

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



Cimentos Dentários em Prostodontia Fixa

Inês Marques Damas

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

2012

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



Cimentos Dentários em Prostodontia Fixa

Inês Marques Damas

Dissertação Orientada pelo Dr. Luís Redinha

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

2012

*“A maior glória não é nunca ter caído,
mas sim ter levantado depois de cada queda.”*

Confúcio

AGRADECIMENTOS

A elaboração desta tese representa a conclusão de mais uma etapa da minha vida, que compreendeu uma jornada de cinco anos. Durante estes, tive a oportunidade de adquirir novos conhecimentos, estabelecer novos objetivos, conhecer novas pessoas e trabalhar com profissionais experientes e competentes.

Assim sendo, ao orientador desta tese, Dr. Luís Redinha, dedico um justo agradecimento por toda a atenção e disponibilidade evidenciada e pela orientação competente deste trabalho.

Quero também agradecer aos meus amigos e, em especial, ao Miguel, pela infinita paciência, disponibilidade e apoio que sempre manifestaram, não só desde o início deste trabalho mas também ao longo destes últimos anos. O seu precioso e constante incentivo foram de um valor inestimável.

Devo ainda uma palavra de reconhecimento e agradecimento aos meus pais, irmão e à minha restante família pelo seu incondicional apoio em todo este percurso e por me fazerem acreditar que seria possível chegar ao fim desta etapa.

RESUMO

A principal função de um cimento dentário é preencher o espaço existente entre uma restauração indireta, seja provisória ou definitiva, e o dente preparado/implante, de modo a fixá-la numa posição correta e evitar o seu deslocamento durante a função. O mecanismo de retenção pode ser mecânico, micromecânico e químico, sendo muitas vezes, uma combinação de dois ou três dos mecanismos, dependendo da natureza do cimento e do substrato.

O desempenho clínico aceitável de um cimento requer que este seja biocompatível, estético e que tenha uma adequada resistência à solubilidade em meio oral e à microinfiltração, evitando o aparecimento de cárie secundária. Além disso, deve ter uma elevada retenção, seja através de meios mecânicos ou adesivos, uma elevada resistência à tensão e à compressão, um tempo de trabalho e de presa aceitável, devendo ser de fácil manipulação, baixa viscosidade e pouco dispendioso.

Existe uma grande variedade de cimentos disponíveis para uso na reabilitação protética fixa. Na cimentação provisória encontra-se o óxido de zinco eugenol e o óxido de zinco sem eugenol. Na cimentação definitiva, o fosfato de zinco tem sido o material mais utilizado. No entanto, ao longo do tempo, surgiram outros materiais, como o poliacrilato de zinco, o ionómero de vidro, o ionómero de vidro modificado com resina e a resina composta, numa tentativa de ultrapassar as limitações existentes e reunir num só material as características ideais para qualquer situação clínica (cimentação sobre implante, cimentação de prótese provisória e prótese definitiva: metálica, metalo-cerâmica, cerâmica à base de sílica, cerâmica alumina, cerâmica zircónia).

Cada tipo de cimento apresenta características únicas e, atualmente, não existe nenhum que reúna todas as características ideais para todas as situações clínicas.

PALAVRAS-CHAVE:

Cimentos Dentários, Propriedades, Biomateriais, Prótese fixa, Reabilitações Indiretas.

ABSTRACT

The main function of dental cement is to fill the space between an indirect restoration, whether temporary or permanent, and the prepared tooth / implant in order to secure it in position and prevent its movement during function. The retention mechanism may be mechanical, chemical and micromechanical, and is usually achieved by a combination of two or three mechanisms, depending on the nature of the cement and the substrate.

Acceptable clinical performance of dental cements requires them to be biocompatible, aesthetic and to have an adequate resistance to solubility in the oral environment, avoiding microleakage and the appearance of secondary caries. It also must have high retention, mechanical or adhesive, high tensile and compressive strength, acceptable working and setting time, good manipulation properties, low viscosity and low cost.

There is a wide range of cements available for use in fixed restorative rehabilitation. Zinc oxide eugenol and zinc oxide non-eugenol is used in the temporary cementation. In the permanent cementation, zinc phosphate has been the most commonly used material. However, over time, other materials appeared, such as zinc polycarboxylate, glass ionomer, resin-modified glass ionomer and composite resin, in an attempt to overcome the existing limitations and meet the ideal characteristics in one product for any clinical situations (implant cementation; provisional prosthesis cementation; definitive prosthesis cementation: metal, metal-ceramic, silica based ceramic, alumina ceramic, zirconia ceramic).

Each type of cement has unique features and now there is none that meets all the ideal characteristics for all clinical situations.

KEYWORDS:

Dental Cements, Properties, Biomaterials, Fixed Prosthesis, Indirect Restorations.

ÍNDICE GERAL

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS E MÉTODOS	2
3. CLASSIFICAÇÃO DOS CIMENTOS.....	2
4. CARACTERÍSTICAS IDEAIS DE UM CIMENTO	3
4.1. Propriedades biológicas	3
4.2. Propriedades mecânicas	5
4.3. Propriedades estéticas	8
4.4. Propriedades de trabalho.....	9
5. MECANISMOS DE UNIÃO.....	10
6. CIMENTOS	11
6.1 Óxido de zinco eugenol.....	11
6.2 Fosfato de zinco	12
6.3 Policarboxilato de zinco.....	15
6.4 Ionómero de vidro.....	16
6.5 Ionómero de vidro modificado com resina	19
6.6 Resina composta	21
7. CONCLUSÃO	30
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	31

1. INTRODUÇÃO

Na Medicina Dentária, as restaurações tanto podem ser diretas como indiretas (Hill & Lott, 2011).

Independentemente do método de fabricação, material e precisão do ajuste, uma restauração indireta deve ser selada com um agente de cimentação. Assim sendo, a função primordial deste material é preencher o espaço existente entre a reabilitação, seja provisória ou definitiva, e o dente preparado/implante, de modo a fixá-la numa posição correta, evitar o seu deslocamento durante a função e manutenção da integridade da reabilitação protética (Diaz-Arnold et al, 1999; Ergin & Gemalmaz, 2002; Macorra & Pradiés, 2002; Edelhoff & Özcan, 2007; Pegoraro et al, 2007; Heintze, 2010; Hill & Lott, 2011). Esta retenção vai ser promovida por mecanismos mecânicos, micromecânicos e químicos, sendo muitas vezes uma combinação de dois ou três dos mecanismos (Diaz-Arnold et al, 1999; Piwowarczyk et al, 2004; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010). Dependendo das suas propriedades físicas e da longevidade prevista para a prótese, o agente de cimentação pode ser considerado provisório ou definitivo (Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

O sucesso clínico de uma reabilitação protética fixa a longo prazo é influenciado por uma série de fatores, sendo um fator importante a seleção do cimento apropriado (Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Edelhoff & Özcan, 2007; Radovic et al, 2008; Johnson et al, 2009; Ladha & Verma, 2010).

O desenvolvimento tecnológico ao longo das últimas décadas aumentou a variedade de reabilitações indiretas disponíveis bem como de cimentos.

Os agentes de cimentação existentes diferem na sua composição e, como tal, possuem diferentes propriedades físicas, mecânicas e biológicas (Milutinovic-Nikolic et al, 2007; Johnson et al, 2009). O seu desenvolvimento deu-se no sentido de tentar ultrapassar as limitações existentes e reunir num só material as características ideais para qualquer situação clínica (Rosenthal et al, 1998). Idealmente, deve ser biocompatível, estético e deve ter uma adequada resistência à solubilidade em meio oral e à microinfiltração, evitando o aparecimento de lesão de cárie secundária. Além disso, deve ter uma elevada retenção, seja através de meios mecânicos ou adesivos, uma elevada resistência à tensão e à compressão, um tempo de trabalho e de presa aceitável, devendo ser de fácil manipulação, baixa viscosidade e pouco dispendioso (Lee & Swartz, 1972; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Pegoraro et al 2007).

Uma vez que existe uma enorme variedade de agentes de cimentação disponíveis no mercado, a escolha fica dificultada e o Médico Dentista tende a limitar a escolha a um número reduzido de cimentos, com base na facilidade de manipulação, conveniência e familiaridade (Pegoraro et al, 2007; Radovic et al, 2008; Hill & Lott, 2011). Idealmente, a seleção do cimento deve ser baseada nas necessidades específicas de cada situação clínica e o Médico Dentista deve ter o conhecimento das várias opções disponíveis.

2. OBJETIVOS E MÉTODOS

Com este trabalho pretendeu-se estabelecer quais as características que o cimento ideal deverá reunir bem como sumarizar as características dos cimentos dentários existentes e utilizados usualmente na reabilitação oral com prótese fixa.

Na elaboração deste trabalho foi realizada uma pesquisa bibliográfica em livros presentes na biblioteca da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, bem como nas bases de dados *PubMed*, *ScienceDirect* e *b-on*. Nesta pesquisa eletrónica foram utilizadas palavras-chave, separadas ou em diferentes combinações, como: cimentos dentários, propriedades, biomateriais, prótese fixa, reabilitações indiretas. Durante esta mesma pesquisa não se fez nenhuma restrição respeitante ao nível de evidência científica e intervalo de tempo.

3. CLASSIFICAÇÃO DOS CIMENTOS

Segundo a literatura, existem diferentes classificações para os cimentos.

Dependendo da longevidade esperada para a reabilitação protética os cimentos podem ser classificados como sendo provisórios, se a curto prazo, ou definitivos, se a longo prazo. O óxido de zinco eugenol e o óxido de zinco sem eugenol, são exemplos de cimentos provisórios. Os cimentos definitivos podem ainda ser divididos segundo o potencial adesivo: baixo - fosfato de zinco; médio – poliacrilato de zinco; elevado - ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado com resina e resina (Macorra & Pradíes, 2002; Hill, 2007; Hill & Lott, 2011).

Craig classificou os cimentos dentários com base no elemento predominante, como por exemplo, fosfato de zinco, óxido de zinco, poliacrilato de zinco, ionómero de vidro e resina (Craig, 1989 in Hill, 2007).

Por sua vez, Donovan, dividiu os cimentos em cimentos tradicionais ou convencionais: fosfato de zinco, poliacrilato de zinco, ionómero de vidro, e em

cimentos contemporâneos: ionómero de vidro modificado com resina, resina (Donovan in Hill, 2007; Heintze, 2010; Vargas et al, 2011; Tolidis et al, 2012).

