شبیه سازی شتابدهنده خطی به روش مونت کارلو

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

محمد تقی بحرینی طوسی^ا، م**هدی مومن نژاد^ا، 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: ۸۷/۸/۱٦ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۳/۳۰

چکیدہ

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 اسکندیترونیکس، دزیمترهای نیمه هادی و نرم افزار RFA اندازه گیری عملی سنده 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 (بهتر از ۲٪) بین آنهاست همچنین بین پارامترهای باریکه الکترونی از قبیل E₀ ، R_P ، F₀ 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 ۶۰ شماره ۲۰ پیاپی (۲۳)، تابستان ۸۸ ۱۰–۱۱)

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

۱- مقدمه

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

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 شاخههای مختلف پزشکی و بویژه رادیوتراپی معمول گردید. زمینه های تحقیقاتی مونت کارلو در رادیوتراپی بسیار زیاد است و در

^{*} نویسنده مسؤول: محمدتقی بحرینی طوسی آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد (۵۱۱) ۹۸+ نمابر:۸۰۰۲۳۲۰۰ – (۵۱۱) ۹۸+

این مورد می توان به شبیهسازی چشمههای تلهتراپی و اندازه گیری 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 ۱۹۹٦ ، 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 می تواند شتاب دهنده خطی، دستگاه کبالت و یا هر چشمه دیگر باشد و مرحله دوم شامل شبیهسازی بیمار و بررسی پارامترهای مختلف توزیع دز در آن است [٧-٤] .

یک کد شبیهسازی مونت کارلو دارای چهار بخش عمده است: ۱) دادههای سطح مقطع برای کلیه فرایندهایی که در شبیه-سازی 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

٤) 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 محاسباتی MCNP که استفاده از آن را خیلی ساده و آسان می سازد عبارتند از: توانایی تعریف چشمه عمومی، چشمه بحرانی، چشمه سطحی همچنین ترسیم مناسب هندسه مسئله، مجموعهای غنی از روش های کاهش واریانس، تالی های قابل انعطاف و مجموعه گسترده ای از داده های سطح مقطع.

۲- مواد و روشها

این مطالعه بر روی دستگاه شتاب دهنده 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 ٦ و ٨ و ١٠ مگاالکترون ولت ویک مبنای شتاب دهی به الکترونها و استفاده مستقیم از آنها (الکترون مبنای شتاب دهی به الکترونها و استفاده مستقیم از آنها (الکترون تراپی) و یا استفاده از پرتوهای ترمزی حاصل از برخورد پرتو سنگاه نپتون در شکل (۱) نشان داده شده است. این شکل در مفحه •=xq به همراه فانتوم آب رسم شده است. در این شده است و موقعیت سایر اجزاء نسبت به آن تعیین گردیده است. اجزای شبیه سازی شده شامل کلیماتور نخستین، پنجره خروجی، کلیماتور اولیه، صفحه پراکنده کننده، صفحه فولادی، اتاقک یونیزان، کلیماتور ثانویه و اپلیکاتورها می باشند.

² Treatment Planning System

¹ Teletherapy

³ Monte Carlo N-particle Version 4C

شبیه سازی شتابدهنده خطی به روش مونت کارلو

كليماتور اوليه توسط صفحه يراكنده كننده مسدود مي شود اين صفحه از جنس سرب است و از یک بخش مسطح دایروی به ضخامت ٥/٠ 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 اندازهگیری دز جذبی و کنترل آهنگ دز پرتوهای فوتونی و الکترونی خروجی از دستگاه را انجام میدهند. و به شکل استوانه ای میباشند. به لحاظ ساختمانی این اطاقکها متشکل از ۱۹ لایه شامل ۲ لایه کاپتون'، ۸ لایه آلومینیم و ٥ لايه هوا مي باشند ولي در شبيهسازي اين قطعه، ضخامت لايههاي يكسان با يكديگر جمع مي شود لازم به ذكر است كه در حد فاصل سطح تحتاني اطاقک يونيزان و کليماتور ثانويه، صفحهای 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 دایرهای شکل وجود دارد که پرتو خروجی از اتاقک یونیزان از آن عبور می کند و سپس وارد کلیماتور ثانویه می شود. در این دستگاه، کلیماتور ثانویه متشکل از ٦ جفت تیغه سربی است بعد از كليماتورهاي ثانويه، اپليكاتورها قرار دارند. اپليكاتورها متشكل 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 درجهت محور y ها قرار دارند. شکل ۲ شمایی کلی از اين اپليكاتورها را نشان مي دهد.



شکل ۲- اپلیکاتورهای بزرگ، نصب شده روی سر شتابدهنده

¹ Kapton



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

آهنگ پرتودهی این دستگاه برابر با ۳۰۰ مانیتور 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 توله هادی، صفحه ای فولادی به ضخامت ۰/۰۱ 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 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 آن روزنه ای به شکل مخروط ناقص وجود دارد. قسمت میانی

ضخامت هر یک از این تیغه ها ۸/۰ 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 ۱/۰ سانتی متر ولایه وسط از جنس سرب و به ضخامت ۲/۰ سانتی متر می باشد. پلیکاتورها 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 تیغهها در امتداد هر محور به صورت همزمان انجام می گیرد و امکان حرکت مستقل قیمهای 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 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 هندسههای پیچیده زمان محاسبه را بسیار طولانی میکند. در این تحقیق از کوچک کردن هندسه

¹ Steel

³ Pentium 4

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 الکترونهای با انرژی کمتر از ۰۰۰ 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 پنتیومVI^T با سرعت پردازش ۳/۲ گیگا هرتز وRAM ۱۰۲٤ مگا بایت انجام شد.

