

ارزیابی سیستم طراحی درمان RtDosePlan با استفاده از فیلم رادیوکرومیک و شبیه‌سازی مونت کارلو

میکنیل ملازاده^۱، محمود الهوردی^{۲*}، طیب الهوردی پورفلاح^۳، نادر ریاحی‌عالم^۴، محمدرضا آی^۵

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۳- استادیار گروه بیوفیزیک و بیوشیمی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۱۰/۱۶

تاریخ دریافت: ۸۸/۶/۱۵

چکیده

مقدمه: فیلم‌های گاف کرومیک EBT از پیشرفته‌ترین و جدیدترین فیلم‌های موجود برای ارزیابی سیستم‌های طراحی درمان می‌باشند. قدرت تفکیک بالا، وابستگی انرژی پایین و معادل بافت بودن‌شان آنها را برای اندازه‌گیری توزیع دوز در پرتودرمانی مناسب ساخته است. این مطالعه به منظور ارزیابی پارامترهای دوزیمتریکی سیستم طراحی درمان RtDosePlan همچون منحنی‌های درصد دوز عمقی، پروفایل‌های جانبی پرتو و منحنی‌های همدوز، که در فانتوم آب با استفاده از فیلم رادیوکرومیک EBT و شبیه‌سازی مونت کارلو (EGSnrc) انجام شده، طراحی گردیده است.

مواد و روشها: اسکنر رنگی Microtek به عنوان سیستم دیجیتال‌کننده فیلم انتخاب شد، که پاسخ فیلم در کانال قرمز استخراج و برای آنالیز استفاده شد. منحنی کالیبراسیون فیلم با بکارگیری تکه‌های فیلم پرتودهی شده با دوزهای مشخص استخراج گردید. فیلم درون فانتوم به موازات محور مرکزی پرتو جایگذاری و در شرایط استاندارد (میدان 10×10 سانتیمتر مربع، فاصله تا سورس ۸۰ سانتیمتر) با ماشین کبالت-۶۰ تحت تابش قرار گرفت. کدهای BEAMnrc و DOSXYZnrc برای شبیه‌سازی ماشین کبالت-۶۰ و استخراج فانتوم بر پایه وکسل استفاده شدند. داده‌های فانتوم با استفاده از فایل‌های دایکام حاصله از تصویر CT به سیستم طراحی درمان RtDosePlan انتقال داده شدند.

نتایج: DTA (فاصله تا توافق) و DD (اختلاف دوز) مابین پیش‌بینی سیستم طراحی درمان، اندازه‌گیری و محاسبات مونت کارلو همگی داخل ملاک پذیرش بودند (درون $DD=3\%$ و $DTA=3\%$ میلیمتر).

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان داد که فیلم EBT ابزار مناسبی برای ارزیابی دوبعدی توزیع دوز در سیستم‌های طراحی درمان است. علاوه بر این، نتیجه‌گیری شد که شبیه‌سازی مونت کارلو با کد BEAMnrc پتانسیل مناسبی برای ارزیابی توزیع دوز دارد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۲، پیاپی (۲۷)، تابستان ۸۹: ۸۹-۹۳)

واژگان کلیدی: ارزیابی سیستم طراحی درمان، رادیوکرومیک فیلم دوزیمتری، اسکنر مسطح، مونت کارلو، توزیع دوز

* نویسنده مسؤل: محمود الهوردی

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران.
alahverdi@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۶۶۴۶۳۸۳- (۲۱) ۹۸ +، نمابر ۸۸۹۷۳۶۵۳- (۲۱) ۹۸ +

۱- مقدمه

درمانهای پرتودرمانی سرطان در دهه‌های اخیر با استقبال فراوانی از سوی محققین مواجه شده است و به تبع آن این درمانها را با تحولات بنیادینی روبرو ساخته است. یکی از اصلی‌ترین موضوعات مورد توجه، ارزیابی نقشه‌های درمانی مختلف به لحاظ نتایج درمانی، آسیبه‌ها و عوارض ناشی از آن درمانها و کیفیت زندگی^۱ بیماران است. در این بین درمان‌های پرتودرمانی با توجه به همراه داشتن کیفیت زندگی بهتر نسبت به دیگر شیوه‌های درمانی، توجه خود را بر روی ارزیابی صحت سیستم‌های طراحی نقشه درمانی مختلف متمرکز نموده است [۲۱]. در پرتودرمانی، دوز داده شده به بافت هدف باید از صحت^۲ بالایی برخوردار باشد و عدم دقت در دادن دوز می‌تواند روی نتیجه درمان پرتودرمانی تاثیر بگذارد [۳]. لذا دوز تجویزی و توزیع هم‌دوزها برای پوشش هدف یا ضایعه و همچنین حفاظت بافت‌های سالم در پرتودرمانی دارای اهمیت حیاتی است. هدف یک طراحی درمان مطلوب (ایده‌آل)، پوشش دوز مناسب بر روی هدف و کاهش دوز اعضای حساس می‌باشد و این محاسبات توسط سیستم طراحی نقشه درمانی انجام می‌گیرد و بررسی صحت عملکرد این سیستم یکی از ضروریات لازم در فرآیند پرتودرمانی می‌باشد.

بر طبق گزارش ICRU^۳، بر اساس پاسخ تومور و بافت سالم به دوز، خطا در دوز داده شده به هدف نسبت به دوز تجویز شده در انتهای درمان نباید از ۰.۵٪ بیشتر شود [۵و۴]. بنابراین اجرای صحیح و بدون خطای پرتودرمانی در هر مرحله از درمان از اهمیت بسزایی برخوردار است. اندازه‌گیری صحت و دقت در طراحی درمان را می‌توان با استفاده از دوزیمترهای نقطه‌ای (اتاقک یونش و یا دایود)، دوزیمترهای دوبعدی (فیلم‌های رادیوگرافی و

رادیوکرومیک) انجام داد. با استفاده از اتاقک‌های یونش می‌توان درصد دوز عمقی و منحنی‌های هم‌دوز را بدست آورد اما در این روش بایستی تصحیحات لازمه مربوط به آشفته‌گی در اثر وارد شدن اتاقک یونش اعمال شود. دایودها دارای حساسیت زیاد می‌باشند، اما در اثر اشعه امکان خرابی وجود دارد. دوزیمتری به وسیله فیلم روش ساده و سریعی برای تعیین یک مجموعه از منحنی‌های هم‌دوز در صفحه فیلم می‌باشد و کاربرد آن در تعیین توزیع دوز کاملاً تایید شده و عمومی است و می‌تواند برای مقاصد دوزیمتری نسبی بکار رود [۶].

