

بکارگیری دزیمتر ژل پلیمر نورموکسیک MAGIC در دزیمتری باریکه الکترون

در فانتوم لایه‌ای همگن

چکیده

زمینه و هدف: امروزه ژلهای پلیمری حساس به پرتو به ابزار ارزشمند و قابل اعتمادی جهت اندازه‌گیری توزیع دز سه بعدی تبدیل شده‌اند. توزیع سه بعدی دز در داخل دزیمتر ژلی از روی ماتریکس شیمیایی ایجاد شده و اندازه‌گیری آن بعد از تابش دهی به کمک تکنیک‌های تصویربرداری بدست می‌آید. هدف از مطالعه حاضر ارزیابی و کاربرد دزیمتر ژل پلیمر نورموکسیک نوع MAGIC جهت کسب توزیع سه بعدی دز باریکه الکترونی با انرژیهای ۸MeV و ۱۰MeV در عمقهای ۱cm و ۴cm زیر فانتوم لایه‌ای همگن بود.

روش بررسی: در این مطالعه توصیفی از دزیمتر ژل پلیمری نوع MAGIC جهت اندازه‌گیری توزیع دز در عمق‌های ۱cm و ۴cm زیر فانتوم لایه‌ای همگن به کمک تصویربرداری MRI استفاده شد. این فانتومها با انرژیهای ۸MeV و ۱۰MeV پرتو الکترون تحت تابش قرار گرفته بودند. از آزمون آماری pair sample t-test به همراه ضرائب همبستگی پیرسون جهت آنالیز نتایج استفاده شد.

یافته‌ها: توانایی تفکیک دز در محدوده دز ۰-۱۰Gy برابر با ۰/۲۳-۱/۵۵ Gy بود. میانگین اختلاف درصد دز و همچنین حداکثر فاصله تطابقی (DTA) پروفایل‌های دزی اندازه‌گیری با دو سیستم دزیمتری ژل و دایود به ترتیب ۲/۵٪ و کمتر از ۲mm بود. علاوه بر این، نتایج حاصل از توزیع دز به صورت سه بعدی در دو جهت عرضی و محوری بدست آمد.

نتیجه‌گیری: این مطالعه سهولت استفاده از دزیمترهای ژلی را جهت کسب و بررسی توزیع دز باریکه‌های مختلف الکترون را نشان می‌دهد.

کلیدواژه‌ها: ۱- دزیمتر ژل پلیمری ۲- باریکه الکترونی ۳- فانتوم لایه‌ای همگن ۴- روش MRI

* روح اله قهرمان اصل I

دکتر بهرام بلوری II

دکتر حسن ندایی III

دکتر عظیم اربابی IV

تاریخ دریافت: ۸۷/۹/۳۰، تاریخ پذیرش: ۸۸/۵/۱۷

مقدمه

ژل دزیمتری فعالیت داشته‌اند به سرعت در حال افزایش و دانایی فردی نسبت به ژل دزیمتری به طور قابل توجهی در حال گسترش است. در این تکنیک، ژل هم نقش فانتوم چند بعدی و هم آشکارساز را دارد. توزیع سه بعدی دز در داخل دزیمتر ژلی از روی ماتریکس شیمیایی ایجاد شده و اندازه‌گیری آن بعد از تابش دهی به کمک تکنیک‌های تصویربرداری امکان‌پذیر است.^(۳) در زمینه استفاده از دزیمترهای ژلی به برخی مطالعات انجام شده نظیر اندازه‌گیری پارامترهای دزیمتری پایه

در حال حاضر از دزیمترهای متداول در کلینیک جهت تأیید تکنیک‌های انتقال پرتویی استفاده می‌شود. هر کدام از این دزیمترها محدودیت و کاستی‌هایی داشته که استفاده از آن را در ارزیابی کیفیت پرتو درمانی سه بعدی جهت دار با مشکل روبرو ساخته است.^(۱) ادعا شده است که دزیمترهای ژل پلیمری گزینه‌ای قابل قبول و با اطمینان جهت پر کردن خلاء موجود در زمینه کسب و تأیید توزیع دز سه بعدی هستند.^(۲) در دو دهه گذشته تعداد افرادی که در زمینه

این مقاله خلاصه‌ای است از پایان‌نامه آقای روح اله قهرمان اصل جهت دریافت درجه کارشناسی ارشد به راهنمایی دکتر بهرام بلوری و دکتر حسن ندایی و مشاوره دکتر عظیم اربابی، سال ۱۳۸۷.

