

## بررسی تأثیر افزودن مقادیر مختلف نانو ذرات نقره بر روی خواص مکانیکی گلاس آینومر اصلاح شده با رزین

دکتر رزا حقگو<sup>۱</sup> - دکتر محمد باقر رضوانی<sup>۲</sup> - دکتر سمیه کاملی<sup>۳</sup>

۱- دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شاهد، تهران، ایران

۲- استادیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شاهد، تهران، ایران

۳- دستیار تخصصی گروه آموزشی دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شاهد، تهران، ایران

### Effect of various amounts of nanosilver incorporation on the mechanical properties of resin modified glass-ionomer cement

Roza Haghgoo<sup>1</sup>, Mohammad Bagher Rezvani<sup>2</sup>, Somayeh Kameli<sup>3</sup>

1- Associate Professor, Department of Pediatric, School of Dentistry, Shahed University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2- Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shahed University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3<sup>+</sup>- Post-graduate Student, Department of Pediatric, School of Dentistry, Shahed University of Medical Sciences, Tehran, Iran (so.kameli@shahed.ac.ir)

**Background and Aims:** Metallic nano-particles show exclusive biological, chemical and physical characteristic. The purpose of this research was to evaluate the effect of various amounts of nanosilver incorporation (0 (as control), 20, 40, 80, 120, 200 ppm) on the mechanical Properties (compressive and flexural strength) of resin modified Glass ionomer Cement.

**Materials and Methods:** Based on ISO 4049 and ISO 9971 for polyalkenoid cements, 90 cases in each group were prepared for the flexural and compressive strength. Specimens in 6 groups with different amounts of nanosilver (20, 40, 80, 120 and 200 ppm) and control (Fuji II LC improved), stored in distilled water at 37°C for 1 day and 30 days. Flexural strength, using a three-point bending method, Modulus of elasticity and the compressive strength were measured by universal testing machine (Zwick) with crosshead speed of 0.5 mm/min. Data were analyzed using two-way ANOVA and Tukey post HOC test.

**Results:** The flexural strength and modulus of various amounts of nanosilver incorporation of resin modified glass-ionomer cement were not significantly different ( $P>0.05$ ). The compressive strength of incorporating of 20 ppm compared with control ( $P=0.01$ ), 40 ppm ( $P=0.02$ ) and 80 ppm compared with control ( $P<0.001$ ) were increased. The flexural strength and compressive strength of Fuji II LC, containing nanosilver particles were increased after 1 day and 1 month significantly ( $P<0.001$ ).

**Conclusion:** Incorporation of 20 to 80 ppm nanosilver into Fuji II LC had increased mechanical properties compared to the original cement.

**Key Words:** Compressive strength, Glass Ionomer, Cement

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2013;26(3):211-7

+ مؤلف مسؤول: نشانی: نشانی: تهران- خیابان انقلاب- خیابان ایالتیا- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شاهد- گروه آموزشی دندانپزشکی کودکان  
تلفن: ۰۹۱۲۵۰۰۶۷۴۶ نشانی الکترونیک: so.kameli@shahed.ac.ir

## چکیده

**زمینه و هدف:** ذرات فلزی در اندازه‌های نانو خصوصیات بیولوژیکی-شیمیایی و فیزیکی ویژه‌ای را نشان می‌دهند. هدف از این مطالعه افزودن مقادیر مختلف نانو ذرات نقره (۰٪ (کنترل)، ۲۰، ۴۰، ۸۰، ۱۲۰ و ۲۰۰ ppm) بر روی خواص مکانیکال (استحکام فشاری و استحکام خمشی) یک نوع گلاس آینومر اصلاح شده با رزین بود.

**روش بررسی:** مطابق استاندارد ISO 9917 و ISO 4049 تعداد ۹۰ نمونه در هر گروه جهت استحکام خمشی و استحکام فشاری تهیه شد. نمونه‌ها در ۶ گروه شامل گروه کنترل (Fuji II LC improved) و گروه‌های حاوی نانو ذرات نقره (۲۰، ۴۰، ۸۰، ۱۲۰ و ۲۰۰ ppm) تهیه شد. سپس نمونه در آب با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در زمان‌های ۱ روز و ۱ ماه نگهداری شدند، سپس تحت آزمون توسط دستگاه سنجش خواص (Zwick) قرار گرفتند. سرعت تیغه دستگاه ۰/۵mm/min بود. اطلاعات خام به دست آمده توسط آزمون نرمال Tukey post HOC, two-way ANOVA مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

