

# بررسی یک نمونه آزمایشی آند جدید مولد پرتو ایکس به منظور کاهش محدودیت‌های کاربردی آن در پزشکی

\*مجتبی نواب‌پور (MSc)<sup>۱</sup> - دکتر حسن مولادوست (Ph.D.)<sup>۲</sup> - محمد نواب‌پور (BS)<sup>۳</sup>

\*نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دانشکده پیراپزشکی، گروه رادیولوژی

پست الکترونیک: mnavabpour@yahoo.com

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۵/۲۶ تاریخ پذیرش: ۸۹/۸/۲۸

## چکیده

**مقدمه:** در لامپ‌های مولد پرتو ایکس بیش از ۹۹٪ انرژی الکتریکی به انرژی حرارتی تبدیل می‌شود که خود موجب محدودیت در تولید شدت‌های بیشتر برای کاربرد ویژه تشخیصی و درمانی در پزشکی می‌شود.

**هدف:** کاهش محدودیت تولید پرتو ایکس با افزایش سرعت خنک شدن آند

**مواد و روش‌ها:** طراحی آند، سطح و جنس آن در مقایسه با مولد پرتو ایکس تجاری بنحوی تغییر داده شد که سرعت از دست دادن حرارت افزایش و به عبارت دیگر تجمع حرارت در مولد پرتو ایکس کاهش یابد. بدین منظور آند پیشنهادی که بدنه آن آلیاژی از کروم، مس و نقره داشت و هدف آن یک رینگ تنگستنی با قطر ۲۷ سانتی‌متر و مساحت کل آند ۱۱۴۵ سانتیمتر مربع بود در برابر آند معمولی یعنی با قطر ۹ سانتی‌متر و مساحت کل ۱۲۷ سانتیمتر مربع بررسی شد. هر دو آند در شرایط یکسان در محفظه‌ای بدون جریان هوا قرار داده شده و با استفاده از شعله پلاسما تا دمای ۱۲۰۰ درجه سلسیوس داغ شدند. پس از دور کردن شعله، با ترمومتر تماسی دمای آندها در حین خنک شدن اندازه‌گیری و ثبت شد. مراحل فوق سه بار تکرار و در نهایت میانگین و انحراف معیار اندازه‌گیری‌ها و نیز روند خنک شدن آند محاسبه شد.

**نتایج:** نحوه از دست دادن حرارت در هر دو آند به صورت نمایی است با این تفاوت که در آند پیشنهادی (حدود  $180^{\circ}\text{C}/\text{min}$  در دمای  $1200^{\circ}\text{C}$ ) بیش از آند معمولی (حدود  $76^{\circ}\text{C}/\text{min}$  در دمای  $1200^{\circ}\text{C}$ ) بود.

**نتیجه‌گیری:** در مقایسه با آندهای معمول، علاوه بر استحکام بیشتر، سرعت از دست دادن حرارت در آند پیشنهادی افزایش می‌یابد که موجب کاهش محدودیت در انتخاب عوامل تابش مانند میلی آمپر ثانیه و کیلو ولت پیک خواهد شد.

**کلید واژه‌ها:** اشعه ایکس / الکترودها

مجله دانشگاه علوم پزشکی گیلان، دوره بیستم شماره ۷۹، صفحات: ۸-۱۴

## مقدمه

حرارتی (بیش از ۹۹٪) تبدیل می‌شود که موجب محدودیت شدید برای تولید شدت‌های بیشتر بخصوص عدم امکان انتخاب شرایط تابش بالاتر برای کاربردهای ویژه تشخیصی (آنژیوگرافی) و درمانی (رادیوتراپی) می‌شود. بنابراین، لازم است سرعت خنک شدن لامپ افزایش یابد زیرا پایین بودن سرعت از دست دادن حرارت این لامپ‌ها موجب تجمع حرارت و ذوب نقطه‌ای هدف آند و در نهایت پراکندگی شدید اشعه و از کار افتادن لامپ می‌شود. عواملی مانند محدود بودن سطح کانونی و مساحت کلی آند و نیز جنس ماده آند مولد پرتو ایکس موجب کاهش سرعت خنک شدن و افزایش تجمع حرارت در لامپ می‌شوند که ممکن است منجر به کاهش بازده تولید پرتو ایکس به دلیل ذوب نقطه‌ای

