

استفاده از پرتو الکترونی تحت تاثیر میدان مغناطیسی برای بهینه سازی الگوی دوز تجویزی در بیماران تحت رادیوتراپی

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^۱، محمدرضا بیاتانی^{۲*}، فاطمه سیف^۲، منصور ذبیح زاده^۳، حجت اله شهبازیان^۴

چکیده

زمینه و هدف: در رادیوتراپی برای درمان توده های سرطانی بسته به عمق و نوع تومور اغلب از پرتوهای فوتونی یا الکترونی استفاده می شود که به ناچار بافتهای سالم در مسیر اشعه مقداری دوز دریافت می کند. از آنجا که میدان مغناطیسی موجب انحراف در مسیر پرتو الکترونی می شود می توان از این خاصیت استفاده نمود و واگذاری دوز از بافت های سالم را به طرف بافتهای تومورال هدایت کرد.

روش بررسی: در این تحقیق از پرتو 15MeV تولید شده توسط شتابدهنده Varian2100C/D استفاده شد و فرآیند دوزیمتری نسبی با استفاده از فانتوم آب سه بعدی و دوزیمترهای استوانه ای CC13 یک بار بدون اعمال میدان و بار دیگر با استفاده از میدان مغناطیسی صورت پذیرفت.

یافته ها: پس از اعمال میدان مغناطیسی دوز سطحی افزایش یافته و ضمن اینکه دوز در منطقه بیلدآپ بیشتر شد عمقی که در آن ماکزیمم دوز رخ می داد نسبت به حالت عدم وجود میدان جابجایی داشت. نیم سایه نیز در بعضی جهات زیاد و در جهاتی دیگر کم شده بود.

نتیجه گیری: با اعمال میدان مغناطیسی می توان مناطقی با دوز افزوده شده و در جوار آن مناطقی با دوز کاسته شده پدید آورد. به نظر می رسد با تنظیم صحیح این مناطق روی بافت سرطانی و سالم می توان بازدهی رادیوتراپی را افزایش داد.

کلید واژگان: دوزیمتری، پرتو الکترونی، میدان مغناطیسی.

۱- دانشیار گروه فیزیک پزشکی.
۲ و ۳- استادیار گروه فیزیک پزشکی.
۴- استادیار گروه خون و آنکولوژی.

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی-شاپور اهواز، ایران.

۲- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اراک، ایران.

۴- گروه خون و آنکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، ایران.

* نویسنده مسؤول:

محمدرضا بیاتانی؛ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اراک، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۶۰۰۹۴۷۲

Email: bayati@arakmu.ac.ir

مقدمه

همکارانش نشان دادند که اعمال میدان مغناطیسی با شدت ۶ تسلا بر پرتو الکترونی با انرژی 70MeV می تواند سبب کاهش پخش شدگی جانبی (lateral spread) پرتوها شود و بعلاوه اعمال میدان می تواند شبیه به یونهای سنگین برای پرتو الکترونی ایجاد خاصیت Bragg peak نماید (۴)

در راستای کاهش دوز سطحی تحقیقات دیگری با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو صورت پذیرفته است که نتایج حاکی از کاهش نسبت دوز سطح به دوز ماکزیمم (نسبتی که بیانگر خاصیت حفاظت از پوست در رادیوتراپی می باشد) است (۳ و ۲).

به دنبال ارائه نتایج تاثیر میدان مغناطیسی بر توزیع دوز پرتوهای الکترونی، تحقیقات در زمینه تاثیر این میدان بر پرتوهای فوتونی نیز صورت پذیرفته است، از جمله jette با شبیه سازی مونت کارلو توزیع دوز پرتوهای 15,30,45MV را تحت تاثیر میدانهای ۳، ۲ و ۵ تسلا مورد بررسی قرار داد که نتایج ایشان حاکی از افزایش دوز در ماکزیمم عمق برای میدان مغناطیسی ۲ تسلا بود که این افزایش با اعمال میدان ۳ تسلا تغییر چندانی نداشت. افزایش در این کمیت با اعمال میدان مغناطیسی ۵ تسلا برای پرتوهای ۱۵ و ۳۰ مگاولتی نیز تفاوت چندانی با میدان ۲ تسلا نداشت ولی برای انرژی ۴۵ مگاولتی این افزایش قابل ملاحظه گزارش شد (۲).

در تحقیقی دیگر با استفاده از کد EGS4 تاثیر میدان مغناطیسی از یک تا بیست تسلا را برای پرتوهای کبالت و فوتونهای 6,10,15,24,50MV جهت بوجود آوردن مناطقی با دوز افزوده و ایجاد مناطقی با دوز کاسته شده بررسی کردند. در این تحقیق میدان یکنواخت روی عمق ۷ تا ۹ سانتیمتر اعمال شد و مابقی عمق فانتوم تحت تاثیر میدان قرار نگرفت. نتایج ارائه شده برای پرتو ۱۵ مگاولتی حاکی از ۹۷٪ افزایش در ناحیه بیشینه و ۷۹٪ کاهش در ناحیه کمینه تحت تاثیر میدان با شدت ۵ تسلا بود [۳].

هدف اصلی رادیوتراپی رساندن دوز بیشینه به بافت سرطانی و کمینه کردن این دوز برای بافتهای اطراف تومور است. نوع پرتو مورد استفاده در رادیوتراپی به عواملی از قبیل نوع تومور و موقعیت آناتومیکی و نحوه رشد و توسعه آن بستگی دارد. غالباً تومورهایی که در عمق قرار داشته باشند با پرتوهای بلند برد نظیر فوتون درمان می شوند و تومورهایی که به سطح نزدیک باشند با پرتوهای کوتاه برد مانند الکترون درمان می شوند. یکی از قابلیت‌های شناخته شده میدان مغناطیسی توانایی آن در تغییر جهت دادن به مسیر پرتوهای باردار (از جمله الکترون) است. از طرف دیگر تحقیقات رادیوبیولوژیک نشان داده است DNA در سلول مهمترین هدف برای القای مرگ سلولی است و هرچه تعداد شکستهای رخ داده در DNA به هم نزدیکتر باشد احتمال مرگ نیز افزایش می یابد (۱). هر قدر بتوان مسیر پرتو را روی ناحیه تومورال کانونی تر کرد به موازات آن بافتهای سالم اطراف نیز دوز کمتری دریافت می کنند و مرگ و میر سلولی بیشتر فراهم می شود (۱). پرتوهای الکترونی در صورت مواجهه با میدان مغناطیسی به علت وجود نیروی لورنتس از مسیر اصلی خود منحرف می شوند، و مجبور به طی مسیر خمیده ای می شوند که شعاع این مسیر از رابطه زیر محاسبه می گردد

$$R = \frac{M c}{eB} \sqrt{\left(\frac{E_k}{E_0}\right)^2 + \frac{2E_k}{E_0}}$$

در این رابطه M_e جرم الکترون، C سرعت نور، B شدت میدان مغناطیسی، E_k و E_0 به ترتیب انرژی جنبشی و انرژی حالت سکون الکترون هستند. لذا از این خاصیت می توان استفاده کرد و پرتوهای الکترونی را بسته به شرایط از ورود به ناحیه ای باز داشت و به ناحیه دیگر فرستاد.

