

تعیین نقطه مؤثر اندازه‌گیری در اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای برای پرتوهای

الکترونی با انرژی‌های مختلف

محمدعلی بهروز^۱، محمدجواد طهماسبی بیرگانی^۲، حجت‌الله شهبازیان^۳، سهیلا بهاری فرد^۴،

جعفر فتاحی اصل^{۵*}

چکیده

زمینه و هدف: هنگام اندازه‌گیری دُز جذب‌شده ناشی از پرتوهای الکترونی در یک نقطه مشخص در ماده، مقداری از آن به وسیله اتاقک یونیزاسیون جایگزین می‌شود. بنابراین در میزان تضعیف و پراکندگی پرتوها، تغییراتی ایجاد می‌شود. برای در نظر گرفتن اثرات مربوط به این جابه‌جایی، یک نقطه مؤثر اندازه‌گیری را به عنوان نقطه مرجع در نظر می‌گیریم، که این نقطه در بالای مرکز هندسی اتاقک می‌باشد. با توجه به اینکه نقطه مؤثر اندازه‌گیری به جزئیات طراحی اتاقک، انرژی و ابعاد میدان بستگی دارد، در مطالعات انجام شده بر روی آن، مقادیر متفاوتی برای اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای گزارش شده است. هدف از این مطالعه، تحلیل اطلاعات دوزیمتریک تابش‌های الکترونی و تعیین نقطه مؤثر اندازه‌گیری در اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای CC13 می‌باشد.

روش بررسی: از اتاقک یونیزاسیون CC13، برای اندازه‌گیری دُز در میدان‌های الکترونی ۹، ۱۲ و ۱۵ مگاالکترون ولت دستگاه شتاب‌دهنده خطی واریان C/D ۲۱۰۰ بیمارستان گلستان اهواز استفاده شده است و اپلیکاتورهای مورد استفاده با ابعاد $6 \times 6 \text{ cm}^2$ ،، $25 \times 25 \text{ cm}^2$ می‌باشند. اندازه‌گیری‌ها در فانتوم آب تا عمق ۳۰mm انجام گردید. منحنی‌های درصد دُز عمقی برحسب عمق، برای تمام اپلیکاتورها با ابعاد مختلف رسم گردید. برای تحلیل داده‌ها از نرم-افزار table curve استفاده شد و سپس نقطه عطف منحنی‌ها محاسبه گردید.

یافته‌ها: ناحیه پیکش (نقطه عطف منحنی) بیانگر تغییر محیط از هوا به فانتوم (آب) به هنگام اندازه‌گیری یونیزاسیون می‌باشد که می‌توان آن را به عنوان نقطه مؤثر اندازه‌گیری در نظر گرفت. همچنین، میانگین نقطه مؤثر اندازه‌گیری با افزایش انرژی و ابعاد میدان تغییر می‌یابد.

نتیجه‌گیری: در اتاقک یونیزاسیون CC13، میانگین به‌دست آمده برای نقطه مؤثر اندازه‌گیری $r = 0.9$ می‌باشد.

کلید واژگان: اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای، منحنی درصد دُز عمقی، نقطه مؤثر اندازه‌گیری، پرتوهای الکترونی.

۱- استاد گروه فیزیک پزشکی.

۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی و

رادیوتراپی.

۳- استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی.

۴- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی.

۱ و ۲ و ۴- گروه فیزیک پزشکی،

دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی

جندی‌شاپور اهواز، ایران.

۳- گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، دانشکده

پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اهواز،

ایران.

