

بررسی اثر دو تقویت کننده نانویوسرامیکی متفاوت بر خواص آمالگام دندان

محمد خدائی^۱کامران امینی^۲پریناز مهدویان^۳

۱. نویسنده مسؤول: گروه مهندسی مواد، دانشکده فنی مهندسی گلپایگان، اصفهان، ایران.

Email: khodai1358@gmail.com

۲. گروه مهندسی مکانیک، واحد تیران، دانشگاه آزاد اسلامی، اصفهان، ایران.

۳. دندان پزشکی، اصفهان، ایران.

چکیده

مقدمه:

آمالگام، از رایج ترین مواد پر کننده دندان به شمار می رود که همچنان استفاده ی کلینیکی از آن مورد بحث محققین می باشد. این آلیاژ به واسطه ی محتوی جیوه و خطرات ناشی از آن و مقاومت به خوردگی محدود در محیط بدن، مورد انتقاد پژوهشگران قرار دارد. لذا در مطالعه ی حاضر، کامپوزیت های آمالگام/نانوهیدروکسی آپاتیت و آمالگام/نانوبایوگلاس برای کاهش محدودیت های فعلی آمالگام، طراحی و ساخته شد و تأثیر نوع تقویت کننده بر خواص مکانیکی و خوردگی آمالگام دندان برسی گردید.

مواد و روش ها:

در این مطالعه ی آزمایشگاهی و تحلیلی، کامپوزیت های آمالگام/نانو هیدروکسی آپاتیت و آمالگام/نانوبایوگلاس تهیه شد؛ به این روش که ۲ درصد وزنی نانویوسرامیک، قبل از اضافه کردن جیوه، به مخلوط پودر فلزات تشکیل دهنده ی آمالگام افزوده شد و سپس در آمالگاماتور با جیوه مخلوط شدند و سپس در قالب فولادی توسط سنبه فشرده شدند. سپس نمونه های سخت شده، توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مورد ارزیابی ریزساختاری قرار گرفتند. همچنین توسط دستگاه آزمون فشار یونیورسال، خواص مکانیکی کامپوزیت ها مورد ارزیابی قرار گرفتند. مقاومت به خوردگی کامپوزیت ها به روش پولاریزاسیون پتانسیودینامیک، مورد مطالعه قرار گرفت. برای مقایسه ی دقیق داده های کمی، از آنالیز واریانس یک طرفه با استفاده از نرم افزار GraphPad Prism 6 استفاده شد. اختلاف آماری، معنی دار اعلام گردید ($p \text{ value} < 0/05$).

یافته ها:

در حالی که با افزودن هر دو نانویوسرامیک هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس، مقاومت به خوردگی کامپوزیت افزایش می یابد، تأثیر هیدروکسی آپاتیت در افزایش مقاومت به خوردگی آمالگام در محلول نمکی، بیشتر بوده است. همچنین افزایش دو درصدی ذرات تقویت کننده ی هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس، سبب بهبود خواص مکانیکی کامپوزیت به ترتیب به مقدار ۱۵ و ۱۲ درصد شده است.

نتیجه گیری:

به نظر می رسد، کامپوزیت های پایه ی آمالگام توسعه داده شده، گزینه ی مناسبی برای اهداف پر کردن دندان های خلفی با اثرات سوء کمتر (خوردگی کمتر و استحکام بالاتر) باشد و نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت، مؤثرتر از بایوگلاس عمل کرده اند.

کلید واژه ها: هیدروکسی آپاتیت، بایوگلاس، آمالگام، خواص مکانیکی.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۲/۱۲

تاریخ اصلاح: ۱۳۹۷/۱۱/۲۴

تاریخ ارسال: ۱۳۹۷/۷/۱۷

استناد به مقاله: خدائی محمد، امینی کامران، مهدویان پریناز. بررسی اثر دو تقویت کننده نانویوسرامیکی متفاوت بر خواص آمالگام دندان. مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان. ۱۳۹۸؛ ۱۵(۱): ۸۳-۹۱.

