



شورسگاه مواد و انرژي

پايان نامه کارشناسي ارشد رشته مهندسي مواد - سراميك

موضوع

**تأثير افزودن سيليس كلويدي بر خواص ساختاري و فيزيكوشيميائي  
سيمان نانو كامپوزيتي كلسيم سولفات - هيدروكسي آپاتيت**

استاد راهنما:

**دکتر سعيد حصارکی**

استاد مشاور:

**دکتر مسعود عليزاده**

نگارنده:

**شکوفه برهان**

کد شناسه پروژه:

**۳۷۸۸۵۳**

سال تحصيلي ۱۳۹۰ - ۱۳۸۹

اللهم صل على محمد وآل محمد

تقدیم به

پدر و مادر عزیزم

## تشکر و قدردانی

بی‌شک در پژوهش‌های علمی، بدون همیاری و مساعدت افراد گروه، دستیابی به نتایج مورد نظر، امکان‌پذیر نخواهد بود. لذا از همراهی، حمایت و راهنمایی‌های ارزشمند استادان ارجمندم آقایان دکتر سعید حصارکی و دکتر مسعود علیزاده که در تمامی مراحل انجام پروژه همراه و پشتیبان بنده بودند، تشکر و قدردانی می‌نمایم. همچنین از بخش‌ها و آزمایشگاه‌های مختلف پژوهشگاه مواد و انرژی که در ارائه‌ی تجهیزات و امکانات، انجام آنالیزها و آزمون‌های مختلف کمال همکاری و مساعدت را داشتند، بی‌نهایت سپاسگزارم.

## حق تالیف / گردآوری و تحقیق

این پروژه تحقیقاتی به شماره شناسه ۳۷۸۸۵۳ در پژوهشگاه مواد و انرژی به ثبت رسیده است و کلیه دستاوردهای تحقیقاتی شامل نتایج نظری، نتایج علمی و عملی، دانش فنی و سایر موارد مربوط به این پروژه متعلق به پژوهشگاه مواد و انرژی می‌باشد. بهره برداری از نتایج پروژه برای موسسات دولتی و غیر دولتی با مجوز پژوهشگاه مواد و انرژی و درج نام پژوهشگاه مواد و انرژی امکان پذیر است.

## چکیده

در این تحقیق سیمان استخوانی نانو کامپوزیت  $\alpha$ -کلسیم سولفات و پودر آپاتیت نانو ساختار دارای غلظت‌های مختلف سوسپانسیون سیلیس کلئیدی تهیه و ویژگی‌های ساختاری، فیزیکوشیمیایی و فیزیکی آن با سیمان نانو کامپوزیت تهیه شده با فاز پودری مشابه و آب مقطر مقایسه شد. نتایج نشان دادند که زمان گیرش طولانی و استحکام فشاری کم سیمان تهیه شده با آب مقطر با استفاده از سیلیس کلئیدی بهبود می‌یابد. ضمن این‌که این ویژگی‌ها تابع غلظت سیلیس کلئیدی استفاده شده در فاز مایع می‌باشند. افزودن سیلیس کلئیدی رفتار آبسویی نامطلوب سیمان را در تماس با محلول فیزیولوژیک کنترل نمود و سرعت جذب آن را کاهش می‌داد. نتایج XRD نشان داد که سیمان گیرش یافته حاوی سیلیس به جز ژپس و آپاتیت دارای هیچ فاز دیگری نبود. ریز ساختار سیمان‌ها که با SEM مشاهده گردید شامل کریستال‌های ژپس بوده که با ذرات توده‌ای آپاتیت پوشش یافته‌اند و تخلخل‌های ریز موجود با یک فاز متراکم پر شده بودند. برخلاف سیمان ساخته شده با آب مقطر، روی سطح سیمان‌های حاوی سیلیس بعد از غوطه‌ور شدن در محلول شبیه به مایعات بدن به مدت ۹ روز لایه آپاتیت تشکیل شد. در این مطالعه نشان داده شد که تعداد سلول‌های زنده osteosarcoma کشت شده در مجاورت هر دو سیمان برابر بودند، در حالی که سیمان حاوی سیلیس فعالیت آلكالین فسفاتاز سلول‌ها را افزایش داد. به نظر می‌رسد که سیمان نانو کامپوزیت کلسیم سولفات / آپاتیت به دست آمده با سوسپانسیون سیلیس کلئیدی می‌تواند بعد از انجام دادن تست‌های درون بطنی مربوطه، به عنوان پرکننده استخوانی استفاده شود.