RFA- سیستم اسکنر تیرونیکس مورد استفاده در این پروژه -RFA 300 بوده است. این سیستم متشکل از دو بخش نرم افزاری و سخت افزاری آن شامل فانتوم و 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 Puse است که در یک کامپیوتر p با افزاری میین شرایط اسکن یک سطح با عمق، مسیر حرکت، فاصله انجام عملیات مختلف اندازه گیری، نمایشی و آنالیزی مانند تعیین شرایط اسکن یک سطح با عمق، مسیر حرکت، فاصله این نقاط، ولتاژ دزیمترها، نرمالیزاسیون اطلاعات و سایر موارد با کمک این نرم افزار تعیین و کنترل می شود.

² Full Monte Carlo Method

شبیه سازی شتابدهنده خطی به روش مونت کارلو

3- نتايج

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 ۲×۲،۱۰،۲۰۷،۱۰×۲۵، ۲۵×۲۵ سانتی متر مربع و برای الکترون ۲، ۸ و ۱۰ مگاالکترون به روش محاسباتی و عملی محاسبه و اندازه گیری شدند. میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع به عنوان میدان استاندارد در نظر گرفته شد.

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 ۲/۰ سانتی متر از سطح فانتوم تا عمق ٤ سانتی متر برای الکترونهای ۲ مگا الکترون ولت، تا عمق ۲ 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، ٤ و٥) نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو ومقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی۲، ۸ و ۱۰ مگاالکترون ولت در میدان



شکل ۳ نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو ومقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی ۱۰ مگاالکترون ولت در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع



شکل ٤ نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو ومقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی ۸ مگاالکترون ولت در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع



شکل ۵ نمایش تغییرات دز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو ومقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده در شرایط نرمالیزه شده به عمق ماکزیمم برای الکترونهای با انرژی ٦ مگاالکترون ولت در میدان ١٠×١٠ سانتی متر مربع

همچنین مقادیر R₉₀,R₈₀,R₅₀,R_p,R_q,E₀ حاصل از این منحنیها در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع برای پرتوهای الکترونی ۲، ۸ و ۱۰ مگا الکترون ولت، محاسبه و با یکدیگر مقایسه گردیدند.

R_p^T یا محدوده کاربردی، بعنوان عمقی که خط مماس حاصل از شیبدارترین قسمت منحنی درصد دز عمقی و برون یابی خط حاصل از ناحیه برمشترالنگ 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 Pecent Depth Dose

² Dose Profle

³ Practical Rang

محمدتقی بحرینی طوسی و همکاران

یکدیگر را قطع می کنند، تعریف می شود.R₈₀،R₅₀،به عمقهایی که دز آن نقاط روی منحنی بعد از ناحیه بیلد آپ، به ترتیب به ۹۰٪ ، ۸۰٪ و ۵۰٪ دز نقطه حداکثر می رسد، تعریف می شود و E₀ انرژی متوسط الکترون در سطح فانتوم تعریف و به صورت زیر محاسبه می شود.[۹]

E₀=C R₅₀ C = ۲/۳۳ MeV/cm چگونگی بدست آوردن این مقادیر در شکل ٦ نشان داده شده است.

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

جدول ۱ مقادیر R₉₀,R₈₀,R₅₀,Rp,Rq,E₀ حاصل از منحنیهای درصد دز عمقی ومقایسه مقادیر محاسباتی و اندازه گیری شده برای الکترونهای با انرژی ۱۰ مگاالکترون ولت

Erg=10 MeV	محاسبه شده	اندازه گیری شده
E ₀ (MeV)	٩/٥	٩/٣٢
R ₉₀ (cm)	٣/١	٣/١
R ₈₀ (cm)	٣/٣	٣/٣٣
R ₅₀ (cm)	٤/•٨	٤
R_p (cm)	٥	٤/٧٤
R_q (cm)	٣/١	37/32

برای توزیع دز در خارج از محور مرکزی، سلولهایی استوانهای به شعاع ۰/۰ و ضخامت ۲/۰ 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 الکترونهای با انرژی ۱۰ مگاالکترون ولت در میدانهای مختلف را نشان می دهد.

شکل-۲ نمایش مقادیر R_q،R₅₀، R₉₀ حاصل از منحنی درصد دز عمقی

جدول (۱) نمایش مقادیررR₉₀,R₈₀,R₅₀,Rp,Rq,E₀ مقادیر حاصل از منحنیهای درصد دز عمقی ومقایسه مقادیر



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

۱۶ / مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۲، پیاپی(۲۳)، تابستان ۸۸

www.SID.ir

شبیه سازی شتابدهنده خطی به روش مونت کارلو

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

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

٥- تشكر و قدرداني بدينوسيله از معاونت محترم پژوهشي و اعضاي شوراي یژوهشی دانشگاه علوم یزشکی مشهد که با انجام این تحقیق و تامین اعتبار آن موافقت فرمودند تشکر و قدردانی میگردد.

٤-بحث و نتيجه گيري

در این بررسی با استفاده از کد محاسباتی MCNP-4C مد الكترون دستگاه شتابدهنده خطی نیتون 10PC شبیه سازی شده است. دستگاه دارای سه یرتوی الکترونی با انرژیهای و SPSS استفاده گردید. اسمی ۲، ۸ و ۱۰مگاالکترون ولت میباشد. منحنیهای درصد مقایسه نتایج محاسباتی و اندازه گیریهای عملی در میدان دز عمقی برای این سه پرتوی الکترونی به ترتیب با منحنیهای الکترونهای با میانگین انرژی ۷/۲۵ ، ۸/۸ و ۱۰/۳۸ مگاالکترون 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 (٦)، ملاحطه می شود که مقادیر R₉₀,R₈₀,R₅₀,R_p,R_q,E₀ 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.

> > 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.

۱۷ / مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۲، پیایی(۲۳)، تابستان ۸۸

- 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