

مقایسه توزیع دز الکترون در یک فانتوم ناهمگن با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو و فیلم رادیوکرومیک

زهرا انجمی^۱، حسن ندایی^۲، زنده یاد مجید شهریاری^۳

۱- دانش آموخته کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، فیزیست بخش رادیوتراپی، بیمارستان آیت الله خوانساری، اراک، ایران

۲- استادیار گروه رادیوتراپی - انکولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- دانشیار گروه کاربرد پروتوها، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۹/۵/۱۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۱/۱۲

چکیده

مقدمه: امروزه با پیدایش فیلم‌های جدید رادیوکرومیک، دزیمتری با این نوع فیلم به دلیل خصوصیتی مانند محدوده حساسیت وسیع، قابلیت تکرار پذیری خوب، قدرت تفکیک مکانی بالا، و شرایط باز خوانی و حمل آسان مورد توجه است.

مواد و روشها: در این مقاله توزیع دز باریکه الکترونی در یک فانتوم ناهمگن با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX و نتایج حاصل از اندازه‌گیری مقایسه شده است. تابش دهی با شتابدهنده خطی الکترا در انرژی‌های ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت با اپلیکاتور ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع و SSD برابر با ۱۰۰ سانتی متر صورت گرفت. مقادیر درصد دز عمقی و پروفایل تابش به وسیله فیلم رادیوکرومیک EBT و نیز دیود اندازه‌گیری شد.

نتایج: میانگین تطابق ۲٪ بین مقادیر حاصل از اندازه‌گیری و شبیه‌سازی مشاهده شد.

بحث و نتیجه‌گیری: نتایج حاصل نشان داد که از فیلم‌های جدید رادیوکرومیک می‌توان در دزیمتری انواع میدانهای الکترون با دقت بالا استفاده نمود و حتی در هنگام حضور ناهمگنی نیز نتایج این نوع دزیمتر قابل اطمینان است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۱، پیاپی (۳۰)، بهار ۹۰: ۸-۱)

واژگان کلیدی: الکترون تراپی، مونت کارلو، فیلم رادیوکرومیک، شتابدهنده خطی

۱- مقدمه

هیچگونه فرایند گرمایی و یا شیمیایی و مراحل ظهور و ثبوت ندارد. آنچه که در به کار بستن فیلم به عنوان دزیمتر اهمیت دارد ظرافت رابطه بین دز و چگالی اپتیکی است، که می‌تواند به عنوان حساسیت فیلم بیان شود. حساسیت می‌تواند تابع انرژی باریکه تابشی، امولسیون فیلم، طراحی، شرایط پس از تابش و نوع دانسیتومتر باشد. دزیمتری با فیلم رادیوکرومیک به دلیل خصوصیتی مانند محدوده حساسیت وسیع، قابلیت تکرار پذیری خوب، قدرت تفکیک مکانی بالا و شرایط باز خوانی و حمل آسان مورد توجه است. همچنین این فیلم‌ها معادل بافت هستند و بنابراین در آب یا محیطهای معادل بافت باعث اغتشاش جدی در میدان تابشی نمی‌شوند [۲-۴]. فیلم‌های گاف کرومیک EBT یکی از جدیدترین انواع فیلم‌های

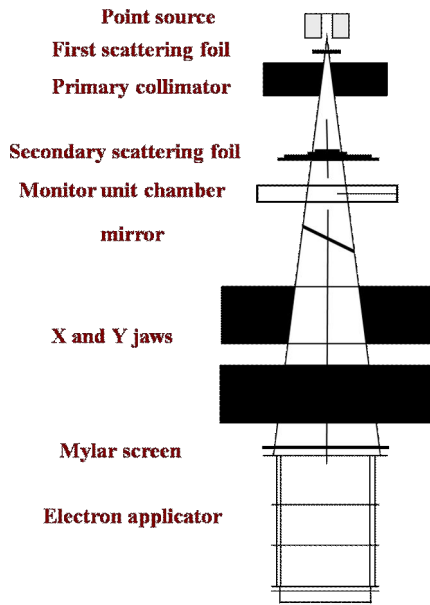
امروزه درمان با الکترون بدلیل مزایایی همچون همگنی دز در حجم هدف و همچنین کاهش دز دریافتی بافت‌های عمقی‌تر، در اکثر مراکز درمانی جایگزینی ندارد [۱]. یکی از مسایل مهم در درمان با پرتوهای الکترونی، تعیین دقیق میزان دز دریافتی و مطابقت آن با دز تجویزی می‌باشد. فیلم‌های رادیوکرومیک به طور گسترده‌ای در دزیمتری در روش‌های رایج رادیوتراپی شامل درمان خارجی و براکی تراپی به کار می‌روند. این نوع فیلم نیاز به

