



اندازه‌گیری پارامترهای کنترل کیفی آشکارساز تصویری $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$

مریم نظری*^۱، حسین زمانی زینلی^۲، نرجس آباقری مهابادی^۱

۱. گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، صندوق پستی: ۱۴۶۷۶۸۶۸۳۱، تهران - ایران
۲. پژوهشکده‌ی تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۳۱۴۸۵-۴۹۸، کرج - ایران

چکیده: این مقاله مرحله‌های مختلف طراحی، ساخت و بهینه‌سازی مدل آزمایشی سیستم فلورسکیپی صنعتی که بر پایه‌ی آشکارساز سوسوزن $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$ و با استفاده از تصویربرداری با لامپ پرتو ایکس ۲۰۰kV و با جریان پیشینه‌ی ۱۸mA کار می‌کند، را گزارش می‌کند. به منظور بررسی عملکرد درست سیستم ساخته شده، تصویربرداری از مواد گوناگون، در ولتاژها و فاصله‌های مختلف انجام و کیفیت تصویر به دست آمده، با استفاده از پارامترهای کنترل کیفیت کنتراست و توان تفکیک (FWHM) نمودارهای شدت روشنایی عنصرهای تصویر تعیین شد. نتایج حاصل از تحلیل تصویر، نشان‌دهنده‌ی این است که با ولتاژ مولد پرتو ایکس بین ۸۰ تا ۱۲۰ کیلو ولت و فاصله‌ی بین منبع پرتو و آشکارساز ۱٫۵ متر، تصویر با بهترین کیفیت حاصل می‌شود. در این شرایط بهترین کنتراست تصویر ۹۳٫۰۴٪ و توان تفکیک ۴٫۰۳ عنصر تصویر (۰٫۵۷ میلی‌متر) است. لازم به ذکر است که پارامترهای کنتراست و توان تفکیک در ولتاژهای مختلف بسیار نزدیک به یکدیگر است. بنابراین، این سیستم قابلیت استفاده در ولتاژهای مختلف را دارا است.

کلیدواژه‌ها: آشکارساز تصویری، $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$ کنترل کیفی، فلورسکیپی

Measurement of Qualitative Control Parameters of Imaging Detector $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$

M. Nazari*¹, H. Zamani Zeinali², N. Abagheri Mahabadi¹

1. Department of Physics, Faculty of Science, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, P.O.Box: 1467686831, Tehran-Iran
2. Agricultural, Medical and Industrial Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOL, P.O.Box: 31485-498, Karaj - Iran

Abstract: An imaging detector system based on scintillation detectors is designed, fabricated, and optimized for using in diagnostic radiology, industrial radiography, nuclear medicine, and research domain. The X ray from a Siemens Stabilipan Orthovoltage (SSO) unit after passing through an object, which may be a living sample or an electronic device, produces a planar distribution of visible light on a $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$ (GOS), which is the image of the object under the examination. The image quality parameters, including the contrast and resolution were determined by the inpatient quality indicator (IQI) tests. The imaging practices were adopted for different X ray tube voltages (kV), and focal-spot surface distances (FSD). The data corresponding to the imaging quality parameters were subsequently analyzed and plotted by MATLAB and ORIGIN softwares. The results for the image quality parameters, that is, the contrast and resolution, for different X ray tube voltages were found to be fairly close to each other. Thus, the imaging system has the capability to be used for different X ray energies and radionuclides with relatively desired results. The study is considered to be an initiative for fabricating industrial fluoroscopy and radiation surveillance systems.

Keywords: Imaging Detector, $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$, Qualitative Control, Fluoroscopy

**۱. مقدمه**

با توجه به کاربرد پرتوهای نامریی یوننده ($\lambda < 10 \text{ nm}$) در بسیاری از حوزه‌های فعالیت انسانی از جمله تصویربرداری، آشکارسازی این پرتوها ضروری است [۱]. برای آشکارسازی پرتوهای نامریی، از یک صفحه‌ی لومینسان (آشکارساز تصویری) استفاده می‌شود که به هنگام عبور فوتون‌های این پرتوها از آن، ماده‌ی لومینسان، انرژی پرتوهای نامریی را جذب و مقداری از آن را به صورت نور (پرتوهای در ناحیه‌ی طیف مرئی) از خود گسیل می‌کند. هرگاه گسیل نور از صفحه‌ی لومینسان بی‌درنگ (10^{-8} s) رخ دهد، آن ماده، فلورسان نامیده شده ولی اگر گسیل نور بیش از 10^{-8} s طول بکشد، به آن ماده، فسفرسان گفته می‌شود [۲]. نوع خاصی از این مواد که برای آشکارسازی تابش‌های نامریی یوننده به کار می‌روند، آشکارسازهای سوسوزن نامیده می‌شوند [۳].

