

فرآیندهای نوین در مهندسی مواد

ma.iaumajlesi.ac.ir

بررسی خواص سایشی و رادیوپاسیته ایمپلنت پلی اتر اتر کتون پوشش دهی شده با اکسید استرانسیم برای درمان پارگی رباط صلیبی قدامی

مقاله پژوهشی

محبوبه محمودی^{۱*}

۱- دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد یزد، دانشگاه آزاد اسلامی، یزد، ایران.

m.mahmoodi@iauyazd.ac.ir*

چکیده

یکی از شایع ترین مراجعات درمانگاهی ارتوپدی، تروماهای مستقیم و غیرمستقیم به زانو است که سبب پارگی لیگامان صلیبی قدامی می شود. کاربرد ایمپلنت از جنس تیتانیوم یکی از راه های باز سازی لیگامان صلیبی است که دارای محدودیت هایی از جمله رهایش یون های سمی مانند وانادیوم و آلومینیوم از آلیاژ تیتانیوم می باشد؛ بنابراین در این مطالعه، ایمپلنت از جنس پلیمر پلی اتر اتر کتون (PEEK) با دستگاه CNC ساخته شد و سطح ایمپلنت با اکسید استرانسیم (SrO) برای ساخت یک ایمپلنت پلیمری رادیوپاک پوشش دهی شد. پوشش دهی سطح ایمپلنت پلیمری با روش پوشش دهی چرخشی - غوطه وری در دو شرایط متفاوت دمایی در دمای محیط و دمای ۷۰ °C انجام شد. سپس خواص سایشی و سطحی ایمپلنت مورد ارزیابی قرار گرفت. مورفولوژی سطح، ریزساختار و توزیع عناصر روی سطح ایمپلنت به ترتیب توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، آنالیز پراش اشعه ایکس (XRD)، طیف سنجی پراش انرژی پرتو ایکس (EDS) و آنالیز MAP ارزیابی گردید. مشاهده تصاویر رادیوگرافی واضح از ایمپلنت PEEK با پوشش SrO دلیلی بر رادیوپاک شدن ایمپلنت پلیمری بود. میزان کاهش وزن برای ایمپلنت PEEK و ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در سیکل ۱۵۰۰ مرتبه به ترتیب ۰/۰۰۰۶ گرم و ۰/۰۰۰۴ گرم محاسبه گردید. مقاومت سایشی مناسب در دو سیکل ۵۰۰ و ۱۵۰۰ مرتبه برای منافذ و سطح ایمپلنت PEEK با پوشش SrO مشاهده شد. نتایج آزمون کشت سلول و رنگ آمیزی live/dead ۹۸٪ رشد و تکثیر سلول ها را بر روی سطح ایمپلنت PEEK با پوشش SrO نشان داد؛ بنابراین یافته های این تحقیق نشان داد که ایمپلنت PEEK با پوشش SrO می تواند به عنوان یک جایگزین مناسب برای ایمپلنت اندوباتون به کار رود.

اطلاعات مقاله

دریافت: ۱۴۰۱/۰۷/۰۸

پذیرش: ۱۴۰۱/۱۰/۲۲

کلید واژگان:

رادیوپاسیته

لیگامان صلیبی قدامی

پلی اتر اتر کتون

پوشش دهی

اکسیداسترانسیم

Evaluation of Wear Properties and Radiopacity of Strontium Oxide-Coated Polyether Ether Ketone Implant for the Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture

Mahboobeh Mahmoodi^{1*}

1- Associate Professor, Department of Biomedical Engineering, Yazd Branch, Islamic Azad University, Yazd, Iran.

* m.mahmoodi@iauyazd.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Doi:

Keywords:

Radiopacity

Anterior Cruciate Ligament

Polyether Ether Ketone

Coating

Strontium Oxide

Abstract

One of the most common orthopedic clinic referrals is direct and indirect traumas to the knee that lead to anterior cruciate ligament rupture. The use of titanium implants is one of the ways to treat and reconstruct the cruciate ligament, which has limitations, including the release of toxic ions such as aluminum and vanadium from the titanium alloy. In the present study, the polyether ether ketone (PEEK) implant was fabricated using a CNC machine. Then the surface of the implant was coated with strontium oxide (SrO) by dip spin coating method in two temperature conditions, including ambient temperature and 70 °C to produce a radiopaque polymer. After coating, the wear and surface properties of the implant were evaluated. The surface morphology, microstructure, and distribution of elements on the implant surface were evaluated by scanning electron microscope (SEM), X-Ray Diffraction (XRD), X-ray energy diffraction spectroscopy (EDS), and MAP analysis, respectively. The radiographic images indicated the good radiopacity level of the SrO-coated PEEK implant. The amount of weight loss for the PEEK implant and the SrO-coated PEEK implant was 0.0006 g and 0.0004 g in 1500 cycles, respectively. Good wear resistance was observed in two cycles of 500 and 1500 for the pores and surface of the SrO-coated PEEK implant. The results of the cell culture and live/dead staining showed 98% growth and proliferation of cells on the SrO-coated PEEK implant. Therefore, the findings of this study demonstrated that the SrO-coated PEEK implant can be used as a suitable alternative for the Endobutton.

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

Mahboobeh Mahmoodi, Evaluation of Wear Properties and Radiopacity of Strontium Oxide-Coated Polyether Ether Ketone Implant for the Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture, New Process in Material Engineering, 2023, 17(4), 1-15.

۱- مقدمه

لیگامان صلیبی قدامی (ACL)^۱ به شکل مورب در وسط زانو قرار گرفته و سبب حفظ پایداری چرخشی زانو و مانع از لغزیدن ساق پا به سمت جلو می‌شود. در اثر اعمال ضربه به بدن، بیشترین آسیب به ACL وارد می‌شود و سبب پارگی لیگامان می‌گردد [۱-۲].

اعمال تروما به زانو و پارگی ACL به دلایل مختلفی از قبیل گسترش فعالیت‌های حرفه‌ای ورزشی به خصوص فوتبال و تصادفات افزایش یافته است که به دنبال آن محدودیت و ناپایداری در حرکت فرد و ناتوانی در اجرای فعالیت‌های ورزشی و حتی حرکات روزانه برای فرد ایجاد می‌گردد. هرچند که برآوردی از این بیماری در ایران وجود ندارد ولیکن بیان می‌شود که در آمریکا سالانه دویست هزار پارگی لیگامان صلیبی قدامی به وقوع پیوسته و سالانه حدود صد هزار عمل جراحی بازسازی ACL انجام می‌شود. بنابراین با توجه به شیوع بالای پارگی ACL لازم است روشی برای تثبیت ACL به کار رود که بتواند باعث حفظ پایداری زانو گردد و بیمار هر چه سریع‌تر به فعالیت‌های روزمره، شغلی و ورزشی خود بازگردد [۳]. در درمان پارگی ACL، کاربرد بیومواد که موجب افزایش سرعت ترمیم تاندون و رشد سلولی گردد از نکات ضروری در درمان می‌باشد [۴]. یکی از روش‌های درمانی رایج برای بازسازی ACL، جراحی ارتوپدی با استفاده از ایمپلنت‌های اندوباتون از جنس تیتانیوم می‌باشد. ایمپلنت اندوباتون وسیله‌ای است که سبب تثبیت لیگامان ACL می‌شود [۵]. جراحی ارتوپدی با استفاده از ایمپلنت‌ها روش اصلی برای بازسازی و درمان نقص‌های استخوانی و مفاصل آسیب دیده است [۶]. ایمپلنت‌هایی که در پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند شامل ایمپلنت‌های فلزی، سرامیکی، پلیمری و کامپوزیتی می‌باشند. ایمپلنت‌های فلزی از جمله فولاد ضد زنگ، آلیاژهای حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم، آلیاژ تیتانیوم، تانتالوم، آلیاژ کروم کبالت یا به‌عنوان کاشتنی‌های دائمی مانند ایمپلنت‌های ران، زانو و دندان و یا به‌عنوان ایمپلنت‌های موقت مانند پیچ‌ها، پلاک‌های ارتوپدی و منگنه‌ها در تثبیت شکستگی‌های

