

ارزیابی اثر عملیات لابرآتواری 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 لابرآتواریهای 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 ارزیابی اثر عملیات ذوب و ریخته‌گری لابرآتواری 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 (آلیاژ کرم-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 اثر استفاده 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 هر گروه 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 آلیاژهای 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 ویژگی‌ها و رفتار خوردگی و نشانه‌ی نبود کنترل دقیق و یکسان شرایط ذوب و ریخته‌گری در لابرآتواری باشد.

کلید واژه‌ها: سازگاری زیستی - مقاومت خوردگی - آلیاژ دندانی - ریخته‌گری لابرآتواری

* دانشیار گروه ترمیمی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

** استادیار دانشکده‌ی مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان

*** دندانپزشک

آلیاژهای نیکل - کرم - مولیبدن، نیز که در دندانپزشکی، به گونه‌ای گسترده، جایگزین فلزات قیمتی شده‌اند، دارای ۶۰ تا ۸۰ درصد نیکل، ۱۰ تا ۲۷ درصد کرم، ۲ تا ۶ درصد مولیبدن و عناصر دیگر، چون بریلیم، منگنز و آلومینیم هستند (۳،۲ و ۶).

ویژگی‌های فیزیکی - مکانیکی این آلیاژها، به ترکیب شیمیایی آن‌ها وابسته است و از عناصر افزودنی اثرپذیر است (۳ و ۶).

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 و آلیاژها، بایسته است، که سازگاری زیستی^۹ آن‌ها بررسی شود (۷). آلیاژهای دندان 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 و عارضه‌ای از کنش سمی، کنش تحریکی و آماسی، کنش التهاب و تورمی، کنش حساسیتی و سرطان‌زایی نگردد (۹).

سازگاری زیستی آلیاژها، اساساً 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 دندان اثر می‌گذارند. بنابراین، خوردگی شرط لازم و نه کافی، برای ایجاد اثرات وارونه‌ی زیست‌شناختی

بشر، همواره به مشکل ترمیم اعضا و اجزایی 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 دندان، آلیاژها از نقشی ویژه برخوردار هستند، که می‌توان به مصرف آمالگام دندان و انواع آلیاژ ریخته‌گری^۱، چون کرم - کبالت - مولیبدن و نیکل - کرم - مولیبدن اشاره کرد (۳).

آلیاژهای کبالت - 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 و استحکام، به تغییر رنگ فراوان^۴ آن‌ها می‌توان اشاره کرد.

متداول‌ترین کاربرد آلیاژهای کبالت - کرم، در ساخت پایه‌ی دندان مصنوعی، کاشتنی‌های جراحی^۵، روکش یا تاج دندان و پل دندان^۶ است. آلیاژهای کبالت - کرم، دارای در حدود ۵۵ تا ۶۸ درصد کبالت، ۲۰ تا ۳۰ درصد کرم همراه با اندازه‌ای ناچیز مولیبدن، نیکل، کربن و اندازه‌ای بسیار ناچیز سیلیسیم و منگنز است. 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

آلیاژهای دندانی است. پاسخ زیست شناختی بافت‌ها به عناصر آزاد شده از فرایند خوردگی، به گونه و اندازه‌ی عنصر آزاد شده و دوره‌ی زمانی تماس با بافت دارد^(۸). برای ارزیابی اثر خوردگی آلیاژهای دندانی، از آزمون‌های الکتروشیمیایی پلاریزاسیون^{۱۰} بهره‌جویی می‌شود و عموماً، رفتار الکتروشیمیایی آلیاژ، به عنوان شاخص و ملاک سازگاری زیستی آن شناخته شده است^(۱۰). بررسی اثر ریخته‌گری دوباره^{۱۱} و استفاده از مواد برگشتی^{۱۲} و از پیش ریخته‌گری شده، برای فراهم کردن سازه‌های دندانی^{۱۳} بر ویژگی و رفتار خوردگی آلیاژهای دندانی، در دستور کار پژوهشگران بوده و ارتباط مقاومت خوردگی با ذوب کردن و ریخته‌گری دوباره و شمار دفعات ریخته‌گری مورد توجه بوده است^(۱۲،۱۱) و گفته می‌شود، که مقاومت خوردگی آلیاژهای نیکل-کرم-مولیبدن و کبالت-کرم-مولیبدن از ذوب شدن و ریخته‌گری دوباره و دفعات ریختن اثر پذیر نیست^(۱۱). هدف از این پژوهش، بررسی اثر عملیات ذوب و ریخته‌گری لابراتواری پی در پی بر رفتار خوردگی آلیاژهای دندانی و به ویژه، اثر شمار دفعات ذوب و ریخته‌گری و استفاده از مواد برگشتی بر مقاومت خوردگی آلیاژهای دندانی کبالت-کرم-مولیبدن و نیکل-کرم-مولیبدن بوده است.

