دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده مهندسی مواد

ارزیابی تأثیر متغیرهای ریخته گری دقیق بر ساختار میکروسکوپی و رفتار سایشی آلیاژ زیستی پایه کبالت F-75

پایان نامه کارشناسی ارشد ریخته گری

حسین قزوینی زاده

اساتید راهنما:

دکتر محمود مرآتیان دکتر احمد کرمانپور

استاد مشاور:

دکتر محمد حسین فتحی

فروردین ۱۳۸۸

دانشگاه صنعتی اصفهان
دانشکده مهندسی مواد

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مواد - گرایش ریخته گری آقای حسین قزوینی زاده

تحت عنوان:

ارزیابی تأثیر متغیرهای ریخته گری دقیق بر ساختار میکروسکوپی و رفتار سایشی آلیاژ زیستی پایه کبالت F-75

در تاریخ ۱۳۸۸/۱/۲۹ توسط کمیته تخصصی زیر مورد بررسی و تصویب نهایی قرار گرفت.

۱- استاد راهنمای پایان نامه	دکتر محمود مرآتیان
۲- استاد راهنمای پایان نامه	دکتر احمد کرمانپور
۳- استاد مشاور پایان نامه	دکتر محمدحسین فتحی
۴- استاد داور	دکتر بهزاد نیرومند
۵ - استاد داور	دکتر رحمت ا.. عمادی
سرپرست تحصیلات تکمیلی دانشکده	دکتر مرتضی شمعانیان

تشکر و قدردانی

به شکرانه تمام نعمت ها، سر به تعظیم آستان حق فرود می آورم و خداوند عزوجل را شاکرم که به من توفیق به پایان رساندن این پژوهش را ارزانی نمود.

از تمام کسانی که به من آموختن را یاد دادند تشکر و قدردانی می نمایم. از اساتید عزیزم جناب آقای دکتر محمود مرآتیان، جناب آقای دکتر احمد کرمانپور کمال تشکر را دارم و از محضر استاد ارجمند جناب آقای دکتر محمد حسین فتحی بسیار سپاسگزارم.

کلیه حقوق مادی مترتب بر نتایج مطالعات، ابتکارات و نوآوری های ناشی از تحقیق موضوع این پایان نامه (رساله) متعلق به دانشگاه صنعتی اصفهان است.

تقدیم به:

ساحت مقدس امام زمان

(ارواحنا فداه)

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

فهرست مطالب ..... هشت

چکیده ۱

فصل اول: مقدمه ۲

فصل دوم: مروری بر منابع

۲-۱- معرفی زیست‌مواد ۴

۲-۲- سابقه تاریخی زیست‌مواد ۵

۲-۳- کاربرد زیست‌مواد ۶

۲-۴- انواع زیست‌مواد ۸

۲-۴-۱- زیست‌مواد پلیمری ۸

۲-۴-۲- زیست‌مواد فلزی ۹

۲-۴-۳- آلیاژهای پایه‌کبالت ۱۱

الف) کبالت ۱۱

ب) اهمیت و انواع آن ۱۳

ج) ترکیب شیمیایی ۱۵

د) استحاله برشی ۱۶

ه) ساختار میکروسکوپی ۱۸

و) رفتار سایشی ۲۳

۲-۵- فرایندهای ساخت زیست مواد ۲۵

۲-۵-۱- ریخته‌گری دقیق ۲۶

الف) مواد مدل ۲۷

ب) مدل مومی ۲۸

ج) قالب سرامیکی ۳۰

د) ذوب و ریخته گری ۳۱

ه) کاربرد ۳۱

و) مزایا و معایب ۳۲

۲-۵-۲- سایر روش ها ۳۳

۲-۵-۳- عملیات حرارتی ۳۳

الف) عملیات همگن سازی و انحلال ۳۴

ب) عملیات پیرسازی ۳۷
۲-۶- جمع بندی مطالب و هدف پژوهش حاضر ۳۸

فصل سوم: مواد و روش تحقیق

۳-۱- مقدمه ۳۹
۳-۲- تهیه نمونه های آزمایش ۴۰
۳-۲-۱- مدل مومی ۴۰
۳-۲-۲- ایجاد قالب سرامیکی ۴۱
۳-۲-۳- موم زدایی و پیشگرم قالب ۴۳
۳-۲-۴- آلیاژ مورد استفاده ۴۳
۳-۲-۵- ذوب و ریخته گری ۴۴
۳-۲-۶- عملیات حرارتی نمونه ها ۴۵
۳-۳- شبیه سازی فرایند ریخته گری دقیق ۴۵
۳-۳-۱- مدل هندسی و شبکه بندی ۴۶
۳-۳-۲- شرایط مرزی ۴۶
۳-۴- آزمایش های انجام گرفته ۴۹
۳-۴-۱- بررسی ساختارهای میکروسکوپی ۴۹
الف) متالوگرافی ۴۹
ب) میکروسکوپ الکترونی روبشی ۵۰
۳-۴-۲- پراش پرتو ایکس ۵۰
۳-۴-۳- آنالیز حرارتی ۵۰
۳-۴-۴- بررسی خواص مکانیکی ۵۰
الف) رفتار سایشی ۵۰
ب) سختی سنجی ۵۱

