



ارایه‌ی روشی مناسب برای مدل‌سازی چشمه‌ی مجازی چند نقطه‌ای شتاب‌دهنده‌ی خطی پزشکی در محاسبات دز فوتون به روش مونت کارلو

ایرج جباری^۱، مجید شهریاری^۲، سیدمحمودرضا آقامیری^{۱*}، شهرام منادی^۳

۱. گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران - ایران

۲. گروه کاربرد پرتوها، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران - ایران

۳. بخش رادیوتراپی آنکولوژی، بیمارستان میلاد، کد پستی: ۸۱۷۴۷۰۰۰۰، اصفهان - ایران

چکیده: در این تحقیق روشی جدید و ساده اما مؤثر برای مدل‌سازی بخش ثابت سر شتاب‌دهنده‌ی پزشکی ارایه شده است. در این روش به جای تقسیم‌بندی مکانی و تجزیه و تحلیل اطلاعات فضای فاز ذخیره شده، تصویر آینه‌ای چشمه‌های مجازی نقطه‌ای، توزیع انرژی و زاویه‌ای فوتون‌ها و وابستگی آن‌ها به یکدیگر مستقیماً به دست می‌آید. این روش برای مدل‌سازی باریکه‌ی فوتونی ۶MeV شتاب‌دهنده‌ی زیمنس (مدل ONCOR Impression) به کار گرفته شد و برای اجرای آن از قابلیت TALLYX کد MCNP4C استفاده گردید. در نتیجه مدل چشمه‌ی چندنقطه‌ای با توزیع انرژی وابسته به زاویه به دست آمد. سپس با استفاده از مدل مجازی چشمه‌ی به دست آمده، منحنی‌های درصد دز عمقی و توزیع‌های عرضی دز در فانتوم آب برای میدان‌های تابشی ۴cm×۴cm، ۱۰cm×۱۰cm و ۴۰cm×۴۰cm محاسبه و نتایج حاصله با نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی کامل مونت کارلو، مقایسه شد. این، نشان داد که توافق بسیار خوبی بین این دو در تمام ابعاد میدان تابشی وجود دارد. از مزایای این روش در مقایسه با روش تجزیه و تحلیل اطلاعات فضای فاز، سهولت کاربرد و حذف خطای ناشی از ابعاد تقسیم‌بندی مکانی اطلاعات فضای فاز است.

کلید واژه‌ها: شبیه‌سازی مونت کارلو، MCNP، مدل‌سازی چشمه فوتون، شتاب‌دهنده‌ی خطی پزشکی

Introducing a Method to Derive a Multiple Virtual Point Source Model of Linac for Photon Beam Dose Calculation Using Monte Carlo Method

I. Jabbari¹, M. Shahriari², S.M.R. Aghamiri^{1*}, S. Monadi³

1. Medical Radiation Engineering Department, Nuclear Engineering Faculty, Shahid Beheshti University, P.O.Box: 1983963113, Tehran - Iran

2. Radiation Application Department, Nuclear Engineering Faculty, Shahid Beheshti University, P.O.Box: 1983963113, Tehran - Iran

3. Department of Radiation Oncology, Milad General Hospital, Postcode: 8174700000, Isfahan - Iran

Abstract: In this study a new simple but a very effective method is introduced for the beam modeling of the invariant part of a medical linear accelerator. In this method, instead of segmentation of scoring plane and analysis of phase space file, the mirror image of a virtual point source, energy and angular distributions and dependencies between them are derived, directly. Then, the method was used for the beam modeling of a 6MeV photon beam of the Siemens ONCOR Impression accelerator, where the TALLYX capability of MCNP4C was used. Consequently, a multiple point source model with angular dependent photon energy spectra was obtained. Then, the percentage depth dose curves and the lateral dose distributions in water phantom were calculated using the present model for three field sizes including 4cm×4cm, 10cm×10cm and 40cm×40cm, and the results were compared to those of full Monte Carlo simulations. The results showed excellent agreement between them for all the field sizes. The benefits of the present method were verified as compared with the phase space file analysis method, including the ease of application and the errors removal caused by the spatial segmentation of the phase space data.

Keywords: Monte Carlo Simulation, MCNP, Photon Beam Modeling, Medical Linear Accelerator

