

تأثیر انرژی و ابعاد میدان در تعیین چشمه مجازی الکترون شتابدهنده خطی دستگاه واریان CD 2100

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^{۱*}، محمد علی بهروز^۲، حجت اله شهبازیان^۳،
خدیدجه پاک‌ضمیر^۴

چکیده

زمینه و هدف: در محاسبات دوزیمتری، پرتوهای پهن و واگرا شونده الکترونی به صورت پرتوهایی که از یک چشمه مجازی به وجود می‌آیند، در نظر گرفته می‌شوند، تا بتوان قانون عکس مجذور را برای پرتوهای الکترونی نیز همانند فوتون‌ها به کار برند. بنابراین در تحقیق حاضر به کمک دوزیمتری میدان‌های درمانی الکترون در انرژی‌های مختلف جایگاه چشمه مجازی این دستگاه در ابعاد درمانی و انرژی‌های مختلف تعیین شده است تا بتوان همانند فوتون، درمان‌های الکترون را نیز انجام داد.

روش بررسی: با استفاده از تئوری پراکندگی الاستیک و هندسه سیستم و همچنین دوزیمتری پرتوها موقعیت چشمه مجازی (S_{vir}) برای میدان‌های مختلف و در انرژی‌های مختلف دستگاه شتاب‌دهنده خطی Varian 2100 CD مشخص گردید.

یافته‌ها: به کمک چمبر با صفحات موازی PPC40 و فانتوم $50 \times 50 \times 50$ سانتیمتر مکعب و نرم افزار Omini-pro تمام پروفایل‌های دوز عمقی برای انرژی‌های ۶، ۹، ۱۲ و ۱۵ مگاالکترون ولت و اپلیکاتورهای 6×6 ، 10×10 ، 15×15 ، 20×20 و 25×25 سانتیمتر مربع رسم گردید و با تعیین سطح میدان در عمق ماگزیمم دوز روی پروفایل مربوطه قانون مجازی (S_{vir}) برای هر اپلیکاتور در انرژی‌های مختلف بدست آمد. نتایج نشان می‌دهد که مقدار S_{vir} تابع انرژی و اندازه میدان می‌باشد. علاوه بر این، مقادیر حاصل در میدان‌های کوچک به ویژه در انرژی‌های پایین تر دقیقاً از قانون عکس مجذور فاصله پیروی نمی‌کند.

نتیجه‌گیری: فاصله قانون مجازی (S_{vir}) وابسته به انرژی و میدان می‌باشد و هرچه میدان بزرگتر و انرژی بیشتر باشد این فاصله نیز بزرگتر خواهد بود.

م ع پ ۱۳۹۰؛ ۱۰؛ (۳): ۲۸۷-۲۸۱

کلید واژگان: پراکندگی الاستیک، پرتو الکترونی، شتاب‌دهنده خطی، چشمه مجازی الکترون.

۱- دانشیار فیزیک پزشکی.

۲- استاد فیزیک پزشکی.

۳- استادیار رادیوتراپی.

۴- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی.

۱ و ۴- گروه فیزیک پزشکی.

۳- گروه رادیوتراپی.

دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

* نویسنده مسوول:

گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی،

دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور

اهواز، ایران.

تلفن: ۰۹۱۶۱۱۳۳۶۸۹

Email:

tahmasebi_mj@yahoo.com

مقدمه

تاکنون مطالعات مختلفی توسط افراد متفاوت برای تعیین موقعیت این چشمه، صورت گرفته است و روش های تجربی مختلفی برای تعیین موقعیت چشمه مجازی پرتوهای الکترونی، ارائه شده است که از آن جمله می توان به روش های پهنای منحنی در نیمه ماکزیمم (FWHM) (Half Maximum at Full Width) که توسط میر و همکاران در سال ۱۹۸۴ (۴)، دوربین با روزنه های متعدد (MPC) (Multi Pinhole Camera) که توسط شرودر بابو در سال ۱۹۸۳ (۵) و قانون عکس مجذور فاصله (Inverse Square Law) (ISL) که متداولترین این روش هاست توسط خان و همکاران در سال ۱۹۷۸ ارائه شده است (۶)، اشاره نمود.

