

# بررسی امکان استفاده از دزیمتر ژل- پلیمر PAGAT برای تعیین توزیع سهبعدی دز در اطراف قلب رآکتور

سید محمدمهدی ابطحی\*<sup>۱</sup>، سید محمودرضا آقامیری<sup>۱</sup>، حسین خلفی<sup>۲</sup> ۱. گروه پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هستهای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران ـ ایران ۲. پژوهشگاه علوم و فنون هستهای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۳۸-۱۵۳۹۵، تهران ـ ایران

چکیده: یکی از مهم ترین مواردی که در پرتودهی نمونه ها برای مطالعات فعال سازی یا غیر آن در رآ کتورهای تحقیقاتی لازم است مدنظر قرار گیرد توزیع سه بعدی دز در فضای اطراف قلب است. دزیمترهای ژل- پلی مر علاوه بر امکان تعیین توزیع های پیچیدهی دز به صورت سه بعدی دارای ترکیبی مشابه با بافت بدن بوده و خود به صورت یک فانتوم عمل می کنند. تاکنون کم تر به کاربرد دزیمتر ژلی برای تعیین توزیع دز در میدان های 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 تصویر برداری تشدید مغناطیسی (MRI) به صورت تغییر در آهنگ بازگشت هسته ها مورد بررسی قرار گرفت. پاسخ ژل نسبت به دز جذبی بهنجار شده بررسی شد و از برازش یک دونمایی به داده های دز، Rr به دست آمد. ناحیه ان از پاسخ که در آن تغییرات Rr برحسب دز بهنجار شده خطی بود به عنوان بازهی دینامیکی انتخاب شد و شیب به عنوان معاری از حساست دزیمتر ژل- پلی مر در میدان مخلوط نوترون- گاما در آن بازه به دست آمد. حساسیت دزیمتر به دز بهنجار شده ی حاصل از طیف نوترون- گامای حاصل از حساست دزیمتر ژل- پلی مر در میدان مخلوط نوترون- گاما در آن بازه منده بر سی قرار گرفت. یاسخ ژل به صورت تغییر در آهنگ بازگشت هسته ها مورد بررسی قرار گرفت. یاسخ ژل نسبت به در جذبی به بخار شده برد می نوان بازه ی دینامیکی انتخاب شد و شیب به عنوان معاری از حساست دزیمتر ژل- پلی مر در میدان مخلوط نوترون- گاما در آن بازه به دست آمد. حساسیت دزیمتر ژل- پلی مر PAGAT ابزار مناسبی برای تعیین توزیع دز در میدان مخلوط نوترون- گاما در آن بازه به

**کلیدواژهها: د**زیمتر ژل- پلیمر PAGAT، قلب رآ کتور، میدان مخلوط نوترون- گاما، توزیع دز

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

S.M. Abtahi<sup>\*1</sup>, S.M. Aghamiri<sup>1</sup>, H. Khalafi<sup>2</sup>

1. Radiation Medicine Department, Nuclear Engineering Faculty, University of Shahid Beheshti, P.O.Box: 1983963113, Tehran – Iran 2. Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, 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<sup>-1</sup>. 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

