

اعتبارسنجی شتاب دهنده واریان شبیه سازی شده با استفاده از کد BEAMnrc برای انرژی 6MeV

ناهید چگنی^۱، سیده خدیجه حسینی^{۲*}، حجت الله شهبازیان^۳، رضا مسکنی^۴،
سید مجتبی حسینی قهفرخی^۵، فرزانه میرخاقانی^۶، سودابه رجا اسکندری^۶

چکیده

زمینه و هدف: شبیه سازی با تکنیک مونت کارلو یک ارزیابی عملی ویژگی های پرتو فوتونی کلینیکی است. دقت نتایج شبیه سازی به اعتبارسنجی محاسبات مدل شبیه سازی استفاده شده متکی است. در این مطالعه اعتبار شبیه سازی با کد BEAMnrc برای انرژی 6MV بررسی شد.

روش بررسی: کلاهک درمانی شتاب دهنده واریان 2100C/D برای انرژی 6MV با استفاده از کد BEAMnrc شبیه سازی شد. چشمه الکترونی تک انرژی با انرژی های 4x4, 10x10, 30x30cm² و استوانه ای به شعاع 1, 2, 3mm و برای میدان های فازی زیر پنجره خروجی و بالای فانتوم آب انجام شد. سپس با استفاده از کد BEAMdp آنالیز ذرات و کد DOSXYZ منحنی های درصد دز عمقی و پروفایل در عمق 10cm محاسبه شد. در این مطالعه اندازه گیری ها توسط اتاقک یون 0.13CC داخل فانتوم آب به ابعاد 50x50x50cm³ انجام شد. نتایج شبیه سازی و دوزیمتری با استفاده از گاما ایندکس با معیار 2%/2mm مقایسه شدند.

یافته ها: با افزایش انرژی چشمه الکترونی درصد دوز عمقی در ناحیه انبوهش دز کاهش یافته و به نتایج دوزیمتری نزدیکتر شد. با افزایش قطر چشمه واگرایی فوتون-های تولید شده کاهش یافته و لبه های پروفایل افت شدیدی را نسبت به نتایج دوزیمتری نشان داد.

نتیجه گیری: در نهایت بهترین تطابق (با گاما ایندکس 2%/2mm) بین نتایج شبیه سازی و اندازه گیری برای میدانهای 40x40 cm², 4x4, 10x10 و شعاع 0.2cm در فاصله چشمه از سطح 100cm بدست آمد.

کلید واژگان: رادیوتراپی، اعتبارسنجی، پرتوهای فوتونی مگاولتاژی، شبیه سازی Beamnrc، شتابدهنده خطی.

- ۱-استادیار گروه فیزیک پزشکی.
- ۲-دانشجوی کارشناس ارشد فیزیک پزشکی.
- ۳-استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی.
- ۴-استادیار گروه فیزیک پزشکی
- ۵- دانشجو دکتری فیزیک پزشکی.
- ۶- کارشناس ارشد گروه رادیوتراپی.

- ۱ و ۵- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.
- ۴- دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شاهرود، شاهرود، ایران.
- ۳ و ۶- گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، بیمارستان گلستان اهواز، اهواز، ایران.

*نویسنده مسؤل:

سیده خدیجه حسینی؛ گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۸۵۶۵۰۹۲

Email: kh.hosseinee@gmail.com

مقدمه

یکی دیگر از پارامترهایی که جهت تعیین دز بر روی محور مرکزی تعریف شده است درصد دز عمقی است. کمیت درصد دز عمقی را می توان به صورت خارج قسمت (بیان شده به صورت درصد) دز جذبی در عمق d به دز جذبی در عمق d_0 عمق ماکزیمم دز بر روی محور مرکزی پرتو معرفی نمود. رابطه کلی برای بیان رابطه بین درصد دز عمقی (PDD) در محیط و درصد یونیزاسیون عمقی (PDI) اندازه گیری شده توسط اتاقک یونیزاسیون در همان محیط و برای پرتوهای مگاولتاژی با رابطه ۱ بیان می شود:

$$PDD(z) = PDI(z) \frac{\left(\frac{\overline{L_{\Delta}}}{\rho}(z)\right)_{air}^{med}}{\left(\frac{\overline{L_{\Delta}}}{\rho}(z_{max})\right)_{air}^{med}}$$

که $PDI(z)$ نسبت یونیزاسیون در عمق Z به دز عمق ماکزیمم Z_{max} است که به صورت درصد بیان می -

شود، $\left(\frac{\overline{L_{\Delta}}}{\rho}\right)_{air}^{med}$ نسبت قدرت توقف جرمی محدود

شده متوسط محیط به هوا است. در پرتوهای فوتونی با

انرژی بالا در عمق های فراتر از Z_{max} مقدار $\left(\frac{\overline{L_{\Delta}}}{\rho}\right)_{air}^{med}$

مانند فاکتورهای اختلال دیگر تغییر نمی کند. در نتیجه مقدار PDD برابر PDI می شود و به طور قابل توجهی روش اندازه گیری و آنالیز داده ها را آسان می کند. بنابراین استفاده از اتاقک های یونش برای بدست آوردن PDD در محیط در منطقه انبوهش دز پرتوهای فوتونی با انرژی

بالا که باید $\left(\frac{\overline{L_{\Delta}}}{\rho}\right)_{air}^{med}$ و فاکتورهای اختلال باید

محاسبه شوند چون در حالت کلی با اندازه گیری در عمق Z به طور قابل توجهی تغییر می کنند، یک روش مناسب

