

بررسی صحت الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان رادیوتراپی با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو در ناهمگنی ریه

محسن حسنی^۱، خیرالله محمدی^{۲*}، ثریا غلامی^۳، منصوره نبوی^۳

چکیده

زمینه و هدف: اختلاف میان توزیع دز ناشی از سیستم‌های طراحی درمان و دز بدن بیمار وابسته به نحوه محاسبات الگوریتم‌های این سیستم‌ها می‌باشد، که این اختلاف در ناهمگنی‌هایی همانند ریه بیشتر به نظر می‌رسد. به دلیل پیش‌بینی دقیق توزیع دز بیمار توسط روش‌های مونت کارلو، در این پروژه به مقایسه توزیع دز حاصل از الگوریتم‌های مختلف سیستم طراحی درمان Isogray با توزیع دز حاصل از مونت کارلو در آب و ریه پرداخته شده است.

روش بررسی: در این مطالعه، مقایسه‌ای میان منحنی PDD حاصل از الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان Isogray با داده‌های ناشی از شبیه‌سازی در بافت همگن آب صورت گرفت. در ادامه اختلاف میان توزیع دز حاصل از این الگوریتم‌ها با توزیع دز ناشی از برنامه CT2MCNP را به دست آورده و میزان دقت الگوریتم‌های مختلف در ناهمگنی ریه مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: الگوریتم‌های Collapsed cone، ConvolutionFFT و Superposition در ناهمگنی ریه به ترتیب دارای میزان اختلاف ۵٪، ۶٪ و ۷٪ نسبت به داده‌های حاصل از شبیه‌سازی می‌باشند. این اختلاف در مورد بیشینه دز ارائه شده این الگوریتم‌ها ۷٪ به دست آورده شد. در آب تفاوت قابل ملاحظه‌ای میان داده‌های ناشی از الگوریتم‌ها و شبیه‌سازی مشاهده نشد و این اختلاف کمتر از ۱٪ به دست آورده شد.

نتیجه‌گیری: در ناهمگنی ریه، میزان خطای ناشی از نحوه انجام محاسبات الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان قابل توجه بوده و بایستی در امور کلینیکی مد نظر قرار داده شود در حالی که میزان این خطا در بافت همگن آب ناچیز است.

کلید واژگان: مونت کارلو، CT2MCNP، سیستم‌های طراحی درمان، الگوریتم محاسبه-کننده دز.

۱-کارشناس ارشد مهندسی هسته‌ای پرتو پزشکی.

۲-دکترای مهندسی هسته‌ای پرتوپزشکی.

۳-کارشناس ارشد فیزیک پزشکی.

۱-گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران.

۲-گروه فیزیک، دانشگاه مالک اشتر، تهران، ایران.

۳-گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات انیستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

* نویسنده مسؤل:

خیرالله محمدی؛ گروه فیزیک، دانشگاه مالک اشتر، تهران، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۲۱۲۲۹۴۵۱۴۱

Email: mohammadi79@aut.ac.ir

مقدمه

دلیل این امر در نظر نگرفتن دز ناشی از پراکندگی‌های جانبی به وجود آمده ماده در این الگوریتم می‌باشد (۱۰). تفاوت میان دقت الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان در ناهمگنی‌هایی همانند ریه و استخوان وابسته به میزان دقت آن‌ها جهت محاسبه دز ناشی از پراکندگی‌های جانبی است. تمامی الگوریتم‌هایی که از تکنیک Super-**position/Convolution** بهره می‌گیرند، قادر به محاسبه دز ناشی از پرتوهای پراکنده به وجود آمده در اثر برخورد ذرات با ماده می‌باشند ولی به دلیل استفاده از تقریب‌ها و فرضیات متفاوت، دقت آن‌ها در انجام این امر متفاوت است (۶).

در این پروژه، در ابتدا منحنی درصد دز عمقی (PDD) الگوریتم‌های **Collapsed Cone**، **FFT Convolution** و **Superposition** سیستم طراحی درمان **Isogray** در فانتوم آب به دست آورده شد و با مقایسه نتایج حاصله با داده‌های ناشی از شبیه‌سازی مونت کارلو میزان دقت آن‌ها مورد بررسی قرار گرفت. در ادامه به بررسی میزان دقت این الگوریتم‌ها، با استفاده از برنامه **CT2MCNP**، در ناهمگنی ریه پرداخته شد.

روش بررسی

شبیه‌سازی مونت کارلو و صحت شبیه‌سازی:

در این مطالعه، کد **MCNPX** (ورژن 2.6.0) جهت شبیه‌سازی شتاب‌دهنده خطی (زیمنس مدل پرموس) در مد انرژی **6 MV** مورد استفاده قرار گرفت. ابعاد و مواد تشکیل‌دهنده سر شتاب‌دهنده خطی زیمنس از شرکت سازنده آن تهیه گردید. قسمت‌های اصلی سر شتاب‌دهنده خطی در مد انرژی **6 MV** شامل: هدف (9 لایه)، کلیماتور اولیه (6 لایه)، جذب کننده (4 لایه)، فیلتر تخت‌کننده (16 لایه)، چمبر محاسبه‌کننده دز (5 لایه)، آینه (2 لایه) و دو

