



اندازه‌گیری مقادیر دز حاصل از سیم‌های ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دز پایین در کاشت

تک‌صفحه در سیستم پاریس با استفاده از پلیمرژل دزیمتری

عزیزاله رحیمی^۱، بیژن هاشمی ملابری^۳، محمدحسن زحمتکش^۳، رامین جابری^۴، شهاب شیبانی^۵

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

۲- دانشیار فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

۳- استادیار فیزیک پزشکی، انستیتو پرتویزشکی نوین، تهران

۴- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، انستیتو کانسر، بخش رادیوتراپی انکولوژی بیمارستان امام خمینی تهران

۵- مدیر گروه پژوهشی رادیوایزوتوپ، پژوهشکده علوم هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، تهران

چکیده

مقدمه: در سال‌های اخیر توجه ویژه‌ای به استفاده از پلیمرژل‌ها برای اندازه‌گیری توزیع دزهای پیچیده در رادیوتراپی معطوف شده است. توانایی پلیمرژل دزیمتری در بررسی سه بعدی توزیع دزها ویژگی‌ای است که این روش را برای دزیمتری پرتویی منحصر به فرد می‌سازد. در این مطالعه توانایی پلیمرژل دزیمتر *MAGICA* در برآورد مقادیر دز در کاشت تک‌صفحه در سیستم پاریس بررسی شده است.

مواد و روش‌ها: پس از ساخت پلیمر ژل، فانتوم تک‌صفحه همراه با ۹ عدد لوله کالیبراسیون از ژل پر شدند. برای پرتودهی فانتوم از ۴ رشته سیم ایریدیوم-۱۹۲ با آهنگ دز پایین استفاده شد. سیم‌ها در اپلیکاتورهای پلاستیکی که در داخل فانتوم جایگذاری شده بود، قرار گرفتند. لوله‌های کالیبراسیون با مقادیر دزهای معلوم با یک دستگاه تله‌تراپی کبالت پرتودهی شدند. مقادیر پرتو به وسیله *MRI* قرائت شدند.

نتایج: بین مقادیر دز اندازه‌گیری شده به وسیله ژل در نقاط مرجع و مقادیر دز محاسبه شده در همان نقاط میانگین اختلافی کمتر از ۲٪ مشاهده می‌شود.

بحث و نتیجه‌گیری: از آنجایی که برای تایید کاشت‌های براکی‌تراپی در درمان تومورها، نمی‌توان دزیمتری خاصی انجام داد، به نظر می‌رسد که پلیمرژل دزیمتری می‌تواند به عنوان یک روش دزیمتری در این کاشت‌ها به کار رود.

واژگان کلیدی: پلیمرژل دزیمتری، نورموکسیک، ایریدیوم-۱۹۲، براکی‌تراپی، سیستم پاریس،

*نویسنده مسوول: بیژن هاشمی ملابری

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

E-mail: bijanhashemi@yahoo.com or bhashemi@modares.ac.ir

تلفن: ۸۸۲۳۸۹۲ (۲۱) ۹۸+

مقدمه

در رادیوتراپی نوین برای درمان تومورها از توزیع دزهای سه بعدی پیچیده استفاده می‌شود. در واقع این امکان با ایجاد و توسعه روشهای رادیوسرجری (*Radiosurgery*) و براکی‌تراپی (*Brachytherapy*) میسر شده است [۱]. در براکی‌تراپی مواد رادیواکتیو در درون یا مجاورت بافت تومورال قرار داده می‌شوند. براکی‌تراپی در درمان تومورهای موضعی کاربرد دارد.



مهمترین امتیاز براکی‌تراپی این است که دز لازم را به بافت تومورال رسانده و با توجه به افت شدید دز در اطراف بافت تومورال، بافت سالم را تا حد ممکن از اثرات مضر پرتویی مصون نگاه می‌دارد [۲].

برای انجام درمان‌های کلینیکی لازم است محاسبات دز حاصل از سیستم‌های پیشرفته طراحی درمان و همچنین کارایی سیستم‌هایی که وظیفه تحویل دز در ناحیه درمان را به عهده دارند، توسط اندازه‌گیری‌های دزیمتری صحیح و دقیق تایید گردند.

