

## محاسبه تابع انتقال مدولاسیون برای بررسی کنترل کیفی در رادیولوژی دیجیتال

سعید حسین زاده سرنسری<sup>۱</sup> و امیر موافقی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

<sup>۲</sup> گروه پژوهشی ایمنی هسته‌ای و حفاظت پرتوی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، ایران.

\* تهران، انتهای خیابان کارگر شمالی، سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای،

گروه پژوهشی ایمنی هسته‌ای و حفاظت پرتوی، کد پستی: ۱۴۳۹۹

پست الکترونیکی: amovafeghi@aeoi.org.ir

### چکیده

استفاده از دستگاه‌های رادیولوژی دیجیتال بدون بررسی پارامترهای مرتبط با کیفیت تصاویر آشکارسازهای دیجیتال می‌تواند موجب از بین رفتن برتری‌های ذاتی این سیستم‌ها و حتی افزایش دز بیمار در این دستگاه‌ها نسبت به دستگاه‌های سنتی گردد. یکی از پارامترهای مرتبط با کیفیت تصاویر که قدرت تفکیک سیستم را در فرکانس‌های مکانی مختلف نشان می‌دهد، تابع انتقال مدولاسیون، (Modulation Transfer Function) MTF نامیده می‌شود. هدف از این تحقیق، به دست آوردن پارامتر MTF برای دو نوع آشکارساز دستگاه رادیولوژی دیجیتال و مقایسه آن‌هاست. در این تحقیق، دستگاه‌های رادیولوژی دیجیتال ساخت شرکت‌های Siemens و Swiss ray انتخاب شده‌اند. به منظور به دست آوردن MTF این دستگاه‌ها یک فانتوم لبه با ضخامت ۰/۸ mm و از جنس سروبند (آلیاژی از سرب) طراحی و ساخته، سپس MTF دستگاه‌ها با استفاده از تصاویر دیجیتالی لبه به دست آمده از هر سیستم محاسبه شد. با توجه به نتایج MTF به دست آمده برای دستگاه رادیولوژی دیجیتال Swiss ray، مشاهده می‌شود که MTF این سیستم در شرایط پرتودهی متفاوت، رفتار یکسانی از خود نشان می‌دهد و تغییرات دز در سطح آشکارساز، تغییرات جزئی (کمتر از ۱٪) را دارد. این نتایج با نتایج تجربی اندازه‌گیری MTF این سیستم که مارشال و همکارانش اندازه‌گیری کرده‌اند، توافق خوبی دارد. مقادیر MTF دستگاه Siemens در فرکانس‌های مکانی پایین با تغییر مقادیر دز در سطح آشکارساز، تغییرات قابل توجهی از خود نشان داد. بررسی‌ها نشان می‌دهد که زیاد بودن حجم کاری دستگاه Siemens و همچنین وجود داشتن کنترل کیفی بر آن در بازه‌های زمانی مناسب، از عوامل مؤثر در اختلال MTF این دستگاه است. در نهایت، این تحقیق اهمیت ویژه کنترل کیفی و راهکار عملی استفاده از MTF را به این منظور نشان می‌دهد.

**کلیدواژگان:** تابع انتقال مدولاسیون، فانتوم لبه، کارایی آشکارساز، رادیولوژی دیجیتال، کیفیت تصویر.

### ۱. مقدمه

دز بیمار اطمینان حاصل شود و همچنین مشکلات فنی سیستم به‌طور مؤثر و در زمان مناسب رفع شود.

یکی از پارامترهایی که در برنامه کنترل کیفی دستگاه‌های دیجیتال اندازه‌گیری می‌شود، تابع انتقال مدولاسیون (MTF<sup>۱</sup>) است. MTF کاهش تباین را در فرکانس‌های فضایی مختلف نشان می‌دهد. این تابع همچنین در کمی کردن قدرت تفکیک

کمسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیکی (ICRP) بر امر بهینه‌سازی شرایط کیفیت تصویر و میزان دز بیمار در دستگاه‌های دیجیتال، به خصوص در کشورهایی که قصد گذار از سیستم‌های سنتی به سیستم‌های دیجیتال را دارند، تأکید فراوانی کرده است [۱-۲]. برای رسیدن به این هدف، یک برنامه کنترل کیفی جامع لازم است تا از کیفیت تصاویر دیجیتالی و همچنین مدیریت میزان