**کلید واژه:** کلسیم سولفات، پرکننده استخوان، آپاتیت بیومیمتیک، سیلیس کلئیدی

فصل ۱. مقدمه	۱
فصل ۲. مروری بر منابع مطالعاتی	۷
۱-۲- بیوسرامیک‌ها	۸
۱-۱-۲- شیشه‌های زیست سازگار	۸
۲-۱-۲- ترکیبات فسفات کلسیم	۹
۲-۲- انواع سیمان‌های استخوانی	۱۰
۱-۲-۲- سیمان‌های بر پایه پلی متیل متا اکریلات	۱۰
۲-۲-۲- سیمان‌های کلسیم فسفاتی	۱۱
۳-۲-۲- سیمان‌های پایه کلسیم سولفات	۱۳
۱-۳-۲-۲- بررسی ساختار و فازهای کلسیم سولفات	۱۴
۲-۳-۲-۲- فرایند گیرش سیمان کلسیم سولفات	۱۶
۳-۳-۲-۲- مزایا و معایب سیمان‌های کلسیم سولفاتی	۱۹
۳-۲- انواع کامپوزیت‌های کلسیم سولفات	۲۰
۱-۳-۲- کامپوزیت کلسیم سولفات - کلسیم فسفات	۲۰
۲-۳-۲- کامپوزیت کلسیم سولفات - آلژینات - کایتوسان	۲۱
۳-۳-۲- کامپوزیت کلسیم سولفات - تری کلسیم سیلیکات	۲۴
۴-۳-۲- کامپوزیت کلسیم سولفات - دی کلسیم سیلیکات	۳۱
۵-۳-۲- کامپوزیت کلسیم سولفات - هیدروکسی آپاتیت	۳۴
۴-۲- سیلیس کلوئیدی	۴۱
۱-۴-۲- سیستم‌های کلوئیدی	۴۱
۲-۴-۲- تعریف سیلیس کلوئیدی	۴۲

۴۳	..... ساختار سیلیس کلوئیدی
۴۵	..... کاربردهای سیلیس کلوئیدی
۴۶	..... سیلیکا در بیولوژی
۴۶	..... مواد زیست فعال حاوی سیلیکون
۴۷	..... نقش سیلیکون در بدن موجودات زنده
۵۰	..... هدف از انجام پروژه
۵۱	<b>فصل ۳. فعالیت‌های تجربی</b>
۵۲	..... ۱-۳ مقدمه
	..... ۲-۳ مواد و دستگاه‌های مورد استفاده جهت ساخت نانوکامپوزیت کلسیم سولفات- آپاتیت نانو ساختار - نانو سیلیکا
۵۲	..... ۱-۲-۳ مواد
۵۳	..... ۲-۲-۳ دستگاه‌ها
۵۳	..... ۳-۳ ساخت محلول شبیه‌سازی شده به مایعات بدن (SBF)
۵۵	..... ۴-۳ سنتز پودر آپاتیت نانو ساختار
۵۶	..... ۵-۳ بررسی مشخصات پودر نانو آپاتیت سنتز شده
۵۶	..... ۱-۵-۳ بررسی ریز ساختار (TEM)
۵۷	..... ۲-۵-۳ آزمایش پراش اشعه ایکس (XRD)
۵۷	..... ۳-۵-۳ آنالیز طیف سنجی فروسرخ (FT-IR)
۵۸	..... ۶-۳ تهیه نمونه‌های سیمانی نانوکامپوزیت
۵۹	..... ۷-۳ ارزیابی خواص کلسیم سولفات و سیمان‌های نانوکامپوزیت
۵۹	..... ۱-۷-۳ زمان گیرش
۶۰	..... ۲-۷-۳ استحکام فشاری