روش MC^۴ یک روش شبیه‌سازی آماری است که بویژه برای حل مسائل پیچیده‌ای که نمی‌تواند بصورت تحلیلی یا با اندازه‌گیری حل گردد، بکار می‌رود. با تکنیک مونت-کارلو هر ذره (فوتونهای اولیه و پراکنده و همچنین الکترونها) با توجه به سطح مقطعهای برخورد و مراحل برهم‌کنش آنها پیگیری می‌گردد. از اینرو پیش‌بینی توزیع دوز با مونت‌کارلو بعنوان یک وسیله بالقوه برای کنترل کیفی سیستمهای طراحی نقشه درمانی روشی معتبر و قابل اطمینان می‌باشد [۷،۸]. در کلینیک این آزمایش (ارزیابی صحت عملکرد سیستم طراحی نقشه درمانی) بصورت دوره‌ای با استفاده از دوزیمترهای نقطه‌ای انجام می‌گیرد. اما هدف ما در این مطالعه، ارزیابی صحت سیستم طراحی نقشه‌ی درمانی RtDosePlan با استفاده از قابلیت‌های فیلم رادیوکرومیک گاف کرومیک EBT^۵ و شبیه‌سازی مونت‌کارلو کد EGSnrc^۶ در فانتوم آب می‌باشد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- شبیه‌سازی مونت کارلو

در این مطالعه از کد مونت‌کارلوی EGSnrc (BEAMnrc) جهت شبیه‌سازی ماشین درمانی کبالت ۶۰ (مدل Theratron 780-E) استفاده شده است. برای

¹ Quality of Life

² Accuracy

³ International Commission on Radiation Units and Measurements

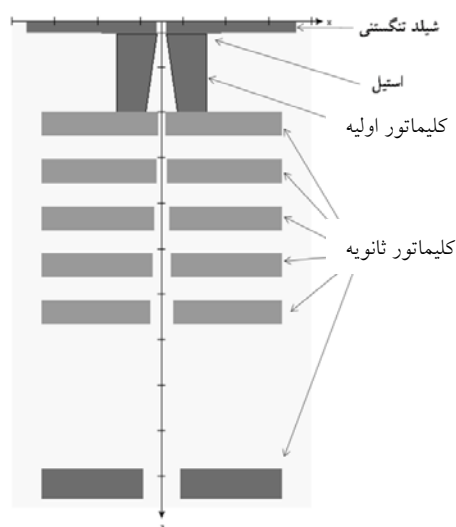
⁴ Monte Carlo

⁵ External Beam Therapy

⁶ Electron Gamma Shower national research council

سانتیمتر مربع از چشمه و به تعداد ۱ عدد در نظر گرفته شد و در تمامی شبیه‌سازیها از الگوریتم PRESTA-II^۵ جهت ترابرد الکترونها و فوتونها استفاده شد. شکل ۱ دستگاه کبالت شبیه‌سازی شده توسط کد BEAMnrc را در نمای XZ نشان می‌دهد.

پس از تکمیل کلیه پارامترهای مربوط به شبیه‌سازی، برنامه شبیه‌سازی شده توسط کد ترجمه^۶ شده و پس از اصلاح خطاهای احتمالی، برنامه به مرحله اجرا گذاشته شد و در پایان اطلاعات مورد نیاز از خروجی کد BEAMnrc استخراج گردید.



شکل ۱- نمایی از دستگاه کبالت ۶۰ شبیه‌سازی شده

مهمترین فایل در خروجی کد BEAMnrc، فایل فضای فازی^۷ با پسوند (2 or 3) eg sphsp 1 با ظرفیتی در حدود ۱۲۰ تا ۱۳۰ مگابایت است که دربردارنده اطلاعات مکانی، بار، انرژی و راستای ذرات عبوری از سطح ثبت برای هر دو نوع ذره فوتونی و الکترونی است. اطلاعات به ثبت رسیده در فضای فازی متعلق به ۱۰۰۰۰۰۰۰ فوتون و ۱۰۰۰۰ الکترون از کل نواحی سطح ثبت می‌باشد. از این خروجی بعنوان ورودی (چشمه) در کد

شبیه‌سازی فانوم آب نیز از کد DOSXYZnrc استفاده نمودیم. استفاده از چنین کدهایی بطور گسترده در شبیه‌سازی انواع دستگاههای درمانی از جمله دستگاه کبالت ۶۰ تایید شده و مناسب می‌باشد [۹، ۱۰].

کلیه قسمتهای سر دستگاه کبالت مطابق با اطلاعات شرکت سازنده دستگاه (اطلاعات هندسی، جنس و ترکیب مواد) با استفاده از انواع مختلفی از مدولهای ساختاری^۱ مدل شدند. بدین منظور ابتدا مدولهای ساختاری مربوط به هر قسمت از سر دستگاه، انتخاب و پارامترهای مربوط به هر کدام از مدولهای ساختاری در کد تعریف شدند و سپس مواد بکار رفته و داده‌های سطح مقطع در آنها با استفاده از داده‌های کتابخانه‌ای و PEGS4^۲ انتخاب و تعریف شدند. پس از آن کلیه پارامترهای اصلی ورودی مانند: نوع، انرژی و تعداد ذره تابشی، انرژیهای قطع ذرات، موقعیت، اندازه و تعداد سطوح ثبت^۳ (سطح ثبت بصورت سلولهای پیش فرض کد تعریف شد) و الگوریتمهای ترابرد ذرات در کد BEAMnrc تعریف شدند. چشمه، ساطع کننده ذره گاما با طیف انرژی متوسط ۱/۲۵ مگا الکترون ولت^۴ و به تعداد ۱ میلیارد ذره می‌باشد. در کلیه محاسبات مربوط به مدولهای ساختاری مقادیر انرژی قطع الکترون و انرژی آستانه الکترون برابر ۰/۰۷ مگا الکترون ولت و انرژی قطع فوتون و انرژی آستانه فوتون برابر ۰/۰۱ مگا الکترون ولت در نظر گرفته شدند. انرژی قطع ذره به این معناست که اگر انرژی ذره کمتر از انرژی قطع آن ذره باشد شبیه‌سازی مونت‌کارلو ترابرد ذره را ادامه نمی‌دهد و انرژی آستانه به معنای توقف ایجاد ذرات ثانویه در صورت رسیدن انرژی ذره به کمتر از انرژی آستانه ذره می‌باشد [۱۱]. سطوح ثبت درست در زیر آخرین قطعه از مدول ساختاری در فاصله ۴۵ سانتیمتری در ابعاد ۵/۶۲×۵/۶۲

¹ Component Modules

² Preprocessor for EGS4

³ Scoring Planes

⁴ Mega electron Volt

⁵ Transport algorithm Parameter reduced electron-step

⁶ Compile

⁷ PhaseSpace

فانتوم آب (ساخته شده از صفحات پلاکسی گلاس با ابعاد ۱۷×۱۷×۱۲ سانتیمتر مکعب با ارتفاع ۱۲ سانتیمتر) وارد سیستم طراحی درمان گردید. پس از انتخاب چگالی^۲ و طراحی حدود^۳، نقشه درمانی مناسب روی اسلایس یا برش برش موردنظر، محل قرارگیری فیلم در فانتوم، تحت شرایط استاندارد (میدان^۴ ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع، فاصله تا سورس^۵ سورس^۶ ۸۰ سانتیمتر) با پرتو کبالت ۶۰ طرح ریزی گردید. بدین صورت که دوزی برابر ۳۰۰ سانتی گری به عمق ۳ سانتیمتری از فانتوم آب داده شد. بعد از تهیه نقشه درمانی مناسب توسط سیستم طراحی درمان کلیه اطلاعات مورد نیاز از قبیل توزیع همدوزها، منحنی‌های درصد دوز عمقی و پروفایل‌های دوز جهت آنالیز و ارزیابی با نتایج حاصل از آزمایشات و شبیه‌سازی، از سیستم طراحی درمان (بصورت فایل PDF و نیز فایل باینری^۷) استخراج گردید.

