مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز
سال چهارم- شماره‌ی اول- بهار ۱۳۸۲
صفحه های ۴۴ تا ۵۳

ارزیابی اثر عملیات لابراتواری بر مقاومت خوردگی آلیاژهای دندانی کرم-کبالت- مولیبدن و نیکل-کرم- مولیبدن

دکتر وجیه السادات مرتضوی [*] - دکتر محمدحسین فتحی [**] - دکتر فاطمه بخردی [***]

چکیده

مقدمه: ریخته‌گری، یکی از فرایندهای متداول در لابراتوارهای دندانی برای ساخت سازه‌ها و اجزای دندانی است. اثر عملیات ذوب و ریخته‌گری، بر ویژگی‌های اجزای دندانی، مانند رفتار خوردگی آن‌ها، از اهمیت برخوردار است زیرا، رفتار خوردگی آلیاژ فلزی دندانی، شاخص سازگاری زیستی آن در محیط دهان است. **هدف**: هدف از این پژوهش، بررسی و ارزیابی اثر عملیات ذوب و ریخته‌گری لابراتواری بر رفتار خوردگی آلیاژهای دندانی و به ویژه، بررسی اثر شمار دفعات ذوب و ریخته‌گری و استفاده از مواد برگشتی بر مقاومت خوردگی این گونه آلیاژها بوده است.

روش کار: شمش دو گونه آلیاژ دندانی (آلیاژکرم-کبالت- مولیبدن و آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن) فراهم شد و شمار کافی نمونه، با روش قالب‌گیری با موم هدر رفته و ریخته‌گری گریز از مرکز، ریخته‌گری شد. شماری نمونه هم، به همان روش و در چندین بار پی در پی، ذوب و ریخته‌گری فراهم گردید تا اثراستفاده از مواد برگشتی و اثر احتمالی اکسید شدن و تغییر ترکیب شیمیایی بر رفتار خوردگی ارزیابی شود. نمونه‌ها، با روش‌های بالینی پرداخت شد و برای آزمون‌های الکتروشیمیایی آماده گردید. آزمون‌های الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد در دو مرحله انجام پذیرفت و نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی به دست آمد. میانگین پتانسیل خوردگی و میانگین چگالی جریان خوردگی هرگروه از نمونه‌ها، به روش اکستراپلاسیون تافل و روش خطی تعیین شد تا رفتار خوردگی نمونه‌ها به عنوان شاخص سازگاری زیستی تعیین و مقایسه شود.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد، که تفاوت آماری معنی‌داری در میانگین پتانسیل و چگالی جریان خوردگی آلیاژهای کرم- کبالت- مولیبدن یکبار ریخته‌گری شده و چهار بار ریخته‌گری شده وجود ندارد. از سوی دیگر، یافته‌ها گویای آن است، که تفاوت آماری معنی‌داری در میانگین پتانسیل و چگالی جریان خوردگی آلیاژ های نیکل-کرم- مولیبدن یک‌بار ریخته‌گری شده با چهار بار ریخته‌گری شده و پنج بار ریخته‌گری شده وجود دارد و این امر، می‌تواند دلیلی بر اثر نامطلوب فرایند ریخته‌گری بر ویژگی ها و رفتار خوردگی و نشانه‌ی نبود کنترل دقیق و یکسان شرایط ذوب و ریخته‌گری در لابراتوار باشد.

کلید واژه‌ها: سازگاری زیستی ـ مقاومت خوردگی ـ آلیاژ دندانی ـ ریخته‌گری لابراتواری

[*] دانشیارگروه ترمیمی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان
[**] استادیاردانشکده‌ی مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان
[***] دندانپزشک

مقدمه

بشر، همواره به مشکل ترمیم اعضا واجزایی از بدن خود دچار بوده، که در نتیجه‌ی بیماری یا حادثه از دست رفته است و جایگزین سازی دندان از دست رفته، نیز به دلیل ترمیم عمل و نیز زیبایی ظاهری مطلوب بوده است[۱]. به همین منظور، برای یافتن جایگزینی مناسب برای ساختمان دندان، مواد گوناگون را بررسی، آزمون و ارزیابی کرده است [۲]. در میان مواد دندانی، آلیاژها از نقشی ویژه برخوردار هستند، که می‌توان به مصرف آمالگام دندانی وانواع آلیاژ ریخته‌گری[۱]، چون کرم ـ کبالت ـ مولیبدن و نیکل ـ کرم ـ مولیبدن اشاره کرد [۳].

آلیاژهای کبالت ـ کرم، از سال ۱۹۲۰ در دسترس بوده و به دلیل ویژگی‌های مکانیکی کافی و ارزان تر بودن، جایگزین آلیاژهای طلا شده‌اند.این آلیاژها، استحکام[۲] زیاد دارند و افزون بر سختی[۳] واستحکام، به تغییر رنگ فراوان [۴] آن‌ها می‌توان اشاره کرد.