مقدمه

آمالگام، ملغمه (آلیاژی) از مس، قلع، نقره و جیوه می‌باشد و بیش از یک قرن است که برای پر کردن نواقص دندانی استفاده می‌شود (۱). این آلیاژ به علت هزینه‌ی پایین، فرایندپذیری و سهولت استفاده، خواص فیزیکی و مکانیکی مناسب (حداکثر استحکام فشاری حدود ۳۵۰-۵۰۰ MPa) (۲) و قابلیت پروسسینگ و فرآوری و استفاده‌ی راحت (۳)، کاربرد وسیعی در دندان پزشکی داشته است و با وجود محدودیت‌هایی نظیر احتمال خوردگی و آزاد شدن یون‌های سمی (۴)، احتمال ایجاد حساسیت و تضاد رنگ با بافت مجاور، همچنان جایگاه خود را حفظ نموده است (۳) همچنین، در سازمان غذا و داروی آمریکا (FDA) (Food and Drug Administration) نیز جزء مواد کلاس ۲ رده‌بندی می‌گردد و استفاده‌ی آن برای افراد حساس مانند زنان باردار توصیه نمی‌شود (۵، ۶). البته محققین برای بهبود زیبایی این ماده‌ی پر کننده، از تکنیک‌هایی مانند استفاده‌ی تلفیقی با کامپوزیت دندانی استفاده کرده‌اند (۷، ۸). مواد اولیه‌ی این آلیاژ با ترکیب‌های شیمیایی و اشکال متفاوت (کروی یا تراش‌ای یا مخلوطی از آنها) (۹) توسط شرکت‌های گوناگونی ارائه شده است. در تمام این ترکیبات، محدودیت عدم زیست‌فعالی بایواکتیویتی (Bioactivity)، احتمال خوردگی و آزاد شدن یون مضر وجود داشته و همچنان مورد بحث می‌باشد (۴). تا حدی که نورت (۱۰)، بر توقف استفاده از آمالگام برای ترمیم نواقص دندانی اعتقاد دارد. البته سایر محققین استفاده از آن را خطرناک محسوب نکرده و بازدهی مناسب آمالگام را مشروط به داشتن سطح آزاد صیقلی و براق و یا بهداشت فردی دهان و دندان دانسته‌اند (۱۱، ۱۲)، در حالی که برت و همکاران (۹)، محیط شیمیایی دهان (pH) و سایر شرایط شیمیایی را عاملی مؤثر بر رفتار خوردگی آمالگام دانسته‌اند. همچنین اندازه‌ی ذرات پودر فلزات تشکیل دهنده‌ی آمالگام نیز بر رفتار خوردگی آن مؤثر

می‌باشد، به گونه‌ای که با کاهش اندازه‌ی ذرات، نرخ خوردگی آمالگام کاهش خواهد یافت.

اگرچه این آلیاژ پس از فرایند شدن، به دلیل تشکیل ترکیب بین فلزی مابین اجزاء، بسیار ترد و شکننده خواهد بود، اما همچنان در نظر گرفتن شرایط سایش برای آن مهم به نظر می‌رسد. ضمن اینکه آمالگام، منبع غنی از جیوه که یک عنصر سمی است، می‌باشد، این عنصر، تأثیر منفی بر سلامت انسان داشته و بسیاری از منابع، استفاده از آن را منع کرده‌اند و بسیاری، استفاده از آمالگام را حتی در کودکان بدون عارضه معرفی می‌کنند (۶).

از طرفی بیوسرامیک‌های هیدروکسی آپاتیت $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ ، جزء معدنی اصلی بافت سخت بدن انسان بوده و از زیست‌سازگاری و همچنین مقاومت به تجزیه و خوردگی خوبی برخوردار است (۱۳). این ترکیب به راحتی با بافت سخت مجاور خود تشکیل پیوند شیمیایی داده و اتصال برقرار می‌کند. هیدروکسی آپاتیت، به عنوان یک بیوسرامیک زیست فعال، به خوردگی در محیط بدن مقاوم بوده، اما در اثر خوردگی احتمالی، یون‌های مورد نیاز بافت اطراف را آزاد خواهد کرد (۱۳). همچنین بیوسرامیک $46.1 \text{ mol.} \% \text{ SiO}_2, 24.4 \text{ mol.} \% \text{ CaO}, 2.6 \text{ mol.} \% \text{ P}_2\text{O}_5$ با یوگلاز 45S5 ($26.9 \text{ mol.} \% \text{ Na}_2\text{O}$) نیز ماده‌ی زیست فعال بوده و با بافت اطراف به خوبی واکنش مثبت نشان می‌دهد (۱۴).

لذا در مطالعه‌ی حاضر، کامپوزیت‌های آمالگام/نانوهیدروکسی آپاتیت و آمالگام / نانوبایوگلاز برای کاهش محدودیت‌های فعلی آمالگام طراحی و ساخته شده و تأثیر نوع تقویت کننده بر خواص مکانیکی و خوردگی آمالگام دندانی بررسی شده است.

فرضیه‌ی صفر این پژوهش این بود که نانوذرات بیوسرامیکی نمی‌توانند تأثیر مهمی بر خواص آمالگام فلزی داشته باشند.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع آزمایشگاهی و تحلیلی بوده است. تعداد ۳۲ نمونه آمالگام با ۲ درصد وزنی هیدروکسی آپاتیت و تعداد ۳۲ نمونه آمالگام با ۲ درصد وزنی بایوگلاس به عنوان تقویت کننده ساخته شد و ویژگی آنها بررسی و مقایسه گردید.

