



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

CARACTERIZAÇÃO DE RESINAS DENTÁRIAS NOS SEUS MÚLTIPLOS PROPÓSITOS

Trabalho submetido por
Ana Sofia Costa Malvar Ferreira
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2016



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CARACTERIZAÇÃO DE RESINAS DENTÁRIAS
NOS SEUS MÚLTIPLOS PROPÓSITOS**

Trabalho submetido por
Ana Sofia Costa Malvar Ferreira
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professor Doutor Jorge Caldeira

outubro de 2016

*“Para ser grande, sê inteiro: nada
Teu exagera ou exclui.*

*Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.”*

Ricardo Reis

Agradecimentos

Ao meu orientador, Professor Doutor Jorge Caldeira, pela disponibilidade, orientação e apoio prestado nesta etapa percorrida.

A todos os professores do Mestrado Integrado de Medicina Dentária do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz que, de alguma forma, impulsionaram o meu sucesso académico e me fizeram sentir grata e apaixonada pelo curso que escolhi.

Aos meus pais e ao meu irmão João por nunca terem duvidado das minhas capacidades, mesmo quando já nem eu acreditava e, especialmente, à minha mãe pela frase que sempre pautou a minha vida: “Forte querer consegue vencer”.

À minha tia Paula e aos meus avós Celeste e Ernesto, a quem tanto devo, pelas suas orações, bondade e generosidade, por sorrirem com as minhas conquistas, mas sobretudo pelo seu amor inestimável.

À minha prima Vera, pelos maravilhosos momentos passados durante o decorrer do curso e por todo o apoio e confiança que sempre me deu.

Às minhas primas Inês e Leonor e afilhada Beatriz, pela cumplicidade que nos une, que sempre me motivou, alegrou e colocou um sorriso no rosto.

Ao meu primo Pedro, que está sempre no meu coração.

Aos meus amigos de infância e faculdade, pela amizade incondicional que desde sempre me demonstraram e que me animava em circunstâncias menos felizes.

Ao meu namorado António, pelo amigo que sempre foi e pela contribuição que diariamente dá para a minha realização profissional e pessoal.

Resumo

As resinas dentárias são materiais poliméricos, formados através da polimerização de monómeros. Constituem, actualmente, uma das classes de materiais mais utilizada no consultório médico-dentário, quer no âmbito da Dentisteria, quer no campo da Prótese Fixa e Prótese Removível. Este facto contribui para a crescente necessidade do domínio técnico e conhecimento científico actualizado, por parte do Médico Dentista, no que diz respeito às resinas, a fim de resolver situações decorrentes da sua prática clínica diária, como a identificação dos casos com indicação para a aplicação destes materiais e o aconselhamento do paciente, relativamente ao material adequado ao seu tratamento.

As resinas acrílicas e as resinas compostas apresentam propriedades intrínsecas distintas, com características específicas, que contribuem para a multiplicidade de aplicações clínicas para as quais estes materiais estão indicados.

As resinas compostas possuem algumas particularidades melhoradas relativamente às resinas acrílicas, tais como resistência ao desgaste, estética, adesão ao tecido dentário e menor contracção de polimerização. Existem diversos tipos de resinas compostas que, por possuírem atributos diferentes, se podem complementar, com o propósito de obter uma solução mais vantajosa para o paciente.

Esta monografia tem como objectivo, através de uma revisão bibliográfica, realizar uma abordagem das resinas utilizadas em medicina dentária, nomeadamente, resinas acrílicas e resinas compostas, com especial incidência, na sua composição, classificação, propriedades e indicações clínicas. O método utilizado consistiu numa pesquisa bibliográfica nas bases de dados PubMed, RIMA e Cochrane de artigos em português, inglês e espanhol, tendo a selecção dos artigos sido feita com base nas palavras-chave. Consultaram-se também livros científicos da especialidade.

Palavras-chave: resinas acrílicas, resinas compostas, polímeros dentários, medicina dentária

Abstract

Dental resins are polymeric materials, originated from the polymerization of monomers. Nowadays, they are one of the most utilized materials in the dental office, in the scope of both Dentistry and Prosthesis (fixed and removable). This fact has contributed for the increasing necessity of the dentist to obtain technical proficiency and updated scientific knowledge concerning resins. Hence, the dentist is able to cope with situations arising from its daily clinical practice, including the identification of the cases suited for resins application as well as the counselling on which material should be adequate for the patient's treatment.

Acrylic resins and dental composites present distinct intrinsic properties, with specific characteristics that contribute for the multiple clinical applications for which these materials are recommended.

Dental composites possess some enhanced particularities in comparison to acrylic resins, like wear resistance, aesthetics, dental tissue adhesion and lower polymerization shrinkage. There are several types of dental composites, which can be complementary due to their different characteristics, therefore obtaining a more beneficial solution for the patient.

The goal of this monography is, with recourse to a bibliographic revision, to carry out an approach of the resins used in dental medicine, namely acrylic resins and dental composites. The focus was on its composition, classification, properties and clinical indications. The chosen method consisted in a bibliographic research in the PubMed, RIMA and Cochrane databases of articles in Portuguese, English and Spanish, with the article selection being based on keywords. Furthermore, scientific specialty books were also consulted.

Keywords: acrylic resins, dental composites, dental polymers, dental medicine

Índice Geral

I. INTRODUÇÃO	9
II. DESENVOLVIMENTO	11
1. DESENVOLVIMENTO DAS RESINAS DENTÁRIAS	11
1.1. Resinas à base de metil metacrilato.....	11
1.2. Resinas epóxi.....	12
1.3. Resinas à base de Bis-GMA.....	12
2. RESINAS ACRÍLICAS	12
2.1. Composição das resinas acrílicas	14
2.2. Classificação das resinas acrílicas	15
2.3. Presa das resinas acrílicas.....	16
2.3.1. Fases da mistura	16
2.3.2. Polimerização	16
2.3.2.1. Fases da polimerização	17
2.3.2.2. Tipos de polimerização	18
2.4. Propriedades das resinas acrílicas	20
2.4.1. Aumento da temperatura	21
2.4.2. Estabilidade da cor.....	22
2.4.3. Adaptação marginal.....	23
2.4.4. Contração de polimerização.....	24
2.4.5. Sorção de água e solubilidade	24
2.4.6. Resistência à fractura.....	25
2.5. Acabamento e polimento das resinas acrílicas	25
2.6. Requisitos básicos das resinas acrílicas.....	26
2.7. Aplicações clínicas das resinas acrílicas	26
2.7.1. Restaurações provisórias	26
2.7.1.1. Reparação das restaurações provisórias.....	27
2.7.2. Bases de próteses	28
2.7.2.1. Materiais de rebasamento de prótese	29
2.7.3. Aparelhos ortodônticos.....	30
2.8. Biodegradação de resinas acrílicas e relação com os tecidos orais	30

2.8.1.	Causas da biodegradação	30
2.8.2.	Consequências da biodegradação	31
2.8.2.1.	Libertação de compostos das resinas acrílicas.....	31
2.8.2.2.	Efeitos biológicos causados pela libertação de compostos.....	34
2.8.2.3.	Alterações na expressão dos factores de crescimento.....	36
2.8.2.4.	Alterações nas propriedades químicas, físicas e mecânicas	37
2.9.	Modificações e reforço das resinas acrílicas	37
2.9.1.	Modificação química do PMMA e polímeros alternativos	38
2.9.2.	Reforço das resinas de PMMA.....	38
3.	RESINAS COMPOSTAS	39
3.1.	Composição das resinas compostas.....	40
3.1.1.	Matriz orgânica/fase orgânica	40
3.1.2.	Carga inorgânica/fase dispersa	44
3.1.3.	Agentes de união	46
3.2.	Classificação das resinas compostas	48
3.2.1.	Classificação quanto ao tamanho das partículas de carga	49
3.2.1.1.	Compósitos macroparticulados.....	50
3.2.1.2.	Compósitos de partículas pequenas	50
3.2.1.3.	Compósitos microparticulados	50
3.2.1.4.	Compósitos híbridos	51
3.2.1.5.	Compósitos nanoparticulados	52
3.2.2.	Classificação quanto à viscosidade	54
3.2.3.	Classificação quanto ao sistema de activação	55
3.2.3.1.	Resinas autopolimerizáveis.....	56
3.2.3.2.	Resinas fotopolimerizáveis	57
3.2.3.3.	Resinas dual	63
3.3.	Propriedades das resinas compostas.....	63
3.3.1.	Propriedades viscoelásticas	64
3.3.2.	Dureza.....	65
3.3.3.	Resistência à flexão	66
3.3.4.	Módulo de elasticidade ou módulo de Young.....	67
3.3.5.	Resistência à fractura.....	68

3.3.6.	Resistência ao desgaste.....	68
3.3.7.	Grau de conversão	68
3.3.8.	Profundidade de polimerização	69
3.3.9.	Propriedades ópticas das resinas	70
3.4.	Acabamento e polimento das resinas compostas.....	72
3.5.	Limitações dos compósitos	72
3.5.1.	Contração e tensão de polimerização.....	72
3.6.	Requisitos básicos das resinas compostas	76
3.7.	Aplicações clínicas das resinas compostas.....	76
3.7.1.	Restaurações estéticas anteriores em resina composta	77
3.7.2.	Restaurações de dentes posteriores com resinas compostas.....	78
3.7.3.	Encerramento de diastemas	79
3.7.4.	Modificação da forma de dentes conóides	79
3.7.5.	Uso de compósitos para facetas de resina	80
3.7.6.	Colagem de fragmento dentário	80
3.7.7.	Reparação da cerâmica	80
3.7.8.	Selantes de sulcos e fissuras	81
3.8.	Biocompatibilidade das resinas compostas	82
3.8.1.	Biodegradação das resinas e liberação de substâncias	82
3.8.2.	Estrogenicidade	85
3.8.3.	Toxicidade	86
3.8.4.	Hidrólise enzimática	87
3.9.	Inovações dos compósitos	87
3.9.1.	Desenvolvimento de novos sistemas de monómeros	88
3.9.2.	Novos mecanismos de polimerização.....	89
3.9.3.	Desenvolvimento dos compósitos nanoparticulados.....	89
3.9.3.1.	Modificação das nanopartículas.....	89
3.9.3.2.	Modificação da matriz	90
3.9.3.3.	Modificação das nanopartículas com silanos.....	91
III.	CONCLUSÃO	92
IV.	BIBLIOGRAFIA.....	94

Índice de Figuras

Figura 1. Desenvolvimento cronológico dos compósitos dentários	10
Figura 2. Estrutura química monómeros: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Bis-EMA...	42
Figura 3. Estrutura do 3-metacriloxipropil trimetoxisilano	47
Figura 4. Mecanismo da fotopolimerização	58

Índice de Quadros

Quadro 1. Vantagens e desvantagens do polimetil metacrilato e polietil metacrilato....	14
Quadro 2. Medidas de redução da exposição ao monómero metil metacrilato.....	36
Quadro 3. Características das principais classes de resinas compostas	49

Lista de Abreviaturas, Siglas, Símbolos e Acrónimos

%	Porcentagem
°C	Graus centígrados
µm	Micrómetro
Ba	Bário
Bis-DMA	Dimetacrilato de bisfenol A
Bis-EMA	Bisfenol A Dimetacrilato Etoxilado
Bis-GMA	Bisfenol-A-glicidil metacrilato
CQ	Canforoquinona
DC	Grau de conversão
DMAEMA	N,N-dimetilaminoetil metacrilato
ECM	Matriz extracelular
EGDMA	Etileno glicol dimetacrilato
factor C	Factor de configuração cavitária
HEMA	Hidroxietil metacrilato
IL	Interleucina
kJ/mol	Kilojoule por mole
LED	<i>Light-emitting diode</i>
MMA	Metil metacrilato
MMP	Metaloproteinases da matriz
MPTS	3-metacriloxipropil trimetoxisilano
MSDS	Ficha de dados de segurança do produto
mW/cm ²	Miliwatt por centímetro quadrado
nm	Nanómetro
NNDPT	N,N-dimetil-P-toluidina
OTMS	N-octiltrimetoxisilano
PB	Peróxido de benzoílo
PEMA	Polietil metacrilato
PMMA	Polimetil metacrilato
PVEMA	Polivinil metacrilato
Sr	Estrôncio
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	Dimetacrilatos de uretano
Zr	Zircónio

I. INTRODUÇÃO

Antigamente praticava-se uma medicina dentária mais invasiva, tendo geralmente como primeira opção a exodontia. No entanto, nos últimos anos tem-se verificado um grande desenvolvimento nesta área, com o aparecimento de novos materiais dentários restauradores, dando lugar a tratamentos mais conservadores (López & Pérez, 2013).

Os materiais dentários restauradores são utilizados para substituir o tecido dentário perdido, com o intuito de devolver a funcionalidade e a estética do dente afectado. Entre estes materiais destacam-se a amálgama, os cimentos dentários, as resinas acrílicas e as resinas compostas ou compósitos (López & Pérez, 2013).

As resinas compostas foram introduzidas no campo da dentisteria restauradora de forma a colmatar as desvantagens das resinas acrílicas, que tinham como função substituir os cimentos de silicato, o único material estético disponível, em 1940. Buonocore, em 1955, demonstrou a técnica de condicionamento ácido, usando ácido ortofosfórico, para melhorar a adesão das resinas acrílicas à superfície do esmalte (García, Lozano, Vila, Escribano & Galve, 2006; Silva, Rocha, Kimpara & Uemura, 2008).

Os insucessos da resina acrílica autopolimerizável e das resinas epóxicas levaram ao desenvolvimento de um novo monómero, por Bowen, em 1962, o Bisfenol-A-glicidil metacrilato (Bis-GMA). A este monómero seriam mais tarde adicionadas partículas inorgânicas, formando um material que se designaria resina composta, na tentativa de melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas e ampliar as suas indicações clínicas (García et al., 2006; Silva et al., 2008; López & Pérez, 2013).

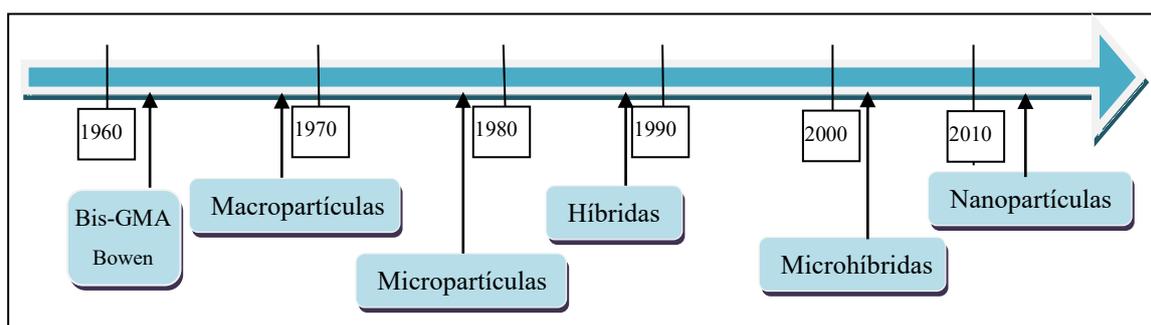
Em 1964, foi comercializada a primeira resina composta, apresentada na forma de pó e líquido e em 1969, na versão pasta/pasta (Junior et al., 2011). Surgiram de seguida os compósitos macroparticulados (ou compósitos convencionais), que continham grandes partículas de sílica amorfa e quartzo, o que levou a uma significativa melhoria das propriedades mecânicas (Anusavice, Shen & Rawls, 2013). Mais tarde, apareceram as resinas microparticuladas com um tamanho de partícula menor, que ocasionavam um elevado polimento e resistência ao desgaste (Douglas, 2004). Procurando associar as vantagens das resinas de macro e micropartículas, surgiram as resinas híbridas e microhíbridas, que são largamente comercializadas e, segundo os fabricantes, têm indicação “universal” (Silva et al., 2008).

Um grande avanço na tecnologia das resinas compostas surgiu com o desenvolvimento das resinas fotopolimerizáveis, em 1970, que terminaram com as complicações

derivadas do processo de manipulação das resinas polimerizadas quimicamente. Inicialmente foi utilizada uma fonte de luz ultravioleta de 365 nanómetros (nm), porém a fraca polimerização, bem como os efeitos secundários iatrogénicos daí resultantes, levaram à sua substituição pela luz visível (427-491 nm), que se encontra actualmente em uso e ainda em fase de estudo (Douglas, 2004; García et al., 2006).

Nos últimos anos, com a introdução da nanotecnologia na dentisteria, nomeadamente em 2002, surgiu uma nova classe de resinas compostas, designadas por nanocompósitos ou resinas nanoparticuladas, com o intuito de criar um compósito que oferecesse o polimento de uma resina microparticulada combinado com a resistência de uma resina híbrida (Santos, Alto, Filho, Silva & Fellows, 2008; Bernardi et al., 2008). Com o aparecimento da nanotecnologia, as alterações na matriz inorgânica parecem ter chegado a um limite, pelo que alguns autores propuseram realizar modificações na matriz resinosa, para melhorar as propriedades do material (Silva et al., 2008).

O desenvolvimento cronológico dos compósitos dentários está representado na Figura 1.



(Adaptado de Anusavice, Shen & Rawls, 2013)

Figura 1. Desenvolvimento cronológico dos compósitos dentários

O aumento do uso das resinas compostas pode ser atribuído a vários factores, como a uma maior procura de restaurações menos invasivas e mais estéticas, e de menor risco ambiental, o que levou à proibição do uso de amálgamas, em alguns países, devido à existência de mercúrio na sua composição (Dawson, Amjad & Fransson, 2015).

Com base no volume de mercado e materiais vendidos, calcula-se que mais de 500 milhões de restaurações dentárias directas sejam efectuadas anualmente, em todo o mundo, 261 milhões das quais utilizando resinas compostas (Heintze & Rousson, 2012). Apesar das vantagens proporcionadas pelos compósitos utilizados em dentisteria, vários problemas foram mencionados, nomeadamente a baixa resistência à abrasão, a contracção durante a polimerização (causando microinfiltração e, conseqüentemente,

cárie secundária) e a baixa estabilidade de cor (Bernardi et al, 2008). Assim, a comunidade científica continua centrada na procura de um material restaurador ideal, que tente reproduzir a estrutura dentária. Este biomaterial deve ser resistente às forças mastigatórias, ter aparência naturalmente semelhante ao esmalte e à dentina e apresentar propriedades físicas e mecânicas similares ao dente natural (Douglas, 2004).

Apesar da imensurável evolução dos materiais restauradores estéticos, a frase dita por Leinfelder, em 1978, ainda é válida actualmente: “o principal factor que governa a longevidade das resinas compostas é a técnica restauradora” (Silva et al., 2008, p. 103).

Considerando o contexto supracitado, o objectivo desta monografia consiste em realizar uma abordagem genérica sobre as resinas dentárias, nomeadamente, resinas acrílicas e resinas compostas. Serão referidos alguns conteúdos como a evolução histórica destes materiais, bem como as suas indicações clínicas e características. Por fim, serão mencionadas as inovações tecnológicas, no que concerne às resinas compostas.

II. DESENVOLVIMENTO

1. DESENVOLVIMENTO DAS RESINAS DENTÁRIAS

1.1. Resinas à base de metil metacrilato

A história dos sistemas de monómeros de resina actuais remonta a 1843, quando Redtenbacher descobriu um novo ácido, o ácido acrílico. Até 1900, o ácido metacrílico e alguns dos seus ésteres, como o metil metacrilato (MMA), já tinham sido sintetizados e polimerizados. O MMA polimeriza por um mecanismo de adição, através das ligações duplas carbono-carbono para formar poli (metil metacrilato) (Peutzfeldt, 1997).

As resinas acrílicas vieram substituir os cimentos de silicato, cuja longevidade era aproximadamente de 4 a 5 anos. Contudo, as resinas de MMA apresentavam elevada contracção de polimerização e incidência de cáries secundárias e alto coeficiente de expansão térmica (Anusavice et al., 2013; Peutzfeldt, 1997).

Actualmente, o monómero de MMA é o éster mais importante do ácido metacrílico, que se encontra comercialmente disponível (Leggat & Kedjarune, 2003).

1.2. Resinas epóxi

Devido às limitações inerentes das resinas à base de MMA, Bowen desenvolveu outras resinas sintéticas para utilizar como materiais dentários restauradores. Surgiram assim as resinas epóxi, com baixa contração de polimerização e boa capacidade de adesão a superfícies sólidas. A polimerização ocorre por via dos grupos epoxídicos: grupos com anéis instáveis de três átomos, um deles o oxigénio. A primeira resina composta constituía uma resina epóxi com agregados de partículas cerâmicas ou quartzo. Contudo, estas resinas tinham um endurecimento lento, impedindo a sua utilização como materiais restauradores directos (Anusavice et al., 2013; Peutzfeldt, 1997).

1.3. Resinas à base de Bis-GMA

Em resposta aos problemas das resinas epóxi, Bowen sintetizou um novo monómero, Bis-GMA, que se assemelhava às resinas epóxi, com a diferença de que os grupos epoxídicos foram substituídos pelos grupos metacrilato. A polimerização do monómero ocorre através das ligações duplas carbono-carbono dos dois grupos metacrilato (Anusavice et al., 2013; Peutzfeldt, 1997; Chen, 2010; Baratieri & Júnior, 2010).

2. RESINAS ACRÍLICAS

O desenvolvimento de diferentes tipos de materiais com aplicação em dentisteria é uma área de elevado crescimento, devido à importância dos mesmos na saúde oral. Entre os diferentes materiais estão as resinas acrílicas que têm sido amplamente usadas quer em restaurações quer em próteses. As resinas acrílicas consistem em materiais poliméricos baseados em polimetil metacrilato (PMMA), resultantes de uma reacção de polimerização com radicais livres (Bettencourt et al., 2010).

A resina acrílica surgiu, entre 1937 e 1940, como uma excelente alternativa para a confecção de próteses dentárias, entre outras utilizações. São compostos orgânicos poliméricos, produzidos sinteticamente e fornecidos como um sistema pó/líquido (Camacho, Svidzinski, Furlaneto, Lopes & Corrêa, 2014). São formadas por um polímero de PMMA (pó) e um monómero de MMA (líquido), que quando misturados dão lugar ao endurecimento do material (López & Pérez, 2013).

A versatilidade destas resinas deve-se a características como: propriedades térmicas satisfatórias, boa capacidade de polimento, aparência agradável, simplicidade técnica e

baixo custo (Camacho et al., 2014; Goiato, Freitas, Santos, Medeiros & Sonego, 2015). Constituem polímeros de baixo peso molecular, que apresentam cor mais estável, menos propensos a fractura em relação aos silicatos, tendo como desvantagens a pouca resistência à abrasão, elevada contracção de polimerização, instabilidade dimensional e elevada infiltração marginal (López & Pérez, 2013). Com a evolução, as resinas acrílicas têm tido uma melhoria das suas propriedades físicas e mecânicas e um aumento da sua biocompatibilidade (Camacho et al., 2014).

Polimetil metacrilato - Diversos sistemas de resinas usados em medicina dentária baseiam-se na química dos metacrilatos, nomeadamente do MMA. Actualmente, as resinas de PMMA são usadas na confecção de bases de próteses, aparelhos ortodônticos e no fabrico de moldeiras individuais e constituem o material mais utilizado para coroas provisórias (Gautam et al., 2012; Rakhshan, 2015). O PMMA surgiu em 1877, tendo como indicação a produção de materiais transparentes designados *Plexiglass*. A sua utilização a nível da medicina dentária foi introduzida, na confecção de bases de próteses totais, em 1937. A utilização do PMMA na prótese fixa ocorreu pouco depois, inicialmente indicado para restaurações definitivas. Uma década mais tarde surgiram as resinas de PMMA autopolimerizáveis, com aplicação clínica para próteses fixas provisórias (Rakhshan, 2015). Estes materiais têm vindo a ser usados com sucesso durante os últimos 60 anos (Leggat & Kedjarune, 2003).

O PMMA tem como componentes básicos, ésteres de metil provenientes do ácido metacrílico (Gautam et al., 2012). Este material apresenta uma elevada resistência ao desgaste, facilidade de manipulação e boa estética, que se mantém durante longos períodos. Apesar destas características favoráveis, enumeram-se algumas desvantagens: contracção de polimerização; irritação dos tecidos orais, devido a monómeros residuais; perigo de lesão pulpar provocada pela reacção de polimerização exotérmica (Wassell, George, Ingledeew & Steele, 2002; Shusta, Rahman, Rahman, Islam & Islam, 2015). Estes problemas estão primeiramente associados ao método directo de fabrico da peça protética, pela exposição aos monómeros residuais e ao calor libertado pela reacção exotérmica, presentes em maior quantidade nesta técnica (Shusta et al., 2015). Apesar de alguns estudos contraditórios na literatura, é geralmente aceite, que as resinas de PMMA exibem uma resistência à fractura superior às resinas de Bis-GMA (Patras, Naka, Doukoudakis & Pissiotis, 2012).

Polietil metacrilato (PEMA) - Surgiu nos anos 60, para tentar compensar os inconvenientes das resinas de PMMA, sendo indicado para utilização intraoral, uma vez que apresenta uma reacção de polimerização exotérmica e contracção de polimerização menores que o PMMA. Tem como desvantagens: dureza, resistência ao desgaste, estética e estabilidade da cor inferiores ao PMMA (Wassell et al., 2002).

As principais vantagens e desvantagens do PMMA e PEMA são descritas no quadro 1.

Material	Vantagens	Desvantagens
Polimetil metacrilato	Estabilidade de cor e estética Boa adaptação marginal Bom polimento Baixo custo	Polimerização exotérmica Contracção de polimerização Baixa resistência ao desgaste Irritação pulpar associada aos monómeros eluídos
Polietil metacrilato	Baixa reacção exotérmica Baixa contracção de polimerização Manipulação fácil Bom polimento Resistência à pigmentação	Baixa resistência à tracção Baixa dureza superficial Baixa resistência ao desgaste Baixa durabilidade Baixa estabilidade cromática

(Adaptado de Burns, Beck & Nelson, 2003)

Quadro 1. Vantagens e desvantagens do polimetil metacrilato e polietil metacrilato

2.1. Composição das resinas acrílicas

As resinas acrílicas são usualmente compostas por partículas de pó de PMMA pré-polimerizado (polímero), que são misturadas posteriormente com monómeros de MMA (líquido) (Çelebi, Yüzügüllü, Canay & Yücel, 2008; Camacho et al., 2014). A este líquido junta-se um agente de ligação cruzada como o etileno glicol dimetacrilato (EGDMA), na concentração de 1 a 2% em volume, adicionado para melhorar a dureza e a resistência ao desgaste do produto (Deb, 1998; Camacho et al., 2014). Após a reacção de polimerização entre o pó e o líquido é formado um polímero multifásico obtido a partir de interconexões, que promove um aumento da resistência à deformação (Çelebi et al., 2008; Camacho et al., 2014; Leggat & Kedjarune, 2003).

O líquido é composto por MMA, como componente principal, por EGDMA e hidroquinona (0,006%), que constitui um inibidor da polimerização, garantindo a estabilidade durante o armazenamento e ainda pelo activador N,N-dimetil-P-toluidina

(NNDPT), apenas presente nas resinas autopolimerizáveis (Rashid, Sheikh & Vohra, 2015; Deb, 1998).

O pó é formado por microesferas pré-polimerizadas de PMMA (componentes estruturais na resina polimerizada) ou ainda de PEMA que se dissolvem no monómero. Contém também peróxido de benzoílo (PB), iniciador da reacção de polimerização, e pigmentos, que simulam a pigmentação em coroas provisórias e bases de próteses (Gautam et al., 2012; Camacho et al., 2014; Leggat & Kedjarune, 2003; Rashid et al., 2015; Deb, 1998). A decomposição do iniciador (nomeadamente o PB) em radicais, sob acção do calor, inicia o processo de polimerização das resinas termopolimerizáveis, enquanto as autopolimerizáveis necessitam de um activador, como uma amina terciária (Gautam et al., 2012).

A relação correcta entre o pó e o líquido é importante na obtenção das propriedades requeridas para a estrutura a ser confeccionada com o material. A proporção indicada, é 3:1 em volume, ou seja, três partes de pó para uma parte de líquido. O líquido, quando misturado ao pó, tem a função de dissolver parcialmente o polímero, aumentando assim a viscosidade da mistura. Inicialmente a mistura apresenta uma consistência arenosa, que vai progredindo para uma fase pegajosa, onde simultaneamente se verifica um aumento das moléculas de polímeros. O polímero resultante é uma matriz essencialmente heterogénea, constituída pelos novos polímeros formados e pelo PMMA pré-polimerizado (Camacho et al., 2014; Deb, 1998).

2.2. Classificação das resinas acrílicas

As resinas acrílicas podem ser classificadas em resinas autopolimerizáveis, termopolimerizáveis ou fotopolimerizáveis, dependendo do factor que inicia a reacção e como resinas *dual*, quando são simultaneamente auto e fotopolimerizáveis (Gautam et al., 2012; Goiato et al., 2015; Bettencourt et al., 2010).

As resinas são autopolimerizáveis quando o factor iniciador é químico, termopolimerizáveis quando este é térmico (água quente ou energia de micro-ondas) e fotopolimerizáveis quando o factor iniciador é a luz visível (Altintas, Yondem, Tak & Usumez, Ozturk & Ozturk, 2005; Bettencourt et al., 2010).

As resinas acrílicas termopolimerizáveis são geralmente baseadas no PMMA, enquanto as resinas fotopolimerizáveis e as polimerizadas com micro-ondas derivam parcialmente de PMMA e também de dimetacrilatos de uretano (UDMA) (Gautam et al., 2012).

