

اثر طرح‌های گوناگون اسپروگذاری بر میزان تخلخل درونی روکش‌های ریخته شده با تیتانیوم

مینو مهشید* - رضا دارابی** - حسن سازگارا* - کاوه سیدان*** - مسعود ورشوساز**** - مسعود اجلائی***** -
مرتضی نیکوبدل***** - بهنام اسلامی*****

* دانشیار گروه پروتز ثابت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
** متخصص پروتزهای دندانی

*** استادیار گروه پروتز ثابت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
**** استادیار گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
***** عضو هیات علمی، گروه پروتز متحرک، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
***** عضو هیات علمی، سرپرست لابراتوار مرکزی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
***** دانشیار گروه پاتولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی

چکیده

بیان مساله: تخلخل درونی به وفور در ریختگی های تیتانیوم دیده می شود. طرح اسپرو گذاری در شکل گیری و توزیع تخلخل درونی در تیتانیوم موثر است.

هدف: این بررسی اثر انواع گوناگون طراحی اسپرو را بر روی میزان تخلخل درونی روکش‌های ساخته شده با تیتانیوم بررسی می کند.
مواد و روش: در این بررسی آزمایشگاهی که به صورت تجربی وبا توزیع تصادفی انجام گرفت شمار ۶۰ روکش کامل تاجی بر روی یک دای فلزی با خط خاتمه ی تراش sloping shoulder (150°) با موم شکل داده شد، هر یک از الگوهای مومی در توزیعی تصادفی با یکی از سه شکل متفاوت طراحی اسپرو (Rousseau, Runner bar, Reservoir) اسپروگذاری شدند و با مواد اینوستمنت (alumina-magnesia) سیلندرگذاری گردیدند و سپس، با دستگاه ریخته‌گری ویژه ی تیتانیوم برطبق دستورالعمل کارخانه ی سازنده، با تیتانیوم خالص تجارته ریخته شدند. سپس روکش های ریخته شده به دقت تمیز گردیدند و به وسیله ی دستگاه برش، به دو نیمه بخش شدند. سپس با فراهم کردن پرتونگاری و اسکن شدن آنها مساحت تخلخل‌های درونی و شمار آنها با نرم‌افزار (Wixwin2000) و با عمل کننده ی دیگر به صورت کور (blind) اندازه‌گیری گردید. داده ها ابتدا با آزمون آماری ANOVA با ضریب اطمینان ۹۵ درصد واکاوی شدند. برای مقایسه چندگانه تخلخل‌های درونی از آماره (LSD) و برای بررسی تفاوت مساحت تخلخل های درونی از آزمون ناپارامتری کروسکال والیس و برای مقایسه های چندگانه از روش ناپارامتری من ویتنی استفاده شد.
یافته‌ها: شمارو مساحت تخلخل درونی در این سه طرح اسپرو گذاری دارای اختلاف معنادار آماری بود ($p < 0.05$) و کمترین میزان تخلخل درونی در طراحی رزروار (Reservoir) دیده شد.

نتیجه‌گیری: با طراحی رزروار همراه با ونت (vent) در ریخته‌گری تیتانیوم، از نظر میزان تخلخل درونی بهبود به دست آمد. دستیابی به شواهد بهتر و افزایش تعمیم‌پذیری کلینیکی در مورد تاثیر طرح‌های مختلف اسپروگذاری بر تخلخل درونی و همچنین تاثیر هم زمان این طرح ها بر دقت کلینیکی و انطباق مارجین در روکش های ریخته شده با تیتانیوم نیازمند بررسی های بیشتر است.

واژگان کلیدی: تیتانیوم، تخلخل درونی، طراحی اسپرو

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۵/۱۴

تاریخ دریافت مقاله: ۸۴/۱۲/۱۰

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز. سال ششم؛ شماره ۳ و ۴، ۱۳۸۴ صفحه ی ۱۲۲ تا ۱۳۴

* نویسنده مسوول مکاتبات: مینو مهشید. تهران- اوین- بزرگراه شهید چمران- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی- گروه آموزشی پروتز ثابت- تلفن: ۰۲۱-۲۲۴۰۳۰۱۰
Email: mdmahshid@yahoo.com

مقدمه

تایتانیوم، به دلیل مقاومت در برابر خوردگی (corrosion) و خستگی (fatigue) سازگاری بافتی خوب (biocompatibility)، وزن حجمی پایین^(۱)، استحکام کششی بالا (tensile strength)، قابلیت چکش خواری بالا (malleability)^(۲) و مفتولیت بالا (high ductility)، قابلیت کار شدن با ماشین (machinability)، توان پوشیده شدن با سرامیک های بایواکتیو (bioactive)^(۳)، داشتن اثر حافظه‌ی شکلی (super elasticity)^(۴)، ترانسلوسنت بودن در پرتونگاری و قیمت ارزان^(۵)، از پایان دهه ی ۱۹۸۰ به گونه ای فزاینده برای ساخت روکش های ثابت^(۶-۸) و ساختار فلزی (frame) پروتزهای پارسیل متحرک^(۹) به کار گرفته شده است. امروزه کاربرد تایتانیوم در ساخت ایمپلنت های دندانانی نیز متداول گشته است. در دندانپزشکی، تایتانیوم به دو صورت به کار می رود: خالص تجارتي (Commercially pure titanium) در چهار گروه متفاوت (Grade) از لحاظ خصوصیات مکانیکی، و صورت آلیاژی آن با آلومینیم و وانادیم (Titanium-6aluminum-4vanadium)^(۱۰-۱۲) رایج ترین روش استفاده از تایتانیوم برای ساخت پروتزهای دندانانی، ریخته‌گری با مواد اینوستمنت (investment) به کمک روش های سانتریفوژ و خلا (vacuum-pressure) است^(۱۰). هر چند در برخی منابع رسیدن به دقت کلینیکی قابل قبول در انطباق مارچین روکش ها با تایتانیوم گزارش شده است^(۱۱). اما همچنان در زمینه بهبود ریختگی با تایتانیوم نیاز به بررسی های بیشتر گزارش شده است^(۱۲) یکی از شایع ترین دشواری ها در ریختگی های تایتانیوم وجود تخلخل درونی است^(۱۳-۱۶).^(۱۳) تخلخل درونی در ساختار فلزی می تواند به عنوان یک توان خطر در ساز و کار شکستن ساختار فلزی، به دلیل کاهش حجم فلز و متمرکز شدن فشار (stress) عمل کند. گذشته از این، وجود تخلخل در روکش های متال سرامیک (metal-ceramic) باعث ناهنجاری در پیوند پرسن به ساختار فلزی شده و در نهایت شکست های بالینی را ایجاد نموده و مانع از کاربرد تایتانیوم به عنوان یک گزینه مطلوب می گردد^(۱۷). به طور

کلی، در ریخته‌گری گروه های گوناگون آلیاژی، از جمله تایتانیوم و آلیاژهای آن، دو گونه تخلخل درونی می تواند با عنوان تخلخل ناشی از گاز (pinhole porosity, gas inclusion) و تخلخل ناشی از سرد شدن و انجماد (shrinkage, subsurface, microscopic porosity) بروز کند^(۱۸-۲۰).

