

شبیه سازی پرتو فوتون شتابدهنده خطی

شبیه سازی پرتو فوتونی حاصل از شتابدهنده خطی به روش مونت کارلو

سید محمدتقی بحرینی طوسی^۱، مهدی مومن نژاد^{۲*}، حسن صابری^۲، سید محمدحسین بحرینی طوسی^۱

عبدالرضا هاشمیان^۳، رهام سالک^۴، هاشم میری^۵

- ۱- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۲- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۳- استادیار گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۴- استادیار گروه انکولوژی-رادیوتراپی، بخش رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع)، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۵- استادیار گروه فیزیک هسته ای دانشگاه فردوسی مشهد

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۴/۱۱/۸

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۷/۱۱

چکیده

مقدمه: بر اساس آمار ارائه شده، در جهان غرب در هر سال ۳۸۰۰ مورد سرطان جدید به ازای هر یک میلیون نفر مشاهده می شود که در درمان بیش از ۵۰٪ از آنها از پرتودرمانی بعنوان درمان اصلی و یا بخشی از مراحل درمانی استفاده می شود. در این رابطه با ارائه تکنیکهای جدید پرتودرمانی و در جهت اطمینان از توزیع دوز بهینه در ناحیه درمان از روشهای مختلف دوزیمتری، از جمله تکنیکهای محاسباتی مونت کارلو استفاده می شود. این تکنیکها بر مبنای شبیه سازی بوده و از آنها بعنوان یک ابزار قوی در دوزیمتری و طرح درمان یاد می شود.

مواد و روشها: در این بررسی از کد MCNP-4C^۱ به منظور شبیه سازی شتابدهنده خطی نپتون 10PC^۲ بیمارستان امام رضا (ع) مشهد استفاده شده است. قسمتهای اصلی دستگاه شامل: هدف^۳، کلیماتور نخستین^۴، پنجره خروجی^۵، کلیماتور اولیه^۶، فیلتر مسطح کننده^۷، اطاقک یونیزان^۸ و کلیماتور ثانویه^۹ می باشند. شبیه سازی چشمه در دو مرحله انجام گرفت، ابتدا چشمه الکترونی با توزیع گوسی از نظر انرژی و شدت در بالای هدف تعریف شد و سپس از طیف پرتوهای ایکس ترمزی به منظور تعریف چشمه فوتونی استفاده گردید. از آنجا که در حالت تولید فوتون، اجزاء دستگاه تا زیر فیلتر مسطح کننده ثابت می باشند از طیف انرژی و توزیع فضایی فوتونها در زیر فیلتر به منظور تعریف چشمه فوتونی استفاده شد. همچنین به منظور بررسی پارامترهای دوزیمتری، یک فانتوم آب در $SSD = 100 \text{ cm}$ شبیه سازی گردید و در داخل آن آرایشی از دوزیمترها در امتداد محورهای X, Y, Z تعریف شدند.

نتایج: در جهت اطمینان از شبیه سازی، توزیع دوز بر روی محور مرکزی و در خارج از مرکز برای میدانهای ۵x۵، ۱۰x۱۰، ۲۰x۲۰ و ۳۰x۳۰ سانتی متر مربع مورد بررسی قرار گرفت و نتایج محاسباتی با اندازه گیریهای عملی مقایسه شدند. اندازه گیریهای عملی با استفاده از سیستم دوزیمتری موجود و اطاقک یونیزان RK و نرم افزار RFA Plus انجام شد. بررسی نتایج حاصل از محاسبات نشان می دهد توافق مناسبی بین منحنیهای توزیع دوز در عمق بر روی محور مرکزی پرتو^{۱۰} (pdd) و در خارج از محور مرکزی^{۱۱} با اندازه گیریهای عملی وجود دارد بطوریکه حداکثر اختلاف دوز در نقاط مورد نظر در حد ۲٪ و در بیشتر موارد در حد ۱٪ می باشد.

بحث و نتیجه گیری: یافتههای حاصل از این بررسی نشان می دهد که میتوان از کد MCNP-4C برای شبیه سازی و بررسی توزیع دوز در رادیوتراپی استفاده نمود و در مواردی که اندازه گیری عملی برخی از پارامترهای دوزیمتری، غیرممکن و یا مشکل می باشد، از این کد برای پیش بینی و بهینه سازی طرح درمان استفاده نمود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۷، تابستان ۸۴: ۱۲-۳)

واژگان کلیدی: شبیه سازی، مونت کارلو، شتاب دهنده خطی، دوزیمتری

- 1- Monte Carlo N-Particle Transport Code- version 4C
- 2- Neptun 10PC
- 3- Target
- 4- Initial collimator
- 5- Exit window
- 6- Primary collimator
- 7- Flattening filter
- 8- Monitor chamber
- 9- Secondary collimator
- 10- Percent depth dose
- 11- Beam profiles

* نویسنده مسؤول: مهدی مومن نژاد

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد،
mmomennezhad@yahoo.com

تلفن: ۰۸۱-۸۵۴۴۰۸۱ (۰۵۱۱) +۹۸

۱- مقدمه

استفاده از تکنیکهای محاسباتی مونت کارلو در پزشکی به دهه هفتاد میلادی بر می گردد [۱]، از آن تاریخ تا کنون با پیشرفت تکنولوژی و دسترسی به کامپیوترهای سریع و نرم افزارهای قوی، استفاده از این تکنیکها در شاخه های مختلف پزشکی رشد فزاینده ای داشته است و در بعضی از رشته ها مانند رادیوتراپی، کاربرد آنها تا آنجا گسترش یافته است که از شبیه سازی بعنوان یک ابزار قوی و مطمئن در محاسبات مربوط به توزیع دوز و طرح درمان استفاده می شود [۸-۱].

