

زیست فعال سازی سطح آلیاژ کبالت-کروم دندانی همزمان با فرایند ریخته گری دقیق

محمد حسین فتحی^{*}، محمود مرآتیان^{**}، حسین مینویی^{***}^{*} استاد دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان^{**} دانشیار دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان^{***} کارشناس ارشد مهندسی مواد، دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان

چکیده

بیان مساله: از آلیاژهای پایه‌ی کبالت به دلیل زیست سازگاری (Biocompatibility)، برای ساخت کاشتنی (Implant) و سازه‌های دندانی در دندان پزشکی و جراحی ارتوپدی استفاده می‌شود. پوشش دهی کاشتنی‌ها با مواد زیست فعال (Bioactive materials) باعث بهبود تثبیت آن‌ها در بدن می‌گردد. اجرای پوشش دهی و زیست فعال سازی سطحی (Surface bioactivation) اگر بتواند همزمان با فرایند ساخت باشد، از نظر صرفه‌ی اقتصادی، کیفیت و صرفه جویی در زمان مطلوب تر است.

هدف: هدف از پژوهش کنونی، زیست فعال سازی سطح آلیاژ کبالت-کروم از راه وارد کردن پوشش زیست فعال بر سطح، در هنگام اجرای فرایند ریخته‌گری دقیق و بررسی ویژگی‌های پوشش بود.

مواد و روش: در این پژوهش تجربی- آزمایشگاهی، آلیاژ کبالت-کروم دندانی (با استاندارد ASTM F-75) درون قالب‌های تهیه شده با روش ریخته‌گری دقیق (Investment casting) از راه ریخته‌گری گریز از مرکز ریخته‌گری گردید. سطح درونی قالب‌ها پیش از ریخته‌گری آلیاژ با پودر هیدروکسی آپاتیت پوشانده شده بود. برای ارزیابی زیست فعالی در آزمایشگاه، نمونه‌های به دست آمده به مدت چهار هفته در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتیگراد در مایع همانند سازی شده‌ی بدن (SBF) شناور شدند. از روش واکاوی پراش پرتوی ایکس (XRD)، میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، طیف سنجی توزیع انرژی پرتو ایکس (EDX) و میکروسکوپ نوری (OpM) برای بررسی نمونه‌ها استفاده گردید و چگونگی تشکیل آپاتیت بر سطح با استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) ارزیابی شد.

یافته‌ها: پوششی غنی از کلسیم و فسفر، با ضخامت ۱۰۰ تا ۱۶۰ میکرومتر بر روی سطح آلیاژ کبالت-کروم شکل گرفت. پس از چهار هفته شناوری در مایع همانند سازی شده‌ی بدن، تشکیل آپاتیت شبه استخوانی بر سطح آلیاژ کبالت-کروم، نشان دهنده و تایید کننده‌ی زیست فعال بودن سطح بود.

نتیجه‌گیری: ایجاد پوشش هیدروکسی آپاتیت همراه با فرایند ریخته‌گری، روشی اقتصادی و کیفی برای زیست فعال سازی سطح آلیاژ کبالت-کروم دندانی است. تشکیل آپاتیت شبه استخوانی بر سطح که نمایه‌ی زیست فعالی بوده، نشانگر توانایی آلیاژ برای افزایش قابلیت همبندی با استخوان و ترویج رشد آن هنگام استفاده به عنوان ایمپلنت دندانی و ارتوپدی و دیگر سازه‌های دندانی است.

واژگان کلیدی: پوشش هیدروکسی آپاتیت، آلیاژهای پایه‌ی کبالت، بیو مواد زیست فعال، زیست فعال سازی سطح

درآمد

آلیاژهای پایه‌ی کبالت، در دندانپزشکی برای ساخت قاب دندان مصنوعی تکه‌ای (Partial denture framework)، پایه‌ی دندان مصنوعی کامل (Full denture base)، پل دندان (Dental bridge) و تاج دندان (Dental crown) مناسب دانسته شده‌اند. آلیاژهای کبالت-کروم که در دندانپزشکی به عنوان کاشتنی دندان (Dental implant) به کار می‌روند، بیشتر به شکل ریختگی (Cast) استفاده می‌شوند. فرایند ریخته‌گری، امکان ساخت و فراهم کردن طرح‌های گوناگون کاشتنی دندان را یج و همچنین، کاشتنی قاب زیر ضریع استخوان (Subperiosteal frame) را ممکن می‌سازد.^(۱)

