

ارزیابی دزیمتری میدان های کوچک فوتونی شتابدهنده با استفاده از دزیمتر ژل پلیمری MAGIC

حسین حسینی^{۱*}، حسن ندایی^۲، محمدحسن زحمتکش^۳، محموداله وردی^۴، سعید باقری^۵، سجاده میرزایی^۱

- ۱- کارشناسی ارشد مهندسی هسته ای - پرتوپزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران
- ۲- استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، مرکز تحقیقات انیستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۳- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، انیستیتو پرتوپزشکی نوین، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
- ۴- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، مرکز تحقیقات انیستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۵- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، انیستیتو پرتوپزشکی نوین، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۱۶

تاریخ دریافت: ۸۹/۱۱/۲۴

چکیده

مقدمه: در رادیوتراپی روش های طراحی درمان به طور مداوم در حال پیچیده تر شدن و دگرگون شدن هستند. بدین منظور محاسبه و تعیین دز با دقت بیشتر مورد نیاز است. در درمان های نوین رادیوتراپی استفاده از میدان های کوچک به طور فزاینده ای در حال رشد است که این باعث بروز علاقه در محققین برای استفاده بیشتر از ژل پلیمری در دزیمتری قابل اطمینان برای چنین میدان هایی شده است. در این مطالعه دزیمتری چنین میدان هایی با استفاده از ژل پلیمری MAGIC برای کاربردهای کلینیکی مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روشها: ژل مورد استفاده در این مطالعه از نوع پلیمر نورموکسیک با نام اختصاری MAGIC می باشد. پس از ساخت ژل مورد نیاز و ریختن آن در فانتوم ها و لوله های کالیبراسیون و تابش دهی آنها با پرتو ۶ مگا ولت، نقشه های R2 توزیع دزها با استفاده از تصاویر MR بدست آمد. توزیع دز عمقی و پروفایل های عرضی دز، در عمق ۵ سانتیمتر برای میدان های مختلف به کمک ژل پلیمر اندازه گیری شد و با نتایجی که با دزیمتر اتا فک یونش Pinpoint بدست آمد مقایسه گردید.

نتایج: در مقایسه بین نتایج بدست آمده برای دو دزیمتر، حداکثر اختلاف بین پروفایل های اندازه گیری شده به وسیله دو دزیمتر، در نواحی با دز کمتر (خارج از میدان) مشاهده شد، که در این نواحی، پهنای نیم سایه اندازه گیری شده بوسیله اتا فک یونش Pinpoint حداکثر ۳/۲ میلیمتر بزرگتر از پهنای نیم سایه اندازه گیری شده بوسیله ژل MAGIC بدست آمد. در میدان 3×3 سانتیمتر مربع اختلاف بیشینه در عمق نقطه دز ماکزیمم بین ژل و اتا فک یونش ۲ میلیمتر بدست آمد. این اختلاف در میدان های 2×2 ، 1×1 و 0.5×0.5 سانتیمتر مربع به ترتیب ۲، ۳ و ۲ میلیمتر مشاهده شد. اختلاف در منحنی های درصد دز عمقی در ناحیه انبوهش دز در میدان 3×3 سانتیمتر مربع تا ۹ درصد بین دو دزیمتر مشاهده شد و در میدان های 2×2 ، 1×1 و 0.5×0.5 سانتیمتر مربع بیشترین اختلاف در همین ناحیه به ترتیب برابر، $4/5$ ، ۲ و ۹ درصد مشاهده گردید.

بحث و نتیجه گیری: وجود اختلافات موجود در منحنی های پروفایل عرضی دز و درصد دز عمقی، بین دزیمترهای ژل پلیمری MAGIC و اتا فک یونش Pinpoint را می توان با عوامل مختلف توجیه نمود. از جمله می توان به قدرت رزولوشن فضایی کم اتا فک یونش اشاره کرد. اتا فک های یونش در دزیمتری میدان های کوچک به علت عدم وجود تعادل الکترونی کناری و برد الکترون های ثانویه، دارای مشکلاتی در اندازه گیری دز در نیم سایه و لبه های میدان می باشد. البته در دزیمتری میدان های کوچک بوسیله ژل های پلیمری اختلافات کمتری وجود دارد. بنابر این ژل پلیمری، دزیمتر مناسبی برای میدان های کوچک می باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۳، پیاپی (۳۲)، پاییز ۹۰: ۳۹-۳۱)

واژگان کلیدی: دزیمتری، مجیک ژل دزیمتری، ام آر آی، میدان کوچک

* نویسنده مسؤول: حسین حسینی

آدرس: گروه رادیوتراپی - آنکولوژی، انیستیتو کانسر بیمارستان امام تهران، تهران، ایران