*email: smr-aghamiri@sbu.ac.ir



۱. مقدمه

یکی از مهم‌ترین روش‌های درمان تومورهای سرطانی، روش پرتودرمانی است که خود شامل روش‌های متفاوتی است. اما آنچه که در تمام روش‌های پرتودرمانی از اهمیت بالایی برخوردار است، لزوم استفاده از الگوریتمی دقیق در محاسبات توزیع دز برای طراحی درمان مناسب است. امروزه روش مونت کارلو به عنوان دقیق‌ترین روش محاسبات دز در پرتودرمانی امری اثبات شده است [۱ و ۲]. متأسفانه مهم‌ترین مشکل این روش به ویژه در پرتودرمانی خارجی فوتونی، زمان طولانی محاسبات برای رسیدن به توزیع دز با خطای آماری قابل قبول است. در شبیه‌سازی به روش مونت کارلو می‌توان کل هندسه را به دو بخش تقسیم نمود، ناحیه‌ی سر شتاب‌دهنده و بدن بیمار. سر شتاب‌دهنده خود شامل دو بخش است، ناحیه با اجزاء ثابت هم‌چون هدف، موازی‌ساز اولیه، صافی پهن‌کننده، آشکارساز (اتاکک یونش) و آینه، و ناحیه با اجزای متحرک هم‌چون موازی‌سازهای ثانویه (دهانه^(۱)) و موازی‌سازهای چندشانه‌ای^(۲) (MLC)) و انواع تعدیل‌کننده‌های بیم واقع در مسیر پرتو. یک روش برای کاهش زمان محاسبات، استفاده از اطلاعات فضای فاز برای جلوگیری از تکرار محاسبات تریبرد ذرات در ناحیه‌ی سر شتاب‌دهنده است [۳]. اطلاعات فضای فاز شامل اطلاعات کلیه‌ی ذرات عبور کرده از هر سطح دلخواه است که این اطلاعات شامل بار، انرژی، وزن، جهت و مکان ذرات عبوری از آن سطح می‌باشد. به عبارتی دیگر، مشخصات ذرات رسیده به سطح موردنظر در یک فایل ذخیره شده و ادامه‌ی شبیه‌سازی تریبرد ذرات با استفاده از ذرات ثبت شده انجام می‌شود. برای تعیین توزیع دز در بدن بیمار می‌توان اطلاعات فضای فاز را مستقیماً در کد مونت کارلو به کار برد. هر چند این روش زمان محاسبات را تا حدودی کاهش می‌دهد اما دارای مشکلاتی است. یکی از مشکلات این روش آن است که فضای حافظه‌ی مورد نیاز برای هر باریکه‌ی شامل میلیون‌ها فوتون، بالغ بر چند ده گیگابایت است که با توجه به تعداد انرژی‌ها و میدان‌های تابشی مورد استفاده، فضای حافظه بسیار زیادی نیاز است. هم‌چنین در پردازش موازی کدهای مونت کارلو، تقسیم آماری صحیح ذرات فضای فاز و ارسال آن‌ها به نودهای محاسباتی نیز زمان‌بر است که در عمل استفاده از آن را با مشکل مواجه می‌سازد. گزینه‌ی دیگر استفاده از مدل‌سازی باریکه است که باعث کاهش زمان محاسبات و فضای حافظه‌ی مورد نیاز و

هم‌چنین افزایش بازده پردازش موازی می‌گردد [۴]. در این روش از طریق پردازش اطلاعات ذرات رسیده به سطح موردنظر (اطلاعات فضای فاز)، چشمه یا چشمه‌های مجازی به نحوی طراحی می‌شود که با جای‌گزینی آن‌ها به جای فضای فاز، توزیع دز محاسبه شده در فانتوم (یا بدن) از توافق قابل‌قبولی برخوردار گردد. این روش، هیچ کدام از مشکلات مربوط به اطلاعات فضای فاز را نداشته و از سرعت بالاتری برخوردار است زیرا نیازی به خواندن اطلاعات ذخیره شده ندارد. تنها مشکل این روش تقریب‌های به کار رفته در مدل‌سازی است که با در نظر گرفتن جزئیات بیش‌تر در مدل‌سازی می‌توان به دقت کافی دست یافت [۵ و ۶].

از کد BEAM [۳] به طور گسترده برای پردازش اطلاعات فضای فاز و مدل‌سازی باریکه‌های الکترونی [۴ و ۷] و فوتونی [۵ و ۸] استفاده شده است. مدل‌های اولیه بسیار ساده و به صورت تک‌چشمه‌ای نقطه‌ای با توزیع زاویه‌ای و انرژی مستقل از هم بود که نتایج حاصل از آن‌ها در مقایسه با نتایج تجربی و نتایج حاصل از شبیه‌سازی کامل، اختلاف قابل‌ملاحظه‌ای داشت [۹]. پس از آن مدل‌های کامل‌تری با استفاده از الگوریتم‌های مختلفی به صورت چندچشمه‌ای با تجزیه و تحلیل دقیق‌تر اطلاعات فضای فاز ارائه شد که توافق خوبی با نتایج تجربی دارد [۶ و ۱۰]. در این تحقیق روشی جدید و ساده اما کارآمد برای مدل‌سازی اجزای ثابت سر شتاب‌دهنده‌ی زیرمنس (مدل ONCOR Impression) با استفاده از کد MCNP4C ارائه شده است. به عبارت دیگر، یک مدل چندنقطه‌ای ارائه شده است که نتایج به دست آمده از آن از دقت بالایی برخوردار است. از آنجا که در این نوع شتاب‌دهنده از موازی‌ساز چندشانه‌ای استفاده شده است، مجموعه‌ی موازی‌ساز ثانویه شامل دهانه‌ی Y و موازی‌سازهای چندشانه‌ای X در محاسبات فانتوم لحاظ گردیده است.

