



ساخت و توسعه‌ی نوعی دزیمتر شیمیایی بر پایه‌ی پلی‌مر جامد رادیوکرومیک و ارزیابی پاسخ آن در برابر فوتون‌های پرنرژی دستگاه پرتودرمانی

احمد مستعار^۱، بیژن هاشمی*^۱، محمدحسن زحمتکش^۲، سیدمحمودرضا آقامیری^۳، سیدریح مهدوی^۴
۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، صندوق پستی: ۱۴۱۱۵-۱۵۱، تهران- ایران
۲- انستیتو پرتو پزشکی نوین، صندوق پستی: ۱۴۶۶۴۳۶۹۱، تهران- ایران
۳- گروه پرتو پزشکی، دانشکده علوم هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران- ایران
۴- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، صندوق پستی: ۱۴۱۵۵۵۹۸۳، تهران- ایران

چکیده: با پیشرفت‌های اخیر در پرتودرمانی، لزوم تهیه‌ی دزیمترهایی که بتوانند توزیع دز را به صورت سه‌بعدی اندازه‌گیری کنند آشکارتر شده است. در حال حاضر ژل‌های حساس به تابش، به کمک روش‌های تصویربرداری، امکان اندازه‌گیری توزیع سه‌بعدی دز را فراهم آورده‌اند. اما این روش دارای محدودیت‌هایی است. پلی‌مر جامد رادیوکرومیک PRESAGE، ماده‌ی جدیدی برای دزیمتری سه‌بعدی است که تحت تابش پرتوهای یوننده، پاسخ کرومیک از خود نشان می‌دهد و مزیت‌هایی بر دیگر روش‌های ژل دزیمتری دارد. در این مطالعه حساسیت، خطی بودن و پایداری پاسخ این دزیمتر به ازای غلظت‌های مختلفی از ماده‌ی فعال‌کننده و رنگ‌دانه، مورد بررسی قرار گرفته است. در این تحقیق، ابتدا دزیمترهای PRESAGE با ترکیبات مختلف ساخته شده و تحت تابش پرتوهای گامای کبالت-۶۰ در محدوده‌ی دز صفر تا ۵۰ گری قرار گرفتند. سپس تغییرات جذب اپتیکی دزیمترها توسط اسپکتروفوتومتر تا ۱۴ روز پس از پرتودهی اندازه‌گیری شدند. نتایج نشان داد که افزایش غلظت فعال‌کننده منجر به افزایش حساسیت و کاهش پایداری پاسخ این نوع دزیمتر می‌شود. علاوه بر این، مشاهده شد که پاسخ دزیمتر با ضریب همبستگی خوبی (بزرگ‌تر از ۰/۹۹) خطی می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: پرتودرمانی، دزیمتری تابش، پلی‌مر رادیوکرومیک، حساسیت، پایداری، خطی بودن

Construction and Development of a Chemical Dosimeter Based on the Radiochromic Solid Polymer and Evaluation of it's Response to High Energy Photons Used in Radiotherapy

A. Mostaar¹, B. Hashemi*¹, M.H. Zahmatkesh², S.M.R. Aghamiri³, S.R. Mahdavi⁴

1- Department of Medical Physics, Tarbiat Modares University, P.O. Box: 14115-151, Tehran - Iran

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

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

4- Department of Medical Physics, Iran University of Medical Sciences, P.O. Box: 141555983, Tehran - Iran

Abstract: Recent advances in radiation therapy have made obvious the need for dosimeters that can measure three-dimensional (3-D) dose distributions. Currently, radiosensitive gel dosimeters have provided 3-D dose measurements using the MRI technique. However, this method has some limitations. Recently, a novel transparent polymer dosimeter, PRESAGE, has been introduced which exhibits a radiochromic response when exposed to ionizing radiation. This dosimetry technique has some advantages compared with other gel dosimeters. In this study, the dose response, linearity, sensitivity, and stability of this type of dosimeter were investigated for different levels of the activator, and leuco dye concentration. In this regard, the PRESAGE dosimeters were made with different formulations and were irradiated by gamma-rays of Cobalt-60 in the dose range of 0-50 Gy. Then, the optical absorption changes of the dosimeters were measured by a spectrophotometer over a period of 14 days after the irradiation. The results indicated that increasing the activator concentration leads to the increase of the sensitivity, but decreases the stability of the dosimeter response. Furthermore, it was noted that the dosimeter shows a linear response to the radiation dose with a high level of correlation ($R^2 > 0.99$).

