

بررسی اثر غیر فعال کردن شیمیایی بر خوردگی یک نوع آلیاژ کروم کبالت دندانی: مطالعات میکروسکوپی و آنالیز سطح

دکتر الناز مصلحی فرد^۱

۱- دانشیار پروتزه‌های دندانی، گروه پروتزه‌های دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

وصول مقاله: ۹۹/۴/۱ اصلاح نهایی: ۹۹/۵/۱۲ پذیرش مقاله: ۹۹/۷/۱۳

Effect of surface passivation on corrosion of a cobalt-chromium dental alloy: surface morphology and chemical composition studies

Elnaz Moslehifard¹

1-Associate Professor, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

Received: July 2020 ; Accepted: Sep 2020

Abstract

Background and Aim: Biocompatibility in some respects depends on the corrosion behavior of dental alloys. The purpose of this study was to investigate the effect of surface passivation of a cobalt chromium alloy on corrosion behavior.

Materials and methods: In this experimental study, 20 samples of Flexicast dental alloy were prepared according to ADA97 standard and after casting, the samples were polished to the mirror surface. Electrolytic passivation was employed by immersion of one first series of samples in Na₂SO₄ solution for 24 hours at room temperature. The second series of specimens was not passivated. Surface morphology and chemical composition before and after passivation studied by scanning electron microscopy and energy-dispersive X-ray spectroscopy were used to investigate the corrosion behavior in saline solution. Corrosion test was conducted for 4 weeks and surface of specimens were monitored each week. The chemical composition results were analyzed by Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests using SPSS17 software.

Results: The passivated specimens exhibited higher corrosion resistance while pitting corrosion was detected in all specimens. Kruskal-Wallis test showed a significant difference between the two groups of passivated and non-passivated samples. The Mann-Whitney test showed that the cobalt, chromium and oxygen ions were significantly different between the two groups ($P < .05$).

Conclusion: The rate of corrosion and formation of pits were significantly reduced by surface passivation.

Key words: cobalt-chrome alloy, corrosion, chemical passivation

*Corresponding Author: elnaz_moslehi@yahoo.com

J Res Dent Sci.2021;17(4): 296-304

خلاصه:

سابقه و هدف: یکی از عوامل مهم در زیست سازگاری خاصیت مقاومت به خوردگی آلیاژهای دندانی است. هدف این مطالعه، بررسی تغییر رفتار خوردگی آلیاژ کروم کبالت پس از پسیو کردن شیمیایی بود.

مواد و روش ها: در این مطالعه تجربی بر اساس استاندارد ADA97 تعداد ۲۰ نمونه از آلیاژ Flexicast تهیه شد و تا رسیدن به سطح آینه ای صیقل کاری شد. به منظور پسیو کردن، نمونه ها به مدت ۲۴ ساعت در محلول الکترولیتی سولفات سدیم در دمای اتاق غوطه ور شدند سری دوم نمونه ها رویین نشدند. نمونه های پسیو شده و پسیو نشده قبل از خوردگی، توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی FESEM و آنالیز طیف سنجی EDX بررسی شدند. تمام نمونه در محلول نمک طعام به مدت ۴ هفته غوطه شدند و در فواصل یک هفته، سطح آنها بررسی شد. جهت بررسی نتایج با استفاده از نرم افزار spss17 از آزمون کرومکال والیس و من ویتنی استفاده شد.

یافته ها: نمونه های پسیو شده مقاومت به خوردگی بالاتری نسبت به پسیو نشده دارا بوده و در همه نمونه ها خوردگی از نوع حفره دار شدن بود. آزمون کرومکال والیس اختلاف معنی داری در دو گروه نشان داد. آزمون من ویتنی مشخص کرد که یونهای کبالت، کروم و اکسیژن اختلاف آماری معنی داری در دو گروه دارند. ($P < 0.05$)

نتیجه گیری: میزان خوردگی و تشکیل حفرات با عملیات سطحی رویین کردن بطور چشم گیری کاهش یافت.

کلید واژه ها: آلیاژ کبالت کروم، خوردگی، پسیو شدن شیمیایی

مقدمه:

تخریب آن مانند شکستن ناحیه لایه پسیو شده گردد. از نقطه نظر زیبایی نیز کدر شدن سطوح فلزی باعث بد نما شدن رستوریشن خواهد شد. به عنوان یک قانون کلی، هر آلیاژ دندانی در محیط دهان در نتیجه شرایط دهانی در معرض خوردگی قرار خواهد گرفت. بنابراین باید تا حد امکان از آلیاژ های با حداقل آزاد شدن یون و حداقل یونهای مضر استفاده کرد. میزان یونهای فلزی آزاد شده در نتیجه خوردگی بستگی به ترکیب شیمیایی و ریزساختار آلیاژ و شرایط ریختگی و پرداخت خواهد داشت. با اینحال شرایط خاص و متفاوت محیطهای دهان مانند بزاق، پلاک دندانی، باکتریها، میزان ریفلاکس اسید معده و ... روی خوردگی آلیاژ ها تاثیر خواهد داشت. (۳ و ۲)

