View metadata, citation and similar papers at core.ac.uk
brought to you by CORE
provided by Research Repository Portal of Medilam

تاثیر ضخامت جبران کننده برنج و ابعاد میدان بر ضریب تضعیف موثر جبران کننده در پرتو درمانی با شدت تعدیل یافته(IMRT)

الناز بلواسی[۱]، عباس حق پرست[۲]، پیمان حجازی[۱]*

۱) گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران
۲) گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

تاریخ دریافت: ۹٤/۳/۳۱ تاریخ پذیرش: ۹٤/٦/۲۸

چکیده

یکی از روش های پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته بر پایه استفاده از جبران کننده ها می باشد. مهم ترین عامل در ساخت جبران کننده محاسبه دقیق ضخامت آن به منظور دستیابی به شدت تعدیلی مورد نظر می باشد. به این منظور باید ضریب تضعیف دقیق ماده جبران کننده محاسبه شود. با استفاده از دزیمتر MapCHECK 2 مدل ۱۱۷۷و فانتوم آب جامد SP۳۴ تاثیر ضخامت جبران کننده برنج و اندازه میدان بر محاسبه ضریب تضعیف موثر جبران کننده برای باریکه فوتونی ۶MV یک شتابدهنده خطی پزشکی (Elekta SL 75/25) بررسی شد. تمامی اندازه گیری ها در فاصله چشمه تا سطح (SSD) ۱۰۰ سانتی متر و عمق ۵ سانتی متری برای اندازه میدان های ۱×۱ cm^2 تا ۲۰×۲۰ cm^2 و ضخامت های ۰/۵ تا ۶ سانتی متر جبران کننده برنج انجام شدند. نتایج نشان دادند که با افزایش ضخامت جبران کننده و اندازه میدان، ضریب تضعیف موثر کاهش می یابد. بنا بر این می توان نتیجه گرفت که ضخامت جبران کننده و اندازه میدان پارامترهای مهمی در محاسبه ضریب تضعیف موثر برای باریکه فوتونی ۶MV می باشند، به طوری که در نظر گرفتن اثر این عوامل بر محاسبه ضریب تضعیف موثر سبب کاهش خطا در تحویل دز به عمق درمانی و ارگان های بحرانی مورد نظر می شود.

واژه های کلیدی: پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته، جبران کننده، برنج، ضریب تضعیف موثر

*نویسنده مسئول: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

Email: hejazip@semums.ac.ir

مقدمه

امروزه، پرتودرمانی یکی از روش های موثر در درمان سرطان است. پرتودرمانی به تنهایی یا به همراه جراحی یا شیمی درمانی به کار می رود. نیمی از افراد مبتلا به سرطان، پرتودرمانی را به صورت بخشی از درمان دارند. هدف اولیه در پرتودرمانی، تحویل بالاترین دز ممکن به بافت های سرطانی و کمترین دز ممکن به اندام ها و بافت های نرمال است(۳-۱).

به دلیل ایزوله نبودن تومور این امکان وجود ندارد که تنها سلول های توموری تحت تابش قرار گیرند. هم چنین، موفقیت در از بین بردن تومور بستگی به فاکتورهای تکنیکی دارد. علاوه بر نیازهای تکنیکی برای درمان مناسب، به تعریف و توصیفی صحیح از تومور و حجم درمان، هم چنین تکرارپذیری بالای روزانه موقعیت بیمار، و تحویل صحیح دز به حجم هدف با یک شیب گرادیان دز مناسب به اندام های بحرانی اطراف و بافت های سالم نیز نیاز است. هنگامی که یک یا چند مورد از این نیازمندی ها برآورده نشود، قسمتی از تومور ممکن است دز کمتری به منظور از بین بردن مجال تکثیر سلول های سرطانی دریافت کند(۳،۴).

