مقدمه‌ای بر بیومواد

چیستی و چرایی بیومواد | پچ تزریق واکسن | لباس‌های فتوسنتز کننده | مروری بر زخم‌پوش‌ها
ورود به حوزه بیومواد: گفت‌وگو با دکتر مهدی‌نواز، هیئت علمی دانشگاه تهران و فعال در زمینه بیومواد

فراسوی مواد

گاهنامه علمی- دانشجویی فراسوی مواد، دارای امتیاز حرفه‌ای

صاحب امتیاز: انجمن علمی- دانشجویی دانشکده مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

■ شماره ششم ■ دوره ششم ■ بهار ۱۴۰۱ ■ ۶۴ صفحه ■ رایگان- الکترونیکی

فرآسود مواد

صاحب‌امتیاز:

انجمن علمی دانشکده مهندسی مواد و متالورژی
دانشگاه تهران

مدیرمسئول:
ابوالفضل انوری

سردبیر:
مبینا شادلو

صفحه‌آرا:
فاطمه معادی

طراح جلد:
مسعود خلیلی

عکاس:
مریم حسینعلی

مترجم و گرافیست تصاویر:
مرتضی فتاح‌پور

اعضای تیم تحریریه:
محدثه احمدی کافشانی
ندا عسکرزاده
سینا جرئتی
محمدصالح محمودی
نیوشا اخوان ملایری
رها امیراسکندری
محیا فریدونی

بازنگری کیفی:
ابوالفضل انوری
آیدا خواجه حقوردی
مبینا شادلو
مهیار مصوری
رها امیراسکندری

سخن مدیرمسئول
۴

چیستی و چرایی بیومواد
۶
تعریف بیومواد و خواص آن‌ها
۶
انواع بیومواد
۱۲

ساخت و سنتز بیومواد
۲۸
درآمدی بر روش‌های سنتز بیومواد
۲۸
چاپ سه‌بعدی زیستی (3D Bioprinting)
۳۶

دنیای نوین بیومواد
۴۴
برچسب پرینت‌شده به‌صورت سه‌بعدی، جایگزینی برای تزریق واکسن!
۴۵
لباس‌های زیستی فتوسنتزکننده
۴۸

مروری بر زخم‌پوش‌ها
۵۲

گفت‌وگو با دکتر مهدی نواز
۵۸

سخن مدیرمسئول

ابوالفضل انوری؛ دانشجوی کارشناسی ارشد شناسایی و انتخاب مواد مهندسی دانشگاه تهران

به‌دلیل استقبال گسترده‌ی مخاطبان نشریه در شماره‌ی «معرفی رشته‌ی مهندسی مواد و متالورژی و گرایش‌های ارشد این رشته»، این شماره را به موضوع بیومواد اختصاص دادیم. بیومواد یکی از جذاب‌ترین موضوعات روز دنیاست که آینده‌ی پزشکی و درمان بسیاری از بیماری‌ها به آن وابسته است. در حقیقت، پزشکان کاربران محصولات مهندسی پزشکی بوده و دانشمندان و مهندسان حوزه‌ی مواد، فیزیک، الکترونیک و شیمی هستند که بنیان محصولات پزشکی را بنا می‌نهند.

به‌طور کلی زمینه‌های میان‌رشته‌ای، نیازمند همکاری محققان و مهندسان با پیش‌زمینه‌های علمی مختلف هستند. به‌عنوان مثال در حوزه‌ی بیومواد و مهندسی پزشکی، محققان علم مواد و پزشک‌ها و زیست‌شناسان باید به پیشرفت این حوزه کمک کنند، اما خلائی که امروزه در دنیا و مخصوصاً ایران وجود دارد این است که هم مهندسان از مباحث پزشکی و زیست‌شناسی سررشته آن‌چنانی ندارند و هم پزشکان و زیست‌شناسان دانش کافی مهندسی و علم به مواد و خواص آن‌ها را ندارند. اگر نگاهی به فعالیت‌های آزمایشگاه‌های این رشته‌ها در دانشگاه‌ها بیاندازیم، شاهد فعالیت‌های جزیره‌ای بسیاری هستیم؛ به این معنی که بسیاری از آزمایشگاه‌های زیست‌شناسی، با روش‌ها و مواد سنتی کار می‌کنند و آزمایشگاه‌های بیومواد هم امکانات و تخصص انجام تست‌های زیستی را ندارند و هردوی این ها بر روی موضوعات مشترکی کار می‌کنند اما چون با یکدیگر ارتباط ندارند، پروژه‌ها آن‌چنان که باید و شاید خروجی مطلوبی ندارد.

این شماره، سرآغازیست به این زمینه جذاب بین‌رشته‌ای و هدفمان این است که دانشجویان را با الفبای این حوزه آشنا کنیم تا دید بازتری پیدا کنند. در مقالات این شماره می‌خوانیم که لازم است مطالبی فراتر از دروس پیشنهادی رشته‌های مهندسی برای ورود به این زمینه و موفقیت در آن بیاموزید. خسته نباشید به تمامی دانشجویان و مهندسان فعالی که در این شماره یاری رسانده‌اند و تشکر ویژه دارم از دکتر مهدی نواز که در این شماره، با تیم نشریه‌ی فراسوی مواد همکاری نمودند و ما را از رهنمودهای خود آگاه ساختند.

تصویر میکروساختار بیومواد متخلخل سنتزشده با روش الکتروآسپینینگ

تعریف بیومواد و خواص آن‌ها

نویسنده:

محدثه احمدی کافشانی؛ دانشجوی کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

چکیده

امروزه بیومواد نقش مهمی را در حوزه‌ی سلامت انسان ایفا می‌کنند، چراکه جایگزین بسیار خوبی برای اعضای آسیب‌دیده هستند؛ خصوصاً در زمان‌هایی که اهدای اعضا از طریق پیوند با عضو زنده‌ی موجود دیگری ممکن نباشد. بیومواد همچنین در زمینه‌های دارورسانی و حسگرهای زیستی کاربرد دارند و مورد استفاده‌ی دندان‌پزشکان نیز قرار می‌گیرند.

در این مقاله به تعاریف پایه‌ای بیومواد، چیستی این مواد و مختصراً به ویژگی‌های مهم مواد به‌کاررفته به‌عنوان بیومواد پرداخته شده‌است.

بیومواد چه هستند؟

امروزه بیومواد نقش عمده‌ای در علم پزشکی ایفا می‌کنند. آن‌ها غالباً برای حمایت، تقویت یا جایگزینی بافت آسیب‌دیده یا عملکرد بیولوژیکی بدن به‌کار می‌روند.

اولین بار در دوران باستان، مصریان از بیومواد استفاده کردند؛ به‌طوری که رگ و روده‌ی حیوانات را به‌عنوان نخ بخیه به‌کار بردند.

احتمالاً پر کردن دندان اولین جایی است که اکثر انسان ها برای اولین بار با بیومواد مواجه می‌شوند و در حال حاضر بسیاری از مردم به‌طور فزاینده‌ای به ایمپلنت‌های پراهمیت‌تری مانند ایمپلنت تعویض مفصل به‌ویژه مفصل لگن و مفصل‌های مصنوعی، ترمیم قلب، رگ‌های خونی، لنزهای تماسی اعتماد می‌کنند. بدون شک این ایمپلنت‌ها کیفیت زندگی را برای تعداد بیشتری از افراد در هر سال، نه‌تنها برای جمعیت سال‌خورده بلکه برای جوان‌ترهای دارای مشکلات قلبی و یا آسیب‌های جدی، بالاتر برده‌است. بیومواد می‌توانند مصنوعی (سنتزشده در آزمایشگاه) و یا طبیعی باشند. با پیشرفت علم مواد و علوم مربوط به مهندسی بافت، بیومواد در سده‌ی اخیر بسیار توسعه یافته‌اند و نسبت به اولین نسل بیومواد ساخته و استفاده‌شده، پیشرفت چشم‌گیری داشته‌اند.

شکل ۱ - تصویری از ایمپلنت دندانی

اولین نسل بیومواد مورد استفاده، زیست‌خنثی[1] یا نسبتاً خنثی بودند؛ بدین معنا که کم‌ترین میزان واکنش با بافت‌های بدن را داشتند. نمونه‌ای از این نوع بیومواد، بیومواد استفاده‌شده در ایمپلنت‌های جایگزین لگن هستند که سالانه میلیون‌ها انسان از این ایمپلنت‌ها استفاده می‌کنند. این ایمپلنت‌ها از یک مجموعه‌ی چندجزئی شامل فولاد زنگ‌نزن آستنیتی برای ساقه، پلی‌متیل‌متاکریلات (PMMA) به‌عنوان ثابت‌کننده و پلی‌اتیلن به‌عنوان محفظه‌ی لگنی ساخته شده‌اند (شکل ۲) که همگی در واکنش با بدن انسان خنثی هستند.

این نوع بیومواد اولیه‌ی خنثی یا نسبتاً خنثی، اگر توسط بدن کاملاً پذیرفته نشوند، بین بافت بدن و بیومواد حداقل یک لایه مانع شکل خواهد گرفت. موفقیت بیومواد خنثی کاملاً به انتخاب نوع ماده بستگی دارد.

امروزه علاوه بر توسعه‌ی بیومواد زیست‌خنثی، تمرکز بر روی توسعه‌ی نوع دیگری از بیومواد، یعنی مواد بایواکتیو[2] قرار دارد. این نوع مواد در تماس با بافت زنده، بافت را وادار به دادن پاسخ بیولوژیکی مثبت می‌کنند. به‌عنوان مثال، تحریک بافت استخوان برای رشد استخوان جدید نمونه‌ای از این عملکرد است.

در این رویکرد جدید بیومواد، یعنی بیومواد اکتیو یا فعال، سطح بین بافت و بیوماده حائز اهمیت است؛ بنابراین علم مهندسی سطح از علوم حیاتی‌ست که لازم است محققانی که در زمینه‌ی بیومواد پژوهش می‌کنند، آن را فراگیرند.

شکل ۲ - تصویر شماتیک ایمپلنت لگن

۱ Bioinert
۲ Bioactive

ویژگی‌هایی که تمامی بیومواد باید داشته باشند:

جایگزینی، بازیابی عملکرد بدن، بافت و یا ارگان، اغلب نیازمند ویژگی‌های فیزیکی، شیمیایی و مکانیکی خاصی است. اولین ویژگی بسیار مهمی که هر بیوماده باید داشته باشد، سازگاری زیستی با بدن است. زیست‌سازگاری[3] به معنای قبول ماده‌ی استفاده‌شده توسط بدن و بافت‌های بدن و عملکرد مطلوب ماده‌ی کاشته‌شده در بدن است. به بیانی دیگر، زیست‌سازگاری، تشخیص نحوه‌ی تعامل یک بیوماده در بدن با سلول‌های اطراف، بافت‌ها و سایر عوامل است. اگر یک بیوماده موجب پاسخ‌های ایمنی زیادی از طرف بدن نشود (تولید بیش از حد گلبول سفید و غیره)، در برابر تجمع پروتئین‌ها و سایر مواد در سطح خود که مانع عملکرد آن می‌شود و در برابر عفونت مقاوم باشد، سازگاری زیستی خوبی دارد. باید توجه شود که هیچ بیوماده‌ای به‌طور کامل با تمامی ارگان‌های بدن سازگار نیست و ممکن است با یک قسمت بدن سازگار و با قسمت دیگر سازگار نباشد؛ بنابراین برای استفاده‌ی مناسب از یک بیوماده باید به انتخاب مواد با توجه به محیط عملکرد، طراحی مهندسی و پروسه‌ی تولید توجه ویژه‌ای داشت.

به‌طور کلی بیومواد نسبت به واکنشی که در بدن از خود نشان می‌دهند به سه دسته‌ی اصلی تقسیم می‌شوند:

۱. بی‌اثر یا نسبتاً بی‌اثر با حداقل پاسخ میزبان (زیست‌خنثی)
۲. بایواکتیو (زیست‌فعال) که این نوع بایومواد از لحاظ بیولوژیکی فعال هستند و بافت را با تماس تحریک می‌کنند و
۳. زیست‌تخریب‌پذیر که بعد از گذشتن زمان مشخصی در بدن جذب می‌شوند.

انتخاب مواد به‌طور صحیح، باعث ایجاد ویژگی‌های مناسب و دلخواه ما از جمله زیست‌سازگاری خواهد شد. ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی و ترکیب هر دو نیز حائز اهمیت است؛ این ویژگی‌ها باید به‌گونه‌ای انتخاب شوند که بیوماده‌ی کاشته‌شده در بدن دچار عیوب خستگی، خوردگی تنشی، شکست، سایش و غیره نشود. نکته‌ی بسیار مهم آن است که محیط بیولوژیکی بدن انسان ثابت نیست. میزان اکسیژن، وجود رادیکال‌های آزاد و فعالیت‌های سلولی همگی متغیر هستند و این مسئله، انتخاب مواد مناسب را دشوار می‌کند؛ به‌طور مثال خون انسان دارای محیطی خورنده است و خوردگی موادی که در مجاورت خون قرار دارند، می‌تواند موجب آسیب‌هایی از جمله آزاد شدن یون در بدن، از بین رفتن بیومواد و ایجاد واکنش آلرژیک در بدن شود.

شکل ۳ - تصویری از یک لنز تماسی

شکل ۴ - تصویری از کاربردهای پلیمر پلی‌وینیل‌الکل درپزشکی

۳ Biocompatibility

منابع

[1] Modern Physical Metallurgy and Materials Engineering, Sixth Edition ,R. E. Smallman, R. J. Bishop, Chapter 13, Biomaterials

[2] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB)

[3] Magnesium-based alloys and nanocomposites for biomedical application panel Magesh Sankar Jithin Vishnu Manoj Gupta Geetha Manivasagam,2019

انواع بیومواد

نویسندگان:

محمدصالح محمودی؛ دانشجوی کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

رها امیراسکندری؛ دانشجوی کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

مقدمه
مواد در پزشکی

در طول تاریخ، مواد مورد استفاده در پزشکی (بیومواد) تأثیر بسزایی در درمان آسیب‌ها و بیماری‌ها داشته است. بیومواد، موادی مربوط به سیستم‌های بیولوژیکی هستند که به‌منظور درمان و جایگزینی هرگونه بافت یا اندام ازدست‌رفته در قسمت‌هایی از بدن که به‌طور طبیعی قابلیت ترمیم ندارند یا برای افزایش و بهبود عملکرد ترمیم در بدن استفاده می‌شوند.

استفاده از بیومواد در اواخر دهه‌ی ۱۸۰۰، به‌ویژه پس از ظهور روش جراحی آسپتیک[۱] توسط دکتر جوزف لیستر در دهه‌ی ۱۸۶۰ به‌سرعت افزایش یافت. اولین ایمپلنت‌های فلزی برای ترمیم شکستگی استخوان در اواخر قرن هجدهم تا نوزدهم مورد استفاده قرار گرفت. اولین پروتز و تعویض مفصل ران در سال ۱۹۳۸ انجام شد و در دهه‌های ۱۹۵۰ و ۱۹۶۰، پلیمرها برای جایگزینی قرنیه‌ی چشم و جایگزینی رگ‌های خونی معرفی شدند. امروزه از بیومواد در بسیاری از کاربردهای ترمیمی استفاده می‌شود (شکل ۱) [۱].

۱ جراحی در شرایط استریل

شکل ۱ – بیومواد تأثیر بسزایی در درمان آسیبها و بیماری‌ها دارند و در سراسر بدن استفاده می‌شود.

دسته‌بندی بیومواد

بیومواد دسته‌بندی‌های مختلفی دارند. در میان آن‌ها دو دسته‌بندی رایج وجود دارد؛ یکی بر اساس برهمکنش آن‌ها با بدن و دیگری تقسیم‌بندی بر اساس منشأ آن‌ها است. در مورد دسته‌ی اول صرفاً به معرفی آن بسنده می‌کند اما دسته‌ی دوم به‌صورت کامل شرح داده می‌شود.تمامی بیومواد بر اساس برهمکنش با بدن میزبان در سه دسته‌ی زیست‌خنثی، زیست‌تخریب‌پذیر[۲] و زیست‌فعال[۳] قرار می‌گیرند. مواد زیست‌خنثی موادی هستند که با هیچ‌یک از بافت‌های اطراف پیوند مستقیم برقرار نمی‌کنند. مواد زیست‌فعال با بافت‌های اطراف پیوند شیمیایی برقرار می‌کنند و در بهبود عملکرد آن تأثیر می‌گذارند و مواد زیست‌تخریب‌پذیر به‌مرور زمان تخریب می‌شوند و جای خود را به بافت طبیعی جایگزین‌شده، می‌دهند.

بنابراین، اندازه‌گیری و استانداردسازی بیومواد برای استفاده‌ی مناسب در سیستم‌های بیولوژیکی ضروری است و باید شرایط خاص را در طول ارزیابی دقیق در نظر بگیرند تا خواص فیزیکی و مکانیکی و ویژگی‌های سطح مورد انتظار را برآورده کنند [۲]. بیومواد را بر اساس منشأ می‌توان به دو دسته‌ی اصلی طبقه‌بندی کرد. دسته‌ی اول بیومواد طبیعی و دسته‌ی دوم بیومواد سنتزی است. با فناوری پیشرفته‌ی مهندسی بافت‌های زیستی، دسته‌ی جدیدی ایجاد می‌شود که ترکیبی از بیومواد طبیعی و مصنوعی است و ترکیبی نام دارند. هر دسته، خود شامل طبقه‌بندی‌های مختلفی است که در ادامه به‌صورت جداگانه به آن‌ها پرداخته می‌شود. شکل ۲ طبقه‌بندی بیومواد را نشان می‌دهد [۳].

۲ Biodegradable

۳ Bioactive

شکل ۲ – طبقه‌بندی بیومواد

بیومواد طبیعی

برخی از بیومواد سنتزی در درمان‌های بالینی مانند مفصل فلزی، لنز پلاستیکی داخل چشمی و غیره که تجاری‌سازی شده‌اند، دارای معایبی هستند؛ به‌عنوان مثال ساختار و ترکیب آن‌ها شبیه به بافت‌ها یا اندام‌های طبیعی بدن نیستند. بنابراین سازگاری زیستی و توانایی در ایجاد و بازسازی بافت در بیومواد سنتزی کم است. در نتیجه بیومواد طبیعی توسعه یافته‌اند که می‌توانند بر این معایب غلبه کنند. بیومواد طبیعی، موادی دارای معماری مشابه بافت طبیعی بدن انسان هستند که با عناصر طبیعی مورد نیاز برای بازسازی بافت، جایگزین می‌شوند [۴].بیومواد طبیعی در سیستم بیولوژیکی انسان به سه نوع نرم، سخت و سلولی طبقه‌بندی می‌شوند. بافت نرم طبیعی مانند پوست، تاندون، قرنیه، عصب، ماهیچه و غیره. بافت سخت طبیعی نوعی بافت همبند[۴] مانند استخوان، کلاژن[۵]، عاج و کوتیکول[۶] است. در حالی که سلول‌های طبیعی خون و لنفاوی در دسته‌ی سلولی قرار می‌گیرند [۳].

