

КОМПОЗИТНИТЕ СМОЛИ ВО РЕСТАВРАТИВНАТА СТОМАТОЛОГИЈА

A REVIEW OF COMPOSITE RESINS FOR RESTORATIVE DENTISTRY

Автор: **John W. Nicholson**

Biomaterials Research Group,
School of Sport, Health and Applied Science,
St Mary's University,
Twickenham,
TW1 4SX,
United Kingdom.
John.Nicholson@smuc.ac.uk

Autor: **John W. Nicholson**

Biomaterials Research Group,
School of Sport, Health and Applied Science,
St Mary's University,
Twickenham,
TW1 4SX,
United Kingdom.
John.Nicholson@smuc.ac.uk

Апстракт

Овој труд претставува преглед на композитните смоли кои се користат во клиничката стоматологија. Модерните композити се обично светлосно-полимеризирачки, и составени од веќе добро познати мономерни, како на пример bisGMA или UDMA. Овие супстанции се подложни на полимеризациона контракција, што може да предизвика клинички проблеми. Основната техника за надминување на овие проблеми е поставувањето на реставрациите во повеќе слоеви, од кои секој е поединечно полимеризиран. Главните вариетети на композитите се хибридни, пакувачките и течните композити, и овие материјали ќе бидат детално опишани, заедно со информации за нивната клиничка употреба. Некои брендови на конвенционални композитни смоли се формулирани со флуоридни соединенија, што ги прави флуорослободувачки. Ефикасноста на овие материјали ќе биде опишана. Два други члена на фамилијата композити, т.е. полиацид-модифицираните композитни смоли („компомери“) и гиомерите, ќе бидат опишани и ќе бидат разгледани нивните својства. Конечно, како заклучок, композитите се високо задоволителни материјали, кои имаат познати својства во клиничката пракса. Тие претставуваат материјал на избор за директни естетски репарации во стоматологијата.

Клучни зборови: композитни смоли, компомер, полиацид-модифициран композит, гиомер, клиничко однесување

Abstract

This paper reviews the field of composite resins for use in clinical dentistry. Modern composites are typically light-cured, and composed of well-established monomers, such as bisGMA or UDMA. These substances undergo shrinkage as polymerization occurs, which may cause clinical problems. The main technique for overcoming these problems is to build up restorations in increments, each of which should be light-cured separately.

The main varieties of composites are hybrid, packable and flowable, and these materials are described in detail, along with information on their clinical use. Some brands of conventional composite resin are formulated with fluoride compounds, which makes them fluoride-releasing in the mouth. The effectiveness of these materials is described. Two other members of the composite family, namely the polyacid-modified composite resins (“compomers”) and the giomers, are described, and their performance reviewed.

Overall, it is concluded that composite resins are highly satisfactory materials, with predictable properties in clinical service. They are the material of choice for direct aesthetic repairs in dentistry.

Key words: composite resin; compomer; polyacid-modified composite; giomer; clinical performance.

Модерни стоматолошки композитни смоли

Композитните смоли претставуваат голема група на материјали кои се користат во реставративната стоматологија¹. Тие се естетски (т.е. со боја на забите) и со можност да се користат во различни случаи за репарирање на забите оштетени од кариес или траума. Терминот „композитна смола“ генерално се применува за групата на материјали кои се произведуваат од мешавина на големи мономерни молекули, или со бисфенол глицидил метакрилат (bisGMA) или уретан диметакрилат (UDMA) како основни мономерни. Тие се исполнуваат со инертни неорганични полнители, како што се кварцот или нереактивните силикатни стаклени прашоци¹. Два други типа на материјали се достапни, и тие се во основа композитни смоли со мали модификации². Деталите за овие материјали се следните:

(i) Композитни смоли:

Како што е претходно споменато, модерните композитни смоли се базирани на големи органски мономерни, или bis-GMA или UDMA, иако bisGMA е пошироко користен³. Тие содржат и други мономерни со ниска вискозност, кои се користат за разредување, како диетилен гликол диметакрилат (DEGDMA) или триетилен гликол диметакрилат (TEGDMA), чија функција е да ја контролира вискозноста, односно да обезбеди неполимеризираниот композит да има вискозност која овозможува со него да се работи³.

Композитните смоли се полнети со инертни партикуларни полнители кои варираат во големината на честичките³, и кои се врзани за органскиот матрикс со помош на силански поврзувачки агенси⁴. Модерните композитни материјали се еднокомпонентни пасти кои се врзуваат со фотоиницијација. Фотоиницијаторот кој најчесто е користен е камфоркинонот (2,3-diketo-1,7,7-trimethylnorcamphane) кој е чувствителен на сина светлина со бранова должина од 470 nm. Под овие услови, тој генерира слободни радикали кои ја почнуваат целата полимеризација на несатурираните мономерни молекули¹.

Композитните смоли имаат одлична естетика, но тие не се врзуваат за забната структура. Заради тоа, потребни се агенси за врзување⁵. Изборот на агенс за врзување, причината за нивната употреба, а пред се од различните техники кои се користат се предмет на интензивни истражувања. За подетална информација за овие супстанции, читателот се реферира на скорешните

Modern dental composite resins

Composite resins represent a major group of materials used in restorative dentistry¹. They are aesthetic (i.e. tooth-coloured), and capable of being used in a variety of repairs of teeth damaged by either caries or trauma.

