



بررسی اثر قدرت میدان مغناطیسی بر پاسخ دزیمتر ژلی - پلی مری MAGICA

سیدمحمد مهدی ابطحی^{۱*}، سیدمحمودرضا آقامیری^۱، حسین خلفی^۲

۱. گروه پرتو پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران - ایران
۲. پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۸۳۶-۱۴۳۹۵، تهران - ایران

چکیده: مهم‌ترین مزیت دزیمترهای ژلی توانایی منحصر به فرد آن‌ها در تعیین توزیع سه‌بعدی دز است. دزیمترهای ژلی - پلی مری در حقیقت مونومرهایی هستند که در یک شبکه‌ی ژلاتینی به طور یکنواخت توزیع شده‌اند. در اثر پرتودهی، مونومرهای موجود در ژل به پلی مر تبدیل شده و برخی خواص دزیمتر ژلی تغییر می‌کنند که قابل آشکارسازی است. یکی از این تغییرها، خواص مغناطیسی دزیمتر ژلی - پلی مری است که از طریق تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) قابل آشکارسازی است. در این پژوهش سعی شده است اثر تغییر قدرت میدان مغناطیسی سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی بر پاسخ دزیمتر ژلی MAGICA مورد بررسی قرار گیرد. برای این منظور دزیمتر ژلی - پلی مری MAGICA پس از ساخته شدن در آزمایشگاه، توسط نوترون‌های گرمایی در ستون گرمایی رآکتور تهران مورد پرتودهی قرار گرفت و سپس به وسیله‌ی دو سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با قدرت‌های مغناطیسی ۰.۵ و ۱.۵ تسلا با پارامترهای نرم‌افزاری بهینه مورد تصویربرداری قرار گرفت. پارامترهای دزیمتری بررسی شد. حساسیت دزیمتر در تصویربرداری با سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با قدرت مغناطیسی ۱.۵ تسلا (ساخت شرکت زیمنس)، 0.17 ± 0.005 گری بر ثانیه و برای سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با قدرت مغناطیسی ۰.۵ تسلا (ساخت شرکت فیلیپس)، معادل 0.16 ± 0.005 گری بر ثانیه به دست آمد. مقدار R2 در تمام نقاط برای سیستم با قدرت مغناطیسی ۰.۵ تسلا بیش‌تر بود. قدرت تفکیک دز برای تصویرهای حاصل از سیستم‌های با قدرت مغناطیسی ۰.۵ و ۱.۵ تسلا تا دزهای حدود ۱۷.۵ گری تفاوت چندانی نداشت و در ورای آن تفاوت قدرت تفکیک دز قابل توجه می‌شد. چنین نتیجه گرفته شد که در کاربردهایی که حداکثر دز جذبی در آن‌ها ۱۷.۵ گری است، می‌توان از سیستم تصویربرداری مغناطیسی با قدرت میدان مغناطیسی ۰.۵ تسلا و ۱.۸ کو استفاده نمود و در کاربردهایی که با دزهای بالای ۱۷.۵ گری سروکار دارد لازم است از سیستم با قدرت میدان مغناطیسی ۱.۵ تسلا و ۱.۳۲ کو استفاده شود.

کلیدواژه‌ها: دزیمتر ژلی - پلی مری، MAGICA، اثر قدرت میدان مغناطیسی

The Effects of Magnetic Field Strength on MAGICA Polymer Gel Dosimeter Response

S.M. Abtahi^{1*}, S.M. Aghamiri¹, H. Khalafi²

1. Radiation Medicine Department, Nuclear Engineering Faculty, University of Shahid Beheshti, P.O.Box: 1983963113, Tehran - Iran
2. Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOL, P.O.Box: 14395-836, Tehran - Iran

Abstract: The most considerable advantage of gel dosimeters is their unique ability to determine three dimensional dose distribution. Polymer gel dosimeters are, in fact, monomers distributed in a gelling matrix. Upon the irradiation, these monomers convert to polymers and as a result some of their detectable properties will be changed. One of them is the magnetic property which is detectable by the use of the MRI photography. In this research, the effect of magnetic field strength and echo numbers of a MRI system on the response of the MAGICA gel dosimeters was investigated. Consequently, after irradiation of the MAGICA polymer gel dosimeters, this dosimeter was imaged by 0.5T and 1.5T MRI systems with 8 and 32 echo, respectively. Sensitivity of the gels imaged by the 1.5T and 0.5T systems were 0.17 ± 0.005 Gy/s and 0.16 ± 0.005 Gy/s, respectively. The R2 values obtained from 0.5 T system were found to be higher compared with the 1.5T system in all the measured doses. Up to dose rate of 17.5Gy the resolution difference of the 1.5T and 0.5T imaged gels was ignorable and beyond this point this difference was increased notably. It can be concluded that when the absorbed dose is applied up to 17.5Gy the 0.5T MRI system is suitable but beyond this dose the 1.5T system is recommended.

