مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره بیست و ششم، شماره دو، اردیبهشت ۱۳۹۷
تاریخ دریافت:۱۳۹۶/۷/۳
تاریخ پذیرش:۱۳۹۶/۱۰/۹

مقایسه عملکرد فیلم گف کرومیک EBT3 و فانتوم ®Delta4 در تکنیک *IMRT* محیط ناهمگن قفسه سینه

رزاق عابدی فیروزجاه[۱]، ابوالفضل نیک فرجام*[۱،۲]، محسن بخشنده[۳]

مقاله پژوهشی

مقدمه: تضمین کیفی (QA) بیماران قبل درمان در تکنیک های پیشرفته از جمله پرتودرمانی با شدت مدوله شده (IMRT) ضروری می باشد. هدف این مطالعه مقایسه عملکرد فیلم *EBT3* و فانتوم ®*Delta4* (*2D* و *3D*) در محیط ناهمگن قفسه سینه با کمک تکنیک *IMRT* می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه نیمه تجربی، دو پلن (A وB) بر روی فانتوم ناهمگن قفسه سینه با کمک تکنیک *IMRT* انجام شد. اندازه گیری توزیع دوز توسط فیلم *EBT3* و آرایه دیود فانتوم *Delta4* صورت گرفت. ۹۵ درصد شاخص گامای گلوبال پذیرفته شده با معیار ۳/۳ mm٪ و شانه دوز ۲۰٪ به عنوان معیار استاندارد در این مطالعه در نظر گرفته شد. شاخص گاما فیلم و فانتوم *Delta4* به ترتیب با کمک نرم افزار *verisoft* و نرم افزار *Delta4* به دست آورده شد.

نتایج: میانگین درصد گامای پذیرفته شده دو پلن با معیار استاندارد، بین سیستم طراحی درمان و فیلم ۹۶/۹۵ درصد، و بین سیستم طراحی درمان و فانتوم در حالت دو بعدی و سه بعدی به ترتیب ۹۷/۷ و ۹۸/۴۵ درصد به دست آمد. میانگین درصد گامای فانتوم سه بعدی با معیار استاندارد به ترتیب به اندازه ۰/۷۵ و ۱/۵ درصد از گامای فانتوم دو بعدی و فیلم بیشتر می باشد. میانگین گامای فیلم و فانتوم در پلن B در معیار استاندارد ۰/۲۴ درصد بیشتر از پلن A می باشد (۹۷/۷ در برابر ۹۷/۴۶).

نتیجه‌گیری: فیلم و فانتوم هر دو شاخص گامای استاندارد قابل قبول در دو پلن قفسه سینه در تکنیک *IMRT* دارند. با توجه به نتایج این مطالعه، در مراکزی که فانتوم ®*Delta4* موجود نیست، فیلم *EBT3* به همراه فانتوم ساده ناهمگن قفسه سینه می تواند به عنوان روش جایگزین استفاده شود.

واژه‌های کلیدی: تکنیک *IMRT*، فیلم گف کرومیک *EBT3*، فانتوم *Delta4*، شاخص گاما

ارجاع: عابدی فیروزجاه رزاق، نیک فرجام ابوالفضل، بخشنده محسن. **مقایسه عملکرد فیلم گف کرومیک EBT3 و فانتوم ®Delta4 در تکنیک *IMRT* محیط ناهمگن قفسه سینه**. مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۳۹۷؛ ۲۶ (۲): ۸۷-۱۷۷.

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی بهداشتی شهید صدوقی یزد، ایران
۲- مرکز تحقیقات پرتودرمانی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی بهداشتی شهید صدوقی یزد، ایران
۳- گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
*(نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۹۱۵۱۰۸۹۱۰۲ ، پست الکترونیکی: nickfarjam6262@gmail.cam

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

مقدمه

روش های پرتودرمانی جدیدتر، از جمله *IMRT*، تابش را به بهترین نحو به حجم تومورهایی با شکل های نامنظم تحویل می دهد. این تکنیک درمانی در مقایسه با *3DCRT* نیازمند تجهیزات پیچیده تر، کار گروهی یک پارچه، آموزش پیشرفته و هم چنین زمان بیشتر برای طراحی درمان و تأیید تحویل دوز می باشد (۱). دراین روش از سخت افزار و نرم افزارهای پیشرفته ای استفاده می شود، که از پرتوهای با شکل و شدت های متفاوت برای انتقال دوزهای متفاوت به بافت هدف استفاده می‌شود (۲)، به طوری که بیش ترین دوز را به تومور می‌رساند و در همان حال ارگان های سالم که تقریبا در نزدیکی تومور به طور قابل ملاحظه ای وجود دارند، کم ترین مقدار پرتو گیری را دریافت می کنند. *IMRT* اجازه تحویل دوز بالا به تومور را حتی هنگامی که در نزدیکی ساختار های حیاتی است، می دهد در نتیجه نقش مهمی را در درمان بیماری های بدخیم متعدد از جمله تومورهای مغزی، سر و گردن، حلق و بینی، پستان، کبد، ریه، پروستات و رحم دارد (۳). در روش های پرتودرمانی پیشرفته تضمین کیفی (QA *Quality Assurance*) یکی از قسمت های ضروری است (۴). پیچیدگی تکنولوژی درمان، عدم قطعیت و عدم صحت تحویل دوز را افزایش می دهد که می تواند پیامدهای بالینی داشته باشد (۵،۶). به دلیل پیچیدگی فرآیند درمان *IMRT* و مشکل بودن ارزیابی دوزهای درمانی با محاسبات دستی، لازم است که علاوه بر آزمون های دوره ای سیستم، آزمون های پیش از درمان برای هر بیمار به منظور ارزیابی طرح درمان نیز صورت گیرند (۷). به طور سنتی کنترل کیفی *IMRT* به وسیله فیلم، چمبر یونیزاسیون و فانتوم معادل بدن انسان انجام می شود، که فیلم، دزیمتری دو بعدی و چمبر، دزیمتری نقطه ای را انجام می دهد. این روش های سنتی دزیمتری نیازمند زمان طولانی به ویژه برای رسم نمودار کالیبراسیون فیلم و دقت زیاد برای دزیمتری مطلق می باشد. این عوامل باعث محدودیت شده و نیازمند اندازه گیری در مقیاس بزرگتر و با روش های جدیدتر می باشد. امروزه وسایل تجاری مختلف از جمله آرایه چمبر یونیزان و آرایه دیود معرفی شده است (۱۰-۸)، که با این وسایل، دزیمتری مطلق به صورت آنی انجام می شود. در مطالعه حاضر از فانتوم *Delta4* (*ScandiDos, Uppsala, Sweden*) استفاده شد. این فانتوم دارای پاسخ خطی، تکرارپذیری و عدم وابستگی به انرژی قابل قبول می باشد (۱۳-۱۱)، اما در مقایسه با فیلم به دلیل وجود فاصله بین دیودها، رزولوشن فضایی پایین تری دارد (۱۴).در این مطالعه هدف، مقایسه عملکرد اندازه گیری توزیع دوز دو بعدی فیلم *EBT3* (*International Specialty Products, Wayne, NJ*) و توزیع دوز دو بعدی و سه بعدی فانتوم *Delta4* با کمک شاخص گاما در تکنیک *IMRT* با سیستم طراحی درمان سه بعدی *Eclipse*® در محیط ناهمگن قفسه سینه و با استفاده از تابش دهی توسط شتاب دهنده خطی *Varian* می‌باشد.

