

Effect of heterogeneous breast tissue on average glandular dose in mammography using simulation

Zeinab Kave, Mohammad Reza Deevband*, Mahdi Ghorbanee

Biomedical Engineering and Medical Physics Department, Faculty of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

(Received:2017/03/6

Accept: 2017/12/30)

Abstract

Background: Average Glandular Dose (AGD), entrance skin Air Kerma (ESAK), and Normalized Glandular Dose (D_{gN}) are the main dosimetric quantities in mammography. Breast tissue composition is one of the factors affecting D_{gN} values. In the present study, both homogeneous and heterogeneous breast tissues are assumed evaluating their impacts on D_{gN} values.

Methods: Homogeneous breast phantom with different glandular fractions simulated and D_{gN} values were calculated for the homogeneous phantom. Also, a heterogeneous breast phantom was simulated, considering that adipose tissue is in the background and glandular tissue is in the form of spheres which are in the breast phantom. By changing the radius of glandular tissue, the glandular fraction in heterogeneous breast phantom was changed. D_{gN} values were also calculated for the heterogeneous breast phantom. D_{gN} values in both homogeneous and heterogeneous breast phantoms were evaluated and the results were compared.

Results: D_{gN} values depend on glandular fraction in both homogeneous and heterogeneous breast phantoms. As the glandular fraction increased, D_{gN} values reduced almost linearly. Breast tissue heterogeneity affected D_{gN} values, too; this effect is related to the distribution of the glandular tissue in the heterogeneous breast phantom, so that considering the change in the distribution of glandular tissue in the heterogeneous breast phantom, the relative difference in D_{gN} value between homogeneous and heterogeneous phantom was variable between -47 to +77 percent.

Conclusion: In the previous studies in which D_{gN} coefficients were calculated, and this coefficient was used in mammography dosimetry, the effect of heterogeneity of breast tissue was not considered. According to the results of the present study and the evident effect of heterogeneity of glandular and fat tissue on the breast phantom, a correction factor to the D_{gN} values is suggested.

Keywords: Mammography; Monte Carlo Simulation; Normalized Glandular Dose

* Corresponding author: Mohammad Reza Deevband
E-mail: mdeevband@yahoo.com

بررسی تاثیر ناهمگنی بافت پستان بر متوسط دوز غدهای در ماموگرافی با استفاده از شبیه‌سازی

زینب کاوه^۱، محمد رضا دیوبند^{*۱}، مهدی قربانی^۱

۱- گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۵/۱۲/۱۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۶/۱۰/۹

چکیده:

سابقه و هدف: متوسط دوز غدهای، کرمای هوا در سطح ورودی (ESAK) و دوز غدهای بهنجار شده (DgN) کمیت‌های اصلی در دوزیمترا ماموگرافی هستند. یکی از عوامل موثر بر DgN ترکیب بافت پستان است. در این مطالعه بافت پستان هم به صورت همگن و هم به صورت ناهمگن فرض شده است و تاثیر آن روی مقادیر DgN ارزیابی شده است.

روش بررسی: فاتوم‌های همگن پستان با نسبت‌های غدهای متفاوت شبیه‌سازی و مقادیر DgN برای این فاتوم همگن محاسبه شد. همچنین فاتوم ناهمگن پستان با درنظر گرفتن بافت چربی در زمینه فاتوم پستان که بافت غدهای به صورت کره‌هایی در آن حضور دارند، شبیه‌سازی شد. در این فاتوم نیز با تغییر شاعع بافت‌های غدهای، نسبت غدهای فاتوم پستان تغییر داده شد و مقادیر DgN برای این فاتوم ناهمگن پستان نیز محاسبه و نتایج DgN در هر دو فاتوم همگن و ناهمگن پستان مقایسه و نتایج ارزیابی شد.

یافته‌ها: مقادیر DgN هم در فاتوم همگن پستان و هم در فاتوم ناهمگن پستان به نسبت غدهای پستان وابسته است و با افزایش نسبت غدهای مقادیر DgN به طور تقریبی به صورت خطی کاهش می‌ابیند. ناهمگی بافت پستان هم بر مقادیر DgN موثر است و این تأثیر خود به توزیع بافت غدهای در فاتوم ناهمگن پستان وابسته است؛ به گونه‌ای که با تغییر در توزیع بافت غدهای در فاتوم ناهمگن، درصد اختلاف DgN در فاتوم همگن و ناهمگن بین -۴۷ تا +۷۷ درصد متغیر است.

