

(مقاله پژوهشی)

تعیین نقطه مؤثر اندازه گیری برای اتاقک های یونیزاسیون استوانه ای به روش تحلیلی

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^{*}، محمد علی بهروز^{**}، مریم طلایی گماری^{***}،
سید مجتبی کر بلایی^{****}

چکیده

زمینه و هدف: در پرتودرمانی، برای تعیین دوز بیماران، اتاقک یونیزاسیون استوانه ای، مورد استفاده قرار می گیرد. با تعیین نقطه مؤثر اندازه گیری می توان توزیع دوز و پارامترهای مربوط به درمان را بدست آورد. در این تحقیق بر آن شدیم تا با روش تحلیلی این نقطه را برای اتاقک یونیزاسیون CC13 که در دزیمتری دستگاه شتابدهنده بکارگرفته می شود بدست آوریم.

روش بررسی: در این بررسی از اتاقک یونیزاسیون CC13، به جهت اندازه گیری دز در میدان های فوتونی ۶ و ۱۸ مگا ولت دستگاه شتابدهنده خطی واریان مدل 2100 C/D در میدان های درمانی با ابعاد ۵×۵، ۶×۶، ... و ۳۵×۳۵ سانتی متر مربع استفاده شد. اندازه گیری ها در فانتوم آب تا عمق ۵ cm انجام گردید و جهت تحلیل داده ها از نرم افزار Data Fit استفاده گردید.

یافته ها: به کمک فرمالیسم پیشنهادی برای انرژی ۶ مگا ولت میزان جابه جایی (P_{dis}) برای میدان های ۵×۵ تا ۳۵×۳۵ بین ۳/۰۸ تا ۲/۸۸ میلی متر و برای ۱۸ مگا ولت بین ۴/۶۲ تا ۴/۲۰ میلی متر بدست آمد. این مقادیر برای میدان های ۶ و ۱۸ مگا ولت متفاوت می باشند.

نتیجه گیری: اولین نقطه عطف منحنی را در حقیقت نشان دهنده تغییر محیط از هوا به آب می باشد که میتوان آنرا به عنوان نقطه مؤثر اندازه گیری اتاقک یونیزاسیون در نظر گرفت. میزان این جابه جایی، با افزایش ابعاد میدان، کاهش، و با افزایش انرژی فوتون، افزایش می یابد.
م ع پ ۱۳۸۹؛ ۹(۶): ۵۹۲-۵۸۷

کلید واژگان: نقطه مؤثر اندازه گیری، اتاقک یونیزاسیون استوانه ای، منحنی های درصد دز عمقی.

*دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

**استاد گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

***دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

****کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

۱-نویسنده مسوول: Email: tahmasebi_mj@yahoo.com

مقدمه

یک اتاقک یونیزاسیون استوانه ای را می توان جهت کالیبراسیون پرتوهای ایکس با انرژی بالای ۸۰ kVp و HVL معادل ۲ mm آلومینیوم، پرتوهای گامای Co-60، پرتوهای فوتونی با انرژی بالا، پرتوهای الکترونی با انرژی بالای ۱۰ MeV و پرتوهای پروتونی و یون های سنگین درمانی مورد استفاده قرار داد (۱). این نوع اتاقک برای اندازه گیری های پرتوهای فوق مناسب می باشد زیرا جهت استفاده در فانتوم آب بسیار ساده و قابل اعتماد است. حجم حفره اتاقک باید بین حدود ۰/۱ تا ۱ سانتی متر مکعب باشد. این حدود اندازه جهت حجم حفره، هم نیاز به حساسیت کافی را برآورده می سازد و هم جهت اندازه گیری دز در یک نقطه مناسب می باشد. اتاقک در موقع استفاده باید به نحوی قرار گیرد که پرتو تقریباً به طور یکنواخت به سطح مقطع حفره اتاقک نفوذ کند. ساختمان اتاقک باید تا حد امکان یکنواخت باشد، ولی جنس الکتروود مرکزی می تواند متفاوت با جنس دیواره اتاقک باشد. همچنین حفره هوا باید به نحوی طراحی گردد که با دما و فشار هوا به سرعت به تعادل برسد (۲).