Keywords: Radiotherapy, Radiation Dosimetry, Radiochromic Polymer, Sensitivity, Stability, Linearity



۱- مقدمه

مهم‌ترین هدف در پرتودرمانی رساندن دز موردنظر به تومور می‌باشد در عین این که کم‌ترین دز به بافت‌های سالم برسد. برای دستیابی به این هدف، روش‌های مختلفی از قبیل براکی‌تراپی^(۱)، پرتودرمانی با شدت مدوله شده^(۲) و پرتودرمانی استروئاکتیک^(۳) به کار گرفته شده‌اند. با به کارگیری این روش‌ها، لزوم تهیه‌ی دزیمرهایی که بتوانند توزیع دز را به صورت سه‌بعدی اندازه‌گیری کنند آشکارتر شده است. دزیمرهای معمولی (به طور مثال اتاقلک یونش، دزیمر گرما-نورافشان، دیوهای سیلیکونی و فیلم) برای اندازه‌گیری دز در یک نقطه، در یک صفحه‌ی دوبعدی یا گاهی اوقات در سه‌بعد مؤثر هستند، اما هیچ کدام قابلیت نمایش کامل سه‌بعدی دز به صورت معمول را ندارد [۱ و ۲].

به منظور اندازه‌گیری سه‌بعدی دز، دزیمرهای شیمیایی همواره مورد توجه بوده‌اند. یکی از نخستین تلاش‌ها برای دستیابی به این هدف، با استفاده از دزیمر شیمیایی فریک در یک ماتریس ژل انجام شد. عیب بزرگ این روش پخش زیاد آن بود، به طوری که جابه‌جایی یون‌های فرو و فریک در ماتریس ژل موجب به هم خوردن توزیع فضایی دز می‌شد [۳]. در تلاشی دیگر، نوعی دزیمر شیمیایی براساس پلی‌مر ژل پیشنهاد شد. در این روش مونومرهای آکرلیک در یک ماتریس ژل وارد می‌شوند و وقتی ژل، تحت تأثیر تابش قرار می‌گیرد، از تجزیه‌ی مولکول‌های آب رادیکال‌های H^{\bullet} و OH^{\bullet} ایجاد می‌شوند. این رادیکال‌ها باعث پلی‌مریزاسیون مونومرها می‌شوند به طوری که یک ارتباط بین میزان پلی‌مریزاسیون و دز جذب شده توسط ژل به وجود می‌آید. برای اندازه‌گیری میزان پلی‌مریزاسیون، با توجه به این که زمان واهلش^(۴) اسپین-اسپین ($R_2=1/T_2$) پروتون‌های مولکول‌های آب مجاور زنجیره‌های پلی‌مری، افزایش می‌یابد، در نتیجه اندازه‌گیری توزیع سه‌بعدی میزان پلی‌مریزاسیون (دز جذبی) با یک پویشگر MRI امکان‌پذیر می‌شود [۴، ۵ و ۶].

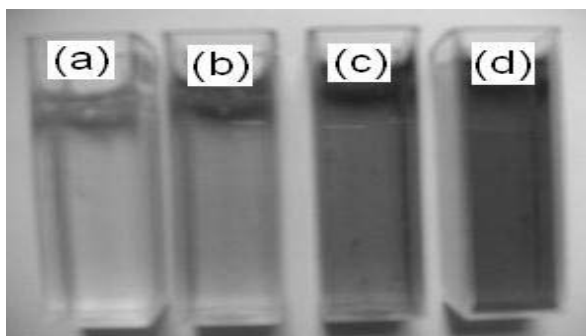
این ژل‌های پلی‌مری با وجود خصوصیات مثبتی که دارند، دارای محدودیت‌هایی نیز هستند، از جمله این که آماده‌سازی آن‌ها مشکل بوده و حضور اکسیژن در حین ساخت مشکل‌آفرین است. این مشکل با اضافه کردن آنتی‌اکسیدان‌ها به ژل حل شده است (البته به قیمت کاهش حساسیت ژل)، اما با وجود این، نوع

ژل دزیمر تکرارپذیری خوبی ندارد به گونه‌ای که هر ظرف ژل ساخته شده نه تنها باید به طور مجزا درجه‌بندی شود، بلکه دارای پخش بوده و پایداری خوبی ندارد. هزینه‌ی خوانش دقیق آن (تصویربرداری با پویشگر MRI) نیز زیاد بوده و پاسخ ژل، به انرژی تابشی و هم‌چنین به دما وابسته است [۷ تا ۱۰].

برای غلبه بر این مشکلات و رفع کاستی‌ها، اخیراً نوعی پلاستیک حاوی رنگ‌دانه به عنوان دزیمر شیمیایی حالت جامد با قابلیت اندازه‌گیری سه‌بعدی دز ارائه شده است که در اثر برخورد پرتوهای یوننده به آن، تغییر رنگ می‌دهد [۱۱]. دو جزء مهم این دزیمر، ماده‌ی فعال‌کننده و رنگ‌دانه می‌باشند و واکنش فوتوشیمیایی که اتفاق می‌افتد، بدین گونه است که در اثر برخورد پرتو، ماده‌ی فعال‌کننده رادیکال آزاد تولید می‌کند. این رادیکال‌های آزاد باعث اکسایش رنگ‌دانه شده و در نتیجه منجر به تغییر رنگ دزیمر می‌شود. در این دزیمر به جای ژل از یک ماتریس پلی‌یوریتان استفاده می‌شود که در ابتدا به صورت دو جزء مایع است و پس از ترکیب شدن، جامد می‌شود. پلی‌یوریتان تقریباً معادل بافت می‌باشد اما اضافه کردن رنگ‌دانه و تولیدکننده‌های رادیکال آزاد به آن باعث افزایش عدد اتمی مؤثر آن می‌شود.

