

## داربست های استخوانی تهیه شده با استفاده از پلیمر های طبیعی و مصنوعی و

### کامپوزیت پلیمر های طبیعی و مصنوعی

عباس همتی<sup>۱\*</sup>، عبدالصالح همتی<sup>۲</sup>، امیر حسین نوارچیان<sup>۳</sup>، داریوش عماد زاده<sup>۴</sup>

دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی شیمی دانشگاه اصفهان Physics.world@yahoo.com

دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی شیمی دانشگاه آزاد اسلامی گچساران، شاغل در شرکت ملی نفت ایران  
 mohsenhematy@yahoo.com

عضو هیئت علمی و دانشیار گروه مهندسی شیمی دانشگاه اصفهان anavarchian@yahoo.com

عضو هیئت علمی و استادیار دانشگاه آزاد اسلامی واحد گچساران d.emadzade@yahoo.com

#### چکیده

مهندسی بافت، علمی میان رشته ای است که اساس آن مبنی بر بکارگیری داربست های پلیمری بمنظور شکل گیری سه بعدی بافت های هدف است داربست ها به عنوان یک تشکیل دهنده ی ماتریکس خارج سلولی معرفی می شوند، بطوری که یک چهار چوب مشخص برای اتصال سلول های متناسب با بافت هدف بر روی آنها تعریف میشود. میزان بالای آسیب پذیری بافت های استخوانی در سوانح مختلف، موجب شده است تا تحقیقات گسترده ای در زمینه مهندسی بافت، متوجه بافت های استخوانی گردد. در مقاله ی پیش رو نیز، به علت اهمیت بسزای بافتهای استخوانی، پلیمر های پر کاربرد طبیعی و سنتزی و کامپوزیت آنها که برای ساخت داربست های استخوانی بکار برده می شوند، به همراه ویژگی هایی که پس از تولید داربست های استخوانی مورد توجه ویژه ای قرار میگیرند مانند: استحکام فشاری (خواص مکانیکی)، سرعت تخریب پذیری، میزان تخلخل داربست و زیست سازگاری (خواص زیستی) آنها، توضیح داده شده است؛ علاوه براین، نتایجی را که ترکیب این پلیمر ها (کامپوزیت پلیمر های طبیعی و سنتزی) از خود نشان داده اند را نیز توضیح می دهیم. در داربست های طبیعی (زیستی) چسبندگی سلول ها به داربست ها کارآمدتر است و در پلیمر های مصنوعی (سنتزی) ویژگی های مکانیکی و شدت تخریب پذیری را میتوان کنترل کرد، به عبارت دیگر میتوان با تولید داربست های استخوانی حاصل از کامپوزیت پلیمرهای طبیعی و سنتزی، داربست های استخوانی با ویژگی های مطلوب تری را در اختیار داشت.

**واژگان کلیدی:** مهندسی بافت استخوان، داربست سلول های استخوانی، پلیمرهای زیستی (طبیعی)، پلیمر های سنتزی (مصنوعی)، داربست های کامپوزیتی

#### ۱- مقدمه :

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی شیمی، دانشگاه اصفهان

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی شیمی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گچساران، شاغل در شرکت ملی نفت ایران

۳- دانشیار و عضو هیئت علمی دانشگاه اصفهان - گروه مهندسی شیمی

۴- استادیار و عضو هیئت علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد گچساران - گروه مهندسی شیمی

مجموعه مقالات چهارمین کنفرانس ملی مهندسی فرآیند، پالایش و پتروشیمی

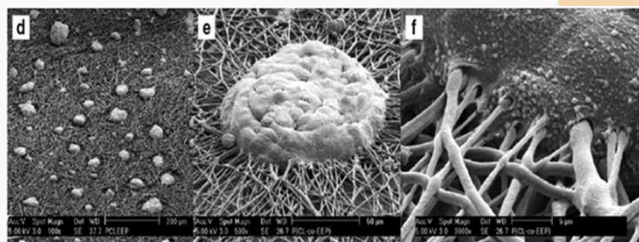
خرداد ۱۳۹۴، ایران، تهران، مرکز همایش‌های صدا و سیما 7

مجری: اهم اندیشان انرژی کیمیا ۸۸۶۷۱۶۷۶ - ۰۲۱

www.Processconf.ir

مهندسی بافت فنی در جهت بازسازی بافت‌های آسیب دیده بکمک سلول‌ها، زیست مولکول‌ها و ساختارهای نگه دارنده‌ی مکانیکی است، به عبارت دیگر مهندسی بافت بازگرداندن بافت‌های آسیب دیده به مراحل اولیه‌ی رشد بافت بمنظور ایجاد قابلیت مجدد رشد و بازسازی بافت هدف است. [1,2]

به منظور بازسازی و ترمیم هر یک از بافت‌های هدف با توجه به آنکه هر یک از این بافت‌ها وظایف خاص مربوط به خود را دارا می‌باشند بنابراین باید در ویژگی‌های ساختمانی و مکانیکی نیز از یکدیگر متمایز باشند، برای بدست آوردن این شرایط در مهندسی بافت از فاکتورهای رشد به همراه سلول‌هایی که در داخل یک سیستم پشتیبانی مصنوعی قرار می‌گیرند استفاده می‌کنیم (شکل شماره ۱). این سلول‌ها داخل ساختارهایی مصنوعی کاشت و جای داده می‌شوند و این ساختارها قادر به حمایت از ساختار بافت سه بعدی هستند، به این ساختارها داربست گفته می‌شود. [3,4]



شکل شماره ۱- حمایت داربست‌ها از رشد و تکثیر سلول‌ها بمنظور ترمیم بافت هدف [۳۹]

داربست یک ساختار سه بعدی است که به عنوان چهارچوبی برای هدایت سلول‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. [۳،۵] داربست‌ها یک حایل و چهارچوب برای اتصال سلول‌ها و تکثیر و تمایز آنها فراهم می‌کنند و یک ماتریکس خارج سلولی یا ECM تشکیل می‌دهند و این ماتریکس است که باعث استحکام ساختاری بافت می‌گردد. [۴]

هر داربست باید ویژگی‌هایی را به منظور ادامه حیات سلولی و کنترل تمام فاکتورهای موثر برای ایجاد یک بافت جدید داشته باشد و بمنظور دست یابی به بافت و یا عضو جدید باید برخی پارامترهای بسیار مهم را رعایت نمود. [۳]

بالا بودن نسبت سطح به حجم (تخلخل بالا) ، البته منافذ موجود در داخل داربست‌ها نیز بایستی تا جایی که امکان دارد یک اندازه بوده و با یکدیگر در ارتباط باشند (اندازه منافذ در حد میکرون) [۴،۶،۷]

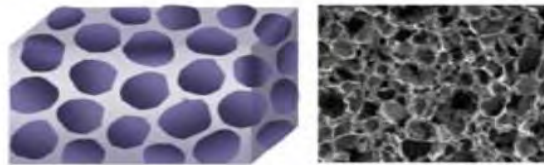
، وجود تخلخل در داربست‌ها و ارتباط بین منافذ موجود در داربست‌ها موجب انتشار مواد غذایی و راحتی در انتقال و مهاجرت سلول‌ها و در نتیجه تسریع در رشد بافت هدف بر روی داربست می‌شود.

