

بررسی تأثیر درصد شیلد شدگی میدان‌های نامنظم بر میزان دوز دریافتی در پرتو درمانی تومورهای سطحی به روش مونت کارلو

خدیجه بام‌نشین^۱، دکتر پروانه شکرانی^۲، دکتر محمد باقر توکلی^۲

چکیده

مقدمه: در درمان‌های سطحی با الکترون، میدان‌های پرتو درمانی نامنظم در اثر استفاده از بره‌هایی که در انتهای اپلیکاتور یا روی سطح بدن در داخل فیلد درمانی قرار می‌گیرد، تولید می‌شود. در این حالت مقدار پراکندگی در میدان‌های نامنظم نسبت به میدان‌های منظم تغییر می‌کند و باعث تغییر مقادیر پارامترهای دوزیمتری می‌شود.

روش‌ها: در مطالعه حاضر، به منظور بررسی تأثیر شیلد از کد شبیه‌سازی BEAMnrc بر پایه‌ی EGSnrc که بر روی سیستم عامل لینوکس نصب است، برای شبیه‌سازی و محاسبه‌ی R_{90} میدان‌های نامنظمی که از شیلد کردن میدان‌های مربعی 15×15 ، 20×20 و 25×25 سانتی‌متر مربع به وجود آمده است، استفاده شد. برای اندازه‌گیری تجربی از یک دیود سیلیکونی از نوع P ساخت Scanditronix استفاده گردید. R_{90} میدان‌های نامنظم شبیه‌سازی شده با مقادیر دوزیمتری به دست آمده از روش‌های میدان معادل باز و میدان باز مقایسه شد.

یافته‌ها: عمق R_{90} با تغییر مساحت شیلد شدگی و شکل میدان تغییر کرد و نظم مشخصی در افزایش یا کاهش آن وجود نداشت. میزان تغییرات در میدان‌های نامنظم در انرژی ۶ مگاالکترون ولت نسبت به میدان معادل کمتر از ۲ میلی‌متر و نسبت به میدان باز کمتر از ۱ میلی‌متر بود.

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان داد، در صورت استفاده از روش میدان معادل یا باز، بهتر است از روش میدان باز برای محاسبه‌ی R_{90} استفاده شود.

واژگان کلیدی: شبیه‌سازی میدان‌های زاویه‌دار، شتاب دهنده‌ی خطی، دوزیمتری

مقدمه

دوزیمتری که شامل منحنی‌های درصد دوز عمقی، پروفایل و فاکتور خروجی است، می‌گردد. پارامترهای مربوط به تعیین دوز در درمان با الکترون برای میدان‌های منظم مربعی در فاصله‌ی مرجع و برای سطح هموار اندازه‌گیری می‌شوند (۱). در درمان‌هایی که شامل میدان‌های نامنظم در فواصل غیر مرجع است و یا شامل سطح درمان ناهموار می‌باشد، لازم است پارامترهای اندازه‌گیری شده تصحیح گردد (۲).

با توجه به موقعیت آناتومیکی تومور در اغلب موارد لازم است برای حفظ ارگان‌های حساس، بره‌هایی به انتهای اپلیکاتور یا روی سطح بدن بیمار اضافه شود. بدین طریق میدان‌های پرتو درمانی نامنظم در اثر استفاده از این بره‌ها تولید می‌شود. در اثر این کار مقدار پراکندگی در میدان‌های نامنظم نسبت به میدان‌های منظم تغییر می‌کند و باعث تغییر مقادیر پارامترهای

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۲ استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

از آن جایی که اندازه‌گیری عملی پارامترهای دوزیمتری میدان‌های نامنظم در فواصل غیر مرجع کاری وقت‌گیر و دشوار است و در یک بخش رادیوتراپی شلوغ امکان‌پذیر نیست، به طور معمول از روش میدان معادل برای پیش‌بینی این پارامترها استفاده می‌کنند که از دقت زیادی هم برخوردار نیست (۳-۴).

از روش‌های شبیه‌سازی که دقت کافی دارند برای محاسبه‌ی پارامترهای دوزیمتری که اندازه‌گیری عملی آن دشوار است، استفاده می‌شود. مطالعات زیادی در مورد تغییرات فاکتور خروجی میدان‌های نامنظم نسبت به میدان منظم انجام شده است (۷-۱۰، ۱-۲).