The term “composite resin” is generally applied to that group of materials fabricated from a mixture of large monomer molecules, with either bisphenol glycidyl methacrylate (bisGMA) or urethane dimethacrylate (UDMA) being the principal monomer.

These are filled with inert inorganic fillers, such as quartz or non-reactive silicate glass powders¹. Two other types of material are available, and these are essentially composite resins with slight modifications².

Details of these materials are as follows:

(i) Composite resins:

As mentioned above, modern composite resins are based on the large organic monomers, either bis-GMA or UDMA, with bisGMA the more widely used of the two³.

They also contain other lower viscosity diluent monomers, such as di-ethylene glycol dimethacrylate (DEGDMA) or tri-ethylene glycol di-methacrylate (TEGDMA), whose function is to control the viscosity, and ensure that the unset composite paste does not have an unworkably high viscosity³.

Composite resins are filled with inert particulate fillers vary in particle size³, and which are bonded to the organic matrix by means of silane coupling agents⁴. Current composite materials are typically single paste systems that undergo polymerization by photo-initiation.

The photoinitiator most widely used is camphorquinone (2,3-diketo-1,7,7-trimethylnorcamphane) which is sensitive to blue light at 470 nm wavelength.

Under these conditions, it generates free radicals which begin the overall polymerization of the unsaturated monomer molecules¹.

Composite resins have excellent aesthetics, but they do not bond to the tooth surface. Instead, bespoke bonding agents are required⁵.

The choice of bonding agent, and also the rationale for their use, and the varying techniques employed are the subject of intense research. For further information on these substances, the reader is referred

прегледи на оваа тема^{6,7}. Композитните смоли не секогаш ослободуваат флуориди, но некои од модерните композитни смоли имаат флуоридни компоненти во составот, и затоа се во состојба да обезбедат ниско, одржливо ниво на флуориди *in situ*⁸.

(ii) Полиацид-модифицирани композитни смоли:

Овие материјали, познати како „компомери“ биле развиени во обид да се искомбинираат својствата на композитните смоли и глас-јономер цементите². Тие содржат исти компоненти како конвенционалните композити, т.е. големи молекули на мономери, разредувачи, како и неоргански полнителни, но исто така вклучуваат киселински функционални мономери со додаток на мали количества на реактивни алумино-силикатни стакла⁹. Главното врзување се одвива по пат на полимеризација, како резултат на присуството на фотосензитивни иницијатори. Активацијата се врши со светлина од дентална лампа за полимеризација. По иницијалниот процес на полимеризација, во устата компомерите се способни да апсорбираат мало количество на влажност, кое ја активира ацидо-базната реакција. Помеѓу другите промени, оваа ацидо-базна реакција ослободува флуориди од стаклениот полнител и овозможува тие да бидат транспортирани надвор од реставрацијата⁹. Исто така, постои мала редукција во механичките својства на компомерите по нивното изложување на влажност^{10,11}, што укажува на фактот дека ацидо-базната реакција не придонесува кон подобрување на цврстината. Флуорослободувачкиот карактер на овие материјали ги прави особено корисни во детската стоматологија⁹.

(iii) Гиомери:

Гиомерите се тип на течни композитни смоли. Нивна особена карактеристика е дека се полнети, делумно, со пре-реагирано јономерно стакло третирано со поли(акрилна) киселина¹². Ова ги прави во одредена мерка флуорослободувачки¹³, поради пререактивноста на стаклената површина на честичките на полнителот, но нивните главни карактеристики се како кај конвенционалните композитни смоли. Постојат докази дека тие ослободуваат доволно количество на флуориди за да бидат сметани како антибактериски¹⁴.

Гиомерите добро се однесуваат во клинички услови. На пр. една 2-годишна студија наоѓа дека даваат добри резултати во студија која вклучува 42 цервикални ерозии и кариозни лезии и 20 оклузални (Класа I) кавитети. Карактеристики-

to recent reviews of this topic^{6,7}. Composite resins do not necessarily release fluoride, but some modern brands have fluoride compounds added, and are thus able to provide low and sustainable levels of fluoride *in situ*⁸.

(ii) Polyacid-modified composite resins:

These materials, alternatively known as “compomers” were developed in an attempt to combine the properties of composite resins and glass-ionomer cements².

They contain the same components as conventional composite resins, i.e. large monomer molecules, diluents, and inorganic filler powders, but also include acid-functional monomers plus small amounts of reactive alumina-silicate glass as filler⁹.

The main setting occurs by polymerization, brought about by the photo-sensitive initiators. Activation uses light of the appropriate wavelength from a dental curing lamp. Following the initial setting process, in the mouth compomers are able to absorb small amounts of moisture, which activates the acid-base reaction. Among other changes, this acid-base reaction releases fluoride from the glass filler, and makes it available to be transported out of the restoration⁹.

There is also some reduction in mechanical properties of compomers on exposure to moisture^{10,11}, showing that the acid-base reaction does not contribute to strength.

The fluoride-releasing character of these materials makes them especially useful in children’s dentistry⁹.

(iii) Giomers

Giomers are a type of flowable composite resin. Their distinctive feature is that they are filled, in part, with pre-reacted ionomer glass treated with poly(acrylic acid)¹².

This makes them moderately fluoride-releasing¹³, due to the pre-reaction at the glass surface of the filler particles, but their overall properties are those of conventional composite resins.

There is some evidence that they release sufficient fluoride to be considered anti-bacterial¹⁴.

