

رشد لایه فعال آپاتیتی بر روی سیمان گلاس آینومر به روش بیومیمتیک

ژامک نورمحمدی^۱، سید خطیب الاسلام صدر نژاد^۲، علی اصغر بهنام قادر^۳.

پژوهشگاه مواد و انرژی

Jnour@merc.ac.ir

چکیده

سیمان های گلاس آینومر از اوایل دهه ۶۰ میلادی به عنوان سیمان های دندانپزشکی معرفی شدند و مورد استفاده قرار گرفتند. در صورتیکه سیمان های گلاس آینومر خاصیت بیواکتیویته از خود نشان دهند، بهترین کاندید برای تثبیت ایمپلنت های ارتوپدی به استخوان مجاور می شوند. در این پژوهش تاثیر زمان نگهداری در محیط شبیه سازی شده بدن (SBF) بر روی خواص زیست فعالی و میزان Osteoconductivity سیمان گلاس آینومر گیرش یافته با نور به منظور استفاده در کاربردهای ارتوپدی بررسی شد. نمونه های به دست آمده توسط آنالیزهای تفرق اشعه ایکس (XRD)، میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مورد بررسی قرار گرفتند. بر خلاف گزارشات مبنی بر محدودیت ایجاد سیمان های گلاس آینومر بیواکتیو، یافته های این تحقیق نشان می دهد که توانایی گرو های سیلانولی و کربوکسیلی برای ایجاد جوانه های آپاتیت، به شدت به ساختار ماده بستگی دارد. در واقع رهایش یون های کلسیم از سیمان در محلول SBF، فاکتور فعالیت یونی تشکیل آپاتیت در محیط اطراف را افزایش می دهد و در نتیجه جوانه زنی آپاتیت در حضور گرو های سیلانولی و کربوکسیلی تسریع می شود.

واژه های کلیدی: سیمان گلاس آینومر، آپاتیت، روش بیومیمتیک، سیمان استخوانی.

۱- دانشجوی دکتری مهندسی مواد پژوهشگاه مواد و انرژی

۲- عضو هیئت علمی دانشگاه صنعتی شریف

۳- عضو هیئت علمی پژوهشگاه مواد و انرژی

۱- مقدمه

سیمان های گلاس آینومر از اوایل دهه ۶۰ میلادی به عنوان سیمان های دندان‌ معرفی شدند و مورد استفاده قرار گرفتند [۱-۳]. در اواخر دهه ۸۰ میلادی محققین با مقایسه عملکرد سیمان‌های پلی متیل متا اکریلات و گلاس آینومر، دریافتند که سیمان‌های گلاس آینومر برخلاف سیمان‌های PMMA، فاقد واکنش‌های گرمازا در حین گیرش و همچنین فاقد مونومرهای آزاد می‌باشند و در نتیجه زیست سازگاری بهتری را نسبت به سیمان‌های استخوانی PMMA از خود نشان می‌دهند. از طرفی این سیمان‌ها امکان آزادسازی عوامل دارویی جهت درمان را دارند و در مقایسه با سیمان‌های استخوانی بیواکتیو که اتصال قوی شیمیایی را با استخوان برقرار می‌کنند، استحکام مکانیکی بسیار بالاتری را از خود نشان می‌دهند. به طور کلی سیمان‌های گلاس آینومر در طی چند دقیقه گیرش می‌یابند و استحکام بالایی را بدون انقباض و بدون ایجاد دمای بالا ایجاد می‌کنند [۴و۵].

