

ارزیابی تغییرات توزیع دز در مقطع نگاری کامپیوتری با تغییر موازی سازی با استفاده از فیلم

EBT و فانتوم PMMA

ابراهیم جعفری^۱، سید محمد مهدی ابطحی^{۲*} و محسن بخشنده^۱

^۱ دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، تهران، ایران.

^۲ دانشگاه بین المللی امام خمینی، قزوین، قزوین، ایران.

*قزوین، دانشگاه بین المللی امام خمینی، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کد پستی: ۳۴۱۴۸-۹۶۸۱۸

پست الکترونیکی: sm.abtahih@sci.ikiu.ac.ir

چکیده

مقطع نگاری عرضی کامپیوتری (CT-Scan) یکی از روش‌های تصویربرداری است که در آن با استفاده از پرتو ایکس تصاویر مقطعی از بدن با تباین (کنتراست) و تفکیک پذیری (رزولوشن) بالا به دست می‌آید. با این حال پرتودهی ناشی از آزمون‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری نسبت به سایر روش‌های تصویربرداری باعث انتقال دز بیشتر به افراد می‌شود. هدف از این مطالعه ارزیابی نحوه توزیع دز در یک فانتوم معادل بافتاز جنس پلی متیل متا آکرلیک (PMMA) و همچنین بررسی نحوه تأثیر فاکتور موازی سازی (کولیماسیون) بر روی این توزیع با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک EBT می‌باشد. در این مطالعه فیلم‌های رادیوکرومیک EBT را به ابعاد ۶ × ۵ cm برش داده و با دستورالعمل پرتودهی مشخص با فاکتورهای موازی سازی ۱ mm، ۳ mm، ۵ mm، ۷ mm و ۱۰ mm، در حالی که سایر پارامترهای تصویربرداری ثابت می‌باشند مورد پرتودهی قرار دادیم. ۴۸ ساعت پس از پرتودهی، فیلم‌ها با استفاده از دستگاه روبشگر (مدل Power look 2100XL) و درکانال قرمز قرائت شدند. چگالی نوری (Optical density) هر یک از فیلم‌ها با استفاده از نرم افزار MATLAB به دست آمد. همانطور که انتظار می‌رفت چگالی نوری فیلم با مقدار دز جذبی متناسب بود. همچنین نتایج آنالیز تصاویر نشان دادند که نحوه توزیع دز در دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری غیر یکنواخت می‌باشد. علاوه بر آن، نتایج نشان دادند که مقدار شاخص دز حجمی اندازه‌گیری شده توسط فیلم‌های EBT در فاکتورهای موازی سازی متفاوت بیش از مقدار شاخص دز حجمی مندرج بر روی کنسول اپراتور می‌باشد. این اختلاف در فاکتور موازی سازی برابر با ۱ mm معادل ۱/۲۵ ± ۱۳/۵٪ و در فاکتور موازی سازی برابر با ۱۰ mm معادل ۱/۲۵ ± ۰/۷٪ می‌باشد. همچنین مشخص شد که با افزایش فاکتور موازی سازی در دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری، مقدار دز جذبی کاهش می‌یابد. کمترین مقدار دز جذبی در فاکتور موازی سازی ۱۰ mm و بیشترین مقدار دز جذبی در فاکتور موازی سازی، ۱ mm مشاهده شد.

کلید واژگان: مقطع نگاری عرضی کامپیوتری، دزیمتری، فاکتور موازی سازی، فیلم EBT، فانتوم PMMA.

۱. مقدمه

اما ارائه روش و کمیت‌های مربوط به اندازه‌گیری شاخص دز به پژوهش Shope و همکارانش در سال ۱۹۸۱ مربوط می‌شود [۲]. پرتو ایکس مزیت‌های فراوانی برای جوامع بشری به

اگرچه تحقیقات در زمینه تعیین دز در دستگاه‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری^۱ با ابداع این سیستم‌ها آغاز شد [۱].

1. CT-Scan

همراه داشته است ولی به عنوان یک عامل سرطان زا نیز شناخته شده است [۳]. از سال ۱۹۷۲ با ورود مقطع نگاری عرضی کامپیوتری به عرصه کلینیکی، به دلیل تهیه تصاویر مقطعی از بدن با تباین^۱ و تفکیک پذیری^۲ بالا، روند تشخیص بیماریها پیشرفت بسیاری داشته است. از میان روشهای مختلف تصویربرداری، آزمونهای مقطع نگاری عرضی کامپیوتری بالاترین سطح دز جذبی را به بیمارانی که تحت آزمونهای مقطع نگاری عرضی کامپیوتری قرار میگیرند منتقل می کنند. بورد ملی حفاظت پرتوی^۳ در گزارشی در سال ۲۰۰۳ اعلام کرد، در انگلستان حدود ۴۷٪ تشعشعات پزشکی، ناشی از آزمونهای مقطع نگاری عرضی کامپیوتری است [۴]. همچنین در مطالعه ای که توسط Pearce و همکاران انجام شد، برای اولین بار افزایش مستقیم میزان رشد سرطان مرتبط با تابش پرتویی در مقطع نگاری عرضی کامپیوتری گزارش شد [۵]. از آنجایی که در هر آزمون تصویربرداری توسط پرتو ایکس، بر اساس اصل^۴ ALARA، هدف رساندن کمترین دز به بیمار به ازای بهترین کیفیت تصویر است، تعیین نحوه توزیع دز^۵ در بدن با استفاده از دزیمترها و فانتومهای معادل بافت جهت شبیه سازی نحوه برهم کنش پرتو با بدن حین تصویربرداری از اهمیت قابل توجهی برخوردار است. در حال حاضر متداولترین روش برای تخمین و محاسبه دز در مقطع نگاری عرضی کامپیوتری استفاده از فانتومهای دزیمتری استاندارد پلی متیل متا آکریلیک^۶ (PMMA) سر (head) و تنه (Body) می باشد که مورد تایید سازمان غذا و داروی ایالات متحده است، دزیمتر مورد استفاده در این روش از نوع اتاقک یونش با حجم حساس ۱۰۰ میلیتر مکعب می باشد [۶]. تا کنون پژوهشهای متعددی در زمینه اندازه گیری شاخص دز

در مقطع نگاری کامپیوتری با این روش مرسوم به انجام رسیده است. به عنوان مثال می توان به پژوهش McCollough و همکارانش در سال ۲۰۱۱ اشاره نمود [۷]. محدودیت های اصلی دزیمتری بوسیله اتاقک یونش که در این روش به عنوان آشکارساز به کار می رود، ماهیت نقطه ای آن، اندازه گیری دز در هوا و پایین بودن قدرت تفکیک فضایی^۷ در این دزیمتر می باشد.

در پژوهشی که پیش از این توسط Kim و همکارانش به انجام رسیده است از دزیمترهای گرمالیانی (TLD) جهت اندازه گیری شاخص دز در مقطع نگاری کامپیوتری استفاده شد [۸]. مشکل اصلی استفاده از دزیمترهای گرمالیانی ماهیت یک بعدی آنها می باشد. اگرچه Kim و همکارانش در هر دو کار ذکر شده دز نقطه ای را بررسی کردند اما هیچ سخنی از تاثیر فاکتورهای بررسی شده بر توزیع دز به میان نیاوردند. استفاده از دزیمتر گرمالیانی (به خصوص برای تعیین توزیع دز که نیازمند تعدا بالایی از آن هست) بسیار سخت و وقت گیر می باشد. پیش از این در پژوهش دیگری برای اندازه گیری شاخص دز در مقطع نگاری کامپیوتری، از^۸ MOSFET استفاده شد [۹]. MOSFET نیز علاوه بر ماهیت نقطه ای بودن دارای معایبی دیگری مانند وابستگی شدید به انرژی در کیلو ولتاژهای زیر ۳۰۰ کیلو ولت در میدانهای فوتونی است. از راه های دیگر می توان به استفاده از فیلم های رادیوگرافیک هالید نقره^۹ اشاره نمود. استفاده از فیلم های هالید نقره برای تعیین دز در مقطع نگاری کامپیوتری به سال ۱۹۷۸ و پژوهش Dixon و همکارانش بر می گردد [۱]. آنها برای اولین بار توزیع دز مقطع نگاری کامپیوتری را با استفاده از فیلم های هالید نقره گزارش کردند. از مزایای فیلم های رادیولوژی قدرت تفکیک فضایی بالا می باشد اما به علت داشتن ترکیبات با عدد اتمی بالا آشکار سازهای معادل بافت نیستند که این امر باعث افزایش وابستگی

