

شبیه سازی شتابدهنده خطی به روش مونت کارلو و محاسبه پارامترهای باریکه الکترونی مورد استفاده در رادیوتراپی

محمد تقی بحرینی طوسی^۱، مهدی مومن نژاد^۲، سید محمد هاشمی^۳

۱- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۲- استادیار گروه پزشکی هسته ای، بیمارستان امام رضا (ع)، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۳- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

تاریخ دریافت: ۸۷/۸/۱۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۳/۳۰

چکیده

مقدمه: در چند دهه اخیر کدهای مونت کارلو زیادی برای تحقیقات و کاربردهای پزشکی مطرح شده اند. این روشها بدقت و با جزئیات کامل ترابرد ذره حاصل از شتابدهنده خطی را محاسبه می کنند. اشکال کلی این روشها طولانی بودن زمان محاسبات است که با استفاده از کامپیوترهای سریع و روشهای کاهش واریانس و تکنیکهای موازی سازی این زمان تا حد زیادی کاهش یافته است.

مواد و روشها: در این بررسی از کد محاسباتی MCNP-4C به منظور شبیه سازی مد الکترون شتابدهنده خطی نپتون 10PC استفاده شده است. میدانهای مورد بررسی در این تحقیق، با ابعاد ۶×۶، ۱۰×۱۰، ۱۵×۱۵ و ۲۵×۲۵ سانتی متر مربع انتخاب گردیدند و پارامترهای دزیمتری شامل منحنی های دز عمقی و توزیع دز در خارج از مرکز برای الکترون ۶، ۸ و ۱۰ مگاالکترون ولت به طریقه محاسباتی و عملی اندازه گیری شده و این نتایج با یکدیگر مقایسه گردید.

اندازه گیری عملی پارامترهای دزیمتری با استفاده از سیستم دزیمتری اسکندیترونیکیس، دزیمترهای نیمه هادی و نرم افزار RFA Plus انجام شده است.

نتایج: مقایسه نتایج محاسباتی و اندازه گیریهای عملی منحنی های درصد دز عمقی و توزیع دز در خارج از مرکز در میدان ها و انرژیهای مختلف، نشاندهنده توافق مناسب (بهبتر از ۰.۲٪) بین آنهاست همچنین بین پارامترهای باریکه الکترونی از قبیل E_0 ، R_p ، R_q و غیره توافق بسیار خوبی وجود دارد.

بحث و نتیجه گیری: شبیه سازی انجام شده در این مطالعه قادر به محاسبه داده های باریکه های الکترونی شتابدهنده در فانتوم آب برای اندازه میدانهای مختلف می باشد و این داده ها را می توان در بررسی پارامترهایی که اندازه گیری عملی آنها غیر ممکن و یا مشکل می باشد استفاده نمود و در پیش بینی و بهینه سازی طرح درمان به کار برد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۲، پیاپی (۲۳)، تابستان ۸۸: ۱۱-۱۸)

واژگان کلیدی: شبیه سازی، مونت کارلو، شتابدهنده خطی، دزیمتری

۱- مقدمه

سال ۱۹۷۳ بورلین و همکاران طی مقاله ای به کاربردهای مونت کارلو در پرتو شناسی پزشکی اشاره نمودند [۱]. از آن زمان تاکنون استفاده از این تکنیکها در شاخه های مختلف پزشکی و بویژه رادیوتراپی معمول گردید. زمینه های تحقیقاتی مونت کارلو در رادیوتراپی بسیار زیاد است و در

ورود تکنیکهای مونت کارلو در حوزه فیزیک پزشکی به کندی و از اواخر دهه ۱۹۷۰ میلادی آغاز شد. اولین بار در

* نویسنده مسؤول: محمد تقی بحرینی طوسی
آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد
bahreynimt@mums.ac.ir
تلفن: ۸۰۰۲۳۱۶ - ۹۸ (۵۱۱) +
نمابر: ۸۰۰۲۳۲۰ - ۹۸ (۵۱۱) +

۴) روشهایی برای تعیین کمیتهای مورد نظر و تحلیل اطلاعات به دست آمده در شبیه سازی. دو بخش آخر سهم مهمی در پیچیدگی کد رایانه‌ای و زمان اجرای آن دارند و دو بخش اول مربوط به اصول اساسی فیزیک در شبیه سازی هستند [۸]. در این مطالعه از کد محاسباتی MCNP-4C^۳ استفاده شده است. ویژگیهای مهم MCNP که استفاده از آن را خیلی ساده و آسان می‌سازد عبارتند از: توانایی تعریف چشمه عمومی، چشمه بحرانی، چشمه سطحی همچنین ترسیم مناسب هندسه مسئله، مجموعه‌ای غنی از روش‌های کاهش واریانس، تالی‌های قابل انعطاف و مجموعه گسترده‌ای از داده‌های سطح مقطع.

