

## دوزیمتری باریکه الکترونی در فانتومهای لایه ای ناهمگن به کمک دوزیمتر ژل پلیمر نورموکسیک MAGIC

روح اله قهرمان اصل<sup>۱</sup>، حسن ندایی<sup>۲\*</sup>، بهرام بلوری<sup>۳</sup>، عظیم اربابی<sup>۴</sup>

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۲- استادیار گروه رادیوتراپی- آنکولوژی، مرکز تحقیقات کانسر- انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۴- دانشیار گروه رادیوتراپی- آنکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۸/۵/۱۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۱۰/۲

### چکیده

**مقدمه:** امروزه ژلهای پلیمری حساس به پرتو به ابزار ارزشمند و قابل اعتمادی جهت اندازه گیری توزیع دوز سه بعدی تبدیل شده اند. ویژگیهای خاص این نوع دوزیمترها، آنها را جهت تأیید توزیع دوزهای پیچیده در کلینیک بسیار سودمند نموده است. هدف از مطالعه حاضر بررسی قابلیت ارزیابی تأثیر ناهمگنی های بافتی به ویژه ناهمگنی های کوچک روی توزیع دوز حاصل از پرتو الکترون در فانتوم های لایه ای مختلف به کمک این روش دوزیمتری است.

**مواد و روشها:** بدین منظور چند فانتوم استوانه ای حاوی ژل دقیقاً در مرکز و زیر ناحیه ناهمگن جای گذاری و به صورت جدا تحت تابش دهی قرار گرفتند. نقشه های مربوط به R2 و توزیع دوز با استفاده از تصاویر MR از فانتوم های ژلی تابش شده بدست آمد. پروفایل های دوز یک بعدی حاصل از دو سیستم دوزیمتر ژلی و دایود در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژیهای ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت با هم مقایسه شدند. همچنین توزیع دوز به صورت سه بعدی در عمق و انرژیهای ذکر شده در دو جهت عرضی و محوری برای بررسی ناهمگنی های استخوان و هوا به کمک دوزیمتر ژلی اندازه گیری شد.

**نتایج:** قدرت تفکیک دوز در محدوده دوز ۱۰-۰ گری کوچکتر از ۱/۵۵ گری بود. برای پروفایل های دوزی، میانگین اختلاف دوز و معیار مکانی فاصله تا تطابق (DTA) به ترتیب برابر با ۲/۶ درصد و ۲/۲ میلیمتر بود. نتایج حاصل از دوزیمتر ژلی نوع MAGIC نشان داد که دوز در زیر ناهمگنی استخوان به میزان ۵۰ درصد در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت، ۳۰ و ۱۰ درصد به ترتیب در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت کاهش می یابد. اما در حضور ناهمگنی هوا دوز به میزان ۵۰ درصد در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت، ۲۰ و ۴۵ درصد به ترتیب در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت افزایش نشان داد.

**بحث و نتیجه گیری:** به طور کلی توزیع دوز باریکه الکترون به طور معنی داری در حضور ناهمگنی های بافتی نظیر استخوان و هوا بسته به توان پراکندگی و توقف جرمی ماده ناهمگن تغییر می کند. در نواحی زیر این ناهمگنی ها نقاط داغ و سرد ناشی از اثر لبه ها نیز بوجود می آید. اگر چه در عمقهای بیشتر این تغییرات (افزایش دوز، کاهش دوز و نقاط داغ و سرد) تا حدی توسط پرتوهای پراکنده جبران شده و کمتر مشاهده می شود. مطالعه حاضر نشان می دهد که دوزیمترهای ژلی، به ویژه دوزیمترهای پلیمر نورموکسیک با توجه به ویژگیهایی همچون معادل بودن با بافت، عدم وابستگی به انرژی و قابلیت ثبت توزیع دوز به صورت دو و سه بعدی، ابزار قابل اعتمادی برای بررسی و تعیین توزیع دوز باریکه الکترون هستند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۱، پیاپی (۲۶)، بهار ۸۹، ۶۳-۵۳)

**واژگان کلیدی:** الکترون دوزیمتری، ژل دوزیمتری بر پایه ام آر آی، فانتوم لایه ای ناهمگن، دایود دوزیمتری

\* نویسنده مسئول، حسن ندایی

آدرس: گروه رادیوتراپی- آنکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

nedaieha@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۶۶۹۴۸۶۷۳- (۲۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

دوزیمترهای ژل پلیمری گزینه ای قابل قبول و با اطمینانی جهت پر کردن خلأ موجود در زمینه کسب و تأیید توزیع دوز سه بعدی هستند [۱]. این دوزیمترها از یک ترکیب ژل به طور معلق در محلولی از مونومرها تشکیل شده است. فرآیند پلیمراسیون مونومرهای موجود در ژل به محض تابش پرتو آغاز می گردد که درجه پلیمراسیون متناسب با دوز جذبی است. نسلهای مختلفی از ژل های حساس به پرتو ارائه شده است که هر کدام مزایای ویژه ای نسبت به نسل قبل از خود داشته و از این رو به کارگیری این روش دوزیمتری را تسهیل و دقیق تر نموده است. علاوه بر تصویربرداری تشدید مغناطیسی روشهای دیگری نظیر سی تی اسکن با اشعه ایکس، فراصوت، سیستمهای اپتیکی و طیفسنجی ارتعاشی امان نیز برای بررسی تغییرات دوز در ژلها مورد استفاده قرار گرفته است [۲].

