



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CIMENTAÇÃO EM PRÓTESE FIXA E A LIBERTAÇÃO DE
FLÚOR - O ESTADO DA ARTE**

Trabalho submetido por
Sofia Marques Martins
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

novembro 2016



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CIMENTAÇÃO EM PRÓTESE FIXA E A LIBERTAÇÃO DE
FLÚOR - O ESTADO DA ARTE**

Trabalho submetido por
Sofia Marques Martins
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Paulo Maurício

e coorientado por
Mestre José Reis

novembro de 2016

“Do. Or do not. There is no try.”

Yoda

Agradecimentos

A vontade de seguir em frente só se torna possível com a colaboração e amizade daqueles que encontramos pelo caminho.

Em primeiro lugar ao meu orientador e coordenador de curso, Prof. Doutor Paulo Durão Maurício, o meu sincero agradecimento pelo profissionalismo, pela total disponibilidade que sempre revelou para comigo e também pelo seu incentivo e apoio que foram determinantes para a elaboração desta tese.

Ao meu co-orientador, Mestre José Alexandre Reis, expresso o meu profundo agradecimento pela orientação e apoio que foram muito além da orientação científica e para quem as minhas palavras nunca serão suficientes. Agradeço também a oportunidade que me deu de integrar o departamento de reabilitação oral e reconheço não só a confiança que em mim depositou, mas também o sentido de responsabilidade e excelência profissional que me incutiu, e que muito elevaram os meus conhecimentos científicos e, sem dúvida, muito estimularam o meu desejo de saber mais e a vontade constante de querer fazer melhor.

À minha Família, em especial à minha Mãe e ao meu Pai, presença segura e constante de todas as horas, aos meus Avós maternos (*in memoriam*), à minha Irmã e aos meus Padrinhos um enorme obrigada por acreditarem sempre em mim e por todos os ensinamentos de vida, pela vossa presença, por terem confiança nas minhas capacidades e por se orgulharem da pessoa que me tornei, sem vós teria sido impossível alcançar esta etapa que agora chega ao fim. Espero algum dia poder, de alguma forma, retribuir e compensar todo o carinho, apoio e dedicação que, constantemente, me ofereceram. A eles, dedico todo este trabalho.

Ao Ricardo Cenicante, meu namorado, devo o profundo agradecimento pelo modo como me aturou, pelo apoio incondicional, pelo carinho das suas palavras que me levaram a nunca desistir ao longo desta árdua e custosa caminhada. Pelas alegrias, momentos felizes, desânimos, angústias e essencialmente pela compreensão.

Aos colegas que me foi possível conhecer nesta instituição, agora meus grandes amigos, Inês Martins, Inês Rebocho, e Teresa Lucas. Obrigada pelo companheirismo, pela descontração, pela preocupação e por partilharem momentos e vivências que jamais cairão em esquecimento.

Aos meus companheiros de quatro patas, por toda a dedicação e compaixão.

A Todos, Muito Obrigada!

Resumo

Introdução: Em medicina dentária, a prótese fixa envolve a substituição e restauração de dentes perdidos por peças protéticas fixas. Independentemente do tipo de material ou do método de confecção, uma restauração indireta deve ser sempre selada com um agente de cimentação. O cimento universal ideal deveria ser capaz de apresentar uma excelente união aos materiais restauradores e aos substratos dentários, manter um ótimo selamento e garantir a retenção da restauração indireta. A utilização em prótese fixas, de cimentos que libertam flúor é importante na prevenção da cárie dentária porque o flúor impede a desmineralização dos tecidos dentários e facilita o processo de remineralização.

Objetivo: O objetivo deste trabalho é fornecer uma revisão dos cimentos definitivos utilizados em prótese fixa disponíveis, dar a conhecer os que libertam flúor e qual o protocolo mais indicado para a medição de flúor que é liberto a partir destes materiais dentários.

Metodologia: Para a elaboração desta revisão bibliográfica realizou-se uma extensa pesquisa nas bases de dados PubMed-Medline, B-on, Elsevier.

Conclusão: Os cimentos resinosos adequam-se à maioria das exigências requeridas para a cimentação de diversos tipos de restaurações. Os cimentos resinosos autoadesivos parecem possuir uma resistência mecânica, comparável à dos cimentos resinosos convencionais. São necessários mais estudos que avaliem o desempenho clínico destes materiais, já que a literatura apresenta resultados inconclusivos em relação às forças de adesão e à aplicação ou não de um pré-tratamento. Relativamente à libertação de flúor, observou-se que o facto de não existir um protocolo padrão, para a medição de flúor liberto por materiais dentários, pode levar a resultados incorretos. Para se conseguir determinar os valores corretos de flúor que cada cimento liberta é necessário realizar mais estudos com um protocolo padrão pré-estabelecido.

Palavras-Chave: Cimentos; Cimentos resinosos; Cimentos autoadesivos; Flúor

Abstract

Introduction: In dentistry, fixed prosthodontics procedures usually involve the replacement and restoration of teeth lost by fixed prosthetic restorations. Regardless of the type of material used, or the method of preparation, an indirect restoration must always be sealed with a cementing agent. The ideal universal cement should be able to provide an excellent bonding to restorative materials and dental substrates, maintain optimum sealing, and ensure optimal retention of indirect restoration. The use of fluoride-releasing cements in fixed prosthodontics has an important role in the prevention of dental caries since fluoride prevents the demineralization of dental tissues and improves the remineralization process.

Objective: This study provides a review of the available definitive cements used in fixed prosthodontics, to present cements that release fluoride and to identify the most appropriate protocol for the measurement of fluoride that is released from these dental materials.

Methodology: In this bibliographic review an extensive research was carried out using the online PubMed-Medline, B-on, Elsevier databases.

Conclusion: Resin cements are suitable for most clinical situations and for the cementation of various types of restorations. Self-adhesive resin cements appear to have a mechanical strength comparable to that of conventional resin cements. Further studies are required to evaluate the clinical performance of these materials, since the literature presents inconclusive results regarding bond strength and the need for the application of pre-treatment. With respect to fluoride release, it has been observed that the absence of a standard protocol for the measurement of fluoride liberated by dental materials may lead to incorrect results. In order to determine the correct fluoride values released by specific cements, further studies with a pre-established standard protocol are required.

Key-words: Cement; Resin cements; Self-adhesive cements; Fluoride

Índice

I. Introdução	13
II. Desenvolvimento	17
1. Requisitos e características ideais de um cimento definitivo	17
2. Cimentos definitivos.....	18
2.1. Cimentos não adesivos	19
2.1.1. Cimento de fosfato de zinco	19
2.2. Cimentos com adesão química	23
2.2.1 Cimento de Policarboxilato de Zinco	23
2.2.2 Cimento de Ionómero de Vidro Convencional (CIV)	24
2.2.3 Cimento de Ionómero de Vidro modificado por resina (CIVMR)	30
2.2.4 Cimentos de Resina Autoadesivos.....	34
2.3. Cimentos com adesão micromecânica.....	42
2.3.1. Cimentos de Resina	42
3. Ião fluoreto e a sua relevância clínica	51
4. Cimentos dentários libertadores de flúor.....	54
4.1. CIV e CIVMR	54
4.2. Cimentos de Resina Autoadesivos	57
4.3. Protocolo de avaliação da libertação de fluoreto in vitro	58
III. Conclusão	63
IV. Bibliografia.....	65

Índice de Figuras

Figura 1 - Manipulação dos componentes pó e líquido do cimento fosfato de zinco. O cimento de fosfato de zinco deve ser misturado sobre uma placa de vidro fria, em pequenos incrementos de pó, durante 60 a 90 segundos de forma a controlar a viscosidade do cimento (Adaptado de Hill & Lott, 2011).....	21
Figura 2 - Aspecto do cimento fosfato de zinco pronto para cimentação (Adaptado de Hill & Lott, 2011).....	22
Figura 3 - Técnica de cimentação do fosfato de zinco. A e B – aplicação do cimento na superfície interna da coroa metalo-cerâmica a ser cimentada, C – assentamento das restaurações e D – aspecto final das coroas cimentadas após a remoção de excessos (Adaptado de Rosentiel, Land, & Fujimoto, 2015).	22
Figura 4 – Cimentos com apresentação em cápsulas. A encapsulação dos cimentos ajuda a assegurar uma porção e mistura precisas do material (da esquerda para a direita: Unicem (3M ESPE), Ketac Cem (GC), Fuji Plus (GC) (Adaptado de Hill & Lott, 2011).	27
Figura 5 – Preparos e resultado final de uma ponte e coroas, com infra-estrutura em zircónia, após cimentação com um cimento de ionómero de vidro (Adaptado de Hilgert et al., 2009).	28
Figura 6 - Reação de polimerização num CIVMR. A polimerização nestes materiais ocorre com a formação de uma cadeia polimérica entre os monómeros resinosos e o ácido poliacrílico, pela esterificação de alguns grupos acídicos com o HEMA. (Adaptado de McCabe & Walls, 2008).	31
Figura 7 – Monómeros de ácido carboxílico utilizados para promover a adesão (Adaptado de Ferracane et al., 2011).....	35
Figura 8 – Monómeros de metacrilato não-acídicos utilizados nos cimentos de resina (Adaptado de Ferracane et al., 2011).....	35
Figura 9 – Cimentação com RelyX Unicem de um poste de fibra de vidro. A -seleção do poste, B – preparação canal, C – cimentação do poste, D - reconstrução do coto em resina composta (Imagem cedida pelo Dr. José Reis).	38

Figura 10 - Cimentação com RelyX Unicem de uma coroa em cerâmica de zircónia. A - cimentação, B – fopolimerização, C – remoção de excessos (Imagem cedida pelo Dr. José Reis).....	40
Figura 11 – Cimentação de facetas cerâmicas com um cimento resinoso fotopolimerizável. A- <i>try in</i> das peças com pastas de glicerina com a cor dos cimentos, B- Isolamento absoluto após a silanização dos facetas, com posterior condicionamento ácido, C – aplicação do cimento resinoso na superfície interna de uma das peças, D – Remoção de excessos, E – fotopolimerização, F – Acabamento e polimento das margens e G – Aspeto Final (Adaptado de Rosentiel, Land, & Fujimoto, 2015).	48
Figura 12 – Coroas em cerâmica (Empress Esthetic ,Ivoclar Vivadent) cimentadas com um cimento resinoso. O cimento resinoso fotopolimerizável utilizado foi o Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent) segundo a técnica adesiva <i>etch-and-rinse</i> de três passos: ácido, <i>primer</i> e adesivo (Scotchbond Multi-Purpose, 3M) (Adaptado de Hilgert et al., 2009).....	49
Figura 13 – Coroas cimentadas adesivamente com o cimento resinoso Multilink Automix (Ivoclar Vivadent). A superfície interna da cerâmica reforçada foi previamente silicatizada e silanizada e, embora os preparos apresentassem uma boa retenção, optou-se pela cimentação adesiva por questões estéticas (Adaptado de Hilgert et al., 2009).....	49
Figura 14 – A desmineralização do esmalte na presença de flúor no biofilme dentário (Adaptado de Cury & Tenuta, 2009).....	52
Figura 15 – A remineralização do esmalte na presença de flúor no biofilme dentário (Adaptado de Cury & Tenuta, 2009).....	52
Figura 16 - Padrão de libertação de flúor diário de três materiais diferentes. CIV (curva contínua), CIVMR (curva a tracejado) e compómeros (curva pontilhada). O burst effect é visível durante as primeiras 24-72h para o CIV, até se igualarem ao longo do tempo aos valores dos compómeros, com níveis de libertação mais baixos mas contínuos. (Adaptado de McCabe & Walls, 2008).	54

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Requisitos ideais de um cimento dentário (Adaptado de Ramaraju et al., 2014).....	18
Tabela 2 – Classificação de cimentos à base de resina quanto à sua polimerização (Adaptado de Stamatacos & Simon, 2013)	44
Tabela 3 – Classificação de cimentos à base de resina quanto ao seu mecanismo de adesão (Adaptado de Stamatacos & Simon 2013).....	46
Tabela 4 - Composição dos cimentos resinosos Panavia F 2.0, RelyX Unicem, Macem e BisCem (Adaptado de Aguiar et al., 2012).....	61

Lista de Abreviaturas

10-MDP – 10-Metacriloxidecil Dihidrogénio Fosfato

4-META – 4-Metacriloxietil Trimetílico

AlF₃ – Trifluoreto de Alumínio

Al – Alumínio

Al₂O₃ – Alumina

AlPO₄ – Fosfato de Alumínio

Bis-GMA – Bisfenol A Glicidil Dimetacrilato

Ca²⁺ – Cálcio

CaF₂ – Fluorite

CIV – Cimento Ionómero de Vidro

CIVMR – Cimento Ionómero de Vidro Modificado por Resina

F⁻ – Flúor

FA – Fluorapatite

GDMA – Glicerol Dimetacrilato

HA – Hidroxiapatite

HEMA – Hidroxietil Metacrilato

HEMA – Hidroxietil Metacrilato

Na₃AlF₆ – Criolite

PO₄³⁻ – Fosfato

SiO₂ – Sílica

TEGDMA – Trietilenoglicol Dimetacrilato

TMPTMA – Trimetilolpropano Trimetacrilato

UDMA – Uretano Dimetacrilato

I. Introdução

Em medicina dentária, a prótese fixa envolve a substituição e restauração de dentes perdidos por peças protéticas fixas, com o objetivo de restabelecer e proporcionar funcionalidade, estética e conforto ao paciente (Rosentiel, Land, & Fujimoto, 2015).

A escolha adequada do material de uma coroa ou de uma restauração indireta é influenciada pelo remanescente de tecido dentário, bem como pelas considerações funcionais e estéticas. Nos últimos anos tem-se observado o crescente interesse pelas reabilitações com recurso a coroas totalmente em cerâmica, muito pelas suas propriedades estéticas, resistência e biocompatibilidade que estas restaurações indiretas oferecem. Porém, nos casos em que a estrutura dentária remanescente é insuficiente, torna-se necessário utilizar meios de retenção intra-radicular adicionais, como espigões, de modo a conferir mais retenção à restauração indireta (Signore et al., 2009).

Independentemente do tipo de material ou do método de confecção, uma restauração indireta deve ser sempre selada com um agente de cimentação. Os cimentos dentários permitem a união da restauração ao dente, atuando como uma barreira física contra a microinfiltração, promovendo o selamento marginal, além de evitarem o deslocamento da restauração durante a função. Os cimentos ao preencherem a interface estabelecida entre a estrutura dentária preparada e a restauração possibilitam a união de ambas as partes e favorecem a longevidade dos trabalhos protéticos. Dependendo da longevidade esperada da restauração, um cimento pode ser considerado definitivo (longo prazo) ou provisório (curto prazo) (Hill & Lott, 2011; Lad, Kamath, Tarale & Kusugal, 2014).

Os cimentos dentários apresentam diversas aplicações clínicas, tais como de forramento cavitário ou *liner*, material provisório e de cimentação. Em medicina dentária, o emprego de agentes de cimentação tem-se estendido a diversas áreas, entre elas a implantologia, prostodontia, cirurgia, endodontia, ortodontia e dentisteria (Sumer & Deger, 2011).

A seleção do cimento ideal deve ser baseada nas necessidades específicas que cada caso apresenta, exigindo por parte do clínico o conhecimento aprofundado dos vários produtos disponíveis, assim como as suas indicações e limitações. Hoje em dia existe uma grande

variedade de cimentos cuja rápida divulgação no mercado associada às reivindicações feitas pelos fabricantes pode gerar alguma confusão e dúvida no clínico (Hill & Lott, 2011).

Um dos principais problemas que se prende com a utilização de restaurações indiretas, particularmente as coroas, constitui a desadaptação marginal. A desadaptação da restauração em relação ao preparo dentário afeta a longevidade e estabilidade do cimento, resultando na penetração não detetável de bactérias, tornando a restauração suscetível à formação de cáries secundárias. De forma a evitar este problema, o paciente tem à sua disposição diversos métodos auxiliares de higiene dentária, como fio dentário, escovilhões e colutórios fluoretados (Zmener, Odont, Pameijer, & Hernández, 2014; Salari, Lawaf, Azizi & Salehi, 2015).

A utilização de colutórios fluoretados assim como de cimentos libertadores de flúor, como os ionómeros de vidro, revelaram-se métodos eficazes na prevenção da cárie dentária, uma vez que o flúor impede a desmineralização dos tecidos dentários e facilita o processo de remineralização. Assim, de forma a potenciar o contato do fluoreto com as superfícies dentárias, especialmente em dentes com restaurações que são mais suscetíveis a desenvolverem cáries secundárias, foram desenvolvidos materiais dentários capazes de libertarem flúor. Na literatura existem estudos *in vivo* e *in vitro* que demonstram que a libertação de flúor a partir de materiais restauradores é benéfica na prevenção da cárie dentária (Salari et al., 2015; Tiwari et al., 2016).

Embora a capacidade de libertação de flúor seja uma das características benéficas em certos cimentos, ainda não existem informações precisas. A maioria da evidência científica em relação à libertação de fluoreto apenas tem abordado materiais restauradores, deixando de parte os cimentos utilizados em prótese fixa. Mais recentemente surgiram alguns estudos *in vitro* em cimentos de ionómero de vidro (para cimentação) e em cimentos de resina autoadesivos (Aguilar et al., 2012).

O objetivo deste trabalho consiste em fornecer uma revisão dos cimentos definitivos utilizados em prótese fixa disponíveis, dar a conhecer os que libertam flúor e qual o protocolo mais indicado para a medição de flúor que é liberto a partir destes materiais dentários.