1. Contrast
2. Resolution
3. National Radiological Protection Board
4. As LOW As Reasonably Achievably (ALARA)
5. Dose distribution
6. Polymethylmethacrylate cylindrical phantom

7. Spatial Resolution

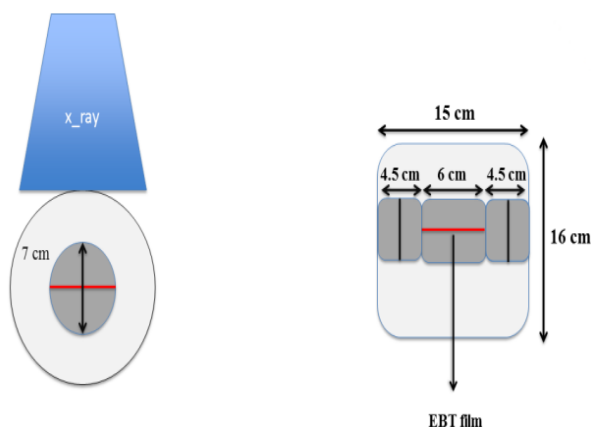
8. Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor

9. Expanded Dose Range

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. فانتوم

برای ساخت فانتوم از ماده پلی متیل متا آکرلیک (PMMA) با نام تجاری پلکسیگلاس که با تراشکاری به شکل فانتوم مناسب برای اندازه‌گیری شاخص دز در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری درآمده بود، استفاده شد. ساخت فانتوم به گونه ای انجام شد که جاگذاری فیلم‌های EBT در طول محور Z فانتوم امکان‌پذیر باشد. عدد اتمی مؤثر، چگالی الکترونی و همچنین ضریب تضعیف خطی PMMA نزدیک به آب می‌باشد [۱۰]. فانتوم مورد استفاده در این آزمون طبق استانداردهای سازمان غذا و داروی آمریکا برای ایجاد پرتوهای پراکنده یکسان، با ۱۶ cm قطر و ۱۵ cm طول طراحی شده است. همان گونه که در شکل ۱ مشاهده می‌شود در مرکز این فانتوم استوانه ای به قطر ۷ cm قرار داده می‌شود که طول آن برابر با طول کل فانتوم و جنس آن نیز دقیقاً مشابه بدنه‌ی اصلی فانتوم PMMA می‌باشد.



شکل (۱): نمایی از فانتوم PMMA طراحی شده جهت پرتودهی فیلم-های EBT. (a) از نمای رو به رو (b) از نمای کناری.

این استوانه مرکزی به سه قسمت اصلی تقسیم شده است. قسمتی که در مرکز فانتوم قرار می‌گیرد به طول ۶ cm که فیلم‌های EBT درون آن قرار می‌گیرند و برای پرتودهی آماده می‌شوند و دو تکه ۴/۵ cm که در دو انتهای فانتوم قرار می‌گیرند. استوانه مرکزی به طول ۶ cm را از مرکز به دو نیم دایره تقسیم

به انرژی به ویژه در انرژی‌های پایین می‌شود [۱۰].

امروزه به طور گسترده ای از انواع فیلم‌های رادیوکرومیک برای فرآیندهای گوناگون کنترل کیفی و دزیمتری استفاده می‌شود. مزیت‌های عمده فیلم‌های رادیوکرومیک، عدم نیاز به ظهور و ثبوت، عدم وابستگی به آهنگ دز و انرژی [۱۱]، پاسخ به انرژی‌های نسبتاً پایین [۱۲]، معادل بافت بودن آن (اتمسی مؤثر ۶/۸۴ در مقابل عدد اتمسی مؤثر آب ۷/۴۲) [۱۳]، قدرت تفکیک بالا، حساسیت نسبتاً کم به انرژی، غیر حساس بودن به نور مرئی و عدم نیاز به ظهور و ثبوت می‌باشد [۱۴].

مواری سازی یکی از فاکتورهای بسیار مهم در مقطع نگاری عرضی کامپیوتری چرخشی به شمار می‌رود که علاوه بر تأثیر بر کیفیت تصویر و امکان بازسازی تصاویر با کیفیت مطلوب، می‌تواند در مقدار دز دریافتی بیمار نیز تأثیر داشته باشد. بنابراین اندازه‌گیری مقدار توزیع دز همراه با تفکیک پذیری بالا و تأثیر فاکتور مواری سازی بر روی این توزیع، جهت مقایسه برای انتخاب فاکتور مواری سازی مناسب ضروری به نظر می‌رسد.

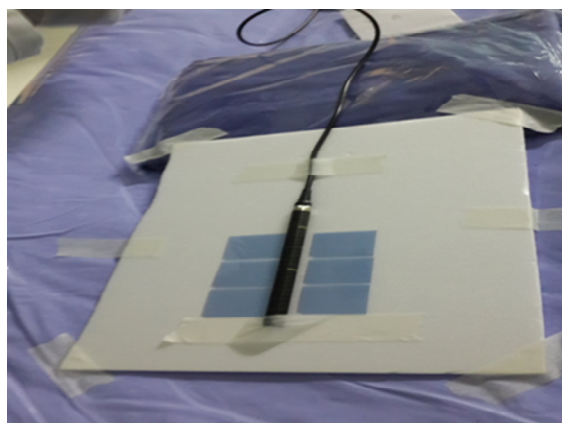
توجه به توسعه روز افزون دستگاه‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری و همچنین ارائه تکنیک‌های جدید در تصویربرداری با استفاده از مقطع نگاری عرضی کامپیوتری، توسعه روش‌های دزیمتری و ارائه روش‌های نوین در این زمینه ضروری به نظر می‌رسد.

در این پژوهش پس از طراحی و ساخت فانتوم معادل بافت با قرار دادن برش‌هایی از فیلم رادیوکرومیک با ابعاد مشخص در عمق فانتوم، تأثیر میزان دز جذب شده توسط هر کدام از تکه فیلم‌ها در فاکتورهای مواری سازی متفاوت بررسی شد تا نحوه توزیع دز بعدی در درون حجم فانتوم PMMA در فاکتورهای مواری سازی مختلف بدست آمده و برای اولین بار تأثیر فاکتور مواری سازی بر مقدار دز جذبی و توزیع دز در درون حجم فانتوم در دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری مورد بررسی قرار گیرد.

مفهومی که پیش از این توسط سازمان استاندارد جهانی (ISO) برای تفکیک پذیری تعیین شده بود تعریف شد [۱۵]. اگر D_A^p را به صورت کمترین فاصله جدایی بین دو مقدار دز جذبی قابل تشخیص در سطح فیلم EBT با سطح اطمینان ۶۸٪ تعریف کنیم، مقدار D_A^p با استفاده از معادله ۱ به دست می آید.

$$D_A^p = \frac{k_p \sqrt{2\sigma_{OD}}}{\alpha} \quad (1)$$

که در آن k_p فاکتور پوشش بوده و مقادیر آن برای سطوح اطمینان ۹۹٪ و ۶۸٪ به ترتیب ۲ و ۱ می باشد. σ_{OD} مقدار انحراف معیار در چگالی نوری و α شیب منحنی واسنجی می باشد.