A maioria dos cimentos forma-se a partir da interação entre um pó (base) e um líquido (ácido), através de uma reação ácido-base, podendo também ser classificados como cimentos ácido-base: óxido de zinco eugenol, óxido de zinco sem eugenol, fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado com resina. Em oposição, outros cimentos, como as resinas, formam-se por uma reação de polimerização de macromoléculas (Anusavice, 2003; Hill, 2007; Milutinovic-Nikolic et al, 2007).

4. CARACTERÍSTICAS IDEAIS DE UM CIMENTO

4.1. Propriedades biológicas

Biocompatibilidade

Biocompatibilidade é a capacidade de um material exercer a sua função, proporcionando uma boa resposta do hospedeiro (Silva et al, 2010). Idealmente, o cimento não deve ser tóxico, deve ter um baixo potencial alérgico e pouca interação com os tecidos e fluidos orgânicos. Atualmente, os materiais de cimentação disponíveis apresentam, na generalidade, uma boa biocompatibilidade. No entanto, alguns pequenos efeitos adversos podem ser detetados. (Macorra & Pradíes, 2002; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Milutinovic-Nikolic et al, 2007).

A investigação de materiais dentários com melhores propriedades, nomeadamente a compatibilidade com o complexo polpa-dentina, conduziu ao desenvolvimento de inúmeros materiais (Costa et al, 2011).

Histologicamente, os agentes de cimentação aparentam desencadear uma reação pulpar pouco expressiva, principalmente se a espessura de dentina remanescente exceder 1 milímetro. A presença de sensibilidade pós-tratamento é multifatorial, sendo mais provável dever-se à desidratação dentária e contaminação bacteriana do que pelo cimento em si. Deste modo, o Médico Dentista, se durante a prática clínica previr que a sensibilidade poderá existir, tem que ter em atenção a técnica usada, particularmente evitando a desidratação da superfície do dente preparado (Macorra & Pradíes, 2002). A aplicação de cimentos de resina fotopolimerizável pode, igualmente, levar ao aparecimento de sensibilidade. Isto porque, a ativação pela luz não permite a total polimerização do cimento quando a espessura da prótese excede os 2 milímetros, como por exemplo um inlay. A sensibilidade também se pode dever há existência de uma

falha na interface prótese-dente, funcionando como uma bomba levando ao movimento do fluido dentinário (Macorra & Pradíes, 2002). No sentido de minimizar a sensibilidade pós-operatória alguns autores propõem a aplicação de um agente dessensibilizante, promovendo o selamento dos túbulos dentinários e a diminuição da microinfiltração. Porém, tem-se verificado que este pode diminuir a retenção de cimentos como o fosfato de zinco e poliacarboxilato de zinco. Pelo contrário, não se verifica uma redução da retenção dos cimentos de ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado com resina e resina (Rosenthal et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999).

Alguns pacientes exibem alergia a materiais dentários. Tem sido descrito o aparecimento de reações alérgicas aos constituintes dos cimentos de resina, contudo verifica-se ser um fenômeno bastante raro (Rosenthal et al, 1998).

Inibição do aparecimento de cárie

A lesão de cárie é uma das principais complicações e causas de falha de uma reabilitação protética fixa (Goodacre et al, 2003). Assim sendo, um agente de cimentação ideal deve ser capaz de prevenir ativamente o aparecimento de cáries na interface prótese-dente. O cimento deverá ter propriedades antimicrobianas que “combatam” as bactérias cariogênicas presentes no dente preparado e reduzam o efeito da placa bacteriana que colonizará as margens da reabilitação (Christensen, 1997; Diaz-Arnold et al, 1999; Macorra & Pradíes, 2002; Milutinovic-Nikolic et al, 2007; Heintze, 2010).

Alguns materiais já possuem a capacidade de libertação de flúor, como por exemplo o cimento de ionómero de vidro e o ionómero de vidro modificado com resina, porém os seus efeitos tendem a diminuir rapidamente com o tempo (Rosenthal et al, 1998; Macorra & Pradíes, 2002; Anusavice, 2003).

Microinfiltração

A microinfiltração ao nível das margens da reabilitação pode originar uma resposta pulpar adversa e formação de lesão de cárie secundária e, por isso, levar a uma diminuição da longevidade da reabilitação protética fixa (Anusavice, 2003).

Uma prótese cimentada com um agente de cimentação com as características ideais deverá ser resistente à microinfiltração. Os cimentos de resina, nos testes *in vitro* e *in vivo*, têm demonstrado uma menor ocorrência de microinfiltração (Rosenthal et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003).

4.2. Propriedades mecânicas

O cimento ideal deve aderir à estrutura dentária subjacente e ter propriedades mecânicas suficientes para resistir às forças funcionais e à degradação em ambiente oral durante o tempo útil de vida da reabilitação protética (Rosenthal et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Macorra & Pradíes, 2002).

Resistência

Para uma reabilitação protética funcionar satisfatoriamente ao longo dos anos o cimento deverá ter resistência suficiente para resistir à fratura e fadiga, originada por forças cíclicas, sejam de tração ou de compressão (Diaz-Arnold et al, 1999; Macorra & Pradíes, 2002; Habekost et al, 2007; Pegoraro et al, 2007). De igual modo, clinicamente, o cimento não deve ser muito sensível a pequenas variações na proporção pó/líquido e manipulação, de tal modo que possa levar à alteração das suas propriedades (Rosenthal et al, 1998; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Milutinovic-Nikolic et al, 2007).

Módulo de elasticidade, resiliência e tenacidade

O módulo de elasticidade é a capacidade de um material resistir à deformação elástica. Portanto, o módulo de elasticidade de um cimento quantifica a capacidade deste em distribuir as forças pelo dente, sem se deformar. Assim sendo, sugere-se que idealmente o cimento deverá ter um módulo de elasticidade intermédio, semelhante ao da dentina (Anusavice, 2003; Habekost et al, 2007; Tolidis et al, 2012).

A resiliência é definida pela quantidade de energia necessária para deformar um material permanentemente. O fosfato de zinco e policarboxilato de zinco apresentam uma resiliência ligeiramente inferior à dos cimentos de resina, ionómero de vidro e ionómero de vidro modificado (Macorra & Pradíes, 2002; Anusavice, 2003).

A tenacidade é a capacidade de um material absorver energia sem fraturar e, portanto, resistir à propagação de fendas. Os cimentos de resina apresentam uma maior tenacidade, seguidos do ionómero de vidro e fosfato de zinco (Macorra & Pradíes, 2002; Anusavice, 2003).

Solubilidade

O cimento ideal, em meio oral, deve ser resistente à dissolução durante a vida útil da reabilitação, no sentido de tentar minimizar a microinfiltração, sensibilidade e desenvolvimento de lesão de cárie secundária (Christensen, 1997; Diaz-Arnold et al,

1999; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Milutinovic-Nikolic et al, 2007; Pegoraro et al, 2007).

Rosenthal et al (1998) demonstrou, *in vitro*, que a dissolução do cimento é independente da largura entre a margem da prótese e da preparação até um certo valor crítico, após o qual se verifica apenas um ligeiro aumento. Também verificou que a erosão do cimento se deve à sua dissolução e não tanto à sua desintegração.

A alteração da proporção pó/líquido pode ter um grande efeito na solubilidade do cimento, de tal modo que, cimentos cujo comportamento laboratorial é satisfatório, podem por vezes apresentar um desempenho clínico diminuído (Rosenthal et al, 1998; Anusavice, 2003).

Atualmente verifica-se que os cimentos de resina exibem ainda menor solubilidade que os restantes cimentos, sendo o cimento de óxido de zinco eugenol o que apresenta piores resultados (Macorra & Pradiés, 2002; Anusavice, 2003). Alguns cimentos, em particular o ionómero de vidro, demonstraram ser particularmente sensíveis quando expostos demasiado cedo à humidade (Rosenthal et al, 1998; Anusavice, 2003).

Absorção de água

A absorção de água irá afetar adversamente as propriedades mecânicas do cimento de resina, embora a expansão resultante possa ser benéfica, pois contraria a contração de polimerização. Os cimentos de resina, em particular os materiais à base de uretano, são suscetíveis à absorção de água (Rosenthal et al, 1998; Pegoraro et al, 2007). Como tal, estes materiais geralmente apresentam um maior grau de dificuldade de manipulação e requerem um cuidadoso isolamento (Christensen, 1997; Piwowarczyk et al, 2004; Ertugrul & Ismail, 2005; Soares et al, 2005; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Vargas et al, 2011; Tolidis et al, 2012).

Adesão

No uso de cimentos tradicionais não adesivos, como por exemplo o fosfato de zinco, a retenção está dependente da forma geométrica da preparação do dente, o que limita o número de eixos de desinserção possíveis da reabilitação. Contudo, clinicamente, a convergência ideal da preparação dentária é raramente obtida e a falha na retenção é uma das causas mais frequente de insucesso da prótese fixa (El-Mowafy et

al, 1996; Rosenthal et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Goodacre et al, 2003; Pinzón et al, 2009; Vargas et al, 2011).

Um agente de cimentação adesivo ideal deve promover um aumento da retenção da reabilitação verificando-se, inclusive, uma maior retenção quando comparado com cimentos tradicionais (Christensen, 1997; Macorra & Pradíes, 2002; Milutinovic-Nikolic et al, 2007; Pegoraro et al, 2007; Heintze, 2010). Maioritariamente, os sistemas adesivos aderem ao dente preparado através da impregnação da dentina parcialmente desmineralizada com resinas hidrofílicas, criando uma camada híbrida (Rosenthal et al, 1998; Macorra & Pradíes, 2002; Habekost et al, 2007; Pinzón et al, 2009). Na realização de testes à fadiga os cimentos adesivos, como o cimento de resina e o ionómero de vidro, demonstraram melhores resultados quando comparados com o fosfato de zinco (Rosenthal et al, 1998; Macorra & Pradíes, 2002).

A escolha do material da reabilitação pode afetar a retenção da reabilitação fixa cimentada. Verificou-se que o cimento de fosfato de zinco confere uma maior retenção se o núcleo da prótese for em amálgama em vez de resina composta. Além disso, é de salientar que cimentos que contenham eugenol interferem com materiais de resina, devido a uma inibição da reação de polimerização, pelo que devem ser devidamente removidos se for pretendido que a adesão seja efetiva (Ribeiro et al, 2011).

