

## *Analytical Formulation of Therapeutic Factors for Cancer Treatment Using Electron Beams*

Mohamad Javad Tahmasebi Birgani<sup>1</sup>,  
Raheleh Tabari Juybari<sup>2</sup>,  
Mohamad Ali Behrouz<sup>3</sup>,  
Shole Arvandi<sup>4</sup>,  
Marzieh Tahmasebi<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Associate Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Jundishapour University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

<sup>2</sup> MSc Student in Medical Physics, Jundishapour University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

<sup>3</sup> Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Jundishapour University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

<sup>4</sup> Assistant Professor, Department of Radiotherapy and Oncology, Golestan Hospital, Ahvaz, Iran

<sup>5</sup> PhD Student in Medical Physics, Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Jundishapour University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

(Received November 6, 2013 ; Accepted January 11, 2014)

### **Abstract**

**Background and purpose:** Electron beams are extensively used in superficial cancer therapy. Unlike photon therapy, percentage depth dose curves (PDD) do not specify a maximum point in high energy electron therapy and include a depth range. The aim of this study was to obtain PDD by an analytical formulation which can be helpful to acquire the size of treatment area and other treatment factors such as the depth of maximum dose, the most probable energy ( $E_p$ ), practical range ( $R_p$ ), and the depth which the dose reaches the peak of 50% ( $R_{50}$ ).

**Material and Methods:** Measurements of PDD was done in radiotherapy department of Ahvaz Golestan Hospital for Siemens Primus Plus accelerator, using ionization chamber CC13 dosimeter and a water phantom for energies of 6, 9, 12, 15, 18, and 21 MeV and different field sizes at various depths. Data was analyzed using MATLAB 7.8 software.

**Results:** The function which had the best fit to the data was selected. This function was used to calculate the  $d_{max}$ ,  $R_p$  and  $R_{50}$  points for each field size and energy. The dependence of these points to field size and energy were also obtained.

**Conclusion:** We found that 4 Gaussian function had the best fit to the data ( $r^2 = 0.99$ ). Rapid dose reduction was observed after a relatively flat area. The curve had a sequence that was due to photon contamination.  $R_{50}$  and  $R_p$  points obtained for the various fields and energies by analytical function revealed that  $R_{50}$  depends on the field size and energy. But,  $R_p$  depends only on energy and does not depend on field size variation.

**Keywords:** Electron beams, Gaussian function, percentage depth dose, the most probable energy, practical range

## فرمول‌بندی تحلیلی فاکتورهای درمانی در درمان بیماران سرطانی با پرتوهای الکترونی

محمد جواد طهماسبی بیرگانی<sup>۱</sup>  
 راحله طبری جویباری<sup>۲</sup>  
 محمد علی بهروز<sup>۳</sup>  
 شعله آروندی<sup>۴</sup>  
 مرضیه طهماسبی<sup>۵</sup>

### چکیده

**سابقه و هدف:** باریکه‌های الکترونی به‌طور وسیعی جهت درمان سرطان‌های سطحی به‌کار می‌روند. منحنی درصد دوز عمقی (Percentage depth dose) (PDD) در درمان با الکترون در انرژی‌های بالا برخلاف فوتون، دارای یک نقطه ماکزیمم مشخص نیست و یک محدوده عمقی را شامل می‌شود. هدف از این پژوهش به دست آوردن PDD با کمک یک رابطه تحلیلی بود تا بتوان با این رابطه وسعت ناحیه درمان و سایر فاکتورهای درمانی مانند عمق ماکزیمم دوز (Depth of maximum dose)، محتمل‌ترین انرژی (Probable Energy)، برد عملی (Practical Range)، عمق دوز ۵۰ درصد ( $R_{50}$ ) را نیز محاسبه کرد.

**مواد و روش‌ها:** اندازه‌گیری‌های PDD در بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز با دستگاه شتاب‌دهنده زیمنس پرایمس پلاس با استفاده از دوزیمتر اتافک یونیزاسیون CC13 و با کمک فانوم آب برای انرژی‌های ۶، ۹، ۱۲، ۱۵، ۱۸ و ۲۱ میلیون الکترون ولت و میدان‌های متفاوت در عمق‌های مختلف انجام شد. داده‌ها با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۷/۸ تحلیل شدند.