یکی از روش های دستیابی به این موارد استفاده از تکنیک پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته(Intensity Modulated Radiation Therapy) می باشد که نوع پیچیده ای از پرتودرمانی تطبیقی می باشد و توزیع غیر یکنواختی به سطح میدان تابش می شود. در IMRT به منظور محاسبه دز در حجم درمان از روش طراحی معکوس استفاده می شود. در این روش با استفاده از تصاویر CT اسکنی که از تومور گرفته می شود، حجم هدف و اندام های بحرانی مشخص می شود، سپس برای هر یک ماکزیمم، مینیمم و متوسط دز مجاز مشخص می شود. سپس این نرم افزار بر اساس الگوریتم بهینه سازی که برای آن تعریف شده است، چند میدان را پیشنهاد می کند که در این میدان ها، که به صورت یک جدول ارائه می شود، تغییرات دز نسبی در هر ناحیه آن مشخص شده است که در واقع تغییرات دز را نسبت به یک میدان باز یکنواخت نشان می دهد و به آن طرح شدت تعدیلی می گویند. پس برای این که به سطوح دزی، که از پیش برای حجم هدف و اندام های بحرانی تعیین کرده بودیم، برسیم باید میدان هایی طراحی و اجرا کنیم که منطبق بر خصوصیات تعیین شده توسط نرم افزار طراحی درمان باشد. دو روش برای تحویل دز تابشی در IMRT، استفاده از کولیماتورهای چند تیغه ای(Multi Leaf Collimator) و جبران کننده ها(Compensator) می باشند(۲،۵).

مزیت استفاده از جبران کننده ها رزولوشن بالای دز، افزایش بازدهی درمان بیمار و ارائه دز پیوسته می باشد. از مزایای دیگر جبران کننده ها به عنوان سخت افزار IMRT می توان به انجام سریع تر برنامه تضمین کیفیت، مدیریت اطلاعات دزیمتری آسان تر، خرابی و فرسایش کمتر دستگاه شتابدهنده و نیازمندی کمتر اتاق درمان به حفاظ گذاری، اشاره کرد. جبران کننده های IMRT را می توان با استفاده از سیستم های ساخت جبران کننده در داخل مرکز و یا توسط سفارش پستی، ساخت و تهیه کرد. به دلایل فوق در چند سال اخیر تمایل به استفاده از جبران کننده ها برای درمان IMRT بیشتر شده است(۱۶-۶،۲،۳).

فرمولی که برای محاسبه ضخامت جبران کننده به کار می رود، رابطه زیر می باشد(۲):

$$x = -\frac{1}{\mu_{eff}}\ln(\frac{D}{D_0}) \qquad (۱)$$

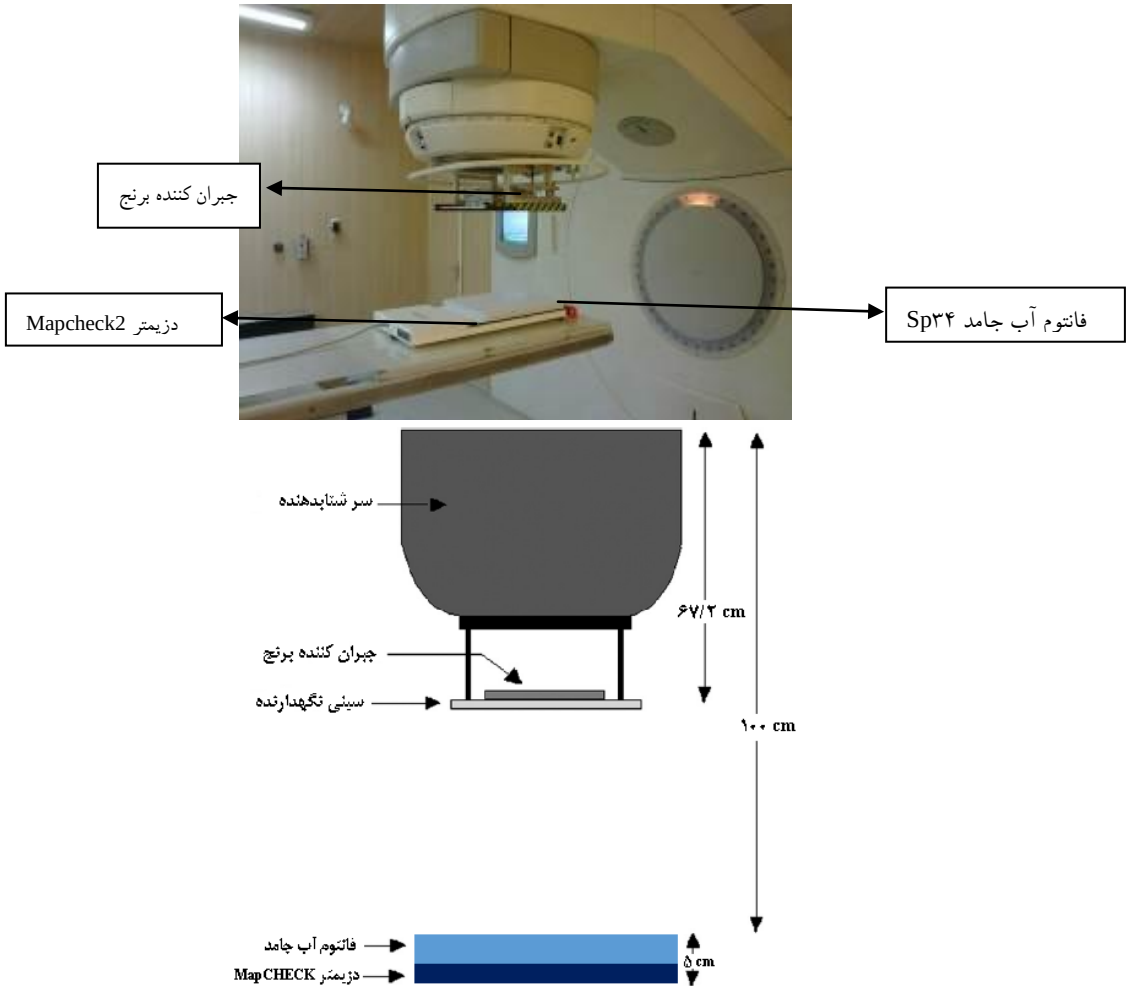
در این رابطه D/D_0 نسبی باریکه عبوری از جبران کننده، μ_{eff} ضریب تضعیف موثر جبران کننده و x ضخامت جبران کننده است. سپس این طرح ضخامت از نرم افزار طراحی درمان می تواند به یک سیستم برش دهنده اتوماتیک(به عنوان مثال Parscientific, Model ACD-3, Odense, Denmark) فرستاده شود و حجم جبران کننده را توسط آن استخراج کرد. در روش ساخت جبران کننده ها با استفاده از دستگاه های برش دهنده اتوماتیک، ماکزیمم خطای گزارش شده در نحوه ساخت آن(بدون در نظر گرفتن اثر سخت شدگی پرتو و نیز پرتوهای پراکنده تولیدی در حجم درمان) برای تحویل شدت اشعه مورد نظر نسبت به حالت ایده‌آل ۲/۵± درصد است، که این خطا نصف مقدار قابل قبول توسط ICRU می باشد(۱۷).

