

مروری بر انواع دزیمترهای سه بعدی

* نویسن بنائیه رضائیه: دکترای مهندسی پرتو پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، گروه فنی و مهندسی، تهران، ایران (*نویسنده مسئول).
n.banaee@srbiau.ac.ir

حسنعلی ندایی: گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

علیرضا شیرازی: گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

علیرضا زیرک: پژوهشکده لیزر و اپتیک پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، ایران.

سوده سادات سجادی: پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش: ۹۴/۷/۵

تاریخ دریافت: ۹۴/۳/۲۵

چکیده

پیشرفت‌های اخیر در روش‌های پرتودرمانی باعث استفاده از تکنیک‌هایی شده است که در آن‌ها گرادیان دز بسیار بالا است. پروتکل‌های بهینه‌سازی برای چنین درمان‌های پیچیده‌ای بسیار با اهمیت می‌باشد. این درمان‌ها به روش تحویل دز و خطاهای موجود در آن بسیار حساس هستند. برای کاهش چنین خطاهایی، دزیمترهای سه‌بعدی به‌عنوان یک روش نسبی برای بررسی و مونیتورینگ دقیق تحویل دز می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند. دزیمترهای شیمیایی مختلف همواره یکی از کاندیداهای مناسب برای اندازه‌گیری دز به‌صورت سه‌بعدی بوده‌اند. هدف از این مطالعه بررسی و مرور نقاط ضعف و قوت انواع مختلف دزیمترهای سه‌بعدی از جمله دزیمتر فریک، ژل‌های پلیمری هاپیوکسیک، ژل‌های پلیمری نورموکسیک و پلیمر جامد رادیوکرومیک PRESAGE است. مطالعات انجام شده بر روی این دزیمترها نشان می‌دهد که بهینه‌ترین روش دزیمتری سه‌بعدی برای پرتودرمانی، استفاده از دزیمتر PRESAGE است.

کلیدواژه‌ها: دزیمتری، دزیمترهای شیمیایی، دزیمتری سه‌بعدی

مقدمه

می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند (۳-۷). دزیمترهای شیمیایی همواره یکی از کاندیداهای مناسب برای اندازه‌گیری دز به‌صورت سه‌بعدی بوده‌اند. انواع مختلفی از دزیمترهای سه‌بعدی که معمولاً با نام ژل دزیمتر استفاده می‌شوند (۵) معرفی شده‌اند که در ادامه به تفصیل توضیح داده خواهند شد.

دزیمتر فریک

یکی از مهم‌ترین دزیمترهای شیمیایی، دزیمتر فریک می‌باشد که توسط Fricke و همکارانش در سال ۱۹۲۷ معرفی شد (۸). در این دزیمتر یون فرو (Fe^{+2}) در اثر پرتوگیری به یون فریک (Fe^{+3}) تبدیل می‌شود و این تغییر با ابزارهای مختلفی قابل اندازه‌گیری می‌باشد. استفاده از دزیمتر شیمیایی فریک برای اندازه‌گیری سه‌بعدی دز باعث ایجاد نوعی از ژل دزیمترهای پلیمری شده است که به دزیمترهای ژل فریک معروف می‌باشند.

از آنجائی که هدف رادیوتراپی رساندن حداکثر دز به سلول‌های سرطانی و کمترین تابش‌دهی به سلول‌های سالم است، در نتیجه پرتوگیری بافت سالم غالباً یک نگرانی در فرایند درمان به روش رادیوتراپی محسوب می‌گردد. تکنیک‌های رادیوتراپی به‌طور مداوم در حال به‌کارگیری اندازه میدان‌های کوچک‌تر برای تحویل دزهای تابشی با قابلیت درمانی بالاتر هستند (۱،۲). پروتکل‌های بهینه‌سازی برای چنین درمان‌های پیچیده از جمله جراحی استروکتکتیک غیرتهاجمی با پرتو، پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته و قوس درمانی حجمی با شدت تعدیل یافته که گرادیان دز در آن‌ها بالا است، بسیار با اهمیت می‌باشد. این درمان‌ها به روش تحویل دز و خطاهای موجود در آن بسیار حساس هستند. برای کاهش چنین خطاهایی، دزیمترهای سه‌بعدی به‌عنوان یک روش نسبی برای بررسی و مونیتورینگ دقیق تحویل دز

آسایش پروتون‌های مولکول‌های آب مجاور این زنجیره‌ها تغییر می‌کند. این تغییر که متناسب با دز جذبی می‌باشد نیز توسط یک اسکنر MRI قابل مشاهده و اندازه‌گیری بود. ژل پلیمر معرفی شده در این تحقیق BANANA بود.