در بررسی‌های انجام شده بر روی این نوع دزیمر نشان داده شده است [۱۲ و ۱۳] که این دزیمر فاقد پخش است و وابستگی پاسخ آن به انرژی و آهنگ دز بسیار کم‌تر است، نیاز به ظرف نگه‌دارنده ندارد، در شرایط طبیعی قابل ساخت و استفاده است و چون شفاف است برای خوانش آن بهترین وسیله پویشگر اپتیکی می‌باشد، که نسبت به MRI و CT بسیار ارزان‌تر و در دسترس‌تر است. هم‌چنین برخی ویژگی‌ها از جمله خطی بودن پاسخ دز، پایداری و اثرات دما بر روی ترکیبی از آن بررسی شده است که به جز وابستگی به دما، در بقیه‌ی موارد وابستگی جدی مشاهده نشده است [۱۲ و ۱۳]. این نتایج نشان می‌دهد که این نوع دزیمر قابلیت‌های خوبی برای دزیمری در بخش‌های پرتودرمانی دارد [۱۲ و ۱۳].

در این تحقیق ما از یک روش بهینه برای بررسی مشخصه‌های پایه‌ی ماده‌ی دزیمر پلی‌مر جامد رادیوکرومیک، که یک پاسخ اپتیکی به دز می‌دهد، استفاده کرده‌ایم. در این راستا میزان پاسخ (حساسیت)، خطی بودن و پایداری دزیمر به ازای مقادیر



شکل ۱- نمونه‌هایی از ویال‌های استاندارد اسپکتروفوتومتر که از ماده‌ی دزیمتر با ترکیبات متفاوت پر شده‌اند. (a) ترکیب گروه ۱، (b) ترکیب گروه ۲، (c) ترکیب گروه ۳ قبل از پرتو دهی و (d) ترکیب گروه ۳ پس از دریافت دز ۵۰ گری.

جدول ۱- درصد وزنی مواد دزیمتر و مشخصات فیزیکی هر ترکیب.

نام ترکیب	درصد فعال کننده	درصد رنگدانه	درصد پلی‌یورتان	عدد اتمی مؤثر	میانگین عدد سی‌تی (انحراف معیار)
گروه ۱ (G1)	۵	۱	۹۴	۷٫۸	۱۰۲ (۸)
گروه ۲ (G2)	۱۰	۱	۸۹	۸٫۷	۱۶۵ (۱۱)
گروه ۳ (G3)	۵	۲	۹۳	۷٫۸	۱۰۷ (۱۲)

۲-۲ پرتو دهی دزیمترها

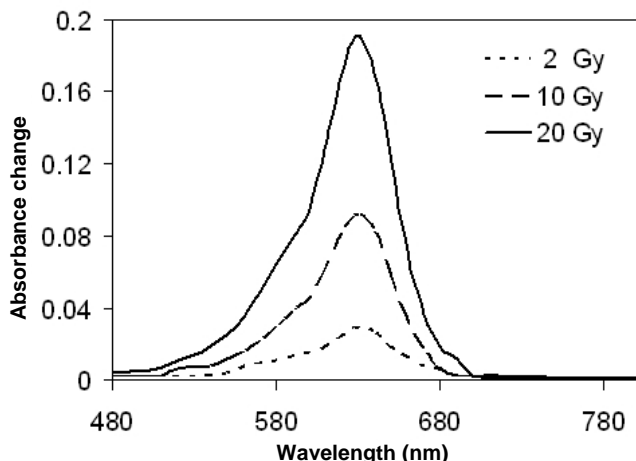
ویال‌های پر شده از ماده‌ی دزیمتر که به حالت جامد درآمده بود، در یک فانتوم آب در یک موقعیت ثابت قرار گرفتند و با استفاده از دستگاه پرتودرمانی کبالت-۶۰ (Theratron 780, AECL, Theratronics Ltd, Canada) که پرتوهای گاما با انرژی ۱٫۱۷ MeV و ۱٫۳۳ MeV با نسبت‌های انشعاب مساوی گسیل می‌کند، تحت پرتو دهی قرار گرفتند. برای انجام این کار میدان دستگاه به ابعاد $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ باز و فاصله‌ی سطح آب فانتوم تا منبع پرتو (SSD) برابر 80 cm انتخاب شد. به منظور بررسی خطی بودن و پایداری پاسخ دزیمتر در دزهای مختلف، ویال‌های دزیمتر تا دزهای ۰، ۰٫۲۵، ۰٫۵، ۱، ۲، ۳، ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۳۵ و ۵۰ گری تابش دهی شدند. میزان دز رسیده به دزیمترها توسط یک اتاقک یونش فارمر اندازه‌گیری شد تا از صحت دز رسیده به دزیمترهای PRESAGE اطمینان حاصل شود. میزان خطا در اندازه‌گیری‌های متعدد دز جذبی کم‌تر از ۰٫۵ درصد بود. با توجه به این که پاسخ دزیمتر، به دمای حین پرتو دهی وابسته است، لذا در این مرحله دمای فانتوم آب در حدود ۲۲ درجه‌ی سانتی‌گراد ثابت نگه داشته شد تا تغییرات پاسخ دزیمتر در ترکیبات مختلف در دمای یکسان به دست آید.

