

بررسی توزیع دوز حاصل از سیم‌های ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دوز پایین در کاشت دوصفحه مثلی سیستم پاریس با استفاده از دوزیمتری پلیمرژی

عزیزاله رحیمی^۱، بیژن هاشمی^{۲*}، محمدحسن زحمتکش^۳، رامین جابری^۴، شهاب شیبانی^۵

- ۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.
- ۲- دانشیار فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.
- ۳- استادیار فیزیک پزشکی، انستیتو پرتوپزشکی نوین، تهران، ایران.
- ۴- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، انستیتو کانسر، بخش رادیوتراپی انکولوژی بیمارستان امام خمینی تهران، ایران.
- ۵- استادیار فیزیک پزشکی، پژوهشگاه علوم هسته ای، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۰/۸

تاریخ دریافت: ۸۹/۵/۷

چکیده

مقدمه: ژل‌های پلیمری دوزیمترهای جدیدی هستند که توزیع دوز را به صورت سه‌بعدی ارائه می‌نمایند. از این دوزیمتر می‌توان در براکی‌تراپی، که در آن ابعاد تومور نسبتاً کوچک بوده و گرادیان دوز زیادی وجود دارد، استفاده کرد. در این مطالعه، توانایی ژل پلیمری MAGICA در ارزیابی مقادیر دوز مطلق و همچنین توزیع دوزهای حاصل از سیم‌های ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دوز پایین در کاشت مثلی سیستم پاریس در براکی‌تراپی میان‌بافتی بررسی شده است.

مواد و روشها: فانتوم مناسبی از جنس پرسپکس ساخته شد. از لوله‌های مویین شیشه‌ای به عنوان تیوب خارجی سیم‌های ایریدیوم استفاده شد. پلیمرژل ساخته و در فانتوم ریخته شد. پرتودهی فانتوم با سیم‌های ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دوز پایین و پرتودهی لوله‌های کالیبراسیون با دستگاه کبالت-۶۰ انجام شد. تصویربرداری فانتوم‌ها و لوله‌های کالیبراسیون با استفاده از یک ماشین MRI انجام شد. نقشه‌های $R_2 (=1/T_2)$ از چندین تصویر T_2 -weighted متوالی استخراج شدند. مقادیر دوز حاصل از اندازه‌گیری پلیمرژل در نقاط مرجع با مقادیر حاصل از روش محاسبه معمول در همان نقاط و منحنی‌های ایزودوز حاصل از ژل نیز با منحنی‌های ایزودوز حاصل از یک سیستم طراحی درمان براکی‌تراپی (Flexiplan) مقایسه شدند.

نتایج: مقادیر دوز اندازه‌گیری شده به وسیله ژل در نقاط مرجع به طور میانگین $62/75\%$ بیش از مقادیر محاسبه شده دوز در همان نقاط بود. بررسی منحنی‌های ایزودوز نشان داد که حداکثر اختلاف فاصله تا توافق (DTA_{max}) بین ایزودوزهای حاصل از ژل و ایزودوزهای حاصل از سیستم طراحی درمان در سطوح ایزودوزهای مختلف کمتر از ۳ میلی‌متر می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری: اگرچه ژل MAGICA مقادیر مطلق دوز را بالاتر از مقادیر محاسبه شده نشان می‌دهد، اما توانایی گزارش مقادیر نسبی دوز را دارد. بنابراین می‌توان توصیه کرد که از آن برای ارزیابی نحوه توزیع دوز در بافت درمانی و همچنین کنترل کیفی سیستم‌های طراحی درمان استفاده شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۴، پیاپی (۲۹)، زمستان ۸۹، ۳۴-۲۳)

واژگان کلیدی: پلیمر ژل دوزیمتری، براکی‌تراپی میان‌بافتی، ژل‌های پلیمری نورموکسیک، سیستم پاریس

* نویسنده مسؤول، بیژن هاشمی ملابری

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

bhashemi@modares.ac.ir

تلفن: ۸۸۲۸۳۸۹۲ (۲۱) ۹۸+ نمابر: ۸۸۰۰۴۵۴۴ (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

هیدروکینون بود [۴]. در سال ۱۳۸۳ در مرکز پزشکی نوین تهران، برای سفت‌تر شدن ماتریس و افزایش مقاومت دمایی ژل MAGIC، مقدار کمی آگارز به ترکیب ژل اضافه شد. این ژل پلیمری MAGIC نام گرفت [۵].

به علت این که در ترکیب ژل مقدار بسیار زیادی آب وجود دارد، پلیمرژل‌ها تقریباً معادل آب بوده و برای پرتوهای الکترونی و فوتونی مورد استفاده در رادیوتراپی نیازی به فاکتور تصحیح انرژی نیست. همچنین در ارزیابی پلیمرژل‌ها با MRI، تغییر آهنگ دوز تاثیر معنی‌داری روی پاسخ ژل‌ها ندارد [۶].

به علت وجود گرادیان دوز بالا در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی، بررسی توزیع دوز حاصل از این منابع، خصوصاً در مجاورت آن‌ها بسیار مشکل است. در چندین مطالعه برای دوزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی از اتا‌ک-های یونیزاسیون و دوزیمترهای ترمولومینسانس استفاده شده است، اما در تمام این مطالعات فاصله شعاعی نقاط اندازه‌گیری شده تا مرکز چشمه‌ها بیش از ۱۰ میلی‌متر بوده است. از لحاظ تئوری، ژل‌دوزیمتری می‌تواند برای بررسی توزیع دوزها به صورت سه‌بعدی در فواصل کمتر از ۱ میلی‌متری نسبت به چشمه‌های براکی‌تراپی استفاده شود [۳، ۷]. قابلیت استفاده از پلیمرژل‌ها برای دوزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی در چندین مطالعه انجام شده است [۳، ۷-۱۰].

مک جوری و همکاران در سال ۱۹۹۹ نوعی دوزیمترژل PAG با نام اختصاری (BANG 1) را با چشمه نقطه‌ای ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دوز بالا (HDR) مورد تابش قرار داده و مقادیر حاصل از اندازه‌گیری در فواصل شعاعی نسبت به مرکز چشمه را با مقادیر حاصل از محاسبه سیستم طراحی درمان مقایسه نمودند. در فواصل بیش از ۸ میلی‌متر، نتایج حاصل از اندازه‌گیری ژل با نتایج حاصل از طراحی درمان توافق قابل قبولی را نشان دادند [۱۰].