هدف نهایی از درمان رادیوتراپی رساندن دز تجویزی مورد نیاز به تومور جهت از بین بردن سلول‌های سرطانی و در عین حال حفظ ارگان‌های حیاتی بدن می‌باشد (۱). به منظور اطمینان از دسترسی به اهداف اشاره شده از سیستم-های طراحی درمان رادیوتراپی در کلینیک استفاده می‌شود (۲). عملکرد و کیفیت هر سیستم طراحی درمانی به نوع الگوریتم‌های مورد استفاده در آن وابسته است. یک سیستم طراحی درمان نه تنها بایستی در انجام محاسبات تمامی پارامترهای فیزیکی ناشی از برخورد ذرات با بافت را اعمال کند، بلکه از طرفی باید دارای سرعت قابل قبولی در انجام محاسبات باشد (۳). بر اساس گزارشات **ICRU** در طول تمامی مراحل درمان، میزان خطای کلی ناشی از سیستم‌های طراحی درمان، کنترل کیفی دستگاه و حرکت‌های غیر ارادی اندام‌هایی همچون ریه و قلب نبایستی خطایی بیش از ۵٪ را، حجم ناحیه درمانی ایجاد کند (۴). بر اساس این گزارش میزان خطای ناشی از سیستم طراحی درمان بایستی کمتر از ۲ الی ۳ درصد باشد (۵). جهت کاهش میزان خطای ناشی از انجام محاسبات، از سال ۱۹۵۰، الگوریتم‌های محاسبه دز در سیستم‌های طراحی به طور گسترده‌ای پیشرفت کرده‌اند (۶). در مورد پرتوهای فوتونی، معروف‌ترین الگوریتم‌هایی که محاسبات را در سه بعد انجام می‌دهند از تکنیک‌های **Super-Pencil beam (PB)** و **position/Convolution** استفاده می‌کنند که از جمله آن‌ها می‌توان به **Collapsed Cone**، **FFT Convolution** و **Superposition** اشاره کرد (۷ و ۸). هر یک از الگوریتم‌های نام برده شده جهت انجام محاسبات از تقریب‌ها و فرضیاتی در معادلات ریاضی خود بهره می‌گیرند که سبب کاهش زمان انجام محاسبات در کلینیک می‌گردد (۹). الگوریتم **PB** در بافت‌های همگن نظیر آب دارای دقت بالایی است در حالی که در ناهمگنی‌هایی همانند ریه و استخوان دارای خطای قابل ملاحظه است و

(۱۲). معیارهای مورد ارزیابی ۳٪ و ۳mm در نظر گرفته شد و مقادیر داده‌های مونت کارلو و دزیمتری مستقیم مورد مقایسه قرار گرفتند به گونه‌ای که مقادیر اندازه‌گیری مستقیم به عنوان مرجع و داده‌های مونت کارلو نسبت به این مرجع مقایسه گردید.

سیستم‌های طراحی درمان

امروزه در کلینیک جهت انجام محاسبات دز از سیستم‌های طراحی درمان متفاوتی استفاده می‌شود. هر یک از این سیستم‌ها از الگوریتم ریاضی مربوط به خود بهره می‌گیرند (۶). در این پروژه، الگوریتم‌های Collapsed cone، Convolution FFT و Superposition سیستم طراحی درمان Isogray مورد استفاده قرار گرفتند. هر یک از این الگوریتم‌ها از شیوه محاسباتی متفاوتی استفاده کرده و فرضیات مخصوص به خود را در انجام محاسبات اعمال می‌کنند. الگوریتم Collapsed cone یک بیم را به مؤلفه‌های اولیه و پراکنده تقسیم می‌کند و به طور ذاتی میزان پراکندگی را در غیر یکنواختی‌های بدن لحاظ می‌کند (۱۱). این شیوه محاسباتی در مناطقی همانند تلاقی بافت نرم_ استخوان و بافت نرم_ هوا که شرایط تعادل الکترونی برقرار نیست از دقت قابل قبولی برخوردار است (۱۲، ۱۳). الگوریتم Convolution FFT به گونه‌ای عمل می‌کند که انرژی الحاقی در واحد جرم (TERMA) را از یک فضای کروی بر اساس یک کرنل به فضای کارترین انتقال می‌دهد (۳). میزان پراکندگی در هر نقطه از بدن بیمار به اندازه زیادی وابسته به سهم پراکندگی فضای اطراف آن نقطه دارد بنابراین سه بعدی بودن فضای محاسبه در این الگوریتم دارای اهمیت بالایی است. گزارش‌ها نشان‌دهنده آن است که حجم مورد نیاز برای انجام محاسبات این الگوریتم ۳۰ cm³ به سمت جلو، ۵ cm به سمت عقب برای الکترون‌های برگشتی و دو برابر اندازه میدان تابشی در کنارها می‌باشد که این حجم بالا خود سبب طولانی شدن زمان انجام محاسبات می‌شود (۱۴، ۱۵). الگوریتم محاسباتی

ردیف کلیماتور ثانویه در راستای X و Y می‌باشد. در شبیه‌سازی انجام شده ماده هدف ترکیبی از استیل زنگ نزن، گرافیت، طلا، آب و هوا می‌باشد. کلیماتور اولیه از تنگستن انتخاب شد که در زیر هدف قرار گرفته است. ماده جاذب از آلومینیوم و فیلتر تخت‌کننده از فولاد ضدزنگ می‌باشد. چمبر محاسبه‌کننده از دی‌اکسید آلومینیوم (Al₂O₃) و هوا تشکیل شده و جنس کلیماتورهای ثانویه نیز از تنگستن در نظر گرفته شد.

