کومش- جلد ۱۲، شماره ۳ (پیاپی ۳۹)، بهار ۱۳۹۰

بررسی عوامل تاثیرگذار بر ضریب تضعیف موثر ماده جبران‌کننده‌ها به منظور درمان با فوتون 6MV به روش پرتودرمانی با شدت تعدیلی

عباس حق‌پرست [۱](M.Sc)، بیژن هاشمی [*۱](Ph.D)، محمدتقی عیوضی [۲](Ph.D)

۱- *دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده علوم پزشکی، گروه فیزیک پزشکی*

۲- *دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی*

چکیده

سابقه و هدف: یکی از روش‌های پرتودرمانی با شدت تعدیلی بر اساس استفاده از جبران‌کننده‌ها می‌باشد. مهم‌ترین عامل در ساخت جبران‌کننده‌ها محاسبه‌ی دقیق ضخامت جبران‌کننده‌ها به منظور دست‌یابی به شدت تعدیلی می‌باشد. به این منظور باید ضریب تضعیف دقیق ماده‌ی جبران‌کننده محاسبه شود. چندین عامل در محاسبه‌ی ضریب تضعیف ماده‌ی جبران‌کننده تاثیر دارند. در این تحقیق، تاثیر نوع دزیمتر و فانتوم و هم‌چنین مقدار دز تابشی و عمق اندازه‌گیری در محاسبه این ویژگی جبران‌کننده مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها: با استفاده از دو نوع دزیمتر (FC65G و RK) و دو نوع فانتوم (RFA300plus و SP34)، تاثیر مقدار دز تابشی و عمق اندازه‌گیری در برآورد ضریب تضعیف موثر در انرژی 6MV یک شتاب‌دهنده خطی پزشکی مورد بررسی قرار گرفت. مقادیر دز تابشی مورد مطالعه ۱۰۰، ۲۰۰، ۳۰۰ و ۴۰۰ سانتی‌گری و عمق‌های اندازه‌گیری معادل ۲، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. اندازه‌گیری‌ها در میدان مرجع (cm^2 ۱۰×۱۰) و برای ضخامت cm ۱ از فیلتر جبران‌کننده انجام شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که مقدار دز تابشی در محاسبه‌ی ضریب تضعیف تاثیر معنی‌داری ندارد. لیکن تغییر عمق اندازه‌گیری از ۲ تا ۲۰cm موجب تغییراتی بیش از ۵ درصد در محاسبات شد. علاوه بر این، نوع دزیمتر و فانتوم مورد استفاده در این تحقیق تاثیری در محاسبات نداشتند.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج این مطالعه می‌توان توصیه کرد که به منظور برآورد دقیق‌تر ضریب تضعیف موثر ماده‌ی جبران‌کننده، ضروری است که این ضریب در عمق‌های مختلفی از ناحیه درمان اندازه‌گیری شود.

واژه‌های کلیدی: جبران‌کننده، ضریب تضعیف موثر، فوتون MV 6، رادیوتراپی با شدت تعدیل یافته.

مقدمه

در پرتودرمانی مگاولتاژ استفاده از تضعیف‌کننده‌های باریکه مانند وج‌ها و فیلترهای جبران‌کننده در درمان سرطان‌های مختلف برای چندین دهه معمول بوده است. اهمیت فیلترهای جبران‌کننده در درمان‌های پرتویی تطبیقی سه بعدی برای تصحیح بافت حذف شده و یا ناهمگنی‌های بافت در باریکه‌های فوتونی به خوبی شناخته شده است [۲،۱].

با پیش‌رفت سریع تکنولوژی و استفاده از کامپیوترهای پیش‌رفته در سیستم‌های طراحی پرتودرمانی سه بعدی استفاده از فیلترهای جبران‌کننده برای پرتو درمانی شدت تعدیلی (Intensity modulated radiation therapy, IMRT)به‌طور چشم‌گیری روند طراحی درمان را تسهیل کرده است. مزیت اصلی روش‌های مبتنی بر IMRT دست‌یابی به یک‌نواختی دز بیش‌تری در حجم هدف است. بنابراین موجب

* نویسنده مسئول، تلفن: ۰۹۱۲۱۸۹۹۳۵۴ نمابر: ۰۲۱-۸۸۰۰۶۵۴۴

Email: bhashemi@modares.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۸۹/۳/۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۸۹/۸/۱۱

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-04]

تحویل دز بیش‌تری به حجم هدف همراه بـا کـاهش دز وارده به اندام‌های حساس می‌شود [۳].

