

ارزیابی پاسخ دزیتر ژله‌ای- بسپاری PAKAG با استفاده از قرائت به‌روش اپتیکی در ناحیه فرابنفش: منحنی دز-پاسخ و اثر زمان پس از پرتودهی

سید محمد مهدی ابطحی* و فاطمه حبیبی

گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره)، قزوین، ایران.

*قزوین، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره)، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کدپستی: ۳۴۱۴۸۹۶۸۱۸.

پست الکترونیکی: sm.abtahi@sci.ikiu.ac.ir

چکیده

امروزه روش‌های تصویربرداری مختلفی برای خوانش دز در دزیترهای ژله‌ای- بسپاری مورداستفاده قرار گرفته‌اند. به دلیل محدودیت در برخی از روش‌های تصویربرداری مانند تصویربرداری تشدید مغناطیسی و تصویربرداری سی‌تی اسکن، روش اپتیکی به‌عنوان یک جایگزین دقیق و کاربردی برای ارزیابی پارامترهای مربوط به دزیتر پیشنهاد می‌شود. هدف از این مطالعه، ارزیابی پاسخ اپتیکی دزیتر ژله‌ای- بسپاری PAKAG است. برای این منظور ژل دزیتر PAKAG در آزمایشگاه دزیتر ژله‌ای- بسپاری دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره) ساخته شد. برای پرتودهی از سیستم شتاب‌دهنده‌ی خطی با انرژی ۶ مگاالکترون‌ولت استفاده گردید. جهت خوانش میزان بسپاریزا سیون ناشی از تابش، پارامتر جذب/پراکندگی در دزهای جذبی مختلف با استفاده از دستگاه طیف سنج فرابنفش- مرئی به دست آمد. نتایج ارزیابی‌ها نشان داد حساسیت در طول موج ۳۴۰ نانومتر برابر $1 \text{ Au Gy}^{-1} / 0.11$ است. بررسی بازه زمان مناسب برای خوانش اپتیکی نشان داد که حساسیت پاسخ ژل دزیتر ۲۴ ساعت پس از پرتودهی به پایداری می‌رسد. نتایج پژوهش حاضر، روش قرائت اپتیکی با دستگاه طیف سنج فرابنفش- مرئی را به‌عنوان یک روش مناسب برای ارزیابی پاسخ دزیتر ژله‌ای- بسپاری PAKAG تأیید کرد.

کلیدواژگان: دزیتر ژله‌ای- بسپاری، روش اپتیکی، حساسیت، طیف‌سنج فرابنفش- مرئی.

۱. مقدمه

استفاده از ژل‌های حساس به پرتو به‌منظور دزیتری، به‌وسیله‌ی گور^۲ و همکارانش در سال ۱۹۸۴ معرفی شد [۱]. در سال ۱۹۹۳ ترکیبی حاوی تکپارهای آکرلیک جایگزین فریک شد که در این ترکیب در اثر پرتودهی، زنجیره پلیمرهای آکرلیک تشکیل می‌شوند و میزان بسپارش^۳ متناسب با دز جذبی دارند [۲]. دزیترهای ژله‌ای- بسپاری می‌توانند به‌عنوان فانتوم عمل نمایند زیرا تقریباً معادل بافت انسان می‌باشند [۳]. دزیترهای ژله‌ای- بسپاری با توجه به مزیت‌های متعددی که دارند ابزاری

³ Polymerization

² Gore

ناحیه مختلف طیف مرئی-فرابنفش کاهش می‌یابد [۱۵]. قرلنت به‌روش اپتیکی به‌دلیل مسائل عملیاتی از قبیل زمان تصویربرداری کوتاه، نویز ذاتی کمتر، در دسترس بودن، هزینه پایین و تجهیزات کم می‌تواند به‌عنوان یک روش جایگزین دقیق و کاربردی برای تصویربرداری تشدید مغناطیسی به‌کارگرفته شود [۱۵].

تاکنون پاسخ فرابنفش برای دزیمر ژله‌ای بسپاری PAKAG بررسی نشده‌است. هدف از پژوهش حاضر قرائت دزیمر ژله‌ای- بسپاری PAKAG توسط دستگاه طیف‌سنج فرابنفش- مرئی می‌باشد. همچنین برخی از ویژگی‌های دزیمر ژله‌ای- بسپاری از قبیل رابطه‌ی بین دز و جذب/پراکندگی اپتیکی، حساسیت، قدرت تفکیک دز و اثر زمان پس از پرتودهی بررسی می‌گردد.

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. ساخت دزیمر ژله‌ای- بسپاری PAKAG

برای ساخت دزیمر ژله‌ای- بسپاری PAKAG، ۸۹٪ آب دوباریونیزه، ۵٪ پودر ژلاتین، ۳٪ بیس‌آکریل‌آمید، ۳٪ نمک پتاسیم AMPS و ۱۰ میلی‌مولار آنزیم اکسیدان تتراکسی‌فسفونیم کلراید استفاده شد.

