

ارزیابی صحت دوزیمتر پلیمر ژل MAGIC در اندازه‌گیری دوز میدان‌های کوچک الکترونی در رادیوتراپی

چکیده

دریافت: ۱۴۰۳/۰۷/۰۲ ویرایش: ۱۴۰۳/۰۷/۰۹ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۹/۲۳ آنلاین: ۱۴۰۳/۱۰/۰۱

ثریا احمدیان مسک^۱، عباس
حق‌پرست^{۲*}

۱- کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم
پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.
۲- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی،
دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

زمینه و هدف: میدان‌های کوچک الکترونی می‌تواند منجر به بروز خطاهای قابل توجه در توزیع دوز شده و اثربخشی و ایمنی درمان را کاهش دهد، به‌ویژه زمانی که از دوزیمترهای متداول استفاده شود. هدف این مطالعه، بررسی عملکرد ژل پلیمری MAGIC به‌عنوان یک دوزیمتر سه‌بعدی در میدان‌های کوچک الکترونی و مقایسه نتایج آن با دوزیمترهای استاندارد Diode، Semiflex و Pinpoint بود.

روش بررسی: این مطالعه‌ی تجربی-کاربردی در بخش پرتودرمانی بیمارستان امام‌رضا (ع) کرمانشاه، در بازه‌ی زمانی آذر ۱۴۰۱ تا آذر ۱۴۰۲ انجام شد. پنج میدان الکترونی با ابعاد ۲×۲، ۲،۵×۲،۵، ۳×۳، ۴×۴ و ۵×۵ سانتی‌متر مربع، به‌عنوان میدان‌های کوچک با استفاده از اپلیکاتور ۶×۶ cm² متصل به سر شتاب‌دهنده خطی Elekta و در دو انرژی ۶ و ۹ مگاالکترون‌ولت تولید شد. نمونه‌های ژل MAGIC ساخته شده تحت تابش قرار گرفته و سپس با دستگاه MRI با قدرت ۱،۵ تسلا اسکن شدند تا توزیع دوز سه‌بعدی استخراج گردد. سپس نتایج با توزیع دوزهای به‌دست آمده از دوزیمترهای Diode، Semiflex و Pinpoint مقایسه شد.

یافته‌ها: منحنی‌های دوز عمقی به‌دست‌آمده از ژل MAGIC بیشترین تطابق را با دوزیمتر Diode داشتند و این تطابق نسبت به دوزیمترهای Semiflex و Pinpoint قابل توجه‌تر بود. همچنین با کاهش اندازه میدان و افزایش انرژی پرتو، اختلاف بین قرائت دوزیمترها بیشتر شد. این نتایج بر اهمیت انتخاب ابزار مناسب دوزیمتری در میدان‌های کوچک تأکید دارد.

نتیجه‌گیری: ژل پلیمری MAGIC به‌عنوان یک دوزیمتر سه‌بعدی، توان بالقوه بالایی برای دوزیمتری دقیق در میدان‌های کوچک الکترونی دارد و بالاترین سازگاری را با دوزیمتر diode نشان داد. اما در میدان‌های بسیار کوچک و همچنین انرژی بالا به‌دلیل فاصله گرفتن بیشتر از تعادل ذره باردار گزینه ژل دوزیمتر بهتر از سایر دوزیمترها است.

کلمات کلیدی: الکترون، پلیمرها، رادیوتراپی.

* نویسنده مسئول: کرمانشاه، دانشگاه علوم پزشکی
کرمانشاه، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی.
تلفن: ۰۸۳-۳۴۲۷۶۶۲۳
E-mail: abbas.haghparsat@gmail.com

مقدمه

آسیب می‌رسانند، اما هدف نهایی پرتودرمانی رساندن ماکزیمم دوز از پرتوهای یونساز به سلول‌های سرطانی و مینیمم دوز به سلول‌های سالم است.^۱ تکنیک‌های جدید رادیوتراپی به دوزیمتری دقیق و مطمئن برای اندازه‌گیری دقیق دوز تحویل داده شده به تومور نیازمند است. به‌طور کلی برای تحویل دوز خواسته شده به حجم هدف تعریف شده، نیاز به دستیابی صحت دوز $\pm 5\%$ می‌باشد.^۲ پیشرفت‌های