۲. روش کار

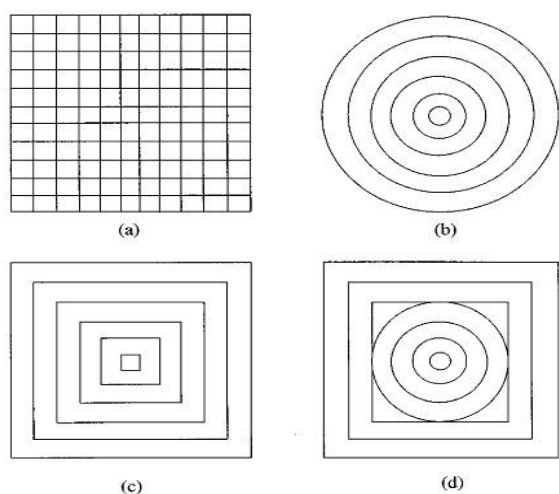
۱.۲ سیستم کد مونت کارلو

در این شبیه‌سازی از کد MCNP4C برای شبیه‌سازی سر شتاب‌دهنده، مدل‌سازی چشمه و هم‌چنین محاسبات درصد دز عمقی و توزیع‌های عرضی دز در درون فانتوم آب استفاده شده است. در تمامی محاسبات، انرژی قطع فوتون 10keV و انرژی قطع الکترون 100keV انتخاب شد تا زمان محاسبات کاهش یابد. هم‌چنین تعداد تاریخچه‌ی در نظر گرفته شده برای

۳.۲ توصیف روش

در اکثر روش‌های مدل‌سازی، صفحه‌ی فضای فاز به بخش‌هایی تقسیم شده و در هر بخش توزیع زاویه‌ای و انرژی ذرات بررسی و مدل چشمه‌ی مجازی طراحی می‌شود [۴ و ۱۱]. در این روش‌ها نحوه‌ی تقسیم‌بندی به کار رفته بر دقت نهایی چشمه‌ی مجازی، اثر می‌گذارد. در شکل ۲ انواع تقسیم‌بندی‌های صفحه‌ی فضای فاز نشان داده شده است. بدیهی است که تعداد تقسیمات و هندسه‌ی تقسیم‌بندی در دقت مدل نهایی مؤثر است. هم‌چنین تجزیه و تحلیل اطلاعات فضای فاز نیاز به برنامه‌ی پس-پردازش^(۶) دارد تا با دسته‌بندی ذرات رسیده به صفحه‌ی موردنظر، مدل چشمه‌ی مجازی مناسب استخراج گردد. اما در روش ارایه شده، نیازی به برنامه‌ی پس-پردازش نبوده و به طور خودکار موقعیت چشمه، توزیع انرژی و توزیع زاویه‌ای ذرات گسیلی از چشمه به دست می‌آید. لازم به ذکر است که این روش تنها برای مدل‌سازی چشمه به صورت چندنقطه‌ای قابل استفاده است.

تحقیقات قبلی نشان می‌دهد که تقریباً تمامی ذرات رسیده به صفحه‌ی ثبت اطلاعات^(۷) شکل ۱، از هدف، موازی‌ساز اولیه و صافی پهن‌کننده، گسیل شده است. بعضی از محققان با در نظر گرفتن مشخصات ذرات ثبت شده در اطلاعات فضای فاز، چشمه‌ی مجازی را به صورت مجموع چشمه‌ی دیسکی مسطح، چشمه‌ی حلقوی و چشمه‌ی صفحه‌ای با توزیع حلقوی مدل‌سازی کرده‌اند [۵ و ۱۲]. در این نوع مدل‌سازی توزیع زاویه‌ای ذرات گسیلیده تابعی از فاصله‌ی شعاعی از محور مرکزی، و انرژی نیز تابعی از زاویه است.

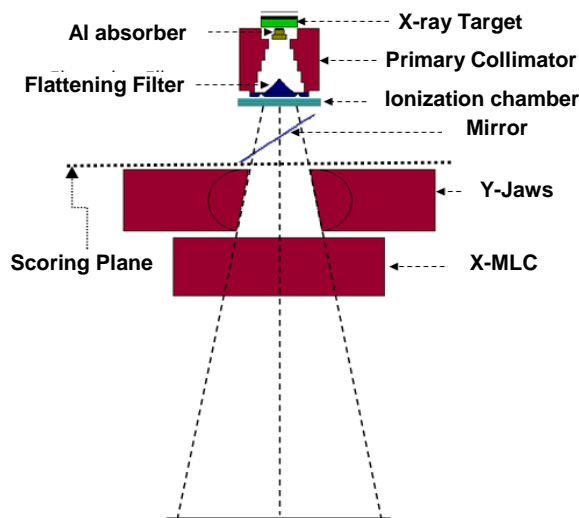


شکل ۲. تقسیم‌بندی‌های مکانی مختلف صفحه‌ی فضای فاز برای مدل‌سازی چشمه‌ی مجازی.

