

تولید دوز یکنواخت در محل تلاقی دو میدان مجاور در الکترون درمانی

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^{۱*}، محمد علی بهروز^۲، هادی کیوان^۳

۱- دانشیار گروه فیزیک پزشکی و رادیوتراپی، بیمارستان گلستان، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپو اهواز، اهواز، ایران

۲- استاد گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپو اهواز، اهواز، ایران

۳- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپو اهواز، اهواز، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۵/۲۷

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۱/۶

چکیده

مقدمه: استفاده از الکترونهای مگاولتاژ بعلت نفوذ اندک در بافت روش مناسبی برای درمان تومورهای کم عمق میباشد. لکن درمان نواحی گسترده (مانند قفسه سینه) با الکترونها اغلب نیازمند استفاده از دو یا چند فیلد مجاور است. در این حالتها در ناحیه تلاقی میدانها تغییرات و ناهمگنی دوز زیادی بوجود می آید که ناشی از خواص واگرایی و پراکندگی پرتوهای الکترونی است. هدف از این تحقیق پیشنهاد روشی جدید برای یکنواخت کردن توزیع دوز در محل تلاقی فیلدهای مجاور در الکترون درمانی می باشد.

مواد و روشها: روشهای بسیاری برای اجتناب از ایجاد مناطق "گرم" و "سرد" در محل تلاقی میدانهای مجاور الکترونی پیشنهاد شده است. این روشها عمدتاً بر مبنای استفاده از ابزارهای تعدیل کننده لبه میدان پرتوی یا تولید کننده های نیمسایه می باشند. اما استفاده از آنها وقت گیر بوده و طراحی آنها به اپلیکاتور وابسته است. در این تحقیق از ایده ای که ابتداً برای یکنواخت کردن دوز در محل تلاقی میدانهای مجاور فوتونی (با غیریکنواختی حدود ۰.۲٪) استفاده شده بهره جسته ایم. این روش بر مبنای چرخش گانتری دستگاه درمانی و زاویه دار کردن میدانها است، به نحوی که میدانهای مجاور دارای لبه مشترکی باشند و ناحیه تلاقی در حجم درمانی عملاً حذف شود. برای رسیدن به این هدف فاصله موثر چشمه تا سطح (SSD_{eff}) پرتوهای الکترونی برای انرژیهای ۶، ۹، ۱۲ و ۱۵ مگا الکترون ولت و اپلیکاتورهایی با ابعاد ۶×۶ ، ۱۰×۱۰ ، ۱۵×۱۵ ، ۲۰×۲۰ و ۲۵×۲۵ سانتی متر مربع با روشی جدید مورد محاسبه قرار گرفته است.

نتایج: با استفاده از SSD موثر می توان برای پرتوهای الکترونی از نظر واگرایی، رفتاری شبیه پرتوهای فوتونی در نظر گرفت و توزیع دوز یکنواختی را در محل همپوشانی میدانهای مجاور بدست آورد.

بحث و نتیجه گیری: در مقایسه با ابزارهای تعدیل کننده لبه میدان پرتوی یا تولید کننده های نیمسایه که نصب آنها نیاز به دقت زیاد داشته و درمان با آنها وقت گیر است، چرخش سر دستگاه برای حذف ناحیه همپوشانی در مساله میدانهای مجاور الکترونی روشی ساده و عملی است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی ۲۸)، پاییز ۸۹، ۳۴-۲۹

واژگان کلیدی: میدانهای مجاور الکترونی، SSD موثر، منحنی های همدوز، شتابدهنده خطی

* نویسنده مسؤل: محمد جواد طهماسبی بیرگانی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه جندی