* نویسنده مسؤول:

جعفر فتاحی اصل؛ گروه فیزیک پزشکی،

دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی

جندی‌شاپور اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۳۰۳۴۳۸۷

Email: Jafarfatahi@yahoo.com

مقدمه

استوانه‌ای برای مشخص کردن دُز جذب شده ذرات باردار سنگین، در نقطه مؤثر اندازه‌گیری استفاده شده است. نقطه مؤثر اندازه‌گیری (P_{eff}) برای یک اتاقک فارمر، در مورد یون کربن، محاسبه شده و مقدار 0.72 شعاع درونی اتاقک به‌دست آمده است (۷). در سال ۱۹۶۶، دوتریکس (Dutreix) و همکارانش، نقطه مؤثر اندازه‌گیری را برای یک دسته پرتو الکترونی که به یک اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای برخورد می‌کنند، به‌دست آوردند. آنها به‌طور تئوری نشان دادند که نقطه مؤثر اندازه‌گیری برای یک اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای، برای یک دسته پرتو که به‌طور موازی و هم‌جهت به اتاقک برخورد می‌کنند، به اندازه 0.85 از مرکز به سمت منبع اشعه جابه‌جا خواهد شد (۸). در بررسی که توسط زوتلایف (Zoetlief) و همکارانش در سال ۱۹۸۰ انجام شده است، نقطه مؤثر اندازه‌گیری برای اتاقک-های یونیزاسیون کروی که تحت تابش یک دسته پرتو فوتونی و الکترونی قرار گرفته است، محاسبه شده و مقدار 0.66 اتاقک را به‌دست آورده‌اند. از سوی دیگر فاکتور تصحیح جابه‌جایی برای ^{60}Co و نوترون‌های $d+T$ در اتاقک کروی محاسبه شده و مقادیر متفاوتی برای این پرتوها به‌دست آمده است که نشان‌دهنده وابستگی این فاکتور به کیفیت پرتو می‌باشد (۹). در همین سال زوتلایف و همکارانش بررسی دیگری را بر روی ^{60}Co و ^{137}Cs و پرتوهای x-ray با استفاده از اتاقک Balwing-Farmer انجام دادند که در این بررسی نیز مقادیر متفاوتی برای فاکتور تصحیح جابه‌جایی به‌دست آوردند (۱۰). در بررسی که در سال ۱۹۹۸ توسط داس (Das) و همکارانش صورت گرفت، مشاهده شد که میزان جابه‌جایی نقطه مؤثر اندازه‌گیری دُز

میزان دُز جذب‌شده در بافت نرم یا هر ماده دیگری را می‌توان با اندازه‌گیری میزان یونش تولیدشده در یک حفره خیلی کوچک پر از گاز به‌دست آورد. تبدیل یونش به دُز جذب‌شده در یک حفره پر از گاز واقع در محیط، با استفاده از اصل براگ-گری امکانپذیر است (۱، ۲). می‌توان فرض کرد که یک حفره کوچک پر از گاز به‌طور معلق در یک محیط یکنواخت در معرض تابش باریکه‌ای از پرتوهای ایکس یا گاما قرار می‌گیرد. همچنان که فوتونها با ماده برخورد می‌کنند، الکترون‌های پرنرژی آزاد می‌شوند و به درون حفره نفوذ و در آن یونش تولید می‌کنند. برای اینکه یک آشکارساز، همانند حفره براگ-گری رفتار کند، باید شارش الکترون در ماده حساس آشکارساز با شارش الکترون در نقطه مورد نظر در ماده یکنواخت برابر باشد. یکی از عواملی که باید در نظر گرفته شود، اثر جایگزینی حجمی از آب با حفره اتاقک (اتاقک‌های استوانه‌ای) است که باعث ایجاد تغییراتی در میزان تضعیف و پراکندگی پرتوها می‌شود (۳). به‌منظور در نظر گرفتن اثرات مربوط به این جابه‌جایی، بر اساس توصیه آژانس بین‌المللی انرژی اتمی، یک نقطه مؤثر اندازه‌گیری را به‌عنوان نقطه مرجع در نظر می‌گیرند، که در بالای مرکز هندسی اتاقک می‌باشد (۴). مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۶ بر روی اتاقک‌های یونیزاسیون Roos و rigid stem با استفاده از منحنی‌های Tissue Phantom Ratio، برای فوتونها و الکترون‌ها صورت گرفته است که در این مطالعه، مقادیر متفاوتی برای این دو اتاقک به‌دست آمده است (۶). در تحقیقی که در سال ۲۰۰۰ بر روی نقطه مؤثر اندازه‌گیری توسط جاکل (Jäkel) و همکارانش صورت گرفته است، از اتاقک یونیزاسیون