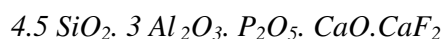
تاکنون گزارشات زیادی حاکی از آن بوده است که سیمان‌های گلاس آینومر در تماس با استخوان چسبندگی مناسبی داشته‌اند و این سیمان‌ها با استخوان پیوند مستقیمی را تشکیل می‌دهند بدون آنکه بافت فیروزی ایجاد کنند. ولی باید توجه داشت که اتصال سیمان‌های گلاس آینومر با استخوان از نوع در همگیری مکانیکی می‌باشد و این سیمان‌ها پس از تماس با استخوان‌های مجاور اتصالات قوی شیمیایی برقرار نمی‌کنند [۶]. همانطور که می‌دانیم از شروط لازم جهت اتصال شیمیایی مواد به استخوان، تشکیل لایه آپاتیت بر روی سطح ماده در محیط بدن می‌باشد [۷].

با توجه به مطالعات انجام شده گروه‌های Si-OH و COOH- بهترین مکان‌ها برای جوانه زنی آپاتیت می‌باشند. از طرفی می‌دانیم که این گروه‌ها به طور گسترده‌ای در سطح شیشه و در پلی اکریلیک اسید یافت می‌شوند. لذا گمان می‌رود که این سیمان‌ها با قرارگیری در محیط بدن، بیواکتیو شوند. این در حالیست که در مطالعات کلینیکی و تصویر برداری از نحوه اتصالات این سیمان‌ها با استخوان هیچگونه اتصال شیمیایی با استخوان مجاور مشاهده نشده است [۸-۱۲]. Kamikitahara و همکارانش با مطالعه بر روی یک نوع سیمان گلاس آینومر تجاری (Shofa Inc., Japan)، گزارش کردند که در سیمان‌های گلاس آینومر به دلیل رهايش پلی اکریلیک اسید، جوانه‌های آپاتیت به سختی ایجاد می‌شود [۱۳].

از آن جایی که امروزه روش‌های نوین برای بهینه‌سازی خواص این سیمان‌ها در جهان در حال گسترش است به نظر میرسد قابلیت فعال‌سازی سطوح این سیمان‌ها از لحاظ زیستی به منظور گسترش کاربرد آنها در پزشکی بسیار ضروری است. لذا در این پژوهش سعی شده است که با قرارگیری سیمان حاصله در محیط شبیه‌سازی شده بدن، میزان رشد لایه آپاتیته بر روی سیمان‌های گلاس آینومر اصلاح شده با رزین در زمان‌های مختلف بررسی شود.

۲- فعالیت های تجربی

برای تهیه شیشه مورد استفاده در سیمان گلاس آینومر ابتدا مقادیر مشخصی از SiO_2 با خلوص ۹۹/۹٪ (همدان- ایران)، $\text{Al}(\text{OH})_3$ (مرک، ۱۰۹۱، آلمان)، $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (مرک، ۲۱۴۶، آلمان)، CaCO_3 (مرک، ۲۰۶۴، آلمان) و CaF_2 (مرک، ۲۸۴۰، آلمان) مطابق فرمول زیر انتخاب شد.



مواد مورد نظر با در صد وزنی مشخص توزین و مخلوط شدند. پس از تهیه مخلوط همگن، مخلوط حاصل داخل بوتله های آلومینای ریخته و در کوره قوس الکتریکی در محدوده دمایی ۱۴۵۰ درجه سانتی گراد به مدت دو ساعت نگهداری و ذوب شد. مذاب حاصله در داخل ظرفی حاوی آب دی یونیزه ریخته شد تا سریعاً سرد شود. فریت به دست آمده پس از خشک شدن در دمای ۱۵۰ درجه سانتی گراد به مدت دو ساعت، تا اندازه ذرات زیر ۴۵ میکرومتر آسیاب گردید. سپس پودر به دست آمده با مایع Fuji II LC (Improved) به خوبی مخلوط شد و سیمان مورد نظر طبق روش های استاندارد (ISO-۴۰۴۹) در قالب تفلونی تهیه شد. عملیات گیرش بر روی سیمان حاصله به کمک دستگاه گیرش دهنده نور (فراز مهر، اصفهان، ایران) برای مدت زمان ۴ دقیقه انجام گرفت.