نخستین سوسوزن، سولفور روی بود که توسط رادرفورد برای آشکارسازی ذره‌ی آلفا مورد استفاده قرار گرفت و پس از آن آشکارسازهای سوسوزن دیگری مانند کادمیم روی سولفید و کلسیم تنگستات موارد استفاده‌ی زیادی پیدا کردند [۳، ۴، ۵]. نور مرئی تولید شده در این آشکارسازها بسیار کم بود، به همین دلیل آشکارسازهای سوسوزن اکسوسولفیدهای خاکی‌های نادر از جمله لانتانیم اکسی سولفید (LOS) و ایتريم اکسی سولفید (YOS) که بازده و واگردانی بیش‌تری دارند، به کار گرفته شدند؛ با پیشرفت‌های امروزی در فن‌آوری، به فراوری فسفرهایی هم‌چون لانتانیم اکسی برومید (LOB)، باریم استرانسیم سولفات (BSS) و گادولینیم اکسی سولفید (GOS) نیز دست یافته‌اند [۳، ۶، ۷، ۸، ۹].

سیستم‌های فلورسکیپی برای تصویربرداری به وسیله‌ی پرتوهای ایکس و گاما و هم‌چنین ذرات باردار مانند الکترون، پروتون، پوزیترون، آلفا، بتا و بدون بار نوترون مورد استفاده قرار می‌گیرند که ابزار اصلی آشکارسازی پرتوها در آنها، آشکارسازهای سوسوزن هستند. نسل‌های قدیمی‌تر این سیستم‌ها (به دلیل رویت تصویر توسط چشم) معایب زیادی داشتند. بنابراین برای رفع آنها در سیستم‌های جدید امروزی از روش فلورسکیپی صنعتی استفاده می‌شود [۲، ۵]. در این روش، تصویر با استفاده از یک سیستم مدار بسته‌ی تلویزیونی، روی نمایش‌گر قابل مشاهده است.

روش فلورسکیپی صنعتی، تصویربرداری در زمان واقعی را امکان‌پذیر نموده است. سیستم‌های فلورسکیپی در مراکز پزشکی برای پرتونگاری تشخیصی مانند بررسی ساختارهای در حال حرکت مانند قلب، حرکت‌های تنفسی ریه و دیافراگم و یا بررسی تغییر محل مایع‌های جنبی و پریکاری و حوزه‌ی درمانی مانند پرتودرمانی و بالن سینوپلاستی کاربردهای فراوانی دارند [۵، ۱۰]. این سیستم‌ها در مراکز صنعتی به منظور سنجش آلودگی محیطی محل تولید رادیوداروها یا رادیوایزوتوپ‌ها، در مراکز بازرسی امنیتی دقیق و با ضریب اطمینان بالا و هم‌چنین در مراکز علمی- پژوهشی فضایی نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند [۳، ۱۱].

امروزه در ایران سیستم‌های موجود تصویربرداری و یا پرتونگاری به وسیله‌ی پرتو ایکس، در بیش‌تر مراکز پزشکی، صنعتی و علمی- پژوهشی، براساس روش رادیوگرافی با فیلم کار می‌کنند و سایر سیستم‌های موجود، از کشورهای دیگر (خصوصاً آلمان) وارد می‌شوند. با توجه به کاربرد گسترده‌ی این سیستم‌ها و به منظور رسیدن به خودکفایی، طراحی و ساخت سیستم فلورسکیپی صنعتی به صورت آزمایشی در ایران انجام می‌پذیرد. نحوه‌ی عملکرد سیستم به این صورت است که ابتدا جسم توسط چشمه‌ی پرتوزا پرتو دهی می‌شود، پرتوهای ایکس پس از عبور از جسم به آشکارساز برخورد کرده، توزیع فضایی از نور مرئی تولید می‌کند که همان تصویر شی مورد آزمایش است. این تصویر به وسیله‌ی دوربین مدار بسته‌ی ترویج باری^(۱) (CCD) حساس به نورهای شدت پایین و با استفاده از لوله‌ی پرتو کاتدی مشاهده می‌شود. پس از آن تصویر با استفاده از نرم‌افزارهای MATLAB و ORIGIN پردازش و پارامترهای کنترل کیفیت تصویر برای اشیایی با قطرها و جنس‌های مختلف یا همان فانوم‌های کنترل کیفیت در آزمون‌های کیفیت‌سنج تصویر^(۲) تعیین می‌شود.

