ORIGINAL ARTICLE

Evaluation of Lung Dose in Esophageal Cancer Radiotherapy Using Monte Carlo Simulation

Tayyeb Pourfallah[1],
Mohammad Seyed Abusaeedi[2],
Danial Seifi Makrani[3],
Ehsan Mihandoust[4],
Saeed Davodian[5]

[1] Associate Professor, Department of Biochemistry, Biophysics and Genetics, Faculty of Medicine, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran
[2] Medical Student, Faculty of Medicine, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran
[3] PhD Student in Medical Physics, Faculty of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[4] PhD in Medical Radiation Engineering, Imam Khomeini Hospital, Sari, Iran
[5] Radiation Oncologist, Imam Khomeini Hospital, Sari, Iran

(Received November 13, 2019 ; Accepted January 15, 2019)

Abstract

Background and purpose: Radiation therapy make an important contribution in the control and treatment of cancers. Lungs are the main organs at risk in esophageal cancer radiotherapy. 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 treatment planning system algorithm, which is more pronounced in heterogeneities such as the lung. In this study, the dose distribution of treatment planning system was compared with Monte Carlo calculations in both homogeneous and heterogeneous tissues.

Materials and methods: Three dimensional planning composed of four fields were done on the CT images using the CorPLAN TPS of a SIEMENS PRIMUS linac. EGSnrc Monte Carlo simulation code was used for the same conditions. The dose distributions obtained from Monte Carlo simulation and the TPS were compared using PDD curve and Dose Difference Percentage index obtained from the two modes.

Results: According to the findings, the error rate from the TPS was less than 3% in the homogeneous tissue, whereas the error in the heterogeneous tissue was higher than the standard value (more than 5%).

Conclusion: The accuracy of CorPLAN TPS at homogeneous tissue is more than that in the heterogeneous tissue and this should be considered in the clinic. This study suggests that the Monte Carlo code can be used to simulate and estimate 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: treatment planning system, Monte Carlo simulation, radiotherapy, esophagus cancer, Beamnrc

J Mazandaran Univ Med Sci 2020; 29(182): 41-49 (Persian).

* **Corresponding Author: Danial Seifi Makrani -** Faculty of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (E-mail: danial.seifi@gmail.com)

پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره بیست و نهم شماره 182 اسفند سال 1398 (49-41)

بررسی دز ریه در پرتودرمانی سرطان مری به روش شبیه سازی مونت کارلو

طیب پورفلاح[1]
محمد سیدابوسعیدی[2]
دانیال سیفی ماکرانی[3]
احسان میهن دوست[4]
سعید داودیان[5]

چکیده

سابقه و هدف: پرتودرمانی در کنترل و درمان سرطان‌ها نقش مهمی دارد. ریه‌ها یکی از ارگان‌های در معرض خطر در پرتودرمانی سرطان مری می‌باشند. 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 ناهمگنی‌هایی مانند ریه، برجسته‌تر است. در این مطالعه، توزیع دز سیستم طراحی درمان با محاسبات مونت کارلو در دو بافت همگن و ناهمگن مقایسه شده است.

مواد و روش‌ها: طرح درمان سه بعدی با استفاده از سیستم طراحی درمان CorPLAN از سیستم شتابدهنده خطی SIEMENS PRIMUS روی تصاویر CT انجام شد. از کد شبیه‌سازی EGSnrc monte carlo نیز برای همان شرایط استفاده شد. توزیع دز به دست آمده از شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان با استفاده از منحنی PDD و شاخص درصد اختلاف دز مقایسه شده است.

یافته‌ها: با توجه به نتایج، میزان خطا از سیستم طراحی درمان در بافت همگن کم‌تر از 3 درصد بود، در حالی که خطای محاسباتی در ناهمگنی ریه بیش از مقدار استاندارد 5 درصد ارزیابی شده است.

استنتاج: نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که دقت سیستم طراحی درمان CorPLAN در بافت همگن بیش از ناهمگنی ریه است و این مورد باید در کلینیک مورد بررسی قرار گیرد. همچنین می‌توان از کد مونت کارلو برای شبیه‌سازی و ارزیابی توزیع دز در رادیوتراپی استفاده کرد 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.

