

بهینه‌سازی حساسیت دوزیمتر جدید پلیمری رادیوکرومیک پری‌سیژ

زینب سنجابی^۱، علیرضا کمالی اصل^{۲*}، محمد حسن زحمتکش^۳، سعید باقری^۴

۱- کارشناس ارشد پرتو پزشکی، گروه پرتو پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۲- استادیار گروه پرتو پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۳- دانشیار، موسسه‌ی پرتو پزشکی نوین، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۴- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، موسسه‌ی پرتو پزشکی نوین، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۹/۲/۲۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۵/۲۷

چکیده

مقدمه: ساز و کار مناسب دوزیمتری شامل اتاقکهای یونیزاسیون، نیمه هادی‌ها، آشکارسازهای گرمایی و فیلم های رادیوگرافی در تعیین منحنی های هم دوز و توزیع دوز عمقی در نواحی با گرادیان بالای دوز، همواره با مشکلاتی روبه رو هستند. با توجه به این مسائل، دامنه‌ی پژوهش برای استفاده از دوزیمترهایی با قدرت تفکیک مکانی بالا که مقدار مطلق دوز جذبی را با دقت قابل قبول به دست داده و ساخت، تجزیه و تحلیل و حمل و نقل آنها نیز آسان باشد، گسترش یافت. دوزیمتر پری‌سیژ در مقایسه با دوزیمترهای پلیمری قبلی دارای مزایایی از قبیل حساس نبودن به حضور اکسیژن، جامد بودن و امکان ساخت در هر شکل و قالب است. در این تحقیق به چگونگی ساخت و بررسی نسبت مواد به کار رفته در دوزیمتر به منظور تعیین بهینه‌ی حساسیت پرداخته شده است.

مواد و روشها: در فرایند ساخت ژل پری سیژ، ابتدا لوکو مالاکیت گرین به عنوان رنگینمای که در برابر تابش گاما تغییر رنگ می‌دهد، در تتراکلرید کربن به عنوان مولد رادیکال آزاد حل شده، ماتریس پلیمری با نام B که نوعی پلی یول است، به آن افزوده می‌شود سپس مقدار تعیین شده‌ی کاتالیزور به ترکیب افزوده شده و در آخر ماتریس پلیمری با نام A که نوعی پیش پلیمر است به کل ترکیب اضافه می‌شود سپس آنها را در ظروفی از جنس پلکسی ریخته و به مدت تقریباً ۱۸ تا ۲۴ ساعت در فشار ۶۰ پی-اس-آی قرار می‌دهیم. پس از این مدت زمان، ترکیب پلیمر کاملاً جامد و سخت شده، توسط سیستم کبالت پرتو دهی و با سیستم اسپکتروفوتومتر خوانده می‌شود.

نتایج: نتایج نشان می‌دهد که حساسیت دوزیمتر پری‌سیژ با تغییر درصد وزنی لوکو دای و مولد رادیکال آزاد تا میزان ۴٪ مقدار گزارش شده، به بهینه مقدار ۰/۱۴۴ خواهد رسید که آزمایشات انجام شده نسبت به گزارشات موجود بهینه‌ی این مقدار را نشان می‌دهد.

نتیجه‌گیری: آزمایشات انجام شده نشان داد که در دوزهای ۲/۵ تا ۵۵ گری پاسخ دوزیمتر خطی است. با انتخاب و بهینه‌سازی مواد به کار رفته، افزایش حساسیت دوزیمتر به مقدار دوز دریافتی از گری/واحد دلخواه ۰/۰۰۹۹ تا مقدار ۰/۱۴۴ نتیجه می‌شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۴، پیاپی (۲۹)، زمستان ۸۹، ۴۰-۳۵)

واژگان کلیدی: دوزیمتر رادیوکرومیک، پری سیژ، پلی یورتان، کاتالیزور، مولد رادیکال آزاد، رنگینه

