١١٢٠٥٥

دانشکده‌ی مهندسی

پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد در رشته‌ی مهندسی مواد (خوردگی و حفاظت از مواد)

اثرعملیات سطحی بر مقاومت به خوردگی و خستگی فولاد زنگ نزن ۳۱۶L در محیط شبیه سازی شده ی بدن

توسط

وحیدرضا آذر

استاد راهنما:

دکتر بابک هاشمی

۱۳۸۸/۶/۱۱

مرکز اطلاعات و مدارک علمی مواد

تیر ۱۳۸۸

۱۱۶۰۵۵

به نام خدا

اظهار نامه

اینجانب *وحیدرضا آذر* (۸۵۰۵۳۷) دانشجوی رشته ی مواد گرایش خوردگی و حفاظت دانشکده ی مهندسی، اظهار 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 ان را نوشته ام. همچنین اظهار می کنم که تحقیق و موضوع پایان نامه ام تکراری نیست و تعهد می نمایم که بدون مجوز دانشگاه دستاوردهای آن را منتشر ننموده و یا در اختیاز غیر قرار ندهم. کلیه حقوق این اثر مطابق با آیین نامه مالکیت فکری و معنوی متعلق به دانشگاه شیراز است.

وحیدرضا آذر

۸۸/۴/۱۷

به نام خدا

اثرعملیات سطحی بر مقاومت به خوردگی و خستگی فولاد زنگ نزن ۳۱۶L در محیط شبیه سازی شده ی بدن

به وسیله‌ی:

وحیدرضا آذر

پایان نامه
ارایه شده به تحصیلات تکمیلی دانشگاه به عنوان بخشی از فعالیت های تحصیلی لازم برای اخذ درجه‌ی کارشناسی ارشد

در رشته‌ی:

مهندسی مواد (خوردگی و حفاظت از مواد)

از دانشگاه شیراز

شیراز

جمهوری اسلامی ایران

ارزیابی شده توسط کمیته ی پایان نامه با درجه‌ی: عالی

دکتر بابک هاشمی، استادیار بخش مهندسی مواد (رییس کمیته).....

دکتر محمد ابراهیم بحرالعلوم، استاد بخش مهندسی مواد.....

دکتر محمدجعفر هادیانفرد، استاد بخش مهندسی مواد.....

تیر ۱۳۸۸

تقدیم به پدر و مادر عزیزم :

که بدون زحمات بی دریغ ایشان، این کار میسر نمی شد.

سپاس گزاری

ستایش از آن پروردگاری است که انسان را سپاس گزاردن آموخت.
در آغاز این دفتر به نام سپاس گزاری مجال اندکی دست داده است تا گوشه ای از الطاف یاورانم را یاد آوری کنم.
مراتب سپاس خود را به محضر استاد بزرگوارم دکتر بابک هاشمی عرض می کنم که برایم پشتیبانی دلسوز، مهربان و کاردان بودند. از آقایان دکتر بحرالعلوم، دکترهادیانفرد برای پذیرش بزرگوارانه‌ی ارزیابی این پایان نامه سپاس گزارم.
بوسه بر دستان آموزگارانی می نشانم که در گردش روزگار شمع گونه گداختند تا در پرتو مهرشان، آدم گونه زیستن بیاموزم و نام می برم از نمونه های راستینی که از یاد نخواهم بردشان: جناب سرگرد صادقیان، آقای مهندس حسینی مرعشی، دکتر شریعت و دکتر نظربلند.
سپاس از یاران شفیقی که دامن سپید دوستیشان را به سیاهی این قلم نشاید آلودن که در دل جای دارند و اگر نبود مهرشان، دل نمی شد این مشت گل؛
و درود بی کران باغبانانی را که مهربانانه به دست و دامن خویش مرا پروردند؛ پدر و مادرم.

چکیده

اثرعملیات سطحی بر مقاومت به خوردگی و خستگی فولاد زنگ نزن ۳۱۶L در محیط شبیه سازی شده ی بدن

به‌وسیله‌ی:

وحیدرضا آذر

عملیات ساچمه زنی یکی از روشهای مکانیکی سطحی است که می تواند باعث بهبود مقاومت به خستگی بیومواد فلزی شود ولی باید تاثیر ان بر مقاومت به خوردگی را نیز در نظر گرفت. اگر این فرایند به کاهش مقاومت به خوردگی در محیط بدن منجر نشود، می توان انتظار داشت که مقاومت به خوردگی- خستگی و در نتیجه طول عمر کاشتنی در بدن افزایش یابد.