Para a elaboração desta revisão bibliográfica realizou-se uma pesquisa nas bases de dados PubMed-Medline, B-on, Elsevier, onde foram utilizadas as seguintes palavras-chave: *cements, indirect restorations, resin cements, glass ionomer cements, adhesive cements, self-adhesive cements, fluoride, fluoride release, desmineralization, remineralization.*

II. Desenvolvimento

1. Requisitos e características ideais de um cimento definitivo

O sucesso clínico de qualquer restauração indireta está intimamente relacionado com o protocolo de cimentação utilizado. Tradicionalmente, a cimentação definitiva é uma etapa fundamental em prótese fixa em que a seleção adequada do cimento e a correta técnica de cimentação, são fatores cruciais para se obter um selamento marginal adequado e uma boa retenção da restauração ao longo do tempo (Blatz, Oppes, Holst, & Sadan, 2008; Mobilio, Fasiol, Mollica & Catapano, 2015).

O agente de cimentação ideal deve satisfazer requisitos básicos físicos, biológicos e de manipulação, destacando-se a biocompatibilidade, tempo de trabalho favorável, fluidez, resistência à compressão, microinfiltração mínima, baixa solubilidade em fluidos orais, adesividade, estética, baixo custo e facilidade na remoção de excessos (Tabela 1). A literatura afirma que nenhum material atualmente disponível satisfaz todos estes requisitos e a seleção do agente de cimentação deve ser baseada na avaliação do clínico (Ebru & Yalçın, 2011).

Um preparo com paredes paralelas e superfícies rugosas constitui o principal meio de retenção durante a cimentação definitiva, independentemente da composição química do agente cimentante. A união que se estabelece entre a peça e o dente pode ser mecânica, química ou uma combinação de ambas. A retenção da restauração é obtida, dependendo da qualidade do cimento aplicado, através da combinação de dois ou três desses mecanismos (Ebru & Yalçın, 2011; Ramaraju, Krishna, Ramaraju & Makv, 2014).

Tabela 1 - Requisitos ideais de um cimento dentário (Adaptado de Ramaraju et al., 2014).

Propriedades	Requisitos ideais
Biológicas	Não tóxico e não irritante Não carcinogénico Não deve causar reações sistémicas Potencial cariostático
Químicas	Inerte Baixo grau de solubilidade (máximo em condições orais de 0,2%) Deve ligar-se quimicamente ao esmalte e dentina pH deve ser neutro
Reológicas	Espessura da película reduzida para permitir distribuição uniforme do cimento Tempo de trabalho longo Tempo de presa reduzido
Mecânicas	Elevada resistência à compressão Alta resistência à tração Elevado módulo de elasticidade Alterações dimensionais mínimas durante a presa Adesão química ao esmalte e à dentina
Térmicas	Bom isolante térmico Coeficiente de expansão térmica semelhante ao do dente e da restauração
Visuais e estéticas	Não deve alterar a cor da peça dentária nem das restaurações Ser radiopaco para possibilitar a visualização de cáries secundárias e bolhas de ar retidas na interface dente/restauração
Outras	Fácil manipulação Baixo Custo Longo prazo de validade

2. Cimentos definitivos

Atualmente encontram-se disponíveis no mercado diversos cimentos definitivos com diferentes nomes comerciais e fabricantes (Yu, Zheng, Chen & Cheng, 2014).

Segundo Bottino, Giannini, Miyashita e Quintas (2002) existem seis tipos de cimentos com carácter definitivo:

Cimentos de fosfato de zinco,

Cimentos de poliacarboxilato de zinco,

Cimentos de ionómero de vidro (CIV),

Cimentos de ionómero de vidro modificado por resina (CIVMR),

Cimentos resinosos,

Cimentos modificados por poliácidos (compómeros).

Os cimentos definitivos podem também ser classificados em adesivos e não adesivos. Os cimentos não adesivos, como o nome indica, não apresentam adesão a qualquer substrato e dependem da retenção mecânica do preparo dentário. Em oposição, os cimentos adesivos conferem a ligação adesiva da restauração e com o dente (Freedman, 2012).

2.1. Cimentos não adesivos

2.1.1. Cimento de fosfato de zinco

O cimento fosfato de zinco é considerado o agente de cimentação mais antigo tendo sido introduzido em 1878. Até 1970 o fosfato de zinco representava o *gold standard* na cimentação de pontes e coroas com infraestrutura metálica, porém com o aparecimento das coroas de cerâmica pura, as suas propriedades tornaram-se insuficientes e começaram a desenvolver-se os cimentos modificados por resina (Ladha & Verma, 2010; Heymann et al., 2013).

Para Pergoraro et al. (2004) até aos últimos 15 anos não era possível encontrar no mercado cimentos capazes de substituírem o cimento fosfato de zinco, sendo este o único material eficiente na cimentação definitiva. Atualmente o fosfato de zinco ainda é referenciado e utilizado por muitos médicos dentistas devido ao longo historial de sucesso clínico e baixo custo, apesar de vários estudos laboratoriais demonstrarem piores propriedades em relação a outros agentes de cimentação (Abdulmunem et al., 2015).

O fosfato de zinco pode encontrar-se disponível num sistema de pó/líquido e/ou em cápsulas. O pó é maioritariamente constituído por óxido de zinco (90,2%), óxido de magnésio (8,2%), dióxido de silício (1,4%) que actua como uma partícula de preenchimento inativa, e outros óxidos (0,2%) que são adicionados de forma a modificar as características de trabalho e o tempo de presa do material. O óxido de magnésio é adicionado com o objetivo de reduzir a temperatura de sinterização do óxido de zinco durante o processo de calcinação,

além de conferir a cor branca do cimento. A porção líquida consiste numa solução aquosa de ácido fosfórico (28.2%), água (36%) responsável por controlar reação de presa, apresentando também um agente tampão que pode ser o fosfato de alumínio ou o fosfato de zinco (16,2%) (Sakaguchi & Powers, 2011; DV et al., 2014).

A toma de presa deste cimento ocorre por uma reação ácido-base quando os componentes pó e líquido são misturados, o ácido fosfórico ataca a superfície das partículas do pó dissolvendo o óxido de zinco e outros óxidos levando à formação de um composto de fosfato de zinco ácido (Lad et al., 2014). Esta reação de presa é exotérmica, visto que a reação entre o pó e o líquido liberta uma quantidade considerável de calor. Posto isto, recomenda-se que durante a mistura se utilize uma placa de vidro refrigerada de forma a dissipar o calor originado pela presa do material (Anusavice et al., 2012).

Quando o cimento toma presa apresenta-se como uma rede amorfa hidratada de fosfato de zinco sobre as partículas de óxido de zinco que não são incorporadas, com um Ph de 3.5. Como os baixos valores de Ph parecem não produzir efeitos irritantes significativos sobre a polpa, torna-se desnecessária a aplicação de materiais dentários de forramento cavitário, já que estes alteram a conformação do preparo dentário resultando na diminuição da retenção (Ladha & Verma, 2010).

Segundo Hill (2007), o cimento fosfato de zinco tem uma alta resistência à compressão, mas baixa resistência à tração quando comparado com outros cimentos disponíveis, além de não apresentar qualquer tipo de ação bactericida. Este material não apresenta adesão química a qualquer substrato e promove apenas retenção mecânica, fixando-se na restauração através das irregularidades na superfície do dente e da peça. Deste modo, o preparo e área da superfície dentária tornam-se fatores chaves no sucesso de uma reabilitação fixa.

A adesão limitada à dentina, derivada da elevada solubilidade do fosfato de zinco, resulta na dissolução química do material e confere a estes cimentos valores mais elevados de microinfiltração entre os diversos de agentes de cimentação (Alves, Cristine & Freire, 2016).

Em diversos estudos (Rossetti et al., 2008; Zmener, Odont, Pameijer & Hernández, 2014) ficou claro que a baixa resistência do cimento fosfato de zinco à passagem de bactérias, que conduz à microinfiltração, é atribuída à alta solubilidade que se repercute na falta de ligações químicas e micro mecânicas à dentina. Estas características tornam a aplicação do fosfato de zinco inadequada em muitas situações clínicas.

Porém, este material quando misturado com as corretas proporções de pó e líquido apresenta uma boa resistência à compressão, uma espessura adequada ($< 25 \mu\text{m}$) e um tempo de trabalho razoável (Figuras 1 e 2). Alguns autores (DV, Alla, Alluri & Makv, 2014; Hill, 2007) recomendam a utilização do fosfato de zinco na cimentação em falsos cotos fundidos e postes pré-fabricados, coroas metálicas e próteses parcialmente fixas. Atualmente, o cimento de fosfato de zinco ainda é utilizado como agente de cimentação de restaurações indiretas e, mais comumente, em estudos comparativos (Figura 3) (Bohn et al., 2009).

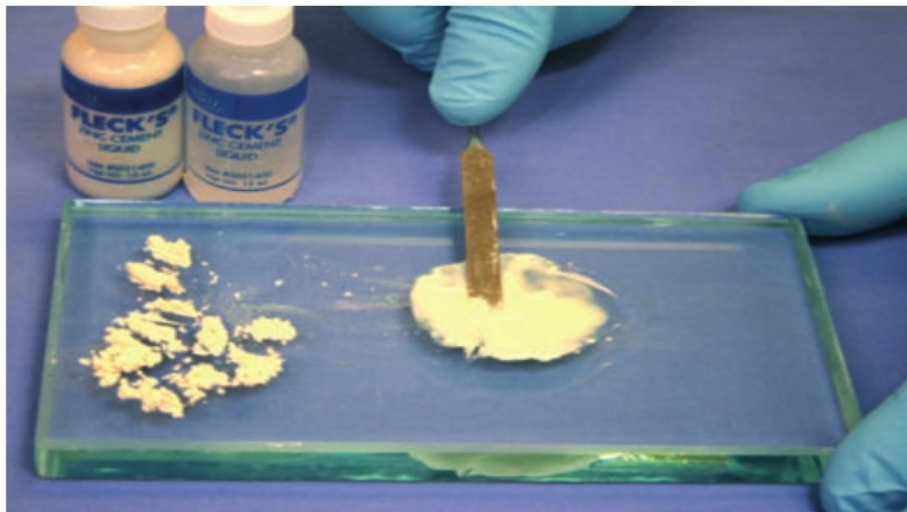


Figura 1 - Manipulação dos componentes pó e líquido do cimento fosfato de zinco. O cimento de fosfato de zinco deve ser misturado sobre uma placa de vidro fria, em pequenos incrementos de pó, durante 60 a 90 segundos de forma a controlar a viscosidade do cimento (Adaptado de Hill & Lott, 2011).

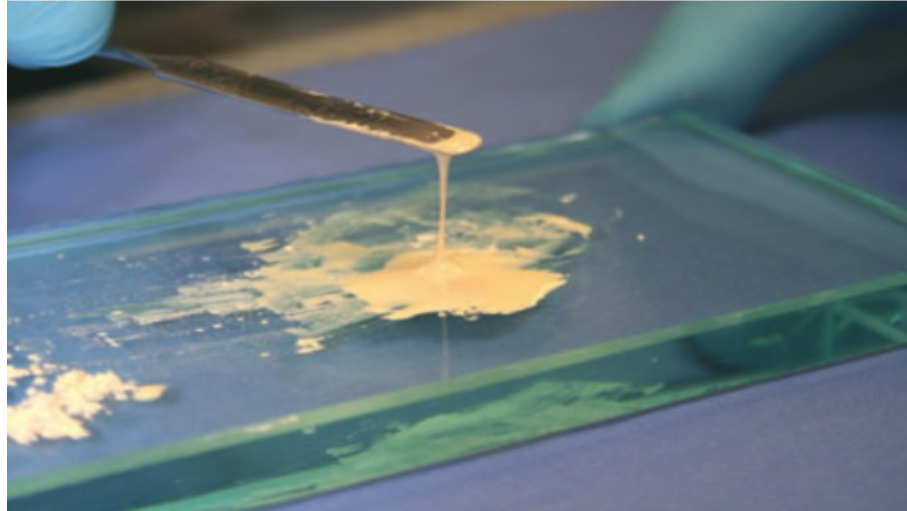


Figura 2 - Aspecto do cimento fosfato de zinco pronto para cimentação (Adaptado de Hill & Lott, 2011).

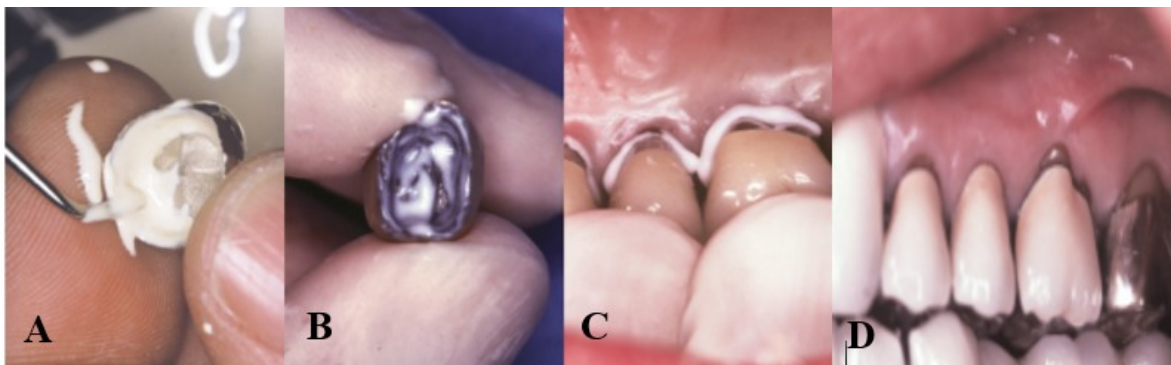


Figura 3 - Técnica de cimentação do fosfato de zinco. A e B – aplicação do cimento na superfície interna da coroa metalo-cerâmica a ser cimentada, C – assentamento das restaurações e D – aspecto final das coroas cimentadas após a remoção de excessos (Adaptado de Rosentiel, Land, & Fujimoto, 2015).

Abdulmunem et al. (2016) conduziram um estudo com o objetivo de investigar o impacto que a combinação do tipo de poste (titânio, fibra e aço inoxidável) e do tipo de cimento (fosfato de zinco e cimento resinoso) exerciam sobre a resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente. Estes autores chegaram à conclusão que os dentes que foram cimentados com fosfato de zinco apresentaram uma resistência à fratura superior, em comparação ao grupo do cimento de resina, especialmente em dentes restaurados com postes de fibra e de titânio.

Estes resultados justificam-se, na medida em que o de fosfato de zinco tem uma resistência à compressão e à tração mais elevadas, bem como um módulo de elasticidade superior, permitindo que este cimento suporte tensões mais elevadas em relação ao cimento de resina composta (Mittal, Garg & Garg, 2013).

2.2. Cimentos com adesão química

2.2.1 Cimento de Policarboxilato de Zinco

O cimento policarboxilato de zinco foi desenvolvido em 1968, como o primeiro material de cimentação com adesão à estrutura dentária. O policarboxilato de zinco não é mais do que um híbrido do fosfato de zinco, cuja composição do pó é similar, óxido de zinco e óxido de magnésio (10%), e o líquido constitui uma solução aquosa de copolímeros de ácido poliacrílico (30% a 40%). Posteriormente, o fluoreto de estanho foi adicionado ao pó, de forma a melhorar o tempo de presa e manipulação do material, conferindo ao cimento policarboxilato de zinco propriedades anti-cariogénicas assim como um aumento da resistência à compressão (Ebru & Yalçın, 2011; Ramaraju et al., 2014).

O mecanismo de presa ocorre segundo uma reação ácido-base em que os iões de zinco reagem com o ácido poliacrílico através do grupo carboxilo. O zinco reage com a cadeia de ácido poliacrílico ,pelo grupo carboxilo, de forma a que as partículas de óxido zinco fiquem dispersas sobre uma matriz de policarboxilato de zinco, até ao material tomar presa (Ebru & Yalçın, 2011).

Duas propriedades desejáveis neste cimento englobam o grau de adesão ao preparo e a biocompatibilidade. A adesão química resulta da ligação dos grupos carboxilo livres aos iões de cálcio (Ca^{2+}), sendo por isso superior no esmalte. A biocompatibilidade do policarboxilato de zinco é considerada excelente embora, aquando da mistura do pó e do líquido, o valor do pH seja muito baixo (3.5). Contudo, as propriedades biológicas do policarboxilato de zinco são bastante favoráveis e o cimento causa pouca ou nenhuma irritação à polpa, mesmo com uma espessura dentinária de 0,2 mm. Acredita-se as longas

cadeias moleculares do ácido poliacrílico impedem a penetração do ácido nos túbulos dentinários (Pameijer, 2012; Lad et al., 2014).

Regra geral, o policarboxilato de zinco apresenta metade a dois terços da resistência à compressão e um terço do módulo de elasticidade do fosfato de zinco, conferindo ao material uma deformação plástica significativa quando submetido a cargas mastigatórias elevadas. Por esta razão, a utilização do policarboxilato de zinco na cimentação definitiva de restaurações indirectas caiu em desuso, estando atualmente apenas indicado para cimentação, a longo prazo, de restaurações provisórias. Outra limitação do policarboxilato de zinco, prende-se com o facto deste material ser pouco resistente à erosão em ambientes acídicos, contraindicado a sua utilização em pacientes com dietas acídicas ou que apresentem patologia de refluxo gastroesofágico (Hill, 2007).

Diversos estudos *in vitro*, como o que foi levado a cabo por Yanikoğlu e Yeşil (2007), demonstraram que o policarboxilato de zinco representa o material de cimentação com maior taxa de solubilidade, principalmente em soluções ácidas. A elevada solubilidade deste cimento foi outro factor que contribuiu para que muitos profissionais descartassem cada vez mais a utilização do policarboxilato de zinco na prática clínica.

Com o aparecimento de novos materiais para a cimentação de peças protéticas, os cimentos de policarboxilato e fosfato de zinco deixaram de ser os agentes de cimentação mais indicados. Atualmente, algumas restaurações protéticas, como *inlays* e *onlays*, exigem uma cimentação adesiva para uma maior retenção da restauração (Heintze, 2010).