در رادیوتراپی، شبیه سازی شامل دو مرحله است [۴، ۹-۱۱]، مرحله اول شبیه سازی چشمه پرتوزا، که میتواند شتابدهنده خطی، دستگاه کبات و یا چشمه دیگری باشد. مرحله دوم شامل شبیه سازی بیمار و بررسی پارامترهای مختلف توزیع دوز در آن است. شبیه سازی چشمه از اهمیت زیادی برخوردار است و برای دستگاههای هر مرکز بایستی بصورت اختصاصی انجام گیرد [۱]، این نکته بویژه در مورد پرتوهای ایکس حاصل از شتابدهنده های خطی از اهمیت بیشتری برخوردار است زیرا دستگاههایی از یک نوع می توانند در جزئیات و ملحقیات متفاوت باشند و تغییرات جزئی در ساختار سر دستگاه و قسمت شتاب دهنده، می تواند تاثیر زیادی بر طیف پرتو الکترونی اولیه و در نهایت ویژگیهای پرتو فوتونی حاصل از آن و چگونگی توزیع دوز در بیمار داشته باشد.

در این مطالعه از کد MCNP-4C استفاده شده است، این کد توانایی بررسی و رهگیری ذرات نوترونی، الکترونی و فوتونها را بصورت مستقل و توأم دارا می باشد. فیزیک الکترون آن بر پایه سریهای ITS^۱ و کد ETRAN^۲ می باشد و در فیزیک فوتون، انواع برهمکنش های پرتو شامل: پراکندگی های

همدوس و ناهمدوس^۳، تولید زوج^۴، جذب فوتوالکتریک همراه با نشر فلورسنت^۵ در نظر گرفته شده اند [۱۳].
لازمه استفاده از این کد، ایجاد یک فایل ورودی است که در آن بایستی جزئیات مربوط به هندسه سیستم، ویژگیهای چشمه، خصوصیات عناصر مورد استفاده در ساخت قطعات و محیطهایی که در مسیر عبور پرتو قرار می گیرند و نیز خواسته^۶ بطور دقیق تعریف و تعیین شوند، این کد توانایی شبیه سازی انواع هندسه های سه بعدی را دارا می باشد و با استفاده از آن می توان میزان شار، جریان، دوز جذبی، . . . و پارامترهای دیگر را در هر سطح و یا در هر سلول محاسبه نمود [۱۲].

۲- مواد و روشها

در این مطالعه شتاب دهنده خطی نپتون 10PC بخش رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) مشهد شبیه سازی شد این دستگاه دارای یک پرتو فوتونی به انرژی ۹ مگاولت و سه پرتو الکترونی با انرژیهای ۶، ۸ و ۱۰ مگاالکترون ولت می باشد. قسمتهای اصلی این شتاب دهنده شامل: هدف، پنجره خروجی، کلیماتور نخستین، کلیماتور اولیه، فیلتر مسطح کننده، اطاقک یونیزان و کلیماتور ثانویه است.
هندسه دستگاه، خصوصیات قسمتهای مختلف و موقعیت نسبی آنها از طریق اندازه گیری مستقیم تعیین گردید و مشخصات هدف و اطاقک یونیزان از طریق تماس با مهندسين کارخانه سازنده بدست آمد [۱۳].

در شکل شماره ۱ طرح واره اجزاء شبیه سازی شده سر دستگاه شتابدهنده خطی نپتون 10PC نشان داده شده است.

