چکیده:

مهندسی بافت سلول‌های عصبی، همواره به دلیل اهمیت خاص این سیستم در کنترل اعمال بدن و همچنین عدم قابلیت بازیابی و ترمیم بافت‌های عصبی پس از آسیب دیدن توسط بیماری‌ها یا صدمات فیزیکی از توجه و حساسیت ویژه ای برخوردار است. آسیب‌های عصبی در دو دسته اصلی ضایعات اعصاب مرکزی و ضایعات اعصاب محیطی طبقه‌بندی می‌شوند. به خاطر تفاوت‌هایی که در ساختمان میکرو و ماکرو این دو دسته وجود دارد، نحوه ترمیم آن‌ها نیز با هم متفاوت است. درحال حاضر هیچ روش مشخصی برای درمان دستگاه عصبی مرکزی به صورت کلینیکی وجود ندارد. سختی کار در مورد دستگاه عصبی مرکزی به دلیل چگالی بین سلولی بسیار بالای آن نسبت به دستگاه عصبی محیطی و سرعت تکثیر پایین این سلول‌ها نسبت به سلول‌های عصبی محیطی می‌باشد. ثابت شده است که سلول‌های دستگاه عصبی محیطی توانایی خوبی در باز تولیدخود دارند. در این مطالعه سعی شده که روش‌های مختلف ساخت داربست (قالبگیری، استفاده از هالو فایبر، شستشوی نمک و جدایش فازی جامد – مایع) از پلی هیدروکسی بوتیرات بررسی و مزایا و معایب هر کدام ارائه شود. با توجه به اینکه یک راهگاه یا داربست عصبی باید چهار خصوصیت ویژه (زیست سازگاری و زیست تخریب پذیری، درصد تخلخل بالا، ساختار لوله‌ای شکل در حد میکرو و خواص مکانیکی لازم) را دارا باشد، این بررسی انجام شد. لازم به ذکر است که برای بهبود زیست سازگاری پلی هیدروکسی بوتیرات، در ابتدا فیلم این پلیمر تحت فرآیند پلاسمای گازی اکسیژن و دی‌اکسید کربن (با شرایط کنترل شده) اصلاح شد و پس از اصلاح با آنالیزهای طیف سنجی مادون قرمز، زاویه تماس قطره آب، اندازه گیری بار سطحی، میکروسکوپ الکترونی و اتمی، مطالعه رفتارهای حرارتی و مکانیکی و در انتها با کشت سلول B65 مورد بررسی قرار گرفت. نتایج حاصله گواه بر این بود که پس از اصلاح، سطح پلیمر دارای زیست سازگاری قابل قبولی بوده و این در حالی اتفاق افتاد که خواص توده پلیمر ثابت ماند. در ادامه با بررسی روش‌های ساخت داربست مشخص شد که سه روش اول، روش‌های کارآمدی نیستند زیرا داربست‌های ساخته شده با این روش‌ها ویژگی‌های لازم یک داربست عصبی مناسب را ندارند، البته راه حل‌هایی برای بهبود این روش‌ها ارائه شده است. اما روش جدایش فازی به علت هزینه‌های پایین و تولید داربست های مناسب مورد توجه بیشتر قرار گرفت و بررسی‌های بیشتری روی آن انجام گرفت. در این روش محلول پلی هیدروکسی بوتیرات در دی‌اکسان تحت یک گرادیان انتقال حرارت جهت دهی شده منجمد شد و حلال منجمد در دمای پایین و تحت فشار پایین در دستگاه فریز درایر از درون داربست بیرون کشیده شد. در این قسمت اثر درصد پلیمر در حلال و همچنین دمای انجماد محلول بر ساختار و خواص مکانیکی داربست بررسی شد. افزایش درصد پلیمر در محلول باعث افزایش چشمگیر خواص مکانیکی و کاهش تخلخل به میزان کم شد. دمای انجماد محلول اثر قابل توجهی بر ساختار داربست‌ها داشت. داربست‌های ساخته شده در دماهای بالا دارای ساختار لوله‌ای منظم بودند و با کاهش دما کاهش نظم در ساختار توبولار مشاهده شد. با بررسی رفتار حرارتی (DSC) محلول پلی هیدروکسی بوتیرات در دی‌اکسان و مقایسه آن با حلال خالص از طرفی، و بررسی خواص مکانیکی داربست‌ها از طرف دیگر این نتیجه بدست آمد که داربست‌های ساخته شده از محلول منجمد شده در دماهای پایین تر از دمای کریستالیزاسیون پلی هیدروکسی بوتیرات در حلال، خواص مکانیکی بهتری داشته که این پدیده اثر مستقیم بلورینگی بر خواص مکانیکی داربست‌ها را نشان می‌دهد.

در پایان برای انجام آزمایشات in vitro و اثبات مناسب بودن داربست‌ها برای رشد سلول‌های عصبی، از سلول‌های P19 کارسینومای موشی جهت دهی شده به سمت سلول‌های عصبی استفاده شد، که پس از کشت، رشد و تکثیر بر روی داربست-ها، به خوبی به سلول‌های عصبی تمایز داده شدند.

فهرست مطالب

عنوان	صفحه
فهرست مطالب	یک
فهرست اشکال	چهار
فهرست جداول	شش
چکیده	۱
فصل اول: مقدمه	
۱-۱- معرفی بیومتریال	۲
۱-۲- تاریخچه	۴
۱-۳- استحکام بافت‌های زیستی	۹
۱-۴- پاسخ بافت بدن نسبت به کاشتنی‌ها	۱۱
۱-۵- ایمنی و سنجش کارایی	۱۲
۱-۶- زیستمواد پلیمری	۱۳
۱-۶-۱- پلیمرهای طبی	۱۴
۱-۶-۲- ویژگی‌های پلیمرهای طبی	۱۶
۱-۶-۳- برکنش‌های پلیمرها و محیط زنده	۱۷
۱-۶-۴- پلیمرهای زیست تخریب پذیر	۱۷
۱-۶-۵- پلیمرهای مصنوعی پایدار و بی‌اثر	۳۰
۱-۷- کاربرد زیستمواد در ترمیم آسیب‌های عصبی	۳۵
۱-۷-۱- راهبردهای موجود برای ترمیم عصب	۳۶
۱-۷-۲- زیستمواد مورد استفاده به عنوان پیوند و داربست	۳۹
۱-۷-۳- ژلاتین و هیدروژل‌ها	۴۵
۱-۸- معرفی پلی هیدروکسی آلکانوات‌ها	۴۶
۱-۹- ساخت داربست‌های متخلخل	۵۱
۱-۹-۱- روش‌های ساخت داربست	۵۲
۱-۹-۲- جدایش فازی	۵۳
۱-۱۰- اصلاح سطح	۵۵
فصل دوم: مروری بر مطالعات انجام شده	
۲-۱- اصلاح سطح توسط پلاسما	۵۶

۲-۱-۱- معرفی پلاسما ۵۶
۲-۱-۲- پلاسما در فشار کم ۵۷
۲-۱-۳- معایب پلاسما در فشار کم ۵۸
۲-۱-۴- پارامترهای موثر ۵۸
۲-۲- روش تهیه فیلم از پلی هیدروکسی آلکانوات‌ها ۵۸
۲-۲-۱- پلاسمای N_2 و O_2 بر فیلم تهیه شده از کوپلیمر هیدروکسی بوتیرات - هیدروکسی والرات ۵۸
۲-۳- روش‌های ساخت داربست‌های پلی هیدروکسی آلکانوات ۶۲
۲-۳-۱- روش قالبگیری ۶۲
۲-۳-۲- روش شستشوی نمک ۶۴
۲-۳-۳- روش جدایش فازی ۶۵

