



ارزیابی باریکه‌های الکترونی ۶ MeV و ۸ MeV حاصل از شتابدهنده خطی نپتون 10PC با استفاده از روش مونت کارلو

نصراه جباری^۱، بیژن هاشمی ملایری^{۱*}، علی فرج‌اللهی^۲، انوشیروان کاظم‌نژاد^۱، عباس شقایب^۱، شهین جباری^۱
۱- دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، صندوق پستی: ۱۱۱-۱۴۱۱۵، تهران- ایران
۲- دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز- ایران

چکیده: باریکه‌های الکترونی بطور وسیعی در پرتو درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. با توجه به اینکه مقدار انرژی اسمی الکترونها ویژگی‌های باریکه‌های الکترونی را برای مقاصد درمانی به اندازه کافی فراهم نمی‌آورند، لازم است داده‌های دژ عمقی را برای باریکه‌های الکترونی مشخص کرده و آنها را مورد استفاده قرار داد. هدف از این تحقیق بدست آوردن داده‌های دژ عمقی باریکه‌های الکترونی ۶ MeV و ۸ MeV حاصل از شتابدهنده خطی نپتون 10PC و ارزیابی ویژگی‌های این باریکه‌ها به روش شبیه‌سازی مونت کارلو است. در این تحقیق از کد BEAMnrc برای مدل‌سازی شتابدهنده مورد نظر استفاده شد. همچنین برای شبیه‌سازی فانتوم آب مورد استفاده (RFA300)، کد DOSXYZnrc بکار رفت. نمودارهای دژ عمقی در امتداد محور مرکزی و عمود بر آن برای این باریکه‌های الکترونی در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ به روش مونت کارلو ترسیم شدند. پارامترهای عمق دژ R_{100} ، R_q ، R_{85} ، R_{50} و R_p از نمودارهای دژ عمقی بهنجار شده بدست آمدند. نمودارهای دژ عمقی محاسباتی در امتداد محور مرکزی و عمود بر آن سازگاری بسیار خوبی با مقادیر نمودارهای تجربی نشان دادند. با توجه به اینکه شتابدهنده‌های مختلف از یک سازنده و با مدل مشابه اغلب ساختارهای مشابهی دارند، به نظر می‌رسد که با شبیه‌سازی یک شتابدهنده از یک سازنده و با تغییر بیناب انرژی و شاخص کیفیت باریکه‌های مدل شبیه‌سازی شده، بتوان به مدل محاسباتی سایر شتابدهنده‌ها از همان سازنده دست یافت. علاوه بر این، به نظر می‌رسد با فراهم شدن مدل محاسباتی برای هر شتابدهنده، بتوان اثر هر یک از ساختارهای سر درمانی شتابدهنده را بر باریکه‌های الکترونی بررسی کرد و در نهایت توزیع دژ حاصل را بدست آورده و مورد ارزیابی قرار داد.

واژه‌های کلیدی: مونت کارلو، شتابدهنده خطی پزشکی، باریکه الکترونی، پرتو درمانی

Evaluation of 6 and 8 MeV Clinical Electron Beams from NEPTUN 10PC Linear Accelerator Using Monte Carlo Method

N. Jabbari¹, B. Hashemi Malayeri^{1*}, A. Farajollahi², A. Kazemnejad¹, A. Shafaei², Sh. Jabbari²
1-Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, P.O.Box: 14115-111, Tehran-Iran
2- Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz-Iran

Abstract: Electron beams are widely used in radiation therapy. Since the nominal electron energy value is not quite meaningful for physics or dosimetry purposes in treatment planning, depth dose data for electron beams must be determined and used. The purpose of this study was to obtain the depth dose data for the 6 and 8 MeV electron beams of a NEPTUN 10PC linac and evaluating its beam characteristics using Monte Carlo method. The linac electron beams were modeled using the BEAMnrc code. The DOSXYZnrc code was also used for the simulation of RFA 300 water phantom. The central axis depth dose and the beam profiles were calculated for the beam energies at the $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field size. The R_{100} , R_q , R_{85} , R_{50} and R_p parameters were extracted from the normalized depth-dose curves. The calculated results were compared with the experimental data, where the agreement between them was very good. Since different linacs from the same manufacturer and model usually have the same structures, it seems that it can be possible to model different linacs based on a particular one from the same manufacturer by defining their energy spectra and the beam quality indexes. In addition, using this method enables us to assess the characteristics of the electron beam at the exit of the linac and the effects of every part of the linacs head structure on the electron beams. It may also be possible to study and evaluate the final dose distribution.

Keywords: Monte Carlo, Medical Linear Accelerator, Electron Beam, Radiotherapy

*email: bhashemi@modares.ac.ir

۱- مقدمه

باریکه‌های الکترونی در محدوده انرژی ۴-۵۰ MeV بطور وسیعی در پرتو درمانی بکار می‌روند [۱]. از این باریکه‌ها بطور گسترده‌ای برای درمان سرطانهای سر و گردن به منظور جلوگیری از تابش‌گیری طناب نخاعی و برای درمان دیواره‌های قفسه سینه جهت محدود کردن تابش‌گیری ریه استفاده می‌شود [۱]. با توجه به اینکه مقدار انرژی اسمی الکترون‌ها که توسط سازندگان شتابدهنده‌های پزشکی ارائه می‌شود، ویژگی‌های باریکه‌های الکترونی را برای مقاصد طرح درمانی به اندازه کافی فراهم نمی‌آورد، لازم است داده‌های دز عمقی را برای باریکه‌های الکترونی مشخص کرد، و آنها را مورد استفاده قرار داد [۲].

