

طراحی، تهیه و ارزیابی پوشش نوین هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم برای اندوایمپلنت دندان

دکتر محمد حسین فتحی* - دکتر وجیه السادات مرتضوی** - دکتر سید بهروز موسوی***

* استادیار دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان

** دانشیار گروه ترمیمی دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی اصفهان

*** دانشیار گروه اندودنتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی اصفهان

Title: Designing, preparing and evaluation of novel HA/Ti composite coating for endodontic dental implant

Authors: Fathi MH. Assistant Professor*, Mortazavi V. Associate Professor **, Moosavi SB. Associate Professor ***

Adress: *Dept. of Materials Engineering. Isfahan University of Technology

**Dept. of Operative Dentistry. Faculty of Dentistry. Isfahan University of Medical Sciences

***Dept. of Endodontics. Faculty of Dentistry. Isfahan University of Medical Sciences

Abstract: Nowadays, application of implants as a new method for replacing extracted teeth have been improved. So, many researches have been performed for improving the characteristics of implants. The aim of this study was to design and produce a desired coating in order to obtaining two goals including; improvement of the corrosion behavior of metallic endodontic implant and the bone osseointegration simultaneously. Stainless steel 316L (SS), cobalt-chromium alloy (Vit) and commercial pure titanium (cpTi) were chosen as metallic substrates and hydroxyapatite coating (HAC) were performed by plasma-spraying (PS) process on three different substrates. A novel double layer Hydroxyapatite/Titanium (HA/Ti) composite coating composed of a HA top layer and a Ti under layer was prepared using PS and physical vapor deposition (PVD) process respectively on SS. Structural characterization techniques including XRD, SEM and EDX were utilized to investigate the microstructure, morphology and crystallinity of the coatings. Electrochemical potentiodynamic tests were performed in physiological solutions in order to determine and compare the corrosion behavior of the coated and uncoated specimens behavior as an indication of biocompatibility. Results indicated that the cpTi possesses the highest and SS the lowest corrosion resistance (highest corrosion current density) between uncoated substrates. This trend was independent to the type of physiological environment. The HA coating decreased the corrosion current density of HA coated metallic implants but did not change that trend. HAC acted as a mechanical barrier on the metallic substrate but could not prevent the interaction between metallic substrate and environment completely. The HA/Ti composite coating improved the corrosion behavior of SS. The corrosion current density of HA/Ti coated SS decreased and was exactly similar to single HA coated cpTi in physiological solutions. The results indicated that HA/Ti composite coated SS could be used as an endodontic implant and two goals including improvement of corrosion resistance (biocompatibility) and bone osseointegration could be obtained simultaneously.

Key words: Hydroxyapatite Coating- HA/Ti Composite coating- Corrosion Behavior- Stainless steel 316L - Endodontic Implant

Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 15, No.3, 2002)

چکیده

ایمپلنت‌های دندان امروزه به عنوان روشی جهت جایگزینی دندانهای از دست رفته، رواجی روزافزون یافته‌اند. در این راستا در جهت بهبود خواص این ایمپلنت‌ها و ارتباطی مناسبتر با استخوان در برگیرنده آنها تحقیقات فراوانی در حال انجام است. این مطالعه به منظور دستیابی همزمان به دو هدف بهبود مقاومت خوردگی ایمپلنت فلزی و تأمین سازگاری زیستی مطلوب از یک سو و همبندی با استخوان، تأمین پیوند زیستی و کاهش زمان درمان از سوی دیگر انجام شد. فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، آلیاژ کبالت - کرم - مولیبدن (وایتالیوم) و تیتانیوم خالص تجارتي، به عنوان زیرلایه فلزی ایمپلنت انتخاب گردید و هیدروکسی آپاتیت با تکنیک پاشش پلاسمایی بر روی آنها پوشش داده شد؛ سپس پوشش نوین کامپوزیت هیدروکسی آپاتیت - تیتانیوم طراحی و تهیه گردید؛ به همین منظور، پوشش هیدروکسی آپاتیت پاشش پلاسمایی شده بر روی تیتانیوم رسوب فیزیکی بخار شده که روی زیرلایه فولاد زنگ‌نزن قرار گرفته بود، نشانده شد. مشخصه‌یابی و ارزیابی پوشش نوین کامپوزیت هیدروکسی آپاتیت- تیتانیوم، با استفاده از تکنیک‌های پراش پرتو ایکس (XRD)، میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) و طیف‌سنجی توزیع انرژی پرتو ایکس (EDX) انجام شد و رفتار خوردگی ایمپلنت‌های بدون پوشش و با پوشش با اجرای آزمونهای الکتروشیمیایی ارزیابی گردید تا تأثیر پوششها بر رفتار خوردگی ایمپلنت به عنوان شاخص اساسی سازگاری زیستی تعیین شود. نتایج نشان داد که در بین زیرلایه‌های بدون پوشش، تیتانیوم خالص تجارتي از بالاترین مقاومت خوردگی در محلول‌های فیزیولوژیکی برخوردار است و فولاد زنگ‌نزن در پایین‌ترین رده قرار دارد. این رده‌بندی مستقل از نوع محلول فیزیولوژیکی است. پوشش هیدروکسی آپاتیت پاشش پلاسمایی شده، چگالی جریان خوردگی هر یک از سه نوع زیرلایه فلزی را کاهش می‌دهد ولی رده‌بندی مقاومت خوردگی آنها تغییری نمی‌کند. این پوشش همانند یک مانع مکانیکی روی زیرلایه عمل می‌کند ولی قادر نیست به طور کامل از برهمکنش فلز و محیط جلوگیری کند. پوشش نوین کامپوزیت هیدروکسی آپاتیت- تیتانیوم بر روی فولاد زنگ‌نزن، سبب بهبود مقاومت خوردگی می‌شود و چگالی جریان خوردگی را کاهش می‌دهد. چگالی جریان خوردگی فولاد زنگ‌نزن با پوشش کامپوزیتی معادل چگالی جریان خوردگی تیتانیوم با پوشش هیدروکسی آپاتیت است و این پدیده نیز مستقل از نوع محیط می‌باشد. یافته‌های این مطالعه همچنین نشان داد که پوشش کامپوزیتی می‌تواند اهداف کاملاً متمایز را همزمان حاصل نماید و تلفیق آن با فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، جهت ساخت و تهیه ایمپلنت‌های دندان، ضمن تأمین سازگاری زیستی، ترویج رشد استخوان، پیوند با بافت و تثبیت بیولوژیکی، می‌تواند مزایای کاهش هزینه و سهولت تهیه مواد اجزای سازنده را نیز در برداشته باشد.

کلید واژه‌ها: پوشش هیدروکسی آپاتیت- پوشش هیدروکسی آپاتیت/تیتانیوم- رفتار خوردگی- فولاد زنگ‌نزن- اندوایمپلنت

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۵، شماره ۳، سال ۱۳۸۱)

مقدمه

فلزات و آلیاژها در دندانپزشکی، پزشکی، ارتوپدی و مصنوعي، ایمپلنت یا مواد ترمیمی، کاربرد گسترده‌ای دارند. شکسته‌بندی استخوان به عنوان مواد سازنده عضو

بویژه اگر از حد سمی بودن یک فلز خاص تجاوز نماید، می‌تواند سبب ایجاد اثرات سیستمی یا حساسیت شدید گردد.

ج- واکنش مستقیم ایمپلنت یا محصولات خوردگی اولیه که با پروتئین‌های بافت اتفاق می‌افتد و نتیجه آن عوارضی چون تورم و آماس است.

د- خلق و ایجاد آب اکسیژنه (H_2O_2) توسط سلول‌های متورم و آماسی و تجزیه آن از طریق تشکیل یک رادیکال هیدرواکسیل که سبب صدمه و آسیب به سیستم زیستی (بیولوژیکی) می‌شود (۶).

در حقیقت، اهمیت بیولوژیکی آزادشدن یون‌ها و نگرانی از حساسیت‌زایی، تأثیرات سمی، سرطان‌زایی و ضایعات بافت و اندامها، علت اصلی توجه به فرایند خوردگی است و به همین سبب ارزیابی خوردگی ایمپلنت‌های فلزی و بویژه فولاد زنگ‌نزن مصرفی در بدن، طی سالها صورت پذیرفته است (۷-۱۷)؛ در همین راستا، از تکنیک‌ها و روشهای مختلف آزمونهای آزمایشگاهی و کلینیکی برای ارزیابی خوردگی استفاده شده است (۱۴-۲۰)؛ همچنین تأثیر محیطهای متفاوت در خوردگی فولاد زنگ‌نزن ایمپلنت (۱۳، ۱۶-۲۰) و نیز خوردگی آلیاژ مذکور در بدن موجود زنده و پیامدهای آن بررسی و ارزیابی گردیده است (۱۳، ۱۹، ۲۱).