2.3. Presa das resinas acrílicas

2.3.1. Fases da mistura

Após o doseamento do pó e do líquido, procede-se à sua mistura, obtendo-se uma pasta, resina acrílica, que pode ser moldada. Quando o pó entra em contacto com o líquido, vai-se dissolvendo neste lentamente. As fases da mistura correspondem à reacção física de dissolução do polímero em solvente orgânico. Durante o período de dissolução, o material vai adquirindo características específicas que permitem diferenciar cinco estágios conhecidos como “fases da mistura”. Estas fases são comuns aos materiais termopolimerizáveis e autopolimerizáveis, com a diferença de que, nestes últimos, a reacção de polimerização (fases da polimerização) ocorre concomitantemente com a dissolução do polímero (fases da mistura). No caso das resinas termopolimerizáveis, a polimerização só ocorre, quando o material for levado ao ciclo térmico (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; Çelebi et al., 2008).

Durante a fase arenosa, as esferas de polímero são completamente envolvidas pelo monómero que preenche os espaços vazios, originando uma cor translúcida, baixo escoamento, brilho superficial e consistência granulosa. Na fase pegajosa, o líquido dissolve as cadeias de polímero, tornando a mistura viscosa e aderente. Durante a fase plástica, a massa perde a viscosidade, devido a um maior número de polímeros na solução, tornando-se manipulável e sem aderência. O tempo em que este material permanece na fase plástica é definido como o tempo de trabalho, que deverá ser de pelo menos 5 minutos, segundo o *American National Standards Institute/American Dental Association*. Na fase borrachóide, observa-se um aumento da concentração de cadeias poliméricas (devido à elevação da temperatura) e evaporação do monómero residual, diminuindo a quantidade de líquido e o escoamento da massa. Na fase rígida, ocorre um endurecimento da massa, que se torna resistente à deformação mecânica (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; Deb, 1998).

2.3.2. Polimerização

Realizado o processo de mistura do pó e do líquido, a resina acrílica passa por um processo de polimerização, desencadeado por um activador, que pode ser luz visível (fotopolimerização das resinas fotopolimerizáveis), banho de água ou energia de micro-ondas (polimerização térmica das resinas termopolimerizáveis) ou um activador químico como NNDPT (polimerização química das resinas autopolimerizáveis)

(Camacho et al., 2014; Anusavice et al., 2013; Gautam et al., 2012). A polimerização é definida como uma série de reacções químicas de adição, onde moléculas unitárias estruturais, os monómeros, se unem formando uma macromolécula ou polímero. Os monómeros são compostos de baixo peso molecular, que possuem alta pressão de vapor e baixo ponto de ebulição, pelo que controlar a temperatura durante a fase de polimerização é fundamental para evitar a evaporação do monómero, que leva à formação de poros e bolhas na resina polimerizada. Segundo Leggat & Kedjarune (2003), as resinas à base de PMMA, resultam da conversão do MMA em PMMA, através dos métodos de polimerização: polimerização térmica e polimerização química.

2.3.2.1. Fases da polimerização

A reacção de polimerização pode ser dividida em fases, que correspondem à reacção química de formação das cadeias poliméricas e que ocorrem a partir da união dos monómeros, sendo estas fases: indução, propagação, transferência de cadeia e terminação (Camacho et al., 2014; Anusavice et al., 2013).

Indução - ocorrem dois fenómenos durante a indução: activação (o activador químico ou físico quebra a molécula do PB, formando um ou dois radicais livres) e iniciação (o radical livre rompe a dupla ligação do MMA e liga-se ao monómero, transferindo o seu estado de excitação à nova molécula formada) (Anusavice et al., 2013).

Propagação - nesta fase, o novo radical livre rompe a dupla ligação de outro MMA, ligando-se a este e transferindo o seu estado excitatório à nova molécula. Neste processo, a cadeia polimérica vai crescendo e aumentando o seu peso molecular (Camacho et al., 2014; Anusavice et al., 2013).

Transferência de cadeia - fase em que se constata que “o radical activo de uma cadeia em crescimento é transportado para outra molécula, formando-se um novo radical livre para continuar com o crescimento da cadeia” (Anusavice et al., 2013, p. 103).

Terminação - esta fase pode resultar da transferência de cadeia, mas geralmente ocorre por acoplamento directo de duas extremidades de cadeia com radicais livres ou através da troca de um átomo de hidrogénio de uma cadeia em crescimento para outra (Camacho et al., 2014; Anusavice et al., 2013).

2.3.2.2. Tipos de polimerização

Polimerização química

A polimerização química dos monómeros da resina acrílica pode realizar-se por condensação ou por adição simples e resulta em moléculas grandes, com conformação espacial complexa e espaços vazios descontínuos no seu interior, que variam de acordo com a sua composição. As resinas autopolimerizáveis (ou resinas acrílicas activadas quimicamente) possuem como activador uma amina terciária (NNDPT), adicionada ao monómero e um iniciador, sendo o PB, o mais comum. Após a mistura do pó ao líquido, a activação ocorre por via da amina terciária, que decompõe o PB presente no pó, produzindo radicais livres que reagem com as moléculas de monómero disponíveis, iniciando o crescimento da cadeia polimérica (Balkenhol, Mautner, Ferger & Wöstmann, 2008; Bettencourt et al., 2010; Camacho et al., 2014; Rashid et al., 2015).

O grau de polimerização alcançado pelas resinas acrílicas autopolimerizáveis não é completo, existindo cerca de 3% a 5% de monómero livre, em comparação com 0,2% a 0,5% das resinas termopolimerizáveis. A quantidade de monómero libertada pela reacção de polimerização química é maior do que na polimerização térmica, pela maior quantidade inicial de MMA na mistura e pelas porosidades na sua estrutura, que facilita a difusão dessa substância. O monómero residual é um potencial irritante para os tecidos orais, comprometendo a biocompatibilidade destes materiais e podendo agir como um plastificador, com redução da resistência da peça confeccionada com resinas autopolimerizáveis, que apresenta 80% da resistência das termopolimerizáveis. As resinas acrílicas activadas quimicamente apresentam menor grau de polimerização, e módulo de elasticidade similar, podendo até superar o das termopolimerizáveis (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; Patras et al., 2012).

Polimerização térmica

O aquecimento da resina acrílica, nas resinas termopolimerizáveis, necessário para desencadear a polimerização, advém do calor, em banho de água, calor seco ou através de energia de micro-ondas. O calor, activador do PB nas resinas termopolimerizáveis, eleva a temperatura e, quando ultrapassa os 60°C, a molécula decompõe-se, originando radicais livres. Cada radical livre reage com uma molécula de monómero disponível, iniciando o crescimento da cadeia polimérica e a reacção de polimerização (Anusavice et al., 2013; Bettencourt et al., 2010; Camacho et al., 2014; Çelebi et al., 2008).

O processo de aquecimento usado na polimerização designa-se por ciclo de polimerização ou ciclo térmico. O calor é aplicado à resina pela imersão da mufla no banho de água, sendo a água aquecida e mantida a temperaturas pré-determinadas, por períodos de tempo, que variam de acordo com o ciclo utilizado. O ciclo tradicional consiste em processar a resina acrílica a temperatura constante do banho de água (74°C) durante 8 horas ou mais, sem que a água entre em ebulição. No ciclo rápido o material é submerso em água à temperatura ambiente, eleva-se a temperatura a 74°C e mantém-se por 90 minutos, para que ocorra a polimerização das porções mais espessas. Seguidamente, a temperatura da água é elevada a 100°C, em ebulição, e mantida por 60 minutos, para polimerização das áreas mais finas, originando a máxima conversão do monómero. Após o processo de polimerização, o arrefecimento deve ser efectuado durante 30 minutos, na água em que foi feita a polimerização e completado à temperatura ambiente. Este arrefecimento lento da mufla é recomendado para diminuir a tensão interna, para que daí resulte uma base protética sem distorções (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014).

Os ciclos de polimerização tradicionais, ou longos, por utilizarem temperaturas mais baixas durante a polimerização, evitando a ebulição do monómero, apresentam melhores resultados que os ciclos curtos, ocasionando menores distorções nas peças confeccionadas com resina acrílica. A reacção de polimerização das resinas termopolimerizáveis é exotérmica, liberta 80 calorias por gr/cm^3 de monómero polimerizado, sendo essa quantidade de calor gerada durante o ciclo, um factor determinante na polimerização correcta e na formação e ocorrência de porosidades. O aquecimento da resina a uma temperatura acima da que desencadeia a reacção de polimerização, num curto período, favorece a ocorrência de porosidades. Por outro lado, o processo de longa duração leva à redução considerável ou mesmo à eliminação de porosidades (Anusavice et al., 2013; Çelebi et al., 2008).

As resinas termopolimerizáveis, apresentam como vantagens: estética, facilidade no processamento, possibilidade de reparação e rebasamento, estabilidade dimensional, ausência de corrosão, resistência adequada e baixo custo. Estas resinas podem ser utilizadas na confecção de próteses totais e coroas totais, pontes fixas de pequena extensão e ainda no fabrico de coroas provisórias (Camacho et al., 2014).

Polimerização através de energia de micro-ondas - A resina polimerizada através de micro-ondas foi apontada pela primeira vez, para uso dentário, em 1968. A polimerização com micro-ondas tem demonstrado ser uma boa alternativa ao

processamento convencional das resinas com banho de água e tem-se revelado como uma fonte eficiente de energia electromagnética para a polimerização das bases de prótese acrílicas (Camacho et al., 2014; Çelebi et al., 2008; Deb, 1998). Nesse processo, as moléculas de monómeros, ao serem expostas a um campo electromagnético de alta frequência, como as micro-ondas, iniciam movimentos de vibração, que originam colisões intermoleculares, gerando o calor necessário para o processo de activação. Assim, os radicais livres ficam disponíveis para reagir com os monómeros, dando início à polimerização (Camacho et al., 2014; Çelebi et al., 2008; Lai, Tsai, Chen, Chang & Tay, 2004). A polimerização com micro-ondas é afectada pela disponibilidade do PB e pela variação na duração e magnitude da reacção exotérmica (Lai et al., 2004).

As principais vantagens deste método são: processamento das bases protéticas num curto espaço de tempo; menor tempo de polimerização; rápido aumento da temperatura; polimerização uniforme das zonas superficiais e profundas da resina; menor libertação de monómeros residuais. Uma das principais desvantagens é o preço mais elevado da mufla utilizada, principalmente pela sua fragilidade, com tendência à fractura (Camacho et al., 2014). As bases de próteses polimerizadas por energia de micro-ondas apresentam-se com propriedades dimensionais iguais ou superiores às processadas convencionalmente e com maior resistência à fractura (Deb, 1998).

Fotopolimerização

As resinas acrílicas fotopolimerizáveis foram desenvolvidas, com o objectivo de controlar o tempo da reacção de polimerização. As resinas activadas por luz visível iniciam o processo de polimerização, pela absorção de luz pela canforoquinona (CQ) (iniciador), que uma vez activada, reage com um agente redutor para produzir radicais livres. A partir daí ocorre a polimerização dos monómeros de metacrilato, formando uma matriz polimérica com ligações cruzadas (Camacho et al., 2014; Bettencourt et al., 2010).

2.4. Propriedades das resinas acrílicas

As diferenças na composição e estrutura das resinas podem influenciar algumas propriedades físicas e químicas dos polímeros, como resistência à tracção, resistência à flexão, sorção de água e solubilidade (Hong, Murata, Li, Sadamori & Hamada, 2009; Shusta et al., 2015).

Entre as propriedades mecânicas das resinas acrílicas enumeram-se as seguintes desvantagens: baixa resistência à tensão, à fadiga e ao impacto e baixa flexibilidade (o que possibilita a ocorrência de fracturas) (Camacho et al., 2014; Deb, 1998). Os baixos valores de condutividade e difusividade térmica do PMMA provocam uma dessensibilização das zonas da mucosa oral subjacentes à prótese dentária, que pode causar lesões no paciente, pela perda da percepção de estímulos como o frio e o quente. A radiopacidade nas próteses dentárias não é uma característica fácil de atingir, uma vez que a grande maioria dos sais inorgânicos são incompatíveis com o PMMA. Apesar do sulfato de bário ser usado comercialmente, apenas uma pequena quantidade pode ser adicionada, sem que as propriedades mecânicas dos materiais sejam enfraquecidas, obtendo-se assim um contraste pouco satisfatório (Deb, 1998).

2.4.1. Aumento da temperatura

O fabrico de restaurações provisórias com a técnica directa apresenta dois grandes problemas. O primeiro consiste na presença de monómeros residuais, que podem ser nocivos para a polpa, especialmente quando em contacto directo com os túbulos dentinários. O segundo refere-se ao facto da maioria dos materiais utilizados nas restaurações provisórias produzir um aumento de temperatura, durante a polimerização, constituindo também um factor prejudicial para a polpa (Michalakis, Pissiotis, Hirayama, Kang & Kafantaris, 2006; Rakhshan, 2015). Este aumento pode representar um problema biológico, como indicado num estudo histológico animal, que demonstrou que polpas saudáveis não conseguiram recuperar dos efeitos provocados pelo aumento de temperatura intrapulpar de 5,55°C, em 15% dos casos. Relativamente ao aumento da temperatura intrapulpar de 11,1°C e 16,65°C, 60% e 100% dos dentes, respectivamente, perderam vitalidade (Michalakis et al., 2006).

Com o avanço da reacção de polimerização, C=C (ligações π) são convertidas em novas C-C (ligações α). A ligação C-C tem uma energia aproximada de 350 kJ/mol e a ligação π carbono-carbono de 270 kJ/mol. A diferença de energia entre estas duas ligações, emitida sob a forma de calor, causa um aumento térmico nocivo para a polpa vital, transmitido através da dentina. Os danos térmicos à polpa incluem várias alterações histopatológicas, que resultam em inflamação aguda da polpa, pulpíte irreversível e, nos casos mais severos, em necrose pulpar (Altintas et al., 2008). Pequenos aumentos da temperatura no interior da polpa podem desvitalizar uma porção considerável de células pulpares, através de mecanismos como: coagulação do

protoplasma; expansão do líquido nos túbulos dentinários e na polpa; lesões vasculares e necrose tecidual (Rakhshan, 2015).

Algumas medidas e técnicas adequadas devem ser aplicadas de forma a prevenir o tecido pulpar vital de lesões, incluindo: utilização do spray de ar e água para dissipar o calor libertado na polimerização e minimizar o trauma pulpar; remoção da peça protética após polimerização inicial, permitindo a continuação da reacção extraoralmente (Altintas et al., 2008; Michalakis et al., 2006).

O aumento da temperatura depende da extensão de polimerização, do tamanho da restauração, da espessura da dentina presente e do tipo de resina acrílica (devido às diferenças de composição do material). Num dente com menor remanescente dentário e menor quantidade de dentina residual, a probabilidade de lesão pulpar é maior, uma vez que a transmissão do calor através da dentina é proporcional à condutividade térmica da mesma e inversamente proporcional à espessura da dentina residual. A espessura da dentina constitui desta forma, um factor crítico na protecção da polpa, contra variações térmicas (Altintas et al., 2008; Rakhshan, 2015).

Resinas que polimerizam mais rapidamente, geram temperaturas mais elevadas, do que resinas que polimerizam de forma mais lenta. A pequena libertação de calor proveniente da reacção exotérmica das resinas *dual* tem sido confirmada em vários estudos (Rakhshan, 2015). De acordo com Michalakis et al. (2006) e Altintas et al. (2008), o PMMA é o composto que provoca maior aumento da temperatura, comparativamente com os restantes materiais provisórios à base de resina. Segundo o estudo de Michalakis et al. (2006) o aumento da temperatura intrapulpar é menor durante os procedimentos de rebasamento, o que pode dever-se ao facto de neste processo serem usadas menores quantidades dos materiais à base de resina.

2.4.2. Estabilidade da cor

A alteração de cor é indicadora da deterioração e envelhecimento dos materiais dentários e pode ser avaliada pela colorimetria (Hong et al., 2009). A descoloração dos materiais provisórios pode constituir um problema estético, especialmente quando há necessidade de um tratamento provisório a longo prazo. Os materiais provisórios modernos têm componentes estabilizadores, que diminuem as alterações de cor induzidas quimicamente. No entanto, estes materiais são susceptíveis a outros factores, que promovem a pigmentação, como é o caso do processo de sorção. Quando os materiais provisórios contactam com soluções que contenham pigmentos, como café ou

chá, o processo de descoloração pode ocorrer. A porosidade e as características da superfície dos materiais provisórios, bem como os hábitos de higiene oral podem também influenciar as alterações de cor (Burns, Beck & Nelson, 2003).

Segundo Hong et al. (2009), a estabilidade da cor das bases de próteses acrílicas, é influenciada pelo tipo de polimerização e pelo tipo de produtos utilizados para higienização da prótese. Nesse estudo, verificou-se que as alterações de cor das resinas acrílicas aumentaram com o acréscimo do tempo de imersão nos produtos de higienização da prótese. Adicionalmente, foi demonstrado que a modificação de cor dos materiais das próteses dentárias é causada por alterações na matriz do material, pigmentação com pigmentos externos, sorção de água, rugosidade de superfície e degradação química.

2.4.3. Adaptação marginal

A adaptação marginal das restaurações provisórias é uma propriedade crítica destes tratamentos, constituindo um dos maiores indicadores de sucesso a longo prazo de qualquer restauração dentária (Rakhshan, 2015). Uma boa adaptação marginal da restauração, permite proteger o dente de estímulos térmicos, químicos e bacterianos (Burns et al., 2003; Patras et al., 2012).

A discrepância marginal pode ser provocada pela contração de polimerização e pela distorção do material, quando ele é removido do dente para ser limpo e cimentado. A adaptação marginal pode ser afectada negativamente pela absorção de humidade, influenciando as propriedades físicas da resina acrílica. A humidade juntamente com o efeito das esterases salivares, pode reduzir o comprimento das cadeias poliméricas, levando à fadiga da resina nas áreas marginais. A fadiga pode induzir a libertação de tensões residuais, com perda de integridade da resina nas margens. Flutuações de temperatura causam contração e expansão da resina nas margens, promovendo a propagação de microfracturas, o que pode aumentar a discrepância marginal. Por sua vez, a discrepância marginal pode originar microinfiltrações e, conseqüentemente, sensibilidade dentária e cáries dentárias recorrentes. Pode também causar pulpite em dentes vitais, devido a toxinas bacterianas e reduzir a longevidade da restauração, como consequência da colonização de bactérias nas zonas de desadaptação marginal ou nos túbulos dentinários (Rakhshan, 2015). Segundo Rakhshan (2015), as resinas de PMMA podem ter uma boa adaptação marginal, o que também se verifica no caso das resinas de polivinil metacrilato, através de técnicas directas e indirectas.

De acordo com dados do estudo de Balkenhol, Knapp, Ferger, Heun & Wöstmann (2008), onde foi avaliada a contracção de polimerização de seis materiais, as resinas à base de monometacrilatos apresentaram melhor adaptação marginal, do que as resinas à base de dimetacrilatos. Os materiais à base de resinas fotopolimerizáveis providenciaram uma adaptação marginal muito superior à das resinas de PMMA autopolimerizáveis. A adaptação marginal pode ser significativamente aumentada, através do rebasamento da restauração, após a polimerização inicial (Burns et al., 2003).

2.4.4. Contracção de polimerização

A aproximação das moléculas de monómeros, durante a reacção de polimerização, leva a uma alteração dimensional volumétrica, designada por contracção de polimerização. Esta contracção pode ser parcialmente compensada pela expansão que ocorre quando a resina é imersa em água ou saliva (Camacho et al., 2014; Patras et al., 2012).

A contracção de polimerização do MMA puro é de 21% por volume. No entanto, dois terços da mistura polimerizável de resina são constituídos por PMMA pré-polimerizado, o que faz com que a percentagem real de contracção de polimerização seja reduzida para aproximadamente 7% (Deb, 1998).

2.4.5. Sorção de água e solubilidade

A capacidade de sorção e solubilidade estão relacionadas com as propriedades polares dos polímeros. A sorção é um fenómeno simultâneo de absorção e adsorção, que se realiza por difusão das moléculas de água entre as moléculas dos polímeros. Solubilidade é a capacidade que uma substância tem de se dissolver noutra (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; Vojvodic et al., 2008).

A absorção de água é facilitada pela polaridade das moléculas, existente na resina acrílica e associada ao grupo carboxilo. A água, derivada do efeito de sorção, interage com as cadeias poliméricas, provocando a plastificação da estrutura, com o rompimento das ligações entre cadeias, originando alterações significativas nas propriedades físicas e mecânicas das resinas e afectando a durabilidade do produto final (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; Deb, 1998; Vojvodic et al., 2008).

A sorção é tida como negativa por alguns autores, por afectar propriedades como a flexibilidade, podendo ainda estar associada à pigmentação das próteses e à alteração dos valores de dureza, que estão significativamente abaixo dos que apresentam as amostras secas. No entanto, a sorção provoca uma maior mobilidade das

macromoléculas (através do processo de difusão da água), fazendo com que estas libertem a tensão resultante da contração de polimerização. Polímeros com menor contração de polimerização são menos porosos e, conseqüentemente, mais resistentes à absorção de água (Camacho et al., 2014; Deb, 1998; Vojvodic et al., 2008).

A solubilidade pode ser atribuída aos componentes solúveis da mistura: os iniciadores, os plastificantes e os monómeros não incorporados na reação. As resinas autopolimerizáveis apresentam solubilidade e sorção de água superiores às termopolimerizáveis, por terem maior quantidade de monómero residual. Pode haver solubilização de alguns componentes da resina acrílica, como o PB, hidroquinona, pigmentos ou monómero residual, que podem provocar reações alérgicas e tóxicas. A elevada solubilidade é uma característica não desejável na resina acrílica. Agentes de ligação cruzada têm sido incorporados nas resinas acrílicas para aumentar a resistência à fractura, dureza superficial e rigidez, mas diminuem a solubilidade do material (Camacho et al., 2014; Deb, 1998; Hong et al., 2009). A solubilidade da resina acrílica em água é baixa, pois a maioria dos seus componentes é hidrofóbica. Dos componentes da resina, a hidroquinona é um dos mais facilmente dissolvidos, enquanto que o PB é pouco solúvel em água (Camacho et al., 2014).

2.4.6. Resistência à fractura

A grande desvantagem das resinas acrílicas é a elevada possibilidade da ocorrência de fracturas, essencialmente devido a falhas na resistência à fadiga ou ao impacto. A fadiga das próteses resulta da acumulação de tensão nas zonas do material com microfissuras, cujo aparecimento se deve a sucessivas aplicações de forças leves, como as forças mastigatórias. Pelo contrário, a fractura das próteses pelas forças de impacto, resulta da súbita aplicação de força ao material. Este tipo de fractura deve-se maioritariamente a quedas acidentais das próteses, geralmente durante a sua higienização (Camacho et al., 2014; Alla, Sajjan, Alluri, Ginjupalli & Upadhya, 2013).

2.5. Acabamento e polimento das resinas acrílicas

As restaurações provisórias apresentam uma tendência para o crescimento bacteriano (nomeadamente *Candida albicans*), que pode ser revertida com uma higienização oral regular e eficaz (Deb, 1998). O acabamento e polimento são imprescindíveis para reduzir a rugosidade da superfície, evitando a acumulação de restos alimentares e bactérias. As superfícies rugosas promovem reentrâncias, onde os microrganismos são

protegidos das forças mastigatórias e dos procedimentos de higiene oral. As superfícies mais polidas reduzem a infecção bacteriana, através da diminuição de microrganismos retidos na superfície da resina acrílica. A adesão de *Candida albicans* à prótese é menor nas superfícies lisas do que nas rugosas (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014).

2.6. Requisitos básicos das resinas acrílicas

Por serem utilizadas em medicina dentária as resinas acrílicas à base de PMMA devem apresentar as seguintes características: exibir suficiente translucidez e capacidade de reproduzir esteticamente os tecidos orais que irão substituir; manter a estabilidade dimensional no interior da cavidade oral; ter dureza, resiliência e resistência ao desgaste suficiente para suportar uma utilização normal; ser insolúvel nos fluidos orais; ser insípida, inodora, não tóxica e não irritante para os tecidos orais; ser facilmente manuseada; permitir um bom polimento e a reparação em caso de fratura (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014).

2.7. Aplicações clínicas das resinas acrílicas

As resinas à base de PMMA têm uma ampla aplicação em medicina dentária: confecção da base de próteses parciais e totais, placas mio-relaxantes, moldeiras individuais, próteses provisórias imediatas, coroas, pontes e restaurações provisórias, dentes artificiais, materiais de rebasamento de prótese, acrilização de aparelhos ortodônticos e confecção de dentes artificiais (Leggat & Kedjarune, 2003; Bettencourt et al., 2010; Rashid et al., 2015; Deb, 1998).

2.7.1. Restaurações provisórias

As restaurações provisórias são usadas no intervalo que decorre entre a preparação dentária e a colocação da restauração definitiva (Labban, Song, Al-Shibani & Windsor, 2008; Bettencourt et al., 2010), com o objectivo de manter a função e a estética, a integridade pulpar e a saúde periodontal, protegendo as estruturas orais durante este período (Labban et al., 2008; Patras et al., 2012).

Os materiais utilizados nas restaurações provisórias dividem-se em dois grandes grupos, de acordo com a sua natureza química: resinas acrílicas à base de metacrilatos; compósitos à base de Bis-GMA e compósitos à base de UDMA (Rakhshan, 2015; Balkenhol et al., 2008). Relativamente às resinas acrílicas à base de metacrilatos, que

constituem os materiais de confecção mais utilizados nas restaurações provisórias, estas incluem: resinas de PMMA, resinas de PEMA e resinas de polivinil metacrilato (PVEMA) (Bettencourt et al., 2010; Labban et al., 2008).

As resinas acrílicas termopolimerizáveis são mais densas e resistentes à fractura do que as resinas acrílicas autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis, razão pela qual o seu uso deve ser considerado em restaurações provisórias, cujo tratamento é mais prolongado ou quando uma resistência adicional é necessária (Patras et al., 2012).

As restaurações provisórias são geralmente fabricadas usando uma de duas técnicas: peças fabricadas individualmente; peças pré-fabricadas de metal ou policarbonato. Estes procedimentos podem ainda ser confeccionados pelo método directo (peça feita intraoralmente), pelo método indirecto (peça executada extraoralmente) ou pela combinação dos dois (peça feita extraoralmente, mas o acabamento é executado em boca) (Wassel et al., 2002; Burns et al., 2003).

O PMMA apresenta uma contracção de polimerização de aproximadamente 7%. Desta forma, a polimerização não deve ocorrer extraoralmente sem uma matriz com a anatomia dentária, para evitar que ocorram distorções e que a adaptação marginal diminua. Assim, pela técnica indirecta, as restaurações provisórias devem ser executadas em moldes obtidos através da impressão do preparo dentário. Esta técnica tem sido associada a uma maior adaptação marginal e protecção pulpar. O método indirecto consome bastante tempo, necessita de equipamento de laboratório adicional, podendo por isso, não constituir a técnica mais indicada para o tempo de consulta disponível (Shusta et al., 2015; Patras et al., 2012), resultando também num acréscimo de custos para o paciente (Burns et al., 2003).

A resistência mecânica de uma coroa ou ponte provisória é de extrema importância, uma vez que este factor pode influenciar a integridade da restauração provisória durante a sua função em boca. A estabilidade mecânica da restauração provisória, nomeadamente do material provisório utilizado, é essencial para prevenir o fracasso da restauração (Balkenhol et al., 2008).

2.7.1.1. Reparação das restaurações provisórias

Entre os materiais usados na reparação das restaurações provisórias, destacam-se as resinas autopolimerizáveis que permitem facilmente a reconstrução de defeitos associados ao contorno da restauração, com uma manipulação simples e rápida. Estes materiais estão também associados a um odor desagradável, a uma contracção de

polimerização significativa, a um tempo de trabalho curto e a uma reacção de polimerização exotérmica pronunciada, bem como à libertação de monómeros de metacrilato residuais, demonstrando citotoxicidade e potenciais reacções alérgicas. As resinas termopolimerizáveis têm menor capacidade de reparação comparativamente com as autopolimerizáveis, possivelmente devido a uma menor quantidade de ligações duplas de carbono disponíveis para reagir com a resina de PMMA. A superfície da peça protética parece desempenhar um papel importante na força de adesão da reparação da restauração. A retenção mecânica da superfície não tratada da resina de PMMA, não fornece uma adesão forte o suficiente entre as superfícies a ser reparadas e a resina autopolimerizável. Desta forma, tem sido sugerida a aplicação de monómero de MMA ou acetona nas superfícies a reparar, de forma a dissolver o PMMA, assegurando uma boa adesão, devido à formação de novas cadeias poliméricas (Patras et al., 2012).

2.7.2. Bases de próteses

A base protética é a porção da prótese que está em contacto com os tecidos moles da cavidade oral. As bases de resina acrílica são usadas para próteses totais e parciais removíveis e também para próteses removíveis implanto-suportadas. Os polímeros de base de prótese acrílica são principalmente utilizados na confecção de bases protéticas para arcadas parcial ou totalmente edêntulas (Rashid et al., 2015).

O material ideal para bases protéticas é aquele que apresenta biocompatibilidade com os tecidos orais, boa estética, propriedades mecânicas superiores, força de adesão suficiente com os dentes artificiais e os materiais de rebasamento, capacidade para reparar ou alterar os contornos da base protética e estabilidade dimensional (Alla et al., 2013).