اگرچه، تقریباً تمام اثرات شناخته شده پرتوهای یونیزان بر مواد مانند اثرات فیزیکی، شیمیایی و بیولوژیکی به عنوان پایه و اساس دزیمتری پیشنهاد شده‌اند [۳]، اما روش‌های دزیمتری نتوانسته‌اند همگام با پیشرفت‌های وسیع در روش‌های مختلف درمانی برای کنترل سرطان‌ها مانند براکی‌تراپی، dynamic wedge، استریوتاکتیک رادیوسرجری، کانفورمال رادیوتراپی و IMRT، توسعه یابند [۴]. هر روش دزیمتری نقائص و محدودیت‌هایی دارد که باعث محدودیت بررسی سه‌بعدی توزیع دزها توسط هر دزیمتر خاص می‌گردد. روش‌های معمول دزیمتری مانند اتاقک‌های یونیزاسیون، TLD ها، و دیودها مقادیر دز را فقط به صورت نقطه‌ای نشان می‌دهند. فیلم دزیمتری هم می‌تواند توزیع دوبعدی از دز را مشخص نماید. این روش‌های دزیمتری نیز در بیشتر موارد برای تایید درمان‌های تله‌تراپی به کار می‌روند و در درمان‌های براکی‌تراپی، خصوصاً برای بررسی توزیع دزهای پیچیده حاصل از براکی‌تراپی میان‌بافتی، روش‌های معمول دزیمتری را نمی‌توان به کار برد. به نظر می‌رسد در حال حاضر برای تایید کاشت‌های براکی‌تراپی میان‌بافتی هیچ روش دزیمتری مناسبی وجود ندارد. در سال‌های اخیر توجه ویژه‌ای به استفاده از پلیمرژل‌ها برای اندازه‌گیری توزیع دزهای پیچیده در رادیوتراپی معطوف شده است. توانایی پلیمرژل دزیمتری در بررسی سه بعدی توزیع دزها ویژگی‌ای است که این روش را برای دزیمتری پرتویی منحصر به فرد می‌سازد [۵]. کاربرد ژل دزیمتری در بررسی مقادیر دز حاصل از چشمه‌های نقطه‌ای براکی‌تراپی در چندین مطالعه انجام شده است [۶-۱۱]. اما تاکنون توزیع دز حاصل از سیم‌های ایریدیوم رادیواکتیو در کاشت‌های میان‌بافتی مورد مطالعه قرار نگرفته است. یکی از پیشرفت‌های چشمگیر در پلیمرژل دزیمتری معرفی پلیمرژل‌های نورموکسیک بوده است [۱۲]. در این راستا در مرکز پزشکی نوین تهران برای افزایش میزان سفتی اولین ژل نورموکسیک با نام اختصاری MAGIC (Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper) مقادیری آگارز به ترکیب آن اضافه شده است. تحقیقات در مورد توانایی پلیمر ژل دزیمتر جدید با نام اختصاری MAGICA برای اندازه‌گیری مقادیر دزهای حاصل از منابع فوتونی، الکترونی و نوترونی در حال انجام است. حرف "A" در آخر کلمه MAGICA نشان‌دهنده وجود آگارز در ترکیب می‌باشد. در این مطالعه، توانایی این پلیمرژل در اندازه‌گیری مقادیر دز در نقاط مرجع در کاشت تک‌صفحه سیم‌های ایریدیوم-۱۹۲ در سیستم پاریس (کاشت چشمه‌های خطی رادیواکتیو برای درمان تومورها) مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها

ساخت فانتوم: یک عدد فانتوم از جنس پرسپکس با ابعاد داخلی $60 \times 20 \times 100 \text{ mm}^3$ ساخته شد. ضخامت پرسپکس در دیواره‌های جانبی برابر با 5 mm و در دو دیواره بالا و پایین برابر با 10 mm بود. بر اساس قوانین کاشت چشمه‌ها در سیستم پاریس، در دو دیواره بالا و پایین، ۸ عدد سوراخ (۴ سوراخ در بالا و ۴ سوراخ در پایین)، با فواصل 10 mm در راستای یک صفحه تعبیه شد. در این سوراخ‌ها، اپلیکاتورهای پلاستیکی با قطر خارجی $1/5 \text{ mm}$ و ضخامت $0/2 \text{ mm}$ قرار داده شدند. یک انتهای اپلیکاتورها بلندتر از فانتوم بوده و انتهای دیگر اپلیکاتور به وسیله چسب، به جدار پایینی فانتوم اتصال یافت. در هر کدام از فانتوم‌ها یک دیواره اضافی برای جدار پایینی در نظر گرفته شد، به طوری که پس از جایگذاری اپلیکاتورها، با چسب به جدار پایینی متصل شده و از تبادل احتمالی مواد فانتوم و محیط اطراف جلوگیری می‌نمود. برای به



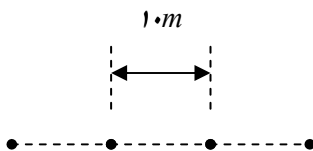
حداقل رساندن ورود هوا به داخل فانتوم‌ها، پس از ریختن ژل در داخل فانتوم‌ها، درپوش‌ها به وسیله چسب آکواریوم به فانتوم متصل شدند.

