

بررسی مقایسه‌ای تأثیر عملیات کلینیکی بر خوردگی چهار نوع آمالگام دندانی

دکتر محمدحسین فتحی^{*}، دکتر وجیه السادات مرتضوی^{**}

Comparative evaluation of the effect of clinical procedures on the corrosion of four brand dental amalgams

¹Fathi MH. *MSc. PhD.* ²Mortazavi VS. *DDS. MSc.*

¹Assistant Prof., Dept. of Biomaterial Sciences, Isfahan University of Technology, Isfahan – IRAN. ²Assoc. Prof., Dept. of Operative Dentistry, Dental School, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan-IRAN.

Key Words: Dental Amalgam, Corrosion, Amalgam restoration, Polishing, Burnishing, Carving

Background & Aim: Amalgam restorations often tarnish and corrode in the oral environment. The degree of tarnish and the resulting discoloration appear to be dependent on the parameters such as oral environment, oral hygiene, and the particular alloy employed and clinical procedures. The aim of this research was to evaluate and compare the effect of clinical procedures such as carving, carving-burnishing and carving-burnishing-polishing on the tarnish and corrosion behavior of four brand dental amalgams.

Method & Materials: Four different type of commercial amalgam alloy powders with different particles shape (lathe cut, spherical, spheroids) namely; Sybraloy (Sy), Cinalux (CL), Oralloy (Or) and cinaalloy (Ca) were studied. A special mold was used to prepare the samples of each type of commercial amalgams. Twenty-one samples of each type of amalgams were prepared. After trituration and condensation, the samples of each type of amalgams were divided into three groups and each group was finished by using one of three procedures; carving, carving-burnishing, carving-burnishing-polishing. Electrochemical potentiodynamic tests were performed at a temperature of 37 ± 1 °C in order to determine and compare the corrosion behavior of dental amalgams, as an indication of biocompatibility.

Results: The results showed statistically significant differences between the mean corrosion current densities values of three different groups of each type of commercial amalgam ($P < 0.05$). The polished group of each type of commercial amalgams possesses the lowest corrosion current density and the carved group shows the highest corrosion current density (the lowest corrosion resistance). This trend was not affected by the brand and chemical composition of commercial amalgams. The polished Sybraloy amalgam possesses the highest corrosion resistance between four types of polished amalgams and the polished Cinalloy amalgam showed the lowest corrosion resistance. The similar trend was observed in carved group and carved-burnished group of four types of amalgams.

Conclusion: It was concluded that the clinical operations and procedures could influence the tarnish and corrosion behavior of high copper dental amalgams. Polishing procedure increases the corrosion resistance of high copper dental amalgams and is more effective on the corrosion behavior of dental amalgams, which are less corrosion resistant in compare with the dental amalgams that are more corrosion resistant. *Beheshti Univ. Dent. J.* 2004; 22(2):256-268

J. 2004; 22(2):256-268

خلاصه

سابقه و هدف: ترمیم های آمالگام اغلب در محیط دهان بیمار دچار تغییر رنگ و خوردگی می شوند. میزان تغییر رنگ و رنگ باختگی

^{*}استادیار گروه بیومواد، دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان
^{**}دانشیار گروه ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

ناشی از آن به عوامل مختلفی از جمله شرایط محیط دهان، بهداشت دهان، پودر آلیاژ آمالگام مصرف شده و فرآیندها و عملیات اجرایی بستگی دارد. هدف از پژوهش حاضر، بررسی مقایسه‌ای تأثیر عملیات اجرایی کلینیکی همچون کاروینگ، کاروینگ-برنیشینگ و کاروینگ-برنیشینگ بر تغییر رنگ و رفتار خوردگی چند نوع آمالگام دندان مصرفی در ایران بود.

مواد و روشها: تحقیق به روش تجربی و با اجرای آزمون‌های آزمایشگاهی صورت گرفت. چهار نوع پودر آلیاژ آمالگام تجاری با شکل ذرات متفاوت (تراش‌های، کروی و شبه کروی) با نام تجاری سیرالوی، سینالوکس، اورالوی و سینالوی انتخاب شده و تحت بررسی قرار گرفتند. قالب ویژه‌ای برای تهیه نمونه‌ها طراحی و تهیه گردید. پس از مخلوط کردن پودر هر نوع آلیاژ با جیوه براساس دستورالعمل کارخانه سازنده و تراکم کردن آن، نمونه‌های مربوط به هر نوع آمالگام به سه گروه تقسیم شده، هر گروه طی یکی از فرایندهای کلینیکی؛ کاروینگ، کاروینگ-برنیشینگ، کاروینگ-پالیشینگ تحت عملیات تمام کاری و پرداخت قرار گرفتند. آزمون‌های الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی در دمای 1 ± 37 درجه سانتیگراد در محلول نمک نرمال به اجرا درآمدند تا رفتار خوردگی چند نوع آمالگام به عنوان شاخص سازگاری زیستی، ارزیابی و مقایسه گردد.

یافته‌ها: نتایج بدست آمده نشانگر اختلاف آماری معنی‌دار بین مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی سه گروه متفاوت از هر نوع آمالگام تجاری بود ($P < 0.05$). گروه کارو-برنیش-پالیش شده هر نوع آمالگام، کمترین چگالی جریان خوردگی را نشان داد و گروه کارو شده از هر نوع آمالگام دارای بیشترین چگالی جریان خوردگی (کمترین مقاومت خوردگی) بود. این روند در مورد چهار نوع آمالگام تجاری صدق می‌کرد و تحت تأثیر مارک تجاری و یا ترکیب شیمیایی آمالگام‌ها نبود. در میان نمونه‌های گروه کارو-برنیش-پالیش شده چهار نوع آمالگام دندان تجاری، آمالگام سیرالوی بالاترین مقاومت خوردگی را داشت و سینالوی کمترین مقاومت خوردگی را ظاهر ساخت. همین روند در گروه کارو شده و گروه کارو-برنیش شده چهار نوع آمالگام دندان تجاری مشاهده گردید.