Giomers have been found to perform well in clinical service. For example, in a 2-year study they were found to give good results in a study involved 42 cervical erosion and carious lesions and 20 occlusal (Class I) cavities.

те на последните се особено поволни, со 100% одржување по 2 години со високи оценки според критериумите на Ryge¹⁵.

Полимеризациона контракција

Сите композитни смоли лесно контрахираат кога ќе се врзат, со контракција до 5.67% од волуменот, во зависност од формулацијата¹⁶⁻¹⁸. Ова се јавува поради помалиот волумен кој го зафаќа единечна врска која се добива со реакцијата на двојната врска со молекулата на полимерот во споредба со слободната двојна врска на едниот крај на молекулата на мономерот.

Оваа контракција може да води до разновидни клинички проблеми. Тука спаѓаат постоперативна чувствителност¹⁹ и движење на кусписите на репарираниот заб²⁰. Пред сè, постоеја многу обиди да се редуцира контракцијата во композитните формулации, вклучувајќи ја употребата на експериментални мономери^{21, 22}, но генерално, тие не се достапни за користење во клиничка пракса, и секако, задржуваат одреден степен на контракција, бидејќи невозможно е тоа комплетно да се избегне кај полимеризирачките системи.

Во голем степен, полимеризационата контракција може да биде контролирана со избор на компоненти во композитните формулации. На пр. може да се користи помала величина на честичките на полнителот и поради тоа што имаат помал простор меѓусебе, се користи помало количество на мономер, така што полимеризационата контракција ќе биде редуцирана²³. Исто така, мешањето на полнители со различна големина на честичките може да даде сличен ефект, бидејќи помалите честички се сместуваат помеѓу поголемите и со тоа се редуцира вкупниот волумен кој го зафаќа мономерот, а со тоа се редуцира контракцијата.

Мешавината на мономерите исто така, влијае на контракцијата. Помалите молекули на мономери, како растворувачите DEGDMA и TEGDMA, се состојат од пропорционално повеќе двојни врски отколку поголемите молекули како bisGMA. Затоа, тие се контрахираат повеќе отколку bisGMA²⁴.

Мешавините формулирани да покажат минимална контракција треба да содржат релативно високи количества на bisGMA, и помали количества на DEGDMA или TEGDMA. Формулациите од овој тип имаат многу помала волуметриска контракција при врзувањето, а опишаните се вредности се околу 1.4%²⁵.

Performance in the latter was especially good, with 100% survival after two years with high scores on the Ryge criteria¹⁵.

Polymerization contraction

Composite resins of all types contract slightly when they set, with contractions of up to 5.67% by volume, depending on the formulation¹⁶⁻¹⁸.

This occurs because of the lower volume occupied by a single bond produced by reaction of a double bond within a polymer molecule compared with a free double bond at one end of a monomer molecule.

This contraction, or shrinkage, can lead to a variety of clinical problems. These include post-operative sensitivity¹⁹ and cuspal movement in repaired teeth²⁰.

Overall, there have been many attempts to reduce this contraction in composite formulations, including the use of experimental monomers^{21, 22}, but these have not generally found their way into materials available for clinical use, and anyway they retain at least a degree of contraction, since this cannot be avoided totally in polymerizing systems.

To a large extent, polymerization contraction can be controlled by the choice of components in the composite formulation.

For example, smaller particle size fillers can be used, and because they pack with less space between them, less monomer can be used, and the resulting polymerization shrinkage reduced²³.

Also, blending fillers of differing particle size can have this effect, with smaller particles fitting in between larger particles to reduce the overall volume fraction that is occupied by monomer, and thus reduce contraction.

The blend of monomers used also affects contraction. Smaller molecule monomers, such as the diluents DEGDMA and TEGDMA, consist of proportionately more double bond than larger monomers such as bisGMA. Hence they contract to a greater extent than bisGMA²⁴.

Blends formulated to show minimal contraction thus need to contain relatively high amounts of bisGMA, and smaller amounts of either DEGDMA or TEGDMA.

Formulations of this type have much lower volumetric contractions on setting, values of around 1.4% having been reported²⁵.

Клиничките проблеми на полимеризационата контракција можат да бидат надминати со адекватна техника на поставување. Поточно, композитните смоли се поставуваат во слоеви, со светлосно полимеризирање на секој поединечен слој²⁶. Ова овозможува целосно полимеризирање, како и тоа да дојде до појава на контракцијата пред да се постави следниот слој.

Типови на конвенционални композитни смоли

Модерните конвенционални композити се класифицирани како пакувачки или течни, со тн. хибридни композити како трета можност. Последните се дел од класификациониот систем кој се базира на големината на честичките на полнителот, кој исто така вклучува макро- и микро-полнети категории²⁷. Овие два типа се базирани или на големи честички на полнителот (т.е. приближно сферични честички со дијаметар од 0.6 до 1.0 μm), кои имаат добри механички својства но релативно лош естетски изглед, или мали честички на полнителот (околу 0.04 μm), кои имаат подобрен изглед, но помалку прифатливи механички својства. Хибридните композити ги комбинираат овие две диспаратни големини на честички за да се добие мешавина на полнители која ќе резултира со материјали кои го комбинираат добриот изглед со одличните механички својства. Тие имаат низок степен на контракција, ниска апсорпција на вода и резистентност на абразија слична на природниот заб²⁶.

