دانشکده مهندسی

پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد در رشته‌ی مهندسی مواد- خوردگی و حفاظت مواد

بررسی الکتروشیمیایی رفتار خوردگی گالوانیکی زوج سیم ارتودنسی نیکل- تیتانیوم و براکت ارتودنسی فولاد زنگ نزن در بزاق مصنوعی

به کوشش

نغمه سرفرازی

استاد راهنما

دکتر محمود پاکشیر

شهریور ۱۳۹۱

بسم الله الرحمن الرحيم

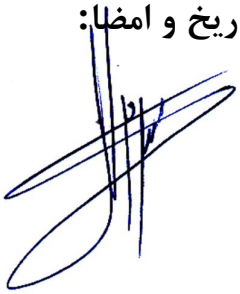
به نام خدا

اظهارنامه

اینجانب نغمه سرفرازی دانشجوی رشته ی مهندسی مواد ، گرایش خوردگی و حفاظت مواد، دانشکده ی مهندسی اظهارمی 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 اظهارمی 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 اختیار غیر قرار ندهم. کلیه حقوق این اثر مطابق با آیین نامه مالکیت فکری و معنوی متعلق به دانشگاه شیراز است.

نام ونام خانوادگی: نغمه سرفرازی

تاریخ و امضا:



به نام خدا

بررسی الکتروشیمیایی رفتار خوردگی گالوانیکی زوج سیم ارتودنسی نیکل- تیتانیوم و براکت ارتودنسی فولادزنگ نزن در بزاق مصنوعی

به کوشش

نغمه سرفرازی

پایان‌نامه‌ی

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

در رشته ی

مهندسی مواد (خوردگی و حفاظت مواد)

از دانشگاه شیراز

شیراز

جمهوری اسلامی ایران

ارزیابی کمیته پایان‌نامه، با درجه: **عالی**

دکتر محمود پاکشیر، استادیار بخش مهندسی مواد (رئیس کمیته) .....

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

دکتر محمد جعفر هادیان فرد،استاد بخش مهندسی مواد .....

شهریور ماه ۱۳۹۱

این پایان نامه را ضمن تشکر و سپاس بیکران و در کمال افتخار و امتنان تقدیم می نمایم به محضر ارزشمند پدر و مادر عزیزم به خاطر همه ی تلاشهای محبت آمیز ی که در دوران مختلف زندگی ام انجام داده اند و بامهربانی چگونه زیستن را به من آموخته اند.

سپاسگزاری

شکر و سپاس خدا را که بزرگترین امید و یاور در لحظه لحظه زندگیست.
بر خود می‌دانم تا بدینوسیله از زحمات بی‌دریغ، تلاش‌های بی‌وقفه و دلسوزانه استاد فرزانه و فرهیخته ام جناب آقای دکتر محمود پاکشیر در تمام دوران تحصیلم سپاسگزاری نمایم و براستی بدون راهنمایی‌های ایشان اتمام این پایان نامه بسیار مشکل می‌نمود.از راهنمایی‌های ارزشمند اساتید گرامی جناب آقای دکتر محمد ابراهیم بحرالعلوم ودکترمحمد جعفر هادیان فرد در راستای انجام این پروژه تشکر و قدردانی می کنم. همچنین از پدر و مادر عزیز ، دلسوز و مهربانم که آرامش روحی و آسایش فکری فراهم نمودند تا با حمایت های همه جانبه در محیطی مطلوب ، مراتب تحصیلی و نیز پایان نامه درسی را به نحو احسن به اتمام برسانم؛ سپاسگزاری می کنم.

چکیده

بررسی الکتروشیمیایی رفتار خوردگی گالوانیکی زوج سیم ارتودنسی نیکل- تیتانیوم و براکت ارتودنسی فولاد زنگ نزن در بزاق مصنوعی