در این تکنیک، ژل هم نقش فانتوم چند بعدی و هم آشکارساز را دارد. با ایجاد تغییرات و اصلاح ساختار ژل می توان آنرا به طور کامل معادل با بافت نرم در نظر گرفت. قابلیت اندازه گیری سه بعدی دوز به کمک این آشکارساز جهت تأیید طراحی درمان به هنگام استفاده از پرتوهای فوتونی و الکترونی بسیار سودمند است [۳]. توزیع دوز تابشی به کمک توزیع پلیمراسیون در دو یا سه بعد و با استفاده از تکنیک تصویربرداری مناسب و پس از کالیبراسیون قابل دستیابی است. هدف از مطالعه حاضر بررسی قابلیت ارزیابی تأثیر ناهمگنی های بافتی به ویژه ناهمگنی های کوچک روی توزیع دوز حاصل از پرتو الکترون به کمک این روش دوزیمتری است.

## ۲- مواد و روشها

## ۲-۱- طراحی و ساخت فانتوم

در این پژوهش از فانتومهای لایه ای پلکسی گلاس از جنس پلی اکریلیک (PMMA) با چگالی جرمی ۱/۱۸ گرم بر سانتیمتر مکعب استفاده شد. ابعاد این فانتومها

۳۰×۳۰×۲ سانتیمتر مکعب که در مرکز آنها حفره استوانه ای به قطر ۲ سانتیمتر و ارتفاع ۱/۸ سانتیمتر برای قرار دادن ماده معادل استخوان یا هوا تعبیه شده بود. از تفلون نسوز (PTFE)<sup>۱</sup> با چگالی جرمی ۲ گرم بر سانتیمتر مکعب به عنوان ماده معادل استخوان و از حالت خالی حفره به عنوان فانتوم هوا استفاده شد. برای بررسی توزیع دوز در زیر فانتومهای لایه ای ناهمگن از فانتومهای استوانه ای شکل از جنس پلی اکریلیک حاوی ژل با قطر داخلی ۵/۵ سانتیمتر، ارتفاع ۶ سانتیمتر، ضخامت ۳ میلیمتر و حجم ۱۴۲/۵ میلی لیتر استفاده شد. این فانتوم های استوانه ای از یک سمت دارای درب کشویی و از سمت دیگر با فیلم رادیولوژی مسدود شده بودند. از فیلم جهت اتصال محیط ناهمگن با ژل به دلیل ضخامت کم و معادل بافت بودن آن و همچنین کاهش پراکندگی و نفوذ هوا به داخل استوانه های حاوی ژل استفاده گردید.

## ۲-۲- فرآیند ساخت ژل حساس به پرتو

ژل مورد استفاده در این تحقیق از نوع پلیمر نورموکسیک با نام اختصاری MAGIC<sup>۲</sup> بود. روش ساخت ژل مشابه روش ارائه شده توسط فانگ و همکارانش [۴] در سال ۲۰۰۱ بود. به طور خلاصه جهت ساخت هزار گرم از این نوع ژل ۸۰ گرم ژلاتین (۳۰۰ بلوم، نوع A)، ۹۰ گرم اسید متاآکریلیک، ۰/۳۵۲ گرم اسید آسکوربیک، ۰/۰۲ گرم سولفات مس پنتا هیدرات، ۲ گرم هیدروکوئین و ۸۲۸ گرم آب دیونیزه شده مورد نیاز است. ابتدا ژلاتین و آب دیونیزه شده تا دمای ۵۰ درجه سانتیگراد به کمک هیت-استیرر هم زده و حرارت داده شدند. سپس هیدروکوئین را اضافه نموده و پس از کاهش دمای ترکیب تا حدود ۳۷ درجه سانتیگراد به ترتیب سایر مواد شامل سولفات مس پنتا هیدرات، اسید آسکوربیک و متاآکریلیک اضافه گردید. دما در حین فرآیند ساخت به دقت به کمک دماسنج الکلی مورد اندازه گیری قرار گرفت. پس از رسیدن دمای ژل به

<sup>۱</sup>Poly Tetra Fluoro Ethylene<sup>۲</sup>Metacrylic acid and Ascorbic acid in Gelatin Initiated with Copper

گرفتند. یکی از لوله ها به عنوان شاهد تابش دهی نشد. سپس فانتومهای لایه ای با ناهمگنی استخوان و هوا که دقیقاً در زیر و مرکز آنها استوانه های حاوی ژل قرار گرفته بود به ترتیب با انرژیهای ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت پرتو الکترونی به مقدار ۵۰۰ سانتی گری مورد تابش دهی قرار گرفتند. برای همه تابش دهی ها SSD، اندازه میدان و آهنگ دوز به ترتیب برابر با ۱۰۰ سانتیمتر، ۱۰×۱۰ و دقیقه/۴۰۰ MU بود. به منظور کاهش خطا و افزایش دقت در اندازه گیری مقادیر  $R_2$ ، فرآیند تابش دهی به لوله های فالکنی و فانتوم های لایه های ناهمگن سه بار تکرار شد. همچنین جهت حفظ تعادل الکترونی، لوله های فالکنی و استوانه های حاوی ژل حین تابش دهی در یک ظرف مکعبی شکل از جنس پرسپکس به ابعاد ۲۶×۲۴×۱۲ سانتیمتر و پر از آب قرار داشتند.

حدود دمای اتاق، آن را درون لوله های فالکنی و فانتوم های استوانه ای ریخته و پس از بسته نمودن درب آنها به کمک پارافیلیم و درپوش، درون یخچال قرار گرفته تا در دمای ۴ درجه سانتیگراد قوام یابند.

