

## شبیه‌سازی مونت کارلوی طیف انرژی، پخش زاویه‌ای و توزیع شار شعاعی باریکه فوتونی یک شتاب‌دهنده پزشکی با استفاده از کد MCNP4C

پیمان حجازی<sup>۱a</sup> (Ph.D)، بیژن هاشمی‌ملایری<sup>۱\*</sup> (Ph.D)، مجید شهریاری<sup>۲</sup> (Ph.D)، انوشیروان کاظم‌نژاد<sup>۳</sup> (Ph.D)

۱ - دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی

۲ - دانشگاه شهید بهشتی، گروه مهندسی هسته‌ای

۳ - دانشگاه تربیت مدرس، گروه آمار حیاتی

### چکیده

سابقه و هدف: تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که روش مونت کارلو جهت ترابرد باریکه‌های فوتونی در شتاب‌دهنده‌های پزشکی روش مناسبی می‌باشد. باریکه‌های شبیه‌سازی شده را می‌توان جهت اندازه‌گیری توزیع دز در فانتوم و بدن بیماران استفاده کرد. شناخت توزیع‌های زاویه‌ای، انرژی و شعاعی مهم‌ترین اطلاعات باریکه فوتونی بوده و می‌تواند جهت کاربرد کلینیکی روش‌های شبیه‌سازی مورد استفاده قرار گیرد. اطلاعات فاز - فضا شتاب‌دهنده Elekta SL75/25 در کد MCNP4C شبیه‌سازی شد. شبیه‌سازی در این کد به دلیل الگوریتم‌ها و مدل‌های فیزیکی متفاوت از کد EGS4 نیاز به بررسی دارد. در این تحقیق ضمن ارائه مراحل شبیه‌سازی کامل ساختار سر شتاب‌دهنده Elekta SL75/25 در کد MCNP4C، اطلاعات فاز - فضا در چهار سطح عمود بر محور مرکزی تهیه شد. مواد و روش‌ها: ابتدا هندسه سر شتاب‌دهنده شبیه‌سازی و از درستی آن اطمینان حاصل شد. انرژی متوسط و توزیع شدت شعاعی باریکه الکترونی از طریق مقایسه مقادیر اندازه‌گیری و شبیه‌سازی شده منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز تعیین گردید. چهار سطح ثابت در فاصله ۰/۱ سانتی‌متر در زیر هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه به صورت دواپر هم‌مرکز با شعاع اولیه ۰/۱ سانتی‌متر و گام‌های ۰/۱ سانتی‌متر تا شعاع ۳/۵ سانتی‌متر شبیه‌سازی شد و پس از شبیه‌سازی اشعه ترمزی و ترابرد شار پرتوی، اطلاعات مربوط به توزیع‌های انرژی، زاویه‌ای و شعاعی باریکه تهیه شد.

یافته‌ها: نتایج حاصل با مقادیر ارائه شده حاصل از کد EGS4 مقایسه و مشخص شد که طیف انرژی در انرژی‌های بالا در کد MCNP4C اندکی بالاتر از کد EGS4 می‌باشد. انرژی متوسط باریکه خروجی ۲/۱۸ MeV بوده که توافق خوبی با نتایج تحقیقات قبلی دارد. در تمامی سطوح ثابت اصلی، با دور شدن از محور مرکزی، پرتوها نرم‌تر می‌شوند که این تغییرات در هدف با ۱/۲۴ MeV بیش‌ترین و در کولیماتور ثانویه با ۰/۱۳ MeV کم‌ترین مقدار می‌باشد. با عبور پرتوها از ساختارهای مختلف سر شتاب‌دهنده، باریکه به میزان ۰/۶٪ و ۰/۰۵٪ با مرکز باریکه تفاوت دارند. شار پرتوی در فیلتر پهن‌کننده به میزان ۵۰/۰۴٪ کاهش می‌یابد که بیش‌تر این کاهش در انرژی‌های کم می‌باشد.

نتیجه‌گیری: افزایش انرژی در کد MCNP4C ناشی از نحوه انتخاب کارت قطع فیزیک انرژی می‌باشد، که سبب گرایش انرژی میانگین باریکه الکترونی به انرژی‌های بیش‌تر شده است. کولیماتور اولیه و فیلتر پهن‌کننده به ترتیب در یک‌نواختی شار و یک‌نواختی شار انرژی مؤثر می‌باشند. عبور پرتوها از میان تمامی اجزاء سر شتاب‌دهنده سبب سخت‌تر شدن پرتوها می‌شود که فیلتر پهن‌کننده بیش‌ترین تأثیر را دارد.

واژه‌های کلیدی: مونت کارلو، باریکه فوتونی، شتاب‌دهنده، توزیع زاویه‌ای، توزیع شعاعی، طیف انرژی، MCNP4C

\* نویسنده مسئول. تلفن: ۰۲۱-۸۸۰۱۱۰۰۱، نمابر: ۰۲۱-۸۸۰۱۱۰۰۱، E-mail: bhashemi@modares.ac.ir

