

Ângelo Gabriel Oliveira Carneiro

Dissilicato de Lítio

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2016

Ângelo Gabriel Oliveira Carneiro

Dissilicato de Lítio

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2016

Ângelo Gabriel Oliveira Carneiro

Dissilicato de Lítio

Monografia apresentada à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para a obtenção do grau de
Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Sumário

De forma a completar as necessidades estéticas, que são cada vez mais exigidas pela sociedade, as cerâmicas dentárias têm apresentado rápida evolução com o intuito de melhorar as suas propriedades físicas e mecânicas, como também óticas. O desenvolvimento de novos materiais permitiu a aplicação e o progresso dos sistemas totalmente cerâmicos utilizados na área da medicina dentária.

Pelas suas características estéticas relativamente aos sistemas metalocerâmicos, rapidamente os sistemas totalmente cerâmicos ocuparam o seu lugar no mercado, levando à atenção de médicos dentistas, como dos próprios pacientes. Dentro destes sistemas totalmente cerâmicos, encontra-se a cerâmica reforçada com dissilicato de lítio.

Esta revisão narrativa da literatura teve como objetivo descrever as características da cerâmica dissilicato de lítio de forma a tornar possível compreender em que situações clínicas poderá ser utilizada, bem como, de que forma é possível otimizar os processos laboratoriais. Para tal, foram utilizadas várias bases de dados, Pubmed, Scielo, JADA, e Science Direct, utilizando como palavras-chave: “Ceramic”, “Dental Ceramic” “Porcelain”, “Lithium Dissilicate”; “IPS e.max[®]”; “IPS Empress II[®]”.

A cerâmica de dissilicato de lítio tem demonstrado a médio prazo um bom comportamento mecânico e estético durante a sua utilização clínica (*onlays*, coroas unitárias, pontes fixas) desde que adequadamente seleccionada em relação às necessidades impostas pela situação clínica a realizar.

Sendo assim, a cerâmica dissilicato de lítio apresenta-se como uma opção viável na restauração dentária fixa, no entanto, o seu desempenho encontra-se condicionado pela correta execução laboratorial e clínica.

Abstract

In order to complete the aesthetic needs that are increasingly demanded by society, dental ceramics have shown a fast development in order to improve their physical, mechanical, and optic properties. The development of new materials allowed the application and progress of fully ceramic systems used in the field of dentistry.

For its aesthetic characteristics in relation to ceramic metal systems, fully ceramic systems quickly occupied its place in the market, leading the attention of dentists, and also from the patients. In these ceramic systems, we can find the with lithium disilicate ceramic system.

This narrative literature review aimed to describe the characteristics of lithium disilicate ceramics, in order to understand in which clinical situations it can be used and how the laboratory process could be optimized. For this, they were used several databases, Pubmed, Scielo, JADA, and Science Direct, using as keywords: "Ceramic", "Dental Ceramic" "Porcelain", "Lithium Disilicate"; "IPS e.max[®]"; "IPS Empress II[®]."

The lithium disilicate ceramic has demonstrated at medium term a good mechanical and aesthetic behavior during clinical use (onlays, single crowns, fixed bridges), if properly selected to the needs imposed by the clinical situation to perform.

Thus, the lithium disilicate ceramics is presented as a viable option in the fixed dental restoration, however, its performance is conditioned by correct laboratory and clinical execution.

“O sorriso que ofereces, a ti voltará outra vez.”

Abílio Guerra Junqueiro

Agradecimentos

Aproximado o termino desta longa caminhada, não posso deixar de agradecer e reconhecer a todas as pessoas que contribuíram para que eu aqui chegasse. Sendo assim, não posso deixar de agradecer:

Aos meus Pais, obrigado pelos valores que me transmitiram, pela educação e oportunidade que me foi concedida, e pela força que me prestaram nos momentos mais difíceis.

À minha Irmã, por ser uma boa amiga, pela lealdade, por todo o apoio e ajuda.

À professora doutora Claudia Barbosa, pela sua orientação, pelo rigor científico, por toda a sua disponibilidade e conhecimentos que me transmitiu, pela boa disposição e simpatia com que sempre me acolheu, tornando a conclusão desta monografia mais fácil.

A todos os meus amigos e colegas de curso, por todos os momentos espetaculares, e por todo o apoio e ajuda durante este curso.

Ao Oleg Blashkiv e a toda a sua equipa, por toda a experiência laboratorial que me transmitiram, que certamente vão contribuir para que me torne num melhor profissional.

Ao Hélder Moura e a toda a sua equipa, pela vossa disponibilidade, e por me terem recebido sempre de braços abertos.

Ao Pedro Alvito, por todos os conhecimentos e oportunidades que me ofereceu.

A todos os professores em geral, que durante estes cinco anos me transmitiram os seus conhecimentos da melhor forma.

A todos os profissionais do corpo não docente, pela constante simpatia, pela ajuda, e por proporcionarem sempre um bom ambiente de trabalho.

Índice Geral

Índice de figuras	XI
Índice de tabelas	XIII
Índice de abreviaturas	XIV
I – Introdução	1
II- Desenvolvimento	
1. Materiais e Métodos	3
2. Definição de cerâmica	3
3. Perspectiva histórica	5
4. Classificação das cerâmicas dentárias	9
4.i Cerâmicas à base de sílica	11
4.i.i Cerâmica feldspática	11
4.i.i.i Cerâmica feldspática convencional	11
4.i.i.ii Cerâmica feldspática reforçada	12
4.i.i.ii.i com cristais de leucita	12
4.i.i.ii.ii com óxido de lítio	12
4.i.ii Alumina	13
4.ii Cerâmicas à base de óxidos	13
4.ii.i com alto teor de alumina	14
4.ii.ii com óxido de zircônio	14
5. Preparo dentário para restaurações indiretas adesivas e coroas totais	14
6. Reabilitação de dentes endodonciados	19
7. Técnicas de processamento para cerâmicas de dissilicato de lítio	22
7.i Técnica da cera perdida e prensagem a quente	22
7.ii Técnica de fresagem	24
8. Microestrutura da cerâmica dissilicato de lítio	25
9. Efeitos da segunda prensagem na microestrutura da cerâmica dissilicato de lítio	27
10. Processo de adesão da cerâmica dissilicato de lítio	28
11. Comparação da cerâmica dissilicato de lítio com outros	

sistemas cerâmicos	30
12. Sistema IPS e.max [®]	36
12.i IPS e.max Press [®]	37
12.ii PS e.max CAD [®]	39
12.iii IPS e.max Ceram [®]	41
13. Taxa de sucesso clinico da cerâmica de dissilicato de lítio	41
III- Conclusão	44
IV- Bibliografia	46

Índice de figuras

Figura 1: Classificação das cerâmicas dentárias e materiais como cerâmica segundo Gracis	10
Figura 2: Classificação de acordo com composição segundo Font	11
Figura 3: Representação das caixas próximas com uma angulação expulsiva para oclusal	15
Figura 4: Representação das caixas próximas com uma angulação expulsiva para proximal	15
Figura 5: Representação do preenchimento das zonas retentivas	16
Figura 6: Preparação dentária de um dente posterior para coroa total	16
Figura 7: Representação básica do preparo de um dente anterior para faceta	17
Figura 8: Preparação dentária de um dente anterior para coroa total	17
Figura 9: Representação as espessuras mínimas para: faceta laminada (esquerda); faceta: (centro); faceta com IPS e.max CAD [®] (direita)	17
Figura 10: Representação das espessuras mínimas para um overlay	18
Figura 11: Representação das espessuras mínimas para um <i>inlay</i>	18
Figura 12: Representação das espessuras mínimas para um <i>onlay</i>	18
Figura 13: Representação das espessuras mínimas para uma coroa total anterior	18
Figura 14: Representação das espessuras mínimas para uma coroa total posterior	19
Figura 15 Representação da distância entre a ponta da cúspide e a margem da restauração	22
Figura 16: Pastilha IPS e.max Press [®]	23
Figura 17: Forno de evaporação de cera	23
Figura 18: Forno para prensagem	23
Figura 19: Representação do fenómeno de prensagem	24
Figura 20: Pastilha IPS e.max CAD [®]	24
Figura 21:	25
A-Cerâmica dissilicato de lítio parcialmente cristalizado com alta translucidez	
B- Cerâmica dissilicato de lítio totalmente cristalizado com alta translucidez	
C- Cerâmica dissilicato de lítio parcialmente cristalizado com baixa translucidez	
D- Cerâmica dissilicato de lítio totalmente cristalizado com baixa translucidez	
Figura 22: Esquema representativo da formação da cerâmica dissilicato de lítio	27

Figura 23: Variação da resistência/translucidez conforme o tipo de cerâmica	31
Figura 24: Microestrutura IPS e.max Press [®]	37
Figura 25: IPS e.max CAD [®] parcialmente cristalizado	40
Figura 26: IPS e.max CAD [®] totalmente cristalizado	40

Índice de tabelas

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos diferentes sistemas totalmente cerâmicos de acordo com o fabricante	34
Tabela 2: Principais características e indicações dos diferentes sistemas cerâmicos	35
Tabela 3: Composição do sistema IPS e.max CAD [®] e IPS e.max Press [®]	37
Tabela 4: Propriedades físicas do sistema IPS e.max CAD [®] parcialmente cristalizado e IPS e.max CAD [®] totalmente cristalizado	40
Tabela 5: Propriedades físicas do sistema IPS e.max CAD [®] e IPS e.max Press [®]	41

Índice de abreviaturas

CAD/CAM - Computer Assisted Design/ Computer Assited Machining

Al – Alumínio

Ca – Cálcio

K – Potássio

La – Lantânio

Li – Lítio

Mg – Magnésio

Na – Sódio

O – Oxigénio

P – Fosforo

Si – Silício

Zn – Zinco

Zr- Zircônio

I- Introdução

As cerâmicas possuem excelentes características, tais como: biocompatibilidade, estabilidade de cor, baixa condução térmica, baixa acumulação bacteriana, resistência à abrasão, além de promover uma excelente estética (Martins, 2010). Estas e outras qualidades, possibilitaram o rápido desenvolvimento deste material no que se refere às suas propriedades, com o objetivo básico de tentar satisfazer o crescente aumento da exigência estética preconizada pela sociedade moderna (Gomes *et al.*, 2008). Este tipo de restaurações é cada vez mais uma alternativa as convencionais restaurações metalocerâmicas (Tang *et al.*, 2014).

Desde 1990 que as exigências estéticas dos pacientes continuaram a aumentar. Como resultado, o desenvolvimento de restaurações livres de metal tornou-se cada vez mais importante (Ritzberger, 2016; Goharian *et al.*, 2010). A evolução da indústria cerâmica contribuiu largamente para a melhoria da qualidade dos materiais dentários. A aplicação do processamento e fabricação eficiente resultaram em materiais dentários restauradores com um custo de produção baixo, com alta estética, e com um bom desempenho mecânico e químico a longo prazo após a sua aplicação (Tulyaganov *et al.*, 2009). Um marco importante neste contexto foi alcançado com o desenvolvimento da cerâmica de vidro reforçada com dissilicato de lítio (Goharian *et al.*, 2010).

O sistema IPS Empress II[®], uma cerâmica reforçada com dissilicato de lítio, foi introduzida em 1998 e tem sido utilizada em múltiplas situações clínicas que vão desde as coroas unitárias, pontes de três elementos anteriores, *onlays*, *inlays* e facetas dentárias (Tang *et al.*, 2014; Ritzberger, 2016). Atualmente, o sistema IPS e.max substituiu o sistema IPS Empress II[®], apresentado melhorias mecânicas e melhorias a nível da translucidez (Gorman *et al.*, 2014). A disponibilidade desta cerâmica de dissilicato de lítio, de alta resistência e relativamente translúcida, combinado com a necessidade de restaurações livres de metal, são muito provavelmente as razões do facto deste material ser muito difundido (Pieger, 2014).

Presentemente, existe uma grande variedade de sistemas cerâmicos disponíveis, com distintas indicações, consoante o fabricante, contudo, não existe um único sistema

totalmente cerâmico passível de ser empregue em todas as situações clínicas (Gomes *et al.*, 2010).

Nos últimos anos, assistimos à crescente reabilitação dentária através da utilização de restaurações indiretas, que visam o emprego de diversos materiais, como a cerâmica ou o compósito. Pode-se afirmar que a cerâmica dissilicato de lítio aparece como um dos materiais cerâmicos mais escolhidos, possivelmente devido à combinação das propriedades mecânicas, com as propriedades óticas, como também devido ao facto de apresentar boa taxa de sucesso. A possibilidade de poder ser utilizada em *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas unitárias anteriores e posteriores e pontes de até três elementos, e a capacidade desta cerâmica aderir à estrutura dentária remanescente, permitindo desgastes minimamente invasivos, fazem com que a cerâmica dissilicato de lítio seja amplamente utilizada na clínica.

Tendo em conta a constante evolução que vivemos atualmente, não deixa de ser surpreendente o facto desta cerâmica ter sido introduzida há cerca de 18 anos, e ainda hoje ser uma das cerâmicas mais populares, mesmo apesar das constantes reformulações que sofreu ao longo do tempo, visando a melhoria das suas propriedades. Estas reformulações e a sua aceitação como material restaurador, quer por técnicos de prótese dentária, quer por médicos dentistas, reforça a confiança e a aposta neste material ao longo dos anos. Estes 18 anos também permitem verificar de que forma é que esta cerâmica evoluiu, e avaliar os seus resultados clínicos. Com base no que foi dito, creio que são motivos suficientes para a escolha do tema recaia nesta cerâmica, como base de realização da presente monografia.

II- Desenvolvimento

1- Materiais e métodos

A presente monografia intitulada: “Dissilicato de Lítio” , tem como objetivo realizar uma revisão bibliográfica narrativa acerca da cerâmica dissilicato de lítio, enquadrando este material no mundo das cerâmicas dentárias, e tentando perceber quais as características deste material que o fazem perpetuar ao longo do tempo, como também perceber de que modo é que este material se forma, quais as técnicas usadas para a sua produção, de que forma ocorre a adesão desta cerâmica à estrutura dentária, e conhecer um dos sistemas comercialmente disponível. Para tal, foi necessário efetuar uma revisão bibliográfica narrativa entre Setembro de 1015 e Junho de 2016, recorrendo-se à biblioteca da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa, biblioteca da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto e a diversos motores de busca online, nomeadamente, Pubmed, Scielo, JADA, e Science Direct, utilizando como palavras-chave: “Ceramic”, “Dental Ceramic” “Porcelain”, “Lithium Dissilicate”; “IPS e.max”; “IPS Empress II” que foram associadas de múltiplas formas. Como complemento foram utilizados artigos de referência e livros da área de engenharia de materiais, prótese dentária e materiais dentários restauradores.

Para a realização da presente monografia, foram utilizados como critérios de seleção artigos de revisão, ensaios clínicos “in vivo, quer prospectivos quer retrospectivos, ensaios “in vitro”, redigidos em inglês, português e espanhol. De acordo com os artigos obtidos estes foram selecionados em função do enquadramento do seu resumo no tema e objetivos do trabalho. Com o intuito de abranger a evolução temporal do tema supracitado, procurou-se literatura desde 1995 até ao presente, sendo dada especial relevância ao período posterior a 2004. Nesta revisão bibliográfica, das 167 referências selecionadas, foram utilizadas 60 referências. Foram ainda utilizados livros da área dos Materiais Dentários e da Prótese Fixa de forma a contextualizar o tema, bem como, literatura comercial disponibilizada pelas marcas de materiais cerâmicos.