Keywords: Polymer Gel Dosimeter, MAGICA, Magnetic Field Strength Effect

*email: sm_abtahi@sbu.ac.ir



۱. مقدمه

بازه‌ی مشخص T₂ می‌توان ES را طوری تعیین کرد که قدرت تفکیک دز بهینه شود. نقص کار آن‌ها عدم توجه به اثر قدرت میدان مغناطیسی بر قدرت تفکیک دز بود. در سال ۲۰۰۲ دودین و بالدوک [۱۳] بهینه‌سازی دنباله‌ی اسپین اکو برای خواندن دزیمترهای ژلی را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها پس از توصیف ریاضی قدرت تفکیک دز، چنین نتیجه گرفتند که بهتر است فاصله بین اکوها کم‌ترین مقدار ممکن بوده و تعداد اکوها برای کاهش خطای دز بهینه شود. آن‌ها برای سیستم ۱٫۵ تسلا فاصله‌ی بین اکوها را ۲۰ms در نظر گرفتند و برای بازه‌های مختلف R₂ تعداد بهینه‌ی اکو را ارایه کردند. آن‌ها نیز به تأثیر قدرت میدان مغناطیسی توجهی نداشتند. در سال ۲۰۰۴ دودین آرتیفکت‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی و راه کم کردن آن‌ها را بررسی کرد [۹]. در همان کار، او الگوریتمی را برای بهینه کردن تعداد اکوها با توجه به تعداد قسمت‌ها ارایه نمود. او هم‌چنین روشی را برای بهینه کردن زمان تکرار بیان کرد. در سال ۲۰۰۸، وایتی و همکارانش امتیازات انتقال مغناطیسی (MT) به جای آهنگ واهلش مغناطیسی را بررسی نمودند [۱۵]. در سال ۲۰۱۱، واتاناب و همکارانش تأثیر تعداد متغیر اکوها بر پاسخ ژل را بررسی نمودند [۱۲]. آن‌ها نتیجه گرفتند که تعداد بهینه‌ی اکوها وابسته به دز جذبی است و هرچه دز جذبی بیشتر باشد تعداد اکوی کم‌تری مورد نیاز است آن‌ها بازه‌ی تعداد اکو را از ۴ اکو برای ۴۵ گری تا ۳۱ اکو برای دزهای پایین برآورد کردند. آن‌چه تا حال از دید پژوهش‌گران این زمینه پنهان مانده اثر قدرت میدان مغناطیسی سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی بر پاسخ دزیمترهای ژلی است. در کنار مزایای زیاد و کاربردهای گسترده‌ی دزیمترهای ژلی - پلی‌مری [۱۶] از معایب روش دزیمتری ژلی - پلی‌مری پرهزینه بودن این روش دزیمتری است. یکی از مراحل پرهزینه‌ی این روش مرحله‌ی خواندن به وسیله‌ی تصویربرداری تشدید مغناطیسی است. هدف این پژوهش بررسی امکان استفاده از سیستم تصویربرداری مغناطیسی با میدان مغناطیسی ضعیف‌تر برای دزیمتری ژلی - پلی‌مری بود. تصویربرداری با چنین سیستم‌هایی نسبت به سیستم‌های با میدان مغناطیسی قوی ارزان‌تر بوده و باعث کاهش هزینه‌ی دزیمتری می‌شود. در این پژوهش دزیمتر پلی‌مری MAGICA ابتدا در آزمایشگاه ساخته شد و پس از پرتودهی در ستون گرمایی رآکتور تهران، توسط دو سیستم با قدرت‌های میدان مغناطیسی متفاوت، با حداکثر تعداد اکوهای در دسترس و با پارامترهای

دزیمترهای ژلی - پلی‌مری^(۱) ابزاری امیدبخش برای تعیین توزیع سه بعدی دز است. دزیمترهای ژلی - پلی‌مری در حقیقت مونومرهایی هستند که در یک شبکه‌ی ژلاتینی به‌طور یکنواخت توزیع شده‌اند. در اثر پرتودهی، مولکول‌های آب پرتوکافت شده و محصولات پرتوکافت در اندرکنش با مونومرها، ایجاد رادیکال مونومری می‌نمایند [۱، ۲]. این رادیکال‌های مونومری در اندرکنش با مونومرهای دیگر توسعه یافته و تولید زنجیره‌های پلی‌مری می‌نمایند. سرانجام این فرایند با بازترکیب دو رادیکال پلی‌مری، یک رادیکال پلی‌مری با یکی از محصولات پرتوکافت و یا با بازترکیب دو محصول پرتوکافت پایان می‌یابد [۱]. برد محصولات پرتوکافت در دزیمتر ژلی - پلی‌مری از مرتبه‌ی نانومتر و در حد فاصل بین مولکول‌های دزیمتر ژلی - پلی‌مری است [۳]. بنابراین با تقریب بسیار خوبی می‌توان گفت که محصولات پرتوکافت موجود در هر نقطه مربوط به انرژی جذب شده یا دز جذبی در همان مکان است. در اثر پلی‌مری‌شدن، برخی خواص دزیمتر مانند خواص نوری، عدد هانسفیلد، پارامترهای فراآوایی مانند سرعت انتشار صوت، تضعیف صوت و شدت علامت عبوری و خواص مغناطیسی مانند آهنگ واهلش اسپین - اسپین^(۲)، آهنگ واهلش اسپین - شبکه و انتقال مغناطیسی بین استخرهای مختلف پروتون^(۳) در آن تغییر می‌کند. با توجه به این تغییرات روش‌های مختلفی برای خواندن پاسخ دز در دزیمترهای ژلی - پلی‌مری وجود دارد. این روش‌ها عبارت‌اند از: توموگرافی کامپیوتری نوری [۴، ۵]، توموگرافی کامپیوتری [۶، ۷]، تصویربرداری فراآوایی [۸]، و تصویربرداری تشدید مغناطیسی^(۴) [۹، ۱۰، ۱۱]. مرسوم‌ترین روش برای بررسی تغییرات ایجاد شده، اندازه‌گیری میزان تغییر واهلش اسپین - اسپین دزیمترها پس از پرتودهی است [۱۲]. برای این منظور لازم است ژل‌ها توسط سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی مورد تصویربرداری قرار گیرند. روش بهینه‌ی تصویربرداری می‌تواند تأثیر به‌سزایی در افزایش کیفیت پاسخ نهایی دزیمتر داشته باشد [۱۳]. تا حال پژوهش‌گران زیادی در زمینه‌ی بررسی پارامترهای مختلفی که بر بهتر شدن صحت و قدرت تفکیک دزیمتر - ژلی مؤثرند به مطالعه پرداخته‌اند. در سال ۲۰۰۱ بالدوک و همکارانش [۱۴] اثر فاصله بین اکوها (ES) بر قدرت تفکیک دز را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها نتیجه گرفتند که انحراف معیار، تابعی از فاصله بین اکوها و زمان T₂ دزیمتر ژلی است. بنابراین در یک

**جدول ۱.** ترکیب ۱۰۰۰cc دزیتر ژلی MAGICA

| وزن (gr) | نوع ماده |
|----------|--------------------|
| ۸۰ | ژلاتین |
| ۵ | آگاروز |
| ۹۰ | متا اکریلیک اسید |
| ۰٫۳۵۲ | آسکوربیک اسید |
| ۰٫۰۱۵ | مس سولفات |
| ۲ | هیدروکینون |
| ۸۲۳ | آب دوبار تقطیر شده |

۲.۲ پرتو دهی

پرتو دهی ژل‌ها در ستون گرمایی رآکتور پژوهشی تهران انجام شد. بنابراین ژل‌ها تحت تابش نوترون‌های گرمایی خالص قرار گرفتند. ابعاد ستون گرمایی برای قرار دادن نمونه‌ها $200\text{cm} \times 10\text{cm} \times 10\text{cm}$ است. در این ستون که با حفاظ‌هایی از جنس سرب و بتون و گرافیت از قلب جدا شده است پرتوهای گاما و نوترون‌های غیر گرمایی تا حد قابل ملاحظه‌ای کاهش داده شده‌اند به طوری که در بسیاری از مقاصد عملی می‌توان از آن‌ها صرف نظر کرد. مدت پرتو دهی ۴۰ دقیقه و توان رآکتور در طول پرتو دهی ۱MW بود.