شده، هدف از انجام این مطالعه به دست آوردن نقطه مؤثر اندازه‌گیری در اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای CC13 به صورت تحلیلی و بررسی تغییرات آن با انرژی و ابعاد میدان است.

روش بررسی

در این مطالعه از دستگاه شتاب‌دهنده خطی واریان C/D 210 که قادر به تولید پرتوهای الکترونی با انرژی 4، 6، 9، 12 و 15 میلیون الکترون‌ولت استفاده شده است. برای اندازه‌گیری میزان یونیزاسیون ایجاد شده از چمبر 13 CC، در یک فانتوم آب معروف به Blue-phantom استفاده شده، اندازه‌گیری‌ها تا عمق 30 mm انجام شده و فانتوم در $SSD=100\text{ cm}$ قرار گرفته است. برای دوزیمتری، از دو اتاقک یونیزاسیون استفاده شد که یکی از آنها به صورت ثابت در گوشه‌ای از میدان قرار گرفت، به طوری که پراکندگی ناشی از آن تأثیری بر اندازه‌گیری چمبر میدان نداشته باشد. این چمبر به عنوان مرجع در نظر گرفته می‌شود. در تمام اندازه‌گیری‌ها محور اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای موازی سطح آب می‌باشد و حرکت آن به صورت پیوسته است. ولتاژ قطبی اتاقک یونش 300 ولت است. اندازه‌گیری‌های درصد دُز عمقی (PDD)، برای پرتوهای با انرژی 9، 12 و 15 میلیون الکترون‌ولت در اپلیکاتور با ابعاد $6 \times 6\text{ cm}^2$ ،، $25 \times 25\text{ cm}^2$ یک‌بار به صورت جداگانه صورت گرفته است. کنترل فانتوم و الکترومترها توسط نرم‌افزار Ominpro-accept انجام شده است. این مقادیر به صورت منحنی‌های درصد دُز عمقی از این نرم‌افزار استخراج و در نرم‌افزار اکسل (Excell) ذخیره شد و منحنی‌های مربوط به آنها رسم گردید. برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار Table curve 2.D استفاده شد و به کمک این

به نوع اتاقک بستگی دارد. دامنه این جابه‌جایی 0/85-0/33 شعاع درونی اتاقک یونش و بالاتر از مرکز می‌باشد و از طرفی با تغییر انرژی پرتو میزان جابه‌جایی تغییر می‌کند (11). در سال 2009، مطالعه‌ای بر روی فاکتور تصحیح جابه‌جایی در یک اتاقک یونش استوانه‌ای که تحت تأثیر پرتوهای الکترونی قرار گرفته است، توسط وانگ (Wang) و همکارانش صورت گرفت. نقطه مؤثر اندازه‌گیری را به صورت دو مفهوم جداگانه، P_{gr} (فاکتور تصحیح گرادیان) و P_{fl} (فاکتور تصحیح شار) در نظر گرفتند. سپس با استفاده از روش مونت-کارلو (Monte-carlo) مقادیر این دو فاکتور را محاسبه کردند. مقدار به دست آمده برای P_{gr} در توافق با مقدار به دست آمده برای اتاقک صفحه موازی در مطالعات قبلی است و مقدار به دست آمده برای $P_{fl}(d_{ref})$ تابعی از r و $R_{0.0}$ می‌باشد (12). مطالعات صورت گرفته بر روی نقطه مؤثر اندازه‌گیری اتاقک یونش انگلستانه‌ای، نشان می‌دهد که مقدار آن به عواملی از قبیل جزئیات طراحی اتاقک (شامل: طول حفره، دانسیته جرمی مواد دیواره، اندازه الکتروند مرکزی، شعاع حفره)، کیفیت پرتو، ابعاد میدان و انرژی وابسته بوده (13، 14) نقطه مؤثر اندازه‌گیری اتاقک انگلستانه‌ای مستقل از SSD و عمق می‌باشد (15، 16). مطالعات انجام شده بر روی اتاقک استوانه‌ای نشان می‌دهد که مقادیر متفاوتی برای نقطه مؤثر اندازه‌گیری به دست آمده است. انجمن فیزیک پزشکی آمریکا مقدار $0/75r$ (r شعاع درونی اتاقک یونش) را توصیه کرده است (17). از طرف دیگر خان و همکارانش مقدار $0/5r$ را به دست آورده‌اند (18). دوتریکس و همکارانش نیز مقدار $0/85r$ را پیشنهاد کرده‌اند (8). با توجه به اینکه در اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای تاکنون مقادیر متفاوتی برای نقطه مؤثر اندازه‌گیری ارائه

