Archive of SID

دانشور
پزشکی

دوماهنامه علمی – پژوهشی
دانشگاه شاهد
سال یازدهم – شماره ۵۱
تیر ۱۳۸۳

محاسبه بیناب و بازده تولید پرتوهای ایکس تابش ترمزی در شتابدهنده‌های پزشکی با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP4B

نویسندگان: عباس شفایی[۱]، دکتر غلامرضا رئیس‌علی[۲] و دکتر بیژن هاشمی ملایری[۳]

۱- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس
۲- استادیار سازمان انرژی اتمی ایران
۳- استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

ویژگی‌های طیف پرتو ایکس خروجی از شتابدهنده‌های خطی پزشکی یکی از داده های ضروری در محاسبات دزیمتری سیستم‌های طراحی درمان کامپیوتری شتابدهنده‌های خطی است. هدف از انجام این تحقیق، محاسبه طیف تابش ترمزی و بازده تولید اشعه ایکس در هدف‌های شتابدهنده‌های خطی پزشکی بوده است.

بدین‌منظور، سه نوع هدف از جنس بریلیم، آلومینیوم و سرب، تحت تابش پرتوالکترونی به انرژی ۱۵MeV قرار داده شدند. سپس طیف تابش ترمزی آن‌ها در زوایای صفر، ۱۰، ۳۰ و ۶۰ درجه نسبت به محور باریکه الکترونی به روش مونت کارلو با کد MCNP محاسبه گردید. ضخامت هر یک از هدف‌ها در این مطالعه معادل ۱۱۰ درصد گستره برد الکترون انتخاب شد.

طیف تابش ترمزی محاسباتی با طیف اندازه‌گیری شده در هر سه هدف و در زوایای مورد مطالعه، تطبیق بسیار خوبی با هم داشتند، بجز در هدف سرب و در انرژی کم‌تر از ۳۰۰keV که عدم‌تطابق مشاهده گردید. در بخش دیگر تحقیق، با بهره‌گیری از روش شبیه‌سازی مونت کارلو در هر یک از هدف‌های فوق‌الذکر بهره تولید کل و بهره تولید پرتو ایکس در قاعده مخروطی به زاویه رأس ۱۲۰ درجه محاسبه شده است. با پی‌گیری تعداد تاریخچه‌های مناسب، خطای محاسباتی روش مونت کارلو در محاسبه بهره تولید به کم‌تر از ۱ درصد رسید.

واژه‌های کلیدی: روش مونت کارلو، طیف تابش ترمزی، رادیوتراپی، بازده تولید و MCNP4B، اشعه ایکس

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

امروزه اصول حاکم بر اندرکنش فوتون با ماده به‌خوبی درک شده، قوانین حاکم بر آن‌ها در منابع علمی وجود دارد. ولی به‌دلیل پیچیدگی اندرکنش‌های الکترون با ماده تا به حال برای ترابرد (transport) پرتوهای یونساز در یک‌محیط (medium) روش‌تحلیلی‌ارائه‌نشده‌است [۱]. الکترون‌های پر انرژی می‌توانند فوتون‌ها و الکترون‌های ثانویه (knock-on electrons) و یا پرتوهای دلتا ایجاد کنند. از طرف دیگر، فوتون‌ها می‌توانند الکترون و پوزیترون نیز تولید کنند. به علاوه هم الکترون‌ها و هم فوتون‌ها در محیط‌های مادی به مقدار زیاد پراکنده می‌شوند. در شکل ۱ مجموعه‌ای از اندرکنش‌های احتمالی از برخورد یک فوتون فرودی 10 MeV بر یک لایه سربی نشان داده شده است.

روش مونت کارلو در همانندسازی ترابرد ذرات از جمله الکترون و فوتون، راهکار مناسبی برای همانندسازی این قبیل اندرکنش‌ها است [۱]. در این تکنیک، با بهره‌گیری از دانش احتمالات حاکم بر هر یک از اندرکنش‌های الکترون و فوتون در مواد مختلف، تاریخچهٔ ذرات از محل تولد تا مرگ دنبال شده، پدیده‌های اندرکنش ذرات با ماده همانندسازی می‌گردد. این فرایند تا چندین میلیون بار تکرار و با متوسط‌گیری از آن‌ها رفتار ذره در عبور از محیط مورد نظر پیش‌بینی می‌شود.