آلیاژهای پایه‌ی کبالت خواص مکانیکی مطلوبی برای استفاده به عنوان کاشتنی دندان و ارتوپدی تحت بار (Loading Implant) دارند. آلیاژهای کبالت-کروم به دلیل خواص مکانیکی خوب، زیست سازگاری (Biocompatibility) مناسب و مقاومت داشتن عالی برای ساخت کاشتنی‌های جراحی به کار می‌روند^(۲ و ۱)، اما ماهیت زیست خنثی (Bioinert) بودن آن‌ها باعث می‌شود که کاشتنی‌های فراهم شده از این گونه بیو مواد فلزی، طی مدت زمان قرار گرفتن در بدن، در کاهش اثر تثبیت مکانیکی (Mechanical fixation) و کم شدن استحکام پیوند اندک اندک شل شده و یا حتی از بافت جدا شوند^(۳). در سال‌های اخیر، وارد کردن پوشش‌های زیست فعال، همانند شیشه‌ی زیستی و هیدروکسی آپاتیت بر روی کاشتنی‌های فلزی، راهی امید بخش را برای بهره گرفتن همراه با زیست فعال بودن هیدروکسی آپاتیت و خواص مکانیکی مطلوب فلزات آرایه نموده است. استفاده از این پوشش‌ها ضمن فراهم کردن قابلیت تثبیت زیستی (Biological fixation) از آزاد شدن یون‌های فلزی در بافت پیرامون نیز جلوگیری می‌کند^(۴-۶).

هیدروکسی آپاتیت (HA) با فرمول شیمیایی $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ از لحاظ ساختار بلوری و شیمیایی همانند بخش معدنی استخوان و دندان است^(۱ و ۳ و ۷). هیدروکسی آپاتیت با بافت استخوان، زیست سازگار است و خاصیت همبندی با استخوان (Osteointegration) و ترویج رشد استخوان را دارد. به همین دلیل، این ماده برای جایگزینی و بازسازی استخوان مناسب بوده و به عنوان بیو ماده‌ی برگزیده در دندانپزشکی و ارتوپدی برتری داده می‌شود و اگر به شکل پوشش بر روی کاشتنی دندان و

ارتوپدی به کار رود می‌تواند تثبیت زیستی (Biological fixation) آن‌ها را فراهم سازد^(۲ و ۳ و ۷). به این منظور، روش‌های گوناگون پوشش‌دهی همچون پاشش پلاسمایی^(۸)، الکتروفورتیک یا رسوب گذاری برقی ذرات معلق در مایع^(۹)، فرایند تقلید زیستی (Biomimetic)^(۱۰)، پوشش دهی سل - ژل (Sol-gel)^(۱۱) و پاشش حرارتی (Thermal spray)^(۱۲) گسترش پیدا کرده است. در همه‌ی روش‌های یاد شده، پوشش دهی به عنوان یک عملیات ثانویه پس از شکل دادن بر روی کاشتنی فلزی اجرا می‌شود^(۳).

انجام عملیاتی که ضمن فرایند ساخت بتواند پوشش زیست فعال را بر سطح کاشتنی ایجاد کند می‌تواند از لحاظ اقتصادی و صرفه جویی در زمان مورد توجه قرار گیرد. فرایندهای گوناگونی همچون شکل دهی، متالورژی پودر و ریخته‌گری در ساخت کاشتنی‌های جراحی استفاده می‌شوند^(۱۳). ریخته‌گری دقیق فرایندی است، که معمولاً از آن برای فراهم کردن سازه‌های دندانی از جنس آلیاژ پایه‌ی کبالت ASTM F-75 استفاده می‌شود. بنابراین، زیست فعال سازی سطح اجزای دندانی و کاشتنی، همزمان با فرایند ریخته‌گری می‌تواند برای آلیاژ ASTM F-75 از جذابیت زیادی برخوردار باشد. سومورا (Sohmura) و همکاران، روشی را برای پوشش دهی تیتانیوم با لایه‌ای از هیدروکسی آپاتیت در هنگام ریخته‌گری در قالب‌های گرافیتی معرفی کردند^(۱۴). پس از آن پژوهشگران دیگر، دستاوردهای به دست آمده از پوشش دهی بر روی زیر لایه‌ی آلیاژ کبالت-کروم - مولیبدن را با استفاده از روش یاد شده آرایه نمودند^(۱۵).

در پژوهش کنونی، امکان وارد کردن پوشش هیدروکسی آپاتیت بر سطح آلیاژ پایه‌ی کبالت ASTM F-75 در هنگام اجرای فرایند ریخته‌گری دقیق بررسی گردید و زیست فعالی محصول فراهم شده در آزمون آزمایشگاهی، با شناور سازی نمونه‌ها در محلول همانند سازی شده‌ی بدن (Simulated Body Fluid) ارزیابی گردید.

