

تمایز استخوانی سلول بنیادی بر روی نانودار بست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال 45S5

مهدی شمس^۱، راحله حلبیان^۲، محمد کریمی^۳، مرضیه قلاسی^۴، علی سلیمی^۵

چکیده

سابقه و هدف

امروزه استفاده از سلول‌های بنیادی و نانو داربست‌ها در تمایز سلول‌های بنیادی، به عنوان یک راه‌کار درمانی مطرح می‌باشد. هدف از این پژوهش، ساخت و مشخصه‌یابی نانودار بست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانوذرات شیشه زیست فعال 45S5 آسیاب شده و سپس بررسی دقیق‌تر تاثیر این کامپوزیت در تکثیر و رشد سلول‌های بنیادی مزانشیمی مشتق از مغز استخوان در محیط برون‌تنی بود.

مواد و روش‌ها

در یک مطالعه تجربی، نانو ذرات شیشه زیست فعال به روش ذوبی و آسیاب سیاره‌ای ساخته و سپس بر روی نانوالیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید الکتروریسی شده پوشش داده شد. خصوصیات فیزیکوشیمیایی و بیولوژیکی نانودار بست کامپوزیتی توسط آزمون‌های پراش پرتو ایکس، میکروسکوپ الکترونی رومشی، MTT، آکریدین اورنج و آلکالین فسفاتاز ارزیابی گردید.

یافته‌ها

بررسی خواص فیزیکوشیمیایی نشان داد، ساختار شیشه زیست فعال ساخته شده و الیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید کاملاً در مقیاس نانو بوده و نانو ذرات به صورت یکنواخت بر روی بستر فیبری توزیع شده است. آزمایش‌های سلولی افزایش چشمگیر رشد، تکثیر و تمایز سلول‌های بنیادی مزانشیمی به سلول‌های استخوانی بر روی نانو داربست کامپوزیتی را تایید کرد. در آزمایش سنجش MTT، میزان حیات سلول بر حسب جذب نوری (OD) نمونه نانودار بست کامپوزیتی پس از ۷ روز کشت، 0.2 ± 1.96 بیان شد، در حالی که نمونه کنترل، 0.08 ± 0.76 بود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج، نانودار بست کامپوزیتی فوق، سمیتی نداشته و از خواص زیست سازگاری مناسبی برخوردار است. علاوه بر آن، قابلیت استخوان‌سازی عالی دارد و در طب ترمیمی، جهت بازسازی بافت استخوان مفید خواهد بود.

کلمات کلیدی: نانو کامپوزیت‌ها، سلول‌های بنیادی، شیشه، مغز استخوان

تاریخ دریافت: ۹۸/۱/۲۱

تاریخ پذیرش: ۹۸/۴/۱۵

- ۱- کارشناس ارشد نانو مواد - پژوهشکده نانو تکنولوژی و مواد پیشرفته - پژوهشگاه مواد و انرژی - کرج - ایران
- ۲- دکترای بیوتکنولوژی پزشکی - استادیار مرکز تحقیقات علوم میکروبی (میکروبیولوژی کاربردی) - دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌اله (عج) - تهران - ایران
- ۳- دکترای نانو مواد - پژوهشگاه مواد و انرژی - پژوهشکده نانو تکنولوژی و مواد پیشرفته - کرج - ایران
- ۴- دکترای بیوشیمی - استادیار دانشکده علوم زیست‌شناسی - دانشگاه خوارزمی - تهران - ایران
- ۵- مؤلف مسئول: دکترای نانو تکنولوژی - استادیار مرکز تحقیقات نانو بیوتکنولوژی - دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌اله (عج) - تهران - ایران - صندوق پستی: ۴۴۷۱۱-۱۴۳۵۹

مقدمه

در سال‌های اخیر، کامپوزیت‌های پلیمری/سرامیکی بیولوژیکی، به عنوان داربست‌های زیست سازگار و زیست تخریب پذیر برای ترمیم و بازسازی استخوان توسعه داده شده‌اند (۱). هنگامی که دو یا چند ماده بیولوژیکی به فرم کامپوزیت ساخته می‌شوند، هر جزء آن، نه تنها استقلال و خواص نصبی خود را حفظ می‌کند، بلکه مکمل نقاط قوت و ضعف یکدیگر می‌شوند، بنابراین تا حد زیادی نقایض و کاستی‌های یکدیگر را برطرف می‌کنند (۲). از میان کامپوزیت‌های پلیمری، پلی‌هیدروکسی اسید مثل پلی‌ال‌لاکتیک اسید (PLLA) به دلیل خاصیت زیست سازگاری و زیست تخریب پذیری ذاتی از جمله پلیمرهای سنتزی می‌باشد که امروزه کاربرد گسترده‌ای در این حوزه دارد و از طرف اداره کل غذا و دارو (FDA: Food And Drug Administration) مورد تأیید قرار گرفته است (۳). با این که این گونه پلیمرها دارای خواص زیست سازگاری و هدایت استخوانی مناسبی هستند، از نظر القاء یا تحریک استخوان‌سازی محدود می‌باشند و قدرت کافی جهت ترمیم ضایعات استخوانی را ندارند لذا نمی‌توانند تمام الزامات داربست ایده‌آل را برآورده سازند (۴، ۵). بنابراین می‌توان به کمک مواد سرامیکی زیست فعال، خواص آن‌ها را بهبود بخشید.

یکی از انواع شیشه‌هایی که توانایی ایجاد پیوند با استخوان را دارند شیشه‌های بر پایه $\text{Cao-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2$ هستند (۶، ۷). شیشه‌های زیستی هنگامی که در بدن قرار می‌گیرند به راحتی با سیال‌های فیزیولوژیکی واکنش داده و یک لایه هیدروکسی آپاتیت کربنات بر روی سطح خود تشکیل می‌دهند (۸). علاوه بر آن یون‌های کلسیم، فسفر و سیلیسیم آزاد شده می‌توانند تکثیر و تمایز سلول‌های استئوبلاستی را افزایش داده و منجر به بهبود استخوان‌سازی شود (۹-۱۱). دو روش کلی برای ساخت شیشه‌های زیست فعال (BGn) وجود دارد: روش ذوبی و سل ژل (۱۲-۱۵). در تحقیقات اخیر، شیشه زیست فعال (BGn) را در ترکیب پلی‌ال‌لاکتیک اسید (PLLA) قرار داده و به صورت کامپوزیت ساخته‌اند. نتایج آزمایش‌های سلولی این گونه تحقیقات ثابت کرد که افزودن شیشه، تاثیر

مثبتی در تکثیر و رشد سلول‌ها بر روی کامپوزیت دارد (۱۶-۱۸). هم‌چنین در مطالعه‌هایی نانوالیاف شیشه و نانوذرات هیدروکسی آپاتیت را در بستر نانوالیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید اضافه نموده و به صورت داربست کامپوزیتی مورد بررسی قرار داده‌اند. نتایج این تحقیقات، تاثیر به سزای این نانو ذرات در رشد و تمایز سلول‌ها بر روی داربست کامپوزیتی بود (۱۹، ۳). اما هنوز هم داربست‌های کامپوزیتی اشاره شده در درمان ضایعات استخوانی ناتوان هستند.

هدف از این پژوهش، ساخت نانوداربست کامپوزیتی (پلیمری/سرامیکی) زیست سازگار و زیست فعال مناسب برای ترمیم و بازسازی عیوب استخوانی بود به طوری که قابلیت القای بافت استخوان‌ساز جهت استخوان‌سازی را داشته در عین حال که سمیت و عوارض جانبی دیگری نداشته باشد. در این پژوهش، برای اولین بار از ذرات شیشه فعال از نوع $\text{BGn} \text{ ۴۵S۵}$ که با آسیاب سیاره‌ای به ساختاری در مقیاس نانو تبدیل شده، در ترکیب پلی‌ال‌لاکتیک اسید استفاده شد. سپس جهت اثبات عدم سمیت و هم‌چنین قابلیت استخوان‌سازی، آزمایش‌های سلولی با استفاده از سلول‌های بنیادی مزانشیمی مشتق از مغز استخوان صورت گرفت.

