تأثیر ریختن مجدد بر آزادسازی عناصر نوعی آلیاژ بر پایه فلز (Base metal)

دکتر فرشاد باجغلی[1]، دکتر احسان قاسمی*، امیر یزدانی[2]

چکیده

مقدمه: سمیت آلیاژهای دندان‌پزشکی به ترکیب آن آلیاژ و عناصری که آزاد می‌کنند، بستگی دارد. که این موضوع خود ممکن است تحت تأثیر عمل ریکستنیگ آلیاژ قرار گیرد. هدف از این پژوهش، ارزیابی تأثیر ریختگی مجدد در آزادسازی عناصر آلیاژ بیس متال نوع Verabond بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی آلیاژ Verabond مورد بررسی قرار گرفت. ابتدا الگوهای مومی مکعب مستطیلی در ابعاد (۱۱×۱۳×۱/۴ mm) تهیه شدند و سپس دیسک‌های آلیاژ (۱۱×۱۳×۱/۴ mm) با ترکیب صد در صد آلیاژ تازه، ۵۰ درصد ریختگی و ۵۰ درصد ریختگی مجدد، صد در صد ریختگی مجدد تهیه شدند و سپس دیسک‌های آلیاژ همانند شرایط کلینیکی اتمام و پرداخت شد پالیش شده و در اتوکلاو استریل شد. هر نمونه در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد داخل بزاق مصنوعی به مدت ۷۲ ساعت نگهداری شد. سپس نمونه‌ها از داخل بزاق خارج گردید و برای اندازه‌گیری به وسیله دستگاه اسپکتروفتومتری اتمیک ابزوربشن جهت بررسی عناصر فلزی آزاد فرستاده شد و نتایج به وسیله آزمون‌های آنالیز واریانس یک طرفه و آزمون تکمیل کننده Tukey مورد بررسی قرار گرفتند ($\alpha = ۰/۰۵$).

یافته‌ها: در سه ترکیب تهیه شده از آلیاژ Verabond آزمون نشان دهنده اختلاف معنی‌داری بین گروه ریختگی و ریختگی مجدد بود. آزادسازی عناصر به ترتیب تیتانیوم، نیکل، آلومینیوم و کروم در روش ریختگی مجدد به صورت معنی‌داری بیشتر از روش ریختگی بود. ($p\ value < ۰/۰۵$) عناصر برلیوم، مولیبدن و کبالت پایین‌تر از حد تشخیص دستگاه اسپکتروفتومتری بودند.

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج این مطالعه انجام عمل ریختگی مجدد باعث افزایش آزادسازی عناصر آلیاژ می‌شود و بهتر است از انجام عمل ریختگی مجدد اجتناب شود.

کلید واژه‌ها: بزاق مصنوعی، اسپکتروفتومتری اتمیک، روش ریختگی دندانی.

* استادیار، عضو مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی ترابی‌نژاد، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران. (مؤلف مسؤول)
e_ghasemi@dnt.mui.ac.ir

۱: استادیار، عضو مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی ترابی‌نژاد، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۲: دانشجوی دندان‌پزشکی، عضو کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

این مقاله حاصل پایان‌نامه دانشجویی به شماره ۳۸۴۲۷۸ مصوب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد

این مقاله در تاریخ ۹۰/۶/۲۷ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۰/۹/۶ اصلاح شده و در تاریخ ۹۰/۹/۲۲ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان ۱۳۹۰؛ ویژه‌نامه ۷(۵)؛ ۷۶۳ تا ۷۶۹

مقدمه

سرامیک‌ها، پلیمرها، کامپوزیت‌ها و فلزات چهار گروه اصلی مواد هستند که در دندان‌پزشکی استفاده می‌شوند. فلزات در حالت خالص نرم هستند بنابراین با ترکیب فلزات و تهیه آلیاژ آن‌ها خواص مطلوبی برای مواد دندانی به وجود آمده است[۱].