در لامپ‌های مولد پرتو ایکس، انرژی لازم جهت تولید و شتاب دادن الکترون‌ها برای تبدیل به اشعه ایکس توسط انرژی الکتریکی تامین می‌شود. بدین منظور با برقراری بین کاتد منفی و آند مثبت اختلاف پتانسیل بالا و شتاب الکترون‌های حاصل از فیلامان کاتد و برخورد آنها با آند، اشعه ایکس تولید می‌شود. در این لامپ‌ها سه عامل اساسی یعنی کیلو ولتاژ پیک (عامل تعیین کننده قدرت نفوذ یا کیفیت پرتو)، میلی آمپر (عامل تعیین کننده تعداد الکترون‌ها، فوتون‌های تولیدی یا شدت پرتو) و زمان که این عامل ضربدر شدت، تعیین کننده کمیت پرتو است) به عنوان شرایط تابش مطرح هستند (۱-۳).

تولید پرتو ایکس، بخش اعظم انرژی الکتریکی به انرژی

سطح آند و نیز تبخیر تنگستن شود (۶-۴).

بدلیل محدود بودن سرعت از دست رفتن حرارت در این لامپها و کاهش مشکلات مذکور شرکت های سازنده مولد پرتو ایکس، محدودیت هایی را برای کاربران تعیین کرده اند. به عنوان مثال در مولدهای پرتو ایکس درمانی در شرایط  $300\text{ kVp}$  حداکثر می توان  $10\text{ mA}$  را انتخاب کرد و انتخاب شدت های بالاتر فقط با کاهش کیلو ولتاژ امکان پذیر است و این محدودیت ها در کاربردهای تشخیصی مانند آنژیوگرافی نیز وجود دارد (۴ و ۵).

پژوهش های عمده ای در مورد سرعت از دست دادن حرارت، بهینه سازی و افزایش بازدهی آند مولد پرتو ایکس با روش های شبیه سازی که مبدأ و عزیمت الکترون ها را در عمق های بیشتر آند نشان می دهد، صورت گرفته است (۷). مرکز تحقیقات کمپانی فیلیپس نیز اخیراً آند جدیدی از جنس تنگستن و رنیوم را عرضه کرده که در این طراحی همراه با استقرار دو طرفه بلبرینگ های آند، امکان افزایش جرم و قطر آند به میزان دو برابر و سطح آند به میزان چهار برابر فراهم شده است (۸).

در تحقیق ما تلاش شده با افزایش سطح لکه کانونی، افزایش مساحت کلی آند و تغییر جنس آند شرایط لازم فراهم شود تا با افزایش سرعت خنک شدن و بدنبال آن کاهش تجمع حرارت در آند مولد اشعه ایکس، امکان انتخاب شرایط تابش بالاتر برای کاربردهای پزشکی فراهم شود که بخصوص این نکته در رادیوتراپی و آنژیوگرافی اهمیت ویژه ای دارد.

## مواد و روش ها

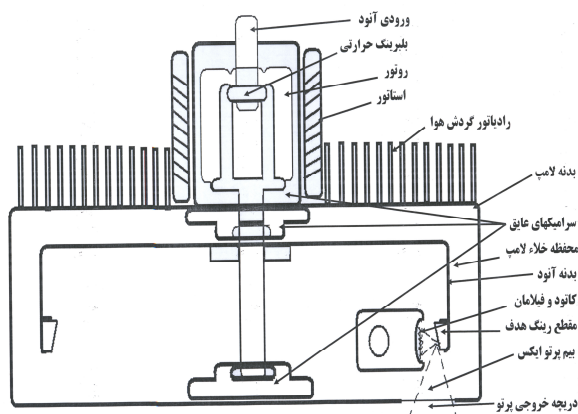
آلیاژی از کروم، مس و نقره برای ایجاد بدنه آند بکار رفت. چگالی این آلیاژ در حدود  $7/7$  گرم بر سانتیمتر مکعب و تقریباً  $2/5$  برابر کمتر از تنگستن است. آند پیشنهادی به قطر  $27$  و ارتفاع  $7$  سانتیمتر به مساحت کل  $1145$  سانتیمتر مربع (با سطح کانونی کل حدود  $75$  سانتیمتر مربع) ساخته شد و در مقایسه با یک آند معمولی با قطر  $9$  و ارتفاع  $4$  سانتیمتر با مساحت کل  $127$  سانتیمتر مربع (با سطح کانونی کل حدود  $22$  سانتیمتر مربع) مورد بررسی قرار گرفت. در مقایسه با آندهای معمولی که از دو بلبرینگ استفاده می شود، برای