روش بررسی

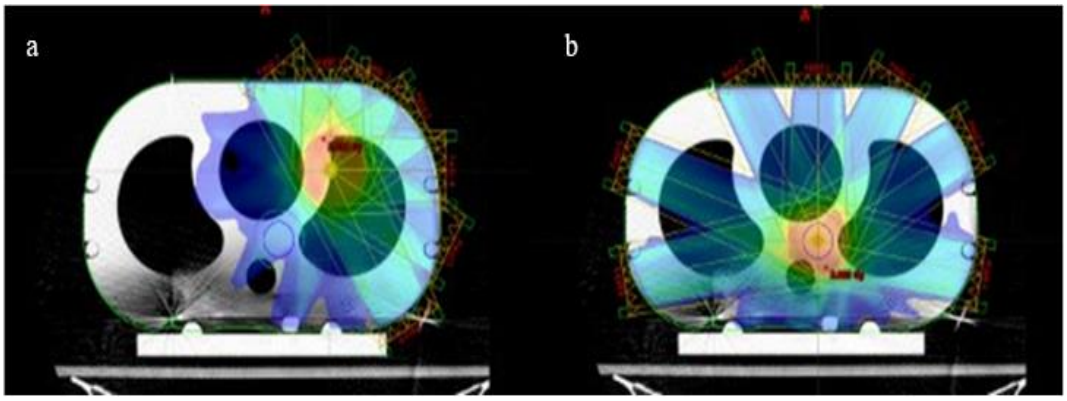
طراحی درمان

در این مطالعه که از نوع نیمه تجربی است، همه اندازه گیری ها در مرکز پرتو درمانی بیمارستان شهدای تجریش تهران با شتاب دهنده خطی Varian، انرژی ۶ MV و سیستم طراحی درمان سه بعدی *Eclipse*® با الگوریتم AAA-CAP13 انجام شد. در این مطالعه دو پلان متفاوت بر روی فانتوم ناهمگن قفسه سینه انجام شد. مطابق شکل ۱ پلان اول بین بافت ریه چپ و بافت نرم اطراف و پلان دوم روی بافت نرم انتخاب شد که به ترتیب پلان A و B نام گذاری شد. به منظور طراحی درمان، از فانتوم ناهمگن، تصویر CT اسکن در فرمت *DICOM. RT* گرفته شده و به سیستم طراحی درمان وارد شد. جدول ۱ زاویه گانتری و مانیتور یونیت (MU) و SSD *Source to surface distance* هر دو پلن را نشان می دهد. از تکنیک ۷ فیلدی با اندازه فیلد درمانی ۶×۷ cm^2 برای پلن A و cm^2 ۷/۵×۹ برای پلن B و مقدار دوز ۲ گری در یک جلسه درمانی به *PTV Planning target volume* ناحیه درمانی انتخاب شد. زاویه کولیماتور در تمام زوایا صفر بود.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

جدول ۱: مشخصات (زاویه گانتری، MU و SSD) پلن A و B

پلان B			پلان A		
زاویه گانتری	MU	SSD (cm)	زاویه گانتری	MU	SSD (cm)
۰	۹۳	۸۶/۵	۰	۷۱	۹۲/۴
۳۰	۸۸	۸۴/۶	۳۰	۷۱	۹۱/۹
۶۰	۷۸	۸۳	۶۰	۶۷	۹۰/۷
۱۰۰	۸۶	۸۴/۲	۹۰	۶۳	۸۹/۴
۲۶۰	۱۰۲	۸۱	۱۲۰	۶۱	۸۷/۳
۲۹۰	۹۰	۷۹/۸	۱۵۰	۶۶	۸۵/۵
۳۳۰	۸۵	۸۴/۴	۳۲۵	۶۹	۹۰/۷



شکل ۱: (a) پلان A (شامل بافت ریه چپ و بافت نرم اطراف) و (b) پلان B (روی بافت نرم)