حاوی گلوله‌های ۸ و ۱۰ میلی متری (نسبت گلوله به پودر ۱:۲۰) آلومینایی آسیاب شده تا نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت حاصل گردد (۱۳). نانو ذرات بایو گلاس 45S5 از شرکت پردیس (پردیس پژوهش فناوریان یزد، ایران) تهیه گردید.

ساخت نانوکامپوزیت آمالگام/یوسرامیک

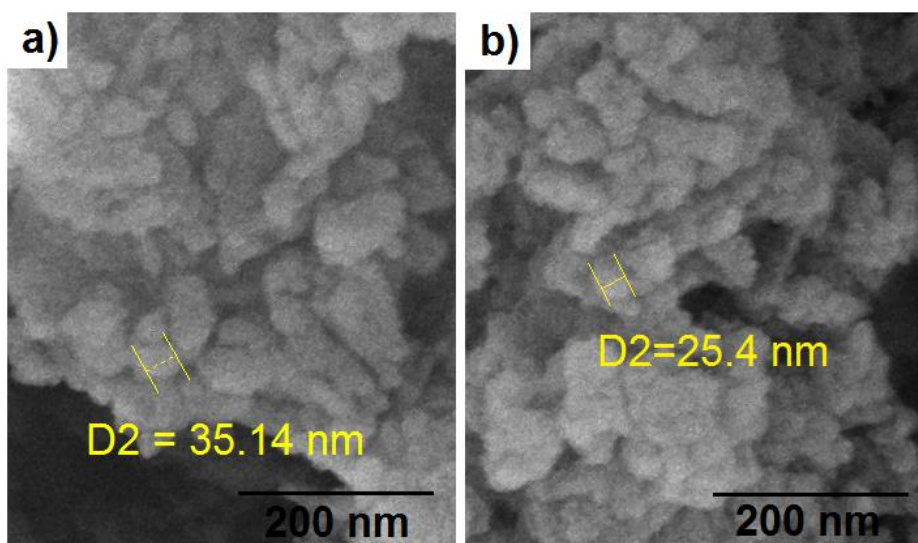
آمالگام‌های ۵ واحدی مورد استفاده (Cinalux: Owzan Company, Iran) با ترکیب شیمیایی اسمی طبق جدول ۱، با ۲ درصد وزنی نانو ذرات یوسرامیک هیدروکسی آپاتیت و یا بایوگلاس، مخلوط و سپس طبق دستورالعمل شرکت سازنده آمالگام، در آمالگاماتور (3D Dental, AG) در دمای محیط ۳۰ درجه سانتی گراد به مدت ۲۱ ثانیه با فرکانس ۴۵۰۰ هرتز مخلوط گردید؛ ملغمه‌های حاصل در قالب فولادی استوانه‌ای به قطر و ارتفاع ۶×۶ میلی متر در فشار ۵۰ MPa فشرده شدند. نمونه‌ها به منظور تکمیل فرایند سخت شدن، به مدت ۲۴ ساعت در دمای محیط نگهداری شده و سپس برای ارزیابی‌های بعدی ارسال شدند. مقدار جیوه در تمام نمونه‌ها یکسان بوده است.

تهیه نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت و نانو ذرات بایوگلاس (شکل ۱)

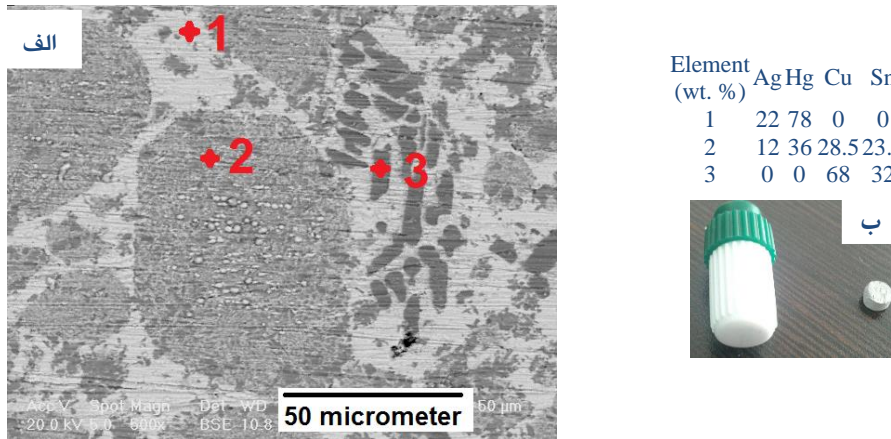
بخش میانی استخوان فمور گاو بالغ، پس از جداسازی بافت‌های نرم متصل به آن، به مدت ۲ ساعت در آب جوشانده شد تا بافت چربی متصل به خوبی از آن جدا گردد. سپس به مدت ۱ ساعت در دمای ۳۵۰ درجه سانتی گراد، حرارت داده شد تا بخش آلی استخوان (کلاژن) سوخته و از آن خارج گردد. ماده‌ی خاکستری رنگ حاصل به مدت ۲ ساعت در دمای ۷۵۰ درجه سانتی گراد به منظور کلسینه شدن هیدروکسی آپاتیت حرارت داده شد. ماده‌ی سفید رنگ حاصل، به مدت ۱۵ ساعت در آسیای گلوله‌ای با دور ۳۰۰ rpm در کاب

