



پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد رشته‌ی مهندسی مواد- شناسایی، انتخاب و روش ساخت مواد

بررسی امکانپذیری اعمال پوشش چند لایه نیتروکربوره / منیزیم / هیدروکسی آپاتیت بر فولاد ضدزنگ آستنیتی

بوسیله‌ی
تایماز جوزقی

استادان راهنما
دکتر محمد ابراهیم بحر العلوم
دکتر محمد حسین شریعت

مرداد ۱۳۹۱



به نام خدا

اظہارنامہ

اینجانب تایماز جوزقی به شماره دانشجویی ۸۸۰۸۵۶ دانشجوی رشته ی مهندسی مواد گرایش شناسایی و روش انتخاب مواد مهندسی دانشکده مهندسی اظہار می کنم که این پایان نامه حاصل پژوهش خودم بوده و در جاهایی که از منابع دیگران استفاده کرده ام، نشانی دقیق و مشخصات کامل آن را نوشته ام. همچنین اظہار می کنم که موضوع پایان نامه ام تکراری نیست و تعهد می نمایم که بدون مجوز دانشگاه دستاورد های آن را منتشر ننموده و یا در اختیار غیر قرار ندهم. کلیه حقوق این اثر مطابق با آیین نامه مالکیت فکری و معنوی متعلق به دانشگاه شیراز است.

نام و نام خانوادگی: تایماز جوزقی

تاریخ و امضاء: ۱۳۹۱/۵/۳

به نام خدا

بررسی امکانپذیری اعمال پوشش چند لایه نیتروکربوره / منیزیم / هیدروکسی آپاتیت
بر فولاد ضدزنگ آستنیتی

بوسیله:

تایماز جوزقی

پایان نامه

ارائه شده به معاونت تحصیلات تکمیلی دانشگاه به عنوان بخشی از فعالیت های تحصیلی لازم برای اخذ
درجه کارشناسی ارشد

در رشته:


مهندسی مواد - شناسایی، انتخاب و روش ساخت مواد


دانشگاه شیراز


شیراز


جمهوری اسلامی ایران

ارزیابی شده توسط کمیته پایان نامه با درجه: عالی

دکتر محمد ابراهیم بحرالعلوم، استاد بخش مهندسی مواد (رئیس کمیته) 

دکتر محمد حسین شریعت، استاد بخش مهندسی مواد (رئیس کمیته) 

دکتر محمدجعفر هادیان فرد، استاد بخش مهندسی مواد، دانشگاه شیراز 

دکتر مهدی جاویدی، استادیار بخش مهندسی مواد، دانشگاه شیراز 

مرداد ماه ۱۳۹۱

سپاس گزاری

در آغاز سپاس خود را با فروتنی نثار پدر و مادر مهربانم می‌کنم که به واقع در طول زندگی همیشه یار و یاورم بوده‌اند. از اساتید مهربانم استاد دکتر محمد ابراهیم بحرالعلوم و استاد دکتر محمد حسین شریعت که نه تنها در طول این پژوهش که در تمام سال‌های تحصیل در این دانشگاه مرا از راهنمایی‌های ارزنده خود بهره‌مند نمودند تشکر و قدر دانی می‌نمایم. از اساتید محترم، جناب دکتر محمد جعفر هادیان فرد و جناب دکتر مهدی جاویدی که در نگارش پایان‌نامه از راهنمایی‌های ایشان بهره‌بردم سپاسگزاری می‌کنم. از سرکار خانم دکتر فاطمه محزون که در تمامی مراحل این پژوهش صبورانه با راهنمایی‌هایشان مرا یاری و حمایت کردند، نهایت تشکر و قدردانی را دارم. از تمام پرسنل آزمایشگاه بخش مهندسی مواد که در این راه مرا یاری کردند تشکر می‌کنم.