۶۱	..... درصد تخلخل ۳-۷-۳
۶۲	..... ترکیب فازی (XRD) ۴-۷-۳
۶۲	..... گروه‌های ساختاری (FT-IR) ۵-۷-۳
۶۲	..... بررسی ریزساختار و آنالیز عنصری تصویری ۶-۷-۳
۶۳	..... رفتار آبشویی ۷-۷-۳
۶۳	..... کاهش وزن ۸-۷-۳
۶۴	..... اندازه‌گیری میزان رهائش یون کلسیم و سیلیسیم از نمونه‌ها در محلول فیزیولوژیک ۹-۷-۳
۶۴	..... توانایی تشکیل فاز آپاتیت روی سطح نمونه‌ها در محلول SBF (زیست فعالی) ۱۰-۷-۳
۶۵	..... آزمایش‌ها تکثیر سلولی و فعالیت آلكالین فسفاتاز ۱۱-۷-۳
۶۷	..... <b>فصل ۴. نتایج</b>
۶۸	..... ۱-۴ خصوصیات ساختاری نانوأپاتیت
۶۸	..... ۱-۱-۴ بررسی ریزساختار (TEM)
۶۸	..... ۲-۱-۴ بررسی طیف پراش اشعه X (XRD)
۶۹	..... ۳-۱-۴ بررسی طیف مادون قرمز (FT-IR)
۷۰	..... ۲-۴ نتایج خواص فیزیکی و مکانیکی سیمان‌ها
۷۰	..... ۱-۲-۴ زمان گیرش
۷۱	..... ۲-۲-۴ استحکام فشاری
۷۲	..... ۳-۲-۴ درصد تخلخل
۷۳	..... ۳-۴ نتایج خصوصیات ساختاری سیمان‌ها
۷۳	..... ۱-۳-۴ پراش اشعه X (XRD)
۷۴	..... ۲-۳-۴ طیف‌سنجی مادون قرمز (FT-IR)
۷۶	..... ۳-۳-۴ تصاویر ریزساختار (SEM)

۷۹.....	۴-۴- نتایج آزمون‌های سیمان‌ها بعد از غوطه‌وری در محلول SBF
۷۹.....	۴-۴-۱- رفتار آبشویی
۸۲.....	۴-۴-۲- کاهش وزن
۸۳.....	۴-۴-۳- رهایش یون کلسیم و سیلیسیم از نمونه‌ها در محلول فیزیولوژیک
۸۴.....	۴-۴-۴- بررسی مورفولوژی سطح نمونه‌ها بعد از غوطه‌وری
۸۷.....	۴-۴-۵- آنالیز EDX
۹۲.....	۴-۵- نتایج آزمایش تکثیر سلولی و فعالیت آلکالین فسفاتاز
۹۷.....	۴-۶- بحث
۱۰۱.....	فصل ۵. نتیجه‌گیری
۱۰۳.....	فصل ۶. پیشنهادها
۱۰۵.....	مراجع

- جدول ۲-۱: استحکام و مدول یانگ کامپوزیت‌هایی با ۵۰٪ CSH و مقادیر متغیری از دو ماده پلیمری ..... ۲۳
- جدول ۲-۲: چگالی سیلیکا آمورف و کریستالی ..... ۴۴
- جدول ۳-۱: غلظت آنیون و کاتیون‌های موجود در سرم محلول فیزیولوژیک ..... ۵۵
- جدول ۳-۲: فرمول شیمیایی سیمان‌های استخوانی مختلف مورد بررسی در این تحقیق ..... ۵۸
- جدول ۴-۱: چگالی پودر و توده‌ای اندازه‌گیری شده و درصد تخلخل محاسبه شده نمونه‌های سیمانی مختلف ..... ۷۳
- جدول ۴-۲: غلظت یون  $Ca^{2+}$  در SBF حاوی نمونه‌های مختلف در بازه‌های زمانی مختلف ..... ۸۴
- جدول ۴-۳: غلظت یون Si رهایش یافته از نمونه حاوی سیلیس به درون SBF در بازه‌های زمانی مختلف .. ۸۴
- جدول ۴-۴: غلظت یون Si و Ca عصاره نمونه‌های مختلف استفاده شده در آزمایش کشت سلولی ..... ۹۲