* نویسنده مسؤل: زهرا انجمی

آدرس: بیمارستان آیت الله خوانساری، خیابان دانشگاه، اراک، ایران
Z_anjomani@yahoo.com

تلفن ۰۰۱ ۳۶۷۵۰۰۱ (۸۶۱) ۹۸+

دستگاه شتابدهنده مورد استفاده در این تحقیق از نوع الكتنا مدل Precise می‌باشد. این شتابدهنده الكترونیهای با انرژی ۱۸، ۱۵، ۱۰، ۸، ۶ مگا الكترون ولت و فوتون با انرژی ۱۵، ۱۰، ۶ مگا ولت را دارد.



شکل ۱- مولفه های سر شتابدهنده

جزئیات هندسه سر شتابدهنده بر اساس اطلاعات شرکت سازنده به همراه یک اپلیکاتور 10×10 سانتیمتر مربع شبیه سازی شد. برای انرژی ۸ مگا الكترون ولت یک توزیع گوسی با میانگین انرژی ۸ مگا الكترون ولت و در انرژی ۱۵ مگا الكترون ولت یک باریکه تک انرژی با انرژی $15/3$ و مقطع دایروی به قطر ۱ میلیمتر در نظر گرفتیم. این دو انرژی بدلیل آنکه معرف دو محدوده انرژی است و فیلترهای پراکنده‌گی به کار رفته در آنها متفاوت است، استفاده شد. همه محاسبات در مد الكترون-فوتون و با استفاده از الگوریتم انرژی ITS صورت گرفت. برای کوتاه شدن زمان محاسبات از دستور قطع انرژی در 0.1 مگا الكترون ولت استفاده کردیم. مولفه‌های سر دستگاه که در این تحقیق شبیه‌سازی شده اند شامل پنجره الكترونی، فیلتر پراکنده کننده اولیه، فیلتر پراکنده کننده ثانویه، اتاقت یونیزاسیون، کلیماتورهای ثابت و متحرک و سیستم مکان نمای نوری می‌باشد (شکل ۱). برای محاسبه مقدار دز،

رادیوکرومیک می‌باشد. هدف از این تحقیق مقایسه داده‌های بدست آمده از شبیه‌سازی کد محاسباتی مونت کارلو با نتایج حاصل از اندازه‌گیری با فیلم رادیوکرومیک و دیود است. کد محاسباتی MCNPX یکی از روش‌های محاسباتی است که بر مبنای روش مونت کارلو نوشته شده است. این کد از روشهای محاسباتی برای ترابرد تابشهای یونیزان نظیر الكترون، نوترون و فوتون می‌باشد، که در آن توزیع دز با شبیه‌سازی انتقال ذرات در هندسه مورد نظر تعیین می‌گردد [۵].

