

توزیع فوتونهای پراکنده در رادیولوژی با مونت کارلو

محاسبه توزیع فوتونهای پراکنده و طراحی شبکه با عملکرد بهینه در رادیولوژی تشخیصی با روش مونت کارلو

پرديس غفاريان^{۱،۲}، علي اکبر شرفي^{۳*}، کيخسرو کشاورزي^۴

۱- دانشجوی دکترای پرتو پزشکی، گروه مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

۲- مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- دانشیار گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران

۴- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۶/۸/۱۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۹/۶

چکیده

مقدمه: در رادیولوژی تشخیصی آلودگی تصاویر با مقدار قابل توجهی پرتوهای پراکنده، باعث کاهش در کیفیت تصویر می گردد. بنابراین آگاهی و شناخت از نحوه توزیع پرتوهای پراکنده میتواند اقدام موثری برای استفاده از شبکه مناسب در جهت کاهش این پرتوها باشد.

مواد و روشها: در این تحقیق با استفاده از کد MCNP4C^۱ نحوه توزیع فوتونهای پراکنده و کمیت SPR، با تغییرات ضخامت فانتوم آب، اندازه میدان تشعشع و ولتاژ لامپ اشعه ایکس مورد بررسی قرار گرفت. پارامترهای هندسی ۱۰۸ شبکه خطی موازی با ماده بینابینی آلومینیوم و فیبر کتان مورد بررسی قرار گرفت. فاکتور بهبود کنتراست و بوکی فاکتور بعنوان پارامترهای ارزیابی مورد استفاده قرار گرفت.

نتایج: افزایش ۱۵ درصدی در کمیت SPR در حالیکه ولتاژ لامپ اشعه ایکس از ۴۰ تا ۱۴۰ کیلو ولت تغییر کند و همچنین افزایش ۹۹ درصدی در کمیت SPR در افزایش ضخامت فانتوم آب از ۳ تا ۴۰ سانتی متری در ولتاژ لامپ ۱۲۰ کیلو ولت مشاهده گردید. سپس با تغییر دادن پارامترهای موجود در هندسه شبکه و ارزیابی عملکرد آنها، شبکه های بهینه مشخص گردید. **بحث و نتیجه گیری:** پس از آنالیز نتایج، شبکه هایی با ماده بینابینی فیبر کتان کارایی بالاتری را به نسبت شبکه های آلومینیومی نشان دادند، همچنین شبکه های با دانسیته تیغه بالا و نسبت شبکه بالا، عملکرد بهتری را از شبکه هایی با دانسیته تیغه پایین نشان دادند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۳، زمستان ۸۵: ۴۸-۴۱)

واژگان کلیدی: شبکه خطی موازی، MCNP4C، فوتونهای پراکنده، روش مونت کارلو رادیولوژی تشخیصی

* نویسنده مسؤول: علی اکبر شرفی

آدرس: گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

sharafi@iums.ac.ir

پزشکی ایران

تلفن: ۹۸۰۵۴۳۶۱ (۲۱) +۹۸

1- Monte Carlo N-particle Transport Code - version4C

2- Scatter to Primary Ratio

۱- مقدمه

از آنجائیکه در رادیولوژی تشخیصی همواره کیفیت تصویر همراه با اعمال دز دریافتی قابل قبول به بیمار مد نظر طراحان سیستم بوده است، بنابراین آگاهی از نحوه توزیع فوتون های پراکنده و شناخت کافی از خصوصیات فیزیکی آنها گامی موثر برای رسیدن به این مهم می باشد [۱]. به دنبال این مسئله، استفاده از شبکه مناسب در رادیولوژی در جهت حذف فوتونهای پراکنده و ایجاد کنتراست بالاتر یکی از نکات مهم در تصویربرداری می باشد. بنابراین طراحی شبکه های مختلف جهت ارائه شبکه بهینه و کاهش دز دریافتی به بیمار انجام گرفته است [۲-۴].

اگرچه تا کنون تحقیقات زیادی در این زمینه انجام گرفته است [۵-۷]. ولی عدم استفاده از یک کد استاندارد در تحقیقات انجام شده، ما را بر آن داشت تا اقدام به طراحی این تحقیق با استفاده از کد MCNP4C نماییم.