مطالعات انجام گرفته برای تعیین موقعیت چشمه مجازی پرتوهای الکترونی نشان می دهد که، این موقعیت، به انرژی پرتو الکترونی و نیز ابعاد میدان درمانی بستگی دارد و میزان این وابستگی نیز، خود بر حسب نوع دستگاه و همچنین روش تجربی به کار گرفته شده برای تعیین آن، می تواند تغییر می کند (۲). از این رو ضروری است که موقعیت چشمه مجازی پرتوهای الکترونی به گونه ای مجزا برای هر دستگاه درمانی تعیین گردد (۷).

در این مطالعه، با استفاده از تئوری پراکندگی های چندگانه کولنی الاستیک، به تعیین موقعیت چشمه مجازی الکترون در انرژی ها و میدان های درمانی مختلف دستگاه شتاب دهنده خطی Varian 2100 CD پرداخته شده است.

روش بررسی

طبق تعریف، چشمه مجازی الکترون به صورت محل تلاقی امتداد پرتوهای الکترونی به عقب تصویر شده در امتداد محتمل ترین مسیر حرکت الکترون ها در سطح

برخلاف پرتو های فوتونی، پرتو های الکترونی از یک چشمه مشخص در سر دستگاه شتاب دهنده خطی (Head accelerator) ساطع نمی شوند. در حقیقت باریکه الکترونی (Electron beam) در مسیر خود پس از عبور از پنجره خلأ و سایر مواد پراکنده ساز موجود در مسیر تا نقطه اندازه گیری، دچار پراکندگی های متعددی شده و به یک پرتو پهن و واگرا شونده، که به نظر می رسد از یک نقطه که چشمه مجازی نام دارد، ساطع می شود، مبدل می گردد (۱). با در نظر گرفتن چنین چشمه ای برای پرتوهای الکترونی، می توان آن دسته از کمیت های دوزیمتری که بر پایه قانون عکس مجذور فاصله قرار دارند را برای این پرتو ها نیز همانند پرتوهای فوتونی، محاسبه و اعمال نمود (۲).

خروجی پرتوهای الکترونی در SSD های (source skin distance) غیراسمی ($SSD \neq 100 \text{ cm}$)، بدون در نظر گرفتن چشمه ای نقطه ای مجازی برای این پرتو ها، همانند پرتوهای فوتونی از قانون عکس مجذور فاصله پیروی نمی کنند. در نتیجه الکترون درمانی در این SSD های غیر اسمی، می تواند به عدم قطعیت هایی در دوز مطلق توزیع شده در مقایسه با درمان در SSD های اسمی (100 cm)، منجر گردد. این عدم قطعیت ها شامل تغییر در پروفایل های پرتو الکترونی در نتیجه تغییر SSD و نیز کاهش خروجی پرتو الکترونی در مقایسه با خروجی پرتو در SSD های اسمی می باشد. در چنین شرایطی نیز می توان با تعیین موقعیت چشمه مجازی الکترون، قانون عکس مجذور فاصله را برای محاسبه خروجی پرتو و سایر کمیت های دوزیمتری که بر پایه این قانون قرار دارند، تصحیح و اعمال نمود (۳).

پارامترهای توصیف‌کننده پراکندگی‌های کولونی چندگانه، به شمار می‌آیند (۸).

فاصله ویژه مؤثر، به ماهیت رویداد پراکندگی، ویژگی‌های فیزیکی ذره پراکنده شونده و ماده پراکنده‌ساز بستگی دارد و به صورت نزدیک‌ترین فاصله برخورد بین ذره فرودی و هسته اتم‌های ماده جاذب در یک برخورد رودرو (مستقیم) در نظر گرفته می‌شود و در پراکندگی-های الاستیک الکترون اتم به صورت زیر می‌باشد:

(۲-۲)

$$D_{eff}(e-a) = \frac{2re\sqrt{z(z+1)}}{\beta^2} \sqrt{1-\beta^2}$$

در این معادله Z عدد اتمی ماده جاذب و Γ_e شعاع کلاسیک الکترون (۸۲/۱۰۰ فمتومتر) و β نیز سرعت الکترون که به C نرمالیزه گردیده است، می‌باشند (۸).

بنابراین با قرار دادن عدد اتمی ماده پراکنده ساز، در رابطه (۲-۲) می‌توان فاصله ویژه مؤثر را برای آن ماده، محاسبه نمود.

