

بررسی دوز نسبی ارگان های حساس در درمان رادیوتراپی پروستات با استفاده از دوزیمتر ژل MAGIC

حمید رضا صدوقی^{۱*}، محمود الله وردی^۲، حسن ندائی^۳، رامین جابری^۴، مهبد اصفهانی^۵، علیرضا شیرازی^۶

- ۱- کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، بخش فیزیک انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی^(ره)، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۳- استادیار بخش فیزیک رادیوتراپی، انستیتو کانسر، بیمارستان امام خمینی (ره) تهران، تهران، ایران
- ۴- فیزیسیست بخش رادیوتراپی، انستیتو کانسر، بیمارستان امام خمینی (ره) تهران، تهران، ایران
- ۵- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۷/۱۲/۱۵

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۶/۲

چکیده

مقدمه: استفاده از میدان های چندگانه و وجود ناهمگنی ها، توزیع دوزهای پیچیده ای را به وجود می آورد، که نیازمند دوزیمتری سه بعدی (3D) می باشد. در این تحقیق، توانایی دوزیمتر ژل MAGIC^۱، به عنوان یک روش دوزیمتری سه بعدی، برای یافتن دوز رسیده به مثانه و رکتوم در پرتو درمانی پروستات بررسی شده است.

مواد و روش ها: یک فانتوم ناهمگن لایه ای که شامل استخوان ها بود، ساخته شد و یک مکعب دوتایی که معرف مثانه و پروستات و یک استوانه نیز که بیانگر رکتوم بود ساخته شدند. این ظرف ها با ژل MAGIC پر شده و داخل فانتوم قرار داده شدند. فانتوم به وسیله ی روش درمانی چهار میدان^۲ پرتو دهی شد. تصاویر آهنگ آسایش عرضی تشدید مغناطیسی به دست آورده شد و با استفاده از منحنی کالیبراسیون به نقشه های توزیع دوز تبدیل شد که این منحنی کالیبراسیون با استفاده از برازش یک خط به نمودار R_۲ بر حسب دوز های معلوم به دست آمد. نقشه های دوز با توزیع دوز های سیستم طراحی درمان سه بعدی مقایسه شدند. آنالیز داده ها و تحلیل تصاویر در نرم افزار 7 MATLAB انجام گرفت. تعیین صحت و اعتبار ژل دوزیمتر با استفاده از داده های اتافک یونش انجام شد.

نتایج: در مقایسه پروفایل های به دست آمده از اتافک یونش و ژل دوزیمتر، متوسط «فاصله تا تطابق» در تمامی پروفایل ۲/۹۸ میلیمتر و متوسط اختلاف دوز ۶/۲ درصد به دست آمد. متوسط اختلاف نسبی منحنی های توزیع دوز حجمی در داده های ژل دوزیمتری و سیستم طراحی درمان، برای پروستات ۳/۰۴٪، برای مثانه ۱۰/۴٪ و برای رکتوم ۱۱/۷٪ به دست آمد.

بحث و نتیجه گیری: ژل دوزیمتری با اینکه در نواحی با گرادیان دوز بالا پاسخی با دقت پایین می دهد ولی به طور کلی روش مناسبی برای دوزیمتری سه بعدی می باشد و می توان از آن به عنوان تنها دوزیمتر حجمی سه بعدی برای ارزیابی صحت توزیع دوز های پیچیده در درمان سه بعدی کانونرمال، به خصوص هنگامی که ناهمگنی وجود داشته باشد، استفاده کرد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۱، پیاپی (۲۶)، بهار ۸۹: ۴۳-۵۱)

واژگان کلیدی: دوزیمتری، ژل MAGIC، رادیوتراپی پروستات، دوز ارگان های حساس لگن، تصویربرداری تشدید مغناطیسی

* نویسنده مسؤول: حمیدرضا صدوقی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم

پزشکی تهران hamidsadoughi@yahoo.com

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ - (۲۱) ۹۸+

¹ Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated

by Copper

² Box

۱- مقدمه

تبدیل می شوند [۱۰]. در درمان رادیوتراپی سرطان پروستات، اطلاعاتی از میزان دوز رسیده به ارگان های حساس به پرتویی که نزدیک آن واقع شده اند، به صورت سه بعدی نداریم؛ بنابراین به دست آوردن آن ضروری به نظر می رسد. از این رو، در این مطالعه به توانایی ژل MAGIC برای ارزیابی دوز رسیده به مثانه و رکتوم در پرتودرمانی سرطان پروستات خواهیم پرداخت.