نتیجه‌گیری: اجرای عملیات پرداخت سطح سبب افزایش مقاومت خوردگی آمالگام‌های با مس زیاد می‌شود. عملیات کلینیکی پرداخت سطح و به ویژه عملیات کاروینگ-برنیشینگ-پالیشینگ یکسان، تأثیر متفاوتی بر بهبود رفتار خوردگی و تغییر رنگ آمالگام‌های تجاری مختلف دارند. تأثیر عملیات پالیشینگ در مورد آمالگام‌هایی که ماهیتاً و به دلیل عواملی چون ترکیب شیمیایی و شکل و اندازه ذرات، مقاومت خوردگی کمتری دارند بیشتر است.

واژه‌های کلیدی: آمالگام دندان، خوردگی، ترمیم با آمالگام، پالیشینگ، برنیشینگ، کاروینگ

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی سال ۱۳۸۳؛ جلد (۲) ۲۲: صفحه ۲۵۶ الی ۲۶۸

مقدمه

با وجود آن که سالها از مصرف آمالگام دندان می‌گذرد، هنوز هم استفاده از آن به دلیل خطرات احتمالی و محصولات خوردگی آن مورد پرسش است^(۱،۲). اگرچه گزارش شده که وجود ترمیم با آمالگام بر بهداشت عمومی تأثیر نمی‌گذارد و افزایش یا ترویج بیماری و ضایعاتی چون سرطان، بیماری قلبی، دیابت و امثال آن بر اثر آمالگام دندان مشاهده نگردیده^(۳) ولی Noort (۱۹۹۴) پیشنهاد کرده‌است که استفاده از آمالگام دندان باید متوقف گردد^(۴). Eley (۱۹۹۷) اظهار داشت که بسیاری بر این باورند که ترمیم‌های آمالگام دندان ایمن و موثرند و دندانپزشکان باید درباره‌ی ایمنی آمالگام و رعایت نکات مهم به بیماران و کادر اجرایی آموزش

عملیات مذکور، امکان تطابق طرح اصلی و تامین اوکلوزن را فراهم می‌سازد، تطابق لب‌های بهتری فراهم ساخته و احتمال شکست را کاهش می‌دهد. اتمام کاری و پرداخت نهایی می‌تواند مقاومت در برابر تغییر رنگ و خوردگی را افزایش دهد^(۱۲). برای کسب موفقیت کلینیکی ترمیم با آمالگام دندان به سطح نهایی صاف احتیاج است. صافی سطح آمالگام دندان نه فقط تابعی از تکنیک پالیشینگ و پرداخت است بلکه به ویژگی‌ها و مشخصه‌های ساختاری ماده مصرفی بستگی دارد^(۱۳). مزایای اجرای عملیات تمام کاری و پرداخت آمالگام شامل ایجاد سطح نهایی صاف، برداشتن آمالگام اضافی و اصلاح لب‌های ترمیم، تامین صافی سطح و به حداقل رساندن تجمع پلاک، سهولت رعایت و تامین بهداشت دهان و کاهش امکان تغییر رنگ و خوردگی است^(۱۴-۱۶). مرتضوی و همکاران (۱۳۷۷) طی پژوهش‌های بعمل آمده نشان دادند که خوردگی آمالگام سینالوی از آمالگام سیرالوی بیشتر است^(۱۷-۱۹). آمالگام سینالوی تغییر رنگ بیشتری را ظاهر می‌سازد^(۱۹) و مقدار یون‌های فلزی آزاد شده از آن در محلول‌های فیزیولوژیکی در مقایسه با آمالگام سیرالوی بیشتر است^(۲۰).

هدف از پژوهش حاضر، بررسی مقایسه‌ای تاثیر عملیات کلینیکی اجرایی بر رفتار خوردگی چهار نوع آمالگام دندان تجارتی متداول و مصرفی در ایران بود. از آنجا که روش آزمون الکتروشیمیایی پلاریزاسیون، شیوه معتبر و متداولی است^(۷) و سنجش مقاومت خوردگی به عنوان شاخصی از سازگاری زیستی شناخته شده است^(۲۱،۲۲)

دهند^(۵) و به نظر می‌رسد ترمیم‌های آمالگام تا زمانی که جایگزین مناسب با قابلیت‌هایی چون عمر طولانی، سهولت استفاده و جاگذاری و تنوع فراهم شود ادامه یابند^(۶).

نگرانی‌هایی درباره سمی بودن آمالگام دندان اظہار و بیان شده که بطور عمده در رابطه با شکست لب‌های تجزیه و اضمحلال سطح، سازگاری زیستی، خوردگی و آزاد شدن محصولات خوردگی بوده^(۷) و به همین دلیل مطالعات بسیاری درباره خوردگی آمالگام و پیامدهای آن صورت پذیرفته است^(۸-۱۰). ترمیم آمالگام اغلب در محیط دهان دچار خوردگی و تغییر رنگ می‌شود که مقدار آن به شرایط محیط دهان بیمار، بهداشت فردی و آلیاژ آمالگام مورد استفاده بستگی دارد^(۸). خوردگی بیشتر می‌تواند به افزایش تخلخل، کاهش صحت لب‌های، کاهش استحکام و آزاد شدن محصولات خوردگی در محیط دهان منجر گردد^(۹). تغییر رنگ و خوردگی اغلب در آمالگام‌هایی با سطوح ناصاف، زبر و خشن پدید می‌آید و به همین دلیل سطح ترمیم با آمالگامی که به خوبی پالیش گردد می‌تواند فرایند تخریبی خوردگی را محدود سازد^(۶) زیرا به طور کلی مواد دندان ترمیمی که خصوصیات سطحی متفاوتی نسبت به دندان داشته باشند بر تشکیل پلیکل و توانایی باکتری‌ها برای کلونیزه شدن در دهان تاثیر می‌گذارند^(۱۱).

عملیات تمام کاری و پالیشینگ ترمیم‌های با آمالگام، مرحله‌ای ضروری در دندانپزشکی ترمیمی بشمار می‌رود و شامل برداشتن و جابجایی ماده و پرداخت نهایی است.

