

بررسی اثر افزودن الیاف UHMWPE و نانوذرات سیلیکا بر خواص مکانیکی کامپوزیت های دندانی

دکتر نیلوفر بهرامیان^۱، دکتر محمد عطایی^{۲*}، دکتر محمد رضا نعیمی جمال^۳

۱- دکتری تخصصی، گروه بیومتریال، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

۲- استاد، مهندسی پلیمر، پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی، تهران، ایران

۳- استاد، شیمی، دانشگاه علم و صنعت ایران

خلاصه:

سابقه و هدف: امروزه کاربرد کامپوزیت های دندانی تقویت شده با الیاف در مواد دندانی رو به گسترش است. در این مطالعه، اثر افزودن درصدهای متفاوت الیاف و نانوذرات بر خواص خمشی و چقرمگی شکست کامپوزیت های دندانی تقویت شده با الیاف بررسی شد.

مواد و روش ها: در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی، رزین مورد استفاده در کامپوزیت ها مخلوط ۲ و ۲- بیس- [۴- (متاکریل اکسی پروپوکسی)- فنیل]- پروپان (Bis-GMA) و تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA) با نسبت وزنی ۷۰ به ۳۰ بود و از الیاف اصلاح شده پلی اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا (UHMWPE) به عنوان تقویت کننده استفاده شد. استحکام و مدول خمشی کامپوزیت ها، روی نمونه هایی به ابعاد ۲۵ mm × ۲ mm × ۲ mm با آزمون خمش سه نقطه ای به دست آمد و چقرمگی شکست نمونه ها به روش خمش سه نقطه ای نمونه با تک شکاف در لبه تعیین شد. برای ارزیابی اثر درصد الیاف بر خواص مکانیکی، از سه درصد حجمی (۴۱٪، ۳۳٪ و ۲۵٪) استفاده شد و برای مطالعه اثر افزودن نانوذرات، نانوذرات فیوم سیلیکای اصلاح شده در درصدهای وزنی (۱۵٪، ۱۰٪ و ۰٪) به کامپوزیت اضافه شد. توزیع نانوذرات به وسیله میکروسکوپ الکترونی عبوری مطالعه شد. نتایج از طریق آنالیز واریانس یکطرفه و آزمون تکمیلی توکی در سطح معناداری ۵٪ بررسی شد.

یافته ها: استحکام خمشی، مدول خمشی و چقرمگی شکست نمونه ها با افزایش درصد الیاف از ۲۵٪ حجمی به ۴۱٪ حجمی به صورت معنادار ($p < 0/05$) افزایش می یابد. (استحکام خمشی $(225/7 \pm 22/2 \text{ MPa})$ ، مدول خمشی $(45/225 \pm 5/1 \text{ GPa})$ و چقرمگی شکست $(6/832 \pm 1/3 \text{ MPa.m}^{1/2})$). همچنین افزایش ۱۰٪ و ۱۵٪ وزنی نانوذرات کاهش معنی دار ($p < 0/05$) استحکام خمشی کامپوزیت را نشان می دهد.

نتیجه گیری: با افزایش درصد الیاف خواص خمشی و چقرمگی شکست کامپوزیت های تقویت شده با الیاف افزایش می یابد. همچنین چگونگی توزیع و پخش نانوذرات در تعیین خواص مکانیکی نهایی کامپوزیت های هیبریدی تأثیر گذار است.

کلیدواژه ها: کامپوزیت دندانی، رزین Bis-GMA، پلی اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا، الیاف، نانوذرات

وصول مقاله: ۹۵/۶/۲ اصلاح نهایی: ۹۵/۶/۱۳ پذیرش مقاله: ۹۵/۶/۱۸

مقدمه:

خواص مکانیکی آنها برای کاربردهای دندانی مناسب است، کامپوزیت های تقویت شده با الیاف (FRC) هستند. علت گسترش این مواد در کاربردهای بالینی، دستیابی به خواص فیزیکی و مکانیکی نزدیک به دندان طبیعی، سرعت بخشیدن به درمان، ترمیم دندان با کمترین آسیب به دندانهای مجاور و امکان بازسازی مجدد ترمیم های تخریب شده است.^(۱) پیشرفت FRC، امکان استفاده از مواد ترمیمی باند شونده به رزین، بدون فلز، زیبا و هم رنگ دندان و با خواص مکانیکی

