

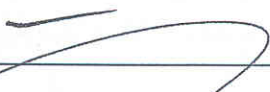
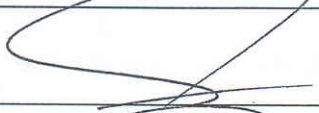





اللَّهُ
الرَّحْمَنُ
الرَّحِيمُ



تاییدیه اعضای هیات داوران حاضر در جلسه دفاع از رساله دکتری

آقای عباس حق پرست رشته فیزیک پزشکی رساله دکتری خود را با عنوان: « بررسی عوامل تاثیرگذار بر ضریب تضعیف موثر ماده جبران کننده به منظور بهینه سازی پرتودرمانی به روش IMRT در انرژی 6 MV با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو » در تاریخ ۱۳۹۰/۷/۳۰ ارائه کردند. اعضای هیات داوران نسخه نهایی این رساله را از نظر فرم و محتوا تایید کرده و پذیرش آنرا برای تکمیل درجه دکتری پیشنهاد می کنند.

امضاء	نام و نام خانوادگی	اعضای هیات داوران
	دکتر بیژن هاشمی ملایری	استاد راهنما
	دکتر محمد تقی عیوضی	استاد مشاور
	شهید دکتر مجید شهریار	استاد مشاور
	دکتر منیژه مختاری دیزجی	استاد ناظر
	دکتر محمود اله وردی	استاد ناظر
	دکتر سید محمودرضا آقا میری	استاد ناظر
	دکتر حسین رجبی	استاد ناظر و نماینده تحصیلات تکمیلی

آیین نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهشهای علمی

دانشگاه تربیت مدرس

مقدمه: با عنایت به سیاست‌های پژوهشی و فناوری دانشگاه در راستای تحقق عدالت و کرامت انسانها که لازمه شکوفایی علمی و فنی است و رعایت حقوق مادی و معنوی دانشگاه و پژوهشگران، لازم است اعضای هیأت علمی، دانشجویان، دانش‌آموختگان و دیگر همکاران طرح، در مورد نتایج پژوهشهای علمی که تحت عناوین پایان‌نامه، رساله و طرحهای تحقیقاتی با هماهنگی دانشگاه انجام شده است، موارد زیر را رعایت نمایند:

ماده ۱- حق نشر و تکثیر پایان‌نامه/ رساله و درآمدهای حاصل از آنها متعلق به دانشگاه می‌باشد ولی حقوق معنوی پدید آورندگان محفوظ خواهد بود.

ماده ۲- انتشار مقاله یا مقالات مستخرج از پایان‌نامه/ رساله به صورت چاپ در نشریات علمی و یا ارائه در مجامع علمی باید به نام دانشگاه بوده و با تایید استاد راهنمای اصلی، یکی از اساتید راهنما، مشاور و یا دانشجوی مسئول مکاتبات مقاله باشد. ولی مسئولیت علمی مقاله مستخرج از پایان‌نامه و رساله به عهده اساتید راهنما و دانشجو می‌باشد.

تبصره: در مقالاتی که پس از دانش‌آموختگی بصورت ترکیبی از اطلاعات جدید و نتایج حاصل از پایان‌نامه/ رساله نیز منتشر می‌شود نیز باید نام دانشگاه درج شود.

ماده ۳- انتشار کتاب و یا نرم افزار و یا آثار ویژه (اثری هنری مانند فیلم، عکس، نقاشی و نمایشنامه) حاصل از نتایج پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی کلیه واحدهای دانشگاه اعم از دانشکده‌ها، مراکز تحقیقاتی، پژوهشکده‌ها، پارک علم و فناوری و دیگر واحدها باید با مجوز کتبی صادره از معاونت پژوهشی دانشگاه و براساس آیین‌نامه‌های مصوب انجام شود.

ماده ۴- ثبت اختراع و تدوین دانش فنی و یا ارائه یافته‌ها در جشنواره‌های ملی، منطقه‌ای و بین‌المللی که حاصل نتایج مستخرج از پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی دانشگاه باید با هماهنگی استاد راهنما یا مجری طرح از طریق معاونت پژوهشی دانشگاه انجام گیرد.

ماده ۵- این آیین‌نامه در ۵ ماده و یک تبصره در تاریخ ۸۷/۴/۱ در شورای پژوهشی و در تاریخ ۸۷/۴/۲۳ در هیأت رئیسه دانشگاه به تایید رسید و در جلسه مورخ ۸۷/۷/۱۵ شورای دانشگاه به تصویب رسیده و از تاریخ تصویب در شورای دانشگاه لازم‌الاجرا است.