بررسی تاثیر میدان مغناطیسی بر دوز جذبی و نحوه توزیع آن اولین بار توسط Bostike شروع شد [۱] shih و

مطابق یافته های آنان استفاده از این نوع مغناطیس علاوه بر سادگی استفاده و پرتابل بودن میتواند دوز سطحی را بعلت جاروب کردن الکترونهای ثانویه تولید شده در سر دستگاه کاهش داده و خاصیت حفاظت از پوست را نیز افزایش دهد [۷].

همچنین بوسیله اعمال میدان نایکنواخت تولید شده توسط سلونوئید، کانونی شدن طولی و عرضی دوز را برای پرتوهای الکترونی و فوتونی گزارش نموده است [۸].

نتایج تحقیق مونت کارلو با کدهای PENELOPE و EGS4 توسط Nettelbeck و همکارانش حاکی از آن است که در صورت اعمال میدان مغناطیسی روی فانتوم، دوز در مناطقی که میدان اعمال شده است به محض ورود، کانونی میگردد و هنگام خروج از آن ناحیه دچار پهن شدگی می شود [۹].

محققان روسی با اعمال میدان ۰/۵ و ۱ تسلا میزان افزودگی دوز را در عمق ماکزیمم نسبت به حالت عدم حضور میدان گزارش داده اند، همچنین نشان داده اند عمقی که ماکزیمم دوز در آن اتفاق می افتد با اعمال میدان مغناطیسی، افزایش می یابد، که این نتایج در توافق خوبی با تحقیقات قبلی همین گروه و نتایج حاصل از شبیه سازی مونت کارلو بوده است [۹].

اکثر قریب به اتفاق تحقیقات فوق یا به صورت شبیه سازی بوده و یا برای تولید میدان مغناطیسی از مگنتهای ابررسانا استفاده شده است که بعلت حجم و وزن بسیار زیاد استفاده کلینیکی آنها بسیار دشوار بوده و هزینه ساخت و نگهداری آنها مقرون به صرفه نیست. هدف از تحقیق حاضر استفاده کاربردی از سرامیکها مغناطیسی NdFeB برای ایجاد میدان و تحت تاثیر قرار دادن مسیر پرتو الکترونی است. این سرامیکها علاوه بر این که سبک وزن بوده و در نمودار دهی میدان، انعطاف پذیر هستند توانایی آن را دارند تا در نزدیکی خود میدانی با شدت بالا تولید کنند در حالیکه با فاصله گرفتن از آنها شدت میدان سریعا افت داشته باشد.

همچنین با شبیه سازی مونت کارلو نحوه اثر میدان مغناطیسی ناشی از یک سلونوئید ابررسانا را بر پرتوهای فوتونی و الکترونی نشان داد. مطابق نتایج ارائه شده دوز محور مرکزی در یک میدان مغناطیسی طولی دستخوش تغییر چندانی نمی شود و می توان گفت ثابت می ماند. در این تحقیق نشان داده شد که با اعمال میدان ۳ تسلا بعلت کاهش پخش شدگی جانبی ناشی از الکترونهای پراکنده و ثانویه می توان نیم سایه پرتوهای الکترونی و فوتونی را کنترل کرد و در میدانهای با شدت بالا (در حدود ۲۰ تسلا) نیم سایه بطور کلی وجود نخواهد داشت و در این شدت بالا، الکترون رفتار بسیار خاصی شبیه به پروتون از خود نشان می دهد [۴].

در یک تحقیق عملیاتی دیگر نشان داده شد که در یک میدان غیر یکنواخت مغناطیسی دوز ناشی از اشعه می تواند هم به صورت عرضی و هم به صورت طولی محدود شود که این محدود شدگی می تواند سبب هدایت دوز بیشتر به ناحیه تومورال و کاهش دوز در نواحی سالم اطراف را به دنبال داشته باشد. همچنین در حالیکه می توان دوز در عمق را با اعمال میدان مغناطیسی افزایش داد، دوز سطحی کاهش می یابد [۵].

در پژوهش دیگری سلونوئید ابررسانایی ساخته شد که میدان ۳,۵ تسلا تولید می نمود. این محققان با استفاده از فیلم دوزیمتری نشان دادند که در پرتوهای الکترونی و نیز فوتونی استفاده از میدان مغناطیسی می تواند چگالی شار پرتوها را در نزدیکی محور مرکزی میدان مغناطیسی افزایش دهد که به تبع آن نسبت به حالت عدم وجود میدان، دوز افزایش می یابد. بعلاوه استفاده از میدان سبب کانونی شدن پرتوهای الکترونی و کاهش نیم سایه می شود. از نتایج مهم دیگر این تحقیق این بود که میزان همگرایی با عمق، افزایش می یابد [۶].

پژوهشی که با استفاده از مغناطیس دائم (NdFeB) صورت گرفته بود با قرار دادن آن درون سر دستگاه شتابدهنده واریان 2100C توانسته بود دوز سطحی و آلودگی الکترونی را مورد تجزیه و تحلیل قرار دهد که

روش بررسی

تولید پرتو و دوزیمتری:

در تحقیق حاضر از انرژی 15MeV تولید شده توسط شتابدهنده خطی Varian مدل 2100 C/D نصب شده در بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز استفاده شد. درصد دوز عمقی (PDD) روی محور مرکزی و پروفایل‌های الکترونی با استفاده از فانتوم آب سه بعدی با ابعاد $50 \times 50 \times 50\text{ cm}$ ساخت شرکت scanditronixwellhöfer با نام تجاری Blue water phantom و الکترومتر CU500 (scanditronixwellhöfer) همراه با دو چمبر استوانه-ای (CC13, 6187) (CC13, 6186) استخراج شد. اندازه گیری پروفایلها به صورت Inline و Crossline در سه عمق 20.2mm, 25mm, 35 mm یکبار بدون حضور میدان و دیگر بار با حضور میدان مغناطیسی صورت پذیرفت به منظور مقایسه، تمام اندازه گیریها به ماکزیمم درصد دوز در حالت عدم وجود میدان مغناطیسی نرمالیزه شدند [9, 10]. تجزیه و تحلیل داده ها توسط نرم افزار Accept Omni-Pro و استفاده از پروتکل IAEA TRS 398 صورت پذیرفت.