(i) Пакувачки композитни смоли

Пакувачките композитни смоли содржат релативно висок процент на полнител, обично над 60% во волумен (над 80% во маса)²⁸. Ова им е потребно за да бидат убаво запакувани во кавитетите. Ова е способност за „пакување“ или „кондензирање“, но не се однесува на вистинскиот процес на кондензирање на амалгамот, така што употребата на овој термин е некоректна. Сепак, фактот дека овие материјали можат да бидат спакувани со одредена сила е корисно за постигнување на добар контакт со геометричката форма на препарираниот кавитет²⁹. Овие материјали најчесто се користат кај апроксимални кавитети.

Произведувачите сугерираат дека некои од пакувачките композити можат да се користат одеднаш, без да се поставуваат во слоеви. Сепак, студиите покажуваат дека овие материјали покажуваат слична полимеризациона контракција како хибридните композити²⁹ и исто така

Clinical problems of polymerization contraction are overcome by use of an appropriate placement technique. Specifically, composite resins are placed in increments, with each individual layered increment being light-cured before placing the next increment²⁶. This allows full through-cure, and also for contraction to occur prior to placement of the next layer.

Types of conventional composite resin

Modern conventional composites are generally classified as either packable or flowable, with so-called hybrid composites as a third possibility. The latter is part of a classification system based in the particle size of the fillers, which also included macro-filled and micro-filled as categories²⁷.

These two types were based on either large filler particles (i.e. approximately spherical particles ranging in diameter from 0.6 to 1.0 μm), which had good mechanical properties but relatively poor appearance, or small filler particles (around 0.04 μm), which had improved appearance but less acceptable mechanical properties.

Hybrid composites combine these two disparate filler sizes to make a filler blend, and the resulting materials combine good appearance with excellent mechanical properties. They have low cure shrinkages, low water absorption, and wear- and abrasion-resistance that is similar to that of the natural tooth²⁶.

(i) Packable composite resins

Packable composites contain relatively high proportions of filler, typically over 60% by volume (over 80% by weight)²⁸. This allows them to be packed firmly into cavities. This packing ability has been called “condensing”, but it does not fully resemble the true process of condensation in amalgams, so the use of this term for these materials is incorrect.

Nonetheless, the fact that these materials can be packed with reasonable force is useful in achieving a good contact with the geometry of the prepared cavity²⁹. The main use of these materials is in Class II cavities.

Manufacturers suggest that packable composite resins can be placed in bulk, rather than in increments. However, studies have shown that these materials show similar polymerization contraction to hybrid composites²⁹ and also that bulk cure results in lower degrees of polymerization than incremental cure²⁹.

дека полимеризацијата во еден слој резултира во пониски степени на полимеризација отколку инкременталното поставување²⁹. Заради тоа, истражувањата не ги поддржуваат укажувањата на производителите.

Покрај тоа што имаат големо количество на полнител, пакувачките композити не се појаки во однос на поранешните типови на композити²⁹. Механичките својства се смета дека се слични со оние на непакувачките композити³⁰⁻³² и цврстината при фрактурирање може да варира со различни типови, каде што некои пакувачки композити имаат помала цврстина на фрактура отколку непакувачките типови³³.

Главната причина за воведување на пакувачките композити беше да се обезбеди естетски материјал за репарација на постериорните заби³⁴. Иако својствата кои се измерени во лабораторија не се со сигурност подобри од оние на непакувачките композити, клиничките податоци ја поддржуваат нивната употреба. На пр. во една студија каде вкупно реставрации од Класа I и Класа II се поставени во пет различни стоматолошки ординации се разгледувани по 2 години³⁵. Анатомската форма и површинската рапавост биле комплетно прифатливи, покрај високото оптоварување и по 2 години, 96% од реставрациите биле задоволителни. Слични резултати биле прикажани за различен тип на пакувачки композит поставен од истиот стоматолог во студија која опфатила 55 кавитети кај 36 пациенти³⁶. Понатаму, вкупно 96% од реставрациите продолжиле со функција задоволително по 2 години од клиничка употреба. Постоела индикација за промена на бојата, бидејќи 31 од реставрациите биле рангирани со “bravo” по критериумите на Ryge за промена на бојата. Три реставрации се рангирани со “bravo” за маргинална адаптација.

(ii) Течни композитни смоли

Течните композити се воведени во стоматологијата во 1996, и оттогаш се покажале како многу успешни во различни клинички апликации³⁷. Тие се карактеризираат со ниска вискозност при апликација, особено во споредба со пакувачките композити. За разлика од пакувачките, тие се содржат во тенки шприцеви и истекуваат со помош на игла (обично големина 20).

Течните композити се формулирани со многу помало количество на полнител во однос на пакувачките или хибридни типови на композити. Волуменот на полнителот лежи во рангот околу 41-53% (еквивалентно на 56-70% во

Thus research does not support the manufacturers' claims.

Despite their high filler loading, packable composites do not appear to be any stronger than earlier types of composite²⁹.

Various mechanical properties have been shown to be similar to that of non-packable composites³⁰⁻³² and fracture toughness to vary with brand, with some packable composites having a lower fracture toughness than non-packable brands³³.

The main reason for introducing packable composites was to provide an aesthetic material for the repair of posterior teeth³⁴. Although properties as measured in the laboratory are not necessarily superior to those of non-packable composites, clinical data appear to support their use.

For example, in one study in which a total of 88 Class I and Class II restorations placed in five different general dental practices were examined after 2 years³⁵.

