

بررسی آثار میدان های مغناطیسی بر توزیع دوز و برد پرتوهای فوتونی و ذرات باردار در پرتودرمانی

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^۱، ناهید چگنی^۲، مرضیه طهماسبی^{۳*}، منصور ذبیح زاده^۲

چکیده

زمینه و هدف: پرتودرمانی یکی از روش های اصلی درمان و کنترل تومورها است. امروزه سیستم های تلفیقی پرتودرمانی و تصویربرداری MRI توسعه یافته اند. میدان های مغناطیسی ناشی از این سیستم ها می تواند بر توزیع دوز در بافت هدف تاثیر بگذارد. لذا، هدف از این مطالعه، بررسی آثار میدان های مغناطیسی بر توزیع دوز پرتوها در درمان است.

روش بررسی: این مطالعه مروری با کلید واژه های "radiation therapy and magnetic field"، "photon therapy and magnetic field"، "electron therapy and magnetic field" و "proton therapy and magnetic field" در پایگاههای google scholar و pub med به بررسی مقالات محققین مختلف، دسته بندی و جمع بندی نتایج آن ها پرداخته است.

یافته ها: میدان های مغناطیسی، قادر به تغییر مسیر حرکت ذرات باردار هستند و اگر عمود بر مسیر دسته پرتوهای ذره ای باردار و فوتونی اعمال شوند، ذرات باردار اولیه و همچنین، الکترون های ثانویه و پوزیترون ها را در فوتون درمانی وادار به چرخش می نمایند و یک دوز پیک تولید می کنند. میدان های مغناطیسی طولی نیز باعث کاهش نیم سایه و انحراف جانبی الکترون ها می شوند.

نتیجه گیری: میدان های مغناطیسی، باعث تغییر توزیع دوز پرتوها در پرتودرمانی می شوند و نیاز به اصلاح طرح درمان در صورت استفاده از سیستم های پرتودرمانی مبتنی بر MRI وجود دارد. همچنین، با اعمال میدان مغناطیسی عرضی و تنظیم شدت و مکان اعمال آن، می توان محل وقوع افزایش و کاهش دوز را به ترتیب روی حجم تومور و بافت نرمال تنظیم کرد.

واژه های کلیدی: توزیع دوز، سیستم های تلفیقی پرتودرمانی-MRI، میدان مغناطیسی.

۱- استاد گروه فیزیک پزشکی و رادیوتراپی.

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی.

۳- استادیار گروه تکنولوژی پرتوشناسی.

۱- گروه فیزیک پزشکی و رادیوتراپی، دانشکده

پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور

اهواز، اهواز، ایران.

۳- گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشکده

پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور

اهواز، اهواز، ایران.

*نویسنده مسؤل:

مرضیه طهماسبی؛ گروه تکنولوژی پرتوشناسی،

دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی

جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۳۰۲۶۲۴۴

Email:

marziyeh_tahmasbi@yahoo.com

مقدمه

مغناطیسی، توسعه یافته اند (۱۲-۱۱). از آنجا که در این سیستم های تصویربرداری از میدان های مغناطیسی استفاده می شود و میدان های مغناطیسی طبق رابطه لورنتس می توانند بر ذرات باردار نیرو وارد کنند و آن ها را از مسیر خود منحرف نمایند (۱۳). لذا، همواره باید به این نکته توجه کرد که اعمال میدان های مغناطیسی ناشی از سیستم تصویربرداری همزمان با روش های مختلف پرتودرمانی، چه تاثیری بر میزان انحراف، برد و توزیع دوز ذرات باردار که نقش اساسی در واگذاری دوز در پرتودرمانی را بر عهده دارند، خواهد داشت و آیا این میدان ها باعث تشکیل نقاط سرد و داغ در بافت هدف نخواهند شد. همچنین، باید دید که آیا در نظرگرفتن تاثیر این میدان ها بر توزیع دوز در طراحی درمان بیماران لازم است یا خیر. از طرف دیگر، به دلیل تاثیر میدان مغناطیسی بر ذرات باردار شاید بتوان با اعمال میدان مغناطیسی همزمان با پرتودرمانی توزیع دوز دلخواهی در بافت هدف ایجاد نمود. در این راستا مطالعات متعددی توسط محققین مختلف در مورد اثر میدان های مغناطیسی در پرتودرمانی با فوتون، الکترون و پروتون ها و تا حدودی ذرات باردار سنگین تر با روش های مختلف اندازه گیری، محاسبات عددی و تحلیلی و همچنین شبیه سازی با کدهای مختلف انجام گرفته است. نتایج این تحقیقات با توجه به روش مطالعه و دقت و صحت هر روش، در مواردی سازگار و در برخی موارد نیز متفاوت می باشد. لذا، انجام پژوهشی که مطالعات پیشین در حوزه ی اثر میدان مغناطیسی بر توزیع دوز و برد پرتوهای مورد استفاده در پرتودرمانی را به صورت یک جا به محققین ارائه نماید، ضروری به نظر می رسد. مقاله حاضر یک مطالعه ی مروری است که هدف آن، ارائه ی گزارشی دقیق و منظم از نتایج مطالعات مختلف در حیطه ی آثار میدان های مغناطیسی بر توزیع دوز و برد ذرات باردار و پرتوهای مورد استفاده در پرتودرمانی از دیدگاه محققین مختلف می باشد.

استفاده از پرتوهای یونیزان، در کنار جراحی و شیمی درمانی، همواره یکی از روش های اصلی درمان و کنترل تومورها بوده است (۱). برای پرتودرمانی می توان از منابع پرتوزای خارجی یا منابع رادیواکتیو کاشته شده در بدن بیمار استفاده کرد. امروزه در اغلب مراکز پرتودرمانی از فوتون های ترمزی ناشی از برهمکنش الکترون های پرانرژی شتاب یافته در شتاب دهنده های خطی با یک هدف تنگستنی استفاده می شود. الکترون های پرانرژی نیز، مستقیماً برای درمان تومورهای سطحی استفاده می شوند (۲ و ۳). در سال های اخیر، ذرات دیگری مانند نوترون ها، پروتون ها، یون های هلیوم، کربن، هیدروژن، نئون، سلیکون و آرگون و... در درمان سرطان به کار گرفته شده اند (۲). هدف نهایی پرتودرمانی، تحویل دوز کشنده تجویزی به بافت هدف و حفاظت از بافت های سالم و ارگان های حساس اطراف ناحیه درمان تا حد امکان، می باشد (۴). ذرات باردار، به دلیل ایجاد پیک براگ، نسبت به پرتوهای فوتونی که دوز را به صورت نمایی واگذار می کنند، یا الکترون ها که ناحیه گسترده ای از ماگزیمم دوز دارند، دارای مزیت هستند (۲، ۷-۴). پرتوهای فوتونی به دلیل نفوذپذیری بالا، امکان رساندن دوز درمانی تجویزی به تومورهای عمقی را فراهم می کنند. اما، درعین حال، دوز نسبتاً بالایی را به بافت های سالم پشت ناحیه تومورال، بخصوص هنگام درمان تومورهای سطحی مانند تومورهای سر و گردن و پستان، می رسانند. برخلاف فوتون ها، پروتون ها و ذرات باردار سنگین به دلیل پیگ براگ خود و افت دوز سریع پس از آن، دوز ناچیزی را به بافت های نرمال پشت ناحیه تومورال می رسانند. لذا، استفاده از پروتون ها و ذرات باردار سنگین تر دستیابی به بهره درمانی بهتری را فراهم می کند (۸-۱۰). امروزه به منظور انجام دقیق تر پرتودرمانی و افزایش بازده درمانی، سیستم های پرتودرمانی تلفیقی با سیستم های تصویربرداری تشدید

تا پژوهشگرانی که بخواهند در این زمینه به اطلاعاتی دست پیدا کنند بتوانند با مطالعه ی آن، دیدی اجمالی از تحقیقات انجام شده در این خصوص و نتایج آنها و زمینه های تحقیقاتی موجود به دست آورند.

