



تعیین منحنی کالیبراسیون و ارزیابی دقیق میزان خطا و عدم قطعیت در دزیمتری با فیلم گاف کرومیک EBT2

میترا انصاری^۱، محمد لامعی رشتی^۱، فریدون عباسی دوانی^{۲*}، شهرام منادی^۳، حمید امامی^۴
۱. پژوهشکده‌ی فیزیک و شتابگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، صندوق پستی: ۱۳۳۹-۱۴۱۵۵، تهران - ایران
۲. گروه کاربرد پرتوها، دانشکده‌ی مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران - ایران
۳. بخش رادیوتراپی، بیمارستان سیدالشهداء (ع)، صندوق پستی: ۸۱۸۴۹۱۷۹۱۱، اصفهان - ایران
۴. بخش رادیوتراپی و اتکولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، صندوق پستی: ۸۱۸۴۹۱۷۹۱۱، اصفهان - ایران

چکیده: در پرتودرمانی، میزان دز داده شده به بافت هدف باید صحت بالایی داشته باشد، و عدم دقت در آن می‌تواند روی نتیجه‌ی درمان اثر بگذارد. با پیدایش فیلم‌های جدید رادیو کرومیک، دزیمتری با فیلم به ابزاری قدرتمند برای تأیید و تضمین کیفیت پرتودرمانی بدل شده است. فیلم‌های گاف کرومیک EBT2 به دلیل داشتن ویژگی‌هایی مانند محدوده‌ی حساسیت گسترده، قدرت تفکیک مکانی بالا و شرایط بازخوانی و حمل آسان، از جدیدترین و پیشرفته‌ترین فیلم‌های موجود برای دزیمتری‌اند، و کاربرد آنها در حال گسترش است. گام نخست در کاربرد این فیلم‌ها در دزیمتری، تعیین منحنی کالیبراسیون و تعیین دقیق عدم قطعیت و خطای مطلق پروتکل به کار رفته برای کالیبراسیون آن است. در این مقاله، ابتدا یکنواختی صفحه‌ی اسکنر مناسب که برای خوانش فیلم‌ها استفاده می‌شود ارزیابی، و سپس کالیبراسیون فیلم گاف کرومیک EBT2 با استفاده از دستگاه پرتودرمانی کبالت انجام شده است. پس از محاسبه‌ی دقیق میزان خطا و عدم قطعیت اندازه‌گیری، پروتکل به کار رفته ارزیابی شده است. برای این موارد، از برنامه‌های متفاوت نوشته شده در نرم‌افزار MATLAB استفاده شده است. در ادامه، نمودار درصد دز عمقی باریکه‌ی الکترون پرتودرمانی با استفاده از فیلم گاف کرومیک در فانتوم آب اندازه‌گیری، و نتایج آن با نمودار درصد دز عمقی به دست آمده با محفظه‌ی اتاقک یونش مقایسه شد. نتایج نشان می‌دهد، غیریکنواختی اسکنر در ناحیه‌ی مرکزی آن با ابعاد $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ کم‌تر از ۱٪ است، و نیاز به تصحیح یکنواختی وابسته به مکان این اسکنر نیست. با به کارگیری پروتکل توضیح داده شده در این مقاله، اندازه‌گیری دز با خطای کم‌تر از ۱٪ برای میدان یکنواخت انجام می‌شود. مقایسه‌ی منحنی‌های درصد دز عمقی به دست آمده با فیلم EBT2 و محفظه‌ی یونش، نشان می‌دهد که اختلاف دو نمودار کم‌تر از $\pm 4\%$ است. استفاده از پروتکل به کار رفته در این مقاله برای دزیمتری دقیق با استفاده از فیلم EBT2 پیشنهاد می‌شود.

کلیدواژه‌ها: دزیمتری، فیلم گاف کرومیک EBT2، منحنی کالیبراسیون، یکنواختی اسکنر، درصد دز عمقی، پرتودرمانی

Determination of Calibration Curve and Accurate Assessment of Error and Uncertainty in Radiochromic EBT2 Film Dosimetry

M. Ansari¹, M. Lamchi Rashti¹, F. Abbasi Davani^{2*}, Sh. Monadi³, H. Emami⁴

1. Physics and Accelerators School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box: 14155-1339, Tehran – Iran
2. Radiation Application Department, Nuclear Engineering Faculty, Shahid Beheshti University, P.O.Box: 1983963113, Tehran – Iran
3. Department of Radiotherapy, Seyedoshohada Hospital, P.O.Box: 8184917911, Isfahan – Iran
4. Department of Radiotherapy and Oncology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, P.O.Box: 8184917911, Isfahan – Iran

Abstract: In radiotherapy, the delivered dose to a target tissue should be of high accuracy, where any inaccuracy in the delivered dose can affect the treatment outcomes. Radiochromic films, in this respect, have an essential role in the verification and quality assurance of the radiotherapy treatment. Radiochromic EBT2 films are widely used in radiation dosimetry due to their advantages such as high sensitivity, good reproducibility, high spatial resolution, easy readout and portability. The first step in applying these films in dosimetry is preparing the calibration profile and determining the uncertainty and absolute error of the films calibration protocol. In this paper, first, the uniformity of a suitable flatbed scanner which is used in dosimetry readout procedure is studied. Then the calibration process of the EBT2 film is carried out using Cobalt radiotherapy. After the detailed specification of error and uncertainty of measurements, the used protocol is evaluated. Also, the analysis of the films is performed by homemade functions using the Matlab software and program along with the image processing toolbox. The percentage depth dose curve of high energy electron beam obtained by the EBT2 film is compared with the standard ionization chamber data. The results show that within the central scan region ($20 \times 20\text{ cm}^2$) the scanner nonuniformity is less than $\pm 1\%$, and no correction method was required. By the use of the described protocol, the error for the dose measurements was evaluated to be less than 1% for a uniform field. A comparison of the percentage depth dose curves obtained from the ionization chamber and EBT2 film shows a 4% difference in values between two curves. The protocol described in this paper is recommended for accurate dosimetry using EBT2 film.

Keywords: Dosimetry, Radiochromic EBT2 Film, Calibration Curve, Scanner Uniformity, PDD Curve, Radiotherapy



۱. مقدمه

است. تعیین دقیق میزان غیریکنواختی اسکنر به خصوص در کاربردهایی که نیاز به دقت بالا دارد مهم است. هم‌چنین در این مقاله، منحنی درصد دز عمقی باریکه‌ی الکترون 6 MeV، با استفاده از فیلم گاف کرومیک در فانتوم آب اندازه‌گیری شده است.

نتایج به دست آمده از اندازه‌گیری‌ها شامل؛ منحنی کالیبراسیون، میزان خطای اندازه‌گیری و عدم قطعیت آن در بخش "یافته‌ها و بحث" مقاله ارائه شده‌اند. بخش "نتیجه‌گیری" به جمع‌بندی و ارائه‌ی پروتکل ساده و ارزیابی شده در این مقاله می‌پردازد.

۱.۱ معرفی فیلم‌های رادیوکرومیک

دزیمترهای رادیوکرومیک استفاده‌های پزشکی و غیرپزشکی گسترده‌ای دارند. در حال حاضر، انواع مختلفی از این دزیمترها به صورت فیلم‌های نازک و ضخیم، ژل‌ها و محلول‌های مایع در بازه‌ی گسترده‌ای از دزهای جذبی (10^{-2} تا 10^6 Gy) و آهنگ دز جذبی (تا حدود 10^{12} Gys $^{-1}$) به طور معمول برای تابش یونیزان استفاده می‌شوند [۱]. فیلم‌های رادیوکرومیک بر اثر پرتوگیری، تغییر رنگ می‌دهند که با اندازه‌گیری میزان این تغییر می‌توان به اندازه‌ی دز دریافتی پی برد. از مهم‌ترین کاربردهای آن‌ها می‌توان به دزیمتری در روش‌های رایج پرتودرمانی شامل تله‌تراپی و براکی‌تراپی اشاره کرد. فیلم‌های رادیوکرومیک تمام امتیازهای فیلم رادیوگرافی بدون داشتن بسیاری از معایب آن‌ها را دارند. این نوع فیلم‌ها، الف) قدرت تفکیک فضایی بالایی دارند، ب) نسبت به نور مرئی غیرحساس هستند و ج) نیاز به هیچ‌گونه فرایند گرمایی، شیمیایی و مراحل ظهور و ثبوت ندارند. به همین دلایل، به کارگیری و آماده‌سازی آن‌ها در یک اتاق با روشنایی معمولی به سادگی می‌تواند انجام شود. هم‌چنین این فیلم‌ها به انرژی پرتو فرودی وابستگی کمی دارند و معادل بافت هستند. بنابراین در آب یا محیط‌های معادل بافت باعث اغتشاش جدی در میدان تابشی نمی‌شوند [۲-۵]. سازنده‌ی فیلم رادیوکرومیک، شرکت ISP^(۴)، مدل‌های فیلم رادیوکرومیک را تحت نام تجاری گاف کرومیک^(۵) تولید می‌کند.