بیومواد طبیعی مزایای متعددی در مقایسه با بیومواد سنتزی دارند؛ به‌عنوان مثال در پلیمرهای طبیعی پیوندهای جهت‌داری درون پروتئین‌ها وجود دارند که باعث ایجاد خواص مکانیکی مطلوب می‌شوند.

همچنین، مقاومت کششی ابریشم بیشتر از مقاومت کششی نایلون است که یکی از مقاوم‌ترین پلیمرهای سنتزی است. علاوه بر این، مدول الاستیک ابریشم تقریباً سیزده برابر مدول الاستیک نایلون است. به‌عنوان مثالی دیگر، مواد سرامیکی طبیعی مبتنی بر کلسیم، مانند بلورهای استخوان از جنس فسفات کلسیم یا مرجان و صدف‌های دریایی از جنس کربنات کلسیم وجود دارند. سرامیک‌های طبیعی ریزساختار بسیار سازمان‌یافته‌ای در خود دارند و به‌دلیل اینکه بلورهای کوچک سرامیکی دقیقاً منظم و هم‌محور شده‌اند از انتشار ترک جلوگیری می‌کند و نسبت به سرامیک‌های سنتزی بسیار سخت‌تر (مقاوم در برابر شکست) هستند.

مواد طبیعی میزان سمیت و التهاب‌زایی کمتری را در مقایسه با مواد سنتزی از خود نشان می‌دهند. همچنین زیست‌سازگاری و زیست‌تخریب‌پذیری بیشتری نسبت به مواد سنتزی دارند. با این حال، تولید یا استخراج مواد طبیعی اغلب گران است و تجاری‌سازی آن مقرون‌به‌صرفه نیست [۵].

مثال ها و کاربردها

بیومواد مشتق‌شده از طبیعت را می‌توان به گروه‌های زیادی از جمله بیومواد مبتنی بر پروتئین (کلاژن، ژلاتین، ابریشم و غیره)، بیومواد مبتنی بر پلی ساکارید (سلولز، کیتین[۷] یا کیتوسان[۸]، گلوکز و غیره) و بیومواد مبتنی بر داربست‌های طبیعی حاصل از سلول‌زدایی[۹] بافت (داربست طبیعی دریچه‌های قلب، عروق خونی، کبد و غیره) طبقه‌بندی کرد.

۱. کلاژن (پروتئین)

کلاژن که از دو کلمه کلا و ژن به‌ترتیب به‌معنای چسب و تولید تشکیل شده‌است، به‌طور کلی به ماده‌ای اطلاق می‌شود که ایجاد خاصیت چسبندگی می‌کند. کلاژن یک نوع بیوپلیمر پروتئینی است که دارای یک ساختار سه‌گانه هلیکس به نام مارپیچ سه‌رشته‌ای تروپوکلاژن است (شکل ۳). منابع تهیه‌ی کلاژن را می‌توان بدن موجودات زنده، مخصوصاً موجودات دریایی

۴ همان بافت پیوندی است که ازجمله کارهای آن حفاظت و پشتیبانی از بافت‌های دیگر است.

۵ کلاژن نوعی پروتئین است.

۶ لایه محافظ و پیوسته که فاقد ساختمان سلولی است و توسط یاخته‌های روپوست گیاهان ترشح می‌شود.

۷ کیتین، پلی‌ساکارید تغییریافته‌ای است که نیتروژن دارد و از واحدهای استیل گلوکز امین (به‌طور درست‌تر، ۱-(استیل امینو)-۲-دئوکسی گلوکز) ساخته شده است.

۸ کیتوسان (به انگلیسي: Chitosan) مشتقی از گلوکان با واحدهای تکرارشونده کیتین است.

۹ Decellularization

نام برد. سنتز کلاژن توسط فیبروپلاست‌ها[10] انجام می‌گیرد. کلاژن انواع مختلفی دارد که عبارت هستند از کلاژن نوع یک که در استخوان و تعداد زیادی از دسته‌های فیبری موجود است، کلاژن نوع دو که در غضروف شفاف به‌شکل فیبریل دیده می‌شود، کلاژن نوع سه که در غشای پایه[11] و کلاژن نوع چهار و پنج که در غشای پایه و جدار رگ‌های خونی موجود است. کلاژن در بافت‌های مختلفی همچون پوست، استخوان، غضروف، رباط‌ها و زردپی‌ها به‌عنوان جزء اصلی وجود دارد. کلاژن در زمینه‌های مختلفی از قبیل دستگاه‌های پزشکی قابل کاشت در بدن، داربست‌های مهندسی بافت، دارورسانی، پانسمان زخم موضعی، پیوند استخوان و غیره کاربرد دارد [۶].

شکل ۳ - الف) ساختمان کلاژن در تصویر میکروسکوپ SEM ب) ساختمان مولکولی کلاژن

شکل ۴ - کلاژن در قسمت‌های مختلف بدن

۲. سلولز (پلی‌ساکارید)

سلولز فراوان‌ترین پلیمر طبیعی روی زمین است که باعث می‌شود رایج‌ترین ترکیب آلی نیز به‌شمار رود. سنتز سلولز سالانه توسط گیاهان نزدیک به هزار تن است. گیاهان تقریباً ۳۳٪ سلولز دارند در حالی که چوب حدود ۵۰٪ و پنبه حاوی ۹۰٪ سلولز است. بیشتر سلولز به‌عنوان ماده‌ی اولیه در تولید کاغذ استفاده می‌شود. بنابراین فقط بخش بسیار کمی از سلولز برای تولید مواد اولیه و مواد شیمیایی استفاده می‌شود. سلولز زیست‌سازگار است و دارای خواص مکانیکی

۱۰ فیبروپلاست، در حقیقت یک نوع سلول است که بر اساس نوع و میزان سوخت‌وساز بافتی، به‌صورت فعال‌شده است.

۱۱ غشای پایه‌شبکه‌ای، از رشته‌های پروتئینی و گلیکوپروتئینی (ترکیب پروتئین و کربوهیدرات) تشکیل شده است که به‌دلیل وجود گلیکوپروتئین دارای خاصیت چسبندگی است.

و حرارتی عالی است. این ماده به‌راحتی تجزیه‌پذیر است، بنابراین محیط را کمتر آلوده می‌کند [۴].

ایجاد تغییرات شیمیایی از جمله استری‌کردن، اتری‌کردن، آمیدسازی یا فسفری‌کردن در نانوسلولز باکتریایی، می‌تواند آن را برای تغییرات رهاسازی و پایداری دارو با اتصالات پیوند کووالانسی، الکترواستاتیک یا آبگریز قابل استفاده کند. سلولز باکتریایی با ویژگی‌هایی همچون اندازه و توزیع نانولیف، خواص مکانیکی، سازگاری و توانایی قالب‌سازی، ماده‌ی بیولوژیکی ضروری در بخش بهداشت است. بهبود نفوذ فیزیکی و شیمیایی می‌تواند در ارتباط با غشای باکتری سلولز برای تأمین سطح مطلوب دارورسانی مورد استفاده قرار گیرد. تابش یونیزه‌ی منبع انرژی مؤثر برای اصلاح سطوح پلیمر است، تا سامانه‌های ترمیمی متفاوت با خواص رهایش را کنترل کند. غشای سلولز باکتریایی نیز به‌عنوان نانوساختارهای جدید سامانه‌های تحویل دارو برای دیکلوفناک سدیم مورد بررسی قرار گرفته شد که در آن دیکلوفناک سدیم با غشای سلولز باکتریایی ترکیب شد و گلیسرول به‌عنوان نرم‌کننده مورد استفاده قرار گرفت. نتایج

شکل ۵ - تصویر میکروسکوپ SEM از غشای باکتریایی نانوسلولز

نشان داد که دیکلوفناک حاوی غشای سلولز باکتریایی کاملاً انعطاف‌پذیر و همگن است، رفتار تورمی دارد و میزان نفوذپذیری آن به‌نسبت محصولات تجاری دیگر بیشتر است [۷].

بیومواد سنتزی

مواد بیولوژیکی مصنوعی، مواد مهندسی‌شده سنتزی هستند که برای جایگزینی یا بهبود عملکرد بافت بدن و به‌طور مستقیم یا غیرمستقیم در تماس با شرایط محیطی بدن استفاده می‌شوند. یکی از اصلی‌ترین دلایلی که از مواد بیولوژیکی مصنوعی استفاده می‌شود، جایگزینی فیزیکی بافت‌های سخت یا نرمی است که آسیب‌دیده یا ازبین‌رفته هستند.

بیومواد مصنوعی را می‌توان در چهار نوع اصلی طبقه‌بندی کرد: بیومواد فلزی، بیومواد سرامیکی، بیومواد پلیمری و بیومواد کامپوزیتی. بیومواد فلزی مانند فولاد زنگ‌نزن St316L، آلیاژهای کبالت-کروم-مولیبدن، آلیاژهای تیتانیوم، طلا و پلاتین است. مواد بیولوژیکی فلزی در بسیاری از زمینه‌ها مانند قلب و عروق (استنت[12]، دریچه مصنوعی قلب)، ارتوپدی مانند تثبیت استخوان (پلاک، پین یا پیچ) و در مفاصل مصنوعی و دندان‌پزشکی (سیم ارتودنسی، پرکردن دندان) استفاده می‌شود.

بیومواد سرامیکی عبارت هستند از: آلومینا[13]، زیرکونیا[14]، آلومینات کلسیم[15]. از جمله کاربردهای آلومینا، استفاده از آن در جداکننده‌های مهره، پوشش ایمپلنت مفصل ران و در دندان‌پزشکی مانند لنگرهای ارتودنسی است.

از بیومواد پلیمری معروف می‌توان به پلی‌اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا (UHMWPE)[16] و پلی‌یورتان (PU) اشاره کرد. مواد UHMWPE برای مفاصل مصنوعی و پلیمرهای زیست‌تخریب‌پذیر برای کاربردهای جراحی و چسب‌ها برای کاربردهای پزشکی استفاده می‌شوند.

بیومواد کامپوزیتی حاوی فیبر کربن/پلی‌اتراترکتون (CF/PEEK)، فیبر کربن/پلی‌اتیلن با وزن مولکولی فوق‌العاده بالا (CF/UHMWPE) و فیبر کربن/پلی‌متیل‌متاکریلات (CF/PMMA) است. بیومواد کامپوزیتی در زمینه‌ی پزشکی با استفاده از فیبر کربن پیوسته و PEEK به‌عنوان ماتریس (CF/PEEK) باعث توسعه‌ی ایمپلنت‌های ارتوپدی با خواص خستگی برجسته و تصویرگری بهینه در فناوری‌های مختلف تصویربرداری می‌شود [۳].

۱۲ لوله‌ای مشبک است که درون عروق قرار می‌گیرد و از انسداد آن جلوگیری می‌کند.

۱۳ Al_2O

۱۴ ZrO_2

۱۵ $Ca\ (Al_2O_4)$

۱۶ Ultra-high-molecular-weight polyethylene

بیومواد فلزی

فلزات از مواد پایه‌ای مهم در مهندسی پزشکی هستند که به‌طور گسترده در جراحی به‌صورت ایمپلنت کاربرد دارند. طراحی، فرایندهای شکل‌دهی و ساخت بیوفلزهای مناسب و همگام با فناوری جدید توجه ویژه‌ای می‌طلبد؛ چرا که تعامل مواد خارجی با بافت‌های بدن انسان تنها تحت شرایط خاص زیست‌سازگاری ممکن می‌شود. زیست‌سازگاری ایمپلنت فلزی یکی از موارد مورد اهمیت است؛ زیرا این ایمپلنت‌ها می‌توانند در محیط بافت زنده دچار خوردگی شوند. در نتیجه‌ی خوردگی، ایمپلنت فلزی تجزیه می‌شود که باعث تضعیف ایمپلنت و تأثیر مضر محصولات خوردگی بر بافت‌ها و اندام‌های اطراف می‌شود [۸].

بدن انسان، دارای محیطی تهاجمی نسبت به ایمپلنت‌های فلزی است؛ واکنش بین فلزات و مایعات بدن باعث تخریب فلز به اکسیدها و ترکیبات دیگر می‌شود و همچنین این مواد با شرکت در واکنش‌های اکسایش-کاهش در بدن یون فلزی تولید می‌کنند و سمیت این یون‌ها باعث حساسیت می‌شود. بیومواد فلزی دارای استحکام و سختی بالا هستند و همین‌طور مقاومت عالی در برابر ضربه، خستگی و توانایی تحمل بار زیاد آن‌ها، پزشکان را بر آن داشت که از این مواد به‌عنوان مفاصل مصنوعی و در دستگاه‌های مورد استفاده در ارتودنسی و دندان‌پزشکی، مانند براکت‌ها و ایمپلنت‌های دندانی بهره‌مند شوند؛ اما به‌طور مثال مدول بالا یا حتی چگالی بالای این مواد نسبت به عضو بدن میزبان می‌تواند باعث شود که قسمتی از استخوان که در مجاورت ایمپلنت قرار دارد بار بیشتری را تحمل کند که سبب فرسایش مکانیکی می‌شود. پس باید ویژگی‌های بیومواد فلزی مورد استفاده تا جای ممکن مشابه عضوی که قرار است جایگزین آن شود، باشد تا در اثر تنش‌های فشاری دچار شکستگی نشوند [۳].

مثال‌ها و کاربردها

بیومواد فلزی از قدیمی‌ترین گروه‌های مواد هستند که سال‌ها پیش از میلاد مسیح در بدن انسان مورد استفاده قرار می‌گرفتند. به‌طور مثال استفاده از تاج دندانی طلا و پل دندانی در ۵۰۰ یا ۷۰۰ سال قبل از میلاد مسیح در رم مشاهده شده‌است. اگرچه در دنیای امروز، با پیشرفت علم مواد و گسترش سرامیک‌ها، پلیمرها و کامپوزیت‌ها، جایگاه بیومواد فلزی نسبت به گذشته کمرنگ‌تر شده‌است، اما به‌علت خواص ویژه‌ای که دارد همچنان به‌عنوان بیومواد کاربردهای گسترده‌ای دارند. ایمپلنت بیومواد فلزی از طیف وسیعی از مواد فلزی شامل فولاد زنگ‌نزن، آلیاژهای کبالت کروم و آلیاژهای تیتانیوم ساخته شده‌است.

۱. فولاد زنگ‌نزن

فولاد زنگ‌نزن نام عمومی تعدادی از فولادهای مختلف است که عمدتاً به‌دلیل وجود کروم زیاد در آن‌ها، در برابر طیف گسترده‌ای از عوامل خورنده مقاوم هستند. این فولادها انواع مختلفی دارند و بیشترین استفاده برای ساخت ایمپلنت، فولاد زنگ‌نزن L 316 است. ایمپلنت‌های فولاد زنگ‌نزن اغلب به‌دلیل انواع خوردگی مثل خوردگی حفره‌ای، شکافی، گالوانیکی و سایشی یا شکست در اثر خوردگی و ترک ناشی از خوردگی در بدن دچار تخریب می‌شوند. فولاد زنگ‌نزن به‌دلیل در دسترس بودن، هزینه‌ی کمتر، زیست‌سازگاری مطلوب و استحکام زیاد برای طیف وسیعی از کاربردها مورد استفاده قرار می‌گیرد و همچنین در آسیب‌های موقت از ایمپلنت‌هایی مانند صفحات شکستگی، پیچ و میخ لگن استفاده می‌شود [۹].

شکل ۶ - صفحات و پیچ‌های فلزی برای نگه‌داشتن قطعات شکسته استخوان در طول بهبودی استفاده می‌شود. بسته به میزان آسیب، صفحات و پیچ‌های میله‌ها ممکن است در زمان ترمیم کامل استخوان برداشته شوند.

۲. آلیاژهای کبالت-کروم (Co-Cr)

آلیاژهای کبالت کروم را می‌توان اساساً به دو نوع طبقه‌بندی کرد. یکی آلیاژ کبالت-کروم-مولیبدن[۱۷] که معمولاً در ریخته‌گری استفاده می‌شود؛ در حالی که دومی آلیاژ کبالت-نیکل-کروم-مولیبدن[۱۸] است و در ایمپلنت‌های جراحی استفاده می‌شود. آلیاژ کبالت-کروم-مولیبدن از زمان قدیم در دندان‌پزشکی و اخیراً در ساخت مفاصل مصنوعی کاربرد داشته است. آلیاژ کبالت-نیکل-کروم-مولیبدن دارای مقاومت سایشی عالی است و برای ساختن مفاصل بسیار سنگین مانند ایمنت مچ پا استفاده می‌شود [۱۰]. آلیاژهای کبالت به‌دلیل تشکیل خودبه‌خود لایه‌ی اکسید غیرفعال در محیط بدن انسان حتی در محیط کلریدی نیز در برابر خوردگی بسیار مقاوم هستند. این مواد دارای خواص مکانیکی برتر مانند مقاومت بالا در برابر خستگی و ترک‌خوردگی ناشی از خوردگی و مقاومت خوب در برابر سایش هستند. همچنین شکننده نیستند و حداقل هشت درصد ازدیاد طول دارند [۳].

شکل ۷ - ایمپلنت مچ پا[۱۱]

آلیاژهای تیتانیوم

قدمت ایمپلنت‌های تیتانیوم و آلیاژ تیتانیوم به اواخر دهه‌ی ۱۹۳۰ برمی‌گردد. سه نوع ساختاری از آلیاژهای تیتانیوم وجود دارد: آلفا (α)، آلفا-بتا (α-β) و بتا (β).

فاز β در آلیاژهای تیتانیوم دارای مدول بسیار کمتری نسبت به فاز α است و همچنین بیشتر نیازها یا الزامات دیگر برای کاربرد ارتوپدی را برآورده می‌کند. تیتانیوم و آلیاژ آن نیز این توانایی را دارند که شدیداً با استخوان ادغام شوند. آلیاژ نیکل-تیتانیوم متخلخل، به‌عنوان یکی از بیومواد امیدوارکننده در ایمپلنت‌های جراحی، در زمینه‌های پزشکی در روسیه و برخی دیگر از کشورها مورد استفاده قرار گرفته است. این مواد متخلخل کاربردهای زیادی از قبیل تثبیت ستون فقرات، پروتز مفصل ران، کاشت دندان و صفحات استئوسنتز[۱۹] دائمی دارند [۳].