افزایش اینرسی، آند بر سه بلبرینگ مخصوص مستقر شد تا چرخش آن براحتی صورت گرفته و از نظر مکانیکی نیز امکان افزایش جرم یا سطح آند برای افزایش تحمل بلبرینگ ها فراهم شود. لکه کانونی (محل برخورد الکترون ها) از جنس تنگستن به صورت یک رینگ در لبه داخلی استوانه آند نصب شد.

به طور خلاصه پس از مشاوره با متخصصان مراکز تحقیقات متالورژی، ریخته گری، سرامیک و طراحی جامدات مراحل زیر اجرا شد. با توجه به نقطه ذوب بالای تنگستن ( $3370$  درجه سلسیوس)، رینگ تنگستنی به روش پرس خمیر پودر (Hot Press) ساخته شد. در این تکنیک، پودر تنگستن را تا حدود  $2700$  درجه حرارت داده تا حالت خمیری پیدا کند، سپس این خمیر را در قالب های کربنی ریخته و به مدت  $30$  روز زیر فشار چندین تنی قرار دادیم تا ذره های پودر خمیری درهم فشرده و تقریباً یکپارچه شوند. قابل ذکر است در ابتدای تحقیق، درجه دانه بندی پودر تنگستن (درجه مش) با توجه به روش فرم دهی و تکنیک پرس خمیر با همکاری واحد کوره  $2700$  درجه مرکز تحقیقات متالورژی دانشگاه مالک اشتر تعیین و پودر تنگستن خریداری شد. در ابتدا مدل حجمی اولیه از مواد پلی اتیلنی مخصوص مدل سازی (پلی ونیل بوتیرال) و سپس قالب سرامیک اصلی از جنس آلیاژهای کربنی، اکسید آلومینیوم و اکسید زیرکونیوم طراحی و ساخته شدند. دقت قالب سرامیکی با استفاده از ریزسنگ و گوی سنج (وسیله ای برای تعیین میزان تقعر یا تحدب سطوح) و درجه استحکام قالب ها با نیروسنج و پرس هیدرولیک بررسی شد. قالب های اولیه بدنه آند با پولی فوم و پولی ونیل بوتیرال طراحی و سپس قالب فولادی مخصوص بدنه آند نیز ساخته شد. اتصال الکترودها، نصب سرامیک ها و واشرهای مخصوص توسط میکروتراش لیزری با برنامه ریزی کامپیوتری صورت گرفت. هدف (رینگ تنگستنی) با استفاده از پیم های مخصوص، به بدنه آند از جنس آلیاژ مس، کرومیوم و نقره متصل شد و با بکارگیری شفت مولیدنی امکان چرخش آند فراهم آمد (شکل ۱).

سپس، آند پیشنهادی ساخته شده و آند متداول، با موتوری الکتریکی و دور  $2500$  در دقیقه به چرخش در آمدند. در

دور دوران، سطح کل آند در حدود ۹ برابر و سطح کانونی در حدود ۳/۴ برابر آند معمولی با مساحت ۱۲۷ سانتیمتر مربع بود. ضریب هدایت حرارتی آلیاژ بدنه آند در حدود دو برابر تنگستن و نئوم (۳۰۳ وات بر متر کلون) و نقطه ذوب آن در حدود ۱۵۰۰ درجه سانتیگراد است که در حرارت‌های بالا استحکام بیشتری دارد (۹).



شکل ۱: دیاگرام مولد پرتو ایکس با آند پیشنهادی که در مطالعه ما مورد بررسی قرار گرفته است

شرایط یکسان، شعله دستگاه جوش پلاسما که حرارت بسیار زیادی دارد به‌طور مجزا به محل هدف هر دو آند تابیده شد تا دمای آندها تا ۱۲۰۰ درجه سلسیوس افزایش یابد و بلافاصله درجه حرارت با ترمومتر تماسی (در آزمایشگاه شرکت تیران شیمی) اندازه‌گیری شد. آندهای در حال دوران در یک محفظه با درجه حرارت اتاق گذاشته و دمای آندها تا لحظه خنک‌شدن اندازه‌گیری شد. اتاقک، با پشم سرامیک و به ابعاد ۷۵ سانتی‌متر عایق پوش شد تا مانع جریان هوا شود و از دست رفتن حرارت تنها از راه تشعشع صورت گیرد. این اندازه‌گیری‌ها سه بار تکرار و میانگین و انحراف معیار نتایج محاسبه شد.