.....، ...، $25 \times 25 \text{cm}^2$ رسم گردید. سپس با استفاده از نرم-افزار Tube curve 2.D نزدیکترین معادله را که با تقریب بالایی با این نمودارها فیت می‌شود، به دست آوردیم که به صورت یک معادله درجه ۷ می‌باشد.

$$Y = a + bx + cx^2 + dx^3 + ex^4 + fx^5 + gx^6 + hx^7$$

ضرایب این معادلات برای هر یک از منحنی‌ها، متفاوت می‌باشند. با استفاده از نرم‌افزار Drive6، مشتق مرتبه دوم (نقطه عطف) معادلات را به دست آوردیم، که مشاهده شد به تعداد تغییر علامت‌های ضرایب معادله، ریشه به دست می‌آید. با توجه به اینکه شعاع اتاقک یونش CC13 مورد استفاده ۳mm می‌باشد، ریشه‌ای مورد قبول می‌باشد که در داخل حجم دوزیتر واقع شود. با این استدلال برای هر یک از معادلات، تنها یک ریشه مورد قبول می‌باشد. در جدول ۱ مقادیر به دست آمده برای نقطه مؤثر اندازه‌گیری آورده شده است.

در شکل‌های (۱، ۲، ۳) نمودارهای مربوط به منحنی درصد دُز عمقی بر حسب عمق و نمودارهای مربوط به محاسبه میانگین آورده شده است. برای انرژی ۹ Mev و میدان $6 \times 6 \text{cm}^2$ ضرایب معادله درجه ۷ به صورت زیر می‌باشد.

$$y = a + bX + cX^2 + dX^3 + eX^4 + fX^5 + gX^6 + hX^7$$

$$a = 0.000111111, b = 0.000111111, c = 0.000111111, d = 0.000111111, e = 0.000111111, f = 0.000111111, g = 0.000111111, h = 0.000111111$$