استخوانی و ستون فقرات به کار می‌روند [۷-۹]. فلزات دارای خواص مکانیکی و مقاومت اصطکاکی عالی برای کاربرد در پزشکی می‌باشند. اگرچه برخی معایب فلزات، کاربرد آن‌ها را در ساخت ایمپلنت‌های پزشکی محدود کرده است. استحکام و مدول الاستیک بسیار بالای فلزات با استحکام و مدول الاستیک بافت استخوان انسان مطابقت ندارد و می‌تواند سبب تنش سپری به استخوان‌های اطراف ایمپلنت و متعاقباً ساییدگی و خوردگی بافت استخوان مجاور و شل شدن پروتز شود [۱۰]. از دیگر محدودیت‌های کاربرد فلزات، رادیوپایسته فلزات می‌باشد که سبب ایجاد آرتیفکت یا درستیما در تصاویر توموگرافی کامپیوتری (CT) و تصاویر رزونانس مغناطیسی (MRI) می‌شود. از طرفی حضور طولانی مدت فلزات در بدن سبب ایجاد حساسیت بافتی در بدن می‌گردد. رهایش یون‌های مضر از ایمپلنت‌های فلزی به دلیل مقاومت خوردگی کم فلزات سبب ایجاد سمیت در بدن می‌شوند. رهایش یون‌های سمی آلومینیوم و وانادیوم از آلیاژ Ti-6Al-4V می‌تواند سبب ایجاد بیماری آلزایمر و درد در محل ایمپلنت گردند [۱۱-۱۴].

پلی اتر کتون (PEEK) یک پلیمر نیمه بلورین آروماتیک است که برای جایگزین شدن ایمپلنت فلزی به‌ویژه ایمپلنت‌های ارتوپدی به کار می‌رود [۱۵-۱۶]. PEEK در برابر سایش مقاوم است و در دماهای بالا دارای پایداری ابعادی می‌باشد. PEEK به‌عنوان یک ماده زیستی قابل کاشت توسط سازمان غذا و داروی ایالات متحده (FDA) تأیید شده است و به دلیل زیست سازگاری^۲، مقاومت شیمیایی و قابلیت استریل شدن به‌عنوان ایمپلنت‌های ارتوپدی به‌ویژه برای ترمیم نقص‌های ستون فقرات به کار می‌رود. مدول الاستیک PEEK خالص ۴ گیگا پاسکال و مدول الاستیک PEEK تقویت شده با الیاف کربن ۱۸ گیگا پاسکال است که به مدول استخوان انسان نزدیک می‌باشد [۱۶]. درحالی‌که مدول الاستیک تیتانیوم و آلیاژهای آن در محدوده ۱۰۲ تا ۱۱۰ گیگا پاسکال می‌باشد و سبب ایجاد تنش سپری در اثر عدم تطابق مدول الاستیک بین ایمپلنت و

نیروی گریز از مرکز برای پوشش دهی استفاده می شود. دستگاه پوشش دهی چرخشی با سرعت چرخش در محدوده ۱۰۰۰ تا ۱۰۰۰۰ دور در دقیقه می تواند یک لایه با ضخامت یکنواخت بر روی سطح ایمپلنت ایجاد کند [۲۱]. لایه پوشش جامد زمانی به دست می آید که تخییر حلال از مایع پوششی حاوی پلیمرها یا کلئیدها در یک حلال فرار با چرخش ایجاد شده توسط دستگاه پوشش دهی چرخشی رخ دهد. تخییر حلال در سرعت چرخش بالا تا حد زیادی تسریع می یابد و اعمال پوشش و خشک کردن یک فیلم بر روی سطح زیر لایه را می توان در کمتر از یک دقیقه انجام داد. به دلیل سرعت اعمال پوشش، سادگی روش و هزینه کم، روش پوشش دهی چرخشی - غوطه وری یکی از روش های مناسب برای پوشش دهی در کاربردهای صنعتی با ظرفیت بالا، مناسب می باشد [۲۲]. با روش پوشش دهی چرخشی - غوطه وری، پوشش لایه نازک یکنواخت با خواص سطحی مناسب و چسبندگی عالی در سطح ایمپلنت ایجاد می گردد [۲۳].

خاصیت رادیوپایسته در ایمپلنت های ارتوپدی از نکات کلیدی در ارزیابی بازسازی استخوان می باشد. خاصیت رادیوپایسته در ایمپلنت ها موقعیت ایمپلنت را در محل جراحی نشان می دهد. استرانسیم (Sr) شکل گیری بافت استخوان را تحریک می کنند [۲۴] و تحلیل و جذب استخوان را هم در شرایط آزمایشگاهی و هم در داخل بدن مهار می کنند و در نتیجه از پوکی استخوان و تکثیر استئوکلاست ها جلوگیری می گردد. به دلیل عدد اتمی بالا، استرانسیم و اکسید استرانسیم می تواند به عنوان یک ماده رادیوپایک معرفی شود و در تصاویر رادیوگرافی قابل مشاهده باشد [۲۵-۲۶]. بیانچی و همکاران [۲۷]، سطح PEEK را با استرانسیم / کلسیم فسفات با روش رسوب پالسی (PED) پوشش دهی کردند و تأثیر استرانسیم را بر رشد و تکثیر سلول های استخوانی و جلوگیری از پوکی استخوان مشاهده کردند. محققان نشان دادند که استرانسیم سبب برهمکنش بیولوژیکی بین زیر لایه و بافت اطراف می گردد و عمر ایمپلنت PEEK در بدن را افزایش می دهد. همچنین،

بافت استخوان میزبان می گردد و در نهایت منجر به شکست استخوان می شود [۷]. همچنین، PEEK دارای قابلیت سوراخ کاری توسط جراح در صورت نیاز حتی در حین جراحی می باشد و در شرایط درون تنی^۳ و برون تنی^۴ زیست سازگار می باشد و سبب القا سمیت موتاژنیک یا التهاب در بدن نمی گردد. خواص مکانیکی PEEK با خواص مکانیکی بخش متراکم قشری بافت استخوان انسان مشابه می باشد [۱۵]؛ بنابراین PEEK به عنوان جایگزینی برای ایمپلنت های فلزی به دلیل زیست سازگاری مناسب، مدول الاستیک نزدیک به استخوان، استحکام بالا و چگالی پایین مورد مطالعات بالینی قرار گرفته است. ایمپلنت PEEK مانند بسیاری از پلیمرها دارای زیست فعالی بسیار پایین و خاصیت خنثی^۵ بودن است که تثبیت بیولوژیکی آن ها را در بافت استخوانی برای طولانی مدت محدود می کند. بنابراین، ایمپلنت PEEK را به راحتی و بدون آسیب رساندن به بافت استخوان می توان از بدن خارج کرد. خاصیت مذکور یک مزیت برای کاربرد ایمپلنت PEEK به عنوان ایمپلنت اندو باتون می باشد. ایمپلنت اندو باتون پس از یک ماه می تواند از بدن بیمار جداسازی گردد. در حالی که به دلیل نفوذ سلول های استخوانی در منافذ ایمپلنت تیتانیومی، جداسازی ایمپلنت تیتانیوم به عنوان ایمپلنت اندو باتون از بدن بیمار سخت می باشد و سبب آسیب به بافت های اطراف استخوان می گردد [۱۷]. اگرچه با وجود تمام ویژگی های مطلوب ایمپلنت PEEK، یکی از دلایل محدودیت کاربرد آن در ارتوپدی، عدم خاصیت رادیوپایسته می باشد. برای برطرف کردن این محدودیت می توان سطح ایمپلنت پلیمری را با مواد رادیوپایک پوشش دهی کرد.

محققان روش های مختلفی را از جمله پلاسماسپری، لیزر، پوشش دهی چرخشی - غوطه وری^۶ برای اعمال پوشش بر روی سطح ایمپلنت ها به کار برده اند که هر کدام دارای مزایا و معایبی هستند [۱۸-۲۰]. روش پوشش دهی چرخشی - غوطه وری برای پوشش دهی مواد مایع و محلول ها بر روی انواع زیر لایه در حد یک تک لایه از مولکول ها به کار می رود. در روش پوشش دهی چرخشی - غوطه وری از

۲- مواد و روش تحقیق

۲-۱- مواد

یک قطعه پلی اتر اتر کتون (PEEK) به شکل صفحه‌ای با ابعاد ۱۰ × ۵ سانتیمتر از شرکت Victrex آلمان فراهم شد. استرانسیم نیترات با فرمول مولکولی $Sr(NO_3)_2$ دارای جرم مولکولی ۲۱۱/۶۳ گرم بر مول از شرکت مرک آلمان تهیه شد. محیط کشت^۷ DMEM از Invitrogen و سرم جنین گاوی (FBS)^۸ از شرکت مرک فراهم شد. سلول‌های استئوبلاست (رده سلولی MG-63) از بانک سلولی انستیتو پاستور ایران تهیه شد.