استفاده از جبران‌کننده در روش‌های مبتنـی بـر IMRT از سال ۱۹۹۳، قبل از این‌که امکانات MLC به‌طـور تجـاری در دست‌رس باشد، توسعه یافت. در این جبران‌کننده‌ها معمـولاً از یک فلز با عدد اتمی و چگالی بالا برای تعـدیل شـدت پرتـو استفاده می‌شود.

در گذشته جبران‌کننده‌ها در رادیـوتراپی تنهـا بـه منظـور جبران ناهمواری سطح بدن و اثر غیر یک‌نواختی بافـت‌هـا در ناحیه درمان و جبران اثر بافت‌های حذف شده به‌کار می‌رفت. در این موارد شکل جبران‌کننده را شبیه قسمت ناهموار سـطح بدن یا بافت حذف شده، اما بـا ابعـادی کـه از قبـل محاسـبه می‌شد، می‌ساختند و ضخامت مورد نیـاز جبـران‌کننـده را بـر اساس نسبت ضریب تضعیف جبران‌کننده و بافـت مـورد نظـر به‌دست می‌آوردند [۵،۴]. از آن‌جایی که در این کـار نیـاز بـه دقت خیلی بالایی نبود معمولاً از یک ضـریب تـضعیف مـوثر برای محاسبه ضخامت مناسب از جبران‌کننده استفاده می‌شد.

امروزه جبران‌کننده‌ها بر مبنای روش‌های IMRT به منظور شکل دادن به تضعیف شار فوتـونی میـدان‌هـای بـاز اسـتفاده می‌شوند، به طوری‌که طرح شدت عبوری بـه‌صـورت شـاری تعدیل یافته بر مبنای ناحیه هدف تنظیم شود. یکی از مزایـای این روش سادگی انجام آن اسـت. ماهیـت اسـتاتیک تعـدیل شدت جبران‌کننده موجب ساده کردن تحویل درمان، محاسـبه دز، و بنابراین روش اعمال کنتـرل کیفـی آن شـده اسـت [۶]. مزیت دیگر استفاده از جبران‌کننده در این روش این است کـه جبران‌کننده می‌تواند تغییرات تعدیل شدت پیوسته‌ای را ایجـاد کند، در حالی‌که تعدیل شدت ایجاد شده توسط روش معمـول دیگر و با استفاده از MLC حـداقل در یـک راسـتا (بـه‌دلیـل ضخامت لیف‌ها) ناپیوسته است. یکی از مشکلات به کارگیری جبران‌کننده‌ها، به هنگامی‌که برای یک بیمار چند میدان درمانی وجود دارد، خودکار نبودن فرآیند تعویض جبران‌کننده‌ها برای هر میدان می‌باشد، که مستلزم رفت و آمد بـیش‌تـر متخـصص فیزیک پزشکی به اتاق درمان و اتلاف وقت مـی‌شـود. اخیـراً سامانه‌هایی ساخته شده که تعویض جبـران‌کننـده‌هـا را بـرای میدان‌های درمان به‌طور خودکار انجام مـی‌دهـد، کـه موجـب بهبود کـارایی تحویـل درمـان شـده اسـت [۷]. بـه‌کـارگیری جبران‌کننده‌ها در روش IMRT برای درمان برخی از تومورها مانند تومورهای سر و گردن و سینه به‌کار رفتـه اسـت. نتـایج تحقیقات نشان داده است که این روش نسبت بـه MLC دارای دقت مطلوبی در انتقال دز بهینـه اسـت [۱۰،۹،۸]. درمـان بـه روش IMRT نیاز به دقت بالایی در انتقال شدت‌های مختلـف اشعه در هر ناحیه از میدان درمانی دارد و این تغییرات شـدت از یک ناحیه به ناحیه‌ی دیگر در میدان درمانی ممکـن اسـت شدید باشـد. بنـابراین محاسـبه‌ی ضـخامت در هـر ناحیـه از جبران‌کننده نیـاز بـه دقـت بـالایی دارد. عوامـل متعـددی در محاسبه‌ی ضخامت جبران‌کننده باید مدّ نظر قرار گیرند که عدم توجه به آن‌ها می‌تواند موجـب بـیش از ۲۰ درصـد خطـا در تحویل دز به حجم درمان شود [۱۱].