نتیجه گیری: در مطالعه‌هایی که در آن ضرایب DgN محاسبه شده است و این ضرایب در دوزیمترا ماموگرافی استفاده می‌شوند، ناکون تأثیر ناهمگی بافت پستان در نظر گرفته نشده است. با توجه به نتایج این مطالعه و محسوس بودن تأثیر ناهمگی بافت غده و چربی در فاتوم پستان، ضریب تصحیحی برای مقادیر DgN پیشنهاد می‌شود.

واژگان کلیدی: تماموگرافی، شبیه‌سازی مونت کارلو، دوز غدهای بهنجار شده، کیست پستان

مقدمه:

سرطان پستان هر سال جان نیم میلیون انسان را در دنیا می‌کشد(۳). با این حال تشخیص زودهنگام آن تا ۳۰ درصد مرگ ناشی از آن را کاهش می‌دهد(۴). روش‌های تشخیص این نوع سرطان عبارتند از: معاینه فردی، سونوگرافی و ماموگرافی. قدرت تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه توسط تصویربرداری ماموگرافی، حدود ۲ تا ۳ برابر سایر آزمایش‌های پزشکی است. حد دوز در پرتوگیری پزشکی تعریف نشده است، ولی با این وجود چون در حال حاضر پرتوگیری پزشکی بزرگ‌ترین منبع پرتوگیری مردم است، باید

1. Entrance Skin Air Kerma

2. Normalized glandular dose

3. Average Glandular Dose

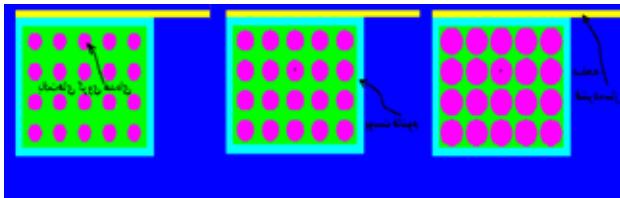
نویسنده مسئول: محمد رضا دیوبند

پست الکترونیک: mdeevband@yahoo.com

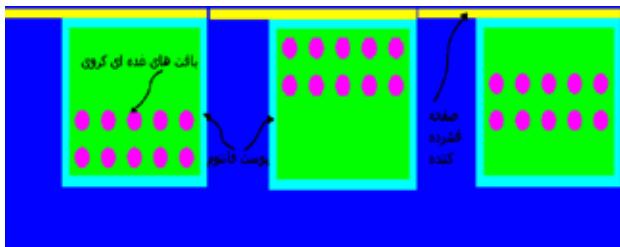
شیبیه‌سازی فانتوم همگن پستان
 فانتوم همگن پستان به شکل یک مکعب مستطیل با ابعاد $12\text{cm} \times 8\text{cm}$ در نظر گرفته شد که ارتفاع آن ضخامت بافت پستان را نشان می‌دهد و در همه حالتها مقدار ثابت $5/6$ سانتی متر است. در این فانتوم، مشابه سایر مطالعه‌هایی که در آن‌ها به طور عموم ضخامت پوست 4 میلی-متر فرض شده است^(۶,۹)، ضخامت پوست همین مقدار انتخاب شده است. همچنین صفحه فشرده کننده پستان از جنس پلی کربنات با ضخامت 3 میلی‌متر در نظر گرفته شد. در شکل ۱. نمایی از فانتوم همگن شیبیه‌سازی شده نشان داده است. (به توصیه مسئول مجله شکل هر قسمت در همان صفحه قرار داده شد)

بافت غده و چربی موجود در پستان به صورت مخلوطی همگن فرض شده است. نسبت غده‌ای پستان به صورت نسبت جرمی بافت غده به چربی تعریف می‌شود. در این مطالعه نسبت غده‌ای متغیر فرض شد و مقدار DgN برای فانتوم‌های همگن پستان با نسبت غده‌ای متفاوت به دست آمد. درصد وزنی عناصر و چگالی فانتوم پستان برای درصدهای متفاوت غدهای بافت پستان در مطالعه Boone وجود دارد^(۹).