پسیو شدن یا غیرفعال شدن (Passivity) سطح فلزی در شرایط بدن انسان می تواند مقاومت به خوردگی آلیاژها را بهبود ببخشد. پسیو شدن شرایطی است که با تشکیل یک لایه مقاوم در سطح همراه است و سبب میشود که خوردگی به طور قابل ملاحظه ای کاهش می یابد. این امر در نتیجه تشکیل لایه حفاظتی روی سطح فلز می باشد آلیاژهایی که با چنین

آلیاژ های ریختگی متعددی جهت استفاده در ساخت پروتزهای دندانی وجود دارد. در این میان هزینه ، راحتی ریختگی و پرداخت آلیاژ، خواص مکانیکی مختلف مانند سختی، مدول الاستیسیته، استحکام شکست، رنگ، دقت تطابق و سازگاری نسجی آلیاژها در انتخاب یک آلیاژ مناسب مهم می باشند. کیفیت آلیاژ بوسیله خواص زیستی مانند سازگاری نسجی و بیولوژیکی و خواص مکانیکی ماده تعیین می شود. (۱) یکی از عوامل مهم در سازگاری بیولوژیک خاصیت خوردگی آلیاژ می باشد. خوردگی باعث آزاد شدن یونهای فلزی شده و این یونها در تماس مستقیم با سلولها و بافتها خواهند بود یا به دنبال جذب در کل بدن پخش خواهند شد. در صورتی که این یونها با بدن سازگار نباشند، بافتهای بدن دچار آسیب شده، سمیت بافتی و حساسیت احتمالی ممکن است ایجاد شود. علاوه بر آزاد شدن یونها، مقدار آزاد شدن و مدت تماس بافت با این عناصر روی پاسخ بیولوژیکی به آلیاژ موثر می باشد. همچنین یونهای آزاد می توانند باعث مشکلات عملکرد رستوریشن و

لایه هایی پوشیده شده باشند پتانسیل الکتروشیمیایی نجیب تری خواهند داشت. پسو شدن می تواند با واکنش های شیمیایی بدست آید. روئین شدن، از بین رفتن میل ترکیب شیمیایی است که در مورد بعضی فلزات و آلیاژها تحت شرایط معینی بوجود می آید. بدین معنی که بعضی فلزات و آلیاژها تقریباً نجیب و خنثی شده و طوری رفتار می کنند که گویا فلزات نجیبی مانند پلاتین و طلا هستند. این امر در نتیجه تشکیل لایه حفاظتی روی سطح فلز می باشد آلیاژهایی که با چنین لایه هایی پوشیده شده باشند پتانسیل الکتروشیمیایی با خاصیت خوردگی کمتری خواهند داشت. پسو شدن می تواند با واکنش های شیمیایی بدست آید. لایه های پسو هدایت یونی کمتر، حلالیت کمتر، مقاومت به سایش بالا و چسبندگی بیشتری خواهند داشت^(۴،۵). زیست سازگاری آلیاژ کروم کبالت با مقاومت بالا به خوردگی مرتبط است که در نتیجه تشکیل لایه پسو داخلی روی سطح آلیاژ می باشد. انحلال این لایه یا تخریب موضعی آن می تواند باعث آزاد شدن یونها به داخل دهان شود مطالعات مختلفی در مورد آزاد سازی یون ها در نتیجه خوردگی در آلیاژهای بیس متال وجود دارد طبق مطالعه Matkovic و همکارانش^(۶) و Ameer و همکارانش^(۷) اضافه کردن مولیبدن و کروم مقاومت به خوردگی آلیاژ را بهبود می بخشد. در مطالعات دیگر با کاهش کروم به میزان کمتر از ۱۶ درصد خوردگی افزایش یافته است^(۷). این نظریه تایید شده است که ترکیب سطح آلیاژ روی رفتار خوردگی و آزاد شدن یونها برای فلزات نوبل و بیس متال مهم است سطح آلیاژ نقش مهمی در محلول های با pH کم دارد برای مثال فقدان پالیش سطحی باعث افزایش تخلخل و افزایش خوردگی خواهد شد این امر در مطالعه McGinley و همکارانش نشان داده شده است.^(۸) مطالعات اندکی در مورد خواص الکتروشیمیایی آلیاژ و بررسی و بهینه کردن سطح آن وجود دارد. اغلب مطالعات موجود روی مقاومت به سایش و خراش این آلیاژ انجام شده است. هدف از این مطالعه، پسو کردن آلیاژ کروم کبالت مولیبدن و بررسی خصوصیات سطحی آن می باشد.