مواد و روش کار

شمش آلیاژ دندانی کرم - کبالت - مولیبدن (با ترکیب شیمیایی؛ ۶۴ درصد کبالت، ۲۸ درصد کرم، ۵ درصد مولیبدن)، با نام تجاری وایرونیت، ساخت شرکت بگو آلمان و شمش آلیاژ نیکل - کرم - مولیبدن (با ترکیب شیمیایی؛ ۷۵ درصد نیکل، ۱۴ درصد کرم، ۵ درصد مولیبدن و ۱/۶ درصد بریلیم)، با نام تجاری سوپرکست ساخت شرکت بگو

آلمان، برای بررسی و آزمون برگزیده شدند. از فرایند قالب‌گیری با موم هدر رفته^{۱۳} و ریخته‌گری دقیق^{۱۴} (دوغایی) همراه با گریز از مرکز برای ساخت نمونه‌ها بهره‌جویی شد. پس از ساخت مدل مومی و تهیه قالب، با شیوه‌ی قالب‌گیری دقیق (دوغایی)، عملیات حرارت دادن، خارج ساختن موم و آماده‌سازی قالب انجام گرفت و ذوب و ریخته‌گری هر یک از آلیاژهای یاد شده با استفاده از کوره و ماشین ریخته‌گری گریز از مرکز، به انجام رسید. پارامترهای متغییر فرایند، همچون دمای فوق‌گداز و زمان ریخته‌گری همواره ثابت نگه‌داشته شد. شمار هشت نمونه از هر گونه آلیاژ، به روش یاد شده فراهم گردید و سپس، با روش‌های لابراتواری دندانی پرداخت شد و برای اجرای آزمون‌های الکتروشیمیایی آماده گردید. در مرحله‌ی دیگر، نمونه‌هایی از آلیاژ کرم - کبالت - مولیبدن، پی در پی چهار بار، تحت عملیات ذوب و ریخته‌گری دوباره قرار گرفت. در این عملیات، از راه‌گاه، برگشتی، اجزا و قطعه‌های پیشین، دوباره استفاده گردید تا اثر احتمالی اکسید شدن آلیاژ، ورود عناصر ناخالصی، آخال‌ها^{۱۶} و تغییر احتمالی ترکیب شیمیایی بر ویژگی‌های نهایی آلیاژ بررسی شود. نمونه‌هایی از آلیاژ نیکل-کرم-مولیبدن، نیز به شمار چهار بار و نمونه‌های دیگری به شمار پنج بار ذوب و ریخته‌گری دوباره شد و پس از پایان کار و پرداخت نهایی سطح، برای اجرای آزمون‌های الکتروشیمیایی آماده گردید. برای اجرای آزمون‌های پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی، در آغاز، نمونه‌ها با محلول سرم فیزیولوژی، به عنوان الکترولیت برگزیده، شست و شو داده شده و سپس، در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد در آن محلول جا گرفت تا تعادل برقرار گردد. یک ست آزمون پلاریزاسیون استفاده شد. الکتروود مرجع، یک الکتروود کالومل اشباع (SCE)

بود و گرافیت به عنوان الکتروود شمارنده (کمکی) به کار رفت. آزمون‌ها با دستگاه پتانسیواستات (EG&G potentiostat 263A) و رایانه مرتبط با آن، که به نرم‌افزار 352 Soft Corr III مجهز بود، اجرا گردید. آزمون‌های پلاریزاسیون در دمای 37 ± 1 درجه‌ی سانتی‌گراد، که کنترل آن با استفاده از حمام بن ماری (Eyela Thermistor Tempet T.80) انجام می‌گرفت اجرا شد. هر آزمون در دو مرحله؛ یکی، به روش پلاریزاسیون خطی^{۱۷} در دامنه‌ی ± 20 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^{۱۸} و چگالی جریان خوردگی^{۱۹} آن با روش اکستراپولاسیون تافل^{۲۰} 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