سرطان یک بیماری چند ژنی و چند سلولی است که می‌تواند از انواع سلول‌ها و ارگان‌ها با چندین علت ناشی شود.^۱ پرتوهای یونساز به‌عنوان یک عامل فیزیکی برای از بین بردن سلول‌های سرطانی به‌کار می‌روند. اگرچه پرتوهای یونساز به هر دو سلول‌های سالم و سرطانی

وقت‌گیر و چالش‌برانگیز است.^{۱۰} دوزیمترهای پلیمر ژل از مواد شیمیایی ساخته شده‌اند که نسبت به پرتو حساس هستند و هنگام تابش‌دهی تغییرات شیمیایی در آن ایجاد می‌شود که مقدار این تغییرات متناسب با دوز جذبی است. دوزیمتری ژل دارای ویژگی‌های سودمندی است که دوزیمتری رادیوتراپی را آسان می‌کند. این ویژگی‌ها شامل: توانایی اندازه‌گیری توزیع دوزهای پیچیده، از لحاظ رادیولوژیکی معادل بافت، مستقل از جهت تابش، رزولوشن فضایی بالا، ادغام دوز حین درمان و غیره می‌باشد، به‌علاوه دوزیمتری پلیمر ژل برای ساخت و دستکاری کردن نسبتاً ایمن است.^{۱۱} همچنین آنها بر خلاف دوزیمترهای دیگر که دوز را در یک بعد و دوبعد مثل اتافک یونش و فیلم اندازه‌گیری می‌کردند، دوز را در سه بعد محاسبه می‌کنند.^{۱۲} برای اندازه‌گیری تغییرات شیمیایی ایجاد شده در دوزیمتر از یکی از روش‌های تصویربرداری که شامل تصویربرداری CT نوری، MRI و CT با اشعه X می‌باشد، استفاده می‌شود. به‌طور متداول، تصویربرداری MRI به‌کار گرفته می‌شود.^{۱۳} پلیمر ژل دارای محدودیت‌هایی است که یکی از آنها رزولوشن فضایی تصویر اسکن شده توسط اسکنر مربوطه است که با افزایش قدرت مدالیته تصویربرداری، رزولوشن بهتری از تصویر ژل اسکن شده به‌دست می‌آید. همچنین پلیمر ژل نسبت به اکسیژن حساس است که این باعث می‌شود فرایند پلیمر شدن متوقف شده و حساسیت آن کاهش یابد.^{۱۴-۱۶}

در این مطالعه، برای ارزیابی صحت دوز میدان‌های کوچک الکترونی از پلیمر ژل MAGIC استفاده شده و نتایج به‌دست آمده با دوزیمترهای Pinpoint، Semiflex و Diode مقایسه شده است.

روش بررسی

آماده‌سازی ژل: ابتدا مواد پلیمر ژل MAGIC تهیه شد، مواد تشکیل‌دهنده این پلیمر ژل شامل: آب HPLC، ژلاتین، Methacrylic Acid، Ascorbic acid، CuSO₄·5H₂O و Hydroquinone است. مقادیر مورد نیاز برای تولید ۲۰۰ گرم ژل پلیمر در جدول ۱ آمده است. پلیمر ژل در شرایطی که دمای اتاق برقرار باشد، در وضعیت که اکسیژن هوا به‌صورت نرمال موجود است، ساخته شد. ۱۴۰ ml آب و Magnetic stir-bar را در داخل یک ظرف شیشه‌ای قرار داده و سپس

