

بررسی اثر فیلرهای نانوپوروس و روش‌های نوردهی بر میزان انقباض پلیمریزاسیون و درجه‌ی تبدیل یک کامپوزیت آزمایشی

نسرین کیانی‌منش^{*}، علی اصغر علوی^{**}، الناز شفیق^{***}، محمد عطایی^{****}

^{*} استادیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز
^{**} استاد گروه ترمیمی و زیبایی و عضو مرکز تحقیقات ارتودنسی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز
^{***} استادیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز
^{****} عضو هیات علمی پژوهشگاه پلیمر ایران

چکیده

بیان مساله: انقباض پلی‌مریزاسیون کامپوزیتی یکی از بزرگترین معایب کامپوزیت‌های امروزی است و می‌تواند به شکاف (Gap) لبه‌ای، حساسیت پس از کار، ترک مینایی و پوسیدگی ثانویه بینجامد.

هدف: هدف از این پژوهش، بررسی اثر فیلرهای نانوپوروس بر میزان انقباض پلیمریزاسیون و درجه‌ی تبدیل یک گونه کامپوزیت آزمایشی در شرایط نوری گوناگون بود. نتایج به دست آمده از این کامپوزیت با نتایج به دست آمده از انقباض پلیمریزاسیون و درجه‌ی تبدیل کامپوزیت آزمایشی با فیلرهای معمولی میکروهیبرید مقایسه می‌شود.

مواد و روش: در این پژوهش تجربی، کامپوزیت آزمایشی توسط آمیختن فیلرهای سایلانیزه شده و مونومر به دست آمد. ۲۷ درصد مونومر و ۷۳ درصد فیلر با هم آمیخته شدند. مونومر مورد استفاده از ترکیب Bis-GMA، ۷۰ درصد و TEG DMA، ۳۰ درصد به دست آمد. برای پوروس کردن فیلرها، آن‌ها را در حرارت ۱۳۰۰ درجه‌ی سانتی‌گراد سینتر و سپس آسیاب شدند. کامفورکینون و آمین به عنوان آغازکننده و تسهیل‌کننده در این بررسی استفاده گردیدند. سنجش میزان انقباض پلیمریزاسیون توسط دستگاه باندد دیسک و سنجش درجه‌ی تبدیل توسط FTIR اسپکتروسکوپی انجام شد. بررسی در سه شرایط نوری گوناگون استاندارد و پلکانی و شدت بالا (Standard - Ramping - High intensity) انجام گردید. نتایج به دست آمده از این بررسی توسط آزمون یک سویه‌ی آنوا و توکی واکاوی آماری شدند.

یافته‌ها: فیلرهای نانوپوروس اثری مثبت در کاهش میزان انقباض پلیمریزاسیون داشتند و تفاوت معنادار در میزان انقباض پلیمریزاسیون میان سه روش گوناگون کیور دیده نشد. روش کیور و گونه‌ی فیلر نیز، اثری بر روی درجه‌ی تبدیل نداشتند ($p < 0/05$).

نتیجه‌گیری: با استفاده از فیلرهای نانوپوروس انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت کاهش می‌یابد و گونه‌های روش‌های نوردهی کیور اثری بر میزان انقباض پلیمریزاسیون و درجه‌ی تبدیل کامپوزیت ندارد.

واژگان کلیدی: فیلر نانوپوروس، انقباض پلیمریزاسیون، درجه‌ی تبدیل

درآمد

با پیشرفت روز افزون جوامع بشری و نیاز به زیبایی در ترمیم دندان‌ها به ویژه دندان‌های پیشین، مواد ترمیمی همرنگ از میانه‌ی قرن ۱۹ به وجود آمدند.^(۱) پاور (Power)، در تلاش به دنبال اصلاح معایب رزین‌های آکریلی گونه‌ای ماده‌ی پلیمری که با اجزای سیلیکا تقویت شده بود را معرفی کرد، که از آن زمان به بعد کامپوزیت دندان‌ی نام گرفت.^(۲) نخستین گروه کامپوزیت‌های فعال شونده با نور در سال ۲۰۰۱ معرفی شد.^(۳)

از برتری‌های کامپوزیت‌های فعال شونده با نور نسبت به گونه‌های شیمیایی می‌توان به ثبات رنگ و مهار بهتر نقطه‌ی تماس و کانتور دندان اشاره کرد.^(۴) با وجود بررسی‌های بی شمار انجام شده در جهت بهبود ویژگی‌های کامپوزیت‌ها، این مواد هنوز هم دو مشکل عمده دارند که عبارت هستند از استحکام فشاری کم و وجود انقباض پلیمریزاسیون.^(۵)

در روند نور دهی فاصله‌ی میان مولکول‌های مونومری به جهت تبدیل باند دوگانه به باند منفرد کاهش یافته و از ۳/۴ آنگستروم درجه به ۱/۵ آنگستروم درجه می‌رسد، که این امر خود می‌تواند دلیل انقباض کامپوزیت‌ها در هنگام نوردی باشد، که با عنوان انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیتی نام برده می‌شود.^(۶)