**یافته‌ها:** نتایج نشان داد در استحکام خمشی و ضریب الاستیک خمشی در غلظت‌های مختلف گلاس آینومر حاوی نانو ذرات سیلور اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ( $P > 0/05$ ). استحکام فشاری در غلظت‌های ۲۰ ppm در مقایسه با گروه کنترل ( $P = 0/01$ ) و همچنین ۴۰ ppm با گروه کنترل ( $P = 0/02$ ) و ۸۰ ppm ( $P = 0$ ) با گروه کنترل افزایش پیدا کرده بود که از نظر آماری معنی‌دار می‌باشد. همچنین در بررسی زمان‌های مختلف استحکام فشاری و استحکام خمشی بعد ۱ روز و ۱ ماه در مقایسه با گروه کنترل (زمان صفر) افزایش پیدا کرده بود که از نظر آماری معنی‌دار بود ( $P < 0/001$ ).

**نتیجه‌گیری:** بنابراین می‌توان نتیجه گرفت افزودن ۲۰ تا ۸۰ درصد وزنی نانو ذرات سیلور به سمان گلاس آینومر اصلاح شده با رزین نوع Fuji II LC، نه تنها موجب افت خواص مکانیکی نشده است بلکه آن را افزایش داده است.

**کلید واژه‌ها:** استحکام فشاری، گلاس آینومر، سمان

وصول: ۹۱/۰۹/۲۳ اصلاح نهایی: ۹۲/۰۵/۱۸ تأیید چاپ: ۹۲/۰۶/۰۱

## مقدمه

(Bearing area stress) کمک نمود. روش‌هایی که تاکنون جهت بهبود خواص مکانیکی آن مورد استفاده قرار گرفته است، از جمله اضافه نمودن ذرات نقره به گلاس آینومر و تهیه Cermet، تأثیر چندان مهمی نداشته و در تحقیقات آزمایشگاهی و انسانی نیز نتایج خوبی را ارایه ننموده است (۴).

از آنجاکه استفاده از نانو ذرات در کامپوزیت باعث بهبود خواص مکانیکی آن گشته به نظر می‌رسد استفاده از نانو ذرات در گلاس آینومر به علت سازگاری زیستی، عدم تداخل در واکنش شبکه‌ای شدن گلاس آینومر (که از این نظر Inert می‌باشد)، استحکام و اثر تقویت‌کنندگی و در دسترس بودن مناسب باشد (۵،۶). همچنین افزودن این نانو ذرات ممکن است در عین حال که تغییری در خواص مفید گلاس آینومر (همچون آزادسازی فلوراید) ایجاد نکند، باعث بهبود خواص مکانیکی آن نیز گردد (۷).

در مطالعه‌ای مشخص شد که افزودن نانو هیدروکسی آپاتیت به گلاس آینومر خواص مکانیکی این ماده را بهبود می‌بخشد (۸). در مطالعاتی به بررسی خاصیت آنتی‌باکتریال ذرات نقره پرداخته شده است و نتایج نشان داده است این ماده دارای خاصیت آنتی‌باکتریال بر روی استرپتوکوک موتان می‌باشد (۹). اما تاکنون مطالعه‌ای به بررسی تأثیر

گلاس آینومر ماده‌ای است که از سال ۱۹۷۰ وارد دندانپزشکی شده و به عنوان یکی از مواد هم‌رنگ دندان در دندانپزشکی ترمیمی مورد استفاده قرار گرفته است (۱). غیر از توانایی باند شیمیایی به دندان مزایای دیگر این ماده همچون ضریب انبساط حرارتی مشابه دندان، ضریب انتقال حرارتی مشابه دندان، عدم وجود انقباض در زمان پلیمریزاسیون برخلاف کامپوزیت‌ها سبب شده گلاس آینومر همچنان به عنوان یکی از مواد ترمیمی مهم در دندانپزشکی مطرح باشد (۲،۳).

گلاس آینومر اصلاح شده با رزین حاوی اجزای اصلی گلاس آینومر هستند که با اضافه کردن مقادیر کمی رزین (اکتراً HEMA) اصلاح شده‌اند. افزودن رزین به مایع سمان گلاس آینومر باعث افزایش قدرت باندینگ، زیبایی، پرداخت‌پذیری و بهبود خواص فیزیکی و مقاومت در برابر تماس با رطوبت سمان شده است (۲).