متداول‌ترین کاربرد آلیاژهای کبالت ـ کرم، در ساخت پایه‌ی دندان مصنوعی، کاشتنی‌های جراحی[۵]، روکش یا تاج دندان وپل دندانی[۶] است. آلیاژهای کبالت ـ کرم، دارای در حدود ۵۵ تا ۶۸ درصدکبالت، ۲۰ تا ۳۰ درصد کرم همراه با اندازه‌ای ناچیز مولیبدن، نیکل، کربن و اندازه‌ای بسیار ناچیز سیلیسیم و منگنزاست. عنصر کرم، عامل ایجاد مقاومت به تغییر رنگ و خوردگی[۷] است. نیکل، ویژگی شکل‌پذیری را افزایش می‌دهد و کربن، سختی و استحکام آلیاژ را موجب می‌شود [۲-۴]. مولیبدن، باعث افزایش استحکام می‌گردد و مقاومت در برابر خوردگی در محیط‌های دارای یون کلر را افزایش می‌دهد[۴]. سیلیسیم و منگنز برای افزایش قابلیت ریخته‌گری و سیالیت [۸] مذاب و جلوگیری از اکسایش دیگر عناصر به هنگام عملیات ذوب افزوده می‌شوند [۴و۵].

آلیاژهای نیکل ـ کرم ـ مولیبدن، نیز که در دندانپزشکی، به گونه‌ای گسترده، جایگزین فلزات قیمتی شده‌اند، دارای ۶۰ تا ۸۰ درصد نیکل، ۱۰تا ۲۷درصدکرم، ۲ تا ۶ درصد مولیبدن و عناصر دیگر، چون بریلیم، منگنز و آلومینیم هستند [۲،۳و۶]. ویژگی‌های فیزیکی ـ مکانیکی این آلیاژها، به ترکیب شیمیایی آن‌ها وابسته است و از عناصر افزودنی اثرپذیر است [۳و۶].

متداول‌ترین فلزات مصرفی در دندانپزشکی، ممکن است در بدن در معرض فرایند خوردگی قرار گیرند، که پیامد سمی شدن به دنبال داشته باشد و به همین دلیل، برای استفاده از فلزات وآلیاژها، بایسته است، که سازگاری زیستی[۹] آن‌ها بررسی شود [۷]. آلیاژهای دندانی مصرفی، پس از جاگذاری و قرار گرفتن در دهان، مدت‌ها در برابر تماس با اپی تلیوم دهانی، بافت همبند و یا استخوان هستند و بنابراین، ارزیابی و آگاهی از سازگاری زیستی این گونه آلیاژها بایسته است[۸]. سازگاری زیستی، به این معناست، که بافت بیمار در تماس با بیومواد (آلیاژ) مصرفی متحمل ناراحتی و یا هر گونه رنج وعارضه‌ای از کنش سمی، کنش تحریکی و آماسی، کنش التهاب وتورمی، کنش حساسیتی و سرطان‌زایی نگردد[۹].

سازگاری زیستی آلیاژها، اساسا با خوردگی آن‌ها در پیوند است و هر آلیاژی، که خوردگی بیشتر داشته باشد، عناصر فلزی بیشتر را در بدن آزاد می‌سازد و خطر واکنش‌های ناخواسته با بافت را افزایش می‌دهد[۲] . از دیدگاه سازگاری زیستی، اندازه‌گیری خوردگی، یعنی تعیین اندازه‌ی عناصری، که بر اثر پدیده‌ی خوردگی آزاد می‌شوند و این عناصر، پس از آزاد شدن، بر بافت پیرامون آلیاژ دندانی اثر می‌گذارند. بنابراین، خوردگی شرط لازم و نه کافی، برای ایجاد اثرات وارونه‌ی زیست شناختی

آلیاژهای دندانی است. پاسخ زیست شناختی بافت‌ها به عناصر آزاد شده از فرایند خوردگی، بـه گـونـه و اندازه‌ی عنصر آزاد شده و دوره‌ی زمـانی تمـاس بـا بافت دارد[۸] . برای ارزیابی اثر خـوردگی آلیـاژهـای دندانی، از آزمون‌های الکتروشیمیایی پلاریزاسـیون[۱۰] بهره‌جویی می‌شـود و عمومـا، رفتـار الکتروشـیمیایی آلیاژ، به عنوان شاخص و ملاک سازگاری زیستی آن شناخته شـده اسـت[۱۰] . بررسـی اثـر ریختـه‌گـری دوباره [۱۱] و استفاده از مـواد بـرگشـتی[۱۲] و از پیـش ریختـه‌گری شـده، بـرای فراهـم کـردن سـازه‌های دندانی[۱۳] بـر ویـژگی و رفتـار خـوردگی آلیـاژهـای دندانی، در دستور کـار پژوهشـگران بـوده و ارتبـاط مقاومت خوردگی با ذوب کردن و ریخته‌گری دوباره و شمار دفعات ریخته‌گری مـورد توجـه بـوده اسـت [۱۱و۱۲] و گفتـه می‌شـود، کـه مقـاومت خـوردگی آلیاژهای نیکل –کـرم-مولیبـدن و کبـالت –کـرم-مولیبـدن از ذوب شـدن و ریختـه‌گری دوبـاره و دفعات ریختن اثـر پذیـر نیسـت[۱۱]. هـدف از ایـن پژوهـش، بررسـی اثـر عملیـات ذوب و ریختـه‌گری لابراتواری پی در پی بر رفتـار خـوردگی آلیـاژهـای دندانـی و بـه ویـژه، اثـر شـمار دفعـات ذوب و ریخته‌گری و استفاده از مواد برگشـتی بـر مقـاومت خوردگی آلیاژهای دندانی کبالت-کـرم- مولیبـدن و نیکل-کرم- مولیبدن بوده است.