۲- مواد و روشها

۲-۱ فانتوم ها و ظرف های ژل

فانتوم مورد استفاده، یک فانتوم لگن انسان گونه ی هتروژن بود که در آن فضاهایی جهت قرار دادن ظرف های حاوی ژل دوزیتر که شبیه سازی شده ی مثانه، پروستات و رکتوم بودند، در نظر گرفته شده بود. فانتوم یاد شده از روی تصاویر CT واقعی یک بیمار ساخته شده است. دو مکعب چسبیده به هم، حجم مثانه و پروستات را تشکیل می دادند که حجم هر یک از آنها با حجم عضوی که شبیه سازی می کردند یکسان بود. ابعاد داخلی مثانه شبیه سازی شده $70 \times 60 \times 60$ میلی متر و ابعاد داخلی پروستات شبیه سازی شده $40 \times 35 \times 35$ میلی متر می باشد. شایان ذکر است که این دو حجم یک حجم واحد را تشکیل می دهند. رکتوم توسط یک استوانه به قطر داخلی ۳۴ میلی متر و طول ۱۱۰ میلی متر شبیه سازی شد. برای بررسی میزان خطای دوزیتر ژلی از یک فانتوم استوانه ای به ارتفاع $13/5$ سانتیمتر و قطر داخلی قاعده ی ۹ سانتیمتر و ضخامت دیواره ی ۵ میلیمتر استفاده شد. شکل ۱ فانتوم ناهمگن لگن و ظرف های یاد شده را نشان می دهد.

جهت کالیبره کردن پاسخ ژل از چهار لوله ی آزمایش استوانه ای درپوش دار به حجم ۵۰ سی سی، طول ۱۰ سانتیمتر و قطر خارجی ۲۸ میلی متر استفاده شد.

استفاده از میدان های چندگانه در رادیوتراپی و نیز وجود ناهمگنی های متفاوت، توزیع دوز های پیچیده ای را ایجاد می کند که نیاز به روش های دوزیتری سه بعدی دارند. دوزیترهای ژل پلیمری، علاوه بر اینکه از لحاظ رادیولوژیکی معادل بافت می باشند، پتانسیل اندازه گیری این توزیع دوز سه بعدی با تفکیک مکانی و صحت بالا را، دارا هستند [۱-۳]. با افزایش دوز، تعداد رادیکال های آزاد و در نتیجه پلیمرشدگی در این دوزیتر افزایش می یابد و این امر منجر به تغییراتی مانند تغییر آهنگ های آسایش تشدید مغناطیسی، تغییر چگالی جرمی، تغییر شفافیت و تغییر کشسانی محیط می شود [۴]. این تغییرات را می توان به وسیله ی دستگاه های تصویر برداری مناسب، مانند ام.آر.آی، سی تی اسکن پرتوی ایکس، سی تی نوری، فراصوت و ...، ثبت کرد [۵]. صداقت و همکاران [۶] نتایج سی تی اسکن پرتوی ایکس را امید بخش ولی غیر رضایت بخش اعلام کرده اند.

یکی از دوزیترهای ژلی که می توان آن را در دمای اتاق و در حضور اکسیژن تهیه کرد، ژل MAGIC [۷] می باشد. در دوزیترهای ژل پلیمری در اثر برخورد پرتوهای یونیزان، رادیکال های آزاد آب تولید می شود، که این رادیکال ها باعث شروع پلیمرشدن می شوند. میزان پلیمرشدگی متناسب با دوز جذبی است [۸]. البته پورفلاخ و همکاران [۹] وابستگی بسیار زیادی بین نحوه ی ساخت ژل و پاسخ ژل گزارش کرده اند. هر چه میزان پلیمرشدگی بیشتر باشد، آهنگ آسایش اسپین-اسپین پرتون ها (R_2) بیشتر می شود و این تغییرات را می توان به وسیله ی تصویر برداری ام.آر.آی، که با پروتکل های مناسبی انجام شده است، ثبت کرد. تصاویر R_2 ای که به وسیله ی ام.آر.آی به دست آمده اند، با استفاده از منحنی های کالیبراسیون به نقشه های دوز

دوزیمتری در رادیوتراپی پروستات با ژل MAGIC

در این دما اسکوربیک اسید و سولفات مس اضافه می شوند. بعد از چند لحظه متاآکریلیک اسید اضافه می شود. ژل آماده شده، درون ظرف ها و تیوب ها ریخته می شود. درب ظرف ها و تیوب ها با استفاده از پارافیلیم و درپوش تعبیه شده برای آنها کاملاً بسته می شد. بعد از شست و شوی محیط بیرونی آنها، به یخچالی با دمای ۵ درجه سانتیگراد منتقل می شدند تا ژل کاملاً ببندد. فاصله ی زمانی بین ساخت ژل و پرتو دهی ۲۴ ساعت بود.