$$R^2 = 0.999999999, \text{fit stderr} = 0.000111111$$

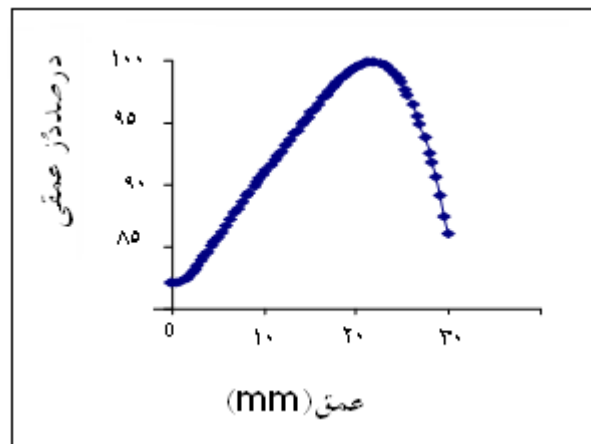
نرم‌افزار نزدیکترین معادله مربوط به منحنی‌های مذکور به دست آمد. سپس با استفاده از نرم‌افزار Drive6، ریشه مشتق دوم معادلات مذکور به دست آمد. این ریشه بیانگر عمقی است که در آن، منحنی دچار پیچش شده و نشان-دهنده تغییر محیط از هوا به فانتوم (آب) بوده که در واقع همان نقطه مؤثر اندازه‌گیری می‌باشد که مقدار آن برای پرتوهای الکترونی با انرژی‌های مختلف و میدان‌های با ابعاد گوناگون محاسبه شده است. با استفاده از محاسبه مشتق دوم معادلات، برای محاسبه مقدار میانگین نقطه مؤثر اندازه‌گیری به صورت زیر عمل می‌کنیم، برای هر یک از انرژی‌های ۹، ۱۲ و ۱۵ میلیون الکترون‌ولت نمودار، مشتق دوم معادلات بر حسب ضلع مربع معادل میدان را رسم کرده و نزدیکترین معادله به منحنی‌ها را به دست آوردیم و با استفاده از رابطه میانگین نقطه مؤثر، اندازه‌گیری را برای هر یک از انرژی‌ها به دست می‌آوریم. پس از این مرحله، نمودار میانگین نقطه مؤثر اندازه‌گیری محاسبه شده برای هر یک از انرژی‌ها را بر حسب انرژی رسم کرده و نزدیکترین معادله به منحنی مذکور را به دست آورده و مانند حالت قبل میانگین را محاسبه می‌کنیم.

یافته‌ها

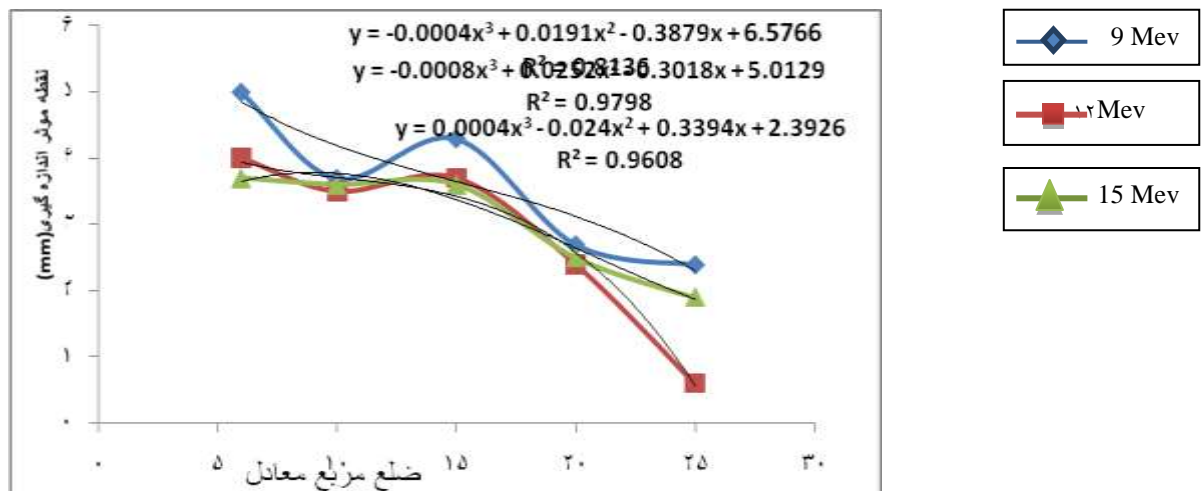
همان‌طور که ذکر شد، منحنی‌های PDD بر حسب عمق برای هر یک از پرتوهای الکترونی با انرژی ۹، ۱۲ و ۱۵ میلیون الکترون‌ولت در اپلیکاتورهای با ابعاد $6 \times 6 \text{cm}^2$