عوامل موثر بر تخلخل ناشی از گاز عبارت هستند از: میل ترکیبی بالای تایتانیوم با عناصری همچون اکسیژن، نیتروژن و هیدروژن، طرح اسپروگذاری، تفاوت فشار گاز خنثی میان فضاها ی گوناگون در هنگام ریخته‌گری (melting and mold chambers)^(۱۳) و واکنش میان تایتانیوم و مواد اینوستمنت (investment)، که تولید گاز می کند^(۲۰ و ۲۱).

گونه‌ی دیگر تخلخل، تخلخل ناشی از سرد شدن و انجماد است، که در روند سرد شدن و انجماد آلیاژ فلزی به وجود می آید. شکل گیری و توزیع این تخلخل را به ویژگی های هندسی ریختگی و قطر اسپرو و طرح برنامه ی تغذیه‌ای و پرکننده (filling and feeding system) وابسته دانسته‌اند^(۱۷).^(۲۲ و ۲۱) با وجود مشخص شدن نقش طراحی اسپرو و طرح برنامه‌ی تغذیه‌ای و پرکننده در هر دو گونه تخلخل گازی و انقباضی در روش های ریخته‌گیری تایتانیوم^(۱۷)، طرح های اسپروی به کار گرفته شده برای ریخته‌گری تایتانیوم، از کارایی کافی برخوردار نبوده^(۲۰) و درباره ی بهترین طرح اسپروگذاری اختلاف دیدگاه وجود دارد^(۱۴ و ۲۳). زیرا، وزن مخصوص تایتانیوم بسیار پایین است (۴/۵ گرم/ سانتی متر مکعب) و شکل هندسی اتصال اسپرو می تواند اثراتی گوناگون از نظر ایجاد تخلخل و قابلیت ریخته‌گری در فلزات با وزن مخصوص پایین ایجاد کند^(۱۴). همچنین، وجود شرایط ویژه ی ریخته‌گری تایتانیوم (وجود گاز آرگون در محیط، درجه ی ذوب بسیار بالای تایتانیوم و امکان ترکیب مواد تشکیل دهنده ی بوته و مواد اینوستمنت با فلز مذاب) ایجاد تغییر در طرح های مرسوم اسپروگذاری را ایجاب می کند^(۲۱ و ۲۴).

(Gradual/Abrupt constriction) برای آلیاژهای نوبل (High noble) نوع باز شده عنوان گردیده است^(۲۵). گفتنی است که معایب ریخته‌گری فلزات با وزن مخصوص پایین، همچون تایتانیوم، می‌تواند افزون بر طراحی ویژه ی اسپرو، با افزایش سرعت چرخش سانتریفوژ جبران شود^(۲۶ و ۲۷). از این رو، با توجه به تناقضات موجود در زمینه ی طرح‌های گوناگون اسپروگذاری با تایتانیوم در روکش های تکی و کمبود یا نبود منابع در دسترس در زمینه ی مقایسه روش‌های گوناگون اسپروگذاری، و با توجه به اثر این روش‌ها در حذف یا کاهش تخلخل درونی، هدف این پژوهش، تعیین اثر طرح‌های گوناگون اسپروگذاری بر میزان تخلخل درونی روکش های ریخته شده با آلیاژ تایتانیوم در بخش تخصصی پروتز دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شهید بهشتی در سال ۱۳۸۴ بود.

مواد و روش

در این بررسی آزمایشگاهی که به صورت آزمایشگاهی و با توزیع تصادفی انجام گرفت برای تعیین میزان تخلخل درونی، در آغاز به روش simulation یک آنالوگ همانند یک دندان تراش خورده از جنس استنلیس استیل با مشخصات تعریف شده به وسیله دستگاه تراش خودکار CNC (ساخت آلمان TORNOS) با دقت ۰/۰۰۱ میلی‌متر ساخته شد (شکل ۱). مشخصات دای فلزی استوانه‌ای به قطر هفت میلی‌متر و ارتفاع هفت میلی‌متر است، که خط خاتمه‌ی تراش با ۱۵۰ درجه ی شولدر (Sloping shoulder) و تقارب ۱۰ درجه با در نظر گرفتن منابع موجود^(۲۱) و استاندارد استرالیایی معرفی شده (As 1920, 1985)^(۲۶) بوده است (شکل ۱ و ۲).

در مرحله ی بعدی با موم اینله ی ساخت آلمان (Blue inlay casting wax. Type II. HARVARD) و یک شاخص پوتی با ماده ی قالب‌گیری (Coltene- Swiss Speedex) الگوی مومی بوسیله ذوب موم با ضخامت (یک میلی‌متر) در سطح اکلوزال ساخته شد (شکل ۳).