- شکل ۲-۱: ساختمان بلورین ژلیس ..... ۱۵
- شکل ۲-۲: تصویر SEM کلسیم سولفات دی هیدرات (الف) و کامپوزیت‌های CSH /Alg/sCh:50/30/20 (ب)، CSH /Alg:50/50 (ج) و CSH /sCh (د) ..... ۲۳
- شکل ۲-۳: الگوی خمیر  $\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O} / \text{Ca}_3\text{SiO}_5$  با نسبت  $L/P=1$  بعد از گیرش به مدت ۷ روز ... ۲۵
- شکل ۲-۴: تصویر SEM (الف و ب) خمیر کلسیم سولفات و (ج و د) خمیر کامپوزیت با  $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$  ۲۰٪ بعد از گیرش به مدت ۷ روز. فلش‌ها ذرات هیدرات سیلیکات کلسیم درون خمیر کامپوزیت را نشان می‌دهند. .... ۲۶
- شکل ۲-۵: الگوی XRD خمیر سیمان قبل و بعد از غوطه‌وری در SBF به مدت ۴ روز (الف) خمیر کلسیم سولفات خالص قبل از غوطه‌وری، (ب) خمیر کلسیم سولفات بعد از غوطه‌وری، (ج) خمیر کامپوزیت حاوی ۲۰٪  $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$  قبل از غوطه‌وری، (د) خمیر کامپوزیت حاوی ۲۰٪  $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$  بعد از غوطه‌وری ..... ۲۸
- شکل ۲-۶: تصویر SEM خمیر  $\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O} / \text{Ca}_3\text{SiO}_5$  بعد از غوطه‌وری در SBF به مدت ۴ روز (الف و ب) خمیر  $\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$ ، (ج و د) خمیر کامپوزیت حاوی ۱۰٪  $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$ ، (ه و و) خمیر کامپوزیت حاوی ۲۰٪  $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$  ..... ۲۹
- شکل ۲-۷: تزریق‌پذیری سیمان‌های مختلف ( حاوی ایندومتاسین یا بدون ایندومتاسین) به عنوان تابعی از کسر زمان گیرش اولیه ..... ۳۷
- شکل ۲-۸: کامپوزیت کلسیم سولفات نانو هیدروکسی آپاتیت به صورت قرص‌های نیمه‌استوانه‌ای کاشت می‌شوند (الف) با قطر و ارتفاع ۵.۹ mm (ب) ..... ۴۱
- شکل ۲-۹: نمایش دوبعدی یک ذره سیلیس کلئیدی ..... ۴۳
- شکل ۲-۱۰: رشته سیلیکا متخلخل سنتز شده ..... ۴۳
- شکل ۳-۱: نمودار تهیه آپاتیت بیومیمتیک ..... ۵۶
- شکل ۳-۲: نمایی از قالب فلزی دستگاه گیرش ..... ۵۹
- شکل ۳-۳: دستگاه گیلور ..... ۶۰
- شکل ۳-۴: قالب‌های مورد استفاده برای ساخت نمونه‌های استحکام فشاری ..... ۶۱
- شکل ۴-۱: تصویر TEM آپاتیت نانوساختار ..... ۶۸
- شکل ۴-۲: طیف پراش اشعه X آپاتیت نانوساختار ..... ۶۹

