

محاسبه دز دریافتی نخاع در پرتو درمانی سرطان مري؛ مقایسه شبیه‌سازی مونت کارلو و سیستم طراحی درمان

طیب پورفلاح^{۱*}، محمد نعمت‌پور^۲، دانیال سیفی ماکرانی^۳، احسان میهن‌دوست^۴، سعید داویدیان^۵

تاریخ دریافت ۱۴۰۲/۰۷/۰۸ تاریخ پذیرش ۱۴۰۲/۱۲/۲۳

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: طناب نخاعی یکی از ارگان‌های در معرض خطر در پرتو درمانی سرطان مري می‌باشدند. تفاوت بین توزیع دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان و دز واقعی رسیده به بیمار بستگی به الگوریتم محاسباتی سیستم طراحی درمان دارد که در ناهمگونی‌هایی مانند طناب نخاعی، برجسته‌تر است.

در این مطالعه، توزیع دز سیستم طراحی درمان با محاسبات مونت کارلو در هر دو بافت همگن و ناهمگن مقایسه شده است.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه توصیفی-تحلیلی، طرح درمانی سه‌بعدی مشکل از چهار میدان با استفاده از سیستم طراحی درمان CorPLAN از یک سیستم شبتابدهنده خطی زیمنس بر روی تصاویر CT انجام شد. از کد شبیه‌سازی مونت کارلوی EGSnrc نیز برای همان شرایط استفاده شد. توزیع دز بدست آمده از شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان با استفاده از منحنی درصد دز عمغی و شاخص درصد اختلاف دز مقایسه شده است.

یافته‌ها: با توجه به نتایج، میزان خطا از سیستم طراحی درمان در بافت همگن کمتر از ۳ درصد بود، در حالی که خطای محاسباتی در ناهمگنی طناب نخاعی معنی‌دار بود (بیش از ۵ درصد).

بحث و نتیجه‌گیری: دقت سیستم طراحی درمان CorPLAN در بافت همگن بیش از ناهمگنی طناب نخاعی است. همچنین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که کد مونت کارلوی مذکور بمنظور شبیه‌سازی و ارزیابی توزیع دز در رادیوتراپی قابل اعتماد بوده و در مواردی که اندازه‌گیری عملی برخی پارامترهای دیتمتریک غیرممکن یا دشوار باشد، می‌توان از این کد برای پیش‌بینی و بهینه‌سازی طرح‌های درمانی استفاده نمود.

کلیدواژه‌ها: Beamnrc، سرطان، مري، شبیه‌سازی مونت کارلو، رادیوتراپی، سیستم برنامه‌ریزی درمان

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و چهارم، شماره دوازدهم، ص ۷۹۳-۷۸۱، اسفند ۱۴۰۲

آدرس مکاتبه: دانشگاه علوم پزشکی مازندران، دانشکده پزشکی، گروه آموزشی فیزیک پزشکی. تلفن: ۰۹۱۴۳۴۶۰۱۰۹

Email: tpourfallah@gmail.com

تخمین زندند که از ۳۵ هزار نفر مورد مرگ سالیانه ناشی از سرطان در ایران، حدود ۵۸۰۰ مورد مرگ ناشی از سرطان مري خواهد بود (۶). بیماران مبتلا، غالباً در مراحل پیش‌رفته و غیرقابل عمل جراحی و یا با سرطان مري گردی که انجام عمل جراحی با عوارض بسیاری همراه است مراجعه می‌نمایند. در چنین شرایطی بسیاری از آن‌ها یا تحمل شیمی‌درمانی و پرتو درمانی هم‌زمان را ندارند و یا حاضر به انجام شیمی‌درمانی نیستند، لذا پرتو درمانی به عنوان شیوه منحصر به فرد در تسکین بسیاری از بیماران مبتلا به سرطان مري به کار می‌رود (۷).

مقدمه

سرطان باعث تقسیم و تکثیر غیرعادی سلول‌های بدن به صورت یک تومور بدخیم خواهد شد و بافت‌های سالم را نابود می‌کند (۱). سرطان مري شکلی نسبتاً نادر از سرطان بوده، اما شیوع آن در برخی از مناطق جهان مانند بلژیک، چین، ایران، ایسلند، هند، ژاپن و انگلستان به طور قابل توجهی بالاتر از سایر نقاط است (۲، ۳). در شمال کشور، تعداد بیماران مبتلا به سرطان مري به مرتبه بیشتر از سایر نقاط کشور گزارش شده است (۴، ۵). در مطالعات محققان

^۱ دکتری فیزیک پزشکی، گروه آموزشی فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران (نویسنده مسئول)

^۲ داشتجوی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران

^۳ داشتجوی دکترا فیزیک پزشکی، گروه آموزشی فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

^۴ دکترا مهندسی پرتوپزشکی، بخش پرتو درمانی بیمارستان امام خمینی (ره)، ساری، ایران

^۵ پزشک متخصص آنکولوژی پرتویی، بخش پرتو درمانی بیمارستان امام خمینی (ره)، ساری، ایران

درمان اهمیت بیشتری دارند که مهم‌ترین آن‌ها عدم قطعیت‌های ناشی از الگوریتم‌های محاسبه دز که به دلیل ضعف در مدل‌سازی موقعیت‌های فیزیکی به خصوص در نواحی ناهمگنی با چگالی‌های کمتر از واحد (نسبت به آب) مثل "ریه" و چگالی‌های بیشتر از واحد مثل "استخوان" اشاره کرد. حضور ناهمگنی در میدان تابشی مشکل بزرگی در دزیمتری محسوب می‌شود زیرا اولاً باعث تضعیف کمتر فوتون‌های پرانرژی در واحد طول در بافت موردنظر در مقایسه با بافت با چگالی واحد (نسبت به آب (می‌شود، ثانیاً افزایش جانبی الکترون‌های ثانویه منجر به پهن‌شدگی نیمسایه بیم شده و نهایتاً پراکندگی فوتون‌ها در اثر ساختارهای اطراف با چگالی‌های متفاوت را به وجود می‌آورد. برای بهینه‌سازی اثر پرتو درمانی، باید اثر این ناهمگنی‌ها به درستی محاسبه شود که این کار به منظور محاسبه دز صحیح در بافت‌هایی که تحت تابش هستند، انجام می‌شود. میزان خطأ به گستردگی حضور ناهمگنی در میدان تابشی، انرژی بیم و اندازه میدان بستگی دارد. لذا با توجه به موارد ذکر شده وجود برنامه تضمین کیفی سیستم طراحی درمان به منظور بررسی کیفی سیستم طراحی درمان (از لحاظ دقت و صحت) و شناسایی محدودیت‌ها و خطاهای سیستم و سعی در کاهش و رفع آن‌ها ضروری است. برای درمان مؤثر سرطان‌ها، از نقطه نظر معیار دقت در تجویز دز، رقم ± 5 درصد قابل قبول است (۱۵). درنتیجه؛ لازم است که خطأ در طول درمان، کمتر از ۵ درصد باشد. بر اساس این گزارش میزان خطای ناشی از سیستم طراحی درمان بایستی کمتر از ۲ الی ۳ درصد باشد. از جمله آزمون‌های دزیمتری که به منظور بررسی کیفی سیستم طراحی درمان می‌توان انجام داد، بررسی و تائید مقادیر دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی در یک موقعیت درمانی خاص با مقادیر اندازه‌گیری شده است. این مقایسه‌ها بازتابی از توافق یا عدم توافق بین محاسبات انجام‌شده توسط سیستم‌های طراحی درمان، که توسط کاربر کنترل می‌شود، و داده‌ها که توسط کاربر اندازه گرفته می‌شود، است. عدم توافق‌ها در انواع این آزمون‌ها لزوماً مربوط به نرمافزار بالا الگوریتم محاسبه نیست، ولی به راحتی مشکلات سیستم مورد استفاده یا داده‌های اندازه‌گیری را نشان می‌دهد. همچنین آزمون‌های مربوط به الگوریتم‌های محاسبه دز که محدودیت‌های اجرایی الگوریتم‌ها را در موقعیت‌های مختلف شناسایی می‌کند؛ از جمله آزمون‌های برنامه تضمین کیفی می‌باشند. الگوریتم‌های محاسبه کننده دز در سیستم‌های طراحی درمان بر اساس محاسبات ریاضی بنانده شده و در این راستا هر یک از فرضیات و تقریب‌های مخصوص به خود بهره می‌گیرند (۱۶). 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 (۱۷).