به همین منظور، تاکنون برای ریخته‌گری تایتانیوم از طرح‌های گوناگون استفاده شده است، چای (Chai) و همکاران در سال ۱۹۹۵^(۱۴) با مقایسه طرح‌های مختلف رانر بار (runner bar) و یک اسپروی تکی و سه اسپروی جداگانه، طرح اخیر رادکاهش تخلخل درونی در بریجه‌ها مؤثر دانستند. پژوهش چان (Chan) و همکاران در سال ۱۹۹۷^(۲۱) با مقایسه اسپروگذاری دوتایی و تک اسپرو در روکش های تکی کاربرد اسپروی دوتایی و ونت (vent) را پیشنهاد نمود. وو (WU) و همکاران در سال ۱۹۹۸^(۲۳) طرح‌های مختلف اسپروگذاری رانر بار راد یک بازسازی رایانه‌ای با هم مقایسه کردند. در این بررسی با استفاده از اسکن سه بعدی لیزری (3D laser scanning) و استفاده از یک نرم افزار مراحل ریخته‌گری بازسازی شده و با اندازه‌گیری درصد موثر بودن تغذیه (Feeding effectiveness) در سلولهای فلزی مدل مجازی بازسازی شده روکش تایتانیوم مقدار کمی تخلخل ناشی از انقباض در مورد چهار طرح رانر بار بررسی و یکی از طرح‌ها فاقد تخلخل شناخته شد. کارایی طرح فوق با آزمون ان بر روی روکش‌های واقعی ریخته شده با تایتانیوم مورد تایید قرار گرفت. هر چند که در بررسی مشابهی توسط همین پژوهشگر و همکاران در سال (۲۰۰۱)^(۱۰) طرح دیگری با توانایی حذف کامل تخلخل درونی معرفی گردید. با این که مقایسه طرح‌های مختلف و مرسوم اسپروگذاری روکش‌ها در بررسی سایر آلیاژهای دندانپزشکی (نیکل کروم، نقره پالادیوم و طلا پالادیوم) انجام پذیرفته اما در مورد تایتانیوم این بررسی صورت نگرفته است. به عنوان نمونه در بررسی یانگ (Young) و همکاران در سال ۱۹۸۹^(۲۴) از میان سه طرح رزروار (Reservoir)، روسو (Rousseau) و رانر بار (Runner bar)، طرح روسو بهترین طرح برای بهبود ریختگی در مورد تمامی آلیاژهای فوق معرفی و ادعا شده است که این طرح می‌تواند بیشترین اثر را در کاهش تخلخل درونی داشته باشد. همچنین بهترین حالت پیوند اسپرو به مدل مومی از میان چهار طرح مستقیم (straight) باز شده (Flared) و تنگی ناگهانی و تدریجی

انتخاب گردید. در این طرح قطر اسپرو چهار میلی‌متر و زاویه انحنا در حدود ۷۰ درجه و طول اسپروهای متصل به الگوهای مومی دو میلی‌متر بوده است.

هر گروه از الگوهای مومی با یک طرح اسپرو، اسپروگذاری شد. اسپروها، با زاویه‌ی ۴۵ درجه به الگوهای مومی متصل شدند و در سمت روبه روی جای اتصال در لبه‌ی مارجین الگوی مومی، اسپرویی با ضخامت ۰/۹ میلی‌متر، به عنوان ونت متصل گردید (شکل ۴).

سپس، با قرار دادن الگوهای مومی در سیلندر فلزی با اندازه‌ی متوسط و قرار دادن یک لایه‌ی مقوای نسوز در درون سیلندر به سیلندرگذاری اقدام گردید. برای سیلندرگذاری از مواد اینوستمنت (Titavest CB. J. Morita Co) alumina Magnesia ساخت ژاپن و برپایه‌ی دستور العمل کارخانه (نسبت پودر و مایع ۱۳/۵ سی سی / ۱۰۰ گرم) استفاده گردید. مواد اینوستمنت در زیر خلا با دستگاه (Bego - ساخت آلمان) برای ۴۵ ثانیه مخلوط و سپس، با لرزش آهسته در درون سیلندر فلزی ریخته شد، به گونه‌ای که، مواد اینوستمنت، تقریباً شش میلی‌متر بالاتر از سطح بالایی الگوها را پر کرد و باقیمانده‌ی ونت قابل مشاهده بود. پس از سپری شدن زمان سخت شدن مواد اینوستمنت برپایه‌ی دستورالعمل کارخانه، سیلندر در درون کوره‌ی (Manfredi-L7C) حذف موم ساخت ایتالیا قرار گرفت. به این گونه، که در هر مرحله، یک سیلندر فلزی در مرکز کوره قرار داده شد و با یکسان‌سازی شرایط (۱- مدت زمان قرار گرفتن در کوره، ۲- موقعیت قرارگیری سیلندرها در کوره، ۳- درجه‌ی نهایی کوره) حذف موم و زمان دمایی (thermal cycle) بر اساس دستورالعمل کارخانه و بررسی‌های پیشین انجام گرفت. سپس، با دستگاه ویژه‌ی ریخته‌گری تایتانیوم مجهز به سانتریفوژ، گاز آرگون و ذوب القایی ریخته‌گری انجام شد (SEIT, DS3 Titan Plus - ساخت ایتالیا). از یک شمش ۱۰ و یا ۲۰ گرمی تایتانیوم (ایتالیا - Grade II) برای هر ریخته‌گری استفاده شد. سپس، ریخته‌گری

شاخص پوتی برای کنترل شکل و ضخامت و گیج موم برای اطمینان از یکنواخت بودن ضخامت الگوی مومی به کار گرفته شد. برای تنظیم ضخامت الگوی مومی در ناحیه‌ی اکلوزال، از یک حلقه از جنس دورالی (duralay) به عنوان استاپ (stop) بر روی دیواره‌ی استوانه‌ی فلزی استفاده شد تا ضخامت یک میلی‌متر در سطح اکلوزال برای همه‌ی الگوها ثابت باشد، با توجه به این که حداقل ضخامت برای ریختگی آلیاژ تیتانیوم، ۰/۶ میلی‌متر پیشنهاد گردیده است^(۲۸). همه‌ی نواحی، به‌ویژه ناحیه‌ی مارجینال (Marginal)، با گیج موم دوباره ارزیابی و تنظیم می‌گردید. به این ترتیب، ۶۰ واحد الگوی مومی با شکل، اندازه و ضخامت یکسان ساخته شد و به صورت تصادفی در سه گروه ۲۰ تایی دسته‌بندی گردید، سپس، از اسپروهایی، که سه شکل متفاوت داشتند و برپایه‌ی طرح‌های پیشنهادی مقالات و منابع برای اسپروگذاری مدل‌های مومی انتخاب شده بودند استفاده شد. به این گونه، که برپایه‌ی بررسی‌های ورت (Verret)^(۲۵) از جای اتصال اسپرو با طرح باز شده (flared) و از بررسی‌های چای (Chai)^(۱۴) و یانگ (Young)^(۲۴) طرح رزروار انتخاب گردید. در طرح رزروار اسپروی با قطر چهار میلی‌متر و طول هشت میلی‌متر در لاین انگل (Line angle) در سطح اکلوزال قرار می‌گرفت و رزروار یا منبع در یک میلی‌متری مدل مومی طراحی می‌شد. همچنین، طرح رانر بار با توجه به بررسی‌های وو (Wu) و همکاران^(۲۳)، که چهار شکل گوناگون (برپایه‌ی قطر اجزا) را با هم مقایسه کرده و بهترین طرح رانر بار را پیشنهاد کرده بودند، به عنوان دومین طرح اسپرو انتخاب گردید. در این طرح قطر بار افقی (Distributor bar) شش میلی‌متر و قطر اسپروی وارد شونده به بار افقی سه میلی‌متر و قطر اسپروی متصل به مدل مومی (Ingot) چهار میلی‌متر بوده و هر بار افقی در دو میلی‌متری انتهایی آزاد بوده است. در پایان، طرح روسو (Rousseau) با توجه به پیشنهاد برخی کارخانه‌های سازنده‌ی دستگاه ریخته‌گری تایتانیوم و نیز بررسی‌های یانگ (Young) و همکاران^(۲۴ و ۲۹)، به عنوان آخرین طرح اسپروگذاری