۳-۲- اندازه‌گیریهای عملی

در این مطالعه برای انجام آزمایشات تجربی جهت ارزیابی صحت سیستم طراحی درمان از دستگاه کبالت ۶۰ ساخت کارخانه Theratronics کانادا مدل Theratron 780-E واقع در انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران استفاده شد. اندازه‌گیریهای مربوط به فیلم رادیوکرومیک مطابق گزارش AAPM TG-55 (Report No. 63) [۱۳] و بقیه اندازه‌گیریها از جمله اندازه‌گیریها با اتاقک یونش بر اساس پروتکل TRS-398 آژانس بین‌المللی انرژی اتمی^۷ صورت پذیرفت. ابزارهای مورد استفاده در این بررسی و نحوه انجام آزمایشات به قرار زیر می‌باشد.

۳-۲-۱- فیلم رادیوکرومیک و کالیبراسیون آن

به منظور بررسی پاسخ فیلم رادیوکرومیک از جمله تعیین دامنه پاسخ فیلم و ناحیه اشباع آن و استخراج منحنی

محاسبه دوز (DOSXYZnrc) استفاده می‌شود. کد DOSXYZnrc علاوه بر شبیه‌سازی فانتوم به صورت وکسل‌های معین، مسیر ذرات چشمه را ترابرد و توزیع دوزهای محاسبه شده در سطوح ثبت تعیین شده را در فایل‌های خروجی (egslst, 3ddose, pardose) ثبت می‌کند. فایل egslst، نه تنها شامل داده‌های دوز، شار شبیه‌سازی و محاسبات آماری است بلکه دربردارنده اطلاعاتی در مورد هندسه شبیه‌سازی شده، تعداد تاریخچه‌ها، مدت زمان اجرای برنامه و غیره می‌باشد بهمین دلیل این فایل مهمترین فایل خروجی است. فایل 3ddose حاوی آرایه‌ای از دوزها و نتایج محاسبات در فضای ۳ بعدی شبیه‌سازی شده می‌باشد و فایل pardose فایلی باینری شامل تعداد و ابعاد وکسل‌ها در ۳ امتداد x, y و z بوده و نیز حاوی انرژی جایگذاری شده در هر وکسل می‌باشد. این فایل، فایل خروجی در اجراهای موازی^۱ است (به جای فایل 3ddose). با استفاده از این کد فانتوم آب (۱۷×۱۷×۱۲ سانتیمتر مکعب با ارتفاع ۱۲ سانتیمتر) با وکسلهایی در ابعاد ۱×۱×۱ میلی‌متر مکعب شبیه‌سازی شد. در این کد سطح ثبت در امتداد محور مرکزی فانتوم و در ابعاد ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع تعریف گردید و علاوه بر این میدان تابشی از چشمه بر روی فانتوم نیز ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع انتخاب شد. در نهایت اطلاعات مورد نیاز از کد مذکور استخراج گردید.

در این بررسی برای شبیه‌سازیها از یک رایانه دارای پردازشگر دوتایی (Intel® Core™ 2Duo T7700, 2.40 GHz RAM برابر ۲ GB تحت سیستم عامل Windows XP) استفاده شد.

۳-۲-۲- سیستم طراحی درمان

برنامه طرح درمان مورد استفاده در این پروژه، نرم افزار طرح درمان سه بعدی RtDosePlan از تولیدات شرکت MathResolution است [۱۲]. جهت استخراج طرحهای نقشه درمانی مناسب از سیستم طراحی درمان، تصویر CT

² Density

³ Contouring

⁴ Field Size

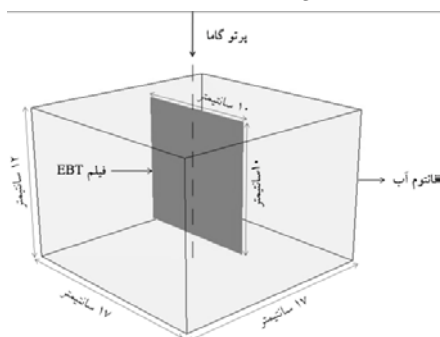
⁵ Source to Skin Distance

⁶ Binary

⁷ IAEA

¹ run aralleIP

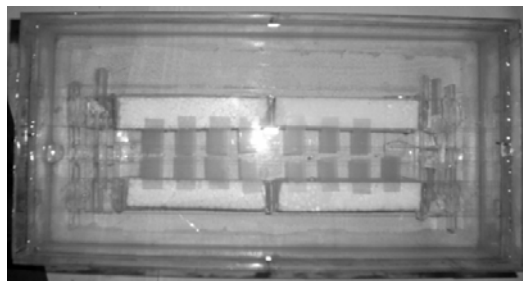
اثرات حبابهای کوچک که می‌توانند در نتایج آزمایشات اثر گذار باشند از بین بروند. پس از آن فیلم مورد نظر تحت شرایط کلینیکی در فاصله تا سورس ۸۰ سانتیمتر، میدان باز ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع و با آهنگ دوز ۱۵۴/۳۳ سانتی‌گری بر دقیقه با چشمه کبالت ۶۰ تحت تابش قرار گرفت، بطوریکه فیلم دوزی برابر با ۳۰۰ سانتی‌گری را در عمق ۳ سانتیمتری دریافت نمود. نمایی از آرایش بکار رفته در فانتوم آب جهت اندازه‌گیری توزیع دوز با فیلم EBT در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳- نمایی از آرایش بکار رفته در فانتوم آب جهت اندازه‌گیری توزیع دوز با فیلم EBT

پس از ۴۸ ساعت فیلم گاف کرومیک تابش دیده، با استفاده از اسکنر Microtek 9800XL و در در وضعیت افقی^۳ (بعد کوتاهتر فیلم به موازات بعد درازتر صفحه اسکنر باشد) با قدرت تفکیک مکانی ۱۲۷^۴ dpi، در وضعیت عبوری^۵ و در حالت RGB^۶ اسکن شده و تصویر آن در حالت TIFF^۷ ذخیره گردید. در این مطالعه مطالعه جهت بدست آوردن منحنی کالیبراسیون و نیز آنالیز فیلم تابش دیده مطابق پروتکل آقای دويس^۸ و همکارانشان عمل گردید [۱۰]. بدلیل بالا بودن قابلیت جذب اپتیکی این نوع فیلم‌ها در ناحیه ۶۳۳ نانومتر در هنگام آنالیز تصاویر، مقادیر پیکسل کانال قرمز استخراج و