ضریب استحکام داربست‌ها متناسب با بافت هدف باشد، بگونه‌ای که نه زودتر تخریب شود و نه اینکه دیر تخریب شدن آن موجب ایمنی زایی برای بافت هدف شود. [۸]

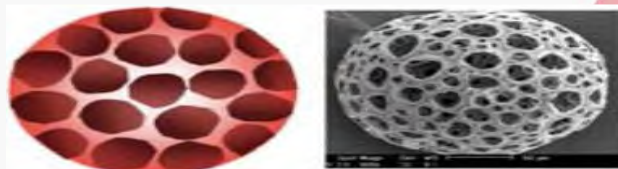
تخریب پذیری داربست نیز به عنوان یکی دیگر از فاکتورهای ضروری محسوب می‌شود بطوری که داربست توسط بافت‌های اطراف جذب شده و دیگر نیازی به عمل جراحی برای حذف داربست نباشد، [۹]

این ویژگی خود موجب کاهش هزینه‌ها و همچنین کاهش خطرهای ناشی از اعمال جراحی می‌شود. [۹،۱۰]

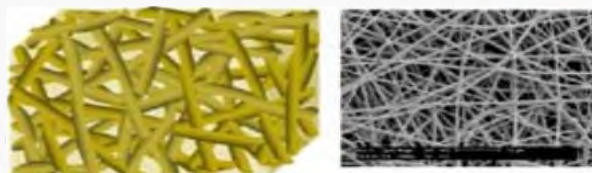
قابلیت تزریق داربست‌ها ، این ویژگی موجب می‌شود تا نیاز به اعمال جراحی برطرف شود و این ویژگی خود موجب کاهش هزینه‌ها و خطرات اعمال جراحی می‌شود [۱۱،۱۲]. در شکل شماره ۲ اشکال مختلفی از داربست‌های پلیمری تولیدی در مهندسی بافت را مشاهده می‌کنیم [۴].



شکل شماره ۲-الف) ماتریکس متخلخل سه بعدی



شکل شماره ۲-ب) میکروسفر



شکل شماره ۲-ج) نانو فیبر حفره دار



شکل شماره ۲-د) هیدروژل

داربست‌ها باید به راحتی به اشکال و اندازه‌های مختلف تبدیل شوند، این ویژگی موجب می‌شود تا بتوان به راحتی داربست‌ها را متناسب با اندازه و شکل ناحیه‌ی آسیب دیده تهیه کرد. [۶] مهمترین نکته در ساخت داربست‌ها توجه به بافت هدف می‌باشد، بگونه‌ای که بتوان داربستی که از لحاظ منشا متناسب با بافت آسیب دیده باشد ساخت و از این رو توجه به نوع پلیمر و یا پلیمرهای مورد استفاده برای ساخت داربست‌ها در مهندسی بافت بسیار حائز اهمیت می‌باشد.

با توجه به اینکه موضوع این مقاله در ارتباط با مهندسی بافت استخوان می‌باشد، در این مقاله پلیمرهای طبیعی و سنتزی که برای ساخت داربست‌های استخوانی به کار می‌روند به همراه فاکتورهای مربوط به داربست‌های استخوانی این دسته از پلیمرها مورد بررسی قرار می‌گیرند، مهندسی بافت استخوان از نظر خواص زیستی و خواص مکانیکی اهمیت زیادی دارد بطوری که مواد بکار رفته در ساخت داربست استخوانی باید زیست سازگار بوده و دارای خاصیت عدم سمیت سلولی باشد و همچنین از نظر ترکیب و ساختار مشابه بافت استخوانی بوده بطوری که نرخ تخریب، قابل کنترل باشد و بتوان نرخ تخریب داربست را با نرخ تکثیر سلول‌ها و زمان لازم برای جایگزینی بافت هدف تنظیم کرد. [۱۳، ۱۴] سه عنصر اصلی در مهندسی بافت استخوان، سلول، فاکتور رشد یا تمایز استخوانی و یک ماتریکس با قابلیت استخوان سازی و هدایت استخوانی می‌باشد [۱۵، ۱۶]

## ۲- پلیمر های طبیعی و سنتزی بمنظور ساخت داربست های استخوانی

مجموعه مقالات چهارمین کنفرانس ملی مهندسی فرآیند، پالایش و پتروشیمی

خرداد ۱۳۹۴، ایران، تهران، مرکز همایش‌های صدا و سیما 7

مجری: اهم اندیشان انرژی کیمیا ۸۸۶۷۱۶۷۶ - ۰۲۱

www.Processconf.ir

یکی از مهمترین تقسیم بندی داربست ها تقسیم بندی آنها از لحاظ منشا است. پلیمر ها مواد اولیه برای ساخت داربست ها در مهندسی بافت هستند، مواد پلیمری به این منظور در دسته ی پلیمر های طبیعی (زیستی) و پلیمر های سنتزی (مصنوعی) تقسیم بندی می شوند.

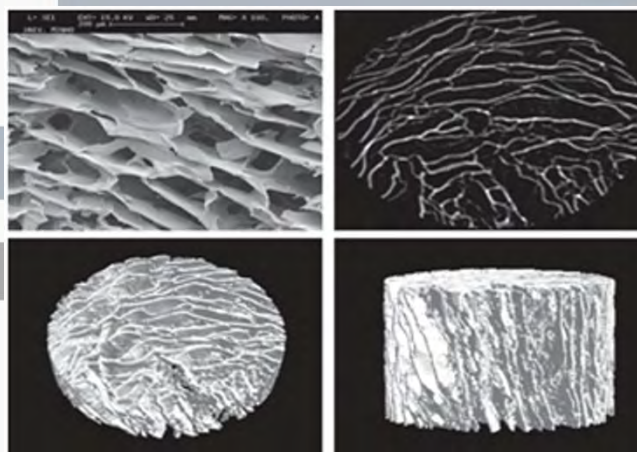
پلیمر های سنتزی اغلب مزایای بیشتری نسبت به پلیمر های طبیعی دارند و می توان آنها را در محدوده وسیع تری از خصوصیات و ساختار های قابل پیش بینی دسته بندی کرد، بعلاوه اینکه پلیمر های سنتزی ارزان تر هستند و یکی از منابع فراوان خام محسوب میشوند [۸]

## ۱-۲- پلیمر های طبیعی (زیستی)

ژلاتین: استفاده از ژلاتین در مهندسی بافت به علت ویژگی هایی همچون چسبندگی بالای سلول ها و فاکتورهای رشد بر روی داربست، مهاجرت سلول ها به منظور غذا رسانی، تکثیر و تمایز سلولی، زیست سازگاری بالا (عدم سمیت) و زیست تخریب پذیری به عنوان ماده ای زیستی قابل توجه است. از دیگر ویژگی های این ماده خواص مکانیکی پایین ژلاتین به علت کاهش مقدار تخلخل و بزرگ بودن متوسط اندازه تخلخل ها می باشد. [۱۷، ۱۸، ۱۹]

