



Alternativas aos espigões falso-coto de metal fundido – os espigões em dissilicato de lítio.

U.C. Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica

Autor:

Vítor Manuel Raposo de Sousa Pedro

Orientador:
Professor Doutor Artur Rego Alves de Pinho

Porto Julho de 2014



***“Alternativas aos espigões falso-coto de metal fundido –
os espigões em dissilicato de lítio”***

-Artigo de revisão bibliográfica-

AUTOR:

Vítor Manuel Raposo de Sousa Pedro

Aluno do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto
mimd0807@fmd.up.pt

ORIENTADOR:

Professor Doutor Artur Rego Alves de Pinho

Professor Auxiliar Convidado da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto
Regente da Unidade Curricular de Prótese Fixa IV
apinho@fmd.up.pt

Agradecimentos

Ao professor Doutor Artur Rego Alves de Pinho agradeço toda a sua disponibilidade, seriedade e competência na orientação desta monografia.

À minha família e amigos, agradeço o apoio incondicional ao longo do meu percurso acadêmico.

Índice

Resumo	5
Abstract	6
Introdução.....	7
<i>Objetivos</i>	9
Materiais e Métodos	10
Desenvolvimento.....	11
<i>Propriedades da dentina</i>	11
<i>Cerâmicas</i>	14
<i>Dissilicato de lítio</i>	17
<i>Endocoroa</i>	23
<i>Protocolo da preparação dentária para endocoroa</i>	29
Conclusão	32
Bibliografia.....	35
Anexos.....	38

Resumo

Introdução: A estratégia de reabilitação de dentes submetidos a Tratamento Endodôntico Radical, que apresentam elevados níveis de destruição estrutural, é uma questão muito controversa. A abordagem com Espigões Falso Coto metálicos é muito frequente, porém apresenta muitas desvantagens a nível mecânico e estético. Surgem, no entanto, novos materiais cerâmicos, como o dissilicato de lítio, capazes de substituir o metal nesta abordagem.

Objectivos: Demonstrar que o dissilicato de lítio apresenta características mecânicas e estéticas que permitem a sua utilização como material alternativo ao metal, na confecção de Espigões Falso Coto, e na reabilitação de molares através da técnica endocoroa.

Materiais e Métodos: Foi realizada uma pesquisa bibliográfica na plataforma electrónica NCBI (National Center of Biotechnology Information) na base de dados PubMed. Foi ainda realizada uma pesquisa de artigos relativos à utilização do dissilicato de lítio como material para espigões nos sites oficiais de alguns fabricantes de material dentário, com vista a obtenção de estudos laboratoriais recentes.

Desenvolvimento: Não foram encontradas referências relativas à utilização do dissilicato de lítio sob forma de espigão. O dissilicato de lítio é uma cerâmica vítrea reforçada e apresenta módulos de elasticidade mais baixos do que o do metal e as cerâmicas cristalinas. Apresenta também valores de resistência à flexão, tenacidade à fractura, e resistência à fadiga que o compatibilizam com as de um material passível de ser utilizado na confecção de espigões falso coto. O facto de se poder efectuar uma cimentação adesiva possibilita a sua utilização pela técnica endocoroa, que apresenta algumas vantagens relativamente à abordagem com espigão e coroa em peças separadas.

Conclusão: Apesar de não terem sido encontradas referências relativas à utilização do dissilicato de lítio na confecção de espigões falso coto, este estudo teórico aponta para a possibilidade deste material poder ser utilizado na confecção de EFC à semelhança dos que são confeccionados em liga metálica, embora estudos *in vitro* sejam necessários. É recomendada a utilização do dissilicato de lítio pela técnica endocoroa, na reabilitação de dentes molares e com algumas reservas em pré-molares e dentes anteriores.

Palavras-Chave: lithium dissilicate mechanical properties, metal post and core, ceramic post and core, endocrown

Abstract

Introduction: The rehabilitation strategy for the endodontically treated teeth with high structural destruction is a very controversial issue. The metal post and core approach is very common, but it has many drawbacks to mechanical and esthetic level. The new ceramic materials, like lithium disilicate, seem to be an alternative to the metallic restorations.

Objectives: To demonstrate that lithium disilicate presents mechanical and aesthetic properties that allow its use as an alternative material to metal in the manufacture of single-piece post and core, and rehabilitation in association with the endocrown technique.

Materials and Methods: A literature research was performed on the electronic platform NCBI (National Center for Biotechnology Information) in the PubMed database. It was also performed a research for articles on the official websites of a few dental materials manufacturers, in order to obtain recent laboratory studies about the use of lithium disilicate as material for post and core.

Development: No references regarding the use of lithium disilicate usage as post material were found. The lithium disilicate is a reinforced glass-ceramic and has a lower elastic module than that of the metal and the crystalline ceramic. Flexural strength, fracture toughness and fatigue resistance are some of the parameters that seem to make it a good material to be used in the manufacture of single-piece post and core. The fact that this material can be adhesively cemented, allows its use in association with endocrown technique, presenting some advantages over the traditional approach with post, core and crown in two pieces.

Conclusion: Although no references regarding the use of lithium disilicate in post manufacture were found, this study points to the theoretical possibility this material can be used in the manufacture of post and core. The use of lithium disilicate in association with endocrown technique is recommended for the molars reconstruction, with some reservations for premolars and anterior teeth use.

Keywords: lithium disilicate mechanical properties, metal post and core, ceramic post and core, endocrown

Introdução

A reabilitação de dentes submetidos ao Tratamento Endodôntico Radical (TER) tem sido um grande desafio para o Médico Dentista (1, 2). A perda da integridade estrutural associada a cáries, trauma e ao próprio acesso endodôntico compromete a peça dentária sob o ponto de vista biomecânico. (1, 3-5) Este processo de reconstrução e reabilitação só será bem-sucedido quando as funções estética e mastigatória forem restituídas.

Durante muitos anos, a abordagem “gold standard” de um dente submetido a TER consistiu na utilização de um espigão falso coto fundido (EFC) como método de retenção de uma coroa de revestimento.(1, 6-12) Porém, a literatura tem associado a sua utilização ao elevado risco de fracturas irrecuperáveis da raiz. Além disso o metal é susceptível de sofrer corrosão o que causa sabor metálico, ardência dos tecidos e reacções alérgicas, reduzindo a sua biocompatibilidade. (13) O tom metálico/negro não poderá ser considerado estético face aos novos materiais cerâmicos que são claros e translúcidos. (11, 13-16)

É sabido que as ligas metálicas convencionais atingem parâmetros de dureza e módulos de elasticidade muito superiores aos de um dente natural (6, 13, 17) apresentando grande durabilidade e resistência do restauro em si, mas não da peça dentária(8). É sugerido na literatura que esta diferença poderá ser causa de fracturas irrecuperáveis da raiz. (17)

A dentina é o tecido mineralizado mais abundante nos dentes.(18) O estudo e a compreensão das suas propriedades físicas e mecânicas é essencial para a previsibilidade da resposta estrutural aos procedimentos restauradores. (19) A caracterização mecânica da dentina tem sido amplamente estudada ao longo dos últimos 50 anos, porém não existe consenso entre os investigadores. Existe muita diversidade de testes possíveis, que são feitos com parâmetros e técnicas muito díspares, impossibilitando uma conclusão clara, sendo possível, apenas, obter intervalos de resultados muito amplos. (20) Contudo, o material restaurador ideal deverá apresentar características mecânicas compatíveis com a dentina.(5)

A procura por novos materiais que possam melhorar o requisito estético, mantendo a capacidade mecânica e funcional é, sem dúvida, uma das maiores áreas de investigação em Medicina Dentária.(2) Actualmente, já existem materiais alternativos,

considerados estéticos, biocompatíveis e funcionais, porém cada um deles apresenta as suas vantagens e desvantagens dependendo da sua indicação e do contexto em que são utilizados.(13, 21, 22)

As restaurações *all ceramic* vêm sendo cada vez mais utilizadas essencialmente devido à sua biocompatibilidade e características físicas, desde elevada resistência mecânica, baixa condutividade térmica, resistência ao desgaste, e a sua aparência natural comparativamente ao metal.(21, 23-26)

O dissilicato de lítio foi classificado por Stookey, em 1959, como um material pertencente ao grupo das cerâmicas vítreas, sendo a partir daí objecto de estudo. (27) Este material apresenta módulos de elasticidade e dureza mais aproximados da dentina do que outros materiais metálicos e cerâmicos utilizados actualmente como espigão falso coto (13, 21). O facto de ser um material pertencente ao grupo das cerâmicas vítreas reforçadas confere a este material uma conjugação de propriedades ópticas e mecânicas que determinam a sua versatilidade e amplitude de indicações.