#### ۱. مقدمه

یکی از مهم ترین 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 می توان با تعیین دز از طریق قرار دادن دزیمترهای رایج در نقاط مختلف در اطراف قلب و نهایتاً برون یابی پاسخ در نقاط بدون دزیمتر تعیین نمود. واضح است در روش مذکور با افزایش تعداد دزيمترها پاسخ دقيق ترى حاصل خواهد شد. اما براى تعيين نقطه به نقطهی دز، بینهایت دزیمتر لازم است که این، امکان انجام دزیمتری با روش های 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– پلیمر<sup>(۱)</sup> علاوه بر امکان تعیین توزیع های پیچیدهی دز به صورت سهبعدی دارای تركيبي مشابه با بافت بدن بوده و خود به صورت يك فانتوم عمل میکنند [۱، ۲]. از دیگر مزایای دزیمترهای ژل- پلیمر می توان 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 شده اند و در اثر پرتودهی به پلی مر تبدیل شده و با اتصالات عرضی یک شبکهی سه بعدی ژل- پلی مر تشکیل می دهند. میزان پلی مریز اسیون تابعی از مقدار دز جذب شده در دزیمتر ژل- پلی مر است [۳]. پرتو کافت مولکول های آب در اثر پرتودهی به تولید الکترون هیدراته و رادیکال های فعال **H**و **H**O می انجامد، این محصولات پرتو کافت آب با مونومرهای موجود در ژل وارد واکنش شده و ایجاد رادیکال مونومری می نمایند. این رادیکال های مونومری بلندتر می کنند [۴]. افزایش طول این زنجیره ها در نهایت با ترکیب رادیکال های مختلف و یا انتقال یک اتم هیدروژن از یک

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<sup>(۲)</sup> پروتونی مختلف در آن تغییر میکند. با توجه به این تغییرات روشهای مختلفی برای خواندن پاسخ دز در دزیمترهای ژل- پلی مر وجود

دارد. این روش ها عبارت اند از: تو مو گرافی کامپیوتری نوری " [۶، ۷]، تو مو گرافی کامپیوتری [۸ ۹]، تصویر برداری به روش فراصوتی [۱۰]، و تصویر برداری تشدید مغناطیسی [۱۱، ۱۲، ۱۳]. در این مقاله از روش تصویر برداری تشدید مغناطیسی استفاده شده است. مبانی روش تصویر برداری مغناطیسی به طور مفصل در متون مختلف بررسی شده است [۲۱، ۱۵]. تحرک پروتون های آب متصل به مونو مرها با پلی مریز اسیون مونو مرها کاهش می یابد. این کاهش بر آهنگ بازگشت اسپین – اسپین تأثیر گذاشته و واهلش عرضی<sup>(۹)</sup> رخ می دهد که آهنگ تبادل پروتون بین استخرهای پروتونی مختلف در تغییر آهنگ بازگشت مغناطیسی را مؤثر می سازد [۲]. تغییر در آهنگ بازگشت اسپین – اسپین را می توان با تصویر برداری تشدید مغناطیسی به روش ۲۲ وزن دار آشکار کرد [۱۰، ۱۷].

فرایند ظهور و تکامل دزیمترهای ژلی را می توان به سه دوره تقسیم کرد. دوره اول ظهور دزیمترهای ژلی فریک بود که در آنها پدیده ی پخش یونهای <sup>\*\*</sup>Fe باعث عدم پایداری توزیع سه بعدی دز در زمانهای پس از تابش دهی می شد [۸]. با ابداع دزیمترهای ژل- پلی مر این مشکل برطرف شد اما به دلیل اثر منع کنندگی اکسیژن در فرایند پلی مریزاسیون مراحل تولید در محیط عاری از اکسیژن صورت می گرفت که کار تولید را مشکل می کرد [۹۹]. 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 [۶۹]. پژوهش گران مختلفی کاربردهای دزیمترهای ژلی را برای مقاصد مختلف مورد مختلفی کاربردهای دزیمترهای ژلی را برای مقاصد مختلف مورد 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– پلیمر BANG-3 در نوترونهای فوق گرمایی و در پژوهشی دیگر [۲۲] کاربرد دزیمتر ژل– پلیمر MAGIC در BNCT را مورد ارزیابی قرار دادند. گامبارینی و همکارانش [۲۳، ۲۴] با استفاده از دزیمتر ژلی فریک<sup>(۵)</sup> که به آن بور اضافه شده بود مؤلفههای مختلف دز در BNCT و همچنین افزایش دز به دلیل حضور بور، در پژوهشی



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 مونتکارلو 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 پژوهش گران مختلف مورد توجه بوده است و پژوهش گرانی نیز کاربردهای دزیمتر ژلی برای پرتوهایی چون پروتون و یونهای سنگین تر را مورد مطالعه قرار دادهاند، اما تاکنون به کاربرد دزیمتر ژلی در تعیین توریع دز در میدانهای مخلوط پر توهای با چگالی خطی یونش متفاوت کم تر 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 می توانند کاندیدای مناسبی برای تعیین توزیع در 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 ونینگ و همکارانش [۱۲] انجام دادند قرار داشت. مواد لازم برای تولید دزیمتر ژلی PAGAT در جدول ۱ آورده شده است.