جهت اعتبار سنجی شبیه‌سازی انجام شده دو برنامه نوشته و اجرا شد. در برنامه اول جهت به دست آوردن درصد دز عمقی (PDD)، فانتومی به ابعاد 30×30×50 cm³ در فاصله 100 cm از چشمه تا فانتوم (SSD=100) شبیه‌سازی شد و دهانه بازشدگی کلیماتور ثانویه به گونه‌ای انتخاب شد که ابعاد میدان در سطح فانتوم 10×10 cm² باشد. بر روی محور مرکزی باریکه نیز استوانه‌ای به قطر 1 cm شبیه‌سازی شد و با تقسیم‌بندی آن به لایه‌های 2 mm با استفاده از تالی *F8 میزان PDD برای انرژی 6 MV به دست آورده شد. در برنامه دوم جهت به دست آوردن منحنی از مکعب مستطیل‌هایی به ابعاد 1×1 cm² و ضخامت 2 mm در عمق 5 cm استفاده شد و میزان دز با استفاده از تالی *F8 به دست آمد. قابل ذکر است که جهت خروجی گرفتن از شبیه‌سازی‌های انجام شده، هر برنامه برای 2×10¹⁰ ذره اجرا شد به گونه‌ای که میزان خطا در سطح هر سلول کمتر از یک درصد به دست آمد. سپس نتایج حاصل از شبیه‌سازی با داده‌های اندازه‌گیری مستقیم مورد مقایسه قرار داده شد.

جهت بررسی و مقایسه داده‌های حاصل از شبیه‌سازی و دزیمتری مستقیم از الگوریتم تابع گاما Gamma_index.exe استفاده شد (۱۱). این الگوریتم یک دستور محاسباتی مرسوم جهت مقایسه دو توزیع دز می‌باشد که یک توزیع دز به عنوان مرجع در نظر گرفته شده و توزیع دزهای دیگر نسبت به این مرجع مقایسه می‌شوند

برنامه CT2MCNP

وارد کردن اطلاعات بدن بیمار به برنامه MCNP یکی از مهم‌ترین مراحل شبیه‌سازی‌های مبتنی بر مونت‌کارلو می‌باشد. در این برنامه طی مراحل اطلاعات تصاویر CT به ورودی کد MCNP تبدیل می‌شود که عبارت اند از:

(الف) خواندن فایل‌های CT بیمار و حصول اطمینان از سه بعدی بودن آن‌ها.

(ب) اختصاص دادن یک ماده با ترکیب و چگالی مشخص به هر وکسل.

(ج) کاهش تعداد سلول‌ها از طریق تلفیق سلول‌های مجاور با مش‌بندی مربعی یکسان و اختصاص ماده و چگالی جدید به سلول‌های جدید.

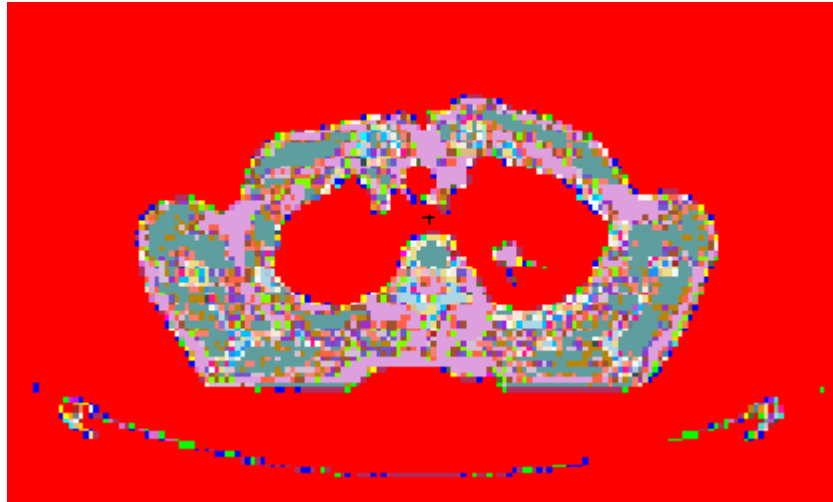
(د) تلفیق سلول‌های مجاور و سلول‌های بزرگ‌تر در صورتی که همه آن‌ها از یک ماده تشکیل شده باشند

در این پروژه ۲۷ تصویر CT به ضخامت 0.5 cm و اندازه 512×512 مورد استفاده قرار گرفت. شکل ۱ نشان‌دهنده‌ی نمایی از شبیه‌سازی انجام شده با استفاده از برنامه CT2MCNP می‌باشد. در مرحله بعد تمامی شرایط طراحی درمان انجام شده با TPS با استفاده از شبیه‌سازی بر روی فانتوم طراحی شده با CT2MCNP اعمال شد. تالی مورد نظر در این حالت نیز F8* بوده و برنامه مورد نظر برای 2×10^{10} ذره اجرا گردید و داده‌های خروجی کد نوشته شده با استفاده از نرم‌افزار مطلب به منحنی هم‌دز تبدیل شد و بر روی تصاویر CT قرار گرفت.

Superposition از الگوریتم Collapsed cone اقتباس شده است و همانند FFT Convolution محاسبات را در چارچوب بیم انجام داده و سپس نتایج به‌دست آمده را به فضای انتخاب شده توسط کاربر انتقال می‌دهد (۱۶، ۱۷).

در این مطالعه، به بررسی میزان اختلاف الگوریتم‌های مختلف سیستم طراحی درمان Isogray در بافت‌های همگن آب و ناهمگنی ریه پرداخته شده است. جهت بررسی دقت الگوریتم‌ها در بافت همگن با استفاده از دستگاه سی‌تی‌اسکن (neusoft 16 slice) تصاویری به ضخامت 0.5 cm از فانتوم آب به ابعاد 40×40×50 cm³ تهیه گردید و به سیستم طراحی درمان Isogray انتقال داده شد، سپس منحنی PDD ناشی از الگوریتم‌های Collapsed cone، FFT Convolution و Superposition برای انرژی 6 MV به‌دست آمد و با داده‌های ناشی از شبیه‌سازی مورد مقایسه قرار گرفت.