مواد و روش کار

شمش آلیاژ دندانی کرم ـ کبـالت ـ مولیبـدن (با ترکیب شیمیایی؛ ۶۴ درصـد کبـالت، ۲۸ درصـد کرم، ۵ درصد مولیبدن)، بـا نـام تجـاری وایرونیـت، ساخت شرکت بگو آلمان و شمش آلیاژ نیکل ـ کـرم ـ مولیبدن (با ترکیب شـیمیایی ؛ ۷۵ درصـد نیکـل، ۱۴ درصدکـرم، ۵ درصـد مولیبـدن و ۱/۶ درصـد بریلیم)، با نام تجاری سوپرکست ساخت شرکت بـگو آلمان، برای بررسـی و آزمـون بـرگزیـده شـدند. از فرایند قالب‌گیری با موم هدر رفتـه[۱۳] و ریختـه‌گری دقیق[۱۴] (دوغابی) همراه با گریز از مرکز برای ساخت نمونه‌ها بهره‌جویی شد. پس از ساخت مدل مومـی و و تهیه قالب، با شیوه‌ی قالب‌گیری دقیـق (دوغـابی)، عملیـات حـرارت دادن، خـارج سـاختن مـوم و آماده‌سازی قالب انجام گرفت و ذوب و ریختـه‌گری هر یک از آلیاژهای یاد شـده بـا اسـتفاده از کـوره و ماشین ریخته‌گری گریز از مرکـز، بـه انجـام رسـید. پارامترهای متغییر فرایند، همچون دمای فوق گداز و زمان ریخته‌گری همواره ثابت نگه‌داشته شـد. شـمار هشت نمونه از هر گونـه آلیـاژ، بـه روش یـاد شـده فراهم گردید و سپس، با روش‌های لابراتواری دندانی پرداخـت شـد و بـرای اجـرای آزمون‌هـای الکتروشـیمیایی آمـاده گردیـد. در مرحلـه‌ی دیـگر، نمونه‌هایی از آلیاژ کرم ـ کبالت ـ مولیبـدن، پـی در پـی چـهار بـار، تحـت عملیـات ذوب و ریختـه‌گری دوبـاره قـرار گرفـت. در ایـن عملیـات، از راهـگاه، برگشتی، اجزا و قطعـه‌های پیشـین، دوبـاره اسـتفاده گردید تا اثر احتمالی اکسید شدن آلیاژ، ورود عناصر ناخالصی، آخال‌ها[۱۶] و تغییر احتمالی ترکیب شـیمیایی بر ویژگی‌های نهایی آلیاژ بررسی شود. نمونـه‌هایی از آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن، نیز به شمار چـهار بـار و نمونـه‌های دیـگری بـه شـمار پنـج بـار ذوب و ریخته‌گری دوباره شد و پس از پایان کار و پرداخـت نهایی سطح، برای اجرای آزمون‌های الکتروشـیمیایی آماده گردید. برای اجرای آزمون‌هـای پلاریزاسـیون پتانسیودینامیکی، در آغاز، نمونه‌ها بـا محلـول سـرم فیزیولوژی، به عنوان الکترولیت بـرگزیـده، شسـت و شـو داده شـده و سـپس، در دمـای ۳۷ درجـه‌ی سانتی‌گراد در آن محلول جا گرفت تا تعادل برقـرار گردد. یک ست آزمون پلاریزاسـیون اسـتفاده شـد. الکترود مرجع، یک الکـترود کـالومل اشـباع (SCE)

بود و گرافیت به عنوان الکترود شمارنده (کمکی) به‌کار رفت. آزمون‌ها با دستگاه پتانسیواستات (EG&G potentiostat 263A) و رایانه مرتبط با آن، که به نرم‌افزار Soft Corr III 352 مجهز بود، اجرا گردید. آزمون‌های پلاریزاسیون در دمای ۱±۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد، که کنترل آن با استفاده از حمام بن ماری (Eyela Thermistor Temppet T.80) انجام می‌گرفت اجرا شد. هرآزمون در دو مرحله؛ یکی، به روش پلاریزاسیون خطی[17] در دامنه‌ی ۲۰± میلی ولت نسبت به پتانسیل خوردگی و دیگری، پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی، برای دریافت نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی به انجام رسید. پس از به دست آوردن نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی هر نمونه، پتانسیل خوردگی[18] و چگالی جریان خوردگی[19] آن با روش اکستراپولاسیون تافل[20] و روش خطی تعیین گردید. میانگین چگالی جریان خوردگی و انحراف معیار مربوطه برای هر گروه، از نمونه‌ها محاسبه شد. یافته‌ها بر پایه‌ی آزمون آماری تجزیه و تحلیل واریانس (ANOVA) و با بهره‌جویی از نرم‌افزار رایانه‌ای SPSS ارزیابی شد.