روش بررسی

این مطالعه، مقاله ای مروری است که تحقیقات مختلف در مورد اثر میدان مغناطیسی بر توزیع دوز و برد پرتوهای فوتونی، الکترونی و پروتون ها را بررسی و دسته بندی نموده است. برای انجام این مطالعه پایگاههای داده google scholar و pub med با کلید واژه های "radiation therapy and magnetic field" و "photon therapy and magnetic field" و "electron therapy and magnetic field" و "magnetic field proton therapy"، جستجو شدند و به طور کلی حدود ۲۵۰ مقاله جمع آوری شد که در محدوده ی زمانی سال ۱۹۹۵ تا ۲۰۱۷ توسط محققین مختلف انجام شده بودند. با بررسی چکیده و روش کار این مقالات در نهایت تعداد ۳۷ مقاله انتخاب و به طور کامل

بررسی و مرور شدند که نتایج آنها در قسمت یافته ها آمده است.

یافته ها

محققان مختلف تاثیر میدان های مغناطیسی بر فوتون ها، الکترون ها و پروتون ها و ذرات باردار در پرتودرمانی را با روش های مختلف از جمله شبیه سازی، دوزیمتری و نیز محاسبات عددی یا تحلیلی بررسی کرده اند. نتایج تحقیقات این محققان در جداول ۱-۳ به طور خلاصه ارائه شده است. جدول ۱ آثار میدان مغناطیسی بر باریکه های فوتونی را نشان می دهد. در این راستا ۱۸ مقاله بررسی و مرور شده است. نتایج ۱۳ مطالعه ی بررسی شده در مورد آثار میدان مغناطیسی بر توزیع دوز باریکه های الکترونی در پرتودرمانی نیز در جدول ۲ بیان شده اند. جدول ۳ نیز بیانگر آثار میدان مغناطیسی بر برد و توزیع دوز پروتون ها و یون های کربن از دیدگاه محققین مختلف می باشد که شامل نتایج ۶ مقاله می باشد. منظور از عرضی بودن میدان مغناطیسی، عمود بودن راستای اعمال آن بر راستای تابش دسته پرتو می باشد. میدان مغناطیسی طولی هم میدانی است که در راستای موازی با محور دسته پرتو اعمال می شود.

جدول ۱: آثار میدان مغناطیسی بر پرتوهای فوتونی در پرتودرمانی

نام نویسنده و سال چاپ مقاله	بررسی اثر میدان مغناطیسی بر:	روش کار	انرژی پرتو (مگاولت)	اندازه ی میدان (cm ²)	نوع و شدت میدان مغناطیسی	راستای اعمال میدان مغناطیسی	نتایج مهم
Raaymakers et al (2004) (۱۱)	نحوه واگذاری دوز شتابدهنده تلفیقی با اسکتر MRI	شبیه سازی با کد GEANT4	۶	۱×۱ و ۵×۵	ثابت، ۱،۵ و ۱،۱	عرضی	نامتقارن شدن واگذاری دوز باریکه ی مدادی و کاهش این عدم تقارن با افزایش اندازه میدان درمانی.
Keivanloo et al. (2012) (۱۲)	دوز پوست در سیستم های شتابدهنده ی خطی تلفیقی با MRI	شبیه سازی با کد EGSnrc و BEAMnrc	۶	۵×۵، ۱۰×۱۰ و ۱۵×۱۵ و ۲۰×۲۰	یکنواخت ۱ و ۰،۵	عرضی و طولی	افزایش دوز پوست هنگام اعمال میدان مغناطیسی به صورت طولی، وابسته به اندازه میدان فوتونی. برابری یا کمتر بودن دوز پوست در سطح ورودی برای تابش عمودی پرتو در چینش عرضی اعمال میدان مغناطیسی
Jette (2000) (۱۴)	توزیع دوز دسته پرتو	شبیه سازی با کد EGS4	۱۵، ۳۰ و ۴۵	۶×۶	ثابت، ۱-۵	عرضی	بهبود قابل ملاحظه توزیع دوز، برای هر سه انرژی فوتون، با افزایش قدرت میدان مغناطیسی و کاهش عمده ی دوز، پس از این ناحیه
Reiffel et al (2000) (۱۵)	پروفایل دوز دسته پرتو	شبیه سازی با کد EGS4	۲۴ و ۵۰	۱۵،۲ × ۱۵،۲	متغیر، حدود ۱	عرضی	افزایش دوز در نزدیکی مرزهای میدان و تغییرات معناداری در توزیع دوز
Wadi-Ramahi et al (2001) (۱۶)	کاستن از نواحی با دوز کاهش یافته در اطراف حفرات تنفسی فوقانی	شبیه سازی با کد EGS4	۶	۶×۶	یکنواخت، ۰،۵	طولی	افزایش دوز در سطح انتهایی حفره های هوایی و وابستگی نسبت افزایش دوز به شدت میدان مغناطیسی و اندازه حفره
Naqvi et al (2001) (۱۷)	تعادل جانبی ذرات باردار، ناشی از وجود حفرات هوا	شبیه سازی با کد EGS4	۶	۵،۵×۵،۵	یکنواخت، ۰،۵	طولی	محیوس کردن الکترون های ثانویه در حفره هوا و کاهش تخریب توزیع های دوز در مجاورت فصل مشترک بافت - هوا
Li et al. (2001) (۱۸)	پرتودرمانی کانفورمال	شبیه سازی با کد EGS4	۲۹	۴×۴ تا ۵	خطی و دایلی تا ۵	عرضی	افزایش و یا کاهش ناگهانی دوز در برخی نواحی بسته به شدت و گرادیان میدان مغناطیسی و انرژی فوتون