کیتوسان: این ماده از مشتقات دی استیل شده کیتین بدست می آید که در پوست خرچنگ و در دیواره قارچ ها یافت میشود (شکل شماره ۳) [۲۰] کیتوسان پلیمری خطی با ساختاری ساکاریدی است که از هیدرولیز پلیمر طبیعی کیتین بدست می آید، از جمله فاکتور های مهم کیتوسان عبارتند از: زیست تخریب پذیری، زیست جذب پذیری [۲۱]، غیر سمی بودن [۲۲، ۲۳، ۲۴]، آثار ضد باکتریایی [۲۵]، زیست سازگاری با سلول ها و بافت ها [۲۲، ۲۶]، قابلیت زیستی این پلیمر به دلیل وجود گروه های آمینی [۲۴، ۲۷]، قیمت پایین [۲۸]، هدایت استخوان سازی و همچنین داشتن پتانسیل لازم برای رشد و تمایز و آسان سازی تشکیل سلول های استخوانی اشاره کرد. [۲۹، ۳۰]

اما فاکتور های نامناسبی همچون استحکام مکانیکی ضعیف، قابلیت ارتجاعی، از دست دادن یکتواختی ساختاری در شرایط مرطوب و عدم زیست فعالی استفاده از این پلیمر را در مهندسی بافت استخوان با محدودیت مواجه کرده است. [۲۲، ۲۴، ۲۷]



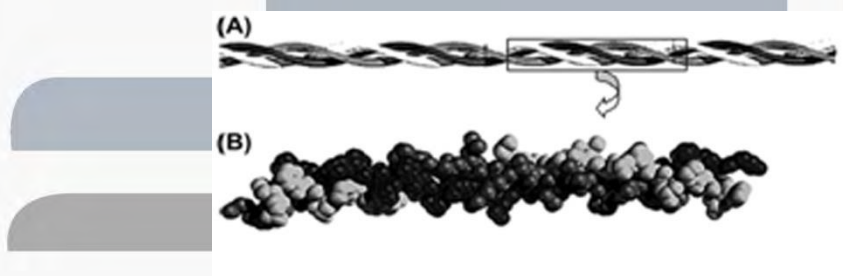
شکل شماره ۳- ساختار داربست های تولیدی با استفاده از کیتوسان، (بترتیب از بالا-چپ) الف) با استفاده از میکروسکوپ

نوری، ب) با استفاده از میکرو سی تی دو بعدی، ج و د) با استفاده از میکرو سی تی سه بعدی (پایین) [۲۸]

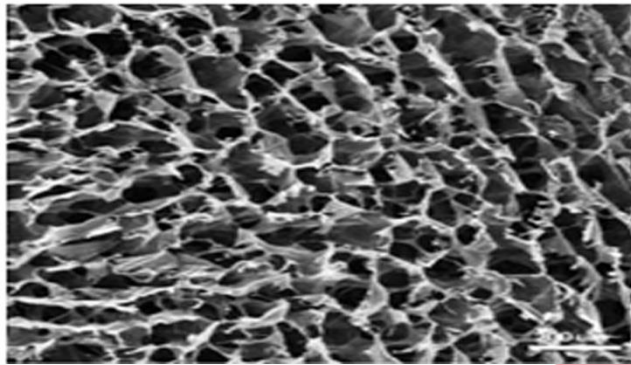
نشاسته: این ماده جز پلیمرهای طبیعی نیمه بلورین است. آب دوست بودن، ارزان بودن، زیست تخریب پذیر بودن، در دسترس بودن، از جمله فاکتورهای مناسب نشاسته می باشد [۳۱،۳۲]، البته نمی توان از فاکتورهای نامناسب نشاسته یعنی شکنندگی و حساسیت در برابر رطوبت چشم پوشی کرد. [۳۳]

ژل شدن در نشاسته در حضور حرارت و مقدار کافی رطوبت اتفاق می افتد. در این وضعیت نشاسته آب را جذب میکند و متورم میشود و خاصیت بلورینگی خود را از دست میدهد و ساختاری سازمان دهی شده شکل میدهد. نشاسته بصورت خالص معمولا شکننده است و در برابر رطوبت حساس می باشد اما میتوان این محدودیت ها را از طریق ترکیب نشاسته با پلیمر های زیست تجزیه پذیر برطرف کرد. از این جمله پلیمر ها که قابلیت ترکیب با نشاسته را دارند می توان پتالین (SEVA) (سولوز استات) (SCA)، کپلاپروالکتون (PCL)، پلی لاکتیک اسید (PLA) (اشاره کرد. [۳۴،۳۵]

کلاژن: جز عمده پروتئینی بافت های غضروف، استخوان، پوست، و بخش عمده ماتریکس خارج سلولی است. مواد کلاژنی معمولا از بافت هایی با استحکام زیاد، مانند دریس و تاندون تهیه میشوند (شکل های شماره ۵ و ۴) اما خالص سازی بافت و فرایند هایی که به منظور بدست آوردن شکل های مورد نظر روی آنها انجام میشود بطور قابل توجهی استحکام آنها را کاهش داده و سرعت تخریب آنها را بوسیله آنزیم ها افزایش میدهد. [۳۶] کلاژن زیست ماده مهمی در بسیاری از کاربردهای مهندسی بافت بشمار می رود و می تواند به شکل های مختلفی مانند ژل، فیلم، اسفنج، و فیبر ساخته شود. قابلیت ساخته شدن در اشکال مختلف از جمله، ژل، فیلم، اسفنج و فیبر را دارد، علاوه بر این زیست سازگاری بالا، ایمنی زایی کم، خواص مکانیکی مناسب، قابلیت شکل دهی به اشکال فیزیکی متفاوت، ایجاد اتصالات عرضی، ایجاد چسبندگی و رشد سلولی از جمله فاکتورهای مناسب کلاژن می باشد. خواص مکانیکی ضعیف و سرعت تخریب زیاد داربست های کلاژنی منجر به ناپایداری آن می شود اما با ایجاد پیوند های عرضی می توان پایداری ساختاری و سرعت تخریب آن را با توجه به نیازهای مربوطه کنترل کرد [۲۲،۳۷،۳۸] برای ارتقای استحکام و ماندگاری آن میتوان به کمک روش های شیمیایی (آلدهیدها، ایزوسیانات ها، کربو دی آمیدها) یا فیزیکی (پرتو دهی فرا بنفش و آب گیری گرمایی) با ایجاد پیوند های عرضی، استحکام آن را بهبود بخشید و سرعت زیست تخریب پذیری آن را کنترل کرد. (که البته عوامل شبکه ای کننده ی شیمیایی بطور بالقوه منجر به سمیت سلولی و قرار گیری در زمان غیر بهینه در برابر پرتو فرا بنفش منجر به تخریب جزئی مولکول های کلاژن و یا شبکه ای شدن نا کافی میشود) [۳۹،۴۰]



تصویر شماره ۴- کلاژن، شکل الف) مدل وندروالس (پیچشی) و شکل ب) زنجیرهای در هم پیچیده را نشان می دهد [۳۶]