در سال ۲۰۰۱، دیدین و همکاران قابلیت کاربرد نوعی دوزیمترژل PAG را در اندازه‌گیری توزیع دوز حاصل از

در رادیوتراپی نوین برای درمان تومورها از توزیع دوز سه بعدی پیچیده استفاده می‌شود. در واقع این امکان با ایجاد و توسعه روشهای مختلف تله‌تراپی و براکی‌تراپی میسر شده است [۱]. تاکنون روش‌های دوزیمتری نتوانسته‌اند همگام با پیشرفت‌های وسیع در روش‌های مختلف درمانی برای کنترل سرطان‌ها مانند براکی‌تراپی، استریوتاکتیک رادیوسرجری، رادیوتراپی تطبیقی^۱ و رادیوتراپی با شدت متغیر (IMRT)^۲، توسعه یابند [۲]. روش‌های معمول دوزیمتری مانند اتا‌ک-های یونیزاسیون، دوزیمترهای ترمولومینسانس‌ها و دیودها مقادیر دوز را فقط به صورت نقطه‌ای نشان می‌دهند. فیلم-دوزیمتری هم می‌تواند توزیع دوبعدی از دوز را مشخص نماید. این روش‌های دوزیمتری نیز در بیشتر موارد برای تایید درمان‌های تله‌تراپی به کار می‌روند و در درمان‌های براکی‌تراپی، خصوصاً برای بررسی توزیع دوز پیچیده حاصل از براکی‌تراپی میان‌بافتی، روش‌های معمول دوزیمتری را نمی‌توان به کار برد. در سال‌های اخیر توجه ویژه‌ای به استفاده از پلیمرژل‌ها برای اندازه‌گیری توزیع دوزهای پیچیده در رادیوتراپی معطوف شده است. در حال حاضر تعداد زیادی از ژل‌های پلیمری با فرمول‌های مختلف تحت عنوان ژل‌های PAG قابل دسترسی هستند. برای آماده‌سازی این ژل‌های پلیمری شرایط "عاری از اکسیژن" لازم است، زیرا حتی مقادیر بسیار کم اکسیژن مانع از انجام فرآیند پلیمریزاسیون می‌گردد [۳، ۴]. در سال ۲۰۰۱ نسل جدیدی از پلیمرژل‌ها معرفی شدند. ساخت این نوع ژل‌های جدید در شرایط معمولی آزمایشگاهی در مجاورت اکسیژن انجام می‌گیرد و بنابراین آماده‌سازی این ژل‌ها آسان‌تر است. این نوع پلیمرژل‌ها به ژل‌های نورموکسیک معروف شده‌اند. اولین ژل نورموکسیک با نام اختصاری MAGIC^۳ ترکیبی از اسید متاکریلیک، ژلاتین، سولفات مس (II)، اسید اسکوربیک، و

¹ Conformal Radiotherapy

² Intensity Modulated Radiation Therapy

³ Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper

سیم های ایریدیوم بسیار مهم می باشد، در این مطالعه توانایی پلیمرژل MAGIC برای بررسی توزیع دوز حاصل از سیم های ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دوز پایین (LDR) در روش کاشت مثلثی سیستم پاریس مورد بررسی قرار گرفت.

۲- مواد و روشها

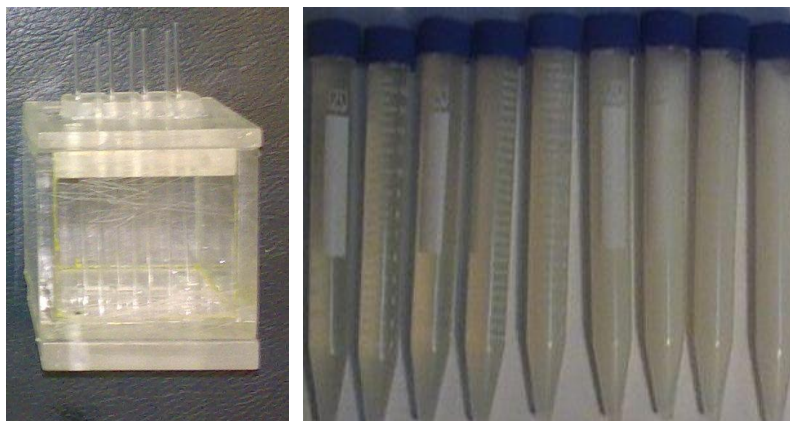
۲-۱- ساخت فانتوم

در این مطالعه، برای کاشت مثلثی یک عدد فانتوم از جنس پرسپکس با ابعاد داخلی $45 \times 50 \times 50$ میلی متر مکعب ساخته شد. ضخامت پرسپکس در دیواره های جانبی برابر با ۵ میلی متر و در دو دیواره بالا و پایین برابر با ۱۰ میلی متر بود. بر اساس قوانین کاشت چشمه ها در سیستم پاریس، در دو دیواره بالا و پایین، ۱۴ عدد سوراخ (۷ عدد در پایین و ۷ عدد در بالا) در راستای دو صفحه تعبیه شد [۱۱]. در این سوراخ ها، لوله های مویین شیشه ای با قطر خارجی $1/5$ میلی متر و ضخامت $0/2$ میلی متر تعبیه شد. برای به حداقل رساندن ورود هوا به داخل فانتوم ها، پس از ریختن ژل در داخل فانتوم ها، درپوش ها به وسیله چسب آکواریوم به فانتوم متصل شدند. شکل ۱ تصویر فانتوم مثلثی و لوله های کالیبراسیون را نشان می دهد.

چشمه نقطه ای ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دوز بالا (HDR) در فواصل نزدیک به چشمه بررسی نمودند. در مطالعه مذکور موارد مختلفی که باعث ایجاد خطا در خوانش دوزیمترژل می گردند بحث شده اند [۳].

در سال ۲۰۰۶ هرلی و همکاران برای بررسی توزیع دوز حاصل از یک چشمه نقطه ای با آهنگ دوز بالای ایریدیوم-۱۹۲ و همچنین آرایه خطی حاصل از حرکت چشمه مذکور از دوزیمترژل MAGIC استفاده نمودند. پس از پرتو دهی، تصویربرداری از نمونه های ژل با یک دستگاه MRI $4/7$ تسلا با قدرت تفکیک بالا (رزولوشن در صفحه برابر با $0/105$ میلی متر به ازاء هر پیکسل) انجام شد. اگرچه مقادیر مطلق دوز خوانده شده در نقاط معین (در فاصله ۲ میلی متر از مرکز کاتتر) توسط ژل $0/50\%$ کمتر از مقادیر محاسبه شده در آن نقاط بود، ولی اندازه گیری های نسبی توافق قابل قبولی نشان دادند [۷].