آلیاژها باید دارای خواص فیزیکی، شیمیایی و مکانیکی مناسبی مانند استحکام، ارتجاعیت، دوام و رنگ و زیست سازگاری با محیط دهان باشند.

برای تهیه رستوریشن‌ها، آلیاژ مذاب می‌شود و عمل ریختگی صورت می‌گیرد که این عمل ریختگی (Casting) نام دارد. پس از عمل ریختگی مقداری از آلیاژی که یک بار ذوب شده به شکل اسپرو باقی می‌ماند. به دلیل مسایل اقتصادی ممکن است از اسپروی باقی‌مانده برای تهیه رستوریشن استفاده شود که از این عمل به نام ریختگی مجدد (Recasting) یاد می‌شود. رستوریشن‌هایی که تهیه می‌شوند، مدت زمان طولانی در تماس با بافت دهان می‌باشند. داشتن کمترین مقدار آزادسازی عناصر آلیاژ در سلامتی بیمار مؤثر می‌باشد. سمیت سلولی آلیاژها بستگی به ترکیبات آلیاژ و عناصری که آزاد می‌شود دارد و ممکن است متأثر از نحوه تهیه آلیاژ باشد[۱۲-۲].

به دلایل اقتصادی، آلیاژهای بیس متال روز به روز بیشتر به عنوان مواد ریختگی در دندان‌پزشکی استفاده می‌شوند و جایگزین آلیاژهای نابل شده‌اند[۱].

بر خلاف آلیاژهای نابل این دسته مستعد انواع متفاوت خوردگی هستند که این خود به ترکیب آن‌ها و شرایط دهان بستگی دارد[۲].

بر حسب نوع آلیاژ و عنصر آزاد شده در اثر خوردگی میزان متفاوتی از سمیت سلولی دیده شده است[۱۲-۳].

Peraire و همکاران[۱۳] به بررسی تأثیر عمل ریختگی مجدد روی ساختار شیمیایی و رهاسازی یونی سه آلیاژ ریخته‌گری پرداختند و نتایج مطالعه آن‌ها مؤید مقاومت در برابر خوردگی آلیاژ نیکل بیس بود. مطالعه Nelson و همکاران[۱۴] و مطالعه Hesby و همکاران[۱۵] نیز نتایج مشابهی داشت.

این در حالی است که Al.Hiyasat و Darmani[۱۶] تأثیر ریختگی مجدد را در سمیت و آزادسازی عناصر آلیاژهای بیس متال بررسی کردند. نتایج به دست آمده بیانگر افزایش آزادسازی عناصر در آلیاژهای بیس متال و سمیت سلولی ناشی از استفاده از روش ریختگی مجدد بود.

از آن‌جایی که عناصر آزاد شده از آلیاژ و عدم داشتن سمیت بافتی یکی از خواص مورد توجه و ضروری آلیاژهای مورد استفاده در دندان‌پزشکی می‌باشد و نیز آزادسازی عناصر سمی می‌تواند در وهله اول دوام آلیاژ و کیفیت رستوریشن و در مرحله بعد سلامت بیمار را به مخاطره اندازد و کلید تشخیص زیست سازگاری یک آلیاژ میزان کروژن و ماهیت یون‌های آزاد شده از آن آلیاژ است؛ بنابراین در پژوهش حاضر به بررسی و مقایسه دو روش ریختگی و ریختگی مجدد آلیاژ Verabond که به طور معمول استفاده زیادی در حیطه دندان‌پزشکی کشور ایران دارد پرداخته شد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه یک مطالعه تجربی- آزمایشگاهی بود و در گروه مطالعات کاربردی قرار می‌گیرد. نمونه‌ها در سه گروه سه‌تایی و هر گروه سه نمونه با ترکیبات مختلف قرار گرفتند. نمونه‌ها با این ترکیب تهیه شدند: (۱۰۰ درصد آلیاژ تازه ۳ = n)، (۵۰ درصد آلیاژ تازه و ۵۰ درصد آلیاژ کهنه ۳ = n)، (۱۰۰ درصد آلیاژ کهنه ۳ = n) در این مطالعه ۹ نمونه از آلیاژ (Alba dent, USA) Verbond با ترکیب ۷۷/۹۵ درصد نیکل، ۱۲/۶۰ درصد کرم، ۵ درصد مولیبدن، ۱/۹۵ درصد برلیوم، ۰/۴۵ درصد کبالت، ۲/۹ درصد آلومینیوم، ۰/۳۵ درصد تیتانیوم به ابعاد (۱۱×۱۳×۱/۴mm) توسط تکنیک حذف موم تهیه شد[۴، ۳]. فرایندهای الگوی مومی، اینوستینگ، حذف موم و ریختگی طبق دستور کارخانجات تولید کننده انجام شد. سطح نمونه‌ها توسط ذرات آلومینای ۲۵۰ میکرونی به منظور حذف گچ اینوستینگ هواسایی شد. اسپرو قطع گردید و هر نمونه توسط مولت پرداخت نو قهوه‌ای، صورتی (BEGO, Beremen, Germany) و لاستیک چرخی پالیشینگ (BEGO, Beremen, Germany) تمام و پرداخت شد.