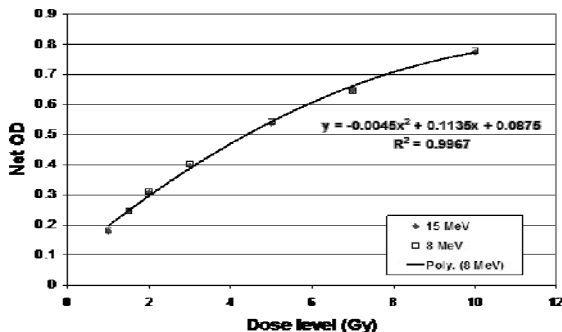
۲- مواد و روشها

در این تحقیق از فیلم رادیوکرومیک EBT استفاده شده است. این فیلم نسبت به انواع دیگر فیلمهای رادیوکرومیک (برای مثال Hs و MD-55) در قطعات بزرگتری ($25/4 \times 20/3$ سانتیمتر مربع) تولید شده، بنابراین تعیین دز در سطح بزرگتری را امکان پذیر می‌سازد. فیلمها توسط سازنده در بسته ای که نسبت به نور کدر است قرار گرفته و شامل ۲۵ صفحه می‌باشد. طبق اطلاعات سازنده، حساسیت فیلم در محدوده ۸۰۰-۱ سانتی گری است. فیلم EBT قابلیت برش و انعطاف پذیری مناسبی دارد، طوری که می‌توان آن را به شکل سطوح انحنا دار در آورد. این فیلم قابلیت غوطه‌ور شدن در آب را دارد. کلیه مراحل کار با فیلم اعم از احتیاطهای مقتضی در جابه جایی و نگهداری، کالیبراسیون و بازخوانی طبق گزارش AAPM TG-55 صورت گرفته است [۶]. فیلمها به وسیله دانسیتومتر PTW Densix (با لکه نوری به قطر ۱ میلیمتر) و پس از یک دوره ۲۴ ساعته بعد از تابش دهی مورد باز خوانی قرار گرفتند، تا اثر تغییرات رنگی پس از اتمام تابش دهی ناچیز باشد. برای اندازه‌گیری مقادیر دز عمقی و جانبی در فانتوم همگن، فیلمها در قطعات 10×10 سانتیمتر مربع بریده و بین دو صفحه PMMA ساندویچ و با گیره محکم شد، تا اثر گاف هوا به حداقل برسد.

۳- نتایج

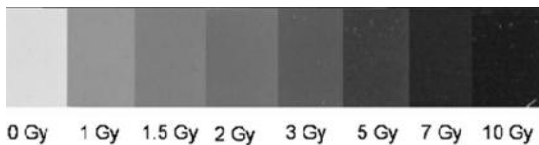
۱-۳ منحنی کالیبراسیون فیلم EBT

شکل (۳) منحنی کالیبراسیون مربوط به فیلم EBT برای باریکه الکترونی با انرژی ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت را نشان می‌دهد.



شکل ۳- منحنی کالیبراسیون فیلم رادیوکرومیک EBT برای باریکه الکترونی با انرژی ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت

برای بدست آوردن منحنی کالیبراسیون طبق گزارش AAPM-TG 55 عمل شده است. فیلم‌ها در قطعات ۱×۱ سانتیمتر مربع بریده شدند. برای هر سطح دز از شش قطعه فیلم استفاده و سطوح دز ۱، ۱/۵، ۲، ۳، ۵، ۷، ۱۰، ۱۵ مگا الکترون ولت انتخاب شد. فیلم‌ها در عمق ۲ سانتیمتر در فانتوم از جنس PMMA در فاصله ۱۰۰ سانتیمتر و اپلیکاتور ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع تابش دهی شدند (شکل ۴). جداول (۱ و ۲) مقادیر چگالی اپتیکی میانگین و انحراف از معیار برای هر سطح دز در انرژی ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت را نشان می‌دهد. چنانچه از منحنی شکل (۳) پیداست، پاسخ فیلم EBT در محدوده آزموده شده مستقل از انرژی است.

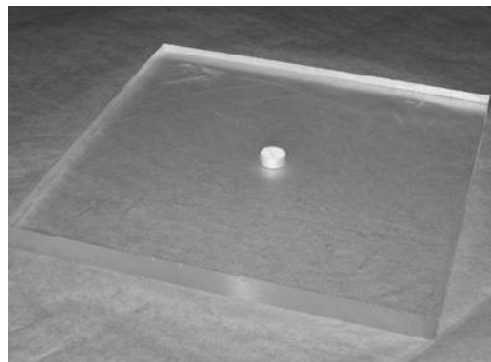


شکل ۴- قطعات فیلم EBT که به منظور کالیبراسیون توسط شتابدهنده در سطوح دز ۱، ۱/۵، ۲، ۳، ۵، ۷، ۱۰ مگا الکترون ولت قرار دادیم

فانتوم به سلول های کوچکی تقسیم شده و انرژی بر جای مانده در هر سلول توسط دستور *F8 بدست آمد. با تقسیم این مقدار به جرم هر سلول مقدار دز رسیده به هر سلول حاصل می شود. این فانتوم به صورت یک مکعب با ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰ سانتیمتر مکعب در نظر گرفته شد.