پارامترهای دیگری که در اختیار داشتن آن‌ها بر اساس رابطه (۲-۱) برای محاسبه θ_{rms} ضروری است، ماکزیمم زاویه پراکندگی (θ_{max}) و مینیمم زاویه پراکندگی (θ_{min}) می‌باشند.

ماکزیمم و مینیمم زوایای پراکندگی، به ترتیب زوایایی هستند که در آنها، انحراف از میدان کولونی نقطه ای هسته‌ای، قابل ملاحظه است. همانگونه که از رابطه (۲-۱) دیده می‌شود، در محاسبه θ_{rms} ، از نسبت این دو کمیت یعنی $\frac{\theta_{max}}{\theta_{min}}$ استفاده می‌گردد که این نسبت بر اساس تئوری پراکندگی‌های کولونی چندگانه الاستیک به صورت زیر قابل محاسبه می‌باشد:

بدن بیمار تعریف می‌شود (۱). بر اساس این تعریف، برای مشخص کردن این چشمه، بایستی بتوان، زاویه‌ای که در امتداد محتمل‌ترین مسیر حرکت الکترون‌ها در سطح بدن بیمار تشکیل می‌شود را معین کرده و از آنجا نیز موقعیت چشمه مجازی و یا به طور دقیق‌تر و صحیح‌تر فاصله این چشمه تا سطح بدن بیمار را به دست آورد. از آنجائیکه عمق مرجع برای اندازه‌گیری تمام کمیت‌های فیزیکی در سیستم‌های آماری معمولاً در ناحیه ۵۰ درصد کمیت مورد نظر، در نظر گرفته می‌شود (شعاع هسته، R_{50} برای الکترون، عمق نفوذ.....) این زاویه به صورت $\bar{\theta}$ و یا به طور دقیق‌تر θ_{rms} (جذر میانگین مربعی زاویه پراکندگی) در نظر گرفته شد.

بر اساس توضیحات فوق، در حقیقت می‌توان گفت که چشمه مجازی الکترون با دو پارامتر یعنی θ_{rms} و S_{vir} که به ترتیب جذر میانگین مربعی زاویه پراکندگی و فاصله چشمه مجازی تا سطح می‌باشند، مشخص می‌گردد که برای توضیح و تفسیر تئوریک این دو پارامتر، با توجه به پراکندگی‌های متعددی که در مسیر پرتو‌های الکترونی از پنجره خلأ تا نقطه اندازه‌گیری رخ می‌دهد، از تئوری پراکندگی‌های کولونی چندگانه الاستیک، استفاده گردید. بر طبق این تئوری، θ_{rms} در پراکندگی‌های کولونی چندگانه از رابطه زیر محاسبه می‌گردد:

$$\bar{\theta}^2 \simeq 2\pi\rho \frac{N_A}{A} t D_{eff}^2 \ln\left(\frac{\theta_{max}}{\theta_{min}}\right)$$

در این رابطه ρ ، t ، N_A و A به ترتیب دانسیته ماده جاذب، ضخامت ماده جاذب، عدد آووگادرو و عدد جرمی ماده جاذب می‌باشند. همچنین D_{eff} ، θ_{max} و θ_{min} نیز به ترتیب فاصله ویژه مؤثر، ماکزیمم و مینیمم زوایای پراکندگی می‌باشند و هر سه از جمله

در این رابطه، x ، نصف پهنای منحنی در نیمه ماکزیمم Full Width at Half Maximum (FWHM) در عمق دوز ماکزیمم، h نیز شامل فاصله چشمه مجازی تا سطح و عمق d_m است. واضح است که پس از محاسبه این مقدار از رابطه (۲-۴)، برای به دست آوردن فاصله چشمه مجازی تا سطح (S_{vir})، باید مقدار d_m از آن کسر گردد. همانطور که ذکر شد، برای به دست آوردن مقادیر S_{vir} از منحنی‌های پروفایل الکترون استفاده گردید. این منحنی‌ها از طریق دوزیمتری، با کمک تجهیزات سخت‌افزاری و نرم‌افزاری به شرح زیر، تهیه گردیدند.

۱- فانوم (Blue phantom)، ساخت شرکت IBA Wellhofer از جنس پرسپکس با ابعاد $۵۰ \times ۵۰ \times ۵۰$ سانتیمتر مکعب..

