

## مروری بر نانوکامپوزیت‌ها

دکتر مژگان رفیع زاده<sup>۱</sup>، دکتر محمدرضا محرری<sup>\*</sup>، دکتر کاظم خسروی<sup>۲</sup>، دکتر فرناز مشرف جوادی<sup>۳</sup>،  
دکتر مریم خروشی<sup>۴</sup>

### چکیده

**مقدمه:** کامپوزیت رزین‌های دندانی همان‌گونه که از نامشان پیدا است موادی کامپوزیت یا مرکب از مواد آلی و غیر آلی هستند. ساختار اصلی کامپوزیت‌های دندانی را پلیمرها، فیلرهای غیر آلی و آلی، آغاز کننده و فعال کننده تشکیل می‌دهند علاوه بر این عواملی به عنوان سایلن نیز برای ایجاد اتصال پایدار شیمیایی بین دو فاز آلی و غیر آلی به سطوح فاز غیر آلی یا فیلر افزوده می‌گردند. هدف از این پژوهش، مروری بر ساختار شیمیایی کامپوزیت‌های دندانی با نگاه ویژه به ساختار کامپوزیت‌های جدید و نانوکامپوزیت‌ها می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** این مطالعه مروری با جستجو در منابع کتابخانه‌ای و سایت اینترنتی PubMed، ISI Web of science در بین سال‌های ۱۹۸۵ تا ۲۰۱۰ و با استفاده از کلید واژه‌های کامپوزیت دندانی، نانوکامپوزیت و ساختار شیمیایی جمع‌آوری و تدوین شد.

**یافته‌ها:** در دهه اخیر در ساختار شیمیایی کامپوزیت‌های دندانی تحول زیادی ایجاد شده است. تحولات جدید مانند نانوکامپوزیت‌های آزاد کننده کلسیم- فسفات و فلوراید، و نیز کاربرد فرایندهای نانوملکولی برای ساخت مینای دندانی با استفاده از نانورادها، نانواسفرها و آمولژنین می‌باشد.

**نتیجه‌گیری:** با شناخت تحولات جدید که در ساختار شیمیایی کامپوزیت دندانی در بسیاری از مواد جدید ایجاد شده است، می‌توان رفتار بالینی این نوع کامپوزیت‌ها را بهتر و دقیق‌تر ارزیابی نمود. به نظر می‌رسد تحولات جدید تأثیرات مهمی بر رفتار بالینی کامپوزیت‌های جدید داشته باشند که نیازمند تحقیقات آینده است.

**کلید واژه‌ها:** کامپوزیت رزین، نانو کامپوزیت، شیمی.

\* دستیار تخصصی، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.  
(مؤلف مسؤول)  
irani7@ymail.com

۱: دستیار تخصصی، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۲: استاد، عضو مرکز تحقیقات دندان پزشکی ترابی‌نژاد، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۳: متخصص دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۴: دانشیار، عضو مرکز تحقیقات مواد دندانی، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

این مقاله در تاریخ ۹۰/۱۱/۹ به دفتر مجله رسید، در تاریخ ۹۱/۲/۲۴ اصلاح شده و در تاریخ ۹۱/۳/۹ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان  
۱۳۹۱: (۳) ۲۶۹ تا ۲۹۰

## مقدمه

عالی دارد که به عنوان منومر رقیق کننده برای UDMA و BisGMA استفاده می‌شود [۲].

TEGDMA تبدیل باندهای دوگانه وینیل را افزایش می‌دهد. البته UDMA، Bis-EMA وزن مولکولی بالاتر و باندهای دوگانه کمتری در واحد وزن و انقباض (Shrinkage) کمتری نسبت به TEGDMA دارند. بنابراین در بسیاری از کامپوزیت‌ها بخش زیادی از TEGDMA با UDMA و Bis-EMA جایگزین می‌شود تا انقباض، فرسودگی و اثرات منفی فاکتورهای محیط مانند رطوبت، اسید و تغییرات دما را کاهش دهد [۳].

**فیلرها:** کامپوزیت‌های جدید شامل فیلرهایی مانند کوآرتز، سیلیکای کلئیدال و سیلیکای گلاس شامل باریوم، استرانسیوم و زیرکونیوم هستند. این فیلرها استحکام و ضریب کشسانی (Modulus of elasticity) را افزایش داده و باعث کاهش انقباض پلیمریزاسیون، ضریب انبساط حرارتی و جذب آب می‌شوند [۴].

**عوامل کوپلینگ سایلن:** شکل‌گیری یک باند کووالانس قوی بین فیلرهای غیر آلی و ماتریکس آلی برای حصول خواص مکانیکی خوب در کامپوزیت‌های دندانی ضروری است. اتصال این دو فاز با پوشاندن فیلرها با یک عامل کوپلینگ سایلن که گروه‌های فانکشنال فیلرها و ماتریکس را به طور شیمیایی به هم می‌چسباند به دست می‌آید. رایج‌ترین عامل کوپلینگ، ۳-متاکریلوکسی پروپیل تری متوکسی سایلن است. یک انتهای این مولکول می‌تواند به گروه‌های هیدروکسیل ذرات سیلیکا باند شود و انتهای دیگر قادر به کوپلیمیزاسیون با ماتریکس پلیمری می‌باشد.

**آغاز کننده نور مرئی:** کامپوزیت‌های فعال شونده با نور با تابش نور آبی در محدوده ۴۱۰-۵۰۰ نانومتر پلیمریزه می‌شوند. نور در این منطقه به طور مؤثر توسط آغاز کننده نوری  $\alpha$ -diketone جذب می‌شود. کامفورکینون به طور شایع به عنوان آغاز کننده نوری و (اتیل ۴-NN- دی متیل آمینو) بنزوات (ethyl-4- (N,N-dimethyl-amino) benzoate)

مواد ترمیمی کامپوزیت دندانی جدید در اوایل دهه ۱۹۶۰ از Bis-GMA همراه با ذرات غیر آلی ساخته شدند. ساختار اصلی یک کامپوزیت دندانی از پلیمرهای سنتز شده، فیلرهای غیر آلی، آغاز کننده و فعال کننده‌هایی که پلیمریزاسیون نوری ماتریکس ارگانیک را برای شکل‌گیری شبکه پلیمری سبب می‌شوند تشکیل می‌گردد. همچنین عوامل کوپلینگ سایلن، فیلرهای تقویت شده را به ماتریکس پلیمر باند می‌کنند. هر یک از بخش‌های اصلی تشکیل دهنده کامپوزیت دندانی در ادامه مورد بحث قرار می‌گیرند. این مطالعه مروری با جستجو در منابع کتابخانه‌ای و سایت اینترنتی ISI Web of science، PubMed، در بین سال‌های ۱۹۸۵ تا ۲۰۱۰ و با استفاده از کلید واژه‌های کامپوزیت دندانی، نانو کامپوزیت و ساختار شیمیایی انجام شد.

## شرح مقاله

## ساختار کامپوزیت‌ها

**ماتریکس (Matrix):** بیشتر کامپوزیت‌های دندانی تجاری حاوی مونومر (Bisphenol A Glycedyl dimethacrylate) (Bis-GMA) به عنوان ماتریکس ارگانیک می‌باشند. مونومرهای اصلی دیگری که در کامپوزیت‌های تجاری جدیدتر استفاده می‌شوند شامل تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA یا Triethyleneglycol dimethacrylate)، اورتان دی متاکریلات (urethane dimethacrylate) (UDMA یا اتوکسی بیس فنول A دی متاکریلات (Bis-EMA) ethoxylated bisphenol-A-dimethacrylate، دکانیدیول دی متاکریلات (D<sub>3</sub>MA)، (D<sub>3</sub>MA) tricyclo decane و Bis (Methacryloyloxy Methyl) و اورتان تترامتاکریلات (UTMA یا Urethane tetramethacrylate) هستند.

رایج‌ترین ماتریکس ارگانیک استفاده شده، BisGMA می‌باشد. ویسکوزیته بسیار بالای این مولکول به علت تداخل باندهای هیدروژن بین گروه‌های هیدروکسیل و مولکول‌های مونومر می‌باشد. بنابراین Bis-GMA اغلب با منومرهای رقیق‌تر به کار می‌رود تا ویسکوزیته مناسب برای استفاده در کامپوزیت‌های دندانی داشته باشد [۱]. در بیشتر اوقات TEGDMA کمتر ویسکوز است و خواص کوپلیمیزاسیون

برای کاربرد ضد پوسیدگی، سیستم‌های ترمیم بر اساس روش (Biomimetic) ناشی از فرایندهای تجمع نانومولکولار که در تشکیل مینای دندان با استفاده از نانورادها، نانواسفرها و آملوژنین شرکت دارد [۵].

**اصلاح نانوفیلر:** نانوفیلرها می‌توانند با تکنیک‌های متفاوتی مانند Flame spray pyrolysis و Flame Pyrolysis ساختار sol-gel ساخته شوند. ذرات فیلر بسیار ریز، ابعادی زیر طول موج نور مرئی (۸/۰-۴/۰ nm) دارند، پس قادر به پخش یا جذب نور مرئی نیستند. بنابراین نانوفیلرها معمولاً نامرئی هستند و مزایای بهبود خصوصیات نوری را دارند [۶]. علاوه بر این نانوفیلرها قادر به افزایش حداکثری درصد فیلر به خاطر سایز ذرات کوچکشان هستند. با استفاده از ذرات کوچک‌تر، با متراکم کردن آن‌ها فیلرهای بیشتری را می‌توان اضافه نمود.

به طور تئوری با استفاده از نانوفیلرها، سطح فیلر می‌تواند تا ۹۵-۹۰ درصد وزنی برسد. اما افزایش در نانوفیلرها میزان سطح در ذرات فیلر را افزایش می‌دهد که به علت قابلیت مرطوب کنندگی (Wettability) فیلرها مقدار کلی ذرات فیلر را محدود می‌کند. از آنجایی که اساساً انقباض پلیمریزاسیون به علت ماتریکس رزینی است، افزایش در میزان فیلر باعث کاهش مقدار رزین در نانوکامپوزیت‌ها می‌شود و به طور چشمگیری انقباض را کاهش می‌دهد و خصوصیات فیزیکی نانوکامپوزیت‌ها را بهبود می‌بخشد [۴].

**نانوپار تیکل:** نانوپار تیکل‌ها به طور مشخص قطر بین ۱/۰-۰/۱ μm دارند آن‌ها به طور شایع در مواد دارای بیس کامپوزیت رزین استفاده می‌شوند. همراه با پیشرفت نانوپار تیکل‌ها برای کامپوزیت‌های دندانی، تمرکز بیشتر برای فرمولاسیون مجدد ساینل‌های بین سطحی به کار رفته است [۷-۱۰]. مطالعه Xia و همکاران [۱۱] در مورد نانوکامپوزیت‌ها وجود دارد که روی انواع جدیدتر عوامل باندینگ ساینل برای استفاده حداکثر نانوپار تیکل‌ها در مواد بیس کامپوزیت رزین متمرکز شده‌اند، ساینل‌های آلی مانند: آلایل تری اتوکسی ساینل سازگاری خوبی با فیلرهای نانوپار تیکل مانند TiO<sub>2</sub> دارند. علاوه بر این نشان داده شده است که ۳- متاکریلوکسی پروپیل تری متوکسی ساینل پراکندگی و

(4EDMAB) هم به عنوان Co-initiator استفاده می‌شود. کامفورکینون وضعیت برانگیخته‌ای ایجاد می‌کند که با عامل احیاکننده آمین مانند NN- دی متیل آمینواتیل متاکریلات (DMAEMA) (N, N-dimethylaminoethyl methacrylate) یا اتیل P- دی متیل آمینو بنزوات (DMAB) (Ethyl p-dimethylaminobenzoate) برای تولید رادیکال‌های آزاد واکنش می‌دهد، تا پلیمریزاسیون سه بعدی آغاز شود. طیف جذبی کامفورکینون در محدوده طول موج ۴۵۰-۵۰۰ نانومتر قرار دارد و حداکثر جذب در ۴۷۰ nm انجام می‌شود [۴].

**تکامل نانوکامپوزیت‌ها:** نانوتکنولوژی که به عنوان علم نانو یا مهندسی مولکولی هم شناخته شده است چنین تعریف می‌شود: ایجاد مواد و ساختارهای فانکشنال با ابعاد ۱۰۰-۰/۱ نانومتر. هنگامی که فاز غیر آلی در یک کامپوزیت آلی- غیر آلی در حد نانسایز باشد آن را نانوکامپوزیت نامند.