۲. مواد و روش‌ها**۲.۱ طراحی و ساخت محفظه و سایر تجهیزات مورد نیاز**

هدف، ساخت دستگاه فلورسکیپی و بررسی تأثیر ولتاژ پرتو ایکس بر روی تصویر ایجاد شده بود. برای دست‌یابی به این هدف، محفظه و تجهیزات زیر، طراحی و ساخته شد. برای تصویربرداری نیاز به ایجاد محیطی کاملاً تاریک است. بدین منظور محفظه‌ای از جنس ورق گالوانیزه به شکل هرم ناقص به ارتفاع ۴۳cm و قاعده‌ی بزرگ و کوچک، به ترتیب، به اندازه‌ی



طیف تابش فسفر خاکی نادر اوکسی سولفید گادولینیم آلاییده شده با ۳٪ ترییم، طیف گسسته‌ای است که در طول موج 5440 \AA بیش‌ترین خطوط متمرکز شده، در ناحیه‌ی نور سبز است [۲، ۳، ۸، ۱۳، ۱۴، ۱۵، ۱۶، ۱۷].

۲.۲ پرتودهی

سه ورق آزمون کیفیت‌سنج تصویر از جنس آهن و یک موش برای پرتودهی استفاده شد. هر ورق آزمون کیفیت‌سنج تصویر که فانتوم کنترل کیفیت نیز نامیده می‌شود، شامل ۷ میله‌ی هم جنس به طول ۵cm در ضخامت‌های متفاوت بود که در فواصل ۴mm از یک‌دیگر ثابت شده بودند.

پرتودهی در ۲ مرحله با ولتاژهای مختلف انجام شد. در این مطالعه، ورق‌های آزمون در فواصل ۱، ۱/۵ و ۲ متر از چشمه، یک بار بدون صافی، سپس با صافی مربوط به هر ولتاژ (جدول ۱)، مورد پرتودهی قرار گرفتند. با قرار دادن صافی در مقابل چشمه، پرتوهای با انرژی پایین حذف شد و در نتیجه دز دریافتی کاهش یافت.

در تمامی ولتاژها اندازه‌ی شعاع میدان در فاصله‌ی ۱ متری از چشمه ۱۱/۳cm، در ۱/۵ متری ۱۶/۹۵cm و در ۲ متری ۲۲/۶cm بود. شکل ۱ نحوه‌ی قرار گرفتن دستگاه، مقابل لامپ را نشان می‌دهد.

جدول ۱. مجموعه تابش‌های مرجع برای پرتونگاری کیفی (RQR) [۱۸]

kV/mA	۶۰/۱۸	۸۰/۱۸	۱۰۰/۱۸	۱۲۰/۱۴	۱۶۰/۱۱
صافی (mmAl)	۰،۸۷۵	۱،۲۵	۱،۶۲۵	۱،۷۵	۲،۲۵



شکل ۱. نمایی از تجهیزات پرتودهی.

$30\text{cm} \times 40\text{cm}$ و $6\text{cm} \times 8\text{cm}$ ساخته شد. سطح خارجی محفظه به منظور جلوگیری از نفوذ نور به درون آن، با لایه‌ای از عایق نوری مقوایی و سطح داخلی آن برای جلوگیری از انعکاس نور در درون محفظه، با ترکیبی خاص از مواد به رنگ سیاه مات کاملاً پوشانده شد. در مرحله‌های مختلف تصویربرداری، دوربین باید در شرایط معینی نسبت به منبع پرتو و آشکارساز و ... قرار داشته باشد. برای این منظور ثابت‌کننده‌ای به شکل مکعب مستطیل به اندازه‌ی $18.5\text{cm} \times 14.5\text{cm} \times 9\text{cm}$ از یونولیت با تراکمی خاص ساخته شد و در مرکز آن مکعبی به اندازه‌ی $9\text{cm} \times 5.5\text{cm} \times 5\text{cm}$ برای قرار گرفتن دوربین، تعبیه شد. سطح خارجی ثابت‌کننده به وسیله‌ی لایه‌ای از عایق نوری مقوایی پوشانده شد. سپس دوربین در مرکز آن قرار گرفت و مجموعه‌ی ثابت‌کننده و دوربین در قاعده‌ی کوچک جعبه‌ی سیاه قرار داده شد. از آنجایی که شدت نور تولیدی به وسیله‌ی آشکارساز کم بود، برای افزایش شدت نور تولیدی، جلوگیری از هر گونه پراکندگی یا انعکاس نور و نهایتاً افزایش کیفیت تصویر در سیستم ساخته شده، از یک قطعه‌ی پلکسی گلاس مستطیلی شکل به ضخامت ۳mm و اندازه‌ی $30\text{cm} \times 40\text{cm}$ استفاده شد. این صفحه به همراه آشکارساز پرتو در قاعده‌ی بزرگ جعبه‌ی سیاه قرار می‌گیرد.