«اینجانب **حق عباس** پرست دانشجوی رشته فیزیک پزشکی ورودی سال تحصیلی ۸۵ مقطع دکتری دانشکده علوم پزشکی متعهد می‌شوم کلیه نکات مندرج در آیین‌نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهش‌های علمی دانشگاه تربیت مدرس را در انتشار یافته‌های علمی مستخرج از پایان‌نامه / رساله تحصیلی خود رعایت نمایم. در صورت تخلف از مفاد آیین‌نامه فوق‌الاشعار به دانشگاه وکالت و نمایندگی می‌دهم که از طرف اینجانب نسبت به لغو امتیاز اختراع بنام بنده و یا هرگونه امتیاز دیگر و تغییر آن به نام دانشگاه اقدام نماید. ضمناً نسبت به جبران فوری ضرر و زیان حاصله براساس برآورد دانشگاه اقدام خواهم نمود و بدینوسیله حق هرگونه اعتراض را از خود سلب نمودم.»

امضا
تاریخ



آئین نامه پایان نامه (رساله) های دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس

نظر به اینکه چاپ و انتشار پایان نامه (رساله) های تحصیلی دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس، مبین بخشی از فعالیت های علمی پژوهشی دانشگاه است. بنابراین به منظور آگاهی و رعایت حقوق دانشگاه، دانش آموختگان این دانشگاه نسبت به رعایت موارد ذیل متعهد می شوند:

ماده ۱: در صورت اقدام به چاپ پایان نامه (رساله) ی خود، مراتب را قبلاً به طور کتبی به دفتر "دفتر نشر آثار علمی" دانشگاه اطلاع دهد.

ماده ۲: در صفحه سوم کتاب (پس از برگ شناسنامه)، عبارت ذیل را چاپ کند:
" کتاب حاضر، حاصل رساله دکتری نگارنده در رشته فیزیک پزشکی است که در سال ۹۰ در دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس به راهنمایی دکتر بیژن هاشمی ملایری، مشاوره دکتر محمد تقی عیوضی از آن دفاع شده است.


ماده ۳: به منظور جبران بخشی از هزینه های انتشارات دانشگاه، تعداد یک درصد شمارگان کتاب (در هر نوبت چاپ) را به "دفتر نشر آثار علمی" دانشگاه اهداء کند. دانشگاه می تواند مازاد نیاز خود را به نفع مرکز نشر در معرض فروش قرار دهد.

ماده ۴: در صورت عدم رعایت ماده ۳، ۵۰٪ بهای شمارگان چاپ شده را به عنوان خسارت به دانشگاه تربیت مدرس، تادیه کند.

ماده ۵: دانشجو تعهد و قبول می کند در صورت خودداری از پرداخت های بهای خسارت، دانشگاه مذکور را از طریق مراجع قضایی مطالبه و وصول کند، به علاوه به دانشگاه حق می دهد به منظور استیفای حقوق خود، از طریق دادگاه، معادل وجه مذکور در ماده ۴ را از محل توقیف کتابهای عرضه شده نگارنده برای فروش، تامین نماید.

ماده ۶: اینجانب عباس حق پرست دانشجوی رشته فیزیک پزشکی مقطع دکتری تعهد فوق و ضمانت اجرایی آن را قبول کرده، به آن ملتزم می شوم.

نام و نام خانوادگی
تاریخ و امضا





رساله

دوره دکتری تخصصی (Ph.D.) در رشته فیزیک پزشکی

عنوان

بررسی عوامل تاثیرگذار بر ضریب تضعیف موثر ماده جبران کننده به منظور بهینه‌سازی پرتودرمانی به روش IMRT در انرژی 6MV با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

نگارش

عباس حق پرست

استاد راهنما

دکتر بیژن هاشمی ملایری

اساتید مشاور

دکتر محمد تقی عبوضی

شهید دکتر مجید شهریاری

مهر ۱۳۹۰

تقدیم به

پدر و مادرم که در تمام مراحل زندگی همواره همراه من

بوده‌اند، و به من توکل به خدا، امید، سعی و تلاش را آموختند.

سپس تقدیم به همسرم که همواره حامی من بوده است، و با

تمام سختی‌های زندگی صبر را پیشه کرده و موجب آرامش قلبی من

گردیده است.