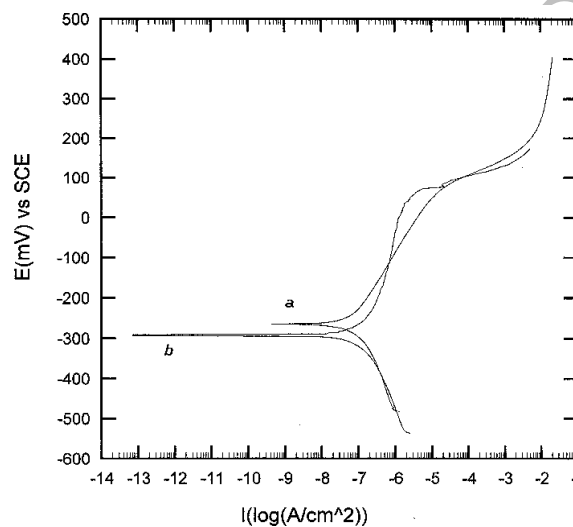
جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه برای هر گروه از آلیاژهای کرم - کبالت - مولیبدن، یک‌بار ریخته‌گری شده و چهار بار ریخته‌گری شده و نیز آلیاژهای نیکل-کرم-مولیبدن یکبار ریخته‌گری شده، چهار بار و پنج بار ریخته‌گری شده، در جدول شماره‌ی ۱ ارایه شده است.

شکل شماره‌ی یک، نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی دو گروه آلیاژهای کرم - کبالت - مولیبدن در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 37 ± 1 درجه‌ی سانتی‌گراد را نشان می‌دهد و در شکل شماره‌ی دو، نیز نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی سه گروه از آلیاژهای نیکل-کرم-مولیبدن در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 37 ± 1 درجه‌ی سانتی‌گراد مشاهده می‌گردد.

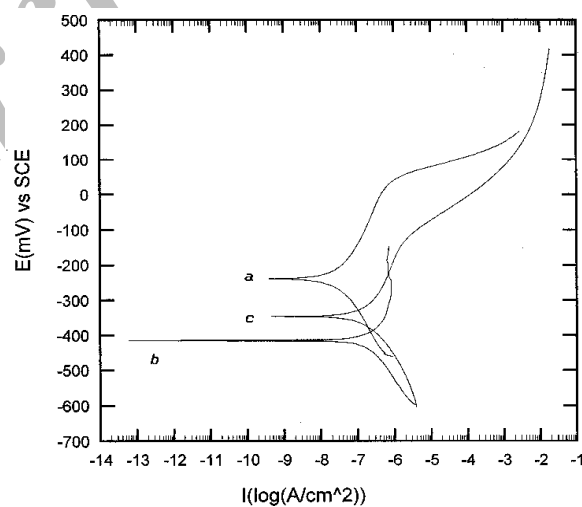
یافته‌ها نشان می‌دهد، که از نظر آماری، تفاوتی معنی‌دار بین اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژ کرم - کبالت - مولیبدن یکبار و چهار بار ریخته‌گری شده وجود ندارد ($p > 0.05$). اما میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژ نیکل-کرم-مولیبدن دندان‌ی چهار بار ریخته‌گری شده در مقایسه با آلیاژ یک‌بار ریخته‌گری 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 شماره ۱: اندازه‌های میانگین پتانسیل خوردگی و میانگین چگالی جریان خوردگی (انحراف از معیار) برای هر گروه از آلیاژهای دندانی در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 37 ± 1 درجه‌ی سانتی‌گراد

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



شکل شماره ۱: نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آنودی نمونه‌ی آلیاژ کرم - کبالت - مولیبدن یک‌بار ریخته‌گری شده (الف) و چهار بار ریخته‌گری شده (ب) در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 37 درجه‌ی سانتی‌گراد.



شکل شماره ۲: نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آنودی آلیاژ نیکل - کرم یکبار ریخته‌گری شده (a)، چهار بار ریخته‌گری شده (b) و پنج بار ریخته‌گری شده (c) در محلول سرم فیزیولوژی در دمای 37 درجه‌ی سانتی‌گراد.