شیبیه‌سازی فانتوم ناهمگن پستان
 بافت پستان در واقع دارای بافت غدهای و چربی به صورت منفك است. برای مقایسه نتایج محاسبات DgN در فانتوم همگن و ناهمگن پستان، فانتوم شیبیه‌سازی شد که در آن بافت غده و چربی از هم جدا هستند. این فانتوم ناهمگن دارای ابعاد $12\text{cm} \times 8\text{cm}$ با ضخامت $5/6$ سانتی متر است (ضخامت پستان فشرده شده به طور معمول بین 4 تا 6 سانتی متر است). صفحه فشرده کننده پستان از جنس پلی کربنات با ضخامت 3 میلی‌متر در نظر گرفته شد. در این فانتوم بافت غده‌ای به صورت کره‌هایی با شاعع متغیر در نظر گرفته شد. با تغییر شاعع غده‌ها، نسبت غده‌ای پستان تغییر می‌کند. شکل ۲. نمایی از فانتوم ناهمگن پستان و تغییر در شاعع بافت غدهای را نشان می‌دهد.



شکل ۲: نمایی از فانتوم ناهمگن پستان و تغییر در شاعع بافت غدهای پستان است. همچنین توزیع بافت غدهای در بافت پستان متغیر فرض شد و با جایه‌جا کردن بافت‌های غده‌ای در ضخامت فانتوم ناهمگن پستان تأثیر توزیع بافت غدهای روی DgN بدست آمد. شکل ۳. نمایی از فانتوم ناهمگن پستان که توزیع غدهای در آن متغیر است را نشان می‌دهد.



شکل ۳: نمایی از فانتوم ناهمگن پستان که توزیع غدهای در آن متغیر است.

محاسبه DgN در فانتوم همگن و ناهمگن پستان
 ضریب غدهای بهنجار شده (DgN)، از تقسیم متوسط دوز غدهای بر کرمایی هوا در سطح ورودی (ESAK) به دست می‌آید^(۱۱). متوسط دوز غدهای و کرمایی هوا هردو با کد شیبیه‌سازی محاسبه و مقدار بر حسب گری (Gy) (یکان می‌شوند). بنابراین باید در هر دو فانتوم همگن و ناهمگن پستان، متوسط دوز غدهای توسط کد شیبیه‌سازی MCNPX محاسبه شود. روش محاسبه متوسط دوز غدهای در فانتوم همگن و ناهمگن متفاوت است.

پرتوگیری است، به طور گسترده‌ای پذیرفته شده است (۱-۳). چندین روش محاسباتی برای محاسبه انرژی واگذار شده در پستان ارائه شده است. بیشتر این روش‌ها براساس شیبیه‌سازی مونت‌کارلو هستند که در آن برای محاسبه ضریب تبدیل دوز سطحی یا کرمایی هوا در سطح فانتوم به دوز مؤثر استفاده می‌شوند. این ضریب تبدیل دوز غده‌ای بهنجار شده (DgN) نامیده می‌شود. این ضریب تبدیل به عواملی همچون جنس آند و صافی، ترکیب بافت پستان، ضخامت همگن پستان، ولتاژ دو سر آند و کاتد و کیفیت باریکه اشعه ایکس (HVL^۴) وابسته است^(۴). مطالعه‌های بسیاری تأثیر این عوامل را روی دوز غدهای بررسی کرده‌اند^(۳, ۵, ۶).

تاکنون مطالعه‌های بسیاری روی عوامل موثر بر دوز دریافتی در ماموگرافی انجام شده است، اما در اکثر مطالعه‌ها، بافت پستان همگن در نظر گرفته شده است^(۷-۱۰). در مطالعه‌های کمی، ناهمگنی بافت پستان مورد توجه قرار گرفته است^(۱۱, ۱۲). هدف این مطالعه محاسبه DgN برای فانتوم همگن و ناهمگن و مقایسه مقدار DgN در این دو فانتوم مدل‌سازی شده است.