2- Definição de cerâmica

Segundo Smith *et al.* (1998, pp.581-583) os materiais cerâmicos são materiais inorgânicos, não metálicos, formados por elementos metálicos, e não metálicos, ligados quimicamente entre si fundamentalmente por ligações iônicas e /ou covalentes. Os materiais cerâmicos têm composições químicas muito variadas, desde compostos simples a misturas de várias fases complexas. As propriedades dos materiais cerâmicos variam muito devido a diferenças de ligação química. Em geral, os materiais cerâmicos são duros e frágeis, com pouca tenacidade e pouca ductilidade. São bons isolantes elétricos e térmicos devido a ausência de electrões de condução. Têm geralmente temperaturas de fusão relativamente altas e grande estabilidade química em muitos ambientes hostis devido à estabilidade das suas fortes ligações químicas. Devido a estas propriedades, os materiais cerâmicos apresentam uma ampla utilização em diversas áreas, incluindo a medicina dentária. Essencialmente, existem dois grupos de cerâmicas: as cerâmicas tradicionais, que são obtidas a partir de três constituintes básicos: argila, sílica e feldspato; as cerâmicas técnicas são formadas por compostos puros ou quase puros, tais como o óxido de alumínio, o carboneto de silício e o nitrato de silício.

Segundo *The Glossary of Prosthodontic Terms* (2005, p.22), cerâmica, enquanto adjetivo, encontra-se relacionada com o fabrico de qualquer produto constituído essencialmente a partir de um mineral não metálico, como por exemplo, a argila, sendo queimado a uma temperatura elevada. Já cerâmica, é um produto fabricado a partir de cerâmica, como uma coroa cerâmica, que se trata de prótese dentária fixa cerâmica, que restaura uma coroa clínica sem uma estrutura metálica de suporte.

Smith *et al.* (1998, p.640) define cerâmica de vidro, como um material cerâmico, uma vez que é feito a partir de materiais inorgânicos a altas temperaturas. No entanto, distingue-se dos outros materiais cerâmicos pelo facto dos seus constituintes serem aquecidos até à fusão e depois serem arrefecidos para um estado rígido, sem cristalização. Assim, um vidro pode ser definido como um produto inorgânico, de fusão, arrefecido desde o estado fundido até um estado rígido, sem cristalização. Uma das características de um vidro é que ele tem uma estrutura cristalina ou amorfa. As moléculas de vidro não estão dispostas numa ordem repetitiva e regular a longa distância, como as que existe num sólido cristalino.

Smith *et al.* (1998, pp.640-642) refere que os vidros são constituídos por diversos óxidos, nomeadamente, por óxidos formadores de vidro, óxidos que modificam o vidro, e por óxidos intermédios de vidro. No que diz respeito aos óxidos formadores de vidro, refere que a maioria dos vidros inorgânicos tem como base o óxido de silício SiO_2 , que dá origem a uma fase vítrea (formador de vidro). Em relação aos óxidos que modificam o vidro, estes destroem a rede do vidro e são denominados modificadores de rede. Ao vidro de sílica adicionam-se óxidos de elementos alcalinos, tais como o Na_2O (óxido de sódio) e o K_2O (óxido de potássio), e óxidos de elementos alcalino-terrosos, tais como o CaO (óxido de cálcio) e MgO (óxido de magnésio), com o objetivo de diminuir a viscosidade, para que o vidro possa ser trabalhado e fundido mais facilmente. Os iões Na^+ e K^+ provenientes do Na_2O e do K_2O , não entram na rede, permanecendo nos interstícios da rede, promovendo assim a cristalização do vidro. Já os óxidos intermédios em vidro, são óxidos que não podem, por si sós, dar origem à rede de um vidro, mas podem juntar-se a uma rede já existente. Dependendo da composição do vidro, os óxidos intermédios podem por vezes atuar como modificadores da rede, ao mesmo tempo que fazem parte da rede de vidro.

3- Perspectiva histórica

Segundo Anusavice *et al.* (2013, p. 424), as cerâmicas foram, provavelmente, um dos primeiros materiais a serem desenvolvidos artificialmente pelo homem. Durante a primeira metade da idade da Pedra (10000 a 5500 a.C), as cerâmicas eram materiais importantes, tendo em conta que fabricavam pontas de flechas e lanças que continham diversos minerais como o feldspato, mica e quartzo, que ainda hoje são amplamente usados.

Parreira *et al.* (2005, p. 3), refere que a palavra cerâmica, tem origem no grego “keramos”, e significa “matéria queimada”, enquanto a palavra porcelana, serve de designação para um tipo específico de cerâmica. Segundo *The Glossary of Prosthodontic Terms* (2005, pp. 62-63), define como um material cerâmico formado por elementos infusíveis unidos por materiais de fusão mais baixos. A maioria das porcelanas dentárias são vidros, usados na fabricação de dentes, pontes, restaurações cerâmicas metálicas incluindo próteses dentárias fixas, como também restaurações totalmente cerâmicas, como coras, facetas, *inlays*, *onlays* e outras restaurações.

Parreira *et al.* (2005, p. 3), menciona que através da utilização das propriedades plásticas da argila e do barro, descobriu-se acidentalmente, que estes materiais após serem modelados e submetidos a um processo de queima, tornavam-se rígidos.

Desde o século X, a China já dominava a tecnologia da arte em cerâmica, a qual apresentava estrutura interna firme e cor muito branca, chegando na Europa apenas no século XVII onde ficou conhecida como “louças de mesa” (Gomes *et al.*, 2008).

Parreira *et al.* (2005, p. 3) e Anusavice *et al.* (2013, p. 424), referem que apesar das diversas utilizações de materiais cerâmicos em distintas áreas da sociedade, apenas há cerca de 200 anos é que surgiu a primeira aplicação como material dentário. A primeira referência ao uso da cerâmica como material restaurador dentário foi em 1774, quando Alex Duchateau, um farmacêutico francês, insatisfeito com o odor e descoloração dos seus dentes de marfim, constatou que os produtos cerâmicos que utilizava diariamente possuíam resistência à abrasão e à descoloração. Desta forma, tentou utilizar a cerâmica como material restaurador dentário, mas devido à elevada contração desta, não obteve sucesso. Em 1789, Duchateau, em conjunto com Nicholas Dubois de Chemant, um dentista francês, patentaram o primeiro material cerâmico a ser utilizado em medicina dentária.

Mais tarde, novas formas de manuseamento das cerâmicas foram patenteadas e a confecção de coroas totalmente cerâmicas sobre uma lâmina de platina foram realizadas a partir da invenção do forno elétrico (1894) e da porcelana de baixa fusão (1898). As cerâmicas feldspáticas foram as pioneiras a serem confeccionadas em alta fusão, onde na associação com as lâminas de platina constituíam as coroas metalocerâmicas (Amoroso *et al.*, 2012).

Parreira *et al.* (2005, p. 4) refere que em 1839, John Murphy, introduziu a técnica de estratificação sobre uma folha de platina, permitindo o desenvolvimento da cerâmica para restaurações metalocerâmicas. Já em 1886, Charles Land confeccionou os primeiros *inlays* e coroas cerâmicas.

A descoberta da adesão da cerâmica à estrutura dentária também permitiu o desenvolvimento de uma nova linha de pensamento no que toca à aplicação das

cerâmicas dentárias. A adesão das resinas acrílicas à dentina foi desenvolvida pela *Amalgamated Dental Company*, em cooperação com o químico De Trey. Em 1950, De Trey produziu um sistema adesivo designado Sevrison Cavity Seal, constituído por um ácido glicerofosfórico dimetacrilato, sendo o primeiro adesivo a aderir ao esmalte e dentina, na forma de um ataque ácido. Buonocore, em 1955, continuou com as experiências, e utilizando ácido ortofosfórico a 37%, realizou assim um ataque ácido na estrutura dentária. O trabalho de Buonocore foi subestimado na época, tendo em conta que poucas foram as pessoas que perceberam que os seus esforços marcaram o início de uma época adesiva. Em 1968, MacCulloch, em junção com *Pilkington Glass Company*, foram os primeiros a usar a cerâmica de vidro para substituir os pinos cerâmicos. Em 1973, Rochette, reportou o conceito do acondicionamento ácido do esmalte para aderir restaurações metalo-cerâmicas parciais. Em 1983, Simonsem e Calamia, reportaram o conceito de adesão da resina composta à cerâmica, mediante um ataque ácido, e no mesmo ano, Hort, reporta o desenvolvimento de cerâmicas para esta técnica. A adesão química da cerâmica à estrutura dentária permanece como um dos avanços mais significativos do século 20 na medicina dentária restauradora (McLean, 2001).

A primeira cerâmica a ser comercializada foi desenvolvida pela VITA[®] Zahnfabrik, em 1963, e mais tarde, em 1965, deu-se um avanço significativo na resistência à fractura de coroas totalmente cerâmicas, quando McLean e Hughes incorporaram cerca de 50% de óxido de alumínio na cerâmica feldspática (Wildgoose, 2004; Anusavice *et al.* p. 425).

A partir dos anos 80, observou-se uma procura incessante pela melhoria estética, com eliminação da infraestrutura metálica, procurando mecanismos de reforço da cerâmica, diminuindo assim a sua fragilidade (Parreira *et al.* 2005, p. 4). Segundo Anusavice *et al.* (2013, pp. 425), foi demonstrada melhoria em sistemas totalmente cerâmicos desenvolvidos pela cristalização controlada de um vidro (Dicor[®]) por Adair e Grossman (1984). Esse vidro era fundido e injetado sobre um molde refratário e subsequentemente cristalizado para formar a cerâmica vítrea Dicor[®], contendo cristais de tetrasilica fluórminica numa matriz de vidro. Um outro avanço foi a introdução de uma nova versão, uma cerâmica vítrea (Dicor MGC[®]), que apresentava um volume de cristal de tretasilica fluórminica de aproximadamente 70%.

No fim do século XX, diversos sistemas inovadores foram introduzidos no mercado, a fim de proporcionar a confecção de restaurações cerâmicas livres de metal. A partir de então, vários sistemas cerâmicos foram desenvolvidos, sempre com o intuito de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material (Gomes *et al.*, 2008).

Em 1987, Mörmann e Brandestini, introduziram um protótipo que captura imagens 3D de um dente preparado, através da utilização um software de desenho 3D, possibilitando projetar uma restauração, que posteriormente será fresada a partir de blocos de cerâmica (Kelly, 2011). A cerâmica In-Ceram Alumina[®] (VITA Zahnfabrik), foi introduzido em 1989 e no início dos anos de 1990, foi introduzida uma cerâmica vítrea prensável (IPS Empress[®]), contendo aproximadamente 34% de leucita em volume. O IPS Empress[®] apresentava resistência e adaptação marginal semelhantes às da cerâmica vítrea Dicor[®], sem necessitar de tratamento de cristalização especializado (Anusavice *et al.* 2013, pp. 426; Gracis *et al.*, 2015). Mais tarde, em 1993, a Nobel Biocare[®], lança uma cerâmica constituída por um alto teor de alumina (Procera[®] AllCeram), na forma de blocos específicos, utilizando a tecnologia *CAD/CAM* (Conrad, 2007).

Em 1994, o sistema In-Ceram Spinell[®] (VITA Zahnfabrik) foi introduzido no mercado como sendo uma alternativa ao sistema In-Ceram Alumina[®], dado que este apresentava-se muito opaco. O sistema In-Ceram Spinell[®] contem uma mistura de magnésio e alumina para se tornar mais translucido (Conrad, 2007). No final dos anos 90, foi introduzida, uma cerâmica vítrea prensável mais resistente à fratura, denominada IPS Empress II[®], contendo aproximadamente 60% de cristais de dissilicato de lítio em volume (Anusavice *et al.* 2013, pp. 426).

Em 1998, foi introduzido o sistema ProCAD[®] (Ivoclar Vivadent), para ser usado com o sistema *CAD/CAM* CEREC inLAB[®] (Sirona Dental Systems). Trata-se de uma cerâmica reforçada com leucita, com uma estrutura semelhante à cerâmica prensada Empress[®] (Li, 2014).

A fresagem de blocos de zircônia parcialmente cristalizado através da tecnologia *CAD/CAM*, de forma a produzir restaurações dentárias foi proposto em 2001 (Denry, 2010).

Com a combinação da durabilidade e da estética, surgiu em 2007 uma nova cerâmica prensável de dissilicato de lítio denominada IPS e.max Press[®] com propriedades mecânicas e estéticas aprimoradas (Tang *et al.*, 2014).

4- Classificação das cerâmicas dentárias

Os sistemas de classificação para materiais totalmente cerâmicos possuem uma finalidade educativa, sendo úteis para a comunicação, garantindo uma revisão contínua e atualização para incorporar novos materiais (Gracis *et al.*, 2015).

Tendo em conta o elevado número de produtos disponíveis, e a velocidade com que são introduzidos novos produtos, e o facto das cerâmicas dentárias apresentarem-se muito distintas quanto a sua composição, características óticas e sistemas de elaboração, os clínicos enfrentam uma decisão complexa quando escolhem uma cerâmica como material restaurador para um determinado caso (Font *et al.*, 2006; Gracis *et al.*, 2015).

Idealmente, um sistema de classificação devia ser útil para fornecer informação clínica relevante sobre onde é que vai ser usado o material (anterior versus posterior), para que tipo de restauração (parcial versus total, única versus múltiplas restaurações), e como é cimentado (adesiva versus tradicional) (Gracis *et al.*, 2015).

Segundo Anusavice *et al.* (2013, p. 426) as cerâmicas dentárias podem ser classificadas segundo: as indicações, composição, fase cristalina principal e/ou fase vítrea, método de processamento, temperatura de cozedura, microestrutura, translucidez, resistência à fratura e abrasividade. Já Sakaguchi *et al.* (2012, p. 277) refere que as cerâmicas dentárias podem ser classificadas de acordo com suas indicações, métodos de fabrico ou fase cristalina.

Em 2015, Stefano Gracis propôs um novo sistema de classificação para os sistemas totalmente cerâmicos (Figura 1), classificando em três grupos principais: cerâmica com matriz vítrea, cerâmica policristalina e cerâmicas com matriz resinosa (Gracis *et al.*, 2015).

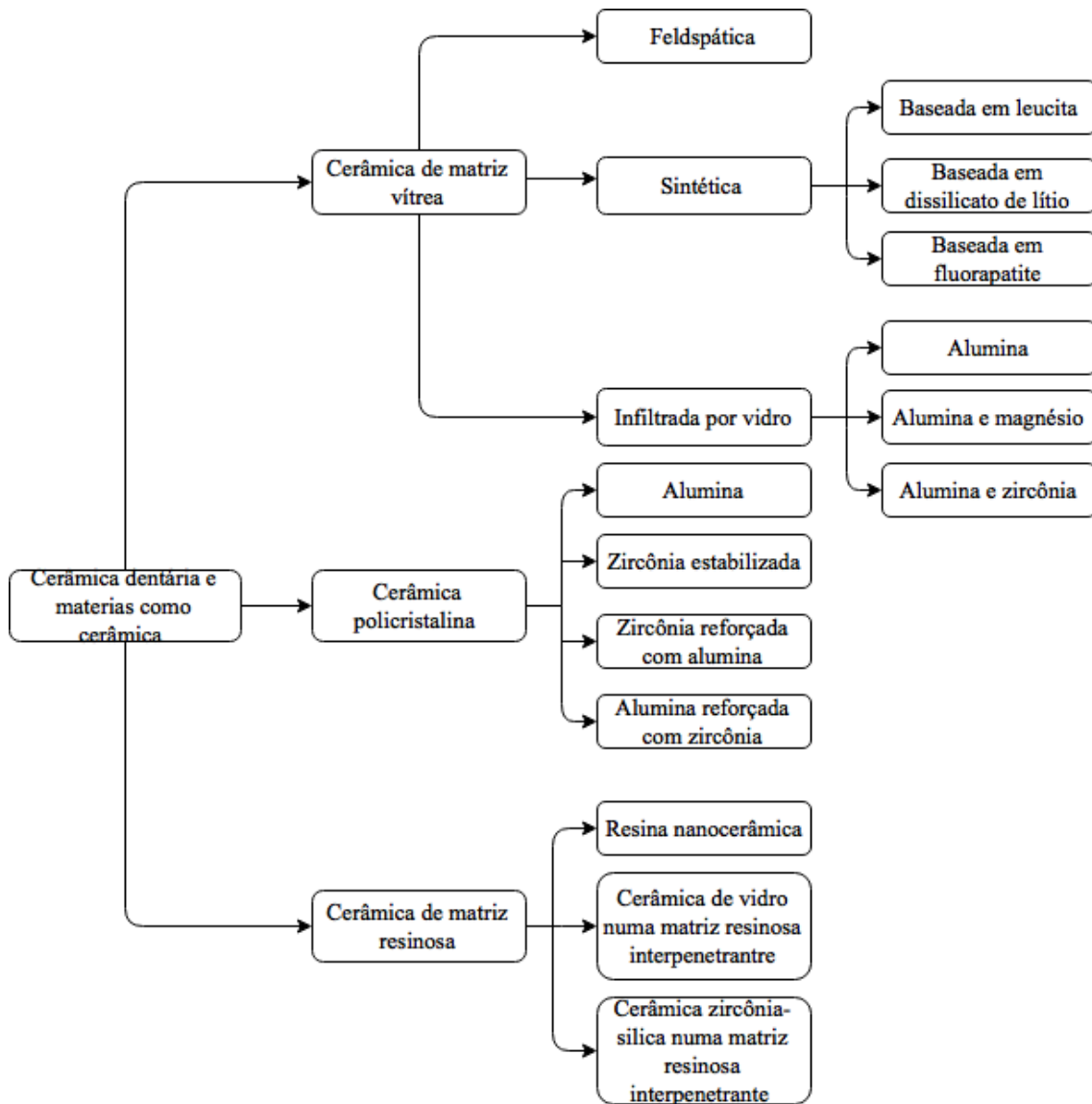


Figura 1: Classificação das cerâmicas dentárias e materiais como cerâmica segundo Gracis (Adaptado de Gracis *et al.*, 2015)

No entanto, tendo em conta que a classificação de acordo com a composição do material é aquela que oferece toda a informação necessária para a escolha correta do material, será essa a classificação adoptada no decorrer deste trabalho (Figura 2).