با توجه به این که تا زمان انجام این تحقیق درباره ژل دوزیمتری در کاشت های میان بافتی مطالعه ای صورت نگرفته است و با توجه به این که در بیمارستان آموزشی درمانی امام خمینی تهران کاشت های براکی تراپی میان بافتی با روش سیستم پاریس با استفاده از سیم های ایریدیوم-۱۹۲ انجام می گیرد و دوزیمتری چینش های مختلف



شکل ۱- تصویر فانتوم مثلثی و لوله های کالیبراسیون

خارجی ۲۰ میلی متر، ارتفاع ۱۰۰ میلی متر و حجم $16/5$ سانتی متر مکعب استفاده شد.

برای به دست آوردن منحنی کالیبراسیون ژل دوزیمتر، از لوله های پلاستیکی کوچکی به نام لوله های فالكون با قطر

۲-۲- ساخت ژل

ترکیبات مورد استفاده در ژل MAGICA با ترکیبات اولین ژل نورموکسیک معروف به MAGIC یکسان است، با این تفاوت که در MAGICA مقداری آگارز به ترکیب ژل اضافه می‌شود، در نتیجه پایه ژلاتینی آن سفت‌تر شده و همچنین مقاومت دمایی MAGICA نسبت به MAGIC مقداری افزایش می‌یابد [۵].

برای ساخت ژل از ژلاتین (300 bloom, type A) - شرکت SIGMA) استفاده شد. برای ساخت ژل، ابتدا در یک بشر ۱۴۵ سانتی متر مکعب آب دو بار تقطیر غیریونیزه (۶۵٪ کل آب) ریخته شد و بشر روی دستگاه همزن مغناطیسی قرار گرفت. سپس ژلاتین به تدریج به آب اضافه شد و به مدت نیم ساعت در دمای ۳۰ درجه سانتی‌گراد جذب آب شد. سپس دمای همزن به تدریج تا ۴۸ درجه سانتی‌گراد افزایش یافت تا تمام ژلاتین به خوبی در آب حل شود.

بعد از آماده شدن ژلاتین، ۵۵ سانتی متر مکعب آب (۲۵٪ کل آب) تا دمای ۴۰ درجه سانتی‌گراد گرم شد و سپس آگارز (شرکت SIGMA) به تدریج در حین هم زدن محلول به آن اضافه شد. در حین اضافه شدن آگارز به آب، دما به تدریج تا ۹۰ درجه سانتی‌گراد افزایش یافت. پس از حل شدن آگارز در آب، دمای آن به تدریج تا ۴۸ درجه سانتی‌گراد کاهش یافت. پس از همدمای شدن آگارز با ژلاتین، آگارز به ژلاتین اضافه شد. سپس دما تا ۳۷ درجه سانتی‌گراد کاهش یافت. ۱۰٪ آب باقی مانده بین سه ماده هیدروکینون (شرکت BDH)، اسید اسکوربیک (شرکت BDH) و سولفات مس تقسیم شد. سه ماده اخیر، درست قبل از اضافه شدن به محلول، در آب حل شدند. به ترتیب محلول هیدروکینون، اسید متاکریلیک، سولفات مس و سرانجام اسید اسکوربیک به مخلوط ژلاتین و آگارز اضافه شدند. عمل هم زدن ژل در طول فرآیند ساخت آن به طور متوالی ادامه داشت. فرآیند ساخت ژل ۳ ساعت به طول

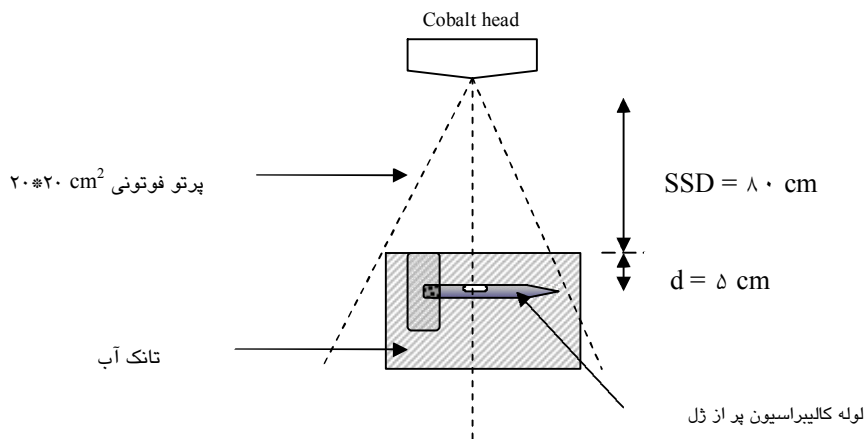
انجامید. برای فانتوم مثلی و ۹ عدد لوله‌های کالیبراسیون مربوط به آن ۲۷۰ سانتی متر مکعب ژل ساخته شد. ژل پس از آماده شدن در داخل فانتوم و لوله‌های کالیبراسیون ریخته شد. برای جلوگیری از ورود هوا به داخل فانتوم، درپوش‌ها به وسیله چسب آکوارיום به فانتوم چسبانده شدند. فانتوم مثلی و لوله‌های کالیبراسیون قبل از پرتودهی به مدت ۲۴ ساعت در یخچال در دمای ۴ درجه سانتی‌گراد قرار داده شدند تا فرآیند تبدیل سُل به ژل صورت گیرد.

۲-۳- پرتودهی

برای به دست آوردن منحنی کالیبراسیون ژل، لوله‌های فالتون با دستگاه تله تراپی کبالت-۶۰ (مدل Theratron AECL-780-) پرتودهی خارجی شدند. لوله‌های فالتون پر از ژل در داخل تانک آب به ابعاد $30 \times 30 \times 30$ سانتی متر مکعب طوری قرار گرفتند که محور طولی آن‌ها در عمق ۵ سانتی متر از سطح آب واقع شود. فاصله بین سر دستگاه کبالت با سطح آب برابر با ۸۰ سانتی متر بود ($SSD = 80 \text{ cm}$). لوله‌های فالتون از دوز صفر تا ۲۰ گری با گام‌های ۲/۵ گری پرتودهی شدند. در هنگام پرتودهی، محور طولی لوله‌ها عمود بر محور مرکزی پرتو و سطح نشاندار لوله‌ها به سمت سر دستگاه کبالت قرار گرفت. در شکل ۲ نمای شماتیک نحوه پرتودهی لوله‌ها نشان داده شده است.

برای پرتودهی فانتوم از سیم‌های ایریدیوم با طول اکتیو ۸۰ میلی‌متر و قطر ۰/۳ میلی‌متر استفاده شد. این سیم‌ها از سازمان انرژی اتمی همراه با گواهی میزان اکتیویته و آهنگ کرمای خطی مرجع چشمه‌ها تهیه شد.