فصل سوم: تجربی

۳-۱- مواد اولیه مورد استفاده ۷۰
۳-۱-۱- پلیمرها ۷۰
۳-۱-۲- حلال‌ها ۷۰
۳-۱-۳- مواد جانبی ۷۱
۳-۲- آزمون‌ها و دستگاه‌های مورد استفاده ۷۱
۳-۲-۱- دستگاه پلاسما ۷۱
۳-۲-۲- دستگاه اندازه گیری زاویه تماس آب ۷۲
۳-۲-۳- دستگاه زتا پتانسیل ۷۲
۳-۲-۴- طیف سنجی مادون قرمز ۷۲
۳-۲-۵- میکروسکوپ الکترونی ۷۲
۳-۲-۶- میکروسکوپ با انرژی اتمی ۷۲
۳-۲-۷- میکروسکوپ نوری ۷۳
۳-۲-۸- مطالعه رفتار حرارتی ۷۳
۳-۲-۹- مطالعه رفتار دینامیکی – مکانیکی - حرارتی ۷۳
۳-۲-۱۰- دستگاه فریز درایر ۷۳
۳-۲-۱۱- تعیین جرم مولکولی ۷۳
۳-۳- روش کار ۷۴
۳-۳-۱- تهیه فیلم پلی هیدروکسی بوتیرات ۷۴
۳-۳-۲- اصلاح سطح ۷۴
۳-۳-۳- اندازه گیری زاویه تماس آب ۷۴
۳-۳-۴- اندازه گیری بار سطحی ۷۴
۳-۳-۵- بررسی مورفولوژی با میکروسکوپ الکترونی ۷۵
۳-۳-۶- تعیین زبری سطح فیلم ها با میکروسکوپ اتمی ۷۶

۳-۳-۷- آزمون DSC ۷۷
۳-۳-۸- بررسی خواص مکانیکی ۷۷
۳-۳-۹- روش خشک کردن داربست از محلول جامد ۷۸
۳-۳-۱۰- تهیه داربست به روش شستشوی نمک ۷۸
۳-۳-۱۱- تهیه داربست به روش قالبگیری ۷۸
۳-۳-۱۲- تهیه داربست با استفاده از هالوفایبرهای پلی اتر سولفون ۷۹
۳-۳-۱۳- تهیه داربست میکروتوبولار به روش جدایش فازی جامد - مایع ۸۰
۳-۳-۱۴- محاسبه تخلخل ۸۱
۳-۳-۱۵- آزمایش‌های کشت سلول – In vitro ۸۲

فصل چهارم: نتایج و بحث
۴-۱- نتایج آنالیز های انجام شده بر روی فیلم‌های اصلاح شده ۸۴
۴-۱-۱- آنالیز مادون قرمز ۸۴
۴-۱-۲- آزمون زاویه تماس قطره آب ۸۶
۴-۱-۳- پتانسیل زتا ۸۸
۴-۱-۴- تصاویر میکروسکوپ الکترونی و اتمی ۸۹
۴-۱-۵- کشت سلول B65 ۹۱
۴-۱-۶- آنالیزهای DSC و DMTA ۹۲
۴-۲- بررسی داربست‌های ساخته شده از پلی هیدروکسی بوتیرات ۹۵
۴-۲-۱- روش شستشوی نمک ۹۵
۴-۲-۲- روش قالبگیری ۹۵
۴-۲-۳- استفاده از هالوفایبرهای پلی اتر سولفون ۹۶
۴-۲-۴- ساخت داربست به روش جدایش فازی محلول (جامد - مایع) ۹۷
۴-۲-۵- مطالعه خواص مکانیکی داربست‌ها ۱۰۲
۴-۲-۶- کشت سلول P19 بر روی داربست‌ها ۱۰۵

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات
۵-۱- نتیجه گیری ۱۰۷
۵-۲- پیشنهادات ۱۰۹
منابع ۱۱۱

Abstract ۱۱۶

فهرست اشکال

عنوان	صفحه
فصل اول: مقدمه	
۱-۱- برخی کاربردهای زیست مواد	۳
۱-۲- سوزن‌های مورد استفاده برای نخ بخیه	۳
۱-۳- انواع زیستمواد	۴
۱-۴- شست پای چوبی مربوط به ۲۶۵۰ تا ۳۰۰۰ سال پیش	۵
۱-۵- ترسیمی از تغییرات غلظت دارو در بدن	۲۰
۱-۶- تجسمی از دو نوع فروسایش وخروج دارو از یک حامل زیست تخریب پذیر	۲۲
۱-۷- نرخ تخریب کوپلیمر های PLGA بر حسب درصد مونومر	۲۳
۱-۸- اتصال دو انتهای قطع شده یک عصب	۳۶
۱-۹- نمایی از یک راهگاه هدایتگر	۳۸
۱-۱۰- انواع مونومرهای پلی هیدروکسی آلکانوات‌ها	۴۸
۱-۱۱- مونومر پلی هیدروکسی بوتیرات	۴۹
۱-۱۲- نمودار DSC پلی هیدروکسی بوتیرات	۵۰
۱-۱۳- آنالیز ATR-FTIR پلی هیدروکسی بوتیرات	۵۰
۱-۱۴- نمودارهای (۱): TG و (۲): DTG	۵۰
۱-۱۵- ساخت داربست با جدایش فازی	۵۴
۱-۱۶- نمای دیاگرام فاز تعادلی دما-ترکیب برای یک محلول پلیمری	۵۵
فصل دوم: مروری بر مطالعات انجام شده	
۲-۱- شمائی از اصلاح سطح غشاء توسط پلاسمای گاز اکسیژن	۵۷
۲-۲- شمای کلی دستگاه پلاسما	۵۷
۲-۳- اثر زمان پرتودهی بر زاویه تماس آب	۵۹
۲-۴- اثر قدرت پلاسما بر زاویه تماس آب	۵۹
۲-۵- آنالیز XPS سطح فیلم	۶۰
۲-۶- کشت سلول‌های BMSC	۶۱
۲-۷- روش ریزش محلول	۶۳
۲-۸- دستگاه برجسته کاری گرم	۶۳
۲-۹- تصویر میکروسکوپ الکترونی داربست (شستشوی نمک)	۶۴
۲-۱۰- تصویر میکروسکوپ الکترونی داربست (جدایش فازی)	۶۵
۲-۱۱- روش ساخت داربست توسط S.Chen و همکاران	۶۶

۲-۱۲- تغییرات مدول فشاری داربست‌ها در اثر تغییرات غلظت پلیمر در محلول ۶۷
۲-۱۳- تصاویر میکروسکوپ الکترونی از تغییرات مورفولوژی داربست‌ها ۶۸
۲-۱۴- تصاویر میکروسکوپ الکترونی از کشت RaSMCs ۶۹

فصل سوم: تجربی
۳-۱- قسمتی از قالب تهیه شده برای ساخت داربست ۷۹
۳-۲- انتقال حرارت محوری از بالا ۸۱