اولین بار در سال ۱۹۵۹ دکتر Richard P Feynman نانوتکنولوژی را مطرح کرد و آن را یک پیشرفت غیر قابل اجتناب در علم دانست. او نانوتکنولوژی را با کاربرد بالقوه آن در دندان پزشکی در اوایل ۱۹۹۰ از تئوری علمی صرف خارج کرد. امروزه نانوپار تیکل‌ها، نانواسفرها، نانورادها، نانوتیوب‌ها، نانوفایبرها، دندیرمها و دیگر ساختارهای نانو برای کاربردهای متفاوتی در سیستم‌ها و بافت‌های بیولوژیک بررسی شده‌اند. در دهه گذشته بسیاری از توانایی‌های نانوتکنولوژی برای سلامتی دهان مانند مراقبت‌های بهداشتی، بی‌حسی موضعی و جایگزینی تمام دندان‌ها بررسی شده است؛ اما تعداد کمی از این کاربردها پیشرفت کرده‌اند. نانوکامپوزیت‌ها در ترمیم دندان‌ها استحکام بالاتری نسبت به کامپوزیت‌های هیبرید یا میکروفیل کانونشال دارند و در صافی سطح، پالایش‌پذیری، دقت خصوصیات Shade، استحکام خمشی اضافی و ریزسختی شبیه به کامپوزیت‌های خلفی با کارایی مطلوب‌تر هستند. همچنین اطلاعاتی از مقایسه نانوکامپوزیت‌ها با مواد اورموسر (Ormocer) Organically- modified ceramic restoratives در حال انجام است. مهم‌ترین موضوعات در زمینه نانورستوریتوها شامل موارد زیر می‌باشد:

نانوکامپوزیت‌های آزاد کننده یون کلسیم- فسفات و فلوراید

شده‌اند. اخیراً نانوفایبرها برای تولید سرامیک‌های محتوی هیدروکسی آپاتیت و فلورو هیدروکسی آپاتیت به کار رفته‌اند. کریستال‌های سیلیکات نانوفیبریلار به علت قابلیت تقویت کامپوزیت‌های دندانی به خصوص در یک ترکیب رایج بنام (۲-۲) بیس [۴- متاکریلوکسی پروپوکسی- فنیل] (Bis-GMA) با تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA) که به عنوان عامل رقیق کننده اضافه شده است، بررسی شده‌اند. در یک نسبت درست و با توزیع یکنواخت کریستال‌ها، فایبرها و نانوفایبرها می‌توانند خصوصیات فیزیکی این کامپوزیت‌ها را بهبود بخشند [۲۰-۲۳].

### کوپلیمرهای دندرتیک و دندریمرها:

کوپلیمرها برای کاربرد در کامپوزیت‌های دندانی کمتر از ساختارهای دیگر مطالعه شده‌اند [۲۴-۲۶].

**نانوفیلرها در نانوکامپوزیت‌های تجاری:** محصولات متعددی از نانوکامپوزیت‌ها در فروشگاه‌ها وجود دارد. سه نوع نانوکامپوزیت با ترکیبات متفاوت و فیلرهای با اندازه نانو به عنوان مثال انتخاب می‌شوند.

۱- *Filtek supreme (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)* - که محتوی ذرات نانومتر، نانومر و نانوکلاستر است. نانومرها ذرات سیلیکای پراکنده Non-agglomerated و Non-aggregated با قطر ۷۵-۲۰ نانومتر می‌باشند. فیلرهای نانوکلاستر تجمعی از ذرات نانوسایز با باندهای ضعیف می‌باشند. دو نوع Nanocluster سنتز شده است:

اولین نوع شامل ذرات زیرکونیا- سیلیکا است که از یک محلول کلوتیدال از سیلیکا و نمک زیرکونیا تولید می‌شود. سایز ذرات اولیه نانوکلاستر در محدوده ۲۰-۲ نانومتر است و سایز متوسط ذرات تجمع یافته اسفیریکال کمتر از ۰/۶ نانومتر می‌باشد. نوع دوم از فیلرهای نانوکلاستر از ذرات سیلیکای ۷۵ نانومتر سنتز شده که سایز متوسط ذرات تجمع یافته ۰/۶ میکرون می‌باشد. ذرات سیلیکا با ۳- متاکریلوکسی پروپیل تری متوکسی سایلین به عنوان عامل کوپلینگ ترکیب شده‌اند که شامل یک گروه فانکشنال استرسیلیکا است که در یک انتها برای باند شدن با سطح غیر آلی است و یک گروه متاکریلات در انتهای دیگر

توزیع نانوپارتیکل‌های سیلیکا (۲۵-۵ nm) را در ماتریس رزینی ترمیم بهتر می‌کند. مطالعات نشان داده‌اند [۱۵-۱۲] که کاربرد ترکیبات سایلین متفاوتی که برای باند کردن کامپوزیت‌های محتوی نانوپارتیکل‌های سیلیکا توسط کارخانجات استفاده می‌شوند بر افزایش مقاومت به شکست، جذب حلال‌های آلی و آب توسط کامپوزیت رزین‌ها اثر دارند. نانوپارتیکل‌ها و مدیفایرهای مرتبط با کامپوزیت رزین‌های موجود باعث استفاده گسترده و آسان کلینیکی شده است. کامپوزیت رزین‌های نانوهیبرید شایع‌ترین نمونه حاضر از این تکنولوژی هستند [۱۵-۱۲].

### نانوراد:

نانورادها یک نمونه جالب در مواد ترمیمی هستند. نانورادهای هیدروکسی آپاتیت مشابه با منشورهای مینایی خصوصیات Self-assembly را نشان می‌دهند، از آنجایی که رادها شبیه منشورهای مینایی هستند، نانورادها می‌توانند عملکرد مصنوعی تقریباً مانند ساختار طبیعی دندان را داشته باشند [۱۶].

### نانواسفرها:

ساخت نانواسفرها نیز همان فرایند نانورادها را دارد. تجمع نانواسفرها در ترکیب با ذرات کلسیم فسفات و تجمع نانوزنجیره‌های آملوژنین در ماده زمینه‌ای کامپوزیت رزین از ابداعات دیگر هستند [۱۷].

### نانوتیوب:

انواع متفاوتی از نانوتیوب‌ها برای کاربردهای دندانی بررسی شده‌اند. در محیط *in vitro* نانوتیوب‌های اکسید تیتانیوم حرکت و شکل‌گیری هیدروکسی آپاتیت را به ویژه در فرایندهای رشد استخوان برای پوشاندن ایمپلنت دندانی تسریع می‌کند. علاوه بر این نوعی از آن‌ها استحکام خمشی کامپوزیت را بهبود می‌بخشد. (Modified single-walled carbon nanotubes) SWCNT‌ها از دی اکسید سیلیکون همراه با عوامل باندینگ ارگانوسایلین خاص تشکیل شده‌اند [۱۹-۱۸].

### نانوفایبر:

انواع نانوفایبرها برای کاربردهای زیستی- پزشکی بررسی

نانوپارتیکل‌ها لبه‌های صاف و گرد شده‌ای ایجاد می‌کند و پخش استرس در رزین کامپوزیت به طور یکنواخت انجام می‌شود [۲۸].  
 ۳- (Dentsply, DeTrey, Konstanz, Germany) - Ceram-x: یک کامپوزیت نانوسرامیک بر اساس Ormocer است [۱۰]. Ceram-X شامل فیلرهای گلاسی با سایز ۱/۱ تا ۱/۵ میکرون است؛ اما از دو جنبه مهم با کامپوزیت‌های هیبرید قدیمی تفاوت دارد. نانوفیلرهای محتوی دی اکسید سیلیکون مدیفاید شده با متاکریلات ( $10 \mu\text{m}$ ) جانشین میکروفیلر شده‌اند که به طور تیبیک در کامپوزیت‌های هیبرید استفاده می‌شوند. بر اساس اطلاعات حاصل از کارخانه سازنده، غلظت فیلر ۵۷ درصد حجمی و ۷۶ درصد وزنی است، علاوه بر این، به جای ماتریکس رزین‌های قدیمی عمدتاً یک ماتریکس پر شده از ذرات پلی سایلوکسان مدیفاید با متاکریلات با سایز ۲ تا ۳ نانومتر جایگزین شده است. این ذرات نانوسرامیک، ذرات هیبرید ارگانیک- غیر ارگانیک هستند و هر دو ذرات نانوسرامیک و نانوفیلر دارای گروه‌های متاکریلات برای پلیمریزاسیون هستند [۱۰].

**فیلرهای تقویت شده با نانوفایبر:** یک فرضیه برای تقویت کامپوزیت‌های دندانی این بود، که توزیع یکنواخت کریستال‌های مجزای سیلیکات فیبریلا درون نانوفایبرهای نایلون ۶ خصوصیات مکانیکی نانوکامپوزیت‌های حاوی نانوفایبر را بهتر می‌کند و به این وسیله کامپوزیت‌های دندانی تقویت می‌شوند. محققان، اول نانوفایبرهای Electrospun nylon 6 که دارای کریستال‌های مجزای سیلیکات فیبریلا هستند را با منومرهای Bis-GMA/TEGDMA که قبلاً با 4EDMAB/ آغازگر فعال شده‌اند ترکیب کردند [۲۳]. بعد این ترکیب با نور کیور شد. کامپوزیت به دست آمده به یک پودر با سایز متوسط ذرات  $20 \mu\text{m}$  آسیاب شد. سپس پودر با منومرهای BisGMA/TEGDMA فعال شده با 4EDMAB- آغازگر مخلوط شد تا خمیری به دست آید که شامل نانوفایبرها با نسبت‌های توده‌ای متفاوت باشد. سرانجام خمیرها با نور، کیور شدند و کامپوزیت‌های دندانی ساخته شده ارزیابی شدند. نتایج نشان داد که نسبت‌های توده‌ای کوچک (۱ درصد و ۲ درصد) حاصل از تلقیح نانوفایبرها خصوصیات مکانیکی را بهتر کرد و نسبت‌های توده‌ای بزرگ‌تر (۴ درصد و ۸ درصد) باعث

که فیلر را با رزین قبل از کیور سازگار می‌کند. تا از هرگونه تراکم یا تجمع ذرات جلوگیری کند. محتوای فیلر Supreme تقریباً ۶۰-۵۸ درصد حجمی و ۷۸/۵ درصد وزنی است [۶].  
 ۲- Premise (Kerr/Sybron, Orange, CA, USA): یک نانوهیبرید است که از سه نوع متفاوت فیلر تشکیل شده است: نانوپارتیکل‌های سیلیکای مجزای متراکم نشده (Discrete)، که اسفیریکال با سایز ۲۰ نانومتر هستند، فیلرهای از پیش پلیمریزه شده (Prepolymerized fillers) با سایز ۳۰ تا ۵۰ میکرون و فیلرهای باریوم گلاس با سایز متوسط ۰/۴ میکرون. تکنیک فروربردن فیلرهای باریوم گلاس در ماتریکس رزینی در نانوکامپوزیت‌ها همان تکنولوژی رزین‌های میکروهیبرید Point-4 (Kerr/Sybron, Orange, CA, USA) است. از نظر ترکیب Point-4 ماتریکس رزینی Bis-GMA دارد که با ۵۷/۲ درصد حجمی (۷۶ درصد وزنی) با باریوم آلومینوبوروسیلیکات گلاس و ذرات فیلر دی اکسید سیلیکون پر شده است. ذرات فیلر سایز متوسط ۰/۴ میکرون دارند و ۹۰ درصد ذرات کوچک‌تر از ۰/۸ میکرون هستند. علاوه بر این با افزودن ترکیب یک Dispersant قابل پلیمریزه درصد سطح فیلر را افزایش داده و از ذرات فیلر که سایز متوسط آن‌ها کوچک‌تر از کامپوزیت رزین‌های هیبرید قدیمی است استفاده شده و ماده‌ای با زیبایی و استحکام عالی ایجاد شده است. بنابراین در نانوکامپوزیت Premise تکنیک مشابهی برای ترکیب فیلرهای باریوم گلاس با ماتریکس و سه نوع فیلر متفاوت استفاده شده است. نانوپارتیکل‌های سیلیکا، فیلرهای از پیش پلی مریزه شده و فیلرهای باریوم گلاس این ترکیب ۳ فیلری افزایش فیلر در حد ۶۹ درصد حجمی و ۸۴ درصد وزنی را اجازه می‌دهد. نانوپارتیکل‌های مجزای دیگر که به خوبی در ماتریکس پراکنده شده‌اند، روی یک سطح با مقیاس نانومتر اجازه افزایش سطح فیلر و کاهش ویسکوزیته نانوکامپوزیت‌ها را می‌دهند و بنابراین باعث افزایش سختی، مقاومت سایشی، مقاومت شکست و پالیش‌پذیری و کاهش انقباض پلیمریزاسیون به میزان (۱/۴ تا ۱/۶ درصد حجمی) و کاهش استرس انقباضی می‌شوند [۲۷].  
 وقتی فاصله ذرات در کامپوزیت کاهش می‌یابد فشار ناشی از اعمال بار روی رزین کاهش یافته و مانع از شکل‌گیری ترک و پیشرفت آن در ماده می‌شود. علاوه بر این شکل کروی

نمونه اضافه شدند و سپس مخلوط کاملاً ترکیب شد [۳۳]. دو گروه از نمونه‌ها به عنوان کنترل برای مقایسه استفاده شدند: یکی با همان مقدار از نانوپارتیکل‌های  $TiO_2$  غیر مدیفاید و یکی بدون نانو پارتیکل  $TiO_2$ ، مدیفاید کردن سطح با ارگانوسایلین ATEs بر پراکندگی و اتصال نانوپارتیکل‌های  $TiO_2$  درون یک ماتریکس رزینی اثر می‌گذارد. اضافه کردن نانوپارتیکل‌های  $TiO_2$  مدیفاید شده ریز سختی و استحکام خمشی کامپوزیت‌ها را بهبود بخشید.

**فیلرهای جلوگیری کننده از پوسیدگی: فیلرهای آزاد**  
کننده یون‌های کلسیم و فسفات: برای بهبود خاصیت کنترل پوسیدگی دندانی، فیلرهای آزاد کننده یون‌های کلسیم و فسفات مانند نانوپارتیکل‌های دی کلسیم فسفات آنهیدروز (Dicalcium phosphate anhydrous یا DCPA) [۳۲-۳۰] و تتراکلسیم فسفات ویسکر (TTCP:  $Ca_4(PO_4)_2O$  whisker) (Tetracalcium phosphate) تکامل پیدا کرده‌اند. که در ادامه به توضیح در مورد آن‌ها می‌پردازیم [۳۲-۳۰].