مواد و روش

این پژوهش از نوع تجربی - آزمایشگاهی و بدون جهت بود. جمعیت مورد آزمایش نمونه‌های تهیه شده از آلیاژ کبالت با پوشش زیست فعال بود. قالب‌هایی با روش قالب‌گیری با موم هدر رفته (Lost wax molding) برای فراهم کردن نمونه‌های دیسکی شکل با قطر ۲۰ و ارتفاع ۳ میلی‌متر آماده شد. دوغاب چسب

استفاده از ماشین ریخته‌گری گریز از مرکز، زیر نیروی گریز از مرکز ریخته‌گری شد. برای ارزیابی آزمایشگاهی زیست‌فعالی، مایع همانند سازی شده‌ی بدن (SBF) با غلظت یونی تقریباً برابر پلاسمای خون انسان (جدول ۲) بر پایه‌ی دستور ارایه شده توسط کوکوبو فراهم گردید.^(۱۶)

جدول ۲ غلظت یونی اسمی مایع همانند سازی شده‌ی بدن در مقایسه با پلاسمای خون انسان^(۱۶)

غلظت یون‌ها (mM)		یون
مایع همانند سازی شده‌ی بدن	پلاسمای خون	
۱۴۲/۰	۱۴۲/۰	Na ⁺
۵/۰	۵/۰	K ⁺
۱/۵	۱/۵	Mg ²⁺
۲/۵	۲/۵	Ca ²⁺
۱۰۳/۰	۱۴۷/۸	Cl ⁻
۳۷/۰	۴/۲	HCO ₃ ⁻
۱/۰	۱/۰	HPO ₄ ²⁻
۰/۵	۰/۵	SO ₄ ²⁻
۷/۴-۷/۲	۷/۴	pH

حجم مایع همانند سازی شده‌ی بدن، مورد نیاز برای شناوری نمونه‌ها، با توجه به رابطه‌ی ۱ به دست آمد. $(V_s = S_a/10)$ ، که در رابطه‌ی بالا که یک رابطه‌ی تجربی ارایه شده توسط کوکوبو بوده که V_s : حجم مایع همانند سازی شده‌ی بدن (میلی لیتر)، S_a : سطح ظاهری نمونه (میلی متر مربع) است. نمونه‌ها پس از چهار هفته شناوری در محلول همانند سازی شده‌ی بدن در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد، با آب دیونیزه شسته، خشک و نگهداری شدند.

واکاوی فازی با روش پراش پرتوی ایکس، با استفاده از دستگاه XRD (Philips X' Pert-MPD) زیر ولتاژ ۴۰ کیلو ولت و شدت جریان ۳۰ میلی آمپر با استفاده از پرتوی تکفام CuK_{α} ($\lambda=1.54\text{\AA}$) انجام گردید. سطح نمونه‌ها و برش مقطع نمونه‌های ریخته‌گری شده، پیش و پس از شناوری در مایع همانند سازی شده‌ی بدن، با میکروسکوپ الکترونی روبشی، SEM (Phillips XL 30) زیر ولتاژ ۱۵ کیلو ولت بررسی گردید. واکاوی عنصری سطح نمونه‌ها نیز با روش طیف سنجی توزیع پراش پرتوی ایکس به انجام رسید.

یافته‌ها

نگاره‌ی ۱، الگوی پراش پرتوی ایکس مربوط به پودر هیدروکسی آپاتیت مورد استفاده در این پژوهش را نشان می‌دهد.

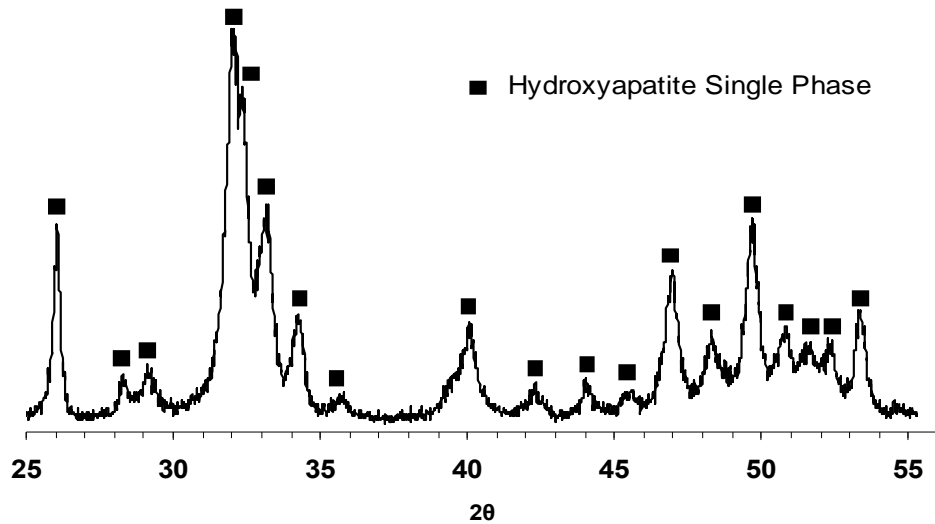
فسفاتی با ترکیب MgO, SiO_2 و $(NH_4)^+{}_6(PO_4)_2^{-6}$ با استفاده از دستگاه مخلوط کننده در شرایط خلاء فراهم شد و برای ساخت قالب مورد استفاده قرار گرفت. قالب‌ها پس از گذشت ۳۰ دقیقه در کوره‌ی موفلی در دمای ۳۵۰ درجه‌ی سانتی‌گراد قرار داده شد تا موم زدایی گردد. سپس، درون حفره‌ی قالب با پودر هیدروکسی آپاتیت (مرک (Merck) با میانگین اندازه‌ی ذره‌ی ۱۰ میکرون) مرطوب شده با آب دیونیزه، به وسیله‌ی قلم مو و به روش رنگ کاری پوشش داده شد. قالب به صورت دو تکه فراهم شد، به شیوه‌ای که امکان دسترسی به درون حفره‌ی قالب وجود داشته باشد. درون حفره‌ی قالب با قلم مو پوشش‌دهی و سپس دو بخش قالب بر روی هم قرار داده شد. این کار پوشش‌دهی درون قالب را آسان نمود. این عملیات باعث ایجاد پوشش هیدروکسی آپاتیت به گونه‌ی یکنواخت ولی نه با چسبندگی زیاد به سطح قالب شد. نکته‌ی مهم آن است، که چسبندگی کم پوشش به قالب (به دلیل نبود چسب در مخلوط هیدروکسی آپاتیت و آب) نه تنها ناهنجاری در فرایند ایجاد نکرده بلکه باعث جدا شدن قطعه‌ی ریختگی پوشش دار از سطح قالب پس از فرایند ریخته‌گری می‌شود. به بیانی دیگر، استفاده از آب برای فراهم کردن پوشش هیدروکسی آپاتیت به شکل دوغاب هم مشکلی از نظر زیست‌سازگاری ایجاد نمی‌کند و هم جدا کردن قطعه‌ی پوشش دار را از سطح قالب به گونه‌ای آسان می‌سازد، که کمترین مقدار مواد قالب به سطح پوشش چسبیده باشد.