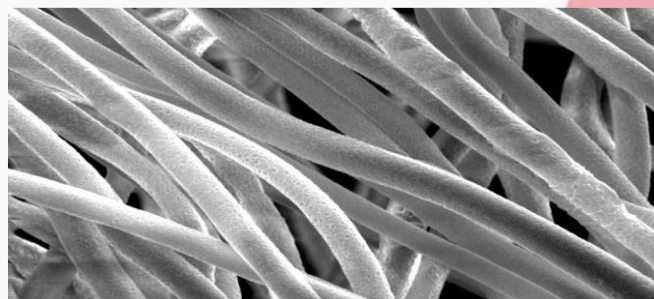
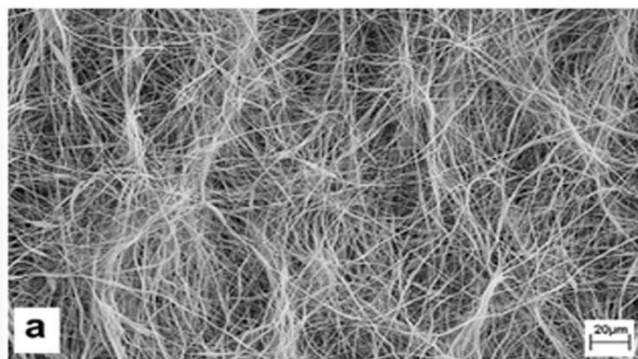
تصویر شماره ۵- تصویر میکروسکوپ الکترونی پوششی از داربست های کلاژنی [۳۶]

هیدروکسی اپاتیت: از جمله فاکتور های مناسب هیدروکسی اپاتیت، زیست سازگاری، زیست فعالی، قابلیت هدایت استخوانی، غیر سمی بودن، غیر التهابی بودن، مشابهت هیدروکسی اپاتیت با فاز معدنی استخوان و دندان [۴۱،۴۲] و از جمله فاکتورهای نامناسب آن میتوان به سخت بودن و شکننده بودن یا به عبارت دیگر ضعیف بودن خواص مکانیکی هیدروکسی اپاتیت است که کاربرد آن را در نواحی تحت بار مکانیکی با مشکل همراه ساخته است؛ [۴۳،۴۴] از این رو از فاز های مونتیت و کربنات کلسیم به عنوان عامل استحکام بخش در قسمت پودری این گونه از سیمان ها استفاده میشود. [۴۵]

## ۲-۲- پلیمر های مصنوعی (سنتزی):

پلی یورتان: این دسته از پلیمر های سنتزی از دو جز سخت و نرم تشکیل شده اند. محدوده وسیع خواص این مواد موجب شده است تا بتوان از این مواد در جایگزینی بسیاری از بافت ها استفاده کرد. زیست سازگار و زیست تخریب پذیر بودن، قابلیت تغییر زمان تخریب با تغییر ترکیب شیمیایی، قابلیت تغییر خواص مکانیکی از حالت بسیار کشسان تا حالت سخت موجب شده است تا پلی یورتان ها بطور گسترده ای در کاربردهای پزشکی استفاده شوند. [۴۲،۴۶،۴۷]

پلی کاپرولاکتون: یک پلی استر نیمه بلورین است [۱۳] به علت ماهیت نیمه بلورین و آگریزی بسیار شدید، تخریب پلی کاپرولاکتون بسیار کند است. آرایش ماکرومولکول ها در سطح بدنه های ساخته شده از پلی کاپرولاکتون از نفوذ مایعات به حجم ماده جلوگیری میکند [۴۸] تخریب پذیری بسیار کند و قابلیت ترکیب شدن با مواد گوناگون از جمله ویژگی های جالب این ماده است، و از جمله فاکتورهای نامناسب این پلیمر تر شوندگی ضعیف تخریب آرام در محیط بدن و تکثیر سلولی ضعیف بر سطح آن است که استفاده از این پلیمر را در ساخت داربست های مهندسی بافت محدود می کند. [۴۹،۴۸] در شکل شماره ۶ میتوان تصویری را که با استفاده از میکروسکوپ نوری گرفته شده است مشاهده کرد.



شکل شماره ۶- نمونه ای از داربست های تولیدی با استفاده از پلی کاپرو لاکتون که تصور آن با استفاده از میکروسکوپ نوری گرفته شده است [۴۸]

پلی اتیلن اکساید: این پلیمر مصنوعی بطور گسترده ای در کاربردهای زیستی مورد استفاده قرار می گیرد [۵۰] و به دلیل غیر سمی بودن و به راحتی حل شدن آن در محلول های آبی بطور وسیعی در کاربردهای پزشکی کاربرد دارد [۸] پلی اتیلن اکساید میتواند به عنوان یک کمک کننده در یک پروسه خصوصیات و وظایف فیبرهایی را که به روش الکتروسی تولید می شوند را بهبود ببخشد. [۵۱،۵۲]

تری فسفات کلسیم: یک سرامیک زیستی است که دارای زیست سازگاری بسیار خوب با بافت سخت و زیست فعالی بسیار مناسب است، این پلیمر سنتزی همچنین قابلیت القا استخوانی را نیز دارد و میتواند در اشکال مختلف به عنوان جایگزین یا داربست استخوانی استفاده شود. [۵۳]

پلی وینیل الکل: این پلیمر سنتزی زیست سازگاری بالا و زیست تخریب پذیری مناسبی دارد و می توان از آن در زمینه مختلف مهندسی بافت بهره جست، آب دوستی بالا، قابلیت تشکیل فیبر در ابعاد نانو و میکرو از جمله ویژگی های بارز پلی وینیل الکل می باشد. [۵۴]

### ۳- کامپوزیت های پلیمری بمنظور ساخت داربست های استخوانی:

به منظور بازسازی صدمات و نارسایی های بافت های استخوان ساخت داربست هایی که در آن ها دو یا چند پلیمر استفاده می شود می تواند نتایج بهتری در اختیارمان قرار دهد و پلیمرهای اشاره شده در بالا به تنهایی قابلیت تولید یک داربست استخوانی متناسب با فاکتورهای یک بافت استخوان طبیعی را، بطور کامل ندارند و بنابراین فاکتورهای حاصل از کامپوزیت پلیمرها بیشتر مورد توجه ما قرار دارد، از این رو که فاکتورهای بهتری را با توجه به بافت هدف (استخوان) در اختیارمان قرار می دهند.

## ۳-۱- کیتوسان-ژلاتین-تری فسفات کلسیم

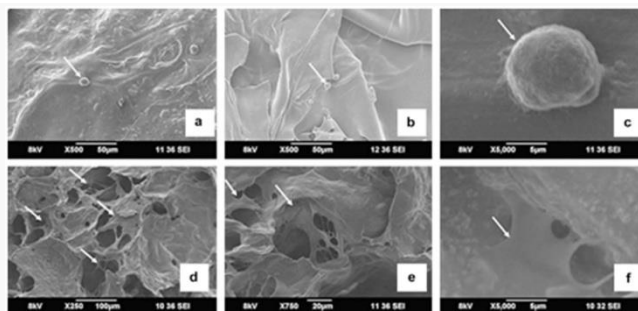
طی طرحی پژوهشی که میرزاده و همکاران به منظور بازسازی بافت های استخوانی و غضروفی داربست های هیبریدی از کامپوزیت کیتوسان - ژلاتین - تری فسفات کلسیم انجام دادند، توانستند ریز ساختار با خواص فیزیکی و مکانیکی مناسب تهیه کنند. نتایج بدست آمده بیانگر امکان کنترل مناسب ریز ساختار داربست هیبریدی به ویژه میزان و اندازه تخلخل آن ها با تغییر شرایط عملیاتی و فرایند بود به ویژه آنکه زیست سازگاری رشد سلول های کندروسیت، موید پتانسیل بسیار زیاد این دسته از داربست ها در حمایت از رشد سلول ها در فضای درون آنها بخوبی گزارش شده است. در طرح پژوهشی میرزاده و همکاران بمنظور ساخت این داربست های متشکل از کامپوزیت کیتوسان-ژلاتین-تری فسفات کلسیم، از روش ژل شدن انجمادی استفاده شد. داربست های تولیدی با این روش به شدت متخلخل بوده و تخلخل آنها تا اندازه زیادی با یکدیگر در ارتباط هستند و همچنین با افزایش غلظت محلول های اولیه مقدار تخلخل داربست ها و اندازه آنها کاهش می یابد. و از طرف دیگر خواص مکانیکی داربست ها با وجود ذرات زیست سرامیک تری فسفات کلسیم بطور چشم گیری افزایش می یابد. [۵۵] کیتوسان می تواند به شکل کامپوزیت با مواد مختلفی از جمله، پلی لاکتیک گلیکولیک اسید، آلژینات، ژلاتین، کلاژن، هیدروکسی آپاتیت، کلسیم فسفات، و شیشه های زیستی به منظور ساخت بافت استخوانی استفاده شود [۵۶]