در این تحقیق تأثیر عملیات ساچمه‌زنی بر رفتار خوردگی، خستگی و خوردگی-خستگی فولاد زنگ نزن۳۱۶L بررسی شد. بدین منظور نمونه‌های فولادی به مدت ۵ تا ۲۵ دقیقه ساچمه زنی شدند سپس نمونه ها در محلول اسید نیتریک پسیو شدند. آزمایش‌های الکتروشیمیایی بر روی نمونه‌ها قبل و پس از عملیات ساچمه‌زنی در محلول رینگر انجام شد. آزمایش پتانسیل مدار باز (OCP) نمونه‌ها پس از گذشت ۲ ساعت زمان تعادل، به مدت ۳۰۰ ثانیه در محلول رینگر و آزمایش پلاریزاسیون سیکلی با سرعت اسکن ۵ mV/s انجام گرفت. آزمایش های خستگی و خوردگی- خستگی به صورت تست چرخشی-خمشی برروی نمونه های اولیه و نمونه هایی که به مدت زمان۱۰ و۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده بودند به ترتیب در هوا و محلول رینگر انجام شد. با استفاده ازمیکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) سطح نمونه ها بعد از عملیات ساچمه زنی و سطح شکست بعد از آزمایش خستگی و خستگی-خوردگی بررسی شد. نتایج نشان داد که عملیات ساچمه زنی مقاومت خستگی و خوردگی-خستگی را افزایش می دهد. ساچمه زنی در زمان کوتاه باعث کاهش پتانسیل فروپاشی لایه ی پسیو و افزایش سرعت خوردگی نمونه ها شد. ولی با افزایش زمان ساچمه زنی به ۲۵ دقیقه، اگرچه پتانسیل فروپاشی لایه ی پسیو اندکی کمتر از نمونه ی اولیه بود، ولی سرعت خوردگی کاهش یافت. بنابراین ترکیب بهینه ای از زمان ساچمه زنی و پسیواسیون می تواند باعث بهبود پتانسیل فروپاشی لایه ی پسیو، دانسیته ی جریان خوردگی و سرعت خوردگی در ناحیه ی پسیو، نسبت به نمونه اولیه گردد.

فهرست مطالب

عنوان صفحه

فصل اول: مقدمه ۱

۱- مقدمه ۲

فصل دوم: مروری بر تحقیقات انجام شده ۴

۲- مروری بر تحقیقات انجام شده ۵

۲-۱-انواع بیومواد ۵

۲-۱-۱-بیومواد فلزی ۵

۲-۲-فولادهای زنگ نزن ۶

۲-۲-۱-انواع و ترکیب شیمیایی فولاد زنگ نزن ۷

۲-۲-۲-فولاد زنگ نزن ۳۱۶L ۸

۲-۳-پاسخ بافت بدن نسبت به کاشتنی ها و چسبندگی به بافت بدن ۸

۲-۴-محیط بدن ۱۱

۲-۴-۱-محلول‌های شبیه‌سازی شده ی بدن انسان ۱۲

۲-۵-خستگی کاشتنی ها ۱۳

۲-۶-خوردگی در بدن انسان ۱۵

۲-۶-۱-الکتروشیمی و فرآیند خوردگی ۱۵

۲-۶-۲-جنبه‌های الکتروشیمیایی ۱۵

۲-۶-۳-ترمودینامیک خوردگی کاشتنی‌های فلزی ۱۶

۲-۶-۴-سینتیک خوردگی کاشتنی های فلزی ۱۷

۲-۷-خوردگی حفره ای ۱۸

۲-۸-خوردگی-خستگی ۲۰

۲-۹-بهبود خواص سطحی ۲۲

۲-۱۰-عملیات ساچمه زنی ۲۳

۲-۱۰-۱-شدت ساچمه زنی ۲۴

۲-۱۰-۲-کنترل متغیرهای عملیات ۲۴

عنوان | صفحه

۲-۱۱-پسیواسیون فولادهای زنگ نزن ۲۵
۲-۱۱-۱-پسیواسیون فولادهای زنگ نزن آستنیتی ۲۶
۲-۱۲-ایجاد لایه ی نانوکریستال در سطح با تغییر شکل شدید سطحی ۲۷
۲-۱۳-اندازه گیری سرعت خوردگی به کمک روش های الکتروشیمیایی ۳۰
۲-۱۳-۱-اندازه گیری های پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و سیکلی ۳۲
۲-۱۴-تأثیر عملیات سطحی ۳۴

