

بررسی صحت محاسبات توزیع دز فوتون در پرتودرمانی مزوتلیومای بدخیم پلور به روش ترکیب فوتون-الکترون با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

گلشن محمودی^۱، پروانه شکرانی^۲، علیرضا عموحیدری^۳، مریم عطارذی^۴، علی حسین زاده^۵

^۱ کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران.

^۲ دانشیار، دکترای فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۳ متخصص آنکولوژی، دکترای تخصصی، گروه آنکولوژی پرتوی، بیمارستان میلاد، اصفهان، ایران.

^۴ استادیار، دکترای فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد، شهرکرد، ایران.

^۵ مربی، کارشناسی ارشد اپیدمیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران.

نشانی نویسنده مسئول: اصفهان، دانشگاه علوم پزشکی، دانشکده پزشکی، پروانه شکرانی

E-mail: Shokrani@med.mui.ac.ir

وصول: ۹۳/۹/۱۱، اصلاح: ۹۳/۱۱/۲، پذیرش: ۹۳/۱۲/۴

چکیده

زمینه و هدف: در درمان مزوتلیومای بدخیم پلور در غیاب روش IMRT، درمان با پرتو فوتون و حفاظ ریه و سپس با پرتو الکترون انجام می‌گیرد. توزیع دز در درمان با فوتون تحت تاثیر بافت ناهمگن، عدم تعادل الکترونی در مرزها، وجود حفاظ در میان میدان و باریک بودن میدان می‌باشد. هدف از این پژوهش محاسبه توزیع دز در پرتودرمانی مزوتلیوما با پرتو فوتون و حفاظ جزیره‌ای ریه به روش شبیه‌سازی مونت کارلو و بررسی صحت محاسبات سیستم طراحی درمان (TPS) برای درمان پلور می‌باشد.

مواد و روش‌ها: توزیع دز در درمان با فوتون و حفاظ جزیره‌ای ریه به سه روش به دست آمد: (۱) شبیه‌سازی مونت کارلو (۲) سیستم طراحی درمان (۳) فیلم دزیمتری در فانتوم آنتروپومورفیک تنه. اعتبار نتایج روش (۱) در مقایسه با نتایج روش (۳) سنجیده شد. صحت نتایج روش (۲) در مقایسه با نتایج روش (۱) بررسی شد.

یافته‌ها: صحت شبیه‌سازی سر درمان با انطباق توزیع دز محاسبه شده و اندازه‌گیری شده در فانتوم آب و صحت محاسبات توزیع دز در فانتوم توموگرافیک تنه به روش شبیه‌سازی در مقایسه با نتایج فیلم دزیمتری در فانتوم آنتروپومورفیک تنه تأیید شد در دو میدان با و بدون استفاده از حفاظ ریه).

نتیجه‌گیری: در مقایسه با مونت کارلو، سیستم طراحی درمان: پوشش دز محاسبه شده در پلور را ۳-۱۲ mm و در ناحیه زیر حفاظ ریه دز را ۱۰-۵۰٪ بیشتر تخمین زد و در نواحی با دز کم (کمتر از ۵۰٪)، عرض پروفایل دز را ۱-۱۶ mm و در نواحی خارج از میدان دز را ۶-۱۰۰٪ کمتر تخمین زد.

واژگان کلیدی: مزوتلیومای بدخیم پلور، پرتودرمانی، ناهمگنی، حفاظ ریه، شبیه‌سازی مونت کارلو.

مقدمه

در بیماری مزوتلیوما بدخیم پلور، پرده جنب (Pleura) ریه که در مرز مشترک ریه و بافت نرم قرار دارد و ریه را به طور کامل احاطه کرده، درگیر می‌شود (۱). آزبست (Asbestos) به عنوان علت اصلی مزوتلیوما شناخته شده است، به طوری که بیشتر از ۸۰ درصد موارد، به مواجهه با آزبست نسبت داده شده است (۱).

پرتودرمانی یکی از روش‌های درمان بیماری مزوتلیوما بدخیم پلور است که به صورت ترکیب با جراحی استفاده می‌شود (۲، ۳). چالش مهم در پرتودرمانی این بیماری بزرگ بودن حجم ناحیه درمان است که یک نیمه قفسه سینه را به طور کامل دربر می‌گیرد و با ریه‌ها، قلب، کبد، طناب نخاعی، مری و کلیه همان سمت مجاورت دارد و تا حدی آنها را احاطه می‌کند. بنابراین در درمان این بیماری باید آستانه دز تحمل این ارگان‌ها در نظر گرفته شود. همچنین حجم درمان شامل نواحی ناهمگن و کم‌چگال از جمله ریه و پرده پلور می‌باشد و لذا محاسبه صحیح توزیع دز برای بررسی انجام درمان موفق و حفظ ارگان‌های سالم از اهمیت بالایی برخوردار است (۴).

بهترین روش پرتودرمانی مزوتلیوما روش Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) مزوتلیوما است. در این روش میدان درمان به چندین میدان کوچک تقسیم و هر میدان با شدت متفاوت درمان می‌شود تا توزیع دز یکنواختی حول حجم هدف ایجاد شود (۴).

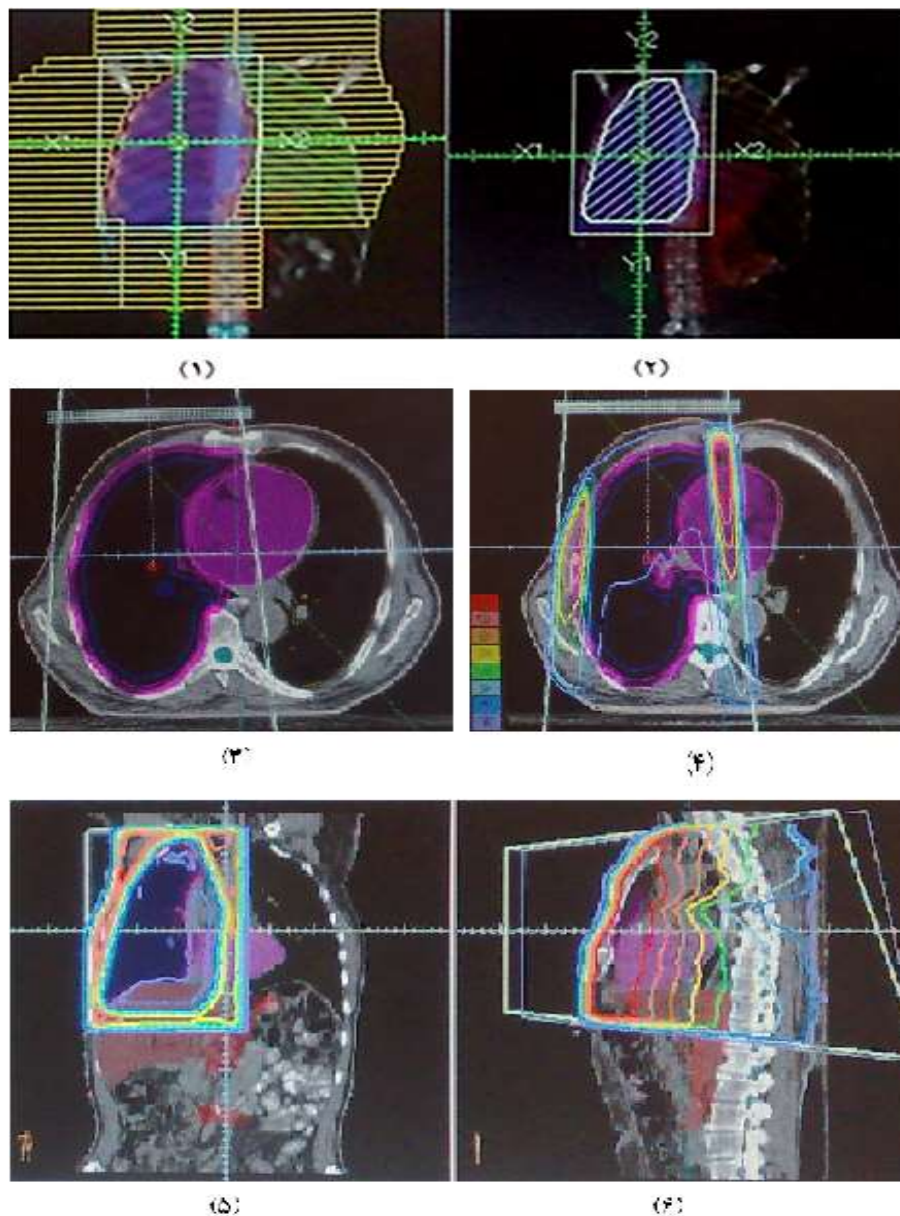
این در حالی است که در بخش‌هایی که تکنولوژی IMRT وجود ندارد، از روش ترکیب فوتون-الکترون (Combined photon/electron technique) استفاده می‌شود. در این روش در درمان با فوتون، برای حفظ بافت‌های سالم موجود در حجم درمان از جمله ریه همان سمت که در زیر پرده پلور قرار دارد از حفاظ استفاده -

