

رفتار خوردگی آمالگام دندان‌دانی در آزمونهای آزمایشگاهی

محمد حسین فتحی*، وجیه السادات مرتضوی**، محمد علی گل‌عذار*** و کاظم خسروی**

دانشکده مهندسی مواد دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

(دریافت مقاله: ۱۳۷۴/۱۱/۲۹ - دریافت نسخه‌نهایی: ۱۳۷۵/۴/۱۱)

چکیده - برای ارزیابی تاثیر احتمالی خوردگی آمالگام دندان‌دانی^۱ بر بدن انسان، پژوهشهای کلینیکی^۲ و آزمایشگاهی^۳ در مورد سه نوع آمالگام اجرا شد. در بخشی از تحقیقات انجام شده که نتایج آن در مقاله حاضر ارائه می‌شود تغییر رنگ^۴ و خوردگی^۵ سه نوع آمالگام دندان‌دانی تولید داخلی و خارجی از طریق اجرای آزمونهای غوطه‌وری^۶ و الکتروشیمیایی^۷ در آزمایشگاه بررسی و نتایج حاصل باهم مقایسه شد. آزمونهای غوطه‌وری برای ارزیابی میزان تغییر رنگ آمالگام، در محلولهای سدیم سولفاید و سدیم کلراید صورت گرفت و آزمونهای الکتروشیمیایی پولا ریزاسیون پتانسیودینامیکی^۸ در محلول ۰٫۹ درصد نمک طعام (سرم فیزیولوژی)، بزاقت مصنوعی^۹ و محلول رینگر^{۱۰} اجرا شده نتایج نشان داد که پتانسیل خوردگی^{۱۱} و شدت جریان خوردگی^{۱۲} یک نوع آمالگام خاص بر حسب نوع محلول الکترولیت متغیر است اما ردیف و رده بندی پتانسیل و شدت جریان خوردگی آمالگام‌ها در سه نوع محلول تغییر نمی‌کند.

Corrosion Behavior of Dental Amalgams, in Vitro Tests

M.H. Fathi, V. Mortazavi, M.A. Golozar and K. Khosravi

Department of Materials Engineering, Isfahan University of Technology

Faculty of Dentistry, Isfahan University of Medical Science

ABSTRACT- *Tarnish and Corrosion behavior of three Commercial dental amalgams namely Am.1, Am.2, Am.3, have been investigated by utilizing in vitro tests. The corrosion and/or dissolution rate of the three dental amalgams were studied in 0.9 wt% NaCl solution, artificial saliva and Ringer's solution. Potentiodynamic polarization technique was employed to study cathodic and anodic polarization behavior, from which the corrosion potentials and corrosion current densities were calculated. The corrosion potential and the corrosion current density of each amalgam was found to be affected by the nature of electrolyte used, as well as the Pre-immersion time. However, the order of corrosion potentials and corrosion current densities of the three dental amalgams examined, was found to be independent of the electrolyte used.*

*** دانشیار (دانشگاه صنعتی اصفهان)

** استادیار (دانشگاه علوم پزشکی اصفهان)

* عضو هیئت علمی (دانشگاه صنعتی اصفهان)

فهرست علائم

β_c شیب تافل نمودار کاتدی	E پتانسیل خوردگی
γ_{1, Ag_2Sn} فاز گاما قلع - نقره	i_{app} شدت جریان اعمال شده
γ_{1, Ag_2Hg_2} فاز گاما یک نقره - جیوه	i_{corr} شدت جریان خوردگی
γ_{2, Sn_2Hg} فاز گاما یک قلع - جیوه	SCE الکتروکد کالومل اشباع
$\Delta E/\Delta i_{corr}$ شیب نمودار پولاریزاسیون خطی	SCR سرعت روبش
η, Cu_2Sn_5 فاز اتا مس - قلع	β_a شیب تافل نمودار آندی

۱- مقدمه

آمالگام دندان آلیاژی مرکب از نقره، قلع، مس و جیوه است که از مخلوط کردن پودر آلیاژ با جیوه مایع در دمای اتاق تهیه می‌شود. مخلوط تازه‌ای که از این طریق آماده می‌شود تا مدت کوتاهی حالت خمیری و قابلیت شکل پذیری دارد و می‌تواند توسط دندانپزشک به خوبی در حفره تراشیده شده دندان با فشار جاگذاری و متراکم شود [۱]. آمالگام دندان طی چندین دهه یکی از پر مصرفترین و سودمندترین مواد دندان ترمیمی بوده و امروزه هم بیشتر از هر ماده ترمیمی دیگر برای ترمیم دندانهای پوسیده به کار می‌رود [۲]. خوردگی آمالگام دندان طی یکصد سال استفاده از این ماده ترمیمی^{۱۳} مطرح و مورد توجه بوده است. تلاش برای بهسازی و بهبود مقاومت خوردگی آمالگام در دهان برای چندین دهه متوالی ادامه یافته و اگرچه موفقیت‌های چشمگیری نیز حاصل شده است اما هنوز هم پژوهشها برای بهسازی بیشتر و همچنین بررسی اثرات احتمالی پدیده خوردگی بر بدن انسان ادامه دارد.

از آنجا که محیط دهان مرطوب است و دائماً در معرض نوسانات دما و تغییرات درجه اسیدی غذاها و مایعات مصرفی قرار دارد، شرایط مناسبی برای بروز پدیده خوردگی فراهم است. خوردگی آمالگام دندان همواره اهمیت داشته و تغییر رنگ^۴ به عنوان اولین نتیجه خوردگی آمالگام، آغازی نامطلوب در سیر تخریبی فلز به شمار می‌رود و پدیده‌ای ناخوشایند برای دندانپزشک و بیمار است [۳]. شایان ذکر است که در دهه اخیر، توجه اساسی به خوردگی آمالگام به دلیل اثرات بیولوژیکی احتمالی آن بر بدن انسان و مسأله زیست‌سازگاری^{۱۴} آن بوده است [۴].