فرمولی که برای محاسـبه ضـخامت جبـران‌کننـده بـه‌کـار می‌رود رابطه زیر می‌باشد:

$$x = -\frac{1}{\mu_{eff}} \ln \frac{I}{I_0} \qquad (۱)$$

که در آن I_0 و I به ترتیب شدت ورودی بـه و خروجـی از جبران‌کننـده و μ_{eff} و x بـه ترتیـب ضـرایب تـضعیف مـوثر و ضخامت جبران‌کننده است. طبق بررسی‌هـایی مـشاهده شـده است که ضریب تضعیف موثر جبران‌کننده تنها وابسته به جنس ماده و انرژی اسمی شتاب‌دهنده نمی‌باشد، بلکه با تغییر شرایط تابش، این ضریب تغییر خواهد کرد [۱۳،۱۲]. واضح است کـه با تغییر عمـق انـدازه‌گیـری در فـانتوم آب، حجـم پرتوهـای پراکنده‌ی تولیدی در فانتوم تغییـر مـی‌کنـد و از طـرف دیگـر مشاهده شده که این امر تا حدودی موجـب سـخت‌تـر شـدن پرتوی تابشی می‌شود. هر دوی این عوامـل موجـب تغییـر دز نسبی و در نتیجه ضریب تضعیف خطی موثر می‌شوند. در ایـن خصوص تحقیقات چندانی انجام نشده است و تنها کار مـشابه مربوط به du Plessis و همکارش بود [۱۴].

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-04]

علاوه بر این معمولاً دز تابشی در هر جلسه‌ی درمان بین ۱۰۰ تا ۴۰۰ cGy تغییر می‌کند. بنابراین واضح است که با تغییر مقدار دز تابشی حجم پرتوی پراکنده نیز تغییر می‌کند.

علاوه بر این عوامل، نوع دزیمتر و فانتومی که در محاسبات به‌کار برده می‌شود می‌توانند موجب بروز خطا شوند. در اندازه‌گیری‌هایی که به این منظور انجام می‌شود، استفاده از دزیمترهای دیودی توصیه نمی‌شود، زیرا که این نوع به عنوان دزیمتر مرجع (Reference class) شناخته نمی‌شوند و دزیمترهایی از نوع اتاقک گازی تناسبی برای اندازه‌گیری ضریب تضعیف موثر مناسب می‌باشند. اما از آن‌جا که حجم موثر این نوع از دزیمترها نیز با هم متفاوت می‌باشند در نتیجه حجم نمونه‌برداری آن‌ها از پرتو تابشی متفاوت خواهد بود. از طرف دیگر این دزیمترها را نمی‌توان در هر نوع فانتومی استفاده کرد و هر یک از آن‌ها برای فانتوم‌های خاصی طراحی شده‌اند.

در این تحقیق برخی از عوامل فوق، که به نظر می‌رسد در محاسبه ضریب تضعیف موثر جبران‌کننده تاثیر داشته باشند، مورد بررسی قرار گرفته‌اند. این عوامل شامل عمق اندازه‌گیری و مقدار پرتو تابشی در عمق ماکزیمم دز بوده‌اند که با استفاده از دو نوع دزیمتر و فانتوم اثر هر یک از آن‌ها بر محاسبات ضریب تضعیف موثر به‌طور تجربی مطالعه شده است.