۲- مواد و روشها

این مطالعه بر روی دستگاه شتاب‌دهنده خطی نپتون 10PC انجام شد. این شتاب دهنده به منظور تولید پرتوهای مگا ولتاژ مورد استفاده در رادیوتراپی، طراحی و ساخته شده است. و دارای سه پرتو الکترونی با انرژیهای ۶ و ۸ و ۱۰ مگاالکترون ولت و یک پرتو فوتونی با انرژی ۹ مگا ولت می باشد. اصول کار دستگاه بر مبنای شتاب‌دهی به الکترونها و استفاده مستقیم از آنها (الکترون تراپی) و یا استفاده از پرتوهای ترمزی حاصل از برخورد پرتو الکترونی به هدف می باشد طرح شماتیک اجزای شبیه‌سازی شده دستگاه نپتون در شکل (۱) نشان داده شده است. این شکل در صفحه $px=0$ به همراه فانتوم آب رسم شده است. در این شبیه‌سازی نقطه میانی سطح فانتوم آب مبداء مختصات فرض شده است و موقعیت سایر اجزاء نسبت به آن تعیین گردیده است. اجزای شبیه‌سازی شده شامل کلیماتور نخستین، پنجره خروجی، کلیماتور اولیه، صفحه پراکنده کننده، صفحه فولادی، اتافک یونیزان، کلیماتور ثانویه و اپلیکاتورها می باشند.

این مورد می‌توان به شبیه‌سازی چشمه‌های تله‌تراپی^۱ و اندازه‌گیری پارامترهای مختلف دزیمتری در محیطهای گوناگون اشاره کرد. تاثیر عوامل موثر بر توزیع دز و بویژه اثر ناهمگنی‌های بافت ها و بررسی توزیع دز در فصل مشترک بافتهای مختلف و تلاش در جهت استفاده از مونت کارلو در سیستم های طرح درمان^۲ از دیگر زمینه‌های مطالعاتی است. در مورد دستگاههای شتاب‌دهنده شبیه‌سازی چشمه از اهمیت زیادی برخوردار است و برای دستگاههای هر مرکز بایستی به صورت اختصاصی انجام گیرد. در این رابطه پرتو فوتونی و الکترونی شتاب‌دهنده های مختلف مورد شبیه سازی قرار گرفته اند. در ابتدا بیشتر مطالعه بر روی باریکه های فوتونی شتاب‌دهنده های مختلف صورت می گرفت (مانند پتی و همکاران در سال ۱۹۸۳، موهان و همکاران در سال ۱۹۸۵ و موهان در سال ۱۹۸۸). شبیه سازی باریکه های الکترونی در دهه ۱۹۸۰ میلادی آغاز شد (برای مثال آدال در سال ۱۹۸۸، آدال و اسمیت در سال ۱۹۹۲، دینگ و همکاران در سال ۱۹۹۶، ما و همکاران در سال ۱۹۹۷، سمپا و همکاران در سال ۲۰۰۱ و دارکول پیچ و همکاران در سال ۲۰۰۱) [۲، ۳]. در رادیوتراپی، شبیه‌سازی شامل دو مرحله است: مرحله اول شبیه‌سازی چشمه پرتوزا که می‌تواند شتاب‌دهنده خطی، دستگاه کبالت و یا هر چشمه دیگر باشد و مرحله دوم شامل شبیه‌سازی بیمار و بررسی پارامترهای مختلف توزیع دز در آن است [۴-۷].

یک کد شبیه‌سازی مونت کارلو دارای چهار بخش عمده است:
 (۱) داده‌های سطح مقطع برای کلیه فرایندهایی که در شبیه‌سازی بررسی می‌شوند.