استفاده از نتایج آزمونهای آزمایشگاهی و اطلاع از میزان شدت

جریان خوردگی آمالگامها اهمیت زیادی دارد. پژوهشگران طی تحقیقات کلینیکی و آزمایشگاهی، شدت جریان خوردگی آمالگام را در دهان میمونهای نر و نیز در آزمایشگاه با روش پلاریزاسیون خطی اندازه‌گیری کرده و نشان دادند که جریانهای ایجاد شده در دهان تقریباً سه تا هشت برابر بیشتر از جریانهای اندازه‌گیری شده در آزمونهای آزمایشگاهی است [۵]. محققان دیگر با توجه به نتایج مذکور و سایر بررسیها، در تلاش برای یافتن راهی جهت مقایسه و تطابق آزمونهای آزمایشگاهی و کلینیکی، ضریب پنج را برای تبدیل نتایج آزمایشگاهی به کلینیکی پذیرا شدند [۶]. یکی از دستاوردهای اطلاع از میزان شدت جریان خوردگی آمالگام در آزمونهای آزمایشگاهی این است که مانند برخی از پژوهشگران، می‌توان با داشتن شدت جریان خوردگی آمالگام و با استفاده از معادله‌های الکتروشیمیایی به تعیین و پیشگویی مقدار عنصر آزاد شده در محلول اقدام کرد [۷] اما مهمترین نتیجه حاصل می‌تواند مقایسه رفتار خوردگی هر یک از آنها در ترمیمهای کلینیکی باشد. به عبارت دیگر شناسایی رفتار خوردگی آمالگامهای دندان در آزمونهای آزمایشگاهی [۸] می‌تواند زمینه‌ساز مناسبی برای تشخیص نتایج اجرای کلینیکی ترمیم و کسب اطلاعات اولیه درباره چگونگی آزاد شدن عناصر و میزان آن باشد.

۲- مواد، آماده سازی و روش انجام پژوهش

سه نوع آمالگام دندان ($Am_{1,1}$ ، $Am_{2,2}$ و $Am_{3,3}$) تولید داخلی و خارجی برای بررسی انتخاب شد. مشخصات آلیاژهای انتخابی و از جمله نسبت جیوه به آلیاژ، زمان سایش و هاون کردن^{۱۵} و آمالگاماتور مورد استفاده در جدول (۱) ارائه شده است. ترکیب شیمیایی تقریبی و شکل ذرات آلیاژهای آمالگام مورد استفاده نیز در

جدول ۱ - مشخصات آلیاژهای آمالگام دندان‌ی مورد آزمایش

آمالگام دندان‌ی	نسبت جیوه به آلیاژ	زمان سایش	آمالگاماتور مورد استفاده
Am _۱	۱ به ۱	۳۰ ثانیه	دئومات ۳، دگوسا
Am _۲	۱ به ۱,۰۵	۳۵ ثانیه	دئومات ۳، دگوسا
Am _۳	۱ به ۱,۱	۳۰ ثانیه	دئومات ۳، دگوسا

جدول ۲ - ترکیب شیمیایی تقریبی و شکل ذرات پودر اولیه آلیاژهای آمالگام مورد آزمایش

آلیاژ آمالگام	درصد وزنی عناصر اصلی			شکل ذرات
	درصد نقره	درصد قلع	درصد مس	
Am _۱	۴۰	۳۰	۳۰	کروی
Am _۲	۴۵	۳۰	۲۵	تراشه‌ای
Am _۳	۵۳	۲۷	۲۰	تراشه‌ای

جدول (۲) نشان داده شده است.

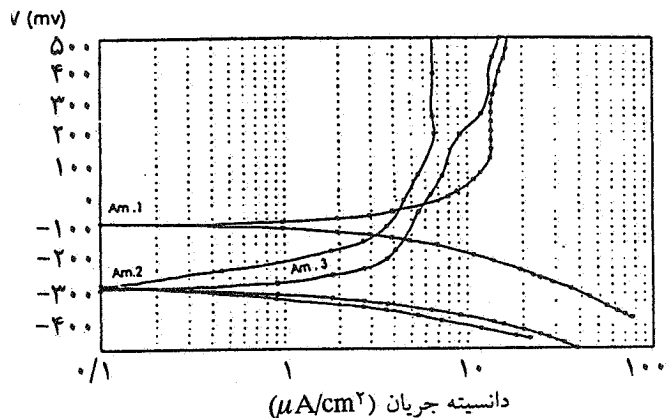
نمونه‌هایی از هر نوع آمالگام به تعداد کافی در قالب‌های از جنس پلکسی گلاس تهیه شد. هر قالب دارای سه محفظه توخالی به ابعاد ۱۰×۲۰×۴ میلی‌متر برای تهیه نمونه بود. نیروی اعمال شده برای متراکم کردن^{۱۶} آمالگام در قالب با استفاده از متراکم کننده‌ای^{۱۷} با قطر اثر ۲ میلی‌متر، معادل ۱ کیلو گرم نیرو بود. متراکم کردن آمالگام بلافاصله پس از سایش و هاون کردن انجام می‌گرفت و جیوه اضافی از سطح گرفته می‌شد. هر یک از نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در قالب نگهداری و سپس از قالب خارج شد و به مدت ۷ شبانه‌روز در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری شد.

سه نمونه از هر نوع آمالگام پس از طی مراحل قبلی سنباده‌زنی و با پودر اکسید آلومینیم بر روی نمد مخصوص پرداخت^{۱۸} شد. نمونه‌ها به مدت یک هفته به شکل آزاد در آزمایشگاه نگهداری شد و در مقطع زمانی ۵ دقیقه، ۲۴ ساعت و هفت شبانه‌روز پس از پایان عملیات پرداخت، از آنها تصویر برداری شد و وضعیت سطحی آنها از نظر تغییر رنگ از طریق بصری بررسی شد. سه نمونه از هر نوع آمالگام پس از طی مراحل تهیه و پرداخت نهایی به صورت جداگانه و به شکل غوطه‌ور در بالنهای شیشه‌ای حاوی محلول سدیم سولفاید ۰,۵ درصد قرارداد شد و به مدت ۷ شبانه‌روز در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری شد. مشابه همین عملیات نیز برای سه نمونه از هر نوع آمالگام و با استفاده از محلول سدیم کلراید

۰,۹ درصد (سرم فیزیولوژی) انجام گرفت و در پایان، وضعیت سطحی نمونه از نظر نحوه و میزان تغییر رنگ با شیوه بصری بررسی شد و تصویربرداری انجام شد [۹].