موضوع انقباض پلیمریزاسیون از موضوعات بنیادین و با اهمیت در بررسی‌های کامپوزیت‌هاست.^(۷) هر چه میزان شدت نور کیور کننده‌ی کامپوزیت بیشتر باشد، به عمق کیور بیشتر و زمان تابش کمتری نیاز است و در زمان کمتری میزان درجه‌ی تبدیل یا Degree of conversion (DC) مناسب کامپوزیتی به دست می‌آید. درجه‌ی تبدیل معمول کامپوزیت‌ها میان ۵۵ تا ۷۵ درصد است.^(۸) اما مشکلی که در این مورد به نظر می‌رسد رابطه‌ی خطی میان درصد درجه‌ی تبدیل و انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت است، که هر چه درصد درجه‌ی تبدیل بیشتر شود انقباض پلیمریزاسیون هم افزایش می‌یابد.^(۹) انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت به شکاف لبه‌ای، حساسیت و درد پس از کار، ریزش باکتریایی و پوسیدگی ثانویه می‌انجامد.^(۱۰-۷)

گفته می‌شود که روش‌های نوین نوردی کامپوزیت‌ها همچون پلکانی و شروع آهسته (Soft-start) می‌توانند با ثابت نگه داشتن درجه‌ی تبدیل، میزان فشار ناشی از انقباض پلیمریزاسیون را کاهش دهند.^(۱۱-۱۳)

جهت آزمون میزان انقباض پلیمریزاسیون روش‌های

گونگونگی وجود دارد. از قدیمی‌ترین روش‌ها قرار دادن کامپوزیت میان دو صفحه‌ی گلاس یا استیل و پلیمریزه کردن آن است، که در این روش نیروی وارده در اثر پلیمریزاسیون کامپوزیت ارزیابی می‌شود.^(۱۴) دیگر روش‌های ارزیابی انقباض پلیمریزاسیون شامل روش دایلاتومتري و دیسک متد (Disc method) هستند. در روش دایلاتومتري تغییرات حجمی از طریق شناور شدن نمونه‌ی کامپوزیتی در جیوه‌ی مایع ارزیابی می‌شود. اشکال این روش این است، که تغییرات حجمی حرارتی در خود مایع نیز پدید می‌آید. افزون بر این، دشوار بودن مهار جیوه و نگرانی‌های موجود در مورد سمیت جیوه نیز وجود دارد.^(۱۴-۱۶)

روش تازه‌تر ارزیابی انقباض پلیمریزاسیون روش دیسک متد می‌باشد که به دو گونه‌ی دیسک متد باند شونده (Bonded disc method) توسط واتر (Watts) و دیسک متد غیر باند شونده (Non bonded disc method) توسط فیلزر (Feilzer) معرفی شده است.^(۱۷) بر پایه‌ی گفته‌ی واتر و فیلزر از آنجا که در روش باند شونده کامپوزیت از همه‌ی جهات باند می‌شود، در نتیجه تغییرات ابعادی تنها در یک جهت می‌تواند انجام شود و میزان انقباض پلیمریزاسیون خطی تقریباً مساوی با انقباض پلیمریزاسیون حجمی به دست می‌آید.^(۱۷)

فیلرها یا اجزای غیرآلی کامپوزیت دندان‌ی ترکیباتی از کوارتز، گلاس، آلومینوسیلیکا، سیلیکای کلئیدال، استرانسیوم گلاس یا زینک گلاس هستند، که افزودن آنها به ترکیب ماتریکس کامپوزیت به بهبود ویژگی‌های کامپوزیتی همچون استحکام بیشتر و انقباض پلیمریزاسیون کمتر می‌انجامد.^(۱)

در صورتی که بتوان به روشی چه با اچ و چه حرارتی (Sinter)، سطح فیلرها را متخلخل نمود، می‌توان سطح اتصال بیشتر ماده اتصال دهنده (Coupling agent) به فیلر و در نتیجه باند قوی‌تری میان فیلر و ماتریکس را به دست آورد.^(۱۶) از این رو در این پژوهش تصمیم بر آن شد، تا اثر فیلر نانوپوروس بر میزان انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت ارزیابی گردد. کامپوزیت آزمایشی مورد بررسی نوری بوده و در سه شرایط نوری متفاوت استاندارد و پلکانی و شدت بالا، کیور و بررسی می‌شود.