تلاش شد تا مقاومت خوردگی چهار نوع آمالگام تحت شرایط مختلف کارو شده، کارو-برنیش شده و کارو-برنیش-پالیش شده در محلول فیزیولوژیکی اندازه‌گیری شده، با یکدیگر مقایسه گردد.

مواد و روشها

تحقیق به روش مطالعه تجربی و با اجرای آزمون‌های آزمایشگاهی صورت گرفت. چهار نوع آلیاژ آمالگام تجارتي با شکل ذرات متفاوت تحت بررسی قرار گرفتند. ترکیب شیمیایی، شکل ذرات و مشخصات چهار نوع آلیاژ آمالگام تجارتي در جدول شماره ۱ ارائه شده است. پودر آلیاژ هر یک از چهار نوع آمالگام در اندازه دو واحدی با جیوه (Degussa, Germany) بر طبق دستورالعمل سازنده توسط آمالگاماتور (Deomat 3, Degussa, Germany) تحت آمالگام‌سازی قرار گرفت. از هر نوع آمالگام ۲۱ نمونه در حفره‌های قالب

ویژه ای از جنس پلکسی گلاس به ابعاد ۴×۱۰×۱۰ میلی‌متر متراکم گردید و عمل متراکم‌سازی با استفاده از کندانسور (Aesculap, Germany) به قطر ۳ میلی‌متر و به صورت حرکات عمودی و جانبی به انجام رسید. پس از این که هر حفره قالب از آمالگام دندانانی بیش از حد پر شد (overfilling)، در مورد همه نمونه‌ها، اجرای عمل کاروینگ با استفاده از یک کارور (Aesculap, Germany) و در مرحله مشابهی از آمالگامیشن آمالگام‌ها و طی ده بار عمل کشیدن کارور بر روی سطح و در مسیری مشابه انجام شد.

پس از آن، بر روی سطح ۱۴ نمونه از ۲۱ نمونه کارو شده هر نوع آمالگام، عمل برنیشینگ با استفاده از برنیشر (Aesculap, Germany) در زمان مشابهی از آمالگامیشن آمالگام‌ها به تعداد ۱۲ بار و در مسیری مشابه صورت گرفت.

جدول ۱- مشخصات چهار نوع پودر آلیاژ آمالگام تجارتي مورد بررسی

نوع تجارتي	ترکیب شیمیایی (درصد)			شکل ذرات	محل تولید	شرکت سازنده
	نقره	قلع	مس			
سیرالوی	۴۰	۳۰	۳۰	کروی	آمریکا	کر
سینالوکس	۴۵	۳۰	۲۵	کروی	ایران	شهید فقیهی
اورالوی	۵۹	۲۸	۱۳	شبه کروی	سوئیس	کولتن
سینالوی	۴۵	۳۰	۲۵	تراش‌های	ایران	شهید فقیهی

نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری شدند و سپس بر روی ۷ نمونه از ۱۴ نمونه

کارو-برنیش شده از هر نوع آمالگام، عملیات پالیشینگ صورت پذیرفت. این عمل به ترتیب توسط فرز پالیشینگ

محلول سرم فیزیولوژی (ساخت کارخانه شهید قاضی تبریز، ایران) موسوم به نمک نرمال به عنوان الکترولیت مصرف شد. هر نمونه با استفاده از دستگاه پتانسیواستات (EG & G Potentiostat 263A) با کنترل کامپیوتری مجهز به نرم افزار 352 Saft Corr III تحت آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی قرار گرفت. دمای آزمون 37 ± 1 درجه سانتیگراد بود که به کمک حمام بن ماری (Eyela Thermistor Tempet T-80) کنترل آن امکانپذیر بود. هر آزمون در دو مرحله به اجرا درآمد. در مرحله اول، آزمون به روش پلاریزاسیون خطی (Linear polarization) در محدوده $20 \pm$ میلی ولت نسبت به پتانسیل خوردگی به اجرا درآمد و در مرحله دوم، پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی برای حصول نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی به انجام رسید. پس از حصول نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی برای هر نمونه، پتانسیل خوردگی آن مشخص شد و مقدار چگالی جریان خوردگی نیز به روش برون یابی تافل (Tafel extrapolation) تعیین گردید. سپس مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی و انحراف معیار (standard deviation) مربوطه برای هر گروه از نمونه‌ها محاسبه گردید. با استفاده از آزمون آماری آنالیز واریانس (ANOVA) و با حدود اطمینان ۹۵٪، میانگین چگالی جریان خوردگی گروه‌های تحت آزمون مورد مقایسه قرار گرفت. از آزمون دانکن (Duncan) جهت تعیین اختلاف معنی‌دار بین هر دو گروه به طور جداگانه استفاده شد و تفاوت آماری در $P < 0.05$ معنی‌دار در نظر گرفته شد.

گلابی شکل (Ash, English) و مولت همراه با خنک کننده آب و سپس با استفاده از برس و خمیر پرداخت که مرکب از دو گرم پودر مخصوص پرداخت آمالگام (آذریش، دکتر آصف، ایران) و یک میلی‌لیتر الکل بود، به انجام رسید. شایان ذکر است که برای هر دو نمونه از یک فرز و یک مولت و یک برس استفاده شد. پرداخت توسط فشار ملایم و با سرعت ۸۰۰۰ دور در دقیقه صورت گرفت. تمام مراحل کار و تهیه نمونه‌ها توسط یک عمل کننده به انجام رسید و متعاقباً همه نمونه‌ها به مدت یک‌هفته در دمای 37 ± 1 درجه سانتیگراد نگهداری شدند.

