

تعیین فاکتور خروجی پرتوهای الکترونی شتاب‌دهنده Varian2100CD جهت درمان بیماران مبتلا به سرطان بیمارستان گلستان اهواز

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^۱، منصور ذبیح‌زاده^۲، زینب عسگریان دهکردی^{۳*}، هادی رضایی^۴، ساسان رزمجو^۵، فریبا عینی^۳، راحله طبری جویباری^۶

چکیده

زمینه و هدف: باریکه‌های الکترونی به دلیل افت سریع دوز به طور وسیعی، برای درمان تومورهای سطحی به کار می‌روند. دست یابی به یک طرح درمان بهینه در الکترون‌تراپی تومورهای کوچک مستلزم استفاده از میدان‌های کوچک است. اما نبود تعادل پراکندگی جانبی کامل مانع مهمی در اندازه‌گیری فاکتور خروجی است. هدف از این پژوهش به دست آوردن یک رابطه تحلیلی جهت تعیین فاکتور خروجی برای میدان‌ها و انرژی‌های الکترونی مختلف شتاب‌دهنده Varian2100CD می‌باشد.

روش بررسی: از شتاب‌دهنده Varian2100CD و دزیتر صفحات موازی جاگذاری شده در عمق مرجع هر انرژی در داخل فانتوم آب برای اندازه‌گیری دز استفاده شد. با استفاده از اپلیکاتورهای موجود و بلوک ای سروبندی قرار داده شده در انتهای اپلیکاتور $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، میدان‌های الکترونی 2×2 تا $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ساخته شدند. فاکتور خروجی برای انرژی‌های ۴، ۶، ۹، ۱۲ و ۱۵ مگا‌الکترون ولت اندازه‌گیری شد و معادلات مربوط استخراج شدند.

یافته‌ها: بهترین توابع توانی برازش شده بر روی فاکتورهای خروجی اندازه‌گیری شده، استخراج شدند. برای پرتوهای الکترونی با انرژی کم (4 MeV) و بالا (15 MeV)، فاکتور خروجی از رابطه $1.031 + 3.143L^{-2.51}$ ($R=0.97$) و $1008 + 2.165L^{-2.02}$ ($R=0.98$) پیروی می‌کند. فاکتورهای خروجی در ابتدا با افزایش اندازه میدان تا $6 \times 6 \text{ cm}^2$ افزایش می‌یابند و سپس در حدود $15 \text{ cm}^2 \times 15$ به یک حالت اشباع می‌رسند.

نتیجه‌گیری: روابط تحلیلی به دست آمده می‌توانند برای محاسبه فاکتورهای خروجی لازم برای تمام اندازه میدان‌های کاربردی و انرژی‌های باریکه الکترونی استفاده شوند.

کلید واژگان: درمان با باریکه الکترون، دوزیمتری میدان‌های درمانی، فاکتور خروجی.

- ۱- استاد گروه فیزیک پزشکی.
- ۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی.
- ۳- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی.
- ۴- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی.
- ۵- استادیار گروه رادیوتراپی و انکولوژی.
- ۶- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی.

- ۱ و ۳- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی-شاپور اهواز، اهواز، ایران.
- ۴- گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران.
- ۵- گروه رادیوتراپی و انکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.
- ۶- دانشکده علوم پزشکی بهبهان، بهبهان، ایران.

* نویسنده مسئول:

زینب عسگریان دهکردی؛ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۱۱۳۳۶۸۹

Email:
asgarian.zeynab@gmail.com

مقدمه

محاسبه فاکتور خروجی و بررسی اثر اندازه میدان و انرژی بر فاکتور خروجی می‌باشد که با انجام دوزیمتری‌های متعدد فاکتور خروجی برای میدان‌ها و انرژی‌های الکترونی مختلف شتاب‌دهنده خطی Varian2100 CD محاسبه می‌گردد و روابط تحلیلی ساده‌ای برای کاربرد کلینیکی ارائه می‌شود.