با توجه به این که انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت به ویژه در نواحی بی‌مینا از مشکلات بنیادین درمان بوده امید است، که بتوان با استفاده از فیلرهای متخلخل گامی در راستای کاهش این مشکل برداشت. روش استفاده شده در ارزیابی میزان انقباض

Archive of SID

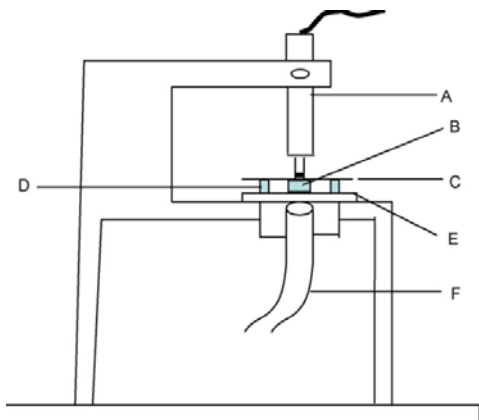
برای به دست آمدن سرعت انقباض پلیمریزاسیون (Shrinkage.rate)، دو عدد پیایی میزان انقباض (Shrinkage.strain) از هم کم می شود.

Shrinkage. Strain ثانیه ی نخست

Shrinkage. Strain ثانیه ی دوم

سرعت انقباض پلیمریزاسیون =

زمان



نگاره ی ۱: دستگاه بانددیسک متد

A: L.vdt بازوی حساس دستگاه به وزن ۸ کیلوگرم که روی نمونه قرار می گیرد و هر گونه تغییراتی را در ضخامت نمونه دریافت و به رایانه به گونه ی ولتاژ منتقل می کند.

B: نمونه ی دیسکی شکل مورد آزمایش از کامپوزیت

C: شیشه پوشاننده (Cover glass) به ضخامت ۰/۱ میلی متر که روی نمونه ی کامپوزیتی قرار گرفته و فشرده می شود تا دیسکی از کامپوزیت تشکیل شود.

D: حلقه احاطه کننده (Brass ring) در پیرامون لام شیشه ای که جهت حفظ ضخامت یکسان نمونه است و در بررسی های گوناگون از ۱/۵ تا ۸/۵ میلی متر تفاوت ضخامت دارد.

E: لام شیشه ای به ضخامت ۳ میلی متر که پیش از اتصال نمونه باید سندبلاست گردد و سپس HF و پس از آن ساین زده شود تا نمونه های کامپوزیتی به آن متصل گردد.

F: نوک دستگاه لایت کیور که زیر نمونه قرار می گیرد.

این آزمایش در سه شرایط نوری گوناگون انجام شد. دستگاه لایت کیور مورد استفاده اوپتیلوکس ۵۰۰ (QTH-kerr-USA) بود. سه شرایط گوناگون بر این پایه بودند: ۱- استاندارد (Standard); با شدت ۵۰۰ میلی وات بر متر مربع به مدت ۴۰ ثانیه، ۲- پلکانی (Ramping): آغاز شدت از ۱۰۰ میلی وات بر متر مربع بوده و در عرض ۴۰ ثانیه به ۷۰۰ میلی وات بر متر مربع می رسد، ۳- شدت بالا (High intensity): با شدت ۱۱۰۰ میلی وات بر متر مربع جهت روش شدت بالا (High) از نوک (Tip) ۸ میلی متری به جای ۱۱ میلی متری در دستگاه لایت کیور استفاده شد. شدت نور توسط دستگاه رادیومتر ساخت کارخانه ی کر (Kerr) ارزیابی شده و هر سه روش نوری هالوژنه بود.

از دستگاهی معروف به نام اسپکتروسکوپی اف. تی. ای. ار FTIR spectroscopy (شرکت بورکر، Burker company) استفاده شد. برای اندازه گیری درجه ی تبدیل استفاده

پلیمریزاسیون در این پژوهش روش بانددیسک نوآوری شده توسط واتز بود^(۱۷).

این پژوهش تجربی، جهت آزمون انقباض پلیمریزاسیون (Polymerization Shrinkage) دو گونه کامپوزیت آزمایشی گوناگون با فیلر معمولی میکروهیبرید و فیلر نانوپوروس شده با اندازه ی ۰/۳ تا ۰/۵ میکرون و مقایسه ی آن ها با هم و بررسی اثر روش نور دهی روی آنها انجام شد.

مواد و روش

برای پوروس کردن، فیلرها در درجه ی حرارت ۱۳۰۰ درجه ی سانتی گراد به هم آمیخته و توده ی متخلخل به دست آمده توسط دستگاه خرد کننده رتس (Grinder retsch) شرکت رتس (خرد گردیدند و از فیلتر مش ۵۰۰ عبور داده شدند، به گونه ای که اندازه ی ذرات به دست آمده در حد متوسط ۰/۴ میکرون بود. دوباره اندازه ی ذرات به دست آمده توسط دستگاه آنالیزور اندازه ی ذرات بررسی گردید و پس از آن زیر میکروسکوپ الکترونی (TESCAN, VEGA2XMU ساخت چک و اسلواکی شرکت تزکان) دیده شد، که این ذرات دارای تخلخل هایی در حد نانو هستند. پس از آن جهت سایلانیزه شدن، سطح فیلرها توسط گامامتاکریلوکسی پروپیل تریمتوکسی سایلین γ (gamma metacryloxy propyl trimethoxy silane) یک ماده شیمیایی که توسط مرکز پلیمر ساخته شد به میزان ۱ درصد وزنی آغشته شدند.