* نویسنده مسؤول: علیرضا کمالی اصل

آدرس: گروه مهندسی پرتو پزشکی دانشکده مهندسی هسته‌ای،

دانشگاه شهید بهشتی، ایران

a_kamali@sbu.ac.ir

تلفن: ۰۲۹۹۰۳۱۸۷ (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

دوزیمترهای مورد استفاد در انواع فرایندهای دوزیمتری شامل اتاقک‌های یونش، فیلم‌های رادیوگرافی و دوزیمترهای ترمولومینسانس (TLD) هستند، لیکن هر یک از این دوزیمترها برای استفاده در کاربردهای دوزیمتری پزشکی دارای محدودیت‌هایی می‌باشند، به عنوان مثال اتاقک‌های یونش و نیمه‌هادی‌ها برای سیستم‌های طراحی درمان قدرت تفکیک مکانی مناسبی ندارند. تی-ال-دی‌ها با ابعاد کوچکشان در تعیین توزیع دوز یک بعدی و دو بعدی نامناسب و وقت‌گیر هستند [۱]. کاربرد فیلم‌های رادیوگرافی به دلیل حساسیت بالا به فوتونها در محدوده انرژی ۲۰۰-۱۰ کیلو الکترون‌ولت، پاسخ وابسته به انرژی، معادل نبودن با بافت و حساسیت به نور اتاق نیز در این زمینه با محدودیت همراه است [۱ و ۲].

بنابراین تلاش برای تهیه‌ی دوزیمترهای جدیدی که محدودیت‌های ذکر شده را نداشته و یا آن را به کمترین مقدار ممکن برساند، منجر به معرفی نوع جدیدی از دوزیمترها با عنوان دوزیمترهای ژله‌ای گردید.

دوزیمترهای ژله‌ای که با توجه به شرایط فیزیکی گاهی دوزیمتر پلیمری جامد پلاستیکی نامیده می‌شود و در برخی موارد با توجه به شرایط تولید حالت ژلاتینی پیدا می‌کند در دو گروه دسته‌بندی می‌شوند: ژله‌های فریک و ژل-های پلیمری. اساس دوزیمترهای فریک بر پایه‌ی تبدیل یون‌های فرس Fe^{+2} به یون‌های فریک Fe^{+3} به صورت تابعی از مقدار دوز ورودی است. این دو یون دارای دو حالت اسپینی پارامغناطیسی الکترونی و شعاع یونی متفاوت هستند [۳]. البته این دوزیمتر مشکلاتی از قبیل نیاز به دوز بالا (در محدوده‌ی ۴۰-۱۰۰ گری به منظور مشاهده‌ی تغییرات ایجاد شده در آنها توسط ام-آر-آی)، پخش سریع یون‌های فریک ایجاد شده توسط تابش ورودی در ماتریس ژل (و به عبارتی کاهش شدت سیگنال خروجی و اطلاعات مکانی مربوط به دوز) و لزوم تصویر برداری از آنها تا حداکثر ۲ ساعت پس از تابش‌گیری (به دلیل

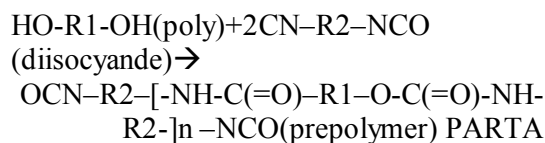
جلوگیری از حذف اطلاعات دوزیمتری ثبت شده) را دارد [۴]. دوزیمترهای پلیمری روشی نوین برای تعیین توزیع سه بعدی دوز هستند. این دوزیمترها با توجه به نوع پاسخ‌دهی به تابش ورودی، خود به دو دسته‌ی دوزیمترهای پلیمری عادی و دوزیمترهای رادیوکرومیک تقسیم‌بندی می‌شوند. در نوع اول تابش ورودی باعث آغاز فرایند پلیمریزاسیون در ترکیب شده و در نوع دوم تغییر رنگی متناسب با مقدار تابش ورودی در ترکیب موجود مشاهده خواهد شد. با توجه به مشکلات ذکر شده، دامنه‌ی تحقیقات برای استفاده از دوزیمترهایی با رزولوشن مکانی بالا که مقدار مطلق دوز جذبی را با دقت قابل قبول به دست داده و فرایند ساخت، آنالیز داده‌ها و حمل و نقل آنها نیز آسان باشد، گسترش یافت. در این میان با معرفی دوزیمترهای رادیوکرومیک در سال ۱۹۶۵ توسط مک‌لافلین و همکارانش و بررسی خواص دوزیمتری انواع محیط‌های رادیوکروم، با قدرت تفکیک مکانی بالا، غیر حساس بودن به نور مرئی، ساخت و حمل و نقل آسان بسیاری از مشکلات ذکر شده برطرف گردید [۱].