فصل سوم: روش انجام آزمایش ها ۳۸

۳- روش انجام آزمایش ها ۳۹
۳-۱-مقدمه ۳۹
۳-۲-مشخصات فولاد زنگ نزن ۳۱۶L مورد استفاده ۴۰
۳-۳-عملیات ساچمه زنی ۴۰
۳-۳-۱-آماده سازی نمونه ها ۴۰
۳-۳-۲-دستگاه ساچمه زنی ۴۱
۳-۴-آزمایش تعیین زبری سطح ۴۱
۳-۵- آزمایش ریزسختی‌سنجی ویکرز ۴۲
۳-۶-متالوگرافی ۴۳
۳-۷-میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) ۴۳
۳-۸-نحوه انجام آنالیز XRD و تعیین متوسط اندازه ی دانه ها ۴۳
۳-۹-آزمایش خستگی ۴۴
۳-۱۰-پسیواسیون نمونه ها ۴۵
۳-۱۰-۱-تمیزسازی سطحی نمونه ها ۴۵
۳-۱۰-۲-آماده سازی سطحی نمونه ها ۴۵
۳-۱۰-۳-پسیواسیون ۴۶
۳-۱۰-۴-تست سولفات مس ۴۶
۳-۱۱-نمونه سازی آزمایش های خوردگی ۴۷
۳-۱۲-محلول رینگر ۴۸
۳-۱۳-آزمایش های خوردگی ۴۸
۳-۱۳-۱-آزمایش پلاریزاسیون سیکلی ۴۹
۳-۱۴-آزمایش خوردگی-خستگی ۴۹

عنوان | صفحه

فصل چهارم: نتایج و بحث ۵۰

۴- نتایج و بحث ۵۱

۴-۱-بررسی ریزساختار فولاد زنگ نزن ۳۱۶ L ۵۱

۴-۲-بررسی ماکروسکوپی سطوح بعد از عملیات ساچمه زنی ۵۳

۴-۳-میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) ۵۴

۴-۳-۱-مورفولوژی سطوح بعد از عملیات ساچمه زنی ۵۴

۴-۳-۲-سطح شکست نمونه ها پس از آزمایش خستگی ۵۶

۴-۳-۳-سطح شکست بعد از آزمایش خوردگی-خستگی ۵۸

۴-۴-نتایج XRD ۶۰

۴-۵-سختی سطوح ۶۱

۴-۶-بررسی زبری (Roughness) سطح ۶۳

۴-۷-نتایج آزمایش خستگی ۶۴

۴-۸-نتایج آزمایش های خوردگی ۶۸

۴-۸-۱-نتایج آزمایش پتانسیل مدار باز (OCP) ۶۹

۴-۸-۲-نتایج آزمایش پلاریزاسیون سیکلی ۷۶

۴-۹-نتایج آزمایش خوردگی- خستگی ۹۰

فصل پنجم: نتیجه گیری ۹۵

۵- نتیجه گیری ۹۶

فهرست منابع ۹۷

فهرست جدول ها

عنوان **صفحه**

جدول۲-۱- ترکیب شیمیایی فولاد زنگ نزن ۳۱۶L طبق استاندارد ASTM F138..... ۷
جدول۲-۲-ترکیب شیمیایی محلول های شبیه سازی شده ی بدن انسان(گرم بر لیتر)..... ۱۳
جدول۲-۳-تعداد سیکل های مورد نیاز برای شکست خستگی در دو محیط هوا و محلول رینگر..... ۲۲
جدول ۳-۱-ترکیب شیمیایی فولادزنگ نزن ۳۱۶L..... ۴۰
جدول ۳-۲-ترکیب شیمیایی ساچمه های فولادی..... ۴۱
جدول۳-۳- شرایط حکاکی نمونه ها برای بررسی میکروسکوپی..... ۴۳
جدول۳-۴-شرایط آماده سازی سطحی نمونه ها..... ۴۶
جدول۳-۵- شرایط پسیواسیون نمونه ها..... ۴۶
جدول۳-۶-ترکیب شیمیایی محلول رینگر..... ۴۸
جدول۴-۱- نتایج محاسبه اندازه متوسط دانه و میکروکرنش سطوح ساچمه زنی شده..... ۶۰
جدول۴-۲-زبری سطوح در زمان های مختلف ساچمه زنی..... ۶۳
جدول۴-۳- نامگذاری نمونه ها با توجه به عملیات انجام شده برروی سطح آن ها..... ۶۹
جدول۴-۴-پتانسیل فروپاشی لایه ی پسیو و دانسیته ی جریان خوردگی در زمان های مختلف ساچمه زنی. ۸۰
جدول۴-۵-پتانسیل فروپاشی لایه ی پسیو و دانسیته ی جریان خوردگی در زمان های مختلف ساچمه زنی بعد ازعملیات پسیواسیون..... ۸۶
جدول۴-۶-نتایج آزمایش خوردگی- خستگی..... ۹۲

