

(مقاله پژوهشی)

تعیین ضریب تضعیف جیوه جهت طراحی سیستم شیلدینگ جیوه برای بیماران تحت درمان با رادیوتراپی

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^۱، فاطمه سیف^{۲*}، محمدرضا بیاتبانی^۳، ناهید چگنی^۳،
داوود خضرو^۴، منصور ذبیح‌زاده^۵، سید محمد حسینی^۶

چکیده

زمینه و هدف: هدف از رادیوتراپی رساندن دوز لازم به تومور و حفاظت ارگانهای سالم اطراف تومور است. بدین منظور و جهت ایجاد توزیع دوز مناسب از تعدیل‌کننده‌ها و یا جبران‌کننده‌های اشعه استفاده می‌شود. بنابراین دانستن ضریب تضعیف ماده مورد استفاده برای محاسبات درمان ضروری است. روش بررسی: در این مطالعه، جیوه به عنوان ماده‌ای مناسب برای شیلدینگ در رادیوتراپی معرفی شده است و همچنین یک روش جدید برای محاسبه ضریب تضعیف خطی مواد بر اساس فیزیک برهمکنش فوتون با ماده و محاسبات انتگرالی پیچیده ارائه شده است که به وسیله آن می‌توان ضریب تضعیف هر ماده دلخواه را با توجه به ضخامت ماده و انرژی مورد استفاده، محاسبه نمود. در قسمت عملی، دوزیمتری در حضور شیلد و بدون شیلد در میدانها با ابعاد مختلف (15x15, 10x10, 6x6) برای شیلدهای جیوه با ضخامتهای متفاوت در انرژی 6Mv دستگاه شتاب‌دهنده زیمنس انجام شد.

یافته‌ها: تغییر ضخامت ماده جاذب، کیفیت اشعه را تغییر می‌دهد. تغییرات ضریب تضعیف با ضخامت ماده جاذب را طبق رابطه ارائه شده در این مقاله می‌توان به دست آورد و همچنین تغییرات آن را به ازای هر ضخامت می‌توان بیان نمود، اما تغییر میدان درمانی تأثیر محسوسی بر ضریب تضعیف ندارد. نتیجه‌گیری: تغییرات ضریب تضعیف با ضخامت ماده جاذب قابل صرف‌نظر کردن نیست و برای درمان دقیق در رادیوتراپی بایستی لحاظ گردد. به عبارت دیگر استفاده از یک عدد به عنوان ضریب تضعیف برای ضخامتهای مختلف جبران‌کننده‌ها یا تعدیل‌کننده‌های اشعه در رادیوتراپی صحیح نیست و تغییرات ضریب تضعیف با ضخامت ماده جاذب بایستی در سیستمهای طراحی درمان مد نظر قرار گیرد.

کلید واژه‌گان: ضریب تضعیف خطی، ضخامت ماده جاذب، رادیوتراپی.

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

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

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

۴- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران.

۶- گروه خون و آنکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، ایران.

* نویسنده مسؤول:

فاطمه سیف؛ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اراک، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۸۳۶۱۵۱۴۱

Email:sahar_s59@yahoo.com

مقدمه

تعیین ضریب تضعیف اشعه در پارامترهای دوزیمتری و در نتیجه پارامترهای درمانی در رادیوتراپی اهمیت ویژه‌ای دارد. در بخشهای مختلف درمانی یا تشخیصی مانند: پزشکی هسته‌ای، رادیولوژی، سی تی اسکن، آنژیوگرافی و ... برای ساخت وسایل حفاظتی مانند ظروف نگه‌دارنده مواد رادیواکتیو، گان، دستکش، عینک یا شیلدهای اندام‌های مختلف، دانستن ضریب تضعیف اشعه ضروری است. همچنین ساخت بنکرهای دستگاه‌های پرتودرمانی، ساخت هودهای پزشکی هسته‌ای، تعیین میزان جذب اشعه در ارگان‌های بدن، کالیبراسیون دستگاه‌های درمانی- تشخیصی بر اساس تضعیف اشعه در مواد مختلف صورت می‌گیرد. برای ساخت و یا استفاده از انواع تکنیک‌های دوزیمتری مانند (ژل، TLD، اتاقلک یونیزاسیون و غیره) ویژگی‌های جذب و یا تضعیف اشعه در مواد مختلف برای انرژی‌های مختلف بایستی بررسی گردد (۱-۳).