افزایش دوز به طور موضعی و رخ دادن کاهش دوز، درست در انتهای منطقه افزایش دوز، گسترش نیم سایه در نزدیکی حلقه جریان و عدم تقارن در توزیع دوز در صورت استفاده از یک حلقه ی جریان	عرضی	خطی ۳، ۵ و ۱۰ در مرکز حلقه	۶×۶	۴۵ و ۳۰، ۱۵	شبیه سازی با کد EGS4	توزیع دوز دسته پرتوهای فوتونی در فانتوم آب	Jette (2001) (۱۹)
تمرکز دوز روی یک منطقه از بافت. وابستگی اثرات میدان مغناطیسی بر دوز به انرژی فوتون، اندازه ی میدان درمانی، شدت میدان مغناطیسی و هندسه ی مگنت	عرضی	میدان ناشی از کوئل با شدت ۱-۱۰	۴×۴	۵۰ و ۲۴، ۱۲	شبیه سازی با کد EGS4 و دوزیمتری	مودولاسیون شدت فوتون ها و محاسبات دوز در فانتوم آب	Chu et al (2001) (۲۰)
تأثیر میدان مغناطیسی با شدت بیش از ۰،۱۲ تسلا بر کاهش شدید الکترون های برخوردی به کاتود و تأثیر بر خروجی شتاب دهنده. نیاز به حفاظ مغناطیسی برای جلوگیری از اثرات میدان مغناطیسی دستگاه تشخیصی بر شدت پرتو خروجی درمانی.	طولی	یکنواخت، ۰،۵	۴۰×۴۰	۶	محاسبات تحلیلی و شبیه سازی مونت کارلو	توزیع دوز در شتابدهنده های خطی تلفیقی با MRI	Aubin et al (2010) (۲۱)
تغییرات بسیار جزئی در فلوی الکترون ها حتی برای شدت میدان های خیلی بالا	طولی و عرضی	یکنواخت ۰-۱۰۰۰	۱۰×۱۰	۶	شبیه سازی با کد PENOLOPE	واگذاری انرژی باریکه ی فوتونی مگاولتاژی	Kirkby et al (2008) (۲۲)
کاهش و یا افزایش ناگهانی دوز در مرزهای میدان درمانی	عرضی	یکنواخت ۲ و ۵	۴×۴	۶، ۱۰، ۱۵، ۲۴ و ۵۰	شبیه سازی با کد PENOLOPE	توزیع دوز و کارایی رادیوبیولوژیکی	Nettelbeck et al (2008) (۲۳)
ایجاد توزیع دوز یکنواخت در پستان، کاهش ۱۲ و ۷ درصدی دوز پوست در دیواره ی قفسه سینه و کاهش ۱۶ و ۹ درصدی دوز در شش ها به ترتیب در شدت میدان ۱،۵ و ۳ تسلا. همچنین، کاهش پراکندگی جانبی الکترون های ثانویه.	عرضی	یکنواخت، ۱،۵ و ۳	۹،۶×۹،۶ ۶،۴×۶،۴ ۷،۶×۷،۶ ۹،۸×۹،۸	۶	شبیه سازی با کد GEANT4	توزیع دوز در پرتو درمانی پستان	Esmaeeli et al (2014) (۲۴)
تأثیر شدت میدان مغناطیسی و راستای سطح مورد تابش بر میزان دوز پوست، افزایش دوز پوست برای زوایای مثبت بزرگ، همچنین تأثیر بلوس بر کاهش دوز پوست در این روش به دلیل جذب الکترون های	عرضی	یکنواخت، با شدت های بین ۰،۲، ۰،۴، ۰،۶، ۰،۸، ۱،۲، ۱،۴ و ۱،۶	۵×۵ ۱۰×۱۰ ۱۵×۱۵ ۲۰×۲۰	۶	شبیه سازی با کد GEANT4	دوز پوست در سیستم های ترکیبی شتابدهنده-MRI: اثر اندازه ی میدان فوتونی، شدت میدان مغناطیسی، راستای سطح مورد تابش و	Oborn et al (2010) (۲۵)

بازگشتی برای همه اندازه میدان های فوتونی.						بلوس خروجی	
عدم تاثیر شدت میدان مغناطیسی بر کیفیت و پیچیدگی طراحی درمان و یکسان بودن توزیع دوز برای میدان ۰ و ۱,۵ تسلا و در نهایت ارائه یک الگوریتم تصحیح دوز برای طراحی درمان مبتنی بر روش مونت کارلو	عرضی	یکنواخت، ۱,۵	۰,۵×۰,۵	۶	شبیه سازی با استفاده از GPUMCD	طراحی درمان در شتابدهنده های خطی تلفیقی با MRI ارائه ی الگوریتم تصحیح دوز	Bol et al (2012) (۲۶)
تغییر ۰,۱ درصدی شاخص ناهمگنی دوز در پروستات و سر و گردن و تغییرات ۰,۵ درصدی تا ۲۰,۱ درصدی دوز اعمالی به شش ها	عرضی	یکنواخت، ۱,۰,۷, ۰,۳۵ و ۱,۵	۲,۵×۲,۵	۶	شبیه سازی با کد GEANT4	تغییرات دوز بیماران در پرتودرمانی چرخشی	Yang et al (2015) (۲۷)
افزایش قابل ملاحظه ی دوز سطحی در صورت قرار دادن کوئل های مغناطیسی در تماس با سطح فانتوم. کاهش دوز سطحی با افزایش فاصله کوئل ها از سطح فانتوم بخصوص برای میدان های مغناطیسی عرضی. زیاد بودن دوز سطحی در صورت اعمال میدان مغناطیسی به صورت طولی بدون وابستگی به فاصله بین سطح فانتوم و کوئل ها	عرضی و طولی	یکنواخت، ۰,۲۲ عرضی و ۰,۲۱ طولی	۱۰×۱۰	۶	دوزیمتری	دوز سطحی و دوز در منطقه ی انبوهش در پرتودرمانی	Ghila et al (2016) (۲۸)
تغییرات دوز کمتر از ۴ درصد در تمام طرح درمان های بررسی شده به استثنای شش ها بر اثر میدان مغناطیسی، نیاز به بهینه سازی طرح درمان با در نظر گرفتن اثر میدان مغناطیسی	عرضی	یکنواخت، ۱,۵	-	۶	شبیه سازی با استفاده از GPUMCD	دوز فصل مشترک بافت ها در طرح های درمان IMRT/VMAT واقعی در پرتودرمانی تلفیقی با MRI	Chen et al (2016) (۲۹)