### ۲-۳- تابش دهی

تابش دهی به لوله های فالکنی و فانتوم های استوانه ای ۲۴ ساعت پس از ساخت ژل مطابق شکل ۱ انجام شد. از پرتوهای الکترونی با انرژیهای ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت دستگاه شتاب دهنده خطی Elekta مدل Precise جهت تابش دهی استفاده شد. به منظور کاهش اثرات ناشی از تغییر دما در ژل دوزیمتر، لوله های فالکنی به همراه فانتومهای استوانه ای حاوی ژل به مدت سه ساعت در اتاق شتاب دهنده نگهداری شدند. تابش دهی در سه مرحله انجام شد. ابتدا ۹ لوله ی فالکنی با ترازهای دوز ۱، ۰/۵، ۱/۵، ۲، ۳، ۵، ۸ و ۱۰ گری مورد تابش دهی قرار



شکل ۱- نمایی از مرحله تابش دهی به فانتوم و لوله های کالیبراسیونی به کمک شتاب دهنده خطی

قدرت میدان ۱/۵ تسلا به همراه کوئل سر<sup>۱</sup> مطابق شکل ۲ استفاده شد. به منظور هم دمایی ژل و به حداقل رسانیدن تغییرات دما حین تصویربرداری، لوله های فالکنی و فانتوم های استوانه ای به مدت سه ساعت درون اتاق ام آر آی نگهداری شدند. تصویربرداری به صورت مولتی اسپین اکو و مطابق پروتکل جدول ۱ انجام شد.

### ۲-۴- تصویربرداری ام آر آی

تصویربرداری از لوله های فالکنی و استوانه های حاوی ژل به صورت همزمان و دو روز بعد از تابش دهی انجام شد. این فاصله زمانی جهت کاهش خطا و تثبیت فرآیند پلیمراسیون در ژل تابش دیده در نظر گرفته شده بود. برای تصویربرداری از دستگاه ام آر آی ساخت شرکت زیمنس مدل Avanto با

<sup>1</sup>Head coil

سپس تصاویر پایه ام آر آی به رایانه منتقل شده و با استفاده از یک برنامه محاسباتی در محیط نرم افزار MATLAB<sup>TM</sup>, Version 7.5, Math ) Matlab Works) نقشه  $R_2 (=1/T_2)$  و دوز برای لوله های فالكنی و فانتوم های استوانه ای در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر اندازه گیری شد. به منظور اندازه گیری دما و بررسی تغییرات آن از یک دماسنج الکلی استفاده شد.

| پارامتر اسکن                 | مقدار   |
|------------------------------|---------|
| اندازه میدان (FOV) [میلیمتر] | ۲۶۰     |
| اندازه مانریس (MS)           | ۵۱۲×۵۱۲ |
| ضخامت اسلایس [میلیمتر]       | ۳/۵     |
| زمان اکو (TE) [میلی ثانیه]   | ۱۵      |
| زمان تکرار (TR) [میلی ثانیه] | ۳۵۰۰    |
| میانگین تعداد تحریکها (NEX)  | ۱       |
| تعداد اسلایس                 | ۳       |
| تعداد اکوها                  | ۳۲      |



شکل ۲- نمایی از مرحله تصویربرداری ام آر آی از فانتومهای استوانه ای ژلی و لوله های کالیبراسیونی

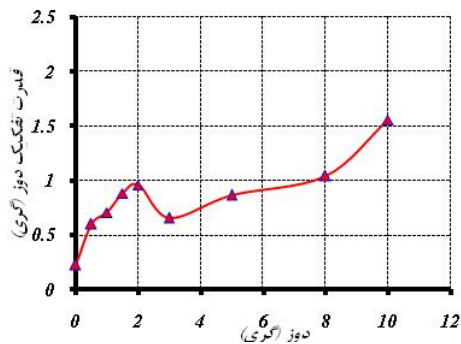
ولت مورد تابش دهی قرار گرفتند. مقدار دوز در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر در زیر هر یک فانتومها، روی یک محور افقی و به صورت نقطه ای با فاصله های ۲ میلیمتر از هم با دایود اندازه گیری شد. همه اندازه گیریها با استفاده از یک فانتوم آب مدل PTW Freiberg, Germany) و به وسیله آشکارساز دایودی نوع P با حجم حساس ۰/۲۵ میلیمتر مکعب و حساسیت ۱۰۰ نانو کولن در هر گری انجام شد. دوزیمتری در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت و عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت مد نظر بود. سپس پروفایلهای دوزی در حالت یک بعدی با انجام نرمالیزاسیون دوز به

## ۲-۵- کالیبراسیون و بررسی پاسخ دوز

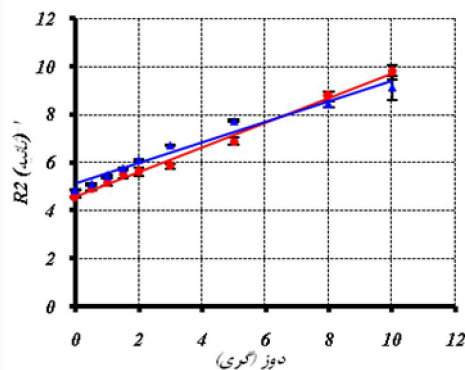
مقدار میانگین آهنگ زمان آسایش ( $R_2$ ) به همراه انحراف معیار استاندارد در یک ناحیه دلخواه در وسط هر یک از لوله های فالكنی با دوز تابشی معلوم، اندازه گیری و منحنی پاسخ دوزیمتر ژلی یا همان  $R_2$ -dose به عنوان منحنی کالیبراسیون رسم گردید. به کمک این منحنی می توان نقشه های مربوط به توزیع دوز را در عمقهای مورد نظر از روی نقشه های  $R_2$  بدست آمده از فانتوم های استوانه ای اندازه گیری نمود.