پژوهش در زمینه زیست مواد پیشرفته برای کاربردهای دندانپزشکی در حال گسترش است. محققان اهمیت مطالعات بالینی و لابراتواری را پیش از کاربرد مواد در دندان بیمار دریافته اند. به همین دلیل تعداد مطالعاتی که در زمینه ارزیابی خواص این مواد طراحی می شوند نیز افزایش یافته است. شناخت خواص مکانیکی مواد دندانی، برای تخمین کارایی و بازدهی بلندمدت آنها ضروری است.^(۱) گروهی از مواد که

شد. به علاوه ۰/۵wt کاتالیزور N-N دی متیل آمینو اتیل متاکریلات (DMAEMA) و ۰/۵wt کامفور کینون (CQ) به عنوان آغازگر نوری به محتویات زمینه اضافه شدند. لازم به ذکر است از زمان افزودن CQ به زمینه تا لحظه مصرف، ظرف محتوی زمینه دور از نور و در محیط خنک نگهداری شد تا از شروع واکنش پخت جلوگیری شود.

الیاف تقویت کننده: الیاف مورد استفاده در این مطالعه، الیاف پلی اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا به صورت رشته پیوسته با قطر متوسط ۲۰ میکرومتر است. الیاف به دو روش فیزیکی (تخلیه کرونا) و شیمیایی (سیلان کردن) اصلاح شدند.^(۱۵)

نانوذرات: در این مطالعه، از نانوذرات فیوم سیلیکای سیلان شده (SiO₂)، Aerosil® 200 با متوسط اندازه ذرات ۱۲ نانومتر و متوسط سایز کلوخه ای، ۵۰ نانومتر استفاده شد. ۱۰٪ و ۱۵٪ وزنی از نانوذرات سیلیکای سیلان شده، با رزین و بدون آغازگر روی صفحه مخلوط کن، به مدت ۲۴ ساعت توسط مگنت مخلوط شدند و پس از آن، ۴ دقیقه توسط پروب اولتراسونیک (Amplitude=۸۵، cycle= ۰/۵) درون رزین پخش شدند. لازم به ذکر است به علت افزایش دمای رزین در هنگام سونیکاسیون، برای کنترل دما پس از ۲ دقیقه اول و خنک شدن رزین، دوباره برای ۲ دقیقه سونیکاسیون انجام شد. در این مرحله، رزین حاوی نانوذرات سیلیکا، آماده افزودن آغازگر و ورود به پروسه ساخت کامپوزیت ها شد. برای مطالعه چگونگی توزیع و پخش درصد های مختلف نانوذرات سیلیکا درون زمینه از میکروسکوپ الکترونی مدل Zeiss EM10C استفاده شد. آماده سازی نمونه های پلیمری معمولاً نیاز به برش زنی دارد. برای برش زنی این نمونه ها از دستگاه اولترامیکروتوم استفاده شد. نوع گرید مصرف شده برای نمونه، گرید مسی فورموار کربن با مش ۳۰۰ بود.

جهت ساخت ۶ گروه کامپوزیت های مورد مطالعه که در جدول زیر دیده می شود، ابتدا زمینه رزینی آماده شد. دو سمت الیاف اصلاح شده، به وسیله قلم مو، با رزین آغشته شد و قبل از پخت رزین، الیاف آغشته به رزین، توسط تیغ جراحی، به اندازه طول قالب ها (۲۵ میلی متر) بریده شدند و تعداد باندل

