



دانشگاه گیلان

ارزیابی کمی اثر بزرگنمایی در ماموگرافی، بر تباین تصاویر حاصل از بافت پستان

به روش شبیه سازی مونت کارلو

حمیدرضا، خداجو چوکامی؛ مصطفی، سهراب پور*

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

چکیده:

در ماموگرافی فیلم-صفحه^۱ عمده ترین عامل کاهش کیفیت تصویر، پرتوهای پراکنده می باشند. بزرگنمایی^۲، به عنوان یکی از روش های مفید در ماموگرافی، با کاهش پرتوهای پراکنده، تباین^۳ تصاویر حاصله را بالا می برد. با شبیه سازی سیستم ماموگرافی توسط کد MCNPX ۲,۶,۰ و با استفاده از تالی F۶ و کمی سازی پرتوها با بکارگیری فایل فضای فاز^۴، کمیت CDF^۵ برای فانتوم پستان با ضخامت ها و ولتاژهای متفاوت تیوب اشعه ایکس، محاسبه شده است. نتایج نشان دادند که با تغییر بزرگنمایی از ۱/۲ تا ۲، برای پستان با ضخامت های ۲، ۵ و ۸ سانتی متری، به ترتیب افزایش ۱۲٪، ۲۰٪ و ۳۲ درصدی، در تباین تصاویر حاصله ایجاد شده است. در نتیجه؛ بدلیل بهبود کیفیت تصاویر حاصله، تشخیص بهتری نیز صورت می گیرد.

کلمات کلیدی: ماموگرافی، بزرگنمایی، تباین، فایل فضای فاز، کد MCNPX، روش مونت کارلو

۱- مقدمه

در میان زنان سراسر دنیا، سرطان پستان رایج ترین نوع سرطان به شمار می رود. تشخیص به موقع و درمان مناسب، شانس زنده ماندن بیماران را افزایش می دهد. هم اکنون ماموگرافی به عنوان قابل اعتمادترین روش تصویر برداری تشخیصی، برای بررسی و آشکار سازی آسیب های پستان، بویژه سرطان پستان طراحی شده است [۱]. در ماموگرافی فیلم-صفحه عمده ترین عامل کاهش کیفیت تصویر، پرتوهای پراکنده می باشند [۲]. از آنجایی که نیازها برای کاهش پرتوهای پراکنده بدون افزایش دز به بیمار مورد نظر می باشد، لذا تلاش های زیادی در جهت بهینه سازی روش های ماموگرافیک انجام شده است. امروزه روش های مختلفی برای کاهش پرتوهای پراکنده ی فرودی به گیرنده ی فیلم-صفحه ارایه شده است، که از آن جمله می توان به روش

^۱ Screen-film

^۲ Magnification

^۳ Contrast

^۴ Phase Space File

^۵ Contrast Decrease Factor



بزرگنمایی اشاره کرد. بزرگنمایی در ماموگرافی، مزیت زیادی نسبت به حالت ماموگرافی تماسی (Contact) یا همان ماموگرافی معمولی (Conventional) دارد. دریافت دز کمتر توسط بیمار، حذف بیشتر پرتوهای مزاحم (پراکنده)، بالا بردن تباين (Contrast) تصاویر حاصله، کاهش نوفه موثر از جمله فواید آن نسبت به حالت تماسی است [۳]. بزرگنمایی در ماموگرافی، با افزایش فاصله میان آشکارساز تا پستان یا با کاهش فاصله ی پستان تا نقطه کانونی چشمه، بدست می آید. معمولاً، این روش در مورد زنانی که علایم بیماری را داشته باشند (Symptomatic)، مورد استفاده قرار می گیرد [۳ و ۴]. بون و همکاران [۲] با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو، بر مبنای (SIERRA Code) برای پستان با ترکیبات و ضخامت های مختلف، و به ازای فاصله های متفاوت شکاف هوای میان پستان تا آشکارساز، به محاسبه کمی پرتوهای پراکنده شده پرداختند. همچنین توانستند رابطه ای میان کسر پرتوهای پراکنده به اولیه S/P^۶، برحسب تغییر ضخامت و قطر مختلف پستان، در فاصله ۱/۵ سانتی متری شکاف هوای میان پستان تا آشکارساز، ارائه دهند. لیو و همکاران [۳] نشان دادند که وقتی از حالت ماموگرافی تماسی (معمولی) به حالت بزرگنمایی در ماموگرافی می رویم، ۷٪ تا ۲۵٪ کاهش در دز میانگین غده ای بهنجار شده^۷ وارد بر بافت پستان، دیده می شود. کوتالونیس و همکاران [۴] بر مبنای شبیه سازی مونت کارلو به بررسی کمی تاثیر اندازه های نقطه کانونی و نوع توزیع شدت اشعه ایکس تولید شده (یکنواخت، گاوسی، گاوسی دوگانه) بر تفکیک پذیری فضایی (Spatial resolution) در درجه های مختلف بزرگنمایی، پرداختند.

