

Simulation and Investigation of Dosimetric Characteristics of X-RAD 320 Orthovoltage Unit Using Monte Carlo Method

Seyed Salman Zakariaee^{1,2*}

¹ Associate Professor of Medical Physics, Department of Medical Physics, Faculty of Paramedicine, Ilam University of Medical Sciences, Ilam, Iran

² Student Research Committee, Ilam University of Medical Sciences, Ilam, Iran

Abstract

Introduction: X-RAD320 irradiator is one of the radiobiological research units. This unit is used to irradiate animals and cell cultures. The dosimetric properties of an irradiator unit play an important role in radiobiological investigations. Therefore, the operation characteristics of the irradiator units must be precisely evaluated. Experimental measurements sometimes need special types of equipment which are too time-consuming and costly. Therefore, theoretical calculations are the best solutions. In this study, the X-RAD320 orthovoltage unit was simulated by the Monte Carlo (MC) method and dosimetric characteristics of its beam filtrations (F1: HVL=1.0mm Cu/ F2: HVL=4.0mm Cu) were investigated.

Methods and Materials: For each energy beam, the percentage depth dose (PDD) and beam profile functions were calculated at different depths of the water phantom. The statistical uncertainties for all calculations were less than 2%. Beam spectrums calculated by the MC method and SpekCalc software were compared to validate the MC modeling of the X-RAD320 unit.

Results: For both energy beams, photon beam spectra were calculated at source to surface distance (SSD) of 20 cm. MCNPX results were in close agreement with SpekCalc measurements. PDD and Beam profile functions were calculated in the water phantom at SSD of 50 cm and field size of 20×20 cm². The comparison of the results confirmed that the system was accurately modeled and our model can be used for MC dose calculations.

Discussion and Conclusion: From the results, it could be concluded that the simulated model of the X-RAD320 unit could be used for dosimetry applications, system optimization studies, and etc.

Keywords: Monte Carlo Simulation; X-RAD320 irradiator; Orthovoltage Radiation Therapy Unit; SpekCalc Software

*(Corresponding Author) Seyed Salman Zakariaee, Associate Professor of Medical Physics, Department of Medical Physics, Faculty of Paramedicine, Ilam University of Medical Sciences, Ilam, Iran.
Email: salman_zakariaee@yahoo.com

شبیه سازی و بررسی ویژگی های دوزیمتریک سیستم پرتو دهی اورتوولتاژ X-RAD 320 با استفاده از روش مونت کارلو

سیدسلیمان ذکریایی^{۱،*}

^۱ دانشیار فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایلام، ایلام، ایران

^۲ کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی ایلام، ایلام، ایران

چکیده

مقدمه: سیستم پرتو دهی X-RAD320 یکی از سیستم های تحقیقات رادیوبیولوژیکی می باشد. این سیستم برای تابش حیوانات و نمونه های کشت سلولی استفاده می شود. خواص دوزیمتریک یک سیستم پرتو دهی نقش مهمی در تحقیقات رادیوبیولوژیکی دارد. بنابراین، ویژگی های عملکرد سیستم های پرتو دهی باید به طور دقیق ارزیابی شود. اندازه گیری های تجربی گاهی به انواع خاصی از تجهیزات نیاز دارند که بسیار زمان بر و پرهزینه هستند. بنابراین در این موارد، محاسبات نظری بهترین راه حل هستند. در این مطالعه، سیستم اورتوولتاژ X-RAD320 با روش مونت کارلو (MC) شبیه سازی شد و ویژگی های دوزیمتریک فیلتراسیون پرتو دهی آن ($F1: HVL=1.0mm\ Cu/F2: HVL=4.0mm\ Cu$) بررسی شد.

مواد و روش ها: برای هر انرژی از پرتو، توابع درصد دوز عمقی (PDD) و پروفایل پرتو در عمق های مختلف فانتوم آب محاسبه شد. عدم قطعیت آماری برای همه محاسبات کمتر از ۲٪ بود. طیف های پرتو محاسبه شده با روش MC و نرم افزار SpekCalc برای اعتبارسنجی مدل شبیه سازی شده سیستم X-RAD320 مقایسه شدند.

یافته ها: برای هر دو انرژی از پرتو، طیف پرتوهای فوتون خروجی از سیستم در فاصله منبع تا سطح (SSD) ۲۰ سانتی متر محاسبه شد. نتایج شبیه سازی با استفاده از روش MCNPX در تطابق نزدیک با اندازه گیری SpekCalc بود. توابع PDD و پروفایل پرتو در فانتوم آب در SSD ۵۰ سانتی متر و اندازه میدان ۲۰×۲۰ سانتی متر مربع محاسبه شد. مقایسه نتایج تأیید کرد که سیستم به طور دقیق مدل سازی شده است و مدل ما می تواند برای محاسبات دوز MC استفاده شود.

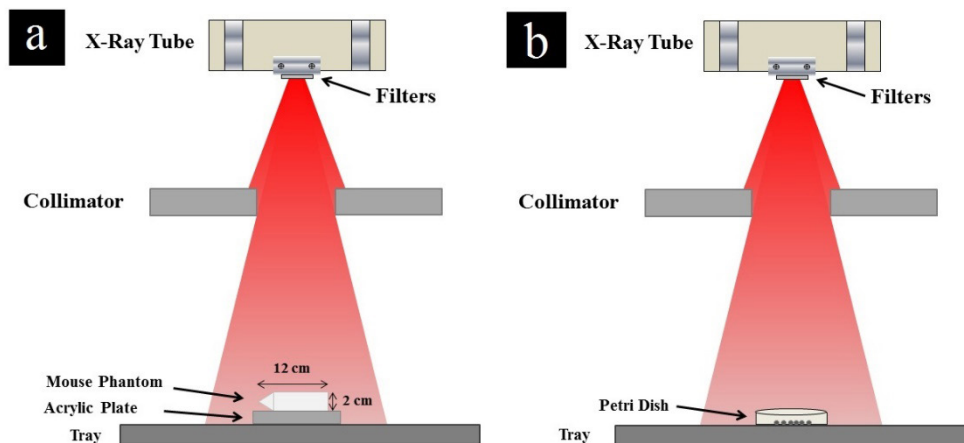
بحث و نتیجه گیری: از نتایج به دست آمده در این مطالعه می توان نتیجه گرفت که مدل شبیه سازی شده سیستم X-RAD320 می تواند برای کاربردهای دوزیمتری، مطالعات بهینه سازی سیستم و غیره مورد استفاده قرار گیرد.

