

توزیع دوز در میدانهای نامتقارن

بررسی توزیع دوز در میدانهای نامتقارن به روش مونت کارلو

مهدی مومن نژاد^{*}، محمد تقی بحرینی طوسی^۱، حمید غلامحسینیان^۲

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

۲- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۳- دانشجوی دکتری تخصصی فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۵/۲۸ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۶/۲۷

چکیده

مقدمه: در حال حاضر از روشهای محاسباتی مونت کارلو به عنوان ابزاری دقیق و استاندارد در دوزیمتری و طرح درمان استفاده می شود. از مهمترین مزایای این تکنیکها امکان بررسی پارامترهایی است که اندازه گیری عملی آنها دشوار و گاهی غیر ممکن می باشد. اشکال اصلی روشهای محاسباتی، طولانی بودن زمان محاسبات است که در جهت کاهش آن، روشهای مختلف سخت افزاری و نرم افزاری مورد استفاده قرار می گیرند که از جمله آنها می توان به ابداع و گسترش تکنیکهای موازی سازی و همچنین تعریف پارامتری چشمه تابش با استفاده از اطلاعات چشمه در فضای فاز اشاره نمود.

مواد و روشها: در این تحقیق از کد MCNP-4C به منظور شبیه سازی میدانهای نامتقارن شتابدهنده خطی نپتون 10PC استفاده شده است. شبیه سازی چشمه در دو مرحله انجام گرفت، ابتدا چشمه الکترونی با توزیع گاوسی از نظر انرژی و توزیع فضایی تعریف شد و سپس از اطلاعات مربوط به فوتونهای ایکس ترمزی در فضای فاز، به منظور تعریف پارامتری چشمه فوتونی استفاده گردید. از آنجا که در حالت تولید فوتون، قسمتهای دستگاه تا زیر فیلتر یکنواخت کننده ثابت می باشند، از اطلاعات صفحه فضای فاز زیر فیلتر در تعریف چشمه فوتونی استفاده شد. در این رابطه سه میدان نامتقارن 6×6 ، 10×10 و 15×15 سانتی متر مربع به ترتیب با خارج از مرکز $1/5$ ، $3/5$ و 6 سانتیمتر مورد شبیه سازی قرار گرفت. همچنین به منظور بررسی پارامترهای دوزیمتری، یک فانتوم آب با SSD، 100 سانتی متر نیز شبیه سازی شد. اندازه گیریهای عملی با استفاده از سیستم دوزیمتری موجود و اتاقک یونش RK در فانتوم آب انجام گرفت.

نتایج: برای اطمینان از شبیه سازی، تغییرات دوز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو و محور کلیماتور (مرکز میدان تابشی) بررسی گردید همچنین توزیع دوز در صفحات عمود بر محور پرتو در عمقهای بیشینه دوز و 10 سانتی متر نیز محاسبه و اندازه گیری شد. سپس نتایج محاسبات با اندازه گیریهای عملی مقایسه شدند. بررسی نتایج نشان دهنده توافق مناسب بین مقادیر محاسباتی با اندازه گیریهای عملی است، به طوریکه حداکثر اختلاف دوز نقاط در حد 2% و در بیشتر موارد در حد 1% می باشد.

بحث و نتیجه گیری: نتایج حاصل از این بررسی تائید دیگری برانتخاب صحیح طیف پرتو الکترونی و بازسازی چشمه فوتونی براساس اطلاعات مربوط به فوتونهای ترمزی در فضای فاز است. لذا از این شبیه سازی می توان به منظور پیش بینی توزیع دوز در میدانهای درمانی پیچیده تر و همچنین بررسی موارد دیگری مانند تاثیر ناهمگنی های بافتی و وجود تغییردهنده های شدت پرتو بر توزیع دوز استفاده نمود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۱، پیاپی (۱۹، ۱۸)، بهار و تابستان ۸۷: ۸۰-۷۳)