۳.۲ تصویربرداری و تهیه نقشه R۲

برای خواندن پاسخ دزیتر ژلی، از آشکارسازی تغییر مغناطیسی پروتون‌ها به روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی استفاده شد. به منظور بررسی اثر قدرت میدان مغناطیسی از دو سیستم با قدرت‌های مغناطیسی متفاوت برای تصویربرداری استفاده شد. سیستم اول یک سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی ۱٫۵T مدل سیمفونی ساخت شرکت زیمنس و سیستم دوم یک سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی ۰٫۵T مدل جابرواسکن ان‌تی ساخت شرکت فیلیپس بود. تصویربرداری با این دو سیستم، به ترتیب، ۷۲ و ۹۱ ساعت پس از پرتو دهی انجام شد. تصویربرداری پس از این مدت با تقریب خوبی فرصت تکمیل فرایند پلی‌مریزاسیون را نیز فراهم آورد [۱۹، ۲۰]. برای تصویربرداری، ژل‌ها در بوبین سر^(۵) قرار داده شدند، چرا که نسبت علامت-به-نوفه^(۶) در بوبین سر به مراتب از بوبین درونی^(۷) بیش‌تر است [۲۱]. قبل از تصویربرداری لازم است ژل‌ها برای هم‌دما شدن، برای مدت چند ساعت در اتاق تصویربرداری قرار داده شوند، تا از آرتیفکت ناشی از حرکت گرمایی پروتون‌ها جلوگیری شود [۲۲]. برای این منظور، قبل از هر مورد تصویربرداری، ژل‌ها حدود ۸ ساعت

نرم‌افزاری بهینه مورد تصویربرداری قرار گرفتند تا تأثیر تغییر قدرت میدان مغناطیسی بر بهبود نتایج دزیتر پلی‌مری MAGICA مورد بررسی قرار گیرد.

۲. مواد و روش‌ها**۱.۲ تولید دزیتر ژلی**

مواد لازم برای تولید دزیتر ژلی MAGICA در جدول ۱ آورده شده است [۱۷]. برای تولید دزیتر ژلی- پلی‌مری MAGICA ابتدا ژلاتین به مدت ۱۰ دقیقه در آب خیس‌انده شد. سپس محلول سرد بر روی گرم‌کننده‌ای که دارای هم‌زن مغناطیسی بود قرار داده شد تا ژلاتین در آب کاملاً حل شود. با استفاده از گرم‌کننده و هم‌زن دیگری محلول آگاروز مانند ژلاتین تهیه شد. ۶۵٪ آب سهم ژلاتین و ۲۵٪ آب سهم آگاروز و ۱۰٪ برای بقیه‌ی مواد در نظر گرفته شد. وقتی ژلاتین و آگاروز به طور کامل حل شدند هر دو محلول به دمای یکسان 45°C رسانیده و هر دو با هم مخلوط شدند. وقتی محلول شبکه‌ی ژلاتینی به دمای 37°C رسید، پس از اضافه کردن محلول هیدروکینون (HQ) به آن، ابتدا متا اکریلیک اسید، پس از آن مس سولفات و سپس آسکوربیک اسید اضافه شد. محلول حاصل در ظرف‌های غیر قابل نفوذ در برابر اکسیژن ریخته و یک شب در دمای 4°C قرار داده شد. ژلاتین و آگاروز از شرکت سیگما آلدریچ، متا اکریلیک اسید از شرکت مرک و بقیه‌ی مواد از شرکت بی دی اچ تهیه شدند. نقش ژلاتین و آگاروز ایجاد شبکه‌ی ژلاتینی برای نگه‌داری پلی‌مرها و حفظ مونومرها و پلی‌مرها در شبکه‌ی سه بعدی و حفظ توزیع سه بعدی دز با گذشت زمان در بعد از تابش است. در آب معمولی، همیشه مقداری رادیکال آزاد وجود دارد که این رادیکال‌های آزاد می‌توانند باعث شروع واکنش پلی‌مریزاسیون یا به اصطلاح خودپلی‌مریزاسیون شوند. هیدروکینون به رادیکال‌های آزاد متصل شده و از خودپلی‌مریزاسیون احتمالی جلوگیری می‌کند. در اثر برخورد پرتو، رادیکال‌های آزاد OH^{\bullet} و H^{\bullet} تشکیل می‌شود که آغازگر واکنش پلی‌مریزاسیون هستند [۱]. متا اکریلیک اسید نقش مونومر را دارد که در اثر فرایند فوق شبکه‌ی پلی‌مری را تشکیل می‌دهد. آسکوربیک اسید به عنوان آنتی‌اکسیدان است یعنی با اکسیژن پیوند تشکیل داده و از اثر بازدارنده‌ی اکسیژن در پلی‌مریزاسیون جلوگیری می‌کند. مس سولفات به عنوان کاتالیزور در پیوستن اکسیژن به آنتی‌اکسیدان عمل می‌کند [۱۸].



جدول ۲. قراردادهای تصویربرداری با دو سیستم ۰٫۵T و ۱٫۵T

| سیستم | ۱٫۵T | ۰٫۵T |
|-----------------------------------|---------|---------|
| ضخامت برش | ۴ | ۵ |
| زمان تکرار | ۳۹۰۰ | ۱۵۰۰ |
| فاصله بین برش‌ها | ۱۸ | ۵ |
| تعداد برش‌ها | ۶ | ۹ |
| تعداد تصویربرداری در میانگین‌گیری | ۱ | ۱ |
| ابعاد ماتریس | ۲۵۶×۲۵۶ | ۲۵۶×۲۵۶ |
| تعداد آکو | ۳۲ | ۸ |
| میدان دید | ۲۵۶×۲۵۶ | ۲۳۰×۲۳۰ |
| قدرت تفکیک تصویر | ۱ | ۰٫۹۴۸ |
| زمان بین اکوها | ۲۰ | ۲۰ |

که در آن R_{γ} عرض از مبدأ منحنی درجه‌بندی و زمینه‌ی ژل پرتون‌دیده، α شیب خط برازش شده در بازه‌ی پویا یا همان حساسیت دزیومتر و D_i دز دریافتی ویال آم است.