hhasani48@gmail.com

تلفن: ۶۶۹۴۸۶۷۳ (۲۱) ۰۹۸

۱- مقدمه

رادیوتراپی استفاده از پرتوهای یونیزان (از قبیل پرتو ایکس، گاما، الکترون و غیره) جهت درمان تومورها است. در رادیوتراپی روش های طراحی درمان به طور مداوم در حال پیچیده تر شدن و دگرگون شدن هستند. بدین منظور بررسی دز داده شده با دقت و صحت بیشتر ضروری بنظر می رسد. استفاده از اندازه میدان های کوچک در درمان های نوین رادیوتراپی بویژه پس از معرفی تکنیک های رادیوتراپی تعدیل شدت (IMRT)^۱ به طور فزاینده ای در حال رشد است [۱]. از آنجائیکه هدف درمان های رادیوتراپی رساندن حداکثر دز به سلول های توموری و کمترین تابش دهی به سلول های سالم است، در نتیجه پرتوگیری بافت سالم غالباً یک نگرانی در رادیوتراپی محسوب می گردد. تکنیک های رادیوتراپی به طور مداوم در حال بکارگیری اندازه میدان های کوچکتر برای تحویل دزهای تابشی با قابلیت درمانی بالاتر هستند که این باعث بوجود آمدن علاقه در میان محققین برای فراهم آوردن دزیمتری قابل اطمینان برای پرتوهای محدود شده و همچنین طراحی درمان با میدان های کوچک شده است. اخیراً تحقیق در اندازه های میدان در ابعاد زیر سانتیمتر در رادیوتراپی با میکرومولتی لیف کولیماتورها (MMLC)^۲ انجام شده است. بوسیله میکرومولتی لیف کولیماتورها، می توان ابعاد میدان را به زیر نیم سانتی متر کاهش داد [۲]. بنابراین اهمیت استفاده از میدان های کوچکتر در حال افزایش می باشد. توزیع دز عمقی با اندازه میدان تغییر می کند و برای میدان های کوچک بخش نسبتاً بزرگی از میدان نیم سایه خواهد بود. دزیمتری دقیق میدان های کوچک فوتون بدلیل عدم تعادل الکترونی جانبی، گرادیان های دز شدید، فراتر رفتن برد الکترون های ثانویه از اندازه میدان و نیز تاثیر و اغتشاش در اثر وجود آشکارساز در میدان با آشکارسازهای معمول مشکل می باشد [۳]. در حال حاضر از دزیمترهای سستی در کلینیک جهت تایید

تکنیک های انتقال پرتویی استفاده می شود. هر کدام از این دزیمترها محدودیت و کاستی هایی دارند که استفاده از آنها را در ارزیابی کیفیت پرتودرمانی سه بعدی در میدان های کوچک با مشکل روبرو ساخته است. به عنوان مثال، اتافک های یونش که یکی از ابزارهای دزیمتری هستند و به طور گسترده جهت اندازه گیری توزیع دز و صحت خروجی در دستگاههای رادیوتراپی بکار می روند، به علت اندازه های نسبتاً بزرگ اتافک، برای اندازه گیری توزیع دز در چنین میدان های کوچکی قابل اعتماد نیستند، بویژه وقتی پراکندگی الکترون در تمام عرض میدان وجود داشته باشد. همچنین می توان به عدم اندازه گیری توزیع سه بعدی دز با فیلم اشاره کرد [۴]. یک روش ارزشمند و قابل اعتماد در اندازه گیری دز در میدان های کوچک استفاده از ژل پلیمر می باشد. ژل دزیمتر، تنها دزیمتر سه بعدی واقعی است که می تواند به طور همزمان به عنوان فانتومی که توانایی اندازه گیری توزیع دز جذبی در سه بعد را دارد مورد استفاده قرار گیرد [۵]. در ژل پلیمری، ژل هم نقش فانتوم چند بعدی و هم نقش آشکارساز را دارد. بنابراین نیاز به تصحیحات لازم جهت اندازه گیری دز جذبی در آب با استفاده از پرتوهای فوتونی و الکترونی نیست. با ایجاد تغییرات و اصلاح ساختار ژل می توان آن را به طور کامل معادل بافت در نظر گرفت [۶]. محققان بر این باورند که مقایسه ی پارامترهای مورد توجه نظیر صحت، حساسیت دزی، قدرت تفکیک مکانی و زمان لازم برای دزیمتری، قابلیت سه بعدی، عدم وابستگی به انرژی و هزینه ها برای دزیمترهای ژلی در مقایسه با روشهای دزیمتری دیگر نظیر TLDها، اتافک های یونیزاسیون و فیلم به دزیمتری ایده ال بسیار نزدیک است و آن را یک تکنیک بهینه شده و نوید بخش می دانند [۷]. لذا در این تحقیق، با توجه به خصوصیات ذکر شده برای ژل پلیمری، از این دزیمتر جهت تعیین دقیق دز استفاده شد و نتایج آن با نتایج بدست آمده از دزیمتری معمول (استفاده از اتافک یونش) مقایسه و میزان خطا گزارش گردید.