با این وجود، استفاده از این ماده به علت ضعف خواص مکانیکی آن، چندان گسترش نیافته است و کاربرد آن محدود به ترمیم نواحی است که تحت فشار نباشد (Non stress bearing area). بنابراین با هر روشی که بتوان به طریقی خواص مکانیکی آن را بهبود بخشید، می‌توان به گسترش کاربرد آن در نواحی تحت فشار

کردیم. سپس استحکام خمشی نمونه‌های موجود در ۳ فاصله زمانی مختلف (شامل بلافاصله پس از مخلوط شدن، ۲۴ ساعت پس از مخلوط شدن، ۱ ماه پس از مخلوط شدن) با استفاده از Three point bending test و دستگاه Universal testing machine مدل (Germany) Zwick Roell توسط فرمول زیر به دست آمد:

$$\delta = \frac{3PL}{2bd^2} \text{ : فرمول استحکام خمشی}$$

$\delta$  = استحکام خمشی /  $b$  = عرض نمونه /  $d$  = قطر نمونه /  $p$  = حداکثر نیرو در نقطه خم /  $L$  = فاصله بین دو نقطه تکیه‌گاه

روش اندازه‌گیری استحکام فشاری

مطابق استاندارد ISO 9917 یک مولد برنجی ۲ تکه با قطر ۴ و ارتفاع ۶ میلی‌متر انتخاب شد. این تست نیز به همان روش ذکر شده برای تست Flexural انجام شد. مدت زمان تابش در این روش ۴۰ ثانیه از هر طرف مولد یعنی جمعاً ۸۰ ثانیه بود. سپس استحکام فشاری نمونه‌های موجود (۵ نمونه در هر گروه) در ۳ فاصله زمانی مختلف (شامل بلافاصله پس از مخلوط شدن، ۲۴ ساعت پس از مخلوط شدن، ۱ ماه پس از مخلوط شدن) با استفاده از دستگاه Universal testing machine مدل (Germany) Zwick Roell توسط فرمول زیر به دست آمد:

$$CS = \frac{4P}{\pi d} \text{ : فرمول استحکام فشاری}$$

قطر نمونه استوانه‌ای شکل  $d$  / حداکثر نیرو در نقطه شکست فشاری  $P$  / استحکام فشاری CS

مطالعه میکروسکوپی الکترونی

از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مدل Hitachi S4160 محصول شرکت ژاپن جهت بررسی توزیع نانو ذرات در نمونه‌ها استفاده شد.

افزودن غلظت‌های مختلف نانو سیلور بر خواص مکانیکی گلاس‌آینومر نپرداخته است لذا انجام یک تحقیق علمی بر روی اثر افزودن این مواد کاملاً لازم و منطقی به نظر می‌رسد هدف از این تحقیق بررسی اثر افزودن نانو ذرات نقره بر خواص مکانیکی (Compressive strength & Flexural strength) گلاس‌آینومر بود.

## روش بررسی

ساخت گلاس‌آینومر مورد آزمایش

درصدهای وزنی مختلف شامل (۰٪ (گروه کنترل)، ۲۰، ۴۰، ۸۰، ۱۲۰، ۲۰۰ ppm) از نانو ذرات نقره محصول شرکت (Nanotech, India) و ذراتی با ابعاد ۲۰-۳۰ nm به صورت جداگانه به پودر گلاس‌آینومر Fuji II LC ساخت شرکت GC اضافه شد و توسط گوده و هاون دستی Mortar & pestle method به مدت ۲۰ دقیقه مخلوط شد تا توزیع یکنواختی از ذرات بدست آید.

روش اندازه‌گیری استحکام خمشی

مطابق استاندارد ISO 4049 یک مولد فولادی ۲ تکه با ابعاد ۲۵ × ۲ × ۲ mm انتخاب شد. پودر گلاس‌آینومر با درصدهای مختلف نانوذرات با نسبت مشخص پودر/مایع جهت پرکردن کامل و یکباره مولد در زمان کمتر از ۲۵ ثانیه روی بلوک شیشه‌ای مخلوط شد. سمان آزمایشی مخلوط شده روی مولد قرار گرفته و کاملاً به داخل مولد فشرده شد و روی آن با یک لام شیشه‌ای پوشانده شد (۵ نمونه در هر گروه تهیه شد). سپس سمان آزمایشی با استفاده از دستگاه LED مدل (USA, Kerr) Demetron پلیمریزه شد. نوک دستگاه لایت‌کیور با قطر ۸ میلی‌متر بگونه‌ای قرار گرفت که تمامی نواحی جمعاً به مدت ۲۰۰ ثانیه تحت تابش قرار گرفت بدین‌ترتیب که نوک دستگاه لایت‌کیور را ۵ بار روی سطح قرار دادیم به طوری که ۵ دایره با هم همپوشانی داشته و مطمئن شدیم کل سطح تحت تابش قرار گرفته و هر بار ۲۰ ثانیه تابش کردیم. سپس نمونه را برگردانده و پشت آن را نیز به همین ترتیب تحت تابش قرار دادیم. جهت جلوگیری از خشک شدن نمونه‌های آزمایشی آنها را بلافاصله پس از تابش در آب مقطر در انکوباتور (رطوبت ۱۰۰٪ و دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد) نگهداری