۲- مواد و روشها

در این تحقیق از کد MCNP4C که یک کد چند منظوره با قابلیت ترابرد فوتون، الکترون و نوترون می باشد استفاده شده است. جهت شبیه سازی طیف اشعه ایکس هندسه لامپ اشعه ایکس و همچنین مواد مورد استفاده در فرایند شبیه سازی در فایل ورودی به کد MCNP4C معرفی گردید. سپس صفحات محدود کننده پرتو، صافی و فانتوم آب، مطابق با شرایط توصیه شده توسط استاندارد IEC60627 [۸] (شکل ۱) شبیه سازی شد و از قابلیت منابع سطحی در کد MCNP4C برای شمارش تعداد فوتونهای پراکنده و اولیه، استفاده گردید. جهت کمی سازی نقش فوتونهای پراکنده در فرایند تصویربرداری رادیولوژی پارامتری تحت عنوان *SPR* تعریف گردید.

$$SPR = \frac{\text{تعداد فوتونهای پراکنده شده}}{\text{تعداد فوتونهای اولیه}} \quad (1)$$

از آنجائیکه کد MCNP4C از لحاظ تعداد سلول های مورد استفاده در فایل های ورودی دارای محدودیت میباشد از روش هندسه های مکرر که از قابلیت های کد MCNP4C می باشد جهت معرفی شبکه استفاده شد. این درحالیست که کلیه تعاریف پارامترهای مورد استفاده در طراحی شبکه براساس شرایط ارائه شده در استاندارد IEC60627 [۸] انجام گرفت که در ادامه به ذکر آنها خواهیم پرداخت.

نسبت شبکه (R): نسبت ارتفاع تیغه های سربی (h) به فاصله میان دو تیغه سربی مجاور (D).

(۲)

$r = \frac{h}{D}$ **دانشتیه تیغه (N):** تعداد زوج خطها در واحد سانتیمتر، از شبکه.

(۳)

$N = \frac{1}{d + D}$ **نسبت ضخامت تیغه به فاصله میان دو تیغه**

مجاور (R): این کمیت نشان دهنده بزرگی ضخامت تیغه ها (d) به ضخامت ماده بینابینی (D) میان دو تیغه سربی می باشد.

(۴)

$R = \frac{d}{D}$ **عبور فوتونهای اولیه از شبکه (T_p):** اگر

شدت فوتونهای اولیه عبور کرده از بدن بیمار را در حضور شبکه با (I_p^*) نشان داده شود، و شدت فوتونهای اولیه عبور کرده از بدن بیمار را درغیاب شبکه با (I_p)، نمایش داده شود، نسبت این دو کمیت پارامتر مذکور است.

(۵)

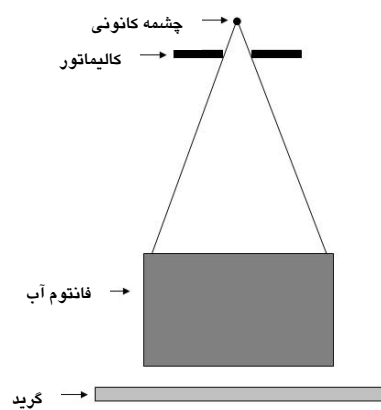
$T_p = \frac{I_p^*}{I_p}$ **عبور فوتونهای پراکنده از شبکه (T_s):** اگر

انرژی فوتونهای پراکنده عبور کرده از بدن بیمار را در حضور

1-Transmittance of Primary Radiation
2-Transmittance of Scattered Radiation

توزیع فوتونهای پراکنده در رادیولوژی با مونت کارلو

داده های عملی ارائه شده توسط FDA [۹] مقایسه شد که همخوانی قابل قبولی بین داد های شبیه سازی و اندازه گیری مشاهده شد [۱۰] و در ارزیابی شبکه نتایج شبیه سازی با داده های عملی که توسط چن و همکاران [۳] اندازه گیری شده است مقایسه گردید. در جدول (۱) مقایسه نتایج عملی و شبیه سازی شده نمایش داده شده است.



