

## محاسبه دز دریافتی نخاع در پرتودرمانی سرطان مری؛ مقایسه شبیه‌سازی مونت کارلو و سیستم طراحی درمان

طیب پورفلاح<sup>۱\*</sup>، محمد نعمت‌پور<sup>۲</sup>، دانیال سیفی ماکرانی<sup>۳</sup>، احسان میهن‌دوست<sup>۴</sup>، سعید داودیان<sup>۵</sup>

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

### چکیده

**پیش‌زمینه و هدف:** طناب نخاعی یکی از ارگان‌های در معرض خطر در پرتودرمانی سرطان مری می‌باشد. تفاوت بین توزیع دز محاسبه‌شده 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 متشکل از چهار میدان با استفاده از سیستم طراحی درمان CorPLAN از یک سیستم شتاب‌دهنده خطی زیمنس بر روی تصاویر CT انجام شد. از کد شبیه‌سازی مونت کارلو EGSnrc نیز برای همان شرایط استفاده شد. توزیع دز به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان با استفاده از منحنی درصد دز عمقی 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، درحالی‌که 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 کارلو مذکور به‌منظور شبیه‌سازی و ارزیابی توزیع دز در رادیوتراپی قابل‌اعتماد بوده و در مواردی که اندازه‌گیری عملی برخی پارامترهای دزیمتریک غیرممکن یا دشوار باشد، می‌توان از این کد برای پیش‌بینی و بهینه‌سازی طرح‌های درمانی استفاده نمود.

**کلیدواژه‌ها:** Beamnrc، سرطان، مری، 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

### مقدمه

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

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

<sup>۱</sup> دکتری فیزیک پزشکی، گروه آموزشی فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران (نویسنده مسئول)

<sup>۲</sup> دانشجوی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران

<sup>۳</sup> دانشجوی دکترای فیزیک پزشکی، گروه آموزشی فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

<sup>۴</sup> دکترای مهندسی پرتوی پزشکی، بخش پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی (ره)، ساری، ایران

<sup>۵</sup> پزشک متخصص آنکولوژی پرتویی، بخش پرتودرمانی 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 به‌خصوص 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 پرنرژی 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 پرتودرمانی، باید اثر این ناهمگنی‌ها به‌درستی محاسبه شود که این کار به‌منظور محاسبه دز صحیح در بافت‌هایی که تحت تابش هستند، انجام می‌شود. میزان خطا به گستردگی حضور ناهمگنی در میدان تابشی، انرژی بیم و اندازه میدان بستگی دارد. لذا با توجه به موارد ذکرشده وجود برنامه تضمین کیفی سیستم طراحی درمان به‌منظور 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 نقطه‌نظر معیار دقت در تجویز دز، رقم  $\pm 5\%$  درصد قابل قبول است (۱۵). در نتیجه، لازم است که خطا 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 به‌منظور بررسی کیفی سیستم طراحی درمان می‌توان انجام داد، بررسی و تأیید مقادیر دز محاسبه‌شده 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 یا الگوریتم محاسبه نیست، ولی به‌راحتی 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 بنا نهاده 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).