Maryanski و همکارانش چند مزیت مهم برای ژل‌های پلیمری نسبت به ژل‌های فریکه عنوان کرده‌اند که عبارت‌اند از:

الف) برخلاف ژل‌های فریکه که دیفیوژن یون فریک باعث از بین رفتن اطلاعات توزیع فضایی دز در چند دقیقه پس از پرتودهی می‌شود، در ژل‌های پلیمری، توزیع فضایی زمان آسایش پروتون‌های مجاور زنجیره‌های پلیمری با زمان ثابت می‌ماند و یا به عبارتی توزیع فضایی دز ثابت می‌ماند. در نتیجه در هر زمان پس از پرتودهی می‌توان از ژل‌های پلیمری تصویر گرفت و توزیع دز را به دست آورد که این مسئله منجر به بهبود صحت اندازه‌گیری‌ها مخصوصاً در نواحی با گرادیان دز بالا می‌شود.

ب) در ساخت ژل‌های فریکه از موادی چون اسید سولفوریک، کلرید سدیم و سولفات فرو با غلظت یک میلی مول و یا بیشتر استفاده می‌شود. حضور این مواد با توجه به یون‌هایی که تولید می‌کنند، رسانندگی الکتریکی ژل را به‌طور ذاتی زیاد می‌کنند. در نتیجه میدان‌های RF در این ژل‌ها به شدت تضعیف می‌شوند و نسبت سیگنال به نویز نیز کاهش می‌یابد. این عوامل هم، باعث از بین رفتن صحت اندازه‌گیری دز، بر پایه داده‌های زمان‌های آسایش در اسکنر MRI می‌شود. اما در ژل دزیمترهای پلیمری چون یون وجود ندارد تضعیف میدان‌های RF ناچیز می‌باشد و از این نظر بر ژل‌های فریکه مزیت دارد.

ج) در ژل دزیمترهای پلیمری، نواحی پرتودهی شده یا به عبارتی نواحی پلیمریزه شده با چشم قابل مشاهده هستند. زیرا عامل‌های پلیمر در آب حل نمی‌شوند و پس از پلیمریزه شدن در محیط ژل که نسبتاً شفاف است به رنگ سفید در نواحی تابش داده شده قابل دیدن می‌باشند. بنابراین ژل‌های پلیمری برای ارزیابی کیفی توزیع دز با چشم و ارزیابی کمی توزیع دز با دانسیتومترهای اپتیکی قابل استفاده هستند.

تابش‌دهی ژل فریکه که منجر به یک توزیع دز غیریکنواخت فضایی در ژل شود، باعث ایجاد گرادیان غلظت یون فریکه در ژل می‌شود. به علت ثابت نبودن این یون‌ها در ماتریس ژل، دیفیوژن یون فریکه اتفاق می‌افتد و اطلاعات فضایی دز حذف می‌شود. به‌طور کلی می‌توان گفت، یکی از معایب بزرگ ژل فریکه، دیفیوژن یون‌های فریکه در ماتریس ژل می‌باشد. این موضوع نخستین بار توسط Schulz و همکارانش در سال ۱۹۹۰ بیان شد. آن‌ها نشان دادند توزیع دز به‌دست‌آمده از ژل فریکه در زمان‌های پس از پرتودهی پایدار نمی‌ماند که این به علت دیفیوژن یون‌های فرو و فریکه در ماتریس ژل می‌باشد. در نتیجه برای جلوگیری از دیفیوژن زیاد و از بین رفتن جزئیات توزیع سه‌بعدی دز در ماتریس ژل، تصویر گرفتن از ژل می‌بایست در کمتر از ۲ ساعت پس از پرتودهی انجام شود (۹). تلاش‌های زیادی برای غلبه بر مشکل دیفیوژن ژل‌های فریکه انجام شده است. در تحقیقی، از ماتریس پلی و نیل الکل به‌جای ماتریس ژلاتین استفاده کردند که منجر به کم شدن سرعت دیفیوژن یون‌های فریکه در ماتریس می‌شد (۱۰). محققین دیگری نیز روش‌هایی را برای کم کردن سرعت دیفیوژن توسعه داده‌اند اما به‌طور کلی در استفاده از ژل فریکه، تصویربرداری از ژل می‌بایست پس از پرتودهی هرچه سریع‌تر انجام شود (۱۱).