شاپور اهواز tahmasebi_mj@yahoo.com

نمبر: ۳۳۴۷۵۱۰ (۶۱۱) ۹۸+

۱- مقدمه

درمان با پرتوهای الکترونی مگاولتاژ برای تومورهای کم عمق بعلت محدودیت برد الکترونها در بافت مناسب میباشد لکن درمان نواحی گسترده با الکترونها، اغلب نیازمند استفاده از دو یا چند میدان درمانی مجاور است. در چنین حالتی تغییرات دوز زیادی در ناحیه تلاقی (همپوشانی) میدانها بوجود می آید. علت این تغییرات و ناهمگنی دوز، برآمدگیهای بزرگ در مقادیر کم منحنی های همدوز است که از خواص واگرایی پرتوهای الکترونی و پراکندگی جانبی در بافت ناشی می شود و ناهمگنی دوز در این ناحیه ممکن است به ۲۰٪ یا بیشتر هم برسد. تلاقی این برآمدگیها ایجاد ناحیههایی با دوز بالا و دوز پایین در بافت در بافت می کند. برای غلبه بر این مشکل روشهای مختلفی پیشنهاد شده است که تغییرات دوز را در ناحیه تلاقی میدانهای مجاور تا حد امکان مینموم کند [۱،۲].

ساده ترین روش قرار دادن فاصله بین لبه های میدانهای مجاور می باشد [۴،۳] ولی افزایش پراکندگی جانبی الکترونها کم انرژی و مشخصه های خاص نیمسایه پرتوهای الکترونی، محاسبه این فاصله را پیچیده کرده است. بزرگترین محدودیت برای نامناسب بودن روش ایجاد فاصله حساسیت شدید توزیع دوز در ناحیه تلاقی به تغییرات کوچک در فاصله بین میدانها می باشد [۲]. سایر روشها بر اساس ابزارهای تعدیل کننده لبه پرتو^۱ یا تولید کننده های نیمسایه^۲ می باشد که نیمسایه پرتو الکترون را پهن کرده و توزیع دوز در محل تلاقی میدانهای مجاور را یکنواخت می کنند. هدف از تعدیل لبه پرتو، بدست آوردن باریکه الکترونی با نیمسایه ای پهن و حتی موازی خطوط همدوز در لبه میدانهای جفت شده می باشد که شکل آن مستقل از عمق بوده و نیمسایه ایجاد شده برای ایجاد گرادیان دوز یکنواخت بقدر کافی پهن باشد. از جمله تعدیل کننده های نیمسایه میتوان به روش

کالند و همکارانش [۵] در سال ۱۹۸۵، کرویپ و همکارانش [۱،۶] در سالهای ۱۹۹۲ و ۱۹۹۳، لانچه و همکارانش [۲] در سال ۱۹۹۷، آلان و همکارانش [۷] در سال ۱۹۹۸ اشاره کرد این روشها عملاً نیاز به نصب ابزارهایی با خواص فیزیکی خاص در مسیر پرتو دارند که وقت گیر می باشد. همچنین تلاقی لبه دو میدان مجاور به نوع طراحی این ابزارها وابسته می باشد.

هدف از این تحقیق معرفی روش جدیدی است که نیاز به استفاده از ابزارهای تعدیل کننده نیمسایه نداشته و دوز تقریباً یکنواختی را در محل تلاقی میدانهای مجاور ایجاد نماید. برای نیل به این هدف از روشی که برای یکنواخت کردن دوز در محل تلاقی میدانهای مجاور پرتوهای فوتونی توسط طهماسبی و همکارانش [۸] در سال ۲۰۰۷ ارائه شده استفاده می گردد. این روش بر مبنای چرخش گانتری دستگاه درمانی و زاویه دار کردن میدانها است، به نحوی که میدانهای مجاور دارای لبه مشترکی باشند و ناحیه تلاقی در حجم درمانی عملاً حذف شود. برای استفاده از این روش در میدانهای مجاور الکترونی و استفاده از قوانین مربوط به فوتونها باید فاصله موثر چشمه تا سطح^۳ SSD_{eff}، را برای پرتوهای الکترونی محاسبه نمود. زیرا با اندازه گیری این کمیت چشمه موثر معلوم می شود آنگاه می توان با استفاده از رفتار فوتونی که به الکترونها نسبت می دهیم با چرخش گانتری دستگاه ناحیه همپوشانی را حذف کنیم.