بیومواد سرامیکی

بیومواد سرامیکی یک ساختار غیرفلزی هستند. سرامیک‌ها نقطه‌ی ذوب بالایی دارند که مانع ریخته‌گری آن‌ها می‌شود و دارای ساختاری متخلخل هستند که باعث تردی آن‌ها می‌شود؛ بنابراین این مواد قابلیت ماشین‌کاری ندارند. در نتیجه معمولاً اجزای سرامیکی از خمیر پودر ساخته و به‌طور سنتی با تف‌جوشی یا زیترینگ[۲۰] از ترکیبات معدنی مانند اکسیدهای فلزی سنتز می‌شوند [۱۲]. بیوسرامیک‌های غیرقابل جذب یا نسبتاً زیستی خواص فیزیکی و مکانیکی خود را در حالی که در بدن میزبان هستند، حفظ می‌کنند. از جمله ویژگی‌های آن‌ها می‌توان به مقاومت‌شان در برابر خوردگی و سایش و مقاومت فشاری بالا و زیست‌فعال یا زیست‌خنثی بودن آن‌ها اشاره کرد که در ساخت بیومواد قابل کاشت نمود پیدا می‌کند. برخلاف فلزات، این مواد واکنش‌پذیری بسیار کمتری دارند و محصولات جانبی در اثر واکنش تولید نمی‌کنند؛ به همین دلیل امنیت زیستی قابل قبولی دارند. همچنین بعضی از معایب این مواد استفاده از آن‌ها را با محدودیت مواجه کرده است؛ به‌عنوان مثال، مدول بالای آن‌ها موجب شده‌است که تطابق کافی با استخوان را نداشته باشند یا مقاومت پایین آن‌ها در کشش و چقرمگی شکست کم، احتمال شکست یا آسیب آن‌ها در بدن را بالا می‌برد [۳].

۱۷ Co-Cr-Mo

۱۸ Co-Ni-Cr-Mo

۱۹ استئوسنتز صفحه‌ای روشی است که در آن قسمت‌های شکسته استخوان با یک صفحه ثابت می‌شوند.

۲۰ زینترینگ یکی از روش‌های شکل‌دهی مواد فلزی و سرامیکی است. تف‌جوشی یعنی چسباندن یا چسبیدن پودر یا ذرات یک یا چند ماده به یکدیگر از طریق ذوب سطحی براثر حرارت، همراه با فشار یا بدون آن، به‌طوری‌که به‌صورت یک توده‌ی جامد (solid mass) درآیند.

مثال‌ها و کاربردها

بیوسرامیک‌ها، سرامیک‌هایی هستند که برای ترمیم و بازسازی بخش‌های بدن انسان استفاده می‌شوند. کاربردهای بسیاری برای بیوسرامیک‌ها وجود دارد که معمولاً مهم‌ترین آن‌ها ساخت ایمپلنت‌هایی مانند پروتزهای مفصل ران است. همچنین سرامیک‌های زیست‌فعالی وجود دارند که دارای قابلیت پیوند مستقیم با بافت‌های بدن هستند.

۱. آلومینا[۲۱]

نمونه‌ای از بیومواد سرامیکی، آلومینا است. تحقیقات گسترده‌ای روی آلومینا در دهه‌های ۱۹۵۰ و ۱۹۶۰ انجام شده‌است. این ماده به‌عنوان یک پوشش برای سطح مفصل در تعویض کامل مفصل ران استفاده می‌شود؛ زیرا مقاومت به خوردگی و سایش بسیار مطلوبی دارد و دارای سازگاری زیستی خوبی است. به‌طور مثال در مفصل ران مصنوعی که در شکل ۸ نشان داده شده‌است، سطح اتکای مفصل پلیمری و برخی از اجزای فلزی با سرامیک جایگزین شده‌اند تا دوام مفصل جایگزین افزایش یابد.

البته گزارشاتی مبنی بر التهاب یا درد بعد از عمل پس از استفاده از این بیومواد دریافت شده‌است که استفاده از آن‌ها را محدود کرده‌است. بنابراین تعیین میزان تخریب سرامیک‌های زیست‌خنثی مانند آلومینا در داخل بدن که دچار خستگی استاتیک یا پویا می‌شود، از اهمیت بالایی برخوردار است. استحکام

خستگی آلومینا با وجود آب کاهش می‌یابد. این به‌دلیل به‌تاخیرافتادن رشد ترک است که توسط مولکول‌های آب تسریع می‌شود. در صورت نفوذ آب به سرامیک، خواص مکانیکی کاهش می‌یابد.

شکل ۸ - این طرح دارای سر سرامیکی استخوان ران و محفظه‌ی لگنی است

۲. زیرکونیا[۲۲]

سرامیک‌های زیرکونیا دارای مزایای متعددی نسبت به سایر مواد سرامیکی هستند؛ زیرا مکانیزم‌های سخت‌کننده‌ای که در ریزساختار آن‌ها اعمال می‌شود، می‌تواند خواص مکانیکی بسیار جالبی به اجزای ساخته‌شده از آن‌ها بدهد. تحقیقات در مورد استفاده از سرامیک‌های زیرکونیا به‌عنوان بیومواد حدود بیست سال پیش آغاز شد. امروزه استفاده از زیرکونیا برای تولید سر توپ برای تعویض کامل مفصل ران[۲۳] صورت می‌گیرد اما پیشرفت‌هایی برای کاربرد در سایر دستگاه‌های پزشکی در حال انجام است.

شکل ۹ - روکش دندان زیرکونیا برای کاربرد پزشکی

ارتوفسفات کلسیم

به‌عنوان مثالی دیگر، یک بیوسرامیک مبتنی بر ارتوفسفات کلسیم در انواع مختلف کاربرد در سراسر بدن یافت می‌شود که می‌تواند تمامی نواحی اسکلت بدن را پوشش دهد. مانند ایمپلنت دندان، دستگاه‌های زیرپوستی و بهبود نقایص استخوانی، درمان شکستگی، تعویض مفصل کامل، ارتوپدی، بازسازی جمجمه، فک و صورت، گوش و حلق و بینی، چشم‌پزشکی و جراحی ستون فقرات [۱۳].

شکل ۱۰ - چندین مثال از بیوسرامیک‌های تجاری مبتنی بر ارتوفسفات کلسیم

۲۱ Al_2O_3

۲۲ دی‌اکسید زیرکونیوم (ZrO_2)

۲۳ THR

بیومواد پلیمری

پلیمرهای سنتزی ساخته‌ی دست بشر تقریباً به‌اندازه‌ی پلیمرهای طبیعی متعدد هستند. اگرچه بیشترین پیشرفت در توسعه‌ی پلیمرها در جنگ جهانی دوم اتفاق افتاد، اما پلیمرهای تازه‌توسعه‌یافته مانند پلی‌استرها و پلی‌آمیدها به‌عنوان مواد بخیه‌ی مصنوعی به‌سرعت وارد کاربرد پزشکی شدند. پلیمرهای سنتزی به‌دلایل مختلف جذابیت بالایی برای کاربردهای مهندسی و همچنین پزشکی پیدا کرده‌اند.

طیف وسیعی از خواص فیزیکی و شیمیایی پلیمرها را می‌توان بر اساس واحدهای مونومر یا کنترل پارامترهای واکنش پلیمریزاسیون و تشکیل کوپلیمرها[۲۴] در غلظت‌های قابل تنظیم، به‌دست آورد. همچنین خواص مکانیکی بسیار پیشرفته‌ای دارند مانند پلیمرهای حافظه‌دار که می‌توانند آزادانه تغییر شکل داده و براساس محرک خاصی مانند pH، دما، میدان مغناطیسی یا نور، به حالت اولیه بازگردند. پلیمرها به‌دلیل اینکه بر پایه‌ی کربن هستند، نسبت به مواد معدنی به بافت بیولوژیکی نزدیکتر هستند. این ویژگی باعث می‌شود که بتوانند برای تعامل هدفمند بین ماده و بدن مورد استفاده قرار گیرند. پلیمرهای زیست‌تخریب‌پذیر در حالت ایده‌آل تنها تا زمانی که عملکرد خود را انجام می‌دهند، در بدن باقی می‌مانند و سپس بدون نیاز به مداخله‌ی جراحی دوم تجزیه و ناپدید می‌شوند. برخی از معایب پلیمرها این است که دارای استحکام کمتری نسبت به فلزات یا سرامیک‌ها هستند، با گذشت زمان تغییر شکل می‌دهند و ممکن است در حین استریل کردن در بدن تخریب شود و محصولات جانبی سمی تولید کند [۱۴].

پلیمرها را می‌توان به دو نوع گرمانرم یا گرماسخت طبقه‌بندی کرد. پلیمر گرمانرم دارای زنجیره‌هایی خطی یا منشعب است. در هنگام سنتز پلیمرهای گرمانرم این زنجیره‌ها متراکم می‌شوند و حالت جامد به خود می‌گیرند. با گرم‌شدن پلیمر، زنجیره‌ها می‌توانند روی هم بلغزند و جریان یابند؛ بنابراین، پلیمرهای گرمانرم را می‌توان گرم، ذوب، قالب‌گیری مجدد و بازیافت کرد. با افزودن لیگاندهای[۲۵] مختلف به این زنجیره‌های خطی که آن‌ها را به هم متصل می‌کنند، پلیمر گرماسخت به‌دست می‌آید که منجر به استحکام بالاتر، افزایش شکنندگی و پایداری حرارتی بالایی می‌شود. پلیمرهای گرماسخت در صورتی که در معرض گرما قرار گیرند، تجزیه می‌شوند و از بین می‌روند؛ بنابراین قابلیت شکل‌دهی مجدد ندارند. بسته به خواص مورد نیاز متناسب با کاربرد، از پلیمر گرماسخت، گرمانرم یا ترکیبی از آن‌ها استفاده می‌شود [۱۵].

شکل ۱۱ - شمایی از ساختار پلیمرهای گرماسخت و گرمانرم

۲۴ پلیمری است که از ۲ نوع مونومر یا بیشتر ساخته شده‌است.

۲۵ نوعی پیوند عرضی

مثال‌ها و کاربردها

بیوپلیمرهای تجزیه‌پذیر دارای کاربردهای وسیعی هستند؛ مثلاً به‌عنوان ایمپلنت‌های جراحی در جراحی عروق و ارتوپدی، داربست‌های قابل کاشت در داخل بدن، برای رهاسازی طولانی‌مدت و کنترل‌شده داروها در داخل بدن و به‌عنوان بخیه‌های جراحی قابل جذب مورد استفاده قرار می‌گیرد. پلی‌لاکتید، پلی‌گلیکولید، و سایر مواد مانند پلی‌دی‌اکسان، پلی‌تری‌متیلن‌کربنات، پلی‌کاپرولاکتون و پلی‌لاکتیک‌کوگلیکولیک‌اسید به‌طور گسترده‌ای در کاربردهای پزشکی استفاده شده‌است [۱۶].

۱. بخیه‌های جراحی

شکل ۱۲ - نخ بخیه‌ی قابل جذب

زمانی که یکپارچگی ساختاری بافت از بین می‌رود و بافت آسیب می‌بیند، قرار دادن برخی مواد یا وسیله برای نگه‌داشتن بافت‌ها در کنار هم ممکن است روند بهبود را تسهیل کند. نمونه‌های کلاسیک استفاده از بخیه برای نگه‌داشتن زخم‌های عمیق و سطحی است. پس از اتمام بهبودی، بخیه غیرضروری می‌شود و تأثیرات نامطلوبی بر بافت‌های بهبودیافته می‌گذارد؛ پس ترجیح داده می‌شود که حذف شود، چه به‌وسیله تخریب و چه به‌روش‌های فیزیکی. بخیه‌های قابل جذب مصنوعی در دهه‌ی ۱۹۶۰ ساخته شد. آن‌ها به‌دلیل سازگاری زیستی خوبی که در بافت‌ها دارند، در حال حاضر به‌طور گسترده‌ای در جراحی استفاده می‌شوند. پلی‌گلیکولیک‌اسید و پلی‌ال‌لاکتیک‌اسید و کوپلیمرهای آن‌ها و پلی‌گلاکتین رایج‌ترین مثال‌ها در این زمینه هستند و اکنون به‌صورت تجاری در دسترس هستند [۱۶].

۲. وسایل ثابت نگه‌داشتن و هم‌ترازی استخوان‌های شکسته

استفاده از فلز در درمان شکستگی موفقیت‌آمیز است اما استخوان و فولاد دارای خواص مکانیکی بسیار متفاوتی هستند. ثابت کشش استخوان فقط ایمپلنت فولادی است، در حالی که مقاومت کششی آن ۱۰ برابر کمتر است. بنابراین، برداشتن ایمپلنت‌های فلزی پس از درمان استخوان می‌تواند منجر به ضعیف‌شدن استخوان و شکست شود. ایمپلنت‌های تجزیه‌پذیر می‌توانند فرایندهای پویای ترمیم استخوان را برآورده می‌کند و میزان فشار اعمال‌شده توسط ایمپلنت بر روی قسمت آسیب‌دیده کاهش می‌یابد. پس از ماه‌ها، کل مواد به‌طور کامل ناپدید می‌شوند و نیازی به جراحی ثانویه نیست. پلی‌لاکتیک‌اسید، پلی‌گلیکولیک‌اسید و پلی‌دی‌اکسان نقش بالقوه‌ای در این زمینه دارند. در کاربردهای درمان بالینی برای محکم‌کردن بخیه رباط، استفاده از پلی‌دی‌اکسان به‌عنوان نوعی بخیه و آتل‌بندی داخلی برای حرکت سریع اندام‌ها پس از عمل توصیه می‌شود [۱۶].

بیومواد کامپوزیتی

به ترکیب ماکروسکوپی دو یا چند ماده مجزا که سطح مشترک مشخصی بین آن‌ها وجود داشته باشد، کامپوزیت گفته می‌شود. کامپوزیت از دو قسمت اصلی ماتریکس و تقویت‌کننده تشکیل شده‌است. ماتریکس با احاطه‌کردن تقویت‌کننده، آن را در محل نسبی خودش نگه می‌دارد (شکل ۱۳).

شکل ۱۳ - شمایی از ساختار کامپوزیت

نمونه‌هایی از بیوکامپوزیت‌های مورد استفاده در کاربردهای پزشکی شامل پلی‌اتیلن تقویت‌شده با فیبر کربن و پلیمرهای پلی‌لاکتیک‌اسید تقویت‌شده با ذرات هیدروکسی آپاتیت برای ترمیم استخوان استفاده می‌شوند. مواد بیوکامپوزیتی مزایای گوناگونی را در مقایسه با مواد همگن دارند. یک تفاوت عمده‌ی بیوکامپوزیت‌ها با مواد همگن این است که در مقیاس بزرگ می‌توان کنترل قابل ملاحظه‌ای بر ساختار آن‌ها اعمال کرد و خواص بیوکامپوزیت را بسته به ویژگی‌های مورد نیاز تغییر داد اما ساخت یک بیوکامپوزیت با ساختار ایده‌آل دشوار است. معمولاً مشکلاتی در پراکندگی فاز دوم یا پیوندهای سطحی ضعیف بین دو فاز وجود دارد که منجر به خواص مکانیکی کمتر از ایده‌آل و در نتیجه عملکرد ضعیف محصول می‌شود. با این حال، در بسیاری از موارد عملکرد واقعی هنوز بسیار بهتر از هر ماده‌ی زیستی تک‌جزء است و بنابراین کامپوزیت‌ها در کاربردهای زیست‌پزشکی به‌طور گسترده‌ای استفاده می‌شوند. در بیومواد، مهم است که هر یک از اجزای کامپوزیت زیست‌سازگار باشند؛ به‌عنوان مثال سرامیک‌ها را با لایه‌ای از شیشه‌ی زیست‌فعال پوشش می‌دهند که این کامپوزیت می‌تواند به بافت استخوانی زنده متصل شود و ویژگی‌های مکانیکی مورد نیاز را برآورده سازد. بیوکامپوزیت‌ها ماندگاری خوبی دارند و به همین دلیل برای ترمیم اعضای آسیب‌دیده مناسب هستند [۱۷].

مثال‌ها و کاربردها

برخی از کاربردهای بیوکامپوزیت در کاربردهای مواد بیولوژیکی عبارت هستند از: (۱) کامپوزیت‌های پرکننده دندان، (۲) سیمان[۲۶] استخوانی متیل‌متاکریلات تقویت‌شده و پلی‌اتیلن با وزن مولکولی فوق‌العاده بالا و (۳) ایمپلنت‌های ارتوپدی با سطوح متخلخل.

کامپوزیت‌ها را می‌توان در گروه‌های مختلفی طبقه‌بندی کرد؛ به‌عنوان مثال کامپوزیت‌های آلی/آلی، آلی/معدنی و معدنی/معدنی که بسته به خواص مورد انتظار هرکدام کاربردهای گسترده‌ای در زیست‌پزشکی دارند.

۱. کامپوزیت آلی/آلی

از انواع بیوکاپوزیت‌های آلی/آلی می‌توان به فیبر کربن/پلی‌اتراترکتون (CF/PEEK) و فیبر کربن/پلی اتیلن با وزن مولکولی فوق‌العاده بالا (CF/UHMWPE) اشاره کرد.

در حالی که عملکرد UHMWPE برای کوتاه‌مدت رضایت‌بخش بود، اما برای کاربردهای بلندمدت محققان به‌منظور بهبود مقاومت در برابر خزش، سختی و استحکام، پیشنهاد تقویت UHMWPE با الیاف کربن را دادند. تقویت PEEK با الیاف کربن هنگام سایش، به فلز یا سرامیک مقاومت سایشی بالاتری نسبت به UHMWPE ارائه می‌دهد.

پرتودرمانی، یک عنصر درمانی مهم در تومورهای عضلانی-اسکلتی است؛ به‌ویژه هنگام مواجهه با ضایعات متعدد یا دردناک. در ضایعات استئولیتیک، اغلب به تثبیت جراحی با ایمپلنت نیاز است. ایمپلنت‌های فلزی در کنترل پرتودرمانی کمکی، تأثیر تعدیل‌ناپذیر دوز را به‌دنبال دارد. ایمپلنت‌های متشکل از فیبر کربن/پلی‌اتراترکتون (CF/PEEK) پرتودرمانی کمکی تومور ارتوپدی را تسهیل می‌کنند.

ساقه‌ی کامپوزیت CF / PEEK (شکل ۱۴) دارای رفتار مکانیکی مشابه استخوان ران است [۱۸].

شکل ۱۴ - ایمپلنت استخوان ران، کامپوزیت CF/PEEK تزریقی برای THR

۲۶ ماده‌ای که سایر ساختمان‌ها را حمایت کرده یا آن‌ها را بهم متصل می‌کند.

۲. کامپوزیت آلی/معدنی

یکی از بیوکامپوزیت‌های آلی/معدنی، کیتوسان-هیدروکسی‌آپاتیت[۲۷] است. هیدروکسی‌آپاتیت یکی از بیومواد‌ی است که به‌دلیل زیست‌فعالی و زیست‌سازگاری بالا در زمینه‌ی دندان‌پزشکی و ارتوپدی بسیار مورد توجه قرار گرفته‌است. کیتوسان به‌عنوان عامل تقویت‌کننده رشد در بافت دندان و استخوان، فعال‌کننده رشد سلولی و در سیستم حمل دارو نیز به‌کار برده می‌شود. کامپوزیت تهیه‌شده از این بیومواد به‌عنوان الگویی از پیوند استخوان و دندان طبیعی در مهندسی بافت استفاده می‌شود [۱۹].

۳. کامپوزیت معدنی/معدنی

از بیوکامپوزیت‌های معدنی/معدنی باید به آلومینا/زیرکونیا اشاره کرد. کامپوزیت مخلوط آلومینا و زیرکونیا در جایگزینی لگن استفاده می‌شود. این مواد با عنوان "آلومینای سخت‌شده‌ی زیرکونیا[۲۸]" شناخته می‌شوند [۲۰].