۲-۲- ساخت ایمپلنت اندوباتون

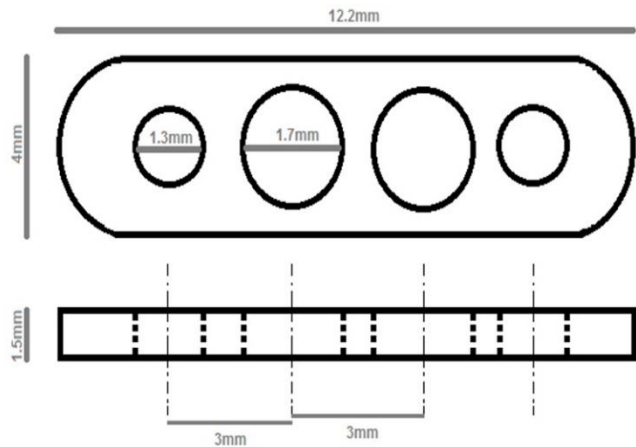
نقشه ایمپلنت اندوباتون با نرم‌افزار کتیا^۹ نسخه ۲۰۱۰ با دقت ۰/۰۰۵ mm تهیه گردید (شکل ۱ الف)) و سپس با دستگاه CNC^{۱۱} (ژاپن، Nakamura TW-30) ایمپلنت پلیمری از جنس PEEK تهیه شد. ایمپلنت با طول ۱۲/۲ mm، عرض ۴mm و ضخامت ۱/۵ mm دارای دو منفذ بزرگ و دو منفذ کوچک طراحی و ساخته شد (شکل ۱ ب)). قطر منفذ بزرگ ۱/۷ mm و قطر منفذ کوچک ۱/۳ mm در نظر گرفته شد؛ بنابراین، چهار منفذ بر روی سطح ایمپلنت PEEK با سایز مناسب و کاملاً گرد بدون ایجاد تنش و تمرکز تنش در لبه‌ها با روش CNC ایجاد گردید. پس از CNC، ایمپلنت اندوباتون ساخته شده برشکاری شد و سطح ایمپلنت برای پوشش دهی آماده گردید.

آن‌ها نشان دادند که حضور استرانسیم میزان سختی سطح PEEK را نیز افزایش می‌دهد. در بیشتر تحقیقات برای افزایش زیست‌فعالی ایمپلنت PEEK از بیومواد زیست‌فعال و بیومواد سرامیکی استفاده شده است. در تحقیقی [۲۸] برای افزایش زیست‌فعالی PEEK، دو لایه زیست‌فعال هیدروکسی آپاتیت و زیرکونیای تثبیت شده با ایتریا بر روی سطح PEEK با روش رسوب از طریق پرتو یونی پوشش دهی شد. دنگ و همکاران [۲۹]، یک کامپوزیت سه جزئی زیست‌فعال PEEK/نانو هیدروکسی آپاتیت/الیاف کربن برای کاربرد در ایمپلنت‌های ارتوپدی و دندانپزشکی ساختند و قابلیت کامپوزیت سه جزئی را برای ترمیم سریع نقص‌های استخوانی و افزایش رشد و تکثیر سلول‌های استئوبلاست (رده سلولی MG-63) گزارش کردند.

تمام تحقیقات انجام شده در مورد پلیمر PEEK، افزایش زیست‌فعالی PEEK برای کاربرد در ایمپلنت‌های ارتوپدی را گزارش کرده‌اند [۳۰-۳۲]. با بررسی تحقیقات، مشاهده گردید که مطالعه‌ای در زمینه ساخت ایمپلنت اندوباتون پلیمری از جنس PEEK با پوشش اکسید استرانسیم (SrO) با خاصیت رادیوآپسیته گزارش نشده است. بنابراین در این تحقیق، ایمپلنت PEEK با پوشش SrO با خاصیت رادیوآپسیته برای بازسازی لیگامان ACL ساخته شد. سپس خواص سطحی، سایشی و زیست‌سازگاری ایمپلنت PEEK با پوشش SrO ارزیابی شد و در نهایت خواص رادیوآپسیته ایمپلنت اندوباتون پلیمری مورد بررسی قرار گرفت.



(ب)



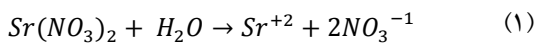
(الف)

شکل (۱): الف) نقشه ایمپلنت اندوباتون و ب) ایمپلنت اندوباتون از جنس PEEK.

۳-۲- پوشش دهی سطح ایمپلنت اندوباتون

پوشش دهی سطح ایمپلنت PEEK با SrO با روش پوشش دهی چرخشی-غوطه‌وری در دو دمای °C ۷۰ و دمای محیط انجام گرفت. برای ایجاد پوشش SrO بر روی سطح ایمپلنت از استرانسیم نیترات با غلظت ۰/۷ میلی گرم بر لیتر که میزان غلظت ایمن و بدون سمیت در پزشکی می‌باشد، استفاده شد [۳۳-۳۴]. برای تهیه محلول استرانسیم نیترات، ۱۴ میلی گرم استرانسیم نیترات با ۲۰ لیتر آب دو بار تقطیر با همزن مغناطیسی مخلوط گردید. مطابق با معادله (۱) در اثر انحلال استرانسیم نیترات (Sr(NO₃)₂) در آب دو بار تقطیر، یون‌های استرانسیم (Sr⁺²) و نیترات (NO₃⁻¹) تشکیل شد. محلول استرانسیم نیترات یونیزه شده در دستگاه پوشش دهی در دمای °C ۷۰ قرار گرفت. سپس ایمپلنت اندوباتون PEEK برای مدت زمان ۳۰ ثانیه در دستگاه در محلول یونیزه شده غوطه‌ور گردید. یون‌های استرانسیم با بار مثبت با کتون موجود در پلیمر PEEK واکنش داده و ترکیب SrO را روی سطح ایمپلنت اندوباتون PEEK ایجاد کردند. در نهایت ایمپلنت پلیمری پوشش دهی شده با SrO از دستگاه خارج گردید و در دمای محیط خشک گردید. باید توجه داشت که ایمپلنت پوشش دهی شده با SrO با آب دو بار تقطیر شستشو داده شد تا یون‌های نیترات باقیمانده روی سطح حذف گردند. پوشش دهی سطح ایمپلنت پلیمری با SrO در

دمای محیط مطابق با روش مذکور تکرار گردید. در نهایت برای اثبات حضور پوشش نازک SrO روی سطح ایمپلنت اندوباتون PEEK، آزمون‌های EDS-MAP و XRD انجام گرفت.



۴-۲- مشخصه یابی ایمپلنت‌ها

۴-۲-۱- مورفولوژی سطح و ساختار نمونه‌ها

به منظور ارزیابی مورفولوژی سطح ایمپلنت PEEK با پوشش SrO از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM-KYXYEM 3200) استفاده شد. متوسط اندازه قطر حفرات ایجاد شده در پوشش SrO روی سطح توسط نرم‌افزار آنالیز تصویر MIP اندازه‌گیری شد. طیف‌سنجی پراش انرژی پرتو ایکس (EDS) و آنالیز MAP به ترتیب برای بررسی عناصر و توزیع عناصر روی سطح ایمپلنت‌ها به کار رفت.