چکیده

بررسی امکانپذیری اعمال پوشش چند لایه نیتروکربوره/ منیزیم/ هیدروکسی آپاتیت بر فولاد ضدزنگ آستنیتی

به کوشش

تایماز جوزقی

چندین سال است که از فولاد ضدزنگ ۳۱۶ آل در ساخت کاشتهای پزشکی استفاده می‌شود. در این پژوهش، به منظور بهبود خواص سطح این آلیاژ، چندین لایه پوشش بر روی آن اعمال شده است. در ابتدا، نمونه‌هایی از این آلیاژ توسط تکنیک در حمامی که بهینه شده بود، نیتروکربوره شد و ساختار پوشش و مقاومت به خوردگی در محلول رینگر، که شبیه ساز محیط بدن است، اندازه‌گیری شد. در مرحله بعد، پوششی از منیزیم بصورت عنصری بر روی فولاد ضدزنگ ۳۱۶ آل نیتروکربوره شده، توسط تکنیک پوشش دهی از بخار اعمال شد. ساختار سطحی این پوشش نیز بررسی گردید. سپس، یک لایه هیدروکسی آپاتیت بر روی نمونه‌ها، با استفاده از تکنیک پوشش دهی الکتروفوریتیک در شرایط بهینه، اعمال شد. ساختار سطحی و مقاومت خوردگی این پوشش نیز در محلول رینگر بررسی شد. در نهایت نمونه‌های فولاد ضدزنگ ۳۱۶ آل که دارای سه لایه پوشش نیتروکربوره، منیزیم و هیدروکسی آپاتیت بودند، به مدت دو هفته در محلول رینگر قرار گرفتند و بعد از این مدت، محلول رینگر توسط تست طیف سنجی جذب اتمی، برای بررسی تغییر غلظت منیزیم و کلسیم در آن مطالعه شد. نتایج به دست آمده نشان داد که مقاومت خوردگی فولاد ضدزنگ ۳۱۶ آل در اثر پلاسمایی بهبود پیدا کرده است. منیزیم به صورت عنصری و به همراه اکسید آن، بر سطح منحصربه‌فرد به دست آمده از نیتروکربوره کردن الکترولیتی، نشانده شد و زبری سطحی همچنان باقی ماند. هیدروکسی آپاتیت روی این سطح ناصاف نشانده شد و مقاومت خوردگی آن بهبود یافته است. همچنین غلظت منیزیم در محلول رینگری که نمونه‌ها در آن قرار داده شده بود، افزایش یافته که نشان‌دهنده عبور این ماده از لایه پوشش هیدروکسی آپاتیت است. نتایج طرق اشعه ایکس نیز نشان‌دهنده حضور ترکیبی از منیزیم در پوشش هیدروکسی آپاتیت است. این نتایج، بیان‌کننده بهبود خواص کاشتهای فولاد ضدزنگ ۳۱۶ آل است که این پوشش‌ها روی آن عمل شده است.

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۲	مقدمه
۵	۱-۱- بهبود خواص کاشت ها:
۶	۱-۱-۱- نیتروکربوریزه کردن الکترولیتی پلاسمایی:
۶	۱-۱-۲- پوشش دهی از خلاء:
۷	۱-۱-۳- رسوب دهی به روش الکتروفورسیک:
۱۰	مروری بر پیشینه تحقیق:
۱۰	۱-۲- خصوصیات استخوان:
۱۰	۱-۱-۲- فسفات کلسیم:
۱۲	۲-۲- کاشت های فلزی:
۱۳	۱-۲-۲- تکنیک های بهبود خواص کاشت ها:
۱۷	۳-۲- خصوصیات روش الکترولیتی پلاسمایی :
۱۹	۱-۳-۲- توصیف فرآیند:
۲۲	۴-۲- پوشش دهی در خلاء:
۲۳	۱-۴-۲- مبانی پوشش دهی در خلاء:
۲۳	۲-۴-۲- تبخیر مواد:
۲۴	۳-۴-۲- مبانی میعان:
۲۷	۵-۲- منیزیم :
۳۴	۶-۲- بررسی تکنیک پوشش دهی الکتروفورسیک:
۳۴	۱-۶-۲- فاکتورهای تاثیر گذار روی EPD :
۳۵	۲-۶-۲- پارامترهای مربوط به سوسپانسیون:
۳۵	۱-۲-۶-۲- ابعاد ذرات:
۳۶	۲-۲-۶-۲- ثابت دی اکتریک مایع:
۳۷	۳-۲-۶-۲- رسانایی سوسپانسیون:
۳۸	۴-۲-۶-۲- ویسکازیتی سوسپانسیون:
۳۸	۵-۲-۶-۲- پایداری سوسپانسیون:

- ۳۹-۳-۶-۲ پارامترهای مربوط به فرایند:.....
- ۳۹-۱-۳-۶-۲ تاثیر زمان پوشش دهی:.....
- ۳۹-۲-۳-۶-۲ ولتاژ اعمالی:.....
- ۴۱-۴-۳-۶-۲ غلظت جامد در سوسپانسیون:.....
- ۴۲-۵-۳-۶-۲ رسانایی سطح زیرین:.....
- ۴۲-۷-۳-۶-۲ طیف سنجی جذب اتمی (AAS):.....
- ۴۴-۸-۳-۶-۲ بررسی خواص خوردگی:.....
- ۴۷-روش تحقیق:.....
- ۴۷-۱-۳-۶-۲ تجهیزات و مواد مصرفی مورد نیاز:.....
- ۴۸-۲-۳-۶-۲ فرآیند پوشش دهی نیتروکربوره کردن الکترولیتی پلاسمایی:.....
- ۴۸-۱-۲-۳-۶-۲ آماده سازی نمونه ها:.....
- ۴۹-۲-۲-۳-۶-۲ عملیات نیتروکربوره کردن پلاسمایی:.....
- ۵۰-۳-۳-۶-۲ پوشش دهی از بخار:.....
- ۵۱-۴-۳-۶-۲ تهیه هیدروکسی آپاتیت:.....
- ۵۲-۵-۳-۶-۲ پوشش دهی هیدروکسی آپاتیت به روش الکتروفوریک:.....
- ۵۴-۶-۳-۶-۲ تست ها و آنالیزهای بعد از پوشش دهی:.....
- ۵۴-۱-۶-۳-۶-۲ بررسی مورفولوژی و ریز ساختارها:.....
- ۵۴-۲-۶-۳-۶-۲ بررسی رفتار خوردگی:.....
- ۵۶-۳-۶-۳-۶-۲ طیف سنجی جذب اتمی:.....
- ۵۶-۱-۳-۶-۳-۶-۲ آماده سازی محلول استاندارد برای کلسیم:.....
- ۵۸-۲-۳-۶-۳-۶-۲ آماده سازی محلول استاندارد برای منیزیم:.....
- ۶۱-نتیجه و بحث:.....
- ۶۱-۱-۳-۶-۳-۶-۲ نیتروکربوریزاسیون الکترولیتی پلاسمایی:.....
- ۶۶-۲-۳-۶-۳-۶-۲ پوشش دهی منیزیم از بخار:.....
- ۷۱-۳-۳-۶-۳-۶-۲ پوشش دهی هیدروکسی آپاتیت به روش الکتروفوریک:.....
- ۷۷-۴-۳-۶-۳-۶-۲ بررسی رفتار خوردگی:.....

۴-۵- طیف سنجی جذب اتمی: ۸۱

نتیجه گیری و پیشنهادها ۸۶

۵-۱- نتیجه گیری ۸۶

۵-۲- پیشنهادها ۸۷

منابع: ۸۹

فهرست جدول‌ها

عنوان	صفحه
جدول ۱- خواص فیزیکی حلال	۳۷
جدول ۱- ترکیب شیمیایی فولاد ضد زنگ ۳۱۶ ال (درصد وزنی)	۴۸
جدول ۲- ترکیب شیمیایی حمام‌های الکترولیت نیتروکربوره (درصد وزنی)	۵۰
جدول ۳: ترکیب شیمیایی محیط مشابه بدن- محلول رینگر (درصد وزنی)	۵۵
جدول ۴- شرایط کاری (ثابت)	۵۷
جدول ۵- شرایط کاری (متغیر)	۵۸
جدول ۶- شرایط کاری (ثابت)	۵۹
جدول ۷- شرایط کاری (متغیر)	۵۹
جدول ۸- ولتاژ و ترکیب شیمیایی حمام الکترولیت نیتروکربوره (درصد وزنی)	۶۲
جدول ۹- درصد وزنی عناصر موجود در کل سطح فولاد ضدزنگ ۳۱۶ ال نیتروکربوره شده به روش الکترولیتی پلاسمایی و پوشش داده شده از بخار منیزیم	۶۹
جدول ۱۰- درصد وزنی عناصر موجود در نقطه‌های از پوشش	۶۹
جدول ۱۱- E_{REP} , E_p , CORROSION RATE, I_{COR} , E_{COR} برای نمونه بدون پوشش و نمونه‌های ی پوشش داده شده، نمونه نیتروکربور شده (۱)، نمونه دارای سه لایه پوشش نیتروکربوره، منیزیم و هیدروکسی آپاتیت (۲) و پوشش منیزیم خالص	۷۸
جدول ۱۲- غلظت منیزیم و کلسیم قبل و بعد از قرار گیری نمونه در محلول رینگر	۸۳