## مقدمه

روش معمول برای درمان تومورهای بدخیم در زیر پوست استفاده از پرتوهای مگاولتاژ حاصل از شتاب‌دهنده خطی پزشکی می‌باشد. در این روش با چشمه‌های پرتودهی و هندسه‌های بیماران که شامل هندسه‌های بسیار پیچیده با محدوده وسیعی از چگالی‌ها و اعداد اتمی می‌باشد، مواجه خواهیم بود. توصیف باریکه پرتودهی برای بهبود تکنیک‌های مختلف پرتودهی و طرح درمان مورد نیاز اساسی می‌باشد. استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو و ترابرد پرتوها در داخل سر درمان شتاب‌دهنده و تعیین ویژگی‌های شار فرودی بر روی بیمار روشی دقیق و کارآمد می‌باشد. امروزه مونت‌کارلو به عنوان ابزاری قدرت‌مند جهت مدل‌سازی ترابرد فوتون‌ها در رادیوتراپی استفاده می‌شود [۲،۱]. بر خلاف سایر روش‌ها روش مونت‌کارلو از قوانین ساده بهره گرفته و تاریخچه ذره‌ای مشخص و ذرات ثانویه حاصل از آن را پی‌گیری می‌کند. این روش جهت محاسبه دز استفاده شده و نتایج صحیحی در نواحی بافت‌های همگن، ناهمگن و سطوح نامنظم ایجاد می‌کند. از معایب این روش زمان محاسبه طولانی جهت حصول نتایج قابل قبول می‌باشد؛ اگر چه پیش‌رفت‌های اخیر در سرعت پردازش کامپیوتر این روش را به شکلی قابل قبول برای محاسبه دز در کلینیک درآورده است. از محدودیت‌های دیگر این روش نبود مدل صحیح و عمومی برای بیم اولیه الکترونی می‌باشد. البته مدل‌سازی چشمه الکترونی جهت حصول خروجی مناسب قابل تنظیم است [۳]. در سال‌های اخیر شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای باریکه‌های فوتونی در موضوعات زیر استفاده شده‌اند:

۱- تحقیق در ویژگی‌های فیزیکی باریکه‌های فوتونی شتاب‌دهنده‌های پزشکی.

۲- بررسی تأثیر قسمت‌های خاص شتاب‌دهنده از قبیل کولیماتورها، فیلتر پهن‌کننده و جبران‌کننده‌ها بر روی ویژگی‌های باریکه فوتونی [۴،۵،۶].

۳- ارزیابی تولید پراکندگی ناشی از سر دستگاه [۷].

۴- توسعه محاسبات توان توقف الکترون‌ها و دزیمتری باریکه الکترونی [۸].

۵- ساخت الگوریتم‌های جدید طرح درمان یا توسعه طرح‌های درمان موجود [۹].

به هنگام به‌کارگیری روش مونت‌کارلو صحت نتایج حاصل از این روش بایستی با مقادیر اندازه‌گیری شده مقایسه گردد و حداقل قادر به تهیه توزیع دز جذبی با صحت  $\pm 2\%$  یا  $\pm 2\text{mm}$  باشد، که جهت ارزیابی سیستم‌های طرح درمان استفاده می‌شود [۱۰].

توزیع‌های شعاعی، انرژی و زاویه‌ای فوتون‌ها حاصل از شتاب‌دهنده از مهم‌ترین ویژگی‌های باریکه فوتونی حاصل از شتاب‌دهنده می‌باشد. آگاهی از ویژگی‌های باریکه‌های کلینیکی جهت دزیمتری، طرح درمان، کنترل کیفیت و طراحی شتاب‌دهنده ضروری می‌باشد. در رادیوتراپی سرطان‌ها طرح درمان تنها زمانی به‌طور صحیح انجام می‌شود که ویژگی‌های باریکه به‌درستی شناخته شوند. کیفیت باریکه تأثیر فراوانی بر روی اثرات رادیوبیولوژیک، شیمیایی، فیزیکی و پاسخ بعضی از آشکارسازها دارد. به دلیل محدودیت‌های محیط کلینیکال و آشکارسازها، به‌دست آوردن جزئیات توزیع‌های شعاعی، انرژی و زاویه‌ای شتاب‌دهنده‌ها به‌طور عملی مشکل می‌باشد، اما انجام این امر به شکل مجازی و با استفاده از روش‌های شبیه‌سازی مونت‌کارلو امکان‌پذیر است. اطلاعات فاز-فضا در شبیه‌سازی شتاب‌دهنده شامل اطلاعات مربوط به توزیع‌های شعاعی، انرژی و زاویه‌ای شتاب‌دهنده‌ها در هر سطح ثبت است. با ارزیابی طیف و توزیع زاویه‌ای پرتوهای عبوری از هر قسمت سر شتاب‌دهنده اطلاعات سخت‌شدن، محدودسازی و آلودگی‌های بیم به‌دست می‌آید [۱۱].

تکنیک‌های مونت‌کارلو برای شبیه‌سازی و محاسبه طیف برای تعدادی از شتاب‌دهنده‌ها مورد استفاده قرار گرفته است [۱۲،۸،۴]. اجرای شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای سر شتاب‌دهنده پزشکی نیازمند زمان بسیار زیادی می‌باشد و نتیجه آن فایلی با اندازه مگابایت یا بیش‌تر می‌باشد که ذخیره‌سازی آن برای هر طرح درمان غیرعملی است. استفاده از اطلاعات فاز-فضا

نوع Athlon 64 X2 XP3800+ شبیه‌سازی شد. صحت شبیه‌سازی از مقایسه منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز در میدان مرجع  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  حاصل از شبیه‌سازی و منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز حاصل از اندازه‌گیری بررسی شد [۱۴]. مراحل شبیه‌سازی به ترتیب زیر انجام شد:

شبیه‌سازی هندسه سر شتاب‌دهنده. شبیه‌سازی هندسه سر شتاب‌دهنده با استفاده از اطلاعات کارخانه سازنده انجام شد. اجزاء سر شتاب‌دهنده شامل هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهن‌کننده، اتاقک یونیزان، صفحه برگشت دهنده و کولیماتور ثانویه در جهات X و Y شبیه‌سازی شدند. آینه به دلیل شفاف بودن به اشعه، شبیه‌سازی نشد. کولیماتورهای ثانویه به صورت تیغه‌های سربی شبیه‌سازی گردید [۹]. پس از تعریف هندسه با استفاده از نرم‌افزار گرافیکی موجود در کد از درستی هندسه تعریف شده اطمینان حاصل شد. پارامترهای باریکه الکترونی اولیه شامل انرژی متوسط، توزیع انرژی و توزیع شعاعی از روش مقایسه منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز حاصل از شبیه‌سازی با مقادیر اندازه‌گیری شده در وضعیت مرجع اعتبارسنجی شد. جهت محاسبات دز، فانتوم آب با ابعاد  $30 \times 30 \times 50 \text{ cm}^3$  و جهت تهیه منحنی درصد دز عمقی محور مرکزی و منحنی پروفایل دز در عمق ۱۰ cm سلول‌هایی در داخل استوانه‌ای با شعاع ۲cm و ضخامت ۱cm شبیه‌سازی شد. حد قطع انرژی برای الکترون  $0.3 \text{ MeV}$  و برای فوتون  $0.01 \text{ MeV}$  در نظر گرفته شد. طیف انرژی، توزیع زاویه‌ای و توزیع شعاعی در چهار سطح جداگانه ثبت گردید. چهار سطح ثبت در فاصله  $0.1 \text{ cm}$  در زیر هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه به صورت دوایر هم‌مرکز با گام‌های  $0.1 \text{ cm}$  تا شعاع  $3/5 \text{ cm}$  شبیه‌سازی و سپس ترابرد پرتوهای ترمزی تا رسیدن به هر سطح ثبت انجام شد و ویژگی‌های توزیع‌های شعاعی، زاویه‌ای و انرژی پرتوهای رسیده به هر زیر سطح ثبت گردید. عدم قطعیت در بررسی هر توزیع کم‌تر از ۳٪ است.

