

مقایسه نتایج دو روش کالیبراسیون در براکی تراپی نورموکسیک پلیمر ژل دوزیمتری با تصویربرداری تشدید مغناطیسی

مهبد صداقت^{*}، محمد حسن زحمتکش^۲، رامین جابری^۳، شهرام اخلاقپور^۴، محمود الله وردی^۵

- ۱- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، گروه پزشکی هسته ای و رادیوبیولوژی، دانشگاه شریروک، کانادا
 - ۲- استادیار فیزیک پزشکی، انستیتو پرتوپزشکی نوین تهران
 - ۳- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، انستیتو کانسر، بخش رادیوتراپی انکولوژی بیمارستان امام خمینی تهران
 - ۴- استادیار دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، انستیتو پرتوپزشکی نوین
 - ۵- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی تهران و بخش فیزیک انستیتو کانسر
- تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۱۱/۲۵ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۱/۱۹

چکیده

مقدمه: با معرفی ژل های نورموکسیک، استفاده کلینیکی از پلیمر ژل دوزیمتری بسیار تسهیل شده است، اما این روش دوزیمتری همچنان دارای پیچیدگی هایی است که در مرحله تحقیق اند. در این مقاله، امکان استفاده از پلیمر ژل دوزیمتر نورموکسیک MAGICA در کاربردهای کلینیکی براکی تراپی بیمارستان امام خمینی تهران بررسی شده و نتایج حاصل از دو روش کالیبراسیون این ژل مقایسه شده اند.

مواد و روشها: پس از ساخت ژل در آزمایشگاه ژل دوزیمتری موسسه پرتو پزشکی نوین، چهار فانتوم مکعبی از جنس پرسپکس که برای پرتو دهی براکی تراپی طراحی شده بودند همراه با ۱۵ لوله آزمایش از ژل پر شدند. توسط دو دستگاه بارگذاری از دور براکی تراپی، فانتوم ها با چشمه های سزیم و کبالت طبق طرح درمان سیستم طراحی درمان هر دستگاه پرتو دهی شدند و لوله های کالیبراسیون نیز توسط دستگاه تله تراپی کبالت در یک فانتوم آب با دوزهای معلوم پرتو دهی شدند. تصویربرداری با یک دستگاه ام.آر.آی. ۱/۵ تسلا SIEMENS و یک پروتکل MSE انجام شد. تصاویر در محیط نرم افزار MATLAB پردازش شده و نقشه های R2 توزیع دوزهای براکی تراپی بدست آمد. مقادیر R2 در فواصل مختلف از چشمه بر اساس اطلاعات طرح درمان یکی از فانتوم های پرتو دیده با چشمه سزیم برای کالیبره کردن سایر فانتوم ها و بعنوان دومین روش کالیبراسیون بکار رفت. نمودارهای دوز جذبی در طول محورهای خاصی رسم و نتایج حاصل از دو روش کالیبراسیون مقایسه شد. فانتومها و لوله های آزمایش برای ژل سازی، پرتو دهی و تصویربرداری بین مراکز مختلف و در شرایط محیطی مختلف جایجا شده اند.

نتایج: در نتایج حاصل از روش کالیبراسیون لوله های آزمایش، اختلافی بین ۳ تا ۶ گری در نواحی پلاتو، و «فاصله تا تطابقی» بیش از ۲ میلیمتر در نواحی دارای گرادیان شدید دوز مشاهده شد. در حالی که روش کالیبراسیون دوم در نواحی پلاتو حداکثر اختلاف دوزی معادل با ۰/۳۶ گری و در نواحی گرادیان شدید «فاصله تا تطابقی» کمتر از ۲ میلیمتر نشان می دهد.

بحث و نتیجه گیری: از آنجا که ژل بکار رفته در ژل دوزیمترها و لوله های کالیبراسیون در یک مرحله ساخته شده و همه نمونه های ژل تحت شرایط یکسان و بطور همزمان پرتو دهی و تصویربرداری شده اند، اختلاف بین مقادیر حاصل از این دو روش کالیبراسیون درخور توجه است. به نظر می رسد که این اختلاف ناشی از اختلاف در حجم و اندازه لوله های کالیبراسیون و دوزیمترهای اصلی باشد. از آنجا که هنوز این اثر کاملاً شناخته نیست، باید برای کالیبره کردن پاسخ ژل از فانتومها و ظروف هم اندازه فانتوم های اصلی استفاده نمود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۰، بهار ۸۵: ۲۲-۱۱)

واژگان کلیدی: پلیمر ژل دوزیمتری، نورموکسیک، براکی تراپی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی، کالیبراسیون، MAGICA

* نویسنده مسئول: مهبد صداقت

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران mahbod.sedaghat@usherbrooke.ca
تلفن: ۶۶۴۶۳۸۳-(۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

پیچیدگی و پیشرفت روز افزون روشها و دستگاههای پرتودرمانی، نیازهای تازه ای برای دوزیمتری و کنترل کیفی فرایند درمان به همراه آورده است. تنها روش دوزیمتری سه بعدی تاکنون موجود که در دهه اخیر توجه چشمگیری به خود جلب کرده، استفاده از ژل برای ثبت سه بعدی توزیع دوز جذبی است^۱. بعلاوه مزایای عمده ای همچون عدم وابستگی به جهت تابش، معادل بافت نرم بودن به لحاظ رادیولوژیک و امکان ثبت و تجمیع سه بعدی توزیع دوزهای پیچیده [۱]، پژوهش های گسترده ای روی کاربرد این دوزیمتر ها در تقریباً تمامی حوزه های متداول و نامتداول پرتودرمانی توسط پژوهشگران متعدد در سراسر جهان صورت گرفته و یا در حال انجام است [۲].

از سال ۱۹۸۴ که گروه گور اولین نتایج اندازه گیری هایشان را که با بکارگیری تصویربرداری تشدید مغناطیسی برای خوانش توزیع دوز حس شده در محلول شیمیایی فریک که با آگارز پایدار شده بود، منتشر کردند [۳]، نسل های مختلفی از ژل های حساس به پرتو ارائه شده است که هر یک مزایای تازه ای نسبت به نسل قبل خود به همراه آورده و بکارگیری این روش دوزیمتری را هم تسهیل و هم دقیقتر کرده اند. بعلاوه به جز تصویر برداری تشدید مغناطیسی روشهای دیگر تصویربرداری نیز (روشهای اپتیکی، سی تی اسکن اشعه ایکس، فراصوت و غیره). برای خوانش ژل ها مورد مطالعه قرار گرفته اند [۴].