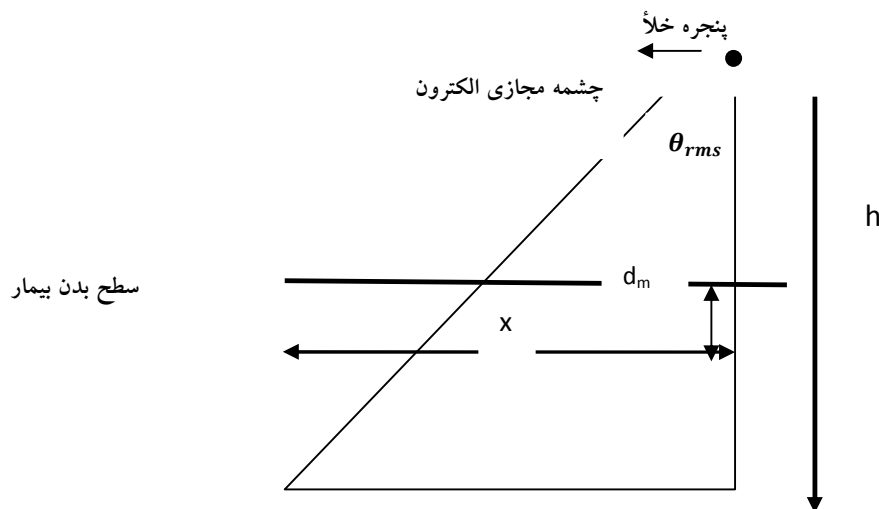
۲- دوزیمتر با صفحات موازی، مدل 40 pp.

۳- نرم افزار آماری Omino Pro accept نسخه ۶/۴.

$$\frac{\theta_{max}}{\theta_{min}} = \frac{1.4 \times 10^2}{2.7 \times 10^{-3} \sqrt[3]{AZ}} = .52 \times 10^5 (AZ)^{\frac{-1}{3}}$$

(۲-۳)

Z و A به ترتیب عدد جرمی و عدد اتمی ماده جاذب می‌باشند (۸). از این رو با قرار دادن مقادیر عدد اتمی و عدد جرمی مربوط به مواد پراکنده‌ساز موجود در مسیر پرتو، از پنجره خلأ تا نقطه اندازه‌گیری، می‌توان این نسبت را برای هر ماده پراکنده‌ساز به دست آورده و از آنجا نیز θ_{rms} را برای هر ماده پراکنده‌ساز محاسبه نمود و مقادیر حاصل را در θ_{rms} کل لحاظ کرد. پس از محاسبه θ_{rms} به ترتیبی که گفته شد و نیز با کمک گرفتن از منحنی‌های پروفایل الکترون، فاصله چشمه مجازی تا سطح برای هر انرژی و در هر اپلیکاتوری از روابط هندسی و ریاضی مطابق شکل زیر (۲-۱) به دست آمد.



شکل ۲-۱: طراحی شماتیک از توزیع زاویه‌ای پرتو الکترونی

$$\tan \theta_{rms} = \frac{x}{h} \quad (۲-۴)$$

یافته ها

مقادیر بدست آمده در انرژی‌های مختلف پرتوهای الکترونی (۶،۹،۱۲،۱۵ Mev) و برای فیلد سایزهای ۶×۶، جدول (۱-۳) می باشد.

مقادیر بدست آمده در انرژی‌های مختلف پرتوهای الکترونی (۶،۹،۱۲،۱۵ Mev) و برای فیلد سایزهای ۶×۶، جدول (۱-۳) می باشد.

جدول ۱-۳: مقادیر S_{vir} محاسبه شده (cm) برای انرژی‌ها و اپلیکاتورهای مختلف در دستگاه شتاب دهنده خطی

Varian 2100 CD

اندازه فیلد (cm^2)	۶×۶	۱۰×۱۰	۱۵×۱۵	۲۰×۲۰	۲۵×۲۵
انرژی (Mev)	۶	۹	۱۲	۱۵	۱۵
	۱۵/۹۳	۲۷/۸۷	۳۰	۴۴/۴۲	۴۱/۹۳
	۱۶/۸۲	۲۷/۸۷	۳۰	۴۴/۴۵	۴۱/۹۳
	۱۸/۳۹	۳۰	۴۵/۶۵	۵۷/۶	۷۲/۵
	۱۸/۲	۳۱/۴۲	۴۴/۶۸	۶۰	۷۵/۴۲