می‌شود. سپس نواحی حفاظ گذاری شده با الکترون درمان می‌شود (۵). از اشکالات این روش می‌توان به نا-همگنی دز در نواحی مرزی فوتون-الکترون و نرسیدن دز مورد نظر به حجم درمان اشاره کرد (۴). همچنین به دلیل چگالی کم بافت ریه الکترون‌های اولیه و ثانویه (ناشی از تابش فوتون) هر دو به بافت ریه نفوذ می‌کنند و بنابراین در این روش نمی‌توان از ریه به طور کامل محافظت نمود (۶).

تحقیقات متعددی در مورد استفاده از روش IMRT انجام شده است (۷-۱۱) و تحقیقات در مورد روش درمانی ترکیب فوتون-الکترون انگشت شمار می‌باشد (۵، ۶).

چالش‌های موجود در محاسبات دز فوتون در روش ترکیب فوتون-الکترون عبارتند از (۱) وجود بافت ناهمگن ریه (۲) مرز بین دو ماده با چگالی متفاوت (ریه با پلور، پلور با بافت نرم و ریه با حفاظ) (۳) میدان نامنظم و باریک و (۴) وجود حفاظ در میان میدان.

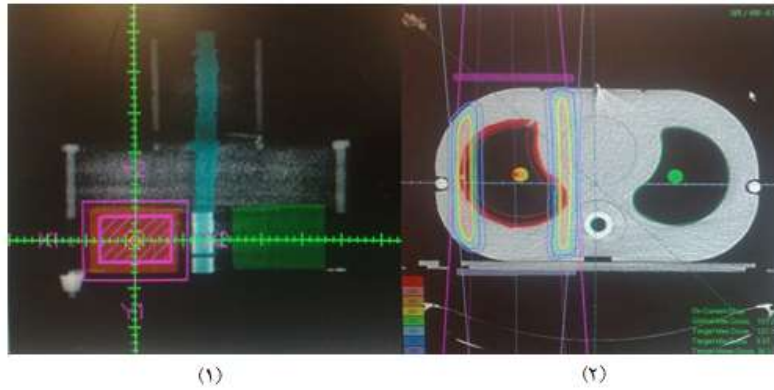
صحت محاسبات در دستگاه‌های طراحی درمان در درمان با فوتون برای بیماری مزوتلیوما دارای محدودیت‌هایی می‌باشد. یکی از محدودیت‌های مهم وجود ناهمگنی‌ها است که تعادل الکترونی را در ناحیه درمان برهم می‌زند. در این مطالعه ریه ناهمگنی موجود در میدان درمان پلور به شمار می‌آید. وجود بافت ریه دو اثر مهم در توزیع دز به وجود می‌آورد: (۱) افزایش نفوذ پرتو به علت کاهش چگالی بافت که باعث افزایش دز در داخل ریه و بافت نرم بعد از آن می‌شود و (۲) کاهش دز در پلور به دلیل کاهش شار الکترون‌های ثانویه و پراکندگی به عقب (Back scatter) (۱۲ و ۶). همچنین به علت قرار دادن حفاظ در میان میدان و باریک بودن میدان درمانی پلور، لازم است تأثیر فصل مشترک حفاظ با بافت‌های مختلف در توزیع دز ناحیه پلور که با میدان باریکی پوشانده می‌شود، بررسی شود. در چنین مواردی که وجود ناهمگنی و یا اندازه‌ی میدان بر تعادل الکترونی در میدان



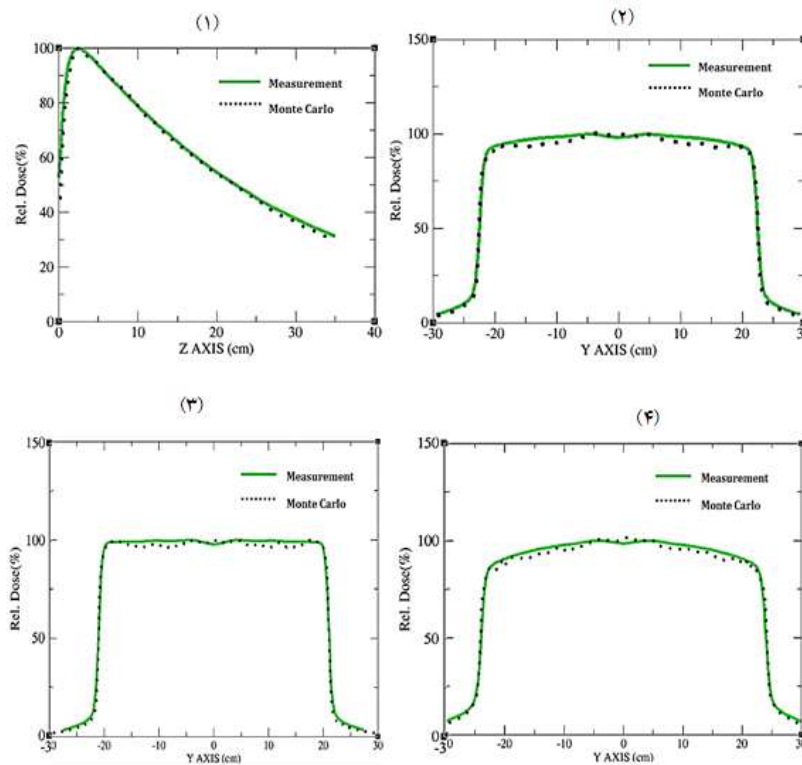
شکل ۱: طراحی درمان انجام شده برای بیمار مزوتلیوما با استفاده از سیستم طراحی درمان TiGRT، عدم امکان انتخاب همزمان MLC و block در TPS سبب شد تا درمان با دو میدان جداگانه برای قرار دادن MLC و block تعریف شود و توزیع دز ترکیب دو میدان بدست آید. (۱) میدان درمان با MLC (۲) میدان درمان با block. (۳) PTV حاشیه‌ای چند میلیمتری درون و بیرون ریه را فرا می‌گیرد. (۴) توزیع دز بدست آمده از ترکیب دو میدان MLC و block در درمان مزوتلیوما با انرژی ۱۸ MV و دز کل ۵۰۰۰ cGy در مقطع عرضی (۵) مقطع کروئال (۶) مقطع ساجیتال.