ZTA خواص خود را از طریق ناپایداری فازی به‌دست می‌آورد. اما این بی‌ثباتی فازی با درجه‌ی حرارت و محیط مرطوب (به‌عنوان مثال وضعیت موجود در بدن انسان) تشدید می‌شود. با دگرگونی مواد، استحکام و چقرمگی خود را از دست می‌دهد و به‌مرور زمان از آلومینای معمولی ضعیف‌تر می‌شود.

بیومواد ترکیبی

با اصلاح شیمیایی، کوپلیمریزاسیون و ترکیب می‌توان خواص بیومواد را تغییر داد. طی دهه‌های گذشته، محققان به‌منظور دستیابی به خواص ترکیبی و پایداری ابعادی به بیومواد پیشرفته‌ای به نام بیومواد ترکیبی رسیدند. از بیومواد ترکیبی می‌توان به دو دسته طبیعی/سنتزی یا طبیعی/طبیعی اشاره کرد. دسته‌ی اول شامل ترکیبات زیادی بین مواد طبیعی/سنتزی است که عبارت هستند از: استخوان هیدروکسی آپاتیت (Hap)/کلاژن (Col) که به شکل استوانه‌ای متراکم با سوراخ مرکزی در نقص سگمنتال[۲۹] استخوان درشت‌نی به طول ۲۰ میلی‌متر کاشته شد (شکل ۱۶) [۲۱]. پلی‌استرهای آلیفاتیک مانند پلی‌لاکتیک‌اسید، پلی‌گلیکولیک‌اسید و کوپلیمرهای آن‌ها در بخیه‌ها، سیستم‌های دارورسانی و مهندسی بافت استفاده می‌شود. همچنین پلی هیدروکسی بوتیرات، پلی‌ای-کاپرولاکتون، پلی‌آلکیلن‌سوکسینات و کوپلیمرهای آن‌ها بیومواد زیست‌تخریب‌پذیری هستند که در میکروکپسوله‌سازی سلول‌ها و به‌عنوان ماتریسی برای سیستم‌های دارورسانی استفاده می‌شود.

بیومواد ترکیبی طبیعی/طبیعی شامل استخوان، چوب، عاج، غضروف، پوست و کلاژن است که به‌عنوان بخیه‌های قابل جذب، پانسمان اسفنجی زخم، میکروسفِرهای[۳۰] دارورسانی و پلی‌آمینواسید استفاده می‌شود. معمولاً پلی‌آمینواسیدها مانند پلی‌لیزین به‌عنوان حامل دارو و پلیمرهای مبتنی بر پروتئین، به‌صورت مواد الاستیک به‌عنوان ایمپلنت و در مهندسی بافت استفاده می‌شود [۲۲].

شکل ۱۵ - بیوکامپوزیت آلومینا/زیرکونیا استفاده‌شده در لگن

شکل ۱۶ - بیومواد سنتزی/طبیعی: نانوکامپوزیت HAp/Col شبیه استخوان با حفره‌ای مرکزی و دوار در اطراف آن

۲۷ HAp

۲۸ ZTA

۲۹ کمبود بافت استخوانی در چند قسمت

۳۰ ریزکره‌ها

منابع

[1] BIOMATERIALS by Liisa T. Kuhn, PhD, chapter6, p 256

[2] Osteoblast-like cell response to bioactive composites-Surface-topography and composition effects. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 200۴, Rea, S.M.: p 250

[3] Classifications, surface characterization and standardization of nanobiomaterials by Salah H.R. Ali1*, Marwah M.A. Almaatoq and Abdalla S.A. Mohamed

[4] Naturally Derived Biomaterials: Preparation and Application by Tran Le Bao Ha, To Minh Quan, Doan Nguyen Vu and Do Minh Si

[5] BIOMATERIALS by Liisa T. Kuhn, PhD, chapter6, p 274

[۶] مروری بر کاربرد نانو الیاف کلاژن در مهندسی بافت نوشته شده توسط لیلا قنواتی ، کوشینا کوشا

[۷] نوشته شده توسط الهام پیری، محمد هادی آریائی منفرد کاربردهای پزشکی و بهداشتی نانوسلولز باکتریایی

[8] Parida P., Behera A.and Mishra S. C., “Classification of Biomaterials used in Medicine”, Inter Journal of Advances in Applied Sciences (IJAAS), ISSN: 2252-8814, Vol.1, No.3, (2012), pp.31-35, India.

[9] Slaughter B. V., Khurshid S. S., Fisher O. Z., Khademhosseini A. and Peppas N. A., “Hydrogels in Regenerative Medicine – A Review”, Advanced Material, Vol.21, (2009), pp.3307-3329.

[10] Nasab M. B. and Hassan M. R., “Metallic Biomaterials of Knee and Hip - A Review”, Trends Biomaterial Artif. Organs, Vol.24, Issue 1, (2010), pp.69-82.

[11] B. Collier Watson, DO | Columbus, Georgia

[12] Stupp S. I. and Braun P. V., “Molecular Manipulation of Microstructures”, Biomaterials. Science, Vol.277, (1997).

[13] Dorozhkin S. V., “Medical Application of Calcium Orthophosphate Bioceramics”, Canadian Center of Academic Art and Science-Bio (CCAAS), Vol.1, (2011), pp.1-51.

[14] Applications of synthetic polymers in clinical medicine by M.F. Maitz

[15] BIOMATERIALS by Liisa T. Kuhn, PhD, chapter6, p 272

[16] Synthesis, Structure, and Properties of Biopolymers (Natural and Synthetic) by Raju Francis, Soumya Sasikumar, and Geethy P. Gopalan

[17] BIOMATERIALS by Liisa T. Kuhn, PhD, chapter6, p 275

[18] Akay, M. & Aslan, N., Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip joint prosthesis, Journal of Biomedical Research, 1996, 31:167-82.

[19] Biomaterials in Hip Joint Replacement by Sachin Ghalme & Yogesh J Bhalerao

[20] Masson, B., Emergence of alumina matrix composite in total hip arthroplasty, Int. Orthopedic 2009, 33:359-63.

[21] Salah H.R. Ali, MDA. Faisal, MD N. Aleassa and MD M. Alkhawaldeh, “Development of Dc-Arc Technique and Experimental Tests of Nanobiomaterial”, Technical report no.3-2012, Faculty of Engineering, Miser University for Science and Technology (MUST), (7 July 2012), Giza, Egypt.

[22] Lakes, R., “Composite Biomaterials”, Bronzino J.D. (Ed.), Book: The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition, Chapter 40 (2000).

تصویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) از داربست کوپلیمر متخلخل

درآمدی بر روش‌های سنتز بیومواد

نویسنده:
ندا عسکرزاده؛ دانشجوی کارشناسی ارشد الکتروسرامیک دانشگاه شیراز

چکیده

بیومواد یک حوزه‌ی جذاب و بین‌رشته‌ای است که برای بهبود وضعیت انسان و کیفیت زندگی توسعه یافته‌اند و به‌طور گسترده برای جایگزینی یا بازسازی عملکردهای بیولوژیکی بافت بدن مورد استفاده قرار می‌گیرند. طی دهه‌های گذشته، پیشرفت‌های شگرفی در زمینه‌ی بیومواد انجام شده‌است. بسیاری از بافت‌های انسان مانند استخوان، دندان، تاندون، رباط، پوست، ماهیچه‌ی عضلانی و قلب در بدن انسان با کمک بیومواد بازسازی می‌شوند. بیومواد سنتزی به‌دلیل خواص بیولوژیکی عالی که دارند بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. در نتیجه، سنتز بیومواد نقش مهمی در مهندسی بافت و پزشکی بازساختی ایفا می‌کند و به‌سرعت در حال رشد است. در سال‌های اخیر روش‌های متعددی به‌منظور سنتز بیومواد توسعه داده شده‌اند که بسته به شرایط سنتز محصولات متنوعی تولید شده‌است.
در ادامه به معرفی برخی روش‌های سنتز هر کدام از انواع بیومواد می‌پردازیم.

روش‌های سنتز بیومواد سرامیکی

• خودآرایی

خودآرایی مولکولی فرایندی است سازمان‌یافته و برگشت‌پذیر که در آن مولکول‌ها در یک محیط مناسب از طریق برهمکنش‌های غیرکووالانسی به یک‌دیگر متصل می‌شوند. تعریف علمی‌تر عبارت است از اینکه خودآرایی یک روش ساخت پایین به بالا است که در آن اتم‌ها یا مولکول‌ها با اتصالات فیزیکی یا شیمیایی، خود را به شکل یک ساختار منظم درمی‌آورند و باعث ایجاد مولکول‌های بزرگ‌تر خواهند شد. این فعل‌وانفعالات شامل پیوند هیدروژنی، الکترواستاتیک، نیروهای وان‌درووالسی و نیروهای آب‌گریز هستند. طیف وسیعی از سیستم‌های خودآرا به‌عنوان مواد زیستی برای داربست‌های فیزیکی یا سیگنال‌های بیولوژیکی یا هر دو مورد بررسی قرار گرفته‌است. بیشتر کاربردهای این سیستم‌ها به‌منظور احیای سلول‌های آسیب‌دیده موجود در بدن و یا ایجاد محیطی مطلوب برای اجزای پیوندی خارجی مانند سلول‌های بنیادی بوده‌است. بیشتر مواد زیستی برای تقلید از محیط خارج‌سلولی[1] و همچنین انتقال سیگنال‌های بیولوژیکی برای هدایت رفتار سلول‌ها به‌سمت سلول‌های بافت هدف طراحی شده‌اند. در نتیجه، اکثریت مواد زیستی موفق خودآراشده دارای یک یا چند جزء بیولوژیکی (مانند پپتیدها یا پروتئین‌ها) هستند. مواد دارای اجزای بیولوژیکی دارای مزایای سازگاری بالا و سمیت سلولی کم بوده و معمولاً تجزیه‌پذیر هستند و به‌راحتی در بدن تجزیه و حذف می‌شوند به‌عبارتی، خاصیت زیست‌تخریب‌پذیری دارند [۱].

عکس ۱ - شماتیکی از روش سنتز خودآرای

پپتیدها متداول‌ترین مواد بیولوژیکی مورد استفاده برای ساخت مواد زیستی خودآرا هستند. مواد خودآرا مبتنی بر پپتید را می‌توان به دو دسته‌ی کلی تقسیم کرد. در دسته‌ی اول، سیستم‌ها عمدتاً از اسیدهای آمینه به‌هم‌پیوسته تشکیل شده‌اند و در دسته‌ی دوم، سیستم‌های پپتیدیک به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که سایر بخش‌های شیمیایی (مانند لیپیدها، مولکول‌های کوچک) را برای ایجاد مواد هیبریدی ترکیب کنند. پپتیدها به‌عنوان مولکول‌های بیولوژیکی می‌توانند به آسانی در داخل بدن به محصولات جانبی بی‌ضرر تجزیه شوند که در نهایت منجر به یک درمان بی‌نظیر می‌شود [۲].

•هیدروترمال

روش هیدروترمال یکی از قوی‌ترین و پرکاربردترین روش‌های سنتز است که به‌خاطر سادگی، قیمت نسبتاً پایین، عاری بودن از آلودگی، کنترل هسته‌زایی، دمای عملیاتی پایین و تولید ذرات با بلورینگی بالا امروزه بسیار موردتوجه بوده‌است. در این روش ابتدا واکنش‌دهنده‌ها در یک حلال مناسب حل می‌شوند. در صورت نیاز برای حل شدن بهتر، از امواج التراسونیک استفاده می‌شود و سپس در اتوکلاو[2] ریخته شده و پس از عایق‌بندی تا دمای مناسب گرم می‌شود. در اثر این افزایش دمای اتوکلاو، فشار درون اتوکلاو افزایش می‌یابد و شرایط مناسب برای پیش‌ماده‌ها فراهم می‌شود. بعد از گذشت زمان کافی، حرارت‌دهی متوقف شده و واکنش‌های شیمیایی درون اتوکلاو انجام می‌شود. در این روش، پودرها به‌صورت کنترل‌شده هسته‌زایی و رشد می‌کنند و منجر به ایجاد ذرات متبلور با اندازه و مورفولوژی کنترل‌شده می‌شوند [۳].

اخیراً هیدروکسی آپاتیت در علم پزشکی به‌عنوان یک بیوسرامیک مهم و پرکاربرد مورد استفاده قرار گرفته‌است. این بیوسرامیک مشابه با فاز معدنی بافت سخت انسان است و شباهت بین کامپوزیت شیمیایی هیدروکسی آپاتیت و استخوان، عامل اصلی در زیست‌فعالی، توانایی آن در تحریک رشد استخوان و اثرات درمانی آن است. فرایند هیدروترمال محبوب‌ترین روش مورد استفاده برای سنتز نانوذرات هیدروکسی آپاتیت است. مزیت این روش در سنتز پودرهای هیدروکسی آپاتیت این است که هیچ‌گونه نقص هیدروکسیل در ساختار ایجاد نمی شود [۴].

شکل ۲ شماتیک فرایند سنتز هیدروترمال را نشان می‌دهد.

شکل ۲ - شماتیک فرایند سنتز هیدروترمال [۳]

۱ Extracellular matrix (ECM)

۲ اتوکلاو از تجهیزات مهم آزمایشگاهی است که دارای یک مخزن تحت فشار است و نیاز به فشار و دمای بالا دارد. همچنین در آن از بخار آب استفاده شده و درب آن اتوماتیک بسته می‌شود. از این دستگاه برای استریل کردن ابزار پزشکی نیز استفاده می‌شود.

•سُل‌ژل

این تکنیک برای اولین بار در اواسط سال ۱۸۰۰ استفاده شد، هنگامی‌که ابلمن[3] و گراهام[4] روی ژل‌های سیلیس مطالعه کردند. فرایندهای سل‌ژل در حال حاضر برای تولید پوشش‌های زیست‌فعال، پودرها و بسترهایی استفاده می‌شود که نیاز به کنترل مولکولی بر ترکیب و رفتار بیولوژیکی پروتئین‌ها و سلول‌ها را داریم و می‌توانند به‌عنوان ایمپلنت[5] و حسگر مورد استفاده قرار گیرند. فرایند سل‌ژل بر اساس هیدرولیز[6] و تراکم آلکوکسیدهای[7] فلز یا سیلیکون است و برای به‌دست آوردن انواع اکسیدهای معدنی با خلوص بالا یا مواد آلی که آماده‌سازی آن‌ها ساده است، استفاده می‌شود. فناوری سل‌ژل همچنین در تهیه‌ی مواد سرامیکی و شیشه‌های غیرآلی استفاده می‌شود.

فرایند سل‌ژل فرایندی ارزان و انجام‌پذیر در دمای پایین است که می‌توان ذراتی با کیفیت بالا، توزیع اندازه‌ی مطلوب و خلوص بالا تولید کرد. طبق شکل ۳، این فرایند، فرایندی برگشت‌ناپذیر است که ابتدا یک محلول همگن تهیه می‌کنند و سپس به سل تبدیل می‌شود. برای تشکیل سل، کمی آب به واکنش اضافه می‌کنند تا واکنش هیدرولیز انجام شود و یک مخلوط کلوئیدی[8] تولید شود. در مرحله‌ی بعدی این سل با روش‌هایی مثل تغییر pH یا تغییر غلظت محلول تبدیل به ژل می‌شود. سپس باید حلال از ژل جدا شود و اصطلاحاً مرحله‌ی خشک کردن انجام شود تا به محصول نهایی که متخلخل است برسیم [۵].

شیشه‌ی زیست‌فعال[9] یک ماده‌ی فعال زیستی عالی است و در بسیاری از زمینه‌های پزشکی از جمله ترمیم استخوان استفاده شده‌است. در سال‌های اخیر، محققان دریافته‌اند که شیشه‌های زیست‌فعال تهیه‌شده به‌روش سل‌ژل دارای ویژگی‌های بسیار عالی از جمله یکنواختی و خلوص بالا هستند [۶].

شکل ۳ - مکانیسم واکنش سل‌ژل [۵]

۳ Abelmann

۴ Graham

۵ Implant

۶ به فرایند ترکیب شدن آب و نمک و تولید اسید و باز، هیدرولیز یا آب‌کافت می‌گویند.

۷ آلکوکسیدها از یک گروه آلی متصل به اتم اکسیژن با بار منفی تشکیل شده‌اند و می‌توان آن‌ها را با -RO نشان داد.

۸ کلوئیدها، حالتی بین محلول و مخلوط هستند که ذرات حل‌شونده‌ی آن‌ها بزرگ‌تر از ذرات محلول و کوچک‌تر از ذرات مخلوط هستند، نور را پخش نمی‌کنند و ته‌نشین نمی‌شوند.

۹ Bioactive glass

روش سنتز بیومواد پلیمری

سنتز بیومواد پلیمری از طریق پلیمریزاسیون انجام می‌شود. پلیمریزاسیون فرایندی است که در آن مونومرها توسط یک واکنش شیمیایی با یکدیگر اتصال برقرار می‌کنند و یک مولکول پلیمر را به‌وجود می‌آورند. دو نوع مهم پلیمریزاسیون، پلیمریزاسیون افزایشی و پلیمریزاسیون تراکمی، کاربرد گسترده‌ای در تولید بیومواد پلیمری دارند.

پلیمریزاسیون افزایشی که پلیمریزاسیون زنجیره‌ای نیز نامیده می‌شود، با واکنش مونومرها و آغازگر شروع شده و یکی پس از دیگری به یکدیگر متصل می‌شوند. در انتهای هر زنجیره، یک رادیکال آزاد یا آنیون و کاتیون تشکیل می‌شود که دوباره قادر به اضافه کردن مولکول مونومر بعدی است، در نتیجه طول زنجیره‌ی پلیمری افزایش می‌یابد. مونومرهایی که در این نوع پلیمریزاسیون شرکت می‌کنند، غیراشباع هستند.

در پلیمریزاسیون تراکمی یا مرحله‌ای، به‌دلیل واکنش مونومرها با یکدیگر، مولکول‌های کوچکی مانند آب از بین می‌رود و باعث تولید یک محصول جانبی می‌شود. در نتیجه‌ی پلیمریزاسیون تراکمی، مونومرها باعث تولید زنجیره‌های پلیمری بلندتری می‌شوند که این زنجیره‌ها درنهایت می‌توانند با زنجیره‌های دیگر یا مونومرهای دیگر واکنش دهند و زنجیره‌های بزرگتری تولید کنند. در این نوع پلیمریزاسیون، افزایش جرم پلیمر بسیار آهسته است [۷].

شکل ٤ مثالی از پلیمریزاسیون افزایشی و تراکمی را نشان می‌دهد.

شکل ۴ – مثالی از روش سنتز پلیمریزاسیون (۱) افزایشی (۲) تراکمی

روش‌های سنتز بیومواد فلزی

روش‌های متفاوتی برای ساخت بیومواد فلزی با هدف مطابقت زیستی با بافت بدن وجود دارد. از مهم‌ترین این روش‌ها می‌توان به متالورژی پودر و ریخته‌گری اشاره کرد. در روش ریخته‌گری فلز یا آلیاژ ذوب و در قالب ریخته می‌شود و محصول بیوماده با شکل معین و دلخواه به‌دست می‌آید.