*الف- DCPA-Whiskers*: در یک مطالعه بر روی نانوپارتیکل‌های DCPA، دو نوع فیلر یعنی ذرات DCPA و Whiskerهای فیوز شده با نانوسیلیکا استفاده شد [۳۱]. نشان داده شد کاهش اندازه ذرات DCPA استحکام کامپوزیت را کاهش می‌دهد در حالی که تقویت Whiskerها استحکام کامپوزیت را بیشتر از دو برابر می‌کند و به طور چشمگیری ضریب کشسانی را افزایش می‌دهد. همچنین محققان فهمیدند که سایلن زدن به ذرات DCPA با سایلن (Silanization) استحکام کامپوزیت را افزایش می‌دهد اما آزاد شدن  $Ca$  و  $PO_4$  را کاهش می‌دهد. استفاده از نانو ذرات DCPA سایلن نشده مخلوط با Whisker تقویت شده به نظر می‌رسد که بهترین روش برای تولید کامپوزیتی با استحکام و در عین حال دارای خاصیت آزادسازی  $Ca$  و  $PO_4$  بالا باشد [۳۳]. مطالعات قبلی [۳۴-۳۷] نشان داده‌اند هنگامی که یون‌های  $Ca$  و  $PO_4$  از ترمیم کامپوزیت آزاد می‌شوند مجدداً رسوب می‌کنند تا هیدروکسی آپاتیت را در بیرون کامپوزیت و درون ضایعه دندانی شکل دهند و به طور مشخصی محتوای معدنی ضایعه را افزایش می‌دهند. افزایش سطح ذرات DCPA به طور چشمگیری آزاد

خصوصیات مکانیکی نامطلوب‌تری مانند استحکام خمشی پایین‌تر، ضریب کشسانی کمتر و مقاومت به شکست کمتر شد. نتایج همچنین پیشنهاد کردند که برای رسیدن به تقویت بهتر، ممکن است به نانوفایبرهای Electrospun (دارای محور الکترونی) نیاز باشد که در یک رشته بسیار منظم جمع شوند و پخش تصادفی نداشته باشند [۲۳].

**فایبرهای E-glass کوتاه:** کامپوزیت‌های نانوهیبرید با فایبرهای E-glass کوتاه در ترکیب با کامپوزیت‌ها بر اساس این فرضیه که فایبرهای E-glass انتقال نوری کامپوزیت‌ها را باعث می‌شوند مورد بررسی قرار گرفته‌اند [۲۹]. رزین شامل دی متاکریلات (BisGMA) ۶۶/۷ درصد، TEGDMA ۳۲/۶ درصد، آغازگر و DMAEMA ۰/۷ درصد که شامل ۵۰ درصد وزنی نانوفایبرهای ( $SiO_2$  با سایز ۲۰ nm) و فایبرهای E-glass (طول  $3^{mm}$ ) با رزین ماتریکس Bis-GMA-PMMA و فایبرهای رادیوپاک  $BaAlSiO_2$  ( $0.3 \pm 2 \mu m$  سایز) اصلاح شده با سایلن می‌باشد. در این مطالعات کامپوزیت‌های فیبری آزمایشی با مخلوط کردن ۲۲/۵ درصد وزنی از فایبرهای E-glass و ۲۲/۵ درصد وزنی از ماتریکس رزینی آماده شدند و به تدریج ۵۵ درصد وزنی فایبرهای رادیوپاک  $BaAlSiO_2$  اضافه شد. از یک ماشین اختلاط با سرعت بالا (۳۵۰۰rpm) برای ۵ دقیقه استفاده شد. ماتریکس رزینی دی متاکریلات که شامل PMMA (Poly methyl methacrylate) بود شبکه پلیمری نیمه نفوذ یافته را برای کامپوزیت فایبر شکل داد. نتایج نشان داد که کامپوزیت تقویت شده با فایبر E-glass با ماتریکس (Semi-interpenetrating polymer network) Semi-IPN عمق کیور و میکروهاردنس کمتر از کامپوزیت رزین‌های تجاری دارد [۲۹].

**نانو پارتیکل‌های  $TiO_2$ :** برای بهتر شدن خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌ها، محققان سطوح نانوپارتیکل‌های کوچک‌تر از ۲۰ نانومتر  $TiO_2$  را با ارگانوسایلین آلی تری اتوکسی سایلن (ATES) مدیفاید کردند و سپس نانوپارتیکل‌ها با منومرهای رزینی ترکیب شدند. سپس ذرات به طور دستی به داخل کامپوزیت‌های  $Z_{100}$  در نسبت‌های وزنی متفاوت بر اساس گروه



فلوراید، کائولین یک محصول عالی در مقایسه با فیلر  $\text{SiO}_2$  معمولی استفاده شده در کامپوزیت رزین‌ها است. بنابراین این نانوکامپوزیت‌های Polymer-kaolinite (به علت جذب قوی کائولینت به فلوراید در طول فرایند ساخت) قادر هستند که جذب مداوم فلوراید را ایجاد کنند [۴۱]. مطابق با مطالعات دیگر آزاد شدن فلوراید و شارژ شدن دوباره (K-acrylamide) C بیشتر از Fuji IX و Z100 است. بنابراین در آینده ممکن است (K-acrylamide) C یک ماده ترمیمی دندان مفید با خصوصیت جلوگیری از پوسیدگی باشد [۳۸].

### دندان پزشکی ترمیمی با استفاده از نانوکامپوزیت‌ها:

اخیراً تکامل کامپوزیت‌های نانوفیلد توسط Puckett و همکاران [۴۲] مورد تجدید نظر قرار گرفته است. خصوصیات فیزیکی مواد در ۵ سال گذشته به طور قابل توجهی بهتر شده است. این پیشرفت‌ها در پاسخ به نتایج طولانی و مخرب انقباض پلیمریزاسیون، ریزسختی و مقاومت سایشی مورد نیاز در سطح اکوزال دندان‌های خلفی ایجاد شده است. در عین حال چالش‌هایی باقی خواهد ماند تا نیازهای زیبایی مورد انتظار بیمار و پزشک را برآورده کند.

### نانوپار تیکل و میکروفیل‌ها از ۱۹۷۰ به بعد:

در اوایل ۱۹۷۰ کمپانی Johnson (Langhorne, PA, USA) and Johnson کامپوزیت Adaptic را که محتوی ماتریکس رزینی پر شده با ذرات کوارتز خشن بود، ساختند این مواد به سرعت با کامپوزیت 3M Concise<sup>TM</sup> (3M ESPE) جایگزین شدند، و هر دو به عنوان مواد ترمیمی قدامی به طور وسیعی پذیرفته شدند. عیب اصلی آن‌ها تغییر رنگ سطحی بود که به علت وجود ذرات کوارتز خشن در آن‌ها بود. این مواد همچنین به طور گسترده برای بیلد آپ کور برای بیشتر از ۲۵ سال استفاده می‌شدند. با ورود میکروفیل‌ها در ۱۹۷۳ و تجاری شدن آن‌ها از طریق به ثبت رسیدن آن‌ها در آلمان و سال بعد در آمریکا، کامپوزیت رزین‌ها به طور گسترده‌ای به جای آمالگام استفاده شدند و تکنولوژی ماتریکس-فیلر پیشرفت کرد. کامپوزیت‌های میکروفیلد از ذرات فیلر دی اکسید سیلیکون با قطر کمتر از  $0.1 \mu\text{m}$  در ترکیب با فیلرهای ارگانیک از پیش پلیمریزه شده

شدن Ca و  $\text{PO}_4$  را افزایش می‌دهد به طوری که کامپوزیت‌های با نانوذرات DCPA، بالاترین آزادسازی را دارند.

ب- *TTCP-Whisker*: کامپوزیت‌های آزاد کننده Ca و  $\text{PO}_4$  دارای ذرات TTCP ریز و Whiskerهای فیوز شده با نانوسیلیکا می‌باشد. TTCP کامپوزیت را قادر به آزادسازی یون‌های Ca و  $\text{PO}_4$  می‌سازد و Whiskerها توانایی تحمل بارگذاری را در ماده ایجاد می‌کنند. کامپوزیت‌های TTCP-Whisker استحکامی تقریباً دو برابر کامپوزیت‌های TTCP بدون Whisker دارند. وقتی که pH از حالت طبیعی به ۴ برسد کامپوزیت‌های TTCP-Whisker آزاد شدن یون‌های Ca و  $\text{PO}_4$  را تقریباً ۶ برابر می‌کنند. بعد از قرار دادن کامپوزیت، کامپوزیت TTCP-Whisker به همان استحکام کامپوزیت هیبرید در سه pH: ۷/۴، ۶ و ۴ می‌رسد. بنابراین ممکن است که این کامپوزیت‌ها این توانایی را داشته باشند که هر دو خصوصیت تحمل نیرو و توانایی جلوگیری از پوسیدگی را با هم داشته باشند [۳۷].

### کلسیم فلوراید: فلوراید از مواد ترمیمی آزاد می‌شود تا از

دمینرالیزاسیون و پیشرفت پوسیدگی جلوگیری شده و عاج و مینای مجاور را مستحکم کند [۳۰-۳۷، ۳۱]. اخیراً نانوپار تیکل‌های کلسیم فلوراید (۳۰ درصد) و فیلرهای Whisker تقویت شده (۳۵ درصد) را به نانوکامپوزیت‌ها اضافه کردند و دریافتند که آزادسازی فلوراید بهتر از مواد گلاس آینومر قدیمی و رزین مدیفاید است. استحکام و ضریب کشسانی این نانوکامپوزیت‌ها مانند کامپوزیت‌های با تحمل استرس بالا است که آزادسازی فلوراید ندارند. این نانوکامپوزیت‌های دارای  $\text{CaF}_2$  و DCPA می‌توانند Ca و  $\text{PO}_4$  را برای رسوب فلورواپاتیت و جلوگیری از پوسیدگی آزاد کنند و همچنین با خصوصیات مکانیکی خوبی ساخته شده‌اند [۳۲].

*Polymer-Kaolinite* Wang و همکاران [۴۰] سه نوع از نانوکامپوزیت‌های Polymer-kaolin آزاد کننده فلوراید را که شامل (K-diamine) C، (K-acrylamide) C و (K-acetate) C بود را ساختند. در مطالعه آن‌ها کائولین برای واکنش Interaction استفاده شد. به علت خصوصیات ساختمانی و میزان سطح بالا برای جذب

همکاران [۶] به وسیله مقیاس Critical length scale که برای هر خصوصیت فیزیکی به کار می‌رود، توضیح داده شده است. با تولید ذرات کوچک‌تر، کارایی قابل قبول ماده به همراه خصوصیات نوری و زیبایی آن می‌تواند به حداکثر رسانده شود.

### نظریه روش TOP-down در مقابل Bottom-up:

نانوتکنولوژی را تمرکز بر چگونگی ایجاد مواد کوچک‌تر و جدیدتر تفسیر می‌کنند. سازندگان قدیمی ذرات فیلر برای کامپوزیت‌های دندانی نیاز به خرد کردن ذرات بزرگ‌تر کوآرتز، گلاس یا سرامیک از طریق Grinding یا Milling (آسیاب کردن) دارند. از آنجایی که این فرایند نمی‌تواند در عمل ذراتی با قطر کمتر از ۱۰۰ nm ایجاد کند، Direct molecular assembly یا فرایند Bottom-up که فرایندهای شیمیایی سنتتیک است باید استفاده شود [۶].