هدف از این پژوهش بررسی صحت محاسبات توزیع دز در سیستم طراحی درمان (Targeted Image Guided Radiation Therapy) در پرتودرمانی مزوتلیومای بدخیم پلور با فوتون با استفاده از حفاظ در میان میدان درمان مزوتلیوما با روش شبیه سازی مونته-کارلومی باشد.

پرتو تأثیر می‌گذارد، توزیع دز با الگوریتم های نیمه تجربی و الگوریتم های بر اساس مدل (Model-based algorithm) قابل پیش بینی نیست و برای محاسبه دز در بافت‌های ناهمگن و در مرز آنها و بطور کلی در مواردی که تعادل الکترونی برقرار نیست توصیه می‌شود از شبیه سازی مونته‌کارلو استفاده شود (۱۳).



شکل ۲. طرح درمان مزوتلیوما برای فانتوم توموگرافیک انجام شده با سیستم طراحی درمان TiGRT. (۱) طراحی درمان مزوتلیوما بر روی ریه راست فانتوم توموگرافیک از دید x-y. انتخاب نقطه هم‌مرکز در وسط ریه و میدان مستطیلی به ابعاد $13 \times 10 \text{ cm}^2$ و حفاظ مستطیلی (قسمت هاشور خورده) در میان میدان به ابعاد $9 \times 6 \text{ cm}^2$ در محل نقطه هم‌مرکز. (۲) طراحی درمان مزوتلیوما بر روی ریه راست فانتوم توموگرافیک و توزیع دز بدست آمده با دز تجویزی 50 Gy از دید x-z مقطع عرضی. ناحیه هدف حاشیه‌ای 2 cm دورتادور ریه را پوشش می‌دهد.



شکل ۳. (۱) نمودار درصد دز عمقی محاسبه شده توسط شبیه‌سازی مونته‌کارلو و اندازه‌گیری در میدان تابش $40 \times 40 \text{ cm}^2$ و انرژی 18 MV . (۲) پروفایل دز در شبیه‌سازی مونته‌کارلو و اندازه‌گیری در میدان تابش $40 \times 40 \text{ cm}^2$ و انرژی 18 MV و عمق 20 cm . (۳) عمق 5 cm . (۴) عمق 0 cm .

انجام شد و سپس این شبیه‌سازی با اندازه‌گیری عملی اعتبارسنجی شد. در ادامه با شبیه‌سازی فانتوم توموگرافیک و پیاده‌سازی طرح درمان مزوتلیوما بر روی آن با استفاده از روش مونته‌کارلو، توزیع دز مربوط به آن بدست آمد و برای اعتبارسنجی شبیه‌سازی سر درمان مزوتلیوما از

مواد و روشها

با مقایسه نتایج دو روش سیستم طراحی درمان و مونته‌کارلو، صحت محاسبات توزیع دز سیستم طراحی درمان بررسی شد. برای این کار در ابتدا شبیه‌سازی سر دستگاه شتابدهنده خطی به روش شبیه‌سازی مونته‌کارلو

بهنجار شد. طراحی درمان هر بیمار با پرتو فوتون MV ۱۸ و برای دز ۲۰۰ cGy در ۲۵ جلسه انجام شد.

۲) شبیه سازی مونته کارلو

شبیه سازی مونته کارلو در سه مرحله انجام شد. مرحله اول جهت شبیه سازی سردستگاه شتابدهنده خطی، مرحله دوم جهت شبیه سازی فانتوم توموگرافیک و محاسبات توزیع دز در آن و مرحله سوم جهت شبیه سازی بیماران مزوتلیوما و محاسبات توزیع دز مربوط به آنها صورت گرفت.

۲-۱) شبیه سازی سر دستگاه شتابدهنده خطی

شبیه سازی سر دستگاه شتابدهنده خطی Siemens Oncor واقع در بیمارستان میلاد اصفهان با استفاده از کد کاربری مونته کارلو BEAMnrc برای پرتوهای فوتون با انرژی ۱۸ MV انجام شد (۱۴) و محاسبات توزیع دز در فانتوم آب اتوماتیک (Medphysto mc2, mp3, PTW, Germany) به وسیله کد DOSEXYZnrc انجام گرفت (۱۵). سر دستگاه شامل شش قسمت اصلی است که عبارتند از هدف، فیلتر هموار کننده (flattening filter)، اتاقک یونش، آینه، فکها (jaws) و MLC. آینه و اتاقک یونش در شبیه سازی قرار نگرفتند چرا که تأثیر آنها بر روی پرتو قابل صرف نظر کردن است و در محل قرار گیری آنها از هوا استفاده شد. Jaws موازی با محور y و MLC موازی با محور x گرفته شد. منبع شماره ۱۹ در BEAMnrc برای توصیف پرتو الکترونی انتخاب شد، بدین صورت که شدت شعاعی پرتو الکترونی دارای توزیع گاوسی باشد. در این شبیه سازی مقطع توزیع پرتو، دایره ای و مقدار پهنا در نصف مقدار بیشینه (Full width at half maximum (FWHM)) برابر با ۰/۱ cm در نظر گرفته شد. همچنین از پرتو الکترونی تک انرژی استفاده شد تا بتوان پخش شدن انرژی و اثر آن بر روی درصد دوز عمقی (Percent depth dose (PDD)) و پروفایل های دز را کاهش داد. آستانه پایین انرژی الکترون در برهمکنشها (ECUT)، ۰/۷ MeV و آستانه پایین انرژی

دزیمتری عملی با دزیمتر فیلم استفاده شد. پس از اعتبارسنجی شبیه سازی طراحی درمان هایی که قبلاً برای ۴ بیمار مزوتلیوما انجام شده بود، توسط شبیه سازی مونته-کارلو نیز انجام گرفت و نتایج توزیع دز دو روش سیستم طراحی درمان و شبیه سازی مونته کارلو برای بررسی صحت محاسبات سیستم طراحی درمان مقایسه شد.

۱) طراحی درمان

در طراحی درمان از تصاویر CT برای ۴ بیمار که قبلاً در مرکز پرتودرمانی بیمارستان میلاد اصفهان درمان شده بودند، استفاده شد. برای انجام طراحی درمان از سیستم طراحی درمان TiGRT که محاسبات دز را بر اساس الگوریتم superpositionconvolution انجام می-دهد، استفاده شد.

با استفاده از تصاویر CT بیمار و با توجه به محدوده آناتومیک پلور حجم هدف (target volume) مشخص شد و با در نظر گرفتن حاشیه مورد نیاز حجم هدف طراحی شده (Planning Target Volume (PTV)) تعیین شد. ارگان های حیاتی در میدان درمان مزوتلیوما برای بیمار با تومور در سمت راست، ریه سمت تومور و سمت مقابل، کبد، کلیه و طناب نخاعی هستند. برای شکل دادن به میدان و حفاظت ارگان های حیاتی از حفاظت استفاده شد. از آنجاییکه سیستم طراحی درمان قابلیت انتخاب همزمان کولیماتور چند برگه ای (Multi leaf collimator (MLC)) و حفاظ (block) را نداشت، طراحی درمان با انتخاب دو میدان در یک طرح درمان انجام شد. در میدان اول برای شکل دادن به میدان درمان از MLC استفاده شد و در میدان دوم برای حفاظت از ریه یک block در وسط ریه قرار داده شد. نمونه ای از طراحی درمان انجام شده برای یکی از بیماران در شکل ۱ آورده شده است.