همه‌ی این گزارش‌ها مربوط به کلیماسیون مخروطی در مد الکترون بوده است؛ در حالی که شتاب دهنده‌ی مورد بررسی دارای کلیماسیون اپلیکاتور می‌باشد. در مطالعه‌ی حاضر محاسبه‌ی R_q یکی از پارامترهای مهم جهت پوشش دوز لازم برای تومور می‌باشد (۲).

پراکندگی پرتو الکترون در میدان‌های نامنظم می‌تواند باعث تغییر در مقدار R_q شود. در این مطالعه از روش شبیه‌سازی برای محاسبه‌ی آن در میدان‌های نامنظم استفاده شد و نتایج آن با مقادیر میدان معادل و باز مقایسه گردید (۶-۸).

روش‌ها

در این مطالعه از سیستم کد BEAMnrc در محیط سیستم عامل ۵.۶ Centolinux برای شبیه‌سازی اجزای مد الکترونی شتاب دهنده‌ی خطی نپتون PC ۱۰ و تراپرد ذرات استفاده شد.

اجزای شبیه‌سازی شده سر شتاب دهنده در مد الکترون شامل چشمه، کلیمااتور اولیه، صفحه‌ی پراکنده کننده، اتاقک یونیزان، حلقه‌ی نگهدارنده‌ی اتاقک

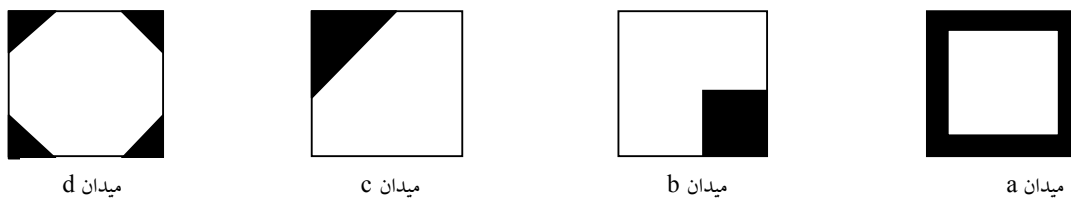
یونیزان، کلیمااتور ثانویه و اپلیکاتورها بود. در هر شبیه‌سازی، چشمه‌ی پرتو الکترون به صورت پرتو مدادی با قطر ۲ میلی‌متر و تعداد ذرات $10^7 \times 5$ در نظر گرفته شد (۹-۱۰). اطلاعات فضایی و انرژی ذراتی که از سر شتاب دهنده خارج شدند در موقعیت انتهای اپلیکاتور در فاصله‌ی ۱۰۵ سانتی‌متری و در فایل (Phase space data) ذخیره گردید.

از این اطلاعات به عنوان چشمه در کد کاربری DOSXYZnrc، برای محاسبه‌ی توزیع دوز شامل منحنی‌های دوز عمقی (PDD) و پروفایل‌های پرتو در فانتوم آب در فاصله‌ی چشمه تا سطح (SSD) برابر ۱۰۵ سانتی‌متر استفاده شد.

سپس اطلاعات محاسبه شده با اندازه‌گیری‌های تجربی-که بر اساس پروتکل TRS-۳۹۸ آژانس بین‌المللی انرژی اتمی IAEA انجام گرفت- (۵)، مقایسه گردید تا نتایج شبیه‌سازی اعتبارسنجی شود.

سایر ابزارهای مورد استفاده در این مطالعه شامل: شبیه‌سازی‌ها با کامپیوتر پنتیوم IV ب سرعت پردازش ۳/۲ گیگا هرتز و RAM ۱۰۲۴ مگابایت، رسم منحنی‌های درصد دوز عمقی محاسبه شده با نرم‌افزار جانبی Statdose (یکی از کدهای کاربری EGSnrc) و اندازه‌گیری منحنی‌های دوز عمقی در یک فانتوم آب اتوماتیک به ابعاد $50 \times 50 \times 50$ سانتی‌متر مکعب و نرم‌افزار RFA ۳۰۰ ساخت Scanditronix و با استفاده از آشکارساز نیمه هادی از نوع دیود سیلیکونی ضد آب از نوع P ساخت Scanditronix بود.

