

بررسی عوامل اثرگذار بر طیف انرژی فوتون دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی ۱۸ MV واریان مدل C/D ۲۱۰۰

سمیرا رازقندی، کیهان‌دخت کریمی‌شهری و محمدمهدی فیروزآبادی*

دانشکده علوم، دانشگاه بیرجند، بیرجند، خراسان جنوبی، ایران.

*خراسان جنوبی، بیرجند، دانشگاه بیرجند، دانشکده علوم، کدپستی: ۹۷۱۷۸۵۱۳۶۷

پست‌الکترونیکی: mfiroozabadi@birjand.ac.ir

چکیده

رادیوتراپی یکی از روش‌های درمانی پرکاربرد در درمان سرطان می‌باشد. با توجه به وابستگی مستقیم نتایج محاسبات دز به انرژی باریکه، شناخت دقیق از طیف انرژی فوتون دستگاه‌های شتاب‌دهنده‌ی خطی درمانی ضروری است. در این مطالعه دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان مدل C/D ۲۱۰۰، با انرژی فوتون ۱۸ MV، با استفاده از کد مونت‌کارلوی MCNPX 2.6.0 شبیه‌سازی شده است. سپس با استفاده از نتایج تجربی مقادیر بهینه‌ی انرژی و پهنای باریکه‌ی الکترونی به ترتیب ۱۸/۵ MeV و ۰/۱۴ cm محاسبه شد. در ادامه چگونگی تأثیر عمق فانتوم، فاصله‌ی چشمه تا سطح فانتوم، اندازه‌ی میدان، هندسه اجزاء تشکیل‌دهنده سر شتاب‌دهنده و جنس فیلتر مسطح‌کننده بر طیف فوتون این دستگاه مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که با افزایش عمق درون فانتوم و فاصله‌ی چشمه تا سطح، در انرژی‌های بالا، فراوانی‌ها در طیف فوتون به صورت نمایی کاهش می‌یابد. همچنین تغییر جنس فیلتر مسطح‌کننده با توجه به عدد اتمی آن سبب تغییر در فراوانی طیف فوتون می‌شود به طوری که تغییر جنس فیلتر از آهن به آلومینیوم به دلیل کاهش سطح مقطع جذب فوتون، فراوانی طیف فوتون را ۳۱/۶٪ افزایش داد. همچنین هریک از اجزاء سر شتاب‌دهنده به دلیل جنس و هندسه خاص تأثیر متفاوتی بر طیف فوتون دارد به طوری که کلیماتور اولیه بیشترین و MLC کمترین تأثیر را بر میانگین انرژی نشان دادند. افزایش اندازه میدان از ۵ × ۵ cm² به ۴۰ × ۴۰ cm² به دلیل پراکندگی از کلیماتور و فانتوم باعث افزایش فراوانی طیف فوتون به میزان ۲۸/۳٪ شد.

کلیدواژگان: کد مونت کارلو MCNPX، شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان مدل C/D ۲۱۰۰، طیف انرژی فوتون.

۱. مقدمه

در درمان سرطان معمولاً سه شیوه‌ی جراحی، رادیوتراپی و شیمی‌درمانی به‌عنوان روش‌های اصلی درمان به کار برده می‌شوند. در این میان رادیوتراپی در درمان ۵۰٪ از انواع سرطان‌ها نقش دارد و در ۴۰٪ از بیماران مبتلا به سرطان به‌عنوان بخشی از مراحل درمان در کنار سایر موارد صورت می‌گیرد [۱]. اولین رادیوتراپی با اشعه ایکس از سال ۱۸۹۶ آغاز و تاکنون به دو صورت داخلی و خارجی ادامه یافته و با پیشرفت تکنولوژی متحول شده است [۲]. در رادیوتراپی

داخلی چشمه درون بدن بیمار قرار می‌گیرد در حالی که در رادیوتراپی خارجی چشمه‌ی تابشی در فاصله‌ی مشخصی از بدن بیمار تعبیه می‌شود و در آن عموماً از دستگاه‌های شتاب‌دهنده‌ی خطی برای تولید باریکه‌های درمانی استفاده می‌گردد. این دستگاه‌ها شامل انواع مختلفی نظیر واریان، زیمنس، الکتا و ... می‌باشند که هر یک می‌توانند در مدهای الکترونی، فوتونی و الکترونی - فوتونی و نیز در محدوده انرژی‌های $25-4$ MeV فعالیت کنند [۳]. با توجه به عمق، وسعت و مکان تومور، شتاب‌دهنده با انرژی معلوم استفاده می‌شود. در رادیوتراپی، مهم‌ترین هدف در تنظیم طرح درمان نابودی تومور و در عین حال کاهش آسیب به بافت‌های سالم مجاور تومور می‌باشد.

در طراحی درمان‌ها عواملی از قبیل ابعاد و محل تومور، فاصله محل درمان تا چشمه، شار و طیف انرژی رسیده به محل تومور و در نهایت توزیع دز تأثیرگذار است [۴]. انرژی باریکه نیز به‌عنوان عاملی تأثیرگذار بر میزان دز دریافتی شناخته شده است [۵]. از آنجایی که طیف انرژی فوتون تعیین کننده‌ی مشخصات باریکه‌ی فوتونی دستگاه شتاب‌دهنده می‌باشد [۶]، بنابراین شناخت دقیق طیف فوتون و پارامترهای تأثیرگذار بر آن با هدف استفاده از طیف واقعی فوتون در انجام محاسبات دز حائز اهمیت می‌باشد. برهمکنش و یا پراکندگی فوتون‌ها در اثر برخورد با اجزاء مختلف دستگاه شتاب‌دهنده باعث می‌شود که طیف فوتون در هر مکان دلخواه برای اندازه‌گیری در اتاق درمان با طیف آن پس از تولید در هدف (مکان اندازه‌گیری مرجع) متفاوت باشد [۷].

