

اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور برای میدان‌های فوتونی با استفاده از فیلم گاف

کرومیک EBT2 و اتاقک یونش

ناهید چگنی^۱، محمد جواد طهماسبی بیرگانی^۲، سید محمد حسینی^۳، فریبا عینی^{۴*}،
مریم عطارد^۵، زینب عسگریان دهکردی^۶، حمید امامی^۷

چکیده

زمینه و هدف: در رادیوتراپی اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور (Sc)، یکی از پارامترهای ورودی برای راه‌اندازی سیستم‌های طراحی درمان و مدل‌سازی پرتو است. هدف از این مطالعه اندازه‌گیری Sc و طراحی مینی‌فانتوم مناسب برای دزیمتری با فیلم گاف کرومیک EBT2 می‌باشد.

روش بررسی: فاکتور خروجی در هوا برای شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس پلاس با پرتوهای فوتونی 6MV برای میدان‌های مربعی به ضلع 4,6,8,10,15, 20cm که تحت تابش 200MU قرار گرفته بودند، اندازه‌گیری شد. اندازه‌گیری‌ها با استفاده از فیلم EBT2 و اتاقک یونش فارمر 0/6cc انجام و نتایج با گزارش TG74 ارائه شده توسط AAPM مقایسه شد. برای حفظ تعادل جانبی الکترون و حذف اثر آلودگی الکترونی، دو Top از جنس آب و سروبند برای فیلم دوزیمتری طراحی و یک سرپوش انباشت دوز پلی‌استایرن برای اتاقک فارمر استفاده شد.

یافته‌ها: فاکتور خروجی با افزایش ابعاد میدان افزایش می‌یابد و افزایش در Top سروبندی کمتر از آب و دوزیمتر فارمر است. در مقایسه‌ای که با نتایج گزارش TG74 انجام شد، نتایج دزیمتری فیلم با Top آب و اتاقک فارمر به ترتیب دارای میانگین درصد اختلاف در حد 0/35 و 0/68 بودند و این در حالی است که برای فیلم دزیمتری با Top سروبندی درصد اختلاف برابر با 1/48 بدست آمد.

نتیجه‌گیری: فیلم EBT2 با مینی‌فانتوم ساخته شده از آب جایگزین خوبی برای اتاقک یونش بعنوان یک دوزیمتر استاندارد می‌باشد بخصوص که فیلم را می‌توان برای گستره وسیع‌تری از میدان‌های تابشی، به‌ویژه میداهای کوچک مورد استفاده قرار داد.

کلید واژگان: فاکتور پراکندگی کولیماتور Sc، فاکتور خروجی در هوا، Top، فیلم گاف کرومیک EBT2

۱- استادیار گروه فیزیک پزشکی.

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی.

۳- استادیار گروه رادیوتراپی آنکولوژی.

۴- ۶۰۴- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی.

۵- استادیار گروه فیزیک پزشکی.

۷- استادیار گروه رادیوتراپی آنکولوژی.

۱ و ۲ و ۴- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی- شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۳- گروه رادیوتراپی آنکولوژی، بیمارستان گلستان اهواز، اهواز، ایران.

۵- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده

پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد، شهرکرد، ایران.

۷- گروه رادیوتراپی آنکولوژی، دانشکده

پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد، شهرکرد، ایران.

* نویسنده مسؤل:

فریبا عینی؛ دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۳۰۳۱۰۹۹۹۰

Email: fariba.einy@gmail.com

مقدمه

در میدان‌های تابشی فوتونی برای اندازه‌گیری خروجی از یک شتاب‌دهنده درمانی، دوز در هر نقطه از ماده تحت تابش را می‌توان با مؤلفه‌های دز اولیه و پراکنده تحلیل نمود. دوز اولیه به وسیله فوتون‌های اصلی یا ابتدایی نشرشده از چشمه ایجاد می‌شود و دوز پراکنده شده نتیجه فوتون‌های پراکنده شده می‌باشد. فاکتورهای پراکندگی شامل فاکتور پراکندگی کولیماتور (S_c) و فاکتور پراکندگی فانتوم (S_p) می‌باشد. فاکتور پراکندگی کولیماتور که معمولاً فاکتور خروجی در هوا نیز نامیده می‌شود (۱)، نسبت خروجی در هوا برای میدان مورد نظر به مقدار آن در میدان مرجع ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) تعریف می‌شود، فاکتور پراکندگی کولیماتور به عوامل مختلفی از جمله، طراحی کولیماتور، پراکندگی از اتاق مانتورینگ دوز، پراکندگی از فیلتر تخت‌کننده، اثر جابه‌جایی کولیماتور، دستگاه‌های اصلاح پرتو مانند گوه بستگی دارد (۲). برآورد شده است که فوتون‌های پراکنده سر دستگاه تقریباً شامل ۱۲ درصد از مجموع شار اولیه پرتوهای فوتونی با انرژی 6 MV خارج شده از دستگاه می‌باشند (۱، ۳). بنابراین دقت در الگوریتم محاسبه دوز به‌طور غیر مسقیم به صحت فاکتورهای پراکندگی کولیماتور بستگی دارد. S_c را می‌توان با استفاده از یک اتاقک یونش با سرپوش انباشت دوز، که دارای ضخامت کافی برای انباشت دوز یک باریکه با انرژی معین باشد، اندازه‌گیری نمود. برای این منظور فانتوم استوانه‌ای باریک و عمود بر محور پرتو (با ضخامت دیواره برابر با d_{max})، یا مینی فانتوم (با قطر حدود 4 cm) پیشنهاد می‌شود، که عمق اندازه‌گیری به حد کافی بزرگ‌تر از d_{max} باشد تا از آلودگی الکترونی جلوگیری کند (۴). همچنین در پرتوهای با انرژی بالا برای میدان‌های کوچک مینی فانتوم با ابعاد بزرگ نمی‌توان به‌کار برد، در این مواقع از سرپوش انباشت دوز با عدد اتمی بالا