فیلم گف کرومیک EBT3

این فیلم مطابق با گزارش شرکت سازنده، دارای ۲۸ میکرومتر لایه فعال و ۱۲۰ میکرومتر پلی استر که به صورت متقارن در بالا و پایین لایه فعال، جهت محافظت لایه فعال و حذف عدم قطعیت ناشی از جهت (بالا و پایین) قرارگیری فیلم هنگام تابش دهی و اسکن، می باشد. ابعاد این فیلم "۸×"۱۰ ($۲۰/۳×۲۵/۴cm^2$) می باشد. از ویژگی‌های اصلی این نوع فیلم وابستگی خیلی کم به انرژی نسبت به فیلم رادیوگرافی به دلیل نداشتن هالید نقره رزولوشن فضایی بالا (۲۵ µm) امکان غوطه ور شدن در فانتوم آب (مقاوم نسبت به آب) عدم نیاز به تاریک خانه و سیستم پروسسور ساختار و عدد اتمی نزدیک به بافت شامل لایه ای از پلی استر برای جلوگیری از اثر حلقه نیوتن وجود علامت زرد رنگ در لایه فعال باعث کاهش حساسیت به نور فرابنفش (UV) و توانایی دزیمتری چند کاناله (RGB Red-green-blue) عدم وابستگی زاویه ای در پاسخ دوز صحت بالاتر از یک درصد در زمان های متفاوت اسکن بعد از تابش دهی می باشد (۱۵). تمام اندازه گیری با فیلم مطابق گزارش AAPM TG-55 (۱۶) صورت پذیرفت.

نحوه تابش دهی فیلم گف کرومیک EBT3 برای رسم نمودار کالیبراسیون

جهت کالیبراسیون فیلم، صفحات فانتوم جامد (*PTW, Freiburg, Germany*) از جنس پلکسی گلاس با ضخامت یک سانتی متر و ابعاد$۳۰cm^2$ ۳۰*۳۰ مورد استفاده قرار گرفت. تعداد ۵ عدد فانتوم جامد روی فیلم ها و ۹ عدد فانتوم جامد در زیر فیلم ها قرار گرفت تا به ترتیب باعث ایجاد اثر بیلداپ و حذف الکترون های پس پراکنده (BS) Backscatter شود. فاصله چشمه تا سطح صفحات فانتوم جامد ۱۰۰cm تنظیم گردید و از یک میدان بازcm^2 ۱۰×۱۰برای تابش دهی تمام فیلم ها ستفاده شد. خروجی دستگاه در همان شرایطی که فیلم تابش دهی شد (عمق، مکان اندازه فیلد و ...) با اتاقک یونیزاسیون فارمر (*PTW, Freiburg, Germany*) و حجم فعال ۰/۶cc بر اساس پروتکل IAEA-TRS398

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

اندازه گیری شد (شکل۲). جهت رسم منحنی کالیبراسیون از سطوح دوز ۱۰cGy تا ۳۰۰cGy به صورت ۱۰، ۲۰، ۴۰، ۸۰، ۱۲۰، ۱۶۰، ۲۰۰، ۲۴۰ و۳۰۰ سانتی گری استفاده شد. قطعات فیلم در ابعاد cm^2 ۲×۳ از یک صفحه فیلم بریده شد. بعد از ۴۸ ساعت تمام فیلم های تابش دیده با اسکنر مدل Microtek Scan Marker 9800XL اسکن شدند.



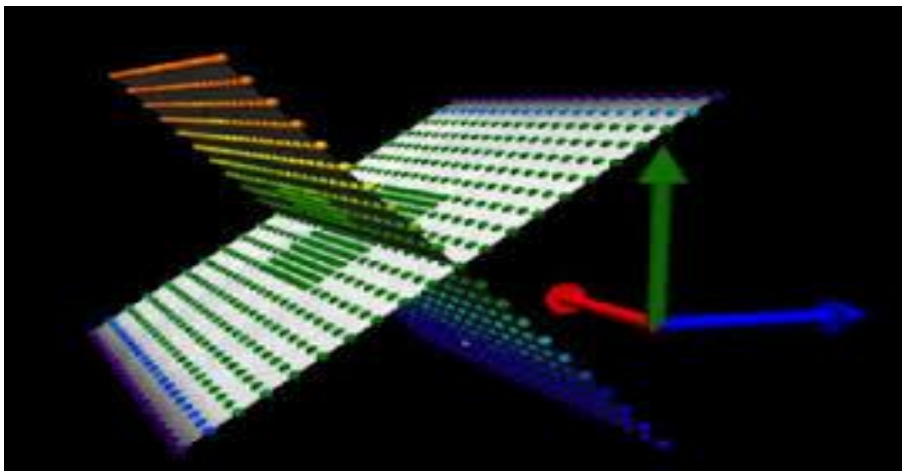
شکل ۲: نحوه قرارگیری اتاقک یونیزاسون در فانتوم جامد

آرایه دتکتور فانتوم Delta4®

این فانتوم شامل ۱۰۶۹ دیود استوانه ای شکل از جنس سیلیکون نوع p که در دو آرایه عمود بر هم (شکل۳) در یک فانتوم استوانه‌ای از جنس پلی متیل متا اکریلات Poly(methyl methacrylate) (PMMA) قرار دارند. قطر استوانه فانتوم ۲۲ cm و طول آن ۴۰ cm می‌باشد. تصحیحات وابستگی خوانش آرایه دتکتور به زاویه گانتری با استفاده از شیب سنج برای هر زاویه پرتو صورت می‌گیرد (۱۷). خلاصه‌ای از ویژگی های اصلی فانتوم Delta4® بر اساس پروتکل شرکت سازنده در جدول ۲ آورده شده است.