سازگاری زیستی آلیاژها اساساً با خوردگی آنها مرتبط است. هر آلیاژی، که خوردگی بیشتر داشته باشد، عناصر فلزی بیشتر را در بدن آزاد می‌سازد و خطر واکنش‌های ناخواسته را با بافت افزایش می‌دهد. در باره‌ی آلیاژهای مصرفی در دهان، این واکنش‌های ناخواسته دربردارنده‌ی احساس مزه‌ی نامطبوع، تحریک، حساسیت و آلرژی و مانند آن است. البته، آزاد شدن هر گونه عنصر فلزی، لزوماً سبب ایجاد مشکلات مهم و چشمگیر نمی‌شود، اما نیکل، از فلزاتی است، که بسیاری از مردم نسبت به آن حساسیت دارند^(۲). پدیده‌ی خوردگی، نه تنها ممکن است بر ویژگی‌های مکانیکی وسیله به کار رفته در بدن اثر گذارد، بلکه می‌تواند پس از آزاد شدن یونها (به ویژه، نیکل و کرم)، مشکلات موضعی، از نظر سمی بودن و سازگاری زیستی پدید آورد (۱۵و۱۴).

سازگاری زیستی بیو مواد فلزی ارتباط بسیار نزدیک با مقاومت خوردگی آنها و قابلیت انتقال و جابه‌جایی فرآورده‌های خوردگی دارد. وانادیم، کبالت، مس و نیکل فلزات سمی و حساسیت‌زا به شمار آیند در حالی که، سازگاری زیستی و مقاومت خوردگی آلیاژهای پایه‌ی کبالت و نیز فولاد زنگ نزن در اندازه‌ی پذیرفتنی است و فلزاتی، چون تیتانیم، نیوبوم، تانتالیم و پلاتین، از مقاومت خوردگی خوب و سازگاری زیستی عالی برخوردار هستند. نیکل، یک فلز حساسیت‌زا شناخته شده و تماس با این فلز، می‌تواند به ایجاد واکنش حساسیتی منجر گردد^(۱۶). آلیاژهای کبالت - کرم سال‌هاست، که برای ریخته‌گری و ساخت قاب (فریم) دندان مصنوعی تکه‌ای متحرک به کار برده می‌شوند^(۱۳و۳) و بررسی اثر خوردگی این گونه آلیاژها، نیز مورد توجه قرار داشته است^(۱۲و۱۱).

گرچه به ظاهر، اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژ کرم - کبالت - مولیبدن یکبار ریخته‌گری شده و چهار بار ریخته‌گری شده متفاوت است، اما با توجه به انحراف معیار مربوطه، تفاوتی آشکار بین میانگین چگالی جریان خوردگی دو گروه یاد شده وجود ندارد. آنالیز آماری، نیز نشان می‌دهد، که از نظر آماری، تفاوتی معنی‌دار بین اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی آلیاژ کرم - کبالت - مولیبدن یکبار و چهار بار ریخته‌گری شده، وجود ندارد ($p > 0.05$). این جمع‌بندی، نه تنها درباره‌ی یافته‌های به دست آمده از اکستراپولاسیون تافل، بلکه در رابطه با یافته‌های روش پلاریزاسیون خطی هم گویاست (جدول شماره ۱). یافته‌های آزمون‌ها گویای آن است، که 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 بین اندازه‌های میانگین چگالی جریان خوردگی دو گروه وجود دارد ($p < 0.05$). همچنین، تفاوتی معنی‌دار بین چگالی جریان خوردگی آلیاژ نیکل-کرم-مولیبدن پنج بار ذوب و ریخته‌گری شده با دو گروه دیگر وجود دارد ($p < 0.05$) و نشان می‌دهد، که مقاومت خوردگی آلیاژ نیکل-کرم-مولیبدن، با افزایش شمار دفعات ذوب و ریخته‌گری، کاهش یافته است (جدول شماره ۱).

فلزات و آلیاژهایی، که به عنوان جانشین طلا در کاربردهای دندانی به کار می‌روند، باید ویژگی‌های لازم را داشته باشند. ماهیت وطبیعت شیمیایی آنها نباید سمی باشد و برای بیمار اثر حساسیت‌زایی نداشته باشند. ویژگی‌های شیمیایی و فیزیکی آلیاژ باید به گونه‌ای باشد، که مقاومت به خوردگی کافی

با توجه به جدول شماره‌ی یک و شکل‌های شماره‌ی یک و دو، ملاحظه می‌شود که 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 (۱۷۹^{۱۱}).