به منظور اجرای آزمون‌های الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی، به هر یک از نمونه‌ها سیم روکش‌دار مناسب اتصال داده شد و اطراف آن به گونه‌ای با مواد مانت سرد و عایق کننده پوشانده شد که فقط یک سطح از آن آزاد بماند. هر نمونه پس از شستشو با محلول الکترولیت مصرفی به مدت ۲۴ ساعت در دمای 37 ± 1 درجه سانتیگراد در الکترولیت مذکور قرار گرفت تا با آن به تعادل برسد. شایان ذکر است که سطح موثر هر نمونه (سطح در تماس با الکترولیت از هر نمونه) به دقت با کولیس اندازه‌گیری شد و شماره‌گذاری نمونه‌ها برای امکان ردیابی صحیح و کامل صورت پذیرفت.

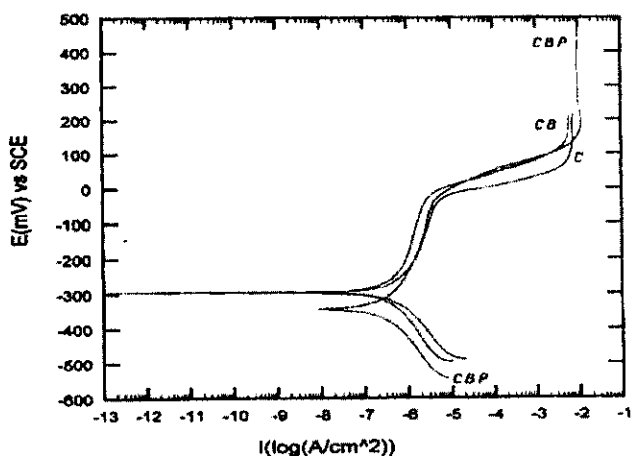
یک سل آزمون پلاریزاسیون الکتروشیمیایی برای اجرای آزمون‌های پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی استفاده گردید. گرافیت به عنوان الکترود شمارنده (کمکی) بکار رفت و الکترود مرجع یک الکترود کالومل اشباع (SCE) بود.

یافته‌ها

نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه‌های آمالگام سبیرالوی که تحت سه نوع عملیات مختلف؛ کاروینگ، کاروینگ-برنیشینگ و نیز کاروینگ-برنیشینگ-پالیشینگ قرار گرفته‌اند و طی آزمون الکتروشیمیایی پلاریزاسیون در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 1 ± 37 درجه سانتیگراد حاصل شده است، در شکل ۱ ملاحظه می‌شود. شکل ۲ نیز نمودارهای متعلق به آمالگام سینالوی را نشان می‌دهد. مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه و پتانسیل خوردگی هر چهار نوع آمالگام تجارتي که تحت سه نوع عملیات مختلف قرار گرفته‌اند در جدول ۲ ارائه شده است. مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی که به کمک نمودارهای پلاریزاسیون و روش برون‌یابی تافل (Tafel extrapolation) تعیین شده و مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همان نمونه‌ها که با روش پلاریزاسیون خطی بدست آمده نیز در همان جدول ملاحظه می‌گردد.

آزمون آماری آنالیز واریانس نشان داد که در مورد هر نوع آمالگام، اختلاف معنی‌داری بین مقدار چگالی جریان خوردگی نمونه‌هایی که تحت سه نوع عملیات متفاوت تمام کاری سطحی قرار گرفته بودند وجود داشت ($P < 0.05$) (جدول ۲). مقایسه دوتایی گروه‌های آمالگام سبیرالوی با استفاده از آزمون دانکن نشان داد که بین چگالی جریان نمونه‌های گروهی که فقط کارو شده و گروهی که کارو-برنیش-پالیش شده بودند اختلاف

معنی‌دار وجود داشت. بین گروهی که تحت عملیات کارو-برنیش قرار گرفته و گروهی که کارو-برنیش-پالیش شده بود نیز اختلاف معنی‌دار مشاهده شد ($P < 0.05$) و همچنین بین گروهی که فقط کارو شده و گروهی که کارو-برنیش شده بود نیز اختلاف معنی‌دار وجود داشت ($P < 0.05$). مقایسه دوتایی گروه‌های سه نوع آمالگام دیگر (سینالوکس، اورالوی و سینالوی) که تحت عملیات سطحی مختلف قرار گرفته بودند نیز نشانگر وجود اختلاف آماری معنی‌دار و روندی مشابه آمالگام سبیرالوی بود.



شکل ۱- نمودارهای پلاریزاسیون نمونه‌های آمالگام دندانی سبیرالوی که تحت سه نوع عملیات مختلف؛ کاروینگ (C)، کاروینگ-برنیشینگ (CB) و کاروینگ-برنیشینگ-پالیشینگ (CBP) قرار گرفته و در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 1 ± 37 درجه سانتیگراد بدست آمده است.

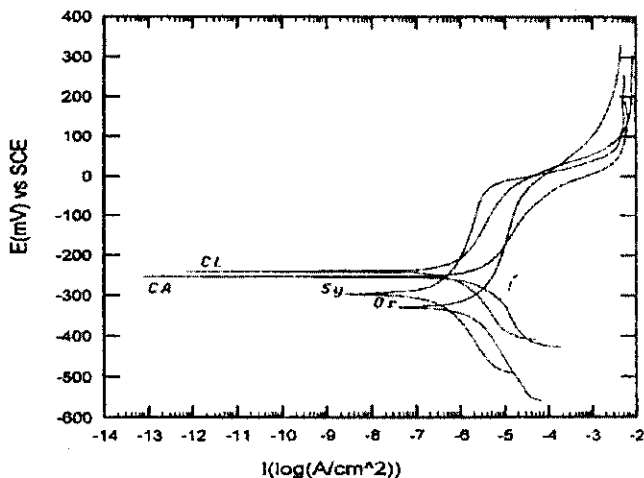
شکل ۳ نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه‌های کارو شده هر یک از چهار نوع آمالگام را نشان

معنی دار وجود داشت ($P < 0.05$) و همین وضعیت بین مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی گروه کارو-برنیش شده و گروه کارو-برنیش-پالیش شده چهار نوع آمالگام نیز قابل مشاهده است (جدول ۲).