محل نقطه ایزوستر در وسط میدان درمان انتخاب شد. از آنجاییکه این نقطه در زیر حفاظ قرار می گیرد توزیع دز نسبی، نسبت به نقطه ای در وسط ناحیه PTV

فوتون در برهمکنش‌ها (PCUT)، 0.01 MeV قرار داده شد. همچنین تعداد ذرات 100 میلیون ذره در نظر گرفته شد. در این مرحله پارامترهای سر دستگاه برای فیلد باز ($40 \times 40 \text{ cm}^2$) تنظیم شد تا نمودارهای درصد دز عمقی و پروفایل با آنچه از اندازه‌گیری بدست آمده مطابقت داشته باشد.

فانتوم آب با ابعاد $(x \times y \times z) \text{ cm}^3$ توسط کد DOSXYZnrc شبیه‌سازی شد. اندازه و کسل‌ها در نواحی با شیب دز بالا کوچکتر قرار داده شد. وکسل‌ها در راستای محور Z برای قبل و بعد از ناحیه انباشت دز به ترتیب 0.3 cm و 1 cm و در راستای محور x و y نیز به یک حالت در نظر گرفته شد، بدین صورت که برای نواحی خارج و داخل از میدان 1 cm و برای ناحیه نیم سایه 0.3 cm در نظر گرفته شد.

مقایسه نتایج شبیه‌سازی و مونته‌کارلو بر طبق مطالعه Venselaar (۱۶ و ۱۴) که در مقاله خود درصد خطای مجاز نواحی مختلف (نواحی σ) نمودارهای PDD و پروفایل دز حاصل از مونته‌کارلو و اندازه‌گیری را بیان کرده است، انجام شد. ناحیه σ_1 برای تمامی نقاط بعد از انباشت دز به عنوان ناحیه‌ای با تغییرات دز پایین تعریف شده است. σ_2 ناحیه انباشتدز و قبل از آن، نیم سایه و یا مزر مشترک ناهمگنی را شامل می‌شود. σ_3 برای نقاط داخل میدان تابش تعریف شده، حتی اگر نقاط خارج از محور مرکزی باشند. σ_4 نقاط خارج از لبه میدان را احاطه می‌کند. σ_{50-90} به عنوان ناحیه نیم سایه تعریف شده است و در نمودار پروفایل دز بین 50% تا 90% را شامل می‌شود.

۲-۲) شبیه‌سازی فانتوم توموگرافیک و انجام محاسبات دز در آن

شبیه‌سازی فانتوم توموگرافیک با استفاده از تصاویر CT گرفته شده از آن توسط سیستم تصویربرداری Siemens, Somatom Sensation 40/64 و کد DOSXYZnrc/ctcreate انجام شد (۱۵). برای قرار

دادن مقدار مناسب اندازه فیلد و شیلد در شبیه‌سازی با استفاده از سیستم طراحی درمان (TPS) TiGRT برای فانتوم طراحی درمان مزوتلیوما انجام شد و مقادیر مناسب فیلد و شیلد بدست آمد. شکل ۲ طرح درمان مزوتلیوما را که توسط TPS انجام شده، نشان می‌دهد. شبیه‌سازی برای پرتودرمانی مزوتلیوما با پرتو فوتون 18 MV در حالت AP با 100 میلیون ذره انجام شد. شبیه‌سازی و اعتبارسنجی آن در دو حالت با و بدون حضور حفاظ در شرایط کاملاً مشابه انجام شد. برای شبیه‌سازی سر دستگاه در حضور حفاظ، قطعه block به اجزای سر دستگاه شبیه‌سازی شده در مرحله قبل اضافه شد و کولیماتور ثانویه و MLC طبق طرح درمان مزوتلیوما تنظیم شد تا توانایی مونته‌کارلو برای شبیه‌سازی پرتودرمانی معمولی ترکیب فوتون-الکترون سنجیده شود. میدان برای ریه راست فانتوم تعریف شد و حفاظ سربی با ضخامت 7 cm در وسط ریه قرار داده شد. اندازه میدان درمان و حفاظ ریه در محل نقطه هم مرکز پس از بهینه‌سازی به ترتیب $13 \times 10 \text{ cm}^2$ و $9 \times 6 \text{ cm}^2$ بدست آمد.

۲-۳) شبیه‌سازی بدن بیماران و انجام محاسبات توزیع دز مربوط به آنها

پس از اعتبارسنجی مونته‌کارلو برای درمان مزوتلیوما بدن بیماران با استفاده از تصاویر CT گرفته شده از آنها و کد ctcreate شبیه‌سازی شد.

قطعات استفاده شده در شبیه‌سازی سر دستگاه در این مرحله همانند مرحله قبل شامل هدف، کولیماتور اولیه و فیلتر هموارکننده، اتافک یونش، آینه، کولیماتور ثانویه، MLC و block بود. شبیه‌سازی سر دستگاه برای هر بیمار با توجه به طرح درمان انجام شده برای بیمار و اطلاعات استخراج شده از آن شامل اندازه کولیماتور ثانویه، MLC و block انجام شد. تعداد ذرات برای تمامی بیماران 100 میلیون ذره در نظر گرفته شد.

۳) اندازه‌گیری عملی

گیری بدست آمد تا با آنچه از شبیه‌سازی بدست آمده مقایسه شود.

۴) مقایسه طراحی درمان و شبیه‌سازی

پس از انجام شبیه‌سازی‌ها برای بیماران و بدست آوردن توزیع دز آنها، نتایج بدست آمده با آنچه از سیستم طراحی درمان استخراج شده مقایسه شدند. اینکار با مقایسه پروفایل‌ها در دو عمق متفاوت و دو برش CT متفاوت انجام شد.

یافته‌ها

۱) اعتبارسنجی سر دستگاه شتابدهنده خطی

اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی شتابدهنده خطی با مقایسه نمودارهای درصد دز عمقی و پروفایل‌های دز بدست آمده از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری عملی انجام شد. انرژی پرتوهای الکترونی مربوط به پرتوهای فوتون ۱۸MV در میدان تابش $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ، 14 MeV بدست آمد. مقدار FWHM منبع برای محاسبه درصد دز عمقی و پروفایل‌های دز برابر با $\text{FWHM} = 0.1 \text{ cm}$ در هر دو جهت x,y بدست آمد. شکل ۳ نتایج مربوط به مقایسه نمودارهای PDD را برای میدان تابش $40 \times 40 \text{ cm}^2$ و پروفایل‌های دز را در میدان تابش $40 \times 40 \text{ cm}^2$ و عمق‌های 5 cm ، $12/5 \text{ cm}$ و 20 cm نشان می‌دهد. اختلاف بین مقادیر شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مطابق با شرایط Venselaar (۱۶) بررسی شد و نتایج در جدول ۱ آورده شده است.

۲) اعتبارسنجی محاسبات توزیع دز پرتودرمانی مزوتلیوما در فانتوم توموگرافیک

اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی طرح درمان مزوتلیوما بر روی فانتوم توموگرافیک، با مقایسه پروفایل دز بدست آمده از توزیع دز حاصل از شبیه‌سازی مونته‌کارلو و پروفایل دز حاصل از اندازه‌گیری با دزیمتر فیلم در میان فانتوم انتروپومورفیک انجام شد. اعتبارسنجی در دو حالت اندازه‌گیری با و بدون قرار دادن حفاظ ریه انجام شد. مقایسه پروفایل‌های دز در هر دو حالت در عمق $10/5 \text{ cm}$

اندازه‌گیری عملی در دو مرحله انجام شد. مرحله اول جهت اعتبارسنجی شبیه‌سازی اولیه سر دستگاه و مرحله دوم جهت اعتبارسنجی شبیه‌سازی سر درمان مزوتلیوما برای فانتوم در دو حالت با و بدون استفاده از شیلد میان ریه.