امروزه شتابدهنده‌های پزشکی جایگاه ویژه‌ای در درمان تومورهای سرطانی پیدا کرده‌اند. در این سیستم‌ها باریکه الکترونی تا حد چند میلیون الکترون ولت شتاب داده می‌شود و به‌وسیله آن‌ها هدف‌هایی از عناصر با عدد اتمی بالا بمباران می‌گردند. در فرایند اندرکنش الکترون‌های پرانرژی با ماده هدف، بخشی از انرژی آن‌ها به‌صورت پرتو ایکس ظاهر می‌شود. کاهش انرژی الکترون و محاسبه اندرکنش‌های آن در ماده بسیار پیچیده است. امروزه برای شبیه‌سازی این قبیل فرایندها و با توجه به تکامل کدهای کامپیوتری کارآمد از قبیل MCNP ، EGS و BEAM که بر مبنای روش شبیه‌سازی مونت کارلو تدوین شده‌اند و همچنین دسترسی به کامپیوترهای سریع‌تر، روش مونت کارلو به‌صورت روشی فراگیر مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲]. این ماشین‌ها بر خلاف سیستم‌های رادیوتراپی کبالت ۶۰ تک انرژی نیستند، بلکه دارای طیف انرژی هستند. طیف تابش ترمزی (bremsstrahlung) حاصل از برخورد الکترون‌های پر انرژی با هدف شتابدهنده به شدت بر توزیع دوز بیمار و پاسخ دوزیمتر مؤثر است [۳].

شکل ۱ اندرکنش‌های احتمالی ناشی از یک فوتون ۱۰ MeV در برخورد با یک لایه سربی [۱].

همچنین این طیف یکی از داده‌های ورودی ضروری در سیستم‌های طراحی درمان کامپیوتری جدید است [۳]. از طرف دیگر به‌دست آوردن طیف تابش ترمزی به روش تجربی، علاوه بر نیاز به سیستم‌های پیچیده اندازه‌گیری پرتو، به‌دلیل بالا بودن انرژی و شدت باریکه‌های مورد استفاده در رادیوتراپی با مشکلات عدیده‌ای همراه است [۴]. برخی محققین با استفاده از روش‌های تحلیلی و روش‌های اندازه‌گیری غیرمستقیم در یک هندسهٔ خاص توانسته‌اند آن‌را بازسازی کنند [۵،۴و۶]. از طرف دیگر، با استفاده از روش مونت کارلو، می‌توان طیف تابش ترمزی در انواع شتابدهنده‌ها را محاسبه کرد [۷،۲و۸] و این روش را در حل بسیاری از مسائل فیزیک پزشکی از جمله مدل کردن توزیع دوز در اطراف چشمه‌ها، محاسبه حفاظ

www.SID.ir

Archive of SID

اتاق‌های درمان رادیوتراپی و سیستم‌های اشعه ایکس تشخیصی، براکی تراپی، رادیوایمونوتراپی، مدل کردن سیستم‌های توموگرافی با گسیلنده‌های پوزیترون (PET) و نیز مدل کردن سیستم‌های توموگرافی کامپیوتری (CT Scan) با موفقیت به‌کار گرفت [۲].

در این تحقیق با استفاده از روش مونت‌کارلو و کد کامپیوتری MCNP فرایند اندرکنش پرتو الکترونی شتابدهندهای با انرژی ۱۵MeV در سه هدف جداگانه از موادی با عدد اتمی کم، متوسط و بالا از جنس بریلیم، آلومینیم و سرب همانندسازی شده است. سپس طیف انرژی و توزیع زاویه‌ای تابش ترمزی هر یک از هدف‌ها در زوایای صفر، ۱۰، ۳۰ و۶۰ درجه نسبت به محور تابش باریکه الکترونی همانندسازی شده و با طیف تابش ترمزی حاصل از تحقیق فادگون (Faddegon) و همکاران او [۵] مورد مقایسه قرار گرفته است. همچنین کسر انرژی الکترون فرودی تبدیل شده به پرتو ایکس (بازده تولید پرتو ایکس) در هر یک از هدف‌ها محاسبه و ارائه شده است.