ژل‌های پلیمری هایپوکسیک

به دلیل محدودیت‌های ژل فریکه و از جمله دیفیوژن یون فریکه در ماتریس ژل که به آن اشاره شد، ژل دزیمترهای پلیمری برای غلبه بر این محدودیت‌ها پیشنهاد شدند. در ژل دزیمترهای پلیمری، به‌جای قرار گرفتن یون‌های فریکه در ماتریس ژل، منومرها در ماتریس ژل قرار می‌گیرند. نخستین ژل پلیمری که برای اندازه‌گیری سه‌بعدی دز استفاده شد توسط Maryanski و همکارانش در سال ۱۹۹۳ معرفی شد (۱۲). در ژل دزیمتر پلیمری معرفی شده، منومرهای آکرلیک (آکریل امید) در ژل آگاروس قرار گرفته بودند. در اثر پرتودهی، منومرها به یکدیگر اتصال پیدا کرده و زنجیره‌های پلیمری تشکیل می‌شد. در نتیجه، زمان

می‌بایست حتماً دستکش پوشیده شود و ژل در محیط ایزوله ساخته شود تا از طریق تنفس مواد تبخیر شده وارد بدن نشوند (۱۸).

محدودیت‌ها و مشکلات ژل‌های پلیمری نوع BANG و PAG و شرایط دشوار ساخت آن‌ها، استفاده گسترده از آن‌ها را در کلینیک محدود کرده است. لذا محققین را بر آن داشت تا نوعی از ژل پلیمرها را معرفی کنند که مشکلات فوق را نداشته باشد.

ژل پلیمرهای نورموکسیک

در سال ۲۰۰۱، Fong و همکارانش نوعی ژل پلیمر جدید معرفی کردند که حاوی مواد گیرانداز و شکارکننده اکسیژن بود. در نتیجه ساخت، نگهداری و استفاده از این نوع ژل در شرایط نرمال دما و فشار وجود داشت از این رو به آن ژل نورموکسیک گفته می‌شود. ژل پلیمر پیشنهاد شده حاوی متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، هیدروکینون، سولفات مس و ژلاتین بود و به نام ژل MAGIC شناخته شد. کار کردن با این نوع ژل مخاطرات کمتری داشت (۱۵). با توجه به اینکه این ژل در شرایط نرمال اتمسفر قابل ساخت بود و برای ساخت آن، نیازی به تجهیزات پیچیده نبود، لذا امکان استفاده گسترده از این ژل پلیمر برای دزیمتری پرتوها در کلینیک بوجود آمد.

به‌طور خلاصه، ژل‌های نورموکسیک با توجه به نکات زیر بر ژل‌های آنوکسیک (عدم حضور اکسیژن) برتری دارند:

الف) ساخت آن‌ها نیاز به زمان، تجربه و تجهیزات کمتر دارد.

ب) هیچ‌گونه آستانه‌ای برای پاسخ به دز ندارند و بدین ترتیب عدم قطعیت اندازه‌گیری در دزهای پایین، کاهش می‌یابد.

ج) آن‌ها کمتر در معرض اثرات دیفیوژن قرار دارند (۱۹-۲۱).

علی‌رغم خصوصیات مثبت ژل پلیمرها، بکارگیری آن‌ها با محدودیت‌هایی نیز همراه می‌باشد از جمله اینکه آماده‌سازی آن‌ها مشکل است، حضور اکسیژن مشکل‌آفرین است. هرچند این مشکل را با اضافه کردن آنتی‌اکسیدان به ژل و تهیه ژل‌های

د) ژل‌های پلیمری نسبت به ژل‌های فریک حساسیت قابل توجه بیشتری به دز پرتوها از خود نشان می‌دهند. ضمن اینکه حساسیت ژل‌های پلیمری با افزایش شدت میدان مغناطیسی مورد استفاده در سیستم مورد تصویربرداری برخلاف ژل‌های فریک، افزایش می‌یابد. بنابراین سیستم ژل‌های پلیمری قابلیت بیشتری برای استفاده در کلینیک دارا می‌باشند (۱۳).