A disponibilidade de cimentos de resina estimulou o uso de reabilitações protéticas conservadoras, como por exemplo, as facetas. Adicionalmente, os cimentos de resina têm o potencial de melhorar o desempenho e retenção de falsos cotos e reconstruções coronárias com espigão (Rosenthal et al, 1998; Hill & Lott, 2011).

A maioria dos adesivos são afetados negativamente pela presença de umidade, pelo que é de extrema importância o devido isolamento com o dique de borracha durante a aplicação do cimento (Rosenthal et al, 1998; Anusavice, 2003).

O recurso a próteses em cerâmica pura tem vindo a aumentar devido à sua enorme estética e disponibilidade de materiais de elevada resistência (Soares et al, 2005; Borges et al, 2007; Vargas et al, 2011). Um agente de cimentação ideal deve prevenir a fratura da prótese e proporcionar uma adesão fiável entre a estrutura dentária e a cerâmica. A adesão conferida pelos cimentos de resina proporcionam uma maior retenção, comparativamente aos cimentos convencionais, e aparentam contribuir para o aumento da resistência. Pensa-se que o mecanismo responsável por este aumento seja em parte devido à prevenção da propagação de fendas a partir da superfície interna graças à aplicação de sistema adesivo e cimentação com resina. Se o sistema adesivo

não for aplicado, não se verifica o aumento da resistência, comparado com cimentos como o fosfato de zinco ou o ionómero de vidro (Rosenthal et al, 1998).

Baixas tensões residuais

O ionómero de vidro e os cimentos de resina sofrem contração durante a reação de presa, originando tensões residuais indesejáveis que podem levar à formação de fendas na interface dentina-cimento. Se as tensões residuais presentes forem superiores às forças adesivas e coesivas do agente de cimentação irá ocorrer falha (Rosenthal et al, 1998; Ladha & Verma, 2010).

Resistência ao desgaste

O desgaste do cimento é raramente significativo na prosthodontia convencional (Macorra & Pradíes, 2002). Segundo alguns autores, o desgaste é autolimitado devido ao desgaste simultâneo do esmalte na margem. Além disso, na realização de testes *in vitro* verificou-se que não existe uma correlação bem definida entre o desgaste do cimento e as propriedades mecânicas do mesmo (Rosenthal et al, 1998).

4.3. Propriedades estéticas

Com o aumento do uso de próteses em cerâmica, especialmente em zonas estéticas, as propriedades estéticas dos agentes de cimentação estão a adquirir uma importância cada vez maior (Macorra & Pradíes, 2002). De tal modo, que os cimentos de resina são os que melhor correspondem a este requisito e, atualmente, os kits permitem aplicar o cimento com melhores propriedades estéticas (Rosenthal et al, 1998; Macorra & Pradíes, 2002; Wassel et al, 2002; Pegoraro et al, 2007).

Estabilidade cromática

Quando a estética é um fator importante e, como tal, se tem em atenção a cor do cimento aplicado, é importante considerar a alteração da cor a longo prazo. Esta situação verifica-se nos casos de dupla polimerização, devido à amina terciária. Porém pensa-se não ser clinicamente perceptível. Na prática clínica, na cimentação de reabilitações protéticas estéticas, muitos Médicos Dentistas preferem cimentos de resina fotopolimerizáveis, visto apresentarem melhor estabilidade cromática. Idealmente, um

agente de cimentação deve apresentar estabilidade cromática (Rosenthal et al, 1998; Wassel et al, 2002; Anusavice, 2003; Hill & Lott, 2011).

Radiopacidade

Um agente de cimentação deve ser radiopaco. Esta característica permite ao Médico Dentista identificar o cimento, os seus excessos e a existência de lesão de cárie secundária, pelo que a radiopacidade deve ser superior à da dentina. Os cimentos existentes no mercado apresentam uma enorme variedade de radiopacidades (Rosenthal et al, 1998; Macorra & Pradíes, 2002).

4.4. Propriedades de trabalho

Espessura do filme e viscosidade

O espaço existente para o cimento, entre a preparação e a reabilitação protética, deve ser reduzido, de modo a permitir uma excelente adaptação da prótese, minimizar as alterações dimensionais e a exposição do cimento ao meio oral (Christensen, 1997; Macorra & Pradíes, 2002; Anusavice, 2003). A seleção do agente de cimentação e a técnica de manipulação pode afetar a espessura do filme. Esta, por sua vez, pode afetar diretamente e a longo prazo o sucesso clínico da prótese fixa (Rosenthal et al, 1998; Macorra & Pradíes, 2002; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Vargas et al, 2011; Tolidis et al, 2012).

A viscosidade é uma propriedade do cimento dependente do tempo, da temperatura e da proporção pó/líquido. Idealmente, o cimento deve exibir uma viscosidade suficientemente baixa para escoar ao longo da interface entre a prótese fixa e o dente (Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Milutinovic-Nikolic et al, 2007). Tem-se verificado com o cimento de resina uma espessura não uniforme devido à sua maior viscosidade, quando comparado com outros cimentos, como o fosfato de zinco, o ionómero de vidro e o policarboxilato de zinco. Esta sua desvantagem pode levar a um assentamento incorreto da reabilitação protética (Rosenthal et al, 1998; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

Portanto, o cimento ideal deve permitir a obtenção de um filme com pouca espessura e homogénea e viscosidade adequada de modo a permitir a melhor adaptação possível da prótese (Diaz-Arnold et al, 1999; Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Pegoraro et al, 2007).

Tempo de trabalho e de presa

Tal como a viscosidade, o tempo de trabalho e o tempo de presa também são influenciados pela temperatura. A gestão destes fatores pode potenciar ou minimizar as propriedades mecânicas do cimento, pelo que a sua manipulação deve ser correta. Um maior tempo de trabalho permite ao clínico uma correta manipulação do cimento e cimentação da restauração. Por outro lado, o tempo de presa, idealmente, deverá ser o suficiente para que as propriedades mecânicas sejam atingidas o mais rapidamente possível (Rosenthal et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003).

5. MECANISMOS DE UNIÃO

Como referido anteriormente, a principal função de um cimento dentário é preencher o espaço existente entre uma restauração indireta, seja provisória ou definitiva, e o dente preparado/implante, de modo a fixá-la numa posição correta e evitar o seu deslocamento durante a função (Diaz-Arnold et al, 1999; Ergin & Gemalmaz, 2002; Macorra & Pradiés, 2002; Edelhoff & Özcan, 2007; Pegoraro et al, 2007; Heintze, 2010; Hill & Lott, 2011).

O mecanismo de retenção pode ser mecânico, micromecânico e químico, sendo muitas vezes, uma combinação de dois ou três dos mecanismos, dependendo da natureza do cimento e do substrato (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010).

O cimento, ao ocupar o espaço entre a prótese fixa e o dente/implante, preenche as irregularidades de ambas as superfícies conferindo uma retenção mecânica, como é o caso do fosfato de zinco, policarboxilato de zinco e ionómero de vidro. A resistência da retenção depende da capacidade do agente de cimentação resistir às forças aplicadas e que possam levar ao deslocamento da prótese. (Shillingburg et al, 1998; Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Vargas et al, 2011). Para certas situações, apenas a retenção mecânica pode ser insuficiente para garantir a retenção (Anusavice, 2003).

Na retenção micromecânica, as irregularidades são acentuadas através do condicionamento ácido ou da abrasão por exemplo, com jato de óxido de alumínio, promovendo-se assim uma maior área de superfície disponível para a impregnação do cimento e, como tal, uma maior retenção. Este tipo de mecanismo é útil para materiais com elevada resistência à tração, como o cimento de resina (Shillingburg et al, 1998; Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Hill, 2007).

Um terceiro meio de retenção é a retenção química. Esta resulta da formação de forças físicas (Van der Waals e bipolares) e ligações químicas (iônicas e covalentes) entre as moléculas de duas substâncias diferentes. Cimentos como o poliacarboxilato de zinco, o ionómero de vidro e o ionómero de vidro modificado por resina possuem algumas qualidades aderentes, embora estas estejam limitadas pela sua força coesiva relativamente pequena. Além disso, também dependem das características da preparação dentária, de modo a que favoreçam a retenção (Shillingburg et al, 1998; Anusavice, 2003; Hill, 2007).

Um Médico Dentista que escolha um agente de cimentação apenas com base nas suas propriedades mecânicas pode não estar totalmente correto, uma vez que a preparação dentária/implante e o *design* da prótese também influenciam a retenção e a camada de cimento (Hill, 2007).

6. CIMENTOS:

6.1 Óxido de zinco eugenol

O cimento de óxido de zinco eugenol foi desenvolvido em 1875 e, durante muito tempo, tem sido utilizado na cimentação provisória em prótese fixa (Shillingburg et al, 1998; Ladha & Verma, 2010).

O óxido de zinco (pó) reage com o eugenol (líquido) através de uma reação ácido-base. Este material também existe sobre a forma de duas pastas. Este cimento apresenta uma adequada espessura de filme, demonstra uma excelente capacidade de selagem e, após a reação de presa, apresenta um pH=7, pelo que é potencialmente pouco irritante para a polpa. Porém, demonstra baixas propriedades mecânicas e por isso é utilizado como cimento provisório (Anusavice, 2003; Hill & Lott, 2011). Este agente de cimentação apresenta um tempo de trabalho acima de 1,5 minutos e um tempo de presa que varia de 4 a 10 minutos (Anusavice, 2003). A presença de remanescentes do material de cimentação provisório aquando da cimentação definitiva pode interferir com a molhabilidade e permeabilidade dentária (Ribeiro et al, 2011).

Ao longo dos tempos têm sido realizadas diversas tentativas no sentido de melhorar as propriedades deste material. Ao óxido de zinco eugenol foram combinados diversos aditivos, como a sílica, a alumina, o fosfato dicálcio, o poliestireno, o polimetilmetacrilato e o ácido orto-etoxibenzóico (EBA), no sentido de aumentar a resistência e diminuir a solubilidade. Efetivamente verificou-se um aumento da resistência com a adição do polimetilmetacrilato e de EBA ao líquido (Shillingburg et al,

1998; Anusavice, 2003; Ladha & Verma, 2010). Contudo, ainda apresentam alguma fragilidade e elevada solubilidade, pelo que estes cimentos continuam a não ser o material de primeira escolha para uma cimentação definitiva. Uma exceção poderá ser na cimentação de implantes, para permitir a desinserção da prótese sempre que necessário, e de restaurações extremamente bem adaptadas para preparações muito retentivas (Squier et al, 2001; Pan e & Lin, 2005; Pan et al, 2006; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

O óxido de zinco sem eugenol foi desenvolvido no sentido de ultrapassar o efeito negativo dos radicais livres de eugenol residual na adesão de cimentos de resina, uma vez que interfere com a polimerização destes. Este efeito vai afetar a resistência, a adesão e a estabilidade cromática do agente de cimentação (Anusavice, 2003; Andrade et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Ribeiro et al, 2011). O eugenol foi substituído por uma vasta variedade de ácidos orgânicos para criar novos materiais. Apesar de tudo, continuam a não demonstrar resistência suficiente para que possam ser usados na cimentação definitiva (Anusavice, 2003; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Ribeiro et al, 2011).