Os sistemas cerâmicos podem ser divididos em dois grupos, segundo a sua composição: cerâmicas à base de sílica e cerâmicas à base de óxidos (Font *et al.*, 2006).

A característica comum nas cerâmicas à base de sílica é a presença de quartzo, feldspato e caulino – sendo que o componente básico é o dióxido de sílica. Estes materiais heterogêneos são compostos por cristais rodeados por uma fase vítrea. Com base na sua

composição, as cerâmicas à base de sílica podem ser classificadas em cerâmicas feldspáticas ou cerâmicas de alumina (Font *et al.*, 2006).

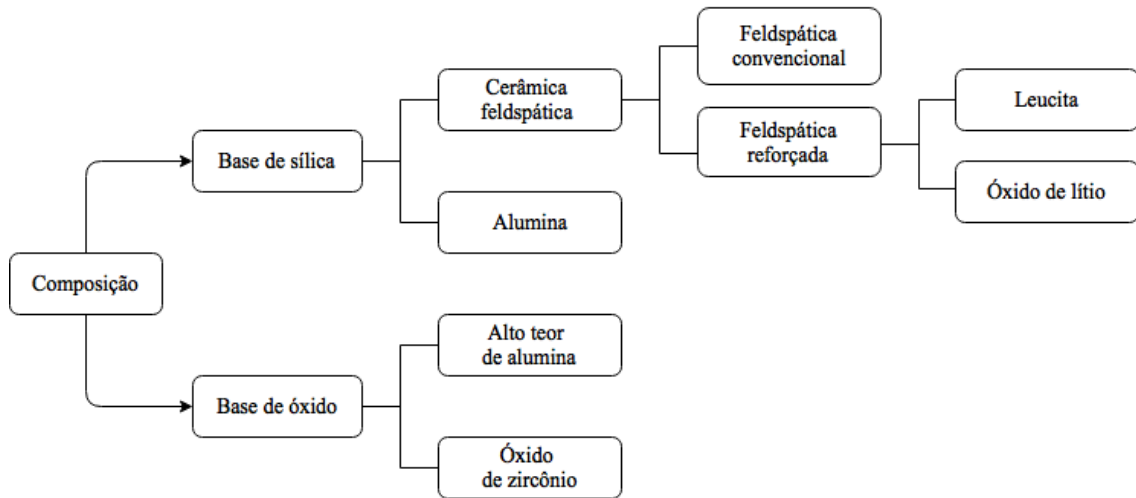


Figura 2: Classificação de acordo com a composição segundo Font (Adaptado de Font *et al.*, 2006)

4.i- Cerâmicas à base de sílica

4.i.i - Cerâmicas feldspáticas

O elemento predominante neste caso é óxido de sílica e o quartzo (46-66%) contra 11-17% de alumina. Por sua vez, a cerâmica feldspática, é subdividida em 2 grupos: cerâmica feldspática convencional e cerâmica feldspática reforçada (Font *et al.*, 2006).

4.i.i.i - Cerâmica feldspática convencional

Esta cerâmica oferece boa estética, com o único problema de ser bastante frágil, possuindo uma resistência à fratura de apenas 56,5 Mpa (Font *et al.*, 2006).

Nos anos 60, a leucita foi empregue na cerâmica dentária, não com o intuito de promover qualquer reforço à cerâmica de cobertura, mas com o objetivo de compatibilizar o coeficiente de expansão térmica entre esta cerâmica e as ligas metálicas utilizadas para confeccionar a estrutura metálica (Martins, 2010). A cerâmica feldspática contém entre 15 a 25% de volume de leucita. Esta quantidade de leucita pode ser ajustada para que o coeficiente de contração térmica da cerâmica possa ser

ligeiramente inferior que a do metal, de forma a colocar a cerâmica sob ligeira compressão. Através da variação da proporção de leucita, o coeficiente de expansão térmica pode ser ajustado de uma forma precisa pelo fabricante (Denry, 2010).

4.i.i.ii - Cerâmica feldspática reforçada

Para reforçar as cerâmicas à base de sílica, procurou-se aumentar a fração da fase cristalina, proporcionando melhorias mecânicas através do aumento do módulo de elasticidade, conseqüentemente, diminuindo a propagação de fissuras (Martins, 2010). Este tipo de cerâmica é ainda subdividida em dois grupos na dependência da substância utilizada como reforço: cerâmica feldspática reforçada com cristais de leucita e feldspática reforçada com óxido de lítio (Font *et al.*, 2006).

4.i.i.ii.i - Cerâmica feldspática reforçada com cristais de leucita

Segundo Sakaguchi *et al.* (2012, p. 284), a primeira geração de cerâmicas prensadas contém leucita como fase de reforço, com quantidades que variam entre 35% a 55% em volume. A composição química neste caso, é constituída por quartzo (68%) e óxido de alumínio (18%). Como resultado do processo de prensagem, necessário para o fabrico destes materiais, é alcançada uma diminuição da porosidade, com um ajuste de precisão adequado (Font *et al.*, 2006).

O aumento da resistência pode ser explicado pelo facto de que estas cerâmicas possuem alta cristalinidade, e o processo de prensagem leva a uma perfeita distribuição dos cristais de leucita na matriz vítrea, observável durante a fase de arrefecimento e depois da prensagem, contribuindo para o aumento da resistência, sem uma diminuição significativa da translucidez. A resistência à flexão é sensivelmente o dobro das cerâmicas feldspáticas convencionais, variando entre 160-300 Mpa (Font *et al.*, 2006; Sakaguchi *et al.* 2012, p. 284).

4.i.i.ii.ii - Cerâmica feldspática reforçada com óxido de lítio

A cerâmica feldspática reforçada com óxido de lítio também é conhecida por cerâmica feldspática reforçada com dissilicato de lítio.

A segunda geração das cerâmicas prensadas contém cerca de 65% de volume de dissilicato de lítio como constituinte principal da fase cristalina, com cerca de 1% de porosidade (Denry, 2010).

A composição química neste caso, é a seguinte: quartzo (57-80%), óxido de lítio (11-19%) e óxido de alumínio (0-5%). A incorporação destas partículas cristalinas aumenta a resistência à flexão para 320-450 Mpa, e devido à importância do volume de dissilicato de lítio (65%), a estrutura homogênea de cristais alongados, interligados e densamente distribuídos, proporciona este aumento de resistência à flexão, como também contribui para uma estrutura mais homogênea (Font *et al.*, 2006).

4.i.ii Cerâmicas de alumina

A primeira cerâmica de alumina foi fabricada utilizando a técnica *slip-casting* (Gracis *et al.*, 2015). Neste sistema, o primeiro passo é formar uma estrutura porosa de alumina, ainda frágil do ponto de vista mecânico, que posteriormente é infiltrada por vidro de baixa viscosidade que proporciona à cerâmica elevada densidade e resistência (Martins, 2010).

Estas cerâmicas contêm um aumento da proporção de alumina (40-85%), enquanto a concentração do óxido de sílica é reduzida de 60% para 15%. Este grupo é o mesmo que as cerâmicas de alumina convencionais. A proporção de óxido de alumínio, neste caso, não deve exceder os 50% (Font *et al.*, 2006).

Segundo Sakaguchi *et al.* (2012, pp. 282-283), a sua dispersão numa matriz vítrea com coeficiente de expansão térmica similar leva a um significativo efeito de reforço.

4.ii - Cerâmicas à base de óxidos

As cerâmicas de óxidos incluem, tanto óxidos simples, como óxido de alumínio, dióxido de zircônio e dióxido de titânio, assim como óxidos complexos. Este tipo de cerâmica contém apenas componentes oxidantes, embora o mesmo termo é vulgarmente usado em referência a cerâmica de óxido misturados com os componentes. Eles são materiais cristalinos com pouca ou nenhuma fase vítrea, representado assim um ponto

fraco de porcelana. Devido à sua excelente opacidade, eles são utilizados como estruturas internas em restaurações cerâmicas (Font *et al.*, 2006).

4.ii.i - Cerâmica com alto teor em óxido de alumina

O primeiro material introduzido pela Nobel Biocare, designa-se Procera AllCeram[®], na forma de blocos específicos para a técnica de *CAD/CAM* (Gracis *et al.*, 2015). Este material consiste numa alta pureza de óxido de alumina, podendo chegar até aos 99,5%, através da prensagem a seco do pó de alumina no troquel (Martins, 2010; Gracis *et al.*, 2015). Este alto conteúdo em alumina eleva a resistência à flexão para 400 a 600 MPa (Font *et al.*, 2006).

4.ii.ii - Cerâmica de óxido de zircónio

Óxido de zircónio é um material policristalino com uma estrutura tetragonal parcialmente estabilizada com óxido de ítrio (Font *et al.*, 2006). O óxido de ítrio tem como objetivo estabilizar a fase tetragonal em temperatura ambiente, gerando um material polifásico. A estabilização da fase tetragonal é responsável pela alta resistência à fratura, variando entre 900 a 1200 MPa. O óxido de zircónio estabilizado não possui uma fase vítrea, devido à microestrutura policristalina, evita a degradação pelos fluidos orais (Gomes *et al.*, 2008).

5- Preparação dentária para restaurações indiretas adesivas e coroas totais

De acordo com Hirata *et al.* (2011, p. 511), os preparos das restaurações indiretas adesivas não apresentam as características presentes nos preparos para restaurações metálicas, como a presença de caixas, sulcos acessórios, contrabisel e recobrimento tradicional de cúspides. A retenção das peças dá-se pela adesão micromecânica fornecida pelos procedimentos de cimentação adesiva e não na dependência de retenções de caixas acessórias e paredes opostas.

Segundo Chain *et al.* (2001, p. 113), *Inlay* é definido como uma restauração indirecta, intracoronária, e sem qualquer envolvimento de cúspides, já um *onlay* é definido como uma restauração extracoronária, com envolvimento cúspideo, enquanto que um *overlay*

é definido como uma restauração indireta, com envolvimento e recobrimento de todas as cúspides.

Chain *et al.* (2001, p. 143) refere que o preparo das restaurações indiretas adesivas deve ser o mais simples possível, e todas as paredes devem apresentar-se planas, livres de irregularidades e o mais lisas possível. De acordo com Hirata *et al.* (2011, p. 512), os ângulos internos devem ser arredondados para distribuir melhor as forças oclusais e evitar pontos de concentração de tensões que podem gerar a formação de fissuras, ao mesmo tempo que dificultam a adaptação da peça protética. O preparo deve oferecer uma espessura mínima de 2,5 mm em áreas que recebem esforços mecânicos,

como as cristas marginais, fundo da fossa central e cúspides de contenção (vestibulares inferiores e palatinas superiores). Em outras áreas esta regra não se aplica, podendo a peça ter uma espessura bastante reduzida. Em

caixas proximais, as paredes laterais devem ser expulsivas não somente para oclusal, mas também para proximal, como se encontra representado nas figuras 3 e 4.

Chain *et al.* (2001, p. 113) refere que, como se trata de uma restauração indirecta, o preparo deve ser expulsivo (cerca de 10°), para fins de conservação, evitando desta forma a redução da resistência à fractura do dente. O ângulo cavo-superficial deve ser reto e nítido, apesar de que a existência de um bisel neste ângulo, proporcionar uma melhor transição estética entre a restauração e o esmalte, também proporciona um aumento da linha de cimentação, permitindo que a restauração esteja mais susceptível ao desgaste. As margens da restauração também não devem coincidir com os contatos oclusais antagônicos, e devem acabar preferencialmente em esmalte, permitindo, desta forma, um selamento mais fiável. A extensão do preparo em zonas estéticas pode ser considerada, dado que algumas situações clínicas é extremamente difícil obter uma transição satisfatória entre a estrutura remanescente e o material restaurador.

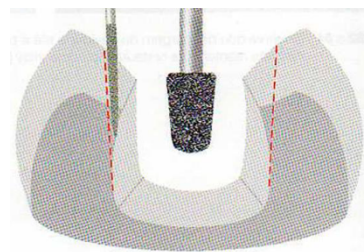


Figura 3: Representação das caixas proximais com uma angulação expulsiva para oclusal (Adaptado de Hirata *et al.* 2011)

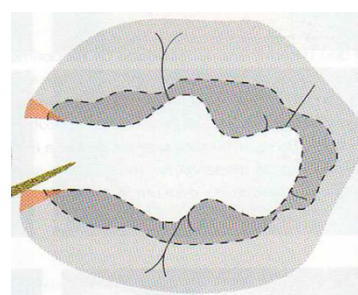


Figura 4: Representação das caixas proximais com uma angulação expulsiva para proximal (Adaptado de Hirata *et al.* 2011)

Usualmente, um preenchimento das zonas retentivas deve ser realizado, como representa a figura 5, tendo a função de favorecer o preparo, tornando-o mais expulsivo e sem a necessidade de desgastes adicionais, além de regularizar as paredes que possam apresentar superfícies com cavidades e pequenas retenções (Hirata *et al.* (2011, p. 513).



Figura 5: Representação do preenchimento das zonas retentivas (Adaptado de Hirata *et al.* 2011)

O desenvolvimento das técnicas adesivas limitou o uso de coroas totais, favorecendo o uso de coroas parciais adesivas, que garantem a mesma proteção com procedimentos mais conservadores. Atualmente, as coroas totais possuem menos indicações do que no passado, sendo usadas em três situações clínicas: 1- quando existe uma perda severa da estrutura dentária coronal, devido a patologia ou a iatrogenia; 2- como componente de uma ponte fixa, nos casos em que os implantes se encontram contra-indicados; 3- razões perio-protéticas (Polesel, 2014).

A realização de coroas totais posteriores requerem procedimentos mais invasivos, em que existe aproximadamente uma perda da estrutura dentária compreendida entre 67,5% e 76,5%. Já no caso das restaurações adesivas posteriores, a perda da estrutura dentária está compreendida entre 5,5% e 27,2% (Edelhoff, 2002). Na figura 6 encontra-se representado o desgaste necessário para realizar a preparação de coroas totais posteriores.