پرتو درمانی عبارت است از بکار بردن پرتوهای یون‌ساز جهت از بین بردن سلول‌های سلطانی و جلوگیری از رشد و تقسیم آن‌ها در قسمتی از بدن که پژوهش متخصص تشخیص می‌دهد. برای درمان بعضی تومورهای سلطانی و بدخیم از اشعه ایکس و گاما، تشعشعات حاصل از عناصر برتوزا و رادیو ایزوتوپ‌ها استفاده می‌کنند که کلیه این تشعشعات و ذرات، دار ای خاصیت یون‌سازی بوده و مقدار معینی انرژی هنگام عبورشان از ماده یا سلول، به آن منتقل می‌کنند که مقدار انرژی انتقال یافته از نظر بیولوژیکی نقش بسیار حساسی در نایابودی سلول‌ها دارند (۸). هدف نهایی در پرتو درمانی آن است که در حد امکان دز زیادی به طور یکنواخت به ضایعه داده شود، بطوریکه موجب از بین رفتن سلول‌های سلطانی و بدخیم گردد و در عین حال دز کمتری به سلول‌های سالم که در مسیر پرتوهای یون‌ساز قرار دارند، برسد. در حال حاضر، پرتو درمانی نقش کاملَ تعریف‌شده‌ای در کنترل و درمان سرطان مری دارد (۱۲-۹). به منظور اطمینان از دسترسی به اهداف اشاره شده از سیستم‌های طراحی درمان رادیوتابی در کلینیک استفاده می‌شود. سیستم طراحی درمان شامل قسمت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری مختلف است. قسمت‌های سخت‌افزاری آن حداقل از یک کامپیوتر که شامل نمایش گرافیکی باشد، دستگاه‌های ورودی برای گرفتن اطلاعات ماشین درمان و اطلاعات بیمار و دستگاه‌های خروجی برای گرفتن اطلاعات طراحی درمان مرتضی تشکیل شده است. نرم‌افزار سیستم طراحی درمان شامل الگوریتم محاسبه دز، تعديل کننده‌های پرتو و نمودارهای دز به حجم، محاسبات مانیتور یونیت و مدل‌های بیولوژیکی است. طراحی درمان، یکی از مهم‌ترین مراحل در یک درمان مؤثر است. در این مرحله نوع و شدت بیمه‌های تابشی، جهت تابش پرتو و بعد میدان با توجه به پارامترهای فیزیکی دستگاه، وضعیت آناتومیک بیمار و حد تحمل دز بافت‌های حساس مجاور توده و حد قابل قبول یکنواختی دز تumor انتخاب می‌شوند. عملکرد و کیفیت هر سیستم طراحی درمانی به نوع الگوریتم‌های مورداستفاده در آن وابسته است (۱۳، ۱۴). 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. از آنجایی که بیشتر فرایند طراحی درمان توسط سیستم‌های طراحی درمان انجام می‌شود، بروز هرگونه خطأ و شناسایی نکردن خطاهای در طی فرآیند درمان منجر به بروز حوادث پرتویی می‌شود. از این‌رو شناسایی منابع خطأ در سیستم‌های طراحی درمان و سعی در کاهش و حذف آن‌ها ضروری است. طراحی درمان با چندین خط روپرتوست که همه آن‌ها می‌تواند بر دقت طراحی درمان تأثیر بگذارد که شامل خطاهای هندسی و دزیمتری می‌باشند. خطاهای دزیمتری در فرآیند طراحی

محاسبات دزیمتري سیستم طراحی درمان Coreplan در نواحی ناهمگنی نخاع با نتایج شبیه‌سازی مونت‌کارلو مقایسه شده است.

مواد و روش‌ها

مطالعه توصیفی تحلیلی حاضر بر روی اطلاعات ذخیره‌شده مربوط به بیماران مبتلا به سرطان مری که بهمنظور پرتو درمانی به بیمارستان امام خمینی (ره) ساری مراجعه نمودند، به انجام رسید. به علت عدم امکان اعمال درمان‌های متعدد بر بیماران، از اطلاعات ذخیره‌شده CT اسکن بیماران جهت مقایسه طرح‌های درمانی BEAMnrc استفاده شده است. در این تحقیق از کد شبیه‌سازی BEAMnrc که بر اساس کد مونت‌کارلوی EGSnrc است جهت مدل‌سازی شتاب‌دهنده خطی پرمیوس (زمینس آلمان) استفاده شد. ثابت شده که کد مونت‌کارلوی BEAMnrc برای شبیه‌سازی هر دو مد الکترونی و فوتونی شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی مناسب است. مدل‌سازی شتاب‌دهنده موردنظر، اطلاعات هندسی، جنس و ترکیب مواد ساختاری شتاب‌دهنده از شرکت سازنده فراهم گردید. سپس مواد ساختاری سر درمانی شتاب‌دهنده به صورت مدول‌های ترکیبی^۱ ساختارهای سر درمانی شتاب‌دهنده به صورت مدول‌های ترکیبی^۱ تهیه شدند. مدول‌های ترکیبی انواع متنوعی از عنصرهای هندسی هستند که می‌توانند برای تعریف ساختارهای مختلف یک شتاب‌دهنده در این کد مورد استفاده قرار گیرند. برای شبیه‌سازی اجزاء دستگاه پرتو درمانی موردنظر از هدف^۲، کلیماتور^۳، فیلتر مسطح کننده^۴ و فک‌های استفاده گردید.

باریکه الکترون با استفاده از مدل چشممه شماره ۱۹ در کد BEAMnrc مدل‌سازی می‌شود. این چشممه، یک باریکه به صورت دایره می‌باشد که در آن ذرات برخورد کننده به هدف دارای توزیع گویی دوبعدی در راستای محورهای X و Y خواهد بود.

انتخاب انرژی و پهنهای باریکه الکترون اولیه:

صفحه مشخصات دستگاه هیچ اطلاعاتی در زمینه FWHM توزیع فضایی باریکه الکترون به ما نمی‌دهد. علاوه بر این، انرژی باریکه الکترون نیز دقیقاً مشخص نمی‌باشد. بنابراین اهمیت دارد که ترکیب FWHM مکانی و انرژی باریکه الکترون به طرز مناسبی انتخاب شوند و همه مشخصه‌های باریکه مدل شده اعتبارسنجی گردد. روش انتخاب ترکیب انرژی و FWHM باریکه الکترون به این صورت می‌باشد که در ابتدا منحنی درصد دز عمقی برای انرژی‌های مختلف و برای یک FWHM ثابت محاسبه شده و سپس با پاسخ به دست آمده از اندازه‌گیری تجربی مقایسه می‌گردد. برای این منظور ابتدا یک مقدار اولیه برای FWHM انتخاب شده و مدل