مهم ترین 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 عوامل موثر بر آن می باشد. طبق بررسی های انجام شده، ضریب تضعیف موثر جبران کننده تنها وابسته به جنس ماده و انرژی اسمی شتابدهنده نمی باشد، بلکه با تغییر شرایط تابش، این ضریب تغییر خواهد کرد. مهم ترین عوامل موثر بر ضریب تضعیف جبران کننده، ابعاد میدان درمان و ضخامت جبران کننده می باشند(۲۱-۱۸).

در چندین مطالعه μ_{eff} را برای مواد مختلف با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو(۲۴-۲۲) یا اندازه گیری تجربی(۲۱-۱۸،۲۵،۲۶) در شرایط مختلف پرتودرمانی محاسبه کردند. اما میزان خطا در ارائه دز، ناشی از عدم در نظر گرفتن عوامل موثر بر ضریب تضعیف جبران کننده برنج را محاسبه نکردند. در این تحقیق پس از بررسی تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب اندازه میدان و ضخامت جبران کننده، میزان خطا در ارائه دز را محاسبه کردیم.

مواد و روش ها

آلیاژ برنج مورد بررسی از نوع برنج تجاری FCD (Cuzn39pb3) با ترکیب مواد سرب ۳ درصد، مس ۶۱/۵ درصد و روی ۳۵/۵ درصد که با روش نورد سرد ریخته گری و ساخته شدند. با استفاده از دزیمتر MapCHECK 2 مدل ۱۱۷۷ و فانتوم آب جامد (Solid Phantom ۳۴) SP۳۴ تاثیر ضخامت جبران کننده بر ضریب تضعیف موثر جبران کننده در انرژی ۶MV شتابدهنده خطی پزشکی Elekta SL ۷۵/۲۵ واقع در بخش پرتودرمانی بیمارستان امام رضا(ع) کرمانشاه مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعه تمامی پرتودهی ها در واحد نمایشگر دستگاه برابر با ۱۰۰MU و فاصله چشمه تا سطح فانتوم(SSD) ۱۰۰ سانتی متر تنظیم گردید. جبران کننده برنج با ضخامت های مختلف در محل سینی نگهدارنده در فاصله ۶۷۲ mm از هدف شتابدهنده قرار گرفتند. اندازه گیری های دز در تمامی شرایط در عمق ۵ سانتی متری فانتوم آب جامد (معادل بافت) توسط دزیمتر MapCHECK 2 انجام شدند. شکل شماره ۱ تصاویر واقعی و شماتیک از نحوه قرارگیری جبران کننده، فانتوم و دزیمتر در عمق مورد نظر را نشان می دهد.