بعد از اطمینان از صحت شبیه‌سازی سر شتاب دهنده، میدان‌های نامنظم الکترون که از شیلد کردن میدان‌های مربعی 15×15 ، 20×20 و 25×25 توسط بره‌های سربی به ضخامت ۳ میلی‌متر ایجاد شد، شبیه



شکل ۱. نمایی از هندسه‌ی چهار میدان نامنظم متقارن و نامتقارن که در شبیه سازی استفاده گردید. هر میدان در سه اندازه‌ی مربعی 15×15 ، 20×20 و 30×30 سانتی‌متر مربع در نظر گرفته شد و سپس با شیلد کردن ۱۰ تا ۵۰ درصد هر میدان، ۵ میدان شیلد شده نامنظم طراحی گردید.

بیشترین اختلاف بین مقادیر محاسباتی و اندازه‌گیری $2/8$ درصد در ناحیه‌ی بیلدآپ برای الکترون ۶ مگاالکترون ولت و در سایر نواحی این اختلاف کمتر از ۱ درصد مشاهده شده است.

جدول ۱ محاسبات مربوط به نتایج R_q محاسبه شده میدان‌های نامنظم توصیف شده با R_q به دست آمده از روش‌های میدان باز با ابعاد مساوی ابعاد اپلیکاتور (روش میدان باز) و میدان معادل که دارای مساحتی برابر با قسمت باز میدان نامنظم است (روش میدان معادل) را نشان می‌دهد.

اندازه‌ی تغییرات R_q محاسبه شده بر حسب درصد شیلد شدگی میدان مربعی 15×15 ، 20×20 ، 25×25 سانتی‌متر مربع نسبت به میدان باز بر حسب میلی‌متر در جدول ۲ آمده است.

اندازه‌ی تغییرات R_q محاسبه شده بر حسب درصد شیلد شدگی میدان مربعی 15×15 ، 20×20 ، 25×25 سانتی‌متر مربع نسبت به میدان معادل بر حسب میلی‌متر در جدول ۳ آمده است.

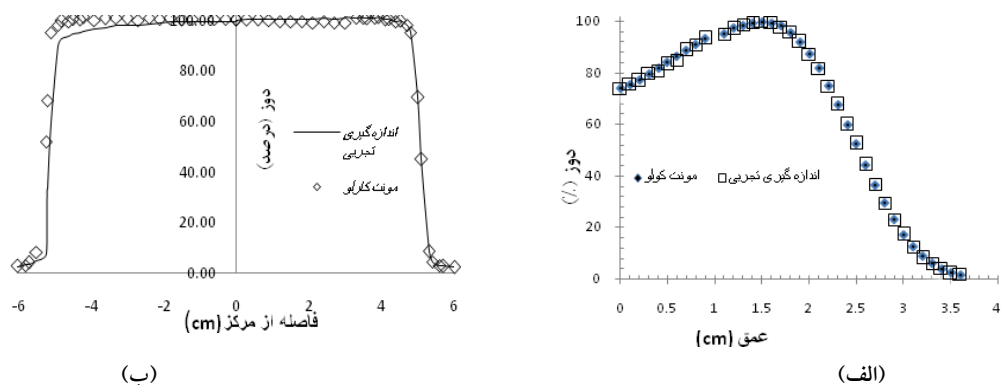
جدول ۲ و ۳ نشان می‌دهند که میزان تغییرات R_q در مقایسه با میدان معادل و میدان باز قابل صرف نظر است؛ به طوری که در نمودارهای زیر نمایی از تغییرات R_q بین میدان‌های شیلد شده و میدان معادل و میدان باز نشان داده شده است (شکل ۳-۵).

سازی و منحنی‌های PDD هر میدان محاسبه گردید. میدان‌های منظم به صورتی شیلد گردید که مساحت شیلد شده از ۱۰ تا ۵۰ درصد میدان مربعی منظم تغییر کند. هر میدان در سه اندازه‌ی مربعی 15×15 ، 20×20 ، 25×25 سانتی‌متر مربع در نظر گرفته شد و سپس با شیلد کردن ۱۰ تا ۵۰ درصد هر میدان، ۵ میدان شیلد شده نامنظم نشان داده شده در شکل ۱ به دست آمد.