A maioria das bases protéticas e dos dentes artificiais é fabricada com resinas de PMMA, sendo também usadas ligas de cromo-cobalto e aço inoxidável (Deb, 1998). A popularidade do PMMA como material para base protética, deve-se à sua facilidade de manipulação, baixo custo e peso molecular, ótimas propriedades estéticas, baixa sorção de água e solubilidade e à possibilidade de ser facilmente reparado. Porém apresenta baixa condutividade térmica e resistência mecânica, alto coeficiente de expansão térmica e módulo de elasticidade baixo, o que pode contribuir para o insucesso clínico (Alla et al., 2013; Hong et al., 2009).

As próteses totais no tratamento do edentulismo remontam a 700 antes de Cristo, altura em que materiais como osso, madeira, marfim e borrachas vulcanizadas foram

utilizados. No início do século 20 usavam-se materiais como cloreto de polivinil, acetato de vinil, modificações de baquelite e plásticos celulósicos. Contudo, em 1937, Walter Wright introduziu o PMMA para a confecção das bases protéticas, demonstrando ter as melhores propriedades, o que levou a que, nos anos 40, a maioria das próteses fosse fabricada com este material. Apesar de novos materiais terem sido introduzidos, o PMMA permaneceu o material de eleição para a confecção de próteses parciais e totais (Alla et al., 2013).

Independentemente dos vários métodos usados para iniciar a polimerização das resinas das bases protéticas, como activação química, activação pela luz visível e activação térmica, a conversão dos monómeros em polímeros não é completa, permanecendo alguns monómeros por reagir no interior dos polímeros, que se designam por monómeros de MMA residuais. As concentrações de MMA residual eluído na água e na saliva podem provocar irritação, inflamação, hipersensibilidade e respostas alérgicas da mucosa oral, bem como despoletar efeitos adversos nas propriedades mecânicas, através de um efeito plastificante dos polímeros protéticos (Çelebi et al., 2008).

Vários métodos diferentes têm sido propostos para simplificar a técnica e reduzir o tempo de fabrico das próteses dentárias, bem como o risco de alergia, apesar da aceitação de longa data da técnica convencionalmente utilizada: a técnica compressiva com o método de polimerização com banho de água. A polimerização depende do facto do monómero se ligar ao radical livre do polímero. À medida que a quantidade de monómero reduz, como resultado da polimerização, torna-se mais difícil a ligação entre o monómero e o radical livre, pois a quantidade de calor disponível estabiliza. Quanto maior o aumento da temperatura, mais rapidamente as moléculas se movem, e mais completa se torna a reacção de polimerização (Çelebi et al., 2008).

2.7.2.1. Materiais de rebasamento de prótese

Os materiais de rebasamento de prótese são utilizados para melhorar a adaptação e o ajuste das bases protéticas aos tecidos orais, restabelecendo assim a retenção, o suporte e estabilidade das próteses removíveis (Bettencourt et al., 2010; Rashid et al., 2015; Hong et al., 2009). Podem classificar-se em materiais acrílicos de rebasamento rígidos e resilientes. Os materiais resilientes podem ser divididos em dois grupos. O primeiro grupo inclui os materiais nos quais o líquido é constituído por monómeros (metil, etil ou butil metacrilato) e também por ftalatos, citratos ou sebacatos como plastificantes. O

segundo grupo é semelhante aos condicionadores de tecido, nos quais o líquido contém uma mistura de plastificantes e álcool etílico (Bettencourt et al., 2010).

2.7.3. Aparelhos ortodônticos

Os aparelhos ortodônticos são utilizados para manutenção de espaço, redução do *overbite* e expansão da arcada. As resinas de PMMA são as mais usadas na confecção da parte polimérica destes aparelhos (Bettencourt et al., 2010; Rashid et al., 2015).

2.8. Biodegradação de resinas acrílicas e relação com os tecidos orais

A biocompatibilidade ou a ausência de citotoxicidade é definida como a qualidade do material, quando aplicado adequadamente, de desempenhar a sua função sem induzir efeitos sistêmicos ou locais indesejáveis (Goiato et al., 2015; Gautam et al., 2012). A biodegradação, por sua vez, é descrita por Bettencourt et al. (2010) e Gautam et al. (2012) como as alterações nas propriedades mecânicas, físicas e químicas dos materiais, provocadas pelas condições existentes no meio oral.

Na cavidade oral os materiais estão expostos num meio complexo, que inclui diversas substâncias endógenas (proteínas, enzimas, polissacarídeos, bactérias) e substâncias exógenas (componentes provenientes da dieta). Estes componentes estabelecem uma rede complexa de interações, que têm como resultado uma acção mecânica, constituindo um fenómeno de biodegradação geral relativamente aos biomateriais presentes na cavidade oral. Estes processos podem alterar permanentemente as propriedades do material e a comprometer a sua função. Esta biodegradação pode ainda originar a libertação de produtos potencialmente tóxicos, que por sua vez vão induzir diversas respostas biológicas a nível celular e tecidual (Bettencourt et al., 2010). Os componentes dos materiais dentários podem libertar-se na cavidade oral devido à reacção de polimerização incompleta que ocorre numa fase inicial e mais tardiamente, através de processos de degradação (Van Landuyt et al., 2011).

2.8.1. Causas da biodegradação

Factores como os componentes da saliva, a mastigação e as alterações químicas e térmicas da dieta podem ser responsáveis pela biodegradação das resinas acrílicas (Bettencourt et al., 2010; Gautam et al., 2012).

Componentes da saliva - A água é um dos principais factores causadores da biodegradação dos materiais dentários. As moléculas de água podem facilmente penetrar na rede polimérica da resina, permitindo a difusão dos monómeros livres e outros produtos. Os materiais poliméricos podem ainda ser degradados quimicamente em soluções aquosas, através de dois mecanismos distintos: hidrólise e reacção enzimática. As enzimas salivares têm a capacidade de degradar polímeros, actuando ao nível das cadeias laterais, levando à produção de subprodutos nocivos, e à deterioração das propriedades do material. Várias esterases presentes na saliva promovem a esterificação dos metacrilatos (Bettencourt et al., 2010).

Mastigação - A biodegradação dos materiais na cavidade oral pode também ser induzida pela fadiga, que por sua vez é originada por cargas repetitivas de baixa intensidade, como a força mastigatória normal, que levam à progressiva degradação e desgaste da resina, traduzindo-se no fracasso do material (Bettencourt et al., 2010).

Alterações químicas e térmicas da dieta - A temperatura intraoral pode ser alterada através do conteúdo da dieta, induzindo tensões mecânicas responsáveis pela propagação de microfracturas, através da interface de adesão entre bases protéticas e material de rebasamento. A dieta pode afectar também os materiais, através do efeito directo dos seus aditivos (como o etanol) e a sua capacidade de alterar os valores de pH intra-orais (Bettencourt et al., 2010).

2.8.2. Consequências da biodegradação

2.8.2.1. Libertação de compostos das resinas acrílicas

Relativamente à eluição de produtos, a partir das resinas de PMMA, existem dois aspectos importantes: a conversão do monómero em polímero e a quantidade de monómeros, existente. A taxa de conversão monómero-polímero diz respeito ao número de ligações duplas insaturadas convertidas em ligações simples saturadas, durante a reacção de polimerização, correspondendo à percentagem de grupos metacrilato que reagiram. A designação de compostos residuais refere-se aos produtos (monómeros, aditivos e produtos de reacção), que não foram polimerizados, não estando por isso consistentemente agregados à rede do polímero e podem assim ser libertados. Ao serem eluídos, estes componentes podem vir a provocar reacções sistémicas ou locais (Gautam et al., 2012; Rashid et al., 2015).

Para identificar e quantificar os componentes eluídos das resinas polimerizáveis são utilizadas diversas técnicas: espectrometria de massa, cromatografia por gás, cromatografia líquida de alta eficiência e ocasionalmente espectroscopia de infravermelhos (Gautam et al., 2012; Van Landuyt et al., 2011; Çelebi et al., 2008).

Os componentes residuais são extraídos através de meios aquosos que incluem: água destilada, saliva natural ou artificial, solução de Ringer e diluentes orgânicos (metanol, etanol, acetona, etc.). Na maioria dos estudos são utilizados como meios de extração, água ou etanol ou uma mistura de ambos (Gautam et al., 2012).

A maioria dos estudos publicados refere como uma das principais consequências da biodegradação do material, a eluição de monómeros residuais (essencialmente MMA), ésteres de ftalato, ácido metacrílico (proveniente da hidrólise do MMA), ácido benzoico, formaldeído. O bifenil e fenil benzoato podem ser encontrados em extractos de etanol, constituindo produtos que têm sido sugeridos como resultado da decomposição do iniciador (PB), formados durante a polimerização (Bettencourt et al., 2010; Shusta et al., 2015; Gautam et al., 2012).

Monómeros residuais e aditivos são eluídos durante as primeiras horas e dias após a polimerização e a sua libertação é dependente do tempo. Geralmente, as amostras libertam a maior quantidade de monómeros residuais durante as primeiras 24 horas após a reacção de polimerização, às quais se segue uma libertação lenta e moderada ao longo do tempo (Bettencourt et al., 2010; Gautam et al., 2012; Çelebi et al., 2008). A quantidade de monómeros eluídos e a sua consequente toxicidade dependem de diversos factores, tais como: o método de polimerização, a duração do ciclo de polimerização, a espessura e o tipo de resina, a temperatura, o tempo de armazenamento da resina e a de monómero na mistura (Shusta et al., 2015; Leggat & Kedjarune, 2003).

Uma vez que a reactividade do oxigénio com os radicais livres é superior à reactividade dos radicais livres com os monómeros, a reacção de polimerização é inibida na presença do oxigénio. Este facto pode resultar num maior número de monómeros de MMA residuais, em polímeros com partículas de ar incorporadas, do que em polímeros com estruturas densas (Çelebi et al., 2008). Quanto maior a quantidade de monómeros não polimerizados, maiores serão os seus efeitos nocivos (Rashid et al., 2015).

A temperatura da reacção de polimerização é outro factor fundamental para os diferentes graus dos efeitos de citotoxicidade. Quando o tempo de polimerização é aumentado, a quantidade de monómeros residuais é reduzida significativamente, diminuindo também a probabilidade da ocorrência de efeitos citotóxicos. Tem sido

recomendada uma incubação de 7 horas em água a 70°C, seguida de uma incubação de 1 hora a 100°C, causando a máxima conversão do monómero em polímero. Tem sido sugerida também a fervura na fase de polimerização, durante pelo menos 30 minutos, a temperaturas máximas, bem como a imersão das bases protéticas termopolimerizáveis, em água, durante 1 a 2 dias anteriores à entrega. Assim espera-se reduzir os efeitos citotóxicos provocados pelos monómeros livres. Por sua vez, as bases protéticas autopolimerizáveis, que são adicionalmente polimerizadas em água a 60°C e armazenadas em água à temperatura ambiente, durante 24 horas, demonstram uma diminuição significativa de quantidade de monómeros residuais (Rashid et al., 2015; Çelebi et al., 2008; Leggat & Kedjarune, 2003). Os tratamentos térmicos pós-polimerização, como banho de água e radiação micro-ondas, têm sido propostos na literatura com o intuito de reduzir a quantidade de monómeros livres (Goiato et al., 2015; Çelebi et al., 2008). Segundo Rashid e al. (2015), 20 minutos de polimerização com irradiação de micro-ondas resultaram num conteúdo de monómeros residuais significativamente inferior, comparativamente a outros métodos de polimerização. O aumento do tempo de imersão da prótese no meio aquoso (água quente), previamente à sua colocação, origina uma difusão maior dos monómeros, que alcançam mais facilmente os radicais livres, complementando a reacção de polimerização e, causando assim, menor efeito citotóxico para o paciente (Goiato et al., 2015; Çelebi et al., 2008). Outros estudos indicam que a redução de monómeros residuais, após a imersão em água, está associada à exclusão do oxigénio, uma vez que este é responsável pela inibição da polimerização. É importante identificar as condições óptimas de polimerização e prolongar o tempo de polimerização, de forma a reduzir os efeitos de toxicidade (Rashid et al., 2015; Leggat & Kedjarune, 2003).

Geralmente, as resinas de PMMA termopolimerizáveis contêm significativamente menos monómeros residuais do que as resinas acrílicas autopolimerizáveis, devido ao aumento da temperatura nas resinas termopolimerizáveis (Gautam et al., 2012; Goiato et al., 2015; Leggat & Kedjarune, 2003).

A saliva representa uma barreira defensiva essencial na cavidade oral, diluindo os antigénios potencialmente tóxicos anteriormente à sua penetração na mucosa oral. O efeito destes produtos nocivos é também reduzido graças à elevada vascularização da mucosa oral. Contudo, a acção destes factores protectores vai depender da concentração de monómeros residuais (Rashid et al., 2015).

2.8.2.2. Efeitos biológicos causados pela libertação de compostos

Os produtos resultantes da biodegradação das resinas acrílicas têm sido indicados como possíveis factores contribuintes para reacções adversas na cavidade oral como: irritação, inflamação, hipersensibilidade e dor da mucosa oral, ulceração, edema labial, estomatite aftosa, queilite angular e síndrome da boca ardente (Bettencourt et al., 2010; Rashid et al., 2015; Goiato et al., 2015). As reacções alérgicas, descritas como lesões brancas e necróticas, pequenas e múltiplas ou como úlceras grandes, ocorrem algumas horas depois da mucosa ter sido exposta à resina (Shusta et al., 2015). O MMA é considerado um alergénio de contacto, pelo que do seu contacto com a pele, podem resultar dermatites ligeiras a moderadas nas mãos e nos dedos dos médicos dentistas, assistentes e técnicos de prótese (Gautam et al., 2012).

Estudos têm sugerido que o efeito adverso causado pelo monómero de MMA está directamente relacionado com a toxicidade resultante dos monómeros libertados e do stress oxidativo criado pelos radicais livres que são eluídos durante a polimerização. Nos últimos anos, investigadores têm vindo a analisar a expressão genética, com o propósito de avaliar o efeito do MMA na expressão de antioxidantes como a glutatona. Técnicas de cultura celular têm providenciado forte evidência de que o monómero de MMA das resinas acrílicas pode causar genotoxicidade, bem como alterar a expressão das citocinas/factores de crescimento das células. A grande maioria dos estudos tem-se focado na citotoxicidade dos monómeros de MMA libertados e dos seus derivados. Fibroblastos gengivais, polpa dentária, ligamento periodontal e células epiteliais têm sido usados nesses estudos (Bettencourt et al., 2010). Os testes variam consideravelmente na forma como a citotoxicidade é medida, mas todos indicam alterações nas estruturas e funções básicas celulares como: perda de integridade da membrana celular, alteração da actividade enzimática, síntese de macromoléculas, redução de antioxidantes, diminuição do crescimento celular, redução da viabilidade e inibição da diferenciação e proliferação celular, mutação genética, atraso no ciclo celular, indução da apoptose e necrose celular (Bettencourt et al., 2010; Goiato et al., 2015; Gautam et al., 2012).

Tem sido reportado na literatura o facto das luvas utilizadas no controlo da infecção cruzada, no âmbito clínico, não terem qualquer efeito sobre a contaminação pelos monómeros. O PMMA afecta a integridade das luvas de látex e vinil, pois permite não só a sua penetração na pele, como também a transmissão de vírus (Leggat & Kedjarune,

2003; Rashid et al., 2015). A penetração do MMA na pele pode originar efeitos neurotóxicos. Estudos têm demonstrado que as funções das fibras nervosas mielinizadas são afectadas, quando o MMA é absorvido através da pele, podendo originar neuropatia (Rashid et al., 2015).

A toxicidade dos monómeros de metacrilato difere de acordo com a sua estrutura. Segundo alguns autores, os monómeros de MMA, ao reagirem com as moléculas de oxigénio podem produzir formaldeído, cuja toxicidade foi demonstrada em concentrações muito menores do que as de MMA. Este composto é suspeito de causar reacções de hipersensibilidade nas membranas mucosas (Bettencourt et al., 2010). Além do MMA e do formaldeído, também outras substâncias libertadas das resinas acrílicas de PMMA podem contribuir para os efeitos citotóxicos (Gautam et al., 2012). Os ésteres de ftalato, usados como plastificantes nos materiais de rebasamento, podem ser libertados das resinas e são considerados compostos citotóxicos e com actividade estrogénica. Também alguns iniciadores de polimerização podem causar efeitos tóxicos, como por exemplo o PB, que se verificou ter induzido necrose em células humanas gengivais (Bettencourt et al., 2010). Num estudo efectuado, o agente de ligação cruzada EGDMA e o iniciador PB foram considerados tóxicos nos fibroblastos humanos derivados da gengiva e do ligamento periodontal, enquanto por sua vez, a substância NNDPT e o fotoiniciador CQ se consideraram apenas moderadamente citotóxicos. Também o UDMA, importante monómero base nas resinas fotopolimerizáveis, despoletou efeitos citotóxicos severos (Gautam et al., 2012).

A frequência das reacções alérgicas aos componentes das resinas de PMMA têm aumentado nas últimas décadas. Dados provenientes da literatura indicam um aumento desproporcional do risco ocupacional por parte dos profissionais de saúde oral e protésicos, pois os materiais dentários à base de resinas têm tido uma utilização cada vez maior (Gautam et al., 2012). A exposição ao vapor do MMA pode ocorrer, contaminando o ambiente clínico ou laboratorial. A concentração de MMA no ar é variável e depende do local, do volume de produção e do tipo de ventilação. O MMA é um composto extremamente volátil e altamente inflamável (Leggat & Kedjarune, 2003). Estudos na literatura indicam que o monómero de MMA volatilizado provoca vertigens e pode afectar igualmente o sistema nervoso central (Gautam et al., 2012; Rashid et al., 2015). O MMA pode também constituir um composto irritativo para os olhos, pele e sistema respiratório. Contudo, não existe evidência de reacções adversas severas provocadas pela inalação de compostos das resinas de PMMA (Gautam et al., 2012).

Têm sido sugeridas diversas medidas para reduzir o risco ocupacional de exposição ao MMA no local de trabalho, minimizando os seus efeitos citotóxicos (Quadro 2).

Medidas de redução da exposição ao monómero metil metacrilato (MMA)
Consciencializar profissionais de saúde e técnicos dos perigos associados ao uso do MMA
Assegurar uma boa ventilação no local de manipulação do monómero
Utilizar protecção ocular adequada e luvas impermeáveis apropriadas
Armazenar o MMA em recipientes bem selados
Limpar e lavar imediatamente com água as zonas afectadas, como por exemplo, a pele
Não expôr o monómero a nenhuma chama

(Adaptado de Leggat & Kedjarune, 2003)

Quadro 2. Medidas de redução da exposição ao monómero metil metacrilato

A inflamação e recessão gengival podem estar associadas à colocação de restaurações provisórias com resina (Borzangy, Labban & Windsor, 2013; Burns et al., 2003). A recessão gengival pode não ter uma reversibilidade completa e pode ser causada pelos efeitos citotóxicos dos monómeros residuais, o que origina necrose dos tecidos e placa bacteriana em zonas associadas a fraca adaptação marginal e rugosidade de superfície das restaurações provisórias. A rugosidade superficial contribui ainda para a inflamação gengival. A degradação do colagénio que ocorre na junção dento-epitelial, pode iniciar a formação de bolsa periodontal ou recessão gengival. As restaurações provisórias podem lesar o tecido periodontal devido à libertação de calor, que ocorre na polimerização (Rakhshan, 2015; Borzangy et al., 2013).

2.8.2.3. Alterações na expressão dos factores de crescimento

Diversos estudos reportaram o facto dos materiais à base de resinas polimerizáveis, nomeadamente as resinas de PMMA, poderem libertar produtos para os tecidos envolventes, alterando a expressão de citocinas/factores de crescimento, nos fibroblastos gengivais humanos (Labban et al., 2008; Borzangy et al., 2013).

O tipo de célula dominante no tecido conjuntivo periodontal é o fibroblasto gengival, que desempenha um papel fundamental na remodelação da matriz extracelular (ECM), através da síntese de fibrilhas de colagénio, que constituem os componentes major do tecido conjuntivo. Os fibroblastos respondem a vários factores de crescimento e citocinas inflamatórias de forma a manter o equilíbrio entre a síntese e degradação da ECM. Os factores de crescimento/citocinas podem ser secretados por células epiteliais,

células endoteliais e fibroblastos e constituem importantes mediadores das funções celulares, contribuindo significativamente para as respostas inflamatórias. Alguns factores de crescimento como interleucina 1 (IL-1), IL-6, IL-8, IL-12, e factor de necrose tumoral, têm funções pró-inflamatórias, enquanto outros como IL-4, IL-10, IL-11, IL-13 e factor de transformação do crescimento beta têm funções anti-inflamatórias. Estas substâncias alteram a expressão das metaloproteinases da matriz (MMP), remodelando o colagénio presente na ECM, devido à capacidade das MMPs em clivar a matriz (Labban et al., 2008; Borzangy et al., 2013).

No estudo de Labban et al. (2008), verificou-se que resinas de PMMA termopolimerizáveis estimularam o menor número de citocinas pró-inflamatórias, o que pode sugerir uma maior biocompatibilidade, relativamente aos outros materiais testados neste estudo, como a resina bisacrílica e a resina de PEMA.

2.8.2.4. Alterações nas propriedades químicas, físicas e mecânicas

As resinas acrílicas estão sujeitas a condições intraorais, que podem contribuir para a alteração da sua integridade estrutural e dimensional. A biodegradação destes materiais afecta a força de adesão das resinas de rebasamento à prótese, promovendo a agregação de bactérias e a pigmentação, o que leva ao fracasso do rebasamento. Uma adesão fraca diminui a resistência da prótese e aumenta a probabilidade da ocorrência de fracturas. A maioria dos estudos publicados refere a sorção de água como um dos factores que origina alterações dimensionais dos materiais. As moléculas de água conseguem penetrar nos espaços existentes entre as cadeias do polímero, afastando-as umas das outras, causando expansão e diminuindo as forças de adesão química (forças de Van der Waals) entre as cadeias do polímero. Com o decorrer do tempo, as moléculas de água podem actuar como plastificantes, originando mudanças nas propriedades mecânicas do polímero (Bettencourt et al., 2010).

2.9. Modificações e reforço das resinas acrílicas

As propriedades de resistência, densidade e dureza podem constituir factores preditivos da longevidade das restaurações provisórias (Vojvodic et al., 2008). As fracturas das próteses acrílicas, em função, representam um problema actual e são uma das razões mais frequentes para reparação das próteses removíveis. Desta forma, tem sido feito um esforço contínuo, no sentido de fortalecer as resinas acrílicas, nomeadamente através do aumento da resistência à flexão e ao impacto do PMMA. Com o propósito de melhorar

as propriedades mecânicas das próteses dentárias, três vias distintas têm sido investigadas na literatura: modificação química do PMMA; reforço do PMMA com incorporação de materiais mais resistentes; desenvolvimento de polímeros de elevada resistência à fractura, alternativos ao PMMA (Deb, 1998; Burns et al., 2003).

2.9.1. Modificação química do PMMA e polímeros alternativos

Tentativas de modificação da composição do PMMA levaram ao desenvolvimento de bases protéticas acrílicas com elevada resistência ao impacto, constituídas por um copolímero de borracha enxertado de butadieno-estireno com PMMA. Contudo, estes materiais demonstraram uma baixa resistência à flexão, comparativamente com as resinas acrílicas convencionais. Materiais baseados em poliamidas, resinas epóxicas, poliestireno, UDMA fotopolimerizáveis, copolímeros de borracha enxertados, policarbonato e nylon foram introduzidos para colmatar as deficiências mecânicas do PMMA. No entanto, estes materiais não se mostraram tão satisfatórios como o PMMA (Alla et al., 2013; Burns et al., 2003).

2.9.2. Reforço das resinas de PMMA

Partículas metálicas - Agentes de reforço como ligas de cromo-cobalto e metálicas, prata em pó, cobre, alumínio e partículas cerâmicas têm sido adicionadas à matriz de PMMA, resultando no aumento considerável da resistência à compressão. A adição de prata, cobre e alumínio pretende aumentar a condutividade térmica e diminuir a contracção de polimerização e a sorção de água. Apesar das características melhoradas, estes novos desenvolvimentos não foram bem sucedidos, pela fraca adesão na interface entre as partículas metálicas e a matriz de resina. Para colmatar esta falha, foi sugerido o uso de *primers* de metal (Alla et al., 2013; Vojvodic et al., 2008; Burns et al., 2003).

Fibras – Posteriormente, novos avanços se deram ao nível tecnológico, levando ao reforço das resinas acrílicas, com a integração de diferentes fibras com arquitecturas diversas. Para melhorar a resistência ao impacto e à flexão foram utilizadas fibras orgânicas e inorgânicas como: fibras de carbono, fibras de vidro, fibras de polietileno de ultra-alto peso molecular, fibras de nylon e fibras de aramida (Alla, et al., 2013; Burns et al., 2003; Vojvodic et al., 2008).

Actualmente, as fibras mais utilizadas são as fibras de vidro, devido a boas características estéticas, a propriedades mecânicas superiores, à biocompatibilidade e

boa adesão com os polímeros, através de agentes de ligação de silanos. Apesar do aumento das características mecânicas, a capacidade de reforço das fibras é dependente: das suas propriedades individuais e da matriz da resina; da impregnação das fibras com a resina; da adesão das fibras à matriz; do volume das fibras na matriz; e da orientação e localização das fibras na prótese (Alla et al., 2013; Vojvodic et al., 2008).

3. RESINAS COMPOSTAS

As resinas compostas foram introduzidas comercialmente em meados dos anos 60 para a restauração de dentes anteriores (Bernardi et al., 2008; Peutzfeldt, 1997; Garcia et al., 2008). Constituem materiais poliméricos baseados em monómeros de dimetacrilatos, que criam uma rede quando são polimerizados (Júnior et al., 2008). Um compósito é definido como uma combinação tridimensional de dois materiais quimicamente diferentes, com uma interface distinta a separá-los (Ferracane, 2011).

Quando começaram a ser utilizadas em dentes posteriores, observou-se que as restaurações apresentavam baixa resistência ao desgaste e limitada longevidade clínica, o que levou ao surgimento das resinas fotopolimerizáveis, com diferentes tamanhos de carga e tipo de matriz orgânica, que melhoraram as suas propriedades físico-mecânicas. O aperfeiçoamento das resinas compostas, associada à preocupação estética na mimetização do dente natural, veio contribuir para a ampliação da utilização deste material em dentes posteriores nos últimos anos, sendo actualmente o material de eleição em muitos países (Bernardi et al., 2008; Ferracane, 2011). Os compósitos possibilitam uma maior conservação da estrutura dentária, pois não dependem do desenho da cavidade para uma boa adesão, mas sim dos sistemas adesivos actuais. Ainda assim, constituem materiais sensíveis às técnicas aplicadas, daí a necessidade de controlar aspectos como: bom isolamento, escolha do compósito, do sistema adesivo e da polimerização adequada para cada situação (García et al., 2006).

As propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas são muito importantes, por estarem sujeitas a uma grande variação da temperatura e do pH e terem que suportar traumas físicos de oclusão e mastigação constantes (Deb, 1998). Cerca de 70% das restaurações com resina composta são substituições de restaurações em que surgiram problemas, maioritariamente devido ao aparecimento de cárie secundária, seguida da ocorrência de fractura (Bourbia, Ma, Cvitkovitch, Santerre & Finer, 2013).

As restaurações de resina composta necessitam da aplicação de adesivos de resina para aderirem de forma eficaz à estrutura dentária (Bourbia et al., 2013). Estes adesivos geralmente contêm monómeros hidrofóbicos de dimetacrilatos, como trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e UDMA ou Bis-GMA com hidroxietil metacrilato (HEMA) e, por vezes, outros componentes acídicos (Leung et al., 2005).

3.1. Composição das resinas compostas

As propriedades físicas, mecânicas, estéticas e o comportamento clínico dos compósitos são dependentes da sua estrutura. As resinas compostas apresentam como componentes principais: matriz orgânica/fase orgânica; carga inorgânica/fase dispersa; agentes de união (García et al., 2006; Baratieri & Júnior, 2010; Scougall-Vilchis, Hotta, Hotta, Idono & Yamamoto, 2009).

3.1.1. Matriz orgânica/fase orgânica

A matriz orgânica das resinas compostas é constituída essencialmente por monómeros (mono, bi ou tri-funcionais), por um sistema activador/iniciador da polimerização, por um sistema de inibidores/estabilizadores da polimerização e por modificadores ópticos (Junior et al., 2011; Douglas, 2004; Silva et al, 2016). A matriz orgânica dos compósitos dentários baseia-se na química dos metacrilatos, nomeadamente dimetacrilatos com reacções de *crosslink* (Soh, Sellinger & Yap, 2006).