می‌تواند در کاهش زمان شبیه‌سازی نقش به‌سزایی داشته و استفاده از آن را در کلینیک جهت طرح درمان امکان‌پذیر می‌سازد. ارائه، بهبود و توسعه روشی که بتواند فوتون‌هایی با ویژگی‌های مشابه با فوتون‌های حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو در زیر سر شتاب‌دهنده درمان یا یکی از اجزاء آن تولید کند حائز اهمیت می‌باشد [۱۳].

کد شبیه‌سازی مونت‌کارلوی MCNP4C ابزاری قدرت‌مند و انعطاف‌پذیر جهت شبیه‌سازی باریکه‌های پرتوهای کلینیکی واقعی و به‌دست آوردن جزئیات ویژگی‌های باریکه‌های درمان شتاب‌دهنده می‌باشد. برخلاف کد شبیه‌سازی BEAM، این کد قادر به ایجاد اطلاعات فاز-فضا به‌صورت معمول نبوده و ایجاد چنین فایلی نیاز به شبیه‌سازی سطوح ثبت دارد. در این تحقیق ترابرد پرتوهای فوتونی  $6 \text{ MeV}$  در شتاب‌دهنده ELEKTASL75/25 شبیه‌سازی و توزیع‌های شعاعی، انرژی و زاویه‌ای فوتون‌ها در اثر عبور از قسمت‌های مختلف سر شتاب‌دهنده بررسی و تأثیر ساختارهای مختلف سر شتاب‌دهنده شامل هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه بر روی این توزیع‌ها در کد مونت‌کارلوی MCNP4C بررسی شده است.

## مواد و روش‌ها

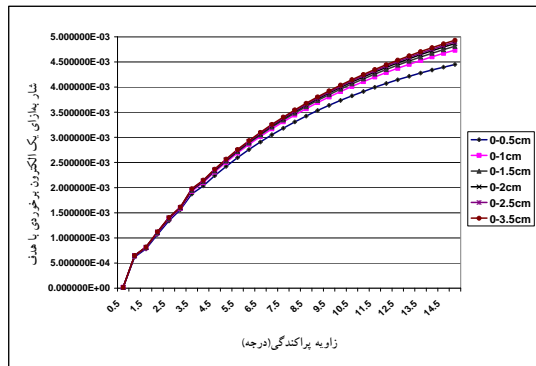
سیستم کد مونت‌کارلو، از کد MCNP4C به‌عنوان سیستم مونت‌کارلو جهت تعریف چشمه استفاده شد. این کد جهت ترابرد الکترون، فوتون و نوترون از هندسه سه‌بعدی ناهمگن استفاده می‌کند و رفتار فیزیکی فوتونی پراکندگی همدوس و ناهمدوس، تولید جفت، جذب فوتوالکتریک و تابش فلئوئورسانس را در نظر می‌گیرد. کد MCNP4C این اجازه را به کاربر می‌دهد که پارامترهای فیزیکی الکترون و فوتون را به منظور تحلیل ترابرد ذرات اولیه و تولید ذرات ثانویه تغییر دهد.

محاسبات مونت‌کارلو، باریکه فوتونی  $6 \text{ MeV}$

شتاب‌دهنده Elekta SL75/25 در کد MCNP4C با CPU

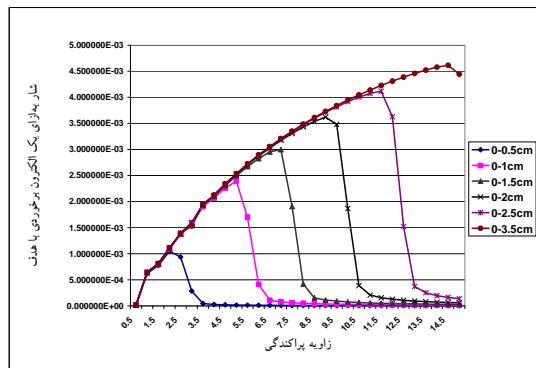
حذف می‌شوند. با عبور پرتوها از میان فیلتر پهن‌کننده و برخورد پرتوها با این قسمت سر شتاب‌دهنده پراکندگی پرتوها در زوایای بزرگ‌تر از ۱۵ درجه افزایش می‌یابد، که پس از عبور از میان فک‌های کولیماتور شدت پرتوهای پراکنده در زوایای بزرگ‌تر از ۱۵ درجه به علت حذف توسط این ساختار کاهش می‌یابد. در یک میدان  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  بیش از ۹۹٪ پرتوهای رسیده به سطح فانتوم دارای پراکندگی ۱۵-۰ درجه می‌باشند.