(I) کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران (* مؤلف مسؤول)

(II) دانشیار و متخصص بیوفیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران

(III) استادیار و متخصص فیزیک پزشکی، گروه رادیوتراپی انکولوژی، مرکز تحقیقات کانسر، انسیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران

(IV) دانشیار و متخصص فیزیک پزشکی، گروه رادیوتراپی انکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی، تهران، ایران

Copper) بود. روش ساخت ژل مشابه روش ارائه شده توسط فانگ و همکارانش در سال ۲۰۰۱ بود.^(۱) به طور خلاصه جهت ساخت هزار گرم از این نوع ژل ۸۰ گرم ژلاتین (۳۰۰ بلوم، نوع A)، ۹۰ گرم اسید متاآکریلیک، ۰/۳۲۵ گرم اسید آسکوربیک، ۰/۰۲ گرم سولفات مس پنتا هیدرات، ۲ گرم هیدروکوئینن و ۸۲۸ گرم آب دیونیزه شده مورد نیاز است. ابتدا ژلاتین را تا دمای ۵۰ درجه سانتی گراد به کمک هیتر-استیرر هم زده و حرارت داده و سپس هیدروکوئینن را اضافه نموده و پس از کاهش دمای ترکیب تا حدود ۳۷ درجه سانتی گراد به ترتیب سایر مواد شامل سولفات مس، اسید آسکوربیک و سپس متاآکریلیک اضافه می‌شود. دما در حین فرآیند ساخت به دقت به کمک دماسنج الکلی مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. پس از رسیدن دمای ژل به حدود دمای اتاق آن را درون لوله‌های فالکنی و فانتوم‌های استوانه‌ای ریخته و پس از بسته نمودن درب آنها به کمک پارافیلیم و درپوش درون یخچال قرار گرفته تا در دمای ۴ °C قوام یابد.

تابش دهی

تابش دهی به لوله‌های فالکنی و فانتوم‌های استوانه‌ای ۲۴ ساعت پس از مرحله ساخت انجام شد. برای تابش دهی از پرتوهای الکترونی با انرژیهای ۸MeV و ۱۵MeV دستگاه شتاب دهنده خطی Elekta مدل Precise استفاده شد. به منظور کاهش اثرات ناشی از تغییر دما در دزیمتر ژلی، لوله‌های فالکنی و به همراه فانتوم‌های استوانه‌ای حاوی ژل به مدت سه ساعت در اتاق شتاب دهنده نگهداری شدند. تابش دهی در سه مرحله انجام شد. ابتدا ۹ لوله ی فالکنی با ترازهای دزی ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۳، ۵، ۸ و ۱۰ گری مورد تابش دهی قرار گرفتند. یکی از لوله‌ها به عنوان شاهد تابش دهی نشد. سپس فانتوم‌های لایه‌ای با ناهمگنی استخوان و هوا که دقیقاً در زیر و مرکز آنها استوانه‌های حاوی ژل قرار

همچون درصد دز عمقی، توزیع دز حاصل از صافی‌های گوه‌ای، بررسی تأثیر ناهمگنی‌های بافتی روی توزیع دز و تأیید طرح درمان کارسینومای جمجمه با پرتوهای الکترونی می‌توان اشاره کرد.^(۲،۳) جهت اندازه‌گیری توزیع دز پرتوهای الکترونی مطالعات معدودی صورت گرفته است. با این وجود مطالعات معدودی در زمینه استفاده و کاربرد دزیمترهای ژل پلیمری برای پرتوهای ذره‌ای به ویژه پرتوهای الکترونی گزارش شده است. از این رو هدف از مطالعه حاضر ارزیابی و کاربرد دزیمتر ژل پلیمر نورموکسیک نوع MAGIC جهت کسب توزیع سه بعدی دز باریکه الکترونی با انرژی‌های ۸MeV و ۱۵MeV در عمق‌های ۱cm و ۴cm زیر فانتوم لایه‌ای همگن می‌باشد.

روش بررسی

طراحی و ساخت فانتوم

در این مطالعه توصیفی از فانتوم‌های لایه‌ای پرسپکسی از جنس پلی اکریلیک (PMMA) با چگالی جرمی $g.cm^{-3}$ ۱/۱۸^۳ استفاده شد. ابعاد این فانتومها $2 \times 30 \times 30$ سانتی‌متر مکعب بود. برای بررسی توزیع دز در زیر فانتوم لایه‌ای همگن از فانتوم‌های استوانه‌ای شکل از جنس پلی اکریلیک حاوی ژل با قطر داخلی ۵/۵cm، ارتفاع ۶cm، ضخامت ۳mm و حجم ۱۴۲/۵ml استفاده شد. این فانتوم‌های استوانه‌ای از یک سمت دارای درب کشویی و از سمت دیگر با فیلم رادیولوژی مسدود شده بودند. از فیلم جهت اتصال محیط ناهمگن با ژل به دلیل ضخامت کم و معادل بافت بودن و کاهش پراکندگی و نفوذ هوا به داخل استوانه‌های حاوی ژل استفاده شد.