به این ترتیب تعداد کل میدان‌های نامنظم شبیه سازی شده برابر ۶۰ میدان بود. بره‌های سریبی مورد استفاده جهت شیلد کردن میدان‌ها در SSD درمان یعنی در فاصله‌ی ۱۰۵ سانتی‌متری از چشمه بر روی سطح فانتوم شبیه سازی شد.

یافته‌ها

نتایج اعتبارسنجی شبیه سازی مد الکترونی شتاب دهنده‌ی نپتون PC ۱۰ به صورت مقایسه‌ی منحنی‌های درصد دوز عمقی محور مرکزی و پروفایل محاسبه شده به روش مونته کارلو و اندازه‌گیری شده برای پرتو الکترونی با انرژی اسمی ۶ مگاالکترون منحنی‌های درصد دوز عمقی و پروفایل برای پرتو الکترونی ۶ مگاالکترون ولت با منحنی الکترون‌هایی با میانگین انرژی $6/91$ مگاالکترون ولت بیشترین همخوانی را نشان دادند.



شکل ۲. نمودار تغییرات دوز بر حسب عمق (الف) و پروفایل در عمق ماکزیمم (ب) و مقایسه‌ی مقادیر محاسباتی و اندازه‌گیری شده

جدول ۱. R_{90} محاسبه شده بر حسب درصد شیلد شدگی میدان مربعی 15×15 ، 20×20 ، 25×25 سانتی‌متر مربع، میدان باز، میدان معادل بر

حسب سانتی‌متر

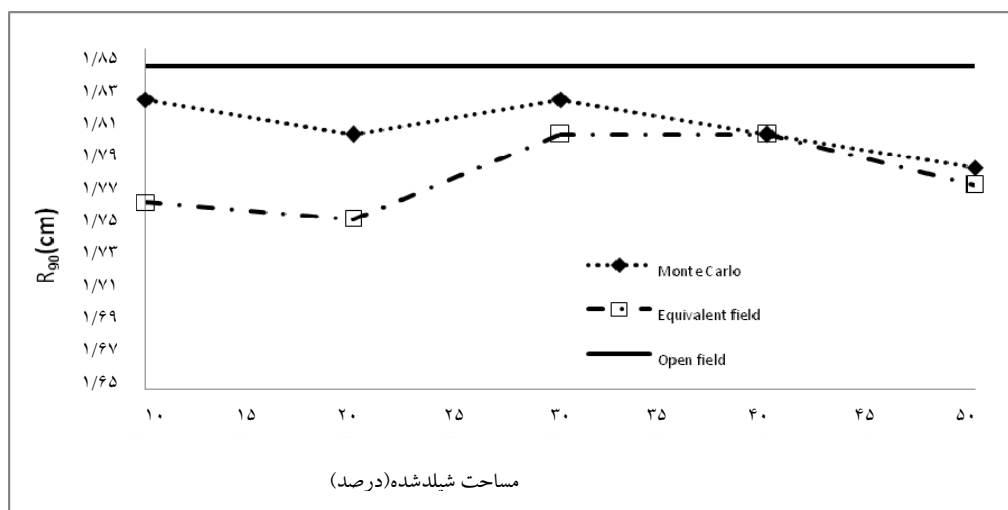
درصد شیلد شدگی					شکل میدان	میدان مربعی
۵۰	۴۰	۳۰	۲۰	۱۰		
۱/۷۷	۱/۸۰	۱/۷۳	۱/۷۳	۱/۷۷	(a)	۱۵ × ۱۵
۱/۸۰	۱/۸۰	۱/۸۰	۱/۷۰	۱/۷۸	(b)	
۱/۷۵	۱/۸۰	۱/۸۲	۱/۸۰	۱/۸۲	(c)	
۱/۷۷	۱/۸۰	۱/۸۷	۱/۷۷	۱/۷۷	(d)	
۱/۷۷	۱/۸۰	۱/۸۰	۱/۷۵	۱/۷۶	میدان معادل	
۱/۸۴	۱/۸۴	۱/۸۴	۱/۸۴	۱/۸۴	میدان باز	۲۰ × ۲۰
۱/۶۶	۱/۷۰	۱/۷۰	۱/۷۷	۱/۸۰	(a)	
۱/۷۷	۱/۷۷	۱/۷۷	۱/۷۰	۱/۶۶	(b)	
۱/۷۷	۱/۷۷	۱/۸۰	۱/۷۷	۱/۶۶	(c)	
۱/۶۹	۱/۷۰	۱/۷۷	۱/۸۰	۱/۸۰	(d)	
۱/۸۴	۱/۷۷	۱/۷۶	۱/۷۰	۱/۷۷	میدان معادل	۲۵ × ۲۵
۱/۷۴	۱/۷۴	۱/۷۴	۱/۷۴	۱/۷۴	میدان باز	
۱/۷۹	۱/۷۷	۱/۷۷	۱/۷۰	۱/۷۰	(a)	
۱/۸۱	۱/۸۰	۱/۷۰	۱/۷۰	۱/۶۶	(b)	
۱/۷۴	۱/۷۳	۱/۷۳	۱/۷۳	۱/۶۶	(c)	
۱/۶۶	۱/۷۳	۱/۷۳	۱/۷۷	۱/۷۸	(d)	میدان معادل
۱/۷۳	۱/۷۰	۱/۷۷	۱/۷۷	۱/۶۶		
۱/۷۴	۱/۷۴	۱/۷۴	۱/۷۴	۱/۷۴	میدان باز	