کلمات کلیدی: شبیه سازی مونت کارلو، سیستم پرتو دهی X-RAD320، سیستم پرتودرمانی اورتوولتاژ، نرم افزار SpekCalc

مقدمه

عملکرد یک دارو یا روش های درمانی در یک استراتژی مشخص ارزیابی می شود. در کارآزمایی های بالینی، ایمنی و عملکرد یک روش جدید باید مورد مطالعه و تایید قرار گیرد تا بتوان آن را برای بیماران نیز ارزیابی نمود. فرضیه های پزشکی جدید ابتدا بر روی نمونه های کشت سلولی مورد ارزیابی قرار می گیرند و در مرحله دوم روی حیوانات بررسی می شوند (۱، ۲). مطالعات رادیوبیولوژیکی نیز از این اصول پیروی می کنند. در مطالعات رادیوبیولوژیکی، یک روش آزمایش مناسب به چالش بررسی های عملی بستگی دارد و در شرایط کنترل شده انجام می شود (۳). سیستم پرتودهی XRAD-320 به عنوان یک سیستم پرتودهی کیلوولتاژ، یکی از سیستم های تحقیقات رادیوبیولوژیکی است که به طور گسترده مورد استفاده قرار می گیرد (۱۱-۴). تا حدود سال ۱۹۵۰، بیشتر پرتودرمانی های برون تنی با پرتوهای ایکس تولید شده در ولتاژهای کمتر از ۳۰۰ KVp انجام می شد. توسعه سیستم های پرتودهی با انرژی های بالاتر و محبوبیت فزاینده سیستم های کبالت ۶۰ در دهه های ۱۹۵۰ و ۱۹۶۰ منجر به حذف تدریجی کاربرد ماشین های کیلوولتاژ معمولی در پرتودرمانی شد. با این حال، این ماشین ها به طور کامل از بخش های درمانی و تحقیقاتی حذف نشده اند. حتی در عصر

کنونی پرتوهای مگاولتاژ، استفاده از پرتوهای کم انرژی به ویژه در درمان ضایعات سطحی کاربرد دارد (۱۲). یکی دیگر از زمینه های بالینی استفاده از دستگاه های اشعه ایکس کیلوولتاژ پرتودرمانی حین عمل (IORT) است که تلاش جراحی و پرتودرمانی را به منظور افزایش میزان کنترل تومور ترکیب می کند. در این روش درمانی به طور مستقیم دوز بالایی در بستر تومور تحت تابش در طول جراحی تجویز می شود. برای این روش از سیستم های قابل حمل مانند شتاب دهنده های الکترونی اختصاصی یا دستگاه های اشعه ایکس کیلوولتاژ به طور فزاینده ای استفاده می شود (۱۳). در حوزه تحقیقات نیز ایجاد منحنی کالیبراسیون دوز-پاسخ برای هر روش بیودوزیمتریکی مستلزم تابش نمونه های بیولوژیکی، مانند خون، تا محدوده مناسبی از دوزهای تابشی است. در بسیاری از مراکز تحقیقاتی همچون مرکز تحقیقات بهداشت کانادا از سیستم XRAD-320 به عنوان منبع تشعشع برای تابش نمونه های خونی و نمونه های برون تنی استفاده می شود. این سیستم برای تابش دوزهای دقیق به نمونه های نسبتاً کوچک، در اندازه سلول تا حیوانات کوچک کاربرد دارد (۱۴). چالش های پرتودهی متداول سیستم XRAD-320 برای نمونه های کشت سلولی و حیوانی به صورت شماتیک در تصویر ۱ نشان داده شده است (۱۵، ۱۶).



شکل ۱- تصویر شماتیک چالش های تابش مرسوم برای نمونه های کشت سلولی و حیوانی
الف) نمونه های حیوانی ب) نمونه های کشت سلولی

دقیق ارزیابی شود (۷، ۶). مقادیر دوز جذب شده و توزیع دوز از مهم ترین فاکتورها در تحقیقات رادیوبیولوژیکی هستند. این ویژگی های سیستم های پرتودهی را می توان با اندازه گیری ها و

ویژگی های دوزیمتریکی یک سیستم پرتودهی اشعه ایکس نقش مهمی در تحقیقات رادیوبیولوژیکی ایفا می کند (۱۱-۵، ۱۷). بنابراین، ویژگی های عملکرد سیستم های پرتودهی باید به طور

مواد و روش ها

۱- شبیه سازی سیستم X-RAD 320 با روش مونت کارلو: سیستم پرتودهی X-RAD 320 (precision X-Ray Inc., USA) با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX (نسخه ۰-۴-۲) شبیه سازی شد. مجموعه کدنویسی MCNPX معمولاً برای کاربردهای دوزیمتریک پزشکی استفاده می شود و در محدوده انرژی کیلوولتاژ (KV) و مگاولتاژ (MV) اعتبارسنجی شده است. کد شبیه سازی MCNPX می تواند برهمکنش های نوترون های کم انرژی، الکترون ها، فوتون ها و غیره را شبیه سازی کند (۲۵). مدل مونت کارلو سیستم پرتودهی کیلوولتاژ شامل یک محفظه سرامیکی، آند تنگستنی، یک فیلتر ذاتی برلیوم ۳ میلی متری، فیلتر F1 (HVL=1.0mm Cu) / F2 (HVL=4.0mm Cu) و کولیماتورهای محدود کننده پرتو است. برای بررسی کمی تفاوت بین طیف های محاسبه شده توسط نرم افزارهای MCNPX و SpekCalc، از تجزیه و تحلیل آماری student's t-test استفاده شد. مقادیر آزمون student's t-test و سطوح معنی داری مربوط به آنالیز student's t-test (two-tailed test) برای طیف های شبیه سازی شده MCNPX در مقایسه با نتایج نرم افزار SpekCalc محاسبه شد. در این تحلیل اگر مقدار t محاسبه شده بیشتر از مقدار بحرانی باشد، فرضیه صفر مبنی بر عدم تفاوت آماری معنی دار (در سطح اطمینان ۹۵ درصد) رد می شود. همچنین برای هر انرژی، درصد تغییرات نسبی مقدار فلوی بیناب ایکس محاسبه شده در روش های MCNPX و SpekCalc با استفاده از رابطه زیر تعیین گردید.

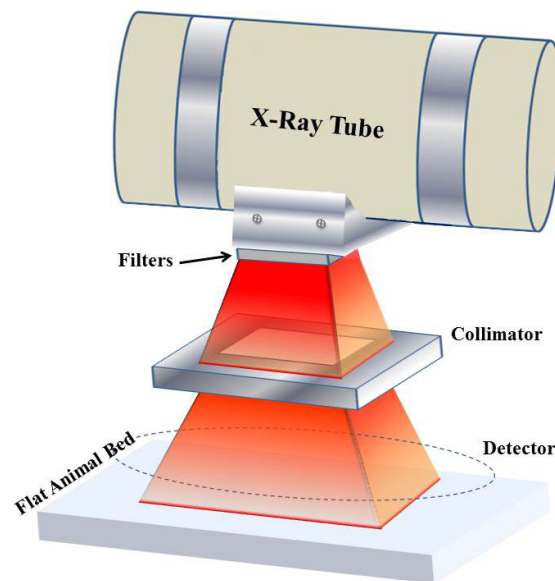
درصد تغییرات نسبی

$$= \frac{(\text{مقدار فلو محاسبه شده توسط نرم افزار } SpekCalc - \text{مقدار فلو محاسبه شده در روش } MC) \times 100}{\text{مقدار فلو محاسبه شده در روش } MC}$$

شده و اجزای آن در تصویر ۲ نشان داده شده است. مشخصات فیلتراسیون پرتو سیستم تابش در جدول ۱ ذکر شده است.