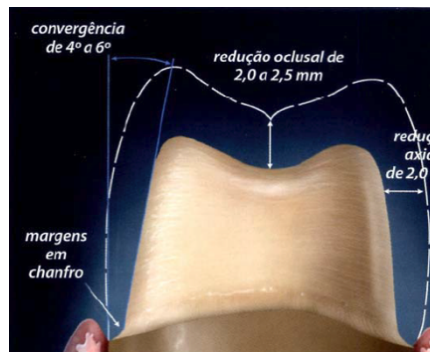


Figura 6: Preparação dentária de um dente posterior para coroa total (Adaptado de Terry *et al.* 2014)

Segundo Belser (1997), existem três indicações clínicas para a realização facetas: Tipo I - dentes com alteração de cor resistentes ao branqueamento; Tipo II - Dentes anteriores que requerem alteração da morfologia; e tipo III - reabilitações extensas. No tipo I, encontram-se, por exemplo, dentes que se encontram descolorados devido a tetraciclinas (tipo III e IV); o tipo II, encontra-se subdividido em tipo IIA, onde se encontram os dentes conóides; em tipo IIB, onde está presente o fecho de diastemas; tipo IIC, onde se encontram os dentes com indicação para aumento do bordo incisal. O tipo III também se encontra subdividido em tipo IIIA, onde se encontram as fraturas

coronárias extensas; em tipo IIIB, onde está presente a perda extensa de esmalte, e em tipo IIIC, onde se encontram as malformações congênicas.

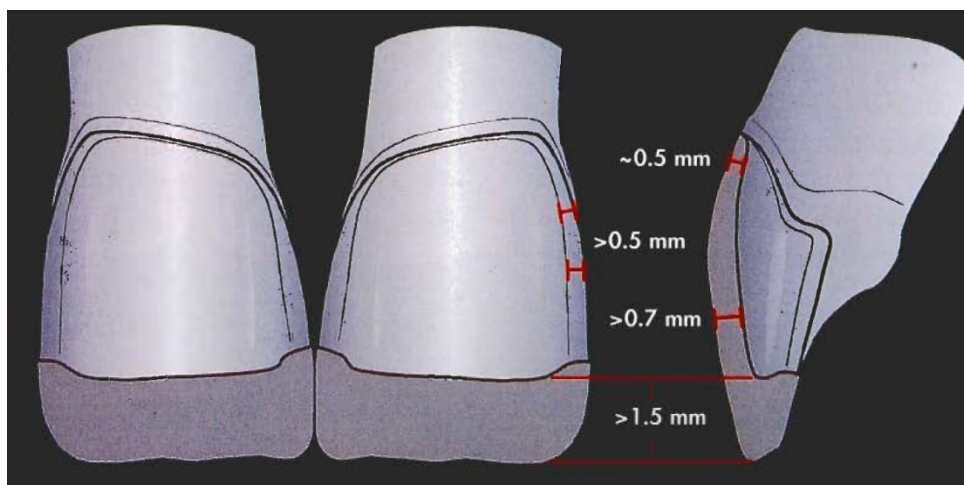


Figura 7: Representação básica do preparo de um dente anterior para faceta (Adaptado de Magne, 2002)

Magne *et al.* (2002, p. 242), refere que as facetas devem principalmente restaurar o volume original do dente, principalmente nos casos em que se dispõe de pouco esmalte. Por isso, deve-se realizar um enceramento de diagnóstico que restitui o volume original do dente, e que se utilizará como referencia para a redução do dente. Este princípio básico salva uma quantidade importante de tecido dentário saudável, não só em esmalte, como também na união esmalte-dentina.

Segundo Edelhoff (2002), no caso das preparações dentárias para facetas, a estrutura dentária perdida compreende entre 3% a 30%, enquanto que nas preparações dentárias para coroas totais anteriores perde-se entre 63% a 72% da estrutura dentária, como se encontra representado na figura 8.

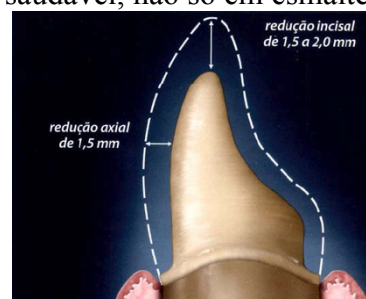


Figura 8: Preparação dentária de um dente anterior para coroa total (Adaptado de Terry *et al.*, 2014)

Para todas as preparações de restaurações totalmente cerâmicas, o preparo deve-se apresentar sem ângulos vivos ou arestas, e as dimensões mencionadas

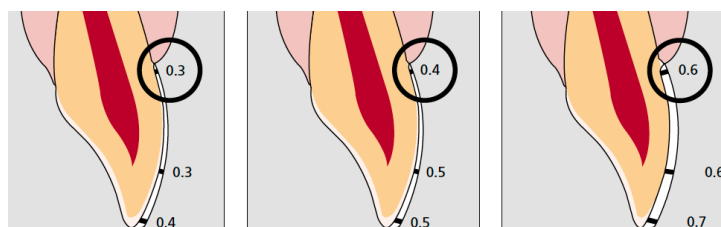


Figura 9: Representação das espessuras mínimas para: faceta laminada (esquerda); faceta: (centro); faceta com IPS e.max CAD[®] (direita) (Adaptado de Ivoclar, 2014)

referem-se à espessura mínima das restaurações com o sistema IPS e.max Press[®] e IPS e.max CAD[®] (Ivoclar, 2014).

O fabricante, como indicado na figura 9, para a realização de facetas laminadas, requer uma espessura mínima na zona cervical e 1/3 médio de 0.3mm para o IPS e.max Press[®], e 0.4mm e 0.5mm para o IPS e.max CAD[®], e requer o espaço de 0.4 mm no bordo incisal para o IPS e.max Press[®], e 0.5mm para IPS e.max CAD[®]. No caso de facetas, aconselha-se reduzir 0.6mm na zona cervical e 1/3 médio, e 0.7mm no bordo incisal (Ivoclar, 2014).

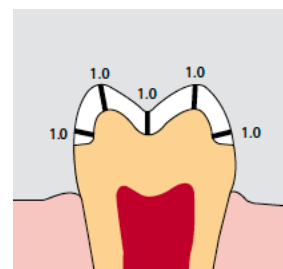
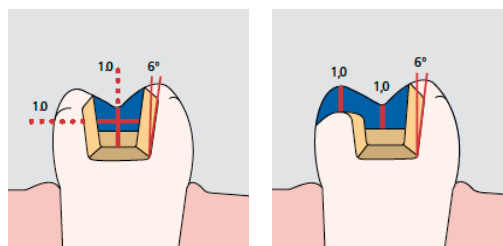


Figura 10: Representação das espessuras mínimas para um *overlay* (Adaptado de Ivoclar, 2014)

Para a preparação de *overlays*, o fabricante aconselha reduzir uniformemente a forma anatômica; a margem da restauração deve terminar em chanfro, e com um ângulo de aproximadamente de 10 a 30°, e com uma largura de pelo menos 1mm; reduzir a superfície oclusal, pelo menos, 1,0 mm, como indicado na figura 10 (Ivoclar, 2014).

O fabricante recomenda para a preparação de *Inlays / Onlays*, que as margens do preparo não devem estar localizadas em áreas contatos oclusais; assegurar pelo menos 1mm de profundidade e de largura na área oclusal; as caixas proximais devem ser preparadas com as paredes ligeiramente divergentes, apresentando um ângulo de 100 a 120 graus entre as paredes proximais;



Figuras 11 e 12: Representação das espessuras mínimas para um *inlay* (esquerda) e *onlay* (direita) (Adaptado de Ivoclar, 2014)

arredondar as margens internas a fim de evitar a concentração de tensões dentro do material cerâmico; e reduzir pelo menos 1,0 mm na área de cúspide para a realização de *onlays*, como apresentado nas figura 11 e 12 (Ivoclar, 2014).

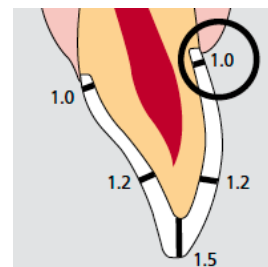


Figura 13: Representação das espessuras mínimas para uma coroa total anterior (Adaptado de Ivoclar, 2014)

Para as coroas anteriores, como representado na figura 13, o fabricante recomenda reduzir a forma anatômica; as margens da preparação devem ser em chanfro, com uma largura de pelo menos 1 mm; reduzir o 1/3 incisal da coroa

1,5 mm; reduzir o 1/3 medio 1,2 mm; para cimentação convencional e/ou auto-adesiva, a preparação deve demonstra-se retentiva, e a altura da preparação deve ser pelo menos 4,0 mm (Ivoclar, 2014).

Já para coroas posteriores, como indicado na figura 14, o fabricante recomenda reduzir uniformemente a forma anatômica; as margens da preparação devem ser em chanfro, com uma largura de pelo menos 1 mm; reduzir a superfície oclusal da coroa pelo menos 1,5 mm; reduzir a superfície vestibular ou palatina/lingual pelo menos 1,5 mm; para cimentação convencional e / ou auto-adesiva, a preparação deve demonstra-se retentiva, e a altura da preparação deve ser pelo menos 4,0 mm (Ivoclar, 2014).

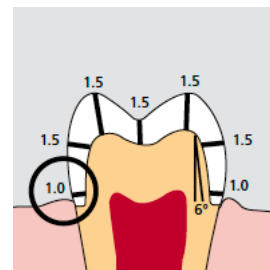


Figura 14: Representação das espessuras mínimas para uma coroa total posterior (Adaptado de Ivoclar, 2014)

6- Reabilitação de dentes endodonciados

Se no passado era conhecido que os dentes tratados endodonticamente eram mais frágeis devido às alterações estruturais na dentina, onde ocorria a perda de água e colágeno, atualmente, também é conhecido que a perda da integridade estrutural dentária associada com a cavidade de acesso resulta num aumento da deflexão cuspídea durante a função, que leva a um aumento da ocorrência de fraturas. Considerando que na maioria dos dentes tratados endodonticamente existe uma perda de estrutura dentária devido a caries ou à existência de restaurações, associado à cavidade de acesso, tornasse difícil estabelecer se o aumento da ocorrência das fraturas é devido às alterações ocorridas na dentina, ou à perda da estrutura dentária, ou a ambos (Faria *et al.*, 2011).

O sucesso clínico dos dentes tratados endodonticamente, não depende exclusivamente do tratamento endodôntico, como também depende da quantidade de estrutura remanescente e da forma como é restaurado. O objetivo da restauração após o tratamento endodôntico é o de restaurar a forma, função, estética, prevenir as microinfiltrações bacterianas, assegurar a saúde periodontal, proteger a restante estrutura dentária de fraturas, e evitar o desgaste da dentição antagonista (Polesel, 2014).

Dependendo da estrutura dentária remanescente, diferentes planos de tratamento podem ser propostos. Existe uma relação direta entre a quantidade de estrutura dentária remanescente, e a resistência à fratura. Segundo o estudo de Nagasiri e Chitmongkolsuk's (*cit. in Faria et al.*, 2011), uma grande quantidade de estrutura dentária remanescente, significa uma maior longevidade do dente. Assim, nas situações em que existe uma grande perda de estrutura dentária, é necessário a colocação de um espigão para reter a restauração, e a presença de estrutura dentária no sentido vertical tornasse necessária para providenciar o efeito *ferrule*, que é um fator importante para a longevidade da restauração, contribuindo para a distribuição da carga, aumentando a estabilidade e a resistência à rotação (Faria *et al.*, 2011).

A presença de 1,5 a 2mm de efeito *ferrule* contribui com um efeito positivo na resistência dos dentes tratados endodonticamente. O efeito *ferrule* pode ser definido por uma coroa com um colar metálico de 360° que circunda as paredes paralelas de dentina e que se estende até ao ombro da preparação. Nos dentes em que não haja esta estrutura coronal, de forma a fornecer o efeito *ferrule*, existem duas soluções: alongamento da coroa clínica, ou a extrusão ortodôntica (Polesel, 2014).

O uso de espigões não aumenta a resistência à fratura, sendo usados para fornecer retenção ao material restaurador (Peroz *et al.*, 2005). A indicação da colocação de espigões depende do tipo de estrutura dentária e da extensão da estrutura perdida, ou da estrutura viável, da sua posição na arcada e dos requisitos funcionais. A quantidade de estrutura dentária remanescente necessária para a colocação de um espigão, ou a utilização de outros métodos, não está claramente definida (Faria *et al.*, 2011; Peroz *et al.*, 2005).

Peroz *et al.* (2005), definiu uma classificação para a colocação de espigões, descrevendo cinco classes, dependendo do número de paredes axiais remanescentes. A classe I descreve uma cavidade de acesso com 4 paredes axiais remanescentes, a classe II descreve a perda de uma das paredes, comumente conhecida como uma cavidade mesio-oclusal ou disto-oclusal. A classe III representa a perda de duas paredes, sendo representada pela cavidade mesio-ocluso-distal. A classe IV é descrita quando apenas existe uma parede remanescente, e a classe V representa a ausência de qualquer parede. Numa classe I, em que todas as paredes axiais se encontram presentes, e com uma espessura maior do que 1mm, não é necessário a colocação de espigões. Neste caso,

qualquer tipo de restauração definitiva pode ser considerado. Nas classes II e III, em que existe duas ou três paredes axiais remanescentes, não requer necessariamente a colocação de um espigão, devido ao fato do tecido dentário remanescente fornecer uma superfície suficiente para o uso de outros métodos, como a reconstrução do coto com um sistema adesivo. Na classe IV, onde existe apenas uma parede remanescente, é aconselhado o uso de espigões. Por questões estéticas, no setor anterior, é preferível o uso de espigões de fibra de vidro, sendo no setor posterior possível a utilização de espigões metálicos ou de fibra de vidro. No setor anterior, é aconselhado a realização de coroas, enquanto no setor posterior é aconselhado a realização de coroas, *onlay's* ou *overlay's*. Na classe V, em que não existe nenhuma parede remanescente devido à grande destruição dentária, é necessário a utilização de espigões, e adicionalmente, é necessário garantir o efeito ferrule neste tipo de casos, dado que possui uma grande influência na longevidade da restauração.

A espessura mínima das paredes da cavidade são um fator determinante na resistência durante a carga funcional do complexo coroa-raiz, sendo esta espessura mínima de 1mm. Espessuras abaixo deste nível não permitem a preparação de coroas, sendo indicado a sua remoção. Uma espessura maior do que 1mm providencia uma quantidade de tecido dentário suficiente para estabilizar o material do núcleo após a preparação da coroa (Peroz *et al.*, 2005).

Recentemente, quanto ao tipo de material, os espigões fabricados com materiais rígidos (ouro, prata, titânio, zircônio), foram reavaliados, uma vez que são muito resistentes com um módulo de elasticidade elevado, provocando o aumento do stress sobre os tecidos dentários, aumentando assim o risco de fratura. Mais recentemente, são preferidos os espigões com um módulo de elasticidade mais favorável. Os espigões de fibra de vidro possuem um módulo de elasticidade (20 GPa) muito próximo do da dentina (18 GPa), e permitem uma absorção mais uniforme e distribuição da tensão em toda a estrutura residual radicular (Polesel, 2014).

A largura do espigão depende do tamanho do canal onde irá ser inserido. Um espigão largo é selecionado quando pode ser inserido no canal sem sacrificio de tecido dentário saudável. É preferível inserir o espigão em canais mais largos e retos, como os canais palatino dos molares superiores, e canais distal dos molares inferiores, do que em canais

curvos, como os canais mesio-vestibular dos molares inferiores, ou os canais mesio-palatino dos molares superiores. A forma do espigão também é importante, devendo ser selecionados espigões mais anatômicos, dado que são estes permitem procedimentos menos invasivos (Polesel, 2014). Já o comprimento do espigão deve situar-se a 2/3 do comprimento da raiz, sendo limitado pelo comprimento necessário para garantir selamento apical, que está compreendido entre 4-6mm (Peroz *et al.*, 2005; Polesel 2014)).