متفاوتی از تراکلرید کربن به عنوان فعال کننده و رنگ‌دانه‌ی مرمرسبز^(۵) به عنوان ترکیب گزارشگر^(۶) در انرژی کبالت ۶۰ بررسی شده است.

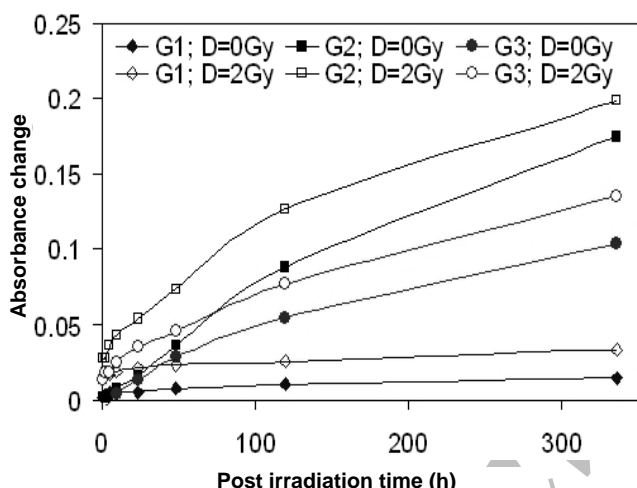
۲- روش کار

۱-۲ ساخت دزیمتر PRESAGE

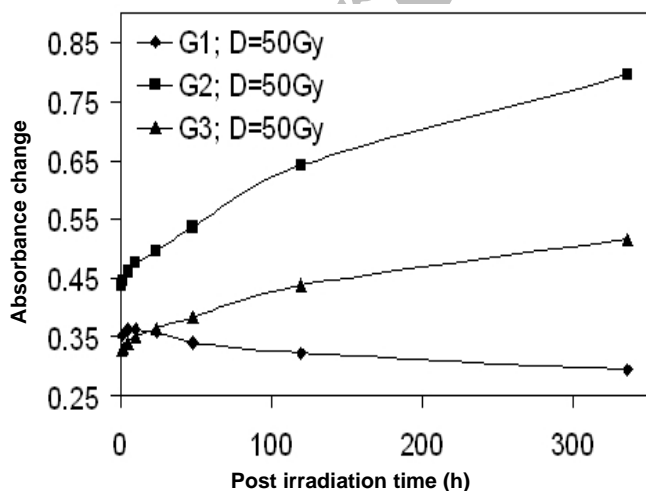
از پلاستیک پلی‌یورتان که از ترکیب دو بخش A و B با نام تجاری Crystal Clear Part A & B (خریداری شده از شرکت Smooth-On Inc, John St, Easton PA, USA) ساخته می‌شود، به عنوان پایه‌ی دزیمتر استفاده شد. برای ساخت دزیمتر، در حین ترکیب این دو بخش A و B، ماده‌ی فعال کننده و رنگ‌دانه نیز به ترکیب اضافه شدند. از تراکلرید کربن (تهیه شده از شرکت مرک آلمان) به عنوان فعال کننده و از رنگ‌دانه‌ی مرمرسبز (تهیه شده از شرکت زیگما-آلدریچ) به عنوان ترکیب گزارشگر استفاده شد. ماده‌ی دزیمتر ساخته شده، در ویال‌های استاندارد اسپکتروفوتومتر با ابعاد داخلی $4.5 \times 1 \times 1$ سانتی‌متر ریخته شد و برای خارج کردن حباب‌های هوا، به مدت حدود ۷۲ ساعت در مخزن تحت فشار هوا و فشار 60 psi (0.414 MPa) قرار گرفتند (شکل ۱). در این مدت، ماده‌ی دزیمتر ساخته شده که در ابتدا مایع بود، به حالت جامد درآمد. تغییر مقدار ماده‌ی فعال کننده و رنگ‌دانه‌ی اضافه شده می‌تواند به تغییر حساسیت، پایداری، میزان خطی بودن و هم‌چنین مشخصه‌های فیزیکی ماده‌ی دزیمتر منجر شود. برای بررسی این موضوع سه ترکیب متفاوت از ماده‌ی دزیمتر ساخته شد. درصد وزنی این سه ترکیب در جدول ۱ نشان داده شده است. در بررسی معادل بافت بودن یک ماده از دیدگاه دزیمتری، عدد اتمی مؤثر که احتمال برهم‌کنش فوتوالکتریک را تعیین می‌کند و چگالی الکترونی که احتمال برهم‌کنش کامپتون تابعی از آن است، دو فاکتور مهم هستند که می‌بایست محاسبه و با مقادیر به دست آمده برای بافت مقایسه شوند. برای این منظور، با در نظر گرفتن درصد وزنی عناصر هر ترکیب، عدد اتمی مؤثر آن با استفاده از رابطه‌ی مینورد^(۷) محاسبه شد [۲]. هم‌چنین با توجه به این که عدد سی‌تی معیاری از چگالی الکترونی است [۲]، از ویال‌های دزیمتر با ترکیبات متفاوت ساخته شده، تصویر سی‌تی‌اسکن تهیه و مقدار عدد سی‌تی هر ترکیب استخراج شد. این مقادیر در جدول ۱ نشان داده شده‌اند.