جهت بررسی میزان تفاوت الگوریتم‌های مختلف در ناحیه ریه از یک میدان مستقیم با انرژی 6 MV استفاده شد. ابعاد میدان مورد نظر 18×9 cm² انتخاب شد و از تکنیک SAD استفاده نموده و عمق محل ایزوسنتر 3 cm انتخاب شد. میزان دز تجویزی 200 cGy در نظر گرفته شد و محاسبات مربوط به هر الگوریتم همراه با منحنی‌های هم دز مربوطه به‌دست آورده شد.



شکل ۱: نمایی از شبیه‌سازی انجام شده در برنامه CT2MCNP جهت به‌دست آوردن منحنی‌های هم‌دز با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو.

یافته‌ها

درصد دز عمقی و پروفایل

مقادیر PDD برای انرژی 6 MV که به‌وسیله شبیه‌سازی مونت کارلو محاسبه شد با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم توسط تابع گاما مقایسه گردید که در شکل ۲ آورده شده است. معیار مقادیر قابل قبول جهت این مقایسه تفاوت ۳٪ برای دز و ۳ mm برای فاصله می‌باشد. از مقادیر تابع گاما در شکل ۲ مشاهده می‌شود که تنها تعداد ۳ نقطه، خارج از معیار انتخاب شده برای این تابع می‌باشد. با توجه به شکل بیشترین میزان تفاوت میان داده‌های حاصل از شبیه‌سازی و محاسبات مستقیم در سطح فانتوم می‌باشد.

میزان پروفایل دز برای انرژی 6 MV و در عمق 5 cm با استفاده از شبیه‌سازی به‌دست آورده شد و با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم توسط تابع گاما مورد مقایسه قرار گرفت. شکل ۴ نشان‌دهنده این مقادیر می‌باشد. داده‌های عملی و مونت کارلو به‌دست آمد. شکل ۴ این داده‌ها را نشان می‌دهد. جهت مقایسه این مقادیر از تابع گاما استفاده نموده و معیار مقادیر قابل قبول باز هم ۳٪ برای دز و ۳

mm برای فاصله انتخاب گردید. شکل ۵ نشان‌دهنده مقادیر تابع گاما حاصل از مقایسه داده‌های پروفایل اندازه‌گیری و مونت کارلو می‌باشد.

همان‌گونه که از شکل ۳ مشخص است، ۹ نقطه خارج از معیار تابع گاما وجود دارد و بیشترین میزان اختلاف داده‌های شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مستقیم در لبه‌های میدان بوده و هر اندازه به مرکز میدان نزدیک می‌شویم این اختلاف کمتر می‌شود.

بررسی الگوریتم‌ها در بافت همگن

منحنی PDD الگوریتم‌های Collapsed Cone، Superposition و Convolution FFT در بافت همگن و انرژی 6 MV به‌دست آورده شد که این مقادیر همراه با داده‌های ناشی از شبیه‌سازی در شکل ۴ نشان داده شده است. جهت بررسی میزان دقت و انحراف مقادیر به‌دست آمده از الگوریتم‌ها، نتایج به‌دست آورده شده با استفاده از تابع گاما با مقادیر حاصل از شبیه‌سازی مقایسه شد که در شکل ۵ آورده شده است.

نشان داده شده است. میزان اختلاف میان MU و بیشینه دز حاصل از این الگوریتم‌ها و شبیه‌سازی مونت‌کارلو نیز در جدول ۱ آورده شده است.

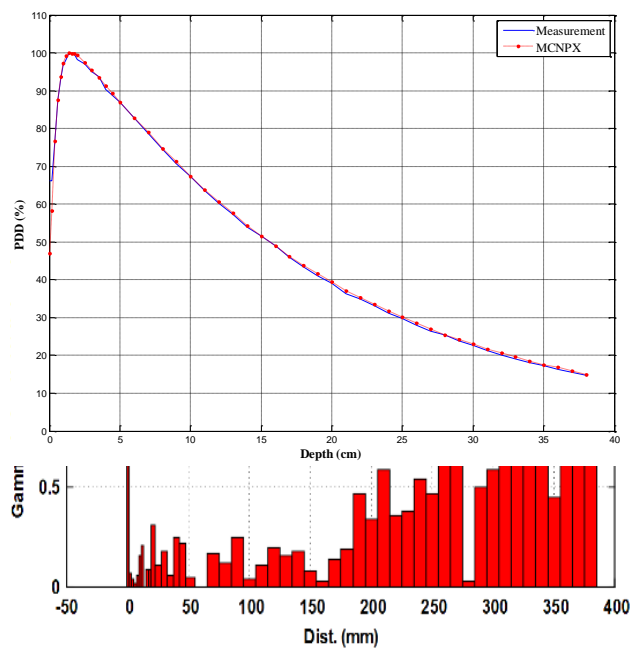
منحنی‌های هم‌ارز ناشی از شبیه‌سازی نسبت به داده‌های ناشی از الگوریتم‌های مختلف به دست آورده شد که این مقادیر در جدول ۲ آورده شده است.

بر اساس این جدول، منحنی‌های هم‌دز الگوریتم‌های Collapsed Cone و Superposition به یکدیگر نزدیک‌تر بوده و اختلاف آن‌ها نسبت به منحنی‌های هم‌دز ناشی از شبیه‌سازی روند تقریباً یکسانی را از خود نشان می‌دهند در حالی که مقادیر حاصل از الگوریتم FFT Convolution نسبت به داده‌های دیگر متفاوت به نظر می‌رسد.