فرآیند ساخت ژل حساس به پرتو

ژل مورد استفاده در این تحقیق از نوع پلیمر نورموکسیک با نام اختصاری (MAGIC Metacrylic acid and Ascorbic acid in Gelatin Initiated with

کالیبراسیون و بررسی پاسخ دز

مقدار میانگین آهنگ زمان آسایش R2 به همراه انحراف معیار در یک ناحیه دلخواه در وسط هر یک از لوله‌های فالکنی با دز تابشی معلوم اندازه‌گیری و منحنی پاسخ دزی ژل یا R2-Dose به عنوان منحنی کالیبراسیون رسم شد. به کمک این منحنی می‌توان نقشه‌های مربوط به توزیع دز را در عمق‌های مورد نظر از روی نقشه‌ای R2 بدست آمده از فانتوم‌های استوانه اندازه‌گیری کرد.

دزیتری با دایود

پس از کالیبراسیون دایود با اتاقت یونیزاسیون به طور مشابه فانتوم‌های همگن به طور جداگانه با پرتوهای الکترونی ۸MeV و ۱۰MeV شتاب دهنده خطی Elekta مورد تابش دهی قرار گرفتند. سپس دز در عمق‌های ۱cm و ۴cm زیر هر یک فانتومها، روی یک محور افقی و به صورت نقطه‌ای با فاصله‌های ۲mm از هم با دایود اندازه‌گیری شد. همه اندازه‌گیریها با استفاده از یک فانتوم آب مدل PTW (PTW, Freiburg, Germany) و به وسیله آشکارساز دایودی نوع P با حجم حساس 0.25cm^3 و حساسیت به دز 100nC/Gy انجام شد. دزیتری در عمق ۱cm برای انرژی ۸MeV و عمق‌های ۱cm و ۴cm برای انرژی ۱۰MeV مد نظر بود. سپس پروفایل‌های دزی در حالت یک بعدی با انجام نرمالیزاسیون دز برای هر یک از فانتومها در دو انرژی ذکر شده و عمق‌های مورد نظر رسم گردید. از آزمون آماری pair sample t-test به همراه ضرایب هبستگی پیرسون جهت آنالیز نتایج استفاده شد.

یافته‌ها

منحنی کالیبراسیون و قدرت تفکیک دز

منحنی کالیبراسیون دزیتر ژل پلیمری MAGIC مورد استفاده در این مطالعه که تغییرات R2 بر حسب

گرفته بود به ترتیب با انرژیهای ۸MeV و ۱۰MeV پرتو الکترونی به مقدار ۶۰۰ MU مورد تابش دهی قرار گرفتند. برای همه تابش دهی‌ها SSD، اندازه میدان (Field size) و آهنگ دز به ترتیب برابر با ۱۰×۱۰cm، ۴۰۰MU/min و ۱۰×۱۰cm³ قرار داشتند. به منظور حفظ تعادل الکترونی، هم لوله‌های فالکنی و هم استوانه‌های حاوی ژل حین تابش دهی در یک ظرف مکعبی شکل از جنس پرسپکس، پر از آب به ابعاد ۲۶×۲۴×۱۲cm³ قرار داشتند.

تصویربرداری MRI

تصویربرداری از لوله‌های فالکنی و استوانه‌های حاوی ژل به صورت همزمان و دو روز بعد از تابش دهی انجام شد. این فاصله زمانی جهت کاهش خطا و تثبیت فرآیند پلیمراسیون در ژل تابش شده در نظر گرفته شد. برای تصویربرداری از دستگاه MRI ساخت شرکت Siemens مدل Symphony با قدرت میدان ۱/۵T به همراه کویل سر (Head Coil) استفاده شد. به منظور هم دمایی ژل و به حداقل رسانیدن تغییرات دما حین تصویربرداری، لوله‌های فالکنی و فانتوم‌های استوانه‌ای به مدت سه ساعت درون اتاق MRI نگهداری شدند. تصویربرداری به صورت مالتی اسپین اکو طبق پروتکل زیر انجام شد:

TR/TE/FOV/MS/NEX/Slice
thickness/Number-of-slices/Number-of-echoes
=3500ms/15ms/260mm/512×512/1acq/3.5mm/3slice/32echoes

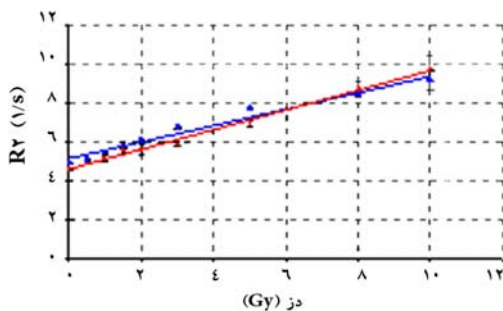
سپس تصاویر پایه به یک کامپیوتر شخصی منتقل شده و با استفاده از یک برنامه محاسباتی در محیط نرم‌افزار Matlab (MATLAB™, Version 7.5, Math) برای لوله‌های فالکنی و فانتوم‌های استوانه‌ای در عمق‌های ۱cm و ۴cm اندازه‌گیری شد. به منظور اندازه‌گیری دما و بررسی تغییرات آن از یک دماسنج الکی استفاده شد.