واژه های کلیدی: طراحی درمان، شبیه سازی مونت کارلو، پرتودرمانی سرطان مری، Beamnrc

مقدمه

سرطان بیماری است که در آن سلول‌های بدن در یک تومور بدخیم به‌طور غیرعادی تقسیم و تکثیرشده و بافت‌های سالم را نابود می‌کنند(1). سرطان مری شکلی نسبتاً نادر از سرطان بوده، اما شیوع آن در برخی از مناطق

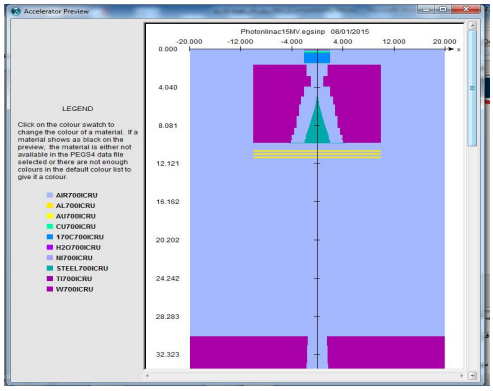
مولف مسئول: دانیال سیفی ماکرانی - تهران: دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده پزشکی E-mail danial.seifi@gmail.com
1. دانشیار، گروه آموزشی بیوشیمی، بیوفیزیک و ژنتیک، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران
2. دانشجوی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران
3.دانشجوی دکترای فیزیک پزشکی، گروه آموزشی فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران
4. دکترای تخصصی مهندسی پرتوپزشکی، بخش پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی (ره)، ساری، ایران
5. پزشک متخصص آنکولوژی پرتویی، بخش پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی (ره)، ساری، ایران
تاریخ دریافت : 1398/8/22 تاریخ ارجاع جهت اصلاحات :1398/9/30 تاریخ تصویب : 1398/10/25

جهان مانند بلژیک، چین، ایران، ایسلند، هند، ژاپن و انگلستان به طور قابل توجهی بالاتر از سایر نقاط است(3،2). درکشور ما بخصوص درشمال کشور، تعداد بیماران مبتلا به سرطان مری به‌مراتب بیش‌تر از سایر نقاط کشور گزارش‌شده است(5،4). تخمین زده شده که از 35هزار نفر مورد مرگ سالیانه ناشی از سرطان در ایران، حدود 5800 مورد مرگ ناشی از سرطان مری می‌باشد(6). پرتودرمانی استفاده از پرتوهای یونیزان از قبیل پرتوایکس، گاما، الکترون و... در درمان تومورها است(7). در حال حاضر، پرتودرمانی نقش کاملاً تعریف‌شده‌ای در کنترل و درمان سرطان مری دارد(9،8) هدف نهایی از درمان رادیوتراپی رساندن دز تجویزی مورد نیاز به تومور جهت ازبین بردن سلول‌های سرطانی و درعین‌حال حفظ ارگان‌های حیاتی بدن می‌باشد(11،10). به‌منظور اطمینان از دسترسی به اهداف اشاره شده، از سیستم‌های طراحی درمان رادیوتراپی در کلینیک استفاده می‌شود. عملکرد و کیفیت هر سیستم طراحی درمان به نوع الگوریتم‌های مورد استفاده در آن وابسته است(12). یک سیستم طراحی درمان نه‌تنها 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. برای درمان مؤثر سرطان‌ها، ازنقطه‌نظر معیار دقت در تجویز دز، رقم 5± درصد قابل‌قبول است(13). درنتیجه لازم است که خطا در طول درمان، کم‌تر از 5 درصد باشد. براساس این گزارش میزان خطای ناشی از سیستم طراحی درمان بایستی کم‌تر از 2 الی 3 درصد باشد. وجود ترکیب‌های ناهمگن در بدن انسان، یک سری بافت‌هایی با خصوصیات رادیولوژیکی متفاوت ایجاد می‌کند و برای محاسبه دز در سیستم‌های طراحی درمان از کمیت‌های دزیمتری نسبی استفاده می‌شود، درنتیجه تفاوت بین این دو داده منجر به ایجاد خطا در سیستم‌های طراحی درمان می‌شود. 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. الگوریتم‌های محاسبه‌کننده 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(14).