در کارهای قبلی، بعضی از محققان اثر بزرگنمایی را بر کاهش میانگین دز غده ای بافت پستان و برخی دیگر کمی سازی (Quantification) را برای پرتوهای پراکنده و تفکیک پذیری فضایی، مورد بررسی قرار داده اند. اما بدلیل عدم وجود اطلاعات کافی در مورد کمی سازی تباين (Contrast) تصاویر حاصل از بافت پستان با تغییر درجه بزرگنمایی؛ در پژوهش حاضر، با شبیه سازی کامل سیستم ماموگرافی با استفاده از کد MCNPX ۲.۶.۰ و بکار گیری فایل فضای فاز جهت کمی سازی پرتوهای پراکنده و اولیه؛ این موضوع مورد بررسی قرار گرفته است.

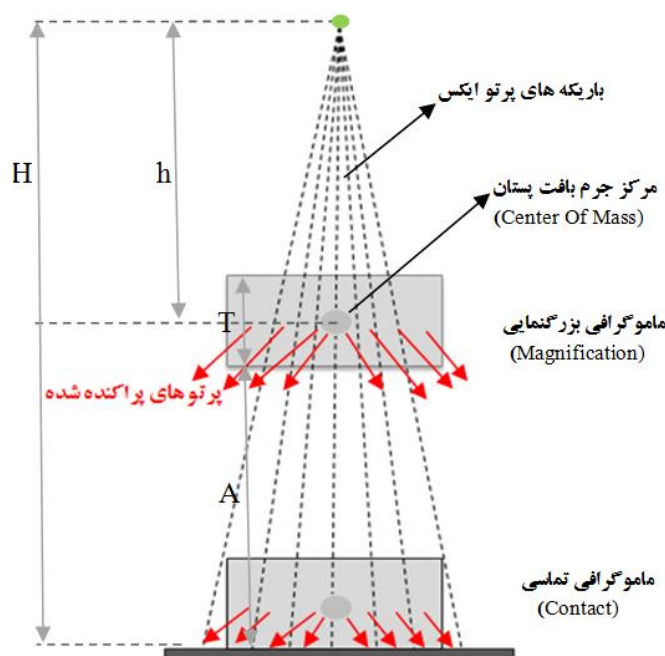
^۶ Scatter to Primary Ratio

^۷ Normalized average glandular dose



۲- مواد و روش کار

در این تحقیق از کد ۲,۶,۰ MCNPX که یک کد چند منظوره با قابلیت ترابرد فوتون، الکترون و نوترون (و دیگر ذرات) می باشد، استفاده شده است. جهت کمی سازی پرتوهای پراکنده و اولیه، کارت های SSW/SSR و تالی F۶ استفاده شده است. روش های دیگر نیز، برای شمارش تعداد فوتون های پراکنده و اولیه، در مرجع [۶] آمده است. در ادامه، توضیح مختصری از مهمترین روابط و مفاهیم بکار رفته در این پژوهش، ذکر شده است.



شکل ۱: مقایسه نحوه پرتوگیری بافت پستان در دو حالت ماموگرافی تماسی و بزرگنمایی. در حالت تماسی تمام پستان بطور کامل و در حالت بزرگنمایی تنها بخشی از بافت پستان پرتوگیری می کند. در حالت بزرگنمایی، پرتوهای پراکنده که به سطح آشکار ساز رسیده اند، کاهش می یابند.