جدول ۲. محاسبه‌ی تغییرات R_q بر حسب درصد شیلد شدگی میدان‌های مربعی ۱۵×۱۵ ، ۲۰×۲۰ ، ۲۵×۲۵ سانتی‌متر مربع نسبت به میدان باز بر حسب میلی‌متر

درصد شیلد شدگی					شکل میدان	میدان مربعی
۵۰	۴۰	۳۰	۲۰	۱۰		
۰/۷	۰/۴	۰/۴	۰/۴	۰/۷	(a)	۱۵ × ۱۵
۰/۴	۰/۴	۰/۴	۰/۵	۰/۶	(b)	
۰/۹	۰/۴	۰/۲	۰/۴	۰/۲	(c)	
۰/۷	۰/۴	-۰/۳	۰/۷	۰/۸	(d)	
۰/۸	۰/۴	۰/۴	-۰/۳	-۰/۶	(a)	۲۰ × ۲۰
-۰/۳	-۰/۳	-۰/۳	۰/۴	۰/۸	(b)	
-۰/۳	-۰/۳	-۰/۶	-۰/۳	۰/۸	(c)	
۰/۵	۰	-۰/۲	-۰/۶	-۰/۶	(d)	
-۰/۵	-۰/۳	-۰/۳	۰/۴	۰/۴	(a)	۲۵ × ۲۵
-۰/۷	۰/۶	۰/۴	۰/۴	۰/۸	(b)	
۰	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۸	(c)	
۰/۸	۰/۱	۰/۱	-۰/۳	-۰/۴	(d)	

جدول ۳. محاسبه‌ی تغییرات R_q بر حسب درصد شیلد شدگی میدان‌های مربعی ۱۵×۱۵ ، ۲۰×۲۰ ، ۲۵×۲۵ سانتی‌متر مربع نسبت به میدان معادل بر حسب میلی‌متر

درصد شیلد شدگی					شکل میدان	میدان مربعی
۵۰	۴۰	۳۰	۲۰	۱۰		
۰	۰	۰/۷	۰/۲	-۰/۱	(a)	۱۵ × ۱۵
-۰/۳	۰	۰	۰/۵	۰/۴	(b)	
-۱/۱	۰	۰/۲	-۰/۵	-۰/۶	(c)	
۰	۰	-۰/۷	-۰/۲	-۰/۱	(d)	
۱/۸	۰/۷	۰/۶	-۰/۷	-۰/۳	(a)	۲۰ × ۲۰
۰/۷	۰	-۰/۱	۰	۱/۱	(b)	
۰/۷	۰	-۰/۴	۰/۷	۱/۱	(c)	
۱/۵	۰/۷	-۰/۱	-۱/۰	۰/۳	(d)	
-۰/۶	-۰/۷	۰	۰/۷	-۰/۳	(a)	۲۵ × ۲۵
-۰/۸	-۱/۰	۰/۷	۰/۷	۰	(b)	
-۰/۱	-۰/۳	۰/۴	۰/۴	۰/۳	(c)	
۰/۷	-۰/۳	۰/۴	۰	-۱/۲	(d)	