با وجود مشکلات در اندازه‌گیری مستقیم طیف انرژی فوتون تا کنون چندین مطالعه تجربی برای شناخت دقیق طیف انرژی فوتون با کمک آشکارسازهایی نظیر ژرمانیوم و سدیم یدید و یا با روش اسپکترومتری (طیف‌سنجی) کامپتون انجام

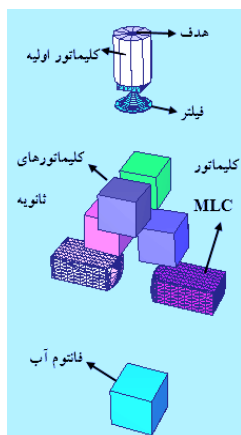
شده است [۸-۹]. در مطالعه‌ی براونریج^۱ و همکاران با کمک طراحی سیستم آشکارسازی تلسکوپی، الکترون‌های ساطع شده از پراکندگی کامپتون حاصل از برخورد فوتون‌های دستگاه با هدفی از جنس گرافیت پس از عبور از میان آشکارساز $Si(Li)$ و یک آشکارساز شمارشگر $Ge(Li)$ ثبت و در نهایت طیف انرژی فوتون دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی 15 MeV اندازه‌گیری شد [۱۰]. در تحقیق جاست^۲ و همکاران نتایج اندازه‌گیری تجربی انجام شده براساس روش آنالیز پراکندگی و استفاده از دستگاه تصویربرداری سیلیکونی الکترونیکی برای دستگاه شتاب‌دهنده‌ی الکتا با باریکه‌ی 6 MV، با نتایج محاسبات مونت‌کارلو کد MCNP5 مقایسه شده است که داده‌ها توافق خوبی را نشان می‌دادند [۱۱]. در مطالعه‌ی مصباحی و همکاران مقایسه‌ی طیف انرژی فوتون دستگاه‌های الکتا و واریان EX ۲۱، 6 MV، با استفاده از کد MCNP4C، نشان داد که تفاوت در اجزاء تشکیل‌دهنده شتاب‌دهنده باعث می‌شود طیف انرژی فوتون در دستگاه‌های مختلف متفاوت باشد و بنابراین هر دستگاه خاص نیاز به بررسی جداگانه دارد [۱۲].

در مطالعات مختلف، تغییر طیف فوتون تحت تأثیر عواملی نظیر تغییر اندازه‌ی میدان، فاصله از محور مرکزی، عمق درون فانتوم و حضور ناهمگنی درون فانتوم بررسی شده است [۱۳-۱۵]. در بین مطالعات صورت گرفته بر روی دستگاه‌های واریان با انرژی 18 MV الله‌وردی و همکاران با هدف بررسی آلودگی الکترونی برای دستگاه با مدل 2300 C/D، طیف و میانگین انرژی فوتون‌ها را در سطح فانتوم آب تحت تأثیر تغییر اندازه‌ی میدان با استفاده از کد MCNP مورد بررسی قرار داده‌اند [۱۶].

¹ Brownridge

² Juste

هدف استوانه‌ای از جنس تنگستن است که برخورد باریکه‌ی الکترونی اولیه بر سطح آن، پرتوهای ترمزی را در تمام جهات و به صورت غالب در جهت رو به جلو تولید می‌کند، عبور پرتوهای تولید شده از کلیماتور اولیه که به شکل مخروطی ناقص تعریف شده است باریکه‌ای موازی از فوتون‌ها را ایجاد می‌کند. فیلتر مسطح‌کننده که متشکل از سه بخش از جنس لایه‌های آهن در قسمت بالا و پایین و تانتالیوم در قسمت میانی خود می‌باشد، با حذف پرتوهای کم انرژی باریکه‌ای یکنواخت از فوتون‌ها را ایجاد می‌کند. کلیماتورهای ثانویه در دو راستای X و Y از جنس تنگستن و MLC به صورت بلوک‌هایی ساده پس از فیلتر تعریف شده‌اند که نقش آن‌ها ایجاد میدان تابشی با اندازه‌ی دلخواه در سطح فانتوم مورد نظر می‌باشد. به علاوه برای انجام محاسبات مربوط به دز، فانتوم آب با ابعاد $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ در فاصله 100 cm از هدف تعریف شد.