اجرای آزمونهای آزمایشگاهی ارزیابی خوردگی با استفاده از روشهای الکتروشیمیایی و توسط پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی در محلولهای فیزیولوژیکی همواره متداول بوده است (۱۵، ۱۶، ۱۷، ۲۲).

طی سالها تلاش شده تا بهبود رفتار خوردگی و ارتقاء سازگاری زیستی فلزات و آلیاژها با استفاده از علم و فن‌آوری مهندسی سطح (Surface Engineering) و از طریق ایجاد پوشش بر روی سطح فلز و یا به کمک اجرای عملیات اصلاح‌سازی سطح (Surface Treatment)

متداولترین فلزات مصرفی در دندانپزشکی ممکن است در بدن در معرض فرایند خوردگی (Corrosion) قرار گیرند و پیامد سمی‌شدن را به دنبال داشته باشند؛ بنابراین به منظور استفاده از فلزات و آلیاژها، ضروری است که سازگاری زیستی (Biocompatibility) آنها بررسی و مطالعه شود (۱).

عدم وجود سازگاری زیستی می‌تواند موجب سمیت‌زایی، واکنش آماسی و تحریکی، حساسیت‌زایی، موتاژنیک و سرطان‌زایی شود (۲، ۳، ۴).

سازگاری زیستی بیومواد فلزی، ارتباط بسیار نزدیکی با مقاومت خوردگی آنها و قابلیت انتقال و جابه‌جایی محصولات خوردگی دارد. وانادیوم، کبالت، مس و نیکل، فلزات سمی و حساسیت‌زا محسوب می‌شوند؛ در حالی که سازگاری زیستی و مقاومت خوردگی آلیاژهای پایه کبالت و نیز فولاد زنگ‌نزن در حد قابل قبولی است و فلزاتی چون تیتانیوم، نیوبیوم، تانتالیوم و پلاتین از مقاومت خوردگی خوب و سازگاری زیستی عالی برخوردار می‌باشند. نیکل به عنوان یک فلز حساسیت‌زا شناخته شده است و تماس با این فلز می‌تواند منجر به ایجاد واکنش آلرژیک گردد (۵).

در سیستم ایمپلنت- بدن چندین فرایند و واکنش وجود دارد که می‌تواند منجر به آسیب و صدمه گردد؛ از جمله:

الف- فرایند خوردگی که جریانی از الکترون‌ها داخل ایمپلنت فلزی و از یون‌ها داخل بافت اطراف ایجاد می‌کند و متعاقب آن، احتمال اغتشاش و اختلال در جابه‌جایی یونی فیزیولوژیکی در سلول‌های عصبی وجود دارد.

ب- واکنش غیر مستقیم ایمپلنت فلزی یا محصولات خوردگی اولیه که از طریق انحلال یون‌های فلزی در مایع بدن و انتقال آن به اندامهای مختلف صورت می‌گیرد. در ادامه غلظت یون‌های مذکور در اندامها افزایش می‌یابد و

صورت گیرد. پوششهای مورد استفاده برای سطح فلزات و آلیاژهای مصرفی در بدن عمدتاً از بیوسرامیک‌ها و بویژه از شیشه‌های زیستی، کلسیم فسفات و هیدروکسی آپاتیت بوده است. استفاده از پوشش هیدروکسی آپاتیت تلاشی جهت افزایش پاسخ استخوان اطراف یا بافت اطراف یک ایمپلنت فلزی است و گسترده‌ترین کاربرد آن در دندانپزشکی، استفاده در ایمپلنت‌های دندانی زیر ضریح استخوان (Subperiosteal Dental Implant) و ایمپلنت دندانی داخل استخوانی (Endosseous Dental Implant) فلزی است؛ همچنین از آن برای وسایل شکسته‌بندی و درمان آسیب مثل ایمپلنت‌های جایگزین مفصل ران و زانو نیز استفاده می‌شود (۲۳-۲۷).

پژوهشهای کلینیکی و ارزیابی استفاده از پوششهای هیدروکسی آپاتیت در حیوانات و نیز تحقیق و بررسی کلینیکی در بیماران، نشانگر سودمندی این پوشش از نظر تثبیت ایمپلنت، پیوند با استخوان، ترویج رشد استخوان و پایداری و ابقاء طولانی‌تر ایمپلنت بوده است (۲۸-۳۳).

تحقیق و پژوهشهای انجام شده دربارهٔ دستاوردهای حاصل از استفادهٔ پوششهای بیوسرامیکی هیدروکسی آپاتیت، مفیدبودن و نتایج مثبت آنها به اثبات رسانده است (۳۱-۳۵).

سلسله پژوهشهای اخیر نگارندگان، نشان داد که پوشش هیدروکسی آپاتیت بخوبی قادر است همبندی با استخوان و ترویج رشد استخوان اطراف اندوایمپلنت‌های فلزی با پوشش هیدروکسی آپاتیت را فراهم سازد (۳۶). مشاهدات کلینیکی این پژوهشها بر روی حیوانات، نشان داد که اندوایمپلنت‌های با پوشش هیدروکسی آپاتیت در مقایسه با نمونه‌های بدون پوشش، ترویج رشد استخوان بیشتری را ایجاد می‌کنند (۳۷) و نوع زیرلایه فلزی اندوایمپلنت (آلیاژ وایتالیوم یا آلیاژ فولادزنگ‌زن ۳۱۶ ال) تأثیر قابل توجهی

بر ترویج رشد استخوان و تثبیت بیولوژیکی نداشته است (۳۸،۳۷)؛ ازسوی دیگر، بررسیهای هیستوپاتولوژیکی نشان داده است که هیچ یک از اندوایمپلنت‌های بکار رفته از جنس آلیاژ وایتالیوم یا آلیاژ فولادزنگ‌زن ۳۱۶ ال، با یا بدون پوشش هیدروکسی آپاتیت، پاسخ بافت مناسبی حاصل نکرده و از نظر هیستوپاتولوژیکی نتیجه قابل قبولی به دست نیامده است (۳۸).

آزمونهای کلینیکی و آزمایشگاهی نیز نشان داد که اگرچه پوشش هیدروکسی آپاتیت رفتار خوردگی زیرلایه فلزی اندوایمپلنت (آلیاژ وایتالیوم و آلیاژ فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال) را بهبود می‌بخشد ولی به دلیل داشتن ریزترکها قادر نیست به طور کامل از برهمکنش بافت با زیرلایه فلزی ممانعت نماید (۳۸،۳۹،۴۰) و همین امر امکان بروز پدیده خوردگی و آزاد شدن یون‌ها را فراهم ساخته و تحریک و التهاب بافت پدید آمده است (۳۸).

در پژوهش حاضر تلاش شده است تا به طور همزمان برای دستیابی به دو هدف بهبود مقاومت خوردگی ایمپلنت و کاهش آزاد شدن یون‌ها و در نتیجه، افزایش سازگاری زیستی از یک‌سو و همبندی با استخوان و ترویج رشد استخوان، تأمین پیوند زیستی بین ایمپلنت و بافت، تثبیت ایمپلنت و کاهش زمان التیام و درمان از سوی دیگر، اقدام شود؛ به همین منظور کوشش شد تا طراحی، تهیه، مشخصه‌یابی و ارزیابی پوشش نوین هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم چند منظوره برای نیل به این دو هدف صورت گیرد و سپس آزمونه‌های بیولوژیکی جهت اطمینان از حصول نتایج به انجام رسد. بدیهی است تأمین یک پوشش هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم چند منظوره که بتواند دو هدف بهبود رفتار خوردگی و ترویج رشد استخوان را به طور همزمان حاصل نماید به معنی حذف یا کاهش شدید تأثیر زیرلایه فلزی در واکنشهای بدن می‌باشد و مفهوم آن حصول موفقیت مهمی

در زمینه انتخاب و کاربرد بیومواد بهینه برای تولیدکنندگان و مصرف‌کنندگان ایمپلنت‌های دندان و ارتوپدی است.

روش بررسی

مواد زیر لایه

سه نوع آلیاژ فلزی با درجه زیستی- پزشکی (Biomedical Grade) به عنوان ماده زیرلایه ایمپلنت، برای تهیه نمونه‌ها مورد استفاده قرار گرفت. برای تهیه آماده‌سازی نمونه‌های تخت آزمایشگاهی، از فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال به شکل صفحه شکسته‌بندی استخوان با ترکیب شیمیایی ۱۷/۵٪ کرم، ۱۳/۵٪ نیکل، ۳٪ مولیبدن، ۱/۲٪ منگنز، ۰/۵٪ سیلیسیم و بقیه آهن، از شمش آلیاژ کبالت-کرم دندانی موسوم به ویتالایوم (ساخت شرکت بگو آلمان) با ترکیب شیمیایی ۳۰٪ کرم، ۶٪ مولیبدن، ۰/۹٪ سیلیسیم، ۰/۲۵٪ آهن و بقیه کبالت و از تیتانیوم خالص تجارتي با ترکیب شیمیایی؛ تیتانیوم بیشتر از ۹۹/۵٪ وزنی (موسوم به تیتانیوم خالص تجارتي درجه ۱) استفاده شد.