مواد و روش‌ها:

روش مونت کارلو یک الگوریتم محاسباتی است که از نمونه‌گیری تصادفی برای محاسبه نتایج استفاده می‌کند. در این مطالعه با استفاده از روش مونت کارلو و کد MCNPX مطالعه‌ای تجربی انجام و تأثیر ناهمگنی بافت پستان بر نتایج دوزیتری در ماموگرافی ارزیابی شده است.

کد شیبیه‌سازی MCNPX

MCNP کد مونت کارلوی N ذره‌ای چند منظوره است که می‌تواند برای محاسبات تراپرد فقط نوترون، فقط فوتون، فقط الکترون، تراپرد حالات جفت شده نوترون/فوتون/الکترون، نوترون/فوتون/الکترون و الکترون/فوتون ایجاد کند. در کد MCNP، برای برهم‌کنش فوتون‌ها، پراکنده‌گری های همدوس و ناهمدوس، امکان گسیل فلورسانس پس از جذب فوتوالکتریک، تولید زوج (الکترون پوزیترون)، گسیل در محل نابودی زوج و تابش ترمزی، در نظر گرفته شده و در کتابخانه‌های آن‌ها وجود دارند.

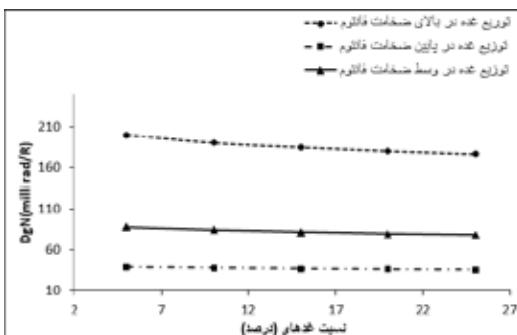
در این مطالعه از کد MCNPX ورژن ۲،۴ استفاده شده است. MCNPX نسخه‌ای از MCNP است که این قابلیت را دارد تا تراپرد حداقل ۳۵ نوع ذره مختلف را در محیط آن در نظر گرفت.

شیبیه‌سازی چشمۀ فوتون

برای محاسبه متوسط دوز غدهای ابتدا باید طیف فوتون‌های خارج شده از تیوب اشعه ایکس در ماموگرافی بدست آید و به عنوان ورودی به کد محاسباتی MCNP داده شود. به این دلیل از یک برنامه کامپیوتری معتبر به نام ۷۸-SRS استفاده شد^(۱۳). این نرم‌افزار قادر است با توجه به جنس آند، مقدار کیلو ولت، زاویه آند و ضخامت صافی، طیف اشعه ایکس مورد نظر را ارائه دهد. در این مطالعه جنس آند مولیبden و زاویه آن 16 درجه است، مقدار کیلوولت 30 است، جنس صافی مولیبden و ضخامت آن 30 میکرومتر در نظر گرفته شد. فاصله چشمۀ فوتون تا فانتوم پستان در همه حالت‌ها 65 سانتی متر فرض شد.



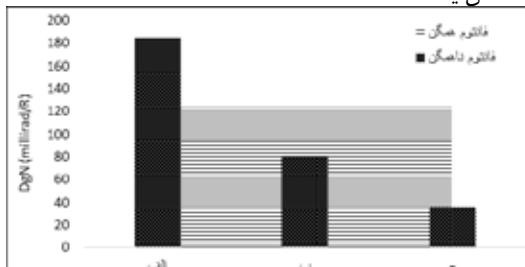
شکل ۱: نمایی از فانتوم همگن پستان شیبیه‌سازی شده است



شکل ۵. سه فانتوم ناهمگن پستان با توزیع متفاوت بافت غدهای در بالا، پایین و وسط ضخامت فانتوم ناهمگن پستان را نشان می‌دهد. مقادیر DgN در فانتوم ناهمگن دارای نسبت غدهای و توزیع غدهای متفاوت را نشان می‌دهد. نسبت غدهای ۲۰، ۱۵، ۱۰، ۵ و ۲۵ درصد انتخاب شد. ولتاژ استفاده شده ۳۰ کیلوولت است. جنس آند/صافی مولیبدن / مولیبدن است.