**مدیفاید کردن ماتریکس رزینی:** همه رزین‌های متاکریلات با درجات کمتر یا بیشتر مطابق با تعداد واحدهای قابل پلیمریزه شان انقباض پیدا می‌کنند. این انقباض تقریباً برابر  $10^{-6} \text{ m}^3 \text{ mol}^{-1} \times 22/5$  [۴۴] از گونه‌های پلی‌مریزه شده و ۱۴-۲ درصد انقباض حجمی به طور متوسط است [۴۷-۴۵]. انقباض مستقیماً بستگی به درجه تبدیل رزین متاکریلاتی دارد، به طوری که بعضی محققان از آن برای تعیین درجه تبدیل استفاده می‌کنند [۴۸]. دو استراتژی اصلی برای کاهش انقباض پلیمریزاسیون وجود دارد: اول کاهش مناطق واکنش دهنده رزین در واحد حجم و دوم استفاده از انواع دیگر رزین. غلظت مناطق واکنش دهنده رزین در واحد حجم را به دو طریق می‌توان کاهش داد. اولین روش افزایش وزن مولکولی در گروه واکنش دهنده است. دومین روش افزایش حجم فیلر است که محدودیت‌هایی در هر دوی این روش‌ها وجود دارد. استفاده از منومرهایی با وزن مولکولی بالا با افزایش ویسکوزیته، افزایش چسبندگی و رئولوژی (جریان‌شناسی) کلی نامطلوب کار با کامپوزیت نهایی را مشکل می‌کند. افزایش حجم فیلر هم محدودیت دارد چرا که هر مقدار رزین مشخص می‌تواند فقط با یک مقدار محدودی از ذرات فیلر ترکیب شود [۴۹]. اخیراً محققان تلاش‌های زیادی کرده‌اند تا انقباض کامپوزیت را با تغییر در

استفاده می‌کنند که به درون ذرات فیلر بزرگ‌تر تجمع می‌یابند. با این‌که این سیستم‌ها توانایی پالیشینگ مطلوب و کیفیت بالایی از صاف بودن سطح و استفاده طولانی در کلینیک دارند اما استحکام بالایی که برای رقابت با آمالگام نیاز است را دارا نمی‌باشند [۴۳]. در طول این مسیر، که میکروفیلدها مورد پذیرش قرار گرفته بودند نانومتریال‌ها مانند دی اکسید تیتانیوم، اکسید آلومینیوم و اکسید سیلیکا ساخته شدند. این مواد در محصولات دندانی در مقادیر کم (۱ تا ۵ درصد) استفاده شدند تا فلوی پودر را بهتر کنند. یکی از محصولات اکسید سیلیکائی نانو که با متیل سایلن، سایلینزه می‌شود در گذشته در آلمان ساخته شده است (Degussa, Dentsply). این محصول منجر به انجام تحقیقاتی شد که سعی می‌کردند تا حد امکان فاز نانوپارتیکل را به داخل ماتریکس رزینی اضافه کنند که باعث ساخت مواد ترمیمی Isopast و Heliomolar توسط Ivoclar vivadent شد. این تکامل جدید به سرعت با 3M ESPE رقابت کرد. کامپوزیت‌های میکروفیلد طولانی‌ترین استفاده کلینیکی را دارند و سطح صاف یکدستی را ایجاد می‌کنند. به هر صورت تا به حال ضعف میکروفیلدها در استحکام لازم برای کاربرد در حفرات اکلوزال کلاس ۱ و ۲ باعث عدم توافق بر استفاده گسترده از کامپوزیت رزین‌ها در کاربردهای رایجی که توسط آمالگام ارایه خدمت می‌شوند، بوده است. امروزه شایع‌ترین کامپوزیت‌های مورد استفاده شامل نانوهیبریدها و میکروهیبریدها هستند. این مواد از ذرات فیلر در دامنه کوچک‌تر از ۱۰۰ تا ۶۰۰ نانومتر استفاده می‌کنند که بر مسأله استحکام غالب می‌آیند. نانوفیل‌ها مانند (3M ESPE)، Filtek supreme plus ترکیب مزایای خشونت سطحی کمتر نانوهیبریدها را با صافی میکروفیلدها دارند [۴۳]. کاربرد کامپوزیت رزین‌ها برای دندان‌های خلفی در طول دو دهه گذشته با کاربرد سیستم‌هایی که از نانوفیلرها استفاده می‌کنند بهتر شده است [۴۲].

به مرور کاهش در اندازه ذرات فیلر از کوچک‌تر از ۱۰۰ تا ۶۰۰ نانومتر برای نانوهیبریدها و میکروهیبریدها تا کمتر از  $100 \text{ nm}$  برای نانوفیلد و میکروفیلدها رخ داده است [۴۳]. اخیراً ذرات نانوکلاستر به کوچکی ۲ تا ۲۰ نانومتر به عنوان مواد ترمیمی نانوفیلد استفاده می‌شوند [۶]. یک هدف عملی کوچک کردن تدریجی سایز ذرات در مقیاس نانومتری توسط Mitra و



روش باز شدن حلقه است که با هدف انقباض کمتر، واکنش پذیری بالا، و دارای سازگاری بیولوژیک می‌باشد که توسط 3M ESPE ابداع شده است [۵۷]. شبکه سیلوران به وسیله پلیمریزاسیون کاتیونی به روش باز شدن حلقه از ترکیبات اکسی ران سیکلو آلیفاتیک تولید می‌شود یک کاتیون اسیدی که رینگ‌های اکسی‌ران را باز می‌کند واکنش را آغاز می‌کند و یک مرکز اسیدی جدید تولید می‌شود که نوعی فرایند Carbocation است. بعد از اضافه شدن به یک منومر اکسی‌ران، رینگ اپوکسی باز می‌شود تا یک زنجیره شکل گیرد و یا در مورد منومرهای دو یا چند فانکشنی شبکه شکل گیرد. نانو کامپوزیت‌ها محتوی سیلوران و فیلرهایی هستند که انقباض کمتر و خصوصیات مکانیکی قابل مقایسه‌ای را نشان می‌دهد [۵۰].

**اپوکسی رزین ERL 4221:** در یک مطالعه [۵۸] یک نانوکامپوزیت با انقباض کمتر و استحکام بالا به وسیله استفاده از یک ۴- اپوکسی سیکلوهگزایل متیل- (۳ و ۴ اپوکسی) سیکلوهگزان کربوکسیلات (ERL 4221) (cyclohexane (4-epoxycyclohexylmethyl- (3, 4-epoxy) carboxylate ابداع شد. ماتریکس با ۵۵ درصد از فیلرهایی نانوسیلیکای nm ۱۰۰-۷۰ با پلیمریزاسیون به روش باز شدن حلقه، می‌باشد. در طراحی مدنظر، از گاما- گلاسیسیداکسی پروپیل تری متوکسی سایلان (GPS) ( $\gamma$ -glycidoxypropyl trimethoxysilane) استفاده شد تا سطح نانوپارتیکل‌های سیلیکا اصلاح شوند. زنجیره نانوکامپوزیت انقباض پلیمریزاسیون پایین را نشان داد که فقط یک چهارم کامپوزیت‌های با بیس متاکریلات بود. همچنین ضریب انبساط حرارتی پایین را در مقایسه با کامپوزیت متاکریلات نشان داد. تداخل بین سطحی قوی بین رزین و فیلر در مقیاس نانو، استحکام بالا و پایداری حرارتی بالای نانوکامپوزیت‌ها را نشان داد. مطالعه میکروسکوپ الکترونی از نانوکامپوزیت‌ها تجمع نانوپارتیکل‌ها را نشان نداد.

**(SSQ) Silsesquioxane:** Soh و همکاران [۴۷] دریافتند که سختی و مدولوس نانوکامپوزیت‌ها با درصد وزنی متفاوت SSQ کاهش می‌یابد، هنگامی که مقدار منومر SSQ که اضافه شده بود افزایش یابد به کاهش Rigidity و انقباض پلیمریزاسیون

طبیعت رزین کاهش دهند. یک دیدگاه این بود که از منومرهای کریستالین مایع به عنوان رزین استفاده کنند تا انقباض کاهش یابد [۵۰]. همچنین بعضی منومرها با هدف کاهش انقباض پلیمریزاسیون و استرس همراه آن مانند Oxetanes [۵۱]، Oxybismethacrylates [۵۲] و متاکریلات با شاخه‌های زیاد ساخته شدند [۵۳]. گروه‌های دیگر منومرها شامل مولکول‌هایی با حلقه باز مانند Spiro-orthoesters [۵۴] و مشتقات وینیل سیکلوپروپان می‌توانند با رزین‌های متاکریلات کوپلیمریزه شوند. Smith و همکاران [۵۵] کربنات Spiro-ortho با حلقه باز کاتیونیک را با منومرهای اپوکسی ترکیب کردند. در این مطالعه آن‌ها پلیمریزاسیون فوتوکاتیونیک یک منومر باز شده و ۷، ۱۱، ۵ و ۱ تترا اکسایپرو [۵] undecane و یک دی‌اکسایرانی، بیس فنول A دی گلیسیدیل اتر (BADGE) یا Bisphenol A diglycidyl ether) را مطالعه کردند. هوموپلیمریزاسیون و پلیمریزاسیون دوگانه (دوتایی) برای آن‌ها انجام شد.

**ماتریکس Epoxy-polyol:** عموماً رزین‌ها با پلیمریزاسیون باز شدن حلقه (Ring-opening) انقباض کمتری می‌یابند، چرا که افزایش حجم آزاد آن‌ها همراه با فرایند باز شدن حلقه است. نشان داده شده است که Epoxy-polyal مزایای بیشتری از دی متاکریلات دارد مانند انقباض کمتر، عدم لایه ممانعتی اکسیژن، استحکام بالاتر و هاردنس برابر، همچنین دمای انتقال شیشه‌ای (Glass transition temperature) مطلوب دارد [۵۶]. به هر حال افزایش توده ماده اپوکسی پولی‌ال در دمای ۳۷ درجه تقریباً دو برابر ماتریکس دی متاکریلات است و در بعضی نمونه‌ها در حین هیدراسیون ترک دیده شده است. خصوصیات انواع ماتریس اپوکسی پولی‌ال با تغییر در فرمولاسیون‌های آن‌ها می‌تواند کنترل شود [۵۶].

#### **Epoxy functionalized cyclic siloxane-siloxane<sup>TM</sup>**

سیلوران یک سیلوکسان حلقوی فعال شده با Epoxy functionalized cyclic siloxane) اپوکسی است که نام آن از ترکیب بلورهای شیمیایی سیلوکسان و اکسیران گرفته شده است. ماده سیلوران یک سیستم منومری کاتیونی به

محیط آبی دهان و استرس پلیمریزاسیون کمتر از طریق ذرات نانوفیلر باند نشده است [۶۱] اثرات اینترفیس در نانوکامپوزیت‌ها نسبت به کامپوزیت‌های معمولی حاوی فیلرهای میکروسایز برجسته‌تر است، چرا که نانوکامپوزیت‌ها و شاخه‌های آن‌ها یک سطح بیشتری در هر واحد توده دارند و ضخامت به دست آمده از ارگانوسایلین می‌تواند بر توزیع اثرگذار و باند بین نانوپارتیکل‌های غیر آلی و ماتریکس رزینی را بهتر کند [۶۳-۶۲].

### سایلانیزیشن با MPTS، OTMS و UDMS

**propyltriethoxysilane] propyltriethoxysilane -oxycarbonylamido (۳)-۲**

**dimethacryloyloxypropyl (۳)-۲ (۳)-۱ (۱) -۳**

Karabela و Sideridou [۱۵] خصوصیات جذب آب، محلول اتانول/آب را در نانوکامپوزیت‌های دندانی که حاوی ماتریکس Bis-GMA/TEGDMA (۵۰/۵۰ wt/wt) و نانوپارتیکل‌های سیلیکا بودند و با سایلین‌های متفاوتی سایلانیزه شده بودند را بررسی کردند.

آن‌ها مشاهده کردند که ساختمان سایلین استفاده شده برای سایلانیزیشن نانوسیلیکا بر جذب محلول و حلالیت کامپوزیت اثر دارد [۱۵].

### سایلانیزیشن با GPS: GPS در نانو کامپوزیت‌های با بیس

اپوکسی- رزین استفاده می‌شود [۵۸]. وجود GPS به عنوان یک عامل کوپلینگ ذرات نانوسیلیکا، در رزین اپوکسی بدون تجمع آن‌ها مؤثر است. همچنین غلظت بالا از نانوپارتیکل‌های  $SiO_2$  بدون عامل کوپلینگ GPS تمایل بالایی برای تجمع در داخل شاخه‌های ماکروسایز دارد که نور را پراکنده و مؤثر بودن کیور را کاهش می‌دهد.

### سایلانیزیشن با ATEs: آلیل تری اتوکسی سایلین

ارگانوسایلین (ATES) (Organosilane allytriethoxysilane) در نانو کامپوزیت‌های تقویت شده با نانوپارتیکل‌های  $TiO_2$  استفاده شد [۳۲] اصلاح سطح توسط ATEs ارگانوسایلین توزیع و اتصال  $TiO_2$  را درون ماتریکس رزینی افزایش می‌دهد.

### سایلانیزیشن برای بهبود Fracture toughness: ذرات

کمک می‌کند. برای نانوکامپوزیت‌های SSQ مولتی فانکشنال، نتایج نشان داد که این مواد به طور مشخصی انقباض کمتری در طول کیور شدن از منومرهای قدیمی استفاده شده برای کاربرد در کامپوزیت دندانی دارند [۵۰].

### بیواکتیو پلی (متیل متاکریلات) / (cao - $SiO_2$ ) نانوکامپوزیت‌هایی با دی متیل دی اتوکسی سایلین (DMDDES) Dimethyldiethoxysilane

Lee و Rhee [۵۹] یک نانوکامپوزیت پلی (متیل متاکریلات)  $SiO_2$ -cao را که از دی متیل دی اتوکسی سایلین (DMDDES) یا تترا اتوکسی سایلین (TEOS) (Tetraethoxysilane) استفاده می‌کرد، ابداع کردند که می‌توانست اتصالات سایلین کسان ۲ و ۴ را بعد از یک واکنش سل-ژل (sol-gel) ایجاد کند. در مطالعه آن‌ها، متیل متاکریلات یک پلیمریزاسیون مشترک با ۳- (تری متوکسی سایلین) پروپیل متاکریلات داشت و سپس هم با DMDDES و هم با TEOS و کلسیم نیترات تتراهیدرات تحت شرایط اسیدی متراکم شد.

این نانوکامپوزیت‌ها می‌توانند در سمان‌ها و در رزین کامپوزیت دندانی به علت بیواکتیویته خوب و خصوصیات مکانیکی مطلوب استفاده شوند.

### اصلاح سایلین: سایلانیزیشن با

(n- MPTS) (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane) (OTMS) (octyltrimethoxysilane) نانوپارتیکل‌ها اغلب در طول فرایند تولید اجتماعات میکروسکوپی تشکیل می‌دهند. برای حذف این اشکال، فیلرهای سیلیکا اغلب با MPTS پوشانده می‌شوند تا مانع تجمع ذرات شود و با اجازه دادن به سطح پارتیکل‌ها که با پلیمر ماتریکس از طریق کووالانت و پیوند هیدروژنی پلیمریزه شوند سبب چسبندگی بینایی گردد [۵۹]. در مقابل n اکتیل تری متوکسی سایلین (OTMS) یک سایلین آلیفاتیک غیر واکنشی است که با ماتریکس رزینی واکنش نمی‌دهد اما از طریق نیروهای ضعیف واندروالس اثر دارد.

