مروری بر نانوالیاف کامپوزیتی پلیمر/سرامیک زیستی الکتروریسی شده جهت ترمیم بافت استخوان

میلاد انگورج تقوی[۱]، سید محمود ربیعی[۲]، محسن جهانشاهی[۳]، فاطمه نصیری[۴]

[۱] کارشناسی ارشد مواد و متالورژی، دانشکده مواد وصنایع، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل
[۲] دانشیار دانشکده مواد وصنایع، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل
[۳] استاد دانشکده شیمی، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل
[۴] دکترا مهندسی نساجی، دانشگاه صنعتی اصفهان



مهندس میلاد انگورج تقوی، نویسنده‌ی اول مقاله، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، دانشکده مواد و صنایع

Milad.a.taghavi133@gmail.com

چکیده: در سال‌های اخیر تولید نانوالیاف با بهره‌گیری از روش الکتروریسی توجه بسیاری از مجامع علمی را برای ترمیم و بازسازی دائمی بافت استخوان بدون حضور ایمپلنت به خود جلب کرده است. با توجه به ساختار استخوان طبیعی که تلفیقی از خاصیت انعطاف پذیری و استحکام است استفاده از بایومواد کامپوزیتی پلیمر-سرامیک داربستی مناسب برای بهبود و بازسازی بافت استخوان است. طیف وسیعی از مواد زیستی از جمله پلیمرهای طبیعی- سنتزی، سرامیک‌های معدنی، شیشه‌های زیستی و شیشه سرامیک‌ها برای ترمیم بافت استخوان وجود دارد که ادغام آنها به صورت کامپوزیتی نتایج مطلوبی را به همراه دارد.

کلمات کلیدی: نانو الیاف، الکتروریسی، بایومواد، مهندسی بافت استخوان.

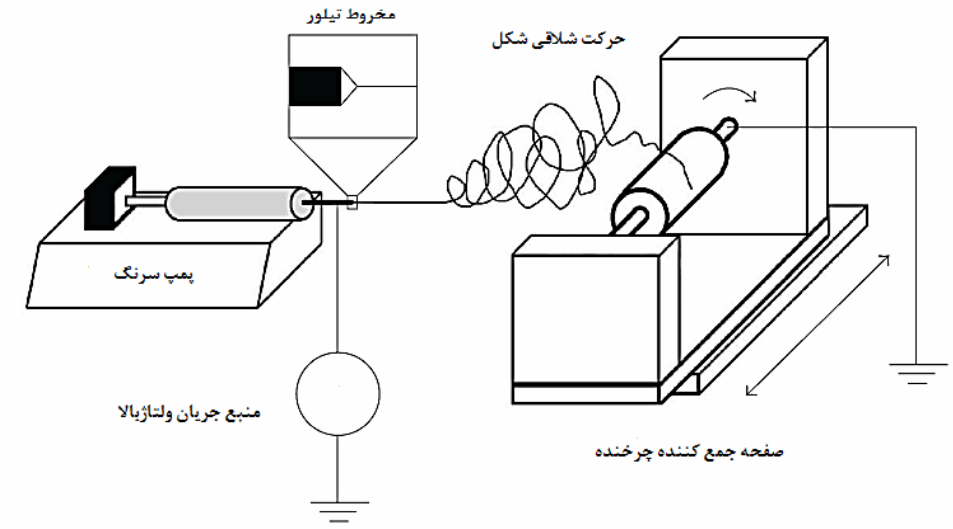
۱- مقدمه

در سال‌های اخیر نانوالیاف در صنعت پزشکی پتانسیل بالایی را به خود اختصاص داده است به گونه‌ای که حدود ۲/۳ کاربرد نانوالیاف در صنعت پزشکی برای ترمیم و بهبود بافت‌های آسیب دیده و یا ازدست رفته می‌باشد[۱]. درمهندسی بافت نیاز به طراحی یک داربست سه بعدی متخلخل و بهم پیوسته، زیست سازگار، زیست تخریب پذیر و غیرسمی است که بتواند شرایط افزایش چسبندگی سلول‌ها، مهاجرت سلولی، تکثیر، تمایز و در نهایت رشد و جایگزینی بافت جدید را فراهم بکند[۲،۳]. ساختمان طبیعی استخوان تلفیقی از پلیمر و سرامیک می‌باشد لذا کامپوزیت سرامیک- پلیمر داربست ایده ال برای مهندسی بافت استخوان است. استفاده از روش الکتروریسی برای ساخت داربست با اهداف مهندسی بافت به دلیل ساده و ارزان بودن فرایند، انعطاف پذیری بالا (اندازه حفرات و قطر الیاف برای تکثیر سلول قابل تغییر) و قابلیت صنعتی سازی توجه بیشتری را برای تحقیقات به خود اختصاص داده است[۴،۵]. به همین منظور در این مقاله به ارائه مروری بر مطالعات انجام شده بر نانوالیاف کامپوزیتی پلیمر-سرامیک زیستی الکتروریسی شده در جهت ترمیم بافت استخوان پرداخته شده است.