بحث

می تواند به خاطر نبود تعادل پراکندگی - جانبی (- side scatter equilibrium) در فیلد سایزهای کوچک باشد. در حقیقت عامل اساسی، در تغییر مقادیر S_{vir} محاسبه شده با فیلد سایز، تغییر در میزان رسیدن پرتوهای الکترونی پراکنده شده از دیواره‌های اپلیکاتور و نیز فانتوم به مرکز فیلد و در نتیجه تغییر دوز بر روی محور مرکزی پرتو می باشد. در فیلد سایزهای بزرگ‌تر، چون لبه فیلد دورتر از محور مرکزی پرتو است، تعداد کمتری از الکترون‌های پراکنده شده توسط اپلیکاتور و فانتوم می-توانند به مرکز فیلد رسیده و توزیع دوز عمقی بر روی محور مرکزی پرتو را متأثر سازند و تقریباً ۹۰ درصد دوز بر روی محور مرکزی در عمق d_m از الکترون‌های مستقیم (پراکنده نشده توسط اپلیکاتور) ناشی می شود. اما همین الکترون‌های پراکنده شده توسط دیواره‌های اپلیکاتور و فانتوم، با افزایش فاصله از انتهای اپلیکاتور می توانند به

مطابق جدول (۱-۳)، مقادیر S_{vir} محاسبه شده، تابع انرژی پرتو و فیلدسایز درمانی می باشند. همانگونه که از بررسی این مقادیر برمی آید، میزان وابستگی مقادیر یاد شده به فیلد سایز، بیش از وابستگی آنها به انرژی می باشد. به بیان دیگر میزان تغییرات S_{vir} با فیلد سایز در یک انرژی مشخص، بیش از تغییرات آن با انرژی در یک فیلد سایز معین است. از طرفی میزان تغییرات S_{vir} با فیلد سایز در انرژی های کم، بیشتر است، در حالی که، میزان تغییرات آن، با انرژی در فیلد سایزهای بزرگ‌تر، بیشتر می باشد. دقت و بررسی بیشتر در نتایج به دست آمده نشان می دهد که، می توان قانون عکس مجذور فاصله را برای مقادیر به دست آمده در فیلد سایزهای نسبتاً بزرگ به ویژه در انرژی‌های بالا به کار برد، در حالی که مقادیر حاصل برای فیلد سایزهای کوچک به ویژه در انرژی‌های پایین، چنین سازگاری با قانون عکس مجذور فاصله ندارند و این

فیلدسایزهای کوچک، این پراکندگی ها باعث می‌شوند که دوز با سرعت بیشتری با دور شدن از انتهای اپلیکاتور کاهش یابد.

نتیجه گیری

براساس آنچه تا کنون در این مقاله آمده است می‌توان چنین نتیجه گیری نمود که قانون عکس مجذور فاصله را نمی‌توان برای نتایج به دست آمده در فیلدسایزهای کوچک به ویژه در انرژی‌های پایین، به کار برد. همچنین استفاده از نتایج به دست آمده در فیلدسایزهای بزرگ و انرژی‌های بالا در محاسبات دوزیمتری مربوط به فیلدسایزهای کوچک و انرژی‌های پایین، می‌تواند به خطاهایی در دوزیمتری منجر گردد. از این رو ضروری است که، موقعیت چشمه مجازی در شرایط بالا با روشی دیگر تعیین و موقعیت این چشمه، برای دامنه کاملی از انرژی‌ها و فیلدسایزهای لازم در الکترون درمانی تعیین گردد.

عمق d_m رسیده و از کاهش بیشتر دوز بر روی محور مرکزی پرتو و عمق d_m به خاطر نرسیدن الکترون‌های مستقیم جلوگیری کنند در حالی که در فیلدسایزهای کوچک، چون فاصله میان لبه فیلد و محور مرکزی پرتو از برد الکترون‌های پراکنده شده جانبی، کوچکتر است، به عبارت دیگر لبه فیلد به محور مرکزی پرتو (عمق d_{max}) نزدیک‌تر است، تعداد بیشتری از این الکترون‌های پراکنده شده، می‌توانند توزیع دوز بر روی محور مرکزی و دوز در عمق d_{max} را متأثر سازند. اما با افزایش فاصله از انتهای اپلیکاتور، این الکترون‌ها، نمی‌توانند به عمق d_{max} رسیده و کاهش دوز ناشی از نرسیدن الکترون‌های مستقیم را جبران کنند.