مزایای OTMS نسبت به MPTS شامل خصوصیات Handling بهتر زمانی که هنوز کیور نشده، تبدیل Double-bond بالاتر در طول پلیمریزاسیون نوری [۶۰]، دوام بهتر در

علاوه بر این استفاده از لاینر Flowable با مواد نانوکامپوزیت یا کامپوزیت هیبرید مزیت بیشتری از نظر بالینی نشان نداد [۷]. Schirrmeister و همکاران [۱۰] Tetric ceram با Ormocer RBC CeramX™ میکروهیبرید مقایسه کردند. ۳۱ نفر از ۴۳ بیمار که هر کدام یک ترمیم مولر کلاس یک یا کلاس دو را با هر کدام از کامپوزیت‌ها دریافت کرده بودند، برای ویزیت دو ساله برگشتند. یکی از ترمیم‌های CeramX™، دچار شکست شده بود (برداشت آن به علت پالپیت و درمان اندو لازم بود). بعضی از تغییر رنگ‌های مارژین برای هر دو کامپوزیت مشخص بود اما هیچ تغییر مشخص آماری برای بافت سطحی وجود نداشت و هیچ حساسیت یا پوسیدگی عود کننده‌ای اتفاق نیفتاده بود ( $p \text{ value} > 0.05$ ) [۱۰].

به طور کلی انجام روش‌های بالینی مقایسه‌ای تا این تاریخ بین انواع مختلف نانوکامپوزیت‌ها در مقایسه با کامپوزیت‌های هیبرید قدیمی‌تر هیچ‌گونه مزیت مشخصی را برای نانوفیلدها به دنبال نداشته است.

### ملاحظات دستگاه‌های لایت کیور:

نانوکامپوزیت‌ها تجزیه بالاتری از کامپوزیت‌های هیبرید در محیط دهان دارند. یک تکنیک فعال کننده نوری Soft-start ممکن است حلالیت کامپوزیت را افزایش دهد. به هر حال Ilie و Hickel [۷۰] پیشنهاد کردند که پلیمریزاسیون Soft-start حتی با LED (Light emitting diode) با توان بالا هنوز قابل اعتماد است. آن‌ها فهمیدند که پلی مریزاسیون Soft-start باعث کاهش استرس انقباض می‌شود در حالی که همزمان درجه تبدیل (Degree of cure) و خصوصیات مکانیکی را ثابت نگه می‌دارد. یک مطالعه گزارش کرد که Filtek supreme افزایش دمای کمتر و درجه تبدیل (Degree of conversion) کمتری در مقایسه با کامپوزیت هیبرید دارد. همچنین دریافتند که دستگاه LED باعث افزایش کلی (Total) و دمای تابش می‌شود بدون این که Degree of conversion را بهتر کند. مدل Ramped-cure افزایش حرارت و نقطه ژل شدن تأخیری کمتری را (Delayed gel point) نشان داد و از QTH (Quartz-tungsten-halogen) و LED مؤثرتر بود.

نانوسایز به نظر می‌رسد Fracture toughness نانوکامپوزیت‌ها را از دو طریق بهبود می‌بخشد: ۱- نسبت سطح به حجم بیشتر، باند اینترفیس و در نتیجه Toughness اینترفیس را بهتر می‌کند. ۲- استحکام بالای ذرات نانو، از شکست ذرات هنگام ترک در ناحیه اینترفیس جلوگیری می‌کند. با ذرات نانوسایز Toughness اینترفیس می‌تواند به سطوح بالاتری برسد [۱۳].

### ملاحظات بالینی: بررسی Terry [۶۴] از پیشرفت

نانوکامپوزیت‌ها نشان دهنده افزایش استحکام، دوام و عمر طولانی آن‌ها بود. تا این تاریخ مطالعات مقایسه‌ای دو ساله [۶۷-۶۵] برای انواع مختلف نانوکامپوزیت‌ها نسبت به کامپوزیت‌های Conventional، پذیرش بالینی آن‌ها را نشان داده‌اند. اما احتمالاً مزیت بالینی ویژه‌ای تا به امروز نداشته‌اند.

به علاوه مقاومت سایش کامپوزیت‌ها تا به امروز تفاوت مشخصی با کامپوزیت‌های میکروهیبرید نداشته است [۶۸].

در یک مطالعه بالینی Ernst و همکاران [۸]، Filtek supreme را به عنوان یک کامپوزیت نانوفیلد با (Tetric ceram Ivoclar conventional) به عنوان کامپوزیت هیبرید در کاربردهای کلاس دو مقایسه کردند. هر کدام از ۵۰ بیمار یک ترمیم با هر ماده در یک طراحی Split-mouth vivadent دریافت کردند. بعد از دو سال هیچ اختلاف مشخص آماری در دوام بین دو ماده نبود. در یک مطالعه بالینی مقایسه Filtek supreme نانوفیلد با نانو هیبرید Grandio برای ترمیم پوسیدگی‌ها در ترکیب با یک ادهزیوانتی باکتریال مطلوب بود [۶۷]. تنها اختلاف مشخص آماری، بین زبری سطح بیشتر Grandio نسبت به Filtek supreme بود. در مطالعه بالینی دیگر تفاوت آماری بین کامپوزیت‌های نانوفیلد و میکروهیبرید مشاهده نشد [۶۹].

Efes و همکاران [۷] دو نوع از کامپوزیت‌های رزین بیس‌های جدیدتر را یعنی Ormocer Admira و Filtek supreme نانوفیلد با Renew یک کامپوزیت هیبرید کانونشال به مدت ۲ سال در ۹۰ بیمار مقایسه کردند. به جز یک ترمیم Ormocer که ظرف ۲ سال شکست خورده بود، هیچ پوسیدگی ثانویه یا افزایش حساسیتی مشاهده نشد و همه موارد به کار رفته از نظر بالینی قابل قبول بودند.

ایجاد کند [۷۳]. به هر حال خنثی چنین پیشرفت‌هایی ممکن است در طول زمان با تجزیه هیدرولیتیکی سایلن خنثی شود [۷۵]. نانوکامپوزیت‌ها از نظر استحکام پس از غوطه‌وری در آب استحکام خوبی بعد از یک روز غوطه‌وری در آب نشان داده‌اند، در عین حال استحکام آن‌ها بعد از یک ماه غوطه‌وری ۵۰ درصد کاهش یافته است [۷۴]. بنابراین دوام استحکام به خصوص در کامپوزیت‌های آزاد کننده یون یک موضوع مهم است. Xu و همکاران [۳۲] دریافتند که بیشتر کامپوزیت‌ها کاهش مشخصی در استحکام را بعد از یک روز غوطه‌وری در آب نشان نمی‌دهند. فقط کامپوزیت‌های nano DCPA-whisker یا HEMA (Hydroxy ethyl dimethacrylate) در DCPA:Whisker با نسبت ۱ به ۲ افت استحکام داشتند. بعد از ۵۶ روز غوطه‌وری، کامپوزیت‌های DCPA-whisker شیمیایی با یا بدون (HEMA) حدود ۲۰ تا ۳۰ درصد افت استحکام را دارند در مطالعه دیگر Xu و همکاران [۳۲] نشان دادند که بعد از غوطه‌وری در محلول با pH ۷/۴، ۶، ۴ برای ۲۸ روز کامپوزیت‌های TTCP-whisker شبیه به یک کامپوزیت هیبرید تجاری بودند. برخلاف کاهش استحکام بارز مواد کنترل، مواد آزاد کننده، افت استحکام نداشتند.

Ilie و Hickel [۷۰] دریافتند که کامپوزیت‌های سیلوران در مقایسه با انواع متاکریلاتی، موفقیت بالایی دارند.

Ozel و همکاران [۷۶] میکرولیکیج سرویکال و حباب داخلی نانوکامپوزیت‌ها را در مقایسه با کامپوزیت هیبرید در ترمیم‌های کلاس ۲ با مارژین‌های کرومال و اپیکالی فراتر از CEJ (Cemento-enamel junction) تحقیق کردند. آن‌ها نشان دادند که محل مارژین ژنرال بر ریز نشن نانوکامپوزیت‌ها اثر دارد اما اثر مشخصی روی حباب‌های داخلی ندارد. در کل سیل مارژینال کامپوزیت‌های نانوفیلد برتری مشخصی نسبت به کامپوزیت‌های نانوهیبرید نداشتند.

### خصوصیات فیزیکی نانوکامپوزیت‌ها و دلیل منطقی برای مزایای آن‌ها:

کامپوزیت‌های نانوهیبرید و نانوفیلد دو نوع از مواد ترمیمی کامپوزیتی هستند که به علت سایز ذرات تحت عنوان نانوکامپوزیت‌ها قرار می‌گیرند [۷۷، ۷۸]. این کامپوزیت‌ها معمولاً

این مطالعه نشان داد که LED مزایایی بیشتر از QTH در افزایش دما و Degree of polymerization ندارد [۷۱]. در مطالعه دیگر [۷۲] نقش پارامترهای نور بر روی کامپوزیت‌های نانوهیبرید مقایسه شد. دو رزین نانوهیبرید با دو دستگاه LED و QTH با ترکیب متفاوتی از شدت انرژی و شدت توان کیور شدند. نتایج نشان داد که هنگامی که شدت انرژی از یک حد آستانه بالاتر برود، شدت توان ممکن است اثر بارزی روی Kinetic پلیمریزاسیون نداشته باشد.

**ملاحظات خواص مکانیکی:** Mitra و همکاران [۶] گزارش کردند که استحکام فشاری و کششی قطری و مقاومت به شکست نانوکامپوزیت‌ها برابر یا بیشتر از بقیه کامپوزیت‌های تجاری است. نانوکامپوزیت‌ها پالیش سطحی خود را بهتر از هیبریدها و میکروهیبریدها بعد از یک دوره مسواک زدن طولانی حفظ می‌کنند. مقاومت به شکست کامپوزیت‌های هیبرید و نانوپارتیکل بیشتر از میکروفیل‌ها است [۷۳]. مطالعه دیگر عنوان می‌کند که نانوکامپوزیت‌ها مقاومت سایشی بهتری ندارند یا مقدار سایش کاسپ مقابل هنگام مقایسه با مواد قدیمی‌تر بهتر نمی‌باشد [۶۸]. اما جذب آب و خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌ها با سایز و مورفولوژی فاز تقویت شده تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۷۴].

Curtis و همکاران [۷۵] هفت کامپوزیت رزین بیس در دسترس را تحت نیرو گذاشتند، قطعات را در یک محفظه ضد نور یا یک محفظه آب برای ۲۴ ساعت قبل از آزمایش نگهداری کردند و دریافتند که سیستم Nanocluster یک مکانیسم تقویت شده مشخصی را در مقایسه با میکروهیبرید، میکروفیل و نانوهیبرید دارد. در نتیجه نانوکلاستر بهبود مشخصی از نظر استحکام و دوام، بدون توجه به محیط نگهداری یا شرایط آزمایش دارد. آن‌ها پیشنهاد کردند که نانوپارتیکل‌های کلوخه سازی شده (Agglomerated) یک شبکه به هم متصل را ایجاد می‌کنند که درزها با عامل کوپلینگ سایلن پر می‌شوند و یک ساختار کامپوزیتی با فاز نفوذ یافته را ایجاد می‌کنند. در محیط مرطوب، هیدرولیز و پلیمریزاسیون در طول فاز سایلن نانوکلاستر می‌تواند انتقال استرس را به داخل ذرات کلاستر اصلاح کرده و توانایی بهتری برای تحمل استرس‌های موضعی و تغییر شکل کلاستر

داد که موادی که حاوی Ormocer و تکنولوژی نانومر هستند به طور چشمگیرتری صاف‌تر از میکروفیلرها و نانوکلاسترها و نیز صاف‌تر از گلاس آینومرها و کامپومرها هستند.

ایده رایج برای کاهش سایز ذرات فیلر توزیع بهتر و افزایش ناحیه حد فاصل بین ماتریکس و فیلر است که منجر به افزایش استحکام خمشی، ریز سختی سطح و بنابراین افزایش پرداخت‌پذیری ترمیم نهایی می‌شود.

Tanimoto و همکاران [۷۹] معتقد هستند که کاهش پیش‌رونده قابل مشاهده در استحکام خمشی با افزایش قطر ذرات فیلر به دست می‌آید. Beun و همکاران [۸۵] اعلام کردند ضریب کشسانی کامپوزیت‌های نانوفیلد بیشتر از کامپوزیت‌های هیبرید مورد مطالعه بود. میکروفیلدها به طور کلی پایین‌ترین خصوصیات فیزیکی را داشتند. سمان‌های گلاس آینومر به طور واضحی سطح ضعیف‌تر پس از اختتام و خصوصیات زیبایی پایین‌تری را داشتند به هر حال سازندگان شروع به ترکیب ساختارهای Nonoscale کردند تا نانوااینومرهایی تولید کنند که سطح نهایی آن‌ها شبیه به کامپوزیت‌های هیبرید شود. اخیراً در یک مطالعه آزمایشگاهی، Oxman و همکاران [۸۶]، Ketac Nano (3M ESPE) و یک گلاس آینومر رزین مدیفاید نانوااینومر خمیر/خمیر را با دو گلاس آینومر نوری فلوئورو آلومینوسیلیکات (Fuji II LC and Fuji Filling LC) و یک کامپوزیت نانوهیبرید (Tetric Evoceram) مقایسه کردند. Ketac Nano به طور مشخصی سطح درخشنده بالاتری از گلاس‌های دیگر نشان داد. سرعت سایش برای رزین مدیفاید گلاس آینومرهای دیگر به طور چشمگیرتری بالاتر از Ketac Nano بود.