سیمان های تهیه شده در ظروف پلی اتیلنی حاوی ۲۰ میلی لیتر محلول شبیه سازی شده بدن (جدول ۱) قرار گرفتند. ظروف محتوی نمونه ها و محلول در داخل انکوباتور در دمای ۳۷/۱۵ درجه سانتی گراد برای مدت زمان های ۱، ۷ و ۱۴ روز نگهداری شدند. به منظور شبیه سازی هر چه بیشتر شرایط بدن محلول SBF هر ۲۴ ساعت یک بار تعویض شد. پس از گذشت زمان های مورد نظر، نمونه ها به دقت با آب دیونیزه شسته شدند و در دمای محیط خشک شدند.

جدول ۱- ترکیب شیمیایی محلول شبیه سازی شده بدن [۱۴].

مواد	میزان
NaCl	۷/۹۶۶ g
NaHCO ₃	۰/۳۵۰ g
KCl	۰/۲۲۴ g
K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O	۰/۲۲۸ g
MgCl ₂ ·6H ₂ O	۰/۳۰۵ g
1M-HCl	۴۰ mL
CaCl ₂	۰/۲۷۸ g
Na ₂ SO ₄	۰/۰۷۱ g
(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	۶/۰۵۷ g

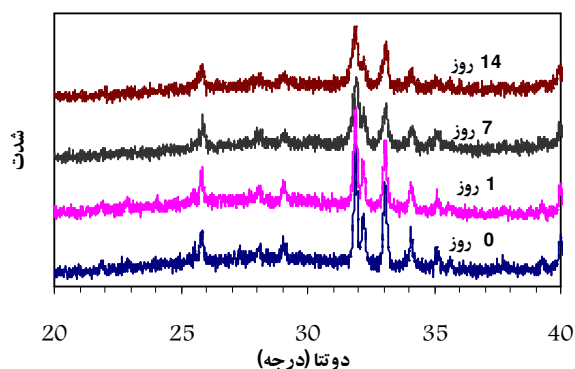
به منظور تعیین مقدار عددی اکسید های موجود در شیشه و میزان فراریت ترکیبات، آنالیز عنصری XRF با مشخصات دستگاهی (ARL XRF-8410) انجام گرفت (جدول ۲). تغییر مورفولوژی سطح سیمان و همچنین جوانه زنی و رشد لایه کلسیم فسفاتی ایجاد شده به کمک میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM; CAMBRIGE S360) مورد بررسی قرار گرفت. طیف اشعه ایکس سیمان قبل و بعد از غوطه وری در محلول شبیه سازی بدن در زمان های مختلف با مشخصات دستگاهی (Philips PW 3710) در محدوده زاویه ۲۰ تا ۴۰ درجه با سرعت $0.0058^\circ/s$ صورت گرفت. تغییر pH و غلظت یون های کلسیم و فسفر در زمان های مختلف نیز به ترتیب با pH متر (Ω Metrohm) و آنالیز شیمیایی پلاسمای جفت شده القایی (ICP-AES; 3410) اندازه گیری شد.

۳- نتایج

در جدول (۲)، مقدار عددی اکسید های موجود در شیشه بر حسب درصد وزنی نشان داده شده است.

جدول ۲- تغییر در صد وزنی اکسید های موجود در شیشه پس از ذوب

اکسید ها	در صد وزنی (wt. %)	
	قبل از ذوب	بعد از ذوب
SiO ₂	۲۵/۹۱	۲۴/۲۵
Al ₂ O ₃	۲۹/۳۶	۲۸/۲۳
P ₂ O ₅	۱۳/۶۳	۱۲/۲۸
CaO	۱۶/۱۲	۱۵/۹۹
CaF ₂	۱۴/۹۷	۱۲/۷۹