آشکارساز استفاده شده در این سیستم، سوسوزن $Gd_2O_3:Tb^{3+}$ (GOS) به اندازه‌ی $30\text{cm} \times 40\text{cm}$ و ضخامت $80\mu\text{m}$ است. این سوسوزن دارای جرم سطحی ۱۳۳ میلی‌گرم بر سانتی‌متر مربع (با راندمان جذب ۶۳٪ برای ولتاژ ۸۰ کیلوولت لامپ پرتو ایکس) و بسیار حساس، انعطاف‌پذیر و دارای سرعت $400^{(3)}$ است. سرعت آشکارساز در عملکرد سیستم بسیار تأثیرگذار است و در آشکارسازهای سریع، زمان پرتودهی کم‌تر است. در آشکارسازهای امروزی اندازه و شکل بلورهای فسفر و بازده واگردانی فسفر نقش مهمی در تعیین سرعت آشکارساز دارند [۲]. نانو ذرات فسفر GOS کروی شکل هستند. شکل کروی نانو ذرات فسفر متراکم با چگالی بالا برای ساختن لایه‌ی فسفر چگال با تراکم بالا بسیار مناسب است زیرا در کاهش پخش نور گسیل شده از فسفر بسیار مؤثر است. بازده واگردانی نیز در فسفرهای خاکی نادر، نزدیک به ۲۰٪ است، در واقع جذب پرتو ایکس در این فسفرها زیاد است و جذب گادولینیم از دیگر فسفرهای خاکی نادر مانند لانتانیم، بارییم و ایترییم بیش‌تر است [۲، ۱۲].

۳.۲ تصویربرداری

یکی از مهم‌ترین ارکان فلورسکپی، تصویربرداری است. در این پروژه برای تصویربرداری از یک دستگاه دوربین مدار بسته‌ی تزویج باری مدل SDC-۴۲۵ ساخت شرکت سامسونگ استفاده شد. این دوربین با توان تفکیک^(۵) ۱٫۳ اینچ، ۴۷۰۰۰۰ عنصر تصویر، تصویر واضحی با کیفیت یکسان از ۵۸۰ رنگ می‌دهد؛ هم‌چنین برای تهیه‌ی تصویر کاملاً ثابت، هر حرکت دوربین را حذف کرده و به طور چشم‌گیری آشفتگی‌های اضافی در تصویر رقمی را کاهش می‌دهد، در نتیجه تصویر واضح و دقیقی را در روشنایی کم محیط به وجود می‌آورد [۱۹، ۲۰، ۲۱]. شدت نور تولیدی توسط صفحه‌های سوسوزن بسیار کم است، بنابراین هرچه کمینه‌ی نور مورد نیاز برای کارکرد دوربین پایین‌تر باشد، دوربین تصویرهای با کیفیت بالاتر تولید می‌کند. مهم‌ترین ویژگی این دوربین که دلیل اصلی به کارگیری آن در این سیستم بود، حساسیت بالای ذاتی آن است که دوربین را قادر می‌سازد در شدت روشنایی ۰٫۰۵ لوکس (رنگی) و ۰٫۰۲ لوکس یا حتی روشنایی کم‌تر نیز تصویر واضحی ایجاد کند.

دوربین مدار بسته‌ی تزویج باری به یک نمایش‌گر وصل شده و تصویر در نمایش‌گر رویت می‌شود. برای عکس‌برداری یا فیلم‌برداری از تصویر مشاهده شده لازم بود علامت‌های قیاسی نمایش‌گر به وسیله‌ی دستگاه دریافت ویدئویی به علامت‌های رقمی تبدیل می‌شد. دستگاه دریافت ویدئویی مورد استفاده در این پروژه ساخت شرکت Iomega مدل Screen Play Pro HD بود.

