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

پیمان حجازی <sup>۱۵</sup> (Ph.D)، بیژن هاشمیملایری<sup>۱۰</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 تربیت مدرس، گروه آمار حیاتی* 

### چکیدہ

سابقه و هدف: تحقیقات پیشین نـشان داده انـد کـه روش مونـتکـارلو جهـت ترابـرد باریکـههـای فوتـونی در شتابدهنده های پزشکی روش مناسبی میباشد. باریکه های شبیه سازی شده را می توان جهت اندازه گیری توزیـع دز در فانتوم و بدن بیماران استفاده کرد. شناخت توزیع های زاویه ای، انرژی و شعاعی مهم ترین اطلاعات باریکه فوتـونی بوده و می تواند جهت کاربرد کلینیکی روش های شبیه سازی مورد استفاده قرار گیرد. اطلاعات فاز – فضا شتاب دهنـده بوده و می تواند جهت کاربرد کلینیکی روش های شبیه سازی مورد استفاده قرار گیرد. اطلاعات فاز – فضا شتاب دهنـده بوده و می تواند جهت کاربرد کلینیکی روش های شبیه سازی مورد استفاده قرار گیرد. اطلاعات فاز – فضا شتاب دهنـده بوده و می تواند جهت کاربرد کلینیکی روش های شبیه سازی مورد استفاده قرار گیرد. اطلاعات ماز که بوده و می تواند جهت کاربرد کلینیکی روش های شبیه سازی مورد استفاده قرار گیرد. اطلاعات ماز م در کد Elekta SL75/25 مناوت از کد EGS4 نیاز به بررسی دارد. در این تحقیق ضمن ارائه مراحل شبیه سازی کامل ساختار سر شتاب دهنـده در که Elekta SL75/25

مواد و روشها: ابتدا هندسه سر شتابدهنده شبیهسازی و از درستی آن اطمینان حاصل شـد. انـرژی متوسـط 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 ثبت در فاصله ۰/۱ سانتیمتر در زیر هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهـنکننـده و کولیماتور ثانویه به صورت دوایر 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 بالاتراز کد EGS4 می باشد. انرژی متوسط باریکه خروجی ۲/۱۸MeV بوده که توافق خوبی با نتایج تحقیقات قبلی دارد. در تمامی سطوح ثبت اصلی، با دور شدن از محور مرکزی، پرتوها نرمتر می شوند که این تغییرات در هدف با ۱/۲۴MeV بیشترین و در کولیماتور ثانویه با ۲/۱۳MeV کم ترین مقدار می باشد. با عبور پرتوها از ساختارهای مختلف سر شتاب دهنده، باریکه به میزان ۱/۳MeV سخت تر می شود. توزیع شعاعی شار با عبور از کولیماتور اولیه و فیلتر پهن کننده به میزان ۶/۰٪ و ۲۰/۵۰ با مرکز باریکه تفاوت دارند. شار پرتوی در فیلتر پهن کننده به میزان ۴۰/۰۵٪ کاهش می یابد که بیش تر این کاهش در انرژی های کم می باشد.

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

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

<sup>\*</sup> نویسنده مسئول. تلفن: ۸۸۰۱۱۰۰۰-۲۱۰، نمابر: ۸۸۰۱۱۰۰۱ منابر: E-mail: bhashemi@modares.ac.ir

#### مقدمه

روش معمول برای درمان تومورهای بدخیم در زیر یوست استفاده از بر توهای مگاولتاژ حاصل از شتابدهنده خطی یزشکی میباشد. در ایـن روش بـا چـشمههـای پرتـودهی و هندسه های بیماران که شامل هندسه های بسیار پیچیده با محدوده وسيعي از چگاليها و اعداد اتمي ميباشد، مواجـه خواهیم بود. توصیف باریکه پرتودهی برای بهبود تکنیک های مختلف يرتودهي و طرح درمان مورد نياز اساسمي ممي باشد. استفاده از روش شبیهسازی مونتک ارلو و ترابـرد پرتوهـا 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 راديوتراپي استفاده ميشود [۲،۱]. بر خلاف ساير روشها روش مونـت كـارلو از قـوانين سـاده بهـره گرفتـه و تاریخچیه ذرهای میشخص و ذرات ثانوییه حاصل از آن را یی گیری 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 ییشرفتهای 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 عمومي براي بيم اوليه الكتروني مي باشد. البته مدلسازي چشمه الكتروني جهت حصول خروجي مناسب قابل تنظيم است [۳]. در سالهای اخیر شبیهسازی مونت کارلو برای باریکههای فوتونی درموضوعات زیر استفاده شدهاند:

۱- تحقیق در ویژگیهای فیزیکمی باریکههای فوتمونی شتابدهندههای پزشکی.