جدول ۱: آنالیز اسمی آمالگام مورد استفاده

عنصر	Ag	Hg	Sn	Cu
مقدار (درصد وزنی)	۳۵	۳۵	۲۰	۲۰



شکل ۱: ریز ساختار: الف) نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت، ب) نانو ذرات بایوگلاس



شکل ۲: الف) آنالیز نقطه‌ای پراش انرژی پرتوی ایکس از فازهای مختلف آمالگام، ب) تصویر نمونه‌ی دیسکی تهیه شده

ارزیابی و مطالعه‌ی مواد

مطالعه‌ی میکروسکوپی

نمونه‌های دیسکی شکل (شکل ۲) تا سنباده‌ی شماره‌ی P1200 در مجاورت با آب، صیقل شده و سپس توسط نم‌د و خمیر الماسه، صیقل نهایی شدند. نمونه‌ها پس از پولیش توسط آب مقطر، شستشو داده شده و در جریان هوای گرم، خشک شدند. سپس توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM: Philips XL-30) در اختلاف پتانسیل ۲۰ kV با آشکارساز الکترون‌های برگشتی (BSE) و طیف‌سنجی پراش پرتوی ایکس (EDS)، مورد مطالعه‌ی ریزساختاری قرار گرفتند. همچنین ریزساختار نانوذرات هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس، با آشکارساز الکترون ثانویه (SE) میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی (FESEM: TESCAN, MIRA3) مورد بررسی قرار گرفت.

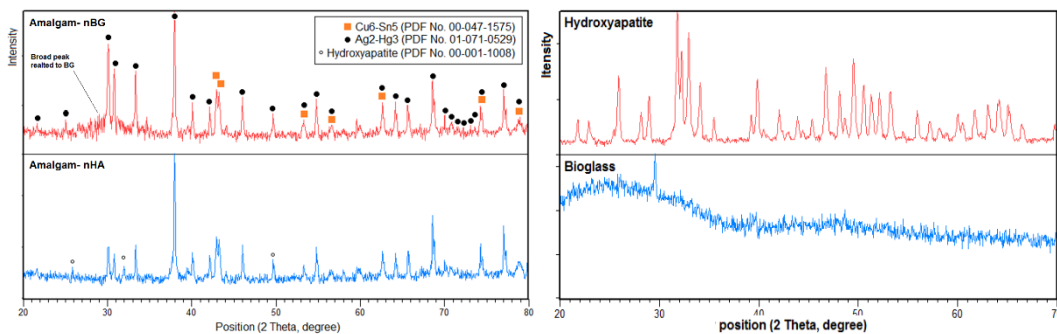
فازیابی توسط پراش پرتوی ایکس (XRD)

آنالیز فازی هیدروکسی آپاتیت، بایوگلاس و نمونه‌های

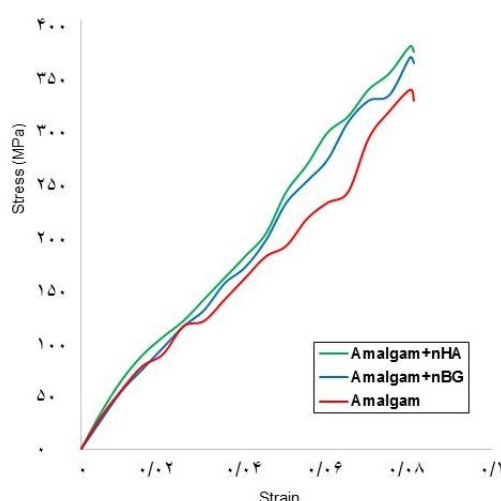
کامپوزیتی ساخته شده، به روش پراش اشعه‌ی ایکس (XRD: PANalytical, Netherland) با تابش $\text{CuK}\alpha$ با طول موج ۱/۵۴۱۸ آنگستروم در ولتاژ و شدت جریان ۴۰ kV و ۴۰ mA در محدوده‌ی $2\theta = 8^\circ - 20^\circ$ انجام شده و نتایج آنالیز پراش پرتوی ایکس (شکل ۳) به کمک نرم‌افزار Xpert، مورد بررسی قرار گرفت.

ارزیابی خواص مکانیکی

خواص مکانیکی کامپوزیت‌های حاصل، با آزمون فشار طبق استاندارد ASTM E9، توسط دستگاه (UTM: Shimadzu AGS 1000A, Japan) با نرخ ۰/۱ mm/sec انجام شد (۱۵). اطلاعات نیرو-جابجایی ذخیره و به شکل نمودار تنش-کرنش (شکل ۴) مورد تحلیل قرار گرفتند. این آزمون برای هر نمونه، ۴ بار تکرار و مقادیر میانگین گزارش شدند.