روش مونت‌کارلو را حل‌های تقریبی را برای انواع مسائل ریاضی به وسیله اجرای آزمایش‌های نمونه‌برداری آماری روی یک رایانه فراهم می‌کند. این روش برای مسائل با محتوای غیر احتمالاتی و همچنین آن‌هایی که به‌طور ذاتی ساختار احتمالاتی دارند اعمال می‌شود. این روش تلاش می‌کند که طبیعت را به وسیله شبیه‌سازی مستقیم بخش‌های ضروری سیستم موردمطالعه مدل کند. در این مفهوم روش مونت‌کارلو، حل یک سیستم در ابعاد بزرگ (ماکروسکوپی) با استفاده از شبیه‌سازی اندرکنش‌های در سطح ذره‌بینی (میکروسکوپی) آن است. برای مسائل تراپید تابش، مسیر هر ذره منحصر به‌فرد به وسیله نمونه‌برداری کمیت‌های مناسب از توزیع‌های احتمال حاکم بر هر فرایند فیزیکی خاص با استفاده از مولده اعداد (شبیه) تصادفی شبیه‌سازی می‌شود. مقادیر میانگین کمیت‌های ماکروسکوپی مانند شار ذرات، طیف انرژی و توزیع دز جذب شده می‌توانند با شبیه‌سازی تعداد زیادی از تاریخچه‌های ذره محاسبه شوند (۱۸-۲۰). بدین منظور ابتدا مدل واقعی طراحی می‌شود و سپس به کمک اعداد تصادفی، پدیده موردنظر شبیه‌سازی می‌شود و برای کاهش خطای آماری، میلیون‌ها با این فرایند تکرار می‌شود. در این روش با ترکیب صفحات استاندارد حجم یک شیء یا ارگان ساخته می‌شود، با تعریف چشممه‌ها و تعیین انرژی و نوع ذرات شبیه‌سازی انجام شده و پارامترهای موردنظر مانند دز جذب شده در یک حجم مشخص محاسبه می‌گردد (۲۱). محاسبه دقیق توزیع دز در یک محیط غیر همگن مانند بدن انسان یک کار پیچیده است، خصوصاً برای تومورهای واقع در نخاع. تا به امروز، تنها روش مونت‌کارلو دقیقت‌بین الگوریتم برای محاسبه دز در نظر گرفته شده است اما زمان پردازش بسیار زیادی نیاز دارد. جدا از روش مونت‌کارلو، تمام روش‌های دیگر درجات مختلفی از تقریب و ساده‌سازی را ایجاد می‌کنند که منجر به سرعت محاسبه بسیار سریع‌تر می‌شود اما در مقایسه با شبیه‌سازی مونت‌کارلو منجر به توزیع دز غیردقیق نیز می‌شوند. هرچند استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو به علت زمان بر بودن، به صورت محدود در کلینیک استفاده می‌شود، ولی هنوز هم به عنوان قدرتمندترین ابزار برای ارزیابی صحت الگوریتم‌های طراحی درمان مورداستفاده قرار می‌گیرد (۲۱). در پرتو درمانی مری، بافت‌های ناهمگن مانند ریه و نخاع حضور دارند که می‌تواند بر صحت دزیمتري توسط سیستم طراحی درمان تأثیر گذارد باشد، به همین منظور میزان صحت سنجی سیستم طراحی درمان ضروری به نظر می‌رسد. در مطالعه حاضر،

¹ Component Modules

² Target

³ Colimator

⁴ Flattening Filter
⁵ Jaws

گردد. به کمک دستور CTCREATE می‌توان اندازه وکسل‌ها را تغییر داد و شیب CT اختصاصی خود را (یعنی تابعی برای تبدیل داده‌های CT به چگالی‌ها و مواد موردنیاز برای فانتوم) ایجاد نمود. که به عنوان ورودی برای کد DOSXYZnrc جهت شبیه‌سازی فانتوم استفاده می‌شود. فایل خروجی با پسوند Egosphant در اختیار قرار می‌دهد که این فایل می‌تواند توسط کد DOSXYZnrc به عنوان فانتوم خوانده شود(۲۲). در پژوهش حاضر تعداد ۳۸ تصویر CT به ضخامت ۵/۰ سانتی‌متر و با اندازه ۵۱۲×۵۱۲ (وکسل‌ها ایزوتروپیک) مورد استفاده قرار گرفت. در مرحله بعد تمامی شرایط طراحی درمان انجام‌شده با سیستم طراحی درمان روی فانتوم اعمال شد. بدین منظور در کد DOSXYZnrc قسمت تعریف فانتوم، می‌توان فایل Egosphant ایجاد شده را خوانش کرده و کد را اجرا نمود. داده‌های خروجی کد نوشته شده با استفاده از نرم‌افزار مونت‌کارلو و سیستم طراحی درمان مورد مقایسه قرار گرفتند.

اندازه‌گیری تجربی و شبیه‌سازی مونت‌کارلو:

منحنی‌های درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی باریکه در داخل فانتوم معادل آب به دو صورت تجربی و روش مونت‌کارلو اندازه‌گیری شد تا سیستم شبیه‌سازی شده اعتبارسنجی گردد. اندازه‌گیری تجربی در اندازه میدان 10×10 سانتی‌متر مربع و در فانتوم معادل آب با ابعاد $50 \times 50 \times 50$ به انجام رسید. از دزی‌متر پیشرفته مارکوس در اندازه‌گیری‌های تجربی استفاده گردید. برای نمایش میزان اختلاف بین منحنی‌های درصد دز عمقی به دست آمده در دو روش از الگوریتم GnuPlot Gamma_Index در نرم‌افزار استفاده گردید. میدانیم بهمنظور مقایسه پارامترهای دزی‌متری یک سیستم طراحی درمان، لازم است که توزیع ذرهای محاسبه شده توسعه سیستم با مقادیر استاندارد مقایسه گردد. توزیع دز یک میدان تابشی را می‌توان به دو ناحیه با گرادیان دز کم و گرادیان دز زیاد تقسیم کرد که هر کدام از آن‌ها شرایط بدیرش متفاوتی دارند. در نواحی با گرادیان دز کم، مقادیر ذرهای اندازه‌گیری شده و محاسبه شده به طور مستقیم باهم مقایسه می‌شوند. توزیع DD^2 ،² نواحی را که توزیع‌های دز محاسبه شده با مقادیر اندازه‌گیری شده توافق ندارند را نشان می‌دهد. در نواحی گرادیان با دز زیاد (که ناحیه آن وسیع‌تر است)، یک خطای فضایی کوچک چه در اندازه‌گیری و چه در محاسبه، منجر به تفاوت دز زیاد بین مقادیر اندازه‌گیری و

برای انرژی‌های بین ۱۱/۵ MV تا ۱۵/۵ MV مربوط به انرژی ۱۵ MV اجرا شد و انرژی‌ای که بهترین انطباق بین اندازه‌گیری تجربی و مونت‌کارلو را دارا باشد به عنوان انرژی اولیه چشممه انتخاب می‌شود. حال با استفاده از انرژی انتخاب شده، تغییرات منحنی پروفایل دز در یک عمق مشخص را محاسبه کرده و با منحنی‌های حاصل از اندازه‌گیری تجربی در همان عمق مقایسه می‌کنیم (عمق انتخابی برای مقایسه پروفایل معمولاً عمق دز بیشینه می‌باشد و بقیه عمقها نسبت به این عمق نرمالیز می‌شود). انتخاب این عمق بیشتر به دلیل تغییرات دز نسبت به عمق کم می‌باشد. همانند تحلیل انرژی الکترون، FWHM^۱ که بهترین انطباق بین شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی را دارد به عنوان FWHM انتخاب می‌شود (۱۹). درنهایت فایلی تحت عنوان فضای فازی^۱ تولید شود که شامل اطلاعاتی درباره مکان ذره، انرژی، بار و جهت ذرات می‌باشد. در مطالعه حاضر بهمنظور کاهش خطاهای آماری، تعداد ذره اجرا شده برابر با یک میلیارد ذره در نظر گرفته شد. این فایل به عنوان چشممه تابشی برای محاسبه دز توسط کد DOSXYZnrc استفاده می‌شود. لازم به ذکر است فایل خروجی کد DOSXYZnrc با پسوند .3ddose می‌باشد که می‌تواند برای رسم منحنی درصد دز عمقی (%)DD و پروفایل استفاده شود.