۴-۲-۲- پراش پرتو ایکس

برای اثبات حضور پوشش SrO بر روی سطح ایمپلنت PEEK و ارزیابی ساختار و ترکیب فازی ایمپلنت PEEK با پوشش SrO از آنالیز پراش اشعه ایکس (PhilipsPANanalytical XRD) استفاده شد. فازهای

۲-۵- ارزیابی آماری

تعداد تکرار آزمون‌ها، سه بار در هر آزمون در نظر گرفته شد و نتایج به صورت میانگین \pm انحراف معیار گزارش گردید. تحلیل آماری داده‌ها با روش ANOVA و نرم‌افزار پریزم انجام گرفت.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- بررسی ریزساختار و مورفولوژی سطح

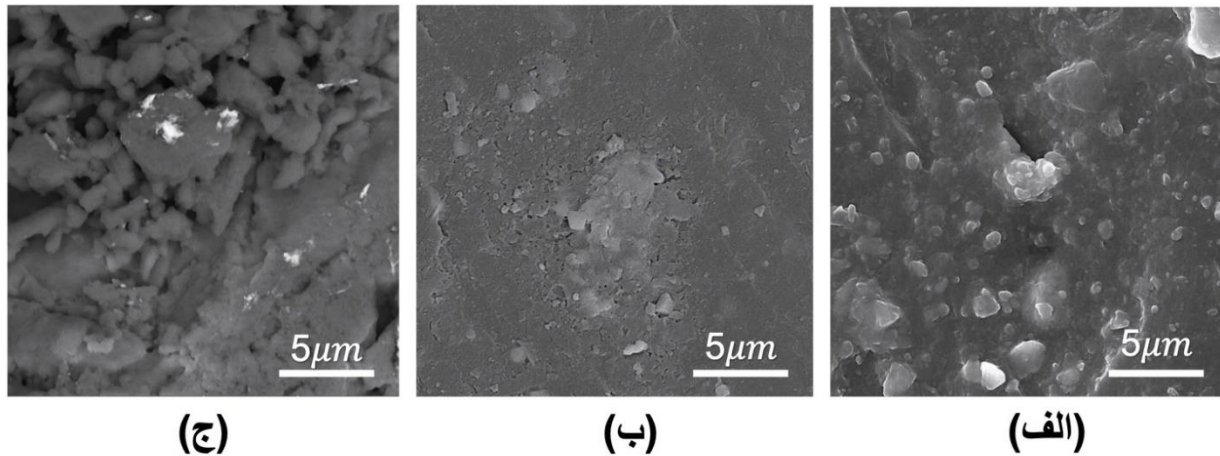
ایمپلنت

شکل ۲ تصاویر SEM از سطح ایمپلنت PEEK و سطح ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در دو دمای محیط و 70°C را نشان می‌دهد. در شکل ۲ (ج) پوشش SrO که کامل سطح ایمپلنت PEEK را پوشانده است، مشاهده می‌شود. پوشش ایجاد شده در دمای 70°C ، سطحی متخلخل را ایجاد می‌کند که اندازه متوسط قطر حفرات ایجاد شده بر روی سطح ایمپلنت PEEK، 161 نانومتر محاسبه گردید.

چاهک اضافه گردید. پس از انکوباسیون به مدت 30 دقیقه در دمای 37 درجه سانتی‌گراد، محلول رنگ آمیزی حذف شد و نمونه‌ها 3 بار با PBS کاملاً شستشو داده شدند. در نهایت، پس از افزودن PBS به چاهک‌ها، از یک میکروسکوپ فلورسانس (Zeiss Axio Observer 5) برای تصویربرداری سلول‌های زنده به رنگ سبز و سلول‌های مرده به رنگ قرمز استفاده شد.

۲-۴-۵- رادیولوژی

برای بررسی خواص رادیوپایسته ایمپلنت پوشش داده شده با SrO از دستگاه رادیولوژی بیمارستان شهدای کارگر استان یزد استفاده گردید. ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در محل مناسب قرار داده شد و توسط دستگاه رادیولوژی پرتودهی و تصویربرداری شد.



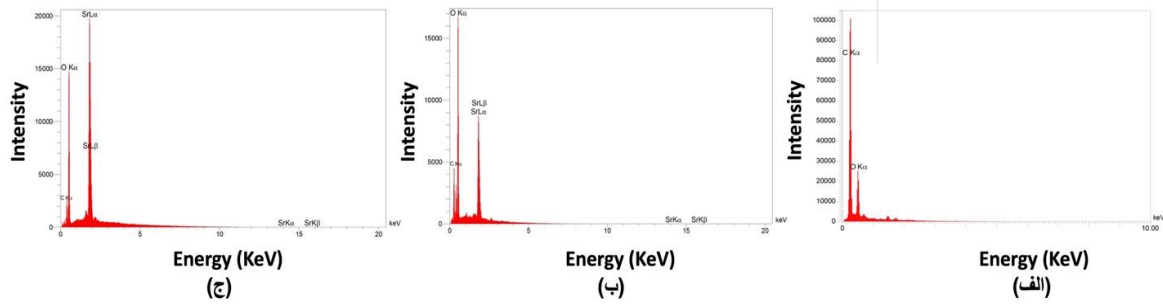
شکل (۲): تصاویر SEM سطح ایمپلنت‌ها، الف) ایمپلنت PEEK، ب) ایمپلنت PEEK با پوشش SrO، ایجاد پوشش در دمای محیط و ج) ایمپلنت PEEK با پوشش SrO، ایجاد پوشش در دمای 70°C .

گردیده است. به دلیل ایجاد پوشش SrO بر روی سطح ایمپلنت، کربن از $3 \pm 65/88\%$ در ایمپلنت PEEK به $1 \pm 28/56\%$ در ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در دمای محیط و $2 \pm 8/37\%$ در ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در 70°C کاهش یافت. درصد وزنی اکسیژن از $1 \pm 34/12\%$ در ایمپلنت PEEK به $2 \pm 55/67\%$ در ایمپلنت PEEK با پوشش

برای اثبات حضور پوشش SrO در روی سطح ایمپلنت PEEK، آنالیز EDS و MAP انجام گرفت. در شکل ۳ طیف EDS ایمپلنت‌ها مشاهده می‌شود. حضور عناصر کربن و اکسیژن مربوط به زیر لایه PEEK و پیک‌های SrLa و SrLb مربوط به پوشش اکسید استرانسیم می‌باشند. درصد وزنی عناصر موجود روی سطح ایمپلنت‌ها در جدول ۱ ارائه

محیط دو برابر افزایش یافت. با توجه به خاصیت رادیوپایسته اکسیداسترانسیم و استرانسیم [۲۵-۲۶]، افزایش حضور استرانسیم روی سطح ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در °C ۷۰ می‌تواند خاصیت رادیوپایک ایمپلنت پلیمری را افزایش دهد.

SrO در دمای محیط و $1 \pm 57/17\%$ در ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در °C ۷۰ افزایش یافت. درصد وزنی استرانسیم در روی سطح ایمپلنت PEEK در °C ۷۰ در مقایسه با درصد وزنی استرانسیم در روی سطح ایمپلنت PEEK در دمای



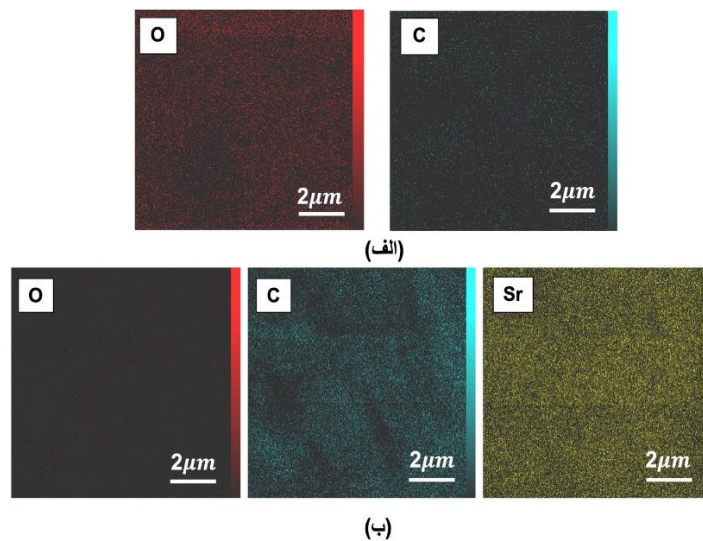
شکل (۳): طیف EDS ایمپلنت PEEK، (ب) ایمپلنت PEEK با پوشش SrO، ایجاد پوشش در دمای محیط و (ج) ایمپلنت PEEK با پوشش SrO، ایجاد پوشش در °C ۷۰.