مواد و روش‌ها

اندازه‌گیری‌ها با استفاده از یک دستگاه شتاب‌دهنده خطی از نوع ELEKTA مدل SL75/25 واقع در مرکز رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) کرمانشاه انجام شد. اندازه‌گیری‌ها در میدان درمانی مرجع ($10*10\ cm^2$) صورت گرفت. تمام اندازه‌گیری‌ها در شرایط فاصله چشمه تا سطح فانتوم (SSD) ۱۰۰cm اندازه‌گیری شد. از آلیاژ سروبند (Cerrobend) به‌عنوان فیلتر جبران‌کننده استفاده شد. این ماده ترکیبی از سرب، قلع و بیسموت است که به علت عدد اتمی موثر بالا و دمای ذوب پایین آن (۹۶ درجه سلسیوس) در مراکز پرتودرمانی به‌طور معمول به‌عنوان فیلتر جبران‌کننده استفاده می‌شود. ضخامت فیلتر جبران‌کننده ۱ cm در نظر گرفته شد. هر یک از اندازه‌گیری‌ها به منظور اطمینان از صحت مقادیر ۳ بار تکرار شد که به دلیل دقت بالا نیاز به تکرار بیش‌تر نبود.

از دو نوع دزیمتر استاندارد موجود در مرکز رادیوتراپی کرمانشاه، که معمولاً برای اندازه‌گیری ضریب تضعیف موثر ماده جبران‌کننده به‌کار می‌روند، استفاده شد. این دزیمترها شامل دزیمتر FC65G با حجم ۰/۶ cc و دزیمتر RK با حجم ۰/۱۲۵ cc بودند، که هر دو ساخت شرکت Scanditronix آلمان می‌باشند. دزیمتر FC65G همراه با فانتوم آب جامد مدل SP34 و دزیمتر RK با فانتوم آب مدل RFA300plus به‌کار رفت. دزیمتر RK ضد آب می‌باشد و می‌تواند مستقیماً در آب قرار گیرد، اما دزیمتر FC65G ضد آب نیست.

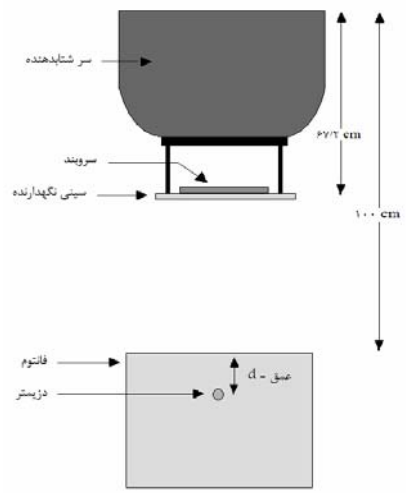
دزهایی که مورد بررسی قرار گرفت معادل ۱۰۰، ۲۰۰، ۳۰۰ و ۴۰۰ cGy بود. کلیه اندازه‌گیری‌ها برای میدان مرجع ($10*10\ cm^2$) و در عمق‌های مختلفی شامل ۲، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ سانتی‌متر انجام شد. زیرا که معمولاً بیشینه عمقی که در پرتودرمانی به روش شدت تعدیلی مورد درمان قرار می‌گیرد ۲۰cm است. این اندازه‌گیری‌ها با استفاده از هر دو نوع دزیمتر و فانتوم‌های موجود در بخش به شرح فوق انجام شد. نحوه قرارگیری فانتوم‌ها و دزیمترها در زیر شتاب‌دهنده به‌طور شماتیک در شکل ۱ نشان داده شده است. از رابطه (۲) برای محاسبه ضریب تضعیف موثر استفاده شد که پارامترهای آن در رابطه (۱) تعریف شده است. به منظور مقایسه نتایج حاصل از دزیمتری از آزمون تی مستقل استفاده شد.