مواد و روش‌ها

الف: سیستم مونت کارلوی مورد استفاده

دراین‌مطالعه از کد کامپیوتری (Monte Carlo N-Particle) MCNP نسخه 4B استفاده شد. MCNP4B کد مونت‌کارلوی چند منظورهٔ پرقدرتی است که قابلیت ترابرد نوترون، فوتون و الکترون در هندسه‌های سه بعدی را با ساختار همگن و غیرهمگن دارد. در این کد، گستره انرژی ترابرد الکترون و فوتون از ۱ keV تا ۱۰۰MeV است [۹]. برای آشنایی بیش‌تر با قابلیت‌های کد می‌توان مرجع شماره ۹ را ملاحظه کرد.

چشمه پرتوالکترونی، یک‌خروجی‌شتابدهنده‌با انرژی ۱۵ MeV به صورت باریکه‌ای با مقطع دایره‌ای شکل به قطر یک میلی‌متر و با پاشندگی انرژی (energy spread) ۱/۵ درصد در نظر گرفته‌شد. انرژی‌قطع (cut off energy) برای الکترون‌ها برابر ۱ MeV و برای فوتون‌ها برابر ۱۰۰keV فرض شد. خصوصیات هدف‌های مورد مطالعه مطابق با ویژگی‌های یک روش اندازه‌گیری گزارش شده [۵] در نظر گرفته شد و به شرح زیر شبیه‌سازی گردید:

الف) هدف استوانه‌ای از جنس بریلیم خالص به ضخامت جرمی $11/67 g/cm^2$، شعاع جرمی $6/72 g/cm^2$ و چگالی $1/85 g/cm^3$.

ب) هدف استوانه‌ای از جنس آلومینیم خالص به ضخامت جرمی $9/74 g/cm^2$، شعاع جرمی $9/81 g/cm^2$ و چگالی $2/70 g/cm^3$.

ج) هدف استوانه‌ای از جنس سرب خالص به ضخامت جرمی $9/13 g/cm^2$، شعاع جرمی $17/95 g/cm^2$ و چگالی $11/3 g/cm^3$.

برای همانندسازی از هندسه معادل روش اندازه‌گیری استفاده شد. هر یک از هدف‌ها در داخل اتاقکی قرار داده شد که در آن پنجره ورودی پرتو الکترونی از جنس فولاد ضدزنگ به ضخامت ۰/۰۰۵۱cm، دیواره‌های کناری از جنس فولاد ضدزنگ به ضخامت ۰/۰۸۹cm، پنجره خروجی پرتو ایکس از جنس آلومینیم به ضخامت ۰/۲۵cm و سطح ثبت تابش ترمزی به‌طور قائم در فاصله ۳۰۰ سانتی‌متری از هدف در نظر گرفته شد. برای محاسبهٔ بازده کل، تمام هندسه در داخل کره‌ای محاط شد و مقدار کل انرژی منتقل شده توسط فوتون‌ها در سطح کره محاسبه گردید. در شکل ۲ و۳ به‌ترتیب، هندسه‌های در نظر گرفته شده در همانندسازی و اندازه‌گیری تجربی آورده شده است.

ب: طیف تابش ترمزی

برای محاسبه شار فوتون‌های ایکس خارج شده از هدف در سطح ثبت و در زوایای صفر، ۱۰، ۳۰ و ۶۰ درجه نسبت به محور تابش باریکه الکترونی، از آشکارسازهای حلقوی (ring detector) استفاده شد. این آشکارسازها می‌توانند شار ذرات رسیده به آشکارساز را با تعیین سهم هر یک از پرتوهای اولیه و پراکنده ثبت کنند. ثبت طیف با تالی آشکارسازهای حلقوی یکی‌از ویژگی‌های‌کد MCNP4B است که چتی (Chetty)

www.SID.ir

Archive of SID

و همکاران او در مطالعات خود بدان‌اشاره‌کرده‌اند [۱۰]. برای همانندسازی کامل پدیده‌های اندرکنش الکترون و فوتون با ماده هدف، برنامه‌های شبیه‌سازی بافعال کردن کارت فیزیک تفصیلی (detailed physics) اجرا شدند.