مناسب را برای دندانپزشکان فراهم ساخته است.^(۳،۴) با توجه به خصوصیات مکانیکی قابل قبول کامپوزیت های تقویت شده با الیاف در سال های اخیر تمایل به استفاده از این مواد افزایش یافته است و در کاربردهای گوناگون دندانپزشکی استفاده می شوند^(۵،۶) از جمله پارامترهایی که بر رفتار فیزیکی و مکانیکی FRC تأثیرگذار است، می توان به نوع رزین و تقویت کننده، طول الیاف، کسر حجمی الیاف، چسبندگی رزین به الیاف و جهت الیاف اشاره نمود.^(۷،۸) افزودن ذرات تقویت کننده نیز بر رفتار مکانیکی FRC تأثیرگذار است. از انواع ذرات پر کاربرد در دندانپزشکی می توان به کوارتز، شیشه های بر پایه سیلیکا و سیلیکای کلئیدی اشاره نمود. کامپوزیت های دندانانی بر اساس سایز ذرات تقسیم می شوند که امروزه بیشتر مطالعات به بررسی اثرات نانوذرات تمرکز دارند.^(۹) از جمله خواص مکانیکی مورد توجه در مطالعات مواد دندانانی می توان به مدول خمشی، استحکام خمشی، استحکام فشاری، چقرمگی شکست و مقاومت به ضربه اشاره نمود. استفاده از تکنولوژی کامپوزیت های لیفی، منجر به بهبود استحکام خمشی، چقرمگی و تردی کامپوزیت های دندانانی شده است.^(۱۰) مطالعات گذشته اثر درصد های مختلف الیاف^(۱۱،۱۲) و افزودن نانوذرات^(۱۳،۱۴) را بر خواص مکانیکی کامپوزیت های تقویت شده با الیاف بررسی نموده اند. در این مطالعه به صورت آزمایشگاهی اثر درصد الیاف تقویت کننده

(۴۱٪، ۳۳٪ و ۲۵٪) و اثر درصد های مختلف نانوذرات (فیوم سیلیکا) (۱۵٪، ۱۰٪ و ۰٪)، درون زمینه دوتایی / TEGDMA Bis-GMA، بر خواص خمشی و چقرمگی شکست FRC بررسی می شود.

مواد و روش ها:

این مطالعه به صورت تجربی-آزمایشگاهی انجام گرفت.

مواد زمینه رزینی: ماده اصلی سازنده زمینه در این تحقیق رزین گرماسخت ۲و۲- بیس- [۴- (متاکریل اکسی پروپوکسی)- فنیل]- پروپان است. برای کاهش ویسکوزیته Bis-GMA، از رزین رقیق کننده TEGDMA، استفاده

برای به دست آوردن استحکام و مدول خمشی، از آزمون خمش سه نقطه ای و قالب فلزی در ابعاد $25\text{mm} \times 2\text{mm} \times 2\text{mm}$ (استاندارد ISO 4940) استفاده شد. ^(۱۶) نمونه های ساخته شده، برای آزمون خمش سه نقطه ای تحت بار با سرعت حرکت فک 1 mm/min روی تکیه گاه های دستگاه آزمون یونیورسال قرار گرفتند. استحکام خمشی (FS) با استفاده از رابطه ۱، بر حسب مگاپاسکال (MPa) محاسبه شد ^(۱۷)

$$\text{FS} = 3\text{PL}/(2\text{bd}^2) \quad (\text{رابطه } ۱)$$

پارامتر P، حداکثر نیروی بارگذاری بر حسب نیوتن (N)، پارامتر L، فاصله بین تکیه گاه های پایین دستگاه بر حسب میلی متر (mm)، b، عرض نمونه بر حسب میلی متر (mm) و d، ارتفاع نمونه بر حسب میلی متر (mm) است. مدول الاستیک (خمشی) از شیب منطقه خطی منحنی تنش- کرنش حاصل به دست آمد.

برای تعیین چقرمگی شکست (K_{IC}) از قالب فولاد ضد زنگ به ابعاد $25\text{mm} \times 5\text{mm} \times 2\text{mm}$ استفاده شد. ^(۱۸) روش انتخابی برای آزمون چقرمگی شکست، ایجاد یک شکاف در لبه نمونه SENB بود (ASTM E399). ^(۱۹) برای این منظور، یک شکاف حدود $2/5\text{mm}$ در وسط هر نمونه با استفاده از ماشین برش توسط دیسک الماس ایجاد شد در زیر میکروسکوپ مطالعه و اندازه گیری شد و به روش دستی توسط تیغ جراحی از حالت U، به صورت V شکل درآمد. آزمون شکست در حالت خمش سه نقطه ای با سرعت حرکت فک 1 mm/min ^(۲۰) با استفاده از ماشین آزمون یونیورسال برای به دست آوردن چقرمگی شکست (فاکتور تمرکز تنش بحرانی، K_{IC}) مطابق رابطه ۲، انجام شد ^(۱۸)

$$K_{IC} = [3\text{PL}/2\text{BW}^{3/2}] Y$$

$$Y = (1.93(a/W)^{1/2} - (3.07(a/W)^{3/2} + 14.53(a/W)^{5/2} - 25.11(a/W)^{7/2} + 25.8(a/W)^{9/2})$$

پارامتر P، نیروی شکست بر حسب نیوتن (N)، پارامترهای L، W، B و a به ترتیب، طول، عرض، ضخامت و طول شکاف (بر حسب میلی متر (mm) است.