توزیع‌های زاویه‌ای ۱۵-۰ درجه شار پرتوهای ترمزی حاصل از هدف با بازه‌های ۰/۵ درجه در سطوح ثابت به‌ازای یک الکترون برخوردی به هدف در شکل‌های ۴-۱ نشان داده شده است. توزیع زاویه‌ای پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف با دور شدن از محور مرکزی باریکه تغییری نمی‌کند، لذا توزیع زاویه‌ای شار تولیدی مستقل از توزیع شعاعی بوده و تمایل برای پراکندگی در زوایای بزرگ‌تر بیش‌تر می‌باشد (تغییرات کم‌تر از ۰/۶٪ می‌باشد).



شکل ۱. تغییرات شار برحسب زاویه پراکندگی در زیر هدف برای بازه‌های

شعاعی مختلف به‌ازای برخورد یک الکترون با هدف



شکل ۲. تغییرات شار بر حسب زاویه پراکندگی در زیر کولیماتور

اولیه برای بازه‌های شعاعی مختلف به‌ازای برخورد یک الکترون با هدف

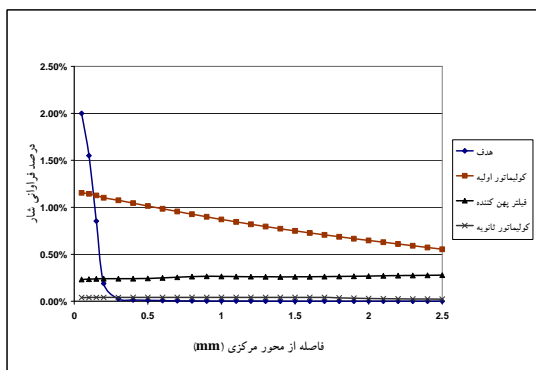
شبیه‌سازی ترابرد الکترون‌ها و تولید پرتوهای ترمزی در کد MCNP4C. الکترون‌ها با انرژی جنبشی متوسط مشخص با توزیع انرژی و شعاعی معلوم بر روی ماده هدف، که در بالای سر شتاب‌دهنده قرار گرفته، فرود می‌آیند. فوتون‌های ترمزی اولیه و فوتون‌های پراکنده حاصل در میان سر شتاب‌دهنده و اجزاء شکل دهنده باریکه فوتونی ردیابی می‌شوند. ادامه ردیابی در هوای میان سر شتاب‌دهنده و داخل فانتومی که جهت ثبت اطلاعات نهایی تعریف شده پی‌گیری می‌شود و در نهایت اطلاعات مورد نظر در صفحات یا سلول‌هایی با ویژگی‌های تعریف شده در هندسه ثبت شد. می‌توان اطلاعات ثبتی در یک تالی را با ویژگی خاصی نظیر توزیع شعاعی، انرژی و یا زاویه‌ای ثبت نمود. این تقسیم‌بندی در تهیه اطلاعات خاص نظیر تهیه طیف فوتونی و طیف پراکندگی فوتون‌ها مفید می‌باشد. شبیه‌سازی، یک بار در زوایای ۹۰-۰ درجه با بازه‌های ۱۵ درجه به منظور جمع‌آوری اطلاعات کلی توزیع زاویه‌ای سر شتاب‌دهنده و پرتوهای رسیده به فانتوم آب و بار دیگر با توجه به ساختار سر شتاب‌دهنده و توزیع فضایی پرتوهای رسیده به فانتوم آب؛ جهت بررسی دقیق‌تر توزیع زاویه‌ای پرتوها در بازه‌های کوچک‌تر در محدوده ۱۵-۰ درجه با بازه‌های ۰/۵ درجه شبیه‌سازی شد. اطلاعات توزیع‌های انرژی، زاویه‌ای و شعاعی ترابرد پرتوهای ترمزی شبیه‌سازی شده و رسیده به هر زیر سطح تهیه گردید.

## نتایج

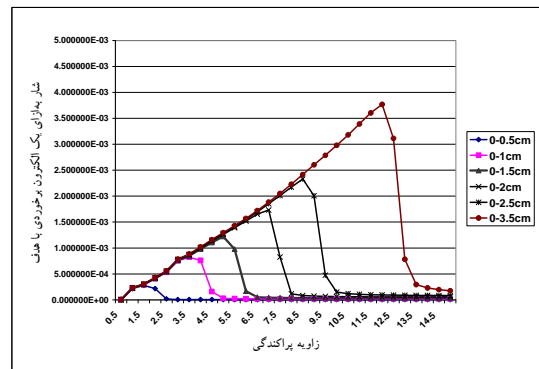
توزیع زاویه‌ای. توزیع زاویه‌ای پرتوها در زیر ساختارهای مختلف سر شتاب‌دهنده در زوایای ۹۰-۰ در جدول ۱ نشان داده شده است. پرتوها در زیر هدف بیش‌تر تمایل به پراکندگی در زوایای بزرگ‌تر از ۱۵ درجه دارند، اما با عبور پرتوها از کولیماتور اولیه به دلیل شکل مخروطی و با توجه به زاویه رأس مخروط آن پرتوهای که در زوایای بزرگ‌تر از ۱۵ درجه پراکنده می‌شوند، توسط این ساختار

توزیع شعاعی. تغییرات شار پرتوی با عبور از ساختارهای مختلف هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهن کننده و کولیماتور ثانویه در بازه ۲/۵ cm به‌ازای یک الکترون و نرمالایز شده به مقدار هدف به ترتیب ۱۰۰٪، ۷۴/۷۰٪، ۶۴/۲۴٪ و ۴۸/۳٪ می‌باشد. تغییرات شدت پرتوهای ترمزی به‌ازای واحد سطح برحسب فاصله از محور مرکزی باریکه در هر سطح ثبت اصلی در شکل ۵ نشان داده شده است. شدت پرتوها در زیر هدف به شدت وابسته به فاصله از محور مرکزی باریکه است و با دور شدن از محور مرکزی باریکه کاهش می‌یابد. وابستگی شار پرتوی در زیر کولیماتور اولیه به فاصله از محور مرکزی باریکه بسیار کم است و با دور شدن از محور مرکزی باریکه افزایش می‌یابد. شار پرتوی با عبور از داخل فیلتر پهن‌کننده بسیار یک‌نواخت می‌شود. پس از عبور شار پرتوی از کولیماتور ثانویه شار پرتوی تا فاصله ۱/۷cm از محور مرکزی وابستگی کمی به فاصله از محور مرکزی باریکه دارد و بعد از آن اندکی افزایش می‌یابد.