در حال حاضر دوزیمترهای رادیوکرومیک برای دوزیمتری روزمره‌ی تابش‌های یونیزان در محدوده‌ی وسیعی از دوز تابشی (۱۰۶-۰/۰۱ گری) و آهنگ دوز متفاوت (تا ۱۰۱۲ گری بر ثانیه) استفاده می‌شوند [۱].

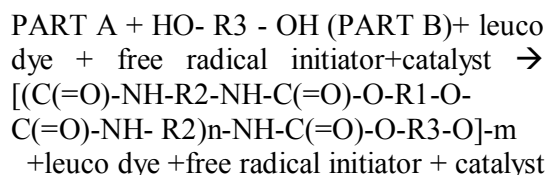
دوزیمتر پری سیژ، دوزیمتر پلیمری جدیدی است که شامل ماتریس شفاف پلی یورتان و نوعی رنگینه بوده که در معرض تابش، پاسخ رادیوکرومیک دارد. تغییر در چگالی اپتیکی این دوزیمترها می‌تواند با سیستم توموگرافیک ایکس، اسپکتروفوتومتری و یا سی تی اپتیکی انجام شود. تحقیقات، نشان دهنده‌ی ثابت بودن پاسخ خطی آن طی چندین روز می‌باشد. گرچه این دوزیمتر کمی از بافت بدن چگال‌تر است (با اعداد سی تی مابین ۴۷۰-۱۰۰)، با کنترل دقیق درجه حرارت در طول بازخوانی ژل، می‌توان پاسخ قابل قبولی از آن به دست

شامل ۱ تا ۱۵٪ ایزوسیانات واکنش نداده است که می‌تواند در درجه حرارت اتاق به مدت زیادی نگهداری شود. مرحله‌ی دوم شامل ترکیب کردن لوکو دای، مولد رادیکال آزاد و نوعی کاتالیزور است که با بخش B که خود نوعی پلی‌یول است، ترکیب شده و نهایتاً با نسبت یکسان به بخش A افزوده می‌شود. ترکیب نهایی در قالب‌های دلخواه ریخته شده و در فشار ۶۰ psi به مدت ۶ ساعت تا دو روز قرار می‌گیرد. فرایند این دو مرحله در ادامه آمده است [۶].

مرحله ی ۱:



مرحله ی ۲:



۲-۲- فرایند ساخت

مدت زمان انجام و تجهیزات مورد نیاز برای ساخت ژل به نوع ژل بستگی دارد [۷]. در ساخت ژل پری سیژ، دستورالعمل خاصی در مورد نحوه‌ی ترکیب کردن مواد تشکیل دهنده‌ی آن، تاکنون به طور دقیق گزارش نشده است. ترکیب نهایی در ظرفی از جنس پلکسی‌گلاس در ابعاد ۱×۱×۵ سانتی‌متر مکعب ریخته شده و به مدت ۱۸ تا ۲۴ ساعت تحت فشار ۶۰ پی‌اس‌آی (۴۱۴ کیلو پاسکال) قرار می‌گیرد. ویژگی مهم این دوزیمتر این است که بدون در نظر گرفتن اکسیژن هوا، به راحتی در دما و شرایط محیطی قابل ساخت می‌باشد.

در فرایند ساخت ژل پلیمری پری‌سیژ، ترتیب مخلوط کردن مواد به این صورت است که ابتدا لوکو مالاکیت گرین به عنوان رنگینه‌ای که در برابر تابش گاما تغییر رنگ

آورد. همچنین تغییر پاسخ این دوزیمتر نسبت به آهنگ پرتودهی قابل چشمپوشی است [۳].