روش بررسی

دوزیمتری مطلق در بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز برای شتاب‌دهنده Varian2100 CD پرتوهای الکترونی با انرژی ۴، ۶، ۹، ۱۲ و ۱۵ MeV انجام شد. برای هر انرژی الکترونی دوزیمتر در عمق مرجع قرار داده شد و برای میدان‌ها با ابعاد مختلف، خوانش‌ها در داخل فانتوم آب در $SSD=100\text{cm}$ انجام شد. فانتوم اندازه گیری مقادیر دوز Blue Phantom، ساخت شرکت آلمانی IBA Wellhofer و ابعاد آن $30 \times 30 \times 20\text{cm}^3$ می‌باشد. در این فانتوم از آب مقطر به عنوان معادل بافت بدن استفاده می‌شود. دوزیمتری‌ها با استفاده از دوزیمتر صفحات موازی (Parallel Plate) مدل PPC40 Scandytronix، کالیبره شده توسط مرکز SSDL سازمان انرژی اتمی ایران، و توسط الکترومتر Dose-1 انجام شد. در این مطالعه فاکتور خروجی اپلیکاتورهای استاندارد 4×4 ، 6×6 ، 10×10 ، 15×15 و $20 \times 20\text{cm}^2$ و همچنین با استفاده از قالب‌گیری شیلد سروبند با سیستم برش سه‌بعدی، میدان‌های دایره‌ای به قطر ۳، ۴، ۵ سانتی‌متر و میدان‌های مربعی 2×2 و $3 \times 3\text{cm}^2$ طراحی و ساخته شدند و در اپلیکاتور استاندارد $10 \times 10\text{cm}^2$ جاگذاری شدند. برای هر انرژی، نمودار فاکتورهای خروجی بر حسب ضلع میدان‌های مربعی رسم شدند و سپس داده‌های به‌دست آمده در محیط نرم‌افزار متلب (MATLAB) نسخه ۱۱.۷ پردازش

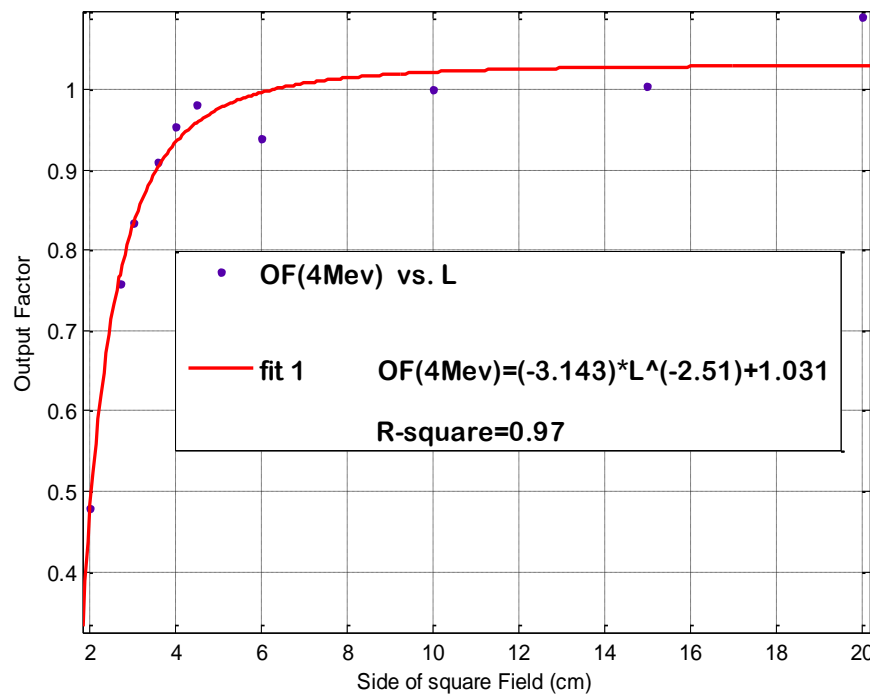
انرژی الکترونی مناسب برای درمان تومورهای سطحی با عمق کمتر از ۵cm در محدوده ۶ تا 20MeV می‌باشد (۱). مهم‌ترین جاذبه درمان با الکترون نسبت به فوتون در رادیوتراپی افت سریع دوز بعد از یک ناحیه تقریباً یکنواخت می‌باشد (۲). با توجه به این‌که در پرتو درمانی هدف اصلی رساندن بیشترین دوز به ناحیه سرطانی و کم‌ترین دوز به بافت‌های سالم اطراف بافت تومورال می‌باشد، استفاده از میدان‌های درمانی مناسب بسیار حائز اهمیت است. دست‌یابی به یک طرح درمان بهینه برای الکترون-تراپی تومورهای کوچک، نیازمند استفاده از میدان‌های کوچک است (۳). مشکل به‌کارگیری میدان‌های کوچک اخلاص در تعادل پراکندگی جانبی الکترون در فرایند دوزیمتری می‌باشد (۴). یکی از پارامترهای مهم برای محاسبه مانیتور یونیت لازم در فرایند درمان، کمیت فاکتور خروجی است. فاکتور خروجی، نسبت دوز اندازه‌گیری شده در عمق مرجع برای یک میدان دلخواه به دوز اندازه‌گیری شده در این عمق برای میدان مرجع ($10 \times 10\text{cm}^2$) می‌باشد (۵). فاکتور خروجی الکترون به عوامل متعددی از جمله ابعاد میدان تابش، انرژی الکترون، نوع دستگاه و سیستم‌های کلیماسیون الکترونی وابسته است (۶، ۷). وقتی ابعاد میدان از برد الکترون کم‌تر باشد، بسته به انرژی الکترونی به کار رفته الکترون کم‌تری به دوزیمتر می‌رسد، بنابراین فاکتور خروجی کم می‌شود (۱، ۸). فاکتور خروجی الکترون برای محاسبه مانیتور یونیت ($\mu = \frac{D_F}{D_{OF}}$) در درمان با شتاب‌دهنده‌ها استفاده می‌شود (۹).