روش متالورژی پودر به‌عنوان روشی مناسب برای ساخت مواد زیستی به‌شدت مورد مطالعه قرار گرفته‌است. مزیت اصلی محصولات متالورژی پودر این است که حاوی تخلخل هستند و خواص مکانیکی نزدیک به استخوان دارند. مراحل متالورژی پودر شامل مخلوط کردن پودر با مواد افزودنی و سپس پرس کردن آن‌ها برای تولید قطعه‌ی فشرده و در نهایت انجام عمل سینترینگ[۱۰] است. سینترینگ فرایندی است که در آن قطعه تا دمایی پایین‌تر از نقطه‌ی ذوب گرم می‌شود تا خواص مکانیکی و فیزیکی قطعه‌ی خام را بهبود بخشد [۸].

شکل ۵ – اجزای کلی تشکیل‌دهنده‌ی فرایند اتمیزه کردن

روش‌های مختلفی برای تولید پودرهای فلزی از قبیل اتمیزه کردن[۱۱]، الکترولیز و فرایندهای شیمیایی وجود دارد. روش اتمیزه کردن مانند شکل ٥، یک فرایند دو مرحله‌ای است. مرحله‌ی اول شامل ذوب شدن تکه‌فلزات و مرحله‌ی دوم شامل قرار گرفتن آن‌ها در معرض آب یا بخار برای انجام فرایند انجماد است تا به ذرات پودری تبدیل شود. انرژی موردنیاز برای مرحله‌ی اول توسط منابع مختلفی مانند جت گازی، جت آبی، جت پلاسما و عمل گریز از مرکز تأمین

۱۰ Sinter
۱۱ Atomizing

می‌شود و بر همین اساس اتمیزه کردن، به اتمیزه کردن گازی، اتمیزه کردن آبی، تمیزه کردن پلاسما و اتمیزه کردن گریز از مرکز تقسیم می‌شود.

روش الکترولیز شامل رسوب یک عنصر فلزی در کاتد یک پیل الکترولیتی است. در این روش برای افزایش بازدهی باید دما، چگالی و غلظت الکترولیت به‌خوبی تنظیم شود. فرایندهای شیمیایی شامل احیای اکسیژن، احیای کربونیل، احیای کلرید و تجزیه‌ی گرمایی است که هرکدام پودرهایی با کیفیت متفاوت به ما می‌دهند. شکل ٦ مثالی از روش الکترولیز برای تولید پودر مس را نشان می‌دهد.

همچنین برای سنتز بیومواد فلزی می‌توان از لایه‌نشانی استفاده کرد که می‌توان به روش‌هایی مثل CVD و PVD که در شکل ۷ نشان داده شده‌است، اشاره کرد [۹]. این روش‌ها برای ایجاد لایه‌ای نازک از یک فلز بر روی سطح ایمپلنت استفاده می‌شوند تا خواص شیمیایی زیست‌سازگاری سطحی را بهبود بخشند.

شکل ۶ – شماتیک تولید و بازیافت پودر مس به‌روش الکترولیز

شکل ۷ – شماتیک تولید پودر فلزی به‌روش‌های CVD و PVD

ساخت بیومواد به‌روش الکتروریسی

روش الکتروریسی یک فناوری ساده و کارآمد برای تولید الیاف با قطر میکرومتری تا نانومتری است. نانوالیاف تولیدشده به‌روش الکتروریسی، دارای مزایای بسیاری از قبیل نسبت سطح به حجم زیاد، اندازه‌ی منافذ کوچک با تخلخل قابل تنظیم هستند.

طبق شکل ۸ در روش الکتروریسی از یک سرنگ و صفحه‌ی جمع‌کننده به‌همراه ولتاژ ۱۰ تا ۲۰ کیلوولت استفاده میشود. در این روش، ابتدا پلیمر ذوب یا در یک حلال مناسب حل میشود و یک اختلاف‌پتانسیل الکتریکی بین قطره‌ی پلیمری در نوک سوزن و صفحه‌ی جمع‌کننده‌ی الیاف اعمال می‌شود. وقتی میدان الکتریکی اعمال‌شده از کشش سطحی قطره بیشتر شود، محلول رشته‌ای‌شکل از نوک سوزن خارج میشود و در مسیر، حلال تبخیرشده و ماده‌ی موردنظر بر روی یک جمع‌کننده که در سمت دیگر است، قرار میگیرد. از عوامل مهمی که بر فرایند الکتروریسی تأثیر زیادی دارند، میتوان به وزن مولکولی پلیمر، غلظت محلول، ولتاژ اعمال‌شده، فاصله‌ی نوک سوزن از جمع‌کننده و نرخ خروج محلول از نوک سرنگ اشاره کرد. همچنین دما و رطوبت اتاق الکتروریسی نیز میتواند تأثیر زیادی بر مورفولوژی الیاف داشته باشد [۱۰].

شکل ۸ – شماتیک فرایند الکتروریسی [۸]

منابع

[1] N. Stephanopoulos, J. H. Ortony, and S. I. Stupp, “Self-assembly for the synthesis of functional biomaterials,” Acta Materialia, vol. 61, no. 3, pp. 912–930, Feb. 2013, doi: 10.1016/J.ACTAMAT.2012.10.046.

[2] N. Stephanopoulos, J. H. Ortony, and S. I. Stupp, “Self-Assembly for the Synthesis of Functional Biomaterials,” 2012, doi: 10.1016/j.actamat.2012.10.046.

[3] E. Suvaci and E. Özel, “Hydrothermal Synthesis,” Encyclopedia of Materials: Technical Ceramics and Glasses, pp. 59–68, Jan. 2021, doi: 10.1016/B978-0-12-803581-8.12096-X.

[4] S. Ebrahimi, C. S. S. Mohd Nasri, and S. E. bin Arshad, “Hydrothermal synthesis of hydroxyapatite powders using Response Surface Methodology (RSM),” PLOS ONE, vol. 16, no. 5, p. e0251009, May 2021, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0251009.

[5] S. Sakka, “Sol–Gel Process and Applications,” Handbook of Advanced Ceramics: Materials, Applications, Processing, and Properties: Second Edition, pp. 883–910, Jan. 2013, doi: 10.1016/B978-0-12-385469-8.00048-4.

[6] C. Chen et al., “Preparation and Development of Bioglass by Sol-Gel Method,” Key Engineering Materials, vol. 591, pp. 34–39, 2014, doi: 10.4028/WWW.SCIENTIFIC.NET/KEM.591.34.

[7] D. Braun, H. Cherdron, M. Rehahn, H. Ritter, and B. Voit, “Polymer synthesis: Theory and practice: Fundamentals, methods, experiments, fifth edition,” Polymer Synthesis: Theory and Practice: Fundamentals, Methods, Experiments, Fifth Edition, pp. 1–402, Jan. 2013, doi: 10.1007/978-3-642-28980-4.

[8] Andrej. Šalak, M. (Marcela) Selecká, and H. (Herbert) Danninger, “Machinability of powder metallurgy steels,” p. 536, 2005.

[9] L. V. M. Antony and R. G. Reddy, “Processes for production of high-purity metal powders,” JOM 2003 55:3, vol. 55, no. 3, pp. 14–18, 2003, doi: 10.1007/S11837-003-0153-4.

[10] F. E. Ahmed, B. S. Lalia, and R. Hashaikeh, “A review on electrospinning for membrane fabrication: Challenges and applications,” Desalination, vol. 356, pp. 15–30, Jan. 2015, doi: 10.1016/J.DESAL.2014.09.033.

چاپ سه‌بعدی زیستی (3D Bioprinting)

نویسنده:
نیوشا اخوان ملایری؛ دانشجوی کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

یکی از اصلی‌ترین چالش‌های مطرح در پزشکی و پیوند اعضای بدن، تعداد بسیار کمتر اهداکنندگان نسبت به تعداد بیماران نیازمند پیوند است؛ علاوه بر آن، عفونت‌ها و پس‌زده شدن بافت از طرف بدن بیمار پذیرنده، فرایند پیوند را بیشتر به چالش می‌کشاند.

از جمله راه‌حل‌های مقابله با این مشکلات، ساخت اندام‌های سالم از سلول‌های خود بیمار است که می‌تواند زندگی فردی که نیاز به عضو جدید دارد را نجات دهد. برای دست‌یابی به این ممکن، ترکیب علوم زیستی و مهندسی لازم است.

اصول چاپ زیستی سه‌بعدی

چاپ سه‌بعدی، سبب ایجاد انقلابی در طراحی و توسعه‌ی محصولات پزشکی شده‌است. این فناوری نوظهور و امیدبخش در پیشرفت مهندسی و ساخت بافت و اندام برای پیوند، نقش بسزایی دارد و می‌تواند کمبود اندام موردنیاز پیوندی را کاهش دهد و سبب نجات زندگی‌های بسیاری شود.

چاپ زیستی سه‌بعدی یک فرایند ساخت قابل کنترل[۱] بوده که اساس آن، تولید محصولات به‌صورت لایه‌به‌لایه[۲] است. به این صورت که مواد از طریق یک واحد توزیع‌کننده یا نازل[۳] در نقاط خاصی از فضا نشانده شده و منجر به ایجاد داربستی[۴] با هندسه‌ی کنترل‌شده می‌شوند.

در این فناوری کنترل‌شده، با توجه به ساختار طبیعی بافت یا اندام مورد نظر، امکان قرار دادن همزمان و دقیق انواع مختلف مواد زیستی یا سلولی (از قبیل سلول‌ها، پروتئین‌ها، DNA، ذرات دارو، عوامل رشد و ذرات فعال بیولوژیکی[۵]) وجود دارد. قراردادن فضایی این مواد به‌منظور کنترل بهتر تولید و شکل‌گیری بافت‌ها است[۱].

چاپ زیستی سه‌بعدی به‌دلیل تکرارپذیری و دقت بالا در مقیاس‌های کوچک، کاربرد گسترده‌ای دارد.

فرایند چاپ زیستی سه‌بعدی را می‌توان به سه مرحله‌ی مهم فناوری تقسیم کرد:

پیش‌پردازش،[۶] پردازش[۷] (چاپ واقعی) و پس‌پردازش[۸]

شکل ۱ - مراحل چاپ زیستی سه‌بعدی

۱ Controllable fabrication process

۲ Layer-by-layer

۳ Nozzle: یک واحد لوله‌ای توزیع‌کننده مواد با است ار مکانیکی یا فشار هوا

۴ یک ماده‌ی متخلخل که به‌عنوان ماتریکس خارج‌سلولی برای رشد سلول‌ها تهیه شده‌است و عوامل رشد بر روی آن قرار می‌گیرند.

۵ Biologically active particles

۶ Preprocessing

۷ Processing

۸ Postprocessing

مرحله‌ی اول-پیش‌پردازش: در این مرحله با استفاده از تصویربرداری (MRI[۹] یا CT) یا اسکن‌کردن و فرستادن تصویر به نرم‌افزارهای طراحی[۱۰]، نقشه‌ای از طراحی بافت یا اندام آماده می‌شود.

شکل ۲ - مراحل چاپ زیستی سه‌بعدی گوش

مرحله‌ی دوم-پردازش اصلی: پس از طراحی نقشه، چاپ واقعی از طریق چاپگر زیستی انجام می‌شود.

شکل ۳ - نمونه‌ی بافت پرینت‌شده

مرحله‌ی سوم-پس‌پردازش: ساختار چاپ‌شده‌ی زیستی باید مرحله‌ی تکثیر سلولی را طی کند. بدین منظور، یک محفظه‌ی مخصوص طراحی‌شده به اسم بیوراکتور[۱۱]، فرایند رشد بافت را سرعت می‌بخشد. دستگاه بیوراکتور زمانی استفاده می‌شود که ساختار بافتی چاپ‌شده در آزمایشگاه برای اهدافی مانند مطالعات تحقیقاتی یا آزمایشات دارویی رشد داده شده‌است. اما اگر هدف نهایی، بازسازی بافت آسیب‌دیده باشد، ساختار بافت در بدن زنده کاشته می‌شود. پس بدن زنده نیز می‌تواند به‌عنوان یک بیوراکتور در نظر گرفته شود[۲].

۹ ام‌آرآی یا روش تصویربرداری با تشدید مغناطیس MRI (Magnetic Resonance Imaging) یکی از روش‌های پیشرفته‌ی تصویربرداری پزشکی است. با استفاده از این روش می‌توان تصویر بافت‌های درونی بدن را دید و از آن طریق مشکلات و بیماری‌های اعضای بدن را تشخیص داد.

۱۰ CAD: Computer Aided Design

۱۱ Bioreactor: جایی که در آن بازسازی و تولید بافت زیستی انجام می‌شود.

اجزای سیستم چاپ زیستی

یک سیستم چاپ زیستی از سه جزء اصلی تشکیل شده‌است:
سیستم سخت‌افزاری[۱۲]، سیستم نرم‌افزاری[۱۳] و وسیله‌ی انتقال برای تحویل سلول‌ها[۱۴]

شکل ۴ - چاپگر زیستی سه‌بعدی

سیستم سخت‌افزاری: شامل یک سیستم لایه‌نشانی برای انتقال سلول‌ها به مرحله‌ی چاپ و یک سیستم رباتیک است که می‌تواند در حداقل سه محور در فضا حرکت کند. هر دو جزء سخت‌افزاری توسط یک سیستم نرم‌افزاری کنترل می‌شوند.

شکل ۵- چاپگر زیستی پنج‌نازله با توانایی چاپ بافت‌های ترکیبی[۱۵]

سیستم نرم‌افزاری: این سیستم با استفاده از داده‌های ورودی و کنترل همزمان سیستم رباتیک و لایه‌نشان، سلول‌ها را برای چاپ و مکان‌یابی در موقعیت‌های تعیین‌شده آماده می‌کند. سیستم نرم‌افزاری می‌تواند از دستورالعمل‌های چاپی ارائه‌شده توسط کاربر یا دستورالعمل‌های مستقیم از طریق مدل‌های پزشکی و پردازش تصاویر پزشکی مانند سی‌تی‌اسکن[۱۶] استفاده کند.

وسیله‌ی انتقال برای تحویل سلول‌ها: مدل‌های مورد نظر، دستورالعملی برای نازل‌ها معین می‌کند تا نازل‌ها لایه‌نشانی سلول‌ها را انجام دهند. سلول‌ها در واسطه[۱۷]، با استفاده از منبع خارجی انرژی مانند نیروی مکانیکی از نازل خارج می‌شوند و روی هم به‌صورت سه‌بعدی و لایه‌لایه می‌نشینند تا در نهایت بافت هدف شکل بگیرد [۳].

۱۲ Hardware system
۱۳ Software system
۱۴ The transferring medium to deliver the cells
۱۵ در این نوع چاپگر، سیستم حرکت و سیستم رسوب‌گذاری همزمان کنترل می‌شوند تا ساختارهای بافتی ترکیبی ساخته شوند.
۱۶ سی‌تی‌اسکن یا توموگرافی کامپیوتری Computed Tomography scan (CT scan) یکی از روش‌های پیشرفته تصویربرداری پزشکی است.
۱۷ واسطه همان جوهر زیستی است که امکان انتقال سلول‌ها را فراهم می‌کند و آن‌ها را به مرحله‌ی چاپ می‌رساند. جوهر زیستی از مواد زیست‌سازگار آبی تشکیل شده‌است و به سلول اجازه می‌دهد به اندازه‌ی کافی رشد کند و اکسیژن‌رسانی شود تا زنده بماند.

طبقه‌بندی تکنیک‌های چاپ زیستی

امیدوارکننده‌ترین فناوری در چاپ زیستی، قابلیت مونتاژ و خودسازماندهی سلول‌ها است.
تکنیک‌های مورد استفاده در چاپ زیستی بر اساس اصول کار به سه گروه اصلی تقسیم‌بندی می‌شوند:

الف) چاپ زیستی جوهرافشان یا قطره‌ای[۱۸]، ب) چاپ زیستی اکستروژن[۱۹] و پ) چاپ زیستی لیزری[۲۰]

شکل ۶ - سه نوع تکنیک در چاپگرهای زیستی
الف) چاپ زیستی جوهر افشان یا قطره‌ای، ب) چاپ زیستی اکستروژن و پ) چاپ زیستی لیزری

الف) چاپ زیستی مبتنی بر قطرات از انرژی حرارتی، صوتی یا الکتریکی برای چاپ سلول‌های محصورشده در قطرات کوچک جوهر زیستی استفاده می‌کند که به‌صورت لایه‌به‌لایه می‌نشینند. به‌عنوان مثال با استفاده از موج‌های ایجادشده توسط پیزوالکتریک[۲۱]، قطرات کوچک جوهر زیستی تولید می‌شوند.

ب) چاپ زیستی مبتنی بر اکستروژن از انرژی بالقوه‌ی مکانیکی یا پنوماتیک[۲۲] برای خارج کردن[۲۳] جوهر زیستی، غلبه بر تشکیل قطرات ناشی از کشش سطحی و مدل دادن به جوهر زیستی استفاده می‌کند.

پ) چاپ زیستی مبتنی بر لیزر از انرژی لیزر برای چاپ انتخابی و الگوی دقیق سلول‌ها بر روی یک لایه استفاده می‌کند.
اساس روش‌های ورود مواد زیستی به سیستم‌های مربوطه، به دو دسته‌ی کلی تکنیک‌های تماسی[۲۴] و غیرتماسی[۲۵] تقسیم می‌شود.

تکنیک‌های تماسی: در این نوع از تکنیک‌های چاپ زیستی، نیاز به تماس بین دستگاه و لایه یا سطح دریافت‌کننده‌ی ماده‌ی زیستی وجود دارد. روش اکستروژن یکی از این تکنیک‌ها است [۴].

تکنیک‌های غیرتماسی: در این نوع از تکنیک‌های چاپ زیستی، ماده‌ی ورودی به لایه و سطح مربوطه در مکانی بسیار نزدیک نسبت به هم قرار دارند و تقریباً مماس با هم هستند. چاپ لیزری و جوهرافشان نمونه‌هایی شناخته‌شده از این نوع تکنیک هستند.
هر روش چاپ زیستی دارای ویژگی‌های منحصر به فرد و مزایا و معایب خاص خود از نظر قابلیت چاپ، وضوح، سرعت لایه‌نشانی، مقیاس‌پذیری، سهولت استفاده، سرعت و قیمت چاپ است [۵].

۱۸ Inkjet-bioprinting
۱۹ Extrusion-bioprinting
۲۰ Laser induced forward transfer
۲۱ Piezoelectric: قطعه‌ای که انرژی التکریکی را به موج تبدیل می‌کند.
۲۲ Pneumatic: استفاده از فشار باد
۲۳ Extrude
۲۴ Contact printing technique
۲۵ Non-contact printing technique

شکل ۷ – پرینت سه‌بعدی استخوان برای جایگزینی با استخوان آسیب‌دیده با سه تکنیک

منابع

[1] Sachlos, E., et al., 2003. Novel collagen scaffolds with predefined internal morphology made by solid freeform fabrication. Biomaterials 24 (8), 1487e1497

[2] Mironov, V., Reis, N., Derby, B., 2006. Bioprinting : a beginning. Tissue Engineering 12 (4), 631e634.