شکل شماره ۱. نحوه قرارگیری جبران کننده، فانتوم و دزیمتر. بالایی: یک تصویر واقعی، و پایینی: یک تصویر شماتیک.

با استفاده از رابطه زیر ضریب تضعیف موثر را اندازه گیری کردیم:

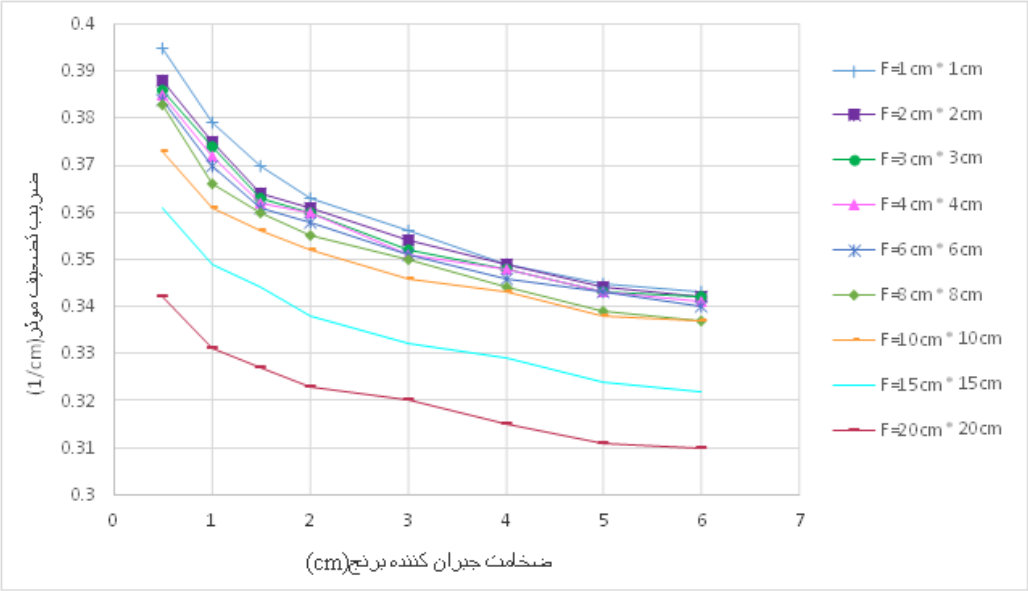
$$\mu_{eff} = -\frac{1}{x}\ln(\frac{D}{D_0}) \qquad (۲)$$

D_0 مقدار دز اندازه گیری شده در میدان بدون جبران کننده، D مقدار دز اندازه گیری شده در میدان با جبران کننده، x ضخامت جبران کننده و μ_{eff} ضریب تضعیف موثر می باشد. بدین منظور ضخامت جبران کننده از ۰/۵ cm تا ۶ cm تغییر داده شد، که شامل ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۳، ۴، ۵، ۶ سانتی متر می باشد. جبران کننده در محل سینی نگهدارنده در فاصله ۶۷۲ mm از هدف شتابدهنده قرار گرفت. در این قسمت مقدار دز جذبی، یک بار بدون جبران کننده در عمق ۵ cm در فانتوم آب جامد محاسبه شد(D_0)، سپس برای هر ضخامت در همان عمق دز جذبی دوباره محاسبه شد(D). ابعاد میدان برای هر کدام از ضخامت های فوق از ۱×۱ cm^2 تا ۲۰×۲۰ cm^2 مورد بررسی قرار گرفت. تغییرات بدین صورت بود که از میدان مربعی به ضلع ۱ تا ۴cm با پله های ۱cm، از ۴ تا ۱۰cm با پله های ۲cm و از ۱۰ تا ۲۰cm با پله های ۵cm ابعاد تغییر داده شد.

