

رفتار خوردگی آمالگام دندانی در آزمونهای آزمایشگاهی

محمدحسین فتحی^{*}، وجیه السادات مرتضوی^{**}، محمدعلی گلعتزار^{***} و کاظم خسروی^{***}

دانشکده مهندسی مواد دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

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

چکیده - برای ارزیابی تاثیر احتمالی خوردگی آمالگام دندانی^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 تغییرنگ^۴ و خوردگی^۵ سه نوع آمالگام دندانی 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 تغییرنگ آمالگام، در محلولهای سدیم سولفاید و سدیم کلراید صورت گرفت و آزمونهای الکتروشیمیایی پولا ریزاسیون پتانسیو دیnamیکی^۸ در محلول^۹ درصد نمک طعام (سرم فیزیولوژی)، بزرگ مصنوعی^۹ و محلول رینگر^{۱۰} اجرا شد. 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.*

* عضو هیئت علمی (دانشگاه صنعتی اصفهان) ** استادیار (دانشگاه علوم پزشکی اصفهان)

*** دانشیار (دانشگاه صنعتی اصفهان)

فهرست علامت

β_c	شیب تاول نمودار کاتدی	E	پتانسیل خوردگی
γ_{f}	فاز گاما قلع - نقره	i_{app}	شدت جریان اعمال شده
γ_{f}	فاز گاما یک نقره - جیوه	i_{corr}	شدت جریان خوردگی
γ_{f}	فاز گاما یک قلع - جیوه	SCE	الکترود کالومل اشباع
$\Delta E/\Delta i_{\text{corr}}$	شیب نمودار پلاریزاسیون خطی	ScR	سرعت رویش
η	فاز آتا مس - قلع	β_a	شیب تاول نمودار آندی

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، ضربی 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 دندانی 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 دندانی (Am._۱, Am._۲ و Am._۳) 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

۱- مقدمه
آمالگام دندانی 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 دندانی طی چندین دهه یکی از پر مصرف‌ترین و سودمندترین مواد دندانی ترمیمی بوده و امروزه هم بیشتر از هر ماده ترمیمی دیگر برای ترمیم دندانهای پوسیده به کار می‌رود [۲]. خوردگی آمالگام دندانی طی یکصد سال استفاده از این ماده ترمیمی^{۱۶}، 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 آنجاکه محیط دهان مرتبط است و دائماً در معرض نوسانات دما و تغییرات درجه‌اُسیدی غذاها و مایعات مصرفی قراردارد، شرایط مناسبی برای بروز پدیده خوردگی فراهم است. خوردگی آمالگام دندانی همواره اهمیت داشته و تغییر رنگ^{۱۷} 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 سواله زیست‌سازگاری^{۱۸} آن بوده است [۴]. استفاده از نتایج آزمونهای آزمایشگاهی و اطلاع از میزان شدت

جدول ۱ - مشخصات آلیاژهای آمالگام دندانی مورد آزمایش

آمالگام دندانی	نسبت جیوه به آلیاژ	زمان سایش	آمالگاماتور مورد استفاده
۱	۰,۱	۳ ثانیه	دئومات، دگوسا
۵,۱	۰,۱	۳۵ ثانیه	دئومات، دگوسا
۱,۱	۰,۱	۳۰ ثانیه	- دئومات، دگوسا

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

شکل ذرات	آمالگام			
	در صدوزنی عناصر اصلی	در صدقان	در صدقان	در صدقان
کروی	۳۰	۳۰	۴۰	Am. _۱
تراشه‌ای	۲۵	۳۰	۴۵	Am. _۲
تراشه‌ای	۲۰	۲۷	۵۳	Am. _۳

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 پتانسیویدینامیک^{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 مانند سرد پوشانده شد که فقط یک سطح از آن با ابعاد $۱۰ \times ۲۰ \times ۴$ 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