از مدل‌های اولیه‌ی آن‌ها (مانند فیلم گاف کرومیک HD-810) به طور عمده در فرایندهای صنعتی (از چندین گری تا صدها گری) استفاده می‌شد. مدل‌های جدید آن‌ها (EBT^(۶))

در بسیاری از زمینه‌های مختلف کاربرد پرتوها، اندازه‌گیری دقیق دز نسبی و یا مطلق اهمیت زیادی دارد. روش‌های مختلفی برای این موضوع وجود دارد. یکی از روش‌هایی که از گذشته استفاده می‌شده و هم‌چنان نیز در حال توسعه و بهینه‌سازی است، استفاده از فیلم دزیمتری است. یکی از انواع به کار رفته در این زمینه، فیلم‌های رادیوکرومیک است. انواع جدیدی از این فیلم‌ها با نام EBT2 در سال‌های اخیر عرضه شده‌اند که استفاده از آن‌ها در حال گسترش است. عرضه‌ی این فیلم به صورت بسته‌های با تعداد ۲۵ فیلم با ابعاد $25.40 \text{ cm} \times 20.32 \text{ cm}$ ($10 \text{ in} \times 8 \text{ in}$) و یا بسته‌های ۱۰ تایی با فیلم به ابعاد $35.56 \text{ cm} \times 48.18 \text{ cm}$ ($14 \text{ in} \times 19 \text{ in}$) انجام می‌شود.

پرتودهی تمام پوست بدن با الکترون به روش چرخشی برای درمان بیماری مایکوزیس فونگوئیدس استفاده می‌شود و مقدمه‌ای برای ورود به درمان آرک‌تراپی بیماران سرطانی است. پژوهش‌گران این مقاله در تلاش‌اند تا از این روش پرتودهی در ایران استفاده کنند و آن را رواج دهند. تاکنون استفاده از این روش در کشور تجربه و گزارش نشده است. یکی از دزیمترهای مهم و کاربردی برای بررسی مشخصه‌های دزیمتری این روش درمانی، فیلم رادیوکرومیک است.

در هر روش دزیمتری، بررسی میزان دقت^(۱)، صحت^(۲) و عدم قطعیت^(۳) اندازه‌گیری بسیار مهم است. استفاده از فیلم رادیوکرومیک به شکل دزیمتر، مستلزم به کارگیری و ارزیابی یک سازوکار (پروتکل) مشخص در خوانش فیلم و کالیبراسیون دقیق آن است. در اکثر دزیمتری‌های گزارش شده با استفاده از فیلم رادیوکرومیک، به عدم قطعیت اندازه‌گیری، توجه نمی‌شود، در نتیجه باعث می‌شود تا میزان دز حاصل از برازش هر منحنی کالیبراسیون، اختلاف قابل توجهی با مقدار صحیح آن داشته باشد. در ادامه‌ی این مقاله سعی شده است با مطالعه دقیق مراجع مختلف، معرفی جامعی از انواع فیلم‌های رادیوکرومیک و شیوه‌ی دزیمتری با آن‌ها ارائه شود.

در این مقاله اجزاء سیستم‌ها و روش به کار رفته در استخراج منحنی کالیبراسیون شامل؛ نوع اسکنر، آماده‌سازی فیلم و اسکن قبل و بعد از پرتودهی، سیستم به کار رفته در پرتودهی فیلم و نحوه‌ی خوانش و پردازش اسکن‌ها توضیح داده شده است. علاوه بر این، نحوه‌ی اندازه‌گیری یکنواختی اسکنر بررسی شده



جا که جذب فیلم رادیوکرومیک در ناحیه‌ی قرمز طیف مرئی بیشینه است، استخراج کانال قرمز از تصویر RGB، حساسیت اسکنر را بالا می‌برد. به طور کلی در محدوده‌ی دز کلینیکی، بخش کانال قرمز تصویر برای استنتاج اندازه‌ی دقیق دز مناسب است، ولی برای دزهای بالاتر تا ۱۰۰ Gy، می‌توان از کانال‌های دیگر هم استفاده کرد [۲۲].

۲.۱ سیستم دزیمتری فیلم

یک سیستم دزیمتری فیلم شامل یک مدل فیلم خاص، سیستم خوانش فیلم و یک سازوکار (پروتکل) برای تعیین منحنی کالیبراسیون و خوانش دز از فیلم است.

پاسخ اسکنر در ناحیه‌ی اسکن به دلیل شرایط مختلف پراکندگی نور اسکنر یکنواخت نیست و به صورت تابعی از موقعیت بر روی صفحه اسکنر تغییر می‌کند. هم‌چنین این پاسخ، به میزان دز، رنگ کانال مورد استفاده برای آنالیز و مشخصات نوع فیلمی که اسکن می‌شود بستگی دارد. برای انجام دزیمتری دقیق لازم است ابتدا یکنواختی صفحه‌ی اسکنر بررسی شود و در صورت نیاز، غیریکنواختی اسکنر با به کارگیری فاکتورهای تصحیح، اصلاح شود.

EBT2 و EBT3 نیز برای دزیمتری در محدوده‌ی انرژی پایین پرتودرمانی کاربرد دارند، و برای اندازه‌گیری‌های تضمین کیفیت در پرتودرمانی با شدت مدوله شده (IMRT^(۷)) طراحی شده‌اند. با این حال در سال‌های اخیر، برای طیف گسترده‌ای از کاربردها مانند اندازه‌گیری‌های دز پوست و اندازه‌گیری‌های ناحیه انباشت^(۸) سطحی، براکی تراپی، پرتودهی تمام بدن با فوتون، الکترون درمانی، الکترون درمانی تمام پوست بدن به روش چرخشی، تعیین مشخصات دزیمتری باریکه‌های درمان پروتون و بررسی دز پرتودهی سلول در آزمایش‌های رادیوبیولوژیکی استفاده می‌شوند. هم‌چنین این دزیمترها پتانسیل زیادی برای دزیمتری کلینیکی دو بُعدی باریکه‌های الکترون و اندازه‌گیری دز در میدان‌های غیراستاندارد دارند [۶].

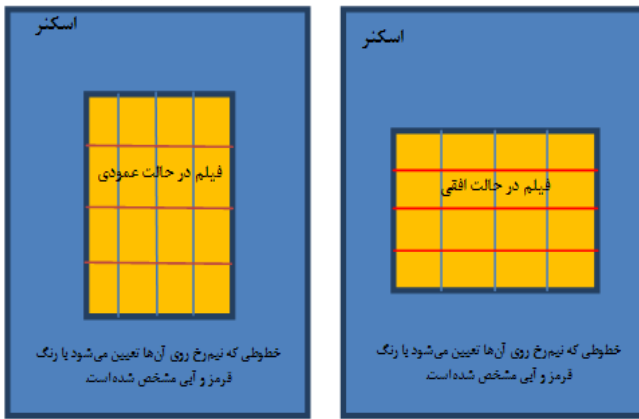
در جدول ۱، مشخصات انواع فیلم‌های رادیوکرومیک به صورت خلاصه ارائه شده است.

برای خوانش فیلم‌های رادیوکرومیک، از اسکنرهای مختلف حرفه‌ای و یا تجاری استفاده می‌شود [۱۷-۲۰]. از آن‌جا که اسکنرهای مسطح در مقایسه با سایر سیستم‌های خوانش فیلم به طور چشمگیری هزینه‌ها را کاهش داده‌اند، در بیش‌تر سیستم‌های دزیمتری کلینیکی از این نوع اسکنر استفاده می‌شود [۲۱]. این اسکنرها قادرند داده‌ها را با دقت ۴۸ بیت در مد RGB (قرمز- سبز- آبی) یعنی ۱۶ بیت در هر رنگ انجام دهند. از آن

جدول ۱. مشخصات انواع فیلم‌های گاف کرومیک

ردیف	نام فیلم	لایه فعال مؤثر (μm)	محدوده دز (Gy)	توضیحات
۱	HD-810	۶	۲۵۰۰-۵۰	کاربرد صنعتی [۶]
۲	MD- V2-55	۳۲	۱-۲۵۰	با وجود حساسیت بالاتر نسبت به مدل قبلی، غیریکنواخت بودن پاسخ دز آن در حدود ۸ تا ۱۵٪، باعث محدودیت استفاده از این فیلم در کاربرد کلینیکی شده است [۶].
۳	HS	۴۰	۰.۵-۴۰	در این مدل، با افزایش حساسیت فیلم، غیریکنواختی آن به ۶ تا ۸٪ کاهش یافت [۷].
۴	XR	۳۰	۰.۱-۱۵	این نوع فیلم، برای کاربرد محدودی انرژی پایین باریکه‌های فوتون ۲۰ تا ۲۰۰ kVp، به ویژه در دزیمتری رادیولوژی تشخیصی مناسب هستند [۸].
۵	EBT	۳۴	۰.۲-۱۰۰	Z _{eff} آن ۶.۹۸، نزدیک به عدد اتمی بافت است [۵]. ساختار فیلم مقارن و غیریکنواختی لایه‌ی حساس EBT، نسبت به دو مدل اول بهتر است [۹-۱۱].
۶	EBT2	۳۰	۰.۱-۴۰	Z _{eff} این فیلم ۶.۸۴ است، برای بهبود یکنواختی فیلم، رنگ زرد به لایه‌ی فعال آن اضافه شده است، ساختار فیلم نامتقارن است. بنابراین پشت یا رو قرار دادن فیلم به هنگام اسکن مهم است. وابستگی آن به انرژی بسیار کم است و امکان غوطه‌وری در آب را دارد. کاربرد اصلی آن در IMRT QA است. به هنگام اسکن فیلم، حلقه‌ی نیوتن ^۹ تشکیل می‌شود [۱۲-۱۵].
۷	EBT3	۳۰	۰.۱-۴۰	به دلیل تقارن، پاسخ هر دو طرف فیلم برای اسکن یکسان است. با اضافه کردن ذرات سیلیکا به پوشش فیلم EBT3 به هنگام اسکن، حلقه‌های نیوتن تشکیل نمی‌شوند. وابستگی آن به انرژی بسیار کم است و امکان غوطه‌وری در آب را دارد. کاربرد اصلی آن در IMRT QA است [۸، ۹، ۱۳، ۱۶].