یافته‌ها

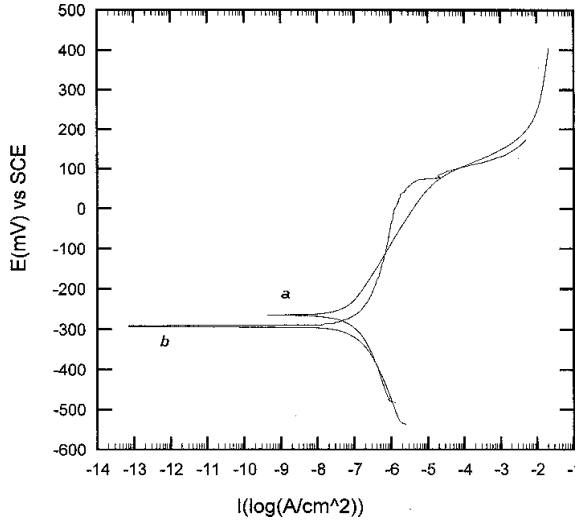
اندازه‌های میانگین پتانسیل خوردگی و چگالی جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه برای هرگروه از آلیاژهای کرم ـ کبالت ـ مولیبدن، یک‌بار ریخته‌گری شده و چهار بار ریخته‌گری شده و نیز آلیاژهای نیکل-کرم- مولیبدن یکبار ریخته‌گری شده، چهار بار و پنج بار ریخته‌گری شده، در جدول شماره‌ی ۱ ارایه شده است.

شکل شماره‌ی یک، نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی دو گروه آلیاژهای کرم ـ کبالت ـ مولیبدن در محلول سرم فیزیولوژی دردمای ۱±۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد را نشان می دهد و در شکل شماره‌ی دو، نیز نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی وآندی سه گروه از آلیاژهای نیکل-کرم- مولیبدن در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۱± ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد مشاهده می‌گردد.

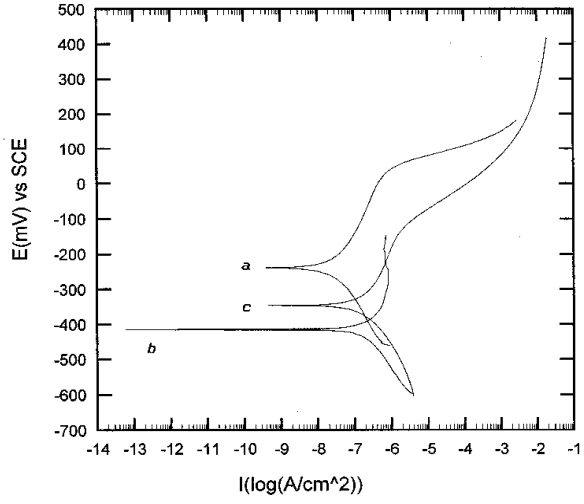
یافته‌ها نشان می‌دهد، که از نظر آماری، تفاوتی معنی‌دار بین اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژ کرم ـ کبالت ـ مولیبدن یکبار و چهار بار ریخته‌گری شده وجود ندارد ($p>0.05$)، اما میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن دندانی چهار بار ریخته‌گری شده در مقایسه با آلیاژ یک‌بار ریخته شده، افزایش یافته و از نظر آماری، نیز تفاوت معنی‌دار در میان اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی دو گروه وجود دارد ($p<0.05$).

جدول شماره‌ی ۱: *اندازه‌های میانگین پتانسیل خوردگی و میانگین چگالی جریان خوردگی (انحراف از معیار) برای هر گروه ازآلیاژهای دندانی در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۱±۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد*

گروه بررسی شده	پتانسیل خوردگی (میلی ولت)	چگالی جریان خوردگی (نانوآمپر بر سانتی‌متر مربع)	
		روش خطی	اکستراپولاسیون تافل
آلیاژ کبالت ـ کرم یکبار ریخته گری شده	-۲۷۰(۱۰)	۸۲(۱۹)	۱۳۶(۲۹)
آلیاژ کبالت ـ کرم چهاربار ریخته گری شده	-۲۵۹(۳۰)	۹۹(۶)	۲۰۷(۷۸)
آلیاژ نیکل ـ کرم یکبار ریخته گری شده	-۲۳۲(۲۵)	۳۵(۲)	۷۲(۲)
آلیاژ نیکل ـ کرم چهاربار ریخته گری شده	-۴۰۴(۲۴)	۱۶۴(۱۰۱)	۴۰۱(۱۷۴)
آلیاژ نیکل ـ کرم پنج بار ریخته گری شده	-۳۲۰(۳۱)	۴۱۴(۱۳۵)	۱۲۹۹(۶۶۲)



