



بررسی پاسخ دزیمر ژلی - پلی مری PAGAT به نوترون‌های گرمایی

سیدمحمد مهدی ابطی*^۱، مجید شهریاری^۲، حسین خلفی^۳، محمدحسین زحمتکش^۴

۱- گروه پر توپزشکی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران - ایران

۲- گروه کاربرد پر توها، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران - ایران

۳- پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۴۳۹۵-۸۳۶، تهران - ایران

۴- انستیتو پر تو پزشکی نوین، صندوق پستی: ۱۴۶۶۶۴۳۶۹۱، تهران - ایران

چکیده: مزیت دزیمر ژلی - پلی مری توانایی منحصر به فرد آن در اندازه گیری دز به صورت سه بعدی و انتگرالی و همچنین قابلیت شکل دهی آن به صورت شبه انسان می باشد. در این مطالعه دزیمر ژلی - پلی مری PAGAT در ستون گرمایی رآکتور تحقیقاتی تهران، تحت تابش نوترون‌های حاصل از شکافت که انرژی آن‌ها تا حد گرمایی شدن کاهش یافته بود، قرار گرفت و پاسخ ژل با استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) به صورت تغییر در آهنگ بازگشت هسته‌ها مورد بررسی قرار گرفت. خطی بودن پاسخ ژل نسبت به دز مؤثر و دز جذبی نوترون‌های گرمایی، دقت فضایی آشکارساز، خطای درجه بندی و کمترین دز قابل تشخیص توسط دزیمر ژلی - پلی مری مورد بررسی قرار گرفت. برای درجه بندی پاسخ ژل (R_2) نسبت به دز دریافتی، توزیع شار نوترونی در ستون گرمایی به روش فعال سازی نوترونی پولک طلا تعیین شد و با استفاده از ضرایب تبدیل شار به دز مؤثر داده شده در توصیه ANSI/ANS-6.1.1-1997، دز معادل و با استفاده از عامل کیفیت QF داده شده، دز جذبی نقشه‌ی شار مذکور به دست آمد. نتایج به دست آمده نشان می دهد که دزیمر ژلی - پلی مری PAGAT ابزار مناسبی برای دزیمری نوترون‌های گرمایی می باشد. حساسیت دزیمر به نوترون‌های گرمایی برابر با $0.01521 \pm 0.00552 \text{ Gy}^{-1} \text{ s}^{-1}$ و کمترین دز قابل تشخیص در حدود 1.8 Gy تقریب زده شد.

واژه‌های کلیدی: دزیمر ژلی - پلی مری PAGAT، ستون گرمایی، شار نوترون، دزهای تابش، MRI

Investigation of the Response of PAGAT Polymer Gel Dosimeter for Thermal Neutrons

S.M. Abtahi*¹, M. Shahriari², H. Khalafi³, M. Zahmatkesh⁴

1- Radiation Medicine Department, Nuclear Engineering Faculty, University of Shahid Beheshti, P.O. Box: 1983963113, Tehran - Iran

2- Radiation Application Department, Nuclear Engineering Faculty, University of Shahid Beheshti, P.O. Box: 1983963113, Tehran - Iran

3- Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O. Box: 14395-836, Tehran - Iran

4- Novin Medical Radiation Institute, P.O. Box: 1466643691, Tehran - Iran

Abstract: Two major advantages of polymer gel dosimeters are their ability to determine the integrated 3D dose distribution as well as their ability to be formed in different shapes. In this research, PAGAT gel dosimeter was irradiated by moderated fission neutrons in the Tehran Research Reactor (TRR) thermal column, and the response of the gel was investigated as a change in the spin-spin relaxation rate of MR image of gel Phantoms. The linearity of the response (R_2) versus the absorbed dose (D), sensitivity, dose resolution and minimum detectable dose (MDD) were investigated. For calibration of the gel response versus the dose rate, the foil activation analysis was made. In this method the flux map of the thermal column and by using flux to dose conversion factors, given by ANSI/ANS-6.1.1-1997, the fluence related to the absorbed dose map was obtained. To make sure that if there is any epithermal neutron in the thermal column a cadmium cover gold foil was set at the core nearest the thermal column. This study resulted in that PAGAT gel dosimeter can be used as a useful instrument for thermal neutron dosimetry. The sensitivity and MDD of the PAGAT gel dosimeter for thermal neutron was $0.01521 \pm 0.00552 \text{ Gy}^{-1} \text{ s}^{-1}$ and 1.8 Gy , respectively.