تحلیل آماری: داده های حاصل از آزمون های مکانیکی توسط

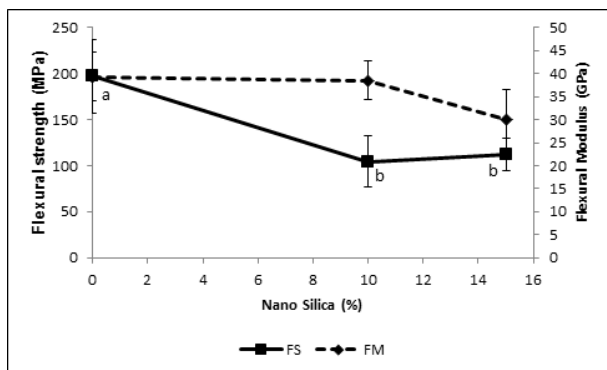
دسته) (درصد) مربوط به هر گروه در حالت تک جهته درون قالب مورد نظر قرار داده شد. بدین صورت که قالب بر روی یک لام شیشه ای قرار گرفت و به روش لایه نشانی دستی توسط قلم مخصوص کامپوزیت الیاف آغشته شده با رزین با تعداد باندل (درصد) مشخص درون قالب قرار داده شد و لام شیشه ای دوم بر روی قالب گذاشته شد. دو طرف کامپوزیت به وسیله دستگاه لایت کیور دندانبزشکی LED با توان ۶۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع و زمان ۴۰ ثانیه در سه نقطه وسط، اول و آخر قالب، به طور متوالی، پخت شد. پس از پخت، نمونه ها توسط کاغذ سنباده با دانه بندی ۶۰۰ و سپس ۱۰۰۰، پولیش شدند و قبل از آزمون، برای ۲۴ ساعت درون آب و در دمای $37 \pm 2^\circ\text{C}$ درون انکوباتور نگهداری شدند. لازم به ذکر است از هر گروه، ۱۰ نمونه ساخته شد و در نهایت ۵ نمونه سالم تر (با کمترین عیوب از قبیل حباب، پخت ناقص، پولیش بیش از حد) به روش مشاهده نظری، انتخاب شدند و تحت آزمونهای مکانیکی قرار گرفتند. برای بررسی اثر درصدهای حجمی مختلف الیاف، از ۱۰، ۸ و ۶ باندل یا دسته الیاف برای آزمون های استحکام و مدول خمشی و از ۲۰، ۱۶ و ۱۲ دسته الیاف برای آزمون چقرمگی شکست معادل (۴۱٪، ۳۳٪ و ۲۵٪ الیاف) استفاده شد. همچنین جهت بررسی اثر افزودن نانوذرات از (۱۵٪wt، ۱۰٪wt و ۰٪wt) نانوسیلیکا درون رزین استفاده شد.

جدول- گروههای مورد مطالعه

گروه	مطالعه	درصد حجمی الیاف	تعداد دسته الیاف برای آزمون استحکام و مدول خمشی	تعداد دسته الیاف برای آزمون چقرمگی شکست نانوذرات	درصد
۱	اثر درصد الیاف	۴۱	۱۰	۲۰	۰
۲	اثر درصد الیاف	۳۳	۸	۱۶	۰
۳	اثر درصد الیاف	۲۵	۶	۱۲	۰
۴	اثر نانوذرات	۳۳	۸	۱۶	۰
۵	اثر نانوذرات	۳۳	۸	۱۶	۱۰
۶	اثر نانوذرات	۳۳	۸	۱۶	۱۵

خمشی (GPa) $(24/817 \pm 3/7)$ و چقرمگی شکست $(3/638 \pm 1/1 \text{ MPa.m}^{1/2})$ ($p < 0/05$) معنی دار بود.