۲- دستگاه الکتروریسی

دستگاه الکتروریسی به طور ساده شامل سرنگ متصل به پمپ، سوزن، صفحه جمع کننده و منبع جریان ولتاژ بالا است[۶]. هنگامی که به پیستون سرنگ نیرو وارد می‌شود سیال داخل سرنگ از درون سوزن حرکت کرده و میدان الکتریکی حاصل از منبع ولتاژ بالا بین نوک سوزن و صفحه جمع‌کننده ایجاد می‌شود. هنگام افزایش ولتاژ نیروی دافعه بر کشش سطحی غلبه کرده سپس قطره‌ای کشیده به نام مخروط تیلور در نوک سوزن شکل گرفته و هم زمان تبخیر حلال صورت گرفته و جریانی پایدار به صورت چرخشی و شلاقی شکل به سمت صفحه جمع کننده حرکت می‌کند. در نهایت نانوالیاف بروی صفحه جمع کننده برجای می‌گذارد[۶-۹].

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]



شکل ۱- نمایی ساده از دستگاه الکتروریسی [۶]

۳- مروری بر پژوهش‌های انجام شده با روش الکتروریسی برای ترمیم بافت استخوان

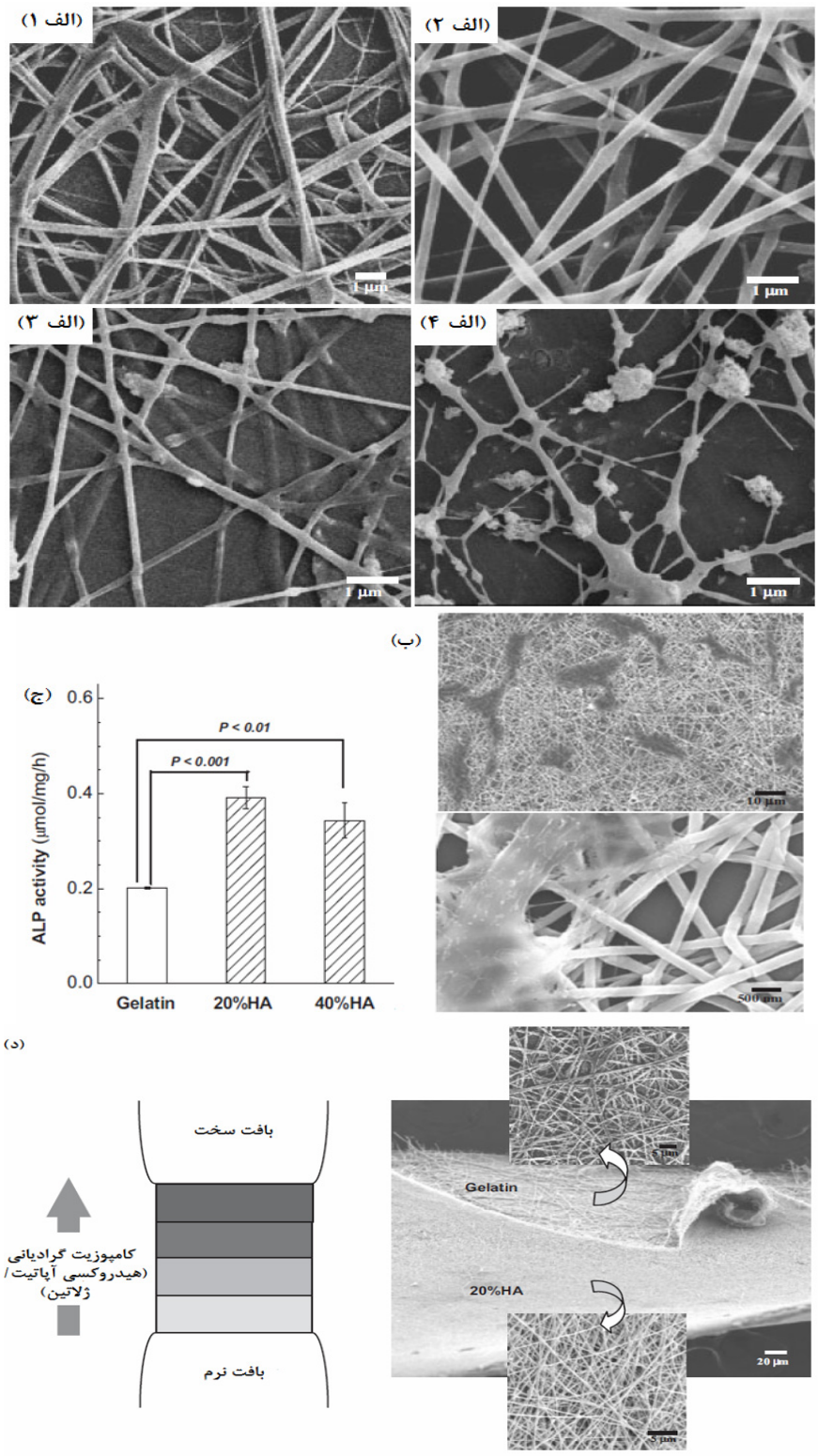
نانو الیاف کامپوزیتی به دلیل خواص زیست سازگاری، زیست تخریب پذیری بالا و خواص مکانیکی مطلوب مشابه ماتریس خارج سلولی (ECM) عمل کرده و شرایط مناسب برای مهاجرت سلولی، چسبندگی، تکثیر و در نهایت رشد و جایگزینی بافت جدید را فراهم می‌کند. در این تحقیق به مطالعه مروری و پژوهش‌های صورت گرفته بر تعدادی از کامپوزیت‌های پلیمر–سرامیک پرداخته می‌شود.