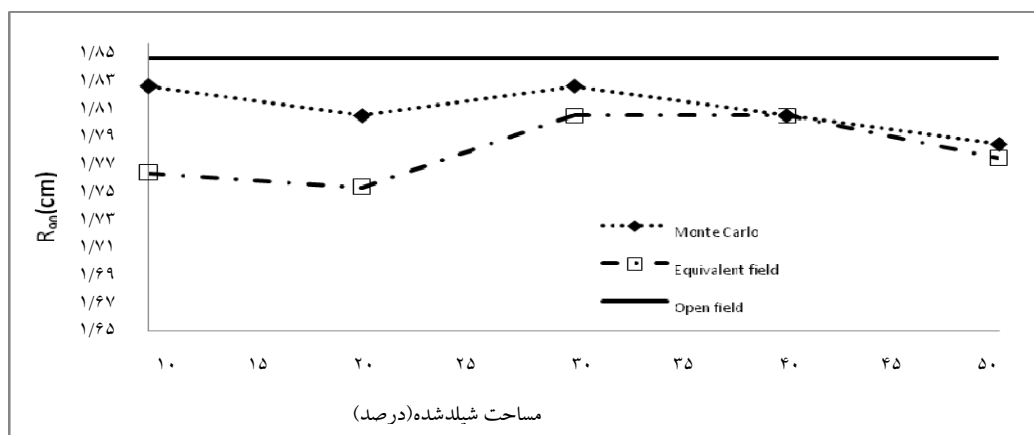
شکل ۳. R_{eq} بر حسب مساحت شیلد شده میدان مربعی 15×15 سانتی متر مربع، میدان معادل و میدان مربعی باز 15×15 سانتی متر مربع در انرژی ۶ مگا الکترون ولت

بحث

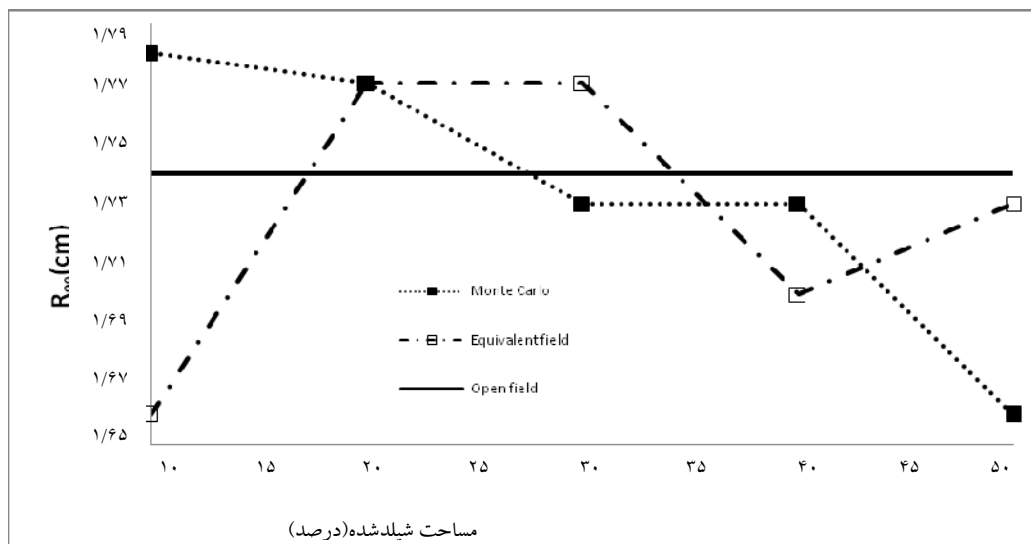
مطالعه‌ی حاضر که بر روی شتاب دهنده‌ی نپتون PC ۱۰ همراه با کلیماتور انجام شد، مشخص کرد که تغییرات R_{eq} در میدان‌های نامنظم نسبت به R_{eq} به دست آمده از روش‌های میدان باز کمتر از ۱ میلی‌متر و نسبت به میدان معادل (که دارای مساحتی برابر با قسمت شیلد نشده میدان نامنظم است) کمتر از ۲ میلی‌متر است و رابطه‌ی مشخصی با درصد شیلد شدگی و اندازه‌ی

اندازه‌ی تغییرات R_{eq} محاسبه شده بر حسب درصد شیلد شدگی میدان مربعی 15×15 ، 20×20 ، 25×25 سانتی متر مربع نسبت به میدان باز کمتر از ۱ میلی‌متر به دست آمد.