به کوشش

نغمه سرفرازی

امروزه انواع مختلفی ازآلیاژها از جمله فولاد زنگ نزن، آلیاژهای نیکل- تیتانیوم، آلیاژهای تیتانیوم بتا و آلیاژهای کبالت – کرم- نیکل در درمانهای ارتودنسی بکار می روند ولی اغلب از براکت های فولاد زنگ نزن و سیم های نیکل - تیتانیوم استفاده میگردد. مقاومت به خوردگی آلیاژهای ارتودنسی نسبتاً خوب می باشد، اما این آلیاژهای فلزی با یک محیط مهاجم در دهان مواجه هستند و مستعد خوردگی می باشند. در دندانپزشکی حضور همزمان سیمهای ارتودنسی در کنار براکت های ارتودنسی اجتناب ناپذیر است و تفاوت پتانسیلی که بین سیم و براکت با جنسهای مختلف وجود دارد باعث ایجاد خوردگی گالوانیکی می شود.با ایجاد پیل گالوانیکی در محیط دهان نرخ خوردگی فلز فعالتر (فلز آندی)افزایش می یابد که منجر به افزایش ورود یون های فلزی به محیط بدن می گردد.در ضمن عبور جریان الکتریکی از بافت های موجود در مسیر بین آند می تواند باعث ایجاد درد گردد. زمانی که براکت ارتودنسی فولاد زنگ نزن با سیم ارتودنسی شکل نیکل - تیتانیوم کوپل می شوند، در حالت کاتد قرار گرفته و در اثر این اتصال، سرعت خوردگی سیم نیکل - تیتانیوم افزایش می یابد . در این پژوهش سعی ما بر این بوده است که با استفاده از روش های نوین الکتروشیمیایی به بررسی رفتار خوردگی زوج سیم ارتودنسی نیکل- تیتانیوم و براکت فولاد زنگ نزن در محیط شبیه سازی شده دهان پرداخته شود و شرایط محیطی دهان در طول روز اعم ازموقع مصرف انواع غذاها و نوشیدنی ها وشست وشوی دهان با خمیردندان و دهان شویه ها ی حاوی یون های فلورید شبیه سازی گردد.همچنین رفتار خوردگی گالوانیکی در دو محلول مختلف رینگر و بزاق مصنوعی دوفوکاستیلو مقایسه شده است. بدین منظور سل آزمایش به نحوی فراهم شد که توانایی کنترل دما را داشته باشد.نمودارهای پلاریزاسیون چرخه ای و امپدانس الکتروشیمیایی مربوط به فاکتورهای مختلف بررسی وفیت شده و نهایتاً عکس های میکروسکوپ الکترونی برای تایید نتایج آورده شد.بررسی ها نشان داد که افزایش دما بر نرخ گالوانیکی زوج (سیم نیکل-تیتانیم، براکت فولاد زنگ نزن) در محلول رینگر تأثیر گذاشته و باعث افزایش نرخ خوردگی آن می گرددو با تغییر pHمحلول از قلیایی به اسیدی، مقاومت به خوردگی کوپل (سیم نیکل-تیتانیم، براکت فولاد زنگ نزن) در محلول رینگر کاهش می یابد. افزایش غلظت یون کلر و فلور موجب افزایش نرخ خوردگی گالوانیکی در محلول رینگر می گردد علاوه بر آن تأثیر بسیار زیادی بر مقاومت به خوردگی حفره ای دارد .همچنین دیده شد که محلول شبیه سازی شده بدن رینگر خاصیت خورندگی بیشتری نسبت به محلول بزاق مصنوعی از خود نشان می دهد.

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

فصل اول: مقدمه ۲

فصل دوم: تئوری و پیشینه تحقیق

۲-۱ مقدمه ۵
۲-۲ معرفی بیومواد ۶
۲-۳ فاکتور های موثر بر عملکرد بیومواد‌ها در بدن ۸
۲-۳-۱ نیروهای مکانیکی وارد شده بر ایمپلنت ۸
۲-۳-۲ محیط بیولوژیکی ۹
۲-۳-۳ خوردگی بافت ایمپلنت ۱۰
۲-۴ بیو مواد فلزی ۱۱
۲-۴-۱ فولاد زنگ نزن ۱۲
۲-۴-۱-۱ خواص فولاد زنگ نزن ۱۳
۲-۴-۲ آلیاژهای پایه کبالت ۱۳
۲-۴-۳ آلیاژهای پایه تیتانیوم ۱۴
۲-۴-۴ آلیاژهای حافظه دار ۱۴
۲-۴-۴-۱ انواع آلیاژهای حافظه دار و خواص مربوط به آن ها ۱۵
۲-۴-۴-۲ سازگاری زیستی آلیاژهای نیکل- تیتانیم ۱۷
۲-۴-۴-۳ مقاومت خوردگی آلیاژهای نیکل- تیتانیم ۱۹
۲-۴-۴-۳-۱ تأثیر لایه سطحی بر مقاومت خوردگی ۱۹
۲-۵ انواع خوردگی در سیم های ارتودنسی ۲۰
۲-۵-۱خوردگی یکنواخت ۲۰
۲-۵-۲ خوردگی حفره ای ۲۰
۲-۵-۳ خوردگی شیاری ۲۱