نمودار دهی به پرتو:

از cutout با جنس cerrobend و ابعاد $4.7 \times 4.7\text{ cm}^2$ جهت تولید میدان پرتویی $5 \times 5\text{ cm}^2$ روی سطح فانتوم (SSD=100 cm) استفاده شد. این cutout با ضخامت 2 cm در انتهای اپلیکاتور الکترونی استاندارد $15 \times 15\text{ cm}^2$ که با سطح آب 5 cm فاصله داشت قرار می گرفت.

میدان مغناطیسی:

جهت تولید میدان مغناطیسی از مگنت NdFeB با ابعاد $60 \times 50 \times 20\text{ cm}^3$ استفاده شد. این مگنتها به یک فریم از جنس آلومینیوم که روی cutout قرار می گرفت جاگذاری می شدند. برای داشتن میدان مغناطیسی در آرایش های مختلف مگنتها به سه صورت چیده شدند (۱) حالت یک مگنتی (1B) (۲) حالت استفاده از دو مگنت

موازی با قطبهای همنام که آنرا 2B می نامیم و (۳) حالت استفاده از دو مگنت با قطبهای ناهمنام که 2B(opp) نامیده شد. شدت میدان مغناطیسی در فواصل مختلف از مگنتها با گaus متر مدل ۴۱۰ استاندارد ساخت و کالیبره شده توسط شرکت (BROCKHAUS Messtechnik) اندازه گیری شد. قبل از فرآیند دوزیمتری به منظور حصول اطمینان از عدم تاثیر میدان مغناطیسی روی چمبر با استفاده از گaus متر شدت میدان مغناطیسی در محل چمبر اندازه گیری شد که شدت آن در حد شدت میدان زمینه بود و از این بابت نگرانی وجود نداشت.

یافته ها

در نمودار (۱) شدت میدان مغناطیسی برای آرایشهای مختلف میدان مغناطیسی درون فریمی که مگنتها به آن متصل شده اند نشان داده شده است:

بیشترین شدت میدان مغناطیسی برای حالت 1B برابر 0.320 تسلا بود که این مقدار با فاصله گرفتن از لبه ای که مگنت به آن متصل بود به سمت لبه دیگر کاهش می یافت برای حالت 2B بیشترین شدت میدان مغناطیسی برابر 0.320 تسلا اندازه گیری شد که این مقدار روی محور Crossline قرار داشت، روی این محور با حرکت به طرف مرکز فریم شدت کاهش می یافت. توزیع شدت میدان مغناطیسی در حالت 2B روی محور Inline به گونه ای بود که بیشترین شدت برابر 0.129 تسلا بود و روی این محور با حرکت به طرفین فریم شدت کاهش می یافت. برای آرایش 2B(opp) بیشترین شدت میدان روی محور Crossline برابر 0.296 تسلا بود و با حرکت به طرف مرکز فریم میدان کاهش می یافت. همچنین روی محور Inline به علت جهت گیری خطوط میدان مغناطیسی و وجود نیروی دافعه بین قطبها در این آرایش شدت میدان تقریباً در حدود شدت زمینه اندازه گیری شد.

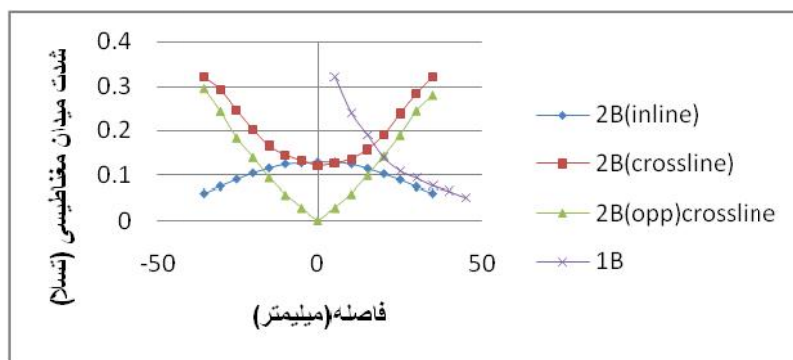
جدول (۱) مقدار بیشینه PDD را روی محورهای Inline و Crossline در آرایشهای مختلف میدان مغناطیسی و در عمقهای مختلف نشان می دهد. این مقدار بیشینه در حالت عدم وجود میدان روی محور مرکزی رخ می دهد که در پی اعمال میدان مغناطیسی متحمل جابجایی نسبت به محور مرکزی پرتو می شد که این تغییر مکان نیز در جدول ۱ آورده شده است.

در جدول (۲) برای آرایشهای مختلف میدان مغناطیسی، عمقی که ماکزیمم دوز (d_{max}) در آن رخ داده است و همچنین میزان افزایش PDD پس از اعمال میدان مغناطیسی آورده شده است.