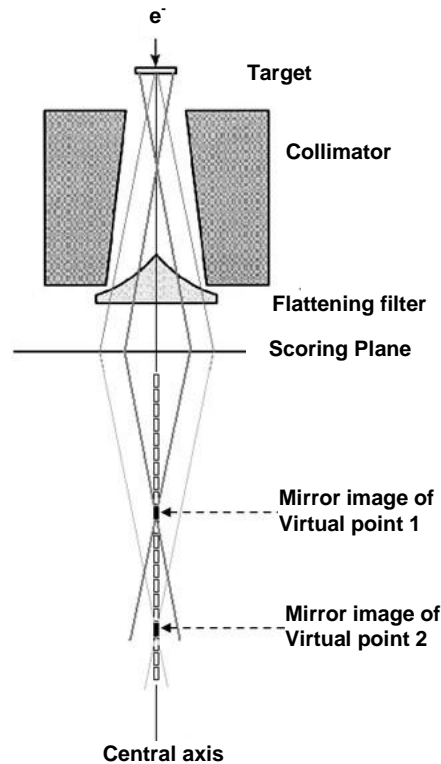
شبیه‌سازی به نحوی انتخاب شد که خطای آماری نسبی در ناحیه‌ی میدان تابشی کم‌تر از یک درصد شود. این کد در یک ماشین مجازی با عملکرد موازی^(۳) (PVM) تحت سیستم عامل لینوکس کامپایل شده و محاسبات بر روی یک کلاستر شامل ۸۰ هسته‌ی محاسباتی به انجام رسید.

۲.۲ شبیه‌سازی هندسه‌ی سر شتاب‌دهنده

شبیه‌سازی هندسه‌ی سر شتاب‌دهنده با استفاده از اطلاعات کارخانه‌ی سازنده انجام شد. همان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است، اجزای آن شامل هدف، موازی‌ساز اولیه، صافی پهن‌کننده، جاذب آلومینیومی، اتاقک یوننده، آینه، دهانه‌ی Y و موازی‌سازهای چندشانه‌ای X می‌باشند که در شبیه‌سازی لحاظ شدند. در این تحقیق صفحه‌ی فضای فاز، زیر آینه و بالای دهانه‌ی Y انتخاب شد. به بیان دیگر فقط بخش ثابت سر شتاب‌دهنده مدل‌سازی شد و بخش متحرک آن شامل دهانه‌ی Y و موازی‌سازهای چندشانه‌ای X در شبیه‌سازی فانوم لحاظ گردید. لازم به ذکر است که با توجه به حالت‌های نامحدود تیغه‌های موازی‌ساز چند لایه‌ای در پرتودرمانی تطابقی سه‌بعدی^(۴) و در پرتودرمانی با شدت مدوله شده^(۵) (IMRT) امکان مدل‌سازی این بخش به عنوان جزئی از چشمه وجود ندارد. قبل از پیدایش موازی‌ساز چندشانه‌ای بعضی از محققان شبیه‌سازی کامل سر شتاب‌دهنده برای میدان‌های تابشی با ابعاد مختلف را چه در روش فضای فاز و چه در روش مدل‌سازی چشمه انجام داده‌اند [۵ و ۶]. از طرفی بخش زمان‌بر شبیه‌سازی تراپرد ذرات در ناحیه‌ی سر شتاب‌دهنده مربوط به ناحیه‌ی ثابت آن به ویژه هدف است.



شکل ۱. ساختار سر شتاب‌دهنده‌ی زیمنس (مدل ONCOR Impression).



شکل ۳. روش به کار رفته برای تعیین موقعیت چشمه‌های نقطه‌ای مجازی، نقاط نشان داده شده نسبت به صفحه ثبت اطلاعات تعیین شده‌اند.

سیس در هندسه‌ی شتاب‌دهنده تعداد ۳۰۰ استوانه به شعاع ۰٫۰۱mm، ارتفاع ۰٫۹۸mm و با فواصل ۰٫۰۲mm روی محور مرکزی و زیر صفحه‌ی ثبت اطلاعات شکل ۱ تعریف و موازی‌سازهای ثانویه و موازی‌سازهای چندشانه‌ای حذف گردید. برای تغییر زاویه‌ی ذرات رسیده به صفحه‌ی فاز مذکور از تالی نوع یک روی این سطح به همراه کارت FUN برای بارگذاری TALLYX استفاده شد. هم‌چنین برای به دست آوردن شدت نسبی چشمه‌های نقطه‌ای و تعیین توزیع زاویه‌ای و انرژی هر یک از آن‌ها از تالی نوع یک روی سطح تمامی سلول‌های استوانه‌ای به همراه کارت‌های Cn و En استفاده شد. فواصل زاویه‌ای در کارت Cn، یک درجه و حداکثر تا ۳۰ درجه و فواصل انرژی در کارت En برابر ۰٫۱MeV انتخاب شد. هم‌چنین با استفاده از کارت FTn به همراه گزینه‌ی FRV توزیع زاویه‌ای ذرات، نسبت به محور مرکزی شتاب‌دهنده به دست آمد. نهایتاً مدل چشمه به صورت چندنقطه‌ای واقع بر محور مرکزی شتاب‌دهنده با توزیع انرژی وابسته به توزیع زاویه‌ای حاصل شد. شکل ۴ روندنمای این روش را نشان می‌دهد.