۲-۳ پرتو دهی

دوزیمترهای ژلی با استفاده از یک دستگاه کبالت-۶۰ (Theratron 780C, Theratronics®, Canada) پرتو دهی می شدند. روش کالیبراسیون استفاده شده، روش مولتی تیوب بود و برای انجام آن از ۴ تیوب ۵۰ سی سی استفاده شد که سه عدد از این تیوب ها که از ژل پر شده بودند سه دوز متفاوت ۲/۵، ۵ و ۷/۵ گری داده شدند. تیوب باقیمانده به عنوان تیوب با دوز صفر گری هیچ گونه پرتویی داده نشد. این تیوب ها در عمق ۵ سانتیمتری یک ظرف آب و فاصله ی سورس تا سطح (SSD^۳) برابر با ۸۰ سانتیمتر و اندازه ی میدان ۱۵×۱۵ سانتیمتر پرتو دهی شدند. جهت های باریکه ها عمود بر محور تیوب ها بود. شکل ۲ نحوه ی قرار گیری تیوب ها برای پرتو دهی را نشان می دهد. به دلیل طبیعت تجمع ی دوز رسیده، تیوب ها بعد از گرفتن دوز کافی، به نوبت، از ظرف آب خارج می شدند. پرتو دهی فانتوم استوانه ای با استفاده از یک میدان ۵×۵ سانتیمتر، به صورت موازی با محور مرکزی استوانه و از انتهای سطح آن، انجام شد. میزان دوز داده شده به عمق ۰/۵ سانتیمتر آن، برابر با ۱۰ گری بود.



شکل ۱- تصاویری از فانتوم ناهمگن لگن و ظرف های ژل استفاده شده (ظرف ها پر از ژل پرتو دهی شده هستند)

۲-۲ ساخت ژل

ژل استفاده شده، مطابق با ژلی که توسط فانگ^۱ و همکاران [۷] تهیه شده بود، ساخته شد. مواد اولیه مورد نیاز برای ساخت این ژل، ژلاتین (۳۰۰ بلوم و نوع A)، متاآکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس پنج آب، هیدروکینون و آب خالص از درجه ی HPLC^۲ می باشند. روش ساخت آن به طور خلاصه به این ترتیب است: ابتدا در مقداری از آب یاد شده، ژلاتین ریخته می شود و به مدت ۳۰ دقیقه کنار گذاشته می شود تا کاملاً آماس کند. سپس تا ۵۰ درجه سانتیگراد گرم می شود و در این دما محلول هیدروکینون اضافه می شود. محلول ژل در دمای اتاق سرد می شود تا دمایش به ۳۷ درجه سانتیگراد برسد.

¹ Fong

² High pressure liquid chromatography

³ Source to surface distance

۱۵ میلی ثانیه، میدان دید^۴ (FOV) = ۲۵۰×۲۵۰ میلی متر، اندازه ماتریس^۵ = ۱۹۲×۱۹۲، تعداد تحریک ها^۶ (NEX) = ۱، ضخامت برش^۷ = ۲/۴ میلی متر و تعداد اسلایس ها = ۱۵. زمان کل تصویربرداری ۲۵-۲۰ دقیقه بود. برای داشتن نسبت سیگنال به نویز بهتر^۸ ظرف های ژل در هنگام تصویربرداری، داخل تانک آب قرار داده شدند.

برای حذف اثرات خطای سیستماتیک بین R_۲ های واقعی و اندازه گیری شده، تصویربرداری تیوب ها و ظرف های ژل به طور همزمان انجام شد. برای محاسبه ی تصاویر R_۲، ۳۲ تصویر پایه ی MR، به کامپیوتر منتقل شدند. پردازش تصویر در نرم افزار MatLab® 7.0 (Mathworks Inc.) انجام شد. محاسبه ی آهنگ های آسایش (R_۲) به صورت پیکسل به پیکسل انجام شد، به طوری که اعداد هر پیکسل در ۳۲ تصویر پایه ی پشت سر هم، به یک منحنی واپاشی نمایی درجه ی یک، برازش شدند [۱۱]. تصویر پایه ی اول به دلیل اینکه از منحنی آسایش نمایی درجه ی یک انحراف داشت، حذف شد [۱۲]. بازسازی توزیع R_۲ به صورت سه بعدی با استفاده از درون یابی bicubic در MatLab انجام شد. برای به دست آوردن منحنی کالیبراسیون، یک خط به نقاط R_۲ بر حسب دوز، برازش شد و با استفاده از این منحنی کالیبراسیون، تصاویر R_۲ به نقشه های دوز تبدیل شدند.

برای بررسی صحت ژل دوزیتر، پروفایل های به دست آمده از ژل دوزیتر با پروفایل های دوزیتر اتاقتک یونش فارمر (PTW, 0.125 cc)، کالیبره شده در شرکت PTW در 2007.4.4 نیز، مقایسه شدند.



شکل ۲- نحوه قرار گیری تیوب های کالیبراسیون برای پرتودهی

طرح درمان با استفاده از سیستم طراحی درمان RtDosePlan انجام شد. تصاویر^۱ CTی فانتوم با استفاده از اسکنر مولتی اسلایس (LightSpeed VCT 64-slice Scanner - GE Healthcare) به دست آمد و وارد برنامه ی طراحی درمان شد. فانتوم انسان گونه در حالی که ظرف های ژل در آن جای داده شده بودند روی تخت درمان قرار داده شد. مارکهای عرضی، ساژیتال و کروئال روی فانتوم با خطوط لیزر مربوطه تنظیم شدند.