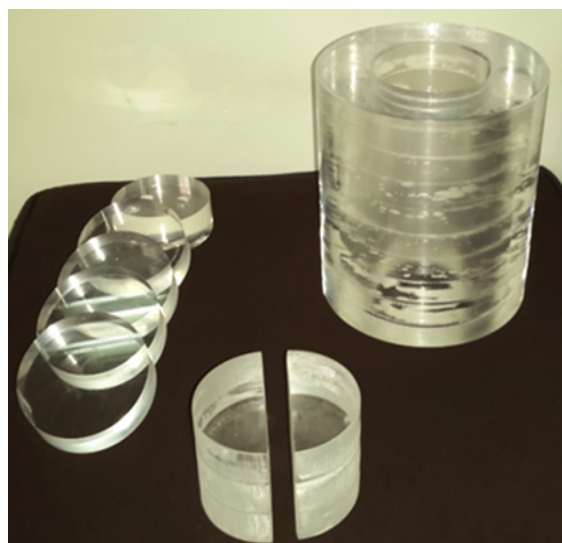


شکل (۳): چینش فیلم های EBT و دزیمتر اتاقک یونش جهت پرتو دهی با استفاده از دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری.

۳.۲. دزیمتری دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری با موازی سازی های مختلف

روش قرارگیری فانتوم PMMA در ناحیه هم مرکز^۵ دستگاه در شکل شماره ۴ نشان داده شده است. فانتوم حاوی فیلم را در قسمت جلو و مرکز تخت مقطع نگاری عرضی کامپیوتری قرار داده و همانطور که در شکل مشاهده می شود، با استفاده از مکان یاب های لیزری دستگاه، فانتوم دقیقاً در ناحیه هم مرکز دستگاه قرار می گیرد. برای اندازه گیری توزیع دز در طول فانتوم در نتیجه تغییر فاکتور موازی سازی، فیلم های EBT را به طول ۶ cm و عرض ۵ cm برش می زنیم. فیلم های EBT به

می کنیم تا بتوانیم تکه های فیلم را در مرکز آن قرار داده و آزمون های پرتو دهی را انجام دهیم. شکل شماره ۲ نمایی از فانتوم طراحی شده را نشان می دهد.



شکل (۲): نمایی از فانتوم طراحی شده PMMA.

۲.۲. منحنی واسنجی^۱ برای فیلم های EBT

تصویر نحوه پرتو دهی فیلم های EBT برای رسم منحنی واسنجی در شکل ۳ نشان داده شده است. مقدار ولتاژ ماکزیمم تیوب برای دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری (۱۶ برش^۲، شرکت توشیبا، ساخت کشور ژاپن، مدل آکویلیون) بر روی ۱۲۰ Kvp ثابت می باشد. پارامترهای پرتو دهی ثابت شامل شدت پرتویی ۳۰۰ میلی آمپر ثانیه، موازی سازی معادل ۱ mm^۱، پیچ^۳ برابر با یک، طول روبش^۴ ۱۰۰ میلی متر، زمان چرخش ۰/۷۵ ثانیه و میدان دید برابر با ۲۴۰ mm می باشد. از اتاقک یونش قلمی (مدل DCT10 RS, RTI Electronic AB، ساخت کشور سوئد) به عنوان دزیمتر مرجع استفاده شد. ۹ تکه فیلم رادیوکرومیک EBT با ابعاد ۳ cm × ۳ cm با افزایش تعداد پرتو دهی دهی ها از ۵ cGy تا ۵۰ cGy پرتو دهی شدند. در این پژوهش برای اولین بار کمیت تفکیک پذیری دز برای فیلم های رادیوکرومیک با استفاده از

1. Calibration curve
2. Slice
3. Pitch
4. Scan

5. Iso center

دقت و به یک شکل در مرکز فانتوم و درون قطعه مرکزی فانتوم قرار داده شده و بر روی آن ثابت می‌شوند. تمام پرتودهی‌ها با شرایط تعریف شده با استفاده از دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری چرخشی^۱ (۱۶ برش، ساخت کشور ژاپن مدل آکویلیون) انجام می‌شود. پارامترهای پرتودهی ثابت شامل کیلو ولتاژ بیشینه ۱۲۰ Kvp، شدت جریان ۳۰۰ mAs، پیچ برابر با یک و زمان چرخش گانتری ۰/۷۵ ثانیه می‌باشد. با تغییر فاکتورهای موازی سازی (۱، ۳، ۵، ۷ و ۱۰ میلی متر) ارتباط بین افزایش موازی سازی، با دز جذبی و توزیع دز در فانتوم PMMA با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک EBT مورد بررسی قرار می‌گیرد. به این ترتیب در هر بار پرتودهی تنها فاکتور موازی سازی تغییر می‌کند و سایر پارامترها ثابت باقی می‌مانند. در نتیجه امکان بررسی اثر موازی سازی بر مقدار و توزیع دز بررسی می‌شود.



شکل (۴): نحوه قرار گیری فانتوم PMMA در ناحیه هم مرکز دستگاه.

۴.۲. آنالیز فیلم‌های EBT

فیلم‌های رادیوکرومیک بر پایه مواد ارگانیک هستند که در نتیجه تابش گیری تغییر رنگ می‌دهند و این تغییر رنگ متناسب با دز جذبی می‌باشد. برای دستیابی به اطلاعات ثبت شده، فیلم‌های EBT قبل و پس از پرتودهی با استفاده از دستگاه روبشگر پزشکی (شرکت یومکس،

مدل Powerlook2100XL، ساخت کشور آمریکا) که با نرم افزار Magicscan V4.1 پشتیبانی می‌شد، با تفکیک پذیری ۷۵ dpi و در کانال قرمز روبش شدند. تمام فیلم‌ها در یک جهت بر روی دستگاه روبشگر قرار گرفته (طول فیلم‌ها موازی با طول دستگاه روبشگر) و روبش شدند. قبل از هر روبش، برای یکنواخت تر شدن تابش نور روبشگر، ۴ روبش خالی بدون فیلم انجام می‌دهیم. برای حذف هر گونه تفاوت در افزایش چگالی نوری فیلم‌ها پس از پرتودهی، همه روبش‌ها در یک زمان (۴۸ ساعت پس از پرتودهی) انجام می‌شود. فیلم‌های EBT پس از پرتودهی تا زمان روبش درون پاکت‌های ضد نور قرار گرفته و در محیطی تاریک و خنک به دور از رطوبت نگهداری می‌شوند. برای به دست آوردن منحنی واسنجی برای فاکتورهای موازی سازی مختلف، فیلم‌های EBT روبش شده با استفاده از نرم افزار MATLAB (نسخه R2011a) مورد تجزیه تحلیل قرار گرفتند. در تصاویر به دست آمده در نرم افزار MATLAB مطابق شکل ۵ یک ناحیه دلخواه^۲ با ابعاد یکسان در تمام فیلم‌ها (۴۰ پیکسل × ۴۰ پیکسل) در نقطه بیشینه دز در فیلم‌های تابش شده مشخص و میانگین چگالی نوری فیلم همراه با انحراف استاندارد در ناحیه دلخواه محاسبه می‌شود. برای ارزیابی افزایش چگالی نوری هر فیلم، میانگین چگالی نوری هر فیلم قبل از پرتودهی، از مقدار میانگین چگالی نوری فیلم تابش شده پس از ۴۸ ساعت (مدت زمان لازم برای تکمیل فرآیند پلیمریزاسیون در لایه حساس فیلم پس از پرتودهی) تفریق شده و عدد چگالی نوری فیلم به همراه انحراف استاندارد تعیین می‌شود.