روش مونت کارلو یک روش شبیه‌سازی آماری برای مسائل مربوط به ترابرد پرتویی است. با این روش می‌توان بطور دقیق فرایندهای فیزیکی مؤثر در پرتو درمانی را با هر هندسه پیچیده مدل کرد [۳]. بطور گسترده پذیرفته شده است که شبیه‌سازی مونت کارلو ترابرد پرتو یکی از صحیح‌ترین روشها برای بیان توزیع‌های دز جذبی در پرتو درمانی است [۳]. بویژه، با شبیه‌سازی مونت کارلو می‌توان پرتوهای بازگشتی از موادی با چگالی بالا، همچون استخوان، یا اغتشاشات پراکندگی ایجاد شده توسط حفره‌های هوا را صحیح‌تر از هر مدل موجود محاسبه دز در نظر گرفت [۳]. با وجود این، محاسبات مونت کارلو باید بطور تجربی مورد تایید قرار گیرند. مشکل اساسی روش مونت کارلو، وسعت محاسبات آن است، که در نتیجه افزایش سریع سرعت کامپیوترها و کاهش قیمت آنها و بکارگیری روشهای کاهش واریانس جدید، این مشکل دیگر چندان جدی نیست. شبیه‌سازی مونت کارلو به سرعت در حال تبدیل شدن به نسل بعدی ماشین محاسبه دز در سیستم‌های طرح پرتو درمانی رایج در کلینیک‌ها است [۳ و ۴].

کاربرد روش مونت کارلو برای شبیه‌سازی باریکه‌های الکترونی تاریخچه‌ای طولانی دارد. در سالهای اولیه، عمدتاً در نتیجه سرعت کم کامپیوترها و دسترسی به کدهای مونت کارلو نسبتاً ساده، شبیه‌سازی کامل هندسه شتابدهنده کار بسیار مشکلی بود [۵]. این مسأله پیچیده ابتدا توسط Udale / Udale-Smith حل شد، کسی که کدنویسی وسیعی (در حدود ۱۸۰۰۰ خط فرترن) را بر اساس سیستم کد EGS۴ انجام داد [۶، ۷ و ۸].

علاوه بر کار Udale-smith و توسعه سیستم BEAM توسط Rogers و همکاران [۹]، تلاش‌های دیگری نیز برای شبیه‌سازی کامل شتابدهنده الکترونی پزشکی انجام گرفت [۹ تا ۱۲]. بطور کلی روش مونت کارلو برای محاسبات دز الکترون در تمام شرایط مناسب است. باریکه‌های شبیه‌سازی شده را می‌توان برای محاسبه توزیع دز در فانتوم‌ها یا بیماران بکار برد. با وجود این، محاسبات مونت کارلو باید بطور تجربی مورد تایید قرار گیرند [۵]. در این تحقیق داده‌های دز عمقی باریکه‌های الکترونی حاصل از شتابدهنده خطی نپتون «10PC» به روش شبیه‌سازی مونت کارلو بدست آمده و ویژگی‌های این باریکه‌ها مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند.

۲- مواد و روشها

۲-۱ شبیه‌سازی مونت کارلو

در این کار پژوهشی از سیستم کد BEAMnrc که بر اساس کد مونت کارلو EGSnrc است، برای مدل سازی شتابدهنده خطی نپتون 10PC در «مد الکترونی و ترابرد الکترون‌ها» استفاده شده است. این کد برای شبیه‌سازی هر دو مد الکترونی و فوتونی شتابدهنده‌های خطی پزشکی مناسب است [۹]. به منظور مدل سازی شتابدهنده مورد نظر، اطلاعات هندسی و جنس و ترکیب مواد ساختارهای شتابدهنده از شرکت سازنده فراهم گردید. سپس ساختارهای سر درمانی شتابدهنده بصورت مدولهای ساختاری (CMs) مدل شدند. مفهوم CM در طرح کد Udale-Smith مورد استفاده قرار گرفت [۸]. در کد BEAM، این روش توسعه یافت و نقش بسیار مهمی را ایفا نمود [۹]. CMها انواع متنوعی از عناصر هندسی هستند که ممکن است برای بیان ساختارهای یک شتابدهنده مورد استفاده قرار گیرند. در این تحقیق برای شبیه‌سازی شتابدهنده مورد نظر با کد BEAMnrc اقدامات زیر انجام گرفت:

- انتخاب CM های مورد نیاز برای تعریف ساختارهای شتابدهنده
- انتخاب کتابخانه داده‌های مورد استفاده برای تعریف مواد در شبیه‌سازیها
- تعریف پارامترهای اصلی ورودی از جمله: نوع ذره تابشی، مشخصات چشمه تابشی (انرژی باریکه و توزیع آن)، تعداد ذرات مورد نیاز برای ترابرد، انرژیهای قطع ذرات، محاسبه



شبیه‌سازی شده، تعداد تاریخچه‌ها و مدت زمان اجرای برنامه برای شبیه‌سازیها نیز می‌باشد.
در این تحقیق برای شبیه‌سازیها از یک رایانه دارای پردازشگر دو تایی (ADM Athlon™ 64*2)، با سرعت پردازش ۳۸۰۰ GHz و RAM برابر با ۱ GB تحت سیستم عامل Windows XP® استفاده شد.