Keywords: Polymer Gel Dosimeter, PAGAT, Thermal Column, Neutron Flux, Radiation Doses, MRI

*email: sm_abtahi@sbu.ac.ir



جداول ۱ و ۲ دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT با آب و چربی و عضله مقایسه شده است [۷]. تعیین مقدار دز نوترون از نقطه نظر فیزیک بهداشت نیز اهمیت دارد. تاکنون عمده کاربردهای دزیمتر ژلی مربوط به پرتوهای الکترون و فوتون بوده است. در این پژوهش سعی شده است قابلیت استفاده از دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT [۷] برای دزیمتری نوترون‌های گرمایی مورد بررسی قرار گیرد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱ ساخت دزیمتر ژلی- پلی مری

مواد لازم برای ساخت دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT در جدول ۳ آورده شده‌اند [۷]. برای ساخت دزیمتر ابتدا ژلاتین (تهیه شده از شرکت سیگما- آلد ریچ) در آب دو بار تقطیر شده، به مدت ده دقیقه خیسانده شده و سپس بشر حاوی ژلاتین بر روی گرم‌کننده‌ی مجهز به هم‌زن مغناطیسی قرار داده شد. با افزایش دما تا 48°C ژلاتین به طور کامل حل و واسطه‌ی اتصال عرضی N',N -متیلن- بیس- آکریل آمید (تهیه شده از شرکت سیگما- آلد ریچ) به محیط اضافه شده، پس از انحلال کامل این آکریل آمید (تهیه شده از شرکت مرک آلمان) که همان مونومر می‌باشد وارد محیط گردید. با انحلال آکریل آمید، هیدروکینون (تهیه شده از شرکت فلوکا، آلمان) و به دنبال آن تتراکیس فسفونیم کلرید (THPC، تهیه شده از شرکت مرک) وارد محیط شدند. پس از ورود محلول به ویال‌ها و بستن در آن‌ها به منظور جلوگیری از ورود هوا، ویال‌ها به منظور سفت شدن شبکه‌ی ژلاتینی به مدت یک شب در دمای 4°C در یخچال نگهداری شدند [۷].

۱- مقدمه

دزیمترهای ژلی- پلی مری در حقیقت مونومرهای هستند که به طور یکنواخت در شبکه‌ی ژلاتینی توزیع شده‌اند [۱]. این مونومرها در اثر پرتودهی، به پلی‌مر تبدیل شده و با اتصالات عرضی یک شبکه‌ی سه‌بعدی ژلی- پلی مری تشکیل می‌دهند. میزان پلی‌مریزاسیون وابسته به مقدار دز جذب شده توسط دزیمتر ژلی- پلی مری می‌باشد [۲]. روش‌های مختلفی برای خواندن پاسخ دز در دزیمترهای ژلی- پلی مری وجود دارد. این روش‌ها عبارت‌اند از: توموگرافی کامپیوتری نوری [۳]، توموگرافی کامپیوتری [۴]، تصویربرداری فراصوتی [۵]، و تصویربرداری تشدید مغناطیسی [۶ و ۷]. در این مطالعه از روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی استفاده شده است. پس از پرتودهی، در اثر پلی‌مریزاسیون خاصیت مغناطیسی پروتون‌های اطراف پلی‌مرهای ایجاد شده تغییر می‌کند. تغییر در خاصیت مغناطیسی پروتون‌ها باعث تغییر در زمان بازگشت اسپین‌های هسته پس از دفاز شدن هسته‌ها در سیستم تصویربرداری MRI می‌شود. این تغییر در زمان بازگشت T_2 (یا آهنگ بازگشت R_2) را می‌توان با تصویربرداری تشدید مغناطیسی آشکار کرد [۶].

دست‌یابی به دزیمتری برای نوترون با توجه به خاصیت خنثی بودن این ذره که باعث اندرکنش‌های خاص آن می‌شود، همواره مدنظر پژوهشگران در زمینه‌ی کاربردهای نوترون بوده است و می‌باشد. با توجه به کاربردهای نوترون در زمینه‌ی درمان نیاز به تعیین توزیع سه‌بعدی دز در بافت مورد تابش آشکارتر می‌شود. دزیمترهای ژلی- پلی مری با خاصیت منحصر به فرد تعیین توزیع سه‌بعدی دز و مشابهت با بافت نرم می‌توانند کاندیدای مناسبی برای استفاده‌های کلینیکی برای تهیه‌ی نقشه سه‌بعدی دز در راستای مقاصد درمان با نوترون (مانند BNCT) باشند. در

جدول ۱- مقایسه‌ی عناصر موجود در دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT با عضله، آب و چربی

Material	wH	wN	wO	wC	wS	wP	WCl
PAGAT	0.1059	0.0242	0.8008	0.0681	-	0.0002	0.0002
Water	0.1119	-	0.8881	-	-	-	-
Muscle	0.1042	0.0350	0.7289	0.1230	0.0050	-	-
Fat	0.1120	0.0110	0.3031	0.5732	6×10^{-5}	-	-

W: نسبت وزنی



جدول ۲- مقایسه‌ی خواص فیزیکی دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT با عضله، آب و چربی

Material	$\rho(\text{kg m}^{-3})^+$	$\rho_e^{++} (\times 10^{29} \text{em}^{-3})$	$\rho_e/\rho (\times 10^{26} \text{ekg}^{-1})$	Z_{eff}	$(\rho_e)_{\text{water}}^{\text{material+++}}$
PAGAT	1026±2	3.4459	3.3585	7.39	1.031
Water	1000	3.3428	3.3428	7.51	1.000
Muscle	1040	3.4450	3.3125	7.64	1.031
Fat	916	3.0590	3.3395	6.46	0.915

+ چگالی،

++ چگالی الکترونی،

+++ نسبت چگالی الکترونی زل به آب.