۲- مواد و روشها

دستگاه شتاب دهنده خطی VARIAN 2100 CD موجود در بخش آموزشی درمانی رادیوتراپی و آنکولوژی بیمارستان گلستان اهواز با انرژی های ۱۲، ۹، ۶ و ۱۵ مگا الکترون ولت و اپلیکاتورهای الکترون، با اندازه های ۶×۶، ۱۰×۱۰، ۱۵×۱۵ و ۲۰×۲۰ سانتی متر مربع مورد استفاده قرار گرفت. SSD اسمی ۱۰۰ سانتی متر و ۵ سانتی متر

¹ Beam-edge modifying device

² Penumbra generators

³ Effective source to surface distance

درمانی اولیه تحت تابش قرار گیرد. h_1 و h_2 از روابط زیر بدست می آیند.

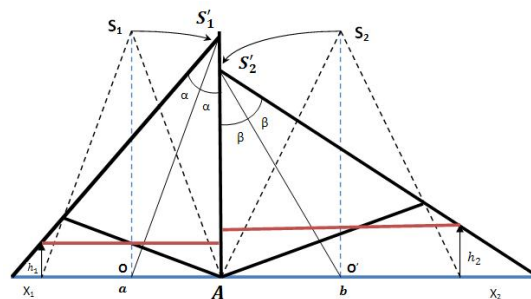
$$h_1 = \left(\frac{a}{2}\right) \tan \alpha \quad h_2 = \left(\frac{b}{2}\right) \tan \beta \quad (2)$$

با این روش غیر یکنواختی دوز در محل تلاقی میدانهای مجاور فوتونی کمتر از ۲٪ می باشد [۸].

پرتوهای الکترونی بر خلاف پرتوهای فوتونی، از یک چشمه فیزیکی در سر دستگاه ساطع نمی شوند و خروجی آنها، بر خلاف پرتوهای فوتونی، در SSD اسمی (۱۰۰ سانتی متر) از قانون عکس مجذور فاصله تبعیت نمی کند باریکه ای از الکترونهاى شعاعی پس از عبور از پنجره خلا شتابدهنده، میدانهای مغناطیسی، صفحات پراکنده ساز، اتاقکهای مونیاتور و ستون هوای میانی بصورت پرتوی پهن منتشر می شوند که چنین بنظر میرسد که از یک نقطه (چشمه مجازی) ساطع شده اند. بنابراین برای بکار بردن روش فوق برای یکنواخت کردن دوز در محل تلاقی میدانهای مجاور الکترونی، باید فاصله موثر چشمه تا سطح (SSD_{eff}) را برای پرتوهای الکترونی محاسبه کرد. فاصله موثر چشمه تا سطح، فاصله ای است که در آن فاصله خروجی پرتوهای الکترونی از قانون عکس مجذور فاصله تبعیت می کند [۹]. در چنین فاصله ای از سطح می توان چشمه ای نقطه ای (نظیر پرتوهای فوتونی) برای الکترونها در نظر گرفت (چشمه موثر) و مساله میدانهای مجاور الکترونی را با قرار دادن SSD_{eff} بجای f حل نمود. به عبارت دیگر بر اساس روش ذکر شده تعیین اندازه چرخش میدانهای تابشی در میدانهای مجاور بر اساس خواص واگرایی یک پرتو حقیقی که از یک چشمه حقیقی منشا گرفته و از قانون عکس مجذور فاصله تبعیت می کند، صورت می گیرد؛ بنابراین برای تعیین زاویه چرخش میدانهای مجاور الکترونی باید از SSD_{eff} بجای SSD اسمی استفاده شود.