۲– بررسی تأثیر قسمتهای خاص شتابدهنده از قبیل کولیماتورها، فیلتر پهـنکننـده و جبـران کننـدهها بـر روی ویژگیهای باریکه فوتونی [۶،۵،۴]. ۳– ارزیابی تولید پراکندگی ناشی از سر دستگاه [۷].

۴– توسعه محاسبات توان توقف الکترونهـا و دزیمتـری باریکه الکترونی [۸].

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

به هنگام به کارگیری روش مونت کارلو صحت نتایج حاصل از این روش بایستی با مقادیر اندازه گیری شده مقایسه گردد و حداقل قادر به تهیه توزیع دز جذبی با صحت ۲±٪ یا ۲mm± باشد، که جهت ارزیابی سیستمهای طرح درمان استفاده می شود [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 توزیع های شعاعی، انرژی و زاویهای شتابدهندهها بهطور عملی مشکل میباشد. اما انجام این امر به شکل مجازی و بـا اسـتفاده از روش.هـای شبيه سازى مونت كارلو امكان يذير است. اطلاعات فاز - فضا در شبیهسازی شتابدهنده شامل اطلاعات مربوط به توزیعهای شعاعی، انرژی و زاویهای شـتابدهنـدههـا در هـر سطح ثبت است. با ارزیابی طیف و توزیع زاویـهای پرتوهـای عبوری از هر قسمت سر شتابدهنده اطلاعات سختشدن، محدودسازي و ألودگي،هاي بيم بهدست مي آيد [١١]. تکنیکهای مونتکارلو برای شبیهسازی و محاسبه طیف برای تعدادی از شتابدهنده ها مورد استفاده قرار گرفته است [۸،۴،۱۲]. اجرای شبیه سازی مونت کارلو برای سر شتاب دهنده 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

می تواند در کاهش زمان شبیه سازی نقش به سزایی داشته و استفاده از آن را در کلینیک جهت طرح درمان امکان پذیر می سازد. ارائه، بهبود و توسعه روشی که بتواند فوتون هایی با ویژگی های مشابه با فوتون های حاصل از شبیه سازی مونت کارلو در زیر سر شتاب دهنده درمان یا یکی از اجزاء آن تولید کند حائز اهمیت می باشد [۱۳].

کـد شـبیهسازی مونـتکارلوی MCNP4C ابـزاری قدرتمند و انعطاف پذیر جهت شـبیهسازی باریکـههای پرتودهی کلینیکی واقعی و بهدست آوردن جزئیات ویژگیهای باریکـههای درمان شتابدهنده میباشـد. بـرخلاف کـد شبیهسازی BEAM، این کد قادر به ایجاد اطلاعات فاز-فضا بهصورت معمول نبـوده و ایجاد چنین فایلی نیاز بـه شبیهسازی سطوح ثبت دارد. در این تحقیق ترابـرد پرتوهای فوتـونی SMeV در شـتابدهنـده 25/25/25 ELEKTASL شبیهسازی و توزیعهای شعاعی، انرژی و زاویهای فوتونها در اثر عبور از قسمتهای مختلف سر شتابدهنده بررسی و تأثیر ساختارهای مختلف سر شتابدهنده شامل هـدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهنکننده و کولیماتور ثانویه بر روی این توزیعها در کد مونتکارلوی MCNP4C بررسی شده است.

## مواد و *ر*وشها

سیستم کد مونت کارلو. از کد MCNP4C بهعنوان سیستم مونتکارلو جهت تعریف چشمه استفاده شد. ایس 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 فلوئورسانس را در نظر میگیرد. کد MCNP4C ایس اجازه را به کاربر میدهد که پارامترهای فیزیکی الکترون و فوتون را به منظور تحلیل ترابرد ذرات اولیه و تولید ذرات ثانویه تغییر دهد.