واژگان کلیدی: شبیه سازی، مونت کارلو، میدانهای نامتقارن، شتابدهنده نپتون

^{*} نویسنده مسؤل: مهدی مومن نژاد

آدرس: مشهد، بیمارستان امام رضا (ع)، گروه پزشکی هسته ای،

دانشگاه علوم پزشکی مشهد momennezhadm@mums.ac.ir

تلفن: +۹۸ (۵۱۱) -۸۵۹۹۳۵۹

۱- مقدمه

در حال حاضر روش محاسباتی مونت کارلو بطور گسترده ای در شاخه های مختلف فیزیک پزشکی از جمله رادیوتراپی مورد استفاده قرار می گیرند. این روش بر مبنای شبیه سازی برهمکنش های مختلف میکروسکوپی، با در نظر گرفتن چگالی احتمال هر برهمکنش می باشد و دقت و صحت آنها به حدی است که از آنها بعنوان ابزاری قوی و استاندارد در دوزیمتری و طرح درمان یاد می شود [۸-۱]. اشکال عمده این روش، طولانی بودن زمان محاسبات تا رسیدن به دقت مطلوب می باشد، هر چند که در این زمینه نیز با ابداع و گسترش تکنیکهای موازی سازی^۱، زمان محاسبات تا حد قابل قبولی کاهش یافته است.

در این مطالعه از کد MCNP-4C استفاده شده است، این کد توانایی بررسی و رهگیری پرتوهای نوترونی، الکترونی و فوتونی را بصورت مستقل و توأم دارا می باشد. فیزیک الکترون آن بر پایه سریهای ITS^۲ و کد ETRAN^۳ می باشد و در فیزیک فوتون آن انواع برهمکنش های پرتو شامل: پراکندگی های همدوس و ناهمدوس^۴، تولید زوج^۵، جذب فوتوالکتریک همراه با نشر فلورسنت^۶ در نظر گرفته شده اند. [۹]

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 ها^۷ به طور دقیق تعریف و تعیین شوند، این کد توانایی شبیه سازی انواع

- 1- Parallelisation
- 2- Integrated Tiger Series
- 3- Electron TRANsport
- 4- Incoherent and coherent scattering
- 5- Pair Production
- 6- Photoelectric absorption with fluorescent emission
- 7- Tally

هندسه های سه بعدی را دارا بوده و با استفاده از آن می توان میزان شار، جریان، دوز جذبی و برخی پارامترهای دیگر را در هر سطح و یا حجم محاسبه نمود. در این مطالعه میدانهای نامتقارن مربوط به شتاب دهنده نپتون مورد بررسی قرار گرفته اند، این میدانها در پرتودرمانی نواحی مختلف بدن، به ویژه ناحیه جمجمه مورد استفاده قرار می گیرند و با حذف اثر واگرایی پرتو در یک جهت، سبب حفاظت بهتر ارگانهای حساس می شوند.

۲- مواد و روشها

در این بررسی شتاب دهنده خطی نپتون 10PC مورد شبیه سازی قرار گرفته است. 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 [۱۰]. مشخصات هر جزء و چگونگی شبیه سازی آن در مقاله قبلی شرح داده شده است [۱۱]. در این شبیه سازی ابتدا از چشمه الکترونی نقطه ای، با توزیع گاوسی انرژی استفاده شده، همچنین توزیع فضایی پرتو الکترونی بر روی هدف نیز به صورت گاوسی در نظر گرفته شده است. سپس طیف فوتونهای ترمزی در صفحات فضای فاز^۸ که بصورت فرضی عمود بر محور اصلی پرتو در زیر اجزاء مختلف در نظر گرفته شده اند، محاسبه شده است. این صفحات حاوی ویژگیهای تمام ذرات عبوری از آنها می باشند و حجم اطلاعاتی آنها در حد چند گیگابایت است که این امر جابجایی اطلاعات و اجرای برنامه بر روی کامپیوترهای مختلف را با مشکل همراه می کند، از طرف دیگر در مد فوتون در هنگام استفاده از اطلاعات فضای فاز، تعداد فوتونهای قابل رهگیری محدود به

توزیع دوز در میدانهای نامتقارن

ندارد بلکه بین تیغه های X و Y یک حداقل گشودگی وجود خواهد داشت که سبب ایجاد میدان 3×3 سانتی متر مربع در ایزوستر می شود.