فصل چهارم: نتایج و بحث

۴-۱- مقدمه ۵۲
۴-۲- بررسی ساختار میکروسکوپی آلیاژ ریختگی F-75 ..... ۵۲
۴-۳- نتایج شبیه‌سازی فرایند ریخته‌گری دقیق آلیاژ F-75 ..... ۵۷
۴-۳-۱- بررسی حساسیت به شبکه بندی ۵۷
۴-۴- تأثیر متغیرهای ریخته گری دقیق بر ساختار ریختگی آلیاژ F-75 ..... ۵۸
۴-۴-۱- تأثیر جنس قالب ۵۸
۴-۴-۲- تأثیر دمای پیشگرم قالب ۶۳

۴-۴-۳- تأثیر دمای بارریزی ۶۸
۴-۵- تأثیر عملیات حرارتی ۶۸
۴-۶- بررسی رفتار سایشی ۷۱
۴-۶-۱- تأثیر جنس قالب ۷۴
۴-۶-۲- تأثیر دمای پیشگرم قالب ۷۶
۴-۶-۳- تأثیر عملیات حرارتی ۷۹

فصل پنجم: نتیجه گیری

۵-۱- نتایج ۸۳
۵-۲- پیشنهادات ۸۵

منابع ۸۶

چکیده

آلیاژ پایه کبالت ASTM F-75 از جمله مواد زیست سازگار با مقاومت سایشی و خوردگی بالا می باشد که در ساخت انواع کاشتنی های جراحی کاربرد وسیعی دارد. در این پژوهش تأثیر متغیرهای ریخته گری دقیق شامل دمای پیشگرم قالب، جنس قالب و دمای بارریزی بر ساختار میکروسکوپی و رفتار سایشی این آلیاژ مورد ارزیابی قرار گرفت. نمونه ها با استفاده از روش ریخته گری دقیق با قالب توپرتهیه شد و سپس تحت عملیات حرارتی انحلالی در دمای ۱۲۲۰ درجه سانتیگراد به مدت ۱ و ۴ ساعت و عملیات حرارتی پیرسازی در دمای ۸۵۰ درجه سانتیگراد به مدت ۷ و ۱۰ ساعت قرار گرفت. برای مشخصه یابی نمونه ها از متالوگرافی نوری و الکترونی، پراش پرتو ایکس، آنالیز حرارتی تفاضلی و آزمایش سایش وسختی سنجی ماکرو استفاده گردید. تأثیر متغیرهای فوق بر ریزساختار آلیاژ به کمک نرم‌افزار شبیه‌سازی ProCAST نیز مورد ارزیابی قرار گرفت و فواصل بین بازوهای دندریتی به عنوان معیار مقایسه انتخاب شد. نتایج نشان داد که با تغییر جنس قالب، فواصل بین بازوهای دندریتی ثانویه، ساختار دانه بندی، کسر حجمی کاربیدها و نسبت کسر حجمی کاربیدهای بلوکی به یوتکتیکی موجود در ریزساختار به میزان کمی تغییر یافت. همچنین تغییر زیادی در رفتار سایشی و سختی آلیاژ دیده نشد. بر اساس نتایج شبیه سازی، چهار دمای پیشگرم قالب ۵۵۰، ۷۰۰، ۸۵۰ و ۱۰۰۰ درجه سانتیگراد انتخاب شد. افزایش دمای پیشگرم قالب باعث کاهش محسوسی در رسوبات کاربیدی در مرزدانه ها، افزایش متوسط اندازه دانه از حدود ۵۰ میکرون به ۱۵۰ میکرون، افزایش فواصل بین بازوهای دندریتی ثانویه، بهبود رفتار سایشی شد. تغییر دمای بارریزی از ۱۴۳۰ تا ۱۴۹۰ درجه سانتیگراد منجر به خشن شدن دندریت ها و افزایش فواصل بین بازوهای دندریتی ثانویه از ۶۲ تا ۷۲ میکرون گردید. سیکل عملیات حرارتی انحلال باعث حذف کاربیدهای یوتکتیکی ، توزیع مناسب و پخش شدن کاربیدهای بلوکی و رشد دانه ها شد. با انجام عملیات حرارتی پیرسازی، استحاله برشی تبدیل ساختار کریستالی فاز زمینه از مکعبی با وجوه مرکزدار (Fcc) به شش وجهی فشرده (Hcp) رخ داد که باعث بهبود رفتار سایشی آلیاژ گردید. کسر حجمی فاز استحاله یافته با زمان و دمای پیرسازی ارتباط داشت. با توجه به نتایج تجربی و مدل شبیه سازی، دوغاب سرامیکی با درصد سیلیکای کمتر برای قالبگیری، دمای پیشگرم قالب ۱۰۰۰ درجه سانتیگراد و دمای بارریزی ۱۴۷۰ درجه سانتیگراد به عنوان شرایط بهینه ریخته گری دقیق آلیاژ پایه کبالت زیستی F-75 انتخاب گردید.

کلمات کلیدی: ریخته گری دقیق، آلیاژ پایه کبالت، ساختار میکروسکوپی، رفتار سایشی

فصل اول
مقدمه

مراقبت های بهداشتی یک دغدغه کاملاً نمایان و رو به رشد دولت ها و ملت هاست. به عقیده برخی صاحب نظران، بشر در حال حاضر در اواسط عرصه اکتشافات فناوری های جدید بهداشتی است. مشکلاتی همچون نقص عضو و یا از بین رفتن بافت ها و اندام های خارجی بدن، باعث شده تا بحث جایگزینی و یا ترمیم این اعضا و بافت ها با استفاده از مواد دیگر مطرح شود.

