

ارزیابی کمی اثر بزرگنمایی بر کیفیت تصاویر سیستم ماموگرافی و دز وارد بر بیمار

حمیدرضا خداجو چوکامی، سید ابوالفضل حسینی*، مصطفی سهراب پور

دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی انرژی، گروه مهندسی هسته ای

چکیده

در ماموگرافی عمده ترین عامل کاهش کیفیت تصویر، پرتوهای پراکنده می باشند. بزرگنمایی^۱، به عنوان یکی از روش های مفید در ماموگرافی، با افزایش فاصله ی میان پستان تا سیستم آشکارساز معرفی می شود. با شبیه سازی یک سیستم ماموگرافی توسط کد MCNPX 2.7 و با استفاده از انتگرال گیری کامل انرژی و استفاده از تکنیک فایل فضای فاز^۲، کمی سازی پرتوهای پراکنده به اولیه برای فانتوم پستان با ضخامت ها و ولتاژهای متفاوت تیوب اشعه ایکس، محاسبه شده است. تخمین آسیب حاصل از تابش اشعه ایکس بر بافت سینه، با محاسبه دز غده ای (MGDn)^۳ انجام شده است. نتایج نشان دادند که تغییر بزرگنمایی از ۱/۱ تا ۲، برای پستان با ضخامت های ۲، ۵ و ۸ سانتی متری، به ترتیب باعث کاهش ۹۰/۴ و ۸۳/۷۵ و ۷۵/۲۸ درصدی در پرتوهای پراکنده و کاهش ۸/۵۳ و ۱۰/۷۶ و ۱۱/۷۸ ادر MGDn شده است. در نتیجه استفاده از این تکنیک، بدلیل بهبود کیفیت تصاویر حاصله، تشخیص بهتر با MGDn کمتر صورت می پذیرد.

کلمات کلیدی: ماموگرافی بزرگنمایی، دز غده ای، پرتوهای پراکنده، فایل فضای فاز، کد MCNPX

۱- مقدمه

در میان زنان سراسر دنیا، سرطان پستان رایج ترین نوع سرطان به شمار می رود. این سرطان عمدتاً در صورت تشخیص به هنگام قابل درمان است. بنابراین در سراسر جهان هدف اصلی برنامه های غربالگری پستان تشخیص به موقع می باشد. هم اکنون ماموگرافی به عنوان قابل اعتماد ترین روش تصویر برداری در تشخیصی و غربالگری، آسیب های پستان، بویژه سرطان پستان طراحی شده است [۱]. در ماموگرافی عمده ترین عامل کاهش کیفیت تصویر، پرتوهای پراکنده می باشند [۲]. از آنجایی که نیازها برای کاهش پرتوهای پراکنده بدون افزایش دز به بیمار

¹ Magnification

² Phase Space File

³ Normalized Mean Glandular Dose

مورد نظر می‌باشد، لذا تلاش‌های زیادی در جهت بهینه سازی روش‌های ماموگرافیک انجام شده است. تاکنون روش‌های مختلفی برای کاهش پرتوهای پراکنده‌ی فرودی به گیرنده ی تصویر ارایه شده است، که از آن جمله می‌توان به روش بزرگنمایی اشاره کرد. بزرگنمایی در ماموگرافی، مزیت زیادی نسبت به حالت ماموگرافی تماسی (Contact) یا همان ماموگرافی معمولی (Conventional) دارد. معمولاً، ماموگرافی بزرگنمایی در موارد زیر مورد استفاده قرار می‌گیرد:

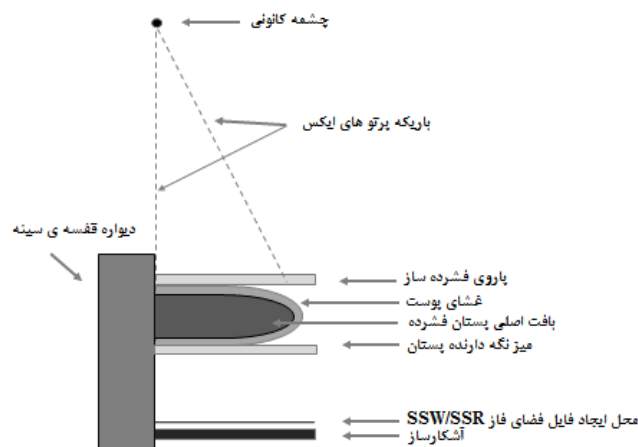
- ارزیابی جزئیات نواحی مشکوک و اجزاء ریز (مانند آنالیز کلسیفیکاسیون‌ها)
- آشکار سازی ذرات آهکی پستان و ارزیابی شکل آنها
- بررسی دقیق طرح یا کناره توده ها
- رادیوگرافی از نمونه جراحی
- بررسی نواحی کوچک از محل ماستکتومی (اگرچه از این محل بدون بزرگنمایی نیز می‌توان رادیوگرافی کرد)