از طرفی با بررسی ذرات عبوری از صفحه‌ی فاز در قبل از اجزای متحرک شتاب‌دهنده، می‌توان ذرات را به دو بخش کلی تقسیم نمود. ذراتی که نسبت به محور مرکزی به طور واگرا به این صفحه می‌رسند و ذراتی که به صورت همگرا می‌رسند. از این نظر می‌توان دو مجموعه چشمه برای تمامی این ذرات طراحی نمود، چشمه‌های نقطه‌ای واقع بر محور تقارن دستگاه به عنوان منبع ذرات واگرا و چشمه (یا چشمه‌های حلقوی) واقع در ناحیه‌ی میانی موازی‌ساز اولیه به عنوان منبع ذرات همگرا. در انرژی‌های پایین حجم عمده‌ی ذرات پراکنده شده از موازی‌ساز اولیه در مجموعه‌ی صافی پهن‌کننده جذب می‌شود. به عبارتی اگر صفحه‌ی فضای فاز پیش از موازی‌ساز ثانویه انتخاب شود چشمه‌ی مجازی را می‌توان به صورت چندنقطه‌ای در نظر گرفت. حتی در این حالت نشان داده شده است که تنها یک چشمه‌ی نقطه‌ای با توزیع انرژی و توزیع زاویه‌ای مناسب، نتایج قابل قبولی را دربر دارد [۹]. باید توجه داشت که پراکندگی ذرات از لبه‌های موازی‌ساز ثانویه و موازی‌ساز چندشانه‌ای، که در این تحقیق در شبیه‌سازی فانتوم لحاظ شده‌اند، در توزیع دز فانتوم، قابل ملاحظه است.

در این روش برای به دست آوردن موقعیت مکانی چشمه‌های نقطه‌ای مجازی واقع بر محور مرکزی، تمام ذرات رسیده به صفحه ثبت اطلاعات (شکل ۱) مطابق با شکل ۳ تغییر زاویه داده شد تا همگرا شوند. در نتیجه با قرار دادن تعداد کافی آشکارساز استوانه‌ای روی محور تقارن با فواصل مناسب، می‌توان تصویر آینه‌ای تمام چشمه‌های نقطه‌ای مجازی را به دست آورد. نکته‌ی قابل تأمل آن است که در این روش هیچ‌گونه تقسیم‌بندی صفحه‌ی فضای فاز وجود ندارد و مشخصات چشمه‌ی مجازی به طور خودکار به دست می‌آید.

برای پیاده‌سازی این روش دستورات زیر در زیرروال TALLYX کد MCNP4C نوشته شد و کد مجدداً کامپایل گردید.

```
cs=angl0
uuu=- (uuu-2.*cs*ang(1))
vvv=- (vvv-2.*cs*ang(2))
www=- (www-2.*cs*ang(3))
```

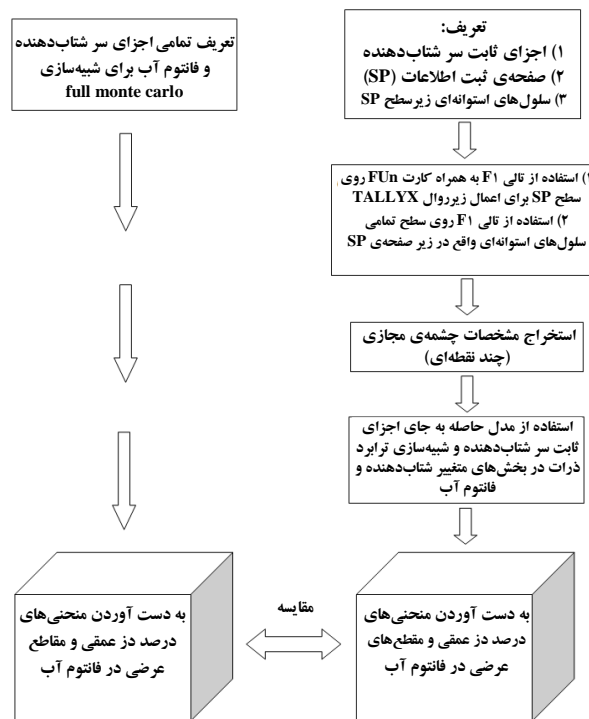
از چشمه‌های مجازی فوتون به دست آمده نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، بیش از ۹۳٪ فوتون‌ها از یک نقطه گسیل می‌شود که تقریباً همان سطح هدف می‌باشد. در شکل ۵ توزیع انرژی فوتون‌ها در زوایای گسیلی مختلف چشمه (ردیف ۷ جدول ۱) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود توزیع انرژی کاملاً به زاویه وابسته است.

۲.۳ توزیع دز در فانتوم آب

در شکل ۶ درصد دز عمقی سه میدان تابشی $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ ، $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ و $40\text{cm} \times 40\text{cm}$ در فانتوم آب برای شبیه‌سازی کامل مونت کارلوی سر شتاب‌دهنده به همراه فانتوم آب و هم‌چنین برای شبیه‌سازی با استفاده از مدل چشمه‌ی مجازی، به همراه ناحیه‌ی متحرک سر شتاب‌دهنده و فانتوم آب نشان داده شده است. فاصله‌ی منبع پرتو تا سطح آب $(SSD)^{(A)}$ برابر 100cm انتخاب شده است.

