



## روشی جدید برای افزایش کنتراست تصویر تشدید مغناطیسی از دزیمتر ژل - پلیمری MAGICA: حذف آرتیفکت مغناطیس پذیری

سید محمد مهدی ابطی<sup>۱\*</sup> - مجید شهریاری<sup>۲</sup> - محمد حسن زحمتکش<sup>۳</sup> - حسین خلفی<sup>۴</sup> - شهرام اخلاق پور<sup>۳</sup> - سعید باقری<sup>۳</sup>

\* - دانشگاه شهید بهشتی - دانشکده مهندسی هسته ای - گروه پرتویزشکی - [s.abtahi@mail.sbu.ac.ir](mailto:s.abtahi@mail.sbu.ac.ir)

<sup>۲</sup> - دانشیار دانشگاه شهید بهشتی - دانشکده مهندسی هسته ای - گروه کاربرد پرتوها

<sup>۳</sup> - استادیو پرتویزشکی نوین

<sup>۴</sup> - سازمان انرژی اتمی ایران - پژوهشکده کاربرد پرتوها

### "چکیده"

یکی از روشهای قرائت پاسخ دز در ژل دزیمتری آشکار کردن تغییرات مغناطیسی پروتونها با استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) می باشد. از مسائل درگیر در این روش به خصوص در نمونه‌های کوچک کاهش شدید کنتراست در لبه ها و در نتیجه از دست رفتن محدوده واقعی دز می باشد. در ژل دزیمتری به دلیل از دست رفتن دقت فضائی دزیمتر مجاز به استفاده از فیلترهای پردازش تصویر نیستیم. در این مقاله روشی جدید برای افزایش کنتراست تصویر تشدید مغناطیسی ارائه شده و نویز و دقت فضائی (spatial resolution) ژل دزیمتر MAGICA مورد محاسبه و بررسی قرار می گیرد.

کلمات کلیدی: ژل دزیمتر MAGICA - کنتراست - رزولوشن - MRI - نقشه R2

### ۱- مقدمه

ژل های پلیمری مورد استفاده در دزیمتری در حقیقت مونومرهای هستند که به طور یکنواخت در شبکه ژلاتینی پخش شده اند که در اثر پرتودهی این مونومرها در طی مکانیزمی [2] به پلیمر تبدیل می شوند، که میزان پلیمرزاسیون وابسته به مقدار دز رسیده به ژل می باشد [1]. در اثر پلیمرزاسیون خاصیت مغناطیسی پروتونهای اطراف این پلیمرها تغییر می کند [1] که این تغییر در تشدید مغناطیسی هسته ها را می توان بوسیله تصویر برداری تشدید مغناطیسی آشکار کرد. همواره در تصویر برداری های پزشکی با مساله آرتیفکت ها مواجه هستیم که تصویر برداری تشدید مغناطیسی از دزیمتر ژل-پلیمری نیز از این موضوع مصون نمی باشد [8]. در دزیمتری با ژل به این دلیل که دقت فضائی از اهمیت ویژه ای برخوردار می باشد بهتر است از فیلترهای پردازش تصویر استفاده نشود.

در این مطالعه تاثیر تصویربرداری در محیط آب، در بهبود کنتراست تصویر تشدید مغناطیسی از ژل MAGICA مورد بررسی قرار گرفته و به بررسی میزان نویز در نقشه دز حاصل از تصویربرداری تشدید مغناطیسی پرداخته و



سپس نویز حاصل از تصویر برداری در محیط آب با نویز حاصل از تصویر برداری در هوا مقایسه میشود تا حالت بهینه برای تصویر تشدید مغناطیسی با کنتراست عالی و قدرت تفکیک بالا حاصل شود.

## ۲- روش کار

### ۲-۱- ساخت دزیتر

در این آزمایش از ژل با نام اختصاری **MAGICA** استفاده شده است. این نوع ژل با اضافه کردن مقدار کمی آگاروز به ژل **MAGIC [3]** درست میشود. و ساخت آن برای اولین بار در انستیتو پرتو پزشکی نوین انجام شد. ترکیب ژل **MAGICA** در جدول (۱) آمده است.