۲-۲ اندازه‌گیریهای تجربی

اندازه‌گیریهای تجربی در این تحقیق بر اساس پروتکل TRS-398 آژانس بین‌المللی انرژی اتمی (IAEA) انجام گرفت [۱۳]. ابزارهای مورد استفاده در این مرحله از تحقیق شامل موارد زیر بود:

۲-۲-۱ شتابدهنده خطی پزشکی نیتون 10PC

این شتابدهنده بصورت کامپیوتری کنترل می‌شود به همین جهت، PC را در کنار مدل آن ذکر می‌کنند. تمام اعمال سیستم‌های کنترلی بوسیله ریزپردازنده‌ها کنترل می‌گردند. تفنگ الکترونی آن از نوع نیمه هادی و انرژی الکترونیهای خروجی از آن در محدوده ۴۵-۴۰ keV است. در این تحقیق از مد الکترونی شتابدهنده مورد نظر استفاده شده است. شتابدهنده در این مد درمانی قادر است پرتوهای الکترونی با انرژی ۶ MeV، ۸ MeV و ۱۰ MeV تولید کند. در این مد حداکثر آهنگ ذر^(۴) در فاصله هم مرکز و در عمق حداکثر ذر، معادل ۳۰۰ MU/min است. لازم به یادآوری است که مقادیر ۵۰، ۱۰۰ و ۲۰۰ MU/min نیز بسته به مورد ممکن است انتخاب شوند. ابعاد میدان درمانی در مد الکترونی به وسیله اپلیکاتورها تعیین می‌شوند. بنا به تعریف، خان^(۵) به میدانهای کوچکتر از میدان مرجع (۱۰×۱۰ cm^۲) گفته می‌شود به همین ترتیب به میدانهای بزرگتر از میدان مرجع، میدان بزرگ گفته خواهد شد [۱۴].

۲-۲-۲ فانتوم آب RFA-300

فانتوم آب مورد استفاده از نوع RFA-300^(۶) با ابعاد ۵۰×۵۰×۵۰ سانتی‌متر مکعب بود. این فانتوم از جنس پلکسی گلاس ساخته شده است و یکی از ابزارهای استاندارد سیستم‌های دزیمتری در شتابدهنده‌ها بشمار می‌رود، که در اندازه‌گیریهای روزمره، کنترل کیفی و غیره بکار می‌رود. در فانتوم آب مورد نظر

ذر کلی یا دژ مربوط به ساختارهای مختلف، تعداد سطوح ثبت، مکان و اندازه سطوح ثبت و پارامترهای مربوط به کد EGSnrc، همچون الگوریتم‌های مربوط به ترابرد ذرات

- تعریف پارامترهای مربوط به هر CM
- ترجمه کردن^(۲) برنامه شبیه‌سازی شده برای شتابدهنده مورد نظر
- اصلاح خطاهای موجود
- اجرای برنامه تدوین شده در کد BEAMnrc
- استخراج اطلاعات مورد نیاز از خروجی کد
- در خروجی کد BEAMnrc ده فایل ظاهر می‌شود. فایل اصلی در خروجی با پسوند egslst مشخص می‌شود که شامل همه نتایج دژ و شار شبیه‌سازی است. همچنین در این فایل خلاصه‌ای از پارامترهای اصلی ورودی، اطلاعات مربوط به CMها، مواد بکار رفته در آنها و غیره وجود دارد.

فایل مهم دیگر در خروجی کد BEAMnrc، فایل فاز فضا است که با پسوند egsp1(2 or 3) مشخص می‌شود. این فایل محتوی تمام اطلاعات Phase space برای همه ذرات عبوری از سطوح ثبت (اطلاعات مکان، جهت و انرژی) است. از این فایل می‌توان بعنوان یک چشمه در ورودی کد محاسبه دژ DOSXYZnrc استفاده کرد. کد DOSXYZnrc، مسیر ذرات چشمه را از میان سلولها یا وکسل‌های تعریف شده با چگالی و ترکیب متفاوت، در یک فانتوم شبیه‌سازی می‌کند. در این کد امکان تعریف چشمه با هندسه و انرژیهای مختلف وجود دارد. همچنین می‌توان از فایل‌های Phase space بدست آمده از خروجی کد BEAMnrc بعنوان چشمه در کد DOSXYZnrc استفاده کرد. در این کد پارامترهای انرژیهای قطع برای ترابرد الکترونها و فوتونها همچنین آستانه‌های تولید الکترون (AE) و فوتون (AP) همانند کد BEAMnrc انتخاب گردید، که در قسمت اعتبارسنجی برنامه شبیه‌سازی شده بطور مفصل آورده شده است. در کلیه شبیه‌سازیها با BEAMnrc و DOSXYZnrc از الگوریتم PRESTA-II^(۳) برای ترابرد الکترونها استفاده شد. توزیع‌های دژ محاسبه شده به وسیله DOSXYZnrc در فایل‌های خروجی با پسوند‌های egslst، 3ddose و pardose یافت می‌شود. فایل egslst مهمترین فایل خروجی است. این فایل نه تنها شامل داده‌های دژ و محاسبات آماری است، بلکه محتوی اطلاعات در باره هندسه

عمقی، درون فانتوم شبیه‌سازی شده آشکارسازهایی به ابعاد $2 \times 2 \times 0.2$ سانتی‌متر مکعب طوری تعریف شدند که مرکز آشکارسازها در راستای محور مرکزی باریکه الکترونی بود.