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. یکی از روش‌های کامپیوتری که استفاده از آن در محاسبات دزیمتری در رادیوتراپی رو به گسترش است روش مونت‌کارلو می‌باشد. این روش بر مبنای فرآیندهای آماری مانند احتمال برخورد ذرات هسته‌ای در حین پیمایش یک مسیر در ماده می‌باشد(17-15). یکی از کاربردهای روش مونت‌کارلو، شبیه‌سازی ترابرد پرتو می‌باشد. بدین‌منظور 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(18). هر چند استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو به علت زمان‌بر بودن، به‌صورت محدود در کلینیک استفاده می‌شود، ولی هنوز هم به‌عنوان قدرتمندترین ابزار برای ارزیابی صحت الگوریتم‌های طراحی درمان مورداستفاده قرار می‌گیرد. در پرتودرمانی مری، بافت‌های ناهمگن مانند ریه و استخوان 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، محاسبات دزیمتری سیستم طراحی درمان Coreplan در نواحی ناهمگنی ریه با نتایج شبیه‌سازی مونت‌کارلو مقایسه شده است.

مواد و روش ها

در این مطالعه از کد شبیه‌سازی BEAMnrc که بر اساس کد مونت کارلوی EGSnrc است جهت مدل‌سازی شتاب‌دهنده خطی زیمنس مدل پریموس PRIMUS SIEMENS استفاده شد. ثابت‌شده که کد مونت کارلوی 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 (Component Modules) 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 (Target)، کلیماتور (Colimator)، فیلتر مسطح‌کننده (Floattening Filter) و فک‌ها (Jaws) استفاده شد (تصویر شماره 1).



تصویر شماره 1: هندسه (Geometry) استفاده شده در سر (Head) دستگاه با کد BEAMnrc

بعد از انتخاب مدول‌های ترکیبی موردنظر، مرحله واردکردن پارامترها می‌باشد که این مرحله با واردکردن پارامترهای موردنظر در قسمت ورودی اصلی (Main Input) آغاز و به واردکردن داده‌ها در هریک از مدول‌های ترکیبی با توجه به هندسه موردنظر به پایان می‌رسد. بعد از این که شبیه‌سازی هندسه شتاب‌دهنده خطی توسط کد Beamnrc کامل شد، کد مذکور فایلی تحت عنوان فضای فازی (Phase Space file) تولید می‌کند که شامل اطلاعاتی درباره مکان ذره، انرژی، بار و جهت ذرات می‌باشد. به‌منظور کاهش خطاهای آماری، تعداد ذره اجراشده برابر با یک میلیارد ذره در نظر گرفته شد. این فایل به‌عنوان چشمه تابشی برای محاسبه دز توسط کد DOSXYZnrc استفاده می‌شود. کد DOSXYZnrc قابلیت شبیه‌سازی ذرات انتقالی از سر دستگاه به فانتوم را دارد. همان‌طور که ذکر شد ذراتی که با تعریف صفحه شمارش در فایل فضای فازی کد BEAMnrc ذخیره می‌شوند به‌عنوان چشمه در کد عمل می‌کنند. فایل خروجی کد DOSXYZnrc با پسوند 3ddose. می‌باشد که می‌توان برای رسم منحنی درصد دز عمقی (DD%) و پروفایل استفاده شود.

اندازه‌گیری تجربی وشبیه سازی 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 شبیه‌سازی‌شده اعتبارسنجی گردد. اندازه‌گیری تجربی در اندازه میدان 10×10 سانتی‌متر مربع و در فانتوم معادل آب با ابعاد 50×50×50 به انجام رسید. از دزیمتر پیشرفتهٔ مارکوس در اندازه‌گیری‌های تجربی استفاده شد. برای نمایش میزان اختلاف بین منحنی‌های درصد دز عمقی به دست آمده در دو روش از الگوریتم Gamma_Index در نرم‌افزار GnuPlot استفاده گردید. این الگوریتم یک دستور محاسباتی مرسوم جهت مقایسهٔ دو توزیع دز می‌باشد که یک توزیع دز به عنوان مرجع در نظر گرفته شده و توزیع دزهای دیگر نسبت به این مرجع مقایسه می‌شوند(19). مطابق این نرم‌افزار اگر اختلاف بین مکان و میزان دز کم‌تر از 3 درصد باشد، میزان شاخص گاما باید کم‌تر از 1 باشد.