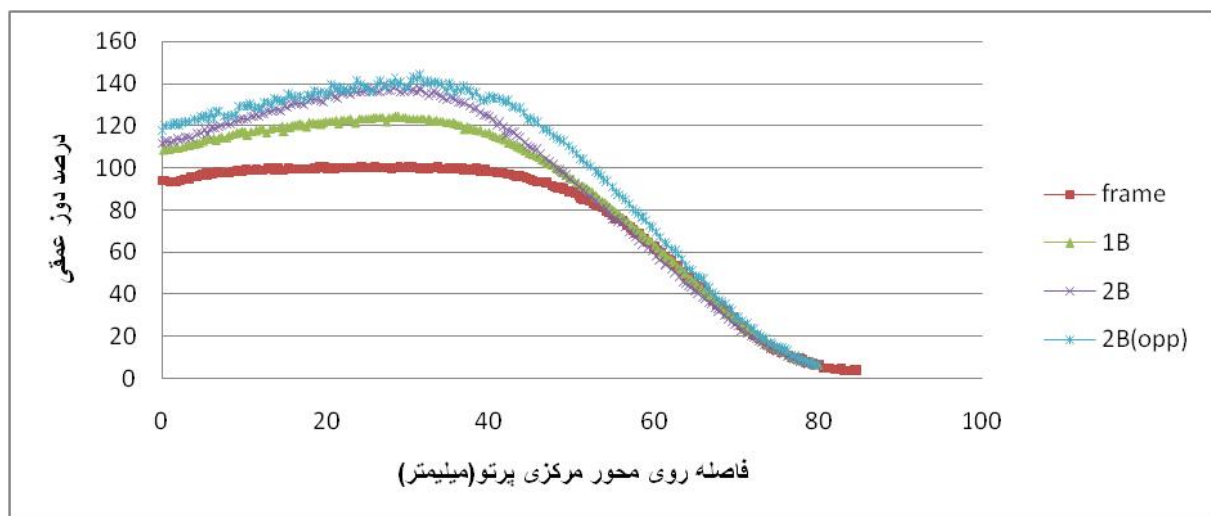
نمودار (۲) درصد دوز عمقی روی محور مرکزی را در حالت عدم وجود میدان مغناطیسی و پس از اعمال میدان در آرایشهای مختلف نشان می دهد.

در حالت عدم وجود میدان مغناطیسی عمق ماکزیمم دوز (d_{max}) برابر 24.8mm بود که پس از اعمال میدان مغناطیسی علاوه بر اینکه ماکزیمم دوز افزایش نشان میداد، عمقی که این دوز در آن رخ داده بود نیز دچار تغییر می شد بطوریکه در آرایشهای 1B و 2B و 2B(opp) ماکزیمم PDD برابر 124.28 و 138.85 و 143.71 اندازه گیری شد که به ترتیب در عمقهای 29mm، 26.9mm و 31.5mm قرار داشت.

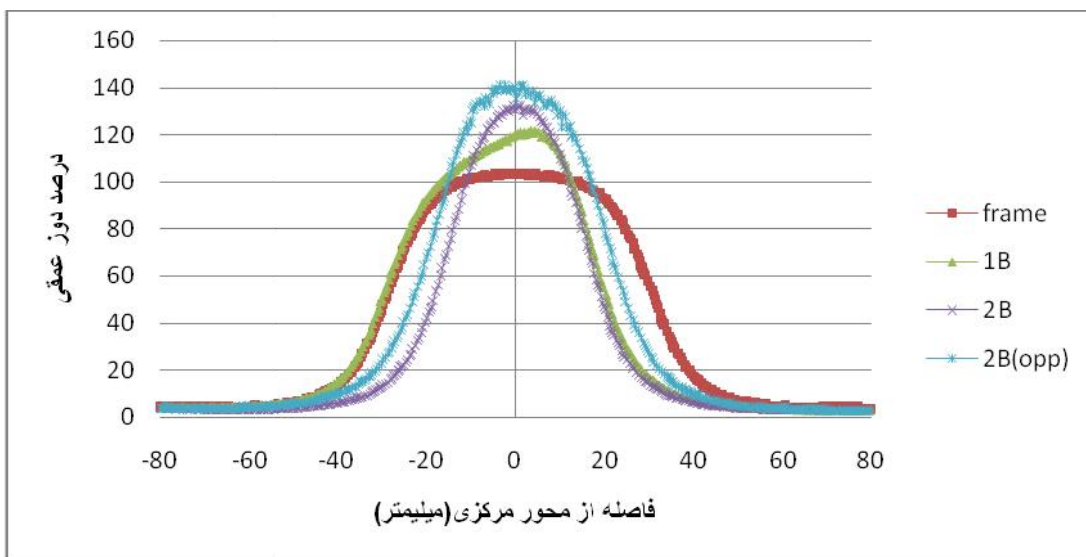
نمودارهای ۳ تا ۸ اندازه گیری پروفایلهای Inline و Crossline را در حالت عدم وجود میدان و پس از اعمال میدان مغناطیسی در عمقهای مختلف نشان می دهد.



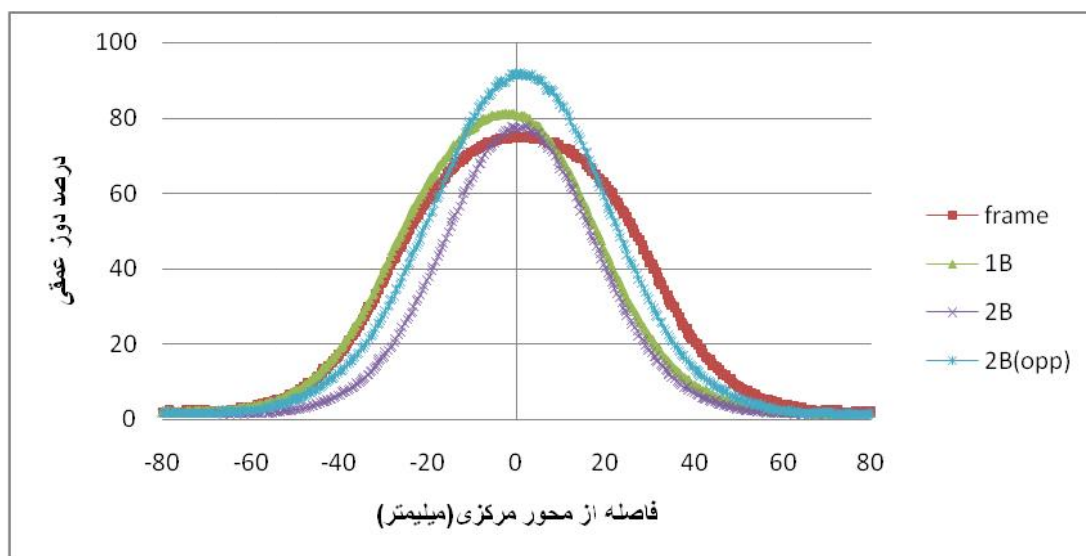
نمودار ۱: توزیع شدت میدان مغناطیسی برای آرایشهای مختلف