به نقطه ی ایزوستر، واقع در مرکز پروستات، دوز ۵ گری با آهنگ دوز ۸۰ گری بر دقیقه داده شد. پرتودهی به وسیله ی چهار میدان قدامی، خلفی، جانبی راست و چپ، انجام شد.

۲-۴ تصویر برداری تشدید مغناطیسی (ام.آر.آی)

تصویر برداری ژل در یک اسکنر ۱/۵ تسلا (Avanto, Siemens, Germany)، حدود ۳۰ ساعت پس از پرتودهی انجام شد. برای به دست آوردن تصاویر R_۲، یک توالی اسپین-اکوی چندگانه با ۳۲ زمان اکوی مساوی، با استفاده از کویل سر استاندارد، انجام شد. برای بررسی توزیع R_۲ به صورت سه بعدی، ۱۵ تصویر عرضی، با شرایط زیر گرفته شد: زمان تکرار^۲ (TR) = ۷۳۳۰ میلی ثانیه، زمان اکو^۳ (TE) = ۸۰-۴۸۰

⁴ Field of view

⁵ Matrix size

⁶ Number of excitation

⁷ Slice Thickness

⁸ SNR

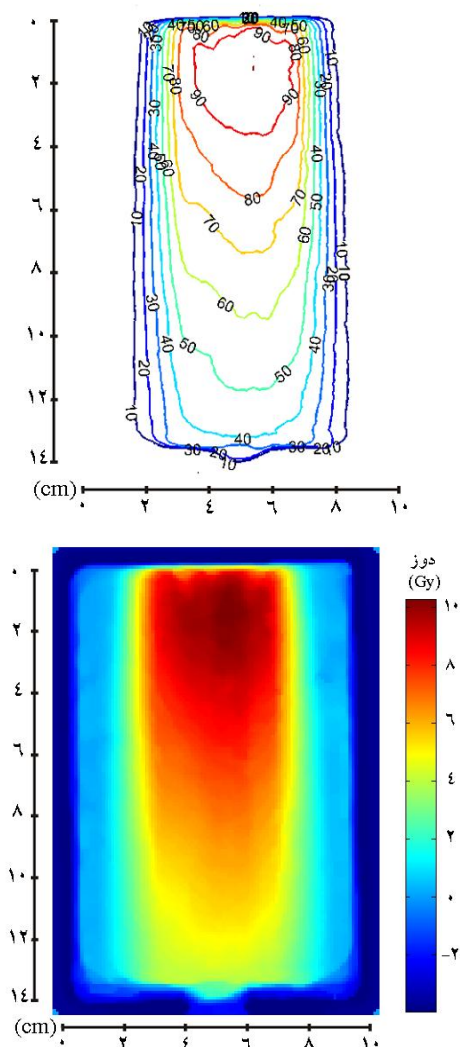
¹ Computed tomography

² Repetition time

³ Echo time

دوزیمتری در رادیوتراپی پروستات با ژل MAGIC

عبارتست از: اختلاف دوز دو اندازه گیری در یک مکان مشخص و در نواحی با گرادیان دوز کم به کار می رود و دومی برابر است با فاصله بین یک نقطه ی اندازه گیری و نزدیک ترین نقطه ی محاسبه که همان دوز را نشان می دهد و از آن در نواحی با گرادیان دوز بالا استفاده می شود. شکل ۵ پروفایل های به دست آمده از ژل دوزیمتر و اتاقک یونش را در عمق ۵ سانتیمتری و شکل ۶ منحنی های مربوط به DTA و اختلاف دوز را نشان می دهد.



شکل ۵ - منحنی های همدوز و نقشه ی دوز در فانتوم استوانه ای که با استفاده از ژل دوزیمتری به دست آمده است (تک میدان)

۳- نتایج

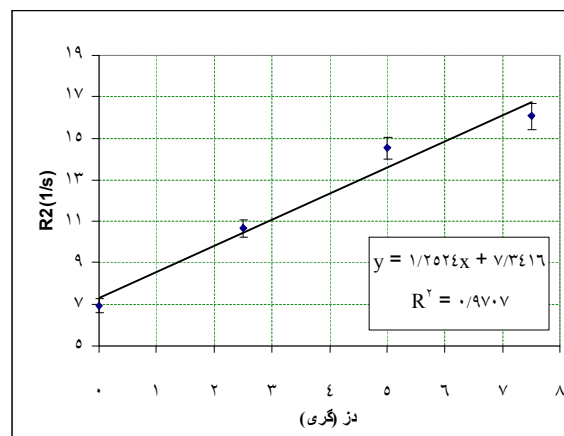
۱-۳ کالیبراسیون

شکل ۳ نتیجه ی اندازه گیری های مربوط به تیوب های به کار رفته برای کالیبراسیون را نشان می دهد. مقدار R^2 ذکر شده برای هر تیوب، متوسط یک ناحیه ی دلخواه^۱ است و ستون های خطا^۲، انحراف استاندارد^۳ در آن ناحیه را نشان می دهند. مقدار بازه ی دینامیکی^۴، $9(1/s)$ است و از نمودار نمودار مشخص است که پاسخ ژل دوزیمتر به پرتودهی در این ناحیه، تقریباً $(R^2 = 0.9707)$ خطی است.