جدول (۱): درصد وزنی عناصر در سطح ایمپلنت‌ها

ایمپلنت	کربن (C)	اکسیژن (O)	استرانسیم (Sr)
ایمپلنت PEEK	$76.88 \pm 3\%$	$14.12 \pm 1\%$	-
ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در دمای محیط	$28.56 \pm 1\%$	$55.67 \pm 2\%$	$15.77 \pm 3\%$
ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در °C ۷۰	$8.37 \pm 2\%$	$57.17 \pm 1\%$	$34.47 \pm 1\%$

MAP ایمپلنت PEEK با پوشش SrO نسبت به تصاویر MAP ایمپلنت PEEK، نشان‌دهنده پوشش کامل و توزیع یکنواخت اکسید استرانسیم روی سطح ایمپلنت PEEK می‌باشد.

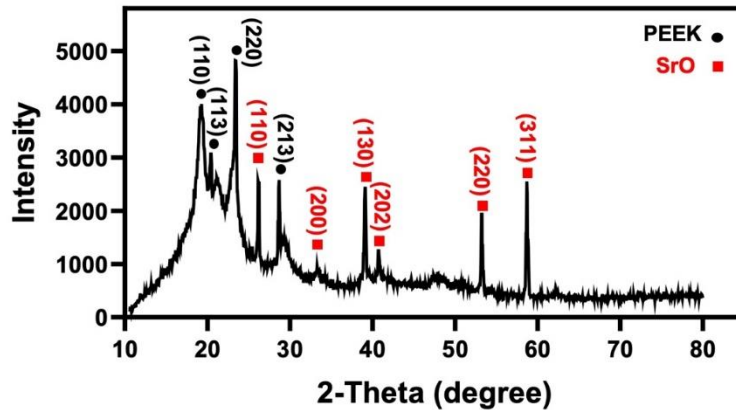
در شکل ۴ میکروگراف MAP نمونه‌ها مشاهده می‌گردد. توزیع عناصر اکسیژن، کربن و استرانسیم روی سطح ایمپلنت PEEK با پوشش SrO نشان داده شده است. مقایسه تصاویر



شکل (۴): میکروگراف آنالیز MAP (الف) ایمپلنت PEEK و (ب) ایمپلنت PEEK با پوشش SrO، ایجاد پوشش در دمای °C ۷۰.

(۲۲۰) و (۲۱۳) شناسایی شدند [۳۵]. همچنین، حضور SrO در پیک‌هایی در زوایای برابر با ۲۶/۱۵، ۳۳/۳، ۳۹/۱، ۴۰/۷۵، ۵۳/۲۵ و ۵۸/۷ (CardNumber:1011328) که به ترتیب با صفحه‌های کریستالی (۱۱۰)، (۲۰۰)، (۱۳۰)، (۲۰۲)، (۲۲۰) و (۳۱۱) مطابقت دارند، آشکار گردید [۳۶]–[۳۷]. بنابراین حضور پوشش SrO بر روی سطح ایمپلنت PEEK با شناسایی فازهای کریستالی آن شناسایی گردید.

الگوی XRD ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در شکل ۵ نشان داده شده است. پیک‌های مربوط به SrO و PEEK در الگوی XRD ایمپلنت PEEK پوشش دهی شده با SrO شناسایی شدند. PEEK یک پلیمر نیمه کریستالی ترموپلاستیک است که دارای فاز کریستالی اورتورومبیک می‌باشد. چهار قله اصلی پلیمر PEEK با 2θ در زوایای ۱۹/۳، ۲۰، ۲۳/۴۵ و ۲۸/۷ درجه به ترتیب با صفحه‌های کریستالی (۱۱۰)، (۱۱۳)،



شکل (۵): الگوی پراش پرتو ایکس ایمپلنت PEEK با پوشش SrO.

پوشش SrO (در دمای 70°C) به ترتیب ۰/۰۰۰۱ و ۰/۰۰۰۴ گرم محاسبه گردید. با بررسی نتایج تغییرات وزن در ایمپلنت‌ها مشاهده گردید که هر دو ایمپلنت با پوشش و بدون پوشش دارای مقاومت سایشی عالی می‌باشند. ولی به دلیل حضور اکسیژن بیشتر در روی سطح ایمپلنت PEEK پوشش دهی شده و همچنین حضور اکسید استرانسیم به‌عنوان یک سرامیک روی سطح ایمپلنت، مقاومت به سایش ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در مقایسه با ایمپلنت PEEK افزایش یافت [۳۸]. همان‌طور که در تحقیقی لی و همکاران [۳۹] گزارش کردند که با افزودن استرانسیم به آلیاژ آلومینیوم-سیلیسیم با روش عملیات حرارتی، مقاومت به سایش و مقاومت به خوردگی آلیاژ افزایش می‌یابد. بنابراین، نتایج آزمون سایش نشان دادند که ایمپلنت PEEK با پوشش SrO دارای مقاومت سایشی عالی می‌باشد و می‌تواند برای کاربرد به‌عنوان اندوباتون گزینه مناسبی باشد.

۳-۲- تغییر اندازه قطر و وزن ایمپلنت‌ها

در آزمون سایش نمونه‌ها در تماس با نخ در سیکل‌های ۵۰۰ و ۱۵۰۰ مرتبه مورد سایش قرار گرفتند. مسافت هر مرتبه رفت و برگشت نخ در آزمون سایش ۳۰ سانتی‌متر بود. تغییرات اندازه قطر منافذ ایمپلنت PEEK تحت آزمون سایش در جدول ۲ ارائه شده است. تغییرات اندازه قطر منفذ جانبی راست برای ایمپلنت PEEK در سیکل‌های ۵۰۰ و ۱۵۰۰ مرتبه به ترتیب ۰/۰۲۸ و ۰/۰۴۸ میلی‌متر و تغییرات اندازه قطر منفذ جانبی چپ به ترتیب ۰/۰۲۴ و ۰/۰۳۷ میلی‌متر محاسبه گردید. اندازه قطر منافذ قبل از سایش در مقایسه با اندازه قطر منافذ ایمپلنت در اثر سایش دارای تفاوت آماری معنی‌داری نبود.

نتایج تغییرات وزن ایمپلنت‌ها تحت آزمون سایش در جدول ۳ گزارش شده است. در آزمون سایش، میزان کاهش وزن برای ایمپلنت PEEK در سیکل‌های ۵۰۰ و ۱۵۰۰ مرتبه به ترتیب ۰/۰۰۰۲ و ۰/۰۰۰۶ گرم و برای ایمپلنت PEEK

جدول (۲): اندازه قطر ایمپلنت PEEK در اثر سایش در دو سیکل متفاوت.

قطر منافذ	قبل از آزمون (mm)	بعد از ۵۰۰ مرتبه سیکل سایش (mm)	بعد از ۱۵۰۰ مرتبه سیکل سایش (mm)
منفذ جانبی راست	۱/۲۵۷ ± ۰/۱	۱/۲۸۵ ± ۰/۴	۱/۳۰۵ ± ۰/۲
منفذ میانی	۱/۴۹۴ ± ۰/۳	۱/۵۱۶ ± ۰/۱	۱/۶۶۳ ± ۰/۱
منفذ میانی	۱/۴۸۹ ± ۰/۱	۱/۵۰۲ ± ۰/۲	۱/۶۵۹ ± ۰/۳
منفذ جانبی چپ	۱/۲۵۱ ± ۰/۲	۱/۲۷۵ ± ۰/۱	۱/۲۸۸ ± ۰/۱

جدول (۳): اندازه وزن ایمپلنت PEEK و ایمپلنت PEEK با پوشش SrO (ایجاد پوشش در ۷۰ °C) در اثر سایش در دو سیکل متفاوت.