۱ - در کنفرانس «دوز- ژل ۲۰۰۴» دو محقق آمریکایی نوعی پلاستیک پلی یورتان معرفی کردند که در اثر پرتو از سبز روشن به سبز تیره تغییر رنگ می دهد و مقدار این تغییر رنگ را با روشهای اپتیکی می توان اندازه گیری کرد. جهت اطلاعات بیشتر می توان به مقالات مربوط به PRESAGE™ در «Dosgel2004» و «Dosgel2006» مراجعه کرد.

پلیمر ژل های نورموکسیک، جدید ترین ژلهای حساس به پرتویی هستند که در پی ارائه نتایج مطالعات فانگ^۲ و همکارانش [۵] توسعه یافته و بعلاوه سهولت و امکان ساخت ساده آنها در آزمایشگاه های کوچک و در مجاورت اکسیژن موجود در هوای اتاق، استفاده از آنها در حال گسترش است. به ترکیب این ژل ها در حین ساخت، نوعی ماده جاذب اکسیژن اضافه می شود که اثر بازدارنده اکسیژن روی واکنشهای شیمیایی را خنثی می کند [۶و۵].

ژل معرفی شده توسط ایشان با اختصار حروف اول مواد تشکیل دهنده ترکیبش MAGIC نامیده شد که نام کامل آن (Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper) [۵] است. پس از آن ژل های نورموکسیک گوناگونی ارائه شده اند [۶] اما این ژل همچنان موضوع پژوهش های متفاوتی قرار دارد. در پژوهش مستقلی پیش از این در موسسه پرتوپزشکی نوین تهران، به ترکیب ژل MAGIC مقدار بهینه ای آگارز اضافه شده است تا ژل سفت تر و مقاوم تری در برابر تغییرات دمای محیط حاصل شود [۷]. این تحقیق ادامه بررسی ویژگی های همان ژل بهینه سازی شده با نام اختصاری MAGICA تلقی می شود.

بطور خلاصه، پلیمر ژل دوزیمترها از یک هیدروژل پایه تشکیل شده اند که مقدار متناسبی مونومر در آن معلق است [۹و۸]. رادیولیز آب در اثر برخورد پرتو های یونیزان، باعث شروع زنجیره ای از واکنش های شیمیایی و شروع پلیمریزاسیون در نواحی پرتو دیده می شود. مقدار این پلیمریزاسیون متناسب با دوز جذبی است [۸]. پلیمریزاسیون باعث ایجاد تغییرات فیزیکی و شیمیایی دیگری در نواحی پرتو دیده می شود که می توان آنها را با روش های مختلف تصویربرداری اندازه گیری کرد. در تصویربرداری با ام.آر.آی،

۲- مواد و روشها

۲-۱- فانتوم ها

برای انجام آزمایش ها چهار فانتوم به شکل مکعب مستطیل از جنس پرسپکس و به ابعاد $23 \times 130 \times 190$ میلیمتر ساخته شد. هر فانتوم دارای درپوشی از جنس پرسپکس بود که کاملاً روی سر فانتوم قرار می گرفت. یک لوله پرسپکس به طول ۱۵ سانتیمتر و قطرهای داخلی و خارجی ۹ و ۱۲ میلیمتر وسط آن تعبیه شد. ته لوله بسته شده و از آن برای وارد کردن اپلیکاتور مورد استفاده در بیماریهای زنان (استوانه ای) دستگاه بارگذاری از دور براکی تراپی استفاده می شد تا بتوان پس از پرتو دهی به ژل اپلیکاتور را از فانتوم خارج کرد.

۱۵ لوله آزمایش پلاستیکی به قطر ۲۰ میلیمتر، طول ۱۰ سانتیمتر و ظرفیت ۱۶ سی سی نیز از ژل پر شدند تا برای بررسی پاسخ ژل نسبت به پرتو، با دوزهای معلوم پرتو دهی شوند.

۲-۲- ساخت ژل

نحوه ساخت این ژل پیش از این در منابع دیگر توضیح داده شده است [۷ و ۱۳]. بطور خلاصه، برای ساخت هزار گرم ژل، به ۸۰ گرم ژلاتین (۳۰۰ بلوم، نوع A)، ۵ گرم آگارز، ۹۰ سی سی متاآکریلیک اسید، ۰/۳۵ گرم اسکورییک اسید، ۰/۰۲ گرم سولفات مس پتاهیدراته، ۲ گرم هیدروکوئینن و ۸۲۳ سی سی آب خالص میلی پور^۵ نیاز است. ژلاتین و آگارز در به ترتیب دماهای ۵۰ و ۹۰ درجه سانتیگراد در دو ظرف جداگانه در آب حل شده و پس از سرد شدن محلول آگارز تا دمای ۴۹ درجه با یکدیگر مخلوط می شوند. در حدود دمای ۴۵ درجه هیدروکوئینن اضافه شده و در ۳۷ درجه ابتدا سولفات مس همراه با اسید اسکورییک و سپس متاآکریلیک اسید اضافه میشود. نرخ تغییرات

این تغییر آهنگ آسایش پروتون ها در نواحی پرتو دیده است که با پروتکل های مناسب اندازه گیری شده و پس از کالیبره شدن در برابر دوز جذبی، برای استخراج اطلاعات دو یا سه بعدی دوزیمتر مورد استفاده قرار می گیرد [۸ و ۹]. لذا دقت دوزیمتری با ژل وابسته به دقت و توانایی کالیبره کردن پاسخ ژل در برابر دوز جذبی است [۱۰]. روشهای گوناگونی تا کنون برای کالیبراسیون ژل دوزیمترها بکار رفته است [۸].