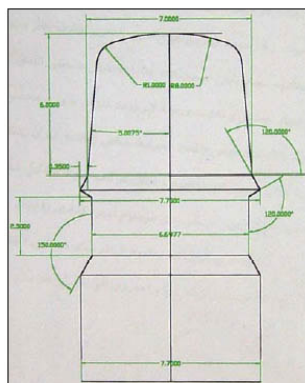
روکش از سطح قطع شده بر روی فیلم پرتونگاری (آلمان، AGFA) قرار گرفته و پرتونگاری در جهت عمود بر سطح قطع شده و عمود بر فیلم با فاصله ثابت فراهم گردید. پس از اسکن شدن پرتونگاری ها با اسکنر Scan Maker 9600XL (Microtek-Intention, Inc.) تایوان) مساحت تخلخل های درونی و شمار آنها با نرم افزار Wixwin ۲۰۰۰ (امریکا Gendex) با عمل کننده ی دیگر به صورت کور (blind) اندازه گیری گردید (شکل ۷). سپس، میانگین و انحراف معیار هر گروه تعیین شد و اعداد به دست آمده، به وسیله ی روش آماری مناسب با یکدیگر مقایسه گردیدند.

واکاوای داده ها با استفاده از نرم افزار آماری SPSS 11 انجام شد و با توجه به کمی بودن متغیر وابسته و کیفی بیشتر از دو حالت بودن متغیر مستقل برای بررسی معناداری تفاوت سه روش اسپروگذاری از نظر شمار تخلخل های درونی با توجه به برقراری شرایط استفاده از آزمون ANOVA از این روش استفاده گردید. (فرض طبیعی بودن داده ها با استفاده از آزمون Kolmogorov-smirnov و فرض برابری واریانس ها با استفاده از آزمون Levene بررسی گردید و مورد پذیرش قرار گرفت). گفتنی است، که سطح معناداری نیز، در این بررسی، $\alpha=0/05$ در نظر گرفته شد.

برای همه ی نمونه ها تکرار شد. پس از انجام مراحل ریخته گری، سیلندر فلزی به مدت ۲۰ ثانیه در آب غوطه ور گردید و پس از سرد شدن سیلندر، روکش های فلزی از مواد اینوستمنت جدا گردیدند و با دستگاه سندبلاست (S80 ساخت کارخانه ی Dentarum آلمان) با شن به ابعاد ۱۵۰ میکرون و نیز، به وسیله ی دستگاه اولتراسوند (JELENKO – Vector 55 ساخت امریکا) تمیز گردیدند (شکل ۵). برای اطمینان از کیفیت ریخته گری، رنگ تایتانیوم پس از مرحله ی ریخته گری می بایستی به رنگ نقره ای باشد^(۳۰). پس از شماره گذاری محرمانه ورده بندی، روکش ها به کمک دیسک های ذغالی از دو میلی متری جای اتصال اسپرو جدا گردیدند.

سپس، در مرحله ی بعدی با ثابت کردن روکش ها بر روی یک صفحه پلاستیکی به وسیله ی دستگاه برش (Thin sectioning, Hamco Machines INC. Rochester, New York, USA) هر روکش دو نیمه شد، به گونه ای که ونت در یک سمت قرار گرفت (شکل ۶).

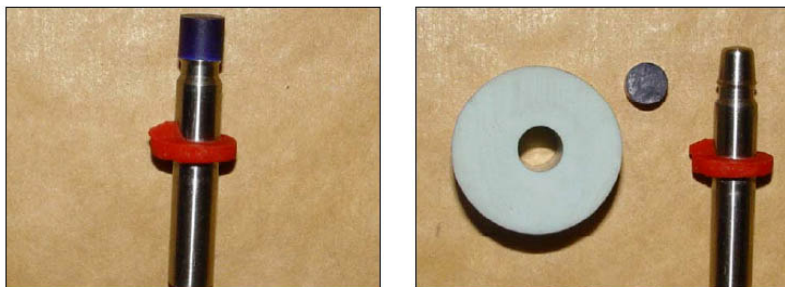
سپس، دوباره دو نیمه ی روکش تایتانیوم با آب و دستگاه اولتراسوند تمیز گردیدند و به وسیله ی دستگاه رادیولوژی دندان Planmeca ساخت فنلاند با شدت اشعه مشخص ۵۰ کیلو ولت و ۴ مگا امپر (50Kv-4MA) پرتونگاری فراهم گردید. هر نیمه ی



شکل ۲: شکل شماتیک دای فلزی



شکل ۱: دای فلزی



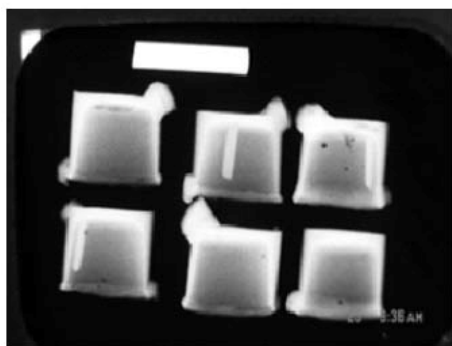
شکل ۳: شاخص پوتی (سمت راست). ساخت الگوی مومی (سمت چپ)



