



بررسی امکان استفاده از دزیمتر ژل - پلی مر PAGAT برای تعیین توزیع سه بعدی دز در اطراف قلب رآکتور

سید محمدمهدی ابطیحی*^۱، سید محمودرضا آقامیری^۱، حسین خلفی^۲

۱. گروه پرتو پزشکی، دانشکده 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: یکی از مهم‌ترین مواردی که در پرتو دهی نمونه‌ها برای مطالعات فعال‌سازی یا غیر آن در رآکتورهای تحقیقاتی لازم است مدنظر قرار گیرد توزیع سه بعدی دز در فضای اطراف قلب است. دزیمترهای ژل - پلی مر علاوه بر امکان تعیین توزیع‌های پیچیده‌ی دز به صورت سه بعدی دارای ترکیبی مشابه با بافت بدن بوده و خود به صورت یک فانتوم عمل می‌کنند. تاکنون کم‌تر به کاربرد دزیمتر ژلی برای تعیین توزیع دز در میدان‌های مخلوط پرتوهای با چگالی خطی یونش مختلف توجه شده است. در این مطالعه دزیمتر ژل - پلی مر PAGAT پس از تولید در آزمایشگاه، تحت تابش میدان مخلوط نوترون - گامای حاصل از شکافت در قلب رآکتور تحقیقاتی تهران، قرار گرفت و پاسخ ژل با استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) به صورت تغییر در آهنگ بازگشت هسته‌ها مورد بررسی قرار گرفت. پاسخ ژل نسبت به دز جذبی بهنجار شده بررسی شد و از برازش یک دونمایی به داده‌های دز، R_2 به دست آمد. ناحیه‌ای از پاسخ که در آن تغییرات R_2 بر حسب دز بهنجار شده خطی بود به عنوان بازه‌ی دینامیکی انتخاب شد و شیب به عنوان معیاری از حساسیت دزیمتر ژل - پلی مر در میدان مخلوط نوترون - گاما در آن بازه به دست آمد. حساسیت دزیمتر به دز بهنجار شده‌ی حاصل از طیف نوترون - گامای حاصل از شکافت برابر با 1.695 s^{-1} تقریب زده شد. نتایج به دست آمده نشان داد که دزیمتر ژل - پلی مر PAGAT ابزار مناسبی برای تعیین توزیع دز در میدان مخلوط نوترون - گاما است.

کلیدواژه‌ها: دزیمتر ژل - پلی مر PAGAT، قلب رآکتور، میدان مخلوط نوترون - گاما، توزیع دز

Feasibility Study of Using PAGAT Polymer Gel Dosimeter for 3D Dosimetry Around the Reactor Core

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: An important problem for samples irradiation in research reactors is determination of three dimensional dose distributions in the vicinity of reactor core. Polymer gel dosimeters can be used to measure complex three dimensional dose distributions as well as the integrated dose accurately with no dependency on the dose rate. Furthermore, as they are tissue-equivalent, they may be used as a phantom. So far, polymer gel dosimeters have been used for photon, electron, proton, neutron and heavy ions, but there is a lack of application of polymer gel dosimeters for dosimetry of the mixed field of radiation of different linear ionization concentration. In this research, PAGAT polymer gel dosimeters are fabricated in the laboratory and then were irradiated with the mixed neutron gamma field from the fission process of the Tehran Research Reactor. The gel response was determined by the nuclear magnetic resonance imaging technique as a change in the relaxation rate (R_2) of the gel dosimeters. The gel response as a function of normalized dose was investigated and a bi-exponential fitting was adjusted to the dose- R_2 data. The region with a linear response, is called *dynamic range*. The slope of the region as the sensitivity of PAGAT gels to the normalized dose resulted from the neutron-gamma mixed field, was estimated to be 1.695 s^{-1} . The results of this research showed that PAGAT polymer gel dosimeter is a useful tool for 3D dose distribution to determine the neutron gamma mixed field.

Keywords: PAGAT Polymer Gel Dosimeter, Reactor Core, Neutron-Gamma Mixed Field, Dose Distribution

*email: sm_abtahi@sbu.ac.ir

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۶/۲۳ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱۲/۱۵



۱. مقدمه

یکی از مهم‌ترین مواردی که در پرتودهی نمونه‌ها برای مطالعات فعال‌سازی یا غیر آن در رآکتورهای تحقیقاتی لازم است مدنظر قرار گیرد توزیع سه‌بعدی دز در فضای اطراف قلب است. این کار را می‌توان با تعیین دز از طریق قرار دادن دزیمترهای رایج در نقاط مختلف در اطراف قلب و نهایتاً برون‌یابی پاسخ در نقاط بدون دزیمتر تعیین نمود. واضح است در روش مذکور با افزایش تعداد دزیمترها پاسخ دقیق‌تری حاصل خواهد شد. اما برای تعیین نقطه به نقطه‌ی دز، بی‌نهایت دزیمتر لازم است که این، امکان انجام دزیمتری با روش‌های متعارف را ناممکن می‌سازد. مسئله‌ی تعیین نقطه به نقطه‌ی دز در مواردی که گرادیان شدید دز وجود دارد، بسیار مهم می‌شود. استفاده از دزیمترهای ژل- پلی مر^(۱) علاوه بر امکان تعیین توزیع‌های پیچیده‌ی دز به صورت سه‌بعدی دارای ترکیبی مشابه با بافت بدن بوده و خود به صورت یک فانتوم عمل می‌کنند [۱، ۲]. از دیگر مزایای دزیمترهای ژل- پلی مر می‌توان به امکان تعیین دز کامل و عدم وابستگی پاسخ آن‌ها به آهنگ دز اشاره نمود [۱].

دزیمترهای ژل- پلی مر در حقیقت مونومرهایی هستند که به طور یکنواخت در شبکه‌ی ژلاتینی توزیع شده‌اند و در اثر پرتودهی به پلی مر تبدیل شده و با اتصالات عرضی یک شبکه‌ی سه‌بعدی ژل- پلی مر تشکیل می‌دهند. میزان پلی‌مریزاسیون تابعی از مقدار دز جذب شده در دزیمتر ژل- پلی مر است [۳]. پرتو کافت مولکول‌های آب در اثر پرتودهی به تولید الکترون هیدراته و رادیکال‌های فعال \dot{H} و \dot{OH} می‌انجامد، این محصولات پرتو کافت آب با مونومرهای موجود در ژل وارد واکنش شده و ایجاد رادیکال مونومری می‌نمایند. این رادیکال‌های مونومری گسترش پیدا کرده و تولید زنجیره‌های رادیکالی پلی‌مری با طول بلندتر می‌کنند [۴]. افزایش طول این زنجیره‌ها در نهایت با ترکیب رادیکال‌های مختلف و یا انتقال یک اتم هیدروژن از یک رادیکال پلی‌مری به رادیکال پلی‌مری دیگر متوقف می‌شود [۵].

