



Compósitos de propriedades bioactivas:  
Características e  
vantagens sobre os compósitos  
restauradores actuais.

João Afonso Barrote Dourado Pinto Monteiro

20953

Instituto Universitário de Ciência da Saúde, IUCS

2017/2018

## Declaração de Integridade

### Declaração de Integridade

Eu, João Afonso Barrote Dourado Pinto Monteiro, estudante do Mestrado Integrado em Medicina Dentária do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, declaro ter actuado com absoluta integridade na elaboração deste Relatório Final de Estágio de seu nome: "Compósitos de propriedades bioactivas: Características e vantagens sobre os compósitos restauradores actuais".

Confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer tipo de falsificação de resultados ou plágio.

Declaro ainda que todas as frases utilizadas no presente relatório que foram retiradas de trabalhos de outros autores foram devidamente citadas e, em caso de terem sido redigidas em outras palavras, foram devidamente assinaladas com referência da sua fonte bibliográfica.

Relatório apresentado no Instituto Universitário de Ciências da Saúde

Orientadora: Prof.ª Doutora Joana Gareez

Co-Orientadora: Mestre Cátia Moreira

Gandra, 21 de Setembro de 2018

O Aluno,

*João Afonso Barrote Dourado*  
(João Afonso Barrote Dourado)

## Aceitação do Orientador

### **Aceitação do Orientador**

Eu, Joana Garcez, com a categoria profissional de Professora Auxiliar no Instituto Universitário de Ciências da Saúde, tendo assumido o papel de orientadora do Relatório Final de Estágio intitulado **“Compósitos de propriedades bioactivas: Características e vantagens sobre os compósitos restauradores actuais”**, do aluno do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, João Afonso Barrote Dourado Pinto Monteiro, declaro que sou de parecer favorável para que o Relatório Final de Estágio possa ser presente a Júri para Admissão a provas conducentes à obtenção do grau de Mestre.

Gandra, 21 de Setembro de 2018

A Orientadora,

Joana Garcez

(Joana Garcez)

## Agradecimentos

À minha orientadora Prof. Doutora Joana Garcez e Co. Orientadora Cátia Moreira pela inigualável disponibilidade, paciência e compreensão.

Aos meus amigos, pelos disparates, os risos, as palavras de apoio, críticas e a ajuda na realização desta tese, do curso e na vida em geral.

A todos os professores por quem passei durante o meu percurso universitário e que, pela inspiração que foram e desafios que levantaram, montaram as bases para o profissional que serei. Espero fazer, ao longo da minha vida, fazer jus à excelência do que me foi ensinado.

À minha família de praxe, nomeadamente aos meus padrinhos, por elevarem a fasquia a uma altura tão alta pelo exemplo que me deram, e aos meus afilhados, que não me deixam ser menos do que o exemplo que me foi dado.

À Oportuna – Tuna Científica de Ciência da Saúde do Norte, por serem a minha família fora de casa e os meus melhores amigos, e por todas as mil aventuras e histórias que com eles tive e que coloriram com todas as cores de uma completíssima paleta de emoções aqueles que são carinhosamente chamados “os melhores anos da nossa vida”. Um brinde a vocês.

Finalmente, e mais importante, queria agradecer e dedicar este relatório final de estágio aos meus pais, por todo o amor e apoio incondicional e incessante durante três cursos, duas licenciaturas, um mestrado e nove anos de ensino universitário. Pela educação que me deram, pelo homem que sou e pelo profissional que virei a ser, um muito obrigado, todas as palavras e uma vida inteira não irão chegar para expressar a minha gratidão.

Dedico também ao João Sousa, não só por ao longo deste ano ter sido o melhor binómio que poderia ter, mas também por ser simultaneamente amigo, irmão, professor e às vezes até mãe, mas acima de tudo por ser uma pessoa excepcional sem a qual este último ano não teria sido igual.

Por fim dedico à Maria, minha namorada, por tudo, mas principalmente por me aturar nos momentos bons e maus e por, ao longo destes 3 anos de medicina dentária, ter acreditado sempre mais em mim do que eu próprio e nunca me ter deixado desistir ou ser menos do que o meu potencial permitia.

## Índice Geral

CAPITULO I: DESENVOLVIMENTO DA FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	1
1. Introdução.....	1
2. Objectivos.....	3
3. Metodologia.....	3
4. Fundamentação teórica.....	4
4.1. Cárie Dentária.....	4
4.1.1. Biofilme.....	4
4.1.2. Etiologia da Cárie.....	5
4.1.3. Cárie Secundária.....	5
4.2. Compósitos Resinosos.....	6
4.3. Materiais de Propriedade Bioactivas.....	7
4.3.1. Bioactive Glass.....	7
4.3.2. Partículas de Fosfato de Cálcio.....	8
4.3.3. Partículas de Prata.....	10
4.3.4. Metacrilatos de Amónio Quaternários.....	11
4.3.5. Quitosanas.....	12
5. Discussão.....	13
6. Conclusão.....	24
7. Bibliografia.....	26
CAPÍTULO 2: RELATÓRIO DAS ATIVIDADES PRÁTICAS DAS DISCIPLINAS DE ESTÁGIO SUPERVISIONADAS	29
1. Introdução.....	29
2. Relatório dos Estágios por Unidade Curricular.....	29
2.1. Estágio em Clínica Geral Dentária.....	29
2.2. Estágio em Clínica Hospitalar.....	30
2.3. Estágio em Saúde Oral e Comunitária.....	30

## Resumo

A seguinte revisão narrativa tem como objectivo apontar os principais problemas e limitações das restaurações em resina composta actuais quando expostas à flora bacteriana e condições adversas existentes na cavidade oral, a identificação e descrição de materiais bioactivos que possam ser acrescentados às restaurações e surgir como resposta a esses problemas, e, finalmente, dar a conhecer a eficácia desses mesmos materiais, por meio de evidência científica, no aumento do tempo de vida da restauração e na sua eficácia terapêutica quando lhe são acrescentados os materiais bioactivos.

As restaurações em compósito são muito populares no tratamento de cáries na medicina dentária restauradora pelas suas excelentes características estéticas e mecânicas. No entanto a sua natureza inerte, associada ao fenómeno de contração de polimerização e a um défice na higiene oral por parte do paciente pode sujeitar o dente a ataque bacteriano e levar ao aparecimento de cáries secundárias que diminuem de forma significativa o tempo de vida clínico da restauração.

Novos compostos como fibra de vidro bioactiva, fosfato de cálcio amorfo, prata, monómero de amonio quaternário e quitosana têm vindo a ser desenvolvidos e experimentados em resinas compostas de forma a conferir à restauração capacidade antibiótica e remineralizadora para aumento do seu tempo de vida clínica e capacidade terapêutica na cavidade oral.

Para a elaboração desta revisão narrativa foi feita uma pesquisa bibliográfica de artigos científicos nas bases de dados PubMed, Google Académico, HHS Public Access e Researchgate disponibilizadas pelo Instituto Universitário de Ciências da Saúde.

Palavras-chave: cárie dentária; remineralização de esmalte; inibição de cárie; compósito dentário; compósitos bioactivos; biofilme oral; resina composta; fibra de vidro bioactiva; compósito antibacteriano; cárie secundária; sistema adesivo; citotoxicidade; propriedades mecânicas; restauração dentária; polimerização; monómero de amónio quaternário.

## Abstract

The following narrative review has the objective of pointing the main issues and limitations of contemporary resin composite restorations when exposed to oral bacteria and other adverse oral environments, the identification and description of bioactive materials that can be added to the dental restorative while becoming an answer to those shortcomings, and to showcase the efficiency of said materials in the raising of the restorative's average clinical life span and therapeutical efficiency, by means of scientific as described in the literature.

Resin composite restoratives are in high-demand in cavity treatment for their great mechanical and aesthetic proprieties. However, it's inert nature, adding to polymerization shrinkage and the patient's poor oral hygiene, can expose the tooth to increased bacterial attack and lead to secondary carie which can shorten the restorative clinical life span significantly.

New materials such as Bioactive glass, amorphous calcium phosphate, silver, quaternary ammonium monomer and chitosan have been under development and experimentation while added to resin composites in order to confer the restorative with antibacterial e remineralizing capacity hence improving its clinical life span and therapeutical qualities in the oral cavity.

In order to write this narrative review scientific research was carried out using databases such as PubMed, Academic Google, EbscoHost and Research Gate made available by the Instituto Universitário de Ciências de Saúde do Norte.

Keywords: dental caries; enamel remineralization; carie inhibition; dental composite; bioactive composites; oral biofilm; resin composite; bioactive glass; antibacterial composite; secondary carie; dental adhesive; cytotoxicity; mechanical properties; dental restorations; polymerization; quaternary ammonium monomer.



## 1. Introdução

A cárie dentária é uma doença infecciosa multifactorial de origem bacteriana e uma das infecções bacterianas mais comuns no ser humano, sendo uma ameaça à saúde oral e sistémica da população de todo o mundo<sup>1</sup>. Dada a sua prevalência e impacto na saúde oral é natural que a prevenção e tratamento da cárie seja um dos principais objectivos da medicina dentária<sup>2</sup>.