ضخامت هوا بین انتهای اپلیکاتور و سطح تابش وجود دارد. تمام اندازه گیری ها با استفاده از اتاقک یونیزان با حجم حساس ۰/۱۳ سی سی در فانتوم آب با حجم ۵۰×۵۰×۵۰ سانتی متر مکعب با دیواره های پرسپکس صورت گرفته است. پارامترهای اندازه گیری شده دوزیمتری با استفاده از سیستم دوزیمتری Scanditronix Wellhöfer و نرم افزار Omini-accept pro ver6.4 بدست آمده است.

در روش چرخش گانتری دستگاه و زاویه دار کردن میدانها، ابتدا تخت درمانی به اندازه ۹۰° می چرخد (فقط برای میدانهای در راستای طولی یا بالا و پایین)، بنحوی که چرخش گانتری روی میدان درمانی صورت گیرد. با توجه به شکل زیر اگر اندازه دو میدان مجاور را a و b در نظر بگیریم و مکان چشمه های تابش قبل از چرخش S_1 و S_2 باشد، برای اجتناب از ایجاد مناطق گرم مکان نقاط S_1 و S_2 به اندازه α و β به سمت لبه مشترک میدانهای درمانی زاویه دار می شود به نحوی که ناحیه تلاقی در حجم درمانی حذف شود. (شکل ۱).



شکل ۱- طرح شماتیک زاویه دار کردن میدانها

با استفاده از روابط هندسی مقادیر α و β بصورت زیر است:

$$\alpha = \sin^{-1}\left(\frac{a}{2f}\right), \quad \beta = \sin^{-1}\left(\frac{b}{2f}\right) \quad f = S_1O = S_2O' \quad (1)$$

در اینجا f همان SSD می باشد. مطابق شکل با زاویه دار شدن میدانها سطوح تحت تابش به اندازه X_1 و X_2 افزایش می یابند که برای حذف آنها تحت درمانی به اندازه h_1 و h_2 به سمت بالا حرکت می کند تا همان حجم

الکترونها هنگام عبور از آخرین روزنه اپلیکاتور، در روی حجم درمائی نیمسایه ای را تشکیل می دهند. حال امتداد نقاط متناظر روی منحنی همدوز ۵۰٪ در ناحیه نیمسایه در عمقهای مختلف، مکان چشمه موثر الکترونها را بدست می دهد که فاصله این نقطه تا سطح برابر SSD_{eff} است. بعبارت دیگر، چشمه موثر فرضی قرار گرفته در این نقطه بطور میانگین ۵۰٪ شار الکترونی را به ناحیه نیمسایه می رساند اگر اندازه گیری در عمق d صورت گیرد و c ضلع انتهای اپلیکاتور و g فاصله انتهای اپلیکاتور با سطح و a فاصله نقاط متناظر در ۵۰٪ نیمسایه در عمق d باشد می توان نوشت:

$$\frac{f-g}{f+d} = \frac{c}{a} \quad (3)$$

در این رابطه f همان SSD_{eff} می باشد. با اندازه گیری مقادیر a ، c و d و با در نظر گرفتن $g=5 \text{ cm}$ برای دستگاه شتابدهنده خطی $VARIAN$ ، فاصله موثر چشمه تا سطح، SSD_{eff} ، مورد محاسبه قرار گرفت.

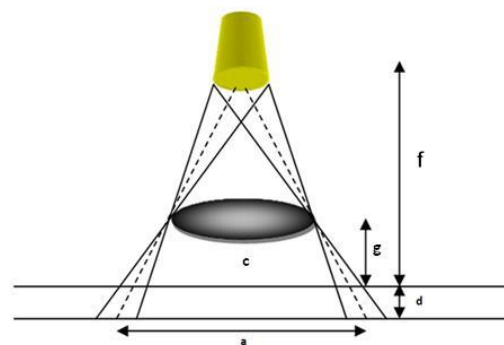
۳- نتایج

مقدار SSD_{eff} برای انرژی های ۱۲، ۹، ۶ و ۱۵ مگا الکترون ولت و اپلیکاتورهای الکترون، با اندازه های 6×6 و 10×10 ، 15×15 و 20×20 سانتی متر مربع با روش ذکر شده مورد محاسبه قرار گرفت. نمودار (۱) تغییرات SSD_{eff} را بر حسب طول ضلع میدان در انرژی های مختلف نشان می دهد.