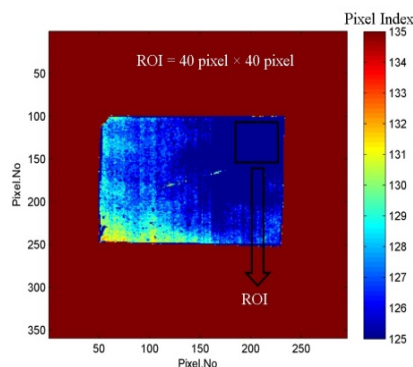
2. Region of interest (ROI)

1. Spiral-CT

۷.۲. بررسی نحوه توزیع دز در دستگاه مقطع نگاری عرضی

کامپیوتری با استفاده از اتاقک یونش

این آزمون با استفاده از اتاقک یونش قلمی (مدل DCT10 RS, RTI Electronic AB، ساخت کشور سوئد) با حجم حساس ۱۰۰ میلی مترمکعب و بدون حضور فیلم-های EBT و در سه مرحله انجام شد. در مرحله اول اتاقک یونش را با استفاده از سیستم لیزر مکان یاب دستگاه در ناحیه هم مرکز قرار داده و با دستورالعمل تابشی استفاده شده در آزمون واسنجی شامل: به ترتیب کیلو ولتاژ و میلی آمپر ثانیه ۱۲۰ و ۳۰۰، موازی سازی ۱ mm، پیچ برابر با یک، طول روبش ۱۰۰ میلی متر، زمان چرخش ۰/۷۵ ثانیه و میدان تابشی ۲۴۰ mm، تحت تابش قرار می دهیم. پس از هر بار پرتودهی مقادیر اندازه گیری شده کمیت DLP^۱ (حاصل ضرب طول مقطع پرتو ایکس و دز) توسط اتاقک یونش برحسب mGy.cm ثبت می شود (هر مرحله، پرتودهی چهار مرتبه تکرار می شود). برای مرحله دوم آزمون، اتاقک یونش را در فاصله ۴ سانتی متری سمت راست مرکز دستگاه قرار داده و با همان دستورالعمل تابشی مرحله اول، چهار مرتبه مورد تابش قرار داده و مقدار کمیت DLP اتاقک یونش برای هر بار پرتودهی یادداشت شد. در مرحله سوم، این بار اتاقک یونش را در فاصله ۴ سانتی متری سمت چپ دستگاه قرار داده بازهم با همان دستورالعمل تابشی، پرتودهی را چهار مرتبه تکرار نموده و مقادیر DLP اتاقک یونش را یادداشت می کنیم. برای فاصله ۴ سانتی متری سمت راست دستگاه مقادیر DLP برحسب mGy.cm برای اتاقک یونش ۶۵۱/۳، ۶۵۲/۹، ۶۵۱/۴ و ۶۵۰/۴ به دست آمد. برای ناحیه هم مرکز دستگاه مقادیر DLP برحسب mGy.cm برای اتاقک یونش ۵۳۶/۲، ۵۳۴/۳ و ۵۳۸/۲ به دست آمد و برای فاصله ۴ سانتی متری سمت چپ دستگاه مقادیر DLP برحسب mGy.cm برای اتاقک یونش ۶۵۰/۵، ۶۵۰/۹، ۶۵۲/۳ و ۶۵۱/۷ به دست آمد. برای تمام پرتودهی ها



شکل (۵): انتخاب ناحیه بیشینه دز برای رسم منحنی واسنجی. افزایش رنگ آبی به معنی بیشتر بودن پلیمری شدن در فیلم در اثر افزایش دز می باشد. بنابراین هرچه فیلم دز بیشتری جذب کند بیشتر از رنگ قرمز به رنگ آبی تغییر می کند. به رنگ آبی در رنگ بندی قرمز-سبز-آبی (RGB) در نرم افزار متلب عدد کوچکتري در مقایسه با رنگ قرمز نسبت داده می شود.

۵.۲. ساخت منحنی واسنجی برای فیلم EBT

برای ساخت منحنی واسنجی اندازه ناحیه دلخواه، پیکسل ۴۰ × پیکسل ۴۰، تعریف شد (شکل شماره ۵). ناحیه دلخواه برای هر فیلم در ناحیه بیشینه دز انتخاب شد و برای حذف خطاهای ناشی از نفوذ هوا و نقص های ایجاد شده در لبه های فیلم در نتیجه برش فیلم ها، این ناحیه باید تا حد امکان از لبه فیلم فاصله داشته باشد. مقدار چگالی نوری فیلم محاسبه شده و منحنی واسنجی با توجه به دز جذبی ساخته شد.

۶.۲. دزیمتری مقطع نگاری عرضی کامپیوتری

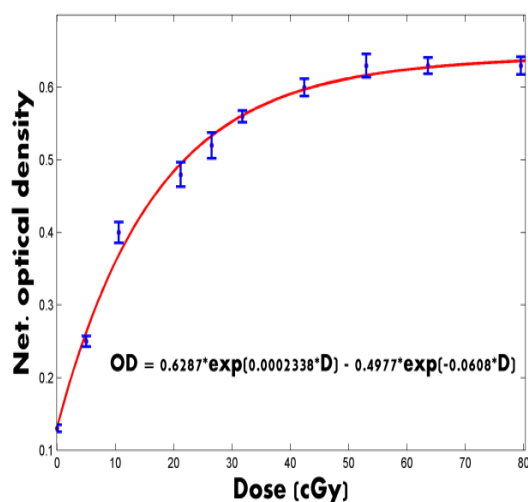
برای اندازه گیری دز در امتداد محور Z دستگاه (محور طولی در دستگاه استوانه ای)، در نتیجه تغییر موازی سازی، ناحیه دلخواه را در تمام فیلم های تابش شده در یک ناحیه بیشینه دز مشخص می کنیم (شکل شماره ۵). همچنین برای ارزیابی توزیع دز در سطح فیلم، طول فیلم را به هشت ناحیه با فواصل ۲۰ پیکسلی تقسیم نموده و مقادیر میانگین و انحراف استاندارد چگالی نوری فیلم در این فواصل پیکسلی، با استفاده از نرم افزار MATLAB محاسبه می شود.

1. Dose length product

در شکل نشان داده شده است. نوسانات کم در مقدار خطا به ماهیت آماری نوفه نسبت داده شد. کمترین مقدار دز قابل اندازه گیری توسط فیلم‌های EBT مقدار ۱ cGy می‌باشد. بنابراین محدوده دزهای مقطع نگاری عرضی کامپیوتری با استفاده از این منحنی واسنجی قابل دستیابی می‌باشند.

۲.۳. دزیمتری مقطع نگاری عرضی کامپیوتری

مقدار دزهای محاسبه شده در ماکزیمم دز با استفاده از منحنی واسنجی برای فاکتورهای موازی سازی مختلف در جدول شماره ۱ نشان داده شده است.



شکل (۸): منحنی واسنجی برای فیلم‌های گفکرومیک مدل EBT

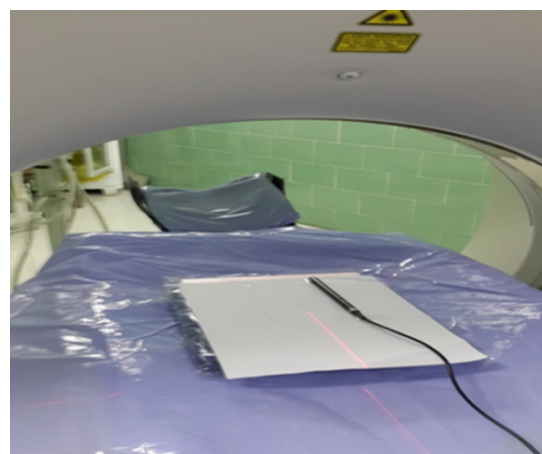
در انرژی ۱۲۰ کیلوولتاژ.