بزرگنمایی در ماموگرافی، با افزایش فاصله میان آشکارساز تا پستان یا با کاهش فاصله‌ی پستان تا نقطه کانونی چشمه، بدست می‌آید. معمولاً، این روش در مورد زنانی که علائم بیماری را داشته باشند (Symptomatic)، مورد استفاده قرار می‌گیرد [۳ و ۴]. دکتر بون در پژوهشی، میانگین دوز غده ای (MGD_n) را برای ترکیبات مختلف آند و فیلتر، و برای ترکیبات و ضخامت‌های مختلف پستان بدون در نظر گرفتن اثرات بزرگنمایی محاسبه کرد [۵]. لیو و همکاران [۳] نشان دادند که وقتی از حالت ماموگرافی تماسی به حالت ماموگرافی بزرگنمایی می‌رویم، ۷٪ تا ۲۵٪ کاهش در MGD_n دیده می‌شود. در کارهای بعدی؛ بون و همکاران [۲] به ازای فاصله‌های متفاوت شکاف هوای میان پستان تا آشکارساز، به محاسبه کمی پرتوهای پراکنده شده پرداختند. آن‌ها رابطه‌ای میان کسر پرتوهای پراکنده به اولیه S/P ^۴، برحسب تغییر ضخامت و قطر مختلف پستان، در فاصله ۱/۵ سانتی‌متری شکاف هوای میان پستان تا آشکارساز، ارایه دهند. کوتالونیس و همکاران [۴] بر مبنای شبیه سازی مونت کارلو به بررسی کمی تاثیر نوع توزیع شدت اشعه ایکس تولید شده (یکنواخت، گاوسی، گاوسی دوگانه) و اندازه‌های نقطه کانونی بر تفکیک پذیری فضایی^۵ در درجه‌های مختلف بزرگنمایی، پرداختند. کارهای بعدی صورت پذیرفته توسط پارک و همکاران

⁴ Scatter to Primary Ratio

⁵ Spatial Resolution

[۶] و سیکلاریس و همکاران [۷]؛ همچون مرجع [۴] تنها به اندازه‌گیری تفکیک پذیری فضایی تکیه داشته‌اند. از آنجایی که در رادیولوژی تشخیصی همواره کیفیت تصویر همراه با اعمال دز دریافتی قابل قبول به بیمار مدنظر طراحان سیستم بوده است [۸]، بنابراین علاوه بر آگاهی از نحوه توزیع فوتون‌های پراکنده و شناخت کافی از خصوصیات فیزیکی آنها، یافتن توزیع دز نیز از اهمیت بالایی برخوردار است.



شکل ۱: نمایشی ساده از هندسه سیستم ماموگرافی در حالت بزرگنمایی، به همراه پستان فشرده شده و محل ایجاد فایل فضای فاز جهت کمی سازی پرتوهای پراکنده و اولیه.

در کارهای قبلی برخی از محققان به بررسی کمی میزان آسیب اشعه ایکس بر بافت پستان با محاسبه MGD_n و برخی دیگر به کمی سازی^۶ پرتوهای پراکنده و تفکیک پذیری فضایی پرداختند. اما بدلیل عدم وجود اطلاعات کافی در مورد تاثیر درجات مختلف بزرگنمایی، بر توزیع فوتون‌های پراکنده حاضر بر پروفایل تصاویر و دز وارد بر بافت پستان؛ در پژوهش حاضر، با شبیه سازی کامل سیستم ماموگرافی با استفاده از کد MCNPX 2.7.0 و بکار گیری فایل فضای فاز به همراه تکنیک انتگرال گیر کامل انرژی این موضوع مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- مواد و روش کار

۱-۲ تعریف پارامترها

^۶ Quantification

پرتوهای پراکنده عامل اصلی کاهش کیفیت تصاویر ماموگرافی می‌باشند. از این رو بدون داشتن اطلاعات کمی، امکان حذف آن‌ها وجود ندارد. کسر فوتون‌های پراکنده به اولیه^۷ (SPR) به عنوان یک پارامتر مهم برای مشخصه یابی درجه کاهش کیفیت تصویر معرفی می‌گردد. یکی از تکنیک‌های کارآمد جهت حذف این پرتوها تکنیک بزرگنمایی می‌باشد.