### زیبایی نانوکامپوزیت‌ها:

هدف اولیه از ایجاد نانوکامپوزیت‌ها تولید موادی بود که در کاربرد اکلوژال CI I, II استحکام فانکشنال داشته باشند و حداقل استاندارد زیبایی کامپوزیت‌های هیبرید و میکروفیلد را بازسازی کنند. با این هدف Mitra و همکاران [۶] از طرح ساختاری Bottom-up استفاده کردند تا نانوکامپوزیتی ایجاد کنند که شامل ترکیبی از ذرات نانومر و نانوفیلر و نانو کلاستر باشد که خصوصیات فیزیکی قابل مقایسه با هیبریدها و خصوصیات

از مواد قبل از آن‌ها، میکروهیبریدها و کامپوزیت‌های میکروفیل معمولی قدیمی‌تر از نظر سایز ذرات و توزیع آن‌ها تشخیص داده می‌شوند. سایز متوسط هر ذره کامپوزیت‌های قدیمی‌تر متجاوز از  $1 \mu\text{m}$  است فیلر آزمایشگاهی بزرگ‌تر از  $15/5 \mu\text{m}$  است [۷۹، ۸۰].

کامپوزیت‌های نانوهیبرید دامنه وسیعی از سایز ذرات و همین‌طور ترکیبات فیلر متعددی دارند. برای مثال ذرات معدنی با سایز ۷ نانومتر با ذرات گلاس بزرگ‌تر (کوچک‌تر از ۲۰۰۰ نانومتر) در کامپوزیت‌های نانوهیبری NANOSIT استفاده می‌شوند [۸۱].

در Filtek supreme plus (3MESPE) ترکیب ذرات نانومریک و نانو کلاستر به کار می‌رود. هدف ایجاد الگوی سایشی بهتر با استفاده از ذرات اولیه نانو سائز (بین ۲ و ۷۵ نانومتر) بسته به رنگ کامپوزیت بوده است که در روش Bottom-up، کلاسترهای بزرگ‌تر با اندازه  $0/6$  تا  $1/4$  شکسته می‌شوند. این روش منجر به سطحی صاف‌تر از روش Top-down می‌شود که در آن شکستن ذرات بزرگ‌تر به کوچک‌تر انجام می‌گردد که در بسیاری از هیبریدها به کار می‌رود [۶].

موادی با این ساختمان کلاستری خصوصیات مکانیکی و فیزیکی بهتری را در مقایسه با کامپوزیت‌های معمولی دارند که شامل استحکام خمشی Biaxial بهتر در طول ۶ ماه جذب آب در مقایسه با میکروهیبریدها هستند [۷۳]. مطالعه دیگر [۸۲] تفاوت‌های قابل توجهی را بین نانوکامپوزیت‌های مختلف در بررسی سایش Three-body نشان داد. از مواد مختلف یک کامپوزیت میکروفیلد (Heliomolar) یک نانوهیبرید (Grandio) و یک کامپوزیت نانوفیل با ذرات فاین/کلاستر تجمع یافته (Filtek Supreme) به طور مشخصی (FFL) (Flexural fatigue limit) بالاتری از کامپوزیت با بیس Ormocer (CeramX Mono) یا نانوهیبریدهای دیگر (Premise) داشتند. دلیل آن محدوده وسیع اندازه ذرات در کامپوزیت‌های هیبرید است، سازندگان، گزارش می‌کنند که پرداخت‌پذیری (Palishability) سطح و زیبایی آن‌ها در مقایسه با مواد قدیمی‌تر بهتر است [۸۴، ۸۳]. در حالی که مقایسه با نانوفیل‌ها نشان می‌دهد که زیبایی آن‌ها کمتر از نانوهیبریدها نیست. یک مطالعه مقایسه‌ای توسط Yap و همکاران [۸۴] نشان



زبری سطح را کاهش می‌دهد [۹۷، ۹۶]. در یک مطالعه *in vitro* توسط Montanaro و همکاران [۹۸] چسبندگی شاخه استریتوکوک موتانس زنجیره ATCC 25175 به Ormocer Admira، گلاس آینومری بنام Fuji IX Fast، یک کامپوزیت سیال (Flowable) و نوعی میکروهیبرید آزمایش شد که Admira و Fuji IX Fast به چسبندگی استریتوکوک موتانس نسبت به گروه شاهد Polystyrene حساس‌تر بودند، اما مواد دیگر چسبندگی مشابه با گروه شاهد داشتند.

### همخوانی تحقیقات دندانی نانوتکنولوژی آزمایشگاهی با عملکرد بالینی:

تقویت نانوفیبریلار: دو مطالعه آزمایشگاهی اخیر توسط Tian و همکاران [۲۳] نتایج جالبی را بر اساس نانوفیبرها و نانوکریستال‌ها نشان دادند. کریستال‌های سیلیکات نانوفیبریلار می‌توانند به تنهایی یا در اتصال با نانوفیبرها برای تقویت نانوکامپوزیت‌های با بیس Bis-GMA/ TEG-DMA استفاده شوند.

جلوگیری از پوسیدگی: یک موضوع جدی در تحقیقات نانو استراکچرها، استفاده از مولکول‌هایی است که رمنیرالیزاسیون ساختار دندان را آسان‌تر کرده تا بتوانند بر پوسیدگی چیره شوند. بیشتر این مطالعات بر روی ذرات نانوی به کار رفته در سیستم‌های کامپوزیت رزین است.

Xu و همکاران [۹۹] اخیراً نتایج مطالعات آزمایشگاهی را در مقایسه یک نانوکامپوزیت آزاد کننده فلوراید تحت استرس که استحکام خمشی آن  $(110 \pm 11 \text{ Mpa})$  با یک کامپوزیت تجاری فاقد آزادکنندگی فلوراید  $(108 \pm 19 \text{ Mpa})$  یکسان بود را منتشر کردند. این مواد حاوی ذرات نانوی  $\text{CaF}_2$  جدید در یک ماتریکس رزینی تقویت شده با Whisker بودند و مقادیر آزاد کردن فلوراید آن‌ها بیشتر از گلاس آینومرهای معمول و انواع نوری بود.

کامپوزیت رزین تقویت شده با Whisker در مقایسه با کامپوزیت‌های معمول، شکنندگی (Brittleness) را کاهش داده و Fracture toughness را افزایش می‌دهد. در یک مطالعه نشان داده شده است که استفاده از رزین کامپوزیت دارای ذرات نانو می‌تواند میزان شکستگی ترمیم و پوسیدگی ثانویه را کاهش دهد [۱۰۰، ۹۹].

زیبایی قابل مقایسه با میکروفیلدها را دارا باشد. این فرمولاسیون به طور شایع در Filtek Superme plus استفاده می‌شود. زیبایی، فانکشن و سازگاری بیولوژیکی نانوکامپوزیت برای ترمیم‌های قدامی مطلوب گزارش شده است [۸۸، ۸۷].

پیشرفت چشمگیری در صافی سطح / پالایش‌پذیری نانوفیل‌ها در مقایسه با میکروفیل‌های کانونشنال گزارش شده است [۹۰، ۸۹]. Yap و همکاران [۸۴] گزارش کردند که کامپوزیت رزین نانومری (Filtek supreme translucent) به طور چشمگیری صاف‌تر از نوع نانوکلاستری (Filtek supreme [dentin]) است.

مطالعات اخیر توسط Senawongse و Pongprueksa [۹۱] نشان داد که همان کامپوزیت‌های نانوکلاستر سطح صافی را بعد از پالایش یا Brush نشان می‌دهند.

در مقایسه یک مطالعه نشان داد که خصوصیات فیزیکی نانوکامپوزیت‌ها مشابه یا حتی بهتر از میکروهیبریدهای تولید شده جدید هستند [۹۲] و ارزیابی کلینیکی دو ساله توسط Ernst و همکاران [۸] که کامپوزیت‌های نانوفیلد را با یک هیبرید Fine-particle مقایسه کرد نیز نتایج مشابهی را نشان داد.

### Ormocers

Ormocer یک واژه اختصاصی برای سرامیک‌هایی است که به شکل آلی مدیفیه شده‌اند و علامت تجاری ثبت شده برای Fraunhofer-Gesellschaft (Munich, Germany) است. Ormocerها تکنولوژی جدیدی را بر پایه سنتز سل-ژل ارایه می‌دهند که از ذرات محتوی سیلیکون، پلیمرهای آلی و گلاس‌های سرامیک برای کامپوزیت دندانی استفاده می‌کند [۹۳]. تکنولوژی کامپوزیت Ormocer در رابطه با برخی فیلرهای نانوپارتیکل مانند  $\text{ZrO}_2$  استفاده می‌شود که به طور وسیعی در سیستم‌های نانوکامپوزیت به کار می‌رود. بعضی از Ormocerها مانند Ceram X [Dentsply International] حاوی ذراتی با قطر ۲-۳ nm هستند [۹۴]. Moszner و همکاران [۹۵] برای بهبود خواص مکانیکی کامپوزیت‌ها، Ormocerهای مدیفیه با گونه‌های ارگانیک مانند نانوپارتیکل‌های ارگانوسل  $\text{ZrO}_2$  و  $\text{SiO}_2$  را جایگزین متاکریلات کردند. Ormocer، سازگاری بیولوژیکی بیشتری دارد. همچنین عنوان شده که Ormocer

را در فرایند رشد کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت بیشتر توضیح می‌دهد که نتایج شواهدی را برای همکاران در هماهنگ شدن اینترفاسیال بین نانوفازهای معدنی و آلی نشان می‌دهد که مشابه فرایندی است که در شکل‌گیری مینای واقعی اتفاق می‌افتد [۱۱۰]. در تلاش‌های دیگر برای بازسازی شکل‌گیری مینا Uskokovic و همکاران [۱۱۱] یک سینرژی بین تجمع پروتئین، پروتولیز (از طریق نقش اساسی ماتریکس متالوپروتئاز ۲۰ {MMP=20} که به عنوان انامیلین (Enamelysin) نامیده می‌شود و کریستالیزاسیون را توضیح دادند.

آن‌ها از یک مدل آزمایشگاهی با آمولژین انسانی در یک محلول کلسیم آبی اشباع استفاده کردند. Tarasevich و همکاران [۱۱۲] جمع شدن یا ریخته شدن انواعی از ریزساختار کوچک‌تر از نانواسفرها را به داخل ساختمان‌های معدنی و آلی متفاوت، شامل گروه‌های فانکشنال متیل و کربوکسیل مانند کریستال‌های فلورآپاتیت را مطرح کردند. نویسندگان فرض می‌کنند که آمولژین، فانکشن و خصوصیات سطحی متفاوتی دارد. دارا بودن نقش مؤثر برای آمولژین، در تجمع ماکرومولکولار و مینرالیزاسیون مینا برای پروتئین ثانویه‌ای به نام اناملین توسط Fan و همکاران [۱۱۳] اخیراً گزارش شده است. یک مطالعه از انامل ارگان rat توسط Brookes و همکاران [۱۱۴] پیشنهاد می‌کند که شکل‌گیری نانواسفرها در *in vivo* از طریق تداخل با آمولژین به نظر می‌رسد که یک روند اساسی در شکل‌گیری مینا است. ترشح و تجمع زیر واحدهای نانومری شبیه به نتایج مربوط به نانواسفرهای بالغ است که شامل آمولژین Full-length می‌باشد. از این رو تجمع نانواسفرها به عنوان یک پیشروی برای ترشح ماتریکس مینا احتمالاً به طریق داخل سلولی اتفاق می‌افتد. تجمع نانورادهای سنتز و سپس اصلاح شده در داخل یک ساختار شبیه منشور مینایی با موفقیت برای انسان و rat توسط Chen و همکاران [۱۱۵] انجام شده است. نظم نانواسفرهای آمولژین جمع شده در Micro-ribbons (نوارهای کوچک) توسط Du و همکاران [۱۱۶] دیده شد. آن‌ها عنوان کردند که آمولژین نقش اساسی در جهت‌گیری و رشد کریستال‌های آپاتیت را دارد. بنابراین نقش اساسی انواع مختلف نانواستراکچرها در شکل‌گیری مینای دندانی در طبیعت ذاتی است. این مطالعه بیان

دو مطالعه دیگر توسط Xu و همکاران [۱۰۰] و Xu و همکاران [۱۰۱] وارد کردن ذرات  $CaPO_4$  در حد نانو را به ترکیب کامپوزیت رزین بررسی کردند و بهتر شدن قابلیت تحمل استرس (Stress-bearing) را نشان دادند. تحقیقات دیگر در این شاخه نشان دادند که استفاده از دی کلسیم فسفات انهیدروز (DCPA) با Whisker فیوز شده به نانوسیلیکا، باعث افزایش استحکام کامپوزیت رزین تا ۳ برابر و آزاد کردن  $CaPO_4$  می‌شود. این آزادسازی با کاهش سایز ذرات  $CaPO_4$  بیشتر می‌شود. فرضیه نویسنده این بود که چنین سیستمی می‌تواند ترکیبی از جلوگیری از پوسیدگی و افزایش استحکام ترمیم را فراهم کند [۹۹، ۱۴]. Lee و همکاران [۱۰۲] دریافتند که با کاهش سایز ذرات فیلر زیرکونیا- کلسیم فسفات آمورفوس، خصوصیات آزادسازی بهبود یافته و افزایش در استحکام خمشی Biaxial دیده می‌شود. سرانجام فایبرهای Nanoscale بیوسرامیک فلورآپاتیت و هیدروکسی آپاتیت مطالعه شدند و نتایج جالبی به دست آمد که حلالیت نانواستراکچرها می‌تواند بهبود داده شود به گونه‌ای که آزادسازی مؤثری از فلوراید از فلوروهیدروکسی آپاتیت ایجاد کند [۱۰۳]. استفاده از ترمیم نانوکامپوزیت یا سیستم مسدود کننده (Sealant) می‌تواند یک کاربرد مهم در جلوگیری از پوسیدگی باشد.