شکل (۱): نمایی سه بعدی از اجزاء شبیه‌سازی شده‌ی دستگاه واریان

2100 C/D

با استفاده از قابلیت مش‌بندی در کد MCNPX درون فانتوم به سلول‌هایی استوانه‌ای با شعاع 1.5 cm و ارتفاع 0.1 cm در راستای محور مرکزی و همچنین در راستای عمود بر محور مرکزی تقسیم‌بندی گردید. ابعاد سلول‌ها به صورتی اختیار شد که تغییرات پارامترهای تحت بررسی درون حجم سلول با عبور از یک سلول به سلول دیگر ناچیز باشد. سپس با

نقش مکان اندازه‌گیری در طیف انرژی فوتون برای مدل Clinac 2100 توسط بیگی و همکاران با استفاده از شبیه‌سازی اتاق درمان و محاسبه‌ی طیف انرژی فوتون در مکان‌های متفاوت در اتاق بررسی شده است [۱۷]. اثر تغییر فاصله چشمه تا سطح^۱ (SSD) توسط یزگان^۲ بر روی دستگاه واریان با و بدون فیلتر مسطح‌کننده مورد بررسی قرار گرفت [۱۸]. همچنین تفاوت طیف انرژی برای فیلترهای با جنس متفاوت توسط ژیمنز^۳ برای مدل 2100 C/D با باریکه‌ی 15 MV مورد بررسی قرار گرفته است [۱۹]. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر عوامل عمق درون فانتوم در SSD ثابت 100 cm ، اندازه‌ی میدان، تغییر SSD، اجزاء تشکیل‌دهنده سر شتاب‌دهنده و جنس فیلتر بر طیف فوتون مربوط به دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان مدل 2100 C/D ، 18 MV می‌باشد. برای این منظور با استفاده از کد مونت‌کارلو MCNPX 2.6.0 [۲۰] دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان 2100 C/D ، 18 MV که یکی از دستگاه‌های شتاب‌دهنده‌ی درمانی رایج می‌باشد شبیه‌سازی شد. پس از تعیین مقادیر بهینه‌ی انرژی و پهنای باریکه‌ی الکترونی اولیه، صحت شبیه‌سازی انجام شده از طریق مقایسه با نتایج تجربی مورد بررسی قرار گرفت و سپس طیف فوتون دستگاه تحت شرایط ذکر شده به دست آمد.

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. شبیه‌سازی دستگاه شتاب‌دهنده واریان 2100 C/D

شکل ۱ نمایی سه بعدی از هندسه‌ی شبیه‌سازی شده برای دستگاه واریان 2100 C/D را نشان می‌دهد. اجزاء شبیه‌سازی شده شامل هدف، کلیماتور اولیه، فیلتر مسطح‌کننده، کلیماتورهای ثانویه و کلیماتورهای MLC^۴ می‌باشند.

^۱ Source-to-Surface Distances

^۲ Yazgan

^۳ Jiménez

^۴ Multi-Leaf Collimator

دز پروفایل با استفاده از کمیت درصد اختلاف نسبی مورد بررسی قرار گرفت. به منظور تعیین مقادیر بهینه‌ی انرژی و توزیع شعاعی باریکه‌ی الکترونی به ترتیب، درصد دز عمقی با تغییر انرژی باریکه از $17/8 \text{ MeV}$ تا $18/6 \text{ MeV}$ با گام‌های $0/1 \text{ MeV}$ به ازای مقدار ثابت پارامتر پهنا در نیم مقدار بیشینه^۲ (FWHM) محاسبه گردید و سپس دز پروفایل با تغییر پارامتر FWHM از $0/1 \text{ cm}$ تا $0/2 \text{ cm}$ با گام‌های $0/01 \text{ cm}$ به ازای مقدار ثابت انرژی $18/5 \text{ MeV}$ محاسبه شد و در هر مرحله نتایج با داده‌های تجربی مورد مقایسه قرار گرفت. محاسبات و اندازه‌گیری‌ها تحت شرایط یکسان اندازه‌ی میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و SSD برابر 100 cm انجام شده است.

۳.۲. محاسبه‌ی طیف انرژی فوتون

طیف فوتون با استفاده از تالی F4 در بازه‌ی انرژی ۰ تا $18/5 \text{ MeV}$ و گام انرژی $0/25 \text{ MeV}$ در عمق‌های مختلف درون فانتوم آب محاسبه شد. سپس با تنظیم اندازه‌های مختلف میدان ($5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، $40 \times 40 \text{ cm}^2$) در سطح فانتوم تأثیر اندازه‌ی میدان بر طیف فوتون مورد بررسی قرار گرفت.

تأثیر هر یک از اجزاء بر طیف فوتون، از طریق محاسبه‌ی انرژی میانگین و طیف فوتون پس از خروج از هر یک از اجزاء به صورت مجزا در میدان تابشی $10 \times 10 \text{ cm}^2$ بررسی شد. تعداد ذرات ترابرد شده در هر اجرا 2×10^9 می‌باشد.

۳. نتیجه و بحث

۱.۳. مشخصات باریکه الکترونی

در حالی که انرژی اسمی دستگاه به میزان 18 MV مشخص است، با این حال مشخصات باریکه‌ی الکترون اولیه برای هر

استفاده از تالی مش نوع ۳، انرژی ذخیره شده ذرات درون هریک از سلول‌ها محاسبه شد.

برای دستیابی به خطای استاتیکی پایین پارامتر imp که اهمیت سلول‌های مختلف را برای ترابرد هر نوع از ذرات مشخص می‌کند در سلول‌های درون فانتوم آب برابر 100 اختیار شد و همچنین پارامتر bnum که تعداد فوتون‌های تولید شده به ازای هر الکترون فرودی بر سطح هدف را کنترل می‌کند در کارت phys الکترون برابر ۱ در نظر گرفته شد.