در ابتدا مقدار w/w^7 ۲/۸٪ از ماده‌ی AMPS در ده در صد از وزن کل آب حل گردید و سپس ماده‌ی KOH به‌قدری به محلول AMPS اضافه شد که محلول حاصل به‌صورت خنثی درآمد. دلیل اختلاف ۳٪ که در پاراگراف قبل ذکر شد و ۲/۸٪ ذکر شده در این قسمت، اختلاف جرم مولکولی AMPS و نمک آمونیوم آن می‌باشد. سپس، در بشری، ژلاتین در آب دوباریونیزه در دمای ۵۰ درجه سلسیوس کاملاً حل شد. در

مناسب برای انواع کاربردهای درمانی می‌باشند [۴]. استقلال پاسخ از آهنگ دز و انرژی، قابل رویت بودن تغییرات فیزیکی در حجم تابش دیده، امکان تلفیق و یکپارچه‌سازی دز برای تعداد زیادی دسته پرتو، عدم محوشدگی پاسخ و اندازه‌گیری شیب تند دز^۴ (تغییرات ناگهانی دز در یک فاصله مکانی مشخص) از مزایای این نوع دزیمرها می‌باشد [۵-۸]. با این وجود، دزیمرهای ژله‌ای- بسپاری دارای برخی معایب هستند که یکی از مهمترین این معایب سمی بودن این نوع دزیمرهاست که به‌خاطر وجود تکپارهای^۵ سمی می‌باشد. در سال ۲۰۲۰ دزیمر ژله‌ای- بسپاری PAKAG با سمیت ناچیز و قیمت ساخت ارزان ساخته شد [۹]. یک مزیت دیگر دزیمر PAKAG حساسیت بالای آن نسبت به برخی از دزیمرهای ژله‌ای- بسپاری مانند PAMPSGAT [۱۰]، VIPARnd [۱۱] و DEFGE [۱۲] است.

تابه‌امروز روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۶ به‌عنوان یک روش غیرتخریبی خوانش دزیمرهای ژله‌ای- بسپاری بصورت گسترده‌ای مورد استفاده بوده است [۱۲]. اما، تصویربرداری تشدید مغناطیسی یک فناوری گران نسبت به سایر روش‌های تصویربرداری محسوب می‌شود.

در اثر پرتودهی توده‌های بسپاری شکل می‌گیرد که تعداد این توده‌ها با افزایش دز سپارش شده به دزیمر ژله‌ای- بسپاری افزایش می‌یابد. این توده‌ها ناشی از افزایش طولی زنجیره و همچنین اتصال عرضی بین زنجیره‌های بسپاری است که ابعاد این توده‌ها از مرتبه چند نانومتر می‌باشد [۱۴]. این توده‌ها نقاطی هستند که باعث پراکندگی نور تابیده شده می‌شوند. هرچقدر تعداد این توده‌های بسپاری بیشتر باشد، نور بیشتری پراکنده می‌گردد و در نتیجه عبور نور یا همان شفافیت ژل در

⁶ Magnetic Resonance imaging (MRI)

⁷ به معنی ۲/۸٪ از وزن کل ژل دزیمر

⁴ High dose gradient

⁵ Monomer

دزهای ۲، ۴، ۶ و ۸ گری به صفحه وسط دزیمتر ژله‌ای- بسپاری درون کووت‌ها تحویل داده شد. انتخاب این دزها بر اساس کمینه کردن خطای کالیبراسیون و همچنین پوشش ناحیه دینامیکی صورت پذیرفت [۹، ۱۷]. شایان به ذکر است برای هر دز جذبی ۳ نمونه پرتودهی شدند و ۳ نمونه هم بدون پرتودهی به عنوان نمونه‌های مرجع در نظر گرفته شدند. همچنین، برای تایید صحت دزهای تحویل داده شده در مکان‌های کووت، از اتاقک یونش (۶/۰ سانتی متر مکعب، پی تی دلیو، آلمان) ۱۰ کالیبره شده بر اساس مجموعه گزارش‌های فنی (تی آر اس-۳۹۸) ۱۱ در پروتکل دزیمتری استفاده شد.



شکل (۱): نمای از طرز قرارگیری نمونه‌ها در فانتوم آب و سیستم شتاب‌دهنده خطی واریان.

۳.۲. خوانش

ارزیابی پاسخ اپتیکی دزیمتر ژله‌ای- بسپاری PAKAG، قرائت با استفاده از سیستم طیف‌سنج فراننفش- مرئی (مدل ریلی یو وی- ۱۲۶۰۱^{۱۱}، ساخت کشور چین) صورت گرفت. جذب به صورت لگاریتم نسبت نور فرودی به نور عبوری تعریف شده و بدون بعد است و از عبارت AU برای آن استفاده می‌شود [۱۸]، [۱۹]. پاسخ دزیمترهای ژله‌ای بسپاری به دو دلیل رادیکال‌های بلند عمر و همچنین مستحکم شدن ساختار ژلاتین امکان تغییر دارند [۲۰]. بنابراین پایداری پاسخ برای هر دزیمتر و تکنیک

دمای ۴۸ درجه سلسیوس تکیار اتصال‌دهنده‌ی بیس به محلول اضافه شد و برای اضافه کردن محلول نمکی پتاسیم AMPS، محلول به دمای ۳۷ درجه سلسیوس رسید. سپس در دمای ۳۵ درجه سلسیوس آنتی‌اکسیدان به محلول اضافه گردید. بعد، محلول ساخته شده به داخل کووت‌های اسپکتروفوتومتر از جنس پلی استایرن منتقل گردید. سر کووت‌ها محکم بسته شد تا از ورود اکسیژن جلوگیری شود. تعداد ۶۳ کووت حاوی دزیمتر ژله‌ای- بسپاری PAKAG به مدت ۲۴ ساعت پس از ساخت درون یخچال با دمای ۵ درجه سلسیوس نگهداری شد تا برای پرتودهی آماده شود.

