

اعمال پوشش زیست فعال همزمان با عملیات حرارتی بر روی آلیاژ کبالت - کروم - مولیبدن برای کاربردهای پزشکی

حسین مینوئی*^۱، محمدحسین فتحی^۲، محمود مرآتیان^۳ و حسین قزوینی زاده^۴

۱- کارشناس ارشد، دانشگاه صنعتی اصفهان، دانشکده مهندسی مواد، اصفهان، ایران

۲- استاد، دانشگاه صنعتی اصفهان، دانشکده مهندسی مواد، اصفهان، ایران

۳- دانشیار، دانشگاه صنعتی اصفهان، دانشکده مهندسی مواد، اصفهان، ایران

۴- کارشناس ارشد، دانشگاه صنعتی اصفهان، دانشکده مهندسی مواد، اصفهان، ایران

*h_minouie@yahoo.com

(تاریخ دریافت: ۱۳۸۹/۱۲/۰۱، تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۰۳/۲۰)

چکیده

آلیاژ ریختگی پایه کبالت ASTM F-75 به طور گسترده‌ای برای ساخت ایمپلنت‌های ارتوپدی و دندانپزشکی استفاده می‌شود. این آلیاژ پس از ریخته‌گری از یک سو نیازمند عملیات حرارتی همگن‌سازی و انحلال و از سوی دیگر نیازمند زیست فعال سازی سطح برای افزایش قابلیت پیوند با بافت زنده است. در پژوهش حاضر زیر لایه ریختگی از جنس آلیاژ ASTM F-75، با هدف انحلال و همگن کردن ساختار و افزایش زیست فعالی سطح در تماس با مواد زیست فعال، عملیات حرارتی شد. نمونه‌ها پس از ریخته‌گری دقیق در مجاورت مخلوطی از پودر هیدروکسی آپاتیت- شیشه زیستی در دمای ۱۲۲۰ درجه سانتی‌گراد و به مدت یک ساعت عملیات حرارتی گردید. برای ارزیابی زیست فعالی، نمونه‌های عملیات حرارتی شده در محلول شبیه سازی شده بدن (SBF) به مدت ۱، ۲، ۳ و ۴ هفته غوطه‌ور شدند. سطح نمونه‌ها قبل و بعد از غوطه‌وری در SBF با میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، آنالیز طیف سنجی عنصری EDS و پراش پرتو ایکس (XRD) آنالیز شدند. نتایج بدست آمده بیانگر حاصل شدن ساختاری همگن و مناسب همراه با سطحی زیست فعال بود. آگلومره‌های سرامیکی کوچکی قبل از غوطه‌وری در SBF بر روی سطح نمونه‌ها مشاهده شد. نتایج آزمایشگاهی زیست فعالی و تشکیل یک لایه آپاتیت شبه استخوانی بر روی نمونه‌ها نشان داد که نمونه‌های عملیات حرارتی شده به طور بالقوه برای جایگزین شدن استخوان و بازتولید بافت تحت شرایط اعمال بار زیاد مفید می‌باشند.

واژه‌های کلیدی:

آلیاژ پایه کبالت، زیست فعال‌سازی، پوشش‌دهی، هیدروکسی آپاتیت، شیشه زیستی، عملیات حرارتی

۱- مقدمه

مکانیکی و مقاومت به خوردگی خوبشان به طور وسیعی در ساخت پروتزهای ارتوپدی به کار می‌روند. آلیاژهای Co-Cr و

بیومواد فلزی شامل فولاد زنگ نزن، آلیاژهای پایه کبالت و آلیاژهای تیتانیوم به خاطر زیست سازگاری مناسب، خواص

۷۰ درصد وزنی هیدروکسی آپاتیت و ۳۰ درصد وزنی شیشه زیستی عملیات حرارتی شد. علت استفاده از این مخلوط زیست فعال ذوب اولیه شیشه و ایجاد پیوند قوی بین مواد زیست فعال روی سطح فلز بود.

