



طراحی و ساخت فیلم سوسوزن یدید سزیم با ریز ساختار ستونی برای رادیوگرافی دیجیتال دندان

دانشی، ایمان^(۱) - محمد زاده، محمد*^(۱)

^۱ دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، گروه پرتوپزشکی

چکیده:

امروزه برای تصویربرداری دندان از دو نوع آشکارساز مستقیم و غیرمستقیم پرتو ایکس استفاده می‌شود. آشکارساز غیرمستقیم پرتو ایکس، از دو جزء فیلم سوسوزن و حسگر تصویر تشکیل شده است. فیلم سوسوزن از یک لایه سزیم یدید با ناخالصی تالیوم تشکیل شده که روی یک زیرلایه با توانایی هدایت نور لایه نشانی شده است. در این مقاله، نحوه لایه نشانی پودر سزیم یدید با ناخالصی تالیوم به روش تبخیر فیزیکی و با ضخامت ۳۰ میکرومتر روی یک زیرلایه متشکل از فیبرهای نوری به قطر ۶ میکرومتر توضیح داده شده است. همچنین تابع انتقال مدولا سیون برای ارزیابی وضوح مکانی ساختار ستونی فیلم سوسوزن جدید مورد استفاده قرار گرفته است. نتایج مطالعه توافق خوبی بین مقادیر شبیه سازی و تجربی تابع انتقال مدولاسیون نشان می‌دهد.

کلمات کلیدی: آشکارساز پرتو ایکس، فیلم سوسوزن، زیرلایه فیبر نوری، لایه نشانی تبخیر فیزیکی، تابع انتقال مدولاسیون

Design and fabrication of a CsI(Tl) columnar microstructure scintillation film for digital dental radiography

Daneshi, Iman¹; Mohammadzadeh, Mohammad*¹

¹ Shahid Beheshti University, Faculty of Nuclear Engineering, Department of medical radiation

Abstract:

Recently, direct and indirect X-ray detectors are used for digital dental radiography. An indirect X-ray detector consists of two parts: scintillation film and image sensor. The scintillation film is composed of a layer of CsI(Tl), which is deposited on a substrate with the ability to guide the light photons. In this study, a 30 μ m thickness of CsI(Tl) powder has been deposited on a fiber optic faceplate (FOP) by thermal evaporation process. The FOP consists of optical fibers with 6 μ m core size. Performance of the introduced CsI(Tl) Film has been evaluated using Modulation Transfer Function (MTF) criteria. Result show a good agreement between measured and simulated MTF data.

Keywords: scintillation film, fiber optic faceplate, physical vapor deposition



مقدمه:

آشکار سازهای دیجیتال پرتو ایکس با روشهای مستقیم و غیرمستقیم جهت تصویربرداری پزشکی و صنعتی در حال گسترش هستند. آشکار سازهای غیرمستقیم با قرار گرفتن یک فیلم سوسوزن بر روی یک حسگر تصویر تشکیل می شوند. بهبود ساختار لایه سوسوزن و دقت مکانی فیلم از جمله زمینه‌های تحقیقاتی مهم در تصویربرداری دیجیتال دندان است [۱].

نقش سوسوزن در آشکار سازهای غیرمستقیم، افزایش احتمال برهمکنش پرتوهای ایکس و تبدیل آنها به نور مرئی است. در میان سوسوزن‌ها، فیلم سزیم یدید با ناخالصی تالیوم^۳ به دلیل حساسیت بالا به پرتو ایکس و تطبیق مناسب با طیف ورودی حسگرهای تصویر، برای تصویربرداری دیجیتال پزشکی^۴ مطلوب تر هستند. ریزساختار ایجاد شده از CsI(Tl) بر روی زیرلایه با روش تبخیر حرارتی به شرایط لایه‌نشانی بستگی دارد. این ریزساختار با هدایت فوتون های نوری تولید شده در ساختار ستونی سوسوزن باعث جلوگیری از پراکندگی آنها شده و در نتیجه تعداد فوتون های نوری بیشتری را به سمت حسگر تصویر هدایت میکند. کاهش پراکندگی بنوبه خود باعث بهبود دقت مکانی و بازده نوری می شود [۲].

هدف از انجام این مطالعه، لایه‌نشانی Cs(Tl) به روش تبخیر حرارتی و بررسی ریزساختار ستونی تشکیل شده بر روی زیرلایه است. ویژگی های تصویر از جمله تابع انتقال مدولاسیون^۵ برای فیلم سوسوزنی ساخته شده ارزیابی شده است.