در این مقاله شبیه سازی میدانهای نامتقارن مربوط به این شتابدهنده و چگونگی توزیع دوز در آنها مورد مطالعه قرار گرفته است. از آنجا که در شبیه سازی دستگاه در مد فوتون از طیف فوتونهای ترمزی در صفحه فاز واقع در زیر فیلتر یکنواخت کننده استفاده شده است و این طیف متاثر از اجزای قبلی یعنی هدف، کلیماتور نخستین، پنجره خروجی، کلیماتور اولیه و فیلتر مسطح کننده می باشد، در هنگام تعریف چشمه فوتونی کلیه اجزای سر دستگاه حذف و هندسه دستگاه در شرایط تابش فوتون شامل چشمه فوتونی، اتاکنک یونش و کلیماتور ثانویه می باشد. کلیماتور ثانویه متشکل از ۶ جفت تیغه سری است که بصورت یک درمیان قرار گرفته اند (سه جفت در جهت محور X ها و سه جفت در جهت محور Y ها) و میدانهایی چهار گوش را ایجاد میکنند که می توانند متقارن و یا نامتقارن باشند. ترتیب فرارگیری تیغه ها به گونه ای است، که از هدف به سمت ایزوستر، اولین زوج، تیغه های Y و آخرین زوج تیغه های X هستند، ضخامت آنها از بالا به پایین به ترتیب برابر با $1/1$ ، $1/1$ ، $1/1$ ، $1/1$ ، $1/1$ و 2 سانتی متر می باشد. شبیه سازی کلیماتور به گونه ای انجام شده است که حرکت مستقل تیغه های هر ردیف امکان پذیر بوده و بتوان میدانهای متقارن و نامتقارن چهار گوش را شبیه سازی نمود.

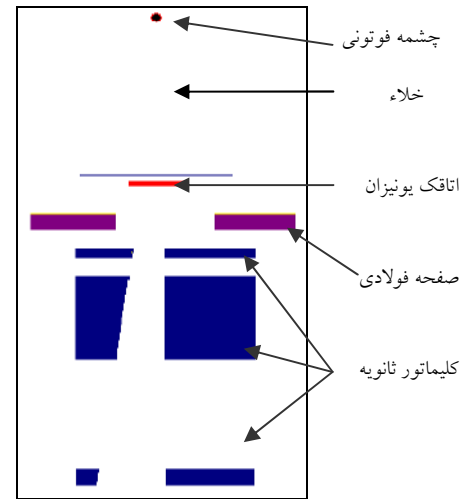
شکل زیر نشان دهنده هندسه دستگاه در شرایط استفاده از میدانهای نامتقارن در مد فوتون است.

فوتونهای ثبت شده در این صفحه می باشد که ممکن است تعداد آنها در بعضی از موارد برای رسیدن به خطای محاسباتی قابل قبول کافی نباشد. در جهت رفع این مشکلات از روشهای بازسازی فضای فاز^۱ استفاده می شود که در آن از اطلاعات فضای فاز به منظور تعریف چشمه فوتونی بصورت پارامتریک استفاده می شود، این امر سبب می شود که حجم اطلاعات تا حد چند کیلوبایت کاهش یافته و همچنین محدودیت مربوط به تعداد ذرات قابل رهگیری در مد فوتون نیز برطرف شود [۴، ۵، ۱۲، ۱۳].

در این بررسی از آنجا که در مد فوتون، اجزاء سر شتابدهنده تا زیر فیلتر مسطح کننده ثابت می باشند از اطلاعات چشمه در فضای فاز زیر فیلتر در تعریف چشمه فوتونی استفاده شده است و به منظور در نظر گرفتن تاثیر فاصله چشمه تا فانتوم بر ناحیه نیم سایه، چشمه فوتونی در موقعیت هدف و بصورت نقطه ای تعریف شده است [۱۴]. توزیع فضایی فوتونها از نظر شدت، جهت و واگرایی با توجه به مساحت و زاویه فضایی سگمانهای در نظر گرفته شده در صفحه فازی نسبت به هدف تعیین شده و طیف انرژی فوتونها نیز براساس طیف فوتونها ترمزی ثبت شده در صفحه فاز تعریف گردیده است.

از ویژگیهای شتابدهنده نپتون IOPC آنگونه که در دفترچه راهنمای آن ذکر شده است، توانایی ایجاد میدانهای نامتقارن است، بررسی کارکرد دستگاه نیز نشان می دهد که امکان حرکت مستقل تیغه های محور X و ایجاد میدانهای نامتقارن در یک جهت وجود دارد ولی حرکت تیغه ها به اندازه ای نیست که بتوانند سبب انسداد کامل نیمی از میدان شوند بعبارت دیگر با حرکت حداکثر تیغه ها به سمت محور مرکزی پرتو، امکان انسداد کامل مسیر پرتو خروجی توسط کلیماتور ثانویه وجود

1- Phase space Reconstruction



شکل ۱ - طرح شماتیک اجزاء شبیه سازی شده شتابدهنده خطی نپتون 10PC، در شرایط استفاده از میدانهای نامتقارن در مد فوتون

سانتی متر و ضخامت ۰/۲ سانتی متر در عمق‌های بیشینه دوز و ۱۰ سانتی متر در دو جهت X و Y انجام گرفت.