برای پرتودهی فانتوم در دو صفحه مثلی از هفت رشته سیم استفاده شد. مشخصات سیم‌ها در جدول ۱ آمده است. سطح مقطع عرضی از نحوه قرارگیری سیم‌ها در صفحه مرکزی در داخل فانتوم در شکل ۳ نشان داده شده است.



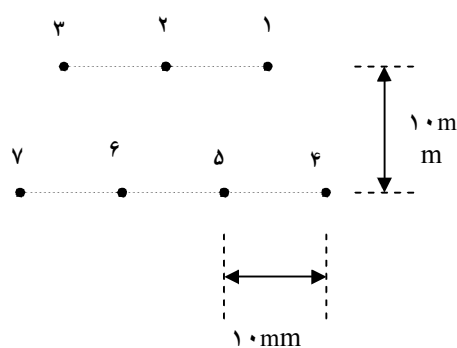
شکل ۲- نحوه پرتو دهی لوله های کالیبراسیون

پس از جایگذاری سیم ها در داخل فانتوم، برای ایجاد شرایط اسکتر کامل، فانتوم در داخل تانک آب قرار داده شد و پرتو دهی شد.

پرتو دهی فانتوم دو صفحه مثلثی به وسیله سیم های ایریدیوم با میانگین آهنگ دوز اولیه ۵۵/۱۱ سانتی گری بر ساعت (۰/۹۲ سانتی گری بر دقیقه) در نقاط مرجع^۱ (BD) به مدت ۲۴/۸۳ ساعت به طول انجامید. بر حسب محاسبات سیستم پاریس دوز تحویلی در نقاط مرجع (BD) به طور میانگین برابر با ۱۳۶۱ سانتی گری بود. پس از اتمام پرتو دهی، فانتوم دو صفحه مثلثی همراه با لوله های کالیبراسیون به مدت یک هفته در یخچال در دمای ۴ درجه سانتی گراد نگهداری شدند. برای ایجاد تعادل دمایی، قبل از تصویربرداری ژل ها به مدت ۲۴ ساعت در اتاق MRI قرار داده شدند.

۲-۴- تصویربرداری

تصویربرداری از فانتوم و لوله های کالیبراسیون با استفاده از دستگاه زیمنس مدل Symphony با قدرت میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا با سکانس multiple spin echo با ۳۲ اکوانجام شد. از کویل بدن به عنوان فرستنده و از کویل سر به عنوان گیرنده استفاده شد. استفاده از کویل بدن به عنوان فرستنده باعث کاهش نایکنواختی های حاصل از میدان مغناطیسی B1 و



شکل ۳- نحوه قرارگیری سیم ها در کاشت مثلثی

جدول ۱- مشخصات سیم های ایریدیوم مورد استفاده در کاشت مثلثی سیستم پاریس

شماره سیم	اکتیویته خطی هر سیم (میلی کوری بر سانتی متر)	آهنگ گرمای مرجع (RAKR) ($\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^2\cdot\text{cm}^{-1}$)
۱	۰/۵۶۳	۱۹/۲۵
۲	۰/۵۶۳	۱۹/۲۵
۳	۰/۵۶۶	۱۹/۳۸
۴	۰/۵۸۶	۲۰/۰۴
۵	۰/۵۵	۱۸/۸۵
۶	۰/۵۵۹	۱۹/۱۲
۷	۰/۵۷	۱۹/۵۱

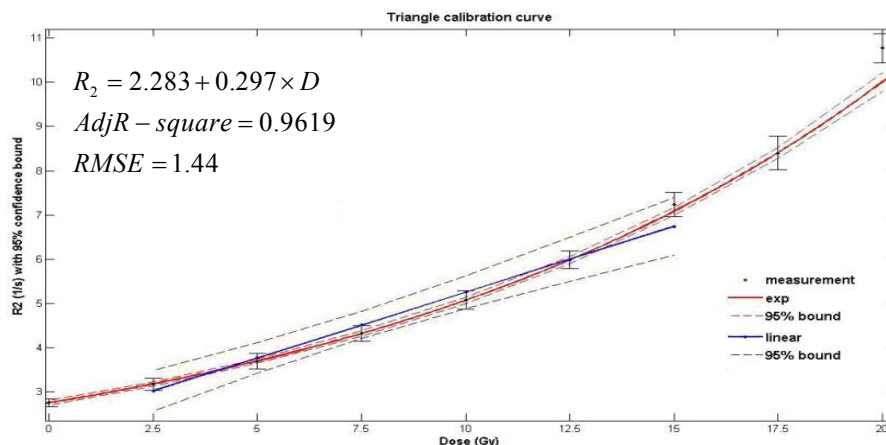
^۱ Basal Dose Points

۳- نتایج

برای به دست آوردن منحنی کالیبراسیون در فانتوم دوصفحه مثلثی، لوله‌های فالكون از صفر تا ۲۰ گری با گام‌های ۲/۵ گری پرتودهی شدند. به ازاء هر سطح دوز مقدار $R_2 = (1/T_2)$ (آهنگ واهلش اسپین-اسپین) در ناحیه‌ای بیش از ۱۰۰۰ پیکسل بررسی شد و مقدار میانگین و انحراف معیار آن‌ها به دست آمد. بر روی داده‌های به دست آمده، یک منحنی تک‌نمایی برازش شد. محدوده دینامیکی ژل پلیمری MAGICA برای دوزهای ۲۰-۰ گری برابر با ۱۰/۷۷-۲/۷۶ بر ثانیه به دست آمد. نتایج حاصل از آزمایشات دیگر نشان داد که این مقادیر $R_2 = (1/T_2)$ در این ژل پلیمری تا دوز ۴۵ گری سیر صعودی دارد، اما در محدوده دوزهای بالاتر پدیده اشباع رخ می‌دهد. در محدوده دوز اعمال شده، یک منحنی تک‌نمایی به خوبی رفتار دوزیمترژل را نشان می‌دهد ($Adj R^2 = 0.9993$). به هر حال، پاسخ دوزیمترژل بین دوزهای ۱۵-۲/۵ گری به صورت خطی می‌باشد. شیب منحنی خطی برازش شده برابر با $std error = 0.230$ ، $Adj R^2 = 0.9619$ ($Adj R^2 = 0.9619$ ، $std error = 0.1896$) آن برابر با R_2 ی زمينه $(R_2)_0 = 2.283 \pm 0.603$ به دست آمد. منحنی کالیبراسیون برازش شده در شکل ۴ آمده است.