وابستگی به انرژی را برای دزیمتر ژلی نوع MAGIC با توجه به شکل شماره ۳ نشان می‌دهد. اختلاف ناچیزی بین پارامترهای بدست آمده برای هر دو انرژی ۸ MeV و ۱۰ MeV مشاهده شد که به لحاظ آماری معنی دار نبود.

جدول شماره ۱- پارامترهای R2-dose بدست آمده برای دو انرژی مختلف باریکه الکترونی

Electron	$\Delta R^2/\Delta D$	R^2_0	r^2
	(MeV)	($\text{sec}^{-1} \cdot \text{Gy}^{-1}$)	(sec^{-1})
۸	$0.09 (\pm 0.02)$	$4.581 (\pm 0.05)$	۰/۹۹۲
۱۰	$0.06 (\pm 0.03)$	$4.991 (\pm 0.07)$	۰/۹۹۴

مقادیر داخل پرانتز انحراف معیار استاندارد را نشان می‌دهد (SD).

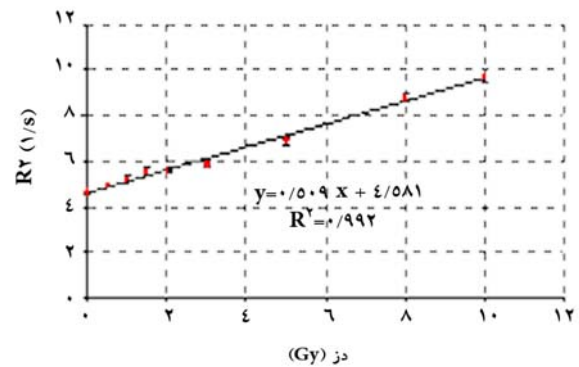


شکل شماره ۳- منحنی‌های پاسخ دزیمتر ژل پلیمری MAGIC در محدوده دز ۰-۱۰ Gy برای دو انرژی ۸ MeV (—) و ۱۰ MeV (—) باریکه الکترونی

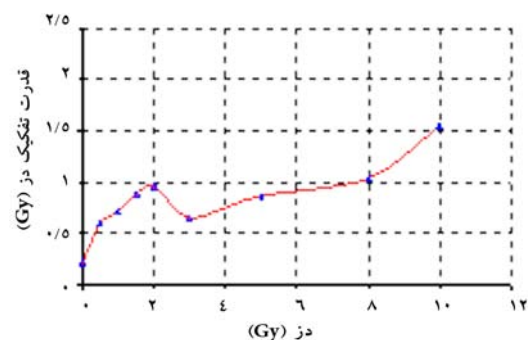
مقایسه نتایج دزیمتری با ژل و دایود

پروفایل‌های دزی بدست آمده از دو سیستم دزیمتری در این قسمت ارائه شده است. این پروفایلها بر حسب درصد دز با فاصله از مرکز فانتوم رسم شده اند. نرمالیزاسیون نسبت به قرائت سلول مرکزی انجام شده است. شکل‌های شماره ۴، ۵ و ۶ به ترتیب نتایج دزیمتری با ژل و دایود در عمق ۱ cm برای انرژی ۸ MeV و عمق‌های ۱ cm و ۴ cm برای انرژی ۱۰ MeV در زیر فانتوم لایه‌ای همگن را نشان می‌دهند. با توجه به پروفایلها برای هر دو انرژی و عمق‌های مورد نظر میانگین اختلاف درصد دز و

دز تابشی را نشان می‌دهد در شکل شماره ۱ آمده است. رفتار دزیمتر ژلی طبق این منحنی در محدوده دز ۰-۱۰ Gy تقریباً خطی بود ($R^2=0.992$). شیب یا به عبارتی دیگر حساسیت به دز در این ناحیه برابر با $\text{Gy}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1}$ 0.509 ± 0.021 و مقدار $R2_0$ برابر با 4.581 ± 0.05 بود. همچنین توانایی تفکیک دز برای این دزیمتر و سطح اطمینان ۹۵ درصد در شکل شماره ۲ رسم شده است.^(۵) برای محدوده دز ذکر شده، قدرت تفکیک دز بین ۰/۲۲ Gy تا ۱/۵۵ Gy بدست آمد. قدرت تفکیک دز در واقع به حداقل مقدار دز قابل تشخیص بین دو دز نقطه‌ای برای یک انحراف معیار معین گفته می‌شود.