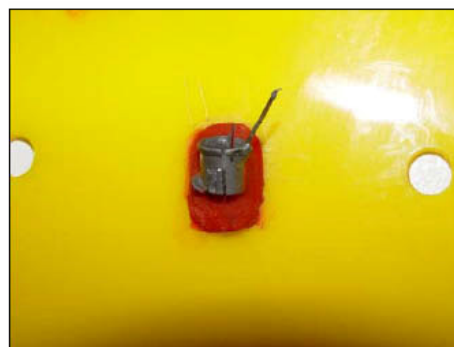
شکل ۴: اسپروگذاری الگوهای مومی با طرح های گوناگون



شکل ۵: ریختگی های تایتانیوم



شکل ۷: تصویر از پرتونگاری روکش های ساخته شده از تایتانیوم



شکل ۶: برش روکش ها

یافته‌ها

نتایج به دست آمده از اندازه‌گیری شمار تخلخل‌های درونی در سه روش اسپروگذاری در جدول ۱ آورده شده است.

همان گونه که مشاهده می‌شود، میانگین شمار تخلخل‌ها در این سه روش اسپروگذاری، به ترتیب برابر با ۲/۶۰ و ۳/۰۵ و ۵/۱۰ و نیز، انحراف‌های سه روش اسپروگذاری عبارتند از: ۲/۹۹۸ و ۲/۳۲۸ و ۴/۱۷۹.

کم‌ترین شمار تخلخل در هر سه روش صفر است، در حالی که بیشترین شمار تخلخل در گروه سوم دیده می‌شود. برای بررسی رابطه‌ی میان شمار تخلخل‌ها و روش اسپروگذاری، از ANOVA استفاده گردید و با $p < 0.05$ در میان این سه روش اختلاف معنادار آماری مشاهده شد. با توجه به معناداری اختلاف سه گروه برای مقایسه‌ی جفتی گروه‌ها از روش (LSD) استفاده شد و اختلاف معنادار آماری میان طرح‌های رزروار و رانربار، و نیز رانربار و روسو مشاهده نگردید. درحالی که میان رزروار و روسو با

$p < 0.05$ اختلاف معنادار آماری مشاهده شد (نمودار ۱). در ادامه، نتایج به دست آمده از اندازه‌گیری مساحت تخلخل‌های درونی با سه روش اسپروگذاری در جدول ۲ دیده می‌شود.

همان گونه که مشاهده می‌شود، میانگین مساحت تخلخل‌های درونی در سه روش اسپروگذاری، به ترتیب ۰/۶۲، ۰/۴۸۵ و ۰/۵۴ هستند و نیز، انحراف معیارهای سه روش اسپروگذاری، عبارتند از ۰/۸۸۳۲۳ و ۰/۸۸۵۷۲ و ۱/۴۱۴۴۴.

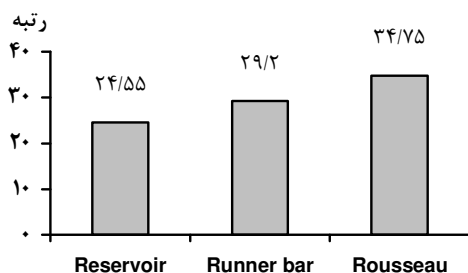
با توجه به نبود برقراری شرایط استفاده از ANOVA (به دلیل این که، توزیع مساحت‌های تخلخل‌های ایجاد شده در گروه‌ها طبیعی نبود ($p < 0.01$))، برای بررسی تفاوت گروه‌ها از آزمون ناپارامتری کروسکال والیس استفاده شد. مشاهده گردید، که میان سه گروه اختلاف معنادار آماری هست ($p < 0.05$). برای بررسی مقایسه‌های چندگانه، از روش ناپارامتری من ویتنی (Mann Whitney) استفاده شد و مانند پیش، در اینجا نیز، میان طرح‌های رزروار و رانربار و نیز، رانربار و روسو اختلاف معنادار آماری دیده شد ($p < 0.05$) (نمودار ۲).

جدول ۱: شمار تخلخل‌های درونی در سه روش اسپروگذاری Reservoir، Runner bar و Rousseau

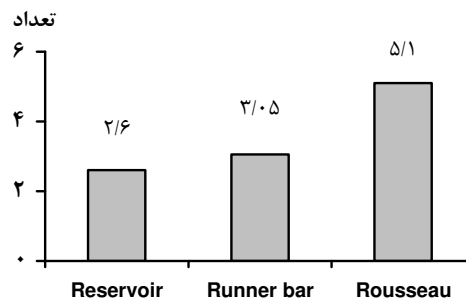
شمار	میانگین	انحراف معیار	خطای معیار	۹۵ درصد فاصله‌ی اطمینان در میانگین		حداقل	حداکثر
				باند پایینی	باند بالایی		
۲۰	۲/۶	۲/۹۹۸	۰/۶۷	۱/۲	۴	۰	۱۳
۲۰	۳/۰۵	۲/۳۲۸	۰/۵۲۱	۱/۹۶	۴/۱۴	۰	۸
۲۰	۵/۱	۴/۱۷۹	۰/۹۳۴	۳/۱۴	۷/۰۶	۰	۱۹
۶۰	۳/۵۸	۳/۳۸۶	۰/۴۳۷	۲/۷۱	۴/۴۶	۰	۱۹

جدول ۲: مساحت تخلخل‌های درونی در سه روش اسپروگذاری Reservoir، Runner bar و Rousseau