استفاده از این نوع نانو ذرات شیشه به واسطه افزایش نسبت سطح به حجم، سبب واکنش‌پذیری بهتر این نوع فاز در ماتریس پلیمری پلی‌ال‌لاکتیک اسید که آن هم دارای ساختار نانو است، می‌گردد. تمامی این پارامترها در کنار ترکیب زیست فعال شیشه می‌تواند سبب افزایش کارایی تکثیر و تمایز سلول‌های بنیادی بر روی نانو داربست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال شود.

مواد و روش‌ها

ساخت نانوالیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید (PLLA):

مطالعه انجام شده از نوع تجربی بود. برای ساختن نانو لیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید، ۰/۴۳ گرم پلیمر پلی‌ال‌لاکتیک اسید (آلمان، مرک) با وزن مولکولی ۶۰ کیلو دالتون در ۶ میلی‌لیتر کلروفرم با غلظت ۷٪ وزن به حجم بر روی همزن

با کاپ زیرکونیا (Petch PM400) به ساختار در مقیاس نانو تبدیل گردید. به منظور اطمینان از سایز اندازه ذرات در مقیاس نانو، از DLS استفاده شد، نتایج آن نیز ساختار نانویی، کمتر از ۷۰۰ نانومتر را تایید کرد.

ساخت نانودار بست کامپوزیتی پلی‌الاکتیک اسید/نانو ذرات شیشه زیست فعال آسیاب شده (PLLA/BGn):

در این مرحله، نانو الیاف پلی‌الاکتیک اسید به شکل دایره پانچ و درون پلیت کشت سلول قرار داده شد. نانو ذرات شیشه زیست فعال در آب مقطر (با غلظت ۲ میلی گرم بر میلی لیتر) غوطه‌ور و با دستگاه اولترا سونیک (آلمان، hielscher، UP400S) و فرکانس ۹۰ مگا هرتز به مدت ۲۰ دقیقه سونیکیت شد. نانوذرات سونیکیت شده به مقدار ۱۰۰ میکرو لیتر به آرامی بر روی تمامی قسمت‌های نانوالیاف پلی‌الاکتیک اسید به طور یکنواخت پوشش داده و خشک گردید.

آزمون میکروسکوپ الکترونی روبشی:

به منظور مطالعه مورفولوژی نانودار بست کامپوزیتی، آزمون میکروسکوپ الکترونی روبشی (کره جنوبی، سرون تکنولوژی) با ولتاژ ۲۰ کیلوولت، انجام شد. نمونه‌ها قبل از انجام آزمایش پوشش طلا داده شدند.

آزمون پراش پرتو ایکس:

برای بررسی ساختار فازی، آزمون پراش پرتو ایکس (آلمان، Unisantis-Xmd 300) (XRD) در محدوده زاویه بین ۱۰ الی ۹۰ درجه سانتی گراد با ولتاژ ۴۵ کیلو ولت و جریان ۱ میلی آمپر با کاتد مس صورت گرفت.

کشت سلول‌های بنیادی مزانشیمی:

قبل از انجام کشت سلول، نمونه‌ها در اتانول ۷۰٪ به مدت ۲۴ ساعت قرار داده شد و پس از آن با محلول فسفات بافر سالین شستشو داده به مدت ۲۰ دقیقه نیز تحت اشعه فرابنفش قرار گرفتند. جهت اطمینان از عدم وجود آلودگی میکروبی، تمامی چاهک‌ها و نمونه‌های استریل شده به مدت ۲۴ ساعت درون محیط کشت غنی

مغناطیسی همزده شده و ۱ میلی لیتر دی‌متیل فرمالدهید اضافه گردید. پس از همگن شدن و پایداری کامل، محلول فوق در یک سرنگ پلاستیکی ۱۰ میلی لیتر مخصوص دستگاه با سر سوزنی از جنس فولاد زنگ نزن با قطر خارجی ۱۸ گیج (معادل ۱/۲۷۰ میلی متر) انتقال داده شد. تنظیمات دستگاه به صورت زیر در نظر گرفته شد: ولتاژ ۱۸ کیلو ولت، نرخ تغذیه ۰/۶ میلی لیتر بر ساعت، فاصله نازل تا جمع کننده (جمع کننده متحرک) ۱۵ سانتی متر، سرعت حرکت جمع کننده ۳۰۰ دور بر دقیقه و سرعت حرکت رفت و برگشتی کلکتور ۵۰ میلی متر در دقیقه. به منظور آبدوست کردن و تغییر ویژگی‌های سطحی جهت چسبندگی و اتصال بهتر سلول‌ها، عملیات پلاسما (آلمان، Diener-NNO) با گاز اکسیژن تحت فشار ۰/۴ بار و به مدت ۴ دقیقه انجام شد.

ساخت نانوذرات شیشه زیست فعال ۴۵۵۵ (BGn):

برای ساخت شیشه زیست فعال ۴۵۵۵، ۲۲/۰۷ گرم SiO_2 و ۵/۸۸ گرم P_2O_5 ، ۲۱/۴۵ گرم CaCO_3 (آلمان، مرک) و ۲۰/۶ گرم NaCO_3 (آلمان، مرک) با هم مخلوط و سپس توسط هاون عقیق، آسیاب گردید. در ادامه با استفاده از ظرف پلی اتیلنی درب دار با چند عدد گلوله پلی اتیلنی مجدداً مخلوط کردن مواد کامل تر انجام شد. مواد فوق با استفاده از دستگاه پرس (ایران، تأسیسات صارم، T-35) به شکل قرص‌های دایره‌ای با قطر ۱۰ میلی متر، پرس گردید. قرص‌های حاصل درون کوره (ایران، تأسیسات صارم، T-35) قرار داده شد. تغییرات دمایی کوره بدین صورت انجام شد: ابتدا افزایش دما تا ۸۰۰ درجه سانتی گراد با سرعت ۱۰ درجه در دقیقه و ماندن در دمای فوق به مدت ۲/۵ ساعت و مجدداً افزایش دما از ۹۰۰ به ۱۴۰۰ درجه سانتی گراد با نرخ ۱۰ درجه در دقیقه و قرار دادن در دمای ۱۴۰۰ درجه سانتی گراد به مدت ۳ ساعت. پس از عملیات مذاب، مواد ذوب شده حاصل از کوره خارج و درون آب مقطر کوینچ شدند. شیشه حاصل در دمای ۸۰ درجه سانتی گراد به مدت ۵ ساعت با آون خشک گردید.

در ادامه، شیشه ساخته شده طی چند مرحله و در مجموع به مدت ۱۰۰ ساعت با آسیاب سیاره‌ای

تمایز/استخوانی:

جهت بررسی تمایز استخوانی، محیط کشت پایه با محیط تمایزی حاوی فاکتورهای تمایز استخوانی تعویض شد. محیط تمایزی حاوی ۴۵ میلی لیتر محیط کشت (DMEM-h)، ۱۰ میلی لیتر سرم جنین گاوی (FBS) و ۵۰۰ میکرولیتر بتاگلیسرول، ۵۰۰ میکرولیتر آسکوربیک اسید و ۵۰ میکرولیتر دگزامتازون (آمریکا، سیگما آلد ریچ) بود و هر ۲ روز تعویض گردید.

ارزیابی فعالیت آکالین فسفاتاز (ALP):

فعالیت آکالین فسفاتاز در فواصل زمانی ۷ و ۱۴ روز مورد بررسی قرار گرفت. ابتدا کل پروتئین سلول‌ها با استفاده از ۳۰۰ میکرولیتر محلول رپا استخراج و به مدت ۲۰ دقیقه ورتکس گردید. برای جدا کردن پروتئین‌ها از بقایای سلول‌ها، این محلول به مدت ۱۵ دقیقه با ۱۵۰۰ دور در دقیقه در دمای ۴ درجه سانتی گراد، سانتریفیوژ شد. سپس ۱۵۰ میکرولیتر کیت آکالین فسفاتاز (ایران، پارس آزمون) با نسبت محلول $\frac{R1=4}{R2=1}$ به ۵۰ میکرولیتر هر نمونه اضافه و در طول موج ۴۵۰ نانومتر، مقدار فعالیت آکالین فسفاتاز آن‌ها اندازه‌گیری شد.

