

ارزیابی ویژگی‌های کیفیت دسته پرتو X دستگاه رادیوتراپی سطحی با روش تجربی و شبیه سازی

غلامرضا عطایی: مربی، گروه تکنولوژی پرتوها، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، بابل، ایران. golamrezaatae@yahoo.com
 کوروش ابراهیم نژاد گرجی: استادیار و متخصص رادیوتراپی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، بابل، ایران. k.gorji@gmail.com
 حامد باباپور: کارشناس ارشد باشگاه پژوهشگران جوان، واحد نور، دانشگاه آزاد اسلامی، نور، ایران. hamedbabapour24@yahoo.com
 *علی شهبستانی منفرد: استاد و متخصص رادیوتراپی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، بیمارستان شهید رجایی بابل، بابل، ایران (*نویسنده مسئول). monfared1345@gmail.com

تاریخ پذیرش: ۹۵/۹/۱۵

تاریخ دریافت: ۹۵/۶/۲۷

چکیده

زمینه و هدف: یکی از روش‌های متداول در رادیوتراپی برای درمان‌های سطحی به ویژه در درمان ضایعات سطحی پوستی استفاده از دستگاه ارتولتاژ پرتو X (تا 300 kVp) می باشد. کیفیت پرتو X خروجی مهم‌ترین شاخص برای درمان در این نوع دستگاه‌ها می باشد که معمولاً به صورت ضخامت لایه نیم جذب (HVL) و انرژی مؤثر فوتون نشان می دهند که در این تحقیق علاوه بر دو شاخص مذکور ضریب همگنی نیز به عنوان شاخصی دیگر مورد بررسی قرار گرفت.

روش کار: در این مطالعه لایه نیم جذب (HVL) و ضریب همگنی دستگاه پرتو X سطحی در ولتاژ 180 kV به روش تجربی تعیین گردید و با شبیه سازی به روش مونت کارلو با کد EGSnrc مقایسه و نتایج گزارش گردید. برای این کار منحنی جذب با استفاده از اندازه گیری اکسپوزر عبوری از لایه های تضعیف کننده موجود در کلینیک رسم گردید و با درون یابی نقاط منحنی مناسب، لایه نیم جذب (HVL) و ضریب همگنی به دست آمد. همچنین در بسته EGSnrc، از کد BEAMnrc برای شبیه سازی سر دستگاه (Head) تا اپلیکاتور و از BEAMDP برای محاسبه ضریب همگنی به طور سیستماتیک و ترسیم طیف خروجی (با استفاده از داده های فضای فازی) و از کد DOSXYZnrc برای ترسیم منحنی درصد دز عمقی در فانتوم آب استفاده گردید.

یافته‌ها: نتایج نشان می دهد میانگین درصد اختلاف HVL و ضریب همگنی به دست آمده از ۲ روش شبیه سازی و تجربی به ۴/۹۶٪ و ۳/۰۱٪ می باشد.

نتیجه گیری: باتوجه به مطالعات قبلی که میزان اختلاف بین HVL اندازه گیری شده با روش تجربی و شبیه سازی ۲٪ تا بالای ۱۰٪ گزارش گردید، میانگین اختلاف ۴/۹۶٪ به دست آمد. که این میزان اختلاف، منطقی است. ضریب همگنی به دست آمده بیشتر از گزارش های قبلی محاسبه گردید که به علت تفاوت در کد استفاده شده قابل توجهی می باشد. لذا، با توجه به محدودیت های موجود در کلینیک، روش حاضر به دلیل سادگی چیدمان و مشابهت با شرایط کلینیکی به نظر می رسد که از کارایی مناسبی برخوردار باشد.

کلیدواژه‌ها: ضریب همگنی، HVL، EGSnrc، منحنی درصد دز عمقی، شبیه سازی مونت کارلو، پرتو X ارتولتاژ

مقدمه

گردید. به هر حال این دستگاه‌ها کاملاً از بین نرفتند و حتی امروزه نیز هنوز از پرتوهای کم انرژی در درمان‌های سطحی به ویژه در درمان ضایعات سطحی پوستی استفاده می‌گردد. در رادیوتراپی با دستگاه ارتولتاژ تعیین کیفیت و شدت پرتو اشعه X عامل مهمی در درمان می باشد. کیفیت یک دسته پرتو X معمولاً به دو

در رادیوتراپی تا سال ۱۹۵۰ اکثراً درمان‌ها با اشعه X تولید شده تا ولتاژهای ۳۰۰ کیلو ولت صورت می‌گرفت ولی با پیشرفت‌های اخیر در ماشین‌های پرانرژی و افزایش تعداد دستگاه‌های رادیوتراپی کبالت ۶۰ در دهه‌های ۵۰ و ۶۰ موجب کنار گذاشتن تدریجی دستگاه‌های کیلوولتی

BEAMnrc و برای رسم طیف های خروجی و همچنین برای محاسبه کرما ی هوا در نقاط مورد نظر از برنامه BEAMDP و برای به دست آوردن درصد دوز عمقی (Percent Depth Dose) از کد DOSXYZnrc استفاده گردید (۲ و ۳).