اخیر در تکنیک‌های رادیوتراپی، مانند رادیوتراپی تطبیقی سه بعدی، رادیوتراپی شدت مدوله شده، توزیع دوز تطبیقی پیچیده‌ای را ارائه می‌دهد. بنابراین تجویز دوز دقیق به بیمار در درمان بالینی ضروری است و وجود یک سیستم تایید دوز برای تایید صحت دوزهای بالینی مهم می‌باشد.^۳ در رادیوتراپی با تولید و دسترسی به کولیماتورهای چندبرگی و طراحی متنوعی از ماشین‌های درمان، استفاده از میدان‌های کوچک افزایش یافته است که این موضوع باعث عدم قطعیت‌های بیشتری در دوزیمتری بالینی می‌شود.^۴ دوزیمتری میدان‌های کوچک همانطور که در رادیوتراپی استریو تاکتیک، رادیوسرجری و رادیوتراپی شدت مدوله شده استفاده شده است، می‌تواند به‌علت اثرات میانگین‌گیری حجم جزیبی، اختلال ممکن در تعادل ذره باردار و شیب‌گردان دوز چالش‌برانگیز و نادرست باشد.^۵ اگر برد جانبی الکترون‌ها بزرگتر از ابعاد میدان باشد، تعادل جانبی الکترونی بهم می‌خورد. در میدان‌های کوچک برد جانبی الکترون‌ها معمولاً بزرگتر از ابعاد میدان است.^۶ برای دوزیمتری میدان‌های کوچک باید از دوزیمتری استفاده کرد که ویژگی‌هایی شامل: رزولوشن فضایی بالا، نسبت سیگنال به نویز بالا، وابستگی پایین به انرژی پرتو، وابستگی پایین به جهت پرتو، معادل بافت و ثبات بالا داشته و به آسانی به‌صورت بالینی استفاده شود.^۷ ضایعه‌های کوچک سرطانی سطحی معمولاً توسط باریکه‌های الکترونی درمان می‌شوند. میدان‌های کوچک الکترونی به علت پیچیده بودن منحنی درصد دوز عمقی (PDD) آنها با کاهش ابعاد میدان، ماکزیمم دوز به سمت سطح شیفت پیدا می‌کند و باعث تغییر منحنی درصد دوز عمقی و پروفایل دوز می‌گردد. بنابراین، دوزیمتری این میدان‌ها به ابزاری مناسب‌تری برای اندازه‌گیری دقیق دوز نیازمند می‌باشد.^۸ دوزیمترهای متنوعی برای اندازه‌گیری دوز در میدان‌های کوچک استفاده شدند، اما هر کدام از آنها دارای محدودیت‌هایی بودند. اتافک یونش به‌طور گسترده‌ای در اندازه‌گیری دوز استفاده می‌شود که دارای مزایایی است که شامل پاسخ آن قابل تولید، مستقل از انرژی پرتو، آهنگ دوز و جهت پرتو است. با این وجود که اتافک‌های یونش با حجم کوچک توسعه پیدا کردند اما به علت اثرات میانگین‌گیری حجمی، در محاسبات دوز دچار عدم قطعیت‌هایی هستند.^۹ دوزیمتری‌های دوبعدی مانند فیلم اگرچه رزولوشن فضایی بالایی دارند اما به‌علت اینکه هم‌ترازی فیلم در میدان‌های کوچک مشکل است در نتیجه محاسبات دوز آن

جدول ۱: اجزای تشکیل دهنده ۲۰۰ gr ژل MAGIC

اجزاء	مقدار (g)
ژلاتین	۱۶
آب HPLC	۱۶۵/۸
Hydroquinone	۰/۴
Methacrylic acid	۱۸
CuSO ₄ ·5H ₂ O	۰/۰۴
Ascorbic acid	۰/۰۷۰۴

تصویربرداری ژل: سه روز پس از پرتودهی ژل‌های MAGIC، آنها توسط دستگاه تصویربرداری MRI با قدرت ۱/۵ تسلا اسکن شدند. به منظور برقراری ثبات دمایی، ژل‌ها به مدت دو ساعت در اتاق تصویربرداری قرار داده شدند. در این تحقیق، از توالی اسپین اکو چندگانه به تعداد ۳۲ اکو و کوئل سر بکار رفته است. جهت ارزیابی ژل MAGIC پارامترهای اسکن به صورت زیر گزیده شده‌اند: میدان دید ۳۳۰×۵۴۶ mm، اندازه ماتریکس ۴۰۰×۴۰۰ mm²، زمان اکو ۳۰ ms، زمان تکرار ۳۰۰۰ ms، ضخامت برش ۲ mm و سایز پیکسل ۱/۲×۱/۲ mm². کل زمان تصویربرداری ۱۸ دقیقه به طول انجامید. پس از اتمام اسکن، تصاویر با فرمت dicom آماده شدند. برای به دست آوردن مقادیر نرخ آسایش اسپین-اسپین (R2) تصاویر و میانگین‌گیری سیگنال از نرم‌افزار MATLAB استفاده شده است. اندازه‌گیری‌های مربوط به دوزیمترها: به منظور جمع‌آوری داده‌ها از دوزیمترهای Diode E, Pin Point و Semiflex استفاده شد.