فهرست شکل‌ها

صفحه	عنوان
۱۱	شکل ۱- ساختار هیدروکسی آپاتیت.....
۱۳	شکل ۲- نمونه هایی از کاشت های پزشکی ساخته شده از فولاد.....
۲۶	شکل ۳- توزیع پوشش با افزایش فاصله از منبع نقطه ای.....
۲۷	شکل ۴- اثر زاویه برخورد در پوشاندن سطوح غیر صاف.....
	شکل ۵- عکس های میکروسکوپ الکترونی روبشی از پوشش منیزیم بر روی زمینه ای از
۳۱	اکسید سیلیسیم الف) راکتور فشار پایین، ب) راکتور فشار بالا.....
	شکل ۶- عکس های میکروسکوپ الکترونی روبشی از پوشش منیزیم به روش پوشش دهی از بخار
۳۱	بر روی فولاد ضد زنگ ۳۱۶ ال (چپ) تیتانیوم (وسط) منیزیم (راست).....
	شکل ۷- تصاویر میکروسکوپ الکترونی از پوشش منیزیم شامل ریز دانه ها الف) قبل از، ب) بعد از
۳۲	یک ساعت و ج) بعد از ۱۲ ساعت قرار گیری در اجتماع سلولی.....
	شکل ۸- بررسی خوردگی پوشش منیزیم بر روی زمینه سیلیسیم در بدن : تصاویر میکروسکوپ الکترونی از
۳۳	پوشش بعد از کاشت در بدن.....
	شکل ۹- بررسی در بدن پوشش منیزیم تشکیل یافته از ریز تک دانه های روی سیلیسیم، تصاویر
	میکروسکوپی پوشش منیزیم بعد از کاشت در بدن الف)، ضخامت رشته های کپسول بعد از کاشت
۳۳	دانه های منیزیم ب)، در موش ها برای نمونه های تیتانیوم به صورت نمونه های کنترل ج).....
	شکل ۱۰- پوشش $YD_{a_2}Ca_3O_{7-5}$ [YDCO] با الف) ذرات بزرگ (۳ میکرومتر)، ب) ذرات
۳۶	کوچک (۰/۰۶ میکرومتر).....
۳۹	شکل ۱۱- تغییرات شدت جریان بر حسب مدت زمان پوشش دهی.....
۴۰	شکل ۱۲- تغییرات وزن پوشش با ولتاژ اعمالی.....

عنوان

صفحه

- شکل ۱۳- تغییرات شدت جریان بر حسب مدت زمان ۴۱
- شکل ۱۴- عبور از سطوح انرژی طیف سنجی جذب اتمی ۴۳
- شکل ۱۵- طیف سنجی جذب اتمی شعله ای ۴۳
- شکل ۱۶- نمونه های پوشش داده شده ۴۸
- شکل ۱۷- منبع تغذیه ۴۹
- شکل ۱۸- شماتیکی از دستگاه پوشش دهی از بخار ۵۰
- شکل ۱۹- قلم گاو جهت تهیه هیدروکسی آپاتیت ۵۱
- شکل ۲۰- هیدروکسی آپاتیت پس از فرار گرفتن خاکستر در کوره ۵۱
- شکل ۲۱- سلول الکتروفورسیک و منبع تغذیه آن ۵۳
- شکل ۲۲- نمونه پوشش داده شده به روش الکتروفورسیک ۵۳
- شکل ۲۳- سلول پلاریزاسیون و الکترودها ۵۵
- شکل ۲۴- دستگاه پتانسیوستاست برای تست های خوردگی ۵۶
- شکل ۲۵- دستگاه جذب اتمی ۵۷
- شکل ۲۶- نمونه های آماده شده برای تست طیف سنجی جذب اتمی ۵۸
- شکل ۲۷- نمودار خصوصیات ولتاژ-جریان برای عملیات نیتروکربوره کردن الکترولیتی پلاسمایی ۶۴
- شکل ۲۸- مورفولوژی سطح فولاد ضدزنگ ۳۱۶ ال که تنها PEN/C شده است ۶۴
- شکل ۲۹- طیف XRD فولاد ضدزنگ ۳۱۶ ال که تنها PEN/C شده است ۶۵
- شکل ۳۰- نتیجه تست EDX فولاد ضدزنگ ۳۱۶ ال که تنها PEN/C شده است ۶۵
- شکل ۳۱- مورفولوژی سطح پوشش داده شده از بخار منیزیم بر روی فولاد ضدزنگ ۳۱۶ ال نیتروکربوره شده به روش الکترولیتی پلاسمایی و مکان آنالیز EDX نقطه ای ۶۷

