

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

Tayyeb Pourfallah¹,
Mohammad Seyed Abusaeedi²,
Danial Seifi Makrani³,
Ehsan Mihandoust⁴,
Saeed Davodian⁵

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)

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

طیب پورفلاح¹

محمد سیدابوسعیدی²

دانیال سیفی ماکرانی³

احسان میهن دوست⁴

سعید داودیان⁵

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، برجسته تر 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 دزیمتریکی غیرممکن یا دشوار باشد، می‌توان از این کد برای پیش‌بینی و بهینه‌سازی طرح‌های درمانی استفاده نمود.

واژه‌های 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 تکثیر شده و نسبتاً نادر از سرطان بوده، اما شیوع آن در برخی از مناطق بافت‌های سالم را نابود می‌کنند (1). سرطان مری شکلی

E-mail danial.seifi@gmail.com

مؤلف مسئول: دانیال سیفی ماکرانی - تهران: دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده پزشکی

1. دانشیار، گروه آموزشی یوشیمی، بیوفیزیک و ژنتیک، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران

2. دانشجوی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران

3. دانشجوی دکتری 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

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 مونت کارلو می‌باشد. این روش بر مبنای فرآیندهای آماری مانند احتمال برخورد ذرات هسته‌ای در حین پیمایش یک مسیر در ماده می‌باشد (15-17). یکی از کاربردهای روش مونت کارلو، شبیه‌سازی ترابرد پرتو می‌باشد. 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 انجام شده و پارامترهای موردنظر مانند دز جذب‌شده در یک حجم مشخص محاسبه می‌گردد (18). هر چند استفاده از روش شبیه‌سازی مونت کارلو به علت زمان‌بر بودن، به صورت محدود در کلینیک استفاده می‌شود، ولی هنوز هم به عنوان قدرتمندترین ابزار برای ارزیابی صحت الگوریتم‌های طراحی درمان مورد استفاده 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 مونت کارلو مقایسه شده است.

جهان مانند بلژیک، چین، ایران، ایسلند، هند، ژاپن و انگلستان به طور قابل توجهی بالاتر از سایر نقاط است (3،2). در کشور ما بخصوص در شمال کشور، تعداد بیماران مبتلا به سرطان مری به مراتب بیش‌تر از سایر نقاط کشور گزارش شده است (5،4). تخمین زده شده که از 35 هزار 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 (8،9) هدف نهایی از درمان رادیوتراپی رساندن دز تجویزی مورد نیاز به تومور جهت از بین بردن سلول‌های سرطانی و درعین حال حفظ ارگان‌های حیاتی بدن می‌باشد (10،11). به منظور 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 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. برای درمان مؤثر سرطان‌ها، از نقطه‌نظر معیار دقت در تجویز دز، رقم $\pm 5\%$ درصد قابل قبول است (13). در نتیجه 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، در نتیجه تفاوت بین این دو داده منجر به ایجاد خطا در سیستم‌های طراحی درمان می‌شود. برای بهینه‌سازی اثر پرتودرمانی، باید اثر این ناهمگنی‌ها به درستی محاسبه شود که این کار به منظور محاسبه دز

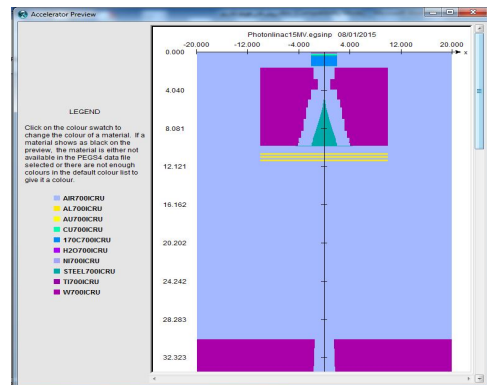
مواد و روش ها

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 اجرا شده 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 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 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 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 مقایسه دو توزیع دز می‌باشد که یک توزیع دز به‌عنوان 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.