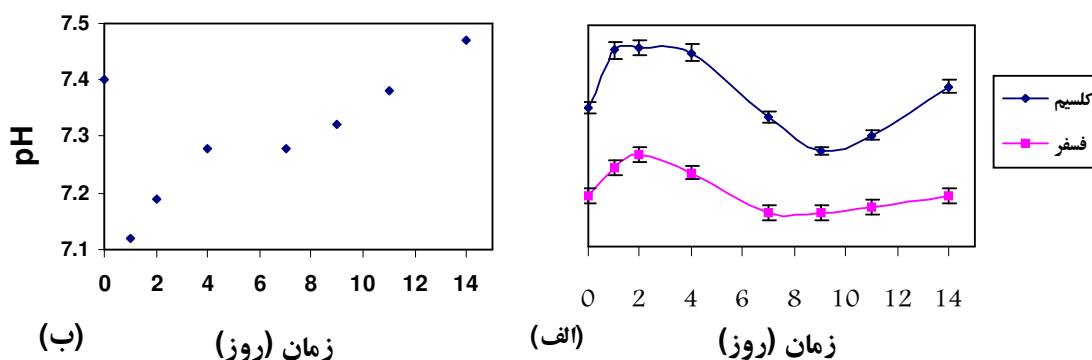


شکل ۱- تغییر طیف XRD سیمان گلاس آینومر قرار گرفته در محلول SBF با زمان

طیف XRD سیمان قبل و پس از غوطه وری در محلول SBF، در محدوده زاویه ای ۲۰ تا ۴۰ درجه در شکل (۱) نشان داده شده است. همان طور که در شکل دیده می شود، در سیمان گلاس آینومر پیک های اصلی هیدروکسی آپاتیت (۲/۸۱، ۲/۷۲ و ۲/۷۸) وجود دارد (استاندارد JCPDS به شماره ۱۹۹۸-۸۴). پس از غوطه وری سیمان در محلول SBF، پیک دیگری غیر از کریستال هیدروکسی آپاتیت در سیمان ایجاد نشده است. از طرفی شدت پیک ها با گذشت زمان کم شده و پیک ها نیز پهن تر شده اند که این امر بیانگر این است که هیدروکسی آپاتیت با کریستالینیتی پایین سطح سیمان را پوشانیده است. بر اساس رابطه (۱) میزان کریستالینیتی هیدروکسی آپاتیت ایجاد شده بر سطح سیمان اندازه گیری شد [۱۵].

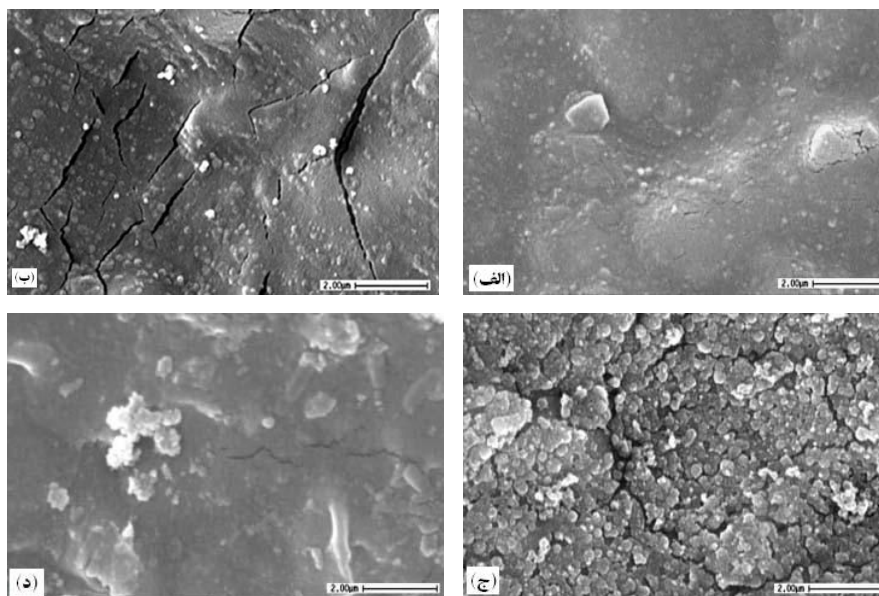
$$X_c \approx 1 - (V_{112/300} / I_{300}) \quad (1)$$