روش کار:

الف) ساخت فیلم سوسوزن CsI(Tl):

یک زیرلایه متشکل از فیبرهای نوری^۶ با قطر هسته ۶ میکرومتر و ابعاد $11 \times 9 \text{ mm}^2$ و ضخامت 1.46 mm به عنوان زیرلایه مورد استفاده قرار گرفت. سپس پودر سزیم یدید که با ۰,۱ درصد مولی تالیوم یدید مخلوط شده بود [۲]، به روش تبخیر حرارتی بر روی FOP رسوب داده شد. در این مطالعه، فرآیند لایه‌نشانی به وسیله ی دستگاه لایه‌نشانی

^۱ Image sensor

^۲ Spatial resolution

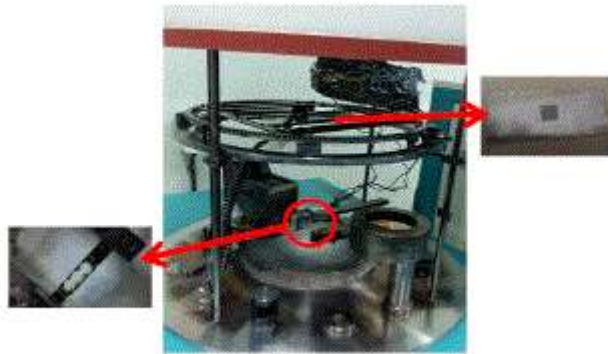
^۳ CsI(Tl)

^۴ Medical digital radiography

^۵ Modulation transfer function(MTF)

^۶ Fiber optic faceplate(FOP)

ساخته شده توسط جهاد دانشگاهی شریف موجود در دانشکده فوتونیک دانشگاه شهید بهشتی انجام شد. شکل ۱ دستگاه لایه‌نشانی مورد استفاده و چیدمان لایه‌نشانی را نشان می‌دهد. لایه‌نشانی تبخیری تحت تاثیر عواملی چون: فشار اتاقک، دمای زیرلایه، نرخ لایه‌نشانی و غلظت تالیوم است. در این مطالعه شرایط مناسب جهت لایه‌نشانی از طریق انجام چندین لایه‌نشانی و به صورت آزمایشگاهی به دست آمد. شرایط مورد استفاده برای ایجاد لایه‌ای از CsI(Tl) با ضخامت $30\mu m$ بر روی FOP به صورت مقابل در نظر گرفته شد: فشار اتاقک خلاء در $10^{-2}pa$ ثابت نگه‌داشته شد، دمای زیرلایه در حین انجام لایه‌نشانی $100^{\circ}C$ بود و جریان $200A$ به مدت ۱۵ دقیقه به بوته‌ی مولیدنی وارد شد.



شکل (۱) چیدمان مورد استفاده برای لایه‌نشانی را نشان می‌دهد. گوشه‌ی پایین سمت چپ پودر سزیم‌یدید که به شکل قرص در آمده و داخل بوته مولیدنی قرار گرفته است. گوشه‌ی بالا سمت راست زیرلایه با نگهدارنده‌ی آلومینیومی که در بالای بوته قرار می‌گیرد.

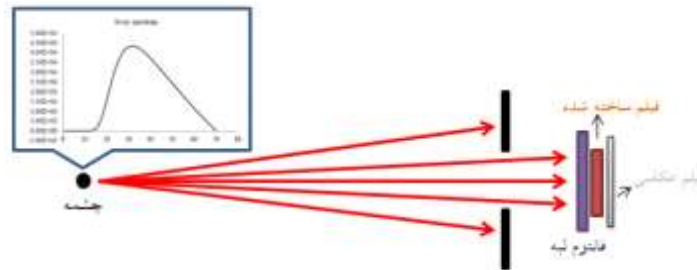
پس از اتمام لایه‌نشانی زیرلایه به مدت ۱۵ دقیقه و با دمای $250^{\circ}C$ در شرایط خلاء گرمادهی شد. شکل ۲ تصویر زیرلایه را قبل و بعد از لایه‌نشانی نشان می‌دهد.



شکل (۲) تصویر (الف) زیر لایه قبل از لایه‌نشانی و (ب) تصویر فیلم سوسوزنی ساخته شده.