ترابرد الکترون در کُد MCNP با روش تاریخچه فشرده (condensed history) انجام می‌گیرد. با اجرای کد، مقدار پیش‌فرض تعداد زیر تقسیمات (substeps) در هر تقسیم (step) در ماده‌ای با ویژگی‌های هر یک از هدف‌های مورد بررسی تعیین گردید. سپس برای ترابرد دقیق‌تر الکترون در هدف مورد نظر، تعداد زیر تقسیمات در ترابرد الکترون را برای مقادیر متفاوت آزمایش کرده، مقدار پیش‌فرض پارامتر ESTEP مشخص شد. برای به‌دست آوردن مقدار تابش ترمزی واقعی‌تر کد با مقادیر متفاوت پارامترESTEP اجرا شد و مقدار بهینه آن، معادل پنج برابر مقدار پیش فرض به‌دست آمد. این مقدار در تمام برنامه‌های شبیه‌سازی هدف‌های فوق‌الذکر اعمال گردید.

در این مطالعه، مقادیر مطلق تولید تابش ترمزی (bremsstrahlung yield) با روش مونت کارلو به ازای هر الکترون فرودی، با توجه به زاویه و بازه‌های انرژی محاسبه شد. در اجرای برنامه‌های شبیه‌سازی از روش کاهش واریانس (next event estimator) که از ویژگی‌های تالی آشکارسازهای حلقوی محسوب می‌شود استفاده شده است [۹]. برای اعتبار سنجی (benchmarking) محاسبات طیف تابش ترمزی در این مطالعه، نتایج شبیه‌سازی شده با روش مونت کارلو با مقادیر تجربی گزارش شده توسط فادگون و همکارانش مورد مقایسه قرار گرفته است [۵].

ج: محاسبه بهره تولید پرتو ترمزی

چنان‌که اشاره شد در اثر اندرکنش الکترون سریع با میدان‌های کولونی هسته، کاهش انرژی الکترون به صورت تابش ترمزی ظاهر می‌گردد. احتمال این پدیده، کم و در انرژی‌های بالا حدود چند درصد است. احتمال تولید پرتو ایکس در گستره انرژی‌های

شکل ۲ هندسه مورد استفاده در اندازه‌گیری پرتوهای تابش ترمزی توسط فادگون و همکارانش [۵]

شکل ۳ هندسه در نظر گرفته شده در همانندسازی مونت کارلو

www.SID.ir

Archive of SID

تشخیصی با عدد اتمی هدف و توان دوم انرژی الکترون متناسب است.

بازده تولید (Efficiency) پرتو ایکس عبارت است از نسبت مجموع انرژی پرتو ایکس خارج شده از هدف بر انرژی الکترون بمباران‌کننده هدف [۱۱]. فرمول‌ها و جداول محاسبه بازده تولید پرتوایکس توسط محققین تجربی ارائه شده‌اند و در حد انرژی‌های تشخیصی هستند [۱۲،۱۱]، اما این فرمول‌ها درگستره انرژی‌های رادیوتراپی (megavoltage) کاربردی ندارند. در این مطالعه به‌منظور محاسبه بهره تولید پرتو ایکس در هر یک از هدف‌های فوق‌الذکر از قابلیت ثبت شارش انرژی (energy fluence) درکد MCNP استفاده گردید و در هندسه شبیه‌سازی شده در زاویه فضایی 4π تمام پرتوهای ایکس ناشی از هر یک از هدف‌ها ثبت شده‌اند. سپس با بهره‌گیری از انرژی به‌جا گذاشته شدهٔ فوتون‌ها در سطح کره محاط بر هندسه، انرژی کل و بهره تولید تابش ترمزی آن‌ها محاسبه شده است.

د: سیستم کامپیوتری مورد استفاده

برای اجرای برنامه‌های شبیه‌سازی ازکامپیوتر PC با CPU از نوع AMD با سرعت ۱۰۰۰ مگاهرتز استفاده شده است. در هر یک از برنامه‌های شبیه‌سازی ذرات تا ۱۰ میلیون تاریخچه (history) پی‌گیری شدند. با توجه به تفاوت عدداتمی هدف‌ها، زمان‌های اجرای متفاوتی برای تعداد تاریخچه‌های برابر به‌دست آمد. اجرای هر یک از برنامه‌ها با ده میلیون تاریخچه در هدف آلومینیم ۶۰۲ دقیقه، هدف برلیم ۶۲۱ دقیقه و هدف سرب ۱۴۸۲ دقیقه از وقت CPU را به‌خود اختصاص داد.