کالیبراسیون، تعداد ۱۲ قطعه فیلم از نواحی مختلف فیلم در ابعاد ۳×۲ سانتیمتر مربع برش‌یافته و با قرار دادن آنها در عمق ۳ سانتیمتر فانتوم آب و عمود بر امتداد پرتو تابشی، با دستگاه کبالت ۶۰ با آهنگ دوز ۱۶۶/۸۳ سانتی-گری بر دقیقه در میدان یکنواخت ۳۰×۱۵ سانتیمتر مربع و فاصله تا سورس ۸۰ سانتیمتر به نحوی که تمام فیلم‌ها در میدان تابشی قرار داشته باشند با دوزهای مشخصی (سطوح دوز ۵۰، ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰، ۲۵۰، ۳۰۰، ۳۵۰، ۴۰۰، ۵۰۰، ۶۰۰، ۸۰۰ و ۱۰۰۰ سانتی‌گری) تحت تابش قرار گرفتند (مطابق شکل ۲). فیلم‌های تابش‌یافته پس از ۴۸ ساعت توسط اسکنر Microtek اسکن و داده‌های حاصل از اسکن با استفاده از نرم‌افزار MATLAB آنالیز و منحنی کالیبراسیون فیلم مطابق با پروتکل‌های موجود استخراج گردید [۱۵-۱۳]. همچنین قبل از بکارگیری فیلم‌ها (اسکن اولیه، پرتو دهی و اسکن نهایی)، ناحیه کوچکی از گوشه فیلم‌ها بمنظور حفظ راستا^۱ و جهت، علامتگذاری^۲ شدند.



شکل ۲- تصویری از نحوه پرتو دهی و آرایش فیلم‌ها در فانتوم آب جهت استخراج منحنی کالیبراسیون فیلم‌ها

۲-۳-۲- نحوه پرتو دهی به فیلم و قرائت آن

فیلم را با ابعاد ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع به موازات پرتو تابشی درون شکاف تعبیه در فانتوم آب قرار دادیم بطوریکه محور مرکزی پرتو تابشی دقیقاً^۱ در وسط ناحیه ۱۰ سانتیمتری فیلم قرار گرفت و حبابهای هوایی موجود بین فیلم و شکاف، به طور کامل حباب‌گیری شدند تا

³ Landscape Mode

⁴ Dot per inch

⁵ Transmission mode

⁶ Red Blue Green

⁷ Tagged Image File Format

⁸ Devic

¹ Orientation

² Labeling

(شکل ۴-الف) و بهنجارنمودن آنها، به منحنی‌های همدوز مونت کارلو دست یافتیم (شکل ۴-ب) و سپس این منحنی‌ها را با منحنی‌های همدوز استاندارد دستگاه کبالت (شکل ۴-ج) مورد ارزیابی قرار دادیم. شایان ذکر است که در این تحقیق ملاک، مونت کارلو است که قبلاً" توسط یک اتافک یونش نوع فارمر (PTW TM31013) با حجم حساس ۰/۳ سی‌سی در یک فانتوم آب در چند نقطه (عمق) اعتبارسنجی شده است.

۲-۵- اعتبارسنجی اندازه‌گیریهای تجربی

جهت اعتبارسنجی از اندازه‌گیری‌های عملی فیلم مطابق قسمت قبلی عمل گردید. با مقایسه منحنی‌های همدوز اتافک یونش و فیلم، فاصله تا توافق بین این منحنی‌ها به طور متوسط حدود ۱ میلی‌متر و اختلاف دوز حدود ۱٪ بدست آمد. علاوه بر این در ۴ عمق نیم، یک، پنج و ده سانتی‌متری منحنی‌های پروفایل دوز بدست آمده از اندازه‌گیری‌های اتافک یونش با منحنی‌های پروفایل دوز اندازه‌گیری‌های عملی فیلم در عمق‌های مذکور مورد سنجش قرار گرفتند.

مورد استفاده قرار گرفت. پس از انتخاب نواحی مورد نظر از تصویر و کسر مقادیر پیکسل زمینه هر یک از قطعات فیلم، فیلتر واینر دو بعدی مناسب اعمال و میزان خالص مقادیر پیکسل‌ها حاصل شد. در واقع جهت بدست آوردن چگالی نوری خالص فیلم‌ها از رابطه زیر استفاده شد:

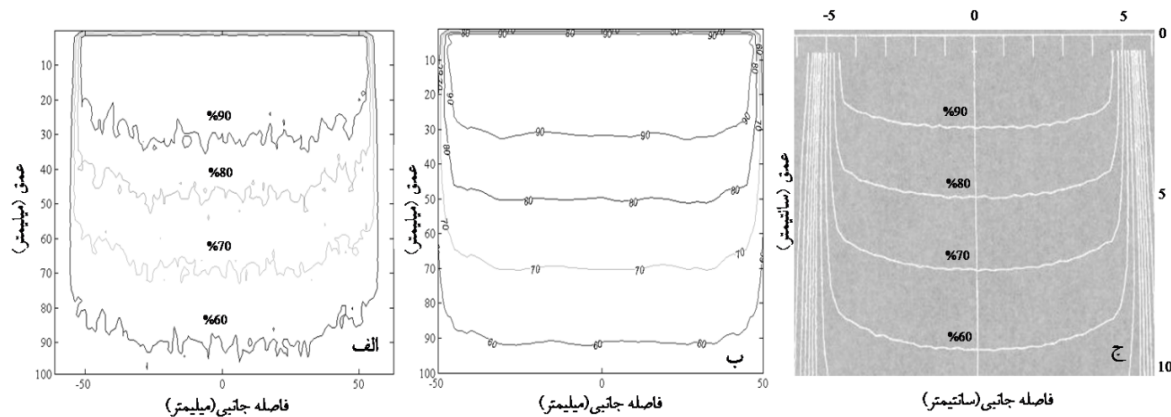
$$\text{netOD} = \text{ODexp} - \text{Odunexp}$$

$$\frac{I_{\text{unexp}} - I_{\text{bckg}}}{I_{\text{exp}} - I_{\text{bckg}}} = \log_{10} \quad (1)$$

که در رابطه فوق I_{unexp} شدت نور اندازه‌گیری شده از فیلم تابش‌نندیده و I_{exp} شدت نور اندازه‌گیری شده از فیلم تابش‌داده شده و I_{bckg} شدت نور اندازه‌گیری شده از یک قطعه فیلم کاملاً" تیره و کدر می‌باشد.