شکل ۱- هندسه شبیه سازی

۱-۳ توزیع فوتون های پراکنده

در بررسی اثر ضخامت فانتوم بر رفتار فوتون های پراکنده در شکل (۲)، با افزایش ضخامت فانتوم آب، تعداد فوتون های پراکنده و تعداد کل برهمکنشهای فوتون های پراکنده در ولتاژ ثابت در حال افزایش می باشد اما با افزایش بیشتر در ضخامت فانتوم، جذب فوتون های پراکنده ایجاد شده در داخل فانتوم بر ایجاد فوتون های پراکنده برتری دارد و همین امر باعث کاهش در عبور تعداد فوتون های پراکنده از ضخامت پنج سانتی متری در ولتاژ لامپ ۸۰ کیلو ولت، و حدود هفت سانتی متری در ولتاژ لامپ ۱۲۰ کیلو ولت می گردد. بالاتر بودن نقطه ماکزیمم در نمودار فوتون های پراکنده در ولتاژ لامپ اشعه ایکس ۱۲۰ کیلو ولت به نسبت ۸۰ کیلو ولت به علت افزایش قدرت نفوذ فوتونها در مواد با بالا رفتن ولتاژ لامپ اشعه ایکس می باشد. کمیت

شبکه با (I_s^*) نشان داده شود، و انرژی فوتونهای پراکنده عبور کرده از بدن بیمار در غیاب شبکه با (I_s) نمایش داده شود، نسبت این دو، عبور فوتونهای پراکنده از شبکه است.

(۶)

$$T_s = \frac{I_s^*}{I_s} \text{ عبور کل فوتونها از شبکه } (T_s): \text{ اگر انرژی}$$

کل فوتونهای عبور کرده از بدن بیمار را در حضور شبکه با (I_t^*) نشان داده شود و انرژی کل فوتونهای عبور کرده از بدن بیمار را در غیاب شبکه با (I_t) نمایش داده شود، نسبت این دو کمیت عبور کل فوتونها از شبکه، تعریف می گردد.

(۷)

$$T_t = \frac{I_t^*}{I_t} \text{ فاکتور بهبود کنتراست } (CIF): \text{ این کمیت}$$

نسبت عبور فوتونهای اولیه از شبکه به عبور کل فوتونها از شبکه می باشد.

(۸)

$$CIF = \frac{T_p}{T_t} \text{ بوکی فاکتور } (BF): \text{ این کمیت معکوس}$$

کمیت عبور کل فوتونها، از شبکه می باشد و در واقع نشان دهنده افزایش دز دریافتی به بیمار زمانی که از وضعیت بدون استفاده از شبکه به وضعیت در حضور شبکه می رویم.

(۹)

$$BF = \frac{1}{T_t} \text{ نتایج}$$

۱-۳-۱-۳ اعتبار نتایج شبیه سازی

برای اثبات صحت نتایج شبیه سازی شده توسط کد MCNP4C طیفهای اشعه ایکس شبیه سازی شده با

1-Transmittance of Total Radiation

2- Contrast Improvement Factor

3-Bucky Factor

4-Food and Drug Administrator

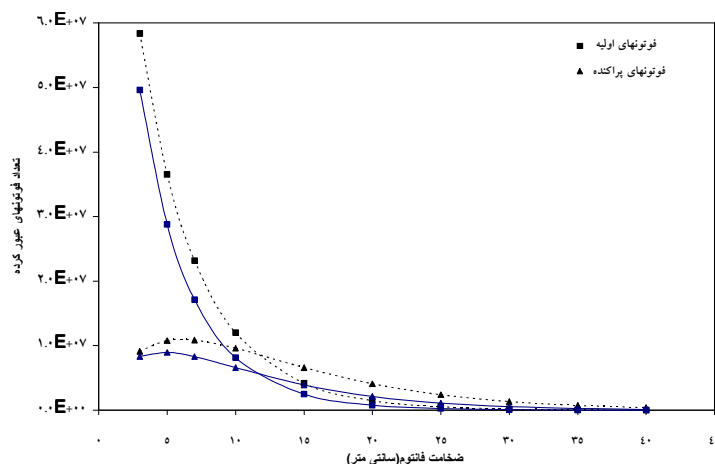
کوچک تشعشع SPR با شیب زیادتری به نسبت میدانهای با سطح بزرگتر در حال افزایش است، که به علت افزایش جذب پرتوها در میدانهای بزرگتری باشد. همانگونه که از شکل (۳) نمایان است با افزایش یافتن ولتاژ لامپ اشعه ایکس روند تغییرات کمیت SPR تا ۸۰ کیلو ولت به سرعت صعودی و تا ۱۲۰ کیلو ولت، با شیب ملایمتر و سپس با افزایش ولتاژ از ۱۲۰ کیلو ولت به بالا سیر نزولی دارد، که به دلیل کاهش یافتن برخورد کامپتون می باشد.