۲.۲. پرتودهی

جهت بررسی پاسخ‌های ساخته شده، نمونه‌ها ۲۴ ساعت پس از ساخت توسط دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان (مدل سی ال- ۲۱ ای ایکس^۸ ساخت شرکت زیمنس^۹) با انرژی فوتونی ۶ مگاالکترون‌ولت و آهنگ دز ۲۰۰ سانتی گری بر دقیقه مورد پرتودهی قرار گرفتند. جهت پرتودهی نمونه‌ها در فاصله ۵ سانتیمتری از دیواره درون یک فانتوم آب از جنس پرسپکس به ابعاد ۳۰×۲۰×۵۰ سانتی متر مکعب با ضخامت دیواره ۱ میلی‌متر قرار داده شدند. علت انتخاب عمق ۵ سانتی‌متری اطمینان از تامین شرایط پراکندگی/پس پراکندگی بود [۱۶]. مشخصات میدان تابش عبارتند از: اندازه میدان ۲۰×۲۰ سانتی‌متر مربع، فاصله چشمه تا سطح ۹۵ سانتی‌متر، فاصله چشمه تا محور ۱۰۰ سانتی‌متر و زاویه گانتری برابر با ۹۰ درجه. همچنین میزان خطا در دز پرتودهی $\pm 0.3\%$ گری می‌باشد. شکل ۱ نمای از طرز قرارگیری نمونه‌ها در فانتوم آب و فرآیند پرتودهی را نشان می‌دهد.

¹¹ (TRS)- 398

¹² Rayleigh uv-2601

⁸ CL- 21 EX

⁹ SIEMENS

¹⁰ 0.6 cm³, PTW, Germany

$$MDD = \lim_{D \rightarrow 0} D_{\Delta}^p \quad (2)$$

که در آن D_{Δ}^p دز رزولوشن و D مقدار دز است.

۳. نتایج

۱.۳. پاسخ اپتیکی دزیتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG

طیف جذب دزیتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG به صورت تابعی از طول موج‌های ۳۰۰ تا ۴۵۰ نانومتر برای دز جذبی ۲ تا ۸ گری در شکل ۲ نشان داده شده است. با بررسی قله‌ها قبل از ۳۴۰ نانومتر به دلیل هم‌پوشانی با ناحیه جذب/پراکندگی کووت پلی استایرن نتایج قانونمندی حاصل نشد. ناحیه عملکردی این جنس کووت‌ها توسط شرکت‌های سازنده نیز ۳۴۰ تا ۸۰۰ نانومتر عنوان شده است [۲۲]. بنابراین، برای ارزیابی طیف جذبی/پراکندگی دزیتر ژله‌ای - بسپاری ساخته شده به بررسی طول موج‌های بیش از ۳۴۰ نانومتر پرداخته شد. بررسی‌های اولیه نشان داد که حساسیت پاسخ با افزایش طول موج به صورت نمایی افت می‌کند. نتایج تمام طول موج‌های بررسی شده به دلیل جلوگیری از طولانی شدن متن مقاله ذکر نشد و بررسی طیف جذبی/پراکندگی دزیتر ژله‌ای - بسپاری در طول موج‌های ۳۴۰، ۳۵۰ و ۳۶۰ نانومتر ارزیابی گردید. نتایج در شکل ۳ نشان داده شده است. همچنین، روابط ۲ تا ۴ معادله‌ی میزان اختلاف جذبی/پراکندگی به عنوان تابعی از اختلاف مقدار دز جذبی به ترتیب برای طول موج‌های ۳۴۰، ۳۵۰ و ۳۶۰ نانومتر در ۲۴ ساعت پس از پرتو دهی می‌باشد و خوبی برازش با ضریب اطمینان ۹۵٪ برای معادله‌های ذکر شده در جدول ۱ آمده است. خوانندگان علاقه‌مند جهت توضیحات تکمیلی پیرامون پارامترهای خوبی برازش به مرجع شماره [۲۳] ارجاع داده

جدید لازم است بررسی شود. به منظور بررسی پایداری پاسخ نمونه‌ها در طول زمان پس از پرتو دهی، خوانش در طول ۳۰ روز پس از پرتو دهی و در ۵ مرتبه (۲۴، ۴۸، ۷۲، ۱۶۸ و ۵۰۴ ساعت پس از پرتو دهی) انجام شد. لازم به ذکر است خطای تکرارپذیری طول موج کمتر از ۰/۱۵ نانومتر و دقت طول موج ۰/۳ نانومتر می‌باشد.