به منظور ارزیابی و تعیین اعتبار داده های حاصل از شبیه سازی، از یک دیود جهت دزیمتری نسبی و یک تانک آب PTW به عنوان یک فانتوم همگن استفاده کردیم. دیود به کار رفته در این تحقیق یک آشکار ساز Scanditrix p-Si با حجم حساس آشکار ساز ۰/۲-۰/۳ میلیمتر مربع و حساسیت ۱۰۰ نانو کولن بر گری است.

تفاوت در چگالی و ساختار بین آب و استخوان باعث می شود که توزیع الکترون ها در این دو ناحیه متفاوت باشد. برای بررسی اثر متقابل بافت های مجاور در توزیع دز، فانتوم ناهمگنی طراحی و ساخته شد. این فانتوم یک صفحه PMMA با ابعاد ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع و با ضخامت ۲ سانتیمتر است که یک استوانه از جنس تفلون با قطر ۲ سانتیمتر و ارتفاع ۱/۸ سانتیمتر در مرکز آن قرار دارد. این استوانه به صورت ۹ دیسک با ضخامت ۲ میلیمتر تهیه شد به طوری که از بالا لایه اول از جنس PMMA و لایه های زیرین از جنس تفلون نسوز می باشد. به این ترتیب امکان قرار دادن فیلم های رادیوکرومیک در بین آنها و تعیین مقادیر دز عمقی ممکن شد. نمایی از این فانتوم در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل ۲- فانتوم ناهمگن

در زیر خلاصه شده است. شکل های (5) و (6) مقادیر درصد دز عمقی حاصل از اندازه گیری و محاسبه را برای باریکه های الکترونی با انرژی 8 و 15 مگا الکترون ولت نشان می دهد. شکل (7) و (8) منحنی های پروفایل تابش را در عمق 2 سانتیمتر فانتوم برای این انرژی ها نشان می دهد. زمان اجرای برنامه برای منحنی های درصد دز عمقی در حدود 75 ساعت و در مورد منحنی های پروفایل 180 ساعت بود. در محاسبه مقادیر درصد دز عمقی در فانتوم همگن تعداد 60 میلیون ذره شبیه سازی شدند و خطای میانگین کمتر از 2٪ بدست آمد. در مورد منحنی های پروفایل تعداد 100 میلیون ذره شبیه سازی شدند و در نهایت خطای میانگین کمتر از 3٪ بدست آمد. مقادیر دز عمقی نسبت به نقطه ماکزیمم دز و مقادیر دز جانبی نسبت به مقدار دز بر روی محور مرکزی نرمالیزه شدند. میانگین اختلاف بین مقادیر حاصل از اندازه گیری با دیود و محاسبه در منطقه Build up در منحنی درصد دز عمقی برای انرژی 8 و 15 مگا الکترون ولت برابر با 1٪ است، و در منحنی پروفایل در محدوده مسطح در انرژی های 8 و 15 مگا الکترون ولت حدود 0/5٪ است. ملاحظه می شود که به طور کلی سه نتیجه حاصل از اندازه گیری با دیود، فیلم و محاسبه سازگاری خوبی با هم دارند (جدول 3 و 4). هدف از این مقایسه اعتبار سنجی شبیه سازی مونت کارلو می باشد.

جدول 1- مقادیر چگالی اپتیکی میانگین و انحراف از معیار برای هر سطح دز در انرژی 15 مگا الکترون ولت

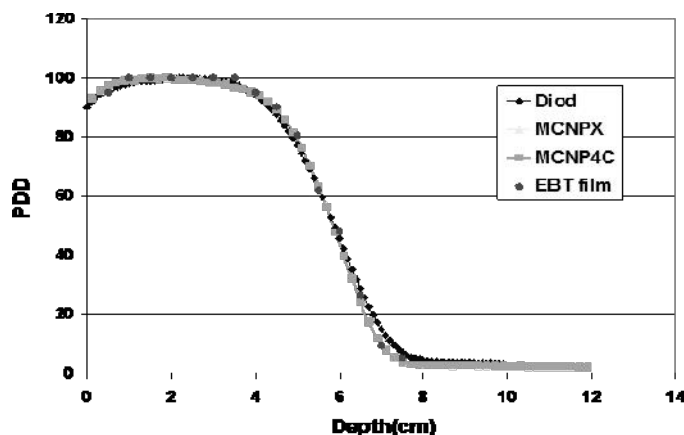
| سطح دز | متوسط چگالی اپتیکی | خالص چگالی اپتیکی | انحراف از معیار |
|--------|--------------------|-------------------|-----------------|
| 0 | 0/09 | 0 | 0/005 |
| 1 | 0/27 | 0/18 | 0/005 |
| 1/5 | 0/34 | 0/15 | 0/004 |
| 2 | 0/4 | 0/31 | 0/007 |
| 3 | 0/49 | 0/4 | 0/006 |
| 5 | 0/63 | 0/55 | 0/008 |
| 7 | 0/74 | 0/65 | 0/008 |
| 10 | 0/86 | 0/77 | 0/009 |