طراحی و ساخته شد. این فانتوم به ضخامت  $0.8 \text{ mm}$  و از آلیاژ سرویند ساخته شد. چگالی این فلز برابر  $\frac{8}{\text{cm}^3}$  است. ابعاد سطح فانتوم برابر  $5 \text{ cm} \times 3 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$  است. فانتوم ساخته شده در شکل (۱) نشان داده شده است. شرایط پرتودهی و هندسه برای به‌دست آوردن تصویر لبه در هر دو دستگاه دیجیتال رادیوگرافی انتخاب شده، یکسان در نظر گرفته شد.

جدول ۱: مشخصات آشکارسازی دستگاه‌های دیجیتال رادیوگرافی انتخاب شده در این تحقیق

شرکت سازنده		دستگاه رادیولوژی
Siemens	Swiss ray	
مدل آشکارساز		pixium 4600
ابعاد آشکارساز ( $\text{cm}^2$ )		$43 \times 43$
تعداد پیکسل‌ها		$3001 \times 3001$
ابعاد پیکسل ( $\mu\text{m}$ )		۱۴۳
دامنه دینامیکی (bits)		۱۴
نوع سوسوزن		CsI



شکل ۱: فانتوم لبه ساخته شده که برای به‌دست آوردن تصویر لبه از آن استفاده شده است.

برای تصویربرداری، فیلتر مسی  $0.5 \text{ mm}$  و ولتاژ  $70 \text{ kV}$  استفاده شده است. به طوری که مقادیر دز در سطح آشکارساز  $7 \mu\text{Gy}$  و  $14 \mu\text{Gy}$  باشد. برای به‌دست آوردن MTF سیستم‌های تصویربرداری انتخاب شده، از تصویر دیجیتالی لبه صاف و صیقل داده شده در شکل (۲) استفاده شده است. پس از به‌دست آوردن تصویر دیجیتالی، در کد نوشته شده در نرم افزار Matlab ابتدا با استفاده از روش سوبل (Sobel)، لبه مورد نظر

سیستم تصویربرداری نیز به کار می‌رود [۳-۵].

برای اندازه‌گیری MTF آشکارسازهای اشعه ایکس، دو روش توسعه موجود است. روش شکاف باریک که به محاسبه LSF<sup>۱</sup> سیستم می‌پردازد و روش لبه که در آن تابع ESF<sup>۲</sup> سیستم را به دست می‌آورند. هر دو روش در ابتدا برای ارزیابی آشکارسازهای آنالوگ توسعه پیدا کردند و سپس برای ارزیابی آشکارسازهای دیجیتالی نیز مورد استفاده قرار گرفتند. LSF در واقع پاسخ آشکارساز به فانتوم با یک شکاف باریک در مرکز آن است و سپس با تبدیل فوریه گرفتن از LSF تابع MTF محاسبه می‌شود [۳ و ۹-۷]. از طرف دیگر، ESF پاسخ آشکارساز به فانتوم با لبه بسیار صاف است که با مشتق‌گیری از آن، تابع LSF سیستم به دست می‌آید و سپس MTF با استفاده از آن محاسبه می‌شود. روش لبه هزینه کمتری دارد و در عین حال، خیلی حساس به عیوب فیزیکی، پراکندگی پرتوها و ناهم‌راستایی فانتوم نیست. روش لبه نتایج دقیقی حتی در فرکانس‌های بالا به دست می‌دهد که برای محاسبه طیف قدرت نویز NPS<sup>۳</sup> و بازدهی کوانتومی آشکارساز DQE<sup>۴</sup> روش مناسبی است [۲ و ۱۰-۱۳].

هدف از انجام این تحقیق، محاسبه و مقایسه MTF دو سیستم تصویربرداری دیجیتالی با یک فانتوم ساخته شده با مشخصات لبه و شکاف مشخص است. با استفاده از تصاویر به‌دست آمده از فانتوم و کد نوشته شده، MTF برای شرایط مختلف در دستگاه محاسبه می‌شود.