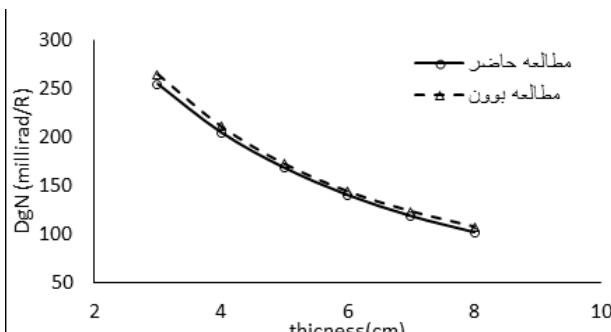
ج) مقایسه فانتوم همگن و فانتوم ناهمگن دارای توزیع بافت غدهای متفاوت

در این قسمت چهار فانتوم پستان طراحی شد؛ یک فانتوم همگن و سه فانتوم ناهمگن که توزیع غدهای در این فانتوم‌های ناهمگن متفاوت است. نسبت غدهای فانتوم‌های همگن و ناهمگن مقدار ثابت ۲۰ درصد انتخاب شد. نمودار شکل ۶ تغییر مقادیر DgN را در فانتوم همگن و فانتوم‌های ناهمگن نشان می‌دهد. با اجرای برنامه برای تعداد 10^7 ذره (فوتون) خطای برنامه به کمتر از ۲ درصد کاهش یافت.



شکل ۶ مقایسه مقادیر DgN در فانتوم همگن و ناهمگن پستان. حالت الف فانتوم ناهمگنی است که توزیع بافت غدهای در بالای ضخامت فانتوم قرار گرفته است، حالت ب فانتوم ناهمگنی است که توزیع بافت غدهای در وسط ضخامت فانتوم قرار گرفته و حالت ج فانتوم ناهمگنی است که توزیع بافت غدهای در پایین ضخامت فانتوم قرار گرفته است. نسبت غدهای در همه فانتوم‌ها به همگن و ناهمگن ۲۰ درصد است. ولتاژ استفاده شده ۳۰ کیلوولت است. جنس آند/صافی مولیبدن / مولیبدن است.

د) نتایج مقایسه محاسبه‌های DgN در این مطالعه و مطالعه Boone



شکل ۷. مقادیر DgN در مطالعه‌ی حاضر و مطالعه Boone بر حسب ضخامت پستان در ۳، ۴، ۵، ۶، ۷، ۸ سانتی‌متر. ولتاژ ثابت و ۳۰ کیلوولت است. جنس آند/صافی مولیبدن / مولیبدن است.

محاسبه متوسط دوز غدهای در فانتوم همگن دوز رسیده به کل پستان، با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX محاسبه و بر حسب مقدار انرژی حاصل از بر هم‌کنش ذره بر واحد جرم (Gy) بیان شد. اما از آنجا که برای محاسبه متوسط دوز غدهای پاکت غدهای به بافت غدهای لحاظ شود، بنابراین برای محاسبه متوسط دوز غدهای از G فاکتور که در مطالعه‌های پیشین ارائه شده است^(۹) و نسبت انرژی جذب شده در بافت غدهای به کل انرژی جذب شده در بافت پستان را مشخص می‌کند، استفاده شد.

محاسبه متوسط دوز غدهای در فانتوم ناهمگن در این حالت متوسط دوز غدهای برابر است با:

$$AGD = \frac{E_T}{n \times m_g}$$

که کل انرژی واگذار شده در بافت‌های غدهای است، n تعداد بافت‌های غدهای است و m_g جرم هر بافت غدهای است. انرژی واگذار شده در بافت‌های غدهای با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX محاسبه و بر حسب گری (Gy) بیان شد.