آلیاژ پایه‌ی کبالت ASTM F-75، که ترکیب شیمیایی آن در جدول ۱ نشان داده شده است، درون کوره‌ی القایی ذوب گردید.

جدول ۱ ترکیب شیمیایی آلیاژ پایه‌ی کبالت ASTM F-75 مورد استفاده

عنصر	آلیاژ با استاندارد: ASTM F-75
Co	بقیه
Cr	۲۷ تا ۳۰
Mo	۵ تا ۷
Si	۱/۰
Mn	۱/۰
Ni	۱/۰
Fe	۰/۷۵
C	۰/۳۵

سپس، مذاب با دمای ۱۴۵۰ درجه سانتی‌گراد در قالب‌های فراهم شده که تا دمای ۸۵۰ درجه‌ی سانتی‌گراد پیشگرم شده بود، با



نگاره‌ی ۱ الگوی پراش پرتوی ایکس پودر هیدروکسی آپاتیت آغازین مورد استفاده در پژوهش که دارای ساختاری تک فاز است.

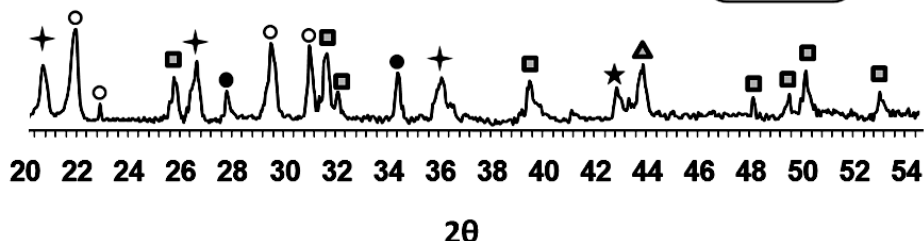
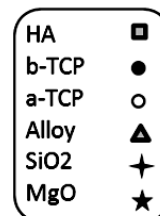
نگاره‌ی ۴- ب نیز تصویری از سطح مقطع پوشش و نگاره‌ی ۴- پ نمایه‌ای از فصل مشترک پوشش و زیر لایه را نشان می‌دهد تا به کمک آن ساز و کار افزایش پیوند پوشش و زیر لایه تفسیر شود. نگاره‌ی ۵، تشکیل آپاتیت‌های شبه استخوانی را بر روی سطح پوشش پس از چهار هفته شناوری نمونه‌ها در مایع همانند سازی شده‌ی بدن را نشان می‌دهد، که زیست فعال بودن سطح نمونه را تایید می‌کند.