۲۰۰ ppm از نظر آماری معنی‌دار بود (Tukey's test,  $P=0/03$ ). بیشترین میزان استحکام فشاری در غلظت ۲۰ ppm گزارش شد که تفاوت آن با غلظت‌های ۱۲۰ ( $P=0/008$ ) و ۲۰۰ ppm ( $P=0/007$ ) معنی‌دار بود. پس از ۲۴ ساعت استحکام فشاری در غلظت‌های ۲۰، ۴۰ و ۸۰ ppm نسبت به گروه کنترل بیشتر و استحکام فشاری در غلظت‌های ۱۲۰ و ۲۰۰ ppm نسبت به گروه کنترل کمتر بود. با این حال هیچکدام از این تفاوت‌ها از نظر آماری معنی‌دار نبود. (Tukey's test,  $p>0/05$ ). حداکثر میزان استحکام فشاری پس از ۲۴ ساعت متعلق به غلظت ۴۰ ppm و با اختلاف بسیار کمی پس از آن متعلق به غلظت ۲۰ ppm بود که اختلاف میانگین استحکام فشاری در هر دو با غلظت ۲۰۰ ppm معنی‌دار بود (هر دو، Tukey's test,  $P=0/04$ ).

#### اثر غلظت و زمان بر استحکام خمشی

داده‌های حاصل از آزمون استحکام خمشی نشان داد که در تمامی زمان‌های مورد آزمایش افزودن ذرات نانونقره به ویژه به میزان ۲۰ ppm موجب افزایش استحکام خمشی شده است، اما آنالیز واریانس دو طرفه نشان داد که این تأثیر معنی‌داری نمی‌باشد ( $P=0/05$ ). همچنین تأثیر متغیر زمان بر استحکام خمشی معنی‌دار بود ( $P=0/02$ ) به طوری که صرف نظر از غلظت، استحکام خمشی در ۲۴ ساعت نسبت به زمان اولیه ( $P=0/03$ ) و ۳۰ روز (Tukey's test,  $P=0/05$ ) بیشتر بوده است.

اطلاعات خام به دست آمده توسط نرم‌افزار SPSS مورد بررسی قرار گرفت. از آزمون توزیع نرمال (کلموگراف اسمیرنوف) جهت تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها استفاده شد، از آنالیز واریانس دوطرفه و یک طرفه برای بررسی تأثیر متغیرهای غلظت ذرات نانونقره و زمان بر استحکام فشاری و خمشی استفاده شد. در صورت وجود تأثیر معنی‌دار آماری از Tukey Post Hoc test برای پیدا کردن گروه‌های مسؤول تفاوت استفاده شد.

## یافته‌ها

#### اثر غلظت و زمان بر استحکام فشاری

آزمون آنالیز واریانس دوطرفه (Two-way ANOVA) نشان داد که هر دو عامل غلظت ( $P<0/001$ ) و زمان ( $P<0/001$ ) در استحکام فشاری تأثیر معنی‌داری داشته اند. همچنین تأثیر همزمان غلظت و زمان بر میزان استحکام فشاری معنی‌دار بود ( $P=0/03$ ). با توجه به معنی‌دار بودن اثر همزمان غلظت و زمان، آنالیز واریانس یک طرفه به تفکیک برای هر زمان انجام شد. نتایج آزمون نشان داد که متغیر غلظت ذرات نانونقره بر استحکام فشاری اولیه ( $P=0/001$ ) و استحکام فشاری پس از ۱ روز ( $P=0/01$ ) تأثیر معنی‌دار دارد، درحالی‌که اثر غلظت بر استحکام فشاری پس از ۳۰ روز معنی‌دار نمی‌باشد ( $P=0/58$ ). با افزودن ذرات نقره استحکام فشاری اولیه سمان (روز صفر) با افزودن ۲۰ ppm نانو نقره به میزان مختصری نسبت به گروه کنترل افزایش یافت (Tukey's test,  $p=0/58$ ) ولی با افزایش بیشتر غلظت، استحکام فشاری کاهش پیدا کرد؛ که این کاهش در غلظت