کاهش واریانس:

در شبیه‌سازی باریکه با استفاده از کد BEAMnrc، انرژی قطع الکترون برابر با $(ECUT=0.7\text{ MeV})$ و انرژی قطع فوتون برابر با $(PCUT=0.01\text{ MeV})$ انتخاب شده‌اند. از تقسیم اشعه ترمیزی برای کاهش زمان محاسبات مونت‌کارلو و بهبود عدم قطعیت استفاده شد. تعداد تقسیم اشعه ترمیزی، همان‌طور که در راهنمای نرم‌افزار پیشنهاد داده شده بود، در همه شبیه‌سازی‌ها برابر با 1000 تنظیم گردید (NBSPL=1000).

البته میزان شاعع تقسیم، برای اندازه میدان‌های مختلف متفاوت است. برای اندازه میدان 10×10 سانتی‌متر مربع موردادستفاده در این پروژه، این متغیر برای فاصله چشممه تا سطح 100 cm برابر با 10 سانتی‌متر انتخاب گردید.

ساخت فانتوم CT با استفاده از CTCREATE

برای شبیه‌سازی تراپید ذرات در DOSXYZnrc، داده‌های CT با استفاده از دستور CTCREATE به داده‌های بافت، که نمایشگر مشخصه‌های فیزیکی بافت‌های مختلف می‌باشند، تبدیل گردند. فایل فانتوم CT بیمار به این دلیل که همه اطلاعات مواد موردنیاز بهوسیله تابع شبیب مبدل عدد CT به چگالی الکترونی مشخص شده است، می‌تواند از مجموعه داده‌های CT بیمار ایجاد

² Dose Difference

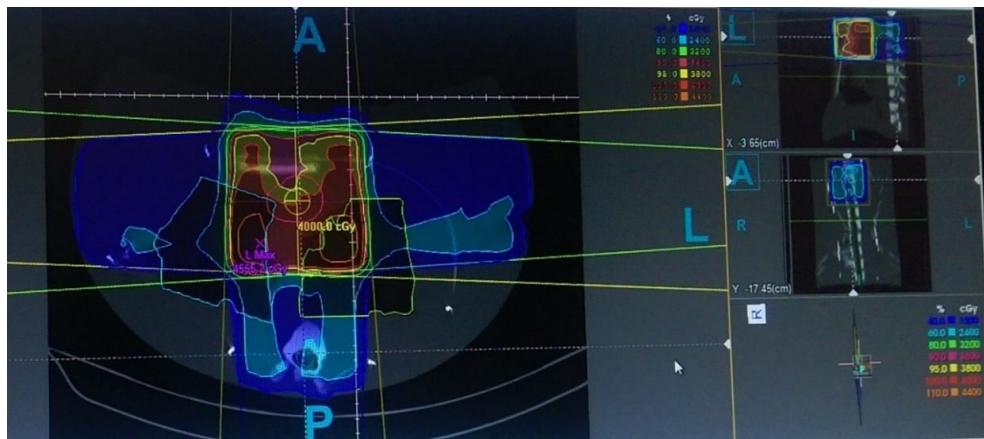
¹ Phase Space file

مرجع مقایسه می‌شوند (۲۳). مطابق این نرمافزار اگر اختلاف بین مکان و میزان دز کمتر از ۳ درصد باشد، میزان شاخص گاما باید کمتر از ۱ باشد.

طراحی درمان:

طراحی درمان برای ناحیه درمانی سلطان مری با فن^۴ میدان باکس بر روی تصاویر CT بیمار، توسط سیستم طراحی درمان CorePlan بالرژی ۱۵MV انجام شد (شکل ۱).

محاسبه شده می‌گردد. درنتیجه DD در نواحی با گرادیان دز زیاد اهمیت زیادی ندارند و مفهوم توزیع DTA (فاصله تا توافق) برای تعیین قابل قبول بودن محاسبه دز مطرح می‌گردد. DTA^۱ درواقع فاصله بین یک نقطه اندازه‌گیری شده تا نزدیکترین نقطه در توزیع دز محاسبه شده که دز یکسان دارند، است. این الگوریتم یک دستور محاسباتی مرسوم جهت مقایسه دو توزیع دز است که یک توزیع دز به عنوان مرجع در نظر گرفته شده و توزیع دزهای دیگر نسبت به این



شکل (۱): توزیع دوز روی ناحیه موردنظر در سیستم طراحی درمان

می‌گیرد. فاصله چشمۀ تا ایزوسترن می‌تواند یک پارامتر مهم برای کنترل در پرتودهی بیمار در نظر گرفته شود. در نرمافزار نقشه ایزوسترن به صورت پیشفرض در نقطه DOSXYZnrc^۳ قرار دارد. در نرمافزار طراحی درمان نقطه (۰,۰,۰) فانتوم قرار دارد. از تقطیع مارکرهای قرار داده شده در بدن بیمار به دست می‌آید و نسبت به آن نقطه، نقطه ایزوسترن تعیین خواهد شد. در مطالعه حاضر، این مورد خاص، مارکرها در برش شماره ۴۵ قرار گرفته‌اند؛ بنابراین مختصات نقطه ایزوسترن نسبت به تقطیع مارکرها را نسبت به مبدأ تعریف شده در DOSXYZnrc^۴ تبدیل شده است.

سیستم طراحی درمان مذکور از الگوریتم ETAR^۵ برای محاسبات دز استفاده می‌کند. کل ناحیه مری به عنوان CTV آنتخاب شده و PTV^۶ با حاشیه دادن به میزان یک سانتیمتر حاصل می‌شود. در این روش طراحی درمان از ۴ میدان مربعی به صورت یک فیلد قدامی با زوایای صفر درجه، جانبی چپ با زوایه ۹۰ درجه، جانبی راست با زوایه ۲۷۰ درجه و درنهایت یک فیلد خلفی با زوایه ۱۸۰ درجه به فانتوم ناهمگن اعمال می‌شود (جدول ۱). تعیین محل ایزوسترن نقش مهمی در برنامه‌ریزی درمان دارد، زیرا در حالت ایدئال ایزوسترن باید در مرکز حجم هدف، معمولاً تومور، قرار

جدول (۱): اطلاعات مربوط به طرح درمان ناحیه مری در پژوهش حاضر

شماره میدان	زاویه گانتری	زاویه موازی‌ساز	وزن میدان	SSD**	MU*
۱	.	۵	۱	۹۱/۳۰	۱۳۴
۲	۹۰	۳۵۵	۱	۹۳/۲۴	۱۳۴
۳	۱۸۰	۵	۱	۹۱/۳۰	۱۳۴
۴	۲۷۰	۳۵۵	۱	۹۳/۲۴	۱۳۴