برای ساخت دزیمتر ژل- پلی مر 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 گرم کنندهی دارای همزن مغناطیسی تا C°۴۸ افزایش داده شد. پس از انحلال کامل ژلاتین، به ترتیب، واسطهی اتصال عرضی بیس<sup>(۹)</sup> (تهیه شده از شرکت سیگما- آلدریچ)، مونومر آکریل آمید (تهیه شده از شرکت مرک آلمان)، هیدروکینون<sup>(۱)</sup> (تهیه شده از شرکت فلوکا) و تتراکیس فسفونیم کلرید<sup>(۱)</sup> (تهیه شده از شرکت مرک)

جدول ۱. مواد لازم برای تولید دزیمتر ژل- پلی مر PAGAT

مقدار	ماده
۵./	ژلات <u>ين</u>
۳%.	بيس
۳'/.	آکریل آمید (AA)
۵mM	تتراكيس فسفونيم (THPC)
١mM	هيدرو كينون
٨٩٪.	آب دو بار تقطیر شده

یکی پس از انحلال کامل دیگری اضافه شدند. آنگاه محلول در لولههای آزمایشی از جنس پلی اتیلن به قطر و طول، به ترتیب، ۲ و ۱۲cm ریخته شد. سپس با یک لایه ی پارافیلم 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 °۴ در یخچال نگهداری شد تا شبکه ی 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 تابش دهی است. در آب معمولی همیشه مقداری رادیکال آزاد وجود دارد که این رادیکالهای آزاد می توانند باعث شروع واکنش پلیمریز اسیون یا در اصطلاح پلیمریز اسیون خودبه خودی شوند. هیدروکینون با رادیکالهای آزاد پیوند ایجاد نموده و از خود پلیمریز اسیون رادیکالهای آزاد نیوند ایجاد نموده و از خود پلیمریز اسیون رادیکالهای آزاد نوب ای و او مه تشکیل می شود که آغاز گر واکنش پلیمریز اسیون هستند. آکریل آمید نقش مونومر را دارد که با واسطهی پس اتصال عرضی ایجاد نموده و شبکهی پلیمری را تشکیل می دهد. تتر اکیس فسفونیم کلرید (THP) به عنوان آنتی اکسیدان است یعنی با اکسیژن پیوند ایجاد نموده و از اثر

#### ۲.۲ پر تودهی

پرتودهی ژلها در اطراف قلب رآکتور تحقیقاتی تهران با استفاده از سیستم ربیت پژوهشکدهی تابش گامای سازمان انرژی اتمی ایران انجام شد. بنابراین ژلها تحت تابش میدان مخلوط نوترون گامای حاصل از شکافت قرار گرفتند. در سیستم ربیت 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 تابش دهی قرار می گیرند. پس از اتمام

تابش دهی با همان فشار نمونه ها به طرف نقطه ی آغاز حرکت مکیده می شوند. در این آزمایش ابتدا نمونه های ۸ گرمی از دزیمتر ژلی PAGAT در سیستم فوق در سه توان ۵، ۲۰ و ۸۰kW مورد تابش قرار گرفتند تا بر آوردی از توان مناسب برای پر تودهی به دست آید. پس از به دست آمدن توان بهینه ی پر تودهی، در توان ثابت زمان پر تودهی تغییر داده شد. در توان ثابت، دز جذب شده در دزیمتر ژل- پلی مر با یک ضریب ثابت با زمان پر تودهی متناسب است.