تابش دهی فیلم در فانتوم ناهمگن و تابش دهی فانتوم Delta4

پس از انتقال طراحی درمان صورت گرفته به شتاب دهنده خطی، به منظور دستیابی به توزیع دوز در فیلم، فیلم مورد نظر در بین صفحات فانتوم ناهمگن قفسه سینه قرار گرفته و پس از موقعیت دهی مناسب با طراحی درمان انجام گرفته در مرحله قبل تحت تابش قرار می گیرد. تمامی شرایط از جمله نگهداری و نحوه اسکن فیلم مطابق دستورات ذکر شده برای فیلم های کالیبراسیون انجام شد. در مرحله بعد فانتوم *Delta4* مطابق با همان طراحی درمان انجام گرفته در مرحله قبل تحت تابش قرار گرفته و به کمک آرایه های دیود توزیع دوز به دست آورده می شود (شکل۴b).



شکل۳: آرایه دتکتور عمود بر هم

جدول ۲: خلاصه ویژگی های اصلی فانتوم Delta4®

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

ساختار آرایه دیود	نوع و شکل دتکتور	اندازه دتکتور (mm)	حجم دتکتور (mm^3)	فاصله مراکز دتکتور (cm)	حداکثر اندازه میدان	تعداد دتکتور	جنس ماده استوانه	وزن (Kg)	شکل فانتوم	مدت زمان نگهداری شارژ باتری	پروتکل وایرلس
دو صفحه عمود بر هم	دیود نوع p و شکل استوانه	۱(عرض) × ۰/۰۵(ارتفاع)	۰/۰۴	۰/۵(در مرکز$6cm^2$×۶) و ۱ (در اطراف $20cm^2$×۲۰)	۳۸ × ۲۰ (cm^2)	۱۰۶۹	PMMA یا پلاستیک معادل آب	۲۷	استوانه ای	بیش از ۴ ساعت	Wi-Fi 802.11 n



شکل۴: (a) فیلم داخل فانتوم ناهمگن و (b) فانتوم Delta4

روش ارزیابی

برای ارزیابی دو سیستم تجاری از شاخص گاما که یک تکنیک استاندارد برای مقایسه دو توزیع دوز می باشد، استفاده گردید (۱۸). محاسبات دوز خارج از منطقه میدان که باعث انحراف در نتیجه شاخص گاما می شود را می توان حذف کرد، به عبارتی با در نظرگیری آستانه دوز شاخص گاما کمتر از آن نادیده گرفته شود. بنابراین برای محدود کردن محاسبه شاخص گاما، می‌توان یک شانه‌ی دوز ۲۰-۵٪ برای همه نقاط توزیع دوز در نظر گرفت. در این مطالعه مطابق با گزارش *Low* و همکاران (۱۹)، از شاخص گاما با معیار فاصله ۳ میلی متر و اختلاف دوز ۳٪ به عنوان معیار استاندارد استفاده شد. در این پروژه در صورتی که ۹۵٪ شاخص گامای گلوبال به دست آمده با معیار فاصله ۳ میلی متر و اختلاف دوز ۳٪ و با شانه دوز ۲۰٪ کوچکتر یا مساوی یک باشد، سیستم طراحی درمان در پلن مورد نظر پذیرفته (پاس) می شود. هم چنین شاخص گاما در معیار *mm* ۲/۲٪ با شانه دوز ۵، ۱۰ و ۲۰٪ جهت مقایسه بیشتر دو سیستم تجاری صورت گرفت. شاخص گاما فیلم و فانتوم *Delta4* با سیستم طراحی درمان به ترتیب با کمک نرم افزار *verisoft* (*PTW*) (۲۰،۲۱) و نرم افزار *Delta4* به دست آورده شد.

ملاحظات اخلاقی

پروپوزال این تحقیق توسط دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد تایید شده است

نتایج

شکل ۵ نمودار کالیبراسیون فیلم در دوز ۱۰ تا ۳۰۰ سانتی گری به کمک نرم افزار imagj بر اساس دوز-OD مطابق روش پیشنهادی Devic و همکاران (۲۲) در کانال قرمز به دست آورده شد.

پروفایل توزیع دوز فیلم و فانتوم *Delta4*

نمودار ۶a پروفایل عمودی برای پلن A با استفاده از فیلم را نشان می دهد، خط قرمز رنگ، مربوط به سیستم طراحی درمان و خط آبی مربوط به فیلم می باشد. نمودار ۶b پروفایل همان پلان در حالت عمودی با استفاده از فانتوم *Delta4* را نشان می دهد، خط قرمز رنگ مربوط به سیستم طراحی درمان و خط سبز مربوط به فانتوم می باشد. یک آنالیز کیفی از پروفایل ها نشان می دهد که توزیع دوز اندازه گیری شده توسط