پس از معرفی ژل پلیمری BANANA فرمولاسیون‌های دیگری نیز به‌منظور بهبود مشخصه‌های ژل پلیمرها برای دزیمتری پرتوها ارائه شدند. از مهم‌ترین ژل پلیمرهای معرفی شده می‌توان به نوع BANG (۱۴) و PAG اشاره کرد (۱۵،۱۶).

علی‌رغم خصوصیات مثبت ژل پلیمرها، مشکلات و محدودیت‌هایی نیز در استفاده از آن‌ها وجود دارد. یکی از مشکلات اصلی ژل پلیمرها این است که پاسخ آن‌ها به حضور اکسیژن به‌شدت حساس است و در صورتی که در محیط ژل، اکسیژن به‌صورت غیر محلول وجود داشته باشد پاسخ ژل به دز کاهش می‌یابد. این مسئله به خاطر این است که اکسیژن دارای خاصیت گیراندازی و شکار رادیکال‌های آزاد می‌باشد و در نتیجه رادیکال‌های آزاد تولید شده به خاطر رادیکالیز آب در اثر تابش پرتوها، توسط اکسیژن جذب می‌شوند و از واکنش پلیمریزاسیون منومرها توسط رادیکال‌های آزاد جلوگیری می‌شود. برای رفع این مشکل در دزیمترهای ژل پلیمری نوع BANG و PAG، اکسیژن آزاد را از ژل خارج می‌کنند. برای این منظور ژل پلیمرها، در محفظه بسته که از نیتروژن پر شده است ساخته می‌شوند و در حین فرآیند ساخت، در محلول ژل، گاز نیتروژن دمیده می‌شود. پس از ساخت ژل نیز آن را در فانتوم‌ها و یا ظرف‌هایی که نسبت به اکسیژن نفوذناپذیر هستند می‌ریزند (۱۶). یکی دیگر از محدودیت‌های ژل پلیمرهای نوع BANG و PAG سمی بودن مواد مورد استفاده در ساخت آن‌ها می‌باشد. آکریلیک آمید یک نوع سم عصبی است و تماس مداوم با پوست یا تنفس و بلع آن می‌تواند منجر به اختلال در سیستم عصبی شود (۱۷). لذا برای ساخت ژل

است. از آنجاکه این دزیمتر به شکل جامد درمی آید، برخلاف ژل‌ها نیاز به ظرف نگه‌دارنده ندارد و حتی می‌توان پس از ساخت آن را تراش داد و به شکل مورد نظر درآورد. برخلاف ژل‌ها هیچ‌گونه حساسیتی به حضور اکسیژن ندارد و چون شفاف است برای خوانش آن بهترین وسیله اسکنر اپتیکی می‌باشد که نسبت به CT و MRI بسیار ارزان‌تر می‌باشد (۴). همچنین Adamovics و Maryanski در سال ۲۰۰۶ با بررسی ویژگی‌های PRESAGE™ به این نتیجه رسیدند که PRESAGE پاسخ خطی نسبت به دز جذبی از خود نشان می‌دهد و همچنین پاسخ این دزیمتر به انرژی تابشی و همچنین آهنگ دز وابسته نیست. این دزیمتر نیاز به ظرف نگه‌دارنده ندارد و همچنین فاقد پخش است (۲۶). در سال ۲۰۰۹، Wai و همکارانش با استفاده از دزیمتر PRESAGE™ و یک Optical CT توزیع سه‌بعدی دز ناشی از چشمه HDR Ir-192 را بررسی کردند. در این مطالعه تابع ناهمسانگردی (Anisotropy function) حاصل از PRESAGE نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو را به خوبی تأیید کرد و محققان این تحقیق به این نتیجه رسیدند که PRESAGE قابلیت دزیمتری سه‌بعدی را به‌دقت قابل قبولی دارا می‌باشد (۲۷). در سال ۲۰۱۰، Sanjabi و همکارانش حساسیت PRESAGE را با تغییر درصد وزنی رنگ‌دانه و تولیدکننده رادیکال آزاد مطالعه کردند. نتایج این تحقیق نشان داد که با تغییر درصد وزنی این دو جزء سازنده PRESAGE، بهبود قابل‌ملاحظه‌ای در پایداری پاسخ به دز و حساسیت این دزیمتر حاصل می‌شود (۲۸). در مطالعه‌ای دیگر در سال ۲۰۱۱، Mostaar و همکارانش با تغییر درصد وزنی عناصر تشکیل‌دهنده PRESAGE، دزیمتری معادل بافت با عدد اتمی ۷٫۴۷ ساختند. آن‌ها درصد وزنی عناصر سازنده این نوع PRESAGE را به‌صورت زیر گزارش کردند (۲۹).