۳-۱- ژلاتین/ هیدروکسی‌آپاتیت

ژلاتین به دلیل زیست‌سازگاری بالا، زیست تخریب‌پذیری، افزایش چسبندگی، مهاجرت، تکثیر و تمایز سلولی به عنوان یک داربست مهندسی بافت استفاده می‌شود ولی خواص مکانیکی پایین ژلاتین کاربرد آن‌ها را در مهندسی بافت استخوان محدود می‌کند[۱۰-۱۲]. بایوسرامیک هیدروکسی‌آپاتیت بسیار شبیه به ساختار معدنی استخوان است و پیوند مستقیم با استخوان برقرار می‌سازد[۱۳،۱۴]. کیم و همکاران در سال ۲۰۰۵ به مطالعه کامپوزیت ژلاتین/هیدروکسی‌آپاتیت پرداختند. داربست‌های نانولیفی مطلوبی را از طریق کامپوزیت ژلاتین/ هیدروکسی‌آپاتیت در حلال مناسب ۱،۱،۱،۳،۳،۳-هگزا فلوئور۲-پروپانول[1] تهیه کردند. الکتروریسی موفق و نانوالیاف یکنواخت در کامپوزیت با غلظت ٪۲۰ هیدروکسی‌آپاتیت مشاهده‌کردند (شکل ۲-الف ۲). همچنین در کامپوزیت با غلظت ٪۴۰ هیدروکسی‌آپاتیت، نانوالیاف یکنواخت ولی همراه با گره ظاهر شده‌است (شکل۲- الف ۳). با افزایش غلظت هیدروکسی‌آپاتیت عدم یکنواختی و گره در ساختار نانوالیاف مشاهده شده است (شکل۲- الف ۴). رشد مطلوب وگسترش سلول استخوانی به وضوح در شکل۲- ب نشان داده شده است و فعالیت آلکالین فسفاتاز (ALP) در الیاف کامپوزیتی ژلاتین/هیدروکسی‌آپاتیت در مقایسه با ژلاتین به مراتب بیش‌تر است و این افزایش در نانوکامپوزیت ٪۲۰ هیدروکسی‌آپاتیت بیش‌تر ظاهر شده‌است (شکل۲- ج). پیشنهاد شد که از این کامپوزیت بتوان بعنوان کامپوزیت گرادیانی برای ترمیم بافت نرم/سخت به طور مثال در دندان استفاده کرد (شکل۲- د)[۱۵].

[1] 1,1,1,3,3,3-hexafluoro-2-propanol (HFP)

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]