۲- مواد و روش تحقیق

۲-۱- آماده سازی نمونه‌ها

آلیاژ پایه کبالت ASTM F-75 (BEGO ساخت کشور آلمان) با کوره القایی ذوب و درون قالب‌های ریخته‌گری دقیق توپر با دوغاب چسب فسفات‌ی، ریخته‌گری شد. ترکیب شیمیایی استاندارد آلیاژ ASTM F-75 که به عنوان زیرلایه فلزی مورد استفاده قرار گرفت، در جدول (۱) آورده شده است. آلیاژ مذاب با دمای ۱۴۵۰ درجه سانتی‌گراد درون قالب‌های پیش‌گرم شده تا ۹۵۰ درجه سانتی‌گراد به ابعاد ۱۲×۱۲×۳ میلی‌متر ریخته‌گری شد. سپس نمونه‌ها توسط کاغذ سنباده کاربید سیلیسیوم ۸۰ تا ۲۴۰۰ سنباده زده شد و بعد از آن با پودر آلومینای ۳۰ میکرون پولیش شد. زبری سطح نمونه‌ها پس از عملیات آماده‌سازی اندازه‌گیری شد و میانگین عدد زبری ۰/۰۳ میکرون بود. پس از پولیش نمونه‌ها به آهستگی درون اتانول شسته و سپس خشک شدند.

جدول (۱): ترکیب شیمیایی آلیاژ پایه کبالت ASTM F-75.

عنصر	درصد وزنی (%)
کروم	۲۷-۳۰
مولیبدن	۵-۷
سیلیسیم	۱/۰
منگنز	۱/۰
نیکل	۱/۰
آهن	۰/۷۵
کربن	۰/۳۵
کبالت	بقیه

Co-Cr-Mo از جمله مطمئن‌ترین موادی هستند که در توسعه پروتزهای ران و زانو استفاده می‌شوند. ولی چون این مواد در شرایط کلینیکی هیچ پیوندی با استخوان زنده برقرار نمی‌کنند، جزء مواد زیست‌خنثی طبقه بندی شده و برای تثبیت استخوان نیاز به قفل شدن مکانیکی دارند [۱]. از طرف دیگر موادی چون شیشه زیستی (Bioglass یا BG) و هیدروکسی آپاتیت (Hydroxyapatite یا HA) زیست فعال هستند و زمانی که در تماس با پلاسمای خون انسان قرار بگیرند همبندی با استخوان را افزایش داده و به طور شیمیایی با استخوان پیوند برقرار می‌کنند [۲]. اما این مواد به علت خواص مکانیکی پایین نمی‌توانند برای کاربردهای تحت تحمل بار استفاده شوند. روش بدست آوردن یک کاشتنی که هم زیست فعال بوده و هم خواص مکانیکی مناسبی ارائه کند، پوشش دهی HA یا BG بر روی کاشتنی‌های فلزی است. به این منظور روش‌های فیزیکی و شیمیایی مختلفی نظیر پاشش پلاسمایی [۳]، روش رسوب گذاری برقی ذرات معلق در مایع [۴]، فرایند زیست تقلیدی [۵]، پوشش دهی سل-ژل [۶] و پاشش حرارتی [۷] توسعه پیدا کردند.

معمول‌ترین فرایند ساخت آلیاژ پایه کبالت ASTM F-75 ریخته‌گری دقیق است. قطعات ساخته شده به این روش ریزساختاری شامل یک زمینه دندردریتی مغزبندی شده غنی از کبالت مکعبی با وجوه مرکز دار (fcc) همراه با رسوبات بین دندردریتی و مرزدهانه‌ای دارند [۸].

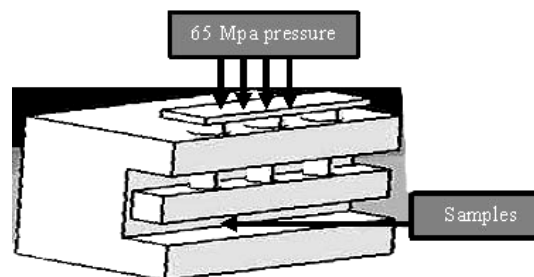
رسوبات کاربیدی مکانیزم عمده استحکام بخشی در شرایط ریخته‌گری و نیز عامل اصلی داکتیلیته کم این آلیاژ تحت این شرایط است [۹]. بنابراین پس از ریخته‌گری دقیق عملیات حرارتی انحلال در ۱۲۲۰ درجه سانتی‌گراد با هدف بدست آوردن توزیع یکنواخت کاربیدها در زمینه انجام می‌شود [۱۰]. در این پژوهش انجام عملیات حرارتی انحلال همزمان با زیست فعال‌سازی سطح آلیاژ ASTM F-75 ریخته‌گری شده مورد مطالعه قرار گرفت. نمونه‌های ریخته‌گری شده پس از آماده‌سازی سطح به مدت یک ساعت در ۱۲۲۰ درجه سانتی‌گراد در مجاورت مخلوطی از مواد زیست فعال شامل

