محاسبه نسبت دز قله به دره ناشی از پرتوهای ورقه ای ایکس با استفاده از اتاقک یونیزاسیون و کد شبیه سازی Geant4

محمدرضا قاسمی[1*]

۱) پژوهشکده فیزیک و شتابگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، کرج، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۹/۲۰ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۱/۱۹

چکیده

مقدمه: تحقیقات انجام شده با تشعشعات ایکس سینکروترون نشان داده است که روش درمانی با میکرو باریکه های پرتو ایکس در معالجه تومورهای سرطانی مزایای منحصر به فردی دارد. تعیین توزیع دز و محاسبه پارامتر نسبت دز قله به دره در این روش، از مهم ترین مراحل طرح درمان می باشند. نسبت دز قله به دره، معیاری برای سنجش میزان نابودی سلول های سرطانی و حفظ سلول های سالم موجود در اطراف بافت تومور می باشد.

مواد و روش ها: با استفاده از یک کلیماتور چند شکافه، پرتوهای ایکس خروجی از یک لامپ مولد اشعه ایکس تبدیل به صفحات باریک موازی شده تا بتوان توزیع دز ناشی از پرتوهای باریک را در یک فانتوم از جنس پلکسی گلاس به دست آورد. اندازه گیری دز جذبی توسط یک اتاقک یونیزاسیون دیسکی انجام شد که به علت بزرگ بودن سطح حساس اتاقک نسبت به پهنای باریکه ها، از یک کلیماتور تنگستنی با یک شکاف به ابعاد mm^2 ۰/۳×۷/۵ در وسط آن و در مقابل اتاقک یونیزاسیون، استفاده شده است. علاوه بر این ، با استفاده از کد شبیه سازی Geant4 مدلی شامل چشمه پرتوهای ایکس، کلیماتور چند شکافه، فانتوم، کلیماتور تک شکافه و آشکارساز طراحی شده است تا بتوان نتایج اندازه گیری و شبیه سازی را مقایسه نمود.

یافته های پژوهش: بررسی توزیع دز در داخل فانتوم از هر دو روش، وجود قله ها و دره ها را نشان می دهد. در اندازه گیری تجربی به علت پایین بودن شار پرتوهای ایکس و محدودیت زمان پرتودهی، خطای نتایج به دست آمده قابل توجه است. پارامتر نسبت دز قله به دره در عمق ۸ میلی متری فانتوم برای کلیماتور ۱ mm(Air)+۰/۵ mm(W) با اتاقک یونیزاسیون و شبیه سازی به ترتیب ۸/۷ و ۱۰/۵ می باشد. در حالی که مقدار این پارامتر با کلیماتور ۱ mm(Air)+۱ mm(W)، ۱۱/۱ و ۱۳/۳ به ترتیب برای اتاقک و شبیه سازی به دست آمده است.

بحث و نتیجه گیری: بر اساس نتایج، استفاده از کلیماتور چند شکافه از جنس تنگستن می تواند پرتوهای باریک ایکس ایجاد نماید. برآورد

واژه های کلیدی: باریکه های ایکس، دز قله به دره، اتاقک یونیزاسیون، کلیماتور چند شکافه، کد Geant4

* نویسنده مسئول: پژوهشکده فیزیک و شتابگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، کرج، ایران

Email: mghasemi842@gmail.com

Copyright © 2018 Journal of Ilam University of Medical Science. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution international 4.0 International License (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material, in any medium or format, provided the original work is properly cited.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]

مقدمه

انتشار سلول های سرطانی در بین سلول های سالم، عدم تخمین صحیح از میزان گستردگی تومور، قرار گرفتن تومور در عمق و حساسیت بافت های مجاور تومور از مهم ترین مشکلات درمان سرطان می باشند. از آن جایی که حفظ سلول های سالم، حائز اهمیت بوده و آسیب دیدگی آن ها در حین درمان ممکن است صدمات جبران ناپذیری را به بیمار تحمیل کند، لذا انتخاب یک روش درمانی دقیق با کارایی بالا نقش مهمی در کیفیت زندگی بیمار، بعد از درمان خواهد داشت. روش های معمول درمان، مانند جراحی و یا شیمی درمانی علاوه بر آسیب رسانی به بافت های سالم و باقی گذاشتن سلول های سرطانی در ابعاد میکروسکپی، درمانی مطمئن و قطعی نمی باشند. با وجود پیشرفت در روش های معمولی رادیوتراپی تومور، به علت آسیب رساندن به سلول های سالم موجود در مسیر پرتوها و اطراف تومور، عوارض نامطلوبی را در بیماران ایجاد می کنند. از این رو به کار گیری روش های نوین درمانی ضروری به نظر می رسد(۱).

