



بررسی خواص مکانیکی کامپوزیت های دندانی حاوی ذرات تقویت کننده شیشه سرامیک آپاتیت -

مولایت

سحر ملازاده بیدختی¹، جعفر جوادپور¹، بیژن افتخاری یکتا¹، عباس یوسفی²، طاهره سادات جعفرزاده کاشی³، عادلہ معطی¹، رزا صحت¹

¹ دانشکده مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه علم و صنعت، ² موسسه تحقیقاتی پرطاووس مشهد، ³ دانشکده دندانپزشکی دانشگاه تهران

چکیده

اگرچه کامپوزیتهای دندانی تجاری موجود در بازار از نظر کلینیکی کاربردی آسان دارند، اما هنوز هم مشکلاتی مانند استحکام پائین در برابر شکست، کاربرد آنها را بخصوص در دندانهای خلفی محدود می کند. مطالعه حاضر با هدف تعیین اثر نوع فیلر بر خواص مکانیکی کامپوزیتهای دندانی انجام گردید. برای بررسی اثر تقویت کننده بر خواص مکانیکی، از ذرات شیشه سرامیکی آپاتیت - مولایت استفاده شد که به عنوان متغییر دارای مقادیر یکسانی از اکسید های SiO_2 ، ZrO_2 ، TiO_2 بودند. آزمونهای مکانیکی شامل آزمون DTS و استحکام خمشی (flexural strength) بود که به روش استاندارد انجام شد. مدول خمشی (flexural modulus) نمونه ها پس از آزمون خمش به دست آمد. نتایج حاکی از تغییر مقدار استحکام خمشی با تغییر نوع تقویت کننده بود و مقدار بهینه ای 120 MPa را در صورت استفاده از 70 درصد وزنی ذرات تقویت کننده حاوی جوانه زای TiO_2 از خود نشان داد. نمونه ها دارای ریز سختی (ویکرز) سطحی 470 الی 500 میباشند. ریزسختی ویکرز انجام شده در عمق های متفاوت از سطح در نمونه بهینه نشان دهنده تغییرات مقدار ریز سختی در محدوده 470 الی 450 می باشد که این تفاوت ناشی از درجه های متفاوت پلیمریزاسیون در اثر تغییر ضخامت است. نتایج آنالیز SEM انجام گرفته بر سطح شکست نمونه ها حاکی از این مسئله بود که با تغییر روش تهیه نمونه ها و بهینه نمودن شرایط میتوان به توزیع نسبتاً یکنواخت ذرات سرامیکی در زمینه پلیمری دست یافت.

کلید واژه ها : کامپوزیت های دندانی، استحکام خمشی، ریز سختی

1- مقدمه

هدف از بهینه سازی کامپوزیتهای دندانی، دستیابی به ماده ای است که بتواند در تمام شرایط، جایگزین آمالگام باشد. اگر چه ترمیم های دندانی کامپوزیتی موجود از نظر کلینیکی کاربرد آسانی دارند و زیبایی را تا حد قابل قبولی فراهم مینمایند، اما هنوز دارای مشکلاتی نظیر مقاومت کم در مقابل سایش و شکست، انقباض بعد از پخت و قابلیت پایین تحمل تنش میباشد که سبب

محدودیت استفاده از آنها میشود. این امر بخصوص در دندانهای عقبی حائز اهمیت بیشتری است [3-1].