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. ثابت شده 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 (Flattening 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 وارد کردن پارامترها می‌باشد که این مرحله با وارد کردن پارامترهای موردنظر در قسمت ورودی اصلی (Main Input) آغاز و به وارد کردن داده‌ها در هر یک از

طراحی درمان

طراحی درمان برای ناحیه درمانی سرطان مری با تکنیک 4 میدان باکس بر روی تصاویر CT بیمار، توسط سیستم طراحی درمان CorePlan با انرژی 15MV انجام شد. سیستم طراحی درمان مذکور از الگوریتم ETAR (Equivalent TAR) برای محاسبات دز استفاده می کند. کل ناحیه مری به عنوان CTV (Clinical Target Volume) انتخاب شده و PTV (Planning Target Volume) با حاشیه دادن به میزان آسانی متر حاصل می شود. در این روش طراحی درمان از 4 میدان مربعی به صورت 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 می شود. به منظور تأیید نتایج شبیه سازی مونت کارلو، ابتدا صحت شبیه سازی با مقادیر حاصل از اندازه گیری مستقیم سنجیده شده است. در نهایت بعد از تأیید نتایج شبیه سازی، به منظور ارزیابی دز دریافتی ریه در پرتودرمانی سرطان مری، مقادیر دز در نقاط مختلف ریه توسط دو روش شبیه سازی مونت کارلو و سیستم طراحی درمان مورد مقایسه قرار گرفتند.

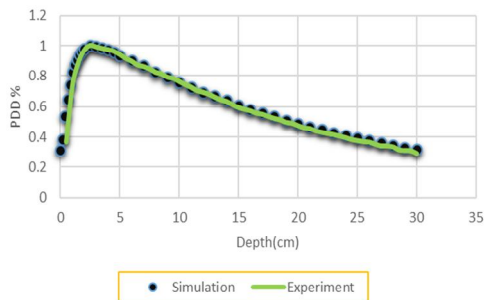
وارد کردن اطلاعات بدن بیمار به شبیه سازی مونت کارلو وارد کردن اطلاعات CT بیمار به کد EGSnrc یکی از مهم ترین مراحل شبیه سازی های مبتنی بر مونت کارلو می باشد. در این مطالعه از آن جهت که برای تعیین دقیق و واقعی دز از اطلاعات CT بیمار استفاده گردید، لذا به منظور کاهش خطا، شرایط شبیه سازی نیز می بایست دقیقاً مشابه با شرایط تجربی باشد. لذا از کد CT CREATE که زیرمجموعه ای از کد شبیه سازی EGSnrc می باشد برای تعریف فانتوم های تهیه شده از داده های CT استفاده گردید. این کد بدین گونه عمل می کند که می تواند داده های CT را خوانش کرده و بعد از وارد کردن ساینز و کسل ایجاد شده، فایل خروجی با پسوند Egsphant در

اختیار قرار می دهد که این فایل می تواند توسط کد DOSXYZnrc به عنوان فانتوم خوانده شود (20). در این برنامه طی مراحل اطلاعات تصاویر CT به ورودی کد شبیه سازی تبدیل می شود که به طور خلاصه ابتدا فایل های CT بیمار توسط کد خوانده شده و از سه بعدی بودن آن ها اطمینان حاصل می شود. سپس به هر وسکل یک ماده با ترکیب و چگالی مشخص اختصاص داده می شود. در ادامه سلول های مجاور را از طریق مش بندی مربعی یکسان تلفیق کرده و به سلول های جدید ماده و چگالی جدید اختصاص می دهیم. در صورتی که همه سلول ها از یک ماده تشکیل شده باشند سلول های مجاور تلفیق شده و سلول های بزرگ تر ایجاد می گردند. در پژوهش حاضر تعداد 38 تصویر CT به ضخامت 0/5 سانتی متر و با اندازه 512×512 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، می توان فایل Egsphant ایجاد شده را خوانش کرده و کد را اجرا نمود. داده های خروجی کد نوشته شده با استفاده از نرم افزار MATLAB به منحنی همدز (isodose) تبدیل شد و بر روی تصاویر CT قرار گرفت.