A possibilidade deste material ser trabalhado em CAD/CAM, ou injectado à pressão a altas temperaturas, amplia, em larga escala, o tipo de estrutura que se pode confeccionar. (28) Actualmente este material está indicado na confecção de incrustações, coroas de revestimento parcial, facetas, coroas de revestimento parciais e totais, pontes em dentes anteriores e em pré-molares de até 3 elementos.(29) Além destas indicações, Biacchi & Basting, descrevem a utilização do dissilicato de lítio como material ideal na reconstrução de dentes posteriores através de uma restauração em monobloco, e sem necessidade de espigão, chamada de endocoroa.(12, 30)

Alguns estudos sugerem que as restaurações do tipo endocoroa possam até ser mais vantajosas do que a abordagem convencional, em determinadas circunstâncias.(8, 9) De uma forma simplificada, uma endocoroa consiste numa restauração em peça única constituída por uma coroa que se prolonga pela cavidade de acesso endodôntico até à embocadura dos canais radiculares. É aproveitada a retenção macromecânica das paredes pulpares, e micromecânica proveniente da cimentação adesiva não sendo, assim, necessário recorrer à utilização de espigões.(9, 10, 31)

Além do mais, a facilidade oferecida pela técnica da cera perdida (21) com a qual os médicos dentistas estão familiarizados, aliada à diminuição de etapas laboratoriais e sessões clínicas em presença do paciente, permite economizar o “tempo de cadeira” e eventualmente, baixar os custos ao paciente.(8) Assim sendo, a utilização de endocoroa em dissilicato aparenta ser um processo simplificado e passível de

constituir uma alternativa rotineira aos EFC metálicos na abordagem de dentes posteriores que apresentam elevado grau de destruição coronária.

Nesta área, o desafio prende-se na procura de materiais e técnicas que combinem resistência mecânica suficiente e um nível de translucidez adequado, visando aumentar a durabilidade da restauração, da peça dentária em si e, ao mesmo tempo, obter o resultado estético desejado, não esquecendo a simplificação do trabalho do médico dentista e a comodidade para o paciente.(11, 25, 32)

Objectivos

Esta Monografia de Investigação tem por objectivo demonstrar que o dissilicato de lítio apresenta características físicas, mecânicas, e estéticas que permitem a sua utilização na confecção de restaurações em monobloco sem necessidade de espigão (endocoroa), alternativamente à abordagem com EFC metálicos. Será ainda discutida a possibilidade do dissilicato de lítio poder ser um material constituinte de um espigão convencional, quando as restaurações do tipo endocoroa não estão indicadas.

Serão objecto de análise as propriedades mecânicas e estéticas do dissilicato de lítio, mas não será feita uma caracterização exaustiva, pois a quantidade de variáveis e testes mecânicos possíveis presentes na literatura é virtualmente infinita e foge ao âmbito da área científica da Prótese Fixa.

A discussão desta temática visa a divulgação das potencialidades deste novo material aliado a esta técnica (endocoroa), ainda pouco utilizada, contribuindo para uma abordagem mais simplificada por parte do médico dentista e mais cómoda e económica para o paciente.

Materiais e Métodos

Para a realização deste trabalho de investigação, foi efectuada uma pesquisa bibliográfica na plataforma electrónica NCBI (National Center for Biotechnology Information), utilizando a base de dados PubMed, disponível em:

(<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>)

A pesquisa foi iniciada introduzindo as palavras-chave: *lithium disilicate mechanical properties, metal post and core, ceramic post and core, endocrown*.

Apenas os artigos disponíveis na íntegra, em formato *full text*, foram seleccionados. O acesso à base de dados foi feito através da rede informática da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, permitindo acesso a algumas publicações somente disponíveis a instituições de ensino ou de forma remunerada.

Os resultados foram apresentados por ordem temporal. Foram seleccionadas e analisadas as publicações relevantes, permitindo a recolha de outras referências a partir da pesquisa inicial.

Foi ainda executada uma pesquisa nos sites oficiais de algumas marcas fabricantes de material dentário, com vista à obtenção de estudos recentes ou ensaios laboratoriais relativos à utilização do dissilicato de lítio como espigão. Entre as quais citam-se as marcas 3M Company; DENMAT HOLDINGS LLC, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Ivoclar Vivadent AG.

De acordo com esta metodologia foram, no total, seleccionados cerca de 53 artigos considerados importantes na exploração do tema.

Desenvolvimento

Propriedades da dentina

Muito frequentemente, na abordagem de um dente submetido a TER, deparamo-nos com uma elevada perda da integridade estrutural imposta quer pelo próprio acesso endodôntico, quer pelo próprio processo de cárie.(4, 33) Normalmente, o remanescente dentário é essencialmente constituído por dentina, tecido este que será responsável por dar suporte e retenção a uma possível restauração. O estudo e a compreensão das suas propriedades mecânicas é essencial para a previsibilidade da resposta estrutural aos procedimentos restauradores. (34)

A dentina é um tecido mineralizado, o mais abundante nos dentes, (18) e como tal, é possível avaliar as suas características físicas e mecânicas. Pensa-se que, de entre todas as suas propriedades, as que mais influenciam a resposta estrutural aos materiais restauradores sejam as que estão relacionadas com a sua elasticidade e resistência à fractura.(19)

A elasticidade de um material define-se pela capacidade de alterar a sua forma em consequência a uma força aplicada e retomar a forma inicial após remoção dessa força. Pode ser avaliada através de diversos índices, sendo os mais frequentes o módulo de elasticidade, o módulo de cisalhamento e o índice de Poisson. O índice de elasticidade mais estudado é o módulo de elasticidade ou módulo de Young. Corresponde à relação entre a tensão aplicada e a deformação sofrida por um material, ou seja, este módulo indica a capacidade da dentina em resistir à deflexão. (19)

Nos últimos 50 anos, as propriedades físicas e mecânicas da dentina têm sido alvo de muitos estudos. Kinney et al. em 2003 analisaram estas pesquisas e chegaram a valores médios para algumas das propriedades mais estudadas. A média dos módulos de elasticidade obtidos nestes estudos foi de 13.2 GPa com um desvio padrão de 4.0GPa. Actualmente aceitam-se valores entre os 18 e os 25 GPa, pois os métodos sónicos de medição, utilizados mais recentemente, apresentam melhor fiabilidade.(20)

A dureza de um material é uma propriedade que também é utilizada para caracterizar a capacidade de resistência à deformação elástica, plástica e à destruição. Em física existem diversas formas de calcular dureza e elasticidade dos materiais, mas

para amostras pequenas como sejam os tecidos dentários, estas medições são feitas com base em técnicas de nano-indentação. (19) Existem diferentes índices que caracterizam a dureza, sejam eles: índice de Vickers, índice de Knoop e nano-dureza. (35)

Segundo Wang e Weiner (1998) a dureza da dentina, calculada pelo método de Knoop, apresenta um valor de 60kg/mm² na região imediatamente adjacente ao esmalte, e aumenta rapidamente até aos 70kg/mm² na porção intermédia (dentina primária), e depois volta a baixar à medida que nos aproximamos da polpa, atingindo os 30kg/mm² na região imediatamente adjacente ao tecido pulpar.(19, 20, 35) A porção média da dentina apresenta assim um módulo elástico e uma dureza superior às porções exteriores, facto que deve ser tido em conta aquando das preparações dentárias.

A microestrutura da dentina consiste em microtúbulos que irradiam desde a polpa até à superfície interna do esmalte ou do cimento. Estes microtúbulos encontram-se revestidos de dentina peritubular interligados por dentina intertubular. Ambos os tipos são ricos em colagénio, mas apresentam comportamento mecânico diferente.(20) A dentina peritubular apresenta um módulo de Young de cerca de 40-42 GPa e vai diminuindo gradualmente para 17GPa na dentina intertubular. A diminuição gradativa destes valores é acompanhada do decréscimo da concentração mineral no mesmo sentido.(36)

Relativamente à capacidade de resistência à fractura existem diversos índices que a caracterizam. Os valores de resistência às forças de compressão variam de 275MPa aos 300Mpa, ao passo que os valores relativos à resistência a forças de tensão varia entre os 52Mpa e os 105Mpa e a resistência às forças de cisalhamento varia entre 36Mpa e 147Mpa. Esta discrepância pode dever-se à orientação dos microtúbulos e ao local de onde foi extraída a amostra de dentina.(20)

Os factores intrínsecos que influenciam as propriedades mecânicas da dentina são a sua composição química e a sua microestrutura, nomeadamente a localização, a orientação e densidade dos microtúbulos, a direcção das fibras de colagénio e a variação da concentração mineral. (19, 20)

As propriedades mecânicas da dentina sofrem influência do factor idade. Devido à constante deposição de conteúdo mineral, e conseqüente redução do lúmen tubular, verificam-se alterações nas propriedades mecânicas da dentina: a dureza e o módulo de elasticidade aumentam significativamente na região coronal e cervical em dentes de pacientes idosos.(18, 35)

As medições da dureza e elasticidade da dentina são influenciadas ainda pelo nível de hidratação das amostras. O módulo de elasticidade diminui em média 35% e a dureza 30% quando a dentina está hidratada. A resistência à fractura também se apresenta diminuída mas quando a dentina está desidratada.(34) Além disso verificam-se alterações na composição dos cristais de hidroxiapatite, nos dentes submetidos a TER, causado pela desidratação. (37)

Aparentemente, os dentes submetidos a tratamento endodôntico radical apresentam propriedades mecânicas desfavoráveis relativamente a dentes vitais, apresentando risco de fractura aumentado (3, 18) Outros autores demonstram que há evidência de alterações na dureza, elasticidade e resistência à fractura provocados pela utilização de NaOCl, independentemente do tempo de exposição e da concentração. O NaOCl tem efeitos a nível da matriz orgânica e conteúdo mineral, verificando-se contracção volumétrica da dentina.(38, 39) Por outro lado, Cheron et al. em 2011 concluíram que não há influência significativa na dureza e no módulo de elasticidade da dentina intertubular nos dentes submetidos a TER. (33)