$$\mu_{eff} = -\frac{1}{x}\ln(\frac{I}{I_0}) \qquad (۲)$$

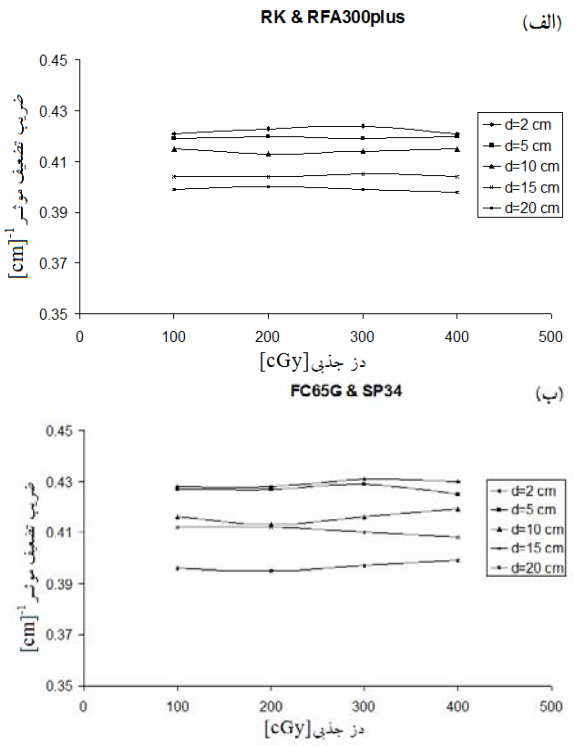
نتایج

شکل ۲ (الف) تغییرات ضریب تضعیف موثر را بر حسب تغییرات دز به cGy برای دزیمتر RK برای عمق‌های مختلف نشان می‌دهد که بیانگر چگونگی تاثیر تغییرات شدت پرتو تابشی بر مقدار ضریب تضعیف موثر محاسبه شده است. شکل ۲ (ب) تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب تغییرات دز به cGy برای دزیمتر FC65G را نشان می‌دهد.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-04]



شکل ۱. نحوه قرارگیری دزیمتر و فانتوم برای اندازه‌گیری ضریب تضعیف موثر

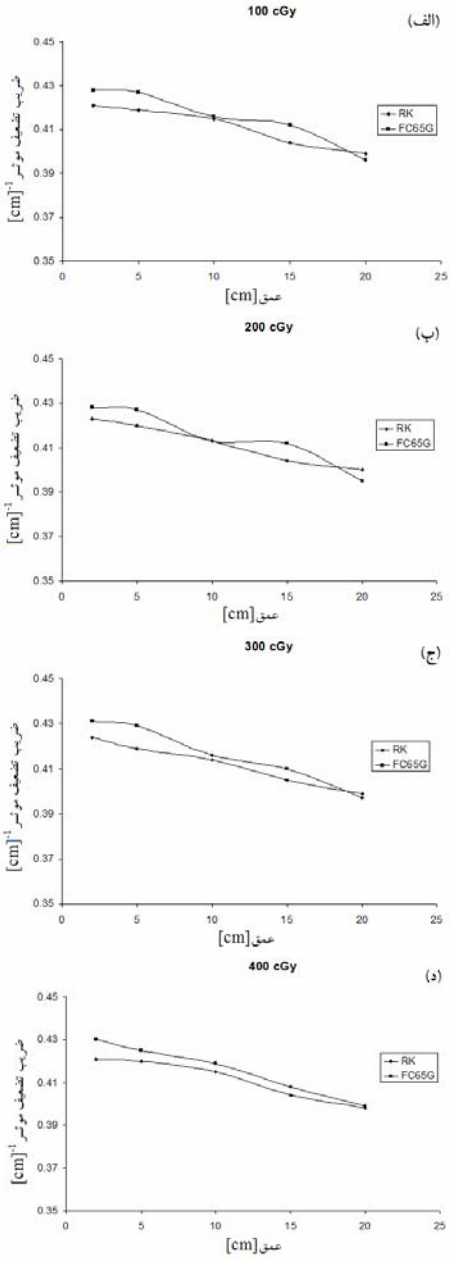


شکل ۲. نمودار تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب دز به cGy برای عمق‌های مختلف (الف) برای دزیمتر RK (ب) برای دزیمتر FC65G

همان‌گونه که مشاهده می‌شود، برای دزیمتر RK حداکثر مقدار تغییرات مشاهده شده در ضریب تضعیف موثر در دزهای تابشی مختلف در عمق ۲cm و برابر ۰/۵ درصد بود. حداکثر این تغییرات برای دزیمتر FC65G در عمق ۱۰cm و برابر ۱/۳۷ درصد بود. به منظور بررسی اثر دز تابشی بر ضریب تضعیف موثر از آزمون آماری تی مستقل نیز استفاده شد که با سطح اطمینان ۹۵درصد برای هر دو نوع دزیمتر مقدار P<۰/۰۵ حاصل شد.