(۲) الگوریتم استفاده شده برای ترابرد ذره

(۳) روش‌های مورد استفاده برای نمایش هندسه و عبور ذره از یک حجم به حجم دیگر

¹ Teletherapy

² Treatment Planning System

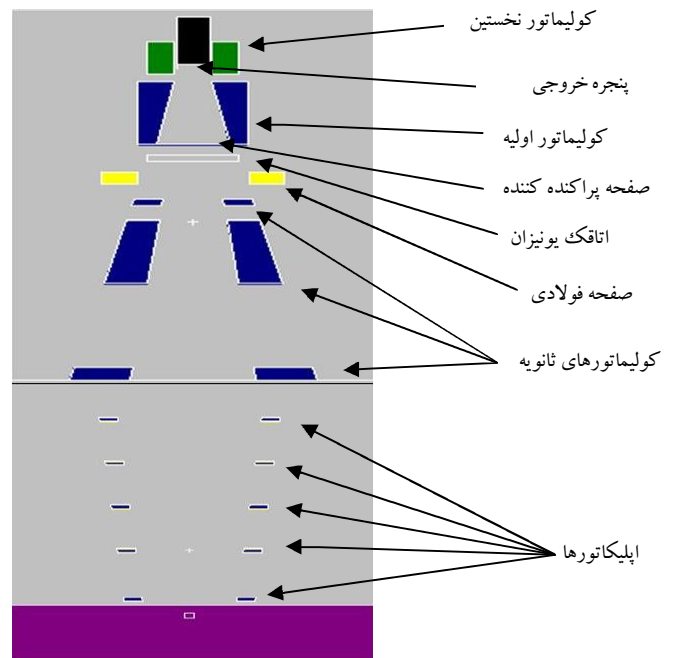
³ Monte Carlo N-particle Version 4C

شبیه سازی شتابدهنده خطی به روش مونت کارلو

کلیماتور اولیه توسط صفحه پراکنده کننده مسدود می شود این صفحه از جنس سرب است و از یک بخش مسطح دایروی به ضخامت $0/5$ میلی متر تشکیل شده است. در زیر صفحه پراکنده کننده و در حد فاصل آن با کلیماتور ثانویه، اطاقک های یونیزان واقع شده اند که اندازه گیری دز جذبی و کنترل آهنگ دز پرتوهای فوتونی و الکترونی خروجی از دستگاه را انجام می دهند. و به شکل استوانه ای می باشند. به لحاظ ساختمانی این اطاقکها متشکل از ۱۹ لایه شامل ۶ لایه کاپتون^۱، ۸ لایه آلومینیم و ۵ لایه هوا می باشند ولی در شبیه سازی این قطعه، ضخامت لایه های یکسان با یکدیگر جمع می شود لازم به ذکر است که در حد فاصل سطح تحتانی اطاقک یونیزان و کلیماتور ثانویه، صفحه ای فولادی قرار دارد که اطاقک یونیزان و ملحقات مربوط به سیستم نوری دستگاه بر روی آن قرار می گیرند. در مرکز این صفحه و در امتداد محور مرکزی پرتو، سوراخی دایره ای شکل وجود دارد که پرتو خروجی از اطاقک یونیزان از آن عبور می کند و سپس وارد کلیماتور ثانویه می شود. در این دستگاه، کلیماتور ثانویه متشکل از ۶ جفت تیغه سربی است بعد از کلیماتورهای ثانویه، اپلیکاتورها قرار دارند. اپلیکاتورها متشکل از ۱۰ جفت تیغه می باشند که به صورت یک در میان و در بالای هم قرار گرفته اند، پنج جفت در جهت محور X ها و پنج جفت دیگر در جهت محور Y ها قرار دارند. شکل ۲ شمایی کلی از این اپلیکاتورها را نشان می دهد.



شکل ۲- اپلیکاتورهای بزرگ، نصب شده روی سر شتابدهنده



شکل ۱- طرح شماتیک اجزاء شبیه سازی شده شتابدهنده خطی (پتون 10PC)

آهنگ پرتودهی این دستگاه برابر با ۳۰۰ ماینیور بر دقیقه است. در این دستگاه هدف ثابت می باشد و تغییر مسیر الکترونها در اطاقک انحراف و سایر نقاط با استفاده از میدانهای مغناطیسی حاصل از سیم پیچ های مختلف انجام می گیرد. خروج فوتون و الکترون از طریق لوله هادی صورت می گیرد. در قسمت میانی لوله هادی، صفحه ای فولادی به ضخامت $0/01$ سانتی متر وجود دارد که پنجره خروجی پرتو می باشد و جدا کننده قسمت خلاء از بخشهای دیگر دستگاه است. اطراف لوله هادی توسط قطعه ای مکعب شکل از جنس تنگستن احاطه شده است که کلیماتور نخستین نام نهاده شده است و لوله هادی در آن قرار می گیرد. به نظر می رسد حداکثر قطر پرتو خروجی از شتابدهنده توسط قطر داخلی سوراخ مرکزی کلیماتور نخستین تعیین می شود. کلیماتور اولیه پس از کلیماتور نخستین قرار دارد و بصورت استوانه ای از جنس سرب است که در قسمت میانی آن روزنه ای به شکل مخروط ناقص وجود دارد. قسمت پایین