عنوان **صفحه**

۲-۵-۴ خوردگی سایشی و فرسایشی ۲۱
۲-۵-۵ خوردگی درون دانه ای ۲۱
۲-۵-۶ خوردگی گالوانیکی ۲۱
۲-۵-۶-۱ تحقیقات پیشین ۲۲
۲-۶ جنبه های الکتروشیمیایی ۲۴
۲-۶-۱ نرخ خوردگی و نمودارهای پلاریزاسیون ۲۷
۲-۷ آزمایشات خوردگی ۲۸
۲-۷-۱ اندازه گیری پتانسیل مدار باز ۳۰
۲-۷-۲ روش برونیابی تافل ۳۰
۲-۷-۳ پلاریزاسیون چرخه ای ۳۲
۲-۷-۴ طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی ۳۴
۲-۷-۴-۱ منحنی نایکوئیست ۳۶
۲-۷-۴-۲ منحنی باد و باد فاز ۳۶

فصل سوم: روش انجام تحقیق

۳-۱ مقدمه ۳۹
۳-۲ وسایل و تجهیزات مورد استفاده ۴۰
۳-۲-۱ آلیاژهای مورد استفاده ۴۰
۳-۲-۲ دستگاه آزمایش خوردگی ۴۰
۳-۲-۳ الکترودهای آزمایش خوردگی ۴۴
۳-۲-۴ سل آزمایش خوردگی ۴۴
۳-۲-۵ قفس فاراده ۴۵
۳-۳ آماده سازی نمونه ۴۶
۳-۴ محلولهای شبیه سازی شده بدن ۴۸
۳-۵ اثر اسیدها ۴۸
۳-۶ اثر بازها ۴۹
۳-۷ اثر یون کلر ۴۹
۳-۸ اثر یون فلور ۴۹
۳-۹ اثر دما ۴۹
۳-۱۰ آزمایش های الکتروشیمیایی ۵۰

عنوان **صفحه**

۳-۱۰-۱ پایداری پتانسیل ۵۰
۳-۱۰-۲ آزمایشات پلاریزاسیون چرخه ای ۵۰
۳-۱۰-۳ آزمایش های طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی ۵۱
۳-۱۰-۴ آنالیز داده های مربوط به خوردگی ۵۱
۳-۱۰-۴-۱ آنالیز نمودارهای پلاریزاسیون چرخه ای ۵۱
۳-۱۰-۴-۲ آنالیز نمودارهای امپدانس الکتروشیمیایی ۵۱
۳-۱۰-۴-۲-۱ روش محاسبه ظرفیت خازنی لایه اکسیدی ۵۲
۳-۱۱ عکسهای میکروسکوپ الکترونی (SEM) ۵۲

فصل چهارم: بحث و نتیجه گیری

۴-۱ مقدمه ۵۴
۴-۲ اثرات دما ۵۵
۴-۲-۱ بررسی تغییرات پتانسیل مدار باز سیم و براکت ارتودنسی ۵۵
۴-۲-۲ آزمایش های پلاریزاسیون چرخه ای در دماهای مختلف ۵۷
۴-۲-۳ طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی در دماهای مختلف ۵۹
۴-۲-۴ عکس های متالوگرافی میکروسکوپ الکترونی نیکل- تیتانیم ۶۴
۴-۳ اثرات pH ۶۵
۴-۳-۱ آزمایش های پلاریزاسیون چرخه ای در pH های مختلف ۶۵
۴-۳-۲ طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی در pHهای مختلف ۶۷
۴-۳-۳عکس متالوگرافی میکروسکوپ الکترونی نیکل- تیتانیم در pHهای مختلف ۷۱
۴-۴ اثر غلظت یون کلر ۷۲
۴-۴-۱ آزمایش های پلاریزاسیون چرخه ای در حضور یون کلر ۷۲
۴-۴-۲ طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی در حضور یون های کلر ۷۴
۴-۴-۳ عکس متالوگرافی میکروسکوپ الکترونی نیکل-تیتانیم در حضور یون کلر ۷۷
۴-۵ اثر یون فلور ۷۷
۴-۵-۱ آزمایشات پلاریزاسیون چرخه ای در حضور یون های فلور ۷۷
۴-۵-۲ طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی در حضور یون فلور ۸۰
۴-۵-۳ عکس متالوگرافی میکروسکوپ الکترونی نیکل-تیتانیم
در حضور یون های فلور ۸۳
۴-۶ اثر محلول ۸۳
۴-۶-۱ آزمایشات پلاریزاسیون چرخه ای در محلول دوفو-کاستیلو ۸۳