Cerâmicas

Já em 1774, Alexis Duchâteu terá confeccionado uma prótese total em porcelana. Mais recentemente, em 1962, a porcelana foi pela primeira vez utilizada como cerâmica de revestimento para coroas metalo-cerâmicas. Poucos anos mais tarde, núcleos em alumina com revestimento de porcelana foram também descritos por McLean e Hughes (1965).(40)

As cerâmicas utilizadas em Medicina Dentária são caracterizadas pela sua dureza, fragilidade, capacidade de isolamento térmico e eléctrico, e biocompatibilidade. Podem ser divididas em três categorias: cerâmicas vítreas (ex: porcelana feldspática), cerâmicas vítreas reforçadas (ex: leucite e dissilicato de lítio) e policristalinas, ou simplesmente cristalinas (ex: zircónica e alumina). (14) Podem também ser classificadas de acordo com a sua forma de obtenção laboratorial: *heat-pressing*, *copy-milling slip-casting*, *sintering*, *Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacture* (CAD/CAM). (11, 40) Esta revisão aborda essencialmente a técnica *heat pressing*, ou injeção por pressão a altas temperaturas e a técnica CAD/CAM (assistida por computador). Como veremos mais adiante as peças restauradoras em dissilicato de lítio são essencialmente fabricadas por estes dois métodos.

As cerâmicas são compostas por elementos metálicos e não metálicos que se movem livremente quando no estado líquido. Durante o processo de arrefecimento estes elementos podem solidificar de uma forma mais organizada, formando uma estrutura cristalina, ou mais desorganizada formando uma estrutura vítrea amorfa. Quando o arrefecimento é lento formam-se cristais organizados, mas quando é rápido, os átomos orientam-se de forma aleatória dando origem a um vidro. Além disso um cristal pode

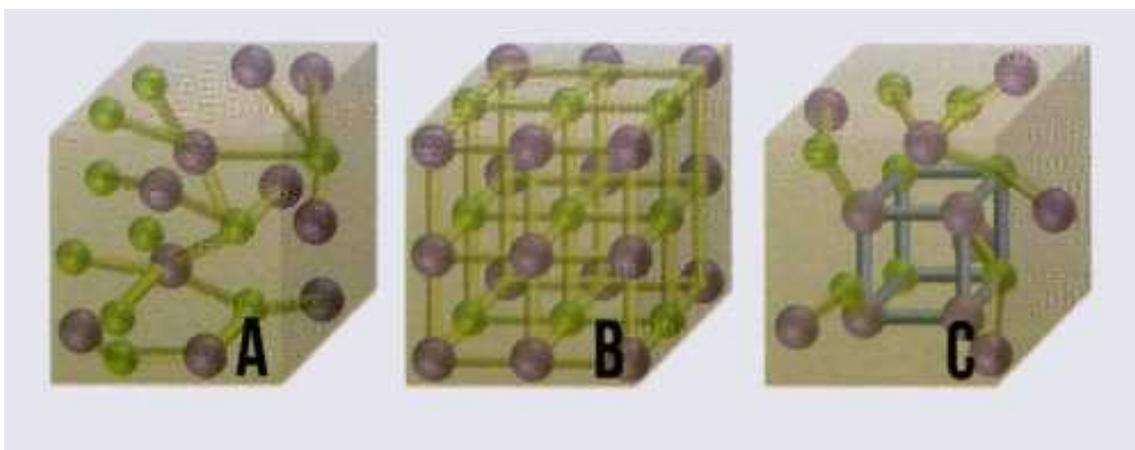


Figura 1 – Representação da microestrutura das cerâmicas: A - vítrea. B - cristalina. C parcialmente cristalina. Adaptado de *Dental ceramics: a current review* (2014).

ser aquecido a posteriori e processado de forma a torná-lo parcialmente vítreo – processo de vitrificação (14) A figura 1 ilustra, de forma simplificada, os diferentes tipos de microestrutura da cerâmica.

De uma forma transversal a todas as cerâmicas, as técnicas de processamento e confecção vão permitir que haja margem para se produzir uma cerâmica mais vítrea, que será naturalmente mais translúcida ou uma cerâmica mais cristalina, mais opaca mas mais resistente. (14). Quer isto dizer que um material com composição muito semelhante, pode apresentar variações consideráveis a nível de características mecânicas finais, consoante a técnica de confecção.(32)

As cerâmicas mais cristalinas apresentam menor incidência à fractura, porque a densidade de átomos é maior. Assim um defeito intrínseco, presente numa cerâmica cristalina submetida a cargas cíclicas, terá de romper mais ligações atômicas por unidade de área do que um defeito que se propaga numa cerâmica vítrea. Por outro lado a baixa densidade atômica possibilita a passagem da luz, aumentando a translucidez do material. (14, 40)

No sentido de mascarar a tonalidade metálica dos espigões fundidos, as cerâmicas passaram não só a ser utilizadas como cerâmica de revestimento como também a constituir o próprio núcleo da coroa, nomeadamente pela utilização de zircónia ou alumina. Ainda assim, a sombra de um espigão falso coto metálico pode continuar visível na região cervical, ou mesmo através da gengiva onde a espessura da cerâmica é reduzida. Com efeito, a cerâmica passou também a ser utilizada como material para espigão falso coto. A tonalidade final da restauração será influenciada pela reflexão da luz que atravessa a cerâmica de revestimento e que é reflectida novamente ao exterior a partir do núcleo da coroa ou do EFC. (11)

A alumina e a zircónia pertencem ao grupo das cerâmicas policristalinas. Os átomos de zircónia e alumina agrupam-se ao oxigénio em padrões cristalinos específicos. Assim sendo estes materiais são o grupo das cerâmicas mais opacas e mais resistentes utilizadas em medicina dentária.(14)

Devido à elevada opacidade das cerâmicas à base de zircónia ou de alumina (16) estas são frequentemente recobertas com porcelanas feldspáticas para se conseguir alguma translucidez e um resultado minimamente estético em coroas totais. Por outro lado, materiais como o dissilicato de lítio, conseguem atingir bons níveis de translucidez apenas através de um adequado acabamento final, possibilitando a sua utilização em

monobloco. Quer isto dizer que o núcleo e o revestimento podem ser confeccionados numa peça única.(32)

O elevado módulo elástico da alumina impõe uma distribuição de forças muito concentrada em determinados locais, ao nível da interface núcleo-dentina, e cimento-dentina.(3) Mesmo a utilização de cimentos com baixo módulo de elasticidade não é suficiente para conseguir a dissipação destas forças.(41) A utilização de materiais com módulos de elasticidade mais aproximados dos da dentina permitirá uma distribuição de forças mais homogénea a nível da dentina. (1, 3)

O desenvolvimento do CAD/CAM, a partir dos anos 80, permitiu a automação dos procedimentos de fabricação de elementos protéticos cerâmicos, com uma elevada qualidade, num curto período de tempo. Contudo este sistema, baseado em fresas guiadas por computador, pode apresentar algumas desvantagens ao nível de acabamento marginal, onde haja necessidade de produzir ângulos vivos ou zonas de menor espessura. Estão descritas fendas marginais de 100um em coroas, que são origem da degradação dos cimentos utilizados e de microinfiltrações. Estes efeitos, além de levarem à perda da restauração, podem levar a alterações de cor e mesmo conduzir à reincidência de cáries.(42)

As cerâmicas injectáveis por pressão apresentam algumas vantagens relativamente a outras técnicas (40), nomeadamente: a facilidade de confecção; o grau de exactidão e precisão das peças produzidas; um adequado nível de translucidez; a reprodução precisa do modelo de cera, um bom acabamento marginal, e baixa porosidade. (25, 43) Esta técnica consiste na aplicação de pressão no bloco cerâmico contra um molde a elevadas temperaturas para obter sinterização do material.(11) Esta pressão evita a persistência de poros, a formação de grãos cristalinos de tamanho elevado, e cristalização secundária.(40)

Sendo o dissilicato de lítio uma cerâmica passível de ser fabricada através da injeção por pressão, seria possível tirar partido das vantagens da técnica na confecção de um EFC em dissilicato de lítio. Quer isto dizer que seria possível obter um espigão com uma adaptação marginal equivalente à de um EFC fundido, conseguido numa cerâmica translúcida. Para isso é necessário também fazer uma avaliação as suas propriedades mecânicas.