۴.۲ پردازش تصویر

وضوح تصویر با دو عامل کنتراست و کیفیت تصویر تعیین می‌شود [۲]. به همین منظور تصویرهای ضبط شده در دستگاه دریافت ویدئویی به رایانه منتقل و در محیط نرم‌افزار MATLAB پردازش شدند [۲۲، ۲۳]. در پردازش تصویر، پارامترهای کیفیت تصویر شامل کنتراست از رابطه‌ی (۱) و توان تفکیک نمودارهای شدت روشنایی عنصرهای تصویر مربوط به میله‌ها در آزمون کیفیت سنج تصویر به طور جداگانه تعیین شدند

$$\text{Contrast} = \frac{C_{\max} - C_{\min}}{C_{\max} + C_{\min}} \quad (1)$$

فایل‌های ذخیره شده به وسیله‌ی نرم‌افزار ۸ ORIGIN با تابع گاوسی برازش شده و نهایتاً مقدار توان تفکیک در ولتاژها و فاصله‌های مختلف محاسبه شد. تابع گاوسی چنین بیان می‌شود

$$y = y_0 + \frac{A}{\omega\sqrt{\pi/2}} e^{-\frac{2(x-x_c)^2}{\omega^2}} \quad (2)$$

که در آن، $\frac{A}{\omega\sqrt{\pi/2}}$ ثابت بهنجارش، x_c مکان بیشینه‌ی نمودار و $\omega/2$ انحراف معیار است و توان تفکیک نمودارهای شدت روشنایی عنصرهای تصویر چنین به دست می‌آید

$$\text{FWHM} = \omega \times \sqrt{2 \ln 2} \quad (3)$$

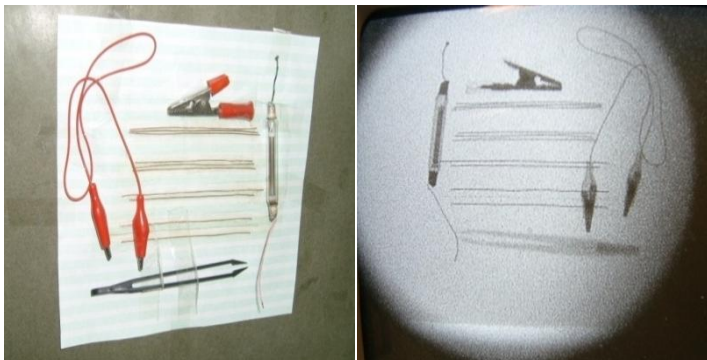
۳. نتایج

نتایج این مطالعه شامل نمونه‌هایی از تصویرهای مربوط به پرتودهی اجسام گوناگون و نمودارهای کنتراست و توان تفکیک است. تصویرها مربوط به ورق آزمون Fe۶ در فواصل و در ولتاژهای مختلف به موش، فک و دست انسان، آداپتور و اشیایی دیگر است. به عنوان نمونه در شکل‌های ۲ و ۳ به ترتیب تصویر چند شی در کنار عکسی از همان اجسام و تصویر دست انسان (الف) و آداپتور (ب) آورده شده است.

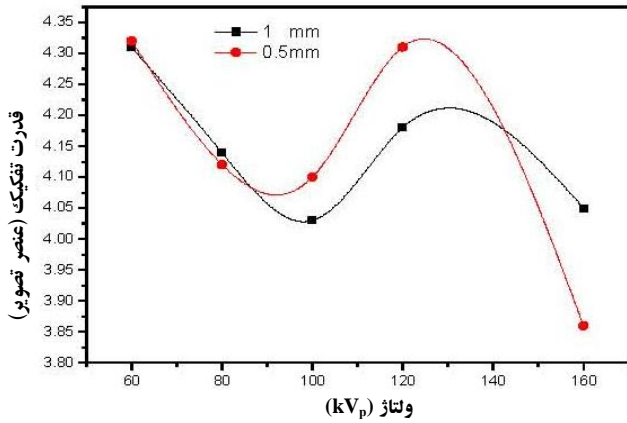
کنتراست تصویر میله‌ی ۱mm در ولتاژهای مختلف، در جدول ۲ و شکل ۴ نشان داده شده است.

شکل ۵ تغییرات کنتراست با ضخامت را در دو ولتاژ ۸۰ و ۱۲۰kV_p نشان می‌دهد.