ساخت ژل: برای فانتوم تک صفحه و لوله‌های کالیبراسیون به مقدار $CC\ 360$ ژل ساخته شد. برای ساخت ژل $32/4$ گرم ژلاتین (300 bloom, type A - شرکت SIGMA) به تدریج در آب دو بار تقطیر غیریونیزه ریخته شده و به مدت نیم ساعت در دمای 30 درجه سانتی‌گراد جذب آب گردید. سپس دمای همزن به تدریج تا 48 درجه سانتی‌گراد افزایش یافت تا تمام ژلاتین به خوبی در آب حل شود. $CC\ 75$ آب (25% کل آب) تا دمای 40 درجه سانتی‌گراد گرم شده و سپس آگارز (شرکت SIGMA) به تدریج به آن اضافه شد. در حین اضافه شدن آگارز به آب، دما به تدریج تا 90 درجه سانتی‌گراد افزایش یافت. پس از حل شدن آگارز در آب، دمای آن به تدریج تا 48 درجه سانتی‌گراد کاهش یافت. پس از همدم شدن آگارز با ژلاتین، آگارز به ژلاتین اضافه شد. سپس دما تا 37 درجه سانتی‌گراد کاهش یافت. هیدروکینون (شرکت BDH) به مقدار $0/72$ گرم، اسید اسکوربیک (شرکت BDH) به مقدار $0/127$ گرم و سولفات مس به مقدار $0/005$ گرم به ترکیب اضافه شد. سه ماده اخیر درست قبل از اضافه شدن به محلول، در آب حل شدند. عمل هم زدن ژل در طول فرآیند ساخت آن به طور متوالی ادامه داشت.

پرتودهی: برای به دست آوردن منحنی پاسخ به دز در ژل، لوله‌های کالیبراسیون با دستگاه تله تراپی کبالت 60 - (مدل Theratron -780-AECL) با دزهای $0, 3, 6, 9, 12, 15, 21, 24$ و 27 گری پرتودهی شدند. برای پرتودهی فانتوم از سیم‌های ایریدیوم- 192 با آهنگ دز پایین (LDR) با طول اکتیو 80 mm و قطر $0/3\text{ mm}$ استفاده شد. پس از جایگذاری سیم‌ها در داخل فانتوم، برای ایجاد شرایط اسکتر کامل، فانتوم در داخل تانک آب قرار داده شده و پرتودهی شد. مشخصات سیم‌های استفاده شده و نمای شماتیکی از کاشت تک‌صفحه در جدول ۱ و شکل ۱ آمده است.

جدول ۱: مشخصات سیم‌های ایریدیوم کاشته شده در فانتوم

شماره سیم	اکتیویته مجموع (mCi)	آهنگ کرما خطی مرجع (RAKR) ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$)
اول	7/54	32/27
دوم	7/24	31/00
سوم	7/19	30/78
چهارم	7/34	31/42



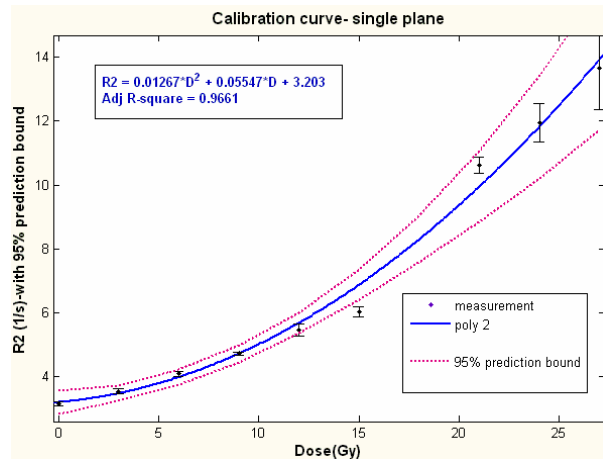
شکل ۱: نمای شماتیکی از مقطع عرضی کاشت

پرتودهی فانتوم تک‌صفحه به وسیله سیم‌های ایریدیوم با میانگین آهنگ دز ($1/02\text{ cGy}\cdot\text{min}^{-1}$) ($61/22\text{ cGy}\cdot\text{h}^{-1}$) در نقاط مرجع (basal dose points) به مدت $24/06$ ساعت به طول انجامید. پس از اتمام زمان پرتودهی، و قبل از شروع تصویربرداری، برای ایجاد تعادل دمایی با محیط در هنگام تصویربرداری، فانتوم تک‌صفحه همراه با لوله‌های کالیبراسیون، به اتاق MRI منتقل شده و برای مدت 10 ساعت در اتاق تصویربرداری MRI در داخل جعبه نگهدارنده پر از آب قرار داده شدند.