محاسبات مونت کارلو (MC) بررسی کرد (۳، ۱۱-۵). در بسیاری از مطالعات دوزیمتریک، اندازه گیری های تجربی به انواع خاصی از تجهیزات نیاز دارند که بسیار وقت گیر و پرهزینه هستند. در چنین مواردی محاسبات نظری بهترین راه حل هستند. یک مدل شبیه سازی شده از سیستم می تواند برای کاربردهای دوزیمتری، بررسی ویژگی های سیستم، طراحی و بهینه سازی سیستم ها و غیره استفاده شود (۱۱، ۳-۵، ۲۲-۱۸). در مراحل بالاتر تحقیقات، بهینه سازی عملکرد و ویژگی های سیستم انجام می شود (۵-۸). مونت کارلو یک روش محاسباتی شناخته شده برای کاربردهای دوزیمتریک است. در این روش محاسبه، برهمکنش ذرات یونیزان (مانند نوترون، فوتون و غیره) توسط تئوری های آماری پیش بینی می شود. دقت محاسبات MC توسط بسیاری از مطالعات ثابت شده است (۱۱-۵، ۲۰-۱۸). برای سیستم پرتودهی X-RAD 320، برخی از سؤالات فنی یا بالینی خاص از جمله تأثیر ناهمگنی استخوان بر دوز ورودی و دوز تجویز شده (۲۳، ۲۴)، تأثیر زاویه آند بر طیف پرتوهای فوتون و توزیع دوز (۸)، بهینه سازی پروتکل های درمانی (۹) و غیره مورد بررسی قرار گرفته است. علاوه بر مطالعات تئوری و تجربی انجام شده، ویژگی های دوزیمتریک سیستم X-RAD 320 و تغییرات فلوی انرژی/فوتون سیستم در یک فانتوم آب از جمله موضوعات می باشد، که نیاز به بررسی دارند در این تحقیق سیستم پرتودهی اورتو ولتاژ X-RAD 320 با روش MC شبیه سازی شده و ویژگی های دوزیمتریک فیلتراسیون های پرتویی آن (۲/۰ میلی متر آلومینیوم و ۰/۸ میلی متر قلع + ۰/۲۵ میلی متر مس + ۱/۵ میلی متر آلومینیوم) بررسی می شود.

یک فانتوم آبی با ابعاد ۲۰×۲۰×۲۰ سانتی متر مکعب در زیر سیستم شبیه سازی می شود تا انرژی های جذب شده در نمونه های تحت تابش را به دست آورد. تصویر شماتیک سیستم شبیه سازی



شکل ۲- هندسه شماتیکی پرتو دهی سیستم X-RAD 320 دربرگیرنده فیلتر و کولیماتور

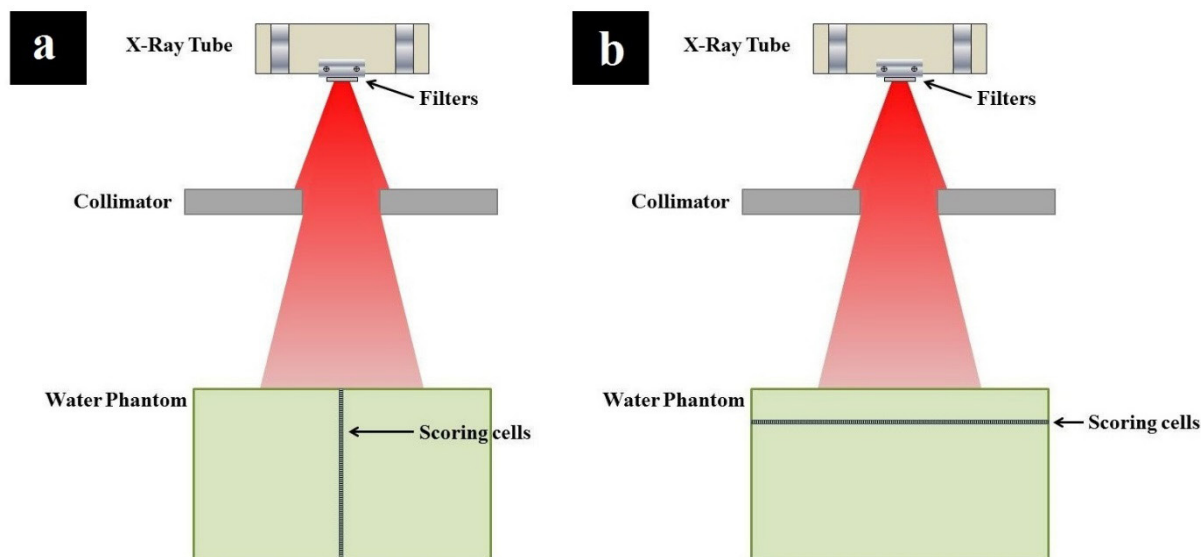
جدول ۱- ویژگی های فیلتراسیون پرتو در سیستم X-RAD 320

فیلتر	کاربرد	ترکیب سازنده فیلتر	(HVL) ضخامت لایه نیم جذب
۱	نمونه کشت سلول	۲/۰ میلی متر آلومینیوم	۱ میلی متر مس
۲	نمونه حیوانی	۰/۸ میلی متر قلع + ۰/۲۵ میلی متر مس + ۱/۵ میلی متر آلومینیوم	۴ میلی متر مس

فوتون ها (PCUT) در نظر گرفته نشد.

برای محاسبات درصد دوز عمقی (PDD) در فانتوم آب، یک مکعب مستطیل به ابعاد $20 \times 20 \times 2$ سانتی متر مکعب در امتداد محور مرکزی پرتو شبیه سازی شد و به سلول های اندازه گیری با ارتفاع ۲ میلی متر تقسیم شد. برای محاسبه پروفایل دوز پرتو در فانتوم آب، یک مکعب مستطیل به ابعاد $20 \times 20 \times 0.2$ سانتی متر مکعب عمود بر محور مرکزی پرتو شبیه سازی شد. مکعب مستطیل شبیه سازی شده به سلول های اندازه گیری با عرض ۲ میلی متر تقسیم شد. پروفایل های پرتو در اعماق مختلف فانتوم آب محاسبه شد. توابع PDD و پروفایل پرتو با تابع F6 در فاصله منبع تا سطح (SSD) ۵۰ سانتی متر محاسبه شد. تابع F6 دوزهای جذب شده را بر حسب MeV در هر گرم اندازه گیری می کند. هندسه های شبیه سازی شده فانتوم آب و سلول های اندازه گیری در تصویر ۳ نشان داده شده است.