Both anatomic form and surface roughness were found to be completely acceptable, despite the high loads placed upon them, and after 2 years, 96% of the restorations were found to be performing satisfactorily.

Similar results were reported for a different brand of packable composite placed by a single operator in a study involving 55 cavities in 36 patients³⁶. Again, a total of 96% of restorations continued to function satisfactorily after 2 years of clinical service.

There was some indication of colour change, since 31 of the restorations were graded “bravo” on the Ryge criteria for colour match. Three restorations were also graded “bravo” for marginal adaptation.

(ii) Flowable composite resins

Flowable composites were introduced to the dental profession in late 1996, and since then have proved to be highly successful in a variety of clinical applications³⁷. They are characterised by a low application viscosity, particularly compared with packable composites. Indeed, they will flow readily, unlike packables, which are stiff pastes when unset. Typically, flowable composites are supplied in small syringes fitted with very narrow bore needles (typically 20 gauge).

Flowable composite resins are formulated with much lower amounts of filler than either hybrid or packable composites. Filler volumes typically lie in the range

маса)³⁷. Се користат за запечатување на фисури и јамички³⁸, лајнери и бази, мали кавитети од Класа V^{39, 40} и репарација на различни реставрации⁴¹, вклучувајќи и амалгами⁴². Иако овие материјали се помалку резистентни на абразија по другите типови на композити, а исто така се и помалку отпорни, наодите укажуваат дека добро издржуваат во склоп на овие апликации.

Друга корисна апликација на течните композити е конзервативната препарација на апроксимален кариес од Класа II. Течните композити може да се користат како прв слој, т.е. да се постават веднаш по површинскиот пре-третман и апликација на атхезив. Потоа следи апликација на пакувачки композит, кој се меша со неполимеризираните течен композит и тие се полимеризираат заедно со помош на лампа за полимеризација⁴³. Во повеќе студии, оваа процедура се покажала како корисна за редуција на микропропустливоста отколку едноставната слоевата техника на поставување на хибридни композити⁴³⁻⁴⁵. Заради тоа, течните композити, кога ќе се користат правилно, можат да помогнат во врзувањето на целиот композитен систем на површината на забите.

Сличен исход може да се добие кога течните композити се користат како лајнери или бази да се заштити пулпата. Особено, постојат бројни податоци за редуција на постоперативната сензитивност⁴⁶⁻⁴⁸, иако други студии не ги репродуцираат истите резултати^{49, 50}. Потребни се понатамошни напори да се објаснат дискрепанците и да се идентифицираат особеностите во ракување и поставување на течните композити кои водат кон позитивен исход. Еден аспект е дека имаат поголем капацитет да се адаптираат кон забната површина, својство кое се очекува да ја редуцира микропропустливоста и следствено, да ја елиминира постоперативната сензитивност. Дали тоа во праксата функционира е веројатно резултат на оперативната техника на различните клиничари⁵⁰ и понатамошни студии се потребни да се расчисти тоа.

Ослободување на флуориди од композитните смоли

(i) Ослободување на флуориди од конвенционалните композитни смоли

Композитните смоли не се во состојба инхерентно да ослободуваат флуориди. Но можат да се здобијат со тоа својство ако им се додадат соединенија кои содржат флуориди. Овие вклучуваат неоргански соли (на пр. NaF или SrF₂), флуоридирани стакла или органски флуориди. Подол-

41-53% (equivalent to 56-70% by weight)³⁷. Uses reported include pit and fissure sealants³⁸, liners and bases, small Class V lesions^{39, 40} and repair of various restorations⁴¹, including amalgams⁴². Although these materials are less wear-resistant than other types of composite, and also weaker, reports show that they are able to perform well in this range of applications.

Another useful application for flowable composites is for the conservative preparation of Class II interproximal caries. Flowable composite can be used as the first layer, syringed into place following the surface pre-treatment and application of adhesive.

This is followed by application of packable composite, which mixes with the uncured flowable resin, and these can be cured together by the application of light from a dental curing lamp⁴³. This procedure has been shown in several studies to result in much less microleakage than simply using incremental build-up of hybrid composites⁴³⁻⁴⁵. Thus, flowable composites, when used properly, can assist in bonding of the overall composite system to the tooth surface.

Similar outcomes have been obtained when using flowable composites as liners or bases to protect the pulp. In particular, there have been a number reports of reduced post-operative sensitivity⁴⁶⁻⁴⁸, though other studies have not reproduced this finding^{49, 50}. Further work is needed to explain these discrepancies and to identify the features of the handling and placement of the flowable composite led to the favourable outcomes.

One aspect is that they have greater capacity to adapt to prepared tooth surface, a feature which would be expected to reduce leakage and consequently eliminate post-operative sensitivity. Whether it does in practise is probably a function of the operative technique of the individual clinicians⁵⁰ and further studies are needed to clarify this point.

Fluoride release from composite resins

(i) Fluoride release from conventional composite resins

Composite resins are not inherently capable of releasing fluoride, but may become so if appropriate fluoride-containing compounds are added to them. These include inorganic salts (e.g. NaF or SrF₂), fluoridated glasses or organic fluoride compounds. Longer-term sustained release requires only spar-

горочно одржливо ослободување бара само слабо растворливи флуоридни соли, како SrF_2 или YbF_3 или стаклени полнителите од кои „истекува“ флуорот⁵¹. Ослободувањето на флуориди од овие супстанции бара водата да дифундира во композитната смола, процес кој е спор, поради хидрофобната природа на композитниот полимерен систем⁵². Тоа, сепак, може да се забрза со присуство на хидрофилни или јонски адитиви⁵³ и се јавува во доволна мерка да се промовира ослободувањето на флуориди од реставрацијата.