اگر D_{Δ}^p را به صورت کم‌ترین فاصله‌ی جدایی بین دو مقدار دز جذبی قابل تشخیص در نقشه‌ی دز با سطح اطمینان P تعریف کنیم، D_{Δ}^p با استفاده از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید. این کمیت قدرت تفکیک دزیومتر نیز نامیده می‌شود [۱۴]

$$D_{\Delta}^p = k_p \sqrt{2} \sigma_D \quad (۳)$$

که σ_D در آن انحراف معیار دز و k_p ضریب پوشش^(۱۰) بوده و برای سطوح اطمینان مختلف در ISO1995 داده شده است (جدول ۳). لیبیج و همکارانش [۲۴] گزارش کردند که می‌توان به جای σ_D از رابطه‌ی زیر استفاده کرد

$$\sigma_D = \left| \frac{\partial D}{\partial T_{\gamma}} \right| u(T_{\gamma}) \quad (۴)$$

که $u(T_{\gamma})$ در آن، نایقینی استاندارد T_{γ} است و می‌توان آن را با $S(T_{\gamma})$ یعنی مقدار تجربی انحراف معیار جای‌گزین کرد. کریستیان بایردر و همکارانش [۲۵] اثبات کردند که در این رابطه به جای T_{γ} می‌توان R_{γ} را قرار داد. در روش چند نقطه‌ای که روش مورد استفاده در این پژوهش است، اثر پارامترهای مختلف بر مقدار $\sigma_{R_{\gamma}}$ چنین محاسبه می‌شود [۲۳]

$$\sigma_{R_{\gamma}} \approx \frac{\sigma_S}{S_0} \frac{e^{R_{\gamma} TE}}{N(N^2 - 1) \Delta TE} \xi_{Isq} \quad (۵)$$

در اتاق تصویربرداری قرار داده شدند، هر چند به دلیل افزایش دما به میزان $3^{\circ}C$ در حین تصویربرداری آرتیفکت حرکتی وجود خواهد داشت [۲۲]. قراردادهای تصویربرداری در جدول ۲ آورده شده است. این قراردادها با توجه به امکانات سیستم‌های موجود و کارهای پژوهش‌گران پیشین [۱۳، ۱۴]، پارامترهای بهینه‌ی تصویربرداری هستند. یکی از مهم‌ترین پارامترهایی که تأثیر به‌سزایی در بهینه‌سازی قراردادهای تصویربرداری دارد زمان بین پژواک‌ها است. با توجه به کار بالدوک و همکارانش [۱۴] و با توجه به این که T_{γ} در این پژوهش دارای مقداری در حدود $100-250ms$ است $ES=20ms$ کمینه مقدار انحراف معیار T_{γ} را به دست خواهد داد. تأثیر این انحراف معیار بر خطای دز در بخش بعد بررسی خواهد شد. پارامتر مهم دیگر که بر خطای دز و زمان تصویربرداری مؤثر است تعداد پژواک است. همان‌طور که در مقدمه ذکر شد برای بازه‌های دز بالا تعداد پژواک کم‌تر کفایت می‌کند. اما چون در این پژوهش ویال‌های درجه‌بندی دزهای پایین تا دزی بیش از ۳۰ گری را جذب کرده بودند، از حداکثر تعداد پژواک هر سیستم استفاده شد. یک M-File در محیط نرم‌افزار MATLAB برای به دست آوردن نقشه‌ی R_{γ} از تصویر تشدید مغناطیسی با روش چند نقطه‌ای [۲۳] نوشته شد.

۴.۲ محاسبه‌ی خطای دز و کم‌ترین دز قابل آشکارسازی

در روش چند نقطه‌ای، نقشه‌ی R_{γ} از برازش شدت علامت‌های عناصر تصویر^(۸) پژواک‌های مختلف با معادله‌ی نمایی زیر به دست می‌آید

$$S = S_0 \exp(-R_{\gamma} TE) \quad (۱)$$

که در آن TE زمان پژواک، S شدت علامت در زمان پژواک TE ، S_0 شدت علامت غیرواهلیده^(۹) یا از دیدگاه نظری شدت علامت در زمان $TE=0$ و R_{γ} آهنگ واهلش است. برای به دست آوردن نقشه‌ی دز از تصویر R_{γ} لازم بود کالیبراسیون انجام شود. پاسخ دزیومتر ژلی نسبت به دز دریافتی در بازه‌های مشخص، خطی بوده و از رابطه‌ی زیر پیروی می‌کند

$$R_{\gamma i} = R_{\gamma 0} + \alpha D_i \quad (۲)$$



مقایسه قرار گرفت. حساسیت تصویربرداری با سیستم ۱،۵T، ۰،۱۷±۰،۰۰۵ گری بر ثانیه به دست آمد که اندکی از حساسیت تصویربرداری ۰،۱۶±۰،۰۰۵ گری بر ثانیه سیستم ۰،۵T، بیش تر بود. این اختلاف، بسیار جزیی و در حد ۰،۰۱±۰،۰۰۷ بود. شکل ۱ مقایسه‌ی منحنی دز- R_2 حاصل از دزیمتر ژلی- پلی مری MAGICA تصویربرداری شده با دو سیستم مذکور را نشان می‌دهد.

آنچه به وضوح از شکل ۱ برمی‌آید، این است که در تمام نقاط بازه‌ی پویا، مقدار R_2 حاصل از تصویربرداری با سیستم ۰،۵T و ۸ پژواک از مقدار R_2 حاصل از تصویربرداری با سیستم ۱،۵T و ۳۲ پژواک بیش تر است.