در جدول ۳ به ترتیب از بالا مقادیر توان تفکیک مربوط به تصویر میله‌ی ۱mm و ۰٫۵mm در ولتاژهای مختلف آورده شده و تغییرات قدرت تفکیک با تغییر ولتاژ برای این دو میله در شکل ۶ نشان داده شده است.



شکل ۲. تصویر چند شی مختلف در کنار عکسی از همان اجسام.



شکل ۶. توان تفکیک شدت روشنایی عنصرهای تصویرهای میله‌های ۱mm و ۰,۵mm در ولتاژهای مختلف.

جدول ۲. کنتراست تصویر میله‌ی ۱mm در ولتاژهای مختلف

ولتاژ (kV)	۱۶۰	۱۲۰	۱۰۰	۸۰	۶۰
کنتراست (%)	۹۱,۵۴	۹۳,۰۴	۹۲,۱۸	۹۰,۲۱	۹۱,۶۳

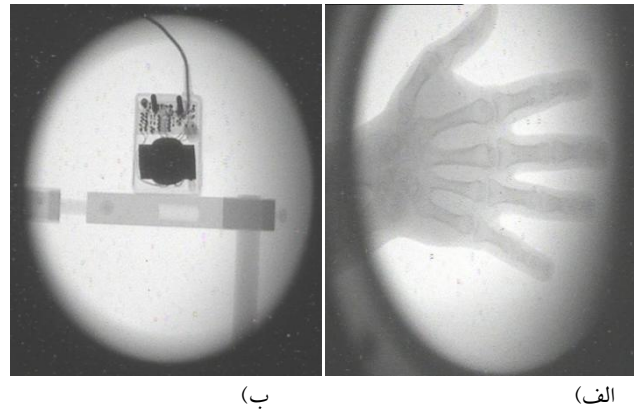
جدول ۳. توان تفکیک مربوط به شدت روشنایی عنصرهای تصویر میله‌های ۱mm و ۰,۵mm در ولتاژهای مختلف

ولتاژ (kVp)	۱۶۰	۱۲۰	۱۰۰	۸۰	۶۰
توان تفکیک (عنصرهای تصویر) میله‌ی ۱mm	۴,۰۵	۴,۱۸	۴,۰۳	۴,۱۴	۴,۳۱
توان تفکیک (عنصرهای تصویر) میله‌ی ۰,۵mm	۳,۸۶	۴,۳۱	۴,۱۰	۴,۱۲	۴,۳۲

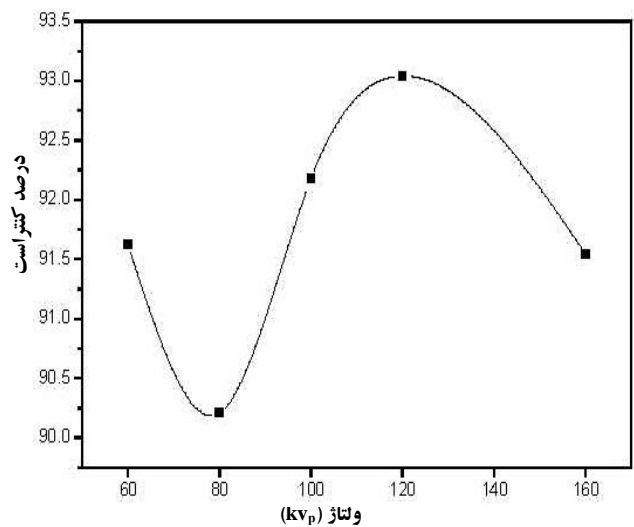
۴. بحث و نتیجه‌گیری

لبه‌ی K گادولینیم $50,72 \text{ keV}$ است. بنابراین انتظار می‌رود برای انرژی‌های بالاتر، اثر فوتوالکتریک و تولید یون کاهش یابد ولی در اندازه‌گیری‌ها، سازوکار تولید یون و سوسوزنی از رابطه‌ی منطقی پیروی نمی‌کند و با وجود تولید یون کم‌تر نور بیشتری تولید می‌شود. این مطلب با داده‌های بین‌المللی که انرژی 160 keV را مناسب‌ترین انرژی برای تصویربرداری با استفاده از آشکارساز سوسوزن GOS تعیین کرده است، مطابقت دارد و آثار آن در نتایج کنتراست و توان تفکیک دیده می‌شود.