۲-۲- مخلوط بیوسرامیکی زیست فعال

شیشه زیستی مورد استفاده در این مطالعه با ترکیب نزدیک به Bioglass® 45S، معادل SiO_2 %۴۵، CaO %۴۹ و P_2O_5 %۶، به روش سل-ژل تهیه شد. میانگین اندازه آگلومره‌های BG مورد استفاده ۱۰ میکرون بود که از کنار هم قرار گرفتن ذراتی با میانگین اندازه ۸۰ نانومتر تشکیل شده بودند. پودر هیدروکسی آپاتیت (Merck) با میانگین اندازه ذره ۱۰ میکرون) مورد استفاده قرار گرفت. مخلوط HA-BG حاوی ۷۰ درصد وزنی HA بین سطوح پولیش شده نمونه‌های فلزی قرار گرفت. یک فشار تک محور ۶۵ مگاپاسکال به سطوح پولیش نشده زیرلایه اعمال شد. برای جلوگیری از دگرپوره شدن و واکنش‌های آلیاژ با اتمسفر، نمونه‌ها درون فویل فولاد زنگ نزن قرار داده شد و با گل نسوز کاملاً درزگیری شد.

۳-۲- عملیات حرارتی

نمونه‌های فلزی در مجاورت پودر HA-BG به مدت یک ساعت در ۱۲۲۰ درجه سانتی‌گراد و تحت فشار ۶۵ مگاپاسکال عملیات حرارتی و به دنبال آن در آب کوئنچ شدند. این عملیات حرارتی برای انحلال رسوبات توصیه شده است [۱۰]. برای اعمال فشار بر سطح نمونه‌ها از نگه دارنده نشان داده شده در شکل (۱) استفاده شد. پس از آن نمونه‌ها با آب دیونیزه شده شسته شده و خشک شدند.



شکل (۱): نگه دارنده مورد استفاده برای اعمال فشار بر نمونه‌ها

۴-۲- ارزیابی آزمایشگاهی زیست فعالی

برای ارزیابی آزمایشگاهی زیست فعالی مایع شبیه‌سازی شده بدن با غلظت یونی تقریباً معادل پلاسمای خون انسان مطابق

دستورالعمل Kokubo تهیه شد جدول (۲)، [۱۱].

حجم SBF مورد نیاز برای غوطه‌وری نمونه‌ها در آن با توجه به رابطه (۱) بدست آمد [۱۱].

$$VS = Sa/10 \quad (1)$$

که در این رابطه:

VS: حجم مایع شبیه سازی شده بدن (ml)

Sa: سطح ظاهری نمونه (mm^2)

هر نمونه در ۱۴/۴ میلی‌لیتر از محلول شبیه‌سازی شده بدن، به مدت یک هفته، دو هفته، سه هفته و چهار هفته در ۳۷ درجه سانتی‌گراد، غوطه‌ور شد. بعد از هر دوره، نمونه‌ها با آب دیونیزه شسته، خشک و نگهداری شدند.

جدول (۲): غلظت یونی اسمی مایع شبیه سازی شده بدن در مقایسه با پلاسمای خون انسان [۱۱].

یون	غلظت یونی (mM)	
	پلاسمای خون	SBF
Na^+	142.0	142.0
K^+	5.0	5.0
Mg^{2+}	1.5	1.5
Ca^{2+}	2.5	2.5
Cl^-	103.0	147.8
HCO_3^-	27.0	4.2
HPO_4^{2-}	1.0	1.0
SO_4^{2-}	0.5	0.5
pH	7.2-7.4	7.4

۵-۲- روش‌های مشخصه یابی

آنالیز فازی پراش پرتو ایکس، با دستگاه XRD (Philips X'Pert-MPD) تحت ولتاژ ۴۰ کیلوولت و شدت جریان ۳۰ میلی‌آمپر با استفاده از پرتو تکفام $\text{CuK}\alpha$ ($\lambda=1.54\text{\AA}$)، انجام شد. سطح و مقطع نمونه‌های عملیات حرارتی شده قبل و بعد از غوطه‌وری در SBF با میکروسکوپ