امروزه استفاده از فوتون ها در درمان انواع تومورهای بدخیم در بخشهای رادیوتراپی اجتناب ناپذیر است. یکی از مزیت های درمان با فوتون های پرنانرژی اثر حفاظت پوست به دلیل دز انبوهش میدان است. در واقع می توان دز بیشتری را به تومور عمقی داخل بدن داد، بدون اینکه به پوست آسیب برسد (۱، ۲). پرتوهای فوتونی مگاولتاژی در بسیاری از سیستم های طراحی درمان پیشرفته استفاده می شود. پرتو فوتونی ۶ مگا ولتاژ که در درمان های کلینیکی استفاده می شود توسط بسیاری از محققین مورد مطالعه قرار گرفته است (۳-۶). شیخ باقری و همکارانش در سال ۲۰۰۲ طیف پرتو فوتونی ۶ مگا ولتاژ را با استفاده از کد BEAMnrc مورد مطالعه قرار دادند (۷). بوستون و چئونگ در سال ۲۰۰۳ پرتو فوتونی ۶ مگا ولتاژ را با اندازه گیری توسط اتاقک یونش صفحه موازی مورد بررسی قرار دادند (۲). به دلیل اینکه از این انرژی استفاده های زیادی در بخش های رادیوتراپی می شود بنابراین نیاز است مورد بررسی قرار گیرد.

در پرتو درمانی، منحنی پروفایل یک دسته پرتو، گروهی از نمودارهای هم دوز برای یک پرتو معین است. پروفایل یک پرتو نشان دهنده تغییرات دز به صورت تابعی از عمق و فاصله عرضی از محور مرکزی است. در نمودارهای هم دز، بیشترین مقدار بر روی محور مرکزی پرتو قرار دارد و به تدریج به سمت لبه های پرتو کاهش می یابد. نمودارهای هم دوز را می توان با استفاده از اتاقک های یونیزاسیون، آشکار ساز های حالت جامد، یا فیلم های رادیوگرافی اندازه گیری کرد. اتاقک های یونیزاسیون به دلیل دقت و پاسخ انرژی تقریباً وسیع آن مطمئن تر بن روش است و معمولاً از آب برای اندازه گیری های عملی در رادیوتراپی استفاده می شود. پارامترهای موثر بر توزیع هم دز یک پرتو، کیفیت پرتو، اندازه چشمه کولیماسیون پرتو، اندازه میدان، SSD (فاصله چشمه تا سطح) هستند (۸).

شده بود. هر دو کد BEAMnrc و DOSXYZ بر اساس توسعه PRESTA در سیستم مونت کارلو EGS4 هستند. گرچه تاکید این پروژه بر روی پرتوهای فوتونی بوده است اما کد BEAMnrc قابل استفاده در تمام بخش‌های رادیوتراپی شامل پرتوهای فوتونی با انرژی بالا از شتاب دهنده‌ها، پرتوهای کبالت-۶۰ و پرتوهای اشعه X کیلوولتاژی، بود (۱۲). در واقع هدف BEAMnrc شبیه سازی بخش‌های رادیوتراپی است. در واقع یکی از مزایای بزرگ فن مونت کارلو این است که اطلاعات جزئی از تاریخچه ذره را ارائه می‌کند. صفحه فازی تولید شده در BEAM شامل اطلاعات مربوط به موقعیت، مسیر، بار ذره، تعداد ذرات و ... می باشد (۱۴). کد BEAM به طور گسترده برای مطالعه پرتوهای فوتونی شتاب دهنده های کلینیکی مورد استفاده قرار گرفته است (۱۵-۲۴). در این مطالعه نتایج شبیه سازی شده منحنی PDD و پروفایل پرتو انرژی 6MV با اندازه گیری این انرژی توسط اتاقک یونش، جهت اعتبار سنجی پرتو 6MV مقایسه شدند. در این مطالعه هم چنین میزان تاثیر اندازه منبع الکترونی و انرژی آن بر روی PDD و پروفایل مورد مطالعه قرار گرفت.

روش بررسی

۲.۱. اندازه‌گیری‌های تجربی

در این تحقیق از شتاب دهنده واریان 2100C/D (محصول آمریکا) با انرژی های ۶ مگاولتاژی برای اندازه گیری استفاده شد. دستگاه مجهز به دو جفت کولیماتور در بالا (Y1, Y2) و پایین (X1, X2) می‌باشد که مستقل از هم حرکت می کنند. برای دوزیمتری از یک Scanditronix blue phantom ساخت شرکت Wellhofer آلمان با ابعاد 50cm × 50cm × 50cm و دو اتاقک یونش با حجم حساس 0.13CC (IBA, CC13, Germany) استفاده شد. PDD برای میدانهای مربعی به ابعاد 4x4, 10x10, 30x30 بر

است (۹). در انرژی‌های بالا عمق مرجع معمولاً عمق مربوط به دز جذبی بیشینه ($d_0=d_m$) می‌باشد. پارامترهای مختلفی بر روی توزیع دز عمقی محور مرکزی تاثیر می گذارند. این پارامترها عبارتند از کیفیت یا انرژی پرتو، عمق، اندازه و شکل میدان، فاصله چشمه تا سطح (SSD) و کولیماسیون پرتو (۸).

در این مطالعه برای اعتبار بخشیدن به شبیه سازی از تطبیق منحنی‌های پروفایل و درصد دز عمقی اندازه گیری شده با منحنی‌های پروفایل و درصد دز عمقی حاصل از شبیه سازی با استفاده از کد BEAMnrc استفاده شد. یکی از مزیت های تکنیک مونت کارلو این است که می توان جزئیات اطلاعات تاریخچه ذرات را بدست آورد. تکنیک شبیه سازی در بسیاری از تحقیقات علمی مهم است به خصوص زمانی که به اندازه‌گیری‌های مشکلی نیاز باشد. اما اعتبار شبیه سازی به شدت به مدل مورد استفاده در شبیه سازی بستگی دارد. اما به دلیل اینکه اطلاعات و جزئیات دستگاه شتاب دهنده به طور کامل موجود نیست بنابراین نیاز است که مدل شبیه سازی شده با اندازه‌گیری محک زده شود (۱۰). در رادیوتراپی مطالعات گسترده ای برای اعتبار بخشی به شبیه سازی با شتاب دهنده خطی انجام شده است (۱۱, ۱۲).