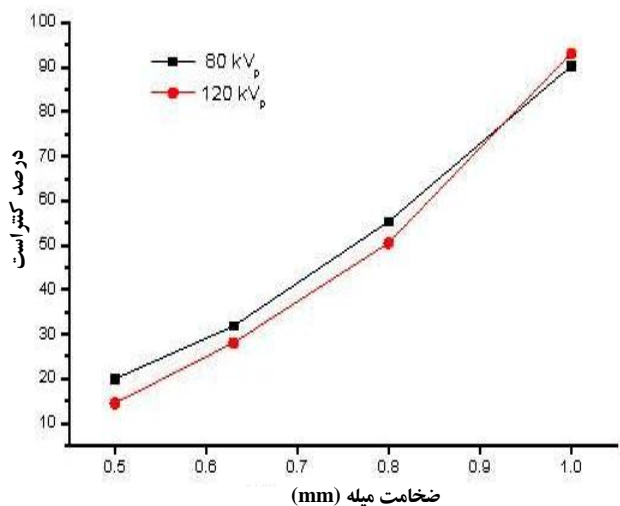
با توجه به تصویرهای به دست آمده مشاهده شد که هنگامی که فاصله‌ی بین مولد و آشکارساز ۱,۵ متر است، تصویر نسبت به زمانی که فاصله ۱ و ۲ متر است دارای کیفیت بهتری است. با توجه به شکل‌های ۴ و ۵ مشاهده می‌شود که در ولتاژ 120 kVp و پس از آن در 100 kVp ، کنتراست تصویر بیش‌تر از دیگر ولتاژها بوده و با افزایش ضخامت میله در یک ولتاژ معین، کنتراست افزایش می‌یابد زیرا هر چه ضخامت میله بیش‌تر باشد شمار



شکل ۳. الف) تصویر دست انسان، ب) آداپتور.



شکل ۴. تغییرات کنتراست تصویر میله‌ی ۱mm در ولتاژهای مختلف.



شکل ۵. تغییرات کنتراست تصویرهای ۴ میله با ضخامت متفاوت در دو ولتاژ 120 kVp و 80 kVp .



مرجع‌ها

1. N. Soulfanidis, Translated by R. Koochi, M.H. HadiZade-Yazdi, Measurement and detection of radiation, Pub Simin (1991).
2. Curry Thomas, Dowdey James, Murry Robert, Translated by A. Takavar, M. Eftekhari, Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, Pub Aijh, 138 (2006).
3. Steven J. Duclos, Scintillator Phosphors for Medical Imaging, The Electrochemical Society Interface, Summer (1998) 34-38.
4. David J. Krus, Precision linear and two-dimensional scintillation crystal arrays for x-ray and gamma ray imaging applications, Presented at The SPIE International symposium on Optical Science, July (1999) 18-23.
5. M. Heydarian, Fundamental Physics of Radiology and Imaging Methods, Pub Qods Razavi (2001) 246.
6. I. Kandarakis, D. Cavouras, G. Panayiotakis, T. Agelis, C. Nomicos and G. Giakoumakis, X-ray induced luminescence and spatial of $\text{La}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ phosphor screens, Phys. Med. Biol, 41 (1996) 297-307.
7. I. Kandarakis, D. Cavouras, Experimental and theoretical assessment of the performance of $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ and $\text{La}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ Phosphors and $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb-La}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ mixtures for X-ray imaging, Eur. Radiol, 11 (2001) 1083-1091.
8. United States Patent, US 6, 676, 854 B2 (2004).
9. D. Cavouras, An experimental method to determine the effective luminescence efficiency of scintillator-photoetector combinations used in X-ray medical imaging systems, The British of Radiolgy, 71 (1998) 766-772.
10. www.fa.wikipedia.org.
11. www.xrayit.com/products.
12. G.E. Giakoumakis, C.D. Nomicos, P.X. Sandilos, Absolute efficiency of $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ screens under fluoroscopic conditions, Phys. Med. Biol, 6 (1989) 673-678.