## ۲-۶- دوزیمتری با دایود

به طور مشابه هر یک از فانتومهای ناهمگن استخوان و هوا به طور جداگانه با پرتوهای الکترونی ۸ و ۱۵ مگا الکترون



شکل ۴- قدرت تفکیک دوز در سیستم دوزیمتر ژلی برای سطح اطمینان ۹۵ درصد



شکل ۵- منحنی های پاسخ دوزیمتر ژلی نوع MAGIC برای دو انرژی ۸ و ۱۰ مگا الکترون ولت باریکه الکترونی

### ۳-۲- وابستگی به انرژی

جدول ۲ نتایج حاصل از بررسی وابستگی به انرژی را برای دوزیمتر ژلی MAGIC با توجه به شکل ۵ نشان می دهد. اختلاف ناچیزی بین پارامترها، برای هر دو انرژی ۸ و ۱۰ مگا الکترون ولت مشاهده شد که به لحاظ آماری معنی دار نبود ( $P > 0.05$ , Paired-Samples T-test).

جدول ۲- پارامترهای R2-Dose بدست آمده برای دو انرژی مختلف باریکه الکترونی

| $r^2$ | $(R_2)_0$             | $\Delta R_2 / \Delta D$   | انرژی باریکه الکترون |
|-------|-----------------------|---------------------------|----------------------|
|       | $(\text{ثانیه})^{-1}$ | $(\text{ثانیه.گری})^{-1}$ | (مگا الکترون ولت)    |
| ۰/۹۹۲ | $4/581 (\pm 0/005)$   | $0/509 (\pm 0/002)$       | ۸                    |
| ۰/۹۹۴ | $4/991 (\pm 0/007)$   | $0/506 (\pm 0/003)$       | ۱۰                   |

مقادیر داخل پرانتز انحراف معیار استاندارد را نشان می دهد (SD).

نقطه مرکزی برای هر یک از فانتومها در دو انرژی مذکور و عمقهای مورد نظر رسم گردید.

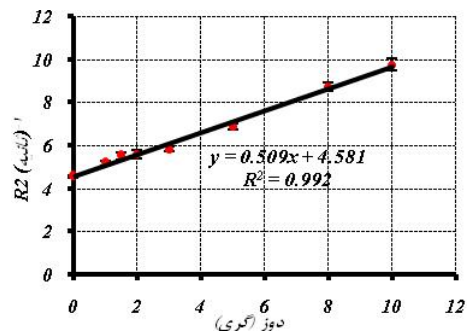
### ۳- نتایج

#### ۳-۱- منحنی کالیبراسیون و قدرت تفکیک دوز

منحنی کالیبراسیون دوزیمتر ژل پلیمر MAGIC مورد استفاده در این مطالعه که تغییرات  $R_2$  بر حسب دوز تابشی را نشان می دهد، در شکل ۳ آمده است. رفتار دوزیمتر ژلی طبق این منحنی در محدوده دوز ۰-۱۰ گری تقریباً خطی بود ( $r^2 = 0/992$ ). شیب یا به عبارتی دیگر حساسیت به دوز در این ناحیه برابر با  $1 (\text{ثانیه.گری})^{-1} \pm 0/002$  و  $0/509 \pm 0/002$  مقدار  $(R_2)_0$  برابر با  $1 (\text{ثانیه})^{-1} \pm 0/005$  بود. همچنین قدرت تفکیک دوز که به حداقل مقدار دوز قابل تشخیص بین دو دوز نقطه ای برای یک انحراف معیار معین گفته می شود، طبق رابطه زیر محاسبه و در شکل ۴ رسم شده است:

$$D_{\Delta}^P = k_p \sqrt{2} \frac{\sigma_{R_2}}{\alpha}$$

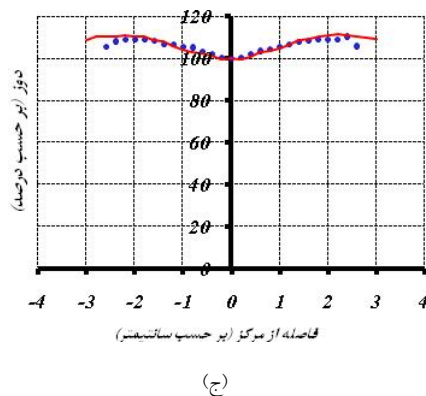
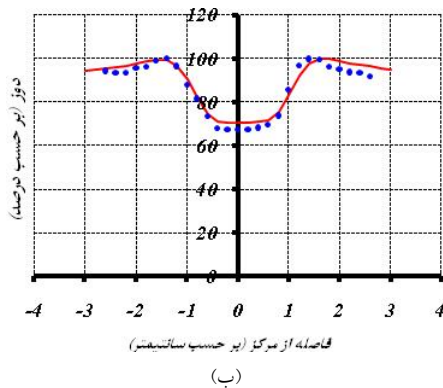
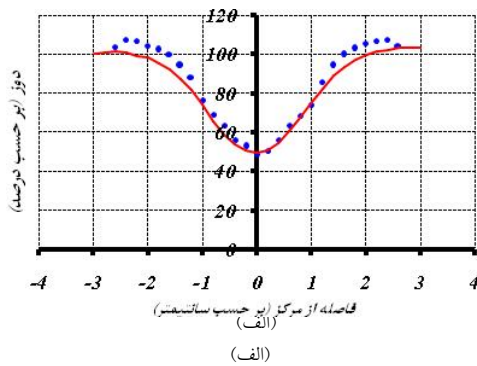
در این معادله  $\alpha$  شیب منحنی کالیبراسیون،  $\sigma_{R_2}$  انحراف معیار استاندارد و  $k_p$  برای سطح اطمینان ۹۵ درصد برابر با ۱/۹۶ است [۵]. مطابق شکل ۴، برای ترازهای دوز کمتر از ۸ گری، قدرت تفکیک دوز کمتر از ۱ گری و برای دوزهای بالاتر، این کمیت تا ۱/۵۵ گری افزایش می یابد.