استفاده می‌شود و یا در فاصله دورتر اندازه‌گیری انجام شده، سپس طبق قانون عکس مجذور فاصله نتایج به ایزوستر منتقل می‌شود (۵). برای طراحی مینی فانتوم چهار فاکتور مهم وجود دارد: ماده سازنده، ارتفاع، پهنای سطح و ضخامت دیواره (۶). مطالعاتی در مورد سرپوش‌های انباشت دوز ساخته شده از گرافیت، مس، سرب، آلومینیوم، تنگستن و مایلر انجام شده است (۷-۹). در پروتکل TG74 برای اندازه‌گیری فاکتور خروجی در هوا، در میدان‌های بزرگ‌تر از $3 \times 3 \text{ cm}^2$ جهت حذف آلودگی الکترونی ناشی از سر درمانی شتاب‌دهنده و فیلتر تخت‌کننده و تعادل جانبی الکترون در ایزوستر، از مینی فانتوم معادل آب استفاده می‌شود؛ به طوری که ابعاد آن از میدان تشعشعی کوچک‌تر باشد (۱). دوزیمتری با فیلم‌های رادیوکرومیک به‌طور گسترده در پرتودرمانی شامل درمان خارجی و براکی-تراپی کاربرد دارد. خواندن داده‌های این نوع فیلم نیاز به هیچ‌گونه فرایند گرمایی و یا شیمیایی و مراحل ظهور و ثبوت ندارد. دوزیمتری با فیلم رادیوکرومیک به دلیل خصوصیات ماندگاری محدود حساسیت وسیع انرژی، قابلیت تکرارپذیری خوب، قدرت تفکیک مکانی بالا و شرایط بازخوانی و حمل آسان مورد توجه است. همچنین این فیلم‌ها معادل بافت بوده و در آب یا محیط‌های معادل بافت باعث اغتشاش جدی در میدان تابشی نمی‌شوند. حساسیت این نوع فیلم می‌تواند تابع انرژی باریکه تابشی، امولسیون فیلم، شرایط پس از تابش و نوع دانسیتومتر باشد (۱۰-۱۲). این نوع فیلم در صفحاتی به ابعاد $25/4 \times 20/3 \text{ cm}^2$ تولید می‌شود که تعیین دوز در سطح بزرگتری نسبت به انواع دیگر فیلم‌های رادیوکرومیک را امکان‌پذیر می‌کند. طبق اطلاعات سازنده، حساسیت فیلم در محدوده ۸۰۰-۱ سانتی‌گری است. این فیلم‌ها قابلیت برش و انعطاف‌پذیری مناسبی دارند. در گزارشات مختلفی، فاکتور

های کوچک، مینی فانتوم از جنس برنج و برای میدان-های بزرگ از مینی فانتوم پلیمری و با استفاده از اتاقک‌های یونش $0/6CC$ و $0/13CC$ انجام شده است (۲). نتایج نشان داد که فاکتور خروجی با افزایش ابعاد میدان‌های وج دار به دلیل افزایش زاویه تضعیف، افزایش می‌یابد. افتخار (Iftikhar) فاکتور خروجی فوتون با انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگا ولت را با استفاده از اتاقک یونش فارمر و سرپوش انباشت دوزهایی با عمق مؤثر (Zeff) نزدیک به آب و از جنس اکریلیک و برنج اندازه-گیری و نتیجه گرفت که فاکتور خروجی با افزایش ابعاد میدان، افزایش می‌یابد؛ به طوری که این افزایش سرپوش انباشت دوز برنجی نسبت به اکریلیک کم‌تر است (۱۸). وارنر (warrener) و همکاران فاکتورهای خروجی را با استفاده از دزیمترهای FOD و فیلم رادیوکرومیک EBT برای میدان‌های کوچک اندازه-گیری کردند، برای اندازه‌گیری Sc از مینی فانتوم برنجی در دو طراحی ویژه به کار برده شد. مینی فانتوم با دیواره Cap، و مینی فانتوم بدون دیواره Top نام گرفت. در اندازه‌گیری Sc با دزیمترها و مینی فانتوم‌های متفاوت، توافق ۱ درصد وجود داشت. نتایج نشان داد که طراحی مینی فانتوم سهم مهمی در اندازه‌گیری فاکتور خروجی در هوا دارد، که استفاده از مینی فانتوم با دیواره (Cap) ضروری نیست. برای ایجاد تعادل جانبی الکترون، کمترین ارتفاع (dmax)، کافی است. پهنای مینی فانتوم نیز باید از ناحیه دوز بالا، کوچک‌تر باشد، ولی برای دقت و تکرارپذیری پهنای باید به اندازه کافی باشد (۶). در مطالعات دیگر نشان داده شده است که آشکارساز-های نیمه‌هادی و آشکارسازهای اتاقک یون و با یک سرپوش مشابه مقادیر یکسانی از Sc را برای پرتوهای فوتونی از کبالت تا انرژی 50MV اندازه می‌گیرند (۱۹-۲۳). در مطالعات زیادی فاکتور خروجی کل با استفاده از فیلم رادیوکرومیک اندازه‌گیری شده است

پراکندگی کولیماتور با استفاده از مینی فانتوم‌های ساخته-شده از مواد گوناگون اندازه‌گیری شده است. کیس (Kase) و سونسن (Svensson)، فاکتور پراکندگی کولیماتور را برای چند شتاب‌دهنده با انرژی‌های ۲۲-۴ MV، با استفاده از سرپوش انباشت دوز از جنس پلی‌استایرن و برنج اندازه‌گیری کردند و فاکتور پراکندگی کولیماتور را با اختلاف ۵ درصد گزارش کردند که دلیل اصلی این اختلاف، تفاوت در فیلترهای تخت‌کننده شتاب‌دهنده‌ها بیان شد (۱۳). هانگ (Hung) و همکاران، اثر پرتوهای بازگشتی از شتاب-دهنده خطی برای انرژی ۱۵-۴ MV را بررسی کردند و نتیجه گرفتند که اثر تفاوت در جنس سرپوش قابل اغماض بوده و تغییرات فاکتور خروجی با ابعاد میدان ناشی از پرتوهای پراکنده شده از سر دستگاه می‌باشد (۱۴). داگلاس (Douglas) فاکتور پراکندگی کولیماتور را با استفاده از مینی فانتوم‌ها با طراحی و اندازه‌های مختلف و با عدد اتمی و ضخامت‌های متفاوت اندازه-گیری کرد (۱۵). ژو (Zhu) و ژارنگارد (Bjarngard) برای پرتوهای فوتونی ۶ MV با استفاده از چهار شتاب-دهنده خطی، Sc را برای میدان‌هایی به عرض ۴۰ cm- $0/8$ ، با اتاقک یونش $0/1 \text{ cm}^3$ و با استفاده از دو سرپوش انباشت دوز از جنس سرب و اکریلیک اندازه-گیری کردند. آنها دریافتند که اختلافی بین اندازه‌گیری با مینی فانتوم سرب و اکریلیک وجود ندارد (۱۶). مک-کراچر (McKerracher) و همکاران Sc را برای میدان‌های کوچک با انواع دوزیمتر و مینی فانتوم‌هایی از جنس معادل آب و برنج اندازه‌گیری کردند و دریافتند که برای دوزیمتر حالت جامد در شرایط تعادل جانبی الکترونی با یک مینی فانتوم با پهنای دوزیمتر تفاوت کمی (۰/۳ درصد) بین اندازه‌گیری‌ها با استفاده از مینی-فانتوم معادل آب و مینی فانتوم با چگالی بالا دیده می-شود (۱۷). در تحقیق دیگری برای اندازه‌گیری فاکتور خروجی فوتون در هوا و انرژی ۱۵ MV برای میدان-