برای اجرای آزمایش به روش پولاریزاسیون پتانسیودینامیک^{۱۹} نیز نمونه‌هایی از هر نوع آمالگام پس از تهیه و نگهداری به مدت یک هفته و پس از وصل سیم اتصال روکشدار به آن، به گونه‌ای به کمک مواد مانت سرد پوشانده شد که فقط یک سطح از آن با ابعاد ۱۰×۲۰ میلی‌متر آزاد بماند. ابعاد هر نمونه با میکرومتر اندازه‌گیری شد و مراحل سنباده‌زنی، پرداخت نهایی با پودر اکسید آلومینیم، شستشو با آب مقطر، آغشته کردن با استون و خشک کردن آن صورت گرفت و سپس در الکترولیت انتخابی قرارداد شد [۹].

پنج نمونه از هر نوع آمالگام پس از طی مراحل مذکور به مدت ۵۵ دقیقه داخل الکترولیت سدیم کلراید با غلظت ۰,۹ درصد در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد قرار گرفت تا آزمایش پولاریزاسیون پتانسیودینامیک انجام شود. کنترل دما به کمک حمام آب صورت پذیرفت و از یک همزن مغناطیسی برای همزدن الکترولیت استفاده شد. الکتروکد کمی از جنس پلاتین و الکتروکد مرجع^{۲۰} یک الکتروکد کالومل اشباع^{۲۱} SCE بود. طی انجام آزمایش، ابتدا پتانسیل خوردگی هر نمونه با ثبت پتانسیل مدار باز به دست آمد. در ادامه کار، نمودار پولاریزاسیون خطی^{۲۲} در محدوده ۳۰± میلی ولت نسبت به پتانسیل خوردگی تهیه شد. سرعت روبش^{۲۳} در این مرحله ۰,۲



شکل ۲- نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام (Am.۱، Am.۲ و Am.۳) در محلول بزاق مصنوعی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد.

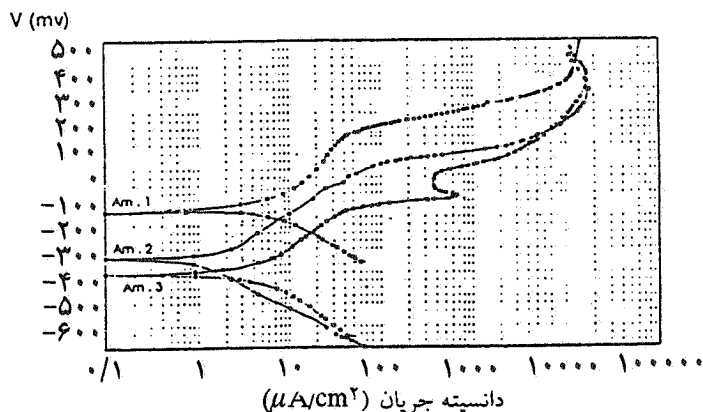
آزمایش پولاریزاسیون پتانسیودینامیکی در همان دما اجرا شد و نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی و اطلاعات مربوطه به دست آمد.

۳- نتایج

نمونه‌های هر سه نوع آمالگام دندان که به مدت هفت شبانه روز در محلول سدیم سولفاید قرار گرفته بود دچار تغییر رنگ شده و به رنگ قهوه‌ای تیره در آمده بود. با ارزیابی بصری دقیق، تفاوت محسوسی از نظر رنگ مابین سه نوع آمالگام تغییر رنگ یافته مشاهده نشد. تغییر رنگ نمونه‌های غوطه‌ور در محلول سدیم کلراید با شدت کمتری پدید آمده بود ولی باز هم تفاوت اساسی بین آنها مشاهده نمی‌شد مگر اینکه بر روی سطح آمالگام‌های Am.۲ و Am.۳ لکه‌های تیره‌تر و کدرتری نسبت به آمالگام Am.۱ ظاهر شده بود.

بررسی نمونه‌های پرداخت شده و نگهداری شده در محیط آزمایشگاه نشان داد که آمالگام‌های Am.۲ و Am.۳ بلافاصله پس از پرداخت دچار تغییر رنگ می‌شد و در مقطع زمانی ۵ دقیقه پس از پرداخت، این تغییر رنگ در مقایسه با آمالگام Am.۱ محسوس بود، در حالی که آمالگام Am.۱ پس از گذشت ۲۴ ساعت هنوز هم جلا و درخشندگی فلزی خود را حفظ کرده بود. بعد از گذشت یک هفته، اثر تغییر رنگ در آمالگام‌های Am.۲ و Am.۳ به خوبی محسوس بود ولی جلای فلزی آمالگام Am.۱ هنوز قابل توجه بود.

مقادیر پتانسیل خوردگی و شدت جریان خوردگی هر سه نوع آمالگام در محلول سدیم کلراید ۰٫۹ درصد در جدول (۳)



شکل ۱- نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام (Am.۱، Am.۲ و Am.۳) در محلول سدیم کلراید ۰٫۹ درصد (سرم فیزیولوژی) در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد.