جدول 2- مقادیر چگالی اپتیکی میانگین و انحراف از معیار برای هر سطح دز در انرژی 8 مگا الکترون ولت

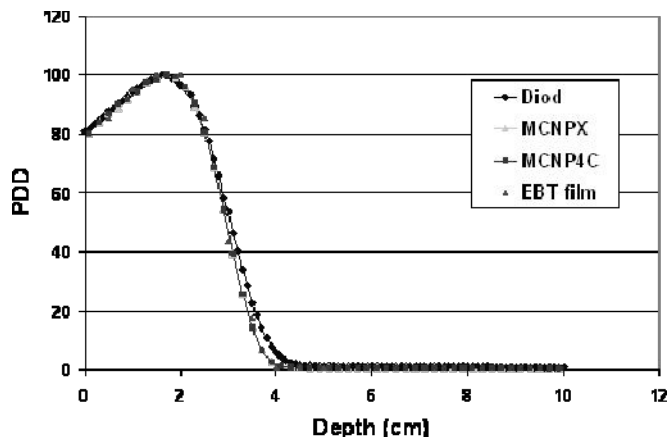
| سطح دز | متوسط چگالی اپتیکی | خالص چگالی اپتیکی | انحراف از معیار |
|--------|--------------------|-------------------|-----------------|
| 0 | 0/09 | 0 | 0/005 |
| 1 | 0/27 | 0/18 | 0/005 |
| 1/5 | 0/34 | 0/15 | 0/004 |
| 2 | 0/4 | 0/31 | 0/008 |
| 3 | 0/49 | 0/4 | 0/005 |
| 5 | 0/63 | 0/54 | 0/008 |
| 7 | 0/74 | 0/65 | 0/01 |
| 10 | 0/87 | 0/78 | 0/01 |

2-3 بررسی توزیع دز در فانتوم همگن

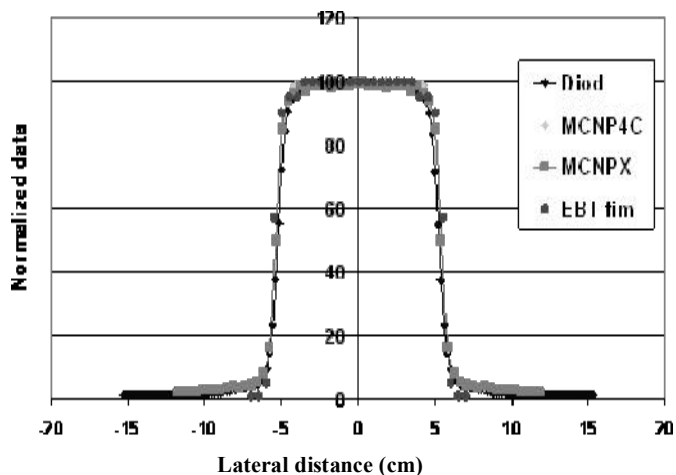
مقادیر محاسبه شده توسط کد MCNPX با مقادیر حاصل از اندازه گیری توسط دیود و فیلم مقایسه و نتایج آن