نتایج

الف: طیف تابش ترمزی

طیف پرتو ترمزی داده‌های منتشرشده تجربی [۵] برای هر یک از هدف‌ها به‌طور جداگانه و در زوایای صفر، ۱۰، ۳۰، و ۶۰ درجه بازسازی شد. سپس در هندسه معادل اندازه‌گیری‌های فوق، طیف پرتو ترمزی برای هر یک از هدف‌ها به‌طور جداگانه با کد MCNP شبیه‌سازی گردید. داده‌های بیناب در هر یک از هدف‌ها و در انرژی بالای ۳۰۰keV با بازه‌های ۲۰۰ keV و در کم‌تر از ۳۰۰keV با بازه‌های ۵۰keV ثبت گردید و با توجه به این‌که تولید تابش ترمزی کم انرژی بالا است، برای بررسی دقیق‌تر کردن بخش کم انرژی طیف، از مقیاس لگاریتمی استفاده شد. طیف‌های پرتو ترمزی شبیه‌سازی شده در هر سه هدف مورد مطالعه (بریلیم، آلومینیم و سرب) در زوایای صفر، ۱۰، ۳۰، و ۶۰ درجه تطبیق بسیار خوبی با طیف‌های بازسازی شدهٔ روش تجربی داشتند. در زوایای صفر، ۱۰ و ۳۰ درجه، مقدار تفاوت بین مقادیر اندازه‌گیری شده و محاسباتی بین ۱ تا ۴ درصد بود ودر زاویه ۶۰ درجه به مقدار ۲ تا ۵ درصد بالغ گردید. ولی در هدف سرب در انرژی کم‌تر از ۳۰۰keV مقداری عدم‌تطابق مشاهده گردید. در شکل ۲ بیناب تابش ترمزی محاسباتی و اندازه‌گیری شده نشان داده شده است. درطیف به‌دست آمده از هدف سرب در تمام زوایا قله (peak) ۵۱۱keV مشاهده گردید. در هدف آلومینیم، قله کوچکی در زاویه ۶۰ درجه به‌دست آمد، ولی در هدف بریلیم، قله‌ای مشاهده نگردید. میزان تولید جفت در هر سه هدف محاسبه شد که مقدار آن نسبت به هدف سربی، در هدف آلومینیم ۵ درصد و در هدف بریلیم ۰/۷ درصد بود. نسبت پدیده فنا به تولید پرتو ترمزی در هدف‌ها مطالعه گردید که مقدار آن در آلومینیم۰/۴۶ درصد، در بریلیم ۰/۱۵ درصد و در سرب ۲/۵ درصد به‌دست آمد.

همچنین اثراتاقک هدف بر تولید پرتو ترمزی مورد بررسی قرار گرفت که نتایج آن در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱ اثر اتاقک بر تولید پرتو ترمزی در طیف اشعه ایکس.

هدف	صفر درجه	۱۵درجه	۳۰ درجه	۶۰ درجه
Al	٪۳/۹	٪۳/۵	٪۲/۹	٪۲/۱
Be	٪۴/۰	٪۴/۰	٪۲/۹	٪۰/۸۱
Pb	٪۲/۶	٪۲/۴	٪۱/۳	٪۰/۷۶

www.SID.ir

Archive of SID

ب: محاسبه بازده تولید پرتو ترمزی

برای محاسبه بازده تولید اشعه ایکس در هر یک از هدف‌های مورد بررسی هندسه مسأله شبیه‌سازی گردید.پس از بمباران تمام هدف‌ها با پرتو الکترونی MeV ۱۵ با پارامترهای برابر با مقادیر توصیف شده در بخش مواد و روش‌ها، پرتوهای ایکس ایجاد شده از هر یک از هدف‌های سه‌گانه در زاویه 4π جمع آوری، و مجموع انرژی تمام فوتون‌های ناشی از هر یک از هدف‌ها محاسبه شد. سپس براساس روش توصیف شده در بخش مواد و روش‌ها، بهره تولید کل هریک از آن‌ها محاسبه گردید. همچنین بازده تولید پرتو ترمزی در قاعده مخروطی به زاویه رأس ۱۲۰ درجه در فاصله ۳۰۰ سانتی‌متری از هدف نیز محاسبه شد. مقایسه بازده تولید در این سطح با بازده تولید کل نشان داد که بیش از ۸۰ درصد پرتوهای ایکس تولید شده در هدف در داخل این مخروط قرار می‌گیرند. در جدول ۲ بازده کل و بازده تولید اشعه ایکس در قاعده مخروط فوق آورده شده است.