#### R<sub>۲</sub> تصویربرداری و تهیهی نقشهی R<sub>۲</sub>

همان طور 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 پرتوپزشکی نوین انجام گرفت. برای تصویربرداری، ژلها در بوبین سر<sup>(۹)</sup> قرار داده شدند، چرا که نسبت علامت به نوفه در بوبین سر به مراتب از بوبین بدن<sup>(۱۰)</sup> بیش تر 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 می شود [۲۹]. ۲۲ (۱/R۲) دزیمتر ژلی بستگی به دمای آن در طول مدت تصویر بر داری دارد [۳۰]. بنابراین لازم بود ظرف حاوی ژلها و آب قبل از تصویربرداری برای همدما شدن حداقل یک شب در اتاق MRI قرار داده می شدند. به دلیل جذب انرژی RF افزایش دمایی به اندازهی ۳°C در حین تصویربرداری MRI وجود داشت که لازم بود با استفاده از نرمافزار اصلاح شود [۳۰]. قرار دادن ژل.ها 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<sub>۲</sub> از تصویر MRI یک M-File نوشته شده است. تصویر MRI تک اسلایس دزیمتر ژلی و نقشهی R حاصل از آن در شکل ۱ نشان داده شده است. همان طور که در شکل ۱ مشاهده می شود در تصویر ویال میانی ردیف سمت راست ناحیهای سیاهرنگ دیده می شود که دارای مقدار R<sub>۲</sub> صفر است. این ناحیه ممکن است به دلیل شکل گیری یک حباب هوا در آن قسمت به وجود آمده باشد. در هنگام میانگین گیری R<sub>۲</sub> در ناحیهی موردنظر این نقاط حذف شدند.

		پزشكي نوين
109	میدان دید	
109	اندازهي ماتريس	
۵	ضخامت برش	
10	زمان تكرار	
۴.	زمان اكو	
۲۰	فاصله زماني بين اكوها	
۶	تعداد برشها	
٨	تعداد اكوها	
٣	تعداد میانگین گیری	
۲۵	زمان کل تصویربرداری	



**شکل ۱.** تصویر شدت علامت دزیمترهای پرتو دیده در اطراف قلب رآکتور TRR (سمت راست تصویر) و نقشهی <sub>R</sub>۲ حاصل از آن (سمت چپ تصویر). مقدار index در کادر نمایش داده شده مقدار <sub>R</sub>۲ را برای پیکسل مشخص شده نشان میدهد.

همان طور که در تصاویر فوق مشاهده می شود شکل سطح مقطع ویال ها از حالت دایره ای خارج شده است. این موضوع به دلیل حرکت شتاب دار ویال های ژل در طی مسیر ربیت و توقف ناگهانی ویال های پرتودیده است. این ضربات باعث صدمه به بدنه ویال می شود که لازم است در موقع بر آورد مقدار R، به این نکات توجه، و در صورت لزوم نقاط دارای خطا از محاسبات حذف شود. موضوع دیگری که در تصاویر جلب توجه می کند مسئله ی آرتیفکت رینگ [۱۴] است. این آرتیفکت به صورت دوایر هم مرکز در تصویر سمت راست شکل ۱ مشاهده می شود. چون میانگین گیری از R ویال ها در سطح مقطع ویال انجام می شود این آرتیفکت رینگ می تواند باعث افزایش انحراف معیار شود.