* در اسکن فیلم EBT2 به دلیل فاصله‌ی متغیر بین فیلم و شیشه اسکنر که می‌تواند ناشی از گرد و غبار روی شیشه باشد، طرح‌های تداخلی موسوم به حلقه‌های نیوتن روی سطح ایجاد می‌شوند.



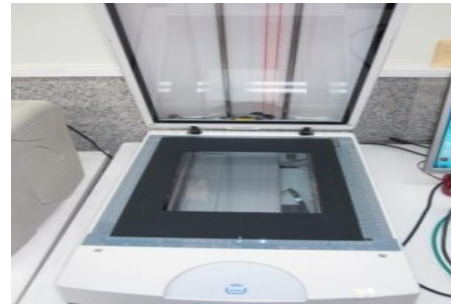
شکل ۲. حالت‌های قرارگیری فیلم و خطوطی که مقادیر پیکسل بر روی آنها اندازه‌گیری شده است.

در این پژوهش برای کالیبراسیون فیلم، ۱۵ نقطه‌ای اندازه‌گیری در محدوده‌ی دز ۰ تا ۶۰۰ cGy در نظر گرفته شد. در مرجع [۲۳] تعداد نقاط اندازه‌گیری مورد نیاز برای تعیین منحنی کالیبراسیون با دقت کافی، بین ۱۲ تا ۳۵ نقطه پیشنهاد شده است. برای کم کردن عدم قطعیت ناشی از ناهمگن بودن ماده‌ی فعال فیلم، لازم است برای هر نقطه‌ی اندازه‌گیری، حداقل سه قطعه فیلم پرتودهی شود. در نتیجه، ۴۵ قطعه فیلم با ابعاد ۲cm×۲cm بریده، و هر سه قطعه فیلم در یک پاکت قرار داده شدند. با وجود حساسیت پایین فیلم‌ها به نور مرئی، تلاش شده است آنها تنها در طول پرتودهی و خوانش، از پاکت خارج شوند تا آثار نور محیطی بر آنها به صفر برسد. پاسخ فیلم EBT2 نسبت به جهت قرارگیری فیلم روی اسکنر، حساس است و لازم است تا برای اندازه‌گیری دز، فیلم در جهت مشابه با فیلم‌های کالیبراسیون اسکنر شود [۲۴]. تفاوت پاسخ اسکنر فیلم EBT2 در دو جهت متفاوت افقی یا عمودی نسبت به اسکنر از ۷ تا ۹٪ است [۱۵]. بنابراین ناحیه‌ی کوچکی از گوشه‌ی بالای فیلم‌ها را برای حفظ راستا و جهت بریده، و عدد مربوط به فیلم شماره‌ی ۱، ۲ و ۳ با تعداد متناظر نقاط علامت‌گذاری شدند (شکل ۳). در حالت قرار گرفتن ضلع کوچک‌تر فیلم در راستای ضلع بزرگ‌تر اسکنر، نتایج بهتری گزارش شده است [۲۵، ۲۶]. در این پژوهش همه‌ی مراحل کار با فیلم شامل تمامی ملاحظات لازم در جابه‌جایی و نگهداری و بازخوانی طبق مراجع [۱، ۲۱، ۲۲] انجام شده است.

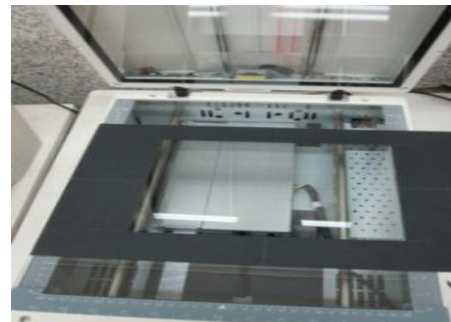
در این پژوهش نیز ابتدا یکنواختی اسکنر در جهت‌های موازی و عمود بر جهت اسکنر بررسی شده است. برای این منظور، از یک فیلم گاف کرومیک EBT2 بزرگ با ابعاد ۲۵٫۴cm×۲۰٫۳۲cm در اسکنر Microtek 9800XL Plus استفاده، و مطابق شکل ۱، یک شابلون مناسب برای قرارگیری فیلم روی اسکنر ساخته شد. استفاده از شابلون برای اطمینان از تکرارپذیری داده‌ها ضروری است. یک بار فیلم در موقعیت افقی^(۹) و بار دیگر در موقعیت عمودی^(۱۰) قرار گرفت (در موقعیت افقی ضلع کوچک‌تر فیلم موازی با ضلع بزرگ اسکنر و در حالت عمودی برعکس قرار می‌گیرد). برای کاهش خطای ناشی از اسکنر، پس از ۵ بار اسکن برای هر موقعیت فیلم، از سه اسکن آخر میانگین‌گیری شد.

مطابق شکل ۲، سه خط پروفایل در جهت عمودی و افقی بر روی فیلم‌های اسکن شده در دو موقعیت قرارگیری افقی و عمودی در نظر گرفته شد. مقادیر پیکسل بر روی این خطوط به وسیله‌ی برنامه‌ی نوشته شده در نرم‌افزار MATLAB استخراج شد. سپس نمودار مقادیر پیکسل نرمالیزه شده به مقدار میانگین برحسب طول فیلم (سانتی‌متر) رسم، و میزان غیریکنواختی اسکنر در حالت‌های مختلف بررسی شد.

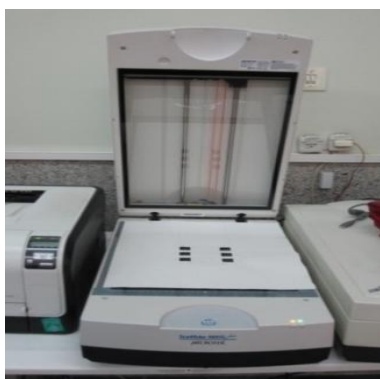
(الف)



(ب)



شکل ۱. شابلون مناسب برای فیلم با اندازه‌ی کامل برای قرار دادن فیلم در حالت عمودی (الف) و افقی (ب).



شکل ۴. اسکنر مدل Microtek 9800XL Plus مورد استفاده برای اسکن فیلم‌ها و شابلون تهیه شده برای آن.

توجه شود که میانگین‌گیری بیش از ۵ اسکن موجب کاهش خطا نمی‌شود، زیرا بررسی‌ها نشان می‌دهند که انحراف معیار نسبی در یک ناحیه‌ی انتخابی مشخص [ROI^(۱۱)]، بعد از میانگین‌گیری ۵ بار اسکن، به کمینه مقدار ۰/۱۶٪ می‌رسد، ولی اگر از ۱۰ اسکن پیاپی میانگین‌گیری شود، انحراف معیار ۰/۲٪ می‌شود [۲۲]. از آن‌جا که فیلم EBT2 نامتقارن است، قرار دادن پشت و روی فیلم بر سطح اسکنر پاسخ متفاوتی خواهد داد و باید دقت شود که تمام فیلم‌ها از یک طرف مشخص نسبت به چشمه‌ی نور اسکنر اسکن شوند [۱۵].