شکل شماره‌ی ۱: *نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی وآندی نمونه‌ی آلیاژکرم ـ کبالت ـ مولیبدن یک‌بار ریخته‌گری شده (الف) و چهار بار ریخته‌گری شده (ب) در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد.*



شکل شماره‌ی ۲: *نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی وآندی آلیاژ نیکل ـ کرم یکبار ریخته گری شده (a)، چهار بار ریخته‌گری شده (b) وپنج بار ریخته‌گری شده (c) در محلول سرم فیزیولوژی در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد.*

بحث

گر چه به ظـاهر، اندازه‌هـای میـانگین چگالـی جریان خوردگی آلیاژ کرم ـ کبالت ـ مولیبدن یکبـار ریخته‌گری شده و چهار بار ریخته‌گری شده متفـاوت است، اما با توجه به انحراف معیار مربوطـه، تفـاوتی آشکار بین میانگین چگالی جریان خـوردگی دو گروه یاد شـده وجـود نـدارد. آنـالیز آمـاری، نـیز نشـان می‌دهد، که از نظـر آمـاری، تفـاوتی معنـی‌دار بیـن اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژ کـرم ـ کبالت ـ مولیبدن یک‌بار و چـهار بـار ریختـه‌گری شده، وجود ندارد ($p>0.05$). این جمع‌بندی، نه تنـها درباره‌ی یافته‌های به دست آمده از اکستراپولاسیون تافل، بلکه دررابطه با یافتـه‌های روش پلاریزاسـیون خطی هم گویاست (جدول شماره‌ی ۱).

یافتـه‌های آزمون‌هـا گویـای آن اسـت، کـه میانگین چگالی جریان خوردگی آلیـاژ نیکـل-کـرم-مولیبـدن دندانـی چـهار بـار ریختـه‌گری شـده، در مقایسه با آلیاژ یک‌بار ریخته شده، افزایش یافته و از نظر آمـاری نـیز تفـاوت معنـی‌دار بیـن اندازه‌هـای میـانگین چگالـی جریـان خـوردگی دو گروه وجـود دارد($p<0.05$). همچنین، تفاوتی معنی‌دار بین چگالی جریان خوردگی آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن پنـج بـار ذوب و ریخته‌گری شده با دوگروه دیگر وجـود دارد ($p<0.05$) و نشان می‌دهد، کـه مقـاومت خـوردگی آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن، با افزایش شـمار دفعـات ذوب و ریختـه‌گری، کـاهش یافتـه اسـت (جـدول شماره‌ی ۱).

فلزات و آلیاژهایی، که به عنوان جانشین طـلا در کاربردهای دندانی به‌کار می‌روند، باید ویژگی‌های لازم را داشته باشند. ماهیت وطبیعت شیمیایی آن‌ها نباید سمی باشـد و بـرای بیمـار اثـر حساسـیت‌زایی نداشته باشند. ویژگی‌های شـیمیایی و فـیزیکی آلیـاژ باید به گونه‌ای باشد، که مقاومت به خوردگی کـافی داشته باشد[۱۳].

سازگاری زیستی آلیاژها اساساً با خوردگی آنها مرتبط است. هر آلیاژی، که خوردگی بیشـتر داشـته باشد، عناصر فلزی بیشتر را در بدن آزاد می‌سـازد و خطـر واکنش‌هـای ناخواسـته را بـا بـافت افزایـش می‌دهد. در باره‌ی آلیاژهای مصرفـی در دهـان، ایـن واکنش‌های ناخواسته دربردارنده‌ی احسـاس مـزه‌ی نامطبوع، تحریک، حساسـیت و آلـرژی و مـانند آن است. البته، آزاد شدن هر گونه عنصر فلـزی، لزومـاً سبب ایجاد مشکلات مهم و چشمگیر نمی‌شـود، امـا نیکل، از فلزاتی است، که بسیاری از مردم نسبت بـه آن حساسیت دارند[۲]. پدیده‌ی خـوردگی، نـه تنـها ممکن است بر ویژگی‌های مکانیکی وسیله به‌کار رفته در بدن اثر گذارد، بلکه می‌تواند پـس از آزاد شـدن یون‌ها (به ویژه، نیکل و کُرم)، مشـکلات موضعـی، از نظـر سـمی بـودن و سـازگاری زیسـتی پدیـد آورد[۱۴و۱۵].