جدول ۱- نتایج تست‌های مربوط به استحکام فشاری

استحکام فشاری (مگاپاسکال)			
میانگین (انحراف معیار)			
روز ۳۰	روز صفر	۲۴ ساعت	۳۰ روز
۷۰/۲۸ (۳/۱۰)	۸۶/۲۶ (۸/۷۹)	۹۳/۷۵a (۲۱/۷۳)	۰ ppm
۶۵/۱۳ (۱۹/۱۴)	۹۱/۸۲ (۱۷/۷۳)	۱۰۶/۰۳ (۱۶/۰۴)	۲۰ ppm
۵۸/۳۹ (۶/۲۷)	۸۴/۴۳ (۱۸/۰۰)	۱۰۶/۱۲ (۱۹/۹۳)	۴۰ ppm
۵۶/۹۳ (۱۴/۵۵)	۶۷/۸۱ (۱۱/۶۸)	۱۰۰/۸۸ (۹/۵۴)	۸۰ ppm
۶۲/۹۳ (۷/۴۶)	۵۵/۹۳ (۶/۶۰)	۶۹/۴۰ (۱۰/۷۸)	۱۲۰ ppm
۵۹/۴۹ (۵/۱۷)	۵۰/۴۰ (۸/۳۳)	۶۵/۹۶ (۱۲/۷۴)	۲۰۰ ppm

جدول ۲- نتایج تست‌های مربوط به استحکام خمشی

استحکام خمشی (مگاپاسکال)			
میانگین (انحراف معیار)			
روز صفر	۲۴ ساعت	۳۰ روز	
۴۵/۷۹ (۱۲/۵۸)	۴۷/۳۴ (۱۰/۷۶)	۳۶/۸۶ (۸/۳۴)	۰ ppm
۵۰/۴۹ (۷/۳۸)	۶۹/۱۰ (۱۴/۰۹)	۵۵/۹۱ (۲۸/۷۹)	۲۰ ppm
۵۸/۱۰ (۲۱/۴۵)	۶۵/۹۳ (۹/۵۴)	۴۹/۱۰ (۱۶/۲۷)	۴۰ ppm
۵۴/۷۱ (۱۵/۷۷)	۶۷/۸۶ (۵/۹۳)	۵۸/۵۲ (۱۵/۳۰)	۸۰ ppm
۵۲/۵۴ (۱۲/۲۲)	۶۰/۱۸ (۱۴/۶۸)	۵۱/۰۷ (۵/۳۹)	۱۲۰ ppm
۴۹/۰۶ (۲۲/۷۷)	۵۴/۷۲ (۴/۵۷)	۴۶/۷۸ (۱۲/۳۰)	۲۰۰ ppm

با این حال با در نظر گرفتن عامل غلظت، متغیر زمان بر میزان استحکام خمشی تأثیر معنی‌داری نداشته است (One-way ANOVA,  $P > 0.05$ ).

بر اساس نتایج مشاهدات میکروسکوپ الکترونی با افزودن ذرات نانو سیلور تا غلظت‌های ۸۰ ppm توزیع نسبتاً خوبی در پلیمر وجود دارد ولی در غلظت‌های ۱۲۰ و ۲۰۰ ppm انحلال به خوبی صورت نگرفته است (جدول ۱ و ۲).

## بحث و نتیجه‌گیری

سمان‌های گلاس‌آینومر اصلاح شده با زرین (Resin modified glass inomer) گروهی از سمان‌های دندان‌پزشکی هستند که به علت قابلیت آزادسازی فلوراید و باند حقیقی شیمیایی و میکرو مکانیکی آن‌ها با ساختمان دندان در بیماران با ضایعات پوسیدگی متعدد و ریسک بالا و نیز جهت ترمیم ضایعات سرویکالی به کار می‌رود. نقش مثبت فلوراید حتی در غلظت‌های پایین در پیشگیری از پوسیدگی و رمنیرالیزاسیون ضایعات پوسیدگی اولیه به اثبات رسیده است (۱۰).

دانش خواص مکانیکی جهت هدایت صحیح کاربرد مواد دندان‌پزشکی و کارایی دراز مدت آنها ضروری می‌باشد (۱۱). در تحقیق حاضر تست‌های استحکام خمشی و استحکام فشاری به صورت in-vitro انجام شد. در این تحقیق جهت بررسی استحکام خمشی از تست خمش سه نقطه‌ای استفاده شد اندازه همه نمونه‌ها یکسان بود و نمونه‌ها مطابق با استاندارد ISO 4049 با استفاده از مولدهای دقیق ساخته شده توسط دستگاه تراش کامپیوتری آماده شدند.