شکل ۱: ویال‌های پلیمر ژل MAGIC داخل یخچال



شکل ۲: فانتوم آب همگن

۱۶ g ژلاتین را به آن اضافه کرده و روی Magnetic stirrer قرار داده شدند و به مدت ۱۵ دقیقه محلول را رها کرده. در این مرحله محلول را روی بند ماری قرار داده و تا دمای ۵۰ °C به آن گرما داده شد و در همین دما نگه داشته شده جهت اطمینان از اینکه ژلاتین کاملاً حل شده باشد. در این مرحله ترکیب را از روی بند ماری برداشته و به محلول ۰/۴ gr Hydroquinone حل شده در ۹/۸ ml آب اضافه شد. زمانی که دمای محلول به ۳۷ °C رسید، ۰/۰۷۰۴ gr Ascorbic acid ترکیب شده با ۱۰ ml آب و ۰/۰۰۴ gr Copper sulfate محلول در ۶ ml آب و ۱۸ gr Methacrylic acid به داخل ظرف شیشه‌ای اضافه شد. در انتها، محلول را دوباره روی Magnetic stirrer قرار داده شد تا ترکیب کاملاً حل شده و شفاف گردد. پلیمر ژل که کاملاً همگون شده را داخل ۱۰ ویال پلاستیکی درب دار به ابعاد ۱۰×۱۰ cm ریخته و به مدت ۲۴ ساعت در یخچالی به دمای ۴ °C نگهداری شدند (شکل ۱).

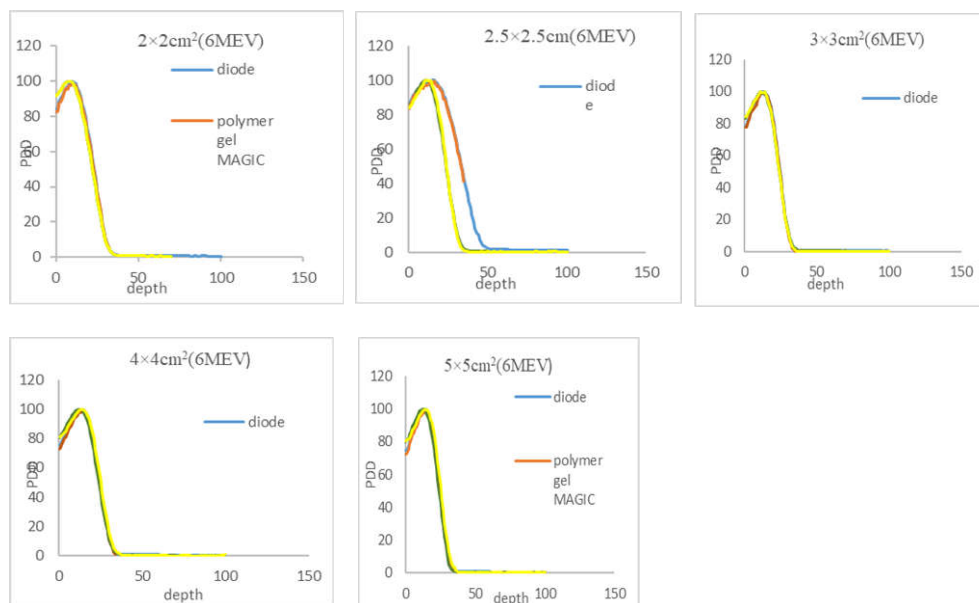
تابش‌دهی ژل: یک روز بعد از آماده‌سازی ژل، آن را با دستگاه شتاب‌دهنده خطی مدل Elekta در مد الکترون تحت تابش قرار داده شد. با قرارگیری فریم‌هایی از جنس آلایژ سرویند به ضخامت ۱ cm به انتهای اپلیکاتور ۶×۶ cm²، میدان‌هایی به ابعاد ۲×۲ cm²، ۲/۵×۲/۵ cm²، ۳×۳ cm²، ۴×۴ cm² و ۵×۵ cm² ساخته شدند. در این مطالعه برای تابش‌دهی به ژل‌ها از انرژی‌های ۶ و ۹ مگا الکترون ولت استفاده شده است. در شرایطی که SSD=100 cm است، برای جمع‌آوری داده‌ها، ویال‌های ژل را به صورت جداگانه در داخل فانتوم آب قرار داده و با اعمال تک دوز 6Gy تحت تابش قرار گرفتند (شکل ۲).

کدام از میدان‌ها توسط باریکه‌ی الکترونی ۶ و ۹ مگا الکترون ولت در SSD=100 cm توسط دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی Elekta مورد تابش قرار گرفتند. در هر مرحله خروجی‌ها را با استفاده از هر دوزیمتر اندازه‌گیری شد.