جدول ۱. مشخصات چشمه‌های نقطه‌ای مجازی فوتون به دست آمده برای باریکه‌ی فوتونی 6MeV شتاب‌دهنده (هدف شتاب‌دهنده در موقعیت $Z=100\text{cm}$ قرار دارد)

احتمال	مختصات Z چشمه (cm)	ردیف
۰٫۰۰۰۱۰۸	۱۰۱٫۰۵	۱
۰٫۰۰۰۱۷۳	۱۰۰٫۹۵	۲
۰٫۰۰۰۲۴۹	۱۰۰٫۸۵	۳
۰٫۰۰۰۳۲۴	۱۰۰٫۷۵	۴
۰٫۰۰۰۶۱۶	۱۰۰٫۶۵	۵
۰٫۰۰۰۷۶۸	۱۰۰٫۵۵	۶
۰٫۹۳۷۹۱۹	۱۰۰٫۴۵	۷
۰٫۰۳۱۴۳	۱۰۰٫۳۵	۸
۰٫۰۰۲۸۶۶	۱۰۰٫۲۵	۹
۰٫۰۰۲۸۳۴	۱۰۰٫۱۵	۱۰
۰٫۰۰۲۹۸۵	۱۰۰٫۰۵	۱۱
۰٫۰۰۴۰۱۳	۹۹٫۹۵	۱۲
۰٫۰۰۴۳۳۷	۹۹٫۸۵	۱۳
۰٫۰۰۲۹۳۱	۹۹٫۷۵	۱۴
۰٫۰۰۲۲۰۶	۹۹٫۶۵	۱۵
۰٫۰۰۱۴۰۶	۹۹٫۵۵	۱۶
۰٫۰۰۱۰۰۶	۹۹٫۴۵	۱۷
۰٫۰۰۰۸۳۳	۹۹٫۳۵	۱۸
۰٫۰۰۰۳۷۹	۹۹٫۲۵	۱۹
۰٫۰۰۰۲۶	۹۹٫۱۵	۲۰
۰٫۰۰۰۳۰۳	۹۹٫۰۵	۲۱
۰٫۰۰۰۱۵۱	۹۸٫۹۵	۲۲
۰٫۰۰۰۱۳	۹۸٫۸۵	۲۳



شکل ۴. روند نامی روش مدل‌سازی چشمه‌ی مجازی به کار رفته برای باریکه‌های فوتونی شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی با استفاده از کد MCNP.

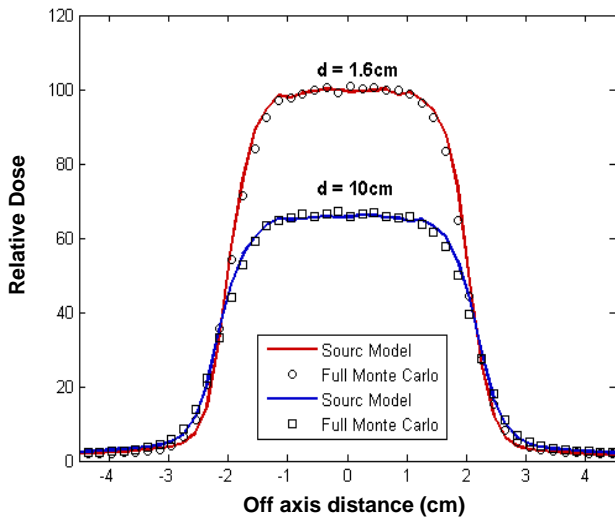
۴.۲ محاسبه‌ی درصد دز عمقی و مقطع عرضی در فانتوم آب

برای ارزیابی مدل ارائه شده، منحنی‌های درصد دز عمقی و مقطع‌های عرضی در فانتوم آب به ابعاد $50\text{cm} \times 50\text{cm} \times 50\text{cm}$ برای دو حالت شبیه‌سازی کامل و شبیه‌سازی با به کارگیری مدل ارائه شده، انجام شد. برای اندازه‌گیری درصد دز عمقی، استوانه‌ای به قطر 2mm در مرکز فانتوم آب در نظر گرفته شد که با صفحاتی به فواصل 2mm تقسیم‌بندی شده و دز هر سلول از این استوانه‌ها با استفاده از تالی $F8:e^*$ محاسبه گردید. برای محاسبه‌ی مقطع عرضی از سلول‌های استوانه‌ای مشابه به طور افقی در عمق دز بیشینه و عمق 10cm استفاده شد.