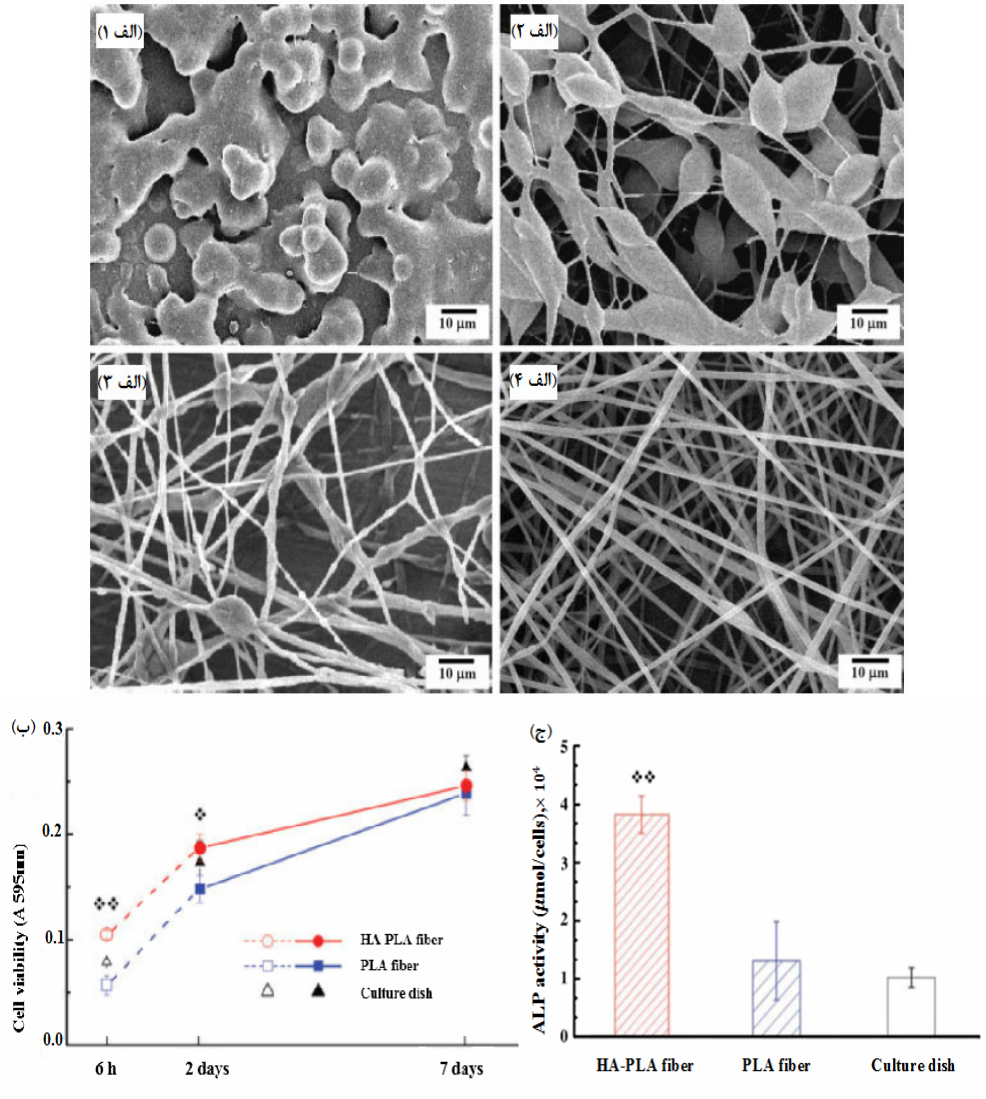
شکل ۲- (الف۴-۱) میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی (FESEM)[1] مورفولوژی الیاف کامپوزیتی هیدروکسی‌آپاتیت-ژلاتین الکتروریسی‌شده: (الف ۱) ژلاتین تنها، (الف ۲) ۲۰ ٪هیدروکسی‌آپاتیت (الف۳) ۴۰٪هیدروکسی‌آپاتیت (الف ۴) ۶۰٪هیدروکسی‌آپاتیت-ژلاتین. میکروگراف الکترونی رشد سلولی در نانوالیاف٪۲۰هیدروکسی‌آپاتیت بعد از ۳ روز کشت با دو مقیاس ۱۰و۵۰۰ میکرومتر (ب). فعالیت آلکالین فسفاتاز بعد از ۷ روز کشت (ج) تصویر و شماتیکی از کامپوزیت گرادیانی بین ژلاتین و هیدروکسی‌آپاتیت برای ترمیم بافت سخت/نرم (د)[۱۵].

[1] Field-emission SEM

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]

۳-۲- پلی‌ال‌لاکتیک اسید[1]/ هیدروکسی آپاتیت

پلی‌ال‌لاکتیک اسید به دلیل زیست تخریب‌پذیری، زیست‌سازگاری و هدایت بازسازی استخوان توجه بسیار زیادی در حوزه پزشکی را به خود جلب کرده است[۱۶،۱۷]. سال ۲۰۰۸ داربست کامپوزیتی پلی‌ال‌لاکتیک اسید/ هیدروکسی‌آپاتیت توسط کیم و همکاران تهیه شد. تصویر FESEM کامپوزیت PLLA-HA الکتروریسی‌شده با استفاده از حلال مناسب (اتانول/آب/کلروفرم) مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج بیانگر این می‌باشد که هیدروکسی‌آپاتیت تجاری بدون HSA[2] نانوالیاف تشکیل نمی‌دهد و صرفا تعدادی مهره چند میکرون تشکیل شده است (شکل۳- الف۱). پودر هیدروکسی‌آپاتیت کلوخه شده[3] مانع از یکنواخت شدن شروع جت و ازدیاد طول نانوالیاف شده است. در کامپوزیت با پودر سل‌ژل[4] هیدروکسی‌آپاتیت بدون HSA شرایط بهتر شده ولی پودر به طور کامل همگن نیست (شکل۳- الف۲). از سوی دیگر، با واسطه ۱٪ HSA در پودر سل‌ژل، تغییر چشمگیر در مورفولوژی محصول الکتروریسی حاصل گردید به نحوه‌ای که الیاف همگن مشاهده می‌شود (شکل۳-الف۳). با افزایش غلظت، الیاف مستمر با متوسط قطر یکنواخت ۱۰۰۰-۲۰۰۰ نانومتر مشاهده شد (شکل۳- الف۴).



شکل ۳- (الف۳-۱) تصویر SEM الیاف کامپوزیتی PLLA-HA الکتروریسی‌شده تحت شرایط مختلف: (الف۱) پودر تجاری HA بدون HSA، (الف۲) پودر سل-ژل HA بدون HSA، (الف۳) پودر سل-ژل HA با۱٪ HSA، (ب) ارزیابی چسبندگی و رشد سلولی به روش MTT (ج) فعالیت آلکالین فسفاتاز بعد از ۷ روز کشت سلول[۱۸].