۲.۳ قدرت تفکیک دز

در شکل ۲ قدرت تفکیک دز با سطح اطمینان ۶۸٪ برای تصویربرداری دزیمتر ژلی- پلی مری MAGICA با استفاده از دو سیستم ۱،۵T و ۰،۵T نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۲ دیده می‌شود کم‌ترین فاصله‌ی جدایی دز یعنی D_{Δ}^p برای تصویربرداری با سیستم ۰،۵T بیش تر است. بنابراین قدرت تفکیک دز برای دزیمتر وقتی که با سیستم ۰،۵T و ۸ پژواک تصویربرداری شده است، نسبت به حالتی که با سیستم ۱،۵T و ۳۲ پژواک تصویربرداری می‌شود، کم تر است. این اختلاف در دزهای بالاتر بارزتر است. همان‌طور که از شکل ۲ برمی‌آید تا دزی در حدود ۱۷،۵Gy کم‌ترین فاصله‌ی جدایی دز تفاوت چندانی ندارد. مقدار عددی کم‌ترین فاصله‌ی جدایی دو مقدار دز قابل تشخیص برای سیستم ۰،۵T تا دز ۱۷،۵Gy، ۱،۴-۱،۷Gy و برای سیستم ۱،۵T تا همان دز، ۰،۷-۱،۷Gy است. مقدار عددی D_{Δ}^p در بازه‌ی دز ۱۷،۵-۳۰Gy برای سیستم ۱،۵T، ۱،۱-۱،۷Gy است، یعنی حداکثر فاصله‌ی جدایی دو مقدار دز قابل تشخیص در تمام بازه‌ی پویا از ۱،۷Gy تجاوز نمی‌کند در حالی که برای سیستم ۰،۵T در دزهای بالای ۱۷،۵Gy کم‌ترین فاصله‌ی جدایی بین دو مقدار دز قابل تشخیص مقدار ۱،۷-۳Gy را دارا است که به طور قابل توجهی بیش از سیستم ۱،۵T است. بنابراین در حالت کلی برای خواندن دزیمترهایی که دزهای بالای ۱۷،۵ گری جذب کرده‌اند، سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با قدرت میدان ۱،۵T توصیه می‌شود.

جدول ۳. ضریب‌های پوشش بر طبق ISO1995 [۱۴]

| سطح اطمینان (%) | k_p |
|-----------------|--------------|
| ۹۵ | ۱،۹۶ |
| ۶۸ | ۱ |
| ۵۲ | $1/\sqrt{2}$ |

که در آن σ_s انحراف معیار شدت علامت در تصویر، S_0 شدت علامت مربوط به مغناطیسی‌سازی غیرواهلیده، TE_1 زمان اولین پژواک، ΔTE فاصله بین پژواک‌ها و N تعداد پژواک‌ها است. ξ_{Isq} از رابطه‌ی زیر قابل محاسبه است

$$\xi_{Isq} = \sqrt{\frac{(N-1)^2(1-\lambda^{N+1}) + 2(N^2-3)(\lambda^N-1)\lambda - \frac{(N+1)^2(\lambda^{N-1}-1)\lambda^2}{(1-\lambda)^2}}{(1-\lambda)^2}} \quad (۶)$$

که در آن λ چنین محاسبه می‌شود

$$\lambda = e^{*R_{\Delta TE}} \quad (۷)$$

دودین و بالدوک رابطه‌ی زیر را برای خطای دز معرفی کردند [۳]

$$D_{\Delta}^p = k_p \sqrt{2} \frac{\sigma_{R_2}}{\alpha} \quad (۸)$$

البته گاهی ترجیح داده می‌شود که به جای رابطه‌ی (۸) از رابطه‌ی زیر استفاده شود [۱]

$$D_{\Delta\%}^p = \sqrt{2} k_p \left(\frac{\sigma_D}{D_{\max} - D_{\min}} \right) \quad (۹)$$

کم‌ترین دز قابل تشخیص (MDD)^(۱۱) چنین تعریف می‌شود [۱۴]

$$MDD = \lim_{D \rightarrow 0} (D_{\Delta}^p) \quad (۱۰)$$

۳. نتایج

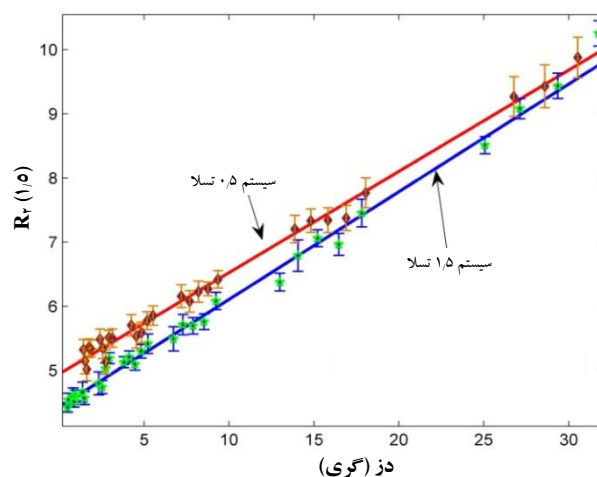
۱.۳ منحنی دز- R_2

پس از تصویربرداری توسط سیستم‌های ۰،۵T و ۱،۵T، تغییرات R_2 برحسب دز جذبی برای دو سیستم تصویربرداری مورد

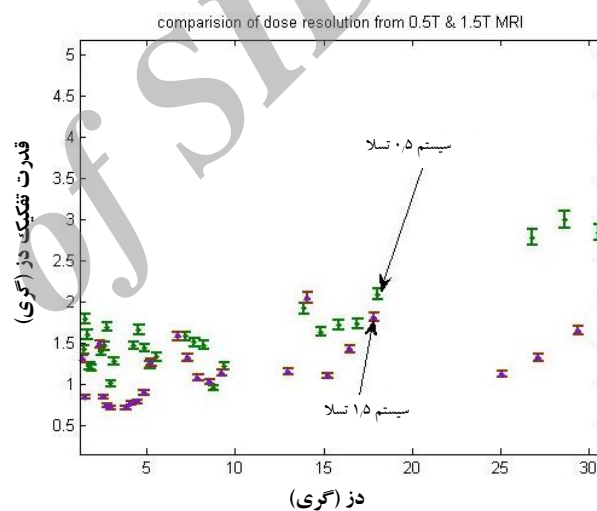
۴. بحث و بررسی

همان‌طور که در مقدمه ذکر شد کارهای گذشته در رابطه با بهینه‌سازی روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی برای خواندن پاسخ دزیتر ژلی در یک میدان مغناطیسی ثابت انجام شده بودند. اثر قدرت میدان مغناطیسی بر پاسخ دزیتر ژلی- پلی‌مری، برای بررسی امکان جای‌گزینی سیستم با میدان مغناطیسی ضعیف‌تر تا حال مورد بررسی قرار نگرفته بود. در حالی که استفاده از سیستم با قدرت میدان مغناطیسی ضعیف‌تر می‌تواند در کاهش هزینه‌ها مؤثر باشد، می‌توان با توجه به بازه‌ی دز جذب شده توسط دزیتر، با از دست دادن مقدار کمی از قدرت تفکیک، هزینه تمام شده دزیتری را تا حد قابل توجهی کاهش داد.