۶MeV محاسبات مونت کارلو. باریکه فوتونی CPU با MCNP4C در کد Elekta SL75/25 با

نوع Athlon 64 X2 XP3800+ شبیهسازی شد. صحت شبیهسازی از مقایسه منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز در میدان مرجع <sup>۲</sup>۰۰۲×۱۰ حاصل از شبیهسازی و منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز حاصل از اندازهگیری بررسی شد [۱۴]. مراحل شبیهسازی به ترتیب زیر انجام شد:

شبیه سازی هندسه سر شتابدهنده. شبیه سازی هندسه سر شتاب دهنده با استفاده از اطلاعات كارخانه سازنده انجام شد. اجزاء سر شتابدهنده شامل هدف، كوليماتور اوليه، فيلتـر پهنکننده، اتاقک یونیزان، صفحه برگشت دهنده و کولیماتور ثانویه در جهات X و Y شبیه سازی شدند. آینه به دلیل شفاف بودن به اشعه، شبيهسازي نشد. كوليماتورهاي ثانويه به صورت تیغههای سربی شبیهسازی گردید [۹]. پس از تعریف هندسه با استفاده از نرمافزار گرافیکی موجود در کد از درستی هندسه تعريف شده اطمينان حاصل شد. يارامترهاي باريكه الكتروني اولیه شامل انرژی متوسط، توزیع انـرژی و توزیـع شـعاعی از روش مقایسه منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز حاصل از شبیه سازی با مقادیر اندازه گیری شده در وضعیت مرجع اعتبارسنجی شد. جهت محاسبات دز، فانتوم آب با ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰× و جهت تهیه منحنی درصد دز عمقی محور مرکزی و منحنی پروفایل دز در عمق ۱۰ cm سلول هـ ایی در داخل استوانهای با شعاع ۲cm و ضخامت ۱cm شبیهسازی شد. حد قطع انرژی برای الکترون MeV ۰/۳ و برای فوتون ۰/۰۱ MeV در نظر گرفته شد. طیف انرژی، توزیع زاویهای و توزیع شعاعی در چهار سطح جداگانه ثبت گردید. چهار سطح ثبت در فاصله ۰/۱cm در زیر هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهنکننده و کولیماتور ثانویه به صورت دوایر همرکز با گامهای ۰/۱cm تا شعاع ۳/۵cm شبیهسازی و سپس ترابـرد پرتوهای ترمزی تا رسیدن بـه هـر سطح ثبـت انجـام شـد و ویژگیهای توزیعهای شعاعی، زاویـهای و انـرژی پرتوهـای رسیده به هر زیر سطح ثبت گردید. عدم قطعیت در بررسی هر توزيع كمتر از ٣٪ است.

شبیهسازی ترابرد الکترونها و تولید پرتوهای ترمزی در کد MCNP4C. الکترون ها با انرژی جنبشی متوسط مشخص با توزیع انرژی و شعاعی معلوم بر روی ماده هـدف، که در بالای سر شتابدهنده قرار گرفته، فرود می آیند. فوتونهای ترمزی اولیه و فوتونهای پراکنده حاصل در میان سر شتاب دهنده 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 پـیگیـری می شود و در نهایت اطلاعات مورد نظر در صفحات یا سلولهایی با ویژگیهای تعریف شده در هندسه ثبت شد. می توان اطلاعات ثبتی در یک تالی را با ویژگی خاصی نظیـر توزیع شعاعی، انرژی و یا زاویهای ثبت نمود. این تقسیمبندی در تهيه اطلاعات خـاص نظيـر تهيـه طيـف فوتـوني و طيـف پراکندگی فوتونها مفید میباشد. شبیهسازی، یک بار در زوایای ۹۰–۰ درجـه بـا بـازههـای ۱۵ درجـه بـه منظـور جمعاوری اطلاعات کلی توزیع زاویهای سے شیتابدهنده و یرتوهای رسیده به فانتوم آب و بار دیگر با توجه بـه سـاختار سر شتابدهنده و توزیع فضایی پرتوهای رسیده به فانتوم اب؛ جهت بررسی دقیق تر توزیع زاویهای پرتوها در بازههای کوچکتر در محدوده ۱۵-۰ درجه با بازه های ۰/۵ درجه شبیهسازی شد. اطلاعات توزیعهای انرژی، زاویهای و شعاعی با ترابرد پرتوهای ترمزی شبیهسازی شده و رسیده به هر زیـر سطح تهيه گرديد.