تشکر و قدردانی

با تشکر از استاد راهنمای من، جناب آقای دکتر بیژن هاشمی ملایری که با صبر و شکیبایی در انجام این تحقیق من را راهنمایی فرمودند. با تشکر از استاد مشاور، جناب آقای دکتر محمد تقی عیوضی که تجارب ارزنده خود را در اختیار اینجانب قرار دادند. با تشکر از استاد مشاور، زنده یاد شهید دکتر مجید شهریاری که شبیه سازی مونت کارلو را به من آموخت، و در انجام این تحقیق همواره مشوق و راهنمای من بود، و یاد او همیشه در دلهای ما زنده خواهد ماند. با تشکر از جناب آقای دکتر حسین رجبی مدیر گروه فیزیک پزشکی که در این چند سال از محضر ایشان بهره وافر بردیم. با تشکر از سرکار خانم دکتر منیژه مختاری دیزجی استاد ناظر، که من را در انجام این تحقیق راهنمایی نمودند. با تشکر از جناب آقای دکتر فیروز آبادی که در طی این سالها در کلاسهای درس از محضر ایشان استفاده نمودم. با تشکر از جناب آقای دکتر پیمان حجازی که تجربیات فراوان خود را در زمینه شبیه سازی در اختیار من قرار دادند. و در نهایت تشکر می کنم از تمامی دانشجویان فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس که هر یک به نوعی در ارتقاء سطح علمی من، مرا یاری نمودند. و با تشکر از سرکار خانم حبیبی منشی گروه فیزیک پزشکی که همواره مشوق کلیه دانشجویان گروه هستند.

چکیده

یکی از روشهای دقیق پرتودرمانی که در سالهای اخیر مورد استفاده قرار گرفته است پرتودرمانی بصورت تعدیل شدت اشعه (IMRT) است. در این روش، برای درمان بیمار از باریکه های با شدت غیر یکنواخت در چند راستای مختلف استفاده می شود، به طوری که برای تحویل بیشترین دز به حجم هدف و کمترین دز قابل قبول به ساختارهای نرمال اطراف بهینه شده است. IMRT با استفاده از دو ساختار می تواند انجام شود؛ کولیماتور با لیفهای متعدد (MLC) و جبران کننده.

جبران کننده دارای برتریهایی نسبت به MLC است که آن را به ابزاری ارزشمند در IMRT تبدیل می کند. اما در راه استفاده از جبران کننده نیز محدودیتهایی وجود دارد که آن را به روشی نسبتاً پیچیده مبدل کرده است. مهمترین مشکل جبران کننده، محاسبه دقیق ضخامت آن به منظور تحویل دز بهینه با سطح خطای قابل قبولی به عمق مورد نظر درمانی است. در این راستا یک عامل مهم محاسبه دقیق ضریب تضعیف موثر جبران کننده با در نظر گرفتن تمامی عوامل موثر بر آن شامل ضخامت جبران کننده، ابعاد میدان درمانی، و خروج از محور مرکزی است. هدف از این تحقیق بررسی نقش این عوامل و ارائه رابطه ای به منظور محاسبه دقیقتر ضخامت جبران کننده بر حسب عوامل موثر دخیل در آن و همچنین محاسبه دز برای کل میدانهای متقارن و منظم IMRT با استفاده از جبران کننده ها بوده است.

به منظور محاسبه دز زیر جبران کننده از کد مونت کارلوی MCNP4C استفاده شده است. با استفاده از این کد شتابدهنده خطی مدل Elekta شبیه سازی شد، و بعد از اعتبارسنجی شبیه سازی انجام شده، ضریب تضعیف موثر برای میدان ها، ضخامتها و خروج از مرکزهای مختلف محاسبه شد.

نتایج نشان داد که تغییر ضخامت جبران کننده بیشترین تاثیر را بر ضریب تضعیف موثر جبران کننده دارد، و بعد از آن ابعاد میدان و خروج از محور مرکزی می باشد. در میدانهای کوچکتر از $15 \times 15 \text{ cm}^2$ از اثر خروج از محور مرکزی بر ضریب تضعیف موثر می توان صرف نظر کرد. یک مدل ریاضی به منظور برآورد دز نسبی بر حسب پارامترهای مذکور ارائه گردید که خطای آن کمتر از ۴ درصد برآورد شد. در نهایت نرم افزار طراحی درمان TiGRT مورد ارزیابی قرار گرفت و سپس برای اعتبارسنجی مدل ریاضی پیشنهادی بکار گرفته شد. نتایج نشان داد که با در نظر گرفتن اثر عواملی که تاثیر آنها در محاسبه ضریب تضعیف موثر ماده جبران کننده در این تحقیق مورد بررسی و تایید قرار گرفت می توان سطح خطای دز تحویلی به حجم هدف و اندامهای تحت خطر را به هنگام پرتو درمانی به روش IMRT همراه با جبران کننده کاهش دهد.