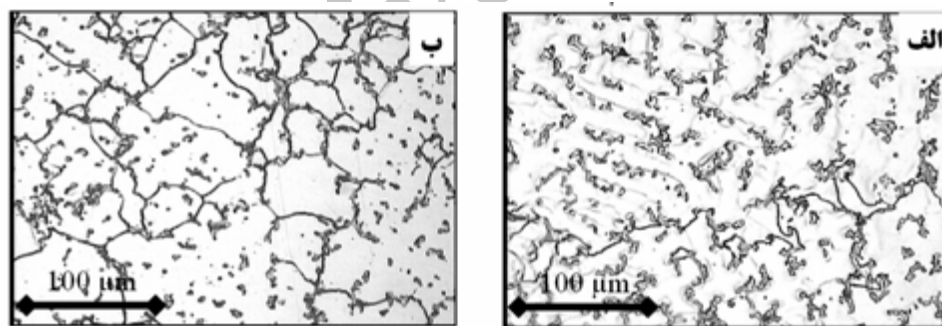
مدت یک ساعت و سپس کوئنچ در آب، باعث توزیع یکنواخت تر کاربیدها و کاهش جدایش های عنصری می گردد. رسوبات کاربیدی، نسبتاً ظریف تر شده و توزیع یکنواختی پیدا کرده اند و تعداد زیادی از این رسوبات به مرزهای دانه محدود می شود. در کاربردهایی مثل پروتز کامل مفصل ران که خواص مکانیکی پس از ریخته گری نتواند الزامات مورد نیاز ایمپلنت را تأمین کند، بهبود خواص از طریق عملیات حرارتی، مفید به نظر می رسد.

انجام این عملیات حرارتی و رسیدن به چنین ریزساختاری نه تنها افزایش چقرمگی بلکه افزایش استحکام کششی و تسلیم را هم به دنبال خواهد داشت. این شرایط باعث افزایش استحکام و درصد ازدیاد طول می گردد. شکل (۲-ب) ساختار میکروسکوپی را پس از عملیات حرارتی نشان می دهد. توزیع یکنواخت تر کاربیدها نسبت به حالت ریخته گری به خوبی قابل مشاهده است، این کار افزایش چقرمگی را به همراه خواهد داشت.

الکترونی روبشی، SEM (Phillips XL 30) نیز آنالیز شدند. هم چنین برای مشاهده ریزساختار زیرلایه با میکروسکوپ نوری، نمونه ها پس از آماده سازی در الکترولیت حاوی ۹۵٪ H_2O و ۵٪ HCl خالص با ولتاژ ۵ ولت و به مدت ۱ ثانیه اچ شدند. آنالیز تصویری تصاویر میکروسکوپی با استفاده از نرم افزار Image Tool انجام شد.

۳- نتایج و بحث

هرچند روش های مختلفی برای اعمال پوشش های زیست فعال بر روی کاشتنی های فلزی توسعه پیدا کرده است، ولی زیست فعالی سطح آلیاژ ASTM F-75 همزمان با عملیات حرارتی می تواند از حیث کاهش زمان تولید، صرفه جویی در مصرف انرژی و کاهش قیمت تمام شده مورد توجه قرار گیرد. شکل (۲) ساختار میکروسکوپی آلیاژ زیرلایه را پس از ریخته گری و پس از عملیات حرارتی انحلال نشان می دهد. عملیات حرارتی انحلال، شامل قرار دادن نمونه در ۱۲۲۰ درجه سانتی گراد به



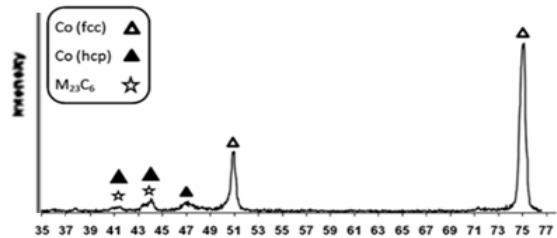
شکل (۲): ساختار میکروسکوپی آلیاژ ASTM F-75: الف) پس از ریخته گری و ب) پس عملیات انحلال.