به طوریکه $V_{112/300}$ شدت فاصله بین انعکاس صفحات (۱۱۲) و I_{300} شدت انعکاس صفحه (۳۰۰) می باشد. نتایج حاکی از آن بود که میزان کریستالینیتی پس از ۱۴ روز غوطه وری از ۷۱٪ به ۴۴٪ کاهش یافته است.



شکل ۲- تغییرات (الف) غلظت یون های کلسیم و فسفر و (ب) pH محلول SBF با گذشت زمان.

همان طور که در شکل (۲) دیده می شود، پس از گذشت یک روز از غوطه وری سیمان در SBF، pH سریعاً از ۷/۴ به ۷/۱۲ کاهش می یابد ولی با گذشت زمان تا ۱۴ روز pH به تدریج زیاد می شود. با دقت در روند تغییر غلظت یون های کلسیم و فسفر با زمان در می یابیم که در روزهای اولیه غلظت هر دو یون در محلول SBF، افزایش یافته است. با افزایش زمان غوطه وری، غلظت یون ها ابتدا کاهش و سپس افزایش می یابد.



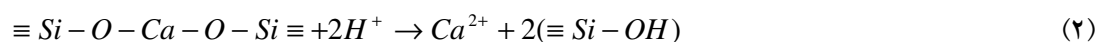
شکل ۳- تصویر SEM از مراحل جوانه زنی و رشد لایه کلسیم فسفاتی ایجاد شده در سطح سیمان گلاس آینومر اصلاح شده با رزین (الف) قبل از غوطه وری (ب) پس از یک روز غوطه وری (ج) پس از ۷ روز غوطه وری (د) پس از ۱۴ روز غوطه وری

شکل (۳) تصویر SEM از مراحل اولیه جوانه زنی و رشد و همچنین تغییر مورفولوژی لایه کلسیم فسفاتی ایجاد شده در سطح سیمان گلاس آینومر اصلاح شده با رزین در طی ۱۴ روز غوطه وری در محلول SBF را نشان می دهد. همان طور که در شکل ۳-الف دیده می شود، در سیمان گلاس آینومر ذرات شیشه توسط ماتریکس پلیمری احاطه شده است. با گذشت ۱ روز از قرارگیری در محلول SBF، جوانه های کروی شکل کلسیم فسفاتی با قطر تقریبی ۸۰-۱۰۰ نانومتر در سطح سیمان ایجاد می شود (شکل ۳-ب). با افزایش زمان غوطه وری با به هم پیوستن جوانه ها، آگلومره های کلسیم فسفاتی تشکیل می شوند. که در نهایت این آگلومره ها به هم پیوسته و لایه نازک کلسیم فسفاتی در سطح سیمان ایجاد می شود و این روند ادامه می یابد (شکل ۳-ج و د).

۴- بحث

طیف XRD سیمان گلاس آینومر مورد آزمایش قبل از غوطه وری در محلول (شکل ۱)، نشان می دهد که سیمان مورد آزمایش یک سیمان آپاتیتی است. این امر به دلیل وجود یون های کلسیم و فسفر در جزء پودری سیمان می باشد. در واقع در سیمان های گلاس آینومر اصلاح شده با رزین، هر دو مکانیزم پلیمریزاسیون با نور و واکنش اسید- باز سبب گیرش سیمان می شود. بنابراین یون های کلسیم رها شده از شیشه (طبق واکنش ۲) با

گروههای فسفاتی در ماتریکس پلی نمکی پیوند بر قرار می کنند و در نتیجه سیمان کلسیم فسفاتی ایجاد می شود [۱۶-۱۸].