Количеството на флуориди ослободено од композитите е многу помало од она ослободено од глас-јономер цементите. Тоа е исто така пониско од она ослободено од полиацид-модифицираните композитни смоли. Ова може да се рефлектира со пониско оптоварување со флуориди во композитната формулација⁵⁶⁻⁵⁸.

Ослободувањето на флуориди не покажува „иницијална експлозивност“ од композитните смоли и истовремено се покажува дека има мал капацитет за повторно полнење со флуориди кај најголем број на системи, иако повторното полнење е прикажано од експериментален композитен систем⁵⁷. Од друга страна, флуоридите се ослободуваат во долг временски период, најмалку една година колку што се прикажани во студиите^{58, 59}.

(ii) Ослободување на флуориди од полиацид-модифицирани композитни смоли

Како и флуоридираните композитни смоли, полиацид-модифицираните композитни смоли не покажуваат иницијално „експлозивно“ ослободување на флуориди⁶⁰⁻⁶², но пружаат продолжено ослободување кое трае значителен временски период⁶⁰. Нивоата на ослободување на флуориди од полиацид-модифицираните композитни смоли варираат кај различните типови, и може да се компарира со конвенционалните глас-јономер цемента во одредени случаи⁶³. Сепак, постои фундаментална разлика во ослободувањето на флуориди меѓу двата материјали бидејќи полиацид-модифицираните композитни смоли мораат да примат влага за да ја промовираат секундарната ацидо-базна реакција пред флуоридите да бидат ослободени од полнителот⁶⁰, при што би можел да излезе од материјалот. Кај некои типови на полиацид-модифицирани композити, нивоата на флуориди се зголемуваат со додавање на флуоридни соли, како што е YbF_3 , но и во тие материјали мора да има дифузија на вода во материјалот за да се раствори флуоридната сол, и овој процес бара

ingly soluble fluoride salts, such as SrF_2 or YbF_3 , or leachable glass fillers⁵¹.

Fluoride release from these substances requires water to diffuse into the composite resin, a process that is slow, due to the hydrophobic nature of the resin polymer system⁵².

It is, however, accelerated by the presence of hydrophilic or ionic additives⁵³ so that it occurs at a sufficient rate to promote the release of fluoride from the restoration.

The amount of fluoride released by composites tends to be much lower than that released by materials such as glass-ionomer cements.

It is also lower than that released by polyacid-modified composite resins. This may reflect lower fluoride loadings in the composite formulation⁵⁶⁻⁵⁸.

Fluoride release tends to show no “early burst” from composite resins, and also there appears to be little capacity for fluoride recharge in most systems, though recharge has been demonstrated for an experimental composite system⁵⁷.

On the other hand, fluoride has been shown to be released over long periods of time, at least a year having been reported in a number of studies⁵⁸⁻⁵⁹.

(ii) Fluoride release from polyacid-modified composite resins

Like fluoridated composite resins, polyacid-modified composite resins shown no initial burst of fluoride⁶⁰⁻⁶², but deliver a sustained release that continues for considerable periods of time⁶⁰.

Levels of fluoride release from polyacid-modified composite resins vary with brand, and can be comparable with those of conventional glass-ionomer cements in certain cases⁶³.

There is, though, a fundamental difference in fluoride release between these two materials as polyacid-modified composite resins have to take up moisture to promote the secondary setting reaction before fluoride can be released from the filler⁶⁰, and is able to move out of the material.

In some brands of polyacid-modified composite resin, fluoride levels are augmented with added fluoride salts, such as YbF_3 , but even in these materials there has to be diffusion of water into the material to dissolve out the fluoride salt, and this process takes a finite time.

одредено време. Овие одложени процеси значат дека полиацид-модифицираните композити можат да ослободат многу малку флуориди веднаш по поставувањето⁶⁴, дури и ако се евентуално способни за ослободување на количества на флуориди кои им одговараат на оние кај конвенционалните глас-јономер цементи на долг рок (до три години)^{61, 64}.

(iii) Ослободување на флуориди од гиомерите

Како и кај другите типови на денгални композити, проучувано е ослободувањето на флуориди кај гиомерите. Тие покажуваат ослободување на флуориди во долг рок^{60, 65}, иако, како и другите типови на композити, не постои ран „експлозивен“ ефект на ослободување на флуориди. Целокупните количества на ослободени флуориди најдено е дека се пониски отколку кај другите композити, а тоа може да е како резултат на релативно малото количество на достапни флуориди во овие материјали. Повеќе студии укажуваат дека гиомерите немаат способност за повторно полнење⁶⁶.

Заклучоци

Композитните смоли се добро етаблирани материјали во клиничката стоматологија. Тие се базирани на добро позната технологија, со високо задоволителни резултати во клинички услови. Во моментот, тие се материјал на избор за директни естетски репарации во стоматологијата, и главно може да се предвидат нивните перформанси. Нивната употреба е чувствителна на техниката на поставување, но сепак се одлични материјали.

Со тек на времето, голем број на модификации се предложени, вклучувајќи го развивањето на флуорослободувачки варијанти, како и нови материјали- полиацид-модифицираните композитни смоли и гиомерите. Овие материјали генерално се помалку задоволувачки, поради присуството на хидрофобни компоненти. Но, тие имаат ограничен број на апликации, а со оглед на тоа дека во моментот има доволно податоци за нивните карактеристики, нивната употреба е оправдана во одредени околности.