در مطالعات قبلی بیشتر به شاخص HVL برای پرتو X پرداخته شد و نتایج با کدهای مختلف مونت کارلو مقایسه گردید. در تحقیق E.Mainegra و همکارانش در سال ۲۰۰۶، دو روش را برای تعیین HVL با کد EGSnrc پیشنهاد شد که تطابق مناسبی با اندازه گیری تجربی مشاهده گردید و این میزان، ۲/۳٪ گزارش گردید (۴) و در تحقیق دیگری نیز توسط U.China و همکارانش در سال ۲۰۰۸ انجام گرفت، اندازه HVL با دو روش نیمه تجربی و روش شبیه سازی (با کد PENELOPE) اندازه گیری شد که میزان تطابق خوبی (حدود ۲٪) گزارش گردید (۵). در مطالعات دیگر، شاخص های دیگری برای پرتو X مورد بررسی قرار گرفت، مانند تحقیق U.China و همکاران که در آن نسبت دز جذبی $Z_{1/2}$ به $Z_{1/4}$ (عمق) در آب برای پرتوهای X با انرژی متوسط اندازه گیری گردید و با شبیه سازی (با کد PENELOPE) مقایسه شد و میزان تطابق خوبی (۳/۵٪) گزارش گردید. در قسمت دیگر این مطالعه نیز ضریب همگنی مشابه تعریفی که در این تحقیق به کاررفته به عنوان شاخصی دیگر مورد بررسی قرار گرفت و بیشترین درصد اختلاف نتایج حدود ۳٪ اندازه گیری شد (۵).

در این مطالعه طیف های خروجی دستگاه اورتوولتاژ به همراه انرژی میانگین آن ها رسم گردید. همچنین در قسمت دیگر تحقیق HVL و ضریب همگنی طیف اشعه ایکس با استفاده از روش شبیه سازی و تجربی در انرژی ۱۸۰ کیلو ولت محاسبه و نتایج مقایسه شد و در انتها منحنی درصد دز عمقی به دست آمده با کد DOSXYZnrc در میدان تابش 10×10 با داده های تجربی BJR25 (مورد استفاده در کلینیک) مقایسه گردید و میزان فاصله تا توافق (Distance To Agreement) گزارش گردید.

صورت بیان می شود: ۱- لایه نیم جذب (HVL)، ۲- انرژی مؤثر فوتون. لایه نیم جذب یک دسته پرتو عبارت است از ضخامت لایه ای از یک ماده معین که میزان کرما (Kerma) را به نصف مقدار اولیه کاهش دهد و انرژی مؤثر فوتون یک دسته پرتو ناممکن عبارتند از انرژی فوتون یک دسته پرتو ناممکن که دارای لایه نیم جذب برابر با لایه نیم جذب دسته پرتو ناممکن باشد، ولی لایه نیم جذب و یا انرژی مؤثر فوتون به تنهایی نمی توانند بیان روشنی از کیفیت اشعه X در دستگاه های رادیوتراپی ارتوولتاژ را ارائه دهند. به همین منظور در این تحقیق شاخص دیگری در مورد کیفیت اشعه X به نام ضریب همگنی مورد بررسی قرار می گیرد که این ضریب از رابطه (۱) قابل محاسبه می باشد.

$$\text{ضریب همگنی} = \frac{HVL1}{HVL2} \quad (1)$$

که HVL1 اندازه لایه نیم جذب اول و HVL2 اندازه لایه نیم جذب دوم می باشد.

در این مطالعه EGSnrc کد شبیه سازی مونت کارلو مورد استفاده می باشد که این کد به دلیل قابلیت هندسه ای بالا و کاربردهای متنوع یکی از کدهای متداول در فیزیک پزشکی است. البته در کشور ما سابقه زیادی ندارد. EGSnrc مخفف عبارت Electron Gamma Shower و National Research Council of Canada نام گروه کانادایی که پیشرو این کد بوده اند، می باشد. این کد نسخه پیشرفته کد EGS4 می باشد که توسط Rogers و همکاران در سال ۱۹۹۵ نوشته شده و پیشرفته ترین نسخه قابل دسترس آن، دارای قابلیت های بالاتری نسبت به نسخه های پیشین می باشد که توسط Kawrakow و همکاران و Kawrakow, Mainegra-Hing ارائه شد (۱). کد EGSnrc مجموعه ای است از چند کد با کاربرد های متنوع از جمله: BEAMnrc, DOSXYZnrc, FLURZnrc و DOSRZnrc. در این مطالعه به منظور شبیه سازی الکترون ها و فوتون های انتقال یافته در قسمت سر (Head) دستگاه درمانی از کد