- شکل ۴-۳: طیف مادون قرمز آپاتیت نانساختار ..... ۷۰
- شکل ۴-۴: زمان‌های گیرش سیمان‌های مختلف بر پایه کلسیم سولفات ..... ۷۱
- شکل ۴-۵: استحکام فشاری سیمان‌های مختلف بر پایه کلسیم سولفات ..... ۷۲
- شکل ۴-۶: الگوی XRD سیمان‌های کلسیم سولفات (حاوی و بدون) افزودنی سیلیس کلوئیدی. الگوی CSH  
نیز نشان داده شده است. .... ۷۴
- شکل ۴-۷: طیف FTIR سیمان کلسیم سولفات خالص و نانوکامپوزیت CS/H در مقایسه با نانو  
کامپوزیت. CS/H/Si20 و SiO<sub>2</sub> ..... ۷۵
- شکل ۴-۸: ریزساختار سیمان کلسیم سولفات خالص و نانوکامپوزیت‌های CS/H، CS/H/Si10 و  
CS/H/Si20 بعد از گیرش در بزرگنمایی ۱۰۰۰ ..... ۷۷
- شکل ۴-۹: ریزساختار سیمان کلسیم سولفات خالص و نانوکامپوزیت‌های CS/H و CS/H/Si20 بعد از  
گیرش در بزرگنمایی ۴۰۰۰ ..... ۷۸
- شکل ۴-۱۰: رفتار آبشویی سیمان‌های مختلف بعد از ۳ روز نگهداری در محلول SBF (الف: P-CS،  
ب: CS/H، ج: CS/H/Si10 و د: CS/H/Si20) ..... ۸۰
- شکل ۴-۱۱: تصاویر SEM نمونه‌های CS/H و CS/H/Si20 بعد از ۳ روز نگهداری در SBF (×۲۰۰) .. ۸۱
- شکل ۴-۱۲: مقایسه پدیده آبشویی در دو نمونه الف) CS/H و ب) CS/H/Si20 (۴۰×) ..... ۸۲
- شکل ۴-۱۳: درصد کاهش وزن سیمان‌های بر پایه کلسیم سولفات مختلف مورد بررسی در این تحقیق ..... ۸۳
- شکل ۴-۱۴: مورفولوژی سطح سیمان‌های CS/H و CS/H/Si20 بعد از ۹ روز غوطه‌وری در محلول SBF  
(×۴۰۰۰) ..... ۸۵
- شکل ۴-۱۵: مورفولوژی لایه آپاتیت تشکیل شده روی سطح نمونه CS/H/Si20 در مقایسه با نمونه CS/H  
(×۱۵۰۰۰) ..... ۸۶
- شکل ۴-۱۶: الگوی آنالیز عنصری تصویری سیمان کلسیم سولفات خالص قبل و بعد از ۹ روز غوطه‌وری در  
محلول SBF ..... ۸۸
- شکل ۴-۱۷: الگوی آنالیز عنصری تصویری سیمان نانوکامپوزیت کلسیم سولفات- هیدروکسی آپاتیت قبل و  
بعد از ۹ روز غوطه‌وری در محلول SBF ..... ۸۹
- شکل ۴-۱۸: الگوی آنالیز عنصری تصویری سیمان نانوکامپوزیت کلسیم سولفات- هیدروکسی آپاتیت-  
نانوسیلیس قبل و بعد از ۹ روز غوطه‌وری در محلول SBF ..... ۹۰

- شکل ۴-۱۹: نقشه عناصر کلسیم (سبز)، فسفر (آبی) و سیلیس (قرمز) در ریزساختار سیمان نانوکامپوزیت CS/H/Si20 الف) قبل از غوطه‌وری و ب) بعد از ۹ روز غوطه‌وری در SBF..... ۹۱
- شکل ۴-۲۰: تکثیر سلول‌های استخوان‌ساز کشت شده با عصاره نمونه‌های مختلف: الف) کلسیم سولفات خالص ب) نانوکامپوزیت CS/H و ج) نانوکامپوزیت CS/H/Si20 (\*P<0.05) ..... ۹۴
- شکل ۴-۲۱: فعالیت ALP سلول‌های G-292 کشت شده با عصاره سیمان‌های مختلف با غلظت‌های متفاوت: الف) کلسیم سولفات خالص ب) نانوکامپوزیت CS/H و ج) نانوکامپوزیت CS/H/Si20 (\*P<0.05) ..... ۹۶