O tratamento da cárie dentária implica a remoção das estruturas infectadas, preservando preferencialmente o máximo possível dos tecidos dentários originais, e a obturação da cavidade utilizando um material que seja simultaneamente capaz de estabelecer uma adesão forte com a estrutura dentária e aguentar de forma satisfatória as forças de oclusão, sendo essas características chave para o sucesso de uma restauração.<sup>1,3,4</sup> Neste contexto as restaurações em compósito têm surgido como a solução mais popular e aceite no tratamento da lesão de cárie uma vez que cumprem de forma satisfatória os requisitos mecânicos esperados de uma restauração e têm óptimas características estéticas.<sup>3-6</sup>

Apesar do grande progresso que tem sido feito nas últimas décadas no melhoramento das características dos resinas compostas, mais de metade das restaurações neste material dura menos de 10 anos antes de se tornar clinicamente não viável, por motivos estéticos, por motivos de fractura ou por motivos de cárie desenvolvida nas margens da restauração, também chamada de cárie secundária, e isto traduz-se em que 50% a 70% de todas as restaurações aplicadas são substituições de restaurações pré-existentes, acarretando um enorme encargo financeiro para os pacientes.<sup>1,3-5</sup>

No espectro de restaurações em compósito que se tornam clinicamente impraticáveis e que tem de ser substituídas destacam-se as que são perdidas por acção de cárie secundária nas margens da restauração, correspondendo a cerca 50-60% de todas as substituições.<sup>7</sup> Este fenómeno dá-se pois as resinas compostas comerciais permitem que haja infiltração bacteriana na interface entre a restauração e a estrutura dentária onde está aderida, e uma vez que estes são compostos de materiais biologicamente inertes não incentivam respostas fisiológicas que permitam combater a infecção bacteriana, não evitando assim a cárie secundária.<sup>7,8,9</sup>

Como resposta a este problema tem surgido recentemente uma forte necessidade de pesquisa e experimentação no sentido de encontrar e adicionar componentes com propriedades bioactivas às resinas compostas e sistemas adesivos no sentido de proporcionar capacidade anti-bacteriana, remineralizadora que reduza o aparecimento de cáries secundárias e potencie a longevidade da restauração.<sup>9,10</sup>

## 2. Objectivo

Esta revisão narrativa tem como objectivo enunciar alguns compostos que conferem propriedades bioactivas às resinas compostas quando adicionados a estas, explicando o seu mecanismo de funcionamento, o impacto que têm nas propriedades dos compósitos assim como a sua eficácia no controlo da cárie secundária, comparando-os às resinas compostas comerciais sempre que possível. Pretende-se atingir o objetivo proposto, recorrendo à literatura existente sobre o tema.

## 3. Metodologia

Para a elaboração desta revisão narrativa foi feita uma pesquisa bibliográfica de artigos científicos nas bases de dados PubMed, Google Académico, HHS Public Access disponibilizadas pelo Instituto Universitário de Ciências da Saúde.

As seguintes palavras-chave foram utilizadas a fim de encontrar os artigos que foram utilizados como referência para esta revisão narrativa: dental caries; enamel remineralization; carie inhibition; dental composite; bioactive composites; oral biofilm; resine composite; bioactive glass; antibacterial composite; secondary carie; dental adhesive; cytotoxicity; mechanical properties; dental restorations; polymerization; quaternary ammonium monomer;

Para a presente revisão narrativa foram utilizados 30 artigos.

Como critérios de inclusão para a seleção dos artigos definiram-se:

- Artigos publicados entre 2013 e 2018
- Artigos relacionados com o tema dos materiais com propriedades biocompatíveis nas restaurações em medicina dentária, ou com temas que proporcionassem a base do suporte teórico para abordagem ao tema.

Como critérios de exclusão definiram-se:

- Artigos cuja língua integral do artigo não fosse o inglês ou o português.
- Artigos que falassem dos materiais em questão exclusivamente aplicados a áreas que não a medicina dentária.

## 4. Fundamentação teórica

### 4.1. Cárie Dentária

#### 4.1.1. Biofilme

Devido às suas condições ecológicas, a cavidade oral é o habitat para diferentes tipos de micro-organismos que se juntam e que coexistem numa homeostasia microbiota.<sup>11</sup>

Valen H. et all define biofilme como qualquer grupo de micro-organismos que coexistem numa superfície aderente e que se fazem rodear de polissacarídeos, proteínas, lipídios e DNA extracelular por eles produzidos, assim como proteínas salivares e restos alimentares no caso do biofilme da cavidade oral.<sup>1,12</sup> A placa bacteriana nas faces dos dentes constitui um caso clássico de biofilme e é também o biofilme mais estudado no mundo, sendo um factor etiológico da cárie dentária.<sup>12</sup>

A formação do biofilme dá-se imediatamente após a lavagem da superfície dentária<sup>12</sup>. Forma-se uma película proteica de origem salivar ou dietética, película adquirida, que serve de ligando para os receptores das bactérias de forma a que estas se juntem à película<sup>1,12</sup>. As primeiras bactérias que se juntam à película adquirida são as que entram em contacto directo com a superfície da mesma, por outro lado as bactérias que vão posteriormente colonizar o biofilme vão-se aderir às bactérias já presentes no biofilme ou a outros elementos da matriz extracelular, num fenómeno denominado de coadesão<sup>12</sup>.

Após a junção das bactérias à película adquirida estas começam a produzir polissacarídeos, proteínas, lípidos e DNA extracelular que compõe a matriz extra-celular do biofilme<sup>12</sup>. Essa matriz é essencial para a estrutura e integridade do biofilme, e é responsável por algumas propriedades do mesmo como por exemplo uma resistência acrescida a antibióticos e sendo assim factor essencial no biofilme enquanto agente potenciador no aparecimento de cáries e outras patogenias da cavidade oral<sup>12</sup>.

#### 4.1.2. Etiologia da Cárie

Apesar da existência de biofilme na cavidade oral ser um ingrediente essencial para o aparecimento da cárie dentária, por acção das bactérias que nele existem, nomeadamente a *Streptococcus mutans*, o biofilme, por si só, não garante o aparecimento da doença<sup>9,11</sup>.

A cárie dentária aparece como consequência de uma mudança no ambiente da cavidade oral durante períodos prolongados de tempo, nomeadamente a ingestão e presença de hidratos de carbono na cavidade oral<sup>11</sup>. Através da fermentação de hidratos de carbono presentes na cavidade oral há uma produção de ácidos por parte das bactérias acidogénicas presentes no biofilme, nomeadamente pelos *Streptococcus mutans*, o que provoca uma queda no valor do pH intra-oral, especialmente nas zonas onde está aderido o biofilme<sup>1,10,11</sup>. Quando o pH desce para valores inferiores a 5,5 os iões de hidrogénio libertados pelo metabolismo das bactérias acidogénicas reagem com o grupo fosfato dos cristais de esmalte provocando uma reacção de desmineralização do esmalte, estabelecendo assim lesão de cárie<sup>2,7,9</sup>.

#### 4.1.3. Cárie Secundária

A cárie secundária é uma cárie que surge entre a estrutura dentária e as margens de uma restauração, sendo em causa a longevidade da restauração e levando muitas vezes à perda da mesma<sup>1,4,7,13</sup>.

O mecanismo de desmineralização é o mesmo de uma cárie normal e a distinção de cárie normal para cárie secundária ou recorrente faz-se pelo local onde a cárie se desenvolve, na interface dente-restauração<sup>4,6,7</sup>. Isto deve-se principalmente à existência de uma micro-fenda nas margens da restauração por onde poderá haver infiltração bacteriana e de detritos alimentares que darão às bactérias condições para provocar lesão de cárie nessa zona<sup>4,6,7</sup>. Outra razão possível para o aparecimento de cárie secundária e a respectiva perda da restauração é o preparo cavitário que se faz aquando a colocação da restauração<sup>4</sup>. O preparo conservador que é incentivado nas restaurações actuais de forma a preservar estrutura dentária faz com que muitas vezes haja resíduos de dentina infectada e afectada, o que provoca uma colonização bacteriana por debaixo das restaurações podendo provocar cárie secundária<sup>4</sup>.

## 4.2. Compósitos Resinosos

As restaurações em compósito têm surgido nas últimas décadas como a solução mais aceita para o preenchimento do preparo cavitário pós limpeza da lesão de cárie devido à sua facilidade de manuseamento, capacidade de adesão ao dente, propriedades mecânicas e principalmente devido às suas propriedades estéticas, nomeadamente a capacidade de mimetizar a cor do dente natural<sup>3,5,6,10,13,14</sup>.

Os compósitos são, de forma simplificada, constituídos por três grandes componentes: uma fase orgânica de matriz resinosa fotopolimerizável (normalmente constituída por monómeros de metacrilato ou dimetacrilato, sendo os mais comuns o Bis-GMA e o TEGDMA); um agente de união; e uma fase não orgânica composta por partículas de carga que servem para reforçar as propriedades mecânicas dos compósitos<sup>6,15,16,17</sup>.

Os compósitos são também acompanhados de um sistema adesivo, componente essencial para o sucesso de uma restauração e que garantem uma ligação forte entre as superfícies do dente e as da restauração<sup>3</sup>. O mecanismo de adesão da restauração à dentina por via do sistema adesivo consiste na infiltração dos monómeros do adesivo na matriz colagénica da dentina desmineralizada e a formação de uma camada híbrida<sup>3</sup>.