SPR با افزایش ضخامت فانتوم به سرعت در حال افزایش است و منحنی های SPR مربوطه به ولتاژ لامپ اشعه ایکس ۸۰ و ۱۲۰ کیلو ولت در ضخامتهای بزرگتر فانتوم آب از هم فاصله بیشتری پیدا می کنند که نشان دهنده افزایش سطح مقطع کامپتون و تعداد کل برهمکنشهای ایجاد شده می باشد [۱۱] با افزایش میدان تشعشع در فانتوم آب (جدول ۲) در ولتاژهای لامپ ۸۰ و ۱۲۰ کیلو ولت عبور تعداد فوتون های اولیه و پراکنده در حال افزایش است اما روند افزایش در تعداد عبور فوتون های پراکنده شدیدتر می باشد و به تبع آن کمیت SPR افزایش می یابد. در میدانهای

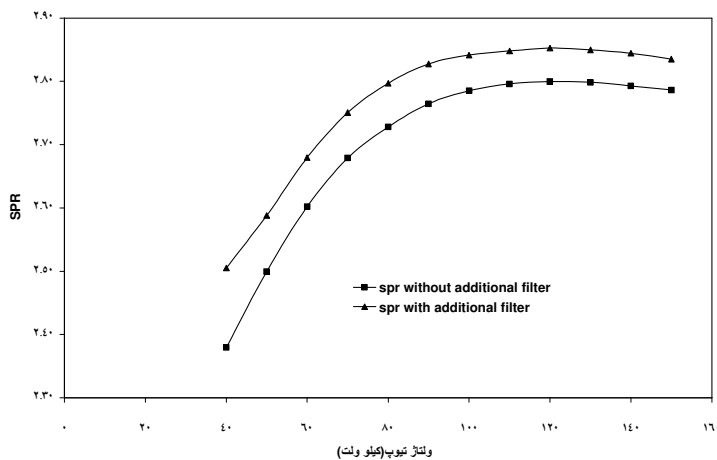
جدول ۱- مقایسه داده های شبیه سازی شده با داده های اندازه گیری شده در ولتاژ ۸۰ کیلو ولت، ضخامت آب ۲۰ سانتی متر در گریدهای با پارامترهای مختلف († N/r/d, RD=Relative difference)

شبیه سازی مونت کارلو				اندازه گیری (Chan et al 1985)				
عبور کل	عبور فوتونهای پراکنده از شبکه	بوکی فاکتور	فاکتور بهبود کتراست	T _t	T _p	BF	CIF	Grid identification†
۲/۶۹(-۱/۴)	۳/۸۰(۲/۳)	۰/۷۰۷(-۳/۷)	۰/۲۶۳(-۲/۴)	۲/۵۶	۳/۸۹	۰/۶۸۲	۰/۲۵۷	۳۳/۵/۵۰
۴/۲۲(-۱۵/۶)	۷/۰۴(-۱۲/۰)	۰/۵۹۹(-۳/۱)	۰/۱۴۲(۱۰/۷)	۳/۶۵	۶/۲۹	۰/۵۸۱	۰/۱۵۹	۳۳/۱۲/۵۰
۲/۷۸(-۷/۷)	۴/۰۰(-۴/۶)	۰/۶۹۵(-۲/۶)	۰/۲۵۰(۴/۵)	۲/۵۸	۳/۸۲	۰/۶۷۷	۰/۲۶۲	۴۰/۶/۵۰
۳/۳۰(-۱۱/۰)	۵/۰۵(-۷/۷)	۰/۶۵۳(-۳/۳)	۰/۱۹۸(۷/۰)	۲/۹۷	۴/۶۹	۰/۶۳۲	۰/۲۱۳	۴۰/۸/۵۰
۴/۴۰(-۱۵/۶)	۷/۱۹(-۱۳/۷)	۰/۶۱۲(-۱/۷)	۰/۱۳۹(۱۲/۰)	۳/۸۱	۶/۳۳	۰/۶۰۲	۰/۱۵۸	۴۰/۱۲/۵۰
۲/۸۶(-۲/۴)	۴/۳۸(-۶/۰)	۰/۶۵۳(۳/۳)	۰/۲۲۸(۵/۶)	۲/۷۹	۴/۱۳	۰/۶۷۵	۰/۲۴۲	۵۷/۸/۴۵
۳/۹۱(-۱۱/۷)	۶/۴۵(-۸/۴)	۰/۶۰۶(-۳/۱)	۰/۱۵۵(۷/۷)	۳/۵۰	۵/۹۵	۰/۵۸۸	۰/۱۶۸	۵۷/۱۲/۴۵