یافته های پژوهش

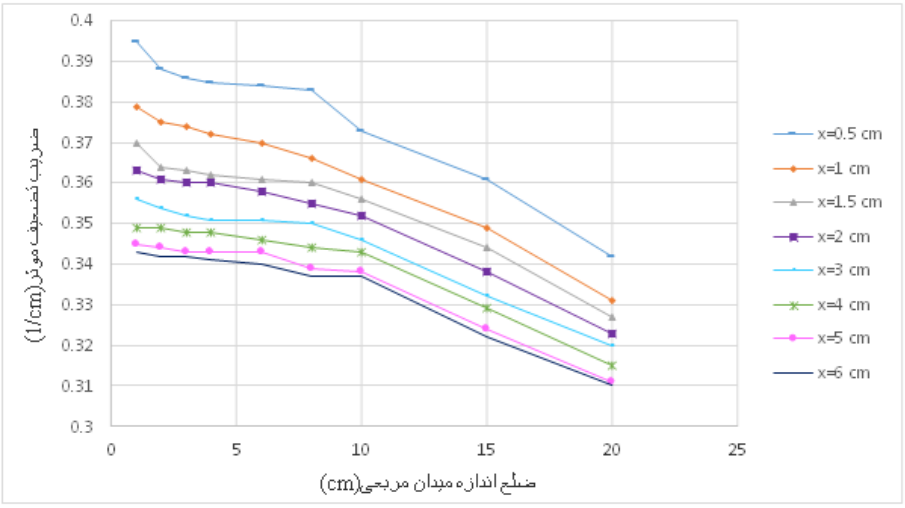
تغییرات ضریب تضعیف موثر با ابعاد میدان و ضخامت جبران کننده: ضریب تضعیف موثر برای میدان های مربعی با ضلع ۱، ۲، ۳، ۴، ۶، ۸، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ سانتی متر در ضخامت های ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۳، ۴، ۵ و ۶ سانتی متر با استفاده از اندازه گیری تجربی محاسبه شد. برای باریکه های فوتونی با انرژی ۶ تا ۱۸MV خطای اندازه گیری دزیمتر MapCHECK

برای دزهای بیشتر از ۸ سانتی گری کمتر از ۱ درصد می باشد(۲۷)، تمامی اندازه گیری ها را برای باریکه فوتونی ۶MV با دز ۱۰۰ سانتی گری، یک بار انجام دادیم. شکل شماره ۲ تغییرات ضریب تضعیف موثر را بر حسب ضخامت جبران کننده نشان می دهد. با افزایش ضخامت جبران کننده ضریب تضعیف موثر کاهش پیدا کرد. بیشترین کاهش ضریب تضعیف موثر با افزایش ضخامت، مربوط به اندازه میدان cm^2 ۱×۱ و برابر با ۱۳/۱۶ درصد و کمترین کاهش ضریب تضعیف موثر با افزایش ضخامت، مربوط به اندازه میدان cm^2 ۲۰×۲۰ و برابر با ۹/۳۶ درصد می باشد. با افزایش ضخامت برای میدان های cm^2 ۱×۱ تا cm^2 ۱۰×۱۰ ضریب تضعیف موثر به طور میانگین ۱۱/۵۷ درصد کاهش داشته و برای میـــدان های cm^2 ۱۰×۱۰ تا cm^2 ۲۰×۲۰ میانگین کاهش ضریب تضعیف موثر ۹/۹۴ درصد می باشد.

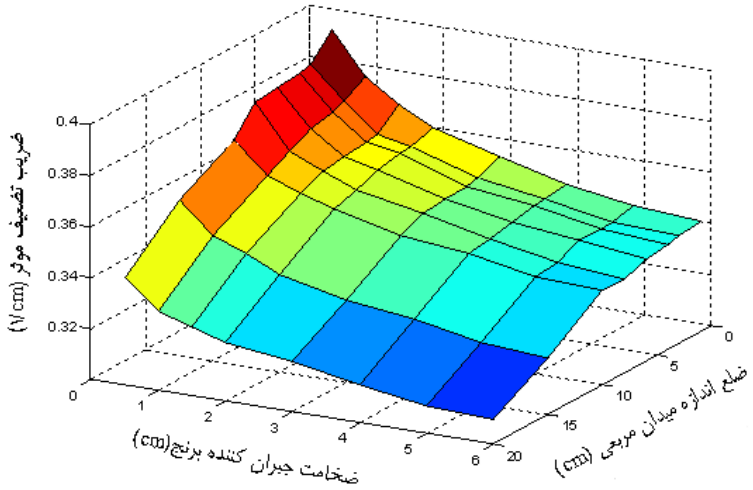


شکل شماره ۲. تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب ضخامت جبران کننده