۲-۳ نقشه ی دوز و منحنی های همدوز به دست

آمده از ژل دوزیمتری در فانتوم استوانه ای

در شکل ۴ نقشه ی دوز و منحنی های همدوز در فانتوم استوانه ای نشان داده شده است.



شکل ۳ - منحنی پاسخ ژل دوزیمتر به دوز که به وسیله ی ام.آر.آی اسکن شده است. در محدوده ی مورد استفاده پاسخ ژل به دوز، تقریباً به صورت خطی است. در این منحنی ستون های خطا نیز نمایش داده شده است.

۳-۳ پروفایل های به دست آمده از دوزیمتر اتاقک

یونش و ژل دوزیمتری

برای مقایسه دو پروفایل با یکدیگر از اصطلاحات اختلاف دوز^۵ و فاصله تا توافق^۶ (DTA) استفاده می کنند [۱۳]، که اولی

^۶ distance-to-agreement

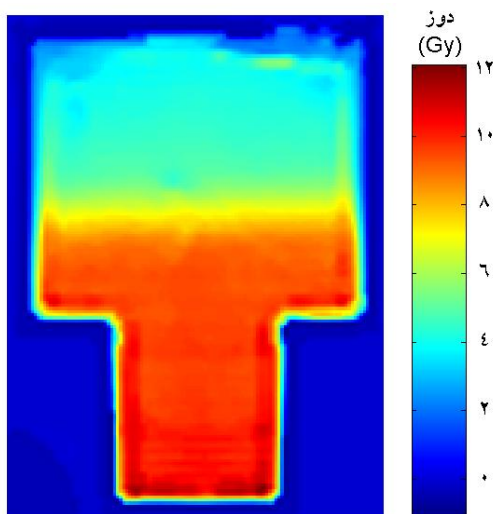
^۱ Region of interest

^۲ Error bar

^۳ Standard deviation

^۴ Dynamic range

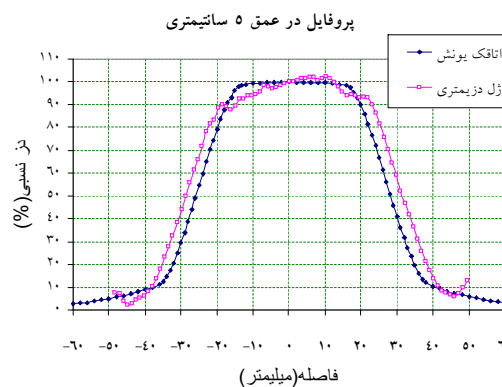
^۵ Dose difference



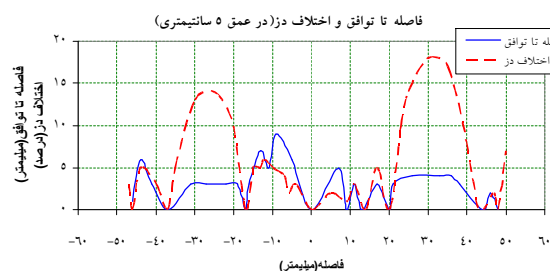
شکل ۷ - توزیع دوز در مثانه و پروستات شبیه سازی شده در نمای کروئال که با استفاده از ژل دوزیمتری به دست آمده است (چهار میانه)

۳-۵ هیستوگرام های حجمی دوز (DVH^3)

هیستوگرام های حجمی دوز ابزار بسیار مفیدی در بررسی کیفیت طرح درمان می باشد. در هیستوگرام های حجمی دوز تجمعی مقدار مربوط به هر دوز نشان دهنده ی حجمی از ناحیه ی مورد نظر است که دوز ی برابر یا بیشتر از آن مقدار را دریافت کرده است. با استفاده از این فاکتور می توان میزان پوشش دوز های مختلف را در یک حجم معین به دست آورد. پوشش دوز ایده آل برای حجم هدف، پوشش صد درصدی دوز برای تمام حجم می باشد. هیستوگرام های حجمی دوز مربوط به ژل دوزیمتری در برنامه ی MATLAB محاسبه شد و با هیستوگرام های حجمی دوز مربوط به برنامه ی طراحی درمان، که به صورت عددی از آن استخراج شده بود، مقایسه گردید. نتایج در شکل های ۹، ۱۰ و ۱۱ آورده شده است.