در این مطالعه از کامپیوتر پنتیوم IV با سرعت پردازش ۲/۸ گیگاهرتز استفاده شد و در جهت افزایش سرعت محاسبات از تکنیکهای محدود کردن تراگذر^۱ و تقسیم هندسی^۲ و همچنین محدود کردن زاویه تابش پرتو استفاده گردید. انرژی cutoff برای فوتون و الکترون بترتیب برابر با ۰/۱ و ۰/۵ مگاالکترون ولت منظور شد. تعداد ذرات رهگیری شده در مد فوتون در حدود $3-4/5 \times 10^8$ بوده است. در هر مرحله رهگیری ذرات تا آنجا ادامه داده می شد که خطای محاسباتی به کمتر از ۱٪ برسد.

در اجرای این تحقیق تمامی پارامترهای دوزیمتری محاسباتی، بصورت عملی نیز اندازه گیری و ارزیابی شده اند. تعیین این پارامترها براساس پروتکل TG-51 انجام شده است [۱۴] و در این رابطه از سیستم دوزیمتری ولهوفر-اسکندیترونیکس^۳ 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 RFA-300^۴ استفاده شده است.

مقایسه نتایج عملی و محاسباتی بر پایه پیشنهادات ارائه شده از طرف AAPM در پروتکل TG-53 انجام شده است [۱۶].

در این مطالعه، بررسی توزیع دوز عمقی بر روی محور مرکزی پرتو و محور کلیماتور از سطح فانتوم تا عمق ۳۰ سانتی متر به روش محاسباتی و عملی انجام شده است و برای هر میدان، دوز نقاط بدست آمده نسبت به دوز نقاط واقع در عمق ۱۰ سانتی متر بهنجار شده و سپس مورد مقایسه قرار گرفته اند.

در این مطالعه سه میدان نامتقارن 6×6 ، 10×10 و 15×15 سانتی متر مربع به ترتیب با خارج از مرکز $1/5$ ، $3/5$ و 6 سانتی متر مورد شبیه سازی قرار گرفت و تغییرات نسبی دوز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو و محور کلیماتور (مرکز میدان تابشی) بررسی گردید. در واقع شبیه سازی این میدانها امکان بررسی تغییرات دوز با عمق در خارج از محور مرکزی پرتو را فراهم می کند. بررسی توزیع دوز در این میدانها در صفحات عمود بر محور پرتو نیز در عمقهای ۲ و ۱۰ سانتی متر انجام گرفته است. برای تعیین پارامترهای دوزیمتری، یک فانتوم آب با ابعاد $40 \times 50 \times 50$ سانتی متر مکعب با SSD، 100 سانت متر شبیه سازی شد. به منظور بررسی تغییرات نسبی دوز با عمق (PDD) سلولهای استوانه‌ای به شعاع ۱ سانتی متر و ضخامت ۰/۲ سانتی متر در امتداد محور مرکزی پرتو و محور کلیماتور (مرکز میدان تابشی) در داخل فانتوم تعریف گردیدند، بررسی تغییرات دوز در خارج از مرکز با استفاده از سلولهای به شعاع ۰/۵

1- Transport cutoff
2- Geometry Splitting
3- Scanditronix
4- Radiation Field Analyze

توزیع دوز در میدانهای نامتقارن

پس از تعریف چشمه فوتونی ابتدا پارامترهای دوزیمتری میدانهای معمولی بررسی شدند [۱۱] و سپس میدانهای نامتقارن بعنوان ساده ترین میدانهای غیر معمول مورد بررسی قرار گرفتند. در این رابطه سه میدان نامتقارن 6×6 ، 10×10 و 15×15 سانتی متر مربع به ترتیب با خارج از مرکز $1/5$ ، $3/5$ و 6 سانتی متر مورد شبیه سازی قرار گرفتند و تغییرات دوز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو و محور کلیماتور بررسی شد. همچنین توزیع دوز در صفحات عمود بر محور مرکزی پرتو نیز در میدانهای فوق در عمقهای 2 و 10 سانتی متر از طریق محاسباتی و عملی مورد بررسی قرار گرفتند.