3- Incoherent and coherent scattering

4- Pair Production

5- Photoelectric absorption with fluorescent emission

6- Tally

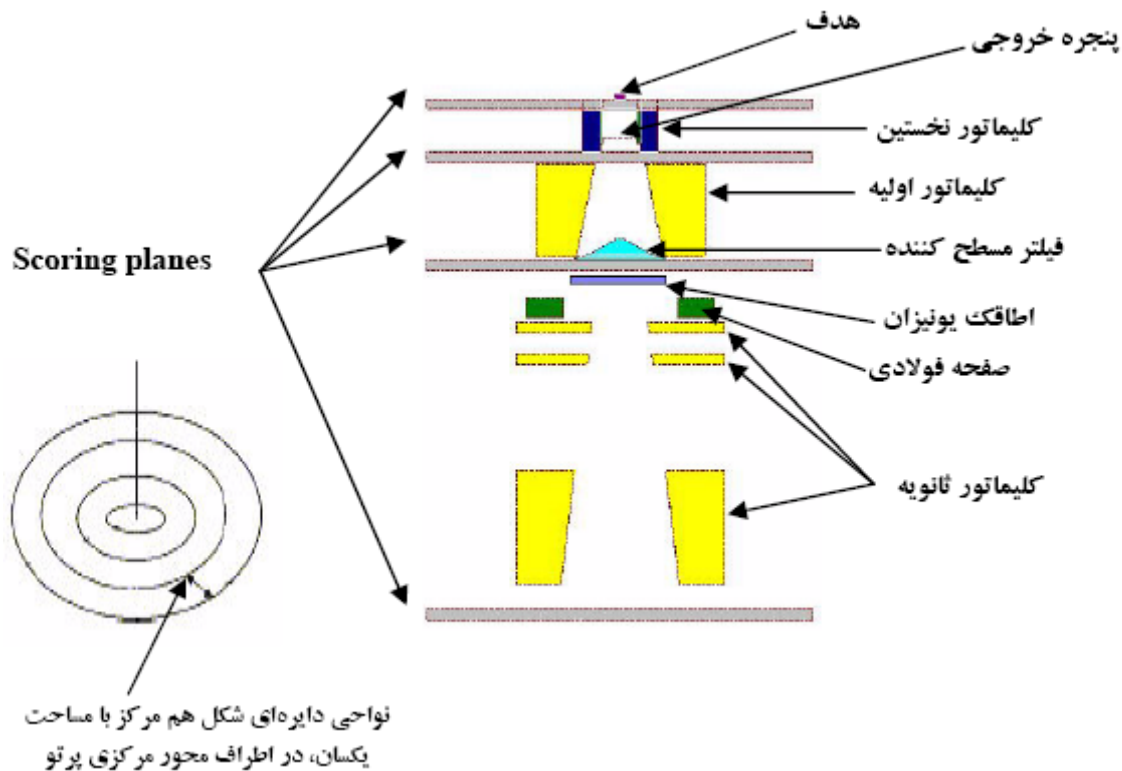
1- Integrated Tiger Series

2- Electron TRANsport

شبیه سازی پرتو فوتون شتابدهنده خطی

در شبیه سازی، نقطه میانی لایه تنگستن در مبدأ مختصات در نظر گرفته شد و موقعیت سایر قسمتها نسبت به آن تعیین و تعریف شده است. همچنین محور اصلی پرتو در امتداد محور Z و در جهت منفی در نظر گرفته شده است.

هدف شامل سه لایه (مس، تنگستن، مس) به قطر ۱ سانتی متر و ضخامت‌های ۰/۰۲، ۰/۱ و ۰/۶ سانتی متر می‌باشد که بصورت استوانه‌ای سه قسمتی شبیه‌سازی شده است.



شکل ۱ - طرح شماتیک اجزاء شبیه سازی شده شتابدهنده خطی نپتون 10PC

تنگستن با ابعاد $10 \times 5/8 \times 5/1$ سانتی متر احاطه می‌شود که در دفترچه راهنمای دستگاه از آن با نام کلیماتور نخستین یاد شده است [۱۳] در قسمت میانی این قطعه و در راستای محور Z سوراخی استوانه‌ای شکل به قطر $4/2$ سانتی متر و ارتفاع $5/1$ سانتی متر وجود دارد که لوله فولادی در آن قرار می‌گیرد. به این ترتیب حداکثر قطر پرتو خروجی از شتاب‌دهنده توسط قطر داخلی کلیماتور نخستین تعیین می‌شود.

از ویژگیهای این شتاب دهنده آن است که هدف آن ثابت است و در قسمت خلاء واقع شده است و خروج فوتون یا الکترون از طریق لوله‌ای فولادی (لوله هادی) به قطر داخلی $3/6$ سانتی متر و ضخامت $0/02$ سانتی متر انجام می‌گیرد. در قسمت میانی این لوله صفحه‌ای فولادی به ضخامت $0/01$ سانتی متر وجود دارد که در واقع پنجره خروجی پرتو محسوب می‌شود و جدا کننده قسمت خلاء از بخشهای دیگر است. لوله فولادی (لوله هادی) توسط یک مکعب از جنس

نوری دستگاه بر روی آن قرار می گیرند، در مرکز این صفحه و در امتداد محور مرکزی پرتو، سوراخی دایره‌ای شکل به قطر ۱۲/۲ سانتی‌متر وجود دارد که پرتو خروجی از آن عبور کرده وارد کلیماتور ثانویه می‌شود. کلیماتور ثانویه متشکل از ۶ جفت تیغه سربی است که بصورت یک درمیان قرار گرفته‌اند (سه جفت در جهت محور X ها و سه جفت در جهت محور Y ها). در کلیماتور ثانویه این دستگاه امکان حرکت مستقل تیغه‌ها در امتداد محور ایکس و ایجاد میدانهای نامتقارن وجود دارد. آرایش تیغه‌ها به گونه‌ای مقدور است که می‌تواند میدانهای چهار گوش را ایجاد کند، اولین زوج، تیغه‌های Y و آخرین زوج تیغه‌های X هستند، ضخامت آنها از بالا به پایین به ترتیب برابر با: ۱/۱، ۱، ۱/۱، ۱، ۱/۱، ۱۰/۱، ۱۲/۱ و ۲ سانتی‌متر می‌باشد.

شبیه‌سازی کلیماتور بگونه‌ای انجام شد که امکان حرکت مستقل تیغه‌های هر ردیف بصورت مستقل امکان‌پذیر باشد و بتوان میدانهای متقارن و نامتقارن چهار گوش را شبیه‌سازی نمود.

بطور کلی فاصله بین هدف تا انتهای کلیماتور ثانویه برابر با ۵۵/۸ سانتی‌متر است و فضاهاى خالی بین قسمت‌های مختلف توسط هوا پر شده است. لازم به ذکر است در این دستگاه سیستم نوری به گونه‌ای طراحی شده است که آینه و سایر اجزاء سیستم نوری در مسیر تابش پرتو قرار نمی‌گیرند.

شبیه‌سازی چشمه در دو مرحله انجام شد. ابتدا چشمه بصورت الکترونی تعریف شد و سپس از طیف فوتونهای ترمزی حاصل از آن برای تعریف چشمه فوتونی استفاده گردید.

در تعیین طیف انرژی پرتو الکترونی و پهنای آن بر روی هدف از روش سعی و خطا استفاده شد و طیف بهینه از طریق مقایسه نتایج محاسباتی با نتایج عملی بدست آمد [۴، ۵، ۱۴، ۱۵].