درمان با میکرو باریکه های ایکس (Micro-beam Radiation Therapy) از روش های جدید درمان به منظور کاهش عوارض نامطلوب بیان شده و افزایش راندمان درمان می باشد. توسعه روش مذکور با ساخت و پیشرفت شتابدهنده های سینکروترون رشد چشمگیری پیدا کرده است. به طوری که مراکز متعددی در جهان، تحقیقات گسترده ای در زمینه به کار گیری شتابدهنده های سینکروترون در درمان بافت های سرطانی به خصوص تومورهای مغزی، در دست انجام دارند. در این روش، پرتوهای ایکس سینکروترون با شار بالا، به صورت صفحات باریک با پهنایی در حدود ۲۵ µm و فاصله مرکز به مرکز در حدود ۲۰۰ µm به بافت سرطانی تابانده می شوند. در این صورت توزیع دز، شامل تعدادی قله و دره می باشد که مقدار دز در ناحیه دره به همراه نسبت دز قله به دره (Peak to Valley Dose Ratio) از پارامترهای تعیین کننده، برای ترمیم سلول های سالم آسیب دیده(ناشی از پرتودهی با دز بالا) و ریشه کنی سلول های سرطانی، می باشند(۲،۳). اکنون مراکزی نظیر ESRF در فرانسه، Australian Synchrotron و Elettra در ایتالیا، نیز به تحقیق در مورد این روش درمانی مبادرت ورزیده و در تلاش هستند که بتوانند آن را به صورت کلینیکی در آورند.

تعیین توزیع دز و محاسبه نسبت دز قله به دره در این روش، از مهم ترین مراحل طرح درمان می باشند. در سال های اخیر مطالعاتی بر روی پارامترهای موثر این روش درمانی از قبیل: هندسه پرتوها(۴،۵)، طیف انرژی(۶) و دز مورد نیاز(۷،۸) صورت گرفته است. برای تخمین انرژی به جا مانده در بافت های تحت درمان و ارگان های مجاور با استفاده از کدهای کامپیوتری EGS4(۹)، PENELOPE(۱۰) و Geant4(۱۱،۱۲) شبیه سازی هایی انجام شده که با نتایج حاصل از دزیمتری، توسط MOSFET(۱۳،۱۴)، فیلم Gaf-chromic(۱۵) و TLD(۱۶)، مقایسه شده اند.

در این تحقیق با استفاده از یک کلیماتور چند شکافه، پرتوهای ایکس خروجی از یک لامپ اشعه ایکس به پرتوهای باریک تبدیل شده اند. سپس با استفاده از یک اتاقک یونیزاسیون و تمهیدات ویژه، توزیع دز و نسبت دز قله به دره ناشی از پرتوهای ایکس در یک فانتوم مکعبی از جنس پلکسی گلاس، اندازه گیری و با نتایج حاصل از شبیه سازی با کد Geant4، مقایسه شده است.

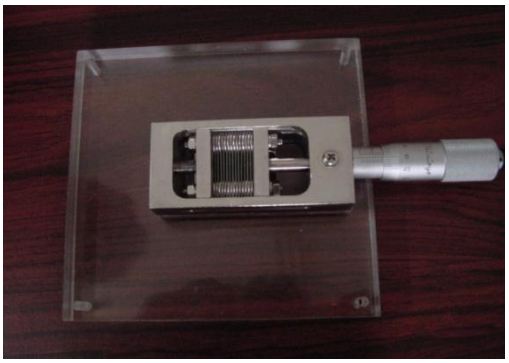
مواد و روش ها

کلیماتور چند شکافه: برای ایجاد پرتوهای باریک صفحه ای از تشعشعات لامپ اشعه ایکس، از کلیماتور چند شکافه استفاده می شود. از آن جایی که ضخامت و تعداد صفحات باریک با توجه به ابعاد تومور، دز مورد نیاز و تعداد جهت های پرتودهی انتخاب می شود، لذا در کلیماتور مورد نظر باید تغییر پهنای باریکه های ایکس، به آسانی انجام شود. این کار با استفاده از دو بلوک ثابت و متحرک در مقابل یکدیگر انجام خواهد شد(شکل شماره ۱).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]





شکل شماره ۱. کلیماتور چند شکافه و نگهدارنده آن

بعد از تنظیم اولیه بلوک های ثابت و متحرک در کلیماتور، در صورت نیاز به تغییر ضخامت می توان، با پیچ تنظیم ریز سنج(با دقت ۱۰ µm)، بلوک متحرک را جا به جا نمود و ضخامت پرتوهای باریک را به اندازه مورد نظر رساند. در این بررسی از کلیماتوری که شامل ورق های تنگستن و فاصله هوایی می باشد، استفاده شده است. بدین ترتیب پرتوهای باریک صفحه ای به ضخامت یک میلی متر(فاصله هوایی) و با فاصله ای معادل ضخامت ورق های تنگستن، ایجاد خواهد شد. آزمایش ها با دو ضخامت ۰/۵ و ۱ (۰/۵+۰/۵) میلی متر تنگستن انجام شده است(جدول شماره ۱).