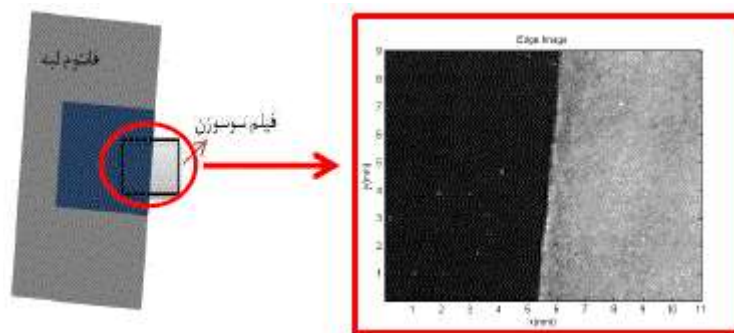
ب) محاسبه تابع انتقال مدولاسیون:

تابع انتقال مدولاسیون برای فیلم سوسوزنی ساخته شده بر اساس استاندارد آی ای سی - ۶۲۲۲۰ محاسبه شد [۳]. چیدمان اندازه‌گیری MTF شامل: تیوپ پرتو ایکس، یک فانتوم لبه به فاصله‌ی 50 cm درست مقابل تیوپ و فیلم عکاسی فوجی با سرعت 200^{A} که پشت فیلم سوسوزن قرار گرفت (شکل ۳ را نگاه کنید).



شکل (۳) تصویر چیدمان مورد نیاز برای محاسبه‌ی MTF

ولتاژ تیوپ و جریان پرتو به ترتیب 70 kVp و 40 mAs انتخاب شدند. فانتوم لبه شامل فلز تنگستن به ضخامت 1 mm و ضخامت 3 mm فلز سرب در اطراف آن است. فانتوم لبه نسبت به فیلم سوسوزن ساخته شده 5 درجه زاویه داده می شود. برای محاسبه‌ی MTF، در گام اول، به کمک چیدمان شکل ۳، تصویر فانتوم لبه (به شکل ۴ نگاه کنید) اخذ و سپس تابع گسترده‌ی لبه^۹ برای آن محاسبه می‌شود [۳].



شکل (۴) نحوه‌ی قرار گیری فانتوم لبه نسبت به فیلم سوسوزنی ساخته شده (سمت چپ). تصویر گرفته شده از فانتوم لبه با استفاده از فیلم سوسوزن و فیلم عکاسی (سمت راست)



در گام دوم، تابع گسترده‌گی خط با استفاده از مشتق ESF طبق معادله‌ی ۱ محاسبه می‌شود [۴]. سرانجام MTF با گرفتن تبدیل فوریه تابع گسترده‌گی لبه طبق معادله‌ی ۲ بدست می‌آید [۴]. تمام این محاسبات در نرم‌افزار متلب انجام شد.

$$LSF = \frac{d(ESF(x))}{dx} \quad (1)$$

$$MTF(f) = [FT\{LSF(x)\}] \quad (2)$$

برای ارزیابی داده‌های اندازه‌گیری شده، فیلم CsI(Tl) ساخته شده و چیدمان اندازه‌گیری وارد نرم‌افزار شبیه‌سازی جینت ۴^{۱۱} شد و اطلاعات مربوط به: LSF, ESF و MTF برای فیلم ساخته شده با استفاده از فانتوم لبه شبیه‌سازی شد. برای شبیه‌سازی، یک منبع نقطه‌ای با طیف انرژی $70kVp$ در نظر گرفته شد. زیرلایه FOP با ضخامت $1.46mm$ و قطر هسته‌ی $60\mu m$ تعریف شد. پرتوی ایکس منتشر شده از منبع پس از تضعیف در فانتوم لبه، به لایه CsI(Tl) با ضخامت $30\mu m$ که روی FOP تعریف شده است، می‌رسد. فوتون‌های نوری در این لایه تشکیل شده و پس از عبور از میان فیبرهای نوری FOP شمارش می‌شوند. تفاوت تعداد فوتون‌های نوری در هر نقطه، تصویر فانتوم لبه را ایجاد می‌کند.