نزدیک به ۵۰ سال است که تکنیک مونت کارلو در شبیه سازی تکنیک‌های پزشکی مورد استفاده قرار می گیرد. این تکنیک کاربرد های مختلفی دارد که یکی از این کاربردها، استفاده از آن در پزشکی است. مونت کارلو یک درک دقیقی از توزیع دوز روی سطح بیمار ایجاد می کند اما زمان محاسبات آن زیاد است. برای حل این مشکل از سیستم‌های با سرعت بالا استفاده شد و در کنار آن کدهایی برای شبیه سازی ایجاد شدند که سرعت آنالیز بیشتری دارند یکی از این کدها BEAMnrc است. (۱۳) کد BEAMnrc و DOSXYZ یکی از موفقیت های پروژه OMEGA هستند، این پروژه به منظور ارتقا سیستم طراحی درمان ۳ بعدی پرتو الکترونی و محاسبه توزیع دز بیمار با استفاده از تکنیک مونت کارلو، انجام

فوتون ها و برای الکترون ها $eCUT=0.7MeV$ استفاده شد. با استفاده از تکنیک وازنش برد (Range Rejection) به مقدار $ESAVE = 2 MeV$ زمان اجرای برنامه ۲-۳ برابر کاهش یافت و تنها ۱٪ فوتون هایی که در کلاهک تولید شدند (بجز تارگت) را نادیده گرفته شد (۲۶). پرتو الکترونی به شکل استوانه‌ای و تک انرژی موازی (mono energetic parallel beam) با انرژی‌های $5.7, 5.9, 6.0MeV$ با اندازه شعاع $1.0, 3.0mm, 2.0$ انتخاب شد. از کد BEAMdp برای آنالیز ذرات در صفحه فازی مورد استفاده قرار گرفت. برای محاسبه PDD و Profile از کد DOSXYZ استفاده شد که برای این منظور ابتدا فانتوم آب به ابعاد $50cm \times 50cm \times 50cm^3$ شبیه سازی و الکترونها و فوتونهای موجود در صفحه فازی بدست آمده از BEAMnrc به عنوان منبع استفاده شد. تکنیک کاهش واریانس بکار رفته در کد DOSXYZ قطع انرژی $pCUT=0.01MeV$ و $eCUT=0.7MeV$ تقسیم فوتونی (photon splitting) و افزایش تکرار هر ذره در صفحه فازی (recycle beam) استفاده شد.

روش‌های مقایسه توزیع دوز مختلفی بر اساس ترکیب‌های متنوعی از دوزها و محدودیت توافق فضایی شامل آزمون اختلاف دوز (DD) و آزمون فاصله از توافق (Distance To Agreement, DTA) توسعه پیدا کرده است. شاخص گاما یکی از روشهای کمی مقایسه دوز بر اساس معیارهای فضایی و دوز قرار گرفته است. در این پژوهش، شاخص گاما با معیار $DD=2\%$ و $DTA=2mm$ مورد استفاده قرار گرفت (۲۷-۳۱). به عبارتی شاخص گاما مکان هندسی تمام نقاط داخل یک سطح بیضوی است که اضلاع آن اختلاف دز و کمیت فاصله تا توافق می باشد. لذا شاخص گاما برای نقاط داخل، روی و خارج از بیضی به ترتیب کوچکتر، مساوی و بزرگتر از یک خواهد شد. حال اگر نقطه ای که دز در آن محاسبه شده، در این بیضی قرار بگیرد، شاخص گاما

روی محور مرکزی و Profile در عمق $10cm$ و در $SSD=100cm$ بطور جداگانه دوزیمتری شد.

۲.۲. شبیه سازی

در این مطالعه که یک مطالعه پایه ای است، دستگاه درمانی شتاب دهنده واریان 2100 با انرژی $6MV$ با استفاده از کد BEAMnrc تا سطح فانتوم شبیه سازی شد. برای محاسبه درصد دز عمقی و منحنی پروفایل در عمق $10cm$ از کد DOSXYZ و برای آنالیز صفحه فاز از نظر شار انرژی و شار فوتونی همچنین نحوه توزیع فوتون‌ها و الکترون‌ها بر روی این صفحات فرضی مربوط به پرتو از کد BEAMdp بهره برده شد.

در این کار شبیه سازی کلاهک درمانی با استفاده از BEAMnrc برای میدان های $30 \times 30 cm^2$ و $10 \times 10, 4 \times 4$ مورد بررسی قرار گرفتند. برای هر یک از این میدان ها منحنی های درصد دز عمقی و پروفایل با خطای کمتر از ۱ درصد محاسبه شدند و با نتایج اندازه گیری مقایسه شدند. تعداد ذراتی که برای هر میدان مورد بررسی قرار گرفت برای میدان های مختلف متفاوت بود و برای میدانهای بزرگتر تعداد ذرات کمتری به کار برده شد. برای میدان $30 \times 30 cm^2$ تعداد ۵۰ میلیون ذره استفاده شد که تعداد 955083442 ذره در صفحه فاز تولید شد و برای میدان $10 \times 10 cm^2$ تعداد ۲۰۰ میلیون ذره استفاده شد که 378536933 ذره در صفحه فازی تولید شد. برای میدان $4 \times 4 cm^2$ نیز تعداد ۱ میلیارد ذره استفاده شد که 275878225 ذره در صفحه فازی تولید شد. در شبیه سازی با استفاده از کد BEAMnrc از تکنیک کاهش واریان Directional Bremsstrahlung Splitting به دلیل بهره وری بیشتر آن نسبت به دیگر تکنیک های کاهش واریانس در BEAMnrc (۲۵) استفاده شد. در این تکنیک کاهش واریانس سه ورودی اندازه میدان مطابق با اندازه میدان تابشی، فاصله منبع تا سطح 100 سانتی متر و تعداد تقسیم فوتونی 1000 داده شد. هم چنین برای کم شدن زمان اجرای برنامه از قطع انرژی $pCUT=0.01MeV$ برای