شکل ۳- منحنی کالیبراسیون دوزیمتر ژل پلیمر MAGIC به همراه انحراف معیار استاندارد در اندازه گیری مقادیر  $R_2$  که با خطای میله ای نشان داده شده است.

## ۳-۳- مقایسه نتایج دوزیمتری با ژل و دایود

پروفایل‌های دوزی بدست آمده از دو سیستم دوزیمتری به تفکیک و به صورت یک بعدی برای فانتوم‌های لایه ای استخوان و هوا در این قسمت ارائه شده است. این پروفایلها بر حسب درصد دوز با فاصله از مرکز ناهمگنی رسم شده اند. نرمالیزاسیون نسبت به قرائت نقطه مرکزی انجام شده است. شکل‌های ۶ (الف، ب و ج) به ترتیب نتایج دوزیمتری با ژل و دایود را در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت و عمق‌های ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی استخوان نشان می دهد. به صورت مشابه شکل‌های ۷ (الف، ب و ج) به ترتیب نتایج دوزیمتری با ژل و دایود را در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت و عمق‌های ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی هوا نشان می دهد. برای هر دو ناهمگنی استخوان و هوا و دو انرژی و عمق‌های مورد نظر، میانگین اختلاف دوز و معیار مکانی «فاصله تا تطابق»<sup>۱</sup> به ترتیب برابر با ۲/۶ درصد و ۲/۲ میلیمتر بود. طبق تعریف «فاصله تا تطابق» برابر است با فاصله بین یک نقطه روی توزیع دوز اندازه گیری شده و نزدیکترین نقطه روی توزیع دوز مرجع که مقدار دوز مشابهی را نشان می دهد [۶]. ضریب همبستگی نیز به کمک آزمون آماری Paired- Samples T-test برای همه حالتها محاسبه شد که بزرگتر از ۰/۸ بود و حاکی از بالا بودن شدت همبستگی نتایج اندازه گیری با دو سیستم ژل و دایود می باشد.

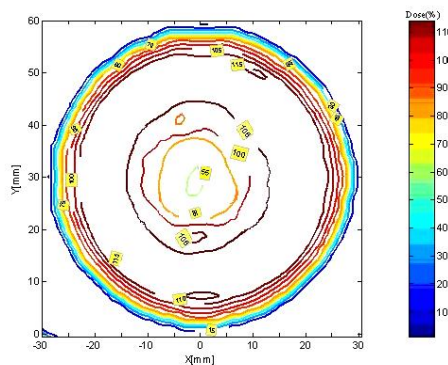


شکل ۶- پروفایل‌های دوزی اندازه گیری شده در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی استخوان به کمک دوزیمتر ژلی (•) و دایود (—) (الف) در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت، (ب) عمق ۴ سانتیمتر و (ج) عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت باریکه الکترونی

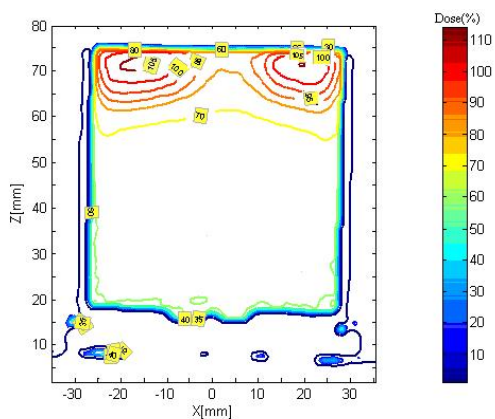
<sup>1</sup> Distance to agreement

### ۳-۴-۱ ناهمگنی استخوان

شکل ۸ (الف و ب) توزیع دوز را در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت باریکه الکترون در دو جهت عرضی و محوری در حضور ناهمگنی استخوان نشان می دهد. همچنین شکل ۹ (الف، ب و ج) توزیع دوز را در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت در دو جهت عرضی و محوری نشان می دهد. حضور ناهمگنی استخوان باعث کاهش دوز در زیر ناهمگنی و افزایش دوز در کناره ها به دلیل افزایش پراکندگی می شود. به طور تقریبی مقدار این کاهش در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت برابر با ۵۰ درصد و در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت به ترتیب برابر با ۳۰ و ۱۰ درصد بود.

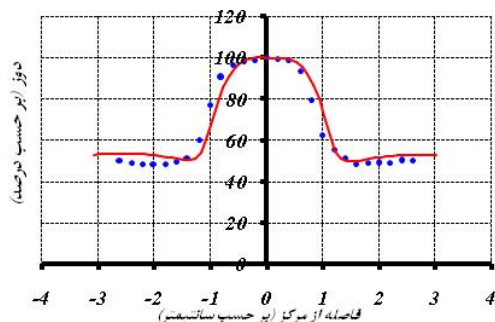


(الف)

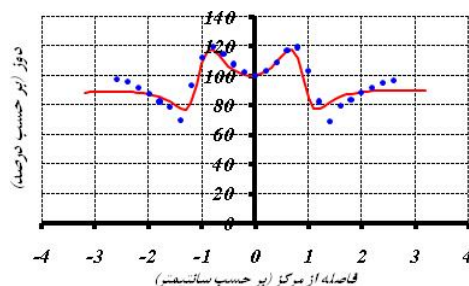


(ب)