۴.۲. حساسیت و قدرت تفکیک دز

شیب منحنی دز-جذب/پراکندگی به عنوان CS حساسیت دزیترهای ژله‌ای - بسپاری در نظر گرفته می‌شود و از مشتق این منحنی به دست می‌آید. همچنین برای تحلیل آماری تغییرات حساسیت در طول زمان‌های مختلف پس از پرتو دهی از آزمون توکی^{۱۳} در نرم افزار SPSS استفاده شد.

به حداقل دز قابل تفکیک بین دو مقدار دز جذب شده قابل آشکار سازی با یک سطح اطمینان معین P ، قدرت تفکیک دز گفته می‌شود و مقدار آن از رابطه‌ی زیر بدست می‌آید [۲۱].

$$D_{\Delta}^p = k_p \sqrt{2} \frac{\sigma}{\alpha} \quad (1)$$

که در آن k_p ضریب پوشش^{۱۴} بوده و برای سطوح اطمینان مختلف در ایزو^{۱۵} ۱۹۹۵ داده شده است [۲۱]. در این پژوهش، براساس پژوهشی که پیش از این انجام شده بود، مقدار k_p برابر با ۲ در نظر گرفته شد که مربوط به سطح اطمینان ۹۵٪ می‌باشد [۲۱]. σ انحراف معیار مربوط به جذب/پراکندگی (برای هر دز به صورت مجزا با سه بار تکرار آزمایش به دست آمد) و α حساسیت دزیتر (شیب خط کالیبراسیون) ژله‌ای - بسپاری می‌باشد. در ژل دزیتری حداقل مقدار دز قابل تشخیص یا MDD به صورت حد دز رزولوشن وقتی دز میل کند به صفر با رابطه زیر تعریف می‌شود.

¹⁵ ISO1995

¹³ Tukey test

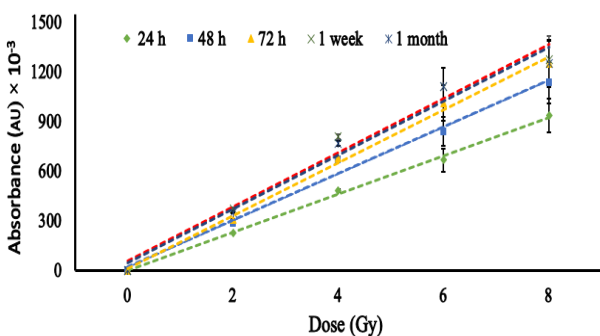
¹⁴ Coverage factor

جدول (۱): خوبی برازش خطی دزیتر ژله‌ای-بیسپاری PAKAG برای طول‌موج‌های مختلف در ۲۴ ساعت پس از پرتودهی.

پارامتر	طول موج (نانومتر)		
	۳۴۰	۳۵۰	۳۶۰
SSE	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
R-square	۰/۹۹۷	۰/۹۹۶	۰/۹۹۵
Adjusted R-square	۰/۹۹۶	۰/۹۹۵	۰/۹۹۳
RMSE	۰/۰۲۱	۰/۰۲۳	۰/۰۲۴

۲.۳. بررسی پایداری پاسخ اپتیکی دزیتر ژله‌ای-بیسپاری PAKAG در طول زمان پس از پرتودهی

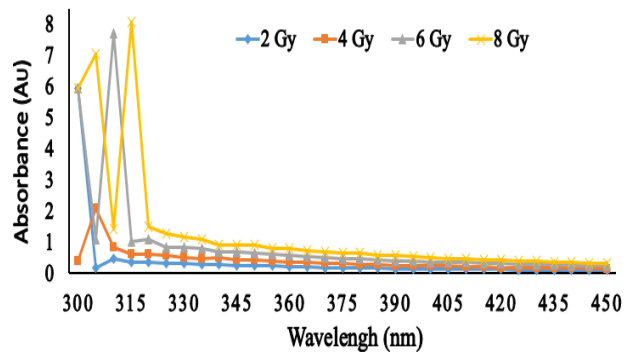
نتایج حاصل از بررسی وابستگی پاسخ دزیتر PAKAG به زمان‌های پس از پرتودهی در طول یک ماه پس از پرتودهی در شکل ۴ نشان داده شده است. روابط ۵ تا ۹ معادله اختلاف جذب/پراکندگی به‌عنوان تابعی از اختلاف مقدار دز جذبی به‌ترتیب برای زمان‌های ۲۴، ۴۸، ۷۲، ۱۶۸ و ۵۰۴ ساعت می‌باشد. خوبی برازش با ضریب اطمینان ۹۵٪ برای معادله‌های ذکرشده در جدول ۲ یک تطبیق خطی در محدوده‌ی دز صفر تا ۸ گری را نشان می‌دهد.



شکل (۴): نمودار اختلاف جذب/پراکندگی اپتیکی دزیتر ژله‌ای-

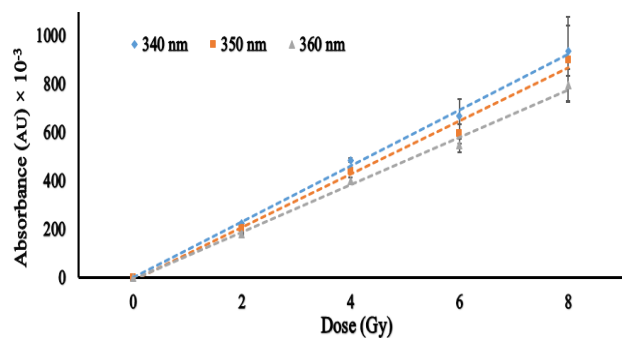
بیسپاری PAKAG برحسب اختلاف دز جذبی برای زمان‌های مختلف پس از پرتودهی و در طول‌موج ۳۴۰ نانومتر.