اطلاعات مربوط به تابش به صورت سه بعدی در پری‌سیژ قابل ذخیره‌شدن است که توسط روش‌های خوانش سه-بعدی سی‌تی نوری یا دوربین‌های CCD با رزولوشن بالا که در روش‌های درمان با پرتوهای پروتونی مورد نیاز است، در هر سه جهت قابل بازیابی است [۵].

در این تحقیق به معرفی ویژگی‌های این دوزیمتر پرداخته و درصد بهینه‌ی مواد بکار رفته در ساخت آن، به منظور داشتن بیشترین حساسیت به تابش فرودی پرتوی گامای چشمه‌ی کبالت ۶۰ و پایدارترین پاسخ مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۲- مواد و روشها

دوزیمتر جدید ژله‌ای رادیوکرومیک سه بعدی پری‌سیژ بر پایه‌ی استفاده از ماتریس شفاف پلی‌یورتان است که حاصل ترکیب یک پیش‌پلیمر A و یک پیش‌پلیمر B در حضور یک کاتالیزور، مولد رادیکال آزاد، یک یا چند رنگینه در فشار ۶۰ پی‌اس‌آی و دمای محیط است [۶]. در این قسمت به جزئیات ترکیب این دوزیمتر پرداخته می‌شود.

۲-۱- ماتریس پلی‌یورتان

پلی‌یورتان‌ها یکی از انواع پلیمرهای ساخت انسان است که در ساخت وسایل پزشکی، پوشش‌ها، و ... کاربرد دارد. مولفه‌های رادیوکرومیک در ترکیب آنها، دای‌های رادیوکرومیک و مولدهای رادیکال آزاد هستند [۶]. پارامترهای مورد بررسی در مورد این دوزیمتر، پراکنندگی اطلاعات ثبت شده در آن تحت تابش گاما، خطی بودن پاسخ دوز، بستگی پاسخ دوز به آهنگ تابش دهی و پایداری دوزیمتر با گذشت زمان است [۶]. ماتریس پلیمر در دو مرحله شکل می‌گیرد. در اولین مرحله، یک واحد پلی‌یول موجود با دو واحد دی‌ایزوسیانات تشکیل پیش‌پلیمری را که بخش A خوانده می‌شود، واکنش می‌دهند. این ترکیب

نسبت عدد سی تی ژل ساخته شده به عدد سی تی آب در تمام نمونه‌ها یک می‌باشد. به منظور تعیین اینکه آیا می‌توان با تغییر درصد ترکیبات به کار رفته میزان حساسیت دوزیمتر را بهبود داد، در مراحل مختلف ابتدا درصد لوکومالاکت گرین و سپس درصد تتراکلرید کربن موجود در ترکیب را تغییر می‌دهیم. در واقع با مقدار بهینه‌ی به دست آمده برای درصد لوکومالاکت گرین در ترکیب، به تغییر درصد تتراکلرید کربن در ترکیب می‌پردازیم. همچنین مقدار شیب نمودار جذب بر حسب میزان دوز با افزایش ۶ و ۸ درصدی میزان تتراکلرید کربن به عنوان فاکتور مقایسه، مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

۲-۳- فرایند پرتودهی

پرتودهی ژل‌های ساخته‌شده توسط سیستم کبالت موسسه-ی پرتوپزشکی نوین انجام شده است بدین ترتیب که ژل‌های ساخته شده در ظرف آبی با دمای ۱۸ درجه‌ی سانتی-گراد قرار داده شد و در همان دما در بازه‌ی ۶۰-۲/۵ گری در ابعاد میدان ۲۰×۲۰ سانتی‌متر مربع و SSD ۸۰ سانتی-متر، پرتودهی شده‌اند. زمان هر پرتودهی برای رسیدن به دوز مورد نظر با استفاده از کالیبراسیون دستگاه با توجه به آهنگ واپاشی کبالت و قدرت چشمه هر روز توسط مسئول مورد نظر تعیین می‌شود.