Microtek9800XL Plus در ۲ مرحله، قبل و بعد از تابش و ۳ بار برای هر گروه انجام شد. به دلیل گرم شدن اسکنر و تأثیر در میزان قرائت باید در حداقل دفعات تکرار متوالی اسکنر دقت شود. برای حذف آرتیفکت سطح اسکنر از یک قاب پلاستیکی به ضخامت ۱/۵mm اطراف هر قطعه فیلم قرار داده شد. برای کاهش اثر تغییرات رنگ پس از اتمام تابش‌دهی فاصله زمانی ۴۸ ساعته لحاظ شد. انجام اسکن قبل از تابش به منظور تشخیص غیر یکنواختی فیلم و نقاط مخدوش صفحه اسکنر انجام شد. فیلم‌ها بر روی صفحه اسکنر در وضعیت افقی (بعد کوتاه‌تر فیلم به موازات بعد درازتر صفحه اسکنر) قرار داده شد و اسکن با قدرت تفکیک مکانی ۱۲۷dpi، در وضعیت عبوری و در حالت RGB انجام شد. تصویر ذخیره شده با فرمت TIFF با استفاده از برنامه نوشته شده در محیط MATLAB آنالیز شد. به دلیل بالا بودن قابلیت جذب اپتیکی این نوع فیلم‌ها در ناحیه ۶۳۳ نانومتر، در هنگام آنالیز تصاویر مقادیر کانال قرمز استخراج و مورد استفاده قرار گرفت. برای هر ناحیه از تصویر، دانسیته اپتیکی خالص با کسر دانسیته اپتیکی زمینه از مقدار متناظر هر یک از قطعات فیلم با استفاده از رابطه (۱) به دست آمد.

$$netOD^i(D_j) = OD_{exp}^i(D_j) - OD_{unexp}^i(D_j) = \log_{10} \frac{I_{unexp}^i(D_j) - I_{bckg}}{I_{exp}^i(D_j) - I_{bckg}} \quad \text{(رابطه ۱) (۳۰)}$$

به طوری که در رابطه مذکور برای فیلم i ام، I_{unexp} شدت نور عبوری اندازه‌گیری شده از فیلم تابش ندیده، I_{exp} شدت نور اندازه‌گیری شده از فیلم تابش داده شده و I_{bckg} شدت نور اندازه‌گیری شده از یک قطعه فیلم کاملاً تیره می‌باشد. منحنی کالیبراسیون فیلم جهت تبدیل چگالی اپتیکی فیلم به دوز، مطابق با پروتکل‌های اشاره شده مورد استفاده قرار گرفت. برای هر فیلم خطای داده‌های شدت (I_{unexp} و I_{exp}) از ناحیه تحت تابش استخراج شده، سپس با مشتق‌گیری از رابطه (۱)

(۲۴-۲۸)، ولی برای فاکتور خروجی در هوا با استفاده از فیلم رادیوکرومیک گزارشات کمتری وجود دارد. هدف از این مطالعه، بررسی قابلیت فیلم گاف-کرومیک EBT2 در اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور برای پرتوهای فوتونی با انرژی ۶MV توسط شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس پلاس می‌باشد.

روش بررسی

دستگاه شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس پلاس با انرژی ۶MV مورد استفاده قرار گرفت. در این تحقیق، برای اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی، اتاقک فارمر ۰/۶cc و یکی از جدیدترین انواع فیلم‌های رادیوکرومیک با نام تجاری EBT2 (International) Specialty Products, Inc, Wayne مورد استفاده قرار گرفت. تمام مراحل کار با فیلم اعم از احتیاط‌های لازم در نگهداری، جابه‌جایی، کالیبراسیون و خوانش بر اساس پروتکل ارائه شده در AAPM TG55 (۱۰) و پروتکل Devic انجام شد (۲۹).

الف: منحنی کالیبراسیون فیلم

با توجه به فرایند پلاریزاسیون که در اثر تابش در فیلم ایجاد می‌شود، جهت‌گیری فیلم EBT2 در هنگام قرار گرفتن در اسکنر، همچنین حالت افقی و عمودی فیلم با توجه به قطبش و نحوه برش فیلم اهمیت دارد. به منظور حفظ راستا و جهت، فیلم‌ها به شکل مستطیلی در قطعات ۲×۳ سانتی‌متر مربع بریده شده است، سپس ناحیه کوچکی از گوشه هر قطعه علامت‌گذاری و در دمای اتاق نگهداری شد. برای انجام کالیبراسیون قطعات فیلم‌ها در مرکز یک میدان ثابت ۱۰×۱۰ و در تحت تابش بین ۲۵-۳۰۰ سانتی‌گری قرار گرفتند. برای هر سطح دوز از چهار قطعه فیلم استفاده شد. فیلم‌ها بر روی آب جامد با ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر (برای در نظر گرفتن پرتوهای برگشتی) و در $SSD=100\text{cm}$ قرار گرفته، سپس در روی فیلم یک لایه آب جامد به ارتفاع ۱/۵cm قرار داده شد. خوانش فیلم‌ها با اسکنر