No entanto, apesar dos grandes avanços que se têm feito, ao longo das últimas décadas, no desenvolvimento de novos compósitos e também sistemas adesivos, estes continuam, devido a propriedades inerentes aos seus constituintes, a ter um tempo de vida clínica relativamente curto devido a factores como a fractura sob o efeito de cargas oclusais, envelhecimento e pigmentação da matriz resinosa, e principalmente por cárie secundária.

Alguns dos principais factores que contribuem para o insucesso das restaurações em compósito, por cárie secundária, são: o facto de os compósitos terem tendência a acumular mais biofilme na sua superfície do que outros materiais restauradores devido à interacção entre as bactérias e os monómeros da matriz resinosa e à sua natureza porosa; desgaste da matriz resinosa por meio dessa mesma interacção e por meio de ataque ácido produzido pelas bactérias na fermentação de hidratos de carbono; o fenómeno de contracção de polimerização que cria espaços na interface dente-restauração o que afeta a qualidade do adesivo; o tratamento mais conservador da lesão de cárie, que apesar de salvar estrutura dentária, pode permitir que haja uma superfície com dentina infectada ou afectada que estabelece uma ligação muito menos forte com o compósito através do sistema adesivo do que a ligação entre

compósito e dentina saudável; o facto do compósito ser biologicamente inerte exibindo portanto uma capacidade quase nula de efeito antibiótico e remineralização<sup>3,5,6,9,10,18,19</sup>.

### 4.3. Materiais de Propriedades Bioactivas

O número de restaurações em compósito que são perdidas por cárie secundária tem levado a comunidade científica a procurar materiais e estratégias para combater a instalação da doença de cárie em zonas adjacentes à restauração de forma a preservar o tempo de vida da restauração assim como promover a saúde da peça dentária remanescente<sup>1,5,6,7,8,16,19,20,21,22</sup>.

A forma mais eficaz encontrada para abordar o problema das cáries secundárias foi a integração dos materiais bioactivos no sistema adesivo e na própria estrutura do compósito por alteração dos monómeros que compõem a matriz orgânica ou por acrescento de novas partículas de carga com propriedades bioactivas na matriz inorgânica de forma a que o efeito seja mais localizado nas zonas de maior risco de acumulação de bactérias<sup>6,10</sup>.

#### 4.3.1. Bioactive Glass (BAG)

O BAG foi dado a conhecer em meados de 1960 por Larry Hench e seus colegas<sup>6,23</sup>.

É um material que substitui uma parte das partículas de carga na matriz inorgânica e que é representado por uma densa rede de cálcio amorfo e fosossilicatos de sódio e cuja sua principal característica é a sua capacidade de estabelecer ligações químicas com tecidos biológicos duros e moles, mais notavelmente com o colagéneo dos tecidos vivos, e ter uma excelente actividade de superfície, tendo sido utilizado amplamente na área da medicina<sup>6,14</sup>. A sua capacidade de ligação a tecidos está relacionado com o facto de que, quando em ambiente aquoso, como por exemplo quando em contacto com fluídos corporais, apresenta uma rápida e alta libertação de iões que forma uma camada de apatite hidroxicarbonatada na superfície do tecido com o qual está em contacto, promovendo assim a ligação entre ambos<sup>14</sup>.

Apesar de o BAG já ter aparecido há mais de 40 anos só recentemente é que o seu potencial como material utilizado em restaurações em compósito começou a ser explorado<sup>9</sup>. O interesse no BAG enquanto material utilizado nas restaurações apareceu após lhe ter sido reco-

nhecido potencial enquanto agente remineralizador e antibiótico devido à libertação de iões<sup>6,9,14,16</sup>.

O seu potencial enquanto agente remineralizador deve-se à libertação de iões de cálcio e fosfato que reagem com os cristais de esmalte provocando um ligeiro efeito remineralizador do mesmo<sup>9</sup>. Os seus mecanismos inibidores da actividade bacteriana, por outro lado, ainda não são totalmente conhecidos, mas sabe-se que a libertação iónica resultante do contacto com meio aquoso faz com que haja um aumento do pH do meio, inibindo assim as bactérias acidogénicas responsáveis pela produção de ácidos que provocam a lesão de cárie<sup>9</sup>. Para além disso, especula-se que aquando a libertação iónica fragmentos microscópicos da rede que constitui o BAG se libertam do compósito e provocam lesão por agressão mecânica nas membranas exteriores das bactérias, levando à sua morte mas ainda são necessários mais estudos para confirmar de forma definitiva esta hipótese enquanto agente anti-microbiano principal nos BAG<sup>6</sup>.

É possível ainda acrescentar componentes como prata(Ag) e flúor(F) à rede base do GAP para potenciar o seu efeito antibacteriano mas há o risco de influenciar de forma negativa as características estéticas e mecânicas do material<sup>14,21</sup>.

#### 4.3.2. Partículas de Fosfato de Cálcio

Os fosfatos de cálcio são os compostos de partículas bioactivas utilizadas como substitutas de partículas de carga em compósitos resinosos mais extensamente estudadas no ramo da medicina dentária<sup>8</sup>. São compostos de interesse pela sua capacidade remineralizadora do esmalte e regeneradora da dentina afectada por lesão de cárie quando combinados com sistemas adesivos e com compósitos resinosos para restauração de lesão de cárie<sup>8</sup>.

Os fosfatos de cálcio começaram a aparecer na medicina dentária nos anos 80 como meio para precipitação de hidroxiapatite que serviria de agente de ligação entre o compósito e a estrutura dentária<sup>8</sup>. No entanto só nos anos 90 é que começa a ser utilizado enquanto como partícula de carga na matriz inorgânica dos compostos resinosos, e só na última década é que se têm conduzido experiências no sentido de conseguir uma quantidade substancial de informação sobre o desempenho destes compostos como partículas de carga em compósito<sup>8</sup>.

O composto mais comum nos compósitos e sistemas adesivos utilizados nos estudos de compósitos que têm vindo a ser conduzidos é o fosfato de cálcio amorfo (ACP), que têm uma

rede cristalina menos definida e mais dispersa, tornando-se bastante solúvel em meio aquoso e fazendo dele um ótimo candidato para partícula libertadora de íons<sup>8</sup>. Para que haja uma liberação controlada de íons, e para evitar que haja uma conversão espontânea do ACP em hidroxiapatite, é necessário combinar o ACP com uma partícula estabilizadora, sendo a mais comum o fosfopéptido de caseína (CPP) formando o composto ACP-CPP que é o composto mais estudado de entre os fosfatos de cálcio utilizados na medicina dentária preventiva e restauradora<sup>8</sup>.

A remineralização por parte do composto ACP passa por uma liberação iônica em meio aquoso que uma vez sobressaturado de íons cria depósito de hidroxiapatite que preencherá os espaços criados pela lesão de cárie num processo que têm o nome de reendurecimento do esmalte<sup>5,8</sup>. Vários factores interagem e contribuem para a liberação iônica, e consequentemente, capacidade remineralizadora do ACP, quando integrado num compósito resinoso, mas de uma forma geral podemos afirmar que: esta aumenta com a área superficial ocupada por este, uma vez que a área que está em contacto com a água também aumenta estimulando assim maior liberação de íons de fosfato e de cálcio; com a quantidade de ACP presente na matriz inorgânica; com o pH do meio, sendo que a liberação de íons e capacidade remineralizadora aparenta ser tanto maior quanto menos for o pH do meio<sup>8</sup>.

Apesar de teoricamente o ACP poder ter uma utilidade grande enquanto composto remineralizador nos compósitos resinosos alguns autores apontam o facto de que os compósitos que contêm ACP ficam bastante enfraquecidos nas suas características mecânicas<sup>5,8</sup>. Isto acontece devido à fraca capacidade de ligação química que o ACP tem com a matriz orgânica do compósito, enfraquecendo de forma significativa as propriedades mecânicas, e que torna os locais onde se encontra o ACP em zonas de acumulação de stress e de início de fractura<sup>22</sup>. No entanto, o avanço da nanotecnologia permitiu diminuir o tamanho de algumas partículas utilizadas na medicina dentária de forma muito significativa alterando drasticamente as suas características<sup>1</sup>. Isto deu origem a uma versão nanoparticulada do ACP (NACP), com tamanho de partícula significativamente mais baixo de forma a permitir manter a mesma área de superfície activa mesmo com menores quantidades de fosfato de cálcio amorfo, o que permite que haja o mesmo efeito remineralizador com quantidades muito mais pequenas de fosfato de cálcio amorfo que se irá traduzir num desempenho mecânico muito superior ao ACP normal<sup>4,24</sup>.

### 4.3.3. Partículas de Prata

As partículas de prata(Ag) são utilizadas como partículas de carga na matriz não orgânica do compósito resinoso<sup>1</sup>.

É uma partícula de interesse por possui características anti-microbianas, anti-fúngicas e anti-víricas<sup>1,7,10</sup>.

A sua capacidade anti-microbiana advém da libertação de iões de Ag que ao entrarem em contacto com bactérias inactivam algumas enzimas vitais à sua sobrevivência, fazendo com que o DNA da bactéria perca a sua capacidade de se replicar, levando à sua morte<sup>1,10</sup>. O interesse da capacidade anti-microbiana das partículas de prata é que o seu mecanismo de acção não provoca resistência bacteriana, não havendo o risco de criar super-bactérias.

O avanço da nanotecnologia permitiu aumentar ainda mais a eficácia antibiótica do Ag pois pela diminuição do tamanho das partículas permitiu uma maior área superficial de Ag no compósito com quantidade total de Ag menor, potenciando assim a sua capacidade antibiótica sem comprometer esteticamente e mecanicamente a restauração<sup>1</sup>.