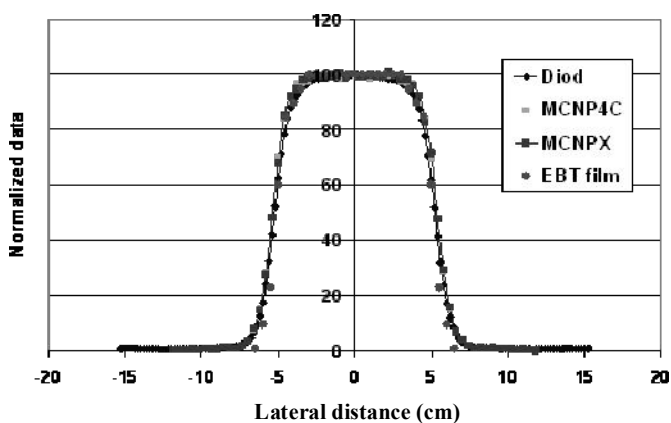
شکل 5- منحنی درصد دز عمقی حاصل از اندازه گیری و محاسبه برای باریکه الکترونی با انرژی 15 مگا الکترون ولت.



شکل ۶- منحنی درصد دز عمقی حاصل از اندازه‌گیری و محاسبه برای باریکه الکترونی با انرژی ۸ مگا الکترون ولت



شکل ۷: منحنی پروفایل در عمق ۲ سانتیمتر فانتوم در انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت فاصله ۱۰۰ سانتیمتر و اپلیکاتور ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع



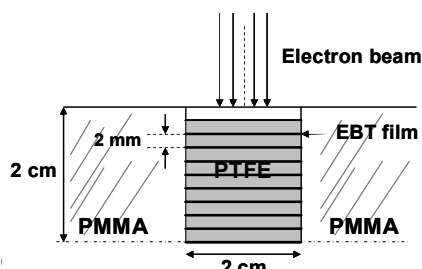
شکل ۸- منحنی پروفایل در عمق ۲ سانتیمتر فانتوم در انرژی ۸ مگا الکترون ولت فاصله ۱۰۰ سانتیمتر و اپلیکاتور ۱۰×۱۰ سانتیمتر مربع.

جدول ۳- اختلاف مقادیر PDD حاصل از محاسبه و اندازه گیری برای باریکه الکترونی ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت

| محدوده برمشتالانگ (درصد) | نقطه دز ۵۰ درصد (میلیمتر) | نقطه ماکزیمم دز (میلیمتر) | تا نقطه ماکزیمم دز (درصد) | |
|-----------------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|-------------------------|
| ۱ | ۱ | ۰ | ۱ | ۸ مگا الکترون ولت |
| ۰/۵ | ۲ | ۰ | ۲ | دیود و فیلم EBT MCNP |
| ۲ | ۰/۵ | ۲ | ۱ | ۱۵ مگا الکترون ولت |
| ۰/۵ | ۱ | ۰ | ۲ | دیود و فیلم EBT MCNP |

جدول ۴- اختلاف مقادیر پروفایل حاصل از محاسبه و اندازه گیری برای باریکه الکترونی ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت

| محدوده مسطح (میلیمتر) | ۵۰ درصد عمق | |
|--------------------------|-------------|----------------------|
| ۰/۵ | ۲ | ۸ مگا الکترون ولت |
| ۱ | ۱ | EBT فیلم و دیود MCNP |
| ۰/۵ | ۲ | ۱۵ مگا الکترون ولت |
| ۱ | ۲ | EBT فیلم و دیود MCNP |