Reeh (*cit. in* Plotino *et al.* 2008), refere que a realização da cavidade de acesso contribui para a perda de 5% da sua rigidez dos dentes endodonciados, enquanto que a perda de uma crista marginal resulta na diminuição de 46% da rigidez, e a perda das duas cristas marginais contribui para a perda de 63% da rigidez. Dentes posteriores, que tenham perdido uma ou as duas cristas marginais, em conjunto com a cavidade de acesso, requerem o recobrimento cuspídeo, aliando as

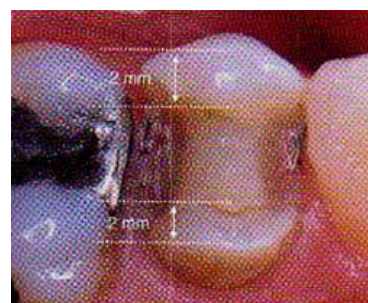


Figura 15: Representação da distância entre a ponta da cúspide e a margem da restauração (Adaptado de Hirata *et al.* 2011)

exigências funcionais e estéticas de cada situação (Whitworth, 2002). Segundo Hirata *et al.* (2011, p. 519), depois do preparo inicial (remoção das restaurações e da cárie), se a distância entre a ponta da cúspide até à margem do preparo for de 2mm, a mesma deve ser preservada, como se encontra representado na figura 15; se a distancia for menor do que 2mm, então essa cúspide deve ser recoberta reduzindo-se a sua altura. O recobrimento cuspídeo melhora o prognostico a longo prazo dos dentes tratados endodonticamente (Polesel, 2014).

7- Técnicas de processamento para cerâmicas de dissilicato de lítio

Novas técnicas de processamento foram desenvolvidas para a confecção de sistemas totalmente cerâmicos, como a prensagem térmica, *slip casting* e *CAD/CAM* (Dentry, 2010).

7.i - Técnica da cera perdida e prensagem a quente

A popularidade das cerâmicas prensadas baseiam-se no princípio da técnica da cera perdida para produzir restaurações cerâmicas. Os técnicos de prótese dentária estão familiarizados com esta técnica, comumente usado para produzir ligas metálicas. A primeira geração de cerâmicas a usar esta técnica contém leucita como reforço da fase cristalina, sendo a segunda geração reforçada com dissilicato de lítio (Denry, 2010). Quer a primeira geração, como a segunda geração de cerâmicas prensadas, encontram-se disponíveis sob a forma de lingotes, disponíveis em cores diferentes, com uma determinada translucidez (Alkabry, 2004).

A técnica de prensagem a quente é um método bem estabelecido que utiliza a técnica da cera perdida: um padrão de cera da restauração é produzido no modelo de gesso, e posteriormente é retirado e incluído num material refratário. De seguida, este material refratário é introduzido num forno (Figura 17) com temperaturas elevadas, de forma a evaporar a cera. Após esta evaporação, este refratário é transferido para um forno específico para a técnica de prensagem (Figura 18), e é



Figura 16: Pastilha IPS e.max Press[®] (Adaptado de Ivoclar, 2005)

colocado o lingote de cerâmica na abertura do refratário, corretamente alinhado com o cursor de alumina que se encontra no forno, e através do calor produzido pelo forno, tornando o lingote de cerâmica mais viscoso, e pela pressão exercida pelo cursor de alumina, o lingote de cerâmica deslocase para o interior do refratário, preenchendo o espaço anteriormente ocupado pelo padrão de cera, como se encontra representado na figura 19 (Wang *et al.*, 2015; Martins, 2010). As



Figuras 17 e 18: Forno de evaporação de cera (esquerda); Forno para prensagem (direita) (Adaptado de Ivoclar, 2014)

vantagens desta técnica de prensagem a quente quando comparada com as técnicas tradicionais, como a

sinterização, incluem o facto de ser uma técnica simples, diminuição da porosidade, melhor dispersão da fase cristalina na fase vítrea, e uma excelente adaptação marginal (Wang *et al.*, 2015, Alkabry, 2004).

Segundo Sakaguchi *et al.* (2012, p. 284), dois métodos estão disponíveis: a técnica de caracterização extrínseca e a técnica de estratificação envolvendo a aplicação de uma cerâmica de recobrimento. Para assegurar a compatibilidade com o coeficiente de expansão térmica da cerâmica de cobertura, o coeficiente de expansão térmica do material da infraestrutura para a técnica de cobertura é menor do que a do material utilizado para infraestrutura para a técnica de caracterização extrínseca.

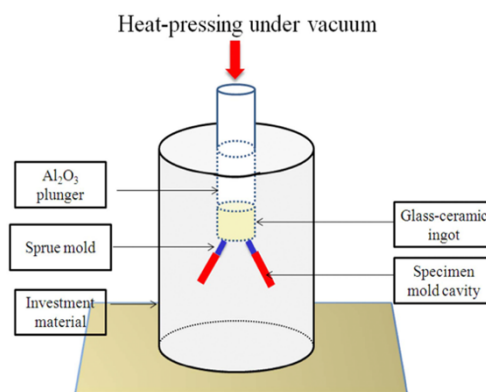


Figura 19: Representação do fenômeno de prensagem (Adaptado de Wang *et al.* (2015))

7.ii - Técnica de fresagem

A tecnologia *CAD/CAM*, introduzida na década de 70 por Duret, permite uma digitalização direta dos dados dos dentes preparados, e possibilita a criação de um modelo digital, em que, a partir do qual, pode ser desenhada a restauração e/ou infraestrutura cerâmica, podendo posteriormente ser fresada no laboratório. Esses avanços tecnológicos permitiram a redução do tempo de

trabalho e erros inerentes produzidos nos métodos manuais, proporcionando um resultado mais previsível e eficiente (Terry *et al.* (2010), p. 153); Denry, 2010).



Figura 20: Pastilha IPS e.max CAD[®] (Adaptado de Ivoclar, 2011)

O desenvolvimento da cerâmica de dissilicato de lítio utilizando a tecnologia *CAD/CAM* foi proposto através da utilização do sistema de dissilicato de lítio parcialmente cristalizado (Denry, 2010). A cerâmica dissilicato de lítio *CAD/CAM*, denominada IPS e.max CAD[®] (Ivoclar Vivadent), foi introduzida em 2006, sendo um material de restauração monolítico. Os blocos cerâmicos são fabricados num processo denominado de fundição sobre pressão, usado na indústria do vidro (Li, 2014).

Os blocos cerâmicos estão disponíveis num estado parcialmente cristalizado, denominado estado azul (Figura 20), sendo constituídos por núcleos de metassilicato e

dissilicato de lítio, e exibe uma resistência à flexão de 130 +/- 30 Mpa, permitindo que o bloco possa ser mais facilmente fresado (Denry, 2010; Li, 2014). Após este processo, o bloco será recristalizado num

forno, o mesmo usado para a técnica de prensagem, com uma temperatura de 850°C, durante 20 a 25 min. Durante

este tratamento, ocorre, simultaneamente, a dissolução do metassilicato de lítio e a cristalização do dissilicato de lítio. O bloco também altera de cor, desde o azul, para a cor e a translucidez escolhida. Neste estado, a cerâmica contém 70% de cristais de dissilicato de lítio, com aproximadamente 1,5 µm de tamanho e a resistência à flexão aumenta para 360MPa (Li, 2014).

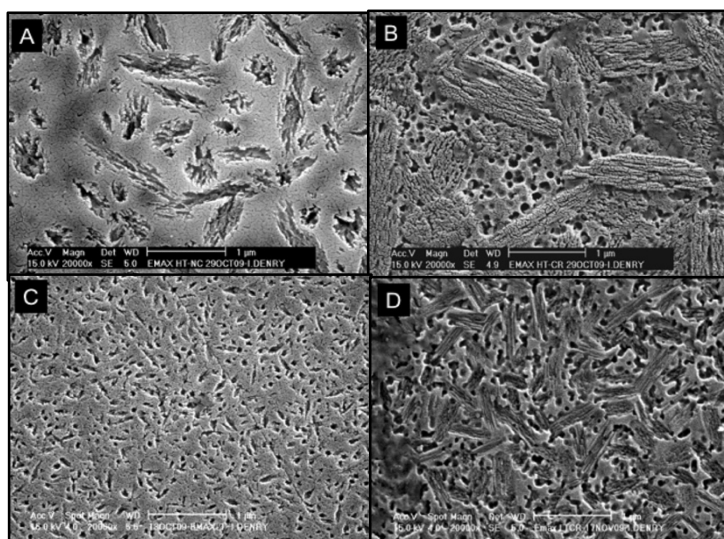


Figura 21: A-Cerâmica dissilicato de lítio parcialmente cristalizado com alta translucidez B- Cerâmica dissilicato de lítio totalmente cristalizado com alta translucidez C- Cerâmica dissilicato de lítio parcialmente cristalizado com baixa translucidez D- Cerâmica dissilicato de lítio totalmente cristalizado com baixa translucidez (Adaptado de Denry, 2010)

Dependendo da cristalização dos blocos cerâmicos, dois níveis de translucidez podem ser obtidos. O material com alta translucidez contém cristais de dissilicato de lítio maiores e em menor número, enquanto os blocos com baixa translucidez contêm uma alta densidade de cristais, com um tamanho menor (Figura 21) (Denry, 2010).

8 – Microestrutura da cerâmica dissilicato de lítio

As propriedades da cerâmica de vidro são determinadas pela cristalização a partir do vidro e da microestrutura, sendo estas dependentes da composição, distribuição da fase cristalina e do tratamento térmico adequado (Goharian *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2010). O objetivo de controlar o processo de cristalização em dissilicato de lítio é alcançar uma microestrutura de cristais interligados, conferindo ao produto final propriedades

mecânicas e ópticas adequadas (Ritzberger, 2016). Estas propriedades podem ser modificadas de uma forma previsível através da alteração da composição e do tratamento térmico (Goharian *et al.*, 2010; Ritzberger, 2016).

Muitos estudos dedicaram a atenção ao binômio $\text{Li}_2\text{O-SiO}_2$, contudo, este binômio carece de durabilidade química como material de restauração dentário, devido ao facto de não apresentar estequiometria. Como tal, foi necessário acrescentar outros componentes, como o Al_2O_3 (óxido de alumínio) e o K_2O (óxido de potássio), para aumentar a estabilidade e a durabilidade desta cerâmica de vidro. Outros componentes também foram adicionados para melhorar as propriedades do material, como por exemplo, ZnO (óxido de zinco), ZrO_2 (dióxido de zircônio), CaO (óxido de cálcio) e o P_2O_5 (óxido de fósforo). De forma a melhorar a viscosidade da cerâmica, foram adicionados componentes como La_2O_3 (óxido de lantânio) e MgO (óxido de magnésio), aumentando assim a capacidade de prensagem. É de salientar, que de entre estes óxidos, o P_2O_5 é aquele que realiza a função de agente de nucleação e desempenha um papel importante na formação da fase e de cristalização do dissilicato de lítio (Monmaturapoj, 2013). O vidro puro LS2 não tem tendência para que ocorra a separação da fase amorfa, mas com a adição do P_2O_5 , que reage com Li_2O nos locais ricos em lítio, já é possível que ocorra a formação cristais Li_3PO_4 , como mostra a equação 1, que promovem o aumento da taxa de nucleação do dissilicato de lítio e o volume de cristalização, após o tratamento térmico adequado, produzindo uma microestrutura de partículas finas e interligadas, resultando num aumento da resistência mecânica (Chung *et al.*, 2009; Goharian *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2010; Monmaturapoj, 2013).

Equação 1: P_2O_5 (vidro) + $3\text{Li}_2\text{O}$ (vidro) = $2 \text{Li}_3\text{PO}_4$ (cristal) \rightarrow Ortofosfato de lítio

A figura 22 mostra o processo de nucleação heterogéneo através da fase amorfa, desde a cristalização do metassilicato de lítio até a formação do dissilicato de lítio. A formação do metassilicato de lítio dá-se a partir da equação 2: (Ritzberger, 2016)

Equação 2: Li_2O (vidro) + SiO_2 (vidro) = Li_2SiO_3 (cristal)

Quando a temperatura aumenta, a fase amorfa age como um centro heterogéneo de nucleação e como um ponto de partida para a formação do metassilicato de lítio e do

dissilicato de lítio (A e B). A temperaturas acima dos 700°C, o metassilicato de lítio começa a dissolver, e o conteúdo da fase cristalina do dissilicato de lítio aumenta ao mesmo tempo (C). O crescimento do dissilicato de lítio torna-se possível devido ao facto do metassilicato de lítio precipitar nos núcleos dos cristais Li_3PO_4 , com consumo do metassilicato de lítio, como mostra a equação 3: (Ritzberger, 2016)

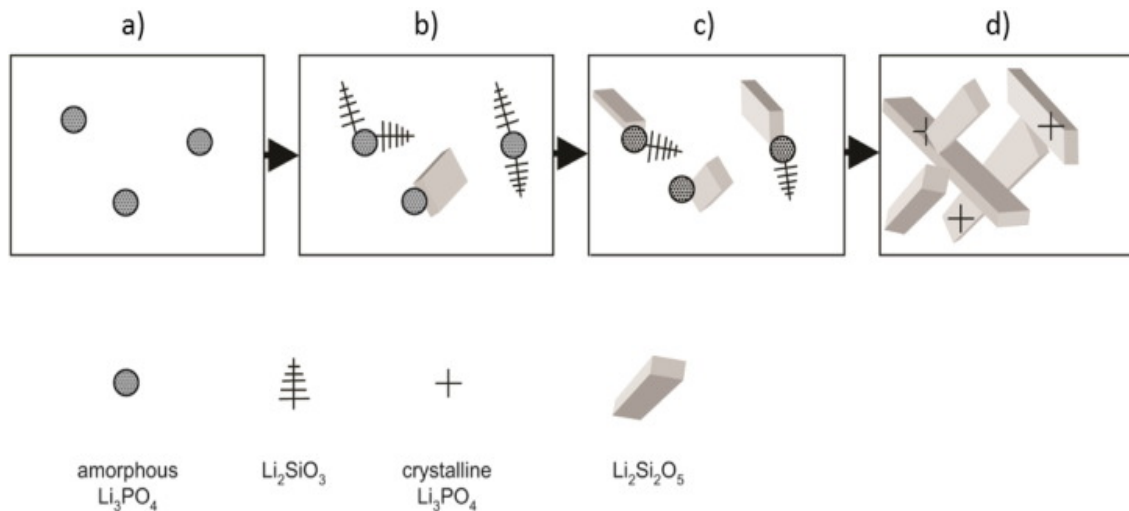


Figura 22: Esquema representativo da formação da cerâmica dissilicato de lítio (Adaptado de Ritzberger, 2016)

Equação 3: Li_2SiO_3 (cristal) + SiO_2 (fase vítrea) = Li_2SiO_5 (cristal)

O metassilicato deixa de estar presente a temperaturas acima dos 800°C. Na fase final da cristalização, o dissilicato de lítio representa o conteúdo principal da fase cristalina (D). Além do dissilicato de lítio, é formado uma segunda fase cristalina de ortofosfato de lítio (Li_3PO_4), à temperatura de 800°C (Ritzberger, 2016).

9 - Efeito da repetição da prensagem na microestrutura da cerâmica de dissilicato de lítio

Após o processo de prensagem, o botão e o material restante são removidos e descartados, contudo, em alguns laboratórios, estas porções são reaproveitadas para uma nova prensagem (Albakry, 2004).

Vários estudos (Albakry, 2004; Chung *et al.*, 2009; Gorman *et al.*, 2014; Tang *et al.*, 2014) avaliaram a resistência à flexão das cerâmicas de dissilicato de lítio após várias

prensagens. Albakry (2004) constatou que a resistência à flexão, no sistema IPS Empress II[®], diminuiu de 340 MPa para 325 MPa; enquanto Chung *et al.* (2009), também para o sistema Empress II[®], reportou o aumento de 281.2 +/- 42.2 MPa para 365.9 +/- 35.5 MPa; Gorman *et al.* (2014) verificou para o sistema IPS e.max[®], que existe um aumento de 243 +/- 45.8 MPa, na primeira prensagem, para 252.7 +/- 23.7 MPa. Já Tang *et al.* (2014) refere que, no sistema IPS e.max[®], a resistência à flexão diminui de forma acentuada, de 354.46 MPa, para 247,37 MPa.