شکل ۲- طیف جذبی دزیمر برای ترکیب گروه ۲ در دزهای ۲، ۱۰ و ۲۰ گری. قله‌ی جذب در طول موج ۶۳۳ نانومتر قرار دارد.



شکل ۳- تغییرات جذب اپتیکی دزیمر در دز صفر (تابش نشده) و در دز ۲ گری برای هر سه ترکیب ساخته شده به صورت تابعی از زمان پس از پرتودهی.



شکل ۴- تغییرات جذب اپتیکی دزیمر در دز ۵۰ گری، برای هر سه ترکیب ساخته شده، به صورت تابعی از زمان پس از پرتودهی.

۳-۲ اندازه‌گیری تغییرات جذب اپتیکی ویال‌های دزیمر

میزان جذب اپتیکی ویال‌های دزیمر قبل و بعد از پرتودهی توسط یک دستگاه اسپکتروفوتومتر (T70+UV-VIS model, PG Instrument Ltd, Leices, England) اندازه‌گیری شد. دستگاه اسپکتروفوتومتر مذکور قابلیت اندازه‌گیری از طول موج ۱۹۰ تا ۱۱۰۰ نانومتر را دارا می‌باشد و پهنای باند آن از ۰/۵ تا ۵ نانومتر قابل تنظیم بوده و قابلیت اتصال، کنترل و انتقال داده‌ها به کامپیوتر را دارا می‌باشد. ابتدا طیف جذبی ماده‌ی دزیمر به دست آورده شد. برای این منظور ویال دزیمر با دز صفر در اسپکتروفوتومتر به عنوان ویال مرجع در نظر گرفته شد و برای ویال‌های با دز ۲، ۱۰ و ۲۰ گری طیف جذبی در ناحیه‌ی ۴۸۰ تا ۸۰۰ نانومتر و در پهنای نوار یک نانومتر به دست آورده شد. این کار برای هر سه ترکیب ساخته شده انجام شد. قله‌ی جذب در طول موج ۶۳۳ نانومتر قرار داشت، لذا برای اندازه‌گیری میزان جذب، اسپکتروفوتومتر بر روی طول موج فوق تنظیم شد. به منظور بررسی پایداری پاسخ دزیمر، میزان جذب ویال‌های تابش دیده تا دو هفته و در زمان‌های متفاوت (۱ و ۵ ساعت، ۱، ۲، ۵ و ۱۴ روز) بعد از پرتودهی اندازه‌گیری شد.

۳- یافته‌ها

طیف جذبی دزیمر برای هر سه ترکیب به دست آورده شد. طیف جذبی ترکیب گروه ۲ (به عنوان نمونه) به ازای دزهای ۲، ۱۰ و ۲۰ گری در شکل ۲ نشان داده شده است. در همه‌ی ترکیبات قله‌ی جذب در طول موج ۶۳۳ نانومتر قرار دارد که با مطالعات پیشین نیز هم‌خوانی دارد [۱۱، ۱۲ و ۱۳].