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

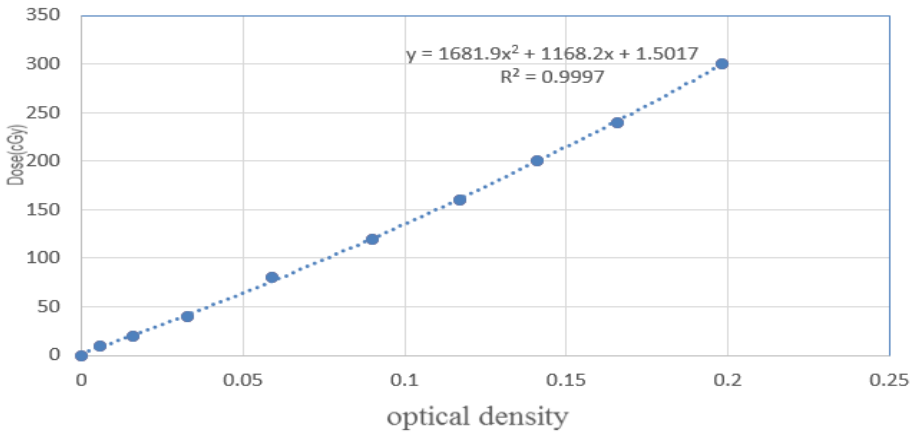
فیلم و فانتوم با توزیع دوز به دست آمده توسط سیستم طراحی درمان با یکدیگر تطابق دارند. برای مثال انحراف از میانگین سیستم طراحی درمان و فیلم در پروفایل عمودی پلان A، ۲/۰۴٪ (*1SD*) به دست آمد. در فیلم پروفایل نسبت به دوز ماکسیمم خود نرمالایز شد. محور عمودی در فیلم دوز بر حسب درصد می باشد و محور عمودی در فانتوم دوز بر حسب گری می باشد. در محور افقی پروفایل فیلم و فانتوم فاصله بر حسب میلیمتر می باشد.

تحلیل گاما

جدول ۳ شاخص گاما گلوبال فیلم و فانتوم در حالت دو بعدی و سه بعدی در معیارهای *mm* ۲/۲٪ و *mm* ۳/۳٪ با شانه دوز ۵، ۱۰ و ۲۰٪ برای دو پلن A و B را نشان می دهد. تعداد نقاط پذیرفته شده شاخص گاما (با معیار *mm* ۳/۳٪ و شانه دوز ۲۰٪) حاصل از فیلم و فانتوم *Delta4* با سیستم طراحی درمان برای هردو پلان، بالاتر از ۹۵٪ به دست آمد. جدول ۳ نشان می دهد که میانگین گامای دو پلن با معیار *mm* ۳/۳٪ و شانه دوز ۲۰ درصد به ترتیب برای فیلم و فانتوم *Delta4* در حالت دو بعدی و فانتوم *Delta4* در حالت سه بعدی برابر ۹۶/۹۵، ۹۷/۷ و ۹۸/۴۵ درصد می باشد. زمانی که از گاما با معیار (*DD* و *DTA*) پایین تر یعنی *mm* ۲/۲٪ استفاده شد، مقدار میانگین گاما حدود ۱۳ درصد برای فیلم و ۱۵ درصد برای فانتوم از معیار استاندارد در نظر گرفته شده در این مطالعه کاهش یافت، هم چنین به طور میانگین با افزایش شانه دوز مقدار شاخص گاما در فیلم افزایش ولی در فانتوم کاهش می یابد.

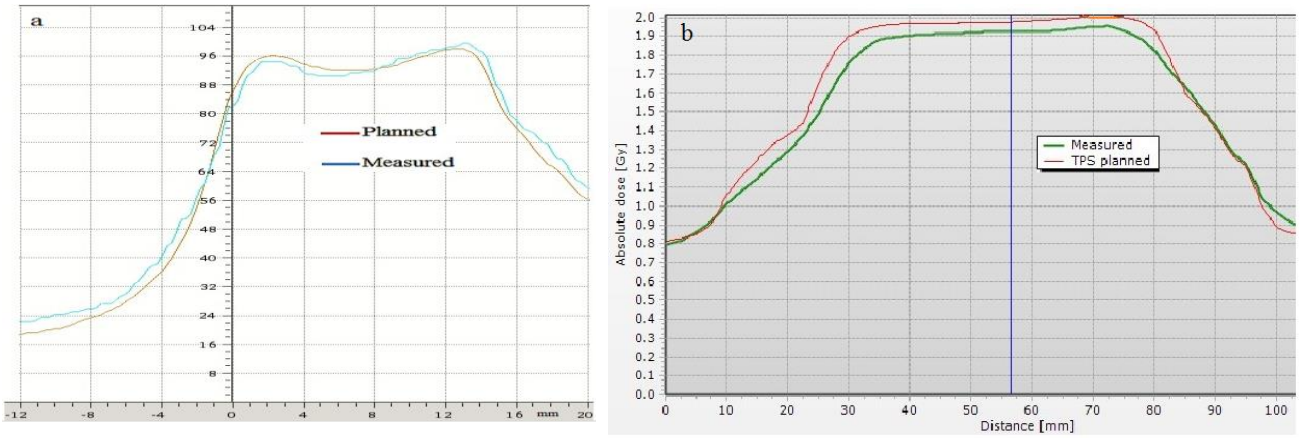
جدول۳: مقدار گاما حاصل از فیلم و فانتوم در حالت دو بعدی و سه بعدی با سیستم طراحی درمان در معیارهای مختلف در دو پلن را نشان می دهد.

	مقدارگاما برای پلنA			مقدارگاما برای پلنB	
	فیلم و TPS	فانتوم Delta4 و TPS (دو بعدی)	فیلم و TPS	فانتوم Delta و TPS (دو بعدی)	فانتوم Delta و TPS (سه بعدی)
۲/۲٪mm – شانه ۵ درصد	۷۵	۸۱/۵	۷۹/۱	۸۴/۸	۸۷/۵
۲/۲٪mm– شانه ۱۰ درصد	۷۴/۱	۷۹	۸۰/۳	۸۲	۸۵/۹
۲/۲٪mm – شانه ۲۰ درصد	۸۹/۵	۷۷/۳	۸۱/۹	۸۰/۵	۸۴/۸
۳/۳٪mm – شانه ۵ درصد	۸۶/۷	۹۷/۹	۹۴/۹	۹۸/۲	۹۸/۸
۳/۳٪mm – شانه ۱۰ درصد	۸۶/۱	۹۷/۵	۹۶	۹۷/۹	۹۸/۷
۳/۳٪mm – شانه ۲۰ درصد	۹۶/۸	۹۷/۳	۹۷/۱	۹۷/۶	۹۸/۶