۲-۴- اعتبارسنجی کد شبیه‌سازی شده

اعتبارسنجی کد شبیه‌سازی بکار گرفته شده با نمودارهای همدوز استاندارد شرکت سازنده دستگاه صورت گرفت. برای اینکار ابتدا منحنی‌های همدوز حاصل از محاسبات مونت کارلو را با منحنی‌های همدوز استاندارد دستگاه کبالت مورد ارزیابی قرار دادیم. بدین منظور پس از اعمال فیلتر واینر دو بعدی مناسب (wiener2D [3 3]) بر روی منحنی‌های همدوز اولیه



شکل ۴- منحنی‌های همدوز مونت کارلو و دستگاه کبالت ۶۰. الف: منحنی‌های همدوز مونت کارلو قبل از پردازش تصویر- ب: منحنی‌های همدوز مونت کارلو بعد از پردازش تصویر- ج: منحنی‌های همدوز دستگاه کبالت ۶۰

۳- نتایج

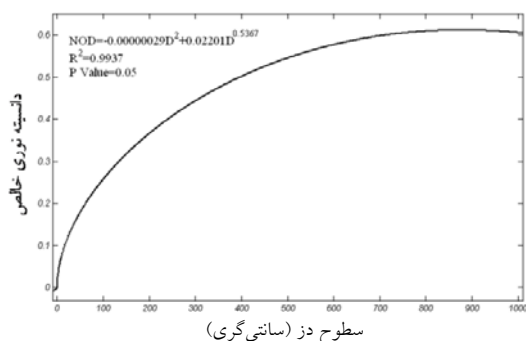
در مبحث اعتبارسنجی کد شبیه‌سازی شده با مقایسه منحنی‌های هم‌دوز (شکل ۴)، فاصله تا توافق ۱ بین این منحنی‌ها به طور متوسط حدود ۱ میلی‌متر و اختلاف دوز کمتر از ۱٪ بدست آمد. علاوه بر این در ۴ عمق نیم، یک، پنج و ده سانتی‌متری منحنی‌های پروفایل دوز بدست آمده از اندازه‌گیری‌های اتاقک یونش نوع فارمر (PTW TM31013) با منحنی‌های پروفایل دوز مونت‌کارلو در عمق‌های مذکور مقایسه و توافق خوبی حاصل شد. خطای آماری محاسبات مونت‌کارلو، که از فایل 3ddose استخراج شده بود، حدود $\pm 0.4\%$ بدست آمد و این خطا نمی‌تواند تاثیر قابل ملاحظه در نتایج داشته باشد. همچنین در اعتبارسازی اندازه‌گیری‌های عملی طبق محاسبات انجام یافته اختلاف دوز در عمق ۰/۵ سانتیمتر به طور متوسط ۱/۵٪ و فاصله تا توافق به طور میانگین ۰/۹۵ میلی‌متر بدست آمد. در بقیه عمق‌ها نیز این دو پارامتر به ترتیب حدود ۱/۳٪ و ۱ میلی‌متر بدست آمدند. بنابراین با توجه به معیار پذیرش در نظر گرفته شده در این مطالعه ($DD=3\%$ و $DTA=3\%$ میلی‌متر) اعتبار اندازه‌گیری‌ها با فیلم مورد تایید است.

در شکل ۵ منحنی کالیبراسیون مربوط به فیلم گاف-کرومیک EBT برای باریکه فوتونی چشمه گاما با انرژی متوسط ۱/۲۵ مگا الکترون ولت نشان داده شده است. مشاهده می‌شود با افزایش میزان پرتودهی به فیلم‌ها، مقدار چگالی نوری خالص افزایش می‌یابد و این افزایش در دوزهای بالاتر ناچیز می‌گردد طوری‌که در محدوده دوزهای بالاتر از ۸۰۰ سانتی‌گری پاسخ فیلم به ناحیه اشباع خود نزدیک می‌شود. لذا مشاهده می‌شود که فیلم مذکور در ناحیه ۱-۸۰۰ سانتی‌گری مستقل از انرژی است و استقلال از انرژی در ناحیه فوق توسط شرکت سازنده فیلم، ۳ISP، نیز تایید شده است [۱۵]. در شکل ۶ منحنی‌های درصد دوز عمقی اندازه‌گیری شده (توسط

ارزیابی TPS با فیلم رادیوکرومیک و شبیه‌سازی مونت‌کارلو فیلم EBT) و محاسبه شده (توسط مونت‌کارلو و سیستم طراحی درمان) در راستای مرکزی پرتو، تحت شرایط استاندارد و در میدان مرجع تا عمق ۱۰ سانتیمتر نشان داده شده است. طبق محاسبات بعمل آمده خطای نسبی منحنی درصد دوز عمقی سیستم طراحی درمان نسبت به فیلم گاف‌کرومیک ۰/۷۵٪ و نسبت به شبیه‌سازی مونت‌کارلو ۱/۳۴٪ برآورد شدند.

در اشکال ۷ الف و ۷ ب منحنی‌های پروفایل دوز جانبی اندازه‌گیری شده بوسیله فیلم گاف‌کرومیک EBT و محاسبه شده به روش مونت‌کارلو در راستای عمود بر محور مرکزی پرتو تابشی در ۴ عمق ۰/۵، ۱، ۵ و ۱۰ سانتیمتر در شرایط استاندارد بمنظور ارزیابی پروفایل‌های دوز حاصل از محاسبات سیستم طراحی درمان نشان داده شده است.

مقادیر متوسط DD و DTA بدست آمده مابین پروفایل‌های دوز سیستم طراحی درمان و مونت‌کارلو و نیز مابین پروفایل‌های دوز سیستم طراحی درمان و فیلم رادیوکرومیک بطور جداگانه در ۴ عمق در جدول ۱ نشان داده شده است. تعدادی از منحنی‌های هم‌دوز بدست آمده از محاسبات سیستم طراحی درمان با منحنی‌های هم‌دوز حاصل از محاسبات مونت‌کارلو و اندازه‌گیری‌های فیلم رادیوکرومیک که در شکل ۸ نشان داده شده است مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. نتایج حاصل از مقایسه منحنی‌های هم‌دوز سیستم طراحی درمان و مونت‌کارلو و نیز منحنی‌های هم‌دوز سیستم طراحی درمان و فیلم رادیوکرومیک بطور جداگانه در هم‌دوزهای مشخص شده، در جدول ۲ نشان داده شده است.

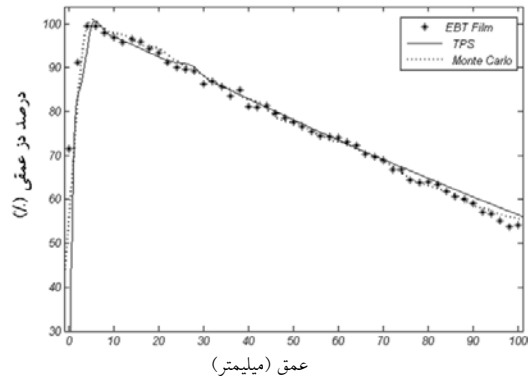


شکل ۵- منحنی کالیبراسیون فیلم گاف‌کرومیک EBT (چگالی نوری خالص بر حسب دوز)