می توان گفت که ژل دوزیمترها ذاتاً «خود کالیبره کننده» هستند [۱۰] بدین معنا که در تمامی روش های کالیبراسیون متداول، مقداری از همان ژل مورد استفاده در دوزیمتری، برای کالیبراسیون نیز بکار می رود؛ در عین حال می توان روش های کالیبراسیون مختلف پلیمر ژل ها را به دو دسته «قائم به خود»^۳ و «خارجی»^۴ تقسیم کرد [۱۱]. روشهای «خارجی» روش هایی هستند که در آنها نمونه یا نمونه هایی از ژل بطور مستقل با دوزهای معلوم پرتو دهی می شود و منحنی کالیبراسیون حاصل از این نمونه های خارجی برای اندازه گیری دوز در دوزیمتر اصلی بکار می رود. روش های «قائم به خود» آن دسته از روش هایی هستند که از اطلاعات قابل استفاده از دوزیمتر پرتو دیده اصلی (و نه نمونه های جداگانه) برای کالیبراسیون استفاده می شود [۱۲].

در این مقاله، ما به بررسی اختلاف بین مقادیر مطلق اندازه گیری شده توزیع دوزهای براکی تراپی، با دو روش کالیبراسیون مختلف در ژل نورموکسیک MAGICA می پردازیم. با تعریف فوق، هر دو روش مورد استفاده در این تحقیق روش های خارجی محسوب می شوند؛ اما طبق مشاهدات ما نتایج حاصل از این دو روش بطرز چشمگیری اختلاف نشان می دهند.

3- Self-consistent

4- external

5- Millipore

دما در حین ساخت توسط دماسنج الکلی به دقت تحت نظر قرار داشت تا روند افزایش و کاهش یکنواختی را طی کند.

ژل سازی در «یک مرحله» صورت گرفت و همه فانتوم ها و لوله های آزمایش با «یک ژل یکسان» پر شدند. پس از آنکه سر لوله های آزمایش با پارافیلیم و درپوش کاملاً مسدود شد همراه با فانتوم ها در یخچال قرار گرفتند تا ژل در دمای ۴ درجه سانتیگراد ببندد.

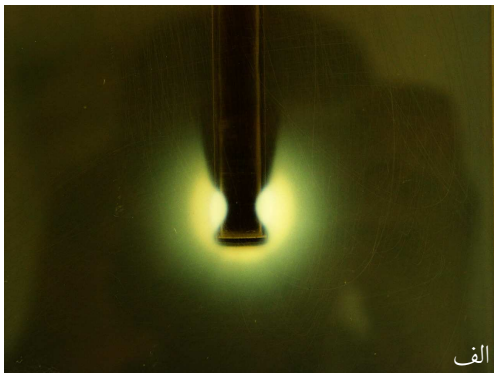
۲-۳- پرتو دهی

لوله های آزمایش در یک ظرف بزرگ آب و در عمق ۵ سانتی متری قرار داده شدند. انتهای آنها در سوراخ یک نگهدارنده از جنس Styrofoam محکم شده و سطح رویی و پشتی آنها توسط برچسب چاپی روی جدار مشخص شد، بطوریکه لوله ها از پهلو پرتو دهی شوند و جدار جلویی آنها عمود بر محور دسته پرتو تابشی باشد. مشخص شدن سطوح جانبی جلویی و پشتی هر لوله آزمایش از آن رو اهمیت داشت که برش تصویربرداری دقیقاً در سطح مقطع طولی وسط لوله ها و بین سطح پشتی و جلویی تنظیم شود، یعنی ناحیه ای از ژل که دوز یکسانی در عمق ۵ سانتی متری آب دریافت کرده است. یک لوله بعنوان شاهد حفظ شد درحالی که سایر لوله ها با دستگاه تله تراپی کبالت (Theratron 780, AECL, Canada) با دوزهای به ترتیب ۲/۵، ۵، ۷/۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۲۵، تا ۶۰ گری پرتو دهی شدند.

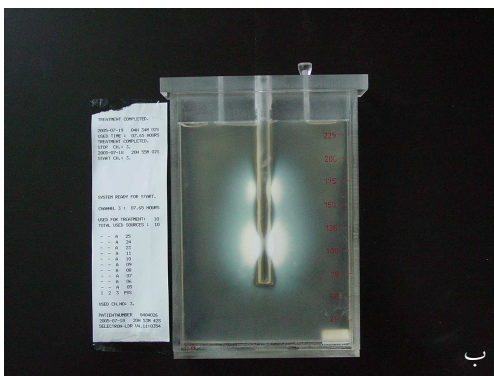
پرتو دهی به سه دوزیمتر با دستگاه پسا بارگذاری Selectron Nucletron که مجهز به ۳۶ چشمه سزیم ۱۳۷ است صورت گرفت. یک پرتو دهی نیز با دو چشمه براکی تراپی کبالت در وضعیت ثابت (non stepping mode) با دستگاه HDR

NPIC GZP-6 انجام شد. چهار توزیع دوز مختلف توسط نرم افزار طراحی درمان تهیه شد. دستگاه Selectron به سیستم طراحی درمان PLATO (version 11.4) و دستگاه GZP6 به سیستم طراحی درمان خودش با همین نام مجهز بودند. اولین دوزیمتر به مدت ۲۷/۹۶ ساعت توسط یک تک چشمه سزیم پرتو دهی شد. دوزیمتر دوم توسط یک آرایه خطی از ۳۶ چشمه سزیم به مدت ۲/۹۶ ساعت پرتو دهی شد بطوریکه توزیع دوزی شبیه به استوانه در ژل ایجاد شود. دوزیمتر سوم با آرایه ای از ۱۱ چشمه سزیم به مدت ۴/۳۷ ساعت طوری پرتو دهی شد که توزیع دوزی به شکل عدد «8» لاتین در آن ایجاد شود. پرتو دهی چهارم با چشمه های کبالت به مدت ۱۰۴۱/۳ ثانیه صورت گرفت. برای ایجاد شرایط اسکتر کامل، ژل دوزیمترها برای پرتو دهی در یک فانتوم بزرگ آب قرار داده شدند. منحنی های ایزودوز سیستم طراحی درمان با فواصل دو میلیمتر از هم ترسیم شدند تا نقاط کافی برای رسم نمودارهای دوز بر حسب فاصله در اختیار باشد، بنابراین نتایج اندازه گیری های ژل با سیستم طراحی درمان مقایسه شده اند. پرتو دهی بطور متوسط دو روز پس از ساخت ژل انجام شد. فانتوم ها و لوله ها برای همدمایی با محیط ۳ ساعت پیش از پرتو دهی در اتاق درمان قرار گرفتند. شکل (۱-الف) ناحیه پلیمریزه شده دوزیمتر اول را نشان می دهد که با یک چشمه سزیم پرتو دهی شده است. شکل (۱-ب) فانتوم مورد استفاده و نتیجه پرتو دهی با آرایه ای از چشمه های سزیم که توزیع دوزی به شکل عدد 8 لاتین ایجاد کرده اند همراه با پرینت پایان کار