کاربید زمینه حدود ۱۵ تا ۱۷ درصد بود. همان طور که در الگوی پراش پرتو ایکس آلیاژ مشاهده می شود علی رغم اینکه آلوتروپی پایدار کبالت در دمای محیط hcp است، ولی پیک های کبالت fcc شدیدتر از پیک های hcp هستند. علت بالا بودن نسبت فاز fcc به hcp کند بودن استحاله fcc به hcp است که باعث می شود حتی در دمای محیط آلوتروپی غالب fcc باشد.

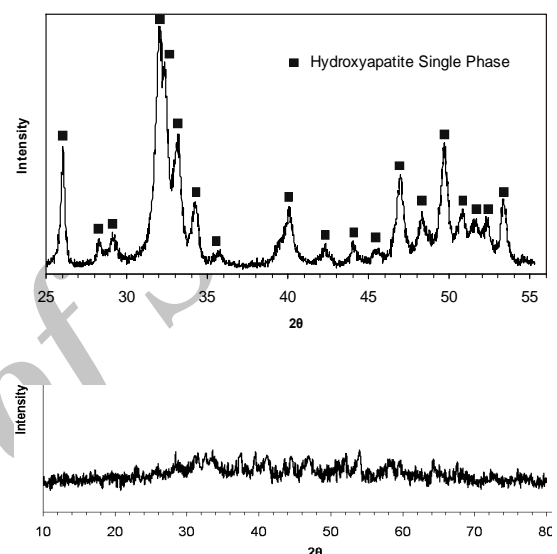
فازهای موجود در زیرلایه ریخته گری آلیاژ Co-Cr-Mo مطابق انتظار شامل زمینه fcc به همراه مقداری فاز hcp و کاربید $M_{23}C_6$ است [۱۲ و ۱۳]. شکل (۳) الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به زیرلایه فلزی را پس از ریخته گری نشان می دهد. این الگو وجود عنصر کبالت با ساختارهای آلوتروپیک های fcc و hcp در کنار کاربید کرم به صورت $M_{23}C_6$ به عنوان فاز ثانویه را نشان می دهد. آنالیز کمی تصاویر میکروسکوپی نشان داد میزان

همان‌طور که در شکل (۴) مشاهده می‌شود، الگوی XRD مربوط به شیشه زیستی، نشان دهنده ساختار غیر کریستالی آن و الگوی XRD پودر HA مورد استفاده، نشان دهنده ساختار تک فاز پودر HA است.

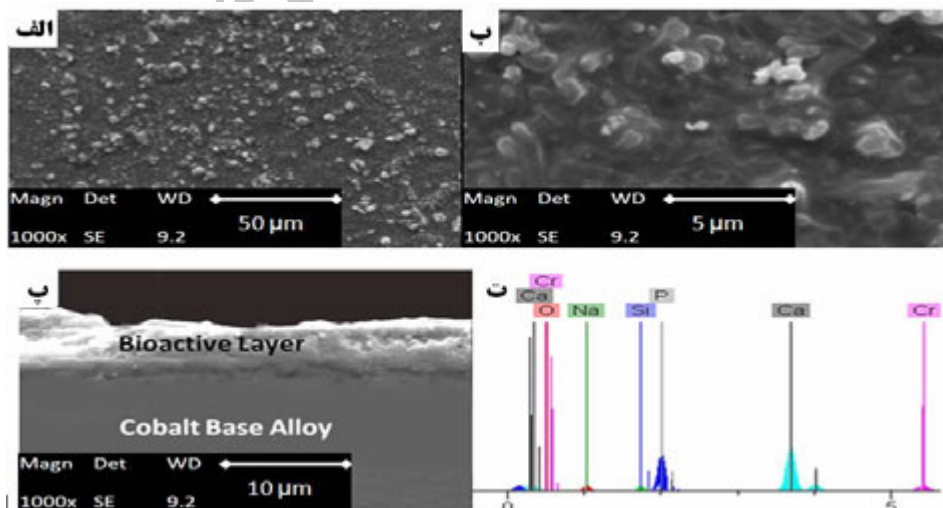
شکل (۵- الف تا پ) ساختار میکروسکوپ الکترونی روبشی از سطح و سطح مقطع نمونه فلزی پوشش داده شده و شکل (۵- ت) تصویر آنالیز عنصری توزیع انرژی پرتو ایکس (EDS) را پس از عملیات حرارتی نشان می‌دهد. وجود پوشش همگن و یکنواخت همراه با ذرات سرامیکی مشخص روی سطح و با ضخامتی بین ۷ تا ۱۰ میکرون قابل تشخیص است. پیوستگی فازهای روی سطح در شکل (۵- ب) احتمالاً در اثر ذوب جزئی مخلوط بیوسرامیکی بوده است. شیشه زیستی در نزدیک به دمای عملیات حرارتی (۱۲۷۰ درجه سانتی‌گراد) شروع به ذوب شدن می‌کند. بنابراین می‌توان انتظار داشت این شیشه در حین عملیات حرارتی تحت فشار ۶۵ مگاپاسکال به طور جزئی شروع به ذوب شدن کرده و باعث اتصال بین ذرات سرامیکی شود.