شکل ۳: الگوی پراش پرتوی ایکس کامپوزیت‌های آمالگام و نانوذرات هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس



نمودار ۱: نمودارهای حاصل از آزمون تنش-کرنش مهندسی آمالگام، آمالگام+ نانو بایوگلاس، آمالگام+ نانو هیدروکسی آپاتیت

یافته‌ها

۱- ریزساختار

در شکل ۱، نانوذرات بایوگلاس و هیدروکسی آپاتیت، با اندازه‌ی ذرات حدود ۲۵ و ۳۵ نانومتر مشاهده می‌شود. ریزساختار کامپوزیت حاوی ۲ درصد وزنی هیدروکسی آپاتیت با آشکارساز الکترون برگشتی (BSE Back Scattered Electron) در شکل ۲ ارائه شده است. ریزساختار دو کامپوزیت، باهم اختلاف قابل ملاحظه‌ای نداشته است. طبق این تصویر، به نظر می‌رسد که زمینه‌ی آلیاژ از سه فاز مختلف (سه رنگ روشن، متوسط و تیره) تشکیل شده است. در تصاویر الکترون برگشتی، فازهای روشن‌تر، دارای جرم اتمی بالاتری می‌باشد. برای تشخیص دقیق این فازها، از آنالیز عنصری پراش انرژی پرتوی ایکس (EDS) استفاده شد که نتایج آن در شکل ۲ ارائه شده است.

۲- بررسی فازها

الگوی پراش پرتوی ایکس کامپوزیت‌های حاوی ۲ درصد وزنی هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس و همچنین نانوذرات هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس در شکل ۳ ارائه شده‌اند. طبق این شکل، مشاهده می‌شود که پیک‌های اصلی نانوذرات به کامپوزیت‌ها منتقل شده است. همچنین مشاهده

مطالعه‌ی مقاومت به خوردگی به روش پولاریزاسیون

برای انجام آزمون پولاریزاسیون، ابتدا نمونه‌های آماده شده ی مان، سرد شدند و به وسیله‌ی کاغذ سنباده تا شماره‌ی P5000 با آب صیقل داده شدند. آزمون‌های خوردگی الکتروشیمیایی به وسیله‌ی دستگاه پتانسیواستات- گالوانو استات EG&G مدل PARSTAT 2273 با استفاده از یک سل استاندارد سه الکترودی شامل الکتروود مرجع کالومل، الکتروود کمکی از جنس گرافیت و الکتروود کاری و در محلول NaCl ۳/۵ درصد انجام شد. پس از قرارگیری نمونه‌ها در محلول به مدت ۲ ساعت و به ثبات رسیدن پتانسیل و اندازه‌گیری پتانسیل مدار باز (OCP)، آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک بر اساس استاندارد ASTM G59-97 انجام شد. منحنی‌های پلاریزاسیون تافلی نسبت به پتانسیل مدار باز و با سرعت روبشی ۱ میلی‌ولت بر ثانیه رسم گردیدند.

برای مقایسه‌ی دقیق داده‌های کمی، از آنالیز واریانس یک طرفه با استفاده از نرم‌افزار GraphPad Prism 6 استفاده شد. اختلاف آماری معنی‌دار اعلام گردید ($p \text{ value} < 0.05$). همچنین میانگین و انحراف معیار داده‌ها مورد مقایسه قرار گرفت.

۴- رفتار خوردگی

نتایج آزمون خوردگی به روش پلاریزاسیون، نشان می‌دهد که اضافه کردن هر دو بیوسرامیک به آمالگام، باعث بهبود مقاومت خوردگی در آمالگام می‌شود (جدول ۲). بررسی نتایج نشان می‌دهد، با اضافه کردن هیدروکسی آپاتیت، شدت جریان خوردگی به اعداد کوچک‌تر و اختلاف پتانسیل خوردگی به مقادیر مثبت‌تری نسبت به آمالگام و کامپوزیت آمالگام/بایوگلاس منتقل می‌گردد. هرچند که حضور نانوذرات بایوگلاس نیز سبب بهبود مقاومت به خوردگی نسبت به نمونه‌ی آمالگام شده است.