بحث

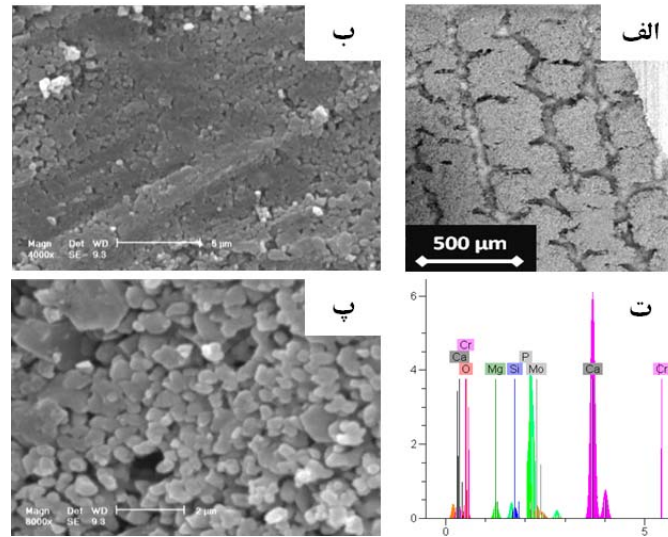
پیک‌های قابل دیدن در الگوی پراش پرتوی ایکس به دست آمده از سطح نمونه‌ی پوشش دهی شده (نگاره‌ی ۲) نشان می‌دهد، که فازهای کلسیم فسفات‌ی دیگری همچون

ساختاری تک فاز در الگوی یاد شده آشکار است و همه‌ی پیک‌های ظاهر شده با پیک‌های استاندارد هیدروکسی آپاتیت هماهنگی دارد. الگوی پراش پرتوی ایکس به دست آمده از سطح نمونه‌ی پوشش دهی شده در نگاره‌ی ۲ نشان داده شده که وجود هیدروکسی آپاتیت و دیگر فازهای پوشش و زیر لایه را تایید می‌کند.

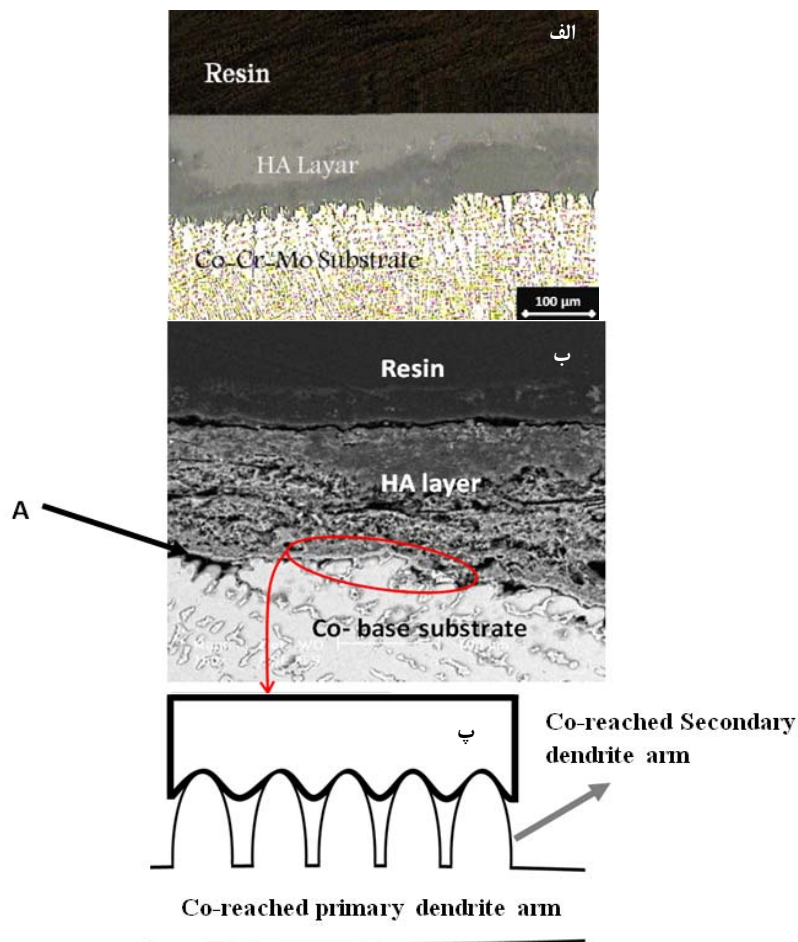
نگاره‌ی ۳- الف، ب و پ، تصویر میکروسکوپ الکترونی رویشی از سطح نمونه‌های پوشش داده شده در بزرگ نمایی‌های گوناگون را نشان می‌دهد و در نگاره‌ی ۳- ت نیز واکاوی عنصری به دست آمده از آزمون طیف سنجی توزیع پراش پرتوی ایکس از سطح پوشش نشان داده شده است. نگاره‌ی ۴- الف تصویر میکروسکوپ نوری از سطح مقطع پوشش را نشان می‌دهد.



نگاره‌ی ۲ الگوی پراش پرتوی ایکس از سطح نمونه‌های پوشش دهی شده در هنگام فرایند ریخته گری



نگاره‌ی ۳ (الف، ب و پ) تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح نمونه‌ی پوشش دهی شده در هنگام فرایند ریخته‌گری در بزرگ‌نمایی‌های گوناگون. (ت) طیف عنصری حاصل از طیف‌سنجی توزیع پراش پرتوی ایکس از سطح نمونه که نشانگر وجود عناصری همچون کلسیم، فسفر از پوشش، کروم و مولیبدن از آلیاژ است.