دزیتر ژلی- پلی‌مری MAGICA پس از پرتودهی، با استفاده از دو سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با قدرت‌های مغناطیسی ۰.۵T و ۱.۵T و با پارامترهای نرم‌افزاری بهینه، مورد تصویربرداری قرار گرفت. پس از تبدیل تصاویر به نقشه R₂ منحنی‌های دز- R₂ برای دو دسته تصویر حاصل مورد مقایسه قرار گرفت. حساسیت تصویربرداری با سیستم ۱.۵T ۰.۱۷±۰.۰۰۵ گری بر ثانیه به دست آمد که اندکی از حساسیت ۰.۱۶±۰.۰۰۵ گری بر ثانیه‌ی تصویربرداری با سیستم ۰.۵T، بیش‌تر بود. از دیدگاه نظری نیز چنین انتظاری می‌رفت چرا که با افزایش دز، درصد تبدیل مونومر به پلی‌مر افزایش یافته و تعداد پروتون‌های بیش‌تری تحت تأثیر قرار می‌گیرند، بنابراین افزایش قدرت میدان در دزهای بالاتر تأثیر بیش‌تری خواهد داشت. لذا افزایش R₂ در اثر افزایش دز، در میدان قوی‌تر به مقدار جزئی بیش‌تر خواهد بود. اما همان‌طور که ملاحظه شد این افزایش در حدود ۵٪ است. به جز در مواردی که شیب‌های تند دز وجود دارد مانند براکی‌تراپی LDR، این افت حساسیت تأثیر مشهودی را در دزیتری ایجاد نمی‌کند. مسأله بعدی افزایش مقدار R₂ برای سیستم ۰.۵T بود که با توجه به مبانی نظری تصویربرداری تشدید مغناطیسی [۲۶] این موضوع نیز قابل توجه است. افزایش قدرت میدان مغناطیسی، بردار مغناطیسی خالص (NMV)^(۱۲) بزرگ‌تری را در ماده‌ی مورد تصویربرداری سبب می‌شود و این موضوع، علامت بزرگ‌تری را ایجاد می‌نماید. هر چه علامت بزرگ‌تر شود، زمان T₂ یعنی زمانی که طول می‌کشد تا مغناطیس‌سازی در صفحه‌ی عرضی ۶۳٪ کم شود بیش‌تر است بنابراین R₂ کوچک‌تر خواهد بود. از دیدگاه دیگر می‌توان



شکل ۱. مقایسه‌ی منحنی دز- R₂ دزیتر ژلی- پلی‌مری MAGICA تصویربرداری شده با دو سیستم ۰.۵T و ۱.۵T.



شکل ۲. مقایسه‌ی قدرت تفکیک دز برای سطح اطمینان ۶۸٪ برای تصویربرداری از دزیتر ژلی- پلی‌مری MAGICA به وسیله‌ی دو سیستم ۰.۵ (●) و ۱.۵T (▲).

۳.۳ کم‌ترین دز قابل تشخیص (MDD)

مسلماً اختلاف در D_{Δ}^p باعث اختلاف در کم‌ترین دز قابل تشخیص می‌شود، برای سیستم ۱.۵T مقدار کم‌ترین دز قابل تشخیص برای سطح اطمینان ۶۸٪ برابر با 0.62 ± 0.01 Gy و برای سیستم ۰.۵T مقدار کم‌ترین دز قابل تشخیص برای همان سطح اطمینان تا 1.42 ± 0.04 Gy افزایش یافت. بنابراین در کاربردهایی که نیاز به تشخیص دز در بازه‌ی ۰.۶۲-۱.۴۲ Gy است، لازم است از سیستم تصویربرداری با قدرت میدان مغناطیسی ۱.۵T استفاده شود. البته لازم به ذکر است که در صورت کاهش سطح اطمینان با توجه به جدول ۳ این کمینه‌ی دز قابل تشخیص کاهش می‌یابد.



دزهای پایین برآورد کردند [۱۲]. کار تجربی واتاناب و همکارانش با توجه به رابطه‌های (۵) تا (۷) قابل توجیه است. دو متغیر دیگر نیز در رابطه‌های (۵) تا (۷) وجود دارند که در کنار تعداد پژواک بر قدرت تفکیک دز مؤثر هستند. این دو مقدار

شدت علامت و R_2 هستند. برای هر دز مشخص، $\frac{e^{R_2 T_2}}{S_0}$ دارای

مقدار ثابتی است که این مقدار تعداد پژواک بهینه برای کاهش انحراف معیار R_2 را به دست می‌دهد. اما با توجه به این که در کار حاضر در یک چارچوب تصویربرداری هم دزیمرهای ژلی که دز کم جذب کرده بودند و هم آن‌هایی که بیش از ۳۰ گری دز جذب کرده بودند، وجود داشتند، از حداکثر تعداد پژواک ممکن هر سیستم استفاده شد. نقص کار واتاناب و همکارانش اولاً این بود که برای هر دز جذبی یک پژواک خاص را معرفی کردند که این کار عملاً غیر قابل استفاده است چرا که در یک فانتوم اگر دز بالا وجود داشته باشد حتماً دز پایین هم به دلیل پراکندگی و تضعیف وجود خواهد داشت، پس عملاً باید همیشه از حداکثر تعداد پژواک‌ها استفاده شود. نقص دوم کار آن‌ها عدم توجه به اثر قدرت میدان مغناطیسی سیستم بر پاسخ در راستای بهینه‌سازی روش خواندن بود. در پژوهش حاضر که مسأله‌ی اثر قدرت میدان مطرح شد، دیده شد که در دزهای پایین قدرت میدان ضعیف‌تر جواب‌گو است. پس وقتی حداکثر دز از ۱۷٫۵ گری تجاوز نمی‌کرد سیستم ۰٫۵T قابل استفاده بود. در کار دودین و بالدوک [۱۳] نیز به بهینه‌سازی برخی پارامترهای تصویربرداری تشدید مغناطیسی برای دزیمر ژلی پرداخته شد اما آن‌ها نیز اثر قدرت میدان مغناطیسی بر پاسخ را بررسی نکردند. این نقص که در کارهای پیشین وجود داشت در پژوهش حاضر مورد بررسی قرار گرفت.