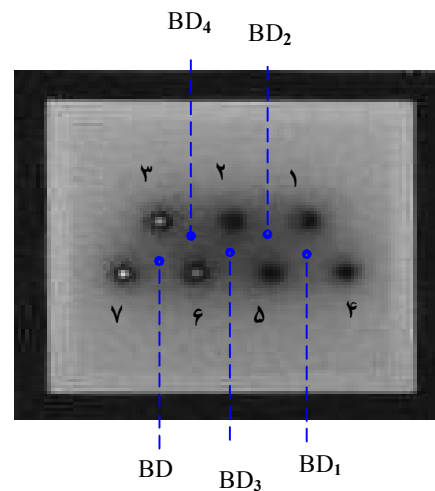
استفاده از کویل سر به عنوان گیرنده باعث افزایش نسبت سیگنال به نویز می‌گردد [۱۲]. در هنگام تصویربرداری، لوله‌های فالكون و فانتوم در داخل جعبه نگهدارنده قرار داده شد و سپس جعبه از آب پر شد. برای کاهش تاثیر نایکنواختی میدان امواج رادیویی، جعبه در مرکز کویل سر قرار داده شد [۱۳]. استفاده از آب باعث افزایش کنتراست در نقشه $R_2 (=1/T_2)$ (آهنگ واهلش اسپین-اسپین یا آهنگ واهلش عرضی) می‌شود. محور طولی لوله‌های فالكون عمود بر راستای میدان مغناطیسی اصلی و محور طولی فانتوم‌ها به موازات محور مغناطیسی اصلی قرار داده شد و برش‌های تصاویر نسبت به راستای میدان مغناطیسی اصلی به صورت عرضی به دست آمد. به این ترتیب تصاویر مقاطع طولی از لوله‌های فالكون و تصاویر مقاطع عرضی از فانتوم به دست آمد.

به علت وجود گرادیان بالای دوز در براکی‌تراپی، در تصویربرداری تا حد ممکن از اندازه پیکسل کوچک استفاده شد. پارامترهای به کار رفته در تصویربرداری عبارت بودند از: اندازه میدان 256×256 ، اندازه ماتریس 512×512 ، ضخامت برش ۴ میلی متر، تعداد برش ۴ عدد، زمان تکرار (TR) ۳۰۰۰ میلی ثانیه، زمان اکوی (TE) ۲۰ میلی ثانیه، فاصله زمانی بین اکوها (TEI) برابر با ۲۰ میلی ثانیه، تعداد ۳۲ اکو و $NEX = 1$. کل زمان تصویربرداری ۲۵/۶ دقیقه به طول انجامید. برای استخراج مقادیر $R_2 (=1/T_2)$ و پروسس تصاویر از نرم‌افزار MATLAB 7.3, Math Works استفاده شد.

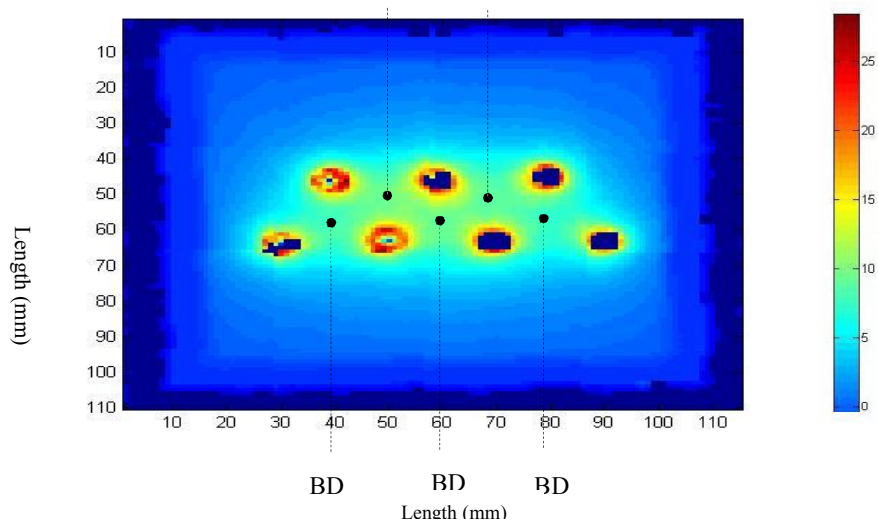


شکل ۴- منحنی کالیبراسیون به دست آمده توسط لوله‌های کالیبراسیون

برای بررسی مقادیر دوز در نقاط مرجع (Basal Dose Points) و همچنین خطوط ایزودوز، از تصویر پایه به دست آمده از صفحه مرکزی کاشت، یک نقشه $R_2 (=1/T_2)$ به دست آمد و مورد ارزیابی قرار گرفت. یک تصویر پایه و همچنین نقشه R_2 به دست آمده از صفحه مرکزی به ترتیب در شکل شماره ۵ و ۶ نشان داده شده‌اند. در شکل‌ها، محل قرارگیری هر سیم و همچنین محل محاسبه دوز در نقاط مرجع BD ها در صفحه مرکزی نشان داده شده است. در سیستم پاریس مقادیر دوز در این نقاط محاسبه می‌شود.



شکل-۵- یک تصویر پایه از صفحه مرکزی



شکل-۶- نقشه R_2 حاصل از تصویر پایه در صفحه مرکزی

مجاور بود. برای محاسبه درصد اختلاف نسبی، اختلاف مقادیر اندازه‌گیری شده به وسیله دوزیمترژل در هر نقطه مرجع (BD) و مقادیر حاصل از محاسبه در همان نقطه به دست آمد و سپس این اختلاف به مقادیر حاصل از محاسبه نرمالایز شدند. همانطور که در جدول مشاهده می‌شود، خوانش دوز حاصل از ژل در نقاط BD با میانگین اختلاف نسبی $62/75\%$ بیش از مقادیر محاسبه شده در نقاط متناظر می‌باشد. بنابر گزارش شماره ۵۳ AAPM حداکثر اختلاف دوز 3% مورد قبول است (Dose Difference $\leq 3\%$) [۱۴].