برای هر انرژی از پرتو، توابع درصد دوز عمقی و پروفایل پرتو در اعماق مختلف فانتوم آب محاسبه شد. یک پرتو الکترونی تک انرژی (300KVp) با قطر ۲/۵ میلی متر و توزیع فضایی یکنواخت به عنوان منبع الکترونی در نظر گرفته شد. زاویه آند با توجه به اطلاعات فنی سیستم بر روی ۱۶ درجه تنظیم شد. تابش فوتون پرتو اشعه ایکس با تابع F5 محاسبه شد. برای این اندازه گیری، یک آشکارساز حلقه ای با شعاع ۵ سانتی متر در زیر کولیماتورهای محدود کننده پرتو در فاصله ۲۰ سانتی متری از نقطه کانونی تعریف شد. تابع F5 فلو را بر حسب فوتون بر سانتی متر مربع به ازای هر الکترون اولیه اندازه گیری می کند. این محاسبات با اجرای فایل ورودی به مدت ۲۰۰۰ دقیقه انجام شد. فلوهای فوتونی در داخل فانتوم های آب نیز برای هر دو پرتو انرژی اندازه گیری شد. عدم قطعیت های آماری برای همه محاسبات کمتر از ۲٪ بود. در این مطالعه، انتقال و عبور الکترون ها و فوتون های کم انرژی شبیه سازی شد. بنابراین، هیچ قطع انرژی برای الکترون ها (ECUT) و



شکل ۳- هندسه شبیه سازی شده سیستم پرتو دهی X-RAD 320 شامل تیوپ اشعه ایکس، موقعیت صفحات اندازه گیری و فانتوم آب است

الف) هندسه اندازه گیری PDD ب) هندسه محاسبه پروفایل های دوز عرضی پرتو

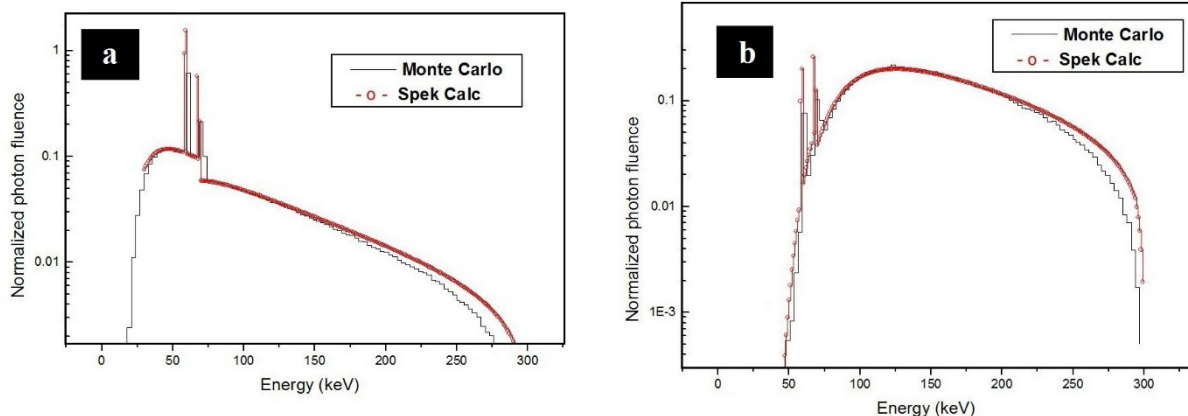
یافته ها

۱- صحت آزمایشی مدل شبیه سازی سیستم X-RAD 320 با روش MC

برای هر دو انرژی از پرتو، طیف پرتوهای فوتونی با روش MC در SSD ۲۰ سانتی متر و اندازه میدان 10×10 سانتی متر مربع محاسبه شد. این طیف های پرتو با طیف های محاسبه شده توسط نرم افزار SpekCalc مقایسه شد. شکل ۴ مقایسه بین طیف پرتوهای فوتونی محاسبه شده با روش های MCNPX و SpekCalc را نشان می دهد.

۲- صحت آزمایشی مدل شبیه سازی شده سیستم X-RAD 320 با روش MC

طیف های پرتو محاسبه شده با روش MC و نرم افزار SpekCalc (نسخه ۱/۱) (۲۶) برای اعتبار سنجی مدل شبیه سازی شده سیستم X-RAD 320 مقایسه شدند. نرم افزار SpekCalc قادر است طیف اشعه ایکس را در چینش های مختلف از جمله زوایای آند و فیلتراسیون های مختلف پرتو محاسبه کند. دقت محاسبات نرم افزار SpekCalc توسط نتایج تجربی تایید شده است (۲۷، ۲۸).

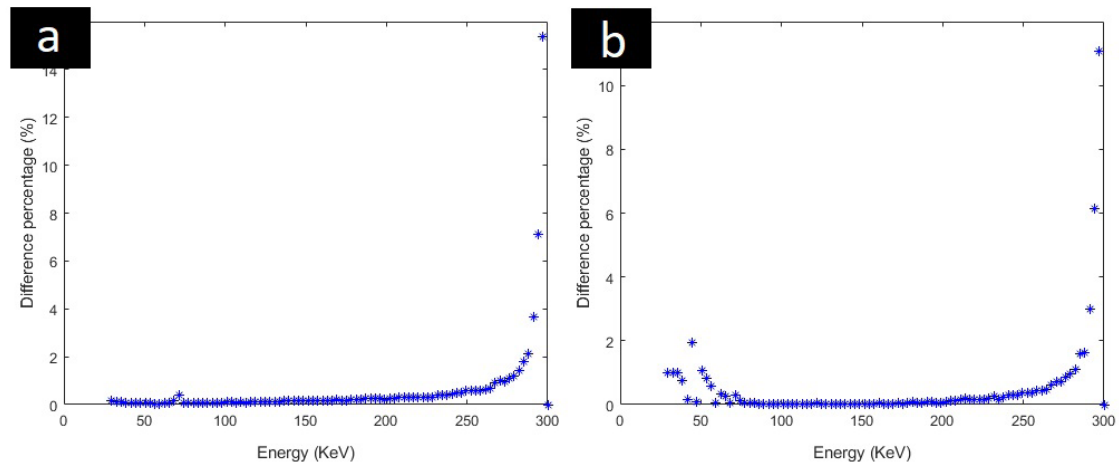


شکل ۴- مقایسه طیف پرتوی فوتون محاسبه شده توسط نرم افزار MCNPX و SpekCalc برای انرژی ۳۰۰ کیلو ولت و زاویه آند ۱۶ درجه

الف) فیلتر F1 (HVL=1.0mm Cu) ب) فیلتر F2 (HVL=4.0mm Cu)

طیف‌های MCNP و SpekCalc مشاهده نشد ($P < 0.001$). برای هر دو انرژی از پرتو، درصد تغییرات نسبی طیف‌های پرتوی فوتوی محاسبه شده توسط نرم افزار MCNPX و SpekCalc در شکل ۵ نشان داده شده است.

برای بررسی کمی تفاوت بین طیف‌های محاسبه شده در روش‌های MCNPX و SpekCalc، از تجزیه و تحلیل آماری student's t-test استفاده شد. به طور کلی برای هر دو بیناب انرژی، در آزمون paired t-test هیچ تفاوت آماری معنی داری بین



شکل ۵- درصد تغییرات نسبی طیف‌های پرتوی فوتوی محاسبه شده توسط نرم افزار MCNPX و SpekCalc برای انرژی ۳۰۰ کیلو ولت و زاویه آند ۱۶ درجه

(الف) فیلتر (F1 (HVL=1.0mm Cu (ب) فیلتر (F2 (HVL=4.0mm Cu

شبیه سازی مونت کارلو سیستم X-RAD 320 برای حصول فایل‌های Phase-Space انجام شده است. فایل‌های Phase-Space سیستم X-RAD 320 برای پرتوهای فیلتر شده با فیلترهای (F1 (HVL=1.0mm Cu و (F2 (HVL=4.0mm Cu در جدول ۲ ارائه شده است.