## نتايج

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 بیش تر تمایل به پراکندگی در زوایای بزرگتر از ۱۵ درجه دارند، اما با عبور پرتوها از کولیماتور اولیه بهدلیل شکل مخروطی و با توجه به زاویه رأس مخروط آن پرتوهایی که در زوایای بزرگتر از ۱۵ درجه پراکنده می شوند، توسط این ساختار

حذف می شوند. با عبور پر توها از میان فیلتر پهن کننده و برخورد پر توها با این قسمت سر شتاب دهنده پر اکندگی پر توها در زوایای بزرگ تر از ۱۵ درجه افزایش می یابد، که پس از عبور از میان فکهای کولیماتور شدت پر توهای پر اکنده در زوایای بزرگ تر از ۱۵ درجه به علت حذف توسط این ساختار کاهش می یابد. در یک میدان ۲۰۰۳×۱۰ بیش از ۹۹٪ پر توهای رسیده به سطح فانتوم دارای پر اکندگی ۱۵-

توزیع های زاویه ای ۱۵–۰ درجه شار پرتوهای ترمزی حاصل از هدف با بازه های ۰/۵ درجه در سطوح ثبت به ازای یک الکترون برخوردی به هدف در شکل های ۴–۱ نشان داده شده است. توزیع زاویه ای پرتوهای ترمزی تولید شده در هدف با دور شدن از محور مرکزی باریکه تغییری نمی کند، لذا توزیع زاویه ای شار تولیدی مستقل از توزیع شعاعی بوده و تمایل برای پراکندگی در زوایای بزرگتر بیش تر می باشد (تغییرات کم تر از ۲۰/۶ می باشد).





شکل ۲. تغییرات شار بر حسب زاویه پراکندگی در زیر کولیماتور اولیه برای بازههای شعاعی مختلف بهازای برخورد یک الکترون با هدف



شکل ۳. تغییرات شار بر حسب زاویه پراکندگی در زیر فیلتر بهنکننده 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 توزيع زاويهای در کوليماتور اوليه وابسته به توزيع شعاعی میباشد و با افزایش شعاع ثبت شار پرتوی افزایش مـییابـد. همچنین با افزایش فاصله از محور مرکزی باریکه تمایل یرتوها برای پراکندگی در زوایای بزرگتر بیشتر می شود. همين وضعيت در فيلتر پهنكننده و كوليماتور ثانويـه مـشاهده میشود، اما وابستگی توزیع زاویهای به توزیع شـعاعی کـمتـر می شود. توزیع زاویه ای 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 کـردن بـازه انتخـابی انطبـاق در زوایای کمتر مشاهده میشود. توزیع زاویـهای شـار در زیـر فيلتر يهنكننده و كوليماتور ثانويه در تمامي زاويـههـا كـاهش شار را نشان میدهد. در زاویههای کمتر از ۳ درجه انطباق کاملی بین پراکندگی شار در زیر فیلتر پهنکننده و کولیماتور ثانويه وجود دارد.

توزيع شعاعي. تغييرات شار پرتوي با عبور از ساختارهای مختلف هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر یهن کننده و کولیماتور ثانویه در بازه ۲/۵ cm بهازای یک الکترون و نرمالایز شده به مقدار هدف به ترتیب ۱۰۰٪، ۷۰/۷۴٪، ۲۴/۶۴٪ و ۳/۴۸٪ می باشد. تغییرات شدت پر توهای ترمزی بهازای واحد سطح برحسب فاصله از محور مرکزی باریکه در هر سطح ثبت اصلی در شکل ۵ نشان داده شده است. شدت يرتوها در زير هدف به شدت وابسته به فاصله از محور مرکزی باریکه است و با دور شدن از محور مرکزی باریکه کاهش می یابد. 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 فيلتر پهنکننده بسيار يکنواخت ميشود. 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 می یابد.

شار پرتوی با عبور از میان کولیماتور اولیه بـهطـور قابـل ملاحظهای یکنواخت می گردد، بهطوری که در خارجی ترین سطح فرعی، ثبت شار به میزان ۰/۶٪ با مرکزی ترین سطح فرعی ثبت تفاوت دارد. با عبور از فیلتر بهان کننده این تغييرات تقريباً ثابت باقي ميماند، ولي شيب تغييرات، یکنواخت تر شده و به میزان ۰/۰۵٪ می رسد.



شکل ۵. درصد توزیع شعاعی شار پرتوی در زیر ساختارهای مختلف سر شتابدهنده در بازه ۲/۵cm-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.