عنوان

صفحه

- شکل ۳۲- نمودار آنالیز EDX از کل سطح فولاد ضدزنگ ۳۱۶ل نیتروکربوره شده به روش الکترولیتی پلاسمایی و پوشش داده شده از بخار منیزیم..... ۶۸
- شکل ۳۳- نمودار آنالیز نقطه‌های EDX..... ۶۹
- شکل ۳۴- الگوی XRD فولاد ضدزنگ ۳۱۶ل نیتروکربوره شده به روش الکترولیتی پلاسمایی و پوشش داده شده از بخار منیزیم..... ۷۱
- شکل ۳۵- تصاویر میکروسکوپ الکترونی از سطح پوشش هیدروکسی آپاتیت بر نمونه های منیزیم پوشش داده شده، مدت زمان پوشش دهی EPD: ۳ دقیقه..... ۷۳
- شکل ۳۶- تصویر میکروسکوپ الکترونی از مرز بین منطقه با پوشش منیزیم و منطقه با پوشش هیدروکسی آپاتیت روی منیزیم..... ۷۴
- شکل ۳۷- تصویر میکروسکوپ الکترونی از یک حفره درون پوشش هیدروکسی آپاتیت..... ۷۵
- شکل ۳۸- تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح پوشش هیدروکسی آپاتیت بر نمونه های منیزیم پوشش داده شده، مدت زمان پوشش دهی EPD: ۵ دقیقه..... ۷۶
- شکل ۳۹- طیف پراش اشعه ایکس از سطح نمونه با پوشش هیدروکسی آپاتیت روی منیزیمی که بر فولاد ۳۱۶ل PEN/C شده نشانده شده است..... ۷۷
- شکل ۴۰- رفتار خوردگی در محلول رینگر نمونه بدون پوشش و نمونه نیتروکربور شده (۱) ، نمونه دارای سه لایه پوشش نیتروکربوره، منیزیم و هیدروکسی آپاتیت (۲)..... ۷۹
- شکل ۴۱- مقایسه پتانسیل حفره ای شدن برای نمونه بدون پوشش، نمونه ۱ و نمونه ۲..... ۷۹
- شکل ۴۲- مقایسه پتانسیل فعال شدن برای نمونه بدون پوشش، نمونه ۱ و نمونه ۲..... ۸۰
- شکل ۴۳- مقایسه شدت جریان خوردگی برای نمونه بدون پوشش، نمونه ۱ و نمونه ۲..... ۸۰
- شکل ۴۴- مقایسه نرخ خوردگی برای نمونه بدون پوشش، نمونه ۱ و نمونه ۲..... ۸۱
- شکل ۴۵- نمودار استاندارد غلظت کلسیم..... ۸۲
- شکل ۴۶- نمودار استاندارد غلظت منیزیم..... ۸۳

عنوان

صفحه

شکل ۴۷- غلظت کلسیم در محلول رینگر قبل و بعد از قرار گیری نمونه در آن..... ۸۴

شکل ۴۸- غلظت منیزیم در محلول رینگر قبل و بعد از قرار گیری نمونه در آن..... ۸۴

فصل اول

مقدمه

بیومواد موادی هستند که برای ساخت قطعات برای تعویض یک قسمت از بدن در حالتی مطمئن، اقتصادی و از نظر فیزیولوژی و پاتولوژی، قابل قبول استفاده می شوند. دستگاه ها و مواد بسیار متنوعی برای درمان بیماری، آسیب ها و جراحات ها استفاده می شوند. به عنوان مثال نخ های بخیه^۱، مواد پرکننده دندان^۲، سوزن ها^۳، لوله ها^۴، صفحات استخوانی^۵ را می توان نام از طرف دیگر، مواد بیولوژیکی موادی هستند که توسط سیستم بیولوژیکی تولید می شوند از جمله این ها استخوان، پوست و رگ را می توان نام برد. مواد مصنوعی که در تماس با پوست هستند، مانند سمک و پای مصنوعی جزء بیومواد ها حساب نمی شوند زیرا پوست به عنوان یک مانع در برابر محیط خارجی می باشد [۱].