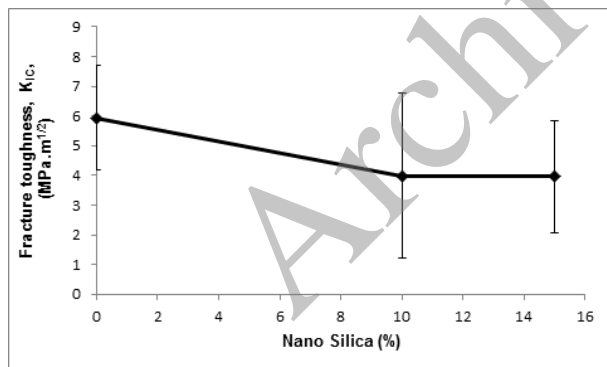
با توجه به اینکه تفاوت خواص مکانیکی در کامپوزیت های حاوی (۳۳٪ الیاف) نسبت به (۴۱٪ الیاف) معنی دار نبود، برای ساخت کامپوزیت های حاوی نانوذرات از ۳۳٪ الیاف استفاده شد. نمودارهای (۳ و ۴)، اثر افزودن ۱۰٪wt و ۱۵٪wt



نمودار ۳- اثر افزودن ۱۰٪wt و ۱۵٪wt نانوذرات بر استحکام و

مدول خمشي FRC

**حروف متفاوت اختلاف معنی دار در $p < 0/05$ را نشان می دهد.



نمودار ۴- اثر افزودن ۱۰٪wt و ۱۵٪wt نانوذرات بر چقرمگی

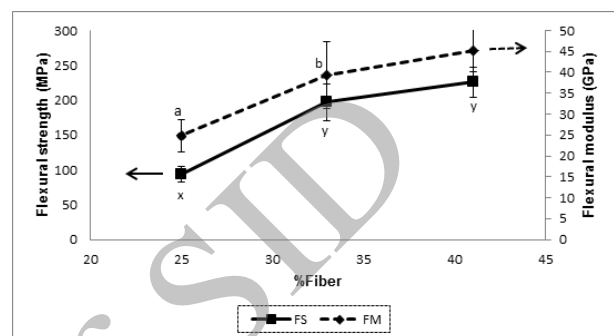
شکست FRC

نانوذرات به رزین را بر خواص خمشي و چقرمگی شکست کامپوزیت های لیفی مورد مطالعه نشان می دهد. با افزایش ۱۰٪wt و ۱۵٪wt نانوذرات فیوم سیلیکا، خواص مکانیکی کامپوزیت کاهش یافت که این کاهش در مورد

نرم افزار SPSS، آنالیز واریانس یکطرفه و آزمون تکمیلی توکی در سطح معناداری ۰/۰۵ تحلیل شد.

یافته ها:

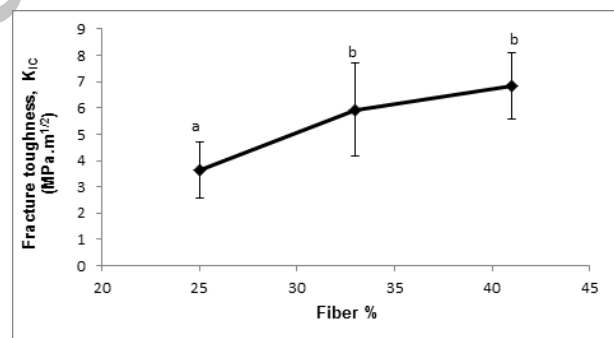
نمودارهای ۱ و ۲، نتایج آزمون های مکانیکی را برای بررسی اثر مقدار الیاف نمایش می دهند. کامپوزیت های حاوی (۴۱٪ الیاف)، بالاترین خواص مکانیکی را بین درصدهای (۴۱٪، ۳۳٪ و ۲۵٪) نشان دادند.