برای ساخت کامپوزیت نیاز به یک فاز ماتریکس و یک فاز فیلر بود. فاز ماتریکس از مخلوط Bis-GMA ۷۰ درصد و TEG DMA ۳۰ درصد فراهم شد. جهت آزمون، نخست با فیلرهای معمولی به ۵ گرم کامپوزیت نیاز بود^(۶، ۷) که از این مقدار ۲۷ درصد ماتریکس (۱/۳۵ گرم) و ۷۳ درصد فیلر (۳/۶۵ گرم) در نظر گرفته شد. مقادیر به دقت توسط ترازوی میکرونی اندازه گیری و با اسپاتول شیشه ای بر روی اسلاب شیشه ای آمیخته گردید.

روش ساخت کامپوزیت با فیلرهای نانو پوروس همانند کامپوزیت معمولی بود، با این تفاوت که در ساخت کامپوزیت نانوپوروس از فیلرهای نانوپوروس به جای فیلرهای معمولی استفاده شد. برای اندازه گیری انقباض پلیمریزاسیون در این بررسی از روشی به نام دیسک متد باند شونده استفاده گردید (نگاره ی ۱).

تفاوت در نیروی انقباضی به دست آمده در روش‌های گوناگون کیورینگ که بر روی یک گونه کامپوزیت وارد شد، از نظر آماری معنادار نبود ($p = 0/013$) و این موضوع هم در کامپوزیت آزمایشی با فیلر نانو پوروس و هم کامپوزیت میکروهیبرید با فیلرهای معمولی همخوانی داشت.

با توجه به این‌که در هر گروه آزمایشی به مدت ۵ دقیقه آزمایش به طول انجامید و در هر ثانیه یک داده توسط دستگاه دیسک متد باند شونده (Bonded disc method) ثبت می‌شود، در مجموع ۳۰۰ داده و ۲۹۹ مورد سرعت نیروی انقباضی به دست آمد. متوسط سرعت انقباضی به دست آمده در هر گروه در جدول ۲ بیان شده است. نتایج به دست آمده از بررسی سرعت انقباضی نشان داد، که چه در میان روش‌های گوناگون کیورینگ و چه گونه‌ی ماده‌ی کامپوزیتی آزمایشی (نانو پوروس یا میکروهیبرید) تفاوت آماری معنادار میان سرعت‌های انقباض پلیمریزاسیون وجود نداشت ($p = 0/01$). به نظر می‌رسد که علت بیشتر بودن سرعت انقباض پلیمریزاسیون در گروه پلکانی این بود، که در آغاز این روش شدت نور کم و کامپوزیت مایع است و در ادامه انقباض با سرعت بیشتری افزایش می‌یافت.

جدول ۲: سرعت انقباض پلیمریزاسیون در گروه‌های آزمایشی گوناگون (واحد: میزان انقباض بر ثانیه)

High intensity	Ramp	Standard	روش کیور
۰/۰۱۵	۰/۰۱۹	۰/۰۱۵	گروه‌ی کامپوزیت آزمایشی
۰/۰۱	۰/۰۲	۰/۰۲	فیلرهای نانوپوروس
			میکروهیبرید با فیلرهای معمولی

در گروه فیلرهای میکروفیلر سرعت انقباض در روش شدت بالا کمتر بود، که آن را می‌توان به بیشتر بودن انقباض آغازین و در نتیجه افزایش آهسته‌ی آن مربوط دانست.

برای ارزیابی میزان درصد درجه‌ی تبدیل، از هر نمونه سه بار آزمایش گرفته شد و میانگین اعداد به دست آمده یادداشت گردید. یک بار پیش و یک بار پس از نوردهی، کامپوزیت در دستگاه FTIR بررسی شد. بر پایه‌ی ارزیابی آنوا میان نتایج به دست آمده، درصد درجه‌ی تبدیل در گروه آزمایشی با فیلرهای نانوپوروس و گروه آزمایشی میکروهیبرید با فیلرهای معمولی تفاوت معنادار وجود نداشت. همچنین، میان نتایج به دست آمده از

شد، که در این دستگاه میزان جذب پرتوی مادون قرمز توسط باند دوگانه‌ی کربن C=C پیش از کیور و پس از کیور بر پایه‌ی یک فرمول درصد درجه‌ی تبدیل ارزیابی می‌شود. فرمول دقیق ارزیابی درصد درجه‌ی تبدیل به قرار زیر است:

$$\% \text{پس از کیور} = \frac{(1637 / 1608)}{(1637 / 1608)} \times 100 = 1 - \frac{\text{پس از کیور}}{\text{پیش از کیور}}$$

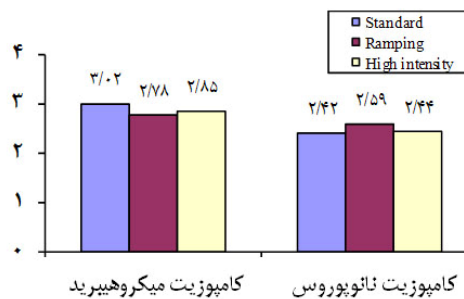
در بررسی نتایج این پژوهش، جهت به دست آوردن رابطه‌ی معنادار میان متغیرها و داده‌های گروه‌های گوناگون آزمایشی، از آزمون آنوای یک سویه استفاده گردید و از آزمون توکی جهت بررسی پیوند میان داده‌های گوناگون در یک گروه آزمایشی استفاده شد.