شکل (۳): الگوی پراش پرتو ایکس آلیاژ ASTM F-75 پس از ریخته‌گری



شکل (۴): الگوی پراش پرتو ایکس: الف) هیدروکسی آپاتیت و ب) شیشه زیستی

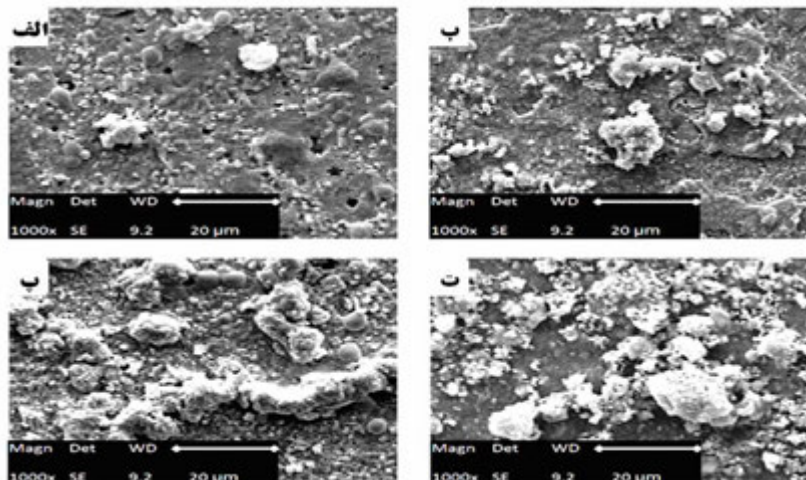


شکل (۵): تصویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از سطح نمونه‌ها پس از عملیات حرارتی در الف)، ب): بزرگنمایی‌های مختلف، پ): سطح مقطع و ت): آنالیز عنصری EDS.

باعث در بر گرفتن آگلومره‌های سرامیکی می‌شود که به طور جزئی ذوب شده‌اند. هنگامی که HA به β -TCP تبدیل می‌شود، به خاطر تشکیل آب به عنوان محصول واکنش تجزیه، اکسیداسیون شدید اتفاق می‌افتد. تغییرات فازی ایجاد شده در پوشش HA-BG به مراتب کمتر از آن چیزی است که در روش پاشش پلاسمایی مشاهده می‌شود که به خاطر دمای بسیار بالاتر در فرایند پاشش پلاسمایی است [۳].

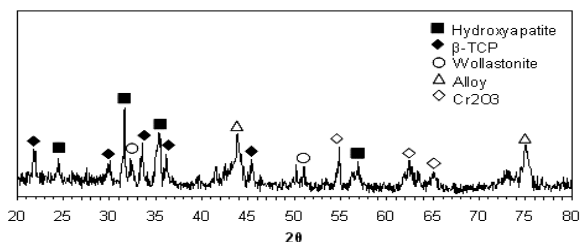
هرچند ضخامت پوشش اعمالی به این روش در مقایسه با روش‌های پاشش پلاسمایی، روش رسوب‌گذاری برقی ذرات معلق در مایع و یا سل-ژل کمتر است ولی این پوشش زیست فعالی خوبی را ارائه می‌دهد. اسکودو^۱ و همکارانش نشان دادند که این مسئله به دلیل تأثیر مثبت سلیسیوم در ایجاد گروه‌های سیلانولی اتفاق می‌افتد [۱۴].

شکل (۷-الف) سطح نمونه‌ها را بعد از یک هفته غوطه‌وری در محلول SBF نشان می‌دهد. بعد از یک هفته غوطه‌وری نمونه در محلول SBF، آپاتیت بر روی سطح شروع به جوانه‌زنی کرده است. شکل‌های (۷-ب تا ۷-ت) افزایش جوانه‌زنی و رشد آپاتیت را بر روی سطح پس از گذشت ۲ هفته، ۳ هفته و ۴ هفته نشان می‌دهد که حاکی از زیست فعال‌سازی سطح می‌باشد.