به منظور کاهش زمان اجرای برنامه‌ها کارت cut-off استفاده شد. این کارت پیگیری الکترون‌های با انرژی کمتر از $0/5 \text{ MeV}$ و فوتون‌های با انرژی $0/01 \text{ MeV}$ را خاتمه می‌دهد. مقادیر برای الکترون و فوتون به ترتیب با توجه به برد الکترون و ضریب جذب فوتون در آب تعیین شد [۲۰].

۲.۲. اندازه‌گیری تجربی

درصد دز عمقی^۱ (PDD) که درصد نسبت میزان دز جذب شده در هر عمق دلخواه (D_d) به میزان دز جذبی بیشینه (D_{d0}) می‌باشد و مطابق رابطه‌ی ۱ محاسبه می‌شود:

$$PDD = \left(\frac{D_d}{D_{d0}} \right) \times 100 \quad (1)$$

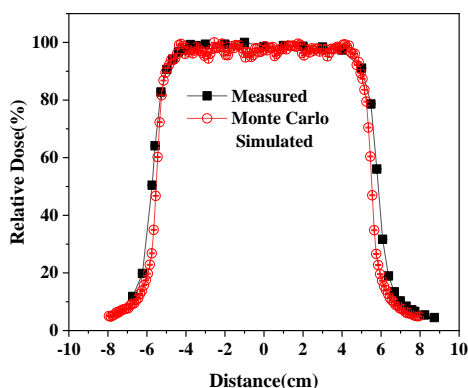
با استفاده از اتاقک یونش Scanditronix NACP به همراه الکترومتر Scanditronix Wellhofer درون فانتوم آب (RFA-300, Scanditronix Wellhofer AB, Sweden) در عمق‌های مختلف در راستای محور مرکزی اندازه‌گیری شده است. اندازه‌گیری دز پروفایل نیز در فواصل مختلف در راستای عمود بر محور باریکه در عمق ثابت 15 cm صورت پذیرفته است. قدرت تفکیک دستگاه 2 mm بوده است [۲۲].

اعتبار شبیه‌سازی انجام شده از طریق مقایسه‌ی نتایج اندازه‌گیری تجربی و محاسبات مربوط به درصد دز عمقی و

² Full Width at Half Maximum

¹ Percent Depth Dose

۰/۱۴ از مدل شبیه‌سازی شده برای محاسبه‌ی طیف فوتون و بررسی عوامل تأثیرگذار بر آن استفاده شد.

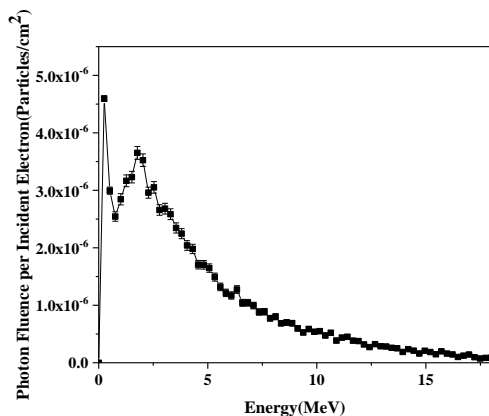


شکل (۳): مقایسه‌ی درصد دز پروفایل حاصل از اندازه‌گیری تجربی و محاسبات مونت‌کارلو به‌ازاء FWHM برابر با ۰/۱۴ cm.

۲.۳. بررسی طیف انرژی فوتون

۲.۳.۱. طیف انرژی فوتون در سطح فانتوم

شکل ۴ رفتار کلی تغییرات طیف انرژی فوتون را در سطح فانتوم در فاصله‌ی SSD برابر با ۱۰۰ cm برای میدان تابشی $10 \times 10 \text{ cm}^2$ نشان می‌دهد.

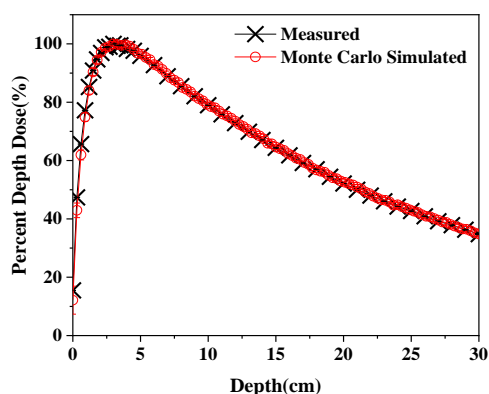


شکل (۴): طیف انرژی فوتون در سطح فانتوم.

تعداد فوتون‌ها پس از خروج از هدف و عبور از اجزاء مختلف سر شتاب‌دهنده روی سطح فانتوم در بازه‌های انرژی شمارش شده است. نمودار طیف فوتون به‌صورت کلی شامل قله‌ی باریک در انرژی‌های پایین حدود 0.25 MeV و قله‌ی پهن‌تر در انرژی‌های بالاتر حدود 1.7 MeV می‌باشد. با توجه به

دستگاه باید به صورت دقیق تعیین شود. در شبیه‌سازی نکته‌ی مهم این است که نتایج درصد دز عمقی و دز پروفایل بر تجربه منطبق باشد و از طریق این تطابق مقدار انرژی و پهنای باریکه می‌تواند مشخص شود.