جدول ۳- مواد لازم برای ساخت دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT

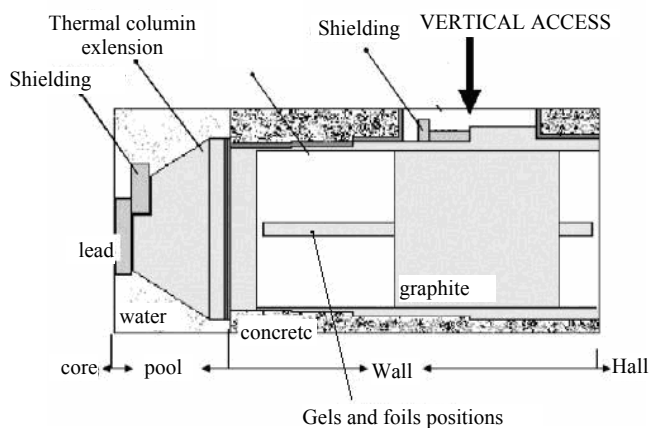
غلظت	نوع ماده
%۵	ژلاتین
%۳	N,N'-methylene-bis-acrylamide (bis)
%۳	اکریل آمید (AA)
۵mM	تتراکیس فسفونیم (THPC)
۱mM	هیدروکینون
%۸۹	آب دوبار تقطیر شده

پرتوهای گاما و نوترون‌های غیر گرمایی تا حد قابل ملاحظه‌ای در ستون کاهش می‌یابند. در بسیاری از مقاصد عملی می‌توان از آن‌ها صرف نظر کرد. پرتودهی به مدت ۴۰ دقیقه و با توان ۱MW رآکتور انجام شد. دمای داخل ستون گرمایی بیش‌تر از دمای اتاق بود. برای هم دما شدن یک ساعت قبل از پرتودهی ژل‌ها در ستون گرمایی قرار داده شدند [۹]. چون شار نوترون در داخل ستون گرمایی با فاصله از قلب (انتهای ستون) تغییر می‌کند، ژل‌ها در فواصل مشخص از انتهای ستون قرار داده شدند تا شارها و دزهای متفاوتی را دریافت کنند. درجه‌بندی ستون گرمایی از طریق فعال‌سازی نوترونی پولک طلا انجام شد.

نقش ژلاتین ایجاد شبکه‌ی ژلاتینی برای حفظ مونومرها و پلی‌مرها در شبکه‌ی سه‌بعدی و حفظ توزیع سه‌بعدی در بعد از پرتودهی می‌باشد. در آب معمولی همواره مقداری رادیکال آزاد وجود دارد. این رادیکال‌های آزاد می‌توانند باعث شروع واکنش پلی‌مریزاسیون شوند. هیدروکینون با رادیکال‌های آزاد اتصال ایجاد نموده و از خود پلی‌مریزاسیون احتمالی جلوگیری می‌کند. در اثر برخورد پرتو، رادیکال‌های آزاد OH^\bullet و H^\bullet تشکیل می‌شود که آغازگر واکنش پلی‌مریزاسیون می‌باشند. آکریل آمید نقش مونومر را دارد که در اثر فرایند فوق با نقش واسطه‌ای اتصال عرضی ایجاد کرده و شبکه‌ی پلی‌مری تشکیل می‌دهد. تتراکیس فسفونیم کلراید (THPC) به عنوان آنتی‌اکسیدان عمل می‌کند یعنی با ایجاد پیوند با اکسیژن از اثر بازداری اکسیژن در پلی‌مریزاسیون جلوگیری می‌کند [۸].

۲-۲ پرتودهی

پرتودهی ژل‌ها در ستون گرمایی رآکتور تحقیقاتی تهران (شکل ۱) انجام شد. بنابراین ژل‌ها تحت تابش نوترون‌های گرمایی خالص قرار گرفتند. ابعاد ستون گرمایی برای قرار دادن نمونه‌ها $10\text{cm} \times 10\text{cm} \times 20\text{cm}$ می‌باشد. حفاظ‌هایی از جنس سرب و بتون و گرافیت این ستون را از قلب جدا می‌کنند که در نتیجه



شکل ۱- طرح‌واره‌ای از مکان قرار گرفتن ژل‌ها در ستون گرمایی رآکتور.



اگر شمارش در بازه‌ی زمانی بین t_1 و t_2 انجام شود تعداد شمارش‌ها برابر خواهد بود با

$$C = \varepsilon \int_{t_1}^{t_2} A_0^{-\lambda(t-t_0)} dt + B = \frac{\varepsilon A_0}{\lambda} (e^{-\lambda t_1} - e^{-\lambda t_2}) + B \quad (5)$$

که در آن ε بهره‌ی آشکارساز و B شمارش زمینه است. بنابراین برای فعالیت اشباع داریم

$$A_\infty = \frac{\lambda(C - B)}{\varepsilon(1 - \exp(-\lambda t_0))e^{\lambda t_0} (\exp(-\lambda t_1) - \exp(-\lambda t_2))} \quad (6)$$

با استفاده از این معادله و معادله‌ی (۴) می‌توان شار نوترونی را محاسبه نمود [۱۰].