بررسی مورفولوژی سلول‌های تمایز یافته:

مورفولوژی و اتصال سلول‌ها بر روی سطح نمونه فیبری نانودار بست کامپوزیتی پس از ۱۴ روز تمایز مورد بررسی قرار گرفت. پس از اتمام دوره، ۱۰۰ میکرولیتر محلول ۲/۵٪ وزن گلو تار آلدهید افزوده و به مدت ۳ ساعت در دمای محیط انکوبه شد. سپس با بافر فسفات سالین شستشو و پس از تثبیت سلولی، در محلول آبی اتانول با غلظت‌های ۷۰، ۸۰، ۹۰ و ۱۰۰ درصد هر کدام به مدت ۱۰ دقیقه قرار گرفته و دهیدراته شدند. در نهایت، نمونه‌ها کاملاً خشک شدند و با استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی، مورفولوژی و رفتار آن‌ها مشاهده شد.

آنالیز آماری:

در این پژوهش، تمامی آزمایش‌ها برای هر نمونه، ۴ بار تکرار گردید و میانگین نتایج به صورت $\pm$ انحراف

شده از سرم جنین گاوی قرار گرفتند تا آلودگی احتمالی مشخص گردد. جهت انجام آزمایش‌های سلولی، 3×10^4 هزار سلول بنیادی مزانشیمی مشتق از مغز استخوان انسان بر روی تمامی چاهک‌های حاوی نمونه ریخته و ۳۰۰ میکرولیتر محیط کشت اضافه گردید. محیط کشت حاوی ۴۵ میلی لیتر محیط با گلوگز بالا (DMEM-h)، ۱۰ میلی لیتر محلول سرم جنین گاوی (FBS) و ۵۰۰ میکرولیتر پنی سیلین / استرپتومایسین (آلمان، جیبکو) ۱٪ بود و هر روز یک بار تعویض گردید. برای نمونه کنترل، سلول‌ها در کف پلیت کشت سلول کشت شدند.

آزمون MTT:

این آزمون در بازه‌های زمانی ۱، ۳، ۵ و ۷ روز ارزیابی گردید. پس از اتمام هر دوره، چاهک‌ها با فسفات بافر سالین شستشو داده و ۵۰ میکرولیتر محلول MTT (آمریکا، سیگما آلد ریچ) (۵ میلی گرم بر میلی لیتر در محیط کشت پایه) به هر چاهک اضافه و به مدت ۳ ساعت درون انکوباتور قرار داده شد. پس از تشکیل بلورهای فارمازان، ۱۰۰ میکرولیتر دی‌متیل سولفوکساید (DMSO) (آمریکا، سیگما آلد ریچ) جهت حل کردن بلورهای فارمازان اضافه شد. بعد از حل شدن کامل بلورها، میزان جذب محلول بنفش رنگ به دست آمده در طول موج ۵۷۰ نانومتر، به وسیله دستگاه الایزا ریدر (اتریش، Sunrise-basic) اندازه‌گیری شد.

آزمون آکریدین اورنج:

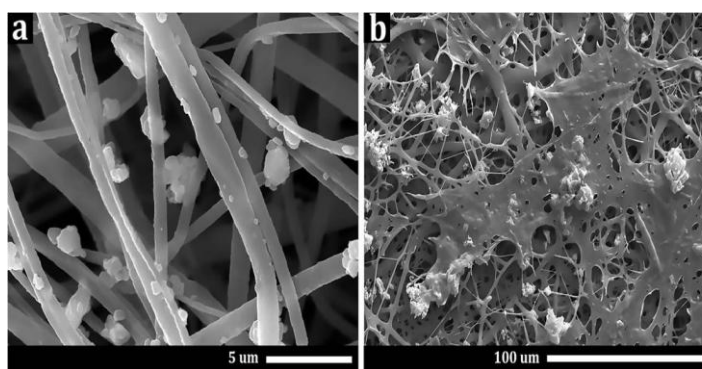
قابلیت زنده ماندن سلول‌ها بعد از ۱، ۳ و ۵ روز کشت با استفاده از رنگ‌آمیزی آکریدین اورنج سلول مورد ارزیابی قرار گرفت. در این آزمایش، محلول رنگ‌آمیزی فلورسنت به مقدار ۱ میکرولیتر اتیديوم بروماید (آمریکا، سیگما آلد ریچ) حاوی ۱۰۰ میکروگرم بر میلی لیتر محلول آکریدین اورنج (آمریکا، سیگما آلد ریچ) به هر چاهک اضافه و بعد از ۲۰ دقیقه با محلول فسفات بافر سالین شستشو داده شد. با استفاده از میکروسکوپ فلورسنت (Leica، آلمان) از سلول‌های رنگ شده با بزرگ‌نمایی ۱۰۰ میکرومتر تصویربرداری شد.

معیار گزارش شد. نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۷ برای تجزیه و تحلیل واریانس یک طرفه جهت تعیین میزان معنادار بودن مورد استفاده قرار گرفت. $p < 0/05$ مرز معنادار بودن تغییرات در نظر گرفته شد. برای رسم نمودارها از نرم‌افزار اکسل میکروسافت آفیس ۲۰۱۰ استفاده شد.

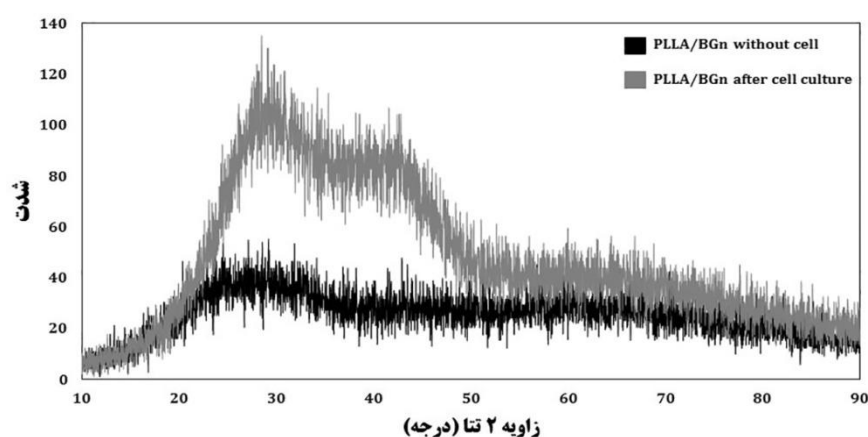
یافته‌ها

بررسی تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی: مورفولوژی نانودار بست کامپوزیتی قبل کشت سلول و پس از ۱۴ روز تمایز استخوانی سلول‌های بنیادی مزانشیمی در شکل ۱ نشان داده شده است.

در شکل ۱ (a) نانو ذرات شیشه به خوبی بر روی نانوالیاف پلی‌الاکتیک اسید پوشش داده شده است و شباهت بالای ساختار کامپوزیت به ماتریس خارج سلولی طبیعی نمایان بود. شکل ۱ (b) پس از ۱۴ روز تمایز استخوانی، سلول‌ها دارای تراکم مناسب و شکل سه بعدی داشته و علاوه بر آن هم از چسبندگی مناسبی با ماتریکس نانودار بست کامپوزیتی برخوردار بودند. نتایج حاکی از آن بود که نانودار بست کامپوزیتی رفتار سلولی مناسب داشته و با توجه به شباهت ماتریس خارج سلولی طبیعی، این انتظار هم وجود داشت.



شکل ۱: تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (a) نانودار بست کامپوزیتی پلی‌الاکتیک اسید/شیشه زیست فعال PLLA/BGn)۴۵۵۵ قبل از کشت سلول، (b) مورفولوژی سلول‌های بنیادی مزانشیمی تمایز یافته پس از ۱۴ روز بر روی نانودار بست کامپوزیتی



شکل ۲: الگوی پراش پرتو ایکس نانودار بست. نتیجه حاصل از بررسی پرتو ایکس نانو دار بست کامپوزیتی پلی‌الاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال PLLA/BGn) ۴۵۵۵ قبل از کشت سلول و پس از ۱۴ روز تمایز استخوانی سلول‌های بنیادی مزانشیمی

پراش پرتو ایکس:

شده و خواص زیست سازگاری و انحلال پذیری بهینه ای دارد.