شکل ۲ توزیع طیف فوتون‌های تابشی که شامل طیف پیوسته ترمزی (برمزاشرالانگ) و تابش گسسته اختصاصی می باشد را نشان می دهد. همان طور که در شکل دیده می شود حداکثر انرژی با انرژی الکترونهای برخوردی برابری کرده و با افزایش انرژی سطح زیر منحنی افزایش یافته که نشان دهنده برخوردهای بیشتر می باشد. اما با افزایش قطر چشمه بازدهی تولید تابش ترمزی و اختصاصی کاهش پیدا کرده است.

آنالیز منحنی‌های PDD و پروفایل

برای منحنی‌های PDD نتایج دز عمقی اندازه گیری شده و شبیه سازی شده به ماکزیمم مقدار روی محور مرکزی نرمالایزه شدند و برای منحنی‌های پروفایل نتایج دز عمقی اندازه گیری شده و شبیه سازی شده به مقدار دز مرکزی نرمالایزه شدند.

در این مطالعه انرژی‌های مختلف و اندازه میدان های مختلف مورد بررسی قرار گرفت، با افزایش اندازه میدان دز سطحی افزایش می‌یابد که به دلیل افزایش ذرات باردار آلوده کننده است. با افزایش انرژی درصد دوز در منطقه بیلدآپ کاهش یافته و نتایج شبیه سازی به مقادیر اندازه گیری نزدیک تر می شود که این نتیجه قابل انتظار است زیرا با افزایش انرژی قدرت نفوذ الکترونهای ثانویه افزایش یافته و دوز خود را در عمق بیشتر واگذار می‌کنند لذا درصد دوز در این ناحیه کوچکتر می‌شود (شکل ۳). در ناحیه بعد از بیلدآپ اختلاف زیادی بین انرژی های مختلف با اندازه گیری مشاهده نمی شود.

همانطور که شکل ۳ نشان می دهد انرژی 6MV نسبت به دیگر انرژی های 5.7 و 5.9MV تطابق بهتری با منحنی درصد دز اندازه گیری شده دارد. زیرا درصد نقاط بیشتری دارای گاما اندیکس کمتر از یک هستند. از شکل ۴ نیز مشخص است که برای شعاع توزیع الکترون های برخوردی، شعاع 0.2cm تطابق بهتری با اندازه گیری دارند.

اثر توزیع فضایی چشمه الکترونی در شکل ۴ نشان می دهد که فاکتور گاما برای 2mm از بقیه بهتر است.

کوچکتر و یا مساوی یک خواهد شد و می توان نتیجه گرفت که محاسبات در این نقطه قابل قبول است (۳۲).

پس از اجرای برنامه ی شبیه سازی در هر حالت، منحنی های درصد دز عمقی و پروفایل از فایل خروجی شبیه سازی استخراج و به نرم افزار Microsoft excel 2013 منتقل شد. در نهایت منحنی های شبیه سازی و اندازه گیری ها با استفاده از شاخص گاما باهم مقایسه شدند.

یافته‌ها

پرتوهای فوتونی مگاولتاژی، نیاز به ارزیابی فاکتورهای دارند که باعث تغییر توزیع دز می شوند. از آنجایی که منحنی درصد دز عمقی به انرژی الکترون‌های برخوردی وابسته می‌باشد و این در حالی است که پروفایل به شعاع توزیع الکترون های برخوردی حساس است. لذا تغییرات انرژی پرتو الکترونی برای کوچکترین میدان تابشی ($4 \times 4 \text{ cm}^2$) و تغییر اندازه چشمه الکترونی برای بزرگترین میدان ($30 \times 30 \text{ cm}^2$) مطابق شکل ۴ و ۳ مورد بررسی قرار گرفت (۲۴).

آنالیز فضای فازی

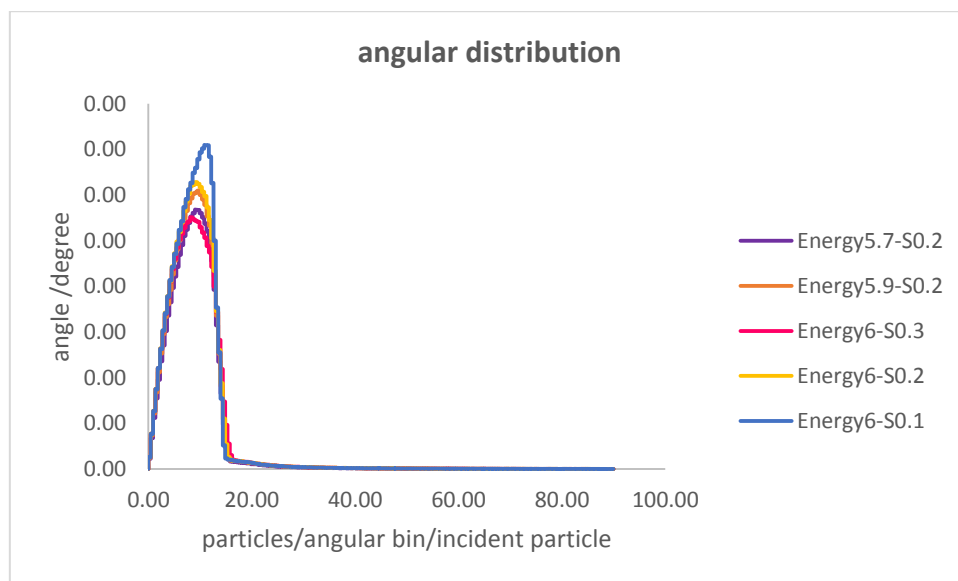
در این مطالعه برای آنالیز صفحه فازی، از یک برش نازک زیر پنجره بریلومی در فاصله 9cm از تارگت استفاده شد و تعداد ۲۰۰۰۰۰۰۰ ذره به عنوان تعداد ذرات ورودی به کار برده شد. توزیع زاویه ای فوتونها بر روی محور مرکزی کمترین مقدار را داشته و با افزایش زاویه تعداد فوتونها افزایش یافته به طوری که در زاویه ۹-۱۱ درجه به حداکثر مقدار خود رسیده و سپس کاهش یافته و حدودا در زاویه ۱۵ درجه به صفر می گراید (شکل ۱). با کاهش ابعاد چشمه الکترونی همانند یک منبع نقطه ای عمل کرده و زاویه پراکندگی افزایش می یابد. با افزایش انرژی، سطح زیر منحنی افزایش می یابد لذا بازدهی تولید فوتون افزایش پیدا می کند و این درحالی است که با افزایش ابعاد منبع بازدهی کاهش یافته و منحنی برای چشمه 3mm حداقل مقدار را نشان می دهد.