سازگاری زیستی بیو مواد فلزی ارتبـاط بسـیار نزدیک با مقاومت خوردگی آنـها و قـابلیت انتقـال و جابـه‌جایی فرآورده‌هـای خـوردگی دارد. وانـادیم، کبالت، مس و نیکل فلزات سـمی و حساسـیت‌زا بـه شمار آیند در حالی که، سازگاری زیستی و مقـاومت خوردگی آلیاژهای پایه‌ی کبالت و نـیز فـولاد زنـگ نـزن در انـدازه‌ی پذیرفتنـی اسـت و فلزاتـی، چـون تیتانیم، نیوبیوم، تانتالیم و پلاتین، از مقاومت خوردگی خوب و سازگاری زیسـتی عـالی برخـوردار هسـتند. نیکل، یک فلز حساسیت زا شناخته شده و تمـاس بـا این فلز، می‌تواند به ایجاد واکنـش حساسـیتی منجـر گردد[۱۶]. آلیاژهای کبـالت ـ کـرم سال‌هاسـت، کـه بـرای ریختـه‌گری و سـاخت قـاب (فریـم) دنـدان مصنوعی تکه‌ای متحرک به‌کار برده می‌شـوند[۳و۱۳] و بررسی اثر خوردگی این گونه آلیاژها، نیز مورد توجه قرارداشته است[۱۱و۱۲].

با توجه به جدول شماره‌ی یک و شکل‌های شماره‌ی یک و دو، ملاحظه می‌شودکه چگالی جریان خوردگی آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن از چگالی جریان خوردگی آلیاژ کبالت-کرم- مولیبدن کمتر و مقاومت خوردگی آن در شرایط یک بار ریخته‌گری شده، بیشتر است. این یافته با یافته‌های اعلام شده از سوی دیگر پژوهشگران، همخوانی دارد[۱۱و۱۷].

پژوهشگران در پژوهشی برای بررسی اثر شمار تعداد دفعات عملیات ذوب و ریخته‌گری دوباره بر رفتار خوردگی آلیاژهای کبالت ـ کرم و نیکل ـ کرم در محیط‌های فیزیولوژیکی بزاق مصنوعی و سرم فیزیولوژی، نشان دادند، که برخلاف انتظار، مقاومت به خوردگی آلیاژهای کرم ـ کبالت ـ مولیبدن و نیکل ـ کرم ـ مولیبدن تحت اثر ذوب و ریخته‌گری پی در پی نیست[۱۱]. یافته‌های پژوهش کنونی، نیز نشانه‌ی آن است که شمار دفعات ذوب ریخته‌گری و استفاده از برگشتی‌ها بر رفتار خوردگی آلیاژ کرم ـ کبالت ـ مولیبدن اثری ندارد (شکل شماره‌ی ۱ و جدول شماره‌ی۱)، اما از سوی دیگر، رفتار خوردگی آلیاژ نیکل ـ کرم ـ مولیبدن اثر گرفته از شمار دفعات ذوب و ریخته‌گری است و با افزایش شمار دفعات فرایند یاد شده، چگالی جریان خوردگی آلیاژ افزایش می‌یابد (شکل شماره‌ی ۲ و جدول شماره‌ی ۱).

پژوهشگران گزارش کرده‌اند، که شمار دفعات عملیات ذوب وریخته گری، اثری ناچیز بر ساختار سطحی و اندازه‌ی فراورده‌های آزاد شده از آلیاژ نیکل ـ کرم ـ مولیبدن دارد[۱۸و۱۹]. گفته می‌شود، که ریخته‌گری لابراتواری پدیده‌ای کاملاً قابل کنترل نیست و می‌تواند با شرایط بیرونی و دستگاه ریخته‌گری اثر پذیرد [۲۰].

بررسی یافته‌های پژوهش کنونی نشان می‌دهد، که مقاومت خوردگی آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن با افزایش شمار دفعات ریخته‌گری کاهش می‌یابد. گفتنی است، که انحراف از معیار اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژهای نیکل-کرم- مولیبدن چند بار ریخته‌گری شده زیاد است و نشان می‌دهد، که دامنه‌ی اعداد یافته‌ها، گسترده است. گستردگی اعداد به دست آمده از آزمون، نشانه‌ی رفتار متفاوت نمونه‌ها در هر گروه است و می‌تواند دلیلی بر وجود تفاوت چشمگیر در شرایط عملیات ذوب و ریخته‌گری در هر بار و اثر آن بر ویژگی‌ها باشد. در واقع، شرایط هر بار ذوب و ریخته‌گری در لابراتوار دندانی، برای هر نمونه با نمونه دیگر تفاوت آشکار داشته و به بروز اثر متفاوت در نمونه‌های هر گروه منجر گردیده است. با توجه به این که در لابراتوارهای دندانی دوباره از برگشتی‌ها ، راهگاه‌ها و قطعات پیشین استفاده می‌گردد، اگر شرایط کاری و وضعیت فرایند ریخته‌گری تحت کنترل نبوده واز یک روند ثابت برخوردار نباشد، اثر آن می‌تواند به گونه‌ای نامناسب در رفتار و ویژگی‌های نهایی آلیاژ دندانی مصرفی جلوه‌گر شود. بنابراین، حتی درباره‌ی آلیاژهای استاندارد و ایمن، نیز ممکن است بر اثر عوامل اثرگذار بر فرایند، وضعیتی دیگر فراهم گردد. این مطلب، لزوم توجه بیشتر به کنترل و تضمین کیفیت در لابراتوارهای دندانی و اهمیت نظام‌های مدیریت تضمین کیفیت در مراکز ارایه خدمات دندانپزشکی را بیان می‌کند. با توجه به این که، در برخی مراکز درمانی و بیمارستان‌های کشور، نظام مدیریت تضمین کیفیت بر پایه‌ی استانداردهای ایزو ۹۰۰۰ برقرار شده است، طراحی و اجرای چنین نظام هایی در لابراتوارهای دندانی برای اطمینان از پایداری کیفیت فراورده و تضمین به دست آوردن ویژگی‌های استاندارد اجزای دندانی تهیه شده، به آسانی میسر است. روشن است که بررسی‌های ساختاری، آنالیز فازی، بررسی تغییر در ترکیب