As partículas de prata podem ser utilizadas sozinhas no compósito ou então em pequenas quantidades em conjunto com BAG, NACP ou QAM's para potencialização da sua capacidade antibiótica desses compostos sem que haja perda significativa de propriedades mecânicas e estéticas.

Há, no entanto, algumas restrições no uso de Ag em compósitos resinosos. Mesmo na sua forma de NAg as partículas de prata têm dificuldade de dissolução na matriz orgânica tornando difícil a preparação de um compósito funcional<sup>1</sup>. Para além disso a oxidação da prata presente nos compósitos pode provocar mudança de cor, acarretando défices estéticos que apesar de poderem passar despercebidos em restaurações de dentes posteriores são absolutamente inadmissíveis clinicamente numa restauração de dentes anteriores<sup>1,21</sup>.

#### 4.4.4. Metacrilatos de Amónio Quaternários (QAM's)

Os QAM's são monómeros com cadeias alquílicas de comprimentos variados utilizados nas resinas compostas como materiais polimerizáveis adicionados à matriz orgânica dos compósitos resinosos ou aos seus sistemas adesivos de forma a conferir propriedades antimicrobianas às restaurações<sup>10</sup>.

O seu mecanismo anti-bacteriano funciona pela ligação que estabelece com a membrana celular das bactérias, provocando lesão destas e vazamento do citoplasma celular<sup>1,10</sup>. Mais concretamente, quando a bactéria entra em contacto com os locais dos QAM's com carga eléctrica positiva há um desequilíbrio eléctrico na membrana celular da bactéria e esta implode sob a sua própria pressão osmótica<sup>10</sup>. Para além disso há também um efeito antibiótico acrescido resultante da cadeia alquílica dos QAM's, que actua sobre a capacidade de produção de ácido e actividade metabólica por parte das bactérias, levando-as a morte celular, e que é tanto maior quanto maior for o comprimento da cadeia alquílica podendo ter um comprimento máximo de 16<sup>10</sup>.

No entanto os QAM's têm algumas falhas denunciadas, como por exemplo o facto da sua capacidade antibiótica ficar condicionada com o capeamento salivar na superfície da restauração, pois impede o contacto directo entre a bactéria e o compósito resinoso, sendo portanto benéfica a introdução de um composto repelente de proteínas em conjunto com os QAM's<sup>10</sup>. Outro problema dos QAM's é que são compostos de monometacrilatos, o que significa que têm apenas um grupo reactivo o que limita o número de ligações que pode estabelecer com a matriz resinosa durante o processo de polimerização faz com que haja uma polimerização da matriz resinosa insuficiente e leva a que haja um escoamento do monómero que não é polimerizado<sup>1,17</sup>. Para ultrapassar este problema foram sintetizados compostos de dimetacrilato (QADM's). Os QADM's por terem dois locais com grupo reactivo podem estabelecer mais ligações com a matriz resinosa evitando assim os problemas atrás referidos<sup>17</sup>.

Apesar de demonstrarem uma capacidade antibiótica relativamente fraca, estudos mostram que é possível incorporar maiores quantidades de QADM na matriz resinosa de forma a potenciar a sua eficácia sem que isso comprometa as características mecânicas essenciais do compósito resinoso<sup>1</sup>.

Também é possível combinar QAM's e QADM's com Ag de forma a melhorar substancialmente a capacidade antibiótica, mas o impacto nas características dos compósitos

resinosos fruto desta combinação ainda carecem extensivamente de estudo antes de poderem ser aplicadas clinicamente<sup>1</sup>.

#### 4.4.5. Quitosana

Quitosana é um biomaterial de origem natural que resulta da purificação da quitina, composto encontrado no exosqueleto dos crustáceos, insectos e em alguns fungos e plantas<sup>25</sup>.

É um biomaterial composto por N-acetilglucosamina e unidades de copolímero de glucosamina<sup>25</sup>.

É um composto de interesse pelo seu potencial como remineralizador do esmalte por fornecimento de amelogenina<sup>25</sup>. Também apresenta elevada capacidade antibiótica contra bactérias patogénicas da cavidade oral como por exemplo porphyromonas gingivalis e streptococcus mutans apesar do mecanismo de actividade antibiótica ser ainda pouco conhecido.

É conseguida através da deacetilação da quitina, que se torna em quitosana de pouca solubilidade<sup>25</sup>. Posteriormente, por hidrolização enzimática consegue-se obter oligossacarídeo de quitosana que tem um baixo peso molecular e é altamente solúvel em água, sendo portanto mais próprio para ser utilizado em medicina dentária<sup>25</sup>.

Apesar das suas excelentes características mecânicas e bioactivas a sua utilização enquanto parte de um material restaurador continua a ter alguns obstáculos relevantes<sup>25</sup>. O facto da quitosa extraída ter um largo espectro de diferentes estruturas e pesos moléculares faz com que estes sejam inconsistentes nas características físico-químicas que apresentam e que conferem aos compósitos resinosos<sup>25</sup>.

É portanto um material que, apesar do seu potencial, ainda carece de vários estudos e experiências in vitro, in situ e in vivo antes de poder ter aplicação clínica no campo das restaurações em medicina dentária.

## 5. Discussão

Devido ao interesse crescente em soluções de forma a aumentar o tempo de vida das restaurações o número de estudos realizados de forma a testar as capacidades e propriedades de materiais bioativos em compósitos resinosos tem vindo a aumentar, principalmente durante a última década. Os estudos pretendem comparar a capacidade antibiótica, remineralizadora, as propriedades mecânicas, as características estéticas e o risco de citotoxicidade destes novos compósitos e adesivos com materiais bioativos quando comparados com compósitos e adesivos comerciais.

No grande número de experiências realizadas sobre o tema nos últimos 5 anos, apesar de todos os autores concordarem na utilidade do desenvolvimento destes materiais, os resultados têm sido bastante heterogêneos até para compósitos com os mesmos materiais. Isto é explicável pela heterogeneidade das condições das experiências realizadas, uma vez que as experiências são todos *in vitro* ou *in situ*, faltando assim ensaios *in vivo* ou ensaios clínicos que reproduzam de forma fiável e consistente as condições encontradas na cavidade oral de forma a uniformizar as condições das experiências e conferir fiabilidade aos resultados.

### **Estudos sobre BAG:**

Num estudo de em que se avaliou o efeito de compósitos com BAG em dentina desmineralizada ao longo de um período de 30 dias, Tezvergil-Mutluay e col. testou os efeitos de três compósitos diferentes, um compósito sem BAG, um com Bioglass 45S5, o BAG mais comum, e finalmente um compósito que continha BAG rico em fosfato e com libertação acrescida de flúor(BAG-F)<sup>26</sup>. O estudo mostrou que BAG-F tinha um efeito maior que o BAG na inibição da degradação do colagénio da dentina ao longo dos 30 dias através da alcalinização do pH ambiente e pela precipitação de hidroxiapatita nos túbulos de dentina inibindo assim as proteases responsáveis pela hidrolização do colagénio<sup>26</sup>. Ambos conseguiram resultados na inibição da degradação da dentina vastamente superiores ao compósito sem componente bioactiva, mas o estudo carece de comparação do impacto da adição dos BAG's nas características mecânicas do compósito quando em comparação com o compósito comercial<sup>26</sup>.

Outro estudo *in vitro* levado a cabo por Ji-Hyun Jang e col. com o mesmo objectivo de constatar a capacidade remineralizadora de dentina adjacente à restauração por incorporação de BAG no compósito por avaliação da variação micro-dureza da dentina durante um período de duas semanas chegou a conclusões semelhantes a Tezvergil-Mutluay e col. no seu trabalho "Effects of Composites Containing Bioactive Glasses on Demineralized Dentin."<sup>23,26</sup>. Ji-Hyun Jang e col. verificou um aumento de micro dureza da dentina ao fim de duas semanas que conseguiu atribuir ao depósito de cristais de hidroxiapatita por saturação de iões de fosfato e cálcio na superfície da dentina tendo verificado também que aumentou o módulo de elasticidade da dentina durante o processo<sup>23</sup>. A inalteração da micro-dureza da dentina quando utilizado compósito sem BAG, como estava previsto, permitiu confirmar a presença de BAG como o elemento responsável pela remineralização da dentina<sup>26</sup>. Mais uma vez, o estudo careceu de comparação do impacto que a utilização de BAG tem como partícula de carga nas características do compósito e como tal não possui ainda todos os requisitos que permitam avançar com um estudo clínico *in vivo* apesar das perspectivas animadoras<sup>26</sup>.

Já Emre Korkut e col., num estudo *in vitro*, avaliaram a eficácia antibiótica contra *Escherichia coli* e *Staphylococcus aureus* solução aquosa, e a eficácia contra *Streptococcus mutans* em solução aquosa e em biofilme de vários compósitos resinosos modificados com micropartículas de GAB, como partículas de carga, em percentagens diferentes na sua representação na matriz inorgânica<sup>6</sup>. O estudo tinha como objectivo analisar como evoluiria a eficácia antibiótica com o aumento de percentagem de partículas de BAG tendo-se usado 0% (Grupo controlo), 5%, 10% e 30% BAG<sup>26</sup>. O estudo reconhece que o aumento da substituição das partículas de carga por BAG pode levar a uma alteração substancial das propriedades mecânicas do compósito, nomeadamente a resistência à flexão e compressão que são uma característica essencial dos compósitos, e torna-lo inviável para o seu uso clínico por falta de capacidade de aguentar às forças resultantes da oclusão no dia a dia, e por isso testou também as alterações na resistência à flexão, resistência à compressão e rugosidade da superfície de forma a comparar com os valores encontrados em compósitos comerciais<sup>6,27</sup>.