## ۳-۲- کیتوسان-ژلاتین-نانوهیدروکسی آپاتیت

کامپوزیت دیگری که برای کاربرد در مهندسی بافت استخوان مورد استفاده قرار می گیرد، کامپوزیت، کیتوسان-ژلاتین-نانوهیدروکسی آپاتیت است، بالا بودن خواص زیستی از جمله زیست تخریب پذیری و زیست فعالی، بالا بودن خواص مکانیکی داربست تولیدی، بالا بودن میزان تخلخل و ارتباط گسترده ی خلل و فرج داربست به منظور غذا رسانی و رشد سلول ها و در نتیجه بهبود در سرعت رشد بافت استخوانی از مزایای تهیه ی داربست های استخوانی با کامپوزیت کیتوسان-ژلاتین-نانوهیدروکسی آپاتیت می باشد. [۱۷،۵۳،۵۷]

طی پژوهشی که باقری و همکاران بمنظور بررسی اثر نسبت کیتوسان و نانو هیدروکسی آپاتیت روی اندازه ذرات، توزیع اندازه ذرات و چگالی پیوندهای عرضی انجام دادند، ریز گوی هایی از جنس نانو کامپوزیت و بر پایه ی کیتوسان-ژلاتین-نانوهیدروکسی آپاتیت ساخته شد. نتایج نشان داد که افزایش نسبت وزنی کیتوسان باعث افزایش اندازه ذرات و کاهش یکنواختی آن و افزایش گروه های NH<sub>2</sub> و چگالی پیوندهای عرضی در ساختار ریزگویی ها میشود. همچنین افزایش نسبت وزنی نانو هیدروکسی آپاتیت باعث افزایش اندازه ذرات و افزایش یکنواختی و کاهش گروه های NH<sub>2</sub> و کاهش چگالی پیوند های عرضی میشود [۵۶]

و طی پژوهش دیگری که توسط کومار و همکاران و از طریق روش خشکاندن انجمادی از کامپوزیت کیتوسان-ژلاتین-نانوهیدروکسی آپاتیت به منظور تولید داربست های استخوانی صورت پذیرفت، آن ها موفق به تولید داربست های متخلخل با درصد تخلخل بالا شدند. تصاویر بدست آمده از SEM بیانگر این مطلب بود (شکل شماره ۷)، داربست های متخلخل تهیه شده با این روش به یکدیگر مرتبط بوده، و اندازه ی منفذهای آن بین ۱۵۰ تا ۳۰۰ میکرومتر بدست آمد. همچنین استحکام مکانیکی و خاصیت زیستی داربست تولید شده در این پژوهش توسط هیدروکسی آپاتیت بهبود یافت. ترکیب داربست در حضور نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت، میزان سختی آن را افزایش میدهد و همچنین حضور این نانو ذرات موجب میشود تا پاسخ بیولوژیکی سلول های MG63، بر روی داربست از چسبندگی بهتر آنها، تکثیر زیاد آنها و گسترش بهتر آنها نسبت به داربست های کیتوسان و ژلاتین خبر داد بنابراین باتوجه به شباهت زیاد داربست های بدست آمده به بافت استخوانی به عنوان یک گزینه مناسب در مهندسی بافت استخوان معرفی شدند. [۵۸]



شکل شماره ۷- اتصال سلول‌های ام - جی ۶۳ به داربست‌های تولیدی از کیتوسان- ژلاتین- نانوهیدروکسی آپاتیت [۵۸]

### ۳-۳- پلی یورتان-هیدروکسی آپاتیت

طی پژوهشی که لی و همکاران انجام دادند، آنها توانستند داربست‌هایی از پلی یورتان و هیدروکسی آپاتیت به منظور ترمیم بافت‌های استخوانی و غضروفی و با روش گاز کف، با ترکیبی متشکل از ۳۰ درصد وزنی نانو هیدروکسی آپاتیت و ۷۰ درصد وزنی پلی یورتان تولید کنند (شکل شماره ۸). لی و همکاران از روغن کرچک به عنوان ماده‌ی اولیه در بالا بردن پیوندهای شبکه‌ای و افزایش دهنده میزان تخلخل داربست استفاده کردند، و داربست تولید شده دارای ویژگی‌هایی همچون خلل و فرج بالا (نسبت سطح به حجم بالا) و اتصال بالای خلل و فرج آن به یکدیگر بود بطوری که غذا رسانی به سلول‌های قرار گرفته در داربست و تکثیر و رشد سلول‌ها و نهایتاً رشد بافت بخوبی صورت گرفت، علاوه بر این داربست تولید شده برای صدمات استخوانی و غضروفی دارای استحکام کافی و تخریب پذیری مناسب و زیست سازگاری مناسب در محیط بدن و در محیط آزمایشگاهی می‌باشد، داربست‌های پر منفذ تولیدی به این روش دارای قدرت تحمل فشار ۲۷۱ کیلو پاسکال بودند، اما بعد از غوطه‌ور ساختن داربست‌های حاصل از کامپوزیت ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت و پلی یورتان‌ها به روش گاز کف در مایع شبیه به مایع درون بدن، بوسیله آب تجزیه شدند و تا حدی نیز دچار رسوب گشتند بطوری که هیچ گونه سمیتی ایجاد نکردند. [۴۲] علاوه بر اینها مشاهده شد که ذرات نانو هیدروکسی آپاتیت بطور مساوی در پلی یورتان‌ها توزیع شدند. [۴۲]



شکل شماره ۸- نمونه‌ای از داربست تولیدی با پلی یورتان و نانو هیدروکسی آپاتیت [۴۲]

### ۴-۳- نشاسته-پلی کاپرولاکتون

داربست استخوانی دیگری که بمنظور ترمیم صدمات استخوانی ساخته شده است از کامپوزیت کردن دو پلیمر نشاسته (پلیمر طبیعی) و پلی کاپرولاکتون (پلیمر مصنوعی) بدست می‌آید. در این ترکیب از ویژگی‌های هر دو پلیمر طبیعی و سنتزی بهره