درصد دز عمقی برای انرژی‌های 17.8 ، 17.9 ، 18 ، 18.1 ، 18.2 ، 18.3 ، 18.4 ، 18.5 و 18.6 MeV محاسبه شد. سپس نتایج به‌دست آمده با نتایج تجربی گزارش شده از طریق محاسبه‌ی درصد اختلاف نسبی مقایسه گردید. نتایج حاصل، اختلاف کمتر از ۱٪ را در تمامی نقاط به جز در سطح فانتوم که تفاوت زیر ۳٪ است را به ازای باریکه‌ی با انرژی 18.5 MeV نشان می‌دهد. در شکل ۲ نمونه‌ای از این مقایسه‌ها برای انرژی 18.5 MeV را می‌توان مشاهده نمود.



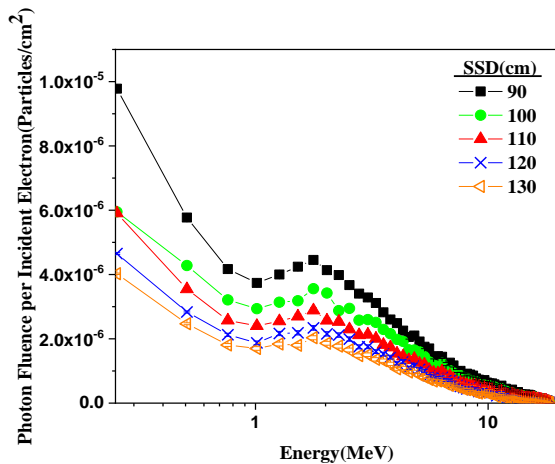
شکل (۲): مقایسه‌ی درصد دز عمقی حاصل از اندازه‌گیری تجربی و محاسبات مونت‌کارلو به‌ازای باریکه‌ی با انرژی 18.5 MeV (خطای داده‌ها به دلیل کوچکی قابل رؤیت نمی‌باشد).

مقایسه‌ی درصد دز پروفایل حاصل از شبیه‌سازی به ازای انرژی باریکه‌ی ثابت 18.5 MeV و FWHM برابر با 0.14 cm با نتایج تجربی در شکل ۳ نشان داده شده است. بهترین تطابق بین داده‌های محاسباتی و تجربی در FWHM برابر با 0.14 cm رخ می‌دهد. درصد اختلاف نسبی در ناحیه‌ی صاف نمودار به ازای تمام فاصله‌ها به جز شروع ناحیه صاف به‌ازای مقدار 0.14 cm کمتر از ۴٪ می‌باشد. بعد از تعیین مقادیر انرژی و FWHM به‌ترتیب برابر با 18.5 MeV و 0.14 cm

نشان می‌دهد، به دلیل جذب فوتون‌های کم انرژی در عمق‌های بالاتر، قله‌ی فوق در عمق‌های بیشتر از ۲۰ cm کاهش می‌یابد.

۳.۲.۳. طیف انرژی فوتون به صورت تابعی از SSD

مقایسه‌ی طیف فوتون در عمق ۰/۵ cm درون فانتوم در برابر با ۹۰، ۱۰۰، ۱۱۰، ۱۲۰ و ۱۳۰ cm برای میدان تابشی $10 \times 10 \text{ cm}^2$ نشان می‌دهد که با افزایش SSD فراوانی طیف فوتون کاهش می‌یابد (شکل ۶). با کاهش SSD از ۱۰۰ cm به ۹۰ cm، میزان فراوانی طیف فوتون ۲۸/۷٪ افزایش می‌یابد و با افزایش آن فراوانی طیف فوتون کاهش می‌یابد. به طوری که در SSD برابر با ۱۳۰ cm فراوانی حدود ۳۲/۲٪ نسبت به حالت اولیه کاهش می‌یابد.



شکل (۶): طیف انرژی فوتون در SSD متفاوت.

روندی مشابه با افزایش عمق در طیف انرژی فوتون با افزایش SSD نیز مشاهده می‌شود. به طور کلی افزایش SSD شار کل را کاهش می‌دهد که این کاهش به دلیل تلفیقی از قانون عکس مجذوری، تضعیف فوتون به صورت نمایی و پراکندگی می‌باشد.

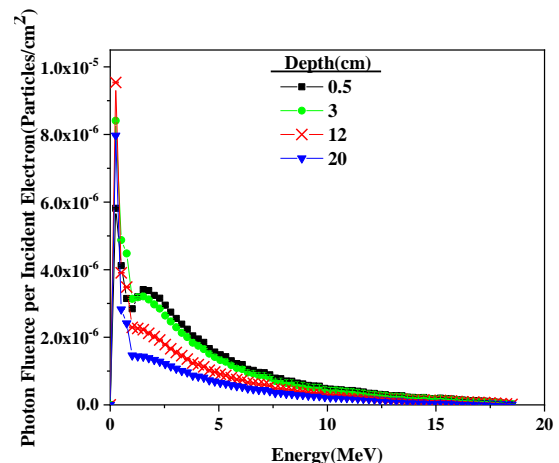
۴.۲.۳. طیف انرژی فوتون به صورت تابعی از اندازه‌ی میدان

با افزایش اندازه‌ی میدان، طیف فوتون افزایش می‌یابد. این روند در شکل ۷ برای میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ و $10 \times 10 \text{ cm}^2$ نشان داده شده است. فراوانی فوتون‌ها در میدان

شکل طیف فوتون محاسبه شده در پایین MLC (شکل ۹)، این قله‌ها می‌توانند به ترتیب مربوط به فوتون‌های پراکندگی کامپتون حول زاویه‌ی ۱۸۰ درجه از سطح آب و تمام اجزاء تشکیل‌دهنده‌ی دستگاه باشند.