O estudo verificou que a supressão bacteriana das 3 estripes em solução aquosa aumentava proporcionalmente com o aumento de percentagem de partículas de BAG na matriz inorgânica do compósito, tendo-se verificado um aumento significativo do efeito antibiótico para as

percentagens de 10% e 30%. No que diz respeito à estripe de *S. mutans* em biofilme, verificou-se que o compósito com 5% BAG não apresentava efeito antibiótico relevante quando comparado ao grupo controlo, mas os compósitos 10% e 30% diminuíram significativamente o número de células bacterianas viáveis<sup>6</sup>.

No que diz respeito às propriedades mecânicas Emre Korkut e col. verificaram que não havia diferenças significativas entre a rugosidade da superfície do compósito controlo e dos compósitos experimentais<sup>6</sup>. Já no que diz respeito à resistência à flexão e à compressão os achados da experiência do presente estudo permitiram concluir que não havia diferenças com valor significativo entre o compósito controlo e os compósitos de percentagem 5% e 10% BAG mas que ao subir a percentagem para 30% ambos os valores de resistência diminuía significativamente<sup>6</sup>.

O estudo levado a cabo por Emre Korkut e col. conclui então que é possível modificar a matriz inorgânica de um compósito com 10% de BAG alcançando significativas melhorias no efeito antibiótico e sem que haja mudanças nas características mecânicas que levem à inviabilidade da restauração<sup>6</sup>.

Numa experiência muito semelhante, Xanthippi Chatzistavrou et col. testaram a capacidade antibiótica de um compósito modificado com GAB juntamente com partículas de Ag para aumentar o seu potencial antibacteriano<sup>21</sup>. Apesar de os resultados terem sido satisfatórios, com um efeito antibiótico muito superior ao grupo controlo, o autor refere um ligeiro aumento na rugosidade do compósito experimental o que pode levar a uma acumulação de biofilme na superfície da restauração<sup>21</sup>. Refere também que a oxidação das partículas de Ag pode constituir um problema a nível estético por alteração da cor da restauração, e finalmente afirma também que o grau de polimerização do compósito experimental não é tão alto como o de controlo<sup>21</sup>.

Mais tarde, noutro estudo, o mesmo autor confirmou os resultados obtidos neste estudo, tendo ainda verificado uma capacidade remineralizadora significativa por parte dos GAB-Ag, considerando que os achados nestes estudos provam a aptidão das resinas compostas alteradas em questão para aplicação clínica<sup>721</sup>.

D. Khvostenko et col., numa experiência *in vitro* que pretendia verificar a eficácia de um compósito com BAG 15% na prevenção de infiltração de *S. mutans* no espaço entre a estrutura

dentária e restauração, de forma a simular um processo muito comum que dá origem a cárie secundária, conseguiu também resultados muito favoráveis para o compósito experimental<sup>9</sup>.

Na sua experiência a restauração com BAG 15% apresentou uma infiltração de *S. mutans* até apenas 61% da profundidade da falha entre a restauração e a estrutura dentária, enquanto que no compósito controlo verificou-se uma infiltração até à total profundidade da falha, atingindo a base da restauração de forma consistente, confirmando-se assim a superioridade por parte do compósito experimental na capacidade de atrasar a infiltração de *S. mutans* e o processo de desmineralização de dentina que daí advém<sup>9</sup>. De realçar ainda que a experiência garantiu que a largura de ambas as falhas era igual de forma a despistar que as diferenças nos resultados se devessem a facilidade no processo de infiltração à priori da intervenção das características dos restauradores<sup>9</sup>.

Ao contrário de Emre Korkut e col., Hong-Keun Hyun e col. lançaram um estudo com base numa experiência que tinha por objectivo comparar os valores de rugosidade, brilho e micro-dureza de entre três resinas compostas: uma com BAG, outra com BAG-F e uma resina composta sem compostos bioactivos a servir de controlo,, quando expostas a um meio estéril e à presença de biofilme,<sup>6,14</sup>.

Verificou que nas resinas com BAG e BAG-F houve um aumento considerável da rugosidade e um decréscimo acentuado do brilho e micro-dureza da restauração quando expostos ao meio estéril, ao contrário da resina composta de controlo que manteve as suas características sem nenhuma alteração relevante<sup>14</sup>. De notar também que se verificou uma maior deterioração das características mecânicas em BAG-F do que BAG<sup>14</sup>. O autor explica estes resultados com a libertação de iões que causa perda de massa da matriz inorgânica que resulta em espaços abertos na superfície da resina composta, tornando a superfície irregular, sendo que BAG-F tem maior libertação iónica do que BAG<sup>14</sup>.

No entanto, quando expostos a biofilme contendo *S. mutans* o estudo provou que apesar de haver um aumento maior da rugosidade das resinas com BAG e BAG-F numa primeira instância, o valor de rugosidade torna-se constante ao longo do tempo e acaba com valores semelhantes aos valores da resina composta comercial<sup>14</sup>. O autor atribui este fenómeno à formação de uma camada de biofilme por cima da superfície das resinas BAG e BAG-F que fica livre de *S. mutans* por acção antibiótica e que impede o contacto da superfície com uma nova camada de

biofilme, impedindo assim a perda contínua de iões e o constante aumento da rugosidade e decréscimo dos outros parâmetros por associação<sup>14</sup>.

Hong-Keun Hyun, lançou também um estudo sobre a influência do biofilme nas propriedades ópticas, nomeadamente a cor e translucidez, em resinas compostas com BAG e BAG-F em diferentes estados de polimento. O objectivo era simular diferentes condições orais relevantes na deterioração natural da resina composta e avaliar as mudanças estéticas que acompanham essa deterioração nos BAG e BAG-F<sup>20</sup>.

O estudo ressalva que, à priori, devido aos componentes que compõe o BAG e o BAG-F as resinas compostas que os contém serão naturalmente um pouco mais escuras, mas sem efeito estético de particular relevância<sup>20</sup>.

O estudo verificou que após ataque bacteriano, apesar de se ter verificado uma maior diminuição na translucidez na resina composta que tinha BAG-F na sua composição, todas as resinas compostas sujeitas a deterioração por exposição a biofilme bacteriano tiveram uma diminuição nos valores de translucidez<sup>20</sup>. Apesar disso o estudo comprovou que, independentemente da maior diminuição da translucidez e aumento da rugosidade verificado nas resinas compostas com aditivo de BAG e BAG-F, a mudança de cor das resinas compostas experimentais por acção do desgaste por biofilme não foi maior do que o verificado na resina composta controlo, podendo então concluir que a presença dos aditivos de BAG na matriz inorgânica da resina composta não impacta negativamente a descoloração da restauração de forma mais acentuada do que as resinas compostas comerciais actuais<sup>20</sup>.

Um estudo publicado por Satin Salehi et col. avaliou a influência da presença de BAG efeito citotóxico das resinas compostas<sup>16</sup>.

O que se pretendia averiguar no estudo era se a citotoxicidade da resina composta advinha unicamente do vazamento de monómero da matriz orgânica (BisGMA e TEGDMA) na cavidade oral por polimerização incompleta da resina composta ou se a presença de BAG no material vazado contribuiria de alguma forma para um aumento desse efeito citotóxico<sup>16</sup>. A experiência foi levada a cabo in vitro expondo os diferentes compósitos experimentais, com quantidades variáveis de BAG, o compósito controlo e uma amostra de monómero da matriz orgânica não polimerizada a células em cultura e avaliando o efeito que tinham na sobrevivência e viabilidade da cultura de células após a exposição<sup>16</sup>.

Após análise dos resultados os autores confirmaram, por exclusão de partes, que a presença e quantidade de BAG na resina composta não tem influência sobre a toxicidade das resinas compostas sobre as células<sup>16</sup>. Esta conclusão foi alcançada analisando um conjunto de fatos constatados nos resultados experimentais: O grau de citotoxicidade aumentava em relação de proporcionalidade inversa com o grau de polimerização dos compósitos, isto foi válido para todos os compósitos que fizeram parte da experiência; compósitos experimentais com o mesmo grau de polimerização mas com maiores graus de GAB na sua composição não apresentaram maior citotoxicidade, ou seja, o número de células viáveis não diminuía com o aumento de percentagem de GAB; finalmente, as células expostas ao monómero da matriz orgânica isolado e não polimerizado acusaram efeitos de exposição a material citotóxico<sup>16</sup>. Desta forma, apesar de ser impossível excluir totalmente um possível, ainda que muito pequeno, efeito nocivo nas células por efeito da libertação de iões, podemos atribuir a esmagadora maioria da citotoxicidade das resinas compostas à presença de monómeros livres da matriz orgânica por polimerização incompleta da matriz orgânica<sup>16</sup>.