درجه بزرگنمایی^۸، به صورت زیر تعریف شده است:

$$M = \frac{H}{H - (A + \frac{T}{2})} = \frac{H}{h} \quad (2)$$

جدول ۱: انتخاب شعاع پستان فشرده شده، ولتاژ تیوب اشعه ایکس، ضخامت غشای پوستی و ضخامت‌های مختلف پستان.

۸	۵	۳	ضخامت پستان (cm)
۸	۸	۸	شعاع پستان (cm)
۰/۵	۰/۵	۰/۵	غشای پوست (cm)
۳۲	۲۵	۲۴	ولتاژ تیوب اشعه ایکس (kVp)

که در آن H و h به ترتیب، فاصله چشمه کانونی تا سطح آشکار ساز و چشمه تا مرکز ثقل پستان است. A و T نیز به ترتیب معرف فاصله سطح آشکار ساز تا سطح زیرین پستان و ضخامت بافت پستان می‌باشد.

۲-۲ شبیه سازی و مدل سازی مونت کارلویی سیستم ماموگرافی و محاسبه کمی پارامترها

در این تحقیق از کد MCNPX 2.7.0 که یک کد چند منظوره با قابلیت ترابرد فوتون، الکترون و نوترون می‌باشد، استفاده شده است. شکل ۱، نمایشی از هندسه شبیه سازی شده بر اساس سیستم بکار رفته در مرجع [۲] را نشان می‌دهد. شبیه سازی بافت پستان با ترکیبات ۵۰٪ غده‌ای و ۵۰٪ چربی، با ضخامت ۰/۵ cm پوست، داده‌های مرجع [۹] صورت پذیرفت. جهت شبیه سازی طیف اشعه ایکس Mo - Mo (آند-فیلتر) با پنجره Be، از مرجع [۱۰] استفاده شده است. کلیه پارامترهای موجود در جدول ۱، شامل kVp تیوب اشعه ایکس، جهت پرتو دهی بهینه^۹، متناسب با ضخامت سینه و ترکیبات آن (نسبت چربی در مقابل بافت غده‌ای)، از نمودارهای تکنیکی^{۱۰} مرجع [۲]

⁷ Scatter to primary ratio

⁸ Degree of Magnification (DM)

⁹ Optimal Exposure

¹⁰ Technique Chart

انتخاب شده‌اند. جهت کمی سازی پرتوهای پراکنده و اولیه، از سه تکنیک استفاده شد. تکنیک اول، تالی استاندارد رادیوگرافی کد MCNP [۱۱]، دوم، کارت های SSW/SSR [۱۱] و تشکیل فایل های فضای فاز^{۱۱} (PSF) و تکنیک سوم، تالی *F1 به همراه گزینه INC [۱۲] استفاده شده است. جزییات دقیق تر نحوه کار با این تالی برای شمارش تعداد فوتون های پراکنده و اولیه، در مرجع [۱۲] آمده است. این روش موسوم به روش انتگرال گیر کامل انرژی (PEID)^{۱۲} می باشد [۱۲]. همچنین، محاسبه دز غده ای با استفاده از تالی *F4 و کارت های DE و DF صورت پذیرفته است. برای بدست آوردن دز وارد بر فقط قسمت غده ای پستان، از رابطه توسعه یافته ی زیر استفاده شده است [۵]:

$$E_{dep,g} = \frac{g(\frac{\mu_{en}}{\rho})_g}{g(\frac{\mu_{en}}{\rho})_g + (1-g)(\frac{\mu_{en}}{\rho})_a} E_{dep} \quad (1)$$

که در آن g و $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ و E_{dep} و $E_{dep,g}$ به ترتیب معرف؛ کسر غده ای بودن بافت پستان (مقادیر ۰ تا ۱)، ضریب جذب جرمی انرژی، انرژی انباشت شده در کل بافت ترکیبی^{۱۳}، انرژی انباشت شده فقط در کسر غده ای بافت ترکیبی؛ و پانویس های a و g نمایش دهنده بافت چربی و غده ای پستان می باشند. با انتگرال گیری از رابطه بالا، در هر گروه^{۱۴} از انرژی و تقسیم آن به جرم بافت ترکیبی، می توان دز غده ای بافت را بدست آورد.