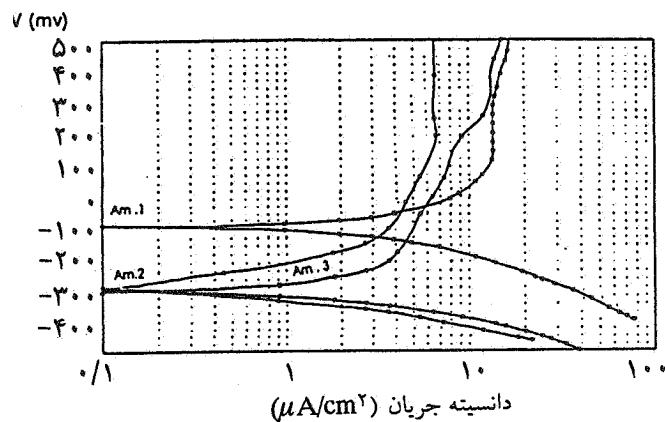
صورت گرفت و سپس در الکتروولیت انتخابی قرارداده شد [۹].

پنج نمونه از هر نوع آمالگام پس از طی مراحل مذکور به مدت ۵۵ دقیقه داخل الکتروولیت سدیم کلراید با غلظت $۰,۹$ درصد در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد قرار گرفت تا آزمایش پولاریزاسیون پتانسیویدینامیک انجام شود. کنترل دما به کمک حمام آب صورت پذیرفت و از یک همزن مغناطیسی برای همزدن الکتروولیت استفاده شد. الکترود کمکی از جنس پلاتین و الکترود مرجع $۰,۱$ الکترود کالومل اشباع SCE^{۲۱} بود. طی انجام آزمایش، ابتدا پتانسیل خوردنگی 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 خوردنگی تهیه شد. سرعت رویش $۰,۲$ در این مرحله

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 $۱۰ \times ۲۰ \times ۴$ میلیمتر برای نمونه بود. نیروی اعمال شده برای متراکم کردن آمالگام در قالب با استفاده از متراکم کننده‌ای^{۱۷} با قطر اثر ۲ میلیمتر، معادل ۱ کیلو گرم نیرو بود. متراکم کردن آمالگام بلاعاقله 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 شبانه روز 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 شبانه روز پس از پایان عملیات پرداخت، از آنها تصویربرداری 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 سولفات^{۱۹} درصد قوارداده شد و به مدت ۷ شبانه روز 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



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

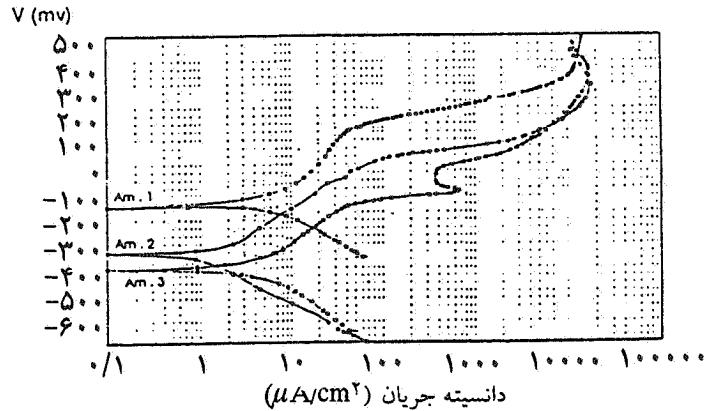
آزمایش پولاریزاسیون پتانسیو دینامیکی در همان دما اجراء شد و نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی و اطلاعات مربوطه بدست آمد.

۳- نتایج

نمونه های هر سه نوع آمالگام دندانی که به مدت هفت شب آن روز در محلول سدیم سولفات قرار گرفته بود دچار تغییر رنگ شده و به رنگ قهوه ای تیره در آمده بود. با ارزیابی بصیری دقیق، تفاوت محسوسی از نظر رنگ مابین سه نوع آمالگام تغییر رنگ یافته مشاهده نشد. تغییر رنگ نمونه های غوطه ور در محلول سدیم کلراید با شدت کمتری پدید آمده بود ولی باز هم تفاوت اساسی بین آنها مشاهده نمی شد مگر اینکه بر روی سطح آمالگام های Am.۲ و Am.۳ لکه های تیره تر و کدر تری نسبت به آمالگام Am.۱ ظاهر شده بود.