میلی ولت بر ثانیه بود و شیب پولاریزاسیون خطی در محدوده ± 10 میلی ولت محاسبه شد. سپس نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی به دست آمد. سرعت روبش در این مرحله معادل ۰٫۵ میلی ولت بر ثانیه بود و شدت جریان خوردگی با روش پولاریزاسیون بریک ۲۴ با استفاده از اکستراپوله کردن نواحی خطی تافل دو نمودار کاتدی و آندی و با توجه به رابطه (۱)

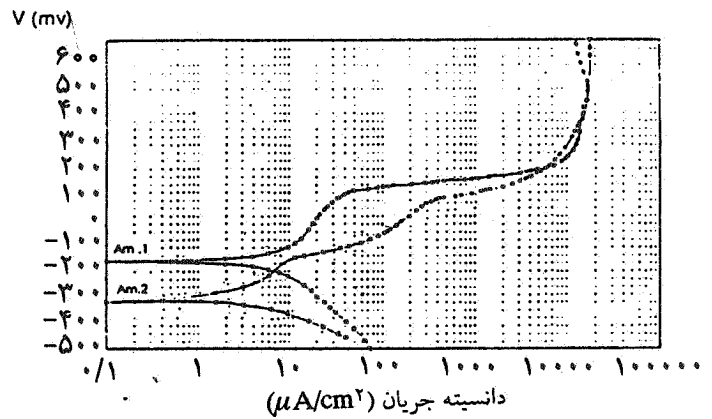
$$i_{\text{corr}} = I_q \cdot I_p / I_q + I_p \quad (1)$$

به دست آمد. شدت جریان خوردگی به روش پولاریزاسیون خطی نیز با توجه به شیب نمودارهای کاتدی و آندی و شیب نمودار پولاریزاسیون خطی در ± 10 میلی ولت و با توجه به رابطه (۲) بدست آمد؛

$$\Delta E / \Delta i_{\text{app}} = \beta_a \beta_c / 2.3 (i_{\text{corr}}) (\beta_a + \beta_c) \quad (2)$$

آزمایشهای الکترو شیمیایی به روش پتانسیودینامیک عیناً برای پنج نمونه از هر نوع آمالگام در محلول بزاق مصنوعی و محلول رینگر نیز انجام گرفت. در بخشی دیگر از پژوهش نیز پنج نمونه از هر نوع آمالگام در الکترولیتی از محلول سدیم کلراید با غلظت ۰٫۹ درصد (سرم فیزیولوژی) قرار داده شد و به مدت یکماه در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری شد. پس از گذشت یکماه، بدون آنکه نمونه از محلول خارج شود بدون هیچ گونه تغییری در محلول یا ظرف مصرفی،

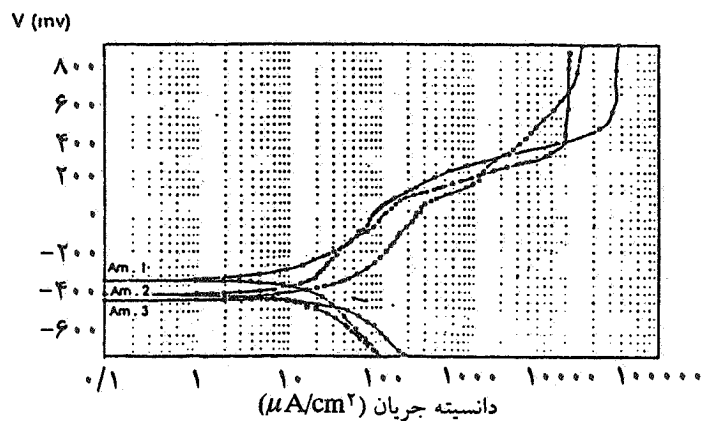
کمیت‌های مذکور در محلول بزاق مصنوعی و محلول رینگر ذکر شده است. شکل (۱) نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی برای سه نوع آمالگام در محلول سدیم کلراید ۰٫۹ درصد را نشان می‌دهد و در شکل‌های (۲ و ۳) نمودارهای مشابهی برای هر نوع آمالگام دندان‌ی در محلول بزاق مصنوعی و محلول رینگر مشاهده می‌شود. در جدول (۶) مقادیر متوسط پتانسیل و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام که نمونه‌های آنها پس از یکماه نگهداری در محلول سدیم کلراید ۰٫۹ درصد، آزمایش شده ارائه شده است و شکل (۴) نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام مذکور را نشان می‌دهد.



شکل ۳ - نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام (Am_۱، Am_۲ و Am_۳) در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

۴- بحث و بررسی نتایج

آزمونهای غوطه‌وری و بررسیهای آزمایشگاهی نشان داد که تمایل آمالگام‌های Am_۱ و Am_۲ به تغییررنگ بیشتر از آمالگام Am_۳ است. رنگ باختگی و تغییر رنگ آمالگام‌های Am_۱ و Am_۲ نه فقط ۲۴ ساعت پس از پرداخت نهایی بلکه به طور محسوسی بلافاصله پس از پرداخت نیز بیشتر از آمالگام Am_۳ بود شکل‌های (۶ و ۵).



شکل ۴ - نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام (Am_۱، Am_۲ و Am_۳) در محلول سدیم کلراید ۰٫۹ درصد در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد (نمونه‌ها قبل از انجام آزمایش به مدت یکماه در محلول مذکور و در همان دما نگهداری شده‌اند).

پژوهشهای کلینیکی دیگری که توسط نگارندگان حاضرانجام گرفته است نشان داد که عملیات پرداخت نهایی یکی از عوامل موثر بر تغییررنگ و خوردگی آمالگام دندان‌ی است. از طرف دیگر اندازه ذرات^{۲۵}، شکل^{۲۶} و توزیع پودر^{۲۷} آلیاژ هم تاثیر اساسی بر کیفیت پرداخت نهایی دارد [۱۰]. اصولاً هر قدر سطح نهایی آمالگام پس از ترمیم دندان‌ی صافتر باشد، گیر و ابقاء پلاک دندان‌ی^{۲۸} کمتر و تغییر رنگ موضع نیز کمتر است [۱۱] (شکل ۷). نتایج آزمونهای آزمایشگاهی خاص در رابطه با تغییر رنگ آمالگام‌ها

ارائه شده است و در جدول‌های (۴ و ۵) نیز به ترتیب مقادیر متوسط

جدول ۳ - مقادیر متوسط پتانسیل خوردگی و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام دندان‌ی در محلول سدیم کلراید ۰٫۹ درصد در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

نوع آمالگام	پتانسیل خوردگی (میلی ولت)	شدت جریان خوردگی (میکروآمپر بر میلی‌متر مربع)	
		روش اکستراپولاسیون تافل	روش پولاریزاسیون خطی
Am _۱	-۱۴۵±۵	۵٫۹	۲۴٫۱
Am _۲	-۳۱۰±۱۰	۰٫۸	۶٫۱
Am _۳	-۳۷۴±۵	۳٫۷	۱٫۱