به دلیل اهمیت مقدار ضریب تضعیف (منظور از ضریب تضعیف در این مطالعه μ یا ضریب تضعیف خطی با واحد عکس سانتی‌متر ($1/cm$) است) در برهمکنش فوتون با ماده در کاربردهای مختلف پزشکی مطالعات مختلفی در زمینه روش‌های محاسبه این ضریب و بررسی عوامل تأثیر گذار بر آن انجام شده است.

در پژوهشی، هابل (Hubbel) ضرایب تضعیف جرمی را برای گستره فوتون‌های با انرژی 1Kev تا 20Mev را برای عناصر از $Z=1$ (هیدروژن) تا $Z=92$ (اورانیوم) به‌دست آورد. همچنین علاوه بر این عناصر، سایر ترکیباتی (۴۵ ترکیب) که با درصدهای وزنی مختلف از عناصر گفته شده تشکیل می‌شوند و از نظر دوزیمتری حائز اهمیت هستند را در همین گستره انرژی بررسی کرد (۴). در تحقیق دیگری، تلی (Teli) و همکارانش ضریب تضعیف جرمی گاما را برای عناصری مانند هیدروژن و کربن و اکسیژن (که به صورت خالص کمیاب هستند) را اندازه گرفتند. اندازه-

گیری‌ها به صورت غیرمستقیم و در ترکیباتی که این عناصر در آنها وجود دارند، صورت گرفت. نتایج به‌دست آمده با مقادیر تئوریک که توسط هابل به‌دست آمده بود، همخوانی داشت (۵).

در سال ۲۰۰۴، میدگلی (Midgley) و همکاران روش جدیدی را برای پارامتری کردن سطح مقطع‌های برخورد پرتوهای ایکس و توصیف ضریب تضعیف خطی پرتو ایکس برای عناصر و ترکیبات ارائه نمودند. بدین صورت با استفاده از یک تابع وابستگی بین عدد اتمی و سطح مقطع را بیان کرده و معادلات پارامتری برای عناصر بیولوژیکی مهم ($Z \leq 20$) در گستره انرژی‌های بین ۳۰ تا ۵۰ کیلوکلوکرون ولت با استفاده از چهار ضریب و برای انرژی‌های بالاتر با دو ضریب به‌دست آوردند (۶). همین نویسنده در پژوهشی در سال ۲۰۰۵ به بررسی تحلیلی یک روش پارامتری کردن برای ضرایب تضعیف خطی پرتوهای ایکس پرداخت. بدین صورت که از ترکیب تعداد N ضریب وابسته به ترکیبات ماده و انرژی، معادله‌ای پارامتری به‌دست آورد. ضرایب وابسته به ترکیب، از پارامتری کردن سطح مقطع‌های عناصر با استفاده از چند معادله چند جمله‌ای از عدد اتمی به‌دست آمدند و ضرایب وابسته به انرژی به‌وسیله کالیبره نمودن از طریق اندازه‌گیری‌هایی که با مواد ترکیبی شناخته شده انجام می‌شد، حاصل شدند. عکس این مسأله برای آنالیز مواد درون یک ترکیب مورد استفاده قرار گرفت. برای مطالعات درون بافتی (In vivo) انرژی‌ها در محدوده پرتوهای مورد استفاده در تشخیص (تقریباً 20Kev تا 150Kev) مورد بررسی قرار گرفت. نتایج محاسبات با داده‌های تجربی ۴٪ اختلاف را نشان دادند (۷).