و توسط الکترومتر PTW- Dose-1 قرائت انجام شد. جهت از بین بردن اثر آلودگی الکترونی و حفظ تعادل جانی الکترون در دوزیمتری با فارمر از یک سرپوش پلی استایرن با ضخامت $1/5 \text{ cm}$ و برای فیلم دوزیمتری از مینی فانتومی مکعبی حاوی آب دارای دیواره‌های پلی استایرن با ضخامت 1 mm ، سطح مقطع $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و ارتفاع 1 cm استفاده شد. در این پژوهش به منظور کاهش حجم مینی فانتوم و حذف آلودگی الکترونی و با توجه به اینکه ترکیبات سازنده سروبند شبیه سرب می باشد و قابلیت ذوب شدن و شکل پذیری دارد، می توان برای طراحی و ساخت مینی فانتوم در شکل و ابعاد مورد نیاز از سروبند استفاده کرد. مینی- فانتوم سروبند، به شکل مکعب با سطح مقطع $1 \times 1 \text{ cm}^2$ و ارتفاع $0/9 \text{ cm}$ (تقریباً معادل عمق 1 cm آب) ساخته و اندازه گیری فاکتور پراکندگی تکرار شد (شکل ۱).

خطای چگالی اپتیکی به ازای هر تابش محاسبه شده است.

ب) اندازه گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور

میدان‌های مربعی به ضلع (۴، ۶، ۸، ۱۰، ۱۵، ۲۰) سانتی متر توسط شتاب دهنده خطی زیمنس با پرتوهای فوتونی 6 MV تحت تابش 200 MU قرار گرفتند. برای هر میدان سه فیلم بر روی پایه کوچکی در $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ و در ارتفاع 30 cm بالاتر از تخت برای حذف پرتوهای پراکنده آمده از تخت درمانی، تحت تابش قرار گرفت. سپس دانسیته اپتیکی به دست آمده از فیلم‌ها با استفاده از منحنی کالیبراسیون به دوز تبدیل شده و مقادیر به دست آمده برای همه میدان‌ها به مقدار به دست آمده برای میدان مرجع به ضلع 10 سانتی متر نرمالیزه شد. برای اندازه گیری با اتاقک یونش از دوزیمتر فارمر با حجم حساس $0/6 \text{ cc}$ ، کالیبره شده توسط مرکز SSDL سازمان انرژی اتمی ایران استفاده



شکل ۱: مینی فانتوم‌های طراحی شده از جنس سروبند و آب برای اندازه گیری با فیلم گاف کرومیک EBT2



(ب)



(الف)

شکل ۲: (الف) فیلم گاف کرومیک EBT2 تابش دیده، برای اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور با استفاده از Top سروبند و مینی فانتوم آب؛ (ب) استخراج کانال قرمز با استفاده از نرم‌افزار MATLAB

یافته‌ها

کرومیک EBT2 با سرپوش سروبند و آب و اتاقت یونش فارمر CC ۰/۶ و درصد اختلاف فیلم با اتاقت یونش در جدول (۲) نشان داده شد.

مقادیر فاکتور پراکندگی کولیماتور به‌دست آمده از فیلم گاف کرومیک EBT2 با تاپ‌های (Top) ساخته شده از آب و سروبند، اتاقت یونش فارمر و همچنین نتایج به‌دست آمده از گزارش TG74 در شکل (۲) دیده می‌شود.

میانگین درصد اختلاف نتایج به‌دست آمده از دزیمتری فیلم با سرپوش سروبند، دزیمتری فیلم با سرپوش آب و دزیمتری اتاقت فارمر با مقادیر فاکتور پراکندگی کولیماتور ارائه شده توسط AAPM در گزارش TG74 به ترتیب برابر با ۱/۴۸، ۰/۳۵، ۰/۶۸ می‌باشد (شکل ۴).

مقادیر چگالی اپتیکی برحسب دوز تابش شده در جدول (۱) نشان داده شده است. همچنین مقادیر میانگین درصد خطای چگالی اپتیکی برای سه بار اندازه‌گیری محاسبه شد.

پس از تعیین مقادیر دانسیته اپتیکی خالص، منحنی کالیبراسیون فیلم به صورت دوز جذبی برحسب دانسیته اپتیکی خالص استخراج گردید و در محیط نرم‌افزار MATLAB نسخه ۷.۱۱ رسم شد (شکل ۱). در نرم‌افزار MATLAB برای داده‌های به‌دست آمده، معادله ۲ با ضریب همبستگی بالا (R=۰/۹۹۶۷) برازش شد:

$$\text{Dose} = 1441.7 (\text{OD})^3 - 417.9 (\text{OD})^2 + 403.62 (\text{OD}) - 14.632 \quad (2)$$

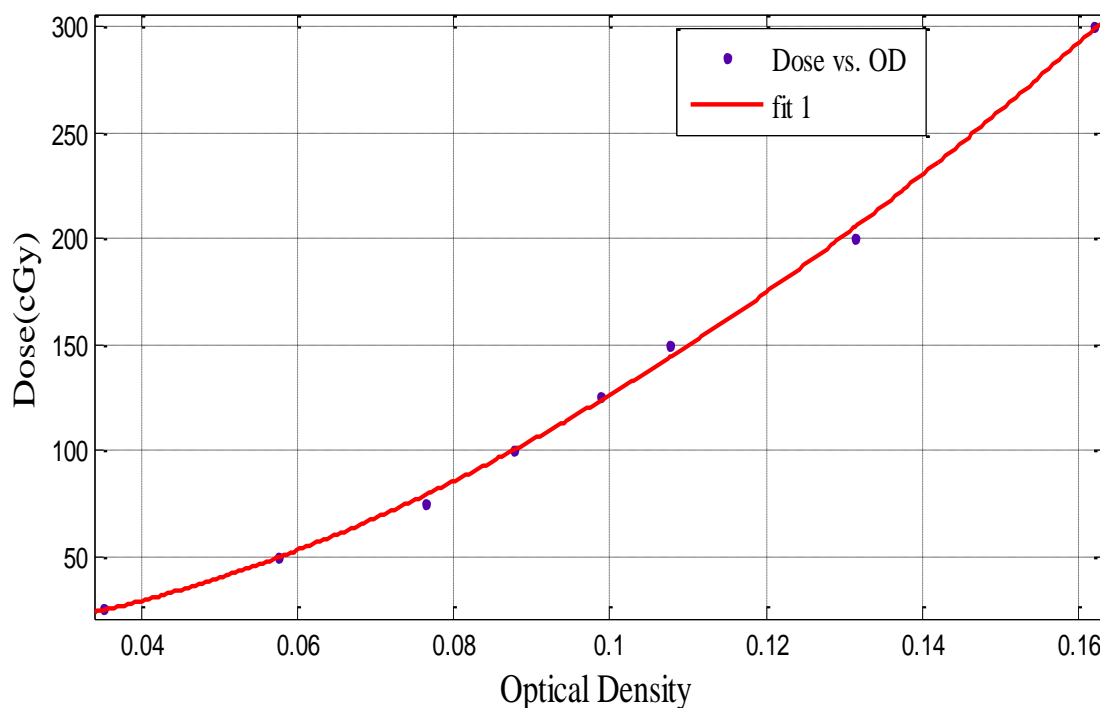
مقادیر اندازه‌گیری شده فاکتور پراکندگی کولیماتور برای میدان‌های مربعی با فوتون ۶Mv، توسط فیلم گاف-