بررسی نمونه های پرداخت شده و نگهداری شده در محیط آزمایشگاه نشان داد که آمالگام های Am.۲ و Am.۳ بالا فاصله پس از پرداخت دچار تغییر رنگ می شد 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 آمالگام های Am.۲ و Am.۳ به خوبی محسوس بود ولی جلای فلزی آمالگام Am.۱ هنوز قابل توجه بود.

مقادیر پتانسیل خوردنگی و شدت جریان خوردنگی 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 بدست آمد. سرعت روبش در این مرحله معادل ۰,۵ میلی ولت بر ثانیه بود و شدت جریان خوردنگی با روش پولاریزاسیون بریک^{۲۲} با استفاده از اکسترالپله کردن نواحی خطی تا فل دو نمودار کاتدی و آندی و با توجه به رابطه (۱)

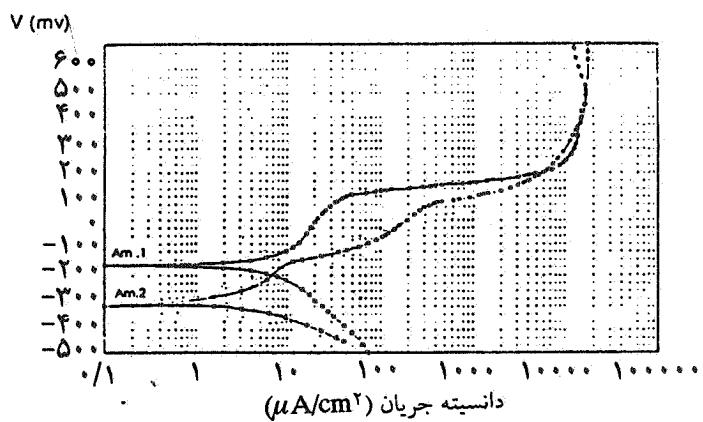
$$(1) \quad i_{corr} = I_q \cdot I_p / (I_q + I_p)$$

به دست آمد. شدت جریان خوردنگی 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؛

$$(2) \quad \Delta E / \Delta i_{app} = \beta_a \beta_c / 2,3 (i_{corr}) (\beta_a + \beta_c)$$

آزمایش های الکترو شیمیایی به روش پتانسیو دینامیک عیناً برای پنج نمونه از هر نوع آمالگام در محلول بزرگ مصنوعی و محلول رینگر نیز انجام گرفت. در بخشی دیگر از پژوهش نیز پنج نمونه از هر نوع آمالگام در الکتروولیتی از محلول سدیم کلراید با غلظت ۰,۹ درصد (سرم فیزیولوژی) قرارداده شد و به مدت یکماه در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری شد. پس از گذشت یکماه، بدون آنکه نمونه از محلول خارج شود و بدون هیچ گونه تغییری در محلول یا ظرف مصرفی،

کمیتهای مذکور در محلول بzac مصنوعی و محلول رینگر ذکر شده است. شکل (۱) نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی برای سه نوع آمالگام در محلول سدیم کلراید $0,9$ درصد را نشان می دهد و در شکل‌های (۲ و ۳) نمودارهای مشابهی برای هر نوع آمالگام دندانی در محلول بzac مصنوعی و محلول رینگر مشاهده می شود. در جدول (۶) مقادیر متوسط پتانسیل و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام که نمونه‌های آنها پس از یکماه نگهداری در محلول سدیم کلراید $0,9$ درصد، آزمایش شده ارائه شده است و شکل (۴) نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام مذکور را نشان می دهد.