در سال ۲۰۰۵، آکورت (Akkurt) و همکارانش ضرایب تضعیف جرمی را با استفاده از برنامه XCOM برای فوتون‌ها در محدوده انرژی‌های بین 1Kev تا 100Gev به عنوان تابعی از انرژی فوتون و عدد اتمی

(Polychromatic) شار کلی انرژی با فاصله طی شده در ماده ناهمگن رابطه متناظر دارد. یعنی بر اساس این رابطه یک به یک می‌توان یک ضریب تضعیف میانگین تعریف کرد که با زیاد شدن عمق، کاهش می‌یابد. بنابراین رابطه‌ای برای ضریب تضعیف به صورت وابسته به انرژی به دست می‌آید. در این بررسی یک مدل تحلیلی برای ضریب تضعیف میانگین پیشنهاد شد که با فیت کردن معادله به نتایج تغییر ضریب تضعیف با انرژی به دست می‌آید که سخت شدن پرتوها حین عبور از ماده را توضیح می‌دهد (۱۱).

در یک بررسی، ضرایب تضعیف مؤثر برای باریکه فوتون‌های ۶، ۸ و ۱۵ مگاولت و برای چندین ماده جبران‌کننده و فیله‌های مربعی با اضلاع: ۰/۵، ۱، ۲، ۳ و ۵ سانتی‌متر محاسبه گردید. محاسبات بر اساس اطلاعات درصد‌های دوز عمقی در آب و شبیه‌سازی مونت کارلوی DOSXYZ کد EGS4 انجام گرفت. بدین صورت که از جبران‌کننده‌های (Compensator) با ضخامت‌های مختلف به عنوان ماده جاذب سر راه اشعه استفاده شد و درصد‌های دوز عمقی به دست آمده نشان دادند که دوز جذبی به صورت نمایی به عنوان یک تابع از ضخامت جاذب در هر عمقی از آب روی محور باریکه برای تمام مواد متغیر است. که در نهایت ضرایب تضعیف به صورت تابعی از اندازه میدان و عمق و عدد اتمی برای تمام مواد مورد بررسی (موم، آلومینیوم و برنج) پارامتریزه شد (۱۲).

در این مطالعه روش جدیدی برای محاسبه ضریب تضعیف مواد بر پایه محاسبات ریاضی و فیزیک مسأله برخورد فوتون با ماده ارائه شده است که برای هر ماده مورد نظر که به عنوان شیلد، تعدیل‌کننده یا جبران‌کننده در رادیوتراپی و تحت تابش هر پرتو با طیف انرژی دلخواه قرار گیرد، قابل استفاده است. همچنین جیوه به عنوان فیلتر مسطح‌کننده در رادیوتراپی معرفی شده است (۱۳) که به علت قدرت جذب بالای اشعه، چگالی بالا (و در نتیجه کاهش ارتفاع) و مهم‌تر از همه مایع بودن آن در دمای

محاسبه کردند و نتایج محاسبات را با اندازه‌گیریهای تجربی مقایسه نمودند. نتایج نشان دادند که ضرایب تضعیف جرمی به انرژی فوتون تابشی و عدد اتمی هسته هدف بستگی دارد (۸).

ضریب تضعیف علاوه بر انرژی به جنس هدف نیز بستگی دارد که کرافت (Croft) در تحقیقی ضریب تضعیف جرمی را برای اسید بوریک در انرژی‌های در محدوده 15.7Kev تا 40.9Kev اندازه‌گیری کرد. او هدفهایی با جنس‌های pr, Ba, Sb, In, Ag, Mo, Zr را با تابش پرتوهای 60Kev از ^{131}Am برانگیخته کرد تا منبعی از تابش‌های اختصاصی K_{α} و K_{β} داشته باشد و برای اندازه‌گیری‌ها از آشکارساز Si(Li) استفاده کرد (۹). همچنین اندازه‌گیری ضرایب تضعیف جرمی کل برای مواد معدنی طبیعی مانند (SiO_2 , KAlSi_3O_8 , FeS_2) در انرژی‌های 22.1, 25, 59.5, 88 Kev در سال ۲۰۰۹ توسط هان (Han) و همکارانش انجام شد. آنها با استفاده از شمارش پرتوهای ایکس و گاما توسط آشکارساز Si(Li) این تحقیق را انجام دادند (۱۰).