Sistema activador/iniciador - Os agentes iniciadores são compostos químicos que, uma vez activados, vão desencadear o processo de polimerização, por um mecanismo de adição iniciado por radicais livres. Os radicais livres podem ser produzidos por activação química ou através de agentes externos energéticos, como o calor, luz ou micro-ondas, ou ainda pela combinação dos dois sistemas (Anusavice et al., 2013). O iniciador nas resinas compostas fotopolimerizáveis é uma alfa-dicetona (CQ), usada em combinação com um agente redutor, que é uma amina terciária alifática (4-N,N-dimetilamino-fenil-etanol). Nas resinas autopolimerizáveis, o iniciador é o PB, usado em combinação com uma amina terciária aromática (NNDPT). O activador (N,N-dimetilaminoetil metacrilato, DMAEMA, ou etil-4-dimetilaminobenzoato, ou N,N-cianoetil-metilnilina) actua sobre o iniciador e permite que a polimerização ocorra num intervalo clinicamente aceitável (García et al., 2006; Bernardi et al., 2008; Douglas, 2004). Nos materiais fotopolimerizáveis, o acelerador e o iniciador estão na mesma

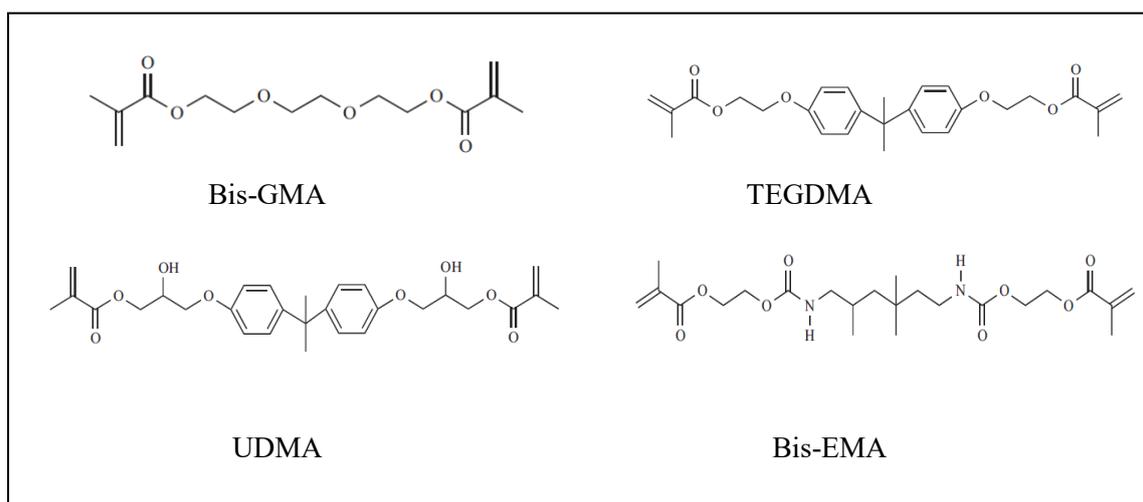
pasta, mas a reacção só começa quando o iniciador é activado por um estímulo físico, a luz, de um comprimento de onda específico. O mecanismo de polimerização nas resinas autopolimerizáveis, inicia-se com a mistura de duas pastas, implicando uma interacção entre o agente activador / acelerador (amina terciária) e o agente catalisador / iniciador (PB) (Baratieri & Júnior, 2010; Anusavice et al., 2013).

Inibidores/estabilizadores - São constituintes das resinas compostas, que previnem a polimerização precoce ou espontânea dos monómeros, permitindo maximizar a durabilidade do produto durante o armazenamento, antes da polimerização e a sua estabilidade química, após este processo. São exemplos o éter monometil de hidroquinona e o hidroxitolueno butilado (García et al., 2006, Anusavice et al., 2013; Douglas, 2004).

Modificadores ópticos - De forma a que as resinas compostas tenham uma aparência autêntica, estes materiais precisam de ter um tom semelhante aos dentes naturais. A cor é alcançada pela incorporação de pigmentos, usualmente pequenas partículas de óxidos metálicos, e a translucidez e opacidade ajustadas conforme a opção de reproduzir o esmalte ou a dentina. Os modificadores ópticos modificam a transmissão de luz através do compósito, pelo que cores mais escuras e mais opacas necessitam de mais tempo de exposição à fonte de energia, durante a polimerização. O bário (Ba), o estrôncio (Sr), o zircónio (Zr) e o boro são os pigmentos mais utilizados na composição das resinas compostas, atribuindo à resina uma cor aproximada da estrutura dentária e conferindo-lhe translucidez. Estudos evidenciam que o Ba é o elemento mais usado nas resinas compostas, por lhe conferir maior radiopacidade, diminuindo no entanto a sua translucidez (Anusavice et al., 2013; Douglas, 2004).

Sistema de monómeros - A fase orgânica dos compósitos é formada por um sistema de monómeros, geralmente dimetacrilatos, sendo os mais comuns: Bis-GMA e a sua versão etoxilada, Bisfenol A Dimetacrilato Etoxilado (Bis-EMA); trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA); e UDMA. (Gajewski, Pfeifer, Fróes-Salgado, Boaro & Braga, 2012; Sideridou & Achilias, 2005; Bernardi et al., 2008; Cramer, Stansbury & Bowman, 2011).

As estruturas químicas destes monómeros encontram-se representadas na Figura 2.



(Adaptado de Soh et al., 2006)

Figura 2. Estrutura química monómeros: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Bis-EMA

A selecção do tipo de monómeros influencia directamente a reactividade, viscosidade, contracção de polimerização e propriedades mecânicas das resinas (Sideridou & Achilias, 2005; Moszner & Klapdohr, 2004).

O Bis-GMA é um dimetacrilato de elevado peso molecular, sintetizado inicialmente a partir de Bisfenol A e glicidil metacrilato e, mais tarde, a partir do diglicidil éter do Bisfenol A e ácido metacrílico. É constituído por uma estrutura central rígida benzénica (dois anéis aromáticos) e dois grupos hidroxilo (OH^-), (Anusavice et al., 2013; Silva et al., 2016; Peutzfeldt, 1997), que são responsáveis pela hidrofilia da molécula de Bis-GMA, aumentando assim a sua absorção de água (Silva et al., 2016).

O Bis-GMA continua a ser o monómero mais utilizado nos compósitos actuais, seja isoladamente ou em conjunto com UDMA, sendo que aproximadamente 80 a 90% dos compósitos comercializados utilizam o Bis-GMA como base da sua matriz orgânica (García et al., 2006; Durner, Wellner, Hickel & Reichl, 2012).

O Bis-GMA tem uma viscosidade muito elevada, devido a interacções das ligações de hidrogénio, que ocorrem entre grupos hidroxilo e as moléculas de monómero, diminuindo a flexibilidade do polímero. Assim, o Bis-GMA deve ser diluído com monómeros mais fluidos, para facilitar o processo de fabrico e manipulação clínica e aumentar a eficiência da polimerização, aumentando o grau de conversão (DC, número de ligações duplas de carbono, que são convertidas em ligações simples) e apresentando assim a viscosidade adequada para utilização em compósitos dentários (Pereira, Osorio, Toledano & Nunes, 2005; Soh et al., 2006; Silva et al., 2016). O Bis-GMA pode ser

diluído com outros monómeros de baixa viscosidade (baixo peso molecular), denominados diluentes, tais como: dimetacrilato de bisfenol A (Bis-DMA), EGDMA, TEGDMA, MMA, UDMA ou hidroxietil metacrilato (HEMA) (García et al., 2006; Peutzfeldt, 1997; Durner et al., 2012). Os diluentes contribuem para uma resina fluida, que pode ser preenchida ao máximo com partículas inorgânicas. Uma alta viscosidade da mistura de monómeros interfere com o DC e limita a capacidade de incorporar elevados volumes de carga inorgânica. Um aumento do conteúdo inorgânico vai melhorar várias propriedades do material polimerizado. No entanto, a diluição de Bis-GMA também tem efeitos negativos, como o aumento da contração e tensão de polimerização, da absorção de água e da libertação de monómeros residuais. O Bis-GMA tem uma contração volumétrica de 5%. A adição de monómeros diluentes vai aumentar esse valor, enquanto a adição de partículas inorgânicas irá diminuir-lo (Chen, 2010; Peutzfeldt, 1997; Pereira et al., 2005).

O TEGDMA, que é menos viscoso e tem ótimas características de copolimerização, é frequentemente usado como um monómero diluente para compósitos baseados em UDMA e Bis-GMA. Uma vez que o UDMA e Bis-GMA têm maior peso molecular e menos ligações duplas por unidade de peso, têm geralmente menor contração de polimerização que o TEGDMA. Desta forma, o TEGDMA tem vindo a ser substituído pelo UDMA e Bis-GMA em vários produtos para reduzir a contração de polimerização (Ferracane, 2011; Pereira et al., 2005; Soh et al., 2006). A fim de obter outros monómeros com baixa viscosidade, que pudessem substituir o TEGDMA, vários monómeros de dimetacrilatos foram sintetizados durante um estudo. Dos resultados dessa investigação verificou-se uma melhoria do DC, da contração de polimerização e da manipulação dos novos materiais sintetizados (Pereira et al., 2005).

O Bis-GMA, Bis-GMA e UDMA apresentam elevadas massas moleculares, mas mobilidades diferentes. O Bis-GMA e Bis-GMA têm aproximadamente o mesmo tamanho, contrariamente ao UDMA e principalmente ao TEGDMA, que tem tamanho menor e, portanto, maior concentração de ligações duplas (Bernardi et al., 2008). Monómeros como o Bis-GMA são usados para reduzir a absorção de água, através da matriz orgânica. A ausência de grupos hidroxilo também faz com que este monómero seja menos viscoso do que o Bis-GMA (Silva et al., 2016).

O TEGDMA, além de ser usado como diluente, também aumenta a força de adesão à dentina. O conteúdo de TEGDMA nas resinas varia de 10 a 30% (Durner et al., 2012) e com o seu aumento, verifica-se redução da viscosidade e da rigidez do material e o

aumento da conversão máxima alcançada, bem como a respectiva taxa (Cramer et al., 2011; Silva et al., 2016).

O HEMA é um agente que facilita a penetração de moléculas hidrofóbicas, como o Bis-GMA e UDMA, em ambientes hidrofílicos como a dentina. Contrariamente ao TEGDMA, que tem duas ligações duplas, o HEMA não pode formar estruturas tridimensionais, pois tem apenas uma ligação dupla (Durner et al., 2012).

As formulações da matriz orgânica com um ou alguns dos monómeros base, como o Bis-GMA, UDMA e TEGDMA, têm sido utilizadas comercialmente há várias décadas. As interações dos monómeros, a cinética de polimerização e as propriedades dos polímeros que resultam destes materiais são complexas. Têm sido conduzidas inúmeras investigações para avaliar várias combinações destes monómeros, no sentido de compreender as inter-relações entre composição, viscosidade da resina, conversão, contracção de polimerização, resistência à flexão, resistência à fractura, sorção de água e solubilidade (Cramer et al., 2011).

3.1.2. Carga inorgânica/fase dispersa

A matriz orgânica das resinas compostas é fortalecida e reforçada por diversos tipos de partículas inorgânicas. Estas encontram-se dispersas pela rede polimérica e melhoram as suas propriedades físicas e mecânicas, pelo que, a maior percentagem possível de incorporação destas partículas, é um objectivo essencial. A natureza da carga inorgânica, a forma como este material é obtido e a quantidade adicionada, influenciam drasticamente as propriedades mecânicas da resina (Gao et al., 2008; Junior, Scherrer, Ferracane & Bona, 2008; Douglas, 2004; García et al., 2006).

O conteúdo inorgânico tem várias funções: diminuir a expansão térmica e a absorção de água; aumentar o módulo de elasticidade, a dureza de superfície, a resistência à abrasão e a radiopacidade; melhorar a manipulação do material e os resultados estéticos; reduzir a contracção de polimerização, através da redução da fracção de matriz orgânica (Junior et al., 2011; Scougall-Vilchis et al., 2009; Ilie & Hickel, 2011).

A carga inorgânica é formada por partículas de vidro, quartzo e / ou sílica, presentes em diferentes tamanhos, quantidades e morfologia (Junior et al., 2008; Junior et al., 2011; García et al., 2006). O quartzo foi utilizado nos primeiros compósitos que surgiram, é quimicamente inerte, mas por ter alta dureza, pode ser abrasivo da estrutura dentária e de restaurações antagonistas. É difícil obter pequenas partículas de quartzo, o que dificulta o polimento da restauração. Para a obtenção de características radiopacas, são

incorporadas determinadas partículas de carga, contendo átomos de metais pesados, como o Ba, zinco, alumínio, Sr e Zr (Deb, 1998; Chen, 2010; Scougall-Vilchis et al., 2009).

O conteúdo da carga, tamanho e distribuição das partículas influenciam a consistência dos compósitos e, conseqüentemente, a sua manipulação. Com a mistura dos monómeros (líquido) com a carga (sólida), obtém-se uma pasta, que será mais espessa, quanto maior for a quantidade de carga presente (Anusavice et al., 2013).

As partículas de menores dimensões contribuem para restaurações mais lisas, polidas e estéticas, enquanto que as partículas maiores para restaurações mais rugosas, difíceis de polir e que tendem a acumular placa bacteriana e pigmentação, resultando em materiais muito heterogêneos e com propriedades estéticas reduzidas (Anusavice et al., 2013; Ilie & Hickel, 2011; Moszner & Klapdohr, 2004).

A maioria das partículas de carga apresenta forma irregular. Contudo, tem sido demonstrado que a forma esférica permite a existência de uma quantidade maior de partículas inorgânicas nos compósitos (Rastelli et al., 2012; Sabbagh et al., 2004; Masouras, Silikas & Watts, 2008). As partículas esferoidais possuem margens lisas e arredondadas, estando por isso associadas a uma redução das tensões, geralmente existente em ângulos e protuberâncias das partículas irregulares (onde são originadas as microfraturas), levando a uma distribuição de tensão mais uniforme em toda a resina e melhorando o comportamento de fratura do material (Beun, Glorieux, Devaux, Vreven & Leloup, 2007; Sabbagh et al., 2004; Masouras et al., 2008).

A percentagem de carga inorgânica pode ser expressa em peso ou em volume (Sabbagh et al., 2004). A fase dispersa representa geralmente cerca de 30 a 70% em volume ou 50 a 80% em peso de um compósito (Anusavice et al., 2013). O conteúdo da carga inorgânica em volume e peso tem sido usado para estudar a influência da quantidade de carga nas propriedades mecânicas da resina. Embora estes dois parâmetros estejam ligados pela densidade das partículas, em alguns casos, é mais relevante determinar a percentagem de carga em volume, que pode ser medida através de métodos directos e indirectos. O método directo refere-se à técnica picnométrica e o indirecto utiliza uma formulação matemática, que inclui a percentagem em peso e a densidade das partículas inorgânicas. Inúmeros métodos podem ser usados para estudar a percentagem em peso, entre eles, a termogravimetria, técnica em que a massa de uma substância é monitorizada, em função da temperatura ou do tempo, variando os padrões de curva, de acordo com a composição do material testado (Sabbagh et al., 2004; Beun et al., 2007).

A microestrutura e as propriedades dos compósitos têm sido bastante estudadas. No que respeita à carga inorgânica, o microscópio electrónico de varrimento tem sido utilizado para avaliar a sua quantidade, morfologia e tamanho (Scougall-Vilchis et al., 2009; Ferracane, 2011).

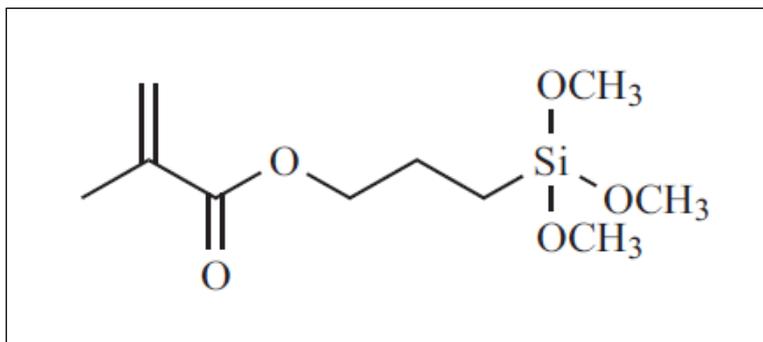
Uma das melhorias mais significativas na evolução dos compósitos disponíveis comercialmente corresponde às modificações a nível da carga inorgânica. A optimização do tamanho e da quantidade de partículas aumentou a resistência ao desgaste e à degradação associados à matriz polimérica e realçou a utilidade clínica destes componentes. Considerando a correlação entre as propriedades mecânicas e o volume de carga inorgânica, a tendência actual dos compósitos consiste na redução do tamanho das partículas e na maximização da sua percentagem, numa tentativa de satisfazer todos os requisitos para compósitos dentários (Soh et al., 2006; Junior et al., 2008). O tamanho das partículas de carga incorporadas na matriz das resinas compostas disponíveis no mercado, tem diminuído continuamente ao longo dos anos, desde as resinas convencionais até às nanoparticuladas (Ilie & Hickel, 2011). Neste contexto, as nanopartículas podem ser preparadas por diferentes métodos como: pirólise por chama, pirólise de aerossol e processo de sol-gel (Moszner & Klapdohr, 2004).

A combinação de partículas pequenas e de diferentes tamanhos permite um conteúdo mais denso que, por sua vez, aumenta o volume possível de carga nos compósitos. No entanto, a redução do tamanho não pode ser ilimitada, por diversas razões. Na produção de partículas muito pequenas existem algumas dificuldades, uma vez que estas devem ser fabricadas por processos de pirólise. Adicionalmente, as partículas muito pequenas, ao apresentarem uma superfície maior para um mesmo volume, tendem a aumentar significativamente a viscosidade do material, devido à formação de um maior número de ligações secundárias com a matriz orgânica. As partículas muito pequenas, geralmente de sílica, podem aglomerar-se e formar agregados de aproximadamente 0,04 – 0,4µm, resultando na separação de fases e podendo reduzir as propriedades mecânicas (Masouras et al., 2008; Ilie & Hickel, 2011).

3.1.3. Agentes de união

Os agentes de união promovem uma união química estável (através de uma ligação covalente) entre a matriz e as partículas inorgânicas da resina, sendo os organosilanos os mais frequentemente utilizados. Os agentes são moléculas bifuncionais, que se ligam às partículas de carga e também copolimerizam com a matriz da resina (Anusavice et al.,

2013; Baratieri & Junior, 2010). Uma extremidade da molécula pode ser ligada aos grupos hidroxilo de partículas de sílica, enquanto a outra extremidade copolimeriza com os grupos metacrilato da matriz, durante a polimerização. Um agente de união comum é o 3-metacriloxipropil trimetoxissilano (MPTS), Figura 3 (Chen, 2010; Deb, 1998; Moszner & Klapdohr, 2004).



(Adaptado de Soh et al., 2006)

Figura 3. Estrutura do 3-metacriloxipropil trimetoxissilano

Esta união covalente, permite que a tensão e as forças exercidas numa restauração sejam transferidas da matriz orgânica (menos resistente) para as partículas de carga, que apresentam maior rigidez e resistência. Assim, o material restaurador torna-se mais estável e resistente a forças de desgaste e tensão e, conseqüentemente, mais durável (Anusavice et al., 2013; Soh et al., 2006; Bayne, 2005).

A modificação da superfície das partículas inorgânicas é necessária para: reduzir a energia de superfície das partículas, de forma a que a hidrofília e a consistência da resina sejam reduzidas, enquanto a dispersão das partículas na resina aumenta; e fornecer uma interface funcional que permita a ligação covalente entre a matriz polimérica e a carga inorgânica (Cramer et al., 2011).

O revestimento incompleto ou desigual das partículas pelo silano, impede uma união apropriada, causando contração do material e porosidade ao longo da interface, que contribui para a absorção de água nesses locais (Bayne, 2005). O colapso da interface carga-matriz irá resultar em fractura e subsequente desintegração do compósito, como resultado de uma distribuição desigual das tensões pelo material (Soh et al., 2006).

A quantidade de silano é influenciada pela morfologia e percentagem de carga inorgânica. Em compósitos em que esta percentagem é elevada, quanto menores forem essas partículas, maior será a quantidade de silano (Sabbagh et al., 2004). Apesar do seu

uso, existem alguns problemas associados ao silano. A longo prazo, a ligação, que é uma reação de condensação, ao eliminar água como subproduto, pode ser revertida por hidrólise, quando a água penetra na matriz orgânica (Bayne, 2005). Apesar do MPTS continuar a ser o tratamento de superfície das partículas mais utilizado, vários estudos ligados a silanos alternativos têm surgido (Cramer et al., 2011).

3.2. Classificação das resinas compostas

As resinas compostas têm sido classificadas de diferentes formas, visando facilitar a sua indicação clínica e agrupá-las conforme os fins terapêuticos (García et al., 2006; Ilie & Hickel, 2011).

De acordo com a maioria dos autores, as resinas compostas são classificadas quanto ao tamanho das partículas de carga, viscosidade e sistema de activação (Junior et al., 2011). Lutz e Phillips foram os primeiros a classificar as resinas compostas de acordo com o tamanho das partículas de carga, em 1983. Estes autores dividiram-nas em resinas compostas macroparticuladas, resinas compostas microparticuladas e resinas compostas híbridas (Sabbagh et al., 2004; García et al., 2006). Com a evolução dos compósitos nos últimos anos, esta classificação tem vindo a sofrer alterações e actualizações por parte de vários autores (Moszner & Klapdohr, 2004). Mais tarde, outros autores classificaram as resinas, de acordo com a composição, o tamanho e a percentagem das partículas de carga (Sabbagh et al., 2004). Uma outra classificação, segundo Willems et al., baseia-se em vários parâmetros, tais como: módulo de Young, percentagem (em volume) das partículas inorgânicas, tamanho das principais partículas, rugosidade da superfície e tensão de compressão. Uma classificação mais simples surgiu em 1994, que agrupava as resinas, tendo em conta o tamanho das partículas maiores de cada grupo em: resinas macroparticuladas; resinas midiparticuladas; resinas miniparticuladas; resinas microparticuladas; resinas nanoparticuladas (García et al., 2006; Soh et al., 2006; Ilie & Hickel, 2011). Outros autores classificaram os compósitos disponíveis comercialmente de acordo com o tamanho das partículas em quatro categorias: compósitos convencionais ou macroparticulados, compósitos de partículas pequenas, compósitos microparticulados e compósitos híbridos. Recentemente foram introduzidos os compósitos nanoparticulados e os compósitos nanohíbridos (Bernardi et al., 2008).

3.2.1. Classificação quanto ao tamanho das partículas de carga

No Quadro 3, encontram-se sistematizadas características de algumas classes de resinas compostas, considerando o tamanho das partículas de carga, a abordar de seguida.

Classes de resinas compostas	Tipo de carga inorgânica	Indicação	Vantagens	Desvantagens
Macroparticuladas	Quartzo, posteriormente substituída por estrôncio e bário	Em desuso, pois não apresentam resultados clínicos satisfatórios	Apresentavam melhores propriedades mecânicas que a resina acrílica	↑ rugosidade superficial, ↑ susceptibilidade à pigmentação
Microparticuladas	Sílica pirogênica e sílica coloidal	Devem ser utilizadas em regiões estéticas e com baixa força mastigatória	Excelente lisura e brilho superficial	↓ propriedades mecânicas, ↑ contracção de polimerização, ↓ módulo de elasticidade, ↓ resistência à tracção, ↑ sorção de água
Híbridas	Sílica coloidal + Pequenas partículas de vidro com metais pesados	Resina de uso universal (restaurações anteriores e posteriores)	Excelentes propriedades mecânicas e lisura superficial	Excessiva pigmentação, minimizada nas resinas híbridas com partículas de carga maior
Nanoparticuladas e Nanohíbridas	Sílica e zircónio	Resina de uso universal (restaurações anteriores e posteriores)	Excelentes propriedades mecânicas e lisura superficial	Poucos dados na literatura sobre o desempenho clínico

(Adaptado de Junior et al., 2011)

Quadro 3. Características das principais classes de resinas compostas

3.2.1.1. Compósitos macroparticulados

As primeiras resinas compostas eram constituídas por macropartículas, designando-se por resinas macroparticuladas, tradicionais ou convencionais. Esta classe de resinas é preparada através da moagem de grandes partículas de vidro, quartzo e cerâmica em partículas menores (Moszner & Klapdohr, 2004; Soh et al., 2006; Baratieri & Júnior, 2010). Nestas resinas, as partículas de carga mais utilizadas consistem em quartzo ou vidros de Sr ou Ba, que apresentam uma variação de tamanho entre 5 e 12 μm . Contudo, ocasionalmente podem ter até 100 μm . O quartzo era bastante utilizado nos primeiros compósitos, porém apresentava radiopacidade inferior à dentina, apesar das excelentes características estéticas e de durabilidade. Como a radiopacidade é um requisito indispensável, actualmente, o quartzo foi substituído pelos vidros radiopacos de Sr e de Ba (Junior et al., 2011; Soh et al., 2006). As resinas macroparticuladas, devido às grandes dimensões das suas partículas de carga são difíceis de polir, desgastam-se facilmente e apresentam rugosidade superficial. Clinicamente, observa-se uma diminuição do brilho superficial e um aumento da pigmentação, devido à facilidade na retenção de pigmentos. Estas resinas já não são utilizadas nos dias de hoje, devido às suas desvantagens (Junior et al., 2011; López & Pérez, 2013; Anusavice et al., 2013).

3.2.1.2. Compósitos de partículas pequenas

Os compósitos de partículas pequenas são formados por partículas de dimensões entre 0,1 e 10 μm , correspondendo às resinas midiparticuladas e miniparticuladas. As resinas midiparticuladas apresentam partículas médias, com dimensões entre 1 a 10 μm . Por sua vez, as resinas miniparticuladas contêm minipartículas, com tamanho entre 0,1 a 1 μm . Os compósitos de partículas pequenas possuem elevada capacidade de polimento, características estéticas e durabilidade, pelo que são indicados para uso em dentes anteriores. Têm, também, valores altos de dureza e resistência mecânica, devido ao seu conteúdo de carga elevado (Anusavice et al., 2013; Ferracane, 2011).

3.2.1.3. Compósitos microparticulados

As resinas compostas microparticuladas surgiram na sequência da rugosidade superficial e baixa translucidez associadas às resinas macroparticuladas. Estas resinas possuem partículas de menores dimensões, as micropartículas, constituídas por sílica pirogénica e sílica coloidal, com tamanhos entre 0,01 a 0,1 μm e dimensão média de 0,04 μm (Anusavice et al., 2013; Soh et al., 2006; Peris, Mitsui, Amaral, Ambrosano &

Pimenta, 2005). Estes compósitos proporcionam superfícies de fácil polimento, preservam o brilho e a lisura superficial por mais tempo, originando propriedades estéticas ideais (Baratieri & Júnior, 2010; Peris et al., 2005; Ilie & Hickel, 2011). As suas propriedades físicas e mecânicas são inferiores às das resinas macroparticuladas, devido à menor percentagem de carga inorgânica, limitando a sua utilização em regiões sob influência de forças mastigatórias. Apresentam elevada sorção de água e contracção de polimerização, alto coeficiente de expansão térmica, baixo módulo de elasticidade e baixa resistência à tracção (Junior et al., 2011; Soh et al., 2006).

O processo de fabrico dos compósitos impede a incorporação directa de um grande volume de carga no material, originando a baixa percentagem de carga destas resinas. Contudo, este valor pode ser aumentado pela incorporação de complexos altamente condensados e pré-polimerizados, na matriz, dando origem a uma melhoria das propriedades mecânicas, mas sem alcançar ainda a resistência necessária em algumas situações clínicas, como a resistência ao desgaste ou à tracção (Ferracane, 2011; Ilie & Hickel, 2011; Baratieri & Júnior, 2010). Os complexos pré-polimerizados adicionados podem ser irregulares, aglomerados (compostos por elevada densidade de micropartículas) ou esféricos. Além do tamanho e da quantidade de carga inorgânica, também a forma influencia as propriedades do compósito. As partículas esféricas permitem a incorporação de uma maior quantidade de carga no compósito, em relação a partículas irregulares do mesmo tamanho. Contudo, as partículas esféricas resultam numa maior taxa de desgaste (Ilie & Hickel, 2011).

As resinas microparticuladas estão indicadas em restaurações estéticas anteriores e contra-indicadas em bordos incisais e restaurações que contactem com cúspides de dentes naturais oponentes, pois o risco de fractura é considerável (Junior et al., 2011; Anusavice et al., 2013; Ilie & Hickel, 2011).

3.2.1.4. Compósitos híbridos

Os compósitos híbridos integram sistemas de partículas de carga mistos, incluindo micropartículas (entre 0,01 e 0,1 μm) de sílica coloidal e partículas pequenas (de 0,1 a 10 μm) de vidro. As resinas híbridas surgiram com a finalidade de melhorar ainda mais a lisura de superfície das partículas pequenas, mas mantendo as suas propriedades mecânicas. Estas resinas permitem a incorporação de um maior conteúdo de partículas de carga na matriz orgânica (75 a 80% em peso, com 10 a 20% de sílica coloidal e 50 a 60% de vidro de metais pesados), originando um material com boas propriedades físico-

mecânicas e lisura superficial aceitável (Baratieri & Júnior, 2010; López & Pérez, 2013; Junior et al. 2011).

As suas excelentes propriedades incluem: menor contracção de polimerização, baixa absorção de água; coeficiente de expansão térmica, abrasão e desgaste similar ao do tecido dentário; existência de uma vasta gama de cores, com capacidade para mimetizar a estrutura dentária; excelente polimento; elevada resistência (García et al., 2006; López & Pérez, 2013; Junior et al., 2011).

São compósitos que podem usar-se tanto em restaurações dentárias anteriores, como posteriores, sendo adequados para restaurações de áreas de grande solicitação mecânica e estética e nos bordos incisais (Anusavice et al., 2013; López & Pérez, 2013; García et al., 2006).

Um dos principais problemas verificados durante a utilização das resinas híbridas, em restaurações posteriores, era a excessiva pigmentação a médio e longo prazo. Porém, a introdução no mercado de resinas híbridas com partículas de carga menor, por volta de 0,4 μm , ou mais recentemente partículas nanométricas, vieram facilitar o polimento e a manutenção das resinas, sem diminuir a sua resistência (Hirata, Higashi & Masotti, 2004).