نتایج:

الف) ریزساختار فیلم CsI(Tl):

فیلم سوسوزنی CsI(Tl) با لایه نشانی سزیم یدید (تالیوم) بر روی FOP به روش تبخیر حرارتی ساخته شد. از ساختار سزیم یدید (تالیوم) توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی^{۱۲} تصویربرداری شد. شکل ۵ الف، تصویری از یکنواختی ریزساختار ستونی CsI(Tl) را نشان می‌دهد که تقریباً عمود بر سطح زیرلایه است. همچنین تصویر عرضی و سطح فیلم سوسوزنی ساخته شده در شکل ۵ ب دیده می‌شود. تقریباً 120° انحراف میان ستون‌های CsI(Tl) و بردار عمود بر سطح FOP، وجود دارد. این زاویه به دلیل وجود زاویه بین FOP و بوته‌ی تنگستنی در هنگام لایه‌نشانی است و می‌تواند با استفاده از چرخش یکنواخت زیرلایه یا قرارگیری دقیق زیرلایه در مقابل بوته، در هنگام لایه‌نشانی، رفع شود. ضخامت لایه سوسوزن توسط SEM اندازه‌گیری شد. به این منظور از یک گوشه‌ی FOP شروع کرده و در طول ضلع 11 میلی‌متری در چهار نقطه با فاصله‌های برابر ضخامت سنجی انجام گرفت. نتایج در جدول ۱ آورده شده است.

جدول (۱) نتایج حاصل از اندازه‌گیری ضخامت لایه سوسوزن در چهار نقطه‌ی مختلف

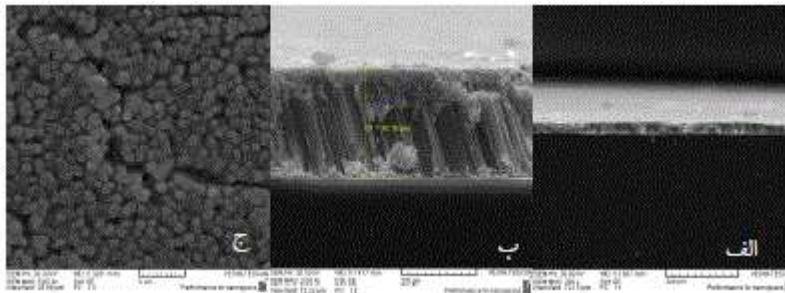
^{۱۰} Matlab

^{۱۱} Geant4 simulation

^{۱۲} Scanning electron microscopy (SEM)

محل اندازه‌گیری	نقطه‌ی اول	نقطه دوم	نقطه سوم	نقطه چهارم
ضخامت CsI(Tl) (μm)	۳۰,۱۹	۳۱,۰۴	۳۲,۶۰	۲۹,۷۲

همچنین، شکل ۵ ج نشان می‌دهد که سطح فیلم سوسوزن CsI(Tl) ساخته شده دارای ساختار پیکسل‌بندی شده نیست. این موضوع ممکن است باعث پراکندگی فوتون‌های نوری ایجاد شده در یک ستون به ستون‌های همسایه شده و دقت مکانی فیلم سوسوزن را کاهش دهد. برای کاهش انتشار فوتون‌های نوری بین ستون‌های همسایه، در این پروژه ماده‌ی سوسوزن CsI(Tl) روی FOP که توانایی هدایت نوری مناسبی دارد، لایه‌نشانی شده است.