مواد و روش ها:

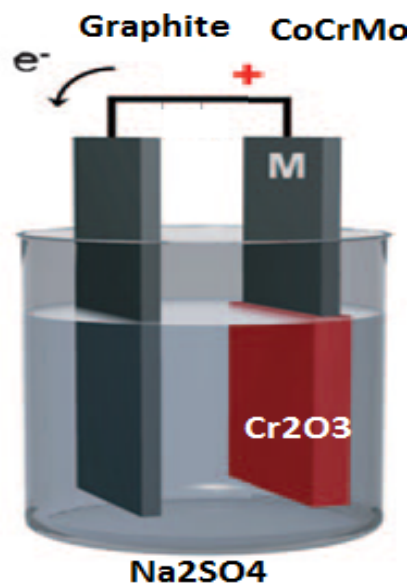
در این مطالعه تجربی و آزمایشگاهی بر اساس ANSI/ADA Specification No.97-2002 ۲۰ نمونه تهیه شد. با استفاده از دیسک پلاستیکی الگوهای به قطر ۸ میلیمتر وضخامت ۱ میلیمتر تهیه شد. الگوی پلاستیکی اسپرو گذاری شده و با اینوستمنت با بیس فسفات (Deguvest L, Degudent GmbH, Rodenbacher, Germany) اینوست شده و مطابق دستورات کارخانه حذف موم انجام شد. با استفاده از دستگاه سانتریفوژ و با تورچ گاز-اکسیژن (Motorcast, Degussa, Germany) آلیاژ Flexicast که مورد نظر است (- American Dent All, Glendale CA, USA ریخته شد. ترکیبات این آلیاژ (کبالت ۶۳٪ - کروم ۲۹٪ - مولیبدن ۱،۶٪ - نیکل کمتر از ۱٪ - سیلیسیم کمتر از ۱٪) می باشد. پس از ریختگی نمونه ها با استفاده از کاغذهای سمباده (Sand Paper 991 A, #۳۲۰، #۴۰۰، #۶۰۰، #۸۰۰) و چرخ پرداخت (Softflex, Wasserfest, Germany) و خمیر پرداخت (Bego, Bermen, Germany) تا رسیدن به سطح آینه ای پالیش شد.

سپس با استفاده از دستگاه اولتراسونیک (Ultrasonic Prprocessor, Hiescher, Germany) با آب دیونیزه به مدت ۱۰ دقیقه تمیز شدند. الکل پروپانول ۷۰٪ و هوای داغ ۲۵۰ درجه سانتیگراد برای آماده سازی نهایی نمونه ها بکار رفت.^(۴) به منظور بررسی اثر پسو شدن محلول شیمیایی بر اساس رفرنس تهیه شد.^(۴) محلول با ترکیب سولفات سدیم ۱۰ آبه با فرمول شیمیایی $\text{Na}_2\text{SO}_4 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$ ۰/۵ مولار با pH برابر ۷ تهیه گردید. به منظور پسو شدن، نمونه ها (۱۰ نمونه) در حال اتصال به یک الکتروود از جنس گرافیت به مدت ۲۴ ساعت در دمای اتاق در این محلول غوطه ور شدند در شکل زیر دیده می شود.

تغییرات غلظت عناصر مختلف شامل آلایژ مورد نظر و اکسیژن و کلر بررسی شد. با استفاده از نرم افزار آماری SPSS 17 تفاوت بین دو گروه و تفاوت یونهای موجود در سطح نمونه ها با آزمون آماری کروسکال والیس و من ویتنی بررسی شد. ($P < 0.05$)

یافته ها:

تصویر میکروسکوپی نمونه های پسیو نشده و پسیو شده قبل از غوطه وری در محلول خوردگی در شکل های ۱ و ۲ نشان دهنده تفاوت زیادی در سطح آلایژ نمی باشد که علت این امر این است که لایه پسیو متشکل از اکسید کروم در حد چند نانومتر می باشد. ترکیب شیمیایی سطح آلایژ با اسپکتروم EDX نشان دهنده وجود اکسیژن در سطح نمونه های پسیو شده بود. (نمودار ۱)

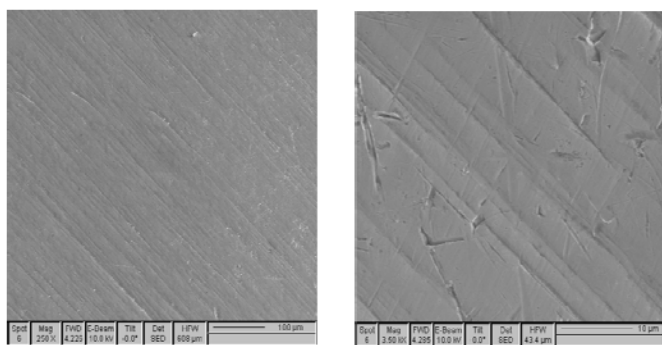


شکل - روش پسیو کردن نمونه ها

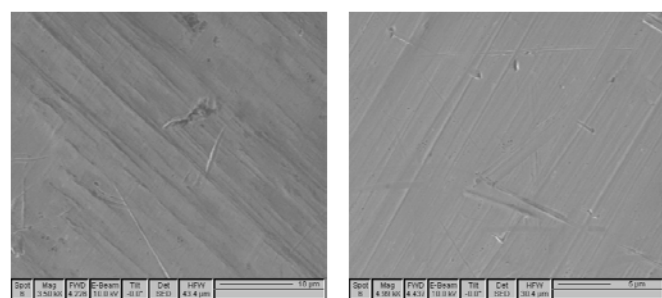
در این شکل غوطه وری نمونه ها در محلول سولفات سدیم دیده می شود.