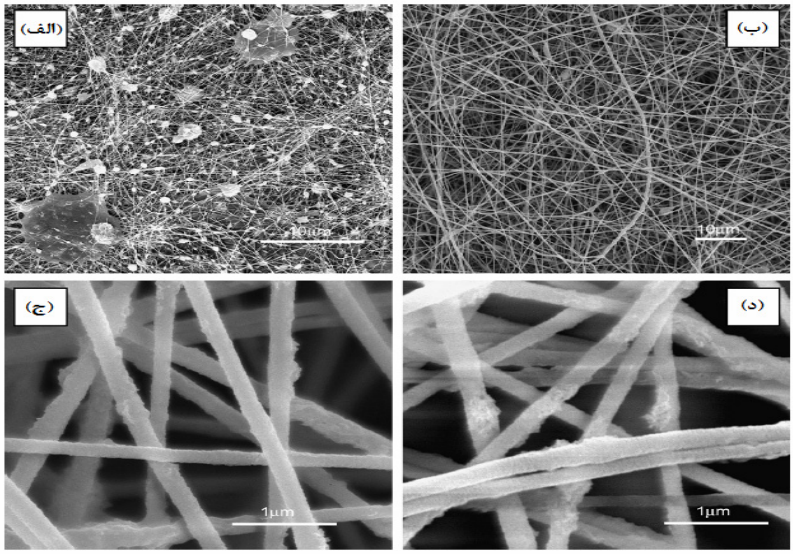
[1] Poly (lactic acid) (PLLA)
[2] hydroxysteric acid (HSA)
[3] agglomerated
[4] Sol–gel

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]

حیات سلول[1] در روز ۷ برای نانوکامپوزیت PLLA-HA در مقایسه با PLLA بالاتر است (شکل۳-ب). فعالیت ALP[2] نانوالیاف کامپوزیت PLLA-HA نسبت به PLLA به طور چشمگیری بالاتربوده ($p < 0.001$) و این به سبب حضور بایوسرامیک هیدروکسی‌آپاتیت است. در نتیجه این کامپوزیت نقش بسزایی در تحریک پاسخ سلولی استخوان[3] و دوباره‌سازی استخوان دارد (شکل۳-ج)[۱۸].

۳-۳- کیتوسان/ هیدروکسی‌آپاتیت

کیتوسان پلیمری آبدوست و دارای خصوصیاتی از جمله زیست‌سازگاری بالا، سمیت پایین، زیست‌تخریب پذیری، هدایت الکتریکی بالا و خواص ضد میکروبی قابل قبول است [۲۲-۱۹]. در سال ۲۰۰۸ زانگ و همکاران به تهیه‌ی داربست نانولیفی کیتوسان/ هیدروکسی‌آپاتیت پرداختند. نانوالیاف کامپوزیت کیتوسان/ هیدروکسی‌آپاتیت در حلال استیک اسید/دی‌متیل‌سولفوکسید با افزودن پلی‌اتیلن‌اکسید به منظور بهبود فرآیند الکتروریسی تهیه کردند. با مشاهده مورفولوژی FESEM نانوکامپوزیت کیتوسان/ هیدروکسی‌آپاتیت به این نتیجه رسیدند که ریسندگی موفق در شکل (۴-ب) رخ داده است و این به دلیل وزن مولکولی فوق‌العاده بالا پلی‌اتیلن‌اکسید با وجود غلظت کم‌تر می‌باشد. نانوالیاف کامپوزیتی کیتوسان/ هیدروکسی‌آپاتیت ممکن است به عنوان یک داربست مناسب برای بازسازی استخوان مفید باشد[۲۳].



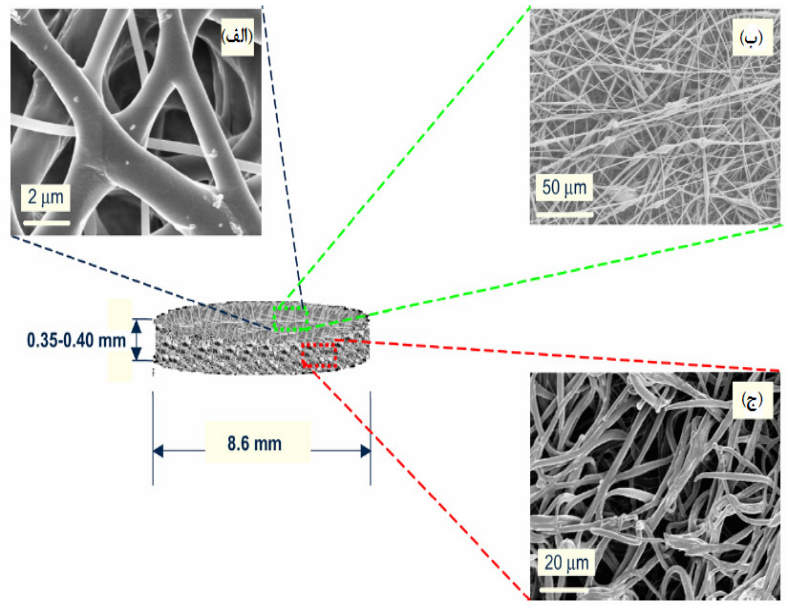
شکل ۴- (الف) تصویر FESEM نانوالیاف کامپوزیتی الکتروریسی‌شده هیدروکسی‌آپاتیت-کیتوسان:با ٪۲۰ وزنی پلی‌اتیلن اکساید با وزن مولکولی متوسط (ب) ٪۱۰ وزنی با پلی‌اتیلن با درصد وزنی بالا در مقیاس کم (ج) در مقیاس بالاتر (د) بعد از قلیایی‌کردن[۲۳].