جدول شماره ۱. ضخامت ورق های تنگستن و پهنای باریکه اشعه ایکس

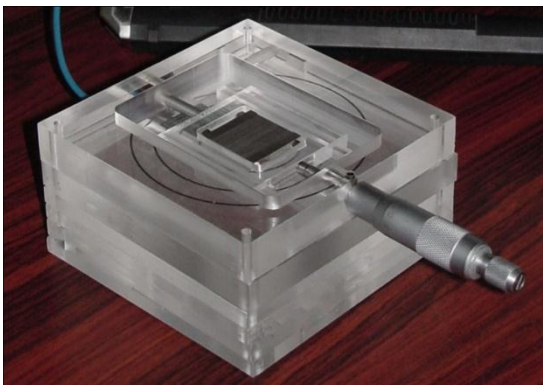
فاصله بین باریکه های ایکس(mm)	پهنای باریکه ایکس(mm)	ضخامت ورق تنگستن(mm)
۰/۵	۱	۱
۱	۱	۱

طول ورق های تنگستن در مسیر پرتوهای ایکس ۸mm است که برای توقف بیش از ۹۹ درصد از فوتون ها کافی می باشد(۱۷). معمولاً برای کاهش اثر فوتون های کم انرژی و دز سطحی، در بین ورق های تنگستن از ورق های آلومینیوم استفاده می شود. اما، به کار گیری آلومینیوم موجب توقف تقریباً ۳۰ درصد فوتون ها و کاهش شار فوتونی خواهد شد که در این جا، به دلیل کم بودن شار فوتون ها در مولد لامپ اشعه ایکس، به جای آلومینیوم از فاصله هوایی در بین ورق های تنگستن استفاده شده است.

فانتوم چند لایه: مشکلات تکنیکی استفاده از فانتوم حاوی آب و محدودیت های موجود برای اندازه گیری دز در آن به وسیله اتاقک یونیزاسیون موجب شد که طراحی یک فانتوم چند لایه از جنس پلکسی گلاس (Pelexiglass) مد نظر قرار گیرد. برای ساخت این فانتوم چند لایه، از صفحات پلکسی گلاس با ضخامت های ۲ cm و یا ۱ cm و با مساحت $۱۳\times۱۳cm^2$ استفاده شده است. لایه های مختلف این فانتوم طوری طراحی شده اند که قابلیت جا به جایی آن ها در طبقات فانتوم، ساده باشد و بتوان اجزا مختلفی نظیر کلیماتور و دزیمتر را به آسانی در طبقات مختلف آن قرار داد(شکل شماره ۲).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]



شکل شماره ۲. فانتوم چند لایه از جنس پلکسی گلاس

مولد اشعه ایکس: در این تحقیق، از پرتوهای یک مولد اشعه ایکس، مدل Siemens Stabilipan 2(300kV) در ولتاژ ۱۸۰ کیلو ولت استفاده شده است(جدول شماره ۲).

جدول شماره ۲. مشخصات مولد اشعه ایکس Siemens Stabilipan 2(300kV) در ولتاژهای مختلف

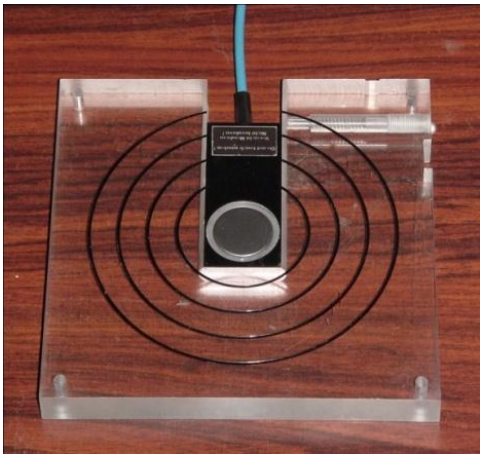
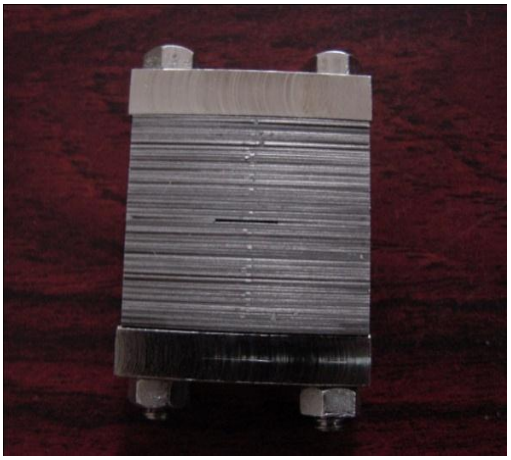
فاصله(cm)	میدان(cm^2)	مقدار نیم لایه(mm)	فیلتر(mm)	جریان(mA)	ولتاژ(kV)
۳۰	۱۰×۱۵	۰/۲ مس	۴ آلومینیوم	۱۸	۱۲۰
۴۰	۶×۸	۰/۵ مس	۰/۲ مس	۱۸	۱۸۰
۵۰	۶×۸	۱/۰ مس	۰/۵ مس	۱۸	۲۰۰
۴۰	۸×۱۰	۲/۰ مس	۱/۰ مس	۱۴	۲۵۰

