



دانشگاه علوم پزشکی ارتش
معاونت تحقیقات و فن‌آوری
مرکز تحقیقات بیومکانیک بالینی و مهندسی توانبخشی

بررسی خوردگی بیومتریال‌های فلزی در محیط بدن انسان

مؤلفین:

دکتر شریف نجفی

متخصص طب فیزیکی و توانبخشی

عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی ارتش

مهندس علیرضا چمن سرا

دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی کامپوزیت، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

انتشارات مگستان

۱۳۹۲

سرشناسه	: نجفی، شریف، ۱۳۵۷-
عنوان و نام پدیدآور	: خوردگی بیومتریال‌های فلزی / شریف نجفی، علیرضا چمن‌سرا.
مشخصات نشر	: تهران: مگستان، ۱۳۹۲
مشخصات ظاهری	: ۹۲ ص: مصور.
فیفا	: ۴۵۰۰۰ ریال 978-964-7816-84-7
وضعیت فهرست‌نویسی: فیفا	
یادداشت	: کتابنامه: ص. ۹۰
موضوع	: مواد زیست پزشکی -- خوردگی
موضوع	: مواد زیست پزشکی -- فرسودگی
شناسه افزوده	: چمن‌سرا، علیرضا، ۱۳۶۷ -
رده‌بندی کنگره	: ۱۳۹۲ خ ۳ ن/۸۵۶ R
رده‌بندی دیویی	: ۶۱۰/۲۸۴
شماره کتابشناسی ملی:	۳۱۹۷۴۱۸



انتشارات
مگستان

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۷۸۱۶-۸۴-۷

شماره استاندارد بین‌المللی کتاب

نام کتاب:	خوردگی بیومتریال‌های فلزی
نویسنده:	شریف نجفی، علیرضا چمن‌سرا
ناشر:	مگستان
نوبت چاپ:	اول، ۱۳۹۲
حروفچینی و صفحه‌آرایی:	گرامی
تیراژ:	۱۰۰۰

قیمت: ۶۵۰۰ تومان

فهرست مطالب

۷	مقدمه.....
۱۵	بیومتریال های فلزی.....
۱۹	معرفی برخی از بیومتریال های فلزی.....
۲۴	اهمیت خوردگی در بدن انسان.....
۲۸	محیط بیولوژیک.....
۲۹	خوردگی کاشتنی فلزی.....
۳۲	جنبه های الکتروشیمیایی.....
۳۳	دیاگرام های پوربه در خوردگی.....
۳۶	سرعت خوردگی و منحنی های پلاریزاسیون.....
۴۰	خوردگی مواد دندانی.....
۴۵	مقایسه رفتار خوردگی ایمپلنت در حضور باکتری های دهانی.....
۵۴	آیا خوردگی وسایل ارتودنسی می تواند خطر آفرین باشد؟.....
۷۰	رفتار خوردگی تیتانیوم خالص تجارتي در بدن.....
۷۱	تکرارپذیری پارامترهای خوردگی آلیاژ تیتانیوم- مولیبدن.....
۷۶	نقش کاشت تانتالوم و یون نیکل روی مقاومت به خوردگی آلیاژ Ti-Al-Zr.....
۷۸	بهینه کردن رفتار خوردگی آلیاژهای تیتانیوم به وسیله ی تکنیک های الکتروشیمیایی.....
	پایداری الکتروشیمیایی و مقاومت به خوردگی آلیاژهای Ti-Mo برای کاربردهای مهندسی
۸۱	پزشکی.....
۸۴	اثر پیشینه ی تولید آلیاژ نایتینول متخلخل بر خواص خوردگی آن در بدن.....

مقدمه

یکی از مباحث بسیار مهم علمی، فنی و اقتصادی که از حدود یکصد سال پیش تاکنون توجه عده‌ای از دانشمندان و محققان را به خود جلب نموده و مطالعات بسیار زیادی بر روی آن انجام می‌گیرد، موضوع خوردگی، به ویژه خوردگی در فلزات است. به منظور روشن ساختن، توجیه و تفهیم مکانیسم‌های انواع مختلف خوردگی، تحقیقات و بررسیهای وسیع، جدی و مستمر مخصوصاً در ۶۰ سال گذشته و همگام با پیشرفتهای سریع صنایع گوناگون صورت پذیرفته، به طوری که با استفاده از اصول و مبانی علمی و نتایج حاصله از این پژوهشها در تدوین مقررات و روشهای خاص کنترل یا جلوگیری از خسارات ناشی از پدیده‌ی خوردگی اقدامات بسیار سودمندی به علم آمده و پیشرفتهای قابل ملاحظه‌ای کسب شده است. همچنین از بدو شروع به فعالیتهای گسترده در این زمینه مراکز آموزشی و آزمایشگاههای تحقیقاتی صنعتی کنکهای زیادی به آموزش اصول و مبانی واکنشهای خوردگی کرده اند. مواد کاشتنی که در علم پزشکی به Implants معروف می‌باشند، جایگزین‌های مصنوعی و ساخته دست بشر هستند که در سیستم‌های زیستی مانند بدن انسان استفاده می‌شوند، به طوری که بتوانند وظیفه و کارکرد اصلی آن قسمت از بدن را بدون ایجاد عوارض جانبی انجام دهند. این جایگزین‌های مصنوعی از مواد پلیمری، فلزی، سرامیکی و یا ترکیبی از آنها ساخته می‌شوند. فرآیند تخریب یا خوردگی برای تمام این مواد وجود دارد. اولین خصوصیت لازم برای هر ماده‌ای که در بدن قرار می‌گیرد سازگاری آن ماده با محیط بدن و عدم ایجاد واکنش‌های زیان‌آور می‌باشد. ماده باید محیط بدن را تحمل کرده و فاسد نشود زیرا در غیراینصورت نمی‌تواند وظیفه