ملاحظه می‌شود که مقدار شاخص دز حجمی در موازی سازی برابر با ۱۰ mm تنها به میزان ۰/۷٪ بیشتر از مقدار شاخص دز حجمی مندرج بر روی کنسول بود و تقریباً همخوانی مناسبی دارد. بیشترین اختلاف دز ثبت شده در فاکتور موازی سازی برابر ۱ mm مشاهده شد. اختلاف دز جذبی در فیلم EBT به میزان ۱۳/۵٪ بیش از مقدار دز درج شده بر روی کنسول اپراتور می‌باشد. میانگین اختلاف دز مندرج بر روی کنسول دستگاه، با دز محاسبه شده بر روی فیلم‌های EBT در موازی سازی مختلف ۸/۱۴٪ می‌باشد. همچنین مشاهده می‌شود که در تمام فاکتورهای موازی سازی، مقدار دز جذبی ثبت شده بر روی فیلم بیش از دز مندرج بر

مقدار کمیت شاخص دز حجمی بروی عدد ۵۳mGy ثابت می‌باشد (شکل شماره ۶ و ۷).



شکل (۶): نحوه قرار گیری اتاقک یونش در ناحیه هم مرکز دستگاه.



شکل (۷): نحوه قرار گیری اتاقک یونش در سمت

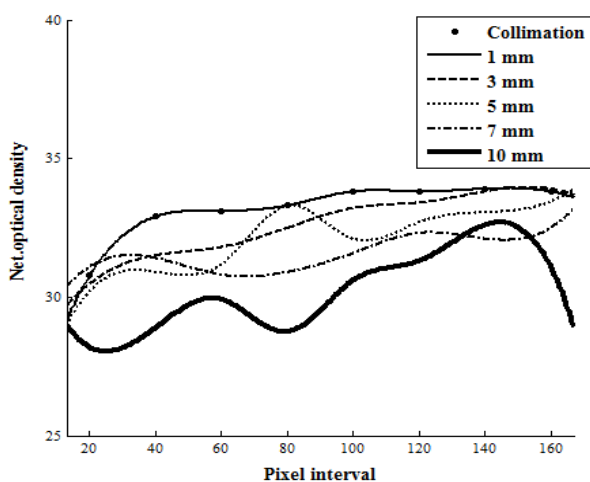
راست و چپ دستگاه.

۳. نتایج

۱.۳. منحنی واسنجی برای فیلم EBT

منحنی واسنجی در شکل شماره ۸ نشان داده شده است. تغییرات چگالی نوری فیلم با مقدار دز جذبی به صورت یک منحنی دونمائی بدست آمد که از قبل برای فیلم‌های EBT انتظار می‌رفت. رابطه دز-چگالی نوری در شکل ۸ نمایش داده شده است. کمیت‌های خوبی برازش، R^2 و Adjusted- R^2 به ترتیب ۰/۹۹۴ و ۰/۹۹۰ بدست آمد، که اشاره به یک برازش بسیار خوب داشت. مقادیر انحراف معیار به صورت نوار خط^۱

۱۰ mm می‌باشد. مشاهده می‌شود که با افزایش فاکتور موازی سازی، شدت دز در سطح فیلم کاهش می‌یابد. همان گونه که در شکل شماره ۱۰ ملاحظه می‌شود توزیع دز از یک الگوی افزایش یکنواخت یا الگوی موجی (سینوسی) تبعیت می‌کند. در تمام نمودارهای توزیع دز، با نزدیک شدن به محور مرکزی فانتوم و فیلم، چگالی نوری فیلم افزایش یافته در نتیجه شدت دز افزایش می‌یابد. با مقایسه نمودارهای توزیع دز، نمودار موازی سازی معادل ۱ mm مقادیر چگالی نوری بیشتری نسبت به سایر فاکتورهای موازی سازی داشته، در نتیجه در تمام طول فیلم چگالی نوری محاسبه شده در این فاکتور، بیش از سایر موازی سازی‌ها می‌باشد. کمترین شدت توزیع دز مربوط به موازی سازی معادل ۱۰ mm می‌باشد. تغییرات شدت دز مربوط به سایر فاکتورهای موازی سازی بین این دو مقدار قرار می‌گیرند.



شکل (۱۰): نمودارهای توزیع دز در طول محور Z دستگاه، در سطح فیلم EBT در فاکتورهای موازی سازی متفاوت.

۳.۳. نتایج بررسی توزیع دز در دستگاه مقطع نگاری عرضی

کامپیوتری با استفاده از اتافک یونش

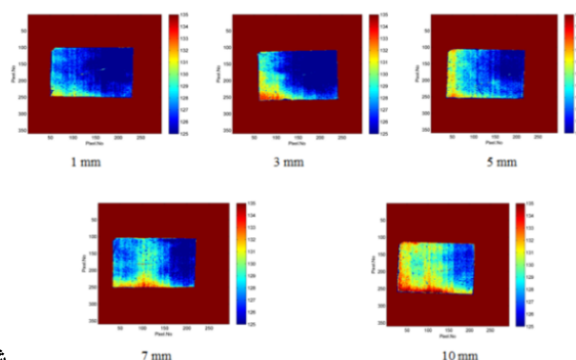
در این قسمت معنادار بودن نحوه توزیع دز در سه موقعیت مکانی چپ، راست و مرکز دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری بررسی شد. همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، میانگین دز در مرکز دستگاه نسبت به چپ و راست دستگاه کمتر می‌باشد، همچنین میانگین دز در سه موقعیت

روی کنسول دستگاه می‌باشد (جدول شماره ۱).

توزیع دز در طول محور Z در طول فانتوم PMMA، در هر فاکتور موازی سازی در شکل شماره ۹ نشان داده شده است. همان گونه که ملاحظه می‌شود با تغییر موازی سازی، توزیع دز در سطح فیلم تغییر کرده و با افزایش این فاکتور از شدت دز کاسته می‌شود. ملاحظه می‌شود که در تمام موازی سازی‌ها، با نزدیک شدن به محور مرکزی فیلم مقدار دز افزایش می‌یابد. در نتیجه می‌توان گفت که توزیع دز در درون فانتوم یکنواخت نبوده و دارای نقاط بیشینه و کمینه در طول محور تابش در دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری می‌باشیم.

جدول (۱): ماکزیمم چگالی نوری در فاکتورهای موازی سازی‌های مختلف به همراه مقدار دز ثبت شده بر روی کنسول اپراتور و مقایسه آن با مقدار دز ثبت شده بر روی فیلم EBT.

موازی سازی (میلی متر)	چگالی نوری فیلم	دز دستگاه (میلی گری)	دز جذبی فیلم (میلی گری)	در صد اختلاف
۱	$33/8 \pm 1/25$	۶۶/۵	۸۰	۱۳/۵٪
۳	$33/4 \pm 0/5$	۶۳/۲	۷۰/۸	۷/۶٪
۵	$33/3 \pm 1/3$	۶۲	۷۰/۸	۸/۸٪
۷	$31/4 \pm 0/75$	۶۰	۷۰/۱	۱۰/۱٪
۱۰	$28/7 \pm 1/25$	۵۹	۶۰/۱	۰/۷٪



ش

کل (۹): تصاویر آنالیز شده کمیت‌های مختلف موازی سازی توسط نرم

افزار MATLAB.

بیشترین شدت دز مربوط به موازی سازی برابر با ۱ mm و کمترین شدت دز مربوط به فاکتور موازی سازی برابر با

۶۳/۶ و ۷۹/۵ cGy) در تمامی نقاط در محدوده ۰/۳ تا ۹/۸۹ می‌باشد. یکی از دلایل بالا بودن تفکیک پذیری دز در این دو نقطه را می‌توان به دلیل حساسیت فیلم‌های EBT در این دزها و اشباع فیلم‌ها در این نقاط دانست.

جدول (۴): مقادیر تفکیک پذیری دز به دست آمده برای دزهای مختلف

در منحنی واسنجی فیلم EBT.