Actualmente, constitui uma tendência a utilização de resinas microhíbridas, caracterizadas por partículas com dimensões entre 0,04 e 1 μm e tamanho médio de 0,4 μm (Baratieri & Júnior, 2010).

3.2.1.5. Compósitos nanoparticulados

Um dos propósitos do desenvolvimento de biomateriais é encontrar um material, que concilie elevada estabilidade mecânica, com capacidade máxima de polimento. Uma nova abordagem que corresponde a este objectivo é o uso de nanopartículas em compósitos dentários (Mahmoud, El-Embaby, AbdAllah & Hamama, 2008).

A nanotecnologia é definida como a produção e manipulação de materiais e estruturas, cujas dimensões se situam na escala nanométrica de 0,1-100 nm, através de diferentes técnicas físicas ou químicas (Mahmoud et al., 2008; Rastelli et al., 2012; Beun et al., 2007). Esta nova tecnologia assumiu um papel muito importante na ciência e na tecnologia nos últimos dez anos, sendo promissora em várias áreas, salientando-se a engenharia biomédica, sistemas adesivos e compósitos dentários. A nanotecnologia tem permitido o desenvolvimento de materiais mais resistentes, leves, e precisos e com melhores propriedades mecânicas, resultando assim no aparecimento de vários

compósitos dentários, com características reforçadas (Beun et al., 2007; Soh et al., 2006). A utilização da nanotecnologia também permitiu novos avanços a nível da radiopacidade dos materiais dentários, o que contribuiu para um melhor diagnóstico de cáries secundárias (Junior et al., 2011; Bayne, 2005) e levou à introdução de novas resinas compostas, com o objectivo de combinar as vantagens dos compósitos híbridos e microparticulados (Scougall-Vilchis et al., 2009). Estas resinas designam-se por nanoparticuladas ou nanocompósitos e caracterizam-se por conter nanopartículas de sílica dispersas, que medem aproximadamente 25 nm e nanoagregados (nanocomplexos ou *nanoclusters*) de cerca de 75 nm, que se comportam como uma estrutura única (constituídos por nanopartículas de Zr/sílica). Os agregados são modificados com silano para que se liguem à matriz. A distribuição da carga inorgânica, em agregados e nanopartículas, possibilita, a existência de um alto volume de carga, até 79,5% (Cramer et al., 2011; Mahmoud et al., 2008; Soh et al., 2006).

Esta elevada percentagem de carga (resultante também da reduzida dimensão das partículas e da pequena distância inter-partículas) proporciona uma diminuição da contracção de polimerização e aumenta propriedades físicas e mecânicas como dureza, resistência à tracção e abrasão, resistência à compressão, resistência à fractura e aumento da dureza de superfície. Estas propriedades aparentam ser significativamente superiores às das resinas microparticuladas (Moszner & Klapdohr, 2004; Bayne, 2005; Beun et al., 2007). O pequeno tamanho das partículas de carga melhora as propriedades ópticas das resinas, uma vez que o seu diâmetro corresponde a uma fracção do comprimento de onda da luz visível (400 a 700 nm), resultando na incapacidade das partículas em dispersar ou absorver a luz, impedindo o olho humano de detectar essas partículas. Além disso, nas resinas nanoparticuladas, a taxa de desgaste é reduzida, têm elevada translucidez, a retenção de brilho é superior e permitem superfícies lisas, com um bom polimento, levando a uma diminuição da biodegradação. Consequentemente, os fabricantes têm vindo a recomendar o uso de nanocompósitos para restaurações anteriores e posteriores (Rastelli et al., 2012; Mahmoud et al., 2008; Scougall-Vilchis et al., 2009).

Estudos recentes têm demonstrado que as resinas nanoparticuladas têm a capacidade de alcançar superfícies mais lisas, com elevada translucidez e polimento relativamente às resinas microparticuladas, mantendo as propriedades físicas semelhantes às dos vários compósitos híbridos (Soh et al., 2006; López & Pérez, 2013). Nos sistemas adesivos

dentários, a presença de nanopartículas aumenta a adesão ao esmalte e à dentina e melhora a integridade marginal (Moszner & Klapdohr, 2004).

Alguns *nanoclusters* podem ser significativamente superiores a 100 nm, originando a redução da translucidez e da profundidade de polimerização do compósito. A grande área de superfície das partículas inorgânicas provoca um aumento da viscosidade e compromete a manipulação do material limitando, desta forma, o conteúdo máximo possível de carga inorgânica no compósito. As partículas podem ser revestidas com silano, de forma a limitar a sua aglomeração em redes maiores, que levariam a um aumento da viscosidade (Moszner & Klapdohr, 2004; Cramer et al., 2011; Anusavice et al., 2013).

A maioria dos fabricantes modificou as formulações das suas resinas microhíbridas, de forma a incluir nanopartículas (dispersas entre monómeros) e complexos pré-polimerizados, semelhantes aos que existem nos compósitos microparticulados, designando esta classe de resinas "nanohíbridas". Estes compósitos consistem numa mistura de duas ou mais dimensões de partículas de carga, em que uma ou mais se encontra na escala nanométrica e foram formulados com o intuito de aumentar a resistência do material. A distinção entre compósitos nanohíbridos e microhíbridos não é simples. Algumas das suas propriedades tendem a ser semelhantes, como a resistência à compressão, que em ambos é superior à dos microparticulados (Anusavice et al., 2013; Ferracane, 2011).

As resinas compostas nanoparticuladas e nanohíbridas representam actualmente o estado da arte, quanto à formulação de partículas inorgânicas (Ferracane, 2011).

3.2.2. Classificação quanto à viscosidade

Os diferentes tipos de compósitos dentários também podem ser distinguidos pela sua consistência (viscosidade), em resinas fluidas (*flowable*) e resinas condensáveis (compactáveis), facto que os leva a ter aplicações diferentes (Ferracane, 2011; Baratieri & Júnior, 2010; Silva et al., 2008).

Resinas fluidas (flowable) - As resinas fluidas surgiram no final de 1996 e têm na sua composição menor percentagem de carga inorgânica e também diluentes, diminuindo a sua viscosidade, o que permite um maior escoamento em zonas de acesso difícil, contribuindo assim, para uma maior adaptação à cavidade (Anusavice et al., 2013; García et al., 2006; Qin & Liu, 2005). Algumas das suas principais vantagens são:

elevada molhabilidade da superfície dentária, garantindo a penetração, mesmo nas irregularidades; baixo módulo elástico (menor rigidez), que lhes permite neutralizar as tensões de polimerização, reduzindo a microinfiltração marginal. Apresentam como desvantagens: propriedades mecânicas reduzidas, como a baixa resistência à compressão e abrasão; elevada contração de polimerização, pela pequena percentagem de carga inorgânica (Junior et al., 2011; Qin & Liu, 2005; Ramos, 2009).

Estão indicadas em: restaurações de classe V; restaurações oclusais de lesões de cárie incipientes e fissuras; em áreas de difícil acesso (disponibilizadas em seringas de ponta fina); para cimentação de restaurações indirectas. Podem ser aplicadas em cavidades ultraconservadoras e como bases cavitárias em restaurações de dentes posteriores (com o objectivo de funcionar como amortecedor de tensões, pelo seu baixo módulo de elasticidade), em selantes de sulcos e fissuras e para reparação de defeitos marginais, nomeadamente de algumas restaurações provisórias (Sabbagh et al., 2004; Silva et al., 2008; Qin & Liu, 2005).

Compósitos compactáveis/condensáveis - Exibem uma elevada percentagem de partículas de carga de cerâmica, que lhe conferem uma grande viscosidade. Estes compósitos aderem menos aos instrumentos de inserção, têm baixo escoamento e são pouco estéticos (baixo número de cores comercializadas), não sendo por isso indicados para restaurações dentárias anteriores. Algumas das desvantagens apontadas são: elevada tensão de polimerização; dificuldade no polimento e na adaptação entre duas camadas destes compósitos; rugosidade superficial (López & Pérez, 2013; Júnior et al., 2011; García et al., 2006).

Estão indicadas em restaurações classe I, II e VI e também em restaurações de dentes posteriores, devido às suas propriedades físicas e mecânicas melhoradas, que permitem um maior controlo técnico na sua aplicação e na escultura coronária. Possibilitam ainda uma boa condensação da resina, conferindo-lhes vantagem na manipulação clínica (López & Pérez, 2013; Silva et al., 2008; Ramos, 2009).

3.2.3. Classificação quanto ao sistema de activação

As resinas compostas podem também ser classificadas em relação ao sistema de activação, dividindo-se em resinas autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis ou *dual*. Têm sido feitas várias tentativas no sentido de desenvolver diferentes sistemas promotores da polimerização. No entanto, a maioria dos compostos são activados pela luz, quer em

casos em que a luz é o único iniciador da polimerização (fotopolimerização) ou num sistema de polimerização *dual*, que também contém um componente activado quimicamente (Junior et al., 2011; Ferracane, 2011).

3.2.3.1. Resinas autopolimerizáveis

O mecanismo de polimerização, nas resinas autopolimerizáveis, necessita da acção de radicais livres, que são estimulados pela mistura de duas pastas, o que implica uma interacção entre um agente activador/acelerador (amina terciária) e um agente catalisador/iniciador (PB). A amina terciária pode ser N,N-di-(2-hidroxietil)-p-toluidina ou NNDPT. Quando as duas pastas são misturadas, a amina terciária reage com o PB, formando radicais livres e iniciando a polimerização por adição (Baratieri & Júnior, 2010; López & Pérez, 2013; Deb, 1998).

Como vantagens das resinas autopolimerizáveis assinala-se a estabilidade de armazenamento a longo prazo, DC uniforme (se a mistura for correctamente manipulada) e menor desenvolvimento de tensões marginais durante a polimerização (Anusavice et al., 2013; Soh et al., 2006). Como desvantagens verifica-se: incorporação de bolhas de ar, após a manipulação das duas pastas, originando porosidade, que provoca o enfraquecimento da estrutura do material e aumenta a susceptibilidade à pigmentação; instabilidade da cor, pela oxidação das aminas aromáticas, que mais tarde se tornam amareladas; baixas propriedades mecânicas derivadas da dificuldade de uma mistura homogénea; elevada contracção de polimerização; baixa resistência ao desgaste; sistemas de activação pouco eficazes (Anusavice et al., 2013; Junior, et al., 2011; Soh et al., 2006). A baixa resistência ao desgaste impede a preservação do contorno da restauração em zonas sujeitas à abrasão ou atrito ou em zonas de acumulação de tensão. A sua elevada contracção de polimerização e o coeficiente de expansão térmica podem contribuir para a microinfiltração e descoloração nas margens da restauração. A inserção e a escultura da restauração têm de ser executadas rapidamente, pois não há controlo sobre o tempo de trabalho, desde o momento em que as pastas se misturam (Anusavice et al., 2013; Soh et al., 2006). Outra desvantagem é a formação de uma camada inibida pelo oxigénio. No início da reacção, a polimerização é inibida, pois a reactividade do oxigénio com os radicais livres é bastante superior à dos monómeros. Assim, o oxigénio difunde-se para o interior da resina e é consumido pelos radicais formados, originando uma camada não polimerizada superficial. A espessura desta

camada depende de vários factores como: a viscosidade da resina; a solubilidade do oxigénio no monómero; o sistema iniciador utilizado (Anusavice et al., 2013).

As limitações supramencionadas dos compósitos autopolimerizáveis levaram ao desenvolvimento de resinas fotopolimerizáveis, que por sua vez, oferecem vantagens como a possibilidade de controlar o tempo de trabalho e a eliminação dos processos de mistura, responsáveis pela incorporação de porosidades (Soh et al., 2006).

3.2.3.2. Resinas fotopolimerizáveis

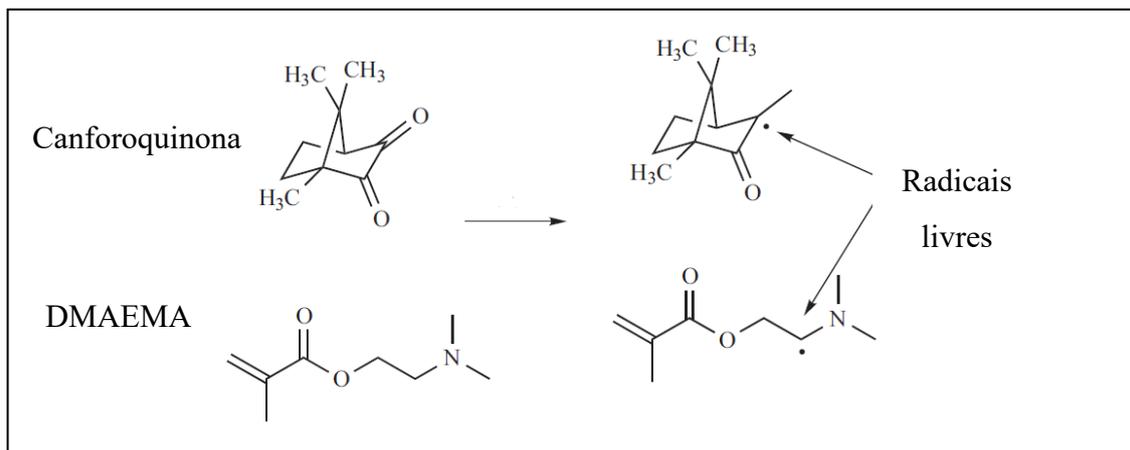
Os compósitos fotopolimerizáveis foram introduzidos no mercado, na década de 1970. Os primeiros produtos foram polimerizados por luz ultravioleta, enquanto as versões posteriores foram polimerizadas por luz visível (Peris et al., 2005).

As resinas compostas fotopolimerizáveis constituem, actualmente, os materiais mais utilizados em dentisteria restauradora, devido à sua excelente estética e às melhorias relativas à resistência química e mecânica, alcançadas nos últimos anos (Rastelli et al., 2012; Bernardi, et al., 2008). Nestas resinas, o acelerador e o iniciador estão na mesma pasta, mas a reacção apenas começa quando o iniciador é activado por um estímulo físico, a luz, de um comprimento de onda específico (Baratieri & Júnior, 2010).

Estas resinas iniciam o processo de polimerização pela absorção de luz visível, com comprimentos de onda entre os 410 e 500 nm. Na presença da luz, o fotoiniciador desencadeia a polimerização produzindo radicais livres. O fotoiniciador mais comum, contido na resina, é uma α -dicetona, a CQ, com absorção máxima na ordem dos 460 nm. O sistema de radicais livres consiste na CQ que, após a exposição à luz, provoca um estado de excitação, que reage com um agente redutor, uma amina iniciadora, formando radicais livres, que iniciam a polimerização. Existe uma variedade de aminas usadas como aceleradores, que interagem com a CQ, como as aminas terciárias, de que são exemplo o DMAEMA ou o dimetilaminobenzoato de etilo. Geralmente, os polímeros formulados com DMAEMA originam um maior DC e permitem uma boa estabilidade de cor (Baratieri & Júnior, 2010; Moszner & Klapdohr, 2004; Cramer et al., 2011). O mecanismo da fotopolimerização encontra-se representado na Figura 4.

Quando as resinas compostas são irradiadas, os radicais livres formados interferem com as ligações duplas dos monómeros, permitindo a criação de polímeros com redes tridimensionais baseadas em ligações de *crosslink*. A molécula fotoiniciadora é activada pela absorção de um fóton. A energia absorvida do fóton é usada para alterar a estrutura molecular, formando um radical que se pode ligar a um monómero e, simultaneamente,

fazer com que o monómero se ligue a outro monómero, resultando num polímero reticular. Esta conversão do monómero numa rede polimérica é acompanhada por uma condensação das moléculas, causando uma contracção volumétrica na resina (Aguiar, Barros, Santos, Ambrosano & Lovadino, 2005; Bernardi et al., 2008).



(Adaptado de Soh et al., 2006)

Figura 4. Mecanismo da fotopolimerização

Algumas vantagens destas resinas são: ausência da necessidade de mistura, causando menor porosidade, pigmentação e melhores propriedades mecânicas; maior estabilidade de cor; tempo de trabalho controlado pelo médico dentista, visto a polimerização só se iniciar pela exposição à luz visível; permitir o uso de cores diferentes na mesma restauração, devido aos pequenos incrementos poderem ser polimerizados individualmente; menor sensibilidade à inibição por oxigénio, que as resinas autopolimerizáveis (Anusavice et al., 2013; Cramer et al., 2011; Junior et al., 2011).

Como desvantagens destacam-se: necessidade de executar as restaurações por camadas que não excedam os 2 mm; desenvolvimento de tensões na margem da restauração, pela contracção de polimerização; existência de alguma sensibilidade à iluminação normal; necessidade de uma lâmpada especial para polimerizar o material; acesso deficiente da luz em áreas posteriores e interproximais; cores mais escuras necessitam de mais tempo de exposição à luz; a polimerização pode ser afectada por aditivos, como moléculas que absorvem radiação ultravioleta, corantes fluorescentes ou excesso de inibidores (Anusavice et al., 2013).

Apesar das vantagens proporcionadas pelas resinas fotopolimerizáveis, estas não permitem uma profundidade de polimerização e DC homogéneos, nomeadamente em

localizações menos acessíveis. Assim, a comunidade científica tem demonstrado interesse em investigar novos métodos de polimerização mais uniformes (Bayne, 2005).

Fotopolimerização

Uma polimerização adequada da resina composta é crucial, para garantir a optimização das suas propriedades e, desta forma, aumentar a probabilidade de sucesso da restauração (Lopes, Catalão, Barragán, Portugal & Arantes-Oliveira, 2013). Muitos factores podem influenciar as propriedades e o desempenho clínico dos produtos resultantes da polimerização, como a potência, o comprimento de onda e a direcção de aplicação da fonte de luz, o tempo de polimerização e a variação da temperatura da resina composta, durante a reacção de polimerização (Conti, Giorgini, Landi, Putignano & Tosi, 2005; Ersoy, Civelek, L'Hotelier, Say & Soyman, 2004).

A polimerização incompleta das resinas pode originar propriedades físicas fracas, que estão associadas a diversos problemas, tais como descoloração, defeitos marginais gengivais, irritação pulpar, sensibilidade pós-operatória ou falha da restauração. Por sua vez, uma polimerização completa depende de vários factores relativos à resina composta e às unidades de fotopolimerização. Os factores associados à resina incluem cor, translucidez, tamanho e distribuição das partículas de carga, enquanto os factores associados às unidades de fotopolimerização incluem irradiância (intensidade da luz emitida, medida como energia por unidade de área, mW/cm^2), tempo de exposição, comprimento de onda da emissão de luz e emissão térmica produzida pela luz (relacionada com a intensidade e o tipo de radiação das unidades fotopolimerizáveis) (Torno et al., 2007).

A eficácia da polimerização pode ser estimada por propriedades físicas, como a dureza das resinas compostas. A dureza do compósito está directamente relacionada com o grau de polimerização, sendo portanto, um bom indicador do DC das resinas e um parâmetro valioso para estimar as propriedades mecânicas de um material (Torno et al., 2007). Desta forma, a eficácia da polimerização pode ser avaliada por métodos directos e indirectos. Os métodos directos incluem aqueles que determinam o DC de um compósito a diversas profundidades, como a espectroscopia de infravermelhos com transformadas de Fourier e espectroscopia Raman. Relativamente aos métodos indirectos, os mais utilizados são os testes de dureza. Os testes e a determinação de rácios de microdureza são bastante simples e pouco dispendiosos, apresentando também uma boa correlação com o DC (Torno et al., 2007; Lopes et al., 2013).

A polimerização das resinas à base de dimetacrilatos ocorre através de uma reacção de adição de radicais livres (Deb, 1998). Esta reacção quebra ligações alifáticas C=C e estabelece ligações covalentes C-C entre monómeros, oligómeros e cadeias poliméricas adjacentes. Teoricamente, um maior DC de ligações C=C levará a um *crosslinking* maior da matriz polimérica. No entanto, a literatura mostra que, mesmo atingindo um elevado DC, a rede polimérica pode apresentar áreas com diferentes concentrações de ligações C=C. Esta heterogeneidade estrutural pode reduzir a densidade de *crosslinking* e aumentar a plastificação da rede polimérica, comprometendo as propriedades químicas e mecânicas das resinas (Silva et al., 2016).

Geralmente, a reacção de polimerização em resinas compostas restauradoras envolve a fotopolimerização, activada pela luz visível, dos monómeros de dimetacrilato (líquidos), que se convertem num polímero altamente reticulado, em estado sólido (Peutzfeldt, 1997). Esta reacção de fotopolimerização consiste em três etapas: iniciação, propagação e terminação. Um dos fenómenos, que ocorrem durante a polimerização é a conversão do ponto gel, que representa o ponto no qual é formado um gel incipiente. Quando se atinge o ponto gel, há um aumento da viscosidade e uma diminuição da mobilidade das cadeias de crescimento, que conduz ao abrandamento da reacção de terminação. Consequentemente, a concentração de radicais livres aumenta e a taxa de polimerização também, um fenómeno conhecido como 'auto-aceleração'. Este processo resulta numa rápida polimerização num tempo clinicamente aceitável. Durante a polimerização ocorre ainda um processo conhecido como 'vitrificação', quando o polímero se torna vítreo (ponto de vitrificação), devido à viscosidade do meio, que diminui a mobilidade das moléculas de monómero. Assim, a reacção de propagação abranda e cessa a polimerização, impossibilitando uma conversão completa dos monómeros. Este processo é particularmente importante, pois resulta em metacrilatos não reagidos, residuais que permanecem na restauração (Cramer et al., 2011; Peutzfeldt, 1997). A presença de monómeros ou de ligações duplas carbono-carbono, que não tenham reagido, tem um efeito plastificante no polímero, interferindo nas propriedades físicas das resinas. Adicionalmente, as ligações residuais carbono-carbono insaturadas podem tornar a matriz polimérica mais susceptível à degradação (Peutzfeldt, 1997). Níveis mais elevados de polimerização melhoram as propriedades mecânicas e a biocompatibilidade das resinas (Leung et al., 2005).

Fontes de Luz

Actualmente, encontram-se disponíveis algumas fontes de luz para fotopolimerizar compósitos: lâmpadas halógenas de quartzo-tungsténio, lâmpadas de arco de plasma, lâmpadas de laser de iões de árgon e lâmpadas *light-emitting diode* (LED). As fontes mais utilizadas são as lâmpadas halógenas e lâmpadas LED (García et al., 2006).

A luz emitida por uma lâmpada de halogéneo tem sido usada para fotopolimerizar compósitos. Estas unidades fotopolimerizáveis trabalham com intensidades luminosas entre 400 e 800 mW/cm², polimerizando a resina em 40 segundos. As lâmpadas halógenas produzem luz por incandescência, quando a energia eléctrica eleva um filamento de tungsténio a altas temperaturas, causando a excitação de átomos sobre uma vasta gama de níveis de energia e produzindo um amplo espectro de luz. Assim, são necessários filtros para limitar a luz emitida à região azul do espectro, para a polimerização das resinas compostas. Estas lâmpadas apresentam várias desvantagens. A conversão da luz é indicada como sendo ineficiente, uma vez que a potência da luz é inferior a 1% da potência eléctrica consumida. Possuem ainda, uma profundidade de polimerização limitada e uma vida restringida a cerca de 100 horas, devido à degradação dos componentes da lâmpada, como consequência da elevada temperatura gerada (Usumez et al., 2005; Bayne, 2005; Conti et al., 2005). Estas limitações podem resultar numa polimerização inadequada, influenciando negativamente o prognóstico da restauração (Peris et al., 2005).

Para superar os problemas inerentes às lâmpadas de halogéneo, em 1995, foi proposta a tecnologia LED, que se tem revelado uma alternativa promissora para os compósitos fotopolimerizáveis. Estas lâmpadas emitem radiação apenas na região azul do espectro visível e não necessitam do uso de filtros (Anusavice et al., 2013; García et al., 2006).

As lâmpadas LED actualmente disponíveis têm uma potência muito semelhante às lâmpadas de halogéneo: cerca de 755 mW/cm². Estudos mostram que a qualidade da fotopolimerização, não depende apenas da intensidade da luz, mas também do sistema de absorção iniciador. Desta forma, o espectro de radiação emitido é um factor determinante no desempenho de uma lâmpada fotopolimerizável. A curva de absorção situa-se na faixa de 360 a 520 nm, com uma absorção máxima nos 465 nm. Assim, o espectro de emissão ideal de uma fonte de polimerização, situa-se entre 440 e 480 nm. Nas lâmpadas de halogéneo, 95% da luz é emitida em comprimentos de onda entre 400 e 510 nm, enquanto que 95% do espectro emitido pelas lâmpadas LED se situa entre 440 e 500 nm, com uma absorção máxima nos 465 nm, idêntica à da CQ.

Consequentemente, um fóton emitido por uma lâmpada LED tem maior probabilidade de ser absorvido pela CQ, do que um fóton emitido por uma lâmpada de halogéneo (Conti et al., 2005; García et al., 2006; Peris et al., 2005).

Estas lâmpadas têm uma vida útil de mais de 10.000 horas e não apresentam degradação significativa da emissão de luz, com o decorrer do tempo. Provocam um aumento de temperatura pequeno e o grau de polimerização é praticamente independente da profundidade. Têm um sistema de conversão da luz mais eficiente relativamente às lâmpadas de halogéneo, sendo mais leves e, frequentemente, portáteis (Conti et al., 2005; Usumez et al., 2005; Bayne, 2005). Segundo um estudo, a uma intensidade de 100 mW/cm², a profundidade de polimerização e a conversão dos monómeros da resina são significativamente melhores com uma lâmpada LED, do que com uma lâmpada de halogéneo (García et al., 2006).

Contudo, alguns estudos têm demonstrado que lâmpadas LED com baixa irradiância, podem resultar em compósitos polimerizados inadequadamente e, portanto, em restaurações com propriedades mecânicas inferiores. Uma forma alternativa de otimizar a fotopolimerização, pelas lâmpadas LED, consiste em aumentar o tempo de exposição à luz, durante a polimerização. No entanto, essa alternativa irá resultar num procedimento clínico mais longo. Assim, o uso de lâmpadas de laser de iões de argon e de arco de plasma pode ser sugerido, uma vez que estes dispositivos são capazes de polimerizar a resina, num curto período de tempo (Peris et al., 2005).

Recentemente, foram introduzidos no mercado os novos LEDs, da segunda geração. Consistem em emissores múltiplos sobre o mesmo substrato e apresentam uma irradiância e profundidade de polimerização superior à das lâmpadas de halogéneo, o que indica que as novas lâmpadas LED podem levar a propriedades mecânicas dos compósitos reforçadas. Por outro lado, podem originar temperaturas elevadas dentro da restauração (Peris et al., 2005).

Aumento da temperatura

A temperatura do compósito e das estruturas adjacentes, aumenta durante a polimerização (em virtude da reacção exotérmica da resina) e, conjuntamente, com a energia libertada pela fonte de luz, podem gerar calor na dentina e nos tecidos pulpaes. O factor decisivo para o aumento da temperatura é a energia absorvida durante a irradiação, enquanto a reacção exotérmica constitui um factor secundário, que depende da intensidade da luz e da espessura do material. Esta intensidade é significativamente

reduzida pela dentina e pelo esmalte. Assim, o aumento da temperatura intrapulpar depende da energia emitida pela unidade fotopolimerizadora, da presença de resina composta e espessura da dentina, pelo que esta espessura é um factor importante para evitar reacções pulpares e é inversamente proporcional ao aumento da temperatura (Torno et al., 2007; Aguiar et al., 2005).

3.2.3.3. Resinas dual

Nos compósitos *dual*, a reacção de polimerização é activada de forma química e física. Quando as duas pastas (uma com PB e a outra contendo uma amina terciária aromática) são misturadas inicia-se o processo de polimerização, mas a presença de fotoiniciadores sensíveis à luz, geralmente a CQ combinada com a amina, permitem ao operador acelerar o processo, reduzindo o tempo de polimerização (Baratieri & Júnior, 2010). Esta técnica pretende compensar as limitações da profundidade de polimerização associadas à fonte de luz, garantindo a polimerização em toda a restauração, mesmo que a luz não alcance todos os pontos do material (Anusavice et al., 2013).

3.3. Propriedades das resinas compostas

Uma vez que os materiais dentários restauradores são aplicados num ambiente quente e húmido, as suas propriedades mecânicas influenciam substancialmente a qualidade, longevidade e o desempenho do material. Consequentemente, torna-se imperativo investigar os factores que influenciam estas propriedades (Ersoy et al., 2004).

Geralmente, as propriedades mecânicas e físicas dos compósitos melhoram na medida da quantidade de carga inorgânica adicionada. Muitas das propriedades mecânicas dependem das partículas de carga, incluindo a resistência à compressão e/ou dureza, resistência à tensão e flexão, módulo de elasticidade, coeficiente de expansão térmica, absorção de água, e resistência ao desgaste (Junior et al., 2008; Pereira et al., 2005; Ersoy et al., 2004). Teoricamente, o aumento do conteúdo da carga contribui para a redução da contracção de polimerização (Sabbagh et al., 2004; Pereira et al., 2005; Masouras et al., 2008). O estudo de Junior et al. (2008), em que um compósito microhíbrido e um compósito nanoparticulado foram avaliados, demonstrou que o comportamento em fractura parece não ser afectado em compósitos com elevada carga inorgânica. O tamanho das partículas inorgânicas é apenas um dos parâmetros, que afectam as propriedades gerais dos compósitos. Estas propriedades dependem de vários factores: das propriedades químicas, físicas e mecânicas do monómero, da matriz

polimérica e do seu grau de polimerização, do agente de ligação usado, da percentagem, composição e distribuição das partículas (Rastelli et al., 2012; Perez et al., 2016; Masouras et al., 2008).