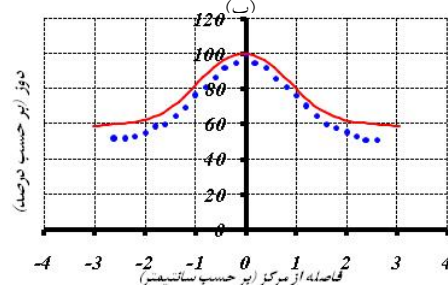
شکل ۸- توزیع دوز در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی استخوان در عمق ۱ سانتیمتر و در جهت (الف) عرضی و (ب) محوری برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت باریکه الکترونی



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۷- پروفایلهای دوزی اندازه گیری شده در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی هوا به کمک دوزیمتر ژلی (●) و دایود (—) (الف) در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت، (ب) در عمق ۱ سانتیمتر و (ج) عمق ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت باریکه الکترونی

### ۳-۴-۲ توزیع دوز در حضور ناهمگنی های کوچک

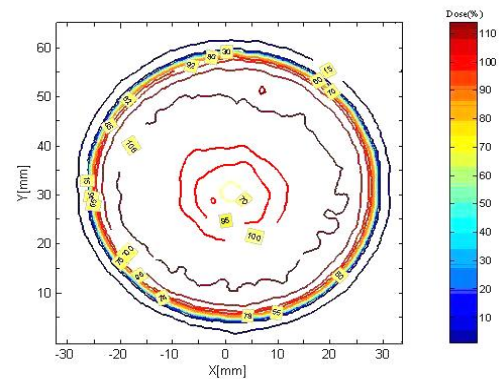
کانتورهای مربوط به توزیع دوز سه بعدی در زیر فانتومهای لایه ای با ناهمگنی استخوان و هوا به کمک تصاویر ام آر آی از استوانه های ژلی تابش دیده، به کمک نرم افزار Matlab محاسبه شد. توزیع دوز به صورت دو بعدی در دو جهت عرضی<sup>۱</sup> و محوری<sup>۲</sup> به تفکیک در ذیل ارائه شده است.

<sup>۱</sup> Transverse

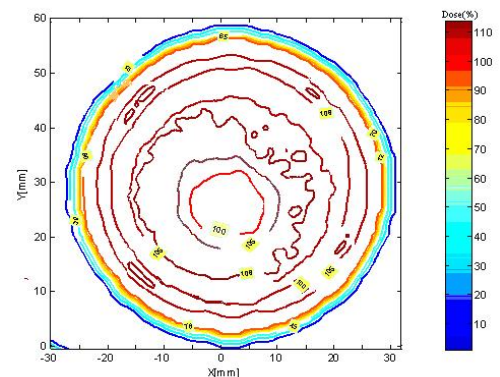
<sup>۲</sup> Axial



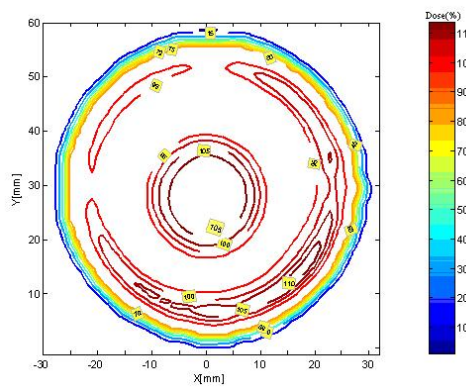
جهت عرضی و محوری در حضور ناهمگنی هوا نشان می دهد. همچنین شکل ۱۱ (الف، ب و ج) توزیع دوز را در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت در دو جهت عرضی و محوری نشان می دهد. حضور حفره هوا باعث افزایش دوز در زیر ناهمگنی و کاهش دوز در کناره ها می شود. به طور تقریبی مقدار این افزایش در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت برابر با ۵۰ درصد و در عمقهای ۱ و ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت به ترتیب برابر با ۲۰ و ۴۵ درصد بود.



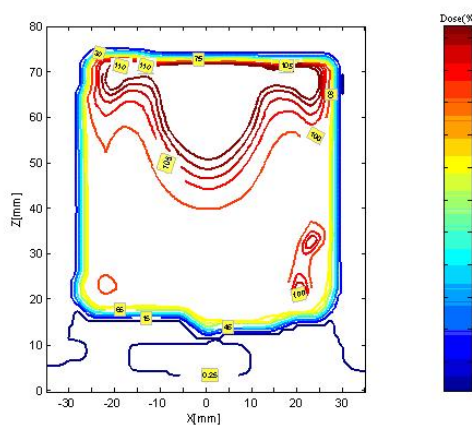
(الف)



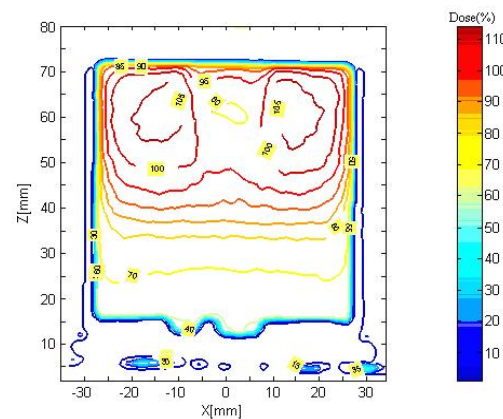
(ب)



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۹- توزیع دوز در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی استخوان در جهت عرضی در عمقهای (الف) ۱ سانتیمتر، (ب) ۴ سانتیمتر و (ج) جهت محوری برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت باریکه الکترونی