کامپوزیت‌های دندانی به طور کلی شامل چهار قسمت ماتریس رزینی آلی، ذرات تقویت کننده معدنی، عامل اتصال دهنده و سیستم فعال کننده و آغاز کننده میباشند. بطور عمده ذرات تقویت کننده شامل ذرات معدنی مانند سیلیس، کوارتز، ترکیبات شیشه سیلیسی یا مخلوطی از آنها می باشند که به واسطه مقاومت سایشی، استحکام فشاری و زیست سازگاری مناسب مورد توجه قرار گرفته اند [4-6]. با وجود تمام پیشرفتهای صورت گرفته، استحکام (strength)، مقاومت و پایداری (toughness) کامپوزیت‌های دندانی برای استفاده در نقاط پر تنش نیاز به بررسی بیشتر دارد. ذرات تقویت کننده کامپوزیت های دندانی اغلب ذرات شیشه ای میباشند که با توجه به تردی و شکننده بودن و در برخی شرایط استحکام و توزیع نامناسب، استفاده از این ذرات منجر به کاهش استحکام کامپوزیت های دندانی میگردد [4]. تاکنون استفاده از ذرات شیشه سرامیک به عنوان تقویت کننده در کامپوزیت‌های دندانی در موارد معدودی گزارش شده است [7-9]. سیستم شیشه سرامیک انتخاب شده جهت استفاده به عنوان ذرات تقویت کننده در مطالعه اخیر فلورآپاتیت-مولایت میباشد. این شیشه سرامیک خواص سایشی مناسبی را دارا می باشد، زیست سازگار بوده و دارای حلالیت کنترل شده است [10-13]. علی رغم تحقیقات گوناگون در مورد اثر تغییر ترکیب بر پایداری شیمیایی و استحکام خمشی این شیشه سرامیک، تاکنون تحقیقات مشخصی در مورد به کارگیری این ذرات به عنوان تقویت کننده در کامپوزیت‌های دندانی انجام نشده است. با توجه به مشکلات عنوان شده پیش بینی میگردد که به کمک استفاده از ذرات شیشه سرامیک بتوان تا حدود قابل توجهی خواص مکانیکی و شیمیایی کامپوزیت‌های دندانی پلیمر-سرامیک را بهبود بخشید. مطالعه حاضر با هدف استفاده از ذرات شیشه سرامیک به عنوان ذرات تقویت کننده مقاومتر، در ساخت یک کامپوزیت دندانی انجام شد تا پس از ساخت، خواص مکانیکی آن مانند استحکام خمشی و یا ریزسختی و DTS اندازه گیری شود.

فعالیت های تجربی:

به منظور تحقیق های اولیه در مورد اثر تقویت کننده های شیشه-سرامیک آپاتیت-مولایت بر استحکام خمشی و فشاری کامپوزیت های دندانی حاوی این ذرات تقویت کننده، آزمایشهای زیر ترتیب داده شد. نتایج و جزئیات دقیق در مورد روند کامل تهیه ذرات شیشه-سرامیک آپاتیت-مولایت به صورت مقاله جداگانه در دست بررسی میباشد اما به صورت خلاصه به منظور تهیه این ذرات از روندی که در ادامه بیان میگردد استفاده شد: با توجه به مراجع [14] ترکیب $4.5 \text{ SiO}_2-3\text{Al}_2\text{O}_3-1.5\text{P}_2\text{O}_5-\text{CaO}-2\text{CaF}_2$ به عنوان ترکیب پایه انتخاب گردید. به عنوان متغیر 3 درصد وزنی TiO_2 و ZrO_2 و مقدار 17 درصد وزنی SiO_2 اضافه در 3 گروه متفاوت استفاده گردید. نمونه های به دست آمده با توجه به نتایج DTA و پس از انجام محدوده وسیعی از عملیات حرارتی در دمای 1060 درجه سانتیگراد عملیات حرارتی شده و پس از آن به منظور شناسایی فازهای موجود از آنالیز XRD استفاده گردید. کلیه شیشه سرامیک های آماده شده پس از عملیات حرارتی با استفاده از آسیاب پرسرعت (فسمیل) زیرکونیایی آسیاب گردیدند. در این قسمت به منظور بررسی اندازه و مورفولوژی ذرات از آنالیز TEM استفاده شد. به منظور تهیه نمونه های کامپوزیتی در ابتدا به منظور سیلانیزه نمودن ذرات از مقادیر مناسب سیلان A-174 استفاده گردید. جزئیات کامل در مورد یافتن مقدار بهینه سیلان در مقاله جداگانه ای بیان خواهد گردید. رزین بکار رفته نیز مخلوطی حاوی 60% Bis-GMA - 40% TEGDMA و سیستم شروع کننده نوری بود. رزین به محلول با نسبت وزنی معین اضافه گردید و بصورت مکانیکی همزدن انجام گردید و به مدت 8 ساعت در خلاء 10^{-3} atm قرار گرفت تا حلال موجود در سیستم بطور کامل خارج گردد. آزمون خمش (استاندارد ISO 4049) با قراردادن کامپوزیت در قالبهای فلزی با ابعاد $(25\text{mm}^3 * 2)$