درجه بزرگنمایی (M): درجه بزرگنمایی با استفاده از شکل ۱، به صورت زیر تعریف می شود:

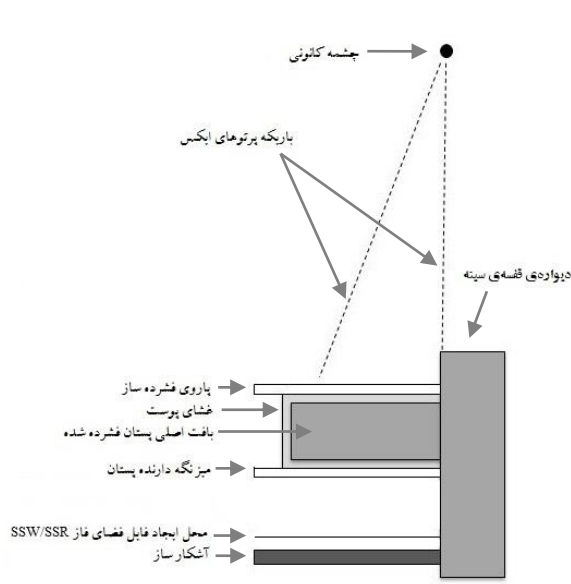
$$M = \frac{H}{H - (A + \frac{T}{2})} = \frac{H}{h} \quad (1)$$

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 می باشد.

فاکتور کاهش تباین (CDF): از آنجا که پرتوهای اولیه حاوی اطلاعات اصلی مربوط به مشخصات تضعیف اشعه ایکس عبوری از بافت پستان بوده، بیشترین تباین (Contrast) را در تصاویر ثبت شده در آشکارساز ایجاد می‌کند. پرتوهای پراکنده عامل اصلی کاهش کیفیت تصاویر ماموگرافی می‌باشند. بنابراین چنانچه میزان پرتوهای پراکنده کاهش یابند، CDF عدد بالاتری را نشان خواهد داد. این ارتباط در معادله ۲ آرایه شده است:

$$CDF = \frac{C_s}{C_p} = \frac{1}{1 + \left(\frac{S}{P}\right)} \quad (2)$$

C_s و C_p به ترتیب معرف، بیشینه تباین ایده آل در عدم حضور پرتوهای پراکنده و تباین در حضور پرتوهای پراکنده را نشان می‌دهند. کمیت های S و P به ترتیب معرف پرتوهای اولیه و پرتوهای پراکنده می‌باشند. از نظر مفهومی CDF معرف تباین تصویر در حضور پرتوهای پراکنده است؛ با این تفاوت که، به تباین تصویر در حالت آرمانی C_p بهنجار شده است. شکل ۲، نمایشی از هندسه شبیه سازی شده براساس سیستم بکار رفته در مرجع [۲] را نشان می‌دهد. شبیه سازی بافت پستان با ترکیبات ۵۰٪ غده‌ای و ۵۰٪ چربی، با ضخامت ۵/۰ پوس، بر مبنای داده‌های مرجع [۵] صورت پذیرفت. جهت شبیه سازی طیف اشعه ایکس Mo-Mo (آند-فیلتر) با پنجره Be، از مرجع [۷] استفاده شده است.



شکل ۲: نمایشی ساده از هندسه سیستم ماموگرافی به همراه پستان فشرده شده و محل ایجاد فایل فضای فاز جهت کمی سازی پرتوهای پراکنده و اولیه .



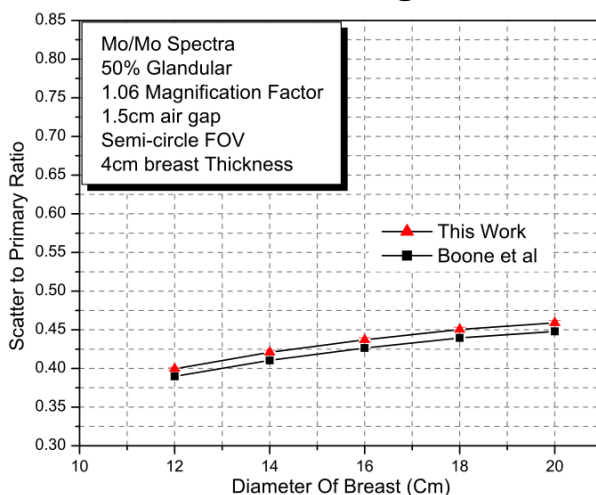
کلیه پارامترهای موجود در جدول ۱، شامل kVp تیوب اشعه ایکس، جهت پرتودهی بهینه^۸، متناسب با ضخامت سینه و ترکیبات آن (نسبت چربی در مقابل بافت غده ای)، از نمودارهای تکنیکی^۹ مرجع [۲] انتخاب شده‌اند.