کلمات کلیدی: جبران کننده، رادیوتراپی شدت تعدیلی، ضریب تضعیف موثر

فهرست مطالب

صفحه

۱	فصل اول: کلیات موضوع و اهداف تحقیق
۲	۱-۱- مقدمه
۴	۲-۱- شتابدهنده های خطی
۵	۱-۲-۱- ایمنی اتصالات شتابدهنده خطی
۶	۲-۲-۱- اجزاء شتابدهنده های خطی مدرن
۷	۳-۲-۱- سر دستگاه شتابدهنده خطی درمانی
۱۱	۴-۲-۱- تولید باریکه های فوتونی بالینی در یک شتابدهنده خطی
۱۲	۵-۲-۱- کولیماتور باریکه
۱۴	۳-۱- رادیوتراپی تطبیقی
۱۵	۴-۱- رادیوتراپی با شدت تعدیلی
۱۷	۵-۱- جبران کننده در مقابل MLC
۲۰	۶-۱- اساس روش مونت کارلو
۲۱	۷-۱- کدهای مونت کارلو
۲۱	۸-۱- کد مونت کارلوی MCNP4C
۲۴	فصل دوم: مروری بر مطالعات گذشته
۲۵	۱-۲- مقدمه
۲۸	۲-۲- استفاده از جبران کننده برای IMRT
۳۶	۳-۲- بیان مسئله، اهداف و فرضیات
۳۸	فصل سوم: مواد و روشها

۳۹ Elekta شتابدهنده خطی
۴۰ RFA300plus فانتوم
۴۱ RFAplus نرم افزار اندازه گیری
۴۲ SP34 فانتوم آب جامد
۴۳ IMRT فانتوم کنترل کیفی
۴۳ دزیمتر دیود
۴۴ FC65G فانتوم فارمر مدل
۴۵ RK دزیمتر
۴۶ الکترومتر
۴۷ MapCHECK 2 دزیمتر مدل ۱۱۷۷
۵۱ ACD-3 سیستم برش دهنده بلوک مدل
۵۲ Shadow-Tray plotter سیستم
۵۳ MCP96 (Cerrobend) مدل سروبند
۵۳ رایانه
۵۳ TiGRT نرم افزار طراحی درمان مدل
۵۴ نحوه ساخت فیلترهای جبران کننده
۵۵ انتخاب نوع دزیمتر
۵۶ شبیه سازی مونت کارلو
۵۸ شبیه سازی هندسه سر دستگاه بر اساس مشخصات هندسی
	دستگاه و فانتوم در کد مونت کارلو MCNP4C
۵۸ اعتبار سنجی روش مونت کارلو (تست روش مونت کارلو)
۶۰ اعتبارسنجی انرژی متوسط باریکه الکترونی

۶۲ ۲۱-۳- روش آماری مورد استفاده در اعتبارسنجی

۶۳ ۲۲-۳- شبیه سازیهای مربوط به بررسی تاثیر فاکتورهای موثر بر ضریب تضعیف موثر

۶۳ ۲۲-۳-۱- نحوه محاسبه ضریب تضعیف موثر

۶۴ ۲۲-۳-۲- اعتبارسنجی برخی از حالات شبیه سازی شده جبران کننده ها

۶۴ ۲۲-۳-۳- بررسی همزمان اثر ضخامت جبران کننده، ابعاد میدان درمان و خروج از محور مرکزی بر ضریب تضعیف موثر ماده جبران کننده و دز نسبی D/D_0 .

۶۵ ۲۳-۳- جداول محاسبه ضخامت جبران کننده

۶۵ ۲۴-۳- رابطه ای تحلیلی در بر گیرنده عوامل موثر در محاسبه ضخامت جبران کننده

۶۷ ۲۵-۳- انرژی متوسط باریکه $6 MV$

۶۸ ۲۶-۳- نحوه راه اندازی نرم افزار طراحی درمان

۶۸ ۲۷-۳- نحوه معرفی ماده جبران کننده (سروبند) به نرم افزار طراحی درمان

۶۹ ۲۸-۳- اعتبارسنجی روابط مربوط به داده های حاصل از شبیه سازی برای طراحی و ساخت جبران کننده