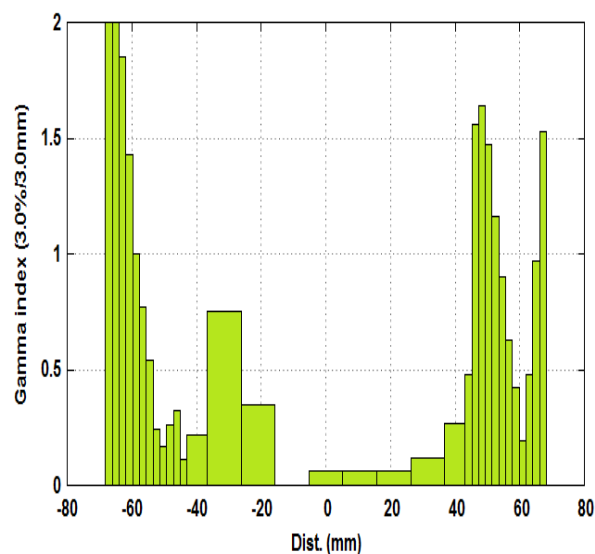
همان‌گونه که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، توافق خوبی میان منحنی PDD هر سه الگوریتم وجود دارد با این وجود در مقایسه با نتایج شبیه‌سازی و در ناحیه بعد از گرادیان دز منحنی‌ها اندکی به سمت بالا شیفیت پیدا کرده‌اند. تعداد نقاط خارج از مقیاس تابع گاما در شکل ۵ برای الگوریتم‌های Superposition.Collapsed Cone و FFT Convolution به ترتیب ۱۱، ۷ و ۵ نقطه می‌باشد.

بررسی الگوریتم‌ها در ناهمگنی ریه

منحنی‌های هم‌دز ناشی از الگوریتم‌های مختلف سیستم طراحی درمان Isogry برای یک تک فیلد سوپرا در انرژی ۶ MV به دست آورده شد و جهت بررسی میزان دقت آن‌ها از شبیه‌سازی مونت‌کارلو و برنامه CT2MCNP استفاده شد و توزیع دز حاصله از شبیه‌سازی با الگوریتم‌های متفاوت مقایسه گردید که در شکل ۶

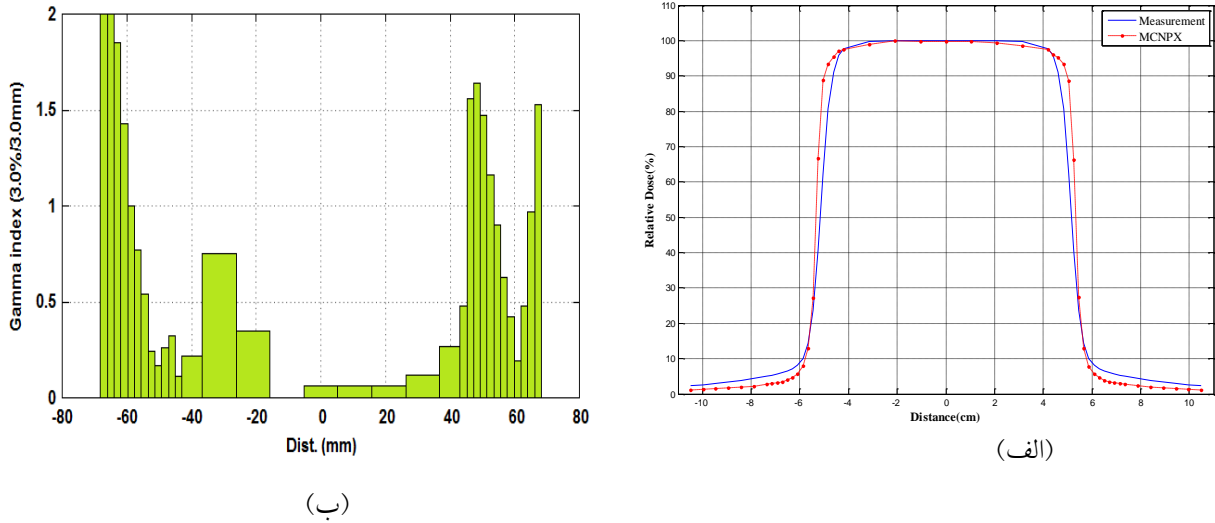


(ب)