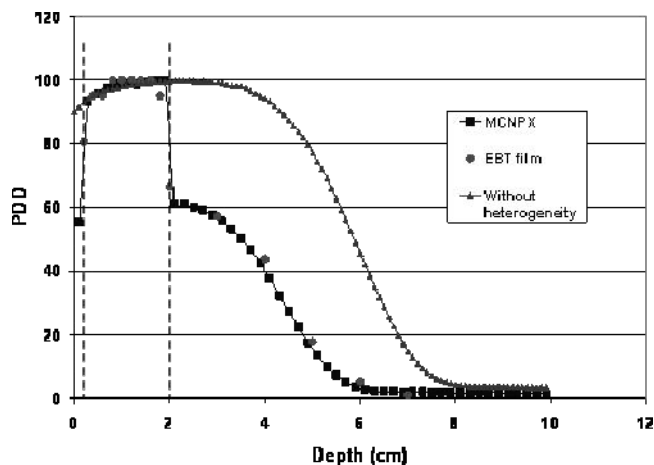


شکل ۹- نمای شماتیک از مقطع عرضی فانتوم ناهمگن

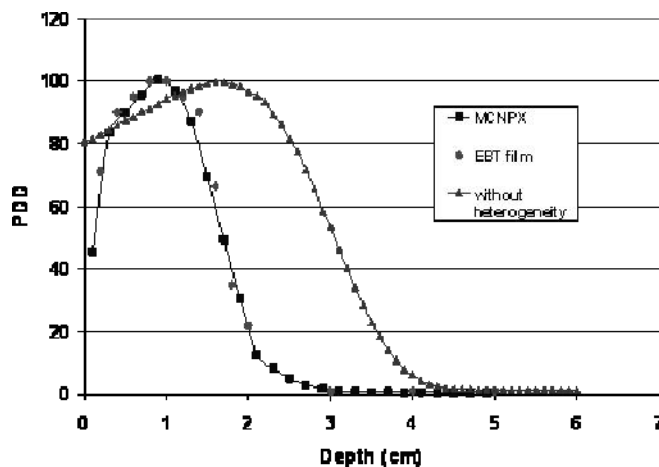
۳-۳ بررسی توزیع دز در فانتوم ناهمگن

از آنجایی که استخوان در مقایسه با آب و بافت نرم دارای چگالی بالا (حدود ۲ گرم بر سانتیمتر مکعب) می باشد، در شرایطی که استخوان در کنار بافت نرم قرار گیرد، می تواند دز بافت نرم را تحت تاثیر قرار دهد. برای بررسی این اثر فانتومی به شکل یک مکعب $30 \times 30 \times 30$ سانتیمتر مکعب از جنس PMMA طراحی شد، که در آن استوانه ای کوچک از جنس PTFE با چگالی $2/2$ گرم بر سانتیمتر مکعب و با قطر ۲ سانتیمتر و ارتفاع $1/8$ سانتیمتر قرار گرفته، طوری که محور آن موازی با محور مرکزی است و سطح بالایی استوانه در عمق ۲ میلیمتر از سطح فانتوم قرار می گیرد (شکل ۹). هدف بررسی تاثیر این ناهمگنی کوچک بر توزیع دز در نواحی مجاور آن است.

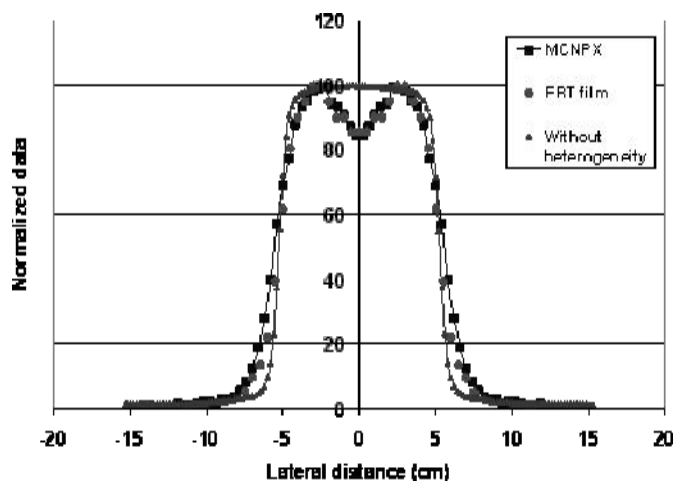
منحنی های درصد دز عمقی و پروفایل تابش در فانتوم ناهمگن به ترتیب در شکل های (۱۰) تا (۱۳) نمایش داده شده و مقادیر اندازه گیری شده توسط فیلم رادیو کرومیک با داده های حاصل از شبیه سازی مقایسه شده است. عمق میدان 100 (لطفا کنترل شود) سانتیمتر و اندازه میدان 10×10 سانتیمتر مربع انتخاب شد. تعداد 10^4 ذره شبیه سازی شد که نهایتا منجر به خطای میانگین کمتر از ۳٪ برای مقادیر دز شد. منحنی های پروفایل در عمق ۳ سانتیمتر برای انرژی ۸ مگا الکترون ولت و در عمق ۴ سانتیمتر برای انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت اندازه گیری و محاسبه شد. میانگین اختلاف بین مقادیر حاصل از شبیه سازی و اندازه گیری با فیلم برای منحنی های درصد دز عمقی در انرژی ۸ مگا الکترون ولت در داخل استخوان کمتر از ۴٪ و در انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت حدود ۳٪ است. این اختلاف در خارج از استخوان در انرژی های ۸ و ۱۵ مگا الکترون ولت به ترتیب ۱٪ و ۲٪ است.