**یافته‌ها:** تابعی که بهترین برازش با داده‌ها را داشت انتخاب و با استفاده از این تابع  $d_{max}$ ،  $R_p$  و  $R_{50}$  برای هر میدان و انرژی محاسبه شده و وابستگی آن‌ها به اندازه میدان و انرژی به دست آمد.

**استنتاج:** ضرایب مربوطه نشان دادند که تابع چهارگوسی برازش خوبی با داده‌ها دارد ( $r^2 = 0.99$ ). افت سریع دوز بعد از یک ناحیه تقریباً یکنواخت مشاهده شد. منحنی دارای یک دنباله بود که علت آن آلودگی فوتونی است. نقاط  $R_{50}$  و  $R_p$  به دست آمده برای انرژی‌ها و میدان‌های مختلف با استفاده از تابع تحلیلی نشان داد که  $R_{50}$  به اندازه میدان و انرژی وابسته است اما  $R_p$  فقط به انرژی بستگی داشته و به تغییر میدان وابسته نیست.

**واژه‌های کلیدی:** باریکه‌های الکترونی، درصد دوز عمقی، برد عملی، محتمل‌ترین انرژی

### مقدمه

در پرتو درمانی، از پرتوهای یون‌ساز جهت از بین بردن و یا مهار سلول‌های سرطانی استفاده می‌شود. درمان با باریکه‌های الکترونی یک روش پرتودرمانی مهم است و در بعضی از موارد درمان جایگزینی برای

**مؤلف مسئول:** راحله طبری جویباری - اهواز: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور

E-mail: r.tabari@gmail.com

۱. دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور، اهواز، ایران

۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور، اهواز، ایران

۳. استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور، اهواز، ایران

۴. استادیار، گروه رادیوتراپی و انکولوژی، بیمارستان گلستان، اهواز، ایران

۵. دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور، اهواز، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۸/۱۵ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۳۹۲/۹/۲۷ تاریخ تصویب: ۱۳۹۳/۳/۲۱

آن وجود ندارد (۱). مفیدترین محدوده انرژی برای الکترون‌های درمانی در حدود ۶ تا ۲۰ مگا الکترون ولت می‌باشد که برای درمان تومورهای سطحی (عمق کم‌تر از ۵ cm) با مشخصه افت شدید دوز بعد از تومور مورد استفاده قرار می‌گیرند (۲). شکل منحنی درصد دوز عمقی (PDD) در درمان با الکترون با انرژی‌های بالا برخلاف درمان با فوتون دارای یک نقطه ماکزیمم مشخص نیست و یک محدوده عمقی را شامل می‌شود. این محدوده عمقی در درمان با الکترون اهمیت زیادی دارد. سایر پارامترهای درمانی مانند محتمل‌ترین انرژی ( $E_p$ )، میانگین انرژی ( $\bar{E}$ )، برد عملی ( $R_p$ ) و عمق دوز ۵۰ درصد ( $R_{50}$ ) در درمان با الکترون از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشند. تاکنون مطالعات مختلفی توسط افراد متفاوت با روش‌های تجربی و نیمه تجربی و همچنین فرمول‌های ریاضی برای به دست آوردن این پارامترها صورت گرفته است که از آن جمله می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

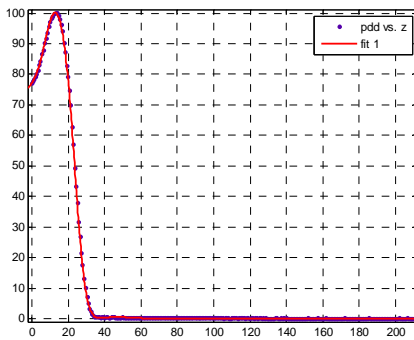
Wierzbicki و همکارانش توزیع دوز عمقی پرتوهای الکترون‌های درمانی را با معادلات تحلیلی به چهار ناحیه توصیف کردند (۳). خان و همکاران نشان دادند که عمق ماکزیمم دوز با انرژی رابطه خطی نداشته و شامل ناحیه پهن می‌باشد. آن‌ها فرمولی اسمی برای به دست آوردن این نقطه ارائه کردند که فقط به انرژی پرتو الکترونی بستگی دارد (۴). Lalic و همکارانش با استفاده از روش شبیه‌سازی مونت کارلو توزیع دوز عمقی محور مرکزی را برای پرتوهای الکترون به دست آوردند (۵). در مطالعه دیگر، Choi و همکاران با استفاده از روش انتگرال گیری جزئی، فاکتور خروجی باریکه الکترون را در هر نقطه روی محور مرکزی باریکه به صورت تابع هندسی از میدان تابش پیش‌بینی کردند (۶). Lin و همکارانش با استفاده از روش شبیه‌سازی MCNP4C مشخصات دوز عمقی، دوز سطح و ناحیه انبوهش دوز را برای یک منبع نقطه‌ای الکترون تک انرژی با تغییر اندازه میدان و SSD