برای حفظ شکاف 5 سانتی‌متری هوا بین دهانه پایینی آپلیکاتورها و سطح بدن بیمار، کلیه محاسبات مونت کارلو و اندازه‌گیریهای تجربی در SSD برابر با 10.5 cm انجام گرفت. پارامترهای فیزیکی مربوط به فایل ورودی در کد شبیه‌سازی، شامل پارامترهای چشمه، انرژی قطع پرتوها، الگوریتم ترابرد پرتویی و غیره، در شبیه‌سازیهای مورد نظر بطور مناسب انتخاب شدند. با توجه به اینکه در پرتو درمانی، الکترونهای کم انرژی سهم اندکی در دز فانتوم خواهند داشت، بنابراین انرژی قطع برای الکترونها را می‌توان بالاتر در نظر گرفت تا مدت اجرای محاسبات کاهش یابد [16]. بنابراین در تمام شبیه‌سازیها، انرژیهای قطع برای ترابرد الکترونها (ECUT) برابر با 0.7 MeV و برای فوتونها (PCUT) برابر با 0.1 MeV (مقدار رایج آن) در نظر گرفته شد. همچنین آستانه‌های تولید الکترون (AE) و فوتون (AP) به ترتیب برابر با 0.7 MeV و 0.1 MeV در نظر گرفته شد. علاوه بر این، از کتابخانه داده‌های 521ICRU برای شبیه‌سازیهای این تحقیق استفاده شد. در این داده‌ها تصحیحات اثر چگالی بر اساس توصیه‌های ICRU در نظر گرفته شده است [17]. به منظور فراهم شدن آمار مناسب در محاسبات دز جذبی، تعداد الکترونهای چشمه 60 میلیون در نظر گرفته شد که در نتیجه، میانگین خطای نسبی معادل 0.5 درصد بدست آمد. مدت اجرای محاسبات برای رسیدن به این خطا با رایانه بکار رفته در این مطالعه برای باریکه‌های الکترونی 6 MeV و 8 MeV به ترتیب برابر با 10/6 و 13/12 ساعت بود. محاسبه دزهای عمقی بدین صورت انجام می‌گرفت که ابتدا ذرات در شتابدهنده مدل شده با کد BEAMnrc ترابرد می‌شدند و در پایان هر ترابرد، اطلاعات هر یک از ذرات (مکان، جهت و انرژی) در یک فایل فاز فضا (Phase space) ذخیره می‌شد. حجم فایل‌های فاز فضای بدست آمده از اجرای 60 میلیون ذره برای باریکه‌های الکترونی 6 MeV و 8 MeV به ترتیب برابر با 93/9 MB و 166 MB (مگا بیت) بود. سپس از این اطلاعات بعنوان داده‌های ورودی در سیستم DOSXYZnrc برای محاسبه دزهای عمقی استفاده می‌شد.

می‌توان انواع آشکارسازهای گازی و نیمه‌هادی نصب کرد. تغییر موقعیت آشکارسازها در داخل فانتوم در دو حالت کنترل دستی توسط اپراتور و یا کنترل اتوماتیک توسط کامپیوتر انجام می‌شود.

2-2-3 آشکارسازهای نیمه‌هادی

آشکارسازهای نیمه‌هادی، یا آشکارسازهای دایودی ابزارهای حالت جامدی برای اندازه‌گیری دز هستند که اغلب از سیلیکون ساخته شده‌اند [14]. یک دایود سیلیکونی ضد آب از نوع P که ضخامت تراشه سیلیکونی آن 0.5 میلی‌متر و قطر ناحیه حساس آن 2 میلی‌متر بود برای اندازه‌گیریها مورد استفاده قرار گرفت. همچنین در هنگام اندازه‌گیریها یک آشکارساز دایودی بعنوان آشکارساز مرجع در اطراف میدان تابش قرار داده می‌شد. چون نسبت توان توقف سیلیکون به آب، تغییرات اندکی (در حدود 5٪) با تغییر انرژی در محدوده 20 MeV-1 دارد، اندازه‌گیریهای انجام شده با دایود را می‌توان بطور مستقیم برای بدست آوردن توزیع دز عمقی مورد استفاده قرار داد [14].

2-2-4 نرم افزار دزیمتری RFA plus

برای دزیمتری در شتابدهنده نپتون از یک بسته نرم افزار پیشرفته بنام Scanditronix RFA plus استفاده شد که می‌توان با آن دزیمتری نسبی، مطلق و کنترل کیفی شتابدهنده‌ها را انجام داد [15]. این نرم افزار با سیستم عامل «ویندز میکروسافت» سازگار است و مراحل اندازه‌گیری آن در محیط گرافیکی انجام می‌شود. این نرم افزار اغلب پروتکل‌های دزیمتری را دارد.