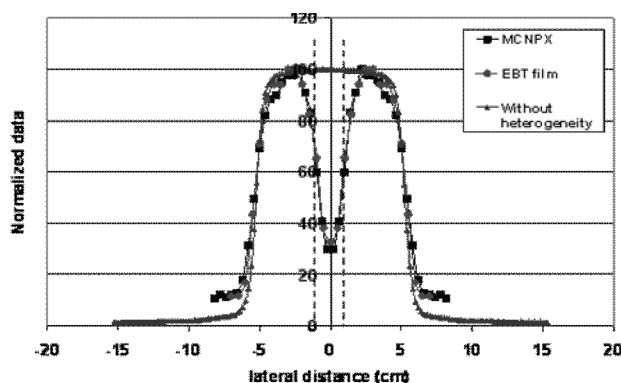
شکل ۱۰- منحنی PDD حاصل از محاسبه و اندازه‌گیری در فانتوم ناهمگن برای باریکه الکترونی با انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت



شکل ۱۱- منحنی PDD حاصل از محاسبه و اندازه‌گیری در فانتوم ناهمگن برای باریکه الکترونی با انرژی ۸ مگا الکترون ولت



شکل ۱۲- منحنی پروفایل تابش حاصل از محاسبه و اندازه‌گیری در فانتوم ناهمگن برای باریکه الکترونی ۱۵ مگا الکترون ولت



شکل ۱۳- منحنی پروفایل تابش حاصل از محاسبه و اندازه‌گیری در فانتوم ناهمگن برای باریکه الکترونی ۸ مگا الکترون ولت

نشان می‌دهد. این خصوصیت علاوه بر توانایی MCNPX در شبیه‌سازی سیستم‌های پیچیده و سادگی آن، این کد را در محاسبات ترابرد الکترون مورد توجه می‌سازد.

فیلم رادیوکرومیک EBT در محدوده دز اعمال شده، پاسخ نسبتاً مستقل از انرژی دارد. نتایج نشان می‌دهد این نوع فیلم برای اندازه‌گیری دز جذبی و تعیین طرح دو بعدی میدانهای تابشی در درمان با تابش خارجی و به خصوص در نواحی لبه میدان تابشی و یا نواحی ای که شیب تغییرات دز شدید است، دزیتر مناسبی است.

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از گروه فیزیک رادیوتراپی بیمارستان امام خمینی تهران تشکر و قدردانی می‌نمایند.

میانگین اختلاف بین مقادیر حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی برای منحنی‌های پروفایل در انرژی ۸ مگا الکترون ولت کمتر از ۴٪ و در انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت حدود ۳٪ است. فرو رفتگی ای که در میانه منحنی پروفایل وجود دارد، به اختلاف توان پراکندگی جرمی بین PMMA و PTFE بر می‌گردد. بزرگتر بودن توان پراکندگی جرمی PMMA باعث کاهش شار الکترونها در زیر استخوان و در نتیجه کاهش دز جذبی در این منطقه خواهد شد. این اثر در مورد باریکه الکترونی با انرژی ۸ مگا الکترون ولت نسبت به ۱۵ مگا الکترون ولت بارزتر است، زیرا اختلاف در توان پراکندگی بین استخوان و آب در انرژی کمتر، بیشتر است.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از کد MCNPX توافق قابل قبولی با مقادیر تجربی در اندازه‌گیری توزیع دز تابشی از باریکه الکترونی

منابع

1. Khan FM. Physics of Radiation Therapy, 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins;2003.
2. Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. Mater Sci Eng R. 2003; 41(3-5):61-120.
3. Soares CG. Radiochromic film dosimetry. Radiat Meas. 2006 Dec; 41:S100-S116.
4. McLaughlin WL, Yun-Dong C, Soares CG, Miller A, Van Dyk G, Lewis DF. Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams. Nucl Instrum. Methods Phys. 1991 Apr;302(1):165-76.
5. Briesmeister JF. MCNP—a general Monte Carlo Nparticle transport code: version 4C. Report LA-13709-M. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, 2000.
6. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic dosimetry: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med Phys. 1998 Nov;25(11):2093-115.