فصل چهارم: نتایج و بحث
۴-۱- مقایسه طیف های مادون قرمز نمونه های اصلاح شده و مرجع ۸۵
۴-۲- کاهش زاویه تماس با زمان پرتودهی ۸۶
۴-۳- افزایش زاویه تماس آب پس از اصلاح ۸۷
۴-۴- مدل هلمیک ۸۸
۴-۵- تصاویر SEM از سطح فیلم ۸۹
۴-۶- تصاویر AFM از سطح فیلم ۹۰
۴-۷- تصاویر میکروسکوپ نوری ۹۲
۴-۸- نمودارهای DSC ۹۳
۴-۹- نمودارهای DMTA ۹۴
۴-۱۰- تصاویر میکروسکوپ الکترونی داربست ساخته شده با روش شستشوی نمک ۹۵
۴-۱۱- تصاویر میکروسکوپ الکترونی داربست ساخته شده با روش قالبگیری ۹۶
۴-۱۲- تصاویر میکروسکوپ الکترونی داربست ساخته شده با روش استفاده از ها لوفایبر ۹۷
۴-۱۳- نمودار نقاط ابری و ژل محلول پلی هیدروکسی بوتیرات در دی‌اکسان ۹۸
۴-۱۴- تصاویر میکروسکوپ الکترونی داربست‌های ساخته شده به روش جایش فازی ۱۰۱
۴-۱۵- مقایسه درصد تخلخل داربست‌های ساخته شده با روش‌های مختلف ۱۰۱
۴-۱۶- مقایسه مدول فشاری داربست‌های ساخته شده به روش جدایش فازی ۱۰۳
۴-۱۷- مقایسه رفتارهای حرارتی (DSC) محلول PHB دردی اکسان و حلال خالص ۱۰۴
۴-۱۸- تصاویر میکروسکوپ الکترونی از سلول های بنیادی رشد ۱۰۶

فهرست جداول

عنوان **صفحه**

فصل اول: مقدمه

۱-۱- فهرستی کوتاه از عمده کاربرد های زیستمواد در پزشکی ۶

۱-۲- برخی کاربردهای زیستمواد ۷

۱-۳- نخ های بخیه غیر قابل جذب ۸

۱-۴- نخ های بخیه قابل جذب ۸

۱-۵- عمده مواد پلیمری که در حال حاضر در مصارف پزشکی و دارویی مورد توجه هستند ۱۵

۱-۶- زمان تخریب برخی از پلیمرهای زیست تخریب پذیر در بدن ۲۲

۱-۷- زیستمواد مورد استفاده در ترمیم سلول‌های عصبی ۳۹

۱-۸- عوامل رشد در سلول‌های عصبی ۴۵

۱-۹- برخی خواص پلی هیدروکسی آلکانوات‌ها در مقایسه با پلی پروپیلن و پلی استیرن ۴۷

۱-۱۰- خواص فیزیکی مکانیکی پلی هیدروکسی بوتیرات ۵۱

۱-۱۱- روش های تولید داربست پلیمری در مهندسی بافت، مزایا و معایب ۵۳

فصل دوم: مروری بر مطالعات انجام شده

۲-۱- اثر فشار اتاقک پلاسما بر زاویه تماس آب ۶۰

۲-۲- مقایسه درصد اتم های کربن، اکسیژن و نیتروژن ۶۱

۲-۳- اثر تغییرات غلظت و دما بر قطر تیوب‌ها

فصل سوم: تجربی

۳-۱- برنامه دستگاه فریز درایر ۷۸

فصل چهارم: نتایج و بحث

۴-۱- میزان بار سطحی فیلم ها پس از اصلاح ۸۸

۴-۲- مقایسه درصد تخلخل داربست‌های ساخته شده در دماها و درصدهای مختلف وزنی ۹۹

۴-۳- مقایسه مدول داربست‌های ساخته شده به دو روش قالبگیری و شستشوی نمک ۱۰۳

فصل اول: مقدمه

۱-۱. معرفی بیومتریال

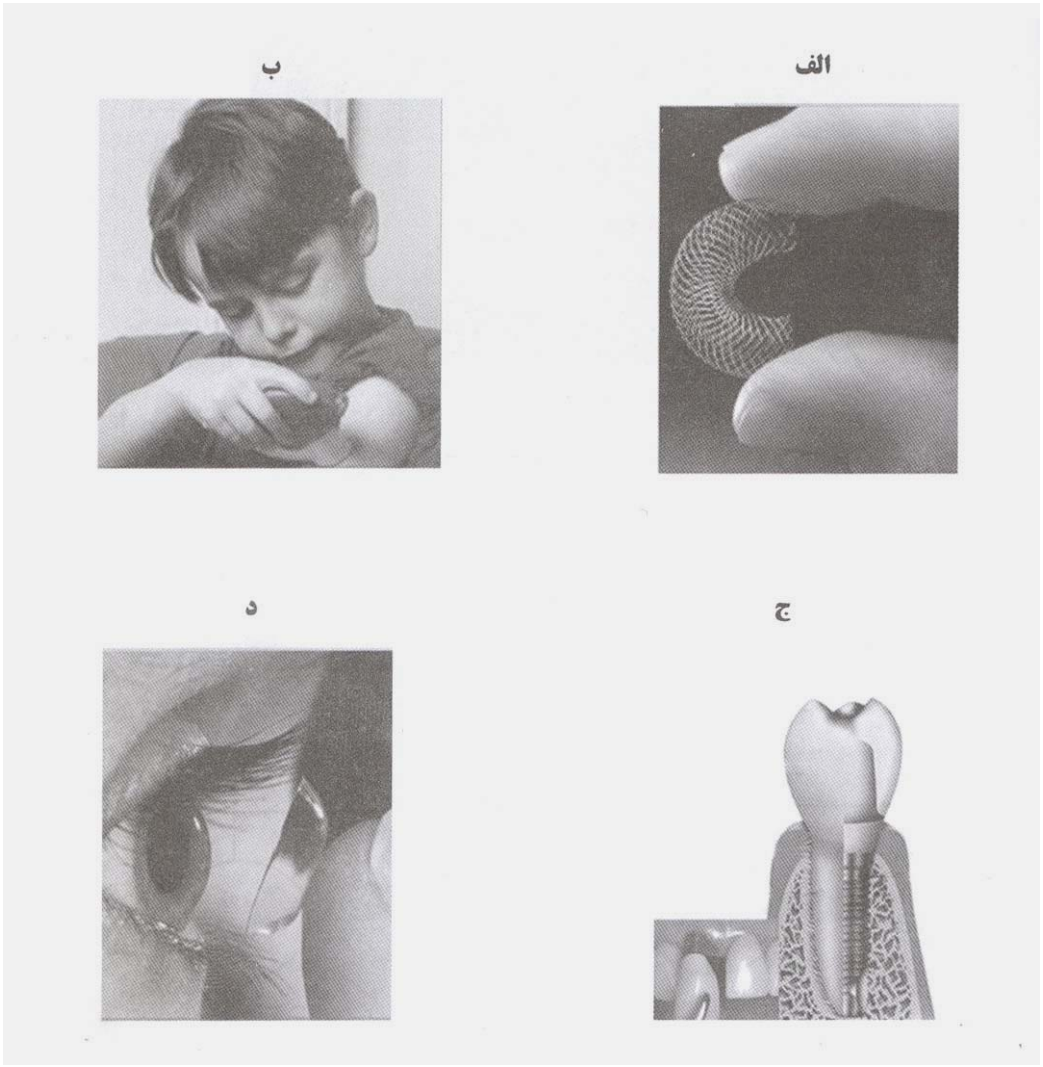
بیومتریال[1] ماده‌ای را گویند که برای رفع نقایص، ترمیم و یا جایگزینی عضو یا اندامی معیوب در بدن به کار می روند. طی سی - چهل سال گذشته زمینه تازه‌ای در دانش مواد تحت عنوان «زیستمواد» از رشد و به هم پیوسیتن چند شاخه گوناگون از مواد (فلزها، سرامیک و مواد پلیمری) پدید آمده است. این‌ها موادی مصنوعی (سنتزی - کانی و یا آلی) ویا طبیعی هستند که برای کار کردن و رفع نقایص در موجود زنده (بیشتر انسان) طراحی و ساخته شده اند، شکل‌های (۱-۱)، (۱-۲) و (۱-۳) نمونه‌هایی از آن‌ها را نشان می‌دهد. از موارد آشنا و سابقه دار زیستمواد می توان به مواد دندانپزشکی (ملغمه یا آلیاژهای جیوه) برای پر کردن دندان یا دیگر موادی چون لثه و دندان مصنوعی و قطعه های فلزی در شکسته بندی اشاره کرد که برخی از آن‌ها در شکل‌ها دیده می‌شوند.