فهرست شکل ها

عنوان **صفحه**

شکل۲-۱- تأثیر زبری سطح و زمان در معرض بودن کاشتنی بر استحکام چسبندگی بین کاشتنی و استخوان در خرگوش..... ۱۱
شکل۲-۲-نمایش شماتیکی از تشکیل صفحات لغزش تازه در محیط بدن در حین خستگی..... ۱۴
شکل۲-۳- شماتیکی از سلول خوردگی گالوانیکی در محلول آبی..... ۱۶
شکل۲-۴-شماتیکی از منحنی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک؛ E_p پتانسیل حفاظت و E_b پتانسیل فروپاشی..۱۸
شکل۲-۵-شماتیکی از خوردگی حفره ای..... ۲۰
شکل۲-۶-تأثیر خوردگی بر منحنی S/N.منحنی A آزمایش در هوا، منحنی B در محلول..... ۲۱
شکل۲-۷- پروفایل تنش پسماند ایجاد شده بوسیله ی ساچمه زنی..... ۲۴
شکل۲-۸- شیوه های متداول تغییر شکل شدید سطحی..... ۲۸
شکل۲-۹- مکانیزم تشکیل نانوکریستال ها ۳۰
شکل۲-۱۰- مدار پتانسیواستات..... ۳۲
شکل۲-۱۱- شماتیک منحنی پلاریزاسیون آندی فلز حساس به حفره‌دارشدن..... ۳۳
شکل۲—۱۲ شماتیک منحنی پلاریزاسیون سیکلی با پتانسیل حفاظت..... ۳۴
شکل۳-۱- تصویر دستگاه آزمایش تعیین زبری سطح..... ۴۲
شکل۳-۲- تصویر دستگاه آزمایش ریزسختی‌سنجی ویکرز..... ۴۲
شکل۳-۳- دستگاه Bruker D8 advance diffractometer..... ۴۴
شکل۳-۴- تصویر نمونه ی آزمایش خستگی..... ۴۵
شکل۳-۵-نتایج تست سولفات مس برروی نمونه های پسیو شده..... ۴۷
شکل۳-۶- تصویر الکترود مورد استفاده درآزمایش خوردگی..... ۴۷
شکل۳-۷- تصویر دستگاه پتانسیواستات و نحوه اتصال سلول خوردگی..... ۴۸
شکل۴-۱-الف- ریزساختار فولاد زنگ نزن ۳۱۶L (بزرگنمایی ۴۰×)..... ۵۱
شکل۴-۱-ب- ریزساختار فولاد زنگ نزن ۳۱۶L (بزرگنمایی ۱۰۰×)..... ۵۱
شکل۴-۱-ج- ریزساختار فولاد زنگ نزن ۳۱۶L (بزرگنمایی ۴۰۰×)..... ۵۲
شکل۴-۲-ریزساختار مقطع عرضی نمونه ی ۲۵ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۲
شکل۴-۳- تصاویر سطح ساچمه زنی شده ی نمونه ها در زمان های مختلف ساچمه زنی الف)۵، ب)۱۰، ج)۱۵، د)۲۰ و ه)۲۵ دقیقه..... ۵۳
شکل۴-۴-الف-تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح نمونه ی ۵ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۴