در مورد اتاقک های استوانه ای، روش استفاده از اتاقک بستگی به کیفیت تشعشع دارد. در مورد Co-60، پرتوهای فوتونی با انرژی بالا و پرتوهای پروتونی، مرکز اتاقک به عنوان Z_{ref} قرار می گیرد. در مورد پرتوهای الکترونی و پرتوهای یون سنگین، این روش قرار گرفتن اتاقک توصیه نمی شود و اتاقک استوانه ای نسبت به Z_{ref} کمی جابجا قرار می گیرد. در مورد پرتوهای الکترونی، مرکز اتاقک در $0.5 I_{cyl}$ زیر Z_{ref} و جهت پرتوهای یون سنگین، در $0.75 I_{cyl}$ توصیه می گردد به نحوی که I_{cyl} شعاع داخلی حفره اتاقک می باشد.

به دلیل اینکه سطح جلویی حفره هوا در اتاقک های یونیزاسیون، مسطح می باشد و تحت تابش غیر یکنواخت الکترون های نفوذی قرار می گیرد، نقطه اندازه

گیری در سطح جلویی حفره قرار دارد. این مساله زمانی کاملاً درست می باشد که الکترون ها همگی در یک جهت و به سمت جلو بوده و عمود بر حفره به آن برخورد کنند. اگر قسمت عمده ای از یونیزاسیون حفره به دلیل الکترون های برگشتی باشد، نقطه اندازه گیری به سمت مرکز جابجا خواهد شد. در مورد اتاقک های استوانه ای، الکترون هایی که به یک اتاقک با شعاع داخلی I ، برخورد می کنند، در فواصل مختلفی از مرکز اتاقک به حجم حساس آن (حفره هوا) وارد می شوند. به طور تئوری نشان داده شده که نقطه اندازه گیری برای یک اتاقک استوانه ای (در یک دسته پرتویی که به طور موازی و هم جهت به اتاقک برخورد کنند) به اندازه $I/85$ از مرکز به سمت منبع اشعه جابجا خواهد شد. نتیجه تئوری فوق تحت شرایط تابش واقعی تغییر خواهد کرد زیرا برخی الکترون ها در زوایای مایل وارد اتاقک می گردند. جابجایی در نقطه اندازه گیری، به دلیل استوانه ای بودن اتاقک اتفاق می افتد. به عنوان یک نتیجه، انجمن فیزیک پزشکی در آمریکا AAPM توصیه کرده است که نقطه مؤثر اندازه گیری در محل $0.75 I$ شعاع داخلی I اتاقک از جریان بالای محور اتاقک قرار می گیرد (۲). خان و همکارانش توصیه کرده اند که از مقدار $0.5 I$ استفاده شود (۳).

روش بررسی

در این مطالعه، از دستگاه شتابدهنده خطی واریان مدل Clinac 2100 C/D، استفاده گردید. این دستگاه قادر به تولید دسته پرتو فوتونی در ولتاژهای ۶ و ۱۸ مگاولت می باشد. در این مطالعه، از میدان های فوتونی با ابعاد 5×5 ، 6×6 ، 7×7 ... و 35×35 سانتی متر مربع استفاده شده است. برای اندازه گیری دز و رسم منحنی های درصد دز عمقی از دزیمتر اتاقک یونیزاسیون CC13، ساخت شرکت Scanditronix Wellhofer استفاده

۵×۵، ۶×۶، ۷×۷ ... و ۳۵×۳۵ سانتی متر مربع به طور جداگانه انجام گرفته است.

کنترل فانتوم و الکترومترها توسط نرم افزاری به نام OmniPro-Accept انجام شده است. سپس، این مقادیر به صورت منحنی های درصد دز عمقی از نرم افزار، استخراج شده و سپس منحنی های آن در نرم افزار صفحه گسترده Exel، رسم و داده های آن ذخیره شد (برای نمونه شکل ۱ و ۲ و ۳). جهت تحلیل داده ها از نرم افزار Data Fit استفاده گردید. پس از انجام این مراحل، ریشه مشتق مرتبه دوم معادلات فوق تعیین گردید.