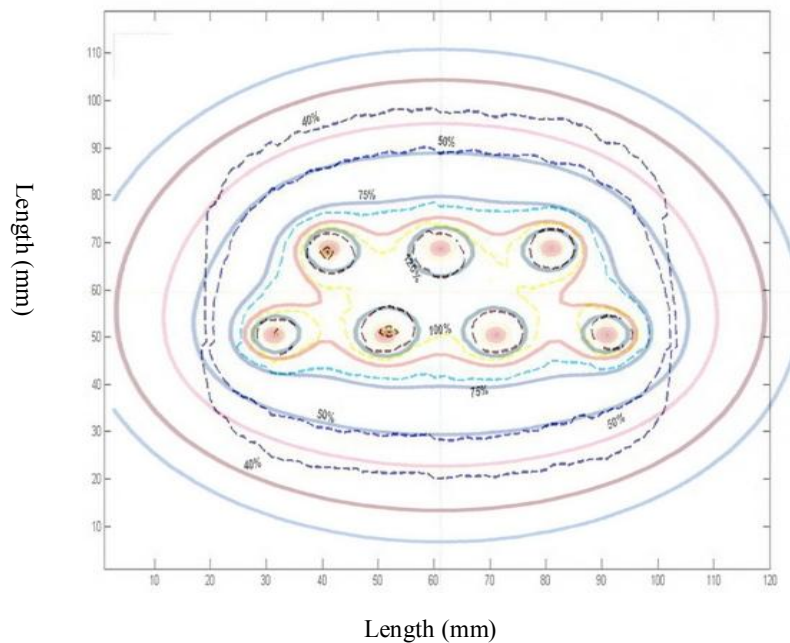
مقادیر دوز در نقاط مرجع در صفحه مرکزی کاشت با استفاده از جدول پیرکوبین [۱۱] محاسبه شد و با مقادیر دوز اندازه‌گیری شده به وسیله ژل دوزیمتر در نقاط مرجع در صفحه مرکزی مقایسه شدند (جدول ۲). برای بررسی مقادیر دوز خوانده شده به وسیله دوزیمترژل در نقاط مرجع، یعنی برای تعیین نقاط BD در صفحه مرکزی، در محل تقاطع عمود منصف‌های مثلث حاصل از سه چشمه مجاور، ناحیه مورد مطالعه‌ای به اندازه 16 پیکسل (4×4) به عنوان نقطه BD در نظر گرفته شد. پهنای چهار پیکسل متناظر با عرض 2 میلی‌متر در محل تقاطع عمود منصف‌های مثلث حاصل از سه چشمه

جدول ۲- مقادیر دوز به دست آمده به وسیله ژل و محاسبه شده برای کاشت دوصفحه مثلثی

پارامتر	R_2 (بر ثانیه)	std	تعداد پیکسل‌ها	دوز اندازه‌گیری شده با ژل (سانتی گری)	دوز محاسبه شده با جدول (سانتی گری)	درصد اختلاف نسبی دوزها $(\Delta D/D)\%$
BD1	۱۰/۸۱	۰/۱۵۸۰	۱۶	۲۰۸۵	۱۳۰۰	+۶۰/۳۸
BD2	۱۱/۸۸	۰/۰۹۹۶	۱۶	۲۲۳۸	۱۳۸۹	+۶۱/۱۲
BD3	۱۲/۱۹	۰/۱۲۹۴	۱۶	۲۲۸۰	۱۴۳۰	+۵۹/۴۴
BD4	۱۲/۳۶	۰/۱۳۲۱	۱۶	۲۳۰۳	۱۳۹۰	+۶۵/۶۸
BD5	۱۱/۳۴	۰/۲۳۳۹	۱۶	۲۱۶۲	۱۲۹۸	+۶۶/۵۶
BD(mean)	۱۱/۷۲	۲۲۱۵	۱۳۶۱	+۶۲/۷۵

ایزودوزهای حاصل از سیستم طراحی درمان (Flexiplan2.1, Isodosecontrol Company) در صفحه مرکزی کاشت مقایسه شدند. شکل ۷ مقایسه خطوط ایزودوز حاصل از سیستم طراحی درمان و اندازه‌گیری پلیمرژل را نشان می‌دهد.

برای مقایسه ایزودوزها، نقشه $R_2(=I/T_2)$ در صفحه مرکزی کاشت به دست آمد. در نقشه $R_2(=I/T_2)$ (آهنگ واهلش اسپین - اسپین) برای به دست آوردن خطوط ایزودوزهای مختلف، خطوط ایزودوز نسبت به دوز میانگین BDها نرمالایز شدند. سپس خطوط ایزودوز به دست آمده از ژل با



شکل ۷- مقایسه خطوط ایزودوز حاصل از سیستم طراحی درمان (خطوط پر رنگ) و اندازه‌گیری پلیمرژل (خطوط نقطه چین)

فاصله (DTA_{max}) در خط ایزودوز ۱۲۵٪ حاصل از سیستم طراحی درمان و ژل دوزیتر ۰/۹ میلی متر بود. از مقایسه خط ایزودوز ۱۰۰٪ حاصل از طراحی درمان و ژل- دوزیتر حداکثر اختلاف فاصله ای برابر ۲/۸ میلی متر مشاهده شد. مقایسه خط ایزودوز ۷۵٪ حاصل از سیستم

به وسیله سیستم طراحی درمان خطوط ایزودوز ۲۰٪، ۱۲۵٪، ۱۰۰٪، ۷۵٪، ۵۰٪، ۴۰٪، ۳۰٪ و ۲۵٪ رسم شد. در این آزمایش برای تصویربرداری از دستگاه MRI ۱/۵ تسلا استفاده شد. نتایج نشان داد که ژل دوزیتر قادر به گزارش خط ایزودوز ۲۰٪ نمی‌باشد. حداکثر اختلاف

هیپوکسیک در مقادیر دوز پایین تر مشاهده شده است [۱۵]. به هر حال بررسی منحنی های کالیبراسیون حاصل از آزمایش های متفاوت نشان می دهد که ژل دوزیمتر MAGIC حداکثر تا دوز ۱۵ گری به صورت خطی عمل می نماید. با استفاده از دستگاه MRI ۱/۵ تسلا در محدوده پاسخ خطی دوز (۱۵-۲/۵) گری، محدوده تغییرات R_2 برابر با (۶۷۴-۳/۰۳) بر ثانیه (محدوده دینامیکی ۳/۷۱ بر ثانیه) به دست آمد. در مطالعه انجام شده به وسیله امین^۲ و همکاران، پاسخ دوزیمتر ژل MAGIC تا دوز ۵۰ گری به صورت خطی گزارش شده است [۱]. همچنین در تحقیق انجام شده به وسیله فانگ^۳ و همکاران، پاسخ ژل دوزیمتر تا دوز ۳۰ گری خطی گزارش شده است [۴]. در مطالعه دیگری که توسط گوستاوسون^۴ و همکاران انجام گرفته، پاسخ ژل دوزیمتر تا دوز ۲۰ گری خطی گزارش شده است [۱۶]. و در نهایت در تحقیق انجام شده به وسیله شیب^۵ و همکاران، محدوده پاسخ ژل دوزیمتر تا دوز ۵۰ گری به صورت خطی گزارش شده است [۱۷]. بنابراین اگرچه استفاده از آگارز باعث افزایش مقاومت دمایی ژل دوزیمتر می شود، اما مقایسه نتایج نشان می دهند که محدوده پاسخ خطی در ژل MAGIC نسبت به ژل MAGIC کمتر است [۱، ۴، ۱۶، ۱۷]. همچنین، اگرچه تا دوز ۴۵ گری برای ژل دوزیمتر پدیده اشباع دیده نشد، اما بررسی منحنی های کالیبراسیون در آزمایش های مختلف نشان می دهند که مقادیر R_2 در دوزهای بالاتر از ۲۵ گری همپوشانی دارند. رزولوشن دوز در ژل های نورموکسیک PAG در دوزهای پایین تر از ۵ گری بین (۰/۵-۰/۲) گری گزارش شده است [۱۸]. همچنین در ژل MAGIC در دوزهای (۰-۱۰) گری رزولوشن دوز پایین تر از ۰/۵ گری گزارش شده است [۷]. در این تحقیق در محدوده دوز (۰-۹) گری، رزولوشن دوز بین (۱/۲۶-۰/۷۸) گری