## فصل ۱. مقدمه

از زیباترین خلقت‌های آفرینش، وجود انسان است که با تمام تلاش‌های انجام شده جهت کشف آن هنوز پر از پیچیدگی است. از جذابیت‌های این خلقت، سیستم اسکلتی آن است که مانند داربستی در ساختمان بدن او رفتار می‌کند. گاه در این سیستم اختلالاتی پیش می‌آید که فعالیت‌های انسان را با مشکل مواجه می‌سازد. این اختلالات می‌تواند ناشی از مشکلاتی همچون بیماری‌های مادرزادی و ژنتیکی و آسیب‌های ناشی از حوادث غیرطبیعی باشد. امروزه دردهای مربوط به آرتروز استخوان از مشکلات مهم جمعیت مسن می‌باشد و حتی در جوانان نیز مشاهده می‌شود [۱].

طی دهه‌های اخیر، تحقیقات زیادی راجع به روش‌هایی برای افزایش نوسازی استخوان صورت گرفته است. کاربردهای بالینی این روش‌ها بسیار متنوع است و منجر به انقلابی در جراحی ارتوپدی شده است. سالانه بیش از ۵۰۰ هزار عمل پیوند استخوانی در ایالات متحده انجام می‌شود و حدود ۲ برابر آن در بقیه کشورها اتفاق می‌افتد. القا تولید استخوان در کنترل شکستگی‌ها، جوش نخوردن دو سر استخوان شکسته و استئومیلیت (عفونت استخوان) کاربرد دارد. سایر اندیکاسیون‌های ارتوپدی عبارتند از: طولیل کردن دست یا پا، اعمال ترمیمی به دنبال برداشت تومور، تثبیت مفاصل، و انسجام پروتزهای جایگزین مفصل. کاربردهای بالینی این روش‌ها در واقع فراتر از زمینه ارتوپدی بوده و شامل پریدنتال، جراحی‌های اعصاب و فک و صورت است [۲].

اولین پیوند بافت به قرن پنجم برمی‌گردد که توسط ۲ برادر دوقلو به نام‌های سنت کوسموس و سنت دامین انجام شد. اما جاب ون میکرن اولین پیوند استخوانی را در ۱۶۶۸ به ثبت رساند. این جراح دانمارکی، بخشی از جمجمه سگ را برای رفع نقص جمجمه یک فرد روسی به‌کار برد. تا قرن نوزدهم کاربردهای بالینی پیوند استخوان شناسایی نشده بود. مرن پیوند استخوان را در ۱۸۱۰ گزارش کرد و ون والتر اولین پیوند استخوانی اتوژن<sup>۱</sup> را در ۱۸۲۰ به ثبت رساند. الیر در ۱۸۶۷ براساس تجربیات خود، اساس علمی پیوند استخوانی را فرموله کرد، و پس از آن مک ایوان، دانشجوی لیستر، پیوند آلوگرافت استخوانی انسان را تحت شرایط آسپتیک در

<sup>1</sup> Autogenous



۱۸۷۸، انجام داد. امروزه، پیوندهای استخوانی به شکل معمول در ارتوپدی انسان و دامها استفاده می‌شوند تا التیام شکستگی را تقویت کنند، اتصال مفصل را افزایش دهند، و نقایص استخوانی را ترمیم کنند. گرافت‌های اتوژن تازه، هنوز در مقایسه با سایر عوامل سازنده استخوان به عنوان یک استاندارد طلایی مدنظر هستند. در حقیقت استخوان اتوژن، موثرترین ماده در تقویت التیام سریع است، چرا که در مقایسه با سایر مواد، دارای سلول‌های زنده است و در عین حال مانع از واکنش‌های ایمنی و انتقال بیماری می‌شود [۲].