مجموعه مقالات چهارمین کنفرانس ملی مهندسی فرآیند، پالایش و پتروشیمی

خرداد ۱۳۹۴، ایران، تهران، مرکز همایش‌های صدا و سیما 7

مجری: اهم اندیشان انرژی کیمیا ۸۸۶۷۱۶۷۶ - ۰۲۱

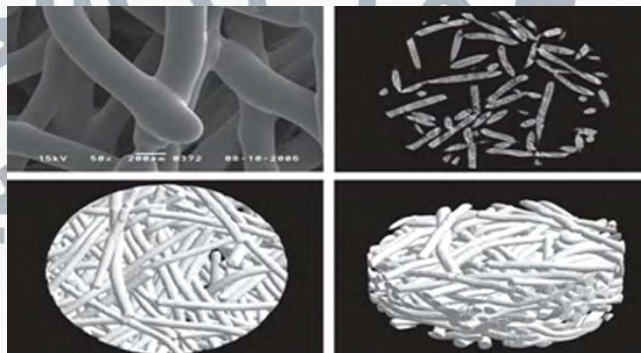
www.Processconf.ir

می بریم، مطالعات گمز نشان داد، رویکرد استفاده از نشاسته در ساخت داربست های استخوانی می تواند اتصال و تکثیر سلول

هارا با مشتق شدن با سلول های مغز و استخوان استرومال و سلول های اندو تلیال بهبود بخشد. (شکل شماره ۹) [۲]

ترکیب نشاسته با پلی کاپرولاکتون پتانسیل فراوانی برای استفاده در سیمان های استخوانی، جایگزین های استخوانی و ... دارد، (با افزایش درصد نشاسته در کامپوزیت ضریب کشسانی و استحکام فشاری کامپوزیت افزایش پیدا می کند، که دلیل آن افزایش درصد پیوندهای هیدروژنی بین نشاسته و پلی کاپرولاکتون است، استحکام فشاری و ضریب کشسانی کامپوزیت پلی کاپرولاکتون - نشاسته نسبت به پلی کاپرولاکتون بهتر است. [۵۹]). این کامپوزیت پاسخ التهابی شدیدی در کوتاه مدت و بلند مدت، ایجاد نمی کند و قابلیت کنترل سرعت تخریب داربست با کنترل اثر نشاسته وجود دارد، یک ماده ی زیست فعال باید توانایی اتصال به بافت های بدن را داشته باشد و در ارتباط با زیست فعال بودن کامپوزیت نشاسته و پلی کاپرولاکتون این مطلب وجود دارد بطوری که پلی کاپرولاکتون دارای این قابلیت است که در بدن از طریق تشکیل لایه ی هیدروکسی آپاتیت روی سطح، با بافت استخوانی اطراف همگن شود [۶۰، ۶۱] بطور خلاصه میتوان گفت از ترکیب پلی کاپرولاکتون و نشاسته داربست هایی با خواص مکانیکی و فیزیکی - شیمیایی مناسبی بدست می آیند که از رشد و تمایز سلول های بنیادی مزانشیمی حمایت میکند و زمینه ی مناسبی برای سلول های اندوتلیال بوجود می آورد. [۳۲]

مهمترین محدودیت های پلی کاپرولاکتون \_ نشاسته چسبندگی کم این دو پلیمر به یکدیگر به علت ترکیب یک پلی ساکارید هیدروفیل و یک پلی استر هیدروفوب است. [۶۰]



شکل شماره ۹- داربست های تولیدی از پلی کاپرولاکتون و نشاسته بمنظور تولید داربست های استخوانی، (تصاویر از بالا سمت چپ) (شکل الف) با استفاده از میکروسکوپ نوری، (شکل ب) با استفاده از میکروسکوپ سی تی دو بعدی، (شکل ج و د) با استفاده از میکروسکوپ سی تی سه بعدی (پایین). [۵۹]

#### ۴- نتیجه گیری:

داربست های کامپوزیتی متشکل از پلیمر های طبیعی و سنتزی بمنظور ساخت داربست های مهندسی بافت استخوان خواص مطلوب تری نسبت به هر یک از داربست های متشکل از پلیمر های طبیعی و مصنوعی از خود نشان میدهند؛ به عبارت دیگر خواص پلیمر های طبیعی و مصنوعی مکمل یکدیگر می باشند، بالا بودن خواص مکانیکی و زیست سازگاری برای یک داربست استخوانی بسیار حائز اهمیت است، از این روی میتوان با شبکه ای کردن پلیمرها موجب افزایش خواص مکانیکی و با استفاده از مواد زیست سازگار میزان زیست سازگاری داربست ها را افزایش داد. از طرف دیگر در کامپوزیت های پلیمری که برای ساخت

مجموعه مقالات چهارمین کنفرانس ملی مهندسی فرآیند، پالایش و پتروشیمی

خرداد ۱۳۹۴، ایران، تهران، مرکز همایش‌های صدا و سیما 7

مجری: اهم اندیشان انرژی کیمیا ۸۸۶۷۱۶۷۶ - ۰۲۱

www.Processconf.ir

داربست‌های استخوانی استفاده می‌شود، با تغییر نسبت وزنی ترکیبات و به وسیله ی تیمارهای مختلفی که با توجه به بافت هدف بر روی آنها صورت می‌پذیرد میتوان داربست‌ها با ویژگی‌های بهتری را تولید کرد.