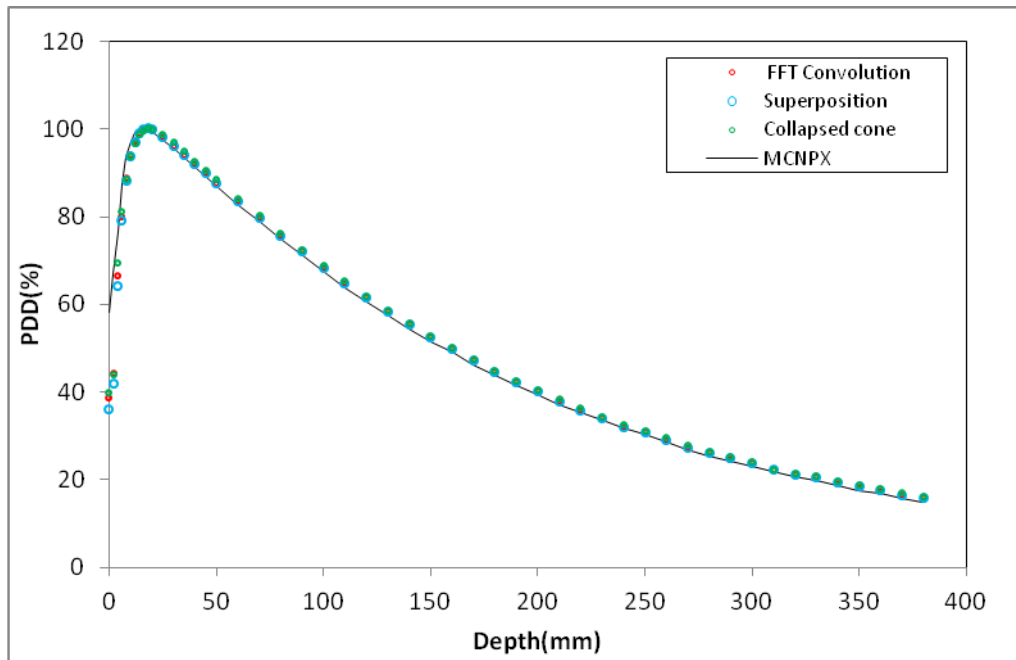


(الف)

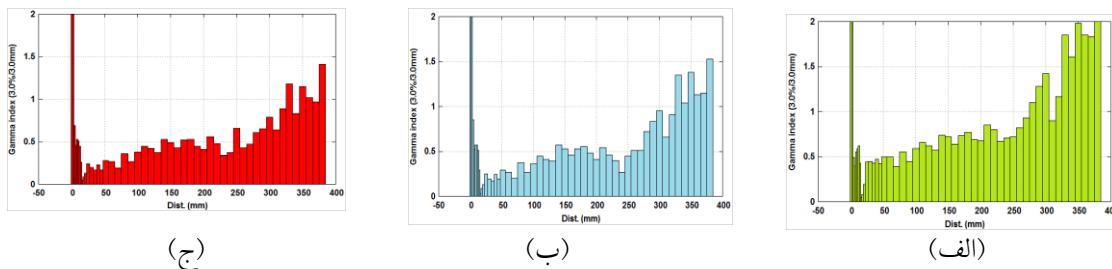
شکل ۲: الف- مقایسه منحنی PDD حاصل از داده‌های شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و انرژی ۶ MV. ب- مقادیر تابع گاما ناشی از مقایسه منحنی PDD



شکل ۳: الف-مقایسه منحنی Profile حاصل از داده‌های شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و انرژی 6 MV در عمق 5 cm ب- مقادیر تابع گاما ناشی از مقایسه منحنی Profile



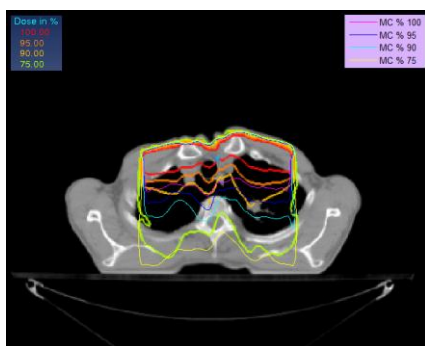
شکل ۴: مقایسه مقادیر PDD انرژی 6 MV حاصل از داده‌های الگوریتم‌های Collapsed Cone، FFT Convolution، Superposition و اندازه‌گیری مستقیم در فانتوم همگن آب در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$.



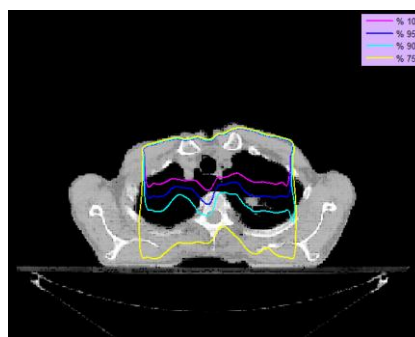
شکل ۵: نتایج حاصل از مقایسه منحنی PDD الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان با داده‌های شبیه‌سازی با استفاده از تابع گاما، الف) Collapsed Cone، ب) Superposition و ج) FFT Convolution.

جدول ۱: مقایسه میزان MU و بیشینه دز الگوریتم‌های Collapsed Cone، ConvolutionFFT، Superposition و Superposition با داده‌های حاصل از مونت کارلو.

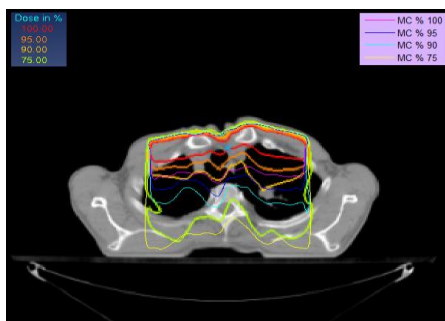
Method	Collapsed Cone	FFT Convolution	Superposition	MCNPX
MU	195.2	196.68	196.3
Max Dose(%)	112.6	110.8	112	119



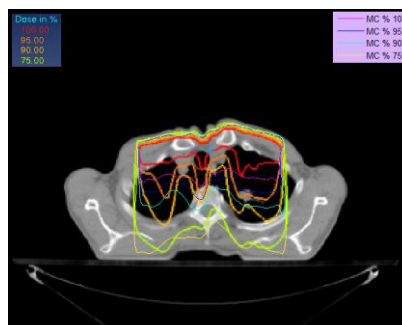
(ب)



(الف)



(د)



(ج)

شکل ۸: نتایج حاصل از توزیع دز الگوریتم‌های متفاوت سیستم طراحی درمان و مونت کارلو. الف) توزیع دز ناشی از کد MCNPX (ب) مقایسه توزیع دز Collapsed Cone و MCNPX (ج) مقایسه توزیع دز Convolution FFT و MCNPX (د) مقایسه توزیع دز Superposition و MCNPX.