لایه پسیو ایجاد شده اکسید کروم می باشد^(۴) زمان، دما و نوع محلول در روند پسیو شدن مهم است. سری دوم نمونه ها رویین نشدند. نمونه های پسیو شده و پسیو نشده قبل از خوردگی تحت (Energy dispersive X-ray (EDX spectroscopy, FESEM) مطالعه شدند.

نمونه های پسیو شده و نشده در محلول نرمال سالیین به مدت ۴ هفته غوطه ور گردید^(۴) و در فواصل یک هفته ای سطوح، مورد بررسی مجدد قرار گرفتند بررسی اثر خوردگی بر روی تغییر مورفولوژی سطح و همچنین ترکیب شیمیایی آلایژ در این مطالعه مورد نظر بوده است. به منظور شست و شو، نمونه ها به ترتیب در محلول های استون، اتانول، ایزوپروپانول به مدت زمان ۱۰ دقیقه در داخل حمام اولتراسونیک قرار گرفت تا از تمیز شدن آنها اطمینان حاصل گردد^(۴) برای فهم علت خوردگی، لاین اسکن روی خط فرضی SEM انجام گرفت و

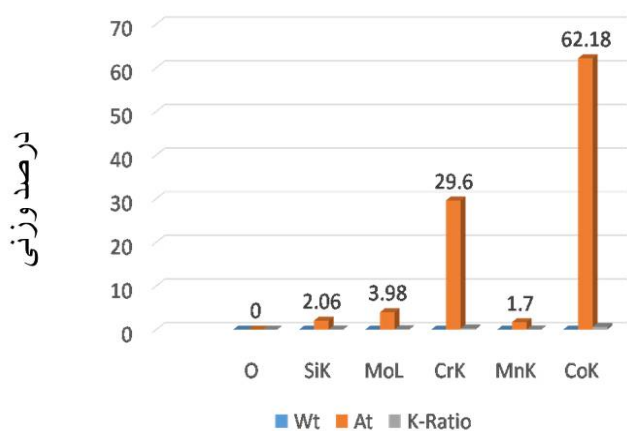


شکل ۱- تصویر میکروسکوپی نمونه های پسیو نشده قبل از غوطه وری در محلول خوردگی

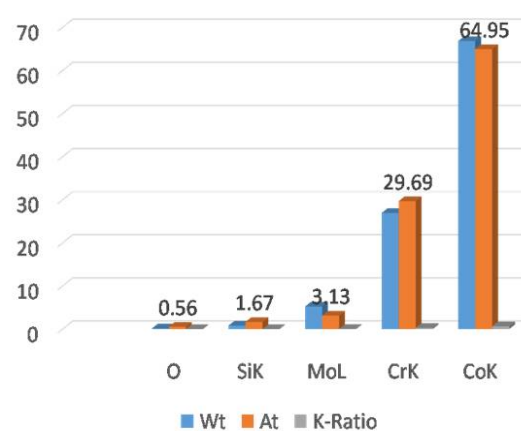


شکل ۲- تصویر میکروسکوپی نمونه های پسیو شده قبل از غوطه وری در محلول خوردگی

سطح نمونه پسیو نشده



سطح نمونه پسیو شده



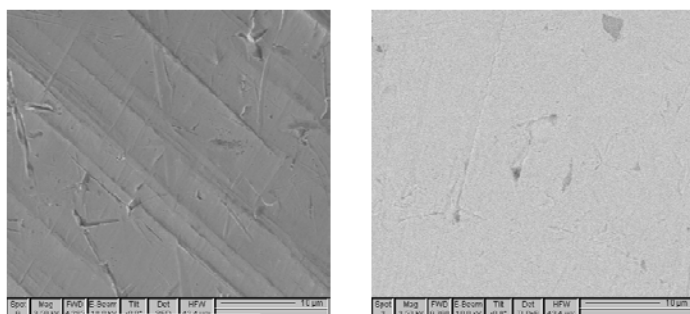
نمودار ۱- ترکیب شیمیایی سطح آلیاژ نمونه های پسیو نشده و پسیو شده

برای اطمینان از تشکیل لایه پسیو، تصویر عنصری سطح و تصویر الکترون برگشتی گرفته شد و این تصاویر نشان داد نمونه پسیو شده ترکیب شیمیایی کاملاً یکنواخت دارد به غیر از نقاطی که فازهای کاربیدی ناشی از عیب ریخته گری حین ریختن آلیاژ دیده می شود (شکل ۳).