## نتایج

بدنه استوانه‌ای آند از آلیاژ کروم، مس و نقره و رینگ لکه کانونی از جنس تنگستن که در لبه داخلی استوانه آند نصب شده در شکل ۲ نشان داده شده‌است در مطالعه ما مساحت کل آند پیشنهادی ۱۱۴۵ سانتیمتر مربع، در نتیجه به ازای هر

جدول ۱: نتایج حاصل از سه بار اندازه‌گیری دمای آند‌های مورد بررسی و روند کاهش دما در زمان‌های یک تا شش دقیقه بعد از گرم کردن آندها

| نوع آند  | زمان (دقیقه) | ۱               | ۲               | ۳               | ۴              | ۵              | ۶              |
|----------|--------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|
| معمولی   |              | ۹۸۹±۳۰<br>(۷۶)  | ۹۰۸±۲۹<br>(۶۶)  | ۸۴۵±۳۵<br>(۶۲)  | ۷۸۳±۲۸<br>(۵۷) | ۷۲۷±۳۰<br>(۵۳) | ۶۷۵±۲۵<br>(۴۹) |
| پیشنهادی |              | ۸۷۴±۳۲<br>(۱۷۹) | ۷۲۶±۲۸<br>(۱۲۹) | ۶۰۳±۳۰<br>(۱۰۷) | ۵۰۱±۲۵<br>(۸۹) | ۴۱۶±۳۲<br>(۷۴) | ۳۴۶±۲۳<br>(۶۱) |

اعداد داخل پرانتز نشان دهنده روند کاهش دما در زمان‌های مربوطه که از نتیجه حاصل از میانگین سه بار اندازه‌گیری دما محاسبه شده است.



شکل ۲: نمای داخلی بدنه آند پیشنهادی و بخش‌های مختلف آن (راست) و نمای خارجی (چپ)

برای آند معمولی) ولی با گذشت زمان سیر خنک‌شدن هر دو کاهش یافت (شکل ۴). از طرف دیگر روند خنک‌شدن آند پیشنهادی در زمان‌های اولیه بسیار بالاتر از آند معمولی بود که این ویژگی منجر به از دست دادن حرارت بیشتری شد لیکن بعد از حدود ۸ دقیقه سرعت خنک‌شدن آندها یکسان شد (در حدود ۴۳ درجه سلسیوس در دقیقه) و بعد از این مدت، روند از دست رفتن حرارت در آند معمولی نسبت به آند پیشنهادی برتری داشت به طوری که در دقیقه ۱۶ برای آند معمولی در حدود ۲۳ درجه سلسیوس بر دقیقه و برای آند پیشنهادی در حدود ۱۰ درجه سلسیوس بر دقیقه بود (شکل ۴). متوسط جریان از دست دادن حرارت از شروع اندازه‌گیری تا خنک‌شدن کامل در آند پیشنهادی حدود ۳۳/۷ درجه سلسیوس در دقیقه و در آند معمولی حدود ۱۳/۱ درجه سلسیوس در دقیقه بدست آمد.

### بحث و نتیجه‌گیری

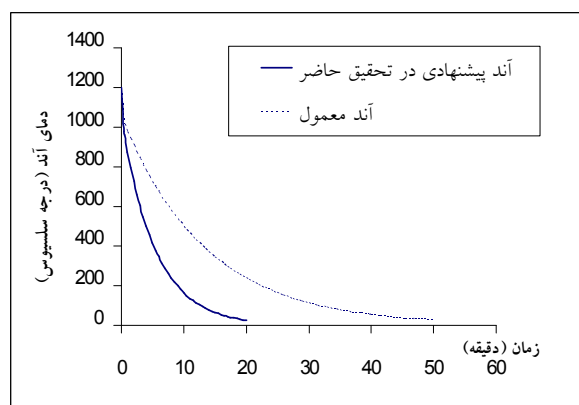
نزدیک به صد سال از ساختن اولین مولدهای پرتو ایکس می‌گذرد و تاکنون تحقیق زیادی در مورد بهینه‌سازی تولید پرتوهای ایکس با هدف‌های کاربردی صورت گرفته است (۱۶-۱۰) ولی هنوز محدودیت کاربردی بسیاری وجود دارد که تلاش پژوهشگران در راستای کاهش این محدودیت‌ها ادامه دارد که غالباً هم مرتبط با خصوصیت حرارتی مولدها و آند تشکیل‌دهنده آنهاست (۱۹-۱۷).