Em relação ao processo de polimerização, Matej Par e co. Lançaram dois estudos no ano de 2018 que pretendiam averiguar as alterações na taxa de polimerização, tempo de polimerização e profundidade de polimerização de resinas compostas com quantidades variáveis de BAG na sua composição<sup>28,29</sup>. Ambas as experiências contaram com resinas compostas com 5%, 10%, 20% e 40% de percentagem de BAG na matriz inorgânica e uma resina composta de controlo sem BAG na sua composição<sup>28,29</sup>. Para isso fotopolimerizou todas as resinas compostas em estudo num período de 20 segundo e num período de 40 segundos e analisou a taxa de polimerização e o grau de polimerização aos 5 minutos para ambos esses tempos<sup>28,29</sup>.

O primeiro estudo concluiu que a taxa de polimerização e o grau de polimerização das resinas compostas diminui aquando o aumento de percentagem de GAP presente no compósito, tendo no entanto valores superiores ou na ordem aos apresentados pelas resinas compostas comerciais<sup>28</sup>. Os autores atribuem a descida na capacidade polimerizadora com uma formação de radicais de oxigénio que advém dos efeitos da fotopolimerização sobre as partículas de BAG e que completariam o seu processo de polimerização a temperaturas elevadas mas que são incapazes de o fazer à temperatura ambiente<sup>28</sup>. O estudo verificou também que o aumento do tempo de fotopolimerização, de 20s para 40s, tinha um impacto positivo na polimerização das resi-

nas compostas com BAG, aumentando a taxa de polimerização e grau de polimerização aos 5 minutos<sup>28</sup>.

O segundo estudo, em condições semelhantes, chegou a conclusões semelhantes ao primeiro, tendo acrescentado apenas que a profundidade da polimerização era também ela afectada com a quantidade de BAG presente na resina composta, diminuindo com o aumento da percentagem de BAG<sup>29</sup>.

## **Estudos sobre Fosfatos de Cálcio**

Um estudo sobre uma experiência in vitro publicado Marina Chiari e col. teve como objectivo avaliar uma resina composta experimental que continha incorporado na sua matriz resinosa nanopartículas de fosfato de dicálcio dihidratado(DCPD) no lugar de das habituais partículas de carga, quanto ao seu grau de polimerização, propriedades mecânicas e libertação de iões<sup>22</sup>. Estas características foram estudadas em função da percentagem de DCPD presente na resina composta tendo sido experimentadas nas percentagens de 10% e 20% no caso das resinas experimentais e 0% no caso das resinas de controlo<sup>22</sup>. Provocou-se artificialmente o desgaste das resinas em estudo num ambiente de água estéril para registar as alterações das características das resinas compostas em função do desgaste a que são expostas<sup>22</sup>.

Os resultados da experiência demonstraram que no que toca à polimerização não houve diferenças relevantes entre o compósito controlo e os vários compósitos experimentais<sup>22</sup>. Este dado é relevante pois indica que as diferenças encontradas nos valores de libertação de iões e nas propriedades mecânicas das resinas compostas não se deveram a polimerização insuficiente ou deficiente, mas sim devido às diferenças na composição da matriz inorgânica<sup>22</sup>. Quanto às propriedades mecânicas: o estudo revelou que a resistência à fractura por parte das resinas compostas diminuía com o aumento de DCPD presente na resina composta<sup>22</sup>. O autor justifica este resultado apontando à fraca ligação química que DCPD estabelece com a matriz orgânica e que tende a criar pontos frágeis sujeitos a fractura<sup>22</sup>. Observou-se também uma descida nos valores de modulo de flexão aquando do desgaste das resinas em água durante 28 dias, tendo sido maior nos compósitos experimentais do que nos compósitos de controlos, atribuindo esta diferença à degradação provocada na matriz da resina composta por libertação iónica<sup>22</sup>.

Quanto à liberação iônica, os resultados mostram que não houve uma diferença significativa na concentração dos íons em meio aquoso independentemente da percentagem de DCPD presente na resina composta<sup>22</sup>. Com este resultado o autor concluiu que é maior o impacto da superfície activa, DCPD em contacto com o meio aquoso, na liberação dos íons do que a massa de DCPD presente na resina composta<sup>22</sup>. Verificou-se também um decréscimo acentuado na liberação de íons ao fim dos 28 dias em relação à liberação inicial o que levanta algumas preocupações à cerca da eficácia remineralizadora de compostos de fosfato de cálcio utilizados em restaurações a longo prazo<sup>22</sup>.

Ling Zhang e col. estudaram a possibilidade de desenvolver uma resina composta com fosfato de cálcio nanoparticulado recarregável de forma a garantir a actividade remineralizadora da resina composta a longo prazo<sup>4</sup>. O estudo pretendia tirar ilações à cerca de três pontos: (1) é possível desenvolver uma resina composta com fosfato de cálcio recarregável e a eficácia de recarregamento dependeria da matriz resinosa onde as partículas de fosfato de cálcio estão inseridas; (2) a liberação de íons por parte da resina composta manter-se-á constante ao longo da experiência independentemente do número de ciclos de recarga e liberação que haja; (3) a nova resina composta terá propriedades mecânicas que estarão a par das dos compósitos comerciais, sendo por isso aptas para utilização clínica<sup>4</sup>. Nesta experiência foram testadas duas resinas compostas experimentais, uma utilizando uma base de matriz resinosa com PMGDM e com EB-PADMA (resina PE), e a outra utilizando uma base de BisGMA, TEGDMA e Bis-MEP (resina BTM). Foi também sintetizada uma resina composta de controlo utilizando como bases BisGMA e TEGDMA<sup>4</sup>.

Os resultados obtidos na experiência indicaram que as matrizes BisGMA e TEGDMA são obstáculos à liberação desejável de íons assim como a sua recarga. Os resultados de liberação de íons indicam que a resina PE libertou íons e recarregou-os de uma forma muito mais eficaz do que a resina BTM. Também se confirmou que o grau de liberação iônica pós recarga não diminuiu em PE apesar de vários ciclos de carga e recarga. O autor atribuí os resultados à utilização da matriz resinosa com monómero ácido PMGDM<sup>4</sup>.

No que diz respeito às propriedades mecânicas, a resina BTM tinha as melhores propriedades mecânicas, mas os resultados indicam que ambas as resinas BTM e PE tinham valores de resistência flexoral na mesma linha dos compósitos comerciais e apresentavam também um menor módulo de elasticidade em relação ao grupo controlo, o que segundo o autor pode ser

uma mais valia pois indica que há uma relação entre valores altos de módulo de elasticidade e o aparecimento e tamanho de fendas na interface dente-restauração<sup>4</sup>.

Num estudo de Mater Paj realizou-se uma experiência in vitro com o objectivo de observar o desenvolvimento do processo de polimerização de resinas compostas experimentais com fosfato de cálcio amorfo (ACP) 40% constante misturado com diferentes partículas de carga integrado numa matriz orgânica de Bis-EMA/TEGDMA/HEMA<sup>30</sup>. A experiência consiste na observação da taxa e grau de polimerização ao fim de 5 minutos pós polimerização de 20s e de 40s dos vários compósitos experimentais<sup>30</sup>. As hipóteses a testar nesta experiência são: (1) Não existe influência do tempo de fotopolimerização, que seja 20s ou 40s, na taxa de polimerização e no grau de polimerização conseguida 5 minutos depois da exposição à fotopolimerização; (2) Não existe diferenças entre as taxas de polimerização e grau de polimerização entre as várias resinas de partículas de carga diferentes<sup>30</sup>. Os compósitos utilizados foram ACP40, ACP40-Ba10, ACP40-Ba5Si5 e ACP40-Si10 como resinas compostas experimentais, e Ba40 e Ba40Si10 como grupos de controlo<sup>30</sup>.

Ambas as hipóteses foram rejeitadas pelos resultados<sup>30</sup>. O tempo de fotopolimerização teve um impacto significativo em todas as resinas compostas, mas principalmente nas resinas experimentais que continham silício<sup>30</sup>. De uma forma geral, quando expostos a um tempo de polimerização de 40s, todos os compósitos apresentaram uma grau de polimerização superior a quando expostos a apenas 20s<sup>30</sup>. Observou-se também que os compósitos experimentais, que contêm ACP, apresentaram uma polimerização mais lenta, mas um grau de polimerização mais alto do que os compósitos controlo<sup>30</sup>. Em relação à segunda hipótese colocada, foi rejeitada uma vez que houve diferenças significativas entre as resinas compostas experimentais e os controlos<sup>30</sup>. No entanto, apenas com os resultados apresentados o autor não consegue explicar satisfatoriamente a razão dos valores observados por associação às partículas de carga de cada resina composta<sup>30</sup>. Sugere no entanto que pode ter a ver com a diminuição da mobilidade da matriz resinosa orgânica por influência das diferentes ligações que estabelece com as diferentes partículas de carga<sup>30</sup>. No entanto o presente estudo carece de dados e meios para confirmar de forma definitiva esta hipótese e como é que cada partícula de carga afecta a matriz resinosa.

O estudo conclui no entanto que a adição de ACP tem um impacto considerável e positivo no aumento do grau de polimerização da resina composta em relação às resinas compostas com o mesmo tempo exposição para o conseguir, apesar de precisar de um tempo de

fotopolimerização superior ao das resinas compostas comerciais para atingir os ditos valores de grau de polimerização pois a velocidade da mesma é mais lenta.