جدول ۲: بررسی آثار میدان های مغناطیسی بر پرتوهای الکترونی در پرتودرمانی

نام نویسنده و سال چاپ مقاله	بررسی اثر میدان مغناطیسی بر:	روش کار	انرژی پرتو (MeV)	اندازه ی میدان (cm ²)	نوع و شدت میدان مغناطیسی (T)	راستای اعمال میدان مغناطیسی	نتایج مهم
Shih (1975) (۳۰)	پرتودرمانی با الکترون های پرتو	شبیه سازی مونت کارلو	۷۰	۴×۴	ثابت، ۶	عرضی	ایجاد پیک برآگ الکترونی بهبود یافته و تحویل دوز زیادی به ناحیه تومورال به طور موضعی
Paliwal et al (1978) (۳۱)	توزیع دوز باریکه ی الکترونی در محیط ناهمگن	دوزیمتری	۹ و ۱۸	۱۵×۸	ثابت، ۰،۰۰۱	عرضی	امکان مناسب تر نمودن توزیع ایزودوزها و تصحیح اثر ناهمگنی ها با اعمال میدان مغناطیسی
Whitmire et al. (1978) (۳۲)	توزیع دوز الکترون ها در فانتوم های معادل شش و بافت	اندازه گیری	۴۵-۱۰	۶×۱۰	متغیر، ۰،۹-۰،۱۸ با گرادیان ۰،۵	عرضی	کاهش ۴۰ درصدی دوز سطحی در بافت، در مقایسه با درمان مرسوم برای همان حجم تومور، کاهش بیش از ۵۰ درصدی دوز کل محور مرکزی در بافت سالم برای تومورهایی در عمق ۱۰ الی ۱۴ سانتیمتر
Wienhouse et (1985) (۳۳) al	توزیع دوز دسته الکترون ها	شبیه سازی مونت کارلو	۲۰ و ۳۰	دایره ای به قطر ۱۰ سانتیمتر	ثابت، ۴-۱	طولی	ایجاد پیک برآگ معین و افزایش نسبت دوز پیک به دوز ورودی، حفاظت از پوست در درمان تومورهای عمقی تر با الکترون های پرتو با کاهش حجم بافت در ناحیه ماگزیمم دوز ۸۰ درصد.
Bielajew (1993) (۳۴)	واگذاری دوز الکترون ها	شبیه سازی با کد EGS4	۲۰	دایره ای به شعاع ۱۰ سانتیمتر	یکنواخت، ۲ و ۲۰	طولی	کاهش نیم سایه برای پرتوهای الکترونی و کاهش نقاط سرد و داغ ناشی از اسکتر چندگانه الکترون ها در مجاورت ناهمگنی ها
Nardi (1999) (۳۵)	توزیع دوز دسته الکترون ها	شبیه سازی مونت کارلو	۱۵	۶×۶	یکنواخت، ۳ و ۲	عرضی	افزایش ضریب حفاظت از پوست (Skin sparing factor)
Ma and Lee (2000) (۳۶)	الکترون درمانی مودوله شده (MERT)	شبیه سازی EGS4/MCD OSE	۶، ۱۲ و ۲۰	۳×۳، ۶×۶ و ۱۰×۱۰	یکنواخت، ۱،۵ و ۳	عرضی	یکنواخت و همگن شدن توزیع دوز، افت سریع دوز با تغییر انرژی باریکه ی الکترونی و جابجایی میدان مغناطیسی
Becchetti et al. (2001) (۳۷)	پروفایل دوز دسته پرتوهای الکترونی و فوتونی	دوزیمتری	۵۰ و ۲۰	۵×۵	یکنواخت، ۳	عرضی	کاهش قابل ملاحظه ی نیم سایه برای پرتوهای الکترونی پرتوهای هنگام ورود به فانتوم معادل بافت و بهبود توزیع دوز الکترون ها و نیز فوتون ها در بافت هدف.
Varzar et al (2002) (۳۸)	توزیع دوز الکترون ها	شبیه سازی با کد GEANT4	۲۰ تا ۳۰	۴×۴	یکنواخت، ۲-۱	عرضی	تغییر پروفایل دوز و محل قرارگیری ماگزیمم آن با تغییر انرژی پرتو و شدت میدان، افزایش پیک توزیع دوز با ضریب ۱،۲۵ و انتقال آن به سمت بافت هدف
Earl and Ma (۳۹)(2002)	دوز عمقی دسته پرتوهای الکترونی	شبیه سازی با کد EGS4	۱۸	۱۰×۱۰ و ۲۰×۲۰	یکنواخت، ۳-۰	طولی	افزایش دوز پیک به اندازه ی ۷۰ درصد با اعمال میدان مغناطیسی در یک سری چینش های معین
Tahmasebi Birgani et al (2013) (۴۰)	بهینه سازی الگوی دوز تجویزی در درمان با الکترون	دوزیمتری	۱۵	۵×۵	یکنواخت، ۰،۳۲ و ۰،۱۲۹	عرضی	افزایش دوز سطحی، افزایش دوز در منطقه ی انبوهش دوز و جابجایی عمق دوز ماگزیمم، افزایش نیم سایه در برخی جهات و کاهش آن در برخی جهات دیگر
Tahmasebi Birgani et al (2013) (۴۱)	نحوه ی توزیع دوز الکترون ها	دوزیمتری	۹ و ۱۵	۵×۵	غیر یکنواخت، با شدت بیشینه ی ۰،۳۲ و ۰،۱۲۹	عرضی	افزایش دوز سطحی، جابجایی عمق دوز ماگزیمم، تغییر الگوی توزیع دوز در منطقه ی انبوهش دوز، تغییر پروفایل دوز.
Tahmasebi Birgani et al (2017) (۴۲)	مسیر باریکه ی الکترونی	فیلم دوزیمتری، شبیه سازی با روش FEM	۱۲ و ۱۵	۳×۳	غیر یکنواخت، ۱،۲۳ برای شبیه سازی و ۰،۴۰۸۲، ۰،۳۵۸۱، ۰،۳۳۱۴، ۰،۲۹۴۱، ۰،۲۵۷۷، ۰،۲۲۵۷، ۰،۲۰۰۸، ۰،۱۷۱۵	عرضی	ارائه ی مدلی برای پیش گویی ماگزیمم زاویه ی انحراف الکترون ها در میدان مغناطیسی و محاسبه ی ماگزیمم زاویه ی انحراف الکترون های ۱۲ مگا لکترون ولتی، ۳۲،۹ درجه و مینیمم انحراف ۱۲،۱ درجه برای الکترون های ۱۵ مگا لکترون ولتی بر اساس مدل ارائه شده و نتایج دوزیمتری.

جدول ۳: اثر میدان مغناطیسی بر پروتون ها و ذرات باردار در پرتودرمانی

نام نویسنده و سال چاپ مقاله	هدف مطالعه: بررسی اثر میدان مغناطیسی بر	روش کار	انرژی پرتو (مگا الکترون ولت)	اندازه ی میدان (cm ²)	نوع و شدت میدان مغناطیسی (تسلا)	راستای اعمال میدان مغناطیسی	نتایج مهم
Raaymakers et al. (2008) (۴۳)	توزیع دوز پروتون ها در سیستم تلفیقی MRI با	شبیه سازی با کد GEANT4	۹۰	۵×۵	یکنواخت، ۰٫۵ و ۳	عرضی	اثر ناچیز میدان مغناطیسی بر توزیع دوز پروتون ها
Sardari et al (2009) (۴۴)	شکل دهی درون تنی باریکه ی پروتونی در درمان سرطان	شبیه سازی با کد GEANT4	۲۰۰، ۴۰۰ و ۶۰۰	۵×۵	ثابت، ۰٫۳، ۰٫۵، ۱ و ۳	عرضی	افزایش ۳۰ تا ۹۰ درصدی دوز جذبی تومور با اعمال میدان مغناطیسی
Wolf and Bortfeld (2012) (۴۵)	انحراف پیک براگ پروتون ها	محاسبات تحلیلی	۲۵۰-۵۰	-	ثابت، ۰٫۳-۰٫۵	عرضی	قابل ملاحظه بودن انحراف جانبی یک دسته پروتون حتی در میدان مغناطیسی نسبتاً کوچک ۰٫۵ تسلا
Oborn et al (2015) (۴۶)	انحراف باریکه ی پروتونی و نحوه تحویل دوز در یک سیستم پروتون درمانی مبتنی بر MRI	شبیه سازی با کد GEANT4	۹۰، ۱۹۵ و ۳۰۰	۳۰×۳۰	یکنواخت، ۱	طولی و عرضی	چرخش قابل ملاحظه ی باریکه ی پروتونی حول محور مرکزی در راستای موازی با خطوط میدان و انحراف در جهت عمود بر خطوط میدان حول محور مرکزی
Schellhammer and Hoffmann (2017) (۴۷)	انحراف دسته پرتو در سیستم تلفیقی پروتون درمانی MRI و جبران آن در طراحی درمان	محاسبات عددی	۶۰، ۹۰، ۱۲۰، ۱۵۰، ۱۸۰ و ۲۵۰	-	یکنواخت، ۰٫۳، ۰٫۵، ۱، ۱٫۵ و ۳	عرضی	ارائه ی یک مدل سریع عددی برای محاسبه ی انحراف پروتون ها در حضور میدان مغناطیسی
Fuchs et al (2017) (۴۸)	انحراف ذرات باردار و پروتون ها در سیستم تلفیقی با MRI	محاسبات عددی و شبیه سازی با کد Gate	پروتون ۶۰، ۱۵۰ و یون کربن ۱۲۰، ۲۵۰ (MeV/u)	-	یکنواخت، ۰ تا ۳	عرضی	مشاهده ی انحراف پیک براگ بسته به شدت میدان مغناطیسی و انرژی اولیه دسته پرتو و لزوم تصحیح این انحراف و اثر آن بر توزیع دوز به روش عددی ارائه شده

بحث

انجام می شود. در یک میدان مغناطیسی، نیروی لورنتس باعث انحراف ذرات ثانویه تولیدی در بافت در مسیرهای ماریپیچی در امتداد خطوط میدان خواهد شد (۲۷ و ۴۰). لذا، میدان های مغناطیسی بر توزیع دوز فوتون ها در بدن هم، اثر گذار خواهند بود.