These delayed processes mean that polyacid-modified composites may release very little fluoride when newly placed⁶⁴, even if they are eventually capable of releasing amounts of fluoride that match those of conventional glass-ionomers in the long term (up to three years)^{61, 64}.

(iii) Fluoride release from giomers

As with other types of dental composites, the giomers, have been studied for their fluoride release behaviour.

They have been shown to release fluoride for extended periods of time^{60, 65}, though, like other types of composite, there is no early burst of fluoride release.

Overall amounts of fluoride released have been found to be lower than for other composites, and this may be a reflection of the relatively small amount of available fluoride within these materials.

Studies suggest that giomers are not capable of any significant fluoride recharge⁶⁶.

Conclusions

Composite resins are well-established materials for use in clinical dentistry. They are based in mature technology, with a highly satisfactory record of clinical service.

They are now the material of choice for direct aesthetic repairs in dentistry, and their performance is reliable and reasonably predictable. Their use is somewhat technique-sensitive, but they are nonetheless extremely good materials.

Over the years, a number of modifications have been proposed, including the development of fluoride-releasing variants, and novel materials such as polyacid-modified composite resins and giomers.

These materials are generally less satisfactory, because of the presence within them of hydrophobic components. They do, though, have niche applications, and there is now sufficient data on their performance and properties for their use to be justified in appropriate circumstances.

ЛИТЕРАТУРА

REFERENCES

- [1] Nicholson JW. Adhesive dental materials – A review. *Int J Adhesion & Adhesives*. 1998; 18: 229-236.
- [2] Mount GJ, Tyas MJ, Ferracane J, Nicholson JW, Berg JH, RSimonsen RJ, Ngo HC. A revised classification for direct tooth-colored restorative materials. *Quintessence Int*. 2009; 40: 691-697.
- [3] Harvas_Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Cir Bucal*. 2006; 11: E215-E220.
- [4] Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*. 2012; 28: 467-477.
- [5] Breshi I, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro, M Lenarda R, De Stafano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of bonded surfaces. *Dent Mater*. 2008; 24: 90-101.
- [6] De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005; 84: 118-32.
- [7] Milia E, Cumbo E, Cardoso RJA, Gallina G. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Curr Pharmaceut Design*. 2012; 18: 5542-5552.
- [8] Furtos G, Cosma V, Prejmerean C, Moldovan M, Brie M, Colceriu M, Vezensenyi L, Silaghi-Dumitrescu L, Sirbu C. Fluoride release from dental resin composites. *Mater Sci & Eng C*. 2005; 25: 231-236.
- [9] Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dent Mater*. 2007; 23: 615-622.
- [10] Nicholson JW, Alsarheed M. Changes on storage of polyacid-modified composite resins *J Oral Rehabil*. 1998; 25: 616-620.
- [11] Dahl JE, Li J, Ruyter IE. Long-term water uptake of compomers and its effect on mechanical properties. *J Dent Res* 1998; 77(Special issue B): 657 (Abstract 207).
- [12] Arora V, Bogra P. Giomer: A new hybrid aesthetic restorative material. *J Conserv Dent*. 2002; 5: 149-155.
- [13] Nakamura N, Yamada A, Iwamoto T, Arakai M, Tanaka K, Aizawa S, Nonaka K, Fukumoto S. Two-year clinical evaluation of flowable composite resin containing pre-reacted glass-ionomer. *Ped Dent J*. 2009; 19: 89-97.
- [14] Saku S, Kotake H, Scongall-Vilchis RJ, Ohashi S, Hotta M, Horuichi S, Hamada K, Asoaka K, Tanaka E, Yamamoto K. Antibacterial activity of composite resins with glass-ionomer filler particles. *Dent Mater J*. 2010; 29: 193-198.
- [15] Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent* 2005; 30: 282-289.
- [16] Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res*. 1982; 61: 654-658.
- [17] Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J*. 1983; 28: 156-161.
- [18] Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*. 1988; 59: 297-300.
- [19] Eick DJ, Welch FH. Polymerization shrinkage of composite resins and its possible influence on post-operative sensitivity. *Quintessence Int*. 1986; 17: 103-111.
- [20] Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res*. 1989; 68: 48-50.
- [21] Holter D, Frey H, Mulhaupt R. Branched bismethacrylates based on bisGMA. A systematic route to low shrinkage composites. *Polymer Preprints*. 1997; 38: 84-85.
- [22] Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible-light-cured multi-methacrylates for dental composites. *J Macromol Sci – Pure & Appl Chem*. 1997; 34: 2405-2421.
- [23] Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V

cavities. *Am J Dent.* 2003; 16: 239-243.

[24] Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005; 21: 962-970.

[25] Donly KJ, Garcia-Gody F. The use of resin-based composite in children. *Pediatr Dent.* 2002; 24: 480-488.

[26] Braga RR, Ferrance JL. Alternatives in polymerization contraction stress management *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004; 15: 176-184.

[27] Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite systems. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 480-488.

[28] Papadogiannis Y, Lakes RS, Palaghias G, Helvajoglu-Antoniades M, Papadogiannis D. Fatigue of packable dental composites. *Dent Mater.* 2007; 23: 235-242.

[29] Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *J Esthet Restor Dent.* 2000; 12: 216-226.