Dissilicato de lítio

O dissilicato de lítio foi classificado por Stookey, em 1959, como um material pertencente ao grupo das cerâmicas vítreas, sendo a partir daí objecto de estudo. (27) Este material pertence ao grupo das cerâmicas vítreas reforçadas porque apresenta uma grande concentração de cristais envolvidos numa matriz vítrea, o que reforça todo o material. (14, 29)

O dissilicato de lítio injectável surgiu em 1998 com o nome comercial IPS Empress® 2.(21, 44) Apresentava uma maior resistência mecânica relativamente ao seu antecessor IPS Empress®, cujo cristal era a leucite. O Empress® 2 estava indicado para incrustações, coroas de revestimento parcial, revestimento de coroas



Figura 2 - e.max CAD® e e.max Press®, Ivoclar Vivadent. Fonte: <http://www.ivoclarvivadent.com>

unitárias e de próteses parciais fixas até 3 elementos, na região anterior.(21) Este material foi reformulado dando origem ao IPS e.max, um material patenteado pela Ivoclar Vivadent, existindo duas variantes que serão evidenciadas ao longo deste trabalho: e.max Press® e e.max CAD®. (44)

O e.max Press® consiste num cristal de dissilicato de lítio em forma de agulha, com cerca de 3-6µm constituindo 70% da sua composição e cerca de 30% de sílica amorfa. A outra variante, o e.max CAD®, encontra-se parcialmente cristalinizada para permitir a maquinação no sistema CAD/CAM, sofrendo depois um processamento a altas temperaturas, que lhe confere a resistência final.(29)

O dissilicato de lítio é um material anisotrópico, ou seja é um material cujas suas propriedades físicas variam de acordo com o eixo em que são medidas, relativamente à orientação dos seus cristais. O alinhamento destes cristais pode ser definido pelo processo de fabricação. Estas considerações são importantes porque será possível obter uma orientação favorável de acordo com o tipo de peça que se está a confeccionar, pois sabe-se que este material é muito mais resistente às cargas e à propagação de defeitos intrínsecos no sentido perpendicular ao eixo dos cristais.(24, 45)

A cerâmica vítrea, apesar de mais estética, encontra-se limitada devido à sua fragilidade, à reduzida resistência às forças tensão, e à reduzida resistência à propagação de falhas ou defeitos intrínsecos. (32) Para que uma restauração cerâmica seja bem-sucedida terá de apresentar durabilidade em meio oral, ser estética, e apresentar resistência às forças mastigatórias e ao desgaste.(23) Actualmente o dissilicato de lítio, uma cerâmica vítrea reforçada, aparenta satisfazer estes requisitos, sendo um material que combina vantagens tanto das cerâmicas cristalinas como das vítreas.

Os materiais cerâmicos são materiais frágeis e sensíveis às forças de tensão. (45) Muitos métodos são utilizados para avaliar as propriedades físicas das cerâmicas. Estão descritos testes de resistência à flexão em 3 pontos, em 4 pontos, o teste biaxial, resistência às forças de cisalhamento, testes de fadiga e testes de resistência à propagação de microfissuras, entre outros. A grande diversidade de tipos de testes mecânicos, e a variabilidade de condições em que são efectuados geram alguma confusão na interpretação dos resultados. (32)

Módulo de elasticidade

As propriedades elásticas do dissilicato de lítio em estado puro não foram ainda estudadas. Contudo existem estudos em amostras de cerâmica vítrea com cerca de 60% de dissilicato de lítio.(27)

O módulo de elasticidade de um material, traduz-se na capacidade de resistência à deformação, quando forças de tensão ou compressão são aplicadas. A interpretação deste módulo indica a quantidade de deformação reversível após aplicação de uma força. A proporção entre deformação axial e deformação lateral (perpendicular à direcção da força) dão origem ao Coeficiente de Poisson.(25)

Na literatura o módulo de elasticidade das cerâmicas varia entre os 65 Gpa, para as cerâmicas vítreas, e os 250Gpa, para a alumina e zircónia.(46) Para as ligas metálicas Co-Cr (cromo-cobalto) rondam os 170Gpa, o aço inoxidável ronda os 200 Gpa e o titânio ronda os 120 Gpa.(17) As ligas de ouro rondam os 90Gpa. (10) O dissilicato de lítio apresenta valores na ordem dos 95-105Gpa, (29, 46) como se pode verificar na tabela 1.

A influência do módulo de elasticidade no comportamento de espigões tem sido amplamente abordada na literatura. Num espigão, um módulo de elasticidade elevado está associado ao elevado risco de fracturas irrecuperáveis da raiz. (3, 8) Por outro lado um espigão com um módulo de elasticidade muito baixo, pode permitir uma deflexão

excessiva da restauração. Esta deflexão leva à perda de integridade marginal, causando infiltrações e contaminação e possível reinfecção do canal. (10, 17)

Visto que o dissilicato de lítio apresenta um módulo de elasticidade mais baixo, é de esperar que ao ser utilizado como espigão apresente diminuição do risco de fracturas radiculares comparativamente aos espigões de zircónia ou de alumina. Contudo o módulo de elasticidade ideal para um espigão ainda continua uma questão muito controversa.(10)

Material properties of dental ceramics		
Material	E^a (GPa)	K_{Ic}^b (MPa m ^{1/2})
Zirconia, 2 mol% yttria, isost. Pressed and sintered, grain size ~0.6 μ m	210	4.9 (0.2) SEPB
Glass-infused alumina. ~69% dry-pressed alumina matrix, grain size ~2 μ m	249.9	3.1 (0.2) SEPB
Glass-ceramic, ~60% vol. Crystallinity lithium disilicate cryst. Up to 5 μ m	104	2.8 (0.3) SEVNB

^a Accurate to the nearest significant figure.

^b Standard deviation in parenthesis, $n = 5$ samples of each material.

Tabela 1 – Módulo elástico (E) e tenacidade à fractura (K_{IC}) das cerâmicas cristalinas –zircónia e alumina- e cerâmicas vítreas reforçadas – dissilicato de lítio
Adaptado de *Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics*.

Tenacidade à fractura

Na literatura, as cerâmicas estão descritas como sendo materiais frágeis ou quebradiços. (40, 47) Quer isto dizer que elas fracturam quase sem sofrerem deformação.(14) Este tipo de resposta deve-se à presença de defeitos intrínsecos na microestrutura do material, causados durante o processo de fabrico.(47) Estes defeitos são microscópicos, mas vão-se propagando à medida que as forças são aplicadas. A capacidade de resistência à propagação destes defeitos é denominada de tenacidade à fractura.(48)

Estes defeitos ou falhas estruturais desenvolvem-se nas cerâmicas devido a diferenças entre os coeficientes de expansão dos cristais e da matriz vítrea, durante o processo de arrefecimento.(40) A resistência de qualquer cerâmica depende do tamanho e da quantidade de falhas preexistentes. (32) O valor da tenacidade à fractura (K_{IC}) é definido pela quantidade de força necessária para que uma falha pré-existente comece a propagar-se, ou seja, indica a capacidade de resistência à propagação de microfissuras.

É uma propriedade que tem ganho alguma importância pois é mais preditiva do comportamento clínico do que os valores de resistência à flexão.(24) Ainda assim, o efeito da propagação de fissuras está aumentado quando as cerâmicas são expostas a ambientes aquosos. (48)

Os valores de tenacidade à fractura variam de acordo com a temperatura a que se encontram, podendo variar entre os 10 e os 50 MPa m^{1/2}. As cerâmicas raramente ultrapassam valores acima dos 5 MPa m^{1/2} (46) Apesar das cerâmicas apresentarem valores relativamente elevados de resistência à flexão, as cargas cíclicas vão promover a propagação lenta de defeitos intrínsecos do material.(24)

Wang et al 2013, mediram este parâmetro no e.max Press® e encontraram valores na ordem dos 1.16 MPa m^{1/2} e 1.87 MPa m^{1/2} consoante a direcção de medição. Esta diferença deve-se à anisotropia do material. A técnica de injeção por pressão a altas temperaturas determina a orientação dos cristais. Os defeitos intrínsecos do material têm mais dificuldade em propagar-se na direcção perpendicular à orientação dos cristais.(24)

Como já foi referido o processo de fabrico do e.max Press® difere do e.max CAD®, o que permite a este último obter melhores resultados. Pollington et al. apresentaram valores de 3.3+/-0.8 MPa m^{1/2} para o e.max CAD®.(23)

Resistência à Fadiga

Como já foi referido, as cargas cíclicas impostas em meio oral, são causa da deterioração das características mecânicas das cerâmicas.