انتخاب ماده مناسب برای این کار مشکل به نظر می رسد؛ زیرا باید به جز دارا بودن خواص فیزیکی، مکانیکی و شیمیایی مناسب برای استفاده در بدن، در محیط بیولوژیکی حداقل واکنش را نشان دهد. اهمیت روزافزون حضور این مواد در زمینه پزشکی که با نام کلی زیست مواد[1] مطرح هستند، از آنجا پیداست که توانسته بخش وسیعی از بازارهای جهانی را به خود اختصاص دهد. در حال حاضر بسیاری از شرکت های معتبر در حال تولید کاشتنی ها با استفاده از مواد مختلف و رقابت در زمینه توسعه مواد جدید برای تأمین عوامل مطلوب مورد نیاز و راحتی و آسایش بیشتر بیماران و پزشکان به عنوان مشتریان محصولات پزشکی هستند.

پژوهش های اخیر در زمینه ارتقاء کیفی زیست مواد و ایجاد تغییرات مناسب در خواص آن ها پیشرفت‌هایی را در برداشته است. با این حال هنوز مشکلاتی در این زمینه وجود دارد. آلیاژ پایه کبالت F-75 از جمله زیست موادی است که در ساخت انواع کاشتنی های فلزی مورد استفاده در بدن کاربرد وسیعی دارد. این آلیاژ قابلیت کارسختی داشته و به همین دلیل روش ساخت و تولید آن، ریخته گری می باشد. در این پژوهش تأثیر متغیرهای ریخته گری دقیق بر ساختار میکروسکوپی و رفتار سایشی این آلیاژ مورد ارزیابی قرار گرفت. از آن جایی که ساختار میکروسکوپی در بهبود رفتار سایشی کاشتنی و در نتیجه افزایش طول عمر وکیفیت آن نقش مهمی دارد،

[1] Bio-materials

نتایج پژوهش حاضر قابلیت آن را دارد تا در صنایع پزشکی و تولید کاشتنی‌های مختلف کاربردی در بـدن تأثیرگـذار باشد.

فصل دوم با معرفی زیست مواد و بیان تاریخچه، انواع و کاربرد آن ها آغاز می شود. سپس آلیاژهای پایه کبالت و انواع آن ها مورد بررسی قرار گرفته است. در نهایت معرفی روش های ساخت و تولید زیست مواد و انواع آن ها ارائه شده که در این قسمت فرایند ریخته گری دقیق به تفصیل بیان شده است.

فصل سوم شامل توضیحاتی در رابطه با روش تحقیق و انجام آزمایشات می باشد. به طوری که ابتدا روندنمایی از پروژه ریخته گری دقیق آلیاژ F-75 مشاهده می شود، سپس شرح مختصری از تجهیزات تهیه نمونه و در نهایت آزمایش های انجام شده روی نمونه ها به طور مشروح توضیح داده شده است.

در فصل چهارم نتایج حاصل از انجام آزمایشات مطرح و سپس مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است. در انتها دستاوردهای این پژوهش و همچنین پیشنهاداتی برای انجام کارهای بعدی ذکر شده است.

فصل دوم
مروری بر منابع

۲-۱- معرفی زیست‌مواد

مشکلات و نارسایی های جسمی، شامل نقص عضو، عدم کارایی دستگاه های داخلی بدن و از بین رفتن بافت‌ها یا اندام های خارجی بدن، انسان را بر آن داشت تا از مواد دیگری برای جایگزینی و یا ترمیم این اعضا و بافت‌ها استفاده کند. بدیهی است که برای این کار از هر ماده ای نمی توان استفاده کرد. این مواد باید خواص و ویژگی های خاصی داشته باشند که با نام کلی مواد زیست سازگار یا زیست‌مواد خوانده می شوند. به عبارت دیگر این مواد برای ترمیم، برگرداندن به حالت نخست و تعویض بافت بیمار و یا بخش صدمه دیده به عنوان یک واسط با محیط فیزیولوژیکی استفاده می شود[۱].

هنگامی که یک ماده در بدن موجود زنده قرار داده می شود یا با بدن انسان تماس دارد، معمولا به آن زیست‌مواد گفته می‌شود. از طرفی تعریف اولیه زیست‌مواد این است: "موادی که در محیط فیزیولوژیک خنثی هستند یا در تماس با سامانه حیاتی، پاسخ آن سامانه سازگار است. به عبارت دیگر زیست‌سازگاری عبارت است از: "توانایی یک ماده برای ایفای نقش در یک کاربرد ویژه و اجرای یک وظیفه خاص به‌گونه‌ای که همراه با پاسخ صحیح و مناسب از طرف بافت میزبان باشد. امروزه لغت زیست سازگاری نیز همراه با نام زیست‌مواد آورده می شود؛ زیرا سازگاری با نسوج یکی از الزامات استفاده از زیست‌مواد است[۲].

زیست‌مواد در اعضاء و اندام‌هایی مانند قلب، ریه، چشم، گوش، استخوان، کلیه و مثانه و در سیستم‌هایی مثل اسکلت استخوان، بلع، عضلانی، گردش خون، نفسی، ادراری، پوستی، عصبی و غدد به کار می‌رود و به شکل

پیچ و شکسته‌بندی استخوان[۱]، نـخ بخیـه[۲]، پیشـقدم قلـب[۳]، اتصـال مفصـل ران مصـنوعی[٤]، عدسـی تماسـی[٥]، سـوند[٦] و زهکش تخلیه[۷] و امثال آن مصرف می‌شود[۳].