عنوان **صفحه**

۴-۶-۲ طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی در محلول دوفو- کاستیلو ۸۵
۴-۶-۳ عکس متالوگرافی میکروسکوپ الکترونی نیکل-تیتانیم
در محلول دوفو- کاستیلو ۸۵

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات

۵-۱ نتیجه گیری ۹۰
۵-۲ پیشنهادات ۹۱

فهرست منابع و مأخذ ۹۲

فهرست جدول ها

عنوان **صفحه**

جدول ۱. انواع مواد بکار برده شده در بدن ۸
جدول ۲. ترکیب بزاق مصنوعی ۹
جدول۳. ترکیب شیمیایی فولاد های زنگ نزن ۱۲
جدول ۴- مشخصات و خواص آلیاژهای حافظه دار معمولی ۱۶
جدول ۵. سری الکترو شیمیایی فلزات ۲۵
جدول ۶.ترکیب شیمیایی و سازنده مواد استفاده شده..... ۴۰
جدول۷. ترکیب شیمیایی محلول رینگر..... ۴۱
جدول۸.ترکیب شیمیایی محلول دوفو-کاستیلو استفاده شده در آزمایشات ۴۸
جدول۹. نتایج تست های پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم- براکت
در دماهای مختلف..... ۵۸
جدول۱۰. اطلاعات تست های طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی کوپل سیم-براکت
در دماهای مختلف..... ۶۱
جدول۱۱. نتایج تست های پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم-براکت در pH های مختلف ۶۵
جدول۱۲. اطلاعات تست های طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی کوپل سیم-براکت
pHهای مختلف..... ۶۸
جدول۱۳. داده های تست پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم-براکت در حضور یون کلر ۷۳
جدول۱۴.اطلاعات بدست امده از تست های امپدانس الکترو شیمیایی در حضور کلر ۷۴
جدول۱۵ . نتایج آزمون پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم-براکت
در غلظتهای مختلف یون فلور در محلول رینگر ۷۸
جدول ۱۶.اطلاعات حاصل از تست های امپدانس الکتروشیمیایی در حضور یون فلور..... ۸۱
جدول۱۷. مقایسه نتایج آزمون پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم- براکت
در محلول های مختلف در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد ۸۵
جدول۱۸. اطلاعات حاصل از تست های امپدانس الکتروشیمیایی در محلول های مختلف..... ۸۷

فهرست شکل ها

عنوان **صفحه**

شکل ۱.تعیین جریان خوردگی بااستفاده از نمودار تافل ۲۸
شکل۲.نمودار پلاریزاسیون چرخه ای ۲۹
شکل۳.منحنی نایکوئیست ۲۹
شکل۴.منحنی پلاریزاسیون چرخه ای با حلقه پسماند منفی ۳۲
شکل ۵. منحنی پلاریزاسیون چرخه ای با حلقه پسماند مثبت ۳۳
شکل۶.مدار الکتریکی لایه دوگانه الکتریکی ۳۵
شکل۷.دستگاه پتانسیو استات/گالوانواستات ۴۰
شکل ۸.محیط نرم افزار آزمایش های امپدانس الکتروشیمیایی ۴۱
شکل۹.محیط نرم افزار اندازه گیری پتانسیل مدار باز ۴۲
شکل۱۰.محیط نرم افزار آزمایش پلاریزاسیون چرخه ای ۴۲
شکل ۱۱.روش محاسبه شدت جریان و پتانسیل خوردگی ۴۳
شکل ۱۲.نمودار فیت شده نایکوئیست ۴۳
شکل ۱۳.سل الکتروشیمیایی ۴۴
شکل۱۴. سیستم کنترل دما ۴۵
شکل۱۵.قفس فاراده ۴۵
شکل ۱۶.نمونه سازی سیم وبراکت ارتودنسی ۴۶
شکل ۱۷.سیم Uشکل ارتودنسی ۴۶
شکل ۱۸.نمودار پتانسیل باز نیکل- تیتانیم و فولاد زنگ نزن در ۳۷درجه سانتیگراد
در رینگر (در حالت کوپل نشده) ۵۶
شکل ۱۹. نمودار پتانسیل باز نیکل- تیتانیم و فولاد زنگ نزن در ۳۷درجه سانتیگراد
در رینگر (در حالت کوپل شده) ۵۶
شکل۲۰.نمودارهای پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم-براکت ارتودنسی
در دماهای مختلف ۵۸