A maioria das propriedades mecânicas tais como módulo elástico, resistência à flexão, e tenacidade à fractura são avaliados pela maioria dos estudos, aplicando cargas estáticas. As cerâmicas são conhecidas por serem susceptíveis à fadiga e por isso todos os estudos deveriam ter em conta o efeito das cargas cíclicas na medição das outras propriedades.(49)

Recentemente Belli et al. 2014 testaram a capacidade de resistência à fadiga do e.max Press® e do ZirCAD®. Calcularam a resistência à flexão antes e depois da aplicação de ciclos de carga (10.000 ciclos a 0.5Hz). A zircónia (ZirCAD®) apresentou os valores de resistência inicial e final mais elevados: 768Mpa e 440Mpa respectivamente. O e.max Press® obteve uma resistência inicial de 288.38MPa e final de 202.78MPa. Apesar da zircónia conseguir os valores mais elevados de forma absoluta, apresentou um decréscimo de cerca de 43% ao passo que o dissilicato de lítio

mostrou ser o material mais estável com uma redução de apenas 29.4%. Assim sendo o dissilicato de lítio aparenta ser menos susceptível à fadiga.(49)

Wang et al. 2013 foram investigar a influência das cargas cíclicas nas propriedades mecânicas da zircónia e do dissilicato de lítio injectável (e.max Press®). Foram testados os dois sistemas: e.max Press® e o sistema Lava Zirconia® (Ivoclar Vivadent). Após aplicação de 2 milhões de ciclos verificaram que o módulo de elasticidade e a dureza não apresentaram diminuição significativa em nenhum dos sistemas. Porém verificou-se uma diminuição na tenacidade à fractura para o e.max Press®.(24)

Resistência à flexão

O módulo de Weibull representa uma medida da distribuição estatística da resistência à flexão de um material. Cerâmicas com um baixo módulo apresentam menos fiabilidade, uma curva de distribuição inconsistente, com resultados amplamente distribuídos. Por outro lado se o módulo for elevado, significa que existe mais consistência de resultados, menos variação entre amostras e maior consistência do material.(23, 32, 47)

De entre vários métodos, o melhor método de medição da capacidade de resistência à flexão nas cerâmicas dentárias é o teste de resistência biaxial, pois elimina erros causados por defeitos ou falhas nas margens da amostra, muito frequentes em amostras pequenas.(25, 32, 40)

Drummond et al. comparou este parâmetro entre alguns tipos de cerâmicas: as feldspáticas tradicionais, as cerâmicas reforçadas com leucite, e as cerâmicas reforçadas com dissilicato de lítio. A cerâmica à base de dissilicato de lítio apresentou os valores mais elevados, cerca de 191-205Mpa, praticamente o dobro dos valores encontrados para os restantes grupos (67-99Mpa).(48)

Num teste de resistência à flexão biaxial, o Empress 2® (contem cerca de 60% de dissilicato de lítio na sua composição) obteve resultados de 407MPa no teste de resistência à flexão biaxial, muito superiores ao IPS Empress® (cujo conteúdo cristalino é a leucite) com apenas 175Mpa. Esta resistência elevada comparativamente com a leucite deve-se à natureza e à quantidade do conteúdo cristalino presente no Empress 2®.(25)

Lin et al. aplicaram o teste biaxial na medição da resistência à flexão do e.max Press®, do e.max CAD®, e do e.max ZirCAD®. Obtiveram valores de resistência na

ordem dos 300-400 MPa para os dois primeiros e na ordem dos 1000MPa para a cerâmica à base de zircónia, apontando para a superioridade das cerâmicas cristalinas, no que concerne à resistência à flexão.

Muitos factores podem influenciar os valores obtidos nos mais diversos testes: o método de teste escolhido, a dimensão da amostra, as condições e o ambiente em que é testado, o processo de polimento, e a área da amostra submetida às forças aplicadas.(25) Como já foi referido, este parâmetro deverá ser medido conjuntamente com a aplicação de cargas cíclicas uma vez que o seu valor altera-se significativamente com a fadiga. Após aplicação de cargas cíclicas estes valores sofrem diminuição comparativamente à aplicação de forças estáticas, havendo uma diminuição na ordem dos 15-60% dos valores de resistência à flexão.(48)

A grande diversidade de tipos de testes mecânicos, e a variabilidade de condições em que são efectuados geram alguma confusão na interpretação dos resultados. (32) As propriedades mecânicas testadas na literatura devem apenas constituir uma referência nas indicações de utilização dos materiais, porque apresentam limitações na previsão do resultado clínico. (46)

A zircónia e a alumina, cerâmicas cristalinas, estão indicadas na confecção de infra-estruturas para próteses parciais fixas, e na confecção de outros elementos como espigões falso coto, pela técnica CAD/CAM. (47) O dissilicato de lítio já é também indicado na confecção de infra-estruturas para pontes de até 3 elementos, tal como as cerâmicas cristalinas. Tendo em conta as considerações anteriores e a análise às propriedades mecânicas, é muito plausível sugerir que o dissilicato de lítio também represente uma alternativa às cerâmicas puramente cristalinas e ao metal na confecção de espigões falso coto.

Embora esta possibilidade ainda não tenha sido descrita na literatura, surge uma nova abordagem aproveitando todas as características do dissilicato de lítio associado a uma técnica de reconstrução relativamente recente e ainda pouco divulgada. Em Dezembro de 2013, Biacchi & Basting descrevem a utilização do dissilicato de lítio como material ideal na reabilitação de dentes posteriores através de uma restauração em monobloco, sem necessidade de espigão, chamada de endocoroa.(12, 30) A utilização do dissilicato de lítio em associação com a técnica endocoroa parece ser uma alternativa bastante viável à abordagem típica com Espigões Falso Coto e coroa em peças separadas.

Endocoroa

A restauração em monobloco sem espigão foi descrita pela primeira vez em 1995 por Pissis, e em 1999 por Bindl & Mormann que batizaram a técnica com o nome de endocoroa.(12) Com reservas aos dentes anteriores e aos pré-molares, as endocoroas encontram-se, na literatura, indicadas no restauro de molares submetidos a TER. (9, 50)

A restauração de dentes submetidos a TER é logo à partida comprometida pela elevada destruição causada pela abertura da cavidade de acesso, pois a remoção de tecido dentinário aumenta o risco de fractura, embora seja uma relação causa-efeito ainda muito controversa entre os autores. (8, 17)

Numa perspectiva inicial acreditava-se que os espigões poderiam ter o efeito de reforçar a estrutura dentária remanescente. (50) Actualmente, uma grande maioria dos autores conclui que o espigão não reforça a estrutura dentária, apenas assegura a retenção da restauração.(9, 50) Pelo contrário muitos autores defendem mesmo que a utilização de espigão poderá aumentar a susceptibilidade à fractura. (3, 17)

Nos dentes posteriores, as forças actuantes são essencialmente de natureza compressiva, e exercidas em direcção axial. Por outro lado, o comprimento de um espigão será um factor de maior importância quando se tratarem de dentes anteriores, uma vez que as forças são aplicadas transversalmente.(3, 8) A biomecânica dos dentes anteriores é diferente da dos molares. As forças mastigatórias são aplicadas de forma oblíqua às cúspides o que causa alavancagem da restauração. O braço de alavanca nos molares (cerca de 10,5 mm) é maior do que nos incisivos (6-7mm). De acordo com as leis do equilíbrio, forças mais leves são registadas nas restaurações dos molares. A área média da superfície de contacto entre a endocoroa e o dente molar é cerca de 60mm², o dobro da verificada nos incisivos (30mm²). Assim sendo ainda não é recomendável o restauro de dentes anteriores com endocoroas. (9)

Durante muito tempo, a aproximação com espigão retido de forma mecânica exigia uma profundidade de inserção de cerca de $\frac{3}{4}$ do comprimento da raiz. Alguns autores verificaram que não existem efeitos nefastos ao diminuir o comprimento do espigão, tendo como vantagem o não comprometimento do selamento apical.(8) Por outro lado, Jindal et al (2013) testaram o efeito da variação do comprimento de diversos tipos de espigões (5 e 10mm) em diversos materiais: titânio, fibra de vidro, metal fundido e aço inoxidável. Foram utilizados somente dentes anteriores, e concluíram que

o aumento do comprimento do espigão de uma forma geral se traduziu num aumento da resistência à fractura aquando da aplicação de forças a 135°, relativamente ao maior eixo do dente, e quando um aro mínimo de 2mm está presente.(17)

É do consenso geral que a utilização de espigões não é por si só suficiente para garantir a retenção e a estabilidade de uma restauração, particularmente no caso dos dentes posteriores que apresentam um elevado nível de destruição. A presença de um núcleo unido ao espigão não só dá estabilidade através do seu efeito anti-rotacional como também aumenta a retenção proveniente das paredes pulpares.(12) Foi descrito que a quantidade remanescente de dentina saudável que permita obter efeito de aro - mínimo de 2mm - tem um maior impacto no que concerne à resistência à fractura do que o próprio comprimento do espigão. (51, 52)

O efeito de aro, ou efeito de anel, denominado na literatura como “ferrule effect” tem uma grande influência no que diz respeito à resistência à fractura. O aro funciona como uma banda que envolve a dentina residual. Este aro permite a distribuição e dissipação das forças. (52) Com o efeito de aro conseguido, as forças são distribuídas à superfície externa do terço coronal da raiz, sendo que uma fractura nesse local tem maior possibilidade de ser reparada.(8) A preparação de uma coroa com simplesmente 1mm de extensão de dentina coronal duplica a capacidade de resistência à fractura. (6)

À medida que as propriedades físicas (nomeadamente o módulo elástico de um material) aumentam, a força transmitida tende a concentrar-se num determinado local e a sua magnitude aumenta, criando zonas de stresse mecânico.(17) Os materiais com elevado módulo de elasticidade afectam significativamente o comportamento biomecânico da peça dentária. Por outro lado os materiais com propriedades mecânicas sobreponíveis às da dentina melhoram significativamente o comportamento mecânico, pela redução da concentração de forças em áreas localizadas. (3) Os espigões metálicos estão fortemente conotados com um elevado risco de fractura. (8) O material restaurador deverá, deste modo, ter características mecânicas semelhantes às da dentina. (3, 17)