¹ Intensity Modulated Radiotherapy² Mini-Multi Leaf Collimators

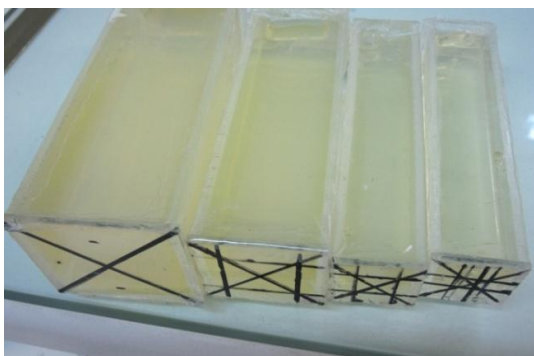
۲- مواد و روشها

۱-۲ ساخت ژل

ژل مورد استفاده در این مطالعه از نوع پلیمرنورموکسیک با نام اختصاری MAGIC می باشد. روش ساخت ژل مشابه روش ارائه شده توسط فانگ و همکارانش در سال ۲۰۰۱ بود [۸]. در این تحقیق مقدار ۶۱۶ گرم ژل ساخته شد، به این صورت که ابتدا ۴۹/۲۸ گرم (۸ درصد وزنی) ژلاتین (بloom^۱، نوع A)، ۵۵/۴۴ سی سی اسید متاکریلیک (۹ درصد وزنی)، ۰/۲۱۶۹ گرم اسکورییک (۰/۳۵۲ درصد وزنی)، ۱/۲۳۲ گرم هیدروکسیون (۰/۲ درصد وزنی)، ۰/۱۲۳۲ گرم سولفات مس پنتاهیدراته^۲ (۰/۰۰۲ درصد وزنی) و ۵۰۹/۸۱۸ سی سی (۸۲/۷۶۸ درصد وزنی) آب خالص از درجه^۳ HPLC به کمک ترازوی دیجیتالی جدا شدند. ابتدا ژلاتین را با حدود ۴۲۸/۴ سی سی آب در داخل بشر ریخته و برای مدت ۲۵ دقیقه اجازه داده شد تا کاملا آماس کند، در این مرحله ژل حالتی بین جامد و مایع داشت. سپس به آن به تدریج حرارت داده شد تا به دمای ۵۰ درجه سانتیگراد برسد، در این مرحله ترکیب ظاهری شفاف پیدا کرد. در این دما هیدروکسیون که در ۳۰/۶ سی سی آب حل شده بود به ترکیب اضافه شد و هیت خاموش گردید. پس از اینکه دمای محلول به ۳۷ درجه سانتیگراد رسید، ابتدا اسید اسکورییک که در ۳۰/۶ سی سی آب حل شده بود، اضافه گردید، سپس سولفات مس^۴ را که در ۲۰/۴ سی سی آب حل شده بود اضافه شد، حدود ۳۰ ثانیه بعد اسید متاکریلیک اضافه گردید. پس از چند دقیقه هم زدن، محلول درون فانتوم ها و لوله های کالیبراسیون ریخته و در داخل یخچال گذاشته شدند تا به دمای ۴ درجه سانتیگراد برسند. در هیچ کدام از مراحل، هم زدن ژل متوقف نشد.

۲-۲ پرتودهی

بعد از ۲۴ ساعت از ساخت ژل، تابش دهی به فانتوم ها و لوله های کالیبراسیون انجام شد. پرتودهی با پرتو ۶ مگا ولت دستگاه شتاب دهنده خطی Varian 2100C انجام شد. برای کالیبراسیون ۷ عدد لوله پلاستیکی با حجم ۱۴ سی سی سی استفاده گردید. هر کدام از لوله ها را در نقطه ایزوستر شتاب دهنده، داخل فانتوم آب به ابعاد ۲۰ × ۲۵ سانتیمتر مربع در عمق ۱ سانتیمتر، فاصله چشمه تا سطح (SSD) برابر ۱۰۰ سانتیمتر و میدان ۲۰ × ۲۵ سانتیمتر مربع (برای اینکه تمام سطح فانتوم را پوشش دهد)، بر روی تخت شتاب دهنده قرار دادند. ۶ عدد از آنها به ترتیب با دزهای ۱، ۲، ۳، ۵، ۷ و ۱۰ گری مورد تابش دهی قرار گرفتند. در هنگام پرتودهی محور طولی لوله ها عمود بر محور مرکزی پرتو قرار داشت. یکی از لوله ها به عنوان شاهد جهت اندازه گیری دز زمینه (مرجع) بدون تابش دهی نگه داشته شد. جهت انجام آزمایش اصلی، ۴ فانتوم پر از ژل به ابعاد مختلف و متناسب با میدان های تابشی مورد استفاده قرار گرفتند (شکل ۱).



شکل ۱- چهار فانتوم پر از ژل به ابعاد ۱۲ × ۴ × ۱۲، ۳ × ۱۲ × ۳، ۱۲ × ۲ × ۲ و ۱۲ × ۲ × ۲ سانتیمتر مکعب

هر کدام از فانتوم های ژل بر روی تخت شتاب دهنده در داخل فانتوم آب به ابعاد ۲۰ × ۲۵ سانتیمتر مربع در عمق ۱ سانتیمتر و SSD برابر ۱۰۰ سانتیمتر قرار دادند. از میدان های ۳×۳، ۲×۲، ۱×۱ و ۰/۵×۰/۵ سانتیمتر مربع جهت تابش دهی فانتوم ها استفاده شد و به هر کدام از