طراحی درمان

طراحی درمان برای ناحیه درمانی سرطان مری با تکنیک 4 میدان باکس بر روی تصاویر CT بیمار، توسط سیستم طراحی درمان CorePlan باانرژی 15MV انجام شد. سیستم طراحی درمان مذکور از الگوریتم ETAR (Equivalent TAR)برای محاسبات دز استفاده می‌کند. کل ناحیه مری به‌عنوان CTV (Clinical Target Volume) انتخاب‌شده و PTV (Planning Target Volume) با حاشیه دادن به میزان 1سانتی متر حاصل می‌شود. در این روش طراحی درمان از 4 میدان مربعی به‌صورت یک فیلد قدامی با زوایای صفر درجه، جانبی چپ با زاویه 90 درجه، جانبی راست با زاویه 270 درجه و در نهایت یک فیلد خلفی با زاویه 180 درجه به فانتوم ناهمگن اعمال می‌شود. به‌منظور تائید نتایج شبیه‌سازی مونت‌کارلو، ابتدا صحت شبیه‌سازی با مقادیر حاصل از اندازه‌گیری مستقیم سنجیده شده است. در نهایت بعد از تائید نتایج شبیه‌سازی، به‌منظور ارزیابی دز دریافتی ریه در پرتودرمانی سرطان مری، مقادیر دز در نقاط مختلف ریه توسط دو روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو و سیستم طراحی درمان مورد مقایسه قرار گرفتند.

واردکردن اطلاعات بدن بیمار به شبیه‌سازی مونت‌کارلو

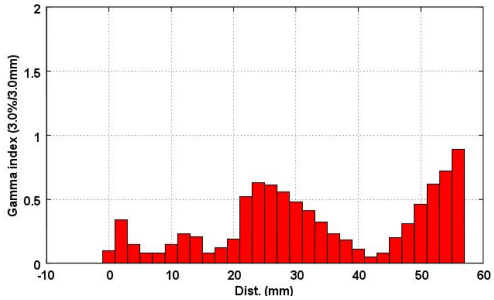
واردکردن اطلاعات CT بیمار به کد EGSnrc یکی از مهم‌ترین مراحل شبیه‌سازی‌های مبتنی بر مونت کارلو می‌باشد. در این مطالعه ازآن‌جهت که برای تعیین دقیق و واقعی دز از اطلاعات CT بیمار استفاده گردید، لذا به‌منظور کاهش خطا، شرایط شبیه‌سازی نیز می‌بایست دقیقا مشابه با شرایط تجربی باشد. لذا از کد CT CREATE که زیرمجموعه‌ای از کد شبیه‌سازی EGSnrc می‌باشد برای تعریف فانتوم‌های تهیه‌شده از داده‌های CT استفاده گردید. این کد بدین‌گونه عمل می‌کند که می‌تواند داده‌های CT را خوانش کرده و بعد از واردکردن سایز وکسل ایجادشده، فایل خروجی با پسوند Egsphant در اختیار قرار می‌دهد که این فایل می‌تواند توسط کد DOSXYZnrc به‌عنوان فانتوم خوانده شود(20).

در این برنامه طی مراحلی اطلاعات تصاویر CT به ورودی کد شبیه‌سازی تبدیل می‌شود که به‌طور خلاصه ابتدا فایل‌های CT بیمار توسط کد خوانده‌شده و از سه‌بعدی بودن آن‌ها اطمینان حاصل می‌شود. سپس به هر وسکل یک ماده با ترکیب و چگالی مشخص اختصاص داده می‌شود. در ادامه سلول‌های مجاور را از طریق مش‌بندی مربعی یکسان تلفیق کرده و به سلول‌های جدید ماده و چگالی جدید اختصاص می‌دهیم. در صورتی‌که همه سلول‌ها از یک ماده تشکیل‌شده باشند سلول‌های مجاور تلفیق‌شده و سلول‌های بزرگ‌تر ایجاد می‌گردند. در پژوهش حاضر تعداد 38 تصویر CT به ضخامت 0/5 سانتی‌متر و با اندازه 512×512 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 Egsphant ایجاد شده را خوانش کرده و کد را اجرا نمود. داده‌های خروجی کد نوشته‌شده با استفاده از نرم افزار MATLAB به منحنی همدز (isodose) تبدیل شد و بر روی تصاویر CT قرار گرفت.