کالیبراسیون پلیمر ژل دوزیمتری در براکی تراپی

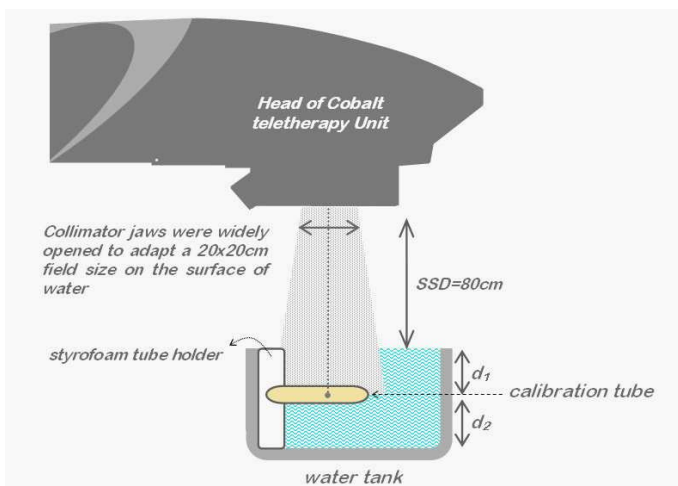


الف



ب

شکل ۱- ناحیه پلیمریزه شده در دوزیمتر اول توسط یک چشمه سزیم (الف) و شکل فانتوم و پلیمریزاسیون در دوزیمتری که با آرایه ای از ۱۱ چشمه سزیم پرتو دهی شد. (ب).



شکل ۲- نحوه پرتو دهی به لوله های کالیبراسیون با دستگاه تله تراپی کوبالت ۶۰

دستگاه Selectron را نشان می دهد. در شکل (۲) نحوه پرتو دهی به لوله های کالیبراسیون نشان داده شده است.

۴-۲- تصویربرداری

از یک دستگاه ام آر آی ۱/۵ تسلا (SIEMENS, Symphony, Germany) و کوئل سر بعنوان گیرنده برای تصویربرداری استفاده شد. کلیه نمونه ها پیش از تصویربرداری برای مدت سه ساعت در اتاق تصویربرداری قرار داده شدند تا با اتاق همدمما شوند. تصویربرداری دو روز پس از اتمام آخرین پرتو دهی انجام شد. پروتکل مورد استفاده به شکل زیر تنظیم شد:

TR/TE/FOV/MS/NEX/Slice thickness/No. of Echoes/No. of Slices/ =
3440 ms/15ms/256/512x512/1 acq / 4mm/
32echoes/ 1 slice

کلیه نمونه ها با هم و در یک مرحله تصویربرداری شدند.

۳۲ تصویر از هر دوزیمتر به یک دستگاه رایانه شخصی انتقال داده شد و توسط برنامه طراحی شده در محیط R2 MATLAB 7.0 (Mathworks Inc, USA) نقشه $(=1/T2)$ هر دوزیمتر و لوله های کالیبراسیون بدست آمد.

امکانات و تجهیزات مورد استفاده برای انجام این آزمایش ها در سه مرکز مختلف پراکنده بوده اند بطوریکه ژل سازی در مؤسسه پرتو پزشکی نوین تهران، پرتو دهی در انستیتو کانسر بیمارستان امام و تصویربرداری در کلینیک تخصصی نور تهران انجام شد، لذا فانتوم ها و لوله های آزمایش حاوی ژل همراه با هم پس از هر مرحله و در شرایط جوی مختلف از یک مرکز به مرکز بعدی انتقال داده شده اند.

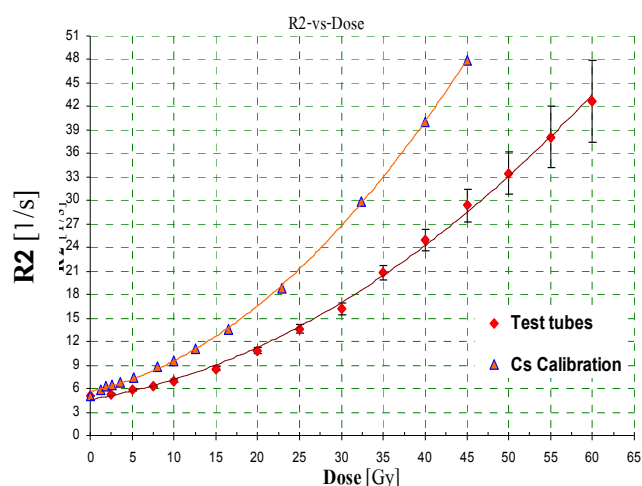
۲-۵- کالیبراسیون

نمودار R2 بر حسب دوز مربوط به لوله های آزمایش، با استفاده از آهنگ استراحت R2 ی هر لوله، پس از پردازش تصاویر رسم شد. R2 مربوط به هر دوز خاص در هر لوله با محاسبه میانگین و انحراف معیار مقادیر R2 واقع در یک ناحیه دلخواه در وسط هر لوله و دور از لبه های دیواره داخلی لوله بدست آمد. این میانگین و مقدار انحراف معیار آن سپس در برابر دوزهای معلوم تحویل شده به لوله های کالیبراسیون رسم و بعنوان اولین روش کالیبراسیون استفاده شده است. بعنوان روش دوم کالیبراسیون، R2 ی نقاط پلیمریزه شده در دوزیتر اول (که با تک چشمه سزیم پرتو دهی شده بود) به دوز پیش بینی شده توسط طرح درمان در فواصل مختلف از چشمه مربوط شده است و منحنی حاصل برای کالیبراسیون سایر دوزیترها بکار رفته است. R2 در فواصل مختلف از چشمه با متوسط گیری روی چهار پیکسل در امتداد محوری به ضخامت دو پیکسل و عمود بر چشمه استخراج شده است تا اثر نوسانات مقادیر پیکسل ها کاهش یابد.