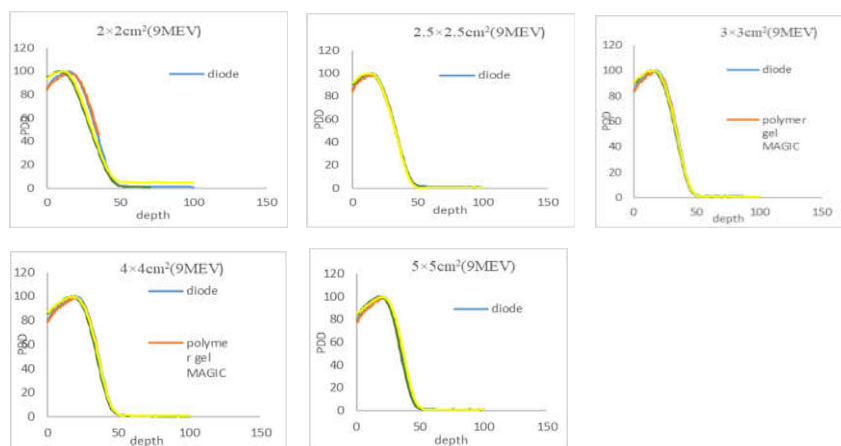
یافته‌ها

پس از اندازه‌گیری‌های انجام شده توسط دوزیمترها، بیشترین اختلاف درصد دوز عمقی دوزیمتر پلیمر ژل MAGIC و دوزیمترها محاسبه شد. محاسبه بیشترین اختلاف بر این اساس است که از سطح تا عمق R50، اختلاف داده‌های دوزیمترها را با دوزیمتر پلیمر ژل MAGIC را به دست آورده شده است و پس از عمق R50 چون به لحاظ کلینیکی اهمیت ندارد، در محاسبات استفاده نمی‌شود. طبق شکل ۳، بیشترین اختلاف درصد دوز جذبی بین پلیمر ژل MAGIC و دوزیمتر diode ۲/۳۱٪، ۱/۴٪، ۱/۹٪، ۲/۲۹٪ و ۱/۸۴٪ برای میدان‌های ۲×۲، ۲/۵×۲/۵، ۳×۳، ۴×۴ و ۵×۵ است. بیشترین

در اندازه‌گیری‌های تجربی این تحقیق از فانتوم Blue Phantom II (IBA Co., Germany) بسته نرم‌افزاری به نام OmniPro-Accept استفاده شد که امکان دوزیمتری مطلق، نسبی، کنترل کیفی و راه‌اندازی عملکردی شتاب‌دهنده را فراهم می‌سازد. این نرم‌افزار توانایی نمایش همزمان منحنی‌های درصد دوز عمقی و پروفایل دوز را در حین جمع‌آوری داده‌ها به‌طور همزمان دارا می‌باشد. قبل از شروع اندازه‌گیری، آشکارساز را در داخل فانتوم آب جامد و در نقطه موردنظر براساس دستورالعمل‌های داده شده قرار داده و به‌عنوان نقطه مرجع و مبدا حرکت برای نرم‌افزار معرفی گردید. بر حسب نوع پرتو و سیستم آشکارساز مورد استفاده تنظیم‌های زیر انجام پذیرفت: تصحیح نقطه موثر آشکارساز (Peff)، تنظیم میزان تقویت Gain پالس آشکارساز: اندازه‌گیری جریان تاریکی و تصحیح آن در اندازه‌گیری و بهنجار کردن پالس اندازه‌گیری. در این پژوهش با استفاده از دوزیمترهای Pin Point, Semiflex و Diode E اندازه‌گیری دوز جذبی بر روی فانتوم همگن آب انجام شد. این محاسبات در میدان‌های کوچک ۲×۲ cm² تا ۵×۵ cm² هر



شکل ۳. مقایسه بین اندازه‌گیری‌های دوز عمقی برای میدان‌های ۲×۲ cm²، ۳×۳ cm²، ۴×۴ cm² و ۵×۵ cm² در انرژی ۶ مگا الکترون ولت.