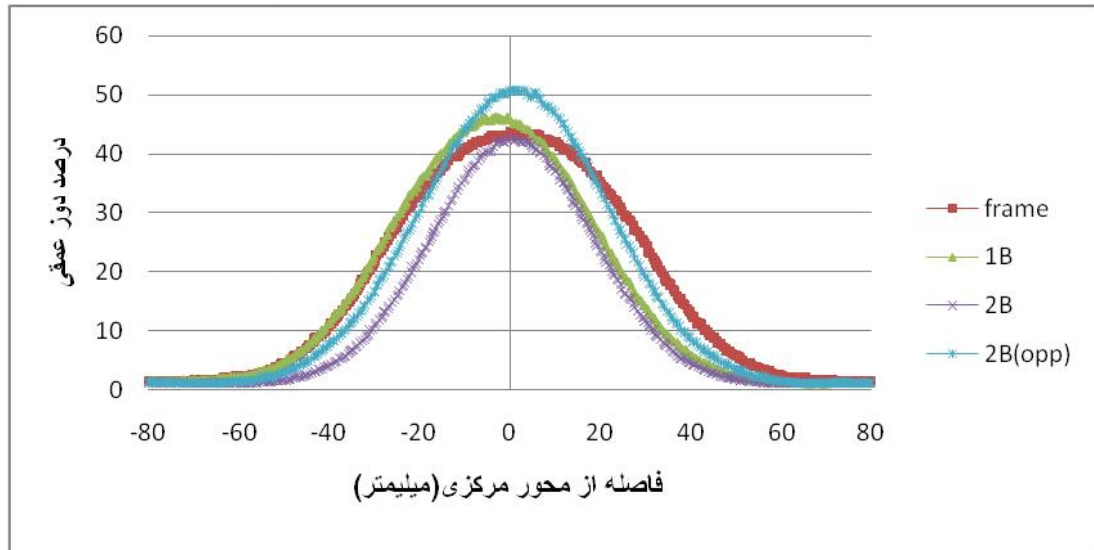
نمودار ۲: منحنی درصد دوز عمقی روی محور مرکزی در حالت عدم وجود میدان مغناطیسی و پس از اعمال میدان در آرایشهای مختلف



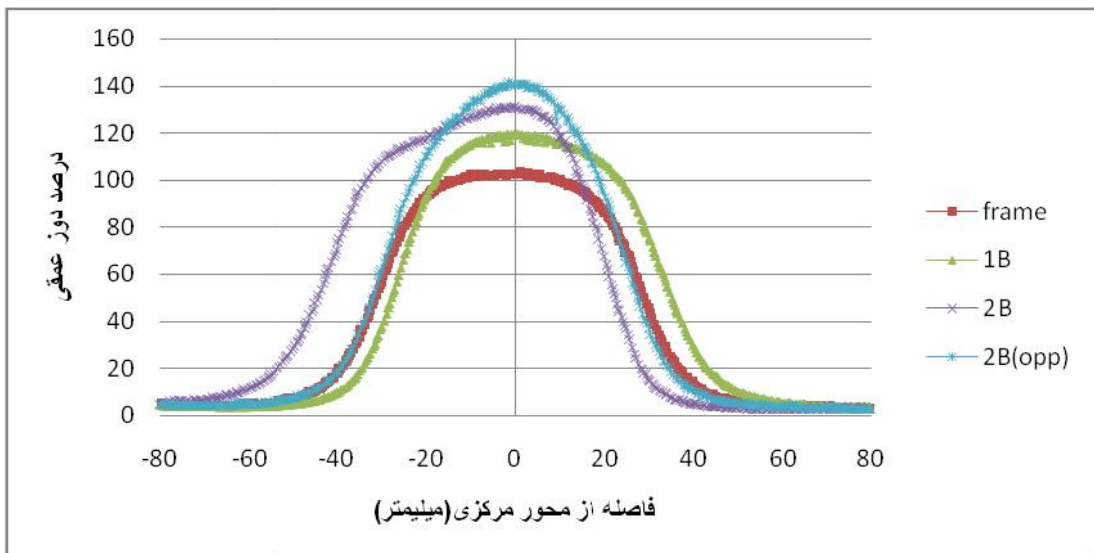
نمودار ۳: منحنی های **Inline** در حالت وجود و عدم میدان مغناطیسی در عمق ۳۷ میلیمتر



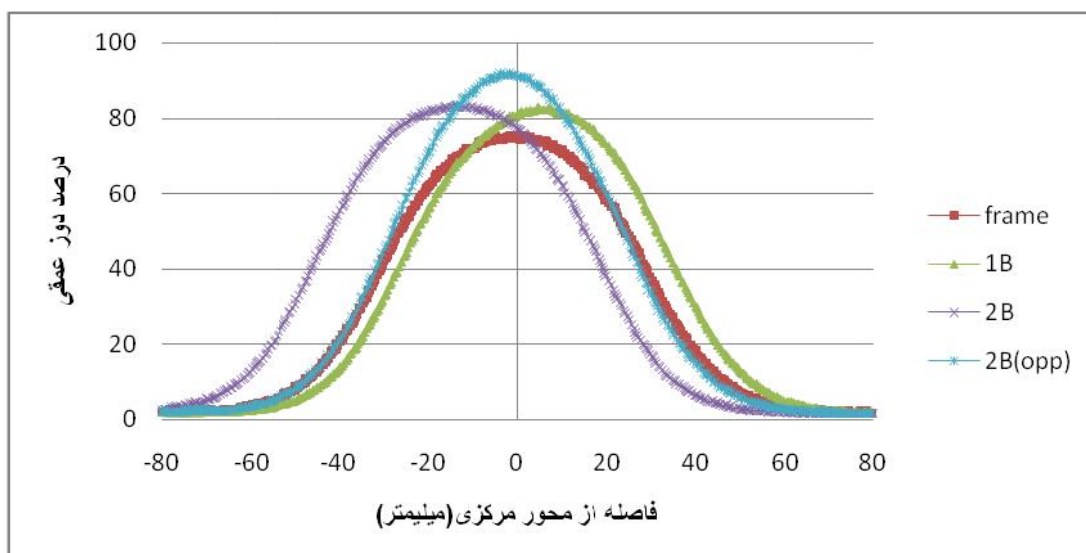
نمودار ۴: منحنی های **Inline** در حالت وجود و عدم میدان مغناطیسی در عمق ۵۵ میلیمتر