دز (سنتی گری)	چگالی نوری فیلم	انحراف استاندارد	α	تفکیک پذیری (دز (سنتی گری)
۰	۱۳/۲	۰/۸۶	۰/۰۳۰	۰/۳۷۷
۵	۲۵/۲	۱/۹۸	۰/۰۲۲	۱/۲۷
۱۰/۶	۴۰/۰۲	۰/۵۳	۰/۰۱۶	۰/۴۴۱
۲۱/۲	۴۸/۵۱	۰/۷۵	۰/۰۰۸	۱/۲۳
۲۶/۵	۵۲/۶۷	۱/۳۲	۰/۰۰۶	۳/۰۶
۳۱/۸	۵۶/۵۱	۱/۱۶	۰/۰۰۴	۳/۸۸
۴۲/۴	۶۰/۵۲	۱/۴۱	۰/۰۰۲	۹/۸۹
۵۳	۶۳/۰۹	۰/۸۵	۰/۰۰۱	۱/۱۳
۶۳/۶	۶۳/۰۹	۱/۸۹	۰/۰۰۰۶	۴۲/۴۲
۷۹/۵	۶۳/۰۹	۱/۴۹	۰/۰۰۰۲	۹۹/۹۸

۴. بحث و بررسی

استفاده از یک فانتوم با ترکیب معادل بافت برای اندازه‌گیری دز جذبی بسیار مناسب می‌باشد. فانتوم PMMA استفاده شده در این مطالعه از جنس پلی متیل متاکریلات با خلوص ۱۰۰٪ می‌باشد و جنس این فانتوم مشابه با فانتوم مرسوم دزیمتری در مقطع نگاری عرضی کامپیوتری می‌باشد. عدد اتمی فانتوم PMMA معادل ۶/۴۷ می‌باشد که نسبت به سایر فانتوم‌های جامد مانند پلی استیرن، پلی اتیلن و پارافین به عدد اتمی آب (۷/۴۲) نزدیکتر است [۱۰]. همچنین عدد هانسفیلد فانتوم مورد استفاده در انرژی ۱۲۰ Kvp در محدوده بافت نرم (HU) ۱۱۰-۱۰۲ قرار می‌گیرد. فانتوم دزیمتری مقطع نگاری عرضی کامپیوتری رایج از لحاظ ساختار و نقاط اندازه‌گیری محدود

مکانی با هم اختلاف آماری معنی داری دارند. ($p < 0.001$). در جدول ۳ مشاهده می‌شود مقدار دز در مرکز و چپ دستگاه و همچنین مرکز و راست دستگاه معنی دار بوده ولی مقدار دز در چپ و راست دستگاه اختلاف معنی داری ندارند. به عبارتی می‌توان گفت دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری مورد استفاده در این مطالعه دارای توزیع دز در امتداد عمود بر محور Z می‌باشد. نتایج حاصل از اتافک یونش نشان می‌دهند پرتو خروجی دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری توزیع یکنواختی ندارد و مقادیر دز ثبت شده در سمت راست و چپ، مقادیر متفاوتی نسبت به مرکز دستگاه نشان می‌دهند.

جدول (۲): توصیف آماری دز پرتویی (DLP) بر حسب موقعیت

دستگاه

موقعیت مکانی دستگاه	میانگین	انحراف معیار	p-value
راست	۶۵۱/۴۰	۱/۰۶۷	<۰/۰۰۱
چپ	۶۵۱/۳۵	۰/۸۰۶	
مرکز	۵۳۳/۸۸	۱/۲۵۰	

جدول (۳): نتایج آزمون توکی درباره دز پرتویی (DLP) بر حسب

موقعیت دستگاه

موقعیت مکانی دستگاه	راست	چپ	مرکز
راست	-	۰/۹۹۸	<۰/۰۰۱
چپ	۰/۹۹۸	-	<۰/۰۰۱
مرکز	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	-

۴.۳. نتایج مربوط به تفکیک پذیری دز در فیلم‌های

EBT در دزهای مختلف

همان گونه که در جدول شماره ۴ مشاهده می‌شود تفکیک پذیری دز به دست آمده با روش دزیمتری با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک EBT به جز در دو نقطه انتهایی (cGy)

می‌باشد. اما فانتوم ساخته شده در این پروژه همانگونه که ملاحظه شد قابلیت اندازه گیری دز با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک را در تمام طول محور تابش در فانتوم و در نقاط مختلف دارا می‌باشد. در نتیجه ارزیابی دز جذبی در یک ناحیه خاص و بررسی توزیع دز با جزئیات، درون فانتوم با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک و این نوع فانتوم امکان پذیر می‌باشد. در نتیجه می‌توان گفت فانتوم ساخته شده برای ارزیابی دز جذبی در آزمون‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری مناسب می‌باشد. فانتوم ساخته شده در این پژوهش با فانتومی که برای منظور مشابهی توسط Gotanda و همکارانش در سال ۲۰۰۸ ساخته شد قابل مقایسه است [۱۶]. آنها از صفحات آکرلیک با چگالی ۱/۳ گرم بر سانتیمتر مکعب به عنوان فانتوم استفاده کردند. ساختار فانتوم طراحی شده در آزمون آنها به گونه ای بود که تنها می‌توانستند مقادیر دز را در راستای عمود بر محور پرتو اندازه‌گیری نمود اما در پژوهش حاضر با توجه به ساختار فانتوم طراحی شده می‌توان با جاگذاری فیلم‌های رادیوکرومیک در راستای موازی با پرتو تابشی نیز مقادیر دز را در راستای موازی با پرتو تابشی محاسبه نمود. علاوه بر آن، فانتوم ساخته در این پژوهش از دیدگاه معادل بافت بودن بهتر از فانتومی است که توسط Gotanda و همکارانش مورد استفاده قرار گرفت.

با توجه به نمودار واسنجی به دست آمده در این مطالعه به نظر می‌رسد پاسخ فیلم EBT در محدوده دزهای ۵ cGy تا ۲۰ cGy تقریباً خطی است. این همان ناحیه دز در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری می‌باشد. در این مطالعه از فیلم EBT به عنوان دزیمتر استفاده شده است. اما با توجه به وابستگی فیلم‌های EBT در محدوده دزهای کیلوولتاژ، استفاده از آنها در این انرژی باید با دقت انجام شود [۱۷ و ۱۸]. مطالعات مشابه متعددی وجود دارد که نشان می‌دهد مقدار دز جذبی در آزمون‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری با تغییر فاکتور موازی سازی، تغییر می‌کند [۱۹ و ۲۰]. با افزایش فاکتور موازی

سازی، مقدار دز جذبی بر روی سطح فیلم EBT مشابه دز ثبت شده بر روی کنسول کاهش می‌یابد. نتایج نشان داد که بیشترین شدت دز مربوط به موازی سازی برابر با ۱ میلی متر و کمترین شدت دز مربوط به فاکتور موازی سازی برابر ۱۰ میلی متر می‌باشد. پرواضح است که هرچه موازی سازی کوچکتر شود، دز بیشتری برای ایجاد تصویر لازم است. پس دور از انتظار نیست که با افزایش فاصله فک‌های موازی ساز مقدار دز جذبی کاهش پیدا کند. البته این کاهش به قیمت از دست رفتن تفکیک پذیری در تصویر خواهد بود. برای روبش یک ناحیه آناتومیکی خاص، انتخاب موازی سازی کمتر علی رغم افزایش کیفیت بازسازی تصویر، باعث افزایش روی هم افتادگی دم-های نمودار دز در هر برش شده و در نتیجه باعث افزایش سهم پدیده روی هم افتادگی دسته پرتویی^۱ در مقدار دز جذبی می‌شود. از طرفی انتخاب فاکتورهای موازی سازی نازک تر برای روبش یک ناحیه آناتومیکی خاص باعث افزایش زمان تابش شده، در نتیجه این افزایش زمان تابش باعث افزایش جذبی در فاکتورهای موازی سازی باریک تر می‌شود [۱۹ و ۲۰]. این نتیجه با مطالعه McNitt و همکاران که در سال ۲۰۰۲ به انجام رسید قابل مقایسه است. آنها با استفاده از اتاقک یونساز و فانتوم CTDI مقدار دز در فاکتورهای موازی ساز مختلف را بررسی کردند [۲۱]. نتایج مطالعه آنها نشان داد که با افزایش فاکتور موازی ساز مقدار شاخص دز حجمی کاهش می‌یابد که مشابه با نتیجه ای است که در پژوهش حاضر بدست آمد.