می‌دهد، در تتراکلرید کربن به عنوان مولد رادیکال آزاد، حل شده، Crystal Clear 206 Part B به آن افزوده می‌شود، سپس مقدار تعیین شده‌ی کاتالیزور به ترکیب افزوده شده و در آخر PART A به کل ترکیب اضافه می‌شود (PART A و PART B به عنوان ماتریس پلیمری می‌باشند). پس از مخلوط کردن کامل ترکیبات، آنها را در ظرفی از جنس پلکسی گلاس با ابعاد ۱×۱×۵ سانتی‌متر مکعب، ریخته و به مدت تقریباً ۱۸ تا ۲۴ ساعت در فشار ۶۰ پی-اس-آی قرار می‌دهیم. پس از این مدت زمان، ترکیب پلیمر کاملاً جامد و سخت شده و برای پرتودهی و فرایند بازخوانی آماده می‌شود. ژل پلیمری پری‌سیژ معادل بافت است. محاسبه عدد اتمی موثر طبق رابطه زیر انجام می‌شود [۸]:

$$Z_{eff} = (W_1 Z_1^{2.94} + W_2 Z_2^{2.94} + \dots + W_n Z_n^{2.94})^{1/2.94} \quad (1)$$

با توجه به فرمول فوق و به کمک عدد اتمی عناصری همچون کربن، هیدروژن، اکسیژن و نیتروژن، عدد اتمی موثر ماتریس پلی یورتان ساخته شده ۶/۶ می‌باشد که بسیار به بافت نرم نزدیک است بنابراین می‌توان از این پلیمر به عنوان فانتوم انسانی استفاده کرد. جدول (۱) عدد اتمی ژل پری‌سیژ را در مقایسه با آب و بافت نرم (ماهیچه) نشان می‌دهد که W_i ها نسبت وزنی عنصر i می‌باشد که i عناصر اکسیژن، کربن، نیتروژن و هیدروژن هستند.

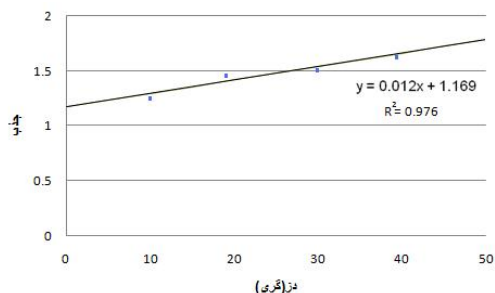
جدول ۱ - عدد اتمی ژل پلیمری پری‌سیژ در مقایسه با آب و بافت نرم (ماهیچه) [۸]

| ماده | W_H | W_N | W_O | W_C | جدول ۱ - عدد اتمی ژل پلیمری پری‌سیژ در مقایسه با آب و بافت نرم (ماهیچه) [۸] | |
|----------|--------|-------|--------|-------|-----------------------------------------------------------------------------|------------|
| | | | | | $\rho(kg/m^3)$ | (عدد اتمی) |
| پری‌سیژ | ۰/۰۹ | ۰/۱ | ۰/۲ | ۰/۶۱ | ۱۰۵۰ | ۶۶ |
| آب | ۰/۱۱۱۱ | ۰/۰۰ | ۰/۸۸۸۹ | ۰/۰۰ | ۱۰۰۰ | ۷/۲۲ |
| بافت نرم | ۰/۱۰۲۰ | ۰/۰۳۵ | ۰/۸۲۹۸ | ۰/۱۲۳ | ۱۰۳۰ | ۶/۹۳ |

۲-۴- فرایند بازخوانی ژل‌های تابش دیده

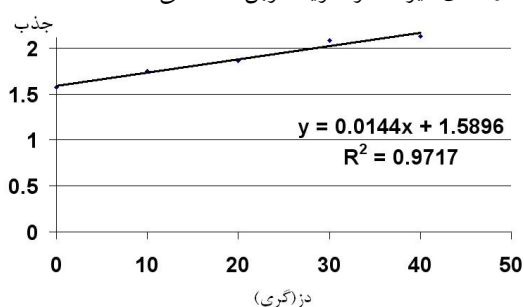
ژل‌های تابش دیده توسط سیستم اسپکتروفوتومتر EZ210 Lambda UV -Visible مجهز به لامپ دوتریوم با خطای ۰/۰۱ خوانده شد و اطلاعات آن ثبت