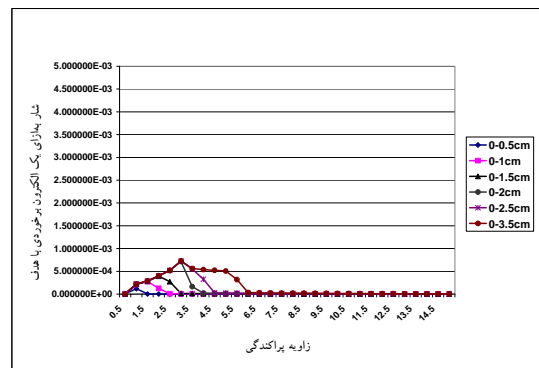
شار پرتوی با عبور از میان کولیماتور اولیه به‌طور قابل ملاحظه‌ای یک‌نواخت می‌گردد، به‌طوری که در خارجی‌ترین سطح فرعی، ثبت شار به میزان ۰/۶٪ با مرکزی‌ترین سطح فرعی ثبت تفاوت دارد. با عبور از فیلتر پهن‌کننده این تغییرات تقریباً ثابت باقی می‌ماند، ولی شیب تغییرات، یک‌نواخت‌تر شده و به میزان ۰/۰۵٪ می‌رسد.



شکل ۵. درصد توزیع شعاعی شار پرتوی در زیر ساختارهای مختلف سر شتاب‌دهنده در بازه ۲/۵-۰ به‌ازای برخورد یک الکترون با هدف. درصدها با تقسیم شدت پرتوها بر مرکزی‌ترین بازه سطح هدف محاسبه شد. شار پرتوی هدف در ۰/۰۲ ضرب شده است.



شکل ۳. تغییرات شار بر حسب زاویه پراکندگی در زیر فیلتر پهن‌کننده برای بازه‌های شعاعی مختلف به‌ازای برخورد یک الکترون با هدف

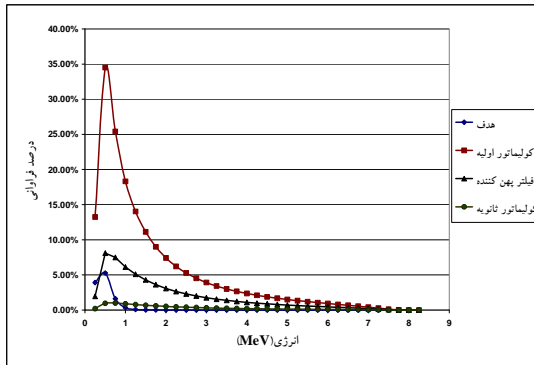


شکل ۴. تغییرات شار بر حسب زاویه پراکندگی در زیر کولیماتور ثانویه برای بازه‌های شعاعی مختلف به‌ازای برخورد یک الکترون با هدف

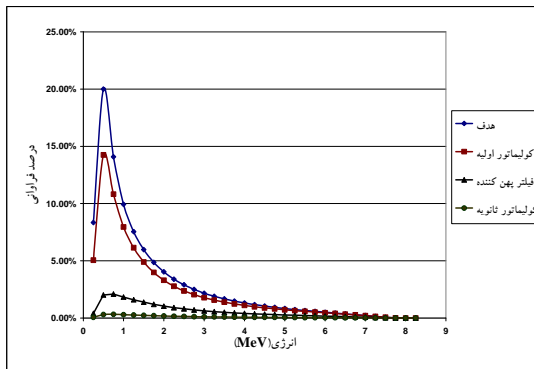
توزیع زاویه‌ای در کولیماتور اولیه وابسته به توزیع شعاعی می‌باشد و با افزایش شعاع ثبت شار پرتوی افزایش می‌یابد. همچنین با افزایش فاصله از محور مرکزی باریکه تمایل پرتوها برای پراکندگی در زوایای بزرگ‌تر بیشتر می‌شود. همین وضعیت در فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه مشاهده می‌شود، اما وابستگی توزیع زاویه‌ای به توزیع شعاعی کم‌تر می‌شود. توزیع زاویه‌ای شار پرتوی بعد از کولیماتور اولیه منطبق بر توزیع زاویه‌ای شار پرتوی تولید شده در هدف است. این انطباق در زوایای کم‌تر از ۱۰ درجه بسیار زیاد است و در زوایای بزرگ‌تر، این انطباق کم‌تر بوده و بستگی به بازه شعاعی انتخابی دارد و با کم کردن بازه انتخابی انطباق در زوایای کم‌تر مشاهده می‌شود. توزیع زاویه‌ای شار در زیر فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه در تمامی زاویه‌ها کاهش شار را نشان می‌دهد. در زاویه‌های کم‌تر از ۳ درجه انطباق کاملی بین پراکندگی شار در زیر فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه وجود دارد.

جدول ۱. درصد پراکندگی شار پرتوی در زوایای مختلف

زاویه پراکندگی	۰-۱۵	۱۵-۳۰	۳۰-۴۵	۴۵-۶۰	۶۰-۷۵	۷۵-۹۰
هدف	۱۳/۷۹	۲۴/۴۸	۲۵/۷۶	۲۱/۷	۱۲/۶۴	۱/۶۳
کولیماتور اولیه	۹۱/۴۳	۷/۲۴	۰/۸۵	۰/۳۳	۰/۱۳	۰/۰۳
فیلتر پهن کننده	۸۱/۹۰	۶/۵۶	۴/۷	۳/۶۷	۲/۳۸	۰/۷۹
کولیماتور ثانویه	۹۶/۸۱	۲/۱۲	۰/۸	۰/۲	۰/۰۶	۰/۰۱
سطح فانتوم	۹۹/۹۲۹	۰/۰۴۱	۰/۰۱۶	۰/۰۱۸	۰/۰۰۴	۰/۰۰۱



شکل ۶. طیف انرژی در زیر ساختارهای مختلف شتاب‌دهنده در فاصله ۱-۲ cm. شار پرتوی در هر زیر سطح به شار پرتوی در بازه دوم در زیر هدف نرمالیزه شده است. شار پرتوی در زیر سطح هدف در ۰/۲ ضرب شده است.