طیف انرژی فوتون های ساطع شده در ولتاژ ۱۸۰ کیلو ولت جزء اطلاعات مورد نیاز برای شبیه سازی توزیع دز می باشد. این طیف انرژی بر اساس نتایج اعلام شده توسط Verhaegen برای این نوع مولد اشعه ایکس، تخمین زده شد(۱۸).

اتاقک یونیزاسیون و کلیماتور تک شکافه: در این بررسی از اتاقک یونیزاسیون مدل PTW-23344 استفاده شده که حجم موثر آشکارساز آن $۲۰۰mm^3$ بوده و به صورت دیسکی به قطر ۱۳ mm و ضخامت ۱/۵ mm می باشد که ولتاژ بین صفحات آن روی ۴۰۰V تنظیم شده و مقدار بار الکتریکی ایجاد شده از پرتودهی را اندازه گیری می کند. پاسخ این اتاقک برای پرتوهای ایکس در محدوده انرژی ۱۰-۱۰۰keV تخت می باشد. از آن جایی که سطح حساس این اتاقک در مقایسه با قدرت تفکیک مکانی مورد نیاز، به ویژه برای پرتوهای باریک، بسیار بزرگ است لذا از یک کلیماتور تنگستنی تک شکافه به ابعاد $۴۰×۳۰mm^2$ و با ضخامت ۸ mm (در راستای مسیر فوتون ها) که شکافی به ابعاد $۰/۳×۷/۵ mm^2$ در مرکزش دارد، در مقابل اتاقک استفاده شده تا پنجره ورودی پرتوها به دزیمتر محدود شود. این کلیماتور توسط یک ریزسنج، در طول ۱۰ میلی متر و با دقت ۱۰ میکرومتر قابل جا به جا شدن بوده و می تواند دزیمتری مکانی را میسر نماید(شکل شماره ۳).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]

شکل شماره ۳. نگهدارنده افقی برای اتاقک یونیزاسیون و کلیماتور تک شکافه از جنس تنگستن

پاسخ دزیمتر PTW-23344 نسبت به پرتوهای ایکس در قرائتگر مربوطه(UNIDOS) به صورت بار الکتریکی نشـــان داده می شـــود(مقـــدار نمونه ای ۷nC/Gy). از آن جایی که در اندازه گیری با این دزیمتر، دز بهنجار(نرمالیزه) مد نظر بوده و نیازی به محاسبه دز مطلق نمی باشد، لذا نسبت بار الکتریکی خوانده شده در دو نقطه مختلف، معادل نسبت دز جذبی آن دو نقطه و یا دز بهنجار می باشد.

تعیین توزیع دز با کد Geant4: به منظور شبیه سازی، مدل طراحی شده شامل چشمه، کلیماتور چند شکافه، کلیماتور تک شکافه، فانتوم مکعبی چند لایه و آشکارساز می باشد. پرتوهای ایکس ساطع شده از چشمه به صورت پلاریزه نبوده(همانند لامپ اشعه ایکس) و امتداد انتشار آن ها در جهت محور Z فرض شده است. به منظور افزایش دقت مکانی دز دریافتی، آشکارسازهای مکعب مستطیلی با مقطع، ۷/۵ mm^2 ×۰/۰۱ در نظر گرفته شدند تا اندازه آن ها در راستای پهنای پرتو، یک دهم جا به جایی مکانی کلیماتور تک شکافه(۰/۱ mm) باشد. تعداد فوتون های اولیه منتشر شده از چشمه سطحی طوری در نظر گرفته شده که خطای نســـبی نتایج شبیه سازی توزیع دز، همواره کمتر از ۲ درصد باشد(۵×۱۰^{۷} فوتون). برای برهمکنش های احتمالی فوتون با مواد، از اطلاعات فایل های الکترومغناطیسی (EM) انرژی پایین، استفاده شده است. برهمکنش های محتمل در فایل کتابخانه ای کد Geant4، شامل کوهرانت، فوتو الکتریک، کامپتون و تولید زوج می باشند که به علت پایین بودن انرژی فوتون های فرودی، از برهمکنش تولید زوج صرف نظر شده است(۱۹).