تصویربرداری

تصویربرداری فانتوم‌ها و لوله‌های کالیبراسیون با استفاده از دستگاه زمینس مدل *symphony* با قدرت میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا با سکانس *multiple spin echo* با ۳۲ اکو انجام شد. از کویل *body* به عنوان فرستنده و از کویل *head* به عنوان گیرنده استفاده شد. برای تصویربرداری از $FOV = 256 \times 256$ ، اندازه ماتریکس 512×512 ، ضخامت برش 3 mm ، ms ، $TR = 3000$ ، $TE = 20 \text{ ms}$ ، و تعداد ۳۲ اکو استفاده شد. ۳۲ تصویر پایه از لوله‌های کالیبراسیون و فانتوم توسط یک برنامه طراحی شده در محیط *MATLAB 7.3* پردازش شده و نقشه‌های R_2 از آن‌ها به دست آمد.



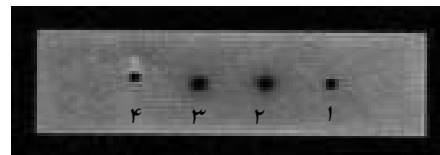
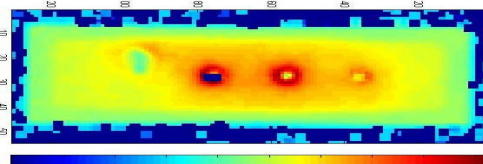
نتایج

برای تعیین رفتار ژل‌دزیمتر در محدوده دز اعمال شده، با استفاده از اطلاعات حاصل از لوله‌های کالیبراسیون یک منحنی درجه دوم بر داده‌ها برازش شد. با اطلاعات حاصل از منحنی، شیب متوسط منحنی $0.397 \text{ Gy}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ و $(R_2)_0$ معادل $3/203 \pm 0/350 \text{ s}^{-1}$ به دست آمد (شکل ۲).

شکل ۳ یک تصویر پایه (*Base image*) و نقشه R_2 حاصل از ۳۲ تصویر پایه از برش عرضی صفحه مرکزی است که در آن‌ها ترتیب قرار گرفتن سیم‌ها در فانتوم و محل

شکل ۲: منحنی کالیبراسیون حاصل از پرتوهای خارجی

محاسبه و اندازه‌گیری دز در نقاط مرجع (*Basal dose points*) در نقشه R_2 نشان داده شده است.

شکل ۳: تصویر اولیه از سطح مقطع فانتوم تک صفحه و نقشه R_2 حاصل از ۳۲ تصویر پایه

مقادیر دز محاسبه شده از جدول پیرکوبین و مقادیر دز اندازه‌گیری شده به وسیله ژل‌دزیمتر در نقاط *BD* در جدول صفحه بعد آورده شده و باهم مقایسه شده‌اند.

جدول ۲: مقادیر دز به دست آمده به وسیله ژل و محاسبه برای کاشت تک‌صفحه

پارامتر	$R_2(1/S)$	تعداد پیکسل‌ها	دز اندازه‌گیری شده با ژل (cGy)	دز محاسبه شده (cGy)	درصد اختلاف نسبی دزها $(\Delta D/D)\%$
BD_1	۶/۵۸	۱۵	۱۴۳۰	۱۴۴۲	-۰/۸۳
BD_2	۷/۰۴	۱۵	۱۵۳۵	۱۵۲۸	+۰/۴۶
BD_3	۶/۲۴	۱۵	۱۳۴۵	۱۴۲۷	-۵/۷۵
$BD(\text{mean})$	۶/۳۴	-----	۱۴۳۸	۱۴۶۶	-۱/۹

برای بررسی مقادیر دز اندازه‌گیری شده به وسیله ژل در *BD* ها در وسط هر دو سیم مجاور ناحیه مورد مطالعه‌ای به اندازه ۱۵ پیکسل (5×3) به عنوان نقطه *BD* در نظر گرفته شد. پهنای هر سه پیکسل متناظر با عرض $1/5 \text{ mm}$ در مرکز فاصله بین دو سیم مجاور بود. مقادیر دز اندازه‌گیری شده در نقاط مرجع با مقادیر محاسبه شده از جدول مقایسه شده است. برای