شکل ۷. طیف انرژی در زیر ساختارهای مختلف شتاب‌دهنده در فاصله ۱-۰ cm. شار پرتوی در هر زیر سطح به شار پرتوی در بازه دوم در زیر هدف نرمالیزه شده است. شار پرتوی در زیر سطح هدف در ۰/۲ ضرب شده است.

کاهش نسبی در بازه شعاعی مرکزی و در انرژی‌های کم بیش‌تر می‌باشد. در زیر کولیماتور ثانویه تغییرات شکل طیف با دور شدن از محور مرکزی باریکه کم می‌شود. شکل طیف پس از عبور از کولیماتور اولیه وابستگی زیادی به فاصله از محور مرکزی دارد، اما این وابستگی پس از عبور از فیلتر پهن‌کننده کم‌تر می‌شود. طیف انرژی حین عبور از کولیماتور

توزیع انرژی. انرژی متوسط از حاصل نسبت مجموع

حاصل ضرب شار در انرژی بازه شار به شار کل محاسبه شد. انرژی متوسط شار پرتوهای ترمزی در زیر هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه به ترتیب برابر ۱/۵۷، ۱/۶۳، ۱/۹۵، و ۲/۱۸ MeV می‌باشد. پرتوها به ویژه به هنگام عبور از فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه سخت‌تر می‌شوند. تغییرات انرژی متوسط در هر سطح فرعی ثبت از سطوح ثبت اصلی چهارگانه در جدول ۲ ارائه شده است. در تمامی سطوح ثبت اصلی با دور شدن از محور مرکزی باریکه انرژی متوسط کاهش می‌یابد. این روند کاهش در هدف سریع‌تر می‌باشد و در کولیماتور اولیه و ثانویه کندتر است.

تغییرات طیف پرتوهای ترمزی در زیر کولیماتور اولیه، فیلتر پهن‌کننده و کولیماتور ثانویه بر حسب فاصله از محور مرکزی باریکه به ترتیب در شکل‌های ۶ و ۷ نشان داده شده است. تمامی طیف‌ها به شار کل در سطح ثبت فرعی مرکزی هدف نرمالیزه شده‌اند. شکل طیف شار پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف وابستگی زیادی به فاصله از محور مرکزی دارد و با دور شدن از محور مرکزی باریکه شار پرتوی در تمامی انرژی‌ها کاهش می‌یابد. با عبور شار پرتوی از میان کولیماتور اولیه، شکل طیف‌های سطح‌های فرعی تغییر قابل ملاحظه‌ای می‌یابد، بدین صورت که با دور شدن از محور مرکزی، شار پرتوی در تمامی انرژی‌ها افزایش می‌یابد و این افزایش در پرتوهای کم انرژی طیف بسیار چشم‌گیرتر است. با عبور شار پرتوی از داخل فیلتر پهن‌کننده، شار پرتوی در تمامی بازه‌های شعاعی و انرژی کاهش می‌یابد.

فیلتر به شدت یک‌نواخت می‌شود. در واقع تأثیر اصلی جهت یک‌نواختی شار انرژی توسط فیلتر پهن‌کننده انجام می‌شود. مقایسه طیف خروجی از سر شتاب‌دهنده در دو کد MCNP4C و BEAM در شکل ۹ نشان داده شده است [۱۶، ۱۵]. شار پرتوی تولید شده با کد MCNP4C مقادیر بیشتری را به‌ویژه در انرژی‌های بالا نشان می‌دهد.

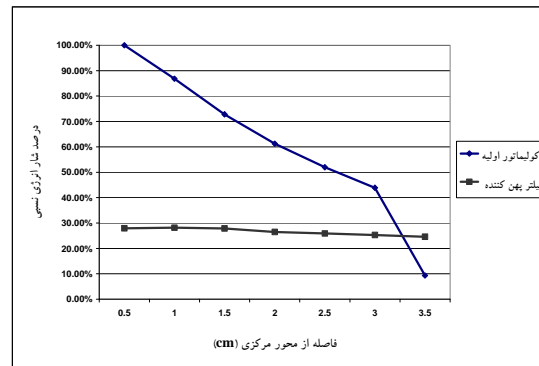
اولیه و فیلتر پهن‌کننده سخت‌تر شده و این روند با عبور پرتوها از میان فک‌های کولیماتور ثانویه ادامه می‌یابد. در صورتی که شار به‌ازای واحد سطح را با انرژی مربوط به هر بازه شار وزن‌دار کنیم (شار به‌ازای واحد سطح هر بازه انرژی را در انرژی همان بازه ضرب کنیم)، می‌توانیم تغییرات شار نسبی انرژی را بر حسب فاصله از محور مرکزی باریکه بررسی کنیم (شکل ۸). تغییرات شار نسبی انرژی با اعمال

جدول ۲. انرژی متوسط (MeV) در زیر بازه‌های سطوح ثبت (cm)