جدول ۲: پارامترهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در نمونه‌های مختلف

نمونه‌ها	E_{corr} (mV)	I_{corr} (μA)
HA آمالگام +۰ درصد	-۳۷۴/۳۱	۳/۲۳
HA آمالگام +۲ درصد	-۳۵۶/۵۱	۳/۰۲
BG HA آمالگام +۲ درصد	-۳۶۸/۳۷	۳/۱۱

بحث

بررسی نتایج نشان داد که فرضیه‌ی صفر پژوهش، صحیح نبوده و نانوذرات بیوسرامیک، تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر خواص آمالگام داشته‌اند. طبق تصویر ۱ (الف و ب)، مشاهده شد که نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس به ترتیب کوچک‌تر از ۳۵ و ۲۵ نانومتر بوده، و در زمینه‌ی کامپوزیت به صورت توده‌ای درآمده‌اند. از آنجایی که ذرات ریز هر دو بیوسرامیک، دارای جرم اتمی کم‌تری از زمینه‌ی آمالگام هستند، و همچنین تصاویر الکترون برگشتی میکروسکوپ‌های الکترونی روبشی بر مبنای کنتراست فازی است، لذا تشخیص ذرات بسیار ریز و سبک در زمینه‌ی چگال‌تر (آمالگام) مشکل خواهد بود.

طبق نتایج شکل ۲، مشاهده شد که، فاز تیره رنگ شماره‌ی ۳ از عناصر مس و قلع تشکیل شده که با فاز $\eta/$

می‌شود که آمالگام سخت شده، عاری از فاز نامطلوب γ_2 (Sn7Hg) بوده و لذا زمینه‌ی کامپوزیت به خوردگی، در محیط دهان حساس نخواهد بود (۱۶)، هر دو کامپوزیت، عاری از چنین فازی بوده‌اند؛ زمینه‌ی آمالگام کامپوزیت از فاز مقاوم به خوردگی $\eta/$ (Cu6Sn5) و فاز γ_1 (Ag_2Hg_3) تشکیل شده است. همچنین در زاویه‌ی ۳۷ درجه، پیک مربوط به هیدروکسی آپاتیت در کامپوزیت ۲ درصد وزنی هیدروکسی آپاتیت مشاهده می‌شود که حاکی از حضور این فاز در کامپوزیت می‌باشد. همچنین مشاهده می‌شود بین آمالگام و هیچ یک از بیوسرامیک‌ها، فاز و یا ترکیب جدیدی تشکیل نشده است. ضمناً در زاویه‌ی حدود ۳۰ درجه، پیک پهن مربوط به بایوگلاس در کامپوزیت ۲ درصد وزنی بایوگلاس قابل تشخیص است.

۳- خواص مکانیکی

نمودارهای حاصل از آزمون تنش-کرنش مهندسی نمونه‌های کامپوزیتی در شکل ۴ ارائه شده‌اند. رفتار شکست تمام کامپوزیت‌ها از نوع ترد و بدون تغییر شکل پلاستیک، قابل ملاحظه بوده است. این موضوع کاملاً با نتایج پراش پرتوی ایکس در تطابق است، زیرا طبق الگوی پراش پرتوی ایکس، آمالگام سخت شده، فقط از دو ترکیب بین فلزی تشکیل شده است و ترکیبات بین فلزی، ترد و سخت هستند. طبق نتایج آزمون فشار، با افزودن نانوذرات هیدروکسی آپاتیت به مقدار ۲ درصد، حداکثر استحکام فشاری کامپوزیت به اندازه‌ی ۱۵ درصد، افزایش یافته در حالی که با افزودن نانوذرات بایوگلاس به مقدار ۲ درصد، حداکثر استحکام فشاری کامپوزیت به اندازه‌ی ۱۲ درصد افزایش یافته است.

استحکام فشاری آمالگام و کامپوزیت آمالگام حاوی ۲ درصد وزنی هیدروکسی آپاتیت و کامپوزیت آمالگام حاوی ۲ درصد وزنی بایوگلاس به ترتیب حدود 5 ± 325 ، 7 ± 373 ، 4 ± 364 مگاپاسکال اندازه‌گیری شده است.

هستند، اما شباهت ساختار بلوری می‌تواند دلیلی برای اثرگذاری بیشتر هیدروکسی آپاتیت بر منیزیم نسبت به بایوگلاس باشد.

همچنین افزودن نانوذرات هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس سبب بهبود حداکثر ۱۵ و ۱۲ درصدی استحکام فشاری و بهبود مقاومت به خوردگی آمالگام شده است. دلیل افزایش استحکام کامپوزیت را می‌توان در حضور پراکنده‌ی نانوذرات فاز سخت سرامیکی در زمینه‌ی فلزی آمالگام دانست.