عنوان **صفحه**

شکل۲۱.مدار رندلز برای فیت کردن داده های طیف نگاری امپدانس الکتروشیمیایی ۶۰
شکل ۲۲.نمودار نایکوئیست کوپل سیم –براکت در دماهای مختلف ۶۰
شکل۲۳.نمودار بادو باد فاز کوپل سیم - براکت در دمای ۱۰درجه سانتیگراد.....۶۲
شکل۲۴.نمودار باد کوپل سیم – براکت در دماهای مختلف ۶۲
شکل۲۵.نمودار تغییرات مقاومت پلاریزاسیون کوپل سیم – براکت با تغییرات دما.....۶۳
شکل ۲۶.سطح نیکل- تیتانیم در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد درمحلول رینگر.....۶۴
شکل ۲۷.سطح نیکل- تیتانیم در دمای ۷۲درجه سانتیگراد در محلول رینگر ۶۴
شکل ۲۸. نمودارهای پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم-براکت ارتودنسی
در دماهای مختلف.....۶۶
شکل۲۹.نمودار نایکوئیست کوپل سیم – براکت در pHهای مختلف.....۶۷
شکل۳۰.نمودار باد و باد فاز کوپل سیم – براکت در دمای ۳۷درجه سانتیگراد
در حضور اسید فسفریک.....۶۹
شکل۳۱.نمودار باد کوپل سیم- براکت درpHهای مختلف.....۶۹
شکل ۳۲.نمودار باد فاز در pH های ۳ و۱۱ ..... ۷۱
شکل ۳۳.سطح نیکل – تیتانیم در pH3 اسید فسفریک ۷۱
شکل۳۴.نمودارهای پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم- براکت
در غلظت های مختلف کلر ۷۲
شکل ۳۵.نمودارهای نایکوئیست کوپل سیم- براکت در غلظت های مختلف کلر ۷۴
شکل ۳۶.نمودار باد و باد فاز کوپل سیم – براکت در حضور کلر ۷۵
شکل۳۷.نمودار باد کوپل سیم – براکت در غلظت های مختلف کلر ۷۵
شکل ۳۸.سطح حفره دار شده نیکل تیتانیم درمحلول رینگردر غلظت ۱مولاریون کلر ۷۷
شکل۳۹.نمودار پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم- براکت در غلظت های مختلف فلور ۷۹
شکل۴۰.نمودار نایکوئیست کوپل سیم-براکت در غلظت های مختلف فلور ۸۱
شکل ۴۱.نمودار باد در غلظت های مختلف فلور ۸۱
شکل۴۲.سطح خورده شده نیکل – تیتانیم درمحلول رینگردر غلظت ۱مولاریون فلور ۸۳
شکل۴۳.نمودار پلاریزاسیون چرخه ای کوپل سیم- براکت در محلول های مختلف..... ۸۵
شکل۴۴.نمودار نایکوئیست کوپل سیم – براکت در محلول های متفاوت ۸۶
شکل۴۵.نمودار باد و باد فاز کوپل سیم – براکت در محلول بزاق مصنوعی ۸۷
شکل۴۶.سطح نیکل- تیتانیم در محلول دوفو - کاستیلو در ۳۷ درجه سانتیگراد ۸۸

فصل اول

مقدمه

بیو مواد یک ماده مصنوعی است که برای رفع نقایص، ترمیم و یا جایگزینی عضو یا اندامی معیوب در بدن بکار می روند این مواد در بدن موجود زنده بی اثر و از نظر داروشناسی خنثی است و برای کاشتن در سیستمهای زنده یا استفاده همراه با آنها طراحی گردیده است.