تحقیقات متعدد نشان داده که افزودن ذرات فلزی به سمان‌های گلاس‌آینومر (Ceremet) نمی‌تواند موجب افزایش چشمگیری در خواص استحکام فشاری سمان حاصل شود. با این حال پیش از این افزایش استحکام سمان‌ها به واسطه افزودن نانوذرات گزارش شده است (۱۲، ۱۳). Arcis و همکاران (۸) در سال ۲۰۰۲ طی تحقیقی به مخلوط منومرهای نورسخت فاقد فیلر (HEMA+BISGMA) نانوذرات هیدروکسی آپاتیت (HAP) را اضافه کردند. نتایج نشان داد که افزودن ۵۰-۶۰٪ وزنی نانوذرات HAP منجر به افزایش ضریب یانگ و سختی ماده حاصل گردید. اگرچه شباهت کاملی بین این تحقیق و تحقیق حاضر وجود ندارد به نظر می‌رسد که ممکن است نانوذرات در تحقیق حاضر نیز با مکانیسم مشابهی موجب افزایش معنی‌دار استحکام فشاری شده باشد.

در مورد اعتبار نتایج حاصل از آزمون‌های مکانیکی مختلف به منظور قضاوت در مورد ویژگی‌های مکانیکی سمان‌ها نظرات متفاوت و متناقض وجود دارد. Dowling و همکاران در مطالعه خود پیشنهاد کردند که استحکام فشاری یک آزمایش مناسب استاندارد برای مواد شکننده مثل گلاس‌آینومر نمی‌باشد زیرا گوناگونی و تنوع زیادی را در نتایج نشان می‌دهد (۱۴). در حالیکه Kleverlaan و همکاران اظهار داشتند که نتایج تست خمشی بیانگر یکپارچگی مکانیکی ماده نمی‌باشد و در عوض یکپارچگی مکانیکی ماده را می‌توان با استحکام فشاری اندازه گرفت (۱۵). البته یک آزمون به تنهایی ممکن است بیان کننده ویژگی‌های مکانیکی ماده نباشد ولی تفسیر چند آزمون در کنار هم می‌تواند نشان دهنده خواص مکانیکی مواد و تأثیر عوامل گوناگون بر آن باشد.

را با گذشت زمان گزارش کردند (۱۷). نتایج فوق این فرضیه را حمایت می‌کند گرچه افزودن بخش رزینی به سمان گلاس آینومر می‌تواند ماده‌ای با استحکام اولیه بالا ایجاد کند، اما استحکام دراز مدت این سمان‌ها وابسته به عوامل متعددی است که می‌توانند بر روی مقاومت نسبت به تجزیه سمان Set شده در محیط مرطوب مؤثر باشد. Williams و Billington نیز گزارش کرده‌اند که سمان‌های حاوی کopolymerهای آکرلیک اسید مانند Fuji II که در این مطالعه به کار گرفته شد پس از ۲۴ ساعت به حداکثر استحکام خود می‌رسند و متعاقباً استحکام فشاری آنها پس از چهار ماه تا ۵۰٪ کاهش می‌یابد که مؤید یافته‌های مطالعه حاضر است (۱۸).

در مواد شکننده مانند سمان‌های گلاس آینومر و گلاس آینومر اصلاح شده با رزین کیفیت سطح نمونه از نظر پالیش تأثیر زیادی بر میزان استحکام خمشی دارد (۱۹). در این تحقیق نمونه‌ها بعد از اتمام زمان نگهداری در انکوباتور و قبل از انجام تست با کاغذ سمباده سیلیکون کار باید ۶۰۰ گریت در کلیه سطوح در محیط مرطوب پالیش شدند (۲۰). تا تأثیر عامل پالیش سطح به حداقل برسد. در تحقیق حاضر همه نمونه‌های خمشی با روش یکسان و شرایط یکسان Set شدند به عبارت دیگر همه نمونه‌ها در دمای اتاق ۲۴ درجه سانتی‌گراد و هر کدام به مدت ۸۰ ثانیه از سطح فوقانی و ۸۰ ثانیه از سطح تحتانی و با یک دستگاه LED مورد تابش نور قرار گرفتند. از نظر نحوه آماده‌سازی نمونه‌ها سعی شد تا با توجه به تأثیر منفی لایه لایه قرار دادن سمان در مولد بر استحکام فشاری سعی شد جهت پرکردن قالب‌ها با سمان گلاس آینومر توزین دقیق صورت پذیرد تا قالب استاندارد تهیه شده در یک مرحله به صورت کامل پر شود. به عبارت دیگر نسبت پودر به مایع مطابق دستورالعمل سازنده که برای پر کردن کامل قالب نیز کافی بود اندازه‌گیری شد و سپس پودر به مقدار مناسب جهت پر نمودن قالب در یک مرحله آماده شد تا نمونه‌ها به صورت یکنواخت تهیه شد.