شکل ۳- تغییرات SSD_{eff} بر حسب طول ضلع میدان در انرژی های مختلف

روشهای بکار رفته برای تعیین SSD_{eff} ، روش عکس شیب^۱؛ روش اندازه میدان در ۵۰٪ ماکزیموم^۲ (FWHM) مبتنی بر ایجاد گپ هوا بین سطح فانتوم و اپلیکاتور و مقایسه خروجی و اندازه میدان پرتوهای الکترونی در SSD_{eff} های تعمیم یافته است. بنظر میرسد با ایجاد گپ هوا میزان تضعیف پرتوهای الکترونی در هوا تغییر می کند که باعث تغییر کیفیت پرتو می شود که آن نیز روی ضریب تضعیف در بافت تحت تابش تاثیر گذار است که از این موارد در روشهای فوق صرف نظر شده است. در این مطالعه از روشی نیمه تجربی برای محاسبه SSD_{eff} (بدون گپ ها) استفاده می شود. مشخصه های پرتوهای الکترونی درمائی، به پارامترهای اولیه و مواد پراکنده ساز بستگی دارد. الکترونها با قسمتهای مختلف سر دستگاه شتابدهنده بهمکنش کرده و روزنه های موجود در سر راه، توزیع دوز در فانتوم را نه تنها در SSD استاندارد، بلکه در SSD های تعمیم یافته نیز تحت تاثیر قرار می دهند [۱۰]. در این تحقیق با بکار بردن قوانین نور هندسی برای الکترونها هنگام پراکندگی از لبه های اپلیکاتور و در نظر گرفتن محتمل ترین جهت پراکندگی، SSD_{eff} مورد محاسبه قرار گرفته است. با توجه به شکل (۲) الکترونها شتاب یافته با صفحات پراکنده ساز برخورد می کنند تا پرتو الکترونی پهن شده و الکترونها بطور یکنواخت در میدان درمائی پراکنده شوند.



شکل ۲- طرح شماتیک پراکندگی الکترونها از آخرین روزنه اپلیکاتور

¹ Inverse slope method

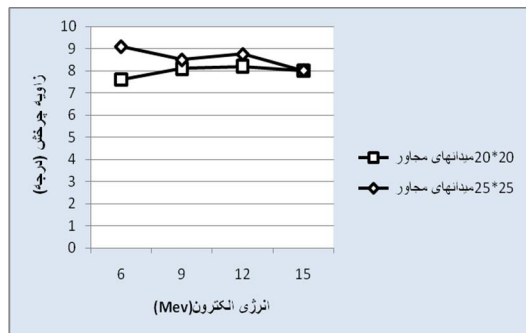
² Full width at half maximum

جابجایی تخت درمانی به سمت بالا جهت اجتناب از افزایش میدان تحت تابش در اثر زاویه دار شدن پرتو فرودی را می توان محاسبه نمود. برای مثال در جدول (۱) این مقادیر برای دو میدان فرضی مجاور بطولهای ۲۰ و ۲۵ سانتی متر محاسبه شده اند.