جدول ۱- ترکیب 1000cc ژل دزیتر **MAGICA**

وزن (gr)	نوع ماده
۸۰	ژلاتین
۵	آگاروز
۹۰	متاکریلیک اسید
۰.۳۵۲	آسکوربیک اسید
۰.۰۱۵	$CuSO_4 II$
۲	هیدروکینون
۱۲۳	آب دوبار تقطیر

### ۲-۲- پرتودهی

پرتودهی ژل ها با استفاده از سیستم پرتودهی کلینیکی  $^{60}Co$  (Teratron C) در انستیتو پرتو پزشکی نوین انجام گرفته است. ژل ها هنگام پرتودهی زیر ۵ سانتیمتر آب قرار داده می شوند تا پراکندگی هائی مشابه با بافت بدن در ژل بوجود آید. پرتودهی در میدان پرتو  $20 \times 20 cm^2$  و با آهنگ دز  $80 Gy/min$  انجام گرفته است. کالیبراسیون چشمه ها با استفاده از اتاقک یونش انجام گرفته است.

### ۲-۳- تصویر برداری و تهیه نقشه $R2$

برای قرائت پاسخ دز در دزیترهای ژل-پلیمری روشهای متعددی وجود دارد. در این مطالعه از آشکارکردن تغییر مغناطیسی پروتونها با استفاده از تصویر برداری تشدید مغناطیسی استفاده شده است. تصویر برداری از ژل ها توسط سیستم  $5T$ ،  $MRI$ ، ساخت شرکت *Philips* با پروتوکل زیر انجام گرفته است. این پروتوکل نویز را کمینه می کند [5]. مشخصات این پروتوکل در جدول زیر آمده است.



جدول ۲- پروتکل تصویربرداری بهینه از ژل دزیمتر با سیستم  $5T MRI$ .

TE	20
TR	1500
ES	20
Echo No.	8
NSA	3
FOV	$256 \times 256 \text{cm}^2$
Slice thickness	3mm
No. slice	1

تصویربرداری در Head coil انجام می شود چراکه SNR در Head coil به مراتب بیشتر از body coil است.

#### ۴-۲- محاسبه خطای دز و کمترین دز قابل آشکارسازی

در روش چند نقطه ای، نقشه R2 با fit کردن شدت سیگنالهای پیکسل های اکوهای مختلف به معادله نمایی زیر بدست می آید.

$$S = S_0 \exp(-R_2 TE) \quad (1)$$

پاسخ ژل نسبت به دز دریافتی در بازه های مشخص خطی بوده و از رابطه زیر پیروی می کند.

$$R_2 = R_{2,0} + \alpha D_i \quad (2)$$

اگر انحراف معیار در ناحیه مورد نظر (ROI) در نقشه R2 را  $\sigma_{call}$  بنامیم و  $N_{ROI}$  تعداد پیکسلها در ناحیه مورد نظر باشد، آنگاه خطای دز ناشی از کالیبراسیون به صورت زیر محاسبه می شود [6].

$$\sigma_{D^*} = \frac{\sigma_{call}}{\alpha \sqrt{N_{ROI}}} \sqrt{\frac{(D^* - \bar{D})^2}{\sum_1^{N_{ROI}} (D_i - \bar{D})^2} + \frac{1}{N_{ROI}}} \quad (3)$$

اگر  $D_{\Delta}^P$  را به صورت کمترین فاصله جدائی بین دو مقدار دز جذبی قابل تشخیص در نقشه دز با سطح اطمینان P تعریف کنیم، به صورت زیر بدست می آید:

$$D_{\Delta}^P = k_p \sqrt{2} \sigma_D \quad (4)$$

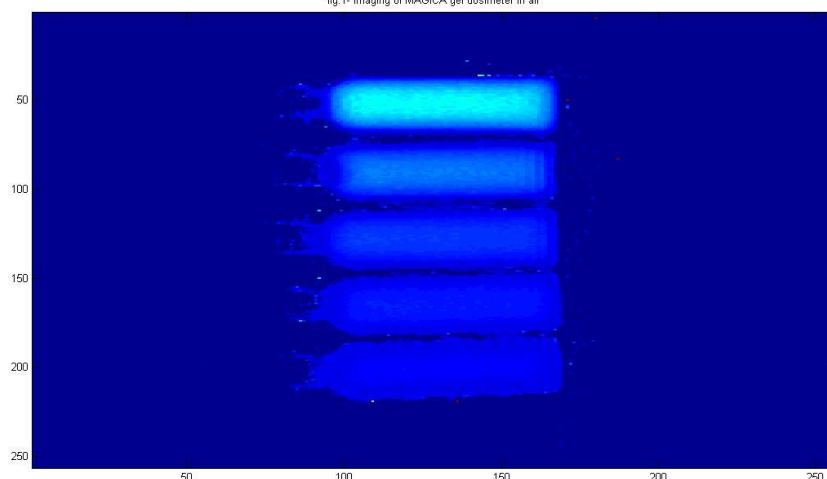
که  $k_p$  ضریب پوشش بوده و برای سطوح اطمینان مختلف در ISO1995 داده شده است.