۲.٤ محاسبهی خطای دز و کمترین دز قابل آشکارسازی
 در روش چند نقطهای، نقشهی R<sub>1</sub> با برازش شدت علامتهای
 عنصرهای تصویر اکوهای مختلف به معادلهی نمایی زیر به دست
 می آید [۳1]
 S=S<sub>o</sub>exp(-R<sub>1</sub>TE)

برای به دست آوردن نقشهی دز از تصویر R<sub>Y</sub> لازم است درجهبندی انجام شود. پاسخ دزیمتر ژلی نسبت به دز دریافتی در بازههای مشخص خطی بوده و از رابطهی زیر پیروی می کند R<sub>Y</sub>=R<sub>Y,0</sub>+αD<sub>i</sub> (۲)

قدرت تفکیک دز  $D^{P}_{\Delta}$  می تواند به صورت کم ترین فاصله ی جدایی بین دو مقدار دز جذبی قابل تشخیص در نقشه ی دز با سطح اطمینان P تعریف شود. دی دین و بالدا ک رابطه ی زیر را برای قدرت تفکیک دز معرفی کردند [۱۷] (۳)  $D^{P}_{\Delta} = k_{p} \sqrt{r} \frac{\sigma_{R\gamma}}{\alpha}$ 

که <sub>p</sub>k در آن ضریب پوشش بوده و برای سطوح اطمینان مختلف در ISO1995 داده شده است [۳۲] و ۵ 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 می شود [۲]

$$\mathbf{D}_{\Delta\%}^{\mathrm{p}} = \frac{\mathbf{D}_{\Delta}^{\mathrm{p}}}{\mathbf{D}_{\mathrm{max}} - \mathbf{D}_{\mathrm{min}}} = \mathbf{k}_{\mathrm{p}} \cdot \sqrt{\mathbf{r}} \cdot \frac{\mathbf{\sigma}_{\mathrm{D}}}{\mathbf{D}_{\mathrm{max}} - \mathbf{D}_{\mathrm{min}}} \qquad (\mathbf{\hat{r}})$$

در مقالهی حاضر با توجه به این که از روش MRI برای خواندن پاسخ استفاده شده است مقدار  $D^p_{\Delta \%}$ با  $R^p_{\Delta \%}$ برابر است که به صورت زیر تعریف می شود [۲]

$$\mathbf{D}_{\Delta\%}^{p} = \frac{\mathbf{D}_{\Delta}^{p}}{\mathbf{D}_{max} - \mathbf{D}_{min}} = \mathbf{k}_{p} \cdot \sqrt{\mathbf{r}} \cdot \frac{\sigma_{R\tau}}{\mathbf{R}_{\tau max} - \mathbf{R}_{\tau min}} = \mathbf{R}_{\Delta\%}^{p} \quad (\Delta)$$

[۳۲] کم ترین دز قابل تشخیص (MDD) چنین تعریف می شود  

$$MDD = \lim_{D\to\infty} (D^{p}_{\Delta})$$
(9)

# ۳. نتایج ۱.۳ توان بهینهی پرتودهی

نتایج حاصل از پرتودهی ۱۰ نمونه دزیمتر ژل- پلی مر 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 می تواند منجر به اختلال در پاسخ شود [۳۳]. در توان ۸۰kW خیلی سریع دزیمتر به ناحیهی اشباع می رود، بنابراین توان مناسب برای پرتودهی ۲۰kW

#### ۲.۳ منحنی دز R

پس از تعیین توان بهینه برای پرتودهی ژلها، پاسخ دزیمترهای ژل- پلی مر 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 [۳۳] در شکلهای ۲ و ۳ نشان داده شده است. خوبی برازش را میتوان با چهار کمیت SSE ۲۶، ۳۹ همده ای

انتظار میرود مقادیر R<sub>۲</sub> برحسب دز جذبی به صورت دونمایی تغییر کند [۳۶]. برازش دونمایی با دادههای مقادیر R<sub>۲</sub> برحسب زمان پرتودهی در شکل ۲ داده شده است. نمودار شکل ۲ با رابطهی زیر توصیف می شود

$$R_{\gamma} = \Upsilon / \Lambda V \P \times e^{(\cdot / \cdot \Upsilon 9 \Re \Delta \times t)} - \Upsilon / \Re \Lambda \Upsilon e^{(-1/1 \Upsilon 1 \times t)}$$
(V)

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.