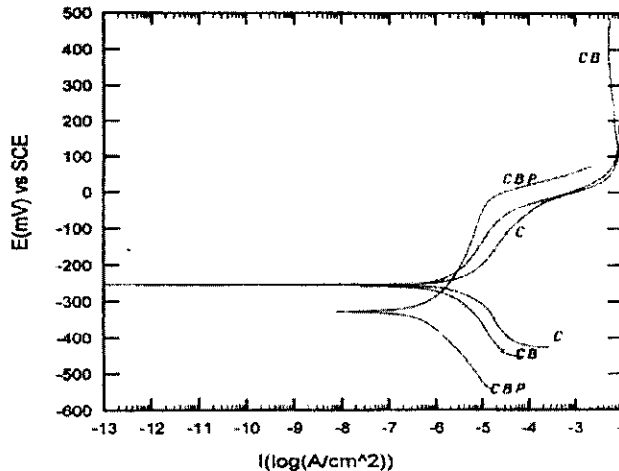
می دهد. نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه های کارو-برنیش شده و نیز نمونه های کارو-برنیش-پالیش شده هر یک از چهار نوع آمالگام مذکور هم به ترتیب در شکل های ۴ و ۵ دیده می شود. آزمون آماری آنالیز واریانس نشان داد که بین میانگین چگالی جریان گروه نمونه های کارو شده چهار نوع آمالگام تفاوت

جدول ۲- مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی (انحراف معیار) و میانگین پتانسیل خوردگی (انحراف معیار) نمونه های چهار نوع آمالگام تجارتي که تحت سه نوع عملیات سطحی قرار گرفته اند و طی آزمون الکتروشیمیایی در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 37 ± 1 درجه سانتیگراد حاصل شده است.

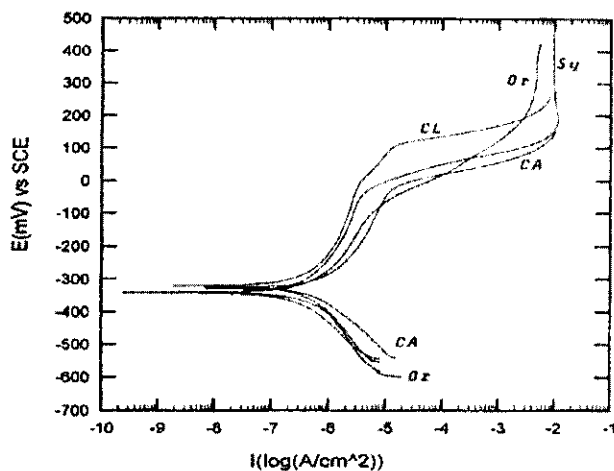
نوع ماده		پتانسیل خوردگی (mV)	چگالی جریان خوردگی ($nAcm^{-2}$)	
مورد آزمایش	نوع عملیات		برون یابی تافل	روش خطی
آمالگام سبیرالوی	کارو شده	-۲۹۸(۱۲)	۱۲۸۵(۸۱)	۷۴۰(۳۳)
آمالگام سینالوکس	کارو شده	-۲۸۵(۳۱)	۲۸۱۰(۳۱۱)	۹۳۶(۹۷)
آمالگام اورالوی	کارو شده	-۳۲۵(۱۶)	۴۲۹۵(۴۸۹)	۱۵۷۰(۲۱۸)
آمالگام سینالوی	کارو شده	-۲۴۸(۱۵)	۵۷۱۵(۳۹۱)	۲۴۶۷(۳۰۹)
آمالگام سبیرالوی	برنیش-کارو	-۲۶۶(۳۹)	۹۰۵(۵۲)	۳۱۳(۴۳)
آمالگام سینالوکس	برنیش-کارو	-۳۴۱(۲۵)	۲۱۱۱(۹۱)	۶۴۲(۴۱)
آمالگام اورالوی	برنیش-کارو	-۳۱۷(۲۵)	۲۹۷۵(۷۲)	۷۶۱(۳۴)
آمالگام سینالوی	برنیش-کارو	-۲۶۴(۲۲)	۳۵۰۳(۲۱۴)	۱۳۸۴(۹۲)
آمالگام سبیرالوی	پالیش-برنیش-کارو	-۳۳۲(۲۰)	۵۴۹(۳۱)	۲۲۵(۲۱)
آمالگام سینالوکس	پالیش-برنیش-کارو	-۳۴۱(۲۸)	۱۰۵۲(۴۸)	۵۲۳(۴۳)
آمالگام اورالوی	پالیش-برنیش-کارو	-۳۷۴(۲۸)	۷۷۸(۳۹)	۳۶۴(۳۶)
آمالگام سینالوی	پالیش-برنیش-کارو	-۳۴۲(۳۲)	۱۲۶۵(۶۶)	۸۸۵(۵۵)



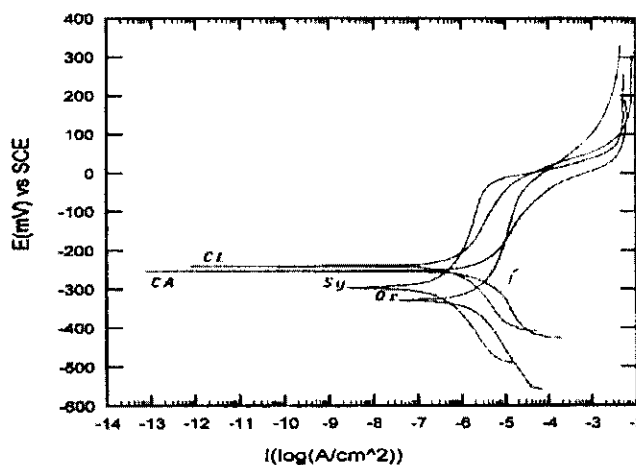
شکل ۴- نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه‌های گروه کارو-برنیش شده هر یک از چهار نوع آمالگام دندان تجارتی در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 1 ± 37 درجه سانتیگراد.