شکل شماره ۳ تغییرات ضریب تضعیف موثر را بر حسب ابعاد میدان نشان می دهد. با افزایش ابعاد میدان ضریب تضعیف موثر کاهش پیدا کرد. بیشترین کاهش ضریب تضعیف موثر با افزایش اندازه میدان، مربوط به ضخامت ۰/۵ cm و برابر با ۱۳/۴۲ درصد و کمترین کاهش ضریب تضعیف موثر با افزایش اندازه میدان، مربوط به ضخامت ۶cm و برابر با ۹/۶۲ درصد می باشد. با افزایش اندازه میدان برای ضخامت های ۰/۵ تا ۲cm ضریب تضعیف موثر به طور میانگین ۱۲/۱۸ درصد کاهش داشته و با افزایش ضخامت از ۲ تا ۶cm میانگین کاهش ضریب تضعیف موثر ۱۰/۰۷ درصد می باشد. هم چنین شکل شماره ۴ تغییرات ضریب تضعیف موثر را بر حسب اندازه میدان و ضخامت جبران کننده نمایش می دهد.



شکل شماره ۳. تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب اندازه میدان



شکل شماره ٤. تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب اندازه میدان و ضخامت جبران کننده

محاسبه میزان خطا در ارائه دز: نتایج پژوهش ما و دیگر مطالعات(۱۸،۲۰،۲۲،۲۳) نشان دادند ضریب تضعیف موثر با تغییر ضخامت و اندازه میدان تغییر می کند. بنا بر این نمی توان تنها یک ضریب تضعیف موثر را به جبران کننده برنج نسبت داد. در نرم افزارهای طراحی درمان زمانی که از مد جبران کننده در پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته استفاده می شود؛ برای معرفی ماده جبران کننده چگالی، ضریب تضعیف موثر یا یک فرمول را وارد نرم افزار می کنند. در این جا میزان خطا در ارائه دز را نسبت به ضریب تضعیف موثر ضخامت ۱cm و اندازه میدان مرجع ۱۰×۱۰ cm^2 محاسبه کردیم. فرض می کنیم برای معرفی جبران کننده برنج به نرم افزار طراحی درمان، ضریب تضعیف موثر محـــاسبه شده برای ضخامت ۱cmو میدان ۱۰×۱۰ cm^2 محاسبه کنیم. در حین درمان با توجه به شکل و اندازه تومور ابعاد میدان درمانی تغییر می کند و

ضخامت های مختلف جبران کننده استفاده می شود. از فرمول زیر برای محاسبه درصد خطا استفاده کردیم:

$$\%\varepsilon = \left| \frac{e^{-\mu_{eff}(x,F)x} - e^{-\mu_{eff}(x=1\ cm,F=10\times10\ cm^2)x}}{e^{-\mu_{eff}(x,F)x}} \right| \quad (۳)$$

εمیزان خطا، x ضخامت جبران کننده، F اندازه میدان و $\mu_{eff}(x,F)$ ضریب تضعیف موثر به صورت تابـــعی از ضخامت و اندازه میدان می باشد.

از مقادیر جدول شماره ۱ مشاهده می کنیم که عدم توجه به ضخامت جبران کننده و اندازه میدان در محاسبه ضریب تضعیف موثر می تواند تا بیش از ۲۰ درصد خطا در تحویل دز در حجم درمان را موجب شود.

جدول شماره ۱. مقادیر خطا در ارائه دز در ضخامت ها و اندازه میدان های مختلف

اندازه میدان ضخامت جبران کننده	۱×۱ cm^2	۲×۲ cm^2	۳×۳ cm^2	۴×۴ cm^2	۶×۶ cm^2	۸×۸ cm^2	۱۰×۱۰ cm^2	۱۵×۱۵ cm^2	۲۰×۲۰ cm^2
۰/۵cm	۱/۷	۱/۴	۱/۳	۱/۲	۱/۲	۱/۱	۰/۶	۰	۱
۱ cm	۱/۸	۱/۴	۱/۳	۱/۱	۱	۰/۵	۰	۱/۲	۳
۱/۵ cm	۱/۴	۰/۵	۰/۳	۰/۲	۰	۰/۲	۰/۷	۲/۵	۵
۲ cm	۰/۴	۰	۰/۲	۰/۲	۰/۶	۱/۲	۱/۸	۴/۵	۷/۳
۳ cm	۱/۵	۲/۱	۲/۷	۳	۳	۳/۲	۴/۴	۸/۳	۱۱/۶
۴ cm	۴/۷	۴/۷	۵/۱	۵/۱	۵/۸	۶/۶	۶/۹	۱۲	۱۶/۸
۵ cm	۷/۷	۸/۱	۸/۶	۸/۶	۸/۶	۱۰/۴	۱۰/۹	۱۶/۹	۲۲/۱
۶ cm	۱۰/۲	۱۰/۸	۱۰/۸	۱۱/۳	۱۱/۸	۱۳/۴	۱۳/۴	۲۰/۹	۲۶/۴