شکل۴-۴-ب-تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۵
شکل۴-۴-ج-تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح نمونه ی۱۵ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۵
شکل۴-۴-د-تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح نمونه ی۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۵
شکل۴-۴-ه-تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح نمونه ی۲۵ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۶
شکل۴-۵-الف-سطح شکست خستگی نمونه ی بدون عملیات ساچمه زنی..... ۵۶
شکل۴-۵-ب-سطح شکست خستگی نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۷
شکل۴-۵-ج-سطح شکست خستگی نمونه ی ۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۸
شکل۴-۶-الف-سطح شکست خوردگی-خستگی نمونه ی اولیه..... ۵۸
شکل۴-۶-ب-سطح شکست خوردگی-خستگی نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۹
شکل۴-۶-ج-سطح شکست خوردگی-خستگی نمونه ی۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۵۹
شکل۴-۷- گراف های XRD فولاد زنگ نزن ۳۱۶L..... ۶۰
شکل۴-۸-سختی سطح نمونه های ساچمه زنی شده در زمان های مختلف..... ۶۱
شکل۴-۹-رابطه میان مقادیر میکروسختی و عکس مجذور اندازه متوسط دانه سطح نمونه ی اولیه و نمونه های ساچمه زنی شده..... ۶۲
شکل۴-۱۰- پروفایل عمق سختی ویکرز فولاد۳۱۶L بعد از عملیات ساچمه زنی..... ۶۲
شکل۴-۱۱- تأثیر عملیات ساچمه زنی بر زبری سطح..... ۶۳
شکل۴-۱۲- تأثیر عملیات ساچمه زنی بر مقاومت خستگی..... ۶۴
شکل۴-۱۳-عمق لایه ی فشاری ایجادشده در اثر ساچمه زنی..... ۶۶
شکل۴-۱۴-سطح شکست نمونه ی اولیه بعد از آزمایش خستگی..... ۶۶
شکل۴-۱۵-الف-گسترش ترک خستگی برای نمونه ی اولیه..... ۶۷
شکل۴-۱۵-ب-گسترش ترک خستگی برای نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۶۷
شکل۴-۱۵-ج-گسترش ترک خستگی برای نمونه ی ۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده..... ۶۸
شکل۴-۱۶- نمودار OCP نمونه ی اولیه بدون عملیات پسیواسیون-A۱ ..... ۷۰
شکل۴-۱۷- نمودار OCP نمونه ی ۵ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-C۱..... ۷۰
شکل۴-۱۸- نمودار OCP نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-D۱ ..... ۷۱
شکل۴-۱۹- نمودار OCP نمونه ی ۱۵ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-E۱ ..... ۷۱
شکل۴-۲۰- نمودار OCP نمونه ی ۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-F۱ ..... ۷۲
شکل۴-۲۱- نمودار OCP نمونه ی ۲۵ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-G۱ ..... ۷۲
شکل۴-۲۲- نمودار OCP نمونه ی اولیه با عملیات پسیواسیون-A۲ ..... ۷۳
شکل۴-۲۳- نمودار OCP نمونه ی ۵ دقیقه ساچمه زنی شده باعملیات پسیواسیون-C۲..... ۷۳
شکل۴-۲۴- نمودار OCP نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده باعملیات پسیواسیون-D۲ ..... ۷۴
شکل۴-۲۵- نمودار OCP نمونه ی ۱۵ دقیقه ساچمه زنی شده باعملیات پسیواسیون-E۲ ..... ۷۴
شکل۴-۲۶- نمودار OCP نمونه ی ۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده باعملیات پسیواسیون-F۲ ..... ۷۵
شکل۴-۲۷- نمودار OCP نمونه ی ۲۵ دقیقه ساچمه زنی شده باعملیات پسیواسیون-G۲ ..... ۷۵
شکل۴-۲۸- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ی اولیه بدون عملیات پسیواسیون-A۱..... ۷۷
شکل۴-۲۹- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ۵ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-C۱... ۷۷
شکل۴-۳۰- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ۱۰دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-D۱... ۷۸