در اثر پلی‌مریزاسیون برخی خواص دزیمتر مانند خواص نوری، عدد هانسفیلد، پارامترهای فراصوتی مانند سرعت انتشار صوت، تضعیف صوت و شدت علامت عبوری و خواص مغناطیسی مانند آهنگ بازگشت اسپین- اسپین، آهنگ بازگشت اسپین- شبکه و انتقال مغناطیسی بین استخرهای^(۲) پرتوتونی مختلف در آن تغییر می‌کند. با توجه به این تغییرات روش‌های مختلفی برای خواندن پاسخ دز در دزیمترهای ژل- پلی مر وجود

دارد. این روش‌ها عبارت‌اند از: توموگرافی کامپیوتری نوری^(۳) [۶، ۷]، توموگرافی کامپیوتری [۸، ۹]، تصویربرداری به روش فراصوتی [۱۰]، و تصویربرداری تشدید مغناطیسی [۱۱، ۱۲، ۱۳]. در این مقاله از روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی استفاده شده است. مبانی روش تصویربرداری مغناطیسی به طور مفصل در متون مختلف بررسی شده است [۱۴، ۱۵]. تحرک پروتون‌های آب متصل به مونومرها با پلی‌مریزاسیون مونومرها کاهش می‌یابد. این کاهش بر آهنگ بازگشت اسپین- اسپین تأثیر گذاشته و باعث افزایش آن می‌شود. بین استخرهای پرتوتونی مختلف واهلش عرضی^(۴) رخ می‌دهد که آهنگ تبادل پروتون بین استخرهای پرتوتونی مختلف در تغییر آهنگ بازگشت مغناطیسی را مؤثر می‌سازد [۲]. تغییر در آهنگ بازگشت اسپین- اسپین را می‌توان با تصویربرداری تشدید مغناطیسی به روش T₂ وزن‌دار آشکار کرد [۱۶، ۱۷].

فرایند ظهور و تکامل دزیمترهای ژلی را می‌توان به سه دوره تقسیم کرد. دوره‌ی اول ظهور دزیمترهای ژلی فریک بود که در آن‌ها پدیده‌ی پخش یون‌های Fe^{3+} باعث عدم پایداری توزیع سه‌بعدی دز در زمان‌های پس از تابش‌دهی می‌شد [۱۸]. با ابداع دزیمترهای ژل- پلی مر این مشکل برطرف شد اما به دلیل اثر منع‌کنندگی اکسیژن در فرایند پلی‌مریزاسیون مراحل تولید در محیط عاری از اکسیژن صورت می‌گرفت که کار تولید را مشکل می‌کرد [۱۹]. با ابداع دزیمترهای نرم اکسیک این مشکل نیز مرتفع شد [۲۰] و دزیمترهای ژلی بر روی میز آزمایشگاه قابلیت تولید پیدا کردند. پس از ابداع دزیمترهای ژل- پلی مر مونومرهای مختلفی برای تولید این نوع دزیمترها معرفی شد [۱۶]. پژوهش‌گران مختلفی کاربردهای دزیمترهای ژلی را برای مقاصد مختلف مورد ارزیابی قرار داده‌اند [۱]. بالداک و دی‌دین مرور مفصلی را در زمینه‌ی روند تکامل ژل دزیمتری انجام داده‌اند [۲].

یکی از کاربردهایی که برای دزیمترهای ژلی مطرح است استفاده از این دزیمترها برای تعیین مؤلفه‌های مختلف دز در درمان از طریق گیراندازی نوترون (BNCT) است. سیمولا و همکارانش [۲۱] پاسخ دز نسبی دزیمتر ژل- پلی مر BANG-3 در نوترون‌های فوق‌گرمایی و در پژوهشی دیگر [۲۲] کاربرد دزیمتر ژل- پلی مر MAGIC در BNCT را مورد ارزیابی قرار دادند. گامبارینی و همکارانش [۲۳، ۲۴] با استفاده از دزیمتر ژلی فریک^(۵) که به آن بور اضافه شده بود مؤلفه‌های مختلف دز در BNCT و هم‌چنین افزایش دز به دلیل حضور بور، در پژوهشی

جدول ۱. مواد لازم برای تولید دزیمتر ژل- پلی‌مر PAGAT

ماده	مقدار
ژلاتین	۵٪
بیس	۳٪
آکریل‌آمید (AA)	۳٪
تتراکیس فسفونیم (THPC)	۵mM
هیدروکینون	۱mM
آب دو بار تقطیر شده	۸۹٪

یکی پس از انحلال کامل دیگری اضافه شدند. آن‌گاه محلول در لوله‌های آزمایشی از جنس پلی‌اتیلن به قطر و طول، به ترتیب، ۲ و ۱۲cm ریخته شد. سپس با یک لایه پارافیلیم سر لوله پوشانده و در ظرف محکم بسته شد تا از ورود هوا به داخل آن جلوگیری به عمل آید. سپس لوله‌های آزمایش به مدت یک شب در دمای 4°C در یخچال نگهداری شد تا شبکه‌ی ژلاتینی سفت شود [۱۲].

نقش ژلاتین ایجاد شبکه‌ی ژلاتینی برای نگهداری پلی‌مرها و حفظ مونومرها و پلی‌مرها در شبکه‌ی سه‌بعدی و حفظ توزیع سه‌بعدی دز با گذشت زمان پس از تابش‌دهی است. در آب معمولی همیشه مقداری رادیکال آزاد وجود دارد که این رادیکال‌های آزاد می‌توانند باعث شروع واکنش پلی‌مریزاسیون یا در اصطلاح پلی‌مریزاسیون خودبه‌خودی شوند. هیدروکینون با رادیکال‌های آزاد پیوند ایجاد نموده و از خود پلی‌مریزاسیون احتمالی جلوگیری می‌کند. در اثر برخورد پرتو با دزیمتر رادیکال‌های آزاد OH^{\bullet} و H^{\bullet} تشکیل می‌شود که آغازگر واکنش پلی‌مریزاسیون هستند. آکریل‌آمید نقش مونومر را دارد که با واسطه‌ی بیس اتصال عرضی ایجاد نموده و شبکه‌ی پلی‌مری را تشکیل می‌دهد. تتراکیس فسفونیم کلرید (THPC) به عنوان آنتی‌اکسیدان است یعنی با اکسیژن پیوند ایجاد نموده و از اثر ممانعت‌کننده‌ی اکسیژن در پلی‌مریزاسیون جلوگیری می‌کند [۲۷].