مورد نظر در بدن را انجام دهد. شاید اولین کوشش‌ها در تعمیر بدن انسان ثبت نشده باشد. تعدادی گزارش تاریخی از پیشرفت و توسعه استفاده از فلزات در بدن انسان وجود دارد. اولین یادداشت از کاشتن فلزات مربوط به تعمیر شکاف سقف دهان با یک صفحه از جنس طلا می‌باشد که بوسیله شخصی به نام پترونیوس در سال ۱۵۶۵ میلادی انجام شده است. حدود ۲۰۰ سال بعد، هیرونیموس فابریکیوس نحوه استفاده از سیم‌های طلایی، آهنی و برنزی را برای بخیه زدن شرح داد. در سال ۱۸۸۶، هانسمن از صفحات فلزی برای تثبیت استخوان استفاده کرد. این صفحات که از جنس فولاد با روکش نیکلی ساخته می‌شدند در وسط دارای سوراخی بودند که بوسیله پیچ درون استخوان جای می‌گرفتند. در اوایل، تعیین اینکه عفونت در بدن بواسطه استفاده از فلزات بوده یا عوامل دیگری در این امر دخالت داشتند، مشکل بود. با توسعه و پیشرفت فنون ضد عفونی‌کننده، تعیین فلزات مناسب جهت مواد کاشتنی امکان‌پذیر گردید. فلزاتی که جهت استفاده در مواد کاشتنی مورد آزمایش قرار گرفتند شامل: پلاتینیم، طلا، نقره، سرب، روی، آلومینیوم، مس و منیزیم بوده‌اند. نتایج آزمایشات نشان دادند که فلز منیزیم در بدن بسیار فعال و واکنش‌زا می‌باشد. صفحات فولادی پوشیده شده با طلا یا نیکل قابل استفاده در بدن می‌باشند. لازم بود که فلزات محکم و سخت و درعین حال مقاوم به خوردگی مشخص شوند. در سال ۱۹۲۶ فولادهای زنگ‌نزن به عنوان مواد کاشتنی مناسب در بدن معرفی شدند. آلیاژهای co-cr-Mo-c در سال ۱۹۲۶ برای اولین بار مورد استفاده قرار گرفتند. آلیاژهای تیتانیوم نیز در سال ۱۹۶۰ به کار گرفته شدند. ترکیب مس با روی ترکیبی بسیار فعال است. همچنین ترکیب پیچ‌های برنجی با صفحات آلومینیومی واکنش‌زا می‌باشند. به نظر دانشمندان و محققان برای حصول نتایج بهتر باید از فلزات همگن و نه ترکیبی استفاده کرد. در مطالعه اثرات فلزات در بدن، دانشمندان به پارامتر اختلاف پتانسیل الکتریکی بین فلزات پی بردند. آقای ولتا نشان داد که چنانچه فلزات غیر متشابه با یکدیگر در تماس باشند فلزی که الکترو نگاتیوتر است، خورده شده و فلز دیگر سالم باقی می‌ماند. با انجام پژوهش‌های بیشتر، در سال ۱۹۶۴ در انجمن