پس از کلیماتور نخستین، کلیماتور اولیه قرار دارد، این کلیماتور به شکل مخروط ناقص و از جنس سرب است، قطر دهانه ورودی و خروجی آن به ترتیب برابر با ۵/۴ سانتی‌متر و ۹/۴ سانتی‌متر است و بصورت یک مخروط ناقص که رأس مجازی آن در مرکز هدف قرار می‌گیرد شبیه‌سازی شده است. قسمت پایین کلیماتور اولیه توسط فیلتر مسطح کننده (گنبدی شکل) مسدود شده است این فیلتر از جنس سرب است و از یک بخش مسطح در قسمت قاعده و یک ناحیه مخروطی شکل بر روی آن تشکیل شده است. قسمت مسطح به شکل استوانه‌ای به ارتفاع ۰/۲۳ سانتی‌متر شبیه‌سازی گردید و از آنجا که شیب قسمت مخروطی شکل ثابت نیست، این بخش بصورت دو مخروط ناقص که بر روی هم قرار گرفته‌اند شبیه‌سازی شد. قطر سطح فوقانی مخروط ۰/۶ سانتی‌متر و ارتفاع کلی فیلتر از قاعده تا رأس مخروط بریده شده، ۲/۱۳ سانتی‌متر اندازه‌گیری و شبیه‌سازی گردید.

در حد فاصل فیلتر مسطح کننده و کلیماتور ثانویه، اطاقک یونیزان واقع شده است، شعاع این اطاقک ۵ سانتی‌متر و ضخامت آن ۱/۱۱۵ سانتی‌متر و متشکل از ۱۹ لایه شامل ۶ لایه کاپتون^۱، ۸ لایه آلومینیوم و ۵ لایه هواست که در شبیه‌سازی لایه‌های یکسان با یکدیگر جمع شده و بصورت سه لایه با ضخامت‌های ۰/۰۲۴ سانتی‌متر **kapton**، $1/04 \times 10^{-3}$ سانتی‌متر **Al** و ۱/۰۹ سانتی‌متر **Air** در نظر گرفته شده‌اند.

در زیر اطاقک یونیزان، کلیماتور ثانویه قرار گرفته است. لازم به ذکر است که در حد فاصل سطح تحتانی اطاقک یونیزان و کلیماتور ثانویه، صفحه‌ای فولادی به ضخامت ۲ سانتی‌متر قرار دارد که اطاقک یونیزان و ملحقات مربوط به سیستم

1- Kapton

در این بررسی از آنجا که اجزای مختلف شتابدهنده تا زیر فیلتر مسطح کننده ثابت می‌باشند از طیف فوتونهای خروجی از فیلتر مسطح کننده برای تعریف چشمه فوتونی استفاده شده است و به منظور در نظر گرفتن تأثیر فاصله چشمه بر ناحیه نیم سایه، چشمه فوتونی در موقعیت هدف تعریف گردیده است.

پس از تعریف چشمه فوتونی، با تغییر آرایش تیغه های کلیماتور ثانویه امکان بررسی پارامترهای دوزیمتری میدانهای مختلف امکان پذیر است.

برای تعیین پارامترهای دوزیمتریک، یک فانتوم آب با ابعاد $40 \times 50 \times 50$ سانتی متر در، 100 سانتی متر = SSD شبیه سازی شد. به منظور بررسی تغییرات دوز با عمق (pdd) سلولهایی استوانه‌ای به شعاع 1 سانتی متر و ضخامت 0.2 سانتی متر در امتداد محور مرکزی پرتو در داخل فانتوم تعریف گردیدند، بررسی تغییرات دوز در خارج از مرکز با استفاده از سلولهایی به شعاع 0.5 سانتی متر و ضخامت 0.2 سانتی متر در عمق‌های ماگزیمم و 10 سانتی متر در امتداد دو محور X و Y انجام گرفت.

در این مطالعه از رایانه پنتیوم IV⁵ با سرعت پردازش $2/8$ گیگاهرتز استفاده شد و در جهت افزایش سرعت محاسبات از تکنیکهای Transport cutoff و Geometry Splitting و همچنین محدود کردن زاویه تابش پرتو استفاده گردید. انرژی cutoff برای فوتون و الکترون بترتیب برابر با 0.01 مگا الکترون ولت و 0.5 مگا الکترون ولت منظور شد.

تعداد ذرات رهگیری شده در مد الکترون در بازه $10^6 \times 150 - 100$ و در مد فوتون در محدوده

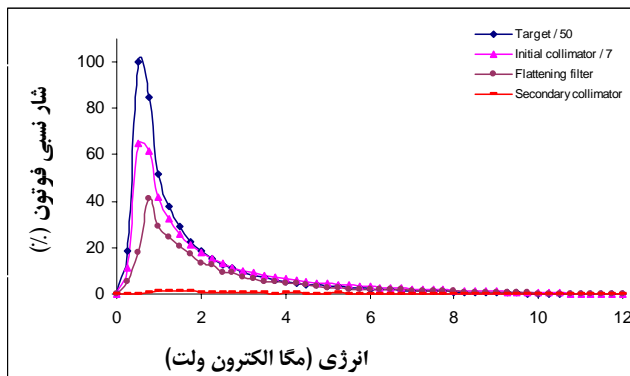
چشمه الکترونی بصورت نقطه‌ای با توزیع گوسی¹ از نظر انرژی و شدت تعریف شد بطوریکه متوسط انرژی پرتو الکترونی برابر 10.7 MeV با FWHM² برابر با 12% انرژی اسمی و از نظر توزیع شدت بر روی هدف نیز با 0.34 سانتی متر = FWHM تعریف گردیده است.