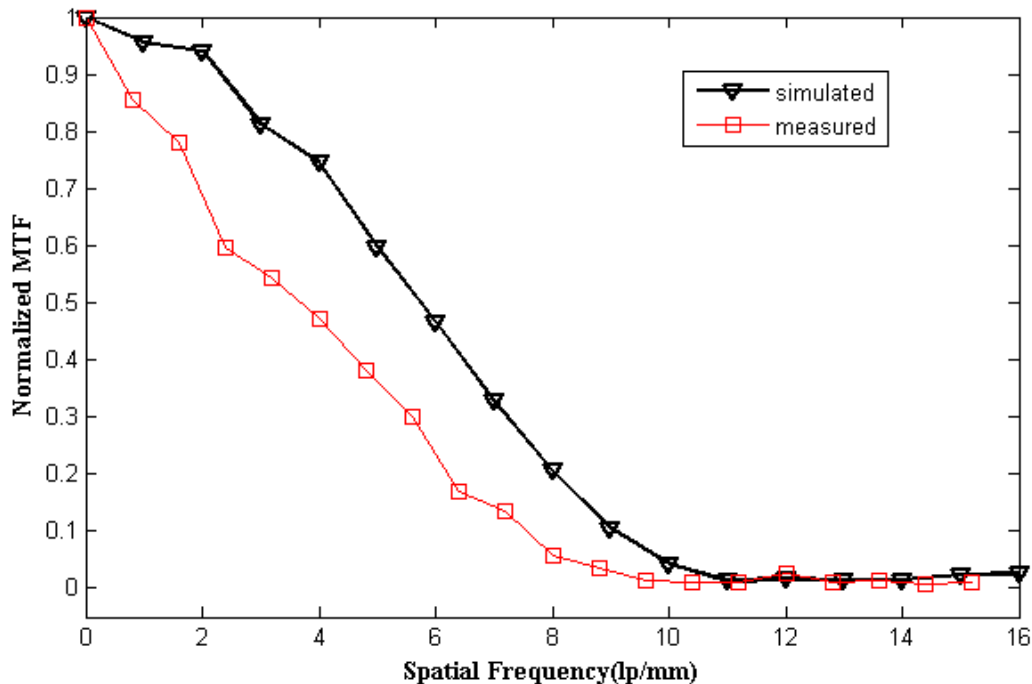


شکل (۵) تصویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از ساختار CsI(Tl)، لایه‌نشانی شده در این پروژه
الف) نمای عرضی از لایه CsI(Tl) و یکنواختی آن را نشان می‌دهد. ب) نمای عرضی نزدیک‌تر از ساختار ستونی سوسوزن. ج) نمای سطحی از ساختار ستونی سزیم یدید (تالیوم)

ب) تابع انتقال مدولاسیون فیلم CsI(Tl) ساخته شده:

تابع انتقال مدولاسیون فیلم سوسوزن ساخته شده اندازه‌گیری و با نتایج شبیه‌سازی مقایسه شد. شکل ۶ تابع انتقال مدولاسیون را برای فیلم سوسوزنی ساخته شده و شبیه‌سازی نمایش می‌دهد. مقادیر تجربی و شبیه‌سازی فرکانس مکانی در ده درصد دامنه‌ی MTF برای فیلم سوسوزنی ساخته شده به ترتیب $7.5lp/mm$ و $9lp/mm$ می‌باشند. اختلاف ۲۰ درصدی بین اندازه‌گیری و شبیه‌سازی دو دلیل دارد: اول، MTF فیلم عکاسی، در نتایج اندازه‌گیری سهمیم است؛ در حالی که هنگام شبیه‌سازی این عامل کاهش MTF لحاظ نشده است. دوم، پرتوهای پراکنده شده از اشیای اطراف فیلم سوسوزن که هنگام اندازه‌گیری که به آشکارساز می‌رسند، در شبیه‌سازی در نظر گرفته نشده اند. با این حال فرکانس

مکانی $7.5lp/mm$ در ده درصد دامنه‌ی MTF برای فیلم سوسوزنی ساخته شده مناسب است و میتواند نیازهای تصویربرداری دندان با دقت مکانی بالا را، برآورده کند [۵].



شکل (۶) نمودار تابع انتقال مدولاسیون بر حسب فرکانس مکانی برای اندازه‌گیری و شبیه‌سازی

بحث و نتیجه‌گیری:

در این پروژه، یک روش کم هزینه برای ساخت فیلم سوسوزن CsI(Tl) برای تصویربرداری دیجیتال از دندان معرفی شد. سوسوزن CsI(Tl) روی زیرلایه‌ی FOP با ریزساختار ستونی لایه‌نشانی شد. عملکرد فیلم سوسوزنی ساخته شده به وسیله‌ی اندازه‌گیری و محاسبه‌ی MTF ارزیابی شد. نتایج تأیید میکنند که فیلم سوسوزنی ساخته شده یا ریزساختار ستونی برای کاربردهای تصویربرداری دیجیتال از دندان مناسب است. جهت تکمیل پروژه فیلم سوسوزنی ساخته شده روی حسگر تصویر CCD و یا CMOS قرار خواهد گرفت. عملکرد آشکارساز ارزیابی خواهد شد.

مراجع:

- [1] Guo, L., et al., *Fabrication and performance of micron thick CsI (Tl) films for X-ray imaging application*. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2016. **63**(3): p. 1827-1831.



- [2] Cha, B.K., et al. *A pixelated CsI (Tl) scintillator for CMOS-based X-ray image sensor*. in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2006. IEEE*. 2006. IEEE.
- [3] Commission, I.-I.E., *Medical Electrical Equipment—Characteristics of Digital X-Ray Imaging Devices—Part 1: Determination of the Detective Quantum Efficiency, IEC 62220-1*. Geneva, Switzerland, 2003.
- [4] Bushberg, J.T. and J.M. Boone, *The essential physics of medical imaging*. 2011: Lippincott Williams & Wilkins.
- [5] Nagarkar, V., et al., *Structured CsI (Tl) scintillators for X-ray imaging applications*. *IEEE transactions on nuclear science*, 1998. **45**(3): p. 492-496.