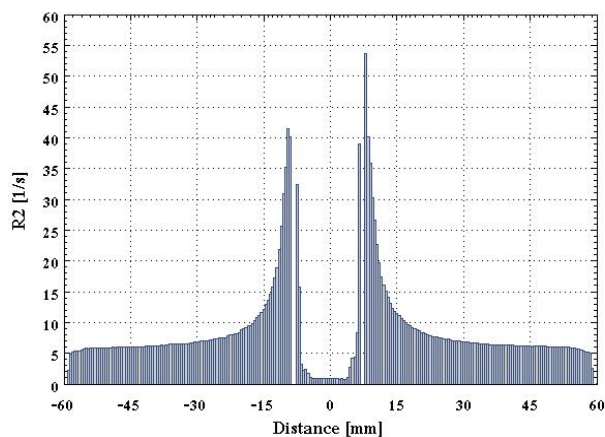
۳- نتایج

شکل (۳) منحنی های کالیبراسیون حاصل از دو روش فوق الذکر را نشان می دهد. از نمودارها مشخص است که ژل تا ۶۰ گری، هنوز به آستانه اشباع نرسیده است. با تاکید بر این امر، میتوان برای توصیف قسمتی از منحنی که در شکل مشخص شده از نمودارهای درجه دوم استفاده کرد. نمودار مربوط به لوله های آزمایش با معادله درجه دوم $y = 0.007 X^2 + 0.17X + 4.61$ و نمودار مربوط به روش دوم کالیبراسیون با معادله $y = 0.015 X^2 + 23X + 0.62$ نمایش داده می شوند. اختلاف قابل توجهی بین دو منحنی بخصوص در دوزهای بالاتر ملاحظه میشود. نقاط روی منحنی دوم که با مثلثهای

کوچک علامت گذاری شده از روی مقادیر R2 شکل (۴) و اطلاعات منحنی طرح درمان شکل (۵) استخراج شده است.

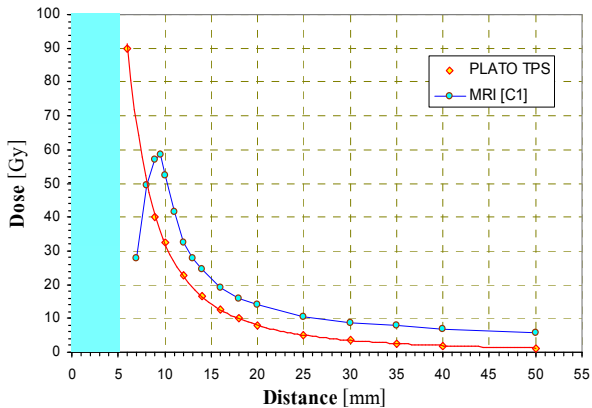


شکل ۳- منحنی های کالیبراسیون روش اول (توسط لوله های آزمایش) و دوم (توسط دوزیتر پرتو دیده با یک چشمه سزیم)

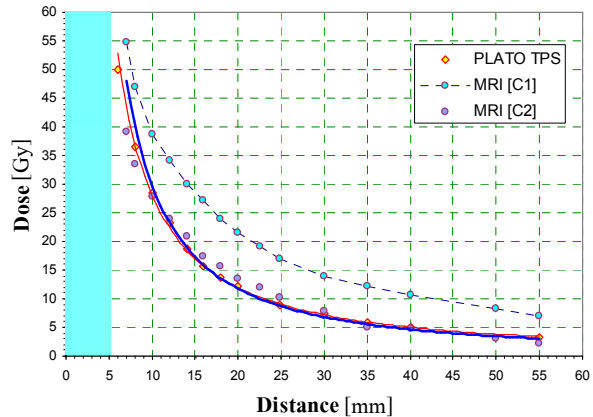


شکل ۴- R2 نقاط مختلف روی یک پروفایل عرضی همسطح چشمه سزیم در دوزیتر اول بر حسب فاصله از مرکز چشمه

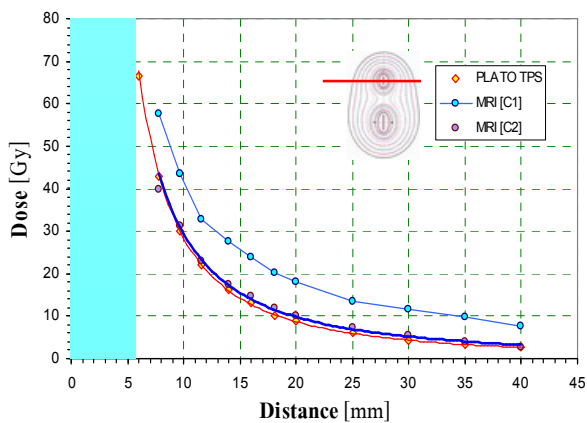
کالیبراسیون پلیمر ژل دوزیمتری در براکی تراپی



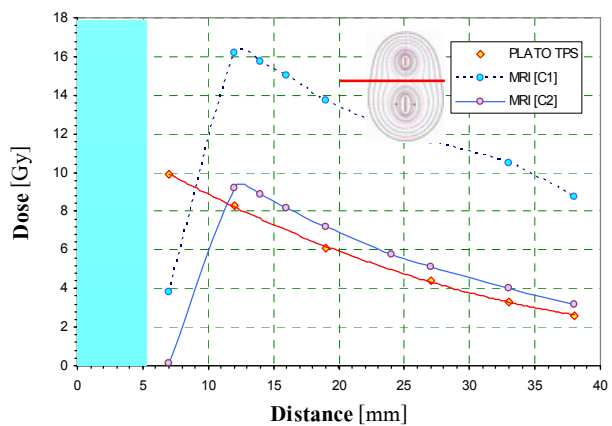
شکل ۵- مقایسه دوز مطلق با روش کالیبراسیون اول برای دوزیمتر اول (تک چشمه سزیم) با طرح درمان