میزان وجود یونها در دو گروه در جدول ۱ نشان داده شده است. و آزمون کرومکال والیس اختلاف معنی داری در دو گروه نشان داد. آزمون من ویتنی مشخص کرد که کبالت، کروم و اکسیژن اختلاف آماری معنی داری در دو گروه دارند و در گروه پسیو شده یونهای کبالت کمتر و کروم و اکسیژن بیشتر بود. ($P < 0.05$)

جدول ۱- یونهای سطح آلیاژ نمونه های پسیو نشده و پسیو شده بعد از غوطه وری در محلول خوردگی

یونها	گروه پسیو شده انحراف معیار ± میانگین درصد وزنی	گروه پسیو نشده انحراف معیار ± میانگین درصد وزنی	Pvalue
کبالت	۵۹/۹۵ ± ۴	۶۲/۱۸ ± ۳	P=۰/۰۲
کروم	۳۲/۵ ± ۲	۲۹/۶ ± ۲/۵	P=۰/۰۱
مولیبدن	۳/۱۳ ± ۰/۵	۳/۹۸ ± ۰/۵	P=۰/۰۶
سیلیسیم	۱/۶ ± ۰/۲	۲/۰۶ ± ۷	P=۰/۰۶
اکسیژن	۰/۵۶ ± ۰/۲	0	P<۰/۰۰۱



الکترون ثانویه

الکترون برگشتی

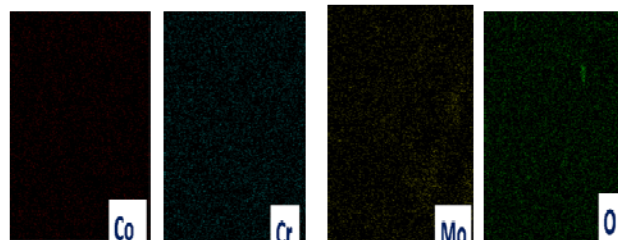
شکل ۳- تصویر میکروسکوپی الکترونی ثانویه و برگشتی از سطح نمونه پسیو شده

در شکل ۴ نقشه عنصری سطح نمونه پسیو شده نشان دهنده وجود اکسیژن سطح می باشد. مورفولوژی سطح نمونه های پسیو نشده و پسیو شده پس از غوطه وری در محلول خوردگی طی چهار هفته در شکل ۵ نشان دهنده وجود حفرات خوردگی بیشتری در سطح

برای فهم علت pitting، لاین اسکن روی خط فرضی SEM صورت گرفت و تغییرات غلظت عناصر مختلف شامل عناصر آلیاژ مورد نظر و اکسیژن و کلر مشخص شد. در حفرات درصد کروم بشدت کم و حضور کلر مشهود بود و نتیجه گرفته شد که علت pitting شکسته شدن لایه پسیو و محافظ است. علت تشکیل حفره، حمله یونهای کلر موجود در نرمال سالین بود.

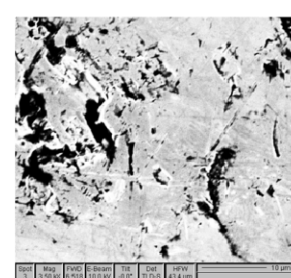
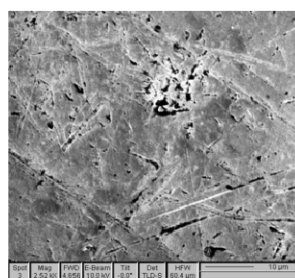
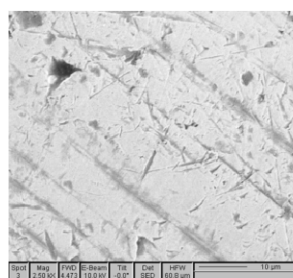
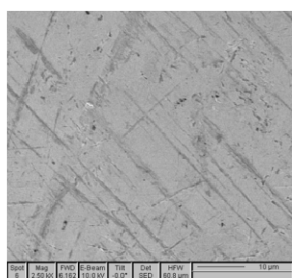
در حفره، کلر مشهود بوده و درصد اکسیژن به دلیل شکسته شدن لایه پسیو کم بود. در لایه پسیو کلر وجود نداشته و اکسیژن زیاد بود. تصویر میکروسکوپی و آنالیز عنصری سطح پسیو و حفره نمونه پسیو شده در شکل ۶ نشان داده شده است. آزمون آماری من ویتنی نشان داد در گروه پسیو شده، کبالت، کروم، کلرو اکسیژن اختلاف معنی دار بین سطح و حفره داشتند. ($p < 0.05$) در گروه پسیو نشده کروم و کلر اختلاف معنی دار بین سطح و حفره داشتند.

نمونه های پسیو نشده می باشد. نمونه های پسیو شده مقاومت به خوردگی بالا و در همه نمونه ها خوردگی از نوع حفره دار شدن (pitting) می باشد.