۴۵ قطعه‌ی فیلم بریده شده با ۱۵ نقطه‌ی دز مشخص در محدوده‌ی ۰ تا ۶۰۰ cGy با استفاده از یک دستگاه پرتودرمانی ^{۶۰}Co پرتودهی شدند. خروجی این دستگاه مطابق پروتکل IAEA TRS398 با استفاده از محفظه‌ی یونش نوع فارمر (FC-65P, SN-421) با کالیبراسیون آزمایشگاه دزیمتری استاندارد، کالیبره شد، و خروجی دستگاه ۷۹/۳۱ CGy/min به دست آمد. هر سه قطعه فیلم مربوط به هر پاکت به طور هم‌زمان برای هر دز مشخص پرتودهی شدند. زمان تقریبی پرتودهی با توجه به خروجی دستگاه محاسبه شد. این زمان با توجه به میزان دز مورد نیاز بین ۱۰s برای کم‌ترین دز (۱۰ cGy) تا ۱۰min برای بیش‌ترین دز (۶۰۰ cGy) متغیر بود. فیلم‌های مربوط به کالیبراسیون در عمق ۵cm از فانتوم آب جامد RW3 و در مرکز میدان جای گرفت و با چشمه‌ی ^{۶۰}Co تابش دهی شد. اندازه‌ی میدان ۱۰cm×۱۰cm و فاصله‌ی چشمه تا محور (SAD)^(۱۳) ۸۰cm تنظیم شد. شکل ۵، دستگاه پرتودرمانی ^{۶۰}Co بیمارستان سیدالشهداء اصفهان و نحوه‌ی قرارگیری فیلم هر پاکت در فانتوم را نشان می‌دهد.



شکل ۳. نحوه‌ی علامت‌گذاری سه قطعه فیلم.

اسکن مناسب فیلم رادیوکرومیک بخش بسیار مهم پروتکل دزیمتری فیلم است. قبل و بعد از پرتودهی، فیلم‌ها باید به طور مشابه اسکن شوند. هنگامی که فیلم‌ها بریده، و علامت‌گذاری شدند، باید اسکنر را روشن کرد و اجازه داد تا برای ۳۰ min گرم شود. این کار موجب می‌شود لامپ مورد استفاده در مُد انتقال، روشن، و دمای آن پایدار شود [۲۲].

به هنگام اسکن قطعات فیلم، باید آنها را با دقت بر سطح اسکنر مسطح قرار داد. ممکن است شکاف هوایی بین فیلم و سطح وجود داشته باشد که منجر به طرح‌های تداخل (حلقه‌های نیوتن) شود. مشاهده‌ی اسکن خروجی برای شناسایی چنین طرح‌هایی، و درست قرار دادن فیلم روی صفحه، راهی مناسب برای جلوگیری از چنین خطاهایی است [۲۱]. قطعات فیلم باید در مرکز صفحه‌ی اسکنر قرار گیرند به طوری که به اندازه کافی از لبه‌ها دور باشند. موقعیت فیلم بر روی صفحه‌ی اسکنر، پس از پرتودهی باید مانند اسکنر پیش از پرتودهی باشد تا به این ترتیب اثر غیریکنواختی اسکنر کاهش یابد. بنابراین برای ثابت نگه داشتن ناحیه‌ی اسکن، یک شابلون برای فیلم‌ها به نحوی که تمام صفحه اسکنر را در برگیرد، آماده شد. این شابلون به گونه‌ای طراحی شده است که شامل ۶ قطعه‌ی مربعی، تقریباً به اندازه‌ی فیلم‌ها است به طوری که به توان هر بار فیلم‌های دو پاکت را اسکن کرد (شکل ۴).

ابتدا ۵ مرتبه اسکن خالی انجام شد تا اسکنر گرم، و شرایط آن پایدار شود. به هنگام کار با اسکنر، تمامی گزینه‌های افزایش کیفیت تصویر و فیلترها باید غیرفعال باشند. سپس هر قطعه‌ی فیلم پیش از پرتودهی ۳ مرتبه در سه رنگ (قرمز-سبز-آبی، ۴۸ بیت RGB) با قدرت تفکیک ^(۱۱) ۷۵ dpi در مُد عبوری اسکن شد و تصاویر تحت پسوند Tiff ذخیره شدند. برای این منظور از نرم‌افزار اسکن Microtek Scan Wizard Pro (Microtek Inc.) استفاده شد. اسکن‌های چندگانه به منظور از بین بردن نویز اسکنر با میانگین‌گیری از تصاویر اسکن شده انجام می‌شوند. در ضمن باید



با دست بوده است، یک قطعه‌ی ۱۰×۱۰ پیکسلی را جدا کرده و مقادیر پیکسل میانگین هر تصویر را تعیین می‌کند. اندازه‌ی ROI باید بهینه انتخاب شود. اگر ROI بزرگ باشد، می‌تواند موجب ایجاد خطای سیستماتیک ناشی از همگن نبودن حساسیت فیلم و یا پرتودهی فیلم در کل ROI شود [۲۳].
در نرم‌افزار پیاده‌سازی شده، مقدار پیکسل^(۱۴) کانال قرمز با رابطه‌ی (۱) به چگالی نوری تبدیل می‌شود [۲۱]:

$$netOD^i(D_j) = \log_{10} \frac{I_{unexp}^i(D_j)}{I_{exp}^i(D_j)} \quad (1)$$

که در آن $netOD^i(D_j)$ چگالی نوری خالص از آمین فیلم شماره‌گذاری برای دز D_j است. $I_{exp}^i(D_j)$ و $I_{unexp}^i(D_j)$ به ترتیب خوانش‌های مربوط به قطعه فیلم‌های پرتودهی نشده و پرتودهی شده از آمین فیلم شماره‌گذاری شده‌اند. $netOD$ نهایی برای یک نقطه‌ی دز خاص (D_j) به صورت یک متوسط وزنی تعیین می‌شود [۲۲]:

$$netOD(D_j) = \frac{\sum_{i=1}^N \left\{ netOD^i(D_j) / [\sigma_{netOD}^i(D_j)]^2 \right\}}{\sum_{i=1}^N \left\{ 1 / [\sigma_{netOD}^i(D_j)]^2 \right\}} \quad (2)$$

که در آن عدم قطعیت $\sigma_{netOD}^i(D_j)$ به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\sigma_{netOD}^i(D_j) = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\frac{\left[\sigma_{I_{unexp}}^i(D_j) \right]^2 + \left[\sigma_{I_{exp}}^i(D_j) \right]^2}{\left[I_{unexp}^i(D_j) \right]^2 + \left[I_{exp}^i(D_j) \right]^2}} \quad (3)$$

عدم قطعیت دز در این سیستم دزیتری ناشی از دو منبع خطا است. مورد اول عدم قطعیت مربوط به فرایند کالیبراسیون، و دومی عدم قطعیت مربوط به فرایند اندازه‌گیری دز است که جزئیات آنها در جدول ۲ ارائه شده است [۶].
برای تأیید اعتبار یک پروتکل باید نشان داد که عدم قطعیت تخمین زده شده بزرگ‌تر یا مساوی خطای مطلق واقعی باشد [۶].

(الف)



(ب)



شکل ۵. (الف) دستگاه پرتودرمانی ^{60}Co در بیمارستان سیدالشهداء اصفهان، (ب) نحوه‌ی قرارگیری فیلم در فانتوم.

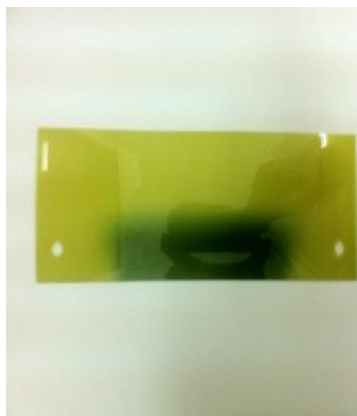
باید یک زمان انتظار سپری شود تا فیلم‌های گاف کرومیک کاملاً تغییر رنگ دهند. این زمان برای فیلم مدل EBT2، ۲۴h است [۲۱]. بعد از گذشت ۲۴h، فیلم‌های پرتودهی شده دوباره به همان ترتیب پیش از پرتودهی اسکن شدند.

برای پردازش تصاویر حاصل از اسکن فیلم‌ها و تعیین چگالی نوری خالص آنها، برنامه‌ای در نرم‌افزار MATLAB 7.8.0 (R2009a) پیاده‌سازی شده است. در این برنامه، ابتدا بین سه اسکن هر قطعه فیلم میانگین‌گیری می‌شود تا نویز ایجاد شده توسط اسکنر از بین برود. پس از میانگین‌گیری، یک فیلتر واینر فاز صفر دو بُعدی برای تصاویر میانگین‌گیری شده به کار می‌رود. این فیلتر نقاط ناقص را شناسایی می‌کند و کنار می‌گذارد. در واقع فیلتر واینر، نویز تصویر ایجاد شده در اثر نقص‌ها را در نمونه‌ی فیلم کاهش می‌دهد [۲۷]. اما این فیلتر را نمی‌توان برای تصویر RGB به کار برد، برای همین لازم است تا داده‌های مربوط به کانال قرمز فیلم جدا، و فیلتر واینر روی آن به کار برده شود. در این برنامه، تصویر حاصل پس از به کار بردن فیلتر واینر ذخیره می‌شود. در مرحله بعد، این برنامه از نیمه‌ی بالای فیلم‌ها که علامت‌گذاری نداشته، و کم‌تر در معرض کار

جدول ۲. عدم قطعیت‌های مربوط به سیستم دزیمتری فیلم گاف کرومیک

عدم قطعیت دز: عدم قطعیت در دزیمتر مرجع مورد استفاده، غیریکنواختی باریکه‌ی مرجع و غیره	عدم قطعیت مربوط به فرایند کالیبراسیون
عدم قطعیت در netOD اندازه‌گیری شده: عدم قطعیت خوانش آماری بین فیلم‌های مختلف، غیریکنواختی فیلم، غیریکنواختی ناحیه اسکن و غیره	
عدم قطعیت منحنی کالیبراسیون: عدم قطعیت ناشی از منحنی کالیبراسیون و عدم قطعیت ناشی از برازش منحنی پاسخ دز	عدم قطعیت مربوط به فرایند اندازه‌گیری دز
عدم قطعیت در netOD اندازه‌گیری شده	
عدم قطعیت ناشی از اختلاف بین شرایط فرایند اندازه‌گیری کالیبراسیون و اندازه‌گیری دز ناشناخته: اختلاف در دما، رطوبت و هرگونه تغییر بلند مدت فیلم و یا اسکنر و غیره	

(ب)



(الف)



شکل ۶. (الف) نحوه‌ی قرارگیری فیلم گاف کرومیک در فانتوم آب، و (ب) فیلم پس از پرتودهی.