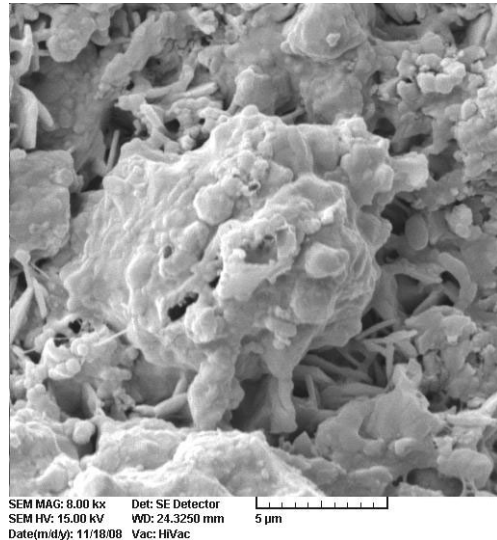


نگاره‌ی ۴-الف تصویر متالوگرافی نوری ب تصویر میکروسکوپ الکترونی روشنی از سطح مقطع پوشش هیدروکسی آپاتیت ایجاد شده بر روی زیر لایه‌ی آلیاژ کبالت، کروم و مولیبدن در هنگام فرایند ریخته‌گری پ نمایه‌ای از شیوه‌ی پیوند پوشش به زیر لایه‌ی فلزی

همان گونه که در نگاره‌ی ۳- الف نشان داده شده، پوشش هیدروکسی آپاتیت وارد شده بر سطح دارای ترک است. علت این پدیده آن است، که پودر هیدروکسی آپاتیت به رطوبت آغشته شده و سپس بر سطح قالب پوشش داده شده بود. با خشک شدن پوشش و پیشگرم قالب، آب موجود در پوشش از میان رفته و پوشش سرامیکی دچار ترک خوردگی می‌شود. نگاره‌ی ۳- ب ایجاد نف جوشی (Sintering) میان ذرات هیدروکسی آپاتیت را نشان می‌دهد. این تف جوشی در اثر دمای بالای آلیاژ مذاب ریخته گری شده و وارد کردن فشار ناشی از نیروی گریز از مرکز رخ داده است.

ریز تخلخل‌هایی نیز در بزرگنمایی‌های بالا، روی سطح پوشش قابل تشخیص است (نگاره‌ی ۳ پ). اندازه‌ی این تخلخل‌ها کمتر از یک میکرومتر است و پیامد ویژه‌ای ندارد. نتایج به دست آمده از واکاوی عنصر با طیفسنجی توزیع پراش پرتوی ایکس که در نگاره‌ی ۳ (ت) دیده می‌شود بیانگر وجود سطحی غنی از عناصر کلسیم و فسفر است، که نشانگر و دلیل زیست فعال بودن سطح آلیاژ است. وجود عناصر کروم و مولیبدن از زیر لایه و منیزیم و سیلیسیوم از مواد قالب نیز با توجه به ظهور پیک‌های مربوطه در طیف واکاوی عنصر یاد شده آشکار است. نسبت کلسیم به فسفر (Ca/P) بر روی سطح با استفاده از نتایج واکاوی طیفسنجی توزیع پراش پرتوی ایکس ارزیابی و برابر با ۱٫۵۲ تعیین شد، که پایداری فاز های کلسیم فسفات دیگر همچون بتا تری کلسیم فسفات را تایید می‌کند.

ضخامت پوشش به دست آمده میان ۱۰۰ تا ۱۶۰ میکرومتر است. از آن چه که در تصویر میکروسکوپ نوری ارائه شده در شکل ۴- الف می‌توان تشخیص داد، وجود پیوند مکانیکی میان پوشش و زیر لایه در اثر ورود مذاب در پستی و بلندی‌های پوشش اعمالی بر سطح قالب است. از آن جا که در آغاز، زیر لایه به صورت مذاب در زیر پوشش قرار می‌گیرد و پس از آن انجماد زیر لایه رخ می‌دهد، چگونگی پیوند پوشش با زیر لایه ریختگی با میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) نیز بررسی شد (نگاره‌ی ۴- ب). انجماد آلیاژ پایه‌ی کبالت ASTM F-75 کاملاً دندردیتی بوده و ریز ساختار آن شامل دانه‌های درشت با دندردیت‌های به شدت مغز بندی شده است. وجود کاربیدهای غنی از کروم و مولیبدن به صورت میان دندردیتی معمولاً در ریز ساختار



نگاره‌ی ۵ تشکیل رسوبات آپاتیت شبه استخوانی بر روی سطح نمونه‌ی پوشش داده شده پس از چهار هفته شناور ساختن در مایع همانند سازی شده‌ی بدن