نورموکسیک تا حدی حل کرده‌اند، اما هنوز هم به‌عنوان یک مشکل در ژل دزیمترهای پلیمری مطرح می‌باشد. همچنین ژل دزیمتری چون تکرارپذیری خوبی ندارد، لذا هر بار ظرف ژل ساخته شده بایستی به‌طور جداگانه کالیبره شده و به خاطر داشتن دیفیوژن از پایداری خوبی برخوردار نیست. همچنین پاسخ ژل به دما وابسته است و هزینه خوانش دقیق آن زیاد است. اخیراً حتی نشان داده شده است که پاسخ ژل به دزی که به‌صورت منقطع داده می‌شود نیز متفاوت است (۲۲-۲۴). برای رفع این محدودیت‌ها برخی محققین به فکر معرفی مواد جدید با قابلیت دزیمتری سه‌بعدی افتادند.

پلیمر جامد رادیوکرومیک PRESAGE

در سال ۲۰۰۴، Adamovics و همکارش برای دزیمتری سه‌بعدی پرتوها نوعی پلاستیک حاوی رنگدانه را معرفی کردند که در اثر برخورد پرتو به آن، رنگدانه‌های موجود در آن اکسید شده و تغییر رنگ می‌داد. در واقع در این دزیمتر پلیمری جدید به‌جای ماتریس ژل از یک ماتریس جامد پلاستیکی (پلاستیک پلی‌یوریتان) استفاده شد و به‌جای مونومرها که در اثر پرتو پلیمریزه می‌شوند از یک رنگدانه استفاده شده بود که در اثر پرتو، اکسید می‌شد. آن‌ها چند نوع رنگدانه را که می‌توان استفاده کرد، معرفی کردند. در این دزیمتر با توجه به اینکه دز جذبی باعث ایجاد تغییر رنگ در ماده دزیمتر می‌شود لذا بهترین وسیله برای قرائت آن ابزارهای اپتیکی می‌باشد. آن‌ها برای اندازه‌گیری سه‌بعدی دز Optical CT را پیشنهاد کردند. این دزیمتر پلیمری جامد رادیوکرومیک جدید به نام دزیمتر PRESAGE نام‌گذاری شد (۲۵).

در سال ۲۰۰۶، Gua بر روی خواص دزیمتر PRESAGE تحقیقاتی انجام داد. وی به این نتیجه رسید که این دزیمتر دیفیوژن کمی دارد و وابستگی پاسخ آن به انرژی و آهنگ دز بسیار کم

جدول ۱- درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده PRESAGE در مطالعه Mostaar و همکارانش

ماده	W_H	W_C	W_N	W_O	W_S	W_{Cl}	W_{Br}	P	Z_{eff}
PRESAGE	۰/۰۹۳۵	۰/۶۳۳۰	۰/۰۴۵۶	۰/۱۸۱۸	-	۰/۰۴۶۱	-	۱۱۰۵	۷/۴۷

three-dimensional dosimetry system for radiation therapy. *Med. Phys*; 2006. 33:3962-3972.

8. Fricke H, Morse S. The chemical action of roentgen rays on dilute ferrosulphate solutions as a measure of dose. *Am J Roentgenol Rad Ther*; 1927.18:430-432.

9. Schulz RJ, de Guzman AF, Nguyen DB, Gore JC. Dose-response curves for Fricke infused agarose gels as obtained by nuclear magnetic resonance. *Phys Med Biol*; 1990. 35: 1611-1622.