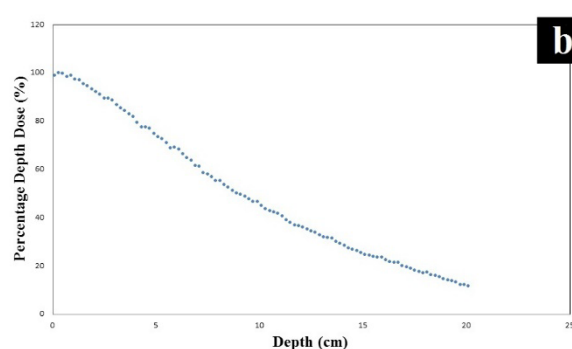
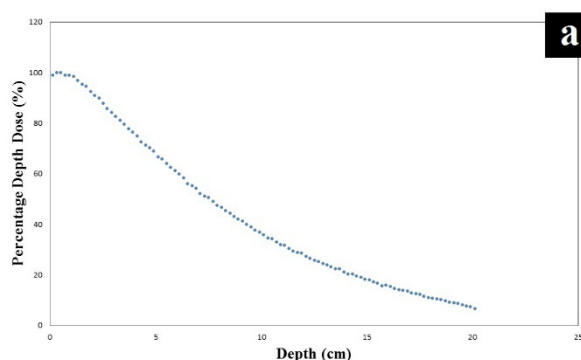
جدول ۲- فایل‌های Phase-Space سیستم X-RAD 320 برای پرتوهای فیلتر شده با فیلترهای (F1 (HVL=1.0mm Cu و (F2 (HVL=4.0mm Cu

فایل Phase-Space سیستم پرتودهی X-RAD 320								
فیلتر	si	فایل Phase-Space سیستم پرتودهی X-RAD 320						
		0.00E+00	2.97E-03	8.91E-03	1.49E-02	2.08E-02	2.67E-02	3.27E-02
F1 filter		3.86E-02	4.46E-02	5.05E-02	5.64E-02	5.94E-02	6.24E-02	6.53E-02
		6.83E-02	7.13E-02	7.43E-02	8.02E-02	8.61E-02	9.21E-02	9.80E-02
		1.04E-01	1.10E-01	1.16E-01	1.22E-01	1.28E-01	1.34E-01	1.40E-01
		1.46E-01	1.51E-01	1.57E-01	1.63E-01	1.69E-01	1.75E-01	1.81E-01
		1.87E-01	1.93E-01	1.99E-01	2.05E-01	2.11E-01	2.17E-01	2.23E-01
		2.29E-01	2.35E-01	2.41E-01	2.47E-01	2.52E-01	2.58E-01	2.64E-01
		2.70E-01	2.76E-01	2.82E-01	2.88E-01	2.94E-01	2.97E-01	3.00E-01
	sp	0.00E+00	5.77E-16	6.38E-08	5.92E-05	4.43E-03	1.91E-02	3.39E-02
		4.30E-02	4.62E-02	4.66E-02	4.53E-02	2.45E-01	4.11E-02	3.96E-02
		8.48E-02	3.97E-02	2.33E-02	2.25E-02	2.12E-02	2.01E-02	1.89E-02
		1.77E-02	1.65E-02	1.54E-02	1.42E-02	1.31E-02	1.24E-02	1.12E-02
		1.04E-02	9.67E-03	8.95E-03	8.20E-03	7.41E-03	7.06E-03	6.25E-03
		5.71E-03	5.29E-03	4.94E-03	4.45E-03	3.91E-03	3.60E-03	3.27E-03
		3.00E-03	2.62E-03	2.24E-03	1.94E-03	1.67E-03	1.44E-03	1.20E-03
		8.68E-04	6.82E-04	4.76E-04	2.72E-04	6.92E-05	1.68E-05	0.00E+00

F2 filter	si	0.00E+00	2.97E-03	8.91E-03	1.49E-02	2.08E-02	2.67E-02	3.27E-02	&
		3.86E-02	4.46E-02	5.05E-02	5.64E-02	5.94E-02	6.24E-02	6.53E-02	&
		6.83E-02	7.13E-02	7.43E-02	8.02E-02	8.61E-02	9.21E-02	9.80E-02	&
		1.04E-01	1.10E-01	1.16E-01	1.25E-01	1.31E-01	1.37E-01	1.43E-01	&
		1.49E-01	1.54E-01	1.60E-01	1.66E-01	1.72E-01	1.78E-01	1.84E-01	&
		1.90E-01	1.96E-01	2.02E-01	2.08E-01	2.14E-01	2.20E-01	2.26E-01	&
		2.32E-01	2.38E-01	2.44E-01	2.50E-01	2.55E-01	2.61E-01	2.67E-01	&
		2.73E-01	2.79E-01	2.85E-01	2.91E-01	2.97E-01	3.00E-01		
	sp	0.00E+00	1.54E-15	3.75E-05	1.37E-30	1.55E-16	1.52E-04	1.58E-06	&
		1.67E-06	1.10E-05	1.89E-04	1.30E-03	1.73E-02	4.49E-03	6.99E-03	&
		2.31E-02	1.48E-02	1.20E-02	1.90E-02	2.62E-02	3.21E-02	3.72E-02	&
		4.17E-02	4.43E-02	4.57E-02	4.70E-02	4.67E-02	4.55E-02	4.37E-02	&
		4.28E-02	4.08E-02	3.79E-02	3.71E-02	3.42E-02	3.24E-02	3.06E-02	&
		2.79E-02	2.63E-02	2.43E-02	2.17E-02	1.91E-02	1.84E-02	1.68E-02	&
		1.43E-02	1.33E-02	1.14E-02	9.73E-03	8.59E-03	7.30E-03	5.59E-03	&
		4.48E-03	3.23E-03	1.89E-03	8.74E-04	1.13E-04	0.00E+00		

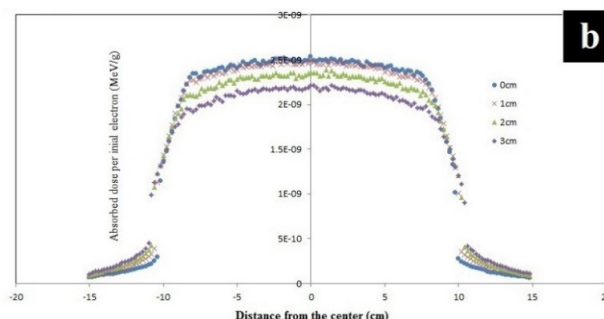
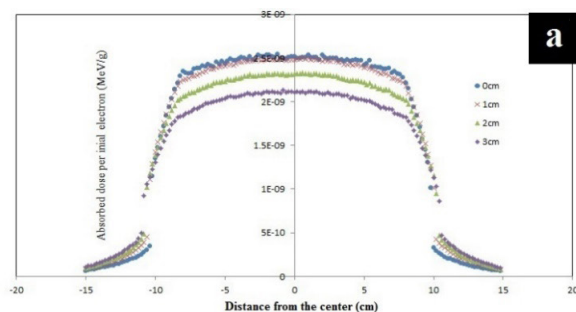
۲- منحنی‌های درصد دوز عمقی پرتوهای ایکس

منحنی‌های درصد دوز عمقی (PDD) محاسبه شده توسط کد MCNPX (در SSD ۵۰ سانتی متر و اندازه میدان ۲۰×۲۰ سانتی متر مربع) در تصویر ۶ نشان داده شده است.