نانو ذرات نقره در حال حاضر در مواد ترمیمی، سمان‌های رتروفیل اندو و ایمپلنت‌های دندانی استفاده می‌شود. با توجه به تأثیرات آنتی‌باکتریال ذرات نانونقره کاربرد آن در سمان‌های دندانی‌شکی می‌تواند مفید باشد (۲۱، ۲۲). با این حال تناقض‌ها در مورد سمیت آن در سیستم‌های بیولوژیک و اکولوژیک نیاز به تحقیقات بیشتر در این زمینه

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که با افزودن ذرات نقره استحکام فشاری اولیه سمان (روز صفر) با افزودن ۲۰ ppm نانو نقره به میزان مختصری نسبت به گروه کنترل افزایش یافت ولی با افزایش بیشتر غلظت، استحکام فشاری کاهش پیدا کرد؛ که این کاهش در غلظت ۲۰۰ ppm نسبت به گروه کنترل از نظر آماری معنی‌دار بود. همانطور که ذکر شد بیشترین میزان استحکام فشاری اولیه در غلظت ۲۰ ppm گزارش شد که تفاوت آن با غلظت‌های ۱۲۰ و ۲۰۰ ppm معنی‌دار بود. به نظر می‌رسد در درصد‌های وزنی بالاتر (۲۰۰ ppm و ۱۲۰ ppm) همانطور که در تصاویر SEM نیز مشاهده می‌شود، تجمعات نانو ذرات درون ماتریکس که به صورت نقص موضعی و یا محلی برای تجمع استرس عمل می‌کند در افت استحکام مؤثر هستند.

مطالعه حاضر نشان داد که در تمامی زمان‌های مورد مطالعه افزودن نانونقره به ویژه به میزان ۲۰ ppm موجب افزایش استحکام خمشی شده است. البته در هریک از سه زمان مورد مطالعه افزودن غلظت بیش از ۲۰ ppm موجب کاهش تدریجی استحکام خمشی می‌شود. اگرچه این تغییرات از نظر آماری معنی‌دار نبود ولی در کنار نتایج حاصل از آزمون استحکام فشاری می‌تواند مؤید این باشد که از نظر ویژگی‌های مکانیکی مورد مطالعه غلظت ۲۰ ppm نتایج مطلوب‌تری را حاصل می‌نماید.

با افزایش غلظت به ویژه در درصد‌های وزنی بالاتر از ۸۰ ppm به علت ویژگی‌های نانو ذرات که سایز کوچک‌تر و سطح مؤثر بالاتری را در مقایسه با ذرات گلاس دارند، در نهایت میزان آینومر جهت نگهداری مؤثر مقادیر زیاد نانوسیلور ناکافی است و در نهایت مایع توانسته است ذرات گلاس را به خوبی مرطوب کند که مشاهدات میکروسکوپ الکترونی این مطلب را تأیید می‌کند (۱۶). همچنین با افزایش درصد وزنی نانوسیلور ویسکوزیتی سمان حاصل افزایش می‌یافت و اختلاط سمان بسیار مشکل بود به نظر می‌رسد این عامل می‌تواند منجر به تهیه نمونه‌هایی غیر هموزن و دارای حباب‌های بیشتر گردد که می‌تواند تفسیری برای نتایج فوق باشد.

Irie و همکاران در سال ۲۰۰۸ طی تحقیقی استحکام خمشی سه نقطه‌ای نمونه‌های گلاس آینومر از نوع Fuji IX و Fuji II و Ketac-molar و Fuji-II را بلافاصله پس از اختلاط و پس از ۲۴ ساعت نگهداری در آب اندازه‌گیری و افزایش استحکام سمان‌ها

را روشن می‌سازد (۲۳).

پیشنهاد می‌شود زیست‌سازگاری سمان گلاس‌آینومر اصلاح شده با رزین پس از افزودن این مقدار نانونقره مورد مطالعه قرار گیرد.