تفاوت اصلی مواد بیولوژیکی و بیومواد زیست پذیری^۶ می باشد. تفاوت های دیگر بین این مواد موجود است، به عنوان مثال بیشتر مواد بیولوژیکی به طور مداوم در مایع بدن غوطه ورنند. البته لایه های سطحی پوست، مو، ناخن و سم ها استثنا هستند. همچنین بیشتر مواد بیولوژیکی به صورت کامپوزیت هستند. از لحاظ ساختاری، بافت های بیولوژیکی شامل یک شبکه بزرگ از رشته های به هم تابیده به همراه زمینه پلی ساکارید می باشند که غوطه ور در حمامی از مایع یونی هستند [۱].

موفقیت بیومواد یا کاشت ها به شدت وابسته به سه فاکتور می باشد: خواص و زیست سازگاری کاشت، شرایط سلامتی فرد گیرنده و صلاحیت جراحی که کاشت را در بدن میگذارد و شرایط بعدش را بررسی می کند. برای درک بهتر شرایط مورد نیاز یک کاشت، به عنوان مثال یک صفحه استخوانی باید شرایط زیر را دارا باشد:

۱- پذیرش صفحه توسط سطح بافت و زیست سازگاری آن

¹ - Sutures
² - Tooth filling
³ - Needles
⁴ - Catheters
⁵ - Bone plates
⁶ - Viability

۲- قابل قبول از لحاظ دارویی (حساسیت زا، سرطان زا و سمی نباشد)

۳- از لحاظ شیمیایی خنثی و پایدار باشد

۴- استحکام مکانیکی کافی داشته باشد

۵- طراحی مهندسی دقیق داشته باشد

۶- عمر خستگی کافی داشته باشد

۷- وزن و چگالی کافی داشته باشد

۸- نسبتاً ارزان باشد، قابلیت تولید مجدد و ساخت و تولید انبوه آسان داشته باشد

استفاده از بیومواد تا هنگام ظهور تکنیک جراحی تمیز و ضد عفونی شده که لیستر^۱ آن را در دهه ۶۰ قرن ۱۹ میلادی توسعه و گسترش داد، عملی نشد. مشکلات ناشی از عفونت در حضور بیومواد تشدید می شد و خطر ناک تر می گشت. اولین کاشت های موفق، همانند بسیاری از انواع جدید موجود، در چارچوب اسکلت بدن به کار رفت. پلاک یا صفحه های شکسته بندی استخوان^۲ در اوایل دهه اول قرن ۲۰ میلادی به منظور تثبیت و بستن شکستگی ها معرفی شد [۱]. بسیاری از صفحه های شکسته بندی اولیه در نتیجه طراحی مکانیکی نامناسب شکسته می شدند زیرا صفحه های مذکور بسیار نازک بودند و گوشه های آن ها تمرکز تنش داشتند [۱].

استخوان به عنوان جز اصلی اسکلت بدن، از بافت های نرم حمایت می کند و مغز استخوان را در خود جای می دهد که محل تشکیل سلول های خونی است. همچنین استخوان به عنوان مخزن کلسیم، فسفر و سایر یون ها محسوب می شود که می توانند به گونه ای کنترل شده آزاد یا ذخیره شوند تا غلظت این یون های مهم در بدن دائماً ثابت بماند. به علاوه، استخوان ها سیستمی از اهرم ها می سازند که نیرو های حاصل از انقباض عضله اسکلتی را چند برابر می نمایند [۲].

تنها بافتی که توانایی همزمان احیای مجدد و بازسازی میکروساختار و ماکروساختار خود را دارد، استخوان است. البته این همراه با هم ارزی ظریف بین فرآیند های استخوان سازی^۳ و از

¹ - Lister

² - Bone plate

³ - Osteogenic

بین رفتن استخوان^۱ می باشد. به وسیله ی تعادل بین تشکیل استخوان و از بین رفتن استخوان این سازگاری میسر می شود. این فرآیند ها واکنشی به تغییرات در تنش های اعمالی دینامیک و استاتیک به استخوان است، اگر تنش فشاری وارد شود، تعادل بیشتر به سمت استخوان سازی میل می کند. برعکس، اگر تنش کششی اعمال شود تعادل به سمت فعالیت های فرو ریزش استخوان می رود [۳].