جدول ۴ - مقادیر متوسط پتانسیل خوردگی و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام دندان‌ی در محلول بزاق مصنوعی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

نوع آمالگام	پتانسیل خوردگی (میلی ولت)	روش اکستراپولاسیون تافل	روش پولاریزاسیون خطی	شدت جریان خوردگی (میکروآمپر بر میلی‌متر مربع)	روش پولاریزاسیون بریک
Am.۱	-۸۰ ± ۱۰	۴,۵	۴,۴	۴,۲	۴,۲
Am.۲	-۲۷۵ ± ۱۰	۳,۳	۱,۹	۱,۹	۱,۹
Am.۳	-۲۸۰ ± ۱۰	۱,۱	۱,۱	۱,۰	۱,۰

جدول ۵ - مقادیر متوسط پتانسیل خوردگی و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام دندان‌ی در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

نوع آمالگام	پتانسیل خوردگی (میلی ولت)	روش اکستراپولاسیون تافل	روش پولاریزاسیون خطی	شدت جریان خوردگی (میکروآمپر بر میلی‌متر مربع)	روش پولاریزاسیون بریک
Am.۱	-۱۷۴ ± ۱۰	۸,۹	۵,۲	۴,۲	۴,۲
Am.۲	-۳۴۵ ± ۱۰	۳,۲	۱,۹	۱,۲	۱,۲
Am.۳	-۳۸۵ ± ۱۰	۱	۱,۲	۰,۷	۰,۷

جدول ۶ - مقادیر متوسط پتانسیل خوردگی و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام دندان‌ی در محلول سدیم کلراید ۰,۹ درصد در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد (نمونه‌ها قبل از انجام آزمایش به مدت یکماه در محلول مذکور و در همان دما نگهداری شده‌اند).

نوع آمالگام	پتانسیل خوردگی (میلی ولت)	روش اکستراپولاسیون تافل	روش پولاریزاسیون خطی	شدت جریان خوردگی (میکروآمپر بر میلی‌متر مربع)	روش پولاریزاسیون بریک
Am.۱	-۳۶۹ ± ۲	۱۷	۱۰,۸	۸,۸	۸,۸
Am.۲	-۴۲۰ ± ۲	۱۷,۷	۲۸,۵	۱۰,۱	۱۰,۱
Am.۳	-۴۴۶ ± ۲	۲۵,۲	۴۹,۴	۱۷,۱	۱۷,۱

دهان ۳۰، رژیم غذایی، نوع ترمیم و پدیده‌هایی چون تشکیل زوج گالوانیکی نیز تاثیر اساسی دارد [۱۲، ۲۰، ۱۰] (شکل‌های ۸، ۹ و ۱۰ ملاحظه شود).

نتایج حاصل از آزمایش پولاریزاسیون پتانسیو دینامیکی سه نوع آمالگام نشان داد که شدت جریان خوردگی آمالگام Am.۱ در محلول سدیم کلراید در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد بیشتر از شدت جریان خوردگی دو نوع آمالگام دیگر است و پس از آن به ترتیب آمالگام

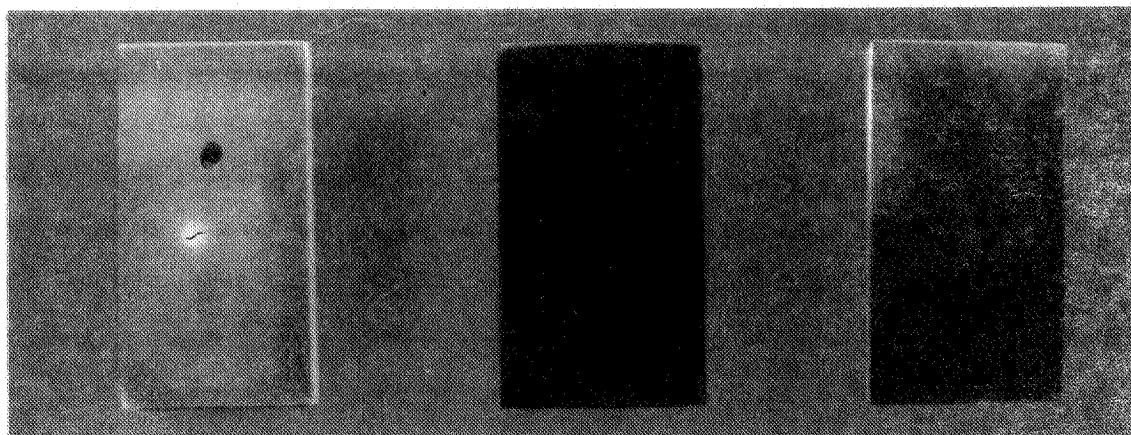
می‌تواند برای پیشگویی نتایج ترمیم‌های کلینیکی استفاده شود اما باید توجه داشت که پیشگویی و پیش‌بینی زمانی معتبر است که شرایط اجرای عملیات کلینیکی نیز برای آمالگام‌های مورد بحث یکسان باشد زیرا متغیرهایی چون طراحی و آماده‌سازی حفره دندان ۲۹، نحوه کاربرد آمالگام در اجرا و عملیات تمام کردن مثل پرداخت نهایی و به عبارت دیگر اجرای کلینیکی صحیح بر میزان تغییر رنگ آمالگام‌ها اثر قابل توجه دارد [۱۰]. بهداشت

Am_۲ و Am_۳ قرار دارند. پتانسیل خوردگی آمالگام Am_۱ در شرایط مذکور نجیبترین^{۳۱} و بعد از آن پتانسیل خوردگی آمالگام‌های Am_۲ و Am_۳ قرار دارد و نشان می‌دهد که تمایل آمالگام Am_۳ به انجام واکنش خوردگی در آن شرایط بیشتر از بقیه است. مشابه همین نتایج نیز در آزمون‌هایی که با استفاده از محلول‌های بزاق مصنوعی و محلول رینگر انجام گرفت، حاصل شد. بنابراین شدت جریان خوردگی و پتانسیل خوردگی هر یک از آمالگام‌ها برحسب نوع محلول تغییر کرده بود اما ترتیب، رده‌بندی و ردیف آنها در سه نوع محلول، مشابه بود.