پوشش‌ها

به منظور پوشش‌دهی نمونه‌های تخت آزمایشگاهی دو نوع پوشش متفاوت شامل هیدروکسی آپاتیت پاشش پلاسمایی شده (Plasma-Sprayed Hydroxyapatite) و پوشش نوین کامپوزیت هیدروکسی آپاتیت- تیتانیوم استفاده گردید.

نمونه‌هایی از آلیاژ فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال به ابعاد تقریبی ۱۵×۷×۴ میلی‌متر از ماده اولیه بریده و تهیه شد. تعدادی از نمونه‌ها بدون پوشش حفظ گردید و تعدادی از نمونه‌ها نیز پس از آماده‌سازی سطحی به کمک ساچمه‌پاشی، با استفاده از تکنیک پاشش پلاسمایی (Biotral 30 H.A. Sop 008/00 P.S. System) با پوششی از جنس هیدروکسی آپاتیت به ضخامت ۴۰ تا ۶۰

میکرومتر پوشش داده شد. تعدادی از نمونه‌ها نیز با پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای، مرکب از یک لایه تیتانیوم خالص تجارتي و یک لایه هیدروکسی آپاتیت پوشش داده شد.

پوشش تیتانیوم خالص تجارتي به ضخامت ۳ تا ۵ میکرومتر با استفاده از تکنیک رسوب فیزیکی بخار توأم با پلاسما (Plasma-Assisted Physical Vapor Deposition) (۲۷) بر روی آلیاژ فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال نشانده شد و سپس هیدروکسی آپاتیت به ضخامت ۴۰ تا ۶۰ میکرومتر با تکنیک پاشش پلاسمایی بر روی لایه تیتانیومی پوشش داده شد.

نمونه‌هایی از آلیاژ کبالت-کرم- مولیبدن به ابعاد ۱۰×۱۰×۳ میلی‌متر با استفاده از شمش آلیاژ ویتالایوم و به کمک تکنیک ریخته‌گری دوغابی (Investment Casting) معروف به ریخته‌گری دقیق، تولید گردید. ابتدا مدل‌های مومی با ابعاد و اندازه مطلوب تهیه شدند و با روش قالبگیری با موم هدر رفته (Lost Wax Molding)، قالبهای مورد نظر تهیه و آماده گردید. شمش آلیاژ ویتالایوم در کوره القایی ذوب شد و پس از کنترل درجه حرارت مذاب، ذوب‌ریزی در قالب با تکنیک ریخته‌گری گریز از مرکز صورت گرفت. تعدادی از نمونه‌ها بدون پوشش حفظ گردیدند و تعدادی نیز پس از آماده‌سازی سطحی به کمک ساچمه‌پاشی، با استفاده از تکنیک پاشش پلاسمایی با پوششی از جنس هیدروکسی آپاتیت به ضخامت ۴۰ تا ۶۰ میکرومتر پوشش داده شدند. نمونه‌هایی از تیتانیوم خالص تجارتي به ابعاد ۱۰×۲۰×۲ میلی‌متر از ورق اولیه بریده و آماده گردید. تعدادی از نمونه‌ها بدون پوشش حفظ گردیدند و تعدادی نیز پس از آماده‌سازی سطحی به کمک ساچمه‌پاشی، با استفاده از تکنیک پاشش پلاسمایی با پوششی از جنس هیدروکسی آپاتیت به ضخامت ۴۰ تا ۶۰ میکرومتر پوشش داده شدند.

- روشها

آزمونهای آزمایشگاهی در دو بخش مشتمل بر مشخصه‌یابی ساختاری (Structural Characterization)، شناسایی و آنالیز پوشش نوین هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم و زیرلایه و همچنین ارزیابی رفتار خوردگی زیرلایه‌های فلز فولاد زنگ‌نزن بدون پوشش و با پوشش بود. بررسی پوشش هیدروکسی آپاتیت در مطالعات قبلی انجام گرفته است.

- مشخصه‌یابی ساختاری

تکنیک پراش پرتو ایکس، (Philips X'Pert-MPD System) برای شناسایی ساختار و فازهای پوشش نوین کامپوزیت هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم مورد استفاده قرار گرفت. تیوب بکار رفته پرتو $K\alpha$ مس با طول موج $1/542 \text{ \AA}$ (CuK α , $\lambda=1.542 \text{ \AA}$) را تأمین نمود و فیلتری از نیکل داشت. نرخ روبش معادل $0/5$ درجه بر دقیقه، ولتاژ اعمالی برابر 30 کیلوولت و جریان معادل 30 میلی‌آمپر بود و زاویه پراش (2θ) از 10 تا 70 درجه انتخاب گردید.

پس از حصول الگوی پراش پرتو ایکس هر یک از پوششها، فازها و اجزای سازنده آن از طریق مقایسه پیک‌های پراش و شدت آنها با اطلاعات موجود در استاندارد انجمن آزمون و مواد آمریکا و سایر منابع مشخص و تعیین گردید.

برای مطالعه ریزساختار و مرفولوژی سطح پوشش نوین کامپوزیت هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم از میکروسکوپ الکترونی روبشی، (Philips XL30) استفاده گردید و ضمن ارزیابی ویژگیهای سطح و یکنواختی پوشش، میکروآنالیز عنصری آن نیز به کمک تکنیک آنالیز توزیع انرژی پرتو ایکس (EDX) تعیین گردید.

مقطع عرضی نمونه‌های پوشش داده شده نیز به کمک میکروسکوپ الکترونی روبشی مطالعه گردید.

- ارزیابی رفتار خوردگی

به منظور اجرای آزمونهای الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک، به تعدادی از نمونه‌های تخت فولاد زنگ‌نزن 316 L ، آلیاژ وایتالیوم و تیتانیوم خالص تجارتي، سیم روکش‌دار اتصال داده شد. اطراف هر نمونه به گونه‌ای با مواد مانت سرد پوشانده شد که فقط یک سطح از آن آزاد بماند و سپس سطح آزاد تحت عملیات آماده‌سازی سطحی قرار گرفت. آماده‌سازی سطحی نمونه‌های بدون پوشش شامل سنباده‌زنی خیس با کاغذ سنباده کاربید سیلیسیم از سنباده 320 تا 4000 ، شستشوی سریع با آب مقطر و سپس چربی‌زدایی با استون و خشک‌کردن بود. هر نمونه بلافاصله پس از آماده‌سازی سطحی و خشک‌کردن، به سرعت با محلول الکترولیت مورد نظر شستشو داده شد و در الکترولیت مذکور در دمای 37 درجه سانتیگراد قرار گرفت تا با آن به تعادل برسد. نمونه‌های پوشش‌دار بدون آماده‌سازی سطحی و پس از شستشو با الکترولیت مورد نظر، در الکترولیت قرار گرفتند تا با آن به تعادل برسد. قبل از هر آزمون سطح مؤثر هر نمونه (سطح در تماس با الکترولیت از هر نمونه) به دقت با کولیس اندازه گیری شد.

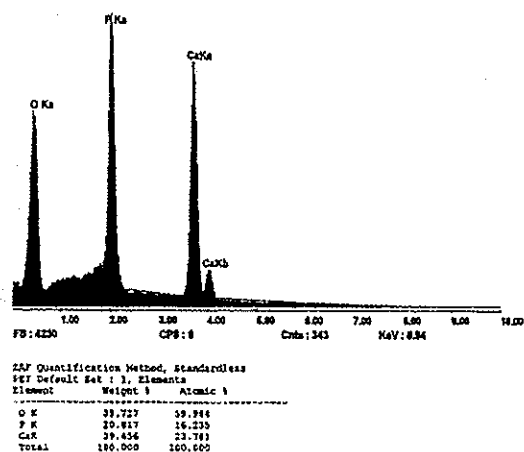
برای اجرای آزمونهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی از یک سل آزمون الکتروشیمیایی استفاده گردید. گرافیت به عنوان الکتروود شمارنده (کمکی) بکار رفت و الکتروود مرجع یک الکتروود کالومل اشباع (SCE) بود. محلول سرم فیزیولوژی (محلول سدیم کلراید $0/9\%$ وزنی ساخت کارخانه شهید قاضی تبریز، ایران) موسوم به محلول نمک نرمال و محلول رینگر (حاوی $0/16\%$ وزنی سدیم کلراید، $0/3\%$ وزنی پتاسیم کلراید و $0/33\%$ وزنی کلسیم کلراید ساخت شرکت سرم‌سازی ثامن مشهد، ایران)، دو نوع محلول فیزیولوژیکی بودند که به عنوان الکترولیت مورد استفاده قرار گرفتند.