در ادامه به‌منظور بررسی و ارزیابی دز دریافتی ریه در پرتودرمانی سرطان مری توسط سیستم طراحی درمان، مقادیر دز در نقاط مختلف ریه توسط دو روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو و سیستم طراحی درمان مورد مقایسه قرار گرفتند.

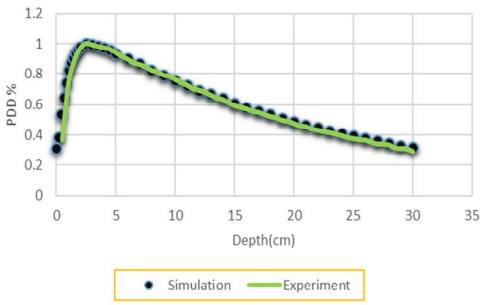
یافته ها

جهت بررسی صحت شبیه‌سازی‌های انجام شده، مقادیرPDD که به‌وسیله شبیه‌سازی مونت‌کارلو محاسبه شد با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم توسط تابع گاما مقایسه گردید که در نمودار شماره 1 آورده شده است.

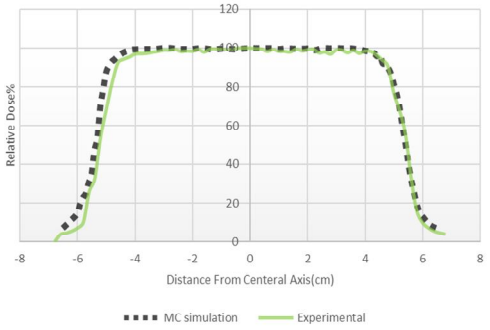


نمودار شماره 1: مقادیر تابع گاما برای PDD در میدان 10X10 سانتی متر مربع، SSD=100 و انرژی 15 مگاالکترون ولت

معیار مقادیر قابل قبول جهت این مقایسه تفاوت 3 درصد برای دز و 3 میلی‌متر برای فاصله می‌باشد. طبق نمودار شماره 1 مقدار شاخص گامای به‌دست‌آمده در تمامی عمق‌ها کم‌تر از 1 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. نمودارشماره 2 نشان‌دهنده منحنی‌های PDD ناشی از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مستقیم است که مقایسه آن‌ها با استفاده از تابع گاما در نمودار شماره1 آورده شده است. براساس منحنی‌های PDD نمودار شماره 2، بیشینه دز ناشی ازشبیه‌سازی در عمق 2/87 سانتی‌متر به‌دست آمد که با نتایج حاصل از اندازه‌گیری تجربی که برابر با 3 سانتی‌متر بود توافق بسیار خوبی دارد. همچنین در نمودار شماره 3 منحنی پروفایل دز در عمق 5 سانتی‌متر با استفاده از شبیه‌سازی به دست آمد و با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم توسط تابع گاما مورد مقایسه قرار گرفت. نمودار شماره 2 نشان‌دهندهٔ این مقادیر می‌باشد. بعد از تائید نتایج شبیه‌سازی مونت‌کارلو، مقادیر محاسباتی توسط شبیه‌سازی مونت‌کارلو به‌عنوان شاخص استاندارد (Gold Standard) در محاسبات دز در نقاط مختلف همگن و نیز در حضور ناهمگنی ریه مورد استفاده قرارگرفته است تا نتایج حاصل از دزیمتری سیستم طراحی درمان مورد بررسی قرار گیرد. جدول شماره 1 مقادیر دز نقطه‌ای در نواحی همگن را نشان می‌دهد.