شکل۴-۳۱- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ۱۵ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-E۱ ..۷۸
شکل۴-۳۲- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-F۱ ....۷۹
شکل۴-۳۳- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ۲۵ دقیقه ساچمه زنی شده بدون عملیات پسیواسیون-G۱..۷۹
شکل۴-۳۴- منحنی های آزمون پلاریزاسیون سیکلی درزمانهای مختلف ساچمه زنی در محلول رینگر.....۸۰
شکل۴-۳۵- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ی اولیه با عملیات پسیواسیون-A۲ .....۸۲...
شکل۴-۳۶- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ی ۵ دقیقه ساچمه زنی شده باعملیات پسیواسیون-C۲.... ۸۳
شکل۴-۳۷- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده با عملیات پسیواسیون-D۲...۸۳
شکل۴-۳۸- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ی ۱۵ دقیقه ساچمه زنی شده با عملیات پسیواسیون-E۲...۸۴
شکل۴-۳۹- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ی ۲۰ دقیقه ساچمه زنی شده باعملیات پسیواسیون-F۲ ...۸۴
شکل۴-۴۰- نمودار پلاریزاسیون سیکلی نمونه ی ۲۵ دقیقه ساچمه زنی شده با عملیات پسیواسیون-G۲.. ۸۵
شکل۴-۴۱- منحنی های آزمون پلاریزاسیون سیکلی نمونه های پسیو شده.....۸۵
شکل ۴-۴۲-تأثیر عملیات پسیواسیون بر پتانسیل فروپاشی لایه ی پسیو.....۸۷
شکل۴-۴۳-نتیجه ی آنالیز XPS از لایه ی پسیوی که بر روی فولاد زنگ نزن آستنیتی ایجاد شده است.....۸۸
شکل۴-۴۴- دانسیته ی جریان خوردگی در دو حالت پسیو و غیرپسیو.....۸۸
شکل۴-۴۵-نمایش شماتیکی شکست ناشی از خوردگی-خستگی.....۹۱
شکل۴-۴۶-سطح شکست خوردگی-خستگی نمونه ی ۱۰ دقیقه ساچمه زنی شده.....۹۱
شکل۴-۴۷-مقایسه نتایج حاصل از خوردگی-خستگی و خستگی در نمونه های ساچمه زنی شده و نشده.....۹۲
شکل ۴-۴۸- تأثیر عملیات ساچمه زنی روی شروع ترک خوردگی-خستگی(شماتیک).....۹۳

فصل اول

مقدمه

۱- مقدمه

فولادهـای زنـگ نـزن درحـال حاضـر از پرمـصرف تـرین بیومـواد مـورد اسـتفاده درسـاخت کاشتنی های ارتوپدی هستند. برای ساخت کاشتنی ها به وفور از فولادهای زنگ نزن آستنیتی طبق استاندارد ASTM F138 [۱] استفاده می شود(به خصوص فولاد زنگ نـزن ۳۱۶L گریـد پزشکی).

به دلیل وجود نیکل و کروم درترکیب شیمیایی فولاد زنگ نـزن و ایجـاد لایـه ی غیرفعـال برروی آن ها، مقاومت به خوردگی بهتری نسبت به سایر فولادها دارند. وجود مولیبدن مقاومت به خوردگی حفره ای درمحیط آب نمک را بالا می برد.

شکست در اثر خستگی، مسئله ی اصلی شکست کاشتنی ها می باشد، زیرا طی حرکت بدن بارگذاری سیکلی برای کاشتنی های ارتوپدی، اتفاق می افتد.در نتیجـه ی ایـن تنـاوب، تغییـر شکل پلاستیک در نواحی میکروسکوپی، حاصل می شود. از این رو کاشتنی ها باید از مقاومـت به خستگی مطلوبی نیز برخوردار باشـند.فـولاد زنـگ نـزن۳۱۶L در محـیط بـدن مـستعد بـه خوردگی موضعی می باشد انجام عملیات های سطحی مختلـف بـر روی سـطح فـولاد بررفتـار خوردگی لایه ی پسیو تأثیر می گذارد و از آنجایی که خوردگی یکی از پدیده هـایی اسـت کـه باعث شروع ترک خستگی می شود در واقع با بهبود خواص سطحی، خواص خـستگی فـولاد را نیز تحت تأثیر قرار می دهیم[۲].

بیومواد باید خواص زیر را به خوبی برآورده کنند:

۱-مقاومت به خوردگی

۲-زیست سازگاری

۳-چسبندگی به بافت بدن[1]

۴-خواص مکانیکی مانند مدول یانگ نزدیک به مدول استخوان و مقاومت خستگی

۵-سهولت در ساخت

۶-در دسترس بودن و قیمت پایین

با توجه به شرایط فوق تعداد مواد فلزی که می توانند داخل بدن استفاده شوند، بسیار اندک است.فلزات زیر تاکنون بیشتر از سایر فلزات به عنوان بیومواد به کار رفته اند:

[1] Osteo-integration

۱-فولاد زنگ نزن مانند فولاد ۳۱۶L
۲-آلیاژهای پایه کبالت-کروم (آلیاژهای ویتالیم)
۳-تیتانیم خالص تجاری یا آلیاژهای تیتانیم
۴-نیوبیوم خالص تجاری
۵-تانتالوم خالص تجاری

این مواد که به عنوان قطعات ارتوپدی دربدن انسان به کاربرده می شوند به دو دسته ی پروتز وکاشتنی طبقه بندی می شوند و درمعرض سلول های زنده، بافت ها و محیط بیولوژیکی بدن قرار می گیرند[۳].