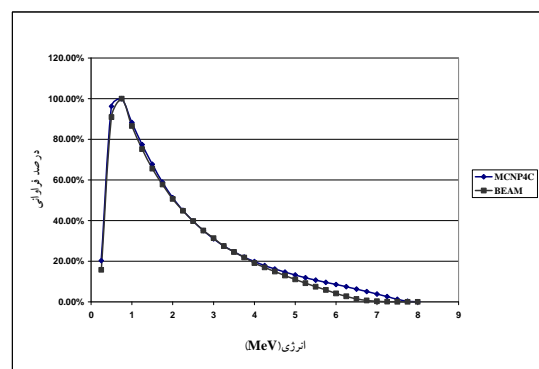
بازه شعاعی	هدف	کولیماتور اولیه	فیلتر پهن‌کننده	کولیماتور ثانویه
۰-۰/۵	۱/۶۵	۱/۷۳	۲/۲۳	۲/۲۵
۰/۵-۱	۰/۵۶	۱/۷۰	۲/۱۴	۲/۲۳
۱-۱/۵	۰/۴۵	۱/۶۵	۲/۱۰	۲/۲۱
۱/۵-۲	۰/۴۲	۱/۶۱	۱/۹۳	۲/۱۸
۲-۲/۵	۰/۴۱	۱/۵۹	۱/۸۳	۲/۱۲

روش مونت‌کارلو ابزار محاسباتی کارآمدی است که قابلیت محاسبه تغییرات توزیع شعاعی، زاویه‌ای و انرژی باریکه فوتونی از میان ساختارهای مختلف شتاب‌دهنده می‌باشد. این روش اجازه بررسی نحوه تأثیر هندسه و مواد به‌کار رفته در این ساختارها را بر باریکه فوتونی عبوری از آنها می‌دهد.

پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف به دلیل انرژی بالای الکترون‌های تابشی به هدف به‌طور عمده به سمت جلو با زاویه پراکندگی کوچک توزیع می‌شوند، اما به دلیل ضخامت هدف که معمولاً برابر برد الکترون‌ها در انرژی مورد نظر می‌باشد و از نوع هدف‌های ضخیم می‌باشد؛ علی‌رغم زاویه متوسط پراکندگی کوچک به دلیل ضخامت هدف، حضور بلوک مسی بعد از هدف و پراکندگی چندگانه الکترون‌ها، پرتوهای ترمزی دارای پخش زاویه‌ای بزرگی می‌باشند. علت نرم‌شدگی طیف با دور شدن از محور مرکزی باریکه نیز کاهش انرژی الکترون‌های پراکنده شده و تولید پرتوهایی با انرژی کم‌تر می‌باشد. طیف انرژی دارای فوتون‌های کم‌انرژی فراوانی بوده و شکل طیف به‌دست آمده دارای ویژگی‌های طیف به‌دست آمده از تحقیقات قبلی می‌باشد [۱۸، ۱۱]. طیف



شکل ۸. تغییرات شار وزن‌دار شده با انرژی به‌ازای واحد سطح بر حسب فاصله از محور مرکزی باریکه.



شکل ۹. مقایسه شبیه‌سازی طیف پرتوی با دو کد MCNP4C و BEAM [۱۶].

بررسی قرار گیرد. شار پرتوی با عبور از میان کولیماتور اولیه به طور قابل ملاحظه‌ای یک‌نواخت می‌گردد، به طوری که در خارجی‌ترین سطح ثبت شار به میزان  $0.06\%$  با مرکزی‌ترین سطح ثبت تفاوت دارد. شار پرتوی مرکزی کولیماتور اولیه دارای اشعه سخت‌تر و پراکندگی زاویه‌ای کوچک‌تر می‌باشد، که با دور شدن از محور باریکه اشعه کمی نرم‌تر شده و با زوایای بزرگ‌تر پراکنده می‌شوند.

فیلتر پهن‌کننده یکی دیگر از ساختارهای سر درمان شتاب‌دهنده است که با جذب افتراقی پرتو، شدت آن را در مرکز میدان کاهش می‌دهد و موجب توزیع دز یک‌نواخت در عمق  $10\text{ cm}$  فانتوم می‌شود. با عبور شار پرتوی از داخل فیلتر پهن‌کننده، شار پرتوی به میزان  $50/4\%$  مقدار تولید شده در هدف و  $48/98\%$  عبوری از کولیماتور اولیه کاهش می‌یابد. کاهش در تمامی انرژی‌ها مشاهده می‌شود ولی در انرژی‌های کم به ویژه در قسمت مرکزی بیش‌تر است. این امر به دلیل شکل ویژه این ساختار است که در مرکز ضخامت بیش‌تری دارد؛ البته میزان تغییر به جنس آن بستگی دارد. پرتوهای عبوری از داخل فیلتر پهن‌کننده به میزان زیادی سخت می‌شوند که به دلیل پراکندگی پرتوهای کم‌انرژی‌تر در زوایای بزرگ در اثر برهم‌کنش پرتوها با فیلتر پهن‌کننده می‌باشد. همچنین با دور شدن از محور مرکزی، پرتوها نرم می‌شوند و با دور شدن از محور مرکزی پرتوها در زوایای بزرگ‌تر پراکنده می‌شوند و البته این افزایش پراکندگی مربوط به کولیماتور اولیه نمی‌باشد.

کولیماتور ثانویه شکل‌دهنده و محدودکننده میدان می‌باشد. کولیماتور ثانویه سبب می‌شود که شار پرتوها به هنگام عبور از میان آن به لحاظ توزیع زاویه‌ای محدود شود، به طوری که شدت پرتوهای عبوری تنها تا زاویه  $3/5$  درجه تقریباً بدون تغییر می‌ماند. با عبور باریکه فوتونی از این ساختار به علت سخت‌تر شدن باریکه انرژی، شدت حداکثر به محدوده  $0/5$  تا  $0/75\text{ MeV}$  جابه‌جا شده و دارای انطباق کاملی با شبیه‌سازی حاصل از BEAM در تحقیقات قبلی دارد [۱۷].

انرژی شار پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف به توزیع شعاعی بسیار وابسته می‌باشد و با دور شدن از محور مرکزی باریکه به سرعت دچار نرم‌شدگی می‌شوند. با توجه به این‌که شار پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف در محدوده  $0/3\text{ cm}$  از محور مرکزی باریکه قرار دارند طیف پرتوهای ترمزی متوسط تولید شده در هدف بسیار نزدیک به طیف پرتوهای ترمزی تولید شده در همین محدوده می‌باشد. از طرف دیگر توزیع زاویه‌ای پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف نیز با دور شدن از محور مرکزی به دلیل کاهش شار پرتوی بسیار شبیه به توزیع زاویه‌ای در اطراف محور مرکزی باریکه می‌باشد.