جدول ۲: مقایسه نتایج حاصل از الگوریتم‌های **Collapsed Cone**، **Convolution FFT** و **Superposition** و داده‌های مونت-کارلو.

Isodos	MCNP Equivalent Collapsed Cone	MCNP Equivalent FFT Convolution	MCNP Equivalent Superposition
% 100	% 106	% 108	% 108
% 95	% 100	% 92	% 102
% 90	% 95	% 84	% 96
% 75	% 77	% 78	% 77

بحث و نتیجه‌گیری

عمق بیشینه دز الگوریتم‌ها و شبیه‌سازی به ترتیب $1/8$ cm و $1/6$ cm می‌باشد. وجود اختلاف چشم‌گیر میان نتایج شبیه‌سازی و الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان در سطح فانتوم را می‌توان به برقرار نبودن اصل تعادل الکترونی در مرز میان آب و هوا نسبت داد. هر چه عمق افزایش پیدا می‌کند اصل تعادل الکترونی بیشتر برقرار شده و در نتیجه اختلاف کاهش می‌یابد. در ناهمگنی ریه توزیع دز الگوریتم‌های **Collapsed Cone** و **Superposition** بسیار نزدیک به یکدیگر هستند و اختلاف میان این دو ۱ الی ۲ درصد می‌باشد در صورتی که اختلافی در حدود ۲ الی ۱۱ درصد در توزیع دز الگوریتم **Convolution FFT** نسبت به سایر الگوریتم‌ها مشاهده می‌شود. در مقایسه با شبیه‌سازی مونت‌کارلو توزیع دز الگوریتم‌های **Collapsed Cone** و **Superposition** روند منظم‌تری را از خود نشان می‌دهند و اختلاف مشاهده شده در حدود ۲ الی ۸ درصد می‌باشد در صورتی که **Convolution FFT** توزیع دز نامنظمی را دارا بوده و اختلاف آن در حدود ۶- الی ۸ درصد می‌باشد. در این الگوریتم منحنی‌های هم دز (۹۵٪، ۹۰٪) دز بیشتر (فضای ریه) و (۷۵٪) (۱۰۰٪ دز کمتر (بافت نرم) را نسبت به شبیه‌سازی مونت‌کارلو از خود نشان می‌دهند. این اختلاف را می‌توان به در نظر نگرفتن صحیح دز ناشی از پرتوهای پراکنده جانبی توسط الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان نسبت داد.

سرعت و دقت انجام محاسبات از مهم‌ترین اصول مربوط به هر سیستم طراحی درمانی می‌باشد که این اصول به الگوریتم‌های محاسبه‌کننده دز در این سیستم‌ها بستگی دارد به گونه‌ای که می‌توان گفت که دلیل اصلی برتری یک سیستم طراحی درمان نسبت به گونه‌های مشابه، الگوریتم محاسبه‌کننده دز در این سیستم‌ها است. نکته مشترک و مهمی که در تمامی این الگوریتم‌ها وجود دارد استفاده از اصول ریاضی در انجام محاسبات و به کار بردن فرضیات و تقریب‌های مربوط به خود می‌باشد که سبب به وجود آمدن میزانی خطا در محاسبات مربوط به دز در ارگان‌های مختلف می‌شود. در این مطالعه با استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو به بررسی میزان دقت الگوریتم‌های **Collapsed cone**، **Convolution FFT** و **Superposition** مربوط به سیستم طراحی درمان **Isogry** در ناهمگنی ریه و بافت همگن آب پرداخته شده است. منحنی **PDD** الگوریتم‌های یاد شده در مورد عمق بیشینه دز و دز بعد از ناحیه انبوهش توافق خوبی با هم داشته در صورتی که در انبوهش دز و به‌خصوص در ناحیه سطح فانتوم اختلافی در محدوده ۲٪ الی ۵٪ میان داده‌ها مشاهده می‌شود. در مقایسه با منحنی **PDD** ناشی از شبیه‌سازی در فانتوم آب منحنی الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان اندکی به سمت راست شیفت پیدا کرده‌اند و اختلاف در سطح فانتوم ۱۰٪ و در ناحیه بعد از انبوهش دز تقریباً ۱٪ می‌باشد.

بر اساس نتایج به دست آمده می‌توان بیان کرد که در بافت همگنی همانند آب خطای زیادی که از لحاظ کلینیکی معنادار باشد در الگوریتم‌ها وجود ندارد در صورتی که در ناهمگنی ریه دقت انجام محاسبات الگوریتم‌ها به گونه‌ای است که با خطای قابل توجهی روبه‌رو بوده و این اختلاف بایستی در امور کلینیکی مدنظر قرار داده شود.

تحقیقات پیشین به عمل آمده در این زمینه نیز اختلاف ۴ الی ۶ درصد را میان دز ناشی از نتایج اندازه‌گیری مستقیم و الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان گزارش کرده‌اند که با نتایج حاصل از این تحقیق توافق دارد (۹). میزان بیشینه دز و MU ناشی از الگوریتم‌ها توافق خوبی را با یکدیگر از خود نشان می‌دهند این در حالی است که اختلافی در حدود ۶ الی ۷ درصد در بیشینه دز الگوریتم‌ها و شبیه‌سازی مشاهده می‌شود.