No geral, o crescimento dos cristais de dissilicato de lítio foi evidente com o aumento do número de prensagens, podendo estar relacionado com o aumento da porosidade e das fissuras (Albakry, 2004; Chung *et al.*, 2009; Gorman *et al.*, 20014).

Segundo Tang *et al.* (2014), os resultados confirmam a hipótese que após uma segunda prensagem, a microestrutura e as propriedades mecânicas apresentam-se diferentes do que com apenas uma prensagem. Com apenas uma prensagem, foi demonstrado que existe uma microestrutura ocupada densamente de inúmeros cristais em forma de agulha, ligados multi direccionalmente a partir da matriz de vidro, enquanto que após a segunda prensagem, os cristais apresentaram-se orientados, maiores e pouco distribuídos, sendo também encontradas mais fissuras, como também mais porosidade. Chung *et al.* (2009) refere que não foi observada nenhuma alteração na fase cristalina presente na cerâmica que foi novamente prensada.

Para Tang *et al.* (2014), após a segunda prensagem, a dureza e a densidade da cerâmica diminuíram, enquanto que a porosidade aumentou. Com apenas uma prensagem, a cerâmica de dissilicato de lítio demonstrou ser mais resistente à fratura do que com duas prensagens, estando contraindicado o reaproveitamento dos excedentes da primeira prensagem. Já para Gorman *et al.* (2014), os resultados indicam o potencial do dissilicato de lítio poder ser prensado várias vezes, sendo o número de prensagens limitado apenas pelo tamanho do lingote, contudo, as melhores propriedades mecânicas são obtidas na primeira prensagem, apesar das propriedades não se modificarem de uma forma significava nas prensagens seguintes.

10 - Processo de adesão da cerâmica dissilicato de lítio

A resina composta é normalmente usada para aderir restaurações cerâmicas à estrutura dentária (Hooshmand, 2008). A adesão entre a resina composta e a estrutura dentária é conseguida através de um acondicionamento da estrutura remanescente, e através do uso de um adesivo. A penetração dos monômeros do adesivo na estrutura remanescente desmineralizada, seguida da polimerização, promove a adesão micromecânica pelo meio da formação de uma camada híbrida. De uma forma similar, a superfície interna da restauração cerâmica deve ser preparada para otimizar a adesão micromecânica entre a cerâmica e a resina composta (Borges *et al.*, 2003). O estabelecimento da adesão entre cerâmica e resina composta é criada através de micro retenções criadas na superfície da cerâmica, através da utilização do ácido hidrofúorídrico, e pela adesão química entre a cerâmica e a resina composta, através de um agente de união, denominado de silano (Hooshmand, 2008).

Apesar de alguns estudos sugerirem o acondicionamento da cerâmica com ácido ortofosfórico, é preferível o ácido hidrofúorídrico. Isto deve-se ao facto do ácido ortofosfórico não provocar o acondicionamento na cerâmica, aumentando apenas a energia de superfície através da limpeza da superfície da cerâmica (Zogheib, 2011).

No tratamento da superfície da cerâmica de dissilicato de lítio, é então utilizado o ácido hidrofúorídrico, que reage com a matriz vítrea que contem sílica. O ácido hidrofúorídrico remove a matriz vítrea de uma forma seletiva, e a segunda fase da cristalização (ortofosfato de lítio) expondo a estrutura cristalina, criando assim irregularidades nos cristais de dissilicato de lítio (Zogheib, 2011; Meness *et al.*, 2014). Como resultado, a superfície da cerâmica torna-se rugosa, que é o esperado para que ocorra a retenção micromecânica na superfície da cerâmica. Esta rugosidade, também ajuda a aumentar a energia de superfície, antes da aplicação da solução de silano (Zogheib, 2011). Tendo em conta que a cerâmica tem componentes que aderem ao silano, o processo de adesão pode ser reforçado através da aplicação do silano como agente de união. Este agente é capaz de formar uma ligação química entre a fase inorgânica da cerâmica, e a fase orgânica da resina composta (Borges *et al.*, 2003).

O acondicionamento na cerâmica é um processo dinâmico e o impacto é dependente da constituição do substrato, da topografia de superfície, da concentração e do tempo de exposição ao ácido. Como foi referido, o ácido hidrofúorídrico provoca na cerâmica

uma rugosidade necessária para que ocorra a ligação mecânica, mas uma sobre-exposição de tempo pode levar um enfraquecimento da cerâmica. Portanto, torna-se importante conhecer o tempo adequado à exposição do ácido, para realizar uma correta micro retenção mecânica, sem enfraquecimento da cerâmica. O aumento do tempo de exposição ao ácido, torna superfície mais rugosa, mas, no entanto, também provoca a diminuição da resistência à flexão (Zogheib, 2011). Segundo o estudo de Menees *et al.* (2014), utilizando a cerâmica IPS e.max CAD[®] (Ivoclar Vivadent), a aplicação durante 20 segundos de ácido hidrófluorídrico, com uma concentração de 5% é o suficiente para acondicionar a superfície da cerâmica. Enquanto Borges *et al.* (2003), utilizando a cerâmica IPS Empress II[®], sugere o uso do ácido hidrófluorídrico a 10% durante 20 segundos.

O jateamento com partículas de óxido de alumínio na superfície da cerâmica é insuficiente para aumentar a adesão, apesar de criar uma superfície irregular, removendo mecanicamente fragmentos da superfície da cerâmica, certas regiões encontram-se mais afetadas do que outras, sendo este fenômeno visível com o aumento da pressão (Menees *et al.*, 2014; Soares *et al.*, 2005). Também é preciso ter em conta o jateamento excessivo, que pode provocar a perda excessiva de cerâmica, como tal, não é recomendado o uso (Soares *et al.*, 2005).

11 – Comparação da cerâmica de dissilicato de lítio com outros sistemas cerâmicos

Segundo Sakaguchi *et al.* (2012, p 277), todas as cerâmicas utilizadas em medicina dentária são constituídas por uma fase vítrea e por uma fase cristalina. Dependendo da quantidade da fase cristalina e da porosidade presente, as propriedades mecânicas e ópticas das cerâmicas variam amplamente. Como material dentário de restauração, a resistência mecânica é apenas um dos requisitos necessários, sendo fundamental para que a cerâmica possua resistência às forças da mastigação. A translucidez, outra característica das cerâmicas de vidro, apresenta-se como um fator necessário a ter em consideração, devendo simular a translucidez de um dente natural, e ao mesmo tempo não deve permitir exibir a cor de um dente com alterações cromáticas (Wang *et al.*, 2010). A translucidez e a resistência são inversamente proporcionais, ou seja, o aumento da quantidade da fase cristalina, leva a um reforço cristalino e aumento da resistência à

propagação de fissuras, mas também leva à diminuição da translucidez. Por outro lado, quanto mais translúcida for uma cerâmica, mais apropriada será a sua indicação para a resolução de casos com extrema exigência estética, mas com perda da resistência mecânica (Martins, 2010; Sakaguchi *et al.* (2012, p. 277).

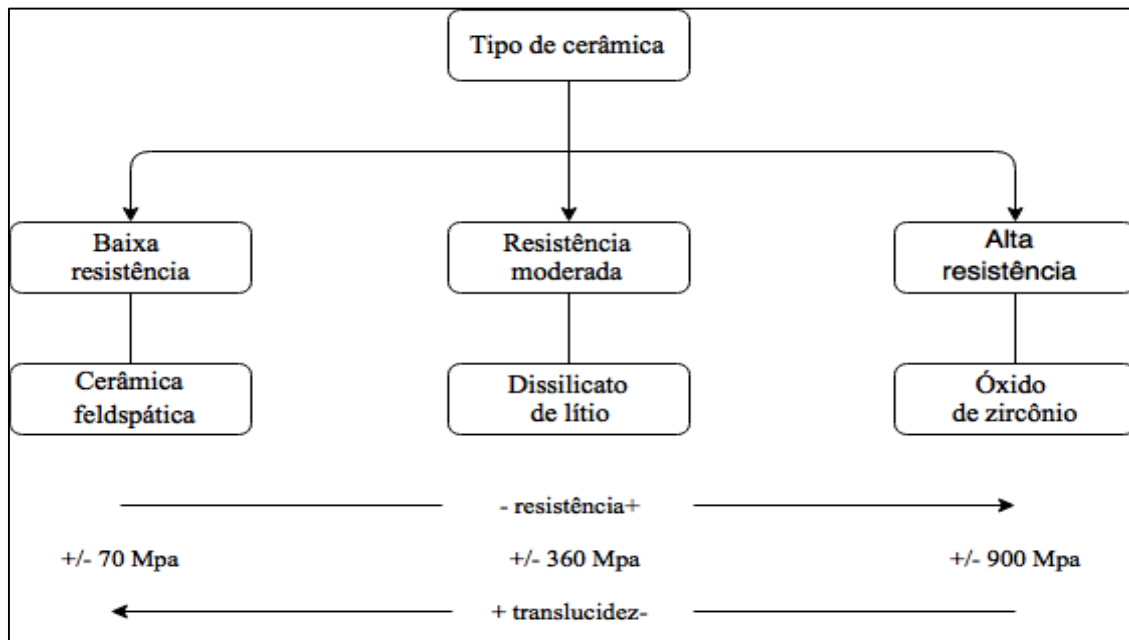


Figura 23: Variação da resistência/translucidez conforme o tipo de cerâmica (Adaptado de Ernest Mallat)

Irá ser abordado a tradicional cerâmica feldspática, através das restaurações metalo cerâmicas, a cerâmica óxido de zircônio (sistema Lava[®]), e cerâmicas com alto teor de alumina (sistema In-ceram[®] e Procera[®]), encontrando-se na tabela 1 as propriedades mecânicas dos diferentes sistemas totalmente cerâmicos, e na tabela 2, as principais características e indicações dos diferentes sistemas cerâmicos.

As cerâmicas utilizadas para produzir restaurações metalo cerâmicas, comumente designadas de cerâmicas feldspáticas, possuem, dentro de todas as cerâmicas dentárias, as menores as propriedades mecânicas, devido ao facto de possuírem uma grande percentagem de matriz vítrea (Denry, 2010). Esta cerâmica feldspática é uma das cerâmicas mais usadas, apesar da sua resistência à flexão ser de apenas 60 a 70 MPa, necessitando assim do uso de uma subestrutura metálica (Giordano *et al.*, 1995). Este tipo de cerâmica possui translucidez semelhante à dos dentes naturais, sendo resistentes à compressão, e apresentam uma temperatura de fusão baixa, permitindo diminuir o potencial de distorção da estrutura metálica (Gomes *et al.*, 2008).

O feldspato de potássio e o feldspato de sódio são elementos compostos maioritariamente por óxido de potássio e por óxido de sódio, contendo também óxido de alumínio. A leucita e a fase vítrea são formadas quando o feldspato de potássio é queimado a altas temperaturas. A fase vítrea, durante a queima, amolece, permitindo a coalescência das partículas do pó de porcelana, sendo este processo denominado de fase líquida de sinterização. Este processo ocorre a altas temperaturas, permitindo a formação de um líquido denso. A cerâmica feldspática é composta maioritariamente por óxidos, tais como, dióxido de silício (52-62%), óxido de alumínio (11-16%), óxido de sódio (5-7%) (Dehailan, 2009). Como a leucita permite aumentar o coeficiente de expansão térmica, a sua quantidade pode ser ajustada para que o coeficiente de contração térmica da cerâmica possa ser ligeiramente inferior que a do metal, de forma a colocar a cerâmica sob ligeira compressão (Denry, 2010; Dehailan, 2009).

Este grupo tradicional de cerâmicas é baseado num sistema composto por caulino (alumino silicato hidratado), quartzo, e feldspato (mistura de potássio e alumino silicato de sódio). Este tipo de cerâmica continua a ser usada como cerâmica de recobrimento de estruturas metálicas, sendo também utilizada para ser aderida à estrutura dentária, como no caso de facetas, em que exige uma estética maior (Gracis *et al.*, 2015).

Uma classificação da zircônia foi proposta de acordo com a sua microestrutura, podendo ser classificada como totalmente estabilizada (FSZ), parcialmente estabilizada (PSZ), e zircônia tetragonal policristalina (TZP). A zircônia tetragonal policristalina é um material monolítico estabilizado por uma fase tetragonal, sendo habitualmente usado o óxido de ítrio (Y_2O_3) para obter a estabilização. Todas as cerâmicas de zircônio usadas em medicina dentária são do tipo TZP, habitualmente designadas por Y-TZP, sendo esta a forma que possui mais resistência mecânica e resistência à fratura após a fresagem e sinterização (Gracis *et al.*, 2015). A zircônia Y-TZP atinge uma resistência à flexão entre 900-1200Mpa, sendo a sua opacidade comparável à do metal, como tal, neste aspecto, é útil para cobrir a descoloração de dentes ou estruturas metálicas, como os espigões metálicos (Martins, 2010). A sua utilização na zona estética é limitada à produção de infraestruturas, apesar de também se encontrar disponível infraestruturas de zircônia pintadas, produzindo assim uma cor clinicamente mais aceitável (Li, 2014). Com propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas, esta zircônia ampliou as indicações clínicas das próteses cerâmicas para próteses parciais fixas de 3 a 4

elementos em qualquer local da cavidade oral (Martins, 2010). A Y-TZP não apresenta fase vítrea devido à sua estrutura policristalina, evitando assim o fenômeno da sua degradação ou desestabilização pela saliva e conseqüentemente aumento de fissuras (Gomes *et al.*, 2008). Num estudo com o objetivo de avaliar a taxa de sobrevida clínica, o resultado foi de 92,7%-100% após três anos, para coroas unitárias, e 94-96% para pontes de 3-4 elementos após 4 anos (Li, 2014).

A cerâmica In-Ceram[®] (Vita), foi desenvolvida visando melhorar os problemas relacionados com a resistência à fratura e tenacidade. A sua composição consiste em duas fases tridimensionais interpenetradas: uma fase de alumina (óxido de alumínio), e uma fase vítrea (à base de óxido de lantânio), sendo a sua confecção baseada em alumina porosa que, posteriormente é infiltrada por vidro. Este sistema apresenta três variáveis, de acordo com o seu principal componente: alumina (Al_2O_3) – In-Ceram Alumina[®]; espinélio ($MgAl_2O_4$) – In-Ceram Spinel[®]; e zircônio ($Al_2O_3Zr_2$) – In-Ceram Zircônia[®] (Gomes *et al.*, 2008).

O sistema In-Ceram Alumina[®] apresenta na sua composição conteúdo de alumina variando entre 70 e 85%, com uma resistência à flexão entre 236-600 Mpa (Gomes *et al.*, 2008). Este sistema é indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores, e pontes anteriores de até três elementos (McLaren, 2010). A sua microestrutura consiste em grãos de alumina em blocos de diferentes tamanhos e forma (Denry, 2010). O sistema In-Ceram Spinel[®] contém o espinélio de magnésio como principal fase cristalina, com porções de alfa-alumina que traz melhorias na translucidez da restauração, devido ao baixo índice de refração do aluminato de magnésio e da matriz vítrea (Gomes *et al.*, 2008). In-Ceram Spinel[®] oferece uma melhor translucidez, similar à do sistema com dissilicato de lítio, mas com diminuição das propriedades mecânicas (Denry, 2010). Apresenta uma resistência à flexão que varia entre 280 a 380 Mpa, e encontra-se indicado para confecção de coroas anteriores, *inlays*, *onlays*, *overlays* e facetas (McLaren, 2010). Já o sistema In-Ceram Zircônia[®] é composto por uma cerâmica à base de alumina infiltrada por vidro, reforçada com óxido de zircônio (entre 30-35%), proporcionando assim uma maior resistência à flexão, podendo variar entre 421 a 800 Mpa. A presença do óxido de zircônio também aumenta a resistência à fratura, e faz com a sua opacidade seja semelhante à das ligas metálicas (Gomes *et al.*, 2008). Este

sistema encontra-se indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores, pontes na região anterior e posterior, e para *inlays*, *onlays*, *overlays* e facetas (McLaren, 2010).