پرتودرمانی عبارت است از بکار بردن پرتوهای یون‌ساز جهت از بین بردن سلول‌های سرطانی و جلوگیری از رشد و تقسیم آن‌ها در قسمتی از بدن که پزشک متخصص تشخیص می‌دهد. برای درمان بعضی تومورهای سرطانی و بدخیم از اشعه ایکس و گاما، تشعشعات حاصل از عناصر پرتوزا و رادیو ایزوتوپ‌ها استفاده می‌کنند که کلیه این تشعشعات و ذرات، دارای 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 نابودی سلول‌ها دارند (۸). هدف نهایی در پرتودرمانی آن است که در حد امکان دز زیادی به‌طور یکنواخت به ضایعه داده شود، بطوریکه موجب از بین رفتن سلول‌های سرطانی و بدخیم گردد و در عین حال دز کمتری به سلول‌های سالم که در مسیر پرتوهای یون‌ساز قرار دارند، برسد. در حال حاضر، پرتودرمانی نقش کاملاً تعریف‌شده‌ای در کنترل و درمان سرطان مری دارد (۹-۱۲). به‌منظور اطمینان از دسترسی به اهداف اشاره‌شده از سیستم‌های طراحی درمان رادیوتراپی در کلینیک استفاده می‌شود. سیستم طراحی درمان شامل قسمت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری مختلفی است. قسمت‌های سخت‌افزاری آن حداقل از یک کامپیوتر که شامل نمایش گرافیکی باشد، دستگاه‌های ورودی برای وارد کردن اطلاعات ماشین درمان و اطلاعات بیمار و دستگاه‌های خروجی برای گرفتن اطلاعات طراحی درمان مریض تشکیل شده است. نرم‌افزار سیستم طراحی درمان شامل الگوریتم محاسبه دز، تعدیل‌کننده‌های 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 بیم‌های تابشی، جهت تابش پرتو و ابعاد میدان با توجه به پارامترهای فیزیکی دستگاه، وضعیت آناتومیک بیمار و حد تحمل دز بافت‌های حساس مجاور توده و حد قابل قبول یکنواختی دز تومور انتخاب می‌شوند. عملکرد و کیفیت هر سیستم طراحی درمانی به نوع الگوریتم‌های مورد استفاده 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 فرایندهای طراحی درمان توسط سیستم‌های طراحی درمان انجام می‌شود، بروز هرگونه خطا و شناسایی نکردن خطاها در طی فرآیند درمان منجر به بروز حوادث پرتویی می‌شود. از این‌رو شناسایی منابع خطا در سیستم‌های طراحی درمان و سعی در کاهش و حذف آن‌ها ضروری است. طراحی درمان با چندین خطا روبروست که همه آن‌ها می‌تواند بر دقت طراحی درمان تأثیر بگذارد که شامل خطاهای هندسی و دزیمتری می‌باشند. خطاهای دزیمتری در فرآیند طراحی

محاسبات دزیمتری 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 پرتودرمانی 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 استفاده شده است. در این تحقیق از کد شبیه‌سازی BEAMnrc که بر اساس کد مونت‌کارلوی EGSnrc است جهت مدل‌سازی شتاب‌دهنده خطی پریموس (زیمنس آلمان) استفاده شد. ثابت‌شده 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 ساختارهای شتاب‌دهنده از شرکت سازنده فراهم گردید. سپس ساختارهای سر درمانی شتاب‌دهنده به‌صورت مدول‌های ترکیبی<sup>۱</sup> تهیه شدند. مدول‌های ترکیبی انواع متنوعی از عناصر هندسی هستند که می‌توانند برای تعریف ساختارهای مختلف یک شتاب‌دهنده در این کد مورد استفاده قرار گیرند. برای شبیه‌سازی اجزاء دستگاه پرتودرمانی موردنظر از هدف<sup>۲</sup>، کلیماتور<sup>۳</sup>، فیلتر مسطح کننده<sup>۴</sup> و فک‌ها<sup>۵</sup> استفاده گردید.

باریکه الکترون با استفاده از مدل چشمه شماره ۱۹ در کد BEAMnrc مدل‌سازی می‌شود. این چشمه، یک باریکه به‌صورت دایره می‌باشد که در آن ذرات برخوردکننده به هدف دارای توزیع گوسی دوبعدی در راستای محورهای X و Y خواهد بود.

#### انتخاب انرژی و پهنای 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 گردند. 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 راه‌حل‌های تقریبی را برای انواع مسائل ریاضی به‌وسیله 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 به‌وسیله شبیه‌سازی مستقیم بخش‌های ضروری سیستم مورد مطالعه 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 تراپد تابش، مسیر هر ذره منحصر به فرد به‌وسیله نمونه‌برداری کمیت‌های مناسب از توزیع‌های احتمال حاکم بر هر فرایند فیزیکی خاص با استفاده از مولد اعداد (شبه) تصادفی شبیه‌سازی می‌شود. مقادیر میانگین کمیت‌های ماکروسکوپی مانند شار ذرات، طیف انرژی و توزیع دز جذب‌شده 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 بار این فرآیند تکرار می‌شود. در این روش با ترکیب صفحات استاندارد حجم یک شیء یا ارگان ساخته می‌شود، با تعریف چشمه‌ها و تعیین انرژی و نوع ذرات شبیه‌سازی انجام‌شده و پارامترهای موردنظر مانند دز جذب‌شده 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 دقیق‌ترین 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، به‌صورت محدود در کلینیک استفاده می‌شود، ولی هنوز هم به‌عنوان قدرتمندترین ابزار برای ارزیابی صحت الگوریتم‌های طراحی درمان مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۱). در پرتودرمانی مری، بافت‌های ناهمگن مانند ریه و نخاع حضور دارند که می‌تواند بر صحت دزیمتری توسط سیستم طراحی درمان تأثیرگذار باشد، به همین منظور میزان صحت سنجی سیستم طراحی درمان ضروری به نظر می‌رسد. در مطالعه حاضر،