پژوهش‌های مبتنی بر روش‌های شبیه‌سازی در مرکز تحقیقات مونت کارلو در زمینه طراحی جدید آند افزایش پنجاه درصدی سرعت از دست دادن حرارت آند را نشان داده است (۷). همچنین، آند جدید ساخته شده توسط کمپانی فیلیپس با توجه به افزایش چهار برابری مساحت و دو برابری جرم، تقریباً موجب افزایش دو برابری سرعت از دست رفتن حرارت در آند شده است که این نسبت افزایش یافته فقط ناشی از افزایش مساحت و جرم است، زیرا جنس آند در این نوع تغییری داده نشده است (۸) در تحقیق ما طراحی آند پیشنهادی بگونه‌ای بوده که علاوه بر تغییر جنس آند، امکان افزایش سطح آند نیز فراهم شده بود. نتایج خنک‌شدن و روند آن در زمان‌های مختلف، در مقایسه با آند معمول در

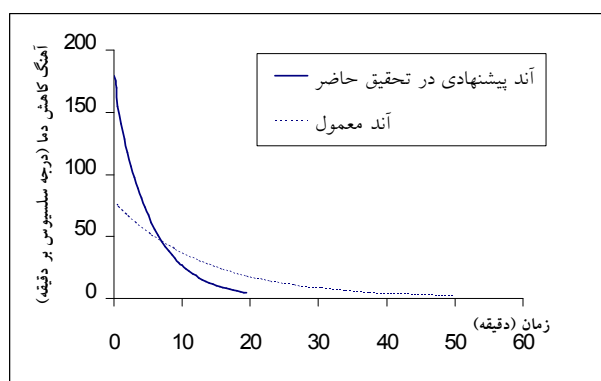
نتایج سه بار اندازه‌گیری دمای آندها تا لحظه خنک‌شدن کامل در شکل ۳ نشان داده شده است.

منحنی‌ها با استفاده از میانگین نتایج اندازه‌گیری دما در فواصل زمانی ۱۵ ثانیه رسم شده‌اند. بررسی نتایج نشان می‌دهد که تغییر منحنی‌های فوق به صورت نمایی است. به عنوان نمونه نتایج میانگین و انحراف معیار اندازه‌گیری دما و روند کاهش دما در این آندها در زمان‌های یک تا شش دقیقه در جدول ۱ ارائه شده است.

روند کاهش دما در آندهای مورد بررسی متفاوت بود. در آند پیشنهادی، کاهش دما با سرعت بیشتری رخ داد و پس از حدود ۲۰ دقیقه به طور کامل خنک شد در حالی که آند معمولی به حدود ۵۰ دقیقه دیگر نیاز دارد تا به طور کامل خنک شود (شکل ۳).



شکل ۳: منحنی خنک‌شدن آندهای مورد بررسی در مطالعه حاضر



شکل ۴: منحنی روند خنک‌شدن آندهای مورد بررسی در زمان‌های مختلف

نتایج بررسی روند خنک‌شدن آندها برحسب درجه سلسیوس بر دقیقه در زمان‌های مختلف در شکل ۴ ارائه شده است. روند خنک‌شدن آندها در ابتدا بسیار بالا بوده (در حدود ۱۸۰ درجه سلسیوس در دقیقه برای آند پیشنهادی و ۷۶ درجه