منابع

- 1-Constine LS, Milano MT, Friedman D. Late Effects of Cancer treatment on Normal Tissues. In: Halperin EC, Perez CA, Brady LW, (Eds.) Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. 5thed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.P. 320-55.
- 2-Bucci MK, Bevan A, Roach M 3rd. Advances in radiation therapy: conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond. CA Cancer J Clin 2005Mar-Apr; 55(2): 117-34.
- 3-Animesh. Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations. J Cancer Res Ther 2005Jan-Mar; 1(1): 12-20.
- 4-Shalek RJ. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. Med Phys 1977; 4(5): 461.
- 5-Fraas BA, Smathers J, Deye J. Summary and recommendations of a National Cancer Institute workshop on issues limiting the clinical use of Monte Carlo dose calculation algorithms for megavoltage external beam radiation therapy. Med Phys 2003Dec; 30(12): 3206-16.
- 6-Lanchun Lu. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy. Int J Cancer Therapy 2013; 1(2): 01025.
- 7-Ahnesjo A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. Phys Med Biol 1999; 44(11): R99-155.
- 8- Koons T, Ahnesjo A, Nilsson P, Weber L. Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue. Phys Med Biol 1995Sep; 40(9): 1411-20.
- 9-Butts JR, Foster AE. Comparison of commercially available three-dimensional treatment planning algorithms for monitor unit calculations in the presence of heterogeneities. J Appl Clin Med Phys 2001; 2(1): 32-41.
- 10-Krieger T, ASauer O. MonteCarlo-versuspencil-beam-/collapsed-conedosecalculationinaheterogeneousmulti-layerphantom. Phys Med Biol 2005Mar; 50(5): 859-68.
- 11-Dobler B, Walter C, Knopf A, Fabri D, Loeschel R, Polednik M, "et al". Optimization of extracranial stereotactic radiation therapy of small lung lesions using accurate dose calculation algorithms. RadiatOncol 2006Nov; 1: 45.
- 12-Nisbet A, Beange I, Vollmar HS, Irvine C, Morgan A, Thwaites DI. Dosimetric verification of a commercial collapsed cone algorithm in simulated clinical situations. Radiother Oncol2004; 73(1): 79-88.
- 13-Hasenbalg F, Neuenschwander H, Mini R, Born EJ. Collapsed cone and analytical anisotropic algorithm dose calculations compared to VMC++ Monte Carlo simulations in clinical cases. Phys Med Biol2007Jul; 52(13): 3679-91.
- 14-Sharpe MB, Battista JJ. Dose calculations using convolution and superposition principles: The orientation of dose spread kernels in divergent X-ray beams. Med Phys1993Nov-Dec; 20(6): 1685-94.
- 15-Mackie TR, Scrimger JW, Battista JJ. A convolution method of calculating dose for 15 MV X-rays. Med Phys 1985Mar-Apr; 12 (2): 188-96.
- 16- Irvine C, Morgan A, Crellin A, Nisbet A, Beange I. The clinical implications of the collapsed cone planning algorithm. ClinOncol (R CollRadiol) 2004Apr; 16 (2): 148-54.
- 17-Woong Cho. Practical implementation of a collapsed cone convolution algorithm for a radiationtreatment planning system. J Korean Phys Soc 2012Dec; 61(12): 2073-83.
- 18-Mehranian A, Ay MR, Zaidi H. CT2MCNP: an integrated package for constructing patient-specific voxel-based phantoms dedicated for MCNP(X) Monte Carlo Code. IFBM 2010; 29: 319-22.

Evaluating Accuracy of Treatment Planning System Algorithms Using Monte Carlo Simulation in Heterogeneity of Lung

Mohsen Hasani¹, Kheirollah Mohammadi^{2*}, Soraya Ghasemi³, Mansooreh Nabavi³

1-MS of Nuclear Engineering Medical Radiation.

2-PhD Engineering Radiation Medicine.

3-MS of Medical Physics.

1-Department of Nuclear Engineering, Faculty of Engineering, University of Science and Research Branch, Islamic Zad, Tehran, Iran.

2-Department of Physics, Malek Ashtar University, Tehran, Iran.

3-Department of Medical Physics, Institute of Cancer Research Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

*Corresponding author:

Kheirollah Mohammadi; Department of Physics, Malek Ashtar University, Tehran, Iran.

Tel: +982122945141

Email: mohammadi79@aut.ac.ir

Abstract

Background and Objectives: The difference of calculated dose by treatment planning system (TPS) and real dose distribution in patient body is related to calculating algorithms of TPS, and this difference is more evident in heterogeneous tissues like lung. In this study dose distribution was calculated by two algorithms of Isogray TPS and compared to dose distribution calculated by Monte Carlo simulation in water and lung.

Subjects and Methods: In this study, the percentage depth dose (PDD) curves resulting from different algorithms of Isogray TPS were compared by data from simulation in homogeneous water tissue. The difference between dose distribution calculated by Isogray TPS algorithm and CT2MCNP program were obtained and accuracy of mentioned algorithm were evaluated in lung.

Results: The difference between simulation results and results of TPS algorithms including collapsed cone, Fast Fourier Transform (FFT) convolution and superposition in heterogeneous lung tissue was calculated 5%, 6% and 7%, respectively. In the maximum dose, The obtained difference was 7% with the same algorithms. no significant differences in the water between simulation results and results of TPS algorithms were observed. and the difference was obtained less than 1%.

Conclusion: In clinical treatment, there was significant difference in dose calculation by TPS algorithm in heterogeneous lung tissue. But this difference was negligible in homogeneous tissues.

Keywords: Monte Carlo, CT2MCNP, TPS, Dose calculating algorithm.

►Please cite this paper as:

Hasani M, Mohammadi Kh, Ghasemi S, Nabavi M. Evaluating Accuracy of Treatment Planning System Algorithms Using Monte Carlo Simulation in Heterogeneity of Lung. *Jundishapur Sci Med J* 2016;15(2):241-251.

Received: Aug 3, 2015

Revised: Apr 13, 2016

Accepted: Apr 16, 2016