به دلیل در اختیار نبودن اپلیکاتورهای کوچک ($6 \times 6\text{cm}^2$) برای درمان تومورهای کوچک، با تعبیه بلوکهایی در اسکرپر انتهایی اپلیکاتور نیاز به محاسبه فاکتور خروجی است که غالباً به‌طور تخمینی توسط فیزیکست تعیین می‌شود. هدف از این مطالعه به‌دست آوردن رابطه‌ای برای

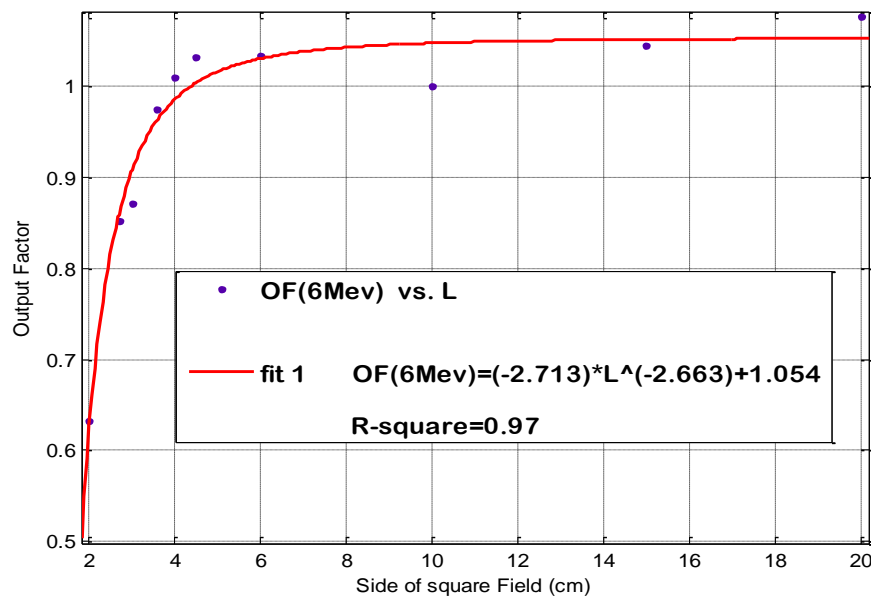
فاکتور خروجی باریکه‌های الکترونی برای اندازه میدان‌ها و انرژی‌های مختلف محاسبه گردید، سپس برای هر انرژی منحنی‌های فاکتور خروجی (OF) بر حسب ضلع میدان مربعی $L(cm)$ در محیط نرم‌افزار متلب نسخه ۷.۱۱ رسم شدند و توابع توانی همراه با ضرایب همبستگی مربوط به دست آمد. نتایج در شکل‌های: ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ نشان داده شده‌اند.

شدند. بعضی از داده‌ها، بر اثر خطای دوزیمتری به وجود آمده‌اند که با استفاده از دستوراتی در نرم‌افزار متلب می‌توان محدوده این داده‌ها را به دست آورد و با حذف این داده‌ها و اندازه‌گیری مجدد این محدوده می‌توان برازش بهتر و با دقت‌تری داشت. در نهایت در این کار توابع توانی که بهترین برازش را با داده‌ها داشتند، گزارش شدند.