*Monitor Unit, ** Source Surface Distance

³ Clinical Target Volume

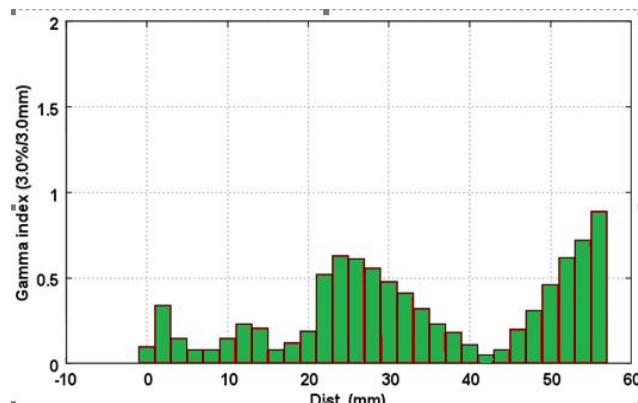
⁴ Planning Target Volume

¹ Distance To Agreement

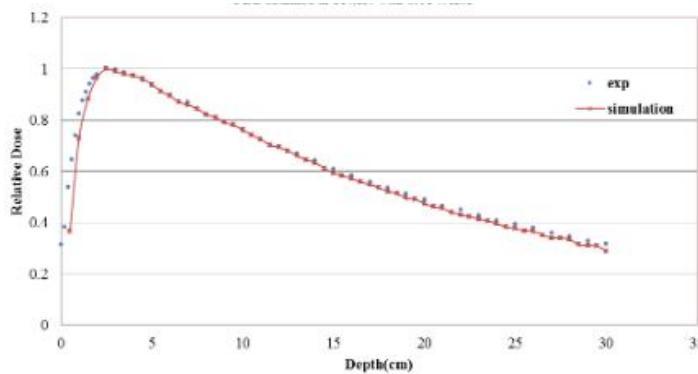
² Equivalent TAR

یافته‌ها

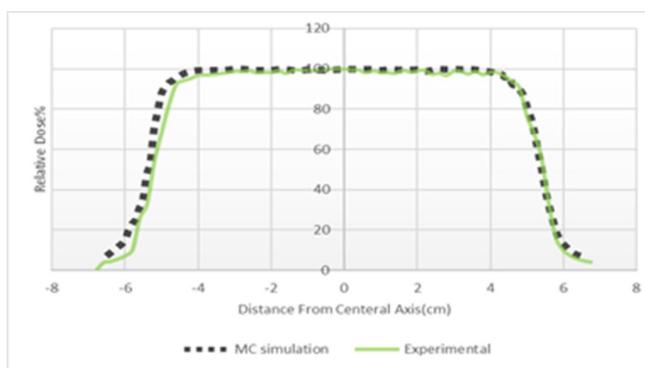
در مطالعه حاضر از روش آنالیز گاما بهمنظور مقایسه توزیع دز شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان استفاده شده است که مطالعات مشابه زیادی وجود دارد که روش آنالیز گاما، بهمنظور تحلیل نتایج درزیمتري در رادیوتراپي به کار رفته است مانند مطالعات (۲۴-۲۷). همان‌طور که ذکر گردید منحنی درصد دز عمقی (PDD-Percent Depth Dose) شبیه‌سازی با داده‌های تجربی فانتوم آب مقایسه شده و انرژی که حاصل از اندازه‌گیری با دزیمتر اناکت فارمر در میدان ۱۰ در ۱۰ بیشترین تطابق با این داده‌ها را داشته باشد بهعنوان انرژی مورداستفاده در شبیه‌سازی انتخاب شده است. در این مطالعه مقدار انرژی ۱۱/۹ مگاولت و FWHM برابر با ۰/۱۷ cm دقتی‌ترین مقادیر در نظر گرفته شد. در ادامه مقادیر PDD که بهوسیله شبیه‌سازی مونت‌کارلو محاسبه شد با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم تابع گاما مقایسه گردید که نتایج آن در شکل ۲ آورده شده است. معیار مقادیر قابل قبول جهت این مقایسه تفاوت ۳٪ برای دز و ۳ میلی‌متر برای فاصله است. طبق نمودار شکل ۲ مقدار شاخص گامای بهدست‌آمده در تمامی عمق‌ها کمتر از یک به دست آمد. همان‌گونه که از این نمودار مشخص است اختلاف میان داده‌های شبیه‌سازی و اندازه‌گیری در نقاط سطحی فانتوم بیشتر است که علت آن می‌تواند عدم برقراری تعادل الکترونی در سطح فانتوم در روش شبیه‌سازی باشد. نمودار شکل ۳ نشان‌دهنده منحنی‌های PDD ناشی از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مستقیم است که مقایسه آن‌ها با استفاده از تابع گاما را نشان می‌دهد. بر اساس منحنی‌های PDD این نمودار، بیشینه دز ناشی از شبیه‌سازی در عمق ۲/۸۷ سانتی‌متر به دست آمد که با نتایج حاصل از اندازه‌گیری تجربی که برابر با ۳ سانتی‌متر بود توافق بسیار خوبی دارد. همچنین منحنی پروفایل دز در عمق ۵ سانتی‌متر با استفاده از شبیه‌سازی به



شکل (۲): مقادیر تابع گاما برای PDD در میدان 10X10 سانتی‌متر مریب، SSD=100 و انرژی ۱۵ مگا الکترون‌ولت



شکل (۳): منحنی PDD ناشی از داده‌های شبیه‌سازی مونت‌کارلو و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان 10×10 سانتی‌متر مربع، $SSD=100$ و انرژی ۱۵ مگا‌الکترون‌ولت



شکل (۴): منحنی پروفایل ناشی از داده‌های شبیه‌سازی مونت‌کارلو و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان 10×10 سانتی‌متر مربع، $SSD=100$ و انرژی ۱۵ مگا‌الکترون‌ولت

جدول (۲): مقادیر دز در بافت همگن در دو روش مورد مقایسه بر حسب سانتی‌گری

ناحیه	شبیه‌سازی	طراحی درمان	درصد اختلاف
۱	۱۲۳۳/۱	۱۱۹۵/۲	%۳/۰
۲	۱۲۲۱/۸	۱۱۹۲/۰	%۲/۳
۳	۹۵۸/۲	۹۲۵/۰	%۳/۴
۴	۹۳۳/۴	۹۰۱/۳	%۳/۲

جدول (۳): مقادیر دز در ناهمگنی نخاع در دو روش مورد مقایسه بر حسب سانتی‌گری

ناحیه	شبیه‌سازی	طراحی درمان	درصد اختلاف
۱	۹۵۳	۱۱۶۱	%۵/۸
۲	۹۶۰	۱۱۰۲	%۴/۵
۳	۹۷۲	۱۲۱۰	%۶/۳
۴	۹۷۵	۱۰۳۴	%۵/۷

بحث

طراحی درمان coreplan در محاسبه دز قسمت‌های مختلف نخاع که به عنوان ارگان در معرض خطر پرتو درمانی سرطان مری در نظر گرفته می‌شود، مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرد. الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان به طور رضایت‌بخشی میزان دز جذبی پرتوهای اولیه را لاحظ می‌کنند ولی در مورد دز پرتوهای پراکنده و به طور خاص دز در نقاط اطراف ناحیه PTV با مشکلات و تقریب‌هایی همراه است. عدم دقیقیت سیستم‌های طراحی درمان در محاسبه دقیق دز ارگان‌های در معرض خطر می‌تواند باعث خطا در تعیین طرح درمانی شده و درمان بیمار را با چالش اساسی مواجه سازد. مطالعات گذشته روش ارائه شده در این پژوهش بهمنظور اعتبارسنجی شبیه‌سازی شتاب‌دهنده خطی را مورد تأیید قرار می‌دهند. در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۲۱ به انجام رسید(۲۸)، الگوریتم محاسبه دوز که در TPS مورد استفاده قرار می‌گیرد، با استفاده از شبیه‌سازی MC در ناحیه ناهمگن مورد مقایسه قرار گرفت. در واقع در مطالعه مذکور، توزیع دوز به دست آمده توسط Monaco TPS برای میدان‌های کوچک با شبیه‌سازی مونت‌کارلو مورد مقایسه قرار گرفت. در این مطالعه، محیط ری به چهار قسم تقسیم و با چهار میدان مختلف مورد بررسی قرار گرفت و نتایج نشان داد که الگوریتم‌ها شروع به متفاوت شدن می‌کنند. در هر دو محیط ری و استخوان، با افزایش اندازه میدان، درصد تفاوت‌ها کاهش یافت. بخصوص در گذر از محیط ری به محیط استخوانی، نتایج الگوریتم TPS به شبیه‌سازی MC نزدیک نیست. نتایج حاکی از آن بود که تأثیر الگوریتم‌های مورد استفاده در TPS بر توزیع دوز بسیار قوی است، بهویژه در محیط‌هایی با تغییرات چگالی الکترون بالا و در کاربردهایی مانند رادیوتراپی به روش IMRT که در آن از میدان‌های کوچک استفاده می‌شود.