۷۵-۹۰	۶۰-۷۵	40-80	۳۰-۴۵	۱۵-۳۰	۰-۱۵	زاویه پراکندگی
1/88	17/84	۲۱/۷	۲۵/۷۶	26/68	١٣/٧٩	هدف
•/•٣	•/1٣	•/٣٣	۰/۸۵	٧/٢۴	91/47	كوليماتور اوليه
٠/٧٩	۲/۳۸	8/91	۴/۷	۶/۵۶	۸۱/۹۰	فيلتر پهن کننده
•/•١	•/•۶	۰/۲	•/٨	۲/۱۲	٩۶/٨١	كوليماتور ثانويه
•/••١	•/••۴	•/•\٨	٠/٠١۶	•/•۴١	99/979	سطح فانتوم

جدول ۱. درصد پراکندگی شار پرتوی در زوایای مختلف



شکل ۶. طیف انرژی در زیر ساختارهای مختلف شتاب دهنده در فاصله ۲-۲۰ 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 ۲/۰ ضرب شده است.



شکل ۷. طیف انرژی در زیر ساختارهای مختلف شتابدهنده در فاصله ۱ cm - ۰. شار پرتوی در هر زیر سطح به شار پرتوی در بازه دوم در زیر هدف نرمالیز 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 پهن کننده 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 پهن کننده و کولیماتور ثانویه سخت تر 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 انرژی متوسط کاهش مییابد. این روند کاهش در هدف

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 نرمالایزه 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 یرتوی در تمامی انرژیها افزایش مییابد و این افزایش در پرتوهای کم انرژی طیف بسیار چشم گیرتر است. با عبور شار پرتوی از داخل فیلتر پهنکننده، شار پرتوی در تمامی بازههای شعاعی و انرژی کاهش مییابد.

اولیه و فیلتر پهن کننده سختتر شده و ایـن رونـد بـا عبـور پرتوها از میان فکـهای 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

فیلتر به شدت یکنواخت می شود. در واقع تأثیر اصلی جهت یکنواختی شار انرژی توسط فیلتر پهنکننده انجام می شود. 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 بیش تری را به ویژه در انرژی های بالانشان می دهد.

	<u> </u>	-		
كوليماتور ثانويه	فيلتر پهنکننده	كوليماتور اوليه	هدف	ازه شعاعي
۲/۲۵	۲/۲۳	١/٧٣	1/80	•-•/۵
۲/۲۳	7/14	١/٧٠	۰/۵۶	۰/۵-۱
۲/۲۱	۲/۱۰	١/۶۵	•/۴۵	1-1/2
۲/۱۸	١/٩٣	١/۶١	•/۴۲	۱/۵-۲
7/17	١/٨٣	1/09	•/۴١	۲-۲/۵

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



شکل ۸. تغییرات شار وزندار شده با انرژی بهازای واحد سطح



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

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 می شوند، اما به دلیل ضخامت هدف که معمولاً برابر برد الکترونها در انرژی مورد نظر می باشد و از نوع هدفهای ضخیم می باشد؛ علی رغم زاویه می باشد و از نوع هدفهای ضخیم می باشد؛ علی رغم زاویه متوسط پراکندگی کوچک به دلیل ضخامت هدف، حضور بلوک مسی بعد از هدف و پراکندگی چندگانه الکترونها، پرتوهای ترمزی دارای پخش زاویهای بزرگی می باشند. علت نرم شدگی طیف با دور شدن از محور مرکزی باریکه نیز کاهش انرژی الکترونهای پراکنده شده و تولید پرتوهایی با انرژی کم تر می باشد. طیف انرژی دارای فوتونهای کم انرژی فراوانی بوده و شکل طیف به دست آمده دارای ویژگی های طیف به دست آمده از تحقیقات قبلی می باشد [۱۸،۱۱].