روش کار

روش اندازه گیری تجربی: در این تحقیق به منظور تعیین ضخامت‌های HVL اول و دوم دستگاه ارتوولتاژ، ابتدا مقدار اکسپوزر عبوری از لایه‌های تضعیف کننده موجود در کلینیک در $SSD=100\text{ cm}$ درولتاژ ۱۸۰ کیلو ولت با ابعاد میدان تابش $5.5 \times 5.5\text{ cm}^2$ سانتی متر مربع در زمان یک دقیقه اندازه گیری شد. اندازه گیری اکسپوزر در هر یک از لایه های تضعیف با ۳ بار تکرار در هر مرحله صورت گرفت. برای تابش دهی از دستگاه درمانی ارتوولتاژ نوع Stublipan ساخت شرکت Siemens آلمان استفاده گردید. این دستگاه شامل مشخصاتی مانند: محدوده انرژی بین ۳۰۰-۱۲۰ کیلو ولت، جریان ۲۰-۱۲ میلی آمپر، زاویه آند ۳۰ و اندازه نقطه کانونی (focal spot) 8×8 میلی متر مربع و دارای فیلتر ذاتی ۲/۴ میلی‌متر آلومینیوم می باشد. برای اندازه گیری اکسپوزر (کرما) از دوزیمتر فارمر مدل Nuclear Enterprises ایالات متحده استفاده شد. کل سیستم دوزیمتر فارمر تشکیل شده است. از الکترومتر و اطاقک (Thimble Chamber) که با سیمی به هم متصل می باشند. خروجی این سیستم بر حسب نانو کولن می باشد. جنس اطاقک آن از پلاستیک فشرده به شکل استوانه ای است که توسط سازمان انرژی اتمی ایران، آزمایشگاه دزیمتری ثانویه استاندارد (SSDL) کالیبره شده است. در نهایت از نتایج اکسپوزر به دست آمده منحنی جذب رسم گردید. از درون یابی (Interpolation) این منحنی HVL اول و ضریب همگنی محاسبه گردید (۱۷).

شبیه سازی به روش مونت کارلو با کد EGSnrc

کد BEAMnrc: در این مطالعه در تمام شبیه سازی از کد مونت کارلو EGSnrc استفاده گردید (۷-۱). این کد مجموعه ایست از کدهایی مانند BEAMnrc و DOSXYZnrc (۵، ۶ و ۱۳) و برنامه ایی مانند BEAMDP (۱۵ و ۱۶) که در بسته (Package) برنامه آن قرار دارند. برای شبیه سازی ابتدا از سر (Head) دستگاه آغاز گردید، به این

منظور از مدل های ترکیبی مناسب موجود در کد BEAMnrc (۵، ۶ و ۱۳) برای شبیه سازی دستگاه ارتوولتاژ مورد نظر استفاده گردید. اجزاء سر (Head) دستگاه عبارتند از: منبع اشعه X (X Tube)، پنجره، فیلتر ذاتی (Inherent Filter)، کلیماتور (Collimator)، فیلتر افزوده شده (Add Filter) و اپلیکاتور (Applicator) که به ترتیب از مدل های ترکیبی SLAB، CONS3R، SLAB، XTUBE و PYRAMIDS استفاده گردید (شکل ۱).

برای شبیه سازی این تحقیق از سورس نوع ۱۳ برای (Rectangular source) کد BEMnrc که طبق مشخصات دستگاه استفاده شد. برای شبیه سازی ECU (electrons energy cut off) و PCUT و (photons energy cut off) 521 Kev و 10 Kev برد بازگشتی (Range Rejection) 1 Mev و (Y) نیز برای کاهش واریانس از تکنیک DBS (Directional Bremsstrahlung Splitting) استفاده گردید (۴). در این تحقیق، تنظیمات (Setting) کد BEAMnrc مشابه کار Tommy Knöös و همکاران انجام شد (۱). این تنظیمات به شرح زیر می باشد: الگوریتم عبور مرزی (Boundary crossing algorithm) (EXACT)، عمق پوست (متوسط پویش آزاد - mean free path)، استفاده از الکترون های تند (بر اساس مدل PRESTA II)، اثر اسپین (spin effects) (فعال On)، سطح مقطع مختلف برم اشترالنگ بر اساس جداول مربوطه (۸ و ۹) و استفاده از برخورد ساده و زاویه ای ساده برم اشترالنگ (simple bremsstrahlung angular sampling) (بر اساس مدل National Institute of Standards and Technology)، برخورد کامپتون و یونیزاسیون الکترون برخوردی بر اساس مدل Kawarackow (۱۴) و آسایش اتمی (Atomic Relaxation) (فعال On) و فوتو الکترون زاویه ای ساده (Electron Photo Angular Sampling) و پراکندگی ریلی (غیرفعال Off) (۱۳).