<sup>4</sup> Floattening Filter

<sup>5</sup> Jaws

<sup>1</sup> Component Modules

<sup>2</sup> Target

<sup>3</sup> Colimator

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 به‌عنوان ورودی برای کد DOSXYZnrc جهت شبیه‌سازی فانتوم استفاده می‌شود. فایل خروجی با پسوند Egsphant در اختیار قرار می‌دهد که این فایل می‌تواند توسط کد DOSXYZnrc به‌عنوان فانتوم خوانده شود (۲۲). در پژوهش حاضر تعداد ۳۸ تصویر CT به ضخامت ۰/۵ سانتی‌متر و با اندازه ۵۱۲×۵۱۲ (وکسل‌ها ایزوتروپیک) مورد استفاده قرار گرفت. در مرحله بعد تمامی شرایط طراحی درمان انجام شده با سیستم طراحی درمان روی فانتوم اعمال شد. بدین منظور در کد DOSXYZnrc قسمت تعریف فانتوم، می‌توان فایل Egsphant ایجاد شده را خوانش کرده و کد را اجرا نمود. داده‌های خروجی کد نوشته شده با استفاده از نرم‌افزار MATLAB به منحنی همدمز (isodose) تبدیل شد و بر روی تصاویر CT قرار گرفت. در ادامه به‌منظور بررسی و ارزیابی دز دریافتی نخاع در پرتودرمانی سرطان مری توسط سیستم طراحی درمان، مقادیر دز در نقاط مختلف نخاع توسط دو روش شبیه‌سازی مونت کارلو و سیستم طراحی درمان مورد مقایسه قرار گرفتند.

#### اندازه‌گیری تجربی و شبیه‌سازی مونت کارلو:

منحنی‌های درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی باریکه در داخل فانتوم معادل آب به دو صورت تجربی و روش مونت کارلو اندازه‌گیری شد تا سیستم شبیه‌سازی شده اعتبارسنجی گردد. اندازه‌گیری تجربی در اندازه میدان ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع و در فانتوم معادل آب با ابعاد ۵۰×۵۰×۵۰ به انجام رسید. از دزیمتر پیشرفته مارکوس در اندازه‌گیری‌های تجربی استفاده گردید. برای نمایش میزان اختلاف بین منحنی‌های درصد دز عمقی به‌دست‌آمده در دو روش از الگوریتم Gamma\_Index در نرم‌افزار GnuPlot استفاده گردید. میدانیم به‌منظور مقایسه پارامترهای دزیمتری یک سیستم طراحی درمان، لازم است که توزیع دزهای محاسبه شده توسط 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 پذیرش متفاوتی دارند. در نواحی با گرادیان دز کم، مقادیر دزهای اندازه‌گیری شده و محاسبه شده به‌طور مستقیم باهم مقایسه می‌شوند. توزیع  $DD^2$ ، 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 تا ۱۵/۵ MV مربوط به انرژی ۱۵ MV اجرا شد و انرژی‌ای که بهترین انطباق بین اندازه‌گیری تجربی و مونت کارلو را دارا باشد به‌عنوان انرژی اولیه چشمه 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 نرمالایز می‌شود. انتخاب این عمق بیشتر به دلیل تغییرات دز نسبت به عمق کم می‌باشد). همانند تحلیل انرژی الکترون، FWHM ی که بهترین انطباق بین شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی را دارد به‌عنوان بهترین FWHM انتخاب می‌شود (۱۹). در نهایت فایلی تحت عنوان فضای فازی<sup>۱</sup> 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 به‌عنوان چشمه 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 0.7 MeV (ECUT=0.7 MeV) و انرژی قطع فوتون برابر با 0.01 MeV (PCUT=0.01 MeV) انتخاب شده‌اند. از تقسیم اشعه ترمزی برای کاهش زمان محاسبات مونت کارلو و بهبود عدم قطعیت استفاده شد. تعداد تقسیم اشعه ترمزی، همان‌طور که در راهنمای نرم‌افزار پیشنهاد داده شده بود، در همه شبیه‌سازی‌ها برابر با ۱۰۰۰ تنظیم گردید (NBR SPL=1000). البته میزان شعاع تقسیم، برای اندازه میدان‌های مختلف متفاوت است. برای اندازه میدان 10×10 سانتیمتر مربع مورد استفاده در این پروژه، این متغیر برای فاصله چشمه تا سطح ۱۰۰ سانتیمتر (SSD=100 cm) برابر با ۱۰ سانتیمتر انتخاب گردید.