مقایسه مقادیر DgN با مطالعه Boone

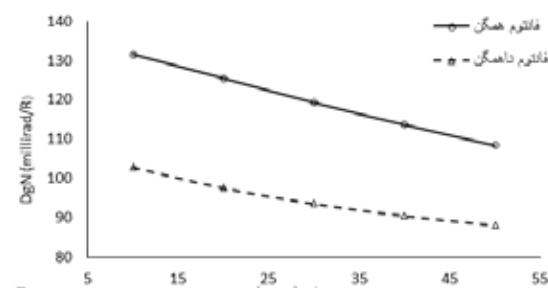
(Boone)^(۹) در این مطالعه DgN را بر حسب تغییرات ولتاژ، ضخامت فانتوم پستان، نسبت غدهای و جنس‌های مختلف آند/صافی با استفاده از شبیه‌سازی به دست آورده است. جدول های DgN به دست آمده توسط این محقق مکررا در مطالعه‌های بعدی به عنوان تایید صحت نتایج محاسبه‌ها، استفاده شده است^(۱۱).

از این‌رو در این مطالعه نیز برای تایید صحت محاسبه‌ها DgN نتایج به دست آمده با نتایج مطالعه Boone^(۹) مقایسه شد تا صحت نتایج محاسبه ارزیابی شود.

نتایج:

الف) تغییر در نسبت غدهای در فانتوم همگن و ناهمگن پستان

نسبت غدهای در هر دو فانتوم همگن و ناهمگن پستان از ۱۰ درصد به ۵۰ درصد افزایش پیدا کرد و مقادیر DgN در فانتوم‌های همگن و ناهمگن پستان به دست آمد. تغییر DgN بر حسب نسبت غدهای در شکل ۴. برای فانتوم‌های همگن و ناهمگن نشان داده شده است. مقادیر DgN بر حسب (Gy/Gy) می‌باشد و برای سه‌هولت در مقایسه با نتایج مطالعات دیگر با ضرب مقادیر در 873 به واحد میلی‌راد بر رونتگن (milliard/R) تبدیل شده است. با اجرای برنامه برای تعداد 10^7 ذره (فوتون) خطای برنامه به کمتر از ۲ درصد کاهش یافت.



شکل ۴. مقادیر DgN در دو فانتوم همگن و ناهمگن پستان. ضخامت پستان $6/4$ سانتی‌متر و ولتاژ استفاده شده ۳۰ کیلوولت است. جنس آند/صافی مولیبدن / مولیبدن است. مقادیر DgN برای نسبت غدهای ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۳۰، ۴۰ و ۵۰ درصد به دست آمده است.

ب) تغییر در توزیع بافت غدهای در فانتوم ناهمگن پستان

مقادیر DgN در فانتوم ناهمگن پستان با تغییر نسبت غدهای و تغییر توزیع بافت غدهای به دست آمد. نمودار شکل ۵. مقادیر DgN را بر حسب نسبت غدهای پستان در سه توزیع متفاوت از بافت غدهای نشان می‌دهد.

پستان در سه توزیع متفاوت از بافت غدهای نشان می‌دهد. با اجرای برنامه برای تعداد 10^7 ذره (فوتون) خطای برنامه به کمتر از ۲ درصد کاهش یافت.

ج) مقایسه فانتوم همگن و فانتوم ناهمگن دارای توزیع بافت غدهای متفاوت

همان طور که در نمودار شکل ۴ می‌بینیم چون نسبت غدهای و توزیع فانتوم همگن تغییری نکرده، مقدار DgN در فانتوم همگن ثابت است اما در فانتوم ناهمگن توزیع بافت غدهای در ضخامت فانتوم پستان تغییر کرده و در هر مرحله ۲۵ درصد به پایین ضخامت فانتوم جابه‌جا شده است.

نتایج نشان می‌دهد که اگر توزیع بافت غدهای در فانتوم ناهمگن در بالای فانتوم پستان باشد، مقدار DgN در فانتوم ناهمگن حدود ۴۷ درصد از مقدار DgN در فانتوم همگن با همان نسبت غدهای، بیشتر است. حال آنکه اگر توزیع بافت غدهای در انتهای ضخامت فانتوم ناهمگن باشد، مقدار DgN در فانتوم ناهمگن حدود ۷۰ درصد از مقدار DgN در فانتوم همگن با همان نسبت غدهای کمتر است و این نتیجه وابستگی شدید DgN به توزیع بافت غدهای را نشان می‌دهد.