شمار	میانگین	انحراف معیار	خطای معیار	۹۵ درصد فاصله‌ی اطمینان در میانگین		حداقل	حداکثر	گستره‌ی میانگین
				باند پایینی	باند بالایی			
۲۰	۰/۶۲	۱/۴۱۴۴۴	۰/۲۱۶۸۲	۰/۰۴۲	۱/۲۸۲	۰/۰۰	۱/۸	۲۴/۵۵
۲۰	۰/۴۸۵	۰/۸۸۵۷۲	۰/۱۹۸۰۵	۰/۰۷۰۵	۰/۸۹۹۵	۰/۰۰	۵/۴	۲۹/۲
۲۰	۰/۵۴	۰/۸۵۳۲۳	۰/۱۳۰۴۱	۰/۲۶۷	۰/۸۱۳	۰/۰۰	۵/۴	۳۴/۷۵
۶۰	۰/۵۴۸۳	۱/۰۰۴۷۸	۰/۱۲۹۷۲	۰/۲۸۸۸	۰/۸۰۷۹	۰/۰۰	۳/۴	



نمودار ۲: میانگین رتبه‌ی مساحت تخلخل‌های درونی در سه روش اسپروگذاری Reservoir، Runner bar و Rousseau



نمودار ۱: میانگین شمار تخلخل‌های درونی در سه روش اسپروگذاری Reservoir، Runner bar و Rousseau

بحث

دو اسپرو به جای تک اسپرو در مقایسه با طرح رزروار، که اسپروی تکی به شمار می‌آید، در بررسی کنونی با اسپروی رزروار نتایج مطلوبی به دست آمد، که این نتیجه ممکن است به دلیل جای اتصال نادرست اسپروی تکی در بررسی چان^(۲۱) باشد، که اسپرو عمود بر سطح اکلوزال است حال آنکه جای اتصال و زاویه ی اسپروی رزروار در بررسی کنونی با زاویه ۴۵ درجه بوده و نیز مخزن (Reservoir) در بررسی کنونی طراحی شده بود. پایین تر بودن میانگین سطح تخلخل درونی در روش اسپروی دوتایی در روش چان (0.12 ± 0.02 میلی‌متر مربع) و همین طور اسپروی تکی (0.15 ± 0.07 میلی‌متر مربع) هم میتواند به دلیل اختلاف در دستگاه ریخته گری باشد و هم تفاوت در اندازه دای فلزی. هر چند که کور نبودن اندازه گیری تخلخل درونی تعمیم پذیری نتایج بررسی فوق را با اشکال مواجه می‌سازد. در هر حال، با بررسی کنونی نیز نظر چان^(۲۱) مبنی بر اثر شکل هندسی اسپرو (قطر، شکل ...) بر میزان تخلخل درونی و تایید شد.

به نظر می‌رسد که بررسی کنونی از این جنبه، که سه روش گوناگون اسپروگذاری تکی را برای هر روکش، با تایتانیوم، با هم مقایسه کرده و تاکنون هیچیک از بررسی‌های پیشین به چنین مقایسه‌ای اقدام نکرده‌اند، فراگیرتر است. برای نمونه، در بررسی وو (Wu) و همکاران^(۲۳)، چهار گروه طرح اسپروی

نتایج این بررسی نشان داد، که میزان تخلخل درونی برای اسپروگذاری طرح رزروار (میانگین شمار ۲/۶ و میانگین رتبه‌ای مساحت ۲۴/۵۵) و برای طرح اسپروی رانربار (میانگین شمار ۳/۰۵ و میانگین رتبه‌ای مساحت ۲۹/۲) و برای طرح اسپروی روسو (میانگین شمار ۵/۱ و میانگین رتبه‌ای مساحت ۳۷/۷۵) به دست آمد، که بیانگر وجود مشکلات ریخته‌گری (تخلخل درونی) در هر سه گروه است. به این ترتیب آشکار گردید، که اسپروی با طرح رزروار میزان کمتری تخلخل درونی نسبت به اسپروی با طرح رانربار و روسو ایجاد می‌کند.

برتری اسپروی با طرح رزروار ممکن است به دلیل در اختیار گذاشتن کوتاه‌ترین و سریع‌ترین مسیر ممکن و نیز، مقدار کافی فلز تیتانیوم برای فضای مولد (mold cavity) باشد. کاربرد ونت نشان داد، که در نیمه ی نزدیک به اتصال ونت میزان تخلخل درونی کمتری نسبت به جهت مخالف ایجاد می‌گردد، که این یافته ممکن است نتیجه ی عدم تجمع هوا یا هوای باقیمانده و یا گاز آرگون در این سمت باشد و یا این که ونت در این جا، به عنوان یک مخزن (Reservoir) از فلز مذاب در زمان انجماد عمل می‌کند و این موضوع با نتیجه ی به دست آمده در بررسی های چان^(۲۱)، درباره ی کاربرد ونت یکسان است، اما بر خلاف نتیجه ی همین بررسی درباره ی برتری کاربرد

کردن شمار الگوها) باز هم بیشترین میزان تخلخل درونی در گروه روسو است، که این موضوع می‌تواند به علت کاهش توان سانتریفوژ (پایین آمدن سرعت فلز مذاب) در زمان ریخته‌گری به علت وجود خمیدگی در بار افقی طرح روسو و جای ورود فلز مذاب باشد.

همان گونه که گفته شد، مشکلات ریخته‌گری تایتانیوم را که به دلیل وزن مخصوص پایین این آلیاژ به وجود می‌آید، باید با دو عامل جبران کرد، که یکی از آنها، طراحی اسپرو و دیگری سرعت چرخش دستگاه ریخته‌گری است و تفاوت در دستگاه‌های ریخته‌گری می‌تواند نتایج گوناگون را نشان دهد. با توجه به محدودیت و کاستی‌های منابع در دسترس از جمله کور نبودن اندازه‌گیری تخلخل درونی^(۲۳و۲۱،۱۴)، عدم آرایه میانگین سطح تخلخل، دو نیمه نکردن مدل آزمایشگاهی به هنگام پرتونگاری و امکان بر روی هم افتادن نمای تخلخل‌های درونی^(۲۳و۲۴)، تفاوت در شکل و اندازه مدل آزمایشگاهی^(۲۳و۲۱،۱۴) و تفاوت در دستگاه ریخته‌گری و شیوه‌های اندازه‌گیری تخلخل درونی^(۲۳و۲۴) مقایسه نتیجه منابع فوق با بررسی کنونی دشوار و گاه غیر اصولی به نظر می‌رسد. همچنین با توجه به این که این بررسی، اولین تجربه در زمینه ریختگی آلیاژ تایتانیوم در ایران بوده و بسیاری از مراحل اجرایی آن با آزمایش و خطاهای بسیار همراه بوده است و همچنین با توجه به دخالت عامل انسانی در مراحل اجرایی (رها کردن دستی سانتریفوژ و مشاهده ی چشمی ذوب کامل فلز) که در قسمت دشواری‌ها و پیشنهادهای این مقاله به تفصیل مورد بررسی قرار گرفته است، انجام پژوهش‌های دیگر در این زمینه برای افزایش تعمیم پذیری نتایج ضروری به نظر می‌رسد.