علاوه بر اندازه‌گیری دز مطلق، می‌توان از فیلم EBT2 برای دزیمتری نسبی نیز بهره برد. در این پژوهش، پس از استخراج منحنی کالیبراسیون و ارزیابی دقیق میزان خطا و عدم قطعیت آن، منحنی درصد دز عمقی باریکه‌ی الکترون ۶ MeV شتاب‌دهنده‌ی خطی الکترون در بیمارستان سیدالشهداء با فیلم EBT2 اندازه‌گیری شده است. این مورد، مقدمه‌ای برای انجام دزیمتری روش RTSEI انجام شده است. بهترین انتخاب برای ماده‌ی فانتوم، آب است تا عدم قطعیت‌های ممکن در تشخیص دز که ناشی از فانتوم جامد است را از بین ببرد. از سوی دیگر، در صورت استفاده از فانتوم جامد به دلیل وجود شکاف هوای بین فیلم و صفحات فانتوم، احتمال خطاهای اضافی ناشی از شکاف هوا غیرقابل اجتناب خواهد بود که در صورت استفاده از فانتوم آب، این مشکل نیز وجود نخواهد داشت [۲۸، ۲۹]. از آن‌جا که فیلم EBT2 قابلیت غوطه‌وری در آب را دارد، می‌توان از این فیلم برای اندازه‌گیری درصد دز عمقی باریکه‌ی تابشی در فانتوم آب بهره برد. نصب و تنظیم فیلم در فانتوم آب مانند محفظه‌ی یونش دشوار و وقت‌گیر نیست.

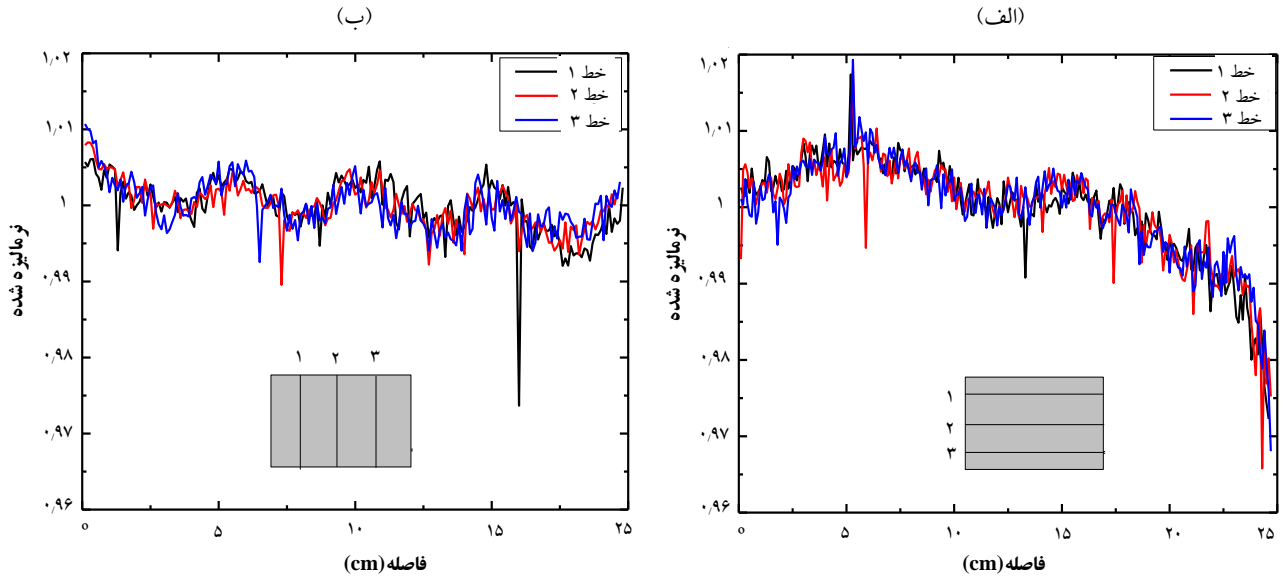
۲. یافته‌ها

۱.۲ یکنواختی اسکنر

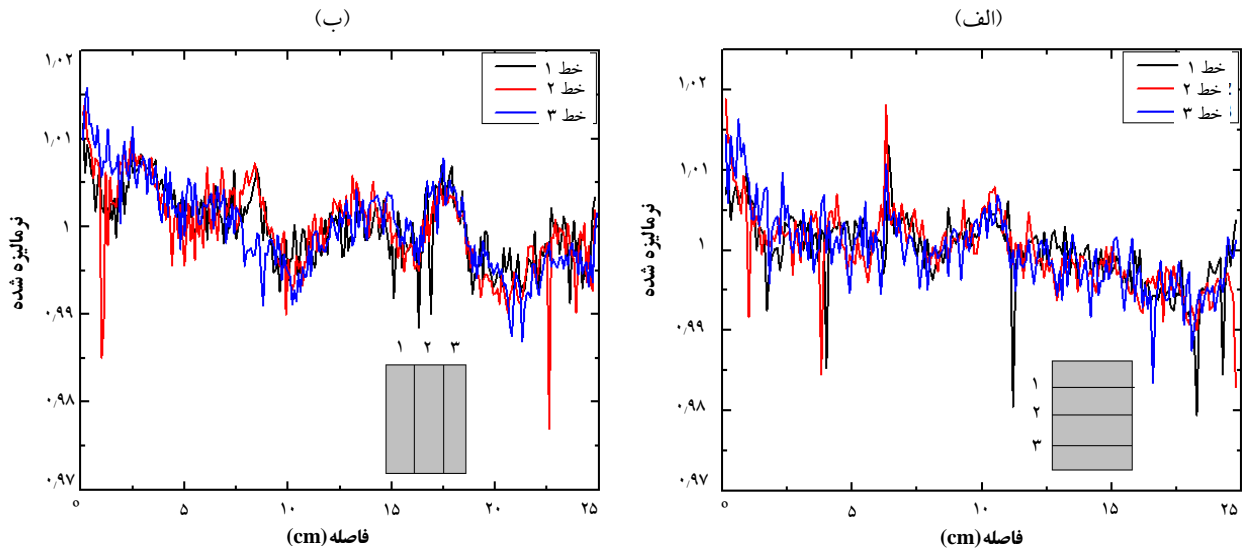
نمودار تغییر غیریکنواختی برحسب موقعیت روی اسکنر برای یک فیلم کامل در موقعیت افقی و عمودی در پروفایل‌های افقی و عمودی در شکل‌های ۷ و ۸ رسم شده‌اند.

با توجه به هدف نهایی پژوهش (دزیمتری روش RTSEI) ابعاد فیلم‌هایی که قرار است اسکن شود حداکثر $20 \times 6 \text{ cm}^2$ است، برای این منظور غیریکنواختی یک ناحیه $20 \times 20 \text{ cm}^2$ در مرکز اسکنر بررسی شد و مقادیر غیریکنواختی اسکنر در فاصله‌ی دو انحراف معیار از میانگین در جدول ۳ ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد که میزان غیریکنواختی برای پروفایل‌های افقی نسبت به عمودی بیش‌تر است. این مورد ناشی از غیریکنواختی نور اسکنر و پراکندگی آن است. هم‌چنین میزان غیریکنواختی در حالتی که فیلم در موقعیت افقی قرار گرفته و اسکن می‌شود نسبت به موقعیت عمودی کم‌تر است.

برای این منظور، یک قطعه از فیلم EBT2 به ابعاد $20 \times 6 \text{ cm}^2$ بریده، و پس از این که ۵ مرتبه اسکن شد، مطابق شکل ۶، در فانتوم عمود بر سطح آب قرار گرفت. سپس فیلم توسط یک میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ از باریکه‌ی الکترون ۶ MeV پرتودهی شد. فیلم پرتودهی شده بعد از 24 h دوباره به همان ترتیب قبلی اسکن شد. برنامه‌ی دیگری که در نرم‌افزار Matlab نوشته شده است، پس از میانگین‌گیری از سه اسکن آخر و به کار بردن فیلتر واینر، منحنی درصد دز عمقی و منحنی هم دز را رسم می‌کند.