10. Chu KC, Jordan KJ, Battista J, Van Dyk J, Rutt BK. Polyvinyl alcohol-Fricke hydrogel and cryogel: two new gel dosimetry systems for low Fe3+ diffusion. *Phys Med Biol*; 2000. 45: 955-69.

11. Kelly RG, Jordan KJ, Battista JJ. Optical CT reconstruction of 3D dose distributions using the ferrous-benzoic-xyleneol (FBX) gel dosimeter. *Med Phys*; 1998. 25: 1741-1750.

12. Maryanski MJ, Gore JC, Kennan RP, Schulz RJ. NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: a new approach to 3D dosimetry by MRI. *Magnetic Resonance Imaging*; 1993.11: 253-258.

13. De Deene Y, De Wagter C, Van Duyse B, Derycke S, Mersseman B, De Gerssem W, et al. "Validations of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimensional verification tool in conformal radiotherapy," *Magn. Reson Med*; 2000.43: 116-125.

14. Ibbott G S. Clinical Applications of Gel Dosimeters. *J Phys Conf Ser* ; 2006. 56:108-131.

15. Baldock C, Burford RP, Billingham N, Wagner GS, Patval S, Badawi RD, et al. Experimental procedure for the manufacture and calibration of polyacrylamide gel (PAG) for magnetic resonance imaging (MRI) radiation dosimetry. *Phys Med Biol*; 1998. 43: 695-702.

16. Baldock C, Rintoul L, Keevil SF, Pope JM, George GA. Fourier transform Raman spectroscopy of polyacrylamide gel (PAGs) for radiation dosimetry. *Phys Med Biol*; 1998. 43: 3617-27.

17. Sittig M. Handbook of toxic and hazardous chemicals and carcinogens. 2nd ed. New Jersey, USA: Noyes Publications.1985.

18. McJury M, Oldham M, Cosgrove VP, Murphy PS, Doran S, Leach MO, et al. Radiation dosimetry using polymer gels: methods and applications. *Br J Radiology*; 2000. 73: 919-929.

19. Venning A, Brindha S, Hill B, Baldock C. Preliminary study of a normoxic PAG gel dosimeter with tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride as an anti-oxidant. *J Phys Conf Ser*; 2004. 3: 155-158.

20. Hurley C, Venning A, Baldock C. A study of normoxic polymer gel dosimeter comprising methacrylic acid, gelatin and tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride (MAGAT). *Appl Radiat Isot*; 2005. 63: 443-56.

21. Murphy PS, Cosgrove VP, Schwarz A, Webb

در سال ۲۰۱۱، Gorjiari و همکارانش نیز برخی از خواص رادیولوژیکی و پارامترهای مورد نیاز برای بررسی معادل آب بودن دزیمتر PRESAGE را مورد مطالعه قرار دادند و با تغییر درصد وزنی عناصر تشکیل‌دهنده PRESAGE، ترکیباتی با اعداد اتمی ۷،۶۸۸ و ۷،۷۴۰ ساختند که در مقایسه با PRESAGE معمول، عدد اتمی بسیار نزدیک‌تری به آب داشت (۳۰).

نتیجه‌گیری

با توجه به مطالعات صورت گرفته و اهمیت دزیمتری سه‌بعدی، می‌توان به این نتیجه رسید که استفاده از دزیمترهای سه‌بعدی برای کاهش خطاهای احتمالی در برآورد میزان دز و همچنین در راه‌اندازی پروتکل‌های جدید درمانی، نقش بسیار مؤثری دارند. هر یک از انواع ژل دزیمترها، دارای قابلیت‌ها و کاستی‌هایی هستند اما به نظر می‌رسد که پلیمر ژل PRESAGE به علت قابلیت تولید با عدد اتمی مؤثر نزدیک به بافت نرم و دارا بودن خصوصیات یک فانتوم، نام و ویژگی‌های لازم در به‌کارگیری آن در کلینیک را دارد.