شکل ۳ تغییرات ضریب تضعیف موثر را بر حسب تغییرات عمق در دو نوع دزیمتر و فانتوم مورد استفاده نشان می‌دهد.

محاسبات نشان داد که به‌طور میانگین تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب عمق از عمق ۲ تا ۲۰cm برای دزیمتر RK برابر ۰/۲±۵/۵ درصد و برای دزیمتر FC65G برابر ۰/۳±۷/۵ درصد بود.



شکل ۳. نمودار تغییرات ضریب تضعیف موثر بر حسب عمق فانتوم برای هر دو نوع دزیمتر برای: الف) ۱۰۰ cGy ب) ۲۰۰ cGy ج) ۳۰۰ cGy د) ۴۰۰ cGy.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-04]

با بررسی نمودارهای فوق مشاهده شد که نوع دزیمتر و فانتوم مورد استفاده تاثیر محسوسی در اندازه‌گیری‌ها نداشته است به طوری‌که میانگین اختلاف بین داده‌های به‌دست آمده از دو نوع دزیمتر و فانتوم در عمق‌ها و دزهای مختلف (اختلاف نقطه به نقطه برای کل داده‌ها) برابر ۱/۱۲±۰/۹۸ درصد بوده است.

بحث و نتیجه‌گیری

در رادیوتراپی 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 قسمت‌های مختلف حجم هدف و هم‌چنین اندام‌های تحت خطری که در مسیر اشعه قرار دارند باید شدت‌های مختلفی از اشعه دریافت شود. به‌عبارت دیگر شدت یک‌نواخت پرتو خروجی از شتاب‌دهنده باید در حجم درمان تعدیل شود. در یکی از روش‌های IMRT، از فیلترهای جبران‌کننده استفاده می‌شود. مهم‌ترین عامل در این روش محاسبه‌ی دقیق ضریب تضعیف موثر ماده‌ی جبران‌کننده به منظور تعیین ضخامت مناسب از این ماده است. برخی از عواملی که می‌توانند بر محاسبات ضریب تضعیف موثر اثرگذار باشند در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفتند. حداکثر خطای قابل قبول در رادیوتراپی ۵ درصد است، که ۳ درصد خطای مربوط به اندازه‌گیری‌ها و محاسبات دزیمتری می‌باشد و ۲ درصد مربوط به خطای طراحی درمان می‌باشد [۱۵].

با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه مشاهده می‌شود که خطای مربوط به نوع دزیمتر و فانتوم به‌کار رفته کم‌تر از ۳ درصد و قابل قبول می‌باشد. بنابراین، با توجه به این‌که حجم این دزیمترها در رنجی بین حداقل و حداکثر حجم دزیمترهای تناسبی قرار داشت، می‌توان از انواع مختلف دزیمترهای تناسبی با حجم‌های مختلف که توسط یک آزمایشگاه استاندارد ثانویه SSDL کالیبره شده است برای اندازه‌گیری ضریب تضعیف موثر استفاده کرد.

مورد بعدی که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفت در ارتباط با مقدار دز تابشی به‌هنگام اندازه‌گیری ضریب تضعیف موثر بود. در این خصوص نیز مشاهده شد که تغییرات ناشی از این عامل تقریباً کم‌تر از ۱ درصد می‌باشد. اندازه‌گیری‌ها نشان داد که وابستگی دزیمتر FC65G به مقدار دز تابشی بیش‌تر از دزیمتر RK است؛ اما با توجه به مقدار ناچیز تغییرات مشاهده شد که خطای ناشی از این عامل نیز برای هر دو نوع دزیمتر نیز قابل قبول است. در نتیجه می‌توان به‌دلخواه هر مقدار پرتو تابشی را در محدوده‌ی مورد مطالعه برای محاسبه‌ی ضریب تضعیف موثر انتخاب کرد. پیشنهاد می‌شود که بدین منظور ۲۰۰cGy انتخاب شود که تقریباً حد متوسط دز تابشی به ازاء هر میدان درمانی می‌باشد.