A caracterização da composição e da microestrutura dos compósitos permite o estabelecimento de relações estrutura/propriedade, que possibilitam a compreensão do comportamento clínico do material. Algumas propriedades importantes devem ser tidas em consideração, quando se caracterizam compósitos, tais como o DC, dureza, módulo de elasticidade, resistência à flexão e resistência à fractura. A resistência à flexão e à fractura são importantes para caracterizar o comportamento de fractura dos compósitos (Junior et al., 2008). As propriedades do material relacionadas com a fractura são normalmente determinadas pela resistência à flexão e à fractura e pelo módulo de flexão (Ersoy et al., 2004). A presença de monómeros com pesos moleculares elevados resulta numa menor contracção de polimerização e em excelentes propriedades do material, enquanto aumenta simultaneamente a viscosidade da resina, o que por sua vez limita a incorporação das partículas inorgânicas (Cramer et al., 2011).

3.3.1. Propriedades viscoelásticas

Os compósitos são sólidos viscoelásticos. Quando sujeitos a uma carga instantânea, que gera tensões abaixo do limite elástico, estes materiais sofrem deformação elástica, que é recuperada após cessação da força. Se a força for aplicada durante um certo período, os materiais começam a apresentar deformação viscoelástica, caracterizada por deformação elástica (recuperada após a remoção da carga) e deformação viscosa (permanente). A resposta à aplicação da força, depende do conteúdo da carga inorgânica, da composição química da matriz e do DC. Materiais com elevado DC, sofrem menos deformação, pois o entrelaçamento das cadeias do polímero e a elevada densidade de ligações *crosslink*, dificultam o movimento das cadeias na rede polimérica. No início da reacção de polimerização, os compósitos apresentam um comportamento viscoso predominante, e gradualmente, tornam-se essencialmente elásticos. Durante as etapas iniciais de conversão, ocorre um aumento na viscosidade e no módulo de elasticidade dos compósitos (Braga, Ballester, & Ferracane, 2005). A sorção de água pode alterar o valor das propriedades viscoelásticas, devido ao seu efeito plastificante e de degradação. A água absorvida causa expansão, aumentando o volume e a facilidade de movimentos das cadeias poliméricas, reduzindo assim o módulo de elasticidade (Mesquita, Axmann & Geis-Gerstorfer, 2006).

Os testes dinâmicos são particularmente adequados para materiais viscoelásticos, já que podem determinar respostas elásticas e viscosas da amostra. Uma vez que os compósitos dentários são expostos a forças dinâmicas (como as forças mastigatórias), em detrimento das estáticas, os testes dinâmicos têm-se tornado cada vez mais relevantes (Mesquita et al., 2006).

3.3.2. Dureza

A dureza é definida como a resistência de um material à indentação e está relacionada com a rigidez e força do material (Mohamed-Tahir, Tan, Woo & Yap, 2005). Em dentisteria, os testes de dureza mais comuns são os testes de microdureza de Knoop e Vickers (Torno et al., 2007).

Na cavidade oral, a ausência de resistência mecânica, aliada a processos químicos ou de dissolução, pode aumentar a rugosidade do material (primeiro sinal de erosão). As superfícies dentárias e as restaurações podem ser negativamente afectadas pela exposição a ácidos intrínsecos ou extrínsecos. Um pH ácido pode causar erosão dos materiais e eluição de compostos da matriz orgânica. Materiais com menor dureza superficial sofrem mais desgaste abrasivo, existindo uma forte relação entre a dureza e o desgaste dos materiais (Mohamed-Tahir et al., 2005; Yanikoğlu, Duymus & Yilmaz, 2009). Existe uma correlação positiva entre o conteúdo da carga inorgânica e a dureza dos compósitos: quanto maior o conteúdo da carga inorgânica, maiores os valores de dureza. Assim, o valor de dureza de um material e o seu comportamento clínico serão afectados, se a ligação entre a carga inorgânica e a matriz polimérica for inadequada (Mohamed-Tahir et al., 2005).

A matriz orgânica e as partículas têm diferentes níveis de dureza, que causam variações na eficácia do polimento, que podem originar heterogeneidade na rugosidade superficial (Yanikoğlu et al., 2009). Compósitos com partículas mais duras e largas possuem maior resistência, mas pior capacidade de polimento. O tamanho e distribuição das partículas e as propriedades da matriz orgânica também influenciam significativamente a microdureza (Ersoy et al., 2004; Junior et al., 2008).

A microdureza superficial é afectada pela selecção de diferentes unidades fotopolimerizadoras (potência e espectro da unidade fotopolimerizadora), tipo de compósito, cores da resina, tempo de exposição e pela profundidade à qual a dureza é medida (Peris et al., 2005; Rastelli et al., 2012). A microdureza é utilizada para indicar o grau de polimerização de um compósito. Porém, ao contrário das resinas

autopolimerizáveis, uma polimerização adequada de toda a resina fotopolimerizável não pode ser assumida, com base em propriedades da superfície externa. Assim, a análise de dureza deve também ser feita na base dos espécimes, já que uma polimerização insuficiente desta área pode aumentar o risco de fractura, originar cáries secundárias e reacções adversas dos tecidos. Estes factores podem contribuir para uma falha prematura do procedimento restaurador. Desta forma, um rácio de dureza, obtido pela razão entre os valores de dureza da base e do topo dos espécimes, é usado para verificar a eficiência da polimerização em superfícies profundas, em comparação com as superfícies mais perto das fontes de luz. Teoricamente, a dureza do compósito polimerizado na base tem de apresentar 80% (0,80) da dureza do topo (Lopes et al., 2013; Torno et al., 2007; Moore, Platt, Borges, Chu & Katsilieri, 2008).

A avaliação da dureza de Vickers é um teste amplamente usado para examinar a polimerização dos compósitos. A dureza de diferentes compósitos pode estar relacionada com a sua resistência ao desgaste e capacidade para manter a estabilidade no ambiente oral (Rastelli et al., 2012). Materiais para uso posterior apresentam, tipicamente, bons valores de dureza Vickers e valores relativamente altos de resistência à compressão, a fim de suportar forças oclusais (Ersoy et al., 2004). Segundo o estudo de Scougall-Vilchis et al. (2009), alguns factores têm impacto na dureza de Vickers: ultraestrutura do compósito; tamanho e fracção volume/peso das partículas inorgânicas; composição química.

3.3.3. Resistência à flexão

A resistência à flexão é uma propriedade considerada como um teste à resistência do material. Clinicamente, a resistência à flexão de um compósito deve ser alta o suficiente para suportar as tensões resultantes da mastigação, sendo mais relevante em cavidades de classe I, II e IV, usualmente sujeitas a forças elevadas. Materiais com maior resistência à flexão, estão menos propensos a fractura da restauração e reflectem uma elevada resistência à erosão (Ersoy et al., 2004; Silva et al., 2016). A influência da morfologia e percentagem de carga inorgânica na resistência à flexão de alguns compósitos foi estudada, verificando-se que compósitos com maior conteúdo de carga inorgânica exibiram maior resistência à flexão (Pereira et al., 2005). No teste de resistência à flexão, obtém-se o módulo de flexão, que é uma forma de definir a rigidez do material. Um baixo módulo indica um material flexível (Ersoy et al., 2004).

3.3.4. Módulo de elasticidade ou módulo de Young

O módulo de Young representa a resistência relativa do material à deformação elástica e relaciona-se com a redução da tensão durante a polimerização, a integridade marginal e a resistência do material a forças oclusais (Junior et al., 2008; Masouras et al., 2008).

Os compósitos com baixo módulo de elasticidade deformam elasticamente com mais facilidade sob acção de forças funcionais, o que pode resultar numa fractura da estrutura dentária envolvente. A deformação elástica de um compósito pode também levar à quebra da ligação dente/restauração, originando microfissuras e microinfiltração e, consequentemente, cáries secundárias e sensibilidade pós-operatória. Contrariamente, materiais com elevado módulo de elasticidade, não conseguem absorver forças oclusais verticais, que são transmitidas para as paredes cavitárias, o que pode ter um potencial destrutivo na estrutura dentária remanescente (Mesquita et al., 2006).

Idealmente, o módulo de elasticidade dos compósitos deve coincidir com o dos tecidos dentários a ser substituídos, de forma a evitar ou diminuir a transferência da tensão para a interface dente-compósito (Silva et al., 2016). Uma vez que o esmalte e a dentina têm propriedades elásticas distintas e são geralmente substituídos simultaneamente, dois materiais restauradores distintos devem ser combinados. Para simplificar, deve-se escolher o módulo do esmalte ou da dentina, como padrão. Os polímeros exibem resposta viscoelástica, semelhante à dentina (que deve ser escolhida como padrão) e ao contrário do esmalte. Para que o compósito resista em áreas sujeitas a forças, o módulo de elasticidade deste material deve ser pelo menos igual ao módulo da dentina, que é cerca de 18 gigapascal, ou superior (Mesquita et al., 2006; Beun et al., 2007).

Materiais com volumes de carga inorgânica similares, têm módulos de Young semelhantes. Entre estes materiais, aqueles com tamanhos maiores de partículas inorgânicas, tendem a ter módulos de Young ligeiramente superiores. Assim, pode-se inferir que o tamanho das partículas inorgânicas, como único factor, não afecta de forma significativa o módulo de Young, particularmente quando a gama de tamanhos das partículas inorgânicas é relativamente pequena. Contudo, pode afectar indirectamente, se a carga inorgânica for aumentada com partículas de tamanhos pequenos e variáveis. Na determinação do módulo de elasticidade dos compósitos têm sido utilizados alguns métodos estáticos e dinâmicos, bem como modelos matemáticos (Masouras et al., 2008).

3.3.5. Resistência à fractura

A resistência à fractura é uma medida da magnitude da tensão, na ponta de uma fissura ou falha, a partir da qual a fissura se propaga de maneira instável. Uma carga inorgânica pouco espaçada, num material frágil, pode aumentar a sua resistência à fractura. Os compósitos híbridos apresentam uma resistência à fractura consideravelmente maior do que os microparticulados, pois estes últimos têm um conteúdo de partículas inorgânicas menor (Junior et al., 2008). Também o reforço de fibras produz melhorias significativas na resistência à fractura (Ferracane, 2011). A absorção de água nos compósitos pode levar à libertação de monómeros livres e reduzir a resistência à fractura (Deb, 1998).

3.3.6. Resistência ao desgaste

O desgaste é a perda de material através de diferentes processos, sendo a abrasão e o atrito os principais mecanismos clínicos de desgaste dos compósitos. A adição de partículas inorgânicas a um compósito, aumenta a sua resistência ao desgaste. Contudo, essa melhoria só pode ser atingida se existir uma boa ligação entre as partículas e a matriz orgânica, através de agentes de ligação como o silano. Devido à natureza polar das resinas de dimetacrilatos, pode ocorrer absorção de água, que enfraquece essa ligação e origina a degradação hidrolítica da carga inorgânica, reduzindo propriedades da resina, como a resistência ao desgaste (Scougall-Vilchis et al., 2009; Peutzfeldt, 1997; Anusavice et al., 2013). O espaço inter-partículas (que depende do tamanho das partículas inorgânicas e da sua percentagem por volume) constitui outro factor, que afecta a resistência ao desgaste das resinas. Quanto menor o tamanho e a distância entre partículas, maior a protecção da matriz contra mecanismos erosivos. Partículas inorgânicas maiores oferecem propriedades de resistência ao desgaste menos favoráveis. Os compósitos com maior dureza têm um efeito positivo na resistência ao desgaste (Scougall-Vilchis et al., 2009; Ferracane, 2011; Anusavice et al., 2013). Os compósitos microparticulados permitem um bom polimento, com superfícies suaves, o que diminui o desgaste (Deb, 1998).

3.3.7. Grau de conversão

A polimerização do material é determinada pelo DC dos monómeros em polímeros, indicando assim o número de grupos de metacrilato que reagiram entre si, durante o processo de conversão (García et al., 2006). O DC consiste no número de ligações

duplas de carbono, que são convertidas em ligações simples. Deve ser atingido um determinado valor de DC, para que o material desenvolva propriedades físicas e mecânicas adequadas, a fim de suportar forças de mastigação e de alcançar biocompatibilidade, diminuindo a quantidade de monómeros livres libertados (Conti et al., 2005; Zhang, Puska, Botelho, Säilynoja & Matinlinna, 2016). Para os compósitos fotopolimerizáveis têm sido identificados valores de DC entre 43 a 73%. Alguns dos factores que influenciam o DC são: composição da matriz orgânica; diferenças na geometria, tamanho e fracção das partículas; monómeros e iniciadores; espessura da resina; fontes de luz (tipo de lâmpada, intensidade, comprimento de onda e tempo de polimerização). O DC diminui progressivamente, com o aumento da percentagem de carga, pois a mobilidade dos monómeros e dos radicais torna-se restrita, devido à existência de partículas inorgânicas. Resinas baseadas em UDMA são mais reactivas, do que resinas baseadas em Bis-GMA, levando a um maior DC (Zhang et al., 2016; Usumez et al., 2005; Silva et al., 2016).

As propriedades mecânicas e físicas dos compósitos são directamente influenciadas pelo DC. No entanto, uma conversão total dos monómeros não tem sido observada até agora e existe uma redução do DC, com a profundidade e com tons mais escuros (Santos et al., 2008; Moore et al., 2008). Técnicas como a utilização de incrementos de 2 mm, com tempos de activação de mais de 20 segundos, têm sido sugeridas para aumentar o DC. A polimerização incompleta pode dever-se a reacções colaterais das espécies radicais e à camada de inibição de oxigénio, que contém monómeros e oligómeros não polimerizados, que podem ser libertados e que reduzem os valores de DC. Um alto DC proporciona estabilidade de cor, bem como dureza e resistência ao material (Anusavice et al., 2013; Junior et al., 2008; Pereira et al., 2005).

3.3.8. Profundidade de polimerização

A profundidade de polimerização é um conceito muito importante na aplicação de um compósito directo, uma vez que uma polimerização inadequada diminui as propriedades físicas do material, provoca alterações na resistência e rigidez, promove a absorção de água e altera a estabilidade de cor (Usumez et al., 2005). Diferentes técnicas têm sido utilizadas na medição das propriedades da resina polimerizada mais distante da fonte de luz, nomeadamente no que diz respeito à profundidade de polimerização. Estas técnicas incluem: raspagem do material não polimerizado, medindo a restante amostra; medição da dureza superior e inferior (rácio de dureza base/topo); medição do DC na base e no

topo (Moore et al., 2008; Lopes et al., 2013; Peris et al., 2005). A intensidade da luz, o tempo de polimerização e as características do compósito (carga inorgânica, opacidade e cor) influenciam a profundidade da polimerização (Ersoy et al., 2004). A dureza e o DC estão associados à profundidade da polimerização dos compósitos (Junior et al., 2008).

3.3.9. Propriedades ópticas das resinas

A compreensão dos fenómenos físicos que envolvem as propriedades ópticas dos compósitos, é essencial para o sucesso da restauração com estes materiais. Estas propriedades são determinadas por factores como: composição da matriz orgânica; partículas inorgânicas e aditivos; absorção e dispersão da luz na superfície e no interior do material (Perez et al., 2016).

Na fotopolimerização, a luz que atravessa a resina é absorvida e dispersa. Assim, a intensidade da luz é atenuada e a sua eficácia é reduzida à medida que a profundidade aumenta, diminuindo o potencial de polimerização. A intensidade é reduzida devido à dispersão da luz por partículas inorgânicas e à absorção pela matriz orgânica. As propriedades de dispersão e absorção podem ser influenciadas pela diferença de índices de refração entre as partículas inorgânicas e a matriz orgânica (Lee, 2007; Santos et al., 2008; Perez et al., 2016). Embora a profundidade de polimerização dependa da irradiância, tempo de exposição, composição do material, cores das resinas e translucidez, o factor mais importante é a dispersão da luz (Conti et al., 2005; Scougall-Vilchis et al., 2009). As resinas compostas são um meio translúcido devido à sua estrutura base transparente, com pequenas partículas inorgânicas e outros aditivos. Quando a luz incide no material, uma parte é reflectida e novamente transmitida através da resina, atingindo a visão do observador com informação óptica específica, que afectará a cor e aparência do material. A outra parte da luz que penetra no material tem a função de excitar o fotoiniciador, para iniciar o processo de polimerização, tão profundamente quanto possível. Factores como o índice de refração das partículas inorgânicas e da matriz, tipo de monómero e forma, tamanho e conteúdo de carga inorgânica podem influenciar a transmitância da luz das resinas (Santos et al., 2008; Conti et al., 2005; Arikawa, Kanie, Fujii, Takahashi & Ban, 2007).

Existe alguma dificuldade dos compósitos em reproduzir exactamente a cor dos dentes naturais, muitas vezes resultante da diferença de propriedades ópticas entre a resina e o dente. A aparência da cor de um material é o resultado de uma combinação complexa das suas propriedades ópticas, incluindo as características de absorção e dispersão, a

opacidade e o brilho. Na prática, diferentes resinas incorporam partículas inorgânicas com várias formas e tamanhos, o que resulta em diferentes propriedades ópticas e cor das restaurações. Com o aumento do diâmetro das partículas, a dispersão da luz pode aumentar e a transmitância diminuir. A área de superfície das partículas está relacionada com a sua forma, ou seja, partículas com forma irregular e superfície mais rugosa têm maior área de superfície do que com forma esférica e superfície mais lisa. A área de superfície das partículas também afecta o comportamento de dispersão da luz do material, resultando em diferentes reproduções de cor entre os materiais (Arikawa et al., 2007; Rastelli et al., 2012; Lee, 2007).

Os materiais devem reproduzir os vários parâmetros ópticos (translucidez, brilho, fluorescência, opalescência) dos dentes para alcançar a excelência estética e a aparência natural das restaurações (Baratieri & Júnior, 2010; Ramos, 2009; Pérez et al., 2010). A técnica de estratificação natural baseia-se na sobreposição de compósitos com diferentes características ópticas, que vão proporcionar policromatismo às restaurações, sendo a dentina mimetizada por compósitos menos translúcidos e mais saturados e o esmalte simulado por compósitos mais translúcidos e menos saturados (Baratieri & Júnior, 2010).

A translucidez é definida pelo fenómeno em que parte da luz é transmitida e a restante parte é absorvida e/ou reflectida. Situa-se entre a completa opacidade e a transparência. A translucidez dos compósitos depende da sua espessura, dos seus coeficientes de dispersão e absorção, dos pigmentos, das partículas inorgânicas e de opacificantes. É geralmente determinada com o parâmetro de translucidez, sendo que quanto maior este valor, maior a translucidez do material (Ramos, 2009; Pérez, Ghinea, Ugarte-Alván, Pulgar & Paravina, 2010; Baratieri & Júnior, 2010).

A opalescência é a propriedade óptica caracterizada por transmitir apenas determinados comprimentos de onda da luz e de reflectir outros, que é típica do esmalte e difícil de duplicar. Os cristais de hidroxiapatite do esmalte reflectem os comprimentos de onda mais baixos (na gama dos azuis) e transmitem os maiores (na gama do laranja e vermelho) do espectro da luz visível, dando aos dentes um aspecto azulado sob luz reflectida e alaranjado sob luz transmitida (Ramos, 2009; Lee, 2007; Silva et al., 2008).

A fluorescência é a capacidade que o dente tem de absorver energia radiante num comprimento de onda invisível, como a radiação ultravioleta, e emitir essa radiação num comprimento de onda visível, conferindo-lhe um aspecto azulado, brilhante e luminoso, estando presente em todos os dentes naturais (Ramos, 2009; Silva et al., 2008).

3.4. Acabamento e polimento das resinas compostas

O acabamento e o polimento finais dos compósitos são importantes para um resultado estético e para a longevidade das restaurações e devem ser efectuados, pois a rugosidade superficial residual pode contribuir para o desenvolvimento bacteriano, dando origem a cáries secundárias, inflamação gengival e pigmentação superficial. O tempo decorrido entre a polimerização e o acabamento e polimento não é consensual, alguns autores dizem que deverá ser realizado 24 horas depois e outros logo após a polimerização, na mesma consulta. Existem no mercado diversos sistemas de polimento, desde discos de alumínio de granulação grossa a ultrafina, brocas de carbide ou pontas diamantadas finas, pastas de polimento, taças de borracha, etc. As resinas de nanopartículas e nanohíbridas parecem apresentar maior longevidade em termos de brilho, lisura de superfície e menor quantidade de desgaste das restaurações (Anusavice et al., 2013; St-Georges et al., 2005; Silva et al., 2008).

3.5. Limitações dos compósitos

Apesar dos desenvolvimentos das resinas compostas, estes materiais ainda têm algumas desvantagens, que limitam a sua aplicação, como: resistência inadequada ao desgaste sob forças mastigatórias; polimerização incompleta; sorção indesejável de água; descoloração; pigmentação e discrepâncias marginais; sensibilidade pós-operatória ou dor; cáries secundárias e infiltração marginal devido à contracção de polimerização (Soh et al., 2006; Ilie & Hickel, 2011; Peutzfeldt, 1997).

As cáries secundárias e a fractura de restauração são os problemas clínicos mais comuns em restaurações posteriores, constituindo os principais motivos para a substituição de restaurações. As cáries secundárias estão relacionadas com a contracção e tensão de polimerização originada na ligação interfacial, com a durabilidade desta ligação e com a qualidade do procedimento restaurador. A fractura da restauração deriva das limitações das propriedades mecânicas dos materiais, design da cavidade, quantidade e qualidade da estrutura de suporte remanescente e da oclusão (Ferracane, 2011; Ilie & Hickel, 2011).

3.5.1. Contracção e tensão de polimerização

As resinas compostas apresentam uma contracção volumétrica aproximada de 2-4%, que se designa contracção de polimerização. A contracção de polimerização ocorre

quando, durante a reacção de polimerização, monómeros de resina próximos reagem para estabelecer uma ligação covalente, reduzindo a distância entre os dois grupos de átomos e provocando uma contracção volumétrica (Silva et al., 2008; Braga et al., 2005; Ersoy et al., 2004). Esta contracção é resultante da conversão de distâncias intermoleculares de 0,3 a 0,4 nm em ligações covalentes com comprimentos de aproximadamente 0,15 nm, fazendo com que os átomos do polímero estejam mais perto entre si, do que no monómero original (Peutzfeldt, 1997). Alguns factores que influenciam a magnitude da contracção de polimerização são: tamanho, tipo e quantidade de carga inorgânica; formulação e DC da matriz orgânica; peso molecular dos monómeros. Quanto maior a percentagem de carga num compósito, menor a contracção de polimerização (Ersoy et al., 2004; Mahmoud et al., 2008; Braga et al., 2005). A contracção volumétrica dos compósitos é proporcional ao seu DC. A quantidade de diluente na matriz também afecta a contracção de polimerização. Os diluentes têm peso molecular mais baixo que os monómeros base, aumentando assim a densidade de ligações duplas de carbono polimerizáveis, originando uma contracção ainda maior. Ou seja, a contracção de polimerização aumenta em monómeros com pesos moleculares menores. Além disso, a mobilidade das moléculas aumenta, devido à baixa viscosidade do diluente, permitindo uma conversão mais eficiente e, conseqüentemente, maior contracção (Braga et al., 2005; Moszner & Klapdohr, 2004).

A contracção de polimerização pode gerar tensões, que se designam tensões de polimerização, na interface, quebrando parcialmente a ligação adesiva e originando falhas entre a restauração e o dente. Daí, pode ocorrer microinfiltração bacteriana, através dessas falhas, podendo causar descoloração marginal, sensibilidade pós-operatória, inflamação, cáries secundárias e periondontite apical e/ou necrose pulpar. Caso a ligação adesiva seja forte, estas tensões podem resultar em deformação da estrutura dentária remanescente, predispondo o dente à fractura. A contracção de polimerização constitui, assim, um factor determinante para a longevidade das restaurações de resina composta (Leung et al., 2005; Garcia et al., 2008; Dawson et al., 2015; Hassan & Khier, 2005).

A contracção de polimerização total pode ser dividida nas fases pré-gel e pós-gel. Durante a fase inicial da polimerização, a fase pré-gel, o compósito é capaz de fluir, libertando as tensões derivadas da contracção de polimerização, que se encontram dentro da estrutura. Após a formação do ponto gel, a viscosidade aumenta significativamente, a resina já não se consegue deformar e a contracção não pode ser

compensada, pois as tensões não são libertadas. A polimerização pós-gel resulta assim em tensões significativas na estrutura dentária remanescente e na interface dente-compósito. Quanto mais prolongada a fase pré-gel, menor a tensão resultante na fase pós-gel (Soh et al., 2006; Baratieri & Júnior, 2010; Peutzfeldt, 1997). Além da contracção de polimerização, o comportamento viscoelástico do material, também é um factor importante no desenvolvimento das tensões de polimerização. Materiais com baixa contracção, devido ao alto teor de carga, também apresentam alto módulo de elasticidade, que pode resultar num aumento das tensões. Uma vez que a deformação plástica do compósito é dependente do tempo, taxas de polimerização mais lentas originam períodos mais longos, permitindo que as cadeias poliméricas se reorganizem e compensem a redução no volume através da deformação plástica, onde ocorre o relaxamento das tensões, antes de adquirir maior módulo de elasticidade. Nos compósitos fotopolimerizados, a taxa de reacção rápida praticamente elimina o tempo permitido para a deformação plástica e a matriz orgânica torna-se rígida em apenas alguns segundos, após um DC relativamente baixo. Consequentemente, a tensão começa a acumular-se pouco tempo após a polimerização ser iniciada e a maioria da contracção volumétrica ocorre depois da matriz ter atingido um nível significativo de rigidez, que aumenta com o tempo. Por outro lado, os compósitos autopolimerizáveis desenvolvem tensões de polimerização inferiores aos fotopolimerizáveis, devido à sua taxa de reacção mais lenta e também porque geram um número menor de radicais livres, resultando em DC inferiores (Braga et al., 2005; Baratieri & Júnior, 2010).

A tensão de polimerização resulta de uma interacção complexa entre a viscosidade da resina, a contracção de volume, taxa de polimerização, DC, desenvolvimento do módulo de elasticidade, evolução estrutural da rede polimérica, técnicas restauradoras e a configuração da cavidade (factor C ou factor de configuração cavitária) (Cramer et al., 2011; Hassan & Khier, 2005). O factor C é definido como a razão entre as superfícies em que a resina composta contacta com as paredes da restauração (superfícies aderidas) e as superfícies livres. As restaurações de compósitos libertam a tensão pelo escoamento nas superfícies onde não existe parede. Uma cavidade classe I tem o factor C mais alto, igual a 5, que corresponde ao quociente entre o número de paredes em contacto com a resina (5), e o número de superfícies onde não existe parede, superfície livre (1), que constitui a parede oclusal, a única passível de se deformar para acomodar as tensões de contracção. O factor C, deve ser o mais baixo possível, para permitir o alívio das

tensões criadas pela contracção de polimerização (Hassan & Khier, 2005; Baratieri & Júnior, 2010; Anusavice et al., 2013).

Vários esforços têm vindo a ser desenvolvidos no sentido de diminuir a contracção de polimerização e, conseqüentemente, as suas tensões através de: melhorias da formulação da resina (desenvolvimento de novos monómeros e partículas de carga); métodos de fotopolimerização; técnicas restauradoras (Hassan & Khier, 2005; Cramer et al., 2011). Uma das tentativas para minimizar a contracção é a incorporação de percentagens cada vez maiores de partículas inorgânicas nas resinas compostas. As resinas de partículas menores são preferidas, pois permitem melhor distribuição da carga, aumentando assim a sua percentagem na matriz orgânica (Silva et al., 2008; Soh et al., 2006; Deb, 1998).

Relativamente às técnicas restauradoras, a técnica incremental é utilizada na aplicação de compósitos em cavidades superiores a 2 mm. Este procedimento resulta da intenção de assegurar uma polimerização mais completa, pela exposição de todo o incremento à luz e reduzir a contracção volumétrica para atenuar o desenvolvimento das tensões de polimerização (Ferracane, 2011; Hassan & Khier, 2005). Nesta técnica, o volume resultante da contracção de um incremento é compensado pela adição do incremento seguinte. Permite uma menor formação de fendas na interface restauradora, por se obter uma maior união da interface dente-restauração. Possibilita também maior profundidade de polimerização, pelo facto dos incrementos serem fotopolimerizados individualmente, e melhor resistência adesiva, pela pequena espessura de cada incremento. Esta técnica, é recomendada pela maioria dos autores, por conseguir uma melhor adaptação da resina às margens cavitárias, por possibilitar restaurações policromáticas e por reproduzir mais facilmente uma correcta anatomia dentária. A técnica incremental reduz a tensão de polimerização, através da diminuição do factor C, pois camadas mais finas reduzem a superfície aderida e maximizam a superfície livre. Assim, é importante que cada incremento contacte com o menor número de paredes cavitárias possíveis, pois o confinamento entre paredes será menor, produzindo um maior alívio das tensões (Garcia et al., 2008; Anusavice et al., 2013).