ها و خارج از میدان نیز دیده می شود. بهترین تطابق برای منحنی درصد دز عمقی برای میدان $30 \times 30 \text{ cm}^2$ بدست آمد که اختلاف اندازه گیری و شبیه سازی با گاما ایندکس کمتر از ۰,۲ بدست آمد. بر طبق مشاهدات این مطالعه، انرژی ورودی چشمه کمتر از مقدار انرژی اسمی است. در این مطالعه انرژی فوتون به کار برده شده تک انرژی بود، گرچه در مطالعه ای که توسط دینگ و همکارانش در سال ۲۰۰۲ (۲۴) انجام شد بهترین تطابق برای طیف انرژی 6.02 mV و $FWHM 1.2 \text{ MeV}$ و به شکل گوسی با $FWHM 1.2 \text{ cm}$ مشاهده شد. البته این اندازه گیری برای Varian Clinac-2100EX انجام شده بود.

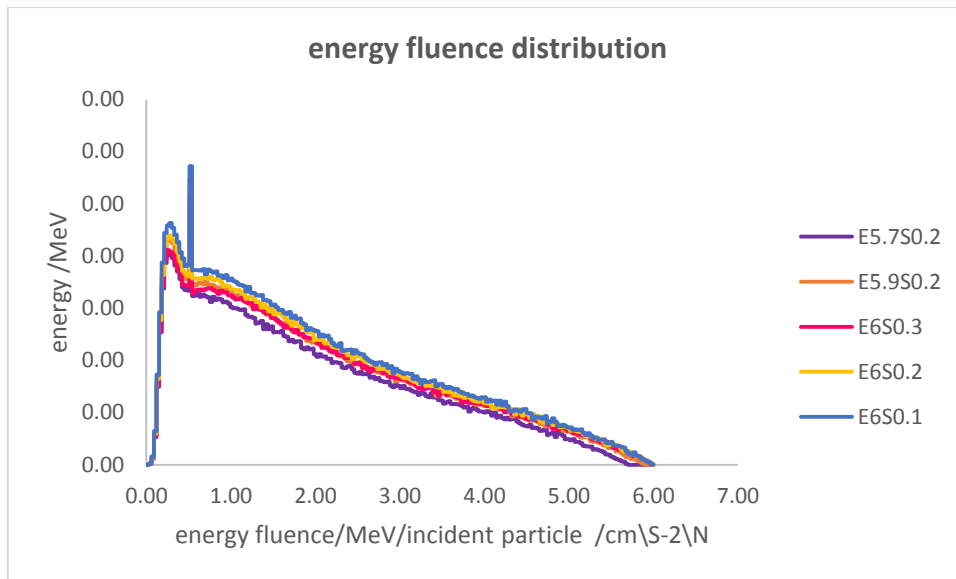
با افزایش قطر چشمه الکترونی، منحنی پروفایل شبیه سازی در محل لبه میدان تابشی به شدت افت کرده و گاما فاکتور حدود ۳,۵ را نشان می دهد.

در نهایت با توجه به آنالیز صفحه فازی و منحنی های PDD و پروفایل چشمه الکترونی مدادی با شعاع 2 mm و انرژی 6 MV انتخاب شد که در شکل ۵، PDD و پروفایل برای میدان های $30 \times 30 \text{ cm}^2$ و $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، $4 \times 4 \text{ cm}^2$ مشاهده می شود. همان طور که از شکل ۵ دیده می شود درصد اختلاف اندازه گیری و شبیه سازی با استفاده از اندیکس گاما کمتر از ۱ بود.