(† N/r/d, RD=Relative difference)



شکل ۲- تعداد فوتون های عبوری به عنوان تابعی از ضخامت فانتوم آب صافی ذاتی ۱/۲ میلی متر آلومینیم، فیلد سایز ۹۰۰ سانتی مترمربع، خطوط پیوسته مربوط به ولتاژ ۸۰ کیلو ولت و خطوط نقطه چین مربوط به ۱۲۰ کیلو ولت



شکل ۳- اثر کمیت *SPR* به عنوان تابعی از ولتاژ لامپ اشعه ایکس، صافی ذاتی ۱/۲ میلی متر آلومینیم، ضخامت فانتوم آب ۲۰ سانتی متر، اندازه سطح تابش ۹۰۰ سانتی مترمربع

جدول ۲- تغییرات *SPR* به عنوان تابعی از ضخامت فانتوم و اندازه میدان تابش در ولتاژهای ۸۰ کیلو ولت و ۱۲۰ کیلو ولت

ولتاژ لامپ	پارامتر	تغییرات <i>SPR</i>
۸۰ kV	ضخامت فانتوم آب (۳ - ۴۰ cm)	۰/۱۶۸ - ۱۳/۰۵۹
۱۲۰ kV	ضخامت فانتوم آب (۳ - ۴۰ cm)	۰/۱۵۷ - ۱۳/۸۰۴
۸۰ kV	اندازه میدان (۵×۵ - ۳۰×۳۰ cm)	۰/۱۱۱ - ۱/۷۸۸
۱۲۰ kV	اندازه میدان (۵×۵ - ۳۰×۳۰ cm)	۰/۰۹۶ - ۱/۶۶۰

ارتفاع تیغه های شبکه، عبور پرتوهای اولیه و پراکنده افزایش می یابد.