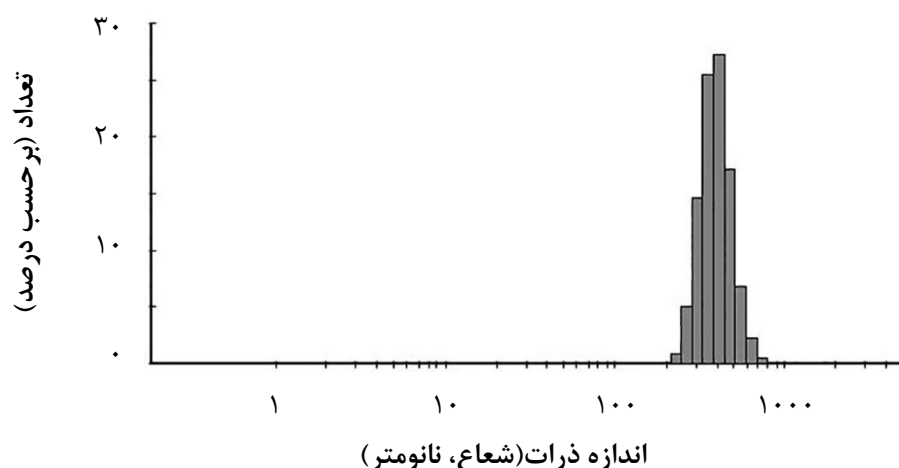
/ارزیابی MTT:

طبق نتایج این آزمون، بیشترین حیات سلول های بنیادی مزانشیمی در همه بازه های زمانی مربوط به نمونه نانودار بست کامپوزیتی بود که این از عدم سمیت نمونه نانودار بست کامپوزیتی حکایت دارد (نمودار ۲). میزان حیات سلولی نانودار بست کامپوزیتی در فواصل زمانی ۱، ۳، ۵ و ۷ به ترتیب (0.73 ± 0.1) ، (0.356 ± 0.06) ، (1.35 ± 0.16) و (1.96 ± 0.2) بیان شد که روند افزایشی داشت. در نمونه کنترل نیز به ترتیب فواصل زمانی مقدار آن (0.25 ± 0.04) ، (0.32 ± 0.05) ، (0.54 ± 0.07) و (0.76 ± 0.08) بیان شد. با توجه به نتایج، تفاوت معناداری وجود داشت ($p < 0.05$). نتایج بیان کرد که رشد سلول ها هرگز شبیه سلول های توموری نبوده است زیرا نرخ رشد سلول ها پس از آن که تجمع سلولی به بیشترین مقدار خود رسید، متعادل و نزدیک به هم شد.

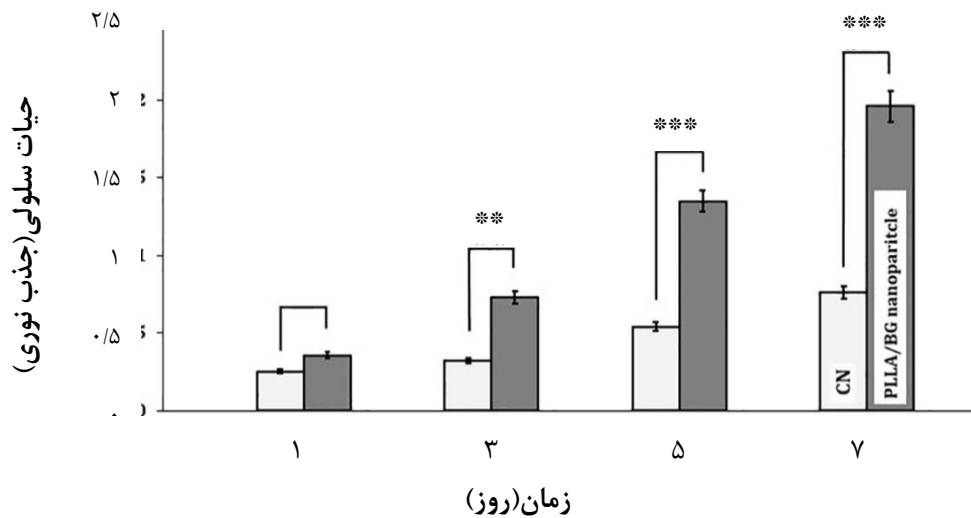
الگوی پراش پرتو ایکس نانودار بست کامپوزیتی ساخته شده قبل از کشت سلول و پس از ۱۴ روز تمایز استخوانی سلول های بنیادی مزانشیمی در شکل نشان داده شده است (شکل ۲). طبق الگوی نانودار بست کامپوزیتی قبل از کشت سلول، ساختاری فازی کاملاً آمورف و غیر بلورین بود و پیک های مربوط به شیشه زیست فعال و پلی آل لاکتیک اسید، باهم هم پوشانی داده اند. لازم به ذکر است پیک ها در محدوده زاویه ۲۰-۳۵ درجه، از شدت بیشتری برخوردارند که می توان گفت این مربوط به پلی آل لاکتیک اسید و شیشه زیست فعال است. اما در الگو نانودار بست کامپوزیتی پس از تمایز استخوانی سلول های بنیادی مزانشیمی، شدت پیک ها در زاویه ۲۰-۵۰ درجه افزایش پیدا کرد.

/ارزیابی اندازه ذرات شیشه زیست فعال ساخته شده:

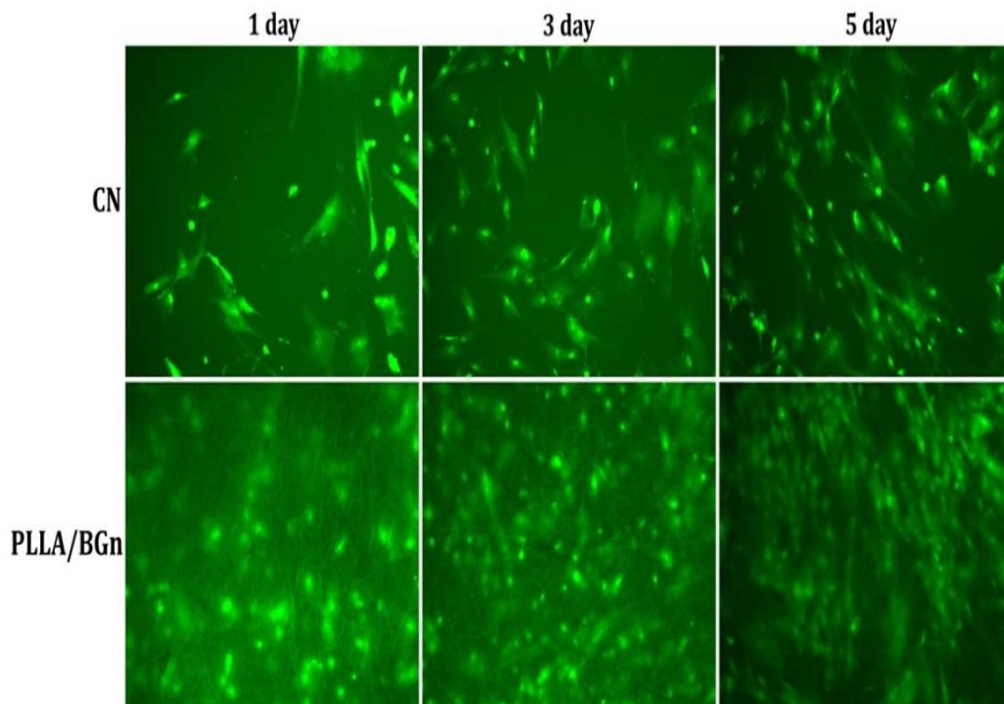
میانگین اندازه ذرات شیشه زیست فعال ۴۵۵۵، کمتر از ۷۰۰ نانومتر بوده و ساختار کاملاً در مقیاس نانو بود (نمودار ۱). پودر نانومتری شیشه به دلیل نسبت سطح به حجم بالا و انرژی سطحی بالا باعث تسریع برهمکنش بافت با پودر