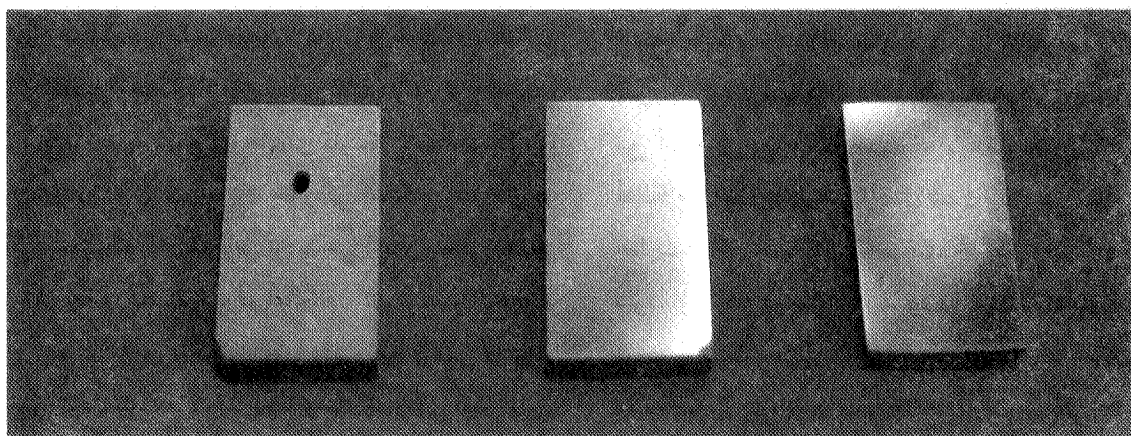
پذیرش این نتیجه که شدت جریان خوردگی آمالگام Am_۱ بیشتر از بقیه باشد با توجه به اینکه آمالگام Am_۱ یک آمالگام دندان‌اندازی استاندارد و معتبر بین‌المللی است آسان نبود و از طرف دیگر در بررسی‌های آزمایشگاهی نشان داده شد که تمایل آمالگام Am_۳ به تغییر رنگ و تشکیل محصولات خوردگی بیشتر از دو نوع آمالگام دیگر است و با توجه به نتایج پژوهش‌های کلینیکی انجام شده [۱۰] پذیرش این مطلب که شدت جریان خوردگی آمالگام Am_۱ از دو آمالگام دیگر بیشتر باشد به نظر قابل تردید می‌آید و منطقی به نظر نمی‌رسید. اگر چه درصد نقره پودر آمالگام Am_۱ کمتر از درصد نقره موجود در آمالگام‌های دیگر است اما مقدار نقره و مس در پودر آلیاژ اولیه نمی‌تواند تنها ملاک میزان مقاومت خوردگی آلیاژ نهایی یا آمالگام تهیه شده باشد. در گذشته تصور بر این بوده است که حضور بیشتر نقره می‌تواند افزایش مقاومت خوردگی آمالگام را در برداشته باشد. اما پژوهش‌های مدام و به ویژه شناخت و اندازه‌گیری میزان خوردگی فازهای مختلف موجود در آمالگام نشان داد که فاز گاما دو قلع-جیوه Sn_vHg کمترین مقاومت در برابر خوردگی را دارد [۱]. بنابراین تلاش‌ها برای حذف فاز گاما دویپیگیری شد و تا به آنجا ادامه یافت که منجر به تولید آمالگام‌های با مس زیاد شد [۱]. در این آمالگام‌ها مس بیشتری به جای نقره وارد آلیاژ می‌شود در حالی که مقدار قلع تقریباً ثابت است. مس موجود در ترکیب نقره - مس پودر آلیاژ اولیه، بعد از مخلوط شدن پودر و جیوه و بلافاصله پس از تشکیل فاز گامادو با آن وارد واکنش می‌شود و طی کمتر از چند ساعت با تشکیل فاز اتا Cu_۲Sn_۵ سبب حذف فاز گامادو می‌شود و به این ترتیب مقاومت خوردگی آمالگام را بالا می‌برد. آلیاژهای با مس زیاد در پایان دهه ۱۹۷۰ مورد تایید قرار گرفتند و جایگزین

آمالگام‌های سنتی متداول شدند و در هر حال اختلاف این دو نوع آمالگام در میزان مس موجود در پودر اولیه نیست بلکه تفاوت در تاثیری است که بالاتر بودن مقدار مس در ایجاد نوع فازهای نهایی دارد. در آمالگام‌های سنتی فاز گامادو وجود دارد و پایدار است اما در آمالگام‌های جدید یا آمالگام‌های با مس زیاد فاز گامادو بلافاصله پس از تشکیل حذف می‌شود [۱، ۲ و ۱۳]. از طرف دیگر، اندازه‌گیری مقدار عناصر آزاد شده از آمالگام در محلول‌های مختلف در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد که توسط نگارندگان حاضر انجام شده بود نیز نشان داد که روند خوردگی فزاینده آمالگام Am_۲ سریعتر از آمالگام Am_۱ است [۱۳] که با ترتیب و رده‌بندی شدت جریان‌های خوردگی به دست آمده هماهنگی ندارد. بررسی‌های آزمایشگاهی نشان داد که سرعت تشکیل پوسته ناشی از واکنش‌های شیمیایی بر سطح آمالگام Am_۳ در مقایسه با آمالگام‌های دیگر سریعتر بود و پس از آن به ترتیب در آمالگام‌های Am_۲ و Am_۱ تغییر رنگ پدید می‌آید. بنابراین، ممکن است که لایه سطحی ایجاد شده بر سطح آمالگام تا حدودی باعث نافع شدن و کاهش انجام واکنش‌ها و به عبارت دیگر سبب کاهش سرعت خوردگی آمالگام در الکترولیت شود. این نکته در سایر پژوهش‌ها نیز تایید شده است [۱۴]. پس با توجه به اینکه اجرای آزمایش پولاریزاسیون در فاصله زمانی ۳۰ دقیقه پس از پرداخت نمونه‌ها صورت می‌گرفت، احتمال دارد شدت جریان خوردگی آمالگام Am_۱ که در فاصله زمانی مذکور دچار تغییر رنگ نشده بود به این علت بیشتر از سایر آمالگام‌هاست که لایه سطحی ندارد.