A cimentação com óxido de zinco sem eugenol está indicada para a cimentação provisória quando a cimentação definitiva for com cimento de resina (Diaz-Arnold et al, 1999; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

6.2 Fosfato de zinco

O cimento de fosfato de zinco tem sido utilizado com sucesso há mais de um século desde a sua introdução no uso clínico em 1878 (Shillingburg et al, 1998; Krämer et al, 2000; Ergin & Gemalmaz, 2002; Anusavice, 2003; Ertugrul & Ismail, 2005; Hill, 2007; Johnson et al, 2009; Ladha & Verma, 2010; Reddy et al, 2010; Hill & Lott, 2011; Piwowarczyk et al, 2011). Dado o seu longo historial na prática clínica, o cimento de fosfato de zinco serve de standard na comparação com os outros cimentos (Anusavice, 2003; Edelhoff & Özcan, 2007; Behr et al, 2009; Johnson et al, 2009; Hill & Lott, 2011).

O mecanismo de retenção é puramente mecânico, não havendo adesão à prótese nem à preparação dentária (Diaz-Arnold et al, 1999; Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Edelhoff & Özcan, 2007; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Piwowarczyk et al, 2011). Assim sendo, a preparação dentária assume um papel importante na limitação do número de eixos de desinserção da prótese (Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Edelhoff & Özcan, 2007; Ladha & Verma, 2010).

Comparado com os outros cimentos existentes, o fosfato de zinco apresenta boa resistência à compressão e elevada resistência inicial, atingindo o máximo das suas propriedades físicas ao fim de 24 horas (Shillingburg et al, 1998; Hill, 2007). Após a reação de presa é um material rígido e com um elevado módulo de elasticidade, permitindo a resistência do material a deformações elásticas em zonas sujeitas a grandes forças mastigatórias. Além disso, apresenta uma espessura e tempo de trabalho adequado, bem como um baixo custo (Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Pegoraro et al, 2007; Behr et al, 2009; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Tolidis et al, 2012).

Este material também apresenta algumas desvantagens, como a ausência de adesão, inexistência de atividade antibacteriana, reduzida resistência à tração, possível aparecimento de sensibilidade pós-operatória e solubilidade inicial elevada, principalmente em meio ácido e que vai diminuindo com o avançar do tempo (Diaz-Arnold et al, 1999; Ergin & Gemalmaz, 2002; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Pegoraro et al, 2007; Behr et al, 2009; Heintze, 2010; Ladha & Verma, 2010; Reddy et al, 2010; Hill & Lott, 2011).

O fosfato de zinco apresenta-se como um pó (óxido de zinco e óxido de magnésio) e um líquido (ácido fosfórico, alumínio, zinco e água) e forma-se através de uma reação ácido-base. As suas propriedades físicas são sensíveis às variáveis de manipulação, como por exemplo, a proporção pó/líquido, temperatura, teor de água, entre outras (Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011). O líquido é tamponado com ácido fosfórico pelo que, após a preparação do cimento, este vai apresentar um pH baixo (+/- 3,5) ao entrar em contacto com o dente, atingindo a neutralidade ao fim de 48 horas. No entanto, existe o risco de haver irritação pulpar. No sentido de ultrapassar este inconveniente foi proposto isolar a dentina porém, verificou-se que a colocação de materiais, como por exemplo vernizes, resinas ou hidróxido de cálcio, promove a diminuição da retenção da reabilitação protética (Rosenthal et al, 1998; Shillingburg et al, 1998; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

A preparação do cimento deve ser feita numa placa de vidro arrefecida para diminuir a reação exotérmica. A manipulação dá-se através da incorporação e espatulação de pequenos incrementos de pó no líquido, durante 60 a 90 segundos, de modo a obter uma espessura adequada, ótima resistência, e viscosidade baixa o suficiente para permitir a perfeita colocação e adaptação da prótese (Christensen, 1997;

Anusavice, 2003; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011). Segundo Hill (2007), o tempo de trabalho deste material compreende 1,5 a 5 minutos, aproximadamente. O material apresenta uma consistência adequada quando, ao levantar a espátula, o material forma um fio de 2-3 cm. O cimento é então colocado na prótese que, por sua vez, é colocada no dente, seco e limpo, com uma pressão constante durante cerca de 5 a 9 minutos, correspondentes ao tempo de presa inicial do fosfato de zinco. Uma vez que o fosfato de zinco é bastante solúvel durante esta fase, em que a presa não está completa, os excessos não devem ser imediatamente removidos, para se minimizar o contacto com a saliva (Anusavice, 2003; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

O fosfato de zinco, devido ao seu sucesso clínico ao longo dos anos, às suas propriedades físicas aceitáveis, baixo custo, técnica pouco sensível e estabilidade a longo prazo, continua a ser um agente de cimentação muito utilizado, por exemplo, na cimentação de inlays/onlays e coroas metálicas, coroas metalo-cerâmicas, coroas em cerâmica feldspática, falsos cotos metálicos e pilares pré-fabricados com núcleo em amálgama, pontes e cantilevers. Adicionalmente, também pode ser utilizado na cimentação de próteses sobre implantes (Love & Purton, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Squier et al, 2001; Pan & Lin, 2005; Pan et al, 2006; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Lencioni et al, 2010; Hill & Lott, 2011).

No mesmo ano em que o cimento de fosfato de zinco surgiu, também foi introduzido o cimento de silicofosfato de zinco. O pó resulta da combinação óxido de zinco e vidro de silicato, que contém fluoretos. Esta combinação contribui para o aumento da resistência, baixa solubilidade, maior translucência e libertação de flúor. Contudo apresenta um tempo de trabalho muito reduzido, elevada espessura e pH ainda mais reduzido que o do fosfato de zinco, pelo que pode ser potencialmente danoso para a polpa (Shillingburg et al, 1998; Ladha & Verma, 2010).

Segundo Ladha & Verma (2010), houve várias modificações do cimento de fosfato de zinco, ao adicionar cobre e prata. A adição de fosfato de prata ao cimento conferiu-lhe propriedades anticariogénicas. Contudo, apresentava baixa resistência e elevada solubilidade. Também foi tentado modificar o cimento de fosfato de zinco através da adição de cobre, porém, este provou ser tóxico, ter um reduzido pH, elevada solubilidade, baixa resistência e conduzir à descoloração dentária. Devido a estas características pouco favoráveis, estes cimentos são pouco utilizados.

6.3 Policarboxilato de zinco

O cimento de policarboxilato de zinco foi desenvolvido pelo investigador D. C. Smith em 1968, tendo sido muito popular durante uma década (Hill, 2007; Johnson et al, 2009; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

Este cimento foi o primeiro a apresentar alguma adesão à estrutura dentária (mecanismo de retenção químico). Esta adesão acontece através da interação entre os íons cálcio/fosfato do esmalte/dentina e os grupos carboxilo livres, pelo que ela é mais eficaz se ocorrer em esmalte, numa superfície limpa e não contaminada. No entanto, o mecanismo de retenção principal é mecânico (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Krämer et al, 2000; Yip et al, 2001; Ergin & Gemalmaz, 2002; Anusavice, 2003; Ertugrul & Ismail, 2005; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Reddy et al, 2010).

Tal como o cimento de fosfato de zinco, o pH do cimento de policarboxilato de zinco é muito reduzido no primeiro contacto com a estrutura dentária, aumentando em seguida. A penetração das moléculas de ácido fraco, presentes no líquido, nos túbulos dentinários é considerada mínima pelo que a resposta histológica da polpa é normal. Comparativamente ao fosfato de zinco, a resistência à tração é superior e possui menor solubilidade, todavia a resistência à compressão inicial é inferior e apresenta uma maior espessura. Além disso, o módulo de elasticidade é inferior, pelo que pode sofrer deformação plástica significativa sob carga dinâmica, durante um longo período de tempo após a cimentação (Christensen, 1997; Anusavice, 2003; Ertugrul & Ismail, 2005; Milutinovic-Nikolic et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Tolidis et al, 2012).

Este material apresenta um comportamento tixotrópico, isto é, apesar de aparentemente viscoso flui facilmente sob pressão (Anusavice, 2003; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010). Apesar desta característica, numa fase inicial demonstra um rápido aumento da espessura, o que pode interferir com a correta adaptação da prótese. Durante o tempo de presa passa por uma fase borrachóide que dificulta a eliminação dos excessos e, como tal, o risco de remover em demasia e de criar uma falha de material na margem fica aumentado. Estes excessos devem ser removidos após a reação de presa (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010). Adicionalmente, apresenta baixa resistência ao desgaste num meio ácido, pelo que pode não ser o cimento mais indicado para pacientes que tenham refluxo gástrico ou que consumam frequentemente bebidas ácidas. No entanto, apresenta uma resistência à dissolução pela água adequada (Diaz-Arnold et al, 1999; Hill, 2007; Hill & Lott, 2011).

Inicialmente, este material apresentava-se sobre a forma de um pó (óxido de zinco) e um líquido (ácido poliacrílico, óxido de magnésio). Posteriormente, o líquido passou a ser uma solução complexa de vários ácidos orgânicos (ácido polialquenoico) (Anusavice, 2003; Hill & Lott, 2011). A preparação deste cimento pode ser feita numa placa de vidro, que pode ser arrefecida para estender o tempo de trabalho (normalmente de 4 a 6 minutos), ou num bloco de papel, durante mais ou menos 30 a 60 segundos. Ao contrário do fosfato de zinco, deve-se incorporar metade ou a totalidade do pó no líquido. Há medida que a velocidade de espatulação aumenta, a viscosidade diminui. A consistência adequada é atingida quando ao levantar a espátula a mistura acompanha-a mas, devido ao seu peso, forma um fio. O tempo de presa é cerca de 7 minutos (Anusavice, 2003; Hill, 2007; Hill & Lott, 2011).