نمونه‌هایی که دارای هر نوع نقص ریختگی بودند از مطالعه خارج شدند و نمونه‌های سالم دیگری با شرایط فوق جایگزین آن‌ها شد. سپس نمونه‌ها در محلول دترجنت (Lab solutions liquid detergent; Labconco corp,

Kansas City, Mo) به مدت ۵ دقیقه غوطه‌ور گردید و بعد با برس نرم زیر آب جاری شسته شد. نمونه‌ها به مدت ۵ دقیقه دیگر در دستگاه اولتراسونیک و در آب مقطر استریل قرار داده شد. محیط حد واسط، بزاق مصنوعی بود که بر اساس ترکیب مشابه بزاق طبیعی در دانشکده داروسازی دانشگاه اصفهان تهیه شد.

($0/7g/l$ NaCl, $1/2g/l$ KCl,$0/26g/l$ Na_2HPO_4, $0/33g/l$ KSCN, $1/5g/l$ $NaHCo_3$,$0/2g/l$ (K_2HPo_4,$1/5g/l$ Urea and lactic acid with pH= 6/7

سپس نمونه‌ها پالیش شدند و در اتوکلاو در دمای ۱۲۱ درجه سانتی‌گراد به مدت ۱۶ دقیقه با فشار ۱/۲ بار استریل شد.

هر نمونه داخل $۴/۷^{cc}$ بزاق مصنوعی قرار گرفت و نسبت سطح بین نمونه‌ها و بزاق به صورت $\frac{1ml}{3cm^2}$ در نظر گرفته شد.

پس از گذشت ۷۲ ساعت نمونه‌ها خارج شدند و محیط حد واسط (بزاق مصنوعی) جهت آزمایش تعیین سطح عناصر آزاد شده به سازمان فراوری اورانیوم اصفهان فرستاده شد. جهت آزمایش فوق از دستگاه اسپکتروفتومتری اتمیک که امکان اندازه‌گیری همزمان عناصر را بر پایه نشر اتمی در یک زمان کوتاه فراهم می‌کند استفاده شد. مکانیسم عمل آن ارزیابی شدت نور پراکنده شده از عناصر آزاد پس از تحریک آن‌ها می‌باشد. این روش، توانایی بررسی عناصر یونی آزاد در غلظت بسیار پایین ($\mu g /dm^3$) را دارا است. در نهایت داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS و آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یک طرفه و تکمیل کننده Tukey مورد بررسی قرار گرفت ($\alpha = ۰/۰۵$).