ضریب هدایت حرارتی بالاتری در مقایسه با آند معمولی دارد و برای افزایش اینرسی، آند بر روی سه بلبرینگ مخصوص از دو طرف مستقر شد تا از نظر مکانیکی، چرخش براحتی صورت گرفته و امکان افزایش جرم یا سطح آند فراهم شود. نتایج بررسی ما نشان می‌دهد که در آند پیشنهادی با افزایش سیر خنک‌شدن آند، محدودیت کاربردی در مقایسه با آند معمولی کاهش می‌یابد زیرا بسیاری از عواملی که در تعیین محدودیت یا به عبارت دیگر خرابی مولدهای ایکس دخالت دارند، مرتبط با خصوصیات حرارتی آنها هستند. کاهش محدودیت‌های کاربردی مولدهای پرتو ایکس در آنژیوگرافی و نیز در روش‌های رادیوتراپی مانند فوتوالکترون‌تراپی بخصوص اهمیت دارد زیرا در این موارد به عنوان مثال در محدوده ۲۰۰ تا ۳۰۰ کیلو ولت پیک نیاز به شدتی در حدود ۱۵۰ تا ۲۰۰ میلی‌آمپر وجود دارد (۲۰).

**تشکر و قدردانی:** نویسندگان مراتب تشکر خود را از همکاران محترم مرکز تحقیقات متالورژی دانشگاه مالک اشتر و نیز همکاران محترم آزمایشگاه شرکت تیران شیمی که ما را در به انجام رسانیدن این تحقیق یاری نمودند اعلام می‌دارند.

شکل‌های ۳ و ۴ ارائه شده است. بررسی نتایج در مدت ۳۰ دقیقه اندازه‌گیری نشان می‌دهد که به طور متوسط، دمای آند پیشنهادی در حدود ۸/۸ برابر کمتر از دمای آند متداول است. پیش از این، تاثیر سطح توسط محققان بررسی و مشخص شده بود که کاهش حرارت آند به طور مستقیم به سطح آند بستگی دارد (۱). در تحقیق ما اثر همزمان سطح و جنس آند در زمان‌های مختلف بررسی شد که بررسی تاثیر متغیرهای مذکور به طور مجزا از محدودیت‌های این پژوهش محسوب می‌شود. در مورد بقیه پارامترهای تاثیرگذار، سعی شده که برای هر دو آند، شرایط یکسانی فراهم شود. بررسی نتایج سیر خنک‌شدن آندها در زمان‌های مختلف نشان داد که بخصوص در زمان‌های اولیه، سرعت از دست دادن حرارت افزایش و متعاقب آن تجمع حرارت در لامپ کاهش می‌یابد (شکل ۴). بنابراین، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که در این زمان‌ها، تجمع حرارتی آند پیشنهادی در مقایسه با آند معمولی کم شده و ظرفیت حرارتی مولد پرتو ایکس مربوطه افزایش یافته است. در این تحقیق بدنه آند از آلیاژ کروم، مس و نقره با چگالی حدود ۷/۷ گرم بر سانتیمتر مکعب انتخاب شد که

## منابع

1. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. Christensens's Physics of Radiology. 4th Edition. Philadelphia; Lippincott Williams & Wilkins, 1990: 13-47.
2. Heidarian M. Basic Physics of Radiology and Imaging Methods. 1st ed. Tehran; Bonyad Farhanghi Razavi, 1991. [Text in Persian]
3. Najmabadi F. The physics of radiation and radiology. 2nd ed. Tehran; Jahad Daneshgahi, 1994. [Text in Persian]
4. Cameron JR. Medical physics. 2nd ed, New york; John Wiley & Sons, 1992: 386-432.
5. Noreen CD. X-ray Equipments. 2nd ed. London; Black Well Scientific Publication, 1979: 128-257.
6. Ihsan A, Heo SH, Cho SO. Optimization of X-ray Target Parameters for a High-Brightness Microfocus X-ray Tube. Nucl Instr and Meth in Phys Res 2007; 264: 371-377.
7. Tavora LMN, Gilboy WB. Mont Carlo Studies of a Novel X-Ray Tube: Cathode and Anode Design. London; Elsevier, 2005: 81-86.
8. Philippe L, Romano A. Increasing Efficiency in Metal X-Ray Tube. Research Center Philips Co. Amsterdam; 2004.
9. Twrtka SA. Guide to Elements. Oxford; Oxfords University press, 2002: 1020-1053.
10. Mainardi RT, Barrea RA. Determination of Spectral Emission of Special Target Tubes Measuring X-Ray Fluorescence from Pure Elements. Applied Radiation and Isotopes 1995; 46: 497-498.
11. Harding G. A Power-Voltage Scaling Law for Liquid Anode X-ray Tubes. Radiation Physics and Chemistry 2005; 73: 6975.
12. Bayssie M, Brownridge JD, Kukhtarev N, Kukhtarev T, Wang JC. Generation of Focused Electron Beam and X-rays by the Doped LiNbO3 Crystals. Nucl Instr and Meth in Phys Res 2005; 241: 913-916.
13. Schmidt T, Behling R. A Successful Platform for Future X-ray Tube Development. Medica Mundi 2000; 44: 50-55.
14. Kovacevic D, Skretting A. Selecting the Correct X-ray Tube Tilt Angle and Roof Pillar Rotation for Bedside Radiography with Combined Cranio-Caudal and Lateral Cassette Tilt. Radiography 2008; 14, 170-174.