2.2.2 Cimento de Ionómero de Vidro Convencional (CIV)

Os CIV foram desenvolvidos e patenteados nos finais de 1960 por Alan Wilson e os seus colaboradores, com o intuito de combinar as propriedades favoráveis dos cimentos de sílica e do fosfato de zinco, num único agente de cimentação. Os cimentos de sílica apresentavam um desempenho clínico fraco por serem suscetíveis à erosão ácida, desencadeando fenómenos de sensibilidade aumentada nos tecidos pulpaes (Ramaraju et al., 2014; Baig & Fleming, 2015).

O pó do cimento de ionómero de vidro consiste num vidro de fluorossilicato de cálcio e apresenta como componentes básicos sílica (SiO₂), alumina (Al₂O₃) e fluoreto de cálcio de caráter básico, sendo que os íons de magnésio e sódio também são adicionados ao pó, mas em quantidades menores. Estes compostos são a fonte de íons responsáveis pelo controlo do tempo de presa. O pó do cimento é obtido através da sintetização de uma mistura de pó de SiO₂, Al₂O₃, criolite (Na₃AlF₆), trifluoreto de alumínio (AlF₃), fluorite (CaF₂) e fosfato de alumínio (AlPO₄) (MacCabe & Walls, 2008).

O líquido apresenta-se como uma solução aquosa com homopolímeros de ácido poliacrílico, ácidos tartáricos que são adicionados de forma a aumentar o tempo de trabalho e o ácido itacônico, que é incorporado no líquido a fim de impedir ou retardar a reação química e diminuir a viscosidade do material (Dowling & Fleming, 2011).

Atualmente encontra-se no mercado uma grande variedade de CIV em cápsulas ou de manipulação manual, com diversas aplicações clínicas, desde restaurações, cimentação e selamento de fôssulas e fissuras. Existem duas formas de classificação dos CIV, sendo a primeira de acordo com a sua aplicação:

tipo I: cimentação de coroas, pontes e bráquetes ortodônticos;

tipo II: a) cimento restaurador estético b) cimento restaurador reforçado;

tipo III: liner e base (Mickenausch & Yengopal, 2016).

A segunda classificação baseia-se na geração dos CIV: os de primeira geração, englobam CIVs com uma dependente do rácio de alumina/sílica presente na mistura do pó; os de segunda geração, incluem CIVs com o ácido incorporado no pó do cimento (Mickenausch & Yengopal, 2016).

Inicialmente, as partículas vítreas do ionómero encontravam-se no pó e os componentes ácidos no líquido, o que dificultava a espatulação e prolongava o tempo de presa. Com o passar dos anos, as formulações foram melhoradas através do desenvolvimento do sistema anidro. Este sistema visa um melhor controlo entre a proporção pó/líquido, onde

o ácido do cimento convencional é seco a vácuo e agregado ao pó, que é misturado com água destilada ou com uma solução de ácido tartárico a 10% (Baig & Fleming, 2015).

Quando os componentes pó e líquido são misturados, inicia-se uma reação ácido-base entre o ácido poliacrílico, como um dador de próton, e o vidro de fluorossilicato como receptor. O ácido destrói a cadeia de partículas de vidro libertando cátions que ao migrarem para a fase aquosa do cimento formam um sal hidratado que atua como matriz de ligação, entre as partículas de Ca^{2+} com os grupos carboxilo do ácido poliacrílico. Com a formação dessa matriz o cimento toma presa e reage com o Al libertado, formando poliacrílico de alumínio, proporcionando a maturação da matriz (Khoroushi & Keshani, 2013).

O CIV têm uma adesão química sendo capaz de estabelecer ligações químicas com estruturas polares, tais como osso, esmalte e dentina. Ao ocorrer o molhamento pelo líquido, os grupos carboxilo dos polímeros reagem com a superfície hidroxiapatite, substituindo os íons de cálcio e fosfato (Mickenautsch, Mount & Yengopal, 2011).

Os CIVs que se encontram disponíveis em frascos necessitam de ser misturados manualmente pelo operador, podendo influenciar a proporção de forma exagerada ao ponto de comprometer as propriedades físicas do material e, conseqüentemente, o seu desempenho clínico. Assim, de forma a otimizar a manipulação introduziu-se no mercado o cimento de ionômero de vidro em cápsulas pré-fabricadas, com a vantagem de se manter constante a proporção pó/líquido, recomendada pelo fabricante, quando misturados. A manipulação dos CIV tornou-se mais reprodutível, rápida e limpa, além de que os cimentos encapsulados durante a reação de presa apresentam menores alterações dimensionais por comparação aos materiais em frasco (Figura 4) (Prentice, Tyas & Burrow, 2005; Hill, 2007).

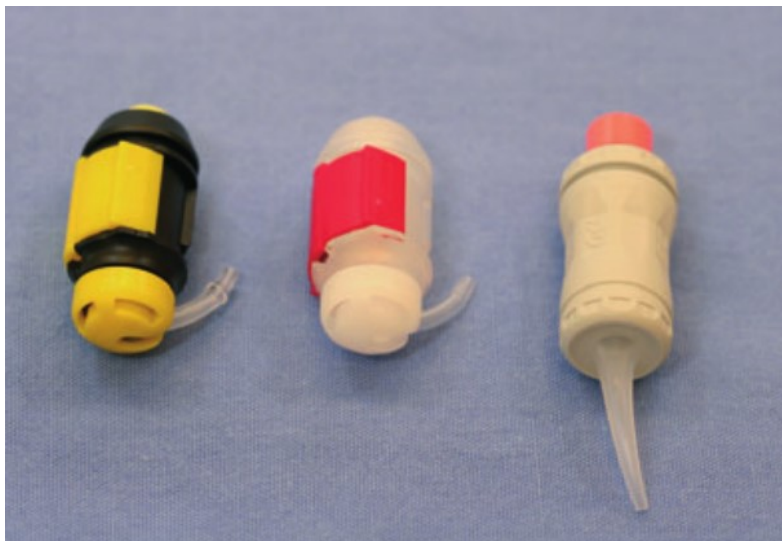


Figura 4 – Cimentos com apresentação em cápsulas. A encapsulação dos cimentos ajuda a assegurar uma porção e mistura precisas do material (da esquerda para a direita: Unicem, 3M ESPE; Ketac Cem, GC e Fuji Plus, GC) (Adaptado de Hill & Lott, 2011).

A principal vantagem dos CIV prende-se com a adesão deste material a superfícies hidrofílicas, com um coeficiente de expansão térmico semelhante ao dos tecidos dentários duros. A resistência adesiva deste material é adequada para a cimentação de restaurações indiretas, com um reduzido grau de microinfiltração e uma boa integridade marginal, em comparação ao cimento fosfato de zinco (Pegoraro, da Silva & Carvalho, 2007; Chandrasekhar, 2010).

Além da boa adesão química ao esmalte e dentina, o cimento ionómero de vidro possui baixa solubilidade, é biocompatível (com baixa taxa de libertação de monómeros livres), translúcido e tem ainda a capacidade de libertar fluoretos ao longo do tempo, apresentando-se como uma oportunidade de atribuir potencial cariostático a um agente de cimentação em pacientes de alto risco (Alves, Cristine & Freire, 2016).

O CIV é utilizado com frequência para cimentação definitiva de restaurações protéticas, principalmente coroas totais, metalo-cerâmicas; coroas em porcelana reforçada, núcleos metálicos fundidos e retentores intrarradiculares (Figura 5) (Vieira et al., 2006; Ribeiro et al., 2007). Em peças metálicas, os CIV possuem uma adesão superior quando a

superfície interna da restauração indireta é preparada com um jato de pó de óxido de alumínio, durante 4 a 6 segundos, proporcionando a remoção de detritos e criação de micro retenções (Guedes et al., 2008).



Figura 5 – Preparos e resultado final de uma ponte e coroas, com infra-estrutura em zircónia, após cimentação com um cimento de ionómero de vidro (Adaptado de Hilgert et al., 2009).

Apesar deste material se apresentar como um cimento de presa inicial rápida (*snap set*), que se inicia com a mistura das componentes pó e líquido, esta reação é complexa e pode levar meses até estar concluída. Devido ao tempo exigido para o CIV completar a toma de presa e ao facto de apresentar um módulo de elasticidade inferior ao cimento fosfato de zinco, a sua utilização torna-se limitada a restaurações unitárias e em próteses parciais fixas em zonas de baixo stress mastigatório. A expansão higroscópica tardia também contra indica a aplicação do CIV em restaurações totalmente cerâmicas do tipo feldspática, devido ao risco de fraturas (Hill & Lott, 2011; Namoratto et al., 2013; Lad et al., 2014).

Para Lad et al. (2014) , a cimentação de espigões com CIV é desaconselhada, uma vez que a vibração causada pela preparação do preparo dentário pode diminuir a retenção promovida pelo cimento.

Em contrapartida, Naumann (2008) afirma que apenas os materiais com reação de presa química lenta, como os ionómeros de vidro, são capazes de conferir simultaneamente um comportamento viscoelástico que absorva as tensões geradas pela colocação do espigão e uma adesão adequada nestas condições.

Li et al. (2014), observaram que os postes de fibra de vidro cimentados com CIV e CIVMR apresentavam uma resistência significativamente superior em testes de *pull-out*. Os autores referem que os resultados obtidos eram causa direta da expansão higroscópica tardia dos materiais ionoméricos que compensa parcialmente as tensões geradas no interior do canal. Assim, a resistência ao deslocamento depende maioritariamente do movimento de fricção gerado no interior do canal em vez da adesão. Contudo, é importante referir que a integridade da interface dentina-cimento-poste é uma componente crítica que influencia diretamente a força de adesão.

A contaminação inicial com água e fluídos orais tem mostrado aumentar a solubilidade inicial e diminuir a resistência e tenacidade do material. É aconselhada a cimentação da restauração com pressão digital, em vez de se pedir ao paciente que trinque um rolo de algodão, de forma a evitar a contaminação salivar durante dez minutos (Hill & Lott, 2011).

A sensibilidade foi referida, durante muitos anos, como uma das principais desvantagens associada à utilização dos CIV. Porém muitos estudos têm vindo comprovar que esta condição tem origem multifatorial e que a manipulação incorreta do material (desidratação, aplicação prolongada de fio de retração, remoção de estrutura dentária em excesso, etc) num dente vital constitui a causa principal. Para evitar a ocorrência de sensibilidade pós-operatória, recomenda-se a aplicação controlada do ácido poliacrílico na remoção do *smear layer* e evitar a desidratação da dentina e, em consequência, do cimento. A libertação de fluoretos, pelo CIV durante a reação de presa, parece também contribuir para a diminuição de sensibilidade pós-operatória (Hil & Rubel, 2009; Chandrasekhar, 2010).

2.2.3 Cimento de Ionómero de Vidro modificado por resina (CIVMR)

Com o intuito de ultrapassar as desvantagens tradicionalmente associadas aos CIV, particularmente a fraca dureza inicial, estes materiais sofreram algumas alterações na sua composição. Deste modo surgiram os CIVMR, materiais híbridos que combinam as vantagens clínicas dos CIV, como a adesão e liberação de flúor (Yengopal & Mickenautsch, 2010).

Os primeiros cimentos ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR) foram desenvolvidos em 1988. A composição destes materiais é variável, apresentando usualmente 80% de componentes dos CIV, nomeadamente o ácido poliacrílico e o vidro de fluoroaminosilicato, enquanto os restantes 20% são constituídos por compostos resinosos (Hill, 2007).

O pó dos CIVMR é maioritariamente constituído pelo vidro de fluoroaminosilicato, enquanto os principais componentes do líquido incluem monómeros de metacrilato, que controlam a polimerização; ácido poliacrílico, que em contacto com as partículas de vidro leva à reação ácido-base de presa do material; hidroxietil metacrilato (HEMA), um metacrilato hidrofílico que permite que ambos os componentes resinosos e ácidos coexistam no líquido, interferindo também na reação de polimerização e água, composto essencial para a ionização dos compostos ácidos durante a reação ácido-base. Em menor quantidade existem ainda ativadores e iniciadores de polimerização além de agentes estabilizadores (McCabe & Walls, 2008).

Atualmente, foram incorporados outros monómeros na composição dos CIVMR, tal como o Bis-GMA, que podem ser polimerizados quimicamente e/ou fotoativados, e ainda metais pesados como o estrôncio. Estes componentes conferiram ao CIVMR um tempo de trabalho mais controlado e um melhor padrão de translucidez e deradiopacidade (McCabe & Walls, 2008).

A toma de presa destes materiais é dual com uma reação ácido-base, pela ligação iónica dos grupos carboxilo do ácido com os iões cálcio do dente, e uma reação fotoativada de polimerização de radicais livres entre os grupos metacrilato e o HEMA. Como

demonstrado na figura 6, os grupos ácidos das moléculas do líquido poliacrílico são substituídos por grupos metacrilatos durante uma reação de esterificação com a molécula de HEMA (McCabe & Walls, 2008).

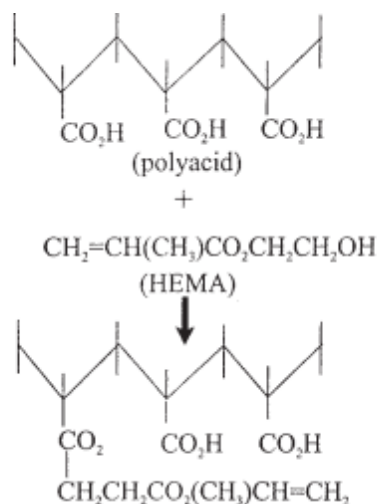


Figura 6 - Reação de polimerização num CIVMR. A polimerização nestes materiais ocorre com a formação de uma cadeia polimérica entre os monómeros resinosos e o ácido poliacrílico, pela esterificação de alguns grupos ácidos com o HEMA (Adaptado de McCabe & Walls, 2008).

Como a reação de fotopolimerização não garante uma completa polimerização, advinda da limitação do poder de penetração da luz a uma certa profundidade, os fabricantes desenvolveram um terceiro mecanismo, com a finalidade de melhorar a polimerização dos grupos metacrilato e HEMA. Essa terceira reação de polimerização é iniciada por um sistema catalisador redox hidro ativado, o qual se designa "presa no escuro" ou polimerização química da resina. Nos materiais com polimerização tripla, existe um indicador químico para os grupos de HEMA, que permite que a reação de polimerização se inicie quimicamente, até se formar uma matriz que serve de base as reações ácido-base (Hill, 2007; Wanderley et al., 2011).

A adesão dos CIVMR é, em parte, semelhante à dos CIV onde os grupos carboxilo dos polímeros iônicos do ácido são incorporados na hidroxiapatite através da substituição do íon fosfato. Os monómeros resinosos melhoraram a adesão ao substrato dentário com um

baixo módulo de elasticidade. Esta característica está relacionada com a presença do monómero hidrofílico HEMA, que aumenta a molhabilidade da dentina, e com a formação de uma camada inibidora de oxigênio na superfície do material, que facilita a polimerização (Ladha & Verma, 2010).

Devido à presença da componente resinosa, os CIVMR apresentam uma contração mais demarcada que pode levar à deflexão do material. Tal como nas resinas compostas, a contração é muitas vezes compensada por uma marcada expansão higroscópica, que nos CIVMR se verifica uma semana após a aplicação (Carrilho et al., 2010). A suscetibilidade deste material à humidade da cavidade oral é menor, mais uma vez graças à matriz resinosa, que reduz a difusão de água no cimento impedindo a dissolução do material. Assim, quando comparados com os CIV, os CIVMR possuem uma adaptação marginal superior ao nível da dentina (Ladha & Verma, 2010).

A maioria dos CIVMR comercializados tem uma apresentação em cápsulas ou bisnagas, que melhoram a manipulação do material. A técnica de aplicação é semelhante ao CIV e na cimentação de peças protéticas recomenda-se, do mesmo modo, a realização de pressão digital para o assentamento final da restauração. Contudo, estes cimentos apresentam uma viscosidade superior, o que pode dificultar o assentamento final da peça protética, causando interferências oclusais e desadaptações marginais (Hills, 2007; Bohn et al. 2009).

À semelhança dos CIVs, os ionómeros de vidro modificados por resina também libertam fluoretos, em concentrações superiores ou iguais, e são suscetíveis à desidratação, assim como à contaminação pela absorção de fluidos orais durante a aplicação, que pode afetar negativamente as propriedades de dureza, estabilidade de cor e adesão (Subramaniam et al., 2015).

Nos CIVMR existe, porém, uma capacidade hidrofílica superior à dos CIVs. Nestes materiais, a presença de monómeros hidrofílicos de HEMA na matriz resinosa do material, que se comporta como um hidrogel sintético, promove a absorção de água ao longo do tempo, provocando alterações dimensionais significativas e propriedades mecânicas insatisfatórias (Carlos et al., 2006).

A liberação de monómeros residuais de HEMA também tem sido referenciada como causa de fenômenos de apoptose e necrose celular, tornando os CIVMR menos biocompatíveis (Agha, Parker & Patel, 2016). Deste modo, Xie, Chung, Wu e Mays (2004) testaram um CIVMR onde os monómeros potencialmente citotóxicos, haviam sido substituídos por monómeros de HEMA derivados de aminoácidos. Estes autores observaram que o cimento testado, além de mais biocompatível demonstrava melhores propriedades mecânicas, por comparação ao CIVMR (Fuji II LC).

A cimentação de restaurações cerâmicas de baixa resistência do tipo feldspática, como facetas e cerâmicas prensadas, com cimentos híbridos encontra-se contraindicada devido ao risco de ocorrência de fraturas pós-cimentação (Hilgert et al., 2009).