شکل شماره ۱- منحنی کالیبراسیون دزیمتر ژل پلیمری MAGIC. انحراف معیار استاندارد در اندازه‌گیری مقادیر R2 با خطای میله‌ای

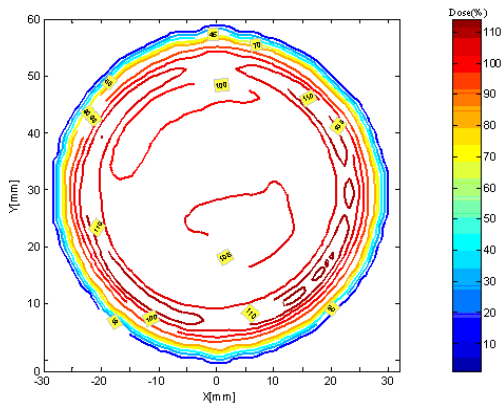


شکل شماره ۲- قدرت تفکیک دز در سیستم دزیمتر ژلی را برای سطح اطمینان ۹۵ درصد

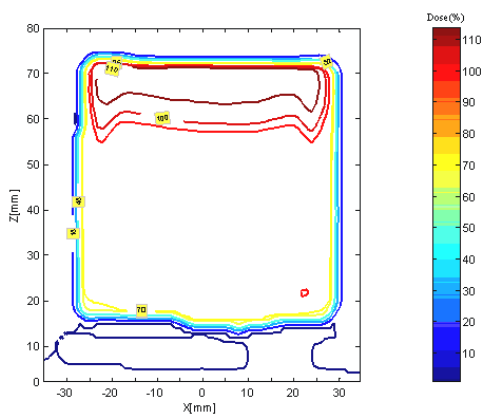
وابستگی به انرژی

جدول شماره ۱ پارامترهای حاصل از بررسی

توزیع دز سه بعدی در زیر فانتوم لایه‌ای همگن کانتورهای مربوط به توزیع دز به صورت سه بعدی به کمک تصاویر MRI از استوانه‌های ژلی تابش شده، به کمک نرم‌افزار Matlab اندازه‌گیری شد. این تصاویر در دو جهت عرضی (Transverse) و محوری (Axial) به تفکیک در ذیل ارائه شده است. شکل شماره ۷ و ۸، توزیع دز را در عمق ۱cm برای انرژی ۸MeV باریکه الکترون در دو جهت عرضی و محوری در زیر فانتوم لایه‌ای همگن نشان می‌دهد. همچنین شکل شماره ۹، ۱۰ و ۱۱، توزیع دز را در عمقهای ۱cm و ۴cm برای انرژی ۱۰MeV در دو جهت عرضی و محوری نشان می‌دهد.



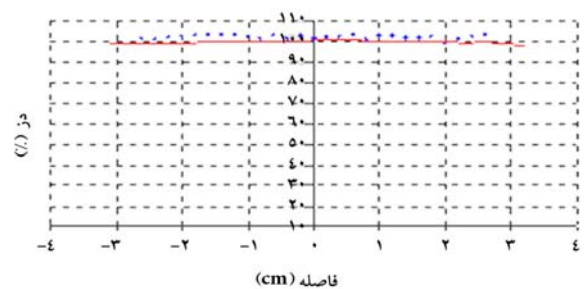
شکل شماره ۷



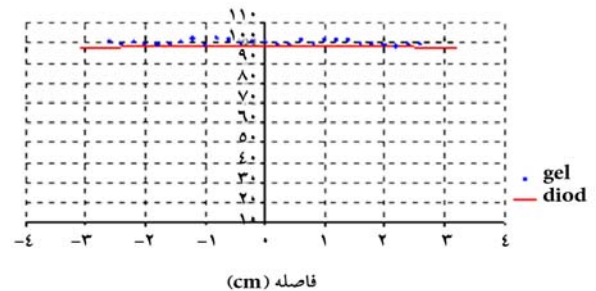
شکل شماره ۸

شکل شماره ۷ و ۸- توزیع دز در زیر فانتوم لایه‌ای همگن در عمق ۱cm برای انرژی ۸MeV باریکه الکترون در جهت عرضی (۷) و محوری (۸)

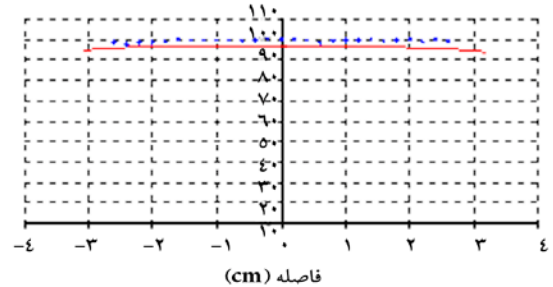
معیار مکانی فاصله تا تطابق (DTA) به ترتیب برابر با ۲/۵ درصد و ۱/۷mm بود. طبق تعریف "فاصله تا تطابق" برابر است با فاصله بین یک نقطه روی توزیع دز اندازه‌گیری شده و نزدیکترین نقطه روی توزیع دز مرجع که مقدار دز مشابه‌ای را نشان می‌دهد.^(۴) ضریب همبستگی نیز برای هر سه حالت بزرگتر از ۰/۸ بود که نشان از بالای بودن شدت همبستگی نتایج اندازه‌گیری حاصل از دو سیستم ژل و دیود است.