ابتدا این گونه به نظر می رسد که میدان مغناطیسی بر فوتون ها بی تاثیر است. اما همچنان که نتایج جدول ۱ نشان می دهد، میدان مغناطیسی باعث تغییراتی در محل تحویل دوز و توزیع دوز فوتونی، در بدن بیمار می شود. علت این امر این است که در پرتودرمانی با فوتون ها، واگذاری دوز توسط الکترون های ثانویه ناشی از این فوتون ها در بافت

میدان مغناطیسی بر تغییرات توزیع دوز را در آلگوریتم طراحی درمان در نظر گرفت (۲۷،۲۶،۱۱). که این اثرات به طولی یا عرضی بودن میدان مغناطیسی در سیستم Linac-MR، شدت میدان مغناطیسی سیستم تصویربرداری و انرژی فوتون ها بستگی دارد (۱۲ و ۲۵). میدان های مغناطیسی طولی یکنواخت و قوی نیز، می توانند با کاهش نیم سایه و سایر اثرات عدم تعادل جانبی ناشی از انحراف جانبی الکترون ها، در فوتون درمانی سودمند باشند (۳۴).

الکترون های مگاولتاژی (۲۴-۴ MeV)، نیز که اغلب برای درمان تومورهای سطحی (عمق کمتر از ۵ سانتی متر) به کار می روند، نقش مهمی در پرتودرمانی مدرن دارند. پرتوهای الکترونی در مقایسه با فوتون ها، دوز سطحی بیشتری تولید می کنند و برخلاف فوتون به جای ماگزیمم دوز در یک عمق مشخص، یک منطقه وسیع انبوهش دوز در محدوده عمق معین تولید می کنند. پس از این منطقه ی ماگزیمم دوز الکترونی، افت دوز سریعی رخ می دهد و یک ناحیه آلودگی فوتونی هم در انتهای برد الکترون مشاهده می شود (۴۹ و ۴). پرتودرمانی با الکترون برای تومورهای سطحی به دلیل خصوصیات فیزیکی منحنی توزیع دوز آنها در مقایسه با باریکه فوتونی، بهره درمانی مطلوب تری را فراهم می کند (۵۰ و ۵۱). به دلیل یکنواختی دوز از سطح تا یک عمق معین، الکترون درمانی برای درمان تومورهایی که از سطح تا یک عمق نسبتاً کم گسترده شده اند، مناسب است. علاوه بر این با استفاده از جبران کننده های بافتی و نیز کنترل انرژی الکترون های فرودی، می توان عمق نفوذ آنها را کنترل نمود (۵۰). روش های مختلفی برای بهینه کردن توزیع دوز الکترون ها برای کاربردهای کلینیکی بررسی شده است (۵۲). همانطور که یافته های جدول ۲ نشان می دهند، یکی از این روش ها استفاده از میدان مغناطیسی می باشد. پرتوهای الکترونی در صورت مواجهه با میدان مغناطیسی، به علت وجود نیروی لورنتس، از مسیر

همانطور که یافته های جدول ۱ نشان می دهد وجود میدان مغناطیسی باعث کاهش طول منطقه انبوهش دوز، یک نیم سایه جابجا شده ی نامتقارن و اثر بازگشت الکترون (Electron Return Effect (ERE)) خواهد شد (۱۹ و ۲۶ و ۴۱). در فوتون تراپی، افزایش دوز مشاهده شده در حضور میدان مغناطیسی، در بافت تومورال، ناشی از انحراف و بازگشت الکترون های ثانویه و پوزیترون ها به سمت بالا، تحت تاثیر میدان مغناطیسی است که در نتیجه آن، واگذاری دوز در ناحیه مورد نظر بهبود یافته و تقویت می شود (۱۴). همچنین، عدم توانایی الکترون ها به خروج از نواحی مغناطیسی شده، باعث کاهش دوز تحویلی به نواحی زیرین می شود که منجر به کاهش آهنگ دوز هنگام خروج فوتون ها از ناحیه مغناطیسی شده می شود. در نتیجه، یک ناحیه انبوهش دوز تا شبه تعادل آغاز می شود که ارگان های حیاتی زیر تومور را محافظت می کند (۱۵). افزایش یا کاهش دوز ناشی از اعمال میدان مغناطیسی، به انرژی فوتون و شدت و گرادیان میدان مغناطیسی وابسته است (۱۸ و ۱۶). در نتیجه، با به کار بردن یک میدان مغناطیسی با طراحی مناسب در پرتودرمانی با فوتون ها می توان افزایش دوز قابل ملاحظه ای در حجم هدف و کاهش دوز اساسی در ارگان های حساس به دست آورد (۱۴ و ۱۵، ۲۰-۲۳ و ۱۸). در درمان با فوتون های پر انرژی، وجود فاصله هوایی در بافت هدف، منجر به گسترش جانبی دسته الکترون، به خارج از لبه های هندسی دسته پرتو می شود. میدان مغناطیسی با محدود کردن برد جانبی الکترون ها، به محدوده حفره هوا در صورت وجود حفرات هوا در بافت هدف، باعث برقراری تعادل الکترونی جانبی ذرات باردار می شود که منجر به افزایش دوز در این نواحی می شود (۱۷). همچنین، ترکیب یک دستگاه شتاب دهنده خطی با یک دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی، امکان بررسی پیوسته تغییر شکل و جابجایی های بافت هدف و ارگان های در معرض خطر را فراهم می کند. اما باید اثرات

میدان های الکترونی ناشی از چشمه های نقطه ای، توزیع دوز را بهبود دهند (۳۴). تغییر چینش میدان مغناطیسی و انرژی دسته پرتوهای الکترونی می تواند پروفایل توزیع دوز و محل قرار گرفتن ماگزیم آن را تغییر دهد. این ویژگی در پرتودرمانی بسیار مهم بوده و می توان از این تکنیک در درمان تومورها بهره جست (۳۸).

پروتون تراپی به دلیل قابلیت تحویل دوزهای بالا به بافت های هدف نزدیک به ارگان های حیاتی و حساس، مورد توجه ویژه قرار گرفته است (۸). استفاده از پروتون ها و ذرات باردار سنگین، نتایج بسیار مطلوبی را جهت دستیابی به توزیع دوز کنترل شده ایجاد می کند و دارای مزایایی از جمله، وجود پیک براگ و افت سریع دوز انتهایی، اسکترهای چندگانه و افت سریع دوز جانبی و لوکالیزه بودن دوز است که به طور عملی امکان تحویل دقیق دوز به بافت هدف و کاهش پرتوگیری بافت های سالم اطراف تومور را ممکن می کند (۲، ۷-۴). در حال حاضر کاربرد این نوع درمان ها به دلیل هزینه های بالا و پیچیدگی های تکنیکی سیستم های شتاب دهنده، محدود است. به عنوان مثال، در استفاده از ذرات باردار از جمله پروتون ها در درمان، نیاز به گسترش محدوده پیک براگ برای پوشش حجم تومور وجود دارد. برای این کار از مدولاتورهایی در سر راه دسته پرتوهای پروتونی استفاده می شود که منجر به آلودگی نوترونی می گردند که یکی از موارد نامطلوب در محاسبه و تحویل دقیق دوز می باشد (۵۳). همچنین، در درمان با پرتوهای ذره ای، هندسه، خصوصیات و دانسیته مسیر عبور پرتو بر طراحی درمان اثر دارد. لذا، تعیین دقیق موقعیت تومور در درمان با ذرات باردار مثل پروتون ها و یون های کربن مهم است (۵۴). بر این اساس، نیاز به تلفیق سیستم های پروتون درمانی و یون درمانی با سیستم های تصویربرداری وجود دارد. تلفیق سیستم پرتودرمانی با سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)، می تواند پرتودرمانی مبتنی بر