شکل (۷): جوانه‌زنی و رشد آپاتیت‌های شبه استخوانی بر روی نمونه‌ها بعد از: (الف) ۱ هفته، (ب) ۲ هفته، (پ) ۳ هفته و (ت) ۴ هفته غوطه‌وری در مایع شبه‌سازی شده بدن.

شکل (۶) الگوی پراش پرتو ایکس را پس از عملیات حرارتی زیرلایه فلزی در مجاورت مواد زیست فعال نشان می‌دهد. این شکل نشان دهنده وجود فازهای تری کلسیم فسفات بتا (β -TCP)، ولاستونیت، اکسید کرم و هیدروکسی آپاتیت بر روی سطح می‌باشد. وجود β -TCP احتمالاً به علت استحاله جزئی هیدروکسی آپاتیت به β -TCP در طول عملیات حرارتی است. از لحاظ تئوری هیدروکسی آپاتیت در ۹۰۰ درجه سانتی‌گراد به β -TCP تبدیل می‌شود [۲]. فاز ولاستونیت نیز در اثر تبدیل ساختار آمورف شیشه زیستی به ساختار کریستالی به وجود آمده است. علی‌رغم جلوگیری از تماس نمونه‌ها با اتمسفر محیط در زمان عملیات حرارتی، مقداری اکسید کرم نیز به وجود آمده است.



شکل (۶): الگوی پراش پرتو ایکس نمونه فلزی پس از عملیات حرارتی

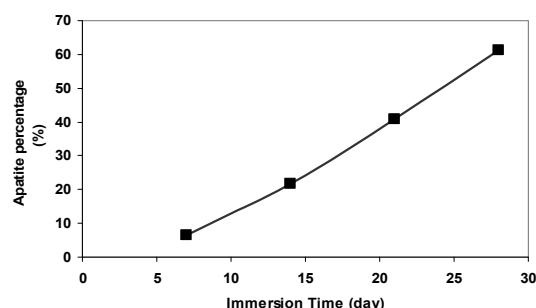
با توجه به این نتایج در حین عملیات حرارتی، زیرلایه‌های فلزی در تماس با HA-BG اکسیداسیون سطحی اتفاق افتاده است که

تهیه کاشتنی‌های پایه کبالت با سطح زیست فعال ضمن رسیدن به ساختار میکروسکوپی مناسب آلیاژ پس از ریخته‌گری انجام شد. ذوب جزئی بخش‌هایی از پوشش باعث به هم پیوستن ذرات سرامیکی و اتصال آنها به زیرلایه شد. بعد از غوطه‌وری در SBF به مدت چهار هفته تشکیل لایه آپاتیت بر روی سطح نشان دهنده زیست فعال سازی سطح بود.