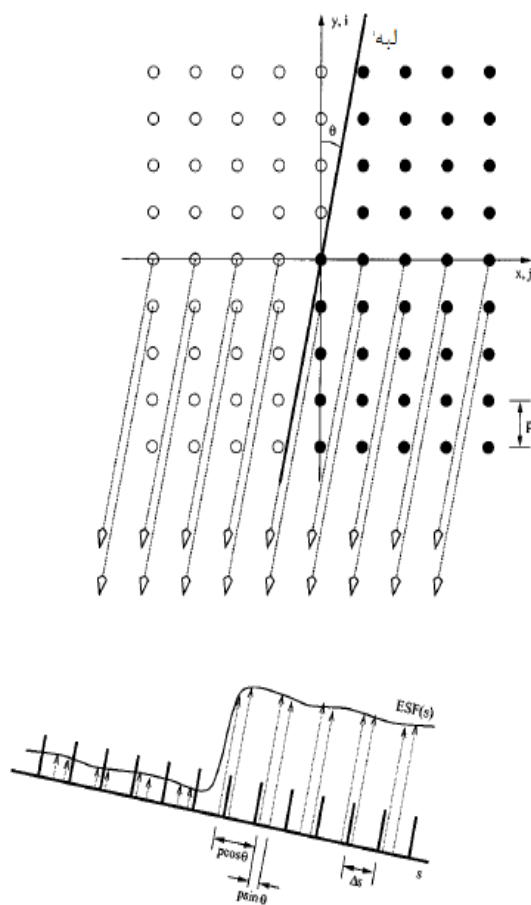
## ۲. مواد و روش‌ها

### تجهیزات و دستگاه‌ها

برای انجام تحقیق، دو دستگاه دیجیتال رادیوگرافی DR<sup>۵</sup> موجود در دو بیمارستان شهر تهران انتخاب شد. مشخصات آشکارسازی این دستگاه‌ها در جدول (۱) آمده است. به منظور به‌دست آوردن MTF سیستم‌های دیجیتال رادیوگرافی انتخاب شده، یک فانتوم لبه

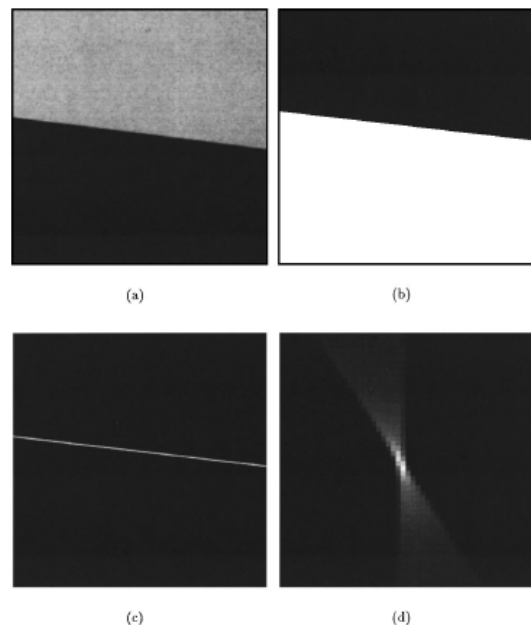
1. Line spread function
2. Edge spread function
3. Noise power spectrum
4. Detective quantum efficiency
5. Digital radiography

در نهایت، با تبدیل فوریه گرفتن از تابع LSF و نرمالیزه کردن تابع به دست آمده نسبت به فرکانس صفر MTF سیستم تصویربرداری به دست می آید [۲-۶]. برای به دست آوردن MTF سیستم تصویربرداری از تصویر یک لبه صاف و صیقل داده شده استفاده می شود. ابتدا با استفاده از روش سویل (Sobel) لبه مورد نظر در تصویر شناسایی می شود و سپس با استفاده از تبدیل رادون زاویه خط مورد نظر با دقت ۰/۰۱ درجه محاسبه می شود. تبدیل رادون از تصویر دوبعدی بر روی خطی عمود بر زاویه  $\theta$  و با عرض از مبدأ مشخص انتگرال می گیرد. به عبارت دیگر، تبدیل رادون همان انتگرال یک سیگنال دوبعدی بر روی یک خط است. در واقع به کمک این تبدیل، زاویه ای که در آن شدت حداکثر است یا همان زاویه لبه نسبت به ماتریس پیکسل ها نشان داده می شود. این مراحل در شکل (۳) نشان داده شده است [۲].