شکل شماره ۴



شکل شماره ۵



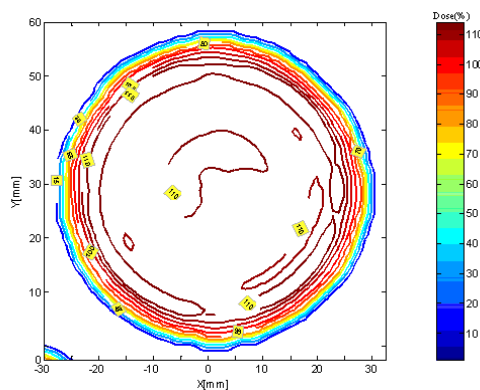
شکل شماره ۶

شکل شماره ۵، ۶ و ۷- پروفایل‌های دزی اندازه‌گیری شده در زیر فانتوم لایه‌ای همگن به کمک دزیمتر ژلی (●) و دیود (—) در (۴) عمق ۱cm برای انرژی ۸MeV، (۵) عمق ۱cm برای انرژی ۱۰MeV و (۶) عمق ۴cm برای انرژی ۱۰MeV پرتو الکترونی

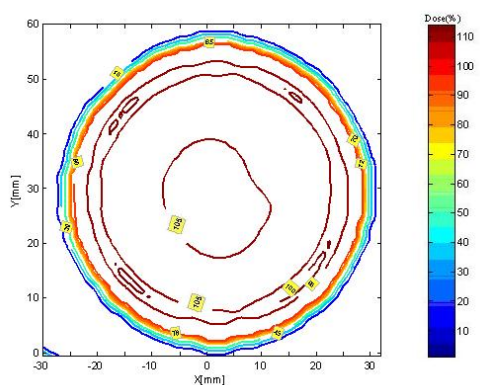
ژل پلیمری نوع MAGIC مورد استفاده در این مطالعه از حساسیت مناسب و توانایی تفکیک دز بسیار کمتری در مقایسه با مقدار گزارش شده از Luce و همکارانش بود (۱/۵۵Gy در برابر ۵/۱Gy).^(۷) طبق مطالعه Deene و همکارانش در سال ۲۰۰۲ حساسیت به دز و پایداری پاسخ R2-dose دزیمترهای ژلی وابسته به ترکیبات شیمیایی مورد استفاده در ساخت آنها بوده و به وسیله آنها تعیین می‌شود.^(۹،۸) همچنین افزایش غلظت و سفت شدن ماتریکس ژلاتینی می‌تواند حساسیت به دز را تحت تأثیر قرار داده و نیز باعث افزایش مقدار R2₀ شود.^(۹) از آنجاییکه توانایی تفکیک دز در دزیمترهای ژلی وابسته به حساسیت دزیمتر ژلی و پروتکل تصویربرداری است، لذا بهینه سازی سکانس و پارامترهای تصویربرداری همانند بازه زمانی ΔTE و تعداد اکوها می‌تواند روی SNR تصاویر دزی تأثیر گذاشته و از این رو توانایی تفکیک دز را بهبود بخشد.^(۱۰،۸)

مطالعات بسیاری وابستگی پاسخ R2-dose دزیمترهای ژلی مختلف به انرژی و نوع پرتو تابشی را مورد بررسی قرار داده و عدم وابستگی به آنها را گزارش کردند.^(۱۲،۱۱) بررسی نتایج بدست آمده از دو انرژی ۸MeV و ۱۵MeV مورد استفاده در مطالعه حاضر نیز نشان از عدم وابستگی دزیمتر ژل پلیمر نوع MAGIC به انرژی بود. با این وجود برای پرتوهای با انرژی پایین (حدود ۱۰keV) نیازمند مطالعات بیشتری است.