زیست‌مواد از نظر جنس، خواص و عملکرد گستره وسیعی دارنـد کـه امکـان مصـرف آن‌هـا را در بـدن بـه منظور نیل به اهداف خاص فراهم ساخته است. پژوهش‌ها و تحقیقات مداوم آزمایشگاهی و کلینیکی نیز ضمن فـراهم ساختن توسعه زیست‌مواد، امکان انتخاب و کاربری موردنظر را میسر ساخته است[۶-۴].

۲-۲- سابقه تاریخی زیست‌مواد

استفاده از زیست‌مواد تا هنگام ظهور تکنیک جراحی تمیز و ضد عفونی شده که لیستر[۸] آن را در دهه ۱۸۶۰ میلادی توسعه و گسترش داد، عملی نشد. در آن زمان، روش های اجرایی جراحی چـه همـراه بـا زیسـت مـواد و چـه بدون آن‌ها عموما به واسطه عفونت ناموفق بودند. مشکلات ناشی از عفونت در حضور زیست‌مواد تشـدید مـی شـد و خطرناک‌تر بود؛ زیرا وجود کاشتنی[۹] می تواند ناحیه‌ای را فراهم سازد که دور از دسترس و خارج از سلول‌های اصلی مصونیت‌دهنده بدن باشد. اولین کاشتنی‌های موفق همراه با بسیاری از انواع جدید موجود، در چارچوب اسـکلت بـدن به کار رفـت. پـلاک یـا صـفحات شکسـته‌بنـدی اسـتخوان[۱۰] در اوایـل دهـه ۱۹۰۰ مـیلادی بـه منظـور تثبیـت و بسـتن شکستگی‌ها معرفی شد. بسیاری از این صفحات در نتیجه طراحی مکانیکی نامناسب شکسته می‌شد؛ زیـرا آن‌هـا بسـیار نازک بود و گوشه‌هایی با تمرکز تنش داشت. از طرف دیگر مشخص گردید که ماده‌ای مثل فولاد وانادیم‌دار کـه بـه دلیل خواص مکانیکی خوب انتخاب شده بود، به سرعت در بدن دچار خوردگی می‌شود[۷].

در همین راستا پیشرفت‌های چشمگیری در حوضه دندان‌پزشکی به وقـوع پیوسـت، بـه طـوری‌کـه در سـال ۱۹۲۹ میلادی برای اولین بار آلیاژهای پایه کبالت توسط اُردل[۱۱] و پرنـگ[۱۲] بـرای تعمیـر دنـدان‌هـای مصـنوعی مـورد استفاده قرار گرفت. این آلیاژ دارای خواص مکانیکی خوب و قابلیت ریخته‌گری در اشکال پیچیده می‌باشد. ایـن امـر باعث ثبت یک آلیاژ جدید در عرصه پزشکی به نام وایتالیم[۱۳] شد. تحقیقات بر روی آلیاژهای پایه کبالـت ادامـه پیـدا کرد تا اینکه در سال ۱۹۳۷ میلادی توسط ونابل[۱٤] و استوک[۱٥] امکـان اسـتفاده از آن‌هـا در زمینـه جراحـی نیـز فـراهم گردید. در آن زمان تنها از فولادهای زنگ‌نزن به دلیل مقاومت به خوردگی مناسب در برابر جریان خون بدن استفاده

---

[1] Bone plate and screw
[2] Sutures
[3] Cardiac pacemaker
[4] Artificial hip joint
[5] Contact lens
[6] Catheter
[7] Drain
[8] Lister
[9] Implant
[10] Bone plate
[11] Erdle
[12] Prange
[13] Vitallium
[14] Venable
[15] Stuck

می شد. به این ترتیب موفقیت بیشتری در اجزاء تثبیت شکستگی[1] حاصل شد و اولین جراحی تعویض مفصل[2] به انجام انجام رسید[۸].

این روند ادامه پیدا کرد تا در دهه ۱۹۵۰ میلادی تعویض رگ خون و در دهه ۱۹۶۰ میلادی تعویض دریچه‌های قلب با استفاده از زیست‌مواد پلیمری مورد آزمایش قرار گرفت. در سال‌های اخیر نیز پیشرفت‌های بی‌شماری در زمینه‌های مختلف پزشکی حاصل شده است[۷].

۲-۳- کاربرد زیست‌مواد

اهمیت روزافزون حضور زیست‌مواد در زمینه‌های پزشکی از آنجا پیداست که توانسته بخش وسیعی از بازارهای جهانی را در این زمینه به خود اختصاص دهد. در حال حاضر بسیاری از شرکت‌های معتبر دنیا در حال تولید انواع کاشتنی‌ها با استفاده از مواد مختلف و رقابت در زمینه توسعه بیشتر مواد جدید برای تأمین عوامل مطلوب و راحتی و آسایش بیشتر بیماران و پزشکان به عنوان مشتریان محصولات پزشکی هستند[۳].

زیست‌مواد برای ترمیم، برگرداندن به حالت نخست و تعویض بافت بیمار و یا بخش صدمه‌دیده استفاده می شوند. با تماس این گونه مواد با بافت‌ها و مایعات بدن موجود زنده، انواع متفاوتی از برهم‌کنش[3] بین ماده و محیط بیولوژیکی پدید می‌آید. این گونه برهم‌کنش‌ها موضوع زیست‌سازگاری را مطرح می‌سازد. شایان ذکر است که این برهم‌کنش دو جانبه است؛ ممکن است ماده تحت تاثیر محیط زیستی یا بیولوژیکی قرار گیرد و یا از طریقی محیط زیستی تحت اثر ماده واقع شود[۸، ۹].