همچنین دلیل بهبود مقاومت به خوردگی، ناشی از آن بود که هیدروکسی آپاتیت و بایوگلاس به عنوان بیوسرامیک دارای مقاومت به خوردگی خوبی هستند. اگرچه با افزایش مقدار نانوذرات بیوسرامیک در زمینه‌ی آمالگام، مقاومت به خوردگی دائماً افزایش خواهد یافت، اما استحکام پس از محدوده‌ای کاهش خواهد یافت (۱۷)، لذا تعیین مقدار بهینه‌ی نانوذرات نیز پارامتر مؤثری می‌باشد. از آنجایی که افزودن نانوذرات، تأثیر منفی در فرایندپذیری آمالگام نداشته و تأثیری قابل تشخیص در زمان و نحوه‌ی سخت شدن آمالگام نداشته است و از آنجایی که سبب بهبود خواص مکانیکی و مقاومت به خوردگی آمالگام شده‌اند، لذا این کامپوزیت به عنوان کاندیدای مناسب برای پر کردن دندان با عوارض جانبی کمتر معرفی می‌گردد. پیشنهاد می‌شود از نانوسرامیک‌های سخت‌تر مانند آلومینا نیز برای تقویت آمالگام استفاده شود. هرچند این بیوسرامیک، زیست‌فعال نبوده و سبب بهبود زیست‌فعالی آمالگام نخواهد شد، اما ممکن است سبب بهبود خواص مکانیکی آمالگام گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه نشان داد، با افزایش نانوذرات بیوسرامیک‌های بایوگلاس و به ویژه هیدروکسی آپاتیت در آمالگام، مقاومت به خوردگی آن به واسطه‌ی افزایش ذرات سرامیکی در سطح (کاهش سطح تماس فلز)، افزایش یافته و استحکام تا حدود ۱۵ درصد افزایش یافته است. لذا

(Cu6Sn5) آنالیز پراش پرتوی ایکس، همخوانی دارد. فاز خاکستری رنگ شماره‌ی ۲ از عناصر نقره، جیوه، قلع و مس تشکیل شده که به نظر می‌رسد مخلوطی از دو فاز η' (Cu6Sn5) و فاز γ_1 (Ag2Hg3) آنالیز پراش پرتوی ایکس می‌باشد و فاز روشن شماره‌ی ۱ از عناصر نقره و جیوه تشکیل شده که ترکیب آن با فاز γ_1 (Ag2Hg3) آنالیز پراش پرتوی ایکس همخوانی دارد. نتایج آنالیز شیمیایی با ترکیب شیمیایی تحقیقات چاودرای و همکاران (۱۶)، کاملاً منطبق بود، طبق تحقیقات ایشان، آمالگام با مواد اولیه‌ی مشابه، پس از سخت شدن دارای فازهای η' و γ_1 بوده است.

طبق نتایج سایر محققین، فاز نامطلوب γ_2 (Sn7Hg) در زمینه‌ی آمالگام، سبب افزایش میل به خوردگی در محیط دهان خواهند شد (۱۶)، در حالی که بررسی‌های آنالیز فازی توسط پراش پرتوی ایکس (XRD) در این مطالعه، بیانگر عدم تشکیل این فاز نامطلوب در کامپوزیت هستند و آمالگام مورد استفاده، از کیفیت مطلوب برخوردار بوده است. همچنین به نظر می‌رسد افزودن نانوذرات بیوسرامیک هیدروکسی آپاتیت و یا بایوگلاس به زمینه‌ی آمالگام هم باعث تشکیل فاز نامطلوب γ_2 (Sn7Hg) نشده و تأثیر منفی در فرایند نداشته است. در واقع می‌توان گفت که حضور نانوذرات بیوسرامیک هیدروکسی آپاتیت و یا بایوگلاس در زمینه‌ی آمالگام، سبب افت کیفیت آن از دیدگاه فازهای مضر نشده است و فاز و ترکیب شیمیایی جدیدی بین آمالگام و هیدروکسی آپاتیت و یا بایوگلاس تشکیل نشده است (واکنش شیمیایی نامطلوب بین این مواد رخ نداده است) و این ذرات در زمینه‌ی آمالگام، از لحاظ شیمیایی کاملاً خنثی عمل کرده‌اند.

طبق نتایج شکل ۳، مشاهده شد که بایوگلاس، دارای ساختار آمورف بوده و هیدروکسی آپاتیت بلوری می‌باشد. این موضوع می‌تواند دلیلی برای هماهنگی بهتر و تأثیر بهتر هیدروکسی آپاتیت بر زمینه‌ی کریستالی منیزیم باشد. هرچند که هر دو بیوسرامیک بایوگلاس و هیدروکسی آپاتیت، دارای اندازه‌ی ذرات کوچک‌تر از ۵۰ نانومتر

قدردانی

نویسندگان از دانشگاه آزاد اسلامی واحد تیران قدردانی می کنند.

نانوذرات هیدروکسی آپاتیت در آمالگام به مقدار ۲ درصد وزنی، به عنوان پر کننده جدید دندانی مناسب تری نسبت به بایوگلاس معرفی می گردد.