اصلی خود منحرف می شوند و مجبور به طی مسیر خمیده ای می شوند. 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 دیگری فرستاد و یا مسیر طی شده در یک حجم معین را افزایش داد (۴۰). همچنین، با اعمال میدان مغناطیسی، می توان پخش شدگی جانبی الکترون ها را کاهش داد و برای الکترون ها هم، مانند یون های سنگین، پیک براگ الکترونی تولید نمود (۳۰ و ۳۶). علاوه بر این، با اعمال میدان مغناطیسی می توان دوز سطحی را کنترل کرد (۴۰ و ۳۶). همچنین، تغییر دسته پرتوهای الکترونی با استفاده از یک میدان مغناطیسی می تواند یک روش عملی و کم هزینه باشد که با آن می توان منحنی های هم دوز را متناسب و اثر ناهمگنی ها را تصحیح نمود (۳۱ و ۳۶). با استفاده از میدان مغناطیسی می توان اثر حفاظت از پوست را افزایش داد (۳۲ و ۳۳، ۳۵ و ۳۶). اعمال میدان مغناطیسی می تواند، باعث کاهش نیم سایه در پرتوهای الکترونی و فوتونی و کاهش نقاط سرد و داغ ناشی از پراکندگی چندگانه الکترون ها، در مجاورت ناهمگنی ها شود (۳۷ و ۳۴). همچنین، با اعمال میدان مغناطیسی می توان دوز پیک را افزایش داد (۳۹-۳۸ و ۴۰). عمق دوز ماگزیم را نیز می توان با تغییر انرژی الکترون ها و شدت میدان مغناطیسی، جابجا نمود (۴۰). در صورت استفاده از الکترون های پراانرژی در یک میدان مغناطیسی موضعی در حد چندین تسلا، انرژی جنبشی بالای الکترون ها، نفوذ آنها در تومورهای عمقی تر را تضمین می کند (۳۰). همچنین، میدان های مغناطیسی طولی یکنواخت و قوی، روشی برای گسترش دسته پرتوهای الکترونی بر اثر پراکندگی های چندگانه فراهم می کنند و باعث می شوند هندسه دسته پرتوی الکترونی و توزیع دوز آن، برای کاربرد درمانی مطلوب تر گردد و بتوان از الکترون ها در پرتودرمانی به روش های جدید دیگری هم استفاده نمود. میدان های مغناطیسی طولی می توانند با جهت دهی مجدد

روش های مختلف پرتودرمانی، یا اعمال میدان مغناطیسی یکنواخت یا متغیر همزمان با پرتودرمانی چه تاثیری بر توزیع دوز و انحراف پرتوها و برد آنها خواهد داشت. در این راستا محققان مختلف، مطالعات مختلفی انجام داده اند که نتایج برخی از این تحقیقات در این مقاله خلاصه و جمع بندی شد.

با مرور مطالعات انجام شده در حوزه تاثیر میدان مغناطیسی بر توزیع دوز و برد فوتون ها و ذرات باردار در پرتودرمانی، اهمیت در نظر گرفتن این اثرات، در توزیع دوز هنگام طراحی درمان بیمار برای سیستم های درمانی مبتنی بر تصویربرداری تشدید مغناطیسی آشکار می شود. همچنین، می توان نتیجه گرفت که امکان استفاده از میدان های مغناطیسی ثابت یا متغیر با شدت ها و چینش های مختلف برای تطبیق بیشتر توزیع دوز با بافت هدف، تمرکز دوز در بافت هدف و کاهش دوز در بافت های سالم اطراف آن وجود دارد. علاوه بر این می توان با استفاده از میدان مغناطیسی الکترون ها و پروتون ها را در بافت هدف به طور مطلوب متمرکز نمود و از آلودگی فوتونی ناشی از برخورد الکترون ها با تعدیل کننده یا آلودگی پروتونی ناشی از برخورد پروتون ها با مدولاتورها تا حد امکان جلوگیری نمود.

قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح پژوهشی مصوب دانشگاه علوم پزشکی اهواز، به شماره u-94176 می باشد. لذا از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اهواز که هزینه آن را تقبل کرده اند، تشکر و قدردانی می شود.

تصویبررداری به هنگام از بافت نرم را تسهیل کند (۱۱ و ۵۵-۵۴). با ثبت میزان جابجایی تومور به هنگام پرتودرمانی امکان اصلاح جابجایی تومور در فاصله میان فرکشن های دریافت دوز (۲۷)، فراهم می شود و لذا، واگذاری دقیق دوز به بافت تومورال و نیز حفاظت از ارگان های در معرض، بهتر انجام می شود (۱۱ و ۵۵). اما میدان مغناطیسی اعمالی هنگام ترکیب سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی با سیستم پرتو درمانی به طور اجتناب ناپذیری توزیع دوز را تغییر خواهد داد (۱۱ و ۲۲ و ۲۷). لذا، بررسی اثر میدان های مغناطیسی بر توزیع دوز ذرات باردار از جمله پروتون ها مهم می باشد. با بررسی مطالعات انجام شده در مورد تاثیر میدان های مغناطیسی بر برد و توزیع دوز ذرات باردار و پروتون ها (یافته های جدول ۳)، می توان گفت: با اعمال میدان مغناطیسی عرضی، پروتون ها یک مسیر مارپیچی را درون حجم تومور طی خواهند کرد. در نتیجه، درصد دوز جذبی تومور با این تکنیک، افزایش یافته و دوز رسیده به بافت های سالم، کاهش می یابد (۱۶). در مورد تلفیق سیستم های تصویربرداری تشدید مغناطیسی با پروتون درمانی، علیرغم اندک بودن اثر میدان مغناطیسی بر توزیع دوز پروتون ها از نظر برخی محققان (۴۳) و قابل ملاحظه بودن این اثر از نظر برخی دیگر، باید یک رهیافت اصلاحی در فرآیند طراحی درمان، در نظر گرفت (۴۸-۴۵)

نتیجه گیری

امروزه به منظور انجام دقیق تر پرتودرمانی و افزایش بازده درمانی، سیستم های پرتودرمانی تلفیقی با سیستم های تصویربرداری تشدید مغناطیسی، توسعه یافته اند. میدان های مغناطیسی طبق رابطه ی لورنتس می توانند بر ذرات باردار که نقش اساسی در واگذاری دوز در پرتودرمانی دارند، نیرو وارد نموده و آنها را از مسیر خود منحرف نمایند. لذا، همواره این نکته مهم بوده است که اعمال میدان های مغناطیسی ناشی از سیستم تصویربرداری همزمان با