یافته های پژوهش

محاسبه PVDR (نسبت دز قله به دره) با استفاده از اتاقک یونـــیزاسیون مـــــدل PTW-23344، در ولتاژ ۱۸۰kV لامـــپ بـــرای دو نوع کـــلیماتور چنـــد شـــکـــافه ۱mm(Air)+۰/۵mm(W) و ۱mm(Air)+۱mm(W) انجام شده است. زمان پرتودهی در هر نقطه ۳۰ ثانیه بوده که دز مربوطه بعد از متوسط‌گیری(۵ بار تکرار) و بهنجار شدن، منظور شده است. جا به جایی کلیماتور تک شکافه مربوط به اتاقک یونیزاسیون در هر مرحله، ۰/۱ mm می باشد.

با عنایت به این که مقدار واقعی دز جذبی معـــلوم نمی باشد لذا، با استفاده از روش تکرار آزمایش و محاسبه مقدار میانگین($\mu = \frac{\sum x_i}{n}$) دز جذبی، درصد خطای نسبی تعیین می شود. در این صورت، درصد خطای نسبی برابر است با: $R.E = \frac{|x_i-\mu|}{\mu} \times 100$

در قسمت آزمایش های تجربی، اندازه گیری هر نقطه، ۵ بار تکرار شده و در مورد شبیه سازی، با توجه

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

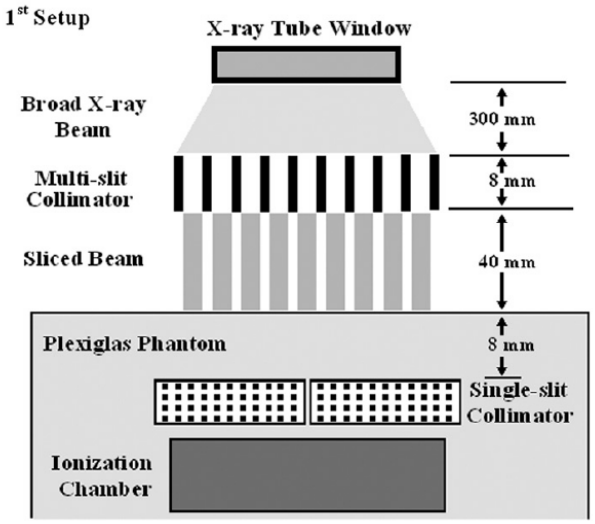
[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]

به اعداد شروع(seed) متفاوت، شبیه سازی توزیع دز نیز ۵ بار تکرار شده که حداکثر خطای نسبی در مورد روش تجربی و شبیه سازی به ترتیب ۵ و ۲ درصد به دست آمده است.

میزان عدم قطعیت مقادیر نتایج تجربی، به صورت Error bar در شکل های شماره ۵ و ۶ نشان داده شده است. در هر نقطه بعد از محاسبه میانگین(μ)، مقدار انحراف استاندارد از فرمول: $\sigma = \sqrt[2]{\frac{\sum(x_i-\mu)^2}{n}}$ محاسبه شده و سپس مقدار عدم قطعیت (Error bar) به صورت پاره خطی به طول $\pm\sigma$ نشان داده شده است(شکل شماره ۴).

شکل های شماره ۵ و ۶ توزیع دز را، در برابر دو نوع کلیماتور چند شکافه مذکور نشان می دهند. همان طور که در این شکل ها مشخص است، تغییرات دز بهنجار شده، برای اتاقک و شبیه سازی در راستای پهنای پرتو از روند یکسانی برخوردار است. به عبارت دیگر افت و خیز دز جذب شده در هر دو حالت، یکدیگر را دنبال کرده و پهنای ناحیه قله، با پهنای شکاف(ناحیه Air) در کلیماتور چند شکافه و پهنای ناحیه دره نیز با ضخامت ورقه تنگستن(ناحیه W) در کلیماتور چند شکافه، مطابقت دارد. به نظر می رسد که افزایش دز در ناحیه دره برای دزیمتر اتاقک یونیزاسیون نسبت به شبیه سازی، ناشی از ورود فوتون های ایکس به آشکارساز از فضای بین ورق های تنگستن در کلیماتور تک شکافه(البته تعداد این فوتون ها بسیار اندک می باشند) و عمود نبودن راستای صفحات کلیماتور بر سطح پنجره اتاقک یونیزاسیون باشد. این افزایش دز در ناحیه دره، در اندازه‌گیری با اتاقک یونیزاسیون موجب کاهش PVDR نسبت به شبیه سازی می شود. نتایج مربوط به محاسبات کمی شکل های مذکور و PVDR در جدول شماره ۳ آمده است. مطابق جدول، مقدار $PVDR = \frac{Dose_{peak}}{Dose_{valley}}$ برای دو نوع کلیماتور چند شکافه و در دو حالت اندازه گیری تجربی(اتاقک یونیزاسیون) و شبیه سازی محاسبه شده است. با افزایش ضخامت ورقه تنگستن(افزایش پهنای ناحیه دره) میزان PVDR افزایش یافته که با نتایج PVDR داده شده در مرجع ۱۶ نیز مطابقت دارد. علت افزایش PVDR با افزایش پهنای ناحیه دره را بدین صورت می توان توضیح داد که، در این حالت احتمال رسیدن پرتوهای پراکنده و نیم سایه پرتو عبوری از شکاف، به ناحیه مرکز ناحیه دره کمتر شده و لذا سبب کاهش انرژی جذب شده(دز جذبی) در این ناحیه می شود. میزان در صد اختلاف PVDR، در روش شبیه سازی و اتاقک را می توان بدین صورت در نظر گرفت که از تقسیم قدر مطلق تفاوت PVDR در دو حالت، بر PVDR حالت شبیه سازی، طبق فرمول ذیل، به دست می آید.