شکل۵: منحنی کانال قرمز به همراه فرمول دوجمله ای و رگرسیون

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]



شکل ۶: (a) پروفایل عمودی توزیع دوز فیلم و سیستم طراحی درمان (b) پروفایل عمودی توزیع دوز فانتوم *Delta4* و سیستم طراحی درمان در پلن A

بحث

در مطالعه حاضر دو پلن متفاوت بر روی فانتوم ناهمگن قفسه سینه با استفاده از سیستم طراحی درمان سه بعدی *Eclipse*® انجام شد. هدف از این مطالعه مقایسه عملکرد اندازه گیری توزیع دوز دو بعدی فیلم *EBT3* و توزیع دوز دو بعدی و سه بعدی فانتوم *Delta4* با کمک شاخص گاما در تکنیک *IMRT* می‌باشد. دلیل انتخاب فانتوم ناهمگن قفسه سینه، وجود سه بافت (ریه، بافت نرم و استخوان) با چگالی های متفاوت و امکان مقایسه بیشتر فیلم و فانتوم می باشد. پلن A در مرز بافت ریه و بافت نرم فانتوم ناهمگن قفسه سینه و پلنB بر روی بافت نرم این فانتوم انتخاب شد. پلن A به دلیل اثرات مرزی دارای ناهمگنی بیشتر می باشد. دزیمتری توسط فیلم دو بعدی است و هم چنین نیاز به زمان طولانی و دقت بالا در هنگام رسم نمودار کالیبراسیون، جمع آوری و آنالیز سایر اطلاعات می باشد (۲۵-۲۳). امروزه بیشتر از آرایه دیود یا آرایه چمبر یونیزان به دلیل راحت تر بودن ستاپ، پاسخ آنی در اندازه گیری توزیع دوز و عدم نیاز به مراحل کالیبراسیون استفاده می شود. این ویژگی های ذکر شده در نتیجه، باعث کاهش خطا محاسباتی گاما می شود.

مقدار شاخص گاما به دست آمده حاصل از سیستم طراحی درمان با هر دو سیستم تجاری با معیار استاندارد در نظر گرفته شده در این مطالعه (شاخص گاما با معیار ۳/۳ *mm*٪ و شانه دوز ۲۰٪ بالاتر از ۹۵٪ باشد) بر طبق جدول ۳ پذیرفته (پاس) شد. مقدار میانگین شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان با فیلم و فانتوم *Delta4* کمتر از ۱۰۰ درصد شد. دلیل کم شدن شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان و فیلم می تواند مربوط به عدم دقت کافی در نحوه ستاپ هنگام تابش دهی و رسم منحنی کالیبراسیون، عدم دقت در رجیستر با پلان سیستم طراحی درمان، عدم قطعیت تکرار پذیری اسکنر باشد. دلیل کم شدن شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان با فانتوم *Delta4* می تواند ناشی رزولوشن ذاتی پایین آرایه دیود فانتوم *Delta4* (۰/۵ سانتی متر در ناحیه مرکزی و ۱ سانتی متر در اطراف) و الگوریتم محاسباتی متفاوت با سیستم طراحی درمان باشد. چون سیستم طراحی درمان *Eclipse* از الگوریتم *AAA* که پیشرفته تر از الگوریتم *Pencil beam* فانتوم *Delta4* می باشد، استفاده می کند (۲۶). مطابق نتایج شاخص گاما در جدول ۳ مشخص شد که، میزان توافق بین محاسبات سیستم طراحی درمان و اندازه گیری فانتوم *Delta4* بهتر از اندازه گیری فیلم است، که نشان دهنده توافق بهتر سیستم طراحی درمان با فانتوم *Delta4* می باشد. نتایج به دست آمده در پاراگراف قبل مشابه نتایج *Bedford* و همکاران (۱۷)، و *Chandraraj* و همکاران (۲۷) می باشد. آنها گزارش کردند مقدار شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان و فانتوم *Delta4* بهتر از مقدار شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان و فیلم می باشد، دلیل بهتر شدن مقدار گاما فانتوم *Delta4* ناشی از دزیمتری مطلق در مقابل دزیمتری نسبی فیلم می باشد، چون