شکل ۴: مقایسه بین اندازه‌گیری‌های دوز عمقی برای میدان‌های 2×2 ، 2.5×2.5 ، 3×3 ، 4×4 و 5×5 cm² در انرژی ۶ مگا الکترون ولت

Diode و Pinpoint، نتیجه به این صورت بود که دوزیتر Diode نسبت به دو دوزیتر دیگر اختلاف کمتری با پلیمر ژل MAGIC داشت. دلیلش هم به‌خاطر این می‌تواند باشد که خصوصیات دوزیتریکی دوزیتر دایود بسیار نزدیک‌تر به پلیمر ژل MAGIC است و یکی از این ویژگی‌های آن حجم حساس بسیار کم Diode است و این باعث می‌شود که اثر میانگین‌گیری حجم جزئی در آن کم باشد، حساسیت دوز بالایی دارد و همچنین دیود قدرت توقف ایستاندگی جرمی آب و سیلیکون نزدیک به هم می‌باشند و نیاز به تصحیح ندارد.^{۱۷} به‌طور کلی به‌خاطر اینکه میدان‌های الکترونی ماکزیمم دوز آنها در عمق‌های سطحی‌تر به‌دست می‌آید پس منحنی درصد دوز عمقی پیچیده‌تری دارند و با وجود میدان‌های کوچک این پیچیدگی افزایش و منجر به عدم قطعیت‌های بیشتری می‌شود. در میدان‌های کوچک با کاهش ابعاد میدان و افزایش انرژی مقدار دوز به علت کاهش پرتوهای پراکنده و افزایش سختی شدگی پرتو، کاهش می‌یابد که در این تحقیق این اتفاق افتاده است و در مطالعه مشابهی که توسط Kesen و همکارانش از سه انرژی ۶، ۹ و ۱۵ MV برای میدان‌های کوچک الکترونی مدور ۱ تا ۵ cm² استفاده کردند که برای میدان ۱ cm با افزایش انرژی ثبات خروجی کاهش یافت. بنابراین برای دوزیتری این میدان‌ها به ابزار قدرتمندتری نیاز است که صحت دوز دقیقی به‌دست آید.^{۱۸} طبق نتایج به‌دست آمده، دوزیتر

Semiflex و Magic بین پلیمر ژل و دوزیتر Pinpoint اختلاف درصد دوز جذبی بین پلیمر ژل و Magic برای میدان‌های 2×2 ، 2.5×2.5 ، 3×3 ، 4×4 و 5×5 است و بیشترین اختلاف درصد دوز جذبی بین پلیمر ژل و Magic و دوزیتر Pinpoint $0.7/4.1$ ، $0.7/4.1$ ، $0.5/4.8$ و $0.3/1$ برای میدان‌های 2×2 ، 2.5×2.5 ، 3×3 ، 4×4 و 5×5 است.

طبق شکل ۴ بیشترین اختلاف درصد دوز جذبی بین پلیمر ژل و دوزیتر MAGIC $2.1/13$ ، $2.1/18$ ، $2.1/15$ ، $2.1/35$ ، $2.1/13$ و $2.1/13$ برای میدان‌های 2×2 ، 2.5×2.5 ، 3×3 ، 4×4 و 5×5 است. بیشترین اختلاف درصد دوز جذبی بین پلیمر ژل و دوزیتر MAGIC $0.8/35$ ، $0.5/49$ ، $0.5/39$ ، $0.5/51$ و $0.5/73$ برای میدان‌های 2×2 ، 2.5×2.5 ، 3×3 ، 4×4 و 5×5 است و بیشترین اختلاف درصد دوز جذبی بین پلیمر ژل و دوزیتر Pinpoint $0.6/95$ ، $0.6/59$ ، $0.6/83$ ، $0.6/16$ و $0.5/45$ برای میدان‌های 2×2 ، 2.5×2.5 ، 3×3 ، 4×4 و 5×5 برای انرژی ۹ مگا الکترون ولت است.

بحث

طبق نتایجی که به‌دست آمد و مقایسه بیشترین اختلاف درصد دوز جذبی دوزیتر پلیمر ژل MAGIC با دوزیترهای Diode،

فوی دارد که تمام ویژگی‌های میدان‌های کوچک را برآورده کند. دوزیمتر پلیمر ژل MAGIC به‌خاطر خصوصاتی که دارد که از لحاظ دانسیته الکترونی مشابه بافت نرم می‌باشد که هم می‌شود به‌عنوان دوزیمتر و هم فانتوم از آن استفاده کرد، حساسیت دوز بالایی دارد و Normoxic است یعنی نسبت به هوای محیط واکنش‌پذیری پایینی دارد، پس می‌تواند ابزار مناسبی برای اندازه‌گیری دوز در میدان‌های کوچک الکترونی باشد. به‌طور کلی می‌توان نتیجه گرفت که دوزیمتر پلیمر ژل MAGIC و Diode ابزارهای مناسب‌تری برای دوزیمتری میدان‌های کوچک الکترونی هستند و بهتر است از ترکیب چند دوزیمتر برای اندازه‌گیری دوز در این میدان‌ها استفاده شود.