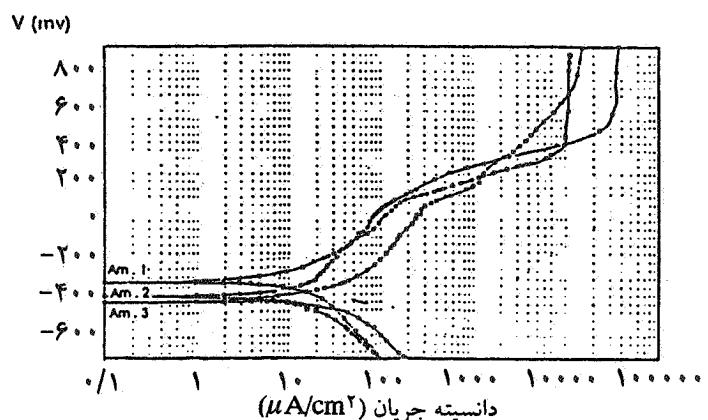


شکل ۳ - نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام (Am.۱، Am.۲ و Am.۳) در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

۴- بحث و بررسی نتایج

آزمونهای غوطه‌وری و بررسیهای آزمایشگاهی نشان داد که تمایل آمالگام‌های Am.۲ و Am.۳ به تغییررنگ بیشتر از آمالگام Am.۱ است. رنگ باختگی و تغییر رنگ آمالگام‌های Am.۲ و Am.۳ نه فقط ۲۴ ساعت پس از پرداختنهایی بلکه به طور محسوسی بلافاصله پس از پرداخت نیز بیشتر از آمالگام Am.۱ بود شکل‌های (۵).

پژوهش‌های کلینیکی دیگری که توسط نگارندگان حاضرانجام گرفته است نشان داد که عملیات پرداختنهایی یکی از عوامل موثر بر تغییررنگ و خوردگی آمالگام دندانی است. از طرف دیگراندازه‌ذرات^{۲۵}، شکل^{۲۶} و توزیع پودر^{۲۷} آلیاژ هم تاثیر اساسی بر کیفیت پرداختنهایی دارد^[۱۰]. اصولاً هر قدر سطحنهایی 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



شکل ۴ - نمودارهای پولاریزاسیون کاتدی و آندی سه نوع آمالگام (Am.۱، Am.۲ و Am.۳) در محلول سدیم کلراید $0,9$ درصد در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد (نمونه‌ها قبل از انجام آزمایش به مدت یکماه در محلول مذکور و در همان دما نگهداری شده‌اند).

جدول ۳ - مقادیر متوسط پتانسیل خوردگی و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام دندانی در محلول سدیم کلراید $0,9$ درصد در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

نوع آمالگام (میلی ولت)	پتانسیل خوردگی (میکروآمپر بر میلیمتر مربع)	روش اکستراپولاسیون تافل	روش پولاریزاسیون بریک	روش پولاریزاسیون خطی	شدت جریان خوردگی (میکروآمپر بر میلیمتر مربع)
Am.۱	-140 ± 5	۵,۹	۲۴,۱	۳,۴	
Am.۲	-310 ± 10	۰,۸	۶,۱	۱,۵	
Am.۳	-374 ± 5	۳,۷	۳,۷	۱,۱	

جدول ۴ - مقادیر متوسط پتانسیل خوردگی و شدت جریان خوردگی سه نوع آمالگام دندانی در محلول

بzac مصنوعی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

نوع آمالگام	پتانسیل خوردگی (میلی ولت)	شدت جریان خوردگی (میکروآمپر بر میلیمتر مریع) روش اکستراپولاسیون تافل	روش پولاریزاسیون خطی	روش پولاریزاسیون بریک
Am.۱	-۸۰±۱۰	۴,۵	۴,۴	۴,۲
Am.۲	-۲۷۵±۱۰	۳,۳	۱,۹	۱,۹
Am.۳	-۲۸۰±۱۰	۱,۱	۱,۱	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)	شدت جریان خوردگی (میکروآمپر بر میلیمتر مریع) روش اکستراپولاسیون تافل	روش پولاریزاسیون خطی	روش پولاریزاسیون بریک
Am.۱	-۱۷۴±۱۰	۸,۹	۵,۲	۰,۴,۲
Am.۲	-۳۴۵±۱۰	۳,۲	۱,۹	۱,۲
Am.۳	-۳۸۵±۱۰	۱	۱,۲	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 (نمونه ها قبل از انجام آزمایش به مدت یکماه در

محلول مذکور و در همان دما نگهداری شده اند).