۲.۲ پرتودهی

پرتودهی ژل‌ها در اطراف قلب رآکتور تحقیقاتی تهران با استفاده از سیستم ریبت پژوهش‌شده‌ی تابش گامای سازمان انرژی اتمی ایران انجام شد. بنابراین ژل‌ها تحت تابش میدان مخلوط نوترون-گامای حاصل از شکافت قرار گرفتند. در سیستم ریبت مذکور نمونه‌ها با استفاده از هوا با فشار ۵Mbar مسافتی معادل ۶۰۰ متر را تا درون استخر رآکتور (تا مجاورت قلب رآکتور) طی کرده و در میدان مخلوط نوترون و گامای حاصل از شکافت اورانیم در زمان‌های قابل تنظیم مورد تابش‌دهی قرار می‌گیرند. پس از اتمام

جداگانه [۲۵] توزیع دز در ستون حرارتی دو رآکتور مختلف را با استفاده از دزیمتر ژلی فریک مورد بررسی قرار داده، نتایج حاصل را با محاسبات مونت کارلو و فعال‌سازی پولک مورد مقایسه قرار دادند. در کاری که پیش از این انجام شد، پاسخ دزیمتر ژل- پلی‌مر PAGAT در نوترون‌های گرمایی مورد ارزیابی قرار گرفت [۲۶].

اگرچه کاربردهای مختلف دزیمتر ژلی برای میدان‌های فوتون و الکترون به وسیله‌ی پژوهش‌گران مختلف مورد توجه بوده است و پژوهش‌گرانی نیز کاربردهای دزیمتر ژلی برای پرتوهایی چون پرتون و یون‌های سنگین‌تر را مورد مطالعه قرار داده‌اند، اما تاکنون به کاربرد دزیمتر ژلی در تعیین توزیع دز در میدان‌های مخلوط پرتوهای با چگالی خطی یونش متفاوت کم‌تر توجه شده است. با توجه به ضرورت تعیین توزیع فضایی مؤلفه‌های مختلف دز در موارد کار با میادین مخلوط نوترون-گاما، دزیمترهای ژل- پلی‌مر با توجه به مشخصاتی که دارند می‌توانند کاندیدای مناسبی برای تعیین توزیع دز در این قبیل میدان‌ها باشند. یکی از مواردی که در آن دزیمتری در میدان مخلوط نوترون-گاما دارای اهمیت خاص است درمان از طریق گیراندازی نوترون در بور است. مورد دیگر تعیین توزیع سه‌بعدی دز در اطراف قلب رآکتورهای تحقیقاتی برای کاربردهای مختلف پرتودهی در قلب رآکتور است. در این پژوهش قابلیت استفاده از دزیمتر ژل- پلی‌مر PAGAT در دزیمتری میدان مخلوط نوترون-گاما مورد بررسی قرار گرفته است.

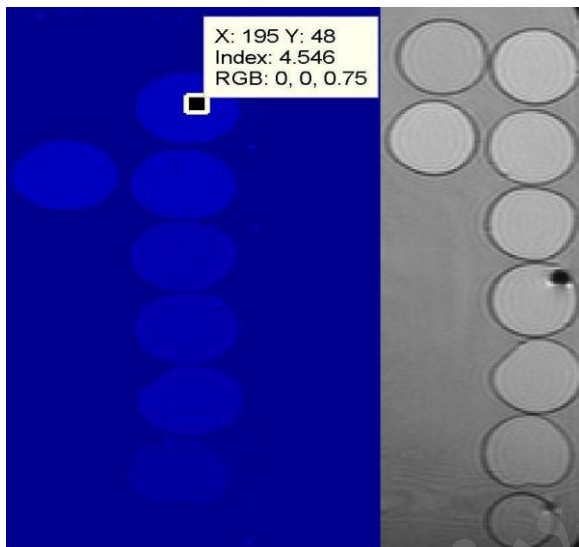
۲. مواد و روش‌ها
۱.۲ تولید دزیمتر ژلی

مراحل تولید دزیمتر ژل- پلی‌مر در این پژوهش براساس کاری که ویننگ و همکارانش [۱۲] انجام دادند قرار داشت. مواد لازم برای تولید دزیمتر ژلی PAGAT در جدول ۱ آورده شده است. برای ساخت دزیمتر ژل- پلی‌مر پس از خیساندن ژلاتین (تهیه شده از شرکت سیگما-آلدریچ) در آب دوبار تقطیر شده به مدت ده دقیقه دمای بشر حاوی ژلاتین و آب بر روی گرم‌کننده‌ی دارای هم‌زن مغناطیسی تا 48°C افزایش داده شد. پس از انحلال کامل ژلاتین، به ترتیب، واسطه‌ی اتصال عرضی بیس^(۶) (تهیه شده از شرکت سیگما-آلدریچ)، مونومر آکریل‌آمید (تهیه شده از شرکت مرک آلمان)، هیدروکینون^(۷) (تهیه شده از شرکت فلوکا) و تتراکیس فسفونیم کلرید^(۸) (تهیه شده از شرکت مرک)



جدول ۲. پروتکل تصویربرداری بهینه از دزیمتر ژلی با سیستم انستیتو پرتو پزشکی نوین

۲۵۶	میدان دید
۲۵۶	اندازه‌ی ماتریس
۵	ضخامت برش
۱۵۰۰	زمان تکرار
۴۰	زمان اکو
۲۰	فاصله زمانی بین اکوها
۶	تعداد برش‌ها
۸	تعداد اکوها
۳	تعداد میانگین‌گیری
۲۵	زمان کل تصویربرداری



شکل ۱. تصویر شدت علامت دزیمترهای پرتو دیده در اطراف قلب رآکتور TRR (سمت راست تصویر) و نقشه‌ی R_p حاصل از آن (سمت چپ تصویر). مقدار index در کادر نمایش داده شده مقدار R_p را برای پیکسل مشخص شده نشان می‌دهد.