<b>جملول</b> ۱. پاسخ دریمتر رک- پلی مر نوع ADAT ابر حسب نوان را کنور و زمان پر نودهی									
P٩	Ρл	P٧	P۶	P۵	P۴	P۳	P۲	P١	نمونه
۳٬۸۰۰۵	۳/۷۰۱۱	۳,۵۹۵۸	3409	۳,۵۴л۹	3,4997	۳,۴۴۷۷	2/2229	2,2.41	میانگین R
• /• ٨٣٢	۰,۰۹۰۸	• /• ٩٧١	•,•99•	۰,۱۰۳۸	•,•^14	•,•٧١٩	•/1•٣٢	۰,۵۶۳	انحراف معيار
۱۰۸	۷۶	YOV	197	100	4.1	36.	104	01	مدت تابشدهی (s)
٨.	٨٠	۲۰	۲۰	۲۰	۵	۵	۵	۵	توان ر آکتور (kW)

DACAT .

**جدول ٤**. نتایج پرتودهی دزیمترهای ژل- پلیمر در قلب رآکتور تحقیقاتی تهران در توان ۲۰kW ç ۵ شاهد شماره ژل ٧ ۴ ٣ میانگین R<sub>۲</sub> ((s-') F.F.VY 4,0011 4,1010 7,19.4 7,0119 7,790. 1, 4901 1,1941 . 1.01 ..... .... ... 919 .1111 . 111. . . 970 · /11VA انحراف معيار 1,1491 1,1101 1/111 1,110 3,1911 8,9.9. 0, 4. 11 ٧,٧۴٨٢ درصد خطای نسبی (٪) زمان ير تودهي (min) ۴ ٣ ۵,۲ ۲ ۵,۱ ۱ ۰٫۵ •  $R^p_{\Delta\%}$ • , ٣٣ .,10 • ۲۷ ٠,٢٨ ٠,٣٠ \_



**شکل ۲.** برازش دادههای R<sub>۲</sub> به دونمایی در زمانهای مختلف پرتودهی د اطراف قلب رآکتور.



**شکل ۳.** برازش خطی دادههای R<sub>۲</sub> به صورت تابعی از دز بهنجار شده در بازهی دینامیکی.

از شکل ۲ به وضوح مشاهده می شود که داده های R<sub>۲</sub> 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

دینامیکی شناخته می شود در بر دارنده ی بسیاری از خصوصیات دزیمتر از قبیل حساسیت، قدرت تفکیک و کمترین دز قابل اندازه گیری است. در بازه ی دینامیکی، پاسخ دزیمتر (Rx) متناسب با مقدار دز جذب شده است و همین خاصیت امکان استفاده از دزیمتر برای تعیین توزیع های پیچیده ی دز به صورت سهبعدی را فراهم می آورد. این امکان در دزیمترهای متعارف وجود ندارد. برای برازش خطی با ناحیه ی مذکور زمان پر تودهی را به ۱ بهنجار می کنیم. چون پر تودهی تمام ویالها در یک توان واحد صورت گرفت، می توان گفت که مقدار دز جذب شده در مربوط به ویال پر تودیده در زمان بیشینه را برابر با ۱ واحد در نظر بگیریم و دز بقیه ی ویالها را به صورت زیر به دست آوریم می توانیم نسبت تغییرات پاسخ دزیمتر را با توجه به نسبت تغییرات دز جذب شده به دست آوریم

شکل ۳ و رابطهی (۹) نشاندهندهی برازش خطی با دادههای دز بهنجار شده- <sub>۲</sub>R در بازهی دینامیکی هستند. خوبی برازش خطی با دادههای مربوط به پاسخ دزیمتر (R<sub>۲</sub>) بر حسب دز بهنجار شده در بازهی دینامیکی در شکل ۳ نمایش داده شده است. (۹)

مقادیر مربوط به R<sup>p</sup><sub>۵%</sub> 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 <sup>1–</sup>۶ ۱٬۶۹۵ به دست آمد.