به منظور تعیین طیف فوتونها و امکان بررسی تأثیر اجزاء مختلف دستگاه بر روی آن، سر دستگاه به چند قسمت تقسیم شد و در زیر هر قسمت صفحه ای عمود بر محور مرکزی پرتو در نظر گرفته شد. هر صفحه بصورت سطوحی دایره‌ای شکل و هم مرکز با شعاع افزایش یابنده سگمان بندی گردید و برای هر سگمان سبدهای انرژی³ با فواصل 0.25 مگا الکترون ولت در بازه $12 - 0.01$ مگا الکترون ولت تعریف گردید. با تعریف این صفحات⁴ که در شکل شماره یک نشان داده شده اند، امکان تعیین نوع، انرژی، جهت، زاویه تابش، شدت و توزیع شعاعی پرتو در هر صفحه امکان پذیر می‌گردد و به این ترتیب می‌توان طیف پرتو فوتونی را در زیر هر قسمت بدست آورد. از این روش در تحقیقات مشابه دیگری نیز استفاده شده است [4، 9، 15، 16].

مطابق شکل، این صفحات در فاصله 1 میلی متر زیر هدف، کلیماتور نخستین، فیلتر مسطح کننده و سطح تحتانی کلیماتور ثانویه تعریف شده‌اند و از آنجا که پرتو خروجی از هر قسمت بعنوان ورودی برای قسمت بعد در نظر گرفته می‌شود بررسی تأثیر هر یک از اجزاء بر طیف پرتو ترمزی امکان پذیر می‌گردد.

- 1- Truncated Gaussian distribution
- 2- Full Width at Half Maximum
- 3- Energy bins
- 4- Scoring planes

5- Pentium IV



شکل ۲- طیف پرتو ایکس خروجی از قسمتهای مختلف شتابدهنده خطی در صفحات نشان داده شده در شکل یک (Scoring Planes)

بر اساس نتایج بدست آمده، شار پرتو در زیر کلیماتور نخستین، فیلتر مسطح کننده و کلیماتور ثانویه بترتیب برابر با ۱۳٪، ۱/۲٪ و ۰/۰۷٪ شار پرتو اولیه در زیر هدف است.

بررسی طیف خروجی نشان دهنده تغییر حداکثر شدت پرتو از سبد انرژی ۰/۵ مگا الکترون ولت به ۰/۷۵ مگا الکترون ولت در زیر فیلتر مسطح کننده است که بیانگر تاثیر این فیلتر در حذف فوتونهای کم انرژی و افزایش میانگین انرژی طیف می باشد. صرفنظر از تغییرات شدت پرتو، شکل کلی طیف در زیر همه قسمتها یکسان است.

شکل ۳ نشان دهنده تغییرات انرژی برحسب فاصله شعاعی از محور مرکزی پرتو در زیر قسمتهای مختلف شتابدهنده است. مطابق شکل در زیر هدف با حرکت از مرکز به سمت کنارهها، متوسط انرژی پرتو سریعاً کاهش می یابد که نشان می دهد بیشتر فوتونهای ایکس پراثری در امتداد محور مرکزی پرتو تولید و انتشار می یابند.

در زیر کلیماتور نخستین این تغییرات کمتر است و میانگین انرژی نیز افزایش یافته است که می تواند بعلت واگرایی پرتو و همچنین حذف بخشی از فوتونهای کم انرژی توسط این کلیماتور باشد. این کلیماتور سبب محدود شدن جهت انتشار

$10^8 \times 4/5 - 3$ بوده است. در هر مرحله رهگیری ذرات تا آنجا ادامه می یافت که خطای محاسباتی به کمتر از ۱٪ برسد.

۳- نتایج

همانگونه که قبلاً نیز ذکر شد با توجه به نوع چشمه (الکترون و یا فوتون) شبیه سازی در دو مرحله انجام گردید در مرحله اول یک چشمه الکترونی با توزیع گوسی از نظر انرژی و شدت در نظر گرفته شد و پس از برخورد الکترونها به هدف، طیف فوتونی حاصل از آن در زیر بخشهای مختلف دستگاه با سگمان بندی هر سطح از نظر توزیع انرژی و توزیع شعاعی در سطح نسبت به محور مرکزی اندازه گیری شد.

بررسی شار فوتون در زیر هدف نشان می دهد که راندمان هدف و ژئومتری تعریف شده در تولید فوتون در حدود ۷۳٪ می باشد که در این رابطه بایستی به تاثیر صفحه مسی^۱ (به ضخامت ۰/۶ سانتی متر) و Cutoff انرژی فوتون و الکترون در کاهش و حذف فوتونهای کم انرژی توجه داشت.

شکل ۲ نشان دهنده طیف پرتوهای ایکس ترمزی در زیر هدف، کلیماتور نخستین، فیلتر مسطح کننده و کلیماتور ثانویه می باشد. این طیفها در صفحاتی دایره ای شکل به شعاع ۱/۸ سانتی متر در زیر هر جزء محاسبه شده اند در این شکل به منظور نمایش طیفهای فوتونی در زیر فیلتر مسطح کننده و کلیماتور ثانویه، طیف مربوط به ناحیه هدف و کلیماتور نخستین در ضریب ۰/۰۲ و ۰/۱۴ ضرب شده اند.

همچنین از آنجا که سبد انرژی ۰/۵ مگا الکترون ولت در زیر هدف دارای بیشترین شدت است همه سبدهای انرژی نسبت به آن نرمال سازی گردیده اند.