به این ترتیب صنایع زیستمواد به تدریج طی سی سال گذشته به ویژه در آمریکا پدیدار شده و اکنون رقم بسیار بزرگی از تجارت جهانی (حدود ۷۰ میلیارد دلار در سال) را که بیش از ۷۰۰ شرکت در آن دخالت دارند؛ به خود اختصاص داده‌اند. نکته بسیار مهم این است که این مواد در حجمی بسیار کم ولی قیمت‌های بس گزاف به فروش می‌رسند و در زمره فرآورده های استراتژیک قرار دارند. برای نمونه کشور ما برای خرید چند صد کیلوگرم از این مواد در مصارف پزشکی و دندانپزشکی سالیانه شاید بیش از ۲۰۰ میلیون دلار ارز به خارج می‌فرستد.

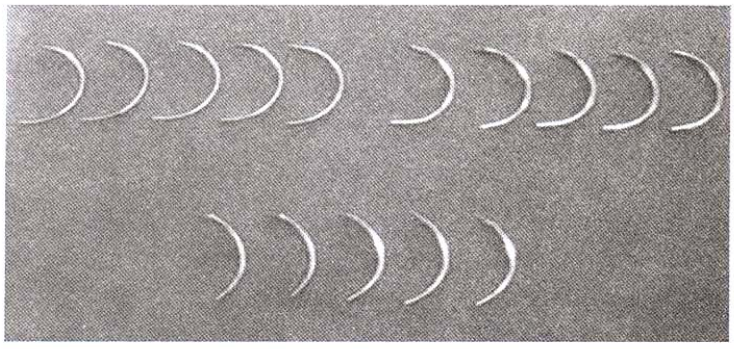
زیستمواد طیف گسترده‌ای از مواد را در بر می‌گیرد که خلاصه آن به شرح زیر است: اشیاء و قطعه هایی که در جراحی و اورتوپدی یا پیوند اعضا در پزشکی کاربرد دارند مانند: دندان و لثه مصنوعی، عدسی و زلالیه، لنزهای روی چشم، کلیه و ریه مصنوعی، دریچه قلب و قلب مصنوعی، نخ بخیه و کاشتنی‌ها[2]، دیسک کمر، اتصال‌های مفاصل، پیچ و مهره و صفحه‌های ویژه شکسته‌بندی، کیسه‌های انتقال خون، عروق مصنوعی، زیست چسب‌ها، مواد مرکب[3]، تراشه‌های زیستی[4] حامل‌های انتقال دهنده ژن به درون یاخته‌ها در مهندسی ژنتیک و داربست‌ها[5] برای مهندسی بافت [۱].

---

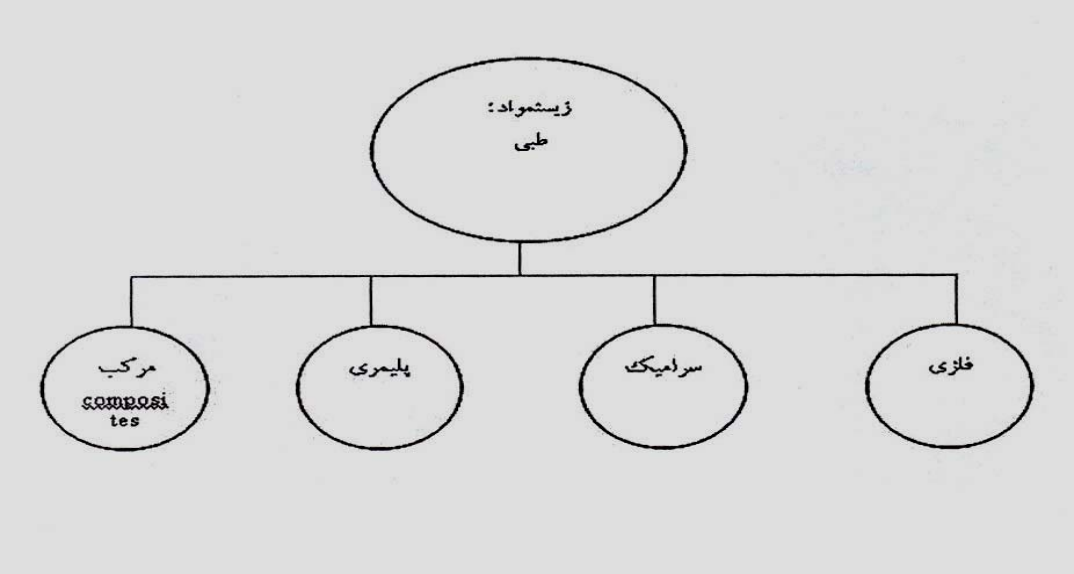
[1] Biomaterial
[2] Implants
[3] Composites
[4] Biochips
[5] Scaffolds



شکل (۱-۱): برخی کاربردهای زیستمواد الف: Stent برای رفع گرفتگی‌های عروق (معمولاً از پلیمر ویا فلز ساخته می شود)، ب: تزریق دارو از طریق شلیک ریز دانه‌های حاوی دارو، ج: کاشتنی دندانی ساخته شده از سرامیک و فلز، د: لنز ژله‌ای روی چشم (معمولا ساخته شده از هیدروکسی اتیل متاکریلات) [۱].



شکل (۱-۲): سوزن های مورد استفاده برای نخ بخیه [۱].



شکل (۱-۳): انواع زیستمواد [۱].

۱-۲. تاریخچه

از دوران باستان، بشر نیاز داشته است که نواقص بدن خود را در حد توان و با امکانات زمان خویش مرتفع و خود را درمان نماید و بی تردید موفقیت هایی هم داشته است که بسیاری از آن‌ها به دلیل عدم انتقال و ثبت این مهارت‌ها برای ما شناخته شده نیست. اما تقریباً همه تمدن های قدیم مانند مصر، چین، هند، ایران و یونان داستان‌ها و مدارکی از کاربرد موفقیت آمیز اعمال جراحی و موادی که در این اعمال به کار رفته در اختیار دارند. برای نمونه، اخیراً در کاوش های باستان شناسی در شهر سوخته (۶۸۰۰ تا ۴۸۰۰ سال پیش) در ایران، کالبد زنی یافته شد که چشم چپ آن مصنوعی است و احتمالاً آمیخته‌ای از قیر و چربی به اضافه تارهای بسیار ظریف طلا (به منزله مویرگ) درست شده است[۲]، یا اینکه در بدن بسیاری از مومیایی های مصر نشانه هایی از انجام اعمال جراحی و استعمال قطعات غیر زنده دیده شده است، شکل (۱-۴). گفته می شود فردی به نام سوشروتا[1] حدود ۲۶۰۰ سال پیش، بینی آسیب دیده یک نفر را با وصله‌ای که از ناحیه صورت برداشته بود درمان کرده است (نخستین ترمیم بینی).

حدود ۲۵۰۰ سال پیش، ظاهراً بقراط از سیم طلا و نخ کتان برای ترمیم شکستگی‌های استخوان بهره گرفته است. همچنین وی را مخترع نوعی پنس و سایر وسایل ابتدایی دندانپزشکی می‌شناسند. قدیمی ترین پروتزهای دندانی، ساخته های طلایی متعلق به فینیقی ها، اتروسکان ها وپس از آن یونانی ها و رمی هاست که همگی به چند صد سال پیش از میلاد اشاره دارند و به نظر می رسد که طلا از قدیمی ترین موادی بوده

[1] Sushruta

که در طول ۲۵۰۰ سال برای معالجات دندانی به کار می‌رفته است و حتی احتمال دارد که کاربرد آن به زمان های پیش از تاریخ مکتوب برسد.