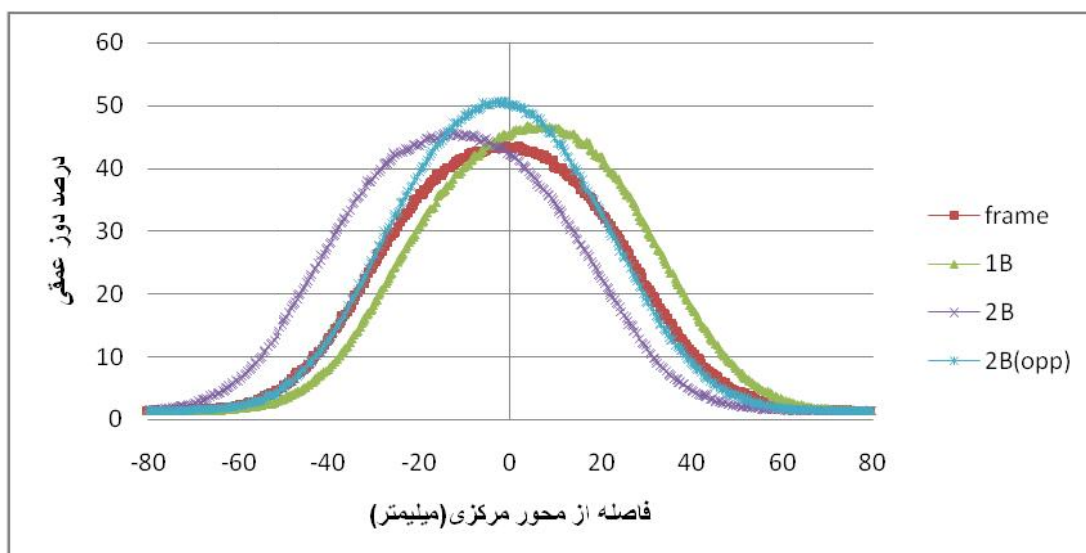
نمودار ۵: منحنی های **Inline** در حالت وجود و عدم میدان مغناطیسی در عمق ۶۵ میلیمتر



نمودار ۶: منحنی های **Crossline** در حالت وجود و عدم میدان مغناطیسی در عمق ۳۷ میلیمتر



نمودار ۷: منحنی های Crossline در حالت وجود و عدم میدان مغناطیسی در عمق ۵۵ میلیمتر



نمودار ۸: منحنی های Crossline در حالت وجود و عدم میدان مغناطیسی در عمق ۶۵ میلیمتر

جدول ۱: درصد دوز عمقی (PDD) بیشینه و میزان جابجایی آن از محور مرکزی در آرایش های مختلف میدان مغناطیسی

	frame		1B		2B		2B(opp)	
	فاصله از محور مرکزی (میلیمتر)	PDD	فاصله از محور مرکزی (میلیمتر)	PDD	فاصله از محور مرکزی (میلیمتر)	PDD	فاصله از محور مرکزی (میلیمتر)	PDD
Inline (37mm)	-0.1	99	4.5	121.61	-0.1	131.81	-3.3	140
Inline(55mm)	0.8	75.02	-3.3	81.27	2.3	77.80	1.3	91.67
Inline (65mm)	0.6	43.61	-3.1	46.28	-0.1	42.62	0.9	50.84
Crossline (37mm)	1	98.9	1.5	119.31	-0.7	131.13	-1.2	141.08
Crossline (55mm)	3	75.02	4.8	82.66	-11.3	82.95	-3.5	91.58
Crossline (65mm)	-1	43.61	4	46.78	-12.6	45.52	-3.7	50.54

جدول ۲: مقدار افزایش PDD و تغییر عمق نسبت به حالت عدم وجود میدان در آرایش های مختلف

	مقدار افزایش PDD در d_{max}	تغییر عمق نسبت به حالت عدم وجود میدان مغناطیسی (میلیمتر)
1B	24.28%	8.3
2B	38.85%	6.2
2B(opp)	43.71%	11.2

بحث

صورت عملی وهم شبیه سازی بر افزایش دوز سطحی پس از اعمال میدان مغناطیسی صحه می گذارند.[۸, ۱۵, ۱۶] که احتمالاً وجه اختلاف بین تحقیق حاضر و دیگران می تواند ناشی از هندسه و شدت میدان مغناطیسی بکار برده شده و نوع پرتو(الکترون یا فوتون) مورد استفاده باشد و عموماً نتایجی که در تضاد با نتایج تحقیق حاضر هستند از میدانی استفاده کرده اند که روی فانتوم اعمال شده است و چنین میدانی می تواند با ایجاد خاصیت آینه ای از ورود الکترونها به سطح فانتوم در جهت های خاص جلوگیری کند بعلاوه اینکه در بعضی از پژوهشهایی که تاکید بر کاهش دوز سطحی داشته اند پرتو مورد استفاده فوتون بوده که در چنین حالتی به علت عدم وجود بار الکتریکی در این پرتوها، میدان مغناطیسی اجباراً روی یونهای تولید شده پس از ورود فوتون به فانتوم تأثیر می گذارد و کاهش دوز سطحی می تواند در اثر جاروب شدن یونهای روی سطح و انتقال آنها به مکان هندسی دیگر باشد در حالی که هندسه میدان در تحقیق حاضر روی فضای قبل از ورود پرتو به فانتوم تعریف شده است و مستقیماً پرتو الکترونی را تحت تأثیر قرار می دهد همانگونه که در نمودارهای ۳ تا ۵ آورده شده است دوزیمتری محور **Inline** در عمقهای مختلف نشان می دهد که پروفایل پرتو پس از اعمال میدان مغناطیسی دچار جمع شدگی در نواحی کناری است که این امر حاکی از کانونی شدن دوز واگذار شده پس از اعمال میدان مغناطیسی است، اهمیت کانونی شدن پرتو به دو دلیل حائز اهمیت است اول اینکه بیانگر انتقال دوز واگذار شده تحت تأثیر نیروی اعمالی میدان مغناطیسی از مکان هندسی نقاطی است که نسبت به حالت عدم وجود میدان