Já em 2014, Ramirez-Sebastia et al., foram avaliar os valores de resistência à fractura após aplicação de cargas cíclicas em grupos de dentes anteriores restaurados com espigões de fibra de vidro com 10mm e 5mm de comprimento envolvidos em núcleos de resina e coroa cerâmica e endocoroas totalmente em cerâmica. Todos os dentes apresentavam um anel de 2mm. Concluíram que não há diferença significativa nos valores de resistência à fractura. No entanto analisando os valores absolutos, o

grupo das endocoroas apresentou os valores mais elevados. Relativamente ao padrão de fractura o grupo que apresentou maior número de fracturas irrecuperáveis da raiz foi precisamente o grupo tratado com espigões mais compridos (10mm), seguido do grupo tratado com espigões de 5mm e finalmente o grupo restaurado com endocoroa. Assim sendo, o aumento do comprimento do espigão não aumentou a resitência à fractura. Pode concluir-se que a endocoroa pode ser utilizada em dentes anteriores, desde que existam 2mm de dentina que permitam o efeito de anel. (8)

Forberger and Gohring (10) verificaram que após aplicação de cargas mastigatórias, um espigão mais rígido (elevado modulo de elasticidade) parece ser mais eficiente na manutenção da integridade marginal, após aplicação de ciclos de cargas termomecânicas. Por outro lado, verifica-se uma maior propensão à fractura com espigões mais rígidos. Estes autores também avaliaram o padrão de fractura depois de aplicarem o teste de resitência à fractura. O tipo de falha pode ser observado nos diferentes grupos. Na figura 2 observam-se linhas que representam linhas de fractura em que houve separação completa dos fragmentos, e setas que indicam linhas de fractura sem separação. A numeração indica a quantidade de amostras afectadas em cada grupo. (n=8 – por grupo)

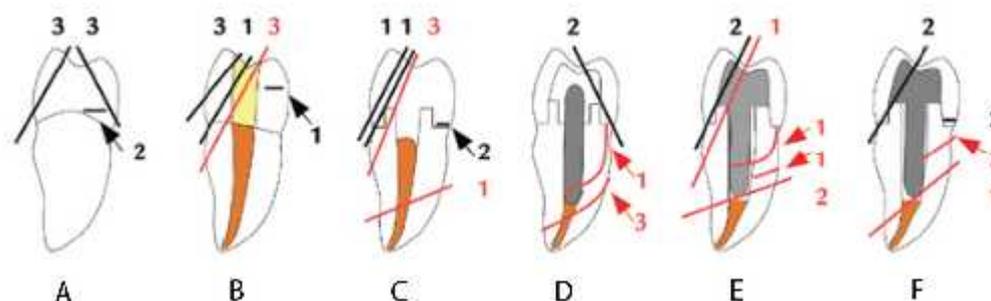


Figura 2 – O grupo A corresponde ao grupo controle, dente não tratado; B corresponde a uma incrustação em compósito; C corresponde a uma endocoroa em dissilicato de lítio; D corresponde a um espigão em fibra de vidro, com núcleo de resina; E corresponde a um espigão falso coto em zircónia; F corresponde a um espigão falso coto em ouro. Todas as coroas foram fabricadas em dissilicato de lítio

Adaptado de *Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns.*

Dejak et al (2013), simularam, em computador, as cargas mastigatórias exercidas na dentina em 3 grupos de restaurações. Verificou-se que os dentes restaurados com endocoroa cerâmica estão menos sujeitos ao stress causado pela mastigação. O valor mais baixo corresponde ao grupo das endocoroas, seguido das coroas cerâmicas retidas

com espigões de fibra e das retidas com espigões de metal fundido. Assim sendo é possível afirmar que o facto de se verificarem valores de stresse mais baixos com a utilização da endocoroa, esta técnica poderá ter um efeito positivo no reforço e na conservação da estrutura dentária remanescente.(9) Também outros investigadores, em análises de elementos finitos (simulação computadorizada), verificaram que há um decrescimo de até 50% nas forças de stresse exercidas na dentina, com a utilização de endocoroa.(1, 31, 53)

Biacchi & Basting (2011) avaliaram a a resistência à fractura em dois grupos de molares. O primeiro grupo recebeu um espigão de fibra, com um núcleo de resina e uma coroa em e.max Press®. O segundo grupo recebeu uma restauração do tipo endocoroa em e.max Press®, como se pode observar em esquema na figura 3.

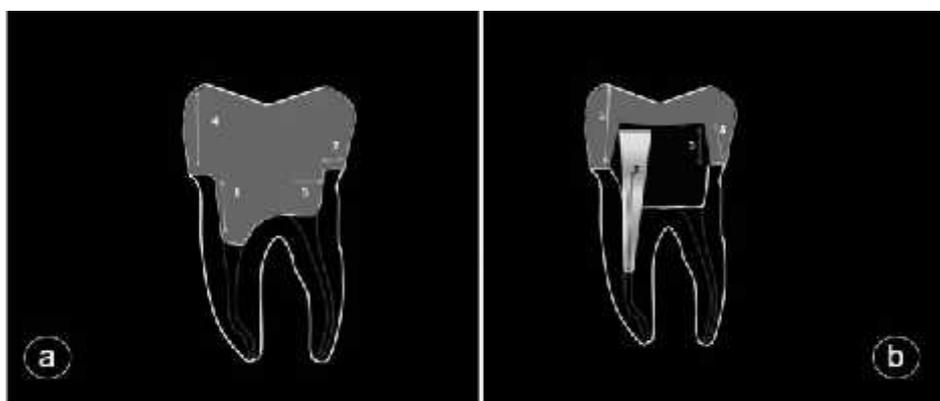


Figura 4 – Representação esquemática das preparações a) endocrown b) coroa convencional com espigão de fibra e núcleo de resina.

Adaptado de *The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars*.

As forças foram aplicadas a cerca de 135° com o maior eixo do dente, até ocorrer a fractura. Os autores determinaram que os valores médios de fractura rondaram os 675Mpa para o grupo a) e 470Mpa para o grupo b). Relativamente ao padrão de falha, ocorreram 90% de descimentações e 10% apenas apresentaram fractura da raiz no grupo a). No grupo das coroas convencionais b), 80% das falhas representam fratura da raiz.(30) Outros estudos apontam que esta vantagem é ainda mais evidente após os testes de resistência à fadiga. (1)

O surgimento das cerâmicas condicionáveis veio possibilitar a reconstrução de dentes submetidos a TER com a utilização de endocoroas. A cimentação adesiva de uma cerâmica vítrea requer ataque ácido, silanização, aplicação do *bonding*, e o tratamento adequado da superfície de dentina (9) Actualmente é possível confeccionar incrustações, coroas de revestimento parcial, e endocoroas sem recorrer ao uso de

espigão, aproveitando retenção oferecida pelas paredes da câmara pulpar de duas maneiras: a retenção macromecânica e a microrretenção adesiva. (10) A grande vantagem da cimentação adesiva é o facto da macrorretenção mecânica deixar de ser a forma de retenção primária, permitindo poupar na área de preparação. Além disso a cimentação adesiva consolida a estrutura dentária enfraquecida e aumenta a resistência à fractura de toda a restauração. (9, 31, 50)

As restaurações adesivas, nomeadamente quando utilizadas com elementos cerâmicos, apresentam resultados positivos no que concerne à sua durabilidade. Um estudo de 2011 observou que a cimentação convencional apenas suporta 57% da carga comparativamente à carga suportada por uma restauração adesiva.

A preparação de um molar para um sistema convencional de retenção com espigão envolve o alargamento de canais radiculares, que frequentemente apresentam irregularidades anatómicas desfavoráveis. O seu diâmetro reduzido, a curvatura, e a angulação da raiz em relação à coroa são determinantes que podem impedir a colocação de um espigão ou então levar a uma preparação pouco funcional do ponto de vista mecânico. (9) Assim sendo a utilização da endocoroa pode diminuir o risco à fractura associado à perda de tecido pela preparação do canal (33), e evitar os riscos de perfuração radicular.(1, 39, 50)

Em contrapartida, a preparação para uma endocoroa é mais conservadora e consiste na criação de uma margem cervical aplanada e orientada com o plano oclusal e de uma cavidade retentiva dentro da camara pulpar, que garanta estabilidade e retenção da restauração através de cimentação adesiva. (50) A endocoroa apresenta ainda outra vantagem inerente à sua configuração estrutural: há uma diminuição da área total de superfícies de contacto, o que permite aumentar a espessura de cerâmica oclusal comparativamente a uma coroa convencional, aumentando a resistência à fractura na peça cerâmica.(1)

Em 2008 Lander et al., reportaram um caso clínico envolvendo a utilização do dissilicato de lítio (Empress2®) na confecção de uma endocoroa. (50) Num estudo mais recente (2013), Biacchi e Basting (12) descreveram a utilização do dissilicato de lítio (e.max Press®) na confecção de uma endocoroa num molar mandibular severamente destruído após acompanhamento clínico do caso, durante 3 anos. O dente apresentava tratamento endodôntico radical e um elevado nível de destruição coronária, provocada, por factura prévia. Foi efectuada uma alteração à técnica de preparação convencional

para endocoroa devido à extensão da destruição. Foi preparado um chanfro nas margens cervicais por vestibular com vista a obtenção de melhor superfície para adesão.