در گذشته مهمترین پارامتر برای طراحی کاشتنی‌ها، زیست سازگاری[4] و استحکام بود. بدیهی است که زیست سازگاری در انتخاب یک ماده برای این کاربرد ویژه از اهمیت خاصی برخوردار است. از هر واکنش شیمیایی بین کاشتنی و بافت های اطراف باید جلوگیری شود؛ چرا که هر واکنش از نظر زیستی می تواند برای فرد مضر باشد و نیز می تواند باعث ایجاد نقص مکانیکی در کاشتنی شود. بنابراین زیست‌مواد باید در محیط بیولوژیکی حداقل واکنش را نشان دهند که با توجه به شرایط خاص بدن، پیدا کردن زیست‌مواد کاملاً مناسب مشکل به نظر می‌رسد[۱۲-۱۰].

برای انتخاب یک ماده جهت کاربردهای پزشکی، ابتدا باید خواص فیزیکی لازم را بررسی و سپس با توجه به شرایط محیطی که زیست‌مواد در آن قرار می‌گیرد، طراحی را شروع نمود. در واقع زیست‌سازگاری یک عامل مهم برای یک ماده به جز خواص فیزیکی، مکانیکی و شیمیایی برای استفاده در بدن است[۱۳].

به عنوان مثال یک زیست‌مواد مصنوعی که در گستره وسیعی از کاربردهای پزشکی و دندانپزشکی استفاده می‌شود، باید از استحکام، انعطاف‌پذیری و مقاومت در برابر سایش و خوردگی مناسبی برخوردار باشد. این بدان معنی نیست که محکم‌ترین مواد یا انعطاف‌پذیرترین آن‌ها، بهترین زیست‌مواد هستند[۳].

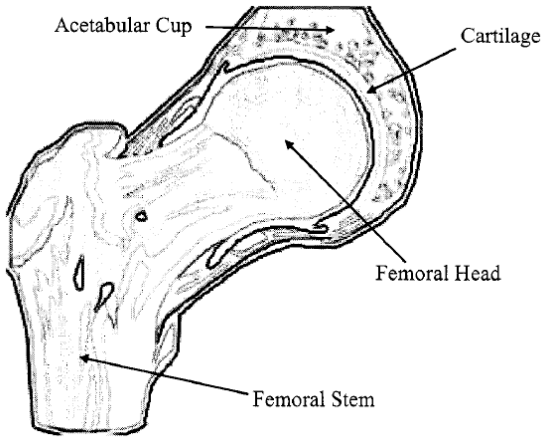
---

[1] Fracture fixation
[2] Joint replacement
[3] Interaction
[4] Biocompatibility

از آنجائی که مفصل ران در ساختمان اسکلت بدن انسان نقش کلیدی بازی می کند، کاشتنی باید توانایی تحمل بار در برابر انواع نیروهای استاتیکی، سیکلی و ضربه ای را مطابق با فعالیت های انسان مانند ایستادن، دویدن و پریدن را دارا باشد[۱۴].

در دو قرن اخیر تعویض کامل مفاصل از بین رفته یک پیشرفت مهم در ارتوپدی به شمار می‌رود. در جهان همه ساله بیش از سیصد هزار عمل جراحی برای تعویض مفصل ران کامل (THR)[1] انجام می‌شود که مهندسان سهم عظیمی را در این موفقیت داشته‌اند. مفصل ران یکی از عمومی‌ترین مفاصل تعویض شده در بدن انسان است. برای مثال تنها در کشور آمریکا سالانه ۱۵۰۰۰۰ مفصل ران استفاده می‌شود[۱۵].

یک مفصل ران معمولا از یک جزء استابولار کاسه‌مانند[2] و یک قسمت فمورال[3] تشکیل شده است که درون استابولار محکم می‌شود(شکل (۲-۱)). این دو قسمت به طور طبیعی از استخوان همراه با یک لایه نازکی از غضروف[4] تشکیل شده است که این غضروف به عنوان یک لایه روانکار بین دو سطح عمل می‌کند. اگر این لایه به سبب بیماری از بین برود، باعث افزایش اصطکاک بین سطوح مفاصل و در نتیجه ایجاد درد شدید در آن ناحیه می شود[۱۸- ۱۶].



شکل ۲-۱- شکل شماتیک مفصل ران کامل[۱۹]

تعویض مفصل ران کامل مستلزم جایگزین شدن مفصل ران آسیب‌دیده بیمار با یک ران مصنوعی از طریق جراحی است. یک کاشتنی ران باید با تجهیزات فیزیکی مطمئن تکمیل شود تا درون بدن انسان به طور موفقیت آمیزی کار کند. توسعه چنین وسیله ای نیازمند طراحی دقیق ساختار اجزاء مفصل و انتخاب مواد مناسب بر اساس خواص مورد نظر می‌باشد. برای طراحی ساختار مفصل لازم است اندازه و هندسه کاشتنی به ویژه سطوح مفصل

[1] Total Hip Replacement
[2] Acetabular cup
[3] Femoral
[4] Cartilage

(مانند سر[1] و کاپ[2]) در نظر گرفته شود. هدف از THR به حداقل رساندن درد است؛ به طوری که امکان حرکت آسان را برای شخص گیرنده فراهم سازد[۲۳- ۲۰].