## مراجع:

1. Ma P.X. and Elisseeff J., Scaffolding in Tissue Engineering, CRC, London, Chap. 2, 13-26, 2006
2. Drury J.L. and Mooney D.J., Hydrogels for Tissue Engineering: Scaffold Design Variables and Applications, *Biomaterials*, **24**, 4337-4351, 2003
3. Skalak R, Fox CF. Tissue engineering. Proceedings for a Workshop held at Granlibakken, Lake Tahoe, California, February, 26-29, NY: Alan Liss, 1988
4. Liu, C., Xia, Z. & Czernuszka, J.T., Design and development of three-dimensional scaffolds for tissue engineering. *Chemical Engineering Research and Design*, **85**, 1051-1064, 2007
5. Palsson BO, Bhatia SN. Tissue Engineering. Prentice Hall, New Jersey, USA, p.63-75, 2004
6. Y. Wang, Y, L. Hsieh, Enzyme immobilization via electrospinning of polymer/enzyme blends. *Polymer Preprints, American Chemical Society, Division of Polymer Chemistry*, **44**, 1212-1213, 2003
7. Boland ED, Telemaco TA, Simpson DG, Wnek GE, Bowlin GL. Utilizing acid pretreatment and electrospinning to improve biocompatibility of poly(glycolic acid) for tissue engineering. *J Biomed Mat Res Part B Appl Biomater*, **71B(1)**, 144-52, 2004
8. Liang, D., S. Hsiao, B. & Chu, B., Functional electrospun nanofibrous scaffolds for biomedical applications. *Advanced Drug Delivery Reviews* **59**, 1392-1412, 2007
9. Cheung H, Lau K, Lu T, Hui D. A critical review on polymer-based bio-engineered materials for scaffold development. *Composites B: Eng*, **3**, 291-300, 2007
10. Hutmacher D. Scaffold design and fabrication technologies for engineering tissues state of the art and future perspectives. *J Biomater Sci Polym, Ed*, **12**, 107-24, 2001
11. Rowley JA, Madhambayan G, Mooney DJ. Alginate hydrogels as synthetic extracellular matrix materials. *Biomaterials*, **20**, 45-53, 1999
12. Passarelli D, Silverman RP, Huang W, Kirchhoff CH, Ashiku S, Randolph MA, et al. Cultured chondrocytes produce injectable tissueengineered cartilage in hydrogel polymer. *Tissue Eng*, **7**, 805-815, 2001
13. Dillow A, Lowman A. Biomimetic Materials And Design: Biointerfacial Strategies, Tissue Engineering And Targeted Drug Delivery. Philadelphia: CRC Press, p 290-2, 2002
14. Okada M, Chemical syntheses of biodegradable polymers. *Prog polym sci*, **27(1)**, 87-133, 2002
15. Schieker M, Seitz H, Drosse I, Seitz S, Mutschler W, Biomaterials as Scaffold for Bone Tissue Engineering. *Eur.J.Trauma*, **32**, 114-124, 2006
16. Mistry AS, Mikos AG: Tissue engineering strategies for bone regeneration. *Adv Biochem Eng Biotechnol.*, **94**, 1-22, 2005
17. Zhao F., Yin Y., Lu W.W., Leong J.C., Zhang W., Zhang J., Zhang M. and Yao K., Preparation and Histological Evaluation of Biomimetic Three-Dimensional Hydroxyapatite/Chitosan/Gelatin Network Composite Scaffolds, *Biomaterials*, **23**, 3227-3234, 2002
18. M. Dang, J. & W. Leong, K. Natural polymers for gene delivery and tissue engineering. *Advanced Drug Delivery Reviews*, **58**, 487- 499, 2006
19. Lien S, Li W, Huang T: Genipin -cross linked gelatin scaffolds for articular cartilage tissue engineering with a novel crosslinking method; *Mater. Sci.Eng.C*, **28**, 36-4, 2008
20. Akman A.C., Tigli R.S., Gumusderelioglu M., and Nohutcu R.M., Bone Morphogenetic Protein-6-loaded Chitosan Scaffolds Enhance the Osteoblastic Characteristics of MC3T3-E1 Cells, *Artif. Organs*, **34**, 65-74, 2010
21. Bagheri-Khoulenjani S., Taghizadeh S.M., and Mirzadeh H., An Investigation on The Short-Term Biodegradability of Chitosan with Various Molecular Weights and Degrees of Deacetylation, *Carbohydr. Polym.*, **78**, 773-778, 2009
22. Correlo, V.M., Oliveira, J.M., Mano, J.F., Neves, N.M. & Reis, R.L. Natural Origin Materials for Bone Tissue Engineering Properties, Processing, and Performance. *Principles of Regenerative Medicine*, chapter, **23**, 557-586, 2011

مجموعه مقالات چهارمین کنفرانس ملی مهندسی فرآیند، پالایش و پتروشیمی

خرداد ۱۳۹۴، ایران، تهران، مرکز همایش‌های صدا و سیما 7

مجری: اهم اندیشان انرژی کیمیا ۸۸۶۷۱۶۷۶ - ۰۲۱

www.Processconf.ir

23. Cai X., Tong H., Shen X., Chen W., Yan J., and Hu J., Preparation and Characterization of Homogeneous Chitosan-Polylactic Acid/Hydroxyapatite Nanocomposite for Bone Tissue Engineering and Evaluation of Its Mechanical Properties, *Acta Biomaterialia*, **5**, 2693-2703, 2009
24. Khademhosseini A, Langer R, Borenstein J, Vacanti JP. Microscale technologies for tissue engineering and biology. *Proc Natl Acad Sci USA*, **103(8)**, 2480-2487, 2006
25. Zhang Y., Venugopal J.R., El-Turki A., Ramakrishna S., Su B., and Lim C.T., Electrospun Biomimetic Nanocomposite Nanofibers of Hydroxyapatite/Chitosan for Bone Tissue Engineering, *Biomaterials*, **29**, 4314-4322, 2008
26. Heinemann C., Heinemann S., Lode A., and Benhardt A., Worch H., and Hanke T., In Vitro Evaluation of Textile Chitosan Scaffolds for Tissue Engineering Using Human Bone Marrow Stromal Cells, *Biomacromolecules*, **10**, 1305-1310, 2009
27. Ignatova M, Starbova K, Markova N, Manolova N, Rashkov I. Electrospun nanofibre mats with antibacterial properties from quaternised chitosan and poly(vinyl alcohol). *Carbohydr Res*; **341(12)**, 2098-107, 2006
28. Muzzarelli R.A.A., Chitins and Chitosans for the Repair of Wounded Skin, Nerve, Cartilage and Bone, *Carbohydr. Polym.*, **76**, 167-182, 2009
29. Li Z.S., Ramay H.R., Hauch K.D., Xiao D.M., and Zhang M.Q., Chitosan-Alginate Hybrid Scaffolds for Bone Tissue Engineering, *Biomaterials*, **26**, 3919-3928, 2005
30. Dustgani A., Vasheghani-Farahani E. and Imani M., Determination of the Optimum Conditions for Production of Chitosan Nanoparticles, *Iran. J. Polym. Sci. Technol.*, **20**, 457-464, 2007
31. Liu H, Xie F, Yu Long, Chen L, Li L., Thermal processing of starch-based polymers. *Prog Polym Sci*, **34(12)**, 1348-68, 2009
32. Santos MI, Unger RE, Sousa RA, Reis RL, Kirkpatrick CJ. Crosstalk between osteoblasts and endothelial cells co-cultured on a polycaprolactone-starch scaffold and the in vitro development of vascularization. *Biomaterials*, **30(26)**, 4407-15, 2009
33. Hoover, R., Composition, molecular structure, and physicochemical properties of tuber and root starches: a review. *Carbohydrate Polymers*, **45**, 253-267, 2001
34. Gomes, M. E., Azevedo, H. S., Moreira, A. R., Ella, V., Kellomaki, M., & Reis, R. L., Starch-poly (epsilon-caprolactone) and starch-poly(lactic acid) fibre-mesh scaffolds for bone tissue engineering applications: structure, mechanical properties and degradation behaviour. *J. Tissue Eng. Regen. Med.*, **2**, 243-252, 2008
35. Salgado, A. J., Sousa, R. A., Fraga, J. S., Pego, J. M., Silva, B. A., Malva, J. O., et al., Effects of starch/polycaprolactone-based blends for spinal cord injury regeneration in neurons/glia cells viability and proliferation. *J. Bioactive Compatible Polymers*, **24**, 235-248, 2009
36. Weadock K., Miller E., Bellincampi L., Zawadsky J., and Dunn M., Physical Crosslinking of Collagen Fibers: Comparison of Ultraviolet Irradiation and Dehydrothermal Treatment, *Biomed. Mater. Res.*, **29**, 1373-1379, 1995
37. Miyata T., Taira T., and Noishiki Y., Collagen Engineering for Biomaterials Use, *Clin. Mater.*, **9**, 139-148, 1992
38. Tomazic B.B., Brown W.E., and Schoer F.J., Physicochemical Properties of Calcified Deposits Isolated from Porcine Bioprosthetic Heart Valves Removed from Patients Following 2-13 Years Function, *J. Biomed. Mater. Res.*, **28**, 35-47, 1994
39. Levy R.J., Qu X., Underwood T., Trachy J., and Schoen F., Calcification of Valved Aortic Allografts in Rats: Effect of Age, Crosslinking and Inhibitors, *J. Biomed. Mater. Res.*, **29**, 217-226, 1995
40. Van Wachem P.B., Zeeman R., Dijkstra P.J., Feijen J., Hendriks M., Cahalan P.T., and Van Luyn M.J., Characterization and Biocompatibility of Epoxy-crosslinked Dermal Sheep Collagens, *J. Biomed. Mater. Res.*, **47**, 270-277, 1999
41. Swetha M, Sahithi K, Moorthi A, Srinivasan N, Ramasamy K, Selvamurugan N. Biocomposites containing natural polymers and hydroxyapatite for bone tissue engineering. *Int. J. Biol Macromol*, **47**, 1-4, 2010
42. Dong, Z., Li, Y. & Zou, Q. (). Degradation and biocompatibility of porous nano-hydroxyapatite/polyurethane composite scaffold for bone tissue engineering. *Applied Surface Science*, **255**, 6087-6091, 2009
43. Doi Y, Shimizu Y., Development of calcium phosphate cement that contains sodium calcium phosphate; *J Biomaterials*; **22**, 847-854, 2001
44. Yamamoto H, Niwa S. N., Mechanical strength of calcium phosphate cement in vivo and in vitro; *J Biomaterials*, **19**, 1587-1591, 1998