شیمیایی آلیاژ و شناسایی آخـال، می‌توانـد به‌آسـانی ریشه ودلیل تغیـیرات رفتـاری یـاد شـده را روشـن سازد. پژوهش‌های جاری نگارنـدگان در ایـن راسـتا برنامه‌ریزی شده است.

نتیجه‌گیری

۱- رفتـار خـوردگی آلیـاژ کـرم ـ کبـالت ـ مولیبدن ریختگی اثرپذیـر از شـمار دفعـات ذوب و ریخته گری دوباره نیست و استفاده از برگشـتی‌های ریخته‌گری پیشین، اثـری بـر سـازگاری زیسـتی آن ندارد.

۲- مقـاومت خـوردگی آلیـاژ نیکـل-کـرم- مولیبدن با افزایش شمار دفعات ریخته‌گری کـاهش می‌یابد و پراکندگی یافتـه‌های مربـوط بـه مقـاومت خوردگی، نشانه‌ی شرایط ناهمسان و متفاوت عملیات ذوب و ریخته‌گری است. استفاده از مواد برگشـتی و راهگاه‌ها اثر منفـی بـر رفتـار خـوردگی و سـازگاری زیستی آلیاژ نیکل-کرم- مولیبدن دارد.

۳- ریختـه‌گری لابراتـواری، اغلـب پدیـده‌ای کاملاً قـابل کنـترل نیسـت و اثـر آن، می‌توانـد بـه گونه‌ای نامناسب در ویژگی‌های نهایی آلیاژ ریختـگی دندانی و به ویژه، رفتار خوردگی آن جلوه‌گر شود و ۴- کنترل شرایط عملیات ذوب و ریختـه‌گری در سـاخت اجـزای دندانـی از آلیـاژهـای ریختـگی دندانـی، اهمیـت دارد و نداشـتن شـرایط مناسـب، یکسـان و مـهار شـده، می‌توانـد بـه دریـافت رفتـار خوردگی و سازگاری زیسـتی نـهایی کـاملا متفـاوت منجر گردد. بودن نظام کنـترل و تضمیـن کیفیـت و برقراری نظام مدیریت تضمین کیفیـت در لابراتـوار دندانی، راه حلی مناسـب بـرای جلـوگیـری از بـروز شرایط و یافته‌های نامطلوب است.

سپاسگزاری

به این وسیله، از همکاران دانشکده‌ی مهندسـی مـواد دانشـگاه صنعتـی اصفـهان و دانشـکده‌ی دندانپزشـکی دانشـگاه علـوم پزشـکی اصفـهان، کـه اجرای این پژوهش، با همکاری آنان میسـر گردیـد، سپاسگزاری می‌شود. ایـن پژوهـش، در چـهارچـوب طـرح پژوهشـی شـماره‌ی ۷۹۲۴۰ دانشـگاه علـوم پزشکی اصفهان به اجرا درآمده، که به این وسـیله از معـاونت محـترم پژوهشـی دانشـگاه علـوم پزشـکی اصفهان سپاسگزاری می شود.

واژه نامه

1- Casting = ریخته‌گری
2- Strength = استحکام
3-Hardness = سختی
4- Tarnish = تغییر رنگ
5- Surgical implants = کاشتنی‌های جراحی
6- Bridge = پل
7- Corrosion = خوردگی
8- Fluidity = سیالیت
9- Bibiocompatibility = سازگاری زیستی
10-Electrochemical polarization = پلاریزاسیون الکتروشیمیایی
11- Recasting = ریخته‌گری دوباره
12- Returns = برگشتی ها
13- Lost wax molding = قالبگیری با موم هدر رفته
14- Investment casting = ریخته‌گری دقیق
15- Dental structure = ساختمان دندانی
16- Inclusion = آخال
17- linear polarization = پلاریزاسیون خطی
18- Corrosion potential = پتانسیل خوردگی
19- Corrosion current density = چگالی جریان خوردگی
20- Tafel extrapolation = اکستراپولاسیون تافل

References

۱- مرتضوی و، فتحی م ح. مواددندانی ترمیمی. چاپ اول، انتشارات ارکان، اصفهان، ۱۳۷۱.