۷۵ ۲۹-۳- نحوه انجام طراحی درمان به روش IMRT برای تومور سر و گردن

۷۷ فصل چهارم: نتایج و یافته‌ها

۷۸ ۱-۴- نتایج اعتبارسنجی

۷۹ ۱-۴-۱- اعتبارسنجی انرژی متوسط باریکه الکترونی اولیه

۸۵ ۲-۴- انتخاب نوع دزیمتر و مقدار دز تابشی به منظور اندازه گیری ضریب

تضعیف موثر

- ۳-۴- اعتبارسنجی ضریب تضعیف موثر محاسبه شده توسط مونت کارلو ۸۶
- ۴-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر با ابعاد میدان و ضخامت جبران کننده ۹۰
- ۵-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر با خروج از محور مرکزی ۹۲
- ۶-۴- ارائه جداول محاسبه ضخامت جبران کننده ۹۵
- ۷-۴- ارائه یک مدل ریاضی برای محاسبه ضخامت جبران کننده ۹۶
- ۸-۴- بررسی انرژی متوسط باریکه فوتونی ۶ MV ۹۷
- ۹-۴- اعتبارسنجی نرم افزار طراحی درمان TiGRT ۹۸
- فصل پنجم: بحث، نتیجه گیری، پیشنهادها** ۱۰۲
- ۱-۵- شبیه سازی و اعتبارسنجی شتاب دهنده Elekta SL75/25 ۱۰۳
- ۲-۵- انتخاب نوع دزیمتر و مقدار دز تابشی به منظور اندازه گیری ضریب ۱۰۵

تضعیف موثر

- ۳-۵- تغییرات ضریب تضعیف موثر با ابعاد میدان ۱۰۵
- ۴-۵- تغییرات ضریب تضعیف موثر با ضخامت جبران کننده ۱۰۶
- ۵-۵- تغییرات ضریب تضعیف موثر با خروج از محور مرکزی ۱۰۷
- ۶-۵- ارائه یک مدل ریاضی برای محاسبه ضخامت جبران کننده ۱۰۹
- ۷-۵- اعتبارسنجی نرم افزار طراحی درمان TiGRT ۱۱۰
- ۸-۵- پیشنهادات ۱۱۱
- فهرست منابع و مأخذ** ۱۱۳
- چکیده انگلیسی** ۱۲۰

فهرست جداول

شماره	توضیح	صفحه
جدول ۴-۱-	نتایج آزمون برای مقایسه توزیع های منحنی های درصد دز عمقی انرژی های متوسط باریکه الکترونی مختلف بدست آمده از شبیه سازی با اندازه گیری تجربی.	۸۳
جدول ۴-۲-	نمونه جداول نسبت D/D_0 بر حسب تغییرات ضخامت جبران کننده و خروج از محور مرکزی برای یک میدان مفروض.	۹۵
جدول ۴-۳-	مقدار پارامترهای ثابت معادله (۸).....	۹۶
جدول ۴-۴-	مقایسه اندیس γ مربوط به طراحی حجمهای نیم استوانه و وج.....	۱۰۰
جدول ۴-۵-	مقایسه اندیس γ مربوط به طراحی تومور سر و گردن.....	۱۰۱

فهرست نمودارها

شماره	توضیح	صفحه
نمودار ۱-۴-	مقایسه تغییرات درصد دز عمقی با عمق بر روی محور مرکزی بین مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی مونت کارلو با انرژی متوسط باریکه الکترونی اولیه $6/2\text{MeV}$ و مقادیر اندازه‌گیری تجربی برای میدان $10\text{cm} \times 10\text{cm}$. تمامی منحنی‌ها به عمق ماکزیمم نرمالایز شده‌اند.	۸۱
نمودار ۲-۴-	مقایسه تغییرات درصد دز عمقی با عمق بر روی محور مرکزی بین مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی مونت کارلو با انرژی‌های متوسط باریکه الکترونی اولیه $6/4\text{MeV}$ و مقادیر اندازه‌گیری تجربی برای میدان $10\text{cm} \times 10\text{cm}$. تمامی منحنی‌ها به عمق ماکزیمم دز نرمالایز شده‌اند.	۸۱
نمودار ۳-۴-	مقایسه تغییرات درصد دز عمقی با عمق بر روی محور مرکزی بین مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی مونت کارلو با انرژی متوسط باریکه الکترونی اولیه $6/6\text{MeV}$ و مقادیر اندازه‌گیری تجربی برای میدان $10\text{cm} \times 10\text{cm}$. هر دو منحنی به عمق ماکزیمم دز نرمالایز شده‌اند.	۸۲
نمودار ۴-۴-	مقایسه تغییرات درصد دز عمقی با عمق بر روی محور مرکزی بین مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی مونت کارلو با انرژی متوسط باریکه الکترونی اولیه $6/8\text{MeV}$ و مقادیر اندازه‌گیری تجربی برای میدان $10\text{cm} \times 10\text{cm}$. هر دو منحنی به عمق ماکزیمم دز نرمالایز شده‌اند.	۸۲
نمودار ۵-۴-	مقایسه تغییرات درصد دز عمقی با عمق بر روی محور مرکزی بین مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی مونت کارلو با انرژی متوسط باریکه الکترونی اولیه 7MeV و مقادیر اندازه‌گیری تجربی برای میدان $10\text{cm} \times 10\text{cm}$. هر دو منحنی به عمق ماکزیمم دز نرمالایز شده‌اند.	۸۳
نمودار ۶-۴-	پروفایل دز در عمق 10cm بدست آمده از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی برای میدان $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ نرمالایز شده به مرکز میدان.	۸۴
نمودار ۷-۴-	پروفایل دز در عمق 10cm بدست آمده از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی برای میدان $30\text{cm} \times 30\text{cm}$ نرمالایز شده به مرکز میدان.	۸۴
نمودار ۸-۴-	بررسی تاثیر دز تابشی بر ضریب تضعیف موثر برای دو نوع دزیمتر.....	۸۵