برای شبیه سازی این مطالعه، کدهای BEAMnrc تحت سیستم عامل لینوکس (Linux)

دارد که در آن داده های خروجی برنامه BEAMDP موجود می باشد. این رابطه در باکس زیر آمده است.

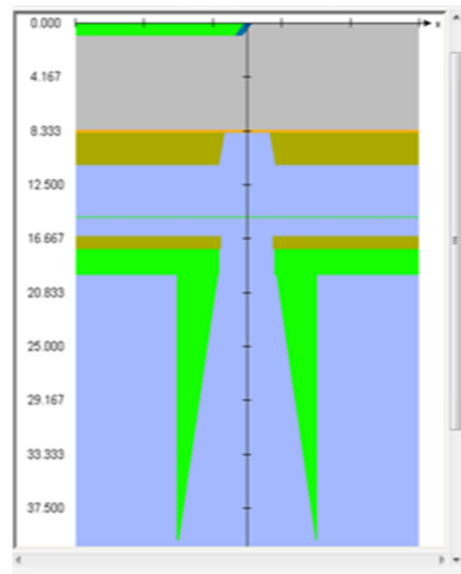
این رابطه نسبت کرما بعد از لایه تضعیف به کرما بدون لایه تضعیف (هوا) را نشان می دهد که در آن اندازه t (ضخامت HVL اول و دوم) محاسبه می شود. در این رابطه، ΔE_i پهنای انرژی، E_i انرژی بین (bin) میانه، ϕ_i شار فوتون در هر بین (bin) انرژی و t ضخامت HVL اول و دوم می باشد که مجموع N بین (bin) انرژی حاصل آن 0.25 و 0.5 می شود (این پارامترهای خروجی برنامه BEAMDP می باشد). همچنین μ ضریب جذب خطی و μ_{en}/ρ ضریب جذب جرمی در بین (bin) انرژی میانه می باشد که از جداول Hubbell و Seltze (۱۲-۸) و یا از یکی از فایل های خروجی کد BEAMnrc با پسوند xsection قابل استخراج می باشد (۱۳).

همچنین در قسمت دیگر شبیه سازی، با استفاده از داده های فضایی فازی کد BEAMnrc و برنامه BEAMDP (۱۱ و ۱۰) طیف خروجی اشعه X در انرژی ۱۸۰ کیلوولت منبع اشعه X دستگاه ارتوولتاژ به دست آمد و با استفاده از رابطه (۳) انرژی متوسط طیف خروجی به دست آمده از شبیه سازی در انرژی های مورد نظر محاسبه و گزارش گردید (۴).

$$E_{ave} = \frac{\sum_{i=1}^n E_i \Phi_i \Delta E_i}{\sum_{i=1}^n E_i \Delta E_i} \quad (3)$$

در رابطه (۳) E_i انرژی در هر بین (bin)، Φ_i شار در هر بین، ΔE_i اختلاف انرژی بین ۲ بین (bin) متوالی می باشد.

درصد دوز عمقی (PDD) با کد DOSXYZnrc: این مطالعه به منظور تایید کد



شکل ۱- سر شبیه سازی شده دستگاه درمانی ارتوولتاژ نوع Stubilipan با کد BEAMnrc.

نسخه Fedora7 به ترتیب با تعداد ذرات (history) $10^8 \times 1/5$ اجرا گردید و زمان اجرا با سیستم پنتیوم ۴ با CPU-هسته ای Intel- به طور متوسط به ترتیب ۱۲/۵ ساعت به طول انجامید.

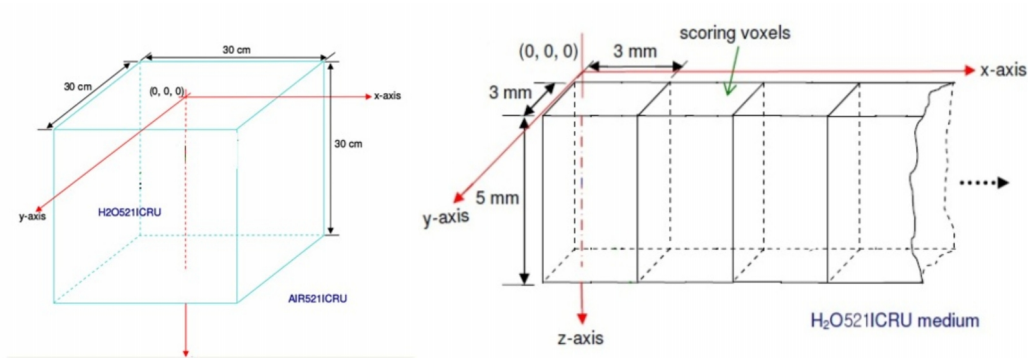
تعیین ضریب همگنی و انرژی میانگین طیف به دست آمده از برنامه BEAMDP: برای