مجموعه مقالات چهارمین کنفرانس ملی مهندسی فرآیند، پالایش و پتروشیمی

خرداد ۱۳۹۴، ایران، تهران، مرکز همایش‌های صدا و سیما 7

مجری: اهم اندیشان انرژی کیمیا ۸۸۶۷۱۶۷۶ - ۰۲۱

www.Processconf.ir

45. Bermudez L, Boltong M.G, Driessens F.C.M, Planell J.A; Development of some calcium phosphate cements from combinations of  $\alpha$ -Tcp, MCPM and CaO; *J Mater.Sci. Mater. Med*, **5**,160-163, 1994
46. K. Gorna, S. Gogolewski,, Biodegradable porous polyurethane scaffolds for tissue repair and regeneration, *J. Biomed. Mater. Res. Part A* **79**, 128-138, 2006
47. S.D. Desai, A.L. Emanuel, V.K. Sinha, Biomaterial based polyurethane adhesive for bonding rubber, wood joints. *J. Polym. Res*, **10**, 275-281, 2003
48. Puppi D, Chiellini F, Piras AM, Chiellini E., Polymeric materials for bone and cartilage repair. *Prog Polyme Sci*, **35(4)**, 403-40, 2010
49. Mano JF, Sousa RA, Boesel LF, Neves NM, Reis RL. Bioinert, biodegradable and injectable polymeric matrix composites for hard tissue replacement: state of the art and recent developments. *Comp Sci Tech*, **64(6)**,789-817, 2004
50. Alcantar NA, Aydil ES, Israelachvili JN ., Poly(ethylene glycol)-coated biocompatible surfaces. *J Biomed Mater Res*, **51(3)**, 343-51, 2000
51. Spasova M, Mincheva R, Paneva D, Manolova N, Rashkov I ., Preparation of chitosan-containing nanofibers by electrospinning of chitosan/poly(ethylene oxide) blend solutions. *E-Polymers*, **56**, 1-12, 2004
52. Duan B, Dong C, Yuan X, Yao K., Electrospinning of chitosan solutions in acetic acid with poly(ethylene oxide). *J Biomater Sci Polym*, **15(6)**, 797-811, 2004
53. Marcho M : Calcium phosphate ceramics as hard Tissue prosthetics. *Clin Ortho*, **157**, 259-278, 1981
54. Duan B, Wu L, Li X, Yuan X, Li X, Zhang Y, Yao K. Degradation of electrospun PLGAchitosan/PVA membranes and their cytocompatibility in vitro. *J Biomater Sci Polym Ed*, **18(1)**, 95-115, 2007
55. Mohammadi Y, Mirzadeh H, Moztaazadeh F, Soleymani M, Jabari E ., Design and Fabrication of Biodegradable Porous Chitosan/Gelatin/ Tricalcium Phosphate Hybrid Scaffolds for Tissue Engineering, *Iranian Journal of Polymer Science and Technology.*, **3**, 297-308, 2007
56. Bagheri-Khoulenjani S, Mirzadeh H, Etrati-Khosroshahi M., Chitosan and Nanohydroxyapatite Roles in Physical and Chemical Characteristics of Gelatin/Chitosan/Nanohydroxyapatite Microspheres, *Iranian Journal of Polymer Science and Technology*, **6**, 487-498, 2011
57. Zhang Y. and Zhang M., Three-Dimentional Macroporous Calcium Phosphate Bioceramics with Nested Chitosan Sponges for Load-Bearing Bone Implants, *J. Biomed. Mater. Res.*, **61**, 1-8, 2002
58. Peter, M., Ganesh, N., Selvamurugan, N., Nair, S.V., Furuike, T., Tamura, H. & Jayakumar, R.. Preparation and characterization of chitosan-gelatin/nanohydroxyapatite composite scaffolds for tissue engineering applications. *Carbohydrate Polymers*, **80**, 687-694, 2010
59. Avella M, Errico ME, Laurienzo P, Martuscelli E, Raimo M, Rimedio R. Preparation and characterisation of compatibilised polycaprolactone/ starch composites. *Polymer*, **41(10)**, 3875-81. 2000
60. Singh RP, Pandey JK, Rutot D, Degée P, Dubois P. Biodegradation of poly(epsiloncaprolactone)/starch blends and composites in composting and culture environments: the effect of compatibilization on the inherent biodegradability of the host polymer. *Carbohydr Res*, **338(17)**, 1759-69, 2003
61. Ishiaku US, Pang KW, Lee WS, Mohd Ishak ZA. Mechanical properties and enzymic degradation of thermoplastic and granular sago starch filled poly( $\epsilon$ -caprolactone). *J Euro Pol*, **38(2)**, 393-401, 2002

## Bone scaffolds made from natural and synthetic polymers and natural and synthetic polymers composites

A.Hemmati<sup>1,\*</sup>, A.Hemmati<sup>2</sup>, A.H.Navarchian<sup>3</sup>, D.Emadzadeh<sup>4</sup>

1,\*- Isfahan University, MSc student of department of chemical engineering

2- Islamic Azad University, MSc student of department of chemical engineering

3-Isfahan University, Associate professor of department of chemical engineering

4- Islamic Azad University, Assistant professor of department of chemical engineering

### Abstract:

Tissue engineering is an interdisciplinary science Which is based on the use of polymer scaffolds for formation three-dimensional target tissues. scaffolds are known as a constituent of the extracellular matrix, so define a clear framework for connection the cells corresponding to the target tissue. High levels of vulnerability bone tissue in accident, has led to extensive research found in the field of bone tissue engineering. Because of we check out the importance of bone tissue, the natural and synthetic polymers that are used to fabricate bone scaffolds with their features explanation; (such as, compressive strength, speed degradation the porosity of the scaffold and its biocompatibility) in addition, we explained the results of polymers composition. In the natural scaffolds cell adhesion are effective and in synthetic polymers can be controlled mechanical properties and their degradation, in the other words the production of bone scaffolds who made from composite polymer (natural and synthetic polymers) can be provide a bone scaffold with more favorable features . Construction of biological properties and mechanical properties of bone scaffolds are important and according to this point we have been paying special attention about of the variety of natural and synthetic polymers and their composite.

**Keywords:** Bone tissue engineering, Bone scaffolds, Bio-polymers(natural), Synthetic polymers(artificial), Composite scaffolds.