۲-۴- انواع زیست‌مواد

از موادی همانند فلزات، پلیمرها (مصنوعی و یا طبیعی)، سرامیک‌ها، مواد مرکب یا کامپوزیت‌ها و یا ترکیبی از مواد می توان به عنوان یک ماده زیست‌مواد استفاده نمود. جایگزینی بافت با مواد مصنوعی از طریق انتخاب ماده‌ای که خواص فیزیکی و شیمیایی آن بسیار شبیه و نزدیک به بافت طبیعی باشد، به انجام می رسد[۷].

بافت‌های بدن در دو گروه بافت‌های نرم و سخت جای می‌گیرند. استخوان و دندان از بافت‌های سخت و پوست، زردپی، بند یا رباط، رگ‌های خونی، غضروف و چشم از جمله بافت‌های نرم هستند. با توجه به خصوصیات مکانیکی و ساختمانی هر دو نوع بافت، فلزات و سرامیک‌ها در بافت‌های سخت و پلیمرها در بافت‌های نرم به کار می روند[۳].

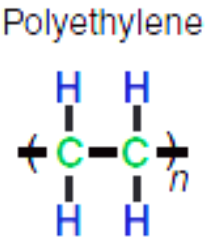
۲-۴-۱- زیست‌مواد پلیمری

به طور کلی پلیمرها به عنوان زیست‌مواد در بدن استفاده می‌شوند. کشف پلیمرهای زیست‌سازگار در دنیایی که طراحان مواد در حال برطرف کردن چالش‌های اساسی در علم پزشکی هستند، بسیار هیجان‌انگیز است[۳].

پلیمرها از به هم پیوستن مولکول‌های کوچک توسط پیوند اشتراکی اولیه ساخته شده‌اند که در زنجیر اصلی عناصری مانند کربن، نیتروژن، اکسیژن و سیلیسیم و نظایر آن‌ها نقش اساسی را به عهده دارند. به طور کلی واژه پلیمر نشانگر مولکول‌هایی است که از تکرار تعداد زیادی واحد ساخته شده اند. نمونه‌ای از پلیمرها را می‌توان پلی‌اتیلن دانست که از اتیلن ($CH_2=CH_2$) ساخته شده است و در آن هر اتم کربن دو پیوند اشتراکی با دو کربن دیگر دارد و با دو اتم هیروژن هم پیوند برقرار کرده است. در نتیجه زنجیر طویل $- CH_2 - (CH_2-CH_2)_n - CH_2 -$ ساخته شده است. n نشانگر تعداد واحد تکرارشونده است. توجه داشته باشید که واحد تکرارشونده $-CH_2-CH_2-$ می‌باشد. پلی‌اتیلن به صورت تجاری در سه درجه اصلی در دسترس قرار دارد: یکی با وزن مولکولی کم، دیگری با وزن مولکولی زیاد و سوم با پلی اتیلن با وزن ملکولی بسیاربالا [3]. ساختار واحد تکرارشونده پلی‌اتیلن در شکل (۲-۲) مشاهده می شود[۲۴]:

---

[1] Head
[2] Cup
[3] UHMWPE



شکل ۲-۲- نمایش ساختار واحد تکرارشونده پلی اتیلن[۲۴]

پلی اتیلن با وزن ملکولی بسیاربالا که با نام پلی اتیلن ضریب بالا[1] یا پلی اتیلن کارایی بالا[2] نیز شناخته می شود، زیرمجموعه ای از پلی اتیلن های ترموپلاستیک می‌باشد. این پلی اتیلن ها به جز دارا بودن زنجیره های طولانی، وزن مولکولی میلیونی دارند که به طور معمول در حدود ۲ تا ۶ میلیون است. زنجیره طولانی‌تر با نیرومند کردن اثرات بین‌مولکولی، موجب انتقال بار به ستون پلیمر می گردد. در حال حاضر این نتایج در مواد بسیار سخت، با بیشترین استحکام ضربه در هر ترموپلاستیک تولید شده قابل مشاهده می‌باشد. این مواد مقاومت بالایی در برابر خورنده های شیمیایی به غیر از اسیدهای اکسیدکننده دارند. همچنین جذب رطوبت بسیار کم و ضریب اصطکاک پایینی را دارا بوده و خاصیت خودروان‌کنندگی دارند[۲۷-۲۵]. نکته دیگری که در رابطه با این مواد می توان به آن اشاره کرد مقاومت سایشی بالای آنها می‌باشد؛ که ۱۵ برابر بیشتر از مقاومت سایشی فولاد کربنی می باشد. ضریب سایش این مواد حتی به میزان قابل توجهی از نایلون نیز پایین‌تر و در حدود ضریب سایش تفلون می باشد؛ اما پلی اتیلن با وزن ملکولی بسیاربالا مقاومت سایشی بهتری نسبت به تفلون دارد. این مواد بی بو، بی مزه و غیرسمی می باشند. این گروه از پلی‌اتیلن‌ها سال‌هاست که به عنوان یک زیست‌مواد موفق در مفصل ران، زانو، و اخیرا (از دهه ۱۹۸۰ به بعد) در کاشتنی‌های ستون فقرات مورد استفاده قرار می گیرد[۳۱-۲۸].