نمودار ۱- استحکام خمشي و مدول خمشي کامپوزیت های تقویت

شده با (۲۵٪، ۳۳٪، ۴۱٪ الیاف

**حروف متفاوت اختلاف معنی دار در $p < 0/05$ را نشان می دهد.



نمودار ۲- چقرمگی شکست کامپوزیت های تقویت شده با (۲۵٪،

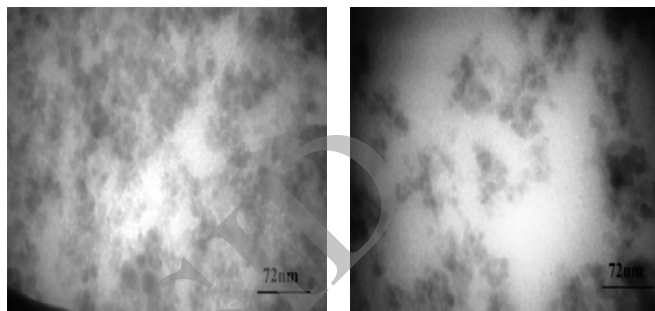
۳۳٪ و ۴۱٪ الیاف

**حروف متفاوت اختلاف معنی دار در $p < 0/05$ را نشان می دهد.

(استحکام خمشي $(225/7 \pm 22/2 \text{ MPa})$ ، مدول خمشي $(45/225 \pm 5/1 \text{ GPa})$ و چقرمگی شکست $(6/832 \pm 1/3 \text{ MPa.m}^{1/2})$ ، که این افزایش در مقایسه با خواص کامپوزیت های گروه ۳ مورد مطالعه (حاوی ۲۵٪ الیاف) (استحکام خمشي $(93/3 \pm 11/6 \text{ MPa})$ ، مدول

جهت شکستن این کلوخه ها، چندین روش مانند اختلاط برشی، اختلاط مکانیکی، پلیمریزاسیون در محل و سونیکاسیون برای ساخت نانوکامپوزیت ها استفاده می شود که در این میان سونیکاسیون بیشتر استفاده می شود. محققین افزایش خواص مکانیکی نانوکامپوزیت های ساخته شده به روش سونیکاسیون را گزارش داده اند. پذیرش عموم محققین این است که کیفیت پخش نانوذرات در زمینه پلیمری، در خواص نانوکامپوزیت مؤثر است.^(۱۴) در کامپوزیت های تقویت شده با الیاف، با اعمال نیرو، میکروتَرَک‌هایی در سطح کامپوزیت به وجود می آید و یا عیوب موجود در کامپوزیت محل هایی برای تمرکز تنش به وجود می آورند. این نیروها، از طریق زمینه به الیاف انتقال می یابند. اثر الیاف تقویت کننده بر استحکام مکانیکی در برخی موارد با افزودن نانوذرات سیلیکا بهبود می یابد. که این امر ناشی از کاهش تخلخل های داخلی خصوصاً در مرز الیاف/زمینه است که تماس اجزای سازنده و در نتیجه مقاومت به شکست را بالا می برد.^(۲۲) از طرفی افزایش نانوذرات می تواند با تجمع و کلوخه ای شدن آنها همراه باشد که این کلوخه ها می توانند، مراکز تمرکز تنش شوند و اثر منفی بر خواص مکانیکی کامپوزیت بگذارند.^(۲۳،۲۴) پس با توجه به فرضیه تحقیق، اضافه شدن نانوذرات سیلیکا در زمینه پلیمری به طور بالقوه می تواند سدی در برابر رشد ترک ایجاد کند و مقاومت زمینه را در برابر شکست افزایش دهد اما عدم پخش مناسب نانوذرات در رزین و حضور کلوخه ها در این مطالعه منجر به کاهش معنی دار استحکام خمشی گردید. کامپوزیت های پلیمری پر شده با ذرات معدنی سخت در ابعاد میکرو یا نانو، با افزایش درصد ذرات، رفتارهای پیچیده و متفاوتی نشان می دهند و مکانیسم های شکست گوناگون مانند شکست پیوند، تسلیم زمینه و در نتیجه شکست ترد یا نرم در طول رشد ترک اتفاق می افتد.^(۲۵) برای بحث در مورد چقرمگی شکست کامپوزیت های تقویت شده با ذرات، دانستن جزئیات میدان تنش/ کرنش اطراف نوک ترک و نحوه جدایش ذرات ضروری است. نتیجه گیری تنها با تکیه بر اثر مقدار ذرات، اندازه ذرات و تخریب ذرات در مورد چقرمگی این نوع

استحکام خمشی معنی دار بود. تصاویر TEM (شکل ۱)، نشان دهنده توزیع و پخش نانوذرات فیوم سیلیکا درون زمینه است. برای هر دو درصد استفاده شده، توزیع تقریباً به صورت یکنواخت صورت گرفته است. اما پخش نانوذرات به دلیل تجمع نانوذرات، ایده آل نیست. خصوصاً درصد بالاتر نانوذرات (۱۵٪wt)، کلوخه ای شدن بیشتر و پخش کمتری را نشان می دهد.