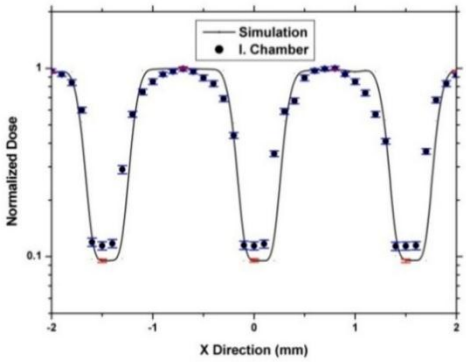
$$Diff\ \% = \frac{|PVDR_{Sim} - PVDR_{Exp}|}{PVDR_{Sim}} \times 100$$



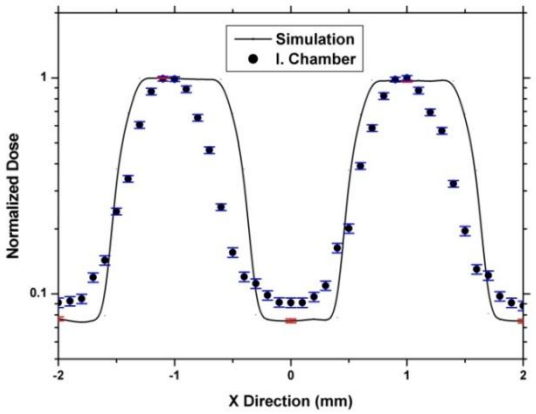
[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]

شکل شماره ۴. آرایش اجزاء مختلف برای اندازه گیری نسبت دز قله به دره با استفاده از اتاقک یونیزاسیون



شکل شماره ۵. توزیع دز در برابر کلیماتور ۱mm(Air)+۰/۵mm(W) و مولد اشعه ایکس با ولتاژ ۱۸۰kV



شکل شماره ۶.توزیع دز در برابر کلیماتور ۱mm(Air)+۱mm(W) و مولد اشعه ایکس با ولتاژ ۱۸۰kV

جدول شماره ۳. پارامتر PVDR با استفاده از اتاقک یونیزاسیون(خطای نسبی ۵ درصد) و شبیه سازی(خطای نسبی در حدود ۲ درصد)

کلیماتور چند شکافه	نسبت دز قله به دره		درصد اختلاف نتایج اتاقک یونیزاسیون و شبیه سازی
	اتاقک یونیزاسیون	شبیه سازی	
۱mm(Air)+۰/۵mm(W)	۸/۷	۱۰/۵	۱۷/۱
۱mm(Air)+ ۱mm(W)	۱۱/۱	۱۳/۳	۱۶/۵

نکته قابل توجه، اختلاف میان نتایج مربوط به شبیه سازی دز در ناحیه دره برای کدهای مختلف شبیه سازی است که توسط M. De Felici نیز تحت مقاله ای منتشر شده است(۲۰). نتایج محاسبه دز جذبی در اطراف مسیر پرتوهای باریک نشان می دهد که در ناحیه قله، توافق میان کدها وجود داشته اما اختلاف در ناحیه دره، تا ۲۰ درصد نیز می رسد. به عبارت دیگر، نمی توان به طور مطلق نتایج به دست آمده از یک کد را به دلیل پیچیدگی های بسیار زیاد واکنش های هسته ای و تصادفی بودن وقایع، دقیق دانست. به خصوص زمانی که تعداد ذرات در یک ناحیه به هر دلیلی (مثلاً استفاده از کلیماتور برای جلوگیری از عبور ذرات) کم می باشد. علاوه بر مواردی که بیان شد، عدم یکسان بودن مشخصات بعضی از

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]

اجزاء مورد استفاده در آزمایش ها با مشخصات منظور شده در برنامه شبیه سازی می تواند عامل بروز اختلاف باشد که در ذیل به آن ها اشاره می شود.