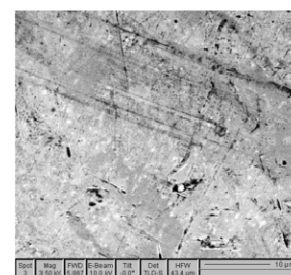
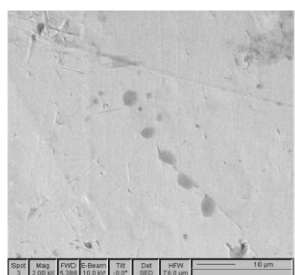
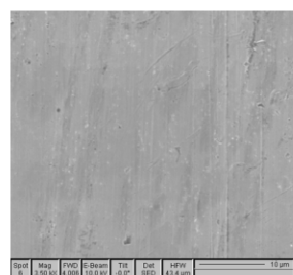
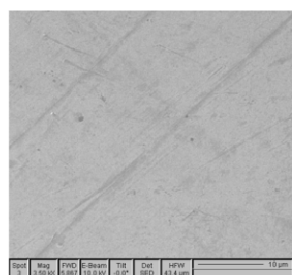


شکل ۴- نقشه عنصری سطح نمونه پسیو شده

نمونه پسیو نشده



نمونه پسیو شده



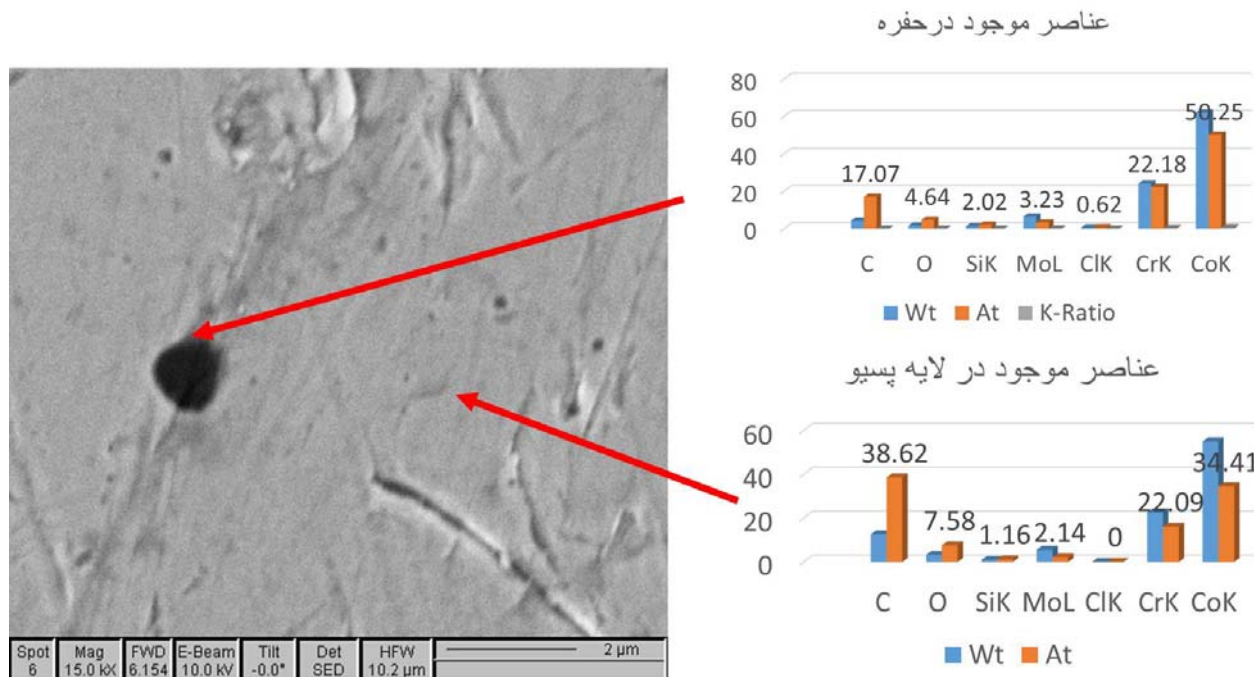
یک هفته

۲ هفته

۳ هفته

۴ هفته

شکل ۵- مورفولوژی سطح نمونه های پسیو شده و پسیو نشده پس از غوطه وری در محلول خوردگی



شکل ۷- تصویر میکروسکوپی و آنالیز عنصری سطح پسیو و حفره نمونه پسیو شده

بحث

کرد. میزان یونهای فلزی آزاد شده در نتیجه خوردگی بستگی به ترکیب شیمیایی و ریزساختار آلیاژ و شرایط ریختگی و پرداخت خواهد داشت. محصولات خوردگی آلیاژهای دندانی حاوی یونهای فلزی بوده و می توانند علت آلرژی و مشکلات سازگاری نسجی باشند و همچنین می توانند باعث آسیب به ایمپلنتهای موجود شوند^(۹-۱۱) مقاومت به خوردگی آلیاژها بستگی به لایه اکسید پسیو (passive) نازک دارد. برای مثال مولیبدون و کروم مقاومت به خوردگی آلیاژها را بهبود می بخشد. پسیواسیون به فرآیند شیمیایی یا الکتروشیمیایی گفته می شود که در اثر تماس با محلول های خاص در سطح فلز یا آلیاژ های خاص لایه اکسیدی نازک تشکیل می شود. تشکیل این لایه مسوول ایجاد مقاومت به خوردگی در این دسته از آلیاژها بحساب می آید. این نظریه تایید شده است که ترکیب سطح آلیاژ برای رفتار خوردگی و آزاد شدن آلیاژ برای فلزهای نابل، نابل و بیس متال مهم است. در مطالعه ای که توسط Denizoglu و همکارانش^(۱۲) انجام شد آزادسازی یونها از دو