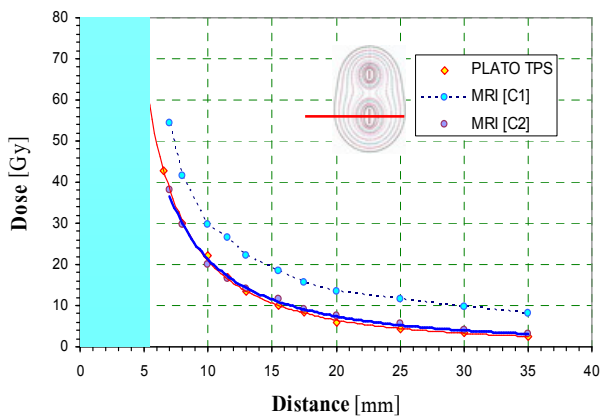
شکل ۶- نتایج دو روش کالیبراسیون برای دوزیمتر دوم (آرایه خطی از ۳۶ چشمه سزیم) در مقابل اطلاعات طرح درمان



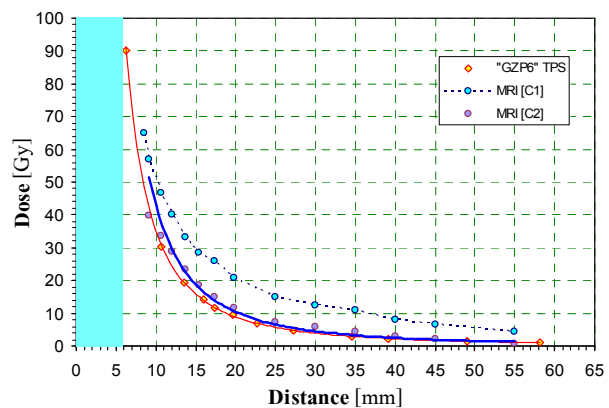
شکل ۷- مقایسه نتایج دو روش کالیبراسیون با طرح درمان دوزیمتر سوم برای مقطع نشان داده شده در شکل



شکل ۸- مقایسه نتایج دو روش کالیبراسیون با طرح درمان دوزیمتر سوم برای مقطع نشان داده شده در شکل



شکل ۹- مقایسه نتایج دو روش کالیبراسیون با طرح درمان دوزیمتر سوم برای مقطع نشان داده شده در شکل



شکل ۱۰- مقایسه نتایج دو روش کالیبراسیون با طرح درمان دوزیمتر چهارم در مقطع عرضی بین دو چشمه کبالت

روی نمودارهای بعدی، نتایج کالیبراسیون اول با C1 و نتایج کالیبراسیون دوم با C2 نمایش داده شده است. نمودارهای (۵) تا (۱۰) نتایج اندازه گیری ها در یک مقطع عرضی از هر دوزیمتر را نمایش می دهد. از آنجا که توزیع دوز دوزیمتر سوم پیچیده تر بوده، نتایج سه مقطع عرضی از آن در نمودارهای (۷)، (۸) و (۹) مقایسه شده اند و محل هر مقطع در روی نمای شماتیک توزیع دوز در داخل نمودار مشخص شده است.

اختلافات بین نتایج اندازه گیری با ژل دوزیمتری و اطلاعات طرح درمان می تواند از عوامل متعددی ناشی شود [۱۴]. از روشهای کمی مختلفی نیز می توان برای مقایسه توزیع دوزهای سه بعدی با یکدیگر یا با محاسبات کامپیوتری طرح درمان استفاده کرد. بطور مثال می توان از مقایسه های تک بعدی (پروفایل دوز در امتداد یک محور) یا دوبعدی (تصاویر اختلاف دوز، پلاتهای برهم نهی شده منحنی های ایزودوز...) استفاده کرد [۱۵]. در عین حال برای مقایسه کامل و سه بعدی نتایج اندازه گیریها روش های قابل استفاده معدودی ارائه شده است [۱۵]. در اینجا ما با استفاده از ملاکهای معرفی شده توسط لو و همکاران [۱۶] بدون محاسبه «گاما ایندکس»، منحنی های دوز بر حسب فاصله را در یک بعد مقایسه کرده ایم. ملاکهای فوق عبارتند از «اختلاف دوز» در نواحی فاقد گرادیان شدید دوز و ملاک مکانی معرفی شده دیگری به نام «فاصله تا تطابق». طبق تعریف «فاصله تا تطابق» فاصله بین یک نقطه دوز اندازه گیری شده و نزدیکترین نقطه روی توزیع دوز مرجع است که همان مقدار دوز را نشان دهد.

بطور کلی در نواحی دارای گرادیان شدید دوز با روش کالیبراسیون دوم، «فاصله تا تطابق» کمتر از ۲ میلیمتر و در نواحی کم شیب «اختلاف دوز»ی کمتر از ۰/۳۶ گری ملاحظه می شود. اما روش کالیبراسیون اول بین ۳ تا ۶ گری در

نواحی مختلف نمودارها اختلاف نشان می دهد و در نواحی گرادیان شدید دوز نیز «فاصله تا تطابق» بیش از ۲ میلیمتر نشان میدهد. در کلیه نمودارها باند خاکستری رنگ نشاندهنده وجود لوله پرسپکس است که اپلیکاتور براکی تراپی در آن قرار گرفته است. در نمودار شکل (۵)، ناحیه همسایگی اپلیکاتور تا حدود چهار میلیمتری فقدان پلیمریزاسیون نشان می دهد که یافتن علت آن نیازمند بررسی بیشتری است. همین توقف پلیمریزاسیون در نواحی نزدیک به دیواره لوله نگهدارنده در دوزیمتر اول باعث شده است که در نمودار شکل (۳) منحنی کالیبراسیون روش دوم را تنها بتوان تا دوز ۴۵ گری ترسیم کرد.