بحث و نتیجه گیری

در پرتودرمانی به روش IMRT پرتو خروجی از شتابدهنده باید با دقت بالایی به عمق مورد نظر در بافت منتقل شود، و این در حالی است که در قسمت های مختلف حجم هدف و هم چنین اندام های تحت خطری که در مسیر پرتو قرار دارند باید شدت های مختلفی از پرتو دریافت شود. به عبارت دیگر شدت یکنواخت پرتو خروجی از شتابدهنده باید در حجم درمان تعدیل شود. در یکی از روش های IMRT، از فیلترهای جبران کننده استفاده می شود. مهم ترین عامل در این روش محاسبه دقیق ضریب تضعیف موثر ماده جبران کننده به منظور تعیین ضخامت مناسب از این ماده است. در این مطالعه، اثر تغییرات ضخامت جبران کننده برنج و اندازه میدان روی μ_{eff} به منظور استفاده کاربردی در IMRT مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان دادند که با افزایش ضخامت و اندازه میدان، ضریب تضعیف موثر کاهش می یابد؛ بنا بر این نمی توان یک عدد ثابت را به جبران کننده برنج نسبت داد.

حداکثر خطای قابل قبول در رادیوتراپی ۵ درصد است، که ۳ درصد خطای مربوط به اندازه گیری ها و محاسبات دزیمتری می باشد و ۲ درصد مربوط به خطای طراحی درمان می باشد(۲۸). نتایج این مطالعه نشان دادند که عدم در نظر گرفتن اثر ضخامت جبران کننده و اندازه میدان می تواند تا بیش از ۲۰ درصد خطا در تحویل دز در حجم درمان را موجب شود. می توان نتیجه گرفت ضخامت جبران کننده و اندازه میدان، پارامترهای مهمی در محاسبه ضریب تضعیف موثر می باشند، به طوری که در نظر گرفتن اثر ضخامت جبران کننده و اندازه میدان بر محاسبه ضریب تضعیف موثر سبب کاهش خطا در تحویل دز به عمق درمانی مورد نظر می شود. بر پایه اثرات این عوامل روی μ_{eff}، می توان یک مدل ریاضی برای محاسبه ضریب تضعیف موثر یا محاسبه ضخامت برای پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته بهینه ارائه داد.

References

1.Dimitriadis DM. Construction and dosimetric evaluation of compensators for intensity modulated beams. McGill University Publication; 2000.p.236-9.

2. Kishan AU, Lee P1. Radiation therapy for stage i nonoperable or medically inoperable lung cancer. Sem Res Crit Care Med 2016;37:716-26.

3.Podgorsak EB. Radiation oncology physics. Atom Energy Age J 2005;6:26-8.

4. Vonmehren M, Randall RL, Benjamin RS, Boles S, Bui MM, Conrad EU , et al. Soft tissue sarcoma version 2.2016 NCCN clinical practice guidelines in oncology. J Natl Compr Canc Netw2016;14:758-86.

5.Webb S. The physical basis of IMRT and inverse planning. Br J Radiol2003;76:678-89.

6.Chang S. Compensator-intensitymodulated radiotherapy a traditional tool for modern application. US Oncological Dis2006;22:1-4.

7.Chang SX, Cullip TJ, Deschesne KM. Intensity modulation delivery techniques step and shoot MLC auto sequence versus the use of a modulator. Med Phys2000;27:948-59.

8.Jang SY, Vassiliev ON, Liu HH, Mohan R, Siebers JV. Development and commissioning of a multileaf collimator model in monte carlo dose calculations for intensity modulated radiation therapy. Med Phys 2006;33:770-81.

9.Nill S, Tucking T, Munter MW, Oelfke U. Intensity modulated radiation therapy with multileaf collimators of different leaf widths: a comparison of achievable dose distributions. Radiotherapy Oncol 2005;75:106-11.

10.Linthout N, Verellen D, Vanacker S, Storme G. A simple theoretical verification of monitor unit calculation for intensity modulated beams using dynamic mini-multileaf collimation. Radiotherapy Oncol2004;71:235-41.