[3] Ozbolat, I.T., 2015. Bioprinting scale-up tissue and organ constructs for transplantation. Trends in Biotechnology 33 (7), 395e400

[4] Klebe, R., 1988. Cytoscribing: a method for micropositioning cells and the construction of two- and three-dimensional synthetic tissues. Experimental Cell Research 179 (2), 362e373

[5] Ozbolat, I.T., Hospodiuk, M., 2016. Current advances and future perspectives in extrusion-based bioprinting. Biomaterials 76, 321e343

تصویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از داربست مهندسی شده متخلخل برای کاربردهای ترمیمی

دنیای نوین بیومواد

- برچسب پرینت‌شده به‌صورت سه‌بعدی، جایگزینی برای تزریق واکسن!
- لباس‌های زیستی فتوسنتز کننده

گردآورنده‌ی اخبار:

محیا فریدونی؛ دانشجوی کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

برچسب پرینت‌شده به‌صورت سه‌بعدی، جایگزینی برای تزریق واکسن!

واکسیناسیون از طریق پچ پوستی[1] با استفاده از میکروسوزن‌های پرینت سه‌بعدی‌شده، باعث ایجاد ایمنی هومورال و ایمنی سلولی قوی‌تری نسبت به واکسیناسیون تزریقی می‌شود.

دانشمندان دانشگاه استنفورد و دانشگاه کارولینای شمالی، یک برچسب واکسن مجهز به میکروسوزن را با تکنولوژی پرینت سه‌بعدی ساخته‌اند که نسبت به واکسن تزریقی کنونی عملکرد بهتری در تقویت ایمنی دارد. این برچسب که به‌صورت مستقیم روی پوست قرار می‌گیرد، حاوی سلول‌های ایمنی است که هدف واکسن هستند.

واکسیناسیون از طریق پچ پوستی با استفاده از میکروسوزن‌های پرینت سه‌بعدی‌شده، باعث ایجاد ایمنی هومورال و ایمنی سلولی قوی‌تری نسبت به واکسیناسیون تزریقی می‌شود.

ایمنی هومورال: ایمنی هومورال نوعی از دفاع اختصاصی (دستگاه ایمنی تطبیقی) است که در آن، پادتن‌ها به عنوان ریزمولکول‌های واسطه، وارد عمل می‌شوند. این نوع از ایمنی به‌دلیل ماهیت خود، که از طریق مایعات بدن انجام می‌گیرد، ایمنی هومورال نام گرفته‌است. این سیستم که در بیشتر مهره‌داران وجود دارد، از اجزای مولکولی و سلولی تشکیل می‌شود که در فرایند ایمنی بدن نقش دارند و به‌صورت اختصاصی‌تر، به مقابله با خطرات می‌پردازند. لنفوسیت‌های B هنگامی که برای نخستین بار به آنتی‌ژنی متصل می‌شوند، رشد می‌یابند، تقسیم می‌شوند و طی تغییراتی به پلاسموسیت و سلول‌های B خاطره تبدیل می‌شوند. پلاسموسیت‌ها پروتئین‌هایی به نام پادتن ترشح می‌کنند که در خون محلول هستند.

ایمنی سلولی: واکنش ایمنی سلولی یک پاسخ ایمنی است که شامل آنتی‌بادی نیست بلکه حاصل فعال شدن فاگوسیت‌ها، لنفوسیت‌های تی سیتوتوکسیک مختص آنتی‌ژن و ترشح انواع پاسخ‌های سایتوکاینی علیه یک آنتی‌ژن و سلول‌های کشنده طبیعی می‌شود.
مکانیسم ایمنی سلولی به مبارزه با سلول‌های آلوده به ویروس و باکتری و سلول‌های سرطانی می‌پردازد. در این روش، لنفوسیت‌های T نقش اصلی را دارند. این سلول‌ها پس از اتصال با آنتی‌ژنی خاص، تکثیر پیدا می‌کنند و انواعی از سلول‌های T را به‌وجود می‌آورند.

***ایمنی هومورال[2] و ایمنی سلولی[3]، دو نوع ایمنی اختصاصی می‌باشند که از بدن در برابر عوامل آسیب‌رسان مانند ویروس‌ها، باکتری‌ها و سموم دفاع می‌کنند. تفاوت مکانیسم پاسخ این دو ایمنی در برابر عوامل آسیب‌رسان در این است که در ایمنی سلولی، برای مبارزه با سلول‌های آلوده به ویروس، باکتری یا قارچ و سلول‌های سرطانی در بدن، سلول‌های خاصی به نام لنفوسیت به عامل بیگانه حمله می‌کنند و با القای مرگ سلولی در سلول‌های بیگانه، آن‌ها را از بین می‌برند. اما ایمنی هومورال نوعی پاسخ وابسته به آنتی‌بادی در مقابل ورود ویروس‌ها یا باکتری‌ها به بدن است. پس از ورود عوامل آسیب‌رسان به داخل بدن، تولید آنتی‌بادی‌ها (پروتئین‌های سنگینی به اندازه تقریباً ۱۰ نانومتر) شروع می‌شود که این

۱ Transdermal Patch
۲ Humoral immunity
۳ Cellular immunity

آنتی‌بادی‌ها به آنتی‌ژن عامل بیگانه وصل شده و مانع اتصال آن به سلول‌های بدن می‌شوند و به سیستم ایمنی کمک می‌کنند تا زودتر عامل بیگانه را بلعیده و از بین ببرد. عوامل تولید آنتی‌بادی در بدن باقی می‌مانند و پس از تماس مجدد با عامل بیماری‌زا در آینده، سریعاً آن را شناسایی کرده و مقدار زیادی آنتی‌بادی با سرعت بیشتر تولید می‌کنند؛ در نتیجه در مواجه‌های بعدی با عامل بیگانه، آنتی‌بادی با مقدار و سرعت بیشتری ایجاد شده و مبارزه با شدت بیشتری انجام می‌شود.***

دانشمندان دانشگاه استنفورد و دانشگاه کارولینای شمالی، یک برچسب واکسن مجهز به میکروسوزن را با تکنولوژی پرینت سه‌بعدی ساخته‌اند که نسبت به واکسن تزریقی کنونی عملکرد بهتری در تقویت ایمنی دارد. این برچسب که به‌صورت مستقیم روی پوست قرار می‌گیرد، حاوی سلول‌های ایمنی است که هدف واکسن هستند.
طبق تحقیقات انجام‌شده توسط این گروه روی نمونه‌های حیوانی که در مجموعه مقالات آکادمی ملی علوم[۴] منتشر شده‌است؛ پاسخ ایمنی حاصل از این برچسب واکسن ۱۰ برابر بیشتر از واکسن‌هایی است که با استفاده از سرنگ به عضله‌ی بازو تزریق می‌شوند. پیشرفت بزرگ به‌دست‌آمده در این تحقیق، در واقع میکروسوزن‌هایی است که با استفاده از چاپگر سه‌بعدی روی تکه‌ای پلیمر چاپ شده‌اند. این میکروسوزن‌ها می‌توانند از جنس فلز، سیلیکون یا پلیمر باشند و به‌اندازه‌ای بلند هستند که به پوست برسند و واکسن را تحویل دهند. سطح میکروسوزن‌ها با مواد درمانی پوشیده می‌شوند یا از مواد تجزیه‌پذیری ساخته می‌شوند که مواد درمانی را در خود محصور می‌کنند.

شکل ۱ - شماتیک عملکرد برچسب واکسن

به‌گفته‌ی جوزف دی‌سایمن[۵]، نویسنده‌ی مقاله و کارآفرین حوزه‌ی پرینت سه‌بعدی و استاد دانشگاه استنفورد و کارولینای شمالی، هدف از ایجاد این فناوری، گسترش هرچه سریع‌تر واکسیناسیون در سرتاسر جهان با میزان دوز مورد نیاز کمتر و به روشی عاری از درد و ناراحتی است. سهولت و اثربخشی برچسب واکسن، مسیر جدیدی برای ارائه‌ی واکسن‌های بدون درد و غیرتهاجمی که می‌توانند توسط خود فرد تزریق شوند را ایجاد می‌کند.
در حالی که برچسب‌های مجهز به میکروسوزن از چندین دهه‌ی پیش مورد مطالعه قرار گرفته‌اند، پروژه‌ی انجام‌شده توسط دانشگاه کارولینا و استنفورد بر بعضی از چالش‌های گذشته غلبه کرده‌است. از میکروسوزن‌های چاپ سه‌بعدی‌شده در این تحقیق می‌توان برای واکسن‌هایی مانند آنفلوآنزا، سرخک، هپاتیت و کرونا استفاده کرد.

۴ Proceedings of the National Academy of Sciences
۵ Joseph M. DeSimone

از نظر شاومین تیان[۶]، نویسنده و محقق دانشگاه کارولینای شمالی، به‌طور کلی، تطبیق میکروسوزن‌ها برای انواع مختلف واکسن یک چالش است. پیش از این برای ساخت میکروسوزن‌ها از قالب استفاده می‌شد که مشکلات خاص خود را داشت از جمله آن که با تکرار قالب‌گیری از تیزی سوزن کاسته می‌شد؛ اما در روش چاپ سه‌بعدی این میکروسوزن‌ها به‌صورت مستقیم چاپ می‌شوند که از نظر طراحی، امکان ساخت سوزن‌ها با بهترین عملکرد و هزینه را فراهم می‌کند. میکروسوزن‌ها در دانشگاه کارولینای شمالی با استفاده از یک نمونه‌ی اولیه چاپگر سه‌بعدی CLIP[۷] که دی‌سایمن اختراع کرد، تولید شده‌است. گروهی از میکروبیولوژیست‌ها و مهندسان شیمی در حال انجام تحقیقاتی برای مجهز کردن این میکروسوزن‌ها به واکسن‌های RNA، مانند واکسن COVID-19 شرکت‌های Pfizer و Moderna هستند.

شکل ۲ - A) تصاویر ESEM[۸] از برچسب واکسن B) شماتیک پوشش‌دهی C) تصویر پچ پوشش‌داده‌شده با واکسن D) تصویر فلورسانس

بیماری همه‌گیر COVID-19 اهمیت واکسیناسیون به‌موقع را به‌وضوح نشان داد. اما معمولاً دریافت واکسن نیازمند مراجعه به درمانگاه یا بیمارستان است. عواملی چون ضرورت حمل و نقل واکسن در دمای پایین و نیاز به نیروی آموزش‌دیده برای تزریق واکسن می‌توانند مانع واکسیناسیون دسته‌جمعی شوند. در حالی که برچسب‌های واکسن که حاوی میکروسوزن‌های آغشته به واکسن هستند که در پوست حل می‌شوند، به‌راحتی قابل حمل به سرتاسر جهان هستند و هر فرد می‌تواند به‌تنهایی از آن‌ها استفاده کند. در نهایت، سهولت استفاده از برچسب واکسن منجر به افزایش نرخ واکسیناسیون می‌شود.

۶ Shaomin Tian
۷ Continuous liquid interface production

منابع

[1] Caudill, Cassie, et al. “Transdermal vaccination via 3D-printed microneedles induces potent humoral and cellular immunity.”
Proceedings of the National Academy of Sciences 118.39 (2021).

[2] Transdermal vaccination via 3D-printed microneedles induces potent humoral and cellular immunity 2021, Cassie Caudill, Jillian L. Perry, Kimon Iliadis, Addis T. Tessema, Brian J. Lee, Beverly S. Mecham, Shaomin Tian, and Joseph M. DeSimone.

لباس‌های زیستی فتوسنتزکننده

رویا عقیقی، طراح ایرانی-کانادایی، لباس‌هایی از جنس جلبک ساخته‌است که به‌عنوان یک محصول پایدار در دنیای مُد، کربن‌دی‌اکسید را از طریق فتوسنتز به اکسیژن تبدیل می‌کند.

این لباس‌ها که بایوگارمنتری[1] نام دارند، نمود پارچه‌ی ساخته‌شده از سلول‌های زنده‌ی فتوسنتزکننده هستند. این منسوجات زیستی که موجودات زنده‌ای هستند، در همکاری بین دانشگاه بریتیش کلمبیا (UBC) و دانشگاه Emily Carr کانادا تولید شدند که با تبدیل کربن‌دی‌اکسید به اکسیژن تنفس می‌کنند. این پروژه در بخش طراحی پایدار برای جایزه[2] Dezeen 2019 ، کاندید شده بود.

۱ Biogarmentry

۲ Dezeen Awards 2019

جنبه‌ی زنده این منسوجات، باعث تغییر رابطه‌ی کاربران با لباس‌هایشان می‌شود و رفتارهای حول عادات مصرف‌محور انسان‌ها را به‌سوی ایجاد آینده‌ای پایدار تغییر می‌دهد. برای ساخت پارچه برای بایوگارمنتری، یک نوع جلبک سبز تک‌سلولی به نام Chlamydomonas Reinhardtii را با نانوپلیمرها می‌ریسند. نتیجه که شبیه پارچه‌ی کتان می‌شود؛ اولین پارچه‌ی زنده و فتوسنتزکننده‌ای است که تا به‌حال ساخته شده‌است.

کسانی که به‌جای مشارکت در ساخت لباس‌های مصنوعی مخرب برای محیط زیست که بعد از چند بار استفاده دور انداخته می‌شوند، بایوگارمنتری را می‌پوشند؛ باید همان‌طور که از یک گیاه مراقبت می‌کنند از لباس مراقبت کنند تا آن را زنده نگه دارند. بایوگارمنتری با قرار گرفتن در معرض نور خورشید فعال می‌شود. صاحبان این لباس‌ها، به‌جای شستن آن‌ها فقط باید هفته‌ای یک بار با اسپری به آن آب بپاشند.

عقیقی می‌گوید: " با زنده کردن منسوجات، کاربران وابستگی احساسی به لباس خود پیدا می‌کنند. از آن‌جا که چرخه‌ی حیات منسوجات زنده‌ی فتوسنتزکننده مستقیماً به نحوه‌ی مراقبت از آن بستگی دارد، مراقبت از لباس‌ها اهمیت خود را مجدداً به‌دست خواهد آورد."

همچنین با تبدیل کربن‌دی‌اکسید به اکسیژن، لباس‌ها محیط مجاور کاربر را بهبود می‌بخشند و پوشیدن این لباس به‌صورت دسته‌جمعی می‌تواند به تنظیم انتشار کربن کمک کند. بعد از اتمام استفاده‌ی کاربر از لباس، می‌توان آن را به کمپوست[۳] تبدیل کرد. در حال حاضر انتظار می‌رود که این منسوجات حدود یک ماه عمر کنند؛ اما در صورتی که به‌درستی از آن مراقبت شود، این دوره می‌تواند افزایش یابد.
مطالعه‌ی امکان‌سنجی بایوگارمنتری، به‌عنوان یک اقدام مشترک توسط آزمایشگاه مواد و فرایندهای مهندسی پیشرفته و آزمایشگاه گیاه‌شناسی در دانشگاه بریتیش کلمبیا انجام گرفت. عقیقی در حال حاضر طراح مقیم آزمایشگاه تجربه‌ی مواد در هلند است.

۳ کمپوست (Compost) به مواد آلی گفته می‌شود که در طول زمان با جمع شدن در یک محوطه یا ظرف دچار پوسیدگی و تجزیه می‌شوند. کمپوست معمولاً به‌عنوان بقایای مواد آلی شناخته می‌شود که می‌تواند به تهویه و غنی کردن خاک کمک کند.

منبع

[1] https://www.dezeen.com/2019/10/02/biogarmentry-roya-aghighi-living-clothes-photosynthesis/ ezeen, Biogarmenetry clothes can photosynthesis like plants

مروری بر زخم‌پوش‌ها

نویسنده:
سینا جرئتی؛ فارغ‌التحصیل کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

زخم به‌عنوان اختلال در تداوم پوشش مخاطی پوست یا مخاط ناشی از آسیب فیزیکی یا حرارتی تعریف می‌شود. با توجه به طول مدت و ماهیت روند بهبود، زخم دو دسته حاد و مزمن دارد. زخم حاد نوعی آسیب به پوست است که به‌طور ناگهانی در اثر تصادف یا جراحات جراحی ایجاد می‌شود. بسته به اندازه، عمق و وسعت آسیب در اپیدرم و لایه‌ی درم پوست، در یک چارچوب زمانی قابل پیش‌بینی و مورد انتظار، معمولاً طی ۱۲-۸ هفته بهبود می‌یابد[۱]. از سوی دیگر، زخم‌های مزمن در مراحل عادی بهبودی پیشرفت نمی‌کنند و نمی‌توانند به‌موقع و منظم ترمیم شوند. زخم‌های مزمن عموماً از زخم ساق پا و سوختگی ناشی می‌شوند.

ترمیم زخم یک فرایند پویا و پیچیده از بازسازی بافت و پیشرفت رشد در سه مرحله مختلف است که طبق چارت ۱ و شکل ۱ شامل مراحل زیر است:

۱- مرحله‌ی انعقاد و هموستاز (بلافاصله پس از آسیب) به‌همراه مرحله‌ی التهابی، (کمی پس از آسیب به بافت) که در طی آن تورم رخ می‌دهد.

۲- دوره‌ی تکثیر که در آن بافت‌ها و رگ‌های خونی جدید تشکیل می‌شوند.

۳- مرحله‌ی رشد که در آن بازسازی بافت‌های جدید صورت می‌گیرد.

شکل ۱ - مراحل بهبود زخم

شکل ۱ - مراحل بهبود زخم

این فازها به‌صورت منظم و به‌خوبی با یکدیگر هم‌پوشانی دارند. ارتقای این مراحل تا حد زیادی به نوع زخم و شرایط پاتولوژیک[۲] مرتبط با آن و نوع مواد پانسمان بستگی دارد. با پیشرفت تکنولوژی، در حال حاضر انواع مختلفی از مواد پانسمان زخم برای انواع زخم‌ها موجود است؛ اما انتخاب یک ماده برای یک زخم خاص جهت دستیابی به بهبود سریع‌تر مهم است [۱].

---

۱ فیبروبلاست: فراوان‌ترین سلول در بافت همبند است که همه‌ی انواع رشته‌های بافت همبند و مواد آلی ماده زمینه‌ای را سنتز می‌کند. فیبروبلاست‌های متعلق به بافت‌های دیگر، اگر به بافت جدیدی پیوند زده شوند، تا چندین نسل خاطرات مربوط به بافتی را که به آن تعلق داشته‌اند را حفظ خواهند کرد؛ اگر چه ممکن است از نظر ریخت‌شناسی این تغییرات محسوس نباشند.