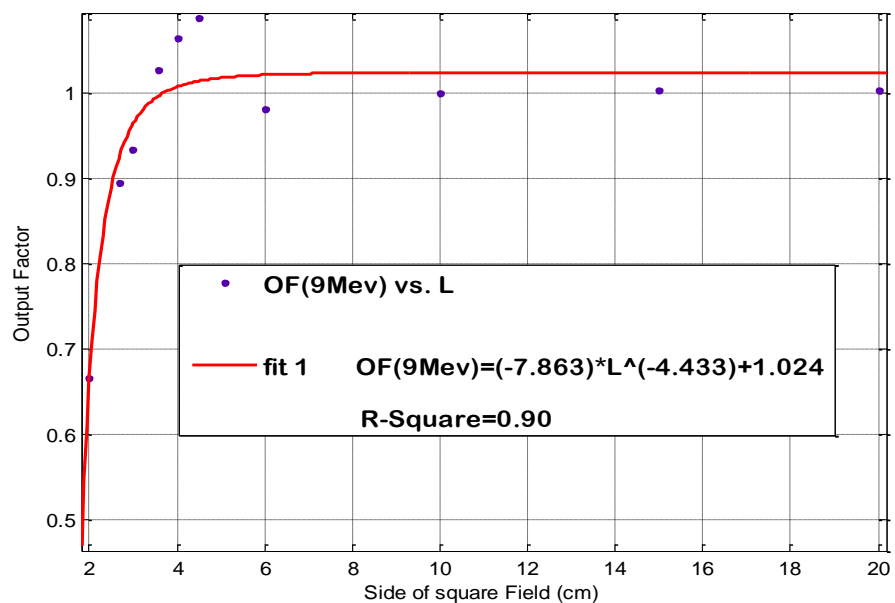
یافته‌ها



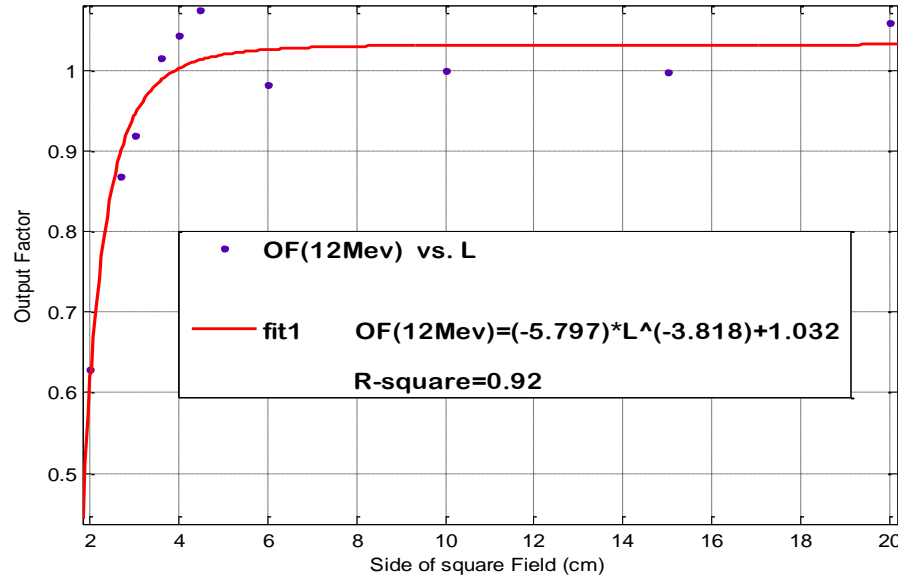
شکل ۱: منحنی فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان مربعی برای انرژی ۴ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده با تابع توانی و نقاط، نتایج تجربی را نشان می‌دهند.



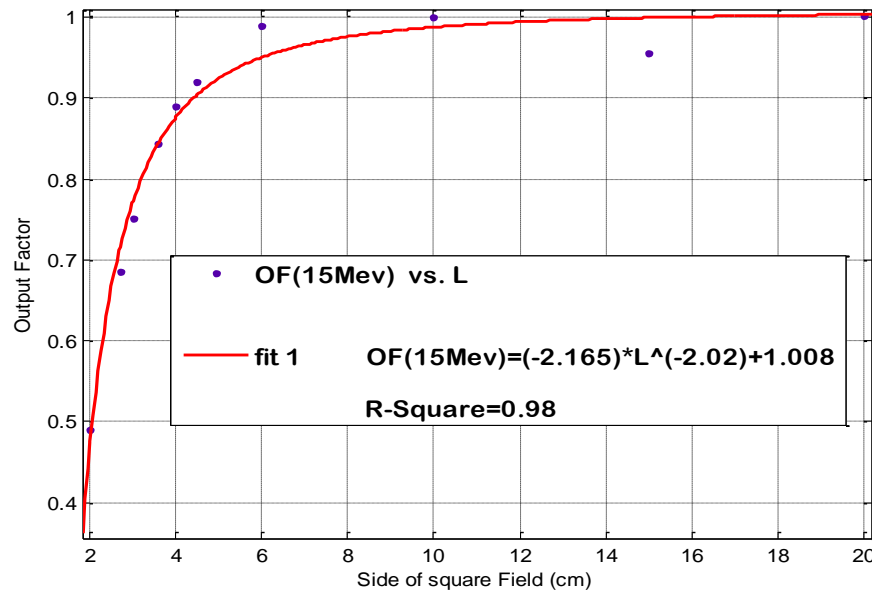
شکل ۲: منحنی فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان مربعی برای انرژی ۶ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده با تابع توانی و نقاط، منحنی تجربی را نشان می‌دهند



شکل ۳: منحنی فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان مربعی برای انرژی ۹ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده با تابع توانی و نقاط، منحنی تجربی را نشان می‌دهند



شکل ۴: منحنی فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان مربعی برای انرژی ۱۲ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده با تابع توانی و نقاط، منحنی تجربی را نشان می‌دهند



شکل ۵: منحنی فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان مربعی برای انرژی ۱۵ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده با تابع توانی و نقاط، منحنی تجربی را نشان می‌دهند

بحث

است. از اهداف این مطالعه بررسی اثر اندازه میدان و انرژی بر فاکتور خروجی است.