منابع

1. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. 1st ed. Taylor & Francis Group, CSC Press; 2007.
2. Baskar R, Lee KN, Yeo R, Yeoh KW. Cancer and radiation therapy: current advances and future directions. *Int. J. Med. Sci*; 2012. 9:193-199.
3. Alqathami M, Blencowe A, Qiao G, Adamovics J, Geso M. Optimizing the sensitivity and radiological properties of the PRESAGEs dosimeter using metal compounds. *Rad Phys and Chem*; 2012. 81:1688-1695.
4. Guo PY, Adamovics JA, Oldham M. Characterization of a new radiochromic three dimensional dosimeter. *Med. phys*; 2006. 33:1338-1345.
5. Doran SJ. The history and principles of chemical dosimetry for 3-D radiation fields: Gels, polymers and plastics. *Appl Radiat Isot*; 2009. 67:393-398.
6. Wu CS, Xu Y. 3-D dosimetry with optical CT scanning of polymer gels and radiochromic plastic dosimeter. *Rad Measure*; 2011. 46:1903-1907.
7. Guo P, Adamovics J, Oldham M. A practical

S, Leach MO. Proton spectroscopic imaging of polyacrylamide gel dosimeters for absolute radiation dosimetry. *Phys Med Biol*; 2000. 4: 835-845.

22. Lepage M, Whittaker AK, Rintoul L, Bäck SAJ, Baldock C. The relationship between radiation-induced chemical processes and transverse relaxation times in polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol*; 2001. 46: 1061-1074.

23. De Deene Y, Baldock C. Optimization of multiple spin-echo sequences for 3D polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol*; 2002. 47: 3117-3141.

24. De Deene Y, Van de Walle R, Achten E, De Wagter C. Mathematical analysis and experimental investigation of noise in quantitative magnetic resonance imaging applied in polymer gel dosimetry. *Signal Processing*; 1998. 70: 85-101.

25. Adamovics J, Maryanski M J. "A new approach to radiochromic three-dimensional dosimetry-polyurethane," Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, *Journal of Physics, Conference Series*; 2004. 3: 172-175.

26. Adamovics J, Maryanski MJ. Characterization of PRESAGE: A new 3-D radiochromic solid polymer dosimeter for ionizing radiation 'Radiat. Prot. Dosim'; 2006.120:107-112.

27. Wai P, Adamovics J, Krstajic N, Ismail A, Nisbet A, Doran S. Dosimetry of the microSelectron-HDR Ir-192 source using PRESAGE and optical CT. *Appl Radiat and Isot*; 2009. 67: 419-422.

28. Sanjabi Eznaveh Z, Zahamtkeš MH, Kamali Asl AR, Bagheri S. Sensitivity optimization of PRESAGE polyurethane based dosimeter. *Rad Measure*; 2010. 45: 89-91.

29. Mostaar A, Hashemi B, Zahmatkesh MH, Aghamiri SM, Mahdavi SR. Development and characterization of a novel PRESAGE formulation for radiotherapy applications. *Appl Radiat and Isot*; 2011. 69:1540-1545.

30. Gorjiara T, Hill R, Kuncic Z, Adamovics J, Bosi S, Kim JH et al. Investigation of radiological properties and water equivalency of PRESAGE® dosimeters. *Med. Phys*; 2011.38:2265-2274.

Different types of 3D dosimeters: a review

***Nooshin Banaee Rezaeiyeh**, Department of Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran (*Corresponding author). n.banaee@srbiau.ac.ir

Hassan Ali Nedaie, Department of Biophysics, Faculty of Medicine Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

Alireza Shirazi, Department of Biophysics, Faculty of Medicine Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

Alireza Zirak, Laser and Optics Research School, NSTRI, Tehran, Iran.

Sodeh Sadjadi, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, Iran.

Abstract

Modern radiotherapy techniques try to deliver the radiation dose by steep gradient. Protocols for these complex treatment delivery techniques are important and extremely sensitive to errors in treatment delivery. To minimize such errors, 3D dosimeters were developed as a relative method for improving dose monitoring and delivery. The aim of this study is to analyze the capability and drawbacks of different types of 3D dosimeters such as Fricke gel dosimeters, Hypoxic gel polymers, Normoxic gel polymers and 3D radiochromic solid polymer known as PRESAGE. The results of studies show that the optimum method of dosimetry in radiation therapy is using PRESAGE dosimeter.

Keywords: Dosimetry, Chemical dosimeters, 3D dosimeters