۵- مراجع

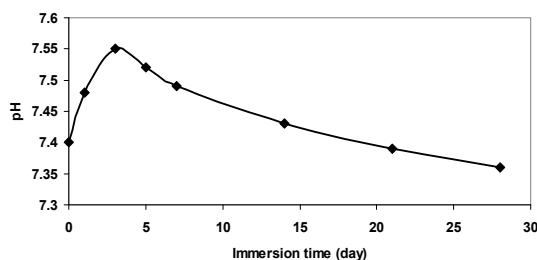
- [1] F. Karl-Heinz, M.S. Klaus, "Metallic Biomaterials in Skeletal Repair", European Journal of Trauma, Vol. 2, pp. 149-159, 2006.
- [2] L. L. Hench and J. Wilson, "An Introduction To Bioceramics", 2nd ed., University of Florida, 1993.
- [3] L. Sun, C. C. Berndt, K. A. Gross, and A. Kucuk, "Material Fundamentals and Clinical Performance of Plasma-Sprayed Hydroxyapatite Coatings", Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 58, pp. 570-592, 2001.
- [4] C. Wang, J. Ma, W. Cheng, and R. Zhang, "Thick Hydroxyapatite Coatings by Electrophoretic Deposition", Materials Letters, Vol. 57, pp. 99-105, 2002.
- [5] D. A. Cortes, A. Medina, S. Escobedo, and M.A. Lopez, "Biomimetic Apatite Formation on a CoCrMo Alloy by Using Wollastonite, Bioactive Glass or Hydroxyapatite", Journal of Materials Science, Vol. 40, pp. 3509 - 3515, 2005.
- [6] J. Gallardo, and P. Galliano, "Bioactive and Protective Sol-Gel Coatings on Metals for Orthopaedic Prostheses", Journal of Sol-Gel Science and Technology, Vol. 21, pp. 65-74, 2001.
- [7] H. Lia, K. A. Khora, and P. Cheang, "Thermal Sprayed Hydroxyapatite Splats: Nanostructures, Pore Formation Mechanisms and TEM Characterization", Biomaterials, Vol. 25, pp. 3463-3471, 2004.
- [8] K. Asgar, and F. A. Peyton, "Effect of Casting Conditions on Some Mechanical Properties of Cobalt-Base Alloys", Journal of Dental Research, Vol. 40, pp. 73-86, 1961.
- [9] M. Gomez, H. Mancha, A. Salinas, J. L. Rodryguez, J. Escobedo, M. Castro and M. Mendez, "Relationship between Microstructure and Ductility of Investment Cast ASTM F-75 Implant Alloy", Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 34, pp. 157-163, 1997.
- [10] M. Herrera, A. Espinoza, J. Mendez, M. Castro and J. Lopez, "Effect of C Content on The Mechanical Properties of Solution Treated As-Cast ASTM F-75 Alloys", J. Rendon, Journal of Materials Science: Materials In Medicine, Vol. 16, pp. 607- 611, 2005.
- [11] T. Kokubo, and H. Takadama, "How Useful Is SBF In Predicting in Vivo Bone Bioactivity?", Biomaterials, Vol. 26, pp. 4747-4756, 2005.

با انجام آنالیز تصویری از سطح نمونه افزایش درصد آپاتیت به نحوی که در شکل (۸) نشان داده شده است، اتفاق می‌افتد. میزان پوشیده شدن سطح توسط آپاتیت در هفته اول ۵ درصد بوده است که پس از گذشت ۴ هفته تا بیش از ۶۰ درصد افزایش پیدا کرده است.



شکل (۸): تشکیل آپاتیت با افزایش زمان غوطه‌وری در SBF.

شکل (۹) نشان می‌دهد مقدار pH در ۳ روز اول تا ۷/۵۵ افزایش یافته است. این افزایش می‌تواند در اثر تبادل یونی بین یون‌های Ca^{2+} و یون‌های H^+ موجود در SBF اتفاق افتاده باشد. پس از گذشت ۳ روز مقدار pH به طور ملایمی شروع به کاهش می‌کند. این کاهش مقدار pH مایع شبیه سازی شده بدن نشان دهنده شروع رسوب آپاتیت است [۱۵].



شکل (۹): تغییرات pH محلول شبیه‌سازی شده بدن بر حسب زمان غوطه‌وری.

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش عملیات حرارتی آلیاژ پایه کبالت جراحی در تماس با مخلوط بیوسرامیکی زیست فعال به عنوان روشی برای

- [14] J.C. Escobedo, J.C. Ortiz, J.M. Almanza and D.A. Corte'S, "Hydroxyapatite Coating on a Cobalt Base Alloy by Investment Casting", Scripta Materialia, Vol 54, pp. 1611-1615, 2006.
- [15] M.H. Fathi, A. Hanifi and V. Mortazavi, "Preparation and Bioactivity Evaluation of Bone-Like Hydroxyapatite Nanopowder", journal of Materials Processing Technology, Vol. 202, pp. 536-542, 2008.
- [12] C. Montero-Ocampo, M. Talavera and H. LOPEZ, "Effect of Alloy Preheating on the Mechanical Properties of as-Cast Co-Cr-Mo-C alloys", Metallurgical and Materials Transactions A, Vol. 30A, pp. 611-620, 1999.
- [13] H. Ghazvinizadeh, M. Meratian, A. Kermanpur, M. H. Fathi and H. Minouei, "Effect of Mold Preheating on the Microstructure of Investment Cast ASTM F-75 Implant Alloy", International Journal of Engineering Transactions A: Basics, Vol. 24, 1, pp. 49-53, 2011.

۶- پی نوشت

1- Escobedo

Archive of SID