شکل ۱۰- توزیع دوز در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی هوا در عمق ۱ سانتیمتر و در جهت (الف) عرضی و (ب) محوری برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت باریکه الکترونی

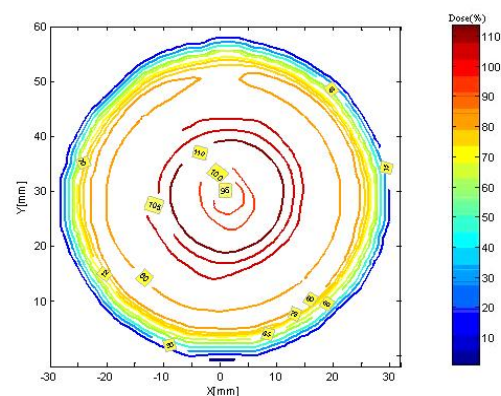
### ۳-۴-۲ ناهمگنی هوا

شکل ۱۰ (الف و ب) توزیع دوز را در عمق ۱ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت باریکه الکترون در دو

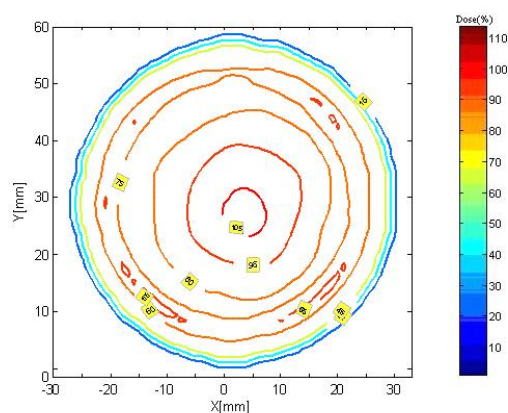


مقادیر مربوط به پاسخ R<sub>2</sub>-dose با مقادیر گزارش شده توسط فانگ و همکارانش [۴] در سال ۲۰۰۱ بر روی همین نوع دوزیمتر ژلی اختلاف ناچیزی داشت (Slope=-0.05) Ato-intercept ratio). مطالعات نشان می دهد که حساسیت به دوز و پایداری پاسخ R<sub>2</sub>-dose دوزیمتر های ژلی وابسته به ترکیبات شیمیایی مورد استفاده در ساخت آنها بوده و توسط آنها تعیین می شود [۷،۵]. همچنین افزایش غلظت و سفت شدن ماتریکس ژلاتینی می تواند حساسیت به دوز را تحت تأثیر قرار داده و نیز باعث افزایش مقدار (R<sub>2</sub>)<sub>0</sub> شود. قدرت تفکیک دوز وابسته به حساسیت ژل و پروتکل تصویربرداری است [۸]. بهینه سازی توالی و پارامترهای تصویربرداری همانند بازه زمانی ΔTE و تعداد اکوها می تواند روی نسبت سیگنال به نویز<sup>۱</sup> تصاویر تأثیر گذاشته و از این رو قدرت تفکیک دوز را بهبود بخشد [۵].

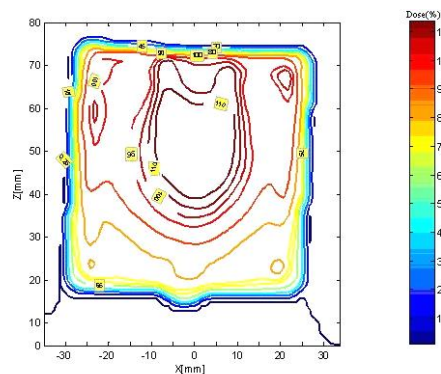
مطالعات بسیاری وابستگی پاسخ دوزیمترهای ژلی مختلف به انرژی و نوع پرتو تابشی را مورد بررسی قرار داده و عدم وابستگی به آن را گزارش کردند [۱۰،۹]. نتایج حاصل از مطالعه حاضر نیز تأیید کننده عدم وابستگی دوزیمتر ژل پلیمری MAGIC به انرژی بود. با این وجود برای پرتوهای با انرژی پایین (حدود ۶۰ کیلو ولت) نیازمند مطالعات بیشتری است [۱۰]. در این مطالعه از سیستم تصویربرداری ام آر آی و توالی مولتی اسپین اکو جهت بررسی تغییرات دوز در دوزیمتر ژلی استفاده شد. مطالعات گذشته نشان می دهد که استفاده از سیستم تصویربرداری ام آر آی نسبت به سایر روشهای خوانش، قابلیت اندازه گیری با صحت و قدرت تفکیک مکانی بالاتر در الگوهای دوز ایجاد شده در رادیوتراپی مدرن و ارزیابی اثرات ناهمگنی های بافتی دارد. از نقطه نظر نسبت سیگنال به نویز، توالی مولتی اسپین اکو نسبت به توالی تک اسپین اکو مرجع بوده و تصاویر با نویز کمتر جهت پردازش تصویر فراهم می آورد. همچنین تکنیک TSE<sup>۲</sup> نسبت به سایر تکنیک های



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۱۱- توزیع دوز در زیر فانتوم لایه ای با ناهمگنی هوا در جهت عرضی در عمقهای (الف) ۱ سانتیمتر، (ب) ۴ سانتیمتر و (ج) جهت محوری برای انرژی ۱۰ مگا الکترون ولت باریکه الکترونی

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

دوزیمتر ژل پلیمر نوع MAGIC مورد استفاده در این مطالعه از حساسیت و قدرت تفکیک دوز قابل قبولی برخوردار بود.