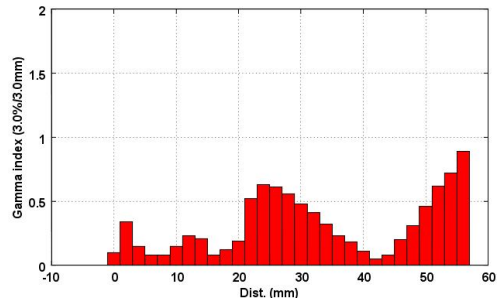
در ادامه به منظور بررسی و ارزیابی دز دریافتی ریه در پرتودرمانی سرطان مری توسط سیستم طراحی درمان، مقادیر دز در نقاط مختلف ریه توسط دو روش شبیه سازی مونت کارلو و سیستم طراحی درمان مورد مقایسه قرار گرفتند.

یافته ها

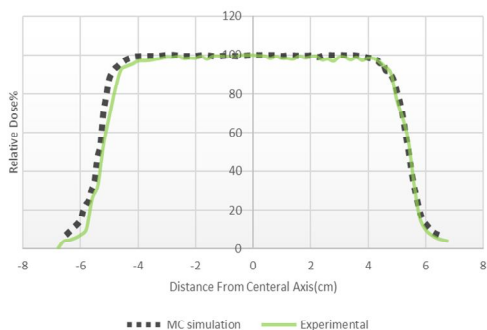
جهت بررسی صحت شبیه سازی های انجام شده، مقادیر PDD که به وسیله شبیه سازی مونت کارلو محاسبه شد با داده های حاصل از اندازه گیری مستقیم توسط تابع گاما مقایسه گردید که در نمودار شماره 1 آورده شده است.



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 1: مقادیر تابع گاما برای PDD در 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 اندازه گیری 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 بر حسب سانتی گری

ناحیه	شبیه سازی	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 شبیه سازی مونت کارلو حاصل شد و ستون دوم مقادیر دز نقطه‌ای با استفاده از نرم افزار طراحی درمان coreplan را نشان می دهد. با توجه به مقادیر مندرج در جدول شماره 1، نتایج نشان می دهد مقادیر مربوط به دز نقطه‌ای که توسط سیستم طراحی درمان محاسبه شده بسیار نزدیک به نتایج دریافتی از شبیه سازی مونت کارلو است و در تمامی نواحی مورد بررسی، اختلاف میان دو روش کم تر

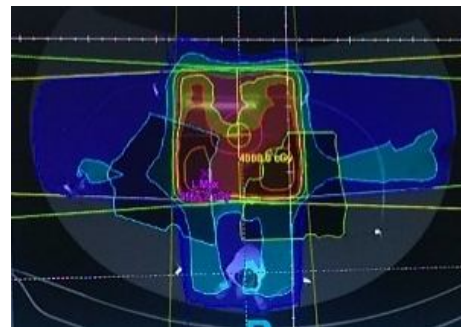
معیار مقادیر قابل قبول جهت این مقایسه تفاوت 3 درصد برای دز و 3 میلی متر برای فاصله می باشد. طبق نمودار شماره 1 مقدار شاخص گامای به دست آمده در تمامی عمق ها کم تر از 1 به دست آمد. همان گونه که از این نمودار مشخص است اختلاف میان داده های شبیه سازی و اندازه گیری در نقاط سطحی فانтом بیش تر است که علت آن می تواند عدم برقراری تعادل الکترونی در سطح فانтом در روش شبیه سازی باشد. نمودار شماره 2 نشان دهنده منحنی های PDD ناشی از شبیه سازی و اندازه گیری مستقیم است که مقایسه آن ها با استفاده از تابع گاما در نمودار شماره 1 آورده شده است. بر اساس منحنی های PDD نمودار شماره 2، بیشینه دز ناشی از شبیه سازی در عمق 2/87 سانتی متر به دست آمد که با نتایج حاصل از اندازه گیری تجربی که برابر با 3 سانتی متر بود توافق بسیار خوبی دارد. همچنین در نمودار شماره 3 منحنی پروفایل دز در عمق 5 سانتی متر با استفاده از شبیه سازی به دست آمد و با داده های حاصل از اندازه گیری مستقیم توسط تابع گاما مورد مقایسه قرار گرفت. نمودار شماره 2 نشان دهنده این مقادیر می باشد. بعد از تأیید نتایج شبیه سازی مونت کارلو، مقادیر محاسباتی توسط شبیه سازی مونت کارلو به عنوان شاخص استاندارد (Gold Standard) در محاسبات دز در نقاط مختلف همگن و نیز در حضور ناهمگنی ریه مورد استفاده قرار گرفته است تا نتایج حاصل از دزیمتری سیستم طراحی درمان مورد بررسی قرار گیرد. جدول شماره 1 مقادیر دز نقطه‌ای در نواحی همگن را نشان می دهد.