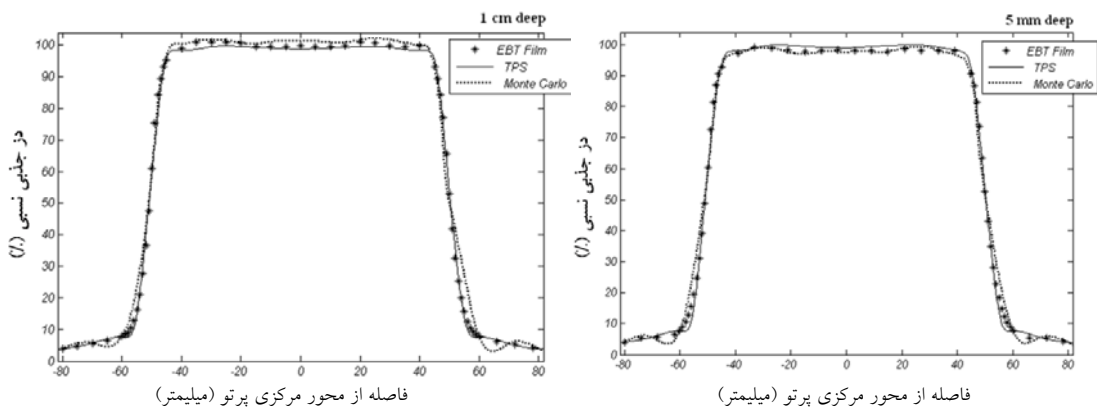
¹ Distance-To-Agreement

² Dose Difference

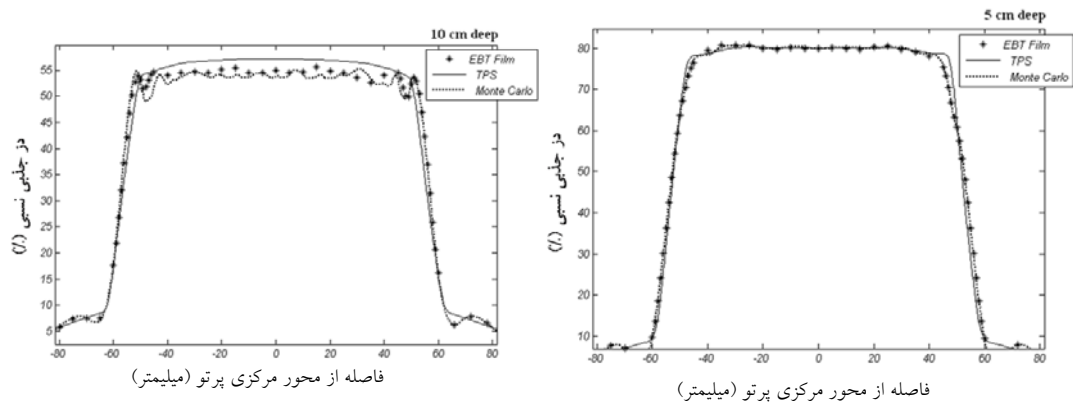
³ International Specialty Products



شکل ۶- منحنی‌های درصد دوز عمقی سیستم طراحی درمان و فیلم رادیوکرومیک و شبیه‌سازی مونت کارلو در امتداد محور مرکزی پرتو

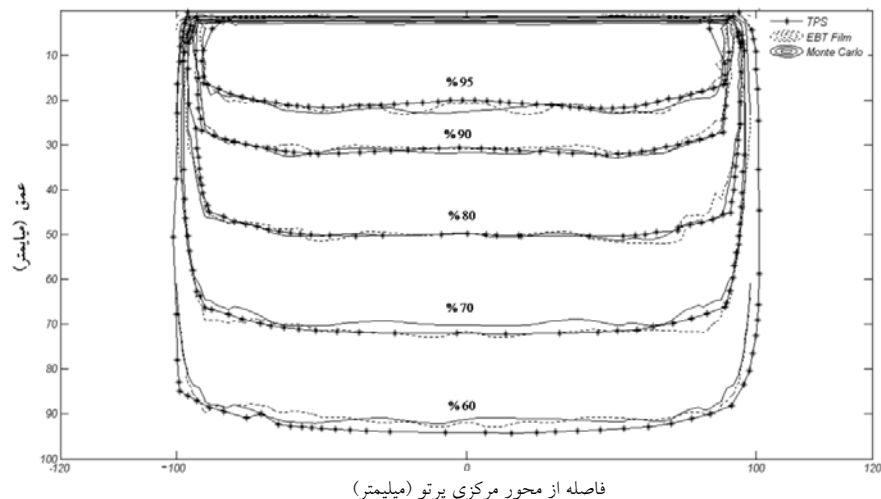


شکل ۷ الف- منحنی‌های پروفایل دوز اندازه‌گیری شده بوسیله فیلم EBT و محاسبه شده به روش مونت کارلو در ۴ عمق‌های ۰/۵ و ۱ سانتیمتر جهت ارزیابی پروفایل‌های دوز حاصل از محاسبات سیستم طراحی درمان



شکل ۷ ب- منحنی‌های پروفایل دوز اندازه‌گیری شده بوسیله فیلم EBT و محاسبه شده به روش مونت کارلو در ۴ عمق‌های ۵ و ۱۰ سانتیمتر جهت ارزیابی پروفایل‌های دوز حاصل از محاسبات سیستم طراحی درمان

ارزیابی TPS با فیلم رادیوکرومیک و شبیه‌سازی مونت کارلو



شکل ۸- منحنی‌های همدوز اندازه‌گیری‌شده بوسیله فیلم EBT و محاسبه شده به روش مونت کارلو در همدوزهای ۹۵٪، ۹۰٪، ۸۰٪، ۷۰٪ و ۶۰٪ بمنظور ارزیابی منحنی‌های همدوز حاصل از محاسبات سیستم طراحی درمان

جدول ۱- نتایج حاصل از مقایسه منحنی‌های پروفایل دوز سیستم طراحی درمان با پروفایل‌های دوز مونت کارلو و فیلم گافکرومیک EBT در ۴ عمق در شرایط استاندارد (میدان ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع، فاصله تا سورس ۸۰ سانتیمتر)

فیلم EBT و سیستم TPS		مونت کارلو و سیستم TPS		
DDmean (%)	DTAmean (میلیمتر)	DDmean (%)	DTAmean (میلیمتر)	عمق (سانتیمتر)
۱/۱۴±۰/۴۶	۰/۴۳±۰/۵۴	۱/۳۸±۰/۶۲	۰/۹۳±۰/۹۱	۰/۵
۰/۹۰±۰/۴۸	۰/۳۶±۰/۳۶	۱/۹۷±۰/۴۳	۰/۸۶±۰/۹۰	۱
۰/۴۰±۰/۳۳	۰/۸۵±۰/۵۱	۰/۲۲±۰/۴۴	۰/۸۲±۰/۴۸	۵
۲/۰۳±۰/۸۲	۱/۰۸±۰/۶	۲/۸۸±۰/۸۸	۱/۲۴±۰/۷۱	۱۰

جدول ۲- نتایج حاصل از مقایسه منحنی‌های همدوز سیستم طراحی درمان با منحنی‌های همدوز مونت کارلو و فیلم گافکرومیک EBT در همدوزهای ۹۵٪، ۹۰٪، ۸۰٪، ۷۰٪ و ۶۰٪

فیلم EBT و سیستم TPS		مونت کارلو و سیستم TPS		
DDmean (%)	DTAmean (میلیمتر)	DDmean (%)	DTAmean (میلیمتر)	منحنی آیزودوز (%)
۱/۰۹±۰/۶۱	۱/۱±۰/۸۰	۱/۳۲±۰/۴۸	۱/۲۱±۰/۸۲	۹۵
۰/۶۳±۰/۵۴	۱/۰۳±۰/۹۸	۱/۰۵±۰/۴۷	۰/۷۱±۰/۴۹	۹۰
۱/۰۰±۱/۷۷	۱/۱۴±۱/۲	۰/۲۵±۰/۲۳	۰/۶۳±۰/۸۷	۸۰
۰/۴۴±۰/۵۴	۰/۸۰±۰/۸۶	۰/۶۶±۰/۳۰	۱/۸۴±۰/۷۴	۷۰
۱/۳۴±۰/۲۶	۲/۰۵±۰/۶۷	۱/۶۹±۱/۵۲	۲/۰۹±۰/۹۲	۶۰