امروزه پیشرفتهای زیادی در زمینه ساخت بیومواد صورت گرفته است. مقاومت به خورندگی، سازگاری زیستی، خواص مکانیکی، ساخت پذیری و هزینه مناسب از جمله ویژگیهایی است که در مورد بیومواد‌ها باید بسیار مورد توجه قرار بگیرد.

رایج ترین فلزی که تاکنون به عنوان بیومواد بکار رفته است از جنس آلیاژهای طلا، آلیاژهای پایه کبالت – کرم، آلیاژهای تیتانیوم، فولادهای زنگ نزن می باشند که حداقل واکنشها را در بدن داشته و مقاومت به خوردگی و زیست سازگاری خوبی دارند.

بررسی خوردگی بیومواد از آن جهت که هم بر روی خواص مکانیکی و هم سازگاری زیستی تأثیر زیادی دارد از اهمیت ویژه ای برخوردار است. با توجه به محیط خاص داخل بدن، پوشیدگی فلز توسط بافت زنده و وجود یونهای مختلف نظیر کلر و سولفات در محیط، انواع مختلفی از خوردگی اعم از خوردگی یکنواخت، شیاری، حفره ای، خوردگی توأم با تنش، تردی هیدروژنی و حتی خوردگی مرزدانه ای گزارش شده است[۱].

زیست سازگاری اکثر بیومواد فلزی حاصل تشکیل یک لایه اکسید رویین روی سطح است که نسبت به بافت بدن خنثی است و باعث یک اتصال مکانیکی با بافت بدن می گردد. تشکیل چنین لایه اکسیدی خنثی و رویین در خصوص فولادهای زنگ نزن، آلیاژهای کرم- کبالت، نیوبیوم، تانتالوم و تیتانیوم شناخته شده و مورد توجه قرار گرفته است.

آلیاژهای حافظه دار عنوانی است برای گونه ای از آلیاژها که خواص متمایزی و برتری نسبت به سایر آلیاژها دارند. عکس العمل این مواد نسبت به برخی پارامترهای ترمومکانیکی ازقبیل درجه حرارت، تنش و قابلیت بازگشت به شکل اولیه، در اثر اعمال پارامترهای مذکور، به گونه ای است که رفتار موجود زنده را تداعی می کند. وقتی یک آلیاژ معمولی تحت بار خارجی بیش از حد الاستیک قرار می گیرند تغییر شکل می دهد. این نوع تغییر شکل بعد از حذف بار باقی می ماند. آلیاژهای حافظه در از جمله نیکل- تیتانیوم، مس- روی- آلومینیوم، مس- روی، مس- آلومینیوم- نیکل، آهن- پلاتین و... رفتار متفاوتی از خود ارائه می دهند. در دمای پایین

یک آلیاژ حافظه دار می تواند تغییر شکل پلاستیک چند درصدی را تحمل کند و سپس به طور کامل به شکل اولیه در دمای بالا بر گردد[۱].

این فرایند اولین بار در سال ۱۹۳۸ مشاهده شد و برای مدت زمان طولانی در حد کنجکاوی آزمایشگاهی باقی ماند. در سال ۱۹۶۳ اثر حافظه داری شکل در آلیاژ نیکل- تیتانیوم با درصد اتمی مساوی (۵۰- ۵۰٪) توسط بوهلر و در آزمایشگاه ناوال اوردنانس (Naval Ordanance Lab) کشف و تحت نام نیتینول (Nitinol) مشهود شد. دو حرف اول نیتینول در ارتباط با نیکل، دو حرف بعدی مربوط به عنصر تیتانیوم و سه حرف آخر در رابطه با آزمایشگاه ناوال اوردنانس می باشد[۲].