Dado o baixo módulo de elasticidade e portanto, elevada deformação plástica, o seu uso deveria ser limitado à cimentação de próteses unitárias ou pontes de poucos elementos, metálicas e metalo-cerâmicas, bem adaptadas e em dentes com sensibilidade (Diaz-Arnold et al, 1999; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011). O policarboxilato de zinco não adere à porcelana e forma uma ligação fraca com o ouro, devido à natureza inerte das ligas que o contêm. No entanto, aderem a ligas não preciosas, possivelmente devido à presença de uma camada de óxido (Ladha & Verma, 2010). Também pode ser utilizado na cimentação sobre implantes, apesar de conferir pouca resistência (Squier et al, 2001; Pan & Lin, 2005; Pan et al, 2006; Tarica et al, 2010).

6.4 Ionómero de vidro

O cimento de ionómero de vidro foi formulado em 1969 por Wilson e Kent e tornou-se um agente de cimentação muito popular e muito utilizado na cimentação definitiva (Vieira et al, 2006; Ladha & Verma, 2010; Silva et al, 2010; Hill & Lott, 2011).

Esta popularidade deveu-se à sua facilidade de manipulação, boas propriedades de fluidez, potencial cariostático, boa translucidez, resistência adequada, adesão química à estrutura dentária, coeficiente de expansão térmica semelhante ao do dente, não sofre contração de polimerização, menor microinfiltração, viscosidade e espessura do filme de cimento adequada, quando comparado com o cimento de fosfato de zinco. Uma outra vantagem, com especial relevância face aos outros cimentos disponíveis, é a sua capacidade de libertação de flúor e a sua recaptção, na presença de flúor tópico. (Shillingburg et al, 1998; Yip et al, 2001; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004;

Yoneda et al, 2005; Vieira et al, 2006; Hill, 2007; Fook et al, 2008; Ladha & Verma, 2010; Reddy et al, 2010; Silva et al, 2010; Hill & Lott, 2011). Segundo Vieira et al (2006), a liberação de flúor é considerável nas primeiras 48 horas, havendo posteriormente uma diminuição e estabilização. De acordo com Diaz-Arnold et al, (1999) a pequena quantidade de cimento presente na margem pode não ter um significado clínico terapêutico relevante como agente cariostático.

Este material apresenta como desvantagens uma baixa resistência inicial, baixo módulo de elasticidade e elevada solubilidade inicial. A preparação dentária deve estar seca, mas não excessivamente, de modo a evitar a desidratação que pode levar à microfratura do cimento. Adicionalmente poderá ocorrer sensibilidade pós-operatória, mas menos frequentemente do que quando se recorre ao fosfato de zinco (Diaz-Arnold et al, 1999; Yip et al, 2001; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Yoneda et al, 2005; Fook et al, 2008; Heintze, 2010; Ladha & Verma, 2010; Silva et al, 2010). O aparecimento deste fenómeno pode ter origem no pH inicial baixo do ionómero de vidro porém, tem-se verificado que a sensibilidade pós-operatória deve-se a uma etiologia multifatorial. No entanto, este fenómeno deve ser evitado e como tal o clínico deve ser cuidadoso. O dente deve ser seco e cuidadosamente limpo. Além disso, a aplicação de agentes dessensibilizantes em preparações profundas pode igualmente reduzir o risco de sensibilidade pós-operatória (Diaz-Arnold et al, 1999; Hill, 2007; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011). Estes agentes selam os túbulos dentinários e, portanto, há uma menor estimulação dos odontoblastos. Ao contrário de cimentos como o fosfato de zinco e o poliacrilato de zinco, a retenção proporcionada pelos cimentos de ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado por resina e resina não fica reduzida (Diaz-Arnold et al, 1999).

As propriedades físicas deste agente de cimentação podem ser muito variáveis, dependendo da proporção pó/líquido. Como tal, as instruções do fabricante devem ser cumpridas para se obter resultados ótimos (Hill, 2007; Fook et al, 2008; Hill & Lott, 2011).

Além da retenção mecânica, este material também apresenta retenção química. Este mecanismo ocorre através da quelação de grupos carboxilo presentes no ácido com os íons fosfato/cálcio presentes na apatite do esmalte/dentina. No entanto, a resistência conferida por esta adesão é reduzida (Love & Purton, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Ertugrul & Ismail, 2005; Vieira et al, 2006; Pegoraro et al, 2007; Fook et al, 2008; Reddy et al, 2010).

Tal como os cimentos referidos anteriormente, o cimento de ionómero de vidro resulta de uma reação ácido-base. Este material é constituído por um pó (vidro de fluoroaluminossilicato de cálcio) que reage com um líquido (ácido polialquenoico). Em média, o tempo de trabalho deste agente de cimentação é de 2 a 3,5 minutos. Os componentes do ácido também podem estar combinados com o pó, sendo este depois diluído em água ou ácido tartárico. Esta formulação permite um aumento do tempo de trabalho mas uma diminuição do tempo de presa. A incorporação de ácido itacónico impede, ou retarda, a reação química dos ácidos quando armazenado (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Vieira et al, 2006; Hill, 2007; Pegoraro et al, 2007; Fook et al, 2008; Ladha & Verma, 2010).

Esta reação é bastante complexa, englobando uma série de fases que podem demorar ainda alguns meses até a reação concluir. O paciente deve evitar grandes cargas funcionais sobre a reabilitação durante as primeiras 24-72 horas para permitir a reação de presa e um maior desenvolvimento das propriedades físicas do cimento (Ertugrul & Ismail, 2005; Vieira et al, 2006; Ladha & Verma, 2010).

Idealmente, a restauração deve ser colocada rapidamente e bem adaptada enquanto o cimento flui facilmente e antes que perca a sua aparência brilhante. Se necessário, o tempo de trabalho pode ser estendido manipulando o cimento numa placa de vidro arrefecida (Hill, 2007; Hill & Lott, 2011). Deve-se fazer pressão com o dedo sobre a prótese e manter o dente devidamente isolado, pelo menos 7 a 10 minutos, durante a reação de presa inicial do material, para evitar a contaminação com saliva. A contaminação deste pode levar à perda de cimento das margens da prótese devido à elevada solubilidade inicial, o que promove a microinfiltração e a diminuição da resistência do material (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Yoneda et al, 2005; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011). Alguns autores propõem a aplicação temporária de um material sobre o cimento exposto nas margens, como por exemplo, vaselina ou verniz, para evitar a contaminação. Contudo, também deve ser evitado que o ionómero de vidro desidrate no período inicial de presa. A remoção dos excessos é fácil (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010).

O tempo necessário para a completa reação de presa e o baixo módulo de elasticidade, inferior ao do fosfato de zinco, faz com que este cimento seja mais indicado na cimentação definitiva de próteses unitárias e pontes de pequenas dimensões. Estas podem ser metálicas, metalo-cerâmicas, mas também com núcleo em cerâmica de

elevada resistência (alumina ou zircônia). Este material, apesar das suas desvantagens, também pode ser utilizado na cimentação sobre implantes (Squier et al, 2001; Pan & Lin, 2005; Hill, 2007; Pegoraro et al, 2007; Hill & Lott, 2011). O uso deste cimento não está indicado em localizações sujeitas a grandes cargas nem na cimentação de falsos cotos, pois a vibração que possa resultar da continuação da preparação pode reduzir a retenção mecânica conferida pelo cimento (Love & Purton, 1998; Pegoraro et al, 2007; Hill & Lott, 2011).

6.5 Ionómero de vidro modificado com resina

Tal como o nome indica, o cimento de ionómero de vidro modificado com resina (ou cimento de vidro polialquenoico modificado com resina) é um material híbrido que resulta da adição de polímeros solúveis em água ou de resinas polimerizáveis ao cimento de ionómero de vidro convencional (Shillingburg et al, 1998; Ergin & Gemalmaz, 2002; Piwowarczyk et al, 2004; Yoneda et al, 2005; Hill, 2007; Fook et al, 2008; Silva et al, 2010; Hill & Lott, 2011).

Após a mistura dos componentes apenas duas reações ocorrem: rápida polimerização da resina através de uma ativação química ou/e através de luz, conferindo uma presa inicial; e através de uma reação ácido-base do ionómero de vidro, durante um maior período de tempo e que leva à conclusão da reação de presa e resistência final (Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Yoneda et al, 2005; Vieira et al, 2006; Fook et al, 2008; Ladha & Verma, 2010; Silva et al, 2010; Hill & Lott, 2011).

Este cimento foi introduzido em 1990, numa tentativa de combinar as características vantajosas do cimento de ionómero de vidro convencional e ultrapassar duas das suas características desfavoráveis: baixa resistência inicial e elevada solubilidade (Christensen, 1997; Yoneda et al, 2005; Vieira et al, 2006; Johnson et al, 2009; Ladha & Verma, 2010; Silva et al, 2010).

O mecanismo de retenção deste material é semelhante ao do cimento de ionómero de vidro convencional (Diaz-Arnold et al, 1999; Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Fook et al, 2008). De um modo geral, este cimento após a reação de presa apresenta propriedades mecânicas e físicas superiores às do ionómero de vidro convencional e do fosfato de zinco. No entanto, apesar da melhoria de algumas propriedades, a libertação de flúor e adesão à estrutura dentária mantêm-se. Além disso, apresenta uma maior espessura e tem-se verificado uma maior propensão para alterações dimensionais a longo prazo, devido à contração de polimerização e à

absorção de água pela fase de resina (Christensen, 1997; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Ertugrul & Ismail, 2005; Yoneda et al, 2005; Vieira et al, 2006; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Costa et al, 2011; Hill & Lott, 2011). Dado a possibilidade de ocorrer expansão higroscópica, este material não está indicado para a cimentação de falsos cotos nem de próteses fixas em cerâmica feldspática, devido ao risco de fratura radicular e da coroa, respetivamente (Love & Purton, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Hill, 2007; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011). A presença de monómeros livres pode levar a uma resposta alérgica em pessoas suscetíveis, apesar de rara (Diaz-Arnold et al, 1999; Ladha & Verma, 2010; Costa et al, 2011).

Sabe-se que materiais que contêm eugenol inibem a polimerização da resina (Andrade et al, 2007; Ribeiro et al, 2011). Deste modo, os materiais sem eugenol estão recomendados para a cimentação provisória de próteses cuja cimentação definitiva vai ser feita com cimento de resina. Segundo Diaz-Arnold et al (1999), se o cimento provisório com eugenol for totalmente removido, a retenção do cimento de ionómero de vidro modificado com resina não é significativamente afetada.