خوردگی باعث آزاد شدن یونهای فلزی شده و این یونها در تماس مستقیم با سلولها و بافتها خواهند بود یا در کل بدن پخش خواهند شد. در صورتی که این یونها با بدن سازگار نباشند، بافتهای بدن دچار آسیب شده، سمیت بافتی و حساسیت احتمالی ممکن است ایجاد شود. آلیاژها در محیط دهان تحت تاثیر رطوبت، تغییرات دما از ۰ تا ۷۰ درجه سانتیگراد و همچنین تغییرات pH از ۲ تا ۱۱ حین پروسه جویدن قرار می گیرد. مواد غذایی مختلف دارای سطوح pH مختلف بوده که اغلب آنها دارای pH کمتر از ۷ می باشند و می توانند به عنوان یک ماده خورنده قوی مطرح شوند. به عنوان یک قانون کلی، هر آلیاژ دندانی در محیط دهان در نتیجه شرایط دهانی در معرض خوردگی قرار خواهد گرفت. بنابراین باید تا حد امکان از آلیاژ های با حداقل آزاد شدن یون و حداقل یونهای مضر استفاده

سدیم مقاومت به خوردگی الکتروشیمیایی آلیاژ را افزایش نمی دهد. ولی همین ماده (سولفات سدیم) با گرافیت افزایش معنی داری را در مقاومت به خوردگی دارد. این محققین در مطالعات SEM از تمام نمونه ها نشان دادند پسیو کردن مقاومت آلیاژ در برابر خوردگی حفره دار را افزایش می دهد. همچنین نمونه های پسیو شده هیچ نشانه ای از ترک خوردگی را نیز نشان ندادند.^(۱۴)

Jakovljević و همکاراناز پوشش PACVD TiN بر روی آلیاژ CoCrMo برای بهبود خواص خوردگی و کاهش انتشار یون های فلزی استفاده کردند. نتایج به دست آمده با روشهای الکتروشیمیایی، مقاومت به خوردگی بهتر نمونه های TiN / CoCrMo را در مقایسه با نمونه های CoCrMo بدون پوشش، نشان داد.^(۹)

Ragone و همکاران^(۱۴) مطالعه ای را با هدف بررسی تاثیر پوشش TiNbN بر میزان خوردگی آلیاژ کبالت-کروم-مولیبدن انجام دادند. نتایج میکروسکوپ الکترونی روبشی نشان داد که غلظت یونهای فلزی آزاد شده از سطح پروتز پوشیده شده با TiNbN در مقایسه با سطح بدون پوشش به طور قابل ملاحظه ای کمتر بود. این نتایج با پوشش لایه سیلیس کربن نیز نشان داده شده است.^(۱۵) سطح آلیاژ نقش مهمی در محلول های با pH کم دارد برای مثال فقدان پالیش سطحی باعث افزایش تخلخل و افزایش خوردگی خواهد شد این امر در مطالعه McGinley و همکارانش نشان داده شده است^(۸)

بر پایه مطالعات انجام شده با استفاده از روش های آنالیز سطح و میکروسکوپ الکترونی برای آلیاژ کروم کبالت مولیبدن مشخص گردید که نمونه های آلیاژ پس از قرار دادن در محلول سولفات سدیم روپین شده و لایه ای از اکسید کروم و بطور جزئی مولیبدن سطح را بطور یکنواخت پوشانده است. مکانیزم خوردگی در این آلیاژها از نوع موضعی بوده و با تشکیل حفرات (pitting) هم بر روی نمونه های بدون عملیات سطحی و هم روپین شده همراه است. میزان خوردگی و تشکیل حفرات با

آلیاژ بیس متال در سطوح مختلف pH ۴ و ۵ و ۷ ارزیابی شد. آزادسازی نیکل بیشتر از همه و کروم کمتر از همه گزارش شد. در این مطالعه تغییر pH بطور قابل توجهی روی آزادسازی کلی آلیاژ و عنصر کبالت تاثیر داشت ولی روی آزادسازی نیکل یا کروم موثر نبود همچنین نوع آلیاژ در آزادسازی عناصر متفاوت نبود. Rincic و همکارانش^(۱۳) رفتار خوردگی آلیاژ کبالت - کروم - مولیبدن را در pH های ۳,۵ و ۶ در یک دوره یک ماهه مطالعه کردند نتایج آنها نشان داد که یون های کبالت کروم آهن روی و نیکل آزاد شدند و نوع pH و مدت زمان غوطه وری در این آزادسازی موثر بود این امر در مطالعه Mutlusagesen و همکارانش^(۵) نیز نشان داده شد. سطح آلیاژ نقش مهمی در محلولهای با pH کم دارد. برای مثال، فقدان پالیش سطحی باعث افزایش تخلخل و افزایش خوردگی خواهد شد. آلیاژها دارای لایه های self passive می باشند ولی در نتیجه انحلال یونی، آسیب موضعی به لایه پسیو در نتیجه خوردگی موضعی و آسیب مکانیکی اغلب از بین رفته و یون آزاد می کنند.