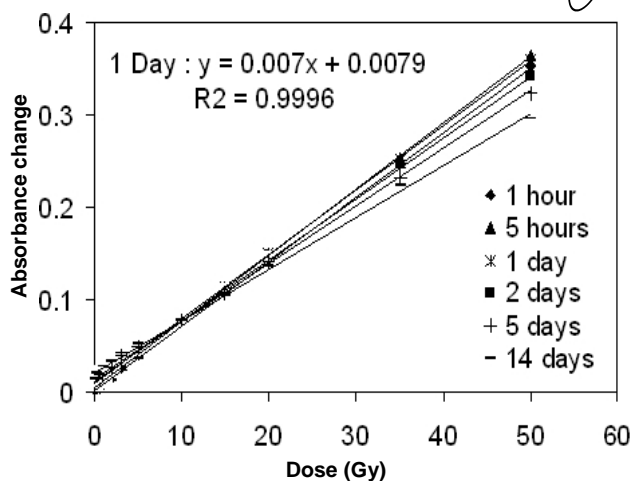
تغییرات جذب به صورت تابعی از زمان پس از پرتودهی برای هر سه ترکیب دزیمر در دزهای صفر گری (نمونه‌ی شاهد تابش ندیده) و ۲ گری در شکل ۳ و برای دز ۵۰ گری در شکل ۴ نشان داده شده است. ترکیب گروه ۱ کم‌ترین تغییرات با زمان را نشان می‌دهد و پایداری بهتری در مقایسه با دو ترکیب دیگر دارد. نمودار تغییرات جذب اندازه‌گیری شده برحسب دز برای هر سه ترکیب دزیمر در شکل‌های ۵، ۶ و ۷ نشان داده شده است. داده‌های هر زمان خوانش، با یک خط برازش شده‌اند معادله‌ی خط و ضریب همبستگی R^2 در زمان یک روز پس از پرتودهی نیز در شکل‌ها نشان داده شده است. در هر سه ترکیب ضریب همبستگی حالت خطی بزرگ‌تر از ۰/۹۹ است که نشان‌دهنده‌ی وجود یک رابطه‌ی خطی خوب بین دز و تغییر جذب دزیمر در محدوده‌ی دز به کار رفته است.



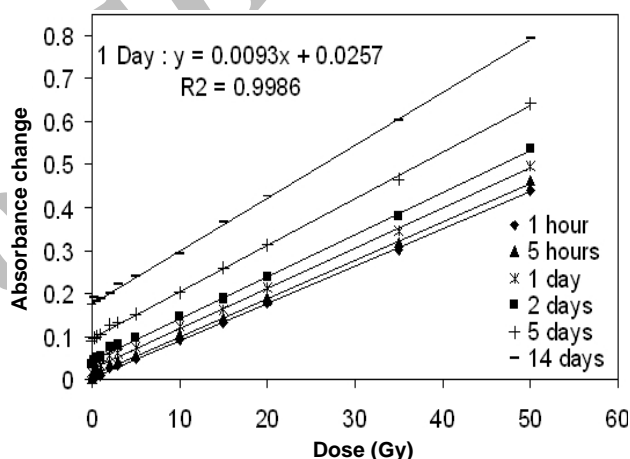
۴- بحث و نتیجه‌گیری

ترکیب پایه‌ی دزیمتر PRESAGE، پلاستیک پلی‌یورتان با عدد اتمی مؤثر ۶٫۶ می‌باشد که کوچک‌تر از عدد اتمی مؤثر آب (۷٫۴) است. با اضافه کردن ماده فعال‌کننده‌ی کربن تتراکلرید، عدد اتمی ماده‌ی دزیمتر افزایش می‌یابد، به طوری که با اضافه کردن ۵٪ و ۱۰٪ وزنی از آن عدد اتمی مؤثر ماده‌ی دزیمتر به ترتیب، به ۷٫۸ و ۸٫۷ می‌رسد. لذا می‌توان گفت ترکیبات گروه ۱ و ۳ از نظر عدد اتمی مؤثر به آب (و یا تقریباً به بافت نرم) نزدیک‌تر می‌باشند. از طرف دیگر، می‌توان گفت با اضافه کردن مقادیر بیش‌تری از کربن تتراکلرید، می‌توان به عدد اتمی بالاتر که معادل عدد اتمی استخوان باشد نیز رسید و برای دزیمتری استخوان از آن استفاده کرد. هم‌چنین با توجه به این که عدد سی‌تی آب صفر می‌باشد، ترکیبات گروه ۱ و ۳ از نظر عدد سی‌تی و یا به عبارتی چگالی الکترونی، نسبت به ترکیب گروه ۲، به آب (و یا تقریباً بافت نرم) نزدیک‌تر می‌باشند.