2-3 اعتبارسنجی برنامه شبیه‌سازی شده

در بالا بیان شد که هدف از انجام این تحقیق ارزیابی باریکه‌های الکترونی حاصل از شتابدهنده خطی نپتون 10PC با استفاده از روش مونت کارلو است. برای انجام این کار ابتدا شتابدهنده مورد نظر با استفاده از کد مونت کارلوی BEAMnrc در میدان مرجع ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) و در دو انرژی 6 MeV و 8 MeV شبیه‌سازی شد. دز جذبی یک فانتوم آب به ابعاد $50 \times 50 \times 50$ سانتی‌متر مکعب، همانند آنچه که برای اندازه‌گیری‌های تجربی مورد استفاده قرار می‌گیرد، توسط سیستم مونت کارلو DOSXYZnrc که آن هم بر اساس کد مونت کارلوی EGSnrc است، شبیه‌سازی شد. برای محاسبه نمودارهای دز

هم مقایسه شدند. در نهایت ویژگی‌های باریکه‌های الکترونی شتابدهنده فوق شامل پارامترهای مربوط به: بهنجار شده عمق دُز حداکثر (R_{100})، عمقی که در آن خط "مماس بر شیب منحنی" خط "عبوری از دُز حداکثر" را قطع می‌کند (R_q)، عمق $7/85$ دُز (R_{85})، عمق 50% دُز (R_{50}) و عمق برد عملی الکترونها (R_p) در میدان مرجع و در دو انرژی مورد ارزیابی قرار گرفتند.

همچنین برای میانگین انرژی (E_0) و محتمل‌ترین انرژی (E_{p0}) روابط تجربی حاکم بر ویژگی‌های باریکه، از روی مقادیر محاسباتی و اندازه‌گیری شده مورد ارزیابی قرار گرفتند. برای این منظور از دو رابطه پیشنهادی AAPM [۱۸]، بصورت زیر استفاده شد.

$$E_0 = 2.33R_{50} \quad (1)$$

$$E_{p0} = 0.22 + 1.98R_p + 0.0025R_p^2 \quad (1)$$

۳- نتایج

در شکل‌های ۱ و ۲، نمودارهای دُز عمقی محور مرکزی اندازه‌گیری شده (بطور تجربی) و حساب شده (به روش مونت کارلو) برای انرژیهای ۶ MeV و ۸ MeV باریکه‌های الکترونی حاصل از شتابدهنده خطی نپتون 10PC نشان داده شده است. هر مقدار تجربی، میانگین سه مقدار اندازه‌گیری شده است. میانگین و انحراف معیار بعضی از شاخص‌های مهم درمانی بدست آمده از این نمودارها در جدول‌های ۱ و ۲ برای دو انرژی مذکور درج شده است. همانگونه که در شکل‌های ۱ و ۲ مشاهده می‌شود، مقادیر ثبت شده بعد از برد عملی الکترونها، که مربوط به دُز ناشی از فوتونهای تولید شده در مسیر باریکه‌های الکترونی در شتابدهنده و فانتوم آب است، به دلیل کم انرژی بودن باریکه‌های الکترونی مورد مطالعه در هر دو روش تجربی و محاسباتی ناچیز است.

در کد BEAMnrc، می‌توان هر دو کمیت، انرژی و آگنار شده (EDEP) ^(۱۰) و دُز جذبی را بطور کلی و در هر یک از ساختارهای شتابدهنده حساب کرد. در این مطالعه، دُز جذبی را در سلولهای تعریف شده در فانتوم آب، برای محاسبه دُز عمقی در راستای محور مرکزی و عمود بر این محور بدست آوردیم.

در اغلب مطالعات انجام شده در این زمینه، چشمه الکترونی اولیه را بصورت یک چشمه نقطه‌ای تک انرژی بر روی محور مرکزی تابش در نظر گرفته‌اند [۱۱]. در این تحقیق توزیع انرژی و زاویه‌ای الکترونها برای چشمه الکترونی اولیه به روش سعی و خطا بدست آمد. برای این کار از چشمه‌های الکترونی اولیه با مشخصات زیر استفاده شد:

چشمه نقطه‌ای تک انرژی مستقر بر روی محور چشمه نقطه‌ای با توزیع انرژی گوسی مستقر بر روی محور مرکزی با FWHM برابر با 5% محتمل‌ترین انرژی چشمه‌های باریکه مدادی ^(۷) تک انرژی به قطرهای ۲ و ۴ میلی‌متر بر روی محور مرکزی

چشمه‌های باریکه مدادی مستقر بر روی محور مرکزی به قطرهای ۲ و ۴ میلی‌متر و با توزیع‌های انرژی گوسی با FWHM برابر با 5% محتمل‌ترین انرژی

سپس منحنی‌های دُز عمقی برای چشمه‌های مورد نظر محاسبه و با مقادیر اندازه‌گیری تجربی مقایسه شد و در نهایت چشمه الکترونی اولیه مناسب با بررسی همخوانی مقادیر R_{50} اندازه‌گیری و محاسباتی حاصل از چشمه‌های مورد آزمون برای هر دو انرژی انتخاب گردید [۱۳].