تعیین ضریب همگنی ابتدا اندازه HVL اول و دوم با روش شبیه سازی با کد EGSnrc (۷-۱) محاسبه گردید. به این منظور از فایل فضایی فازی (Phase Space) کد BEAMnrc که با تعریف صفحه شمارش (Scoring Plane) در $SSD=100$

دست آمد که به عنوان Input در برنامه BEAMDP استفاده گردید (۱۳) و

در نهایت با استفاده از داده های خروجی برنامه BEAMDP در رابطه (۲)، ضخامت HVL اول و دوم در فاصله ۱۰۰ سانتی متر محاسبه گردید (به طریقی که در مطالعات قبلی به کار برده شد) (۱)، و در نهایت ضریب همگنی با استفاده از رابطه (۱) به دست آمد. در این رابطه پارامترهایی وجود

$$\frac{K(t)}{K(0)} = \left(\sum_{i=1}^N \phi_i E_i \left\{ \frac{\mu_{en}}{\rho} (E_i) \right\}_{Air} \right) \cdot \exp[-\mu(E_i)_{Absorber} t] \Delta E_i \cdot \left(\sum_{i=1}^N \phi_i E_i \left\{ \frac{\mu_{en}}{\rho} (E_i) \right\}_{Air} \Delta E_i \right)^{-1} \\ = 0.5(HVL_1) \text{ or } 0.25(HVL_2) \quad (2)$$



شکل ۲- ابعاد و کسل و وفانتوم آب شبیه سازی شده با کد DOSXYZnrc برای به دست آوردن درصد دوز عمقی

منحنی جذب به دست آمده از روش تجربی:
در شکل (۴) منحنی جذب بر اساس میانگین اکسپوزر و ضخامت لایه های تضعیف مس (موجود در کلینیک) آورده شده است. اندازه گیری حاصل از ۳ بار تکرار، به ترتیب برای انرژی ۱۸۰ kV کیلو ولت میانگین خطای مطلق ۰/۱۷ و ۰/۰۴ را برای HVL و ضریب همگنی منجر می گردد. البته اگر از انطباق منحنی عبوری از نقاط به دست آمده خطایی حاصل گردد به خطای مطلق اندازه گیری اضافه می شود.

مقایسه نتایج به دست آمده از روش تجربی و شبیه سازی: در جدول (۱)، HVL و ضریب همگنی به دست آمده از روش شبیه سازی و تجربی به همراه انرژی میانگین (E_{ave}) و انرژی مؤثر فوتون (E_{eff}) در انرژی مورد نظر آورده شده است. مقایسه نتایج HVL به دست آمده از روش فوق نشان می دهد که میزان درصد اختلاف برای HVL و ضریب همگنی (Homogeneity Index) به ترتیب ۴/۹۶٪ و ۳/۰۱٪ می باشد که با توجه به مطالعات قبلی برای HVL میزان انطباق خوبی می باشد (۴، ۱۵ و ۱۶). ولی در مقایسه با مطالعه U.China و همکاران (۵) که اختلاف نتایج ضریب همگنی را زیر ۳٪ گزارش نمود، این میزان اختلاف کمی بالا می باشد.

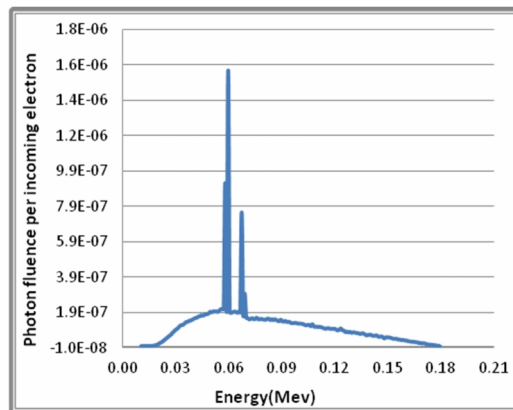
در شکل (۵) منحنی درصد دوز عمقی انرژی مورد نظر با دو روش شبیه سازی (DOSXYZnrc) و تجربی {جدول BJR25 (۱۴)} در میدان تابش ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع با یکدیگر مقایسه گردید که فاصله تا توافق (DTA) دو منحنی ۰/۳۲±۰/۳

به عنوان کد مناسب دستگاه های رادیوتراپی سطحی، منحنی درصد دوز عمقی دستگاه اورتولتاژدر انرژی ۱۸۰ کیلو ولت رسم گردید. برای این منظور از کد DOSXYZnrc استفاده گردید.