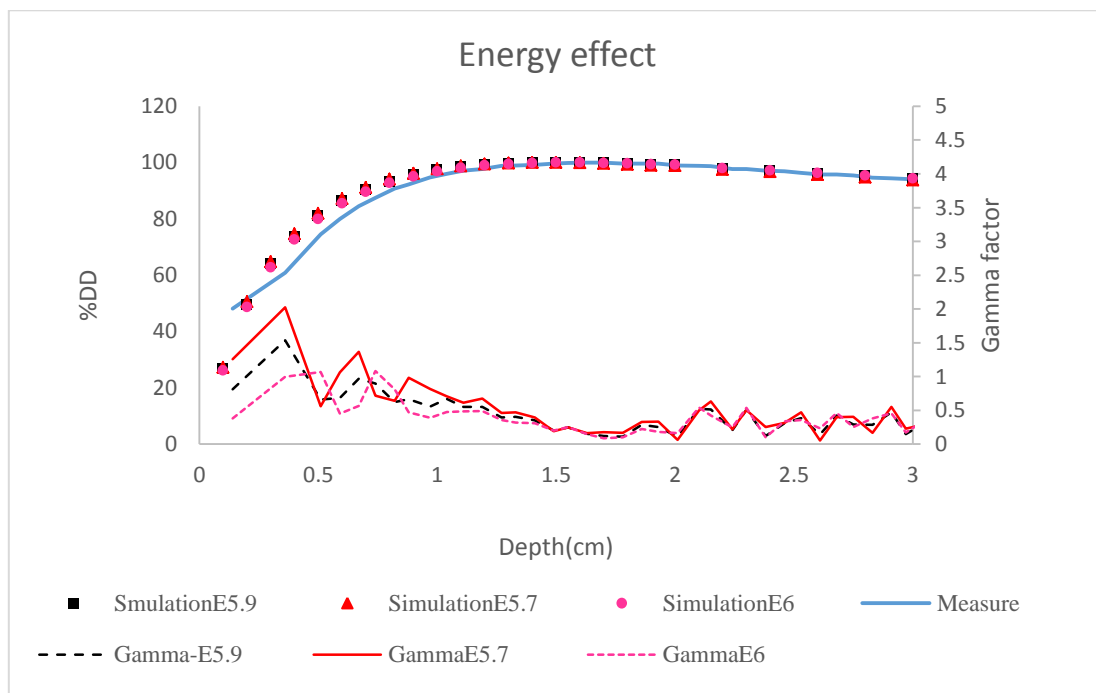
همانطور که مقادیر گاما ایندکس نشان می دهد سازگاری شبیه سازی و اندازه گیری در قسمت نیم سایه



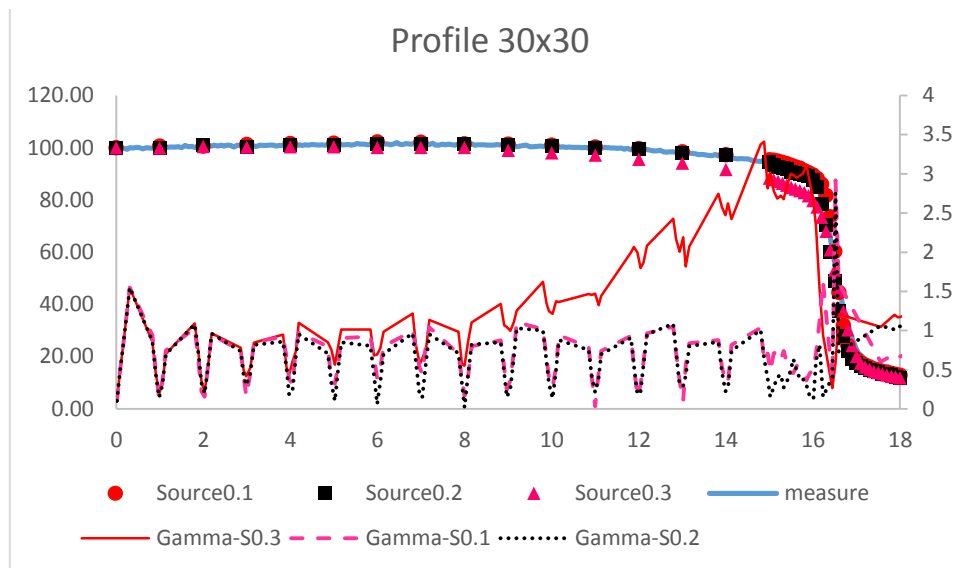
شکل ۱: توزیع زاویه ای فوتون های تولید شده در صفحه فازی برای چشمه الکترونی با انرژی های ۵.۷، ۵.۹، ۶ MeV و شعاع ۱، ۲، ۳mm