جدول ۲ بازده تولید پرتو ایکس در هدف‌های مورد بررسی.

نوع هدف	بازده تولید کل	بازده تولید در قاعدهٔ مخروط 120°
Al	٪۱۰/۰	٪۹/۹
Be	٪۳/۹	٪۳/۹
Pb	٪۲۷/۰	٪۲۲/۳

علاوه بر موارد مذکور، اثر ضخامت هدف در تولیدپرتو ایکس و تولید آن در زیر هدف نیز بررسی گردید. کاهش ضخامت هدف سرب از ۸/۸ به ۲ میلی‌متر، موجب ۱ درصد کاهش در بازده کل و ۱ درصد افزایش در بازده تولید در قاعدهٔ مخروط 120° در زیر هدف سرب گردید.

شکل ٤ طیف تابش ترمزی در هدف‌های بریلیم (a)، آلومینیم (b)، سرب (c). خطوط ممتد، طیف محاسبه شده با روش مونت کارلو، و خطوط منقطع، طیف تابش ترمزی اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهند.

www.SID.ir

Archive of SID

بحث و نتیجه‌گیری

روش مونت کارلو ابزار محاسباتی کارآمدی است که قابلیت محاسبه بیناب انرژی و توزیع زاویه‌ای تابش ترمزی را در انواع هدف‌های شتابدهنده خطی پزشکی دارد. در این تحقیق، داده‌های محاسبه شده با کد مونت کارلوی MCNP با داده ها تجربی منتشر شده [۵] مورد مقایسه قرار گرفت. یکی از مزایای استفاده از کد MCNP این است که محدودیتی از نظر انرژی و جنس هدف ها (در محدوده کاربردی رادیوتراپی) وجود ندارد. با استفاده از نتایج حاصل، جمع‌بندی زیر به‌دست آمده است.

۱. کد مونت کارلوی MCNP قابلیت محاسبه بیناب تابش ترمزی را در هدف انواع شتابدهنده‌های خطی پزشکی دارد. این طیف یکی از داده‌های ضروری در سیستم‌های طراحی درمان کامپیوتری جدید است.

۲. قله ۵۱۱ keV مشاهده شده در بیناب هدف آلومینیمی و سربی از فنای پوزیترون‌هایی به‌دست می‌آید که در اثر پدیدهٔ تولید جفت در هدف ایجاد می‌شوند. میزان این پدیده با عدد اتمی رابطه دارد و مواد دارای عدد اتمی بالا از سطح مقطع تولید جفت بالا تری برخوردارند. لذا قله ۵۱۱keV در هدف سرب، دامنه بیش‌تری را نشان داد. از طرف دیگر، مشاهده شد که در انرژی‌های بالا، پرتوهای ایکس ترمزی ایجاد شده جهت رو به جلو دارند، در حالی‌که فوتون‌های ناشی از پدیده فنا در تمام جهات سیر می‌کنند. به همین دلیل در هدف سرب با افزایش زاویه، دامنهٔ نسبی قلهٔ ۵۱۱ keV افزایش نشان داده، در ۶۰ درجه به حداکثر مقدار خود می‌رسد. بنابراین روش مونت کارلو (کد MCNP) کارآمد بودن خود را در همانندسازی در فرایندهای فوق‌الذکر را به‌خوبی نشان می‌دهد.

۳. به لحاظ نظری، فراوانی فوتون های کم انرژی در بیناب تابش ترمزی ناشی از بمباران هدف ها بالا است، ولی چنان‌که در بیناب به‌دست آمده مشاهده می‌شود، فراوانی تابش ترمزی ابتدا با افزایش انرژی افزایش پیدا کرده، پس از رسیدن به نقطه حداکثر دوباره نزول پیدا می‌کند که این امر ناشی از اثر خود جذبی در هدف است. مقدار خود جذبی با عدد اتمی رابطه مستقیم دارد. به همین دلیل، تغییرات فوق در هدف سرب بیش‌ترین مقدار را نشان می‌دهد. لذا این روش می‌تواند در بررسی اثر خود جذبی هدف‌های شتابدهنده‌ها به‌کار گرفته شود.