۱- بررسی افزایش اندازه میدان: با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی معین، به دلیل افزایش پراکندگی پرتو

برای درمان تومورهای سطحی غالباً از پرتوهای الکترونی استفاده می‌شود. محاسبه فاکتور خروجی و به دنبال آن مانیتورینیت برای میدان‌های کوچک به دلیل عدم تعادل پراکندگی جانبی الکترون‌ها همواره چالش برانگیز بوده

یونیزاسیون صفحه موازی مارکوس استفاده نمود، در شکل-های ۱-۶، ۲-۶ و ۳-۶، برای هر انرژی نشان داده شده است. در انرژی ۶ MeV و برای میدان‌های مربعی ۴×۴، ۶×۶ cm² و دایره‌ای به قطر ۳، ۴ و ۵ Cm، به ترتیب در حدود: ۲.۴٪، ۱.۸٪، ۴.۴٪-، ۲٪ و ۳.۷٪ بود. در انرژی ۹ MeV به ترتیب در حدود: ۲.۷٪، ۰.۷٪، ۲.۱٪، ۲.۹٪ و ۲.۴٪ و در انرژی ۱۲ MeV به ترتیب در حدود: ۳.۵٪، ۱.۲٪-، ۳٪-، ۲.۷٪ و ۵.۵٪ بود.

یکسان نبودن طیف واقعی انرژی شتاب‌دهنده‌های مورد استفاده، متفاوت بودن دوزیمترهای به کار رفته، ابعاد مختلف حجم حساس این دوزیمترها می‌تواند عوامل تأثیرگذاری در ایجاد این اختلافات باشد. اما به دلیل اختلافات نسبتاً کم نتایج حاصل با استفاده از صفحات موازی در مقایسه با نتایج دیگران (۶، ۱۱) و با توجه به خطاهای بالایی که در تعیین فاکتورهای خروجی میدان‌های کوچک‌تر از ۶×۶ cm² در کاربردهای کلینیکی وجود دارد، می‌توان از این روش در تعیین دقیق‌تر فاکتور خروجی میدان‌های کوچک استفاده کرد.

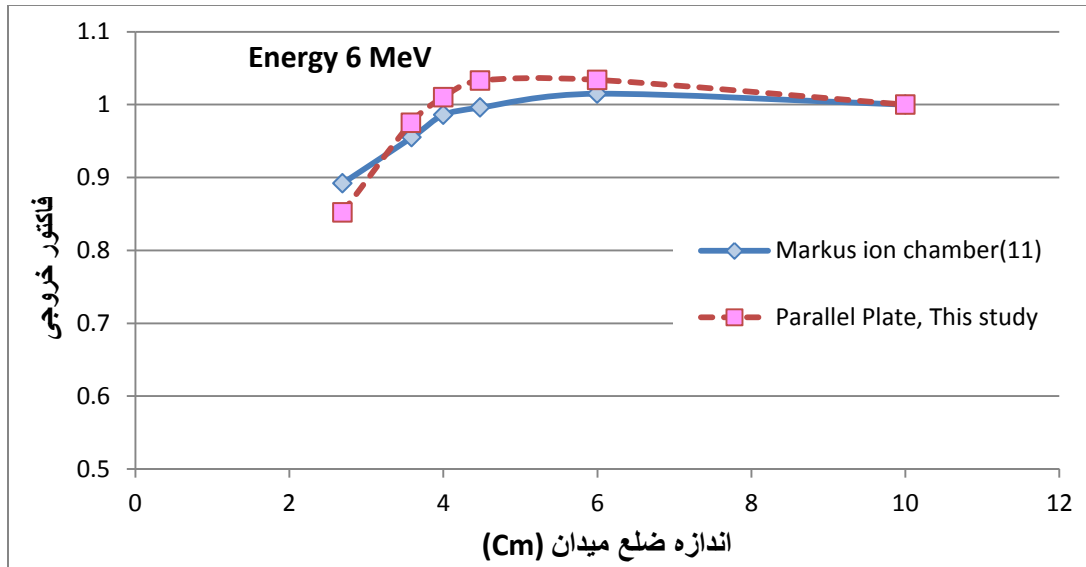
همچنین درصد اختلافات، با گزارش نورالامین (Nurul Amin) و همکاران (۶)، که برای اندازه‌گیری دوز از دوزیمتر Mosfet استفاده نموده است، در انرژی ۶ MeV برای میدان‌های مربعی ۲×۲، ۳×۳، ۴×۴، ۶×۶ cm² و میدان دایره‌ای به قطر ۳ cm به ترتیب حدوداً برابر با: ۷٪، ۱۱٪، ۷.۱٪، ۷٪ و ۱۲٪ است که در شکل ۷ قابل مشاهده است.