شکل ۲- نمودارهای پلاریزاسیون نمونه‌های آمالگام دندان سینالوی که تحت سه نوع عملیات مختلف؛ کاروینگ (C)، کاروینگ-برنیشینگ (CB) و کاروینگ-برنیشینگ-پالیشینگ (CBP) قرار گرفته و در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 1 ± 37 درجه سانتیگراد بدست آمده است.



شکل ۵- نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه‌های گروه کارو-برنیش-پالیش شده هر یک از چهار نوع آمالگام دندان در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 1 ± 37 درجه سانتیگراد.



شکل ۳- نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه‌های گروه کارو شده هر یک از چهار نوع آمالگام دندان تجارتی در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 1 ± 37 درجه سانتیگراد.

بحث

و گروه کارو-برنیش-پالیش شده کمترین میانگین چگالی جریان خوردگی (بیشترین مقاومت خوردگی) را در

میانگین چگالی جریان خوردگی نمونه‌های گروه کارو شده آمالگام سیرالوی بیشتر از گروه کارو-برنیش است

محیط فیزیولوژیکی دارد. این روند در مورد سه نوع آمالگام دیگر هم بخوبی مشهود است (شکل‌های ۱، ۲ و جدول ۲). این نتیجه با نتایج پژوهش‌های قبلی نگارندگان حاضر که نشان داد اجرای عملیات کلینیکی تمام کاری بر روی هر نوع آمالگام، به وضوح بر زبری سطح نهایی تاثیر می‌گذارد و گروه پالیش شده کمترین زبری سطح را دارد^(۲۳) هماهنگی کامل دارد.

افزایش مقاومت خوردگی آمالگام بر اثر اجرای عملیات سطحی و به ویژه اجرای عملیات نهایی پالیشینگ که نتایج پژوهش حاضر مؤید آن است، نکته جدیدی نیست و قبل از این نیز محققان بر اهمیت عملیات کلینیکی سطحی نهایی و به ویژه اجرای عملیات پالیشینگ برای افزایش مقاومت به تغییر رنگ و خوردگی آمالگام دندان‌ها تاکید داشته‌اند^(۲۴ و ۲۵) ولی مطلب مهم قابل استنتاج از نتایج حاصل از پژوهش حاضر این است که عملیات سطحی و به ویژه سه نوع عملیات ذکر شده، تاثیر متفاوتی بر بهبود رفتار خوردگی و تغییر رنگ آمالگام‌های مختلف دارند (جدول ۲).

میانگین چگالی جریان خوردگی آمالگام سیبرالوی که تحت عملیات کارو-برنیش-پالیش قرار گرفته در حدود ۴۲ درصد میانگین چگالی جریان خوردگی گروهی است که فقط تحت عملیات کاروپینگ بوده است. میانگین چگالی جریان خوردگی آمالگام سینالوکس کارو-برنیش-پالیش شده حدود ۳۶ درصد چگالی جریان گروه کارو شده می‌باشد در حالی که این مقدار برای آمالگام سینا بالغ بر ۲۲ درصد و نشانگر تاثیر بسیار زیاد عملیات

پالیشینگ بر این نوع آمالگام می‌باشد. بنابراین تاثیر عملیات کلینیکی نهایی و به ویژه پالیشینگ در مورد آمالگام‌هایی که ماهیتاً (به واسطه عواملی چون ترکیب شیمیایی، شکل ذرات و...) مقاومت خوردگی کمتری دارند، بیشتر است (شکل‌های ۱ و ۲).

مقایسه چهار نوع آمالگام که فقط تحت عملیات کاروپینگ قرار داشته‌اند نشان می‌دهد که آمالگام سیبرالوی کارو شده دارای بالاترین مقاومت به خوردگی است و پس از آن، آمالگام‌های سینالوکس، اورالوی و سینالوی قرار دارند (شکل ۳ و جدول ۲). این روند با نتایج پژوهش قبلی نگارندگان مبنی بر اختلاف معنی‌دار بین زبری سطح گروه کارو شده چهار نوع آمالگام مذکور^(۲۳) هماهنگی کامل دارد و رده‌بندی و رتبه آمالگام‌ها از نظر زبری سطح^(۲۳) و مقاومت خوردگی مشابه است.

در رابطه با گروه کارو-برنیش شده چهار نوع آمالگام نیز نتایج نشان می‌دهد که آمالگام سیبرالوی بیشترین مقاومت خوردگی را دارد و پس از آن، آمالگام‌های سینالوکس، اورالوی و سینالوی قرار دارند (شکل ۴ و جدول ۲) و به عبارت دیگر، روند و رده‌بندی مشابه گروه کارو شده است.

در مورد گروه کارو-برنیش-پالیش شده چهار نوع آمالگام نیز همان روند قابل تشخیص است با این تفاوت که در رده‌بندی براساس مقاومت خوردگی در این گروه، رده و رتبه آمالگام سینالوکس و اورالوی با یکدیگر جابجا شده است. نتایج پژوهش قبلی نگارندگان حاضر نشان داد که بین میانگین زبری سطح نمونه‌های کارو-برنیش-پالیش

شده چهار نوع آمالگام اختلاف معنی‌دار وجود نداشته است^(۲۳) و به عبارت دیگر صافی سطح هر چهار نوع آمالگام پس از عملیات پالیشینگ تقریباً مشابه بوده است^(۲۳). بنابراین، تفاوت رفتار خوردگی چهار نوع آمالگام در گروه کارو-برنیش-پالیش شده می‌تواند از ترکیب شیمیایی و یا سایر عوامل دیگر ناشی باشد.