سپاسگزاری: این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه تحت عنوان "ارزیابی صحت دوزیمتر پلیمر ژل MAGIC در اندازه‌گیری دوز میدان‌های کوچک الکترونی در رادیوتراپی در مقطع کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی در سال ۱۴۰۲ و کد ۵۰۰۱۶۱۱ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی کرمانشاه اجرا شده است.

پلیمر ژل MAGIC و Diode ابزار مناسب‌تری برای دوزیمتری این میدان‌ها می‌باشد. برای اینکه نتایج بهتری به دست آید بهتر است که برای خوانش دوز از قدرت تصویر برداری با تسلای بالاتر استفاده شود و همچنین مدت زمان تصویر برداری بالاتری به کار گرفته شود تا تصاویر MRI با رزولوشن بهتری حاصل شود این موضوع در مقاله C.J. Wong و همکارانش نشان داده شده است که با به‌کارگیری قدرت تصویربرداری ۷ تسلا و زمان تصویربرداری ۴۲ دقیقه، تصاویری با رزولوشن بالاتری که نویز کمتری دارد از ژل PAG حاصل شده و همچنین از تکرار مکرر اسکن برای میانگین‌گیری داده‌ها جلوگیری می‌شود.^{۱۹} دیگر نکاتی که روی رزولوشن تصویر تاثیر می‌گذارد پروتکل‌های اسکن است که بایستی با دقت بالایی انتخاب شود. همچنین مراحل ساخت ژل، شرایط دمایی حین تابش و اسکن، زمان مناسب برای تابش‌دهی ژل و نحوه Setup ژل، نکاتی است که برای به‌دست آوردن نتایج بهتر حائز اهمیت است. به‌علت عدم قطعیت‌هایی که در محاسبه دوز دوزیمتری میدان‌های کوچک الکترونی وجود دارد برای اندازه‌گیری دوز نیاز به یک ابزاری

References

- Baskar, R., Lee, K. A., Yeo, R., & Yeoh, K. W. (2012). Cancer and radiation therapy: current advances and future directions. *International journal of medical sciences*, 9(3), 193.
- N. Suntharalingam, Medical radiation dosimetry, *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*, Volume 33, Issue 11, 1982
- Chiu, C. Y., Tsang, Y. W., & Hsieh, B. T. (2014). N-isopropylacrylamide gel dosimeter to evaluate clinical photon beam characteristics. *Applied Radiation and Isotopes*, 90, 245-250.
- Palmans, H., Andreo, P., Huq, M. S., Seuntjens, J., Christaki, K. E., & Meghzifene, A. (2018). Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. *Medical physics*, 45(11), e1123-e1145.
- Huq MS. (2006) Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. *TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398*, 84-107.
- Andreo, P. (2018). The physics of small megavoltage photon beam dosimetry. *Radiotherapy and Oncology*, 126(2), 205-213.
- Parwaie, W., Refahi, S., Ardekani, M. A., & Farhood, B. (2018). Different dosimeters/detectors used in small-field dosimetry: Pros and cons. *Journal of medical signals and sensors*, 8(3), 195.
- Amin, M. N., Heaton, R., Norrlinger, B., & Islam, M. K. (2011). Small field electron beam dosimetry using MOSFET detector. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 12(1), 50-57.
- Martens, C., De Wagter, C., & De Neve, W. (2000). The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 45(9), 2519.
- Newton, J., Oldham, M., Thomas, A., Li, Y., Adamovics, J., Kirsch, D. G., & Das, S. (2011). Commissioning a small-field biological irradiator using point, 2D, and 3D dosimetry techniques. *Medical physics*, 38(12), 6754-6762.
- Farhood, B., Geraily, G., & Abtahi, S. M. M. (2019). A systematic review of clinical applications of polymer gel dosimeters in radiotherapy. *Applied Radiation and Isotopes*, 143, 47-59.
- De Deene, Y., De Wagter, C., Van Duyse, B., Derycke, S., Mersseman, B., De Gerssem, W., & De Neve, W. (2000). Validation of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimensional verification tool in conformal radiotherapy. *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 43(1), 116-125.
- Baldock, C., De Deene, Y., Doran, S., Ibbott, G., Jirasek, A., Lepage, M., & Schreiner, L. (2010). Polymer gel dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 55(5), R1.
- Maryanski, M. J., Schulz, R. J., Ibbott, G. S., Gatenby, J. C., Xie, J., Horton, D., & Gore, J. C. (1994). Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. *Physics in Medicine & Biology*, 39(9), 1437.
- Berg, A., Ertl, A., & Moser, E. (2001). High resolution polymer gel dosimetry by parameter selective MR-microimaging on a whole body scanner at 3 T. *Medical Physics*, 28(5), 833-843.
- De Deene, Y., & Baldock, C. (2002). Optimization of multiple spin-echo sequences for 3D polymer gel dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 47(17), 3117.
- Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical physics*. 2008;35(9):4186-215.