یافته‌ها

در میان سه گروه مورد آزمایش اندازه‌گیری شده به وسیله اسپکتروفتومتری اتمیک ابزوربشن نتایج نشان دهنده افزایش آزادسازی عناصر نیکل، کروم، تیتانیوم و آلومینیوم بود که به صورت معنی‌داری آزادسازی عناصر در روش ریختگی مجدد افزایش یافته بود. عناصر کروم، مولیبدن، برلیوم به علت پایین‌تر بودن از حد تشخیص دستگاه شناسایی نشد (جدول ۲، ۱).

جدول ۱. مقایسه داده‌ها با استفاده از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه و آزمون تکمیل کننده Tukey
(C: گروه ۱۰۰ درصد آلیاژ تازه R: گروه ۱۰۰ درصد آلیاژ کهنه F: گروه ۵۰ درصد آلیاژ تازه و ۵۰ درصد کهنه)

عناصر	گروه‌ها	p value	
	C-F	۰/۰۷	۰/۰۰۱
نیکل	C-R	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
	F-R	۰/۰۰۳	۰/۰۰۱
	C-F	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
کروم	C-R	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
	F-R	۰/۰۱۸	۰/۰۰۱
	C-F	۰/۰۲	۰/۰۰۱
آلومینیوم	C-R	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
	F-R	۰/۰۰۳	۰/۰۰۱
	C-F	۰/۰۶۵	۰/۰۰۱
تیتانیوم	C-R	۰/۰۰۳	۰/۰۰۱
	F-R	۰/۰۶۵	۰/۰۰۱

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار عناصر آزاد شده در سه روش تهیه آلیاژ

عناصر	روش	میانگین (ppb)	تعداد	انحراف معیار	کمینه	بیشینه
نیکل	ریختگی تازه	۲۲۸/۵۰	۳	۲/۶۹	۲۲۶/۱۰	۲۳۱/۴۰
	۵۰٪ ریختگی تازه – ۵۰٪ ریختگی کهنه	۲۴۶/۰۰	۳	۷/۵۰	۲۳۸/۴۰	۲۵۳/۴۰
	ریختگی مجدد	۲۸۶/۶۰	۳	۱۰/۸۹	۲۷۴/۵۰	۲۹۵/۶۰
	مجموع	۲۵۳/۷۰	۹	۲۶/۶۸	۲۲۶/۱۰	۲۹۵/۶۰
کروم	ریختگی تازه	۰/۷۳	۳	۰/۰۵	۰/۶۷	۰/۷۷
	۵۰٪ ریختگی تازه – ۵۰٪ ریختگی کهنه	۰/۰۷	۳	۰/۰۷	۱/۱۴	۱/۲۶
	ریختگی مجدد	۰/۲۵	۳	۰/۲۵	۱/۷۶	۲/۲۵
	مجموع	۰/۵۹	۹	۰/۵۹	۰/۶۷	۲/۲۵
آلومینیوم	ریختگی تازه	۱۲/۰۰	۳	۰/۳۵	۱۱/۸۰	۱۲/۴۰
	۵۰٪ ریختگی تازه – ۵۰٪ ریختگی کهنه	۱۴/۷۳	۳	۰/۳۵	۱۴/۴۰	۱۵/۱۰
	ریختگی مجدد	۲۳/۷۳	۳	۳/۳۲	۲۰/۲۰	۲۶/۸۰
	مجموع	۱۶/۸۲	۹	۵/۵۸	۱۱/۸۰	۲۶/۸۰
تیتانیم	ریختگی تازه	۳۳۱/۶۷	۳	۶/۳۵	۳۲۸/۰۰	۳۳۹/۰۰
	۵۰٪ ریختگی تازه – ۵۰٪ ریختگی کهنه	۳۵۱/۶۷	۳	۱۰/۲۱	۳۴۰/۰۰	۳۵۹/۰۰
	ریختگی مجدد	۳۷۲/۰۰	۳	۹/۱۷	۳۶۲/۰۰	۳۸۰/۰۰
	مجموع	۳۵۱/۷۸	۹	۱۹/۰۳	۳۲۸/۰۰	۳۸۰/۰۰
مولیبدن	ریختگی تازه	<۱۰۰	۳	–	–	–
	۵۰٪ ریختگی تازه – ۵۰٪ ریختگی کهنه	<۱۰۰	۳	–	–	–
	ریختگی مجدد	<۱۰۰	۳	–	–	–
	مجموع	<۱۰۰	۹	–	–	–
برلیوم	ریختگی تازه	<۳۰	۳	–	–	–
	۵۰٪ ریختگی تازه – ۵۰٪ ریختگی کهنه	<۳۰	۳	–	–	–
	ریختگی مجدد	<۳۰	۳	–	–	–
	مجموع	<۳۰	۹	–	–	–
کبالت	ریختگی تازه	<۱۰۰	۳	–	–	–
	۵۰٪ ریختگی تازه – ۵۰٪ ریختگی کهنه	<۱۰۰	۳	–	–	–
	ریختگی مجدد	<۱۰۰	۳	–	–	–
	مجموع	<۱۰۰	۹	–	–	–