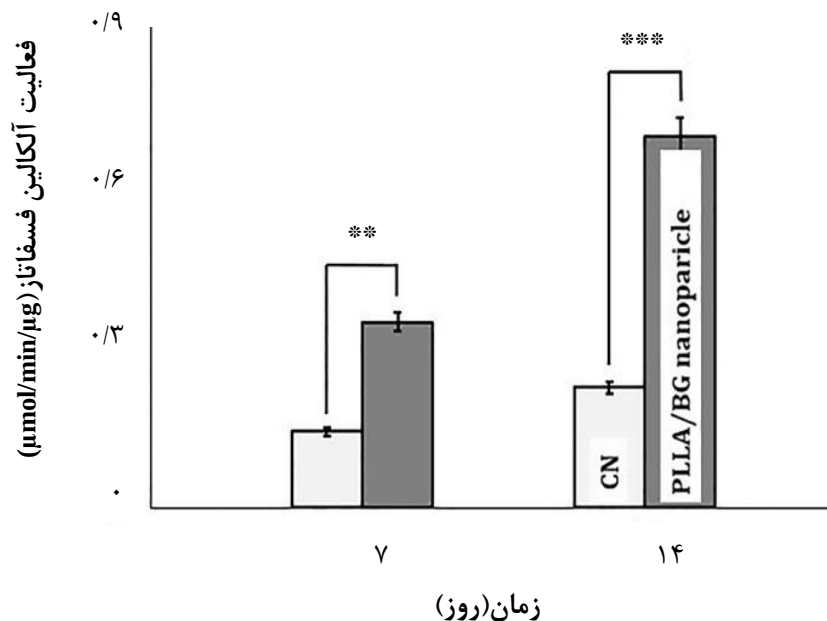
نمودار ۱: بررسی قطر نانو ذرات به روش DLS: تصویر نشانگر اندازه دانه های نانو ذرات شیشه زیست فعال ساخته شده با آسیاب سیاره ای به روش DLS را نمایش می دهد. میانگین اندازه ذرات کمتر از ۷۰۰ نانومتر بوده و ساختار کاملاً در مقیاس نانو است.



نمودار ۲: ارزیابی زنده‌مانی و تکثیر سلول‌ها بر روی نانودار بست: نتایج آزمایش MTT پس از ۱، ۳، ۵، ۷ روز کشت سلول‌های بنیادی مزانشیمی بر روی نانودار بست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه (PLLA/BGn) و نمونه کنترل. میزان زنده‌مانی و تکثیر سلول‌ها بر روی دار بست حاوی نانو ذرات شیشه (PLLA/BGn) به صورت معنادار بالاتر از کنترل می‌باشد ($p < 0.001$ و $p < 0.01$).



شکل ۳: ارزیابی بقای سلول‌ها بر روی دار بست با استفاده از آزمایش آکریدین اورنج: تصاویر آزمایش آکریدین اورنج از سلول‌های بنیادی مزانشیمی بر روی نانودار بست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه (PLLA/BGn) و نمونه کنترل پس از ۱، ۳ و ۵ روز کشت سلول



شکل ۴: آزمایش آلکالین فسفاتاز: فعالیت آلکالین فسفاتاز سلول‌های بنیادی مزانشیمی مشتق از مغز استخوان پس از ۷ و ۱۴ روز تمایز استخوانی بر روی نانودار بست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه (PLLA/BGn) و نمونه کنترل (**p < ۰/۰۱ و ***p < ۰/۰۰۱).

استخوانی، $0/22 \pm 0/01$ و $0/14 \pm 0/007$ اندازه‌گیری شد که این مقدار نشان‌دهنده تمایز بیشتر سلول‌ها بر روی نانودار بست کامپوزیتی بود. علاوه بر آن در روز ۱۴ تمایز، نانودار بست کامپوزیتی از سطح بالاتری برخوردار است، به طوری که مقدار فعالیت آن $0/03 \pm 0/68$ ولی نمونه کنترل بود. $0/34 \pm 0/01$.

بحث

در این پژوهش، نانوالیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید با استفاده از روش الکتروریسی ساخته و سپس نانوذرات شیشه زیست فعال $\text{CaSSS}(\text{BGn})$ بر روی آن پوشش داده شد. نانو ذرات شیشه زیست فعال به روش ذوبی و با آسیاب سیاره‌ای ساخته شد. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی و الگو پراش پرتو ایکس به ترتیب: مورفولوژی و ساختار فلزی مربوط به نانودار بست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال $\text{CaSSS}(\text{PLLA/BGn})$ را تایید کرد. نتایج آزمایش‌های سلولی صورت گرفته از قبیل: MTT، آکریدین اورنج، آلکالین فسفاتاز و میکروسکوپ الکترونی ریشی، حاکی از عدم سمیت و تاثیر بالقوه این نانودار بست کامپوزیتی در

بررسی تصاویر آکریدین اورنج:

در آزمون آکریدین اورنج، سلول‌هایی که مرده‌اند رنگ آکریدین اورنج را از خود عبور داده و دارای هسته و سیتوپلاسم قرمز یا نارنجی هستند و اما در صورتی که هسته و سیتوپلاسم کاملاً سبز باشند، سلول‌ها زنده‌اند (شکل ۳). مطابق تصاویر، مرگ سلولی رخ نداده و هسته و سیتوپلاسم سلول‌ها کاملاً سبز بود. تصاویر تایید کرد که رشد و تکثیر سلول‌ها در نانودار بست کامپوزیتی نسبت به دیگر چاهک‌های فاقد آن رشد بیشتری داشته است. نانودار بست کامپوزیتی با ایجاد فضای سه بعدی مناسب و زبری سطح بیشتر نسبت به نمونه کنترل، باعث افزایش قابل ملاحظه رشد سلول‌ها شد. این تکثیر و رشد در تمام دوره‌ها به همین ترتیب بود.

بررسی فعالیت آلکالین فسفاتاز:

فعالیت آنزیم آلکالین فسفاتاز به عنوان یک مارکر اولیه فنوتیپ سلول‌های استخوانی در شکل نشان داده شده است (شکل ۴). مقدار فعالیت آلکالین فسفاتاز نانودار بست کامپوزیتی و نمونه کنترل به ترتیب در روز ۷ تمایز

رشد و تمایز استخوانی سلول‌های بنیادی مزانشیمی بود. تاکنون تحقیقات زیادی بر روی داربست‌های پلیمری تقویت شده با شیشه زیست فعال (BG) توسط محققان صورت گرفته است. لیو و همکاران، نانوکامپوزیت پلی‌ال‌لاکتیک اسید/ شیشه زیست فعال (۲۰ wt % PLIA/BG) را سنتز کردند. در این بررسی شیشه زیست فعال (BG) به روش سل-ژل ساخته شد و اندازه ذرات حدود ۴۰ نانومتر بود. بر اساس نتایج به دست آمده، نانوکامپوزیت ساخته شده نسبت به پلی‌ال‌لاکتیک اسید خالص، بسیار زیست سازگارتر است و بر پیوستگی و رشد سلول‌ها تاثیر مثبت گذاشته است (۲۰). لیو و همکاران، داربست پلی‌لاکتیک کوگلیکولیک اسید حاوی ۳۰٪ وزنی شیشه زیست فعال (۳۰ BG - PLGA) با ساختار میکرو و متخلخل را ساختند. کامپوزیت ساخته شده به عنوان یک ماده جایگزین استخوان، توانایی بالقوه‌ای برای رشد سلول‌های استرومائی‌دی مغز استخوان به سلول‌های استئوبلاست را به وجود آورده است (۲۱). سلیمی و همکاران داربست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید تقویت شده با الیاف شیشه زیست فعال تهیه شده (PLLA/BGf) به روش سل ژل و الکتروریسی ساخته‌اند. نتایج این تحقیق نشان داد که پوشش الیاف شیشه زیست فعال در بستر پلی‌ال‌لاکتیک اسید، اثر بالقوه‌ای بر رشد و تمایز سلول‌های بنیادی مزانشیمی دارد (۳). فرناندز و همکاران، از شیشه زیست فعال استرونیوم بروسیلیکات جهت تقویت غشاء پلیمر پلی‌ال‌لاکتیک اسید الکتروریسی شده (PLLA-BBG-Sr) استفاده کردند. نتایج این پژوهش نشان داد که شیشه زیست فعال استرونیوم بروسیلیکات (BBG-Sr) در ماتریس پلیمری، باعث بهبود خواص مکانیکی و افزایش رشد سلول‌های بنیادی مزانشیمی می‌شود (۲۲). در تحقیقاتی دیگر، نانوالیاف کامپوزیت پلی‌لاکتیک اسید با پُر کننده شیشه زیست فعال (BG) ساخته شد. نتایج نشان داد که نانوکامپوزیت فوق باعث تشکیل بیشتر هیدروکسی آپاتیت در مایع شبیه‌سازی شده بدن می‌شود، علاوه بر آن رشد سلول‌های استئوبلاست افزایش قابل ملاحظه‌ای داشته است (۲۳).