A fim de reduzir a taxa de polimerização e estender o tempo permitido para a deformação plástica, têm sido propostos métodos alternativos para a irradiação contínua de alta intensidade. Um dos mais conhecidos é o chamado “*soft start*”, existindo inicialmente um aumento lento e gradual da intensidade luminosa, terminando a polimerização sob intensidade máxima. A intensidade de irradiação reduzida durante os

estágios iniciais da polimerização permite o relaxamento da tensão antes da formação do ponto gel. A eficácia destes métodos tem sido demonstrada por vários estudos que relatam reduções significativas na tensão de polimerização, quando comparado com a fotopolimerização de alta intensidade contínua (Silva et al., 2008; Cramer et al., 2011). A redução da tensão de polimerização pela alteração da taxa de polimerização tem limitações, variando a sua eficácia com a formulação do compósito (Braga et al., 2015). Para reduzir o efeito negativo da contracção volumétrica, têm sido testados diversos monómeros e sistemas, incluindo as resinas à base de silorano e os *Ormocers* (compostos modificados com cargas orgânicas e inorgânicas), que têm capacidade para reduzir a contracção de polimerização, bem como os monómeros espiroortocarbonatos, que expandem durante a polimerização (García et al., 2006; Soh et al., 2006).

3.6. Requisitos básicos das resinas compostas

A fim de escolher a resina composta adequada a uma determinada restauração são necessários vários requisitos básicos, que incluem propriedades funcionais e biológicas, bem como considerações estéticas. As propriedades funcionais são representadas pela longevidade das restaurações, através de propriedades como: resistência à fractura, dureza superficial, óptimo módulo de elasticidade, resistência ao desgaste e abrasão, baixa sorção de água e solubilidade, reduzida contracção de polimerização, boa adaptação marginal, reduzida fadiga e degradação, elevada radiopacidade, baixa expansão térmica, boa estabilidade durante o armazenamento e elevada conversão dos monómeros. As propriedades biológicas traduzem-se por uma boa biocompatibilidade (sistémica e local), ausência de dor pós-operatória ou hipersensibilidade, preservação da integridade dentária, evitando fracturas e risco toxicológico mínimo. Nas qualidades estéticas referem-se: estabilidade de cor, óptimo polimento, escolha apropriada da cor, ausência de pigmentação e manutenção da anatomia dentária a longo prazo (Ilie & Hickel, 2011; Junior et al., 2011; Moszner & Klapdohr, 2004).

3.7. Aplicações clínicas das resinas compostas

As resinas compostas são utilizadas em medicina dentária, não só como materiais restauradores directos e indirectos, mas também como cimentos endodônticos, adesivos e agentes de cimentação de inlays, coroas, pontes e *brackets* ortodônticos (Darmani, Al-Hiyasat & Milhem, 2007; Deb, 1998). São ainda usadas como bases cavitárias e

selantes de sulcos e fissuras e na confecção de onlays e restaurações provisórias. Adicionalmente, são consideradas materiais de eleição para reparação da cerâmica e devido à sua versatilidade, é expectável que as suas aplicações clínicas continuem a aumentar (Ferracane, 2011; Simonovis & Carmelo, 2011; Anusavice et al., 2013). As resinas compostas, em associação com sistemas adesivos, são utilizadas nas restaurações de classe I, II, III, IV e V, e na colagem de fragmentos dentários, encerramento de diastemas, modificação da forma de dentes conóides e na confecção de facetas directas (Baratieri & Júnior, 2010).

3.7.1. Restaurações estéticas anteriores em resina composta

As restaurações em resina composta de dentes anteriores são consideradas um tratamento de eleição nos casos de: classes III, IV e V, mesmo com grandes dimensões; dentes fracturados, se não for possível a colagem dos fragmentos; correcção de alguns defeitos superficiais, como descolorações e hipoplasias do esmalte; coronoplastias de dentes com anomalias de forma, tamanho ou posição (como encerramento de diastemas e dentes conóides), isoladamente ou associadas a tratamentos multidisciplinares (Ramos, 2009; Ferracane, 2011).

As contra-indicações principais para a utilização dos compósitos nos dentes anteriores são as restaurações extensas com áreas sujeitas a elevadas cargas oclusais e em pacientes bruxómanos (Ramos, 2009).

No que respeita à escolha da resina composta, tendo em conta a sua composição inorgânica, as resinas microhíbridas constituem geralmente a primeira opção na maioria das restaurações anteriores mais extensas. Poderão ser complementadas por uma camada vestibular final única de resina microparticulada. Nestas situações, o “corpo” estratificado da restauração deverá ser com resina microhíbrida. Por forma a reproduzir o policromatismo dentário, embora algumas restaurações pequenas possam ser executadas com uma única cor de resina composta, para grandes restaurações, o material deve apresentar diferentes cores de dentina, esmalte e, eventualmente, opacificantes e caracterizadores. A estratificação natural com resinas compostas, com os materiais adequados e quantidades correctas, permite efectuar restaurações naturais e estéticas (Ramos, 2009).

3.7.2. Restaurações de dentes posteriores com resinas compostas

Estas resinas têm sido alvo de uma enorme pesquisa, para que a sua utilização em restaurações de dentes posteriores tenha mais sucesso, maior durabilidade e qualidade estética (Bayne, Heymann & Swift, 1994), o que levou ao desenvolvimento de materiais com propriedades superiores, na tentativa de ultrapassar algumas limitações como a contracção de polimerização, ocorrência de fractura, pigmentação da restauração e desgaste (Ramos, 2009).

A *American Dental Association Council of Dental Materials, Instruments, and Equipment* recomenda como propriedades e características das resinas compostas usadas em restaurações de dentes posteriores: elevada resistência à abrasão e ao desgaste, selamento da interface dente/restauração relativamente à entrada de fluidos e bactérias, adequada adaptação às paredes cavitárias, radiopacidade e resistência à degradação pela água (Barnes, Blank, Thompson, Holston & Gingell, 1991).

Os compósitos híbridos, microhíbridos convencionais e com nanopartículas estão indicados para restaurações de dentes posteriores (López & Pérez, 2013). As resinas compostas híbridas, com elevada quantidade de partículas de carga e com tamanho médio de partículas entre 0,6 e 1 micrómetros (μm), são consideradas opções adequadas na restauração directa de dentes posteriores (Baratieri & Júnior 2015).

As indicações para restaurações directas em resina composta em dentes posteriores incluem o tratamento de cáries de classe I e II pequenas a moderadas. A sua utilização em áreas oclusais de maiores dimensões expõe a resina a forças que podem danificar a integridade estrutural do dente, pelo que para cavidades oclusais mais extensas ou com envolvimento de cúspides, devem ser utilizadas técnicas adesivas indirectas em resina composta ou preferencialmente outros materiais (Ramos, 2009; Anusavice et al., 2013; Hirata et al., 2004).

Na restauração de dentes posteriores, devem considerar-se alguns parâmetros que diminuem as tensões de polimerização, nomeadamente a técnica incremental de estratificação, que reduz o factor C, aumentando as superfícies livres e que pode melhorar a adaptação marginal, a cor e a anatomia da restauração (Hirata et al., 2004; Ramos, 2009).

As restaurações indirectas (inlays e onlays) em resina composta minimizam algumas desvantagens das técnicas directas, como as tensões de polimerização. A elaboração das restaurações sobre modelos de gesso permite obter contornos, ajustes proximais e

oclusais, acabamento e polimento mais semelhantes ao dente natural (Ramos, 2009).

A radiopacidade, quantidade de níveis de cinza que compõem a imagem do material dentário, é uma das características relevantes, quando analisamos a radiografia de um dente restaurado com compósito. A resina composta para utilização em dentes posteriores, deve proporcionar imagens com radiopacidade mínima semelhante à do esmalte (Pereira, Pires, Figueiredo, Mota & Pires, 2005).

3.7.3. Encerramento de diastemas

Actualmente, a restauração adesiva directa com compósitos é uma técnica mais rápida e simples de executar, graças às inúmeras investigações no campo da dentisteria adesiva, que permitiram a optimização dos materiais e do protocolo clínico (Silva, Matos, Oliveira, Melo & Silva, 2008). De acordo com alguns estudos, na presença ou ausência de tratamento ortodôntico e/ou periodontal prévio, a técnica directa com resina composta no encerramento de diastemas é uma excelente opção (Chimeli et al., 2011). É uma técnica conservadora e a sua eficácia depende de um adequado planeamento da intervenção a efectuar. Esteticamente, a largura não deve ultrapassar 75 a 80% da altura da coroa (Baratieri & Júnior, 2010). É uma técnica totalmente reversível e praticamente imperceptível. O procedimento tem demonstrado um excelente aumento de longevidade, no entanto, é importante mencionar que é uma técnica sensível, que requer conhecimentos precisos para poder permitir a recuperação da harmonia e da função, a um custo mais baixo para o paciente (Silva et al., 2008).

3.7.4. Modificação da forma de dentes conóides

A forma de um dente conóide reduz o equilíbrio estético, recorrendo-se nestas situações à restauração com resinas compostas. O planeamento começa com um enceramento de diagnóstico, com elaboração de uma guia de silicone. São aplicados vários incrementos de resinas compostas, seleccionados de acordo com as características do material a reproduzir, e sequencialmente, até ao último incremento similar ao esmalte. Quando se tiver obtido uma restauração com forma adequada, procede-se à polimerização e ao acabamento e polimento, visando alcançar um aspecto natural, semelhante aos dentes adjacentes (Baratieri & Júnior, 2010).

3.7.5. Uso de compósitos para facetas de resina

As facetas estão indicadas quando se pretende alterar a cor e / ou a forma vestibular dos dentes sem abranger as outras faces (Baratieri & Júnior, 2010) e constituem uma alternativa ao tratamento protésico, em dentes que necessitam de recuperar a estética e a função (Yáñez, Morón & Veja, 2006). As facetas de resina composta podem ter como função encobrir alterações de cor ou a anatomia. Estas facetas aderem ao substrato dentário com a técnica de condicionamento ácido e uso de cimentos de resina fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis ou *dual* (Anusavice et al., 2013).

As facetas de resina apresentam algumas vantagens, como a facilidade de confecção e a previsibilidade do desempenho de reparações intraorais. Como desvantagens refere-se: deformação plástica pronunciada; infiltração de fluidos orais e pigmentação sob a faceta (devido a alterações dimensionais provocadas pela sorção de água e variações de temperatura); pigmentação superficial e descoloração intrínseca. As resinas sofrem desgaste durante a escovagem, pelo que se sugere a utilização de escovas com cerdas macias e pasta de dentes pouco abrasiva (Anusavice et al., 2013).

3.7.6. Colagem de fragmento dentário

A eficácia da colagem de um fragmento dentário é multifactorial, dependendo da extensão da fractura, da preservação do fragmento e do seu ajuste ao remanescente. Inicialmente é necessária a profilaxia no fragmento e no dente, bem como a escolha do compósito e da cor adequada. Seguidamente verifica-se a adaptação do fragmento ao remanescente e os contactos oclusais, e ainda o correcto posicionamento do fragmento. O sucesso da colagem do fragmento está dependente da adesão, sendo importante a existência de um bom isolamento. Após a aplicação do sistema adesivo na interface de união entre o fragmento e o dente, coloca-se um compósito similar ao dente, sobre o fragmento, que vai ter um efeito de cimentação (Baratieri & Júnior, 2010).

3.7.7. Reparação da cerâmica

Habitualmente, restaurações indirectas como inlays, onlays e coroas são fabricadas usando cerâmica feldspática ou cerâmica vítrea reforçada com leucite, devido às suas óptimas propriedades estéticas. Porém, as cerâmicas vítreas são bastante susceptíveis à fractura. Uma vez que as cerâmicas são cimentadas, a sua remoção para reparações indirectas torna-se inviável, pois poderia provocar danos nos tecidos dentários e na

própria restauração. Assim, dependendo do tamanho da fractura do material, podem estar indicados métodos de reparação intraoral, usando resina composta e técnicas adesivas (Ozcan, Valandro, Amaral, Leite & Bottino, 2009).

A resina composta constitui, actualmente, o material de eleição para reparação da cerâmica (Simonovis & Carmelo, 2011). A utilização de sistemas adesivos nas cerâmicas implica o condicionamento da superfície cerâmica, de forma a otimizar a adesão da resina reparadora ao substrato. Este condicionamento pode ser efectuado com ácido hidrofluorídrico e silanização. O ácido hidrofluorídrico permite dissolver selectivamente a matriz vítrea, criando retenção micromecânica, enquanto a silanização possibilita a adesão química entre as substâncias orgânicas e inorgânicas, obtendo uma adesão duradoura. A molécula bifuncional de silano consiste num grupo silanol, que reage com a superfície cerâmica e num grupo metacrilato, que copolimeriza com a matriz orgânica do compósito. O silano aumenta a molhabilidade dos substratos vítreos pelas resinas compostas e melhora a adesão química, física e mecânica dos compósitos à cerâmica (Simonovis & Carmelo, 2011; Ozcan et al., 2009).

3.7.8. Selantes de sulcos e fissuras

Os selantes de fissuras são resinas que se aplicam nos sulcos e fissuras dos dentes, que aderem ao esmalte dentário e actuam como uma barreira física, não permitindo a entrada de bactérias e resíduos alimentares, impedindo o início e desenvolvimento da cárie dentária (*Selantes de fissuras*, 1999). Nas crianças e nos pacientes com elevado risco de cárie dentária, utilizam-se selantes, que são aplicados nas faces oclusais dos dentes posteriores (Anusavice et al., 2013). A aplicação dos selantes é uma técnica muito eficaz na prevenção da cárie dentária, não invasiva, rápida, indolor e pouco dispendiosa e deve ser efectuada logo após a erupção dos dentes permanentes. Nas cáries incipientes, podem também ser colocados, pois as bactérias por baixo do selante, tornam-se inviáveis, parando a progressão da cárie (*Selantes de fissuras*, 1999). Segundo Circular Normativa da Direção-Geral da Saúde, as superfícies dentárias com indicação para aplicação de selantes de fissura são as superfícies oclusais de molares e pré-molares permanentes, fossetas vestibulares de molares inferiores e palatinas de molares superiores e fossas palatinas de dentes ântero-superiores (*Selantes de fissuras*, 1999).

Têm sido utilizadas várias resinas como selantes de sulcos e fissuras: cianoacrilatos, UDMA e Bis-GMA, sendo estes dois últimos empregues na actualidade. Os selantes

podem ser autopolimerizáveis ou fotopolimerizáveis, apresentar ou não carga inorgânica, ser transparentes ou de cor e conter ou não flúor na sua composição. As resinas com carga, opacas, existem em branco ou noutras cores, as sem carga, são transparentes ou com pigmentos (*Selantes de fissuras*, 1999; Anusavice et al., 2013).

Em Portugal, a Norma 13/2013, de 1 de agosto, da Direção-Geral da Saúde inclui no Programa Nacional de Promoção da Saúde Oral os jovens com 15 anos completos que aos 13 anos de idade utilizaram cheque-dentista ou tinham sido referenciados para a higiene oral, que frequentam escolas públicas ou instituições particulares de solidariedade social, possibilitando a emissão de um cheque-dentista, que permite o tratamento dos dentes permanentes cariados e a aplicação de selantes de fissura nos molares e pré-molares (*Programa Nacional de Promoção da Saúde Oral, Crianças e Jovens da rede pública e IPSS da coorte dos 15 anos completos*, 2013).

3.8. Biocompatibilidade das resinas compostas

3.8.1. Biodegradação das resinas e libertação de substâncias

Os materiais à base de resina podem libertar para o meio oral, monómeros, partículas de carga e aditivos não polimerizados, potencialmente perigosos, provocando efeitos locais ou sistémicos e contribuindo para a degradação da resina. A alergenicidade dos monómeros tem sido bem documentada e vários compostos têm sido indicados como citotóxicos, genotóxicos, mutagénicos e estrogénicos. Alguns dos efeitos negativos dos monómeros residuais incluem: irritação dos tecidos moles, estimulação do crescimento bacteriano e reacções alérgicas (Zhang et al., 2016; Darmani et al., 2007; Mousavinasab, 2011).

Em circunstâncias clínicas, os compósitos nunca são totalmente polimerizados. O DC máximo é atingido somente após 24 h, devido a um processo de pós-polimerização, levando a que a taxa de polimerização imediatamente após a fotopolimerização seja ainda menor (30-40%) (Van Landuyt et al., 2011).

Em geral, redes de polímero resultantes da polimerização dos dimetacrilatos mostram uma heterogeneidade espacial e algumas partes são densamente reticuladas, enquanto outras são pouco reticuladas. Esta rede contém monómeros não reagidos entre as cadeias do polímero. Polímeros de ligações cruzadas são praticamente insolúveis, mas são capazes de expandir, quando contactam com alguns solventes. O solvente penetra na matriz e expande o espaço entre as cadeias do polímero, resultando em alterações

dimensionais. Se os monómeros não reagidos forem solúveis no solvente podem ser libertados da rede polimérica, através do processo de difusão. A libertação dos monómeros não reagidos pode ser afectada não só pela quantidade de monómeros livres, mas também pela morfologia da resina e a distribuição dos monómeros na rede (Sideridou & Achilias, 2005). Nem todos os monómeros residuais podem ser eluídos. Segundo um estudo, aproximadamente 5-10% dos monómeros não reagidos são eluídos em solução aquosa, o que equivale a aproximadamente 2% do peso da resina, para a maioria das resinas compostas (Zhang et al., 2016; Peutzfeldt, 1997).

Há dois mecanismos principais que causam a libertação de substâncias dos materiais poliméricos. O primeiro refere-se aos monómeros residuais e/ou aditivos, que são eluídos por solventes após a polimerização. O segundo resulta da degradação ou erosão ao longo do tempo. A degradação do polímero pode ser mecânica, hidrolítica ou enzimática e é definida como um processo de cisão da cadeia, durante o qual as cadeias são clivadas em oligómeros e, posteriormente, em monómeros. A sorção de água ou de outro solvente é um dos factores que desencadeia a degradação química (Mousavinasab, 2011; Van Landuyt et al., 2011; Zhang et al., 2016).

Vários métodos estão disponíveis para a quantificação dos componentes eluídos de resinas compostas: cromatografia líquida de alta eficiência, cromatografia líquida e cromatografia por gás. A cromatografia por gás é mais adequada para análise de compostos com baixo peso molecular, enquanto a cromatografia líquida de alta eficiência e a cromatografia líquida são mais apropriadas para análise de compostos com elevado peso molecular, como Bis-GMA e UDMA. A espectrometria de massa permite a quantificação dos compostos com base na sua ionização (Sideridou & Achilias, 2005; Mousavinasab, 2011).

A libertação de carga inorgânica tem sido associada ao desgaste progressivo dos compósitos (Van Landuyt et al., 2011). Os vidros de Ba são susceptíveis à eluição do ião Ba, em água, enquanto as partículas de quartzo são mais estáveis em meio aquoso. A libertação dos iões inorgânicos provenientes das partículas de carga, em água, varia com a composição e o tratamento dessas partículas (Mousavinasab, 2011).

Existem poucos estudos centrados na libertação de aditivos e iniciadores / inibidores, o que pode ser explicado pelas pequenas quantidades utilizadas (1–3% em peso), mas também pelo facto dos investigadores muitas vezes desconhecerem os componentes exactos dos compósitos, pois nem sempre os fabricantes os divulgam na totalidade. A ficha de dados de segurança do produto (MSDS) deve conter informações sobre todos

os seus componentes com concentração acima de 1%. Porém, esta ficha encontra-se frequentemente incompleta, mesmo em relação a compostos com concentração superior a 1%. As resinas podem ainda conter substâncias como impurezas da síntese dos monómeros ou produtos de degradação (Van Landuyt et al., 2011). Segundo Van Landuyt et al. (2011), foram libertados aditivos em concentrações relativamente altas, em especial, em soluções orgânicas, apesar das concentrações pequenas que são usadas nos compósitos, o que pode resultar do facto dos aditivos não estarem aderidos à matriz. A maioria dos estudos de extracção de monómeros livres dos compósitos foram realizados na água para mimetizar condições orais. Estudos foram feitos também em saliva artificial e vários solventes orgânicos, por exemplo, etanol, metanol, acetona, tetrahidrofurano e clorofórmio. A quantidade eluída é geralmente proporcional à hidrofobicidade e à capacidade de expansão do solvente orgânico. A *Food and Drug Administration* recomenda a solução de etanol-água a 75% como um simulador do meio oral clinicamente relevante, para solvente de extracção. Os monómeros Bis-GMA, TEGDMA, UDMA e Bis-EMA são solúveis em etanol, pelo que se espera que a solução de etanol-água de 75% promova a libertação de monómeros não reagidos da resina (Sideridou & Achilias 2005). Monómeros como Bis-GMA, MMA e, especialmente, TEGDMA podem ser detectáveis na água e/ou em extractos de metanol (Mousavinasab, 2011).

A quantidade de monómeros eluídos e o tempo necessário para a sua eluição completa são afectados por: quantidade de monómeros não reagidos (determinada pela estrutura química do monómero e condições de polimerização); solvente utilizado para a eluição e condições de eluição; tamanho e características da estrutura química dos monómeros. Na literatura, há uma visão contraditória sobre o tempo necessário para a eluição completa dos monómeros não reagidos. Alguns estudos têm sugerido que a eluição é concluída em 1 a 7 dias, enquanto outros sugerem cerca de 30 dias ou mais, sendo a grande maioria das substâncias eluída nas primeiras horas e dias (Sideridou & Achilias, 2005; Zhang et al., 2016). A libertação de monómeros, mesmo depois de um ano, leva a concluir que os compósitos podem libertar elevadas concentrações de monómeros após longos períodos. Foi observada uma maior libertação de componentes, quando a superfície das amostras de resina fotopolimerizada, estava coberta por uma camada de inibição de oxigénio (Van Landuyt et al., 2011).

Segundo Sideridou & Achilias (2005), um aumento do tempo de irradiação resulta em valores diminuídos da quantidade de monómeros eluídos, devido a um maior grau de

polimerização e à diminuição da quantidade de monómeros não reagidos disponíveis para eluição. O monómero libertado em maior quantidade é o HEMA, devido à sua pequena dimensão e baixo peso molecular. Apesar da sua relativa hidrofilia, uma maior quantidade de HEMA é libertada em soluções orgânicas, do que em soluções à base de água. O segundo monómero mais eluído é o TEGDMA, que apresenta maior mobilidade e taxa mais rápida de eluição relativamente ao Bis-GMA, que é libertado em concentrações relativamente baixas, especialmente em soluções aquosas. O elevado peso molecular do Bis-GMA, a sua volumosa dimensão e baixa solubilidade em água, explicam a diferença nas quantidades eluídas (Van Landuyt et al., 2011). Segundo o estudo de Van Landuyt et al. (2011), na maioria dos compostos eluídos testados, houve uma maior libertação num solvente orgânico do que numa solução aquosa, diferença que pode ser explicada pela maior solubilidade dos monómeros em solventes orgânicos, uma vez que os monómeros são frequentemente hidrofóbicos. Em extractos de compósito com solventes orgânicos, foram encontrados fragmentos de PB, enquanto em extractos de metanol, a CQ foi obtida por alguns investigadores. Esses autores relataram que todos os aditivos podiam ser extraídos com metanol, mas apenas pequenas quantidades eram detectáveis em extractos de água, como a CQ (Mousavinasab, 2011).

3.8.2. Estrogenicidade

Alguns polímeros dentários contêm Bisfenol A, existindo alguns estudos sobre a sua estrogenicidade. Os compósitos podem conter esta substância como uma impureza do processo de síntese do Bis-GMA, mas também derivado da sua degradação (Mousavinasab, 2011; Van Landuyt et al., 2011). Estudos *in vitro* demonstraram que o Bisfenol A aumentou significativamente a proliferação celular e a síntese de DNA em células cancerosas. O Bisfenol A liga-se também aos receptores do estrogénio, comportando-se como um xenoestrogénio, isto é, mimetiza os efeitos dos estrogénios naturais. Demonstrou-se ainda que pode levar a anomalias reprodutivas, essencialmente nas fases iniciais do desenvolvimento fetal em alguns animais. No ser humano, os seus efeitos não são claros, mas foram relatados casos de cancro testicular e diminuição da contagem de espermatozóides. Pode também actuar como antiandrogénico, prejudicando o desenvolvimento de alguns órgãos (Anusavice et al., 2013).

Num estudo, foi concluído que o uso de resinas à base de Bis-GMA e, particularmente, o uso de selantes em crianças, aparentam contribuir para a exposição humana a xenoestrogénios. No entanto, alguns estudos indicam que as resinas dentárias não

representam uma fonte significativa de Bisfenol A (Mousavinasab, 2011). Existe muita controvérsia sobre a quantidade em que é libertado e sobre a dosagem necessária para ter implicações na saúde humana (Van Landuyt et al., 2011; Anusavice et al., 2013).

3.8.3. Toxicidade

Raramente, efeitos adversos podem ser causados por materiais restauradores dentários, como resultado de reacções tóxicas, irritantes ou alérgicas que podem ser locais e / ou sistémicas (Mousavinasab, 2011; Darmani et al. 2007). As reacções locais envolvem os tecidos da mucosa gengival, polpa e tecidos duros. Os componentes da resina não polimerizados, quando libertados, podem predispor o paciente e o médico dentista a reacções alérgicas, que se manifestam como feridas e bolhas na extremidade dos dedos (Mousavinasab, 2011; Dawson et al., 2015).

As propriedades biológicas dos compósitos são importantes, pois materiais citotóxicos podem lesar os tecidos moles adjacentes e materiais potencialmente mutagénicos podem induzir mutações de DNA, resultando na transformação maligna das células. O TEGDMA reage com a glutathione, contribuindo significativamente para a actividade citotóxica deste composto. A glutathione é um componente importante nos processos de protecção e desintoxicação, bem como na regulação da morte celular, podendo o TEGDMA interferir com essas funções protectoras. A libertação de monómeros TEGDMA tem sido associada a necrose e inflamação pulpar. A citotoxicidade de um material depende da composição química, tipo e quantidade de componentes eluídos e do meio utilizado para a extracção dos componentes (Darmani et al., 2007). Foi relatado que o TEGDMA pode promover a proliferação dos microorganismos cariogénicos *Lactobacillus acidophilus* e *Streptococcus sobrinus* (Sideridou & Achilias, 2005).

Os monómeros de resina não polimerizados podem difundir para a polpa e alterar a actividade fisiológica das células da polpa dentária. Os monómeros TEGDMA, HEMA e Bis-GMA induzem citotoxicidade e apoptose nas células da polpa, através da produção de espécies reactivas de oxigénio e depleção de glutathione. Concentrações mínimas tóxicas de TEGDMA e HEMA podem influenciar negativamente a diferenciação destas células em odontoblastos e assim influenciar o processo de mineralização, um importante mecanismo de protecção do tecido pulpar, em resposta a estímulos nocivos externos. Em estudos anteriores foi demonstrado que o Bis-GMA, UDMA e TEGDMA são mais tóxicos que o HEMA em fibroblastos gengivais humanos (Durner et al., 2012).

3.8.4. Hidrólise enzimática

A saliva humana tem a capacidade de hidrolisar resinas compostas e adesivos. Vários estudos têm investigado o processo de biodegradação de resinas compostas na presença de enzimas salivares. A enzima colesterol esterase e a pseudocolinesterase podem causar a degradação do Bis-GMA e do TEGDMA em componentes como o ácido metacrílico, bishidroxipropoxifenilpropano, trietileno glicol, entre outros. Este processo compromete a interface dentina-resina, permitindo a entrada de bactérias cariogênicas ao longo da interface. A pseudocolinesterase degrada preferencialmente o TEGDMA e os seus derivados, enquanto a enzima colesterol esterase tem um maior efeito catalítico sobre o Bis-GMA (Lin, Jaffer, Duff, Tang & Santerre, 2005; Bourbia, Ma, Cvitkovitch, Santerre & Fine, 2013; Lee & Powers, 2005). O ácido metacrílico pode, sob certas condições, ser oxidado para produzir formaldeído como subproduto, que por sua vez, pode originar lesões liquenóides orais (Lin et al., 2005; Mousavinasab, 2011).

3.9. Inovações dos compósitos

A curta durabilidade das resinas compostas actuais e a crescente ocorrência de cáries secundárias em restaurações e selantes, bem como a perda da integridade da ligação interfacial, exigem formulações de compósitos mais duradouros. São assim necessários novos monómeros e respectivos polímeros, partículas de carga e componentes adesivos, com propriedades e resistência superiores às resinas actuais à base de Bis-GMA/TEGDMA e de UDMA (Gonzalez-Bonet et al., 2015). Assim, nos últimos anos, com o intuito de melhorar as suas propriedades, têm vindo a ser feitas alterações na composição das resinas, que incluem: aumento do volume das partículas de carga, variando o tamanho, o tipo e a sua distribuição e desenvolvimento de novas partículas; alteração da matriz orgânica, nomeadamente através da produção de novos monómeros; investigação de outros métodos de polimerização (Ersoy et al., 2004; Beun et al., 2007; Xia, Zang, Xie & Gu, 2008). Até recentemente, estas alterações envolveram, essencialmente, as partículas de reforço, sobretudo no que concerne à redução do seu tamanho, a fim de originar materiais com melhor polimento e maior resistência ao desgaste. As novas abordagens às partículas de reforço têm-se focado nos materiais nanométricos e nas partículas híbridas orgânico-inorgânicas. Contudo, as alterações actuais têm estado mais centradas na matriz orgânica do material, principalmente no

desenvolvimento de sistemas de monómeros com maior peso molecular, com o objectivo de reduzir a contracção de polimerização e, conseqüentemente, a tensão de polimerização (Baratieri & Júnior, 2015; Cramer et al., 2011).

3.9.1. Desenvolvimento de novos sistemas de monómeros

Dímeros ácidos - Comparativamente com os monómeros Bis-GMA ou UDMA, os monómeros dos dímeros ácidos apresentam pesos moleculares mais elevados, baixa viscosidade, DC superior e contracção de polimerização e sorção de água inferiores. Os polímeros produzidos a partir destes monómeros têm alta flexibilidade, mas baixo módulo de elasticidade (Ilie & Hickel, 2011; Ferracane, 2011).