در فانتوم آب، فاکتور خروجی افزایش می‌یابد. فاکتور خروجی در میدان‌های کوچک، به دلیل عدم تعادل پراکندگی جانبی الکترون‌ها، با تغییرات شدیدی همراه است. در انرژی‌های پایین با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی معین، فاکتور خروجی افزایش یافته و سپس تغییرات به صورت ناچیز است. مثلاً در انرژی ۴ MeV، برخلاف میدان‌های کوچک مربعی به ضلع ۲، ۳ و ۴ Cm، برای میدان‌های بزرگ مربعی به ضلع ۶ و ۱۵ Cm شیب افزایش فاکتور خروجی کم و ملایم است. در انرژی‌های بالا (۱۲) و ۱۵ MeV در ابتدا با افزایش ابعاد میدان فاکتور خروجی افزایش یافته و سپس تقریباً ثابت می‌یابد. بنابراین تغییرات فاکتور خروجی برای ابعاد میدان‌های کوچک به دلیل عدم تعادل الکترونی جانبی زیاد است و با افزایش ابعاد میدان این تغییرات تقریباً ثابت می‌یابد.

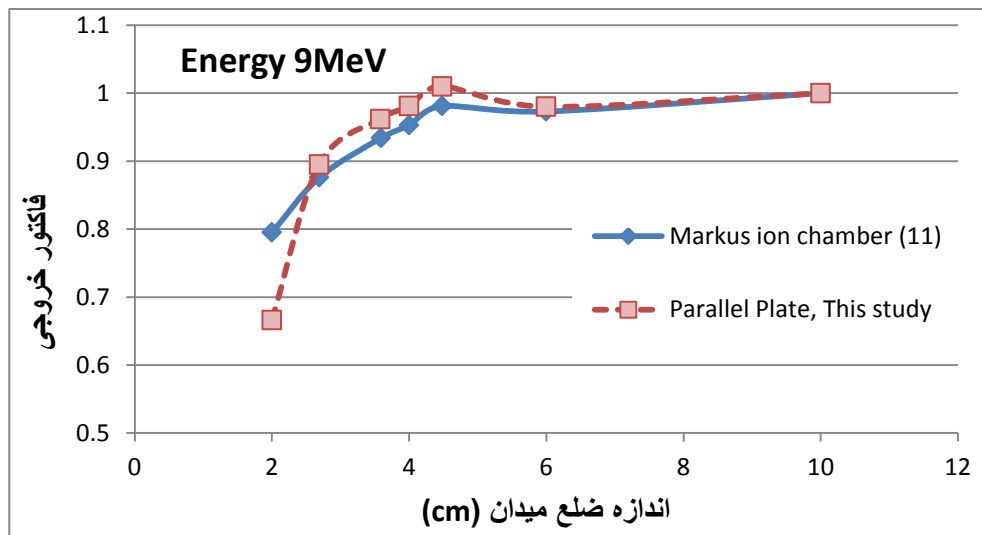
۲- بررسی اثر افزایش انرژی: با افزایش انرژی درصد

تغییرات فاکتور خروجی در یک میدان، به دلیل کاهش زاویه پراکندگی رو به جلو، افزایش می‌یابد. در انرژی‌های بالا به دلیل پایین بودن زاویه پراکندگی، الکترون‌هایی که به انتهای کلیماتور می‌رسند و به شعاع پرتو اضافه می‌شوند، افزایش می‌یابند و دوز جذبی و همچنین فاکتور خروجی افزایش می‌یابد (۱۰). مثلاً در یک میدان مربعی ۳×۳ cm² با افزایش انرژی از ۴ به ۶ MeV و از ۶ به ۹ MeV، تغییرات فاکتور خروجی به ترتیب در حدود ۴.۴٪ و ۷٪ افزایش می‌یابد.

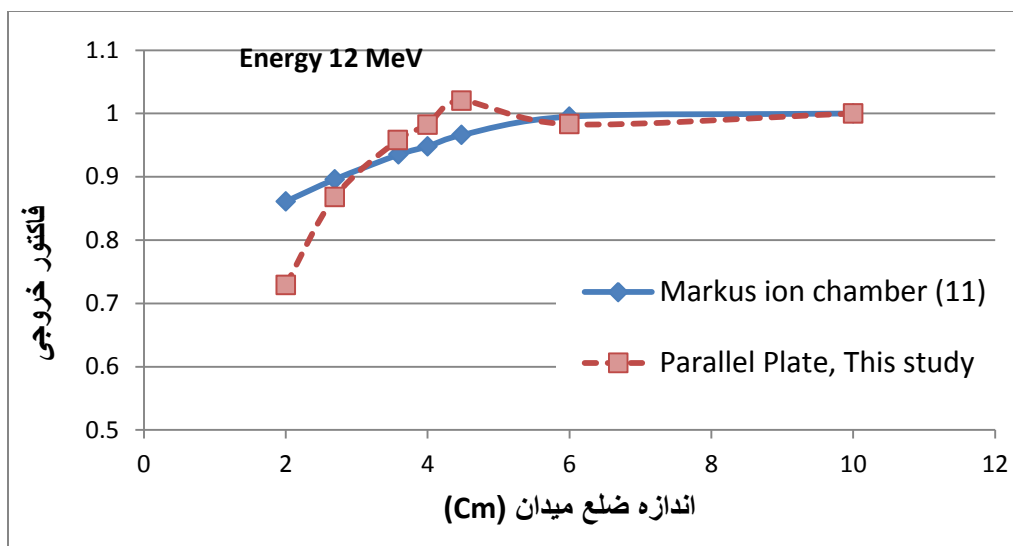
درصد اختلاف نتایج این تحقیق با مطالعه وراگن (Verhaegen) (۱۱)، که فاکتور خروجی الکترون را با استفاده از روش مونت کارلو کد BEAM/EGS4 و اتافک