محاسبه از جدول پیرکویین-دوتریکس استفاده شده است [۲]. همانطور که ملاحظه می‌شود حداکثر اختلاف مربوط به دز مرجع اندازه‌گیری شده بین سیم سوم و چهارم است که اختلاف نسبی برابر با ۵/۷۵٪ نشان می‌دهد که به احتمال زیاد به علت جابجایی سیم چهارم در درون ژل بوده و در نتیجه اندازه واقعی میزان پرتو در نقطه BD_3 از مقدار محاسبه شده کمتر است. همچنین مقداری نفوذپذیری هوا در اطراف سیم چهارم دیده می‌شود که تا حدودی باعث جلوگیری از پلیمریزاسیون ژل شده است. اختلاف نسبی مقادیر دزهای خوانده شده به وسیله ژل در دیگر نقاط BD ها و همچنین میانگین اختلاف نسبی آن‌ها با مقادیر محاسبه شده در همان نقاط کمتر از ۲٪ است.

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه توانایی پلیمرژل دزیمتر نورموکسیک $MAGICA$ در برآورد مقادیر دز در نقاط مرجع در کاشت میان‌بافتی تک‌صفحه بررسی شده است. برای پرتودهی ژل از چشمه‌های خطی ایریدیوم-۱۹۲ استفاده شده است. در نواحی که آلودگی شدید اکسیژنی وجود ندارد، مقادیر دز اندازه‌گیری شده در نقاط مرجع اختلافی کمتر از ۲٪ مقادیر محاسبه شده نشان می‌دهند. البته در این آزمایش از اپلیکاتورهای پلاستیکی برای قرار دادن سیم‌ها در داخل ژل استفاده شده است و نفوذپذیری اپلیکاتورهای پلاستیکی نسبت به هوا در نظر گرفته نشده است. اگرچه دزیمتری به وسیله پلیمرژل‌ها در حال حاضر یک روش زمان‌بر می‌باشد، ولی با توجه به این که برای تایید درمان‌های براکی‌تراپی میان‌بافتی روش دزیمتری خاصی وجود ندارد، به نظر می‌رسد که پلیمرژل دزیمتری می‌تواند برای تایید کاشت‌های براکی‌تراپی به کار رود.



منابع

۱. Amin, M.N., Bonnett, D.E., *et al.*, *Normoxic polymer gels: are they magic?* Journal of Physics, 2004. **Conference Series 3**: p. 192- 195.
۲. Pierquin, B. and Marinello, G., *A practical manual of brachytherapy*. 1997, Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.
۳. Vergote, K., *Development of polymer gel dosimetry for application in intensity modulated radiotherapy*, in *Department of radiotherapy and nuclear medicine*. 2005, Ghent University Hospital: Ghent. Ph.D. Thesis
۴. Oldham, M., Siewerdsen, J.H., *et al.* ,*Optical-CT gel dosimetry I: Basic investigations*. Medical Physics, 2003. **40**(4): p. 623-634.
۵. Maryanski, M.J., Schulz, R.J., *et al.*, *Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter*. Physics in Medicine and Biology ,1994.**39** :p. 1437-1455.
۶. De Deene, Y., Reynaert, N., *et al.*, *On the accuracy of monomer/polymer gel dosimetry in the proximity of a high-dose-rate Ir-192 source*. Physics in Medicine and Biology, 2001. **46**: p. 2801-2825.
۷. Farajollahi, A.R., Bonnett, D.E., *et al.*, *An investigation into the use of polymer gel dosimetry in low dose rate brachytherapy*. The British Journal of Radiology, 1999. **72**: p. 1085-1092.
۸. Frago, M., Love, P., *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*. Physics in Medicine and Biology, 2004. **49**: p. 5459-5474.
۹. Hurley, C., McLucas, C., *et al.*, *High-resolution gel dosimetry of a HDR brachytherapy source using normoxic polymer gel dosimeters: Preliminary study*. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A, 2006. **565**: p. 801-811.
۱۰. MCJury, M., Tapper, P.D., *et al.*, *Experimental 3D dosimetry around a high-dose-rate clinical Ir-192 source using a polyacrylamide gel (PAG) dosimeter*. Physics in Medicine and Biology, 1999. **44**: p. 2431-2444.
۱۱. Wu, C.-S., Schiff, P., *et al.*, *Dosimetry study of Re-188 liquid balloon for intravascular brachytherapy using polymer gel dosimeters and laser-beam optical CT scanner*. Medical Physics, 2003. **30**(2): p. 132-137.
۱۲. Fong, P.M., Keil, D.C., *et al.*, *Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere*. Physics in Medicine and Biology, 2001. **46**(12): p. 3105-