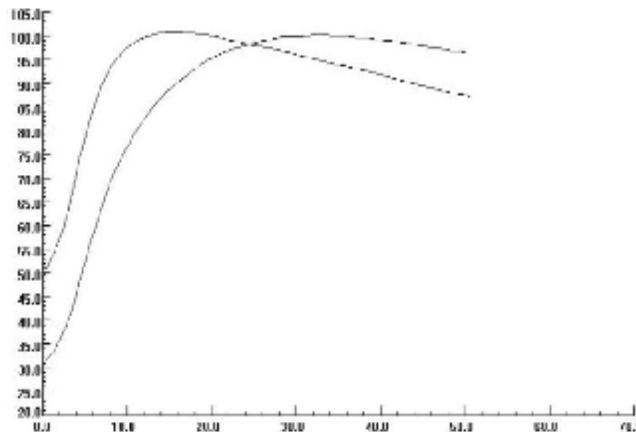
یافته ها

همانطور که در قسمت مربوط به مواد و روش ها ذکر شد، دزیمتری برای دو میدان فوتونی ۶ و ۱۸ مگاولت و میدان های درمانی ۵×۵، ۶×۶، ۷×۷... تا ۳۵×۳۵ سانتی متر مربع، با استفاده از اتاقک یونیزاسیون مدل CC13 انجام گرفت. مقادیر درصد دز عمقی به دست آمده تا عمق ۵ سانتی متر به این ترتیب اندازه گیری گردید. سپس منحنی های مربوط به این داده ها با استفاده از نرم افزار Datafit 8.2 برای هر میدان به طور جداگانه رسم گردید و منحنی مربوط به این منحنی ها با استفاده از این نرم افزار استخراج گردید. بعنوان نمونه منحنی های میدان های ۵×۵، ۸۰×۱۰، ۲۰×۲۰، سانتی متر در زیر آورده شده است:

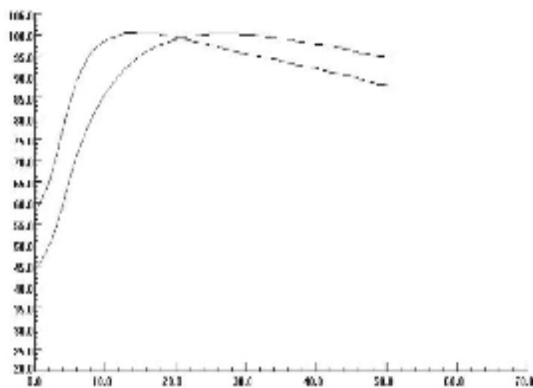
شده که یک اتاقک استاندارد از نوع اتاقک های استوانه ای، برای استفاده کلینیکی در فانتوم آب می باشد. این اتاقک دارای حجم 0.13 cm^3 ، طول حفره $5/8 \text{ mm}$ شعاع 3 mm و ضخامت دیواره 0.07 g/cm^2 می باشد.

اندازه گیری دز در فانتوم آب معادل بافت معروف به Blue Phantom صورت گرفته است. اندازه گیری های میزان یونیزاسیون تولید شده از 0.5 mm - 0.5 میلی متر بالای سطح آب (تا عمق 5 cm ، با قرار دادن اتاقک یونیزاسیون CC13 در درون فانتوم در $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ انجام گرفته است. در این روش دزیمتری از دو اتاقک یونیزاسیون استفاده شده است. یک اتاقک به صورت ثابت، در گوشه ای از میدان پرتو قرار گرفته به طوری که پراکندگی پرتو ناشی از آن تاثیری بر اندازه گیری میدان نداشته باشد. این چمبر، به عنوان رفرانس در نظر گرفته می شود. تمام اندازه گیری ها با استفاده از اتاقک یونیزاسیون استوانه ای انجام شده است که محور آن موازی با سطح آب باشد. حرکت چمبر نیز به شکل پیوسته بوده است.