شکل ۶- منحنی درصد دز عمقی سیستم X-RAD 320

الف) فیلتر (F1 (HVL=1.0mm Cu) ب) فیلتر (F2 (HVL=4.0mm Cu)



شکل ۷- پروفایل دوز عرضی سیستم X-RAD 320 در عمق‌های ۰، ۱، ۲ و ۳ سانتی متر از سطح فانتوم آب. الف) فیلتر (F1 (HVL=1.0mm Cu) ب) فیلتر (F2 (HVL=4.0mm Cu)

۳- پروفایل های دوز عرضی برای هر دو انرژی پرتو ایکس

برای هر دو انرژی از پرتو، پروفایل دوز عرضی بر روی سطح فانتوم آب در SSD ۵۰ سانتی متر و اندازه میدان ۲۰×۲۰ سانتی متر مربع محاسبه شد. پروفایل دوز عرضی در عمق های مختلف فانتوم آب (۱، ۲ و ۳ سانتی متر) نیز محاسبه شد. پروفایل های دوز عرضی محاسبه شده با کد MCNPX در شکل ۷ نشان داده شده است.

بحث و نتیجه گیری

از آغاز قرن نوزدهم، پیش بینی طیف پرتو ایکس تولید شده در یک تیوپ اشعه ایکس، عوامل تاثیر گذار بر آن و میزان دوز جذبی ناشی از آن یک موضوع تحقیقاتی جالب بوده که مطالعات بسیاری بر روی آن انجام شده است. اولین تلاش توسط Kramers (۱۹۲۳) انجام شد که تابع احتمالات برمشتراونگ را بر اساس هیدرودینامیک کلاسیک توصیف کرد. پس از آن در مطالعه Unsworth و Greening در سال ۱۹۷۰، بر اساس نظریه Kramers طیف پیوسته ساطع شده از هدف تنگستن با در نظر گرفته شدن تضعیف اشعه ایکس در آند در محدوده انرژی تا $50 \text{ KeV} \geq$ توصیف شد. تا به امروز چندین مدل تجربی و نیمه تجربی برای پیش بینی طیف های اشعه ایکس توسط محققانی همچون Birch و Marshall در سال ۱۹۷۹، Tucker و همکاران در سال ۱۹۹۱، Evans در سال ۱۹۹۸، Poludniowski و همکاران در سال ۲۰۰۹، Hernandez و Boone در سال ۲۰۱۴ و Bujila و همکاران در سال ۲۰۲۰ ارائه شده است (۲۷، ۲۹). بررسی های تجربی علاوه بر زمانبر بودن نیازمند تجهیزات ویژه ای است که در مراکز محدودی وجود دارند.

امروزه توسعه و افزایش قدرت محاسباتی سیستم های رایانه ای توانسته است برای حل مسائل پیچیده ای مانند پیش بینی طیف اشعه ایکس بسیار کمک کننده باشد. شبیه سازی مونت کارلو یک ابزار کاربردی و کم هزینه برای بررسی مسائل پیچیده بخصوص تعیین احتمالات، بهینه سازی سیستم ها و ... در بسیاری از علوم است. در این مطالعه سیستم پرتو دهی اورتو ولتاژ X-RAD 320 با روش MC شبیه سازی شده و ویژگی های دوزیمتریک فیلتراسیون های پرتویی آن بررسی شد. برای این منظور در مرحله اول، سیستم پرتو دهی اورتو ولتاژ X-RAD 320 با روش MC شبیه سازی

شده و مدل شبیه سازی شده صحت آزمایی گردید. برای هر دو بیناب انرژی تولید شده توسط سیستم، طیف پرتو های فوتونی با روش MC محاسبه شده و این طیف ها با طیف های محاسبه شده توسط نرم افزار SpekCalc در شکل ۴ مقایسه شد. با توجه به محدودیت های اندازه گیری نرم افزار SpekCalc، طیف پرتو محاسبه شده توسط نرم افزار SpekCalc از حداقل انرژی 30 KeV تا حداکثر انرژی فوتون محاسبه شده است ولی در محاسبات MC، نقطه قطع انرژی حداقل برابر با صفر در نظر گرفته شد. در نمودار مقایسه بیناب ها، تفاوت هایی در انتهای بیناب وجود دارد که می تواند مربوط به الگوریتم های مختلف و فایل های کتابخانه مورد استفاده برای کد MCNPX و نرم افزار SpekCalc باشد (۸، ۲۴، ۲۵). نتایج تجزیه و تحلیل آماری paired t-test برای بررسی کمی تفاوت بین طیف های محاسبه شده در روش های MCNPX و SpekCalc، نشان داد که تفاوت آماری معنی داری بین طیف های MCNP و SpekCalc وجود ندارد ($P < 0.001$). همچنین درصد تغییرات نسبی طیف محاسبه شده با روش های MCNPX و SpekCalc نشان داد که در اکثر نقاط اختلاف بین فلو محاسبه شده توسط دو نرم افزار کمتر از ۲٪ است و همانطور که مشاهده می شود، نتایج MCNPX با اندازه گیری SpekCalc مطابقت خوبی دارد. مقایسه نتایج تأیید کرد که سیستم به طور دقیق مدل سازی شده است و مدل ما می تواند برای محاسبه دوز MC در فانتوم آب استفاده شود.

در مطالعه اصغر مصباحی و همکاران در سال ۲۰۱۳ (۸)، تأثیر زاویه آند بر طیف پرتو فوتون و ویژگی های دوز عمقی سیستم پرتو دهی اورتو ولتاژ X-RAD 320 به روش مونت کارلو بررسی شد. در این مطالعه، برای صحت آزمایی مدل شبیه سازی شده نیز از مقایسه خروجی بیناب اشعه ایکس سیستم برای پرتو فوتون ۳۰۰ کیلو ولت و فیلتر آلومینیوم ۲ میلی متری با زاویه آند ۳۰ درجه محاسبه شده در روش های MCNPX و SpekCalc استفاده شد. نتایج آن ها نشان داد که توافق نزدیکی بین نتایج هر دو روش برای کل طیف انرژی وجود دارد. نتیجه مطالعه ما دارای تطابق کامل با نتایج مطالعه اصغر مصباحی و همکاران می باشد و نشان می دهد که بیناب محاسبه شده توسط روش MCNPX دارای صحت مناسبی است. بنابراین از مدل شبیه سازی شده و نتایج آن می توان برای مطالعات دوزیمتریک و بهینه سازی سیستم پرتو دهی استفاده نمود.

شبیه سازی مونت کارلو سیستم X-RAD 320 برای حصول فایل های Phase-Space انجام شده است. با داشتن فایل Phase-Space یک سیستم نیازی به شبیه سازی تمام المان های یک سیستم به صورت کامل نیست و در مطالعات آتی می توان با استفاده از مدل ساده سیستم، یک بررسی با بار محاسباتی بسیار پایین تر و ساده تر انجام داد. فایل Phase-Space این سیستم در نتایج ارائه شده است تا محققان بتوانند در مطالعات مختلف از آن استفاده نمایند. از فایل Phase-space این سیستم می توان برای محاسبه مقادیر دوز جذبی نمونه های حیوانی و کشت سلولی در چینش های مختلف مطالعاتی استفاده کرد. همچنین مقدار پرتو نشتی و پرتوهای پراکنده از سیستم پرتو دهی را نیز می توان با کمک فایل های Phase-Space ارزیابی نمود.