مورد بررسی قرار دادند (۷). Chow و همکارانش از انرژی ۴ مگا الکترون ولت برای به دست آوردن یک معادله تحلیلی برای فاکتور خروجی الکترون استفاده کردند (۸). Chow با استفاده از کد شبیه‌سازی BEAMnrc نسبت بیلد آپ جانبی (LBR) را محاسبه کردند که برای تخمین درصد دوز عمقی برای میدان‌های نامنظم در الکترون تراپی استفاده می‌شود (۹). Kehwar و همکاران برای محاسبه مقادیر دوز بر مانتیور یونیت برای میدان‌های نامنظم شکل الکترون با استفاده از روش ریشه n ام، درصد دوز عمقی را ارائه کردند (۱۰). Gebreamlak و همکاران درصد دوز عمقی را برای پرتوهای الکترونی با استفاده از روش نسبت بیلد آپ جانبی بهبود یافته به دست آوردند (۱۱).

در مطالعات انجام گرفته فرمول تحلیلی که بتواند بسیاری از پارامترهای درمانی را به ما بدهد ارائه نشده است. هدف از پژوهش حاضر آن است که با کمک یک رابطه تحلیلی، درصد دوز عمقی را به دست آورده و به وسیله این رابطه به وسعت این ناحیه درمانی پی برده شود که از نظر درمانی ارزش زیادی دارد، ضمن این که سایر فاکتورهای درمانی مانند  $\bar{E}$ ،  $R_{50}$ ،  $E_p$  و  $R_p$  را نیز به تبع آن با این تابع برای همه انرژی‌ها و میدان‌ها به دست می‌آورده شد.

## مواد و روش‌ها

اندازه‌گیری‌های درصد دوز عمقی در بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز با دستگاه شتاب‌دهنده Siemens Primus Plus، با استفاده از اتاقک یونیزاسیون CC13 ساخت شرکت Scanditronix Wellhofer (کالیبره شده در مرکز SSDL سازمان انرژی اتمی ایران) و با کمک فانتوم آب Scanditronix با ابعاد  $50 \times 50 \times 50$  سانتی‌متر برای انرژی‌های ۶، ۹، ۱۲، ۱۵، ۱۸ و ۲۱ مگا الکترون ولت و میدان‌های  $2 \times 2$  و  $3 \times 3$  و  $4 \times 4$  و  $6 \times 6$  و  $8 \times 8$  و  $10 \times 10$  و  $12 \times 12$  و  $15 \times 15$  سانتی‌متر مربع انجام شد. برای هر



تصویر شماره ۱: منحنی درصد دوز عمقی برای انرژی ۶ مگا الکترون ولت و میدان  $6 \times 6 \text{ cm}^2$  رنگ قرمز منحنی رسم شده با تابع ۴ گوسی و رنگ آبی منحنی تجربی را نشان می‌دهد