هدف از عملیات ترمیم شکستگی بدست آوردن ترمیم سریع، عملیات درمان، و حفظ ظاهر بدون پیچیدگی های کلی و موضعی است. یک انتخاب قطعی روش درمان برای جلوگیری از شرایط آسیب رسان مورد نیاز است، به عنوان مثال، وجود حرکت اضافی بین تکه های استخوان باعث تاخیر یا ایجاد مشکل در ترمیم شکستگی می شود [۳].

یک روش درمان مشخص برای هر الگو و مکان شکستگی، که نتیجه یک ترکیب منحصر به فرد ویژگی شکستگی می باشد، وجود دارد. این روش ها به دو صورت جراحی یا غیر جراحی می باشد. مثال درمان به روش غیر جراحی عدم تحرک به وسیله ی ریخته گری (گچ یا رزین) و محکم بستن به وسیله ی ابزار پلاستیکی می باشد. درمان های جراحی به تثبیت شکستگی خارجی، که نیاز به پر کردن محل شکستگی ندارد، یا تثبیت شکستگی داخلی، که نیاز به باز کردن محل شکستگی دارد، تقسیم می شود [۳].

در تثبیت شکستگی، تکه های استخوان به وسیله ی پینی که از میان پوست عبور کرده و به اسکلت متصل است در یک راستا قرار گرفته اند که به طور ساختاری توسط یک میله خارجی نگه داشته شده اند. به وسیله ی تثبیت کننده های داخلی، تکه های استخوان توسط سیم ها، پیچ ها، صفحه ها و یا ابزار های داخل مدولاری نگه داشته می شوند [۳].

¹ - Osteoclastic

۱-۱- بهبود خواص کاشت ها:

تکنولوژی تغییر دهی سطوح بیومواد را می توان به تکنولوژی تغییر دهی در سطح را میتوان به منظور بهبود سازش با بدن^۱، افزایش دادن پیوند با استخوان^۲، کاهش دادن سایش یا خوردگی و غیره به کار برد. این روش همچنین می تواند سایش را کاهش داده و در عین حال که خواص مطلوب حجمی سطح زیری را حفظ می کند، رفتار اصطکاکی سطح را بهبود دهد. در نتیجه تغییر دهی در سطح، طول عمر مفید اجزا و قطعات را به طرز قابل ملاحظه ای افزایش می دهد[۴]. برای کاهش خوردگی و واکنش های مضر در کاشت های مورد استفاده در ارتوپدی، پوششی ترکیبی از سیلیکا که شامل هیدروکسی آپاتیت، شیشه ی زیست فعال^۳ و شیشه- ذرات سرامیکی آماده و بر فولاد ضدزنگ آستنیتی به روش سل- ژل اعمال شده- است[۵]. رشد بافت های بیولوژیکی بر روی کاشت هایی که خلل و فرج زیاد بر روی سطح دارند بسیار عالی می باشد[۶]. در واقع ویژگی های سطح و جذب سطحی پروتئین یا مواد میان بافتی^۴، که در نزدیکی سطح هستند، بر واکنش بین کاشت ها و بافت های زنده که در مقیاس نانومتری هستند تاثیر می گذارند[۷]. در پژوهشی دیگر فصل مشترک بین پوشش های پلاسما-اسپری شده بر تیتانیوم (که به وسیله ی عملیات قلیایی کردن بهبود یافته اند) و استخوان مطالعه گردیده است[۸]. وجود خلل و فرج سطحی کاشت های قلیایی شده بهبود یافته منجر به افزایش تشکیل استخوان جدید بر سطح می شود که با سرعت زیاد در خلل و فرج ها رشد می کند. آنالیز طیف سنجی پراکنش انرژی، اثر تیتانیوم، کلسیم و فسفر را نشان می دهد که در فصل مشترک بین استخوان و کاشت ها دیده شده اند[۸].

¹ Biocompatibility

² Bone Bonding

³ Bioactive Glass

⁴ Extracellular Matrices