## Estudos sobre QAM's

Qiting Huang e col. lançaram um estudo no qual realizaram um experiência com a qual pretendiam caracterizar o efeito antibiótico, a citotoxicidade e as características mecânicas de um monómero de di-metacrilato, UDMQA-12 30%, como parte da composição da matriz orgânica de uma resina composta<sup>17</sup>. Foi ainda acrescentada à resina composta experimental partículas de vidro silanizadas como partículas de carga para melhorar as suas características mecânicas<sup>17</sup>. Como controlo para as características em questão foi utilizado um composto convencional de cimento de ionómero de vidro (GIC)<sup>17</sup>.

Após experimentação observou-se que apesar da concentração de UDMQA-12 na resina composta ter diminuído por adição das partículas de carga o efeito antibiótico sobre *S. mutans* manteve-se, reforçando a utilidade deste composto no combate à carie secundária<sup>17</sup>. Para além disso, ao fim de duas semanas de imersão em meio aquoso a resina composta experimental continuou a apresentar actividade antibiótica satisfatória, assim como o grupo de controlo que apresentava valores ligeiramente superiores à resina experimental tanto antes como depois das duas semanas de imersão em água<sup>17</sup>. Já quando em contacto com *S. mutans* em meio de saliva humana, verificou-se que houve uma redução na actividade antimicrobiana da resina composta experimental e do GIC, por adesão do biofilme, tendo no entanto potência antibiótica suficiente por parte de ambos para ser relevante no ambiente da cavidade oral e reduzir significativamente o risco de aparecimento de cárie secundária<sup>17</sup>.

Já a citotoxicidade da resina composta experimental foi comparada com a da uma resina composta comercial e com a de GIC<sup>17</sup>. O teste foi realizado expondo células da polpa dentária aos compósitos em teste e verificar a viabilidade celular ao fim de 24 e 48 horas<sup>17</sup>. Os resultados recolhidos apontam a uma significativamente maior toxicidade por parte do GIC em relação à resina composta experimental e à resina composta comercial<sup>17</sup>. Apontam ainda para uma citotoxicidade semelhante entre ambas as resinas compostas, negando a hipótese do efeito antibiótico da resina composta experimental acontecer por meio de vazamento de material citotóxico para a cavidade oral<sup>17</sup>.

Quanto às propriedades mecânicas, foi testada a resistência flexoral da resina composta experimental comparando os resultados obtidos com três resinas compostas comerciais diferentes<sup>17</sup>. Apesar de ter valores de resistência inferiores a uma das resinas, apresentou valores superiores aos restantes dois controlos, valores esses que estavam em linha com os valores mínimos definidos internacionalmente para as resinas compostas utilizadas em ambiente clínico, concluindo-se dessa forma que a resina composta experimental está apta para utilização em ensaio clínico<sup>17</sup>.

Qiting Huang e col. concluíram assim que a resina composta que contém UDMQA-12 é uma opção mecânicamente viável e biocompatível como alternativa para restauração de cáries de forma a ainda obter acção supressora de microrganismos.

Fatima Zohra Cherchali realizaram um estudo semelhante no qual pretendiam desenvolver uma resina composta com capacidade antibiótica sem afectar negativamente as propriedades mecânicas da mesma<sup>18</sup>. Para tal usou um monómero de dimetacrilato (DHMAI) na constituição da matriz orgânica da resina composta, presente em quantidades variáveis em cada uma das resinas compostas experimentais<sup>17</sup>. Testou também a associação de DHMAI com MPC, um composto utilizado como segundo agente para potenciar a actividade antibiótica por impedir a adesão proteica e, conseqüentemente, a adesão de biofilme<sup>17</sup>.

As conclusões após comparar os resultados obtidos pelas várias resinas experimentais são que a resina composta experimental que contém 7,5% de DHMAI na composição da sua matriz orgânica é a que está mais apta à prática clínica pois apresenta uma forte capacidade antibiótica contra *S. mutans* mantendo, no entanto, valores de módulo de flexibilidade e uma resistência à flexão a par dos encontrados em compósitos comerciais<sup>17</sup>. Em relação ao compósito de controlo, o compósito com 7,5% de DHMAI apresentou uma dureza, medida em Vickers, com valores semelhantes e apresentou, inclusive, um grau de polimerização superior a este. Quanto à associação do compósito com MPC, os resultados desencorajam a associação de MPC à resina composta experimental, uma vez que diminui consideravelmente as propriedades mecânicas do compósito sem que tenha havido um acréscimo significativo da sua capacidade enquanto antibiótico<sup>17</sup>.

## 6. Conclusão

Os BAG são, nos últimos 5 anos, os materiais bioactivos onde a comunidade científica se tem debruçado mais, pois possuem simultaneamente propriedades remineralizadoras e bioactivas assinaláveis segundo a bibliografia, sendo também esteticamente muito semelhantes às resinas compostas comerciais, assim como propriedades mecânicas igualmente semelhantes e não terem efeito citotóxico acrescido em relação a estes. Apesar disto há alguma apreensão em relação às características mecânicas dos BAG's sendo que os resultados de alguns autores apontam para que possa haver deterioração das propriedades mecânicas aquando da quantidade de BAG necessária para a resina apresentar actividade bioactiva. Outra preocupação é a rugosidade aumentada verificada em alguns estudos que se teme que possam facilitar a adesão de biofilme à superfície da restauração, pondo em causa a longevidade da mesma.

Os fosfatos de cálcio com maior utilização em estudo têm sido os fosfatos de cálcio amorfo microparticulado e nanoparticulado e têm a melhor capacidade remineralizadora de entre os materiais tidos em conta nesta revisão bibliográfica. Também não apresentam efeito citotóxico ou desvantagens estéticas quando inseridos nas resinas compostas e aumentam significativamente o grau de polimerização destas. No entanto, por si só, apresenta um impacto considerável sobre as características mecânicas da resina composta e há uma preocupação grande de ter um tempo de actividade bioactiva, por libertação de iões, bastante limitado. A resposta da comunidade científica a estes problemas foi acrescentar partículas de carga, nomeadamente bário e silício, juntamente com fosfato de cálcio amorfo, o que permitiu compensar as fracas características mecânicas fruto das ligações pouco fortes que se estabeleciam entre as partículas de fosfato de cálcio amorfo e a matriz resinosa assim e entre elas próprias. Já o problema da falta de libertação iónica a longo prazo foi resolvido com o desenvolvimento de resinas compostas com fosfato de cálcio amorfo recarregáveis,

As partículas de prata são partículas com forte actividade antibiótica, que por terem um grande impacto a nível estético quando em quantidades significativas, provocando alterações de cor, têm a sua utilização referida na bibliografia em conjunto com GAP's para potenciar as características anti bacterianas ou em conjunto com ACP para acrescentar actividade antibiótica a um composto unicamente remineralizador.

As QAM's são monómeros que pretendem ser utilizados como base para a matriz resinosa das resinas compostas, atribuindo a esta características antibióticas quando nesta integrados. Pretendia também reduzir a citotoxicidade das resinas compostas uma vez que substituiria os monómeros de TEGDMA e Bis-GMA cujas formas não polimerizadas são apontadas como as grandes responsáveis pela citotoxicidade nas resinas compostas comerciais da actualidade.

Na forma de metacrilatos apresentava alguns problemas como por exemplo o fraco grau de polimerização, resultado do facto de ter apenas um lugar com extremidades reactivas na sua composição. O desenvolvimento de monómeros de dimetacrilatos contorna este problema por possuir mais extremidades reactivas e permitiu um grau de polimerização maior do que o das resinas compostas comerciais. Garantiu também um nível de capacidade antibiótica mais elevada com menos massa de QAM presente na resina composta.

Apesar de vários estudos comprovarem o óptimo potencial destes materiais para a prática clínica, a variabilidade de resultados entre as várias experiências sublinha o efeito que diferentes condições artificiais criadas no âmbito de um estudo *in vitro* têm sobre os resultados das experiências, tornando os resultados pouco fiáveis. Os autores, na sua maioria, realçam portanto a necessidade urgente da realização de ensaios clínicos *in vivo* com as novas resinas compostas contendo os materiais bioactivos de forma a aferir a verdadeira mais valia destes materiais na medicina dentária conservadora.

## 7. Bibliografia

1. Cheng, L., et al. (2015). "Nanotechnology strategies for antibacterial and remineralizing composites and adhesives to tackle dental caries." *Nanomedicine (Lond)* 10(4): 627-641.
2. Chinelatti, M. A., et al. (2017). "Effect of a Bioactive Glass Ceramic on the Control of Enamel and Dentin Erosion Lesions." *Braz Dent J* 28(4): 489-497.
3. Zhang, L., et al. (2015). "Rechargeable dental adhesive with calcium phosphate nanoparticles for long-term ion release." *J Dent* 43(12): 1587-1595.
4. Zhang, L., et al. (2015). "Novel rechargeable calcium phosphate dental nanocomposite". *Dent Mater*
5. Zhang, K., et al. (2017). "Bioactive Dental Composites and Bonding Agents Having Remineralizing and Antibacterial Characteristics." *Dent Clin North Am* 61(4): 669-687.
6. Korkut, E., et al. (2016). "Antimicrobial and mechanical properties of dental resin composite containing bioactive glass." *J Appl Biomater Funct Mater* 14(3): e296-301.6.
7. Chatzistavrou, X., et al. (2018). "Bactericidal and Bioactive Dental Composites." *Front Physiol* 9: 1037.
8. Braga, R. R. (2018). "Calcium phosphates as ion-releasing fillers in restorative resin-based materials." *Dent Mater*.
9. Khvostenko, D., et al. (2016). "Bioactive glass fillers reduce bacterial penetration into marginal gaps for composite restorations." *Dent Mater* 32(1): 73-81.
10. Cheng, L., et al. (2017). "Developing a New Generation of Antimicrobial and Bioactive Dental Resins." *J Dent Res* 96(8): 855-863.
11. Amend, S., et al. (2018). "Secondary caries formation with a two-species biofilm artificial mouth." *Dent Mater* 34(5): 786-796.
12. Valen H et al "Biofilms and their properties." *Eur J Oral Sci* 2018; 126(Suppl. 1): 13-18.
13. Hegde, N. N., et al. (2018). "Antibacterial activity of dental restorative material: An in vitro study." *J Conserv Dent* 21(1): 42-46.