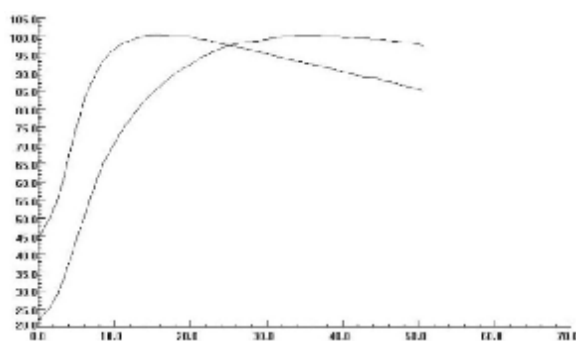
ولتاژ قطبی اتاقک یونش، $+300$ ولت می باشد. اندازه گیری های درصد دز عمقی (PDD) برای دسته پرتو فوتونی با دو ولتاژ ۶ و ۱۸ مگا ولت، در میدان های



شکل ۱: منحنی PDD بر حسب عمق برای میدان ۵×۵ سانتی متر در انرژی ۶ و در انرژی ۱۸ مگاولت



شکل ۲: منحنی PDD بر حسب عمق برای میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر در انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت



شکل ۳: منحنی PDD بر حسب عمق برای میدان ۲۰×۲۰ سانتی متر در انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت

جدول ۱: ریشه مشتقات مرتبه دوم معادلات منحنی های میدان های ۶ و ۱۸ مگاولت و مقادیر PDD در اعماق مذکور (ریشه

مشتقات مرتبه دوم)

ابعاد میدان (cm ²)	مشتق مرتبه دوم برای میدان های فوتونی ۶ مگاولت (mm)	مشتق مرتبه دوم برای میدان های فوتونی ۱۸ مگاولت (mm)
۵×۵	۳/۰۸	۴/۶۲
۶×۶	۳/۳۹	۴/۵۶
۷×۷	۳/۳۴	۴/۴۳
۸×۸	۳/۳۸	۴/۳۵
۹×۹	۳/۳۶	۴/۳۷
۱۰×۱۰	۳/۳۴	۴/۵۳
۱۲×۱۲	۳/۲۶	۴/۳۱
۱۵×۱۵	۳/۳۱	۴/۱۷
۲۰×۲۰	۳/۰۶	۳/۹۲
۲۵×۲۵	۲/۹۷	۳/۸۱
۳۰×۳۰	۲/۸۴	۳/۷۵
۳۵×۳۵	۲/۸۸	۳/۲۰

که در آن مقادیر a, b, c, d, e, f, g, h, i, j و k متغیرهایی عددی هستند و برای هر منحنی، مقادیر مربوط به آن منحنی را دارا می باشند.

معادله مربوط به منحنی های POD، به صورت کلی زیر می باشد.

$$Y = ax^{10} + bx^9 + cx^8 + dx^7 + ex^6 + fx^5 + gx^4 + hx^3 + ix^2 + jx + k$$

هر معادله محاسبه گردید. نتایج این محاسبات در جدول ۱ آورده شده است.

بر اساس نتایج به دست آمده، این مقادیر برای میدان های فوتونی ۶ و ۱۸ مگاولت متفاوت می باشند. این مقادیر برای هر دو انرژی با افزایش ابعاد میدان کاهش می یابند. همچنین این مقادیر برای میدان های فوتونی ۱۸ مگاولت نسبت به ۶ مگاولت، بیشتر (از لحاظ عددی) می باشند. بنابراین در تمام میدان ها، منحنی های ایزودوز و نیز عمق ماکزیمم دز، باید به اندازه عمق محاسبه شده (در نقطه عطف منحنی مربوطه)، به سمت بالا کشیده شوند. به این ترتیب، عمق صحیح ماکزیمم دز و محل مناسب منحنی های ایزودوز برای هر میدان مشخص می گردد که بر اساس نتایج به دست آمده، این میزان جابجایی، برای میدان های فوتونی با ابعاد مختلف، متفاوت است هر چند این اختلاف در میدان های با ابعاد نزدیک به هم در یک ولتاژ معین کوچک می باشد. با توجه به نتایج به دست آمده در مورد انرژی Mv ۶، میزان تصحیح، بین $0/85r$ تا $0/95r$ و برای انرژی Mv ۱۸، $0/75r$ تا $0/85r$ می باشد که با پروتوکل AAPM (۳)، خان (۴) و هندی و همکاران (۵) مطابقت دارد.