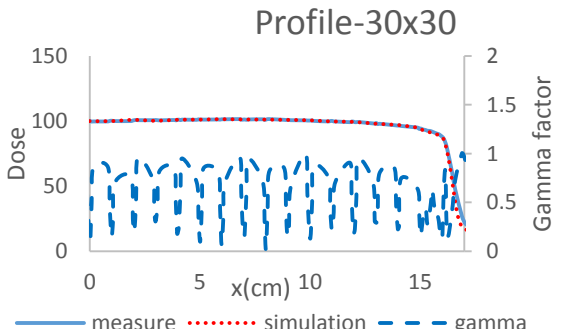
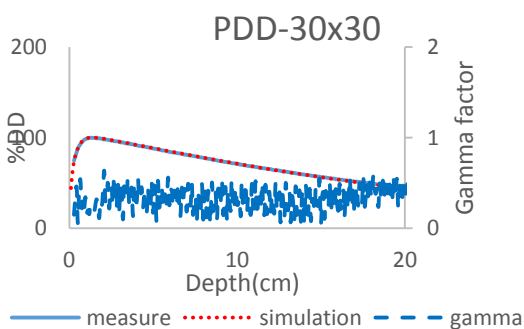
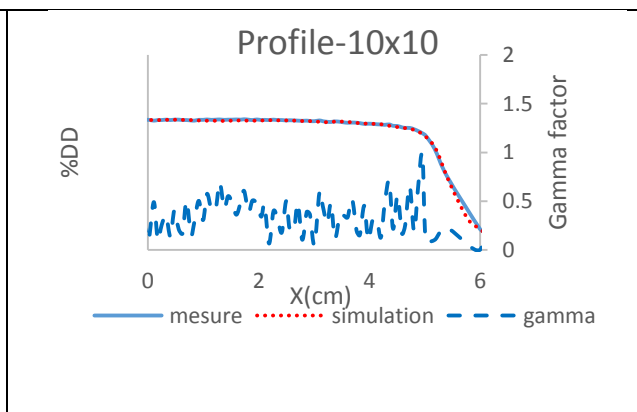
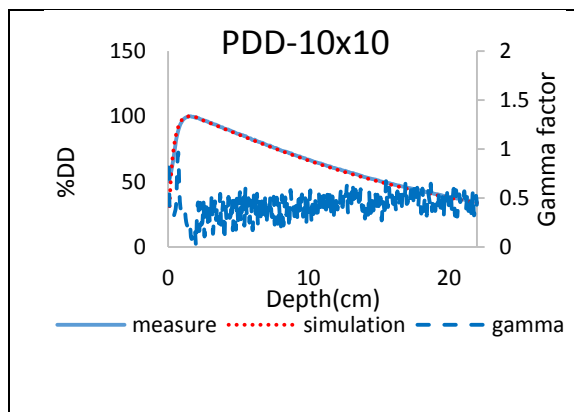
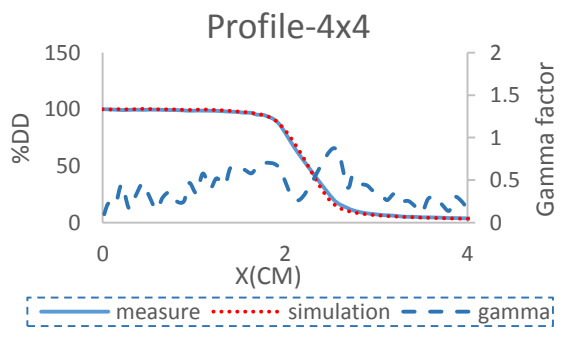
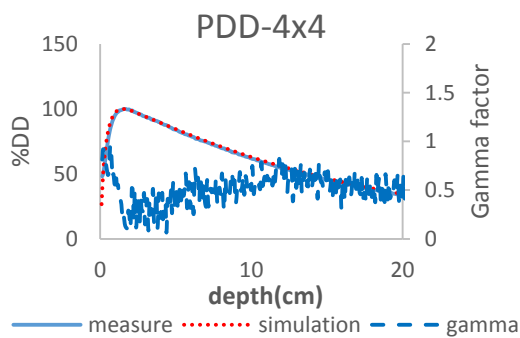
شکل ۲: توزیع شار انرژی فوتون های تولید شده در صفحه فازی برای چشمه الکترونی با انرژی های 5.7, 5.9, 6 MeV و شعاع 1, 2, 3mm



شکل ۳: مقایسه منحنی های PDD برای چشمه الکترونی با انرژی های 5.7, 5.9 و 6 MeV



شکل ۴: مقایسه منحنی های پروفایل برای چشمه الکترونی با انرژی 6 MeV و شعاع های توزیع الکترونی 1، 2 و 3mm



شکل ۵: منحنی های PDD و پروفایل انرژی 6 MV برای میدان های 4x4، 10x10 و 30x30 cm²

قدردانی

دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز برای تأمین هزینه های این طرح پژوهشی تشکر و قدردانی کنند.

مولفین این مقاله بر خود لازم می دانند که از بخش رادیوتراپی و انکولوژی بیمارستان گلستان اهواز برای همکاری صمیمانه و همچنین از معاونت پژوهشی

منابع

- 1-Sjögren R, Karlsson M. Electron contamination in clinical high energy photon beams. *Medical physics*. 1996;23(11):1873-81.
- 2-Butson M, Cheung T, Yu P. Variations in 6MV x-ray radiotherapy build-up dose with treatment distance. *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*. 2003;26(2):87-9.
- 3-Nithya L, Raj NAN, Rathinamuthu S. Analyzing the characteristics of 6 MV photon beam at low monitor unit settings. *Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India*. 2016;41(1):34.
- 4-Kadam A, Sharma S. Estimation of local confidence limit for 6 MV photon beam IMRT system using AAPM TG 119 test protocol. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*. 2016;4(1).
- 5-Krongkietlearts K, Tangboonduangjit P, Paisangittisakul N, editors. Determination of output factor for 6 MV small photon beam: comparison between Monte Carlo simulation technique and microDiamond detector. *Journal of Physics: Conference Series*; 2016: IOP Publishing.
- 6-Tayalati Y, Didi S, Zerfaoui M, Moussaa A. Monte Carlo Simulation of 6MV Elekta Synergy Platform Linac photon beam using Gate/Geant4. *arXiv preprint arXiv:13090758*. 2013.
- 7-Sheikh-Bagheri D, Rogers D. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Medical physics*.402-391:(3)29;2002.
- 8-Khan FM, Gibbons JP. *Khan's the physics of radiation therapy*: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
- 9-Abdel-Rahman W, Seuntjens JP, Verhaegen F, Deblois F, Podgorsak EB. Validation of Monte Carlo calculated surface doses for megavoltage photon beams. *Medical physics*. 2005;32(1):286-98.
- 10-Chin E, Shipley D, Bailey M, Seuntjens J, Palmans H, DuSautoy A, et al. Validation of a Monte Carlo model of a NACP-02 plane-parallel ionization chamber model using electron backscatter experiments. *Physics in medicine and biology*. 2008;53(8):N119.
- 11-Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Physics in medicine and biology*. 2003;48(21):R107.
- 12-Ma C-M, Jiang SB. Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators. *Physics in medicine and biology*. 1999;44(12):R157.
- 13-Rogers D, Faddegon B, Ding G, Ma CM, We J, Mackie T. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Medical physics*. 1995;22(5):503-24.
- 14-Rogers D. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics This paper is dedicated to W Ralph Nelson and to the memory of Martin J Berger, two men who have left indelible marks on the field of Monte Carlo simulation of electron-photon transport. *Physics in medicine and biology*. 2006;51(13):R287.
- 15-Faddegon B, O'Brien P, Mason D. The flatness of Siemens linear accelerator x-ray fields. *Medical physics*. 1999;26(2):220-8.
- 16-Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. Calculating dose and output factors for wedged photon radiotherapy fields using a convolution/superposition method. *Medical physics*. 1997;24(11):1714-28.
- 17-Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. Calculating output factors for photon beam radiotherapy using a convolution/superposition method based on a dual source photon beam model. *Medical physics*. 1997;24(12):1975-85.
- 18-von Wittenau AS, Bergstrom Jr P, Cox L. Patient-dependent beam-modifier physics in Monte Carlo photon dose calculations. *Medical physics*. 2000;27(5):935-47.
- 19-von Wittenau AS, Cox L, Bergstrom Jr P, Chandler W, Siantar CH, Mohan R. Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space. *Medical physics*. 1999;26(7):1196-211.
- 20-Siebers J, Keall P, Libby B, Mohan R. Comparison of EGS4 and MCNP4b Monte Carlo codes for generation of photon phase space distributions for a Varian 2100C. *Physics in medicine and biology*. 1999;44(12):3009.
- 21-Van der Zee W, Welleweerd J. Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo techniques. *Medical physics*. 1999;26(9):1883-92.
- 22-Keall P, Siebers J, Jeraj R, Mohan R. The effect of dose calculation uncertainty on the evaluation of radiotherapy plans. *Medical physics*. 2000;27(3):478-84.