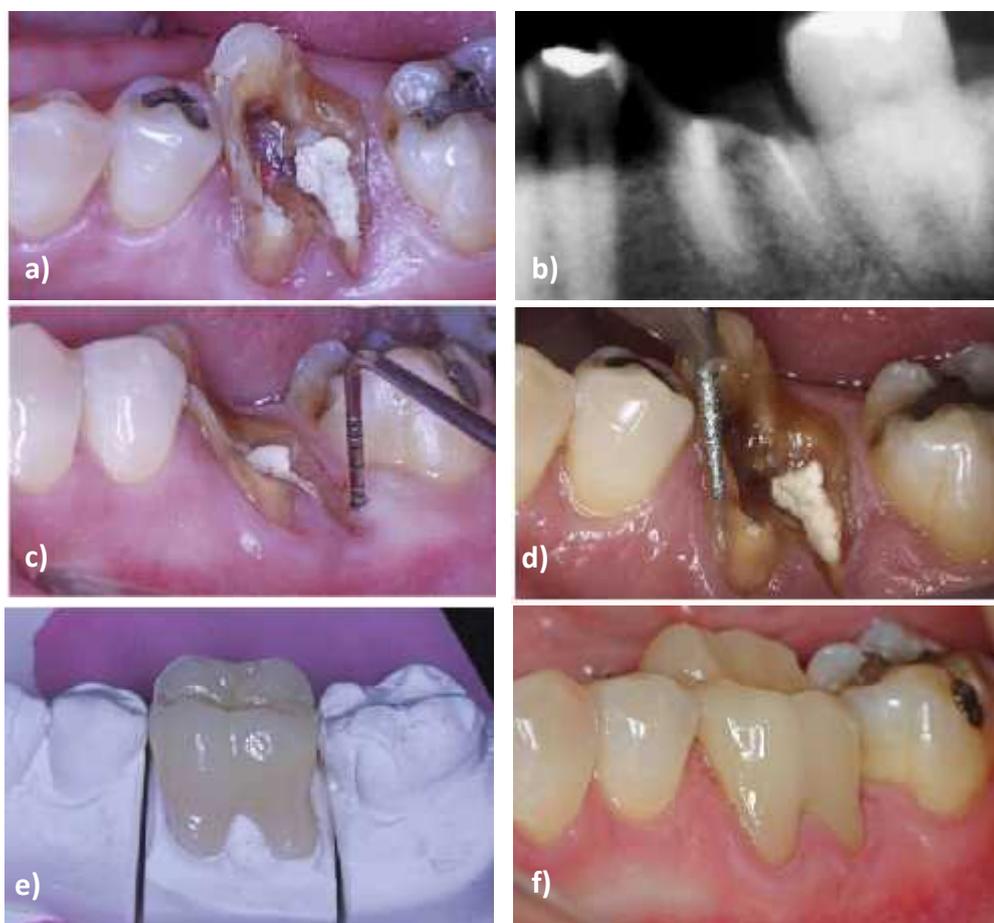


Figura 4 – a) Apresentação inicial b) radiografia inicial, c) e d) preparação dentária para endocrown e) confecção da coroa f) apresentação clínica após 3 anos
Adaptado de *The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars.*

Este caso não segue a técnica convencional de preparação porque não foram conservadas margens cervicais em esmalte. Contudo, a preservação de uma parede lingual e a possibilidade de cimentação adesiva foram factores levados em consideração pelos autores, e parecem determinantes no sucesso desta restauração.

A técnica correcta de preparação encontra-se descrita nas páginas seguintes.

Protocolo da preparação dentária para endocoroa

1. Preparação oclusal

Deve começar-se por efectuar uma redução da superfície oclusal de, pelo menos 2mm em direcção axial, para permitir uma espessura adequada de cerâmica. Esta redução deve ser feita com brocas cilíndricas de espessura reduzida com 2mm de comprimento. Em seguida deverá ser usada uma broca diamantada em forma de disco para completar o desgaste. Este disco deverá estar orientado com o maior eixo do dente, paralelamente ao plano oclusal. O desgaste deverá resultar numa superfície aplanada e paralela ao plano oclusal. A margem cervical deverá ser supragengival, mas em caso de necessidade clínica ou estética poderá ser justa-gengival. As diferenças na altura da margem cervical em toda a volta deverão ser amaciadas evitando declives superiores a 60° ou mesmo degraus.



Figura 3 - Preparação dos sulcos com profundidade mínima de 2mm
Adaptado de: *The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars*



Figura 4 – Preparação da margem cervical com broca circular
Adaptado de: *The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars*

2. Preparação Axial

O objectivo da preparação axial é eliminar as irregularidades das paredes pulpares. Para o efeito, utiliza-se uma broca tronco-cónica com uma convergência de 7° de forma a criar continuidade entre as paredes da câmara pulpar e a cavidade de acesso endodôntico. Com a broca orientada axialmente a preparação é executada de forma controlada sem exercer muita pressão nas paredes pulpares e sem atingir o solo camarário. Deverá ser efectuada a menor redução possível evitando diminuir a espessura das paredes. A profundidade da preparação deverá ser no mínimo de 3mm.



Figura 5 – Preparação axial com broca tronco-cónica.
Adaptado de: *The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars*

3. Polimento da banda cervical

A broca utilizada é semelhante à utilizada no preparo axial, mas com um maior diâmetro, e com um menor grão, uma vez que o objectivo é fazer um polimento desta zona. A utilização desta broca deverá respeitar o preparo oclusal feito anteriormente objectivando a obtenção de uma superfície lisa e polida. A margem cervical deverá apresentar-se como uma linha cortante e bem definida.



Figura 6 – Polimento da margem cervical
Adaptado de: *The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars*



Figura 7 – Margem cervical antes do polimento A e depois do polimento B. Adaptado de: *The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars*

4. Preparação do fundo da cavidade

Deverá ser removida a gutta-percha da entrada dos canais até uma profundidade máxima de 2mm para tirar partido da anatomia e da retentividade do pavimento da câmara pulpar. Deverá ser utilizada uma broca não abrasiva por forma a evitar a remoção de dentina, e manter íntegra a entrada dos canais.

Antes da colagem, poderá ser feita uma limpeza cuidadosa do fundo e do interior da câmara pulpar com ultrassons, sem recorrer a instrumentos abrasivos

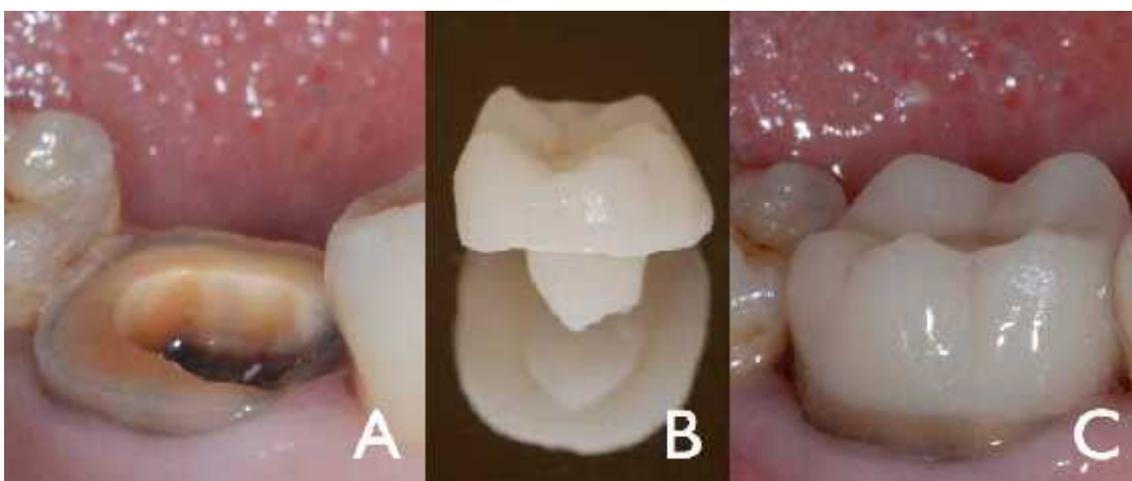


Figura 8 – A- dente preparado B- endocrown C- resultado final após colagem
Adaptado de: *The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars*

Conclusões

Em teoria, o dissilicato de lítio apresenta propriedades mecânicas que as compatibilizam com as de um material ideal na confecção de Espigões Falso Coto.

O seu módulo de elasticidade mais baixo do que a generalidade das ligas metálicas, e do que as cerâmicas cristalinas, será um bom indicador da possibilidade da sua utilização como material na confecção de EFC. Esta característica permitirá reduzir o risco de fracturas associado aos materiais com módulos elásticos elevados. Por outro lado o módulo de elasticidade do dissilicato de lítio não é tão baixo como o dos espigões pré-fabricados em fibra, que apesar de apresentarem melhorias no risco de fractura, apresentam desvantagens; um baixo módulo elástico vai permitir a deflexão do espigão e a mobilidade da coroa promovendo a descimentação, microinfiltração marginal, recorrência de cárie, contaminação do canal e eventual perda da restauração. Do mesmo modo, a capacidade de resistência à flexão e à fadiga, e a capacidade de resistência à propagação de defeitos intrínsecos situam-se em intervalos comparáveis com outros materiais utilizados actualmente em espigões e não foram encontradas contra-indicações à sua utilização sob ponto de vista mecânico.