۲ پاتولوژی یا آسیب شناسی: شاخه‌ای از علوم پزشکی است که در خصوص تأثیر بیماری‌ها و آسیب‌ها در سطح بافتی و سلولی و مولکولی بحث می‌کند

بر اساس نوع زخم باید از مواد پانسمان مناسب استفاده شود. انتخاب پانسمان باید بر اساس توانایی آن در زمینه‌های متعدد نظیر ۱- فراهم کردن یا حفظ محیط مرطوب، ۲- افزایش مهاجرت اپیدرمی ۳- ترویج رگ‌زایی و سنتز بافت ۴- اجازه‌ی تبادل گاز بین بافت زخمی و محیط ۵- حفظ دمای مناسب بافت برای بهبود جریان خون به بستر زخم ۶- محافظت در برابر عفونت باکتریایی ۷- عدم چسبیدن به زخم پس از بهبودی انتخاب گردد [۱,۲].
در چارت ۲ خلاصه‌ای از قابلیت‌ها و ویژگی‌های مهم یک زخم‌پوش ایده‌آل آورده شده‌است که در پروسه‌ی انتخاب و ساخت زخم‌پوش باید توجه ویژه‌ای به آن‌ها نمود.

چارت ۲ - ویژگی‌های زخم‌پوش ایده‌آل

محصولات سنتی پانسمان زخم شامل گاز، گچ، بانداژ (طبیعی یا مصنوعی) و پشم و پنبه خشک بوده‌است که همواره به‌عنوان پانسمان اولیه یا ثانویه برای محافظت از زخم در برابر آلودگی‌ها استفاده شده‌اند [۳]. پانسمان‌های گازی از الیاف بافته‌شده‌ی پنبه، ابریشم مصنوعی و پلی‌استرها ساخته می‌شوند و نوعی محافظت در برابر عفونت باکتریایی ایجاد می‌کنند. برخی از پدهای گاز استریل برای جذب اگزودا[۳] و مایع در زخم باز با کمک الیاف موجود در این پانسمان‌ها استفاده می‌شود؛ همچنین به‌دلیل

۳ تراوه یا اگزودا (Exudate): در دانش زیست‌شناسی به مایعی که از یک بافتِ زیستی به بیرون داده می‌شود، گفته می‌شود.

شکل ۲ - نمونه‌ای از یک زخم پوش ایده‌آل

تخلیه‌ی بیش از حد زخم، پانسمان‌ها مرطوب می‌شوند و تمایل دارند به زخم بچسبند و هنگام برداشتن آن، بیمار دچار درد بشود [۲]. از این رو با توجه به عدم حفظ رطوبت توسط پانسمان‌های اولیه و همچنین سادگی بیش از حد آن‌ها که کاربرد حرفه‌ای را محدود می‌کنند، این دسته از پانسمان‌ها رفته‌رفته با پانسمان‌های مدرن با فرمول‌سازی پیشرفته‌تر جایگزین شده‌اند.
با توجه به تعاریف و زمینه‌ی مصرف این دست از بیومواد‌ها، پس از انتخاب نوع پلیمر مصرفی بر اساس ویژگی‌ها و عملکردهای متنوع ذکرشده، انتخاب نحوه و روش مناسب جهت ساخت بستر و داربست در دستور کار قرار می‌گیرد. همواره برای ساخت بیومواد روش‌های متنوعی نظیر فریز درایینگ[۴]، ساخت هیدروژل، پرینت سه‌بعدی، الکتروریسی و غیره مورد استفاده قرار گرفته‌اند که در این بین، الکتروریسی یکی از روش‌های پرکاربرد، سریع و مقرون‌به‌صرفه به‌همراه دامنه‌ی وسیعی از ویژگی‌های مورد نیاز بیولوژیکی است که در پروژه‌ی کارشناسی اینجانب تحت نظر دکتر مهدی نواز اقدم جهت ریسیدن نانوالیاف الکتروسپین‌شده[۵] بر پایه‌ی پلی‌ونیل‌الکل مورد استفاده قرار گرفت [۳].
پانسمان‌های تهیه‌شده با فناوری الکتروریسی بسیار برجسته هستند. این پانسمان‌ها سطح و تخلخل بالایی دارند و همچنین می‌توان آن‌ها را با انواع داروهای التیام‌دهنده‌ی مصنوعی و طبیعی غنی نمود. این پانسمان‌ها به روش‌های مختلف با کمک گرفتن از ویژگی پلیمرهای انتخاب‌شده و همچنین خواص به‌خصوص نانوالیاف‌ها، برای بهبود زخم مفید هستند [۴]. در حال حاضر بیش از ۳۰۰۰ نوع پانسمان در بازار موجود است که باعث می‌شود پزشک به تمام جنبه‌های مراقبت از زخم بپردازد. اما هنوز هیچ محصول برتری وجود ندارد که زخم‌های مزمن مانند زخم‌های دیابتی و فشاری (زخم بستر) را که اغلب به بهبودی کامل نمی‌رسند، التیام بخشد [۵]. از این رو، ایجاد یک پانسمان که به شتاب‌دهی در پروسه‌ی التیام زخم می‌پردازد، تا حد زیادی به بیماران و پزشکان در مراقبت از زخم کمک می‌کند.

۴ خشک‌کردن انجمادی (Freeze-drying) به‌طور خلاصه فرایندی است که در طی آن ماده‌ای را منجمد می‌کنند و سپس با کاهش فشار سامانه، آب منجمد درون ماده‌ی مورد نظر را به‌طور مستقیم به بخار تبدیل می‌کنند.

۵ Electrospun Nanofibers

منابع

[1] Crosslinked-polyvinyl alcohol-carboxymethyl cellulose/ZnO nanocomposite fibrous mats containing erythromycin (PVA-CMC/ZnO-EM): Fabrication, characterization and in-vitro release and anti-bacterial properties 2019, Behzad Darbasizadeh, Yousef Fatahi, Bahareh Feyzi-barnaji ,Mahshid Arabi, Hamidreza Motasadizadeh.

[2] Facile preparation and characterization of pH sensitive Mt/CMC nanocomposite hydrogel beads for propranol controlled release 2018, Hassan Farhadnejad, Seyed Alireza Mortazavi, Mohammad Erfan, Behzad Darbasizadeh, Hamidreza Motasadizadeh, Yousef Fatahi.

[3] Electrospinning of PVA-carboxymethyl cellulose nanofibers for flufenamic acid drug delivery 2020, Alireza Allafchian, Hassan Hosseini, Seyyed Mohammad Ghoreishi.

[4] Smart multi-layer PVA foam/ CMC mesh dressing with integrated multi-functions for wound management and infection monitoring 2020, Miaomiao H, Feiyang Ou, Yue Wu, Xiaodong Sun, Xianchun Chen, Han Li, Dan Sun.

[5] Preparation of biocompatible system based on electrospun CMC/PVA nanofibers as controlled release carrier of diclofenac sodium 2016, Mohamed H. El-Newehy, Mehrez E. El-Naggar, Saleh Alotaiby, Hany El- Hamshary, Meera Moydeen & Salem Al-Deyab.m

گفت‌وگو با دکتر مهدی نواز،

هیئت علمی دانشگاه تهران و فعال در زمینه بیومواد

مصاحبه‌کننده:

ابوالفضل انوری؛ دانشجوی کارشناسی ارشد شناسایی و انتخاب مواد مهندسی دانشگاه تهران

تحریر و تنظیم:

محیا فریدونی؛ دانشجوی کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

محمدصالح محمودی؛ دانشجوی کارشناسی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران

عکاس:

مریم حسینعلی؛ دانشجوی کارشناسی علوم کامپیوتر دانشگاه تهران

- سلام و عرض ادب خدمت جناب آقای دکتر نواز، ممنون که وقتتان را در اختیار نشریه‌ی فراسوی مواد قرار دادید. لطفاً جهت آشنایی بیشتر مخاطبان، یک توضیح درباره خودتان و تحصیلاتتان بدهید؟

به نام خدا، بنده دوره‌ی ارشد و دکتری‌ام را در رشته‌ی مهندسی پزشکی گرایش بیومواد گذراندم که یک دوره فرصت مطالعاتی هم در دانشگاه برن سوییس در حوزه‌ی مهندسی بافت قلب و عروق داشتم و بعد به‌عنوان هیئت علمی به دانشگاه تهران آمدم که الان در خدمتتان هستیم.

- به‌طور کلی چرا به این زمینه علاقه دارید و چرا این رشته را انتخاب کردید؟

با توجه به اینکه بیشتر اعضای خانواده‌ام، هم برادرم و هم دوستانی که اطرافم بودند پزشک بودند، من بر اساس این که ریاضی خوانده بودم به‌سمت مهندسی رفتم؛ ولی چون در دوران تحصیلی لیسانسم بیشتر با پزشکان و دانشجویان پزشکی در ارتباط بودم و حتی در کلاس‌های پزشکی هم شرکت می‌کردم، به حوزه‌ی پزشکی علاقه‌مند شدم و این باعث شد گرایش ارشد و دکتری‌ام را به‌سمت مهندسی پزشکی، مهندسی بافت و رهایش دارو بروم و الان بیشتر در حوزه‌های پزشکی فعالیت می‌کنم و در حوزه‌ی پزشکی با وزارت بهداشت و درمان همکاری تحقیقاتی دارم.

- درباره حوزه‌های تحقیقاتی مورد علاقه‌تان بفرمایید.

زمینه‌ی تحقیقاتی ارشد بنده در مورد مواد کوچکتر از میکرون[1] بود. بعد از این که ارشدم را تمام کردم، در سال ۱۳۸۳ وارد حوزه‌ی نانوفناوری شدم. ستاد فناوری نانو در اولین روزهای تأسیسش بود که ما توانستیم یک پروژه‌ی مصوب با ستاد نانو داشته باشیم که شاید جزو اولین پروژه‌های مصوبی بود که در ایران اتفاق می‌افتاد. در سال ۱۳۸۳ که وارد حوزه‌ی نانو فناوری شدم، به مرور در حوزه‌های نانوکامپوزیت و نانوبیوکامپوزیت فعالیت کردم و از مقطع ارشد فارغ‌التحصیل شدم. پس از فارغ‌التحصیلی نیز در حوزه‌ی نانو فعالیت داشتم و مشغول به کار بودم و پروژه‌های مصوب مختلف انجام دادم و بعد وارد دوره‌ی دکتری شدم و سعی کردم که حوزه‌های علاقه‌مندی خودم را در بحث نانوبیومواد دنبال کنم. در دوره‌ی دکتری در حوزه‌ی نانوفیبرها و نانوالیاف برای ترمیم بافت قلب و عروق، توانستم با مرکز قلب تهران تقریباً از سال ۱۳۸۶ همکاری کنم و تا الان نزدیک به چهارده سال هست که با مرکز قلب تهران همکاری می‌کنم و در اکثر پروژه‌های مصوب مرکز قلب تهران در حوزه مهندسی بافت، رهایش دارو و پزشکی ترمیمی درحال فعالیت هستم. تا الان در زمینه‌ی مواد نانوکامپوزیت و نانوساختار و زیستی در نزدیک به پنج، شش پروژه‌ی نیمه‌صنعتی، تحقیقاتی و بنیادی مصوب با سازمان‌های مختلف به‌عنوان مجری پروژه فعالیت داشتم.

- بسیار عالی، مهم‌ترین درس‌ها در این زمینه از نظر شما چیست؟

به‌نظر من دانشجویانی که مهندسی پزشکی می‌خوانند یک‌سری درس‌هایی در این حوزه دارند ولی برای بچه‌های رشته‌های مواد که علاقه‌مند هستند که پروژه‌های کاربرد پزشکی انجام بدهند، درس بیوشیمی برای تقویت زمینه‌ی پزشکی‌شان، خیلی مفید هست؛ به این دلیل که ساختار سلول و برهمکنش سلول‌ها را بررسی می‌کند. درس آناتومی

---

۱ Submicron ($<10^{-6}$)

و فیزیولوژی را هم می‌توانند به‌صورت روزنامه‌وار مطالعه کنند که هم خیلی جذاب هست و هم در زندگی روزمره می‌تواند کاربرد داشته باشد و هم می‌تواند پایه‌ای قوی برای بچه‌هایی که در حوزه‌ی بیومواد کار می‌کنند، باشد. این سه درس را خودشان می‌توانند مطالعه‌ی شخصی انجام بدهند. در این دانشکده (دانشکده‌ی مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران)، خوشبختانه اساتید، دروس بیومواد و مهندسی بافت و نانومواد را ارائه می‌دهند و دانشجویان می‌توانند یک‌سری دروس هم به‌عنوان دروس کمکی از دانشکده‌های دیگر مثل دانشکده‌ی علوم و فنون نوین دانشگاه تهران و دانشگاه امیرکبیر اخذ کنند و به این صورت بتوانند ذهنیت و پایه‌های علمی خودشان را تقویت کنند.

- آیا درس‌هایی که در مقطع کارشناسی در همین دانشکده ارائه می‌شود برای بچه‌ها کافیست؟ چون فقط یک درس دو واحدی بیومواد وجود دارد.

من در کلاس هم خدمت دانشجویان عرض کردم که فرقی نمی‌کند. حوزه‌ی بیو در حوزه‌ی پزشکی کاربرد دارد. شما می‌توانید مواد در حوزه‌ی انرژی، نفت و گاز یا صنعت معدن داشته باشید. یعنی همان اصول مواد مثل خواص مکانیکی و فیزیکی و شیمیایی و خواص سطح، در حوزه‌ی مواد پزشکی هم حاکم هست و هیچ استثنایی برای ماده‌ای که در حوزه‌ی پزشکی استفاده می‌کنیم نسبت به سایر صنایع وجود ندارد. فیزیک، شیمی، مکانیک و سطح مواد در حوزه‌ی بیومواد خیلی مهم است و شما این دروس را در مقطع لیسانس می‌خوانید؛ بنابراین این‌ها می‌توانند ذهنیت خوبی را برای شما ایجاد کنند و وقتی وارد حوزه‌ی کاربرد مواد در پزشکی می‌شوید، می‌توانید از دانش مکانیک، شیمی، فیزیک و سطح مواد برای حوزه‌ی پزشکی استفاده کنید و به‌نظر من درس بیومواد‌ی که اینجا ارائه می‌شود، به‌عنوان یک درس کاربردی هست که به شما دید می‌دهد که چگونه می‌توانید از خواص موادی که خواندید در حوزه‌ی پزشکی استفاده کنید. به هر حال دروسی که اینجا ارائه می‌شود شاید کافی نباشد و شما الزام دارید که خودتان مقاله و هندبوک‌های مختلف و رفرنس‌های اصلی را در هر حوزه مطالعه کنید و این باعث می‌شود که شما در آن حوزه تقویت بشوید. یعنی هیچ جای دنیا اینطور نیست که تمام کورس‌های یک رشته در یک مقطع و به‌خصوص در مقطع کارشناسی مرتبط با آن کاربرد باشد.

- چه تفاوتی در توانایی افرادی که از حوزه‌ی مهندسی مواد به‌سمت بیومواد می‌آیند با افرادی که از سایر رشته‌ها به‌سمت مهندسی پزشکی می‌آیند وجود دارد؟

من شخصاً اعتقادم این است که همه‌ی افراد توانمند هستند؛ به‌شرطی که به‌خوبی راهنمایی و جهت‌دهی بشوند. استاد راهنما یا ما که در حوزه‌ی بیومواد کار می‌کنیم، موظفیم که جهت‌دهی خوبی به بچه‌ها داشته باشیم. به‌نظر من توانمندی همه‌ی بچه‌ها خوب است و همه‌ی بچه‌ها مستعد هستند. تنها نقطه قوتی که می‌تواند در موفقیت دانشجویان تاثیرگذار باشد، علاقه‌مندی و وقت گذاشتن است. یعنی یک نفر علاقه‌مند است اما وقت نمی‌گذارد، یک نفر وقت دارد ولی علاقه ندارد. در نتیجه باید این دو تا با هم و در کنار هم باشد. هم علاقه داشته باشد و هم وقت بگذارد. قطعاً و یقیناً همچین فردی در هر حوزه‌ای موفق می‌شود. شما ممکن است مواد خوانده باشید، اگر وقت بگذارید و علاقه داشته باشید می‌توانید یک مهندس مکانیک خوب بشوید. لذا به‌نظر من این مرزها برداشته شده‌است؛ مخصوصاً در حوزه‌ی رشته‌های مهندسی هیچ مرز خیلی خاصی وجود ندارد که بگوییم بچه‌هایی که مهندسی مواد هستند نباید بیومواد کار کنند و بچه‌هایی که مکانیک هستند نباید بیومواد کار کنند. ما دیدیم بچه‌هایی که مکانیک هستند و پروژه‌ی بیومواد

گرفتند و خیلی هم موفق بودند. در انتخاب پروژه مرزی وجود ندارد. به هر حال ما دانشجویی داشتیم که مهندسی مواد خوانده بود و پروژه‌ی موفقی انجام داد ولی برعکسش هم است که دانشجویی مهندسی پزشکی خوانده باشد ولی خیلی هم موفق نبوده‌است.

- در حال حاضر پروژه‌هایی که شما در آزمایشگاه کار می‌کنید، بیشتر در چه حوزه‌ای هست؟

پروژه‌های ما بیشتر در حوزه‌ی مهندسی بافت پوست و ترمیم زخم هست و مهندسی بافت شامل قلب و عروق و رهایش دارو، رگ‌زایی و اصلاح سطح بیومواد برای بهبود عملکرد در سیستم‌های بیولوژیکی هست و همچنین پروژه‌های دیگری به‌صورت صنعتی داریم که بر روی نانوکامپوزیت‌ها کار می‌کنیم.

- بیشتر توضیح می‌دهید که نانوکامپوزیت‌ها اغلب برای چه کاربردی و در چه حوزه‌ای هستند؟

نانوکامپوزیت‌ها به‌عنوان فیلر برای بهبود خواص فیزیکی و مکانیکی بدنه‌های فوق سبک در صنایع مختلف مانند صنایع فضایی و خودروسازی استفاده می‌شوند. بحث رنگ‌های نانوکامپوزیتی هم هست که می‌توانند هم به‌عنوان رنگ و هم عایق در حوزه‌ی ساختمانی مورد کاربرد واقع شوند.

- توضیحی درباره فعالیتتان در شرکت ترمیم آوای باران می‌فرمایید؟

بنده به‌عنوان مشاور در این شرکت همکاری می‌کنم و سهام کوچکی دارم. ولی شرکت‌هایی هم هستند که ما با آن‌ها مشاوره می‌کنیم و تعامل خیلی خوبی داریم. همکاری با شرکت‌های دیگر نیز در حوزه‌های ترمیم زخم و چسب‌های زخم و مهندسی بافت پوست و حوزه‌های درمانی با استفاده از عوامل بیولوژیکی مثل سلول و فاکتور رشد داریم که این همکاری به‌صورت تجاری‌سازی و توسعه‌ی محصولات است.