انجام می‌گردد. بمنظور پلیمریزاسیون نمونه‌ها بمدت 40 ثانیه نور UV بکمک دستگاه Demetron LC-Kerr به نمونه‌ها تابانده شد، تا نمونه‌ها بطور کامل پلیمریزه گردند. پیش از انجام آزمون نمونه‌ها در آب مقطر و در دمای 37 درجه سانتیگراد در داخل انکوباتور بمدت 24 ساعت قرار گرفتند، تا شبیه‌سازی با محیط دهان تامین گردد. آزمون خمش توسط Universal testing machine (SANTAM-SMT20) انجام گردید و برای هر گروه حداقل 6 نمونه برای آزمون خمش تهیه و نتایج بررسی و مقایسه گردید. مدول الاستیک نیز پس از انجام آزمون خمش با بدست آوردن شیب منحنی تنش- کرنش بدست آمد آزمون استحکام کششی قطری (DTS(Diametral Tensile Strength)) براساس استاندارد ADA 27 انجام شد. به منظور بررسی سختی نمونه‌ها از آزمون سختی ویکرز (Micro Hardness) استفاده گردید [7] و در نهایت سطح شکست نمونه‌ها به وسیله SEM مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج و بحث:

تصویر شماره (1) الف) نتایج XRD نمونه حاوی 3 درصد وزنی TiO_2 ، 17 درصد وزنی SiO_2 و نمونه بدون هیچ گونه افزودنی را نشان میدهد. تمامی نمونه‌ها دارای فازهای فلورآپاتیت، مولایت و کریستوبالیت میباشند. ملاحظه می‌گردد که در مقایسه با نمونه بدون افزودنی (نمونه (a)) افزایش مقدار SiO_2 و یا استفاده از 3 درصد وزنی ZrO_2 و TiO_2 (نمونه‌های (c) و (d)) منجر به افزایش چشمگیر شدت پیک‌های مربوط به فازهای فلورآپاتیت و مولایت گشته است. با توجه به نوع مکانیزم جوانه زنی و رشد در این شیشه‌ها این امر طبیعی به نظر می‌رسد. [14]. تصویر شماره (1) ب) نتایج آنالیز TEM ذرات شیشه سرامیک را پس از انجام فسمیل نشان میدهد. همانطور که تصویر فوق نشان میدهد ذرات فاز تقویت کننده دارای مورفولوژی مستطیلی و گوشه دار میباشند. نتایج TEM توزیع اندازه ذرات را در محدوده 70 الی 200 نانومتر نشان میداد. نتایج آزمون استحکام خمشی در شکل شماره (2) نشان داده میشود کامپوزیت‌هایی که در آنها از ذرات شیشه سرامیک حاوی انواع مختلف اکسیدهای افزودنی استفاده شده است در مقایسه با ذرات فیلر بدون افزودنی از استحکام خمشی بالاتری برخوردار میباشند. به نظر می‌رسد که حضور افزودنی‌ها و اثر آنها بر ریزساختار منجر به افزایش استحکام خمشی در نمونه‌های حاوی این ذرات گردیده است. همانطور که شکل شماره (3) نشان میدهد نوع فیلر و تغییر ترکیب شیمیایی آن منجر به تغییر مشابهی در روند مدول الاستیک نمونه‌ها گردیده است به گونه‌ای که کامپوزیت‌های تقویت شده با ذرات شیشه سرامیک حاوی افزودنی از مقادیر بالاتر مدول خمشی برخوردار میباشند. نتایج DTS نیز روند مشاهده شده را تایید مینماید (شکل (4)). تصاویر SEM مربوط به سطح شکست نمونه‌ها در شکل شماره (5) نمایش داده شده است. این تصاویر در بزرگنمایی بیشتر کشیده شدن زمینه پلیمری و تغییر شکل آنها را در اثر اعمال بار نشان میدهد. مطالعات گوناگون نشان داده است که علاوه بر اثر آگلومره‌های بین ذرات تقویت کننده و کافی نبودن پلیمریزاسیون زمینه پلیمری در کاهش استحکام مکانیکی کامپوزیت، در برخی از موارد پایین بودن استحکام فیلرهای شیشه‌ای و ضعف عملکرد آنها به عنوان تقویت کننده میتواند منجر به کاهش استحکام نهایی گردد [5] Stanton و همکاران گزارش داده اند که استحکام خمشی شیشه سرامیک‌های آپاتیت - مولایت بدون هیچ نوع افزودنی در محدوده 100 تا 150 مگاپاسکال قرار دارد [14-16] همان طور که کار این گروه نشان میدهد این شیشه سرامیک‌ها از استحکام اولیه مناسبی برخوردار میباشند. همانگونه که بیان گردید نتایج XRD نشان میدهد که استفاده از افزودنی‌های مختلف منجر به تغییر مقدار فازهای کریستالین گردیده است و نوع فاز اصلی و مقدار آن را تغییر داده است. در واقع به نظر می‌رسد افزودن اکسیدهایی مانند TiO_2 ، ZrO_2 و یا افزایش مقدار SiO_2 منجر به افزایش مقدار فازهایی با استحکام بیشتر به عنوان مثال مولایت می‌گردد. استحکام خمشی ذرات تقویت کننده با افزایش مقدار