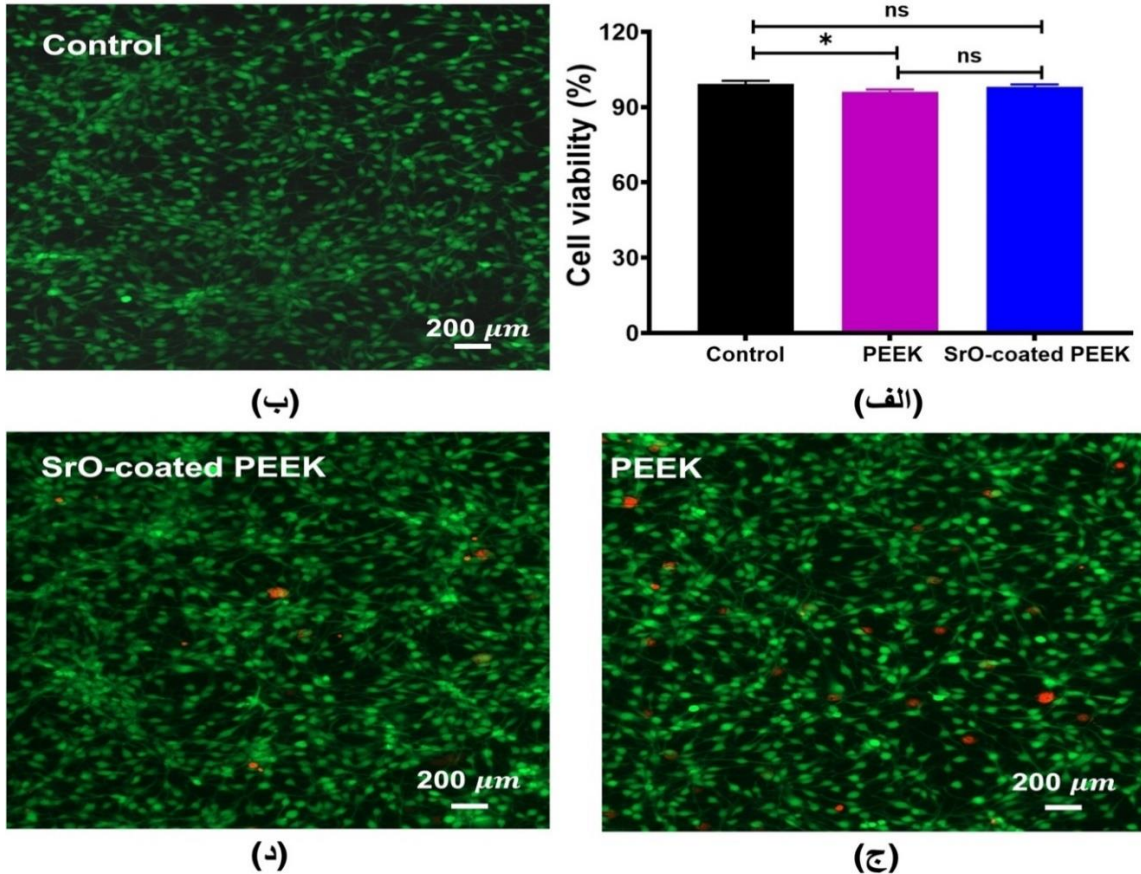
وزن اولیه ایمپلنت PEEK (گرم)	۰/۰۷۶۵ ± ۰/۱
وزن بعد از ۵۰۰ مرتبه سیکل سایش (گرم)	۰/۰۷۶۳ ± ۰/۳
وزن بعد از ۱۵۰۰ مرتبه سیکل سایش (گرم)	۰/۰۷۵۹ ± ۰/۳
وزن اولیه ایمپلنت PEEK با پوشش استرانسیم (گرم)	۰/۰۸۰۵ ± ۰/۲
وزن بعد از ۵۰۰ مرتبه سیکل سایش (گرم)	۰/۰۸۰۴ ± ۰/۱
وزن بعد از ۱۵۰۰ مرتبه سیکل سایش (گرم)	۰/۰۸۰۱ ± ۰/۲

۳-۳- بررسی زنده مانی سلول‌ها

نتایج زنده مانی و رشد و تکثیر سلول‌های MG-63 در تماس با ایمپلنت PEEK و ایمپلنت PEEK با پوشش SrO (در دمای ۷۰ °C) بعد از ۲۴ ساعت کشت در شکل ۶ (الف) مشاهده می‌شود. زنده مانی سلول‌ها در تماس با نمونه کنترل، ایمپلنت PEEK و ایمپلنت PEEK با پوشش SrO به ترتیب ۱۰۰، ۹۶٪ و ۹۸٪ اندازه‌گیری شد. نتایج آزمون MTT، تفاوت آماری معنی‌داری بین رشد و تکثیر سلول‌ها در تماس با ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در مقایسه با نمونه کنترل را نشان نداد. حضور پوشش SrO در سطح ایمپلنت PEEK سبب رشد و تکثیر عالی سلول‌ها گردید [۲۷ و ۴۰].

در شکل ۶ (ب-د) سلول‌های زنده به رنگ سبز و سلول‌های مرده به رنگ قرمز روی سطح ایمپلنت‌ها و نمونه کنترل مشاهده می‌شود. پس از ۳ روز کشت، رشد سلول‌های 3T3 در سطح ایمپلنت‌ها افزایش یافت. حضور SrO بر روی سطح ایمپلنت پوشش دهی شده، کاهش سلول‌های مرده و افزایش تکثیر سلول‌ها را بر روی سطح ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در مقایسه با ایمپلنت PEEK نشان داد. همان‌طور که در

تحقیقات گزارش شده است حضور استرانسیم در داربست‌ها و کامپوزیت‌ها می‌تواند نقش بسیار مؤثری را در افزایش رشد و تکثیر سلول‌ها ایفا کند. همچنین استرانسیم بر افزایش فعالیت آنزیم آلکالین فسفاتاز و رشد سلول‌های استخوانی تأثیرگذار می‌باشد [۴۱-۴۲]. در مطالعه‌ای محققین [۴۳] پوشش نانو کامپوزیتی کیتوسان/ ژلاتین حاوی استرانسیم را بر روی سطح ایمپلنت فلزی با روش رسوب الکتروفورتیک ایجاد کردند. آن‌ها نشان دادند که ایمپلنت فلزی حاوی پوشش استرانسیم دارای استحکام کششی بالاتر و تکثیر و تمایز بیشتر سلول‌های استخوانی بر روی سطح ایمپلنت در مقایسه با ایمپلنت بدون پوشش می‌باشد. در تحقیقی دیگر، الیومالیا و همکاران [۴۴] حضور پوشش استرانسیم روی سطح ایمپلنت را دلیلی بر پیوند و اتصال عالی سلول‌های استخوانی به ایمپلنت گزارش کردند. بنابراین، اکسید استرانسیم با زیست سازگاری عالی می‌تواند گزینه مناسبی برای کاربرد به‌عنوان پوشش بر روی سطوح ایمپلنت‌های ارتوپدی معرفی گردد.



شکل (۶): (الف) درصد زنده مانی سلول‌های MG-63 در تماس با نمونه کنترل، ایمپلنت PEEK و ایمپلنت PEEK با پوشش SrO (ایجاد پوشش در دمای ۷۰ °C) پس از گذشت ۲۴ ساعت کشت. علامت ستاره معرف تحلیل آماری برای سه بار تکرار آزمون می‌باشد (ns دارای تفاوت آماری معنی‌دار نیست و $p < 0.05$). تصاویر میکروسکوپ فلورسانس سلول‌های 3T3 زنده و مرده پس از ۳ روز کشت روی سطح (ب) نمونه کنترل، (ج) PEEK و (د) PEEK با پوشش SrO. رنگ قرمز: سلول‌های مرده و رنگ سبز: سلول‌های زنده را نشان می‌دهد.

خاصیت رادیوآپسیسته ایمپلنت PEEK پوشش دهی شده با SrO را ثابت کرد.

حضور پوشش SrO بر روی سطح ایمپلنت PEEK دلیلی بر رادیوآپیک شدن پلیمر پلی اتر اتر کتون بود [۴۵]. در تحقیقی گزارش گردید که با افزایش غلظت استرانسیم در سیمان استخوان بر پایه Ca_3SiO_5 ، خاصیت رادیوآپسیسته سیمان به کار رفته در ترمیم ریشه افزایش می‌یابد [۴۶].

۳-۴- تصاویر رادیولوژی

تصویربرداری ایمپلنت‌های ارتوپدی از ویژگی‌های مهم ایمپلنت‌ها می‌باشد که نقش مهمی را در مراحل ترمیم نقص‌های استخوانی ایفا می‌کند. پس از پوشش دهی ایمپلنت PEEK با SrO، برای اثبات خاصیت رادیوآپسیسته ایمپلنت پلیمری، تصویربرداری با دستگاه رادیولوژی انجام گرفت. تصاویر رادیولوژی ایمپلنت PEEK با پوشش SrO (در دمای ۷۰ °C) در شکل ۷ مشاهده می‌شود. تصاویر رادیولوژی،



شکل (۷): تصاویر رادیوگرافی الف) ایمپلنت PEEK با پوشش SrO (ایجاد پوشش در دمای 70°C و ب) قرارگیری ایمپلنت PEEK با پوشش SrO (ایجاد پوشش در دمای 70°C روی استخوان).