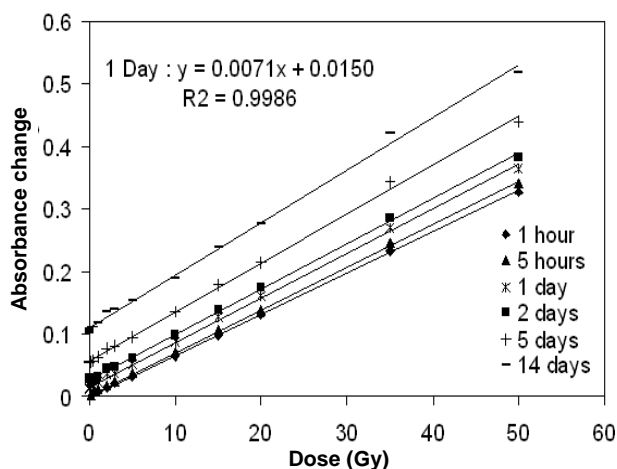
از نظر پایداری پاسخ دزیمتر در زمان‌های مختلف پس از پرتودهی، ترکیب گروه ۱ پایداری بهتری داشت و در دزهای پایین در همه‌ی زمان‌ها، تقریباً پاسخ ثابتی را نشان می‌داد تنها یک افزایش جزئی در پاسخ دزیمتر مشاهده شد (شکل ۳). این می‌تواند به علت غلظت کم مواد فعال‌کننده و رنگ‌دانه در این ترکیب دزیمتر باشد. اکسایش رنگ‌دانه به کندی ادامه داشته است. اما در ترکیب گروه‌های ۲ و ۳ و در دزهای پایین، پاسخ دزیمتر با گذشت زمان بزرگ‌تر شده است که این نشان می‌دهد که در طی این زمان‌ها اکسایش رنگ‌دانه اتفاق افتاده است. البته با وجود افزایش پاسخ در طی زمان، اختلاف بین پاسخ دز صفر و دز ۲ گری تقریباً ثابت مانده است (شکل ۳). در دزهای بالای ۵۰ گری، پایداری پاسخ دزیمتر ترکیب گروه ۱ پیچیده می‌باشد. در آغاز و در ساعت‌های اولیه‌ی پس از پرتودهی، پاسخ دزیمتر افزایش و در زمان‌های طولانی‌تر پاسخ دزیمتر قدری کاهش یافته است (شکل ۴). علت این پدیده را می‌توان چنین توجیه کرد که در ساعت‌های اولیه‌ی پس از پرتودهی، چون هنوز غلظت رادیکال‌های آزاد تولید شده به ازای دز بالای ۵۰ گری در ماده‌ی دزیمتر زیاد است، اکسایش رنگ‌دانه اتفاق افتاده است. اما در زمان‌های طولانی‌تر و با کامل شدن واکنش‌های اکسایش، واکنش کاهش رنگ‌دانه غالب شده، و پاسخ دزیمتر قدری کاهش یافته است. برای ترکیب گروه‌های ۲ و ۳ حتی پس از



شکل ۵- تغییرات جذب دزیمتر برای ترکیب گروه ۱ در زمان‌های مختلف پس از پرتودهی، برحسب دز.



شکل ۶- تغییرات جذب دزیمتر برای ترکیب گروه ۲ در زمان‌های مختلف پس از پرتودهی، برحسب دز.



شکل ۷- تغییرات جذب دزیمتر برای ترکیب گروه ۳ در زمان‌های مختلف پس از پرتودهی، برحسب دز.



از ویژگی‌های بالقوه بالای برای استفاده شدن در بخش‌های پرتودرمانی برخوردار می‌باشد. این دزیمتر اگر در مقیاس بزرگ ساخته شود، در صورت فراهم بودن دستگاه سی تی اسکن اپتیکی، که تصویر سه‌بعدی از درون ماده‌ی دزیمتر ارائه می‌دهد، توزیع دز را به صورت سه‌بعدی نشان خواهد داد. لذا دزیمتر PRESAGE می‌تواند در مرحله‌ی نخست به عنوان یک دزیمتر سه‌بعدی، و در مرحله‌ی بعدی به عنوان یک جای‌گزین مناسب برای دزیمترهای سه‌بعدی مرسوم (ژل دزیمترها) معرفی شود.

پی‌نوشت‌ها:

- ۱- Brachytherapy
- ۲- Intensity Modulated Radiation Therapy
- ۳- Stereotactic Radiotherapy
- ۴- Relaxation
- ۵- Leucomalachite Green
- ۶- Reporter
- ۷- Mayneord

دریافت دز ۵۰ گری، پاسخ دزیمتر باز هم روند افزایشی نشان می‌دهد (شکل ۴). این می‌تواند به علت غلظت بالای فعال‌کننده و یا رنگ‌دانه در این ترکیبات باشد که باعث می‌شود در طی این زمان‌ها، اکسایش رنگ‌دانه به طور غالب ادامه داشته باشد.