پدیده تغییر و جابجایی رتبه دو نوع آمالگام اورالوی و سینالوکس در گروه کارو-برنیش-پالیش می‌تواند به دلایل متفاوتی باشد. این احتمال وجود دارد که به دلیل یکسان شدن تقریبی صافی سطح در هر دو نوع آمالگام، تأثیر این عامل حذف شده و عواملی دیگری چون ترکیب شیمیایی و ماهیت آمالگام تعیین کننده گردیده‌اند. از طرف دیگر، این احتمال وجود دارد که مقدار پالیشینگ به انجام رسیده برای دو نوع آمالگام اورالوی و سینالوکس بیشتر از حد مورد نیاز برای آنها و یا حداقل بیشتر از حد لزوم برای یکی از آنها باشد و در نتیجه، خوردگی توام با تنش (stress corrosion) نیز در این میان نقشی ایفاء کرده باشد. لزوم اجرای عملیات پالیشینگ کافی و نه بیشتر از حد لازم و البته یکنواخت برای جلوگیری از دو نوع خوردگی الکترولیتی توام با تنش و خوردگی سطح غیریکنواخت همواره مورد تأکید محققان قرار داشته است^(۲۴،۲۵،۲۶).

گفته می‌شود که حتی بهترین عملیات و روش تمام کاری فقط می‌تواند تا حد خاصی صافی سطح را بهبود بخشد و پس از آن، ادامه عملیات پالیشینگ نمی‌تواند تغییر محسوسی بر صافی سطح بدست آمده ایجاد نماید.

این امر از ساختار چندفازی آمالگام و به عبارت دیگر ناهمگونی ساختاری آن ناشی است که بهبود افزون‌تر صافی سطح را محدود می‌سازد^(۱۲). بنابراین اطلاع از مطلب مذکور و همچنین این که میزان پالیشینگ لازم برای هر نوع آمالگام در چه حد و حدود است، برای دندانپزشک بسیار اهمیت دارد.

شایان ذکر است که نتایج برخی از پژوهش‌ها حاکی از آن است که زبری سطح آمالگام‌های با مس زیاد می‌تواند بیشتر به اندازه ذرات، شکل و توزیع ذرات و کمتر به تکنیک پالیشینگ وابسته باشد^(۱۶). این مطلب هم مؤید آن است که برای حصول صافی (زبری) سطح یکسان در آمالگام‌های مختلف ممکن است به مقدار عملیات پالیشینگ متفاوتی ممکن است نیاز باشد.

یک ترمیم با آمالگام که سطح آن بخوبی پرداخت و پالیش شده باشد، پلاک کمتری بر سطح خود در مقایسه با سطح آمالگام زبر پذیرا می‌شود و در نتیجه، چالش مهم پوسیدگی‌زایی کاهش می‌یابد. سطح خشن و زبر آمالگام همچنین وسعت سطح در تماس با محیط را افزایش می‌دهد و سبب افزایش خوردگی می‌شود^(۱۲). بنابراین پالیش کردن آمالگام پس از ترمیم هم از طریق کاهش ابقاء و تشکیل پلاک دندان و هم به سبب کاهش سطح مؤثر، باعث کاهش خوردگی می‌گردد^(۱۲). نتایج پژوهش حاضر به وضوح، تحلیل مذکور را تایید می‌نماید و اهمیت آن را به صورت کمی آشکار ساخته است.

اندکی پس از معرفی آمالگام‌های با مس زیاد، پژوهشگران نشان دادند که یک فرایند و عملیات

پالیشینگ استاندارد که ۲۴ ساعت پس از اجرای ترمیم با آمالگام صورت گیرد، سطح بسیار صاف‌تری در مقایسه با هر نوع عملیات سطحی و پرداخت سریع و بلافاصله پس از اجرای ترمیم حاصل می‌کند و اگر ۲۴ ساعت پس از ترمیم، پالیشینگ صورت گیرد، صافی سطح مناسب حاصل می‌شود^(۲۶). از سوی دیگر، فاز گاما دو مستعدترین فاز آمالگام به خوردگی است و از آنجا که این فاز در آمالگام‌های با مس زیاد طی مدتی حدود ۲۴ ساعت تا یک‌هفته حذف می‌گردد، مقاومت خوردگی آمالگام‌های با مس زیاد در مقایسه با آمالگام‌های سنتی با مس کم بسیار بهتر است^(۸). بنابراین، زمان اجرای عملیات پالیشینگ و پرداخت نهایی آمالگام دندان‌های حائز اهمیت است. پژوهش‌ها نشان می‌دهند که بیشترین میزان وقوع خوردگی آمالگام در ۲۴ ساعت اول پس از ترمیم و نیز طی یک‌هفته بعد از ترمیم است^(۸،۹،۱۵،۱۸،۲۰) زیرا پس از آن انتظار می‌رود که با حذف فاز گاما دو، خوردگی کاهش یابد^(۹،۱۸) و نیز با تشکیل یک لایه روبین از محصولات خوردگی بر روی سطح آمالگام، فرایند خوردگی کاهش یابد و حتی تحت شرایطی قطع گردد^(۲۷). پس می‌توان نتیجه گرفت که اجرای عملیات پالیشینگ و پرداخت نهایی ترمیم توسط دندانپزشک، وقتی اهداف مشخص شده را تامین می‌کند که در موقع مناسب و به هنگام صورت گیرد.

نتیجه‌گیری

۱- اجرای عملیات پرداخت سطح سبب افزایش مقاومت

به خوردگی انواع آمالگام‌های با مس زیاد می‌شود.
۲- عملیات کلینیکی سطحی و به ویژه عملیات کارونگ-برنیشینگ-پالیشینگ یکسان، تاثیر متفاوتی بر بهبود رفتار خوردگی و تغییر رنگ آمالگام‌های تجارتي مختلف دارد.

۳- تاثیر عملیات پالیشینگ در مورد آمالگام‌هایی که ماهیتاً و به دلیل عواملی چون ترکیب شیمیایی و شکل و اندازه ذرات، مقاومت خوردگی کمتری دارند بیشتر است.

۴- اجرای صحیح و استاندارد عملیات پالیشینگ و به ویژه مقدار مناسب آن برای هر نوع آمالگام دندان‌های، اهمیت دارد.