دشواری‌ها و پیشنهادهای

در مراحل اجرایی بررسی، به دلیل این که، زمان ریخته‌گری و رها کردن سانتریفوژ به صورت دستی انجام می‌گرفت و این عمل پس از مشاهده ی چشمی ذوب کامل فلز تایتانیوم انجام می‌شد و دخالت عامل انسانی در بیشتر زمان‌ها باعث می‌شد، که زمان رها

رانر بار با شکل و قطرهای گوناگون در یک بازسازی رایانه ای بررسی شد، که بهترین گونه ی طرح رانر بار (با ابعاد مشخص شده در بخش روش بررسی) به دست آمد، که به عنوان بهترین طرح برای ریخته‌گری تایتانیوم بی تخلخل درونی مطرح گردید و در بررسی کنونی در گروه رانر بار از طرح بالا استفاده شد، اما به نتیجه ی ریخته‌گری تایتانیوم بی تخلخل دستیابی نگردید و حتی در این گونه اسپرو نسبت به گونه ی رزوار نتایج ضعیف تر (میزان تخلخل درونی بیشتر) مشاهده گردید که ممکن است تفاوت‌ها به دلیل اختلاف در روش اجرای این دو بررسی، کمبود تعداد نمونه ریخته شده ی (۵ عدد) مورد آزمون پس از بررسی رایانه ای و همچنین عدم ذکر جزئیات (نوع دستگاه ریخته‌گری و اینوستمنت و تایتانیوم-مدت زمان قرار گرفتن و موقعیت قرار گرفتن سیلندرهای کوره و درجه نهایی آن باشد. در بررسی چای (Chai)^(۱۴) نیز، افزایش تخلخل درونی در طرح رانر بار گزارش شده است. هر چند که امکان بر روی هم افتادن نمای تخلخل‌های درونی به دلیل دو نیمه نکردن روکش‌ها وجود دارد.

طرح اسپروی روسو در هیچ یک از مقالات پیشین برای ریخته‌گری با تایتانیوم بررسی نشده است و تنها به دلیل پیشنهاد برخی از کارخانه‌های سازنده ی دستگاه ریخته‌گری تایتانیوم و نیز، بررسی‌های یانگ و همکاران^(۲۹و۲۴) در سال ۱۹۸۷ درباره ی آلیاژهای فلزی، در این بررسی ارزیابی گردید.

طرح روسو به دلیل قرار گرفتن الگوهای مومی در بیرون از کانون دمای و امکان جریان آلیاژ مذاب در اینوستمنت با دمای مناسب و نیز کاهش غلیان (turbulence) به علت وجود خمیدگی (curved bar)، بهترین طرح ریختگی آلیاژهای دندانپزشکی معرفی شده بود^(۲۴). این طرح اسپروگذاری (روسو)، به عنوان یک گروه اصلی در بررسی کنونی قرار گرفت، اما در نتیجه ی بررسی دیده شد، که حتی با تغییراتی، که به صورت عملی در پیش از بررسی به آن احساس نیاز گردیده بود (کم کردن بلندی بازوی افقی و سرچشمه گرفتن اسپرو در نزدیکی مرکز Crucible former و کم

واحدهایی مجاور هم (Joining) و وضعیت پیوند تایتانیوم با پرسنل (Bonding) به عنوان زمینه بررسی های آینده پیشنهاد می گردد.

در پایان، یادآور می شود، به دلیل این، که ریخته گری تایتانیوم برای نخستین بار در دندانپزشکی ایران انجام گرفته است و زمان رها کردن سانتریفوژ دستگاه ریخته گری به تجربه ی زیاد نیاز دارد، برای کاهش تخلخل درونی و ارزیابی اعتبار بررسی کنونی، به بررسی های بیشتر نیاز هست.

نتیجه گیری

۱. طرح های متفاوت اسپرو بر روی میزان تخلخل درونی اثراتی گوناگون ایجاد می کنند.
۲. برای جبران پایین بودن وزن مخصوص تایتانیوم و رسیدن به نتیجه ی مطلوب تر، باید از طراحی اسپرو با طرح مستقیم و با قطر بزرگ تر از اسپروهای رایج و همراه با مخزن استفاده کرد.
۳. وجود ونت می تواند میزان تخلخل درونی را کاهش دهد.
۴. طرح اسپروی رزروار، به عنوان بهترین طرح برای کاهش تخلخل درونی ریختگی تایتانیوم در این بررسی شناخته شد.

سپاسگزاری

مجربان طرح مراتب سپاس خود را از مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، برای پرداخت هزینه های طرح و از آقای دکتر اکبرزاده، برای انجام آنالیزهای آماری اعلام می دارند.

کردن سانتریفوژ اندکی زودتر و یا دیرتر انجام گیرد و در هر دو مورد، به ویژه زمانی که، سانتریفوژ دیرتر رها می شد، ریخته گری های ناقصی به وجود می آمد، که البته با افزایش شمار ریخته گری تا اندازه ای این مشکل حل شد، ولی به هر حال، حذف کامل عامل انسانی (مشاهده ی چشمی) امکان پذیر نبود، که این موضوع، می تواند به دست آوردن نتایج درست و تعمیم پذیری این بررسی را خدشه دار سازد. به نظر می رسد که مشکل فوق می تواند با تغییر روش دستی به روش کاملاً کنترل شده ی رایانه ای به وسیله ی حس گرهای دقیق جبران شود.