#### ساخت فانتوم CT با استفاده از CTCREATE:

برای شبیه‌سازی تریبردزات در DOSXYZnrc، داده‌های CT باید 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 شیب مبدل عدد CT به چگالی الکترونی مشخص شده است، می‌تواند از مجموعه داده‌های CT بیمار ایجاد

<sup>2</sup> Dose Difference

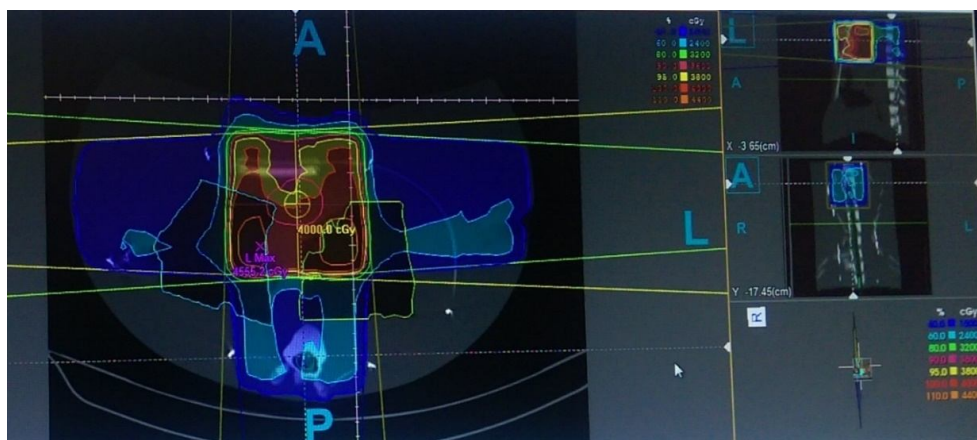
<sup>1</sup> Phase Space file

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 سرطان مری با فن ۴ میدان باکس بر روی تصاویر CT بیمار، توسط سیستم طراحی درمان CorePlan با انرژی ۱۵MV انجام شد (شکل ۱).

محاسبه شده می‌گردد. در نتیجه DD در نواحی با گرادبان دز زیاد اهمیت زیادی ندارند و مفهوم توزیع DTA (فاصله تا توافق) برای تعیین قابل قبول بودن محاسبه دز مطرح می‌گردد. DTA<sup>۱</sup> در واقع 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 به‌عنوان 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 چشمه تا ایزوسنتر می‌تواند یک پارامتر مهم برای کنترل در پرتودهی بیمار در نظر گرفته شود. در نرم‌افزار DOSXYZnrc نقطه ایزوسنتر به صورت پیش‌فرض در نقطه (۰،۰،۰) فانتوم قرار دارد. در نرم‌افزار طراحی درمان نقطه (۰،۰،۰) از تقاطع مارکرها قرار داده شده در بدن بیمار به دست می‌آید و نسبت به آن نقطه، نقطه ایزوسنتر تعیین خواهد شد. در مطالعه حاضر، این مورد خاص، مارکرها در برش شماره ۴۵ قرار گرفته‌اند؛ بنابراین مختصات نقطه ایزوسنتر نسبت به تقاطع مارکرها را نسبت به مبدأ تعریف شده در DOSXYZnrc تبدیل شده است.