1- Copper backing plate

شبیه سازی پرتو فوتون شتابدهنده خطی

در این مطالعه با توجه به ثابت بودن اجزاء دستگاه تا زیر فیلتر مسطح کننده، از طیف فوتونی محاسبه شده در زیر فیلتر، برای تعریف چشمه فوتونی استفاده گردیده است و به جهت منظور نمودن اثر واگرایی پرتو بر ناحیه نیم سایه، چشمه فوتونی در موقعیت هدف تعریف (سانتی متر $SSD = 100$)، و برنامه در شرایط فوتون اجرا شده است.

پس از تعریف چشمه فوتونی، با تغییر آرایش کلیماتورهای ثانویه، می توان هر میدانی را ایجاد نمود و پارامترهای دوزیمتریک آن را بررسی کرد.

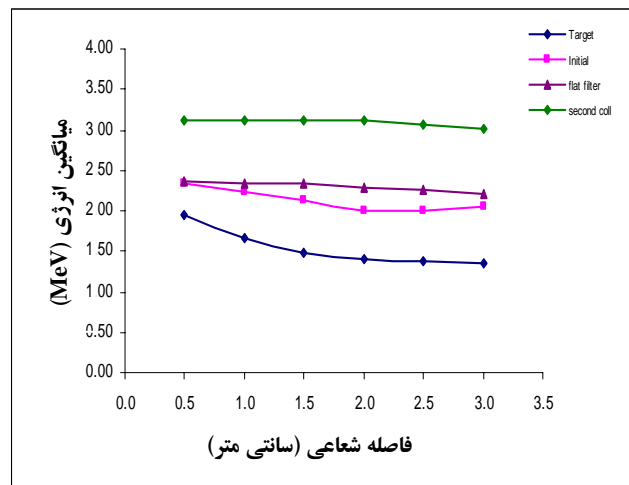
به منظور تعیین پارامترهای دوزیمتری شتاب دهنده، یک فانتوم آب با ابعاد $40 \times 50 \times 50$ سانتی متر در، 100 سانتی متر $SSD =$ شبیه سازی شد و در آن در راستای محور مرکزی پرتو، سلولهایی استوانه‌ای به شعاع 1 سانتی متر و ضخامت 0.2 سانتی متر از سطح فانتوم تا عمق 30 سانتی متر تعریف گردید. از این سلولها جهت بررسی تغییرات دوز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو استفاده شد و میدانهای 5×5 ، 10×10 ، 20×20 و 30×30 سانتی متر مربع مورد مطالعه قرار گرفتند.

اندازه‌گیری عملی درصدهای دوز عمقی با استفاده از سیستم دوزیمتری موجود^۱ شامل فانتوم سه بعدی با ابعاد $48 \times 48 \times 48$ سانتی متر مکعب و اتاقک یونیزان RK به حجم حساس 0.12 سی سی و نرم افزار سیستم^۲ انجام گردید. شکلهای ۴ و ۵ نشان دهنده تغییرات دوز عمقی برای میدانهای مختلف هستند که با مقادیر نظیر محاسباتی مقایسه شده‌اند. در این دو شکل دوز نقاط واقع بر روی محور مرکزی بترتیب نسبت به دوز نقاط واقع در عمقهای ماگزیمم و عمق 10 سانتی متر نرمال سازی شده و به منظور نمایش سه منحنی

پرتوهای ترمزی و حذف پرتوهای کم انرژی که در زوایای بزرگتری نسبت به محور اصلی پرتو انتشار می یابند می شود.

در زیر فیلتر مسطح کننده تغییرات انرژی پرتو از مرکز به سمت کناره‌ها بسیار کم است که نشان دهنده اثر فیلتر گنبدی شکل در حذف پرتوهای کم انرژی و افزایش متوسط انرژی پرتو در سگمانهای جانبی است.

در زیر کلیماتور ثانویه که گشودگی آن برای میدان 10×10 سانتی متر مربع بوده است، میانگین انرژی افزایش یافته و میزان آن در سگمانهای مختلف تقریباً یکسان است. افزایش میانگین انرژی در زیر این کلیماتور می تواند ناشی از حذف بیشتر پرتوهای کم انرژی و بویژه فوتونهای کم انرژی تولید شده در فیلتر مسطح کننده باشد.



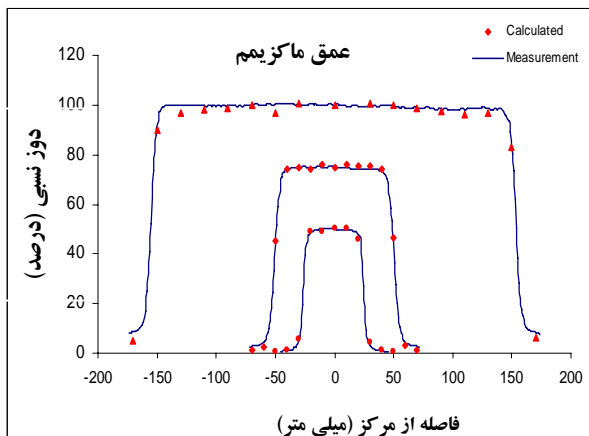
شکل ۳- تغییرات میانگین انرژی پرتو بر حسب فاصله شعاعی از محور مرکزی پرتو در زیر قسمتهای مختلف شتاب دهنده خطی

بر اساس نتایج بدست آمده متوسط انرژی پرتو ایکس در سگمان مرکزی (دایره‌ای به شعاع 0.5 سانتی متر) از $1/94$ مگا الکترون ولت در زیر هدف به $3/12$ مگا الکترون ولت در زیر کلیماتور ثانویه می‌رسد.