پس از غوطه وری سیمان در محلول SBF، هیدروکسی آپاتیت با کریستالینیتی پایین در سطح سیمان به دلیل وجود گروه های Si-OH موجود در شیشه و COOH اسید پلیمری ایجاد می شود. از آنجاییکه این گروه ها در محیط بدن دارای بار منفی می باشند [۱۹ و ۲۰]، لذا با جذب یون های کلسیم و در نهایت فسفر از محلول، جوانه های هیدروکسی آپاتیت در سطح سیمان از طریق جوانه زنی هتروژن ایجاد می شود. با گذشت زمان جوانه های ایجاد شده با جذب یونهای کلسیم و فسفر از محیط رشد می یابند.

بر خلاف گزارشات مبنی بر محدودیت ایجاد سیمان های گلاس آینومر بیواکتیو [۱۳ و ۱۴]، یافته های این تحقیق نشان می دهد که توانایی گروه های سیلانولی و کربوکسیلی برای ایجاد جوانه های آپاتیت، به شدت به ساختار ماده بستگی دارد. در واقع رهایش یون های کلسیم از سیمان در محلول SBF، فاکتور فعالیت یونی (IP) تشکیل آپاتیت در محیط اطراف را افزایش می دهد (شکل ۲-الف). بنابراین جوانه زنی آپاتیت در حضور گروه های سیلانولی و کربوکسیلی تسریع می شود.

کاهش pH محلول در ۲۴ ساعت اولیه (شکل ۲-ب) نشان دهنده رهایش یون های اسیدی نظیر پلی اکریلیک اسید، فسفات و... از سیمان می باشد. همچنین رسوب جوانه های آپاتیته بر سطح سیمان نیز منجر به کاهش pH می شود. همان طور که می دانیم تشکیل آپاتیت همراه با مصرف گروه های هیدروکسیل از محیط می باشد [۲۱]. بنابراین مطابق با اصل لوشاتلیه، سیستم به سمت افزایش غلظت H^+ می رود. با گذشت زمان جوانه های آپاتیته ایجاد شده با جذب یون های کلسیم، فسفات و کربنات از محیط رشد می کنند. بنابراین با وجود رهایش یون های کلسیم از سیمان به نظر می رسد که فاکتور موثر در افزایش pH محلول با گذشت زمان، جذب یون های فسفاتی و کربناتی محلول می باشد.

تصاویر SEM نشان می دهد که جوانه های کروی نانومتری کلسیم فسفاتی پس از یک روز غوطه وری در محلول SBF، در سطح سیمان گسترده شده اند (شکل ۳-ب). در واقع قابلیت بالای گروه های شیمیایی سیلانولی و کربوکسیلی موجود در سیمان همراه با رهایش یون های کلسیم از سیمان، سبب جوانه زنی هتروژن هیدروکسی آپاتیت بر سطح سیمان شده است. با افزایش زمان غوطه وری آگلومره های نسبتاً کروی در اثر جوانه زنی ثانویه ایجاد می شود که با گذشت زمان این آگلومره ها به هم پیوسته و لایه نازکی از هیدروکسی آپاتیت تقریباً تمام سطح سیمان را می پوشاند (شکل ۳-ج). این امر بیانگر این واقعیت است که جوانه زنی کلسیم فسفات ها بر روی جوانه هایی با ترکیب مشابه آسانتر از سطوحی با ترکیب شیمیایی متفاوت صورت می گیرد. همان طور که در شکل (۳-د) دیده می شود، پس از ۱۴ روز غوطه وری در SBF جوانه هایی با