می توان از این روش به عنوان استاندارد طلایی توزیع دز و مقایسه سایر روش ها و الگوریتم های محاسبه دز استفاده نمود. با استفاده از این کد می توان انواع هندسه های ساده و پیچیده و چشمه های مختلف پرتوی با توزیع های متفاوت از نظر انرژی و شدت را تعریف نمود. در این مطالعه از شبیه سازی مونت کارلو به منظور مدلینگ سیستم شتاب دهنده 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 قسمت های مختلف ریه که به عنوان ارگان در معرض خطر پرتو درمانی سرطان مری در نظر گرفته می شود، مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرد. الگوریتم های سیستم های طراحی درمان به طور رضایت بخشی میزان دز جذبی پرتوهای اولیه را لحاظ می کنند ولی در مورد دز پرتوهای پراکنده و به طور خاص دز در نقاط اطراف ناحیه PTV با مشکلات و تقریب هایی همراه هستند. عدم دقت سیستم های طراحی درمان در محاسبه دقیق دز ارگان های در معرض خطر می تواند باعث خطا در تعیین طرح درمانی شده و درمان بیمار را با چالش اساسی مواجه سازد. مطالعات گذشته روش ارائه شده در این پژوهش به منظور اعتبارسنجی شبیه سازی شتاب دهنده خطی را مورد تأیید قرار می دهند. در مطالعه ای که توسط سیفی و همکاران انجام شد، به منظور اعتبارسنجی شبیه سازی مونت کارلوی شتاب دهنده خطی زیمنس در انرژی های 6 و 15 مگاولتاژ از کد BEAMnrc استفاده شد. آن ها در ابتدا برای اعتبارسنجی شبیه سازی شتاب دهنده خطی از تغییر در انرژی اولیه دسته پرتو الکترونی استفاده کردند تا زمانی که بیشترین تطابق در منحنی های دز-عمق به دست آمد و سپس برای تطابق دادن منحنی های پروفایل دز از تغییر در توزیع شعاعی دسته پرتو الکترونی استفاده کردند (16). همان طور که ذکر شد، به منظور شبیه سازی با کمترین میزان خطا، اطلاعات تصاویر CT بیمار توسط کد CT CREATE به کد شبیه سازی مونت کارلو وارد شده و فایل فانوم با

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 می دهد مقادیر مربوط به دز نقطه ای که توسط سیستم طراحی درمان محاسبه شده، در اکثر موارد مقدار دز را بیش از مقدار واقعی در نظر می گیرد. با توجه به جدول، در چهار نقطه از نواحی مورد نظر، محاسباتی که با سیستم طراحی درمان به دست آمده با مقادیر محاسباتی شبیه سازی مونت کارلو دارای اختلاف بیش از 5 درصد می باشد. تصویر شماره 2، طرح درمان سه بعدی متشکل از چهار میدان با استفاده از سیستم طراحی درمان CorPLAN را نشان می دهد.

جدول شماره 2: مقادیر دز در ناهمگنی ریه در دو روش مورد مقایسه بر حسب سانتی گری

ناحیه	شبیه سازی	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 میدان های تابشی در طراحی درمان انجام شده به روش 4 میدان باکس

بحث

دقت محاسبات دز نقش مهمی در پیروزی یا شکست یک روش درمانی و به طور کل بازده درمان خواهد داشت. روش مونت کارلو همواره به عنوان دقیق ترین روش محاسبات دز در نظر گرفته می شود که

سیستم طراحی درمان به گونه‌ای است که با خطای قابل توجهی روبه‌رو 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 به اندازه‌ای 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 مونت کارلو 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.

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 انجام شده است (22)، 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 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 به دست آمده 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

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, Irvani M. Esophageal cancer in Iran. *Semin Oncol* 2001; 28(2): 153-157.
3. Samadi F, Babaei M, Yazdanbod A, Fallah M, Nourai 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-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): 325-332.