- 1-Price P., Sikora K., Treatment of Cancer, 5th (edn), Arnold Hodder, London (2008).
- 2-Chu W. T., Ludewigt B. A., Renner T. R. Instrumentation for treatment of cancer using proton and light ion beams. Rev. Sci. Instrum. 1993; 64(8):2055-2122. DOI: 10.1063/1.1143946.
- 3-Brahme A. Design Principles and Clinical Possibilities With a new Generation of Radiation Therapy Equipment. ACTA ONCOLOGICA. 1987; 26(6): 403-412.
- 4-Khan Fhaiz M. the physics of the radiation therapy, 4th(edn), Wolters Kluwer Health. 2010.
- 5-Hollmark M., Uhrdin J., Belkic Dz., Gudowska I and Brahme A. Influence of multiple scattering and energy loss straggling on the absorbed dose distribution of therapeutic light ion beams: I. Analytical pencil beam model. Phys. Med. Biol. 2004; 49(14): 3247-3265. doi:10.1088/0031-9155/49/14/016. Online at stacks.iop.org/PMB/49/3247.
- 6-Scifoni E., Surdutovich E., Solov'yov A., Pshenichnov I., Mishustin I. and Greiner W. Ion-beam therapy: from electron production in tissue like media to DNA damage estimations. Biological Physics (physics.bio-ph). 2008; 104:104-110. Available at: <http://dx.doi.org/10.1063/1.3058968>.
- 7-DePauw N., Dias M.F., Rosenfeld A., Seco J.C. Ion Radiography as a Tool for Patient Set-up & Image Guided Particle Therapy: A Monte Carlo Study. Technology in Cancer Research & Treatment. 2014; 13(1):69-79. DOI: 10.7785/tcrt.2012.500357.
- 8-Schulte R., Bashkurov V., Li T., Liang Zh., Mueller k., Heimann J et al. Conceptual Design of a Proton Computed Tomography System for Applications in Proton Radiation Therapy. IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE. 2004; 51(3): 866-872.
- 9-Pedroni E., Bacher R., Blattmann H., Böhringer T., Coray A., Lomax A., et al. The 200MeV proton therapy project at the Paul Scherrer Institute: Conceptual design and practical realization. Medical Physics. 1995; 22(1):37-53. Doi: 10.1118/1.597522.
- 10-Pedroni E. Latest Development in Proton Therapy. Proceedings of EPAC 2000, Vienna, Austria.
- 11-Raaymakers BW. Raaijmakers AJE., Kotte ANTJ., Jette D. and Lagendijk JJW. Integrating a MRI scanner with a 6MV radiotherapy accelerator: dose deposition in a transverse magnetic field. Phys. Med. Biol. 2004; 49(17): 4109-4118. doi:10.1088/0031-9155/49/17/019.
- 12-Keyvanloo A., Burke B., Warkentin B., Tadic T., Rathee S., Kirkby C., et al. Skin dose in longitudinal and transverse linac-MRIs using Monte Carlo and realistic 3D MRI field models. Med. Phys. 2012; 39(10): 6509-6521.
- 13-Haliday D., Resnick R., Walker J. fundamentals of physics extended. Wiley.com; 2010.
- 14-Jette D. Magnetic fields with photon beams: Monte Carlo calculations for a model magnetic field. Med. Phys. 2000; 27 (12):2726- 2738. Doi: 10.1118/1.1326447.
- 15-Reiffel L., Li A., Chu J., Wheatley RW., Naqvi S., Pillsbury R., Saxena A. Control of photon beam dose profiles by localized transverse magnetic fields. Phys. Med. Biol. 2000; 45(12): 177-182.
- 15-Wadi-Ramahi S.J., Naqvi S.A., Chu J.C. Evaluating the effectiveness of a longitudinal magnetic field in reducing under dosing of the regions around upper respiratory cavities irradiated with photon beams: a Monte Carlo study. Med Phys. 2001; 28(8): 1711-1717. doi: 10.1118/1.1386780.
- 16-Naqvi S.A., Li X.A., Wadi-Ramahi S., Chu J.C., Ye S.J. Reducing loss in lateral charged-particle equilibrium due to air cavities present in x-ray irradiated media by using longitudinal magnetic fields. Med. Phys. 2001; 28 (4): 603-611. Doi: 10.1118/1.1357816.
- 17-Li X.A., Reiffel L., Chu J. and Naqvi S. Conformal photon-beam therapy with transverse magnetic fields: A Monte Carlo study. Med. Phys. 2001;28 (2):127-133. doi: 10.1118/1.1344207.
- 18-Jette D. Magnetic fields with photon beams: Use of circular current loops. Med. Phys. 2001; 28 (10): 2129- 2138. doi: 10.1118/1.1406523.
- 19-Chu J.C., Reiffel L., Hsi W.C., Saxena V.A. Modulation of Radiotherapy Photon Beam Intensity Using Magnetic Field. Int J Cancer. 2001; 96: 131-137. Doi: 10.1002/ijc.10352.
- 20-Aubin J. St., Santos D.M., Steciw s., Fallone B. G. Effects of longitudinal magnetic fields on a simulated in – line 6 MV linac , Med. Phys., 2010; 37 (9): 4916-4923.
- 21-Kirkby C. Stanescu T, Fallone BG. Magnetic field effects on the energy deposition spectra of MV photon radiation. Phys Med Biol. 2009; 54(2): 243-57. doi: 10.1088/0031-9155/54/2/005.
- 22-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): 5123-5137.
- 23-Esmaeeli A.D, Pouladian M, Monfared A.S., Mahdavi S.R., Moslemi D. Effect of uniform magnetic field on dose distribution in the breast radiotherapy. Int. J. Radiat. Res., 2014; 12 (2): 151-160.