شکل (۱-۴): شست پای چوبی مربوط به ۲۶۵۰ تا ۳۰۰۰ سال پیش [۴].

از مطالعه این تاریخ مختصر، این نکته عاید می شود که بسته به امکانات هر عصر و مکان، بشر به معالجه خود پرداخته و بدین منظور، همواره با پیشرفت در سایر زمینه‌ها از مواد ابزارها و روش های بهتر و کارآمدتری بهره گرفته است، تا اینکه پس از انقلاب صنعتی در اروپا و همگام با سایر تحولات دچار تحول گردید و شتاب یافت. به این ترتیب در قرون ۱۸ و ۱۹ میلادی از انواع سیم ها و میله های فلزی چون طلا، نقره، آهن و پلاتین برای تثبیت شکستگی ها بهره گیری شد. در زمان حاضر، در اثر پیشرفت های علمی در زمینه های شیمی فیزیک و مهندسی مواد این تحولات شتاب فزآینده‌ای پیدا نموده به حدی که امروزه هر روز صدها دستاورد در جهان گزارش می شود.

با پیدایش مواد پلاستیکی از دهه ۱۹۳۰ کاربرد پلیمرها در پزشکی به ویژه در جراحی ها دچار تحول گردید و پیشرفت عمده از دهه ۱۹۵۰ به بعد پدید آمد، زیرا در این زمان پروتزهای پارچه‌ای ساخته شده از کوپلیمر وینیون ان[1] که کوپلیمری از وینیل کلراید و آکریلونیتریل است، به کار رفت و سپس مواد دیگری مانند نایلون، ارلون، داکرون، تفلون و ایوالون بدین منظور به کار رفتند. این پارچه‌ها موجب می شود که در اثر رشد بافت در روزنه‌ها یشان، پوششی سازگار با خون به وجود آید. جدول های (۱-۱) تا (۱-۴)، برخی از کاربردهای مواد شامل فلزات، آلیاژها، سرامیک ها، پلیمرها و مواد مرکب در پزشکی می شود را، نشان می-دهند.

[1] Vinyon N

متداول ترین زیستموادهای مورد مصرف در حال حاضر عبارتند از: نخ های بخیه، نوارهـای جراحـی، چـسب های بافت که بدون آن ها تقریباً هیچ عمل جراحی میسر نمی باشد. پارگی رباط چلیپایی (صلیبی) قدامی[1] که در فعالیت های ورزشی رخ می دهد، توسط جایگزین های طبیعی یا مصنوعی درمان می شود.

طبیعی است که آلیاژهای فلزی، سرامیک ها، مواد مرکب و پلیمرهایی با جرم مولکولی بالا، که اجسامی سخت هستند، برای کاربردهای مرتبط با استخوان، مفاصل و دندان مناسب اند. در حالی که مواد نرم، کشسان و انعطاف پذیر برای ترمیم بافت های نرم مناسب اند. جدا از این کاربردها، از فلزات به عنوان الکترود، از پلاستیک ها و پلیمرهای شفاف برای چشم، و یا از مواد کدر در برابر پرتوهای رادیواکتیو، به عنوان حاجب در رادیوگرافی مصرف می شود. آپاتیت (فسفات کلسیم) که ماده ای زیست فروپاش[2] (زیست تخریب پذیر) است، در بازسازی بافت های سخت به کار می آید. از زغال‌های بی اثر برای سازش پذیری بهتر عروق مصنوعی با خون ویا کاربردهای دندانپزشکی بهره گیری می شود. امروزه بیش از ۵۰ نوع ماده مختلف در ساخت انواع اعضای مصنوعی پیچیده به کار می روند [۶- ۳].

جدول (۱-۱): فهرستی کوتاه از عمده کاربرد های زیستمواد در پزشکی [۶].

استخوان‌بندی	
کاربرد	نوع ماده
جایگزینی مفاصل (زانو، لگن)	پلی‌اتیلن، تیتانیوم، آلیاژ تیتانیوم، آلومینیوم،وانادیم، فولاد ضدزنگ
صفحات شکسته‌بندی	فولاد ضدزنگ، آلاژ کبالت، کرم
سیمان استخوان	پلی‌متیل متاکریلات
ترمیم نقایص استخوان	هیدروکسی آپاتیت
زردپی و رباط‌های مصنوعی	تفلون، داکرون
کاشتنی‌های دندانی	تیتانیم، آلومینا، فسفات کلسیم
قلب و عروق	
پروتزهای عروق	داکرون، تفلون، پلی‌اورتان
دریچه قلب	بافت بازفرآوری شده، فولاد ضدزنگ، کربن
کانتر	لاستیک سیلیکون، تفلون، پلی‌اورتان
اندام‌ها	
پوست مصنوعی	پلی‌اورتان
صفحات ترمیم پوست	مواد مرکب سیلیکون - کلاژن
کلیه مصنوعی	سلولز، پلی‌آکریلونیتریل
دستگاه قلب - تنفس	لاستیک سیلیکون

[1] Anterior Cruciate Ligament – ACL
[2] Biodegradable

جدول (۱-۲): برخی کاربردهای زیستمواد [۶].

پزشکی		دندانپزشکی
۱. دستگاه اسکلت - مفصل‌های مصنوعی (زانو و ران) - صفحات مخصوص شکسته‌بندی - سیمان استخوان - کاشتنی‌ها - زردپی مصنوعی - کاشتنی‌های صورت	**۲. قلب و عروق** - پروتز عروق - خون مصنوعی - دریچه‌ها قلب - پیوند عروق - استنت‌های قلب - ابزارهای کاشتنی - کمکی قلب	**۱. فلزات** - ملغمه‌ها - آلیاژهای طلا - آلیاژهای کبالت - کرم - ناتیینول - آلیاژهای فلزات پایه - آلیاژهای تیتانیم - آلومینیم - کاشتنی‌های دهاتی
۳. اندام‌ها - پوشش‌های سوختگی - پوست مصنوعی - قالب‌های ترمیم پوست - قلب مصنوعی - کلیه مصنوعی - پمپ انسولین - دستگاه قلب و ریه - کبد مصنوعی - مری	**۴. حواس** - جایگزین حلزون گوش - عدسی چشم - کاشتنی مخصوص جراحی رتین - عدسی‌های مماسی - زلالیه مصنوعی - بانداژ قرنیه - چسب مخصوص	**۲. پلیمرها** - الاستومرها - آستر (لاینر)های پایه - ورنی‌ها - چسب‌ها - آکریلیک‌ها - انسداد کننده‌ها
۵. سایر - ادوات دفع ادرار - سوند - نخ بخیه - پرکننده‌ها - پیوندهای بافت پیوندی - کاشتنی‌های عبور مایعات - مواد ترمیم نخاع	**۶. علوم آزمایشگاهی** - لاتکس‌های تشخیص طبی - مواد سازنده الیزا - ریزدانه‌های مغناطیسی - ریزدانه‌های فلورسنت - قالب‌های ملکولی - ذی حسگرها	**۳. سایر** - سیمان‌های دندان - چینی‌های دندان - ترکیبات گچی - موم‌ها - مواد پروتز - مواد impression - پرکننده‌ها و ترمیم‌کننده‌ها - زیبا کننده‌ها anterior

جدول (۱-۳): نخ های بخیه غیر قابل جذب [۶].