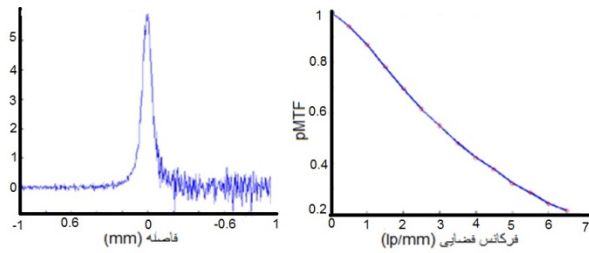
شکل ۳: میانگین گیری کردن از مقادیر پیکسل ها در داخل بازه های تعیین شده و شکل گیری ESF [۲]

در تصویر شناسایی شده و سپس با استفاده از تبدیل رادون، زاویه خط مورد نظر با دقت ۰/۰۱ درجه محاسبه شد (شکل ۲). زاویه ای که در آن شدت حداکثر است، همان زاویه لبه نسبت به ماتریس پیکسل ها را نشان می دهد. در سه عرض از مبدأ مختلف نمونه برداری از مقادیر پیکسل ها انجام می شود. مقادیر پیکسل ها برای نمونه برداری در داخل بازه هایی که اندازه آن ها ۰/۱ برابر اندازه پیکسل هاست، میانگین گیری می شوند. به منظور کاهش نویز در داده های به دست آمده، یک تابع چندجمله ای از درجه چهار با ESF متناسب می شود. این عمل موجب می شود که دقت اندازه گیری در فرکانس های بالا که حساسیت نسبت به نویز زیاد است، بالا برود. به منظور پنجره دار کردن LSF به دست آمده از ESF، از پنجره هامینگ<sup>۱</sup> استفاده می شود. با توجه به اینکه در هنگام اعمال تبدیل فوریه از تعداد محدودی از پیرودهای موج استفاده می شود، در نواحی مرزی ناپیوستگی به وجود می آید. این ناپیوستگی ها به صورت دامنه یا لوب های جانبی نسبتاً بزرگی در نواحی مرزی ظاهر می شوند که با استفاده از پنجره های فرکانسی می توان آن ها را حذف کرد. پنجره هامینگ در حذف کردن لوب های جانبی<sup>۲</sup> تابع Sinc بسیار مؤثر است و به همین منظور، در این تحقیق از آن استفاده شد.



شکل ۲: نحوه شناسایی لبه با استفاده از روش سویل (Sobel) و مشخص کردن زاویه خط با استفاده از تبدیل رادون [۲]

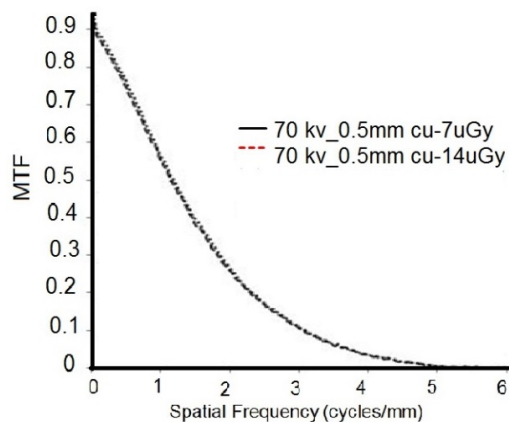
1. Hamming window
2. Side lobe



شکل ۵: محاسبه LSF با استفاده از ESF نهایی و محاسبه MTF [۳]