یکی قدرت تفکیک دز که با رابطهی ۳ تعریف می شود، در این پژوهش به صورت کم ترین فاصله بین دو مقدار دز بهنجار شده،



شکل ٤. تغییرات قدرت تفکیک دز  $(D^{p}_{\Lambda})$  برحسب دز بهنجار شده.

٤. بحث و بررسی

دزیمتر ژل- پلیمر 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، که برحسب زمان پرتودهی ضریب ثابتی از دز جذبی به خوبی با تابع دونمايي بود، برازش شد. اين موضوع بيان گر پاسخ مناسب و مورد انتظار دزیمتر مذکور به طیف مخلوط حاصل از شکافت است. برازش خطی دادههای دز– R<sub>۲</sub> در بازهی دینامیکی بیانگر قابلیت دزیمتر مذکور در تعیین توزیع دز در میدان مخلوط نوترون– گاما است. مقدار ۰٬۹۸۷ برای R<sup>۲</sup> تعدیل شده بیانگر برازش بسیار عالی دادههای مذکور است. شیب در بازهی دینامیکی که معیاری از حساسیت دزیمتر است برابر با <sup>۱</sup>-۱٬۶۹۵ 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، T۲های بلند در MRI ایجاد میکند. در پروتکل های CMPG که برای تصویربرداری از دزیمترهای ژلی مورد استفاده قرار می گیرد، در T۲های بلند یک انتقال تپ صورت می گیرد که باعث تخمین کم تر از اندازه در محاسبهی T۲ می شود. 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 هرچه به سمت مرکز ویال پیش رویم خطا در محاسبهی T۲ بیش تر می شود. این افزایش خطا سبب افزایش انحراف معیار و متعاقب آن کاهش قدرت تفکیک دز می شود. کم ترین دز بهنجار شده ی قابل تشخیص برای سطح اطمینان ٪۹۵، ۱۰ توصیف میشود. با توجه به رابطه های (۶) و (۱۰) کم ترین دز بهنجار شده برای به جا گذاشتن اثر قابل تشخیص نیز قابل محاسبه است. در پژوهش حاضر با توجه به این که پاسخ دزیمتر براساس زمان پرتودهی بررسی شده است، با استفاده از رابطهی (۸) می توان کم ترین زمانی پر تودهی شود تا اثر قابل اندازه گیری ایجاد نماید می توان محاسبه نمود. هم چنین با استفاده از رابطهی (۸) می توان کم ترین زمان پرتودهی لازم برای تفکیک دو مقدار دز را مشخص نمود. شکل پرتودهی لازم برای تفکیک دو مقدار دز را مشخص نمود. شکل بر تغییرات Δ<sup>A</sup> برحسب زمان پرتودهی را نمایش می دهد. رابطهی زیر روند این تغییرات را نشان می دهد. خوبی برازش در شکل ۴ آورده شده است

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

 $D^{p}_{\Lambda} = - \cdot / \cdot 9^{\mu} 19 \times ND + \cdot / 11^{\mu}$  (1.)

با استفاده از رابطههای (۶) و (۱۰) کم ترین دز بهنجار شده برای اثر قابل تشخیص در دزیمتر ژل- پلیمر ساخته شده ۲۱، به دست آمد. با استفاده از شکل ۳ و رابطهی (۹) یک منحنی درجهبندی برای دزیمترهای تابش دیده در میدان مخلوط نوترون- گاما به دست می آید که نسبت به دز بیشینه بهنجار شده است. حال اگر شرایط پرتودهی فانتوم ژل مانند پرتودهی بافت باشد می توان توزیع دز در بافت را برای بازههای مختلف پرتودهی تعیین نمود.