۱-۳) اندازه‌گیری جهت اعتبارسنجی شبیه‌سازی سر دستگاه

در اندازه‌گیری مرحله اول از اتاقک یونش PTW با حجم $0/12 \text{ cm}^3$ جهت دزیمتری استفاده شد. پرتودهی با پرتو فوتون 18 MV در فانتوم آب اتوماتیک به حجم $48 \times 48 \times 48 \text{ cm}^3$ انجام شد. در این مرحله اندازه‌گیری‌ها فاصله منبع تا سطح (SSD) برابر 100 cm در نظر گرفته شد. نتایج این اندازه‌گیری‌ها به بیشینه دز اندازه‌گیری شده در امتداد هر محور اندازه‌گیری بهنجارسازی گردید.

۲-۳) اندازه‌گیری جهت اعتبارسنجی شبیه‌سازی درمان

جهت اعتبارسنجی شبیه‌سازی سر درمان مزوتلیوما برای فانتوم از فیلم دزیمتر Kodak/EDR2 استفاده شد. قبل از انجام اندازه‌گیری اصلی فیلم دزیمتر در جهت افقی و عمودی کالیبره شد و ضریب تصحیح پاسخ فیلم نسبت به اتاقک یونش بدست آمد تا در نتایج دزیمتری اعمال گردد. شرایط درمان بر روی دستگاه اعمال شد و فیلم به صورت عمودی در میان ریه راست فانتوم توموگرافیک قرار داده شد و درمان در حالت (Source to axis distance (SAD)) برابر با $89/6 \text{ cm}$ با انرژی 18 MV انجام شد. مختصات تخت در این آزمایش برای x, y و z به ترتیب $+9/2 \text{ cm}$ ، $-0/14 \text{ cm}$ و $+10/4 \text{ cm}$ و اندازه میدان درمان $13 \times 10 \text{ cm}^2$ قرار داده شد. اندازه‌گیری در دو حالت با و بدون حفاظ ریه با شرایط کاملاً مشابه انجام شد. حفاظ با ابعاد $9 \times 6 \text{ cm}^2$ در وسط میدان درمان قرار داده شد. آنالیز دزیمتری فیلم‌های بدست آمده با استفاده از کد نوشته شده در برنامه MATLAB/R2010b انجام شد و نمودارهای هم دز (isodose) حاصل از دو اندازه-

نتایج حاصل از اندازه‌گیری با دزیمتر فیلم نشان داد شکل ۴ نتایج مقایسه اندازه‌گیری و شبیه‌سازی را در حالت استفاده از حفاظ ریه و شکل ۵ نتایج در حالت بدون استفاده از حفاظ را نشان می‌دهد.

۳) مقایسه محاسبات توزیع دز حاصل از شبیه‌سازی مونته‌کارلو و سیستم طراحی درمان برای بیماران مزوتلیوما با اعتبارسنجی محاسبات توزیع دز در پرتودرمانی

مزوتلیوما در فانتوم توموگرافیک صحت محاسبات روش شبیه‌سازی تأیید شد. پس از بدست آوردن توزیع دز مزوتلیوما از روش شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان، نتایج مونته‌کارلو و سیستم طراحی درمان با مقایسه پروفایل دز در یک برش CT و در عمق یکسان انجام شد و دزهای نسبی به ۱۰۰٪ بهنجار شد. شکل ۶ مقایسه پروفایل‌های دز حاصل از مونته‌کارلو و سیستم طراحی درمان را برای بیماران مورد مطالعه به همراه عمقی که پروفایل دز برای آنها رسم شده است را نشان می‌دهد.

بحث

وجود بافت‌های ناهمگن در حجم درمان بر توزیع دز تأثیر می‌گذارد و به همین دلیل لازم است در محاسبات توزیع دز برای تأثیر ناهمگنی‌ها و به ویژه عدم تعادل جانبی الکترون در مرز بین دو بافت ناهمگن تصحیح انجام شود (۲۵-۱۷). هدف از این تحقیق بررسی صحت محاسبات انجام شده توسط TPS در درمان با فوتون مزوتلیوما به روش ترکیب فوتون-الکترون بود. چالش‌های موجود در محاسبات دز در درمان مزوتلیوما عبارتند از (۱) وجود بافت ناهمگن (۲) مرز بین دو ماده با چگالی متفاوت (ریه با پلور، پلور با بافت نرم و ریه با حفاظ) (۳) میدان نامنظم و باریک و (۴) وجود حفاظ در میان ریه. در این مطالعه محاسبات دز در TPS با محاسبات دز به روش شبیه‌سازی مونته‌کارلو مقایسه شد. در مقایسه با نتایج مونته‌کارلو عرض پروفایل دز محاسبه شده توسط TPS در ناحیه ۹۰٪ بین ۱۲-۳ میلی‌متر بیشتر بود. این بدین معنی است

جدول ۱: مقایسه میان مقادیر شبیه‌سازی و اندازه‌گیری، با استفاده از شرایط Venselaar (۱۶)

شرایط مورد قبول	بزرگترین اختلاف مشاهده شده	نواحی سیگما
٪۲	٪۱	σ_1
٪۱۰ (۳mm)	٪۵ (۱/۱۹ mm)	σ_2
٪۳	٪۳	σ_3
٪۳۰	٪۲۰	σ_4
۲mm	۰/۰۹ mm	σ_{50-90}

جدول ۲: مقایسه نتایج شبیه‌سازی مونته‌کارلو (MC) و سیستم طراحی درمان (TPS) برای نواحی خارج از میدان و زیر حفاظ برای بیمار شماره یک.