- نمودار ۹-۴- ضریب تضعیف موثر میدان $4 \times 4 \text{ cm}^2$ در اندازه گیریهای تجربی و شبیه سازی برای
ضخامتهای الف) ۱ cm ب) ۳ cm ج) ۵ cm
- نمودار ۱۰-۴- ضریب تضعیف موثر میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در اندازه گیریهای تجربی و شبیه سازی برای
ضخامتهای الف) ۱ cm ب) ۳ cm ج) ۵ cm
- نمودار ۱۱-۴- ضریب تضعیف موثر میدان $20 \times 20 \text{ cm}^2$ در اندازه گیریهای تجربی و شبیه سازی برای
ضخامتهای الف) ۱ cm ب) ۳ cm ج) ۵ cm
- نمودار ۱۲-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب ابعاد میدان برای ضخامتهای مختلف محاسبه شده
توسط شبیه سازیهای انجام شده.
- نمودار ۱۳-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب ضخامت جبران کننده برای میدانهای مختلف محاسبه
شده توسط شبیه سازیهای انجام شده.
- نمودار ۱۴-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب ضخامت جبران کننده و ابعاد میدان حاصل از شبیه
سازیهای انجام شده.
- نمودار ۱۵-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $4 \times 4 \text{ cm}^2$
- نمودار ۱۶-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $6 \times 6 \text{ cm}^2$
- نمودار ۱۷-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $8 \times 8 \text{ cm}^2$
- نمودار ۱۸-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- نمودار ۱۹-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $15 \times 15 \text{ cm}^2$
- نمودار ۲۰-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $20 \times 20 \text{ cm}^2$
- نمودار ۲۱-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $25 \times 25 \text{ cm}^2$
- نمودار ۲۲-۴- تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب خروج از محور مرکزی برای میدان $30 \times 30 \text{ cm}^2$
- نمودار ۲۳-۴- تغییرات انرژی متوسط اشعه ۶ MV با فاصله از مرکز میدان تا فاصله ۱۸ cm از مرکز میدان....
- نمودار ۲۴-۴- تغییرات انرژی متوسط اشعه ۶ MV برای ضخامتهای مختلف از سروبندها.....