فازهای مستحکم بهبود می یابد. با توجه به این مسئله که اندازه، شکل و درصد فاز تقویت کننده و روش تهیه کامپوزیت ها در تمامی نمونه ها یکسان بوده است لذا به نظر میرسد افزایش استحکام ذرات تقویت کننده منجر به بهبود و تغییر روند افزایش استحکام کامپوزیت گردیده است. به عنوان مثال شیشه سرامیک های حاوی ZrO_2 ، TiO_2 نسبت به شیشه سرامیک بدون افزودنی از مقادیر بالاتری از فاز مولایت برخوردار میباشند. لذا افزایش مقدار این فاز در ذرات تقویت کننده منجر به افزایش استحکام کامپوزیت میگردد.

آزمون DTS یک روش غیر مستقیم برای اندازه گیری استحکام کششی در مواد شکننده است. میزان DTS قابل قبول برای کامپوزیت های دندانی بین 30 تا 55 مگاپاسکال می باش [9] که با نتایج بدست آمده از تحقیق حاضر به خوبی هماهنگی دارد. با توجه به نتایج بدست آمده به نظر میرسد بر خلاف نظر عطایی و همکاران [17] نوع فیلر و استحکام آن علاوه بر عیوب نقش موثری بر میزان DTS داشته باشد. علت این امر را میتوان در نحوه تهیه نمونه ها و مقادیر فاز تقویت کننده دانست. عدم کنترل و بهینه سازی هر دو عامل ذکر شده به میزان موثری میتواند منجر به ایجاد عیوب در ساختار کامپوزیت گردد و نتایج DTS را تحت تاثیر خود قرار دهد. [18] بررسی های ریز ساختاری سطوح شکست نمونه هایی که تحت خمش قرار گرفته اند در بزرگنمایی های بالا نشان دهنده کشیدگی زمینه پلیمری میباشد. این مسئله حاکی از استحکام ذرات تقویت کننده و اتصال مناسب این ذرات با زمینه و در نتیجه انتقال مناسب بار از تقویت کننده به زمینه و تغییر شکل زمینه در اثر اعمال بار است [19].

سختی کامپوزیت بر درجه پلیمریزاسیون وابسته است و عواملی که درجه پلیمریزاسیون را تحت تاثیر قرار میدهند بر میزان سختی کامپوزیت نیز موثر میباشند [20]. در کار حاضر به منظور بررسی سختی نمونه ها از نیروی اعمالی برابر 300 گرم در مدت زمان 15 ثانیه استفاده گردید. نتایج بررسی ریز سختی نمونه ها در شکل 6 نشان داده شده است. نتایج تحقیق حاضر نشان میدهد سخت ترین سطح کامپوزیت در نمونه هایی دیده میشود که در آن ذرات تقویت کننده دارای مقادیر SiO_2 اضافه میباشند. کامپوزیت های تقویت شده با ذرات شیشه سرامیک بدون افزودنی کمترین مقدار ریزسختی سطحی را از خود نشان میدهند. بررسی ریزسختی سطحی شیشه سرامیک های مورد استفاده نشان داد که شیشه سرامیک های حاوی سیلیس اضافه از مقادیر سختی بالاتری برخوردار میباشند و روند مشاهده گردیده در کامپوزیت ها، در شیشه سرامیک های استفاده شده به عنوان ذرات تقویت کننده نیز به همان ترتیب مشاهده میگردد. تغییرات سختی در ضخامت های مختلف نمونه های کامپوزیتی نشان دهنده درجات مختلف پلیمریزاسیون در این نمونه ها می باشد [20-21]. سختی نمونه ها در ضخامت های مختلف از سطح نمونه مورد تحقیق قرار گرفت و نتایج آن در جدول (1) نشان داده شده است. این نتایج نشان دهنده تغییر جزئی در میزان سختی نمونه ها با افزایش عمق در آنهاست. وجود فازهای گوناگون موجب میگردد که کامپوزیت های دندانی از نظر خواص فیزیکی ساختار ناهمگنی داشته باشند. لذا سختی رزین که رابطه مستقیمی با میزان پلیمریزه شده آن داراست میتواند نتیجه نهایی را به شدت تحت تاثیر قرار دهد [17]. مطالعات انجام گرفته نشان میدهد که افزایش ضخامت نمونه ها و کاهش عمق نفوذ اشعه دستگاه لایت کیور منجر به کاهش میزان پلیمریزه شدن نمونه ها میگردد که این عامل کاهش سختی با افزایش ضخامت را در پی خواهد داشت [17-18]. جدول (2) نتایج آزمون ریزسختی را پس از نگه داری نمونه ها به مدت 100 روز در رطوبت 100٪ و دمای 37 درجه سانتیگراد نشان میدهد. این نتایج حاکی از افت قابل توجه در میزان سختی نمونه ها میباشد. این مسئله را میتوان ناشی از آزاد شدن مونومرهای پلیمریزه نشده در محیط های آبی دانست [18].