References

1. Durnan JR. Esthetic dental amalgam-composite resin restorations for posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1971; 25(3): 175-6.
2. Zardiackas LD, Bayne SC. Fatigue characterization of nine dental amalgams. *Biomaterials* 1985; 6(1): 49-54.
3. Anderson MH, McCoy RB. Dental amalgam: The state of the art and science. *Dent Clin North Am* 1993; 37(3): 419-31.
4. Acciari, Guastaldi, Brett. Corrosion of dental amalgams: electrochemical study of Ag-Hg, Ag-Sn and Sn-Hg phases. *Electrochimica Acta* 2001; 46(24-25): 3887-93.
5. Guerra M, Ferreira C, Carvalho ML, Santos JP, Pessanha S. Distribution of toxic elements in teeth treated with amalgam using μ - energy dispersive X-ray fluorescence. *Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy* 2016; 122: 114-7.
6. Al-Saleh I, Al-Sedairi AA. Mercury (Hg) burden in children: the impact of dental amalgam. *Sci Total Environ* 2011; 409(16): 3003-15.
7. Barkmeier WW, Cooley RL. Amalgam restoration with a composite resin window. *Quintessence Int Dent Dig* 1979; 10(4): 31-4.
8. Cardash HS, Bichacho N, Imber S, Liberman R. A combined amalgam and composite resin restoration. *J Prosthet Dent* 1990; 63(5): 502-5.
9. Brett CMA, Ioanitescu I, Trandafir F. Influence of the biological fluid on the corrosion of dental amalgam. *Corrosion Science* 2004; 46(11): 2803-16.
10. van Noort R. Introduction to dental materials. 1st ed. St. Louis: Mosby; 1994. p. 74-87.
11. Dodes JE. The amalgam controversy. An evidence-based analysis. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(3): 348-56.
12. Skinner EW, Phillips RW. The science of dental materials. 10th ed. WB Saunders; 1996. p. 361-85.
13. Shojai MS, Khorasani MT, Dinpanah Khoshdargi E, Jamshidi A. Synthesis methods for nanosized hydroxyapatite with diverse structures. *Acta Biomaterialia* 2013; 9(8): 7591-21.
14. Jones JR. Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia* 2013; 9(1): 4457-86.
15. Darvell BW. Development of strength in dental silver amalgam. *Dent Mater* 2012; 28(10): e207-17.
16. Chowdhury ND, Ghosh KS. Electrochemical behaviour of dental amalgam in natural, artificial saliva and in 0.90 wt.% NaCl solution. *Corrosion Science* 2018; 133: 217-30.
17. Khodaei M, Amini K, Mahdavian P. Fabrication and evaluation of amalgam/nano hydroxyapatite composites for dental restoration. *Materials Research Express* 2018; 5(10): 105403.

Evaluation of the Effects of Two Different Nano-Bioceramics on Improving the Properties of Dental Amalgam

Mohammad Khodaei¹

Kamran Amini²

Parinaz Mahdavian³

1. **Corresponding Author:** Department of Materials Science and Engineering, Golpayegan University of Technology, Isfahan, Iran.

Email: khodai1358@gmail.com

2. Department of Mechanical Engineering, Tiran Branch, Islamic Azad University, Tiran, Isfahan, Iran.

3. Dentist, Isfahan, Iran.

Abstract

Introduction: Amalgam is one of the most commonly used dental restorative materials, whose clinical use is still a matter of controversy among researchers. The alloy is criticized due to its mercury content and its dangers and limited resistance to corrosion in the body. In the present study amalgam/nano-hydroxyapatite and amalgam/nano-bioglass composites were produced to eliminate the currently existing limitations and evaluate the effect of the type of reinforcing agent on the mechanical properties and corrosion resistance of amalgam.

Materials & Methods: In this analytical in vitro study, amalgam/nano-hydroxyapatite and amalgam/nano-bioglass composites with 2 wt% of nano-bioceramic were produced. Nano-bioceramic was added to the amalgam powder before adding mercury, followed by mixing with mercury in an amalgamator and compression in a steel mold. The microstructure of hardened samples was evaluated by scanning electron microscopy (SEM). In addition, the mechanical properties of the composites were evaluated using a universal compression test device. Resistance to corrosion of composites was studied by potentiodynamic polarization method. To compare the quantitative data, one-way ANOVA was performed using Graph Pad Prism 6 software ($\alpha = 0.05$).

Results: The results showed that by increasing both bioceramics of hydroxyapatite and bioglass, corrosion resistance of composites increased, with hydroxyapatite exerting a greater impact on corrosion resistance of amalgam in the saline solution. In addition, incorporation of 2 wt% of bioglass and hydroxyapatite resulted in 12 and 15 percentages of improvement in the mechanical properties of the composites.

Conclusion: The developed amalgam basic composites seemed to be good choices for restoration of posterior teeth, with less harmful effects (lower corrosion and higher strength), and hydroxyapatite nanoparticles were more effective than bioglass.

Key words: Amalgam, Bioglass, Hydroxyapatite, Mechanical properties.

Received: 8.10.2018

Revised: 16.2.2019

Accepted: 3.3.2019

How to cite: Khodaei M, Amini K, Mahdavian P. Evaluation of the Effects of Two Different Nano-Bioceramics on Improving the Properties of Dental Amalgam. J Isfahan Dent Sch 2019; 15(1): 83-91.