طراحی درمان و ژل دوزیمتر حداکثر اختلاف فاصله ای معادل ۱/۵ میلی متر را نشان داد. همچنین حداکثر اختلاف فاصله در خطوط ایزودوز ۰/۵٪ و ۰/۴٪ حاصل از طراحی درمان و ژل دوزیمتر به ترتیب برابر با ۱ میلی متر و ۲/۲ میلی متر به دست آمد. نتایج نشان می دهد که با استفاده از دستگاه MRI ۱/۵ تسلا و پروتکل به کار رفته، ژل دوزیمتر قادر به گزارش خطوط ایزودوز ۲۰٪ نمی باشد. این خطوط ایزودوز در فواصل بسیار نزدیک چشمه ها قرار دارند. گرادیان دوز بسیار بالا در اطراف چشمه های پراکی-تراپی باعث ایجاد اثر عنصر حجمی مخلوط^۱ در تصاویر می گردد. حتی با استفاده از دستگاه MRI با قدرت میدان مغناطیسی ۴/۷ تسلا و اندازه پیکسل ۰/۱۰۵ میلی متر این پدیده در ژل دوزیمتر MAGIC مشاهده شده است [۷]. در این پدیده تغییرات دوز کوچکتر از اندازه فضایی یک پیکسل تصویری است. این پدیده به علت وجود گرادیان دوز بالا در فواصل خیلی نزدیک به چشمه های پرتوزا اتفاق می افتد [۳ و ۷].

۴- بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی توانایی ژل دوزیمتر پلیمری MAGIC در برآورد توزیع دوزهای حاصل از سیم های LDR ایریدیوم-۱۹۲ در کاشت مثلثی سیستم پاریس بود.

نتایج حاصل از لوله های کالیبراسیون را می توان به صورت زیر خلاصه نمود:

اطلاعات حاصل از لوله های کالیبراسیون نشان می دهند که رفتار ژل دوزیمتر MAGIC را می توان با یک منحنی تک نمایی بررسی نمود. در محدوده دوز اعمال شده به لوله های کالیبراسیون (تا ۴۵ گری)، پدیده اشباع در ژل دوزیمتر مشاهده نشد. در ژل های پلیمری نورموکسیک پلی آکریلامیدی nPAG نیز پدیده اشباع در دوزهای بالاتر از ۳۰ گری اتفاق می افتد. این پدیده برای دوزهای

² Amin

³ Fong

⁴ Gustavsson

⁵ Scheib

¹ Partial volume effect

نورموکسیک MAGIC نسبت به مقادیر محاسبه شده کمتر بوده‌اند اما در بررسی ایزودوزها مقادیر نسبی توافق قابل قبولی نشان داده‌اند [۷].

اطلاعات حاصل از بررسی خطوط ایزودوز نشان می‌دهند که با استفاده از دستگاه MRI با قدرت میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا به علت اثر عنصر حجمی مخلوط^۳، ژل دوزیمتر MAGICA توانایی گزارش غلاف هیپردوز (محدوده ۱۷۰٪/نقاط مرجع) را در اطراف چشمه‌های رادیواکتیو نداشته و حداکثر تا ایزودوز ۱۲۵٪ را در اطراف چشمه‌های پرتوزا نشان می‌دهد. با استفاده از دستگاه MRI ۴/۷ تسلا برای تصویربرداری نیز اثر عنصر حجمی مخلوط در ژل MAGICA گزارش شده است [۷].

در این تحقیق مراحل ساخت، پرتودهی و تصویربرداری در مراکز مختلف انجام شده است. اگرچه جابجایی ژل در فلاسک‌های حاوی یخ خشک صورت گرفته است، اما به علت جابجایی ژل در مراکز مختلف، کنترل شرایط محیطی غیرممکن بوده است.

ژل‌های پلیمری توزیع دوزها را به صورت سه بعدی در خود ذخیره می‌نمایند. برای بررسی سه بعدی توزیع دوزها لازم است که برش‌های زیادی از مقاطع مختلف ژل توسط دستگاه MRI تهیه گردد که در نتیجه به زمان طولانی تصویربرداری نیاز است. با توجه به کمبود دستگاه‌های تصویربرداری MRI و همچنین کاربری آن‌ها در بخش‌های بالینی، در حال حاضر امکان تصویربرداری برای مدت زمان طولانی وجود ندارد. پتانسیل اصلی ژل دوزیمتری به توانایی آن در بررسی الگوریتم‌های مورد استفاده در سیستم‌های طراحی درمان مربوط می‌گردد. در این خصوص، پلیمرژل دوزیمترهای نورموکسیک یک ابزار قدرتمند در بررسی‌های اطمینان کیفی^۴ محسوب می‌شوند. همچنین این دوزیمترها می‌توانند برای اعتبارسنجی چشمه‌های مختلف براکی‌تراپی و بررسی توزیع دوزهای حاصل

به دست آمد که نسبت به رزولوشن دوز گزارش شده در دوزیمترژل‌های نورموکسیک PAG و MAGIC کمتر است. همچنین در دوزهای بالاتر از ۲۰ گری رزولوشن دوز به سرعت کاهش می‌یابد (قطعیت در خوانش دوز کمتر می‌شود). بنابراین، اگرچه ژل دوزیمتر MAGICA تا دوز ۴۵ گری اشباع نمی‌شود، اما به نظر می‌رسد کاهش رزولوشن دوز در دوزهای بالاتر از ۲۰ گری قابلیت کاربرد آن را در محدوده دوز بالاتر از ۲۰ گری کم می‌کند. کاهش رزولوشن دوز در این ژل دوزیمتر نسبت به ژل MAGIC می‌تواند به علت وجود آگارز در ترکیب آن باشد که باعث افزایش سیگنال زمینه می‌گردد [۱۵].