با توجه به شکل ۳ و داده های مربوط به خوبی برازش این نتیجه حاصل می شود که دزیمتر ژل – پلی مر از نوع PAGAT در میدان مخلوط نوترون – گاما پاسخ خطی به دست می دهد. براساس کاری که گوستاوسون و همکارانش [۳۷] انجام داده اند پاسخ دزیمتر ژل – پلی مر به چگالی رادیکال های 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. آن چه مشاهده شد این بود که پاسخ ژل به این میدان مخلوط نیز خطی است. این موضوع، استفاده از این نوع دزیمتر برای تعیین توزیع های پیچیدهی دز مجموع به صورت سه بعدی در قلب رآکتور را، که با دزیمترهای متعارف امکان پذیر نیست، ممکن می سازد.



یےنوشتھا:

- 1. Polymer Gel Dosimeter
- Y. Proton Pools
- Optical Computerized Tomography
- Cross Relaxation
- ۵. Fricke
- 9. N,N'-Methylene-Bis-Acrylamide (Bis)
- V. Hydroquinone
- A. Tetrakis (Hydroxymethyl) Phosphonium Chloride
- ۹. Head Coil
- ۱۰. Body Coil

۲۱، برآورد شد. تمام موارد مذکور بیان گر این مطلب هستند که مى توان دزيمتر ژل- پلىمر از نوع PAGAT را براى تعيين توزيع سهبعدی دز در میدان مخلوط نوترون- گامای حاصل از شکافت مورد استفاده قرار داد. البته در این کار چون پرتودهی از طریق سیستم ربیت صورت پذیرفت شوکهای حرکتی به نمونهها وارد شد که باعث به هم ریختن توزیع سهبعدی شد. اما از طرفی به دلیل کو چک بودن نمونه ها از تغییرات دز در ویال صرفنظر شد و فرض شد که نمونهها تحت تابش یکنواخت میدان حاصل از شکافت قرار گرفتهاند. بنابراین می توان از سیستم ربیت برای درجهبندی ژلها استفاده نمود، اما برای تعیین توزیع سهبعدی دز در اطراف قلب رآکتور لازم است فانتوم دزیمتر 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 دزیمتر ژلی نوع BANG-3 [۲۱] و کاربرد دزیمتر ژل- پلیمر از نوع MAGIC برای دزیمتری BNCT [٢٢] قابل مقايسه است. آنها از دزيمتر BANG-3 و MAGIC برای دزیمتری باریکهی حاصل از BNCT استفاده نمودند. در پژوهش حاضر از دزیمتر 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.

#### تق*د*یر 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 دزیمترهای ژل– پلیمر داشتیم کمال تشکر و قدردانی به عمل می آید. نویسندگان مقاله از پرسنل پژوهشکدهی تابش گاما و همچنین پژوهشکدهی رآکتور و شتابدهندههای سازمان انرژی اتمی به جهت تأمین آزمایشگاهها و همکاریهای بی دریغشان کمال تقدیر و تشکر را دارند. از پرسنل انستیتو پرتو پزشکی نوین نیز به خاطر همکاریهای مفیدی که داشتند صمیمانه تشکر می شود.



- 1. G.S. Ibbott, Application of gel dosimetry, Journal of Physics, Conference Series, 3 (2004) 58-77.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Cathrine Westbrook and Carolyn Kaut, MRI in Practice. frist ed, ed. Oseney Mead. Oxford, Londan: 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.
- 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.
- Lars E Olssontll, Bengt A Wesuin, Annette Franssons, and Bo Nordellf, Diffusion of ferric ions in agarose dosimeter gels, Phys. Med. Bid., 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. Kangasm¨aki, 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. Valente1, 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. 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 (2006).
- 28. H. Gustavsson, A. Karlsson, S.A. Back, L.E. Olsson, P. Haraldsson, P. Engstrom, H. Nystrom, MAGIC-type polymer gel for threedimensional 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. Akhlaghpoor, 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<sup>®</sup>-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<sup>†</sup>, 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 withpolymer BANGTM gels in stereotactic radiation techniques, Magnetic Resonance Imaging, 18 (2000) 343–349.