آلفا تری کلسیم فسفات (α -TCP) و بتا تری کلسیم فسفات (β -TCP) در اثر بیرون آمدن گرمای فلز مذاب از قالب تشکیل شده است. از لحاظ تئوری، تشکیل فازهای یاد شده از هیدروکسی آپاتیت در دماهای بالاتر از ۹۰۰ درجه‌ی سانتی‌گراد شدنی است. تماس آلیاژ مذاب با دمای حدود ۱۴۵۰ درجه‌ی سانتی‌گراد با لایه‌ی هیدروکسی آپاتیت موجود (با دمای ذوب تقریبی ۱۵۵۰ درجه‌ی سانتی‌گراد) در سطح قالب می‌تواند باعث دگرگونی فازی یاد شده در پوشش حاصل از این فرایند شود.

از سوی دیگر، باید توجه داشت که میزان انحلال فازهای کلسیم فسفاتی در بدن با یکدیگر متفاوت است و در مقایسه، رده‌بندی قابلیت حل شدن آن‌ها در بدن موجود زنده به صورت زیر است^(۴): α -TCP >> β -TCP >> HA

بنابراین، وجود فازهای آلفا تری کلسیم فسفات و بتا تری کلسیم فسفات در پوشش باعث می‌شود، که به دلیل انحلال پذیری بیشتر این فازها در بدن، آزاد شدن یون‌های کلسیم و فسفر از پوشش افزایش یابد و توانایی تشکیل آپاتیت‌های زیستی استخوانی در فصل مشترک بیشتر شود. وجود اکسید منیزیم (MgO) و اکسید سیلیسیوم (SiO_2) ناشی از مواد قالب ریخته گری است، که تا حدی بر روی سطح وجود دارند. وجود این ترکیبات اکسیدی که هر دو زیست سازگار به شمار می‌روند اثر منفی بر بدن ندارد.

این آلیاژ پس از ریخته‌گری دیده می‌شود^(۱۷).

رشد دندریته‌ها در هنگام انجماد، با پس زدن عناصر آلیاژی به درون مذاب همراه است. بنابراین آخرین جاهای انجماد، نواحی میان بازوهای دندریته هستند، که از عناصر آلیاژی غنی شده و در دماهای نزدیک به ۱۱۰۰ درجه‌ی سانتی‌گراد به کاربدهایی از گونه‌ی $M_{23}C_6$ تبدیل می‌شوند^(۱۸). بنابراین، بازوهای دندریته تا حدودی به درون پوشش وارد شده و یک فصل مشترک دندانه دار را ایجاد می‌کنند. از سویی، جای برخورد نواحی میان دندریته با پوشش موجود در سطح قالب مناطقی را ایجاد می‌کند که در آن‌جا احتمال ذوب سطحی یا موضعی هیدروکسی آپاتیت و پیوند قوی‌تر میان پوشش و زیر لایه می‌تواند وجود داشته باشد. وجود سطوح مضرس در فصل مشترک پوشش و زیر لایه که به گونه‌ی نمادین در نگاره‌ی ۴-پ نشان داده شده که نشانگر چیرگی ساز و کار بالا در تشکیل پوشش بر روی زیر لایه است. چنین شرایطی، چسبندگی خوب پوشش به کاشتنی فلزی را سبب می‌شود. هر چند در برخی مناطق (همچون ناحیه‌ی A در نگاره‌ی ۴-ب) انجماد زود رس مذاب و یا وجود حفره‌ها و عیوب ریخته‌گری موجب پیوند نیافتن پوشش و زیر لایه شده است، ولی بر پایه‌ی اصول انجماد فلزات می‌توان با افزایش دمای پیشگرم قالب یا دمای ذوب ریزی از تشکیل این عیوب جلوگیری کرد.

ارزیابی زیست‌فعالی آلیاژ ریخته‌گری شده‌ی پوشش دار به شیوه‌ی آزمایشگاهی، وجود سطح زیست‌فعال بر روی محصول فراهم شده را تایید می‌نمود. تشکیل آپاتیت‌های زیستی بر روی سطح پوشش نشان دهنده‌ی این است، که در صورت امکان همبندی با استخوان تقویت شده و تحت شرایط مهار شده از نظر اندازه و مقدار تخلخل‌ها، می‌توان به تثبیت زیستی کاشتنی نیز دست یافت.