در این مطالعه از ۷ پولک طلا در فواصل مساوی ۲۰ سانتی متری از انتهای ستون استفاده شد. در انتهای ستون (نزدیک‌ترین فاصله به قلب) از یک پولک طلا با پوشش کادمیم استفاده شد. نوترون‌های گرمایی توسط کادمیم جذب می‌شوند و از این رو فعال نشدن پولک به معنی عدم حضور نوترون‌های غیرگرمایی است. اگر در این ناحیه، که کم‌ترین فاصله به قلب رآکتور را دارد، نوترون‌های غیرگرمایی مشاهده نشود، می‌توان گفت که در هیچ جایی از ستون گرمایی در توان پیش‌گفته‌ی رآکتور، آن تعداد نوترون غیرگرمایی که قادر به فعال کردن قابل آشکارسازی پولک طلا در مدت زمان ۴۰ دقیقه باشد وجود ندارد. برای تبدیل شار نوترون به دز معادل از ضرایب تبدیل ارایه شده در گزارش ANSI/ANS-6.1.1-1997 استفاده شد. طبق استاندارد مذکور برای نوترون‌های گرمایی ضریب تبدیل شار به دز معادل $DF = 1.02 \times 10^{-15} (\text{Svs}^{-1}/\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1})$ و عامل کیفیت QF برابر با ۲ می‌باشد [۱۱].

۲-۴ تصویربرداری و تهیه‌ی نقشه‌ی R۲

همان‌طور که پیش از این گفته شد، برای خواندن پاسخ ژل به دز، از آشکارسازی تغییر مغناطیسی پروتون‌ها به روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی استفاده شده است. تصویربرداری از ژل‌ها توسط سیستم MRI (۱.۵T ساخت شرکت زمینس) با پروتکل داده شده در جدول ۴ انجام گرفت. این پروتکل نوفه را کمینه می‌کند [۱۲].

۲-۳ تحلیل به روش فعال‌سازی نوترونی

برای تحلیل به روش فعال‌سازی، پولک‌های طلا در مکان‌های مشخص برای یک زمان از پیش تعیین شده در معرض شار نوترون‌های گرمایی قرار داده شدند. برای جلوگیری از هرگونه اختلالی لازم است پولک‌ها تا حد امکان نازک و خالص باشند [۱۰]. آهنگ واکنش بر روی هسته‌های درون پولک از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید

$$R = \phi \Sigma_{act} V \quad (1)$$

که در آن ϕ میانگین شار نوترون در سطح پولک، Σ_{act} سطح مقطع ماکروسکوپی فعال‌سازی پولک، و V حجم پولک می‌باشد. N تعداد هسته‌های پرتوزا در هر لحظه از پرتودهی از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید

$$N(t) = R/\lambda [1 - \exp(-\lambda t)] \quad (2)$$

فعالیت پولک از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود

$$A = \lambda N(t) = R [1 - \exp(-\lambda t)] \quad (3)$$

مقدار فعالیت اشباع برابر است با

$$A_\infty = R = \phi \Sigma_{act} C V \quad (4)$$

از آن جایی که حجم پولک طلا به خوبی قابل اندازه‌گیری نیست لذا در رابطه‌ی (۴) جای‌گزینی زیر را انجام می‌دهیم

$$\Sigma_{act} V = \rho \frac{N_A}{M} \cdot \sigma_{act} V = \frac{m}{M} N_A \sigma_{act}$$

که در آن N_A عدد آوگادرو، m جرم پولک، M جرم مولکولی و σ_{act} سطح مقطع میکروسکوپی فعال‌سازی می‌باشد.

فعالیت A_0 پولک در خاتمه‌ی پرتودهی به مدت t_0 از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید

$$A_0 = A_\infty (1 - e^{-\lambda t_0})$$



جدول ۴- پروتکل تصویربرداری بهینه از دزیمتر ژلی- پلی مری با سیستم ام.آر.آی ۱.۵T [۱۲]

FOV(mm)	256
Matrix Size(MS)(mm)	512
Slice Thickness(d)(mm)	4
Repetition Time(TR)(ms)	4000
Echo Time(TE)(ms)	20
Inter Echo Time Spasing(ms)	20
Number of Slices	6
Number of Echoes	32
Total Measurement Time [min]	25

که در آن D_i مقدار دز جذبی در برش مربوطه می‌باشد. اگر D_{Δ}^p را به صورت کم‌ترین فاصله‌ی جدایی بین دو دز جذبی قابل تشخیص در نقشه‌ی دز با سطح اطمینان P تعریف کنیم، D_{Δ}^p با استفاده از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید [۱۲]

$$D_{\Delta}^p = k_p \sqrt{2} \sigma_D \quad (9)$$

که در آن k_p ضریب پوشش بوده و برای سطح اطمینان ۰.۶۸ برابر با ۱ می‌باشد [۱۲].