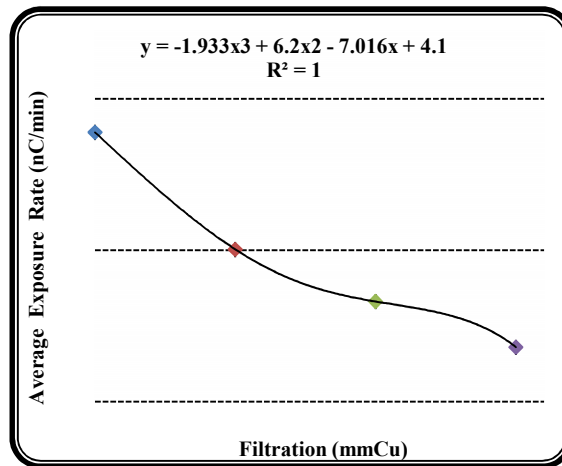
برای شبیه سازی ابتدا فانتوم آب استاندارد با ابعاد $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ سانتی متر مکعب و ابعاد و کسل $10 \times 10 \times 3 \text{ cm}^3$ سانتی متر مکعب (شکل ۲) با ابعاد میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع و $SSD=100$ سانتی متر که مطابق با اندازه گیری تجربی ساخته شد از فایل فازی فضایی به دست آمده از کد BEAMnrc (در موقعیت مورد نظر Scoring Plane) به عنوان سورس در کد DOSXYZnrc استفاده گردید. سپس برای به دست آوردن منحنی PDD از داده خروجی DOSXYZnrc (فایلی با پسوند 3ddose) از برنامه STATDOSE استفاده گردید و در انتها نتایج شبیه سازی با داده های تجربی جدول BJR25 (۱۳، ۵) که به صورت روتین در کلینیک استفاده می گردد، مقایسه شد.

یافته‌ها

طیف خروجی اشعه X به دست آمده از شبیه سازی با کد EGSnrc: شکل (۳) طیف خروجی پرتو X در انرژی ۱۸۰ kV کیلو ولت را نشان می دهد. این طیف با استفاده از برنامه BEAMDP با استفاده از داده های فازی کد BEAMnrc رسم گردید.



شکل ۳- طیف خروجی به دست آمده از تیوب (Tube) پرتو X دستگاه ارتوولتاژ در انرژی ۱۸۰ کیلوولت. میانگین درصد خطای نسبی طیف، ۵/۴۵٪ می باشد.



شکل ۴- منحنی جذب به دست آمده از اندازه گیری تجربی در انرژی ۱۸۰ کیلوولت

جدول ۱- مقایسه نتایج به دست آمده از روش تجربی و روش شبیه سازی مونت کارلو در انرژی ۱۸۰ کیلوولت

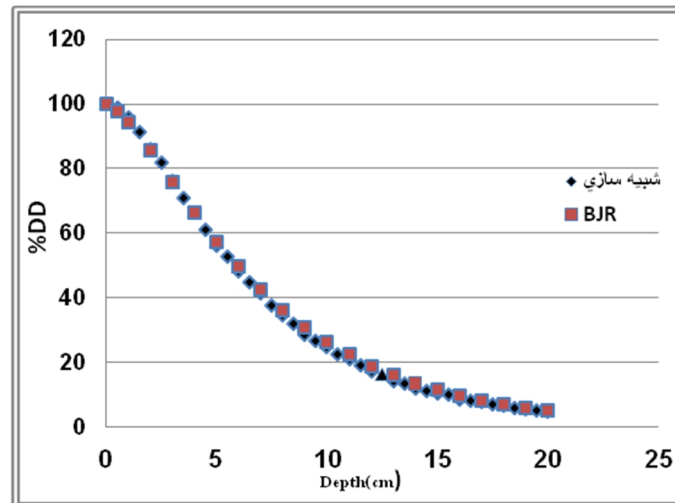
روش اندازه گیری	HVL (mm Cu) و	ضریب همگنی	انرژی میانگین (Eave) کیلوولت	انرژی مؤثر فوتون (Eeff) کیلوولت
تجربی	۰/۴۷۹ ± ۰/۰۱۷	۰/۵۶۳ ± ۰/۰۴	-----	-----
شبیه سازی (MC)	۰/۵۰۴ ± ۰/۰۲۷	۰/۵۴۶ ± ۰/۰۳	۷۹/۴	۵۷/۲
درصد اختلاف	٪ ۴/۹۶	٪ ۳/۰۱	-----	-----

(Back Scatter Factor) و درصد دز عمقی تابعی غیرمستقیم از همگنی طیف هستند (۱۲)، اندازه گیری ضریب همگنی از اهمیت خاصی برخوردار است (۱۷). در تحقیق حاضر، ضریب همگنی علاوه بر شاخص های متداول کیفیت دسته پرتو X دستگاه رادیوتراپی سطحی در انرژی ۱۸۰ کیلوولت تعیین گردید. برای این منظور، ابتدا HVL اول و دوم با استفاده از منحنی جذب با میانگین خطای مطلق ۰/۳ ± (ناشی از خطای موجود در اندازه گیری) محاسبه گردید و در نهایت با استفاده از

میلی متر محاسبه گردید که میزان انطباق خوبی می باشد (۱).