یافته‌ها

بر پایه‌ی نتایج به دست آمده از دستگاه دیسک متد باند شونده، میزان نیروی انقباضی به دست آمده در کامپوزیت با فیلرهای نانو پوروس در مقایسه با کامپوزیت میکروهیبرید با فیلرهای معمولی به گونه‌ی معنادار کمتر بود ($p < 0/05$). متوسط نیروی انقباضی به دست آمده توسط دستگاه دیسک متد باند شونده در دو گروه آزمایشی در شرایط نوری گوناگون آزمون آنوا در جدول و نمودار ۱ آورده شده است.

جدول ۱: درصد انقباض پلیمریزاسیون در گروه‌های گوناگون آزمایشی در شرایط نوری گوناگون

High intensity	Ramp	Standard	روش کیور
۲/۴۴	۲/۵۹	۲/۴۲	گروه‌ی کامپوزیت آزمایشی
۲/۸۵	۲/۷۸	۳/۰۲	فیلرهای نانوپوروس
			میکروهیبرید با فیلرهای معمولی



نمودار ۱: بررسی میزان انقباض پلیمریزاسیون در شرایط نوری گوناگون برای کامپوزیت‌های میکروهیبرید دارای فیلرهای معمولی و کامپوزیت‌های دارای فیلرهای نانوپوروس

Archive of SID

نفوذ می‌کند. سه روش پوروس کردن فیلر موجود است: پوروس کردن سطح فیلرها، پوروس کردن عمق فیلرها به گونه‌ای که تخلخل‌های درون آن با هم ارتباط داشته باشند و پوروس کردن عمق فیلر با تخلخل‌های با اندازه‌های گوناگون که می‌توانند با هم در پیوند نباشند^(۱۹).

زندگی‌نژاد و همکاران، ویژگی‌های مکانیکی یک گونه کامپوزیت آزمایشی با فیلرهای نانوپوروس را بررسی کرده و بیان نمودند، که با متخلخل کردن فیلرهای کامپوزیت میزان استحکام خمشی آن افزایش می‌یابد ولی مدولوس الاستیک و مدولوس خمشی آن تغییر معنادار نخواهد داشت^(۱۶). پژوهشی همچون این بررسی با استفاده از فیلرهای نانوپوروس ولی بر روی دیگر ویژگی‌های کامپوزیت انجام دادند.

لیو (Liu) و همکاران، ویژگی‌های مکانیکی کامپوزیت آزمایشی با فیلرهای نانوپوروس را بررسی کرده و چنین بیان نمودند، که تنها وجود تخلخل جهت افزایش ویژگی‌های مکانیکی کافی نیست بلکه ترکیب فیلر و تخلخل آن همزمان برای به دست آوردن نتیجه‌ی مناسب ضروری است. همچنین در این بررسی بیان شد، که وجود فیلرهای پوروس می‌تواند گامی مهم در پیشرفت کامپوزیت‌ها و به دست آوردن کامپوزیت‌های بی انقباض باشد^(۲۰).

در هر دو بررسی بالا، برای متخلخل کردن فیلرها از اج سطحی آنها توسط HF ۱۰ درصد (هیدروفلوئوریک اسید) استفاده شد. در این روش پوروس کردن سطح باند فیلر به مونومر افزایش می‌یابد اما فعل و انفعال چشمگیری میان فیلر و مونومر موجود نیست.

روش تولید فیلرهای نانوپوروس در بررسی کنونی به روش سینتر کردن ذرات فیلر گلاس است. فیلرها در حرارت ۱۳۰۰ درجه‌ی سانتی‌گراد به هم فیوز گردیده و اجازه داده شد تا توده‌ی به دست آمده به آرامی سرد شود. پس از سرد شدن، توده‌ی متخلخل به دست آمده آسیاب گردید و از مش ۵۰۰ عبور داده شد تا اندازه‌ی فیلرها به همان اندازه‌ی فیلرهای آغازین یعنی ۰/۴ میکرون باشد. هم اندازه بودن فیلرها توسط دستگاه آنالیز کننده اندازه‌ی ذرات (Particle size analyzer) بررسی شد. فیلرها زیر میکروسکوپ SEM بررسی گردید و پوروزیتی‌هایی به ابعاد ۱ تا ۵ نانومتر درون آن‌ها دیده شد، که شماری از این تخلخل‌ها به هم متصل بودند. نتیجه‌ی به دست آمده از بررسی

روش‌های گوناگون کیور در یک گونه کامپوزیت نیز تفاوت آماری معنادار نبود. میزان متوسط درصد درجه‌ی تبدیل در گروه‌های گوناگون آزمایشی در جدول ۳ بیان شده است.