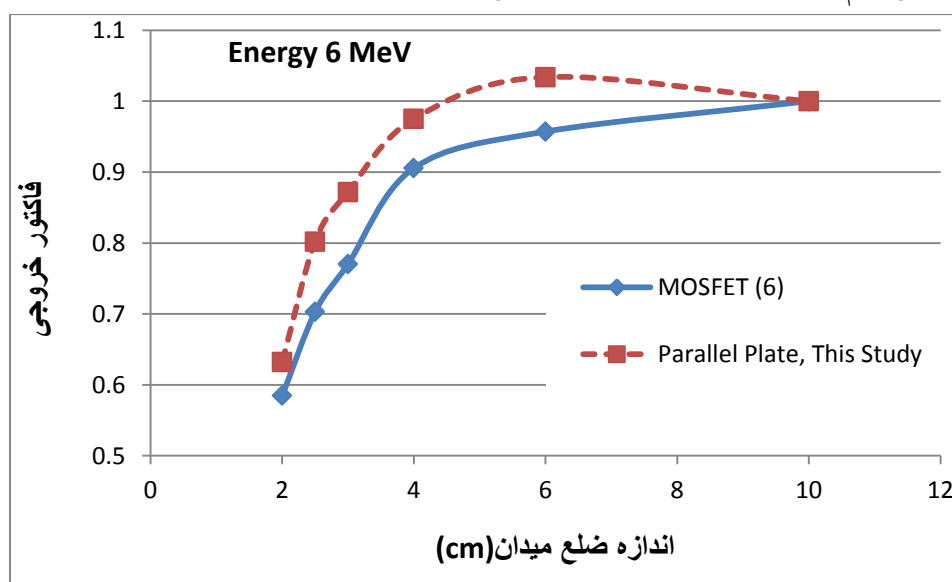
شکل ۱-۶: فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان برای انرژی ۶ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده بر داده‌های مطالعه وراگن و همکاران (۱۱) و خط چین منحنی رسم شده بر داده‌های به دست آمده در این مطالعه با دوزیمتر صفحه موازی



شکل ۲-۶: فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان برای انرژی ۹ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده بر داده‌های مطالعه وراگن و همکاران (۱۱) و خط چین منحنی رسم شده بر داده‌های به دست آمده در این مطالعه با دوزیمتر



شکل ۳-۶: فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان برای انرژی ۱۲ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده بر داده‌های مطالعه و همکاران (۱۱) و خط چین منحنی رسم شده بر داده‌های به دست آمده در این مطالعه با دوزیتر صفحه موازی



شکل ۷: فاکتور خروجی بر حسب ضلع میدان برای انرژی ۶ MeV؛ خط توپر منحنی رسم شده بر داده‌های مطالعه نورالامین و همکاران (۶) و خط چین منحنی رسم شده بر داده‌های به دست آمده در این مطالعه با دوزیتر صفحه موازی

نتیجه گیری

با استفاده از روابط تحلیلی حاصل از اندازه-گیری با دوزیمتر صفحه موازی، می توان فاکتور خروجی الکترون را برای اندازه میدان های درمانی کمتر از $6 \times 6 \text{ cm}^2$ و برای انرژی های مختلف به طور دقیق تر محاسبه کرد.

قدردانی

مؤلفان بر خود لازم می دانند که از حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه جندی شاپور اهواز و همکاری صمیمانه بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز تشکر و قدردانی نمایند.