همان‌طور که در تصاویر فوق مشاهده می‌شود شکل سطح مقطع ویال‌ها از حالت دایره‌ای خارج شده است. این موضوع به دلیل حرکت شتاب‌دار ویال‌های ژل در طی مسیر ریبت و توقف ناگهانی ویال‌های پرتو دیده است. این ضربات باعث صدمه به بدنه‌ی ویال می‌شود که لازم است در موقع برآورد مقدار R_p به این نکات توجه، و در صورت لزوم نقاط دارای خطا از محاسبات حذف شود. موضوع دیگری که در تصاویر جلب توجه می‌کند مسئله‌ی آرتیفکت رینگ [۱۴] است. این آرتیفکت به صورت دوار هم‌مرکز در تصویر سمت راست شکل ۱ مشاهده می‌شود. چون میانگین‌گیری از R_p ویال‌ها در سطح مقطع ویال انجام می‌شود این آرتیفکت رینگ می‌تواند باعث افزایش انحراف معیار شود.

تابش‌دهی با همان فشار نمونه‌ها به طرف نقطه‌ی آغاز حرکت مکیده می‌شوند. در این آزمایش ابتدا نمونه‌های ۸ گرمی از دزیمتر ژلی PAGAT در سیستم فوق در سه توان ۵، ۲۰ و ۸۰ kW مورد تابش قرار گرفتند تا برآوردی از توان مناسب برای پرتو دهی به دست آید. پس از به دست آمدن توان بهینه‌ی پرتو دهی، در توان ثابت زمان پرتو دهی تغییر داده شد. در توان ثابت، دز جذب شده در دزیمتر ژل- پلی مر با یک ضریب ثابت با زمان پرتو دهی متناسب است.

۳.۲ تصویربرداری و تهیه نقشه‌ی R_p

همان‌طور که بیان شد، برای خواندن پاسخ ژل، از آشکارسازی تغییر مغناطیسی پروتون‌ها به روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی استفاده شد. تصویربرداری از ژل‌ها با سیستم MRI انستیتو پرتو پزشکی نوین انجام گرفت. برای تصویربرداری، ژل‌ها در بویین سر^(۹) قرار داده شدند، چرا که نسبت علامت به نوفه در بویین سر به مراتب از بویین بدن^(۱۰) بیش‌تر است [۲۸].

برای تصویربرداری، ژل‌ها به وسیله‌ی یک نگه‌دارنده در ظرف آب جا داده شدند چرا که تصویربرداری در آب باعث حصول تصاویر با کیفیت بهتر می‌شود [۲۹]. T_2 ($1/R_2$) دزیمتر ژلی بستگی به دمای آن در طول مدت تصویربرداری دارد [۳۰].

بنابراین لازم بود ظرف حاوی ژل‌ها و آب قبل از تصویربرداری برای هم‌دما شدن حداقل یک شب در اتاق MRI قرار داده می‌شدند. به دلیل جذب انرژی RF افزایش دمایی به اندازه‌ی 3°C در حین تصویربرداری MRI وجود داشت که لازم بود با استفاده از نرم‌افزار اصلاح شود [۳۰]. قرار دادن ژل‌ها در این مدت در اتاق MRI علاوه بر هم‌دما شدن فرصت تکمیل فرایند پلی‌مریزاسیون را نیز فراهم می‌آورد. پروتکل تصویربرداری در جدول ۲ داده شده است. در بسته نرم‌افزار MATLAB برای به دست آوردن نقشه‌ی R_p از تصویر MRI یک M-File نوشته شده است. تصویر MRI تک اسلایس دزیمتر ژلی و نقشه‌ی R_p حاصل از آن در شکل ۱ نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود در تصویر ویال میانی ردیف سمت راست ناحیه‌ی سیاه‌رنگ دیده می‌شود که دارای مقدار R_p صفر است. این ناحیه ممکن است به دلیل شکل‌گیری یک حباب هوا در آن قسمت به وجود آمده باشد. در هنگام میانگین‌گیری R_p در ناحیه‌ی مورد نظر این نقاط حذف شدند.



کم‌ترین دز قابل تشخیص (MDD) چنین تعریف می‌شود [۳۲]

$$MDD = \lim_{D \rightarrow 0} (D_{\Delta}^p) \quad (۶)$$

۳. نتایج

۱.۳ توان بهینه پرتودهی

نتایج حاصل از پرتودهی ۱۰ نمونه دزیمتر ژل- پلی‌مر نوع PAGAT در توان‌های مختلف رآکتور در جدول ۳ نمایش داده شده است. براساس اطلاعات این جدول، در توان ۵kW برای دریافت دز تا ناحیه‌ی اشباع دزیمتر زمان زیادی لازم است، لذا حرارت در ناحیه‌ی قلب رآکتور می‌تواند منجر به اختلال در پاسخ شود [۳۳]. در توان ۸۰kW خیلی سریع دزیمتر به ناحیه‌ی اشباع می‌رود، بنابراین توان مناسب برای پرتودهی ۲۰kW تشخیص داده شد.

۲.۳ منحنی دز R_p

پس از تعیین توان بهینه برای پرتودهی ژل‌ها، پاسخ دزیمترهای ژل- پلی‌مر PAGAT برحسب زمان پرتودهی به دست آمد. نتایج عددی آهنگ بازگشت مغناطیسی برحسب زمان پرتودهی در توان ۲۰kW در اطراف قلب رآکتور در جدول ۴ داده شده است و برازش داده‌های جدول ۴ با دونمایی با استفاده از بسته نرم‌افزار MATLAB [۳۴] در شکل‌های ۲ و ۳ نشان داده شده است. خوبی برازش را می‌توان با چهار کمیت R_p ، SSE، Adjusted R_p و RMSE بررسی کرد [۳۵].

انتظار می‌رود مقادیر R_p برحسب دز جذبی به صورت دونمایی تغییر کنند [۳۶]. برازش دونمایی با داده‌های مقادیر R_p برحسب زمان پرتودهی در شکل ۲ داده شده است. نمودار شکل ۲ با رابطه‌ی زیر توصیف می‌شود

$$R_p = 3,879 \times e^{(0,03665 \times t)} - 2,682 e^{(-1/121 \times t)} \quad (۷)$$

که در آن، t نشان‌دهنده‌ی زمان کل پرتودهی است. خوبی برازش در شکل ۲ نمایش داده شده است. پارامترهای برازش بیان‌کننده برازش جذب با داده‌های عددی است.