نام صناعی (ژنریک)	نام تجاری	نوع و خواص مواد سازنده
نخ‌های طبیعی پنبه طبی کتان طبی ابریشم طبیعی		نخ پنبه‌ای تابیده نخ کتانی بلند و تابیده نخ حاصل از کرم ابریشم و تابیده شده
نخ‌های مصنوعی نایلون	درمالن، اتیلن، سوترن سورجامید، سوپرآمید، نورلن، سورجیلن، نورلن، سورجیلن مونولن، داکرن، استریلن مرسیلن، آسترالن، اثیباند پلی‌دک، تودک	تک رشته پلی‌آمید ۶ و ۶ نخ قیطان حاصل از تک رشته‌های نایلون ۶ و ۶ قیطان نایلون ۶ تک رشته پلی‌اتیلن ترفتالات تک رشته پلی‌اتیلن ترفتالات قیطان پلی‌اتیلن ترفتالات
نخ‌های فلزی فولاد ضد زنگ		تک رشته‌ای تابیده و یا قیطان

جدول (۱-۴): نخ های بخیه قابل جذب [۶].

نام صناعی (ژنریک)	نام تجاری	مواد سازنده
کلاژن‌های طبیعی روده روده کرمیک کلاژی ئی	زردپی انقباض گاو کلاژن کرمیک	بخش زیر مخاطی روده گوسفند بخش سروز روده گاو که با نمک کرم آمایش یافته زردپی انقباضی گاو که با نمک کرم آمایش یافته
نخ‌های مصنوعی پلی گلایکولیک اسید پلی گلایکولیک اسید پلی گلایکولیک اسید پلی گلاکتین ۹۱۰	دکسون S دکسون + دکسون ۲ ویکریل	هموپلیمر اسید گلایکولیک هموپلیمر اسید گلایکولیک با پوشش ضد اصطکاک هموپلیمر اسید گلایکولیک با پوشش پلی کاپرولاکتون کوپلیمر لاکتید - گلایکولیک اسید با پوشش استارات - کلسیم
پلی دی اکسانون پلی دی اکسانون	پی. دی. اس پی. دی. اس ۲	پلی دی اکسانون نوع اصلاح شده پلی دی اکسانون

از آنجایی که خواص فیزیکی پلیمرها بسیار به بافت نرم نزدیک است، از آن‌ها در بافت هـایی ماننـد پوسـت، زرد پی، غضروف، دیواره عروق، عدسی چشم، پستان و مثانه بهره گیـری مـی شـود. پلیمرهـای مناسـب ایـن مصارف عبارتند از پلی اولفین ها، پلی آمیدها، پلی استرها، پلی اورتان ها، پلی آکریلات ها، پلی سولفون هـا، پلی اترها و لاکتیک های سیلیکونی. از برخی از این مواد، در نخ های بخیه، چسب هـای بافـت، شـانت و یـا پرکردن فضا استفاده می شود. از پلیمرهای زیست فروپاش مانند پلی استرهای طبیعی و سنتزی و پلی آمیـدها، در مصارفی چون نخ بخیه و یا صفحات استخوانی استفاده می شود. این مـواد مـی تواننـد بـه عنـوان داربسـت موقت عمل کنند تا این که ترمیم بافت صورت گیرد. در خیلی از سامانه‌های جدید دارورسانی ونیز داربسـت های مخصوص مهندس بافت از پلیمرهای زیست فروپاش بهره گیری می شود. از کلاژن نوسازی شده هم بـه طور گسترده ای در جایگزینی دیواره شریان ها، دریچه‌های قلب و پوست مصنوعی استفاده می شود. پوشش های مخصوص بریدگی ها و زخم‌های سطحی و سوختگی از پر مصرف ترین زیستمواد به شمار می آیند.

غشاءهای ساخته شده از پلیمرهای طبیعـی یـا مـصنوعی در دسـتگاه هـایی چـون کلیـه و ریـه مـصنوعی بکـار می‌روند. از دیگر مصارف پلیمرها در پزشکی و درمان عبارتند از : لاتکس‌ها در تشخیص های طبـی، سیـستم های جدید دارورسانی (خوراکی، جلدی، درون رحمی، زیر پلکـی و ...) تـرمیم نخـاع، در چـشم پزشـکی از عدسی های تماسی سخت یا نرم پلیمری بر روی چشم، از مایعات شفاف پلیمری مانند هیالورونیـک اسـید بـه عنوان زلالیه و یا از پوشش های محافظ قرنیه استفاده می شود. جراحی های پلاستیکی با هدف زیباسـازی، از دیگر موارد شناخته شده، کاربرد زیستمواد می باشد. مواد مرکب خصوصیات اجزای به کار رفتـه در خـود را در هم تلفیق می‌کنند و خصوصیات جدیدی در اختیار می‌نهند، (ماننـد محـصولات پروپلاسـت کـه از الیـاف کربن مدفون در تفلون حاصل شده است). بیشتر افراد مسن از آرتریت و پیامـدهای مفـصلی آن در رنـج انـد. امروزه یکی از راه‌های متداول معالجه جایگزینی کامل برخی از مفاصل به ویژه زانو می‌باشد که این ها از فلز پلیمر ویا مواد مرکب ساخته می شوند. اکثر ما از کـاربرد مـواد ملغمـه‌ای و رزیـن هـا در پرکـردن دنـدان ویـا روکش های فلزی برای دندان ها آگاهیم. از کاشتنی ها به دو منظور عمده در دندانپزشکی استفاده می شود:

الف: دندان یا لثه مصنوعی و دیگر وسایل نگهداری دندان مصنوعی.

ب: کاشت کامل، مانند ترمیم آرواره، به عنوان حامی در بازسازی Alveolar Ridge و یا پرکننده برای رشـد استخوان برای ترمیم آسیب های پریودنسی[۸ و ۷].

۱-۳. استحکام بافت های زیستی

یکی از مباحث علوم مهندسی، توصیف و سنجش استحکام (مقاومت) زیستمواد طبیعی یا مصنوعی و تعیین اهمیت آن‌ها است. برای نمونه، آگاهی از خواص مکانیکی بافت ها و اندام ها (که خود از لحاظ ساختاری

بسیار پیچیده هستند)، در امور جراحی و معالجاتی که با کاربرد بایومتریال‌ها مرتبط است، ضروری می باشد. مثلاً اگرقرار باشد مفصل زانویی تعویض شود، باید اطلاعات وسیعی در مورد نیروها و کشش هایی که به هنگام ایستادن، راه رفتن، خم شدن زانو، نشستن و ... بر این مفصل وارد می شود، در دست داشت تا بتوان قطعه‌ای با شکل، اندازه و طرح مناسب و از موادی مناسب و در عین حال سازگار با بدن، طراحی و ساخت. بدیهی است که خصوصیات مورد نیاز، تابع وزن، سن، جنس و وضعیت کاری فرد و ... می باشد ولذا نمی‌توان همه را با یک قطعه جوابگو بود. بنابراین دیده می شود که کار گزینش قطعه زیستمواد، کار ساده و پیش پا افتاده‌ای نیست بلکه بر عکس بخش مهمی از دانش زیستمواد، فیزیک، مهندسی مواد و مکانیک ، پزشکی و ارتوپدی را طلب می کند. همین طور در مورد قطعه‌ای مانند عدسی های تماسی روی چشم که علاوه بر شفافیت و سازگاری با چشم بایستی از لحاظ شکل هندسی با چشم تطابق داشته باشند و در عین حال از دوام چندین ساله با حفظ همه ویژگی‌ها برخوردار باشد، یا اگر قطعه‌ای بخواهد جایگزین زردپی شود بایستی عمده ویژگی های فیزیکومکانیکی یک زردپی را از خود بروز دهد.