بحث و نتیجه گیری

در بعضی از مراکز درمانی برای درمان های سطحی دستگاه های ارتوولتاژ هنوز کاربرد دارد. کیفیت پرتو X خروجی مهم ترین شاخص برای درمان در این نوع دستگاه ها می باشد. با توجه به اینکه برخی پارامترهای فیزیکی در رادیوتراپی کلینیکی همچون فاکتور پراکندگی برگشتی



شکل ۵- مقایسه درصد دز عمقی نتایج شبیه سازی و تجربی BJR25 در انرژی ۱۸۰ کیلو ولت در میدان تابش ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع

اختلاف ۴/۹۶٪ را نشان می‌دهد که با توجه به اینکه در مطالعات قبلی اختلاف HVL اندازه گیری شده با روش تجربی و شبیه سازی مونت کارلواز ۲٪ تا بالای ۱۰٪ گزارش گردید، میزان اختلاف منطقی و خوبی به نظر می‌رسد (۴، ۱۵ و ۱۶).

لذا، با توجه به نتایج این مطالعه و میزان انطباق خوب منحنی درصد دوز عمقی شکل (۵) که در این تحقیق مشاهده گردید، کد EGSnrc می‌تواند کد مناسبی برای شبیه سازی دستگاه درمانی سطحی و معیاری برای تایید صحت نتایج اندازه گیری تجربی دستگاه های پرتو ایکس ارتوولتاژ باشد (۱).

امید است با توجه به کاربردهای بسیار متنوع این کد در داخل کشور بیشتر شناخته شود و انجام کارهای مشابه با کدهایی دیگر پیشنهاد می‌گردد.

تقدیر و تشکر

لازم است از راهنمایی‌های آقای مهندس رضازاده، خانم مهندس دلفان، کارکنان و مدیریت محترم بیمارستان شهید رجائی بابلسرکه در انجام این تحقیق همکاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی به عمل آید.

منابع

1. Knöös Tommy, Rosenschöld Munckaf, Elinore Wieslander. Modelling of an Orthovoltage X-ray therapy unit with the EGSnrc Monte Carlo Package

رابطه (۱) ضریب به دست آمد. در انجام مراحل تجربی تحقیق از دزیومتر فارمر که توسط مرکز SSDL سازمان انرژی اتمی ایران کالیبره شده بود، استفاده گردید و متعاقباً در شبیه سازی سعی شد با دقت خوبی (میانگین خطای مطلق ۰/۰۲±) مشابه مراحل کار تجربی صورت پذیرد.

در قسمت شبیه سازی تحقیق، از کد EGSnrc استفاده گردید (۱۷، ۱۸). با استفاده از این کد علاوه بر تعیین ضریب همگنی، طیف های خروجی دسته پرتو X نیز به دست آمد. ابتدا برای شبیه سازی سر (Head) دستگاه از کد BEAMnrc و برای محاسبه HVL اول و دوم از برنامه BEAMDP و رابطه های (۱) و (۲) استفاده گردید (۱۰ و ۱۱) و نیز برای رسم طیف های خروجی از برنامه BEAMDP (۱۷، ۱۸) کد EGSnrc به کار گرفته شد. همان طور که نتایج نشان می‌دهد درصد اختلاف نتایج HVL و ضریب همگنی با دو روش تجربی و شبیه سازی بترتیب ۴/۹۶٪ و ۳/۰۱٪ به دست آمد. در گزارشی که توسط U. Chica وهمکاران ارائه شده است بیشترین اختلاف نتایج تقریباً حدود ۳٪ گزارش گردید (۵) که علت عدم همخوانی نتایج تحقیق حاضر با گزارش فوق الذکر به کد مورد استفاده (PENELPE) و نوع دستگاه رادیوتراپی به کار گرفته شده می‌باشد. همچنین در تحقیق حاضر، مقایسه (جدول (۱) HVL به دست آمده از ۲ روش تجربی و شبیه سازی، درصد

T, Babapour H, Shirazi AR. HVL evaluation of orthovoltage X-ray machine using EGSnrc code of simulation. *IJRR*. 2013;12:325-330.

18. Babapour H, Allahverdi Pourfallah T, Shabestani Monfared A, Shirazi AR. Evaluation the Effects of the Field Size on Beam homogeneity Coefficient in the Superficial Radiotherapy Machine using Empirical Method and Simulation. *IJMP*. 2012; (9) 3: 153-160.

Radiation Physics, Lund University Hospital, S-221 85 Lund, Sweden. 2007.

2. Kawrakow I Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport: I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Med Phys* 2000;27:485-98.

3. Kawrakow I and Rogers D W O 2003 The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport Technical Report PIRS-701, 4th printing.