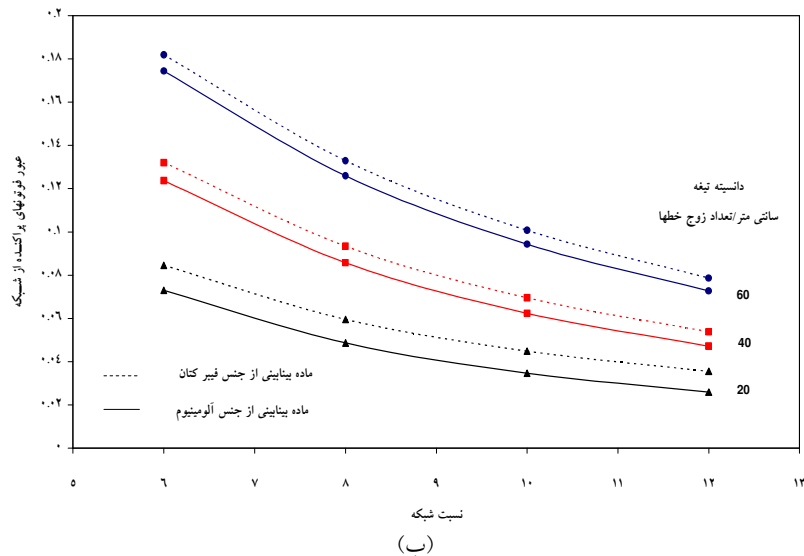
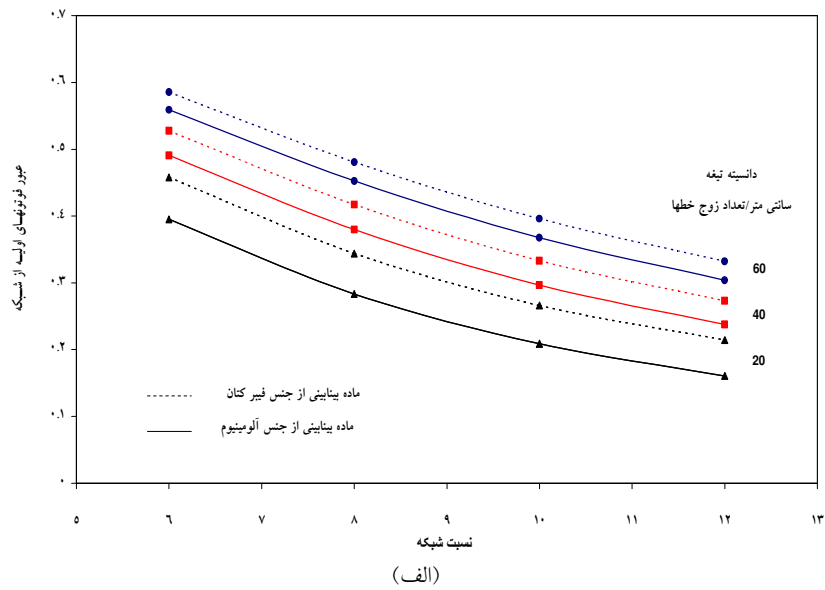
در شکل (۵) با افزایش r در N ثابت و R ثابت با افزایش فاکتور بهبود کنتراست، بوکی فاکتور نیز افزایش می یابد. این افزایش به طور عمده، به علت کاهش در عبور پرتوهای پراکنده ناشی از کاهش در زاویه فضایی (افزایش در ارتفاع تیغه ها) میان دو تیغه سربی مجاور می باشد، اما روند افزایش در مورد دانسیته تیغه های بالا، بسیار شدیدتر می باشد که به علت نسبت تغییرات سریع در کاهش عبور پرتوهای پراکنده می باشد. در نسبت شبکه یکسان همواره شبکه ای با دانسیته تیغه پایین تر فاکتور بهبود کنتراست و

۲-۳- بررسی کارایی شبکه

از بررسی شکل (۴) نمایان می گردد که با افزایش r در R و N ثابت به علت افزایش در ارتفاع تیغه های شبکه، عبور پرتوهای اولیه و پراکنده کاهش پیدا می کند و شدت تغییرات در عبور پرتوهای پراکنده برای N های بزرگ، بیشتر از N های کوچک می باشد که به دلیل افزایش تعداد تیغه های سربی در واحد طول (تعداد زوج خطها) است که اثر تضعیف بیشتری بر روی پرتوهای پراکنده دارد. این اثر با افزایش نسبت شبکه مشخص می گردد. در شبکه هایی با r و R یکسان با افزایش یافتن دانسیته تیغه ها، به علت کاهش در

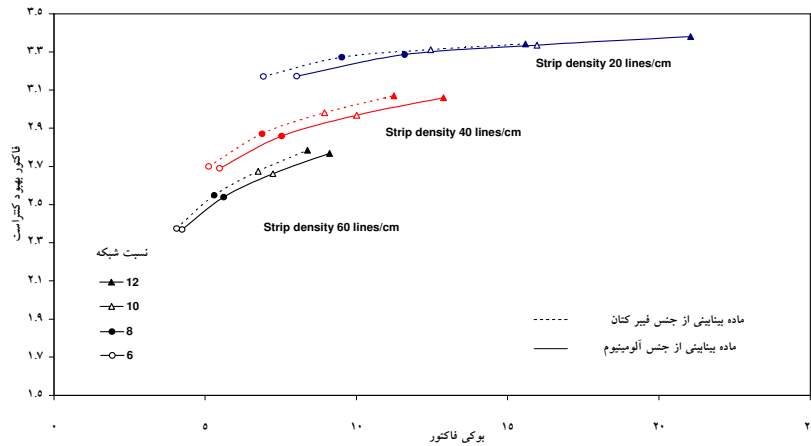
تری به نسبت شبکه ای با r بزرگتر ایجاد می کند. استفاده از شبکه با ماده بینابینی فیبر کتان در نسبت شبکه های بالا، به علت افزایش در ارتفاع تیغه های سری، بازده بالاتری را به نسبت شبکه با ماده بینابینی آلومینیوم ایجاد می کند.