طبق نظر ام. لیژر و همکارانش [۱۶] σ_D با رابطه‌ی زیر داده می‌شود

$$\sigma_D = \left| \frac{\partial D}{\partial T_2} \right| u(T_2) \quad (10)$$

که در آن $u(T_2)$ عدم قطعیت استاندارد T_2 می‌باشد و می‌توان آن را با $S(T_2)$ یعنی مقدار تجربی انحراف معیار جای‌گزین کرد. کریستیان بایریدر و همکارانش [۱۷] نشان دادند که در این رابطه می‌توان R_2 را جای‌گزین T_2 کرد.

دو دین و بالدوک [۱۸] رابطه‌ی زیر را برای خطای دز معرفی کردند

$$D_{\Delta}^p = k_p \sqrt{2} \frac{\sigma_{R_2}}{\alpha} \quad (11)$$

که در آن α شیب خط برازش شده در بازه‌ی دینامیکی یا همان حساسیت دزیمتر می‌باشد.

البته گاهی ترجیح داده می‌شود که به جای رابطه‌ی (۱۱) از رابطه‌ی زیر استفاده شود [۱]

$$D_{\Delta}^p = \sqrt{2} k_p \left(\frac{\sigma_D}{D_{\max} - D_{\min}} \right) \quad (12)$$

کم‌ترین دز قابل تشخیص (MDD) به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۲]

$$MDD = \lim_{D \rightarrow 0} (D_{\Delta}^p) \quad (13)$$

لازم است ژل‌ها قبل از تصویربرداری برای هم‌دما شدن حداقل ۱۲ ساعت در اتاق تصویربرداری مغناطیسی (ام.آر.آی) قرار داده شوند، تا از آرتیفکت ناشی از حرکت گرمایی پروتون‌ها جلوگیری شود، هر چند که آرتیفکت حرکتی به دلیل افزایش دما به میزان 3°C در حین تصویربرداری (ام.آر.آی) وجود خواهد داشت [۱۴].

قرار دادن ژل‌ها در این مدت در اتاق ام.آر.آی علاوه بر هم‌دما شدن فرصت تکمیل فرایند پلی‌مریزاسیون را نیز فراهم می‌آورد.

پس از تصویربرداری لازم است از تصاویر ام.آر.آی، که به صورت شدت سیگنال تشدید مغناطیسی می‌باشد، نقشه‌ی R_2 استخراج شود. استخراج نقشه‌ی R_2 از تصویر ام.آر.آی توسط برنامه‌ای که در محیط MATLAB با استفاده از روش چندنقطه‌ای [۱۵] نوشته شده بود، انجام شد.

۵-۲ محاسبه‌ی خطای دز و کم‌ترین دز قابل آشکارسازی

در روش چندنقطه‌ای نقشه‌ی R_2 از برازش شدت سیگنال‌های پیکسل‌های اکوهای مختلف با معادله‌ی نمایی زیر به دست می‌آید.

$$S = S_0 \exp(-R_2 TE) \quad (7)$$

که در آن S شدت سیگنال، S_0 شدت سیگنال اولیه و TE زمان اکو می‌باشد. بررسی تأثیر نوبه روی تصویر R_2 می‌تواند تأثیر بسزایی در افزایش دقت نقشه‌ی سه‌بعدی دز داشته باشد. برای به دست آوردن نقشه‌ی دز از تصویر R_2 لازم است که درجه‌بندی انجام شود. پاسخ دزیمتر ژلی- پلی مری نسبت به دز دریافتی در بازه‌های مشخص خطی بوده و از رابطه‌ی زیر پیروی می‌کند

$$R_2 = R_{2,0} + \alpha D_i \quad (8)$$



۳- نتایج و بحث

۳-۱ فعال سازی نوترونی پولک طلا

نقشه‌ی شار نوترون‌های گرمایی، از تحلیل طیف گامای به دست آمده از فعال‌سازی نوترونی پولک طلا در توان ۱ MW به دست آمد. در نزدیک‌ترین نقطه از ستون گرمایی به قلب رآکتور یک جفت پولک طلا قرار داده شد که یکی از آن‌ها دارای پوشش کادمیم بود. آشکارساز گاما هیچ نوع قله‌ای را برای پولک طلا با پوشش کادمیم نشان نداد. این موضوع حاکی از عدم حضور قابل توجه نوترون‌های غیر گرمایی در ستون گرمایی است.