در مرحله دوم از مطالعه، توزیع دوز ناشی از تابش این سیستم در یک فانتوم آب بررسی شد. در مطالعات رادیوبیولوژیکی با داشتن الگوی توزیع دوز ناشی از تابش یک سیستم در محیط و طراحی مناسب، می توان یک مقدار دوز دقیق و مطلوب برای نمونه های حیوانی و کشت سلولی ایجاد نمود. برای بررسی توزیع دوز ناشی از تابش سیستم، دوز جذبی سیستم در سطوح موازی و عمود بر تابش به صورت درصد دوز عمقی و پروفایل بیم بررسی شد. در صفحه موازی تابش سیستم، منحنی های درصد دوز عمقی (PDD) در SSD ۵۰ سانتی متر و اندازه میدان ۲۰×۲۰ سانتی متر مربع تعیین شد. همانگونه که در تصویر ۶ مشاهده می شود، منحنی های PDD و مناطق buildup به طور قابل توجهی تحت تأثیر فیلتراسیون پرتو قرار می گیرند. مقادیر PDD برای پرتو فوتون فیلتر شده با mm Al 0/2 (فیلتر F1) کمی کمتر از مقادیر PDD برای فیلتر F2 (HVL=4.0mm Cu) است که این موارد مربوط به انرژی بیناب و فیلتراسیون اعمال شده بر روی بیناب اولیه می باشد. در مطالعه اصغر مصباحی و همکاران در سال ۲۰۱۳ (۸)، تأثیر زاویه آند بر طیف پرتو فوتون و ویژگی های دوز عمقی سیستم پرتو دهی ارتوولتاژ X-RAD 320 به روش مونت کارلو بررسی شد. در این مطالعه، مقدار درصد دوز عمقی برای یک پرتو بیم با انرژی 300kVp + فیلتر 2mm آلومینیوم برای زوایای آند ۱۵، ۲۵ و ۳۰ بررسی شد. نتایج این مطالعه نشان داده شد که بین سه منحنی درصد دوز عمقی محاسبه شده برای زوایای آند ۱۵، ۲۵ و ۳۰ درجه تفاوت

بسیار کمی وجود دارد. دز سطحی حاصل از تابش این پرتو با افزایش زاویه، افزایش می یابد و با تغییر زاویه آند از ۱۵ تا ۳۰ درجه، حداکثر افزایش دوز سطحی حدود ۱ درصد است. با افزایش عمق، تفاوت در دوزهای عمقی نیز افزایش می یابد و در عمق ۸ سانتی متری بین زوایای آند ۱۵ تا ۳۰ درجه، اختلاف دوزهای عمقی ۳ درصد خواهد بود. با توجه به نتایج این مطالعه و عدم تأثیر قابل توجه زاویه آند بر منحنی درصد دوزهای عمقی در محدوده زوایای ۱۵ و ۱۶ درجه (۳۰)، منحنی درصد دوز عمقی حاصل از محاسبات MCNPX در این مطالعه برای پرتو با انرژی 300kVp + فیلتر 2mm آلومینیوم برای زاویه آند ۱۶ درجه و منحنی درصد دوز عمقی گزارش شده در مطالعه اصغر مصباحی و همکاران (۲۰۱۳) برای زاویه آند ۱۵ درجه را مقایسه نمودیم. نتایج تجزیه و تحلیل آماری paired t-test برای بررسی کمی تفاوت بین این منحنی های درصد دوز عمقی، نشان داد که تفاوت آماری معنی داری بین منحنی های درصد دوز عمقی وجود ندارد ($P < 0.001$). در مطالعات دیگری همچون مطالعه Knöös T و همکاران در سال ۲۰۰۷ (۳۱) و Zeinali-Rafsanjani B و همکاران در سال ۲۰۱۵ (۳۲)، نیز سیستم های پرتو دهی ارتوولتاژ شبیه سازی شده اند ولی علاوه بر متفاوت بودن سیستم پرتو دهی، بیم پروفایل و منحنی درصد دوز عمقی آنها در انرژی های متفاوت و با فیلتراسیون های متفاوتی ارزیابی شده است. لذا امکان مقایسه بین نتایج این مطالعه و نتایج آنها وجود ندارد.

با استفاده از منحنی های توزیع دوز جذبی حاصل از سیستم پرتو دهی X-RAD 320 می توان یک سیستم طراحی درمان برای کاربرد این سیستم در درمان ضایعات سطحی (بخصوص در پرتودرمانی های قفسه سینه)، انجام بررسی های بیودوزیمتری و ... ایجاد نمود. در مطالعات رادیوبیولوژیکی، اطلاع از دوز جذبی دقیق در نمونه های کشت سلول و حیوانی از اهمیت ویژه ای برخوردار است که لزوم بررسی و بهینه سازی توزیع دوز جذبی حاصل از سیستم پرتو دهی X-RAD 320 برای نمونه های تحت تابش را نشان می دهد.

محدودیت این مطالعه عدم امکان مقایسه بیناب فوتونی شبیه سازی شده توسط روش MCNPX و نرم افزار SpekCalc در محدوده انرژی های کمتر از 30KVP بود که به دلیل عدم امکان



از هر دو روش مطابقت خوبی دارند. مشخصات دوزیمتریک سیستم برای هر دو انرژی پرتو این سیستم مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج به دست آمده نشان داد که سیستم X-RAD 320 به طور دقیق مدل سازی شده است و می‌توان از Phase-Space مدل شبیه سازی شده سیستم برای ایجاد یک سیستم طراحی درمان، بررسی‌های سریع در کاربردهای دوزیمتری، مطالعات بهینه سازی سیستم و غیره استفاده کرد.

منبع حمایت مالی: این مطالعه با حمایت‌های مالی دانشگاه علوم پزشکی تبریز (طرح با شماره ۹۰/۶۰۷۲۹۰) انجام شده است.

تضاد منافع

نویسندگان اعلام نموده اند که هیچگونه تضاد منفعی نداشته اند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان از معاونت پژوهش و تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی تبریز به خاطر حمایت‌های بی دریغشان در مراحل انجام این تحقیق تشکر و قدردانی می‌کنند.

محاسبه بیناب توسط نرم افزار SpekCalc در این محدوده انرژی حاصل شده است. اما توافق قابل قبول بیناب محاسبه شده توسط دو روش، صحت مدل شبیه سازی شده را تایید کرده و می‌توان این نتایج را به بیناب فوتونی با انرژی‌های کمتر از 30Kvp نیز تعمیم داد. از طرف دیگر در مطالعات بیودوزیمتری و رادیوبیولوژیکی این محدودیت به نقطه قوت روش MCNPX و مطالعه ما مبدل می‌گردد، چرا که پرتوهای کم انرژی در مقدار دوز جذبی نمونه‌های کشت سلولی و دوز سطحی نمونه‌های حیوانی نقش دارد. لذا استفاده از مدل شبیه سازی شده سیستم در این مطالعه، می‌تواند منجر به ایجاد نتایج بهتر و دقیق تری گردد. هدف از این مطالعه شبیه سازی سیستم پرتودرمانی اورتو ولتاژ و ارزیابی ویژگی‌های دوزیمتریک فیلتراسیون‌های پرتوی آن ($2/0$ میلی‌متر آلومینیوم و $0/8$ میلی‌متر قلع + $0/25$ میلی‌متر مس + $1/5$ میلی‌متر آلومینیوم) بود. در این مطالعه سیستم اورتو ولتاژ X-RAD 320 با استفاده از کد MCNPX شبیه سازی شده و فایل Phase-Space برای هر دو فیلتراسیون پرتویی آن استخراج گردید. مقایسه نتایج مدل شبیه سازی شده با نتایج نرم افزار SpekCalc به عنوان مرجع استاندارد، نشان داد که نتایج حاصل