Este material apresenta-se sobre a forma de pó/líquido ou de duas pastas. Clinicamente, a espatulação, manipulação e tempo de trabalho deste material (cerca de 2 a 4 minutos) é muito semelhante à do ionómero de vidro convencional: o dente deve estar limpo, seco e isolado; a espatulação deve ser feita numa placa de vidro ou num bloco de papel; a prótese deve ser cimentada enquanto o cimento ainda apresenta um aspeto brilhante e fazer pressão com o dedo; manter o dente bem isolado, 7 a 10 minutos para minimizar a perda de cimento devido à solubilidade. Assim que o cimento começa a endurecer os excessos devem ser removidos rápida e cuidadosamente, para que posteriormente não se torne difícil a sua remoção nem que se remova cimento das margens da prótese (Christensen, 1997; Anusavice, 2003; Hill, 2007; Hill & Lott, 2011). O tempo de trabalho para o ionómero de vidro convencional e para o ionómero de vidro modificado podem ser muito variáveis, pelo que é importante que o Médico Dentista siga as instruções do fabricante e esteja familiarizado com o material para prevenir uma cimentação incorreta da prótese (Anusavice, 2003; Hill, 2007; Hill & Lott, 2011).

Este cimento está recomendado na cimentação de inlays, onlays, coroas e pontes metálicas, metalo-cerâmicas e cerâmicas. E ainda na cimentação sobre núcleos em alumina ou zircónia, núcleos em amálgama, resina composta ou ionómero de vidro, e na cimentação sobre implantes (Christensen, 1997; Diaz-Arnold et al, 1999; Squier et al,

2001; Pan & Lin, 2005; Yoneda et al, 2005; Pan et al, 2006; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010).

6.6 Resina composta

Os cimentos de resina são únicos na medida em que formam uma matriz de polímeros que preenche e sela o espaço entre a prótese-dente. A sua composição é muito semelhante à da resina composta utilizada na restauração direta. É composta por uma matriz resinosa com partículas de carga inorgânicas tratadas com silano (Anusavice, 2003; Hill & Lott, 2011; Tolidis et al, 2012). A quantidade e o tamanho das partículas de carga presentes no cimento de resina vão influenciar o comportamento mecânico deste. Estes cimentos, de um modo geral apresentam melhores propriedades, comparativamente aos cimentos convencionais (Krämer et al, 2000; Tolidis et al, 2012).

No ano de 1950, surgiram os primeiros cimentos de resina à base de metilmetacrilato. Este material não aderiu à estrutura dentária, sofria contração de polimerização, apresentava um elevado coeficiente de expansão térmica, absorvia água, contribuindo para a microinfiltração, e a remoção dos excessos era difícil. Comparativamente aos outros cimentos existentes a única vantagem que este novo material trazia era a sua baixa solubilidade (Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011).

O mecanismo de retenção é mecânico. No entanto, se for aplicado um sistema adesivo na preparação dentária e a superfície interna da prótese também for condicionada com ácido/abrasionada temos também uma retenção micromecânica, contribuindo também para uma maior resistência à tração (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Krämer et al, 2000; Ergin & Gemalmaz, 2002; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Pegoraro et al, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Ribeiro et al, 2011).

Atualmente, os novos cimentos de resina estão amplamente presentes no mercado e com variadas composições e, como tal, com variações nas propriedades físicas. Mas de um modo geral as suas características são semelhantes (Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Hill, 2007).

Estes materiais apresentam uma elevada resistência à compressão e à tração, baixa solubilidade e características estéticas muito favoráveis (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Ergin & Gemalmaz, 2002; Piwowarczyk et al, 2004; Soares et al, 2005; Johnson et al, 2009; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Tolidis et al,

2012). Perante estas propriedades, segundo Ribeiro et al (2011) e Tolidis et al (2012) a preocupação pela precisão da preparação marginal é inferior comparativamente aos agentes de cimentação não adesivos.

Porém, apresentam algumas desvantagens como baixo módulo de elasticidade, sensibilidade técnica, elevada espessura do filme de cimento, dificuldade de remoção de excessos, especialmente em margens subgingivais, contração de polimerização, dificuldade na remoção intacta da prótese, reação pulpar e elevado custo (Christensen, 1997; Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Krämer et al, 2000; Ergin & Gemalmaz, 2002; Piwowarczyk et al, 2004; Ertugrul & Ismail, 2005; Soares et al, 2005; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Vargas et al, 2011; Tolidis et al, 2012). Sabe-se que os monómeros livres são irritantes para a polpa no entanto, a resposta pulpar estará mais relacionada com uma origem multifatorial. A aplicação do sistema adesivo pode contribuir para uma diminuição desta resposta pulpar uma vez que oclui os túbulos dentinários e, como tal, há uma menor estimulação odontoblastos (Shillingburg et al, 1998; Krämer et al, 2000; Andrade et al, 2007).

Este agente de cimentação pode ser classificado quanto ao mecanismo de polimerização: autopolimerizável, fotopolimerizável e de duplapolimerização (Shillingburg et al, 1998; Diaz-Arnold et al, 1999; Anusavice, 2003; Hill & Lott, 2011; Vargas et al, 2011). O tempo de trabalho e de presa deste cimento vai variar de acordo com o mecanismo de polimerização.

Os cimentos autopolimerizáveis resultam da combinação de dois componentes, sobre um bloco de papel durante 20-30 segundos. A remoção de cimento é dificultada caso se espere que o cimento polimerize. O melhor é remover os seus excessos imediatamente após a colocação da prótese. O tempo de trabalho é cerca de 20 segundos a 4 minutos e o tempo de presa de 4 a 6 minutos, dependendo das indicações específicas de cada fabricante. Este cimento é indicado para todo o tipo de próteses (Anusavice, 2003). Devido à baixa resistência inicial e ao tempo de presa elevado, deve-se recomendar ao paciente que evite grandes cargas sobre a prótese, pelo menos durante uma hora (Ladha & Verma, 2010).

Os cimentos fotopolimerizáveis apresentam apenas um componente. Este agente de cimentação apresenta como vantagem um maior tempo de trabalho e melhor estabilidade cromática (Pegoraro et al, 2007). Logo após os primeiros 2 a 5 segundos de fotopolimerização devem-se remover todos os excessos, com o cuidado para não remover da margem e criar uma falha, e depois então completar a fotopolimerização

(Hill & Lott, 2011). O tempo de trabalho é cerca de 2 a 3,5 minutos e o tempo de presa de 40 segundos, dependendo das indicações específicas de cada fabricante. Estão indicados na cimentação de facetas, próteses em resina e próteses em cerâmica com pouca espessura, de modo a permitir uma adequada transmissão da luz (Anusavice, 2003; Pegoraro et al, 2007; Vargas et al, 2011).

Os cimentos de duplapolimerização são compostos por dois componentes e a mistura é semelhante à dos cimentos autopolimerizáveis. A ativação química é muito lenta, o que permite um tempo de trabalho elevado até que se faça a fotopolimerização e endureça mais rapidamente. No entanto, as suas propriedades vão continuando a desenvolver-se ainda mais ao longo do tempo como resultado do processo de ativação química. O tempo de trabalho é cerca de 1,5 a 3 minutos e o tempo de presa de 20 segundos a mais de 4 minutos (devido à polimerização pela luz e química), dependendo das indicações específicas de cada fabricante. A remoção dos excessos deve ser feita logo após a colocação da prótese ou após a espera de algum tempo, consoante as instruções do fabricante (Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Pegoraro et al, 2007; Tolidis et al, 2012).

Os cimentos de resina fotopolimerizável e de duplapolimerização apresentam melhores características que os de autopolimerização. No entanto, é de salientar que na cimentação de próteses muito espessas estas podem não permitir uma correta fotopolimerização, contribuindo para um menor grau de conversão dos monómeros e uma diminuição das propriedades mecânicas (Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Piwowarczyk et al, 2004; Pegoraro et al, 2007; Vargas et al, 2011; Tolidis et al, 2012).

Para potenciar o efeito do sistema adesivo, o dente deve ser devidamente limpo e polido, com o cuidado de remover os detritos e remanescentes do cimento provisório. Se a cimentação for com cimento de resina, idealmente, o cimento provisório de óxido de zinco eugenol deve ser evitado, uma vez que o eugenol diminui a eficácia dos agentes adesivos (Rosenthal et al, 1998; Andrade et al, 2007; Hill, 2007; Ladha & Verma, 2010; Hill & Lott, 2011; Ribeiro et al, 2011).

A maioria destes materiais traz pastas *try-in*, solúveis em água, para permitir a seleção da cor que o cimento de resina correspondente terá. A existência destas pastas tem uma grande utilidade na cimentação de próteses em cerâmica, principalmente em zonas estéticas (Wassel et al, 2002; Anusavice, 2003; Hill & Lott, 2011).

Existe uma curva de aprendizagem para o manuseamento deste tipo de material e deve-se respeitar as instruções do fabricante para obter resultados ótimos.

Uma vez que este material é bastante dispendioso, a técnica é muito sensível, devendo haver um correto isolamento, e a remoção dos excessos é difícil, geralmente está indicado para situações clínicas específicas, em que as suas características positivas são essenciais. Exemplos dessas situações são: cimentação de facetas; próteses em cerâmica ou em resina, especialmente em zonas estéticas; próteses metálicas ou metalocerâmicas, em que a preparação dentária apresenta pouca retenção (maior convergência, menor área de superfície e menor altura); cimentação de falsos cotos; cimentação de pontes convencionais e adesivas; cimentações de próteses em que outros cimentos não conferiram resistência suficiente ou em que se prevê que não a vão promover (El-Mowafy et al, 1996; Diaz-Arnold et al, 1999; Ergin & Gemalmaz, 2002; Borges et al, 2007; Pegoraro et al, 2007; Johnson et al, 2009; Pinzón et al, 2009; Heintze, 2010; Hill & Lott, 2011; Vargas et al, 2011; Tolidis et al, 2012).