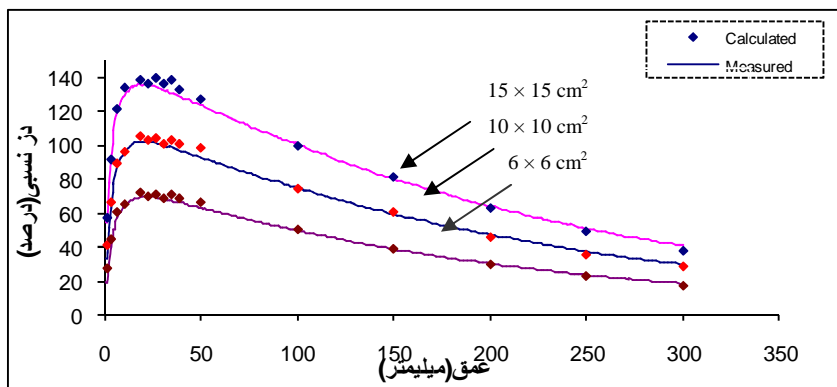
شکلهای 2 و 3 نشان دهنده تغییرات دوز عمقی برای میدانهای مورد بررسی هستند که با مقادیر محاسباتی مقایسه شده اند. در این دو شکل دوز نقاط واقع بر روی محور مرکزی نسبت به دوز نقطه واقع در عمق 10 سانتی متر بهنجار شده و به منظور نمایش سه منحنی در یک نمودار منحنیهای مربوط به میدانهای نامتقارن 6×6 و 10×10 سانتی متر مربع به ترتیب در ضرایب $0/75$ و $0/50$ ضرب شده اند [۴].

در بررسی توزیع دوز در خارج از محور مرکزی نیز در عمقهای 2 و 10 سانتی متر، آرایشی از سلولها در دو جهت X و Y تعریف شده اند که تعداد آنها بستگی به ابعاد میدان مورد بررسی داشته است. پس از اجرای برنامه دوز نقاط واقع در هر سطح، نسبت به دوز نقطه مرکزی همان سطح بهنجار شده و سپس منحنیهای توزیع دوز مربوطه برحسب فاصله از نقطه مرکزی رسم و با یکدیگر مقایسه شده اند.

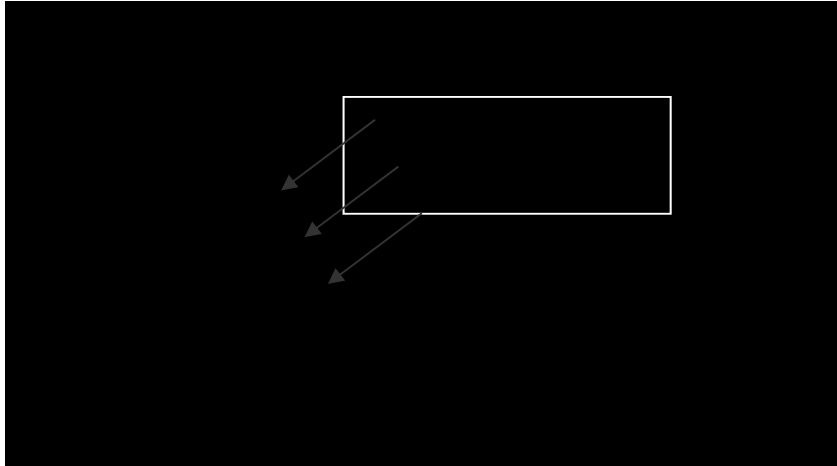
در مقایسه منحنیهای محاسباتی و عملی، اختلاف دوز نقاط مشابه از یکدیگر تعیین و میانگین اختلافها با یک انحراف معیار (1σ) تعیین شده است و سپس با توجه به معیارهای مطرح شده در پروتکل TG-53 با یکدیگر مقایسه شده اند [۱۶].

۳- نتایج

در این مطالعه از طیف فوتونهای ترمزی در فضای فاز زیر فیلتر مسطح کننده به منظور تعریف چشمه فوتونی استفاده شده است. تعریف چشمه با توجه به اطلاعات صفحه فاز، به صورت پارامتریک انجام گرفته است در این شرایط علاوه بر آنکه حجم برنامه تا حد چند کیلو بایت کاهش می یابد امکان رهگیری هر تعداد فوتون هم وجود خواهد داشت.