آمریکایی تست و مواد، کمیسیون ۴-۴ تشکیل شد که وظیفه آن در خصوص فعالیت‌های تحقیقاتی در ارتباط با مواد مورد استفاده در بدن می‌باشد. از آنجا که فلزات بیشتری کاربرد را در ساخت مواد کاشتنی دارا می‌باشند، در نوشته حاضر خصوصیات انواع مواد کاشتنی فلزی و نحوه رفتار آنها در قسمت‌های مختلف بدن و مشخصات خوردگی آنها مورد بررسی قرار می‌گیرد. فلزات در مواد کاشتنی مربوط به جراحی در بدن انسان به خصوص برای مقاصد شکسته‌بندی به کار می‌روند. علاوه بر آن جراحی نوسازی، جراحی زیباسازی، سیستم‌های سری، اجزا دریچه قلب، قیچی جراحی و موارد مربوط به دندانسازی نیز از جمله کاربردهای فلزات در ارتباط با بدن انسان می‌باشند. بدلیل اهمیت بسیار زیاد قابلیت سازگاری مواد کاشتنی با بدن انسان در این کتاب، مشخصات خوردگی فلزات مختلف در بدن انسان و انواع آزمایشات خوردگی برای انتخاب مواد مناسب ارائه خواهد شد تا فلزات مناسب و سازگار با محیط بدن شناسایی و معرفی شوند. محیط فیزیولوژیک معمولاً به صورت یک محلول آبی با دمای ۳۷ درجه‌ی سانتیگراد و پی اچ ۷/۴ همراه با گازهای محلول مثل اکسیژن، الکترولیتها، سلولها و پروتئینها در نظر گرفته می‌شود. قرارگیری فلزات در این محیط با انجام واکنش شیمیایی و خوردگی فلز همراه خواهد بود. در هنگام فرآیند خوردگی الکتروشیمیایی، بیومتريالهای فلزی، یونهای آزاد می‌کنند که زیست سازگاری فلز را کاهش داده و سرنوشت کاشتنی را به مخاطره می‌اندازد. ضمن اینکه با حرکت یونهای آزاد شده در بدن، سلولهای سایر بافتها نیز در معرض خطر قرار می‌گیرند. این مشکلات در مورد افراد مسن و مریض شدیدتر است. در کل، خوردگی پدیده‌ی مخرب و هزینه آفرینی است که همه ساله موجب هدر رفتن مبالغ هنگفتی از سرمایه‌ی کشورها می‌گردد. مصرف رو به افزایش مواد شیمیایی خورنده و لزوم برقراری شرایط عملیاتی مختلف و بحرانی در واحدهای مختلف صنعتی، زبان‌های مالی و جانی را با روند فزاینده‌ای رو به رو ساخته است. از جمله مواردی که در آن، خوردگی می‌تواند مشکلزا باشد، خوردگی در بیومتريالهای فلزی است. حتی قبل از کاشت

بیومتریال‌های فلزی نیز واکنشهای شیمیایی بر روی سطح فلزات صورت می‌گیرد. واکنش فلز با اکسیژن یا اکسیداسیون فلز در مجاورت یک محلول اسیدی و تشکیل لایه اکسید فلز سطحی از این جمله است. از آنجا که اکسید فلزات نوعی سرامیک به شمار می‌روند، واکنشهای الکتروشیمیایی منجر به خوردگی، کاسته و یا حذف می‌گردند. به عبارت دیگر سطوح فلزی اکسید شده غیرفعال هستند و حضور لایه‌ی اکسید، تایید کننده‌ی مقاومت به خوردگی فلز است. کاشتنیهای فولاد ضد زنگ ۳۱۶L در کاربردهای کوتاه مدت مثل وسایل تثبیت شکستگی عملکرد رضایت بخشی دارند. در حالیکه در طولانی مدت نسبت به خوردگی شیار و حفره‌ای ضعیف هستند. تیتانیوم و آلیاژهای آن مشابه با آلیاژهای پایه کبالت، مقاومت به خوردگی بالایی در کاربردهای طولانی مدت نظیر پروتزهای دندان و مفصلی نشان داده‌اند. بدن انسان محیطی با خوردگی متوسط ($PH=7/35-7/45$) و مقادیر نمک ($100-106 \text{ mmol/L}$ کلرید)، ترکیبات آلی (اتانول، اسید اسکوربیک و غیره)، مواد معدنی (سرب، مس، سولفاتها، آهن و غیره) و اکسیژن درحد اشباع است. بنابراین بدن انسان یک محیط کاملاً مناسب برای خوردگی فلزات به شمار می‌رود. در موضع جراحی بدلیل تغییرات PH مکانیزم دفاعی در برابر عوامل خارجی و لخته شدن، باعث تشدید خوردگی هنگام ترمیم زخمها می‌شود و در نتیجه ازکار افتادگی ایمپلنتها (از قبیل شل شدگی، خم شدگی و شکستگی)، عفونت، دردهای شدید و بیماریهای خطرناک (مانند سرطان و ناراحتی قلبی) برای بیمار ایجاد می‌کند. طبق تخمینهای کیفی برای جلوگیری از تحریکهای بافتی سرعت خوردگی بایستی کمتر از 0.1 mpy باشد. به علت استفاده از آلیاژهای فعال و غیر فعال (فولاد زنگ نزن، آلیاژ Ti-6Al-4V، تیتانیوم خالص تجاری و آلیاژ Co-Cr-Mo) کنترل کننده‌ی سرعت خوردگی پلاریزاسیون اکتیواسیون بوده و به روش پلاریزاسیون خطی در محلولهای فیزیولوژیکی یا در بدن حیوانات اندازه گیری می‌شود. در این کتاب به بررسی خوردگی آلیاژهای فلزی مورد استفاده به عنوان بیومتریال روشهای افزایش مقاومت به خوردگی در بیومتریال‌های فلزی پرداخته می‌شود.