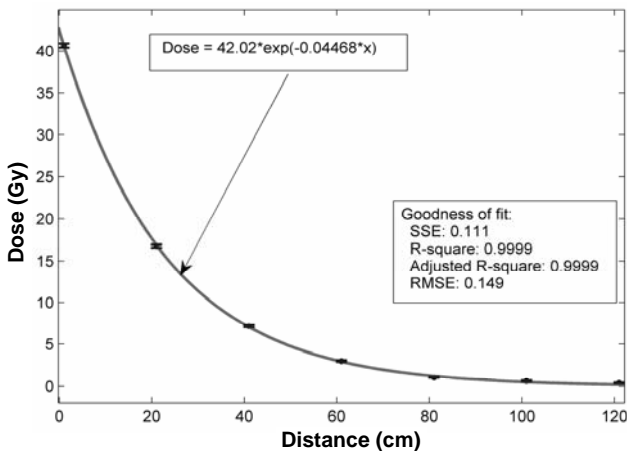
۳-۲ تبدیل شار به دز

از شار نوترون‌های گرمایی با استفاده از ضرایب تبدیل شار به دز معادل مقدار دز معادل و با در اختیار داشتن عامل کیفیت QF برای نوترون‌های گرمایی، نقشه‌ی دز جذبی و رابطه‌ی تغییرات آن برحسب فاصله از انتهای ستون گرمایی به دست آمد.

نقشه‌ی دز جذب شده برحسب فاصله از انتهای ستون گرمایی برای ۴۰ دقیقه پرتو دهی ماده‌ی معادل بافت در ستون گرمایی رآکتور در شکل ۲ نشان داده شده است.

۳-۳ برآورد میانگین R_۲

دزیمترهای ژلی- پلی مری PAGAT پس از پرتو دهی، به منظور تصویربرداری به اتاق ام.آر.آی منتقل شدند. با توجه به این که دز در ستون گرمایی برحسب فاصله کاهش می‌یابد، برش‌های عرضی‌ای که توسط سیستم ام.آر.آی از ویال زده می‌شود، نشان‌گر برش‌هایی از ژل می‌باشد که تحت دزهای مختلفی پرتو دهی شده‌اند. با توجه به فاصله‌ی برش زده شده از انتهای ستون گرمایی و رابطه‌ی (۱۴) می‌توان دز جذب شده در برش مورد نظر را به دست آورد. تصاویر حاصل از ام.آر.آی با استفاده از روش چند نقطه‌ای به نقشه‌ی $R_2 = 1/T_2$ تبدیل شد. سپس از نقشه‌ی R_2 حاصل، میانگین R_2 در هر برش، و از آن دز جذب شده در مکان برش مذکور به دست آمد. داده‌های عددی حاصل از پرتو دهی دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT با نوترون‌های گرمایی در جدول ۵ نشان داده شده است. در جدول ۵، STD نشان‌دهنده‌ی انحراف معیار R_2 در برش مربوطه می‌باشد. انتظار می‌رود که مقادیر R_2 برحسب دز جذبی به صورت دونمایی تغییر کند [۱۹].



شکل ۲- نقشه‌ی دز جذبی در ستون گرمایی رآکتور تهران (براساس توصیه‌ی ANSI/ANS-6.1.1-1997) برای مدت پرتو دهی ۴۰ دقیقه با توان ۱ MW. در رابطه‌ی داده شده، X فاصله از انتهای ستون گرمایی برحسب cm می‌باشد.

جدول ۵- داده‌های حاصل از پرتو دهی دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT با نوترون‌های گرمایی

Distance (cm)	Flux (10^9 n/cm ² -sec)	Dose (Gy)	R ₂ (1/S)	STD
10.2	3.0328	27.0776	2.0263	0.0171
25.2	3.0328	14.0498	1.8908	0.0163
40.2	3.0328	7.29	1.809	0.0147
53.2	3.0328	4.1284	1.7426	0.0187
66.2	3.0328	2.3379	1.7137	0.0201
92	3.0328	0.7564	1.6519	0.0169

۳-۴ منحنی دز- R_۲

شکل ۳ نتیجه‌ی برازش داده‌های دز- R_۲ حاصل از برش‌های مشابه در ویال‌های مختلف قرار داده شده در ستون گرمایی رآکتور با یک دونمایی را نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۳ می‌توان یک بازه‌ی دینامیکی از دز حدود ۲ Gy تا دز حدود ۲۷ Gy برای دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT در اندازه‌گیری دز نوترون‌های گرمایی تعریف کرد. برازش این ناحیه با یک خط در شکل ۴ نمایش داده شده است. شیب خط که نشان‌دهنده‌ی حساسیت دزیمتر در این ناحیه است برابر با 0.0115 ± 0.006 Gy⁻¹s⁻¹ و $R_2(0)$ (عرض از مبدأ) برابر با 1.68 ± 0.04 s⁻¹ می‌باشد. نتیجه‌ی به دست آمده برای حساسیت دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT به نوترون‌های گرمایی از حساسیت دزیمتر مذکور نسبت به پرتوهای گاما، که توسط ویننگ و همکارانش [۷] به دست آمده بود، کم‌تر است. دلیل این کاهش حساسیت را می‌توان به این صورت توجیه کرد که اگر چه دزیمترهای ژلی- پلی مری PAGAT در زمان پرتو دهی در بازه‌ی وسیعی در نزدیکی دمای اتاق مستقل از دمای محیط



۳-۵ قدرت تفکیک دز

داده‌های مربوط به قدرت تفکیک دز با سطح اطمینان ۶۸٪ برای نمودار شکل ۴ در جدول ۶ داده شده است. در این جدول، σ_D از رابطه‌ی ۱۰ به دست آمده است و Dose Res. نشان‌دهنده‌ی قدرت تفکیک دز در مقدار دز مربوطه می‌باشد. با توجه به جدول ۶ و رابطه‌ی ۱۳ کم‌ترین دز قابل تشخیص نوترون‌های گرمایی توسط دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT حدود ۱/۸ Gy تقریب زده می‌شود.