جدول ۱: مقادیر چگالی اپتیکی و دوز تابشی و میانگین درصد خطای چگالی اپتیکی اندازه‌گیری شده

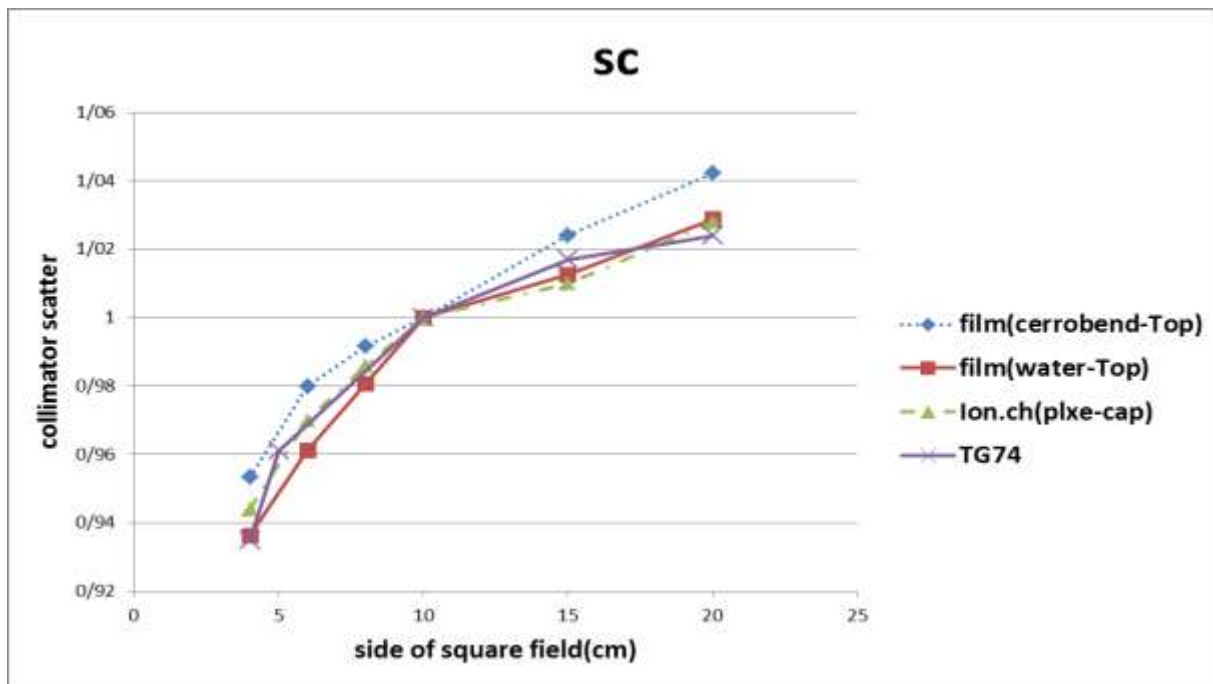
| Does (cGy) | OD=log (I _{unexp} /I _{exp}) | %OD Error=Δ(log (I _{unexp} /I _{exp})) |
|------------|--|--|
| ۲۵ | ۰/۱۰۱۵۴ | ۰/۲۶۸۰۵ |
| ۵۰ | ۰/۱۷۷۲۸ | ۰/۲۴۱۰۹ |
| ۷۵ | ۰/۲۴۲۸۵ | ۰/۲۲۶۵۸ |
| ۱۰۰ | ۰/۲۸۱۵۸ | ۰/۲۲۲۰۹ |
| ۱۲۵ | ۰/۳۲۹۷ | ۰/۲۲۱۱۲ |
| ۱۵۰ | ۰/۳۵۶۱۶ | ۰/۲۲۲۹۴ |
| ۲۰۰ | ۰/۴۴۴۱۷ | ۰/۲۴۲۹۶ |
| ۳۰۰ | ۰/۵۳۰۶۷ | ۰/۲۸۸۶۷ |

جدول ۲: مقادیر اندازه‌گیری شده فاکتور پراکندگی کولیماتور برای میدان‌های مربعی با استفاده از اتاقک یونش ۰/۶cc و فیلم گاف کرومیک EBT2 با بیلداپ سروبند و آب و درصد اختلاف فیلم با اتاقک یونش