سیستم طراحی درمان مذکور از الگوریتم ETAR<sup>۲</sup> برای محاسبات دز استفاده می‌کند. کل ناحیه مری به‌عنوان CTV<sup>۳</sup> انتخاب شده و PTV<sup>۴</sup> 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 زاویه ۹۰ درجه، جانبی راست با زاویه ۲۷۰ درجه و در نهایت یک فیلد خلفی با زاویه ۱۸۰ درجه به فانتوم ناهمگن اعمال می‌شود (جدول ۱). تعیین محل ایزوسنتر نقش مهمی در برنامه‌ریزی درمان دارد، زیرا در حالت ایدئال ایزوسنتر 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	۰	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

<sup>۳</sup> Clinical Target Volume  
<sup>۴</sup> Planning Target Volume

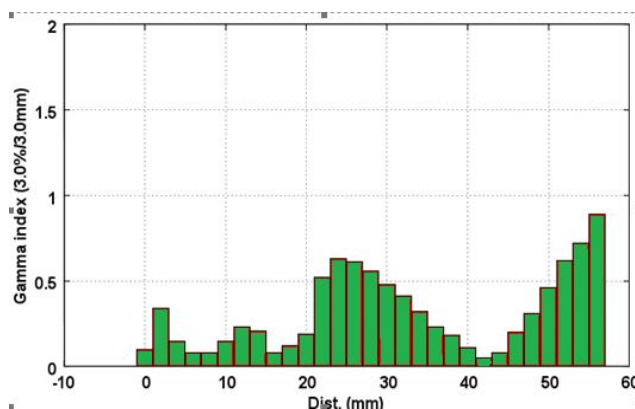
<sup>۱</sup> Distance To Agreement  
<sup>۲</sup> Equivalent TAR

## یافته‌ها

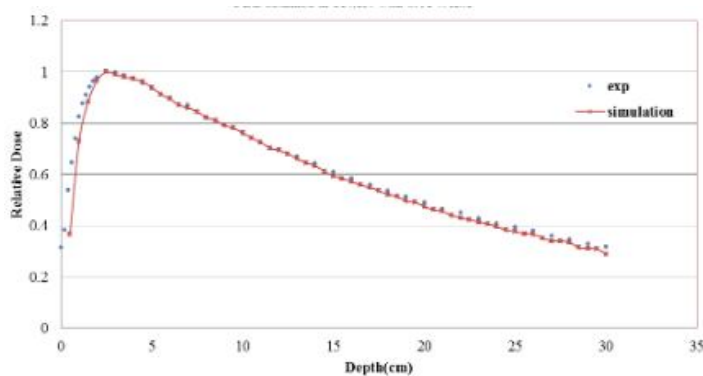
در مطالعه حاضر از روش آنالیز گاما به منظور مقایسه توزیع دز شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان استفاده شده است که مطالعات مشابه زیادی وجود دارد که روش آنالیز گاما، به منظور تحلیل نتایج دزیمتری در رادیوتراپی به کار رفته است مانند مطالعات (۲۷-۲۴). همان‌طور که ذکر گردید منحنی درصد دز عمقی (PDD- Percent Depth Dose) به دست آمده از انرژی‌های مختلف شبیه‌سازی با داده‌های تجربی فانتوم آب مقایسه شده و انرژی که حاصل از اندازه‌گیری با دزیمتر اتاقک فارمر در میدان ۱۰ در ۱۰ بیشترین تطابق با این داده‌ها را داشته باشد به عنوان انرژی مورد استفاده در شبیه‌سازی انتخاب شده است. در این مطالعه مقدار انرژی ۱۱/۹ مگاولت و FWHM برابر با ۰/۱۷ cm به عنوان دقیق‌ترین مقادیر در نظر گرفته شد. در ادامه مقادیر PDD که به وسیله شبیه‌سازی مونت کارلو محاسبه شد با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم توسط 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 به دست آمده 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

دست آمد و با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم توسط تابع گاما مورد مقایسه قرار گرفت. نمودار شکل ۴ نشان‌دهنده این مقادیر است.