شکل ۲ - مقایسه تغییرات دوز بر روی محور کلیماتور بین مقادیر محاسبه شده با MCNP و مقادیر اندازه گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای 6×6 و 10×10 و 15×15 سانتی متر مربع در شرایط نرمالیزه شده نسبت به عمق ده سانتی متر

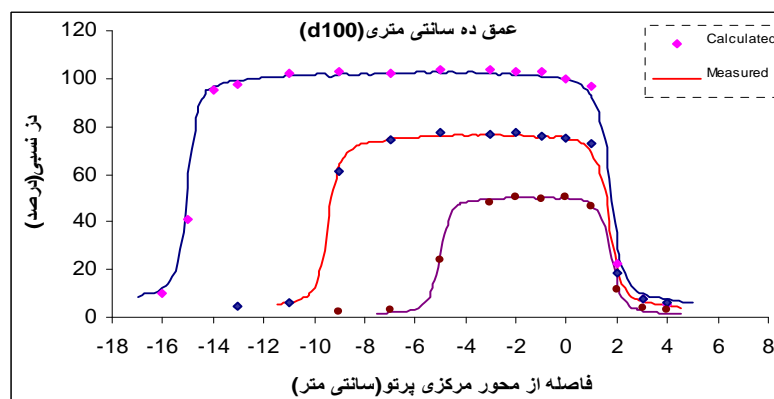


شکل ۳ - مقایسه تغییرات دوز با عمق بر روی محور مرکزی پرتو بین مقادیر محاسبه شده با MCNP و مقادیر اندازه گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای 6×6 و 10×10 و 15×15 سانتی متر مربع در شرایط نرمالیزه شده نسبت به عمق ده سانتی متر

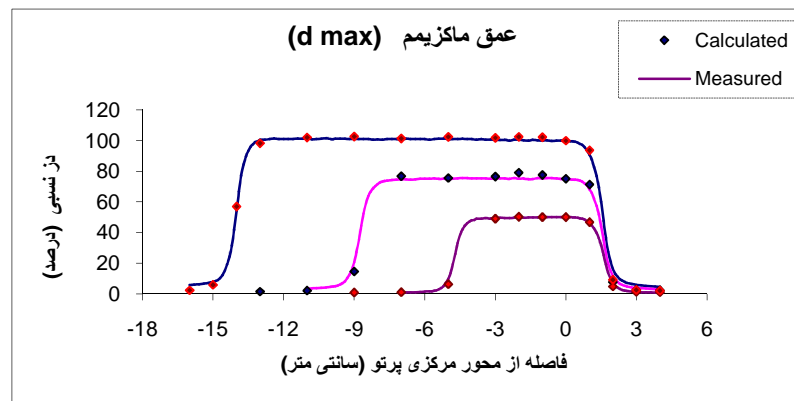
شده است. شکل‌های ۴ و ۵ نشان‌دهنده نتایج محاسبات و مقایسه آنها با نتایج عملی برای میدان‌های مختلف است و به منظور نمایش سه منحنی در یک نمودار منحنیهای مربوط به میدانهای 10×10 و 5×5 سانتی متر مربع بترتیب در ضرایب 0.75 و 0.50 ضرب شده‌اند.

صرفنظر از تغییرات دوز در ناحیه انباشت دوز، در بقیه نقاط بویژه نقاط بعد از نقطه پیشینه مقادیر محاسباتی و اندازه‌گیری دوز تطبیق خوبی با هم دارند، به طوریکه حداکثر اختلاف دوز نقاط در حد 2% و در بیشتر موارد در حد 1% است.