جدول ۱- مقادیر SSD_{eff} ، زوایای چرخش و جابجایی تخت درمانی برای میدانهای مجاور بطولهای ۲۰ و ۲۵ سانتی متر

| انرژی (Mev) | میدان اول | میدان دوم | f1(cm) | f2(cm) | α (degree) | β (degree) | h1(cm) | h2(cm) |
|-------------|-----------|-----------|--------|--------|-------------------|------------------|--------|--------|
| ۶ | ۲۵ | ۲۰ | ۷۹ | ۷۵/۵ | ۹/۱ | ۷/۶ | ۱/۳۴ | ۱/۳۴ |
| ۹ | ۲۵ | ۲۰ | ۸۴ | ۷۱/۲ | ۸/۵ | ۸/۱ | ۱/۹ | ۱/۴۱ |
| ۱۲ | ۲۵ | ۲۰ | ۸۲/۱ | ۸۲/۵ | ۸/۷۵ | ۸/۲ | ۱/۹۲ | ۱/۴۴ |
| ۱۵ | ۲۵ | ۲۰ | ۸۹/۵ | ۷۱/۷۴ | ۸/۰۲ | ۸/۰۱ | ۱/۷۶ | ۱/۴ |

همراه است از بابت مایل بودن پرتو خطای قابل ملاحظه ای که در محاسبات درمان موثر باشد رخ نمی دهد. شکل (۴) تغییرات زاویه چرخش را برای دو میدان مجاور به طولهای ۲۰ سانتی متر و دو میدان مجاور به طولهای ۲۵ سانتی متر در انرژی های مختلف نشان می دهد.



شکل ۴- تغییرات زاویه چرخش برای دو میدان مجاور بطول ۲۰ سانتی متر و دو میدان مجاور بطول ۲۵ سانتی متر در انرژی های مختلف

۴- بحث و نتیجه گیری

تولید کننده های نیمسایه یا ابزارهای تعدیل کننده لبه پرتو، نیازمند نصب وج های الکترونی یا ورقه های جبران کننده روی اپلیکاتور الکترون هستند. این ابزارها نیمسایه الکترونی را پهن می کنند ظاهرا بدون آنکه تغییری در مشخصات دوز عمقی الکترونها رخ دهد. با این حال چندین عدم مزیت برای آنها مطرح است؛ بنظر می رسد طراحی این ابزارها به

چنانچه مشاهده می شود برای یک انرژی معین، مقدار SSD_{eff} به انرژی و ابعاد میدان بستگی دارد و با افزایش ابعاد میدان روندی صعودی دارد (بیجز در اپلیکاتور ۲۰×۲۰). با قرار دادن این مقادیر در رابطه (۱) به جای f می توان زوایای α و β که میزان چرخش گانتری دستگاه برای روی هم افتادن لبه های میدانهای مجاور الکترونی است را بدست می آید. همچنین از رابطه (۲) میزان

چنانچه مشاهده می شود زوایای بدست آمده کوچک بوده (کمتر از 10°) و بتبع آن مقادیر $h1$ و $h2$ نیز مقدار کوچکی دارند (کمتر از ۲ سانتی متر). بنابراین نگرانی از بابت برخورد انتهای اپلیکاتور و سطح ناحیه درمانی هنگام چرخش گانتری هنگام بالا آمدن تخت درمان وجود ندارد. دوزیمتری نشان داده است که غیر یکنواختی دوز در محل همپوشانی میدانهای مجاور فوتونی حدود ۲٪ است. بنابراین با فرض چشمه موثر برای الکترونها چنانچه رفتاری مشابه برایشان در نظر بگیریم می توان انتظار داشت که غیر یکنواختی دوز در محل تلاقی میدانهای مجاور الکترونی همین مقدار باشد. در الکترون درمانی بطور معمول مشکلی وجود دارد و آن اینکه انتهای مخروط الکترون همیشه موازی سطح پوست نیست (مثلا در درمان قفسه سینه) این امر در اثر انحنای سطح بدن رخ می دهد. در این حالتها می توان با اعمال تصحیح قانون عکس مجذور فاصله و ضریب مایل بودن^۱ به توزیع دوز حاصل در امتداد خطوط پروانه ای ساطع شده از چشمه موثر، توزیع دوز را محاسبه کرد. فاکتور مایل بودن برای زوایای بالاتر از 30° در چگونگی توزیع دوز حائز اهمیت است [۱۱] و در این روش که با تغییرات جزئی در زاویه چرخش گانتری