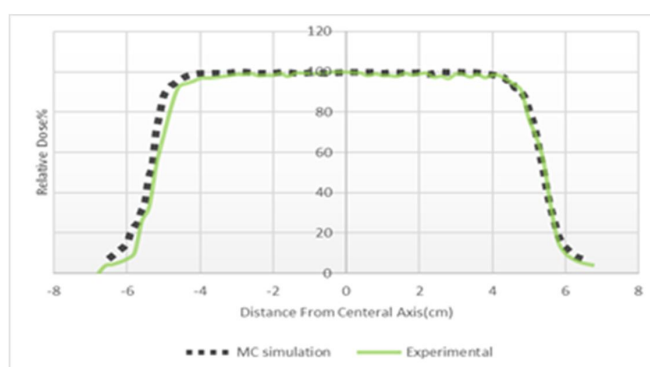
بعد از تأیید نتایج شبیه‌سازی مونت کارلو، مقادیر محاسباتی توسط شبیه‌سازی مونت کارلو به عنوان شاخص استاندارد (Gold Standard) در محاسبات دز در نقاط مختلف همگن و نیز در حضور ناهمگنی نخاع مورد استفاده قرار گرفته است تا نتایج حاصل از دزیمتری سیستم طراحی درمان مورد بررسی قرار گیرد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی طرح درمان یک فایل 3ddose حاوی اطلاعات درباره دز تخلیه‌شده در هر کسل برای هر میدان است. تعداد مانیتور یونیت مربوط به هر میدان و وزن هر میدان به صورت ضربی در ماتریس توزیع دز هر زیر میدان ضرب شده و در نهایت همه ماتریس‌ها به صورت یک ماتریس مجموع شامل تمام میدان‌ها خواهد بود. جدول ۲ مقادیر دز نقطه‌ای در نواحی همگن را نشان می‌دهد. ستون اول مربوط به مقادیر دز نقطه‌ای که از شبیه‌سازی مونت کارلو حاصل شد و ستون دوم مقادیر دز نقطه‌ای با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان coreplan را نشان می‌دهد. با توجه به مقادیر مندرج در جدول ۲، نتایج نشان می‌دهد مقادیر مربوط به دز نقطه‌ای که توسط سیستم طراحی درمان محاسبه شده بسیار نزدیک به نتایج دریافتی از شبیه‌سازی مونت کارلو است و در تمامی نواحی مورد بررسی، اختلاف میان دو روش کمتر از ۳ درصد است که نشان از صحت دزیمتری سیستم طراحی درمان coreplan دارد. اما با توجه به مقادیر مندرج در جدول ۳، نتایج نشان می‌دهد مقادیر مربوط به دز نقطه‌ای که توسط سیستم طراحی درمان محاسبه شده، در اکثر موارد مقدار دز را بیش از مقدار واقعی در نظر می‌گیرد. با توجه به جدول، در سه ناحیه از چهار ناحیه مورد بررسی، محاسباتی که با سیستم طراحی درمان به دست آمده با مقادیر محاسباتی شبیه‌سازی مونت کارلو دارای اختلاف بیش از ۵ درصد است.



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



شکل (۳): منحنی ناشی از داده‌های شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان  $10 \times 10$  سانتی‌متر مربع،  $SSD=100$  و انرژی ۱۵ مگا الکترون‌ولت



شکل (۴): منحنی پروفایل ناشی از داده‌های شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان  $10 \times 10$  سانتی‌متر مربع،  $SSD=100$  و انرژی ۱۵ مگا الکترون‌ولت

جدول (۲): مقادیر دز در بافت همگن در دو روش مورد مقایسه برحسب 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 برحسب 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