برخی از عمده ویژگی های فیزکومکانیکی که در بهره گیری از زیستمواد اهمیت دارند، عبارتند از: استحکام (توان) کششی[۱]، توان خمشی[۲]، تراکم پذیری[۳]، ضربه پذیری[۴]، خستگی[۵]، کلیه خواص مرتبط با شکست[۶] مانند: تسلیم، تغییر شکل برگشت ناپذیر[۷] (خواص پلاستیک ها) خزش[۸]، پارگی[۹]، خوردگی[۱۰]، ساییدگی[۱۱] و ترک برداری در اثر ضربه، که همگی خواصی مکانیکی اند.

همان طور که گفته شد، چنانچه قطعه ای به خاطر نقش دیگری بجز خواص مکانیکی به کار رود (مانند عدسی روی چشم، غشاء کلیه مصنوعی، قلب مصنوعی و ...) قطعاً ویژگی های الزامی دیگری نیز می بایست مورد توجه قرار گیرند. به این ترتیب، کارکرد قطعات زیستمواد از جنبه های گوناگون مورد نیاز و توجه است. بنابراین خصوصیات فیزیکومکانیکی مربوط به یک قطعه به تنهایی نمی‌توانند بیانگر کارآیی آن در محیط بدن باشد، بلکه می بایست تمامی جنبه های فیزیولوژی، آناتومی، بیوشیمی، ایمونولوژیکی، بیومکانیک بافت های طبیعی و تغییرات پاتوفیزیولوژی که بایستی توسط قطعه، رفع نقیصه و ایجاد حالت طبیعی، اعمال شود، لحاظ گردد و مورد توجه قرار گیرد. مثلاً اگر قرار باشد قطعه ای با عمل جراحی در بدن قرار گیرد، حتما بایستی از جنبه های ترمیم و بازسازی بافت مربوطه اطلاع داشت [۷].

---

[1] Tensile Strength
[2] Flexural Strength
[3] Compressibility
[4] Impact Strength
[5] Fatigue
[6] Failure
[7] Plastic Deformation
[8] Creep
[9] Rupture
[10] Corrosion
[11] Abrasion

۱-۴. پاسخ بافت بدن نسبت به کاشتنی ها

اولین و مهمترین انتظار این است که یک بایومتریال با بدن سازش داشته باشد، یعنی حضور آن در محیط بدن ایجاد حساسیت و پاسخ بافتی نکند و یا به اصطلاح زیست سازگار باشد. پاسخ بدن نسبت به قطعه کاشتنی، بستگی به محل استقرار و ویژگی های فرد، نوع عمل جراحی که برای پیوند آن صورت گرفته و جنس ماده ای که نصب شده دارد. اصولاً بدن مواد خارجی را نمی پذیرد و چنانچه بدن نتواند آن را حذف کند، اطرافش را می پوشاند. چنانچه ماده خارجی به شکل ذرات باشد، توسط ماکروفاژها (یاخته های غول پیکر) خورده و حذف می شود (پدیدای که در ترمیم زخم ها رخ می دهد).

اصولاً پاسخ طبیعی نسبت به کاشتنی ها، حضور گلبول های سفید از نوع چند هسته‌ای و متعاقب آن یاخته های غول پیکر در نزدیکی کاشتنی‌ها است. اما چنانچه کاشتنی نسبت به بافت بی اثر باشد، این یاخته‌ها در مجاورت آن حضور پیدا نمی‌کنند ولی در عوض پوششی نازک از کلاژن آن را می پوشاند. برعکس چنانچه قطعه کاشتنی از لحاظ شیمیایی یا فیزیکی نسبت به بافت پیرامون خود تحریک آمیز باشد التهاب و تورم پدید می آید که این امر فرآیند شفا یافتن و ترمیم را با تاخیر مواجه می‌کند و موجب پیدایش بافت های دانه‌ای می شود. اگر چنانچه کاشتنی متخلخل باشد، در اثر رسوخ بافت های مجاور به درون روزنه‌ها، بهتر تثبیت می شود. برخی کاشتنی‌ها در اثر ترومای[1] شیمیایی، مکانیکی و یا حرارتی، موجب نکروز[2] بافت های پیرامون خود می شوند [۷].

گاهی اوقات، مثلاً در شکسته بندی استخوان ها، لازم است از قطعه‌ای مانند پیچ و مهره برای نگهداری قطعات استخوان در کنار هم بهره‌گیری شود ولی پس از اینکه استخوان‌ها بهم جوش خوردند نیاز به در آوردن قطعه خارجی می باشد. از این رو در سال های اخیر، کوشش شده است تا از قطعات اتصال دهنده‌ای استفاده شود که پس از انجام وظیفه نیاز به در آوردن آن‌ها نباشد، بلکه خود این قطعات آهسته آهسته و طبق یک دوره زمانی مطلوب و معین جذب بدن بشوند. در این گونه موارد؛ از پلیمرهای زیست فروپاش (زیست تخریب پذیر) استفاده می شود.

از این دیدگاه، زیستمواد در چهار دسته عمده قرار می گیرند:

الف- مواد بی اثر با سطح صاف.

ب- مواد تقریباً بی اثر با سطوح متخلخل.

ج- موادی که در سطوحشان واکنش های کنترل شده رخ می دهد.

د- مواد قابل باز جذب.

---

[1] Trauma
[2] Necrosis

بیشتر زیستموادی که اکنون به کار می روند، از نوع دسته اول هستند و در واقع از تلفیق خصوصیات فیزیکی با کمترین پاسخ سمیت در بدن میزبان، ایفای نقش می کنند. با این وجود حضور جسمانی یک قطعه در بدن خواه ناخواه با پاسخ هایی در بافت های مجاور همراه است که کمترینشان، پیدایش یک پوشش از تارهای درهم تنیده به ضخامت ۰/۱ تا ۱ میکرومتر می باشد. عدم چسبندگی بین قطعه و پوشش مزبور موجب جابجا شدن قطعه در اثر نیروها و در نتیجه محدودیت های زمانی برای آن می شود. مساله پس زدن پیوند ناشی از عدم وجود یک فاز مشترک پوششی[۱] بین بستر زخم و قطعه پیوندی در موردی که قطعات از نوع خودی[۲] و یا غیرخودی[۳] برای پیوند زدن به کار می روند نیز اینگونه است. زیستمواد دسته دوم و سوم در نتیجه تلاش های مرتبط با پایداری میانرویه‌ای (فصل مشترک) حاصل شده‌اند. هنگامی که آهنگ واکنش های سطحی به درستی تنظیم و مهار شوند، بافت های ترمیمی از لحاظ ساختاری در درون لایه واکنش دهنده واقع بر سطح کاشتنی، قرار می گیرند و موجب پایداری قطعه کاشتنی می شوند. در مقابل زیستمواد نوع چهارم طوری ساخته شده اند که آهسته آهسته در محیط بدن فرو پاشیده و جای خود را به بافت های جدید می دهند، یعنی مرز مشترک یا میانرویه بین این مواد و بافت زنده ناپدید می شود [۷].

۱-۵. ایمنی و سنجش کارایی

از آنجا که زیستمواد با بافت زنده بدن تماس و سروکار دارند، طبیعی است که تمامی جنبه های ایمنی و بی خطر بودن آن‌ها می بایست از پیش مورد سنجش و تایید قرار گیرد. از این رو تمام کشورها در این باره به وضع مقررات و قوانینی در این زمینه پرداخته اند که رعایت آن ها الزامی است. در سطح بین المللی، سازمان هایی مانند ISO (سازمان استاندارد جهانی)، NIST (موسسه استاندارد آلمان)، و در داخل کشور ما وزارت بهداشت و درمان و موسسه استاندارد متولی تدوین چنین مقرارتی می باشند.