یافته‌ها

میکروآنالیز عنصری از سطح پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای هیدروکسی آپاتیت در تصویر ۱ ملاحظه می‌شود. آنالیز پوشش از نظر ترکیب شیمیایی هیدروکسی آپاتیت در گستره مطلوب قرار دارد و نسبت وزنی کلسیم به فسفر حدود ۱/۹ است.

با تغییر ولتاژ سیستم و افزایش عمق نفوذپذیری در این نمونه‌ها، پیک‌های عناصری چون کلسیم، فسفر، اکسیژن و تیتانیوم از پوشش کامپوزیتی و آهن از زیرلایه مشاهده شد.

در تصویر ۲ الگوی پراش پرتو ایکس پوشش کامپوزیت لایه‌ای بر روی فولاد زنگ‌نزن مشاهده می‌شود. پیک‌های تیز و مشخص الگو با الگوی پوشش هیدروکسی آپاتیت شناخته شده (Hydroxyapatite; JCPDS 9-0432) مطابقت دارد و نشانگر ساختاری از هیدروکسی آپاتیت بلورین با بلورینگی کافی است که احتمالاً مقادیر اندکی از سایر فازها مثل آلفاتری کلسیم فسفات و تتراکلسیم فسفات نیز در ساختار آن موجود است.

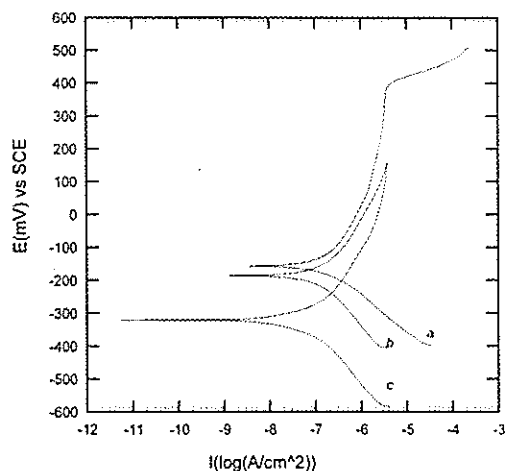


تصویر ۱- طیف سنجی توزیع انرژی پرتو ایکس و میکروآنالیز عنصری از سطح پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای هیدروکسی آپاتیت- تیتانیوم

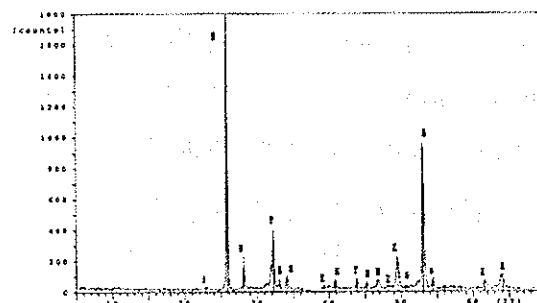
به منظور ارزیابی و مقایسه رفتار خوردگی سه نوع آلیاژ مختلف بدون پوشش و نیز آلیاژهای با پوشش، نمونه‌هایی از آلیاژ فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، آلیاژ وایتالیوم و تیتانیوم خالص تجارتي بدون پوشش و همچنین سه نوع آلیاژ مذکور با پوشش هیدرواکسی آپاتیت پاشش پلاسمایی شده و نیز فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال با پوشش نوین کامپوزیت هیدرواکسی آپاتیت- تیتانیوم، با استفاده از دستگاه پتانسیواستات (EG&G Potentiostat 263A) با کنترل کامپیوتری مجهز به نرم افزار 352 Soft Corr III مورد آزمون الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی قرار گرفتند. دمای آزمون 37 ± 1 درجه سانتیگراد بود که کنترل آن به کمک حمام بن‌ماری (Eyela Thermistor Tempet T-80) صورت می‌گرفت.

هر آزمون در دو مرحله به اجرا درآمد؛ در مرحله اول، آزمون به روش پلاریزاسیون خطی در محدوده ± 20 میلی‌ولت نسبت به پتانسیل خوردگی و در مرحله دوم، پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی برای حصول نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی به انجام رسید.

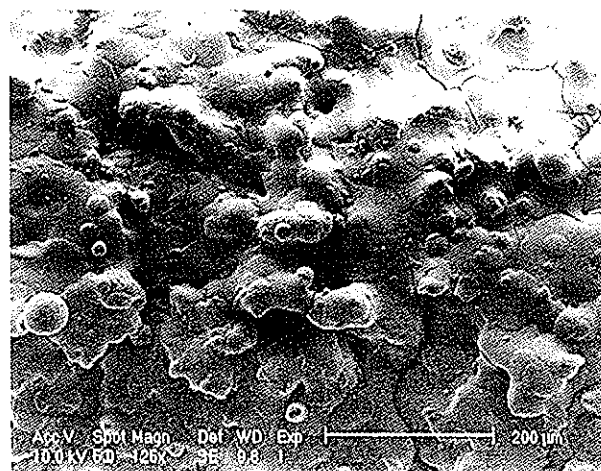
آزمونهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی هنگامی آغاز می‌شد که پتانسیل مدار باز (Open-Circuit Potential) به حالت پایدار رسیده بود؛ به گونه‌ای که طی مدت ۵ دقیقه، بیشتر از ± 5 میلی‌ولت تغییر نکند؛ به همین دلیل مدت زمان نگهداری نمونه‌ها در الکترولیت، قبل از شروع آزمایش همواره بیشتر از دو ساعت بود. نرخ روبش پتانسیل معادل ۵ میلی‌ولت بر ثانیه بود. نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی برای هر نمونه حاصل گردید. پتانسیل خوردگی مشخص شد و چگالی جریان خوردگی نیز به روش اکستراپولاسیون تافل محاسبه و تعیین گردید. میانگین چگالی جریان خوردگی و انحراف معیار مربوطه برای هر گروه از نمونه‌ها نیز محاسبه و تعیین شد.



میکروگراف سطح پوشش کامپوزیت لایه‌ای در تصویر ۳ ملاحظه می‌شود. پوشش مذکور متخلخل است و ساختاری ذوب شده دارد و مرفولوژی سطح، ساختار و ویژگی‌های آن با یک پوشش هیدروکسی آپاتیت پاشش پلاسمایی شده بهینه مشابه است (۲۷). نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی سه نوع زیرلایه فلزی بدون پوشش در محلول سرم فیزیولوژی و نمودارهای پلاریزاسیون همان زیرلایه‌ها در شرایطی که با هیدروکسی آپاتیت پوشش داده شده‌اند، به ترتیب در تصویرهای ۴ و ۵ و نمودارهای مشابه در محلول رینگر به ترتیب در تصویرهای ۶ و ۷ مشاهده می‌شود.



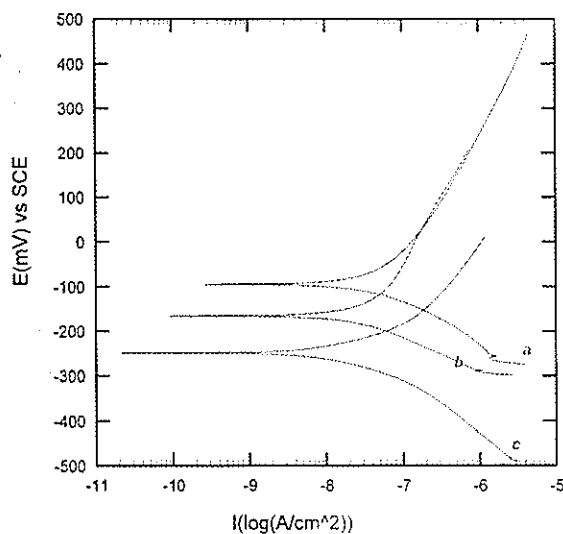
تصویر ۲ - الگوی پراش پرتو ایکس پوشش کامپوزیت لایه‌ای هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم بر روی فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال



تصویر ۳ - میکروگراف سطح پوشش کامپوزیت لایه‌ای هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم روی فولاد زنگ‌زن که نشانگر ساختار ذوب شده و متخلخل است.