شکل ۵ - پروفایل های به دست آمده از دوزیمتر اتاقک یونش و ژل دوزیمتری در عمق ۵ سانتیمتری



شکل ۶ - اختلاف دوز و DTA حاصل از پروفایل ها

۳-۴ نقشه های دوز و منحنی های همدوز در ژل و سیستم طراحی درمان (TPS)

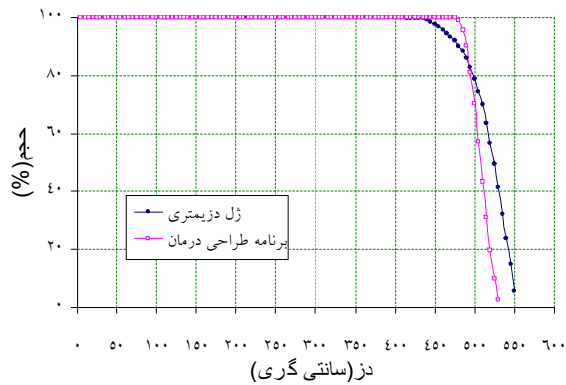
همان طور که ذکر شد، توسط نرم افزار MATLAB تصاویر R_2 محاسبه شده، با استفاده از منحنی کالیبراسیون (منحنی R_2 بر حسب دوز) به نقشه های دوز تبدیل شدند. منحنی های همدوز نیز با استفاده از این نرم افزار محاسبه گردید. تصویر برداری به گونه ای انجام می شد که داده های مربوط به R_2 از کل ظرف گرفته شود تا در نتیجه ی آن نقشه های دوز سه بعدی قابل استخراج از آن باشند. در اینجا نمای کروئال آورده شده است.

³ Dose Volume Histogram

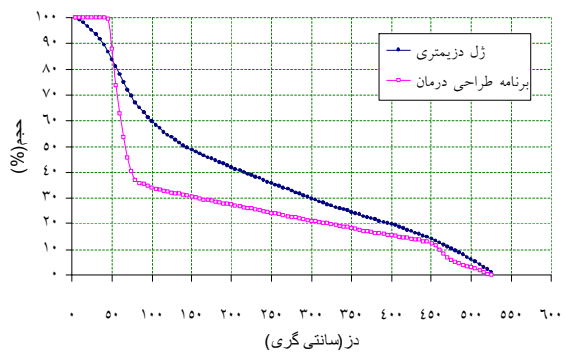
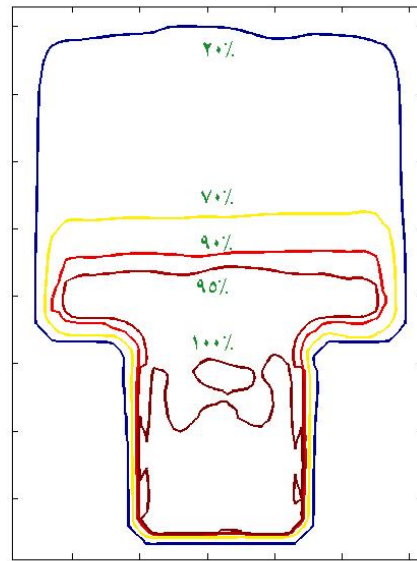
¹ Treatment planning system

² Coronal

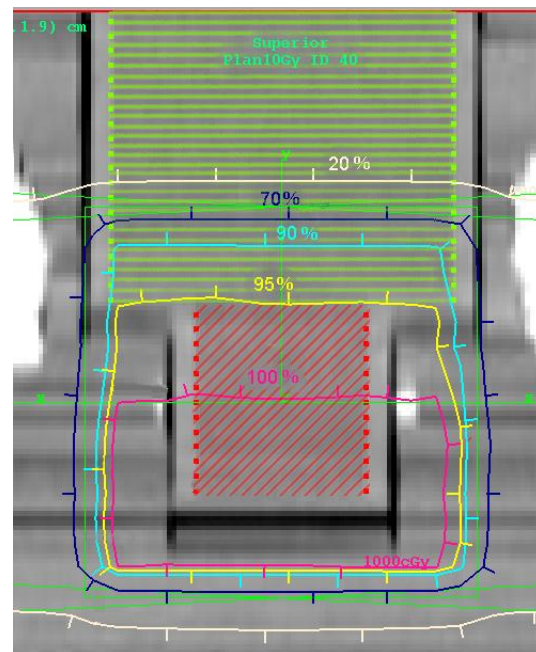
دوزیمتری در رادیوتراپی پروستات با ژل MAGIC