۲-۴-۲- زیست‌مواد فلزی

موادی که به آسانی برای استفاده در THR در سال ۱۹۵۰ در دسترس بودند و در هر دو معیار استحکام و زیست سازگاری نمره قبولی گرفتند، فلزات بودند که در شکل‌ها و انواع مختلفی برای تهیه کاشتنی‌ها به کار می روند. اولین فلزی که برای استفاده در بدن انسان توسعه و گسترش یافت فولاد وانادیوم دار شرمن بود که برای ساخت صفحه و پیچ های شکسته‌بندی استخوان به کار رفت[۳۲].

زیست سازگاری فلزات کاشتنی مهمترین جنبه قابل توجه محسوب می شود زیرا امکان خوردگی آنها در محیط بدن وجود دارد. نتیجه خوردگی از دست رفتن ماده است که سبب ضعیف شدن کاشتنی می شود و احتمالاً از آن مهم تر این است که محصولات خوردگی در بافت آزاد می شوند و اثر نامطلوب به بار می آورند[۳۲، ۳۳].

---

[1] HMPE
[2] HPPE

در ابتدا استفاده از فلزات به دلیل دارا نبودن تمامی خواص مورد نیاز برای کاربردهای کاشتنی رایج نشده بود. بدین منظور استفاده از آلیاژها در دستور کار قرار گرفت. اولین وسائل ارتوپدی به طور کامل فلزی و اغلب از آلیاژهای تیتانیم، فولاد زنگ نزن و آلیاژهای پایه کبالت ساخته شد[۳۴].

تیتانیم خالص تجاری به دلیل برهمکنش قابل پیش بینی آن با محیط بیولوژیکی, یکی از مواد انتخابی برای استفاده در بدن است. تیتانیم یک فلز فعال است و در تماس با هوا یا مایعات بدن اکسید می شود؛ به طوری که آن را از واکنش با بدن انسان بدون ایجاد هیچ گونه اثر مضری باز می دارد. این تمایل به اکسید شدن و واکنش برای کاشتنی ها و اجزاء مصرفی در بدن مطلوب است زیرا وقوع آن باعث به حداقل رساندن خوردگی زیستی[1] می شود. یک لایه اکسید به ضخامت حدود ۱۰ آنگستروم بر روی تیتانیم خالص طی مدت زمان بسیار کوتاه تشکیل می شود که فلز زیرین را به خوبی در برابر واکنش اضافه تر و خوردگی محافظت می کند[۳۷-۳۵].

این عنصر معمولا جهت استحکام بخشی با ۶٪ آلومینیوم و ۴٪ وانادیم آلیاژسازی می شود. یکی از ویژگی های جالب تیتانیم، مدول الاستیک پایین آن در مقایسه با فولاد زنگ نزن و آلیاژهای کبالت می باشد. این مسئله از لحاظ تئوری مقدار بار منتقل شده به استخوان اطراف را افزایش می دهد و جذب استخوان متعادل می شود. این خواص باعث شده است تا آلیاژهای تیتانیم در کاربردهای پزشکی نظیر تعویض مفصل ران کامل به کار روند. مشخص شده است که آلیاژهای تیتانیم تقریباً به آسانی سائیده شده و بافت های اطراف ایمپلنت را در شرایط حرکت و سایش آلوده می سازد. این آلودگی به خواص سایشی ضعیف آلیاژهای تیتانیم مربوط می شود که آنها را برای برخی کاربردهای ارتوپدی مانند کلگی استخوان ران[2] نامناسب می کند[۳۸، ۳۹].

فولاد زنگ نزن، آلیاژی از آهن و چند عنصر آلیاژی است که در برابر خوردگی مقاوم می‌باشند. مهمترین عنصر آلیاژی که برای بهبود مقاومت خوردگی عنصر آهن اضافه می شود، کرم می باشد؛ که یک لایه اکسیدی غیرفعال[3] را روی سطح ایمپلنت فلزی ایجاد می دهد. فولاد زنگ نزن آستنیتی و به ویژه نوع ۳۱۶ و ۳۱۶ال[4] متداول ترین فولاد برای کاربرد کاشتنی محسوب می شود. این گروه از فولاد ها قابلیت سخت شدن با عملیات حرارتی را ندارند اما می توان آنها را با کار سرد سخت نمود. فولاد های این گروه خاصیت مغناطیسی نداشته و جذب آهنربا نمی شوند و در مقایسه با فولادهای دیگر مقاومت به خوردگی بهتری دارند. حضور مولیبدن در آلیاژ، مقاومت در برابر خوردگی حفره ای در آب نمک را افزایش می دهد. به طور کلی فولادهای زنگ نزن توانائی تحمل بارهای زیادی را دارا بوده، ولی در مقایسه با تیتانیم دانسیته بالاتری داشته و مستعد به خوردگی شیاری[5] هستند[۱۹].