خوردگی یکی از پدیده هایی است که باعث ایجاد مشکلاتی برای فلزات و آلیاژهایی که به عنوان کاشتنی در بدن به کار می روند، می شود[۲]. بررسی خوردگی بیومواد از این جهت که هم برروی خواص مکانیکی و هم برروی زیست سازگاری تأثیر زیادی دارد، صورت می پذیرد[۴].

همه ی مواد کاشتنی وقتی مورد استفاده قرار می گیرند به علت محیط خورنده ی بدن تا حدی متحمل خوردگی می شوند. انواع مختلفی از خوردگی در بیومواد دیده می شود که شامل خوردگی حفره ای، شیاری، گالوانیکی، بین دانه ای ،خوردگی تنشی، خوردگی- خستگی و خوردگی فرسایشی می شود[۲].

خوردگی اساساً یک پدیده ی سطحی است بنابراین مقاومت خوردگی ارتباط نزدیکی به ساختار و ترکیب لایه های سطحی روی فلزات دارد[۵].

برای بهبود خواص خوردگی فلزات و آلیاژها از روش های بهبود سطحی مختلفی نظیر اکسیداسیون، نیتراسیون، کاشت یونی(کاشت یون فلزات مختلف مانند سدیم، نیتروژن، فسفر، کلسیم و...)، اسپری پلاسمایی، پوشش دهی سل-ژل، پوشش تبدیلی(آندایزینگ) و پسیواسیون استفاده می شود[۶]. برای بهبود خواص خستگی نیز عملیات هایی مانند ساچمه زنی و سندبلاست صورت می گیرد.

عملیات ساچمه زنی می تواند باعث بهبود مقاومت به خستگی بیو مواد فلزی شود. اگر چنین عملیاتی باعث کاهش مقاومت به خوردگی نشود، اثر مطلوبی روی افزایش عمر کاشتنی های به کار رفته در داخل بدن خواهد داشت. بدین منظور، خواص خوردگی و مقاومت به خستگی نمونه هایی از جنس فولاد زنگ نزن ۳۱۶L در دو حالت ساچمه زنی شده و ساچمه زنی نشده بررسی می شود و تلاش می شود تا با انجام آزمون های الکتروشیمیایی، خستگی و خوردگی-خستگی، اثر عملیات سطحی ساچمه زنی بر روی خواص خوردگی، مقاومت به خستگی و خوردگی-خستگی بیو مواد فلزی تحقیق شود و تأثیر آن در افزایش عمر کاشتنی ها مطالعه گردد.

فصل دوم

مروری بر تحقیقات انجام شده

۲- مروری بر تحقیقات انجام شده

۲-۱-انواع بیومواد

بیومواد، موادی را گویند که برای رفع نقایص، ترمیم و یا جایگزینی عضو یا انـدامی معیـوب در بدن به کار می روند. زمینه ی تازه ای در دانش مواد تحت عنوان "بیومـواد" از رشـد و بـه هـم پیوستن چند شاخه ی گوناگون از مواد (فلزها، سرامیک ها و مواد پلیمری) پدیـد آمـده اسـت. این ها موادی صناعی (سنتزی-کانی و یا آلی) و یا طبیعی هستند که برای کـار کـردن و رفـع نقایص در موجود زنده (بیشتر انسان) طراحی و ساخته شـده انـد. از مـوارد آشـنا و سـابقه دار بیومواد می توان به مواد دندانپزشکی (ملغمه یا آلیاژهای جیوه) برای پر کردن دندان، یـا دیگـر موادی چون لثه و دندان مصنوعی و قطعه های فلزی در شکسته بندی اشـاره کـرد[۷]. بیـشتر بیومواد مورد استفاده برای کاشتنی ها مواد معمولی است. به طـور کلـی ایـن مـواد مطـابق بـا تقسیم بندی ذیل طبقه‌بندی و شناخته می‌شوند:

- بیومواد فلزی
- بیومواد پلیمری
- بیومواد سرامیکی
- بیومواد کامپوزیتی

بیومواد پلیمری در ساخت وسایلی مانند پروتزهای مصنوعی، قلب مصنوعی بـه کـار مـی‌رود. از سرامیک ها و کامپوزیت‌ها نیز در مواد دندانی استفاده می کنند[۸].