۴- نتیجه گیری

در این تحقیق، ایمپلنت اندوباتون پلی اتر اتر کتون با روش CNC ساخته شد و سپس سطح ایمپلنت با SrO پوشش دهی گردید. مورفولوژی سطح ایمپلنت، یک پوشش متخلخل عاری از ترک را بر روی سطح ایمپلنت پلیمری نشان داد. مقاومت به سایش ایمپلنت PEEK با پوشش SrO در مقایسه با ایمپلنت PEEK بدون پوشش افزایش یافت. درصد زنده مانی سلول‌های در تماس با ایمپلنت PEEK با پوشش SrO دارای تفاوت معنی‌داری با نمونه کنترل نبود. همچنین، زیست سازگاری عالی سلول‌ها در هر دو ایمپلنت با تصاویر میکروسکوپ فلورسانس مشاهده گردید. نتایج آزمون‌ها

نشان داد که با ایجاد خاصیت رادیوپاسیته، افزایش زیست سازگاری و مقاومت سایشی PEEK توسط پوشش دهی سطح ایمپلنت با SrO، این ایمپلنت می‌تواند جایگزین مناسبی برای ایمپلنت‌های فلزی در کاربردهای ارتوپدی معرفی گردد.

۵- قدردانی

نویسنده مراتب قدردانی خود را از آقای دکتر بابک صابری متخصص ارتوپدی که با راهنمایی‌های علمی ایشان مراحل ساخت ایمپلنت با رعایت تمام نکات علمی انجام گرفت و آزمایشگاه نانو سیستم دانشگاه UCLA آمریکا برای انجام آزمون‌های سلولی ابراز می‌نماید.

۶- مراجع

[4] T. Zumbunn, K. M. Varadarajan, H. E. Rubash, H. Malchau, G. Li & O. K. Muratoglu, "Regaining native knee kinematics following joint arthroplasty: a novel biomimetic design with ACL and PCL preservation", The Journal of arthroplasty, vol. 30, no.12. pp. 2143-2148, 2015.

[5] A. Vijay, D. K. Bairwa, R. Goel & A. Gupta, "A novel technique for posterior cruciate ligament tibial avulsion fixation through the burks and schaffer approach", Journal of Orthopedics, Traumatology and Rehabilitation, vol. 14, no.1. p. 81, 2022.

[6] M. A. Cordunianu, I. Antoniac, M. Niculescu, G. Paltanea, A. D. Raiciu, H. Dura, N. Fornu, I. D. Carstoc & M.B. Cristea, "Treatment of Knee Osteochondral Fractures", Healthcare, MDPI, p. 1061.2022,

[7] M. Mahmoodi, M. H. Hydari, L. Mahmoodi, L. Gazanfari & M. Mirhaj, "Electrophoretic deposition of graphene oxide reinforced hydroxyapatite on the

[1] E. Stodolak-Zych, K. Ficek, J. Wiczorek, M. Kajor, K. Gryń, A. Rapacz-Kmita, J. Rajca, Y. Kosenyuk, M. Stolarz & S. Błażewicz, "Assessment of sheep knee joint after ACL replacement with Achilles tendon autograft and PLA-based implant", Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 12, p. 104923, 2022.

[2] D. Dimitriou, D. Zou, Z. Wang, N. Helmy & T.-Y. Tsai, "3T MRI-based anatomy of the anterolateral knee ligament in patients with and without an ACL-rupture: Implications for anatomical anterolateral ligament reconstruction", The Knee, vol. 29. pp. 390-398, 2021.

[3] M. Husen, R. J. Custers, A. J. Krych & D. B. Saris, "Autologous chondrocyte implantation for treatment of articular cartilage defects in the knee and ankle of football (soccer) players", Journal of Cartilage & Joint Preservation, p. 100059, 2022.

- dental material. A literature review", *Medical Research Archives*, vol. 5, no. 4, 2017.
- [17] S. Sarfraz, P.-H. Mäntynen, M. Laurila, S. Rossi, J. Leikola, M. Kaakinen, J. Suojanen & J. Reunanen, "Comparison of Titanium and PEEK Medical Plastic Implant Materials for Their Bacterial Biofilm Formation Properties", *Polymers*, vol. 14, no.18, p. 3862, 2022.
- [18] W. Mróz, B. Budner, R. Syroka, K. Niedzielski, G. Golański, A. Słószarczyk, D. Schwarze & T. E. Douglas, "In vivo implantation of porous titanium alloy implants coated with magnesium-doped octacalcium phosphate and hydroxyapatite thin films using pulsed laser deposition", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 103, no.1, pp. 151-158, 2015.
- [19] I. Ratha, P. Datta, V. K. Balla, S. K. Nandi & B. Kundu, "Effect of doping in hydroxyapatite as coating material on biomedical implants by plasma spraying method: A review", *Ceramics International*, vol. 47, no. 4, pp. 4426-4445, 2021.
- [20] N. Shokri, M. S. Safavi, M. Etminanfar, F. C. Walsh & J. Khalil-Allafi, "Enhanced corrosion protection of NiTi orthopedic implants by highly crystalline hydroxyapatite deposited by spin coating: The importance of pre-treatment", *Materials Chemistry and Physics*, vol. 259, p. 124041, 2021.
- [21] M. Tyona, "A theoretical study on spin coating technique", *Advances in materials Research*, vol. 2. no.4, p.195, 2013.
- [22] M. V. Kelso, N. K. Mahenderkar, Q. Chen, J. Z. Tubbesing & J. A. Switzer, "Spin coating epitaxial films", *Science*, vol. 364, no. 6436, pp. 166-169, 2019.
- [23] B.-J. Kim, S.-H. Han & J.-S. Park, "Properties of CNTs coated by PEDOT: PSS films via spin-coating and electrophoretic deposition methods for flexible transparent electrodes", *Surface and Coatings Technology*, vol. 271, pp. 22-26, 2015.
- [24] N. Nankali, A. Moghanian & M. Saghafi Yazdi, "Investigation of the Effect of Strontium Ion Content on Thermal, Bioactivity, Antibacterial Properties and Behavior of MC3T3-E1 Osteoblast Cells in Silicate-Based Bioactive Glass", *Advanced Processes in Materials Engineering*, vol.15, no. 3, pp. 81-95, 2021.
- [25] E. Carvalho, D. De Paula, D. A. Neto, L. Costa, D. Dias, V. Feitosa & P. Fachine, "Radiopacity and mechanical properties of dental adhesives with strontium hydroxyapatite nanofillers", *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 101, p. 103447, 2020.
- tantalum substrate for bone implant applications: In vitro corrosion and bio-tribological behavior", *Surface and Coatings Technology*, vol. 424, p. 127642, 2021.
- [8] M. Mahmoodi, P. M. Hashemi & R. Imani, "Characterization of a novel nanobiomaterial fabricated from HA, TiO₂ and Al₂O₃ powders: an in vitro study", *Progress in biomaterials*. vol. 3, no.1, p. 25, 2014.
- [9] M. Khosroshahi, M. Mahmoodi, H. Saeedinasab & M. Tahriri, "Evaluation of mechanical and electrochemical properties of laser surface modified Ti-6Al-4V for biomedical applications: in vitro study", *Surface engineering*, vol. 24, no. 3, pp. 209-218, 2008.
- [10] M. Mahmoodi, P. M. Hashemi, Rana Imani & J. Iqbal, "In vitro evaluation and electrochemical analysis of hydroxyapatite /tantalum nanolyer coatings on Ti-6Al-4V implants for orthopedic applications", *Journal of Corrosion Science and Engineering*, vol. 23, p. 38, 2020.
- [11] A. Suryavanshi, V. Borse, V. Pawar, S. Kotagudda Ranganath & R. Srivastava, "Material advancements in bone-soft tissue fixation devices", *Sci. Adv. Today*. vol. 2, p. 25236, 2016.
- [12] N. A. Z. Abidin, A. Abdul Wahab, M. H. Ramlee & M. R. A. Kadir, "A Mini Review on Graft Fixation Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction-Techniques", *Materials and Complications, 2018 2nd International Conference on BioSignal Analysis, Processing and Systems (ICBAPS)*, IEEE, pp. 93-98, 2018.
- [13] X. Ji, M. Zhao, L. Dong, X. Han & D. Li, "Influence of Ag/Ca ratio on the osteoblast growth and antibacterial activity of TiN coatings on Ti-6Al-4V by Ag and Ca ion implantation", *Surface and Coatings Technology*, vol. 403, pp. 126415, 2020.
- [14] E. A. Esfahani, O. Bukuaghain, S. Banfield, Y. Vangölü, L. Yang, A. Neville, R. Hall & M. Bryant, "Surface engineering of wrought and additive layer manufactured Ti-6Al-4V alloy for enhanced load bearing and bio-tribocorrosion applications", *Surface and Coatings Technology* p.442, 128139, 2022.
- [15] N. Alotaibi, K. Naudi, D. Conway & A. Ayoub, "The current state of peek implant osseointegration and future perspectives: a systematic review", *European Cells and Materials*, vol. 40, pp. 1-20, 2020.
- [16] J. Ortega-Martínez, M. Farré-Lladós, J. Cano-Batalla & J. Cabratosa-Termes, "Polyetheretherketone (PEEK) as a medical and