نتایج آزمایش‌های پولاریزاسیون نمونه‌هایی که به مدت یکماه در محلول سدیم کلراید قرار گرفت تا تعادل واقعی بین نمونه‌ها و محلول فراهم شود نشان داد که تحت شرایط جدید، شدت جریان خوردگی آمالگام Am_۳ بیشتر از سایر آمالگام‌ها بود و بعد از آن به ترتیب آمالگام Am_۲ و Am_۱ قرار داشت (جدول ۶). این نتیجه با نتایج سایر پژوهش‌های انجام شده توافق داشت و مقایسه صحیح رفتار آمالگام‌ها را ارائه می‌دهد. شایان ذکر است که در این شرایط، هنوز هم ردیف پتانسیل خوردگی سه نوع آلیاژ آمالگام تغییر نکرده است و آمالگام Am_۱ با پتانسیل خوردگی ۳۶۹- میلی ولت نجیب‌ترین^{۳۱} آلیاژ در محلول سدیم کلراید و آمالگام Am_۲ و Am_۳ به ترتیب با ۴۲۰- و ۴۴۶- میلی ولت در رده‌های بعدی قرار دارند.



شکل ۵ - تصویر نمونه های آمالگام (Am_1 ، Am_2 و Am_3) (به ترتیب از راست به چپ) پس از گذشت ۲۴ ساعت از پرداخت نهایی (نمونه ای که تیره تر است، درخشندگی بیشتری داشته است).



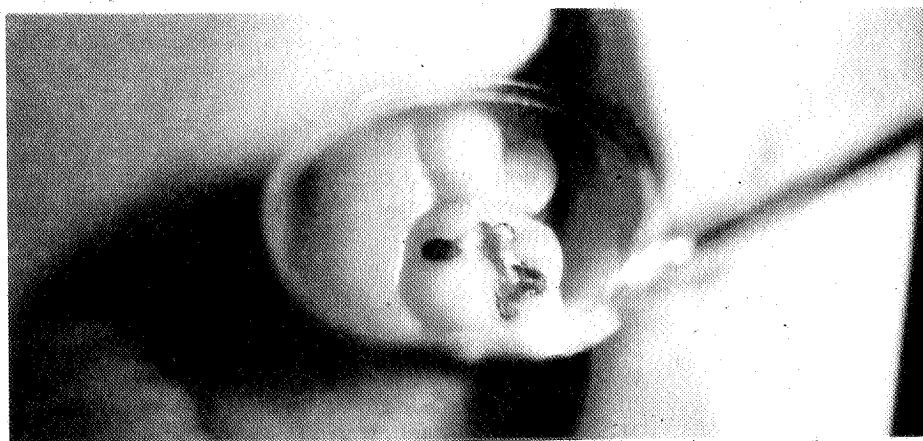
شکل ۶ - تصویر نمونه های آمالگام (Am_1 ، Am_2 و Am_3) (به ترتیب از راست به چپ) پس از گذشت یک هفته از پرداخت نهایی (عکسبرداری به طریق محافظه کنترل نور انجام شده است).



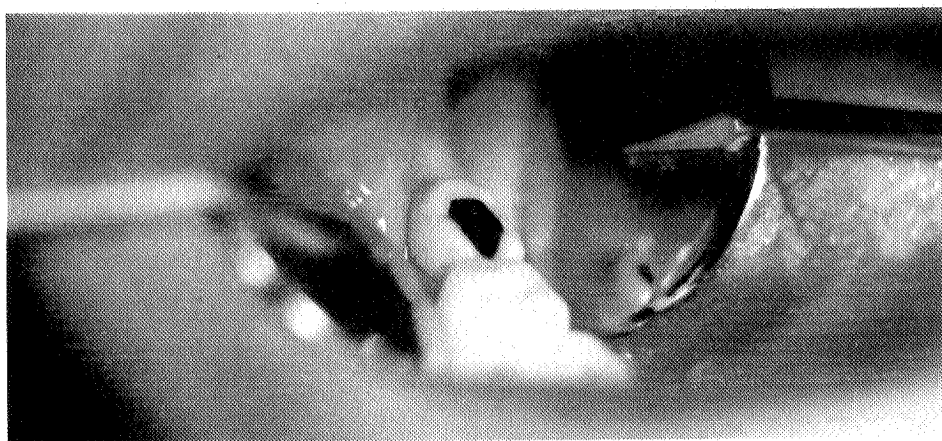
شکل ۷- ترمیم کلاس ۱ دندان آسیای کوچک دوم سمت راست، فک پایین با آمالگام Am_2 بلافاصله پس از پرداخت نهایی (موضع ترمیم بدون تغییر رنگ است).



شکل ۸ - ترمیم کلاس ۱ دندان آسیای بزرگ اول سمت راست فک پایین با آمالگام Am.۳ پس از گذشت سه سال (تغییر رنگ موضع ترمیم در حد متوسط است).



شکل ۹ - ترمیم کلاس ۱ دندان آسیای بزرگ اول سمت راست فک بالا با آمالگام Am.۱ پس از گذشت ۸ سال (تغییر رنگ موضع ترمیم در حد کم می باشد).



شکل ۱۰ - ترمیم کلاس ۱ دندان آسیای بزرگ سوم سمت راست فک پایین با آمالگام Am.۳ پس از گذشت ۱۰ سال (تغییر رنگ موضع ترمیم در حد بسیار زیاد است).