Em contrapartida, estudos prévios demonstraram que os CIVMR exibem valores de resistência a forças de flexão/compressão e rigidez significativamente mais elevados, espessura de cimentação menor, forte adesão e menor solubilidade, por comparação aos CIVs. Os CIVMR sobrepõem-se aos ionómeros convencionais, no que toca à aplicação clínica, estando indicados na cimentação de coroas e próteses parciais fixas metalocerâmicas; coroas e próteses parciais fixas em cerâmica Empress 2, In-Ceram em geral Procera; coroas e próteses parciais fixas de cerâmicas de alta resistência (à base de zircônica e alumina); postes de fibra e bráquetes ortodônticos (Namoratto et al., 2013; Li et al., 2015).

Como já anteriormente referido por Li et al. (2014), os CIVMR têm o potencial de alcançar valores superiores de retenção, a longo prazo, quando usados na cimentação de postes de fibra de vidro. Após a maturação do cimento, ocorre a difusão de água para a interface dentina – cimento, que leva à formação de corpos esféricos ou “ camadas de absorção”, funcionando como um mecanismo de compensação das tensões geradas pela contração do material, evitando a propagação de fraturas ao longo da interface. A presença de rugosidades também parece contribuir para o aumento da resistência friccional do poste ao deslocamento, mesmo após este ter sido submetido a cargas termomecânicas. Os mesmos autores também observaram que os grupos cimentados com CIVMR (Fuji CEM) e com cimento resinoso autoadesivo (Relyx Unicem), apresentavam valores de microinfiltração menores sugerindo que, para os cimentos ionoméricos, a expansão higroscópica que estes materiais sofrem desempenha um papel crucial no selamento da interface cimento-dentina.

2.2.4 Cimento de Resina Autoadesivo

Os cimentos de resina autoadesivos são materiais híbridos que combinam as características base das resinas compostas, dos adesivos *self-etch* e, em alguns casos, de agentes de cimentação. A incorporação de monómeros acídicos funcionais de metacrilato constitui uma componente chave nos cimentos resinosos *self-etch*, já que nestes materiais a ligação química à estrutura dentária requer a presença de uma matriz estrutural de poliácido, pré-formada ou formada aquando a polimerização (Ferracane, Stansbury & Burke, 2011).

Estes cimentos foram desenvolvidos com o intuito de melhorar a adesão dos cimentos resinosos convencionais, através da adição de monómeros que possibilitassem a ligação química tanto à estrutura dentária como às superfícies metálicas. Na composição destes materiais predominam os monómeros fosfatados bifuncionais de 10-metacriloxidecil dihidrogénio fosfato (10-MDP) e monómeros de (met)acrilato com grupos de ácido carboxílico como o 4-metacriloxietil trimetílico anidrido (4-META) (Ladha & Verma, 2010).

O RelyX Unicem da 3M ESPE foi o primeiro material de cimentação desta categoria a ser comercializado, sendo por isso, o cimento resinoso autoadesivo mais estudado e com maior evidência científica na literatura atual. Hoje em dia, existem mais cimentos autoadesivos disponíveis no mercado, com composições específicas que variam consoante a marca do fabricante (Radovic et al., 2008).

Os cimentos de resina autoadesivos atuais estão distribuídos em duas divisões e apresentam-se segundo as formas de manipulação manual, cápsulas ou com um distribuidor automático de mistura. Os monómeros acídicos de 10-MDP e 4-META foram adicionados de forma a promover a desmineralização do esmalte e da dentina e a ligação à superfície do dente, através da formação de complexos de sais insolúveis que se ligam à porção hidrofóbica da molécula de MDP que, em conjunto com o monómero de 4-META, confere

a estes cimentos uma resistência superior à dissolução (Figura 7) (Van Landuyt et al., 2008; Ferracane et al., 2011).

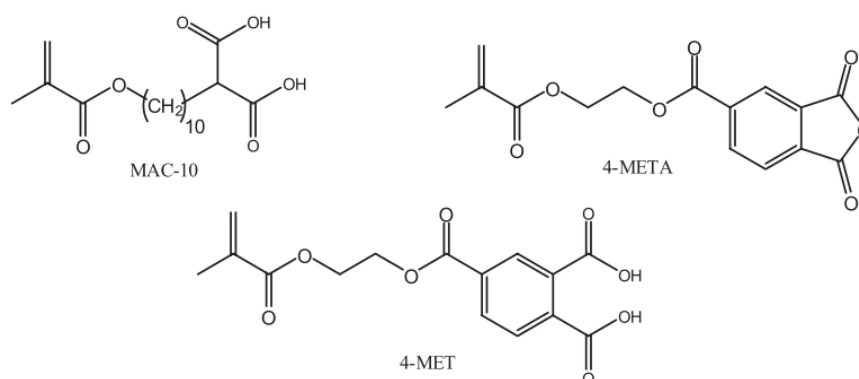


Figura 7 – Monómeros de ácido carboxílico utilizados para promover a adesão
(Adaptado de Ferracane et al., 2011).

Estes materiais são ainda constituídos por monómeros de metacrilato não ácidos, de bisfenol A glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), uretano dimetacrilato (UDMA), HEMA, glicerol dimetacrilato (GDMA), trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA), trimetilolpropano trimetacrilato (TMPTMA) e entre outros (Figura 8) (Ferracane et al., 2011).

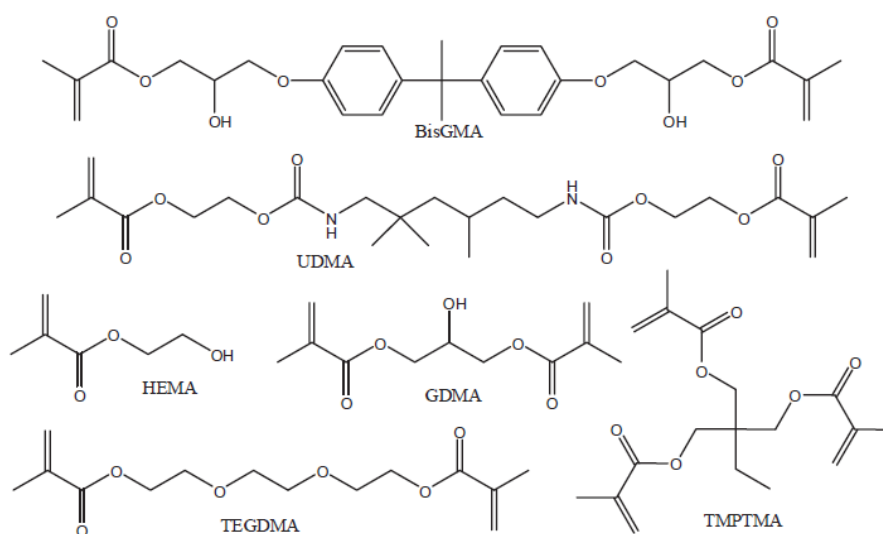


Figura 8 – Monómeros de metacrilato não-ácidos utilizados nos cimentos de resina
(Adaptado de Ferracane et al., 2011).

As concentrações de monómeros acídicos devem apresentar proporções adequadas, que sejam suficientemente baixas para evitar uma hidrofiliabilidade excessiva da cadeia de polímeros final mas, também suficientemente elevadas para atingir um grau aceitável de autoadesividade do cimento à dentina e ao esmalte. Quando as duas porções do cimento são misturadas, estes apresentam um comportamento ligeiramente hidrofílico, que facilita a sua molhabilidade e ligação às superfícies dentárias. Porém, à medida que os grupos acídicos reagem com o cálcio do dente, e com uma variedade de óxidos metálicos, das partículas de preenchimento, o cimento resinoso autoadesivo torna-se mais hidrofóbico (Belli, Pelka, Petschelt & Lohbauer, 2009; Ferracane et al., 2011).

Os cimentos resinosos autoadesivos apresentam características de polimerização dual (polimerização química e fotopolimerização) que são controladas pela presença de fotoiniciadores e iniciadores *redox*. Estes constituintes são responsáveis por conferirem uma conversão dos monómeros de metacrilato superior e uma melhor resistência adesiva, em relação aos cimentos resinosos autopolimerizáveis (Vrochari, Eliades, Hellwig & Wrbas, 2009; Braz et al., 2016).

A dupla polimerização destes materiais ocorre simultaneamente através de dois mecanismos distintos. A reação predominante de presa dá-se pela polimerização de radicais livres (iniciadores *redox* ou fotoiniciadores), que possibilita que a reação polimerização possa ocorrer num ambiente ácido. Contudo, este processo resulta na formação de ligações cruzadas dos monómeros do cimento originando polímeros com alto peso molecular. Deste modo, de forma a controlar a acidez gerada pela polimerização dos radicais livres, uma segunda reação de polimerização ácido-base acontece e promove a formação de ligações iónicas entre os iões das partículas de carga e a apatite dos tecidos dentários (Radovic et al., 2008; Braz et al., 2016).

Neste processo de neutralização dos monómeros fosfatados, a reação entre os iões metálicos das partículas de vidro não sinalizadas de silicato de alumínio e o radical do fosfato de metacrilato promovem o aumento dos valores de pH de 1 para 6. As moléculas de água, geradas a partir desta reação de alcalinização, contribuem para a hidrofiliabilidade

inicial do cimento e melhoram a adesão à dentina assim como a tolerância à humidade. No entanto, é ainda desconhecido se a quantidade de água gerada é suficiente para promover a adesão, ou se a humidade da dentina pode, de alguma forma, influenciar o mecanismo de adesão do cimento (Radovic et al., 2008; Guarda et al., 2010; Souza, Filho & Beatrice, 2011).

Para Mazzitelli et al., (2008) a presença de água é responsável por conferir uma forte adesão à dentina dos cimentos resinosos autoadesivos, uma vez que é de extrema importância promover a ionização dos monómeros acídicos existentes, reduzindo assim o tempo necessário para a ligação ao substrato dentário. Além disso, a presença do monómero acídico funcional 4-META na composição do cimento também parece contribuir para a ligação química à dentina.

De acordo com as normas da fabricante, a cimentação com agentes autoadesivos dispensa o pré condicionamento do dente, uma vez que não existe a necessidade da remoção de *smear layer*. Contudo, a evidência científica tem mostrado que a aplicação prévia de ácido ortofosfórico no condicionamento do esmalte melhora significativamente a resistência de adesão destes cimentos (Guarda et al., 2010; Lin, Shinya, Gomi & Shinya, 2010; Pavan, Berger & Bedran-Russo, 2010).

Foram conduzidos estudos *in vitro* que avaliaram morfológicamente o efeito da cimentação autoadesiva. Os resultados obtidos revelaram que os cimentos resinosos autoadesivos, particularmente o RelyX Unicem, deveriam ser sempre aplicados com pressão digital, de modo a assegurar a ótima adaptação do cimento, que apresenta uma viscosidade relativamente elevada, aos preparos dentários. No entanto, não se recomenda que se exerça uma pressão exagerada, visto que a mesma não tem nenhum efeito nas forças adesivas formadas entre os cimentos (RelyX Unicem, Macem e Panavia F 2.0) e o esmalte do preparo (Radovic et al., 2008).

A adesão do RelyX Unicem à dentina radicular também foi investigada, quando este cimento foi utilizado na cimentação de postes de fibra de vidro (Figura 9). Para avaliar a eficácia da cimentação foram realizados testes de *push-out*, testes de retenção e avaliações morfológicas da interface dentina radicular-cimento. O cimento RelyX Unicem mostrava

valores mais elevados nos testes de *push – out*, nomeadamente quando era armazenado em água por um período de 24 horas. Os autores especulam que a tolerância dos cimentos autoadesivos à humidade, referida pelos fabricantes, poderá em parte justificar a adesão mais favorável destes cimentos à dentina (Sadek et al., 2006; Bitter et al., 2006; Radovic et al., 2008).

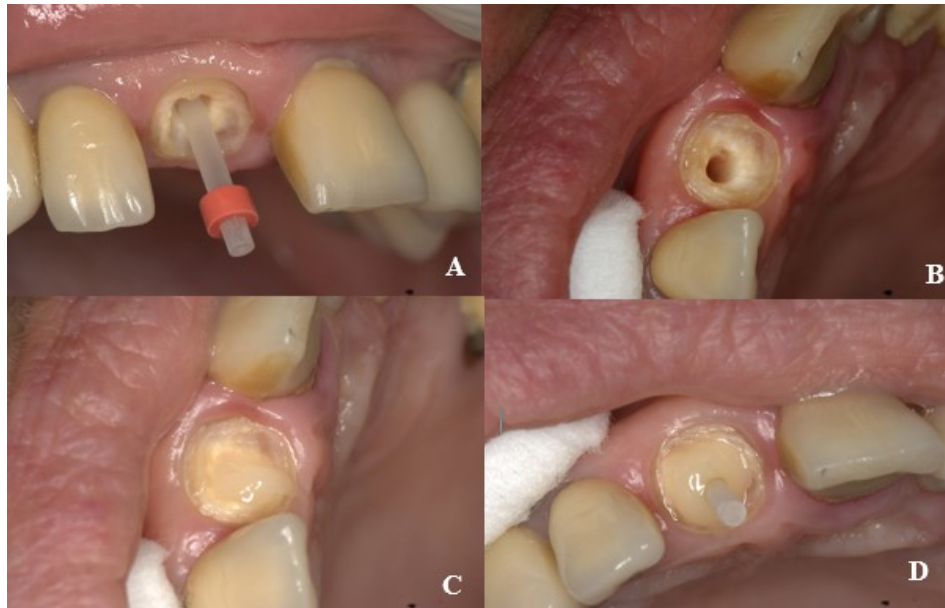


Figura 9 – Cimentação com RelyX Unicem de um poste de fibra de vidro. A -seleção do poste, B – preparação canal, C – cimentação do poste, D - reconstrução do coto em resina composta (Imagem cedida pelo Dr. José Reis).

No que toca à adesão às cerâmicas, o RelyX Unicem representa o cimento com mais estudos, relativamente às propriedades de resistência ao cisalhamento e microtração em diferentes tipos de cerâmicas. Este cimento já foi testado em cerâmicas aluminosas de elevada resistência, cerâmicas de leucita reforçadas, cerâmicas de dissilicato de lítio e cerâmicas de zircónia. Os valores de força de adesão obtidos variavam, dependendo do tratamento da cerâmica e das condições de envelhecimento. Porém, alguns estudos encontram-se em concordância, demonstrando que este cimento é capaz de alcançar forças de adesão superiores ou comparáveis aos outros materiais investigados (Piwowarczyk, Lauer & Sorensen, 2004; Kumbuloglu, Lassila, User & Vallittu, 2006; Pisani-Proenca et al.,

2006; Luthy, Loeffel & Hammerle, 2006; Ferracane et al., 2011; Kassem, Atta & El-Mowafy, 2012).

No entanto, também se encontram na literatura resultados desfavoráveis relacionados com os cimentos resinosos autoadesivos. Al-Saleh, El-Mowafy, Tam e Fenton (2010), verificaram a existência de uma resistência ao cisalhamento menor quando estes cimentos eram utilizados na cimentação de bráquetes ortodônticos.

Piwowarczyk e Lauer (2003) relatam que no estudo que levaram a cabo para avaliar a resistência flexural e compressiva do cimento RelyX Unicem, os valores obtidos eram muito inferiores aos dos cimentos resinosos convencionais. Porém, quando comparados com os CIV, CIVMR e fosfato de zinco, o RelyX Unicem obteve resultados estatisticamente mais fortes.

Hattar, Hatamleh, Sawair e Al-Rabab'ah (2015) avaliaram a força de adesão de três cimentos autoadesivos (SmartCem2, RelyX Unicem, SDI) ao esmalte e à dentina. Todos os materiais testados apresentaram forças de adesão similares ao esmalte e à dentina, entre si, mas bastante diferentes das forças de adesão alcançadas pelos cimentos resinosos convencionais.

A nível da literatura atual existem inúmeros estudos com resultados bastante díspares em relação às forças de adesão, às diferenças de Ph, à resistência flexural e à composição dos cimentos autoadesivos. A força de adesão nos cimentos é influenciada por inúmeros parâmetros relacionados com o protocolo e com a máquina de testes utilizada. Como estes aspectos não podem ser padronizados, a comparação entre os estudos é difícil, senão mesmo impossível. Assim, a heterogeneidade entre os valores de forças de adesão relatados na literatura tem sido atribuída à inexistência de um protocolo padrão e à variabilidade da estrutura dentária e composição (Van Meerbeek et al., 2010).

Nos cimentos autoadesivos, a adesão dos monómeros resinosos aos óxidos metálicos das restaurações indiretas é facilitada pela afinidade dos monómeros ácidos, sem ser necessário fazer-se uso do condicionamento ácido prévio da superfície dentária

nem da aplicação de adesivos para maximizar o seu desempenho clínico (Ladha & Verma, 2010; Freedman, 2012).

Os cimentos de resina autoadesivos possuem uma técnica de aplicação menos sensível do que os cimentos resinosos convencionais. Desta forma, a utilização destes materiais na cimentação de peças cerâmicas à base de zircónia ganha cada vez mais atenção, especialmente em preparos que apresentem condições de retenção pouco favoráveis (Figura 10). Nestes casos, a aplicação de *primers* específicos na peça é necessária, especialmente nos cimentos resinosos convencionais (Dalla et al., 2013).



Figura 10 - Cimentação com RelyX Unicem de uma coroa em cerâmica de zircónia. A - cimentação, B - fopolimerização, C - remoção de excessos (Imagem cedida pelo Dr. José Reis).

Por sua vez, os monómeros ácidos que encontramos nos cimentos resinosos autoadesivos (10-MDP) são capazes de aderir o cimento diretamente a peças de cerâmica. O grupo éster fosfatado do monómero 10-MDP é capaz de estabelecer ligações químicas com óxidos metálicos e cerâmicas de zircónia. Deste modo, a aplicação de um *primer*

cerâmico torna-se desnecessária nos cimentos autoadesivos, simplificando a técnica de aplicação dos mesmos (Gowida & Moustafa, 2016).