4. Mainegra-Hing E, Kawrakow I. Efficient x-ray tube simulations. *Med Phys* 2006;33:2683-904-6.

5. Chica U, Anguiano M, Lallena AM. Benchmark of PENELOPE for low and medium energy X-ray. *Phys Med* 2009;25: 51e-57e. 6. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. In: IAEA A technical report series 398. Vienna: IAEA; 2005.

7. Rogers D W O, Walters B and Kawrakow I 2005 BEAMnrc users manual Technical Report PIRS 509 (a) revK (Ottawa, Canada: National Research Council of Canada).

8. Walters B, Kawrakow I Rogers DWO. DOSXYZnrc Users Manual 2007, NRCC Report PIRS-794revB. (Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada, Ottawa).

9. Kawrakow I, Rogers DWO, Walters B. Large efficiency improvements in BEA Mncr using directional Bremsstrahlung splitting. *Med Phys* 2004; 31:2883-98.

10. M and Rogers D W O 2005 BEAMDP Users Manual, Technical Report PIRS-509 (C) revA (Ottawa, Canada National Research Council of CanadaMa C).

11. M and Rogers D W O 2005 BEAMDP as a General-Purpose Utility Technical Report PIRS-509(E) revA Ottawa, Canada: National Research Council of Canada).

12. Kiyoshi A, Masaki K. Measurement of backscattered x-ray spectra at the water surface in the energy range 60 kV to 120 kV. *Phys Med Biol* 2002; 47:1205.

13. Ubrich F, Wulff J, Kranzer R, Zink K. Thimble ionization chambers in medium-energy x-ray beams and the role of constructive details of the central electrode: Monte Carlo simulations and measurements. *Phys. Med. Biol.* 2008; 53: 4893-4906.

14. BJR Supplement 25, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy 1996, Published by the British Institute of Radiology. Book.

15. Verhaegen F, Nahum A E, Van de Putte S, Namito Y. Monte Carlo modelling of radiotherapy kV x-ray units. *Phys. Med. Biol.* 1999; 44: 1767-89.

16. Ben Omrane L, Verhaegen F, Chahed N, Mtimet S. An investigation of entrance surface dose calculations for diagnostic radiology using Monte Carlo simulations and radiotherapy dosimetry formalisms. *Phys. Med. Biol.* 2003; 48: 1809-24.

17. Shabestani Monfared A, Allahverdi Pourfallah

Evaluation of X-radiation beam quality characteristics of experimental and simulated surface

Gholam Reza Ataei, MSc of Biophysics, Paramedical School, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran. golamrezaatae@yahoo.com

Kourosh Ebrahimnezhad Gorji, PhD of Medical Physics, Radiobiology & Radiation Protection Faculty, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran. k.gorji@gmail.com

Hamed Babapour, MSc of Radiation Engenring, Azad University, Noor Branch, Iran. yahoo.com

***Ali Shabestani Monfared**, PhD of Medical Physics, Radiobiology & Radiation Protection Faculty, Babol University of Medical Sciences, Shahid Rajaei Hospital, Babolsar, Iran (*Corresponding author). monfared1345@gmail.com

Abstract

One of the most common methods used in radiation therapy for the treatment of superficial skin lesions using the ortho-voltage radiation X (the kVp 300), respectively. One of the most important indicators for the treatment of this type of device, the quality of the X-ray output is usually half the thickness of the absorption (HVL) Vanrzhy show photons effective. However, in this study, the coefficient of homogeneity was examined as a factor. Materials and Methods: In this study, the half-absorption layer (HVL) and homogeneity coefficient of the X-ray surface voltage was determined kV180 experimental and simulated with Monte Carlo method and the results were compared with the EGSnrc code. Using the measured absorption curve for this exposure through the layers of the weakening of the clinic was drawn with appropriate interpolation of the curve, the half-absorption layer (HVL) and homogeneity coefficient, respectively. The package EGSnrc, the code BEAMnrc to simulate photon and electron transfer up to receive daily intravaginal and BEAMDP for coefficient homogeneity systematically and draw the output spectrum (using data from phase space code BEAMnrc) and the code DOSXYZnrc to trace the curve of percentage depth dose the water phantom was used. The results show that the mean percentage difference between the HVL and homogeneity coefficient obtained from simulation and experiment 2, 96/4% and 01/3%, respectively. Conclusion: According to previous studies that measured HVL of difference between experimental and simulated 2% to over 10% were reported as the mean difference between the 96/4%, respectively. The difference is that this is reasonable. Homogeneity coefficient was calculated from the above previous reports due to differences in the code is justified. Considering the limitations of the clinics, the present method because of the simplicity of the layout and the similarity of the clinical conditions seem to have good performance.

Keywords: Homogeneity coefficient, HVL, EGSnrc, Monte Carlo simulation, ortho-voltage X-ray