جدول ۳: درصد درجه‌ی تبدیل در گروه‌های گوناگون آزمایشی در شرایط نوری متفاوت

High intensity (درصد)	Ramp (درصد)	Standard (درصد)	روش کیور گونه‌ی کامپوزیت آزمایشی
۵۶	۵۳	۶۱	فیلرهای نانوپوروس
۵۳	۵۴	۵۶	میکروهیبرید با فیلرهای معمولی

بحث

میزان انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیتی در کامپوزیت‌های گوناگون از ۰/۶ تا ۳ درصد متفاوت است^(۱۸) و تحت اثر مستقیم میزان مونومر قرار دارد. این انقباض نیرویی در حد ۱۳ مگاپاسکال به دیواره‌های حفره وارد می‌سازد که با عنوان فشار ناشی از انقباض پلیمریزاسیون (Polymerization shrinkage stress) شناخته می‌شود^(۱۸). نیروی انقباضی می‌تواند باعث تغییرات ابعادی کامپوزیت در نواحی بی باند و یا همراه با چیرگی بر باند کامپوزیت به دندان شود، که این تغییرات ابعادی تغییرات انقباض پلیمریزاسیون (Polymerization shrinkage strain) نامیده می‌شود. از آنجا که میزان نیروی انقباض پلیمریزاسیون به میزان تغییرات ابعادی کامپوزیت در اثر انقباض پلیمریزاسیون و نیز میزان قابلیت انعطاف کامپوزیت در هنگام انقباض بستگی دارد، کامپوزیت‌های با انقباض کم می‌توانند میزان فشار پلیمریزاسیون بیشتری داشته باشند^(۱۸ و ۲).

توانایی کامپوزیت در فلو یافتن از نکات مهم در کاهش فشار انقباضی است^(۱۸ و ۲، ۱). فلو به دو گونه‌ی میکروسکوپی و ماکروسکوپی بررسی می‌گردد. فلو ماکروسکوپی در سطح‌های باند نشده‌ی حفره انجام می‌شود، در حالی که فلو میکروسکوپی نتیجه‌ی نظم یافتن دوباره (Rearrangement) پلیمر درون توده‌ی کامپوزیتی است و ساختمان مولکولی و کراس لینک شبکه و ارتباط میان فیلر و ماتریکس نقشی مهم در میزان و چگونگی آن بازی می‌کند^(۱۸).

نظریه‌ی پوروس کردن فیلرها به جهت افزایش فعل و انفعال فیلر و مونومر، نخستین بار توسط ساموئل (Samuel) مطرح شد^(۱۹). در این روش، فیلرها پوروس شده و رزین به درون فیلر

Archive of SID

گردیده و پس از بیرون آمدن تدریجی حلال‌ها و گلوکز، توده‌ی در هم بیچ خورده‌ای از فیلرها با تخلخل‌های مرتب با هم به دست می‌آید. به این ترتیب کامپوزیتی با ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی بهتر به دست آمده است^(۱۹). در این روش به دلیل اتصال عمقی پوروزیتی‌ها می‌توان انتظار داشت، که میزان انقباض پلیمریزاسیون نیز کمتر باشد ولی تاکنون پژوهشی در مورد اثر این گونه فیلرها بر روی انقباض پلیمریزاسیون انجام نگرفته است.

جهت ارزیابی میزان درجه‌ی تبدیل در بررسی کنونی از روش اسپکتروسکوپی FTIR استفاده شد. در این روش میزان بسیار ناچیزی از کامپوزیت میان دو قطعه نوار سلولزی پلی اتیلن، فشرده شده و در دستگاه قرار می‌گیرد و با تابش پرتوی مادون قرمز میزان جذب فوتون‌های این پرتو توسط نمونه‌ی کامپوزیتی پیش و پس از کیور ارزیابی می‌شود. از آنجا که جذب پرتو توسط باندهای دوگانه کربن انجام می‌گیرد، می‌توان میزان باندهای دوگانه‌ی کربن را پیش و پس از کیور ارزیابی کرد. بر پایه‌ی نتایج به دست آمده میزان درجه‌ی تبدیل در کامپوزیت آزمایشی با فیلرهای نانوپوروس و کامپوزیت با فیلرهای معمولی تفاوت معنادار نداشته و یکسان بود. زندی‌نژاد و عطایی، درجه‌ی تبدیل کامپوزیت آزمایشی با فیلرهای نانوپوروس را بررسی کرده و بیان داشتند، که فیلرهای نانوپوروس اثری در درجه‌ی تبدیل نداشته و درجه‌ی تبدیل کامپوزیت آزمایشی با فیلر نانوپوروس و کامپوزیت با فیلرهای معمولی یکسان است^(۱۶).