A adesão do RelyX Unicem às cerâmicas de zircônia é superior quando a peça protética é jateada com partículas de sílica, visto que estas cerâmicas são ácido-resistentes e pobres em sílica. O jateamento da superfície interna da peça leva à criação de microporosidades que melhoram a adesão do cimento à cerâmica (Ferracane et al., 2011; Gowida & Moustafa, 2016).

Em relação à sensibilidade pós-operatória, é aceite que os cimentos resinosos autoadesivos causam menos efeitos deletérios sobre a polpa, principalmente quando comparados com sistemas adesivos *etch-and-rinse*. Nos sistemas de condicionamento ácido total, o principal problema reside no ataque ácido à dentina, muitas vezes realizado em exagero, levando à remoção excessiva de *smear layer* e abrindo os túbulos dentinários à passagem de bactérias. Nos cimentos resinosos autoadesivos isto não ocorre, já que o *smear layer* é incorporado. Contudo, a difusão de monómeros acídicos para a polpa dentária pode ainda assim ocorrer nestes materiais. Portanto, considera-se que os cimentos auto-adesivos possuem uma biocompatibilidade adequada, com uma resposta inflamatória moderada, sendo ainda capazes de libertar fluoretos (Radovic et al., 2008; Weiser & Behr, 2015).

Assim, com base em todas as características acima mencionadas, podemos afirmar que os cimentos autoadesivos têm provado ser uma boa opção em casos de cimentação de passo único. Estes materiais trouxeram a vantagem da diminuição do tempo clínico e simplificação da técnica de aplicação, que se traduz na redução de erros por parte do clínico. A maioria dos estudos presentes na literatura investigou os primeiros cimentos autoadesivos, especialmente o RelyX Unicem, pelo que podemos afirmar que tais resultados não representam a categoria dos cimentos autoadesivos na sua totalidade. Deste modo, são ainda necessários estudos longitudinais para consolidar a informação referente a estes cimentos, uma vez que não existem dados suficientes sobre o verdadeiro desempenho clínico destes materiais. (Namoratto et al., 2013; Hattar et al., 2015).

2.3. Cimentos com adesão micromecânica

2.3.1. Cimentos de Resina

Desde a introdução das primeiras coroas em cerâmica pura, em meados do século XX, têm sido utilizados vários cimentos para aderir coroas de porcelana à estrutura dentária. Inicialmente, estavam apenas disponíveis os cimentos convencionais de reação ácido-base, cuja utilização levava muitas vezes a resultados insatisfatórios. Deste modo, os cimentos resinosos foram introduzidos de forma a colmatar as falhas dos agentes cimentantes prévios, apresentando ainda afinidade com uma variedade de diferentes substratos, incluindo dentina e esmalte, porcelana e outras cerâmicas, ouro e outras ligas de metais e também resinas compostas (Ferracane, Stansbury & Burke, 2011).

Os cimentos resinosos atuais são compostos por uma matriz orgânica à base de monómeros de alta viscosidade de Bis-GMA e de UDMA, combinados com outros monómeros de baixo peso molecular, como o TEGMA, que atua como um agente diluente conferindo ao material um comportamento mais fluido. Em alguns cimentos resinosos são ainda adicionados monómeros hidrofílicos de 4-META e HEMA que favoreçam a adesão a cerâmicas ácido-resistentes e a metais. Encontram-se também presentes partículas de preenchimento com baixa carga inorgânica (20-80%), que conferem a fluidez necessária para a cimentação, e um agente de união, o silano, cuja componente orgânica é a sílica. É de notar que, apesar de partilharem algumas semelhanças com as resinas compostas convencionais, os cimentos resinosos apresentam diferenças significativas no que toca ao tipo, quantidade e tamanho das partículas inorgânicas de carga. (Anusavace, Prakki & Carvalho, 2001; Ladha & Verma, 2010; Namoratto et al., 2013).

Nestes materiais, o sucesso da cimentação está diretamente dependente de diversos aspetos relacionados com os mecanismos de ligação aos substratos dentários e restauradores. Para Stamatacos e Simon (2013), os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com a reação de polimerização, em fotopolimerizáveis, auto polimerizáveis e de polimerização dual, e também de acordo com a técnica adesiva, em *total-etch* ou *etch and rinse*, *self-etch* ou *etch and dry* e autoadesivos ou sistemas universais como já abordado (Tabelas 2 e 3).

Os cimentos fotopolimerizáveis incorporam fotoiniciadores, nomeadamente a canforoquinona, que absorve a luz e aminas alifáticas que catalizam a polimerização. A polimerização ocorre exclusivamente pela ativação de uma luz halogénea, cujo espectro de potência apropriado deve se encontrar dentro de valores da ordem dos 600 a 800 mW/cm² (Higashi, Reggiani, Kina, Scopin & Hirata, 2006; Stamatacos & Simon, 2013).

Nestes materiais, a profundidade e o grau de polimerização são fatores de extrema importância. A polimerização incompleta do cimento de resina pode resultar num aumento da solubilidade, especialmente nas margens da restauração, em reações pulpares e no aumento da hidrofobicidade que leva à expansão higroscópica, assim como alterações na coloração do cimento. Além disso, a resistência à fratura e ao desgaste também ficam comprometidas podendo influenciar negativamente as forças de adesão ao longo do tempo (Higashi et al., 2006; Vohra, Al-Rifaiy & Al Aqhtani, 2013).

Existem vários fatores relacionados com o próprio cimento (opacidade, tamanho e carga das partículas inorgânicas) e com a restauração (espessura, opacidade e cor) que influenciam a fotopolimerização e são intrínsecos, não podendo ser alterados diretamente pelo clínico. Contudo, a distância, a duração e o espectro da luz halogénea podem ser controlados na prática clínica. Recomenda-se assim que a polimerização seja realizada com aparelhos de alta potência que possam atingir 1000 mW/cm², para que a probabilidade de alcançar a intensidade favorável de polimerização do cimento seja maior (Higashi et al., 2006; Mendonça, 2016).

Os cimentos fotopolimerizáveis oferecem vantagens clínicas ao prolongarem o tempo de trabalho e melhorarem a estabilidade da cor do material. No entanto, o uso destes cimentos é limitado a casos de cimentação de facetas ou *inlays* em que a espessura (1,5 -2 mm), a cor e a translucidez da restauração não afetam a capacidade da luz para polimerizar o cimento (Pegoraro, da Silva & Carvalho, 2007).

Os cimentos de resina autopolimerizáveis são especialmente utilizados em casos onde a fotopolimerização é difícil. Alguns exemplos incluem restaurações metálicas, postes e restaurações cerâmicas que sejam muito espessas (Stamatacos & Simon, 2013).

A polimerização química é mais lenta e ocorre pela presença do peróxido de benzoíla e aminas terciárias, resultando num endurecimento tardio do material que muitas vezes é incompleto. Assim a utilização de cimentos de resina de polimerização dual pode trazer benefícios adicionais, principalmente na cimentação de peças que apresentem áreas acessíveis à fopolimerização (Stamatacos & Simon, 2013; Sümer & Değer, 2011).

Os cimentos de resina de polimerização dual são capazes de serem polimerizados por meio de iniciadores químicos e de fotoiniciadores. Estes cimentos estão indicados na cimentação de postes e coroas cerâmicas que sejam suficientemente translúcidos para permitir a ligeira fotopolimerização das margens da restauração mas que, em contrapartida, têm uma espessura (> 2mm) que não admite que a polimerização fique completa apenas pela exposição à luz halogénea. Nestas situações, a intensidade da luz que atinge o cimento pode ser suficiente para iniciar o processo de polimerização, mas nunca dispensa um catalisador autopolimerizável que garanta a total polimerização do cimento (Pegoraro, da Silva & Carvalho, 2007; Sümer & Değer, 2011).

Tabela 2– Classificação de cimentos à base de resina quanto à sua polimerização
(Adaptado de Stamatacos & Simon, 2013)

RESIN CEMENT	CURING METHOD	CHARACTERISTICS	INDICATIONS
Light-Cure	<ul style="list-style-type: none"> • Photo-initiators, activated by light 	<ul style="list-style-type: none"> • Increased working time • Decreased finishing time • Color stability 	<ul style="list-style-type: none"> • Esthetic restorations • Metal-free restorations • Cementing thin, translucent ceramic
Dual-Cure	<ul style="list-style-type: none"> • Chemicals and light 	<ul style="list-style-type: none"> • Bond strength • Esthetics • Ease of use 	<ul style="list-style-type: none"> • Cementing thick, opaque ceramic • Metal-free restorations
Chemical-Cure	<ul style="list-style-type: none"> • Chemical reaction of two materials mixed (self-curing) 	<ul style="list-style-type: none"> • Useful in areas where light-curing is difficult 	<ul style="list-style-type: none"> • Metal restorations • Endodontic posts • Ceramic restorations that prohibit curing unit from adequately polymerizing the resin cement

Todos os outros cimentos de resina requerem um agente adesivo para aderir as restaurações às estruturas dentárias. A maioria dos sistemas adesivos utilizados em conjunto com cimentos resinosos são sistemas simplificados devido à tendência dos clínicos de reduzir a quantidade de passos nos procedimentos de adesão (Pegoraro, da Silva & Carvalho, 2007).

Nos cimentos resinosos *etch-and-rinse* é necessário um condicionamento à dentina e ao esmalte com ácido ortofosfórico entre 30% a 40%, procedimento este que remove o *smear layer* e abre os túbulos dentinários. Após o condicionamento, o adesivo é aplicado no preparo de forma a aderir o cimento ao dente. Nos cimentos de resina *etch-and-rinse* verificam-se forças de adesão superiores em esmalte e microfiltração reduzida (Ferracane, Stansbury & Burke, 2011; Stamatacos & Simon, 2013).

Apesar de se alcançarem valores de adesão superiores com esta técnica adesiva, clinicamente esta requer mais passos na adesão da cerâmica, resina composta ou metal da peça protética ao dente. Acontece que uma técnica com múltiplas etapas é mais complexa e pode, conseqüentemente, comprometer a eficácia da adesão, visto que durante o procedimento cada passo representa um possível ponto de contaminação (Burgess, Ghuman & Cakir, 2010).

Nos cimentos *self-etch* utiliza-se um *primer* ácido autocondicionante para preparar a superfície do dente sendo o cimento de seguida aplicado sobre o *primer*. Os monómeros ácidos, como o 10-MDP, incorporam o *smear layer* provocando uma abertura limitada dos túbulos dentinários, o que reduz a permeabilidade da dentina. Desta forma, a rede de colágeno é mais permeável à difusão dos monómeros e à formação da camada híbrida, uma vez que os passos de condicionamento ácido prévio e lavagem, característico dos sistemas *etch -and- rinse*, estão ausentes (Van Meerbeek et al., 2005; Ferracane, Stansbury & Burke, 2011).

Os procedimentos de aplicação são tecnicamente mais simples fazendo com que haja uma tendência maior de utilização dos cimentos *self-etch*, devido à facilidade da técnica de aplicação. Estes cimentos encontram-se disponíveis no mercado em sistemas de dois passos

(*primer* ácido e adesivo isolados) ou de passo único (*primer* ácido e adesivo simultaneamente) (Stamatacos & Simon, 2013).

No entanto, a principal desvantagem associada a estes cimentos é apresentarem valores mais baixos de forças de adesão ao esmalte, em comparação aos cimentos resinosos *etch-and-rinse*. Deste modo, podemos afirmar que o sistema adesivo *etch-and-rinse* de três etapas ainda define o *gold standard* em termos de versatilidade e previsibilidade (Christenson, 2007; Stamatacos & Simon, 2013).

Tabela 3 – Classificação de cimentos à base de resina quanto ao seu mecanismo de adesão
(Adaptado de Stamatacos & Simon 2013)

RESIN CEMENT	ADHESIVE SCHEME	CHARACTERISTICS
Total-Etch	30% to 40% phosphoric acid-etch, then adhesive is applied	<ul style="list-style-type: none"> • Excellent cement-to-tooth bond strength • Reduced microleakage • Long-term predictability • Requires multi-step application technique
Self-Etch	Self-etching primer, then mixed cement is applied	<ul style="list-style-type: none"> • Ease of use • Less technique sensitivity • Good bond strength
Self-Adhesive	"One component" phosphoric acid grafted into resin	<ul style="list-style-type: none"> • Able to bond to untreated tooth surface • "Selective etching" can be incorporated for improved bond strength

A resistência adesiva que o cimento resinoso, em conjunto com o sistema adesivo, fornece à restauração depende do tratamento de superfície e do tipo de cerâmica. As retenções micromecânicas nas restaurações favorecem a adesão ao cimento resinoso das cerâmicas à base de sílica . O ataque com ácido hidrófluorídrico cria retenções na superfície interna da peça, onde posteriormente é aplicado um agente de união, o silano. Este agente é responsável por conferir uma união química fiável de longa duração entre o cimento e a restauração, dispensando retenções macromecânicas definidas pela configuração geométrica do preparo dentário (Pegoraro, da Silva & Carvalho, 2007).

As propriedades mecânicas dos cimentos resinosos são bastante favoráveis, com valores superiores de resistência à compressão e tração (20 -50 MPa), baixa solubilidade,

além de boas características estéticas devido à grande variedade de escolha na gama de cores e níveis de translucidez dos cimentos resinosos (Ladha & Verma, 2010).

Estes agentes de cimentação têm, contudo, limitações nomeadamente no que toca à cimentação adesiva, visto que esta técnica é mais demorada e sensível à humidade. Estes cimentos apresentam, ainda: uma grande espessura de filme; contração de polimerização, que pode levar à microinfiltração marginal; um baixo módulo de elasticidade, que contraindica a aplicação em reabilitações extensas; dificuldade na remoção do cimento em excesso em zonas de difícil acesso, condicionando a utilização em preparos com margens subgingivais. Adicionalmente, os cimentos resinosos convencionais não libertam fluoretos e têm reações pulpares demarcadas quando aplicados em dentes vitais com preparos em dentina. A utilização de cimentos provisórios com eugenol também deve ser evitada, por inibir a reação de polimerização dos cimentos resinosos (Bohn et al., 2009; Ladha & Verma, 2010; Ramaraju et al., 2014).

Face ao exposto, existe atualmente uma grande variedade de cimentos à base de resina disponíveis para serem utilizados na cimentação de coroas e pontes metálicas e metalo-cerâmicas, em restaurações indiretas em compósito, em próteses adesivas, em facetas cerâmicas, em coroas e pontes de qualquer tipo de cerâmica e ainda em espigões de fibra e em espigões com falsos cotos metálicos (Figuras 11, 12 e 13) (Hill, 2011).

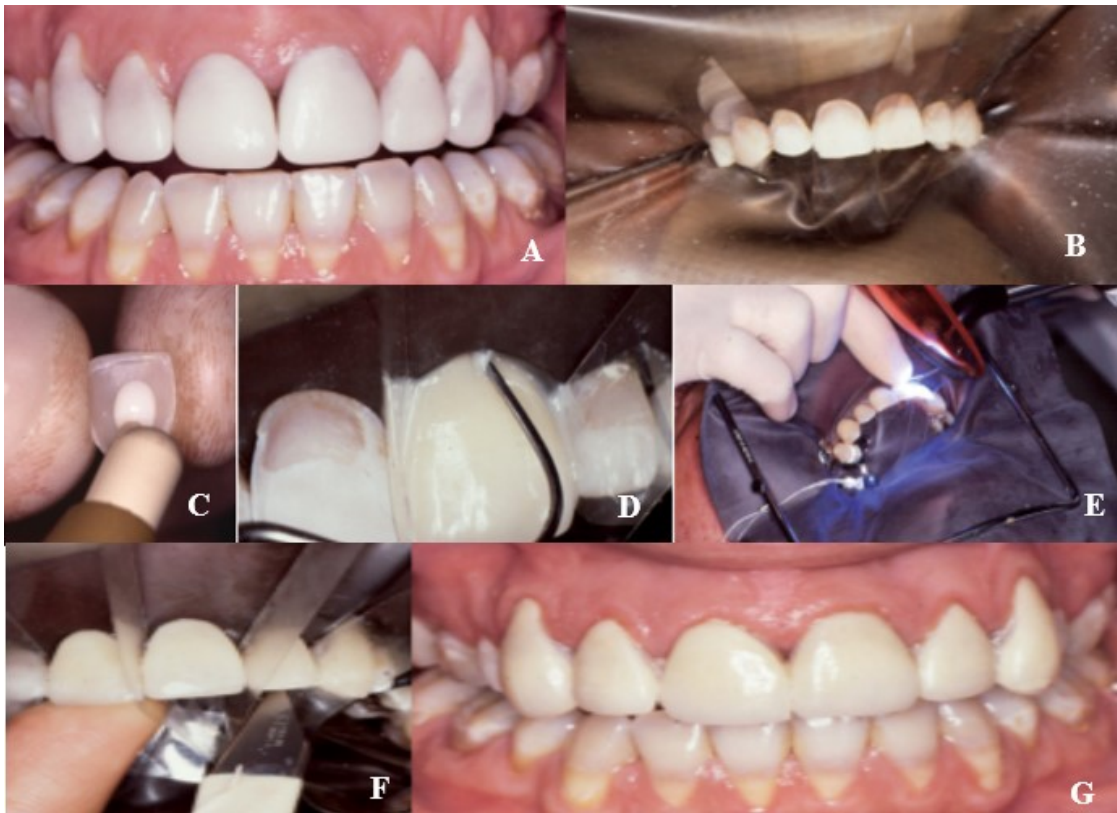


Figura 11 – Cimentação de facetas cerâmicas com um cimento resinoso fotopolimerizável. A- *try in* das peças com pastas de glicerina com a cor dos cimentos, B- Isolamento absoluto após a silanização dos facetas, com posterior condicionamento ácido, C – aplicação do cimento resinoso na superfície interna de uma das peças, D – Remoção de excessos, E – fotopolimerização, F – Acabamento e polimento das margens e G – Aspeto Final (Adaptado de Rosentiel, Land, & Fujimoto, 2015).