۳-۴- پلی‌کاپرولاکتون/بتا تری کلسیم فسفات

پلی‌کاپرولاکتون پلی‌استر آب‌گریز است که دارای انعطاف‌پذیری بالا، زیست‌سازگاری خوب، فرآیندپذیری ساده و آسان، نرخ زیست‌تخریب‌پذیری پایین و محصول حاصل از تخریب آن غیرسمی است[۲۴-۲۷]. بتاتری‌کلسیم‌فسفات همانند هیدروکسی‌آپاتیت دارای زیست سازگاری و قابلیت القاء استخوانی است[۲۸-۳۰]. اریسکن و همکاران کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/بتاتری‌کلسیم‌فسفات بعنوان داربست با روش الکتروریسی مورد بررسی قراردادند. نانوالیاف کامپوزیتی پلی‌کاپرولاکتون/بتاتری‌کلسیم‌فسفات با پارامتر نرخ جریاندر حلال دی‌کلرومتان بدست آوردند. داربست کامپوزیتی سه‌بعدی متخلخل و بهم پیوسته با غلظت‌های متفاوت از بتاتری‌کلسیم فسفات و با جهت‌گیری تصادفی بدست آمده است (شکل ۵). این داربست خصوصا در فصل مشترک استخوان-غضروف کاربرد دارد (شکل ۵)[۳۱]. در نانوالیاف نانوکامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/ بتاتری‌کلسیم‌فسفات انتظار می‌رود اندازه تخلخل، میزان تخلخل و جذب آب داربست افزایش پیدا کند[۳۲،۳۳].

[1] Cell viability
[2] Alkaline phosphatase (ALP) activity
[3] Bone cell response

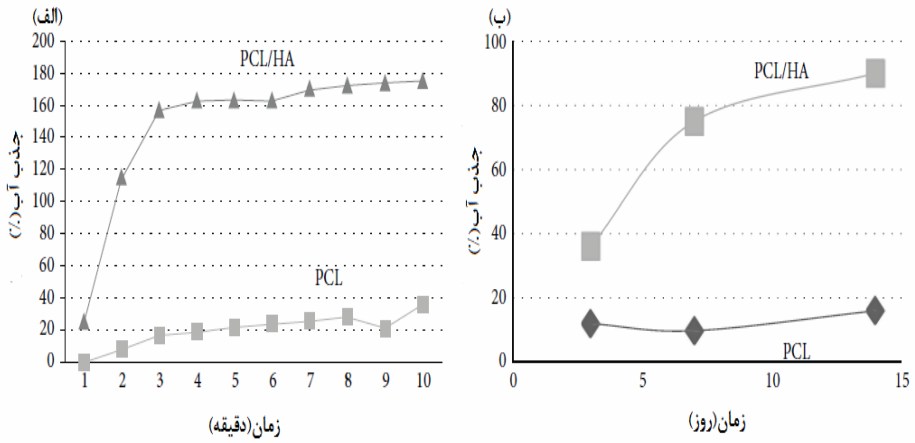
[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]



شکل ۵- تصویر SEM الیاف الکتروریسی‌شده کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/بتاتری‌کلسیم فسفات [۳۱].

۳-۵- پلی‌کاپرولاکتون/هیدروکسی آپاتیت

حسن و همکاران در سال ۲۰۱۴، در طی فرآیند الکتروریسی اختلاط هیدروکسی‌آپاتیت به پلی‌کاپرولاکتون مورد مطالعه قرار دادند. در غلظت کم‌تر پلی‌کاپرولاکتون، متوسط قطر الیاف به صورت نانومتر و همراه با گره بوده ولی در غلظت بالا پلی‌کاپرولاکتون، متوسط قطر الیاف به صورت میکرومتر، صاف و هموار بوده است. نانوالیاف الکتروریسی‌شده کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/ هیدروکسی‌آپاتیت در حلال مناسب کلروفرم/ متانول بدست آمد. در شکل (۶) جذب آب درلیف PCL و الیاف PCL-HA در فواصل زمانی مختلف پس از غوطه‌ورکردن در (الف) آب مقطر و ب) SBF نشان داده شده است. در هر دو شکل جذب آب لیف پلی‌کاپرولاکتون، در فاصله زمانی مشخص با کاهش روبرو شده و این به سبب خاصیت آب‌گریزی پلی‌کاپرولاکتون می‌باشد. ولی آنچه در هر دو شکل مشخص است میزان آبدوستی کامپوزیت نانولیفی PCL-HA از PCL به وضوح بالاتر است و این به دلیل خاصیت آبدوستی بالا فاز کلسیم‌فسفاتی است که با PCL اختلاط شده است. ترشوندگی نانوالیاف با استفاده از زاویه تماس تعیین شد. اختلاط HA با PCL با توجه به خاصیت آبدوستی HA آن موجب کاهش زاویه تماس در نانوالیاف کامپوزیت شده است و این کاهش زاویه تماس در غلظت‌های بالای PCL و HA بیش‌تر نمایان شده است (جدول۲-۴)[۳۴].کاهش در زاویه تماس و افزایش آبدوستی می‌تواند محیط مساعد برای زیست‌تخریب‌پذیری و افزایش توانایی جذب آب نانوالیاف کامپوزیتی PCL-HA را برای رشد سلول‌های استخوانی فراهم کند.