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

فانتوم *Delta4* ذاتا دزیمتری مطلق انجام می دهد، ولی برای دزیمتری مطلق با فیلم نیاز به نمودار کالیبراسیون می باشد، به عبارت دیگر فیلم مستعد خطا در طول پردازش داده ها می شود. نتایج این مطالعه نشان داد که میزان توافق سیستم طراحی درمان با فانتوم *Delta4* در حالت سه بعدی بهتر از حالت دو بعدی می باشد. *Rajasekaran* و همکاران (۲۸) مشابه این نتیجه برای فانتوم *Octavius* گزارش کرده اند. آنها نشان دادند که مقدار گاما سه بعدی فانتوم *Octavius* با سیستم طراحی درمان برابر یا بیشتر از مقدارگاما دو بعدی فانتوم *Octavius* با سیستم طراحی درمان می باشد، آنها دلیل افزایش توافق در حالت سه بعدی را مربوط به بعد سوم گزارش کردند. بعد اضافی (بعد سوم) باعث می شود که وقتی یک پیکسل در حالت دو بعدی پاس نشد در حالت سه بعدی پاس می شود، به همین دلیل مقدار گاما در حالت سه بعدی بیشتر خواهد شد. به طور میانگین با افزایش شانه دوز مقدار شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان و فیلم به دلیل حذف اثرات لبه ای و حذف ناحیه با دوز کمتر، افزایش می یابد، ولی مقدار میانگین گاما بین سیستم طراحی درمان و فانتوم *Delta4* به دلیل کم شدن تعداد نقاط پذیرفته شده، کاهش می یابد. مقدار میانگین شاخص گاما فیلم و فانتوم *Delta4* (دو بعدی و سه بعدی) در پلن B (روی بافت نرم) بیشتر از پلن A (شامل بافت نرم و ریه) به دست آمد، که علت می تواند اثرات ناهمگنی بیشتر در مرز بین دو بافت، در پلن A باشد. زیرا در پلن A تومور فرضی بین بافت نرم و ریه انتخاب شد و احتمال خطای محاسباتی سیستم طراحی درمان در مرز بافت ها بیشتر است و در نتیجه مقدار شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان با سیستم های تجاری اندازه گیری توزیع دوز کمتر می شود. به منظور مقایسه بیشتر سیستم دو سیستم تجاری اندازه گیری توزیع دوز، از شاخص گاما با معیار *mm* ۲/۲٪ و شانه دوز ۵، ۱۰ و ۲۰ درصد استفاده شد و مشاهده گردید که مقدار شاخص گاما بین سیستم طراحی درمان و هر دو سیستم تجاری کمتر از ۹۵٪ می باشد. دلیل کاهش مقدار گامای فیلم و فانتوم از معیار استاندارد، افزایش دقت در اندازه گیری و افزایش ثبت خطاهای محاسباتی می باشد. *Chandraraj* و همکاران (۲۷) مشابه این نتایج را برای چهار سیستم تجاری شامل فیلم، آرایه *Matrixx*، فانتوم *Delta4* و فانتوم *Octavius* گزارش کردند. آنها بیان کردند که با کاهش معیار گاما، در بعضی از پلان ها مقدار شاخص گامای کوچکتر و مساوی یک، کمتر از ۹۰ درصد خواهد شد.

نتیجه‌گیری

در این تحقیق مقایسه دو سیستم تجاری فیلم *EBT3* و فانتوم *Delta4*® در حالت دو بعدی و سه بعدی با کمک شاخص گاما در محیط ناهمگن فانتوم قفسه سینه در تکنیک *IMRT* مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج نشان داد، که مقدار شاخص گاما (با معیار استاندارد در نظر گرفته شده در این مطالعه) بین سیستم طراحی درمان *Eclipse*® با فیلم و فانتوم *Delta4*، بالاتر از ۹۵ درصد می باشد. با توجه به نتایج این مطالعه، پاسخ فیلم و فانتوم *Delta4*® در ناحیه ناهمگن فانتوم قفسه سینه در تکنیک *IMRT* معادل هم می باشند، و در مراکزی که فانتوم *Delta4*® ندارند، می توانند از فیلم به عنوان یک روش جایگزین در در پلن قفسه سینه استفاده شود.

برای مقایسه و ارزیابی بیشتر فیلم و فانتوم *Delta4*® توصیه می گردد، طراحی درمان بر روی فانتوم سر و گردن، و لگن انجام شود و هم چنین مقایسه شاخص گاما، در تعداد فیلد های متفاوت صورت گیرد.

سپاسگزاری

این مقاله برگرفته از پایان نامه تحقیقاتی رزاق عابدی فیروزجاه دانشجوی کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشگاه شهید صدوقی یزد می باشد، که با حمایت مالی این دانشگاه انجام شد. با تشکر از پرسنل بخش فیزیک مرکز پرتو درمانی بیمارستان شهدای تجریش تهران که همکاری صمیمانه ای در انجام این طرح داشتند.

تعارض در منافع: در این پروژه هیچ گونه تضاد منافع بین نویسندگان وجود ندارد.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

References:

1- Bhide S, Nutting C. ***Recent advances in radiotherapy***. BMC Med 2010; 8(1): 25.

2- Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. ***Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee***. Med phys 2003; 30(8): 2089-115.

3- Lee N, Terezakis S. ***Intensity modulated radiation therapy***. J surgical oncol 2008; 97(8): 691-6.

4-Thwaites D, editor ***Accuracy required and achievable in radiotherapy dosimetry: have modern technology and techniques changed our views?*** J Physics: Conference Series; 2013: IOP Publishing.

5- Dixon P, O'Sullivan B. ***Radiotherapy quality assurance: time for everyone to take it seriously***. Europ J Cancer 2003; 39(4): 423-9

6- Ebert M, Harrison K, Cornes D, Howlett S, Joseph D, Kron T, et al. ***Comprehensive Australasian multicentre dosimetric intercomparison: issues, logistics and recommendations***. J Med Imaging Radiat Oncol 2009; 53(1): 119-31.

7- Khan FM, Gibbons JP. ***Khan's the physics of radiation therapy: Lippincott Williams & Wilkins***; 2014.

8- Hussein M, Tsang Y, Thomas RA, Gouldstone C, Maughan D, Snaith JA, et al. ***A methodology for dosimetry audit of rotational radiotherapy using a commercial detector array***. Radiotherapy Oncol 2013; 108(1): 78-85.

9- Carver A, Gilmore M, Riley S, Uzan J, Mayles P. ***An analytical approach to acceptance criteria for quality assurance of intensity modulated radiotherapy***. Radiotherapy Oncol 2011; 100(3): 453-5.

10- Feygelman V, Zhang G, Stevens C, Nelms BE. ***Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries.*** J Appl Clin Med Phys 2011; 12(2): 324-329.

11- Sadagopan R, Bencomo JA, Martin RL, Nilsson G, Matzen T, Balter PA**. *Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system.*** J Appl Clin Med Phys 2009; 10(2): 104-19.