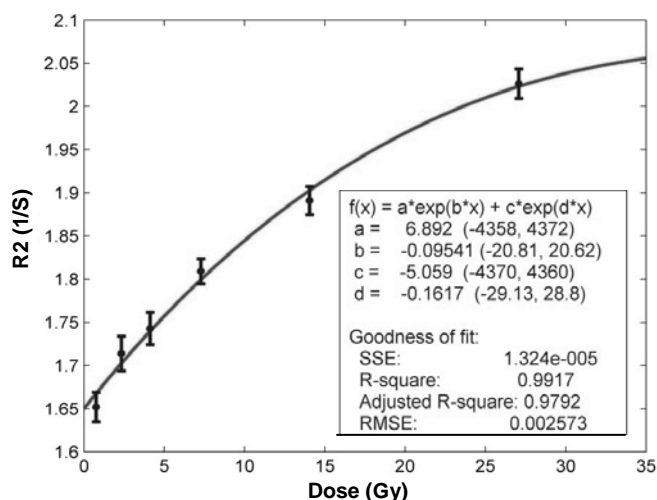
۴- نتیجه‌گیری

دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT تحت تابش شارهای متفاوتی از نوترون‌های گرمایی قرار گرفت. با تبدیل شار به دز مشاهده شد برای دزهای حدود ۲ تا ۲۷ Gy مقادیر R2 بر روی یک خط راست با شیب ثابت قرار دارند. این موضوع علاوه بر این که بیان‌گر استقلال پاسخ ژل از شار برخوردی نوترون است، این نتیجه‌ی مهم را نیز به دست می‌دهد که پاسخ ژل در بازه‌ی مذکور با دز نوترون متناسب است. شیب خط حاصل برای نمودار دز-R2، $0.0152 \pm 0.0006 \text{ Gy}^{-1} \text{ s}^{-1}$ است که معیاری از حساسیت دزیمتر ژلی- پلی مری می‌باشد. کم‌ترین دزی که در بازه‌ی دینامیکی توسط دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT قابل اندازه‌گیری است حدود ۱/۸ Gy تقریب زده شد. افزایش دما به خصوص برای پرتوهای با انتقال انرژی خطی بالا می‌تواند پاسخ و حساسیت ژل را کاهش دهد. دمای ستون گرمایی بیش‌تر از دمای اتاق می‌باشد. اگر چه این موضوع باعث کاهش پاسخ ژل به نوترون‌های گرمایی در این مکان شد ولی با توجه به شکل ۴ و جدول ۶ مشاهده می‌شود که دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT برای دزیمتری نوترون علاوه بر برازش خطی بسیار عالی با R2 حدود ۰/۹۹ در منحنی دز-R2 از دقت فضایی بسیار خوبی برخوردار بوده و می‌توان با دقت بسیار بالا از این دزیمتر برای دزیمتری نوترون استفاده کرد.

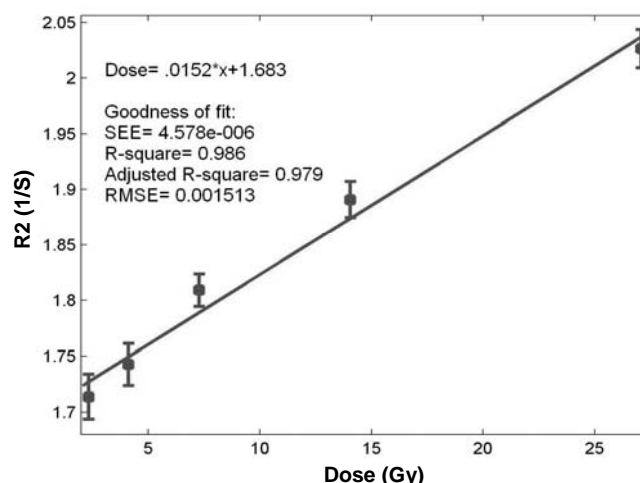
جدول ۶- داده‌های مربوط به قدرت تفکیک دز با سطح اطمینان ۶۸٪ برای

نمودار شکل ۴

Dose (Gy)	R2 (1/S)	STD	σ_D	Dose res. (Gy)
27.0776	2.0263	0.0171	1.1243	1.5899
14.0498	1.8908	0.0163	1.0717	1.5156
7.29	1.809	0.0147	0.9665	1.3668
4.1284	1.7426	0.0187	1.2295	1.7387
2.3379	1.7137	0.0201	1.3215	1.8689



شکل ۳- برازش داده‌های دز- R2 دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT پرتودهی شده با نوترون‌های گرمایی با یک دونمایی.