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

۸	۵	۴	۳	ضخامت پستان (cm)
۸	۸	متغیر از ۶ تا ۱۰	۸	شعاع پستان (cm)
۰/۵	۰/۵	۰/۵	۰/۵	غشای پوست (cm)
۳۲	۲۵	۲۴	۲۴	ولتاژ تیوب اشعه ایکس (kVp)

۳- نتایج

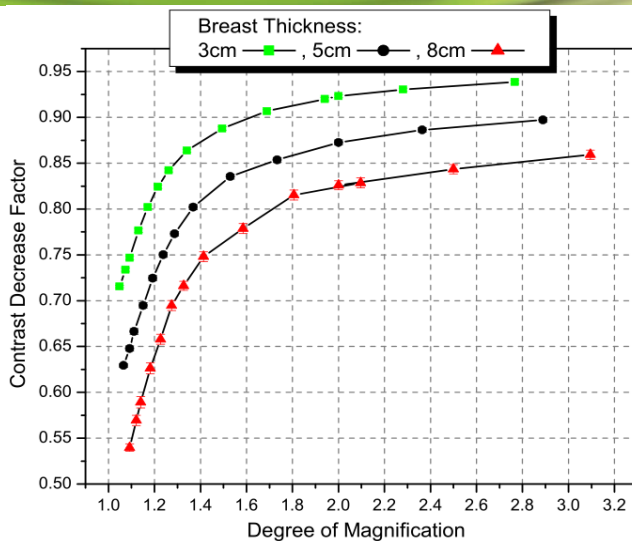
برای اثبات صحت نتایج شبیه سازی، کسرهای S/P بدست آمده برای پستان با ضخامت ۴ cm به ازای قطرهای مختلف پستان (به شکل نیمه استوانه‌ای) با اطلاعات، بون و همکاران [۲] در شکل ۳ مقایسه شد. تمامی نتایج بدست آمده از شبیه سازی در مقایسه با مرجع [۲]، اختلاف کمتر از ۲/۵٪ را از خود نشان دادند.



شکل ۳: مقایسه داده های حاصل از شبیه سازی با نتایج حاصل از مرجع [۲] در شرایط ذکر شده در نمودار.

^۸ Optimal Exposure

^۹ Technique Chart



شکل ۴: تباین تصویر (Contrast) بهنجار شده در حضور پرتوهای پراکنده، با درجات مختلف بزرگنمایی برای پستان با ضخامت های متفاوت .

فاکتور تباین بهنجار شده CDF بر حسب درجه بزرگنمایی (DM)، برای ضخامت های مختلف پستان در شکل ۴، نشان داده شده است.

۴- بحث و نتیجه گیری

اعتبار نتایج حاصل از شبیه سازی انجام شده با کد ۲,۶,۰ MCNPX، با داده های منتشر شده، با اختلاف کمتر از ۲/۵٪ به تایید رسید. در این پروژه نشان داده شد که فاکتور CDF روند افزایشی با درجه بزرگنمایی تا حدود DM=۲ داشته و پس از آن تغییرات CDF با بزرگنمایی به حالت اشباع نسبی می رسد. نتایج بدست آمده، در شکل ۴ ارتباط دقیق بین CDF و DM را برای ضخامت های مختلف پستان، آورده شده است. این نتایج می تواند بر بهبود کیفیت تصاویر تمام سیستم های ماموگرافی، تاثیر گذاشته و کمک مناسبی در اختیار تکنولوژیست های ماموگرافی قرار دهد تا بتوانند در وضعیت های متفاوت، به حداکثر تباین (Contrast) مطلوب دست یابند.



۵- مراجع

- [۱] American Cancer Society, Cancer Reference Information, ۲۰۱۳.
- [۲] Boone J.M., Lindfors K.K., Cooper III V.N., Seibert J.A., "Scatter/primary in mammography: comprehensive results", Med. Phys. ۲۷ (۱۰), ۲۴۰۸-۲۴۱۶, ۲۰۰۰.
- [۳] Liu B, Goodsitt M and Chan H, "Normalized average glandular dose in magnification mammography", Radiology, vol. ۱۹۷, ۲۷-۳۲, ۱۹۹۵.
- [۴] 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. ۵۳, ۱۳۶۹-۱۳۸۴, ۲۰۰۸.
- [۵] Hammerstein G.R., Miller D.W., White D.R., Masterson M.E., Woodward H.Q., Laughlin J.S., "Absorbed radiation dose in mammography", Radiology ۱۳۰, ۴۸۵-۴۹۱, ۱۹۷۹.
- [۶] 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. ۳۷ (۵), ۲۰۸۲-۲۰۹۱, ۲۰۱۰.
- [۷] 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. ۲۴ (۱۲), ۱۸۶۳-۱۸۷۴, ۱۹۹۷.