می‌شوند. نتایج ارزیابی‌ها نشان می‌دهد که هرچه طول‌موج بیشتر شود، حساسیت پاسخ دزیتر ژله‌ای-بیسپاری کاهش می‌یابد. در نتیجه، طول‌موج ۳۴۰ نانومتر، طول‌موج مناسب برای ارزیابی پاسخ دزیتر می‌باشد.



شکل (۲): طیف جذب/پراکندگی دزیتر ژله‌ای-بیسپاری PAKAG

به‌عنوان تابعی از طول‌موج در ۲۴ ساعت پس از پرتودهی.



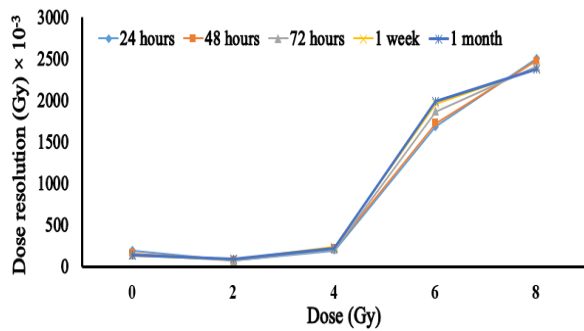
شکل (۳): نمودار اختلاف جذب/پراکندگی اپتیکی دزیتر ژله‌ای-بیسپاری

PAKAG برحسب اختلاف دز جذبی در محدوده‌ی دز صفر تا ۸ گری در ۲۴ ساعت پس از پرتودهی برای طول‌موج‌های ۳۴۰، ۳۵۰ و ۳۶۰ نانومتر.

$$\text{تغییر دز} = ۰/۱۱ \times \text{تغییر جذب} \quad (۲)$$

$$\text{تغییر دز} = ۰/۱۱ \times \text{تغییر جذب} \quad (۳)$$

$$\text{تغییر دز} = ۰/۰۹ \times \text{تغییر جذب} \quad (۴)$$



شکل (۵): نمودار تغییرات قدرت تفکیک دز دزیمتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG بر حسب دز جذبی برای زمان‌های مختلف پس از پرتودهی در طول موج ۳۴۰ نانومتر.

بنابراین در دزیمترهای ژله‌ای-بسپاری مختلف در طول موج‌هایی که طول موج نزدیک به میانگین اندازه توده‌های بسپاری پراکننده می‌باشد بیشترین پراکندگی نور صورت می‌پذیرد [۱۵]. این بی‌شینه پراکندگی منجر به شکل‌گیری قله در طیف جذبی می‌شود (در دستگاه اسپکتروفوتومتر نتایج جذب و پراکندگی یکسان است). در پژوهش حاضر قله‌ها قبل از ۳۴۰ نانومتر رخ دادند که می‌توان نتیجه گرفت ابعاد توده‌های بسپاری در دزیمتر ژله‌ای PAKAG کمتر از ۳۴۰ نانومتر است. در پژوهش حاضر، داده‌های بدست آمده برای دزیمتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG نشان می‌دهد که حساسیت بی‌شینه‌ی پراکندگی در طول موج‌های کمتر از ۳۴۰ نانومتر اتفاق می‌افتد. اما با توجه به اینکه در طول موج‌های کمتر از ۳۴۰ نانومتر پدیده اختلالی دیگری نیز در طیف سنجی فرابنفش وجود دارد (از جمله آن می‌توان به جذب طیف در جداره کووت‌های استفاده‌شده اشاره کرد)، در پژوهش حاضر برای اطمینان از کاهش تاثیر عوامل مختل‌کننده از طول موج ۳۴۰ نانومتر برای مطالعه‌ی دزیمتر ژله‌ای PAKAG استفاده شده است. بنابراین هرچه از طول موج ۳۴۰ نانومتر دورتر شویم، میزان پراکندگی کمتر می‌شود و حساسیت دزیمتری کاهش می‌یابد، به طوری که در نواحی بیش از ۴۰۰ نانومتر اختلاف جذب/پراکندگی نوری برای دزهای مختلف بی‌معنی می‌شود ($\alpha=0/05$).

$$\text{تغییر دز} = 0/11 \times \text{تغییر جذب} \quad (5)$$

$$\text{تغییر دز} = 0/14 \times \text{تغییر جذب} \quad (6)$$

$$\text{تغییر دز} = 0/16 \times \text{تغییر جذب} \quad (7)$$

$$\text{تغییر دز} = 0/16 \times \text{تغییر جذب} \quad (8)$$

$$\text{تغییر دز} = 0/16 \times \text{تغییر جذب} \quad (9)$$

جدول (۲): خوبی برازش دزیمتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG در محدوده‌ی دز صفر تا ۸ گری برای زمان‌های مختلف پس از پرتودهی.