در مطالعه دیگری که در سال ۲۰۲۱ انجام شد(۲۴)، توزیع دوز به دست آمده از الگوریتم محاسبه دز مورد استفاده در سیستم طراحی درمان موناتکو (TPS) و شبیه‌سازی مونت‌کارلو (MC) با کد EGSnrc در فرانتوم RANDO آنتروپومورفیک مقایسه شد و سپس نتایج با استفاده از روش آنالیز گاما مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. دوزهای محاسبه شده توسط الگوریتم CC بهویژه در مزرع ریه / بافت نرم بالا هستند اما در ناحیه مزرع بافت نرم / مهره ، دوزهای محاسبه شده توسط الگوریتم CC و الگوریتم MC سازگار هستند. نتایج نشان داد دوزهای محاسبه شده توسط الگوریتم مورد استفاده در TPS ممکن است متفاوت باشد، بهخصوص در محیط‌هایی که تغییرات چگالی شدید است. حتی اگر دوز تابش از زوایای مختلف به طور مشابه در منطقه هدف توسط الگوریتم‌ها محاسبه شود، دزهای محاسبه شده در بافت‌ها در هر مسیر میدان تابش ممکن است

سیستم طراحی درمان در یک بخش آنکولوژی پرتوی، نقش مهمی را در تهیه طرح درمان پرتو درمانی ایفا می‌کند. این سیستم، هدف در طراحی نقشه‌های درمانی که همان رساندن دز معین به حجم تumor و حدائق میزان دز به بافت‌های سالم اطراف است را برآورده می‌سازد. بروز هرگونه خطأ در طی فرآیند طراحی درمان، منجر به کاهش کیفیت درمان می‌گردد. بنابراین شناسایی منابع خطأ و برطرف نمودن آن‌ها و همچنین اطمینان از صحت محاسبات دزیمتری سیستم‌های طراحی درمان از اهمیت بالایی برخوردار است. از مهم‌ترین عوامل خطأ در فرآیند طراحی درمان، می‌توان به ضعف الگوریتم‌های محاسبه دز در مدل‌سازی موقعیت‌ها و رویدادهای فیزیکی، بخصوص در نواحی با چگالی کم و نواحی با چگالی زیاد و بعد کوچک اشاره کرد. از این‌رو صحت دز محاسبه شده، به نوع الگوریتم محاسباتی و میزان گستردگی ناهمگنی در میدان تابشی بستگی خواهد داشت. یک الگوریتم محاسباتی در ایدئال باید چگالی سبیک الکترون و ابعاد محیط ناهمگن، عدم تبادل الکترونی برای بیمه‌های پرانرژی فوتون و ترا برد الکترون در سطوح بین محیط‌های با چگالی متفاوت را در محاسبات دز در نظر بگیرد.

دسترسی به روش مونت‌کارلو همواره به عنوان دقیق‌ترین روش محاسبات دز در نظر گرفته می‌شود که می‌توان از این روش به عنوان استاندارد طلایی توزیع دز و مقایسه سایر روش‌ها و الگوریتم‌های محاسبه دز استفاده نمود. وقتی که مواد و بافت‌های پرتودهی شده و سطح مقطع آن‌ها با جزئیات کافی مشخص باشد، محاسبات مونت‌کارلو روش مناسبی جهت محاسبه دز خواهد بود. به طور کلی روش مونت‌کارلو قادر تمندترین روش محاسبه دز در رادیوتراپی شناخته شده است. مقایسه شبیه‌سازی‌های انجام شده به‌وسیله مونت‌کارلو با سایر الگوریتم‌های محاسبه دز و همچنین با نتایج حاصل از اندازه‌گیری، این مطلب را تأیید می‌کند. با استفاده از این کد می‌توان انواع هندسه‌های ساده و پیچیده و چشم‌های مختلف پرتوی با توزیع‌های متفاوت از نظر انرژی و شدت را تعریف نمود. با توجه به مطالب ذکر شده، تنها الگوریتم‌های مونت‌کارلو که احتمالات برهمکنش فوتون را در نظر می‌گیرند و قابلیت مدل کردن ترا برد الکترون را دارند، می‌توانند ناهمگنی‌ها را به طور دقیق در محاسبات دز وارد کنند. سایر الگوریتم‌ها روش‌های تخمینی را برای محاسبه اثر نسبی چگالی و تغییرات ترا برد ذرات استفاده می‌کنند. در این مطالعه از شبیه‌سازی مونت‌کارلو به منظور مدلينگ سیستم شتاب‌دهنده خطی زیمنس مدل پریموس در مد فوتون بالرنژی MV ۱۵ استفاده گردید تا میزان دقت محاسبه دز سیستم

سه بعدی از وکسلها است، که این داده‌ها توسط کد SCMS خوانش شده وارد کد شبیه‌سازی می‌شود. در تحقیق دیگری که در کشور فرانسه انجام شده است^(۳۱)، نرمافزاری بنام OEPIDE نوشتۀ شده که با استفاده از تصاویر CT و MRI فانتومی بر مبنای وکسل ایجاد می‌کند و این داده‌ها توسط کد شبیه‌سازی خوانده شده تا محاسبات دز انجام شود. با توجه به جدول ۲ مقداری اختلاف میان نتایج در دو روش مذکور وجود دارد که این اختلاف را می‌توان به در نظر نگرفتن صحیح دز ناشی از پرتوهای پراکنده جانبی توسط الگوریتم سیستم طراحی درمان نسبت داد. بر اساس نتایج بدست آمده می‌توان بیان کرد که در بافت همگن خطای زیادی که از لحاظ کلینیکی معنادار باشد در محاسبات سیستم طراحی درمان وجود ندارد، در صورتی که در ناهمگنی ریه دقت انجام محاسبات سیستم طراحی درمان به گونه‌ای است که با خطای قابل توجهی رو به رو بوده و این اختلاف بایستی در امور کلینیکی مدنظر قرار داده شود.

نتیجه‌گیری

مهمنترین نوآوری پژوهش حاضر، شبیه‌سازی با استفاده از تصاویر سی تی بیمار در پرتو درمانی است. در متون مختلف علمی، شبیه‌سازی با استفاده از فانتوم‌های مختلف و مقایسه با الگوریتم سیستم طراحی درمان وجود دارد اما در این مطالعه داده‌های مربوط به تصاویر سی تی بیمار وارد کد شبیه‌سازی شده است. همچنین با توجه به اینکه طناب تخاعی در دست‌بندی‌های ارگان‌های در معرض خطر از نوع سریالی است، دز رسیده به این ناحیه در پرتو درمانی مری میانی، بیش از نواحی دیگر دارای اهمیت است. از این‌رو، دز رسیده به نخاع با هر دو روش طراحی درمان و مونت‌کارلو محاسبه شده است. مهم‌ترین محدودیت مطالعه حاضر، عدم دسترسی به سیستم ابرکامپیوتر با قدرت پردازش بالا بود که باعث شد تا حصول نتایج شبیه‌سازی مشمول زمان گردد و با توجه به اینکه در مطالعه حاضر، از تصاویر سی تی بیماران استفاده شده است، لذا موارد اخلاقی خاصی به نظر نمی‌رسد، با این حال مطالعه توسط معاونت پژوهشی و کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی مازندران مورد تائید فرار گرفت.