در رادیوتراپی برای حفاظت نواحی سالم در برابر اشعه تابشی از مواد مختلفی جهت شیلدینگ کامل و یا تعدیل اشعه (Intensity Modulation) به شدت مورد نیاز از انواع جبران‌کننده مانند شیلد (Shield)، گوه (Wedge) و غیره استفاده می‌شود. بنابراین دانستن ضریب تضعیف موادی که جبران‌کننده‌ها از آنها ساخته می‌شوند، ضروری به نظر می‌رسد. همچنین با عبور اشعه از مواد جاذب سر راه، کیفیت اشعه تغییر می‌کند که در نتیجه ضخامت لایه نیم‌جذب (Half Value Layer (HVL)) مورد نیاز یا به عبارت دیگر ضریب تضعیف اشعه تغییر می‌کند و این تغییر در درمان صحیح رادیوتراپی بایستی بررسی و لحاظ گردد.

در مطالعه‌ای که توسط آلیس (Alles) و همکارانش در سال ۲۰۰۷ انجام شد، ضریب تضعیف میانگین معرفی شد و نشان دادند که برای یک پرتو چند انرژی

زیمنس انجام شد. دوزیمتری‌ها در هوا با استفاده از Build up cap مربوط به انرژی مورد استفاده در فاصله‌ای مشخص نسبت به چشمه ($D=110\text{cm}$) (۱۴) یک بار در حضور شیلد و بار دیگر بدون شیلد انجام گرفت. برای اندازه‌گیری از اتاقک یونیزاسیون استوانه‌ای cc13 و الکترومتر Dose1 ساخت شرکت Scanditronix-wellhöfer که توسط مرکز SSDL سازمان انرژی اتمی ایران کالیبره شده است، استفاده گردید.

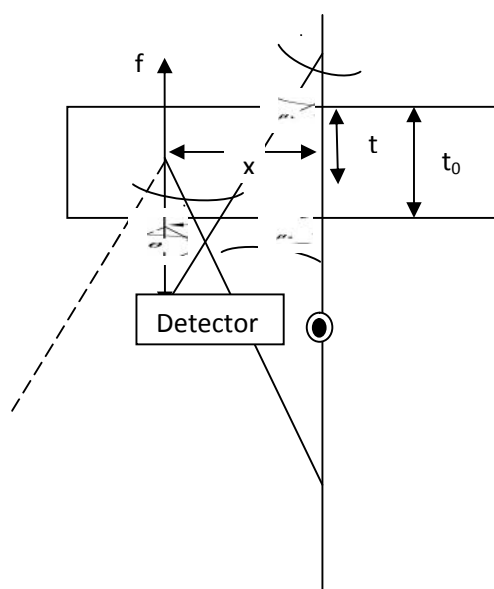
اگر مطابق (شکل ۱) شیلدی با ضخامت مورد نظر (مثلاً جیوه به ارتفاع t) سر راه پرتوها قرار گیرد، در نقطه‌ای به فاصله y نسبت به محور مرکزی، پرتوها تحت زاویه θ نسبت به امتداد تابش اولیه منحرف شده و به دکتور می‌رسند. بنابراین قرائت در حضور شیلد (I_1) شامل دو قسمت اولیه و پراکنده یعنی I_p و I_s است و قرائت بدون شیلد یا (I_2) شامل تضعیف‌نمایی مربوط به ضخامت شیلد در راستای محور مرکزی به همراه فاکتور عکس مجذور فاصله است.