References

1. Brody T. Clinical trials: study design, endpoints and biomarkers, drug safety, and FDA and ICH guidelines: Academic press; 2016.
2. Chilukuri DM, Sunkara G, Young D. Pharmaceutical product development: in vitro-in vivo correlation: Informa Healthcare; 2007.
3. Desrosiers M, DeWerd L, Deye J, Lindsay P, Murphy MK, Mitch M, et al. The importance of dosimetry standardization in radiobiology. J Res Natl Inst Stand Technol. 2013;118:403.
4. Verhaegen F, Granton P, Tryggestad E. Small animal radiotherapy research platforms. Phys Med Biol. 2011;56(12):R55.
5. Verhaegen F, Nahum A, Van De Putte S, Namito Y. Monte Carlo modelling of radiotherapy kV x-ray units. Phys Med Biol. 1999;44(7):1767.
6. Penchev P, Mäder U, Fiebich M, Zink K. Design and evaluation of a Monte Carlo based model of an orthovoltage treatment system. Z Med Phys. 2015;25(4):341-52.
7. Hill R, Healy B, Holloway L, Kuncic Z, Thwaites D, Baldock C. Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry. Phys Med Biol. 2014;59(6):R183.
8. Mesbahi A, Zakariaee S-S. Effect of anode angle on photon beam spectra and depth dose characteristics for X-RAD320 orthovoltage unit. Rep Pract Oncol Radiother. 2013;18(3):148-52.
9. Gao W, Raeside DE. Orthovoltage radiation therapy treatment planning using Monte Carlo simulation: treatment of neuroendocrine carcinoma of the maxillary sinus. Phys Med Biol. 1997;42(12):2421.
10. Kim J, Hill R, Mackonis EC, Kuncic Z. An investigation of backscatter factors for kilovoltage x-rays: a comparison between Monte Carlo simulations and Gafchromic EBT film measurements. Physics in Medicine & Biology. 2010;55(3):783.
11. Kawase T, Kunieda E, Deloar HM, Tsunoo T, Seki S, Oku Y, et al. Converging Stereotactic Radiotherapy Using Kilovoltage X-Rays: Experimental Irradiation of Normal Rabbit Lung and Dose-Volume Analysis With Monte Carlo Simulation. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2009;75(2):468-74.
12. Shabestani Monfared A, Pourfallah Allahverdi T, Babapour H, Shirazi A. HVL evaluation of orthovoltage X-ray machine using EGSnrc code of simulation. Int J Radiat Res. 2014;12(4):325-30.
13. Vidal M, Ibáñez P, Guerra P, Valdivieso-Casique M, Rodríguez R, Illana C, Udías J. Fast optimized Monte Carlo

- phase-space generation and dose prediction for low energy x-ray intra-operative radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2019;64(7):075002.
14. Gunasekara DB. Monte Carlo Modelling of an Orthovoltage X-ray System Using Multiple Applications in EGSnrc: Carleton University; 2022.
 15. Fang Y, DeMarco VG, Nicholl MB. Resveratrol enhances radiation sensitivity in prostate cancer by inhibiting cell proliferation and promoting cell senescence and apoptosis. *Cancer Sci*. 2012;103(6):1090-8.
 16. Abogunde M, Toncheva G, Anderson-Evans C, Craciunescu O, Steffey B, Dewhirst M, et al. Dose comparison between AAPM TG-61 and MOSFET-based phantom dosimetry. The 54th Annual Meeting of the Health Physics Society July 12-16; Minneapolis, Minnesota United States 2009.
 17. Bontempi M, Andreani L, Rossi PL, Visani A. Monte Carlo simulator of realistic x-ray beam for diagnostic applications. *Med Phys*. 2010;37(8):4201-9.
 18. Currie B. Determining superficial dosimetry for the internal canthus from the Monte Carlo simulation of kV photon and MeV electron beams. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2009;32:68-80.
 19. Lindsay P, Granton P, Gasparini A, Jelveh S, Clarkson R, Van Hoof S, et al. Multi-institutional dosimetric and geometric commissioning of image-guided small animal irradiators. *Med Phys*. 2014;41(3):031714.
 20. Garnica-Garza H. A Monte Carlo comparison of three different media for contrast enhanced radiotherapy of the prostate. *Technol Cancer Res Treat*. 2010;9(3):271-8.
 21. Nunn A, Davis S, Micka J, DeWerd L. LiF: Mg, Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to. *Med Phys*. 2008;35(5):1859-69.
 22. Schell M, Rosenzweig D, Weaver K, Fenton B, Rubin P. Characterization of the dose perturbation by stents as a function of x-ray beam energy. *Cardiovasc Radiat Med*. 1999;1(2):154-9.
 23. Chow JC, Grigorov GN. Effect of the bone heterogeneity on the dose prescription in orthovoltage radiotherapy: A Monte Carlo study. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2012;17(1):38-43.
 24. Chow JC, Owringi AM. Surface dose reduction from bone interface in kilovoltage X-ray radiation therapy: a Monte Carlo study of photon spectra. *J Appl Clin Med Phys*. 2012;13(5):215-22.
 25. Monte Carlo N-Particle transport code system for multi particle and high energy applications. NM: Radiation Safety Information Computational Center, Los Alamos. Los Alamos National Laboratory; 2002.
 26. Poludniowski G, Landry G, Deblois F, Evans PM, Verhaegen F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Phys Med Biol*. 2009;54(19):N433.
 27. Bujila R, Omar A, Poludniowski G. A validation of SpekPy: A software toolkit for modelling X-ray tube spectra. *Phys Med*. 2020;75:44-54.
 28. Chen SC, Jong WL, Harun AZ. Evaluation of x-ray beam quality based on measurements and estimations using SpekCalc and IPEM78 models. *Malays J Med Sci*. 2012;19(3):22.
 29. Idrissi A, Dourki I, El Bardouni T, El Hajjaji O, El-Bouzaidi MD, Mira M. G4XRTube: A Geant4-based Monte Carlo application for X-ray tube simulation. *Rad Phys Chem*. 2023;207:110864.
 30. Chatzisavvas N, Koustas T, Karpetas G, Valais I, Priniotakis G, Nikolopoulos D. Simulating Medical Imaging X-Ray Tubes with Various Parameters Using BEAMnrc Monte Carlo Software. *Open J Rad*. 2022;12:125-41.
 31. Knöös T, Rosenschöld PM, Wieslander E. Modelling of an Orthovoltage X-ray Therapy Unit with the EGSnrc Monte Carlo Package. *J Phys: Conf Ser*. 2007;74:1-10.
 32. Zeinali-Rafsanjani B, Mosleh-Shirazi M, Faghihi R, Karbasi S, Mosalaei A. Fast and accurate Monte Carlo modeling of a kilovoltage X-ray therapy unit using a photon-source approximation for treatment planning in complex media. *J Med Phys*. 2015;40:74-9.