فوتون‌های عبوری از آن کاهش می‌یابد. با توجه به شکل ۶ می‌توان نتیجه گرفت که (۱) تغییرات توان تفکیک مربوط به تصویر با تغییر ولتاژ برای هر دو میله مشابه است. (۲) کم‌ترین توان تفکیک تصویر برای میله با ضخامت ۱mm و ۰/۵mm، به ترتیب، مربوط به ولتاژهای ۱۰۰ و ۱۶۰kV_p است. (۳) بیش‌ترین مقدار توان تفکیک مربوط به تصویر هر دو میله‌ی مربوط به ولتاژ ۱۲۰kV_p است. پس از مقایسه‌ی نتایج مربوط به کنتراست و توان تفکیک می‌توان نتیجه گرفت که در این سیستم در فاصله‌ی ۱/۵m مولد پرتو ایکس و آشکارساز از یک‌دیگر و در محدوده‌ی ولتاژ ۸۰ تا ۱۲۰kV_p بهترین تصویر با کیفیت بالاتر را می‌توان به دست آورد.

اختلاف بین نتایج به دست آمده و نتایج بین‌المللی را می‌توان این‌گونه توضیح داد که کارآیی فسفر برای تبدیل شمار اندکی از فوتون‌های جذب شده‌ی پرتو ایکس به شمار زیادی فوتون نوری، به سرعت آشکارساز بستگی دارد؛ سرعت فسفرهای خاکی نادر با تغییر ولتاژ، تغییر زیادی از خود نشان می‌دهند و بیشینه سرعت آن‌ها در نزدیکی ۸۰kV_p است و در ولتاژهای کم‌تر یا بیش‌تر از این مقدار، سرعت‌شان کاهش می‌یابد. بنابراین برای جلوگیری از تغییر سرعت فسفرهای خاکی نادر، پرتو دهی باید در ولتاژ ثابت و شدت جریان متغییر انجام شود ولی با استفاده از لامپ پرتو ایکس موجود در بخش دزیمتری سازمان انرژی اتمی امکان ایجاد چنین شرایطی برای انجام پرتو دهی وجود نداشت [۱۸].

سپاس‌گزاری

مؤلفین از همکاری صمیمانه‌ی ریاست و کارکنان گروه پژوهشی دزیمتری و مونیتورینگ پرتوها، پژوهشکده‌ی تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی سازمان انرژی اتمی ایران قدردانی می‌نمایند.

پی‌نوشت‌ها

۱. Charge-Coupled Device (CCD)
۲. Image Quality Indicator (IQI)
۳. منظور از سرعت آشکارساز سرعت فرایند آشکارسازی است. سرعت آشکارسازها نسبت به سرعت کلسیم تنگستات معمولی، که عدد ۱۰۰ به آن نسبت داده شده است، سنجیده می‌شود.
۴. Radiation Quality Radiology (RQR)
۵. Full Width at Half Maximum (FWHM)



- 13.S. Chatterjee, Virendra Shanker, Harish Chander, Thermoluminescence of Tb doped $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{S}$ phosphor, *Materials Chemistry and Physics*, 80 (2003) 719-724.
- 14.R. Morlotti, The Effect of Co-Doping by Ca^{+2} , Ta^{+5} , Sn^{+4} and Ru^{+4} Ions on the X-Ray Luminescent Properties of $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{S:Tb}^{+3}$ Phosphors, *Jornal of the Electrochemical Society*, 4 (2003) H81-H84.
- 15.K.A. Wickersheim, R.V. Alves, R.A. Buchanan, Rareearthoxysulfide x-ray phosphors, *IEEE Trans, Nucl. Sci.* 17 (1970) 57–60.
- 16.A.L.N. Stevels, A.D.M. Schrama-de Pauw, Vapour-deposited CsI:Na layers: I. Morphologic and crystallographic properties, *Philips Res. Repts*, 29 (1974) 340–352.
- 17.A.L.N. Stevels, A.D.M. Schrama-de Pauw, Vapour-deposited CsI:Na layers: II. Screens for application in x-ray imaging devices, *Philips Res. Repts*, 29 (1974) 353–362.
- 18.INTERNATIONAL STANDARDS- ORGANIZATION, X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dose Meters and Dose Rate Meters and for Determining Their Response as a Function Photon Energy-Characteristics of the Radiation and Their Methods of Production, ISO Standard (1996) 4037-1.
- 19.<http://www.nonius.com/KappaCCD/manuals/techinfo/techinfo.html>.
- 20.www.Samsungtechwin.com.
- 21.www.samsungcctv.com.
- 22.W.F.B. Vosslamber, H.H. Kiewiet, J.M. Schippers, X-ray imaging of rats by a scintillating screen and a CCD camera, File translated from T_EX by T_TH, version, 2.60 (2000).
- 23.M. Tapiovaara, Objective Measurement of Image Quality in Fluoroscopic X-Ray Equipment, Radiation and Nuclear Safety Authority (2003) A196.