<sup>1</sup> Signal to noise ratio

<sup>2</sup> Turbo spin echo

تصویربرداری ام آر آی در مدت زمان کوتاهتری انجام می شود [۱۱].

پروفایلهای دوزی بدست آمده در حالت یک بعدی به کمک دو سیستم دوزیمتر ژلی و دایودی برای فانتومهای لایه ای با ناهمگنی استخوان و هوا در دو انرژی و عمقهای مورد نظر توافق خوبی با هم داشتند. میانگین درصد اختلاف دوز از دو روش دوزیمتری با ژل و دایود کمتر از مقدار گزارش شده در مطالعات گذشته بود [۱۲]. آنها صحت دوزیمترهای ژلی را با فیلم و برنامه طراحی درمان مورد بررسی قرار دادند و به ترتیب مقادیری حدود ۴ و ۸ درصد گزارش کرده اند. هم پروفایلهای دوز یک بعدی و هم نتایج مربوط به توزیع دوز سه بعدی در دو جهت عرضی و محوری بدست آمده به کمک دوزیمتر ژلی، بیان کننده کاهش دوز در زیر ناهمگنی استخوان و افزایش دوز در زیر ناهمگنی حفره هوا بود. کاهش دوز در زیر استخوان می تواند به دلیل افزایش توان توقف جرمی و توان پراکندگی استخوان نسبت به بافت همگن باشد. این افزایش توان توقف جرمی و پراکندگی ناشی از چگالی جرمی و عدد اتمی بالاتر استخوان است [۱۳]. افزایش دوز در زیر حفره هوا نیز به دلیل توان توقف جرمی کمتر هوا نسبت به بافت همگن و در نتیجه تضعیف کمتر پرتو اولیه می باشد. از این رو ضروری است در محاسبات و برآورد

دوز در درمان، وجود ناهمگنی های بافتی در نظر گرفته شود، زیرا این نکته می تواند به طور مؤثری کیفیت درمان را تحت تأثیر قرار دهد. قابل ذکر است که اندازه گیری مقادیر کمی توان توقف جرمی و پراکندگی ناشی از وجود ناهمگنی های استخوان و هوا در مطالعه ای مستقل می تواند به اهمیت این موضوع کمک کند. به طور کلی نتایج حاصل از مطالعه حاضر حاکی از ارزشمندی و توانایی این ابزار دوزیمتری جهت اندازه گیری و نمایش گرایانهای دوز ناشی از ناهمگنی های بافتی به ویژه ناهمگنی های کوچک روی توزیع دوز باریکه الکترون با توجه به ویژگیهای آن همچون معادل بودن با بافت، عدم وابستگی به انرژی و قابلیت ثبت توزیع دوز به صورت دو و سه بعدی می باشد.

#### ۵- تشکر و قدردانی

از پرسنل بخش فیزیک رادیوتراپی و مرکز تحقیقات انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی (ره)، همچنین بخش رادیوتراپی- آنکولوژی بیمارستان تخصصی بعثت به خاطر همکاری صمیمانه شان در طول انجام این پروژه تشکر و قدردانی می نمایم.

#### منابع

1. McJury M, Oldham M, Cosgrove VP, Murphy PS, Doran S, Leach MO, Webb S. Review article: Radiation dosimetry using polymer gels: methods and application. The British Journal of Radiology 2000;73:919- 929.
2. Baldock C. X-ray computer tomography, ultrasound and vibration spectroscopic evaluation techniques of polymer gel dosimeters. Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, Journal of Physics: Conference Series 2004;3:136-141.
3. Bäck SÅJ. Implementation of MRI gel dosimetry in radiation therapy. Doctoral Dissertation, Department of radiation physics, Malmo University Hospital, Malmo, Sweden 1998.
4. Fong PM, Kiel DZ, Does MD, Core JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. Phys Med Biol 2001;46:3105-3113.
5. De Deene Y, Baldock C. Optimization of multiple spin-echo sequences for 3D polymer gel dosimetry. Phys Med Biol 2002;47:3117-3141.
6. Vergote K, De Deene Y, Clause F, De Gersem W, Van Duyse B, Paelinck L, Achten E, De Neve W, De

- Wagter C. Application of monomer/polymer gel dosimetry to study the effects of tissue inhomogeneities on intensity-modulated radiation therapy (IMRT) dose distributions. *Radiother Oncol* 2003;67:119-28.
7. De Deene Y, Venning A, Hurley C, Healy BJ, Balock C. Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 2002;47:2459-70.
  8. De Deene Y. Essential characteristic of polymer gel dosimetry. Third International Conference on Radio Therapy Gel Dosimetry, *Journal of Physics : Conference Series* 2004;3:34-57.
  9. Pantelis E, Karlis A.K, Kozicki M, Papagiannis P, Sakelliu 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.
  10. De Deene Y, Vergote K, Claeys C, De Wagter C. The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: a comparison between a methacrylic acid base gel and acrylamide based gels. *Phys Med Biol* 2006;51:653-673.
  11. Bankamp A, Schad L R. Comparison of TSE, TGSE, and CPMG measurement techniques for MR polymer gel dosimetry. *Magn Reson Imaging* 2003;21:929-39.
  12. MacDougall N D, Pitchford W G, Smith M A. A systematic review of the precision and accuracy of dose measurements in photon radiotherapy using polymer and Fricke MRI gel dosimetry. *Phys Med Biol* 2002; 47:R107-21. Review.
  13. Prasad SC, Ames TE, Howard TB, Bassano DA, Chung CT, King GA, Sagerman RH. Dose enhancement in bone in electron beam therapy. *Radiology* 1984;151:513-6.