باتوجه به محدودیت‌ها و شرایط حاکم بر این مطالعه می‌توان نتیجه گرفت که افزودن ۲۰ تا ۸۰ ppm ذرات نانونقره به سمان گلاس‌آینومر اصلاح شده با رزین Fuji II تأثیر قابل‌توجهی بر استحکام این سمان ندارد. با توجه به خواص آنتی‌باکتریال ذرات نانونقره، چنانچه از لحاظ زیست‌سازگاری منعی وجود نداشته باشد، می‌توان افزودن این میزان نانونقره به این سمان را توصیه کرد. بنابراین

### تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشکده دندانپزشکی شاهد به شماره ۹۰-۴-۵-۴۰۴۵۱ می‌باشد. بدین‌وسیله از حمایت دانشکده دندانپزشکی شاهد تشکر و قدردانی می‌گردد.

### منابع:

- 1- Lohbauer U. Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials?—Properties, Limitations and Future Trends. *Materials*. 2009;3(1):76-96.
- 2- Powers JM, Sakguchi RL. "Craig's Restorative Dental Materials", 13<sup>th</sup> ed. US: Mosby Elsevier; 2012:150-60.
- 3- Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art & Science of operative Dentistry*, 6<sup>th</sup> ed. US: Mosby Elsevier; 2012:280-5.
- 4- Habekost Lde V, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements— influence on the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays. *Oper Dent*. 2007;32(5):488-95.
- 5- Gu YW, Yap AU, Cheang P, Khor KA. Effects of incorporation of HA/ZrO<sub>2</sub> into glass ionomer cement (GIC). *Biomaterials*. 2005;26(7):713-20.
- 6- Xu HH, Quinn JB, Giuseppetti AA. Wear and mechanical properties of nano-silica-fused whisker composites. *J Dent Res*. 2004;83(12):930-5.
- 7- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-90.
- 8- Arcís RW, López-Macipe A, Toledano M, Osorio E, Rodríguez-Clemente R, Murtra J, et al. Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. *Dent Mater*. 2002;18(1):49-57.
- 9- Carrião MS. Nanosilver Application in Dental cements. *ISRN Nanotechnology*; 2012.
- 10- Mickenautsch S, Yenqopal V. Demineralization of hard tooth tissue adjacent to resin-modified glass-ionomers and composite resins: a quantitative systematic review. *J Oral Sci*. 2010;52(3):347-57.
- 11- 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):162-7.
- 12- Ramashanker, Singh RD, Chand P, Jurel SK, Tripathi S. Evaluation of adhesive and compressive strength of glass ionomer cement. *J Indian Prosthodont Soc*. 2011;11(4):210-4.
- 13- Anstice HM, Nichoolson JW, Maccabe JF. The effect of study layer specimens for determination of the compressive of glass- ionomer cements. *J Dent Res*. 1992;71(12):1871-4.
- 14- Dowling AH, Fleming GJ, McGinly EL, Addison O. Improving the standard of the standard for glass ionomers: an alternative the compressive fracture strength test for considerations. *J Dent*. 2012;40(3):189-201.
- 15- Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*. 2004;20(1):45-50.
- 16- Goenka S, Balu R, Sampath Kumar TS. Effects of nanocrystalline calcium deficient hydroxyapatite incorporation in glass ionomer cements. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;7:69-76.
- 17- Irie M, Maruo Y, Nishigawa G, Suzuki K, Watts DC. Class I gap-formation in highly-viscous glass-ionomer restorations: delayed vs Immediate polishing. *Oper Dent*. 2008;33(2):196-202.
- 18- Williams JA, Billington RW. Changes in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time periods of 24 h to 4 months. *J Oral Rehabil*. 1991;18(2):163-8.
- 19- Mousavinasab SM, Khoroushi M, Keshani F, Hashemi S. Flexural strength and morphological characteristics of resin-modified glass-ionomer containing bioactive glass. *J Contemp Dent Pract*. 2011;12(1):41-6.
- 20- Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater*. 2004;20(10):956-62.
- 21- Kerby RE, Bleiholder RF. Physical properties of stainless steel and silver reinforced glass ionomer cements. *J Dent Res*. 1991;70(10):1358-61.
- 22- Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art & Science of operative dentistry*. 5<sup>th</sup> ed. US. Mosby Elsevier; 2006.
- 23- Garcia Contreras R, Arqueta- figueloa L, Mejia C. Perspectives for the use of silver nanoparticles in dental practice. *Int Dent J*. 2011;61(6):297-301.