۴. با بررسی تحقیقات منتشر شده به نظر می‌رسد که روشی تجربی برای اندازه‌گیری بازده تولید پرتو ترمزی وجود ندارد. در برخی منابع [۱۱و۱۲] فرمول‌های تجربی برای این امر ارائه گردیده که در انرژی‌های بالا نتایج متفاوتی را به‌دست می‌دهند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که روش مونت کارلو، روش مناسبی برای محاسبه بازده تولید پرتو ترمزی در شتابدهندهای خطی پزشکی است. از طرف دیگر، چنان‌که اشاره شد در انرژی‌های بالا، تابش ترمزی جهت روبه جلو دارد. محاسبه بازده تولید به میزان ۸۰ درصد در مخروط تابش به زاویه رأس ۱۲۰ درجه نشان می‌دهد که با این روش می‌توان توزیع فضایی فوتون‌های انرژی بالا را محاسبه کرد.

۵. به لحاظ نظری، علاوه بر عدد اتمی، ضخامت هدف در بازده تولید تابش ترمزی مؤثر است [۱۱]. مطالعه اثر ضخامت هدف سربی در بازده تولید نشان داد که روش مونت کارلوی MCNP می‌تواند به‌عنوان ابزاری مناسب در طراحی ضخامت بهینه هدف‌های شتابدهنده‌های خطی پزشکی به‌کار گرفته شود.

www.SID.ir

Archive of SID

سپاسگزاری

بدین‌وسیله بر خود لازم می‌دانیم از مساعدت‌های سازمان انرژی اتمی ایران مخصوصاً کارشناسان و کارکنان مرکز تحقیقات کشاورزی و پزشکی هسته‌ای کرج که در پیشبرد این تحقیق ما را یاری کرده‌اند، تشکر و سپاسگزاری کنیم.

منابع

1. Rogers DWO. Monte Carlo techniques in radiotherapy. Med Phys Special Issue 2002; 58(2): 63-7.
2. Solbery T D, DeMarco, J J, Chatty I J, Mesa A V , Cogon C H, et al. A review of radiation dosimetry applications using the MCNP Monte Carlo code. Radiation Acta 2001; 89: 337-335.
3. Faddegon B A, Ross C K and Rogers D W O. Forward directed bremsstrahlung of 10 to 30 MeV electrons incident on thick targets of Al and Pb. Med Phys 19901; 7(5) 773-85.
4. Bloch P and McDonough J. Extraction of photon spectra from measured beam parameters. Med Phys 1998; 25(5): 752-7.
5. Faddegon B A, Ross C K and Rogers D W O. Angular distribution of bremsstrahlung from 15MeV electrons incident on thick targets of Be Al and Pb. Med Phys 1991; 18(4): 727-39.
6. Krmar M, Nikolic D, Krstonosic P, Cora S, Francescon P, Chiovat P, Rudic A. A simple method for bremsstrahlung spectra reconstruction from transmission measurements. Med Phys 2002; 29(6): 932-7.
7. Mercier J R, Kopp D T, McDavid W D, Dove S B, Lancaster J L, Tucker D M. Modification and benchmarking of MCNP for Low-energy tungsten spectra. Med Phys. 2000;27(12): 2680-7.
8. Sheikh-Bagheri D and Rogers DWO. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. Med Phys 2002; 29(3): 391-402.
9. Breiesmeister J F. MCNP. A general Mote Carlo N-Particle code. 1997; LA- 12625 – M: Manual.
10. Chetty I, DeMarco J J and Solbery T D. A Virtual source model for Monte Carlo modeling of arbitrary intensity distributions. Med Phys 2000; 27(1): 166-72.
11. Khan F M. The physics of radiotherapy. London: Mosby Press: (1998).
12. Dowset D J, Keny P A and Johnston R E. The physics of diagnostic imaging. New York: Chapman & Hall Medical Press: (1998).

❖❖ ❖❖ ❖❖ ❖❖

www.SID.ir