Na cimentação de próteses metálicas ou metalocerâmicas é importante a baixa solubilidade e elevada resistência do cimento utilizado, como tal, pode-se optar por um cimento de resina. A superfície metálica a ser aderida pode ser jactada com partículas de alumínio, sofrer um condicionamento eletroquímico, receber uma camada de sílica ou uma aplicação de primer de metal, no sentido de promover a adesão. O óxido que se forma naturalmente também contribui para a adesão. No entanto, nos metais nobres utilizados nas próteses metalocerâmicas, esta camada de óxido não é estável à temperatura ambiente. A aplicação eletroquímica e o aquecimento de uma camada de estanho sobre o metal nobre permite a formação de uma camada de óxido metálico. Se a preparação dentária for adequada, conferir retenção e resistência ou se não houver controlo da humidade nem acessibilidade para correta remoção dos excessos, de um modo geral, os cimentos convencionais, como o ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado com resina e o fosfato de zinco, são uma melhor opção (Diaz-Arnold et al, 1999; Ergin & Gemalmaz, 2002; Anusavice, 2003; Ertugrul & Ismail, 2005; Pinzón et al, 2009; Hill & Lott, 2011).

A indicação do cimento de resina na cimentação de espigões, em dentes tratados endodonticamente, faz sentido se o núcleo for em resina, de modo a permitir uma adesão química entre este e o cimento. Cimentos de resina foto ou duplopolimerizáveis não são recomendados para a cimentação de falsos cotos nem de espigões metálicos ou de fibra opacos, uma vez que não é possível garantir a polimerização total, antes que o núcleo seja sujeito a stress, como por exemplo, preparação dentária, remoção da coroa provisória, entre outros procedimentos. Os sistemas adesivos *total-etch* três passos ou

self-etch dois passos são preferíveis nesta situação, para otimizar a adesão do cimento de resina à dentina do canal radicular (Love & Purton, 1998; Ertugrul & Ismail, 2005; Hill, 2007; Pegoraro et al, 2007; Lencioni et al, 2010; Hill & Lott, 2011). Um falso coto ou um espigão metálico com núcleo em amálgama pode ser cimentado com cimento de resina no entanto, o cimento de fosfato de zinco será uma melhor opção, uma vez que apresenta menor viscosidade, resistência inicial bastante elevada, não sofre contração de polimerização e apresenta um menor custo (Ertugrul & Ismail, 2005; Hill, 2007; Hill & Lott, 2011). Além disso, segundo Pegoraro et al (2007), a retenção de um falso coto está maioritariamente mais dependente do atrito do que do sistema adesivo.

Novas opções têm surgido para a reabilitação de espaços edêntulos, nomeadamente através da colocação de implantes. Sobre estes, as próteses podem ser cimentadas ou aparafusadas, sendo que neste caso é possível a remoção da prótese. A cimentação trás vantagens como melhor estética, facilidade no controlo da oclusão, mais simples, eliminação do risco de desaparafusamento e barato. Porém, a remoção da prótese torna-se difícil e, por isso, surge a controvérsia respeitante ao uso de cimentos definitivos ou provisórios na cimentação uma vez que estes últimos, que promovem uma menor retenção, poderão permitir a desinserção da prótese. Assim sendo, é importante uma correta seleção do cimento, uma vez que este tem que promover retenção suficiente para permitir uma normal função e ao mesmo tempo permitir a remoção da prótese, se for o desejado, sem a danificar nem o pilar do implante e os tecidos adjacentes (Squier et al, 2001; Akashi et al, 2002; Kim et al, 2006; Pan et al, 2006). O cimento de resina é o que confere uma maior resistência, comparativamente com os cimentos até agora abordados (Squier et al, 2001; Akashi et al, 2002; Pan & Lin, 2005; Pan et al, 2006).

A capacidade do cimento de resina, com recurso à aplicação de um sistema adesivo, aderir à cerâmica depende da microestrutura desta e do tratamento de superfície aplicado (Begazo et al, 2004; Ernst et al, 2005; Soares et al, 2005; Borges et al, 2007; Pegoraro et al, 2007; Attia, 2010; Vargas et al, 2011). Próteses em cerâmica feldspática portanto, que contenham partículas de sílica, sem núcleos em zircónia ou alumina e permitam o condicionamento com ácido hidrófluorídrico, beneficiam com a aplicação de sistema adesivo e de silano (Krämer et al, 2000; Anusavice, 2003; Begazo et al, 2004; Ernst et al, 2005; Soares et al, 2005; Habekost et al, 2007; Hill, 2007; Pegoraro et al, 2007; Attia, 2010; Thompson et al, 2011; Vargas et al, 2011). Tem-se verificado que a aplicação de sistema adesivo ajuda a difundir o stress e a diminuir a

propagação de microfracturas, na superfície interna da prótese em cerâmica. Este condicionamento deve ser cuidadoso de modo a que não seja excessivo e tenha um efeito negativo na adesão (Habekost et al, 2007; Hill & Lott, 2011; Vargas et al, 2011).

As novas cerâmicas, zircônia e alumina, apresentam uma elevada resistência, comparativamente às cerâmicas tradicionais, pelo que a sua cimentação é possível com cimentos convencionais, tal como indicado pelos fabricantes. Além disso, o condicionamento ácido e a aplicação de sistema adesivo não tem qualquer efeito neste tipo de cerâmica, pelo que a cimentação com cimento de resina é difícil de obter. A composição e propriedades físicas destas cerâmicas diferem bastante das cerâmicas à base de sílica e por isso requerem técnicas adesivas alternativas para se conseguir obter uma adesão resistente e durável (Ernst et al, 2005; Soares et al, 2005; Valandro et al, 2005; Palacios et al, 2006; Borges et al, 2007; Attia, 2010; Hill & Lott, 2011; Thompson et al, 2011; Vargas et al, 2011).

Um grupo especial de cimentos de resina, cujos resultados aparentam ser promissores, é o *dual affinity adhesive resin* (aderem à estrutura dentária e a diferentes materiais, como os metais). Este material contém monómeros adesivos e requer um sistema adesivo de três passos. De um modo geral apresenta características semelhantes aos outros porém, foi quimicamente modificado para apresentar uma resistência à tração bastante elevada, adesão ao esmalte condicionado e adesão ao metal e ligas de metais nobres, condicionadas electroliticamente ou por abrasão ou com recurso a *primers* metálicos (Begazo et al, 2004; Ernst et al, 2005; Valandro et al, 2005; Borges et al, 2007; Attia, 2010; Hill & Lott, 2011; Thompson et al, 2011). Têm sido realizados alguns estudos para avaliar o potencial deste tipo de cimento na adesão a próteses em cerâmica com núcleos em zircônia ou alumina após a modificação da sua superfície, através da abrasão seguida da aplicação de silano ou monómeros de fosfato (Hummel & Kern, 2004; Valandro et al, 2005; Attia, 2010; Thompson et al 2011).

Em seguida apresentam-se duas tabelas (Tabela 1.1 e Tabela 1.2), com um resumo das principais características dos cimentos dentários utilizados em Prosthodontia Fixa, e uma terceira tabela (Tabela 2), onde estão indicados quais os cimentos que podem ser utilizados na cimentação de uma restauração consoante o tipo de material que a constitui.

		CARACTERÍSTICAS				
		Mecanismo de retenção	Forma de apresentação	Tempo de trabalho Tempo de presa	Vantagens	Desvantagens
CIMENTOS	Óxido de zinco eugenol	Mecânico	Pó + Líquido Duas pastas	≥ 1,5 mins 4 - 10 mins	pH neutro Espessura do filme adequada Ausência de sensibilidade pós-operatória	Más propriedades mecânicas Elevada solubilidade e frágil Interferência na adesão dos cimentos de resina
	Fosfato de zinco	Mecânico	Pó + Líquido	1,5 - 5 mins 5 - 9 mins	Espessura do filme adequada Elevada resistência inicial Resistência à compressão adequada Elevado módulo de elasticidade (semelhante ao da dentina) Baixo custo	pH inicial baixo Baixa resistência à tração Elevada solubilidade inicial Ausência de adesão Ausência de atividade antibacteriana
	Polycarboxilato de zinco	Mecânico e Químico	Pó + Líquido	4 - 6 mins 7 mins	Não causa sensibilidade pós-operatória Resistência à tração adequada Apresenta alguma adesão química à estrutura dentária Adequada resistência à dissolução Baixa solubilidade	pH inicial baixo Elevada espessura do filme Baixa resistência à compressão Menor módulo de elasticidade Dificuldade na remoção de excessos Baixa resistência ao desgaste em meio ácido
	Ionômero de vidro	Mecânico e Químico	Pó + Líquido	2 - 3,5 mins 7 - 10 mins (presa final ao fim de 24 horas)	Espessura do filme adequada Boa resistência à compressão e tração Adesão química à estrutura dentária Resistência ao desgaste em meio ácido Libertação e recaptção de flúor Fácil remoção dos excessos Fácil manipulação e boa fluidez Características estéticas favoráveis	pH inicial baixo Sensibilidade pós-operatória Baixa resistência inicial Baixo módulo de elasticidade Elevada solubilidade inicial Suscetibilidade à desidratação e contaminação por saliva

Tabela 1.1 – Sumário das características dos cimentos dentários utilizados em Prostodontia Fixa. O tempo de trabalho e de presa encontram-se expressos em segundos (segs) e minutos (mins).

		CARACTERÍSTICAS				
		Mecanismo de retenção	Forma de apresentação	Tempo de trabalho Tempo de presa	Vantagens	Desvantagens
CIMENTOS	Ionómero de vidro modificado com resina	Mecânico e Químico	Pó + Líquido Duas pastas	2 - 4 mins 7 - 10 mins	Boa resistência à compressão e tração Adesão química à estrutura dentária Menor suscetibilidade à contaminação por saliva e desidratação Baixa solubilidade Fácil manipulação e boa fluidez Baixa sensibilidade pós-operatória Libertação e recaptção de flúor Características estéticas favoráveis	Contração de polimerização Expansão higroscópica Alterações dimensionais Baixo módulo de elasticidade Elevada espessura do filme Afetado por cimentação provisória com óxido de zinco eugenol (pouco) Difícil remoção de excessos Possível reação alérgica (raro)
	Resina composta	Mecânico e Micromecânico	Uma pasta Duas pastas	Autopolimerizável 20 segs - 4 mins 4 - 6 mins Fotopolimerizável 2 - 3,5 mins 40 segs Duplapolimerização 1,5 - 3 mins 20 + ≥ 4 mins	Elevada resistência à compressão Elevada resistência à tração Adesão micromecânica Baixa solubilidade Pastas <i>try-in</i> Características estéticas muito favoráveis	Baixo módulo de elasticidade Contração de polimerização Sensibilidade técnica Sensibilidade pós-operatória Elevada espessura do filme Afetado por cimentação provisória com óxido de zinco eugenol Ausência de libertação de flúor Grande dificuldade na remoção de excessos Elevado custo

Tabela 1.2 – Sumário das características dos cimentos dentários utilizados em Prosthodontia Fixa (continuação). O tempo de trabalho e de presa encontram-se expressos em segundos (segs) e minutos (mins).