همان‌طور که ملاحظه شد تا دز حدود ۱۷٫۵ گری قدرت تفکیک در تصویربرداری با سیستم ۱٫۵T و ۳۲ پژواک نسبت سیستم ۰٫۵T و ۸ پژواک کمی بهتر بود و پس از آن بهبود قدرت تفکیک در تصویربرداری با سیستم ۱٫۵T قابل توجه شد. این موضوع با استفاده از معادله‌های (۵) تا (۷) و نتایج مقدار R_2 (شکل ۱) نیز قابل توجیه است. در صورت کسر معادله‌ی (۵) و هم‌چنین در رابطه‌ی مربوط به I_{sq} در معادله‌ی (۶) یک جمله‌ی نمایی مشاهده می‌شود که در توان آن R_2 وجود دارد. بنابراین انحراف معیار R_2 با افزایش R_2 به صورت نمایی افزایش می‌یابد. همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود در تمام نقاط مقدار R_2

گفت که با افزایش قدرت میدان مغناطیسی، بسامد تشدید که برابر با بسامد لارمور هسته‌های هیدروژن است طبق رابطه‌ی زیر افزایش می‌یابد

$$\omega_0 = B_0 \times \gamma \quad (11)$$

که در آن ω_0 بسامد فرایند، B_0 قدرت میدان مغناطیسی و γ نسبت چرخش مغناطیسی هیدروژن است. با توجه به رابطه‌ی (۱۱) می‌توان گفت که افزایش قدرت میدان مغناطیسی مستلزم انتقال انرژی بیش‌تر از طریق میدان بسامد رادیویی (RF) برای ایجاد تشدید است. زمان T_2 زمانی است که پس از حذف تپ بسامد رادیویی مغناطیسی‌سازی عرضی به ۳۷٪ مقدار اولیه‌ی خود واپاشیده شود. این کاهش از طریق تبادل انرژی هسته‌های هیدروژن با هسته‌های مجاور انجام می‌شود. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که هر چه هسته‌های هیدروژن حامل انرژی بالاتری باشند انتقال انرژی به هسته‌های مجاور زمان بیش‌تری را طلب می‌کند که افزایش مقدار T_2 و کاهش مقدار R_2 را نتیجه می‌دهد. موضوع بعد قدرت تفکیک دز بود که با توجه به نسبت علامت به نوفه قابل توجیه است. با افزایش شدت میدان مغناطیسی، تعداد هسته‌های اسپین بالا نسبت به تعداد هسته‌های اسپین پایین افزایش می‌یابد. بنابراین مغناطیسی‌سازی بیش‌تری برای تصویر در دسترس بوده و نسبت علامت به نوفه افزایش می‌یابد. تعداد پژواک نیز بر انحراف معیار R_2 ، به دنبال آن بر قدرت تفکیک دز مؤثر است. این موضوع هم از لحاظ کیفی قابل درک است چرا که هر چه تعداد پژواک‌ها بیش‌تر شود برآزش داده‌های شدت علامت دقیق‌تر بوده و تفاوت مقدار R_2 دز دو عنصر تصویر که دز یکسانی را دریافت کرده‌اند کم‌تر خواهد بود. بنابراین در تعداد پژواک بیش‌تر قدرت تفکیک دز بهتر خواهد بود. از دیدگاه نظری نیز این موضوع با ملاحظه‌ی معادله‌های (۵) تا (۷) قابل استنتاج است. در معادله‌های مذکور هر چه تعداد پژواک‌ها بیش‌تر شود انحراف معیار R_2 کم‌تر است و قدرت تفکیک دز بهتر می‌شود. مقدار این بهبود با استفاده از رابطه‌ی (۵) با تقریب خوبی قابل استخراج است. واتاناب و همکارانش که اثر تعداد پژواک بر پاسخ دزیمر ژلی را بررسی کردند چنین نتیجه گرفتند که تعداد بهینه‌ی پژواک‌ها وابسته به دز است و هر چه دز جذبی بیش‌تر باشد تعداد اکوی کم‌تری مورد نیاز است. آن‌ها این بازه را از ۴ پژواک برای ۴۵Gy تا ۳۱ پژواک برای

**مرجع‌ها**

1. Y. De Deene, C. Hurley, A. Venning, K. Vergote, M. Mather, B. J. Healy, C. Baldock, A basic study of some normoxic polymer gel dosimeters, *Physics in Medicine and Biology*, 47 (2002) 3441-3463.
2. A. Berg, M. Pernkopf, C. Waldh^{ausl}, W. Schmidt, E. Moser, High resolution MR based polymer dosimetry versus film densitometry: a systematic study based on the modulation transfer function approach, *Phys. Med. Biol.* 49 (2004) 4087-4108.
3. Y. De Deene, Essential characteristics of polymer gel dosimeters, *Journal of Physics Conference Series*, 3 (2004) 34-57.
4. M. Oldham, J. H. Siewerdsen, S. Kumar, J. Wong, D. A. Jaffray, Optical-CT gel dosimetry I: Basic investigations, *Medical Physics*, 40(4) (2003) 623-634.
5. Tim Olding, Oliver Holmes, L. John Schreiner¹, Cone beam optical computed tomography for gel dosimetry I: scanner characterization, *Phys. Med. Biol.* 55 (2010) 2819-2840.
6. M. Hilts, A. Jirasek, C. Duzenli, Technical consideration for implantation of X-ray CT polymer gel dosimetry, *Physics in Medicine and Biology*, 50 (2005) 1727-1745.
7. M. Hilts, X-Ray computed tomography imaging of polymer gel dosimeters, in *Preliminary Proceeding of DOSGEL 2006*, Sherbrooke (Quebec), Canada: University of Sherbrooke.
8. A Crescenti Remo, Jeffrey C Bamber, Mike Partridge, Nigel L Bush, Steve Webb, Characterization of the ultrasonic attenuation coefficient and its frequency dependence in a polymer gel dosimeter, *Phys. Med. Biol.* 52 (2007) 6747-6759.
9. Y. De Deene, Fundamentals of MRI measurements for gel dosimetry, *Journal of Physics Conference Series*, 3 (2004) 87-114.
10. A. J. Venning, B. Hill, S. Brindha, B. J. Healy, C. Baldock, Investigation of the PAGAT polymer gel dosimeter using magnetic resonance imaging, *Physics in Medicine and Biology* Printed in the UK, 50 (2005) 3875-3888.