تعیین ناحیه بیشینه دز با استفاده از فانتوم CTDI مرسوم به دلیل استفاده از دزیمتر اتاقک یونش ممکن نیست. زیرا اتاقک یونش با طول ۱۰ cm دز میانگین را برای یک برش و برای تمام آزمون اندازه گیری می‌کند. اما دزیمتری با استفاده از فیلم این محدودیت را نخواهد داشت زیرا با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک با ابعاد مناسب می‌توان مقدار دز و نحوه توزیع دو بعدی دز در تمام طول فانتوم معادل بافت را به صورت

پیوسته اندازه گیری کرد. پیش از این McCollough و همکارانش در سال ۲۰۱۱ در یک مقاله مروری [۳] چنین نتیجه گرفتند که محدودیت ابعاد اتاقک یونش بکار رفته در سیستم‌های مرسوم تعیین شاخص دز در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری می‌تواند منجر به یک خطای جدی شود. اگر چه آنها برای حل این موضوع پیشنهادی ارائه نکردند اما در پژوهش حاضر امکان استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک برای این منظور به خوبی تأیید شد. همچنین فیلم EBT می‌تواند نقاط بیشینه و کمینه دز را در نقشه توزیع دز، تعیین نماید. در این مطالعه تأثیر فاکتورهای موازی سازی متفاوت (۱، ۳، ۵، ۷ و ۱۰ میلی متر) در یک فانتوم معادل بافت PMMA بر روی مقدار دز جذبی و نحوه توزیع دز مورد ارزیابی قرار گرفت. در تمام موازی سازی‌ها، مقدار دز ثبت شده بر روی فیلم بیشتر از دز مندرج بر روی کنسول اپراتور بود. میانگین اختلاف افزایش دز ثبت شده بر روی فیلم نسبت به دز نشان داده شده بر روی کنسول اپراتور، برای موازی سازی‌های مختلف، ۸/۱۴٪ می‌باشد. همانطور که مطرح شد مقدار دز بر روی فیلم‌ها مربوط به ناحیه بیشینه دز می‌باشد. از طرفی با توجه به نتایج این پژوهش یک توزیع برای دز در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری در راستای محور Z و عمود بر آن وجود دارد. اتاقک یونش در تمام حجم حساس از مقدار دز میانگین می‌گیرد که به طور مسلم باعث کاهش دز نمایش داده شده می‌شود. در حالیکه فیلم‌های رادیوکرومیک با توجه به تفکیک پذیری بالا امکان انتخاب ناحیه دلخواه را بدست می‌دهد. به عبارتی خطائی مانند تأثیر جزئی حجم^۱ برای اتاقک یونش رخ می‌دهد که باعث یک تقریب دست پائین برای اتاقک یونش می‌شود. حال هرچه فاکتور موازی سازی کوچکتر شود تأثیر خطای حجم جزئی برای اتاقک بیشتر است که نتایج پژوهش حاضر نیز این موضوع را تأیید می‌کند. این نتیجه با آنچه پیش از این

توسط Brady و همکارانش گزارش شده بود قابل مقایسه است. آنها نشان دادند که فیلم‌های رادیوکرومیک مقادیر دز اندازه گیری شده را ۱۵٪ بیش از دزیمتر TLD اندازه گیری می‌کنند [۲۲]. این افزایش پاسخ دز در فیلم‌های رادیوکرومیک به خوانش پیوسته و همچنین توانایی این دزیمترها در ارزیابی دز در تمام زمان طول تابش و جذب پرتوهای پراکنده در تمام جهت‌ها نسبت داده شد. در فاکتور موازی سازی برابر با mm ۱ توزیع و شدت دز در سطح فیلم BT، یکنواخت تر می‌باشد. با افزایش فاکتور موازی سازی، الگوی توزیع دز، موجی (سینوسی) می‌شود. پیش از این نیز الگوی سینوسی برای توزیع دز در دستگاه‌های مقطع نگاری کامپیوتری توسط Boivin و همکارانش در سال ۲۰۱۱ گزارش شده است [۲۳]. آنها مقادیر دز پوست را با استفاده از فیلم‌های XR-CT و فانتوم شبه انسانی اندازه‌گیری کردند. آنها نیز تغییرات سینوسی در مقدار دز در طول محور تابشی دستگاه ملاحظه نمودند. Boivin و همکارانش الگوی سینوسی دز را به نحوه تابش و چرخش تیوب اشعه ایکس نسبت دادند. در پژوهش حاضر نیز الگوی سینوسی تغییر دز را می‌توان به ساز و کار مشابهی نسبت داد. همچنین نتایج آنها نشان داد که مقادیر دز اندازه گیری شده با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک بیش از مقادیر نشان داده شده بر روی کنسول می‌باشد. بیشتر بودن دز نشان داده شده در فیلم‌های رادیوکرومیک نسبت به مقدار نمایش داده شده توسط نمایشگر کنسول دستگاه در این پژوهش نیز مورد تأیید قرار گرفت. با توجه به توزیع غیر یکنواخت دز در سطح فیلم‌های EBT، آزمون توزیع دز در دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری با استفاده از اتاقک یونش انجام شد. نتایج نشان داد که باریکه پرتویی دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری در مرکز نسبت به سمت راست و چپ میدان پرتویی، اختلاف دز معناداری ایجاد می‌کنند. این اختلاف به معنای وجود توزیع دز ذاتی در محور پرتو تابشی در دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری می‌باشد. در تمام فیلم‌ها با

1. Partial volume effect

نزدیک شدن به محور مرکزی فیلم و فانتوم، مقدار دز جذبی افزایش پیدا می‌کرد. این افزایش به توزیع غیریکنواخت تابش در دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری نسبت داده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که توزیع دز در فانتوم PMMA سر، با تغییر فاکتور موازی سازی تغییر می‌کند. در اندازه گیری با استفاده از فانتوم CTDI به دلیل استفاده از اتاقک یونش به عنوان دزیتر، به دلیل ابعاد نسبتاً بزرگ این دزیتر، تفکیک پذیری دز پایین بوده همچنین ارزیابی دز در یک نقطه و بررسی توزیع دز در درون فانتوم با استفاده از این دزیتر بسیار سخت و تقریباً غیر ممکن می‌باشد. اما دزیتر فیلم رادیوکرومیک این مشکل را حل کرده و تفکیک پذیری دز به دست آمده با روش دزیتری با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک EBT به جز در دو نقطه انتهایی (در دز ۶۳/۶ و ۷۹/۵ cGy) در تمامی نقاط در محدوده ۰/۳ تا ۹/۸۹ می‌باشد که تفکیک پذیری دز قابل قبولی به حساب می‌آید. یکی از دلایل بالا بودن تفکیک پذیری دز در دو نقطه انتهایی را می‌توان به دلیل حساسیت فیلم‌های EBT در این دزها و اشباع فیلم‌ها در این نقاط دانست. علاوه بر این با استفاده از این روش توزیع دز در طول محور Z دستگاه مقطع نگاری عرضی کامپیوتری قابل ارزیابی می‌باشد. فاکتور موازی سازی برای آزمون‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری باید با توجه به پاتولوژی خاص و با دقت انتخاب شوند. با هر فاکتور تابشی، اندازه‌گیری صحیح با تفکیک پذیری بالا با قابلیت تعیین نقاط ماکزیمم دز، با استفاده از این فانتوم PMMA و فیلم رادیوکرومیک قابل انجام می‌باشد. بنابراین استفاده از فانتوم PMMA به همراه فیلم رادیوکرومیک به عنوان دزیتر، می‌تواند برای ارزیابی دز جذبی در مقطع نگاری عرضی کامپیوتری بسیار مفید باشد. نتایج نشان می‌دهد که توزیع دز در فانتوم PMMA با تغییر فاکتور موازی سازی تغییر می‌کند. در این مطالعه اندازه‌گیری دز با دقت و تفکیک پذیری بالا و نواحی ماکزیمم دز در طول محور فانتوم تعیین شد. به علاوه