درنهایت با توجه به تحلیل نتایج بدست آمده، میانگین نسبت اختلاف بین روش مونت‌کارلو و سیستم طراحی درمان در نواحی غیرهمگن دارای اختلاف است فلذًا می‌توان نتیجه‌گیری کرد که میزان خطای به وجود آمده ناشی از سیستم‌های طراحی درمان در ناهمگنی‌ها به اندازه‌ای است که از لحاظ کلینیکی سبب به وجود آمدن خطا در محاسبه دز رسیده به بیماران می‌شود و بنابراین

متفاوت باشد. بنابراین، برای افزایش کیفیت رادیوتراپی و محافظت دقیق‌تر از اندام‌های حیاتی، باید قبل از درمان، میزان خطای الگوریتم‌ها در TPS بررسی شود.

در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۱۹ انجام شد هدف ارزیابی عملکرد الگوریتم محاسبه دوز مورداً استفاده در سیستم طراحی درمان (TPS) در مقایسه با شبیه‌سازی‌های مونت‌کارلو (MC) در شرایط مختلف بوده است. شبیه‌سازی MC با کد PENELOPE برای مقایسه دوزهای محاسبه شده با الگوریتم ناهمسانگردی تحلیلی (AAA)، و الگوریتم Acuros انجام شد. منحنی‌های دوز عمق نسبی در فانتوم‌های آب ناهمگن با لایه‌های استخوانی (۱.۸ گرم بر سانتی‌متر مکعب) و مواد معادل ریه (۰.۳ گرم بر سانتی‌متر مکعب) محاسبه شد. تجزیه و تحلیل منحنی‌های دوز عمق نسبی در سطح مشترک آب و استخوان نشان می‌دهد که الگوریتم‌های AAA بیشترین تفاوت را در محاسبات MC نشان می‌دهد با حداکثر تفاوت تا ۴.۳ درصد حداکثر دوز. برای مواد معادل ریه و میدان 1×1 ، تفاوت می‌تواند تا ۱۱.۵ درصد برای AAA، و ۷.۵ درصد برای الگوریتم Acuros باشد. نتایج نشان می‌دهد که Acurus بهترین توافق را با داده‌های شبیه‌سازی MC با دقت معادل برای مدل‌سازی دوز پرتو درمانی بهویژه در مناطقی که تعادل الکترونیکی برقرار نیست، ارائه می‌کند. برای میدان‌های معمولی (غیر کوچک) مورداً استفاده در رادیوتراپی، AAA می‌تواند تطابق منطقی با نتایج MC را حتی در مناطق ناهمگن نشان دهد^(۲۹).

در مطالعه‌ای که توسط seiffi و همکاران انجام شد، بهمنظور اعتبارسنجی شبیه‌سازی مونت‌کارلوی شتاب‌دهنده خطی زیمنس در انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگاوات‌لیتز از کد BEAMnrc استفاده نموده‌اند. آن‌ها در ابتدا برای اعتبارسنجی شبیه‌سازی شتاب‌دهنده خطی از تغییر در انرژی اولیه دسته پرتو الکترونی استفاده کردند تا زمانی که بیشترین تطابق در منحنی‌های دز-عمق به دست آمد و سپس برای تطابق دادن منحنی‌های پروفایل دز از تغییر در توزیع شعاعی دسته پرتو الکترونی استفاده کردند^(۱۹). همان‌طور که ذکر گردید، بهمنظور شبیه‌سازی با کمترین میزان خطأ، اطلاعات تصاویر CT بیمار توسط کد شبیه‌سازی مونت‌کارلو CT CREATE به کد شبیه‌سازی مونت‌کارلو وارد شده و فایل فاتنوم با پسوند Egphant ایجاد گردید. اما در مطالعات مشابه که بهمنظور استفاده از نرم‌افزار برای محاسبات دز در پرتو درمانی انجام گرفته توسط اویوبیرا^۱ و همکاران انجام شده است^(۳۰). در این مطالعه حجم موردنظر با استفاده از چند تصویر CT به شکل مجموعه‌ای از وکسل‌ها ایجاد می‌شود. بنابراین حجم موردنظر از یک جسم، بر پایه تصویر CT در قالب یک ماتریس

^۱ Oliveira

حمایت مالی:

ندارد.

تضاد منافع:

هیچ‌گونه تعارض منافع توسط نویسنده‌گان بیان نشده است.

ملاحظات اخلاقی:

این مقاله حاصل پایان‌نامه و طرح پژوهشی دانشجوی پزشکی (نویسنده دوم) است که تحت راهنمایی نویسنده اول صورت گرفته است (کد طرح IR.MAZUMS..REC.1397.3097).

با استناد به این تضاد، مربوط به اختلاف در هنگام طراحی درمان در نظر گرفته شود. علاوه بر آن در محاسبه دز ناهمگنی‌ها بهتر است از سیستم‌های طراحی درمان مبتنی بر مونت‌کارلو استفاده شود.

تشکر و قدردانی:

بدین‌وسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مازندران، کارکنان محترم بخش پرتودرمانی بیمارستان امام (ره) ساری و تمام کسانی که در انجام این مطالعه ما را یاری نمودند، نهایت تشکر و قدردانی را داریم.

References:

- Reya T, Morrison SJ, Clarke MF, Weissman ILJn. Stem cells, cancer, and cancer stem cells. *nature* 2001;414(6859):105. <https://doi.org/10.1038/35102167>
- Ghavamzadeh A, Moussavi A, Jahani M, Rastegarpanah M, Iravani M. Esophageal cancer in Iran. *Seminars in oncology* 2001;28(2):153-7. <https://doi.org/10.1053/sonc.2001.21957>
- Samadi F, Babaei M, Yazdanbod A, Fallah M, Nouraei M, Nasrollahzadeh D, et al. Survival rate of gastric and esophageal cancers in Ardabil province, North-West of Iran. *Arch Iran Med* 2007;10(1):32-7.
- Radmard AR. Five common cancers in Iran. *Arch Iran Med* 2010;13(2):143.
- Kamangar F, Malekzadeh R, Dawsey SM, Saidi F. Esophageal cancer in Northeastern Iran: a review. *Arch Iran Med* 2007;10(1):70-82.
- Asmarian NS, Ruzitalab A, Amir K, Masoud S, Mahaki. Area-to-area poisson kriging analysis of mapping of county-level esophageal cancer incidence rates in Iran. *Arch Iran Med* 2013;14(1):11-3. <https://doi.org/10.7314/APJCP.2013.14.1.11>
- Liang J, Mingyan E, Wu G, Zhao L, Li X, Xiu X, et al. Nimotuzumab combined with radiotherapy for esophageal cancer: preliminary study of a Phase II clinical trial. *Onco Targets Ther* 2013;6:1589. <https://doi.org/10.2147/OTT.S50945>
- Thwaites DI, Williams JR. *Radiotherapy physics in practice*: Oxford University Press; 1993.
- Formenti SC, Demaria S. Systemic effects of local radiotherapy. *Lancet Onc* 2009;10(7):718-26. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(09\)70082-8](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(09)70082-8)
- Barrett A, Morris S, Dobbs J, Roques T. *Practical radiotherapy planning*: CRC Press; 2009. <https://doi.org/10.1201/b13373>
- Atun R, Jaffray DA, Barton MB, Bray F, Baumann M, Vikram B, et al. Expanding global access to radiotherapy. *Lancet Onc* 2015;16(10):1153-86. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(15\)00222-3](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(15)00222-3)
- Pourfallah T, Shahidi M, Seifi Makrani D, Mihandoust E, Davodian S. Dosimetric Evaluation of Target Volume in Breast Boost Radiotherapy: Comparison of Electron and Photon Beam. *J Mazandaran Univ Med* 2019;29(175):65-75.
- Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med* 2006;51(22):5785. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/22/005>
- Seifi Makrani D, Pourfallah T. Evaluation of CorePlanTM treatment planning system for 6 and 15 MV photon irradiation. *Iran J Med Physics* 2018;15:343-.
- Khan FM, Gibbons JP. *The physics of radiation therapy*: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.