فهرست شکل ها

شماره	توضیح	صفحه
شکل ۱-۱-	شتاب‌دهنده خطی پزشکی.....	۷
شکل ۲-۱-	قسمتهای مختلف سر شتاب‌دهنده خطی Elekta برای فوتون‌های کم انرژی.....	۷
شکل ۳-۱-	تصویری از صافیهای مسطح کننده فوتونی و ورقه های پراکنده کننده الکترونی در شتاب‌دهنده خطی Elekta برای انرژیهای مختلف.	۸
شکل ۴-۱-	تصویری از اتافک یونش شتاب‌دهنده خطی Elekta که وظیفه آن کنترل مقدار پرتو خروجی از شتاب‌دهنده می باشد.	۹
شکل ۵-۱-	راست) وج های خارجی با زوایای مختلف. چپ) وج داخلی مربوط به شتاب‌دهنده خطی Elekta.	۹
شکل ۶-۱-	اپلیکاتورهای مربوط به باریکه های الکترونی مربوط به شتاب‌دهنده Elekta.....	۱۰
شکل ۷-۱-	تصویر هدف اشعه ایکس مربوط به شتاب‌دهنده خطی Elekta.....	۱۱
شکل ۸-۱-	تصویر یک نمونه MLC با ۸۰ لیف.....	۱۳
شکل ۹-۱-	microMLC مربوط به شتاب‌دهنده Elekta دارای ضخامت لیف ۴ mm و حداکثر ابعاد میدان $۱۶ \times ۲۲ \text{ cm}^2$.	۱۳
شکل ۱۰-۱-	درمان IMRT با میدانهای متعدد و طرح شدتهای مختلف در سطح هر میدان برای تومور سر و گردن.	۱۶
شکل ۱۱-۱-	نحوه عملکرد جبران کننده در روش IMRT در انتقال دز به حجم هدف.....	۲۰
شکل ۱-۲-	نحوه ساخت جبران کننده با استفاده از روش الیس.....	۲۷
شکل ۲-۲-	استفاده از ورقه‌های سربی به منظور ساخت جبران کننده.....	۲۷
شکل ۳-۲-	مکانیسم تولید جبران کننده اتوماتیک.....	۲۸
شکل ۴-۲-	نگهدارنده جبران کننده دارای قطر ۵۵ cm و ارتفاع ۱۰/۸۷ cm است. دارای شش سوراخ به قطر ۱۰ cm است که می توان شش جبران کننده را در آن قرار داد.	۳۰
شکل ۵-۲-	سیستم تعویض جبران کننده نصب شده بر روی شتاب‌دهنده Mitsubishi.....	۳۱

شکل ۲-۶-	نمای نزدیکی از میله های تولید کننده قالب جبران کننده.....	۳۱
شکل ۲-۷-	نحوه تولید جبران کننده با استفاده از ترکیب مکعبهای تنگستنی و پلی اتیلن.....	۳۲
شکل ۲-۸-	جبران کننده ساخته شده به سر شتابدهنده خطی متصل شده است.....	۳۲
شکل ۳-۱-	فانتوم RFA300plus.....	۴۲
شکل ۳-۲-	فانتوم آب جامد SP34.....	۴۲
شکل ۳-۳-	فانتوم IMRT.....	۴۳
شکل ۳-۴-	دزیمتر دیود.....	۴۴
شکل ۳-۵-	دزیمتر فارمر مدل FC65G.....	۴۵
شکل ۳-۶-	دزیمتر RK.....	۴۶
شکل ۳-۷-	الکترومتر Dose1.....	۴۶
شکل ۳-۸-	نحوه ارزیابی پارامتر DTA.....	۴۹
شکل ۳-۹-	بالا: نرم افزار MapCHECK پایین: دزیمتر MapCHECK 2.....	۵۰
شکل ۳-۱۰-	سیستم برش دهنده بلوک مدل ACD-3.....	۵۱
شکل ۳-۱۱-	سیستم Shadow-Tray plotter.....	۵۲
شکل ۳-۱۲-	سیستم خنک کننده شیلدهای سروبند.....	۵۲
شکل ۳-۱۳-	استفاده از صفحات پرسپکس به منظور تولید صفحات مسطح سروبند.....	۵۴
شکل ۳-۱۴-	چپ: استایرو فوم برش خورده. راست: نمونه فیلتر سروبند ساخته شده.....	۵۵
شکل ۳-۱۵-	تصویر فیلتر پهن کننده در انرژی ۶MV.....	۵۵
شکل ۳-۱۶-	دیاگرام سر شتابدهنده و فانتوم آب به منظور اندازه گیری درصد دز عمقی.....	۵۷
شکل ۳-۱۷-	تصویری شماتیک از نحوه اندازه گیری ضریب تضعیف موثر.....	۶۳
شکل ۳-۱۸-	تعریف ماده سروبند به نرم افزار طراحی درمان.....	۶۵
شکل ۳-۱۹-	حجم های هندسی که به عنوان حجم هدف طراحی شده اند.....	۶۹
شکل ۳-۲۰-	انتخاب زاویه تابش باریکه به حجم هدف.....	۷۰
شکل ۳-۲۱-	تعیین مقدار مینیمم و ماکزیمم دز تجویزی به حجم هدف.....	۷۰
شکل ۳-۲۲-	انتخاب روش محاسبه دز که برای جبران کننده روش بهینه سازی بر پایه طرح شدت	۷۱

انتخاب می شود.