میدان‌های مختلف دارای ضریب همبستگی  $r^2 = 0.99$  است. افت سریع دوز بعد از یک ناحیه تقریباً یکنواخت مشاهده می‌شود. هم‌چنین منحنی دارای یک دم است که علت آن آلودگی فوتونی است. این منحنی مطابقت خوبی با منحنی‌های تجربی و منحنی‌های به‌دست آمده از مطالعات خان و همکاران دارد (۲). برای نمونه در انرژی ۶ مگا الکترون ولت و میدان  $6 \times 6 \text{ cm}^2$  منحنی تجربی و تحلیلی در تصویر شماره ۱ رسم شده است که ضرایب تابع چهار گوسی برای این شکل عبارتند از:

$$\begin{aligned} a_1 &= 63.65, & b_1 &= 13.9, & c_1 &= 9.26 \\ a_2 &= 571.7, & b_2 &= 8.91, & c_2 &= 21.78 \\ a_3 &= 25.23, & b_3 &= 21.26, & c_3 &= 6.5 \\ a_4 &= -527.5, & b_4 &= 10.41, & c_4 &= 21.1 \end{aligned}$$

نقاط ماکزیمم منحنی PDD بر حسب عمق برای میدان‌های بزرگ‌تر از  $6 \times 6 \text{ cm}^2$  و انرژی‌های کم‌تر از ۱۵ مگا الکترون ولت با رابطه ارائه شده توسط خان و همکاران مطابقت دارد و برای یک انرژی و یک میدان مشخص میزان خطای نسبی کم‌تر از پنج درصد می‌باشد. برای میدان‌های کم‌تر از  $6 \times 6 \text{ cm}^2$  و انرژی بیش‌تر از ۱۵ مگا الکترون ولت این تطابق کم‌تر می‌شود که علت این اختلاف می‌تواند به ابعاد اتاقک مورد استفاده و مشکلات دوزیمتری در میدان‌های کوچک مربوط

انرژی و میدان دوزیمتر در عمق‌های صفر تا ۲۰۰ میلی‌متری قرار گرفت و مقدار دوز خوانش شده توسط دوزیمتر ثبت شد. سپس داده‌ها در محیط نرم افزار MATLAB نسخه ۷/۸ پردازش شد و تابع چهار گوسی که بهترین برازش را با داده‌ها داشت، انتخاب شد. با به‌دست آوردن جواب‌های مشتق تابع چهار گوسی مورد نظر عمق ماکزیمم دوز به‌دست آمد. برای به‌دست آوردن  $R_{50}$  در این تابع، PDD برابر دوز نقطه ۵۰ درصد قرار گرفت که جواب این معادله  $R_{50}$  را مشخص می‌کند. برای به‌دست آوردن  $R_p$  با رسم خط افقی مماس بر دنباله منحنی و قطع دادن آن با خط مماس بر منحنی در نقطه دوز ۵۰ درصد این کمیت به‌دست آمد.

## یافته‌ها و بحث

تابع چهار گوسی منطبق شده بر منحنی PDD بر حسب عمق (z) به شکل زیر می‌باشد:

$$PDD = a_1 e^{-\left(\frac{z-b_1}{c_1}\right)^2} + a_2 e^{-\left(\frac{z-b_2}{c_2}\right)^2} + a_3 e^{-\left(\frac{z-b_3}{c_3}\right)^2} + a_4 e^{-\left(\frac{z-b_4}{c_4}\right)^2} \quad (1)$$

هم‌چنین با توجه به مقادیر به دست آمده از تابع برای  $R_{50}$  یک رابطه تحلیلی بین طول میدان (l) و انرژی میانگین سطح ( $E_0$ ) و  $R_{50}$  با ضریب همبستگی  $r^2 = 0.99$  به‌دست آمد که به شکل زیر است:

$$R_{50} = (-0.2173E_0 - 5.285)l^{(0.2138E_0 - 1.382)} + (0.4317E_0 - 0.288) \quad (2)$$

در این رابطه انرژی بر حسب MeV و طول میدان بر حسب cm است. برای نقاط  $R_p$  به دست آمده از تابع چهار گوسی یک رابطه تحلیلی بین انرژی محتمل سطح و  $R_p$  با ضریب همبستگی  $r^2 = 0.99$  به‌دست آمد که به صورت زیر می‌باشد: به طوری که انرژی بر حسب MeV و  $R_p$  بر حسب cm است.

$$(E_p)_0 = 2.145R_p - 0.3781 \quad (3)$$

درصد دوز عمقی و به تبع آن بسیاری از پارامترهای درمانی با باریکه الکترونی را برای هر میدان و انرژی به راحتی و با دقت بیشتر و در زمان کم‌تر به دست آورد.