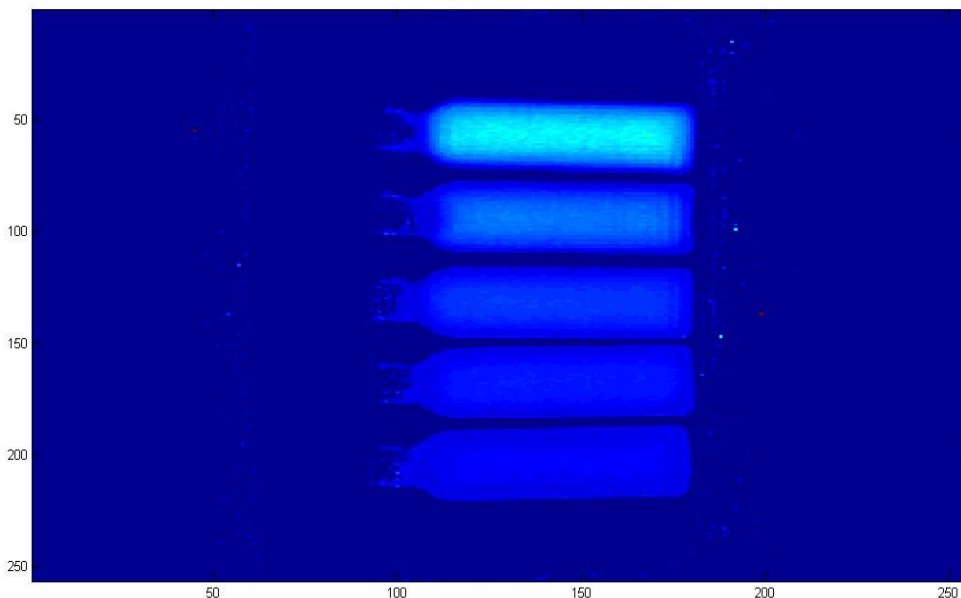
### ۳- نتایج

در این مطالعه چون هدف مشاهده اثر آب در بهبود کنتراست لبه های تصویر R2 می باشد، لازم است تصویر برداری در شرایط کاملاً یکسان در دو حالت تصویربرداری در هوا و در محیط آب انجام گیرد. شکل‌های ۱و ۲ به ترتیب نقشه R2 حاصل از تصویربرداری در محیط آب و محیط هوا را نمایش می دهند.

fig.1- imaging of MAGICA gel dosimeter in air



شکل ۱- نقشه R2 حاصل از تصویربرداری در هوا



شکل ۲- نقشه R2 حاصل از تصویربرداری در آب

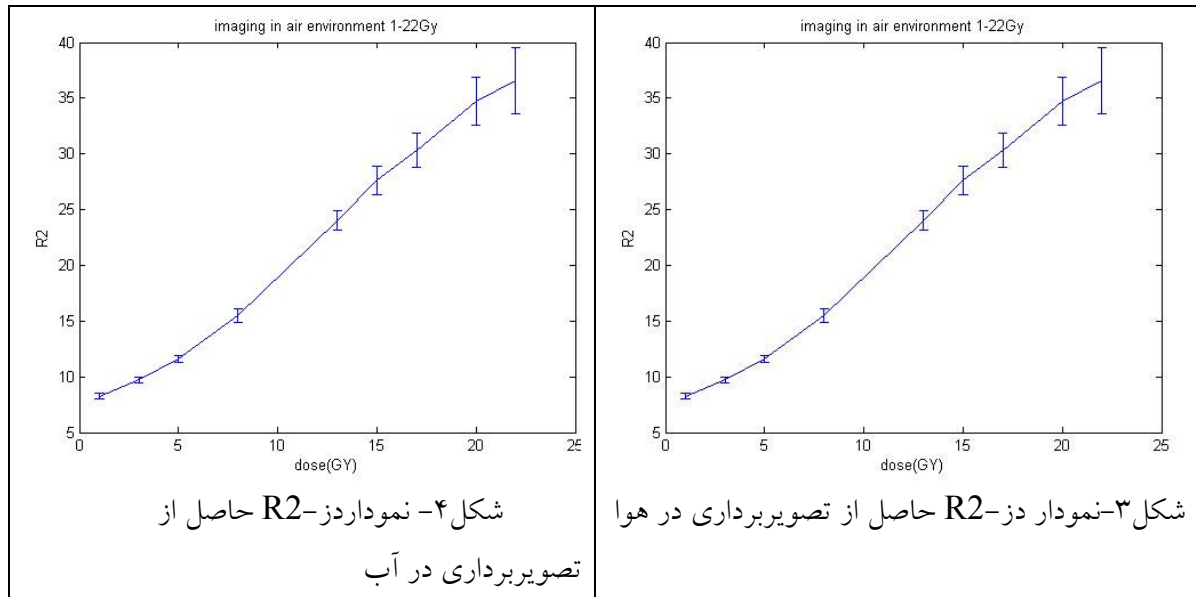
پس از بدست آوردن نقشه R2 ناحیه هائی با تعداد پیکسل های برابر و با موقیت تقریباً یکسان در فانتوم ژل انتخاب می شوند و در آنها مقدار میانگین R2 و انحراف معیار محاسبه می شود. در این مطالعه تعداد پیکسل ها