پارامتر	زمان پس از پرتودهی			
	۴۸ ساعت	۷۲ ساعت	۱ هفته	۱ ماه
SSE	۰/۰۰۸	۰/۰۰۴	۰/۰۲۴	۰/۰۲۴
R-square	۰/۹۸۹	۰/۹۹۵	۰/۹۷۷	۰/۹۷۷
Adjusted R-square	۰/۹۸۵	۰/۹۹۳	۰/۹۷۰	۰/۹۷۰
RMSE	۰/۰۵۴	۰/۰۴۰	۰/۰۹۰	۰/۰۸۹

۳.۳. قدرت تفکیک دز دزیمتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG

قدرت تفکیک دز ژل PAKAG به‌عنوان تابعی از مقدار دز جذبی برای زمان‌های مختلف پس از پرتودهی در شکل ۵ نشان داده شده است. بررسی‌های آماری نشان داد قدرت تفکیک در هر دز در زمان‌های مختلف بطور معنی‌داری تغییر نمی‌کند ($\alpha=0/05$). همچنین محاسبه کمترین دز قابل تشخیص نشان داد کمترین مقدار دز قابل اندازه‌گیری با تکنیک اپتیکی در تمام زمان‌های پس از تابش، که با محاسبه سبب جبری بدست آمده، برابر با ۰/۲ گری می‌باشد.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

۱.۴. پاسخ اپتیکی دزیمتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG

پیش از این نشان داده شده است که میزان پراکندگی به ابعاد توده‌های بسپاری و طول موج نور برخوردی وابسته است [۱۴].

زیادی می‌شود [۲۶]. اما نشان داده شده است که پس از چند ساعت اول تغییرات کم است [۲۵]. ناپایداری دیگر به فرآیند ژلاتین‌سازی ماده ژلاتین مرتبط است که در هر دو ژل پرتودیده و پرتوندیده مشاهده می‌شود و می‌تواند تا چند روز طول بکشد [۲۰، ۲۸]. در این مطالعه، حساسیت پاسخ دزیمتر ژله‌ای- بسپاری تا زمان ۱ هفته پس از پرتودهی با گذر زمان افزایش می‌یابد، به طوری که این افزایش حساسیت به ترتیب ۲۲/۶ درصد، ۱۳/۴ درصد و ۳/۱ درصد برای زمان ۲۴ تا ۴۸ ساعت، ۴۸ ساعت تا ۷۲ ساعت و ۷۲ ساعت تا یک هفته می‌باشد. اما پس از یک هفته تا یک ماه، حساسیت پاسخ ۱/۲ درصد کاهش می‌یابد. این روند کاهشی قبلاً در پاسخ دزیمترهای ژله‌ای- بسپاری PAMPSGAT [۱۰]، MAGAT [۲۹]، nMAG [۳۰]، MAGIC-A [۳۱]، MAGIC [۲۵] و PAKAG [۹] نیز مشاهده شده بود. لازم به ذکر است با تحلیل آماری که روی مقادیر حساسیت صورت گرفته است، تغییر حساسیت دز- جذب/پراکندگی در طول بازه زمانی ۲۴ ساعت تا یک ماه معنادار نیست ($\alpha=0/05$ و $p>0/05$). بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که پس از ۲۴ ساعت حساسیت دزیمتر از دیدگاه آماری ثابت شده و تغییرات معنی‌داری را از خود نشان نمی‌دهد. دو موضوع باعث تغییر پاسخ با گذر زمان پس از تابش در دزیمترهای ژله‌ای پلیمری می‌شود: حضور رادیکال‌های بلند عمری که در اثر پرتودهی ایجاد می‌شوند و سفت شدن ساختار ژلاتین. پیش از این نیز نشان داده شده بود که رادیکال‌های بلندعمر در دزیمترهای ژله‌ای مختلف در زمانی بین ۱۲ تا ۷۲ ساعت از توده دزیمترها محو می‌شوند [۲۰] و سفت شدن ساختار ژلاتین نیز در دزیمترها با دز جذبی متفاوت تاثیر یکسانی دارد. بنابراین آنچه بر تغییر حساسیت موثر است رادیکال‌های بلند عمر هستند که نتایج این

یافته‌های مطالعه حاضر نشان می‌دهند که برای ژل PAKAG در محدوده‌ی دز صفر تا ۸ گری، یک پاسخ دز-جذب/پراکندگی خطی دقیق با حساسیت $0/11 \text{ Au Gy}^{-1}$ وجود دارد. در یک مطالعه، ابطحی^{۱۶} و همکارانش [۱۴] گزارش کردند که مقادیر حساسیت دز-جذب/پراکندگی ژل PAGATUG برای محدوده‌ی دز صفر تا ۸ گری، $0/89 \text{ Au Gy}^{-1}$ می‌باشد. در یک مطالعه دیگر، چن^{۱۷} و همکارانش [۶] ژل NIPAM را پس از تابش دهی با استفاده از روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی اسکن کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که در یک محدوده‌ی دز صفر تا ۱۲ گری، حساسیت پاسخ این ژل $0/1 \text{ s}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ می‌باشد. در مطالعه دیگری، فرهو^{۱۸} و همکارانش [۲۴] پاسخ ژل PASSAG را با روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی بدست آوردند. آن‌ها گزارش کردند که حساسیت دز برای این ژل در محدوده‌ی دز صفر تا ۱۵ گری $0/08 \text{ s}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ است. همچنین با ارزیابی پاسخ ژل PAKAG توسط رشیدی^{۱۹} و همکارانش به روش تشدید مغناطیسی، حساسیت پاسخ در محدوده‌ی دز صفر تا ۶ گری، برابر $0/15 \text{ s}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ به دست آمد [۹].