امروزه متخصصین جراح برای حل بیماری‌هایی که سیستم بدن به تنهایی قادر به ترمیم آن نیست چند راه‌حل پیشنهاد می‌کنند. در یکی از روش‌ها جراح استخوان مورد نیاز را از سایر قسمت‌های بدن خود بیمار تامین می‌کند که از معایب این روش می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱. این روش با عمل جراحی دیگر همراه بوده و در نتیجه زمان درمان طولانی می‌شود.

۲. گاهی مقدار استخوان موردنیاز به اندازه‌ای است که پزشک نمی‌تواند آن را از بدن خود بیمار تهیه کند.

۳. در صورت داشتن عیب مادرزادی استخوان جدید خصوصیت وراثتی را حفظ می‌نماید و عیب مادرزادی در استخوان جدید نیز ادامه می‌یابد.

۴. نوع فعالیت همه استخوان‌ها مشابه یکدیگر نمی‌باشد و بنابراین پیوند استخوان در همه موارد ممکن نیست و به استخوان میزبان بستگی دارد. به عنوان مثال هیچ قسمتی از بدن را نمی‌توان جایگزین مفصل لگن خاصره کرد.

روش دیگر، روش استفاده از استخوان جسد است که از جمله عوامل محدودکننده کاربرد این روش تحریک شدن سیستم ایمنی بدن، پس‌زدن ماده خارجی و احتمال سرایت بیماری‌های عفونی مانند ایدز می‌باشد. روش

سوم استفاده از بیومواد<sup>۱</sup> است. بیشتر از یک قرن است که از مواد مختلف به عنوان جایگزین استخوان استفاده می‌شود و این مواد در سال‌های اخیر پیشرفت چشمگیری داشته‌اند [۱].

بیومواد به یک یا ترکیبی از چند ماده گویند (بجز دارو و مواد بیولوژیک) که منشا طبیعی یا مصنوعی دارد و قسمتی از آن یا همه آن، به منظور معالجه، ترمیم و جایگزین کردن آن به جای بافت یا عضوی به مدت مناسب در بدن قرار می‌گیرد. کاربرد این مواد در پزشکی، جراحی، دندانپزشکی و دامپزشکی بوده و برای مراقبت از جسم بیمار به صورت ایمپلانت، وسایل یک‌بارمصرف و غیره به کار می‌روند. مهم‌ترین خواص این مواد برای کاربردهای پزشکی عبارتند از: غیرسمی بودن، پایداری مکانیکی (یعنی شکسته نشود و یا تغییر شکل زیادی ندهد)، عدم واکنش نامناسب با بدن، جذب با سرعت مناسب [۳].

لازم به ذکر است که شکل یا فرم بیومواد وابستگی شدید به عملکرد (کاربرد) آنها در بدن دارد [۴]. مثلاً ایمپلانت‌های با قابلیت تحمل بارگذاری معمولاً بصورت بالک و بدون تخلخل ساخته می‌شوند. اما ممکن است پوشش‌ها و ساختارهای کامپوزیتی آنها، نیز برای بهبود خواص مکانیکی استفاده شوند.

مجموعه بیومواد، از تمامی گروه‌های مواد مهندسی تامین می‌شود. این گروه‌ها عبارتند از: فلزات، پلیمرها، شیشه‌ها، کربن‌ها، سرامیک‌ها، مواد مرکب یا کامپوزیت [۵]. انتخاب نوع بیومواد و نحوه عمل آن در بدن، قبل از هر چیز به چگونگی واکنشی که بافت زنده در مقابل جسم خارجی از خود نشان می‌دهد بستگی دارد. به‌طور کلی بدن در مقابل ورود یک ماده خارجی به چهار صورت عکس‌العمل نشان می‌دهد:

الف) جسم وارد شده حاوی ماده سمی است و باعث نابودی محیط زنده اطراف خود می‌شود. مسمومیت می‌تواند به شکل مستقیم در اثر مواد ایمپلنت شده با بافت‌ها و ارگان‌ها یا ناشی از حل شدن و مهاجرت این مواد توسط سیالات و بافت‌ها باشد. موادی نظیر کروم، نیکل، فلورین و مولکول‌های آلی مثال‌هایی از مواد سمی هستند که

<sup>1</sup> Biomaterials

باید از حل شدن و مهاجرت آن‌ها در بدن پرهیز شود. بنابراین آشکار است که چنین ماده‌ای را نمی‌توان به عنوان بیومواد به کار برد.