1- Scanditronix
2- RFA plus

صرفنظر از تغییرات دوز در ناحیه انبوهش دوز، در بقیه نقاط بویژه نقاط زیر نقطه ماگزیمم مقادیر محاسباتی و اندازه‌گیری دوز تطبیق خوبی با هم دارند بطوریکه حداکثر اختلاف دوز نقاط در حد ۲٪ و در بیشتر موارد در حد ۱٪ است.

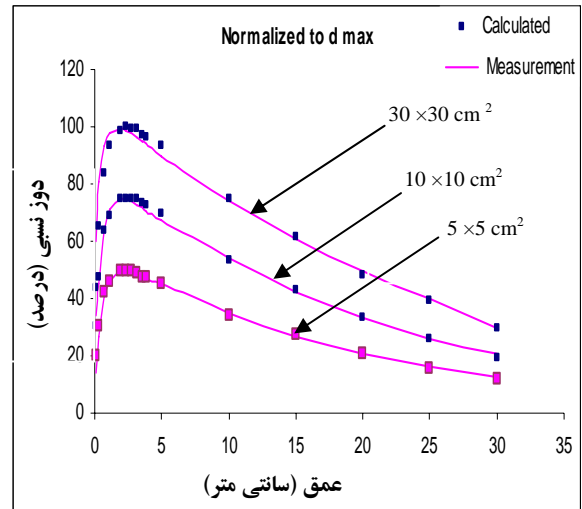
بررسی توزیع دوز سطحی در هر عمق در فانتوم با تعریف سلولهایی استوانه‌ای به شعاع ۰/۵ سانتی‌متر و ضخامت ۰/۲ سانتی‌متر انجام شده است این سلولها در امتداد دو محور X و Y و بصورت قرینه نسبت به محور مرکزی در صفحات واقع در عمق‌های ماگزیمم و عمق ۱۰ سانتی‌متر برای میدانهای ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۲۰×۲۰ و ۳۰×۳۰ سانتی‌متر مربع تعریف شده‌اند. در هر سطح دوز نقاط مختلف نسبت به دوز نقطه مرکزی نرمال سازی^۴ شده است. اندازه‌گیری عملی نیز با استفاده از سیستم Scanditronix انجام شده است. شکل‌های ۶ و ۷ نشان‌دهنده نتایج محاسبات و مقایسه آنها با نتایج عملی برای میدان‌های مختلف است و به منظور نمایش سه منحنی در یک نمودار منحنیهای مربوط به میدانهای ۵×۵ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع بترتیب در ضرایب ۰/۷۵ و ۰/۵۰ ضرب شده‌اند.



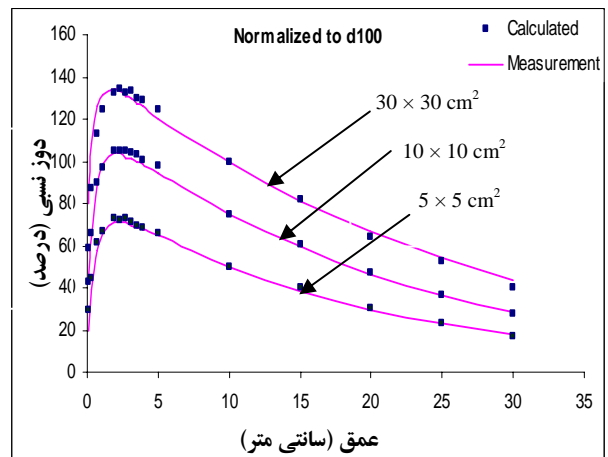
شکل ۶ - نمایش تغییرات دوز در صفحه واقع در نقطه ماگزیمم (Beam Profile) و مقایسه نتایج بدست آمده از کد MCNP با مقادیر اندازه‌گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای ۵×۵ و ۱۰×۱۰ و ۳۰×۳۰ سانتی‌متر مربع

- 1 - Build-up
- 2 - Normalized

در یک نمودار منحنیهای مربوط به میدانهای ۱۰×۱۰ و ۵×۵ سانتی متر مربع بترتیب در ضرایب ۰/۷۵ و ۰/۵۰ ضرب گردیده‌اند [۴].



شکل ۴ - مقایسه تغییرات دوز با عمق بر روی محور مرکزی بین مقادیر محاسبه شده با MCNP و مقادیر اندازه‌گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای ۵×۵ و ۱۰×۱۰ و ۳۰×۳۰ سانتی‌متر مربع در شرایط نرمال سازی شده نسبت به عمق ماگزیمم دوز

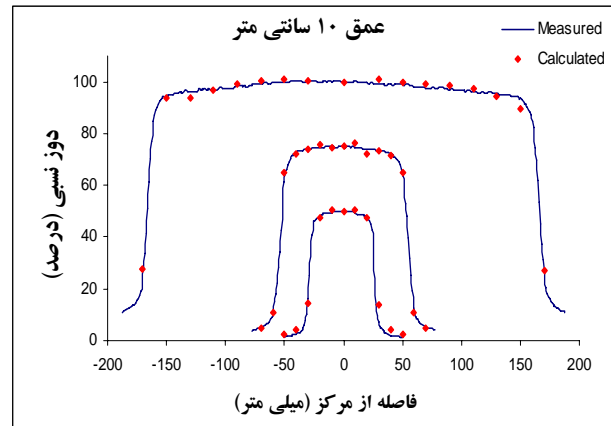


شکل ۵ - مقایسه تغییرات دوز با عمق بر روی محور مرکزی بین مقادیر محاسبه شده با MCNP و مقادیر اندازه‌گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای ۵×۵ و ۱۰×۱۰ و ۳۰×۳۰ سانتی‌متر مربع در شرایط نرمالیزه شده نسبت به عمق ۱۰ سانتی‌متر