بررسی پروفایل دوز در هر عمق در فانتوم با تعریف سلولهایی استوانه‌ای به شعاع 0.5 سانتی‌متر و ضخامت 0.2 سانتی‌متر انجام



شکل ۴ - نمایش تغییرات دوز در صفحه واقع در عمق 10 سانتی‌متر (Beam Profile) و مقایسه نتایج بدست آمده از کد MCNP با مقادیر اندازه گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای 6×6 و 10×10 و 15×15 سانتی‌متر مربع، بترتیب با خارج از مرکز 0.5 ، $3/5$ و 6 سانتی متر



شکل ۵ - نمایش تغییرات دوز در صفحه واقع در عمق دو سانتی متر (Beam Profile) و مقایسه نتایج بدست آمده از کد MCNP با مقادیر اندازه گیری شده در فانتوم آب برای میدانهای 6×6 و 10×10 و 15×15 سانتیمتر مربع بترتیب با خارج از مرکز $1/5$ ، $3/5$ و 6 سانتی متر

نتایج بدست آمده نشان می دهد که توافق مناسبی بین منحنی های دوز عمقی و پروفایل های محاسباتی با اندازه گیری های عملی وجود دارد، به طوریکه حداکثر اختلاف دوز نقاط مختلف در حد 2% و در بیشتر موارد در حد 1% است. نتایج حاصل از این بررسی تائید دیگری برانتخاب صحیح طیف پرتو الکترونی و بازسازی چشمه فوتونی براساس اطلاعات مربوط به فوتونهای ترمزی در فضای فاز است. لذا از این شبیه سازی می توان به منظور پیش بینی توزیع دوز در میدانهای درمانی پیچیده تر نظیر سیستم استریوتاکتیک رادیوسرجری که خاص این سیستم طراحی و ساخته شده است استفاده نمود. همچنین بررسی موارد دیگری مانند تاثیر ناهمگنی های بافتی و وجود تغییردهنده های شدت پرتو بر توزیع دوز امکان پذیر است.

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

۴- بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه شبیه سازی میدانهای نامتقارن مورد بررسی قرار گرفت. از این میدانها به عنوان ساده ترین میدانهای درمانی غیر معمول در رادیوتراپی یاد می شود [۱۷]. بررسی نتایج تجربی و محاسباتی میدانهای نامتقارن این شتابدهنده نشان می دهد که پروفایل دوز در آنها متفاوت از دستگاه های دیگر است، بدین ترتیب که در شتابدهنده های دیگر توزیع دوز میدانهای نامتقارن بسیار شبیه به میدانهای وج دار می باشد، در حالیکه در شتابدهنده نپتون 10PC پروفایل سطحی به میدانهای معمولی نزدیکتر است که می تواند به علت عدم انسداد کامل نیمی از میدان توسط کلیماتور ثانویه باشد.

منابع

1. Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams. Phys Med Biol 2003; 48: R107 – R164.
2. Chaves A, Lopes MC, Alves CC. A Monte Carlo multiple source model applied to radiosurgery narrow photon beam. Med Phys 2004; 31(8): 2192-2204.

3. X Ding G, Using Monte Carlo simulation to commission photon beam output factors-a feasibility study. *Phys Med Biol* 2003; (48): 3865 – 3874.
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): 2739-47.
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): 2904-11.
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. Briesmeister. MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code version 4C, Report LA-13709-M (Los Alamos National Laboratory, 2000).
10. Neptun 10PC manual: Technical and Operational Documentation, ZDAJ – IPJ, Swuerk, November 1996.
11. Bahreyni Toosi MT, Momennezhad M, Saberi H, Bahreyni Toosi MH, Hashemian R, Salek R, et al. A Monte Carlo simulation of photon beam generated by a linear accelerator. *Iran Jour of Med Phys* 2005; 2(7): 3-12.
12. Mora GM and Miao A. Monte Carlo simulation of a typical ⁶⁰Co therapy source. *Med Phys* 1999; 26(11): 2494-502.
13. Ma C, Faddegon BA, Rogers DWO, Macki TR. Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy. *Med Phys* 1997; 24(3): 401-416.
14. Lewis RD, Ryde SJS, Hancock DA, Evans CJ. An MCNP-based model of linear accelerator x-ray beam. *Phys Med Biol* 1999; 44(5): 1219 –30.
15. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers DWO. AAPM Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams (TG-51). *Med Phys* 1999; 26: 1847 –70.
16. Fraass. B, Doppke. K, Hunt. M, Kutcher. G, Starkschall. G, Stem. R, Van Dyke. J. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning (TG- 53). *Med Phys* 1998; 25(10): 1773-830.
17. Tsalafoutas IA, Xenofos S, Papalexopoulos A, Nikolettopoulos S. Dose calculations for asymmetric fields defined by independent collimator using symmetric field data. *BJR* 2000; 73: 403-9.