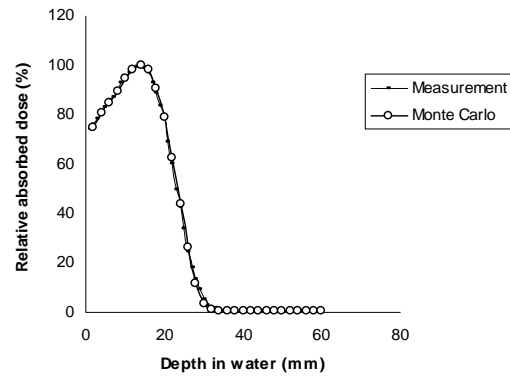
بنابراین در این تحقیق، برای محاسبات مونت کارلوی باریکه‌های الکترونی ۶ MeV و ۸ MeV، به ترتیب از چشمه‌های الکترونی اولیه با مشخصات باریکه مدادی با قطر ۲ میلی‌متر و با انرژیهای ۶/۴ MeV و ۸/۴۲ MeV تک انرژی، که بر روی محور مرکزی تابش قرار می‌گرفتند، استفاده شد. بدین ترتیب مقادیر منحنی‌های دُزهای عمقی در امتداد محور مرکزی ^(۸) و همچنین در صفحات عمود بر محور مرکزی ^(۹) در میدان مرجع و در فانتوم آب شبیه‌سازی شده، برای دو انرژی شتابدهنده مورد نظر که دارای خصوصیات ساختاری مشابهی بودند، محاسبه شد. همچنین منحنی‌های دُزهای عمقی در امتداد محور مرکزی و عمود بر محور مرکزی برای حالت‌های مشابه با روش محاسباتی در فانتوم آب RFA300 و با استفاده از آشکارسازهای دایودی بطور تجربی اندازه‌گیری شد.

برای اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی شده، مقادیر نمودارهای دُز محاسباتی و اندازه‌گیری در امتداد محور مرکزی و عمود بر آن با

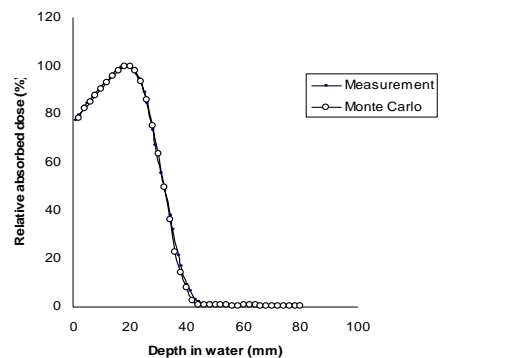
برای محاسبه دُز جذبی از پارامتر EDEP استفاده شده که انرژی واگذار شده به هر سلول را بر حسب ژول بدست می‌دهد. سپس مقدار انرژی بدست آمده در هر سلول به جرم آن بر حسب کیلوگرم تقسیم شد و دُز جذبی بر حسب گری بدست آمد. در جدولهای ۱ و ۲ مقادیر پارامترهای مربوط به منحنی‌های دُز عمقی اندازه‌گیری شده و حساب شده برای دو باریکه الکترونی ۶ MeV و ۸ MeV درج شده است. بطوریکه در بالا اشاره شد، مقدار هر اندازه‌گیری تجربی حاصل سه اندازه‌گیری است. همچنین خطای آماری در محاسبه پارامترهای جدولهای ۱ و ۲ با روش مونت کارلو کمتر از ۱٪ بوده است. علاوه بر این در جدولهای ذکر شده، مقادیر میانگین انرژی (E_0) و محتمل‌ترین انرژی (E_{p_0}) درج شده‌اند که با استفاده از فرمولهای ۱ و ۲ از روی مقادیر هر دو روش اندازه‌گیری تجربی و محاسباتی مونت کارلو بدست آمده‌اند. ملاحظه می‌شود که مقادیر پارامترها در هر دو روش مطابقت خوبی دارند.

در شکل‌های ۳ و ۴ نمودارهای دُز اندازه‌گیری شده و حساب شده به روش مونت کارلو در راستای عمود بر محور مرکزی در میدان مرجع ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) برای انرژیهای ۶ MeV و ۸ MeV باریکه‌های الکترونی حاصل از شتابدهنده مورد بررسی، نشان داده شده‌اند. مشاهده می‌شود که نمودارهای دُز حساب شده در راستای عمود بر محور مرکزی همانند مقادیر اندازه‌گیری شده متقارن هستند، که نشانگر متقارن بودن هندسه شبیه‌سازی شده است. در جدول ۳ مقادیر پارامترهای نمودارهای دُز عمود بر محور مرکزی برای باریکه‌های الکترونی مورد مطالعه، نشان داده شده است.

از آزمون آماری کولموگروف اسمیرنوف برای مقایسه مقادیر اندازه‌گیری شده و حساب شده استفاده شد. مقادیر P-value بدست آمده از این آزمون برای نمودارهای دُز عمقی محور مرکزی برای هر دو انرژی ۶ و ۸ MeV برابر با مقدار ۱/۰ و برای نمودارهای عمود بر محور مرکزی باریکه در انرژی ۶ MeV برابر با ۰/۴۱۶ و در انرژی ۸ MeV برابر با ۰/۷۵۹ است. ملاحظه می‌شود که مقادیر دُز در همه نمودارها برای هر دو روش محاسباتی و اندازه‌گیری، همخوانی خوبی را نشان می‌دهند؛ بطوریکه برای هر نقطه بر روی نمودار دُز عمقی، حداکثر خطا برابر ۲ تا ۳ درصد حداکثر دُز است.



شکل ۱- مقایسه مقادیر دُز عمقی در امتداد محور مرکزی به روشهای اندازه‌گیری و محاسباتی برای باریکه الکترونی ۶ MeV.



شکل ۲- مقایسه مقادیر دُز عمقی در امتداد محور مرکزی به روشهای اندازه‌گیری و محاسباتی برای باریکه الکترونی ۸ MeV.

جدول ۱- مقایسه پارامترهای مربوط به نمودارهای دُز عمقی محور مرکزی برای باریکه ۶ MeV به دو روش اندازه‌گیری و محاسباتی.