با توجه به نتایج حاصل از فانتوم مثلثی ملاحظه می‌شود که ژل پلیمری MAGICA مقادیر مطلق دوز را در نقاط مرجع بالاتر از مقادیر واقعی گزارش نموده است. به هر حال بررسی ایزودوزها نشان می‌دهد که حداکثر فاصله تا توافق (DTA_{max}) در ایزودوزهای گزارش شده به وسیله ژل نسبت به ایزودوزهای حاصل از سیستم طراحی درمان در نقاط مختلف کمتر از ۳ میلی متر است. با توجه به این که در نقاطی با گرادیان دوز بالا، مقادیر فاصله تا توافق کمتر از ۳ میلی متر مورد قبول واقع می‌شود [۱۴]، بنابراین اگرچه مقادیر مطلق دوز خوانده شده به وسیله ژل در نقاط مرجع و در نتیجه روی خطوط ایزودوز نسبت به مقادیر محاسبه شده بیشتر است، اما ژل دوزیمتر قادر به گزارش مقادیر نسبی دوز می‌باشد. در تحقیق انجام شده به وسیله فرج‌اللهی و همکاران روی کاربرد ژل هیپوکسیک BANG در بررسی توزیع دوز حاصل از چشمه‌های سزیوم-۱۳۷ با آهنگ دز پایین^۱ مقادیر مطلق دوز خوانده شده توسط ژل نسبت به مقادیر محاسبه شده بیشتر بوده است ولی مقادیر نسبی توافق قابل قبولی نشان داده‌اند [۸]. همچنین در تحقیق انجام شده به وسیله هرلی^۲ و همکاران، مقادیر دوز خوانده شده در اطراف یک چشمه نقطه‌ای ثابت و یک چشمه نقطه‌ای متحرک به وسیله ژل

³ Partial volume effect

⁴ Quality Assurance

¹ Cs-137 LDR

² Hurley

تصویربرداری نور در تهران انجام شده است. لذا بر خود لازم می دانیم از مساعدتهای دانشگاه تربیت مدرس و مراکز فوق و همچنین کارکنان محترم آنان که هر یک به نحوی ما را در انجام این تحقیق یاری کردند کمال تشکر و قدردانی خود را ابراز کنیم.

از آنها به کار روند. روش ساخت آسانتر پلیمرژل های نورموکسیک نسبت به پلیمرژل های آنوکسیک، این پلیمر-ژلها را برای منظورها ذکر شده مناسب تر نموده است.

۵- تشکر و قدردانی

این تحقیق با حمایت مالی دانشگاه تربیت مدرس و امکانات سخت افزاری و کمکهای فنی مرکز پرتو پزشکی نوین و مرکز

منابع

1. Amin MN, Bonnett DE, Horsfield MA. Normoxic polymer gels: are they magic? J Phys. 2004; Conference Series 3:192- 195.
2. Oldham M, Siewerdsen JH, Kumar S, Wong J, Jaffray DA. Optical-CT gel dosimetry I: Basic investigations. Med Phys. 2003 Apr;30(4):623-34.
3. De Deene Y, Reynaert N, De Wagter C. On the accuracy of monomer/polymer gel dosimetry in the proximity of a high-dose-rate Ir-192 source. Phys Med Biol. 2001 Nov;46(11):2801-25.
4. Fong PM, Keil DC, Does MD, Gore JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. Phys Med Biol. 2001 Dec;46(12):3105-13.
5. Zahmatkesh MH, Kousari R, Akhlaghpour S, Bagheri SA. MRI gel dosimetry with Methacrylic acid, Ascorbic acid, Hydroquinon and Copper in Agarose(MAGICA) gel. Proceeding of the 3th International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry; 2004 Sep 13-16; Gent, Belgium.
6. Izewska J, Rajan G. Radiation dosimeters. In: Podgorsak EB, editor. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Austria: International Atomic Energy Agency; 2005.
7. Hurley C, McLucas C, Pedrazzini G, Baldock C. High-resolution gel dosimetry of a HDR brachytherapy source using normoxic polymer gel dosimeters. Nucl Instrum Methods Phys Res A. 2006;565(2):801-11.
8. Farajollahi AR, Bonnett DE, Ratcliffe AJ, Aukett RJ, mills JA. An investigation into the use of polymer gel dosimetry in low dose rate brachytherapy. Br J Radiol. 1999 Nov;72(863):1085-92.
9. Fragoso M, Love P, Verhaegen F, Nalder C, Bidmead AM, Leach MO, et al. The dose distribution of low dose rate Cs-137 in intracavitary brachytherapy: comparison of Monte Carlo simulation, treatment planning calculation and polymer gel measurement. Phys Med Biol. 2004 Dec 21;49(24):5459-74.
10. MCJury M, Tapper PD, Cosgrove V, Murphy PS, Griffin S, Leach MO. Experimental 3D dosimetry around a high-dose-rate clinical Ir-192 source using a polyacrylamide gel (PAG) dosimeter. Phys Med Biol. 1999 Oct;44(10):2431-44.
11. Pierquin B, Marinello G. A practical manual of brachytherapy. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing; 1997.
12. De Deene Y. Fundamentals of MRI measurements for gel dosimetry. J Phys.2004; Conference Series 3:87-114.
13. Pantelis E, Baltas D, Georgiou E, Karaiskos P, Lymperopoulou G, Papagiannis P, et al. Dose characterization of the new Bebig IsoSeed I25.S17 using polymer gel and MRI. Nucl Instrum Methods Phys Res A.2006;569(2):529-32.
14. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Strakschall G, Stern R, et al. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning: American Association of Physicists in Medicine; 1998. Report No.: Task Group 53.
15. Vergote K. Development of polymer gel dosimetry for application in intensity modulated radiotherapy [Ph.D. Thesis]. Ghent: Ghent University Hospital; 2005.

16. Gustavsson H, Karlsson A, Back SA, Olsson LE, Haraldsson P, Engstrom P, et al. MAGIC-type polymer gel for three-dimensional dosimetry: intensity-modulated radiation therapy verification. *Med Phys.* 2003 Jun;30(6):1264-71.
17. Scheib SG, Vogelsanger W, Gianolini S, Crescenti RA. Normoxic polymer gel - basic characterisation and clinical use. *J Phys.* 2004;3:184-87.
18. Lepage M, Jayasekera PM, Back SA, Baldock C. Dose resolution optimization of polymer gel dosimeters using different monomers. *Phys Med Biol.* 2001 Oct;46(10):2665-80.