اندازه‌ی تغییرات R_{eq} محاسبه شده بر حسب درصد شیلد شدگی میدان مربعی 15×15 ، 20×20 ، 25×25 سانتی متر مربع نسبت به میدان معادل کمتر از ۲ میلی‌متر بود.



شکل ۴. R_{eq} بر حسب مساحت شیلد شده میدان مربعی 20×20 سانتی متر مربع، میدان معادل و میدان مربعی باز 20×20 سانتی متر مربع در انرژی ۶ مگا الکترون ولت



شکل ۵. R_{90} بر حسب مساحت شیلد شده میدان مربعی 25×25 سانتی متر مربع، میدان معادل و میدان مربعی باز 25×25 سانتی متر مربع در انرژی ۶ مگاالکترون ولت

میدان مرجع ندارد. و بره‌هایی به ضلع‌های ۱۸-۱۰ سانتی متر در انتهای اپلیکاتور 10×10 سانتی متر مربع با درصد شیلد شدگی ارتباط منظمی ندارد و توصیه می‌شود برای هر فیلد فاکتور خروجی به طور مستقل محاسبه گردد (۱۰). مطالعات انجام شده نشان دادند که پارامترهای دوزیمتری میدان‌های نامنظم نسبت به میدان معادل یا باز تغییر می‌کند که در برخی موارد نظم مشخصی با درصد شیلد شدگی وجود ندارد.

مطالعه‌ی حاضر نیز نشان داد که میزان تغییرات R_{90} میدان‌های نامنظم نسبت به میدان منظم باز قابل صرف نظر می‌باشد و در این صورت می‌توان نتیجه گرفت درصد شیلد شدگی و شکل میدان و در نتیجه پراکندگی پرتو الکترون در تغییر مقدار R_{90} تأثیر زیادی ندارد.

ناچیز بودن میزان تغییرات در میدان‌های نامنظم می‌تواند به اندازه‌ی زاویه‌ی میدان‌های مورد بررسی در این مطالعه مربوط باشد که بین ۹۰ تا ۱۳۵ درجه در نظر گرفته شده بود، در صورتی که در مطالعات دیگر اندازه‌ی زوایا کمتر از ۹۰ درجه بود. عامل دیگر میزان

این تغییرات می‌تواند مربوط به پراکندگی پرتو الکترونی و همچنین به نحوه‌ی کلی‌ماسیون کردن پرتو از انتهای کلی‌ماتور ثانویه تا سطح بدن بیمار باشد. مطالعه‌ای که توسط Davies و همکاران در زمینه‌ی تغییرات R_{90} میدان‌های نامنظم با زاویه‌های کمتر از ۹۰ درجه و با مساحت یکسان نسبت به میدان‌های معادل و باز انجام شد، مشخص کرد که کاهش زاویه‌ی لبه‌ی میدان‌های نامنظم موجب کاهش عمق R_{90} شده است (۹).

مطالعه‌ی Davies و همکاران که در زمینه‌ی میزان تغییرات پارامتر دوزیمتری میدان‌های نامنظم نسبت به میدان منظم انجام شده بود گزارش کرد، قرار گرفتن بره‌ها در انتهای اپلیکاتور مخروطی موجب تغییر فاکتور خروجی می‌شود، بیشترین تغییر مربوط به میدان 15×15 سانتی متر مربع بود که با بره‌ای به شعاع ۱ سانتی متر شیلد شده بود (۹).

در گزارش مطالعه‌ی Zhang و همکاران آمده است، تغییرات فاکتور خروجی در انرژی ۶ مگاالکترون ولت

تغییرات R_q بیشتر به مقدار انرژی مربوط می‌شود.