شکل ۱- (الف) ۱۰٪wt نانوذرات درون رزین- (ب) ۱۵٪wt نانوذرات درون رزین

بحث:

افزایش درصد الیاف منجر به افزایش خواص مکانیکی کامپوزیت می شود. زیرا الیاف عامل تقویت کننده هستند و خواص مکانیکی بالاتری نسبت به ماتریس دارند و استحکام و مقاومت به شکست کامپوزیت را افزایش می دهند. نتیجه به دست آمده با نتایج مطالعات گذشته^(۱۱،۱۲) سازگار است. در FRC، الیاف به عنوان مانعی در برابر ترک های به وجود آمده در مرحله آغاز بارگذاری عمل می کنند و انرژی لازم برای رشد ترک را افزایش می دهند و این امر منجر به افزایش استحکام می گردد. در طول مراحل بعدی کرنش، الیاف میکروتَرَک های ایجاد شده را توزیع می کنند و در نتیجه چقرمگی و استحکام نهایی افزایش می یابد.^(۲۱)

در مطالعه نانوذرات علت استفاده از اولتراسونیک رسیدن به پخش بهتر نانوذرات در رزین بود. زیرا نانوذرات سطح ویژه زیادی دارند. سطح زیاد ذرات انرژی سطحی بالایی را در آنها ایجاد می کند. ذرات برای رسیدن به سطح انرژی پایین تر و پایداری بیشتر تجمع می کنند و کلوخه شدن اتفاق می افتد.

نتیجه گیری:

به طور کلی می توان به این نتیجه رسید که با افزایش درصد الیاف خواص خمشی و چقرمگی شکست کامپوزیت های تقویت شده با الیاف افزایش می یابد و کامپوزیت مورد مطالعه می تواند به عنوان مواد دندانانی، خواص مکانیکی قابل ملاحظه و طول عمر بالایی داشته باشد. همچنین چگونگی توزیع و پخش نانوذرات در تعیین خواص مکانیکی نهایی کامپوزیت های هیبریدی تأثیر گذار است و عدم کنترل فرآیند پخش نانوذرات (خصوصاً در درصدهای بالای ۱۰٪) می تواند کاهش خواص مکانیکی را در بر داشته باشد.

کامپوزیت ها دشوار است. چقرمگی شکست کامپوزیت های تقویت شده با ذرات به عوامل زیادی از جمله فرآیند شکست، برآمدگی و ضخامت نوک ترک، حد تسلیم پلاستیک ماتریس، جدایش فصل مشترک ذرات و ماتریس، ترکهای میکرونی ساختار و انحراف ترک با برخورد به ذرات سخت نیز وابسته است.^(۲۶)

این مطالعه نشان می دهد کامپوزیت تقویت شده با الیاف UHMWPE اصلاح شده در درصدحجمی ۴۱٪، به دلیل خواص مکانیکی قابل توجه، پتانسیل کاربردهای مختلف دندانانی بیس دنچرها، کلاسه ها و اتصالات دنچر پارسیل متحرک، دنچرهای پارسیل ثابت، بریج و ایمپلنت را دارد.^(۵۶)

Archive of SID

References:

- 1-Wang L, D'Alpino PH, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, 2003. 11(3): p. 162-7.
- 2-Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):413-8
- 3-van Heumen CC, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NH. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mater* 2008;24(11):1435-43.
- 4-Ramakrishna S, Wintermantel E, Leong KW. Biomedical application of polymer-composite materials: a review. *Compos Sci Technol* 2001; 61: 1181-1224.
- 5-Al-Darwish M, Hurley RK, Drummond JL. Flexure strength evaluation of a laboratory-processed fiber-reinforced composite resin. *J Prosthet Dent* 2007;97(5):266-70..
- 6-Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):311-8.
- 7-Shubhra Q.T, Alam A, Quaiyyum M, Mechanical properties of polypropylene composites: A review. *Journal of Thermoplast. Compos Mater* 2011. 26(3): 362-91.
- 8-Garoushi S, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Static and fatigue compression test for particulate filler composite resin with fiber-reinforced composite substructure. *Dent Mater* 2007;23(1):17-23.
- 9-Gloria A, De Santis R, Causa F and Ambrosio L. Composite materials for spinal implants, In: Ambrosio L editor, *Biomedical composites*. Woodhead Publishing: Limited and CRC Press; 2010. P.178-200.
- 10-Chintan Joshi H.M, Mahendra P, Pathik P. Modern Day Endodontics with Root Canal Treatment and Fibre Reinforced Composite Core Built up as a Means of Avoiding Crown Placement in a Single Appointment – A Case Report. *Adv Human Bio* 2013;3(2): 31-6.
- 11-Nam-Jeong. The effect of fibre content on the mechanical properties of glass fibre mat/polypropylene composites. *Composites: Part A* 1999;30: 815-22.
- 12-Mahmoud MK. Fracture Toughness of Single-Edge Notched Fiber Reinforced Composite. *Polym. Plast. Technol Eng* 2003;42(4): 659-76.
- 13-Rosso P, Friedrich K, Sprenger S. A Toughened Epoxy Resin by Silica Nanoparticle Reinforcement. *J Appl Polym Sci*. 2006; 101: 1235-236.
- 14-Uddin MF, Sun CT. Improved dispersion and mechanical properties of hybrid nanocomposites. *Compos Sci Technol* 2010; 70(2): 223-30.
- 15-Bahramian N, Atai M, Naimi-Jamal MR. Ultra-high-molecular-weight polyethylene fiber reinforced dental composites: Effect of fiber surfacetreatment on mechanical properties of the composites *Dent Mater* 2015; 31(9): 1022-29
- 16-Torabi K. Comparative Study of the Flexural Strength of Three Fiber-Reinforced Composites. *J Dent Shiraz Univ Med Scien* 2012; 13(3): 126-30.
- 17-Cho EH, Lee SG, Kim JK. Surface modification of UHMWPE with γ -ray radiation for improving interfacial bonding strength with bone cement (II). *Curr Appl Phys* 2005; 5(5):. 475-9.
- 18-Atai M, Pahlavan A, Moin N. Nano-porous thermally sintered nano silica as novel fillers for dental composites. *Dent Mater* 2012; 28(2): 133-45.
- 19-American Society for Testing and Materials (ASTM) Designation: E 399-09. Standard Test Method for Linear-Elastic Plane-Strain Fracture Toughness K_{Ic} of Metallic Materials. *Annual Book of ASTM Standards* 1997;11(3)
- 20-Park SJ, Kim MH, Lee JR, Choi S. Effect of Fiber-Polymer Interactions on Fracture Toughness Behavior of Carbon Fiber-Reinforced Epoxy Matrix Composites. *J Colloid Interface Sci* 2000;228(2): 287-91.
- 21-Martínez-Barrera G, Ureña-Nuñez F, Gencelc O. Mechanical properties of polypropylene-fiber reinforced concrete after gamma irradiation. *Composites Part A* 2011; 42(5): 567-72.
- 22-Sadrmomtazi A. Influence of polypropylene fibers on the performance of nano-sio₂ incorporated mortar. *Iranian J Sci Technol* 2010; 34(4): 385-95.
- 23-Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthet Dent* 2008;100(6):465-73.
- 24-Sodagar A, Bahador A, Khalil S, Shahroudi AS, Kassaee MZ. The effect of TiO₂ and SiO₂ nanoparticles on flexural strength of poly (methyl methacrylate) acrylic resins. *J Prosthodont Res* 2013;57(1):15-9
- 25-Lauke B, Fu SY. Aspects of fracture toughness modelling of particle filled polymer composites. *Composites Part B* 2013; 45(1): 1569-74.
- 26-Altenbach Hk, Matsuda T, Okumura D. From Creep Damage Mechanics to Homogenization Methods. 2015; 64