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

دهان، رژیم غذایی، نوع ترمیم و پدیده هایی چون تشکیل زوج گالوانیکی نیز تاثیر اساسی دارد [۱۰، ۱۲، ۲۰] (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

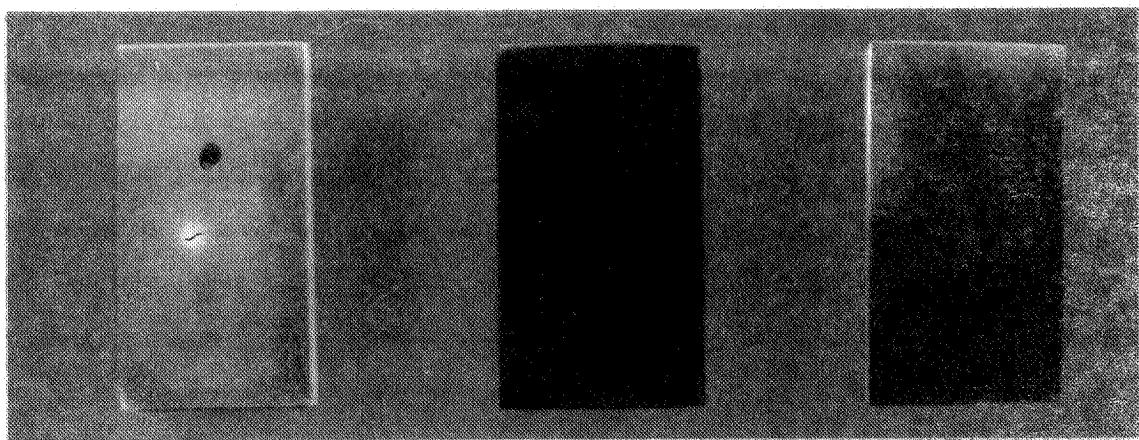
می تواند برای پیشگویی نتایج ترمیمهای کلینیکی استفاده شود اما باید توجه داشت که پیشگویی و پیش بینیها زمانی معتبر است که شرایط اجرای عملیات کلینیکی نیز برای آمالگام های مورد بحث یکسان باشد زیرا متغیرهایی چون طراحی و آماده سازی حفره دندان، نحوه کاربرد آمالگام در اجرا و عملیات تمام کردن مثل پرداخت نهایی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

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 گاما مادو وجود دارد و پایدار است اما در آمالگام‌های جدید یا آمالگام‌های با مس زیاد فاز گاما مادو بلافاصله پس از تشکیل حذف می‌شود [۱۲، ۲۱]. از طرف دیگر، اندازه‌گیری مقدار عناصر آزاد شده از آمالگام در محلولهای مختلف در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد که توسط نگارندهان حاضر انجام شده بود نیز نشان داد که روند خوردگی فرآینده آمالگام Am._۲ سریعتر از آمالگام Am._۱ است [۱۲] که با ترتیب و رده‌بندی شدت جریانهای خوردگی به دست آمده همانگی ندارد. بررسیهای آزمایشگاهی نشان داد که سرعت تشکیل پوسته ناشی از واکنشهای شیمیایی بر سطح آمالگام Am._۲ در مقایسه با آمالگام‌های دیگر سریعتر بود و پس از آن به ترتیب در آمالگام‌های Am._۴ و Am._۱ تغییر رنگ پدید می‌آمد. بنابراین، ممکن است که لایه سطحی ایجاد شده بر سطح آمالگام تا حدودی باعث نافعال شدن و کاهش انجام واکنشها و به عبارت دیگر سبب کاهش سرعت خوردگی آمالگام در الکتروولیت شود. این نکته در سایر پژوهشها نیز تایید شده است [۱۴]. پس با توجه به اینکه اجرای آزمایش پولاrizاسیون 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 آمالگام‌ها است که لایه سطحی ندارد.