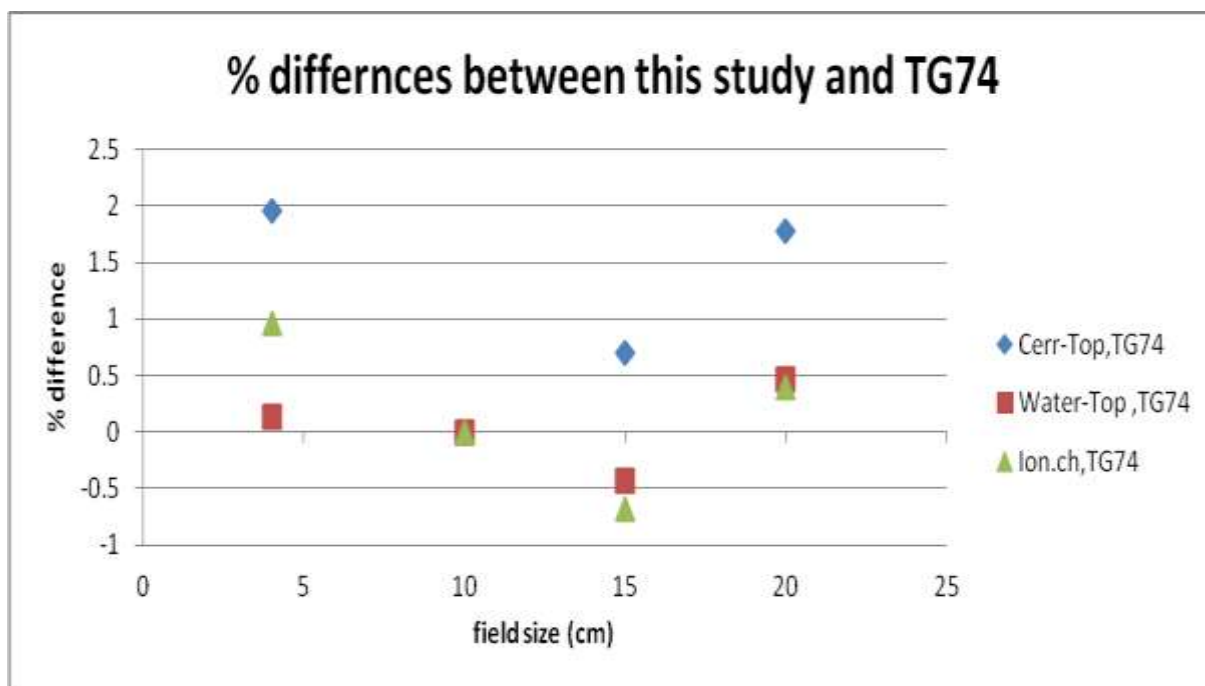
| Field Size(cm ²) | Sc(A) (PMMA+۰/۶cc) | Sc(B) (Ceroben+Film) | Sc(C) (Water+Film) | Percentage of Deviation (B-A)/A×۱۰۰ (C-A)/A×۱۰۰ | |
|------------------------------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|--|----------|
| ۴×۴ | ۰/۹۴۴ | ۰/۹۵۳۳۲۵ | ۰/۹۳۶۲۸۹ | ۰/۹۸۷۸۲۵ | -۰/۸۱۶۸۴ |
| ۶×۶ | ۰/۹۷ | ۰/۹۷۹۹۲۱ | ۰/۹۶۱۲۲۵ | ۱/۰۲۲۷۵۸ | -۰/۹۰۴۶۹ |
| ۸×۸ | ۰/۹۸۶ | ۰/۹۹۱۵۳۸ | ۰/۹۸۰۵۹۹ | ۰/۵۶۱۷۰۱ | -۰/۵۴۷۷۴ |
| ۱۰×۱۰ | ۱ | ۱ | ۱ | ۰ | ۰ |
| ۱۵×۱۵ | ۱/۰۱ | ۱/۰۲۴۰۹۲ | ۱/۰۱۲۵۲۵ | ۱/۳۹۵۲۷۴ | ۰/۲۴۹۹۹۶ |
| ۲۰×۲۰ | ۱/۰۲۸ | ۱/۰۴۲۱۸۳ | ۱/۰۲۸۷۴۱ | ۱/۳۷۹۶۳۳ | ۰/۰۷۲۰۵۱ |



شکل ۳: منحنی کالیبراسیون فیلم EBT2، نقاط، نتایج تجربی را نشان می‌دهد و خط توپر منحنی تابع درجه سه برازش شده بر نتایج است.



شکل ۴: فاکتورهای خروجی بدست آمده از اتاقک یونش، فیلم EBT2 با Top های آب و سروبند و مقادیر ارائه شده توسط AAPM در گزارش TG74.



شکل ۵: درصد اختلاف نتایج اندازه‌گیری با فیلم و دزیتر فارمر با داده‌های ارائه شده در گزارش TG74

بحث و نتیجه گیری

گفته شد با افزایش ابعاد میدان فاکتور خروجی در هوا که توسط فیلم EBT2 اندازه‌گیری شده افزایش می‌یابد، با توجه به شکل ۴، این افزایش Sc با ابعاد میدان، برای سرپوش انباشت دوز سروپوش نسبت به آب کمتر است، همچنین سرپوش انباشت دوز از جنس سروپوش فاکتور پراکندگی کولیماتور را به میزان قابل توجهی بیشتر از مینی‌فانتوم آب نشان می‌دهد. با توجه به عدد اتمی سروپوش و آب ($Z_{\text{Cerr}}=70/8$ و $Z_{\text{Water}}=6/56$) می‌توان علت را افزایش آلودگی الکترونی با افزایش ابعاد میدان برشمرد، که در تاپ با عدد اتمی بالاتر پرتوهای الکترونی پراکنده شده بیشتر است و همان‌طور که وارنر (Warrener) در مطالعه‌اش نشان داد در اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور با فیلم گاف کرومیک EBT2 استفاده از مینی‌فانتوم با عدد اتمی بالا به‌منظور ایجاد تعادل جانبی الکترون، برای میدان‌های کوچک مناسب است. در صورتی‌که برای میدان‌های بزرگ استفاده از مینی‌فانتوم ساخته شده با عدد اتمی بالا اجتناب شود. با افزایش ابعاد میدان، فوتون‌های عبوری از نواحی بیرونی فیلتر تخت‌کننده نیز می‌توانند به آشکارساز برسند، بنابراین موجب افزایش فراوانی در بخش کم‌انرژی طیف اشعه X می‌شوند (۱۹، ۳۱، ۳۲). این تغییر طیف انرژی با ابعاد میدان تغییر خواهد کرد، و با نوع برهمکنش و پراکندگی و ناحیه انبوهش دوز در سرپوش تغییر می‌کند، این تغییرات در ساختار سرپوش انباشت دوز باعث ایجاد Sc های متفاوت برای مواد با Z متفاوت می‌شود. با مقایسه شکل ۴ و ۵ در میدان‌های بزرگ‌تر از ۱۰cm فاکتور خروجی اندازه‌گیری شده با فیلم EBT2 با Top محتوی آب و اتافک یونش توافق بهتری مشاهده شد. فیلم EBT2 همانند دیود و آشکارسازهای سوسوزن یک جایگزین مناسب برای اندازه‌گیری فاکتور خروجی است. همچنین برای اتافک یونش استفاده از سرپوش انباشت دوزی که عدد اتمی