شکل ۴- برازش بازه‌ی دینامیکی دزیمتر ژلی- پلی مری PAGAT با یک خط در اندازه‌گیری دز نوترون.

هستند، ولی اگر دما از یک حدی بیش‌تر شود می‌تواند در حساسیت دزیمتر تأثیر داشته باشد [۲۰]. هم‌چنین کاهش حساسیت را می‌توان به اثر دما در افزایش آهنگ بازترکیب رادیکال‌های آزاد نسبت داد؛ به خصوص زمانی که ذرات با انتقال انرژی خطی (LET) بالا مانند نوترون به کار می‌روند، این رادیکال‌های آزاد نزدیک هم تشکیل شده و تمایل بیش‌تر به تولید پراکسید هیدروژن و هیدروژن آزاد دارند که تأثیری در فرایند پلی‌مریزاسیون ندارند [۲۱]. کاهش مقدار پلی‌مر تولید شده منجر به کاهش حساسیت دزیمتر می‌شود. البته همان‌طور که در شکل‌های ۳ و ۴ مشاهده می‌شود دونمایی بودن پاسخ دزیمتر و خطی بودن پاسخ در بازه‌ی دینامیکی به رغم اثرات گرما و انتقال انرژی خطی حفظ شده است.



می شود. از آقای سعید باقری به دلیل همکاری شان در ساخت ژل و همچنین از پرسنل پژوهشگاه های کاربرد پرتوها و تحقیقات رآکتور و شتاب دهنده های پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای سازمان انرژی اتمی ایران سپاسگزاری می شود.

تشکر و قدردانی

این تحقیق در انستیتو پرتو پزشکی نوین و سازمان انرژی اتمی ایران انجام گرفته است. از جناب آقای دکتر مرتضی قریب به دلیل همکاری بی دریغشان و از جناب آقای محسن شجایی مقدم که زحمت تصویربرداری از نمونه ها را برعهده داشتند تشکر

References:

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*. Vol. 47, 3441-3463 (2004).
2. Y. De Deene, "Essential characteristics of polymer gel dosimeters," *Journal of Physics*. Vol Conference Series 3, 34-57 (2004).
3. Paul DeJeana, Rob Sendenb, Kim McAuleyb, Myron Rogersa, L. John Schreiner, "Initial experience with a commercial cone beam optical CT unit for polymer gel dosimetry II: Clinical potential," *Journal of Physics*. Vol Conference Series 56, 183-186 (2006).
4. M. Hilts, X-Ray computed tomography imaging of polymer gel dosimeters. in Preliminary Proceeding of DOSGEL 2006. Sherbrooke (Quebec), Canada: University of Sherbrooke (2006).
5. 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.* Vol 52, 6747-6759 (2007).
6. Y. De Deene, "Fundamentals of MRI measurements for gel dosimetry," *Journal of Physics*. Vol Conference Series 3, 87-114 (2004).
7. 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. Vol 50, 3875-3888 (2005).
8. 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).
9. A. Jirasek, M. Hilts, C. Shaw, P. Baxter, "Investigation of tetrakis hydroxymethyl phosphonium chloride as an antioxidant for use in x-ray computed tomography polyacrylamide gel dosimetry," *Physics in Medicine and Biology* Printed in the UK. Vol 51, 1891-1906 (2006).
10. Glenn E Knoll, *Radiation Detectibn and Measurement*, Third ed, New York, John Wiley & Sons, Inc. 744-751 (2000).
11. American National Standard, *Neutron and Gamma-ray Flux-to-Dose Rate Factors*. ANSI/ANS- 6.1.1 (1997).
12. C. Baldock, M. Lepage, S.A. Back, P.J. Murry, P.M. Jayasekera, et al, "Dose resolution in radiotherapy gel dosimetry: effect of echo spacing in MRI pulse sequence," *Physics in Medicine and Biology*. Vol 46, 449-460 (2001).
13. H. Gustavsson, A. Karlsson, S.A. Back, L.E. Olsson, P. Haraldsson, et al, "MAGIC-type polymer gel for three-dimensional dosimetry: intensity-modulated radiation therapy verification," *Medical Physics*. Vol 30 (6), 1264-71 (2003).
14. 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*. Vol 46, 2697-2711 (2001).
15. 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*. Vol 70, 85-101 (1998).
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*. Vol 46, 2665-2680 (2001).



17. 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*. Vol. 33, No. 7, 2506-2518 (2006).
18. Y De Deene and C Baldock, "Optimization of multiple spin-echo sequences for 3D polymer gel dosimetry," *Physics in Medicine and Biology*. Vol 47, 3117-3141 (2002).
19. 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.* Vol 45, 859-878 (2000).
20. 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," *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*. Vol 51, 653-673 (2006).
21. Helen Gustavsson, Sven A° J Ba°ck, Joakim Medin, Erik Grusell, Lars E Olsson, "Linear energy transfer dependence of a normoxic polymer gel dosimeter investigated using proton beam absorbed dose measurements," *Phys. Med. Biol.* Vol 49, 3847-3855 (2004).