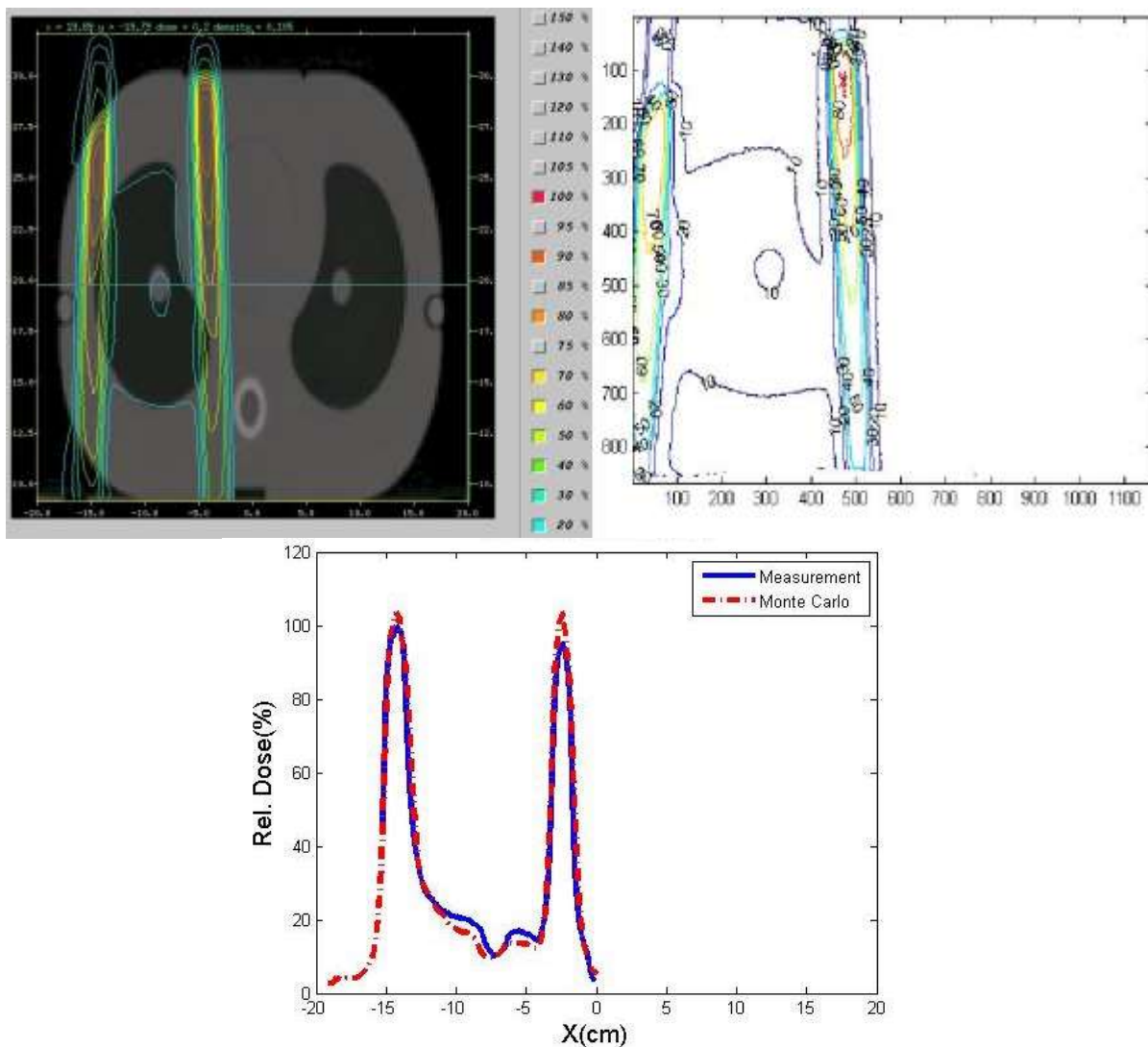
ناحیه	محدوده خطا	تخمین کمتر TPS	تخمین بیشتر TPS
خارج از میدان	۴-۱۰۰٪	*	
زیر حفاظ	۴-۴۲٪		*

جدول ۳: مقایسه نتایج شبیه‌سازی مونته‌کارلو (MC) و سیستم طراحی درمان (TPS) برای پهنای دزیمتری (Dosimetric Width) پروفایل‌های دز در دزهای نسبی ۹۰٪، ۵۰٪ و ۲۰٪ برای پلور راست و چپ برای بیمار شماره یک.

اختلاف (cm)	MC (cm)	TPS (cm)	محدوده درصد نسبی دز
۱/۲	۰/۶	۱/۸	(DW-90)1*
۰/۳	۳/۱	۲/۸	(DW-50)1
۱/۱	۴/۷	۳/۶	(DW-20)1
۰/۲	۳/۱	۱/۹	(DW-50)2
۰/۹	۴/۴	۲/۵	(DW-20)2

* ۱ نشاندهنده پلور چپ و ۲ نشاندهنده پلور راست است.

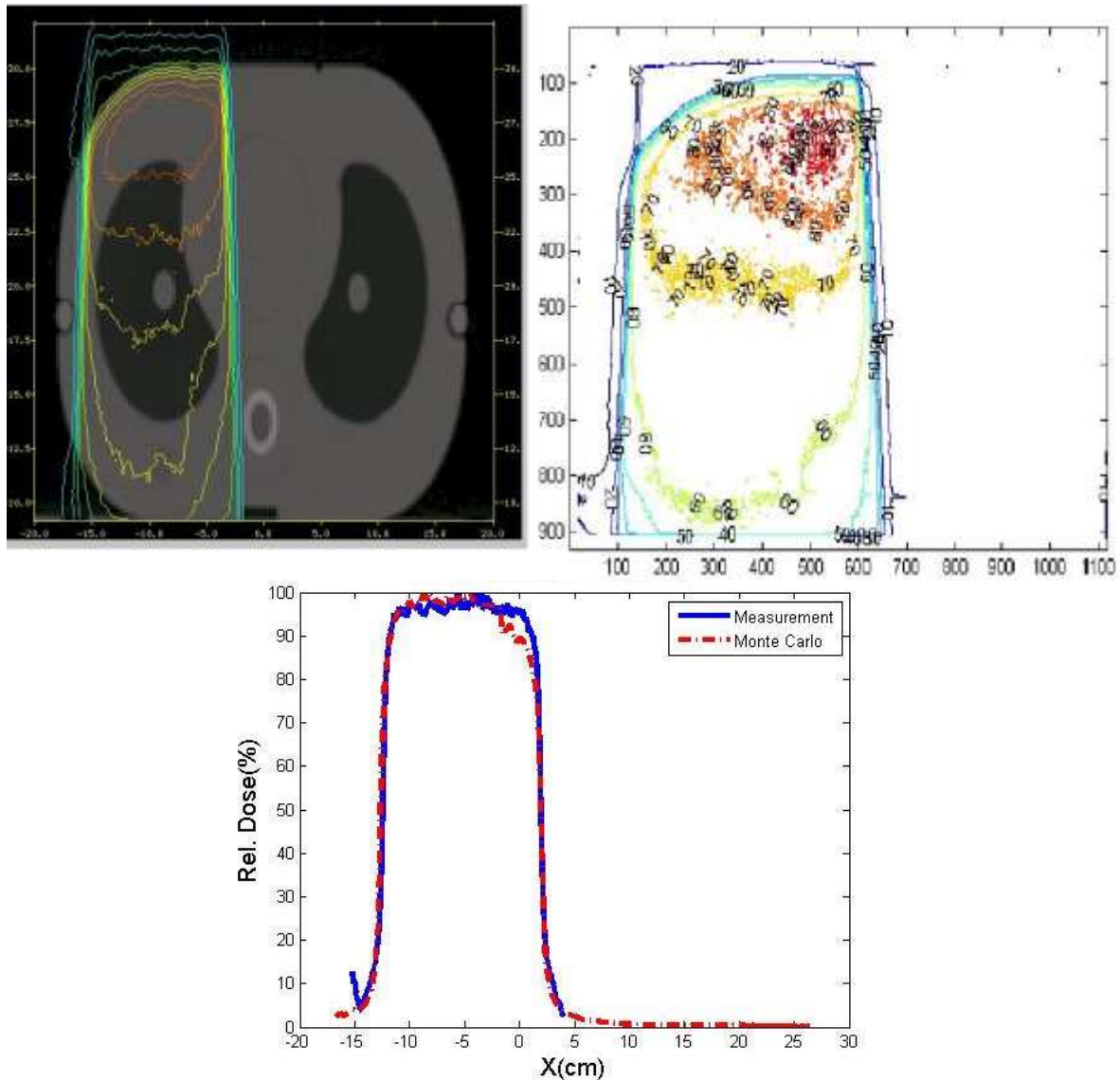
فانتوم و در جهت Y صورت گرفت. نتایج دزیمتری با استفاده از کد نوشته شده در برنامه MATLAB بدست آمد. در کالیبراسیون عمودی در عمق ۱۰/۵cm اختلاف مقادیر درصد دز عمقی اندازه‌گیری شده با اتاقک یونش و فیلم ۳/۲۵٪ اندازه‌گیری شد و ضریب تصحیح پاسخ فیلم دزیمتر ۱/۰۳۵ بدست آمد. با استفاده از نتیجه کالیبراسیون عمودی (ضریب تصحیح) برای محاسبات فیلم دزیمتر تصحیح انجام شد و نمودار پروفایل دز حاصل از شبیه‌سازی در درمان مزوتلیوما بر روی فانتوم توموگرافیک در دو حالت با و بدون استفاده از حفاظ در عمق ۱۰/۵cm، مطابقت قابل قبولی را (در بیشتر نقاط کمتر از ۱٪) با



شکل ۴. توزیع دز بدست آمده با تابش در میدان مزوتلیوما ($13 \times 10 \text{ cm}^2$) در حضور حفاظ ریه با ابعاد ($9 \times 6 \text{ cm}^2$) بر روی فانتوم توموگرافیک (۱) با استفاده از روش شبیه‌سازی مونته‌کارلو (۲) با استفاده از اندازه‌گیری توسط دزیمتر فیلم (۳) مقایسه پروفایل‌های دز حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری در عمق $10/5 \text{ cm}$.