O dissilicato de lítio é uma cerâmica vítrea reforçada e apresenta bons níveis de translucidez. Combinando esta característica com as propriedades mecânicas favoráveis podemos sugerir que seja utilizado como material alternativo ao metal na confecção de EFC, onde o requisito estético seja máximo. Este material apresenta níveis de translucidez que nenhum outro material constituinte de EFC apresenta actualmente.

A possibilidade de confecção da peça restauradora, pela técnica de injeção à pressão (e.max Press®) ou pelo sistema CAD/CAM (e.max CAD®), permite que este material seja utilizado pelo método da cera perdida, com a qual o Médico Dentista se encontra familiarizado. Além disso a automação do processo, e a simplicidade laboratorial são pontos a favor da sua utilização. A precisão associada à técnica de injeção permite que se consiga níveis de adaptação marginal semelhantes à dos EFC fundidos.

Apesar de não terem sido encontradas referências relativas à utilização do dissilicato de lítio na confecção de espigões falso coto, este estudo teórico aponta para a possibilidade deste material poder ser utilizado na confecção de EFC.

Alguns estudos demonstram que o aumento do comprimento de um espigão está associado ao maior risco de fracturas. Nesse sentido Biacchi & Basting descrevem uma aproximação diferente na reabilitação de molares com elevada destruição coronária, utilizando o dissilicato de lítio.

A utilização das endocoroas parece estar indicada em dentes posteriores, com todas as vantagens a que está associada. Estas vantagens são: a preservação de maior quantidade de estrutura dentinária; a não interferência com os tecidos periodontais devido a uma linha de acabamento supra ou justagengival; mantem-se uma espessura de cerâmica suficiente mesmo quando o espaço interoclusal é reduzido; a simplicidade da técnica de preparação dentária, a simplicidade de processamento laboratorial, a diminuição do tempo de cadeira, e a redução de custos para o paciente. Além disso, a possibilidade de cimentação adesiva do dissilicato de lítio permite a confecção da restauração numa peça única, sendo apenas necessário realizar uma cimentação, diminuindo a área total de interfaces cimentadas. Todas estas características favorecem um comportamento mecânico superior, reduzindo a probabilidade de falha.

O dissilicato de lítio é o material que consegue conjugar todas estas vantagens, devendo também, além das aplicações actuais, ser indicado na abordagem pela técnica endocroa, principalmente a nível posterior. Até à data, a carência de estudos *in vitro* sobre a utilização de endocroa em dentes anteriores pode ser uma contra-indicação uma vez que os estudos existentes apresentam algumas controvérsias no que concerne ao comprimento ideal de um espigão. Mais estudos devem ser realizados nesta vertente.

No sentido de ultrapassar esta questão nos dentes anteriores, também haveria possibilidade de se confeccionar uma restauração em duas peças, espigão e coroa, ou mesmo uma restauração do tipo Richmond em dissilicato de lítio quando a angulação entre a coroa e o eixo de inserção da restauração assim o permitissem, sendo também uma possível indicação da utilização do dissilicato de lítio.

A gama de testes laboratoriais descritos ao longo deste trabalho, nomeadamente os que avaliam as propriedades mecânicas dos materiais, apenas fornece valores indicativos de previsibilidade do comportamento mecânico de um material de forma isolada e controlada. No meio oral, as forças que actuam numa restauração são de extrema complexidade. Na área protética, o sucesso de qualquer material restaurador passa, sem dúvida, pelo ensaio clínico, e acompanhamento dos pacientes ao longo de um período de 3 ou 4 anos. Alguns estudos referenciados são baseados em Análises de Elementos Finitos, que são representações informáticas parametrizadas de forma

limitada e dependem de modelos gerados em computador. Estes modelos apesar de cada vez mais fiáveis não são uma representação exacta da realidade e necessitam de ser comprovados por estudos laboratoriais *in vitro*.

Esta investigação abre caminho a que sejam feitos estudos mais aprofundados sobre a utilização do dissilicato de lítio como material constituinte de um Espigão Falso Coto, ou mesmo numa restauração do tipo Richmond para dentes anteriores, no sentido de avaliar o seu comportamento *in vitro*.

Bibliografia

1. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European journal of oral sciences*. 2010;118(1):87-93.
2. Kaya BM, Ergun G. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. *Acta odontologica Scandinavica*. 2013;71(5):1063-70.
3. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(11):1035-44.
4. Marghalani TY, Hamed MT, Awad MA, Naguib GH, Elragi AF. Three-dimensional finite element analysis of custom-made ceramic dowel made using CAD/CAM technology. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012;21(6):440-50.
5. Varlan C, Dimitriu B, Varlan V, Bodnar D, Suci I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *Journal of medicine and life*. 2009;2(2):165-72.
6. Zarow M, Devoto W, Saracinelli M. Reconstruction of endodontically treated posterior teeth--with or without post? Guidelines for the dental practitioner. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2009;4(4):312-27.
7. Schiavetti R, Sannino G. In vitro evaluation of ferrule effect and depth of post insertion on fracture resistance of fiber posts. *Computational and mathematical methods in medicine*. 2012;2012:816481.
8. Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clinical oral investigations*. 2014;18(2):545-54.
9. Dejak B, Mlotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(12):e309-17.
10. Forberger N, Gohring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(4):264-73.
11. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence international*. 1999;30(6):383-92.
12. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2013;25(6):383-90.
13. Ozkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dental materials journal*. 2010;29(3):233-45.
14. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2014;35(3):161-6; quiz 8.
15. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Jr., Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(4):394-406.
16. Michalakakis KX, Hirayama H, Sfolkos J, Sfolkos K. Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2004;24(5):462-9.
17. Jindal S, Jindal R, Gupta K, Mahajan S, Garg S. Comparative evaluation of the reinforcing effect of different post systems in the restoration of endodontically treated human

anterior teeth at two different lengths of post space preparation- an in vitro study. *J Dent (Tehran)*. 2013;10(2):124-33.

18. Xu H, Zheng Q, Shao Y, Song F, Zhang L, Wang Q, et al. The effects of ageing on the biomechanical properties of root dentine and fracture. *Journal of dentistry*. 2014;42(3):305-11.
19. Zhang YR, Du W, Zhou XD, Yu HY. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *International journal of oral science*. 2014.
20. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical reviews in oral biology and medicine* : an official publication of the American Association of Oral Biologists. 2003;14(1):13-29.
21. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun JJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.
22. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International journal of prosthodontics*. 2001;14(3):231-8.
23. Pollington S, van Noort R. Manufacture, characterisation and properties of novel fluorocanalite glass-ceramics. *Journal of dentistry*. 2012;40(11):1006-17.
24. Wang RR, Lu CL, Wang G, Zhang DS. Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns. *International journal of oral science*. 2014;6(2):99-104.
25. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(4):374-80.
26. Friedel W, Kern M. Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores. *Quintessence international*. 2006;37(4):289-95.
27. Biskri ZE, Rached H, Boucheur M, Rached D. Computational study of structural, elastic and electronic properties of lithium disilicate (Li₂Si₂O₅) glass-ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;32:345-50.
28. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *Journal*. 2013;79:d140.
29. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry today*. 2009;28(3):112-3.
30. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative dentistry*. 2012;37(2):130-6.
31. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2011;27(5):431-8.
32. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of prosthodontics* : official journal of the American College of Prosthodontists. 2012;21(5):353-62.
33. Cheron RA, Marshall SJ, Goodis HE, Peters OA. Nanomechanical properties of endodontically treated teeth. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1562-5.
34. Bertassoni LE, Swain MV. Influence of hydration on nanoindentation induced energy expenditure of dentin. *Journal of biomechanics*. 2012;45(9):1679-83.
35. Senawongse P, Otsuki M, Tagami J, Mjor I. Age-related changes in hardness and modulus of elasticity of dentine. *Archives of oral biology*. 2006;51(6):457-63.
36. Wang RZ, Weiner S. Strain-structure relations in human teeth using Moire fringes. *Journal of biomechanics*. 1998;31(2):135-41.
37. Zelic K, Milovanovic P, Rakocevic Z, Askrabic S, Potocnik J, Popovic M, et al. Nanostructural and compositional basis of devitalized tooth fragility. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2014;30(5):476-86.
38. Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppim-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *Journal of dentistry*. 2009;37(12):903-8.

39. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of endodontics*. 2010;36(4):609-17.
40. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. 1996;7(2):134-43.
41. Aversa R, Apicella D, Perillo L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(5):678-90.
42. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2008;29(8):482, 4, 6-8 passim.
43. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2000;16(6):389-95.
44. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(1):22-30.
45. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*. 2003;31(3):181-8.
46. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19(7):603-11.
47. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(7):710-21.
48. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2000;16(3):226-33.
49. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(4):424-32.
50. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence international*. 2008;39(2):99-106.
51. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *The International journal of prosthodontics*. 1999;12(1):78-82.
52. Jotkowitz A, Samet N. Rethinking ferrule--a new approach to an old dilemma. *British dental journal*. 2010;209(1):25-33.
53. Lin CL, Chang YH, Hsieh SK, Chang WJ. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. *Journal of endodontics*. 2013;39(3):375-9.

ANEXOS