نمودار شماره 2: منحنی PDD ناشی از داده‌های شبیه سازی مونت کارلو و اندازه گیری مستقیم برای میدان 10X10 سانتی متر مربع، SSD=100 و انرژی 15 مگا الکترون ولت



نمودار شماره 3: پروفایل ناشی از داده‌های شبیه سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان 10X10 سانتی متر مربع، SSD=100 و انرژی 15 مگا الکترون ولت

جدول شماره 1: مقادیر دز در بافت همگن در دو روش مورد مقایسه برحسب سانتی گری

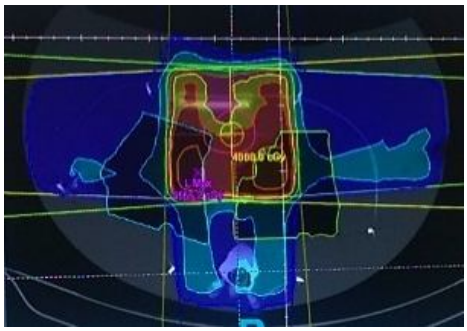
ناحیه	شبیه‌سازی	طراحی درمان	درصد اختلاف
1	1233/1	1195/2	3/0
2	1221/8	1192/0	2/3
3	958/2	925/0	3/4
4	933/4	901/3	3/2

ستون اول مربوط به مقادیر دز نقطه‌ای که از شبیه‌سازی مونت‌کارلو 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 شماره 1، نتایج نشان می‌دهد مقادیر مربوط به دز نقطه‌ای که توسط سیستم طراحی درمان محاسبه‌شده بسیار نزدیک به نتایج دریافتی از شبیه‌سازی مونت‌کارلو است و در تمامی نواحی مورد بررسی، اختلاف میان دو روش کم‌تر

از 3 درصد است که نشان از صحت دزیمتری سیستم طراحی درمان coreplan دارد. اما با توجه به مقادیر مندرج در جدول شماره 2، نتایج نشان می‌دهد مقادیر مربوط به دز نقطه‌ای که توسط سیستم طراحی درمان محاسبه‌شده، در اکثر موارد مقدار دز را بیش از مقدار واقعی در نظر می‌گیرد. با توجه به جدول، در چهار نقطه از نواحی مورد نظر، محاسباتی که با سیستم طراحی درمان به‌دست‌آمده با مقادیر محاسباتی شبیه‌سازی مونت‌کارلو دارای اختلاف بیش از 5 درصد می‌باشد. تصویر شماره 2، طرح درمان سه بعدی متشکل از چهار میدان با استفاده از سیستم طراحی درمان CorPLAN را نشان می‌دهد.

جدول شماره 2: مقادیر دز در ناهمگنی ریه در دو روش مورد مقایسه برحسب سانتی‌گری

ناحیه	شبیه‌سازی	طراحی درمان	درصد اختلاف
1	823	862	4/5
2	826	855	3/3
3	833	899	7/3
4	921	975	4/2
5	936	979	5/5
6	954	1012	5/7
7	962	1035	7/0



تصویر شماره 2: نمایی از موقعیت میدان‌های تابشی در طراحی درمان انجام‌شده به روش 4 میدان باکس