پارامتر	مقدار اندازه‌گیری شده	مقدار حساب شده به روش مونت کارلو
$E_{p_0}(\text{MeV})$	$6/21 \pm 0/02$	۶/۲۰
$E_0(\text{MeV})$	$5/68 \pm 0/02$	۵/۶۷
$R_{100}(\text{mm})$	$14/0 \pm 0/0$	۱۴/۰
$R_{50}(\text{mm})$	$24/4 \pm 0/1$	۲۴/۳
$R_{85}(\text{mm})$	$19/5 \pm 0/1$	۱۹/۴
$R_p(\text{mm})$	$30/1 \pm 0/1$	۳۰/۱
$R_q(\text{mm})$	$17/9 \pm 1/0$	۱۷/۹

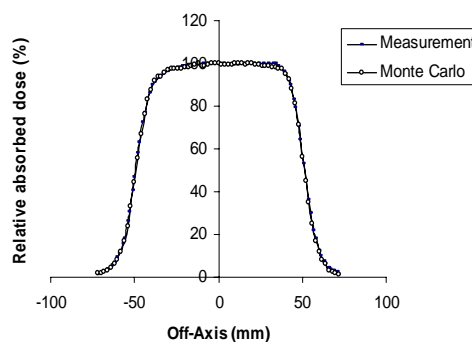
جدول ۲- مقایسه پارامترهای مربوط به نمودارهای دُز عمقی محور مرکزی برای باریکه ۸ MeV به دو روش اندازه‌گیری و محاسبه.

پارامتر	مقدار اندازه‌گیری شده	مقدار حساب شده به روش مونت کارلو
$E_{p_0}(\text{MeV})$	$8/24 \pm 0/06$	۸/۲۵
$E_0(\text{MeV})$	$7/44 \pm 0/03$	۷/۴۵
$R_{100}(\text{mm})$	$19/0 \pm 0/0$	۱۹/۰
$R_{50}(\text{mm})$	$32/0 \pm 0/2$	۳۱/۹
$R_{85}(\text{mm})$	$25/8 \pm 0/2$	۲۵/۷
$R_p(\text{mm})$	$40/3 \pm 0/3$	۴۰/۳
$R_q(\text{mm})$	$23/4 \pm 0/2$	۲۳/۳

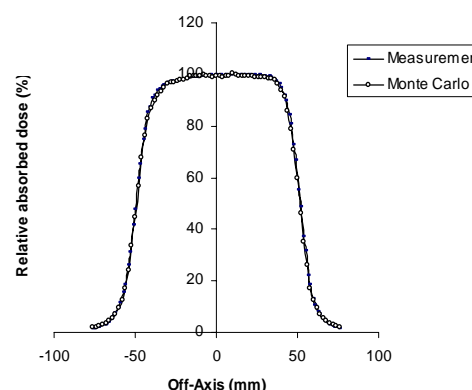
۴- بحث و نتیجه‌گیری

سازندگان، بیناب انرژی الکترونها را قبل از پنجره خروجی تعریف می‌کنند. بنابراین بیناب انرژی ثبت شده در خروجی شتابدهنده تا حدودی با بیناب اعمال شده به آن متفاوت خواهد بود. مقدار انرژی اسمی ارائه شده توسط سازندگان برای باریکه‌های الکترونی بطور کافی ویژگی‌های یک باریکه الکترونی را برای مقاصد طرح درمانی فراهم نمی‌آورد. بنابراین بایستی داده‌های دژ عمقی را برای باریکه‌های کلینیکی مشخص نمود و آنها را مورد استفاده قرار داد. همچنین مشخصات باریکه‌های الکترونی اولیه در اغلب شتابدهنده‌ها در دسترس نیست و از طرفی شتابدهنده‌ها در موقع نصب با تنظیم متفاوتی راه‌اندازی می‌شوند. بطوریکه شتابدهنده‌های مختلف از یک مدل و از یک سازنده ممکن است توزیع‌های دژ متفاوتی داشته باشند، بنابراین یکی از بهترین روشهای مؤثر در تعیین ویژگیهای باریکه‌های الکترونی (توزیع‌های زاویه‌ای و انرژی) استفاده از روش محاسباتی مونت کارلو است. با این روش می‌توان هم به بیناب انرژی الکترون در خروجی شتابدهنده دست یافت و هم می‌توان بر احوالی اثر هر یک از ساختارهای درمانی شتابدهنده را بر روی بیناب انرژی و در نهایت، توزیع دژ حاصل مورد بررسی قرار داد. با توجه به اینکه شتابدهنده‌های مختلف از یک سازنده و با یک مدل مشابه، ساختارهای مشابهی دارند، می‌توان گفت که اثر این ساختارها بر روی باریکه‌های الکترونی در شتابدهنده‌هایی از یک مدل و یک سازنده، مشابه خواهد بود. در این صورت تنها پارامتر مجهول، انرژی واقعی باریکه‌های الکترونی در هنگام تنظیم خواهد بود. بنابراین اگر یکی از این شتابدهنده‌های مشابه را بعنوان شتابدهنده مرجع با روش مونت کارلو مدل سازی کنیم، و بیناب انرژی و شاخص کیفیت باریکه‌های الکترونی آنرا با روش مونت کارلو بدست آوریم، در نهایت، بدون شبیه‌سازیهای مجدد تک تک شتابدهنده‌ها می‌توانیم با تغییر دادن بیناب انرژی و شاخص کیفیت باریکه‌های مدل مرجع، به مدل محاسباتی سایر شتابدهنده‌ها از همان سازنده برسیم.