¹ Kapton

سیستم تا حد ممکن و جلوگیری از رهگیری ذرات در جهات ناخواسته برای کاهش زمان رهگیری استفاده شده است. استفاده از کارت قطع انرژی بزرگترین سهم را در کاهش زمان اجرای برنامه دارد با این کارت از پیگیری الکترونیهای با انرژی کمتر از ۵۰۰ کیلو الکترون ولت و فوتونهای با انرژی کمتر از ۱۰ کیلو الکترون ولت توسط برنامه ممانعت می شود. ضمن اینکه با اعمال این محدودیتها تفاوتی نیز در جواب شبیه سازی صورت نمی گیرد.

در مرحله محاسباتی، رهگیری الکترونها تا حدی که خطای محاسباتی به ۱٪ تا ۲٪ برسد ادامه یافت.

در اجرای این تحقیق تمامی پارامترهای دزیمتری محاسباتی، بصورت عملی نیز اندازه گیری و ارزیابی شده اند و به این منظور از سیستم دزیمتری ولهوفر- اسکندیترونیکس به همراه آشکارسازدیودی استفاده شد. تمام محاسبات با کامپیوتر پنتیوم^۳ IV با سرعت پردازش ۳/۲ گیگا هرتز و RAM ۱۰۲۴ مگا بایت انجام شد.

سیستم اسکندر تیرونیکس مورد استفاده در این پروژه RFA-300 بوده است. این سیستم متشکل از دو بخش نرم افزاری و سخت افزاری است. بخش سخت افزاری آن شامل فانتوم آب، آشکارسازهای نیمه هادی، آشکارساز مرجع، آشکارسازهای میدان و اتاقکهای یونیزان می باشد. بخش نرم افزاری سیستم دزیمتری RFA-300 یک برنامه تحت ویندوز بنام RFA Pluse است که در یک کامپیوتر pc با Ram= ۶۴۰ KB و Hard=۲۰MB قابل نصب و اجراست. انجام عملیات مختلف اندازه گیری، نمایشی و آنالیزی مانند تعیین شرایط اسکن یک سطح با عمق، مسیر حرکت، فاصله بین نقاط، ولتاژ دزیمترها، نرمالیزاسیون اطلاعات و سایر موارد با کمک این نرم افزار تعیین و کنترل می شود.

ضخامت هر یک از این تیغه ها ۰/۸ سانتی متر می باشد و هر یک از سه لایه تشکیل شده اند که لایه های بالا و پایین از جنس فولاد^۱، هر یک به ضخامت ۰/۱ سانتی متر ولایه وسط از جنس سرب و به ضخامت ۰/۶ سانتی متر می باشد. اپلیکاتورها به کولیماتورهای ثانویه متصل می شوند و همراه با آنها حرکت می کنند و میدانهای چهارگوشه در مد الکترون دستگاه شتابدهنده ایجاد می کنند. دقت حرکت آنها در حد ± 1 سانتی متر می باشد و با استفاده از این اپلیکاتورها امکان ایجاد میدانهای با ابعاد ۳×۳ تا ۲۵×۲۵ سانتی متر مربع فراهم می شود. این دستگاه شامل دو نوع اپلیکاتور بزرگ و کوچک می باشد اپلیکاتورهای کوچک برای میدانهای تا اندازه ۸×۸ سانتی متر مربع به کار برده می شوند و اپلیکاتورهای بزرگ نیز برای ایجاد میدانهای بزرگتر از ۸×۸ سانتی متر مربع مورد استفاده قرار می گیرند.