در این تحقیق میزان حساسیت، خطی بودن پاسخ دز و پایداری پاسخ دز در سه ترکیب مختلف دزیمتر مورد بررسی قرار گرفت. در هر سه ترکیب پاسخ دزیمتر با ضریب همبستگی بزرگ‌تر از ۰٫۹۹ خطی می‌باشد. در ترکیب گروه ۱ شیب خط برازش شده با داده‌های یک روز پس از پرتودهی برابر ۰٫۰۰۷ می‌باشد و برای ترکیب گروه ۲، که درصد وزنی فعال‌کننده‌ی آن بیش‌تر است، این مقدار برابر ۰٫۰۰۹۳ می‌رسد که نشان می‌دهد این ترکیب حساسیت بیش‌تری به پاسخ دز دارد. البته با افزایش درصد فعال‌کننده در ترکیب ۲، ناپایداری پاسخ دزیمتر در زمان‌های پس از پرتودهی بیش‌تر شده است و ترکیب گروه ۱، پاسخ پایداری‌تری دارد. برای ترکیب گروه ۳ که نسبت به گروه ۱ فقط درصد رنگ‌دانه‌ی آن بیش‌تر است شیب خط برازش شده ۰٫۰۰۷۱ می‌باشد که تغییر چشم‌گیری را نشان نمی‌دهد و به عبارتی افزایش رنگ‌دانه موجب افزایش قابل‌توجهی در حساسیت دزیمتر نمی‌شود. هر چند که در این حالت ناپایداری پاسخ دزیمتر در زمان‌های پس از پرتودهی نسبت به ترکیب گروه ۱ بیش‌تر می‌شود.

در دزیمتری پزشکی و رادیوتراپی، اصل اساسی برای انتخاب یک دزیمتر، داشتن حساسیت بالا می‌باشد هر چند که خطی بودن پاسخ دزیمتر و پایداری پاسخ نیز باید در محدوده قابل‌قبولی باشد. در کاربردهای پزشکی خطی بودن دزیمتر با ضریب همبستگی ۰٫۹۵ و پایداری آن با تغییرات ۵٪ در طی یک روز، قابل‌قبول می‌باشد. لذا از بین سه ترکیب بررسی شده در این مطالعه، ترکیب گروه ۲ که حساسیت بالاتری دارد، ترکیب مناسب‌تری است. البته نمی‌توان گفت که این ترکیب بهینه‌ترین ترکیب این نوع دزیمتر است و برای معرفی ترکیب بهینه، نیاز به بررسی ترکیبات بیش‌تری می‌باشد.

به طور کلی می‌توان گفت که مشخصه‌های دزیمتر PRESAGE به ازای مقادیر مختلف ترکیبات تشکیل‌دهنده‌ی آن می‌تواند تغییر کند. با انتخاب درصد وزنی فعال‌کننده، می‌توان به مواد دزیمتری با عدد اتمی و یا عدد سی تی دلخواه رسید. این نوع دزیمتر چون در شرایط طبیعی قابل ساخت است و نیاز به ظرف نگه‌دارنده ندارد و با ابزارهای اپتیکی قابل خواندن می‌باشد



References:

1. S. Webb, "Intensity-modulated radiation therapy," IOP Publishing, Bristol (2001).
2. F.M. Khan, "The physics of radiation therapy," William and Wilkins, Maryland (2003).
3. J.C. Gore, Y.S. Kang, R.J. Schulz, "Measurement of radiation dose distribution by nuclear magnetic (NMR) imaging," *Phys. Med. Biol.* **10**, 1189-1197 (1984).
4. M.J. Maryanski, R.J. Schulz, G.S. Ibbott, J.C. Gatenby, J. Xie, D. Horton, J.C. Gore, "Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter," *Phys. Med. Biol.* **39**, 1437-1455 (1994).
5. Y. De Deene, C. De Wagter, B. Van Duyse, S. Derycke, B. Mersseman, W. De Gersem, T. Voet, E. Achten, W. De Neve, "Validations of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimensional verification tool in conformal radiotherapy," *Magn. Reson. Med.* **43**, 116-125 (2000).
6. P. Haraldsson, S.A.J. Back, P. Magnusson, L.E. Olsson, "Dose response characteristics and basic dose distribution data for a polymerization-based dosimeter gel evaluated using MR," *Br. J. Radiol.* **73**, 58-65 (2000).
7. J.J. Novotny, V. Spevacek, P. Dvorak, J. Novotny, T. Cechak, "Energy and dose rate dependence of BANG-2 polymer-gel dosimeter," *Med. Phys.* **28**, 2379-2386 (2001).
8. 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," *Phys. Med. Biol.* **47**, 3441-3463 (2002).
9. 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**, 2459-2470 (2002).
10. 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**, 653-673 (2006).
11. J. Adamovics, M.J. Maryanski, "A new approach to radiochromic three-dimensional dosimetry-polyurethane," *Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, Journal of Physics, Conference Series* **3**, 172-175 (2004).
12. P.Y. Guo, J. Adamovics, M. Oldham, "Characterization of a new radiochromic three-dimensional dosimeter," *Med. Phys.* **33**, 1338-1345 (2006).
13. J. Adamovics, M.J. Maryanski, "Characterization of PRESAGE: a new 3-D radiochromic solid polymer dosimeter for ionizing radiation," *Radiat. Prot. Dosim.* **120**, 107-112 (2006).