بطور کلی نتایج حاصل از این تحقیق نشان می‌دهد که با استفاده از اطلاعات موجود از شتابدهنده نپتون مدل 10PC و با استفاده از کد شبیه‌سازی BEAMnrc می‌توانیم به مدلی محاسباتی از مدل الکترونی شتابدهنده مورد نظر برسیم.



شکل ۳- مقایسه مقادیر منحنی دژ در امتداد عمود بر محور مرکزی به روشهای اندازه‌گیری و محاسبه برای باریکه الکترونی ۶ MeV.



شکل ۴- مقایسه مقادیر منحنی دژ در امتداد عمود بر محور مرکزی به روش اندازه‌گیری و محاسبه برای باریکه الکترونی ۸ MeV.

جدول ۳- مقادیر پارامترهای مربوط به نمودارهای دژ عمود بر محور مرکزی حساب شده به روش مونت کارلو.

انرژی باریکه الکترونی (MeV)	صافی شدگی میدان ^{۱۱} (۰/۰)	تقارن میدان ^{۱۲} (۰/۰)	نیم سایه ^{۱۳} (میلی متر)
۶	۵	۶	۱۱/۸
۸	۴	۵/۲	۱۱/۲

بر اساس پروتکل TRS-398 آژانس بین‌المللی انرژی اتمی (IAEA)، برای تعیین شاخص کیفیت باریکه‌های الکترونی از R_{50} استفاده می‌شود [۱۳]. بنابراین تطبیق مقادیر R_{50} از دو روش اندازه‌گیری تجربی و محاسباتی مونت کارلو و همخوانی خوب نمودارهای دژهای عمقی در امتداد محور مرکزی و عمود بر آن، تأییدی بر اعتبارسنجی دقیق روش شبیه‌سازی و مدل شبیه‌سازی شده است.

بی‌نوشت‌ها:

۱- Component Modules

۲- Compile

۳- PRESTA: Parameter Reduced Electron-Step

Transport Algorithm

۴- Max Dose Rate

۵- Khan

۶- Scanditronix Wellhofer AB, Stalgatan 14, 754 50

Uppsala, Sweden

۷- Pencil Beam

۸- Percent Depth Dose

۹- Beam Profiles

۱۰- Energy Deposited

References:

1. C.M. Ma, B.A. Faddegon, D.W.O. Rogers, T.R. Mackie, "Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy," *Med. Phys.* **24**, 1, 401-416 (1997).
2. D.S. Followill, D.S. Davis, G.S. Ibbott, "Comparison of electron beam characteristics from multiple accelerators," *Int. J. Radiation. Oncology. Biol. Phys.* **59**, 3, 905-910 (2004).
3. C.M. Ma and S.B. Jiang, "Monte Carlo modeling of electron beams from medical accelerators," *Phys. Med. Biol.* **44**, R157-R189 (1999).
4. C.M. Ma and A.E. Nahum, "Calculation of absorbed dose ratios using correlated Monte Carlo sampling," *Med. Phys.* **20**, 1189-99 (1993).
5. M.A. Ebert and P.W. Hoban, "A Monte Carlo investigation of electron-beam applicator scatter," *Med. Phys.* **22**, 9, 1431-1435 (1995).
6. M.A. Udale, "Monte Carlo investigation of surface doses for broad electron beams," *Phys. Med. Biol.* **33**, 8, 939-953 (1998).
7. M.A. Udale-Smith, "Monte Carlo investigation of high energy electron beams used in radiotherapy," PhD Thesis, Leeds University (1990).
8. M.A. Udale-Smith, "Monte Carlo calculations of electron beam parameters for three Philips linear accelerators," *Phys. Med. Biol.* **37**, 1, 85-105 (1992).
9. D.W.O. Rogers, B.A. Faddegon, G.X. Ding, C.M. Ma, J. We, T.R.A. Mackie, "BEAM, a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units," *Med. Phys.* **22**, 503-24 (1995).
10. A. Kapur, C.M. Ma, E.C. Mok, D.O. Findley, A.L. Boyer, "Monte Carlo calculations of electron beam output factors for a medical linear accelerator," *Phys. Med. Biol.* **43**, 3479-3494 (1998).
11. D.W.O. Rogers, J. Cygler, T.R. Mackie, "Monte Carlo investigation of electron beam output factors vs size of square cutout," *Med. Phys.* **26**, 5, 743-750 (1999).
12. P. Bjork, T. Knoos, P. Nilsson, "Influence of initial electron beam characteristics on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for linear accelerator electron beams," *Phys. Med. Biol.* **47**, 4019-4041 (2002).
13. International Atomic Energy Agency (IAEA), "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water," IAEA Technical Report Series TRS-398, Austria, IAEA, (1999).
14. F.M. Khan, "The physics of radiation therapy," third edition, Philadelphia, (2003).
15. Scanditronix Medical AB, "Software handbook to RFAPLUS Version 5.2," Uppsala, Sweden, Scanditronix Medical AB, (2001).
16. B. Walters, I. Kawrakow, D.W.O. Rogers, "DOSXYZnrc users manual," NRCC Report PIRS-794 (rev. B), Ottawa, (2004).
17. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), "Stopping powers for electrons and positrons," ICRU Report 37, ICRU, Washington D.C, (1984).
18. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 25, "Clinical electron-beam dosimetry," *Med. Phys.* **18**, 73-109 (1991).