[30] Manhart J, Chem HY, Hickel R. the suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc.* 2001;132: 639-645.

[31] Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem M, Takeuchi M, Vanherle G, Van Meerbeck B. Dynamic elastic modulus of “packable” composites. *Dent Mater.* 2001; 17: 520-525.

[32] Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehey GE. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131: 1610-1615.

[33] Bonilla ED, Mardirossian G, Caputo AA. Fracture toughness of posterior resin composites. *Quintessence Int.* 2001; 32: 206-210.

[34] Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002; 2: 465-479.

[35] Burke FJT, Crisp RJ, Balkenol M, Bell TJ, Lamb JJ, McDermott K, Siddons C, Weller B. Two-year evaluation of restorations of a packable composite placed in UK general dental practices. *Brit Dent J.* 2005; 199: 293-296.

[36] Turkun LS, Turkun M, Ozata F. Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *J Amer Dent Assoc.* 2003; 134: 1205-1212.

[37] Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatides P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129: 567-577.

[38] Strassler HE, Goodman HS. A durable flowable compiste resin for preventive resin restorations. *Dentistry Today.* 2002; 21: 116-121.

[39] Eastafan D, Sculman A, Calamia J. Clinical effectiveness of a Class V flowable composite resin system. *Compend Contin Educ Dent.* 1999; 20: 11-15.

[40] Eastafan D, Dussetschleger FL, Miuo LE, Kondamani J. Class V lesions restored with flowable composite and added surface sealing resin. *Gen Dent.* 2000; 48: 78-80.

[41] Haffe MS, Lindemuth JS, Jones AG. Shear bond strength of bis-acyl composite provisional material repaired with flowable composite. *J Esthet Dent.* 2002; 14: 47-52.

[42] Roberts HW, Charlton DG, Murchison DF. Repair of non-crious amalgam margin defects. *Oper Dent.* 2001; 26: 273-276.

[43] Chuang SF, Liu J-K, Chao C-C, Liao F-P, Chen Y-H M. Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 177-183.

[44] Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore .K, Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Oper Dent.* 2001; 26: 302-307.

[45] Tung FF, Hsieh WW, Eastafan D. In vitro microleakage study of a condensable and flowable composite resin. *Gen Dent.* 2000; 48: 711-715.

[46] Christensen G. Preventing postoperative sensitivity in Class I, II and V restorations. *J Am Dent Assoc.*

2002; 133: 229-231.

[47] Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite reins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int.* 1986; 17: 103-111.

[48] Opdean NJ, Feilzer AJ, Roeters JJ, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: In vivo post-operative sensitivitiy, wall adaptation and microleakage. *Am J Dent.* 1998; 11: 229-234.

[49] Perdigo J, Anauate-Netto C, Carmo AR, Hodges JS, Cordeiro HJ, Lewgoy HR, Dutra-Correa M, Castilhos N, Amore R. The effect of adhesive and flowable composite on postoperative sensitivity: 2-week results. *Quintessence Int.* 2004; 35: 777-784.

[50] Perdigo, J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134: 1621-1629.

[51] Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials.* 2003; 24: 2451-2461.

[52] Braden M, Causton BE, Clarke RL. Diffusion of water in composite resins, *J Dent Res.* 1976; 55: 730-732.

[53] Adusei GO, Deb S, Nicholson JW. The role of the ionomer glass component in polyacid-modified composite resin dental restorative materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2004; 15: 751-754.

[54] Preston AJ, Agalmanyi EA, Higham SM, Mair LH. The recharge of esthetic dental restorative materials with fluoride in vitro-two years' results. *Dent Mater.* 2003; 19: 32-37.

[55] Karantakis P, Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S. Fluoride release from three glass ionomers, a compomer and a composite resin in water, artificial saliva and lactic acid. *Oper Dent.* 2000; 25: 20-25.

[56] Preston AJ, Mair LH, Agalamanyi EA, Higham, SM. Fluoride release from aesthetic dental materials. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 123-129.

[57] Ling L, Xu X, Choi G-Y, Bilodeaux D, Guo G, Diwan RM. Novel F-releasing composite with improved mechanical properties. *J Dent Res.* 2009; 88: 83-88.

[58] Cohen BJ, Deutsch AS, Musiant BL. Fluoride release from four reinforced composite resins: a one year study. *Oral Health.* 1995; 85: 7-8.

[59] Djkmán GEHM, de Vries J, Loding A, Arends J. Long-term fluoride release of visible light-activated composites in vitro: A correlation with in situ demineralisation data. *Caries Res.* 1993; 27: 117-123.

[60] Yap AU, Tham SY, Zhu LY, Lee HK. Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Oper Dent.* 2002; 27: 259-265.

[61] Yip HK, Smales RJ. Fluoride release from a polyacid-modified resin composite and 3 resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int.* 2000; 31: 261-266.

[62] Yip HK, Smales RJ Fluoride release and uptake by aged resin-modified glass ionomers and a polyacid-modified resin composite. *Int Dent J.* 1999; 49: 217-225.

[63] Weigand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials – Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater.* 2007; 23: 343-362.

[64] Asmussen E, Peutzfeldt A. Long-term fluoride release from a glass ionomer cement, a compomer, and from experimental resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2002; 60: 93-97.

[65] Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater.* 2004; 20: 789-795.

[66] Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatjoglou-Antoniades M, Konstantos N. Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. *Dent Mater J.* 2013; 32: 296-300.