۴.۲ محاسبه‌ی خطای دز و کم‌ترین دز قابل آشکارسازی

در روش چند نقطه‌ای، نقشه‌ی R_p با برازش شدت علامت‌های عنصرهای تصویر اگوهای مختلف به معادله‌ی نمایی زیر به دست می‌آید [۳۱]

$$S = S_0 \cdot \exp(-R_p TE) \quad (۱)$$

برای به دست آوردن نقشه‌ی دز از تصویر R_p لازم است درجه‌بندی انجام شود. پاسخ دزیمتر ژلی نسبت به دز دریافتی در بازه‌های مشخص خطی بوده و از رابطه‌ی زیر پیروی می‌کند

$$R_p = R_{p,0} + \alpha D_i \quad (۲)$$

قدرت تفکیک دز D_{Δ}^p می‌تواند به صورت کم‌ترین فاصله‌ی جدایی بین دو مقدار دز جذبی قابل تشخیص در نقشه‌ی دز با سطح اطمینان P تعریف شود. دی‌دین و بالدراک رابطه‌ی زیر را برای قدرت تفکیک دز معرفی کردند [۱۷]

$$D_{\Delta}^p = k_p \sqrt{2} \frac{\sigma_{R_p}}{\alpha} \quad (۳)$$

که k_p در آن ضریب پوشش بوده و برای سطوح اطمینان مختلف در ISO1995 داده شده است [۳۲] و α شیب خط برازش شده در بازه‌ی دینامیکی یا همان حساسیت دزیمتر است. تعریف دیگری که برای قدرت تفکیک وجود دارد، قدرت تفکیک دز نسبت به بازه‌ی دینامیکی است که چنین تعریف می‌شود [۲]

$$D_{\Delta\%}^p = \frac{D_{\Delta}^p}{D_{\max} - D_{\min}} = k_p \cdot \sqrt{2} \cdot \frac{\sigma_D}{D_{\max} - D_{\min}} \quad (۴)$$

در مقاله‌ی حاضر با توجه به این که از روش MRI برای خواندن پاسخ استفاده شده است مقدار $D_{\Delta\%}^p$ با $R_{\Delta\%}^p$ برابر است که به صورت زیر تعریف می‌شود [۲]

$$D_{\Delta\%}^p = \frac{D_{\Delta}^p}{D_{\max} - D_{\min}} = k_p \cdot \sqrt{2} \cdot \frac{\sigma_{R_p}}{R_{p,\max} - R_{p,\min}} = R_{\Delta\%}^p \quad (۵)$$

جدول ۳. پاسخ دزیمتر ژل- پلی‌مر نوع PAGAT برحسب توان رآکتور و زمان پرتودهی

P۹	P۸	P۷	P۶	P۵	P۴	P۳	P۲	P۱	نمونه
۳,۸۰۰۵	۳,۷۰۱۱	۳,۵۹۵۸	۳,۵۹۵۶	۳,۵۴۸۹	۳,۴۶۹۷	۳,۴۴۷۷	۲,۷۳۲۶	۲,۳۰۴۱	میانگین R_p
۰,۰۸۳۲	۰,۰۹۰۸	۰,۰۹۷۱	۰,۰۹۶۰	۰,۱۰۳۸	۰,۰۸۱۳	۰,۰۷۱۹	۰,۱۰۳۲	۰,۰۵۶۳	انحراف معیار
۱۰۸	۷۶	۲۵۷	۱۹۸	۱۵۵	۴۰۲	۳۶۰	۱۵۳	۵۱	مدت تابش‌دهی (s)
۸۰	۸۰	۲۰	۲۰	۲۰	۵	۵	۵	۵	توان رآکتور (kW)



جدول ۴. نتایج پرتودهی دزیمترهای ژل- پلی مر در قلب رآکتور تحقیقاتی تهران در توان ۲۰kW

شماره ژل	شاهد	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷
میانگین R_p (s^{-1})	۱,۱۹۴۱	۲,۳۹۵۷	۳,۲۶۷۰	۳,۵۱۱۶	۳,۷۶۰۴	۴,۱۵۸۵	۴,۳۵۸۱	۴,۴۰۷۲
انحراف معیار	۰,۰۹۲۵	۰,۱۲۷۰	۰,۱۱۷۸	۰,۱۱۲۱	۰,۱۰۵۸	۰,۰۹۸۶	۰,۰۹۲۲	۰,۰۹۹۰
درصد خطای نسبی (%)	۷,۷۴۸۲	۵,۳۰۲۸	۳,۶۰۶۰	۳,۱۹۱۸	۲,۸۱۲۵	۲,۳۷۱۲	۲,۱۱۵۲	۲,۲۴۶۸
زمان پرتودهی (min)	۰	۰,۵	۱	۱,۵	۲	۲,۵	۳	۴
$R_{\Delta\%}^P$	-	-	۰,۳۰	۰,۲۸	۰,۲۷	۰,۲۵	۰,۲۳	-

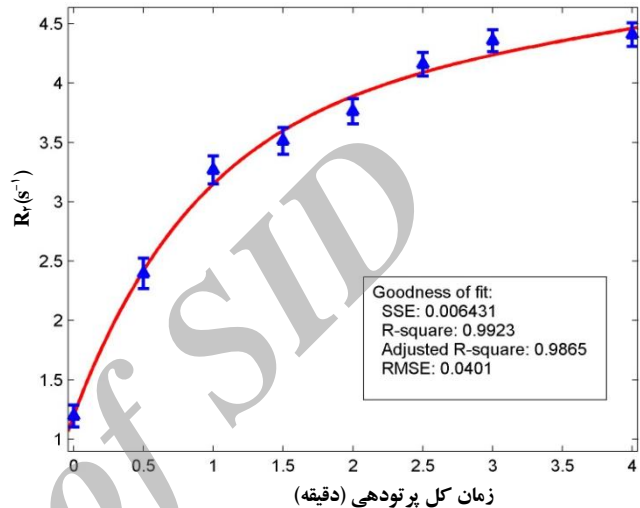
دینامیکی شناخته می‌شود در بر دارنده‌ی بسیاری از خصوصیات دزیمتر از قبیل حساسیت، قدرت تفکیک و کم‌ترین دز قابل اندازه‌گیری است. در بازه‌ی دینامیکی، پاسخ دزیمتر (R_p) متناسب با مقدار دز جذب شده است و همین خاصیت امکان استفاده از دزیمتر برای تعیین توزیع‌های پیچیده‌ی دز به صورت سه‌بعدی را فراهم می‌آورد. این امکان در دزیمترهای متعارف وجود ندارد. برای برازش خطی با ناحیه‌ی مذکور زمان پرتودهی را به ۱ بهنجار می‌کنیم. چون پرتودهی تمام ویال‌ها در یک توان واحد صورت گرفت، می‌توان گفت که مقدار دز جذب شده در تمام ویال‌ها ضریب ثابتی از زمان پرتودهی است. بنابراین اگر دز مربوط به ویال پرتو دیده در زمان بیشینه را برابر با ۱ واحد در نظر بگیریم و دز بقیه‌ی ویال‌ها را به صورت زیر به دست آوریم می‌توانیم نسبت تغییرات پاسخ دزیمتر را با توجه به نسبت تغییرات دز جذب شده به دست آوریم