۳۶۴ و در وسط فانتوم انتخاب شده اند تا یکنواخت ترین ناحیه را از نظر دز جذبی داشته باشیم. شکل های ۳ و ۴

$$R2 \left( = \frac{1}{T_2} \right)$$

تغییرات را به صورت تابعی از دز جذبی نمایش می دهند.

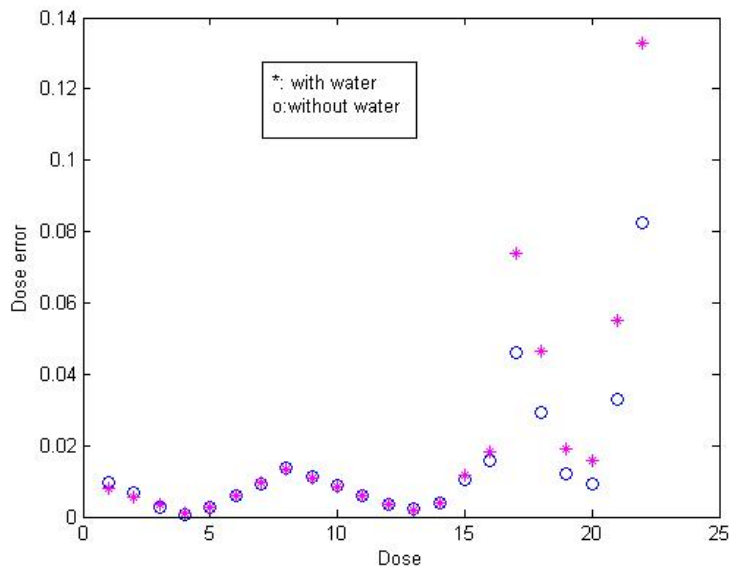


با توجه به نمودارهای فوق در می یابیم که هرکدام از نمودارها را می توان به سه ناحیه خطی با شیب های متفاوت تقسیم کرد. جدول (۴) به مقایسه شیب این سه ناحیه پس از  $fit$  خطی در دو حالت تصویربرداری می پردازد، که شیب معیاری از حساسیت دزیتر می باشد.

جدول ۴- مقایسه شیب در دو حالت تصویربرداری

بازه دز	شیب برای تصویر برداری در محیط آب	شیب برای تصویربرداری در محیط هوا
1-8Gy	۱.۰۳۹	۱.۰۳۲
8-17Gy	۱.۶۷۱	۱.۷۲۹
17-22Gy	۱.۲۶۰	۱.۰۳۷

شکل ۱۱ مقدار نویز مربوط به هر دو حالت تصویربرداری را در دزهای 1Gy تا 22Gy نمایش می دهد که خطا معیاری برای تعیین دقت فضائی دزیتر می باشد.