۲.۴. اثر زمان پس از پرتودهی بر روی پلیداری پاسخ

اپتیکی دزیمتر ژله‌ای- بسپاری PAKAG

در مورد تمام دزیمترهای ژله‌ای- بسپاری ناپایداری در پاسخ با گذشت زمان رخ می‌دهد. یک ناپایداری مربوط به ادامه‌ی بسپاریزاسیون در اثر حضور رادیکال‌های آزاد بلندعمر می‌باشد که تنها در ژل‌های تابش دیده رخ می‌دهد. حضور رادیکال‌های بلندعمر در بعضی از پژوهش‌ها ۱۲ ساعت [۲۵]، بعضی ۲۴ ساعت [۲۶] و حداکثر تا ۷۲ ساعت [۲۷] گزارش شده است. پاسخ دزیمتر ژله‌ای- بسپاری در چند ساعت اول پس از پرتودهی به دلیل حضور رادیکال‌های بسپاری بلندعمر دچار تغییرات

¹⁸ Farhood

¹⁹ Rashidi

¹⁶ Abtahi

¹⁷ Chen

۶. مراجع

1. J. C. Gore, Y. S. Kang. Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging. *Phys. Med. Biol.* 29 (10) (1984) 1189.
2. G. S. Ibbote. Clinical applications of gel dosimeters. *Journal of Physics: Conference Series.* 56 (1) (2006) 108-3.
3. J. Izewska, and G. Rajan. Radiation dosimeters. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students* (2005) 71-99.
4. B. Farhood, G. Geraily, and S. M. M. Abtahi. A systematic review of clinical applications of polymer gel dosimeters in radiotherapy. *Applied Radiation and Isotopes.* 143 (2019) 47-59.
5. M. Mcjury, M. Oldham, V. Cosgrove, P. Murphy, S. Doran, M. Leach, S. Webb. Radiation dosimetry using polymer gels: methods and applications. *The British Journal of Radiology.* 73 (873) (2000) 919-929.
6. Y. -L. Chen, B. -T. Hsieh, C. -M. Chiang, C. -T. Shih, K. -Y. Cheng, L. -L. Hsieh. Dose verification of a clinical intensity- modulated radiation therapy eye case by the magnetic resonance imaging of N-isopropylacrylamide gel dosimeters. *Radiat. Phys. Chem.* 104 (2014) 188-191.
7. M. Silveira, J. F. Pavoni, O. Baffa. Three-dimensional quality assurance of IMRT prostate plans using gel dosimetry. *Physica Medica.* 34 (2017) 1-6.
8. G. Ibbott, M. Maryanski, R. Avison, J. Gore. Investigation of a BANG polymer gel dosimeter for use as a mailed QA device. *Med. Phys.* 22 (1995) 951.
9. A. Rashidi, S. M. M. Abtahi, E. Saeedzadeh, M. E. Akbari. A new formulation of polymer gel dosimeter with reduced toxicity: Dosimetric characteristics and radiological properties. *Zeitschrift für Medizinische Physik.* 30 (3) (2020) 185-193.
10. S. M. M. Abtahi, M. Pourghanbari. A new less toxic polymer gel dosimeter: Radiological characteristics and dosimetry properties. *Physica Medica.* 53 (2018) 137-144.
11. M. Kozicki, M. Jaszczak, P. Maras, M. Dudek, M. Clapa. On the development of a VIPAR ndradiotherapy 3D polymer gel dosimeter. *Phys. Med. Biol.* 62 (2017) 986-1008.

پژوهش نیز آنرا تأیید می‌کند چراکه تغییر حساسیت پس از ۲۴ ساعت معنی‌دار نبود.

۳.۴. قدرت تفکیک دز دزیتر ژله‌ای - بسپاری

PAKAG

کمیت قدرت تفکیک دز هم به سیستم کسب سیگنال و هم به خود دزیتر بستگی دارد. در این مطالعه در محدوده‌ی دز کمتر از ۴ گری، قدرت تفکیک دز دزیتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG کمتر از ۰/۲ گری است و برای دزهای بالاتر از ۴ گری، از ۱/۶ گری تا ۲/۵ گری تغییر می‌کند. نتایج این مطالعه قابل مقایسه با نتایج ارزیابی ترکیب‌های مختلف دزیترهای با پایه آکریل‌آمید با استفاده از روش تصویربرداری سی تی اسکن است [۳۲] که در آن مطالعه نیز حداقل قدرت تفکیک دز در مقادیر دز پایین، حدود یک گری گزارش شده‌است درحالی‌که قدرت تفکیک دز در مقادیر دز بالا، به‌ویژه در محدوده‌ی دز چند گری، بدتر شده‌است. همچنین با ارزیابی پاسخ دز ژل MAGIC-A [۳۳] با روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی نشان داده‌شد که برای مقادیر دز کمتر از ۵ گری، قدرت تفکیک دز کمتر از ۰/۷ گری است و برای مقادیر دز بالا، تا ۱ گری افزایش می‌یابد. نتایج پژوهش حاضر، استفاده از دستگاه طیف سنج فرابنفش - مرئی را جهت ارزیابی ویژگی‌های دزیتر ژله‌ای - بسپاری PAKAG تأیید کرد.