۵- زمان اجرای عملیات پالیشینگ و پرداخت نهایی آمالگام‌های با مس زیاد مهم است و بهترین نتیجه از نظر افزایش مقاومت خوردگی، در فاصله زمانی ۲۴ ساعت تا یک‌هفته پس از ترمیم است.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر با کمک و حمایت دانشگاه صنعتی اصفهان به انجام رسیده و هزینه‌های آن از طریق طرح پژوهشی (۸۰۱ MSD ۱) دانشگاه صنعتی اصفهان پرداخت شده است. بدینوسیله از همکاری معاونت محترم پژوهشی دانشگاه صنعتی اصفهان قدردانی می‌شود. از همکاری و معاضدت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و مرکز تحقیقات پروفیسور ترابی‌نژاد نیز سپاسگزاری می‌گردد.

References:

1. Xu HHK, Eichmiller FC, Giusepatti AA, Johnson CE: Cyclic contact fatigue of a silver alternative to amalgam. *Dent Mater* 1998; **14**: 11-20
2. Enestrom S, Hultman P: Does amalgam affects the immune system? *Int Arch Allergy Immunol* 1995; **106**: 180-203
3. Eley BM: The future of dental amalgam: a review of the literature, part 6. *Br Dent J* 1997; **182**: 455-459
4. Noort R: Introduction to Dental Materials. 1st Ed. *St. Louis: The CV Mosby Co.* 1994; Section II.I: 74-87
5. Dodes JE: The amalgam controversy. An evidence-based analysis. *J Am Dent Assoc* 2001; **132**: 348-356
6. Craig RG, Powers JM, Wataha JC: Dental Materials, properties and Manipulation. 7th Ed. *St. Louis: The CV Mosby Co.* 2000; Chap 5; 79-96
7. Acciari HA, Guastaldi AC, Brett CMA: Corrosion of dental amalgams: electrochemical study of Ag-Hg, Ag-Sn and Sn-Hg phases. *Electrochimica Acta* 2001; **46**: 3887-3893
8. Anusavice KJ: Phillips Science of Dental Materials, 10th Ed. *WB Saunders Co.* 1996; Chap 17; 361-385
9. Craig RG: Restorative Dental Materials, 10th Ed. *St. Louis: The CV Mosby Co.* 1997; Chap 9; 209-243
10. Olsson S, Berglund A, Bergman M: Release of elements due to electrochemical corrosion of dental amalgam. *J Dent Res* 1994; **73**: 33-43
11. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J: Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials* 2001; **22**: 481-487
12. Eide R, Tveit AB: A comparison of different techniques for finishing and polishing amalgam. *Acta Odontol Scand* 1987; **45**: 147-151
13. Leitao J: Relief formation in polished amalgam surfaces. *Acta Odontol Scand* 1984; **42**: 345-349
14. Ulusoy N, Aydin AK, Ulusoy M: Evaluation of finishing techniques for assessing surface roughness of amalgam restorations. *J Prosth Dent* 1987; **57**: 286-291
15. Bollen CML, Lambrechts P, Quirgnen M: Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention. *Dent Mater* 1997; **13**: 258-269
16. Drummond JL, Jung H, Savers EE, Novickas D: Surface roughness of polished amalgams. *Operative Dentistry* 1992; **17**: 129-134
۱۷. فتحی - م ح، مرتضوی - و: رفتار خوردگی آمالگام دندان در آزمون های آزمایشگاهی. *استقلال، مجله مهندسی دانشگاه صنعتی اصفهان* ۱۳۷۵؛ **۱۵**: ۴۵-۵۵
۱۸. مرتضوی - و، فتحی - م ح: بررسی و مقایسه کیفیت آمالگام های دندانسی مصرفی در ایران. *مجله پژوهش در علوم پزشکی / ویژه نامه دانشکده دندانپزشکی، مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان* ۱۳۷۷؛ **۳**: ۹۳-۸۸
۱۹. فتحی - م ح، مرتضوی - و، گلعدار - م ع: تغییر رنگ و خوردگی مواد دندانسی، مکانیزم ها و اثرات آن. *مجموعه مقالات دومین کنفرانس انجمن مهندسیین مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران*، ۱۳۷۳؛ **۱۳۷۳**: ۱۸۹-۱۹۷
۲۰. فتحی - م ح، مرتضوی - و، گلعدار - م ع: سنجش میزان آزاد شدن جیوه از آمالگام دندانسی به روش خوردگی غوطه وری. *مجموعه مقالات پنجمین کنگره ملی خوردگی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران*، ۱۳۷۶؛ **۱۳۷۶**: ۴۰۱-۴۱۱
21. Zitter H, Plenk H: The electrochemical behavior of metallic implants materials as an indicator of their biocompatibility. *J Biomed Mater Res* 1987; **21**: 881

22. Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi SB: Novel double layer hydroxyapatite (HA)/Ti coating for biocompatibility improvement of metallic implants. *Surf Eng* 2001; **17**: 459-464

۲۳. مرتضوی - و، فتحی - م ح، نکویی - ل: بررسی مقایسه‌ای تاثیر شکل ذرات پودر و روش‌های کلینیکی اتمام کاری و پرداخت بر مورفولوژی و زبری سطح چهار نوع آمالگام دندانی. *مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی* ۱۳۸۰؛ ۱۹: ۴۰۲-۴۱۲

۲۴. فتحی - م ح: مبانی علم مواد در دندانپزشکی. *چاپ اول: انتشارات ارکان* ۱۳۶۷؛ فصل هشتم؛ ۲۶۰-۲۲۵.

۲۵. فتحی - م ح، مرتضوی - و: تاثیر عملیات کلینیکی بر شرایط سطحی و رفتار خوردگی آمالگام دندانی با مس زیاد. *مجموعه مقالات اولین کنگره علمی انجمن متخصصین دندانپزشکی ترمیمی ایران*. دانشگاه کیش ۱۳۸۰؛ ۵۵

26. Creaven PJ, Dennison JB, Charbeneau GT: Surface roughness of two dental amalgams after various polishing techniques. *J Prosth Dent* 1980; **43**: 289-297.

27. Eley BM: The future of dental amalgam: a review of the literature, Part 3. *Br Dent J* 1997; **182**: 333-338.