$$(۸) \quad \frac{\text{زمان پرتودهی ویال مورد نظر}}{\text{بیشینه زمان پرتودهی}} = \text{مقدار بهنجار شده دز}$$

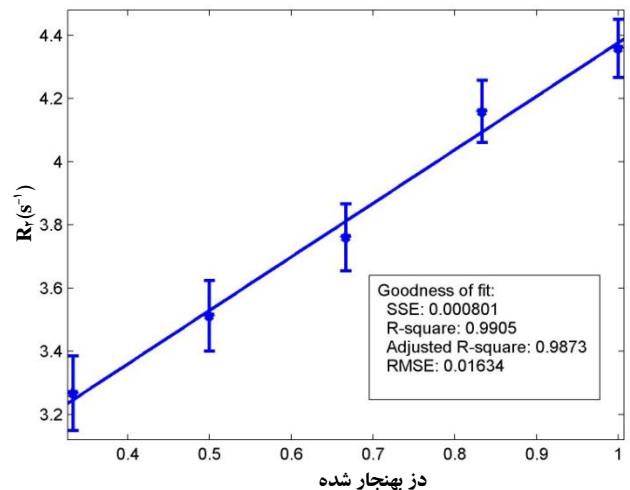
شکل ۳ و رابطه‌ی (۹) نشان‌دهنده‌ی برازش خطی با داده‌های دز بهنجار شده - R_p در بازه‌ی دینامیکی هستند. خوبی برازش خطی با داده‌های مربوط به پاسخ دزیمتر (R_p) برحسب دز بهنجار شده در بازه‌ی دینامیکی در شکل ۳ نمایش داده شده است.

$$(۹) \quad R_p = 1,695 \times ND + 2,681$$

مقادیر مربوط به $R_{\Delta\%}^P$ برای سطح اطمینان ۹۵٪ با استفاده از رابطه‌ی (۵) محاسبه شده و در جدول ۴ داده شده است. با توجه به رابطه‌ی (۹) شیب منحنی در بازه‌ی دینامیکی که معیاری برای حساسیت دزیمتر است برابر با $1,695 s^{-1}$ به دست آمد.

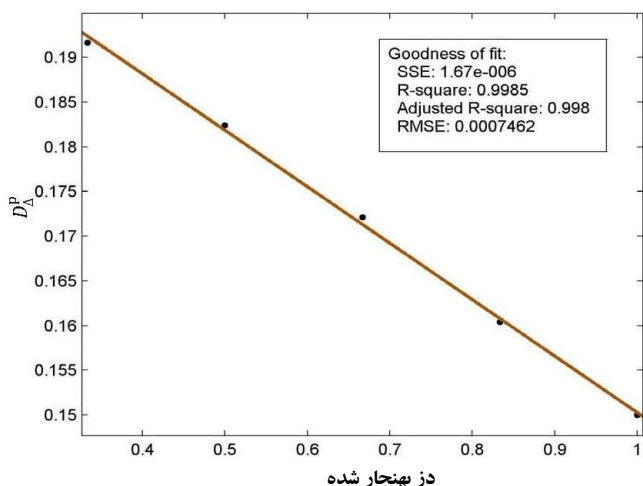


شکل ۲. برازش داده‌های R_p به دونمایی در زمان‌های مختلف پرتودهی در اطراف قلب رآکتور.



شکل ۳. برازش خطی داده‌های R_p به صورت تابعی از دز بهنجار شده در بازه‌ی دینامیکی.

از شکل ۲ به وضوح مشاهده می‌شود که داده‌های R_p مربوط به زمان کل پرتودهی از ۱ دقیقه تا ۳ دقیقه از یک روند خطی پیروی می‌کنند. این ناحیه که در دزیمترها به عنوان بازه‌ی



شکل ۴. تغییرات قدرت تفکیک دز (D_A^P) بر حسب دز بهنجار شده.

۴. بحث و بررسی

دزیمر ژل- پلی مر از نوع PAGAT در بازه‌های زمانی مختلف تحت تابش طیف مخلوط نوترون- گامای حاصل از شکافت در قلب رآکتور تهران قرار گرفت. با توجه به شکل ۲ مقادیر R_2 ، که بر حسب زمان پرتو دهی ضریب ثابتی از دز جذبی به خوبی با تابع دونمایی بود، برازش شد. این موضوع بیان گر پاسخ مناسب و مورد انتظار دزیمر مذکور به طیف مخلوط حاصل از شکافت است. برازش خطی داده‌های دز- R_2 در بازه‌ی دینامیکی بیان گر قابلیت دزیمر مذکور در تعیین توزیع دز در میدان مخلوط نوترون- گاما است. مقدار 0.987 برای R^2 تعدیل شده بیان گر برازش بسیار عالی داده‌های مذکور است. شیب در بازه‌ی دینامیکی که معیاری از حساسیت دزیمر است برابر با 1.695 s^{-1} به دست آمد. قدرت تفکیک دز که برای سطح اطمینان ۹۵٪ دزهای بهنجار شده‌ی مختلف به دست آمد، با افزایش دز افت کرد. دلیل این افت آن است که مقادیر دزهای کم، T_2 های بلند در MRI ایجاد می‌کند. در پروتکل‌های CMPG که برای تصویربرداری از دزیمرهای ژلی مورد استفاده قرار می‌گیرد، در T_2 های بلند یک انتقال تپ صورت می‌گیرد که باعث تخمین کم‌تر از اندازه در محاسبه‌ی T_2 می‌شود. بنابراین در دزهای پایین یک تخمین بیش از اندازه در محاسبه‌ی دز داریم. این اثر در دزهای پایین بیش تر است [۳۸]. بنابراین در دزهای پایین در یک ناحیه‌ی مورد توجه هر چه به سمت مرکز ویال پیش رویم خطا در محاسبه‌ی T_2 بیش تر می‌شود. این افزایش خطا سبب افزایش انحراف معیار و متعاقب آن کاهش قدرت تفکیک دز می‌شود. کم‌ترین دز بهنجار شده‌ی قابل تشخیص برای سطح اطمینان ۹۵٪