شکل ۷. تغییر یکنواختی بر حسب موقعیت برای یک فیلم کامل در حالت افقی برای (الف) سه پروفایل افقی، و (ب) سه پروفایل عمودی.



شکل ۸. تغییر یکنواختی بر حسب موقعیت برای یک فیلم کامل در حالت عمودی برای (الف) سه پروفایل افقی، و (ب) سه پروفایل عمودی.

جدول ۳. مقادیر غیریکنواختی اسکتر برای ناحیه $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ در مرکز اسکتر در حالت‌های مختلف

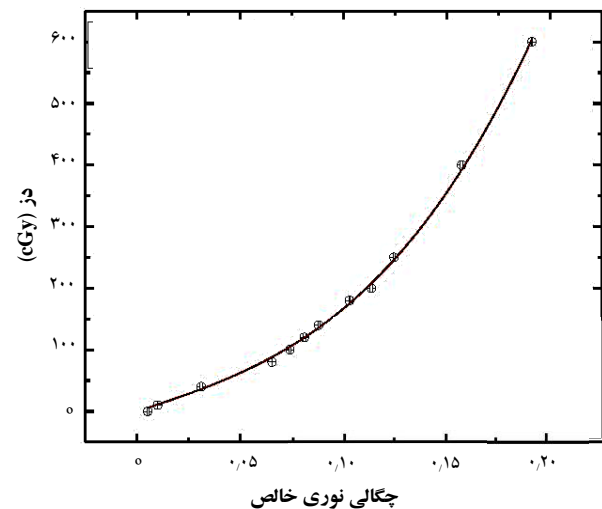
عمودی		عمودی	
شماره پروفایل بررسی شده	غیریکنواختی $\%(\pm\text{SD})$	شماره پروفایل بررسی شده	غیریکنواختی $\%(\pm\text{SD})$
۱	۰٫۷۸	۱	۰٫۷۴
۲	۰٫۸۸	۲	۰٫۵۹
۳	۰٫۹۰	۳	۰٫۶۴
افقی		افقی	
شماره پروفایل بررسی شده	غیریکنواختی $\%(\pm\text{SD})$	شماره پروفایل بررسی شده	غیریکنواختی $\%(\pm\text{SD})$
۱	۰٫۹۱	۱	۰٫۷۱
۲	۰٫۹۴	۲	۰٫۶۸
۳	۰٫۹۷	۳	۰٫۷۶

۲.۲ منحنی کالیبراسیون

فیلم‌های EBT2 در محدوده‌ی دز ۰ تا ۶۰۰ cGy کالیبره، و مقادیر میانگین پیکسل به دست آمده از برنامه‌ی نوشته شده در MATLAB طبق رابطه‌ی (۴) به چگالی نوری خالص تبدیل شد. مقادیر دز برحسب چگالی نوری خالص، در شکل ۹ رسم شد. در این پژوهش، پس از بررسی توابع مختلف و میزان دقت برازش، یک تابع ریاضی مناسب که شرایط لازم برای برازش منحنی کالیبراسیون مربوط به فیلم گاف کرومیک را داشته باشد انتخاب شد. مشخصات یک تابع مناسب در مرجع [۲۳]، توضیح داده شده است. تابع به دست آمده، یک چندجمله‌ای درجه سوم است که میزان هم‌خوانی برازش آن $R=0.998$ است. پس از آن، رابطه‌ی (۴) به عنوان استاندارد در برنامه به کار برده شد.

$$D_{fit} = a.netOD + b.netOD^r \quad (4)$$

به منظور صحت‌سنجی منحنی کالیبراسیون، قطعات فیلم EBT2 با سه دز مختلف و متفاوت از ۱۲ دز به کار رفته در منحنی کالیبراسیون، تابش دهی و ارزیابی شد. نتایج مقایسه‌ی دز حاصل از اندازه‌گیری با EBT2 با مقدار دز داده شده به آنها در جدول ۴ ارائه شده است. حداکثر خطا (اختلاف) بین دز اندازه‌گیری و دز واقعی ۰.۹٪ به دست آمده است.



شکل ۹. نمودار کالیبراسیون و منحنی برازش شده بر آن.

جدول ۴. نتایج صحت‌سنجی فیلم و مقایسه‌ی بین دز اندازه‌گیری شده و دز داده شده

اختلاف (%)	دز اندازه‌گیری شده (cGy)	دز داده شده (cGy)	اندازه میدان (cm ^۲)
۰.۸	۶۰.۵۱	۶۰	۱۰×۱۰
۰.۹	۱۶۱.۵۳	۱۶۰	۱۰×۱۰
۰.۱	۳۰۰.۳۳	۳۰۰	۱۰×۱۰

در ادامه، عدم قطعیت مربوط به چگالی نوری خالص اندازه‌گیری شده و عدم قطعیت ناشی از برازش مطابق روابط (۵) و (۶) حساب شد.

$$\sigma_{D_{exp-Dose}} = \left(\frac{\partial Dose}{\partial netOD} \right) \delta netOD = \sqrt{(ra * netOD^r + b)^r} \sigma_{netOD} \quad (5)$$

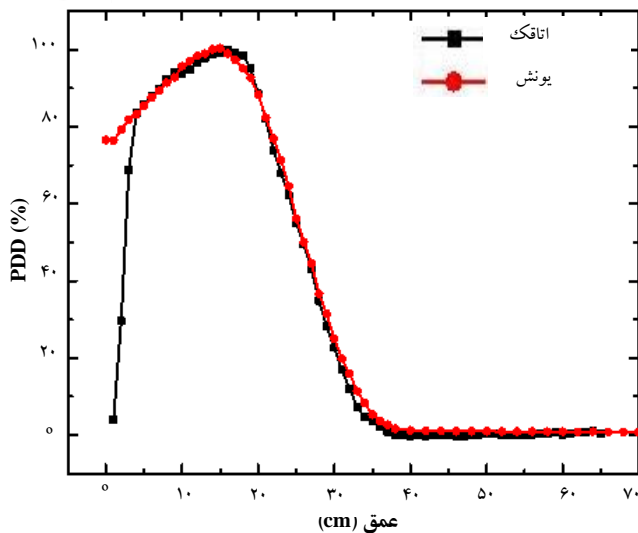
$$\sigma_{D_{fit-Dose}} = \sqrt{netOD^r * \sigma_a^r + netOD^r * \sigma_b^r} \quad (6)$$

انحراف معیار ضرایب برازش با نرم‌افزار OriginPro8.5 به دست آمده است.

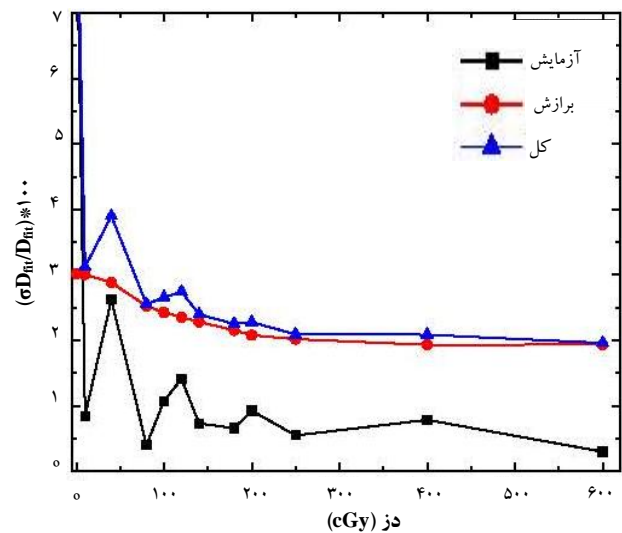
و در نهایت عدم قطعیت کل از رابطه‌ی (۷) به دست می‌آید:

$$\sigma_{total-Dose} = \sigma_{D_{fit-Dose}} + \sigma_{D_{exp-Dose}} \quad (7)$$