ب) ماده از نوع غیرسمی و غیر فعال بیولوژیکی است. در این صورت، بدن بافتی فیبری شکل و با ضخامت‌های مختلف در اطراف آن ایجاد خواهد کرد. به چنین موادی بیوموادهای تقریباً خنثی می‌گویند.

ج) احتمال سوم آن است که ماده غیرسمی و از لحاظ بیولوژیک فعال باشد. در نتیجه در سطح مشترک ایمپلنت و بافت‌های زنده نوعی پیوند شیمیایی برقرار خواهد شد. این‌گونه مواد را زیست فعال یا بیومواد داری سطح فعال می‌نامند.

د) حالت چهارم زمانی است که ماده غیرسمی و توسط محیط فیزیولوژی قابل تجزیه و جذب باشد به طوری که بافت‌های زنده بتوانند پس از مدتی جای آن را بگیرند. این دسته را بیومواد قابل جذب می‌نامند [۶].

تاکنون مواد گوناگونی به عنوان بیومواد مصرف شده‌اند. استفاده از مواد فلزی به عنوان جایگزین بعضی بافت‌های استخوانی در بدن انسان رایج است. میله‌های پلاتینی، فولاد ضدزنگ اوستینی، آلیاژهای کبالت-کروم و نیز تیتانیوم و آلیاژهای آن مثال‌های آشنایی در این زمینه هستند. همچنین پیشرفت‌هایی که در زمینه علم و تکنولوژی پلیمرها صورت گرفته امکان استفاده از قطعات پلیمری را در بدن انسان فراهم کرده است. اکثر پلیمرها بدون توجه به منشا آن‌ها ماکرومولکول‌هایی هستند متشکل از واحدهای تکراری (مونومرها) که زنجیره اصلی شبکه این‌ها را کربن تشکیل می‌دهد. ولی اکسیژن، نیتروژن، سیلیس و گوگرد نیز در ساختمان آن‌ها موجود است. خواص فیزیکی و شیمیایی پلیمرها که در جراحی‌های فک و صورت و ارتوپدی به کار می‌روند نقش تعیین‌کننده‌ای در عملکرد پلیمر در بدن انسان دارند. بعضی از این خواص عبارتند از: جهت‌گیری مولکولی، ایزومرفیسم هندسی، ترکیب، ساختمان فضایی پلیمر. واکنش‌های بافتی موضعی در برابر پلیمرهای دارای قابلیت جذب بیولوژیکی به سرعت تجزیه و سازگاری بیولوژیکی اجزا و مواد حاصله از تجزیه پلیمرها بستگی دارد. اما

این مواد به ویژه فلزات وقتی که در بدن قرار می‌گیرند مشکلاتی را به وجود می‌آورند که عمدتاً ناشی از ناسازگاری فیزیولوژیک بین آن‌ها و بافت زنده است. برای غلبه بر این‌گونه دشواری‌ها دسته‌ای دیگر از مواد موسوم به بیوسرامیک‌ها مورد توجه قرار گرفتند.

سرامیک‌ها دسته‌ای از مواد هستند که ترکیبات شیمیایی پیچیده‌ای دارند و از عناصر فلزی و غیرفلزی تشکیل می‌شوند. این دسته از مواد شامل سیلیکات‌ها، اکسیدها، کربیدها، نیتريد‌ها، بوریدها و سولفیدها بوده و در نتیجه می‌توانند کاربردهای زیادی در ایمپلانت‌های جراحی داشته باشند که در نتیجه، شاخه‌ای دیگر از علم مواد را با نام بیوسرامیک‌ها به روی انسان می‌گشاید [۷].