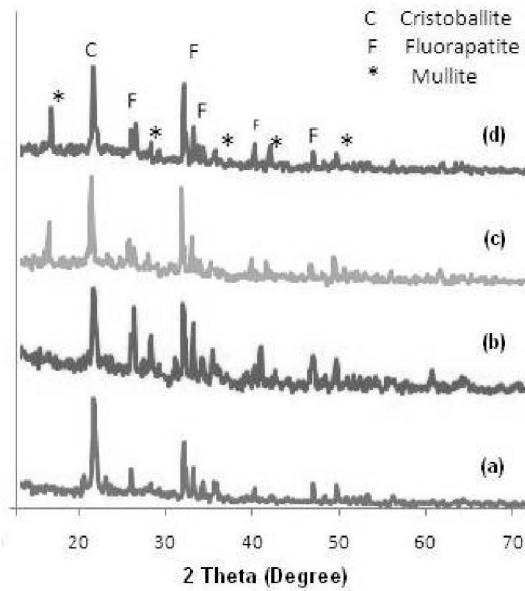
نتیجه گیری:

- 1- کامپوزیت های دندانی دارای ذرات تقویت کننده آپاتیت-مولایت استحکام خمشی مناسبی را از خود نشان می‌دهند.
- 2- تغییر ترکیب شیمیایی ذرات تقویت کننده منجر به تغییر در استحکام خمشی، DTS و مدول یانگ نمونه‌ها می‌گردد. به گونه‌ای که ذرات تقویت کننده حاوی افزودنی اثر قابل توجهی در افزایش میزان این خواص از خود نشان می‌دهند.
- 3- نتایج ریزسختی سطحی نمونه‌های کامپوزیتی ارتباط مستقیمی را با میزان ریزسختی ذرات تقویت کننده از خود نشان می‌دهد. تغییرات ریزسختی در عمق کامپوزیت‌ها به درصد پلیمریزه شدن زمینه پلیمری بستگی دارد و افت ریزسختی در عمق نشان دهنده کاهش میزان پلیمریزه شدن زمینه پلیمری می‌باشد.

منابع:

1. M.Chena, C. Chen, "Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material" *Dental Materials* 22: 138–145(2006).
2. J.Cornelis, J.Albert, "Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites", *Dental Materials* 21: 1150–1157(2005).
3. J.E. Floyd, Sabine H. Dickens, "Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems", *Dental materials* 22: 1143–1149(2006).
4. P.K.Jal, M.Sudarshan, "Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix", *Physicochem. Eng. Aspects* 240: 173–178(2004).
5. A. Rodrigues Juniors, L. Ferracane, "Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests", *dental materials* 24: 426–431(2008).
6. M.Tiana, Y.Gao, "Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate", *dental materials* 24: 235–243(2008).
7. A. Zandinejad, M.Atai, "The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites", *Dental Materials* 22: 382–387(2006).
8. S.D. Heintze, A.Cavalleri, "A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials", *dental materials* 22: 1051–1062(2006).
9. H.Eichmiller, A.Antonucci, "Dental resin composites containing ceramic whiskers and pre-cured glass ionomer particles", *Dental Materials* 16: 356–363(2000).
10. B.I. Bogdanov, P.S. Pashev, J.H. Hristov. "Bioactive fluorapatite-containing glass ceramics". *Ceramics international*, 176: 1204-1210(2008).
11. H. Fathia, A. Johnson. "The influence of calcium fluoride (CaF₂) on biaxial flexural strength of apatite-mullite glass-ceramic materials." *Dental Materials* 21: 846–851(2005).
12. M. Schmu cker, H. Schneide, "AlO₄/SiO₄ Distribution in Tetrahedral Double Chains of Mullite." *The American ceramic society* 273: 2078-2083,(2005).
13. H.J. Kleebe, F. Siegelin, T. Straubinger. "Conversion of Al₂O₃-SiO₂ powder mixtures to 3:2 mullite following the stable or metastable phase diagram." *Journal of the European Ceramic Society* 21: 2521–2533(2001)
14. K.T. Stanton, R.G. Hill. "Crystallisation in apatite-mullite glass-ceramics as a function of fluorine content", *Journal of Crystal Growth* 275: 2061–e2068(2005).
15. P. Kevin, O. Flynn and K. T. Stanton. "Nucleation and Early Stage Crystallization of Fluorapatite in Apatite-Mullite Glass-Ceramics". *Crystal Growth & Design* Article10: 1111-1117(2010).
16. A. Clifford, R. Hill. "The influence of calcium to phosphate ratio on the nucleation and crystallization of apatite glass-ceramics". *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*12: 461-469(2001).
17. M.Atai, A.Pahlevan, A. Zandinejad, "The effect of three different fillers on the mechanical properties of experimental dental composites", *18[2]: 67-73(2005)*
18. C. Pen Row, T.Jesk, "Diametral tensile strength and dental composites". *Dent Mater*, 3:46-48 (1987).

19. K.H. Him, J.L. Ong, "The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites". J Prosthet Dent 87: 642-49(2002).
20. S.M. Chung, "Effects of surface finish on indentation modulus and hardness of dental composite restoratives", Dental Materials (2005) 21, 1008-1016.
21. J.Yong Liu, K.Yanni Tan, "Effect of porous glass-ceramic fillers on mechanical properties of light-cured dental resin composites", Dental Materials 25: 709-715(2009).

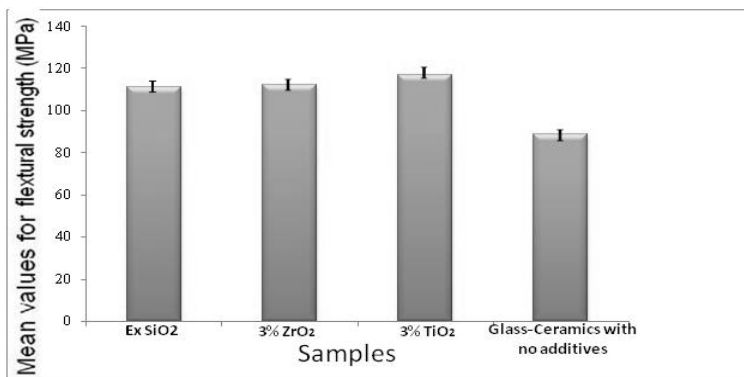


(الف)



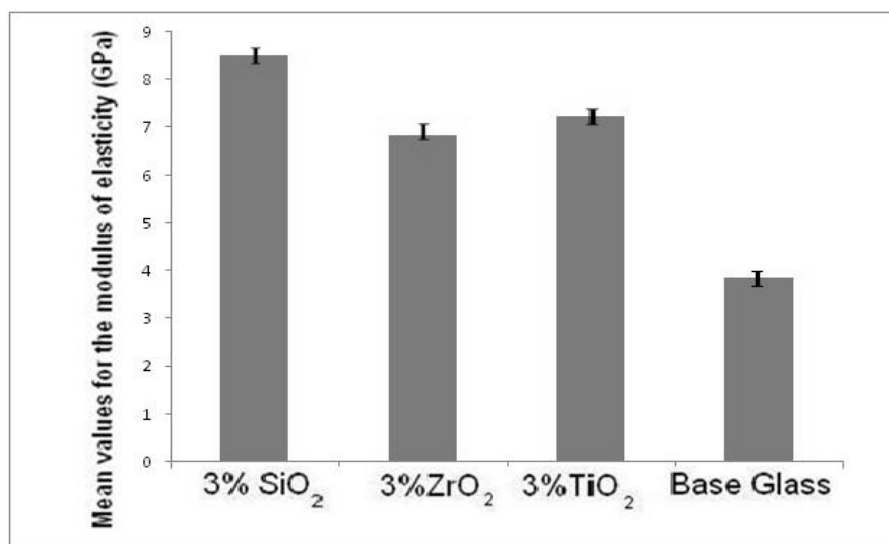
(ب)