مورفولوژی های مختلف مجددا بر سطح لایه ایجاد شده تشکیل شده است. در واقع ابتدا جوانه های میله ای شکل بوجود آمده اند که مانند ریشه درخت به هم متصل شده اند و مجددا بر روی آن ها جوانه های کروی شکل تشکیل شده اند. این پدیده به دلیل جذب کربنات ها از SBF و تشکیل کربنات آباتیت می باشد. محققان معتقدند که هیدروکسی آباتیت ایجاد شده در اثر رسوب از محلول و در دمای پایین از نوع کربنات آباتیت می باشد و در این حالت گروه های کربناتی به صورت جزئی جایگزین گروه های فسفاتی می شوند [۲۲]. در حقیقت کربنات ها بسته به مقدارشان سبب تغییر ساختار و در نتیجه مورفولوژی جوانه های هیدروکسی آباتیت می شوند [۲۱].

۴- نتیجه گیری

نتایج حاصله از این پژوهش نشان می دهد که کربنات آباتیت با کریستالینیتی پایین بر سطح سیمان گلاس آینومر اصلاح شده با رزین به روش بیومیمتیک (غوطه وری در محلول شبیه سازی شده بدن) ایجاد شده است. در واقع علاوه بر حضور گروه های سیلانولی و کربوکسیلی (مکان های جوانه زنی آباتیت) در ساختار سیمان، رهایش یون های کلسیم از سیمان به داخل محلول شبیه سازی شده بدن سبب افزایش اکتیویته یونی تشکیل آباتیت شده است. بنابراین ابتدا جوانه های اولیه از طریق فرایند جوانه زنی هتروژن تشکیل می شوند و سپس طی فرایند جوانه زنی ثانویه به صورت آگلومره هایی در می آیند که به هم پیوسته و لایه نازکی از جنس کربنات آباتیت سطح سیمان را می پوشاند و این فرایند ادامه می یابد.

۵- مراجع

- [1] Wilson, A.D. and McLean, J.W., "Glass Ionomer Cement, Quintessence", Chicago. 1998.
- [2] Mount, G.J." Clinical performance of glass-ionomers", Biomaterials, Vol. 19, pp. 573-79, 1998.
- [3] Kanchanasita, W. , Anstice, H.M. and Pearson, G.J., " Long-term flexural strengths of resin-modified glass-ionomer cements", Biomaterials, Vol. 19, pp. 1703-13, 1998.
- [4] Hatton, P.V. , Hurrell-Gillingham, K. and Brook, I.M., " Biocompatibility of glass-ionomer bone cements", J of Dentistry, Vol. 34, pp. 598-601, 2006.
- [5] Yap, A.U.J., Pek, Y.S., Kumar, R.A., Cheang, P. and Khor, K.A., " Experimental studies on a new bioactive material: HA Ionomer cements", Biomaterials, Vol. 23, pp. 955-62, 2002.
- [6] Brook, I.M. and Hatton, P.V. , "Glass-ionomers: bioactive implant materials", Biomaterials, Vol. 19, pp. 565-71, 1998.
- [7] Hench L., " Bioceramics: from concept to clinic". J Am Ceram Soc, Vol. 74, pp. 1487-510, 1991.
- [8] Kokubo, T., " Bioactive glass ceramics: properties and applications", Biomaterials, Vol. 12, pp. 155-63, 1991.
- [9] Ohtsuki, C., kokubo, T. and Yamamura, T., "Mechanism of apatite formation on CaO-SiO₂-P₂O₅ glasses in simulated body fluid", J Non-Cryst Solids, Vol. 143, pp. 84-92, 1992.
- [10] Liu, X., Ding, C. and Chu, P.K. , "Mechanism of apatite formation on wollastonite coatings in simulated body fluids", Biomaterials, Vol. 25, pp. 1755-61, 2004.
- [11] Li, P., Ohtsuki, C., kokubo, T., Nakanishi, K., Soga, N., Nakamura, T. and Yamamuro, T., " Apatite formation induced by silica gel in a simulated body fluid", J Am Ceram Soc, Vol. 75, pp. 2094-7, 1992.