جدول ۱: تغییرات نقطه مؤثر اندازه‌گیری بر حسب ابعاد میدان و انرژی ۱۱۱۱

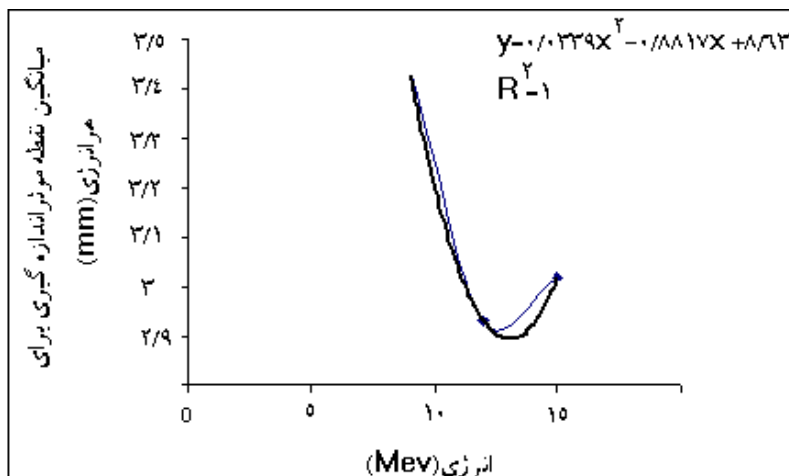
انرژی (Mev)	ابعاد میدان (cm ²)					میانگین نقطه مؤثر اندازه‌گیری برای هر انرژی (mm)	میانگین نقطه مؤثر اندازه‌گیری (mm)
	۶×۶	۱۰×۱۰	۱۵×۱۵	۲۰×۲۰	۲۵×۲۵		
۹	۵/۰	۳/۷	۴/۳	۲/۷	۲/۴	۳/۴	
۱۲	۴/۰	۳/۵	۳/۷	۲/۴	۰/۶	۲/۹	۳/۰
۱۵	۳/۷	۳/۶	۳/۶	۲/۵	۱/۹	۳/۰	



شکل ۱: منحنی تغییرات PDD بر حسب عمق را در انرژی ۹ Mev و میدان ۶×۶cm²



شکل ۲: نمودار نقطه مؤثر اندازه‌گیری بر حسب ضلع مربع معادل میدان برای انرژی‌های ۹، ۱۲ و ۱۵ مگا الکترون‌ولت



شکل ۳: نمودار تغییرات میانگین نقطه مؤثر اندازه‌گیری بر حسب انرژی

بحث

نقطه مؤثر اندازه‌گیری اتاقک یونش به عواملی از قبیل جزئیات طراحی اتاقک (طول حفره، شعاع حفره، و...) انرژی، ابعاد میدان و کیفیت پرتو بستگی دارد (۱۳) و از سوی دیگر تغییرات آن با SSD و عمق ناچیز باشد (۱۵)، (۱۶). با در نظر گرفتن وابستگی نقطه مؤثر اندازه‌گیری به جزئیات طراحی اتاقک، می‌توان دریافت که اتاقک یونیزاسیون CC13 مورد مطالعه، دارای نقطه مؤثر اندازه‌گیری متفاوتی نسبت به سایر اتاقک‌های یونیزاسیون می‌باشد.

در این مطالعه اثر دو عامل SSD و عمق را در نظر نگرفته و به بررسی اثرات انرژی و ابعاد میدان پرداخته شد. در همین ارتباط، داس در سال ۱۹۹۸ نیز به بررسی اثرات تغییر انرژی پرتوهای الکترونی بر روی نقطه مؤثر اندازه‌گیری پرداخته و وی دریافت که با تغییر انرژی 6-20 MeV، مقدار نقطه مؤثر اندازه‌گیری از 0.5r-0.9r تغییر می‌کند. حال با در نظر گرفتن تغییرات نقطه مؤثر اندازه‌گیری با انرژی و ابعاد میدان، میانگین نقطه مؤثر اندازه‌گیری در این تحقیق، نیز حدود 0.9r به دست آمده است. پیشنهاد می‌شود که در مطالعات بعدی ضمن بررسی اثرات احتمالی SSD و