شکل ۳-۲۳- شروع محاسبات طراحی معکوس و نمایش تعداد حالات مورد بررسی در الگوریتم طراحی معکوس تا رسیدن به حالت بهینه.

شکل ۳-۲۴- تولید جبران کننده بر اساس طرح شدت محاسبه شده.....

شکل ۳-۲۵- انجام تست کنترل کیفی طراحی درمان انجام شده با استفاده از دزیمر MapCHECK2 در نرم افزار طراحی درمان.

شکل ۳-۲۶- محاسبه طرح شدت اشعه در دزیمر MapCHECK2.....

شکل ۳-۲۷- طراحی درمان برای یک تومور سر و گردن.....

شکل ۳-۲۸- مقادیر دز تعیین شده برای حجمهای مختلف طراحی درمان سر و گردن.....

شکل ۴-۱- تصویر سر شتاب‌دهنده شبیه‌سازی شده در راستای محور $Y=0$ توسط نرم افزار MCNP

Visual Editor Vr. 19

شکل ۴-۲- درصد دز عمقی میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ اندازه گیری شده توسط فانتوم RFA300plus.....

شکل ۴-۳- مقایسه طرح شدت مرجع نرم افزار طراحی درمان با جبران کننده حاصل از شبیه سازی مونت کارلو مربوط به حجم نیم استوانه.

شکل ۴-۴- مقایسه طرح شدت مرجع نرم افزار طراحی درمان با جبران کننده حاصل از نرم افزار طراحی درمان مربوط به حجم نیم استوانه.

شکل ۴-۵- مقایسه طرح شدت مرجع نرم افزار طراحی درمان با جبران کننده حاصل از شبیه سازی مونت کارلو مربوط به حجم وج.

شکل ۴-۶- مقایسه طرح شدت مرجع نرم افزار طراحی درمان با جبران کننده حاصل از نرم افزار طراحی درمان مربوط به حجم وج.

شکل ۴-۷- مقایسه طرح شدت مرجع نرم افزار طراحی درمان در طراحی سر و گردن مربوط به میدان ۱ الف) با جبران کننده حاصل از شبیه سازی مونت کارلو ب) با جبران کننده حاصل از نرم افزار طراحی درمان.

فصل اول

کلیات موضوع و اهداف تحقیق

۱-۱- مقدمه

تقریباً بلافاصله بعد از کشف اشعه ایکس توسط ویلهلم کنراد رونتگن در سال ۱۸۹۵، اثر اشعه بر بافت‌های نرمال و تومورها تشخیص داده شد. در نوامبر ۱۸۹۶، اولین کاربرد کاملاً مکتوب پرتو ایکس توسط ویلهلم آلکساندر فروند در وین انجام شد، و در سال ۱۸۹۷، مقاله ای در ارتباط با امکان کاربرد اشعه برای درمان منتشر شد. در ابتدای قرن بیستم، چند سال بعد از کشف رادیوم در سال ۱۸۹۸ توسط ماری و پیر کوری و رادیواکتیویته طبیعی توسط آنتونی هنری بکرل در همان سال، اولین رادیوتراپی موفق برای سرطان تحقق یافت. رادیوتراپی در نیمه اول قرن بیستم اصولاً توسط پرتو ایکس کیلوولتاژ (kV) و رادیوم انجام می‌شد [۱].

دو تحول مهم بعد از جنگ جهانی دوم رخ داد؛ اول، ظهور دستگاه مگاولتاژ: رادیونوکلوئیدهای جدید در انستیتوهای تحقیقات هسته ای تولید شدند و دستگاه‌های کبالت (^{60}Co) بکار گرفته شدند. شتابدهنده های خطی پزشکی توسعه یافتند که برهه جدیدی در رادیوتراپی ایجاد کردند. در همان زمان، تحقیق بالینی و رادیوبیولوژیکی به منظور فهم نتایج درمان و بهبود روشهای درمان بیشتر توسعه یافت. دومین جهش در دهه ۷۰ بود، زمانیکه کامپیوترها در طراحی رادیوتراپی برای بهبود روشهای محاسبه دز و بهینه کردن تحویل دز برای درمانهای خاص بیمار ارائه شدند. بعد از بکارگیری کامپیوترها، قدم مهم بعدی تکامل ابزارهای تصویربرداری جدید برای طراحی و کنترل تحویل درمان بود [۲].

امروزه، رادیوتراپی یکی از درمانهای خیلی موثر برای سرطان است. رادیوتراپی به تنهایی یا به همراه جراحی یا شیمی درمانی بکار می‌رود.