۲.۲.۳. طیف انرژی فوتون به صورت تابعی از عمق درون فانتوم

تغییرات طیف فوتون در راستای محور مرکزی و در عمق‌های ۰/۵، ۳، ۱۲ و ۲۰ cm از سطح فانتوم در شکل ۵ نشان داده شده است. بررسی نمودارها نشان می‌دهد در حالی که تقریباً روند تغییرات طیف یکسان است، مکان قله‌ها و فراوانی‌ها متفاوت می‌باشد و طیف فوتون تحت تأثیر مکان اندازه‌گیری درون فانتوم تغییر می‌کند به طوری که با افزایش عمق درون فانتوم فراوانی طیف فوتون با کاهش همراه می‌باشد.



شکل (۵): طیف انرژی فوتون در عمق‌های مختلف درون فانتوم آب.

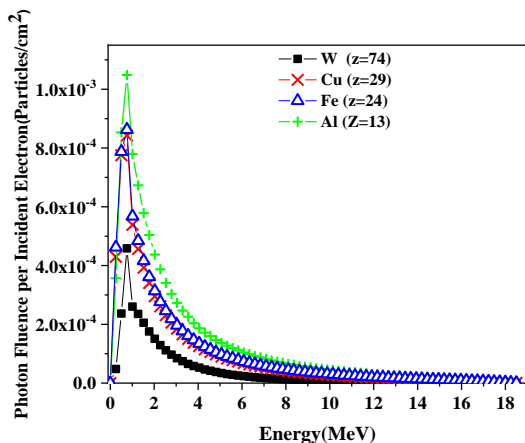
با افزایش عمق از ۰/۵ تا ۱۵ cm همچنان دو قله در طیف انرژی مشاهده می‌شود با این تفاوت که با افزایش مسیر به طور طبیعی به دلیل پراکندگی فوتون‌ها در آب میرایی فوتون‌ها افزایش می‌یابد. بنابراین تعداد فوتون‌های با انرژی بالا کاهش پیدا می‌کند و به تعداد فوتون‌ها در انرژی پایین افزوده می‌شود. از این رو تعداد فوتون‌های در انرژی ۰/۲۵ MeV با افزایش عمق افزایش می‌یابد. اما همان‌طور که نتایج در عمق ۲۰ cm

چند نوع از مواد پرکاربرد برای ساخت فیلترها و چگالی آن‌ها را نشان می‌دهد.

جدول (۱): چگالی مواد پرکاربرد در فیلتر مسطح‌کننده.

عنصر	چگالی g/cm^3
W	۱۹,۳۰
Fe	۷,۸۷
Al	۲,۶۹
Ta	۱۶,۶۵
Cu	۸,۹۶

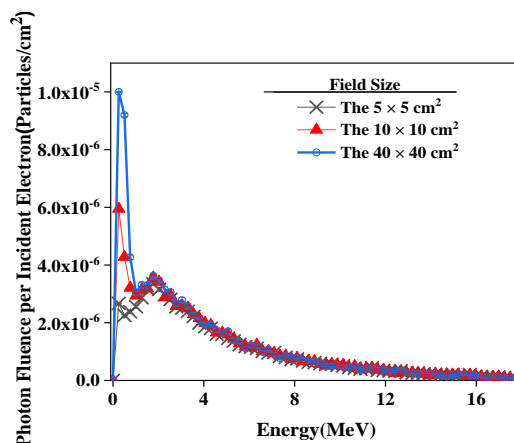
جنس فیلتر در دستگاه واریان مدل C/D ۲۱۰۰ متشکل از آهن (Fe) (لایه بیرونی فیلتر) و تانتالیوم (Ta) (داخلی‌ترین لایه فیلتر) می‌باشد. برای بررسی تأثیر جنس فیلتر بر طیف فوتون با تغییر جنس قسمت بالای فیلتر از (Fe) به مس (Cu)، آلومینیوم (Al) و تنگستن (W) طیف فوتون پس از خروج از فیلتر محاسبه شد. شکل ۸ مقایسه‌ی طیف فوتون را تحت تأثیر تغییر جنس فیلتر نشان می‌دهد. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد، بیشترین فراوانی در طیف فوتون به ترتیب برای فیلترهای Al، Fe، Cu و W مشاهده می‌شود.



شکل (۸): طیف انرژی فوتون با تغییر جنس قسمت میانی فیلتر.

بررسی تأثیر تغییر جنس فیلتر بر طیف فوتون نشان می‌دهد که با افزایش عدد اتمی مواد سازنده‌ی فیلتر به دلیل افزایش سطح مقطع جذب فوتون، فوتون‌های کم انرژی بیشتری جذب می‌شوند. بنابراین سطح زیر نمودار طیف فوتون کاهش می‌یابد

$40 \times 40 \text{ cm}^2$ نسبت به میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$ به میزان ۲۸,۳۷٪ و در مقایسه با میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ به میزان ۱۴/۳۵٪ افزایش می‌یابد. این طیف در سطح فانتوم در راستای محور مرکزی به دست آمده است.