Figura 12 – Coroas em cerâmica (Empress Esthetic ,Ivoclar Vivadent) cimentadas com um cimento resinoso. O cimento resinoso fotopolimerizável utilizado foi o Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent) segundo a técnica adesiva *etch-and-rinse* de três passos: ácido, *primer* e adesivo (Scotchbond Multi-Purpose, 3M) (Adaptado de Hilgert et al., 2009).



Figura 13 – Coroas cimentadas adesivamente com o cimento resinoso Multilink Automix (Ivoclar Vivadent). A superfície interna da cerâmica reforçada foi previamente silicatizada e silanizada e, embora os preparos apresentassem uma boa retenção, optou-se pela cimentação adesiva por questões estéticas (Adaptado de Hilgert et al., 2009).

Nos últimos anos, os cimentos resinosos convencionais têm sido alvo de estudos comparativos não só com os cimentos resinosos autoadesivos, mas também com outros cimentos convencionais. Guedes et al. (2008) avaliaram as propriedades mecânicas de quatro cimentos resinosos de polimerização dual, dois convencionais (Enforce F, Dentsply e RelyX ARC, 3M ESPE) e dois autoadesivos (RelyX Unicem, 3M ESPE e Maxcem, Kerr). Os cimentos resinosos convencionais apresentaram resultados estatisticamente superiores aos cimentos autoadesivos nos testes de resistência à compressão e à resistência flexural, enquanto que os valores de resistência à tração diametral não mostravam uma diferença estatística significativa. As variações na composição dos diversos cimentos, na quantidade de monômeros diluentes e de partículas de cargas explicam os valores de resistência à tração superiores nos cimentos resinosos convencionais. Os autores destacam ainda que, apesar da resistência flexural ter valores mais diminuídos nos cimentos autocondicionantes, estes foram superiores ao limite mínimo estabelecido pela norma ISO 4049, ou seja, 50 MPa.

Já Frankenberger et al. (2008) conduziram um estudo comparativo da integridade marginal de *inlays* cerâmicos IPS Empress cimentados com cimentos resinosos convencionais *etch-and-rinse* e *self-etch* (Calibra, Variolink II, Multilink e Panavia F2.0) e com cimentos resinosos autoadesivos (Maxcem e RelyX Unicem). O cimento Maxcem obteve a pior adaptação marginal, enquanto o RelyX Unicem em dentina alcançou resultados equivalentes aos dos cimentos de resina convencionais.

Mobilio, Fasiol, Mollica e Catapano (2015) mediram a retenção de coroas de dissilicato de lítio IPS e.max Empress cimentadas com um CIV (Vivaglass Cem, Ivoclar Vivadent) e com cimento resinoso convencional (Multilink Automix, Ivoclar Vivadent). O grupo que foi cimentado com o cimento resinoso apresentou uma resistência compressiva superior em comparação com o CIV. Além disso, as coroas em dissilicato de lítio cimentadas com o cimento à base de resina apresentaram maior falha por fratura, enquanto que as cimentadas com CIV apresentavam maior tendência à descimentação.

3. Ião fluoreto e a sua relevância clínica

O flúor é o composto químico (F-) mais eletronegativo e reativo da tabela periódica do grupo dos halogénios, apresentando-se normalmente em soluções aquosas sob a forma iónica de fluoreto. Hoje em dia sabe-se que o flúor é mais eficiente, como agente cariostático, quando aplicado topicamente. Consequentemente, o flúor necessita de estar presente num meio aquoso (fluido do biofilme ou saliva) da cavidade oral, para poderem ter uma ação direta sobre os fenómenos de desmineralização e remineralização do esmalte (Cury & Tenuta, 2008; ADA, 2005).

A saliva apresenta-se como sendo a primeira e a principal defesa contra a cárie dentária. A saliva tem uma ação de limpeza mecânica, responsável pela remoção de substratos bacterianos, tem mecanismos de defesa químicos, que ajudam a minimizar a ação dos ácidos provenientes das bactérias, e tem ainda compostos que aglutinam as bactérias, prevenindo a sua adesão às superfícies dentárias (Kidd, 2011).

A presença dos iões de Ca^{2+} e fosfato (PO_4^{3-}) em concentrações sobressaturadas no biofilme, constituem também uma defesa essencial, permitindo uma deposição contínua destes iões na superfície do esmalte de forma a preservar a estrutura mineral (Fejerskov et al., 2008).

Hoje em dia é consensual que o efeito do flúor não é sistémico, mas principalmente local, interferindo no processo de formação das cáries. Daí a importância da sua presença no biofilme nos períodos de desmineralização e remineralização (Cury e Tenuta, 2009).

Com base na literatura, podemos então afirmar, que o ião fluoreto intervém no processo da cárie dentária através de três mecanismos distintos: diminuindo a desmineralização do esmalte; potenciando a remineralização e inibindo o crescimento das bactérias (Cury & Tenuta, 2009).

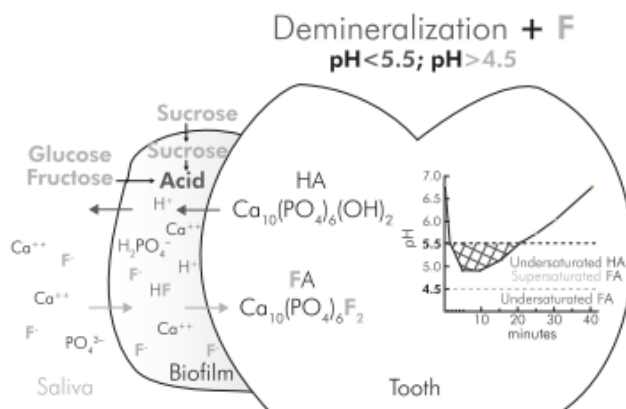


Figura 14 – A desmineralização do esmalte na presença de flúor no biofilme dentário (Adaptado de Cury & Tenuta, 2009).

No início do processo de desmineralização, os açúcares (sacarose, glucose e frutose) são convertidos em ácidos no biofilme. Quando o pH desce a valores inferiores a 5.5, o biofilme fica subsaturado na sua concentração de hidroxiapatite (HA) resultando na dissolução de minerais. No entanto, quando esta desmineralização ocorre na presença de flúor e o pH é superior a 4.5, existe uma nova precipitação de minerais no esmalte. Como consequência a desmineralização diminuí (Figura 14) (Cury & Tenuta, 2009).

Outro dos mecanismos cariostáticos do flúor é potenciar da remineralização da zona superficial do esmalte, o que clinicamente se traduz num atraso da progressão das lesões de cárie em qualquer estado do seu desenvolvimento (Sala & García, 2014).

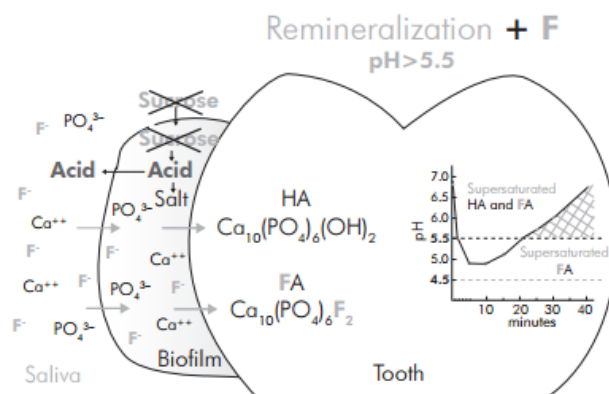


Figura 15 – A remineralização do esmalte na presença de flúor no biofilme dentário (Adaptado de Cury & Tenuta, 2009).

Como se observa na figura 15, esta remineralização ocorre após o cessamento da exposição dos açúcares (sacarose, glucose e frutose) e portanto a sua conversão em ácidos. Os ácidos existentes no biofilme são depois limpos pela saliva e convertidos em sais. O pH aumenta então para valores superiores a 5.5 e o biofilme encontra-se sobressaturado com HA e fluorapatite (FA). Assim, o cálcio e o fosfato perdidos pelo esmalte são repostos de uma maneira mais eficiente quando o flúor se encontra presente no biofilme (Cury & Tenuta, 2009).

A inibição do metabolismo biosintético das bactérias presentes no biofilme oral, nomeadamente *streptococcus mutans* e *lactobacilos*, é outro dos mecanismos cariostáticos do flúor. Os procedimentos através dos quais o fluoreto interfere com o metabolismo bacteriano e com bactérias acidogénicas, incluem a inibição da enzima glicolítica enolase e a bomba de protões ATPase, assim como a colonização e a competição bacteriana (Wiegand, Buchalla, & Attin, 2007). As enzimas intracelulares associadas ao biofilme oral, como a fosfatase ácida, a pirofosfatase, a peroxidase e a catalase são também afetadas pelo fluoreto. O efeito antimicrobiano é muitas vezes descartado na prevenção da cárie dentária uma vez que são necessárias concentrações mínimas de fluoreto bastante superiores às concentrações necessárias para ocorrer a diminuição da solubilidade da apatite no esmalte (Maria, Tenuta & Cury, 2010). Estes efeitos benéficos encontram-se mais evidenciados quando aplicados mediante um regime que permite a constante e permanente sobressaturação dos iões fluoreto na saliva e, portanto, no fluido do biofilme dentário (Sala & García, 2014).

Existem limitações no efeito cariostático do fluoreto que necessitam de ser tomadas em consideração. Este ião não interfere com os principais fatores de risco individuais responsáveis pela cárie dentária, nomeadamente a acumulação de biofilme e a ingestão de açúcar e, além disso, são necessárias altas concentrações de fluoreto (10 ppm) para este poder interferir no metabolismo bacteriano. No entanto, é de salientar que o fluoreto é passível de remineralizar parcialmente as lesões de cárie evitando a sua progressão (Cury, Maria & Tenuta, 2009).

4. Cimentos dentários libertadores de flúor

4.1. CIV e CIVMR

Dado o seu potencial de libertação de fluoretos, os CIVs têm recebido especial atenção por parte da comunidade científica. Estes materiais são constituídos por partículas de vidro de fluoroalumino silicato e ácidos poliacrílicos que tomam presa através de uma reação ácido-base. A libertação de fluoretos pelos CIV e CIVMR ocorre através de um mecanismo bifásico. Na primeira fase, a libertação de iões de fluoreto (em conjunto com outros componentes), durante a reação de presa do cimento, caracteriza-se pela rápida dissolução das partículas de vidro na superfície externa da matriz em formação, provocando a desintegração do material. A segunda fase é um processo mais gradual de difusão contínua de iões através do cimento ao longo do tempo, em que a libertação de flúor provoca pouca ou nenhuma deterioração das propriedades mecânicas (Carrilho et al., 2010).

Todos os materiais que possuem a capacidade de libertação de iões fluoreto seguem um padrão conhecido por *burst effect*, segundo o qual nos primeiros três dias se verificam os maiores valores de libertação. Decorridas 72h, a libertação de fluoretos é mantida a baixos níveis até se atingir um *plateau*, por volta dos 10-20 dias (Figura 16) (Wiegand, Buchalla, & Attin, 2007; Basso, Della Bona, Gobbi & Cecchetti, 2011).

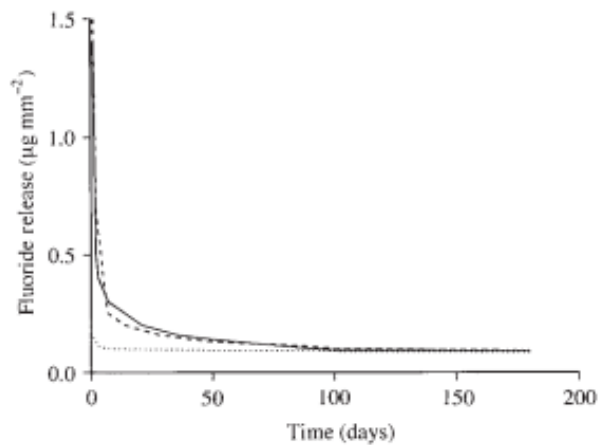


Figura 16 - Padrão de libertação de flúor diário de três materiais diferentes. CIV (curva contínua), CIVMR (curva a tracejado) e compómeros (curva pontilhada). O burst effect é visível durante as primeiras 24-72h para o CIV, até se igualarem ao longo do tempo aos valores dos compómeros, com níveis de libertação mais baixos mas contínuos. (Adaptado de McCabe & Walls, 2008).

O efeito cariostático associado aos materiais libertadores de flúor encontra-se usualmente associado a uma difusão prolongada de iões fluoreto. Existem materiais dentários que podem ser recarregados de modo a obter-se um fluxo constante de libertação de fluoretos. A capacidade de um material atuar como um reservatório de flúor depende, principalmente, do tipo e da permeabilidade das partículas inorgânicas, da frequência de exposição a fluoretos e do tipo e da concentração do agente de fluoretação (ex: pastas dentífricas, vernizes de flúor, etc). Os CIV e CIVMR desempenham melhor o papel de reservatórios de fluoretos do que as resinas compostas. As características hidrofílicas e a presença de solutos nas porosidades destes materiais permitem a difusão passiva de iões entre o cimento e o meio externo. Contudo, como os CIV são mais permeáveis à passagem de iões, têm uma capacidade de recarregamento superior aos CIVMR, que, por apresentarem constituintes resinosos, são mais impermeáveis. Nos CIV os iões de fluoreto ficam retidos nas camadas mais profundas do cimento, enquanto que os CIVMR só conseguem reter os iões mais à superfície (Wiegand, Buchalla, & Attin, 2007; Muñoz, Ortega & Nagano, 2014).

Para muitos investigadores, determinar os valores concretos que são libertos pelos cimentos ionoméricos sempre foi um tópico de grande importância, dado que o principal motivo de insucesso em vários casos de reabilitações protéticas consiste no aparecimento de cáries secundárias na estrutura dentária remanescente sob a restauração. Deste modo, existem na literatura estudos que avaliam a concentração de flúor liberto por diversos cimentos de ionómero de vidro (Shahid et al., 2014; Salari et al., 2015; Tiwari et al., 2016).

Lacerda et al. (2012) compararam a libertação de flúor a partir de três cimentos de ionómero de vidro (Meron, VOCO; Vidrion C, SS; Ketac-Cem, 3M ESPE) sob a forma de discos cilíndricos com 4mm de diâmetro e 4mm de altura. Entre todos os cimentos o padrão de libertação de flúor seguiu o *burst effect*, com um pico de libertação máximo durante primeiras as primeiras 24h após a presa inicial dos CIV. Ao fim do 3º dia, a libertação de fluoretos diminuiu drasticamente e, ao 7º dia, ocorreu uma estabilização da concentração de fluoretos até ao fim do estudo. Os cimentos Meron e Vidrion apresentaram um desempenho similar e superior ao do cimento Ketac-Cem. Porém, os autores referem que todos os materiais testados apresentaram concentrações significativas e que, conseqüentemente, os

cimentos que inicialmente libertaram maiores quantidades de flúor apresentaram concentrações superiores durante toda a experiência.

Salarie et al. (2015) avaliaram a liberação de flúor de três CIV diferentes (Fuji Plus, Fuji I e SDS) ao longo de 56 dias. Nos dias 1 e 3, os cimentos SDS, Fuji Plus e Fuji I libertaram, respectivamente, maiores quantidades de fluoreto. Porém, no dia 7, observou-se uma diminuição mais acentuada do nível de fluoreto nas amostras de SDS, enquanto que o cimento Fuji Plus foi o material que libertou maior quantidade de fluoretos. A partir do 7º dia, os cimentos Fuji Plus, SDS e Fuji I apresentaram, respectivamente, a maior quantidade de liberação de iões. Os autores concluíram que existia uma diferença estatisticamente significativa nos valores de liberação de fluoretos dos três CIV, em que a maior quantidade de liberação foi registrada no primeiro dia pelo CIV SDS (41,8ppm), sendo os valores mais baixos associados ao CIV Fuji I (28,07ppm).

Com o objetivo de determinar se os CIVMR realmente libertam flúor em menores quantidades do que os ionómeros de vidro convencionais, Basso et al. (2011) testaram quatro materiais da 3M ESPE com diferentes aplicações clínicas: Ketak Molar Easymix, CIV restaurador; RelyX luting 2, CIVMR de cimentação definitiva; Vitremer, CIVMR restaurador e *core build up*; Filtek Z250, resina composta como grupo de controlo negativo. Como esperado, todos os cimentos ionoméricos testados seguiram o padrão de *burst effect*, em que o CIVMR Rely-X luting 2, utilizado em prótese fixa para cimentação definitiva, alcançou em todas as medições realizadas as concentrações mais elevadas, tendo os valores de fluoreto liberto atingido o *plateau* ao 14º dia (6 h – 2.46 ppm, 24h – 12.33 ppm, 7º dia – 1.37 ppm; 14º dia-0.80 ppm e 18º dia – 0,80 ppm).

No estudo efectuado, Selimović-dragaš, Hasić-branković, Korać e Đapo (2013), obtiveram, de certo modo resultados similares concluindo que os CIVMR libertavam fluoretos em maiores concentrações. Contudo, neste estudo foi o CIVMR Vitrebond (*liner* de CIVMR) que obteve melhores resultados, seguido do Fuji II LC (CIVMR restaurador) e do Fuji Plus.