-از آن جایی که فوتون های ایکس منتشره از لامپ دارای طیف انرژی بوده و امکان اندازه گیری دقیق این طیف نبود لذا در مدل طراحی شده، از طیف شبیه سازی شده به روش مونت کارلو برای دستگاه مولد اشعه ایکس مذکور در مرجع(۱۸) استفاده شده است. مسلماً عدم تطابق طیف واقعی(که به پارامترهای دیگری غیر از ولتاژ لامپ نیز بستگی دارد) با طیف شبیه سازی شده، می تواند سبب اختلاف در نتایج شود.

-عدم دسترسی به صفحات تنگستنی با ضخامت مورد نظر، موجب شد که برای به دست آوردن ضخامت مورد نیاز از کنار هم گذاشتن دو صفحه با ضخامت کمتر استفاده کنیم که فاصله هوایی میان این دو صفحه می تواند باعث اختلاف شود. نکته دیگر، استفاده از تنگستن غیر خالص(حدود ۹۰ درصد) در کلیماتور است (به دلیل پر هزینه بودن تهیه صفحات تنگستنی با خلوص بالا) که می تواند یکی دیگر از عوامل بروز اختلاف در نتایج باشد.

بحث و نتیجه گیری

نحوه توزیع دز در ناحیه تومور و مقدار PVDR از مهم ترین پارامترهای موثر در نابودی سلول های سرطانی و ترمیم سلول های سالم مجاور در روش استفاده از ریز باریکه های پرتو ایکس(MRT) با شار بالا می باشد. تعیین پارامترهای مذکور توسط دو روش انجام و مقایسه شده اند. به نظر می رسد در روش اندازه گیری تجربی نیاز به آشکارسازهایی است که ابعاد موثر آن ها باید نسبت به ابعاد باریکه کوچک تر باشند تا نتایج از دقت بالا برخوردار باشد. البته می توان با استفاده از روش های شبیه سازی، نظیر به کارگیری کد شبیه سازی Geant4، مدل مناسبی طراحی نمود و پارامترهای مذکور را محاسبه و با نتایج اندازه گیری تجربی مقایسه نمود.

References

1. Slatkin N , Dilmanian F. Avraham O. Method for microbeam radiation therapy U.S. Patent1994;2: 5339347.

2.Dilmanian FA, Moris GM, Zhong N, Bacarian T, Hainfeld JF, Kalefezra J, et al. Murine EMT-6 carcinoma high therapeutic efficacy of microbeam radiation therapy. Rad Res2003; 159:632-41. doi: 10.1667/0033-7587(2003)159.

3.Slatkin DN, Spanne PO, Dilmanian FA, Sandborg M. Microbeam radiation therapy. Med Phys1992;19:1395-400. doi:10.1118/1.596771.

4. Brauerkrisch E, Requrdt H. Exploiting geometrical irradiation possibilities in MRT application nuclear instrument and methods. Phys Res 2005; 549:69-71. doi:10.1016/j.nima.2005.03.068.

5. Brauerkrisch E, Bravin A, Zhang L, Siegbahn E. Characterization of a tungsten gas multislit collimator for microbeam radiation therapy at the European synchrotron radiation facility. Rev Sci Ins2005;76: 64303. doi: 10.1063/1.1915270.

6.Stepanek J, Blattmann H, Laissue JA, Lyubimova N, Michiel M, Slatkin DN. Physics study of microbeam radiation therapy with PSI-version of monte carlo code GEANT as a new computational tool. Med Phys2000; 27: 1664-75. doi:10.1118/1.599034.

7. Dilmanian FA, Qu Y, Liu S, Cool CD, Gilbert J, Hainfeld JF. X-ray microbeams tumor therapy and central nervous system research. Nucl Ins Meth Phys Res2005; 548:30-7. doi:10.1016/j.nima.2005.03.062

8. Dilmanian FA, Zhong Z, Bacarian T, Benveniste H, Romanelli P, Wang R, et al. Interlaced X-ray microplanar beams a radiosurgery approach with clinical potential. PNAS2006;103:9709-14. doi:10.1073/pnas.0603567103.