نسبت به شبیه‌سازی مونته‌کارلو بیشتر تخمین زده است. عدم محاسبه صحیح دز خارج از میدان باعث می‌شود دز رسیده به ارگان‌های حساس صحیح تخمین زده نشوند و این مسئله ممکن است منجر به عوارض طولانی مدت در این ارگان‌ها شود. این اختلاف‌ها در محاسبات توزیع دز برای نواحی خارج از میدان با دز پایین می‌تواند به توانایی سیستم طراحی درمان در محاسبه پرتوهای پراکنده ناشی از Jaws, MLC و همچنین پرتوهای پراکنده شده از حجم هدف مربوط شود. مطالعه‌ی Jang (۸) و Court (۱۱) نیز این نتیجه را تأیید می‌کنند که دز ناحیه خارج از میدان توسط سیستم طراحی درمان کمتر از مونته‌کارلو تخمین

که TPS پوشش دز در ناحیه پلور را مناسب نشان می‌دهد، در صورتی که محاسبات مونته‌کارلو نشان‌دهنده‌ی پوشش ناکافی پلور می‌باشد. این مسئله می‌تواند به دلیل ناتوانی TPS در محاسبه دز میدان‌های باریک، مرز بین بافت نرم و ریه و نقاط نزدیک به حفاظ باشد. در نواحی با دز پایین (کمتر از ۵۰٪) عرض پروفایل دز محاسبه شده توسط TPS در مقایسه با مونته‌کارلو $1-16 \text{ mm}$ کمتر بود. مقایسه پروفایل‌های دز شبیه‌سازی و اندازه‌گیری برای بیماران نشان داد که سیستم طراحی درمان در نواحی خارج از میدان دز را ۱۰۰٪-۶٪ نسبت به شبیه‌سازی مونته‌کارلو کمتر تخمین زد و در ناحیه زیر حفاظ دز را ۵۰٪-۱۰٪



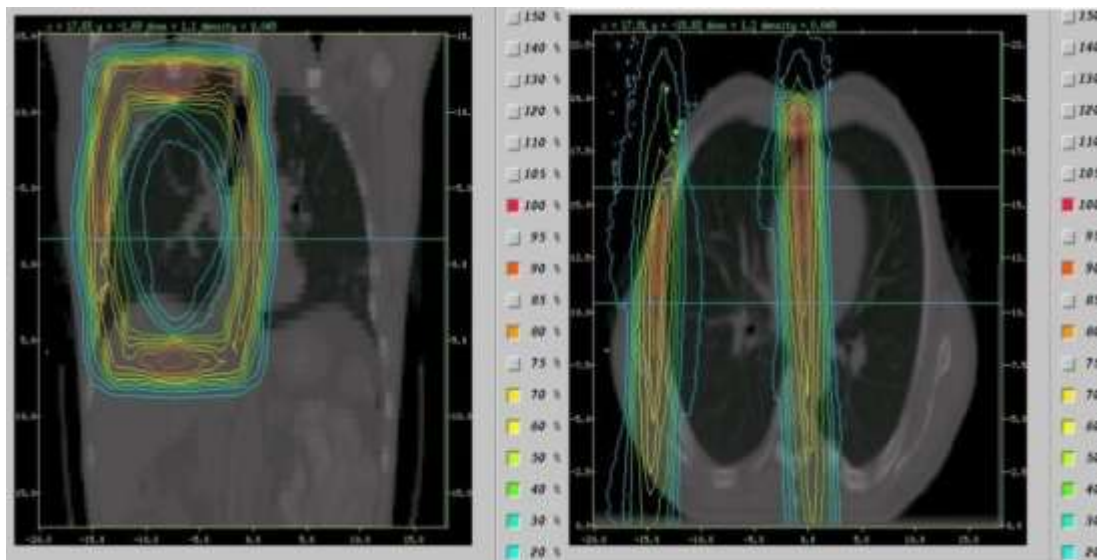
شکل ۵: توزیع دز بدست آمده با تابش در میدان مزوتلیوما ($12 \times 10 \text{ cm}^2$) بدون استفاده از حفاظ ریه بر روی فانتوم توموگرافیک (۱) با استفاده از روش شبیه‌سازی مونته‌کارلو (۲) با استفاده از اندازه‌گیری توسط دزیمتر فیلم (۳) مقایسه پروفایل‌های دز حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری در عمق $1.0/5 \text{ cm}$.

محاسبات TPS استفاده شد. بر اساس نتایج این تحقیق محاسبات دز توسط الگوریتم *superpositionconvolution* در سیستم طراحی درمان *TiGRT* در مقایسه با نتایج مونته-کارلو عرض پروفایل دز محاسبه شده توسط TPS در ناحیه $90\% / 3-12 \text{ mm}$ بیشتر بود. در نواحی با دز پایین (کمتر از 50%) عرض پروفایل دز محاسبه شده توسط TPS در مقایسه با مونته‌کارلو $1-16 \text{ mm}$ کمتر بود. در نواحی خارج از میدان دز کمتری ($6-10\%$) و در نواحی زیر حفاظ دز بیشتری ($10-50\%$) را نسبت به شبیه‌سازی

زده می‌شود. تخمین بیشتر سیستم طراحی درمان در ناحیه زیر حفاظ عدم توانایی سیستم طراحی درمان را در انجام محاسبات صحیح در نواحی ناهمگنی بافت (ریه) و همچنین عدم توانایی محاسبه صحیح پرتوهای پراکنده ناشی از حفاظ را نشان می‌دهد.

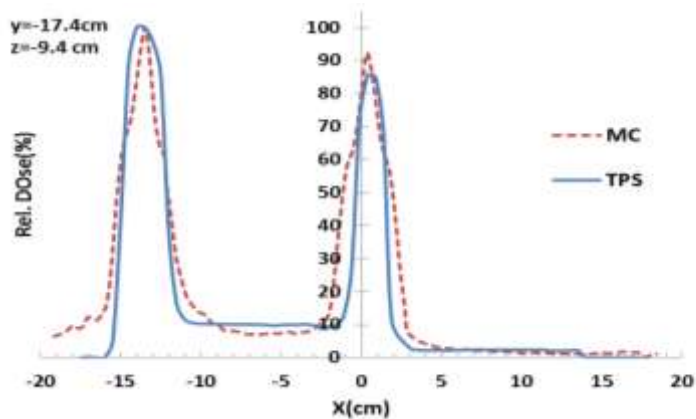
نتیجه‌گیری

از نتایج محاسبات شبیه‌سازی سر دستگاه در محاسبات توزیع دز در درمان مزوتلیوما و بررسی صحت



(۱)

(۲)



شکل ۶. توزیع دز درمان مزوتلیوما با استفاده از شبیه‌سازی مونته‌کارلو در مقطع (۱) کروئال و (۲) عرضی برای بیمار شماره یک، خطوط مشخص شده محل رسم پروفایل دز را در y و z بدن بیمار مورد نظر نشان می‌دهد. (۳) مقایسه پروفایل دز شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان در محل‌های مشخص شده در شکل (۱) و (۲).