برای سیستم ۰/۵T بیش تر است پس مقدار انحراف معیار آن نیز باید بیش تر باشد. هرچه دز افزایش یابد مقدار R_2 بیش تر می شود و با افزایش R_2 به دلیل رابطه‌ی نمایی مقدار انحراف معیار، اختلاف دو مقدار انحراف معیار نیز بیش تر می شود.

۵. نتیجه گیری

در کاربردهای دزیمتر ژلی - پلی مری برای کاهش هزینه‌ها تنها وقتی می توان از سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با قدرت میدان مغناطیسی ۰/۵T استفاده کرد. که (۱) حداکثر دز جذبی در آن‌ها ۱۷/۵Gy گری باشد، (۲) از دست رفتن مقدار کمی از قدرت تفکیک از اهمیت بالایی برخوردار نباشد و (۳) دزهای بالای ۱/۴ گری (با سطح اطمینان بیش از ۶۸٪) هدف دزیمتری باشد. در غیر این موارد باید از سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با قدرت میدان مغناطیسی بالاتر استفاده شود.

تقدیر و تشکر

با سلام و تحیت به روح والا مقام استاد فقید و دانشمند شهید، پروفسور مجید شهریاری، از جناب آقای پروفسور دودین به خاطر مکاتبات مفیدی که داشتیم صمیمانه قدردانی می شود. از جناب آقای دکتر زحمتکش به عنوان پایه گذار موضوع دزیمتر ژلی در ایران و به خاطر راهنمایی‌های بسیار مفیدشان تشکر و قدردانی می شود. از پرسنل بخش‌های تصویربرداری انستیتو پرتوپزشکی نوین و کلینیک نور به خاطر همکاری‌های بی دریغشان کمال تشکر به عمل می آید.

پی‌نوشت‌ها

۱. Polymer Gel Dosimeter
۲. Spin-Spin Relaxation Rate
۳. Proton Pool
۴. MRI: Magnetic Resonance Imaging
۵. Head Coil
۶. Signal to Noise Ratio
۷. Body Coil
۸. Pixel
۹. Unrelaxed
۱۰. Coverage Factor
۱۱. Minimum Detectable Dose
۱۲. Net Magnetic Vector



11. M. Lepage, K. McMahon, G. J. Galloway, Y. De Deene, S. A. Back, C. Baldock, Magnetization transfer imaging for polymer gel dosimetry, *Physics in Medicine and Biology*, 47 (2002) 1881-1890.
12. Yoichi Watanabe and Hitoshi Kubo, A variable echo-number method for estimating R2 in MRI-based polymer gel dosimetry, *Med. Phys.*, 38 (2) (2011).
13. Y. De Deene and C. Baldock, Optimization of multiple spin-echo sequences for 3D polymer gel dosimetry, *Physics in Medicine and Biology*, 47 (2002) 3117-3141.
14. C. Baldock, M. Lepage, S. A. Back, P. J. Murry, P. M. Jayasekera, D. Porter, T. Kron, Dose resolution in radiotherapy gel dosimetry: effect of echo spacing in MRI pulse sequence, *Physics in Medicine and Biology*, 46 (2001) 449-460.
15. Heather M Whitney, Daniel F Gochberg, John C Gore, Magnetization transfer proportion: a simplified measure of dose response for polymer gel dosimetry, *Phys. Med. Biol.*, 53 (2008) 7107-7124.
16. G. S. Ibbott, Application of gel dosimetry, *Journal of Physics Conference Series*, 3 (2004) 58-77.
17. S. M. Abtahi, M. Shahriari, M. H. Zahmatkesh, H. Khalafi, Sh. Akhlaghpour, S. Bagheri, A new approach to contrast enhancement in MAGICA gel dosimeter image with MRI technique, *Iran. J. Radiat. Res.*, 6 (3) (2008) 151-156.
18. A. Jirasek, M. Hilts, C. Shaw, P. Baxter, Experimental properties of THPC based normoxic polyacrylamide gels for use in x-ray computed tomography gel dosimetry. in *DOSGEL 2006*. Sherbrook (Quebec), Canada: University of Sherbrook.
19. Helen Gustavsson, Sven A° J Ba°ck, Joakim Medin, Erik Grusell, and Lars E Olsson, Linear energy transfer dependence of a normoxic polymer gel dosimeter investigated using proton beam absorbed dose measurements, *Phys. Med. Biol.*, 49 (2004) 3847-3855.
20. Y. De Deene, A. Venning, C. Hurley, B. J. Healy, C. Baldock, Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters, *Physics in Medicine and Biology*, 47 (14) (2002) 2459-70.
21. H. Gustavsson, A. Karlsson, S. A. Back, L. E. Olsson, P. Haraldsson, P. Engstrom, H. Nystrom, MAGIC-type polymer gel for three-dimensional dosimetry: intensity-modulated radiation therapy verification, *Medical Physics*, 30(6) (2003) 1264-1271.
22. Y. De Deene and C. De. Wagter, Artefacts in multi-echo T₂ imaging for high-precision gel dosimetry: III. Effects of temperature drift during scanning, *Physics in Medicine and Biology*, 46 (2001) 2697-2711.
23. 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 (1998) 85-101.
24. M. Lepage, P. M. Jayasekera, S. A. Back, C. Baldock, Dose resolution optimization of polymer gel dosimeters using different monomers, *Physics in Medicine and Biology*, 46 (2001) 2665-2680.
25. Christian Bayredera, Dietmar Georg, Ewald Moser, Andreas Berg, Basic investigations on the performance of a normoxic polymer gel with tetrakis-hydroxy-methyl-phosphonium chloride as an oxygen scavenger: Reproducibility, accuracy, stability, and dose rate dependence, *Medical Physics*, 33 (7) (2006) 2506-2518.
26. C. Westbrook and C. Kaut, *MRI in Practice*. first ed, ed. Oseney Mead. Oxford, London: Oxford Blackwell Scientific Publications, (1993) 168-169.