- 24-Oborn B.M., Metcalfe P.E., Butson M.J. and Rosenfeld A.B. 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): 5208-5217. doi: 10.1118/1.3488980.
- 25-Bol GH, issouiny SH., Lagendijk JJW. and Raaymakers BW. Fast online Monte Carlo-based IMRT planning for the MRI linear accelerator. *Phys. Med. Biol.* 2012; 57(5): 1375–1385. doi:10.1088/0031-9155/57/5/1375.
- 26-Yang Y.M., Geurts M., Smilowitz J.B., Sterpin E., Bednarz B.P. Monte Carlo simulations of patient dose perturbations in rotational-type radiotherapy due to a transverse magnetic field: A tomotherapy investigation. *Med. Phys.* 2015; 42(2): 715-725. doi: 10.1118/1.4905168.
- 27-Ghila A., Fallone B.G., Rathee S. Influence of standard RF coil material on surface and build up dose from a 6 MV photon beam in magnetic field, *Med. Phys.*, 2016; 43 (11): 5808-5816.
- 28-Chen X., Prior P., Chen G., Schuitz C. J., Li X.A., Technical Note: Dose effects of 1.5 T transverse magnetic field on tissue interfaces in MRI- guided radiotherapy, *Med. Phys.*, 2016; 43 (8): 4797-4802.
- 29-Shih C.C. High energy electron radiotherapy in a magnetic field. *Med. Phys.*, 1975; 2(1): 9-13. doi:10.1118/1.594157.
- 30-Paliwal BR., Wiley AL. Jr, Wessels BW., Choi MC. Magnetic field modification of electron-beam dose distributions in inhomogeneous media. *Med Phys.* 1978; 5(5):404-8.
- 31-Whitemire D.P. and Bernard D.L. Magnetic modification of the electron-dose distribution in tissue and lung phantoms. *Med. Phys.* 1978; 5(5): 409- 417.
- 32-Weinhous MS, Nath R, Schulz RJ. Enhancement of electron beam dose distributions by longitudinal magnetic fields: Monte Carlo simulations and magnetic field optimization. *Med Phys.* 1985; 12(5):598-603.
- 33-Bielajew A.F. The effect of strong longitudinal magnetic fields on dose deposition from electron and photon beams. *Med. Phys.* 1993; 20(4): 1171- 1179.
- 34-Nardi E. and Barnea G. Electron beam therapy with transverse magnetic fields. *Med. Phys.* 1999; 26 (6): 967-973.
- 35-Lee MC, Ma CM. Monte Carlo characterization of clinical electron beams in transverse magnetic fields. *Phys Med Biol.* 2000 Oct; 45(10):2947-2967.
- 36-Becchetti, F. D.; Litzenberg, D. W.; Moran, J. M.; O'Donnell, T. W.; Roberts, D. A.; Fraass, B. A.; McShan, D. L.; Bielajew, A. F. (2001). "Magnetic confinement of radiotherapy beam-dose profiles." AIP Conference Proceedings 600(1): 44-46. <<http://hdl.handle.net/2027.42/87615>>. Doi: 10.1063/1.1435193.
- 37-Varzar S.M., Tultaev A.V., Chernyaev A.P. Control of the Distribution of the Electron Beam Dose in Radiation Therapy. *Journal of Instruments and Experimental Techniques* . 2002; 45(1): 103-106. DOI: 10.1023/a:1014520814235.
- 38-Earl M.A. and Ma L. Depth dose enhancement of electron beams subject to external uniform longitudinal magnetic fields: A Monte Carlo study. *Med. Phys.* 2002; 29 (4): 484-491. doi: 10.1118/1.1461374.
- 39-Tahmasebi Birgani 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. *Jundi shapur Sci Med J.* 2014; 13(1):77-88.
- 40-Tahmasebi-Birgani M.J. Bayatiani M.R. Seif F. Zabihzadeh M. Shahbazian H. Electron Beam Dose Distribution in the Presence of Non-Uniform Magnetic Field. *Iran J Med Phys*, 2013;10 (4), 2014; 11(1).
- 41-Tahmasebi Birgani M.J., Maskani R., Behrooz M.A., Zabihzade M., Shahbaziyan H., Fatahi asl J.,Chegeni N. *Electronic Physician*, 2017; 9 (4): 4171-4179.
- 42-Raaymakers BW, Raaijmakers AJ, Lagendijk JJ. Feasibility of MRI guided proton therapy: magnetic field dose effects. *Phys. Med. Biol.* 2008; 53(20):5615-5622. doi: 10.1088/0031-9155/53/20/003.
- 43-Sardari D., Hosseini-hamid M., and Saeidi P. In-vivo Proton Beam Shaping Using Static Magnetic Field for Cancer Therapy. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany. Volume 25/1 of the series IFMBE Proceedings pp 949-951.
- 44-Wolf R. and Bortfeld T. An analytical solution to proton Bragg peak deflection in a magnetic field. *Phys. Med. Biol.* 2012; 57(17): 329–337. doi:10.1088/0031-9155/57/17/N329.
- 45-Oborn B.M., Dowdell S., Metcalfe P. E., Crozier S., Mohan R. and Keall P.J. Proton beam deflection in MRI fields: Implications for MRI-guided proton therapy. *Med. Phys.* 2015; 42(5): 2113- 2124. doi: 10.1118/1.4916661.
- 46-Schellhammer S.M and Hoffmann A.L. Prediction and compensation of magnetic beam deflection in MR-integrated proton therapy: a method optimized regarding accuracy, versatility and speed. *Phys. Med. Biol.* 2017; 62: 1549-1564
- 47-Fuchs H., Moser P., Groschl M., Georg D. Magnetic field effects on particle beams and their implications for dose calculation in MR guided particle therapy. 2017; [Article in press].

- 48-Strydom, W., Parker W. and Olivares M. Electron beams: physical and clinical aspects. *Podgorsak EB (edn) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna (2005): 273-299.* [book]. Available at: www-naweb.iaea.org.
- 49-Hogstrom K. R., Mills M.D. and Almond P.R. Electron beam dose calculations. *Phys. Med. Biol.* 1981; 26(3): 445-459. Available at: <http://iopscience.iop.org/0031-9155/26/3/008>.
- 50-Brahme A. Current algorithms for computed electron beam dose planning. *Radiotherapy and Oncology.* 1985; 3 (4): 347-362. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8140\(85\)80048-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8140(85)80048-7)
- 51-You S, Gou Ch, Wu Zh, Hou Q. A semi-analytical model for calculating the penetration depth of a High energy electron beam in a water phantom with a magnetic field. *Physica Medica.* 2015; 31(5): 463-467. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.04.013>.
- 52-Koehler A.M., Schneider R.J. and Sisterson J.M. flattening of proton dose distributions for large field radiotherapy. *Medical Physics.* 1977; 4(4): 297- 301. Doi: 10.1118/1.594317.
- 53-Riboldi M., Orecchia R., Baroni G. Real-time tumour tracking in particle therapy: technological developments and future perspectives. *The lancet oncology.* 2012; 13(9): 383-391. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S1470-2045\(12\)70243-7](http://dx.doi.org/10.1016/S1470-2045(12)70243-7).
- 54-Vander Heide U. A., Houweling A. C., Groenendaal G., Beets-Tan R.G.H., Lambin Ph. Functional MRI for radiotherapy dose painting. *Magn. Reson. Imaging.* 2012; 30(9):1216-1223. Doi: 10.1016/j.mri.2012.04.010.

Effect of Magnetic Fields on Dose Distribution and Range of Photon Beams and Charged Particles in Radiation Therapy

Mohamad Javad Tahmasebi Birgani¹, Nahid Chegeni², Marziyeh Tahmasbi^{3*},
Mansour Zabihzadeh²

1-Professor of Medical Physics and Radiation Therapy.

2-Assistant Professor of Medical Physics.

3-Assistant Professor of Medical Physics.

1,2-Department of Medical Physics and Radiotherapy, Ahvaz University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

3-Department of Radiology Technology, Ahvaz University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

*Corresponding author:
Marziyeh Tahmasbi; Department of Radiology Technology, Ahvaz University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Tel: +989163026244

Email:

marziyeh_tahmasbi@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: Radiotherapy in one of the main methods of tumor treatment and control. Today, the integrated radiation therapy-MRI systems have been developed. The magnetic fields of imaging systems can have effects on dose distribution in target volume. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of magnetic fields on dose distribution in radiation therapy.

Materials and Methods: This is a review article which was done through searching the google scholar and PubMed data bases by expressions: radiation therapy and magnetic field photon therapy and magnetic field, electron therapy and magnetic field, proton therapy and magnetic field. Related research papers were sorted and their results were summarized.

Results: Magnetic fields can change the path of charged particles in the medium can enforce the primary charged particles, secondary electrons and positrons to experience a spiral path, if applied perpendicular to beam axes which leads to produce a peak dose. Longitudinal magnetic field decreases the penumbra and lateral deflection of electrons.

Conclusion: Magnetic fields influence the dose distribution in radiotherapy and modification of treatment plan is essential when applying integrated MRI-radiation therapy systems. Also, applying an intensity controlled transverse magnetic field can be an inexpensive approach to adjusting the maximum dose of charged particles in tumor volume while protecting normal tissues.

Key words: Dose distributions, Integrated MRI- radiation therapy systems, Magnetic field.

►Please cite this paper as:

M Javad Tahmasebi Birgani, Chegeni N, Tahmasbi M, Zabihzadeh M. Effect of Magnetic Fields on Dose Distribution and Range of Photon Beams and Charged Particles in Radiation Therapy. *JundishapurSci Med J* 2017;16 (1):467-481.

Received: Feb 7, 2017

Revised: July 22, 2017

Accepted: Oct 4, 2017