شکل (1) الف): نتایج XRD ذرات استفاده شده به عنوان تقویت کننده: (a) ذرات شیشه سرامیک بدون افزودنی، (b) ذرات شیشه سرامیک حاوی 3 درصد وزنی ZrO_2 ، (c) ذرات شیشه سرامیک حاوی 3 درصد وزنی TiO_2 ، (d) ذرات شیشه سرامیک حاوی مقادیر اضافی SiO_2 شکل (1) ب): نتایج آنالیز TEM نمونه حاوی 3 درصد وزنی TiO_2



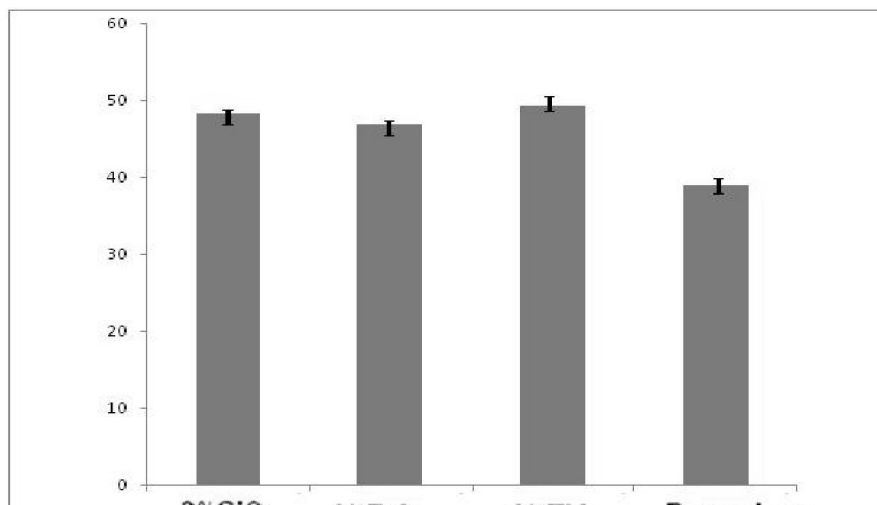
	3%SiO ₂	3%ZrO ₂	3%TiO ₂	Base Glass
Mean values for flexural strength (MPa)	111 ± 10.09	112.04 ± 8.83	117.12 ± 12.25	88.94 ± 13.75