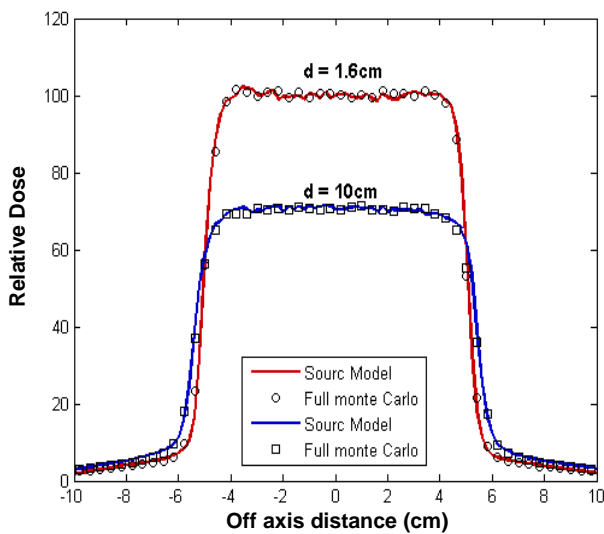
۳. نتایج

۱.۳ مشخصات چشمه‌ی مدل‌سازی شده

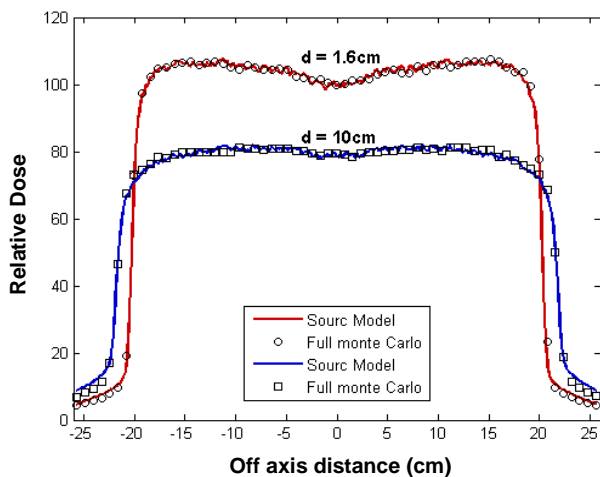
از روش معرفی شده، برای فوتون و الکترون‌های (آلودگی الکترونی) رسیده به صفحه‌ی ثبت اطلاعات شکل ۱ استفاده شد. در انرژی 6MeV ، شار الکترون‌های ثبت شده در مقایسه با شار فوتون‌ها، قابل صرف نظر کردن بود. در این انرژی شار ذرات همگرا نیز در مقایسه با ذرات واگرا بسیار ناچیز بود و در نهایت چشمه‌ی چندنقطه‌ای گسیلنده‌ی فوتون روی محور مرکزی حول هدف تعیین گردید. در جدول ۱ مکان و احتمال گسیل هر یک



(a)

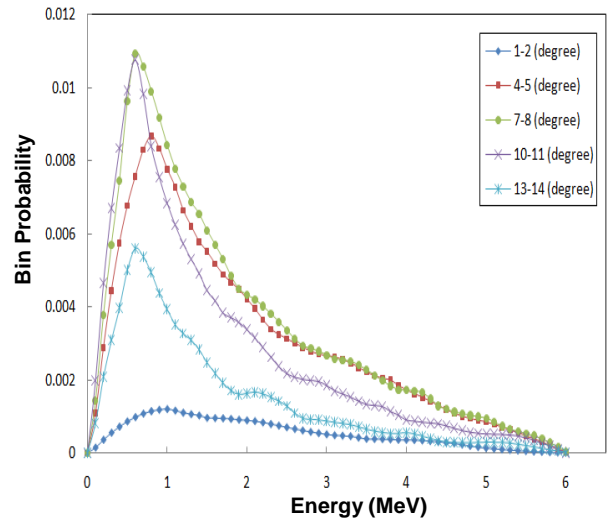


(b)

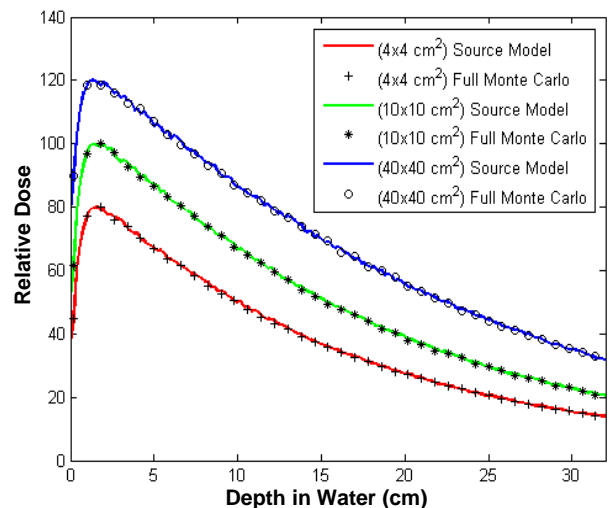


(c)

شکل ۷. منحنی‌های مقطع‌های عرضی در عمق‌های ۱,۶cm و ۱۰cm در ۱۰cm×۱۰cm (a)؛ ۴cm×۴cm (b)؛ ۱۰cm×۱۰cm (c) و ۴۰cm×۴۰cm (c) میدان تابشی



شکل ۵. توزیع انرژی فوتون‌ها در زوایای مختلف برای باریکه‌ی فوتونی ۶MeV شتاب‌دهنده.



شکل ۶. منحنی‌های درصد دز عمقی میدان‌های تابشی ۴cm×۴cm، ۱۰cm×۱۰cm و ۴۰cm×۴۰cm در SSD=۱۰۰cm حاصل از شبیه‌سازی کامل (Full Monte Carlo) و شبیه‌سازی با استفاده از مدل چشمه‌ی مجازی (Source Modeling) برای فوتون ۶MeV شتاب‌دهنده؛ برای نمایش بهتر، منحنی‌های مربوط به میدان‌های تابشی ۴cm×۴cm و ۴۰cm×۴۰cm به ترتیب در ضرایب ۰,۸ و ۱,۲ ضرب شده‌اند.