---

[1] Biocorrosion
[2] Femoral head
[3] Passive
[4] 316 L
[5] Crevice Corrosion

۲-۴-۳- آلیاژهای پایه کبالت

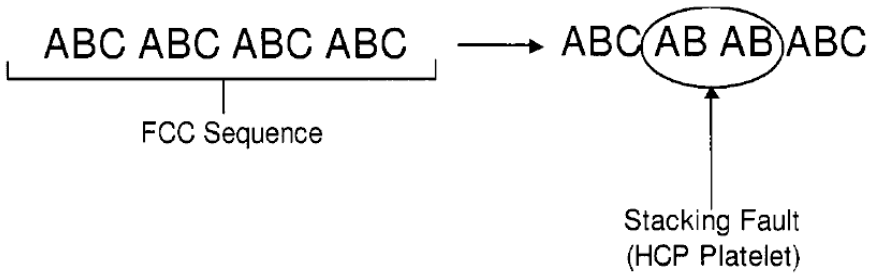
الف) کبالت

کبالت بیست و هفتمین عنصر جدول تناوبی و یکی ازعناصر واسطه ای است که بین فلزات آهن و نیکل قرار دارد. این عنصر دارای جرم اتمی (gr/mol) ۵۸/۹۹۲ و دانسیته (gr/cm^3) ۸/۷۶ در حالت ریختگی و (gr/cm^3) ۸/۹۳ در حالت کار شده در دمای اتاق می باشد[۷، ۴۰].

کبالت یک فلز آلوتروپیک[1] است که یک استحاله برشی را از α با ساختار کریستالی مکعبی با وجوه مرکز دار (FCC) به ε با ساختار کریستالی شش وجهی فشرده (HCP) طی می کند. این استحاله در حین سرد شدن فلز در کمتر از دمای ۴۵۰ درجه سانتیگراد رخ می دهد. پارامتر شبکه HCP در جهات a و b ۲/۵۰۷۱ آنگستروم و در جهت c ۴/۰۶۹۵ آنگستروم و پارامتر شبکه FCC، ۳/۵۳۷ آنگستروم است. فاز ε در دمای محیط پایدار است ولی به دلیل پائین بودن سرعت استحاله α به ε ساختار کریستالی اصلی در دمای اتاق حتی پس از آهسته سرد کردن، ساختار نیمه پایدار[2] α می باشد[۴۳-۴۱].

کند بودن استحاله برشی در کبالت با توجه به مقدار بسیار کم تغییر انرژی آزاد آن (ΔG) واضح است (حدود J/mol 12-). به عنوان مثال تغییر انرژی آزاد برای استحاله برشی فولاد از ساختار FCC به BCT، حدود - 1213 J/mol می باشد که تقریبا ۱۰۰ برابر مقدار ΔG برای کبالت است[۴۵].

جوانه زنی یک ذره مارتنزیت در سیستم کبالت بر این مفهوم پایه گذاری می شود که نقص در چیده شدن[3] در زمینه α می تواند به عنوان نطفه برای فاز ε فرض شود. در حقیقت نقص در چیده شدن به عنوان یک نقص در ترتیب قرار گرفتن لایه های فشرده اتمی در یک ساختار کریستالی خاص می باشد. در مورد فلزات FCC ترتیب قرارگیری اتم ها ABCABCABCABC است[۱۱۷]. شکل (۲-۳) نشان می دهد که چگونه نقص چیده شدن در ساختار FCC می تواند به عنوان صفحاتی از مواد HCP عمل کند (ساختار HCP دارای یک ترتیب چیده شدن ABABAB می باشد) [۱۹].



شکل ۲-۳- نقص در ترتیب قرارگیری صفحات FCC[۱۹]

[1] Alotropic
[2] Metastable
[3] Stacking Fault

احتمال ایجاد یک نقص چیده شدن در شبکه کریستالی با انرژی نقص چیده شدن برای یک فلز خاص رابطه عکس دارد. برای کبالت خالص، SFE حدود 2×10^{-2} J/m^2 می باشد، در حالیکه در مقایسه با فلزات دیگر مانند Al بسیار پائین است (انرژی نقص چیده شدن برای آلومینیوم 25×10^{6} J/m^2 است). این نکته نشان می دهد که احتمال ایجاد نقص چیده شدن در کبالت خالص بسیار زیاد است[۱۹].

در استحاله SFE کاهش یافته و پهنای منطقه نقص افزایش می‌یابد. مکانیزم رشد فاز ε مستلزم حرکت نابجایی‌های جزئی در طول صفحات (۱۱۱) شبکه FCC می‌باشد. نابجایی های کامل در طول این صفحات دارای بردار برگرز $a/2[\bar{1}10]$ و نابجایی های ناقص دارای بردار برگرز $a/6[\bar{1}2\bar{1}]$ و $a/6[\bar{2}11]$ هستند که a پارامتر شبکه کریستالی مکعبی است. شکل (۲-۴) یک نقص چیده شدن نواری شکل[1] را نشان می دهد که بین دو نابجایی جزئی قرار گرفته است. با نزدیک شدن به استحاله، پهنای منطقه نقص افزایش می یابد. همان طور که در رابطه زیر نشان داده شده است، پهنای این منطقه با SFE به طور معکوس متناسب است[۱۹]:

$$d_f = \frac{G(b_1 b_2)}{2\pi\gamma_{SFE}}$$

که در آن d_f پهنای منطقه نقص، G مدول برشی، b_1, b_2 بردار برگرز نابجایی‌های جزئی و γ انرژی نقص چیده شدن است.

این کار با حرکت نابجایی های جزیی ۱ و ۲ در خلاف جهت یکدیگر در اثر نیروهای دافعه در صفحه پیچی[2] (۱۱۱) نزدیک به خط نابجایی ۳ ادامه پیدا می کند. در حقیقت نابجایی های جزئی فصل مشترک در مسیری هستند که اتم ها از ساختار کریستالی FCC به HCP انتقال پیدا می کنند[۱۹].

[1] Band-like
[2] Screw plane