۵. تشکر و قدردانی

از بخش‌های پرتودرمانی و تصویربرداری بیمارستان شهداء تجریش بخ صوص جناب آقای مهندس عبدالرحمان رشیدی بابت همکاری بی‌دریغشان کمال قدردانی به‌عمل می‌آید.

12. C. Matrosic, A. McMillan, J. Holmes, B. Bednarz, W. Culberson. Dosimetric comparison of DEFGEL and PAGAT formulae paired with an MRI acquisition. *J. Phys.: Conf. Series* 847 (2017).
13. G. Ibbott, M. Maryanski, R. Schulz, J. Gore. Stereotactic radiosurgery simulation using MRI and a polymer gel dosimeter. *Med. Phys.* 20 (1993).
14. S. M. Abtahi, S. Aghamiri, H. Khalafi. Optical and MRI investigations of an optimized acrylamide-based polymer gel dosimeter. *J. Radioanal. Nucl. Chem.* 300 (1) (2014) 287-301.
14. M. Maryanski, Y. Zastavker, J. Gore. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: II. Optical properties of the BANG polymer gel. *Phys. Med. Biol.* 41 (1996) 2705-2717.
15. E. B. Podgorsak. *Radiation physics for medical physicists*. Berlin: Springer, 2006.
16. Y. De Deene, R. Van de Walle, E. Achten, and C. De Wagter. Mathematical analysis and experimental investigation of noise in quantitative magnetic resonance imaging applied in polymer gel dosimetry. *Signal Processing*. 70 (2) (1998) 85-101.
17. A. D. McNaught, and A. Wilkinson. *IUPAC Compendium of Chemical Terminology*. 2nd edn. (the "Gold Book") Blackwell Scientific Publications, 1997.
18. GE Health Care. *ÄKTA Laboratory-Scale Chromatography Systems-Instrument Management Handbook*. GE Healthcare Bio-Sciences AB, Uppsala, 2015.
19. 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 (5) (2010) R1-63.
20. C. Baldock, M. Lepage, S. A. Bäck, P. J. Murry, P. M. Jayasekera, D. Porter, T. Kron. Dose resolution in radiotherapy polymer gel dosimetry: effect of echo spacing in MRI pulse sequence. *Phys. Med. Biol.* 46 (2) (2001) 449.
21. <https://www.sigmaaldrich.com/IR/en/product/sigma/c5416>
22. P. Joaquim. Marques de Sá, *Applied Statistics Using SPSS, STATISTICA, MATLAB and R*. 2nd ed. New York: Springer, 2007.
23. B. Farhood, S. M. M. Abtahi, G. Geraily, M. Ghorbani, S. R. Mahdavi, M. H. Zahmatkesh. Dosimetric characteristics of PASSAG as a new polymer gel dosimeter with negligible toxicity. *Radiat. Phys. Chem.* 147 (2018) 91-100.
24. 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. *Phys. Med. Biol.* 47 (14) (2002) 2459.
25. A. Venning, B. Hill, S. Brindha, B. J. Healy, C. Baldock. Investigation of the PAGAT polymer gel dosimeter using magnetic resonance imaging. *Phys. Med. Biol.* 50 (16) (2005) 3875.
26. S. M. M. Abtahi, H. S. Abandansari. Polymer gel dosimeters with PVA-GA matrix. *Australasian Phys. Eng. Sci. Med.* 40 (3) (2017) 651-658.
27. Y. De Deene. Essential characteristics of polymer gel dosimeters. *J. Phys.: Conf. Series*, 2004.
28. C. Hurley, A. Venning, C. Baldock. A study of a normoxic polymer gel dosimeter comprising methacrylic acid, gelatin and tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride (MAGAT). *Appl. Radiat. Isot.* 63 (4) (2005) 443-456.
29. 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.
30. S. M. M. Abtahi, M. Zahmatkesh, H. Khalafi. Investigation of an improved MAA-based polymer gel for thermal neutron dosimetry. *J. Radioanal. Nucl. Chem.* 307 (2) (2016) 919-929.
31. J. V. Trapp, S. A. Bäck, M. Lepage, G. Michael, C. Baldock. An experimental study of the dose response of polymer gel dosimeters imaged with x-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.* 46 (11) (2001) 2939.
32. M. Khadem-Abolfazli, M. Mahdavi, S. R. M. Mahdavi, G. Ataei. Dose enhancement effect of gold nanoparticles on MAGICA polymer gel in mega voltage radiation therapy. *Int. J. Radiat. Res.* 11 (1) (2013) 55. *Radioanal. Nucl. Chem.* 307 (2) (2016) 919-929.