۴- بحث و نتیجه گیری

ژلهای مختلف بسته به ترکیب مواد سازنده خود می توانند خواص فیزیوشیمیایی متفاوتی از خود نشان دهند. پژوهشهای متعددی نیز روی وابستگی پاسخ ژل دوزیمترها به LET و انرژی پرتوها صورت گرفته است. در مطالعه حاضر مبنای کار بر دو گزارش جامع و جدید درباره وابستگی ژل دوزیمتر متاآکرلیک اسیدی به LET و انرژی بوده است [۱۷ و ۱۸]. مطالعات مراجع مذکور نشان می دهد که این ژل ها در محدوده LET های کمتر از ۴/۹ کیلو الکترون ولت بر میکرومتر مطلقاً وابستگی به LET نشان نداده اند و پاسخشان در برابر چشمه های مختلف مستقل از انرژی بوده است. علاوه بر این، استفاده از پرتودهی اکسترنال برای کالیبراسیون ژل دوزیمتر پرتودهی شده با چشمه های براکی تراپی در مقالات دیگر نظیر دارد [۱۹ و ۲۰ و ۲۱]. نکته جالب توجه در این پژوهش آنست که عدم وابستگی به انرژی (یا سهم ناچیز این وابستگی در پاسخ دهی ژل) از آزمایش هایی که انجام آنها در اینجا گزارش شده مشهود است، چرا که در روش کالیبراسیون دوم وقتی که از چشمه سزیم داخلی به جای کبالت

کالیبراسیون در این تحقیق را «تا حدی» باید به تاثیر عوامل محیطی روی نتایج لوله های کالیبراسیون نسبت داد. بعلاوه بعلت جابجایی های مکرر نمونه های ژل در مسیر بین محل ساخت تا محل پرتودهی و سپس محل تصویربرداری، تاثیر به سزای عوامل محیطی روی نتایج منطقی می نماید. در عین حال به نظر نمی رسد که اختلاف مشاهده شده بین دو روش کالیبراسیون این پژوهش را تنها بتوان به اثر عوامل محیطی نسبت داد. مشاهده این اختلاف چشمگیر قابل تامل است و بررسی علل آن نیازمند انجام آزمایش های متنوع و چند جانبه ایست. اخیراً در کنفرانس «ژل دوزیمتری ۲۰۰۶» گزارش قابل توجهی توسط دوماس ارائه شده است [۲۴] که منطبق بر نتایج این تحقیق است. طبق این گزارش اندازه ظرف یا فانتوم حاوی ژل روی پاسخ آن تاثیر دارد و جالب آنکه در این گزارش نیز همانند نتایجی که در اینجا ارائه شده، دوز خوانده شده توسط فانتوم های کوچکتر بیشتر از مقادیر بدست آمده با فانتوم های بزرگتر است. فرضیه ارائه شده در تفسیر نتایج این گزارش آنست که گسترش جبهه گرمایی حاصل از واکنش های گرمای پلیمریزاسیون به اندازه و شکل ظرف محتوی ژل وابسته است.

به هر صورت هم درنتایج کاردناس و هم در گزارش دوماس اختلاف «اندازه ظرف حاوی ژل» عامل اصلی اختلاف در نتایج بدست آمده شمرده شده اند. با پذیرفتن این فرض که با نتایج این تحقیق نیز همخوانی دارد، می توان استنتاج کرد که برای کالیبراسیون ژل دوزیمترها بهتر است از فانتوم هایی استفاده شود که مشابه دوزیمترهای اصلی باشند. بعبارت دیگر علیرغم آنکه علت تفاوت بین مقادیر حاصل از نمونه های کوچک ژل و نمونه های بزرگتر هنوز بدرستی کاویده نشده است، اما «اثر اندازه ظرف یا فانتوم حاوی ژل» در پاره ای مطالعات مشاهده شده است و لذا «در موارد خاص، می توان عدم صحت نتایج

خارجی برای کالیبراسیون استفاده شده، صحت اندازه گیری ها برای دوزیمتر چهارم که با چشمه های کبالت براکی تراپی پرتودهی شده نیز همانقدر بهبود نشان می دهد که نتایج دوزیمترهای پرتودهی شده با سزیم. بعلاوه نتایج اندازه گیری های همین ژل دوزیمتر با چشمه ایریدیم نیز به همین اندازه بهبود نشان می دهد (این نتایج در جای دیگری گزارش شده است [۱۳]). در عین حال بررسی کمی وابستگی پاسخ این ژل-دوزیمتر به آهنگ دوز جزو اهداف این مطالعه نبوده است، اگر چه با توجه به استفاده از آهنگ دوزهای بسیار متنوع در این آزمایش ها بررسی کمی آن در مطالعات آتی (بخصوص با توجه به لزوم بررسی اثر افزودن آگارز روی وابستگی به آهنگ دوز این ژل) درخور توجه و آموزنده به نظر می رسد.

نتایج این پژوهش تاثیر به سزای روش کالیبراسیون مورد استفاده را روی مقادیر مطلق بدست آمده از اندازه گیری با ژل نشان می دهد که این مطلب پیش از این کمتر مورد توجه واقع شده است. پژوهش های دیگری پیش از این اثر عوامل محیطی را روی لوله های کالیبراسیون گزارش کرده اند [۱۱]. این عوامل به دلیل حجم کوچکتر لوله های آزمایش تاثیر بیشتری روی لوله ها می گذارند تا روی دوزیمترهایی که برای اندازه گیری توزیع دوز اصلی بکار می روند و معمولاً حجم بزرگتری دارند. کاردناس برای پرهیز از چنین خطاهایی روش های خودکالیبره کننده و بکار گیری مقادیر نسبی نرمال شده را پیشنهاد کرده است. بعلاوه برای ژل هایی که با مونومر متاآکریلیک اسید ساخته می شوند ناپایداری هایی گزارش شده است [۹] که میتواند در دقت کالیبراسیون موثر باشد. همچنین تحقیقات دیگری نشان می دهد که ژل های نورموکسیک نسبت به عوامل محیطی تاثیرپذیری و حساسیت بیشتری دارند [۲۲ و ۲۳]. از آنجا که سایر عوامل تاثیر گذار روی نتایج (همچون تکرار پذیری ساخت ژل، پروتکل تصویربرداری و غیره) در این پژوهش برای همه نمونه ها یکسان بوده است، اختلاف مقادیر مطلق دو روش

اعتباریابی و تایید شود که این مسئله، کنترل و انتخاب روش کالیبراسیون مناسب را نیز شامل می شود.