به طور کوتاه شروط اصلی درباره زیستمواد که رعایت آن ها الزامی است، به شرح زیر می باشد:

- ایفای نقش[۴]
- پایداری زیستی[۵]
- زیست سازگاری
- سترون پذیری[۶]
- سمی نبودن و رها نکردن اجزای مضر.

---

[1] Dermal
[2] Autologous
[3] Allogen
[4] Functional Feasibility
[5] Bio-stability
[6] Sterilizability

این گونه ویژگی ها طبق دستور کارهای مدون و استاندارد شده ای مورد سنجش و بررسی قرار می گیرند. افزون بر این، یک سلسله آزمایش های درون بدنی[1]، آزمایش های حیوانی و کلینیکی نیز ضرورت دارد. مثلاً آزمایش های درون بدنی و کالبد شکافی و سنجش وضعیت سطوح و میانرویه زیستمواد - بافت زنده اطلاعات سودمندی از چگونگی تغییرات حاصل در سطح قطعات زیستمواد (پیش از آن که به تولید انبوه رسیده وبه بازار عرضه شوند) و همین طور واکنش هایی که بر سطوح آن‌ها رخ می دهد، در اختیار می نهند. پیش از شروع آزمایش های انسانی، طبیعی است که آزمایش های کشت بافت ویا حیوانی برای اثبات بی-ضرری و بی‌خطری زیستمواد مورد نظر انجام شود تا بدین وسیله بتوان از کارایی و زیست سازگاری زیستمواد اطلاع یافت. روشن است که پیش از اقدام به آزمایش های انسانی می بایست نخست آزمایش های آزمایشگاهی[2] و پس از آن، آزمایش های حیوانی صورت پذیرد.

روش های متعددی برای سنجش زیست سازگاری، نقش زیستی ادوات طبی و زیستمواد تهیه و تدوین شده که معمولاً زود به زود مورد تجدید نظر و اصلاح قرار می گیرند، مانند کتاب های Cirkakowski (1986)، Black (1988)، Silver (1994)، همچنین روش های خاص سنجش اثرات سمی زیستمواد در منابعی چون فارماکوپه های آمریکا (USP)، انگلیس و سایر کشورها برای آزمایشات مربوط به محیط های کشت یاخته، سمیت سیستمی، تحریک درون جلدی، کاشتن درون عضلانی، سازگاری با خون، همولیز، سرطان زایی، تومورزایی، کاشتنی های بلند مدت، سازگاری ایمنی، تحریک غشاء مخاطی، بیماری زایی، جهش زایی، و غیره یافت می شود. بدیهی است که در کاربردهای قلبی - عروقی مطالعات سازگاری با خون به طور مفصل لازم است و شاخص هایی مانند لخته شدن گلبول های قرمز و پلاکت ها، جذب پروتئین ها و لیپیدها بر سطح، زمان انعقاد خون، گرانروی[3] خون، تغییرات صلبی گلبول های قرمز و غیره باید مورد بررسی قرار گیرند. کاشتنی ها می بایست پیش از استقرار در بدن با شیوه های خاص و مناسب خود سترون گردند [۷].

۱-۶. زیستمواد پلیمری

اصولاً از لحاظ کارکرد در بدن، زیستمواد پلیمری دو دسته اند. یکی آن‌هایی که زیست سازگار ولی پایدارند و دیگری آن‌هایی که ضمن زیست سازگاری، آهسته آهسته در بدن تجزیه و به مولکول های کوچک تبدیل می شوند وسرانجام از میان می روند. این نوع پلیمرها را زیست تخریب پذیر یا زیست تخریب پذیر می نامند. نکته مهمی که ذکر آن در ابتدا شایان توجه است، این است که هر محصول پلیمری سنتزی با هر اسم خاصی که نامیده شود، از یک سازنده، نسبت به سازنده دیگر فرق می‌کند، زیرا پلیمرهای سنتزی اصولا مخلوطی از انواع مولکول ها با ترکیب و جرم مولکولی متفاوت هستند. یعنی برخلاف

[1] In-vivo
[2] In-vitro
[3] Viscosity

ترکیبات سنتزی با جرم مولکولی کم مانند اسید سیتریک، اتیل استات یا استن و غیره ویا ماکرومولکول های طبیعی که تحت نظارت ژنوم ساخته می شوند، مانند انسولین یا هموگلوبین که مولکول های هر کدام شان همگی یکسان و جرم مولکولی مساوی دارند، در پلیمرهای سنتزی همه مولکول ها یکسان نیستند و معمولاً اندازه و جرم مولکولی، و چنانچه بیش از یک نوع مونومر در ساخت آن ها شرکت داشته باشد، ترتیب مونومرهایشان متفاوت است و همیشه یک توزیع خاص در هر سنتز حاصل می‌شود. افزون بر این، محصولاتی را که سازنده های مختلف به فروش می رسانند، خلوصشان فرق دارد و گاهی هم هر سازنده افزودنی های مخصوص خود را به آن‌ها می افزاید که با دیگر سازندگان متفاوت است. بنابراین، باید دانست که محصولات پلیمری تنوع زیادی دارند و نباید انتظار داشت عملکرد محصولات به آسانی شبیه هم در آید [۶ و۷].

۱-۶-۱. پلیمرهای مورد استفاده در پزشکی

امروزه از همه نوع فرآورده های پلیمری (اعم از چسب ها، الیاف، پلاستیک ها، کشسان ها و رزین ها) در انواع کاربردهای طبی و درمانی بهره گیری می شود. مطابق انتظار، بسته به نقشی که این مواد ایفا می کنند، باید پایداری متفاوتی داشته باشند. جدول (۱-۵) خلاصه ای از عمده مواد پلیمری را که در حال حاضر در امور پزشکی و دارویی کاربرد دارند، نشان می‌دهد. روشن است که برای هر کاربرد، چه در پزشکی و یا غیر آن، جسم مورد نظر می‌بایست وظایف خاصی را ایفا کند و بدان منظور، خواص ویژه ای را دارا باشد.

برای مثال، اگر قرار باشد عدسی عینک از پلاستیک باشد تا از امتیازات ویژه آن (نشکنی و سبکی) بهره گیری شود، نخستین شرط این است که پلاستیک مورد نظر شفاف باشد و افزون بر آن از ویژگی های دیگری چون استحکام، خراش ناپذیری، پایداری در برابر نور، ضریب انبساط و نقطه ذوب مناسب، مقاومت در برابر آب و سایر مایعات معمولی چون الکل، نفت و بنزین و ... برخوردار باشد. و اگر بخواهیم از عدسی نرم و ژله ای روی چشم[1] بهره مند شویم، ویژگی های متفاوتی از آن انتظار خواهد رفت. در مواردی که قطعه مورد نظر به طور مستقیم با بافت بدن و جریان خون تماس دارد (نخ بخیه و یا پیچ و مهره های به کار رفته در اتصال استخوان های شکسته)، ویژگی های مورد انتظار از جسم مزبور، بیشتر و پیچیده تر می شود. برای نمونه، در جراحی استخوان، به طور معمول از سیمان استخوانی (مانند متیل متاکریلات) که به آنتی بیوتیک آغشته است، استفاده می شود. این ماده دو ایراد اساسی دارد، یک این که پلیمر مربوطه در بدن از بین نمی‌رود و پس از انجام وظیفه باید با عمل جراحی از بدن خارج شود، دیگر اینکه خود پلیمر باعث گسترش عفونت می‌شود. بنابراین، سال هاست که محققان به دنبال موادی هستند که در عین پاسخگویی به خواسته های مورد نظر، پس از انجام وظیفه، تحلیل رفته و در بدن جذب شوند [۶ و۷].

---

[1] Soft Contact Lense