شکل ۱۱- مقایسه خطای دز در دو حالت تصویربرداری در محیط آب و بدون محیط آب

#### ۴- بحث و بررسی

همانطور که از شکل های ۱ و ۲ برمی آید تصویربرداری در محیط آب کنتراست نقشه  $R2$  را به میزان قابل توجهی افزایش می دهد. این موضوع را می توان به اثر آب در حذف آرتیفکت مغناطیس پذیری نسبت داد. این آرتیفکت به دلیل یکسان نبودن خاصیت مغناطیسی دو محیط ژل و هوا در فصل مشترک دو محیط بوجود می آید، این اختلاف خاصیت مغناطیسی باعث بوجود آمدن گرادیان های کوچک میدان مغناطیسی در فصل مشترک دو محیط می شود که این گرادیان ها باعث تغییر فاز اسپین ها و در نتیجه از دست رفتن سیگنال های مرزی می شود. از آنجائی که خاصیت مغناطیسی آب بسیار شبیه به ژل دزیتر می باشد، با تصویربرداری در آب این گرادیانهای میدان و در نتیجه آرتیفکت مذکور در فصل مشترک دو محیط تا حد قابل توجهی کاهش یافته و کنتراست تصویر به طور قابل ملاحظه ای بهبود می یابد.

در مورد نمونه های کوچک دزیتر ژل-پلیمری که تعیین محدوده دقیق دز از اهمیت ویژه ای برخوردار میباشد، تصویربرداری در محیط آب توصیه می شود. همانطور که در شکل ۱۱ ملاحظه می شود تصویربرداری در محیط آب در دزهای بالا خطای دز و در نتیجه کمترین فاصله جدائی دز را افزایش می دهد که این موضوع باعث کاهش دقت فضائی دز می شود. ولی این کاهش قدرت تفکیک در دزهای زیر  $17\text{Gy}$  قابل توجه نیست و با تصویربرداری در محیط آب با از دست دادن مقدار بسیار کمی از قدرت تفکیک می توان کنتراست نقشه  $R2$  و در نتیجه نقشه دز را تا حد قابل ملاحظه ای افزایش داد. در دزهای بالاتر از  $17\text{Gy}$  نیز با توجه به کاربرد دزیتری با ژل و میزان اهمیت کنتراست و قدرت تفکیک می توان از محیط آب برای تصویربرداری استفاده کرد.



## سپاسگزاری

این تحقیق در انستیتو پرتو پزشکی نوین انجام گرفته است. لازم است از آقای عزیزالله رحیمی از طرف نویسندگان تشکر شود. از سرکار خانم مداحیان و جناب آقای شهبان که زحمت تصویربرداری از نمونه‌ها را بر عهده داشتند نیز از طرف نویسندگان تشکر می‌شود. همچنین از بخش پرتودرمانی انستیتو پرتو پزشکی نوین سپاسگزاری می‌شود.

## مراجع

- 1- Y De Deene ;Essential characteristics of polymer gel dosimeters; *Journal of Physics: Conference Series* 3 34–57 (2004)
- 2- Y De Deene, C Hurley, A Venning, K Vergote, M Mather, B J Healy and C Baldock ;A basic study of some normoxic polymer gel Dosimeters; *Phys. Med. Biol.* 47 3441–3463 (2002)
- 3- Peter M Fong, Derek C Keil, Mark D Does and John C Gore; *Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere; Phys. Med. Biol.* 46 3105–3113 (2001)
- 4-Y De Deene and C Baldock; *Optimization of multiple spin–echo sequences for 3D polymer gel dosimetry ;PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY* 47 3117–3141 (2002)
- 5- C Baldock, M Lepage, P J Murry, P M Jayasekera, D Porter and T Kron; *Dose resolution in radiotherapy polymer gel dosimetry: effect of echo spacing in MRI pulse sequence; Phys. Med. Biol.* 46 449–460 (2001)
- 6-Y. De Deene, R. Van de Walle, E. Achten, C. De Wagter; *Mathematical analysis and experimental investigation of noise in quantitative magnetic resonance imaging applied in polymer gel dosimetry; Signal Processing* 70 85-101 (1998)
- 7- Helen Gustavsson, a) Anna Karlsson, Sven A °. J. Ba ¨ ck, and Lars E. Olsson Pia Haraldsson, Per Engstro ¨ m, and Ha ¨ kan Nystr ¨ m; *MAGIC-type polymer gel for three-dimensional dosimetry: Intensity-modulated radiation therapy verification; Med. Phys.* 30 (6) 1264-1271 June 2003
- 8- Y De Deene and C DeWagter ;*Artefacts in multi-echo T2 imaging for high-precision gel dosimetry: III. Effects of temperature drift during scanning; Phys. Med. Biol.* 46 2697–2711 (2001)