منابع

- 1-Khan FM. The physics of radiation therapy. 3 rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkines; 2003.P.297-356.
- 2-Khan F, Higgins P, Gerbi B, Deibel F, Sethi A, Mihailidis D. Calculation of depth dose and dose per monitor unit for irregularly shaped electron fields. Physics in medicine and biology 1998; 43(10): 2741.
- 3-Yarahmadi M. "Dosimetric evaluation of small photon fields using simulation Radiosurgery in the treatment of experimental measurements and Monte Carlo" Master of thesis, Tehran University of Medical Sciences,1390.
- 4-Biggs PJ, Boyer AL, Doppke KP. IgA deficiency. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 1979; 5(3): 433-40.
- 5-Strydom W, Parker W, Olivares M. Electron beams: physical and clinical aspects. Podgorsak EB (edn) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA); 2005. P. 273-99.
- 6-Amin MN, Heaton R, Norrlinger B, Islam MK. Small field electron beam dosimetry using MOSFET detector. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2012; 12(1).
- 7-Turian JV, Smith BD, Bernard DA, Griem KL, Chu JC. Monte Carlo calculations of output factors for clinically shaped electron fields. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2004; 5(2): 42-63.
- 8-Lee SH, Kim J ,Nam YS, Cho S, Kwon S, Lee S, "et al". Analysis of output factors with various detectors in small-field electron-beam radiotherapy. Journal of the Korean Physical Society 2012; 60(5): 875-80.
- 9-Kapur A, Ma C, Mok EC, Findley DO, Boyer AL. Monte Carlo calculations of electron beam output factors for a medical linear accelerator. Physics in medicine and biology 1998; 43(12): 3479.
- 10-Bagalà P, Di Venanzio C, Falco M, Guerra A, Marinelli M, Milani E, "et al". Radiotherapy electron beams collimated by small tubular applicators: characterization by silicon and diamond diodes. Physics in medicine and biology 2013; 58(22): 8121.
- 11-Verhaegen F, Mubata C, Pettingell J, Bidmead A, Rosenberg I, Mockridge D, "et al". Monte Carlo calculation of output factors for circular, rectangular, and square fields of electron accelerators (6–20 MeV). Medical physics 2001; 28(6): 938-49.

Determination of Output Factor of Electron Beams for Varian2100 CD Accelerator Installed in Radiotherapy Department of Ahvaz-Golestan Hospital to Cancer Patients' Treatment

Mohammad Javad Tahmasebi Birgani¹, Mansoor Zabihzadeh², Zeynab Asgarian Dehkordi^{3*}, Hadi Rezaei⁴, Sasan Razmjoo⁵, Fariba Einy³, Raheleh Tabari Juybari⁶

1-Professor of Medical Physic.

2-Assistant Professor of Medical Physic.

3-M.Sc. Student of Medical Physic.

4-M.Sc. of Medical Physic.

5-Assistant Professor of Radiotherapy and Oncology.

6-M.Sc. Student of Medical Physic.

1,2,3-Department of Medical Physic, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

4-Department of Radiology, School of Paramedical Sciences, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran.

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

6-Behbahan Faculty of Medical Sciences, Behbahan, Iran.

*Corresponding Author:

Zeynab Asgarian Dehkordi;
Department of Medical Physic,
School of Medicine, Ahvaz
Jundishapur University of Medical
Sciences, Ahvaz, Iran.

Tel: +989161133689

Email:

asgarian.zeynab@gmail.com

Abstract

Background and Objectives: Electron beams, due to its fast reduction in dose, are widely used for the treatment of superficial tumors. The small fields are needed in order to achieve the optimal plan of treatment during electron therapy of small tumors. But lack of full lateral scattering equilibrium is a crucial obstacle during measuring of the output factor. The aim of this study is to find an analytical equation for the output factors of Varian2100 CD accelerator for different fields and energies.

Subjects and Methods: Varian2100 CD accelerator and 0.6 cc Farmer dosimeter located in reference depth inside the water phantom were used, to dose measurement. Using present applicators and shielding blocks inserted at the end scraper of $10 \times 10 \text{ cm}^2$ applicator, electron fields size range from $2 \times 2 \text{ cm}^2$ to $20 \times 20 \text{ cm}^2$ were established. Output factors for energies of 4, 6, 9, 12 and 15 MeV were measured and related equations were extracted.

Results: The best fit polynomial functions on the measured output factors were extracted. Low (4 MeV) and high (15 MeV) electron beams followed $-3.143 L^{-2.51} + 1.031$ ($R=0.97$) and $-2.165 L^{-2.02} + 1008$ ($R=0.98$) equations respectively. Output factors increase initially with increased field size up to $6 \times 6 \text{ cm}^2$ and then reach to the plateau around $15 \times 5 \text{ cm}^2$.

Conclusion: The obtained analytical equations can be used to calculate the needed output factors for all the field sizes and electron beams energies.

Keywords: Electron Beam Therapy, Treatment Field Dosimetry, Output Factor.

► Please cite this paper as:

Tahmasebi Birgani MJ, Zabihzadeh M, Asgarian Dehkordi Z, Rezaei H, Razmjoo S, Einy F, Tabari Juybari R. Determination of Output Factor of Electron Beams for Varian2100 CD Accelerator Installed in Radiotherapy Department of Ahvaz-Golestan Hospital to Cancer Patients' Treatment. *Jundishapur Sci Med J* 2015; 14(2):199-208.

Received: Jan 10, 2015

Revised: Mar 11, 2015

Accepted: Mar 16, 2015

مجله علمی پزشکی جندی شاپور، دوره ۱۴، شماره ۲، ۱۳۹۴