در شبیه سازی کلیماتور ثانویه و اپلیکاتورها، تعداد و ترتیب تیغه ها مورد توجه قرار گرفته است و مدلسازی آنها به گونه ای انجام شده است که حرکت تیغه ها در امتداد هر محور به صورت همزمان انجام می گیرد و امکان حرکت مستقل تیغه های هر ردیف نیز وجود دارد. فضاهای خالی بین قسمتهای مختلف توسط هوا پر شده است و از آنجا که سیستم نوری این دستگاه شامل آینه و سایر ملحقات در مسیر تابش پرتو قرار نمی گیرند، در شبیه سازی منظور نشده اند. چشمه، با توجه به موقعیت اجزاء سر شتابدهنده در فاصله ۱۰۰ سانتی متری از سطح فانتوم شبیه سازی شده است. در این شبیه سازی از روش آنالوگ^۲ استفاده شده است. توزیع فضایی چشمه به صورت گوسی و در توزیع انرژی آن از دو نیم گوسی (گوسی نا متقارن) استفاده شده است. از آنجا که شبیه سازی با این کد در هندسه های پیچیده زمان محاسبه را بسیار طولانی می کند. در این تحقیق از کوچک کردن هندسه

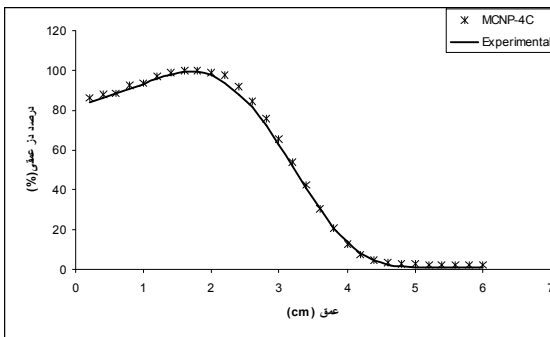
¹ Steel

² Full Monte Carlo Method

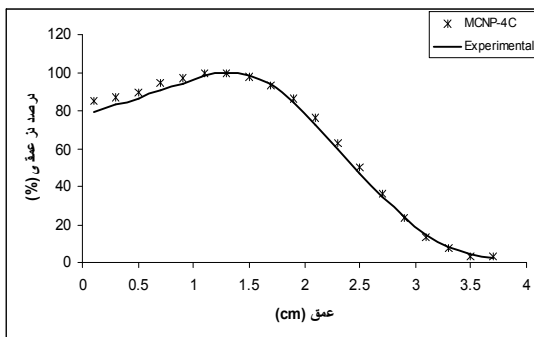
³ Pentium 4

۳- نتایج

در این تحقیق، پارامترهای دزیمتری شامل منحنی های درصد دز عمقی^۱ و منحنی های توزیع دز در خارج از مرکز^۲ را برای برای میدانهای ۶×۶، ۱۰×۱۰، ۱۵×۱۵، ۲۵×۲۵ سانتی متر مربع و برای الکترون ۶، ۸ و ۱۰ مگا الکترون به روش محاسباتی و عملی محاسبه و اندازه گیری شدند. میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع به عنوان میدان استاندارد در نظر گرفته شد.

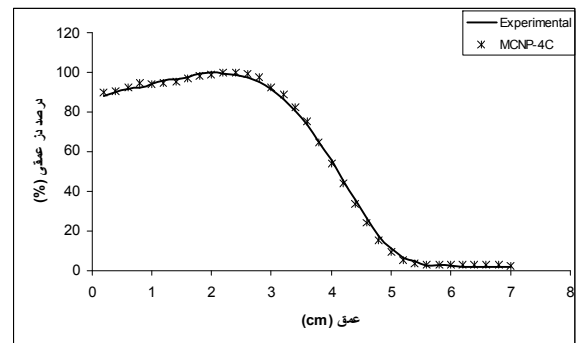


شکل ۴ نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو و مقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی ۸ مگا الکترون ولت در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع



شکل ۵ نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو و مقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی ۶ مگا الکترون ولت در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع

در تعیین و بررسی تغییرات دز با عمق، در داخل فانتوم آب و در امتداد محور مرکزی پرتو، سلولهایی استوانه به شعاع ۱ سانتی متر و ضخامت ۰/۲ سانتی متر از سطح فانتوم تا عمق ۴ سانتی متر برای الکترونهای ۶ مگا الکترون ولت، تا عمق ۶ سانتی متر برای الکترونهای ۸ مگا الکترون ولت و تا عمق ۸ سانتی متر برای الکترونهای ۱۰ مگا الکترون ولت، تعریف شدند. و تغییرات دز در آنها مورد ارزیابی قرار گرفت. شکلهای (۳، ۴ و ۵) نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو و مقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی ۶، ۸ و ۱۰ مگا الکترون ولت در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع را نشان می دهند.