عامل دیگر که باعث می‌شود مقادیر S_{vir} در انرژی‌های پایین‌تر کاهش یابند، پراکندگی الکترون‌ها در هوا است. در انرژی‌های بالا این پراکندگی به میزان زیادی، به خاطر وجود تعداد زیادی از الکترون‌های رو به جلو پراکنده شده، و مشارکت آنها در دوز بر روی محور مرکزی، بی‌اثر می‌ماند اما در انرژی‌های پایین و به ویژه در

منابع

- 1-Khan FM. The physics of radiation therapy. 3rd ed. Philadelphia(PA): Lippincott Williams & Willkins; 2003.P. 316-8.
- 2-Jamshidi A, Kuchnir FT, Reft CS. Determination of the source position for the electron beams from a high-energy linear accelerator. Med Phys. 1986 Nov-Dec;13(6):942-8. [PMID=3796494]
- 3-Podgorsak EB. Review of radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. 2nd ed. Vienna (Austria): International Atomic Energy Agency; 2003 .P.290-1.
- 4-Meyer JA, Palta JR, Hogstrom KR.Determination of relatively new electron dosimetry measurement techniques on Mevatron 80. Med Phys.1984 Sep-Oct;11(5):670-7. [PMID=6503883]
- 5-Schröder-Babo P. Determination of the virtual electron source of a betatron. Acta Radiol Suppl. 1983;364:7-10. [PMID=6316743]
- 6-Khan FM, Sewchand W, Levitt SH. Effect of air space and depth dose in electron beam therapy. Radiology. 1978 Jan;126(1):249-51. [PMID=619419]
- 7-Ravindran BP. A study on virtual source position for electron beams from a Mevatron MD linear accelerator. Phys Med Biol. 1999 May;44(5):1309-15. [PMID=10368021]
- 8-Podgorsak EB. Radiation physics for medical physicists (Biological and medical physics, biomedical engineering). Germany: Springer Verlag; 2005. P.132-6.

The Effect of Energy and Field Size on Determination of Virtual Source of the Linear Accelerator Varian 2100 CD

Tahmasebi Birgani MJ^{1*}, Behrooz MA², Shahbazian H³, Pakzami kh⁴

1-Associated professor of Medical Physics.

2-Professor of Medical Physics.

3-Assistant Professor of radiotherapy.

4-MSc Student of Medical Physics.

1,2,4-Department of Medical Physics.

3-Department of Radiotherapy School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

* Corresponding author:
Department of Medical Physics,
School of Medicine, Ahvaz
Jundishapur University of
Medical Sciences, Ahvaz, Iran
Tel: 09161133689
Email:
tahmasebi_mj@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: In dosimetric calculation, it is desirable to represent the actual electron beam as originating from a virtual point source in vacuum so that the inverse square law can be applied. Therefore in this research with dosimetry of different treatment fields for different energy of electron beams the position of virtual source for electron beams is determined and one can use the inverse square rule for this electrons as the photons.

Materials and Methods: In this work, the source position of electron beams (s_{vir}) from a Varian clinac 2100 CD for different field sizes at different energies was determined by use of elastic scattering theory and dosimetry data.

Results: With a parallel plate chamber PPC40 in a $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$, phantom and Omini-pro accept software the depth dose profiles of 6×6 , 10×10 , 15×15 , 20×20 and $25 \times 25 \text{ cm}^2$ applicators in different energies (6,9,12 and 15 Mev) for treatment electron beams determined. From the dose profile of maximum depth and multiple scattering rules of electrons from the target the position of virtual source of electron beams for each applicator in different energy were obtained. The obtained results from this method showed a dependence on energy and field size for S_{vir} .

Conclusions: The position of S_{vir} is a function of dimension of treatment field and energy. In larger treatment fields and higher energies this distance is longer.

Sci Med J 2011;10(3):281-287

Keywords: Elastic scattering, Electron beam, Linear accelerator, Virtual electron source.

Received: Apr 5, 2010

Revised: Nov 8, 2010

Accepted: Apr 26, 2011