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

دسترسی به روش مونت کارلو همواره به‌عنوان دقیق‌ترین روش محاسبات دز در نظر گرفته می‌شود که می‌توان از این روش به‌عنوان 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 مونت کارلو روش مناسبی جهت محاسبه دز خواهد بود. به‌طور کلی روش مونت کارلو قدرتمندترین روش محاسبه دز در رادیوتراپی شناخته شده است. مقایسه شبیه‌سازی‌های انجام‌شده به‌وسیله مونت کارلو 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 چشمه‌های مختلف پرتوی با توزیع‌های متفاوت از نظر انرژی و شدت را تعریف نمود. با توجه به مطالب ذکر شده، تنها الگوریتم‌های مونت کارلو که احتمالات برهمکنش فوتون را در نظر می‌گیرند و قابلیت مدل کردن ترابرد الکترون را دارند، می‌توانند ناهمگنی‌ها را به‌طور دقیق در محاسبات دز وارد کنند. سایر الگوریتم‌ها روش‌های تخمینی را برای محاسبه اثر نسبی چگالی و تغییرات ترابرد ذرات استفاده می‌کنند.

در این مطالعه از شبیه‌سازی مونت کارلو به‌منظور مدلینگ سیستم شتاب‌دهنده خطی زیمنس مدل پرموس در مد فوتون با انرژی 15 MV استفاده گردید تا میزان دقت محاسبه دز سیستم

طراحی درمان coreplan در محاسبه دز قسمت‌های مختلف نخاع که به‌عنوان ارگان در معرض خطر پرتودرمانی سرطان مری در نظر گرفته می‌شود، مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرد. الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان به‌طور رضایت‌بخشی میزان دز جذبی پرتوهای اولیه را لحاظ می‌کنند ولی در مورد دز پرتوهای پراکنده و به‌طور خاص دز در نقاط اطراف ناحیه PTV با مشکلات و تقریب‌هایی همراه هستند. عدم دقت 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 ارائه‌شده 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 به‌دست‌آمده توسط Monaco TPS برای میدان‌های کوچک با شبیه‌سازی مونت کارلو مورد مقایسه قرار گرفت. در این مطالعه، محیط ریه به چهار قسمت 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 ریه و استخوان، با افزایش اندازه میدان، درصد تفاوت‌ها کاهش یافت. بخصوص در گذر از محیط بافت ریه 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 به‌دست‌آمده از الگوریتم محاسبه دز مورد استفاده در سیستم طراحی درمان موناکو (TPS) و شبیه‌سازی مونت کارلو (MC) با کد EGSnrc در فانتوم RANDO آنتروپومورفیک مقایسه شد و سپس نتایج با استفاده از روش آنالیز گاما مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. دوزهای محاسبه‌شده توسط الگوریتم CC به‌ویژه در مرز ریه/بافت نرم بالا هستند اما در ناحیه مرز بافت نرم / مهره، دوزهای محاسبه‌شده توسط الگوریتم CC و الگوریتم MC سازگار هستند. نتایج نشان داد دوزهای محاسبه‌شده 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 به‌طور مشابه در منطقه هدف توسط الگوریتم‌ها محاسبه شود، دزهای محاسبه‌شده در بافت‌ها در هر مسیر میدان تابش ممکن است



سه‌بعدی از وکسل‌ها است، که این داده‌ها توسط کد SCMS خوانش شده و وارد کد شبیه‌سازی می‌شود. در تحقیق دیگری که در کشور فرانسه انجام شده است (۳۱)، نرم‌افزاری بنام OEPIDE نوشته 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 به دست 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 روبه‌رو بوده و این اختلاف بایستی در امور کلینیکی مدنظر قرار داده شود.

### نتیجه‌گیری

مهم‌ترین نوآوری پژوهش حاضر، شبیه‌سازی با استفاده از تصاویر سی تی بیمار در پرتودرمانی 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 نخاعی در دسته‌بندی‌های ارگان‌های در معرض خطر از نوع سریالی است، دز رسیده به این ناحیه در پرتودرمانی مری میانی، بیش از نواحی دیگر دارای اهمیت است. از این رو، دز رسیده به نخاع با هر دو روش طراحی درمان و مونت کارلو 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 تأیید قرار گرفت.