۵- خلاصه و نتیجه گیری

- ۱- شدت تغییر رنگ سه نوع آمالگام در شرایط آزمایشگاهی در محلول سدیم سولفاید که اثر شیمیایی موثری داشت تفاوت محسوسی نداشت اما در محلول سدیم کلراید یا در شرایط محیط هوا پس از پرداخت متفاوت بود.
- ۲- آمالگام‌های Am.۲ و Am.۳ در محیط آزمایشگاه و بلافاصله پس از پرداخت دچار تغییر رنگ می‌شد در حالی که آمالگام Am.۱ پس از گذشت یک شبانه روز هنوز هم جلا و درخشندگی خود را حفظ می‌کرد.
- ۳- پتانسیل خوردگی یک نوع آمالگام خاص بر حسب نوع الکترولیت متغیر بود اما ردیف و رده‌بندی پتانسیل خوردگی آمالگام‌ها در سه نوع محلول سدیم کلراید، بزاق مصنوعی و محلول رینگر تغییری نکرد. مشابه همین مطلب در مورد رده‌بندی میزان

شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام در محلولهای مذکور مشاهده شد.

۴- پتانسیل خوردگی آمالگام Am.۱ پس از یکماه نگهداری در محلول سدیم کلراید در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نجیب تر از بقیه آمالگام‌ها بود و پس از آن به ترتیب آمالگام Am.۲ و Am.۳ قرار داشتند.

۵- شدت جریان خوردگی آمالگام Am.۱ در آزمایشی که پس از یکماه نگهداری نمونه‌ها در محلول سدیم کلراید در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد انجام شد در مقایسه با سایر آمالگام‌ها، کمترین مقدار بود و پس از آن شدت جریان خوردگی Am.۲ و Am.۳ قرار داشت. این نتیجه به واسطه وجود زمان کافی برای ایجاد تعادل بین نمونه و الکترولیت حاصل شد.

واژه نامه

- | | | |
|---------------------------------|----------------------------------|-------------------------|
| 1. dental amalgam | 12. corrosion current density | 23. scanning rate |
| 2. in vivo | 13. restorative material | 24. break polarization |
| 3. in vitro | 14. biocompatibility | 25. particle size |
| 4. tarnish | 15. trituration | 26. shape |
| 5. corrosion | 16. condensation | 27. powder distribution |
| 6. immersion test | 17. condensor | 28. dental plaque |
| 7. electrochemical test | 18. polishing | 29. tooth cavity |
| 8. potentiodynamic polarization | 19. potentiodynamic polarization | 30. oral hygiene |
| 9. artificial saliva | 20. reference electrode | 31. noblest |
| 10. ringer's solution | 21. saturated calomel electrode | |
| 11. corrosion potential | 22. corrosion potential | |

مراجع

۱. مرتضوی، و. و فتحی، م.، "مواددندانی ترمیمی"، جلد اول، ص ۴۸۳، نشر ارکان اصفهان، ۱۳۷۱.
۲. فتحی، م.، "مبانی علم مواد در دندانپزشکی"، ص ۲۲۹، نشر محراب (ارکان) اصفهان، ۱۳۶۷.
۳. فتحی، م.، گل‌عذار، م. و مرتضوی، و.، "خوردگی مواد دندانی"، مجموعه مقالات سومین کنگره ملی خوردگی، دانشکده فنی دانشگاه تهران، ص ۱۵-۲۸، اردیبهشت ۱۳۷۲.
۴. مرتضوی، و و فتحی، م.، "بررسی زیست سازگاری آمالگام دندانی"، مجموعه خلاصه مقالات دومین کنگره بین‌المللی انجمن دندانپزشکی ایران، تهران، ص ۱۶۶-۱۷۶، فروردین ۱۳۷۴.
5. Gettleman, L., et al, "Measurement of In Vivo Corrosion Rates in Babons, and Correlation with In Vitro Tests, " *J. Dent. Res.*, Vol. 59, pp. 689-707, 1980.
6. Brune, D., and Evje, D. M., "Initial Corrosion of Amalgams In Vitro, " *Scand. J. Dent. Res.*, Vol. 92, pp. 162-71, 1984.
7. Pleva, J., "Deterioration of Dental Amalgam and Exposure to Mercury, " *Proceedings of the Second NACE Asian Conference, Singapore, 26-30 Sept, 1994.*
8. Golozar, M. A., and Fathi, M. H., "Corrosion of Dental Amalgams, In Vitro Test, " *Proceedings of*

- the Second NACE Asian Conference, singapor, pp. 1057 (1-11), 26-30 Sept., 1994.
۹. فتحی، م.، گلعداز، م.، مرتضوی، و. و خسروی، ک.، "رفتار خوردگی آمالگام‌های دندانی در آزمونهای آزمایشگاهی"، مجموعه مقالات چهارمین کنگره ملی خوردگی، دانشگاه صنعتی اصفهان، ص ۱-۱۵، اردیبهشت ۱۳۷۴.
۱۰. فتحی، م.، مرتضوی، و. و گلعداز، م.، "تغییر رنگ و خوردگی مواد دندانی، مکانیزم‌ها و اثرات آن"، مجموعه مقالات دومین کنفرانس انجمن مهندسان مکانیک ایران، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ص ۱۸۹-۱۹۷، اردیبهشت ۱۳۷۳.
11. Drummond, J. L., Jung, H., Savers, E. E., Novickas, D., and Toepke, T. R. S, "Surface Roughness of Polished Amalgams, "Operative Dentistry, Vol. 17, pp. 129-34, 1992.
12. Gladwin, S. C., Krouse, M. A, Quagliotti, M. S., and Mams, F.L. , "Early Polishing of Amalgam Restorations, " *A Review Dentistry*, Vol. 34, pp. 117-119, 1986.
۱۳. فتحی، م.، مرتضوی، و.، گلعداز، م. و خسروی، ک.، "اثر بیولوژی خوردگی آمالگام دندانی بر بدن انسان"، مجموعه مقالات هفتمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، دانشگاه صنعتی شریف تهران، ص ۳۵۵-۳۶۸، آذرماه ۱۳۷۳.
14. Ferracane, G. L., Hanawa, T., and Okabe, T., "Effectiveness of Oxide Films in Reducing Mercury Release from Amalgams, " *J. Dent. Res.* Vol.71, No. 5, May 1992.