بحث

تحقیقات متفاوتی درباره میزان کروژن و رابطه آن با کستینگ مجدد آلیاژ بیس متال وجود دارد به طور مثال در مطالعه Al-Hiyasat و Darmani[۱۶] این رابطه همسو و معنی‌دار است اما در مطالعه Khamis و Seddik[۲] رابطه معنی‌داری بین کروژن و ریختگی مجدد مشاهده نشد. با توجه به نتایج مطالعه حاضر چنین به نظر می‌رسد که استفاده از روش ریختگی مجدد باعث افزایش آزادسازی عناصر (کروژن) در آلیاژ Verabond می‌گردد.

بیشترین میزان عنصر اندازه‌گیری شده تیتانیوم بوده است. این مسأله ممکن است به خاطر خاصیت اکسیداسیون بالای آن باشد[۱۷]، تیتانیوم به راحتی با عناصر گازی مانند اکسیژن، هیدروژن، نیتروژن به ویژه در دمای بالا واکنش نشان می‌دهد و تشکیل یک لایه اکسید سطحی می‌دهد.

بعد از تیتانیوم عنصر نیکل بیشترین آزادسازی را دارد که احتمالاً به خاطر این است که از لحاظ وزنی بیشترین عنصر موجود در آلیاژ است. آزادسازی آلومینیوم نیز در روش ریختگی

مجدد بیشتر شده است که خود باعث خاصیت سمیت سلولی آلیاژ می‌گردد[۱۶].

میزان آزادسازی عنصر کروم بسیار کم بوده است؛ اما با این حال نتایج به دست آمده حاکی از افزایش آزادسازی کروم در ریختگی مجدد بوده است.

زیست سازگاری آلیاژ تحت تأثیر نوع آلیاژ به کار رفته و میزان آزادسازی عناصر در محیط بزاق یا بافت‌های اطراف می‌باشد[۱۲-۵].

ترکیب سطحی آلیاژ فاکتور بسیار مهمی است که در کروژن و آزادسازی عناصر نقش به سزایی دارد چرا که تقریباً همیشه ساختار شیمیایی آن از توده آلیاژ متفاوت است. عنصری که در سطح قرار می‌گیرد بیشتر در معرض کروژن قرار می‌گیرد[۱۹، ۱۸].

حضور کروم و مولیبدن در لایه سطحی میزان حلالیت فلزی را تا حد قابل توجهی کاهش می‌دهد در نتیجه آزادسازی عناصر و سمیت سلولی آلیاژ را کاهش می‌دهد. این عمل از طریق ایجاد لایه اکسید سطحی مقاوم صورت می‌گیرد[۱۲، ۸].

Bumgardner و Lucas[۲۰] نیز دریافتند که کروم و مولیبدن در ترکیب آلیاژ مقاومت به خوردگی آلیاژ را افزایش می‌دهد.