شکل (۷): طیف فوتون در عمق 0.5 cm درون فانتوم برای میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

با افزایش اندازه‌ی میدان تابشی فضای بیشتری برای فوتون‌ها ایجاد می‌شود. بنابراین امکان رسیدن فوتون‌ها به سطح بیشتر می‌شود. از این رو فراوانی فوتون‌ها در میدان $40 \times 40 \text{ cm}^2$ نسبت به میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$ قابل انتظار است. همچنین با افزایش میدان، سهم فوتون‌های پراکنده شده نیز افزایش می‌یابد زیرا حجمی که می‌تواند فوتون را پراکنده کند نیز بیشتر می‌شود. نتایج مطالعات اله‌وردی و همکاران که بر روی دستگاه واریان مدل C/D ۲۳۰۰ با باریکه‌ی 18 MV صورت گرفته است [۱۵] و همچنین مطالعات مصباحی و همکاران در محاسبه‌ی طیف فوتون برای دستگاه‌های الکتا مدل SL-۲۵ و واریان مدل EX ۲۱۰۰ با باریکه‌ی 18 MV و [۱۱] نیز نشان می‌دهد که فراوانی طیف فوتون همراه با افزایش اندازه‌ی میدان افزایش می‌یابد.

۵.۲.۳. طیف انرژی فوتون تابعی از جنس فیلتر

دستگاه‌های شتاب‌دهنده‌ی خطی درمانی مختلف شامل فیلتر مسطح‌کننده با ساختار و جنس‌های متفاوت می‌باشند. جدول ۱

میانگین انرژی فوتون‌های تولید شده در هدف پس از عبور از کلیماتور اولیه به شدت کاهش می‌یابد. سپس با عبور فوتون‌ها از فیلتر مسطح‌کننده میانگین انرژی افزایش یافته و به مقدار 3.16 MeV می‌رسد. در ادامه‌ی عبور از کلیماتورهای ثانویه X, Y و MLC همچنان میانگین انرژی افزایش کمی پیدا می‌کند.

مقایسه‌ی طیف انرژی فوتون زمانی که هر یک از اجزاء را ترک می‌کند، نشان می‌دهد که کلیماتور اولیه بیشترین تأثیر را بر طیف فوتون‌ها دارد. هندسه‌ی مخروطی شکل آن، طیف اولیه‌ی فوتون را محدود به عبور از فضای اندکی می‌کند که این امر سبب کاهش شدید فراوانی فوتون‌های پر انرژی می‌شود. با عبور از فیلتر مسطح‌کننده، با توجه به ماهیت آن، انتظار می‌رود با حذف فوتون‌های کم انرژی توسط فیلتر، میانگین انرژی افزایش یابد. در ادامه کلیماتورهای ثانویه و MLC با توجه به اندازه‌ی میدان به دلیل جذب فوتون‌های کم انرژی سبب افزایش انرژی می‌شوند.

۴. نتیجه‌گیری

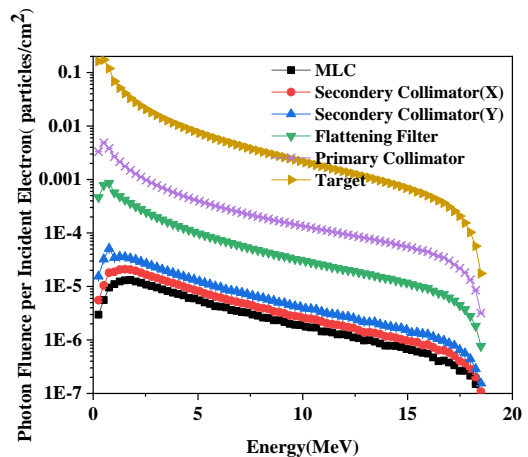
در تنظیم طرح درمان معمولاً طیف فوتون ثابت در نظر گرفته می‌شود در حالی که در واقعیت عوامل مختلفی می‌تواند بر طیف فوتون اثرگذار باشند. در این مطالعه با استفاده از شبیه‌سازی مشخص شد که بیشترین تأثیر روی طیف را به ترتیب تغییر جنس فیلتر، افزایش SSD، تغییر عمق درون فانتوم و اندازه‌ی میدان دارند. براساس نتایج محاسبات فراوانی طیف فوتون در انرژی‌های بالا به صورت نمایی کاهش می‌یابد که این کاهش با افزایش عمق درون فانتوم افزایش می‌یابد. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد انتخاب جنس فیلتر با توجه به سطح مقطع آن‌ها در جذب فوتون، می‌تواند بر فراوانی طیف تأثیرگذار باشد. با لحاظ نمودن این تغییرات می‌توان گامی در طراحی درمان‌های کم‌خطا برداشت.

(شکل ۸). بنابراین تغییر جنس فیلتر از آهن به تنگستن و آلومینیوم به ترتیب سبب کاهش 61.3% و افزایش 31.6% در فراوانی طیف فوتون می‌شود. از سوی دیگر مواد دارای عدد اتمی نزدیک به هم نظیر Fe و Cu طیف فوتون مشابهی را دارا می‌باشند.

۶.۲.۳. تأثیر هندسه اجزاء سر شتاب‌دهنده بر طیف انرژی

فوتون

شکل ۹ طیف انرژی فوتون پس از عبور از هر یک از اجزاء سر شتاب‌دهنده را ارائه می‌دهد. میانگین انرژی فوتون پس از عبور از اجزاء مختلف در جدول ۲ نشان داده شده است.



شکل (۹): مقایسه‌ی طیف فوتون پس از عبور از اجزاء دستگاه.

جدول (۲): میانگین انرژی فوتون (MeV).