2- Craig RG, JM Powers, JC Wataha. Dental Materials, Properties and Manipulation. 7th ed. Missouri:Mosby–YearBook, 2000: 1-10

3- Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials.10thed.Philadelphia,Pennsylvania : W.B. Saunders, 1996: 359-84

4- Manappallil JJ, Basic Dental Materials. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 1998.

5- Charbeneau GT. Principles and Practice of Operative Dentistry. 3th ed. Philadelphia: Lea &Febiger, 1988.

6- Holland RI. Corrosion testing by potentiodynamic polarization in various electrolytes. Dental Materials 1992; 8: 241-5.

7- Grimsodottir MR, Hensten- Pettersen A, Kulmann A. Cytotoxic effect of orthodontic appliancees. Eur J Orthod 1992; 14: 47-53.

8- Wataha JC. Biocompatibility of dental castings alloys: A review. J Prosthet Dent 2000; 83: 223-34.

9- Vahey JW, Simonion PT, Conrad V. Cacinogenicity and metallic implants. Am J Orthod Dentofac Ortho 1995; 24: 319-24.

10- Zitter H, Plenk JrH. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. J Biomed Mater Res 1987; 21: 881-90.

11- Khamis E, Seddik M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. Egypt Inter Dent J 1995; 45: 209-17.

12- Nelson DR, Palik JF. Recasting a Nickel-Chromium alloy. J Prosthet Dent 1986; 55: 122-7.

13- Craig RG. Restorative Dental Materials. 10th ed. Missouri: Mosby – YearBook, 1997: 408-38

14- Wataha JC, Malcolm CT, Hanks CT. Correlation between cytotoxicity and the elements released by dental casting alloys. Int J Prosthodont 1995; 8: 9-15.

15- Grinsdottir MR, Hensten-Pettersen A, kulmann A. Proliferation of nickel sensitive human lymphocytes by corrosion products of orthodontic appliances. Biomater 1994; 15: 1157-60.

16- Steinmann SG. Corrosion of Surgical Implants-in vivo and in vitro tests. in: Winter GD, Leray JL, deGroot K, eds. Evaluation of Biomaterials. New York: John Wiley and Sons Ltd, 1980.

17- Luthy H, Marinello CP. Corrosion considerations in brazing repair of Cobalt-based partial dentures. J Prosthet Dent 1996; 75: 515-24.

18- Nitkin DA, Asgar K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthetics. J Am Dent Assoc 1976; 93: 622-9.

19- Presswood RG. Multiple recast of a Ni-Cr based alloys, J Prosthet Dent, 1983, 50, 198-199.

20- Ozdemir S, Arikan A. Effect of recasting on the amount of corrosion products release from two Ni-Cr base metal alloys. J prosthet Dent 1998; 6: 149-53.

Abstract

Evaluation of the Effect of Laboratory Casting Process on the Corrosion Resistance of Co-Cr-Mo and Ni-Cr-Mo Dental Alloy

V. Mortazavi, DMD, MScD
Associate Professor of Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences
M.H. Fathi, PhD
Assistant Professor of Department of Material Engineering, Isfahan University of Technology
F. Bekhrady, DMD
Dentist

Background: Casting is one of the most popular processes for preparation of dental appliances and structures. The effect of melting and casting process on the corrosion behavior of dental appliances and prosthetics is important since the corrosion behavior of the dental metallic alloy is an indication of their biocompatibility in the mouth. The aim of this investigation was to evaluate the effect of laboratory casting and the recasting and use of return materials on the corrosion resistance of dental casting alloys.

Materials and Methods: The ingot of two types of dental alloys (Co-Cr-Mo and Ni-Cr-Mo alloys) were used and enough coupons were prepared using the lost wax molding technique and centrifugal casting process. The same process, using remelting and recasting of the alloys, was performed to prepare the other samples for evaluating the effect of the recasting and use of casting returns and scrape materials on the corrosion resistance of the casting alloys. Electrochemical potentiodynamic tests were performed in physiological solution in order to determine and compare the corrosion behavior of dental casting alloy samples as an indication of biocompatibility.

Results: The results showed no statistically significant difference between the mean corrosion current density values of two groups of the Cr-Co-Mo alloy (melted once and melted four times). There were statistically significant differences between the mean corrosion current density values of three groups (melted once, melted four times, and melted five times) of the Ni-Cr-Mo alloy ($p<0.05$). The five times melted dental casting alloy possessed the lowest corrosion resistance. This was due to the undesired effect of recasting process on the corrosion characteristics of dental casting alloys and it seems that the condition and parameters of the casting process is not stable every time.

Key words: Biocompatibility, Corrosion resistance, Dental alloy, Laboratory casting