### ۳. نتایج

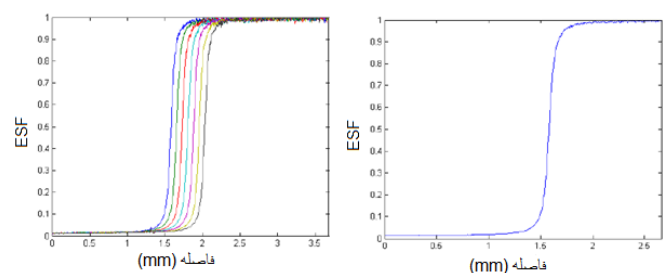
برای اندازه‌گیری MTF در دو سیستم تصویربرداری، ابتدا فانتوم با مشخصات بخش ۲.۱ ساخته شد و با تصاویر به‌دست‌آمده از روی آن، مطابق توضیحات بخش ۲، مقادیر MTF محاسبه شد. نتایج MTF به‌دست‌آمده برای دستگاه‌های دیجیتال رادیوگرافی Siemens و Swiss Ray به‌ترتیب در شکل‌های (۶) و (۷) آمده است. با توجه به شکل (۶) مشاهده می‌شود که MTF آشکارساز دستگاه دیجیتال رادیوگرافی Swiss Ray نسبت به تغییرات مقادیر دز در سطح آشکارساز حساس نیست. برای ارزیابی نتایج حاصل با نتایج تجربی اندازه‌گیری MTF آشکارساز سیستم Swiss Ray (pixium 4600) توسط مارشال و همکاران مقایسه شد. در جدول (۲)، روش و شرایط پرتودهی توسط مارشال و همکاران برای اندازه‌گیری MTF و فرکانسی که در آن، مقدار MTF نصف می‌شود، با مقادیر به‌دست‌آمده در این تحقیق مقایسه شده است. نتایج نشان می‌دهد که مقادیر به‌دست‌آمده از MTF در این تحقیق، با مقادیر اندازه‌گیری توسط مارشال و همکارانش مطابقت دارد [۱۰].



شکل ۶: MTF به‌دست‌آمده برای آشکارساز دستگاه دیجیتال رادیوگرافی Swiss Ray در مقادیر دز مختلف

در سه عرض از مبدأ مختلف نمونه‌برداری از مقادیر پیکسل‌ها انجام می‌شود. همان‌طوری‌که در شکل (۴) آمده است، مقادیر پیکسل‌ها به‌منظور نمونه‌برداری در داخل بازه‌های که اندازه آن‌ها ۰/۱ برابر اندازه پیکسل‌هاست، میانگین‌گیری می‌شوند.

توابع لبه به‌وجودآمده از این سه عرض از مبدأ مختلف مطابق آنچه در شکل (۴) آمده است، در مکان‌های متفاوتی نسبت به یکدیگر خواهند بود. بنابراین میانگین‌گیری کردن از دامنه این توابع موجب خواهد شد که دامنه تابع ESF نهایی با دقت مناسبی به‌دست آید [۲].



شکل ۴: میانگین‌گیری کردن از ESF‌های حساب‌شده و محاسبه ESF نهایی [۷]

به‌منظور کاهش نویز در داده‌های به‌دست‌آمده، یک تابع چندجمله‌ای از درجه چهار با ESF متناسب می‌شود. این عمل موجب می‌شود که دقت اندازه‌گیری در فرکانس‌های بالا که حساسیت نسبت به نویز زیاد است، بالا برود. به‌منظور پنجره‌دار کردن LSF به‌دست‌آمده از ESF، از پنجره هامینگ<sup>۱</sup> استفاده می‌شود [۶]. این پنجره در حذف لوب‌های جانبی<sup>۲</sup> تابع Sinc بسیار مؤثر است. در نهایت مطابق آنچه در شکل (۵) آمده است، با تبدیل فوریه گرفتن از تابع LSF و نرمالیزه کردن تابع به‌دست‌آمده نسبت به فرکانس صفر MTF سیستم تصویربرداری به‌دست می‌آید [۲].

1. Hamming window
2. Side lobe

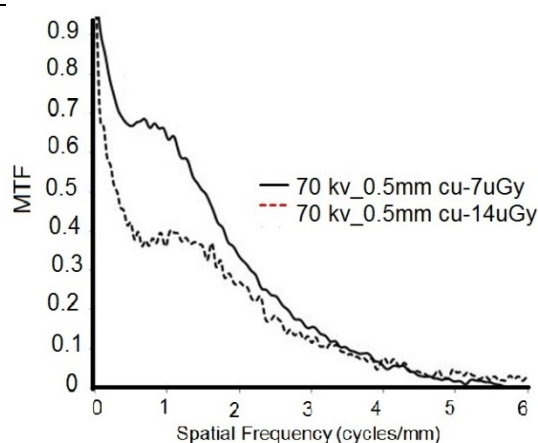
بررسی نتایج حاصل از شکل (۷) نشان می‌دهد که MTF آشکارساز دستگاه دیجیتال رادیوگرافی Siemens با تغییر مقادیر دز در سطح آشکارساز در فرکانس‌های مکانی پایین، تغییرات قابل ملاحظه‌ای دارد. بررسی‌ها نشان می‌دهد که این مشکل ناشی از عدم کنترل کیفی منظم این سیستم است.