تصویر ۴ - نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع زیرلایه فلزی بدون پوشش

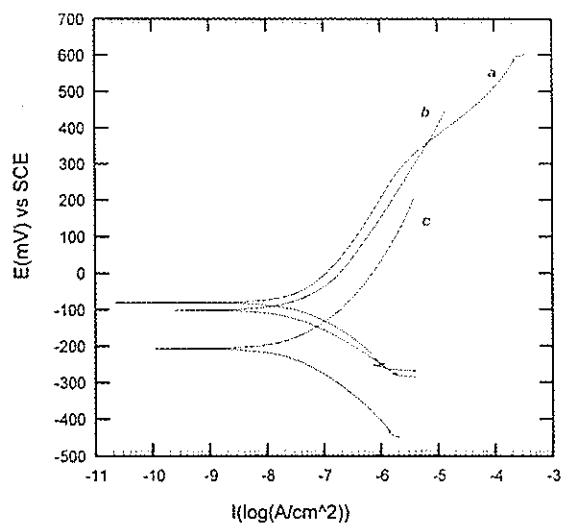
a- فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال،
b- آلیاژ وایتالیوم
c- تیتانیوم خالص تجارتي، در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد



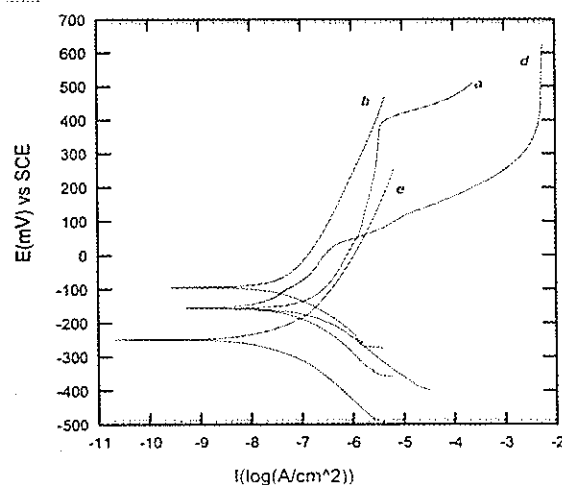
تصویر ۵ - نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع زیرلایه فلزی با پوشش هیدروکسی آپاتیت

a- فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال با پوشش
b- آلیاژ وایتالیوم با پوشش
c- تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش، در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

به منظور سهولت مقایسه رفتار خوردگی، نمودارهای پلاریزاسیون فولاد زنگ‌زن بدون پوشش، فولاد زنگ‌زن با



تصویر ۷- نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع زیرلایه فلزی با پوشش هیدروکسی آپاتیت
a- فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال با پوشش b- آلیاژ وایتالیوم با پوشش
c- تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش، در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد



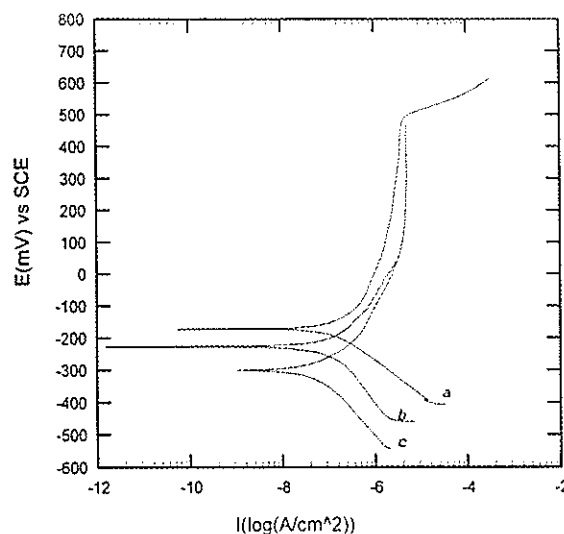
تصویر ۸- نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی فولاد زنگ‌زن با سه نوع پوشش و تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش هیدروکسی آپاتیت در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

a- فولاد زنگ‌زن بدون پوشش b- فولاد زنگ‌زن با پوشش هیدروکسی آپاتیت d- فولاد زنگ‌زن با پوشش کامپوزیت HA/Ti e- تیتانیوم با پوشش هیدروکسی آپاتیت

پوشش هیدروکسی آپاتیت، فولاد زنگ‌زن با پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای و تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش هیدروکسی آپاتیت در تصویر ۸ ارائه شده است؛ نمودارهای پلاریزاسیون همان نمونه‌ها در محلول رینگر در تصویر ۹ مشاهده می‌شود.

مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه و پتانسیل خوردگی سه نوع زیرلایه فلزی بدون پوشش و با پوشش هیدروکسی آپاتیت و نیز فولاد زنگ‌زن با پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای در محلول سرم فیزیولوژی که به کمک نمودارهای پلاریزاسیون و روش برون‌یابی تافل تعیین شده در جدول ۱ ارائه شده است (مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همان نمونه‌ها که با روش پلاریزاسیون خطی بدست آمده نیز در همان جدول دیده می‌شود).

مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه و پتانسیل خوردگی هر گروه از نمونه‌ها در محلول رینگر در جدول ۲ ارائه شده است.



تصویر ۹- نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع زیرلایه فلزی بدون پوشش
a- فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال (b) آلیاژ وایتالیوم
c- تیتانیوم خالص تجارتي، در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

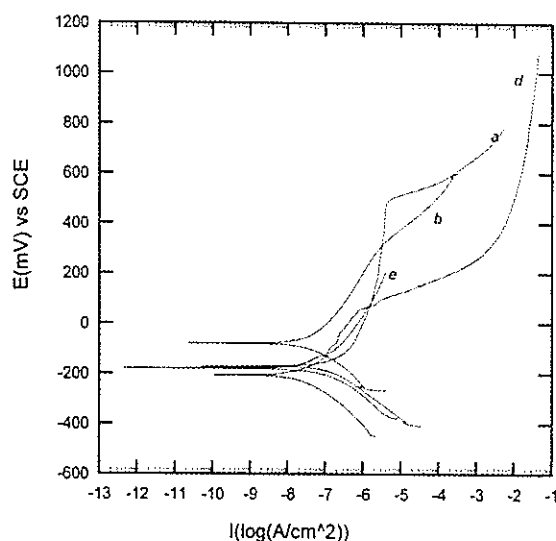
خوردگی هر یک از سه نوع زیرلایه فلزی با پوشش در محلول کاهش یافته است (جدولهای ۱ و ۲).

پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای هیدروکسی آپاتیت-تیتانیوم تأثیر مهم و قابل توجهی بر رفتار خوردگی فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال داشته است؛ به طوری که پتانسیل خوردگی فولاد زنگ‌زن با پوشش کامپوزیت لایه‌ای ($E_{corr} = -153 \pm 20 \text{ mV}$)، در مقایسه با پتانسیل خوردگی فولاد زنگ‌زن بدون پوشش در محلول سرم فیزیولوژی ($E_{corr} = -174 \pm 20 \text{ mV}$) به سمت پتانسیل‌های نجیب‌تر تغییر کرده است.

چگالی جریان خوردگی فولاد زنگ‌زن با پوشش کامپوزیت لایه‌ای در محلول سرم فیزیولوژی ($i_{corr} = 44 \text{ nA/cm}^2$) در مقایسه با چگالی جریان همان زیرلایه بدون پوشش ($i_{corr} = 256 \text{ nA/cm}^2$) به شدت کاهش یافته و معادل چگالی جریان خوردگی تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش هیدروکسی آپاتیت ($i_{corr} = 43 \text{ nA/cm}^2$) شده است. همین روند در محلول رینگر نیز ملاحظه می‌شود و تشابه چگالی جریان خوردگی نیز مشهود است.

بحث

گزارش شده است که مقاومت خوردگی فولاد زنگ‌زن با پوشش هیدروکسی آپاتیت افزایش می‌یابد (۴۱)؛ این مطلب با نتایج حاصل از آزمونهای الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی حاضر مطابقت دارد؛ همچنین گزارش شده است که پوشش هیدروکسی آپاتیت آزاد شدن یون‌های فلزی از ایمپلنت به داخل بدن را کاهش می‌دهد و سطح فلز را نیز از هجوم محیط محافظت می‌کند (۴۲، ۴۳).



تصویر ۹- نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی فولاد زنگ‌زن با سه نوع پوشش و تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش هیدروکسی آپاتیت در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد.

a- فولاد زنگ‌زن بدون پوشش b- فولاد زنگ‌زن با پوشش هیدروکسی آپاتیت d- فولاد زنگ‌زن با پوشش کامپوزیت HA/Ti e- تیتانیوم با پوشش هیدرواکسی آپاتیت

با مقایسه رفتار خوردگی سه نوع زیرلایه فلزی، مشاهده می‌شود که چگالی جریان خوردگی فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال بدون پوشش در محلول سرم فیزیولوژی ($i_{corr} = 265 \text{ nA/cm}^2$) بیشتر از آلیاژ وایتالیوم و تیتانیوم خالص تجارتي است (تصویر ۴؛ جدول ۱)؛ به عبارت دیگر فولاد زنگ‌زن ۳۱۶ ال بدون پوشش در محلول سرم فیزیولوژی، دارای کمترین مقاومت در برابر خوردگی می‌باشد و پس از آن آلیاژ وایتالیوم و تیتانیوم خالص تجارتي قرار دارند (جدول ۱). همین رده‌بندی در محلول رینگر نیز مشاهده می‌شود (تصویر ۶؛ جدول ۲) و مفهوم آن این است که نوع محلول یا الکترولیت در رده‌بندی مقاومت خوردگی زیرلایه فلزی تأثیری ندارد.