نتیجه‌گیری

اندازه‌گیری تجربی در مطالعه‌ی حاضر نشان داد که در سیستم‌های کلیماسیون، اپلیکاتور نظم مشخصی در افزایش یا کاهش عمق R_q در میدان‌های منظم معادل یا باز در رابطه با سطح میدان ندارد. همچنین نتایج شبیه

سازی نشان داد که اختلاف زیادی بین مقادیر R_q میدان‌های معادل و باز با میدان‌های زاویه‌دار وجود ندارد. با توجه به مطالعه‌ی انجام شده، در مواردی که از روش غیر مستقیم برای محاسبه‌ی عمق R_q جهت تجویز دوز استفاده می‌شود، توصیه می‌گردد از روش میدان باز استفاده شود؛ چرا که به واقعیت نزدیک‌تر است.

References

1. Yoshimura R, Hayashi K, Ayukawa F, shibuya H, Toda K. Electron therapy for orbital and periorbital lesions using customized lead eye shields. *J Ophthalmologica* 2009; 223(2): 69-101.
2. Kumar PP, Henschke UK, Nibhanupudy JR. Problems and solutions in achieving uniform dose distribution in superficial total body electron therapy. *J Natl Med Assoc* 1977; 69(9): 645-7.
3. Ding GX, Cygler JE, Yu CW, Kalach NI, Daskalov G. A comparison of electron beam dose calculation accuracy between treatment planning systems using either a pencil beam or a Monte Carlo algorithm. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 63(2): 622-33.
4. The physics of radiation therapy. 3rd ed. Baltimore: Lippinott, Williams, wilkins; 2007.
5. Hogstrom KR, khan FM, Kutchner GJ, Nath R, Prasad SC, Rozenfeld M, et al. Clinical electron beam dosimetry. *J Med Phys* 1991; 18(1): 73-109.
6. Aird EG. Clinical electron therapy. Report on a meeting organized by the BIR Oncology Committee, held at the British Institute of Radiology, London, 7 November 1997. *Br J Radiol* 1998; 71(851): 1113-5.
7. Doucet R, Olivares M, DeBlois F, Podgorsak EB, Kawrakow I, Seuntjens J. Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electron beams. *Phys Med Biol* 2003; 48(15): 2339-54.
8. Chow JC, Grigorov GN. Monte Carlo simulation of backscatter from lead for clinical electron beams using EGSnrc. *Med Phys* 2008; 35(4): 1241-50.
9. Davies G, Bidmead M, Lamb C, Nalder C, Seco J. Electron dosimetry of angular fields. *Br J Radiol* 2007; 80(951): 202-8.
10. Zhang GG, Rogers DW, Cygler JE, Mackie TR. Monte Carlo investigation of electron beam output factors versus size of square cutout. *Med Phys* 1999; 26(5): 743-50.

Dose distribution analysis for Electron beam irregular fields in treatment of superficial tumors: A Monte Carlo study

Khadijeh Bamneshin¹, Parvaneh Shokrani PhD², Mohammad Bagher Tavakkoli PhD²

Abstract

Background: In the superficial treatment with Electron beam, the Irregular radiation fields are produced because of the shield at the end of the applicator or on the surface of the body in the treatment field. In this situation the dispersion amount in irregular fields change in comparison to the regular field and causes dosimeter value changes.

Methods: In this study, in order to study the effect of the shield, the simulation code BEAMnrc based on EGSnrc, which is installed on Linux OS, was used for simulating and calculating R_{90} irregular fields, which were made of shielding square fields of (15×15)(20×20)(25×25) CM. For experimental measurement a type P silicon diode manufactured by Scanditronix was used. R_{90} simulated irregular fields were compared with dosimetric amounts gained by methods of equivalent open field and open field.

Findings: The depth of R_{90} changed as a result of change in the shielded area and the shape of the field and there was no specific order in its increasing or decreasing. The amount of change in irregular fields with 6 mega electron volt energy compared to an equivalent field are less than 2 millimeters and compared to an open field are less than 1 millimeter.

Conclusion: The study proved that using the open field method is better than the equivalent field method in measuring R_{90} .

Keywords: Simulation angular fields, Linear accelerator, Dosimetry

¹ MSc Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine And Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

² Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Khadijeh Bamneshin, Email: Kbamneshin@yahoo.com