بوکی فاکتور بالاتری را ایجاد می کند. با افزایش ضخامت تیغه سری در r و N ثابت در شکل (۶)، فاکتور بهبود کنتراست و بوکی فاکتور افزایش پیدا می کند و در بررسی شبکه هایی با نسبت R یکسان و N یکسان، استفاده از شبکه ای با r کوچکتر بوکی فاکتور و فاکتور بهبود کنتراست پایین

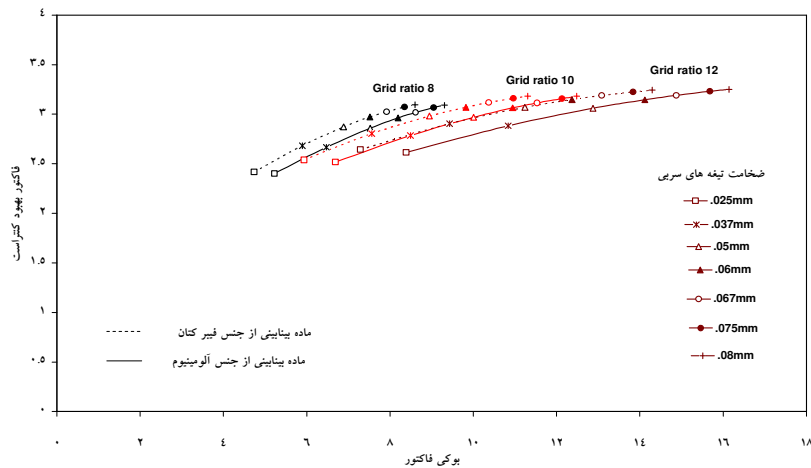


شکل ۴- اثر افزایش r (الف) عبور پرتوهای اولیه از شبکه، (ب) عبور پرتوهای پراکنده از شبکه، در همه موارد، $R=1/4$ ، ضخامت فانتوم آب ۲۰ سانتی متر، ولتاژ لامپ اشعه ایکس ۸۰ کیلو ولت

توزیع فوتونهای پراکنده در رادیولوژی با مونت کارلو



شکل ۵- فاکتور بهبود کنتراست به عنوان تابعی از بوکی فاکتور، در همه موارد، $R = 1/4$ ، ضخامت فانتوم آب ۲۰ سانتی متر، ولتاژ لامپ اشعه ایکس ۸۰ کیلو ولت



شکل ۶- فاکتور بهبود کنتراست به عنوان تابعی از بوکی فاکتور، در همه موارد، $N = 40$ (سانتی متر/خط)، ضخامت فانتوم آب ۲۰ سانتی متر، ولتاژ لامپ اشعه ایکس ۸۰ کیلو ولت

۴- بحث و نتیجه گیری

در بررسی شبکه هایی با دانسیته تیغه ثابت و نسبت R یکسان، با افزایش نسبت شبکه، فاکتور بهبود کنتراست و بوکی فاکتور افزایش می یابد. اما در بررسی شبکه هایی با دانسیته تیغه بالا، افزایش در فاکتور بهبود کنتراست، افزایش در بوکی فاکتور را به دنبال دارد اما در شبکه هایی با دانسیته تیغه پایین، با افزایش جزئی در فاکتور بهبود کنتراست، بوکی فاکتور، به مقدار زیادی افزایش می یابد، که به علت کاهش در انتقال پرتوهای اولیه عبور کرده از شبکه می باشد.

در شبکه هایی با نسبت شبکه و نسبت R ثابت، کاهش در دانسیته تیغه، باعث افزایش در فاکتور بهبود کنتراست می گردد. اما، با افزایش یافتن بیشتر در نسبت شبکه، به ازای افزایش ناچیزی در فاکتور بهبود کنتراست، بوکی فاکتور، به مقدار زیادی افزایش پیدا میکند. بنابراین برای بالا بردن فاکتور بهبود کنتراست، بهتر است، از شبکه هایی با دانسیته تیغه بالا و ضخامت تیغه سربی باریک استفاده گردد.