پوشش هیدروکسی آپاتیت تأثیر محسوسی بر مقاومت خوردگی هر سه نوع زیرلایه فلزی داشته و چگالی جریان

جدول ۱- مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی (انحراف معیار) و پتانسیل خوردگی سه نوع زیرلایه فلزی با و بدون پوشش هیدروکسی آپاتیت در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

نوع ماده مورد آزمایش	تعداد نمونه‌های آزمایش شده	پتانسیل خوردگی (mV)	چگالی جریان خوردگی (nA/cm ²)	
			اکستراپلاسیون تافل	روش خطی
فولاد زنگ‌زن بدون پوشش	۳	-۱۷۴±۲۰	۲۶۵ (۱۶)	۱۹۴ (۱۶)
فولاد زنگ‌زن با پوشش HA	۳	-۱۰۵±۱۰	۶۸ (۲)	۵۲ (۱)
فولاد زنگ‌زن با پوشش کامپوزیتی	۳	-۱۵۳±۲۰	۴۴ (۵)	۳۲ (۳)
آلیاژ وایتالیوم بدون پوشش		-۱۹۶±۱۵	۱۹۴ (۱۵)	۱۴۴ (۱۷)
آلیاژ وایتالیوم با پوشش HA	۳	-۱۵۵±۱۵	۴۴ (۲)	۳۶ (۱)
تیتانیوم خالص تجارتي بدون پوشش	۵	-۳۳۴±۱۰	۷۲ (۷)	۶۳ (۹)
تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش HA	۴	-۲۵۶±۱۰	۴۳ (۶)	۳۴ (۷)

جدول ۲- مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی (انحراف معیار) و پتانسیل خوردگی سه نوع زیرلایه فلزی با و بدون پوشش هیدروکسی آپاتیت در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

نوع ماده مورد آزمایش	تعداد نمونه‌های آزمایش شده	پتانسیل خوردگی (mV)	چگالی جریان خوردگی (nA/cm ²)	
			اکستراپلاسیون تافل	روش خطی
فولاد زنگ‌زن بدون پوشش	۶	-۱۹۵±۲۰	۲۱۸ (۱۷)	۱۸۱ (۲۰)
فولاد زنگ‌زن با پوشش HA	۳	-۱۱۰±۲۰	۵۷ (۳)	۴۹ (۱)
فولاد زنگ‌زن با پوشش کامپوزیتی	۵	-۱۸۲±۲۰	۴۳ (۵)	۳۲ (۴)
آلیاژ وایتالیوم بدون پوشش	۸	-۲۱۶±۲۰	۱۴۸ (۱۹)	۹۶ (۱۷)
آلیاژ وایتالیوم با پوشش HA	۳	-۱۱۰±۲۰	۴۱ (۱)	۳۵ (۲)
تیتانیوم خالص تجارتي بدون پوشش	۵	-۳۰۳±۵	۷۱ (۶)	۶۱ (۶)
تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش HA	۵	-۲۱۵±۱۵	۴۰ (۴)	۲۹ (۳)

نتایج حاصل از آزمونهای الکتروشیمیایی و تأثیر پوشش هیدروکسی آپاتیت بر رفتار خوردگی زیرلایه فلزی تشابه بسیار زیادی با نتایج سایر پژوهشگران درباره تأثیر وجود پوششهای بیوسرامیکی مثل آلومینا و زیرکونیا بر زیرلایه‌های فلزی دارد (۴۵، ۴۴).

نشان داده شده است که پوشش زیرکونیا بر آلیاژ کبالت-کرم، مقاومت خوردگی را بهبود می‌بخشد و آزاد شدن یون‌های فلزی را کاهش می‌دهد (۴۶).

استفاده از پوشش بیوسرامیکی، گذشته از پوششهای هیدروکسی آپاتیت، مورد توجه بوده و مطالعات نشان داده

پوشش هیدروکسی آپاتیت بر روی آلیاژ تیتانیوم-آلمینیوم-وانادیوم سبب کاهش آزاد شدن تیتانیوم و آلمینیوم می‌گردد ولی تأثیر مهمی بر آزاد شدن وانادیوم ندارد؛ همچنین تأثیر قابل توجهی بر سرعت آزاد شدن یون‌ها از آلیاژ کبالت-کرم نیز ندارد (۴۱). این گزارشها با تحلیل ارائه شده حاضر، مبنی بر این که پوشش هیدروکسی آپاتیت همانند یک مانع و سد مکانیکی عمل می‌کند ولی به دلیل ریزترک‌ها قادر نیست به طور کامل از ارتباط زیرلایه و محیط ممانعت به عمل آورد، تطابق دارد.

پس از چند سال از بدن خارج شده بودند، نشانگر ظهور خوردگی و وجود عناصر فلزی مثل کرم و آهن در ناحیه خوردگی بوده است (۵۰).

گزارش شده که ایمپلنت‌های ارتوپدی از جنس فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، در محیط بدن خورده می‌شوند و یون‌های آهن، کرم و نیکل آزاد می‌سازند. این یون‌های کرم و نیکل، توانایی بالقوه برای ایجاد آلرژی دارند و در خرگوش آزمایشگاهی، خاصیت سمی بودن داشته‌اند (۵۰).

ایمپلنت‌های جراحی معمولاً از مواد فلزی همچون فولاد زنگ‌نزن آستنیتی، آلیاژهای کبالت-کرم، تیتانیوم و آلیاژهای آن ساخته می‌شوند. فولاد زنگ‌نزن به دلیل قیمت نسبتاً پایین، سهولت ساخت و تهیه و مقاومت خوردگی معتدل و معقول، در بین تمامی آلیاژهای فلزی، متداولترین ماده مصرفی برای تهیه ایمپلنت‌ها می‌باشد ولی طی استفاده بلندمدت در بدن، به دلیل تأثیرات بیولوژیکی محیط نسبت به خوردگی موضعی مستعد است (۵۰، ۵۱) و می‌تواند یون‌های آهن، کرم، نیکل و مولیبدن آزاد سازد که در بافت اطراف ایمپلنت تجمع می‌کنند یا به نقاط دیگر انتقال می‌یابند (۵۰).

حضور محصولات خوردگی فولاد زنگ‌نزن سبب آسیب‌زدن به رفتار معمول رشد و کشت سلول مغز استخوان خرگوش می‌گردد و از آزمونهای کشت سلول، چنین نتیجه‌گیری شده است که آزاد شدن یون‌های فلزی از آلیاژ مذکور، برای سلول‌های استخوان‌ساز، سمی و نامناسب است و بر تکثیر و رشد آنها تأثیر می‌گذارد (۱۲، ۲۱).

آلیاژ کبالت-کرم (آلیاژ وایتالیوم) در آغاز برای تهیه اندوایمپلنت‌های دندان بکار رفت اما وقتی نشان داده شد که سطح آن دچار خوردگی می‌شود، سازگاری زیستی آن، مورد پرسش واقع شد. این مسأله عامل مهمی در موفقیت اندوایمپلنت‌های دندان محسوب می‌شود و به همین دلیل

است که یک لایه از بیوسرامیک مثل آلومینا و زیرکونیا بر سطح ایمپلنت فلزی، توانایی آن را دارد که عملکرد ایمپلنت را از نظر تثبیت ایمپلنت، سایش و خوردگی اصلاح نماید (۴۲، ۴۷).

پوشش آلومینا روی آلیاژ کبالت-کرم-مولیبدن و فولاد زنگ‌نزن، سبب بهبود رفتار خوردگی می‌شود و چگالی جریان خوردگی را کاهش می‌دهد (۴۸).

استفاده از پوشش زیرکونیا (ZrO_2) بر روی آلیاژ کبالت-کرم-مولیبدن باعث بهبود رفتار خوردگی، افزایش پتانسیل خوردگی و کاهش چگالی جریان خوردگی می‌شود (۴۷، ۴۸، ۴۹).

پوشش اکسید تیتانیوم (TiO_2) روی فولاد زنگ‌نزن نیز موجب افزایش مقاومت نسبت به خوردگی می‌شود (۴۷).

در راستای بهینه‌سازی سطح و خواص سطحی ایمپلنت‌های فلزی، استفاده از پوشش‌های لایه‌ای دوتایی نیز برای بهبود کاربرد پزشکی و حصول مزایای کلینیکی برتر، در ارتوپدی و دندانپزشکی مورد توجه قرار گرفته است (۴۹).

از نقطه نظر سازگاری زیستی، نه تنها درک و شناخت سمی بودن بلکه میزان خوردگی ایمپلنت فلزی در محیط فیزیولوژیکی از اهمیت اساسی برخوردار است (۲۰).

چنانچه رده‌بندی مواد ایمپلنت فلزی بر اساس سنجش و اندازه‌گیری آزمایشگاهی چگالی جریان خوردگی صورت گیرد، هماهنگی و تطابق خوبی با رده‌بندی سازگاری زیستی آنها به هنگام کاربرد در بدن موجود زنده خواهد داشت (۱۶).