هدف از این مطالعه، اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور با استفاده از فیلم گاف کرومیک EBT2 و طراحی مینی‌فانتوم‌هایی از جنس آب و سروپوش، همچنین مقایسه نتایج با اتافک یونش فارمر به‌عنوان یک دوزیمتر استاندارد برای اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور در میدان‌های تابشی بزرگ ($4 \times 4 \text{cm}^2$) می‌باشد. مقادیر Sc به‌دست آمده از دو دوزیمتر فارمر و فیلم برای همه میدان‌ها یک افزایشی را با زیاد شدن ابعاد میدان نشان می‌دهد. افزایش Sc با ابعاد میدان ناشی از پرتوهای پراکنده از کولیماتور اولیه و فیلتر تخت‌کننده در هد درمانی است. با باز شدن فک‌های کولیماتور برای افزایش ابعاد میدان، پرتوهای پراکنده بیشتری از هد دستگاه ایجاد می‌شود. همچنین با افزایش بازشدگی فک‌ها تعداد کمی از فوتون‌های برگشتی نیز از فک‌ها به اتافک مانیتور یونیت می‌رسد که این روند تکرار شده و در نهایت موجب افزایش جریان در تیوپ شتاب‌دهنده می‌شود. این دو، دلایلی هستند که فاکتور خروجی با ابعاد میدان افزایش می‌یابد، همچنین با افزایش ابعاد میدان یک سری پراکندگی‌ها نیز از الکترون‌های دورتر از اتافک یونش هستند که موجب افزایش فاکتور خروجی در میدان‌های بزرگ می‌شوند، ولی مقدار آن کم است (۱۸). در مقایسه‌ای که بین نتایج این تحقیق و گزارش TG74 انجام شد (شکل ۵)، مشخص شد که نتایج دوزیمتری فیلم (با Top آب) و اتافک فارمر (با سرپوش پلی‌استایرن) نسبت به TG74 به‌ترتیب دارای میانگین درصد اختلاف در حد ۰/۳۵ و ۰/۶۸ درصد هستند. این در حالی است که نتایج فیلم دوزیمتری (با Top سروپوش) ۱/۴۸ درصد با نتایج TG74 اختلاف دارد که تقریباً سه برابر نتایج به‌دست آمده از Top آب می‌باشد. بنابراین فیلم گاف کرومیک EBT2 با مینی-فانتوم آب مانند اتافک یونش فارمر برای اندازه‌گیری میدان‌های بزرگ، انتخاب خوبی است. همان‌طور که

برای گستره بزرگتری از میدان‌های تابشی مورد استفاده قرار داد.

قدردانی

مؤلفین لازم می‌دانند از حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه جندی‌شاپور اهواز و همکاری صمیمانه بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز تشکر و قدردانی نمایند.

مؤثر (Z_{eff}) آن به آب نزدیک است همانند پلی استایرن انتخاب خوبی است. نتایج فاکتور خروجی برای فیلم و اتاقک یونش هم‌خوانی دارند، اما از آنجایی که اتاقک یونش به دلیل حجیم بودن برای میدان‌های کوچک گزینه مناسبی نیست می‌توان فیلم EBT2 را به‌عنوان دوزیمتر مناسب برای اندازه‌گیری فاکتور پراکندگی کولیماتور

منابع

- 1- Zhu TC, Ahnesjo A, Lam KL, Li XA, Ma C-MC, Palta JR, "et al". Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: in-air output ratio, Sc, for megavoltage photon beams. Med Phys 2009 Nov; 36(11): 5261-91.
- 2- Appasamy M, Xavier SV, Kuppasamy T, Velayudham R. Measurement of the in-air output ratio for high-energy photon beams used in radiotherapy. Turk J Med Sci 2013; 43(3): 441-7.
- 3- Sharpe MB, Jaffray DA, Battista JJ, Munro P. Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x-ray beams. Med Phys 1995 Dec; 22(12): 2065-74.
- 4- Van Gasteren JJM, Heukelom S, Van Kleffens HJ, Van der Laarse R, Venselaar JLM, Westermann CF. The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams: measurement of the collimator scatter part with a beam-coaxial narrow cylindrical phantom. Radiother Oncol 1991; 20(4): 250-7.
- 5- Khan FM, Gibbons JP. Khan's the Physics of Radiation Therapy. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
- 6- Warrenner KJ. Output Factors for Small Field Megavoltage Photon Beams. Master of Science- Research, University of Wollongong, 2012.
- 7- Khan FM, Gibbons JP, Roback DM. Collimator (head) scatter at extended distances in linear accelerator-generated photon beams. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996 Jun; 35(3): 605-8.
- 8- Jursinic PA, Thomadsen BR. Measurements of head-scatter factors with cylindrical build-up caps and columnar miniphantoms. Med Phys 1999 Apr; 26(4): 512-7.
- 9- McKerracher C, Thwaites DI. Head scatter factors for small MV photon fields. Part I: A comparison of phantom types and methodologies. Radiother Oncol 2007 Nov; 85(2): 277-85.
- 10- Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, "et al". Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. Med Phys 1998 Nov; 25(11): 2093-115.
- 11- Francescon P, Cora S, Cavedon C, Scalchi P, Reccanello S, Colombo F. Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD 800 microcubes in the dosimetry of small beams. Med Phys 1998 Apr; 25(4): 503-11.
- 12- Reinstein LE, Gluckman GR, Meek AG. A rapid colour stabilization technique for radiochromic film dosimetry. Phys Med Biol 1998 Oct; 43(10): 2703.
- 13- Kase KR, Svensson GK. Head scatter data for several linear accelerators (4-18 MV). Med Phys 1986 Jul-Aug; 13(4): 530-2.
- 14- Huang P, Chu J, Bjärngard BE. The effect of collimator backscatter radiation on photon output of linear accelerators. Med Phys 1987 Mar; 14(2): 268-9.
- 15- Frye DMD, Paliwal BR, Thomadsen BR, Jursinic P. Intercomparison of normalized head-scatter factor measurement techniques. Med Phys 1995 Feb; 22(2): 249-53.
- 16- Zhu TC, Bjärngard BE. The head-scatter factor for small field sizes. Med Phys 1994 Jan; 21(1): 65-8.
- 17- McKerracher C, Thwaites DI. Head scatter factors for small MV photon fields. Part II: The effects of source size and detector. Radiother Oncol 2007 Nov; 85(2): 286-91.
- 18- Iftikhar A. Measurements of output factors using different ionization chambers and build up caps. Iran J Radiat Res 2012; 10(2): 95-8.