۳- نتایج

برای اثبات صحت نتایج شبیه سازی، دز غده ای MGD_n را در شرایط مختلف برای ضخامت های مختلف پستان و ولتاژ های متنوع تیوب اشعه ایکس (شکل ۲ الف) و نیز کسر S/P (شکل ۲ ب) را برای پستان با ضخامت ۵cm به ازای قطرهای مختلف پستان (به شکل نیمه استوانه ای)، در شرایط پرتو دهی ذکر شده در جدول ۱، محاسبه کرده ایم. این داده ها با اطلاعات گزارش شده در مراجع [۲ و ۵] در شکل ۲ مقایسه شدند. با توجه به شکل ۲ الف) مقادیر MGD_n بدست آمده برای پستان ها با ضخامت های مختلف ۲ و ۵ و ۸ سانتی متری توافق بسیار خوبی (با حداکثر اختلاف ۳/۵٪) در مقایسه با مرجع [۵] از خود نشان دادند. برای محاسبه و جداسازی پرتوهای پراکنده شده (برخوردی) از پرتوهای اولیه (پراکنده نشده)، روش بکار گرفته شده است. هر سه روش با داده های مرجع [۲] مقایسه شدند. در تمام شرایط مختلف مورد مطالعه؛ حداکثر اختلاف SPR های محاسبه شده برای تالی