¹ Bloom

² CuSO₄-5H₂O

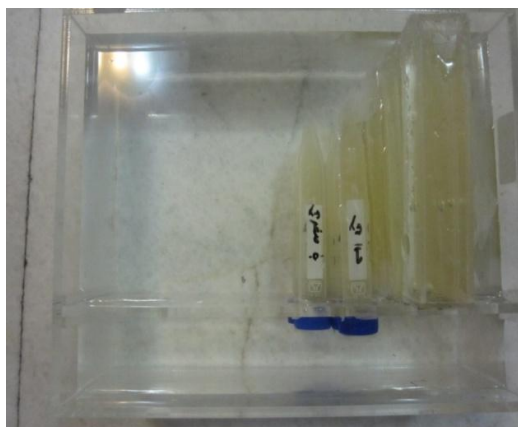
³ High Pressure liquid Chromatography

⁴ CuSO₄

جدول ۱- پروتکل تصویربرداری MRI استفاده شده در این تحقیق

پارامتر	مقدار
اندازه میدان (میلی متر)	۲۵۶
اندازه ماتریکس	۳۲۰ × ۳۲۰
ضخامت هر برش (میلی متر)	۳/۵
زمان دریافت اولین اکو (میلی ثانیه)	۱۵
زمان تکرار پالس ۹۰ درجه (میلی ثانیه)	۳۰۰۰
تعداد دفعات تکرار اسکن	۱
تعداد برش ها	۳
اندازه وکسل (میلی متر مکعب)	۰/۹ × ۰/۹ × ۳/۵
تعداد اکوها	۳۲
زمان کل تصویربرداری (دقیقه)	۳۵

کلید تصاویر پایه با فرمت DICOM جهت پردازش تصویر به کامپیوتر شخصی منتقل شدند. نقشه $R2 (1/T2)$ هر فانتوم و لوله کالیبراسیون، از ۳۲ تصویر مربوطه در محیط نرم افزار MATLAB R2010a (Math works Inc, USA) بدست آمد. با استفاده از نقشه های $R2$ منحنی کالیبراسیون، منحنی های درصد دز عمقی و پروفایل های عرضی هر میدان تابشی بدست آمدند.



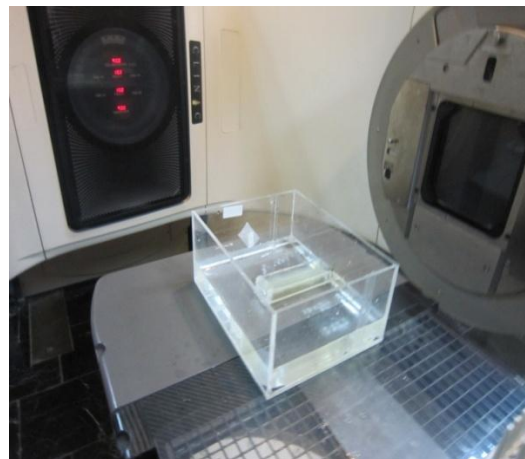
شکل ۳- نحوه چیدمان فانتوم ها و لوله های کالیبراسیون در ظرف پر از آب، جهت قرار دادن در کویل سر دستگاه MRI

۳- نتایج

۳-۱- کالیبراسیون

شکل ۴ منحنی کالیبراسیون دزیمتر ژل پلیمری MAGIC مورد استفاده در این مطالعه را نشان می‌دهد، برای بدست

آنها دز ۵ گری داده شد. شکل ۲ نحوه تابش دهی فانتوم ها را نشان می‌دهد. فانتوم ها و لوله های کالیبراسیون بعد از تابش دهی به درون یخچال منتقل شدند.



شکل ۲- نحوه چیدمان فانتوم ژل در میدان 3×3 سانتیمتر مربع روی تخت درمان شتاب دهنده خطی Varian 2100C

۳-۲- تصویربرداری

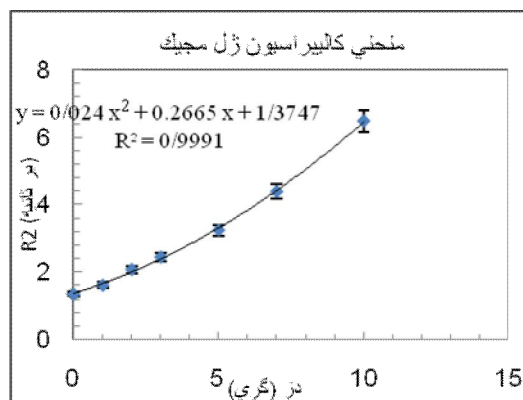
تصویربرداری از فانتوم ها و لوله های کالیبراسیون ۲۴ ساعت پس از تابش دهی آنها، بوسیله دستگاه MRI با شدت میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا، ساخت شرکت Siemens مدل Symphony انجام شد. برای تصویربرداری از کویل بدن به عنوان فرستنده و از کویل سر^۱ به عنوان گیرنده استفاده شد، که استفاده از کویل بدن باعث کاهش نایکنواختی های حاصل از میدان مغناطیسی B1 و استفاده از کویل سر باعث افزایش نسبت سیگنال به نویز می‌گردد. کلید نمونه ها پیش از تصویربرداری به مدت ۴ ساعت در اتاق تصویربرداری درون ظرف پر از آب، قرار داده شدند (شکل ۳)، تا با هوای اتاق هم دما شوند. استفاده از آب باعث افزایش کنتراست در نقشه $R2$ می‌شود. از کلید فانتوم ها و لوله های کالیبراسیون به طور همزمان تصویربرداری صورت گرفت. جدول ۱ پروتکل مورد استفاده برای تصویربرداری را نشان می‌دهد:

¹ Head coil

دزیمتری میدانهای کوچک فوتونی شتابدهنده با دزیمتر MAGIC

مربع را نشان می دهد. همچنین پروفایل های عرضی میدان بوسیله ی اتاقک یونش pinpoint نوع ۳۱۰۱۴ با حجم ۰/۰۱۵ سانتیمترمکعب، برای هر چهار میدان محاسبه شد و با نتایج ژل پلیمر MAGIC مقایسه گردید. بیشترین اختلاف در ناحیه تخت نمودارها بین دزیمتر ژل و اتاقک یونش در کناره های میدان مشاهده شد، این اختلاف بیشینه برابر ۱/۹، ۱/۸، ۱/۸ و ۳ درصد به ترتیب برای میدان های ۳×۳، ۲×۲، ۱×۱ و ۰/۵×۰/۵ سانتیمتر مربع می باشد. اختلاف بیشینه در تمام پهنا در نیم بیشینه (FWHM)^۱ منحنی پروفایل های عرضی دزیمتر ژل و اتاقک یونش Pinpoint ۰/۳، ۰/۸، ۱/۱ و ۰/۳ میلیمتر به ترتیب در میدان های ۳×۳، ۲×۲، ۱×۱ و ۰/۵×۰/۵ سانتیمتر مربع مشاهده شد. به طورکلی حداکثر اختلاف بین پروفایل های عرضی اندازه گیری شده به وسیله دو دزیمتر، مربوط به نواحی با دز کمتر (خارج از میدان) می باشد، که در این نواحی، پهنای نیم سایه اندازه گیری شده بوسیله اتاقک یونش Pinpoint بزرگتر از پهنای نیم سایه اندازه گیری شده بوسیله ژل MAGIC بدست آمده است. مقدار پهنای نیم سایه اندازه گیری شده بوسیله اتاقک یونش Pinpoint ۳/۲، ۱/۹، ۱/۴ و ۱/۳ میلیمتر به ترتیب در میدان های ۳×۳، ۲×۲، ۱×۱ و ۰/۵×۰/۵ سانتیمتر مربع، بیشتر از ژل می باشد.

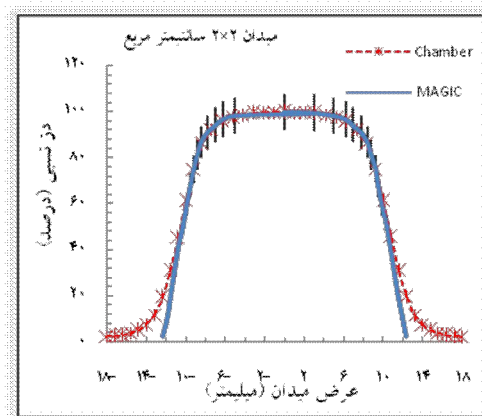
آوردن منحنی کالیبراسیون، R2 مربوط به هر دز خاص در هر لوله با محاسبه میانگین و انحراف معیار مقادیر R2 واقع در یک ناحیه دلخواه در وسط هر لوله و دور از لبه های دیواره داخلی لوله محاسبه شد و سپس تغییرات R2 بر حسب دز تابشی رسم گردید (منحنی درجه دو برازش شد). مقدار R2 اندازه گیری برای ژل های اسکن شده بوسیله اسکنر ۱/۵ تسلا، در محدوده ۰-۱۰ گری، با افزایش دز به صورت تقریباً خطی افزایش می یابد. مقدار R2 منحنی برازش شده، ۰/۹۹۹ بدست آمد.



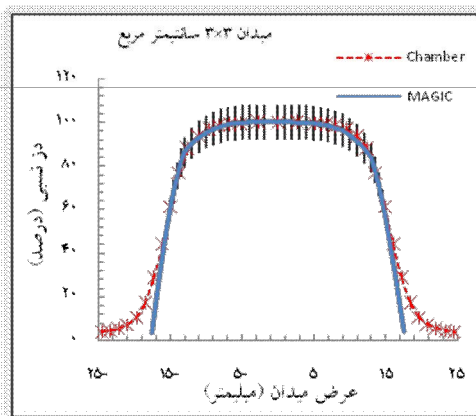
شکل ۴- منحنی کالیبراسیون دزیمتر ژل پلیمر MAGIC. انحراف معیار استاندارد هر نقطه بر روی شکل نشان داده شده است.

۲-۳- اندازه گیری پروفایل های عرضی میدان

شکل ۵(الف-د) به ترتیب، منحنی های پروفایل های عرضی دزیمتر ژل پلیمر MAGIC در عمق ۵ سانتیمتر، برای میدان های ۳×۳، ۲×۲، ۱×۱ و ۰/۵×۰/۵ سانتیمتر