در شکل ۷ نتایج حاصل از شبیه‌سازی کامل و شبیه‌سازی با استفاده از مدل چشمه‌ی مجازی برای مقاطع عرضی دز میدان‌های تابشی ۴cm×۴cm، ۱۰cm×۱۰cm و ۴۰cm×۴۰cm در دو عمق دز بیشینه (۱,۶cm) و عمق ۱۰cm با SSD=۱۰۰cm نشان داده شده است.



References:

1. T. Yamamoto, T. Mizowaki, Y. Miyabe, H. Takegawa, Y. Narita, S. Yano, Y. Nagata, T. Teshima, M. Hiraoka, "An integrated Monte Carlo dosimetric verification system for radiotherapy treatment planning," *Phys. Med. Biol.* **52**, 1991-2008 (2007).
2. P. Schiapparelli, D. Zefiro, G. Taccini, "Dosimetric verification of a commercial Monte Carlo treatment planning system (VMC++) for a 9MeV electron beam," *Med. Phys.* **36**(5), 1759-1767 (2009).
3. D.W.O. Rogers, B.A. Faddegon, G.X. Ding, C.M. Ma, J.S. Wei, T.R. Mackie, "BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units," *Med. Phys.* **22**, 503-24 (1995).
4. C.M. Ma, B.A. Faddegon, D.W.P. Rogers, T.R. Mackie, "Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy," *Med. Phys.* **24**, 401-16 (1997).
5. J. Deng, S.B. Jiang, A. Kapur, J. Li, T. Pawlicki, C.M. Ma, "Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning," *Phys. Med. Biol.* **45**, 411-27 (2000).
6. M.K. Fix, M. Stampanoni, P. Manser, E.J. Born, R. Mini, P. Ru`egsegger, "A multiple source model for 6MV photon beam dose calculations using Monte Carlo," *Phys. Med. Biol.* **46**, 1407-1457 (2001).
7. D. Scora and B. Faddegon, "A Monte Carlo based phase-space evolution for electron dose calculation," *Med. Phys.* **24**, 177-87 (1997).
8. W. van der Zee and J. Welleweerd, "Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo techniques," *Med. Phys.* **26**, 1883-92 (1999).
9. M.K. Fix, H. Keller, E.J. Born E J, P. R`uegsegger, "Simple beam models for Monte Carlo photon dose calculations in radiotherapy," *Med. Phys.* **27**, 2739-47 (2000).
10. A. Chaves, M.C. Lopes, C.C. Alves, C. Oliveira, L. Peralta, P. Rodrigues, A. Trindade, "A Monte Carlo multiple source model applied to radiosurgery narrow photon beams," *Med. Phys.* **31**, 2192-2204 (2004).
11. I. Chetty, J.J. DeMarco, T.D. Solberg, "A virtual source model for Monte Carlo modeling of arbitrary intensity distributions," *Med. Phys.* **27**(1), 165-172 (2000).
12. A.E. Schach von Wittenau, L.J. Cox, P.M. Bergstrom, W.P. Chandler, C.L. Hartmann Siantar, R. Mohan, "Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space," *Med. Phys.* **26**, 1196-1211 (1999).

۴. بحث و نتیجه‌گیری

امروزه، شبیه‌سازی کامل شتاب‌دهنده و بدن بیمار با استفاده از روش مونت کارلو برای تعیین توزیع دز در طراحی درمان، حتی با استفاده از تکنیک‌های پردازش موازی، بسیار زمان‌بر است. یکی از اقدامات مؤثر در کاهش زمان محاسبات، حذف محاسبات تکراری ترابرد ذرات در ناحیه‌ی سر شتاب‌دهنده است. تولید و استفاده از اطلاعات فضای فاز یکی از این روش‌ها است. اما استفاده از اطلاعات بسیار حجیم فضای فاز راندمان پردازش موازی را نیز در اغلب کدهای مونت کارلو از جمله MCNP کاهش می‌دهد. روش بسیار مؤثر در این خصوص مدل‌سازی سر شتاب‌دهنده است که برای هر شتاب‌دهنده یک بار انجام شده و پس از اعتبارسنجی از طریق مقایسه با نتایج اندازه‌گیری شده قابل استفاده است. در این تحقیق روشی ساده اما مؤثر برای مدل‌سازی چشمه به صورت چند نقطه‌ای مجازی با توزیع انرژی وابسته به زاویه با استفاده از کد MCNP4C ارائه شد. نتایج شبیه‌سازی کامل مونت کارلو و شبیه‌سازی مونت کارلو با استفاده از چشمه مجازی، در تعیین درصد دز عمقی و مقاطع عرضی توافقی بسیار خوبی را نشان داد به نحوی که اختلاف آن‌ها چه در دز عمقی و چه در مقاطع عرضی کم‌تر از ۲ درصد بود. لذا استفاده از روش مدل چشمه‌ی مجازی در طراحی درمان مونت کارلو به ویژه پرتودرمانی خارجی با فوتون، توصیه می‌شود.

پی‌نوشت‌ها:

۱. Jaws
۲. Multileaf Collimator
۳. PVM: Parallel Virtual Machine
۴. 3D Conformal Radiation Therapy (3D CRT)
۵. IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy
۶. Post Processing
۷. Scoring Plane
۸. SSD: Source to Surface Distance