پلیمر ژل دوزیمتری را به روند کالیبراسیونی متناسب دانست که در آن از لوله های کوچک ژل برای استخراج اطلاعات منحنی کالیبراسیون استفاده می شود و سپس این منحنی برای بدست آوردن نتایج فانتومهای بزرگتر بکار می رود [۲۴]. بطور کلی پیش از اتکاء به نتایج اندازه گیری های ژل، باید پاسخ ژل

منابع

1. Ibbot G.S., Applications of gel dosimetry, Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, Journal of Physics: Conference Series 3, 2004; 58-77.
2. For reviews of polymer gel dosimetry systems see the proceedings of the DOSGEL International Conferences on Radiotherapy Gel Dosimetry:

DOSGEL 2006 Proc. 4th Int. Conf. Radiation Therapy Gel Dosimetry (Sherbrooke University, QC, Canada) ed M Lepage, L J Schreiner and A Jirasek
3. Gore J.C., Kang Y.S. and Schulz R.J., Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging, Phys Med Biol 1984; 29: 1189-97.
4. Baldock C., X-ray computer tomography, ultrasound and vibrational spectroscopic evaluation techniques of polymer gel dosimeters, Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, Journal of Physics: Conference Series 3 2004; 136-141.
5. Fong P.M., Keil D.C., Does M.D., Gore J.C., Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere, Phys Med Biol 2001; 46: 3105-13.
6. De Deene Y., Hurley C., Venning A., Vergote K., Mather M., Healy B.J. and Baldock C., A basic study of some Normoxic polymer gel dosimeters , Phys Med Biol 2002; 47: 3441-63.
7. Zahmatkesh M.H., Kousari R., Akhlaghpour Sh., Bagheri S.A., MRI gel dosimetry with methacrylic acid, Ascorbic acid, Hydroquinone and Copper in Agarose(MAGICA) gel , Preliminary Proceedings of DOSGEL 2004, Sep13-16, 2004. Ghent, Belgium.
8. McJury M., Oldham M., Cosgrove V.P., Murphy P.S., Doran S., Leach M.O., Webb S., Review article: Radiation dosimetry using polymer gels: methods and applications , Br J Radiol 2000; 73: 919-929.

9. De Deene Y., Essential characteristics of polymer gel dosimeters, Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, Journal of Physics: Conference Series 3 2004; 34-57.
10. MacDougall N.D. Miquel M.E., Wilson D.J., Keevil S.F. and Smith M.A., Evaluation of the dosimetric performance of BANG3® polymer gel, Phys Med Biol 2005; 50: 1717-26.
11. Cardenas R.L., Cheng K.H., Verhey L.J., Xia P., Davis L., Cannon B., A self consistent normalized calibration protocol for three dimensional magnetic resonance gel dosimetry, Magn Reson Imaging 2002; 20(9): 667-79.
12. Fragoso M., Love P.A., Verhaegen F., Nalder C., Bidmead A.M., Leach M. and Webb S., 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; 49: 5459-74.
13. Sedaghat M., Verification of a normoxic polymer gel dosimeter in clinical brachytherapy applications, MSc. Thesis (in English), Tehran University of Medical Sciences, Faculty of Medicine, Dept. of Medical Physics. Jan 2006.
14. De Wagter C, De Deene Y, Vergote K, Martens C, De Gersem W, Van Duyse B and De Neve W .The entire IMRT delivery process, Radiother Oncol 2001; 61: S16.
15. Vergote K., Development of polymer gel dosimetry for applications in intensitymodulated radiotherapy, PhD. Thesis, Department of radiotherapy and Nuclear medicine, Faculty of medicine and health sciences, University of Gent, Belgium, 2005.
16. Low D.A., Harms W.B., Mutic S. and Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, Med Phys 1998; 25: 656-61.
17. Pantelis E., Karlis A.K., Kozicki M., Papagiannis P., Sakelliou L., Rosiak J.M. Polymer gel water equivalence and relative energy response with emphasis on low photon energy dosimetry in brachytherapy”, Phys Med Biol 2004; 49: 3495-3514.
18. Gustavsson H., Back S.A., Medin J., Grusell E., Olsson L.E., “Linear energy transfer dependence of a normoxic polymer gel dosimeter investigated using proton beam absorbed dose measurements”, Phys Med Biol 2004; 49: 3847-55.
19. Farajollahi A.R., Bonnett D.E., Ratcliffe A.J., Aukett R.J., Mills J.A., An investigation into the use of polymer gel dosimetry in low dose rate brachytherapy , Br J Radiol 1999; 72:1085-1092
20. Knutsen B.H., Skretting A., Hellebusta T.P., OlsenaD.R., Determination of 3D dose distribution from intracavitary brachytherapy of cervical cancer by MRI of irradiated ferrous sulphate gel, Radiother Oncol, 1997; 43: 219-227.
21. Chan M.F., Fung A.Y.C., Hu Y., Chui C., Amols H., Zaider M. and Abramson D., “The measurement of three dimensional dose distribution of a ruthenium-106 ophthalmological applicator using magnetic resonance imaging of BANG polymer gels”, Journal of Applied Clinical Medical Physics 2001; 2(2);85-91.

22. De Deene Y., Vergote K., Claeys C. and De Wagter C., The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: a comparison between a methacrylic acid based gel and acrylamide based gels, *Phys Med Biol* 2006; 51: 653-73.
23. Yves De Deene (2006), Ghent university hospital, Belgium, Personal communications.
24. Dumas E.M., Leclerc G. and Lepage M., Effect of container size on the accuracy of polymer gel dosimetry, Preliminary proceedings of the 4th international conference on radiotherapy gel dosimetry (DOSGEL2006), Université de Sherbrooke, Québec, Canada, 7-10 August 2006.