مزوتلیوما بلکه برای درمان تومورهای ناحیه قفسه سینه که در حضور بافت‌های ناهمگن انجام می‌گیرد و همچنین درمان‌هایی که با استفاده از میدان باریک انجام می‌شود، کاربرد خواهد داشت.

مونته‌کارلو تخمین زد. این مطالعه نشان داد در صورت وجود ناهمگنی‌ها، مرزهای مشترک و حفاظ در میدان درمان محاسبات توزیع دز سیستم طراحی درمان با عدم قطعیت همراه است. این نتیجه نه تنها برای بیماری

References

- van Meerbeeck JP, Scherpereel A, Surmont VF, Baas P. Malignant pleural mesothelioma: The standard of care and challenges for future management. *CRC Cr Rev Oncol-Hem*. 2011;78(2):92-111.
- Wanebo HJ, Martini N, Melamed MR, Hilaris BS, Beattie EJ. Pleura mesothelioma. *Cancer*. 1976;38:2481-8.
- McCormack PM, Nagasaki F, Hilaris BS, Martini N. Surgical treatment of pleural mesothelioma. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1982;84:834-42.
- Baldini EH. Radiation Therapy Options for Malignant Pleural Mesothelioma. *Semin Thorac Cardiovasc Surg*. 2009;21(2):159-63.
- Kutcher GJ, Kestler C, Greenblatt D, Brenner H, Hilaris BS, Nori D. Technique for external beam treatment for mesothelioma. *Int J of Radiat Oncol Biol Phys*. 1987;13(11):1747-52.

6. Soubra M, Dunscombe PB, Hodson DI, Wong G. Physical aspects of external beam radiotherapy for the treatment of malignant pleural mesothelioma. *Int J of Radiat Oncol Biol Phys.* 1990;18(6):1521-7.
7. Ahamad A, Stevens CW, Smythe WR, Vaporciyan AA, Komaki R, Kelly JF, et al. Intensity-modulated radiation therapy: a novel approach to the management of malignant pleural mesothelioma. *Int J of Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;55(3):768-75.
8. Jang SY, Liu HH, Wang X, Vassiliev ON, Siebers JV, Dong L, et al. Dosimetric verification for intensity-modulated radiotherapy of thoracic cancers using experimental and Monte Carlo approaches. *Int J of Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;66(3):939-48.
9. Rice D, Stevens C, Correa A. Outcomes after extrapleural pneumonectomy and intensity-modulated radiation therapy for malignant pleural mesothelioma. *Ann Thorac Surg.* 2007;84:1685-93.
10. Stevens CW, Wong P-F, Rice D, Jeeter M, Forster K, Zhu XR. Treatment planning system evaluation for mesothelioma IMRT. *Lung Cancer.* 2005;49, Supplement 1(0):75-81.
11. Court LE, Ching D, Schofield D, Czerminska M, Allen AM. Evaluation of the dose calculation accuracy in intensity-modulated radiation therapy for mesothelioma, focusing on low doses to the contralateral lung. *Journal of applied clinical medical physics.* 2009;10(2):2850.
12. Khan FM. *Physics of radiation therapy.* 4 ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins; 2010.
13. Van Dyk J. *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists.* Madison: Medical Physics Publishing; 1999.
14. Rogers D, Faddegon B, Ding G, Ma CM, We J, Mackie T. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Medical Physics.* 1995;22(5):503-24.
15. Walters B, Kawrakow I, Rogers D. DOXYZnrc users manual. NRC Report PIRS, 2005.
16. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and Oncology.* 2001;60(2):191-201.
17. White PJ, Zwicker RD, Huang DT. Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6 MV and 18 MV photons. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 1996;34(5):1141-6.
18. Klein EE, Chin LM, Rice RK, Mijnheer BJ. The influence of air cavities on interface doses for photon beams. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 1993;27(2):419-27.
19. Hunt MA, Desobry GE, Fowble B, Coia LR. Effect of low-density lateral interfaces on soft-tissue doses. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 1997;37(2):475-82.
20. García-Vicente F, Miñambres Á, Jerez I, Modolell I, Pérez L, Torres JJ. Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calculation in low-density media. *Radiotherapy and Oncology.* 2003;67(2):239-49.
21. Epp ER, Boyer AL, Doppke KP. Underdosing of lesions resulting from lack of electronic equilibrium in upper respiratory air cavities irradiated by 10 mv X-ray beams. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 1977;2(7-8):613-9.
22. Ekstrand KE, Barnes WH. Pitfalls in the use of high energy X rays to treat tumors in the lung. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 1990;18(1):249-52.
23. Alam R, Ibbott GS, Pourang R, Nath R. Application of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 23 test package for comparison of two treatment planning systems for photon external beam radiotherapy. *Medical Physics.* 1997;24(12):2043-54.
24. Chow JCL, Wong E, Chen JZ, Van Dyk J. Comparison of dose calculation algorithms with Monte Carlo methods for photon arcs. *Medical Physics.* 2003;30(10):2686-94.
25. Jones AO, Das IJ, Jones FL. A Monte Carlo study of IMRT beamlets in inhomogeneous media. *Medical Physics.* 2003;30(3):296-300.

An investigation of dosedistribution calculation accuracy in match photon-electron radiation therapy for malignant pleural mesothelioma by Monte Carlo simulation

Golshan Mahmoudi.,

Master of Medical Physics, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran.

Parvaneh Shokrani.,

Associate Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Alireza Amouheidari.,

Radiation Oncologist, Department of Radiation Oncology, Milad Hospital, Isfahan, Iran.

Maryam Atarod.,

Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Shahrekord University of Medical Sciences , Shahrekord, Iran.

Ali Hosseinzadeh.,

Master of Epidemiology, School of Medicine, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran.

Received:02/12/2014, Revised:22/01/2014, Accepted:23/02/2015

Corresponding author:

Parvaneh Shokrani,
School of Medicine, Isfahan
University of Medical
Sciences, Isfahan, Iran.
E-mail address:
Shokrani@med.mui.ac.ir

Abstract

Back ground and purpose: To treatment of malignant pleural mesoteloma, in the absence of IMRT, photon beam and lung shield was used for treatment and then electron beam was used to treat shielding area. Photon dose distribution is influenced by inhomogeneity media, lateral electronic disequilibrium at interfaces, the block in middle of the field and narrow field. This study compares Monte Carlo (MC) with conventional treatment planning system (TPS) calculations for photon beam radiation therapy of malignant pleural mesoteloma (MPM) using lung island shield.

Methods and Materials: Photon dose distribution using lung island shield calculated by three methods: 1) MC 2) TPS 3) Film dosimetry in anthropomorphic phantom. MC commissioned by film dosimetry and TPS dose calculation accuracy investigated by MC simulation.

Results: Accuracy of treatment head simulation and tomographic phantom dose distribution was verified by matching percent depth dose (PDD) and dose profile in water phantom and film dosimetry in anthropomorphic phantom in two fields of with and without lung shield respectively.

Conclusion: Compare to MC, TPS: 1) overestimates pleura dose coverage (90% prescribed dose) 3-12 mm and the dose in under the lung shield region 10-50% and 2) underestimated the dose profile width 1-16 mm in low dose region (< 50% prescribed dose) and the dose in out of field region 6-100%.

Key words: malignant pleural mesothelioma, radiation therapy, inhomogeneity, lung block, Monte Carlo simulation.