- 19-Gibbons JP, Antolak JA, Followill DS, Huq MS, Klein EE, Lam KL, "et al". Monitor unit calculations for external photon and electron beams: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 71. *Med Phys* 2014Mar; 41(3): 31501.
- 20-Klein DM, Tailor RC, Archambault L, Wang L, Therriault-Proulx F, Beddar AS. Measuring output factors of small fields formed by collimator jaws and multileaf collimator using plastic scintillation detectors. *Med Phys* 2010Oct; 37(10): 5541–9.
- 21-Archambault L, Briere TM, Pönisch F, Beaulieu L, Kuban DA, Lee A, "et al". Toward a real-time in vivo dosimetry system using plastic scintillation detectors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010Sep;78(1): 280–7.
- 22-Srivastava RP, Olteanu a ML, Ebongue a N, Bekaert B, Wagter C, De Wagter C. Output measurement for small field photon beams in a sandwiched phantom. *Radiation Oncol* 2009; 25: 601–3
- 23-Gill S, Hill R. A study on the use of Gafchromic™ EBT3 film for output factor measurements in kilovoltage X-ray beams. *Australas Phys Eng Sci Med* 2013Dec; 36(4): 465–71.
- 24-García-Garduño OA, Lárraga-Gutiérrez JM, Rodríguez-Villafuerte M, Martínez-Dávalos A, Celis MA. Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. *Radiother Oncol* 2010Aug; 96(2): 250–3.
- 25-Yarahmadi M, Nedaie HA, Allahverdi M, Asnaashari K, Sauer OA. Small photon field dosimetry using EBT2 Gafchromic film and Monte Carlo simulation. *Int J Radiat Res* 2013;11(4): 215- 44.
- 26-Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys* 2008Jan; 35(1): 206–15.
- 27-Duggan DM, Coffey CW. Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery. *Med Dosim*1998; 23(3):153–9.
- 28-Jang J, Kang Y, Shin H, Seo J, Kim M, LEE D-J, "et al". Measurement of Beam Data for Small Radiosurgical Fields: Comparison of CyberKnife Multi-sites in Korea. *Nuclear Sci Tech* 2011; 1: 537–40.
- 29-Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidlein CR, Kirov AS, "et al". Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005Jul; 32(7): 2245–53.
- 30- Mauring A. A novel dosimetric protocol for high energy photon radiotherapy beams in Norway using radiochromic film. Master of Science, Institute of Physics, University in Oslo, 2010.
- 31-Romagnoli R, Magi S, Palombarini M, Felici G. 595 poster Comparison of Different Methods for Output Factor Measurements on 10 Mevlinac. *Radiother Oncol* 2011May; 99(Suppl 1): S244.
- 32-Scott AJD, Nahum AE, Fenwick JD. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. *Med Phys* 2008Oct; 35(10): 4671–84.

Measurement of Collimator Scatter Factor for Photon Fields Using Gafchromic EBT2 Film and Ion Chamber

Nahid Chegeni¹, Mohamad-Javad Tahmasebi Birgani², Seyed Mohammad Hosseini³, Fariba Einy^{4*}, Maryam Atarod⁵, Zeinab Asgarian Dehkordy⁶, Hamid Emami⁷

1-Assistant Professor of Medical Physic.

2-Associated Professor of Medical Physics.

3-Assistant Professor of Radiotherapy and Oncology.

4,6-M.Sc. Student in Medical Physics.

5-Assistant Professor of Medical Physic.

7-Assistant Professor of Radiotherapy and Oncology.

1,2,4,6-Department of Medical Physic, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

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

5-Department of Medical Physic, Medical School of Medicine SHahrekord University of Medical Sciences, SHahrekord, Iran.

7-Department of Radiotherapy and Oncology, Medical School of Medicine SHahrekord University of Medical Sciences, SHahrekord, Iran.

*Corresponding author:

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

Tel: +989303109990

Email: fariba.einy@gmail.com

Abstract

Background and Objective: In radiotherapy, measurement of the output factor in the air is one of the input parameters for Implementation of treatment planning systems and beam modeling. The aim of this study is to design a mini-phantom and select the appropriate detector for measuring the output factor.

Subjects and Methods: In-air output factor was measured for Siemens linear accelerator 6MV energy and field sizes of 4, 6, 8, 10, 15, 2 cm irradiated by 200MU. Measurements were performed using a Gafchromic film EBT2 and 0.6cc Farmer ion chamber and then the results were compared with Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group74. For lateral electron equilibrium and electron contamination removal, two top of the water and Cerrobend were designed for film dosimetry and plexiglass buildup cap for Farmer chamber was applied.

Results: The output factor increases with field size, and this increase in Cerrobend top is less than water top and Farmer dosimeter. In comparison between the results reported by TG74 and this study shows that film dosimetry with water top and Farmer chamber have 0.35 and 0.68 mean percentage differences with TG74 respectively and meanwhile the film dosimetry with Cerrobend top presents 1.48 mean percentage differences.

Conclusion: EBT2 film with mini phantom made of water as a good alternative to ion chamber dosimeters known as a standard dosimeter especially the film can be used for a wider range of field sizes.

Keywords: Collimator scatter factor (Sc), In-air output factor, Top, Gafchromic film EBT2.

► Please cite this paper as:

Chegeni N, Tahmasebi Birgani MJ, Hosseini SM, Einy F, Atarod M, Asgarian Dehkordy Z, Emami H. Measurement of Collimator Scatter Factor for Photon Fields Using Gafchromic EBT2 Film and ion Chamber. *Jundishapur Sci Med J* 2015;14(6):641-652.

Received: Apr 15, 2015

Revised: July 4, 2015

Accepted: July 27, 2015