شده است. شدت نور عبوری T اندازه‌گیری شده توسط این سیستم P/P0 است که P0 توان پرتو تک رنگ قبل از ورود به محیط جاذب- دوزیمتر- و P توان تابشی پرتو

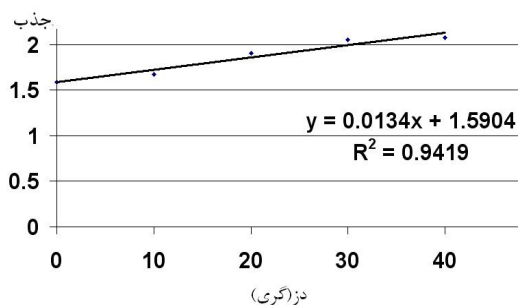


شکل ۳- تعیین حساسیت دوزیمتر با افزایش ۶٪ در میزان لوکومالاکت گرین

شکل های ۴ و ۵ تغییر حساسیت دوزیمتر را با افزایش ۶ و ۸ درصدی میزان تتراکلرید کربن نشان می دهد.



شکل ۴- تعیین حساسیت دوزیمتر با افزایش ۶٪ مقدار تتراکلرید کربن



شکل ۵- تعیین حساسیت دوزیمتر با افزایش ۸٪ مقدار تتراکلرید کربن

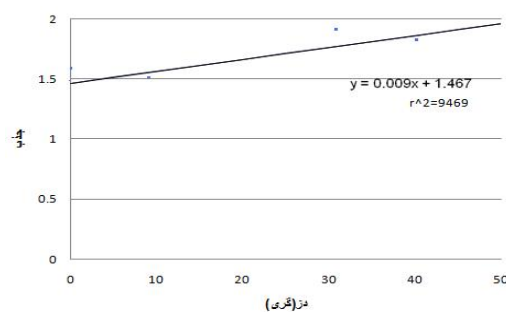
۴- بحث و نتیجه گیری

پایداری پاسخ اپتیکی این دوزیمتر نشان می دهد که دوزیمتر پری سیژ دارای قابلیت استفاده مجدد بوده و تکرارپذیری و بکارگیری مجدد این دوزیمتر تا قبل از رسیدن به حالت اشباع امکانپذیر می باشد. با گذشت زمان در ژل تابش ندیده و تابش دیده، میزان جذب تقریباً ثابت بوده و تغییرات محسوسی ندارد و این پایداری بیان می کند که فاصله زمانی بین ساخت و مصرف این دوزیمتر می تواند طولانی باشد.

عبور کرده از محیط است. میزان جذب به صورت $-\log T$ تعریف می شود [۹].

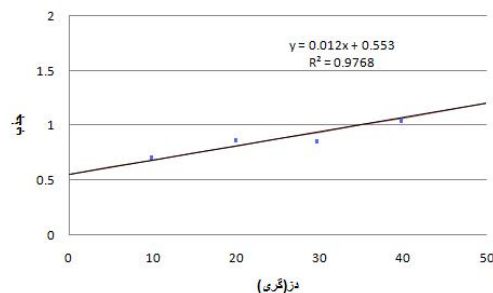
۳- نتایج

ترکیبات مختلف پری سیژ تغییرات چگالی اپتیکی متفاوتی را در پاسخ به تابش فرودی نشان می دهند. شیب نمودار میزان جذب بر حسب دوز جذبی نشان دهنده حساسیت دوزیمتر می باشد که در شکل ۱ نشان داده شده است. بالاتر از ۵۵ گری پاسخ دوزیمتر از محدوده خطی خارج شده و محاسبه دوز را مشکل خواهد ساخت. بنابراین در این تحقیق بازه اندازه گیری های کار حاضر محدودیت تا ۵۵ گری را نشان می دهد.