بحث

دقت محاسبات دز نقش مهمی در پیروزی یا شکست یک روش درمانی و به‌طور کل بازده درمان خواهد داشت. روش مونت‌کارلو 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. 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. در این مطالعه از شبیه‌سازی مونت‌کارلو به‌منظور مدلینگ سیستم شتاب‌دهنده خطی زیمنس مدل پریموس در مد فوتون با انرژی 15 MV استفاده گردید تا میزان دقت محاسبه دز سیستم طراحی درمان coreplan در محاسبه دز قسمت‌های مختلف ریه که به‌عنوان ارگان در معرض خطر پرتودرمانی سرطان مری در نظر گرفته می‌شود، مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرد. الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان به‌طور رضایت بخشی 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 تائید قرار می‌دهند. در مطالعه‌ای که توسط سیفی و همکاران انجام شد، به‌منظور اعتبارسنجی شبیه‌سازی مونت‌کارلوی شتاب‌دهنده خطی زیمنس در انرژی‌های 6 و 15 مگاولتاژ از کد BEAMnrc استفاده شد. 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(16). همان‌طورکه ذکر شد، به‌منظور شبیه‌سازی با کم‌ترین میزان خطا، اطلاعات تصاویر CT بیمار توسط کد CT CREATE به کد شبیه‌سازی مونت‌کارلو واردشده 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 مانند مطالعه Oliviera و همکاران(21)، 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 سه بعدی از وکسل‌ها می‌باشد، که این داده‌ها توسط کد SCMS خوانش شده و وارد کد شبیه‌سازی می‌شود. در مطالعه دیگری که در کشور فرانسه انجام‌شده است(22)، نرم‌افزاری بنام OEPIDE نوشته‌شده که با استفاده از تصاویر CT و MRI فانتومی بر مبنای وکسل ایجاد می‌کند و این داده‌ها توسط کد شبیه‌سازی خوانده‌شده تا محاسبات دز انجام شود. با توجه به جدول شماره 2 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. براساس نتایج به‌دست‌آمده می‌توان بیان کرد که در بافت همگن خطای زیادی که از لحاظ کلینیکی معنی‌دار 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 روبه رو بوده و این اختلاف بایستی در امور کلینیکی مدنظر قرار داده شود. با توجه به یافته‌های این مطالعه می‌توان نتیجه‌گیری کرد که میزان خطای به وجود آمده ناشی از سیستم‌های طراحی درمان در ناهمگنی‌ها به‌اندازه‌ای است که از لحاظ کلینیکی سبب به وجود آمدن خطا در محاسبه دز رسیده به بیماران می‌شود و بنابراین 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.

سپاسگزاری

مطالعه حاضر مستخرج از پایان نامه مقطع دکتری عمومی پزشکی مصوب در دانشگاه علوم پزشکی مازندران و با راهنمایی نویسنده اول، با کد اخلاق IR.MAZUMS.REC.1398.379 انجام شده است. بدینوسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مازندران، پرسنل 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): 105-111.
2. Ghavamzadeh A, Moussavi A, Jahani M, Rastegarpanah M, Iravani M. Esophageal cancer in Iran. Semin Oncol 2001; 28(2): 153-157.
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): 32-37.
4. Kolahdoozan S, Sadjadi A, Radmard AR, Khademi H. Five common cancers in Iran. Arch Iran Med 2010; 13(2): 143-146.
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 B. Area-to-area poisson kriging analysis of mapping of county-level esophageal cancer incidence rates in Iran. Asian Pac J Cancer Prev 2013; 14(1): 11-13.
7. Williams JR, Thwaites DI. Radiotherapy physics in practice.second edition. Oxford

University Press 2001; 46(3): 899.

8. Formenti SC, Demaria S. Systemic effects of local radiotherapy. The Lancet Oncology 2009; 10(7): 718-726.
9. Barrett A, Morris S, Dobbs J, Roques T. Practical radiotherapy planning. 4th ed. CRC Press; 2009.
10. Atun R, Jaffray DA, Barton MB, Bray F, Baumann M, Vikram B, et al. Expanding global access to radiotherapy. Lancet Oncol 2015; 16(10): 1153-1186.
11. 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 Sci 2019; 29(175): 65-75.
12. 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 Biol 2006; 51(22): 5785-5807.
13. Khan FM, Gibbons JP. The physics of radiation therapy: 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
14. Arnfield MR, Siantar CH, Siebers JV, Garmon P, Cox L, Mohan R. The impact of electron transport on the accuracy of computed dose. Med Phys 2000; 27(6): 1266-1274.
15. Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. Phys Med Biol 2003; 48(21): R107-64.
16. 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. Journal of Paramedical Sciences (JPS) 2015; 6(1): 75-79.
17. 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. Iranian J of Med Phys 2012; 9(1): 1-8.
18. Charlie ma C-M, Li JS, Pawlicki T, Jiang SB, Deng J, Lee MC, et al. A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol 2002; 47(10): 1671-1689.
19. Spezi E, Lewis DG. Gamma histograms for radiotherapy plan evaluation. Radiotherapy and Oncology 2006; 79(2): 224-230.
20. Chow JC, Leung MK, editors. A graphical user interface for calculation of 3D dose distribution using Monte Carlo simulations. J of phys Conf Series. IOP Publishing 2008; 102(1).
21. 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 Instr and Meth in Phys Res B 2004; 213: 662-665.
22. 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): 325-332.