ورود الکترون متحرک به فضایی که در آن میدان مغناطیسی وجود دارد سبب اعمال نیرویی می شود که به آن نیروی لورنتس گویند. اندازه شدت میدان مغناطیسی و سرعت الکترون متحرک بعلاوه جهتی که بردارهای میدان و سرعت باهم می سازند، مقدار و جهت نیروی لورنتس را تعیین می کنند. چنانچه در نمودار (۱) نشان داده شده و در جدول (۱) نیز آورده شده است با ورود الکترون به میدان مغناطیسی دوز روی محور مرکزی پرتو الکترونی در آرایش های مختلف معرفی شده افزایش یافته است بطوریکه در آرایش 1B دوز در تمام ناحیه بیلدآپ و تا چندین میلیمتر پس از آن افزایش داشته و بطور مثال در d_{max} دوز واگذار شده تا 24.28% دچار افزایش گردیده و بعلاوه اینکه محل وقوع d_{max} نیز تغییر یافته است. میزان افزودگی دوز برای عمق ماکزیمم ضمن افزایش دوز در تمام منطقه بیلدآپ در آرایشهای 2B و 2B(opp) بترتیب برابر 38.85% و 43.71% بدست آمد. تجزیه و تحلیل منحنی های PDD حاکی از افزایش دوز سطحی قابل ملاحظه در سطح است، و با در نظر گرفتن استفاده پرتوهای الکترونی برای درمان ضایعات پوستی و تومورهایی که نزدیک به سطح بدن بیمار و در عمقهای کم وجود دارد می تواند اهمیت بسزایی داشته باشد. اندازه گیری ها حاکی از افزایش دوز سطحی به مقدار ۱۵/۷٪ برای آرایش 1B است که این مقدار برای آرایش های 2B و 2B(opp) بترتیب برابر ۱۴,۷۳٪ و ۲۶,۰۲٪ حاصل شد. هرچند در بعضی از تحقیقات در تضاد با پژوهش حاضر [۱۱-۱۴] تاکید بر کاهش دوز سطحی پس از اعمال میدان مغناطیسی شده است، تحقیق حاضر در توافق با بعضی دیگر از پژوهشهایی است که هم به

جدول (۱) بیانگر جابجایی نسبت به حالت عدم وجود میدان برای عمقی است که ماکزیمم دوز روی آنها رخ داده است بعلاوه در این جدول درصد دوز روی d_{max} برای جهت **Inline** و **Crossline** در عمق‌های مختلف پس از اعمال میدان مغناطیسی آورده شده است و چنانچه مشاهده می شود در تمام عمقها بجز برای **Crossline** مربوط به عمقهای ۵۵ و ۶۵ سانتیمتر d_{max} تغییر مکان چندانی نداشته است میزان جابجایی برای این عمقها به ترتیب برابر ۱۱,۳ میلیمتر و ۱۲,۶ میلیمتر است.

نتیجه گیری

سرامیکهای مغناطیسی **NdFeB** با توانایی تولید شدتی در حدود ۱۶ برابر شدت مواد فرومغناطیس مرسوم از لحاظ وزن و حجم به گونه ای هستند که بسیار قابل انعطاف بوده و آنها را می توان بگونه ای از لحاظ هندسی آرایش داد تا مسیر پرتو الکترونی را تحت تاثیر قرار دهند و ضمن هدایت الکترونها به نواحی دلخواه، توزیع دوزی را در پرتودرمانی بیماران مبتلا به سرطان بوجود آورد که هم بافت سالم از محافظت بهتری برخوردار باشد و هم بافت تومورال دوز بیشتری دریافت نماید. نظر به اینکه پرتوهای الکترونی اکثرا در درمان نواحی تومورال نزدیک به سطح و یا سرطانهای پوست کاربرد دارد یافته های تحقیق حاضر نشان می دهد که استفاده از برهم کنش پرتوهای باردار با میدان مغناطیسی می تواند بازدهی استفاده از این پرتوها را بهبود بخشد. یادآوری شود اطلاع همه جانبه از پارامترهای فیزیکی پرتو در پی عبور از میدان مغناطیسی و ورود به فانتوم، مستلزم استفاده از روشهای دیگر دوزیمتری نظیر فیلم دوزیمتری یا ترمولومینسانس دوزیمتری و دیگر روشهای پیشرفته دوزیمتری است که پیشنهاد می شود در تحقیقات آتی مد نظر قرار گیرد.

کاهش دوز را نشان می دهد و ثانيا مهاجرت یونهای تخلیه شده از نقاط مزبور را به نقاطی که افزایش دوز داشته اند بیان می کند. در نمودارهای ۶ تا ۸ که دوزیمتری محور **Crossline** را نشان می دهد سه نکته عمده وجود دارد یکی افزایش دوز در اطراف محور مرکزی در تمام آرایشها نسبت به حالت عدم وجود میدان است و دیگر پهن شدگی پروفایل واگذاری دوز و جابجایی کلی پروفایل است که این جابجایی برای آرایش **2B** بیش از دیگر آرایشها مشاهده می شود. نتایج تحقیق حاضر اگر چه در توافق با نتایج عملی و شبیه سازی مونت کارلو پیژوهشهای مشابه در ارتباط با کانونی شدن دوز واگذار شده است [۴, ۵, ۱۷].

باید یادآور شد بنابر قانون پایستگی بار و انرژی، کانونی شدن دوز واگذار شده به مفهوم افزایش دوز در یک ناحیه و تخلیه دوز از مناطق دیگر است به عبارت دیگر هرگاه در یک جهت، دوزیمتری صورت پذیرد و افزایش دوز مشاهده گردد، در صورتی که دوزیمتری در جهت‌های دیگر در نظر گرفته شود عموما کاهش دوز وجود خواهد داشت خصوصا در مورد اعمال میدان مغناطیسی منظور از جهت‌های دیگر آنهایی هستند که عمود بر جهت اولیه باشد چرا که نیروی لورنتس حاصلضرب برداری کمیت‌های میدان و سرعت است و به عبارت دیگر از آنجا که داریم $F=qVB\sin\alpha$ تغییر زاویه از یک جهت تا ۹۰ درجه مقدار نیرو را از ماکزیمم تا مینیمم دچار تغییر خواهد کرد و بنابر همین اصل در اکثر تحقیقاتی که مطلقا بر افزایش دوز و کانونی شدن پرتو تاکید شده است احتمالا فرآیند دوزیمتری در جهت‌های انجام شده است که به آنجا مهاجرت پرتوها یونساز صورت پذیرفته است و جهت‌های عمود لحاظ نشده است. و چنانچه در نمودارهای ۳ تا ۸ از تحقیق حاضر آورده شده است همزمان با جمع شدگی پروفایل در جهت **Inline** پدیده پهن شدگی یا جابجایی پروفایل برای جهت‌های عمود بر آن (**Crossline**) نیز ظاهر شده است.

قدردانی

خود لازم می دانند از پرسنل محترم بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز به خاطر همکاری ارزشمندشان کمال سپاسگذاری را داشته باشند.