### Amelogenesis Biomimetics:

احتمالاً بیشترین تلاش‌ها برای آینده نانورستوریشن‌ها در ساختار دندان، بازسازی فرایندی است که در طبیعت اتفاق می‌افتد. در مطالعات Fincham و Moradian-Oldak [۱۰۴] و Fincham و همکاران [۱۰۶، ۱۰۵] در نانو تکنولوژی برای تداخل بین نانواسفرهای تجمعی از آمولژین غنی از پرولین که فراوان‌ترین پروتئین در مینای دندانی است و نیز شکل‌گیری و جهت‌گیری مستقیم کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت که فاز معدنی بافت سخت مینا را شکل می‌دهند استفاده می‌کند. از اوایل ۱۹۹۰ مطالعات مختلفی درباره تغییر آمولژین در طول شکل‌گیری مینای دندانی انجام شده است [۱۰۸، ۱۰۷]. یک مطالعه آزمایشگاهی اخیر توسط Wang و همکاران [۱۰۹] مکانیسم تداخل بین نانواسفر، نانوپارتیکل و نانورادهای آمولژین

بازسازی هیدروکسی آپاتیت، آزاد شدن فلوراید و بازسازی مینا تکامل پیدا کنند کاربردهای بالینی آن‌ها چشمگیر خواهد بود. به هر حال پیشرفت در بهبود تکنولوژی سیستم‌ها بر اساس استفاده Biomimetic از مواد نانو استراکچر انتظار به جایی است.

### نتیجه‌گیری

دندان‌پزشکی ترمیمی روی شیوه‌های زمان‌بر تکیه کرده است. امروزه، نانوتکنولوژی بزرگ‌ترین اثر را با ارایه دگرگونی‌هایی در سیستم‌های رزین کامپوزیت روی دندان‌پزشکی ترمیمی داشته است. دندان‌پزشکی زیبایی از ابتدای ظهورش تلاش کرد تا ظاهر طبیعی ساختار دندان را بازسازی نماید.

کاربرد وسیع مواد با بیس رزینی در دندان‌پزشکی زیبایی مشوق توسعه کاربرد آن‌ها در زمینه‌های دیگر نیز بوده است. چنین پذیرشی شامل تکنیک‌های ترمیمی نانوتکنولوژی بر روی تعدادی از زمینه‌های بازسازی زیبایی می‌شود که شامل کامپوزیت‌های نانوفیل و نانوآینومرها می‌گردد.

آینده‌نگری پیرامون شبیه‌سازی ظاهر طبیعی ساختار دندان انقلابی را در دندان‌پزشکی زیبایی از طریق استفاده از مواد با بیس نانو ایجاد کرده است.

این پیشرفت می‌تواند آغازی برای ارایه تکنولوژی بازسازی زنجیره نانو HA-F-Amelogenin به دنیای دندان‌پزشکی باشد. ساخت عملی و مداوم چنین بیومواد که نانورستوریتیو هستند بی‌شک می‌تواند جهش بالینی متحول‌کننده‌ای در آینده باشد.

می‌کند که مدل‌های تجمعی در طبیعت شبیه به تجمع ساختگی نانو استراکچرها نیست و از نظم خاصی پیروی می‌کند.

گام منطقی بعدی در این فرایند استفاده طبیعی از نانوتکنولوژی است تا ترمیمی ساخته شود که به طور عملی بتواند جایگزین ساختار دندان شود. مطالعه دیگر توسط Fan و همکاران [۱۷] پیشرفتهای بیشتری را در این مسیر باعث شد و ساخت یک کامپوزیت آمولونین آپاتیت را توسط رسوب الکترولیتیک فسفات کلسیم همزمان با تجمع ساختارهای nanochain آمولونین که از آمولونین Full length recombinant (rp172) استفاده می‌کرد توضیح دادند. آنها ایجاد نانوکریستالهای کلسیم فسفات را گزارش کردند. نویسندگان بیان کردند که استفاده از آمولونین Full-length در مقایسه با نوع ناقص آن برای حداکثر تجمع کامپوزیت آپاتیت ضروری است. استحکام کامپوزیت نهایی بستگی به استفاده از آمولونین Full-length دارد. آنها فرض کردند که مورفولوژی باندهای ارگانیزه شده از کامپوزیت تجمعی آمولونین برای استفاده آن به عنوان یک ماده ترمیمی مهم است. Fan و همکاران [۱۱۷] دریافتند که رمینرالیزاسیون مینایی وابسته به دوز از طریق رشد کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت و تحت مسیر آمولونین rp172 در غلظت مشخصی از فلوراید اتفاق می‌افتد. این تحقیق بر نقش اساسی تکامل نانوکامپوزیت‌های آمولونین فلئورواپاتیت برای ظاهر ترمیم تأکید دارد.

Zhou و همکاران [۱۱۸]، پپتیدهای ساخته شده برای مواد آلی (GEPIs) را برای ترمیم دندانی که هیدروکسی آپاتیت آلی بسازند و یک هیبرید را با آن شکل دهند به کار بردند. اگر ترکیبات تجاری از فرایندهایی مانند ترمیم آمولونین نانوآسفر،

### References

1. Ferracane JL. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med 1995; 6(4): 302-18.
2. Reed BB, Choi K, Dickens SH, Stansbury JW. Effect of resin composition on kinetics of dimethacrylate photopolymerization. Polym Preprints 1997; 38: 108-9.
3. Yap AU, Low JS, Ong LF. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. Oper Dent 2000; 25(3): 170-6.
4. Lee SY, Chiu CH, Boghosian A, Greener EH. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. J Dent 1993; 21(6): 373-7.
5. Saunders SA. Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry 2009; 1: 47-61.
6. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc 2003; 134(10): 1382-90.
7. Efes BG, Dorter C, Gomec Y, Koray F. Two-year clinical evaluation of ormocer and nanofill composite with and without a flowable liner. J Adhes Dent 2006; 8(2): 119-26.

8. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 2006; 10(2): 119-25.
9. Rosin M, Schwahn C, Kordass B, Konschake C, Greese U, Teichmann D, et al. A multipractice clinical evaluation of an ORMOCER restorative--2-year results. *Quintessence Int* 2007; 38(6): e306-e315.
10. Schirrmeister JF, Huber K, Hellwig E, Hahn P. Two-year evaluation of a new nano-ceramic restorative material. *Clin Oral Investig* 2006; 10(3): 181-6.
11. Xia Y, Zhang F, Xie H, Gu N. Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. *J Dent* 2008; 36(6): 450-5.
12. Kim JW, Kim LU, Kim CK. Size control of silica nanoparticles and their surface treatment for fabrication of dental nanocomposites. *Biomacromolecules* 2007; 8(1): 215-22.
13. Chan KS, Lee YD, Nicoletta DP, Furman BR, Wellinghoff S, Rawls HR. Improving fracture toughness of dental nanocomposites by interface engineering and micromechanics. *Eng Fract Mech* 2007; 74(12): 1857-71.
14. Xu HH, Weir MD, Sun L. Nanocomposites with Ca and PO<sub>4</sub> release: Effects of reinforcement, dicalcium phosphate particle size and silanization. *Dent Mater* 2007; 23(12): 1482-91.
15. Karabela MM, Sideridou ID. Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dent Mater* 2008; 24(12): 1631-9.
16. Dalby MJ, Gadegaard N, Curtis AS, Oreffo RO. Nanotopographical control of human osteoprogenitor differentiation. *Curr Stem Cell Res Ther* 2007; 2(2): 129-38.
17. Fan Y, Sun Z, Wang R, Abbott C, Moradian-Oldak J. Enamel inspired nanocomposite fabrication through amelogenin supramolecular assembly. *Biomaterials* 2007; 28(19): 3034-42.
18. Oh SH, Finones RR, Daraio C, Chen LH, Jin S. Growth of nano-scale hydroxyapatite using chemically treated titanium oxide nanotubes. *Biomaterials* 2005; 26(24): 4938-43.
19. Zhang F, Xia Y, Xu L, Gu N. Surface modification and microstructure of single-walled carbon nanotubes for dental resin-based composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 86(1): 90-7.
20. Zhang Y, Lim CT, Ramakrishna S, Huang ZM. Recent development of polymer nanofibers for biomedical and biotechnological applications. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16(10): 933-46.
21. Kim HW, Kim HE. Nanofiber generation of hydroxyapatite and fluor-hydroxyapatite bioceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 77(2): 323-8.
22. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Hedin NE, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate. *Dent Mater* 2008; 24(2): 235-43.
23. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE, et al. Bis-GMA/TEGDMA Dental Composites Reinforced with Electrospun Nylon 6 Nanocomposite Nanofibers Containing Highly Aligned Fibrillar Silicate Single Crystals. *Polymer (Guildf)* 2007; 48(9): 2720-8.
24. Viljanen EK, Langer S, Skrifvars M, Vallittu PK. Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS. *Dent Mater* 2006; 22(9): 845-51.
25. Viljanen EK, Skrifvars M, Vallittu PK. Dendrimer/methyl methacrylate co-polymers: residual methyl methacrylate and degree of conversion. *J Biomater Sci Polym Ed* 2005; 16(10): 1219-31.
26. Viljanen EK, Skrifvars M, Vallittu PK. Dendritic copolymers and particulate filler composites for dental applications: degree of conversion and thermal properties. *Dent Mater* 2007; 23(11): 1420-7.
27. Bauer F, Ernst H, Hirsch D, Naumov S, Pelzing M, Sauerland V, et al. Preparation of scratch and abrasion resistant polymeric nanocomposites by monomer grafting onto nanoparticles. *Macromol Chem Phys* 2004; 205(12): 1587-93.
28. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004; 16(6): 417-22.
29. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Depth of cure and surface microhardness of experimental short fiber-reinforced composite. *Acta Odontol Scand* 2008; 66(1): 38-42.
30. Xu HH, Sun L, Weir MD, Antonucci JM, Takagi S, Chow LC, et al. Nano DCPA-whisker composites with high strength and Ca and PO<sub>4</sub> release. *J Dent Res* 2006; 85(8): 722-7.
31. Xu HH, Weir MD, Sun L, Takagi S, Chow LC. Effects of calcium phosphate nanoparticles on Ca-PO<sub>4</sub> composite. *J Dent Res* 2007; 86(4): 378-83.
32. Xu HH, Weir MD, Sun L. Calcium and phosphate ion releasing composite: effect of pH on release and mechanical properties. *Dent Mater* 2009; 25(4): 535-42.
33. Skrtic D, Antonucci JM, Eanes ED. Improved properties of amorphous calcium phosphate fillers in remineralizing resin composites. *Dent Mater* 1996; 12(5): 295-301.