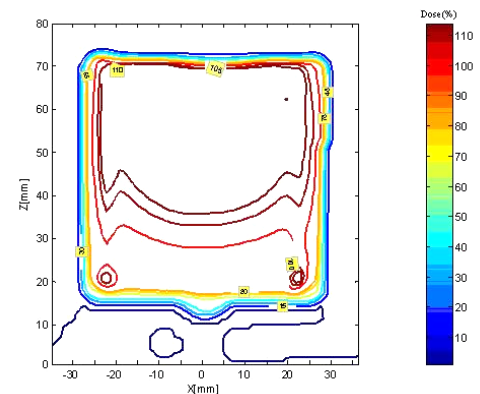
در این مطالعه از سیستم تصویربرداری MRI و سکانس مالتی اسپین اکو جهت بررسی تغییرات دز استفاده شد. مطالعات گذشته نشان می‌دهد که استفاده از سیستم تصویربرداری MRI نسبت به سایر روشهای خوانش، قابلیت اندازه‌گیری با صحت و قدرت تفکیک مکانی بالاتر در الگوهای دزی ایجاد شده در رادیوتراپی مدرن و ارزیابی اثرات ناهمگنی‌های بافتی دارد.^(۱۳،۴) از نقطه نظر SNR سکانس مالتی اسپین اکو



شکل شماره ۹



شکل شماره ۱۰



شکل شماره ۱۱

شکل شماره ۱۰، ۹ و ۱۱- توزیع دز در زیر فانتوم لایه‌ای همگن برای انرژی ۱۵MeV باریکه الکترون در جهت عرضی و در عمق‌های ۱cm (۹)، ۴cm (۱۰) و در جهت محوری (۱۱)

بحث

مقادیر مربوط به پاسخ R2-dose با مقادیر گزارش شده توسط فانگ و همکارانش در سال ۲۰۰۱ بر روی همین نوع دزیمتر ژلی اختلاف ناچیزی داشت.^(۱) دزیمتر

همکارانش طی مطالعه‌ای عنوان کردند که با اضافه کردن مقداری فرمالدئید به ترکیب دزیمتر ژلی طی ساخت می‌توان نقطه ذوب آنها را تا دمای ۶۰ درجه سانتی گراد افزایش و از این طریق مشکل استفاده از آنها را در کلینیک تا حد زیادی مرتفع ساخت.^(۱۵)

نتیجه گیری

این مطالعه قابلیت و سهولت کاربرد دزیمتر ژل پلیمری نوع MAGIC را با توجه به ویژگیهای آن نظیر معادل بودن با بافت، عدم وابستگی به انرژی و توانایی ثبت توزیع دز به صورت دو و سه بعدی برای بررسی توزیع دز باریکه الکترونی را نشان داد.

تقدیر و تشکر

در پایان لازم است که از همکاران و پرسنل مراکز رادیوتراپی بیمارستان امام خمینی(ره) و بیمارستان تخصصی بعثت و همچنین کارشناسان بخش تصویربرداری کلینیک تخصصی نور به خاطر همکاری صمیمانه شان در طول انجام این پروژه تقدیر و تشکر نمائیم.

نسبت به سکانس تک اسپین اکو مرجع بوده و تصاویر با نویز کمتر جهت پردازش تصویر فراهم می‌آورد.^(۸) همچنین تکنیک TSE نسبت به سایر تکنیک‌های تصویربرداری MRI در مدت زمان کوتاهتری انجام می‌شود.^(۱۳)

پروفایلهای دزی بدست آمده در حالت یک بعدی با دو سیستم دزیمتری ژلی و دایود برای فانتومهای لایه همگن در دو انرژی و عمقهای مورد نظر با هم توافق خوبی داشتند. میانگین اختلاف درصد دز کمتر از مقادیر گزارش شده در مطالعات گذشته بود.^(۱۴)

امروزه پرتوهای الکترونی با توجه به کیفیت درمانی آنها به طور گسترده در درمان بدخیمی‌های پوستی و تومورهای سطحی به کار می‌روند. نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که از دزیمترهای ژلی می‌توان به عنوان یک ابزار دزیمتری در کلینیک‌های رادیوتراپی جهت اندازه‌گیری پارامترهای دزیمتری پایه و ثبت توزیع دز سه بعدی حاصل از پرتوهای مختلف از جمله پرتوهای الکترونی استفاده کرد.

از جمله عدم مزیت دزیمترهای ژلی که تا حدی کاربرد آنها را در کلینیک با مشکل روبرو ساخته است، پایین بودن نقطه ذوب آنهاست. اخیراً Fernandes و

فهرست منابع

- 1- McJury M, Oldham M, Cosgrove V.P, Murphy P.S, Doran s, Leach M.O, et al. Radiation dosimetry using polymer gels: methods and application. The British Journal of Radiology. 2000; 73: 919-29
- 2- Ibolt G.S. Application of gel dosimetry. Third International Conferences on Radio Therapy Gel Dosimetry, Journal of Physics: Conference Series. 2004; 3: 58-77
- 3- Bäck S.Å.J. Implementation of MRI gel dosimetry in radiation therapy [monograph on the internet]. Sweden: Malmo University Hospital press. 1998; [cited summer 1999]. Available from: <http://adsabs.harvard.edu/abs/1998PhDT.170B>
- 4- Vergote K, De Deene Y, Clause F, De Gerssem