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 شار پرتوهای ترمزی 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 می شود که در داخل آن یک مخروط تو خالی میباشد. این طراحتی اجازه عبور شار پرتوهای ترمزی تولید شده در هـدف را تـا شـعاع خاص و با توزیع خاص میدهد. لذا شار پرتـوی بـا عبـور از کولیماتور اولیه ۲۹/۲۶٪ کاهش مییابد. طیف شار پرتوهای ترمزي با عبور از كوليماتور اوليه اندكي سخت تر مي شود، ولي بسیار شبیه به طیف تولید شده در بازه مرکزی هدف می باشد. از طرف دیگر این طیف وابستگی بسیار کمی به توزیع شعاعی دارد. دهانه فوقانی مخروط کولیماتور اولیه ۲/۹ mm و زاویه رأس آن برابر ۱۳/۹ درجه میباشد، لذا پرتوهای ترمزی تولید شده در بازه ۰-۰/۳cm از محور مرکزی باریکه در صورت قرار گرفتن در زاویه مخروط کولیماتور اولیـه بـدون برخـورد عبور میکنند، ولی پرتوهای تولید شده در زاویه بـزرگتـر از زاويه مخروط، توسط اين ساختار حذف مي شوند. همين 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. ایس موضوع به نوبه خود سبب می شود که طیف پر توهای ترمزی عبوری از کولیماتور اولیه بسیار شبیه به طیف شار پرتوهای ترمزی تولید شده در بازه ۰-۰/۵cm هدف باشد. لذا پیشنهاد می شود تأثیر زاویه گـشادگی مخـروط بـالایی و زاویـه رأس مخروط كوليماتور اوليه بر روى توزيعهاى مختلف مورد

بررسی قرار گیرد. شار پرتوی با عبور از میان کولیماتور اولیه به طور قابل ملاحظه ای یک نواخت می گردد، به طوری که در خارجی ترین سطح ثبت شار به میزان ۲۰/۶ با مرکزی ترین سطح ثبت تفاوت دارد. شار پرتوی مرکزی کولیماتور اولیه دارای اشعه سخت تر و پراکندگی زاویه ای کوچک تر می باشد، که با دور شدن از محور باریکه اشعه کمی نرم تر شده و با زوایای بزرگ تر پراکنده می شوند.

فیلتر یهنکننده 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 ۱۰cm فانتوم می شود. با عبور شار پرتوی از داخل فیلتر یهنکننده، شار پرتوی به میزان ۵۰/۴٪ مقدار تولید شده در هدف و ۴۸/۹۸٪ عبوری از کولیماتور اولیه کاهش می یابد. کاهش در تمامی انرژیها مشاهده میشود ولی در انرژیهای کم بهویژه در قسمت مرکزی بیشتر است. ایـن امـر بـه دلیـل شکل ویژه این ساختار است که در مرکز ضخامت بیش تری دارد؛ البته میزان تغییر بـه جـنس آن بـستگی دارد. پرتوهـای عبوري از داخل فیلتر یهنکننده به میزان زیادی سخت میشوند که به دلیل پراکندگی پرتوهای کمانرژیتر در زوایـای بزرگ در اثر برهمکنش پرتوها با فیلتر پهن کننده میباشد. همچنین با دور شدن از محور مرکزی، پرتوها نرم میشوند و با دور شدن از محور مرکـزی پرتوهـا در زوایـای بـزرگـتـر يراكنده مي شوند و البت اين افزايش يراكندگي مربوط به كوليماتور اوليه نميباشد.

کولیماتور ثانویه شکلدهنده و محدود کنده میدان میباشد. کولیماتور ثانویه سبب میشود که شار پرتوها به هنگام عبور از میان آن به لحاظ توزیع زاویهای محدود شود، بهطوری که شدت پرتوهای عبوری تنها تا زاویه ۲/۵ درجه تقریباً بدون تغییر میماند. با عبور باریکه فوتونی از این ساختار بهعلت سختتر شدن باریکه انرژی، شدت حداکثر به محدوده ۲/۵ تا MeV هرار جابهجا شده و دارای انطباق کاملی با شبیه سازی حاصل از BEAM در تحقیقات قبلی دارد [۱۷]. [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, Bergstom PM, Chandler WP, Hartmann Siantar CL. Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photonoutput phase space. Med Phys, 1999; 26(7):1196-211.

[13] Tzedakis A, Damilakis J, Varveris H, Gourtsoyiannis 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، هاشمیملایری بیژن. محاسبه بیناب

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

از کد مونت کارلوی MCNP4C. دانشور ۱۳۸۳؛ سـال ۱۱، شـماره ۵۱: صـفحات

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 میدهد که کد MCNP4C در انرژیهای بالاتر فراوانی بیش تری دارد. بهطور کلی کد MCNP4C به دلیل الگوریتمهای مورد استفاده در انرژیهای کم تر از MeV بر توهای ترمزی کم تری 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 بیش تر میشود [۱۵،۱۷].

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.