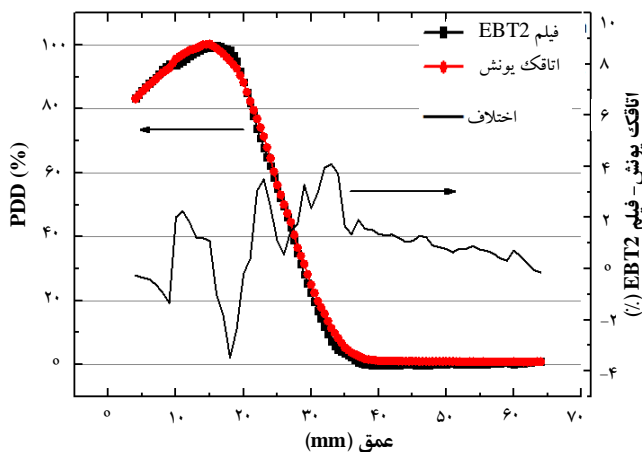
شکل ۱۰، تغییر عدم قطعیت دزیمتری را برحسب دز نشان می‌دهد. عدم قطعیت مربوط به برازش تقریباً ثابت، و مقدار آن کم‌تر از ۰.۳٪ است. عدم قطعیت کل با افزایش دز، کاهش می‌یابد، و برای دزهای بالاتر از ۴۰ cGy، کم‌تر از ۰.۳٪ درصد است. برای درک بهتر اهمیت اندازه‌گیری خطا و عدم قطعیت و لزوم پایین بودن آنها، کافی است به نتایج انجام اندازه‌گیری بدون گذراندن مراحل بالا توجه کرد. چنان‌چه اندازه‌گیری منحنی کالیبراسیون به جای استفاده از سه قطعه فیلم، تنها با یک قطعه فیلم انجام شود، ولی سایر مراحل مانند سه مرتبه اسکن انجام شود، خطای آزمایش به ۵/۴٪ افزایش می‌یابد. در صورتی که از سه قطعه فیلم استفاده شود ولی هر فیلم تنها یک بار اسکن شود، خطای آزمایش به ۳/۸٪ افزایش خواهد یافت. در حالی که در صورت استفاده از پروتکل پیشنهادی در این مقاله، خطای اندازه‌گیری دز کم‌تر از ۰.۱٪ خواهد بود.



شکل ۱۱. منحنی درصد دز عمقی باریکه‌ی الکترون ۶ MeV اندازه‌گیری شده توسط فیلم EBT2 و محفظه‌ی یونیزاسیون.



شکل ۱۰. تخمین عدم قطعیت پاسخ دز فیلم گاف کرومیک EBT2. سهم مؤلفه‌های مختلف عدم قطعیت در این شکل نشان داده شده است.



شکل ۱۲. منحنی درصد دز عمقی باریکه‌ی الکترون ۶ MeV اندازه‌گیری شده توسط فیلم EBT2 و محفظه‌ی یونیزاسیون پس از حذف داده مربوط به ۴mm ابتدای فیلم. اختلاف بین دو اندازه‌گیری هم بر روی محور سمت راست نشان داده شده است.

۳. بحث و نتیجه‌گیری

مزایای فیلم گاف کرومیک از نوع EBT2 باعث شده است تا استفاده از آن در انواع کاربردهای پرتودهی درمانی در حال افزایش باشد. به دلیل شرایط یکسان تولید، شرکت سازنده‌ی این فیلم، استفاده از یک منحنی کالیبراسیون جدا و مناسب با میزان خطای کم، تنها برای هر بسته را پیشنهاد می‌دهد. در استفاده از این فیلم لازم است تا هر استفاده‌کننده، آن را با یک پروتکل استاندارد و دقیق کالیبراسیون و میزان خطای روش اندازه‌گیری و خوانش فیلم خود به دست آورد. برای این منظور پروتکلی مشخص در یک نرم‌افزار با نام FilmQA، تنها برای اسکنر

در مرجع [۲۲] که در آن دوپس و همکاران اندازه‌گیری‌های مربوط به عدم قطعیت برای فیلم قدیمی گاف کرومیک EBT را انجام داده‌اند، فیلم EBT در محدوده‌ی دز ۰ تا ۱۵ cGy کالیبره شده است. میزان عدم قطعیت برای دزهای بالاتر از ۴۰ cGy کم تر از ۲٪ گزارش شده است.

در مرجع [۳۰] منحنی کالیبراسیون و میزان خطا و عدم قطعیت اندازه‌گیری دز با فیلم‌های گاف کرومیک EBT2 برای دزهای بالا از ۸ تا ۲۴ Gy به دست آمده است. میزان اختلاف بین نتایج دزیمتری فیلم و محفظه‌ی یونش حدود ۵٪ و میزان عدم قطعیت کل هم ۴٫۲٪ گزارش شده است.

۳.۲ اندازه‌گیری منحنی درصد دز عمقی

منحنی درصد دز عمقی اندازه گرفته شده، برای یک میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ با محفظه‌ی یونیزاسیون و فیلم گاف کرومیک EBT2 در آب، در شکل ۱۱ نشان داده شده است.

از آن‌جا که ۴mm ابتدای فیلم تحت آثار برش قرار دارد، لازم است برای داشتن داده‌ی صحیح، اطلاعات مربوط به ۳ تا ۴mm ابتدای فیلم حذف شود، مرجع [۳۱] نیز به این مورد اشاره کرده است. نمودار درصد دز عمقی پس از حذف داده‌های مربوط به ۳mm ابتدای فیلم به همراه اختلاف بین اندازه‌گیری‌های مربوط به فیلم و محفظه‌ی یونش در شکل ۱۲ نشان داده شده است.

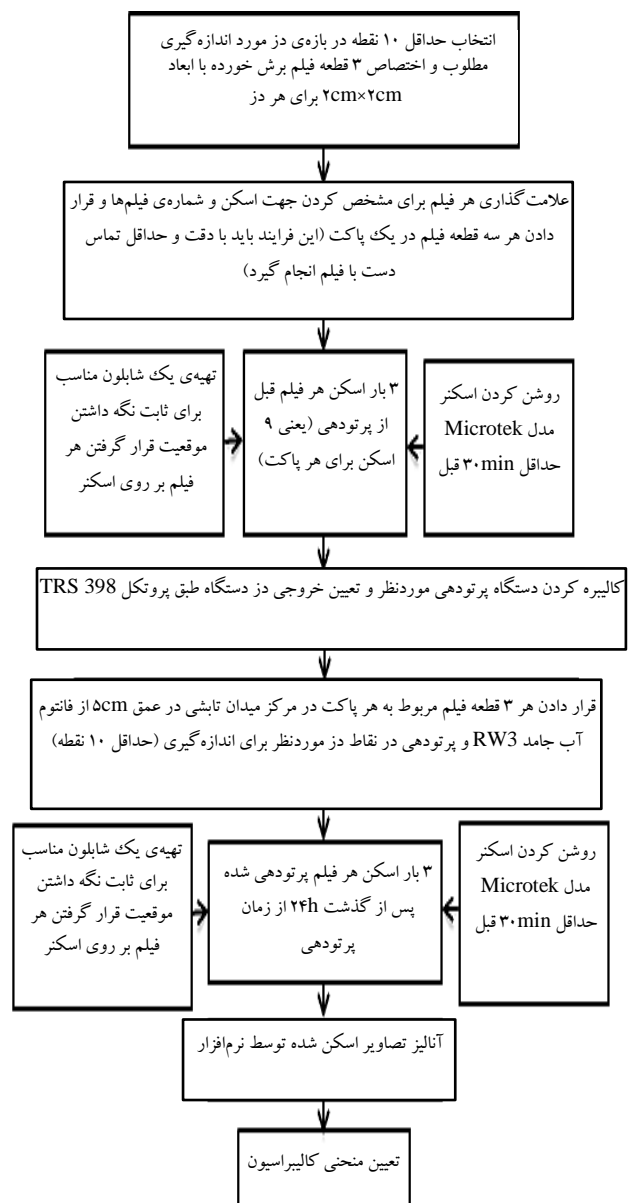
بررسی یکنواختی اسکنر نشان می‌دهد که غیریکنواختی در موقعیت افقی از عمودی کم‌تر است و بهتر است همان‌طور که شرکت سازنده‌ی فیلم پیشنهاد می‌کند، فیلم در موقعیت افقی قرار گیرد. در ضمن، غیریکنواختی در جهت حرکت لامپ اسکنر نسبت به جهت عمود بر آن کم‌تر است. نتایج نشان می‌دهد در ناحیه‌ی مرکزی اسکنر با ابعاد $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ ، غیریکنواختی کم‌تر از ۱٪ است، و در نتیجه به تصحیح یکنواختی وابسته به مکان اسکنر نیازی نیست. لازم است فیلم‌ها برای اسکن در ناحیه مرکزی $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ مرکز اسکنر قرار گیرند. غیریکنواختی پاسخ اسکنر نه تنها به موقعیت پیکسل، بلکه به مقدار پیکسل (میزان دز) بستگی دارد. با افزایش دز، میزان تأثیر این غیریکنواختی بیش‌تر می‌شود. در نتیجه، لازم است در دزیمتری با دقت بالا، علاوه بر بررسی نسبت به موقعیت روی صفحه‌ی اسکنر، برای فهمیدن پاسخ اسکنر نسبت به فیلم پرتودهی شده با دزهای مختلف، بررسی بیش‌تری انجام، و پس از اندازه‌گیری با به کارگیری مقادیر مناسب در محاسبات، اثر غیریکنواختی تصحیح شود. در این کار، گروه‌های بسیاری روش‌های مختلف تصحیح را برای اسکنر پیشنهاد داده‌اند [۱۹، ۳۲-۳۴]. هدف نهایی اکثر این گروه‌ها انجام تصحیح دقیق در دزیمتری است که به دقت بالایی نیاز دارد (مانند IMRT).