Monómeros de triclodecano-uretano - Monómeros de baixa viscosidade, que originam resinas com menor contracção e tensão de polimerização, relativamente às que contêm dimetacrilatos convencionais. Este monómero permite alcançar DC mais elevado e maior reactividade e proporciona uma boa biocompatibilidade às resinas (Ilie & Hickel, 2011).

Monómeros acídicos - Contêm um grupo polimerizável, que pode reagir com outros monómeros e um grupo funcional ácido, que condiciona os tecidos duros, sendo utilizados como componente principal de vários adesivos e cimentos de resina. O 10-Metacrilóiloxidecil dihidrogénio fosfato é o monómero ácido mais frequentemente utilizado e contém um grupo dihidrogénio fosfato para o condicionamento dentário e um grupo metacrilato para formar ligações cruzadas com outros monómeros. Este monómero, interage intensamente com a hidroxiapatite e forma uma ligação mais estável com o cálcio, em comparação com outros monómeros acídicos (Ferracane, 2011).

Sistemas de monómeros antibacterianos - As resinas compostas baseadas na química dos metacrilatos acumulam placa bacteriana, diminuindo a vida útil da restauração. A fim de capacitar os compósitos na eliminação de bactérias e inibição da formação do biofilme, podem ser incorporados agentes antibacterianos e remineralizantes, como clorhexidina ou flúor. Contudo, esses agentes produzem alguns efeitos tóxicos. Adicionalmente, pequenas quantidades destes agentes diminuem as propriedades mecânicas dos compósitos. A libertação de clorhexidina, é baseada na difusão e, conseqüentemente, a quantidade de substância libertada diminui com o tempo. Diversos

compostos com clorohexidina têm sido adicionados a compósitos, que exibem actividade antibacteriana, reduzindo a infiltração de bactérias (He, Söderling, Vallittu & Lassila, 2013; Leung et al., 2005; Ferracane, 2011). A libertação de flúor (sob a forma de sais inorgânicos ou flúor orgânico), pelos materiais, afecta a formação de cáries, podendo reduzir a desmineralização e promover a remineralização dos tecidos duros. Assume-se que as propriedades antibacterianas e cariostáticas dos materiais estão associadas à quantidade de flúor libertada (Wiegand, Buchalla & Attina, 2007; Peutzfeldt, 1997).

3.9.2. Novos mecanismos de polimerização

A polimerização convencional de dimetacrilatos, mediada por radicais livres, tem sido extensamente utilizada nas resinas compostas. No entanto, apresenta limitações em vários aspectos: o mecanismo de polimerização origina a formação prematura do ponto gel e a conversão dos monómeros está associada a uma contracção volumétrica. As melhorias relativas à estrutura dos monómeros de metacrilato permitem minimizar diversas desvantagens dos compósitos actuais, porém um potencial ainda maior reside na alteração dos mecanismos de polimerização. Estas modificações surgem através de mudanças: no centro activo (de radical para catiónico), na natureza da reactividade química (para espécies polimerizáveis por via da abertura de anéis) ou no comportamento físico durante a polimerização (através da indução da separação de fases, causando expansão e compensando parte da contracção de polimerização) (Cramer et al., 2011). A modificação da dinâmica da reacção de polimerização, por via do abrandamento da taxa de polimerização, constitui um mecanismo adicional de compensação das tensões de polimerização, aumentando assim a capacidade de escoamento do material e atingindo melhor integridade interfacial (Ilie & Hickel, 2011).

3.9.3. Desenvolvimento dos compósitos nanoparticulados

3.9.3.1. Modificação das nanopartículas

Com o intuito de aumentar o conteúdo mineral do dente, surgiram os nanocompósitos libertadores de iões de cálcio e fosfato (adição de nanopartículas de fosfato dicálcico anidro e de tetracálcio fosfato, que libertam iões de cálcio e fosfato), e de flúor (uso de nanopartículas de fluoreto de cálcio, que libertam flúor, inibidor da desmineralização dentária e do desenvolvimento de lesões de cárie). Com o objectivo de melhorar as

propriedades mecânicas, nanocompósitos reforçados com nanofibras ou nanopartículas de dióxido de titânio foram investigados (Ferracane, 2011). A adição de nanopartículas de dióxido de titânio, modificadas com um agente organossilano intensifica a dispersão e a ligação das partículas à matriz, aumentando a dureza do material (Chen, 2010; Xia et al., 2008).

3.9.3.2. Modificação da matriz

No campo da nanotecnologia, materiais híbridos orgânicos-inorgânicos foram identificados como uma área importante para o desenvolvimento das matrizes dos compósitos (Soh et al., 2006). Estes materiais híbridos são sintetizados por processos de sol-gel e podem ser usados como monómeros, para diminuir a contração de polimerização e melhorar a resistência ao desgaste e a biocompatibilidade. Combinam estruturas orgânicas como oligómeros ou polímeros e óxidos inorgânicos a uma escala nanométrica ou molecular, a partir dos precursores moleculares, que são compostos hidrolisáveis e condensáveis, especialmente alcóxidos de metal. As porções orgânicas podem ser combinadas com as inorgânicas por interações fracas ou ser ancoradas covalentemente (Moszner & Klapdohr, 2004; Sabbagh et al., 2004).

Ormocers - Dentro dos materiais híbridos, incluem-se os polímeros *Ormocers*, que têm sido usados em compósitos. A sua formação começa a partir de um alcoxisilano funcionalizado com um grupo orgânico polimerizável (grupo metacrilato), constituindo o precursor do processo sol-gel. De seguida ocorrem reacções de hidrólise e policondensação, que originam uma estrutura inorgânica de Si-O-Si, em escala nanométrica. Esta estrutura forma uma rede tridimensional, através da fotopolimerização dos grupos metacrilato. Os *Ormocers* apresentam vantagens relativamente aos compósitos convencionais: contração e tensão de polimerização reduzida, óptima biocompatibilidade, boas características de manipulação, excelente estética e boa integridade marginal. Possuem uma contração de polimerização semelhante aos compósitos híbridos, apesar do seu menor conteúdo de carga inorgânica (Soh et al., 2006; Mahmoud et al., 2008).

Silorano - Sistema de monómeros híbrido, baseado em funcionalidades epóxi, que contém siloxano e oxirano. O siloxano promove maior hidrofobicidade ao silorano, levando à redução da sorção de água, da solubilidade e da absorção de pigmentos e melhorando as propriedades físicas e mecânicas do compósito. O oxirano tem alta

reactividade e menor contracção de polimerização e tensão do que os dimetacrilatos típicos, sendo essas as principais vantagens do silorano. As resinas com silorano possuem biocompatibilidade igual ou superior aos monómeros como o Bis-GMA. Devido às suas características, espera-se que a nova resina promova maior longevidade das restaurações directas, com diminuição de cáries secundárias (Junior et al., 2011; Ilie & Hickel, 2011; Pérez et al., 2010). Os siloranos polimerizam através de um mecanismo catiónico de formação de ligações cruzadas, por via da abertura de anéis epóxi (anel com dois carbonos e um oxigénio). Quando os anéis se abrem, ocupam mais espaço e esta expansão compensa parcialmente a contracção de polimerização (Anusavice et al., 2013; Chen, 2010; Cramer et al., 2011).

Silsesquioxano oligomérico poliédrico - Nanocompósito híbrido orgânico-inorgânico, geralmente obtido por hidrólise e condensação de trialcóxidos ou triclorosilanos. A incorporação de silsesquioxano oligomérico poliédrico em materiais melhora as propriedades mecânicas, aumenta a estabilidade térmica, a resistência à oxidação e ao desgaste, e reduz a viscosidade e a contracção. Permite um bom polimento, que se mantém a longo prazo (Soh et al., 2006; Ferracane, 2011; Moszner & Klapdohr, 2004).

3.9.3.3. Modificação das nanopartículas com silanos

Compósitos com nanopartículas modificadas por silanos apresentam propriedades mecânicas superiores e são mais resistentes à sorção de água e ao desgaste (Xia et al., 2008). As nanopartículas de sílica são revestidas com MPTS para impedir a agregação de partículas (pois a formação de grandes *clusters* é prejudicial para a resistência à flexão do compósito) e promover a adesão interfacial carga-matriz, através de ligações covalentes e ligações hidrogénio. As partículas de sílica podem ser modificadas por OTMS (n-octiltrimetoxisilano), silano alifático que não reage com a matriz, mas interage através de forças Van der Waals. A dupla silanização de partículas com MPTS e OTMS oferece várias vantagens, em relação à silanização com o MPTS: características de manipulação melhoradas, maior conversão das ligações duplas de carbono e aumento da durabilidade no meio oral (Chen, 2010).

III. CONCLUSÃO

As resinas dentárias, que incluem as resinas acrílicas e as resinas compostas, descritas neste trabalho de revisão bibliográfica, estão indicadas numa diversidade de situações clínicas em Medicina Dentária, nos dias de hoje.

As resinas acrílicas foram as primeiras a surgir, de forma a substituir os cimentos de silicato, únicos materiais estéticos existentes, em 1940. São constituídas por microesferas de pó de PMMA pré-polimerizado, que se misturam com monómeros de MMA, formando um material polimérico, sendo resinas de PMMA as mais utilizadas, pelas suas características. Entre as suas aplicações clínicas destacam-se: confecção de bases protéticas e restaurações provisórias, moldeiras individuais, rebasamento de prótese e acrilização de aparelhos ortodônticos.

As resinas compostas são constituídas por uma matriz orgânica, partículas inorgânicas e agente de união. Classificam-se quanto ao tamanho das partículas de carga (resinas macroparticuladas, de partículas pequenas, microparticuladas, híbridas e nanoparticuladas), quanto à viscosidade (resinas fluidas e resinas compactáveis) e quanto ao sistema de activação (resinas autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis ou *dual*). As suas principais indicações clínicas incluem: restaurações estéticas anteriores, restaurações posteriores, encerramento de diastemas e modificação de dentes conóides, colagem de fragmentos dentários, reparação da cerâmica, selantes de fissura e agentes de cimentação de inlays, coroas e *brackets* ortodônticos.

As resinas libertam para a cavidade oral alguns monómeros e aditivos, resultantes da incompleta reacção de polimerização, que podem provocar potenciais efeitos citotóxicos, genotóxicos, mutagénicos e alergénicos. Contudo, são necessários estudos adicionais de biocompatibilidade, para conseguir identificar o nível real de intervenção destes materiais nos mecanismos biológicos e as suas consequentes implicações na saúde humana.

As resinas acrílicas e compostas têm vindo a sofrer alterações nos últimos anos, que visam minimizar algumas das suas desvantagens e limitações. No que concerne às resinas acrílicas, através da modificação química do PMMA, do seu reforço com materiais mais resistentes e do desenvolvimento de polímeros alternativos, com o surgimento de novas resinas, que exibem um aumento da resistência à flexão e ao impacto, reduzindo a ocorrência de fracturas do material. As inovações dos compósitos têm-se centrado no aumento do volume e diminuição do tamanho das partículas de

carga, na alteração da matriz orgânica, com a produção de novos monómeros, e na investigação de métodos de polimerização alternativos, com o propósito de formular compósitos mais duradouros, com resistência superior e menor contracção e tensão de polimerização.

Considerando o trabalho de revisão desenvolvido, é de salientar que, apesar da evolução, das resinas dentárias nas últimas décadas, existe ainda um caminho a percorrer até ao aparecimento do material restaurador ideal, que reúna todas as características desejáveis, tendo em contas as suas inúmeras aplicações, como biocompatibilidade, estabilidade dimensional e de cor, resistência ao desgaste e dureza, entre outros.

IV. BIBLIOGRAFIA

- Aguiar, F., Barros, G., Santos, A., Ambrosano, G. e Lovadino, J. (2005). Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of diferente thicknesses: an in vitro study. *Operative Dentistry*, 30(5), 602–607.
- Alla, R., Sajjan, S., Alluri, V., Gijupalli, K. e Upadhya, N. (2013). Influence of fiber reinforcement on the properties of denture base resins. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, 4, 91–97.
- Altintas, S., Yondem, I., Tak, O. e Usumez, A. (2008). Temperature rise during polymerization of three different provisional materials. *Clinical Oral Investigations*, 12, 283–286.
- Anusavice, K., Shen, C. e Rawels, H. (2013). *Phillips Materiais Dentários*. 12ª edição. Saunders Elsevier.
- Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H. e Ban, S. (2007). Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental Materials Journal*, 26(1), 38–44.
- Balkenhol, M., Knapp, M., Ferger, P., Heun, U. e Wöstmann, B. (2008). Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *Dental Materials*, 24(11), 1575–1584.
- Balkenhol, M., Mautner, M., Ferger, P. e Wöstmann, B. (2008). Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: Chemical-curing versus dual-curing systems. *Journal of Dentistry*, 36, 15–20.
- Baratieri, L. e Júnior, S. (2010). *Odontologia restauradora. Fundamentos e técnicas*. Volume 1. São Paulo, Brasil: Santos.
- Baratieri, L. e Júnior, S. (2015). *Odontologia restauradora. Fundamentos e possibilidades*. 2ª edição. São Paulo, Brasil: Santos.
- Barnes, D., Blank, L., Thompson, V., Holston, A. e Gingell, J. (1991). A 5- and 8-year clinical evaluation of a posterior composite resin. *Quintessence Int.* 22(2), 143–151.
- Bayne, S. (2005). Dental biomaterials: where are we and where are we going. *Journal of Dental Education*, 69(5), 571–585.
- Bayne, S., Heymann, H. e Swift, E. (1994). Update on dental composite restorations. *Journal American Dental Association*, 125(6), 687–701.
- Bernardi, M., Rojas, S., Andreetta, M., Rastelli, A., Hernades, A. e Bagnato, V. (2008). Thermal analysis and structural investigation of different dental composite resins. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 94(3), 791–796.
- Bettencourt, A., Neves, C., Almeida, M., Pinheiro, L., Oliveira, S., Lopes, L. e Castro, M. (2010). Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dental Materials*, 26, 171–180.
- Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J. e Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*, 23, 51–59. doi: 10.1016/j.dental.2005.12.003.

- Borzangy, S., Labban, N. e Windsor, L. (2013). Effects of interim acrylic resins on the expression of cytokines from epithelial cells and on collagen degradation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110, 296–302.
- Bourbia, M., Ma, D., Cvitkovitch, D., Santerre, J. e Finer, Y. (2013). Cariogenic bacteria degrade dental resin composites and adhesives. *Journal of Dental Research*, 92(11), 989–994. doi:10.1177/0022034513504436.
- Braga, R., Ballester, R. e Ferracane, J. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental Materials*, 21, 962–970. doi:10.1016/j.dental.2005.04.018.
- Burns, D., Beck, D. e Nelson, S. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474–497.
- Camacho, D., Svidzinski, T., Furlaneto, M., Lopes, M. e Corrêa, G. (2014). Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmetacrilato. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research*, 6(3), 63–72.
- Çelebi, N., Yüzügüllü, B., Canay, S. e Yücel, U. (2008). Effect of polymerization methods on the residual monomer level of acrylic resin denture base polymers. *Polymers for Advanced Technologies*, 19, 201–206. doi: 10.1002/pat.996.
- Chen, M. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549–560. doi: 10.1177/0022034510363765.
- Chimeli, T., Pedreira, P., Souza, T., Maciel, M., Paula, L. e Garcia, F. (2011). Tratamento restaurador de diastemas anteriores com restaurações diretas em resina composta: relato de caso. *Revista Dentística on line*. 10(20), 54–7.
- Conti, C., Giorgini, E., Landi, L., Putignano, A. e Tosi, G. (2005). Spectroscopic and mechanical properties of dental resin composites cured with different light sources. *Journal of Molecular Structure*, 744(747), 641–646.
- Cramer, N., Stansbury, J. e Bowman, C. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402–416.
- Darmani, H., Al-Hiyasat, A. e Milhem, M. (2007). Cytotoxicity of dental composites and their leached components. *Quintessence international*, 38(9), 789–795.
- Dawson, V., Amjad, S. e Fransson, H. (2015). Endodontic complications in teeth with vital pulps restored with composite resins: a systematic review. *International Endodontic Journal*, 48, 627–638. doi:10.1111/iej.12364.
- Deb, S. (1998). Polymers in dentistry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 212(6), 453–464.
- Douglas, A. (2004). Direct applications of nanocomposite resin system: part 1 – the evolution of contemporary composite materials. *Practical Procedures e Aesthetic Dentistry*, 16(6), A–F.
- Durner, J., Wellner, P., Hickel, R. e Reichl, F. (2012). Synergistic interaction caused to human gingival fibroblasts from dental monomers. *Dental Materials*, 28(8), 818–823.
- Ersoy, M., Civelek, A., L'Hotelier, E., Say, E. e Soyman, M. (2004). Physical properties of different composites. *Dental Materials Journal*, 23(3), 278–283.
- Ferracane, J. (2011) Resin composite-State of the art. *Dental Materials*, 27, 29–38.

- Gajewski, V., Pfeifer, C., Fróes-Salgado, N., Boaro, L. e Braga, R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian Dental Journal*, 23(5), 508–514.
- Gao, Y., Sagi, S., Zhang, L., Liao, Y., Cowles, D., Sun, Y. e Fong, H. (2008). Electrospun Nano-Scaled Glass Fiber Reinforcement of Bis-GMA/TEGDMA Dental Composites. *Journal of Applied Polymer Science*, 110, 2063–2070.
- García, A., Lozano, M., Vila, J., Escribano, A. e Galve, P. (2006). Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11, 215–20.
- Garcia, G., Takahashi, A., Guergolette, R., Wang, L., Cefaly, D. e Júnior, A. (2008). Considerações clínicas sobre a técnica de inserção incremental nas restaurações de resina composta em dentes posteriores. *Unopar Científica. Ciências Biológicas e da Saúde*, 10(1), 33–38.
- Gautam, R., Singh, R., Sharma, V., Siddhartha, R., Chand, P. e Kumar, R. (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research*, 9999B, 1–7. doi: 10.1002/jbm.b.32673.
- Goiato, M., Freitas, E., Santos, D., Medeiros, R. e Sonogo, M. (2015). Acrylic Resin Cytotoxicity for Denture Base. Literature Review. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 24(4), 679–686. doi: 10.17219/acem/33009.
- Gonzalez-Bonet, A., Kaufman, G., Yang, Y., Wong, C., Jackson, A., Huyang, G., ... Sun, J. (2015). Preparation of Dental Resins Resistant to Enzymatic and Hydrolytic Degradation in Oral Environments. *Biomacromolecules*, 16, 3381–3388.
- Hassan, K. e Khier, S. (2005). Split increment horizontal layering: a simplified placement technique for direct posterior resin restorations. *General Dentistry*, 406–409. Disponível em <https://www.researchgate.net/publication/7404663>.
- He, J., Söderling, E., Vallittu, P. e Lassila, L. (2013). Investigation of double bond conversion, mechanical properties, and antibacterial activity of dental resins with different alkyl chain length quaternary ammonium methacrylate monomers (QAM). *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 24(5), 565–573.
- Heintze, S. e Rousson, V. (2012). Clinical effectiveness of direct class II restorations – a meta-analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5), 407–431.
- Hirata, R., Higashi, C. e Masotti, A. (2004). Simplificando o uso de resinas compostas em dentes posteriores. *Revista Dental Press de Estética*, 1(1), 18–34.
- Hong, G., Murata, H., Li, Y., Sadamori, S. e Hamada, T. (2009). Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 205–213.
- Ilie, N. e Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(1), 59–66. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x.
- Júnior, P., Cardoso, R., Magalhães, B., Guimarães, R., Silva, C. e Beatrice, L. (2011). Selecionando corretamente as resinas compostas. *International Journal of Dentistry*, 10(2), 91–96.
- Júnior, S., Scherrer, S., Ferracane, J. e Bona, A. (2008). Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dental Materials*, 24, 1281–1288. doi: 10.1016/j.dental.2008.02.006.

- Labban, N., Song, F., Al-Shibani, N. e Windsor, L. (2008). Effects of provisional acrylic resins on gingival fibroblast cytokine / growth factor expression. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100, 390–397.
- Lai, C., Tsai, M., Chen, M., Chang, H. e Tay, H. (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dental Materials*, 20, 133–141. doi:10.1016/S0109-5641(03)00084-8.
- Lee, Y. e Powers, J. (2005). Influence of salivary organic substances on the discoloration of esthetic dental materials – a review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 397–402. doi: 10.1002/jbm.b.30380.
- Lee, Y. (2007). Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dental Materials*, 23, 124–131. doi: 10.1016/j.dental.2006.01.007.
- Leggat, P. e Kedjarune, U. (2003). Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. *International Dental Journal*, 53, 126–131.
- Leung, D., Spratt, D. , Pratten, J., Gulabivala, K., Mordan, N. e Young, A. (2005). Chlorhexidine-releasing methacrylate dental composite materials. *Biomaterials*, 26, 7145–7153. doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.05.014.
- Lin, B., Jaffer, F., Duff, M., Tang, Y. e Santerre, J. (2005). Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation. *Biomaterials*, 26, 4259–4264.
- Lopes, J., Catalão, F., Barragán, G., Portugal, J. e Arantes-Oliveira, S. (2013). Influência de diferentes matrizes oclusais na fotopolimerização de uma resina composta: análise de microdureza knoop. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 4(4), 203–209.
- López, L., e Pérez, A. (2013). Materiales dentales de restauracion. *Revista de Actualización Clínica*, 30, 1498–1504.
- Mahmoud, S., El-Embaby, A., AbdAllah, A. e Hamama, H. (2008). Two-year clinical evaluation of ormocer, nanohybrid and nanofill composite restorative systems in posterior teeth. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 315–322.
- Masouras, K., Silikas, N. e Watts, D. (2008). Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Materials*, 24, 932–939.
- Mesquita, R., Axmann, D. e Geis-Gerstorfer, J. (2006). Dynamic visco-elastic properties of dental compositye resins. *Dental Materials*, 22, 258-267.
- Michalakis, K., Pissiotis, A., Hirayama, H., Kang, K. e Kafantaris, N. (2006). Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 418–423.
- Mohamed-Tahir, M., Tan, H., Woo, A. e Yap, A. (2005). Effects of pH on the microhardness of resin-based restorative materials. *Operative dentistry*, 30(5), 661–666.
- Moore, B., Platt, J., Borges, G., Chu, T. e Katsilieri, I. (2008). Depth of cure of dental resin composites: ISSO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Operative Dentistry*, 33(4), 408–412.
- Moszner, N. e Klapdohr, S. (2004). Nanotechnology for dental composites. *International Journal of Nanotechnology*, 1, 130-156.

- Mousavinasab, S. (2011). Biocompatibility of composite resins. *Dental Research Journal*, 8, S21–S29.
- Ozcan, M., Valandro, L., Amaral, R., Leite, F. e Bottino, M. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental Materials*, 25, 1477-1483. doi:10.1016/j.dental.2009.06.020.
- Patras, M., Naka, O., Doukoudakis, S. e Pissiotis, A. (2012). Management of Provisional Restorations' Deficiencies : A Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24, 26–39.
- Pereira, A., Pires, M., Figueiredo, J., Mota, E. e Pires, L. (2005). Análise dos níveis de cinza de 4 resinas compostas micro-híbridas utilizando um sistema de radiografia digital direto. *Revista Odonto Ciência*, 20(47), 3–10.
- Pereira, S., Osorio, R., Toledano, M. e Nunes, T. (2005). Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. *Dental Materials*, 21, 823–830.
- Perez, M., Hita-Iglesias, C., Ghinea, R., Yebra, A., Pecho, O., Ionescu, A., ... Hita, E. (2016). Optical properties of supra-nano spherical filled resin composites compared to nanofilled, nano-hybrid and micro-hybrid composites. *Dental Materials Journal*, 35(3), 353–359. doi: 10.4012/dmj.2015-126.
- Pérez, M., Ghinea, R., Ugarte-Alván, L., Pulgar, R. e Paravina, R. (2010). Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *Journal of Dentistry*, 38S, e110–e116. doi: 10.1016/j.jdent.2010.06.003.
- Peris, A., Mitsui, F., Amaral, C., Ambrosano, G. e Pimenta, L. (2005). The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or led lights. *Operative Dentistry*, 30(5), 649–654.
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97–116.
- Programa Nacional de Promoção da Saúde Oral, Crianças e Jovens da rede pública e IPSS da coorte dos 15 anos completos, Circular Normativa n° 13/2013, de 1 de agosto* (2013). Lisboa: Direção-Geral da Saúde.
- Qin, M. e Liu, H. (2005). Clinical evaluation of a flowable resin composite and flowable compomer for preventive resin restorations. *Operative Dentistry*, 30(5), 580–587.
- Ramos, J. (2009). *Estética em Medicina Dentária*. Amadora, Portugal: Abbott Laboratórios.
- Rakhshan, V. (2015). Marginal integrity of provisional resin restoration materials: a review of the literature. *The Saudi Journal for Dental Research*, 6, 33–40.
- Rashid, H., Sheikh, Z. e Vohra, F. (2015). Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *European Journal of Dentistry*, 9, 614–619.
- Rastelli, A., Jacomassi, D., Faloni, A., Queiroz, T., Rojas, S., Bernardi, M., ... Hernandez, A. (2012). The Filler Content of the Dental Composite Resins and Their Influence on Different Properties. *Microscopy Research and Technique*, 75, 758–765.
- Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bachérius, L., Biebuyck, J., Vreven, J., Lambrechts, P. e Leloup, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 1090–1101.

- Santos, G., Alto, R., Filho, H., Silva, E. e Fellows, C. (2008). Light transmission on dental resin composites. *Dental Materials*, 24, 571–576.
- Scougall-Vilchis, R., Hotta, Y., Hotta, M., Idono, T. e Yamamoto, K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dental Materials Journal*, 28(1), 102–112.
- Selantes de fissuras, Circular Normativa n° 13/DSE, de 12 de novembro* (1999). Lisboa: Direção-Geral da Saúde, Divisão de Saúde Escolar.
- Shusta, F., Rahman, M., Rahman, M., Islam, M. e Islam, S. (2015). Comparison of changes of gingival condition in self-cured and heat-cured acrylic resin provisional crown in fixed prosthodontics treatment. *Journal of Science Foundation*, 13(2), 31–35. Disponível em www.banglajol.info/index.php/JSF.
- Sideridou, I. e Achilias, D. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research*, 617–626.
- Silva, E., Miragaya, L., Noronha-Filho, J., Amaral, C., Poskus, L. e Guimarães, J. (2016). Characterization of an experimental resin composite organic matrix based on a tri-functional methacrylate monomer. *Dental Materials Journal*, 35(2), 159–165.
- Silva, J., Rocha, D., Kimpara, E. e Uemura, E. (2008). Resinas compostas: estágio atual e perspectivas. *Revista de Odontologia da Metodista*, 16(32), 98–104.
- Silva, L., Matos, C., Oliveira, T., Melo, P. e Silva, M. (2008). Encerramento de Diastemas. Revisão de Conceitos Teóricos a Propósito de um Caso Clínico. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 49(3), 133–9.
- Simonovis, N. e Carmelo, G. (2011). Comparación de dos protocolos de acondicionamiento para cerámica reforzada con leucita. *Ciencia Odontológica*, 8(2), 126–131. Disponível em <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=205222088005>.
- Soh, M., Sellinger, A. e Yap, A. (2006). Dental nanocomposites. *Current Nanoscience*, 2(4), 373–381.
- St-Georges, A., Bolla, M., Fortin, D., Muller-Bolla, M., Thompson, J. e Stamatiades, P. (2005). Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Operative Dentistry*, 30(5), 593–597.
- Torno, V., Soares, P., Martin, J., Mazur, R., Souza, E. e Vieira, S. (2007). Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the knoop and vickers hardness of a composite resin. *Journal of Biomedical Materials Research*, 166–171. doi: 10.1002/jbm.b.30929.
- Usumez, A., Ozturk, N. e Ozturk, B. (2005). Two-year color changes of light-cured composites: influence of different light-curing units. *Operative Dentistry*, 30(5), 655–660.
- Van Landuyt, K., Nawrot, T., Geebelen, B., De Munck, J., Snauwaert, J., Yoshihara, K., ... Van Meerbeek, B. (2011). How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental Materials*, 27, 723–747.
- Vojvodic, D., Matejcek, F., Schauerperl, Z., Mehulic, K., Bagic-Cukovic, I. e Segovic, S. (2008). Flexural strength of E-glass fiber reinforced dental polymer and dental high impact strength resin. *Strojarstvo*, 50(4), 221–230.

- Wassell, R., George, G., Ingledeu, R. e Steele, J. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: provisional restorations. *British Dental Journal*, 192(11), 619–630.
- Wiegand, A., Buchalla, W. e Attina, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials - fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials*, 23, 343–362.
- Xia, Y., Zhang, F., Xie, H. e Gu, N. (2008). Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. *Journal of Dentistry*, 36, 450–455. doi: 10.1016/j.jdent.2008.03.001.
- Yáñez, L., Morón, A., e Veja, A. (2006). Carillas estéticas como alternativa de tratamiento protésico. *Ciencia Odontológica*, 3(2), 86–92.
- Yanikoğlu, N., Duymus, Z. Y. e Yilmaz, B. (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials Journal*, 28(3), 344–351.
- Zhang, M., Puska, M., Botelho, M. Säilynoja, E. e Matinlinna, J. (2016). Degree of conversion and leached monomers of urethane dimethacrylate-hydroxypropyl methacrylate-based dental resin systems. *Journal of Oral Science*, 58(1), 15-22.