14. Hyun, H. K., et al. (2015). "Biofilm formation affects surface properties of novel bioactive glass-containing composites." *Dent Mater* 31(12): 1599-1608.
15. Aljabo, A., et al. (2015). "Conversion, shrinkage, water sorption, flexural strength and modulus of re-mineralizing dental composites." *Dent Mater* 31(11): 1279-1289.
16. Salehi, S., et al. (2015). "Cytotoxicity of resin composites containing bioactive glass fillers." *Dent Mater* 31(2): 195-203.
17. Huang, Q., et al. (2018). "The antibacterial, cytotoxic, and flexural properties of a composite resin containing a quaternary ammonium monomer." *J Prosthet Dent*.
18. Cherchali, F. Z., et al. (2017). "Effectiveness of the DHMAI monomer in the development of an antibacterial dental composite." *Dent Mater* 33(12): 1381-1391.
19. de Morais, R. C., et al. (2018). "Bond strength of adhesive systems to sound and demineralized dentin treated with bioactive glass ceramic suspension." *Clin Oral Investig* 22(5): 1923-1931.
20. Hyun, H. K. and J. L. Ferracane (2016). "Influence of biofilm formation on the optical properties of novel bioactive glass-containing composites." *Dent Mater* 32(9): 1144-1151.
21. Chatzistavrou, X., et al. (2015). "Designing dental composites with bioactive and bactericidal properties." *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 52: 267-272.
22. Chiari, M. D., et al. (2015). "Mechanical properties and ion release from bioactive restorative composites containing glass fillers and calcium phosphate nano-structured particles." *Dent Mater* 31(6): 726-733.
23. Jang, J. H., et al. (2018). "Effect of bioactive glass-containing resin composite on dentin remineralization." *J Dent* 75: 58-64.
24. Zhang, N., et al. (2015). "Development of a multifunctional adhesive system for prevention of root caries and secondary caries." *Dent Mater* 31(9): 1119-1131.
25. Husain, S., et al. (2017). "Chitosan Biomaterials for Current and Potential Dental Applications." *Materials (Basel)* 10(6).

26. Tezvergil-Mutluay, A., et al. (2017). "Effects of Composites Containing Bioactive Glasses on Demineralized Dentin." *J Dent Res* 96(9): 999-1005.
27. Pameijer, C. H., et al. (2015). "Flexural strength and flexural fatigue properties of resin-modified glass ionomers." *J Clin Dent* 26(1): 23-27.
28. Par, M., et al. (2018). "Polymerization kinetics of experimental bioactive composites containing bioactive glass." *J Dent* 76: 83-88.
29. Par, M., et al. (2018). "Curing potential of experimental resin composites with systematically varying amount of bioactive glass: Degree of conversion, light transmittance and depth of cure." *J Dent* 75: 113-120.
30. Par, M., et al. (2018). "Real-time curing characteristics of experimental resin composites containing amorphous calcium phosphate." *Eur J Oral Sci*.

## 1. Introdução

O estágio de Medicina Dentária é um período supervisionado que proporciona aos alunos do Mestrado Integrado em Medicina Dentária a possibilidade de aplicar os conhecimentos adquiridos no decorrer do curso e aplicá-los num contexto o mais próximo possível daquilo que será a nossa realidade do dia-a-dia profissional, complementando de forma essencial a nossa formação. O estágio atrás referido é composto por três componentes: Clínica Geral Dentária, Saúde Oral e Comunitária e Hospitalar.

## 2. Relatório dos Estágios por Unidade Curricular

### 2.1 Estágio em Clínica Geral Dentária

Estágio realizado na Unidade Clínica Nova Saúde, no Instituto Universitário de Ciências da Saúde, tendo sido orientado e supervisionado pela Prof.<sup>a</sup> Doutora Filomena Salazar, pela Prof.<sup>a</sup> Doutora Cristina Coelho e pelo Mestre João Batista. Teve o seu início no dia 14 de setembro de 2017 e terminou no dia 14 de junho de 2018, consistindo num período de 5 horas semanais, todas as quintas-feiras, das 19h às 24h.

Na seguinte tabela, estão apresentados os actos clínicos realizados no âmbito deste estágio, na qualidade de operador e assistente.

ATO CLÍNICO	OPERADORA	ASSISTENTE	TOTAL
DENTISTERIA	6	5	11
EXODONTIAS	2	3	5
PERIODONTOLOGIA	3	2	5
ENDODONTIA	4	2	6
OUTROS	1	1	2

## 2.2 Estágio em Clínica Hospitalar

Estágio realizado no Centro Hospitalar de São João – Polo de Valongo, tendo sido orientado e supervisionado pela Dr. Luís Monteiro. Iniciou-se no dia 11 de setembro de 2017 e finalizou-se no dia 15 de junho de 2018. tinha a duração de 3 horas e 30 minutos semanais, às quartas-feiras, das 14h às 17h30.

Na seguinte tabela são apresentados os actos clínicos realizados no âmbito deste estágio, na qualidade de operador e assistente.

ATO CLÍNICO	OPERADORA	ASSISTENTE	TOTAL
DENTISTERIA	18	18	36
EXODONTIAS	25	21	46
PERIODONTOLOGIA	10	11	21
ENDODONTIA	0	1	1
OUTROS	8	8	16

## 2.3 Estágio em Saúde Oral e Comunitária

A unidade curricular de Estágio de Saúde Oral e Comunitária (ESOC) consistia numa carga horária semanal de 3 horas e 30 minutos, entre as 09h00-12h30 de terça-feira, sob a supervisão do Professor Doutor Paulo Rompante.

A primeira fase do estágio consistia na realização de um plano de atividades, cujo objectivo era estabelecer motivação para a higiene oral, a definição do conceito de saúde oral e o esclarecimento de dúvidas acerca das doenças e problemas inerentes à cavidade oral em vários grupos demográficos e sociais abrangidos pelo Programa Nacional de Promoção de Saúde Oral (PNPSO), numa sessão de esclarecimento de dúvidas com cada um dos grupos.

Numa segunda fase do Estágio em Saúde Oral e Comunitária começou-se a implementar o PNPSO junto das crianças que frequentavam o ensino pré-escolar e primeiro ciclo do ensino básico, da Escola Básica de Cabeda, integrada no Agrupamento de Escolas de Alfena, no concelho de Valongo.

Para além das actividades inseridas no PNPSO, realizou-se um levantamento de dados epidemiológicos recorrendo a inquéritos fornecidos pela OMS num total de crianças 178, com idades compreendidas entre os 3 e 12 anos.

Na seguinte tabela encontram-se as actividades realizadas ao longo deste estágio:

MÊS	DDIA	LOCALIZAÇÃO	ATIVIDADE
JANEIRO	30	EB1 CABEDA	-Aprovação do cronograma -Verificar condições para realizar a escovagem dentária <b>REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES</b>
	6	EB1 CABEDA	-Apresentação do cartaz sobre o método de escovagem.
	13	PAUSA LETIVA	<b>CARNAVAL</b> <b>REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES</b>
FEVEREIRO	20		-Apresentação do cartaz sobre mudanças na dentição.
	27	EB1 CABEDA	-Implementação e acompanhamento da escovagem dentária em ambiente escolar. -Levantamento de dados epidemiológicos. <b>(26 alunos)</b> <b>REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES</b>
MARÇO	6	EB1 CABEDA	-Apresentação do cartaz sobre mudanças na dentição.
	13		<b>REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES</b> -Apresentação do cartaz sobre o método de escovagem.
MARÇO	20	EB1 CABEDA	-Implementação e acompanhamento da escovagem dentária em ambiente escolar. -Levantamento de dados epidemiológicos. <b>(20 alunos)</b>
	26	IUCS	<b>FÉRIAS DA PÁSCOA</b>

ABRIL	6	IUCS	FÉRIAS DA PÁSCOA
	10		<b>REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES</b> -Ensinar a forma correta de utilizar o fio dentário.
	17	EB1 CABEDA	-Apresentação do cartaz sobre mudanças na dentição.
	24		-Implementação e acompanhamento da escovagem dentária em ambiente escolar. - Ensinar a forma correta de utilizar o fio dentário. <b>(20 alunos)</b>
MAIO	1	PAUSA LETIVA	FERIADO
	6		QUEIMA DAS FITAS
	15	EB1 CABEDA	<b>REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES</b> -Motivação a Higiene oral -Acompanhamento da escovagem dentaria em ambiente escolar
	22	EB1 CABEDA	-Motivação a Higiene oral -Motivação a higiene oral -Acompanhamento da escovagem dentaria em ambiente escolar
	29		-Motivação a Higiene oral -Acompanhamento da escovagem dentária em ambiente escolar.