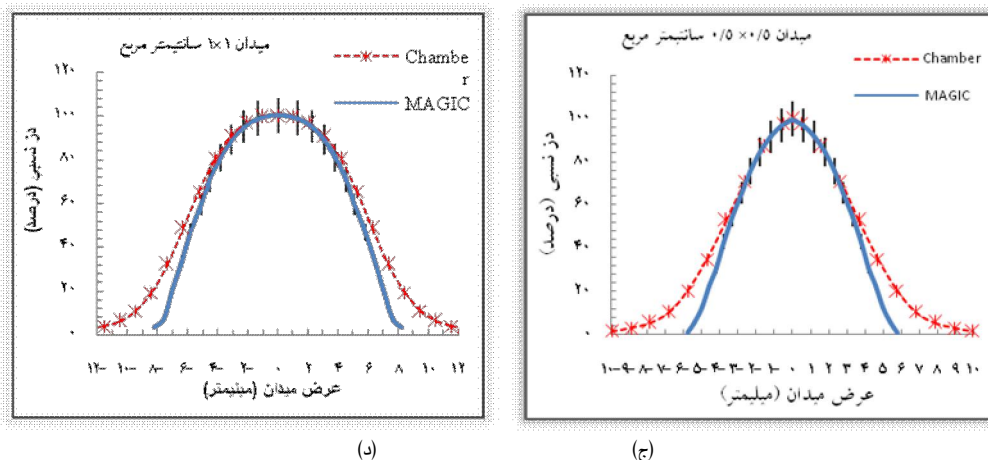


(ب)

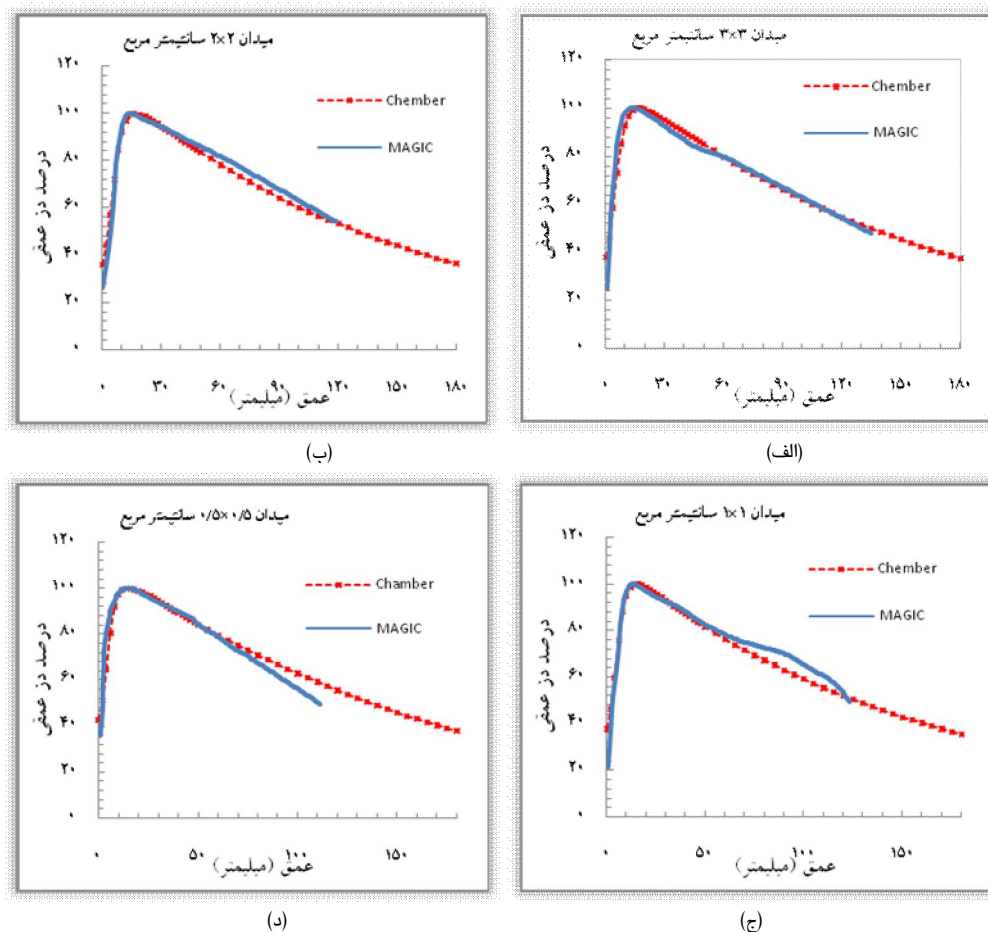


(الف)

^۱ Full Width at Half Maximum



شکل ۵ (الف-د)- منحنی پروفایل های عرضی دزیمتر ژل پلیمری MAGIC و اتاقک یونش Pinpoint، در عمق ۵ سانتیمتر به ترتیب برای میدان های ۳×۳، ۲×۲، ۱×۱، ۰/۵×۰/۵ سانتیمتر مربع



شکل ۶- (الف-د)- منحنی های درصد دز عمقی دزیمتر ژل پلیمری MAGIC و اتاقک یونش Pinpoint، به ترتیب برای میدان های ۳×۳، ۲×۲، ۱×۱ و ۰/۵×۰/۵ سانتیمتر مربع