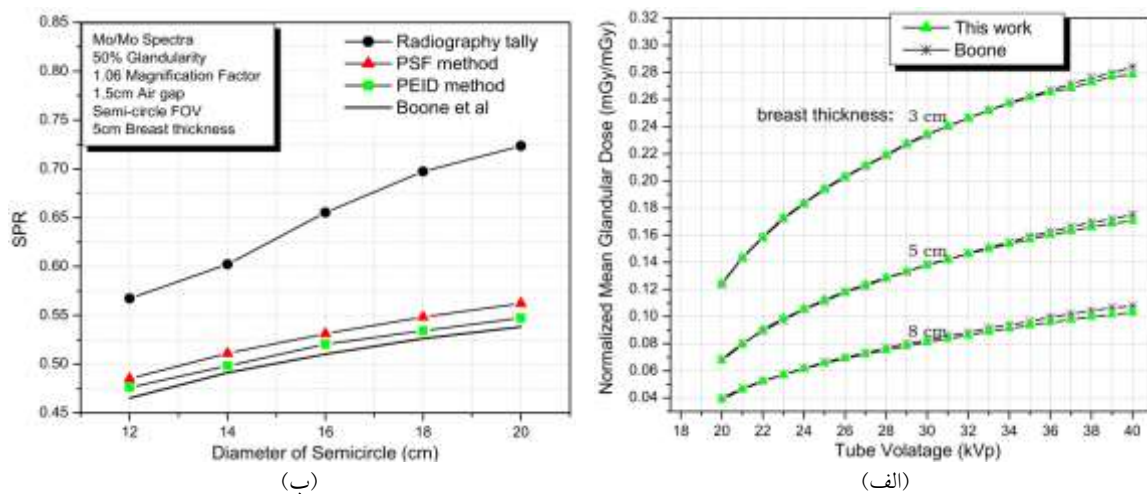
¹¹ Phase Space File

¹² Perfect Energy Integrating Detector

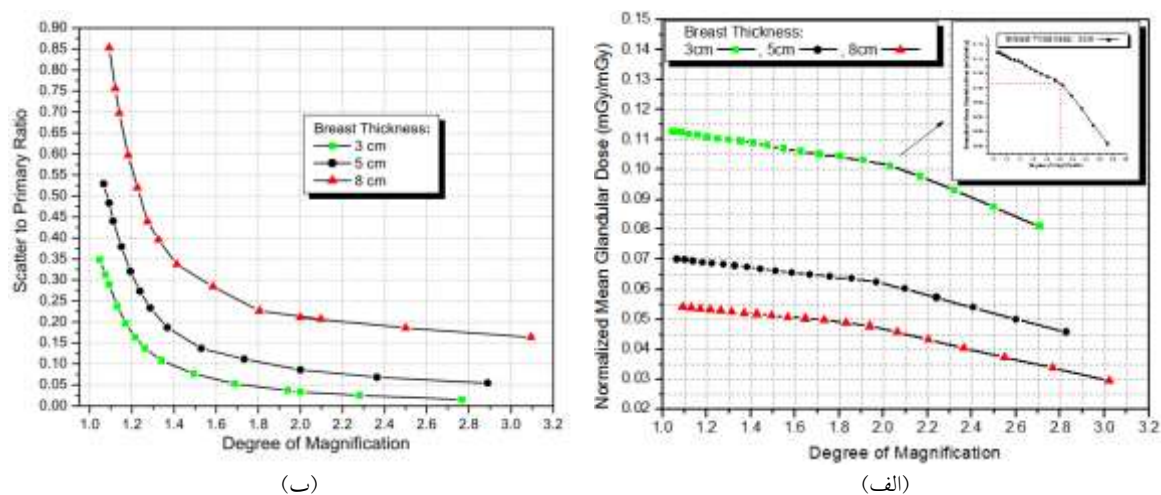
¹³ Glandular & Adipose (Mix tissue)

¹⁴ Bin

رادیوگرافی، نسبت به داده های منتشر شده قبلی بطور میانگین به بزرگتر از $\frac{3}{6}$ ٪ هم می رسید، در حالی که SPR های محاسبه شده با روش های PSF و PEID؛ به ترتیب اختلاف کمتر $\frac{2}{4}$ ٪ و $\frac{2}{4}$ ٪ را از خود نشان دادند. بنابراین هر دو روش PSF و PEID می توانند جایگزین خوبی برای تالی رادیوگرافی باشند. ضمناً عدم اعتبار تالی رادیوگرافی در نتایج مرجع [۱۲] نیز مشاهده شده بود.



شکل ۲: (الف) مقایسه نتایج شبیه سازی ما برای (الف) MGDn و (ب) SPR با نتایج حاصل از به ترتیب مراجع [۵] و [۲] در شرایط ذکر شده در نمودار.



شکل ۳: (الف) تاثیر درجات بزرگنمایی مختلف بر میانگین دز غده ای پستان و (ب) بر نسبت پرتوهای پراکنده به اولیه برای پستان با ضخامت های مختلف.

پس از تایید و مقایسه وسیع صحت شبیه سازی خود در شکل ۲، اطلاعاتی که تاکنون در مراجع دیگر گزارش نشده بود را از محاسبات خود استخراج و در شکل ۳ (الف) و (ب) ارائه شده است. در شکل ۳ الف، دز غده ای وارد بر پستان (MGDn) در درجات مختلف بزرگنمایی ارائه شده اند. نتایج نشان می دهند که در مُد بزرگنمایی MGDn با تغییر درجه بزرگنمایی از حدود ۱/۱ به ۲، برای پستان با ضخامت های ۳ و ۵ و ۸ سانتی متری به ترتیب کاهش ۸/۵۳ و ۱۰/۷۶ و ۱۱/۷۸ درصدی داشته و از درجه بزرگنمایی ۲ به بعد شیب تغییرات MGDn افزایش می یابد. در شکل ۳ (ب)، وابستگی پرتوهای پراکنده به اولیه نمایش داده شده است. نتایج نشان دادند که تغییرات کسر SPR تا درجه بزرگنمایی ۲ تغییرات شدیدی داشته اما در درجات بزرگنمایی بزرگتر از ۲ رفتار تابع SPR تقریباً به حالت اشباع رسیده و تغییرات زیادی ندارد. با تغییر درجه بزرگنمایی، از حدود ۱/۱ به ۲، به دلیل افزایش در فاصله هوای ایجاد شده میان آشکارساز تا سطح پستان (مطابق شکل ۱)، مقدار SPR به ترتیب برای ضخامت ۳ و ۵ و ۸ سانتی متری، ۹۰/۴٪ و ۸۳/۷۵٪ و ۷۵/۲۸٪ در صد کاهش یافته است.