با استفاده از فیلم‌های EBT می‌توان توزیع دز را در نقاط بیشینه و کمینه دز به صورت جداگانه اندازه‌گیری و محاسبه نمود. با توجه به نتایج به دست آمده در این مطالعه، بررسی خطر پرتوگیری بیمار با اکتفا بر مقادیر دز مندرج بر روی کنسول اپراتور می‌تواند باعث تخمین خطر کمتر از حد برای ارگان خاص شود. برای پایین نگه داشتن دز در آزمون‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری انتخاب بهینه پارامترهای روبش بر اساس آزمون درخواستی با توجه به پارامترهای ماکزیمم دز بسیار حائز اهمیت می‌باشد. اندازه‌گیری دز با استفاده از فانتوم PMMA طراحی شده همراه با استفاده از فیلم رادیوکرومیک می‌تواند به عنوان یکی از فاکتورهای ارزیابی برای انتخاب فاکتور موازی سازی مناسب استفاده شود.

۵. نتیجه‌گیری

فیلم‌های EBT با مشخصات مطلوبی که دارند گزینه بسیار مناسبی برای تعیین توزیع دز در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری می‌باشند. بعلاوه فانتومی که از جنس پلکسیگلاس ساخته شده بود مشخصات رادیولوژیکی مناسبی برای دزسنجی در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری داشت. بررسی مقدار و توزیع دز و همچنین مطالعه اثر موازی سازی بر این مقادیر می‌تواند تاثیر بسزائی در تخمین صحیح دز جذبی بیماران و در پی آن دز جذبی اجتماع داشته باشد.

در این پژوهش با قرار دادن فیلم‌های EBT در یک فانتوم معادل بافت از جنس PMMA تغییرات دز جذبی با تغییرات فاکتور موازی‌سازی بررسی شد. تغییرات مقدار و نحوه توزیع دز با تغییر فاکتور موازی‌سازی نتیجه گرفته شد.

نتایج نشان داد استفاده از فیلم EBT به همراه فانتوم PMMA روش مناسبی برای دزسنجی و همچنین تعیین توزیع دز در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری است. در کار حاضر نتایج بوسیله اتاقک یونش تأیید شد. در سال‌های اخیر فیلم‌های رادیوکرومیک جدیدی ساخته شده اند (XR-QA، XR-V2 و XR-CT). در مطالعات آینده برای اندازه‌گیری

بررسی است.

۶. تقدیر و تشکر

از بخش تصویربرداری بیمارستان امام رضا (ع) کرمانشاه به خصوص جناب آقای محمد پورقنبری به واسطه همکاری بی دریغشان کمال تشکر بعمل می آید.

دقیق‌تر دز جذبی در آزمون‌های مقطع نگاری عرضی کامپیوتری، بررسی فیلم‌های رادیوکرومیک مذکور پیشنهاد می‌شود. استفاده از روش‌های محاسباتی مانند مونت کارلو و اجزاء محدود نیز گزینه مناسبی برای تعیین توزیع دز در دستگاه مقطع نگاری کامپیوتری می‌باشد که توسط نویسندگان در حال

۷. مراجع

- [1] R.L.Dixon, K.E. Ekstrand. A Film Dosimetry System for Use in Computed Tomography. Radiology. 127 (1978) 255-258.
- [2] T.B.Shope, R.M.Gagne, G.C.Johnson. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med phys. 8(1981)488-495.
- [3] E. Hall, D. Brenner. Cancer risks from diagnostic radiology. Br J Radiol. 81 (2014)362-378.
- [4] National Radiological Protection Board (NRPD), Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2003 review, Report W67, P.Shrimpton, M.Hillier, M.Lewis, M.Dunn, UK(2005).
- [5] M.S.Pearce, J.A.Salotti, M.P.Little, K.McHugh, C.Lee, K.P.Kim, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. The Lancet. 380(2012)499-505.
- [6] U.S. Food and Drug Administration (FDA). Performance standard for diagnostic x-ray systems and their major components. Final rule. Federal register, Report 70, USA (2005).
- [7] C.H.McCollough, S.Leng, L.Yu, Cody, D.D. J.M.Boone, M.F.McNitt-Gray. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. Radiology. 259 (2011) 311-316.
- [8] S.Kim, T.T.Yoshizumi, G.Toncheva, S.Yoo, F.F.Yin. Comparison of radiation doses between cone beam CT and multi detector CT: TLD measurements. Radiat Prot Dosimetry. 132 (2008) 339-345.
- [9] S. Kim, T. Yoshizumi, G. Toncheva, S. Yoo, F.F. Yin, D. Frush. Estimation of computed tomography dose index in cone beam computed tomography: MOSFET measurements and Monte Carlo simulations. Health phys. 98 (2010) 683-691.
- [10] F. Khan The physics of radiation therapy. USA (Philadelphia), Lippincott Williams & Wilkins, (2003).
- [11] M. Saylor, T. Tamargo, W. McLaughlin, H. Khan, D. Lewis, R. Schenfele. A thin film recording medium for use in food irradiation. Int J Radiat Appl Instrum C Radiat Phys Chem. 31 (1988)529-536.
- [12] P.J. Muench, A.S. Meigooni, R. Nath, W.L. McLaughlin. Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry. Med phys. 18(1991)769-775.
- [13] S.C. Uniyal, U.C. Naithani, S.D. Sharma, A.K. Srivastava. Radiochromic film dosimetry of rectal inhomogeneity and applicator attenuation in high dose rate brachytherapy of uterine cervix. J Appl Clin Med Phys. 13(2012)66-75.
- [14] S.A. Dini, R.A. Koona, J.R. Ashburn, A.S. Meigooni. Dosimetric evaluation of GAFCHROMIC® XR type T and XR type R films. J Appl Clin Med Phys. 6(2005) 114-134.
- [15] W. Bich, M.G. Cox, P.M. Harris. Evolution of the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement'. Metrologia. 43(2006) S161-S166.
- [16] R. Gotanda, T. Katsuda, T. Gotanda, M. Eguchi, S. Takewa, A. Tabuchi, et al. Computed tomography phantom for radiochromic film dosimetry. Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine. 30 (2007) 194-199.
- [17] M.J. Butson, T. Cheung, K. Peter. Weak energy dependence of EBT Gafchromic film dose response in the 50kVp-10MVp X-ray range. Appl Radiat Isot. 64 (2006)60-62.
- [18] A. Rink, I.A. Vitkin, D.A. Jaffray. Energy dependence (75kVp to 18MV) of radiochromic films assessed using a real-time optical dosimeter. Med phys. 34(2007)458-463.
- [19] M. Lewis. ImPACT, Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. technology update, ImPACT Report 3, UK, (2005).
- [20] M. Aweda, R. Arogundade. Patient dose reduction methods in computerized tomography procedures: A review. Int. J. Phys. Sci. 2(2007)1-9.
- [21] M.F. McNitt-Gray. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation Dose in CT.

- Radiographics. 22 (2002) 1541-1553.
- [22] S. Brady, T. Yoshizumi, G. Toncheva, D. Frush. Implementation of radiochromic film dosimetry protocol for volumetric dose assessments to various organs during diagnostic CT procedures. Med phys. 37(2010)4782-4792.
- [23] J. Boivin, N. Tomic, B. Fadlallah, F.D. Blois, S. Devic. Reference dosimetry during diagnostic CT examination using XR-QA radiochromic film model. Med phys. 38(2011)5119-5129.