قدرت تفکیک دز که با رابطه‌ی ۳ تعریف می‌شود، در این پژوهش به صورت کم‌ترین فاصله بین دو مقدار دز بهنجار شده، قابل محاسبه است. این کمیت به صورت تابعی از دز بهنجار شده برای سطح اطمینان ۹۵٪ در شکل ۴ نمایش داده شده و با رابطه‌ی ۱۰ توصیف می‌شود. با توجه به رابطه‌های (۶) و (۱۰) کم‌ترین دز بهنجار شده برای به جا گذاشتن اثر قابل تشخیص نیز قابل محاسبه است. در پژوهش حاضر با توجه به این که پاسخ دزیمر بر اساس زمان پرتو دهی بررسی شده است، با استفاده از رابطه‌ی (۸) می‌توان کم‌ترین زمانی را که دزیمر باید در توان 20 kW پرتو دهی شود تا اثر قابل اندازه‌گیری ایجاد نماید می‌توان محاسبه نمود. هم‌چنین با استفاده از رابطه‌ی (۸) می‌توان کم‌ترین زمان پرتو دهی لازم برای تفکیک دو مقدار دز را مشخص نمود. شکل ۴ تغییرات D_A^P بر حسب زمان پرتو دهی را نمایش می‌دهد. رابطه‌ی زیر روند این تغییرات را نشان می‌دهد. خوبی برازش در شکل ۴ آورده شده است

$$D_A^P = -0.06316 \times ND + 0.2134 \quad (10)$$

با استفاده از رابطه‌های (۶) و (۱۰) کم‌ترین دز بهنجار شده برای اثر قابل تشخیص در دزیمر ژل- پلی مر ساخته شده 0.21 به دست آمد. با استفاده از شکل ۳ و رابطه‌ی (۹) یک منحنی درجه‌بندی برای دزیمرهای تابش دیده در میدان مخلوط نوترون- گاما به دست می‌آید که نسبت به دز بیشینه بهنجار شده است. حال اگر شرایط پرتو دهی فانتوم ژل مانند پرتو دهی بافت باشد می‌توان توزیع دز در بافت را برای بازه‌های مختلف پرتو دهی تعیین نمود.

با توجه به شکل ۳ و داده‌های مربوط به خوبی برازش این نتیجه حاصل می‌شود که دزیمر ژل- پلی مر از نوع PAGAT در میدان مخلوط نوترون- گاما پاسخ خطی به دست می‌دهد. بر اساس کاری که گوستاوسون و همکارانش [۳۷] انجام داده‌اند پاسخ دزیمر ژل- پلی مر به چگالی رادیکال‌های آزاد تشکیل شده در مسیر پرتو یوننده در ژل وابسته است. در میدان مخلوط نوترون- گامای حاصل از شکافت، ترکیبی از پرتوها با چگالی خطی یونش متفاوت وجود دارد. آنچه مشاهده شد این بود که پاسخ ژل به این میدان مخلوط نیز خطی است. این موضوع، استفاده از این نوع دزیمر برای تعیین توزیع‌های پیچیده‌ی دز مجموع به صورت سه‌بعدی در قلب رآکتور را، که با دزیمرهای متعارف امکان‌پذیر نیست، ممکن می‌سازد.



پی نوشت‌ها:

۱. Polymer Gel Dosimeter
۲. Proton Pools
۳. Optical Computerized Tomography
۴. Cross Relaxation
۵. Fricke
۶. N,N'-Methylene-Bis-Acrylamide (Bis)
۷. Hydroquinone
۸. Tetrakis (Hydroxymethyl) Phosphonium Chloride
۹. Head Coil
۱۰. Body Coil

۲۱/۰ برآورد شد. تمام موارد مذکور بیان‌گر این مطلب هستند که می‌توان دزیمر ژل- پلیمر از نوع PAGAT را برای تعیین توزیع سه‌بعدی دز در میدان مخلوط نوترون- گامای حاصل از شکافت مورد استفاده قرار داد. البته در این کار چون پرتو دهی از طریق سیستم ریت صورت پذیرفت شوک‌های حرکتی به نمونه‌ها وارد شد که باعث به هم ریختن توزیع سه‌بعدی شد. اما از طرفی به دلیل کوچک بودن نمونه‌ها از تغییرات دز در ویال صرف‌نظر شد و فرض شد که نمونه‌ها تحت تابش یکنواخت میدان حاصل از شکافت قرار گرفته‌اند. بنابراین می‌توان از سیستم ریت برای درجه‌بندی ژل‌ها استفاده نمود، اما برای تعیین توزیع سه‌بعدی دز در اطراف قلب رآکتور لازم است فانتوم دزیمر ژلی مستقیماً وارد استخر شده در اطراف قلب رآکتور قرار گیرد. پژوهش حاضر با کار سیمولا و همکارانش در ارتباط با اثر نوترون‌های فوق گرمایی بر دزیمر ژلی نوع BANG-3 [۲۱] و کاربرد دزیمر ژل- پلیمر از نوع MAGIC برای دزیمری BNCT [۲۲] قابل مقایسه است. آن‌ها از دزیمر BANG-3 و MAGIC برای دزیمری باریکه‌ی حاصل از BNCT استفاده نمودند. در پژوهش حاضر از دزیمر PAGAT که ساخت آن از BANG-3 و MAGIC نسبتاً ساده‌تر بود برای تعیین توزیع دز حاصل از شکافت، در اطراف قلب رآکتور استفاده شد.