پژوهشگران در پژوهشی برای بررسی اثر شمار تعداد دفعات عملیات ذوب و ریخته‌گری دوباره بر رفتار خوردگی آلیاژهای کبالت-کرم و نیکل-کرم در محیط‌های فیزیولوژیکی بزاق مصنوعی و سرم فیزیولوژی، نشان دادند، که برخلاف انتظار، مقاومت به خوردگی آلیاژهای کرم-کبالت-مولیبدن و نیکل-کرم-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-کبالت-مولیبدن اثری ندارد (شکل شماره‌ی ۱ و جدول شماره‌ی ۱)، اما از سوی دیگر، رفتار خوردگی آلیاژ نیکل-کرم-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 و ریخته‌گری، اثری ناچیز بر ساختار سطحی و اندازه‌ی فراورده‌های آزاد شده از آلیاژ نیکل-کرم-مولیبدن دارد (۱۸ و ۱۹^{۱۸}). 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 دندانانی، 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 دندانانی 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 دندانانی 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 دندانانی و اهمیت نظام‌های مدیریت تضمین کیفیت در مراکز ارائه 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 نظام‌هایی در لابراتوارهای دندانانی برای اطمینان از پایداری کیفیت فراورده و تضمین به دست آوردن ویژگی‌های استاندارد اجزای دندانانی تهیه شده، به آسانی میسر است. روشن است که بررسی‌های ساختاری، آنالیز فازی، بررسی تغییر در ترکیب

شیمیایی آلیاژ و شناسایی آخال، می‌تواند به آسانی ریشه و دلیل تغییرات رفتاری یاد شده را روشن سازد. پژوهش‌های جاری نگارندگان در این راستا برنامه‌ریزی شده است.

نتیجه‌گیری

۱- رفتار خوردگی آلیاژ کرم - کبالت - مولیبدن ریختگی اثرپذیر از شمار دفعات ذوب و ریخته‌گری دوباره نیست و استفاده از برگشتی‌های ریخته‌گری پیشین، اثری بر سازگاری زیستی آن ندارد.

۲- مقاومت خوردگی آلیاژ نیکل-کرم - مولیبدن با افزایش شمار دفعات ریخته‌گری کاهش می‌یابد و پراکندگی یافته‌های مربوط به مقاومت خوردگی، نشانه‌ی شرایط ناهمسان و متفاوت عملیات ذوب و ریخته‌گری است. استفاده از مواد برگشتی و راهگاه‌ها اثر منفی بر رفتار خوردگی و سازگاری زیستی آلیاژ نیکل-کرم - مولیبدن دارد.

۳- ریخته‌گری لایبراتوراری، اغلب پدیده‌ای کاملاً قابل کنترل نیست و اثر آن، می‌تواند به گونه‌ای نامناسب در ویژگی‌های نهایی آلیاژ ریختگی دندان‌ی و به ویژه، رفتار خوردگی آن جلوه‌گر شود و

۴- کنترل شرایط عملیات ذوب و ریخته‌گری در ساخت اجزای دندان‌ی از آلیاژهای ریختگی دندان‌ی، اهمیت دارد و نداشتن شرایط مناسب، یکسان و مهار شده، می‌تواند به دریافت رفتار خوردگی و سازگاری زیستی نهایی کاملاً متفاوت منجر گردد. بودن نظام کنترل و تضمین کیفیت و برقراری نظام مدیریت تضمین کیفیت در لابراتوار دندان‌ی، راه حلی مناسب برای جلوگیری از بروز شرایط و یافته‌های نامطلوب است.

سپاسگزاری

به این وسیله، از همکاران دانشکده‌ی مهندسی مواد دانشگاه صنعتی اصفهان و دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، که اجرای این پژوهش، با همکاری آنان میسر گردید، سپاسگزاری می‌شود. این پژوهش، در چهارچوب طرح پژوهشی شماره‌ی ۷۹۲۴۰ دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به اجرا درآمده، که به این وسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان سپاسگزاری می‌شود.

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- Biocompatibility = سازگاری زیستی | 10-Electrochemical polarization = پلاریزاسیون الکتروشیمیایی |
| 11- Recasting = ریخته‌گری دوباره | 12- Returns = برگشتی‌ها |
| 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

- 1- 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. 10th ed. 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- Grimsdottir MR, Hensten- Pettersen A, Kulmann A. Cytotoxic effect of orthodontic appliances. 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, Arıkan 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.

AI

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