۴- بحث و نتیجه گیری

اعتبار نتایج حاصل از شبیه سازی انجام شده با کد MCNPX 2.7.0، با داده‌های منتشر شده قبلی به تایید رسید. ضمناً نشان داده شد که هر دوی روش‌های PEID (روش ارائه شده در مرجع [۱۲]) و PSF (روش ارائه شده در پژوهش حاضر) دارای صحت قابل قبولی در تخمین کسر SPR می‌باشند. همچنین در این پروژه نشان داده شد که دز غده ای MGDn با افزایش درجه بزرگنمایی کاهش می یابد. در شکل ۳ ارتباط دقیق DM و MGDn و SPR، برای ضخامت‌های مختلف پستان بصورت دقیق آورده شده است. با توجه به نمودارهای شکل ۳ (ب)، در بزرگنمایی بین ۱/۸ تا ۲ کسر SPR برای پستان با ضخامت های مختلف (ضخیم تا باریک) به حداقل مقدار خود را داشته و پس از آن با رسیدن به اشباع نسبی تغییر چندانی نداشته است. گرچه SPR بعد از بزرگنمایی ۱/۸ تا ۲ به حالت اشباع رسیده، اما MGDn روند کاهشی را برای درجه های بزرگنمایی بیشتر از ۲ نیز از خود نشان داده است. با اینحال با توجه آنچه بوشبرگ و همکاران در مرجع [۱۳] اشاره کرده اند که به دلیل وقوع بیش از اندازه مات شدگی هندسی^{۱۵} به هیچ عنوان نبایستی از بزرگنمایی بیشتر از ۲ استفاده نمود. بنابراین، نتایج بدست آمده در مطالعه حاضر بر بهبود کیفیت تصاویر تمام سیستم‌های ماموگرافی تاثیر گذاشته و کمک مناسبی در اختیار

¹⁵ Geometric Blurring

تکنولوژیست های ماموگرافی قرار می دهد که بتوانند در اثر استفاده از درجات بزرگنمایی بین ۱/۸ تا ۲، به حداکثر کنتراست مطلوب دست یابند.

۵- مراجع

- [1] American Cancer Society, Cancer Reference Information, 2013.
- [2] Boone J.M., Lindfors K.K., Cooper III V.N., Seibert J.A., "Scatter/primary in mammography: comprehensive results", Med. Phys. 27 (10), 2408–2416, 2000.
- [3] Liu B, Goodsitt M and Chan H, "Normalized average glandular dose in magnification mammography", Radiology, vol. 197, 27-32, 1995.
- [4] Koutaloni M, Delis H, Spyrou G, Costaridou L, Tzanakos G and Panayiotakis G, "Monte Carlo studies on the influence of focal spot size and intensity distribution on spatial resolution in magnification mammography", Phys. Med. Biol., vol. 53, 1369-1384, 2008.
- [5] Boone J. M, "Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo assessment", Radiology, vol. 213, 23–37, 1999.
- [6] Park H. S., Oh Y., Kim S.T. and Kim H. J., "Effects of breast thickness and lesion location on resolution in digital magnification mammography", Clin. Img., vol 36, 255-62, 2012.
- [7] Sakellaris T., Koutaloni M., Spyrou G. and Pascoal A., "A Monte Carlo study of the influence of focal spot size, intensity distribution, breast thickness and magnification on spatial resolution of an a-Se digital mammography system using the generalized MTF ", Phys. Med., vol 30, 286-95, 2014.
- [8] Khodajou-Chokami H. and Sohrabpour M., "Design of linear anti-scatter grid geometry with optimum performance for screen-film and digital mammography systems", Phys. Med. Biol., 60, 5753-65, 2015.
- [9] Hammerstein G.R., Miller D.W., White D.R., Masterson M.E., Woodward H.Q., Laughlin J.S., "Absorbed radiation dose in mammography", Radiology 130, 485–491, 1979.
- [10] Boone, J.M., Fewell, T.R., Jennings, R.J. "Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography", Med. Phys. 24 (12), 1863–1874, 1997.
- [11] Pelowitz D. B., "MCNPX User's Manual Version 2.7.0", Los Alamos National Laboratory report LA-CP-11-0438, 2011.
- [12] Smans K., Zoetelief J., Verbrugge B., Haeck W., Struelens L., Vanhavere F., Bosmans H., "Simulation of image detectors in radiology for determination of scatter-to-primary ratios using Monte Carlo radiation transport code MCNP/MCNPX", Med. Phys. 37 (5), 2082–2091, 2010.
- [13] Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt E. M. and Boone J. M., "The Essential Physics of Medical Imaging", 3rd edn (Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins), 2012.