آلیاژهای نیکل – تیتانیوم به دلیل مقاومت خوب در برابر خوردگی در مجاورت بافتهای بدن اهمیت ویژه کاربردی دارند و از مواد مهندسی حافظه دار استثنایی هستند. بررسی های انجام شده بر روی آلیاژهای نیکل- تیتانیوم نشان داده است که مقاومت در برابر خوردگی و پذیرش این آلیاژها در بدن همانند فولاد زنگ نزن است. سیمهای دندان، با خاصیت حافظه شکلی و فوق الاستیک، در عملیات دندانپزشکی، به خصوص در مراحل اولیه بسیار استفاده می شوند. بیشتر خصوصیات این سیمها مانند ارتجاعی بودن زیاد و سفتی کم تا متوسط به پزشکان در بهبود مؤثر بیماران کمک می کند.

با ایجاد اتصال الکتریکی بین دو یا چند آلیاژ متفاوت در محیط دهان ،جریان الکتریکی در نتیجه اختلاف پتانسیل الکترو شیمیایی بین این آلیاژها ایجاد می گردد.با ایجاد پیل گالوانیکی در محیط دهان نرخ خوردگی فلز فعالتر (فلز آندی)افزایش می یابد که منجر به افزایش ورود یون های فلزی به محیط بدن می گردد.در ضمن عبور جریان الکتریکی از بافت های موجود در مسیر بین آند می تواند باعث ایجاد درد گردد[۳].

در دندانپزشکی حضور همزمان سیم های ارتودنسی در کنار براکت های ارتودنسی در بسیاری از موارد اجتناب ناپذیر است.در صورت ایجاد اتصال الکتریکی بین سیم های ارتدنسی و براکت های ارتدنسی احتمال وقوع خوردگی گالوانیکی افزایش می یابد.

محیط دهان یکی از مهمترین محیطها در بدن انسان است که محدوده دمایی بزرگی را متحمل می شود از دمای صفر درجه سانتیگراد که با خوردن یک قطعه یخ ایجاد می شود تا دمای 60°C که با آشامیدنی های گرم نظیر قهوه یاچای داغ وخوردن سوپ اتفاق می افتد و همین محدوده تغییرات را نیز به دلیل استفاده از مواد غذایی مختلف در مورد pH، غلظت یون کلر، فلور نیز داریم.

بنابراین در این پژوهش تأثیر فاکتورهای دما، ، pH، یونهای هالوژن، ترکیب شیمیایی محلول بزاق مصنوعی بر رفتار خوردگی زوج سیم ارتودنسی نیکل- تیتانیوم و براکت فولاد زنگ نزن با استفاده از روشهای نوین الکترو شیمیایی بررسی شده و نتایج آزمایشات با یکدیگر مقایسه شده است.

فصل دوم

تئوری و پیشینه تحقیق

۲-۱ مقدمه

بر اساس مقالات فراوان، نیکل- تیتانیوم غیر فعال شده مقاومت خوردگی بهتری را نسبت به فولاد زنگ نزن دارا می باشد [۱،۲]. نیکل – تیتانیم به وسیله یک لایه اکسید تیتانیوم از خوردگی محافظت می شود. این رفتار خوب در مقابل خوردگی از کاهش کیفیت این ماده در محیط های زیستی جلوگیری کرده و بنابراین تطابق زیستی آن را تأیید می نماید. بر اساس نتایج مطالعات انجام شده میزان نیکل آزاد شده از آلیاژ نیکل- تیتانیوم در محیط بیولوژیک، کم می باشد[۴،۵]. حلالیت نیکل به سرعت از یک مقدار ماکزیمم کاهش می یابد (بسیار پایین تر از مقدار سمی است) و بعد از چندین روز شناوری در محلول فیزیولوژیکی به مقدار غیر قابل ردیابی می رسد. مقاومت خوردگی نیکل- تیتانیوم می تواند حتی با عملیات سطحی مختلف مانند الکتروپولیش که باعث ایجاد یک لایه یکنواخت اکسید می گردد بهتر شود[۶].

مطالعات در مدل های انسانی و حیوانی نشان می دهد که نیکل- تیتانیوم سازگاری زیستی خوبی ارائه می دهد و هنگام تماس با محیط های فیزیولوژیک اثرات سمی یا مسمومیت ژنی ایجاد نمی کند. بنابراین نیکل- تیتانیوم غیر فعال یا عملیات سطحی شده، می تواند به عنوان ماده ایمپلنت بیولوژیک بی خطر با خواص مکانیکی منحصر به فرد مورد توجه قرار گیرد[۷].