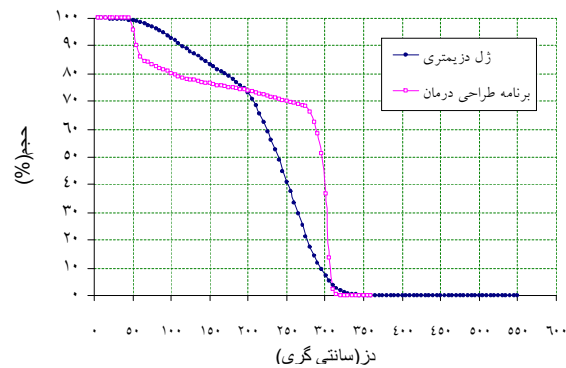
شکل ۹ - هیستوگرام حجمی دوز برای حجم هدف در حالتی که در سیستم طراحی درمان دوز ۵۰۰ سانتی گری برای آن در نظر گرفته شده است (متوسط تفاوت ۳/۰۴ درصد)



شکل ۱۰ - هیستوگرام حجمی دوز برای مثانه در حالتی که در سیستم طراحی درمان دوز ۵۰۰ سانتی گری برای حجم هدف در نظر گرفته شده است (متوسط تفاوت ۱۰/۴ درصد)



شکل ۸ - منحنی های همدوز در مثانه و پروستات شبیه سازی شده در نمای کروئال. با استفاده از ژل دوزیمتری (بالا) و در سیستم TPS (پایین) (چهار میدان) حجم نشان دهنده ی پروستات با خطوط مورب و حجم نشان دهنده ی مثانه با خطوط افقی نشان داده شده است.



شکل ۱۱ - هیستوگرام حجمی دوز برای رکتوم در حالتی که در سیستم طراحی درمان دوز ۵۰۰ سانتی گری برای حجم هدف در نظر گرفته شده است (متوسط تفاوت ۱۱/۷ درصد)

۵- بحث و نتیجه گیری

حساسیت دوزیمتر ژل MAGIC به عوامل مختلفی از قبیل وجود اکسیژن، غلظت متاکریلیک اسید و پلیمرشدگی در اثر گرما، بستگی دارد [۱۱].

اثر اکسیژن: حضور اکسیژن باعث می شود تا رادیکال های پراکسید ایجاد شوند و سریعاً با رادیکال ها وارد برهمکنش شوند و فرآیند پلیمر شدن را متوقف کنند [۸]. البته وجود آنتی اکسیدان باعث می شود اثر اکسیژن حذف شود؛ ولی میزان آنتی اکسیدان محدود است و پس از مدتی تمام می شود و چون پلیمر شدن ژل بعد از پرتودهی تا زمان قابل توجهی ادامه می یابد، حضور اکسیژن باعث توقف فرآیند پلیمر شدن می شود و در نتیجه میزان دوز، کمتر از میزان واقعی نشان داده می شود. این اثر به خصوص در تیوب های کالیبراسیون به دلیل نفوذ پذیری بالا به هوا، باید در نظر گرفته شود.

هپ ورث^۱ و همکاران [۱۴] گزارش کرده اند که در نواحی نزدیک به سطح ژل به دلیل تبخیر آب، نقاطی با R_2 ی بزرگ پدید می آید. این اثر در شکل ۸، در کناره های ظرف ژل (در قسمت پایین آن) کاملاً مشهود است. ناهمخوانی کناره های ظرف در نتایج روسو^۲ و همکاران [۱۵]، نیز که از ظرف های پلیمری بارکس^۳ استفاده کرده اند وجود دارد که آنها دلیل احتمالی آن را آلودگی اکسیژن اعلام کرده اند.

اثر دما و پلیمر شدگی: ژل هایی که دارای متاکریلیک اسید هستند چه در هنگام پرتودهی و چه در هنگام تصویر برداری به دما وابسته هستند و این وابستگی به دما در هنگام تصویر برداری بسیار شدیدتر است [۸]. در این بررسی، برای پایین (و ثابت) نگه داشتن دما در هنگام تصویر برداری به دلیل بالا بودن دمای اتاق MRI، (در حدود ۲۰ درجه

سانتی گراد) و همچنین هنگام پرتودهی، از یک تانک آب با دمایی در حدود ۱۰ درجه سانتی گراد استفاده شد. تغییرات دمای قبل و بعد از تصویر برداری یک درجه سانتی گراد ثبت گردید.

در شکل های ۱۰، ۹ و ۱۱، روند کلی در منحنی های هیستوگرام های حجمی دوز، این گونه است که شیب های محلی در منحنی مربوط به ژل دوزیمتری بسیار کمتر از شیب منحنی مربوط به TPS می باشد. این اثر به دلیل پخش مونومرها در نواحی دارای شیب زیاد دوز می باشد [۳، ۵]. با وجود اینکه پروستات و مثانه از لحاظ آناتومیکی نزدیک هم قرار دارند ولی باید توجه داشت که تمامی حجم پروستات و فقط حدود یک سوم از مثانه در فیلهای درمانی قرار می گیرد؛ که در نظر گرفتن این مورد و طبیعت ژل دوزیمتر می تواند دلیل اختلاف زیاد هیستوگرام های حجمی دوز حاصل از ژل دوزیمتری و TPS برای مثانه باشد.