15. Musatov AL, Gulyaev YV, Izraelyants KR, Kukovitskii EF, Kiselev NA, Maslennikov OV, Guzilov IA, Ormont AB, Chirkova EG. A Compact X-ray Tube with a Field Emitter Based on Carbon Nanotubes. *Journal of Communications Technology and Electronics* 2007; 52: 714-716.
16. Baturin AS, Trufanov AI, Chadaev NN, Sheshin EP. Field Emission Gun for X-ray Tubes. *Nucl Instr and Meth in Phys Res* 2006; 558: 253-255.
17. Harding G, Thran A, David B. Liquid Metal Anode X-ray Tubes and Their Potential for High Continuous Power Operation. *Radiation Physics and Chemistry* 2003; 67: 7-14.
18. Reyes-Mena A, Jensen C, Bard E, Turner DC, Erdmann KG. Miniature X-ray Tubes Utilizing Carbon-Nanotube Based Cold Cathodes. *Advances in X-ray Analysis* 2005; 48: 204-209.
19. Hemberg O, Otendal M, Hertz HM. Liquid Metal Jet Anode X-ray Tube. *Opt Eng* 2004; 43: 1682-1688.
20. Mofid B, Navvabpour M. Assessment of Photoelectron Therapy on Patients Suffering from Hepatocellular Carcinoma. *Yafteh* 2008; 9: 81-88. [Text in Persian]

## Assessment of a Tentative Novel X-Ray Anode in Decreasing its Applicability Limitation in Medical Practices

\*Navvabpour M.(M.Sc)<sup>1</sup> - Moladoust H.(Ph.D.)<sup>2</sup> - Navvabpour M.(B.Sc)<sup>3</sup>

\*Corresponding Address: Department of Radiology, Faculty of Para- Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, IRAN

E-mail: mnavabpour@yahoo.com

Received: 3/Jul/ 1010 Accepted: 18/Feb/2011

### Abstract

**Introduction:** More than 99% of electrical energy in diagnostic X-Ray tubes converts to heat. This process causes limitation in medical applicability especially in higher intensity for diagnostic and treatment purposes.

**Objective:** To decrease the applicability limitation in x-ray generation via higher cooling rate

**Materials and Methods:** In this study, a novel anode was proposed with special geometric design and use of new materials in order to obtain higher cooling rate. In doing so, a conventional anode with 9 Cm diameter and 127 Cm<sup>2</sup> area, was compared with the proposed anode made of an alloy of chromium, copper and silver with 27 Cm diameter and 1145 Cm<sup>2</sup> equipped with a tungsten ring in the same condition. Both anodes were placed inside a container without air flow and heated up to 1200 °C using a plasma flame. Then, the anode temperatures were measured and recorded during cooling using a contact thermometer for three times and finally means and standard deviation and also the respective cooling rates were calculated.

**Results:** In both anodes, the cooling modes were exponential but the cooling rates were respectively different, (approximately 180 °C/min for the proposed anode) and (approximately 76 °C/min for the conventional one) at 1200°C.

**Conclusions:** In comparison with the conventional anode, the proposed anode has higher strength and higher cooling rate. Therefore, it can lead to lower limitation in selecting exposure factors such as mAs and kVp in medical practices

**Key words:** Electrodes/ X-Rays

Journal of Guilan University of Medical Sciences, No: 79, Pages: 8-14

1. Department of Radiology, Faculty of Para- Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, IRAN

2. Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Guilan University of Medical Sciences, Rasht, IRAN

3. Department of Metallurgy, University of Sciences and Technology, Tehran, IRAN