این خطا در مقایسه با خطای اندازه‌گیری شده توسط باتوم^۱ و زیدان^۲ که خطایی را بین ۱٪ تا ۴٪ گزارش نمودند قابل

۴- بحث

در منحنی درصد دوز عمقی سیستم طراحی درمان و فیلم رادیوکرومیک، خطای نسبی کمتر از ۱/۵٪ مشاهده می‌شود؛

^۱ Battum
^۲ Zeidan

ملاحظه نمی‌باشد. [۱۷ و ۱۶]. منحنی درصد دوز عمقی سیستم طراحی درمان و شبیه‌سازی مونت کارلو نیز خطای نسبی کمتر از ۱/۵٪ را نشان می‌دهد؛ این خطا در مقایسه با خطای اندازه‌گیری شده‌ی توسط مصباحی^۱ و مورا^۲ که خطایی را بین ۱٪ تا ۳٪ را اعلام نموده‌اند، قابل مقایسه می‌باشد [۱۸ و ۹].

بطور معمول ملاک یا معیار برای عملکرد قابل قبول محاسبات انجام یافته یا اندازه‌گیری‌های انجام شده به صورت حد قابل قبول خطای^۳ دوز در نواحی با شیب دوز پایین و DTA در نواحی با شیب دوز بالا تعریف می‌گردند [۱۹ و ۲۰]. اختلاف دوز برابر با اختلاف دوز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده در یک مکان مشخص در نواحی با شیب دوز کم است و فاصله تا توافق برابر با فاصله بین یک نقطه‌ی اندازه‌گیری و نزدیکترین نقطه‌ی محاسبه شده (که همان دوز را نشان می‌دهد) در نواحی با شیب دوز بالا است. معیار پذیرش (ملاک سنجش) ما در این مطالعه جهت بررسی توزیع دوز سیستم طراحی درمان برای پارامتر DTA، ۳ میلی‌متر و برای پارامتر DD، ۳٪ در نظر گرفته شده است. بطوریکه اگر این پارامترها در داخل مقادیر تعریف شده باشند اختلاف معنادار نبوده و در غیر اینصورت اختلاف معنادار خواهد بود.

با توجه به نتایج پروفایل‌های دوز سیستم طراحی درمان و فیلم EBT، مشاهده می‌شود که متوسط کلیه خطاهای برآورد شده داخل ناحیه معیار پذیرش، درون $DD=3\%$ و $DTA=3\%$ میلی‌متر، قرار دارند. همچنین ملاحظه می‌شود که منحنی‌های پروفایل دوز محاسبه شده (توسط مونت-کارلو) و اندازه‌گیری شده (توسط فیلم) متقارن هستند که بترتیب نشانگر متقارن بودن هندسه شبیه‌سازی شده و یکنواخت بودن فیلم از نظر ساختاری است. پروفایل‌های دوز مشابهی توسط باتوم با استفاده از فیلم EBT با اندازه‌گیری‌های عملی ارزیابی شده بود و اختلاف

دوز حدود ۱/۳٪ در پروفایل دوز در عمق ۵ سانتیمتر مشاهده شده بود [۱۶]. در تحقیق مشابهی توسط زیدان اختلاف دوز درون ۵٪ در پروفایل دوز در عمق ۰/۵ سانتیمتر گزارش شده است [۱۷]. روند مشابهی در منحنی‌های پروفایل دوز سیستم طراحی درمان و شبیه‌سازی مونت کارلو، نیز دیده می‌شود. در ارزیابی دوزیمتری و ارزیابی هندسی منحنی‌های پروفایل دوز سیستم طراحی درمان با نتایج مونت کارلو مشاهده می‌شود که متوسط کلیه اختلافات مذکور درون ناحیه $DD=3\%$ و $DTA=3\%$ میلی‌متر قرار دارند. مشابه این پروفایل‌ها توسط مصباحی و همکارانشان ارزیابی و توافق خوبی حاصل شده بود [۱۸]. بررسی‌های سارگیسون^۴ در ۲ میدان 10×10 سانتیمتر مربع و 4×4 سانتیمتر مربع و در ۲ عمق ۱/۵ سانتیمتر و ۳/۵ سانتیمتر حکایت از مطابقت مناسبی بین پروفایل‌های دوز حاصل از فیلم و شبیه‌سازی مونت کارلو در مقایسه با پروفایل‌های دوز سیستم طراحی درمان دارد [۲۱]. بنابراین می‌توان چنین برداشت کرد که پروفایل‌های دوز حاصل از محاسبات سیستم طراحی درمان RtDosePlan از صحت لازم برخوردار می‌باشند.

چنانچه از جدول ۲ و منحنی‌های هم‌دوز حاصل از اندازه‌گیری‌های فیلم نسبت به سیستم طراحی درمان و منحنی‌های هم‌دوز حاصل از محاسبات مونت کارلو نسبت به سیستم طراحی درمان پیداست، متوسط دو پارامتر DD و DTA داخل ناحیه مورد آزمون در نظر گرفته شده قرار دارند. لذا می‌توان گفت که این منحنی‌ها از صحت لازم برخوردار می‌باشند. صحت توزیع دوز سیستم‌های طراحی درمان مختلف با استفاده از فیلم‌های رادیوکرومیک (EBT و MD-55-2) و شبیه‌سازی مونت کارلو در فانتوم آب جامد توسط محققین مورد ارزیابی قرار گرفته است و نتایج آنها نشان‌دهنده صحت قابل قبول توزیع دوز اندازه‌گیری شده با فیلم رادیوکرومیک در مقایسه با توزیع دوز حاصل از

¹ Mesbahi

² Mora

³ Tolerance

⁴ Sargison

الکترونی از سیستم کلیماسیون و فانتوم آب) می‌توانند از جمله منابع احتمالی خطا باشند.

۵- نتیجه‌گیری

رادیوکرومیک فیلم دوزیمتری این قابلیت منحصر بفرد را دارد تا توزیع دوز را به صورت دوبعدی نشان دهد. حاصل این تحقیق نشان می‌دهد که نتایج فیلم در توافق با نتایج مونت کارلو، به عنوان روشی مکمل برای بررسی توزیع دوز سیستم طراحی درمان RtDosePlan مناسب می‌باشد. در مجموع هر دو روش فوق صحت محاسبات سیستم طراحی درمان RtDosePlan ماشین کبالت ۶۰ را مورد تأیید قرار می‌دهند.

۶- تشکر و قدردانی

این تحقیق با حمایت معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به انجام رسیده است. با تشکر از پرسنل بخش فیزیک انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران و پرسنل بخش پراکی تراپی سحر بیمارستان آتیه تهران که همکاری صمیمانه‌ای در انجام این طرح داشتند.