به همین منظور، به کارخانه ی سازنده ی دستگاه پیشنهاد می شود، که با تغییر روش ریخته گری از روش دستی به روش کاملاً خودکار اقدام کند. همچنین، برای انجام بررسی های بعدی، به افراد عمل کننده پیشنهاد می شود که با تکرار زیاد ریخته گری با روش آزمون و خطا، به نتیجه ی مطلوب تر زمان ریخته گری نزدیک شوند. گر چه طرح اسپرو رزروار، به عنوان بهترین طرح در این بررسی شناخته شد، ولی برای بهبود ریختگی و حذف یا کاهش تخلخل، به بررسی های بیشتر نیاز است. از آنجایی که محدودیت های مالی و زمانی امکان مقایسه کلیه طرح های اسپروگذاری پیشنهادی^(۱۴۰۰) را امکان پذیر نمی ساخت، بررسی این طرح ها نیز برای کاهش تخلخل درونی می تواند مورد توجه قرار گیرد. تاثیر طراحی اسپرو در بریج های چند واحدی و در ضخامت های گوناگون و تاثیر هم زمان آن بر انطباق مارجین Marginal (adaptation) و دقت ریختگی (Casting accuracy) و همچنین بررسی اتصال

References

1. Kyung- Soo J, Suk Jin Y, Yung- Soo K. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure Titanium and cobalt- chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 93-98.
2. Luo XP, Guo TW, Ou YG, Liu Q. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. *Dent Mater J* 2002; 18: 512-515.
3. Ban S, Watanabe T, Mizutani N, Fukui H, Hasegawa J, Nakamura H. Interfacial oxidations of pure titanium and titanium alloys with investments. *Dent Mater J* 2000; 19: 352-362.
4. Hamanaka H, Yoneyama H, Okuno O. Dental casting of titanium and nickel titanium alloys by new casting machine. *J Dent Research* 1989; 68(11): 1529-1533.
5. Bert T Cecconi, Raymond G, Koeppen L, Rodney D, Phoenix S, Mark L. Cecconi: Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 277-280.
6. Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal- ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 314-318.
7. Low D, Sum II, Swain M. Thermal expansion coefficient of titanium casting. *J Oral Rehabil* 2001; 28:239-242.
8. Nilson H, Bergman B, Bessing CH, Lundquist P, Andersson M. Titanium copings veneered with procera ceramics: A longitudinal clinical study. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 115-119.
9. Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 4-7.
10. Wu M, Tinschert J, Augthun M, Wagner I, Schadlich- Stubenrauch J, Sahn PR, Spiekermann H. Application of laser measuring, numerical simulation and rapid prototyping to titanium dental castings. *Dent Mater J* 2001; 17: 102-108.
11. Valderama S, Roekel NV, Andresson M, Charles G, Munoz C. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 29-37.
12. Wang R, Fenton A: A review of the literature. *Quint Int* 1996; 27: 401-408
13. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima A, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res* 1997; 76: 773-779.
14. Chai Song I, Rebert Stein S. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 534-541.
15. Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S. Skin holes of titanium castings. *Dent Mater* 1991; 12: 171-181.
16. Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium casting. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 235-236.

17. Baltag L, Watanabe K, Kusakari H, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 151-158.
18. Ryge G, Kojak SF, Fairhurst CW: Porosities in dental gold castings. *J Am Dent Assoc* 1957; 54: 746-754.
19. Syverud M, Hero H. Mold filling of Ti castings using investments with different gas permeability. *Dent Mater J* 1995; 11: 14-18.
20. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 575-582.
21. Chan D, Gullory V, Blackman R, Chung R. The effect of sprue design on the roughness and porosity of titanium castings. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 400-404.
22. Preston JD, Barger R. Some laboratory variables affecting ceramo-metal alloys. *Dent Clin North Am* 1977; 21: 717-728.
23. Wu M, Augthum M. Computer aided prediction and control of shrinkage porosity in titanium dental castings. *Dent Mater J* 1998; 14: 321-328.
24. Young HM, Coffey J, Caswell W. Sprue design and its effect on the castability of ceramometal alloys. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 160-164.
25. Verrett RG, Duke ES. The effect of sprue attachment design on castability and porosity. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 418-424.
26. Brockhurst PJ, McIlaverty V, Kasloff Z. A castability standard for alloys used in restorative dentistry. *Oper Dent* 1983; 8: 130-139.
27. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 1992; 16: 109-113.
28. O'Brien W. Dental materials and their selection. 3rd Ed. Quintessence Publ., Chicago 2002; Chap.16: 234.
29. Young HM, Bonnet M, Hamdi M. The relationship of metal volume and sprue design to porosity in nonprecious castings. *Quintessence of Dental Technology* 1987; 11: 399-404.
30. Hruska AR, Borelli P. Quality criteria for pure titanium castings, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 61-65.

Abstract**Effect of Different Sprue Designs on the Internal Porosity of Cast Titanium Crowns**

Mahshid M.^{*} - **Darabi R.**^{**} - **Sazegara H.**^{*} - **Seyyedani K.**^{***} - **Varshosaz M.**^{****} - **Ejlali M.**^{*****} - **Nikoobazi M.**^{*****} - **Eslami B.**^{*****}

^{*} Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

^{**} Prosthodontist

^{***} Assistant Professor, Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

^{****} Assistant Professor, Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

^{*****} Academic Staff, Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

^{*****} Academic Staff, Central laboratory, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

^{*****} Associate Professor, Department of Oral Pathology, Dental School, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

Statement of Problem: Porosity is a frequently observed casting defect in titanium dental casting.

Purpose: This study measured the effects of different sprue design on the internal porosity of cast titanium crowns.

Materials and Method: Sixty complete veneer crowns were fabricated on a stainless steel die with a 150-degree sloping shoulder using customized wax patterns. All wax patterns were sprued with 3 different sprue design (Reservoir, Runner bar and Rousseau) and were invested with an alumina- magnesia investment. Castings were made with commercially pure titanium (CP Ti (grade II)) according to the manufacturer's instructions. The castings were carefully cleaned. Internal porosities were quantified with photographs and radiographs by computerized image analyses. Data were analyzed with an ANOVA with a confidence level of 95%.

Results: There were statistically significant differences in the values of porosity between 3 types of sprue design. The reservoir sprue design had the least internal porosity comparing to the other designs.

Conclusions: Improvements in the porosity of titanium crowns was the result of the Reservoir sprue design with vent. Effects of Different sprue designs on internal porosity and their effects on casting accuracy and marginal adaptation of cast titanium crown and bridges must be evaluated to achieve better evidence and clinical relevance.

Key Words: Titanium, Sprue design, Internal porosity

Shiraz Univ. Dent. J. 2006; 6(3,4): 122-134