- 23-Deng J, Jiang SB, Kapur A, Li J, Pawlicki T, Ma C. Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning. *Physics in medicine and biology*. 2000;45(2):411.
- 24-Ding GX. Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator. *Physics in medicine and biology*. 2002;47(7):1025.
- 25-Kawrakow I, Rogers D, Walters B. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting. *Medical physics*. 2004;31(10):2883.^{۹۸-}
- 26-Sheikh-Bagheri D, Rogers D, Ross CK, Seuntjens JP. Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac. *Medical physics*. 2000;27(10):2256-66.
- 27-Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*. 1998;25(5):656-61.
- 28-Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical physics*. 2003;30(9):2455-64.
- 29-Harms Sr WB, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Medical physics*. 1998;25(10):1830-6.
- 30-Jiang SB, Sharp GC, Neicu T, Berbeco RI, Flampouri S, Bortfeld T. On dose distribution comparison. *Physics in medicine and biology*. 2006;51(4):7.^{۵۹}
- 31-Bakai A, Alber M, Nüsslin F. A revision of the γ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Physics in medicine and biology*. 2003;48(21):3543.
- 32-Clasie BM, Sharp GC, Seco J, Flanz JB, Kooy HM. Numerical solutions of the γ -index in two and three dimensions. *Physics in medicine and biology*. 2012;57(21):6981.

Validation of the Linac Varian Simulated using BEAMnrc Code for 6MV Photon Energy

Nahid Chegeni¹, Khadijeh Hosseini^{2*}, Hojattollah Shahbazian³, Reza Maskani⁴,
Mojtaba Hoseini-Ghafarokhi⁵, Farzaneh Mirkhaghani², Soudabeh Raja Eskandari⁶

1-Assistant Professor of Medical Physic.

2-M.Sc. Student in Medical Physics.

3-Assistant Professor of Radiotherapy and Oncology.

4-Assistant Professor of Medical Physic.

5-PhD Student in Medical Physics.

6-M.Sc. in Radiotherapy and Oncology.

1,2,5-Department of Medical Physic, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

4-School of Medicine, Shahrood University of Medical Sciences, Shahrood, Iran.

3,6-Department of Radiotherapy and Oncology, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

*Corresponding author:

Fariba Einy; Department of Medical Physic, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Tel: +989168565092

Email: kh.hosseinee@gmail.com

Abstract

Background and Objective: Simulation using Monte Carlo technique is a practical method for assessment of the characteristics of the clinical photon beam from the treatment head. The accuracy of the simulation results is based on the validation of the Monte Carlo models used in the calculation. This study validated the simulation with BEAMnrc code for 6MV energy.

Subjects and Methods: The accelerators of Varian Clinic 2100C/D for photon beam 6MV were simulated using the BEAMnrc code system. A cylindrical mono energetic with 5.7, 5.9, 6MV energies and 1, 2, 3mm radius were applied. Two phase space files were scored below the exit window and above the phantom then analyzed the beam characteristics using BEAMdp and calculated the percentage depth dose and profile at 10cm using DOSXYZ code. In this work, measurements were performed using 0.13cc ion chamber inside a water phantom with dimension 50×50×50cm³. At the end of simulation, the results of the measured data were compared using gamma index with criteria 2%/2mm.

Result: By increasing the electron energy, percentage depth dose in buildup region was reduced and became closer to measurements. With increasing the diameter of the electron source, the photons were diverged and the edges of the profiles showed a sharp drop compared to the dose measurements.

Conclusion: Finally good agreement (gamma index within 2%/2mm) between the measurements and simulations was achieved for field sizes of 4×4, 10×10 and 30×30cm² with radial of incident electrons 0.2cm at source surface distances of 100cm.

Key Words: Radiotherapy, validation, mega-voltage photon beams, BEAMnrc simulation, Linear Accelerator.

►Please cite this paper as:

Chegeni N, Hosseini Kh, Shahbazian H, Maskani R, Hoseini-Ghafarokhi M, Mirkhaghani F, Raja Eskandari S. Examination How the Dependence of the Mega Voltage Photon Parameters in Radiotherapy of the Tumors using BEAMnrc Code. *Jundishapur Sci Med J* 2016;15(5):551-561.

Received: June 14, 2016

Revised: Aug 26, 2016

Accepted: Sep 17, 2016