کولیماتور اولیه به شکل یک بلوک ساخته می‌شود که در داخل آن یک مخروط تو خالی می‌باشد. این طراحی اجازه عبور شار پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف را تا شعاع خاص و با توزیع خاص می‌دهد. لذا شار پرتوی با عبور از کولیماتور اولیه  $29/26\%$  کاهش می‌یابد. طیف شار پرتوهای ترمزی با عبور از کولیماتور اولیه اندکی سخت‌تر می‌شود، ولی بسیار شبیه به طیف تولید شده در بازه مرکزی هدف می‌باشد. از طرف دیگر این طیف وابستگی بسیار کمی به توزیع شعاعی دارد. دهانه فوقانی مخروط کولیماتور اولیه  $12/9\text{ mm}$  و زاویه رأس آن برابر  $13/9$  درجه می‌باشد، لذا پرتوهای ترمزی تولید شده در بازه  $0-0/3\text{ cm}$  از محور مرکزی باریکه در صورت قرار گرفتن در زاویه مخروط کولیماتور اولیه بدون برخورد عبور می‌کنند، ولی پرتوهای تولید شده در زاویه بزرگ‌تر از زاویه مخروط، توسط این ساختار حذف می‌شوند. همین امر سبب می‌شود که شار پرتوی در تمامی انرژی‌ها با دور شدن از محور مرکزی افزایش یابد و به همین دلیل تغییرات انرژی متوسط با دور شدن از محور مرکزی باریکه کم می‌باشد. این موضوع به نوبه خود سبب می‌شود که طیف پرتوهای ترمزی عبوری از کولیماتور اولیه بسیار شبیه به طیف شار پرتوهای ترمزی تولید شده در بازه  $0-0/5\text{ cm}$  هدف باشد. لذا پیشنهاد می‌شود تأثیر زاویه گشادگی مخروط بالایی و زاویه رأس مخروط کولیماتور اولیه بر روی توزیع‌های مختلف مورد



[5] Lee PC. Monte Carlo simulations of the differential beam hardening effect of a flattening filter on a therapeutic x-ray beam. *Med Phys*, 1997; 24(9):1485-9.

[6] Ahnesjö A. Collimator scatter in photon therapy beams. *Med Phys*, 1995; 26(9):267-78.

[7] Chaney EL, Cullip TJ, Gabriel TA. A Monte Carlo study of accelerator head scatters. *Med Phys*, 1994; 21(9):1383-90.

[8] Ding GX, Rogers DWO, Mackie TR. Mean energy, energy range relationship and depth-scaling factor for clinical electron beams. *Med Phys*, 1996; 23(3):361-76.

[9] Van derzee W, Welleweerd J. Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo techniques. *Med Phys*, 1999; 26(9):1883-92.

[10] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photon and electrons. 1993; ICRU Report, 42(Bethesda, MD:ICRU).

[11] Lewis RD, Ryde SJS, Hancock DA, Evans CJ. An MCNP-based model of a linear accelerator X-ray beam. *Phys Med Biol*, 1999; 44(2):1219-30.

[12] Schach Von Wittenau AE, Cox LJ, Bergstrom PM, Chandler WP, Hartmann Siantar CL. Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space. *Med Phys*, 1999; 26(7):1196-211.

[13] Tzedakis A, Damilakis J, Varveris H, Gourtsoyannis N. Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams. *Med Phys*, 2004; 31(4):907-13.

[14] Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO. Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Med Phys*, 2002; 29(3):379-90.

[15] Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med Phys*, 2002; 29(3):391-402.

[16] Sibers JV, Keall PJ, Libby B, Mohan R. Comparison of EGS4 and MCNP4C Monte Carlo codes for generation of photon phase space distributions for a Varian 2100C. *Phys Med Biol*, 1999; 44(8):3009-26.

[۱۷] شفاهی عباس، رئیس‌علی غلامرضا، هاشمی‌ملایی بیژن. محاسبه بیناب

و بازده تولید پرتوهای ایکس تابش ترمزی در شتاب‌دهنده‌های پزشکی با استفاده

از کد مونت کارلوی MCNP4C. دانشور ۱۳۸۳؛ سال ۱۱، شماره ۵۱: صفحات

۴۷ تا ۵۴.

انرژی متوسط پرتوهای خروجی از سر شتاب‌دهنده برابر

۲/۱۸ MeV می‌باشد، که با مقدار یک سوم انرژی ماکزیمم

ارائه شده در گزارشات قبلی مطابقت دارد [۱۱]. نتایج بررسی

شده با کد MCNP4C با نتایج تحقیقات قبلی که با کد

BEAM انجام شده مطابقت دارد. مقایسه شار دو کد نشان

می‌دهد که کد MCNP4C در انرژی‌های بالاتر فراوانی

بیش‌تری دارد. به‌طور کلی کد MCNP4C به دلیل

الگوریتم‌های مورد استفاده در انرژی‌های کم‌تر از ۱۲ MeV،

پرتوهای ترمزی کم‌تری نسبت به BEAM تولید می‌کند. لذا

این امر ناشی از انرژی متوسط باریکه و نحوه انتخاب کارت

قطع فیزیک انرژی (Energy physics cutoff card)

می‌باشد که سبب گرایش انرژی میانگین باریکه الکترونی به

انرژی‌های بیش‌تر می‌شود [۱۷، ۱۵].

## منابع

[1] Verhagen F, Seuntjens J. Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol*, 2003; 48(10):R107-R164.

[2] Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol*, 1991; 36(7):861-920.

[3] Fix MK, Keall PJ, Dawson K, Siebers JV. Monte Carlo source model for photon beam radiotherapy: photon source characteristics. *Med Phys*, 2004; 22(11):3106-21.

[4] Jiang SB, Ayyangar KM. On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. *Med Phys*, 1998; 25(5):668-75.