اما بررسی اثر عمق فانتوم بر محاسبه‌ی ضریب تضعیف موثر نشان داد که اثر این عامل بیش از ۵ درصد می‌باشد. در نتیجه باید توجه بیش‌تری به این عامل شود. می‌توان دلیل تغییر ضریب تضعیف موثر را با عمق بدین صورت توضیح داد که خروجی شتاب‌دهنده خطی به‌صورت یک طیف پیوسته اشعه ایکس است که از انرژی صفر تا یک مقدار ماکزیمم تغییر می‌کند. هنگام عبور اشعه ایکس از فیلتر سروبند این پرتو دچار سخت شدگی می‌شود و فوتون‌های کم انرژی از این طیف حذف می‌شوند. با توجه به رابطه (۱) ضریب تضعیف موثر از نسبت I/I_0 به‌دست می‌آید. با توجه به این رابطه با افزایش عمق مقدار I_0 نسبت به I بیش‌تر دچار سخت شدگی می‌شود و مقدار آن کم‌تر می‌شود، در نتیجه با افزایش عمق صورت کسر (I) کم‌تر تغییر کرده و مخرج کسر (I0) بیش‌تر تغییر می‌کند. بدین صورت ضریب تضعیف موثر با افزایش عمق کاهش می‌یابد. برای رفع این مشکل و کاهش خطای ناشی از در نظر نگرفتن آن پیشنهاد می‌شود که ضریب تضعیف موثر از عمق ۵ تا ۲۰cm با فواصل ۵cm محاسبه و در نظر گرفته شود که در این صورت خطا تا حد قابل قبولی کاهش خواهد یافت. در کاری مشابه توسط du Plessis و همکارش در سال ۲۰۰۳ اثر عمق بر ضریب تضعیف موثر را برای فلز

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-04]

برنج بررسی کردند که ضریب تضعیف موثر از عمق ۴ تا ۳۹cm، ۱۴ درصد تغییر داشت [۱۴].

با توجه به نتایج حاصل می‌توان نتیجه گرفت که از بین عواملی که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت تنها عاملی که خطای قابل توجهی را ایجاد می‌کند عمق اندازه‌گیری است. لذا به منظور کاهش این خطا ضروری است که ضریب تضعیف موثر در عمق‌های مختلف اندازه‌گیری و ضخامت ماده جبران‌کننده بر اساس آن محاسبه شود. این تحقیق تا عمق ۲۰cm را مورد بررسی قرار داده است، پیشنهاد می‌شود این اندازه‌گیری‌ها برای عمق‌های بیش‌تر مورد کاربرد در رادیوتراپی نیز تکرار شود و اثر عمق در این عمقها هم بررسی شود. هم‌چنین می‌توان در فانتوم‌هایی با جنس‌های مختلف که معادل بافت‌های دیگر بدن هستند نیز این پارامترها مورد بررسی قرار داد. اما تاثیر مقدار دز تابشی، نوع دزیمتر و فانتوم (مورد استفاده در این تحقیق) در محاسبه ضریب تضعیف موثر قابل چشم‌پوشی است.

تشکر و قدردانی

از دانشگاه تربیت مدرس به‌خاطر حمایت‌های مالی که در این تحقیق داشته‌اند کمال تشکر را داریم، هم‌چنین از مسئولین بخش رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) کرمانشاه که جهت اندازه‌گیری‌های مربوط به این تحقیق همکاری بی‌شائبه‌ای داشتند تشکر و قدردانی می‌نماییم.

منابع

[1] Khan FM. Physics of radiation therapy. 3ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2003; 481-85.

[2] Webb S. Intensity-modulated radiation therapy. Bristol and Philadelphia: IOP Publishing Ltd. 2001: 1-3.