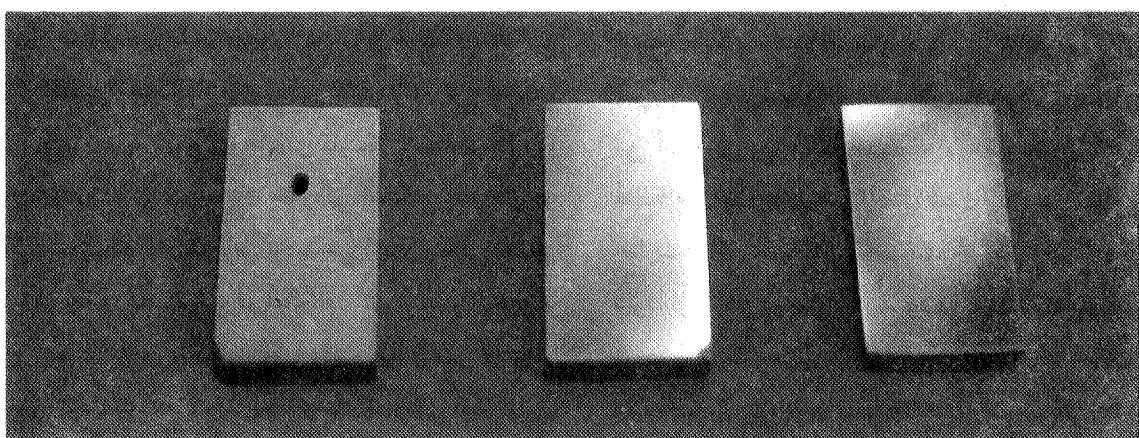
نتایج آزمایشهای پولاrizاسیون نمونه‌هایی که به مدت یکماه در محلول سدیم کلراید قرار گرفت تا تعادل واقعی بین نمونه‌ها و محلول فراهم شود نشان داد که تحت شرایط جدید، شدت جریان خوردگی آمالگام Am._۲ بیشتر از سایر آمالگام‌ها بود و بعد از آن به ترتیب آمالگام Am._۴ و Am._۱ قرار داشت (جدول ۶). این نتیجه با نتایج سایر پژوهشها اتفاق 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 ۳۶۹-۳۶۹ میلی ولت نسبت به این ^{۳۱} آلیاژ در محلول سدیم کلراید و آمالگام Am._۴ و Am._۲ به ترتیب با ۴۲۰ و ۴۴۶ میلی ولت در رده‌های بعدی قرار دارد.

Am._۲ و Am._۴ قرار دارند. پتانسیل خوردگی آمالگام Am._۱ در شرایط مذکور نجیبترین ^{۳۱} و بعد از آن پتانسیل خوردگی آمالگام‌های Am._۲ و Am._۴ قرار دارد و نشان می‌دهد که تمایل آمالگام Am._۲ به انجام واکنش خوردگی در آن شرایط بیشتر از بقیه است. مشابه همین نتایج نیز در آزمونهایی که با استفاده از محلولهای بزرگ مصنوعی و محلول رینگر انجام گرفت، حاصل شد. بنابراین شدت جریان خوردگی و پتانسیل خوردگی هر یک از آمالگام‌ها بر حسب نوع محلول تغییر کرده بود اما ترتیب، رده‌بندی و ردیف آنها در سه نوع محلول، مشابه بود.