در پژوهش کنونی، سه روش تابش نور گوناگون پلکانی، استاندارد و شدت بالا بررسی گردید و بر پایه‌ی نتایج به دست آمده میزان انقباض پلیمریزاسیون به دست آمده در روش‌های گوناگون تفاوت معنادار آماری نداشتند، که با توجه به معنادار نبودن تفاوت درجه‌ی تبدیل کامپوزیت در سه روش کیور این نتیجه قابل انتظار است. در حالی که هافمن (Hofman)، سه روش نوری پلکانی، شدت بالا و شروع آهسته را مقایسه کرد و نشان داد، که روش شروع آهسته انقباض پلیمریزاسیون کمتری از شدت بالا دارد اما انقباض پلیمریزاسیون روش پلکانی با دو روش دیگر تفاوت معناداری ندارد^(۱۳).

با توجه به این که در هیچ یک از بررسی‌های بالا میزان درجه‌ی تبدیل ارزیابی نشده، این امکان وجود دارد که همزمان با کاهش انقباض پلیمریزاسیون در روش‌های بالا درجه‌ی تبدیل کامپوزیت نیز تغییر کرده باشد.

میزان انقباض پلیمریزاسیون در این گونه کامپوزیت آزمایشی با فیلرهای نانوپوروس نشان داد که این گونه فیلرها موجب کاهش میزان انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیتی می‌شوند بی آن که میزان درجه‌ی تبدیل را کاهش دهند.

باند میان فیلر و رزین یکی از با اهمیت‌ترین موضوعات بررسی‌های کامپوزیتی بوده و سایلن کوپلینگ عامل ایجاد این باند شیمیایی شناخته شده است^(۱۶ و ۱۹). در فیلرهای متخلخل به جهت سطح بیشتر پیوند مونومر به فیلر باند قوی‌تری نیز لازم است^(۱۸ و ۲۱).

این گونه می‌توان انگاشت، که علت کاهش میزان انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت در اثر استفاده از فیلرهای نانوپوروس به علت Interlocking یا قفل شدن فیلر و مونومر است، به گونه‌ای که مونومر درون سوراخ‌های عمقی فیلر نفوذ کرده (Entrapped) و مقداری از انقباض به دست آمده از پلیمریزاسیون آن درون این تخلخل‌ها انجام گرفته و در نتیجه برآیند کلی انقباض توده‌ی کامپوزیت کاهش یافته است.

برای بررسی اثر فیلر بر روی ویژگی‌های کامپوزیت تصمیم بر آن شد، تا دیگر متغیرهای ترکیب کامپوزیت ثابت نگه داشته شود تا از دخالت نکردن آن‌ها در نتیجه‌ی نهایی اطمینان به دست آید. از این رو، از کامپوزیت تجاری استفاده نگردید چرا که مقدار دقیق و جزییات کامپوزیت‌های تجاری همچون اندازه و شکل و میزان دقیق فیلر به جهت امور تجاری پنهان بوده و کارخانه‌های سازنده از آشکار ساختن همه‌ی اجزای کامپوزیت‌ها و جزییات آنها پرهیز می‌نمایند. از این رو در پژوهش کنونی، جهت بررسی اثر پوروزیتی فیلر از کامپوزیت آزمایشی استفاده شد و بنابراین همه‌ی محدودیت‌های بررسی کنونی همچون آمیخته شدن دستی کامپوزیت در هر دو گروه آزمایشی و شاهد یکسان بوده و اثری بر نتیجه‌ی نهایی نداشت.

ساموئل (Samuel) و همکاران، به واژه‌ی مزوپوروس اشاره کرده و بیان داشتند، در صورتی که پوروزیتی فیلر سطحی باشد، کاهش در میزان انقباض پلیمریزاسیون به گونه‌ی آشکار وجود نخواهد داشت و تنها سطح بیشتری جهت پیوند مونومر و فیلر وجود دارد^(۱۹).

در روش ساموئل، از آمیختن ذرات فیلر و گونه‌ای ماده‌ی سورفکتانت غیر یونی (Non ionic-surfactant) همچون گلوکز استفاده شده که گلوکز، لابه‌لای توده‌ی فیلر ذوب شده محبوس

Archive of SID

در پژوهش زندگی‌نژاد، ویژگی‌های مکانیکی و فیزیکی کامپوزیت نانوپوروس به روش اچ سطحی بررسی گردیده و بهبود در استحکام خمشی آن گزارش شده است^(۱۶).
از آن‌جا که کامپوزیت نانوپوروس در بررسی کنونی دارای تخلخل‌های عمقی بوده و با بررسی زندگی‌نژاد تفاوت دارد، پیشنهاد می‌شود که ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی این کامپوزیت در آینده بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

وجود فیلرهای نانوپوروس در ترکیب کامپوزیت اثری مثبت در کاهش میزان انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیتی دارد. میزان انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت با روش‌های گوناگون کیور تفاوت معناداری نداشت. فیلرهای نانوپوروس و روش‌های کیورینگ هیچ اثری در میزان درجه‌ی تبدیل کامپوزیت نداشتند.