- در شرکت‌هایی که فرمودید چقدر از پتانسیل دانشجویان استفاده می‌شود؟

مثلاً در شرکتی که ما با آن‌ها همکاری می‌کنیم، دو سه نفر از دانشجویان لیسانس و دو سه نفر از دانشجویان ارشد را درگیر تارگت (هدف) محصولات شرکت کردیم و ارتباط خوبی با این شرکت دانش‌بنیان برای دانشجویان ایجاد شده که به آن‌ها دید خوبی داده و امکانات اولیه برایشان ایجاد شده‌است. من خودم شخصاً اعتقادم این است که اگر ما بتوانیم نصف پروژه‌های دانشجوها را به همین شرکت‌های دانش‌بنیان وصل کنیم، می‌تواند بسیار اثربخشی خوبی داشته باشد و این ایجاد علاقه در دانشجویان زیاد بشود و بدانند که خودشان در آینده می‌توانند یک بستر تجاری ایجاد کنند و خودشان به‌صورت انفرادی فعالیت کنند. دانشجوی کارشناسی یا ارشد می‌تواند به‌راحتی فعالیت کند. به هر حال برمی‌گردد به توانمندی دانشجویان و وقت گذاشتن آن‌ها. ما الان دانشجویانی معرفی کردیم که توانمند هستند و وقت می‌گذارند و توانستند در آن شرکت فعالیت‌های خوبی انجام بدهند و محصولات خوبی تولید کنند. یک‌سری هم به هر حال وقت و تعاملات خوبی نداشتند و خیلی موفق نبودند. فلذا به‌نظر خود بنده وقتی دانشجو بیرون از دانشگاه با شرکتی یا موسسه‌ای یا پژوهشگاهی تعامل می‌کند، یک علاقه‌مندی در او ایجاد می‌شود و انگیزه پیدا می‌کند که خودش در آینده با کمک دوستان و تشکیل یک تیم، بتواند یک شرکت دانش‌بنیان تأسیس کند و فعالیت خودش را ادامه دهد.

- با این حساب به‌نظر می‌رسد پتانسیل کارآفرینی در این حوزه زیاد باشد. درست است؟

به‌نظر من با توجه به شرایط کنونی کشور، پتانسیل خیلی بالایی وجود دارد و هر کسی در این حوزه وارد بشود، حتی الان هم دیر نشده‌است و می‌تواند خیلی موفق بشود. با توجه به اینکه به هر حال این حوزه جزو حوزه‌های خیلی اساسی است و بازار خوبی دارد، به‌خاطر اینکه بازار هدفش حوزه‌ی سلامت انسان‌ها است. حوزه‌ی سلامت، بازار هدفی است که هم مورد حمایت مردم است و هم مورد حمایت دولت و به‌نظر من در هر زمانی اگر شما محصول باکیفیت به بازار ارائه بدهید، بازار آن محصول را از شما می‌خرد.

- حوزه‌ای هست که پتانسیل بالاتری داشته باشد؟ مثلاً بعضی حوزه‌ها خیلی های‌تِک[۲] هستند و امکانات زیادی لازم دارند.

فعلاً با توجه به اینکه به هر حال ما در شرایطی هستیم که خیلی پیشرفته نیستیم و در حال توسعه هم نیستیم و در حوزه‌های مهندسی پزشکی در گام‌های اولیه هستیم؛ مثلاً در ایمپلنت‌های دائمی نمی‌توانیم با خارجی‌ها رقابت بکنیم. پس باید به‌سمت محصولاتی مثل بیومواد‌ی برویم که حساسیت روی آن‌ها کم‌تر است؛ مثل بیومواد حوزه‌ی پوستی که به‌راحتی می‌تواند بازار خوبی داشته باشد و مجوزهای بهداشتی را برای تولید انبوه به‌راحتی اخذ کند. چون به هر حال استانداردهای بیومواد‌ی که داخل قلب استفاده می‌شود با بیومواد‌ی که روی زخم استفاده می‌شود، متفاوت است و لذا

۲ High-tech

مجوزهای بیومواد‌ی که در حوزه‌های ترمیم زخم هستند را می‌توان به‌راحتی از وزارت بهداشت اخذ کرد و محصول را تجاری کرد.

- تخمینی از زمان و هزینه‌ی این کار (تولید پچ پوستی[۳]) وجود دارد؟

باز هم به این برمی‌گردد که زیرساخت آن مجموعه یا پژوهشگاه و افراد متخصص به چه صورت باشد. یعنی متغیر است و فاکتورهای مختلفی روی آن تاثیرگذار است و به‌نظر بنده نمی‌توان زمان و هزینه‌ی مشخصی را برای آن متصور شد. اینکه شما یک محصول را از صفر تا صد به بیزینس[۴] تبدیل کنید، به هر حال به نیروی انسانی متخصص، زیرساخت و طراحی یک بیزینس‌پلن[۵] خوب برای آن ایده، بستگی دارد. به هر حال شما برای تولید هر محصولی، حتماً باید ابتدا یک پلن تجاری بنویسید و امکان‌سنجی بشود و زیرساخت‌ها و نیروی انسانی متخصص آماده باشد و اگر این موارد آماده باشد، به‌راحتی دست‌یافتنی می‌شود. خوشبختانه در کشور ما از این ایده‌های دانش‌بنیان حمایت می‌شود. یک موردی را هم من اینجا عرض کنم، دانشجوها و فارغ‌التحصیلان می‌خواهند راه ده‌ساله را در یک سال طی کنند و این امکان ندارد. ما شرکتی داریم در حوزه‌ی پزشکی که سی سال قدمت دارد ولی الان شاید جزو رنکینگ[۶] ده کشور از نظر واردات و صادرات و ساخت و تولید هم نیست. یعنی به هر حال این حوزه‌های بیزینسی نیاز دارد که شما صبر و حوصله به‌خرج بدهید و برنامه‌ریزی خوبی داشته باشید.

- شما به همکاری‌هاتون با یک‌سری مراکز اشاره کردید، امکانش هست بفرمایید با چه جاهایی و به چه صورتی همکاری داشتید؟

ما با مراکز درمانی مختلفی همکاری کردیم که شاخص اون‌ها مرکز قلب تهران و مرکز بیماری‌های سوختگی و بیمارستان رسول اکرم در حوزه‌های درمانی و تحقیقاتی بوده‌است. همچنین با دانشکده‌ی دامپزشکی دانشگاه تهران به‌صورت پروژه‌ای همکاری کردیم و یک‌سری همکاری‌های دیگر خارج از حوزه‌های بیو مانند حوزه‌های فضایی، کشاورزی، تصفیه‌ی آب و هوا و انرژی داشته‌ایم.

- وضعیت کاری و درآمدی در این حوزه به چه صورت است؟

ببینید از نظر درآمدی به هر حال یک اشل حقوقی برای افراد فارغ‌التحصیل مهندسی مواد -بیومواد- یا ارشد بیومواد است و من فکر می‌کنم که به هر حال اگر کسی رزومه‌ی خوبی داشته باشد و در این حوزه متخصص باشد، به‌راحتی می‌تواند کار پیدا کند و به هر حال بحث درآمد، یک فرآیندی است که اگر عملکردش خوب باشد، می‌تواند صعودی باشد. ما هم از سال ۸۳ که مشغول به کار شدیم، به هرحال اوایل خیلی درآمد آنچنانی نداشتیم ولی آرام آرام در حوزه‌های مختلف خودمان را نشان دادیم و توانستیم خروجی‌های خوبی در پروژه‌های مختلف داشته باشیم.

- اشاره کردید به ارتباط مستقیم چندتا از دانشجویان خودتان با صنعت، به‌نظر شما اکنون تمایل اساتید به همکاری با صنعت و بازار چگونه است؟

به‌نظر بنده اساتیدی که با شرکت‌های دانش‌بنیان همکاری دارند، دوست دارند که دانشجوهایشان را با این شرکت‌های دانش‌بنیان مشترک کنند و الان مخصوصاً در حوزه‌های زیستی، این فعالیت و این اولویت بیشتر مورد توجه قرار گرفته‌است که دانشجوها را به‌سمت بیرون از دانشکده و مراکز رشد و پارک‌های علم و فناوری و شرکت‌های دانش‌بنیان سوق بدهند. چون در واقعیت دانشگاه خیلی نمی‌تواند حمایت قوی‌ای از پروژه‌های دانشجویی داشته باشد و به‌نظر من این ارتباط با صنعت اگر قوی‌تر باشد، قطعاً خروجی پروژه‌ها هم برای صنعت و هم برای دانشگاه بردبرد خواهد بود.

- بچه‌ها برای کارآفرین شدن در این حوزه، چه چیزی در دوره‌ی کارشناسی نیاز دارند که باید تأمین کنند؟

ببینید چند درس دو واحدی یا چهار واحدی جوابگوی همه‌ی نیازهای دانشجو نیست. من به همه‌ی دانشجوهایی که علاقه‌مند هستند که وارد صنعت و بازار و شرکت بشوند، چه خودشان بخواهند صاحب شرکت بشوند و چه بخواهند با شرکتی کار کنند، پیشنهاد می‌دهم که حتماً دوره‌های MBA[۷] که به‌صورت دوره‌های فراگیر سه‌ماهه و شش‌ماهه هستند را بگذرانند. دروسی که در دوره‌های MBA می‌گذرانید در تمام دوران زندگی‌تان به‌دردتان خواهد خورد و نگاهتان را به زندگی از نظر بحث‌های تجاری و کاری متفاوت خواهد کرد.

---

۳ Transdermal Patch
۴ Business
۵ Business Plan
۶ Ranking
۷ Master of Business Administration

- بسیار خوب. بیایید فرض کنیم فردی این دوره‌ها را شرکت می‌کنند و مطالعات لازم را انجام می‌دهد، اما به‌طور کلی حوزه‌ی بیو در ایران با چه چالش‌هایی مواجه است؟

چالش‌هایی که الان وجود دارد، یکی بحث زیرساخت‌ها است که باید تقویت بشود؛ دیگری هزینه‌هایی است که دانشجویان یا شرکت‌ها به‌خاطر شرایط تحریم چه از نظر موادی و چه از نظر ارزیابی سلولی و مطالعات بر حیوانات[۸] متحمل می‌شوند. به هر حال پژوهشگاه‌ها و دانشگاه‌ها هم زیرساخت‌ها و فضای مناسبی برای تحقیقات حوزه‌ی بیو ندارند و هم حوزه‌های پزشکی و بیومواد هزینه‌های بالاتری نسبت به سایر رشته‌ها نیاز دارند.

- لبه‌ی علم امروز این حوزه در دنیا و در ایران چیست؟ جدیدترین کارهایی که انجام می‌شود چیست؟

الان در ایران لبه‌ی علمی که کار می‌کنیم بیشتر حوزه‌های اپلیکیشنی است؛ مثلاً در حوزه‌های رهایش دارو برای بهینه کردن و کاهش اثرات منفی داروها و همچنین در حوزه‌ی بافتی هم در حوزه‌ی چسب و بندآورنده‌ها و همچنین مهندسی بافت پوست فعالیت‌هایی انجام شده‌است و به‌اضافه‌ی پزشکی ترمیمی با استفاده از عوامل بیولوژیکی برای درمان استفاده می‌کنند. ولی دنیا درحال رفتن به‌سمت حوزه‌های ارگانوئید[۹] و بیوراکتورها است. مثلا یک ارگانی مثل مثانه را با استفاده از بیومواد‌ها در داخل بیوراکتورها تولید کنند و پیوند زده بشود و داخل بدن انسان استفاده بشود یا دیگر حوزه‌ها مثلاً در حوزه‌ی مهندسی بافت، غضروف و مهندسی بافت رگ. استفاده از رگ‌های مصنوعی در خارج در حال منسوخ شدن است و به‌سمتی می‌روند که از رگ‌هایی که به‌صورت داربست‌هایی که خودشان رگ‌ها را تولید می‌کنند، استفاده شود. حوزه‌های ایمپلنت‌ها هم به هر حال چیزی است که برای پنجاه شصت سال پیش است و الان محصولات توسعه یافته شده و تجاری شده‌اند و در ایران هم استفاده می‌شود. تارگت لبه‌ی علم آن‌ها این است که مستقیماً داخل بیوراکتورها یک ارگان را به‌صورت سه‌بعدی تولید کنند. ما در ایران یا در دنیا مشکل پیوند اعضا را داریم و لبه‌ی دانش آن‌ها به این صورت است که اعضا را در بیوراکتور تولید کنند و محدودیت پیوند اعضا و کمبود اهداکننده برداشته شود.

- امکانات دانشگاه تهران برای پروژه‌های تعریف‌شده برای دانشجویان کافی است؟

امکانات دانشگاه تهران کافی است به‌شرطی که بچه‌های دانشکده‌هایی که در حوزه‌های زیستی هستند بتوانند ارتباطات خوبی با هم برقرار کنند. اگر ارتباط خوبی با دانشکده‌ی زیست‌شناسی و علوم و فناوری‌های نوین و دانشکده‌ی

---

۸ Animal Study
۹ Organoid

خودمان و ارتباطات بین اساتید برقرار بشود و بتوانند از امکانات و پتانسیل‌های همدیگر استفاده کنند، همه‌ی امکانات موجود در دانشگاه تهران خیلی عالی است. این برمی‌گردد به اینکه ارتباط خوبی بین اساتید در این حوزه برقرار شود. خود دانشکده‌ی متالورژی به‌تنهایی نمی‌تواند یک پروژه را انجام دهد. اولاً که خب به هر حال ذات رشته‌ی بیومواد، بین‌رشته‌ای هست و باید از رشته‌ها و دانشکده‌های دیگر کمک بگیرد.

- چه کارهایی برای این ارتباط انجام شده‌است یا در حال انجام است؟

اولین قدمی که خوشبختانه در دانشکده‌ی متالورژی انجام شد و شایسته‌ی تقدیر و تشکر است، تأسیس آزمایشگاهی به نام آزمایشگاه بیومواد است که دانشجویانی که به حوزه‌ی بیومواد علاقه‌مند هستند، می‌توانند در فضای آزمایشگاهی کارهای اولیه خودشان را انجام دهند. این به‌نظر من یک قدم خیلی مثبتی بود که برای دانشجویان علاقه‌مند امیدی ایجاد کرد و واقعاً باعث شد که حجم زیادی از دانشجویان در این حوزه مراجعه کنند و پروژه‌های بیو را پیگیری کنند و مورد بعدی هم اینکه اساتید دیگری هم در این حوزه علاقه‌مند شدند و دانشجوها که پروژه‌هایی را در این حوزه دارند، پیگیری بیشتری می‌کنند و به هرحال جای امیدواری دارد، هر چقدر در یک حوزه اتفاق نظر وجود داشته باشد و علاقه‌مندی دانشجویان هم باشد، اعتقاد بنده این است که حتماً در کوتاه‌مدت نتیجه‌ی خوبی خواهد داد.

- دانشجویانی که در صدد برداشتن پروژه‌ی بیو هستند را راهنمایی می‌کنید؟ چون استاد این حوزه، شما و خانم دکتر پیش‌بین هستید و ظرفیت هرساله محدود است. چه اساتید دیگری هم پروژه‌ی بیو تعریف می‌کنند؟

ببینید واقعیتش این است که من در این خصوص خیلی با بچه‌ها موافق نیستم، چون تقریباً بالای سی درصد اعضای هیئت علمی این دانشکده، پروژه‌هایی در حوزه‌ی بیو تعریف می‌کنند. من اسم نمی‌برم ولی در جریان هستم که بالای سی درصد در حال کار کردن روی پروژه‌های حوزه‌ی بیو هستند. به هر حال بحث این است که دانشجویان بیشتر دوست دارند سلیقه‌ای انتخاب کنند ولی از نظر من فرقی ندارد و فردی که می‌خواهد یک پروژه‌ی بیو کار کند، اگر من ظرفیت داشتم می‌تواند با من کار کند و اگر من ظرفیت نداشتم، می‌توانند با اساتید دیگری که هستند کار کند. من به خیلی از دانشجویانی که به من مراجعه می‌کنند، حتی اسامی آن اساتید که پروژه‌های سطح و مهندسی بافت و ایمپلنت تعریف می‌کنند را می‌گویم. بچه‌ها باید بالاخره نسبت به انتخاب استاد راهنما انعطاف نشان بدهند. یکی از این مشکلات ما این است که دانشجویان در انتخاب استاد راهنما انعطاف ندارند.

- به‌طور کلی آیا از کلیت اوضاع این حوزه در دانشگاه تهران راضی هستید؟

به هر حال با توجه به شرایط کشورمان و بالا رفتن هزینه‌ها، به‌طبع هزینه‌ی پروژه‌ها بالا رفته‌است و ما از نظر هزینه‌ی خدمات و هزینه‌ی پروژه‌ها، هزینه‌های زیادی را متحمل می‌شویم، ولی در کل علاقه‌مندی و پیگیری دانشجوها، ما را امیدوار می‌کند و تشویق می‌کند که وقت بگذاریم و هزینه کنیم که إن‌شاءالله پروژه‌های خوبی به سرانجام برسند.

- اگر به عقب برگردید، تصمیمی وجود که در رابطه با تصمیمات آکادمیکی که در انتخاب پروژه و انتخاب زمینه‌ی کاری گرفتید را تغییر دهید؟

خیر، واقعیت این است که من از اول هدفم تقریباً مشخص بود و دوست داشتم که در حوزه‌ی آموزش و پژوهش فعالیت کنم و در خصوص رشته هم، خیلی آگاهانه رشته‌ام را در مقطع ارشد انتخاب کردم. چون به هر حال در دوره‌ی دیپلم شما خیلی نمی‌توانید تصمیم قطعی بگیرید ولی وقتی وارد دانشگاه می‌شوید، می‌توانید مسیر خود را مشخص کنید و من از مقطع ارشد آگاهانه مسیرم را مشخص کردم و چون علاقه داشتم ادامه دادم و اگر به عقب برگردم باز هم همین مسیر را می‌روم و به‌نظر خودم مسیر را درست آمدم.

- بسیار عالی و سپاس بسیار از راهنمایی‌های شما آقای دکتر. اگر کلام آخر و صحبت و سفارشی برای دانشجویان دارید، بفرمایید.

من به همه‌ی دانشجوها، چه لیسانس و چه ارشد همیشه گفته‌ام هر کسی هر جای دنیا باشد، اگر تلاش کند و با تمرکز وقت بگذارد و توانمندی خودش را در کارش به اثبات برساند، قطعاً نتیجه‌ی آن را می‌بیند. این که کسی بگوید بازار خراب است و کار نیست، حقیقتاً من خیلی به این صحبت‌ها اعتقاد ندارم. شما هر جای دنیا باشید، اگر بتوانید متخصص واقعی آن رشته باشید، قطعاً موفق خواهید شد و من این را به همه‌ی بچه‌ها در کلاس و بیرون کلاس، در روند پروژه‌ها می‌گویم. نکته این است که موفقیت و آینده‌ی دانشجویان فقط به فعالیت و علاقه و وقتی که در آن حوزه می‌گذارند، بستگی دارد. یکی در حوزه‌ی موسیقی علاقه دارد و وقت می‌گذارد و موفق می‌شود و یکی در حوزه‌ی زبان. کسی هم اگر در حوزه‌ی بیومواد خوب وقت بگذارد و مطالعه کند و علاقه‌مندی خود را نشان دهد، می‌تواند یک متخصص بیومواد خوب بشود و به‌راحتی در همه‌ی شرکت‌ها جذب شود.

فراسوی مواد
گاهنامه علمی- دانشجویی فراسوی مواد، دارای امتیاز حرفه‌ای
صاحب امتیاز: انجمن علمی- دانشجویی دانشکده مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه تهران
FarasoyeMavadUT
JBeyondMats@ut.ac.ir
FarasoyemavadSJ.ut.ac.ir