پس از رسم منحنی های POD، مشتق مرتبه دوم هر معادله به طور جداگانه گرفته شد و ریشه مشتق مرتبه دوم

بحث

با توجه به منحنی های درصد دز عمقی (PDD) بر حسب عمق، که برای هر میدان به طور جداگانه ترسیم شده است، مشاهده می گردد که در ابتدای همه منحنی ها، یک ناحیه پیچش وجود دارد. این ناحیه پیچش معادل اولین نقطه عطف منحنی های مذکور می باشد. در تمام منحنی های به دست آمده، عمق معادل نقطه عطف آن منحنی به صورت d_{crit} بیان گردیده است. ناحیه پیچش مذکور، بیانگر تغییر محیط از هوا به آب (فانتوم) به هنگام اندازه گیری های یونیزاسیون، در حین دوزیمتری می باشد. بدین معنی که آنچه از اندازه گیری هایی که دوزیمتر، قبل از این عمق (نقطه عطف منحنی) به دست می آورد، مربوط به یونیزاسیون در هوا بوده و اندازه گیری های تا این عمق، در فانتوم صورت نگرفته است. بنابراین می توان نقطه عطف منحنی PDD را به عنوان نقطه مؤثر اتافک یونیزاسیون برای اندازه گیری در نظر گرفت.

منابع

- 1-Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, Hug MS, Kanai T, Laitano F, et al. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy, An internal code of dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna:International Atomic Energy Agency(IAEA) Press, 2000.
- 2-Task Group 21, Radiation therapy committee, american association of physicists in medicine: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med Phys 1983; 10 (6): 741-71.
- 3-Khan FM, Doppke KP, Hogstrom KP, Kutcher Gj, Nath R, Prasad SC, et al: Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM radiation therapy committee task group No. 25, Med Phys 1991;18(1):73-109.
- 4-Khan.MF. The physics of radiation therapy. 3rd ed. Philadelphia:Lippincott Williams and Wilkins; 2003;P.1-400.
- 5-Hendee.WR, Ibbott.GS. Radiation therapy physics.2nd ed. Baltimore: Mosbey;1996. P.45-148.

Analytical Approach for Determination of Effective Point of Measurement for Cylindrical Ionization Chamber

Tahmasebi Birgani MJ*, Behrooz MA, Talaie Gomary M, karbalaie SM

Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Abstract

Background and Objective: Cylindrical ionization chamber is used for measurements of patient dose in radiation therapy. By determination the effective point of measurement we can determine the dose distribution and the parameters of treatment. Therefore in this research we introduce an analytical approach for determination this point in CC13 cylindrical ionization chamber that used for dosimetry of linear accelerator.

Subjects and Methods: In this study a CC13 ionization chamber was used for dose measurement of 6 and 18 photon beams of Variant accelerator in different field sizes, 5*5 cm² up to 35*35cm². Measurements were performed in blue phantom, up to 5cm depth and data fit software was used for evaluation of experimental data.

Results: with our formalism the P_{dis} quantity in 6MV for 5x5 thought 35x35cm² were measured 3.088 to 2.88 mm and in 18 MV are measured 4.62 to 4.20 mm.

Conclusion: The first critical point of each curve is caused by changing environment from air to water during measuring of ionization. In fact it can be considered critical point as effective point of measurement of ionization chamber. Investigation shows that any increasing in field size, decrease and increasing of energy increase the depth of this critical point.

Sci Med J 2011; 9(6):587-592

Keywords: Effective point of measurement, Cylindrical ionization chamber, Percent-depth-dose curves.

Received: Oct 11, 2009

Revised: Sep 19, 2010

Accepted: Sep 28, 2010

*Corresponding author email: tahmasebi_mj@yahoo.com