- W, Van Duyse B, Paelinck L, et al. Application of monomer/polymer gel dosimetry to study the effects of tissue inhomogeneities on intensity-modulated radiation therapy (IMRT) dose distributions. Radiother Oncol. 2003; 67(1):119-28
- 5- Trapp J.V, Partridge M, Hansen V.N, Childs P, Bedford J, Warrington A.P, et al. The use of gel dosimetry for verification of electron and photon treatment plans in carcinoma of the scalp. Phys Med Biol. 2004; 49: 1625-35
- 6- Fong P.M, Kiel D.Z, Does M.D, Core J.C. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. Phys Med Boil. 2001; 46: 3105-113

- 7- Luci J.J, Whitney H.M, Gore J.C. Optimization of MAGIC gel formulation for three-dimensional radiation therapy dosimetry. *Phys Med Biol.* 2007; 52: 241-48
- 8- De Deene Y, Baldock C. Optimization of multiple spin-echo sequences for 3D polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol.* 2002; 47: 3117-41
- 9- De Deene Y, Venning A, Hurley C, Healy BJ, Balock C. Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol.* 2002; 47(14): 2459-70
- 10- De Deene Y. Essential characteristic of polymer gel dosimetry. Third International Conference on Radio Therapy Gel Dosimetry, *Journal of Physics : Conference Series.* 2004; 3: 34-57
- 11- Pantelis E, Karlis A.K, Kozicki M, Papagiannis P, Sakelliu L, Rosiak J.M. Polymer gel water equivalence and relative energy response with emphasis on low photon energy dosimetry in brachytherapy. *Phys Med Biol.* 2004; 49: 3495-514
- 12- De Deene Y, Vergote K, Claeys C, De Wagter C. The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: A comparison between a methacrylic acid base gel and acrylamide based gels. *Phys Med Biol.* 2006; 51: 653-73
- 13- Bankamp A, Schad L R. Comparison of TSE, TGSE, and CPMG measurement techniques for MR polymer gel dosimetry. *Magn Reson Imaging.* 2003; 21(8): 929-39
- 14- MacDougall N D, Pitchford W G, Smith M A. A systematic review of the precision and accuracy of dose measurements in photon radiotherapy using polymer and Fricke MRI gel dosimetry. *Phys Med Biol.* 2002; 47(20): 107-21
- 15- Fernandes J.P, Pastorello B.F, de Araujo D.B, Baffa O. Formaldehyde increases MAGIC gel dosimeter melting point and sensitivity. *Phys Med Biol.* 2008; 53: 53-8

Application of MAGIC Normoxic Polymer Gel to Electron Beam Dosimetry in Homogeneous Phantom

***R.Ghahraman Asl,MS^I
H.Nedae,MD^{III}**

**B.Bolouri,MD^{II}
A.Arbabi,MD^{IV}**

Abstract

Background & Aim: Nowadays, radiosensitive polymer gels are used as a reliable dosimetry tool for verification of 3D dose distributions. Polymer gel dosimeters consist of an aqueous mixture of monomers and a gelling agent, which after irradiation, 3D dose distribution is acquired by using imaging techniques. The aim of this study is to evaluate the application and capability of normoxic polymer gel to determine electron 3D dose distributions at depths of 1 and 4cm beneath the homogenous phantom at 8 and 15 MeV energies.

Material and Method: In this descriptive study, we used MAGIC-type gel dosimeter to measure dose distribution at depths of 1 and 4cm underneath homogeneous slab phantoms by using MRI. The homogenous phantoms were irradiated by 8MeV and 15MeV electron beams. Paired sample t-test and Pearson correlation coefficient were used to analyze the results.

Results: Dose resolution at the range of 0 to 10Gy was 0.23 to 1.55Gy. The mean dose differences and the maximum distance to agreement (DTA) of dose profiles for two diode and gel measurements were 2.5% and less than 2mm, respectively. In addition, 3D dose distribution was obtained at two orientations: transverse and axial.

Conclusion: This study shows the feasibility of using gel dosimeters to evaluate dose distribution for different electron beams.

Key Words: 1) Polymer Gel Dosimetry 2) Electron Beam
3) Homogeneous Slab Phantom 4) MRI Method

This article is an abstract of Mr.Ghahraman Asl's thesis advised by Dr.Bolouri and Dr. Nedae and read by Dr.Arbabi in partial fulfillment of an MS degree in medical physics.

I) MSc in Medical Physics. Medical Physics Department. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran,Iran. (Corresponding Author)*

II) Associate Professor of Medical Biophysics. Medical Physics Department. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran,Iran.

III) Assistant Professor of Medical Physics. Radiotherapy-Oncology Department. Cancer Research Center. Cancer Institute. Tehran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.

IV) Associate Professor of Medical Physics . Radiotherapy-Oncology Department. Shahid Beheshti University of Medical Sciences and Health Services. Tehran,Iran.