11.Georg D, Nyholm T, Olofsson J, Kjarkristoffersen F, Schnekenburger B, Winkler P, et al. Clinical evaluation of monitor unit software and the application of action levels. Radiotherapy Oncol 2007;85:306-15.

12.Rawlinson JA, Islam MK, Galbraith DM. Dose to radiation therapists from activation at high energy accelerators used for conventional and intensity modulated radiation therapy. Med Phys2002;29:598-608.

13.Mutic S, Low DA, Klein EE, Dempsey JF, Purdy JA. Room shielding for intensity modulated radiation therapy treatment facilities. Int J Rad Oncol Biol Phys2001;50:239-46.

14.Palta JR, Liu C, Li JG. Quality assurance of intensity modulated radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys2008;71:108-12.

15.Graves MN, Thompson AV, Martel MK, McShan DL, Fraass BA. Calibration and quality assurance for rounded leaf end MLC systems. Med Phys2001;28:2227-33.

16.Otto K, Clark BG. Enhancement of IMRT delivery through MLC rotation. Med Phys Biol 2002;47:3997.

17.Meyer J, Mills J, Haas O, Parvin E, Burnham K. Some limitations in the practical delivery of intensity modulated radiation therapy. Br J Radiol 2000;73:854-63.

18.Dimitriadis D, Fallone B. Compensators for intensity modulated beams. Med Dosim2002;27:215-20.

19.Bartrum T, Bailey M, Nelson V, Grace M. Linear attenuation coefficients for compensator based IMRT. Phys Eng Sci Med2007;30:281-7.

20.Duplessis F, Willemse C. Radiological properties of a wax gypsum compensator material. Med Phys 2005;32:1246-55.

21.Thomsen MS, Uls N. Attenuation of 4-20 MV X rays by a new compensator material of cement. Med Phys 2002;29:2427-32.

22.Duplessis F, Willemse C. Monte carlo calculation of effective attenuation coefficients for various compensator materials. Med Phys2003;30:2537-44.

23.Duplessis F, Willemse C. Inclusion of compensator-induced scatter and beam filtration in pencil beam dose calculations. Med Phys2006;33:2896-904.

24.Jiang SB, Ayyangar KM. On compensator design for photon beam

intensity modulated conformal therapy. Med Phys1998;25:668-75.
25.Sasaki K, Obata Y. Dosimetric characteristics of a cubic-block-piled compensator for intensity modulated radiation therapy in the Pinnacle radiotherapy treatment planning system. J Appl Clin Med Phys 2007;8:85-100.
26. Xia P, Verhey L. Delivery systems of intensity-modulated radiotherapy using conventional multileaf collimators. Med Dosim 2001;26:169-77.
27.Li JG, Yan G, Liu C. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. J Appl Clin Med Phys2009;10:213-6.
28.Jones D. ICRU report 50-prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Med Phys 1994;21:833-4.

Influence of Compensator Thickness and Field Size on the Effective Attenuation Coefficient of a Brass Compensator for Intensity-Modulated Radiation Therapy

Balvasi E[1], Haghparast A[2], Hejazi P[1]*

(Received: June 21, 2015 Accepted: September 19, 2015)

Abstract

One of the intensity modulated radiation therapy (IMRT) methods is based on using compensators. The most important factor in designing a compensator is the accurate calculation of its thickness to achieve the intensity modulation of interest. To achieve that, the exact attenuation coefficient of compensator materials must be calculated.Using MapCHECK 2 model 1177 and phantom (SP34). We studied the effect of compensator thickness and field size on the calculation of the effective attenuation coefficient (EAC) of the brass compensator for 6-MV photon beams.
Experimental measurements were carried out at 100 cm source-to-surface distance and 5 cm depth for the 6-MV photon beams of an Elekta linac using various field size and compensator thickness. The field sizes investigated ranged from 1×1 cm^2 to 20×20 cm^2 and the brass compensator thickness from 0.5-6 cm. Our results indicated that the compensator thickness and field size have the most significant effect on the calculation of the compensator EAC for the 6-MV photon beam and also these parameters can reduce the error due to delivered dose to target volume and organs at risk.

Keywords: Intensity modulated radiation therapy, Compensators, Brass, Effective attenuation coefficient

1. Dept of Medical Physics, Faculty of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran
2. Dept of Medical Physics, Faculty of Medicine, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran
**Corresponding author Email: hejazip@semums.ac.ir*