شکل ۶- جذب آب الیاف PCL و PCL-HA در بازه زمانی مختلف پس از غوطه‌ور کردن الف) آب مقطر ب) مایع شبیه‌سازی شده بدن[۳۴].

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]

جدول ۱- اندازه‌گیری زاویه تماس از الیاف PCL و PCL-HA با غلظت مختلف[۳۴] .

Composition	0%HA/7.5% PCL	10%HA/7.5% PCL	20%HA/7.5% PCL	0%HA/12.5% PCL	10%HA/12.5% PCL	20%HA/12.5% PCL
Contact angle	127.3 ± 2.4	112.7 ± 3.1	106.3 ± 4.5	120.5 ± 2.2	115.1 ± 4.1	93.7 ± 3.6

۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق به ارائه مروری بر تولید نانو الیاف نانو کامپوزیتی پلیمر- سرامیک به روش الکتروریسی پرداخته شد. با توجه به خواص زیست سازگاری بالا، زیست تخریب پذیری، سطح تخلخل بالا و خواص مکانیکی مطلوب داربست های نانوکامپوزیتی آزمایشاتی به منظور بررسی مورفولوژی داربست ها، میزان جذب آب، فعالیت ALP صورت گرفت. نتایج بدست آمده نشان دادکه کامپوزیت‌های پلیمر-سرامیک با توجه به مورفولوژی و خواص بیولوژیک مناسب می‌توانند داربست های مناسبی برای اهداف مهندسی بافت استخوان باشند.

مراجع

[1] Lanza R.,Langer R.,Vacanti J. “Principles of Tissue Engineering,3nd ed.Academic Press”. San Diego.Bailey, AE, 1979.

[2] Hollister, S. J. “Porous scaffold design for tissue engineering, Nature materials”. Vol. 4, PP. 518-524, 2005.

[3] Chen SS, Fitzgerald W, Zimmerberg J, Kleinman HK. “Cell-cell and cell-extracellular matrix interaction regulate embryonic”. Stem cell. Vol. 25, PP.553-661, 2007.

[4] Gunatilake AP, Adhikari R. “Biodegradable synthetic polymers for tissue engineering”. European Cells and Material. Vol.5, PP.1-16, 2003.

[5] Z.M.Huang, Y.Z.Zhang, M.Kotaksi, S.Ramakrishna. “A review on polymer Nanofibers by electrospinning & their application in Nano composites.” Composites Science and Technology. Vol.63, PP.2223-2253, 2003.

[6] Liu H, Ding X, Zhou G, Li P, Wei X, Fan Y. “Electrospinning of Nanofibers for Tissue Engineering Applications”. Journal of Nanomaterials. Vol.2013, PP. 1-11, 2013.

[7] Beachley V, Wen X. “Polymer nanofibrous structures: Fabrication, biofunctionalization, and cell interactions”. Progress in Polymer Science. Vol. 35, PP. 868–892, 2010.

[8] Bhardwaj N, Kundu SC. “Electrospinning: a fascinating fiber fabrication technique Biotechnology”. Advances. Vol.28, PP. 325-347,2012.

[9] Xie J, Li X, Xia Y. “Putting electrospun nanofibers to work for biomedical research”. Macromol, Rapid Commun. Vol. 29, PP. 1775-1792,2008.

[10] Babaei Z, Jahanshahi M, Rabiee SM. “The fabrication of nanocomposites via calcium phosphate formation on gelatin–chitosan network and the gelatin influence on the properties of biphasic composites”. Materials Science and Engineering C.Vol. 33, PP. 370–375, 2013.

[11] Thein-Han WW, Saikhun J, Pholpramoo C, Misra RD, Kitiyanant Y, Chitosan-gelatin scaffolds for tissue engineering: physicochemical properties and biological response of buffalo embryonic stem cells and transfectant of GFP-buffalo embryonic stem cells. Acta biomaterialia. Vol. 5, PP. 3453-3466, 2009.

[12] Lien S, Li W, Huang T. “Genipin cross linked gelatin scaffolds for articular cartilage tissue engineeering with a novel crosslinking method”. Mater. Sci.Eng.C. Vol. 28, PP. 36-43, 2008.

[13] Rabiee SM, Moztarzadeh F, Salimi-Kenari H, Solati-Hashjin M. “Preparation and properties of a porous calcium phosphate bone graft Substitute”. Materials Science-Poland.Vol. 25, PP. 1019-1027, 2007.

[14] Swetha M, Sahithi K, Moorthi A, Srinivasan N, Ramasamy K, Selvamurugan N. “Biocomposites containing natural polymers and hydroxyapatite for bone tissue engineering”. Int. Journal. Biological Macromoleculs. Vol. 47, PP. 1–4, 2010.

[15] Kim HW, Song JH, Kim HE. “Nanofiber generation of gelatin-hydroxyapatite biomimetics for guided tissue regeneration.Advance”. Function.Materials. Vol. 15, PP. 1988–1994, 2005.