نقطه مؤثر اندازه‌گیری اتاقک یونش به عواملی از قبیل جزئیات طراحی اتاقک (طول حفره، شعاع حفره، و...) انرژی، ابعاد میدان و کیفیت پرتو بستگی دارد (۱۳) و از سوی دیگر تغییرات آن با SSD و عمق ناچیز باشد (۱۵)، (۱۶). با در نظر گرفتن وابستگی نقطه مؤثر اندازه‌گیری به جزئیات طراحی اتاقک، می‌توان دریافت که اتاقک یونیزاسیون CC13 مورد مطالعه، دارای نقطه مؤثر اندازه‌گیری متفاوتی نسبت به سایر اتاقک‌های یونیزاسیون می‌باشد.

در بررسی که در سال ۱۹۹۸ توسط داس و همکارانش صورت گرفته، مشاهده شد که میزان جابه‌جایی نقطه اندازه‌گیری دُز به نوع اتاقک بستگی دارد. دامنه این جابه‌جایی 0.۳۳-۰.۸۵ شعاع درونی اتاقک یونش و بالاتر از مرکز می‌باشد و از طرفی با تغییر انرژی پرتو میزان جابه‌جایی تغییر می‌کند (۱۱).

در این مطالعه، با توجه به مقادیر به دست آمده در جدول ۱ می‌توان دریافت که در یک میدان ثابت، به عنوان مثال

قردانی

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند که از معاونت پژوهشی دانشگاه که هزینه این طرح پژوهشی را تقبل نموده‌اند و همچنین از بخش دوزیمتری گروه رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز که در اجرای این پژوهش همکاری داشته‌اند، صمیمانه سپاسگزاری نمایند.

عمق بر روی این نقطه از یک اتاقک صفحه موازی جهت اطمینان از صحت نتایج استفاده شود.

نتیجه‌گیری

در اتاقک یونیزاسیون $CC13$ ، میانگین به‌دست آمده برای نقطه مؤثر اندازه‌گیری $0.9 r$ می‌باشد.

منابع

- 1-Hendee WR, Ibbott GS. Radiation Therapy physics. 2nded. St. Louis: Mosby; 1996. P. 200-50
- 2-Khan FM. The physics of Radiation Therapy. 2nded. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. P. 113-20
- 3-Podgorsak EB. The Basics of Ionizing Radiation Dosimetry and detection. Trans by Ghorbani M. Mashhad: Sokhan gostar; 2007. P. 192-9. [In Persian]
- 4-International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in photon and electron beams: An International code of practice. Vienna: IAEA;1987. (Technical Reports Series; vol 277)
- 5-International Atomic Energy Agency. The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams: An International code of practice for dosimetry. Vienna: IAEA; 1997. (Technical Report Series Number; vol 381)
- 6-Looe HKh, Chofo N, Djouegela A, Harder D, Poope B. Accurate experimental determination of the effective point of measurement of radiation detectors. Accessed March15, 2009. Available at:URL:http://www.google .com.
- 7-Jäkel O, Hartmann GH, Heeg P, Schardt D. Effective point of measurement of cylindrical ionization chambers for heavy charged particles. Phys Med Biol 2000;45(3):599-607
- 8-Dutriex J, Dutriex A. [Comparative study of a series of ionization chambers within 20 and 10 MeV electron fluxes]. Biophysik 1966;3(3):249-58. [In French]
- 9-Zoetelief J, Engels AC, Broerse JJ, Mijnheer BJ. Effect of finite size of ion chambers used for neutron dosimetry. Phys Med Biol 1980;25(6):1121-31
- 10-Zoetelief J, Engels AC, Broese JJ. Effective measuring point of ion chambers for photon dosimetry in phantoms. Br J Radiol 1980;53(630):580-3.
- 11-Das IJ, McNeeley SW, Cheng CW. Ionization chamber shift correction and surface dose measurements in electrons beams. Phys Med Biol 1998;43(11):3419-24.
- 12-Wang LL, Rogers DW. Replacement correction factors for cylindrical ion chambers in electron beams. Med phys 2009;36(10):4600-6
- 13-Kawrakow I. On the effective point of measurement in megavoltage photon beams. Med Phys [serial online]. 2006;33(6).1829
- 14-Cunningham JR, Sontag MR. Displacement corrections used in absorbed dose determination. Med Phys 1980;7(6):672-6.
- 15-Vartsky D. Displacement correction factors for spherical ion chambers in phantoms irradiated with neutrons of different energies. Phys Med Biol 1981;26(3):513-4.
- 16-Arib M, Benmokhtar S, Meghzifene A, Oussid M. Investigation of the displacement factor for farmer like cylindrical chambers in high energy photon beams. Accessed on March 5, 2009 Available at: URL:http://www.google .com.
- 17-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;10:741-71.
- 18-Task Group 51, Radiation Therapy committee, American Association of physics in Medicine .A protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. Med Phys 1999;26:1847-70.