هم‌چنین نتایج اندازه‌گیری درصد دز عمقی باریکه‌ی الکترون در فانتوم آب توسط فیلم EBT2 سازگاری خوبی با نتایج حاصل از محفظه‌ی یونش نشان می‌دهد. اختلاف بین این دو اندازه‌گیری کم‌تر از ۴٪ به دست آمده است. در این اندازه‌گیری تنها از یک قطعه فیلم استفاده شده است. مطابق پروتکل کالیبراسیون، استفاده از سه قطعه فیلم و میانگین‌گیری بر روی نتایج، میزان اختلاف را به کم‌تر از ۱٪ می‌رساند.

پی‌نوشت‌ها

1. Precision
2. Accuracy
3. Uncertainty
4. International Specialty Products (ISP)
5. Gaf Chromic
6. External Beam Therapy or Teletherapy
7. Intensity Modulated Radiation Therapy Quality Assurance
8. Build Up
9. Landscape
10. Portrait
11. Dots Per Inch
12. Region of Interest
13. Surface Axis Distance
14. Pixel Value

Epson پیاده‌سازی و عرضه شده است. برای استفاده از پروتکل و یا اسکنر دیگر، لازم است تا پیاده‌سازی جدا انجام شود. نتیجه‌ی این مقاله، روند شکل ۱۳ را به صورت سازوکاری مناسب به منظور یافتن منحنی کالیبراسیون برای اسکنر رایج Microtek پیشنهاد می‌دهد. چنان‌چه از این پروتکل به طور دقیق پیروی شود، خطای مطلق دزیمتری زیر ۱٪ تخمین زده می‌شود. استفاده از این سازوکار و یافتن منحنی کالیبراسیون با دقت گزارش شده، به رعایت تمام مراحل آن وابسته است. در این صورت، به بررسی‌های تکمیلی این مقاله که میزان عدم قطعیت کم‌تر از ۳٪ را نتیجه داده است، دیگر نیازی نیست.



شکل ۱۳. روند پیشنهادی برای پروتکل کالیبراسیون فیلم گاف کرومیک EBT2.



- [1] A. N. Chair, C.R.B., B. M. Coursey, K. P. Gall, J. M. Galvin, W. L. McLaughlin, A. S. Meigooni, R. Nath, J. E. Rodgers, and C. G. Soares, AAPM Report No.63, American Association of Physicists in Medicine, (1998).
- [2] M. Butson, P. Yu, T. Cheung, P. Metcalfe, Radiochromic film for medical radiation dosimetry. Materials Science and Engineering Report 41, (2003) 61-120.
- [3] Ch. Soares, Radiochromic Film, in National Institute of Standards and Technology National Institute of Standards and Technology. <https://www.aapm.org/meetings/09SS/documents/23Soares-RadiochromicFilm.pdf>, last seen: 26.2.2016.
- [4] D. Lewis, *Radiochromic Film*, <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/lewis-radiochromic-film.pdf>, last seen: 26.2.2016.
- [5] M. Williams, P. Metcalfe, Radiochromic Film Dosimetry and its Applications in Radiotherapy. AIP Conference Proceeding 1345, (2011) 75-99.
- [6] S. Devic, Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future, *Phys. Med.* **27 (3)** (2011) 122-134.
- [7] K. Singh, Investigation of the energy response of EBT2 GAFCHROMIC™ film model in Medical physics, McGill University, M.S Degree, (2011).
- [8] L. Archambault, Validation of XiO's electron Monte carlo module using GafChromic® EBT3 films and triple channel dosimetry, in *Medical. physics*, McGill university, M.S Degree, (2012).
- [9] V. Borca, M. Pasquino, G. Russo, P. Grosso, D. Cante, P. Sciacero, G. Girelli, M. Rosa La Porta, S. Tofani, Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **14(2)**, (2013) 158-170.
- [10] M. Butson, T. Cheung, P. Yu, Absorption spectra variations of EBT radiochromic film from radiation exposure. *Phys. Med. Biol.* **50** (2005) 135-140.
- [11] F. Su, Y. Lui, S. Stathakis, Ch. Shi, C. Esquivel, N. Papanikolaou, Dosimetry characteristics of GAFCHROMIC® EBT film responding to therapeutic electron beams, *Appl. Radiat. Isot.* **65(10)** (2007) 1187-1192.
- [12] M.A. Carrasco, M. Perucha, F. Luis, M. Baeza, M. Herrador, A comparison between radiochromic EBT2 film model and its predecessor EBT film model, *Phys. Med.* **29(4)** (2013) 412-422.
- [13] R. Dreindl, D. Georg, M. Stock, Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films, *Z. Med. Phys.* **24(2)** (2014) 153-163.
- [14] S. Mayers, Characterisation of GafChromic EBT2 film for use in radiation therapy dosimetry, in Medical radiation physics, M.S Degree, University of Wollongong (2011).
- [15] GS. Sim, J. Wong, KH. Ng, The use of radiochromic EBT2 film for the quality assurance and dosimetric verification of 3D conformal radiotherapy using Microtek ScanMaker 9800XL flatbed scanner. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **14(2)** (2013) 85-95.
- [16] S. Reinhardt, M. Hilbrand, J. Wilkens, W. Assmann, Comparison of GafChromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams. *J. Med. Phys.* **39(8)** (2012) 5275-5262.
- [17] B.C. Ferreira, M. Lopes, M. Capela, Evaluation of an Epson flatbed scanner to read GafChromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys. Med. Biol.* **54** (2009) 1073-1085.
- [18] L. Paelinck, W. Nene, C. Wagter, Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **52** (2007) 231-242.



- [19] B. Lynch, J. Kozelka, M. Ranade, J. Li, W. Simon, J. Dempsey, Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® film, *Med. Phys.* **33(12)** (2006) 4551-4556.
- [20] S. Devic, J. Seuntjens, G. Hegyi, E. Podgorsak, Ch. Soares, A. Kirov, I. Ali, J. Williamson, A. Elizondo, Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. *Med. Phys.* **31(9)** (2004) 2392-2401.
- [21] P. Delage, Radiochromic film dosimetry system: from calibration to in vivo measurements and IMRT quality assurance measurements, in Medical physics, M.S Degree, Mcgil University (2011).
- [22] S. Devic, J. Seuntjens, E. Sham, E. Podgorsak, C. Schmidtlein, A. Kirov, C. Soares, Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner, *Med. Phys.* **32(7)** (2005) 2245-2253.
- [23] H. Bouchard, F. Lacroix, G. Beaudoin, J. Carrier, I. Kawrakow, On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry, *Med. Phys.* **36(6)** (2009) 1931-1946.
- [24] GAFCHROMIC®EBT2 Self-developing film for radiotherapy dosimetry, ISP, (2009) http://www.filmqapro.com/Documents/GafChromic_EBT-2_20101007.pdf, last seen: 26.2.2016.
- [25] GAFCHROMIC® EBT2 Scan Handling Guide, ISP, (2009). <https://www.researchgate.net/file.PostFileLoader.html>, last seen: 26. 2. 2016.
- [26] D.F. Lewis, *Using Radiochromic Film Tips and Techniques*, ISP,(2010) <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/lewis-tips.pdf>, last seen: 26.2.2016.
- [27] L. Chang, Wiener Filter Used in the EBT2 Film for Radiation Therapy. *IJCEA.* **4(4)** (2013) 213-216.
- [28] L.J. Van Battum, D. Hoffmans, H. Piersma, S. Heukelom, Accurate dosimetry with GafChromic™ EBT film of a 6MV photon beam in water: What level is achievable?, *Med. Phys.* **35(2)** (2008) 704-716.
- [29] L.J. Van Battum, B.J.M. Heijmen, Film dosimetry in water in a 23 MV therapeutic photon beam, *Radiother Oncol.* **34** (1995) 152-159.
- [30] H.R. Baghani , S.M. Aghamiri, S.R. Mahdavi, M. Robatjazi, A.R. Zadeh, M.E. Akbari, HR. Mirzaei, N. Nafissi, M. Samsami, Dosimetric evaluation of GafChromic EBT2 film for breast intraoperative electron radiotherapy verification, *Phys. Med.* **31(1)** (2015) 37-42.
- [31] G. Angellier, M. Gautier, J. Herault, Radiochromic EBT2 film dosimetry for low-energy protontherapy. *Med. Phys.* **38(11)** (2011) 1671-1677.
- [32] L. Martignano, A. Delana, A. Martignano, Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med. Phys.* **35(7)** (2008) 3077-3085.
- [33] H. Jeong, Y. Han, O. Kum, C. Hyeong Kim, S. Ju, J. Shin, J. Kim, J. Park, Pixel-based correction method for GafChromic EBT film dosimetry. *NET* **42(6)** (2010) 670-679.
- [34] S. Saur, J. Frengen, GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med. Phys.* **35(7)** (2008) 3094-3101.