18. Kesen, N. D., Cakir, A., Okutan, M., & Bilge, H. (2015). A comparison of TPS and different measurement techniques in small-field electron beams. *Medical Dosimetry*, 40(1), 9-15.
19. Wong, C. J., Ackerly, T., He, C., Patterson, W., Powell, C. E., Qiao, G., & Geso, M. (2009). Small field size dose-profile measurements using gel dosimeters, gafchromic films and micro-thermoluminescent. *Radiation measurements*, 44(3), 249-56.

Evaluation of the accuracy of MAGIC polymer gel dosimeter in measuring dose in small electron fields in radiotherapy

Soraya Ahmadian Mask M.Sc.¹
Abbas Haghparast M.D.,
Ph.D.^{2*}

1- Student Research Committee,
Kermanshah University of Medical
Sciences, Kermanshah, Iran.

2- Department of Medical Physics,
Faculty of Medicine, Kermanshah
University of Medical Sciences,
Kermanshah, Iran.

* Corresponding author: Department of
Medical Physics, Faculty of Medical
Sciences, Kermanshah University of
Medical Sciences, Kermanshah, Iran.
Tel: +98-83-34274623
E-mail: abbas.haghparast@gmail.com

Abstract

Received: 23 Sep. 2024 Revised: 30 Sep. 2024 Accepted: 13 Dec. 2024 Available online: 21 Dec. 2024

Background: Recent advances in modern radiotherapy techniques such as Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) and Stereotactic Radiosurgery (SRS) have significantly increased the need for accurate and reliable dosimetry in radiation therapy. Accurate dose delivery is particularly critical in small electron fields, which are increasingly used in targeted treatments. However, these fields pose unique challenges due to factors such as electron disequilibrium, increased lateral scatter, and steep dose gradients. These physical characteristics can introduce significant uncertainties in dose distribution, thereby reducing the effectiveness and safety of the treatment if not properly accounted for. Traditional dosimeters often struggle to maintain accuracy under such conditions. The aim of this study was to evaluate the performance of MAGIC polymer gel as a three-dimensional (3D) dosimeter in small electron fields and to compare its dosimetric characteristics with standard dosimeters including diode, semiflex, and pinpoint.

Methods: This experimental and applied study was conducted at the Radiotherapy Department of Imam Reza Hospital, Kermanshah, Iran, over a one-year period from December 2022 to December 2023. Five electron field sizes (2×2, 2.5×2.5, 3×3, 4×4, and 5×5 cm²) were generated using an Elekta linear accelerator at two electron beam energies of 6 and 9 MeV. MAGIC polymer gel phantoms were irradiated accordingly and scanned with a 1.5 Tesla MRI system to obtain three-dimensional dose distributions. These were compared to measurements obtained from diode, semiflex, and pinpoint dosimeters.

Results: The depth dose curves of MAGIC gel exhibited greater agreement with diode measurements compared to those from semiflex and pinpoint detectors. As field size decreased and beam energy increased, discrepancies in absorbed dose readings between different dosimeters became more apparent. These results underscore the importance of selecting appropriate dosimetric tools for accurate dose evaluation in small-field electron beams.

Conclusion: MAGIC polymer gel demonstrated strong potential as a reliable 3D dosimeter for small electron field dosimetry, showing the highest compatibility with the diode dosimeter.

Keywords: electrons, polymers, radiotherapy.

Copyright © 2025 Ahmadian Mask et al. Published by Tehran University of Medical Sciences.

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-Non-Commercial 4.0 International license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>).
Non-commercial uses of the work are permitted, provided the original work is properly cited.

Tehran Univ Med J (TUMJ) 2025 January;82(10):758-65

<http://tumj.tums.ac.ir>