پژوهش حاضر برگرفته از طرح تحقیقاتی مصوب در حوزه معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز با شماره (U-90085) بوده و نویسندگان بر

منابع

- 1-Lazarakis P, Bug MU, Gargioni E, Guatelli S, Incerti S, Rabus H, et al. Effect of a static magnetic field on nanodosimetric quantities in a DNA volume. *Int J Radiat Biol* 2012;88(1-2):183-8.
- 2-Oborn BM, Metcalfe PE, Butson MJ, Rosenfeld AB. Monte Carlo characterization of skin doses in 6 MV transverse field MRI-linac systems: effect of field size, surface orientation, magnetic field strength, and exit bolus. *Med Phys* 2010;37(10):5208-17.
- 3-Bostick WH. Possible techniques in direct-electron beam tumor therapy. *Phys Rev* 1950;77(4):564-5.
- 4-Shih CC. High energy electron radiotherapy in a magnetic field. *Med Phys* 1975;2(1):9-13.
- 5-Nardi E, Barnea G. Electron beam therapy with transverse magnetic fields. *Med Phys* 1999;26(6):967-73.
- 6-Lee MC, Ma CM. Monte Carlo characterization of clinical electron beams in transverse magnetic fields. *Phys Med Biol* 2000;45(10):2947-67.
- 7-Jette D. Magnetic fields with photon beams: Monte Carlo calculations for a model magnetic field. *Med Phys* 2000;27(12):2726-38.
- 8-Li XA, Reiffel L, Chu J, Naqvi S. Conformal photon-beam therapy with transverse magnetic fields: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2001;28(2):127-33.
- 9-Bielajew AF. The effect of strong longitudinal magnetic fields on dose deposition from electron and photon beams. *Med Phys* 1993;20(4):1171-9.
- 10-Litzenberg DW, Benedick A, McShan DL. Experimental apparatus to measure the effects of strong longitudinal magnetic fields on photon and electron radiotherapy beams. *Phys Med Biol* 2000 .
- 11-Litzenberg DW, Fraass BA, McShan DL, O'Donnell TW, Roberts DA, Becchetti FD, et al. An apparatus for applying strong longitudinal magnetic fields to clinical photon and electron beams. *Phys Med Biol* 2001;46(5):N105-15.
- 12-Butson MJ, Wong TP, Law A, Law M, Mathur JN, Metcalfe PE. Magnetic repulsion of linear accelerator contaminates. *Med Phys* 1996;23(6):953-5.
- 13-Chen Y, Bielajew AF, Litzenberg DW, Moran JM, Becchetti FD. Magnetic confinement of electron and photon radiotherapy dose: a Monte Carlo simulation with a nonuniform longitudinal magnetic field. *Med Phys* 2005;32(12):3810-8.
- 14-Nettelbeck H, Takacs GJ, Rosenfeld AB. Effect of transverse magnetic fields on dose distribution and RBE of photon beams: comparing PENELOPE and EGS4 Monte Carlo codes. *Phys Med Biol* 2008;53(18):5123-37.
- 15-Belousov A, Chernyaev AP, Varzar SM. Simulation of the conditions of photon and electron beam irradiation in magnetic fields for increasing conformity of radiation therapy II. *B Russ Acad Sci: Phys* 2007;71(6):841-3.
- 16-Belousov AV, Namestnikov AS, Chernyaev AP. Model for the calculation of the trajectories of electron movements in an aqueous environment placed in a magnetic field. *Moscow Univ Phys Bull* 2011;66(5):458-61.
- 17-Ma L. Dosimetric properties of magnetically collimated electron beams for radiation therapy. *Med Phys* 2004;31(11):2973-7.
- 18-Belousov AV, Plotnikov AB, Chernyaev AP, Shvedunov VI. Increasing the efficiency of target irradiation with photon and electron beams in radiation therapy. *Instrum Exp Tech* 2003;46(6):828-31.
- 19-Jette D. Magnetic fields with photon beams: dose calculation using electron multiple-scattering theory. *Med Phys* 2000;27(8):1705-16.
- 20-Phaisangittsakul N, D'Souza WD, Ma L. Magnetic collimation and metal foil filtering for electron range and fluence modulation. *Med Phys* 2004;31(1):17-23.

Use of Electron Beam under Effect of Magnetic Field to Optimize the Pattern of Prescribed Dose in Patients under Radiation Therapy

Mohamad Javad Tahmasebi Biragani¹, Mohamad Reza Bayatiani^{2*}, Fatemeh Seif²,
Mansur Zabihzadeh³, Hojatolah Shahbazian⁴

1-Associate Professor of Medical Physics.

2,3-Associate Professor of Medical Physics.

4-Assistant Professor of Radiotherapist and Oncologist

1,3-Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

2-Department of Medical Physics, School of Allied Medical Sciences, Arak University of Medical Sciences, Arak, Iran.

4-Department of Radiotherapy and Oncology, Golestan Hospital, Ahvaz Jundishapur University of Medical sciences, Ahvaz, Iran.

*Corresponding author:

MR Bayatiani; Department of Medical Physics, School of Allied Medical Sciences, Arak University of Medical Sciences, Arak, Iran.
Tel: +989166009472
Email: bayati@arakmu.ac.ir

Abstract

Background and Objective: In radiation therapy, depending on the depth and type of the tumor, photon or electron irradiation is often applied to treat malignant tumors. Normal tissues are inevitably damaged, due to dose absorption. Since the electron beam is deviated by the magnetic field, it could be applied to detour the dose deposition from normal tissues to tumor mass.

Subjects and Methods: 15MeV electron beam, produced with Varian clinac 2100C/D, was used in this research. Relative dosimetry process was done by use of 3D water phantom and CC13 cylindrical chamber. This process was accomplished with and without magnetic field.

Results: After use of magnetic field the surface dose was increased. In addition the dose in buildup region had incremented. The depth of maximum dose in presence of magnetic field had a shift rather than without magnetic field. The penumbra had increment in some directions and decrease in some other directions.

Conclusion: By applying the magnetic field one can produce a region with increased and adjacent to a lower dose. It seems that arrangement of this region over normal and tumoral region can lead to increase in the efficiency of radiation therapy.

Keywords: Dosimetry, Electron beam, Magnetic field.

Please cite this paper as:

Tahmasebi Biragani M.J. Bayatiani M.R, Seif F, Zabihzadeh M, Shahbazian H. Use of Electron Beam under Effect of Magnetic Field to Optimize the Pattern of Prescribed Dose in Patients under Radiation Therapy. *JundishapurSci Med J* 2014; 13(1):77-88

Received: Sep16, 2012

Revised: Jan30, 2013

Accepted: Dec14, 2013