میانگین انرژی فوتون (MeV)	اجزاء تشکیل‌دهنده سر شتاب‌دهنده
۴,۲۴	هدف
۲,۹۶	کلیماتور اولیه
۳,۱۶	فیلتر مسطح‌کننده
۴,۱۵	کلیماتور ثانویه (Y)
۴,۴۸	کلیماتور ثانویه (X)
۴,۶۰	MLC

۵. مراجع

- [1] E. Evans and J. Staffurth. Principles of Cancer Treatment by Radiotherapy. Surgery, Oxford, (2018).
- [2] K. Leszczynski and S. Boyko. On the Controversies Surrounding the Origins of Radiation Therapy. Radiotherapy and oncology, 3 (1997) 213–217.
- [3] A. Facure, R.C. Falcao, AX da Silva, V.R. Crispim, and J.C. Vitorelli,. A study of neutron spectra from medical linear accelerators. Applied Radiation and Isotopes, 62 (2005) 69–72.
- [4] P. Andreo. Monte Carlo Simulations in Radiotherapy Dosimetry. Radiation Oncology, 13 (2018) 121.
- [5] O. Chibani, CM. Ma. Photonuclear Dose Calculations for High-Energy Photon Beams from Siemens and Varian Linacs. Medical Physics, 30 (2003) 1990–2000.
- [6] A. Tzedakis, J.E. Damilakis, M. Mazonakis, J. Stratakis, H. Varveris, and N. Gourtsoyiannis. Influence of Initial Electron Beam Parameters on Monte Carlo Calculated Absorbed Dose Distributions for Radiotherapy Photon Beams. Medical Physics, 31 (2004) 907–913.
- [7] S.A. Martinez-Ovalle, R. Barquero, JM. Gómez-Ros and A.M. Lallena. Neutron Dose Equivalent and Neutron Spectra in Tissue for Clinical Linacs Operating at 15, 18 and 20 MV. Radiation Protection Dosimetry, 147 (2011) 498–511.
- [8] D.J. Landry and D.W. Anderson. Measurement of accelerator bremsstrahlung spectra with a high efficiency Ge detector, 18 (1991) 527–532.
- [9] B.A. Faddegon, C.K. Ross and D.W.O. Rogers. Forward directed bremsstrahlung of 10 to 30 MeV electrons incident on thick targets of Al and Pb. Medical Physics, 17 (1990) 773–785.
- [10] J. Brownridge, S. Samnick, P. Tipton, J. Veselka and N. Yeh. Determination of the Photon Spectrum of a Clinical accelerator, 11 (1984) 794–796.
- [11] B. Juste, R. Miro, G. Verdu and A. Santos. Linac Energy Spectrum Determination Using the Schiff Bremsstrahlung Parametric Version, (2013).
- [12] A. Mesbahi, P. Mehnati and A. Keshtkar. A Comparative Monte Carlo Study on 6MV Photon Beam Characteristics of Varian 21EX and Elekta SL-25 linacs, (2007) 23–30.
- [13] A. Nisbet, H. Weatherburn, J.D. Fenwick and G. McVey. Spectral Reconstruction of Clinical Megavoltage Photon Beams and the Implications of Spectral Determination on the Dosimetry of Such Beams. Physics in Medicine & Biology, 43 (1998) 1507.
- [14] J.C.L. Chow and A.M. Owrangi. A Surface Energy Spectral Study on the Bone Heterogeneity and Beam Obliquity Using the Flattened and Unflattened Photon Beams. Medical Dosimetry, 37 (2016) 63–70.
- [15] E.B. Podgorsak, J.A. Rawlinson, M.I. Glavinovic and H.E. Johns. Design of X-ray Targets for High Energy Linear Accelerators in Radiotherapy. American Journal of Roentgenology, 121 (1974) 873–882.
- [16] M. Allahverdi, M. Zabihzadeh, M.R. Ay, S.R. Mahdavi, M. Shahriari, A. Mesbahi and H. Alijanzadeh. Monte Carlo Estimation of Electron Contamination in an 18 MV Clinical Photon Beam. Radiation protection dosimetry, 135 (2011) 21–32.
- [17] M. Beigi, F. Afarande and H. Ghiasi. Safe Bunker Designing for the 18 MV Varian 2100 Clinac: a comparison between Monte Carlo simulation based upon data and new protocol recommendations. Reports of Practical Oncology & Radiotherapy, 21 (2016.) 42–49.
- [18] C. Yazgan and Y. Cecen. Monte Carlo Simulation of a Medical Linear Accelerator for Filtered and FFF Systems. Turkish Journal of Physics, 41 (2017) 498–506.
- [19] J.S. Jiménez, M.D. Lagos and S.A. Martinez-Ovalle. A Monte Carlo Study of the Photon Spectrum due to the Different Materials Used in the Construction of Flattening Filters of LINAC. Computational and mathematical methods in medicine, (2017).
- [20] L.S. Waters. MCNPX user's manual. Los Alamos National Laboratory, (2002).
- [21] N. Tsoufanidis. Measurement and detection of radiation. CRC press, (2010).
- [۲۲] صادقی، مرضیه. بررسی تضعیف فوتونی و نوترونی بتون سنگین در اتاق‌های رادیوتراپی مگاولتاژ. پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی. چاپ شده در دانشگاه علوم پزشکی شیراز، (۱۳۹۱).