شبکه فیبر کتان، فاکتور بهبود کنتراست بالاتر و بوکی فاکتور کمتری را ایجاد می کند. اما اختلاف محسوس در استفاده کردن از این دو نوع شبکه در دانسیته تیغه پایین، نسبت شبکه بالا و نسبت R بالا، نمایان می گردد. چرا که در موارد بالا، با افزایش یافتن در ارتفاع شبکه، و یا افزایش در ضخامت تیغه های سربی، آلومینیوم که جاذب قوی تر برای پرتوهای فرودی می باشد، با کاهش مقدار پرتوها ضمن عبور از شبکه، با ازای افزایش ناچیز در کنتراست، باعث افزایش قابل ملاحظه ای در دز دریافتی به بیمار می گردد. بنابراین شبکه های آلومینیومی باید با نسبت شبکه پایین و دانسیته تیغه بالاتر از شبکه های فیبر کتان استفاده گردند، تا دز دریافتی به بیمار کاهش یابد و لزوم استفاده از مواد بینابینی با عدد اتمی پایین و سبک در طراحی شبکه الزامی است.

در شبکه هایی با N بزرگ و نسبت R بالا نیز، به ازای افزایش ناچیزی در فاکتور بهبود کنتراست، بوکی فاکتور افزایش چشمگیری پیدا می کند. اما در بررسی شبکه هایی با N بزرگ و نسبت R پایین تر، مشاهده می گردد که به ازای افزایش بوکی فاکتور، فاکتور بهبود کنتراست، شدیداً افزایش می یابد. بنا براین شبکه هایی با نسبت R پایین تر بازده بالاتری را نشان می دهند و استفاده از نسبت R بالا، در شبکه هایی با N پایین، باعث افزایش دز دریافتی به بیمار می گردد. در شبکه هایی با ضخامت تیغه سربی و نسبت شبکه ثابت، با کاهش یافتن دانسیته تیغه، به ازای افزایش ناچیز در فاکتور بهبود کنتراست، بوکی فاکتور شدیداً افزایش می یابد و این روند در مورد شبکه های آلومینیومی با شدت بیشتری همراه است. در بررسی شبکه های فیبر کتان و آلومینیوم با شرایط هندسی یکسان، همواره

منابع

1. Chan HP, Doi K. Physical characteristics of scattered radiation in diagnostic radiology: Monte Carlo simulation studies. *Med Phys.* 1985;12(2): 152-165.
2. Chan HP, Doi K. Investigation of the performance of antiscatter grids: Monte Carlo simulation studies. *Phys Med Biol.* 1982; 27(6): 785-803.
3. Chan HP, Higashida Y, Doi K. Performance of antiscatter grids in diagnostic radiology: experimental measurements and Monte Carlo simulation studies. *Med. Phys* 1985; 12(4): 449-454.
4. Sandborg M, Dance DR, Carlsson GA, Persliden J, Tapiovaara MJ. A Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: task-dependent optimization for digital imaging. *Phys Med Biol.* 1994; 39(10): 1659-1676.
5. Boone JM, Seibert JA, Tang CM, Lane SM. Grid and Slot Scan Scatter Reduction in Mammography: Comparison by Using Monte Carlo Techniques. *Radiology* 2002. 222(5): 519-527.
6. Veldkamp WJH, Thijssen MAO, Karssemeijer N. The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography. *Med Phys.* 2003. 30(7):1712-1718.
7. Rezentes P, Almeida A, Barnes GT. Mammography grid performance. *Med Phys.* 1999; 210(1): 227-232.
8. IEC60627. Diagnostic X-ray imaging equipment characteristics of general purpose and mammographic antiscatter grids. International electrotechnical commission: Geneva, Switzerland 2001.
9. Fewell TR, Shuping RE, Healy KE. Handbook of Computed Tomography x-ray spectra. in HHS Publication (FDA). US Government Printing Office: Washington, D.C. 1981; 81-8162.
10. Ghafarian P, Sharafi AA, Keshavarz K, Zadi H. MCNP4C-based Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology. in 14th International Conference of Medical Physics. 2005. Nuremberg, Germany, Sept. 14-17: 1098-1099.
11. Chan HP, Doi K. Some properties of photon scattering in water phantoms in diagnostic radiology. *Med Phys.* 1986; 13(6): 824-830.