از این جهت، با توجه به مطالعه‌های قبلی، نانوذرات شیشه زیست فعال جهت افزایش قابلیت استخوان‌سازی بر روی بستر فیبری نانوالیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید پوشش داده و رفتار سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان بر روی نانودار بست کامپوزیتی ساخته شده مورد بررسی قرار گرفت. سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان ظرفیت، تمایز استخوانی بالقوه دارند، بنابراین یک مدل منحصر به فرد برای درک بهتر درمان بالینی مرتبط با استخوان ارائه می‌دهد (۲۴).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که ساختار نانودار بست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید، حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال سنتز شده (PLLA/BGn)، کاملاً در مقیاس نانو است. هم چنین نانو ذرات شیشه زیست فعال ساخته شده به خوبی و به طور یکنواخت بر روی نانو الیاف پلی‌ال‌لاکتیک اسید توزیع شده و از پیوند مناسبی برخوردار است. باید به این نکته اشاره کرد که هر چه توزیع یکنواخت‌تر باشد، چسبندگی سلول‌ها و زیست فعالی بهتر خواهد بود و از طرفی هر چه قدر ساختار داربست به شبکه نانوفیبری ماتریس خارج سلولی طبیعی نزدیک‌تر باشد، در ایجاد رفتار مناسب از سلول موفق‌تر است. اندازه دانه‌های شیشه زیست فعال ساخته شده به علت این که در مقیاس نانو می‌باشد، می‌تواند تعداد محل‌های اتصال سلول به سطح و تعامل الکترواستاتیک بین پروتئین‌ها را افزایش دهد. در نتیجه افزایش جذب پروتئین، نسبت بالای سطح به حجم نانو ذرات شیشه زیست فعال (BGn)، می‌تواند دلایل اولیه رشد سلول را بهبود بخشد، از طرفی چسبندگی مولکول‌های کلاژن سریع‌تر صورت می‌گیرد و باعث رشد بلورهای هیدروکسی آپاتیت می‌شود. نانو ذرات شیشه زیست فعال به دلیل آن که سطح ویژه و واکنش‌پذیری بالایی دارد، منجر به انتشار سریع یون‌های زیست فعال از قبیل کلسیم و سیلیسیم می‌شود که باعث جذب، تکثیر، تمایز و کانی‌سازی سلول‌ها می‌گردند (۲۶، ۲۵). نانو داربست کامپوزیتی فوق، با ایجاد محیطی زیر و با ساختارهای نانو و تخلخل‌های متصل به هم، برای تحریک سلول‌ها و سازماندهی مناسب مجدد آن‌ها به عنوان الگوی

ترکیب شیمیایی ماده نیز بستگی دارد که این عوامل نقش به سزایی در تعیین برهم کنش سلول- ماده به واسطه رهایش میزان یون‌های موجود در ماده دارد (۳۷، ۳۸). نانو ذرات شیشه در بستر پلی‌ال‌لاکتیک اسید در عرض چند ثانیه پس از غوطه‌ور شدن درون محیط کشت، تبادل یونی انجام می‌دهند و زواندی بر روی سطح تشکیل می‌شود. سپس انحلال شبکه شیشه و رسوب دوباره و رشد لایه سیلیس ژل بر روی سطح رخ می‌دهد و به مرور لایه بلوری هیدروکسی آپاتیت کربنات بر روی سطح شیشه تشکیل می‌شود. هم‌زمان با رشد این لایه‌ها، پروتئین‌های خارج سلولی در این لایه گیر می‌افتند و واکنش‌های بعدی سلولی را باعث می‌شوند که شامل چسبندگی، تکثیر و تمایز سلولی می‌باشد (۳۹).

بررسی تمایز استخوانی نیز نشان داد که فعالیت آلکالین فسفاتاز نانو داربست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال نسبت به نمونه کنترل افزایش پیدا کرد. بالاتر بودن این مقدار در نانوکامپوزیت، نشان‌دهنده اثر تحریکی نانوذرات شیشه موجود در بستر پلی‌ال‌لاکتیک اسید، در تمایز استخوانی سلول‌های بنیادی مزانشیمی است. افزایش فعالیت را می‌توان به حضور اکسید سیلیسیم در شیشه زیست فعال (که به عنوان عامل ایجادکننده شبکه و هم‌چنین پیکربندی سه بعدی داربست کامپوزیتی PLLA/BGn عمل می‌کند) نسبت داد. گروه‌های سیلانول (Si-OH) منجر به مبادله یونی بین یون کلسیم (Ca_2) آزاد شده از BG زیست فعال و هیدرومون (H_2O) در محلول‌ها می‌شوند که حساسیت زیادی برای جوانه زنی فسفات کلسیم دارند (۴۱، ۴۰). حضور سیلیسیم آزاد شده توسط ترکیب شیشه به محیط کشت سلولی می‌تواند فعالیت سلولی را افزایش دهد. اکسید فسفر هم‌چنین جوانه زنی فسفر کلسیم فسفات را در سطح شیشه‌ای کمک می‌کند. علاوه بر این، افزایش جذب سلولی از کلسیم ناشی از افزایش حساسیت کانال باعث ایجاد کلسیم داخل سلولی است، الگوی پراش پرتو ایکس نیز وجود سلول‌های استخوانی را در بستر نانوداربست کامپوزیتی تایید کرد. این آزمایش ثابت کرد که سلول‌های تمایز یافته کاملاً استخوانی بوده و سلول‌های توموری نیستند. تصویر میکروسکوپی

برای چسبندگی و رشد سلول‌ها عمل می‌کند، علاوه بر آن سبب تسهیل در انتقال مواد غذایی و متابولیسم سلولی می‌گردد. چرا که هر چه سطح زیرتر باشد، چسبندگی، مهاجرت سلولی، تکثیر و تمایز سلول افزایش می‌یابد (۲۸، ۲۷). یافته‌های ما و دیگر محققین نشان داد که با وجود این که اندازه سلول حدود چند میکرومتر است، اما قادر به حس ساختار نانویی سطح است. به همین علت، سلول‌های بنیادی مزانشیمی بر روی سطح متخلخل نانوداربست کامپوزیتی بر روی شیارهای نانو مقیاس، رشد کرده‌اند (۳۰، ۲۹).

الگوی پراش پرتو ایکس نانوداربست کامپوزیتی ساخته شده، ساختاری فازی کاملاً آمورف و غیر بلورین را نشان داد که حاکی از آمورف بودن نانو ذرات شیشه زیست فعال و هم‌چنین پلی‌ال‌لاکتیک اسید بود که در الگو، با هم همپوشانی رخ داده است. این مطلب با تحقیقات صورت گرفته بر روی پیک‌های شیشه زیست فعال و پلی‌ال‌لاکتیک اسید هم‌خوانی داشت (۳۲، ۳۱). ساختار آمورف عموماً محلول‌تر و واکنش‌پذیرتر از ساختار کریستالی است، در نتیجه سرعت فرآیند تشکیل آپاتیت و افزایش قابلیت زیست فعالی و زیست سازگاری را افزایش می‌دهد (۳۳-۳۵). تصاویر میکروسکوپی و نتایج آزمون DLS تایید کرد که تبدیل ساختار میکرو شیشه زیست فعال به ساختاری در مقیاس نانو با استفاده از فرآیند آسیاب سیاره‌ای امکان‌پذیر است. استفاده از این نوع نانو ذرات شیشه به واسطه افزایش نسبت سطح به حجم و یون‌های زیست فعال، سبب واکنش‌پذیری بهتر این نوع فاز در تکثیر و تمایز سلول‌ها خواهد شد. نتایج مطالعه‌ها ثابت کرده که هر چه اندازه ذرات شیشه زیست فعال ریزتر باشد، تاثیر به‌سزایی در رشد و تمایز سلول‌ها خواهد داشت (۳۶).