مطالعات اندکی در ارتباط با پسیو شدن شیمیایی آلیاژها با استفاده محلول های شیمیایی انجام شده است. تحقیقات اندک نشان دادند که محلول های Na₂SO₄، Na₃PO₄ و NaNO₃ قابلیت پسیو کردن سطح آلیاژ را دارند. RYLSKA و همکاران^(۴) در پسیو کردن شیمیایی آلیاژ دندان مبتنی بر Co-Cr با ۴ روش مختلف شیمیایی (Na₃PO₄+graphite، Na₂SO₄+graphite، Na₂SO₄ و Na₃PO₄) نشان دادند که محلول Na₂SO₄ با گرافیت باعث بهبود قابل توجهی در مقاومت در برابر خوردگی نسبت به سایر روش ها شد. در مطالعه حاضر نیز از روش غوطه وری در محلول سولفات سدیم" به روش گالوانیک تحت اتصال با گرافیت در pH=۷" جهت پسیو کردن آلیاژ پایه کبالت-کروم Flexicast استفاده شد که نتایجی مشابه با مطالعه Rylska و همکاران داشت. آنها در مطالعه خود نشان دادند که پسیو کردن با محلول سولفات

References:

1. Sarantopoulos DM, Beck KA, Holsen R, Berzins DW. Corrosion of CoCr and NiCr dental alloys alloyed with palladium. *J Prosthet Dent* 2011; 105(1): 35-43.
2. Ameer MA, Khamis E, Al-Motlaq M. Electrochemical behaviour of recasting Ni-Cr and Co-Cr non-precious dental alloys. *Corrosion Science* 2004; 46(11): 2825-2836.
3. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent* 1994; 22(4): 247-51.
4. RYLSKA DA, SOKOLOWSKI GZ, SOKOLOWSKI JY, LUKOMSKA MA – SZYMANSKA Chemical passivation as a method of improveing the electrochemical corrosion resistance of Co-Cr based dental alloy. *Acta Bioeng Biomech* 2017, 19(2):78-73.
5. Mutlu-sagesen L, Ergun G, Karabulut E. Ion release from metal-ceramic alloys in different media. *Dent Mater J* 2011; 30(5):598-610.
6. Matkovic T, Matkovic P, Malina J. Effects of Ni and Mo on the microstructure and some other properties of Co-Cr dental alloys. *JALCOM* 2004; 366(1-2): 293-297.
7. Espeik S. Corrosion of base metal alloys in vitro. *Acta Odontol Scand* 1977; 36:113-117.
8. Mc Ginley EL, Coleman DC, Moran GP, Fleming GJ. Effect of surface finishing conditions on the biocompatibility of a Nickel-Chromium dental casting alloy. *Dent Mater* 2011; 27(7):637-50.
9. Jakovljević S, Alar V, Ivanković A. Electrochemical Behaviour of PACVD TiN-Coated CoCrMo Medical Alloy. *Metals* 2017; 7(7): 231.
10. Kirchgeorg T, Weinberg I, Hörnig M, Baier R, Schmid MJ, Brockmeyer B. Emissions from corrosion protection systems of offshore wind farms: Evaluation of the potential impact on the marine environment. *Mar Pollut Bull* 2018; 136:257-268.
11. Fukushima A1, Mayanagi G2, Sasaki K3, Takahashi N4. Corrosive effects of fluoride on titanium under artificial biofilm. *J Prosthodont Res* 2019; 62(1):104-109.
12. Denizoglu S, Duymuş ZY, Akyalçin S. Evaluation of ion release from two base-metal alloys at various pH levels. *J Int Med Res* 2004; 32(1): 33-8.
13. Rincic Mlinaric M1, Karlovic S2, Ciganj Z3, Acev DP4, Pavlic A4, Spalj S5. Oral antiseptics and nickel-titanium alloys: mechanical and chemical effects of interaction. *Odontology* 2019; 107(2):150-157.
14. Ragone V1, Canciani E2, Biffi CA3, D'Ambrosi R4, Sanvito R1, Dellavia C2, Galliera E5,6. CoCrMo alloys ions release behavior by TiNbN coating: an in vitro study. *Biomed Microdevices* 2019 ;21(3):61.
15. Huang Y1, Hu JY, Liu YP, Zhao DY, Yu YC, Bi W. The effect of C-SiO₂ composite films on corrosion resistance of dental Co-Cr alloy. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2016; 25(5):542-547.

عملیات سطحی رویین کردن بطور چشم گیری کاهش یافته است. کیفیت خوب ریختگی روی مقاومت به خوردگی تاثیر دارد.

نتیجه گیری: میزان خوردگی و تشکیل حفرات با عملیات سطحی رویین کردن بطور چشم گیری کاهش یافت.

تشکر و قدردانی

بخشی از این پژوهش در چارچوب فرصت مطالعاتی در دانشگاه سایمون فریزر کانادا انجام شد که لازم است از استاد میزبان خانم پروفیسور کارن کاوانا و همچنین از معاونت محترم تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی تبریز و دانشکده دندانپزشکی تبریز تقدیر و تشکر بعمل آید.