- [12] Tanahashi, M. and Matsuda, T., "Surface functional group dependence on apatite formation on self-assembled monolayers in a simulated body fluid ", J Biomed Mater Res, Vol. 34, No. 3, pp. 305-15, 1997.
- [13] Kamitakahara, M., Kawashita, M., Kokubo, T. and Nakamura, T., " Effect of polyacrylic acid on the apatite formation of bioactive ceramic in a simulated body fluid: fundamental examination of the possibility of obtaining bioactive glass-ionomer cements for orthopaedic use", Biomaterials, Vol. 22, pp. 3191-96 ,2001.
- [14] Kokubo, T., Kushitani, H., Sakka, S., Kitsugi, T. and Yamamuro, T., " Solution able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramics A-W.", J Biomed Mater Res, Vol. 24, pp.721-34, 1990.
- [15] Pang, Y.X. and Bao, X., "Influence of temperature, ripening time and calcination on the morphology and crystallinity of hydroxyapatite nanoparticles", J Eur ceram soc, Vol. 23, pp. 1697-1704, 2003.
- [16] Young, A.M., Rafeeka, S.A. and Howlett J.A., " FTIR investigation of monomer polymerisation and polyacid neutralisation kinetics and mechanisms in various aesthetic dental restorative materials", Biomaterials, Vol. 25, pp. 823-33, 2004.
- [17] Nourmohammadi J, Salarian R, Solati-Hashjin M, Moztarzadeh F., "Dissolution behavior and fluoride release from new glass composition used in glass-ionomer cements". Ceram Int , Vol. 33, pp. 557-61, 2007.
- [18] Matsuya S, Maeda T, Ohta M., " IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement". J Dent Res; Vol. 75, No. 12, pp. 1920-27,1996.
- [19] Kawai T, Ohtsuki C, Kamitakahara M, Miyazaki T, Tanihara M, Sakaguchi Y, Konagaya S., " Coating of an apatite layer on polyamide films containing sulfonic groups by a biomimetic process". Biomaterials, Vol. 25, pp. 4529-34,2004.
- [20] Andersson OH, Karlsson KH., " On the bioactivity of silicate glass", J Non-Cryst Solids , Vol. 129, pp.145-51, 1991.
- [21] Hench LL, Wilson J (Ed.), " An introduction to bioceramics", World Scientific. London, 1993.
- [22] Sarig S., " Aspartic acid nucleates the apatite crystallites of bone: a hypothesis", Bone; Vol. 35, pp.108-13, 2004.

The growth of bone-like apatite layer on the surface of glass-ionomer cements via biomimetic process

Jhamak Nourmohammadi, S.K. Sadrnejad, A. Behnam Ghader

Corresponding Author Address: Ceramic Department, Materials and Energy Research Center

Corresponding Author E-mail: jnour@merc.ac.ir

Abstract

Glass-ionomer cements have been used in dentistry since 1960s. Therefore, if glass-ionomer cements can exhibit bioactivity, then such cements would be useful for fixing orthopaedic implants to surrounding bone. So, in the present study. The effect of soaking time in simulated body fluid (SBF) on the bioactivity and osteoconductivity of resin-modified glass-ionomer cement for use in orthopaedic applications was investigated. The morphology and surface structural changes during the soaking of the cement in SBF has been analyzed by Scanning Electron Microscopy (SEM) and X-ray diffraction (XRD), respectively. In spite of previous reports about the difficulty of producing bioactive glass-ionomer cement, the finding of the present study indicted that the apatite-forming ability of the silanol and carboxyl groups varied with their structures. In which, releasing of calcium ions from the cement during the subsequent soaking in the SBF, resulted in increasing the ionic activity product of the apatite in the surrounding medium and accelerates apatite nucleation induced by the presence of the Si-OH and COOH groups.

Keywords: Glass-ionomer cement, apatite, biomimetic process, bone cement.