## سپاسگزاری

این مقاله منتج از پایان‌نامه کارشناسی ارشد نویسنده مسئول می‌باشد. نویسندگان این مقاله از بخش رادیوتراپی و انکولوژی بیمارستان گلستان اهواز برای همکاری ارزشمند و از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز برای تأمین هزینه این طرح تحقیقاتی مصوب به شماره U-91181 تشکر می‌کنند.

باشد (۴). رابطه ۲ وابستگی  $E_0$  و  $R_{50}$  با اندازه میدان را نشان می‌دهد که این نتیجه با نتایج مطالعات Rogers و Bielajew تفاوت کمی دارد که دلیل آن می‌تواند در نظر نگرفتن اثر تغییر میدان برای نقطه  $R_{50}$  باشد (۱۲). نقاط  $R_p$  به دست آمده برای انرژی‌ها و میدان‌های مختلف با استفاده از رابطه ۳ نشان می‌دهد که این کمیت به تغییر میدان وابسته نبوده و فقط به انرژی بستگی دارد. این نتیجه با نتایج NACP (Nordic Association of Clinical Physics) مطابقت دارد اما برخلاف آن‌ها این رابطه یک معادله درجه یک بوده که دارای دو عدد ثابت می‌باشد و به تبع حل این معادله ساده‌تر است (۱۳-۱۵). در پایان می‌توان نتیجه‌گیری کرد که با استفاده از این رابطه تحلیلی که قابل تبدیل به نرم افزار است می‌توان

## References

1. Fletcher GH. Introduction. In: Tapley N, ed. Clinical Applications of the Electron Beam. New York: John Wiley & Sons; 1976.
2. Khan FM. The physics of radiation therapy. 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Willkins; 2003.
3. Wierzbicki W, Podgorsak EB. An analytical expression for electron beam central axis depth doses. Med. Phys. 1994; 21(6): 827-829. PMID: 7935221
4. Khan FM, Higgins PD, Gerbi BJ, Deibel FC, Sethi A, Mihailidis DN. Calculation of depth dose and dose per monitor unit for irregularly shaped electron fields. Phys Med Biol. 1998; 43(10): 2741-2754. PMID: 9814514.
5. Lalic D, Ilic RD, Stankovic SJ. Comparison of measured and Monte Carlo calculated electron beam central axis depth dose in water. Archive of Oncology. 2001; 9(2): 83-87.
6. Choi RD, Mobit PN, Breitman KE. The clinical implementation of a method for calculating the output factor and percent depth dose for an electron beam. Phys Med Biol. 2003; 48(7): 899-907.
7. Lin H, Wu DS, Wu AD. Effects of treatment distance and field size on build-up characteristics of Monte Carlo calculated absorbed dose for electron irradiation. Australian Phys Eng Sci Med. 2004; 27(4): 219-223.
8. Chow JC, Newman S. Experimental verification of the application of lateral buildup ratio on the 4 MeV electron beam. J App Clin Med Phys. 2006; 7(1): 35-41 PMID: 16518315.
9. Chow JC. Calculation of lateral buildup ratio using Monte Carlo simulation for electron radiotherapy. Med Phys. 2007; 34 (1): 175-182. PMID: 17278502.
10. Kehwar TS, Huq MS. The  $n$ th root percent depth dose method for calculating monitor

- units for irregularly shaped electron fields. Med Phys. 2008; 35 (4): 1214-122. PMID: 18491513.
11. Gebreamlak WT, Tedeschi DJ, Alkhatib HA. Dose calculation for electron therapy using an improved LBR method. Med Phys. 2013; 40(7): 071717 PMID: 23822421.
12. Rogers DW, Bielajew AF. Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships. Med Phys. 1986; 13(5): 687-694. PMID: 3784998
13. Beitrag zur MB. Entwicklung der Dosimetrieschneller Elektronen Strahlentherapie. 1964; 124: 33.
14. Nusse M. Factors affecting the energy-range relation of fast electrons in aluminum. Phys Med Biol. 1969; 14(2): 315-321. PMID: 55777104.
15. Harder D, Schulz HJ. Some new physical data for electron beam dosimetry. In: Proceedings of the European Congress of Radiology. Amsterdam: Excerpta Medica; 1971.