یادآوری

این مقاله از پایان‌نامه دوره‌ی دکترای تخصصی، که به راهنمایی دکتر نسرین کیانی‌منش، مشاوره‌ی دکتر علی اصغر علوی و نگارش دکتر الناز شفیق به شماره ۱۱۵۴ در کتابخانه دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز ثبت شده، استخراج گردیده است.

ارزیابی درجه‌ی تبدیل، عاملی مهم در ارزیابی میزان انقباض پلیمریزاسیون است. چنانچه کاهش انقباض با کاهش درجه‌ی تبدیل همراه باشد، با کاهش ویژگی‌های کامپوزیت رو به رو می‌شود و از آنجا که این عامل در بررسی کنونی تفاوتی نداشته عاقلانه است، که میزان انقباض پلیمریزاسیون نیز در روش‌های گوناگون کیور کامپوزیت تفاوت معناداری نداشته باشد.

با وجود این موضوع، نتایج پژوهش کنونی با بررسی‌های بی‌شماری هم‌راستا است، که از آن دسته می‌توان به بررسی واتز اشاره کرد. واتز در این پژوهش بیان کرد، که گرچه در آغاز پلیمریزاسیون در روش شروع آهسته شدت انقباض کمتر است، ولی سرانجام میزان کلی انقباض پلیمریزاسیون به دست آمده در این روش و روش استاندارد تفاوتی نخواهد داشت^(۳۴).

یاب (Yap)، صحافی (Sahafi) و فریدل (Freidl) نیز، گزارش کردند که سه روش شروع آهسته، پلکانی و استاندارد میزان انقباض پلیمریزاسیون یکسانی دارند^(۳۳، ۷، ۴، ۸).

در پایان می‌توان بیان داشت، که بر پایه‌ی نتایج بررسی کنونی و در چهارچوب محدودیت‌های این بررسی استفاده از فیلرهای نانوپوروس می‌تواند گامی مهم در کاهش میزان انقباض پلیمریزاسیون بدون اثر گذاشتن بر درجه‌ی تبدیل باشد و در واقع می‌توان ویژگی‌های مطلوب کامپوزیت نانوفیل را با ویژگی‌های مطلوب کامپوزیت هیبرید در هم آمیخت. در بررسی کنونی، دیگر ویژگی‌های مکانیکی و فیزیکی کامپوزیت بررسی نشده است.

Archive of SID

References

1. Roberson T, Hayman H. Art & science of operative dentistry 5th ed., Mosby Elsevier publishing: North Carolina; 2006. p. 500-600.
2. Power J, Sakaguel R. Craig's Restorative dental materials. 12th ed., Mosby Elsevier publishing: Houston Texas; 2006. p. 452-1134.
3. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. Am J Dent 2001; 14: 145-147.
4. Yap AU, Soh MS, Siow KS. Post-gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. Oper Dent 2002; 27: 81-87.
5. Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. Dent Mater 2007; 23: 777-784.
6. Watts DC, al Hindi A. Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. Dent Mater 1999; 15: 39-45.
7. Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. Oper Dent 2002; 27: 44-49.
8. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Märkl A. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". Oper Dent 2000; 25: 26-32.
9. Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. Dent Mater 2008; 24: 1-8.
10. Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. Dent Mater 2007; 23: 777-784.
11. Ellakwa A, Cho N, Lee IB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. Dent Mater 2007; 23: 1229-1235.
12. Albers H. Tooth colored restoratives. 9th ed., Mosby Elsevier publishing: Portland Oregon; 2002. p. 45-97.
13. Hofmann N, Markert T, Hugo B, Klaiber B. Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. Am J Dent 2003; 16: 421-430.
14. Atai M, Ahmadi M, Babanzadeh S, Watts DC. Synthesis, characterization, shrinkage and curing kinetics of a new low-shrinkage urethane dimethacrylate monomer for dental applications. Dent Mater 2007; 23: 1030-1041.
15. Atai M, Watts DC, Atai Z. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. Biomaterials 2005; 26: 5015-5020.
16. Zandinejad AA, Atai M, Pahlevan A. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. Dent Mater 2006; 22: 382-387.
17. Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. Dent Mater 2006; 22: 785-791.

Archive of SID

18. Kleverlaan EJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mat* 2005; 21: 1150-1157.
19. Samuel SP, Li S, Mukherjee I, Guo Y, Patel AC, Baran G, Wei Y. Mechanical properties of experimental dental composites containing a combination of mesoporous and nonporous spherical silica as fillers. *Dent Mater* 2009; 25: 296-301.
20. Liu Y, Tan Y, Lei T, Xiang Q, Han Y, Huang B. Effect of porous glass-ceramic fillers on mechanical properties of light-cured dental resin composites. *Dent Mater* 2009; 25: 709-715.
21. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 304-314.
22. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, et al. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent* 2006; 31: 219-226.
23. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 2001; 17: 359-366.
24. Watts DC, Marouf AS. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. *Dent Mater* 2000; 16: 447-451.