12- Myers P, Stathakis S, Gutiérrez AN, Esquivel C, Mavroidis P, Papanikolaou N. ***Evaluation of PTW Seven29 for tomotherapy patient-specific quality assurance and comparison with ScandiDos Delta4.*** J Med phys/Association Med Physicists India 2012; 37(2): 72-80.

13- Sadagopan R, BenComo J, Martin R, Balter P, Vedam S, Nilsson G. ***Characterisation, commissioning and evaluation of Delta4 IMRT QA system***. Med Physic 2007; 34: 256.

14- Chandraraj V, Stathakis S, Manickam R, Esquivel C, Supe SS, Papanikolaou N. ***Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window IMRT QA***. J Appl Clin Med Phys 2011; 12(2): 3367.

15- Gafchromic radiotherapy films. Ashland, KY. Available from: http://www.ashland. com/ products/gafchromic-radiotherapy-flms

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

16- 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.*** Med phys 1998; 25(11): 2093-115.

17- Bedford JL, Lee YK, Wai P, South CP, Warrington AP. ***Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification***. Phys Med Bio 2009; 54(9): N167-76.

18- Low DA, Dempsey JF. ***Evaluation of the gamma dose distribution comparison method***. Med physic 2003; 30(9): 2455-64.

19- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. ***A technique for the quantitative evaluation of dose distributions.*** Med physic 1998; 25(5): 656-61.

20- Saminathan S, Manickam R, Chandraraj V. ***Plan evaluation and dosimetric comparison of IMRT using AAPM TG119 test suites and recommendations***. Australasian Physical & Engineering Sci Med 2011; 34(1): 55-61.

21- Gelosa S, Monti A, Berlusconi C, Cappelletti P, Frigerio M. ***is gamma index evaluation for imrt pre-treatment qa affected by gantry angles?*** Radiotherapy Oncol 2009; 92: S214

22- Devic S. ***Radiochromic film dosimetry: past, present, and future***. Phys Med 2011; 27(3): 122-34.

23- Mayer RR, Ma F, Chen Y, Miller RI, Belard A, McDonough J, et al. ***Enhanced dosimetry procedures and assessment for EBT2 radiochromic film***. Med phys 2012; 39(4): 2147-55.

24- McCaw TJ, Micka JA, DeWerd LA. ***Characterizing the marker dye correction for Gafchromic® EBT2 film: A comparison of three analysis methods***. Med phys 2011; 38(10): 5771-7.

25- Micke A, Lewis DF, Yu X. ***Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction***. Medical physics 2011; 38(5): 2523-34.

26- Herman TDLF, Hibbitts K, Herman T, Ahmad S. ***Evaluation of pencil beam convolution and anisotropic analytical algorithms in stereotactic lung irradiation***. J Med phys/Association of Medical Physicists of India. 2011; 36(4): 234.

27- Sanjay S. ***Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window*** IMRT QA. 2011.

28- **Rajasekaran D, Jeevanandam P, Sukumar P, Ranganathan A, Johnjothi S, Nagarajan V.** ***A study on correlation between 2D and 3D gamma evaluation metrics in patient-specific quality assurance for VMAT*****. Med Dosimetry 2015; 39(4): 300-8**.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol 26| NO 2 | May 2018

Received: 25 Sep 2017
Accepted: 30 Dec 2017

A comparison between Gafchromic™ EBT3 film and Delta4® phantom in IMRT technique of a heterogeneous chest phantom

Razzagh Abedi Firouzjah[1], Abolfazl Nickfarjam[1, 2*], Mohsen Bakhshandeh[3]

Original Article

Introdution: In advanced radiotherapy techniques such as intensity modulated radiation therapy (IMRT), the quality assurance (QA) is essential. This study aimed to compare the performance between Gafchromic™ EBT3 film and Delta4® phantom (2D and 3D) in heterogeneous chest phantom using IMRT technique.

Methods: In this experimental study, two IMRT plans (A and B) were prepared for radiotherapy of heterogeneous chest phantom. EBT3 film and Delta4 were used for dose measurement in the phantom. The 95% global gamma index accepted by the criteria of 3.3% mm and the dose threshold 20% as the standard criteria were considered in this study. The gamma index of the film and Delta4 were acquired by the verisoft and Delta4 software, respectively.

Results: The mean gamma index with standard criteria between treatment planning system (TPS) dose calculations and film measurements was 96.95%, while it was equal to 97.7% and 98.45% between TPS calculations and 2D and 3D Delta4 cases, respectively. The mean 3D gamma analysis of the Delta4 with the given standard criteria was 0.75% and 1.5% higher than their 2D gamma analysis of the Delta4 and film, respectively. The mean gamma index value of film and Delta4 according to the plan B at the standard criteria was 0.24% higher than plan A (97.7% vs 97.46%).

Conclusion: Both film and Delta4 showed acceptable standard gamma index for two plans implemented on the chest phantom using IMRT technique. So, according to the results of this study, it is concluded that in the centers where Delta4 is not available, EBT3 films with a simple heterogeneous phantom can be an alternative method.

Keywords: IMRT technique, Gafchromic EBT3 film, Delta4 Phantom, Gamma index

Citation: Abedi Firouzjah R, Nickfarjam A, Bakhshandeh M. **A comparison between Gafchromic™ EBT3 film and Delta4® phantom in IMRT technique of a heterogeneous chest phantom.** J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2018; 26(2): 178-87.

[1]Department of Medical Physics, Faculty of medicine, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran
[2]Radiotherapy research center, shahid sadoughi university of medical sciences, yazd, Iran
[3]Radiation Technology Department, Allied Medical Sciences Faculty, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
***Corresponding author: Tel:** 09151089102, **email:** nickfarjam6262@gmail.com

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-20]