نتیجه‌گیری:

مقادیر DgN به دست آمده در مطالعه‌های پیشین که به عنوان ضرایب تبدیل AGD در دوزیمتري در ماموگرافی استفاده می‌شوند(۱۴، ۱۵)، بر اساس محاسبه‌های انجام شده است که فانتوم پستان در آن همگن فرض شده است. حال آنکه آن‌تومی بافت پستان دارای بافت غده و چربی به صورت منفک و ناهمگن است.

ناهمگنی در بافت پستان چنانچه نتایج این محاسبه‌ها نشان می‌دهد می‌تواند روی مقادیر DgN موثر باشد. تأثیر ناهمگنی بافت پستان روی مقادیر DgN به شدت به توزیع بافت غدهای وابسته است و چنانچه در نمودار شکل ۴ دیده می‌شود با تغییر در توزیع بافت غدهای در فانتوم ناهمگن، درصد اختلاف DgN در فانتوم همگن و ناهمگن بین ۴۷-۷۷ تا +۷۷ درصد متغیر است. حال آنکه ضرایب DgN که در مطالعه‌های پیشین به دست آمده و معیاری برای محاسبه دوز غدهای قرار گرفته، بافت پستان همگن فرض شده است. تأثیر ناهمگنی بافت پستان چنانکه در این مطالعه نشان داد شد می‌تواند تغییر محسوسی در نتایج دزیمتري پستان و در نتیجه محاسبه‌های تخمين ريسک سرطان ناشی از پرتوگیری در حين ماموگرافی ایجاد کند. به ویژه این اثر در بیمارانی که تجمع بافت غدهای در بالای ضخامت پستان آن‌ها بیشتر باشد، مهم‌تر است به این دلیل که ضرایب DgN در مطالعه‌های پیشین کمتر از مقدار برآورد شده در این مطالعه است. بنابراین، ضریب تصحیحی برای ناهمگنی بافت پستان در ضرایب DgN پیشنهاد می‌شود که لزوم مطالعه تکمیلی در این زمینه و به دست آوردن جدول‌های DgN با در نظر گرفتن ناهمگنی، بافت پستان را آشکار می‌کند. از محدودیت‌های این مطالعه در دسترس نبودن فانتوم ناهمگن پستان برای مقایسه نتایج شبیه‌سازی و نتایج تجربی است.

تقدیر و تشکر:

نویسنده‌گان از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی به خاطر حمایت مالی از این پروژه کمال تشکر را دارند.

در هر دو مطالعه، نسبت غدهای فانتوم همگن پستان ۲۰ درصد است. ولتاًز استفاده شده ۳۰ کیلوولت و جنس آند/اصافی مولیبدن/مولیبدن است. ضخامت پستان از ۳ تا ۸ سانتی‌متر متغیر است. با اجرای برنامه برای تعداد ۱۰^۷ ذره (فوتون) خطای برنامه به کمتر از ۲ درصد کاهش یافت.

بحث و نتیجه‌گیری:

قابل توجه است که نتایج محاسبه شده در این مطالعه برای فانتوم همگن پستان با مطالعه‌های قبلی که در آن‌ها فانتوم پستان همگن فرض شده است، تطابق دارد. برای بررسی این موضوع، نتایج این مطالعه با نتایج مطالعه Boone (۹) مقایسه شد. شکل ۷. نشان می‌دهد که با افزایش ضخامت پستان از ۳ تا ۸ سانتی‌متر به ازای هر یک سانتی‌متر از ضخامت فانتوم مقدار DgN با فاکتور ۱/۲ کاهش می‌یابد.