#### ۴. بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق، پارامتر MTF برای دو دستگاه مختلف تصویربرداری بررسی شد. برای این منظور از فانتوم ساخته شده تصویربرداری شده و با استفاده از نرم‌افزار Matlab، پارامتر MTF محاسبه شد. نتایج نشان می‌دهد تغییرات MTF در دستگاه رادیولوژی دیجیتال Swiss ray جزئی است و در شرایط مختلف پرتودهی تغییرات محسوسی ندارد و ولی این MTF آشکارساز این دستگاه منطبق با تئوری است. ولی این تغییرات در دستگاه دیجیتال رادیولوژی Siemens به علت عدم سرویس منظم سیستم قابل ملاحظه است. با توجه به اینکه مقدار تغییرات MTF رابطه مستقیم با کیفیت سیستم تصویربرداری دارد، بنابراین انجام منظم کنترل کیفی دستگاه لازم است و می‌تواند در بهبود تصاویر، نقش مهمی داشته باشد.

جدول ۲: مقایسه نتایج تجربی حاصل از این تحقیق با مقادیر تجربی به دست آمده توسط مارشال و همکاران (۲۰۱۱)

نام محققان	مدل آشکارساز	ولتاژ Kv	فیلتر mmCu	جنس فانتوم	$MTF_{50\%}$
حسین‌زاده و موافقی	pixium 4600	۷۰	۰/۵	سرویند	۱/۲۵
مارشال و همکاران	pixium 4600	۷۰	۱	تنگستن	۱/۲۷



شکل ۷: MTF به دست آمده برای آشکارساز دستگاه دیجیتال رادیوگرافی Siemens در مقادیر دز مختلف

#### ۵. مراجع

- [1] J.T. Bushberg, A. Seibert, E.M. Leidholdt Jr., J.M. Boone and E.J. Goldschmidt Jr. The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams & Wilkins. (2011).
- [2] E. Samei, M. Flynn, D. Reimann. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. Medical Physics, 25-1 (1998) 102-113.
- [3] A. Konstantinidis. Evaluation of digital x-ray detectors for medical imaging applications, in medical physics and bioengineering. PhD Thesis, University College London, (2011).
- [4] E. Samei, M. Flynn. An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems. Medical Physics, 29-4 (2002) 447-459.
- [5] H. Fujita. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. IEEE Transactions on Medical Imaging. 11-1 (1992) 34-39.
- [6] A. Seibert. An analytical edge spread function model for computer fitting and subsequent calculation of the LSF and MTF. Medical Physics. 21-10 (1994) 962-966.
- [7] E. Samei. A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images. Medical Physics. 30 (2003) 3006-3017.
- [8] C. Walsh. Quality assurance of computed and digital radiography systems. Radiation Protection Dosimetry. 129-1-3 (2008) 271-275
- [9] W. Muhogora. Performance evaluation of three computed radiography systems using methods recommended, American Association of Physicists in Medicine Report 93. J. of Medical Physics. 36-3 (2011) 138-146
- [10] N.W. Marshall, A. Mackenzie and I. D. Honey. Quality control measurements for digital x-ray detectors. Physics in Medicine and Biology, 56-4 (2011) 979-999.
- [11] X. Kong, H. Liu, X. Rong, C. Sweet, Z. Yang, S. Edwards, T. Thai and J. Thomas. Optimaization of image quality and minimaization of radiation dose for chest computed radiography. Medical physics. 33-6 (2006) 2016-2016.

- [12] K. Alzimami. Optimisation of computed radiography systems for chest imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 600-2: (2009) 513-518.
- [13] J. Lee. Evaluation of the response of the modulation transfer function to a computed radiography photostimulable phosphor imaging plate for various numbers of X-ray exposures. Journal of the Korean Physical Society. 58-2 (2011) 326-333.