9.Orion I, Rosenfeld AB, Dilmanian FA, Telang F, Ren B, Namito Y. Monte carlo simulation of dose distributions from a Synchrotron produced microplanar beam array using the EGS4 code system. Phys Med Biol 2000; 45:2497-508. doi:10.1088/0031-9155/45/9/304.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]

10. Siegbahn EA, Brauerkrisch E, Stepanek J, Blattmann H, Laissue JA, Bravin A. Dosimetric studies of microbeam radiation therapy with Monte carlo simulations. Nucl Meth Phys Res 2005; 548:54-8. doi:10.1016/j.nima.2005.03.065.
11.Spiga J, Siegbahn EA, Brauerkrisch E, Randaccio P, Bravin A. Microdosimetry for microbeam radiation therapy theoretical calculations using the Monte carlo toolkit. IEEE Nucl Sci Sym Rec2006,1363-1367. DOI:10.1109/NSSMIC.2006.354156.
12. Spiga J, Siegbahn EA, Bräuerkrisch E, Randaccio P, Bravin A. The GEANT4 toolkit for microdosimetry calculations application to microbeam radiation therapy MRT. Med Phys2007; 34:4322-30. doi: 10.1118/1.2794170
13. Rosenfeld AB. MOSFET dosimetry on modern radiation oncology modal Dosimetr2002;101:393-8. doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a006009.
14.Wang B. Monte carlo modeling of a high sensitivity MOSFET dosimeter for low and medium energy photon source. Med Phys 2004; 31:1003-8. doi:10.1118/1.1688272.
15. Nariyama N, Ohigashi T, Umetani K. Spectromicroscopic film dosimetry for high energy microbeam from synchrotron radiation. Appl Rad Isotopes2009;67:155-9. doi:10.1016/j.apradiso.2008.08.002.
16.Ptaszkiewicza M, Braurerkirsch E, Klosowskia M, Czopyka L, Olkoa P. TLD dosimetry for microbeam radiation therapy at the European synchrotron radiation facility. Rad Measure2008; 43:990-3. doi:10.1016/j.radmeas.2007.12.050.
17.Brauerkrisch E, Bravin A, Lerch M, Rosenfeld A. MOSFET dosimetry for micro-beam radiation therapy at the European synchrotron radiation facility. Med Phys2003, 30:583-9. doi: 10.1118/1.1562169.
18.Verhaegen F, Nahum AE, Putte S, Namito Y. Monte carlo modeling of radiotherapy kV X-ray units. Phys Med Biol1999; 44:1767-89. doi:10.1088/0031-9155/44/7/315.
19. Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. Phys Med Biol2003 ; 48: 107-64.
20. Felici M. Monte carlo code comparison of dose delivery prediction for microbeam radiation therapy. J Phys Con Ser 2008; 102: 12005. doi:10.1088/1742-6596/102/1/012005.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]

Calculation of peak to valley dose ratio due to multi-slice X-ray beams using ionization chamber and Geant4 simulation code

Ghasemi M [1*]

(Received: December 10, 2016 Accepted: April 8, 2017)

Abstract

Introduction: Studies carried out with synchrotron radiation have shown that micro-beam radiation therapy (MRT) has unique advantages in the treatment of cancerous tumors. In this method, the determination of dose distribution and calculation of peak to valley dose ratio (PVDR) are considered as the most important steps in treatment planning. The PVDR is a criterion to evaluate the destruction of cancer cells and protection of normal cells in the tissues surrounding a tumor.

Materials and Methods: Using a multi-slit collimator, planar sliced beams were generated in an X-ray generator in order to determine dose distribution in a multilayer phantom made of plexiglass. An ionization chamber was used to measure absorbed dose. Given the large size of the sensitive area of the chamber in comparison with the narrow beams, a mono-slit collimator made of tungsten with a slit of 0.3×7.5 mm^2 in its center was placed in front of the ionization chamber. Furthermore, by using Geant4 computer code, a model, including X-ray source, multi-slit collimator, phantom, mono-slit collimator, and detector, was designed to compare experimental and simulation results.

Findings: The investigation of dose distribution in the phantom with both methods indicated the presence of peaks and valleys. Given the low intensity of X-ray beam generated by the X-ray generator, and limited exposure time, the experimental errors were considerable. When using 1 mm (Air)+0.5 mm (W) collimator, PVDRs were obtained as 8.7 and 10.5 for ionization chamber and simulation, respectively, in the depth of 8 mm of the phantom. On the other hand, with a 1 mm (Air)+1 mm (W) collimator, the values obtained for this parameter were 11.1 and 13.3 for ionization chamber and simulation, respectively.

Conclusions: Based on the results, a multi-slit collimator made of tungsten could produce multi-slice X-ray. The estimated dose distribution using the Geant4 code was more accurate than the one obtained through ionization chamber, which can be due to the possibility of using a detector in much smaller dimensions in the Geant4 code.

Keywords: Multi-sliced X-ray, Peak to valley dose ratio, Ionization chamber, Multi-slit collimator, Geant4 code

1. Physics and Accelerators Research School, Nuclear Sciences and Technology Research Institute, Karaj, Iran
** Correspondin author: Email:mghasemi842@gmail.com*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2024-03-29]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.72]