های شدید دز، فراتر رفتن برد الکترون های ثانویه از اندازه میدان و نیز تاثیر و اغتشاش پرتو به علت ابعاد نسبتا بزرگ حجم فعال آشکارساز نسبت به ابعاد میدان تابشی دارد. در این مطالعه، نمودارهای درصد دز عمقی و پروفایل های عرضی میدان های کوچک، بوسیله دزیتر ژل پلیمر MAGIC و اتاقک یونش بدست آمد. حساسیت ژل پلیمر استفاده شده به عوامل زیادی بستگی دارد. در زمان ساخت باید از تغییرات ناگهانی دمای ژل جلوگیری کرد و مرتب دما را تحت کنترل داشت، همچنین بعد از پایان ساخت ژل و ریختن در فانتوم ها باید از ورود اکسیژن و پلیمریزاسیون ژل جلوگیری کرد و فورا فانتوم ها را در یخچال گذاشت، به طور کلی ژل به دما و اکسیژن حساسیت زیادی دارد. همچنین در لحظه تابش دهی باید از تغییرات زیاد دما در حین تابش و بعد از آن جلوگیری کرد، و دما را ثابت نگه داشت. ژل بکار رفته در این تحقیق از حساسیت قابل قبولی 0.04 (گری ثانیه)⁻¹ برخوردار بود که این مقدار با مقدار گزارش شده توسط فانگ و همکارانش اختلاف ناچیزی (0.05) داشت. در نمودارهای پروفایل های عرضی حداکثر اختلاف در ناحیه تخت نمودارها $4/9$ درصد مشاهده شد که با مقدار گزارش شده توسط ون دیک و همکارانش [9] هم خوانی قابل قبولی دارد. همچنین آنها در نمودارهای پروفایل عرضی اختلاف 5 میلیمتر در ناحیه دز 50% را قابل قبول و مناسب می دانند که با اختلاف موجود در این مطالعه (حداکثر $1/1$ درصد) هم خوانی دارد. همچنین در مطالعه فوق عنوان شده است که در یک فانتوم همگن در ناحیه انبوهش دز، اختلاف تا 4 درصد و در بقیه نواحی اختلاف تا 2 درصد و در ناحیه دز 50 درصد اختلاف تا 4 میلیمتر برای نمودارهای درصد دز عمقی، قابل قبول است. در این مطالعه، اختلاف در ناحیه انبوهش دز در میدان 3×3 سانتیمتر مربع تا 9 درصد مشاهده شد و در میدان های 2×2 ، 1×1 و 0.5×0.5 سانتیمتر مربع بیشترین اختلاف در ناحیه انبوهش دز به ترتیب برابر، $4/5$ ، 2 و 9 درصد مشاهده شد که با نتایج ون دیک و

۳-۳- اندازه گیری منحنی های درصد دز عمقی

منحنی های درصد دز عمقی دزیتر ژل پلیمری MAGIC برای هر چهار میدان تا عمق 12 سانتیمتر محاسبه شد و با منحنی های درصد دز عمقی اتاقک یونش Pinpoint که در داخل یک فانتوم آب گرفته شده بود، مقایسه گردید. شکل ۶ (الف-د)، این منحنی ها را نشان می دهد. در مقایسه بین دو دزیتر در میدان 3×3 ، در ناحیه انبوهش^۱ دز بیشترین اختلاف برابر 9 درصد مشاهده شد. همچنین در میدان های 2×2 ، 1×1 و 0.5×0.5 سانتیمتر مربع بیشترین اختلاف در ناحیه انبوهش دز به ترتیب برابر، $4/5$ ، 2 و 9 درصد مشاهده شد. در میدان 3×3 سانتیمتر مربع اختلاف بیشینه در عمق نقطه دز ماکزیمم بین ژل و اتاقک یونش 2 میلیمتر بدست آمد. این اختلاف در میدان های 2×2 ، 1×1 و 0.5×0.5 سانتیمتر مربع به ترتیب 2 ، 3 و 2 میلیمتر مشاهده شد. به طور کلی، همان طور که در شکل ۶ مشاهده می شود، عمق دز ماکزیمم در اتاقک یونش، بیشتر از ژل بدست آمد. مقایسه بین مقادیر R50^۲ در نمودار میدان 3×3 سانتیمتر مربع، بین ژل و اتاقک یونش، اختلاف حداکثر 4 میلیمتر را نشان داد. این اختلاف در میدان های 2×2 ، 1×1 و 0.5×0.5 سانتیمتر مربع به ترتیب 1.4 و 2.0 میلیمتر مشاهده شد.

۴- بحث و نتیجه گیری

تکنیک های رادیوتراپی به طور مداوم در حال بکارگیری اندازه میدان های کوچکتر برای تحویل دزهای تابشی با قابلیت درمانی بالاتر هستند که این باعث بروز علاقه در محققین برای استفاده بیشتر از ژل پلیمری در دزیتری قابل اطمینان و همچنین طراحی درمان با میدان های کوچک شده است. به طور معمول به میدان های کمتر از ابعاد 3×3 سانتیمتر مربع، میدان های کوچک گفته می شود. دزیتری میدان های کوچک، یک سری مشکلات خاص خود از جمله عدم تعادل الکترونی جانبی، گرادیان

^۱ Build up

^۲ عمقی که در آن مقدار دز 50 درصد مقدار ماکزیمم خود می باشد.