Martha et al. (2016) conduziram um estudo onde compararam a liberação de fluoretos a partir de três CIVMR (Meron Plus, VOCO; RelyXT, 3M ESPE e Fuji CEM, GC)

com a eficácia antibacteriana dos cimentos, através de um teste de difusão de agar (ADT). Os padrões de libertação às 24 h e após uma semana foram superiores para o cimento Fuji CEM e mais baixos para o RelyXT. Os cimentos Meron Plus e Fuji CEM mostraram um aumento contínuo na libertação de iões fluoreto durante todo o período do estudo, enquanto que o RelyXT mostrou um aumento repentino do 1º dia para a 1ª semana. No entanto, a comparação dos valores médios não sugeriu uma correlação consistente entre a libertação de fluoretos e a eficácia antibacteriana dos cimentos testados.

4.2. Cimentos de Resina Autoadesivos

Segundo Ebru e Yalçın (2011), certos cimentos de resina contêm partículas de preenchimento de trifluoreto de itérbio e de fluorossilicato, podendo, portanto, libertar algum fluoreto. Todavia, constata-se que os cimentos de resina convencionais são incapazes de libertar fluoreto em níveis suficientemente significativos.

Em contrapartida, os fabricantes indicam que os cimentos de resina autoadesivos, além de se ligarem quimicamente à hidroxiapatite do dente, apresentam a capacidade de libertação de iões fluoreto. A dissolução parcial da superfície das partículas de vidro solúveis em ácido neutraliza a acidez dos monómeros acídicos e fornece iões de sódio, cálcio, silicato e fluoreto que podem intervir na reação de presa ou serem libertados localmente. Os cimentos resinosos autoadesivos são tolerantes à humidade e capazes de libertar flúor de uma forma semelhante aos CIV. Porém, ainda não foram demonstradas evidências clínicas e existem ainda poucos estudos *in vitro* (Ferracane et al., 2011; Hattar et al., 2015).

Num estudo levado a cabo por Gerth, Dammaschke, Zürcher e Schäfer (2006) o potencial de interação química entre o RelyX Unicem e a hidroxiapatite foi investigado e comparado com o cimento de resina convencional Bifix (Voco) em combinação com um sistema adesivo *etch-and-rinse*. Foi relatado que o RelyX Unicem mostrou uma afinidade química superior com iões de Ca derivados de hidroxiapatite, em comparação com o Bifix. Os mesmos autores investigaram a composição dos dois cimentos e detetaram um teor de fluoreto de 10% e de 2% no RelyX Unicem e no Bifix, respectivamente.

Aguiar et al. (2012) avaliaram os efeitos da polimerização e das condições de armazenamento na liberação de fluoreto a partir de cimentos de resina de polimerização dual: três autoadesivos (RelyX Unicem; Max-Cem; e BisCem (Bisco Inc) e um convencional (Panavia F 2.0, Kuraray). Concluiu-se que apenas um cimento de resina (BisCem) foi afetado pelo mecanismo de polimerização em ambas as condições de armazenamento (água e ciclagem de pH). Este cimento de resina libertou uma maior quantidade de fluoreto num modo de auto polimerização. As condições de armazenamento alteraram o padrão de liberação de fluoreto dos cimentos de resina Panavia F 2.0 e MaxCem. Para todos os materiais testados, a maior liberação de flúor foi observada nos primeiros dias do estudo, tendendo a diminuir gradualmente com o tempo, sugerindo que os cimentos autoadesivos apresentam um padrão semelhante aos CIV com um *burst effect* na liberação de fluoreto.

4.3. Protocolo de avaliação da liberação de fluoreto *in vitro*

A capacidade de materiais dentários inibirem as cáries recorrentes ou secundárias é uma propriedade clínica bastante importante. A liberação de flúor é presenciada em vários materiais como os cimentos ionómero de vidro (CIV), os cimentos ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR), alguns compómeros e resinas compostas (Tiwari et al., 2016).

A liberação de flúor pelas várias reformulações dos CIV contribui substancialmente para a capacidade antibacteriana que estes materiais possuem. O método mais comum na avaliação da quantidade de fluoreto liberto a partir de materiais dentários consiste na utilização de um eletrodo seletivo iônico (ISE) acoplado a um medidor de iões. Uma solução tampão de ajuste iônico (TISAB) é usualmente utilizada para controlar o pH da solução de armazenamento e prevenir a formação de complexos fluoretados (Shimazu, Ogata, & Karibe, 2011).

Assim, houve necessidade de elaborar protocolos para avaliar os vários materiais quanto à liberação de flúor, podendo ser durante curtos ou longos períodos de tempo dependendo

de vários fatores como a quantidade de flúor integrado, as matrizes do material ou o tempo de presa do próprio material (Tiwari et al., 2016).

Protocolo (Tiwari et al., 2016):

1. Cimentar as amostras em moldes de silicone com dimensões pré-estabelecidas, segundo as instruções do fabricante . Caso as amostras necessitem de fotopolimerização, realizar a mesma durante 40 segundos após a colocação das amostras nos moldes.
2. Cobrir as amostras com matrizes de acetato e colocá-las em recipientes de vidro a uma temperatura de 37°C.
3. Remover as amostras dos seus moldes e suspendê-las em água desionizada de 1 ml em frascos de plástico a 37°C, agitando os frascos durante vários ciclos.
4. Retirar 1 ml de água desionizada de cada recipiente e analisar a liberação de fluoretos após uma diluição de 1:1 com uma solução tampão de ajuste de força iônica (TISAB), para proporcionar uma força iônica constante descomplexificando o fluoreto e estabilizando o pH da solução.
5. Ligar um eletrodo seletivo de íon fluoreto a um medidor seletivo de íões (Orion 940, Expotech, Texas, USA), medindo a liberação no 1º, 7º, 14º e 21º dia, sendo as calibrações realizadas segundo instruções do fabricante, com soluções padrão de fluoreto a concentrações de 0.20, 1.00, 2.00, 10.00, 20.00 e 100 ppm.
6. Após 24 horas, remover as amostras das suas soluções, secar e transferir para água destilada a 37°C, repetindo este mesmo procedimento no 7º e 14º dia.

Apesar de conveniente e de simples execução, este método tem a desvantagem de detetar os íões de fluoreto não conjugados e os íões de fluoreto conjugados libertos pelos materiais dentários. A deteção de ambos os íões torna a sua distinção difícil, uma vez que apenas os íões de fluoreto não conjugados são eficazes no aumento da resistência dos tecidos duros às influências cariogénicas e à formação de cáries secundárias nas margens das restaurações (Shimazu, Ogata, & Karibe, 2011).

A liberação de fluoreto pelos materiais dentários é um processo complexo que pode ser afetado por diferentes variáveis intrínsecas, como a composição do material, a solubilidade, a porosidade e a manipulação do material. A dissolução de íões fluoreto é também influenciada por fatores experimentais como meios de armazenamento, frequência de renovação da solução de armazenamento e composição e valor de pH da mesma (Wiegand, Buchalla, & Attin, 2007).

Os estudos que seguem o protocolo de medição da liberação de fluoretos, afirmam que o tipo do cimento, a configuração e a área de superfície influenciam significativamente a liberação de íões. O facto de não existir um tamanho padrão das amostras de cimento a testar parece também influenciar a liberação de flúor, uma vez que amostras com diâmetros superiores libertam mais partículas e vice-versa. Deste modo em estudo futuros, dever-se-há implementar um protocolo com medidas padrão das amostras pré estabelecidas, de forma a obterem-se resultados mais concisos (Aguiar et al., 2012; Lacerda et al., 2012; Tiwari et al., 2016)

A absorção e a liberação de fluoreto é influenciada pela permeabilidade do material. Cimentos que apresentem níveis mais elevados de dissolução de fluoreto possuem uma capacidade de recarga maior. Os CIV têm um melhor desempenho como reservatórios de flúor do que os materiais resinosos. As características hidrofílicas e a presença de solutos nas porosidades do material permitem a difusão passiva de íões entre o CIV e o meio externo. (Ramírez Ortega & Yamamoto Nagano, 2014). Nos CIVMR, o *brust effect* é ainda afetado pela formação de compostos fluoretados conjugados, resultantes da interação com o ácido poliacrílico, e pelo tipo e quantidade de monómeros resinosos que participam na reação de polimerização fotoquímica (Wiegand et al., 2007).

Nos cimentos resinosos autoadesivos, a composição, a solubilidade, a permeabilidade da matriz de resina e as partículas libertadoras de flúor são características importantes que também influenciam a concentração de íões fluoreto (Aguiar et al., 2012). No estudo levado a cabo por Aguiar et al. (2012) a fonte de fluoreto do cimento Panavia F 2.0 constitui o sal de fluoreto de sódio, que é facilmente ionizado quando em contacto com água ou outras soluções aquosas. Para o RelyX Unicem, a fonte de flúor consiste no pó de vidro e, neste cimento, o fluoreto fica disponível a partir de reações ácido-base semelhantes à dos

cimentos de ionómero de vidro. Já o cimento de resina MaxCem apresenta partículas de fluoroaluminossilicato, semelhantes ao pó de vidro encontrado no RelyX Unicem. Como observado na tabela 4, a fonte de fluoreto similar pode explicar a semelhança dos valores de libertação de fluoreto para os cimentos RelyX Unicem e MaxCem.

Tabela 4 - Composição dos cimentos resinosos Paanavia F 2.0, RelyX Unicem, Macem e BisCem (Adaptado de Aguiar et al., 2012).

Resin Cement	Composition
Panavia F 2.0	Paste A: 10-MDP, silanated colloidal silica, bisphenol A polyethoxy dimethacrylate, hydrophobic and hydrophilic DMA, silanized silica filler, benzoyl peroxide, dl-camphorquinone
	Paste B: hydrophobic and hydrophilic DMA, sodium 2,4,6-triisopropyl benzene sulphinate, N,N-diethanol-p-toluidine, bisphenol A polyethoxy dimethacrylate, colloidal silica, sodium fluoride, silanized barium glass filler, silanized titanium oxide
RelyX Unicem (capsules)	Power: glass powder, silica, calcium hydroxide, self-curing initiators, pigments, light-curing initiators, substituted pyrimidine, peroxy compound
	Liquid: methacrylated phosphoric esters, dimethacrylates, acetate, stabilizers, self-curing initiators, light-curing initiators
MaxCem	Multifuncional DMAs, GPDM, proprietary Redox initiators and photoinitiators, barium, fluoroaluminossilicato, fumed silica (66 wt.%)
BisCem	Bis-GMA, uncured dimethacrylate monomer, phosphate acid monomer, glass filler
Abbreviations: 10-MDP, 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate; Bis-GMA, bisphenol-A-diglycidylether dimethacrylate; DMA, dimethacrylates; GPDM, glyceroldimethacrylate dihydrogen phosphate; TEGDMA, triethylene glycol dimethacrylate.	

O meio de armazenamento dos materiais a testar influencia a libertação de iões fluoreto *in vitro*. Estudos que utilizam regimes de desmineralização-rem mineralização, que simulam as mudanças de pH na saliva e no fluido do biofilme oral, relatam que os valores mais elevados de libertação de fluoreto ocorrem em soluções ácidas, enquanto que os valores mais baixos se verificam em soluções de saliva artificial (Shimazu, Ogata, & Karibe, 2011; Aguiar et al., 2012). A quantidade crescente de fluoreto em meio ácido pode ser explicada pelo facto de uma diminuição no pH aumentar a dissolução do material, e conseqüentemente, levar a um aumento da concentração de fluoreto na solução ácida. Deste modo, em condições ácidas a proporção de flúor livre (não conjugado) para fluoreto ligado (conjugado) é menor do que em condições neutras. A saliva artificial tende a diminuir a quantidade de fluoreto liberto em 17-25%, por comparação das soluções aquosas, uma vez que o gradiente de difusão entre o

material e a saliva enriquecida em iões é menor do que o gradiente de difusão entre o material e a água destilada (Wiegand et al., 2007; Carrilho et al., 2010).

A acumulação de iões fluoreto numa solução de armazenamento leva à formação de iões de fluoreto conjugados e pode, por isso, induzir resultados extrapolados nos valores de libertação de fluoreto diários. Para evitar essa acumulação de iões, Lacerda et al. (2012) recomendam a troca diária das soluções de armazenamento e a utilização de soluções de água deionizada, em vez de água destilada.

Yoda et al. (2006) demonstraram que o tipo de polimerização e o meio de armazenamento influenciavam a quantidade e o padrão de libertação de fluoreto em materiais de cimentação (CIV Fuji II LC, cimentos de resina GC Corp e Panavia F Kuraray). Os autores afirmam que a fotopolimerização do cimento de resina dual foi essencial, visto melhorar as propriedades mecânicas e aumentar a ligação imediata à estrutura dentária. No entanto, quando a polimerização é apenas química, observa-se um aumento da libertação de fluoreto, uma vez que a ativação da luz aumenta a criação de ligações cruzadas dos polímeros, resultando numa redução da permeabilidade da matriz de resina à passagem de iões fluoreto.

O efeito do tipo de polimerização sobre o grau de conversão dos mesmos cimentos de resina foi igualmente avaliado por Aguiar et al. (2012). Os resultados obtidos para os cimentos de resina autoadesivos RelyX Unicem e BisCem mostraram que a autopolimerização produziu um menor grau de conversão do que a fotopolimerização, levando ao aumento da permeabilidade da matriz resinosa e assim facilitando a libertação de flúor. Este facto pode justificar o aumento da concentração de fluoreto nas amostras de cimentos autopolimerizados.

III. Conclusão

O objetivo principal deste trabalho foi apresentar as características e informação relevante sobre os cimentos atualmente disponíveis no mercado. A capacidade de libertação de flúor por parte dos cimentos foi um aspecto também abordado bem como o protocolo actual de medição de flúor liberto a partir destes materiais dentários.

O cimento universal ideal deveria ser capaz de apresentar uma excelente união aos materiais restauradores e aos substratos dentários, manter um ótimo selamento e garantir a retenção da restauração indireta. A cimentação deveria ser fácil, rápida, tolerante à humidade e não requerer múltiplos passos clínicos de preparação.

Atualmente, os cimentos convencionais de fosfato de zinco e ionómero de vidro ainda são utilizados em cimentações de peças de cerâmica em dentes posteriores, não só por apresentarem uma técnica de aplicação simplificada em comparação com os cimentos resinosos, como também por não existir comprometimento estético.

Por sua vez, os cimentos resinosos convencionais introduziram a técnica de cimentação adesiva, que veio conferir às restaurações indiretas resultados mais estéticos e de elevada resistência adesiva, sendo indicados especialmente na cimentação de peças cerâmicas em dentes anteriores.

Apesar da sensibilidade da técnica adesiva e da multiplicidade de passos requeridos durante a cimentação, podemos afirmar que os cimentos resinosos se adequam à maioria das exigências requeridas para a cimentação de diversos tipos de restaurações. Contudo, observou-se que entre cimentos resinosos de diferentes fabricantes existe uma grande variabilidade nas forças de adesão e durabilidade.

. Os cimentos resinosos autoadesivos parecem possuir uma resistência mecânica, comparável à dos cimentos resinosos convencionais. A sua técnica de cimentação, de apenas um passo, reduz a sensibilidade e o tempo clínico normalmente associados à cimentação adesiva. No entanto, são ainda necessários mais estudos que avaliem o desempenho clínico destes materiais, já que a literatura apresenta resultados inconclusivos em relação às forças de adesão e à aplicação ou não de um pré-tratamento (ataque ácido).

Verificou-se que estão descritos na literatura os cimentos, utilizados em prótese fixa, que libertam flúor: os CIV, os CIVMR e, mais recentemente, os cimentos resinosos autoadesivos, por apresentarem partículas e reações químicas semelhantes aos CIV.

Ao analisar vários estudos *in vitro* realizados sobre este tema, conclui-se que a liberação de fluoreto em materiais dentários, a curto e longo prazo, depende tanto de condições experimentais como de características do cimento como, por exemplo, o tipo de matriz, a reação de presa e o conteúdo em flúor.

Observou-se também que o facto de não existir um protocolo padrão, para a medição de flúor liberto por materiais dentários, pode levar a resultados incorretos. Os resultados obtidos em estudos *in vitro*, também não podem ser diretamente extrapolados para a prática clínica já que as experiências laboratoriais são incapazes de simular com precisão todas as condições clínicas a que um material está sujeito.

Para se conseguir realmente determinar os valores corretos de flúor que cada cimento liberta, é necessário realizar mais estudos com um protocolo padrão pré-estabelecido. Só após o conhecimento dos valores médios de flúor liberto, pelos cimentos que apresentam essa capacidade, se pode avançar com estudos clínicos, uma vez que ainda não foi estabelecida uma relação direta entre a liberação de fluoreto por cimentos de prótese fixa e os seus efeitos.

Uma melhor compreensão do processo e da concentração do flúor permitirá entender melhor o efeito deste ião na cavidade oral assim como tirar partido das vantagens esperadas ao ser incorporado nos cimentos dentários.

Espera-se que, num futuro próximo, se realizem novos estudos especialmente em cimentos resinosos autoadesivos de forma a simplificar e aperfeiçoar o trabalho clínico em proveito do doente.

IV. Bibliografia

Abdulmunem, M., Dabbagh, A., Naderi, S., Talaei Zadeh, M., Abdul Halim, N. F., Khan, S., ..., Abu Kasim, N. H. (2015). Evaluation of the effect of dental cements on fracture resistance and fracture mode of teeth restored with various dental posts: A finite element analysis. *Journal of the European Ceramic Society*, 36(9), 2213–2221. <http://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2016.01.021>

ADA statement commemorating the 60th anniversary of community water fluoridation. 2005

Agha, A., Parker, S., & Patel, M. P. (2016). Development of experimental resin modified glass ionomer cements (RMGICs) with reduced water uptake and dimensional change. *Dental Materials*, 32(1) 713–722. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.004>

Aguiar, T., Pinto, C., Cavalli, V., Nobre-Dos-Santos, M., Ambrosano, G., Mathias, P., ... Giannini, M. (2012). Influence of the Curing Mode on Fluoride Ion Release of Self-adhesive Resin Luting Cements in Water or During pH- Cycling Regimen. *Operative Dentistry*, 37(1), 63–70. <http://doi.org/10.2341/10-328-L>

Al-Saleh. M., El-Mowafy, O., Tam, L. & Fenton, A. (2010). Microleakage of Posterior Composite Restorations Lined with Self-adhesive Resin Cements. *Operative Dentister.*, 35(5) .556-563.