سازگاری زیستی آلیاژها اساساً با خوردگی آنها مرتبط است (۵، ۶) و خوردگی موضعی و آزاد شدن یون‌ها در ایمپلنت‌های فولاد زنگ‌نزن، طی ارزیابیهای کلینیکی مشاهده شده (۱۹) و بررسی ایمپلنت‌های فولاد زنگ‌نزن که

آلیاژ وایتالیوم، قابلیت پذیرش و مقبولیت خود را از دست داد و کمتر جهت استفاده برای ایمپلنت داخل ریشه‌ای مورد استفاده قرار گرفت (۵۲).

تیتانیوم و آلیاژهای آن دارای بالاترین مقاومت در برابر خوردگی می‌باشند ولی مواردی چون هزینه و قیمت زیاد آن، روش جوشکاری ویژه مورد نیاز برای اتصال اجزای ایمپلنت‌ها و ماشینکاری دشوارتر آن، موجب استفاده بیشتر از فولاد زنگ‌نزن و آلیاژهای کبالت-کرم شده است (۵۰، ۵۱).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پوشش کامپوزیت لایه‌ای هیدروکسی‌آپاتیت-تیتانیوم تأثیر مفید و مطلوبی بر رفتار خوردگی فولاد زنگ‌نزن دارد. این پوشش می‌تواند روند خوردگی زیر لایه فولادی را کمتر کند و در نتیجه، آزاد شدن یون‌های فلزی را کاهش دهد و متعاقب آن، از اثرات تخریبی این پدیده جلوگیری نماید؛ بنابراین، مشاهدات کلینیکی و آزمونهای آزمایشگاهی قبلی (۳۶، ۴۰) و نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد که با وجود پوشش کامپوزیت لایه‌ای، می‌توان به دو هدف کاملاً متفاوت و متمایز دست یافت و به همین دلیل این پوشش را چندمنظوره دانست. پوشش کامپوزیت لایه‌ای، توانایی آن را دارد که دو هدف اساسی زیر را همزمان حاصل نماید:

الف) بهبود مقاومت خوردگی آلیاژ فولاد زنگ‌نزن و افزایش آن، جلوگیری از آزاد شدن یون‌های فلزی و در نتیجه ممانعت از صدمه خوردن به بافت، ایجاد آماس، التهاب و به عبارت دیگر حصول پاسخ هیستوپاتولوژیکی مطلوب

ب) همبندی با استخوان و ترویج رشد آن، ایجاد پیوند زیست-شیمیایی بین ایمپلنت و استخوان و تثبیت بیولوژیکی سریع و حفظ آن در درازمدت

با توجه به تأثیر اساسی پوشش کامپوزیت لایه‌ای بر رفتار خوردگی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، می‌توان اذعان

داشت که طراحی و اجرای عملیات مهندسی سطح، بخوبی صورت گرفته و با استفاده از یک زیر لایه ارزان، در دسترس و دارای خواص مکانیکی مطلوب و اعمال یک پوشش کامپوزیتی مناسب، مجموعه‌ای متشکل از پوشش و زیر لایه، حاصل گردیده که از نظر هزینه احتمالاً می‌تواند ارجحتر از سیستم‌های ایمپلنت همچون تیتانیوم با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت باشد و همچنین خواص و رفتار شیمیایی، فیزیکی، مکانیکی و زیستی مناسب و بهینه را نیز ارائه می‌کند.

از دیدگاه کلینیکی و در رابطه با ایمپلنت‌های دندان‌ی نیز موقعیت قابل توجهی فراهم شده است؛ زیرا استفاده از آلیاژ وایتالیوم و فولاد زنگ‌نزن مدتهاست که برای اندوایمپلنت‌های دندان‌ی متداول نیست و مواد جایگزینی چون آلومینا و تیتانیوم معرفی شده‌اند (۵۲).

استفاده از پوشش کامپوزیت لایه‌ای بر روی فولاد زنگ‌نزن، بکارگیری مجموعه تلفیقی را به عنوان ماده مصرفی برای ساخت اندوایمپلنت‌ها میسر می‌سازد و در این زمینه هم نتایجی شامل معرفی ماده جدید با ویژگی‌ها و هزینه مطلوب برای ساخت اندوایمپلنت‌ها و ایجاد زمینه مناسب برای ترویج هر چه بیشتر و مجدد تکنیک اندوایمپلنت حاصل می‌شود.

پس از کسب نتایج ذکر شده، پژوهش و تحقیقات آتی نگارندگان حاضر، به بررسی و ارزیابی کلینیکی اندوایمپلنت‌های فولاد زنگ‌نزن با پوشش کامپوزیت هیدروکسی‌آپاتیت-تیتانیوم در حیوانات اختصاص دارد.

نتیجه‌گیری

پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای هیدروکسی‌آپاتیت-تیتانیوم بر روی فولاد زنگ‌نزن سبب بهبود سازگاری زیستی ایمپلنت می‌شود؛ زیرا رفتار خوردگی به عنوان شاخص سازگاری زیستی، بهینه شده است. چگالی جریان

خوردگی فولاد زنگ‌نزن با پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای، معادل با چگالی جریان خوردگی تیتانیوم خالص تجارتي با پوشش هیدروکسی آپاتیت می‌باشد و این پدیده مستقل از نوع محلول فیزیولوژیکی است.

با حضور پوشش نوین کامپوزیت لایه‌ای دو هدف کاملاً متمایز همراه با هم قابل حصول است:

الف) بهبود مقاومت خوردگی فولاد زنگ‌نزن، جلوگیری از آزاد شدن یون‌های فلزی و ممانعت از ایجاد آماس، التهاب و تحریک بافتی

ب) همبندی با استخوان و ترویج رشد آن، ایجاد پیوند زیستی- شیمیایی بین استخوان و ایمپلنت و تثبیت بیولوژیکی سریعتر و درمان کوتاهتر

تلفیق پوشش کامپوزیت لایه‌ای روی فولاد زنگ‌نزن ترکیب جدیدی را به عنوان ماده مصرفی برای ساخت اندوایمپلنت‌ها معرفی می‌کند که ویژگیهای مطلوب و هزینه مقبول دارد و این تلفیق مناسب می‌تواند برای سایر ایمپلنت‌ها مثل ایمپلنت دندان داخل استخوانی و ایمپلنت دندان زیر ضریح استخوان نیز مورد توجه قرار گیرد.

منابع:

- 1- Grimsodottir MR, Hensten-Pettersen A, Kulmann A. Cytotoxic effect of orthodontic appliances. *Eur J orthod* 1992; 14: 47-53.
- 2- Vahey JW, Simonian PT, Conrad EU. Carcinogenicity and metallic implants. *Am J Orthod Dentofac Ortho* 1995; 24: 319-24.
- 3- Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics. *Eur J Orthodont* 1989; 11: 254-64.
- 4- Lin Sun Z, Wataha JC, Hanks CT. Effects of metal ions on osteoblast-like cell metabolism and differentiation. *J Biomed Mater Res* 1997; 34: 29-37.
- 5- Steinmann SG. Corrosion of Surgical Implants-in vivo and in vitro tests. in: *Evaluation of Biomaterials*. Winter GD, Leray JL, deGroot K. (editors). New York: John Wiley & Sons Ltd; 1980: 1-34.
- 6- Breme J, Biehl V. Metallic Biomaterials. In: *Handbook of Biomaterials properties*. Black J, Hastings G. (editors). London: Chapman & Hall; 1998: 135-43.
- 7- Williams RI, Brown SA, Merritt K. Electrochemical studies on the influence of proteins on the corrosion of implant alloys. *Biomaterials* 1988; 9: 181-86.
- 8- Chawla SK, Brown SA, Merritt K, Payer JH. Serum protein effects on polarization behavior of 316L stainless steel. *Corrosion* 1990; 46(2): 147-52.
- 9- Kim H. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium, orthodontic wires. *Angle Orthod* 1999; 69 (1): 39-44.
- 10- Shettlemore MG, Bundy KJ. Toxicity measurement of orthopedic implant alloy degradation products using a bioluminescent bacterial assay. *J Biomed Mater Res* 1999; 45(4): 395-403.
- 11- Staffolani N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolani NJ, Belcastro S, Locci P. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent* 1999; 27(6): 449-54.
- 12- Morais S, Sousa JP, Fernandes MH, Carvalho, GS, deBruijn JD, van Blitterswijk CA. Effects of AISI 316L corrosion products in vitro bone formation. *Biomater* 1998; 19(11-12): 999-1007.
- 13- Moura E, Silca T, Ferreira MGS, Monteiro JM, Vieira JM. Corrosion behaviour of AISI 316L stainless-steel alloys in diabetic serum. *Clin Mater* 1993; 12(2): 103-106.
- 14- Sutow EJ, Pollack SR. The biocompatibility of certain stainless steels. In: *Biocompatibility of clinical implant materials*. Vol. 1, Boca Raton, Fla., USA: CRC Press Inc; 1981: 45-98.