نتایج پژوهش حاضر با مطالعه Al Hiyasat و Darmani[۱۶] همخوانی دارد. مطالعه آن‌ها نشان می‌دهد که ریختگی مجدد باعث آزادسازی بیشتر عناصر می‌گردد و در گروه ۵۰ درصد آلیاژ نو، ۵۰ درصد ریختگی مجدد آزادسازی و سمیت سلولی بیشتر از گروه ۱۰۰ درصد آلیاژ نو و کمتر از ۱۰۰ درصد آلیاژ ریختگی مجدد می‌باشد. بیشترین میزان آزادسازی عناصر در مطالعه آن‌ها به ترتیب مس، آهن، کبالت، آلومینیوم و نیکل بود و میزان آزادسازی مولیبدن با ریختگی مجدد تغییری نکرد و میزان کروم به حدی کم بود که قابل ارزیابی نبود.

در مطالعات دیگر نیز میزان کرم در بزاق مصنوعی، آب مقطر، اسید لاکتیک و محلول سالین قابل ارزیابی نبوده است یا میزان آن بسیار کم بود[۲۴-۲۱، ۶، ۴].

در مطالعه‌ای دیگر Khamis و Seddik[۲] بیان کردند که در آلیاژهای کروم کبالت و نیکل کروم عملیات ریختگی مجدد تا چهار مرتبه باعث تغییرات معناداری روی میزان کروژن آلیاژ نمی‌گردد. طبق مطالعه Reisbick و Brantley[۲۵] در عمل ریختگی مجدد میزان تخلخل سطحی به دنبال انقباض فلز افزایش می‌یابد که این خود می‌تواند علت کم شدن مقاومت به کروژن و آزادسازی بیشتر عناصر باشد. در مطالعه حاضر نمونه‌ها قبل از تست اتوکلاو شدند و ممکن است این خود منجر به خوردگی بیشتر آلیاژ گردد. البته روی کلیه نمونه‌ها شرایط یکسان بود.

بنابراین تفاوت در آزادسازی عناصر حاکی از تفاوت روند ریختگی مجدد می‌باشد. در نهایت به نظر نمی‌رسد استفاده از یک آلیاژ کهنه و خطرات بالقوه آن در محیط دهان در برابر صرفه‌جویی اقتصادی آن توجیه منطقی داشته باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش حاکی از آن است که کستینگ مجدد آلیاژ بیس متال Verabond باعث افزایش آزادسازی عناصر فلزی می‌گردد. و در این میان بیشترین عناصر آزاد شده به ترتیب تیتانیوم، نیکل، آلومینیوم و کروم بودند.

References

1. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. Philadelphia: Saunders; 2003.
2. Khamis E, Seddik M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. Int Dent J 1995; 45(3): 209-17.
3. Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. Int J Prosthodont 2003; 16(1): 8-12.
4. Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. Elements released from dental casting alloys and their cytotoxic effects. Int J Prosthodont 2002; 15(5): 473-8.
5. Grill V, Sandrucci MA, Di LR, Basa M, Narducci P, Martelli AM, et al. In vitro evaluation of the biocompatibility of dental alloys: fibronectin expression patterns and relationships to cellular proliferation rates. Quintessence Int 2000; 31(10): 741-7.
6. Wataha JC, Lockwood PE. Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months. Dent Mater 1998; 14(2): 158-63.

7. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. Element release and cytotoxicity of Pd-Cu binary alloys. Int J Prosthodont 1995; 8(3): 228-32.
8. Bumgardner JD, Lucas LC. Surface analysis of nickel-chromium dental alloys. Dent Mater 1993; 9(4): 252-9.
9. Kaga M, Seale NS, Hanawa T, Ferracane JL, Waite DE, Okabe T. Cytotoxicity of amalgams, alloys, and their elements and phases. Dent Mater 1991; 7(1): 68-72.
10. Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests. J Dent Res 1990; 69(8): 1539-42.
11. Goehlich V, Marek M. Corrosion behavior of Pd-Cu and Pd-Co alloys in synthetic saliva. Dent Mater 1990; 6(2): 103-10.
12. Brune D. Mechanisms and kinetics of metal release from dental alloys. Int Endod J 1988; 21(2): 135-42.
13. Peraire M, Martinez-Gomis J, Anglada JM, Bizar J, Salsench J, Gil FJ. Effects of recasting on the chemical composition, microstructure, microhardness, and ion release of 3 dental casting alloys and titanium. Int J Prosthodont 2007; 20(3): 286-8.
14. Nelson DR, Palik JF, Morris HF, Comella MC. Recasting a nickel-chromium alloy. J Prosthet Dent 1986; 55(1): 122-7.
15. Hesby DA, Kobes P, Garver DG, Pelleu GB, Jr. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. J Prosthet Dent 1980; 44(3): 291-3.
16. Al-Hiyasat AS, Darmani H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. J Prosthet Dent 2005; 93(2): 158-63.
17. Shillingburg H, Shillingburg HT. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing; 1997.
18. Gil FJ, Sanchez LA, Espias A, Planell JA. In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. Int Dent J 1999; 49(6): 361-7.
19. Craig R, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11th ed. Missouri: Mosby; 2001.
20. Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. J Dent Res 1995; 74(8): 1521-7.
21. Ozdemir S, Arikan A. Effects of recasting on the amount of corrosion products released from two Ni-Cr base metal alloys. Eur J Prosthodont Restor Dent 1998; 6(4): 149-53.
22. Sjogren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. J Prosthet Dent 2000; 84(2): 229-36.
23. Tai Y, De LR, Goodkind RJ, Douglas WH. Leaching of nickel, chromium, and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral environment. J Prosthet Dent 1992; 68(4): 692-7.
24. Geis-Gerstorfer J, Weber H. In vitro corrosion behavior of four Ni-Cr dental alloys in lactic acid and sodium chloride solutions. Dent Mater 1987; 3(6): 289-95.
25. Reisbick MH, Brantley WA. Mechanical property and microstructural variations for recast low-gold alloy. Int J Prosthodont 1995; 8(4): 346-50.

Effect of re-casting on release of elements from one base metal alloy

Farshad Bajoghli, Ehsan Ghasemi*, Amir Yazdani

Abstract

Introduction: *Toxicity of dental alloys depends on their composition and element release, which may, in turn, be affected by re-casting of the alloy. The aim of this study was to evaluate the effect of re-casting on the release of elements from Verabond base metal alloy.*
Materials and Methods: *In this laboratory study Verabond base metal alloy was evaluated. At first cubic wax patterns measuring 11×13×1.4 mm were prepared. Then alloy disks were cast as follows: 100% new alloy; 50% new with 50% re-cast alloy; and 100% re-cast alloy. Each alloy specimen was finished and polished under simulated clinical conditions and sterilized in an autoclave. Each specimen was conditioned in artificial saliva at 37°C for 72 hours. The specimens were retrieved from artificial saliva and release of elements from the alloys was investigated by Atomic Absorption Spectrophotometry. Data was analyzed by one-way ANOVA and a post hoc Tukey test ($\alpha = 0.05$).*
Results: *ANOVA revealed significant differences between the cast and re-cast Verabond groups; release of titanium, nickel, aluminum and chloride were respectively higher in recast alloys compared to cast alloys (p value < 0.05). The amounts of Be, Mo, Co were not quantified by spectrophotometry due to their low concentrations.*
Conclusion: *Based on the results of the present study, re-casting of alloys significantly increases the release of elements. Therefore, re-casting of alloys should be avoided.*

Key words: *Artificial saliva, Atomic Emission spectrophotometry, Dental casting alloy.*

Received: 8 Jul, 2011 **Accepted:** 23 Nov, 2011

Address: Assistant Professor, Torabinejad Dental Research Center, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Email: e_ghasemi@dnt.mui.ac.ir

Journal of Isfahan Dental School 2012; Special Issue 7 (5): 763-769.