Alves, V. F., Cristine, I., & Freire, D. E. M. (2016). Agentes Cimentantes Permanentes Em Restaurações Indiretas: Qual Material Usar? *BJSCR*, 15 (1). 113–117.

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). Dental Cements. In Phillip's Science of Dental Materials (12a ed., pp. 307–339). St. Louis, EUA: Mosby Elsevier.

Baig, M. S. & Fleming, G. J. (2015). Conventional glass-ionomer materials: A review of the developments in glass powder, polyacid liquid and the strategies of reinforcement. *Journal of Dentistry*, 1–16.

- Basso, G. R., Della Bona, a, Gobbi, D. L., & Cecchetti, D. (2011). Fluoride release from restorative materials. *Brazilian Dental Journal*, 22(5), 355–358. <http://doi.org/S0103-64402011000500001>
- Belli, R., Pelka, M., Petschelt, A. & Lohbauer, U. (2009). In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: a CLSM evaluation. *J Dent*, 37(1), 984–993.
- Bitter, K., Meyer-Lueckel, H., Priehn, K., Kanjuparambil, J. P., Neumann, K. & Kielbassa, A. M.(2006) Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J*, 39(10), 1809-818.
- Blatz, M. B., Chiche, G., Holst, S. & Sadan, A. (2007) Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int.* 38(9), 745–753.
- Blatz, M. B., Oppes, S., Chiche, G., Holst, S. & Sadan, A. (2008) Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading. *Quintessence Int.*, 39 (1), 23–32.
- Bonn, P. V., Andrioli, D., Leitune, V. C. B., Collares, F. M., Botega, D. M., Meira, D. (2009) Cimentos usados em Prótese Fixa: uma pesquisa com especialistas em prótese de Porto Alegre. *Rev Fac Odontol Porto Alegre*, 50(3):5-9.
- Bottino, M. A., Giannini, V., Miyashita, E. & Quintas, A. F. (2002) Estética em reabilitação oral: Metal free. In C. Feller & G. Riad (Eds). *Atualização na clínica odontológica: módulo de atualização*. São Paulo, Brazil; Artes Médicas.
- Braz, R., Dur, A., Luna, G., Gomes, S., Souza, F. B. D. E., & Lima, E. A. (2016). Durability of the adhesive cementation to the dentin substract. *Rev Gaúch Odontol, Porto Alegre*, 64 (2), 132–139.
- Burgess, J. O., Ghuman, T. & Cakir, D. (2010) Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent.*, 22(6):412-419

- Carlos, J., Ribeiro, R., Fontana, U. F., Moysés, M. R., Candido, A., Reis, D & Gustavo, J. (2006). Avaliação da solubilidade e desintegração de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e compômeros em função de proteção superficial. *Revista de Odontologia Da UNESP*, 35(4), 247–252.
- Carrilho, E., Marques, S., Moreira, F., Paula, A., & Tomaz, J. (2010). Materiais restauradores libertadores de flúor. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria E Cirurgia Maxilofacial*, 51(1), 27–34. [http://doi.org/10.1016/S1646-2890\(10\)70082-0](http://doi.org/10.1016/S1646-2890(10)70082-0)
- Chandrasekhar, V. (2010). Post cementation sensitivity evaluation of glass Ionomer, zinc phosphate and resin modified glass Ionomer luting cements under class II inlays: An *in vivo* comparative study. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 13(1), 23–27. <http://doi.org/10.4103/0972-0707.62638>
- Christenson, G. J. (2007). Should resin cements be used for every cementation? *J Am Dent Assoc.*, 138(6), 817-819.
- Cury, J. A., & Tenuta, L. M. A. (2009). Enamel remineralization: controlling the caries disease or treating early caries lesions? *Brazilian Oral Research*, 23(Spec Iss 1), 23–30. <http://doi.org/10.1590/S1806-83242009000500005>
- Dalla, L. M., Kalife C., Insaurralde, E., Kalife, C., Pereira, T. G., Vessoni, B. K. & Borges, F. R. (2013). A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials*, 2(1). 1-10. <http://doi.org/10.5402/2013/185376>
- Dowling, A. H. & Fleming, G. J. P. (2011). The influence of polyacrylic acid number average molecular weight and concentration in solution on the compressive fracture strength and modulus of a glass-ionomer restorative. *Dental Materials*, 27 (6), 535–43.
- DV, S. R., Alla, R. K., Alluri, V. R., & MAKV, R. (2014). A Review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35. doi:10.12691/ajmse-2-3-1

- Ebru, S., Yalçın, D. (2011) Contemporary Permanent Luting Agents used in Dentistry: A Literature Review, *Int Dent Res*, 1(1), 26-31.
- Fabianelli, A., Cagidiaco, M. C., Goracci, C., Pollington, S., & Davidson, C. L. (2007). Scientific Relevance of Micro - Leakage Studies. *Modern Dentistry Media*, 9(1), 64–74.
- Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(4), 295–314. <http://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x>
- Gerth, H.U., Dammaschke, T., Zürcher, H. & Schäfer, E. (2006). Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites-A comparative study. *Dental Materials*, 22(10), 934-941. doi: [10.1016/j.dental.2005.10.004](https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.10.004)
- Gowida, M. A. & Moustafa, N. A. (2016). Bonding to zirconia-A systematic review. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 1(1). <http://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2016.03.016>
- Guarda, G. B., Gonçalves, L. S., Correr, A. B., Moraes, R. R., Sinhoreti, M.A.C. & Correr-sobrinho, L. (2010) Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. *J Appl Oral Sci.*, 18(3), 244-248, 2010.
- Guedes, L., Mattos, E., Zani, I., Prates, L., & Chain, M. (2008). Avaliação das propriedades mecânicas de cimentos resinosos convencionais e autocondicionantes. *Revista De Odontologia Da Unesp*, 37(1), 85–89.
- Hattar, S., Hatamleh, M. M., Sawair, F., & Al-Rabab'ah, M. (2015). Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. *Saudi Dental Journal*, 27(2), 70–74. <http://doi.org/10.1016/j.sdentj.2014.11.006>
- Heintze, S. D. (2010). Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent. Mater*, 26(3), 193-206.

- Heymann, H. O., Swift Jr., E. J. & Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Mosby: Philadelphia.
- Higashi, C., Reggiani R. D., Kina S., Scopin O. & Hirata R. (2006). Cêramicas em dentes anteriores: Parte I - indicações clínicas dos sistemas cerâmicos. *Clínica Int. J. Braz. Dent.*, 2(1):22-31.
- Hilgert, L. A., Monteiro, J. S., Vieira, L. C. C., Gernet, W & Edelhoff, D. (2009) A Escolha do Agente Cimentante para Restaurações Cerâmicas. *Clin. Int. Braz. Dent*, 5(2), 194-205.
- Hill, E. E. & Rubel, B. (2009). Vital tooth cleaning for cementation of indirect restorations: a review. *Gen Dent*, 57(1), 392–395.
- Hill, E. E. (2007). Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 643–658.
<http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.002>
- Hill, E. E., & Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 67–76. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01297.x>
- Kassem, A. S., Atta, O. & El-Mowafy, O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*, 21(1), 28-32.
- Khoroushi, M., & Keshani, F. (2013). A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Research Journal*, 10(4), 411–420.
- Kumbuloglu, O., Lassila, L. V., User, A. & Vallittu, P. K. (2006). Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper Dent* 2006;31:248-255
- Lacerda, R., Pithon, M. M., Barbosa, J., Leonardo, P., Lúcia, E., & Oberosler, C. (2012). Orthodontic cements: Immediate protection and fluoride release. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 17(4), 5–10.

- Lad, P. P., Kamath, M., Tarale, K., & Kusugal, P. B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 6(1), 116–120.
- Ladha, K. & Verma, M. (2010). Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview. *J Indian Prosthodont Soc*, 10(2), 79–88.
- Li, X.-J., Zhao, S. J., Niu, L.-N., Tay, F. R., Jiao, K., Gao, Y., & Chen, J.-H. (2014). Effect of luting cement and thermomechanical loading on retention of glass fibre posts in root canals. *Journal of Dentistry*, 42, 75–83. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.10.017>
- Li, Y., Lin, H., Zheng, G., Zhang, X., & Xu, Y. (2015). A comparison study on the flexural strength and compressive strength of four resin-modified luting glass ionomer cements. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1), S9–S17. <http://doi.org/10.3233/BME-151284>
- Lin, J., Shinya A., Gomi, H. & Shinya, A. (2010) Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dental Materials Journal*, 29(4). 425–432.
- Luthy, H., Loeffel, O. & Hammerle, C.H. (2006) Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 22(2). 195–200.
- Martha, S., Reddy, E. R., Sreelakshmi, N., Rani, T., Aduri, R., & Chaitanya, P. (2016). Antimicrobial Activity and Fluoride Release Property of Resin-Modified Glass Ionomer Luting Cements. *Journal of International Oral Health*, 8(4), 1–5.
- Mazzitelli, C., Monticelli, F., Osório, R., Casucci, A., Toledano, M. & Ferrari, M. (2008). Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dental Materials*, 24(9):1156-63. doi: 10.1016/j.dental.2008.01.005
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2009). *Applied Dental Materials* (9^a ed). Oxford, England: Blackwell publishing Ltd.

Mickenautsch, S., Mount, G. & Yengopal, V. (2011). Therapeutic effect of glass-ionomers: An overview of evidence. *Aust Dent J*, 56 (1),10–5.

Mittal, N., Garg, N., Garg, A. (2013) Textbook of Operative Dentistry, JP Medical Ltd.

Mobilio, N., Fasiol, A., Mollica, F., & Catapano, S. (2015). Effect of Different Luting Agents on the Retention of Lithium Disilicate Ceramic Crowns. *Materials*, 8(4), 1604–1611. <http://doi.org/10.3390/ma8041604>

Muñoz, C. R. D., Ortega, J. P. R., & Nagano, A. Y. (2014). Liberación de fluoruro de dos cementos de ionómero de vidrio: estudio in vitro. *Revista Odontológica Mexicana*, 18(2), 84–88. [http://doi.org/10.1016/S1870-199X\(14\)72056-7](http://doi.org/10.1016/S1870-199X(14)72056-7)

Namoratto, L. R., Ferreira, R. D. S., Alexandre, R., Lacerda, V., & Ritto, F. P. (2013). Cimentação em cerâmicas: evolução dos procedimentos convencionais e adesivos. *Rev. bras. Odontol*, 70(2). 142–147.

Naumann, M., Sterzenbach, G., Rosentritt, M., Beuer, F., & Frankenberger, R. (2008). Is Adhesive Cementation of Endodontic Posts Necessary?. *Journal of Endodontics*, 34(8), 1006–1010. <http://doi.org/10.1016/j.joen.2008.05.010>

Pavan, S., Berger, S. & Bedran-Russo, A. K. B. (2010). The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 258-264.

Pegoraro, T. A., da Silva, N. R. F. A., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453–471. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.003>

Pisani-Proença, J., Erhardt, M. C., Valandro, L. F., Gutierrez-Aceves, G., Bolanos-Carmona, M. V., Del Castillo-Salmeron, R. & Bottino, M. A. (2006). Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*, 96(6), 412-417.

Piwowarczyk, A. & Lauer, H-C. (2003) Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent*, 28(28). 535–542.

Piwowarczyk, A., Lauer, H. C. & Sorensen, J. A. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 92(2), 265-273.

Prakki, A., & Carvalho, R. M. de. (2001). Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. *PGR-Pós-Grad Rev Fac Odontol São José Dos Campos*, 4(1), 21–26. Retirado de <http://ojs.fosjc.unesp.br/index.php/cob/article/viewArticle/102>

Prentice, L. H., Tyas, M. J., Burrow, M. F.(2005). The effect of mixing time on the handling and compressive strength of encapsulated glass-ionomer cement. *Dental Materials*, 21(8):704–8.

Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251–258. <http://doi.org/10.3290/j.jad.a13735>

Ramaraju, S. D., Krishna Alla, R., Ramaraju Alluri, V., & Makv, R. (2014). A Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35. <http://doi.org/10.12691/ajmse-2-3-1>

Ramaraju, S. D., Krishna, A. R., Ramaraju, A. V., & Makv, R. (2014). A Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35. <http://doi.org/10.12691/ajmse-2-3-1>

Rosentiel, S. F., Land, M. F. & Fujimoto J. (2015) History taking and clinical examination. In S. F. Rosentiel, M. F. Land & J. Fujimoto (Eds). *Contemporary fixed prosthodontics* (pp. 3). 5ª edição. Missouri, EUA: Elsevier.

Rossetti, P. H. O., Valle, A. L., Carvalho, R. M., De Goes, M. F & Pegoraro, L, F. (2008) Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci*, 16(1), 64-69.

Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F & Ferrari M. (2006). Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.*, 32(1). 1174-1177.

Sakaguchi, R. L., Powers, J. M., Craig's Restorative Dental Materials (2011). Elsevier Mosby: Philadelphia.

Sala, E. C., & García, P. B. (2014). Odontología preventiva y comunitaria: Principios, métodos y aplicaciones. Barcelona: Masson.

Salari, M. H., Lawaf, S., Azizi, A., & Salehi, A. K. (2015). Evaluation of fluoride release from three different Glass-ionomer luting cements at different time intervals. *J Res Dent*, 11(4), 184–189.

Selimović-dragaš, M., Hasić-branković, L., Korać, F., & Đapo, N. (2013). In vitro fluoride release from a different kind of conventional and resin modified glass-ionomer cements. *Bosn J Basic Med Sci*, 13(3), 197–202.

Shahid, S., Hassan, U., Billington, R. W., Hill, R. G. & Anderson, P. (2014). Glass ionomer cements: effect of strontium substitution on esthetics, radiopacity and fluoride release. *Dental Materials*, 30(3):308-13. doi: 10.1016/j.dental.2013.12.003.

Shimazu, K., Ogata, K., & Karibe, H. (2011). Evaluation of the ion-releasing and recharging abilities of a resin-based fissure sealant containing S-PRG filler. *Dental Materials Journal*, 30(6), 923-927. doi:10.4012/dmj.2011-124

Signore, A., Benedicenti, S., Kaitsas, V., Barone, M., Angiero, F., & Ravera, G. (2009). Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *Journal of Dentistry*, 37(2), 115–121. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.10.007>

Souza, T. R. De, Filho, J. C. B. L., & Beatrice, L. C. de S. (2011). Cimentos auto-adesivos : eficácias e controvérsias. *Revista Dentística on Line*, 10(21), 20–25.

Stamatacos, C. & Simon, J. F. (2013). Cementation of Indirect Restorations: Na Overview of Resin Cements. *Compend Contin Educ Dent.*, 34(1). 42-4.

Sümer, E., & Değer, Y. (2011). Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. *Int Dent ResInt Dent Res*, 11(1), 26–3126.

Tiwari, S., Kenchappa, M., Bhayya, D., Gupta, S., Saxena, S., Satyarth, S., ... Gupta, M. (2016). Antibacterial Activity and Fluoride Release of Glass-Ionomer Cement, Compomer and Zirconia Reinforced Glass-Ionomer Cement. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(4), 90–93. <http://doi.org/10.7860/JCDR/2016/16282.7676>

Van Landuyt, K., Yoshida, Y., Hirata, I., Snauwaert, J., De Munck, J., Okazaki, M & Van Meerbeek, B. (2008). Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*, 87(8), 757–761. <http://doi.org/10.1177/154405910808700804>

Van Meerbeek, B., Kanumilli, P., De Munck, Van Landuyt, K., Lambrechts, P.& Peumans, M. (2005). A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dental Materials*, 21(4),375-383. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2004.05.008>

Vanderlei, A., et al. (2013). Durability of Adhesion between Feldspathic Ceramic and Resin Cements: Effect of Adhesive Resin, Polymerization Mode of Resin Cement, and Aging. *Journal of Prosthodontics*, 22(3) 196.

Vohra, F., Al-Rifaiy, M. & Al Aqhtani, M. (2013). Factors affecting resin polymerization of bonded all ceramic restorations. Review of literature. *J Dow Uni Health Sci Karachi* 7:80–86.

Weiser, F., & Behr, M. (2015). Self-Adhesive Resin Cements: A Clinical Review. *Journal of Prosthodontics*, 24(2), 100–108. <http://doi.org/10.1111/jopr.12192>

Wiegand, A., Buchalla, W., & Attin, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials-Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on

cariesformation.DentalMaterials,23(3),343–362.

<http://doi.org/10.1016/j.dental.2006.01.022>

Xie, D., Chung, I., Wu, W & Mays, D. (2004). Synthesis and evaluation of HEMA-free glass–ionomer cements for dental applications. *Dental Materials*, 20(5),470-478.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2003.07.003>

Yanikoğlu, N., & Yeşil Duymuş, Z. (2007). Evaluation of the solubility of dental cements in artificial saliva of different pH values. *Dental Materials Journal*, 26(1), 62–67.

<http://doi.org/10.4012/dmj.26.62>

Yoda, A., Nikaido, T., Ikeda, M., Sonoda, H., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2006) Effect of curing method and storage condition on fluoride ion release from a fluoride-releasing resin cement. *Dental Materials Journal*, 25(2) 261-266.

Zmener, O., Odont, D., Pameijer, C. H., & Hernández, S. (2014). Resistance against bacterial leakage of four luting agents used for cementation of complete cast crowns. *American Journal of Dentistry*, 27(1), 51-5.