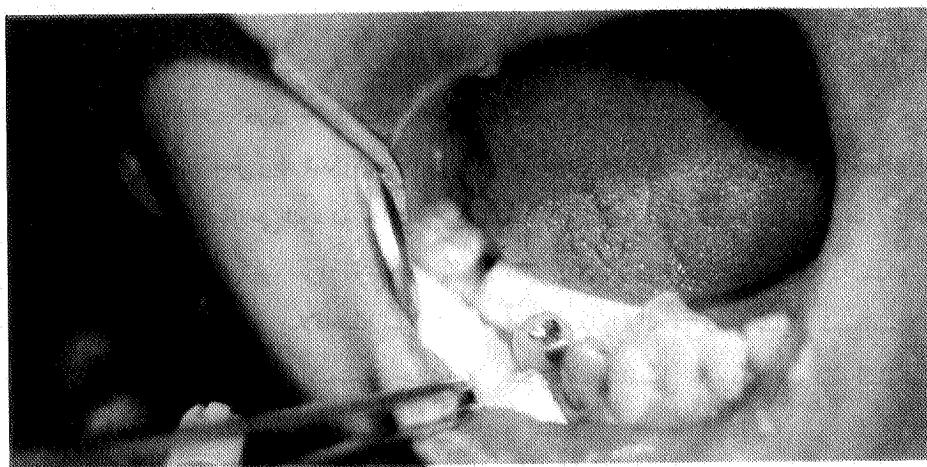
پذیرش این نتیجه که شدت جریان خوردگی آمالگام Am._۱ بیشتر از بقیه باشد با توجه به اینکه آمالگام Am._۱ یک آمالگام دندانی استاندارد و معتبر بین المللی است آسان نبود و از طرف دیگر در بررسیهای آزمایشگاهی نشان داده شد که تمایل آمالگام Am._۲ به تغییر رنگ و تشکیل محصولات خوردگی بیشتر از دو نوع آمالگام دیگر است و با توجه به نتایج پژوهشها کلینیکی انجام شده [۱۰] پذیرش این مطلب که شدت جریان خوردگی آمالگام Am._۱ از دو آمالگام دیگر بیشتر باشد به نظر قابل تردید می‌آمد و منطقی به نظر نمی‌رسید. اگر چه در صد نفره پودر آمالگام Am._۱ کمتر از درصد نفره موجود در آمالگام‌های دیگر است اما مقدار نفره و مس در پودر آلیاژ اولیه نمی‌تواند تنها ملاک میزان مقاومت خوردگی آلیاژ نهایی با آمالگام تهیه شده باشد. در گذشته تصور بر این بوده است که حضور بیشتر نفره می‌تواند افزایش مقاومت خوردگی آمالگام را در برداشته باشد. اما پژوهشها مدام و به ویژه شناخت و اندازه‌گیری میزان خوردگی فازهای مختلف موجود در آمالگام نشان داد که فاز گاما دو قلع-جیوه Sn_xHg کمترین مقاومت در برابر خوردگی را دارد [۱]. بنابراین تلاشها برای حذف فاز گاما دو پیگیری شد و تا به آنجا ادامه یافت که منجر به تولید آمالگام‌های با مس زیاد شد [۱]. در این آمالگام‌ها مس بیشتری به جای نفره وارد آلیاژ می‌شود در حالی که مقدار قلع تقریباً ثابت است. مس موجود در ترکیب نفره - مس پودر آلیاژ اولیه، بعد از مخلوط شدن پودر و جیوه و بلافاصله پس از تشکیل فاز گاما مادو با آن وارد واکنش می‌شود و طی کمتر از چند ساعت با تشکیل فاز اتا_۵Sn_۳Cu سبب حذف فاز گاما مادو 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



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).



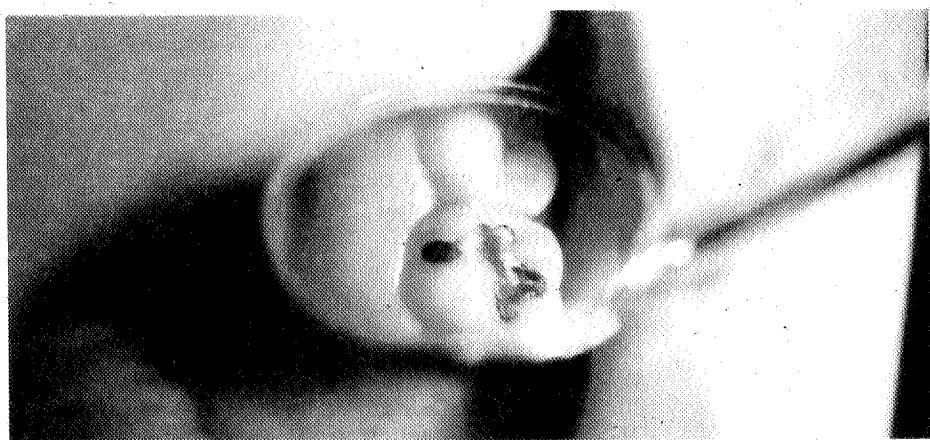
شکل ۶ - تصویر نمونه های آمالگام ($Am_{.1}$ ، $Am_{.2}$ و $Am_{.3}$) (به ترتیب از راست به چپ) پس از گذشت یک هفته از پرداخت نهایی (عکسبرداری به طریق محفظه کنترل نور انجام شده است).