در پروفایل های به دست آمده ژل کمی برآورد اضافی^۴ دارد و این با پروفایل هایی که پاپاس^۵ [۱۶] به دست آورده است مطابقت دارد و دلیل آن اثر را نیز می توان پخش مونومرها در ژل دوزیمتر دانست.

در تنظیم پروتکل های تصویر برداری محدودیت زمانی بیشتر از هر عامل دیگری، دخیل است. زیرا افزایش زمان تصویر برداری باعث می شود تا مراکز تصویر برداری که عمدتاً شلوغ نیز هستند، استقبال چندانی از کارهای تحقیقاتی این گونه نکنند. برای به دست آوردن زمان و تعداد اکوهای لازم، می توان به مرجع [۱۱] مراجعه کرد.

پلیمر ژل دوزیمتری به صورت ترکیبی با MRI، این قابلیت منحصر به فرد را دارد تا توزیع دوز را به صورت واقعا سه بعدی نشان دهد. با توجه به نتایج به دست آمده و وجود

¹ Hepworth

² Russo

³ Barex

⁴ overestimation

⁵ Pappas

تشکر و قدردانی

از پرسنل محترم بخش رادیوتراپی انستیتو کانسر که سهم بسزایی در انجام این بررسی داشتند، تقدیر می گردد.

خطا در دوزیمتر ژل مجیک برای فوتون های دستگاه کبالت و همچنین خاصیت ذاتی نسبی بودن این دوزیمتر نمی توان از آن برای دوزیمتری مطلق و تعیین خطاهای مطلق در سیستم طراحی درمان استفاده کرد ولی به نظر می رسد وسیله ی مناسبی جهت دوزیمتری نسبی باشد.

منابع

- 1- 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 based gel and acrylamide based gels. *Phys Med Biol.* 2006;51:653-73.
- 2- MacDougall ND, Pitchford WG, Smith MA. 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 Oct 21;47(20):R107-21.
- 3- Ibbott GS. Applications of gel dosimetry. *J. Phys. Conf. Ser.* 2004;3:58-77.
- 4- Lepage M, Whittaker AK, Rintoul L, Back SAJ, Baldock C. Modelling of postirradiation events in polymer gel dosimeters. *Phy Med Biol.* 2001;46(11):2827-39.
- 5- Ibbott GS. Clinical Applications of Gel Dosimeters. *J. Phys. Conf. Ser.* 2006;56:108-31.
- 6- Sedaghat M, Zahmatkesh MH, Jaberi R, Akhlaghpour S, Allahverdi M. Brachytherapy polymer gel dosimetry with xCT. *IJRR.* 2005;3(3):101-1108.
- 7- Fong PM, Keil DC, Does MD, Gore JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phy Med Biol.* 2001;46(12):3105-13.
- 8- De Deene Y. Essential characteristics of polymer gel dosimeters. 2004: *J. Phys. Conf. Ser.* (3); 2004. p. 34-57.
- 9- Pourfallah TA, Allahverdi M, Alam NR, Ay MR, Zahmatkesh MH, Ibbott GS. Performance evaluation of MRI-based PAGAT polymer gel dosimeter in an inhomogeneous phantom using EGSnrc code on a Co-60 machine. *Appl Radiat Isot.* 2009;67(1):186-91.
- 10- De Deene Y, Hurley C, Venning A, Vergote K, Mather M, Healy BJ, et al. A basic study of some normoxic polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol.* 2002 Oct 7;47(19):3441-63.
- 11- De Deene Y, Baldock C. Optimization of multiple spin-echo sequences for 3D polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol.* 2002;47:3117-41.
- 12- De Deene Y, De Wagter C, Van Duyse B, Derycke S, Mersseman B, De Gersem W, et al. Validation of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimensional verification tool in conformal radiotherapy. *Magn. Reson. Med.* 2000 Jan;43(1):116-25.
- 13- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998;25:656.
- 14- Hepworth SJ, Leach MO, Doran SJ. Dynamics of polymerization in polyacrylamide gel (PAG) dosimeters: (II) modeling oxygen diffusion. *Phys Med Biol.* 1999 Aug;44(8):1875-84.
- 15- Russo G, Vandecasteele J, Vercauteren T, De Pasquale S, De Deene Y. Reproducibility study of normoxic polyacrylamide gel (nPAG) dosimeters. *DOSGEL 2008, 5th International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry.* 2008:51-5.
- 16- Pappas E. On the role of polymer gels in the dosimetry of small photon fields used in radiotherapy. *DOSGEL 2008, 5th International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry.* 2008:362-71.