تقدیر و تشکر

با سلام و تحیت به روان شهید والا مقام دکتر مجید شهریاری، از جناب آقای دکتر زحمتکش به خاطر بحث‌های مفیدی که در زمینه‌ی دزیمرهای ژل- پلیمر داشتیم کمال تشکر و قدردانی به عمل می‌آید. نویسندگان مقاله از پرسنل پژوهشکده‌ی تابش گاما و همچنین پژوهشکده‌ی رآکتور و شتاب‌دهنده‌های سازمان انرژی اتمی به جهت تأمین آزمایشگاه‌ها و همکاری‌های بی‌دریغشان کمال تقدیر و تشکر را دارند. از پرسنل انستیتو پرتو پزشکی نوین نیز به خاطر همکاری‌های مفیدی که داشتند صمیمانه تشکر می‌شود.



1. G.S. Ibbott, Application of gel dosimetry, *Journal of Physics, Conference Series*, 3 (2004) 58-77.
2. C. Baldock, Y. De Deene, S. Doran, G. Ibbott, A. Jirasek, M. Lepage, K.B. McAuley, M. Oldham, L.J. Schreiner, *Polymer gel dosimetry, Phys. Med. Biol.*, 55 (2010) R1-R63.
3. M. Oldham, Baustert, C. Lordy, A.D. Smith, M. McJury, A.P. Warrington, M.O. Leach, S. Webby, An investigation into the dosimetry of a nine-field tomotherapy irradiation using BANG-gel dosimetry, *Phys. Med. Biol.*, 43 (1998) 1113-1132.
4. Y. De Deene, Essential characteristics of polymer gel dosimeters, *Journal of Physics, Conference Series*, 3 (2004) 34-57.
5. 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.
6. 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.
7. Tim Olding, Oliver Holmes, L. John Schreiner, Cone beam optical computed tomography for gel dosimetry I: scanner characterization, *Phys. Med. Biol.*, 55 (2010) 2819-2840.
8. 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.
9. M. Hilts, X-Ray computed tomography imaging of polymer gel dosimeters. in *Preliminary Proceeding of DOSGEL 2006*. Sherbrooke (Quebec), Canada: University of Sherbrooke. (2006).
10. A Crescenti Remo, Jeffrey C Bamber, Mike Partridge, Nigel L Bush, and Steve Webb, Characterization of the ultrasonic attenuation coefficient and its frequency dependence in a polymer gel dosimeter, *Phys. Med. Biol.*, 52 (2007) 6747-6759.
11. Y. De Deene, Fundamentals of MRI measurements for gel dosimetry, *Journal of Physics, Conference Series*, 3 (2004) 87-114.
12. 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.
13. 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.
14. Cathrine Westbrook and Carolyn Kaut, *MRI in Practice*. first ed, ed. Oseney Mead. Oxford, London: Oxford Blackwell Scientific Publications, (1993) 168-169.
15. Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidhold, Jhon M. Boone, *The essential physics of medical imaging Magnetic resonance imaging*. second ed., Baltimore: Williams & Wilkins (1994).
16. 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.
17. 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.
18. Lars E Olsson, Bengt A Wesu, Annette Franssons, and Bo Nordell, Diffusion of ferric ions in agarose dosimeter gels, *Phys. Med. Biol.*, 37 (1992).
19. C. Baldock, R.P. Burford, N. Billingham, G.S. Wagner, S. Patval, R.D. Badawi, S.F. Keevil, Experimental procedure for the manufacture and calibration of polyacrylamide gel (PAG) for magnetic resonance imaging (MRI) radiation dosimetry, *Physics in Medicine and Biology*, 43 (1998) 695-702.
20. P.M. Fong, D.C. Keil, M.D. Does, J.C. Gore, Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere, *Physics in Medicine and Biology*, 46 (12) (2001) 3105-3113.



21. J. Uusi-Simola, S. Savolainen, A. Kangasmäki, S. Heikkinen, Study of the relative dose-response of BANG-3R polymer gel dosimeters in epithermal neutron irradiation, *Phys. Med. Biol.*, 48 (2003) 2895–2906.
22. Jouni UusiSimola, Sami Heikkinen, Petri Kotiluoto, Tom Serén, Tiina Seppälä, Iiro Auterinen, Sauli Savolainen, MAGIC polymer gel for dosimetric verification in boron neutron capture therapy, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 8 (2) (2007).
23. G. Gambarini, C. Birattari, C. Colombi, L. Pirola, G. Rosi, Fricke gel dosimetry in boron neutron capture therapy, *Radiation Protection Dosimetry*, 101 (2002) 419-422.
24. G. Gambarini, V. Collia, S. Gay Petrovich, L. Pirola, G. Rosi, In-phantom imaging of all dose components in boron neutron capture therapy by means of gel dosimeters, *Applied Radiation and Isotopes*, 61 (2004) 759–763.
25. G. Gambarini, S. Agosteo, S. Altieri, S. Bortolussi, M. Carrara, S. Gay, E. Nava, C. Petrovich, G. Rosi, M. Valente, Dose distributions in phantoms irradiated in thermal columns of two different nuclear reactors, *Radiation Protection Dosimetry*, 126 (1–4) (2007) 640–644.
26. S.M. Abtahi, M. Shahriari, M. Zahmatkesh, H. Khalafi, Investigation of the Response of PAGAT Polymer Gel Dosimeter for Thermal Neutrons, *J. of Nuclear Sci. and Tech.*, 53 (2010).
27. A. Jirasek, M. Hiltz, 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 (2006).
28. 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) 1264-71.
29. 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.
30. Y. De Deene and C. De. Wagter, Artefacts in multi-echo T_2 imaging for high-precision gel dosimetry: III. Effects of temperature drift during scanning, *Physics in Medicine and Biology*, 46 (2001) 2697-2711.
31. 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.
32. 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.
33. Y. De Deene, K. Vergote, C. Claeys, C. de Wagter, The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: a comparison between a methacrylic acid based gel and acrylamide based gels, *Phys. Med. Biol.*, 51 (2006) 653-673.
34. MATLAB®-The Language of Technical Computing. © 1994-2008 The Math Works Inc.
35. Joaquim P. Marques de Sá, *Applied Statistics Using SPSS, STATISTICA, MATLAB and R.* second ed, New York: Springer (2007).
36. Y. De Deene, P. Hanselaer, C. De Wagter, E. Achten, W. De Neve†, An investigation of the chemical stability of a monomer/polymer gel dosimeter, *Phys. Med. Biol.*, 45 (2000) 859-878.
37. 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.
38. A. Ertl, A. Berg, M. Zehetmayer, P. Frigo, High-resolution dose profile studies based on MR Imaging with polymer BANGTM gels in stereotactic radiation techniques, *Magnetic Resonance Imaging*, 18 (2000) 343–349.