در نهایت با توجه به تحلیل نتایج به دست آمده، میانگین نسبت اختلاف بین روش مونت کارلو و سیستم طراحی درمان در نواحی غیرهمگن دارای اختلاف است فلذا 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 مورد استفاده در سیستم طراحی درمان (TPS) در مقایسه با شبیه‌سازی‌های مونت کارلو (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  $1 \times 1$ ، تفاوت می‌تواند تا ۱۱.۵ درصد برای AAA، و ۷.۵ درصد برای الگوریتم Acuros باشد. نتایج نشان می‌دهد که Acuros بهترین توافق را با داده‌های شبیه‌سازی MC با دقت معادل برای مدل‌سازی دوز پرتودرمانی به‌ویژه در مناطقی که تعادل الکترونیکی برقرار نیست، ارائه می‌کند. برای میدان‌های معمولی (غیر کوچک) مورد استفاده در رادیوتراپی، AAA می‌تواند تطابق منطقی با نتایج MC را حتی در مناطق ناهمگن نشان دهد (۲۹).

در مطالعه‌ای که توسط seifi و همکاران انجام شد، به منظور اعتبارسنجی شبیه‌سازی مونت کارلوی شتاب‌دهنده خطی زمینس در انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگاولتاژ 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، به منظور شبیه‌سازی با کمترین میزان خطا، اطلاعات تصاویر CT بیمار توسط کد CT CREATE به کد شبیه‌سازی مونت کارلو وارد شده و فایل فانتوم با پسوند Egsphant ایجاد گردید. اما در مطالعات مشابه که به منظور استفاده از نرم‌افزار برای محاسبات دز در پرتودرمانی انجام گرفته توسط اولیویرا<sup>۱</sup> و همکاران انجام شده است (۳۰). در این مطالعه حجم مورد نظر با استفاده از چند تصویر CT به شکل مجموعه‌ای از وکسل‌ها ایجاد می‌شود. بنابراین حجم مورد نظر از یک جسم، بر پایه تصویر CT در قالب یک ماتریس

<sup>۱</sup> Oliveira

**حمایت مالی:**

ندارد.

**تضاد منافع:**

هیچ‌گونه تعارض منافع توسط نویسندگان 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).

بایستی تصحیحات مربوط به این 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:**

1. Reya T, Morrison SJ, Clarke MF, Weissman IL. Stem cells, cancer, and cancer stem cells. *nature* 2001;414(6859):105. <https://doi.org/10.1038/35102167>
2. Ghavamzadeh A, Moussavi A, Jahani M, Rastegarpanah M, Irvani M. Esophageal cancer in Iran. *Seminars in oncology* 2001;28(2):153-7. <https://doi.org/10.1053/sonc.2001.21957>
3. Samadi F, Babaei M, Yazdanbod A, Fallah M, Nouraie 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.
4. Radmard AR. Five common cancers in Iran. *Arch Iran Med* 2010;13(2):143.
5. Kamangar F, Malekzadeh R, Dawsey SM, Saidi F. Esophageal cancer in Northeastern Iran: a review. *Arch Iran Med* 2007;10(1):70-82.
6. 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>
7. 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>
8. Thwaites DI, Williams JR. *Radiotherapy physics in practice*: Oxford University Press; 1993.
9. 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)
10. Barrett A, Morris S, Dobbs J, Roques T. *Practical radiotherapy planning*: CRC Press; 2009. <https://doi.org/10.1201/b13373>
11. 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)
12. 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.
13. 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>
14. Seifi Makrani D, Pourfallah T. Evaluation of CorePlan<sup>TM</sup> treatment planning system for 6 and 15 MV photon irradiation. *Iran J Med Physics* 2018;15:343-.
15. 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 JJ, 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. Tugrul 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/jert.JCRT\\_1143\\_20](https://doi.org/10.4103/jert.JCRT_1143_20)
25. Altuwayrish 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](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-Vitoux 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 Pourfallah<sup>1</sup>, Mohammad Nematpour<sup>2</sup>, Danial Seifi Makrani<sup>3</sup>, Ehsan Mihandoust<sup>4</sup>, Saeed Davodian<sup>5</sup>

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](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

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

<sup>2</sup> Medical student, Faculty of Medicine, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran

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

<sup>4</sup> PhD in Radiology Engineering, Department of Radiation Therapy, Imam Khomeini Hospital, Sari, Iran

<sup>5</sup> Radiation Oncology Specialist, Radiotherapy Department, Imam Khomeini Hospital, Sari, Iran