- [35] J. Song, Z. Liao, H. Shi, D. Xiang, Y. Liu, W. Liu & Z. Peng, "Fretting wear study of PEEK-based composites for bio-implant application", *Tribology Letters*, vol. 65, no.4, pp. 1-11, 2017.
- [36] S. Sarmin, B. Tarek, B. Rengaraju, K. Rezaul Karim, H. Ong, H. Abdullah & M. Khan, "Palm oil derived alkyd resin synthesis catalyzed by SrO/Sr(OH)₂ nanoparticles", *J. Crit. Rev.*, vol. 7, pp. 2131-2139, 2020.
- [37] G. Apsana, P. George, N. Devanna & R. Yuvasravana, "Biomimetic synthesis and antibacterial properties of strontium oxide nanoparticles using *Ocimum sanctum* leaf extract", *Asian J. Pharm. Clin. Res.*, vol.11, no. 3, pp. 384-389, 2018.
- [38] H. Lashgari, A. Sufizadeh & M. Emamy, "The effect of strontium on the microstructure and wear properties of A356-10% B4C cast composites", *Materials & Design*, vol. 31, no.4, pp. 2187-2195, 2010.
- [39] S.-L. Lee, Y.-C. Cheng, W.-C. Chen, C.-K. Lee & A.-H. Tan, "Effects of strontium and heat treatment on the wear-corrosion property of Al-7Si-0.3 Mg alloy", *Materials Chemistry and Physics*, vol. 135, no. 2-3, pp. 503-509, 2012.
- [40] A. Moghanian, M. Raz & F. Moztaazadeh, "Comparative study of the effects of strontium and magnesium ions on physical and chemical properties of calcium phosphate-gelatin biomimetic scaffolds in bone tissue engineering", *Advanced Processes in Materials Engineering*, vol. 16, no.1, pp. 11-26, 2022.
- [41] V. Nardone, R. Zonefrati, C. Mavilia, C. Romagnoli, S. Ciuffi, S. Fabbri, G. Palmi, G. Galli, A. Tanini & M. Brandi, "In vitro effects of strontium on proliferation and osteoinduction of human preadipocytes", *Stem Cells International*, vol. 2015, p. 871863, 2015.
- [42] H. S. Ningsih, Y.-C. Liu, J.-W. Chen & Y.-J. Chou, "Effects of strontium dopants on the in vitro bioactivity and cytotoxicity of strontium-doped spray-dried bioactive glass microspheres", *Journal of Non-Crystalline Solids*, vol. 576, p. 121284, 2022.
- [43] K. Ma, D. Huang, J. Cai, X. Cai, L. Gong, P. Huang, Y. Wang & T. Jiang, "Surface functionalization with strontium-containing nanocomposite coatings via EPD", *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol. 146, pp. 97-106, 2016.
- [44] A. Elumalai & D.K. Mills, "An Eco-Friendly, Simple, and Inexpensive Method for Metal-Coating Strontium onto Halloysite Nanotubes", *Journal of Composites Science*, vol. 6, no.9, p. 276, 2022.
- [26] T. Wu, S. Yang, T. Lu, F. He, J. Zhang, H. Shi, Z. Lin & J. Ye, "Strontium ranelate simultaneously improves the radiopacity and osteogenesis of calcium phosphate cement", *Biomedical Materials*, vol. 14, no. 3, p. 035005, 2019.
- [27] M. Bianchi, L. Degli Esposti, A. Ballardini, F. Liscio, M. Berni, A. Gambardella, S. C. Leeuwenburgh, S. Sprio, A. Tampieri & M. Iafisco, "Strontium doped calcium phosphate coatings on poly(etheretherketone) (PEEK) by pulsed electron deposition", *Surface and Coatings Technology*, vol. 319, pp. 191-199, 2017.
- [28] J. W. Durham III & A. Rabiei, "Deposition, heat treatment and characterization of two layer bioactive coatings on cylindrical PEEK", *Surface and coatings technology*, vol. 301, pp. 106-113, 2016.
- [29] Y. Deng, P. Zhou, X. Liu, L. Wang, X. Xiong, Z. Tang, J. Wei & S. Wei, "Preparation, characterization, cellular response and in vivo osseointegration of polyetheretherketone/nano-hydroxyapatite /carbon fiber ternary biocomposite", *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol. 136, pp. 64-73, 2015.
- [30] M. He, Y. Huang, H. Xu, G. Feng, L. Liu, Y. Li, D. Sun & L. Zhang, "Modification of polyetheretherketone implants: From enhancing bone integration to enabling multi-modal therapeutics", *Acta Biomaterialia*, vol. 129, pp. 18-32, 2021.
- [31] A. Furukawa, S. Kawasaki, M. Akahane & Y. Tanaka, "Fabrication of bioactive poly(ether ether ketone) by laser melt infiltration of poly(ether ether ketone) inside the strontium apatite coatings", *Materials Chemistry and Physics*, vol. 288, p. 126352, 2022.
- [32] C. Wang, S. Wang, Y. Yang, Z. Jiang, Y. Deng, S. Song, W. Yang & Z.-G. Chen, "Bioinspired, biocompatible and peptide-decorated silk fibroin coatings for enhanced osteogenesis of bioinert implant", *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, vol. 29, no. 13, pp. 1595-1611, 2018.
- [33] H. Canada, "Strontium in Drinking Water—Guideline Technical Document for Public Consultation", Health Canada Ottawa, ON, Canada, 2018.
- [34] H. Zhang, X. Zhou, L. Wang, W. Wang & J. Xu, "Concentrations and potential health risks of strontium in drinking water from Xi'an", *Northwest China, Ecotoxicology and environmental safety*, vol.164, pp.181-188, 2018.

۷- پی نوشت

- [1] Anterior Cruciate Ligament
 [2] Biocompatibility
 [3] In vivo
 [4] In vitro
 [5] Inert
 [6] Dip Spin Coating
 [7] Dulbecco's Modified Eagle Medium
 [8] Fetal Bovine Serum
 [9] KATI
 [10] Computer Numerical Control
 [11] Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy
 [12] X-Ray Diffraction
 [13] Vision Measuring Machine
 [14] Methyl Thiazol Terazolium
 [15] Dimethyl Sulfoxideimet
 [16] Phosphate-Buffered Saline
- [45] S. Shahid, U. Hassan, R. Billington, R. Hill & P. Anderson, "Glass ionomer cements: effect of strontium substitution on esthetics, radiopacity and fluoride release", *Dental Materials*, vol. 30, no. 3, pp. 308-313, 2014.
- [46] J. You, J.-S. Yoo, K.-Y. Kum & S.-H. Hong, "Hydration behavior and radiopacity of strontium substituted Ca_3SiO_5 cement", *Journal of the Korean Ceramic Society*, vol. 58, no.3, pp. 330-336, 2021.