¹ Obliquity factor

توجه به ابعاد میدان و انرژی پرتو الکترونی درمانی ابتدا بسادگی زوایای α و β و مسافت‌های h_1 و h_2 را محاسبه می‌کند. در شروع درمان ابتدا تخت درمانی به اندازه 90° می‌چرخد سپس برای میدان اول گانتری به اندازه زاویه α چرخیده و تخت به اندازه h_1 به بالا جاجا می‌شود و سپس پرتودهی شروع می‌شود. همین کار برای میدان مجاور نیز تکرار می‌گردد.

۵- تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از نتایج پایان نامه دوره کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی می‌باشد. مؤلفین لازم می‌دانند از حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه جندی شاپور اهواز و همکاری صمیمانه بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز تشکر و قدردانی نمایند.

مشخصات و طراح اپلیکاتور وابسته است که در شتابدهنده های مختلف باهم متفاوت است؛ همچنین تلاقی لبه میدانهای مجاور که نیازمند مناسب ترین همگنی دوز است به نوع طراحی این ابزارها وابسته است. علاوه بر این نصب دقیق آنها در هر جلسه درمان نیازمند صرف زمان است. در حالی که در روش زاویه دار کردن میدانها لبه های مشترک میدانهای مجاور روی هم می افتد و عملا ناحیه تلاقی حذف می شود. در اینجا به علت باریک بودن پهنای لبه میدان میزان ناهمگنی توزیع دوز بسیار کم بوده و دوزیمتری میزان دوز در محل تلاقی دو میدان این ناهمگنی را زیر ۲٪ نشان می دهد که موید این مطلب می باشد و همچنین اندازه گیری ها نشان می دهد که در انرژی های بالاتر میزان چرخش گانتری تقریبا مستقل از ابعاد میدان است. کافی است جدولی از SSD_{eff} ها بر حسب انرژی الکترونها درمانی و اپلیکاتورهای بکار رفته در هر مرکز پرتو درمانی با شتابدهنده تهیه شود. فیزیست با

منابع

1. Kurup R, Wang GS, Glasgow GP. Field matching of electron beams using plastic wedge penumbra generators. *Phys Med Biol.* 1992 Jan;37(1):145-53.
2. Lachance B, Tremblay D, Pouliot J. A new penumbra generator for electron fields matching. *Med Phys.* 1997 Apr;24(4):485-95.
3. Harms W, Purdy J. Abutment of high energy electron fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1991 Apr;20(4):853-8.
4. Bagne F. Adjacent fields of high-energy x-rays and electrons: Flat surfaces. *Phys Med Biol.* 1978 Nov;23(6):1186-91.
5. Kalend K, Zwicker RD, Sternick ES. A beam edge modifier for abutting electron fields. *Med Phys.* 1985 Nov-Dec;12(6):793-8.
6. Kurup RG, Glasgow GP, Leybovich LB. Design of electron beam wedges for increasing the penumbra of abutting fields. *Phys Med Biol* 1993;38(3):667-73.
7. McKenzie A. A simple method for matching electron beams in radiotherapy. *Phys Med Biol.* 1998 Dec;43(12):3465-78.
8. Tahmasebi Birgani MJ, Ansari M, Behrooz MA. A new method for ideal distribution of two adjacent fields for external radiation therapy. *MJIRI* 2007;22(4):192-197.
9. Khan FM. *The Physics of radiation therapy.* 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 2010. pp. 290-1.
10. Cygler J, Li X, Ding G, Lawrence E. Practical approach to electron beam dosimetry at extended SSD. *Phys Med Biol.* 1997 Aug;42(8):1505-14.
11. Khan F, Deibel F, Soleimani-Meigooni A. Obliquity correction for electron beams. *Med Phys.* 1985 Nov-Dec;12(6):749-53.