نتایج آزمون‌های آکریدین اورنج و MTT نیز حاکی از آن بود که سلول‌ها بر روی نانوداربست کامپوزیتی به طور معناداری رشد پیدا کرده بودند و هیچ گونه سمیتی ندارد ($p < 0.05$). فراهم شدن یک بستر مناسب جهت رشد و تکثیر سلول‌ها، مهم‌ترین و مؤثرترین دلیل افزایش رشد سلول‌ها بر روی نانو کامپوزیت بود. پاسخ‌های سلولی به ماده زیست فعال نه تنها به مورفولوژی سطح بلکه به

مورفولوژی سلول‌ها نیز، چسبندگی مناسب سلول بر روی نانو کامپوزیت را نشان داد. مطابق تصاویر، سلول‌ها به خوبی به سطح چسبیده و پخش شده‌اند و توانسته‌اند پاهای دروغین با مورفولوژی چند وجهی ایجاد نمایند. بنابراین هر چه اتصال و چسبندگی سلول‌ها بالا باشد می‌توان گفت که قابلیت زیست سازگاری، هدایت و رشد استخوان از کیفیت مطلوبتری برخوردار خواهد بود. همان طور که دیده شد، سلول‌ها رد پاهایی از ماتریس خارج سلولی از خود به جا گذاشته‌اند. اصولاً جهت بررسی درجه زیست سازگاری، برای تکثیر سلولی و اتصال، چهار مرحله در نظر گرفته می‌شود که عبارتند از: مرحله چسبیدن یا اتصال، مرحله ظاهر شدن پاهای دروغین، مرحله شبکه‌ای شدن و مرحله پهن شدن سلول. مطابق با مشاهدات، نانوکامپوزیت حاضر از نقطه نظر زیست سازگاری در وضعیت درجه چهارم است (۳۸، ۳۷).

نتیجه‌گیری

در این پژوهش نانودار بست کامپوزیتی پلی‌الاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال ۴۵۵۵ (PLLA/BGn) ساخته شد. نتایج این پژوهش نشان داد که دار بست کامپوزیتی فوق، کاملاً در مقیاس نانو بوده و ساختار آمورف دارد. بررسی‌ها مشخص کرد که نانو ذرات

شیشه (BGn) به طور یکنواخت بر روی نانوالیاف پلی‌الاکتیک اسید توزیع شده بود. آزمایش‌های سلولی صورت گرفته از رشد و تکثیر سلول‌های بنیادی مزانشیمی بر روی نانودار بست کامپوزیتی اشاره داشت. علاوه بر آن، تمایز سلول‌های مزانشیمی به سلول‌های استخوانی بر روی بستر ساخته شده، به طور معناداری نسبت به نمونه کنترل بالاتر بود. بنابراین نانودار بست کامپوزیتی پلی‌الاکتیک اسید حاوی نانو ذرات شیشه زیست فعال ساخته شده (PLLA/BGn)، علاوه بر آن که هیچ‌گونه سمیتی نداشته، بلکه باعث تحریک و القای رشد سلول‌ها و هم چنین باعث افزایش تمایز استخوانی نیز می‌شود. با انجام تحقیقات بیشتر بر روی این نانودار بست کامپوزیتی ساخته شده در محیط درون تنی (*In Vivo*)، می‌توان مسیر استفاده از این بستر را در ترمیم طب ترمیمی هموارتر ساخت و در کاربردهای مربوط به بازسازی بافت استخوان استفاده نمود.

تشکر و قدردانی

این پروژه در مرکز تحقیقات بیوتکنولوژی و میکروبیولوژی کاربردی دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌اله (عج) به انجام رسیده است. از صندوق حمایت از پژوهشگران کشور و ستاد نانوتکنولوژی جهت حمایت در انجام پروژه نهایت قدردانی و تشکر به عمل می‌آید.

References:

- Aixue L, Zhongkui H, Xiuli Z, Xuesi C, Yang C, Yi L, et al. Surface modification of bioactive glass nanoparticles and the mechanical and biological properties of poly(L-lactide) composites. *Acta Biomater* 2008; 4(4): 1005-15.
- Dinghua L, Wei Nie, Dejian Li, Weizhong Wang, Lixia Zheng, Jingtian Zhang, et al. 3D printed PCL/SrHA scaffold for enhanced bone regeneration. *Chemical Engineering Journal* 2019; 362: 269-79.
- Shamsi M, Karimi M, Ghollasi M, Nezafati N, Shahrousvand M, Kamali M, et al. *In vitro* proliferation and differentiation of human bone marrow mesenchymal stem cells into osteoblasts on nanocomposite scaffolds based on bioactive glass (64SiO₂-31CaO-5P₂O₅)-poly(l-lactic acid) nanofibers fabricated by electrospinning method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2017; 78: 114-23.
- Karageorgiou V, Tomkins M, Fajardo R, Meinel L, Snyder B, Wade K, et al. Porous silk fibroin-3-D scaffolds for delivery of bone morphogenetic protein-2 *in vitro* and *in vivo*. *J Biomed Mater Res A* 2006; 78(2): 324-34.
- Kim SS, Ahn KM, Park MS, Lee JH, Choi CY, Kim BS. A poly (lactide-co-glycolide)/hydroxyapatite composite scaffold with enhanced osteoconductivity. *J Biomed Mater Res A* 2007; 80(1): 206-15.
- Yi Fan G, Ammar ZA, Muhammad A, Mohammed Rafiq AK, Rafaqat H. In-vitro characterization of antibacterial bioactive glass containing ceria. *Ceramics International* 2014; 40: 729-37.
- Nabian N, Jahanshahi M, Rabiee SM. Synthesis of nano bioactive glass-ceramic powders and its *in vitro* bioactivity study in bovine serum albumin protein. *Molecular Structure* 2011; 998: 37-41.
- Yi Fan G, Ammar ZA, Muhammad A, Mohammed Rafiq AK, Rafaqat H. Synthesis, Characterization and *In vitro* Study of Magnetic Biphasic Calcium Sulphate-Bioactive Glass. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2015; 53: 29-35.
- Fu-Yin H, Hsien-Wen H, Yu-Han C, Jing-Lun Y, Lih-Rou R, Shiao-Wen T. Macroporous microbeads containing apatite-modified mesoporous bioactive glass nanofibres for bone tissue engineering applications.

- Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2018; 89: 346-54.
- 10- Shie MY, Ding SJ, Chang HC. The role of silicon in osteoblast-like cell proliferation and apoptosis. *Acta Biomater* 2011; 7: 2604-14.
 - 11- Moorth A, Parihar PR, Saravanan S, Vairamani M, Selvamurugan N. Effects of silica and calcium levels in nanobioglass ceramic particles on osteoblast proliferation. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2014; 43: 458-64.
 - 12- Sharma K, Kedia S, Singh AK, Basak CB, Chauhan AK, Basu S, *et al.* Morphology and structural studies of laser treated 45S5 bioactive glass. *J Non-Cryst Solids* 2016; 440: 43-8.
 - 13- Cui Xu, Yadong Zh, Wang H, Gu Y, Li L, Zou J, *et al.* An injectable borate bioactive glass cement for bone repair: preparation, bioactivity and setting mechanism. *J Non-Cryst Solids* 2016; 432: 150-7.
 - 14- Sriranganathan D, Chen X, Hing KA, Kanwal N, Hill RB. The effect of the incorporation of fluoride into strontium containing bioactive glasses. *J Non-Cryst Solids* 2017; 457: 25-30.
 - 15- Romero-Gavilán F. Control of the degradation of silica sol-gel hybrid coatings for metal implants prepared by the triple combination of alkoxysilanes. *J Non-Cryst Solids* 2016; 453: 66-73.
 - 16- Zhang K, Wang Y, Hillmyer MA, Francis LF. Processing and properties of porous poly(L-lactide)/bioactive glass composites. *Biomaterials* 2004; 25(13): 2489-500.
 - 17- Hua Z, Ming J, Peng Z, Cheng Z, Long L. Preparation of poly-L-lactide/bioactive glass composite and evaluation of cytotoxicity *in vitro*. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China* 2008; 18(5): 1151-6.
 - 18- Liu A, Hong Z, Zhuang X, Chen X, Cui Y, Liu Y, *et al.* Surface modification of bioactive glass nanoparticles and the mechanical and biological properties of poly(L-lactide) composites. *Acta Biomater* 2008; 4(4): 1005-15.
 - 19- Jaiswal AK, Chandra V, Bhonde RR. Mineralization of nanohydroxyapatite on electrospun poly(L-lactic acid)/gelatin by an alternate soaking process: A biomimetic scaffold for bone regeneration. *Journal of Bioactive and Compatible Polymers* 2012; 27(4): 356-74.
 - 20- Yao J, Radin S, Leboy PS, Ducheyne P. The effect of bioactive glass content on synthesis and bioactivity of composite poly (lactic-co-glycolic acid)/bioactive glass substrate for tissue engineering. *Biomaterials* 2005; 26: 1935-43.
 - 21- Liu A, Hong Z, Zhuang X, Chen X, Cui Y, Liu Y, *et al.* Surface modification of bioactive glass nanoparticles and the mechanical and biological properties of poly (L-lactide) composites. *Acta Biomater* 2008; 4: 1005-15.
 - 22- João S. Reinforcement of Poly-L-lactic acid Electrospun Membranes with Strontium Borosilicate Bioactive Glasses for Bone Tissue Engineering. *Acta Biomater* 2016; 44: 168-77.
 - 23- Noh KT, Lee HY, Shin US, Kim HW. Composite nanofiber of bioactive glass nanofiller incorporated poly (lactic acid) for bone regeneration. *Mater Lett* 2010; 64(7): 802-5.
 - 24- Guan Z, Chen L, Li X, Cui Y, Liu R. Molecular mechanism of quercitrin on osteogenic differentiation and adipogenic differentiation of rat bone marrow stromal stem cells (rBMSCs). *Chinese Herbal Medicines* 2018; 10(2): 184-90.
 - 25- Wang S, Gao X, Gong W, Zhang Z, Chen X, Dong Y. Odontogenic differentiation and dentin formation of dental pulp cells under nanobioactive glass induction. *Acta Biomater* 2014; 10(6): 2792-803.
 - 26- Yu L, Li Y, Zhao K, Tang Y, Cheng Z, Chen J, *et al.* A Novel Injectable Calcium Phosphate Cement-Bioactive Glass Composite for Bone Regeneration, *PLOS One* 2013; 8(4): e62570.
 - 27- Saha K, Keung AJ, Irwin EF, Li Y, Little L, Schaffer DV, *et al.* Substrate modulus directs neural stem cell behavior. *Biophys J* 2008; 95: 4426-38.
 - 28- Discher DE, Janmey P, Wang YL. Tissue cells feel and respond to the stiffness of their substrate. *Science* 2005; 310: 1139-43.
 - 29- Engler AJ, Sen S, Sweeney HL, Discher DE. Matrix elasticity directs stem cell lineage specification. *Cell* 2006; 126: 677-89.
 - 30- Shahrousvand M, Mohamad Sadeghi GM, Shahrousvand E, Gholasi M, Salimi A. Superficial physicochemical properties of polyurethane biomaterials as osteogenic regulators in human mesenchymal stem cells fates. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2017; 156: 292-304.
 - 31- Thangaraju E, Srinivasan NT, Kumar R, Sehgal PK, Rajiv S. Fabrication of Electrospun Poly L-lactide and Curcumin Loaded Poly L-lactide Nanofibers for Drug Delivery. *Fibers and Polymers* 2012; 13(7): 823-30.
 - 32- Himanshu T, Singh SP, Sampath KA, Purna M, Ashish J. Studies on Preparation and Characterization of 45S5 Bioactive Glass Doped with (TiO₂+ ZrO₂) as Bioactive Ceramic Material. *Bioceramics Development and Applications* 2016; 6(1): 1-7.
 - 33- Shalumon KT, Sowmya S, Sathish D, Chennazhi KP, Nair SP, Jayakumar R. Effect of incorporation of nanoscale bioactive glass and hydroxyapatite in PCL/chitosan nanofibers for bone and periodontal tissue engineering. *J Biomed Nanotechnol* 2013; 9: 430-40.
 - 34- Valenzuela F, Covarrubias C, Martinez C, Smith P, Diaz-Dosque M, Yazdani P. Preparation and bioactive properties of novel bone-repair bionanocomposites based on hydroxyapatite and bioactive glass nanoparticles. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012; 100: 1672-82.
 - 35- Mistry S, Kundu D, Datta S, Basu D. Effects of bioactive glass, hydroxyapatite and bioactive glass hydroxyapatite composite graft particles in the treatment of infrabony defects. *J Indian Soc Periodontol* 2012; 16: 241-6.
 - 36- Kargozar S. When size matters: Biological response to strontium- and cobalt-substituted bioactive glass particles. *Materials Today: Proceedings* 2018; 5: 15768-75.
 - 37- Chou SY, Chang CM, Leduc PR. Composite polymer systems with control of local substrate elasticity and their effect on cytoskeletal and morphological characteristics of adherent cells. *Biomaterials* 2009; 30: 3136-42.

- 38- Wu C, Zhu Y, Zheng R, Appleyard R, Howard A, Ramaswamy Y, *et al.* The effect of mesoporous bioactive glass on the physiochemical, biological and drug-release properties of poly (DL-lactide-co-glycolide) films. *Biomater* 2009; 30: 2199-208.
- 39- Li N, Jie Q, Zhu S, Wang R. A New Route to Prepare Macroporous Bioactive Sol Gel Glasse with High Mechanical Strength. *Materials Letter* 2004; 58: 2747-50.
- 40- Seeman E, Devogelaer JP, Lorenc R, Spector T, Brixen K, Balogh A, *et al.* Strontium ranelate reduces the risk of vertebral fractures in patients with osteopenia. *J Bone Miner Res* 2008; 23: 433-8.
- 41- Panzavolta S, Torricelli P, Sturba L, Bracci B, Giardino R, Bigi A. Setting properties and *in vitro* bioactivity of strontium-enriched gelatin-calcium phosphate bone cements. *J. Biomed Mater Res A* 2008; 84: 965-72.

Original Article

Stem Cell Bone Differentiation on Polyol Lactic Acid Composite Nanoparticles Containing 45S5 Bioactive Glass Nanoparticles

Shams M.¹, Halabian R.², Karimi M.¹, Ghollasi M.³, Salimi A.⁴

¹Nanotechnology and Advanced Materials Institute, Materials and Energy Research Center(MERC), Karaj, Iran

²Applied Microbiology Research Center, Systems Biology and Poisonings Institute, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

³Faculty of Biological Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

⁴Nanobiotechnology Research Center, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Background and Objectives

Now day, using of stem cells and nanoparticles in the differentiation of stem cells is considered as a therapeutic approach. The purpose of this study was to synthesize and characterize nanocomposite polyacrylic polycarboxylic acid containing nanoparticles of biologically active glass 45S5 crushed and assessment effect of this composite on the propagation and growth of bone marrow derived mesenchymal stem cells in the external environment.

Materials and Methods

In this experimental study, the bioactive glass nanoparticles were synthesized by planetary milling and coated on electrospun polyolactic acid nanofibers. The physicochemical and biological properties of the composite nanocarbon were evaluated by X-ray diffraction, scanning electron microscopy, MTT, acridine orange, and alkaline phosphatase assays.

Results

The physicochemical properties showed that the structure of synthesis bioactive glass and the lactic acid poly lactic acid fibers were completely nano size and the uniform distribution of nanoparticles was well placed on the fiber. The cell analysis demonstrated the significant increase proliferation and differentiation of mesenchymal stem cells to bone cells. In the MTT assay, cell survival was expressed in the composite nanostructure after 7 days of cell culture (1.96 ± 0.2), while the control sample (0.76 ± 0.08).

Conclusions

According to the results of this study, the composite nanoscale composite is not cytotoxicity effects and has biocompatible. It is useful in bone tissue repair.

Key words: Nanocomposites, Stem Cells, Glass, Bone Marrow

Received: 10 Apr 2019

Accepted: 6 Jul 2019

Correspondence: Salimi A., PhD of Nanotechnology. Assistant Professor of Nanobiotechnology Research Center, Baqiyatallah University of Medical Sciences.
P.O.Box: 14359-44711, Tehran, Iran. Tel: (+9821) 81263155; Fax: (+9821) 81263155
E-mail: salimibio@gmail.com