شکل ۶ نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو و مقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی ۱۰ مگا الکترون ولت در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع

همچنین مقادیر $R_{90}, R_{80}, R_{50}, R_p, R_q, E_0$ حاصل از این منحنیها در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع برای پرتوهای الکترونی ۶، ۸ و ۱۰ مگا الکترون ولت، محاسبه و با یکدیگر مقایسه گردیدند.

R_p^3 یا محدوده کاربردی، بعنوان عمقی که خط مماس حاصل از شیبدارترین قسمت منحنی درصد دز عمقی و برون یابی خط حاصل از ناحیه برمشتراک منحنی، یکدیگر را قطع می کنند، تعریف می شود. و R_q بعنوان عمقی که خط مماس در شیبدارترین قسمت منحنی با خط مماس بر نقطه دز حداکثر

¹ Percent Depth Dose

² Dose Profile

³ Practical Rang

محاسباتی و اندازه گیری شده برای الکترونها با انرژی ۱۰ مگاالکترون ولت را نمایش می دهد.

جدول ۱ مقادیر $R_{90}, R_{80}, R_{50}, R_p, R_q, E_0$ حاصل از منحنیهای درصد دز عمقی و مقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده برای الکترونها با انرژی ۱۰ مگاالکترون ولت

Erg=10 MeV	محاسبه شده	اندازه گیری شده
E_0 (MeV)	۹/۵	۹/۳۲
R_{90} (cm)	۳/۱	۳/۱
R_{80} (cm)	۳/۳	۳/۳۳
R_{50} (cm)	۴/۰۸	۴
R_p (cm)	۵	۴/۷۴
R_q (cm)	۳/۱	۳/۳۴

برای توزیع دز در خارج از محور مرکزی، سلولهایی استوانه‌ای به شعاع ۰/۵ و ضخامت ۰/۲ سانتی متر در یک جهت به صورت قرینه نسبت به محور مرکزی پرتو، در صفحه واقع در عمق حداکثر دز، تعریف گردیده اند و به منظور مقایسه نتایج شبیه سازی و عملی، دز نقاط مختلف نسبت به دز نقطه مرکزی نرمالیزه گردید. شکل (۷) تغییرات دز در صفحه واقع در عمق ماکزیمم و مقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده برای الکترونها با انرژی ۱۰ مگاالکترون ولت در میدانهای مختلف را نشان می دهد.

یکدیگر را قطع می کنند، تعریف می شود. R_{90}, R_{80}, R_{50} عمقهایی که دز آن نقاط روی منحنی بعد از ناحیه بیلد آب، به ترتیب به ۹۰٪، ۸۰٪ و ۵۰٪ دز نقطه حداکثر می رسد، تعریف می شود و E_0 انرژی متوسط الکترون در سطح فانتوم تعریف به صورت زیر محاسبه می شود. [۹]

$$E_0 = C R_{50}$$

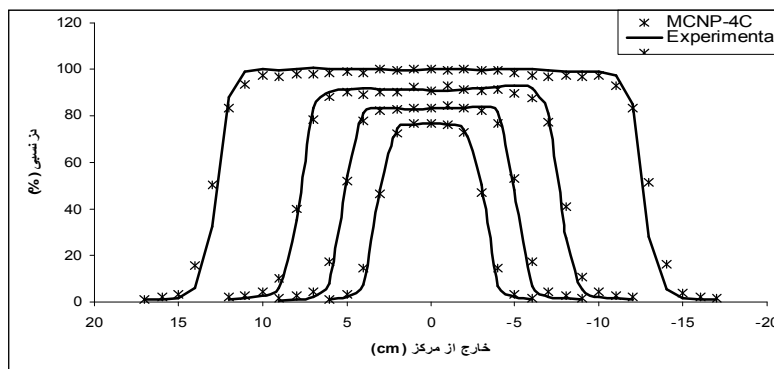
$$C = ۲,۳۳ \text{ MeV/cm}$$

که برای آب:

چگونگی بدست آوردن این مقادیر در شکل ۶ نشان داده شده است.