16. Arnfield MR, Siantar CH, Siebers J, Garmon P, Cox L, Mohan R. The impact of electron transport on the accuracy of computed dose. *Med Phys* 2000;27(6):1266-74.
<https://doi.org/10.1118/1.599004>
17. Akino Y, Das IJ, Bartlett GK, Zhang H, Thompson E, Zook JEJMp. Evaluation of superficial dosimetry between treatment planning system and measurement for several breast cancer treatment techniques. *Med Phys* 2013;40(1):011714.
<https://doi.org/10.1118/1.4770285>
18. Verhaegen F, Seuntjens J, biology. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med* 2003;48(21):R107.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/21/R01>
19. Makrani DS, Hasanzadeh H, Pourfallah TA, Ghasemi A, Jadidi M, Babapour H. Determination of primary electron beam parameters in a Siemens Primus Linac using Monte Carlo simulation. *Arch Adv Biosci* 2015;6(1):2008-4978.
20. Pourfallah TA, Allahverdi M, Zahmatkesh MH. Evaluation of the effects of inhomogeneities on dose profiles using polymer gel dosimeter and Monte Carlo simulation in Gamma Knife. *Iran J Medphys* 2012;9(1):1-8.
21. Chang-Ming, Li J, Pawlicki T, Jiang S, Deng J, Lee M, et al. A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. *Phys in Med* 2002;47(10):1671. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/10/305>
22. Chow JC, Leung MK, editors. A graphical user interface for calculation of 3D dose distribution using Monte Carlo simulations. *J of phys Conf Series*; 2008; 102:012003. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/102/1/012003>
23. Spezi E, Lewis DG. Gamma histograms for radiotherapy plan evaluation. *Radiother Oncol* 2006;79(2):224-30.
<https://doi.org/10.1016/j.radonc.2006.03.020>
24. Tuğrul T. Comparison of Monaco treatment planning system algorithms and Monte Carlo simulation for small fields in anthropomorphic RANDO phantom: The esophagus case. *J Cancer Res Therapeutics* 2021;17(6).
https://doi.org/10.4103/jcrt.JCRT_1143_20
25. Altuwayris A, Ghorbani M, Bakhshandeh M, Roozmand Z, Hoseini-Ghahfarokhi M. Comparison of PRIMO Monte Carlo code and Eclipse treatment planning system in calculation of dosimetric parameters in brain cancer radiotherapy. *Rep Pract Oncol Radiother* 2022;27(5):863-74.
<https://doi.org/10.5603/RPOR.a2022.0091>
26. Chaikh A, Balosso JJQliM, Surgery. Quantitative comparison of dose distribution in radiotherapy plans using 2D gamma maps and X-ray computed tomography. *Quant Imaging Med Surg* 2016 2016;6(3):243-9.
<https://doi.org/10.21037/qims.2016.06.04>
27. Yu L, Baker A, Kairn T, Livingstone A, Trapp J, Crowe SB. A structure-based gamma evaluation method for identifying clinically relevant dose differences in organs at risk. *Phys Eng Sci Med* 2023;46(3):1033-41. <https://doi.org/10.1007/s13246-023-01270-3>
28. Tuğrul T. The Effect of Algorithms on Dose Distribution in Inhomogeneous Phantom: Monaco Treatment Planning System versus Monte Carlo Simulation. *J Med Phys* 2021;46(2):111-5.
https://doi.org/10.4103/jmp.JMP_21_21
29. Reis CQM, Nicolucci P, Fortes SS, Silva LP. Effects of heterogeneities in dose distributions under nonreference conditions: Monte Carlo simulation vs dose calculation algorithms. *Med Dosimetry* 2019;44(1):74-82.
<https://doi.org/10.1016/j.meddos.2018.02.009>
30. Oliveira C, Yoriyaz H, Oliveira MC, Ferreira L. Monte Carlo simulation for dose distribution calculations in a CT-based phantom at the Portuguese gamma

- irradiation facility. Nucl Inst 2004;213:662-5.
[https://doi.org/10.1016/S0168-583X\(03\)01682-3](https://doi.org/10.1016/S0168-583X(03)01682-3)
31. Chiavassa S, Bardiès M, Guiraud-Vitaux F, Bruel D, Jourdain J-R, Franck D, et al. OEDIPE: a personalized dosimetric tool associating voxel-based models with MCNPX. Cancer Biother Radiopharm 2005;20(3):325-32.
<https://doi.org/10.1089/cbr.2005.20.325>

CALCULATION OF SPINAL CORD RECEIVED DOSE IN ESOPHAGEAL CANCER RADIOTHERAPY: A COMPARISON BETWEEN MONTE CARLO SIMULATION AND TREATMENT PLANNING SYSTEM

Tayyeb Pourfallah¹, Mohammad Nematpour², Danial Seifi Makrani³, Ehsan Mihandoust⁴, Saeed Davodian⁵

Received: 30 September, 2023; Accepted: 13 March, 2024

Abstract

Background & Aim: Spinal cord is one of the organs at risk in esophageal cancer radiation therapy. The difference between the dose distribution due to the Treatment Planning System (TPS) and the patient's body dose is dependent on the calculation of the TPS algorithm, which is more pronounced in heterogeneities such as the Spinal cord. In this study, the dose distribution of TPS algorithm was compared with monte Carlo calculations in both homogeneous and heterogeneous tissue.

Materials & Methods: In this descriptive-analytical study, three-dimensional planning composed of four fields were done on the CT using the CorPLAN TPS of a SIEMENS PRIMUS linac. EGSnrc monte Carlo simulation code was used for the same conditions. The dose distribution obtained from Monte Carlo simulation and TPS was compared using PDD curve and Dose Difference Percentage index that obtained from these two modes.

Results: According to the results, the error rate from the TPS was less than 3% in the homogeneous tissue, whereas the error in the Spinal cord heterogeneity was significant (more than 5%).

Conclusion: Results shows that the accuracy of CorPLAN TPS at homogeneous tissue is more than in the Spinal cord heterogeneity and this should be considered in the clinic. The findings also indicate that the monte carlo code can be used to simulate and evaluate the dose distribution in radiotherapy, and in cases where the practical measurement of some dosimetric parameters is impossible or difficult, this code can be used for prediction and optimization of treatment plans.

Keywords: Beamnrc, Cancer, Esophagus, Monte Carlo Simulation, Radiotherapy, Treatment Planning System

Address: Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran

Tel: +989143460109

Email: Tpourfallah@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2024: 34(12): 793 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](#) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

¹ PhD of Medical Physics, Educational Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran (Corresponding Author)

² Medical student, Faculty of Medicine, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran

³ PhD student in medical physics, Department of Physics and Medical Engineering, Faculty of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Iran

⁴ PhD in Radiology Engineering, Department of Radiation Therapy, Imam Khomeini Hospital, Sari, Iran

⁵ Radiation Oncology Specialist, Radiotherapy Department, Imam Khomeini Hospital, Sari, Iran