[3] Webb S. The physical basis of IMRT and inverse planning. Br J Radiol 2003; 76: 678-689.

[4] Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, Kappas C, Klein E, Mackie TR, et al. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. 2004. AAPM Report No.85.

[5] Basran PS, Ansbacher W, Field GC. and Murray BR. Evaluation of optimized compensators on a 3D planning system. Med Phys 1998; 25: 1837-1844.

[6] Bakai A, Laub WU. and Nüsslin F. Compensators for IMRT-an investigation in quality assurance. Z Med Phys 2001; 11: 15-22.

[7] Yoda K. and Aoki Y. A multiportal compensator system for IMRT delivery. Med Phys 2003; 30: 880-886.

[8] Evans PM, Donovan EM, Fenton N, Hansen VN, Moore I, Partridge M. and et al. Practical implementation of compensators in breast radiotherapy. Radiother Oncol 1998; 49: 255-265.

[9] Wendt TG, Abbasi-Senger N, Salz H, Pinquart I, Koscielny S, Przetak S-M. and Wiezorek T. 3D-conformal-intensity modulated radiotherapy with compensators for head and neck cancer: clinical results of normal tissue sparing. Radiat Oncol 2006; 1:18.

[10] Salz H, Wiezorek T, Scheithauer M, Schwedas M, Beck J. and Wendt TG. IMRT with compensators for Head-and-Neck cancers treatment technique, dosimetric accuracy, and practical experiences. Strahlenther Oncol 2005; 181: 665-672.

[11] Dimitriadis DM. and Fallone BG. Compensators for intensity-modolated beams. Med Dosim 2002; 27: 215-220.

[12] Jiang SB. and Ayyangar KM. On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. Med Phys 1998; 25: 668-675.

[13] Du Plessis FC. and Willemse CA. Inclusion of compensator-induced scatter and beam filtration in pencil beam dose calculations. Med Phys 2006; 33: 2896-2904.

[14] du Plessis FC. and Willemse CA. Monte carlo calculation of effective attenuation coefficients for various compensator materials. Med Phys 2003; 30: 2537-2544.

[15] Jones D. ICRU report 50-prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Med Phys 1994; 21: 833-4.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-04]

An assessment of the factors involved in effective attenuation coefficient of the compensator material for the treatment with 6MV photons using intensity modulated radiation therapy method

Abbas Haghparast (M.Sc)[1], Bijan Hashemi (Ph.D)[*1], Mohammad Taghi Eivazi (Ph.D)[2]
1 – Dept. of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
2 – Dept. of Medical Physics, Faculty of Medicine, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran

(Received: 30 May 2010 Accepted: 2 Nov 2010)

Introduction: 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. However, there are several parameters that are effective in calculating the attenuation coefficient of compensator materials. In this research, the effects of dosimeter and phantom type as well as irradiation dose and measurement depth in the calculation of this compensator characteristic were assessed.

Materials and Methods: Using two types of dosimeters (RK & FC65G) and phantoms (RFA300plus & SP34), the effects of radiation dose and measured depth on the estimation of the effective attenuation coefficient was investigated for a 6MV linear accelerator. The value of applied radiation dose was 100, 200, 300 and 400 cGy, and the measured depths were 2, 5, 10, 15 and 20 cm. The measurements were carried out at the reference field size (10×10 cm^2) and for a thickness of 1 cm of the compensator.

Results: The results indicated that radiation dose has no significant effect in calculating the effective attenuation coefficient of compensator materials. However, altering measured depth from 2 to 20 cm resulted in a change of more than 5% in the calculations. In addition, the type of the dosimeter and phantom used in this study had no significant effect on the calculations.

Conclusion: Based on these findings, it is recommended that for more accurate estimation of the effective attenuation coefficient of a compensator material, it is necessary to measure the attenuation coefficient at different depths of the treatment field.

Key words: Compensator, Effective attenuation coefficient, 6 MV photon, IMRT

* Corresponding author: Fax: +98 21 88006544 ; Tel: +98 9121899354
bhashemi@modares.ac.ir

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-04]