شکل ۱- نمودار پاسخ خطی دوزیمتر تا ۵۵ گری و تعیین حساسیت دوزیمتر

نمودارهای ۲ و ۳ به ترتیب افزایش ۴ و ۶ درصدی میزان لوکومالاکت گرین را در ترکیب نشان می دهند.



شکل ۲- تعیین حساسیت دوزیمتر با افزایش ۴٪ در میزان لوکومالاکت گرین

اکسیژن محیط و... و بررسی پارامترهای دوزیمتری پری سیژ، دلیل استفاده‌ی روزافزون این دوزیتر به اثبات می‌رسد. ترکیب رادیوکرومیک در این دوزیتر پاسخ خوبی در مقابل تابش فرودی از خود نشان می‌دهد و توسط سیستم اسپکتروفوتومتر، CCD و سی تی اسکن نوری به صورت سه بعدی قابل بازخوانی است. هم اکنون تلاش برای افزایش حساسیت این دوزیتر و تغییر عدد سی تی آن به مقدار کمتر از ۱۰۰ در حال انجام است.

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله کمال تشکر و قدردانی را از معاونت پژوهشی دانشگاه شهید بهشتی و موسسه‌ی پرئوپزشکی نوین و جناب آقای مهندس شیراسب جهت همکاری و راهنمایی‌های سودمندشان دارند.

همانطور که از نمودارهای قسمت قبل مشخص است، بیشترین حساسیت دوزیتر جدید پلیمری پری سیژ به تابش پرتوهای گامای چشمه‌ی کبالت ۶۰ وقتی به دست می‌آید که درصد تراکلرید کربن تا ۶٪ و درصد لوکومالاکیت گرین تا ۴٪ افزایش یابد. شیب نمودار جذب تابش بر حسب دوز که بیانگر حساسیت دوزیتر است در بیشترین مقدار خود به ۰/۰۱۴۴ می‌رسد. افزایش بیش از این مقدار به کاهش حساسیت به دست آمده منجر می‌شود. بنابراین با توجه به داده‌های به دست آمده می‌توان نتیجه گرفت که به منظور داشتن چنین بیشینه‌ای، بهینه درصد لوکومالاکیت گرین در ترکیب با توجه به وزن کل ترکیب، باید ۶/۵٪ و تراکلرید کربن ۳/۱٪ باشد و ۶۲/۵ درصد باقی مانده مربوط به ماتریس‌های پلیمری A و B و کاتالیزور خواهد بود. با توجه به نیاز فراوان در رادیوتراپی جدید به دوزیمتری با پاسخ خطی، حساسیت بالا به تابش فرودی، غیر حساس به

منابع

1. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, Meigooni AS, Nath R, Rodgers JE, Soares CG. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American Association of Physicists in Medicine. Med Phys. 1998 Nov;25(11):2093-115.
2. Bonnett DE. A review of applications of polymer gel dosimetry. Proceeding of the 2th International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry; 2001 Nov 18-21; Brisbane, Australia.
3. Ibbott GS. Clinical applications of gel dosimeters. J Phys. 2006; Conference Series 56:108-31.
4. Schreiner LJ. Fricke gel dosimetry. DOSGEL. 2001 Proceedings of 2nd International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, 2002, 15-22; Brisbane, Australia
5. Doran S, Al-Nowaisl S, Krstaji N, Adamovics J, Kacpersek A, Brunt J. True-3D scans using PRESAGE™ and Optical-CT: A case study in proton therapy, J Phys. 2006; Conference Series 56:231-4.
6. Adamovics J. and M J Maryanski, A new approach to radiochromic three-dimensional dosimetry-polyurethane. J Phys. 2004; Conference Series 3: 172-5.
7. Vergote K. Development of polymer gel dosimetry for applications in intensity-modulated radiotherapy [Ph.D. Thesis]. University of Gent. Belgium;2005
8. Fong P.M., Development and characterization of Normoxic Polymer Gels for Ionizing Radiation. [Ph.D. Thesis]. Yale School engineering, USA, 2003; pp: 125.
9. Krsajic N, Wai P, Adamovics J, Doran S. Spectrophotometry of PRESAGE polyurethane dosimeters. J Phys. 2004; Conference Series 3:244.