- 15- Syrett BC. Application of electrochemical techniques to the study of corrosion of metallic implant materials. International Corrosion Forum. Paper No. 116, Corrosion /76, 1976.
 - 16- Zitter H, Plenk JrH. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. J Biomed Mater Res 1987; 21(7): 881-96.
 - 17- Pu SY, Zhao WL. Electrochemical Study of the corrosion behaviour of metallic implant materials in physiological solution. Proceeding Titanium 1990: Products and applications. Florida: USA, Vol. 2, 1990: 622-25.
 - 18- Sousa SR, Barbosa MA. Electrochemistry of AISI 316L Stainless steel in calcium phosphate and protein solutions. J Mater Sci Mater Med 1991; 2(1): 19-26.
 - 19- Cigada A, De Santis G, Gatti AM, Roos A, Zaffe D. In vivo behavior of a high performance duplex stainless steel. J Appl Biomater 1993; 4(1): 39-46.
 - 20- Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, Moore BK. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. Am J Orthod Dentofac Orthoped 1997; 112(1): 69-79.
 - 21- Morais S, Sousa JP, Fernandes MH, Carvalho GS, deBruijn JD, van Blitterswijk CA. Decreased consumption of Ca and P during in vitro biomineralization and biologically induced deposition of Ni and Cr in presence of stainless steel corrosion products. J Biomed Mater Res 1998; 42: 199-212.
 - 23- Holland RI. Corrosion testing by potentiodynamic polarization in various electrolytes. Dent Mater 1992; 8: 241-45.
 - 24- Hench LL. Bioceramics: From concept to clinic. J Am Ceram Soc 1991; 74(7): 1487-510.
 - 30- Hench LL. Bioceramics. J Am Ceram Soc 1998; 81(7): 1705-28.
- ۲۵- فتحی، محمد حسین؛ مرتضوی، وجیه السادات. کاربرد پزشکی پوششهای بیوسرامیکی ایمپلنت‌ها. چاپ اول. اصفهان: ارکان؛ ۱۳۷۸.
- ۲۶- مرتضوی، وجیه السادات؛ فتحی، محمد حسین؛ نقش پوششهای بیوسرامیکی در موفقیت ایمپلنت‌ها. مجله دندانپزشکی. دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران. ۱۳۷۹؛ دوره ۱۲؛ شماره ۱: ۶۳-۷۴.
- 27- Hench LL, Wilson J. An Introduction to bioceramics. London: World Scientific 1993.
 - 28- Golec TS, Krauser JT. Long-term retrospective studies on hydroxyapatite-coated endosteal and subperiosteal implants. Dent Clin North Am 1992; 36(1): 39-65.
 - 29- Kay JF. Calcium phosphate coatings for dental implants. Dent Clin North Am 1992; 36(1): 1-18.
 - 30- Oguchi H, Seto K, Ishikawa K, Eguchi G. Endodontic-Endosseous anchoring method using hydroxyapatite sprayed titanium sticks. Proceedings of the 4th International Symposium on Ceramics in Medicine. London, UK, Butterworth-Heinemann Ltd. 1991: 363-69.
 - 31- Biesbrock AR, Edgerton M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: A review of the literature. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(6): 712-20.
 - 32- Wheeler SL. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed cylinder implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11(3): 340-50.
 - 33- Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Taguchi N, Miyakawa O, Kobayashi M, Ito N. Long-term changes of hydroxyapatite-coated dental implants. J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 2000; 53: 76-85.
 - 34- Wang BC, Chang E, Yang CY, Tu D. A Histomorphometric study on osteoconduction and osseointegration of titanium alloy with and without plasma-sprayed hydroxyapatite coating using back-scattered electron images. J Mater Sci Mater Med 1993; 4(4): 394-403.
 - 35- Ball BD, Downes S, Scotchford CA, Antonov EN, Bagratashvili VN, Popov VK, Lo WJ, Grant DM, Howdle SM. Osteoblast growth on titanium foils coated with hydroxyapatite by pulsed laser ablation. Biomaterials 2001; 22(4): 337-47.
- ۳۶- فتحی، محمد حسین؛ صالحی، مهدی؛ ساعتچی، احمد؛ موسوی، سید بهروز؛ فیضی، قادر؛ مرتضوی، وجیه السادات. بهینه‌سازی سازگاری زیستی فولاد زنگ‌نزن برای کاربرد های دندانپزشکی. مجموعه مقالات سمپوزیوم فولاد ۷۹. اهواز، سال ۱۳۷۹، ص ۷۲۵-۷۳۳.

۳۷- موسوی، سید بهروز؛ فتحی، محمد حسین؛ فیضی، قادر؛ مرتضوی، وجیه السادات. ارزیابی مقایسه‌ای رشد اطراف اندوایمپلنت‌های دندان با و بدون پوشش هیدروکسی آپاتیت. مجله دندانپزشکی. دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، سال ۱۳۸۰، دوره ۱۴، شماره ۱، ۳۰-۳۷.

۳۸- فتحی، محمد حسین؛ فیضی، قادر؛ موسوی، سید بهروز؛ جهانشاهی، غلامرضا؛ صالحی، مهدی؛ ساعتچی، احمد؛ مرتضوی، وجیه السادات. نقش نوع زیر لایه فلزی پوشش هیدروکسی آپاتیت ایمپلنت دندان در موفقیت کلینیکی و پاتولوژیکی. استقلال، مجله مهندسی دانشگاه صنعتی اصفهان، سال ۱۳۸۰، سال ۲۰، شماره ۱، ص ۱۸۹-۲۰۵.

۳۹- فتحی، محمد حسین؛ صالحی، مهدی؛ ساعتچی، احمد؛ مرتضوی، وجیه السادات. رفتار خوردگی بیولوژیکی تیتانیوم با پوشش هیدروکسی آپاتیت پاشش پلاسمایی شده. مجموعه مقالات ششمین کنگره مهندسی شیمی، سال ۱۳۸۰، ۳۶۱-۳۷۰.

۴۰- فتحی، محمد حسین؛ صالحی، مهدی؛ ساعتچی، احمد؛ مرتضوی، وجیه السادات؛ موسوی، سید بهروز. طراحی پوششهای بیوسرامیک- فلزی برای بهبود سازگاری زیستی ایمپلنت‌ها. مجموعه مقالات چهارمین همایش ملی مهندسی سطح، سال ۱۳۸۰، ص ۲۱-۲۸.

41- Barbosa MA. Corrosion of Metallic Implants. In: Handbook of Biomaterials properties. ed. by lock J, and Hastings G, London: Chapman and Hall; 1998: 420-64.

42- Browne M, Gregson PJ. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. Biomater 2000; 21(4): 385-92.

43- Ducheyne P, Healy KE. The effect of plasma-sprayed calcium phosphate ceramic coatings on the metal ion release from porous titanium and cobalt-chromium alloy. J Biomed Mater Res 1988; 22(12): 1137-63.

44- Yen SK, Characterization of electrolytic ZrO₂ coating on AISI 316L stainless steel. J Electrochem Soc 1999; 146(4): 1392-96.

45- Yen SK, Guo MJ, Zan HZ. Characterization of electrolytic ZrO₂ coating on Co-Cr-Mo implant alloys of hip prosthesis. Biomaterials 2000; 22(2) 125-33.

46- Hsu HC, Yen SK. Evaluation of metal ion release and corrosion resistance of ZrO₂ thin coatings on the dental Co-Cr alloys. Dent Mater 1998; 14(5): 339-46.

47- Gluszek J, Masalski J, Furman P. TiO₂ film as a protective coating on stainless steel. Proceeding of 5th polish conference corrosion'96, Theory and practice, Gdansk Poland: 1996; 789-93.

48- Santos JDS, Monteiro FJ. Wear behaviour of stainless steel after Al₂O₃ plasma spraying for biomedical applications. Surf Eng 1990; 6(3): 209-12.

49- Nie X, Leyland A, Matthews A. Deposition of layered bioceramic hydroxyapatite/TiO₂ coatings on titanium alloys using a hybrid technique of micro-arc oxidation and electrophoresis. Sur Coat Tech 2000; 125: 407-14.

50- Veerabadran KM, Kamachi Mudali U, Nair KGM, Subbaiyan M. Improvment in localized corrosion resistance of nitrogen ion implanted type 316L stainless steel orthopaedic implant devices. Mater Sci Forum 1999; 318-20: 561-68.

51- Sundararajan T, Kamachi Mudali U, Nair KGM, Subbaiyan M. Effect of nitrogen ion implantation on the corrosion resistance of titanium modified type 316L stainless steel in comparison with argon and oxygen ion implantation. Mater Sci Forum 1999; 318-20: 553-60.

52- Parreira FR, Bramwell DJ, Roahen JO, Giambarrresi L. Histological response to titanium endodontic endosseous implants in dogs. J Endod 1996; 22 (4): 161-14.