وارد نمودن پوشش زیست‌فعال بر روی سطوح کاشتنی‌های فلزی در هنگام فرایند ریخته‌گری دوغابی می‌تواند روشی کیفی و اقتصادی را برای ساخت و تهیه‌ی ارابه نماید. این روش ضمن کاهش قیمت تمام‌شده‌ی محصول و کاهش مصرف انرژی باعث کاهش زمان تولید محصول نهایی نیز می‌گردد. از آن‌جا که فرایند ریخته‌گری با استفاده از دوغاب سرامیکی که در ایران به ریخته‌گری دقیق معروف شده برای تولید بسیاری از سازه‌ها، اجزای دندانی و کاشتنی‌های دندانی و ارتوپدی به کار می‌رود، استفاده از این روش می‌تواند برای ساخت و تهیه‌ی مورد توجه قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

وارد کردن پوشش زیست‌فعال هیدروکسی آپاتیت بر روی آلیاژ پایه‌ی کبالت ASTM F-75 که برای ساخت کاشتنی‌های دندانی و ارتوپدی به کار می‌رود، همزمان با اجرای فرایند ریخته‌گری دقیق به انجام رسید. نتایج نشانگر ایجاد پوششی مطلوب با ضخامت ۱۰۰ تا ۱۶۰ میکرون بر روی زیر لایه‌ی فلزی بود. تشکیل رسوباتی از آپاتیت‌های شبه استخوانی بر روی پوشش، پس از شناور ساختن در مایع همانند سازی شده بدن نشان داد، که نمونه‌ی ساخته شده به این روش دارای سطحی زیست‌فعال است و می‌تواند به هنگام قرار گرفتن در بدن، همبندی میان بافت استخوان و ترویج رشد استخوان را موجب شود. استفاده از این روش برای پوشش‌دهی کاشتنی‌های فلزی و سازه‌های دندانی مقرون به صرفه است و ضمن حفظ کیفیت به صرفه جویی در زمان تهیه می‌انجامد.

References

1. Fathi MH, Mortazavi V. *Metallic Biomaterials, Properties and Biomedical Applications*. 1st ed., Isfahan University of Medical Sciences Publication & Arkan Danesh Publication. Esfahan: IRAN; 2003. p. 191-244.
2. p
3. Fathi MH, Mortazavi V, editors. *Biomedical Application of the Implant Bioceramic Coatings*, 2nd ed., Isfahan University of Medical Sciences Publication & Arkan Danesh Publication. Esfahan: IRAN; 2002. p. 61-89.
4. Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi SB. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants. *Dent Mater* 2003; 19: 188-198.
5. Fathi MH, Salehi M, Mortazavi V, Mousavi SB. Novel Double layer Hydroxyapatite (HA)/Ti Coating for Biocompatibility Improvement of Metallic Implants. *Surface Engineering* 2001; 17: 459-464.
6. Fathi MH, Doosmohammadi A. Bioactive Glass Nanopowder and Bioglass Coating for Biocompatibility Improvement of Metallic Implant. *Materials Processing Technology* 2009; 209: 1385-1391.
7. Hench LL, Wilson J. *An Introduction to Bioceramic*. 2nd ed., Singapore: World Scientific; 1998. p. 139-148.
8. Ozyegin LS, Oktar FN, Goller G, Kayali ES, Yazici T. Plasma-sprayed bovine hydroxyapatite coatings. *Materials Letters* 2004; 58: 2605-2609.
9. Wang C, Ma J, Cheng W, Zhang R. Thick hydroxyapatite coatings by electrophoretic deposition. *Materials Letters* 2002; 57: 99-105.
10. Cortés DA, Medina A, Escobedo S, López MA. Biomimetic apatite formation on a CoCrMo alloy by using wollastonite, bioactive glass or hydroxyapatite. *J Mater Scien* 2005; 40: 3509-3515.
11. Gallardo J, Galliano P, Durán A. Bioactive and Protective Sol-Gel Coatings on Metals for Orthopaedic Prostheses. *J Sol-Gel Scien Tech* 2001; 21: 65-74.
12. Li H, Khor KA, Cheang P. Thermal Sprayed Hydroxyapatite Splats: Nanostructures, Pore Formation Mechanisms and TEM Characterization. *Biomaterials* 2004; 25: 3463-3471.
13. Park JB, Bronzino JD. *Biomaterials Principles and Applications*. 1st ed., Singapore: World Scientific; 2003. p. 123-145.
14. Sohmura T, Tamasaki H, Ohara T, Takahashi J. Calcium-phosphate surface coating by casting to improve bioactivity of titanium. *J Biomed Mater Res* 2001; 58: 478-485.
15. Escobedo JC, Ortiz JC, Almanza JM, Cortés DA. Hydroxyapatite Coating on a Cobalt Base Alloy by Investment Casting. *Scripta Materialia* 2006; 54: 1611-1615.
16. Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials* 2006; 27:2907-2915.
17. Gómez M, Mancha H, Salinas A, Rodríguez JL, Escobedo J, Castro M, Méndez M. Relationship between microstructure and ductility of investment cast ASTM F-75 implant alloy. *J Biomed Mater Res* 1997; 34: 157-163.
18. Caudillo M, Herrera-Trejo M, Castro MR, Ramírez E, González CR, Juárez JI. On carbide dissolution in an as-cast ASTM F-75 alloy. *J Biomed Mater Res* 2002; 59: 378-385.