بیشینه اختلاف ما بین مطالعه حاضر و Boone حدود ۳ درصد است که مovid تطابق خوب نتایج این دو مطالعه باهم است. حال نتایج بدست آمده در فانتوم‌های همگن و ناهمگن ارزیابی و در سه بخش بیان شده است:

(الف) تغییر نسبت غدهای در فانتوم همگن و ناهمگن پستان

همان طور که در نمودار شکل ۵ دیده می‌شود با افزایش نسبت غدهای پستان، مقادیر DgN در هر دو فانتوم همگن و ناهمگن پستان کاهش می‌یابد. کاهش در مقادیر DgN در فانتوم همگن به طور تقریبی خطی است و به ازای افزایش ۱۰ درصدی در نسبت غدهای پستان مقدار DgN حدود ۵ درصد کاهش می‌یابد. در زمینه محاسبه دوز غدهای بهنجار شده در مطالعه‌های پیشین، فانتوم پستان همگن در نظر گرفته شده است اما در فانتوم ناهمگن کاهش DgN در نسبت‌های غدهای پایین مضاعف است و با افزایش نسبت غدهای شب نمودار کاهش می‌یابد. همچنین این نمودار نشان می‌دهد که فانتوم همگن پستان در همه‌ی نسبت‌های غدهای مقدار DgN بالاتر از فانتوم ناهمگن پستان دارد. میانگین اختلاف مقادیر DgN در فانتوم همگن و ناهمگن در این نمودار حدوداً ۲۱ درصد است.

البته بیشترین اختلاف بین مقادیر DgN در نسبت‌های غدهای پایین است که حدود ۲۲ درصد است و برای نسبت‌های غدهای بالاتر به ۹ درصد می‌رسد.

(ب) تغییر در توزیع بافت غدهای در فانتوم ناهمگن پستان

همان طور که در نمودار شکل ۶ دیده می‌شود در هر سه توزیع از بافت غدهای، با افزایش نسبت غدهای پستان مقدار DgN کاهش می‌یابد. البته شب نمودار در حالتی که تجمع بافت غدهای بالای ضخامت فانتوم باشد، بیشتر است و هر چه تجمع بافت غدهای به انتهای ضخامت فانتوم می‌رسد شب نمودارها کاهش می‌یابد. همچنین هر چه توزیع بافت غدهای به بالای ضخامت فانتوم تزدیک‌تر باشد، مقادیر DgN بزرگ‌تر است. به طوری که اگر توزیع بافت غدهای ای ۲۵ درصد در ضخامت فانتوم به سمت پایین جابه‌جا شود مقدار DgN به طور متوسط ۵۵ درصد کاهش می‌یابد.

منابع:

- 1-Delis H, Spyrou G, Panayiotakis G, Tzanakos G. DOSIS: a Monte Carlo simulation program for dose related studies in mammography. Eur J Radiol 2005; 54(3):371-6.
- 2-Bushberg J, Seibert J, Leidholdt Jr E, Boone J. The essential physics of medical imaging. 2002. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2003;30:1713.
- 3-Sookpeng S, Kettell P. Mean glandular dose from routine mammography. Naresuan University Journal 2006;14(3):19-26.

4-Stanton L, Villafana T, Day J, Lightfoot D. Dosage evaluation in mammography. Radiology 1984;150(2):577-84.

5-Zankl M, Fill U, Hoeschen C, Panzer W, Regulla D. Average glandular dose conversion coefficients for segmented breast voxel models. Radiat Prot Dosimetry 2005;114(1-3):410-4.

6-Wu X, Barnes GT, Tucker D. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. Radiology 1991;179(1):143-8.

7-Aznar M, Hemdal B. Absorbed dose measurement in mammography. Cancer imaging-Lung and breast carcinomas 2007;1:493.

- 8-Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol.* 1990;35(9):1211-9.
- 9-Boone JM. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology.* 1999;213(1):23-37.
- 10-Wu X, Barnes GT and Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology.* 1991;179(1):143-8.
- 11-Nigapruke K, Puwanich P, Phaisangittisakul N, Youngdee W. Monte Carlo simulation of average glandular dose and an investigation of influencing factors. *J Radiat Res.* 2010;51(4):441-8.
- 12-Hernandez AM, Seibert JA, Boone JM. Breast dose in mammography is about 30% lower when realistic heterogeneous glandular distributions are considered. *Med Phys.* 2015; 42(11):6337-48.
- 13-Cranley K, Gilmore B J, Fogarty G W A and Despends L 1997 IPEM Report 78: Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data.