شکل (2): مقادیر متوسط استحکام خمشی نمونه های کامپوزیتی

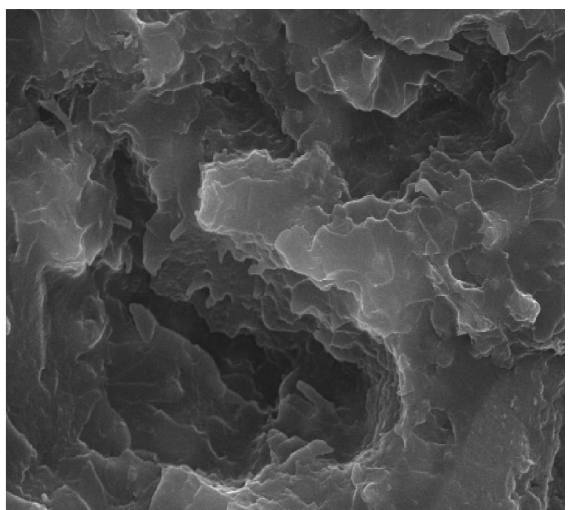
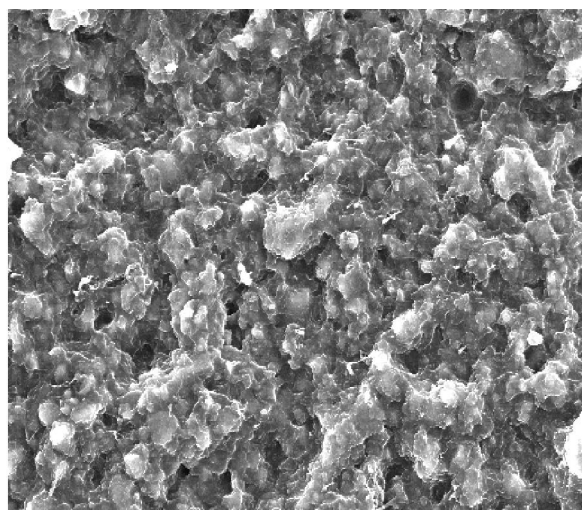
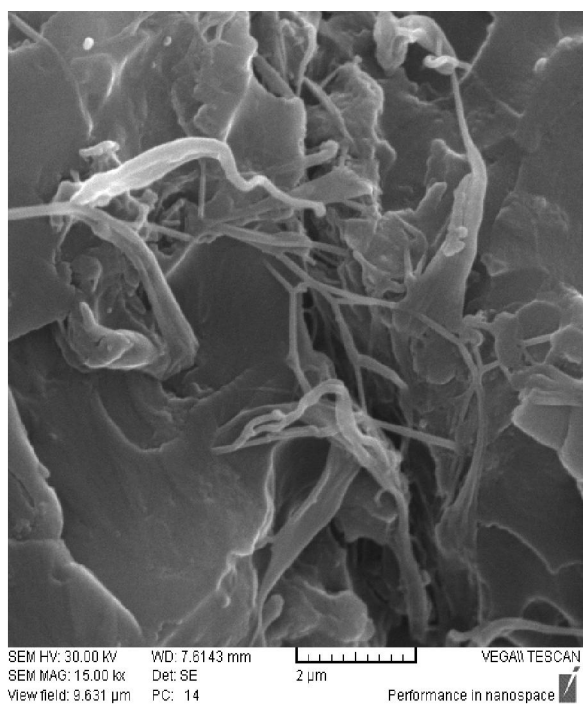
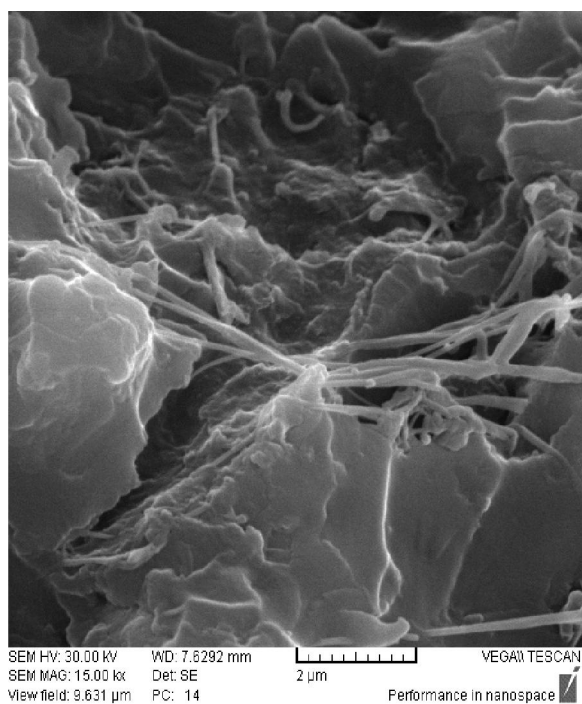


	3%SiO ₂	3%ZrO ₂	3%TiO ₂	Base Glass
Mean values for the modulus of elasticity (GPa)	8.52 ± 0.67	6.85 ± 0.94	7.24 ± 0.32	3.86 ± 0.62

شکل (3): مقادیر متوسط مدول الاستیک نمونه های کامپوزیتی



شکل(4) : مقادیر متوسط استحکام فشاری شعاعی نمونه های کامپوزیتی



شکل(5) تصاویر سطح شکست نمونه کامپوزیتی با ذرات حاوی 3 % وزنی TiO_2

جدول(1) : مقادیر ریزسختی سطحی نمونه ها و تغییرات ریز سختی با عمق

	3%SiO ₂	3%ZrO ₂	3%TiO ₂	Base Glass
Surface	500.86 ± 3.24	300.65 ± 3.21	470.21 ± 6.71	250.22 ± 3.01
1 mm	495.02 ± 2.77	298.15 ± 3.21	469.93 ± 5.44	248.72 ± 2.86
2mm	493.08 ± 2.60	295.53 ± 1.92	462.85 ± 4.35	240.29 ± 2.23
3mm	483.43 ± 3.31	273.19 ± 2.77	457.81 ± 3.32	230.21 ± 3.48
4mm	457.30 ± 2.51	260.80 ± 2.30	453.32 ± 2.42	223.29 ± 2.03

جدول(2) : مقادیر ریزسختی سطحی نمونه های نگه داری شده در آب

	3%SiO ₂	3%ZrO ₂	3%TiO ₂	Base Glass
Surface Hardness	263.19 ± 2.1	198.62 ± 4.2	215.52 ± 2.8	100.75 ± 3.2