Determination of the effective point of measurement of cylindrical ionization chambers for electron beams with different energies

Mohammad Ali Behrooz¹, Mohammad Javad Tahmasebi Birgani², Heshmat Alah Shahbazian³, Soheila Baharifard⁴, Jafar Fatahi asl^{5*}

1-Professor of Medical Physics.

2-Associate Professor of Medical Physics and Radiation.

3-Assistant Professor of Radiotherapy and Oncology.

4-Medical physic(M.S.c)

5-PhD Student in Medical Physics.

1,2,4,5-Department of Radiology, Medical Physics, Ahvaz

Jondishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

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

*Corresponding author:

Jafar Fatahiasl; Department of Radiology, Medical Physics, Ahvaz Jondishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.
Tell: +989163034387
Email: Jafarfatahi@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: In order to measure the absorbed dose due to electron beam irradiation at the reference point of a medium, part of this medium is replaced by a cylindrical ionization chambers. Thus changes will appear in attenuation and scattering of the radiation. In order to assess the displacement effect, an effective point of measurement uses as the reference point. This effective point is taken upstream of the geometrical center of the chamber. This effective point of measurement depends on every detail of the chamber design, energy and field size. So, in the different researches on this point, various values has been reported for cylindrical ionization chamber. The purpose of this study was to analyse the dosimetric information of electron beams and determine the analytical effective point of measurement in CC13 ionization chamber.

Subjects and Methods: In this study a CC13 ionization chamber was used for dose determination of 9,12 and 15MeV electron beams of Varian accelerator of Ahvaz Golestan hospital in different field sizes of $6 \times 6 \text{cm}^2$ up to $25 \times 25 \text{cm}^2$ applicators. Measurement was made in blue phantom, up to 30mm depth. The PDD curve was plotted separately for all treatment electron fields. The table curve 2D software was used for analyzing experimental data. Then critical point for each curve was calculated.

Results: The torsion area is caused by changing environment from air to phantom (water) during measuring of ionization. Also, with increased energy and field size, mean effective point of measurement is altered.

Conclusion: For CC13 ionization chamber, the mean value is obtained as 0.9r.

Keywords: cylindrical ionization chamber, Precent depth dose curve, Effective point of measurement, Electron beams.

► Please cite this paper as:

Determination of the Effective Point of Measurement of Cylindrical Ionization Chambers for Electron Beams with Different Energies Behrooz MA, Tahmasebi Birgani MJ, Shahbazian H, Baharifard S, Fatahiasl J. Jundishapur Sci Med J 2013;12(2):169-176

Received: July 10, 2011

Revised: Dec 9, 2012

Accepted: Dec 26, 2012