شکل ۶- نمایش مقادیر R_{90}, R_p, R_{50}, R_q حاصل از منحنی درصد دز عمقی

جدول (۱) نمایش مقادیر $R_{90}, R_{80}, R_{50}, R_p, R_q, E_0$ حاصل از منحنیهای درصد دز عمقی و مقایسه مقادیر



شکل ۷- تغییرات دز در صفحه واقع در عمق ماکزیمم و مقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده برای الکترونها با انرژی ۱۰ مگاالکترون ولت در میدانهای مختلف

۴- بحث و نتیجه گیری

در این بررسی با استفاده از کد محاسباتی MCNP-4C مد الکترون دستگاه شتابدهنده خطی نپتون 10PC شبیه سازی شده است. دستگاه دارای سه پرتوی الکترونی با انرژیهای اسمی ۶، ۸ و ۱۰ مگا الکترون ولت می باشد. منحنیهای درصد دز عمقی برای این سه پرتوی الکترونی به ترتیب با منحنیهای الکترونیهای با میانگین انرژی ۷/۲۵، ۸/۸ و ۱۰/۶۸ مگا الکترون ولت در شبیه سازی، بیشترین همخوانی را نشان می دهند. لازم به ذکر است که این انرژیها از طریق روش آزمون-خطا بدست آمده اند.

باتوجه به شکل (۶)، ملاحظه می شود که مقادیر $R_{90}, R_{80}, R_{50}, R_p, R_q, E_0$ حاصل از این منحنیها و نتایج عملی اختلاف معنی داری با یکدیگر ندارند. و علاوه بر آزمون آماری تی تست، این نتیجه دلیلی دیگر بر همخوانی منحنیهای درصد دز عمقی محاسبه شده و عملی می باشد.

از نظر آماری در مقایسه نتایج محاسباتی و عملی از آزمون تی تست و از ضریب اطمینان ۹۵٪ استفاده شد و در انجام عملیات آماری و دسته بندی اطلاعات از نرم افزارهای اکسل و SPSS استفاده گردید.

مقایسه نتایج محاسباتی و اندازه گیریهای عملی در میدان های مختلف، نشاندهنده توافق مناسب بین آنهاست. و هدف اصلی این تحقیق که ایجاد یک سیستم نرم افزاری بر پایه محاسبات مونت کارلو بوده است محقق شده است و نتایج حاصل از این شبیه سازی را می توان در بررسی پارامترهایی که اندازه گیری عملی آنها غیر ممکن و یا مشکل می باشد استفاده نمود.

۵- تشکر و قدردانی

بدینوسیله از معاونت محترم پژوهشی و اعضای شورای پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد که با انجام این تحقیق و تامین اعتبار آن موافقت فرمودند تشکر و قدردانی میگردد.

منابع

- 1- Verhaegen F, Mubata C, Pettingell J, Bidmead AM, Rosenberg I, Mockridge D, Nahum AE Monte Carlo calculation of output factors for circular, rectangular, and square fields of electron accelerators (6-20 MeV). Med Phys 2001,28(6):938-949.
- 2- Darko LALIC', Radovan D. ILIC', Srboljub j. STANKOVIC' Comparison of measured and Monte Carlo calculated electron beam central axis depth dose in water. Archive of oncology 2001,9(2):83-87
- 3- Antolak JA, Bieda MR., Hogstrom KR. Using Monte Carlo methods to commission electron beam: A feasibility study. Med. Phys, 2002, 29(5):771-786
- 4- Lewist RD, Ryde SJS, Hancock DA, Evans CJ (1999) An MCNP-based model of linear accelerator x-ray beam. Phys Med Biol 2002, 44:1219-1230.
- 5- Helen H, Rock Mackie T, Edvin C . A dual source photon beam model use in convolution/superposition dose calculation for clinical megavoltage x-ray beam. Med Phys 1997, 24(12): 1960-1974.
- 6- Lin SY, Chu TC, Lin JP (2001) Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator, Appl Radiat Isot, 2001, (55):759-765.
- 7- Chetty I, DeMarco JJ, Solberg TD . A virtual source model for Monte Carlo modeling of arbitrary intensity distributions. Med Phys 2000, 27(1):166-172.

- 8- Popescu LM . A Computer Code Package for Monte Carlo Photon-Electron Transport Simulation Comparisons With Experimental Benchmarks. Nucl.Instr and Meth 2000, 161-163:318-322
- 9- Podgorsak E.B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students (Chapter 8: Electron Beams: Physical and Clinical Aspects), Vienna,International Atomic Energy Agency; 2005,278