[16] Badami AS, Kreke MR, Thompson MS, Riffle JS, Goldstein AS. “Effect of fiber diameter on spreading, proliferation, and differentiation of osteoblastic cells on electrospun poly (lactic acid) substrates”. Biomaterials. Vol. 27, PP. 596–606, 2006.

[17] Chen J, Chu B, Hsiao BS. “Mineralization of hydroxyapatite in electrospun nanofibrous poly (L-lactic acid) scaffolds”. Journal of Biomedical Materials Research, Part A. Vol. 79, PP. 307–317, 2006.

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]

[18] Kim HW, Lee HH, Knowles JC. “Electrospinning biomedical nanocomposite fibers of hydroxyapaite/ poly (lactic acid) for bone regeneration”. Journal of Biomedical Materials Research, Part A. Vol. 79, PP. 643–649, 2006.
[19] Nikpour MR, Rabiee SM, Jahanshahi M. “Synthesis and characterization of hydroxyapatite/chitisan nanocomposite materials for medical engineering application”. Composites: Part B. Vol. 43, PP. 1881–1886, 2012.
[20] Peter M, Ganesh N, Selvamurugan N, Nair SV, Furuike T, Tamura H, Jayakumar R. “Preparation and characterization of chitosan-gelatin/ nanohydroxyapatite composite scaffolds for tissue engineering applications”. Carbohydrate Polymers. Vol. 80, PP. 687-694, 2009.
[21] Peter M, Binulal NS, Nair SV, Selvamurugan N, Tamura H, Jayakumar R. “Novel biodegradable chitosan - gelatin/nano-bioactive glass ceramic composite scaffolds for alveolar bone tissue engineering”. Chemical Engineering Journal.Vol. 158, PP. 353-361, 2012.
[22] Zhang YZ, Su B, Ramakrishna S, Lim CT. “Chitosan nanofibers from an easily electrospinnable UHMWPEO-doped chitosan solution system”. Biomacromolecules.Vol. 9, PP. 136–41, 2008.
[23] Zhang Y, Venugopal JR, El-Turki A, Ramakrishna S, Su B, Lim CT. “Electrospun biomimetic nanocomposite nanofibers of hydroxyapatite/chitosan for bone tissue engineering”. Biomaterials .Vol.29, PP. 4314–4322, 2008.
[24] Huang L, Nagapudi K, Apkarian RP, Chaikof EL. “Engineered collagen-PEO nanofibers and fabrics”. Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition.Vol. 12, PP. 979-93, 2001.
[25] Zhang C, Yuan X, Wu L, Han Y, Sheng J. “Study on morphology of electrospun poly (vinyl alcohol) mats. European Polymer Journal”.Vol. 41, PP. 423–32, 2005.
[26] Zhao ZZ, Li JQ, Yuan XY, Li X, Zhang YY, Sheng J. “Preparation and properties of electrospun poly (vinylidene fluoride) membranes”. Journal Applied Polymer Science.Vol. 97, PP. 466-74, 2005.
[27] Koski A, Yim K, Shivkumar S. “Effect of molecular weight on fibrous PVA produced by Electrospinning”. Material Letter.Vol. 58, PP. 493–7, 2004.
[28] Marcho M. “Calcium phosphate ceramics as hard Tissue prosthetics”. Clinic Orthopaedic.Vol. 157, PP. 259-278, 1981.
[29] Yeo MG, Kim GH. “Preparation and Characterization of 3D Composite Scaffolds Based on Rapid-Prototyped PCL/β-TCP Struts and Electrospun PCL Coated with Collagen and HA for Bone Regeneration”. Material.Vol.24 PP. 903–913, 2012.
[30] Kim YB, Kim GHy. “Rapid-prototyped collagen scaffolds reinforced with PCL/b-TCP nanofibres to obtain high cell seeding efficiency and enhanced mechanical properties for bone tissue regeneration”. Journal of Materials Chemistry.Vol. 22, PP. 16880–16889, 2012.
[31] Erisken C, Kalyon DM, Wang H. Function-ally graded electrospun polycaprolactone and β-tricalcium phosphate nanocomposites for tissue engineering applications. Biomaterials.Vol. 29, PP. 4065–4073, 2008.
[32] Zhou Y, Hutmacher DW, Varawan S, Lim TM. “In vitro bone engineering based on polycaprolactone and polycaprolactone–tricalcium phosphate composites”. Polymer International.Vol. 56 PP. 333–342, 2007.
[33] Maroof N, Karim Aghaloo F, Vahid Dastjerdi E, Nazarian H, Noje Dehiyan H. “Physicochemical evaluation of Chitosan-gelatin-Hydroxyapatite composite scaffold prepared by freez drying”. Journal Dental School. Vol. 29, PP. 385-393, 2012.
[34] Hassan MI, Sultana N, Hamdan S. “Bioactivity Assessment of Poly (-caprolactone)/Hydroxyapatite Electrospun Fibers for Bone Tissue Engineering Application”. Journal of Nanomaterials, Vol.2014, pp.1-6, 2014.

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-17]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1397.4.56.1.1]