۲-۱-۱-بیومواد فلزی

فلزات به عنوان بیومواد سالهاست که به طور موفقیت‌آمیز استفاده می‌شوند. کاشتنی‌های فلـزی در ارتوپدی بکار گرفته می شوند. علاوه بر این در مواد دندانی، پیچ و پلاک‌های مربوط به کاسه

سر، پروتزهای مصنوعی، قلب مصنوعی نیز به کار می‌روند. از بین فلزات تعداد محدودی در صنعت زیست سازگار هستند و می‌توانند به عنوان کاشتنی در بدن قرارگیرند. در فرآیند تولید یک آلیاژ بیوپزشکی باید عناصر غیرسمی انتخاب شود.

برای کاربردهای سازه‌ای در بدن مانند کاسه زانو و انگشت، فلزات مورد استفاده، فولاد زنگ نزن، آلیاژهای پایه کبالت و آلیاژهای پایه تیتانیوم هستند. فلزات و آلیاژهایی مانند تیتانیوم خالص تجاری، آلیاژهای حافظه‌دار (آلیاژی که بر مبنای سیستم دوگانه نیکل- تیتانیوم هستند)، آلیاژهای زیرکونیوم، تانتالوم و نیوبیم جهت ساخت اجزایی که قابلیت کاشتن دارند به کار گرفته می‌شوند.

مدول یانگ عامل مهمی در کاربردهای ارتوپدیک بیومواد است. اختلاف بین مدول یانگ استخوان و آلیاژهای به کار رفته در بدن به این معنی است که بیومواد فلزی در بدن سهم نامناسبی از تنش را تحمل می‌کند چرا که تحمل نیرو به نسبت مدول استخوان به مدول کاشتنی بستگی دارد.بنابراین مدول یانگ پایین برای کاهش تأثیرات تنش استخوان به دلیل وجود کاشتنی مطلوب به نظر می‌رسد. بیومواد آلیاژی ایده‌آل از نظر مدول یانگ، منیزیم، از لحاظ استحکام، آلیاژهای کبالت- کروم، از نظر مقاومت به خوردگی و زیست سازگاری، تیتانیوم و آلیاژهای آن و از نظر تولید و شکل پذیری فولادهای زنگ نزن هستند[۸].

فولاد زنگ نزن با توجه به خواص خاصی که دارد به عنوان بیومواد در خیلی از کاربردهای ارتوپدی مورد مصرف قرار می‌گیرد. که در قسمت بعد بیشتر در مورد آن توضیح داده می‌شود.

۲-۲-فولادهای زنگ نزن

فولادهای زنگ نزن در حال حاضر از پرمصرف ترین بیومواد مورد استفاده در ساخت کاشتنی های ارتوپدی هستند. علاوه بر مقاومت به خوردگی نسبتاً فولادهای زنگ نزن ترکیبی خوب از استحکام مکانیکی ،انعطاف پذیری ،قیمت و قابلیت ساخت را دارا می باشند[۹]. البته فولادهای زنگ نزن نسبت به سایر فلزات مورد استفاده در بدن مقاومت به خوردگی کمتری دارند و در دراز مدت به دلیل آزاد شدن یون نیکل ایجاد درد و عوارض پوستی می نمایند[۱۰].

فولاد زنگ نزن در سال ۱۹۰۴ میلادی توسط لئون گیلت کشف گردید. اشتراوس در سال ۱۹۲۶ از فولاد زنگ نزنی با ترکیب ۱۸٪ کروم، ۸٪ نیکل، ۴-۲٪ مولیبدن و درصد کربن خیلی پایین در جراحی استفاده نمود[۹].

اولین فولاد زنگ نزنی که برای کاشتنی استفاده شد فولاد ۸-۱۸(نوع ۳۰۲ در طبقه بندی جدید) بود که به جای فولاد وانادیوم دار استفاده شد (فولاد وانادیوم دار اولین آلیاژ فلزی تولید شده برای استفاده در محیط بدن بود که به دلیل کافی نبودن مقاومت به خوردگی آن