نمونه برداری نیز می تواند دقت نمودارها را دستخوش تاثیر کند. می توان گفت که در میدان های کوچک با ابعاد کمتر از سانتیمتر مطمئن ترین نتایج مربوط به ژل می باشد و در این مطالعه دزیمتر ژل پلیمری MAGIC به عنوان دزیمتر استاندارد معرفی می شود و طبق گزارش ونگ و همکارانش [۲]، برای داشتن نتایج بهتر باید از اسکنرهای با شدت میدان مغناطیسی بیشتر استفاده کرد، که آنها از اسکنر MRI ۷ تسلا استفاده نمودند و قدرت تفکیک ۰/۲ میلیمتر بدست آوردند و همچنین برای بدست آوردن قدرت تفکیک فضایی بالاتر با ژل پلیمری به زمان اسکن طولانی تری در واحد MRI نیاز است. چنین قدرت تفکیک بالایی با ژل پلیمری امکان پذیر است و دزیمتری معتبری برای میدان های کوچک در حدی که برای استفاده کلینیکی نیاز است، ارائه می دهند.

۵- تشکر و قدردانی

از معاونت پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران به دلیل حمایت مالی در انجام این مطالعه، از پرسنل بخش فیزیک رادیوتراپی و مرکز تحقیقات انستیتو کانسر بیمارستان امام تهران و همچنین مرکز پرتو پزشکی نوین تهران، به دلیل مساعدت و همکاریشان در طول انجام این مطالعه، تشکر و قدردانی می نمائیم.

همکارانش اختلاف معناداری دارد. در نمودارهای درصد دز عمقی بدست آمده در این مطالعه، شکل ۶، اختلاف بیشینه بین ژل و اتاقت یونش در R50 در تمام میدان ها به جز میدان 0.5×0.5 سانتیمتر مربع، ۴ میلیمتر مشاهده شد ولی در میدان 0.5×0.5 سانتیمتر مربع اختلاف قابل توجهی در حدود ۲۰ میلیمتر دیده شد. دلیل این اختلاف را می توان به بزرگی حجم اتاقت یونش Pinpoint برای میدان های در ابعاد کوچکتر از سانتیمتر نسبت داد. هر چند اتاقت مورد استفاده در این مطالعه یکی از بهترین اتاقت های موجود برای دزیمتری در میدان های کوچک، از میان اتاقت های موجود می باشد. کراپ و همکارانش [۱۰] این نکته را تایید کردند که در میدان های کوچک، حجم فعال بزرگ آشکارساز باعث به وجود آمدن خطا خواهد شد. عرض محفظه فعال آشکارساز مورد استفاده در این مطالعه ۲ میلیمتر بود که قدرت تفکیک مکانی ۲ میلیمتر را فراهم می کند. با استفاده از این آشکار ساز و برای حداقل کردن خطا در یک میدان با عرض ۵ میلیمتر بهتر است که حداکثر سه نقطه را نمونه برداری کنیم که قطعاً برای بررسی خصوصیات یک میدان کم است. آنها همچنین گزارش کردند که با توجه به اینکه درمان موثر در رادیوتراپی به دقت و صحت نسبتاً زیادی نیاز دارد، خطاهای اتاقت یونش قابل قبول نمی باشد. در این مطالعه، تمامی پیکسل ها در طول خط مرکزی ژل تابش دیده نمونه برداری شدند که فاصله هر پیکسل ۰/۹ میلیمتر بود. این تفاوت ها در

منابع

1. Wong CJ, Ackerly T, He C, Patterson W, Powell CE, Ho A, et al. High-resolution measurements of small field beams using polymer gels. *Appl Radiat Isot.* 2007;65(10):1160-4.
2. Wong CJ, Ackerly T, He C, Patterson W, Powell CE, Qiao G, et al. Small field size dose-profile measurements using gel dosimeters, gafchromic films and micro-thermoluminescent dosimeters. *Radiat Meas.* 2009; 44:249-56.
3. Heydarian M, Hoban PW, Beddoe AH. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Phys Med Biol.* 1996; 41(1):93-110.
4. Podgorsak EB. *Radiation Oncology Physics, a handbook for teacher and students.* International atomic energy agency (IAEA) Educational reports, Vienna, Austria 2005.

5. Vergote K. Development of polymer gel dosimetry for applications in Intensity modulated radiotherapy [dissertation on the Internet]. PhD Thesis, Department of radiotherapy and nuclear medicine, Faculty of medicine and health sciences, University of Gent; 2005. Available from: <http://biblio.ugent.be/record/540360>.
6. Back SAJ. Implementation of MRI gel dosimetry in radiation therapy [dissertation]. Department of radiation physics, Malmo University Hospital, Malmo, Sweden 1998.
7. Ibbott GS. Application of gel dosimetry. Third International Conferences on Radiotherapy Gel Dosimetry. Journal of Physics: Conferences Series 2004; 3:58-77.
8. Fong PM, Kiel DZ, Does MD, Core JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. Phys Med Boil 2001 46 3105-3113.
9. Van dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shargge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int.J.Radiat Oncol Biol Phys 1993; 26:261-273.
10. Crop F, Reynaert N, Pittomvils G, Paelinck L, De Gersem W, Wagter CD. Monte Carlo modeling of the ModuLeaf miniature MLC for small field dosimetry and quality assurance of the clinical treatment planning system. Phys Med Biol 2007; 52:3275-3290.