پارامترهایی که اندازه گیری عملی آنها مشکل و یا غیرممکن است پرداخت. در این مطالعه طیف انرژی و توزیع فضایی پرتو ایکس ترمزی و تاثیر اجزاء مختلف سر دستگاه شتابدهنده بر آن به کمک کد MCNP شبیه سازی گردید سپس در یک فانتوم آب، توزیع دوز حاصل از پرتوی فوتونی ۹ مگاولت نیز شبیه سازی شد. اندازه گیری های عملی نیز با استفاده از فانتوم آب و اتاقک یونیزان RK انجام گرفت. نتایج بدست آمده نشان می دهد توافق مناسب بین منحنی های دوز عمقی و پروفایل های محاسباتی با اندازه گیریهای عملی وجود دارد. لذا از این شبیه سازی می توان به منظور پیش بینی توزیع دوز در میدانهای درمانی مختلف از نظر وجود و تاثیر عواملی نظیر ناهمگنی های بافتی و تغییردهنده های^۱ شدت پرتو استفاده نمود.

۵- تشکر و قدردانی

از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، به خاطر تصویب و حمایت مالی از اجرای این طرح تشکر می شود. همچنین تشکر و سپاس خود را از آقای دکتر ورونکا^۲ و آقای مهندس هاراسی موویچ^۳ که با همکاری صمیمانه خود ما را در اجرای این پروژه یاری نمودند اعلام می داریم.



شکل ۷ - نمایش تغییرات دوز در صفحه واقع در عمق ۱۰ سانتی متر (Beam Profile) و مقایسه نتایج بدست آمده از کد MCNP با مقادیر اندازه گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای ۵ × ۵ و ۱۰ × ۱۰ و ۳۰ × ۳۰ سانتیمترمربع

بررسی منحنی ها نشان دهنده تطبیق کامل منحنی های محاسباتی و عملی است.

۴- بحث و نتیجه گیری

با استفاده از کد MCNP-4C، شتاب دهنده خطی نپتون 10 PC بیمارستان امام رضا (ع) مشهد شبیه سازی شد نیز نشاندهنده توانایی این کد در شبیه سازی با استفاده از این کد میتوان انواع ژئومتریهای ساده و پیچیده و چشمه های مختلف پرتویی با توزیع های متفاوت از نظر انرژی و شدت را تعریف نمود. همچنین با استفاده از این کد میتوان به بررسی

منابع

1. Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol.* 2003; 48: R107 –64.
2. Chaves A, Lopes MC, Alves CC. A Monte Carlo multiple source model applied to radiosurgery narrow photon beam, *Med Phys.* 2004; 31(8): 2196-2204.
3. X Ding G, Using Monte Carlo simulation to commission photon beam output factors-a feasibility study, *Phys Med Biol.* 2003; 48: 3865 – 3874.

1- Beam Modifiers
2- Slawomir Wronka
3- Janusz Harasimowicz

4. Chetty I, Demarco JJ, Solberg TD. A virtual source model for Monte Carlo modeling of arbitrary intensity distribution, *Med Phys.* 2000; 27: 166-172.
5. Fix MK, Keller H, Rugesegger P, Born EJ. Simple beam models for Monte Carlo photon beam dose calculations in radiotherapy, *Med Phys.* 2000; 27 (12): 2739-2747.
6. Chaves A, Lopes MC, Alves CC, Oliveria C, Peralta L, Rodrigues P, Trindade A. Basic dosimetry of radiosurgery narrow beams using Monte Carlo simulation: A detailed study of depth of maximum dose, *Med Phys.* 2003; 30 (11): 2904-2911.
7. Sheikh-Bagheri D, Rogers DW. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med Phys* 2002; 29 (3): 391-402.
8. Schach von wittenau AE, Bergstrom PM, Jr., Cox LJ. Patient-dependent beam –modifier physics in Monte Carlo photon dose calculations, *Med Phys.* 2000; 27 (5): 935-47.
9. Lewist RD, Ryde SJ, Hancock DA, Evans CJ. An MCNP-based model of linear accelerator x-ray beam, *Phys Med Biol.* 1999; 44:1219 – 1230.
10. Lin SY, Chu TC, Lin JP. Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator, *Applied Radiation and Isotopes.* 2001; 55: 759-765.
11. Helen H, Liu, Rock Mackie T, Edwin C. McCullough. A dual source photon beam model used in convolution/superposition dose calculation for clinical megavoltage x-ray beams, *Med. Phys.* 1997; 24 (12): 1960-74 .
12. Briesmeister. MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code version 4C, Report LA-13709-M (Los Alamos National Laboratory, 2000).
13. Neptun 10PC Manual: technical and Operational Documentation, ZDAJ- IPJ, Swuerk, Nov. 1996.
14. Sheikh-Bagheri D, Rogers DW. Sensitivity of meagavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Med Phys.* 2002; 29(3): 379-390.
15. DeMarco JJ, Solberg TD, Smathers JB. A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis, *Med Phys.* 1998; 25(1): 1-11.
16. Ma CM, Faddegon BA, Rogers DW, MackieTD. Accurate characterization of Monte Carlo calculated beams for radiotherapy, *Med Phys.* 1997; 24 (3): 2133-43.