محاسبات سیستم طراحی درمان است (درون $DD=3$ و $DTA=3$ میلی‌متر) [۲۱، ۲۲].

در رابطه با فیلم بنظر می‌رسد که خطاهای بوجود آمده ناشی از آلودگی‌های الکترونی دستگاه کبالت و فانتوم آب و وجود نیروی کشسان و یا حضور اکسیژن (حباب‌های هوا) در محل تقاطع فیلم رادیوکرومیک با صفحات پلاکسی‌گلاس باشد. بایستی توجه داشت که دوزیمتری با فیلم به عوامل مختلفی از قبیل رعایت نکات لازم در نحوه استفاده از فیلم، اثرات دما، نور و پلیمرشدگی فیلم، انتخاب نوع اسکنر، اثر پراکندگی و قطبی‌شدگی (پلاریزاسیون) منبع نوری اسکنر، اثر گرم شدن^۱ لامپ اسکنر و غیره بستگی دارد [۲۳، ۲۴، ۱۵]. از جمله آزمایشات ویلکوکس^۲ با دو نوع اسکنر رنگی و دو نوع فیلم رادیوکرومیک و رادیوگرافیک علاوه بر تأیید صحت عملکرد سیستم طراحی درمان، نشان داد که اسکنرهای رنگی کمترین نوفه^۳ را در تصویر ایجاد می‌کنند [۲۴]. از سوی دیگر وجود نایکنواختی‌های میکروسکوپی درون فیلم و نیز دریافت دوز زمینه از منابع گوناگون (درجه حرارت، تابش‌های خورشیدی، فرابنفش) می‌توانند به طور معناداری هم بر روند تکرارپذیری نتایج حاصله و هم دقت آن اثرگذار باشند [۲۵]. لذا قبل از بکارگیری فیلم‌های رادیوکرومیک تابش‌دهی به آنها، اسکن اولیه از فیلم‌های رادیوکرومیک انجام پذیرفت تا یک ماتریس تصحیح زمینه از فیلم بدست آید. بدین منظور در کلیه آزمایشات قبل از تابش‌دهی به فیلم‌ها، فیلم‌های رادیوکرومیک مورد استفاده ۲۴ ساعت قبل از استفاده تحت اسکن اولیه قرار گرفتند.

در مورد شبیه‌سازی مونت کارلو مطابقت نداشتن هندسه شبیه‌سازی شده با آنچه که در واقعیت وجود دارد (هر چند بسیار جزئی)، احتمال پراکندگی و پراکندگی به عقب فوتونها از دیواره‌های فانتوم شبیه‌سازی شده (و آلودگی

¹ Warm-up

² Wilcox

³ Noise

منابع

1. Paelinck L, Reynaert N, Thierens H, De Neve W, De Wagter C. Experimental verification of lung dose with radiochromic film: comparison with Monte Carlo simulations and commercially available treatment planning systems. *Phys Med Biol*. 2005 May 7;50(9):2055-69.
2. Todorovic M, Fischer M, Cremers F, Thom E, Schmidt R. Evaluation of GafChromic EBT prototype B for external beam dose verification. *Med Phys*. 2006 May;33(5):1321-8.
3. Noel A, Aletti P, Bey P, Malissard L. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. *Radiother Oncol*. 1995 Feb;34(2):144-51.
4. Wambersie A. The role of the ICRU in quality assurance in radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1984 Jun;10 Suppl 1:81-6.
5. Svensson GK. Quality assurance in radiation therapy: physics efforts. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1984 Jun;10 Suppl 1:23-9.
6. Williamson JF, Khan FM, Sharma SC. Film dosimetry of megavoltage photon beams: a practical method of isodensity-to-isodose curve conversion. *Med Phys*. 1981 Jan-Feb;8(1):94-8.
7. Rogers DW. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Phys Med Biol*. 2006 Jul 7;51(13):R287-301.
8. Francescon P, Cavedon C, Reccanello S, Cora S. Photon dose calculation of a three-dimensional treatment planning system compared to the Monte Carlo code BEAM. *Med Phys*. 2000 Jul;27(7):1579-87.
9. Mora GM, Maio A, Rogers DW. Monte Carlo simulation of a typical ⁶⁰Co therapy source. *Med Phys*. 1999 Nov;26(11):2494-502.
10. Nasrollah Jabbari, Bijan Hashemi. An assessment of the Photon Contamination due to Bremsstrahlung Radiation in the Electron Beams of a NEPTUN 10PC Linac using a Monte Carlo Method. *Iranian Journal of Medical Physics*. 2009 Spring; 6(1): 21-32. [In persian]
11. Rogers DW, Kawarakow I, Walters B. BEAMnrc User's Manual. Report PIRS-0509(A)revK. 2009. Available at: <http://irs.inms.nrc.ca/software/beamnrc/documentation/pirs0509/pirs0509.pdf>. Accessed Oct 20, 2009.
12. Dean Renner W. RtDosePlan: A program for radiation therapy treatment planning. 2006 Dec 12. Available at: <http://www.mathresolutions.com/pub.d/rtman.pdf>. Accessed Oct 20, 2009.
13. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys*. 1998 Nov;25(11):2093-115.
14. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidtlein CR, Kirov AS, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys*. 2005 Jul;32(7):2245-53.
15. Gafchromic EBT self-developing film for radiotherapy dosimetry. 2007. Available at: http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf. Accessed Oct 20, 2009.
16. van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6 MV photon beam in water: what level is achievable? *Med Phys*. 2008 Feb;35(2):704-16.
17. Zeidan OA, Stephenson SA, Meeks SL, Wagner TH, Willoughby TR, Kupelian PA, et al. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys*. 2006 Nov;33(11):4064-72.
18. Mesbahi A, Allahverdi M, Gheraati H. Monte carlo dose calculations in conventional thorax fields for ⁶⁰Co photons. *Radiat Med*. 2005 Aug;23(5):341-50.
19. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1993 May 20;26(2):261-73.

20. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998 May;25(5):656-61.
21. Cranmer-Sargison G, Beckham WA, Popescu IA. Modelling an extreme water-lung interface using a single pencil beam algorithm and the Monte Carlo method. *Phys Med Biol*. 2004 Apr 21;49(8):1557-67.
22. Winkler P, Bergmann H, Stuecklschweiger G, Guss H. Introducing a system for automated control of rotation axes, collimator and laser adjustment for a medical linear accelerator. *Phys Med Biol*. 2003 May 7;48(9):1123-32.
23. Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, Podgorsak EB, Soares CG, Kirov AS, et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. *Med Phys*. 2004 Sep;31(9):2392-401.
24. Wilcox E, Daskalov G, Nedialkova L. Comparison of the Epson Expression 1680 flatbed and the Vidar VXR-16 dosimetry PRO film scanners for use in IMRT dosimetry using GafChromic and radiographic film. *Med Phys*. 2007 Jan;34(1):41-8.
25. Martin J, Butson B, Peter KN, Yu TC, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. *Materials Science and Engineering*. 2003 Jun 20;R41:61-120.