شکل ۷- ترمیم کلاس ادنان آسیای کوچک دوم سمت راست نک پایین با آمالگام $Am_{.2}$ بلا فاصله پس از پرداخت نهایی (موقع ترمیم بدون تغییرنگ است).



شکل ۸ - ترمیم کلاس ۱ دندان آسیای بزرگ اول سمت راست فک پایین با آمالگام Am.۲ پس از گذشت سه سال
(تفییر 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
(تفییر رنگ موضع ترمیم در حد کم می باشد).



شکل ۱۰ - ترمیم کلاس ۱ دندان آسیای بزرگ سوم سمت راست فک پایین با آمالگام Am.۲ پس از گذشت ۰۱ سال
(تفییر رنگ موضع ترمیم در حد بسیار زیاد است).

۵- خلاصه و نتیجه گیری

- ۱- شدت تغییر رنگ سه نوع آمالگام در محلولهای مذکور 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.^۱ و Am.^۲ در محیط آزمایشگاه و بلا فاصله پس از پرداخت چهار تغییر رنگ می شد در حالی که آمالگام Am.^۳ پس از گذشت یک شبانه روز هنوز هم جلا و درخشندگی خود را حفظ می کرد.
- ۳- پتانسیل خوردگی یک نوع آمالگام خاص بر حسب نوع الکتروولیت متغیر بود اما ردیف و ردبهندی پتانسیل خوردگی آمالگامها در سه نوع محلول سدیم کلراید، بzac مصنوعی و محلول رینگر تغییری نکرد. مشابه همین مطلب در مورد ردبهندی میزان

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 electrod	
11. corrosion potential	22. corrosion potential	

مراجع

۱. مرتضوی، و. و فتحی، م.، "مواد دندانی ترمیمی،" جلد اول، ص ۴۸۲، نشر ارکان اصفهان، ۱۳۷۱.
۲. فتحی، م.، "مبانی علم مواد در دندانپزشکی،" ص ۲۲۹، نشر محرب (ارکان) اصفهان، ۱۳۶۷.
۳. فتحی، م.، گلزار، م. و مرتضوی، و.، "خوردگی مواد دندانی،" مجموعه مقالات سومین کنگره ملی خوردگی، دانشکده فنی دانشگاه تهران، ص ۲۸-۱۵، اردیبهشت ۱۳۷۲.
۴. مرتضوی، و و فتحی، م.، "بررسی زیست سازگاری آمالگام دندانی،" مجموعه خلاصه مقالات دو مین کنگره بین المللی انجمن دندانپزشکی ایران، تهران، ص ۱۶۶-۱۷۶، فروردین ۱۳۷۴.
5. Gentleman, L., et al, "Measurement of In Vivo
- Corrosion rates in Baboons, 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.، گلزار، م.، مرتضوی، و. و خسروی، ک.، "رفتار خوردگی آمالگام‌های دندانی در آزمونهای آزمایشگاهی"، مجموعه مقالات چهارمین کنگره ملی خوردگی، دانشگاه صنعتی اصفهان، ص ۱۵-۱، اردیبهشت ۱۳۷۴.
۱۰. فتحی، م.، مرتضوی، و. و گلزار، 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.، گلزار، 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.