O sistema Procera AllCeram[®] é composto por um alto conteúdo de alumina pura (99,9%), densamente sinterizada, utilizando a tecnologia *CAD/CAM*. Apresenta uma excelente biocompatibilidade e uma resistência à flexão que varia entre 487-699MPa. É indicado para a confecção de casquetes para coroas anteriores e posteriores, pontes de até 3 elementos, podendo também ser utilizado para a confecção de estruturas unitárias para prótese sobre implantes. (Gomes *et al.*, 2008) Segundo Anusavice *et al.* (2013, p. 450), para produzir restaurações, com o sistema Procera AllCeram[®], é necessário um troquel num material de moldagem, que posteriormente será digitalizado, para permitir a confecção de outro troquel, mas num tamanho maior que o original, sobre o qual a alumina pura é prensada a seco. A estrutura de alumina, com o tamanho maior do que o original, é então sinterizada. O tamanho e a forma desejada são alcançados devido à contração resultante da sinterização, e sobre esta estrutura será aplicada uma cerâmica de recobrimento com um coeficiente de expansão térmico semelhante. Como a alumina não é passível de sofrer acondicionamento ácido para promover retenções micromecânicas, é necessário um jateamento com óxido de alumínio de 50 µm para assegurar a retenção da resina.

Material	Modulo de Young	Dureza Vickers (GPa)	Resistencia à fractura (MPa)	Resistência à flexão (MPa)	Coefficiente de expansão térmica (C)
Esmalte	94	3.2	0.3	-	2-8
Dentina	16	0.6	3.1	-	11-14
IPS e.max Press [®]	95	5.8	2.75	400	10.2-10-5
IPS e.max CAD [®]	95	5.8	2.75	360	10.2-10-5
In-Ceram Alumina [®]	280	20	3.5	500	7.1
In-Ceram Zircônio [®]	210	12	5.9	900	10.5
Procera [®]	340	17	3.2	695	7.0
Lava [®]	210	14	5.9	1048	10.5

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos diferentes sistemas totalmente cerâmicos de acordo com o fabricante (Adaptado de Guess *et al.* 2011)

Nome comercial	Material no núcleo	Técnica de fabrico	Indicações clínicas
IPS e.max Press [®]	Dissilicato de lítio	Prensagem	Facetas; Coroa unitária anterior e posterior; Inlay; Onlay; Overlay, pontes até 3 elementos até 2º Pré-Molar
IPS e.max CAD [®]	Dissilicato de lítio	Fresagem	Facetas; Coroa unitária anterior e posterior; Inlay; Onlay; Overlay, pontes até 3 elementos até 2º Pré-Molar
In-ceram Alumina [®]	Cerâmica vítrea infiltrada por alumina	Cerâmica vítrea infiltrada por alumina	Coroa unitária anterior e posterior; Pontes de até 3 elementos.
In-ceram Spinell [®]	Cerâmica vítrea infiltrada por aluminato de magnésio	Sistema cerâmico infiltrado	Coroa unitária anterior e posterior; inlay; onlay e faceta
In-ceram Zircônio [®]	Cerâmica vítrea infiltrada por alumina e partículas de zircônia	Sistema cerâmico infiltrado	Coroa unitária posterior sobre dentes ou implantes; Pontes posteriores até 3 elementos
Procera [®]	Alumina pura densamente sinterizada	Sistema cerâmico fresado	Coroa unitária anterior e posterior; pontes de 3 elementos (até 1º Molar); infraestrutura para prótese sobre implantes
Lava [®]	Y-TZP	Sistema cerâmico fresado	Coroa unitária anterior e posterior; pontes de 3 a 6 elementos; <i>Inlay</i> , <i>Onlay</i> ; pontes anteriores adesivas;

Tabela 2: Principais características e indicações dos diferentes sistemas cerâmicos (Adaptado de Gomes *et al.* (2008))

12 - Sistema IPS e.max[®]

Por se tratar de um dos sistemas com mais experiência no mercado da cerâmica de dissilicato de lítio, sendo já a evolução do sistema IPS Empress II[®], e por ser um dos sistemas mais estudados desde a sua introdução no mercado, será realizada a explicação do sistema IPS e.max[®].

O sistema IPS e.max[®] é uma inovação nos sistemas totalmente cerâmicos, que compreende a cerâmica de vidro dissilicato de lítio e o óxido de zircônio, disponíveis na forma prensada e *CAD/CAM*., encontrando-se a sua composição descrita na tabela 3. Adicionalmente, encontra-se disponível uma cerâmica de vidro de fluorapatite (IPS e.max Ceram[®]), que por apresentar um coeficiente de expansão térmica similar, pode ser aplicada tanto no sistema de dissilicato de lítio, como no sistema de óxido de zircônio (Ivoclar, 2009).

Por questões de enquadramento com o tema da monografia, apenas será abordado o sistema IPS e.max Press[®] e o sistema IPS e.max CAD[®], correspondentes à cerâmica dissilicato de lítio.

As pastilhas de dissilicato de lítio, quer para o sistema prensado, quer para o sistema *CAD/CAM*, são produzidas mediante a técnica de injeção massiva. No procedimento de elaboração é usado um processo de fabrico contínuo baseado na técnica do vidro (processo de fundição/injeção). Esta nova técnica diferencia-se amplamente do sistema de sinterização utilizado para a produção das pastilhas IPS Empress II[®], utilizando parâmetros de fabrico otimizados que previnem a formação de defeitos nas pastilhas. O novo método de processamento não adiciona pigmentos cromáticos ao material, dado que estes pigmentos seriam fundidos ao alcançar a temperatura de fusão. A cor é obtida mediante iões polivalentes que se dissolvem no vidro. A combinação, concentração, e valência destes iões polivalentes têm um papel importante neste mecanismo. A vantagem de utilizar este mecanismo de coloração é o facto destes iões se distribuírem de uma forma homogénea, enquanto os pigmentos representam imperfeições na microestrutura (Ivoclar, 2005). Na tabela 3 encontra-se a composição do sistema IPS e.max CAD[®] e IPS e.max Press[®].

Composição	IPS e.max CAD [®] (peso em %)	IPS e.max Press [®] (peso em %)
SiO ₂	57.0 – 80	57 – 80
Li ₂ O	11.0 – 19	11 – 19
K ₂ O	0.0 – 13	0 – 13
P ₂ O ₅	0.0 – 11	0 – 11
ZrO ₂	0.0 – 8	0 – 8
ZnO	0.0 – 8	0 – 8
Al ₂ O ₃	0.0 – 5	-
MgO	0.0 – 5	-
Outros óxidos	0.0 – 8	0-10

Tabela 3: Composição do sistema IPS e.max CAD[®] e IPS e.max Press[®] (Adaptado de Ivoclar, 2005 e Ivoclar, 2011)

12.i - IPS e.max Press[®]

A microestrutura do sistema IPS e.max Press[®] é composta por 70% de cristais de dissilicato de lítio Li₂Si₂O₅, que se encontram envolvidos por uma matriz vítrea. A fase cristalina principal, o dissilicato de lítio, é constituída por cristais em forma de agulha (Figura 26), sendo a longitude dos cristais entre 3 e 6 μm. (Ivoclar, 2005)

Este sistema é constituído por pastilhas de cerâmica policromáticas, como as pastilhas IPS e.max Press *Multi*[®], recentemente lançadas em 2015, e por pastilhas de cerâmica monocromáticas, como o IPS e.max Press[®] *High Translucency* (HT), IPS e.max Press[®] *Medium Translucency* (MT), IPS e.max Press[®] *Low Translucency* (LT), IPS e.max Press[®] *Medium Opacity* (MO), IPS e.max[®] Press *High Opacity* (HO) e IPS e.max[®] Press *Impulse*. As pastilhas IPS e.max Press[®] Multi, IPS e.max Press[®] HT, IPS



Figura 24: Microestrutura IPS e.max Press[®] (Adaptado de Ivoclar, 2005)

e.max Press[®] MT e IPS e.max Press[®] LT encontram-se disponíveis nos cromas de A a D, enquanto que, o IPS e.max Press[®] MO, encontra-se disponível na versão MO 0, até MO 4. O IPS e.max Press[®] HT, encontra-se disponível na versão HO 0 até HO 2, já o IPS e.max Press[®] Impulse, está disponível em duas versões de brilho, opal 1 e opal 2 (Ivoclar, 2005).

As pastilhas IPS e.max Multi[®] podem ser usadas na produção de facetas, coroas anteriores e posteriores, como também pilares híbridos, com um gradiente natural, desde o colo até incisal. Estas pastilhas encontram-se apropriadas para o a técnica de maquiagem. As pastilhas IPS e.max Press[®] de alta translucidez (HT), devido à sua alta translucidez, muito semelhante à do esmalte, encontram-se adequadas para a produção de pequenas restaurações, como *inlays/onlays*. Estas pastilhas são particularmente adequadas para a técnica de maquiagem, mas também para a técnica *cut-back*. As pastilhas IPS e.max Press[®] MT demonstram uma translucidez média, podendo ser usadas em restaurações que necessitem de menos translucidez do que as restaurações de alta translucidez, e mais translucidez que as restaurações de pouca translucidez. Nas pastilhas IPS e.max Press[®] LT, graças à sua baixa translucidez, tornando-se similares à cor natural da dentina, encontram-se adequadas para grandes restaurações, como coroas posteriores, encontrando-se mais desenvolvidas para a técnica de *cut-back*, mas também para a técnica de maquiagem. As pastilhas IPS e.max Press[®] MO, como consequência da sua opacidade, encontram-se adequadas para a produção infraestruturas em preparações com alteração de cor. Já as pastilhas IPS e.max Press[®] HO, devido à sua grande opacidade, encontram-se adequadas para a confecção de infraestruturas de preparações que apresentem severas alterações de cor. As infraestruturas confeccionadas a partir das pastilhas IPS e.max Press[®] MO e HO são posteriormente recobertas com a aplicação da cerâmica de recobrimento IPS e.max Ceram[®]. As pastilhas IPS e.max Press[®] Impulse tornam possível a produção de restaurações com propriedades de opalescência pronunciadas. Estas pastilhas encontram-se adequadas para facetas, conforme o efeito opalescente necessário (Ivoclar, 2014).

As pastilhas IPS e.max Press[®] estão disponíveis em três tamanhos. As pastilhas

monocromáticas (HT, MT, LT, MO, HO e Impulse) estão disponíveis tamanho pequeno e grande, enquanto as pastilhas policromáticas IPS e.max Press Multi[®] encontram-se disponíveis num tamanho único (Ivoclar, 2014).

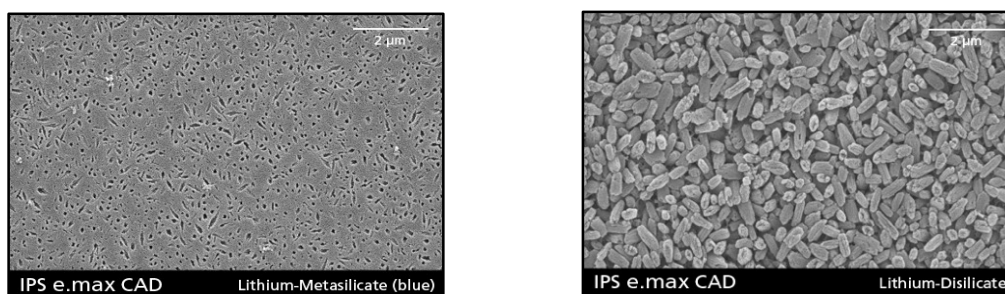
Este sistema oferece como indicações a produção de facetas, *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas na região anterior e posterior, pontes até três elementos na região anterior, pontes de três elementos até segundo pré-molar, coroas sob pilares de implantes, pontes de até três elementos até segundo pré-molar sob pilares de implantes. No entanto, está contraindicada para pontes que atinjam a região molar, pontes de quatro ou mais elementos, pontes retidas por *inlays*, preparações muito sub-gengivais, pacientes com redução severa da dentição, bruxismo, pontes *cantilever*, pontes tipo *maryland*, ausência das dimensões e espessuras mínimas necessária do conector e da infraestrutura, outro uso não preconizado nas indicações (Ivoclar, 2014).

12.ii - IPS e.max CAD[®]

IPS e.max CAD[®] é uma cerâmica de dissilicato de lítio desenvolvida especificamente para a técnica *CAD/CAM*. Posteriormente ao processo de fresagem, tal como já foi referido na técnica de fresagem (sub-capítulo 7.ii) as restaurações são cozidas, para que ocorra a transformação dos cristais de metasilicato em dissilicato de lítio, conferindo a forma e a cor final da cerâmica, com uma alta resistência. Este sistema IPS e.max CAD[®] está disponível em três graus de translucidez, alta translucidez (HT), media translucidez (LT), e media opacidade (MO), sendo as suas recomendações iguais ao nível de translucidez correspondente à do sistema IPS e.max Press[®]. Este sistema oferece as mesmas indicações e contraindicações que o sistema IPS e.max Press[®], e na tabela 4 encontram-se as propriedades físicas do sistema IPS e.max[®] parcialmente e totalmente cristalizado, enquanto na tabela 5 encontra-se a as propriedades físicas do sistema IPS e.max Press[®] e IPS e.max CAD[®] (Ivoclar, 2011).

A microestrutura do IPS e.max CAD[®] parcialmente cristalizado consiste em 40% de cristais de metasilicato de lítio, envolvidos por uma fase vítrea, sendo o tamanho dos cristais compreendido entre 0.2 e 1.0 μm . Já no IPS e.max CAD[®] totalmente cristalizado, a microestrutura é constituída por aproximadamente 70% de cristais de

dissilicato de lítio, envolvidos por uma matriz vítrea. As figuras 25 e 26 mostram a superfície da cerâmica parcialmente e totalmente cristalizada após um acondicionamento com ácido hidrófluídrico, para que ocorresse a dissolução da fase vítrea, permitindo assim uma correta visualização dos cristais de dissilicato de lítio, e na tabela 5 encontram-se descritas as propriedades físicas do sistema IPS e.max CAD[®] parcialmente e totalmente cristalizado.



Figuras 25 e 26: IPS e.max CAD[®] parcialmente cristalizado (em cima) e IPS e.max CAD[®] totalmente cristalizado (em baixo) (Adaptado de Ivoclar, 2011)

Propriedades físicas	IPS e.max CAD [®] parcialmente cristalizado	IPS e.max CAD [®] totalmente cristalizado
Resistência à flexão	130 ± 30 MPa	360 ± 60 MPa
Tenacidade à fratura	0.9 – 1.25 MPa mó	2.0 – 2.5 MPa mó
Dureza de Vickers	5400 ± 200 MPa	5800 ± 200 MPa
Modulo de elasticidade	-	95 ± 5 GPa
Densidade	-	2.5 ± 0.1 g/cm ³
Solubilidade química	100 – 160 µg/cm ²	30 – 50 µg/cm ²

Tabela 4: Propriedades físicas do sistema IPS e.max CAD[®] parcialmente cristalizado e IPS e.max CAD[®] totalmente cristalizado (Adaptado de Ivoclar, 2011)

Após a fresagem em volume total, é aplicado o líquido IPS e.max CAD[®] Glaze permitindo que ocorra o processo de cristalização e glazeamento em apenas um passo. Com esta aplicação, ocorre uma ligação entre o glaze e a cerâmica de dissilicato de lítio, sendo esta transição livre de bolhas e fissuras (Ivoclar, 2011).