34. Skrtic D, Hailer AW, Takagi S, Antonucci JM, Eanes ED. Quantitative assessment of the efficacy of amorphous calcium phosphate/methacrylate composites in remineralizing caries-like lesions artificially produced in bovine enamel. *J Dent Res* 1996; 75(9): 1679-86.
35. Skrtic D, Antonucci JM, Eanes ED, Eichmiller FC, Schumacher GE. Physicochemical evaluation of bioactive polymeric composites based on hybrid amorphous calcium phosphates. *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 381-91.
36. Dickens SH, Flaim GM, Takagi S. Mechanical properties and biochemical activity of remineralizing resin-based Ca-PO<sub>4</sub> cements. *Dent Mater* 2003; 19(6): 558-66.
37. Eichmiller FC, Marjenhoff WA. Fluoride-releasing dental restorative materials. *Oper Dent* 1998; 23(5): 218-28.
38. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials* 1998; 19(6): 503-8.
39. Burke FM, Ray NJ, McConnell RJ. Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J* 2006; 56(1): 33-43.
40. Wang YL, Lee BS, Chang KC, Chiu HC, Lin FH, Lin CP. Characterization, fluoride release and recharge properties of polymer-kaolinite nanocomposite resins. *Composites Science and Technology* 2007; 67(15-16): 3409-16.
41. Thompson G. Crystal structure of kaolinite: Dimethylsulfoxide intercalate. *Clays and Clay Minerals* 1985; 33(6): 490-500.
42. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* 2007; 51(3): 659-75.
43. Christensen GJ. Has amalgam been replaced? Previous and current weaknesses of resin-based composites (RBCs) and suggested solutions. *Clinicians Report* 2009; 2(7): 1-3.
44. Patel MP, Braden M, Davy KW. Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomaterials* 1987; 8(1): 53-6.
45. Emami N, Soderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent* 2003; 31(3): 189-96.
46. Soh MS, Sellinger A, Yap AU. Dental nanocomposites. *Current Nanoscience* 2006; 2(4): 373-81.
47. Soh MS, Yap AU, Sellinger A. Physicomechanical evaluation of low-shrinkage dental nanocomposites based on silsesquioxane cores. *Eur J Oral Sci* 2007; 115(3): 230-8.
48. Rueggeberg F, Tamareselvy K. Resin cure determination by polymerization shrinkage. *Dent Mater* 1995; 11(4): 265-8.
49. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21(1): 68-74.
50. Rawls HR, Wellinghoff VT, Norling BK, Leamon SH, Swynnerton NF, Swynnerton NF. Low shrinkage resins from liquid crystal diacrylate monomers. *Polymer Preprints* 1997; 38: 167-8.
51. Nuyken O, Boehner R, Erdmann C. Oxetane photopolymerization: A system with low volume shrinkage. *Macromol Symp* 1996; 107: 125-38.
52. Stansbury JW. Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composites. *J Dent Res* 1990; 69(3): 844-8.
53. Klee JE, Neidhart F, Flammersheim HJ, Mühlaupt R. Monomers for low shrinking composites, 2. Synthesis of branched methacrylates and their application in dental composites. *Macromol Chem Phys* 1999; 200: 517-23.
54. Miyazaki K, Takata T, Endo T, Inanaga A. Thermal- and photo-polymerization of (meth) acrylates containing a spiro ortho ester moiety and the properties of poly[(meth)acrylate]s. *Dent Mater J* 1994; 13(1): 9-18.
55. Smith RE, Pinzino CS, Chappelow CC, Holder AJ, Kostoryz EL, Guthrie JR, et al. Photopolymerization of an expanding monomer with an aromatic dioxirane. *J Appl Polym Sci* 2004; 92(1): 62-71.
56. Tilbrook DA, Clarke RL, Howle NE, Braden M. Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials* 2000; 21(17): 1743-53.
57. Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W. Mutagenic activity of structurally related oxiranes and siloranes in *Salmonella typhimurium*. *Mutat Res* 2002; 521(1-2): 19-27.
58. Chen MH, Chen CR, Hsu SH, Sun SP, Su WF. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater* 2006; 22(2): 138-45.
59. Lee KH, Rhee SH. The mechanical properties and bioactivity of poly(methyl methacrylate)/SiO<sub>2</sub>-CaO nanocomposite. *Biomaterials* 2009; 30(20): 3444-9.
60. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials* 2005; 26(25): 5095-103.
61. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials* 2002; 18(23): 3807-15.
62. Wilson KS, Allen AJ, Washburn NR, Antonucci JM. Interphase effects in dental nanocomposites investigated by small-angle neutron scattering. *J Biomed Mater Res A* 2007; 81(1): 113-23.



63. Mohsen NM, Craig RG. Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems. *J Oral Rehabil* 1995; 22(3): 183-9.
64. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 2--Procedures for anterior restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004; 16(9): 677-84.
65. Terry DA, Leinfelder KF. A simplified aesthetic concept: historical review and current clinical application. *Dent Today* 2008; 27(9): 66, 68, 70.
66. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 2008; 99(6): 435-43.
67. Ergucu Z, Turkun LS. Clinical performance of novel resin composites in posterior teeth: 18-month results. *J Adhes Dent* 2007; 9(2): 209-16.
68. Mahmoud SH, El-Embaby AE, AbdAllah AM, Hamama HH. Two-year clinical evaluation of ormocer, nanohybrid and nanofill composite restorative systems in posterior teeth. *J Adhes Dent* 2008; 10(4): 315-22.
69. Atai M, Motevasselian F. Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. *Clin Oral Investig* 2009; 13(3): 309-16.
70. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* 2009; 25(6): 810-9.
71. Watanabe H, Khera SC, Vargas MA, Qian F. Fracture toughness comparison of six resin composites. *Dent Mater* 2008; 24(3): 418-25.
72. Gritsch K, Souvannasot S, Schembri C, Farge P, Grosogeat B. Influence of light energy and power density on the microhardness of two nanohybrid composites. *Eur J Oral Sci* 2008; 116(1): 77-82.
73. Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dent Mater* 2006; 22(8): 785-91.
74. Curtis AR, Shortall AC, Marquis PM, Palin WM. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent* 2008; 36(3): 186-93.
75. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater* 2009; 25(2): 188-97.
76. Ozel E, Korkmaz Y, Attar N. Influence of location of the gingival margin on the microleakage and internal voids of nanocomposites. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9(7): 65-72.
77. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update* 2003; 30(1): 10-5.
78. Swift EJ. Nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2005; 17(1): 3-4.
79. Tanimoto Y, Kitagawa T, Aida M, Nishiyama N. Experimental and computational approach for evaluating the mechanical characteristics of dental composite resins with various filler sizes. *Acta Biomater* 2006; 2(6): 633-9.
80. 3M ESPE. Filtek™ Supreme Plus Universal Restorative. Available from URL: <http://www.rvdlab.com/pdf/FiltekSupremePlusUniversalEsthetics.pdf>; 2008 .
81. NordiskaDental. NANOSIT – nano hybrid composite. [cited 2008 Nov]; Available from: <http://www.nordiskadental.se/nanosit.aspx?page=composite>.
82. Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 78(1): 196-203.
83. Pentron Clinical Technologies L. Simile product brochure. 2008 [cited 2008 25 Nov]; Available from: [http://www.pentron.com/files/brochures/br\\_simile\\_nano\\_hybrid.pdf](http://www.pentron.com/files/brochures/br_simile_nano_hybrid.pdf).
84. Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent* 2004; 29(1): 100-4.
85. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007; 23(1): 51-9.
86. Oxman JD, Falsafi A, Mitra S, Ton TT, Madsen VJ, Bui HT. Improved polish, wear-resistance and esthetics of a nanoionomer restorative material. Pan European Federation of the International Association for Dental Research; 2008 Sep 10-12; Saint Paul, MN, USA, 3M ESPE Dental Products, 2008 .
87. Milnar FJ. Selecting nanotechnology-based composites using colorimetric and visual analysis for the restoration of anterior dentition: a case report. *J Esthet Restor Dent* 2004; 16(2): 89-100.
88. Ward DH. Esthetic restoration of tooth structure using a nanofill composite system. *Compend Contin Educ Dent* 2005; 26(4): 252, 254, 256-2, 254, 257.
89. Jung M, Eichelberger K, Klimek J. Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent* 2007; 32(4): 347-55.

90. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* 2007; 32(1): 45-52.
91. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19(5): 265-73.
92. Rodrigues SA, Jr., Ferracane JL, Della BA. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dent Mater* 2008; 24(3): 426-31.
93. Haas KH. ORMOCER®s. [Online]. 2008 [cited 26 Nov 2008]; Available from URL: <http://www.ormocer.de/EN/>
94. Dentsply. Restorative dentistry; composites and restoratives: CeramX™. 2009 [cited 2009 August 21]; Available from: <http://www.dentsply.co.uk/Products/Restorative/Composites/CeramX-duo.aspx> .
95. Moszner N, Gianasmidis A, Klapdohr S, Fischer UK, Rheinberger V. Sol-gel materials 2. Light-curing dental composites based on ormocers of cross-linking alkoxy silane methacrylates and further nano-components. *Dent Mater* 2008; 24(6): 851-6.
96. Voco. 2008 [cited 2008 26 Nov]; Available from: [http://www.voco.com/en/research\\_and\\_development/ormocer/index.html](http://www.voco.com/en/research_and_development/ormocer/index.html) .
97. Baseren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl* 2004; 19(2): 121-34.
98. Montanaro L, Campoccia D, Rizzi S, Donati ME, Breschi L, Prati C, et al. Evaluation of bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* on dental restorative materials. *Biomaterials* 2004; 25(18): 4457-63.
99. Xu HH, Moreau JL, Sun L, Chow LC. Strength and fluoride release characteristics of a calcium fluoride based dental nanocomposite. *Biomaterials* 2008; 29(32): 4261-7.
100. Xu HH, Quinn JB, Smith DT, Antonucci JM, Schumacher GE, Eichmiller FC. Dental resin composites containing silica-fused whiskers--effects of whisker-to-silica ratio on fracture toughness and indentation properties. *Biomaterials* 2002; 23(3): 735-42.
101. Xu HH, Sun L, Weir MD, Takagi S, Chow LC, Hockey B. Effects of incorporating nanosized calcium phosphate particles on properties of whisker-reinforced dental composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007; 81(1): 116-25.
102. Lee SY, Regnault WF, Antonucci JM, Skrtic D. Effect of particle size of an amorphous calcium phosphate filler on the mechanical strength and ion release of polymeric composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007; 80(1): 11-7.
103. Fincham AG, Moradian-Oldak J. Recent advances in amelogenin biochemistry. *Connect Tissue Res* 1995; 32(1-4): 119-24.
104. Fincham AG, Moradian-Oldak J. Amelogenin post-translational modifications: carboxy-terminal processing and the phosphorylation of bovine and porcine "TRAP" and "LRAP" amelogenins. *Biochem Biophys Res Commun* 1993; 197(1): 248-55.
105. Fincham AG, Moradian-Oldak J, Sarte PE. Mass-spectrographic analysis of a porcine amelogenin identifies a single phosphorylated locus. *Calcif Tissue Int* 1994; 55(5): 398-400.
106. Fincham AG, Moradian-Oldak J, Simmer JP, Sarte P, Lau EC, Diekwisch T, et al. Self-assembly of a recombinant amelogenin protein generates supramolecular structures. *J Struct Biol* 1994; 112(2): 103-9.
107. Moradian-Oldak J, Du C, Falini G. On the formation of amelogenin microribbons. *Eur J Oral Sci* 2006; 114 Suppl 1: 289-96.
108. Moradian-Oldak J, Goldberg M. Amelogenin supra-molecular assembly in vitro compared with the architecture of the forming enamel matrix. *Cells Tissues Organs* 2005; 181(3-4): 202-18.
109. Wang L, Guan X, Yin H, Moradian-Oldak J, Nancollas GH. Mimicking the Self-Organized Microstructure of Tooth Enamel. *J Phys Chem C Nanomater Interfaces* 2008; 112(15): 5892-9.
110. Tarasevich BJ, Lea S, Bernt W, Engelhard M, Shaw WJ. Adsorption of amelogenin onto self-assembled and fluoroapatite surfaces. *J Phys Chem B* 2009; 113(7): 1833-42.
111. Uskokovic V, Kim MK, Li W, Habelitz S. Enzymatic Processing of Amelogenin during Continuous Crystallization of Apatite. *J Mater Res* 2008; 23(12): 3184-95.
112. Tarasevich BJ, Lea S, Bernt W, Engelhard MH, Shaw WJ. Changes in the quaternary structure of amelogenin when adsorbed onto surfaces. *Biopolymers* 2009; 91(2): 103-7.
113. Fan D, Du C, Sun Z, Lakshminarayanan R, Moradian-Oldak J. In vitro study on the interaction between the 32 kDa enamel and amelogenin. *J Struct Biol* 2009; 166(1): 88-94.
114. Brookes SJ, Lyngstadaas SP, Robinson C, Shore RC, Kirkham J. Intracellular nanosphere subunit assembly as revealed by amelogenin molecular cross-linking studies. *Eur J Oral Sci* 2006; 114 Suppl 1: 280-4.

115. Chen H, Clarkson BH, Sun K, Mansfield JF. Self-assembly of synthetic hydroxyapatite nanorods into an enamel prism-like structure. *J Colloid Interface Sci* 2005; 288(1): 97-103.
116. Du C, Falini G, Fermani S, Abbott C, Moradian-Oldak J. Supramolecular assembly of amelogenin nanospheres into birefringent microribbons. *Science* 2005; 307(5714): 1450-4.
117. Fan Y, Sun Z, Moradian-Oldak J. Controlled remineralization of enamel in the presence of amelogenin and fluoride. *Biomaterials* 2009; 30(4): 478-83.
118. Zhou B, Liu Y, Wei W, Mao J. GEPIs-HA hybrid: a novel biomaterial for tooth repair. *Med Hypotheses* 2008; 71(4): 591-3.

## A review of nano-composites

**Mojgan Rafizadeh, Mohammad Reza Moharreri\*, Kazem Khosravi, Farnaz Moshref- Javadi, Maryam Khoroushi**

### Abstract

**Introduction:** *Dental composite resins, as the name implies, are composite materials composed of organic and inorganic elements. The main components of dental composites are polymers, organic and inorganic fillers, an initiator and an activator. In addition, some elements, referred to as silanes, are added to the surface of non-organic phases or fillers of composite resins for a stable bond between the two organic and inorganic phases. The aim of this study was to review the chemical structure of dental composites with a special emphasis on nano-composites and new composites.*

**Review Report:** *This review was carried out by running a search in various databases including Pubmed and ISI Web of Science from 1987 to 2010 using the key words dental composites, nano-composite and chemical structure.*

**Results:** *In the recent decade, major changes have taken place in the chemical structure of dental composites; these changes include fluoride- and calcium phosphate-releasing nano-composites and use of nano-molecular processes to construct tooth enamel by using nano-rods, nano-spheres and amelogenin.*

**Conclusion:** *With a proper knowledge of changes in the chemical structure of dental composites, clinical behavior of these materials can be evaluated more properly. It appears that new changes are going to have important effects on the clinical behavior of newly introduced composites; however, further research is required in this respect.*

**Key words:** *Composite resin, Nano-composites, Chemistry.*

**Received:** 29 Jan, 2012      **Accepted:** 29 May, 2012

**Address:** Postgraduate Student, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

**Email:** Irani7@Ymail.com

Journal of Isfahan Dental School 2012; 8 (3): 269-290.