		CIMENTO	
MATERIAL RESTAURADOR	Metal		Óxido de zinco eugenol; Fosfato de zinco; Policarboxilato de zinco; Ionómero de vidro; Ionómero de vidro modificado por resina; Resina composta adesiva + preparação da superfície da restauração;
	Metalo-cerâmica	Margem em metal	Óxido de zinco eugenol; Fosfato de zinco; Policarboxilato de zinco; Ionómero de vidro; Ionómero de vidro modificado por resina; Resina composta adesiva + preparação da superfície da restauração;
	Cerâmica	À base de sílica	Óxido de zinco sem eugenol; Fosfato de zinco; Ionómero de vidro; Resina composta + sistema adesivo + silanização;
		Zircônia e Alumina	Óxido de zinco eugenol; Fosfato de zinco; Policarboxilato de zinco; Ionómero de vidro; Ionómero de vidro modificado por resina; Em investigação: Resina composta adesiva + preparação da superfície da restauração;
	Implantes		Óxido de zinco eugenol; Óxido de zinco sem eugenol; Fosfato de zinco; Policarboxilato de zinco; Ionómero de vidro; Ionómero de vidro modificado por resina; Resina composta.

Tabela 2 – Cimentos que podem ser utilizados na cimentação de restaurações protéticas, dependendo do material destas.

7. CONCLUSÃO

Os agentes de cimentação abordados têm sido amplamente investigados, no entanto, clinicamente, qual o melhor material a selecionar nem sempre é claro.

Cada tipo de cimento apresenta características únicas e, de alguma forma, correspondem aos requisitos necessários e a taxa de sucesso é bastante elevada. Porém, atualmente, não existe nenhum que reúna todas as características ideais para todas as situações clínicas e a seleção errada do cimento ou a sua manipulação incorreta pode afetar significativamente a longevidade da prótese. Assim sendo, é importante conhecer as propriedades, vantagens e desvantagens destes materiais, a capacidade de isolamento, a preparação dentária e o tipo de material utilizado na confecção da prótese,

É importante ter em atenção que as propriedades destes materiais podem variar consideravelmente se o material não for manipulado e utilizado segundo as recomendações do fabricante.

Os investigadores têm tentado ultrapassar as limitações e melhorar as propriedades que estes materiais apresentam, através da modificação da sua composição. O grande sucesso clínico dos cimentos convencionais ao longo dos anos deve ser tido em consideração antes de serem deixados para um segundo plano. No entanto, o desenvolvimento das técnicas adesivas veio permitir ao clínico uma maior variedade de trabalhos, uma vez que alguns procedimentos não seriam possíveis ou não apresentariam melhores resultados com o uso de cimentos convencionais.

O aperfeiçoamento das propriedades físicas de novos materiais não implica necessariamente uma melhor performance clínica. Como tal, é de extrema importância a realização de estudos sobre estes materiais bem como de ensaios clínicos. Além disso, algumas propriedades aparentemente benéficas podem não ser sempre necessárias.

Os materiais dentários mudam constantemente e novos materiais são introduzidos no mercado muito rapidamente, pelo que muitos já estarão fora do mercado ou terão sido alterados pelos fabricantes ainda antes de ter sido possível publicar os resultados de investigações e de ensaios clínicos da composição testada. Além disso, novos materiais tendem a ser mais caros, tecnicamente mais sensíveis e sofisticados, o que também pode tornar o seu uso mais restrito e mais exigente, no que respeita às capacidades clínicas. Deste modo, compreende-se que o clínico deva trabalhar com materiais que conhece bem, não invalidando que experimente novos materiais se estiver demonstrado as suas boas propriedades e bons resultados.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Akashi A, Francischone C, Tokutsune E, Silva W. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2002; 4:309-315.

Andrade O, Goes M, Montes M. Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations bonded to dentin treated with adhesive and low-viscosity composite. *Dental Materials*. 2007, 23:279-287.

Anusavice K. Phillips – Materiais dentários. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2003. p.419-468.

Attia H. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic – Influence of surface treatment and thermocycling. *Journal of Applied Oral Science*. 2010; 388-395.

Begazo C, Boer H, Kleverlaan C, van Waas M, Feilizer A. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic material. *Dental Materials*. 2004; 20:901-907.

Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Bürgers R, et al. Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: A prospective clinical trial begun in 2003. *Dental Materials*. 2009; 25:601-604.

Borges G, Fernando de Goes M, Platt J, Moore K, Hueb de Menezes F, Vedovato E. Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007; 98:208-215.

Christensen G. Cementing porcelain-fused-to-metal crowns. *Journal of the American Dental Association*. 1997; 128:1165-1167.

Costa C, Ribeiro A, Giro E, Randall R, Hebling J. Pulp response after application of two resin modified glass ionomer cements (RMGICs) in deep cavities of prepared human teeth. *Dental Materials*. 2011; 27:158-170.

DeBacker H, Van Maele G, DeMoor N, Van den Berghe L, DeBoever J. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*. 2006; 19:143-53.

Diaz-Arnold A, Vargas M, Haselton D. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 81:135-141.

Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? *Clinical Oral Implants Research*. 2008; 19(3):326-8.

El-Mowafy O, Fenton A, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: Effects of preparation taper and height. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996; 76:524-9.

Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 88:491-7.

Ernst C, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 93:551-8.

Ertugrul H, Ismail Y. Na in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 93:446-52.

Fook, A, Azevedo V, Barbosa W, Fidèles T, Fook M. Materiais odontológicos: Cimentos de ionómero de vidro. *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*. 2008; 3:40-45.

Goodacre C, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan J. Clinical complications in fixed prosthodontics. *Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2003; 90(1):31-41.

Habekost L, Camacho G, Demarco F, Powers J. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements – Influence on the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays. *Operative Dentistry*. 2007, 32-5, 488-495.

Heintze S. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental Materials*. 2010; 26:193-206.

Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*. 2011; 56:(1 Suppl):67-76.

Hill E. Dental cements for definitive luting: A review and practical clinical considerations. *The Dental Clinics of North America*. 2007; 51(3):643-58.

Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dental Materials*. 2004; 20:498-508.

Johnson G, Lepe X, Zhang H, Wataha J. Retention of metal-ceramic crowns with contemporary dental cements. *Journal of the American Dental Association*. 2009; 140(9):1125-1136.

Kim Y, Yamashita J, Shotwell J, Chong K, Wang H. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006; 95:450-5.

Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*. 2000; 13:60-76.

Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2010; 10(2):79-88.

Lee H, Swartz M. Evaluation of a composite resin crown and bridge luting agent. *Journal of Dental Research*. 1972; 51:756-64.

Lencioni K, Menani L, Macedo A, Ribeiro R, Almeida R. Tensile bond strength of cast commercially pure titanium dowel and cores cemented with three luting agents. *Journal of Prosthodontics Research*. 2010; 54:164-167.

Love R, Purton D. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. *Journal of Dentistry*. 1998; 26:599-602.

Macorra J, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. *Clinical Oral Investigations*. 2002; 6:198-204.

Milutinovic-Nikolic A, Medic V, Vukovic Z. Porosity of different dental luting cements. *Dental Materials*. 2007; 23:674-678.

Palacios R, Johnson G, Phillips K, Raigrodski A. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006; 96:104-14.

Pan Y, Lin C. The effect of luting agents on the retention of dental implant-supported crowns. *Chang gung medical journal*. 2005; 28:403-10.

Pan Y, Ramp L, Lin C, Liu P. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006; 21:587-592.

Pegoraro T, Silva N, Carvalho R. Cements for use in esthetic dentistry. *The dental Clinics of North America*. 2007; 51:453-471.

Pinzón L, Frey G, Winkler M, Tate W, Burgess J, Powers J. Retention of gold alloy crowns cemented with traditional and resin cements. *The International Journal of Prosthodontics*. 2009; 22:351-353.

Piwowarczyk A, Lauer H, Sorensen J. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004; 92:265-73.

Piwowarczyk A, Schick K, Lauer H. Metal-ceramic crowns cemented with two luting agentes: short-term results of a prospective clinical study. *Clinical Oral Investigations*. 2011; DOI: 10.1007/s00784-011-0580-5.

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic Z, Ferrari M. Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008; 10(4):251-258.

Reddy M, Reddy V, Basappa N. A comparative study of retentive strengths of zinc phosphate, polycarboxylate and glass ionomer cements with stainless steel crowns – Na *in vitro* study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2010; 28(4):245-250.

Ribeiro J, Coelho P, Janal M, Silva N, Monteiro A, Fernandes C. The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *Journal of Dental Dentistry*. 2011; 39:255-262.

Rosenthal S, Land M, Crispin B. Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 80(3):280-301.

Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos de prótese fixa*. 3 ed. São Paulo. Quintessence; 1998. p. 315-342.

Silva R, Queiroz M, França T, Silva C, Beatrice L. Propriedades dos cimentos de ionómero de vidro: uma revisão sistemática. *Revista Odontologia Clínico-Científica* 2010; 9(2):125-129.

Soares C, Soares P, Pereira J, Fonseca R. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restoration: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005; 17:224-235.

Squier R, Agar J, Duncan J, Taylor T. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001, 16:793-798.

Tarica D, Alvarado V, Truong S. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010; 103:68-79.

Thompson J, Stoner B, Piascik J, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dental Materials*. 2011; 27:71-82.

Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2012; 6:1-8.

Valandro L, Bona A, Bottino M, Neisser M. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005; 93:253-9.

Vargas M, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: Recommendation for success. *Journal of the American Dental Association*. 2011; 142:20S-24S.

Vieira I, Louro R, Atta M, Navarro M, Francisconi P. O cimento de ionómero de vidro na odontologia. *Revista Saúde*. 2006; 2(1):75-84.

Wassel R, Barker D, Steele J. Crowns and other extracoronary restorations: Try-in and cementation of crowns. *British Dental Journal*. 2002; 192:17-28.

Yip H, Tay F, Ngo H, Smales R, Pashley D. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dental Materials*. 2001; 17:456-470.

Yoneda S, Morigami M, Sugizak J, Yamada T. Short-term clinical evaluation of a resin-modified glass-ionomer luting cement. *Quintessence International*. 2005; 36:49-53.