Propriedades físicas	IPS e.max CAD [®]	IPS e.max Press [®]
Resistência à flexão	360 ± 60 MPa	440 ± 40 MPa
Estabilidade química	40 ± 10 µg/cm ²	40 ± 10 µg/cm ²
Coefficiente de expansão térmica (100 - 400 °C)	10.15 ± 0.4 10 ⁻⁶ K ⁻¹	10.15 ± 0.4 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Coefficiente de expansão térmica (100 - 500 °C)	10.45 ± 0.4 10 ⁻⁶ K ⁻¹	10.55 ± 0.35 10 ⁻⁶ K ⁻¹

Tabela 5: Propriedades físicas do sistema IPS e.max CAD[®] e IPS e.max Press[®] (Adaptado de Ivoclar, 2005 e Ivoclar, 2011)

12.iii - IPS e.max Ceram[®]

IPS e.max Ceram[®] é uma cerâmica vítrea de nano-fluorapatite de baixa fusão, tornando possível caracterizar e estratificar restaurações realizadas com as pastilhas IPS e.max Press[®] e IPS e.max CAD[®]. Esta cerâmica de vidro contém cristais de nano-fluorapatite e apresenta uma estrutura vítrea similar à dos dentes vitais. As propriedades óticas estão controladas pelo tamanho dos cristais de nano-fluorapatite, que variam entre 100-300nm, e pelos cristais de micro-fluorapatite, que variem entre 1-2 µm. Os cristais contêm diferentes concentrações de cristais de apatite, permitindo a combinação única e ajustável de translucidez, luminosidade e opalescência. Este material não contém leucita ou feldspato. Esta cerâmica IPS e.max Ceram[®] apresenta como indicações a caracterização e estratificação de IPS e.max Press[®], IPS e.max CAD[®] (cristalizado), IPS e.max ZirCAD[®] (sinterizado), IPS e.max ZirPress[®], zenostar (sinterizado) e facetas (Ivoclar, 2005)

13 – Taxa de sucesso clínico da cerâmica de dissilicato de lítio

Os sistemas totalmente cerâmicos devem preencher requisitos mecânicos e devem fornecer uma longevidade similar às restaurações metalo cerâmicas, e ao mesmo tempo devem providenciar um aumento do resultado estético, contudo, deve-se ter em consideração que o envelhecimento e a fadiga do material no ambiente oral, a função e a parafunção, afetam a longevidade destas restaurações (Wolfart *et al.*, 2009).

Muitos dos novos sistemas cerâmicos possuem impressionantes propriedades físicas e mecânicas, contudo, a longevidade clínica do material não pode ser prevista com precisão com base nestas propriedades, nem em testes *in vitro* de carga até a falha (Sulaiman, 2015).

Os resultados clínicos sistemas cerâmicos recentemente desenvolvidos, nomeadamente o dissilicato de lítio, usado em restaurações estéticas e funcionais, ainda não se encontram completamente claros (Etman, 2010; Pieger, 2014). Taskoank (*cit. in* Etman, 2010), num estudo de avaliação clínico a 2 anos do sistema IPS Empress II[®], mostrou uma taxa de 100% de sucesso para coroas, e uma taxa de sucesso de 50% para restaurações parciais. Já Marquardt (*cit. in* Etman, 2010), noutro estudo a 5 anos do sistema IPS Empress II[®], reporta uma sobrevivência clínica com uma taxa de sucesso de 100% para coroas, e uma taxa de sucesso de 70% para restaurações parciais. Toksavul (*cit. in* Etman, 2010), refere uma taxa de sucesso para coroas realizadas no sistema IPS Empress II[®], de 95,24% após 5 anos.

Etman (2010), num estudo prospectivo com uma duração de 3 anos, comparou a longevidade de 90 coroas em dentes posteriores em 48 pacientes, realizadas com o sistema IPS e.max Press[®], com o sistema Procera AllCeram[®] e com as coroas metalocerâmicas. A distribuição do número de coroas para cada sistema foi equitativa, tendo sido atribuído 30 coroas para sistema. A taxa de sucesso para o sistema IPS e.max Press[®] e para o sistema Procera AllCeram[®] foi de aproximadamente 96,6%, e de 100% para as coroas metalocerâmicas.

Fasbinder *et al.* (2010), num estudo prospectivo a dois anos, avaliou o comportamento clínico de 62 coroas realizadas com o sistema IPS e.max CAD[®]. A taxa de sucesso foi de 100% aos 6 meses, e de 98,4% aos dois anos, demonstrando assim ser uma opção eficaz para a realização de coroas totalmente cerâmicas (Fasbinder *et al.*, 2010).

Segundo Sulaiman (2015), as coroas monolíticas tendem a ser mais resistentes, devido ao facto de ser apenas um material envolvido e não existe estratificação entre camadas, contudo, o resultado estético das coroas monolíticas não é equivalente ao resultado estético alcançado com as restaurações estratificadas. As restaurações estratificadas

possuem resultados estéticos melhores, mas com redução significativa da resistência à fratura. Sulaiman (2015), através de um estudo retrospectivo a 4 anos, avaliou a taxa de insucesso das restaurações com IPS e.max[®], dividindo as restaurações em monolíticas e estratificadas. Num total de 21340 restaurações, dentro das quais, 15802 monolíticas (11603 coroas unitárias; 1494 pontes; 1612 facetas; 1093 *inlays/onlays*), e 5538 estratificadas (4162 coroas unitárias e 1376 facetas), concluiu que apenas 0,91% das coroas unitárias monolíticas realizadas com o sistema IPS e.max[®] e 1,83% das coroas IPS e.max[®] estratificadas falharam neste período de tempo. Já para as pontes, 4,55% das restaurações monolíticas falharam, e 1,01% dos *inlays/onlays* monolíticos falharam. Não foram realizadas restaurações estratificadas para restaurações parciais aderidas e para *inlays/onlays*. No que toca às facetas realizadas com IPS e.max[®], a forma monolítica mostrou uma taxa de insucesso de 1,3%, e uma taxa de insucesso de 1,53% para a forma estratificada.

Yu *et al.* (2016), num estudo retrospectivo a 5 anos, avaliou a taxa de sucesso da cerâmica IPS e.max Press[®]. Este estudo contou com vários tipos de restaurações, como facetas, coroas unitárias, coroas combinadas, e restaurações parciais adesivas, perfazendo um total de 6855 restaurações em 4634 pacientes. A taxa de sucesso total foi de 96.6%, sendo que, a taxa de sucesso das facetas foi de 97.2%, 96.5% para as coroas unitárias, 94.45% para as coroas combinadas, e 90.6% para as restaurações parciais adesivas.

Quando o dissilicato de lítio é o escolhido como material restaurador para coras unitárias, os clínicos devem estar cientes que a taxa de sucesso a curto prazo é excelente, mas atualmente, a taxa de sucesso a médio prazo é limitada, e para restaurações parciais aderidas, é aconselhado prudência para o uso do dissilicato de lítio até novas evidencias clinicas demonstrarem resultados favoráveis a longo prazo (Pieger, 2014). As restaurações a partir do sistema IPS e.max Press[®] após um período de 5 anos, mostram que este sistema apresenta-se como ideal a médio prazo, com tudo, os resultados a longo prazo necessitam de mais investigação (Yu *et al.*, 2016).

III - Conclusão

Nos últimos anos assistimos a uma tremenda revolução no que toca a reabilitação dentária, principalmente devido à introdução de novos materiais e técnicas que tornam possível uma reabilitação mais estética e conservadora. Tendo em conta o elevado número de materiais cerâmicos disponíveis para que se possa proceder à reabilitação dentária, e à constante introdução de novos produtos no mercado, torna-se imprescindível que, quer da parte dos técnicos de prótese dentaria, quer dos médicos dentistas, se mantenham a par das constantes evoluções, conhecendo assim os novos materiais de reabilitação. Atendendo à disponibilidade que o mercado oferece, seria bastante limitante do ponto de vista clínico, acreditar que apenas um sistema cerâmico pode ser empregue em todas as situações, como tal, torna-se importante conhecer as indicações e limitações de cada material, para que se possa escolher o melhor material, para uma determinada situação clínica em particular.

Após a elaboração da presente revisão bibliográfica podem concluir-se alguns aspectos acerca da cerâmica dissilicato de lítio, nomeadamente, as técnicas de fabrico desta cerâmica, que possuem uma importante função na formação da microestrutura, conferindo-lhe todas as propriedades que esta cerâmica dispõe. Para obter o máximo das propriedades mecânicas desta cerâmica, torna-se imprescindível respeitar todo o processo de fabrico, bem como o processo de adesão, podendo assim também aumentar a taxa de sucesso clínico. A taxa de sucesso clínico também se apresenta bastante favorável na reabilitação dentária com este material.

A descrição dos preparos dentários, bem como a descrição da restauração dos dentes endodenciados, torna possível relatar todas as características necessárias que a estrutura dentária deve possuir para que possa ser reabilitada com esta cerâmica. Respeitar estas características, aliado ao mínimo desgaste da estrutura dentária, permite aumentar a longevidade da restauração e do órgão dentário.

Conclui-se após esta revisão bibliográfica, que a cerâmica dissilicato de lítio revela uma evolução constante, exigindo competências clínicas orientadas para a compreensão, uso técnico aliado a um conhecimento sobre as suas indicações, contra-indicações, vantagens e limitações. Como indicações, apresenta a produção de facetas, *inlays*, *onlays*,

overlays, coroas na região anterior e posterior, pontes até três elementos na região anterior, pontes de três elementos até segundo pré-molar, coroas sob pilares de implantes, pontes de até três elementos até segundo pré-molar sob pilares de implantes. Como vantagens, apresenta o facto de poder ser aderida à superfície dentária, e apresentar-se como uma cerâmica intermédia no que diz respeito às propriedades mecânicas e óticas, bem como a sua resistência à propagação de fissuras. Como limitação, apresenta o facto de não poder ser utilizada como pontes com mais de 3 elementos e como pontes adesivas, bem como o facto do processo de confecção e de adesão ser bastante sensível a erros, sendo necessário experiência e capacitação por parte do técnico de prótese dentária e do médico dentista.

IV - Bibliografia

Albakry, M., Guazzato, M., e Swain, M. (2004). Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 71(1), pp.99–107.

Albakry, M., Guazzato, M., e Swain, M. (2004). Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 13(3), pp.141–149.

Amoroso, A. et al. (2012). Dental ceramics: properties, indications and clinical considerations. *Revista Odontológica de Araçatuba*, 33(2), pp. 19-25.

Anusavive, K. et al. (2013). *Phillips Materiais Dentários*. São Paulo, Elsevier

Belser, U., Magne, P., e Magne, M. (1997). Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *Journal of Esthetic Dentistry*, 9, pp.197–207.

Borges, G. et al. (2003). Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), pp.479–488.

Chain, M. (2001). *Restauraciones Estéticas com Resina Compuesta en Dientes Posteriores*. São Paulo, Artes Médicas.

Chung, K. et al. (2009). The effects of repeated heat-pressing on properties of pressable glass-ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(2), pp.132–141.

Conrad, H., Seong, W. e Pesun, I. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), pp.389–404.

Dehailan, L. (2009). Review of the Current Status of All-Ceramic Restorations. [Em linha]. Disponível em:

https://www.dentistry.iu.edu/files/3713/7597/9182/ceramic_lit_review.pdf

[Consultado em: 23/03/2016]

Della Bona, A., Shen, C., e Anusavice, K. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20(4), pp.338–344.

Della Bona, A. e Kelly, J. (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, 139(4), pp.8S–13S.

Denry, I. e Holloway, J. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials Journal*, 3(1), pp.351–368.

Edelhoff, D., e Sorensen, J. (2002). Tooth Structure Removal Associated with Various Preparation Designs for Posterior Teeth. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 22(3) pp.241-249.

Edelhoff, D., e Sorensen, J. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), pp.503–509.

Etman, M., e Woolford, M. (2010). Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), pp.80–90.

Faria, A. et al. (2011). Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(2), pp.69–74.

Fasbinder, D. et al. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal American Dental Association.*, 141 (6), pp.10–4.

Font, A. et al. (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal.*, 11(3), pp.297–302.

Giordano, R. et al. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(5), pp.411–418.

Goharian, P. et al. (2010). Properties, crystallization mechanism and microstructure of lithium disilicate glass-ceramic. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 356(4-5), pp.208–214.

Gomes, E. et al. (2008). Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*, 54, pp.319–325.

Gorman, C. et al. (2014). Effects of repeated processing on the strength and microstructure of a heat-pressed dental ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), pp.1370–1376.

Gracis, S. et al. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), pp.227–35.

Guess, P. et al. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), pp.333–352.

Hirata, R. (2011). *Tips*. São Paulo, Artes Médicas

Hooshmand, T., Parvizi, S., e Keshvad, A. (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), pp.415–419.

Ivoclar Vivadent. [Em linha]. Disponível em: <http://www.ivoclarvivadent.es>. [Consultado em: 23/04/2016].

Ivoclar Vivadent. [Em linha]. Disponível em: <http://www.ivoclarvivadent.us>. [Consultado em: 31/01/2016].

Kelly, J., Nishimura, I., e Campbell, S. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), pp.18–32.

Kelly, J., e Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), pp.84–96.

Li, R., Chow, T., e Matinlinna, J. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), pp.208–216.

Magne, Pascal (2002). *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach*. Chicago, Quintessence.

Martins, L., Lorenzoni, F., e Farias, B. (2010). Biomechanical behavior of dental ceramics: review. *Cerâmica*, 56, pp.148–155.

McLaren, E. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), pp.682–684.

McLean, J. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), pp.61–66.

Menees, T. et al. (2014). Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), pp.1164–1170.

Monmaturapoj, N., Lawita, P., e Thepsuwan, W. (2013). Characterisation and Properties of Lithium Disilicate Glass Ceramics in the $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3$ System for Dental Applications. [Em linha]. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1155/2013/763838>. [Consultado em: 05/02/2016].

Parreira, Giovanni et al. (2005). *Cerâmicas Odontológicas- Conceitos e técnicas*. São Paulo, Santos.

Peroz, I. et al., (2005). Restoring endodontically treated teeth with posts and cores - a review. *Quintessence International*, 36(9), pp.737–46.

Pieger, S., Salman, A., e Bidra, A. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(1), pp.22–30.

Plotino, G. et al. (2008). Fracture resistance of endodontically treated molars restored with extensive composite resin restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3), pp.225–232.

Polesel, A. (2014). Restoration of the endodontically treated posterior tooth. *Giornale Italiano di Endodonzia*, 28(1), pp.2–16.

Ritzberger, C., Schweiger, M., e Höland, W. (2016). Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 432, pp.137–142.

Sakaguchi, R. et al. (2012). *Craig Materiais Dentários Restauradores*. São Paulo, Elsevier.

Smith, William (1998). *Principles of Materials Science and Engineering*. New York, McGraw-Hill.

Soares, C. et al. (2005). Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17, pp.224–235.

Sulaiman, T., Delgado, A., e Donovan, T. (2015). Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), pp.364–366.

Tang, X. et al. (2014). The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.max press. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 40, pp.390–396.

Terry, Douglas (2014). *Odontologia Estética e Restauradora – Seleção de Materiais e Técnicas*. São Paulo, Quintessence.

The Glossary of Prostodontic Terms (2005). *Prosthetic Dentistry*, 94(1), pp.10–92.

Tulyaganov, D. et al. (2009). Synthesis and properties of lithium disilicate glass-ceramics in the system SiO₂-Al₂O₃-K₂O-Li₂O. *Ceramics International*, 35(8), pp.3013–3019.

Wang, F. et al. (2010). Flexural strength and translucent characteristics of lithium disilicate glass – ceramics with different P 2 O 5 content. *Materials and Design*, 31(7), pp.3270–3274.

Wang, F. et al. (2015). Effect of heat-pressing temperature and holding time on the microstructure and flexural strength of lithium disilicate glass-ceramics. *PloS One*, 10(5), pp.6–8.

Whitworth, J, Walls, A., e Wassell, R. (2002). Crowns and extra-coronal restorations: endodontic considerations: the pulp, the root - treated tooth and the crown. *British Dental Journal*, 192(6), pp.315–320.

Wildgoose, D., Johnson, A., e Winstanley, R. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), pp.136–143.

Wolfart, S. et al. (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results. *Dental Materials*, 25(9), pp.63–71.

Yu, J. et al. (2016). Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after functioning up to 5 years: a retrospective study. [Em linha]. Disponível em: [http://www.jodjournal.com/article/S0300-5712\(16\)30099-9/pdf](http://www.jodjournal.com/article/S0300-5712(16)30099-9/pdf). [Consultado em: 20/06/2016]

Zogheib, L., e Della Bona, A. (2011). Effect of Hydrofluoric Acid Etching Duration on the Roughness and Flexural Strength of a Lithium Disilicate-Based Glass Ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 22(1), pp.45–50.