معمولی به عنوان تعدیل‌کننده یا جبران‌کننده اشعه در رادیوتراپی می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد که در این مطالعه از ضخامت‌های مختلف جیوه سر راه اشعه استفاده شد و تغییر کیفیت اشعه مورد بررسی قرار گرفت. به عبارت دیگر ضریب تضعیف جیوه برای طراحی سیستم شیلدینگ جیوه جهت تعدیل دوز در حجم درمانی زیر شیلد در فوتون‌های مگاولتاژی محاسبه شده است.

روش بررسی

اندازه‌گیری و محاسبه ضریب تضعیف به صورت مستقیم دشوار است و در بعضی شرایط ممکن نیست، زیرا به پرتوهایی بسیار باریک نیاز است. در این تحقیق روشی برای محاسبه ضریب تضعیف، بررسی و ارائه می‌گردد.

برای به‌دست آوردن ضریب تضعیف، دوزیمتری در حضور شیلد و بدون شیلد در میدان‌ها با ابعاد مختلف ($15 \times 15, 10 \times 10, 6 \times 6$) برای شیلدهای جیوه با ضخامت‌های متفاوت در انرژی 6Mv دستگاه شتاب‌دهنده



شکل ۱: شکل مربوط به نحوه پراکندگی فوتون‌های برخوردی به ماده جاذب

بنابراین می‌توان نوشت: قرائت بدون شیلد: رابطه ۱:

$$I_2 = \frac{I_0}{D^2}$$

قرائت با شیلد: رابطه ۲: $I_1 = I_p + I_s$

که I_1 و I_2 قرائت‌هایی هستند که از دوزیمتری نتیجه می‌شوند. از طرف دیگر می‌توان به صورت تحلیلی معادل این روابط را قرار داد و پس از حل انتگرال به دست آمده ضریب تضعیف شیلد مورد نظر (جیوه) را محاسبه نمود. بنابراین بایستی سهم اولیه (I_p) و پراکندگی (I_s) در حالتی که شیلد سر راه اشعه است را در نظر گرفت. برای پرتوهایی که بدون پراکندگی از شیلد عبور می‌کنند، تضعیف نمایی و عکس مجذور فاصله را داریم که می‌توان نوشت:

$$\text{رابطه ۳: } I_p = \frac{I_0 e^{-\mu t}}{D^2}$$

و برای پرتوهایی که در شیلد پراکنده می‌شوند، بایستی المان این پراکندگی را در نظر گرفت و همراه با محاسبه تضعیف نمایی و عکس مجذور فاصله برای کل فیلد تابشی اشعه، انتگرال گرفت. اما از آنجا که اشعه تابشی مونوانرژتیک نیست لازم است از طیف اشعه مربوطه استفاده شود و به عبارت دیگر انرژی نیز به عنوان متغیر انتگرال‌گیری در نظر گرفته شود که در نتیجه:

رابطه ۴:

$$I_s = \frac{I_0 \int_0^{E_{max}} \int_0^t N e \cos^2 \beta_1 e^{-\mu t \sec \beta_1} e^{-\mu(t-z) \sec \beta_2} \left(\frac{d\sigma_0}{d\Omega} F_{KN} \right) \Psi(E) E dE 2\pi x dx dt}{(f+z)^2 (D-f-z)^2 \sec^2 \beta_2} \int_0^{E_{max}} \Psi(E) E dE$$

که I_s در رابطه بالا را می‌توان برای سادگی بصورت حاصلضرب I_0 در قسمت انتگرالی یا (Int) سمت راست

$$I_s = I_0 \text{Int}; \text{رابطه ۵:}$$

معادله نوشت، یعنی: رابطه ۵: $I_s = I_0 \text{Int}$ حال اگر نسبت قرائت دوزیمترها در حالت با شیلد به بدون شیلد را r بنامیم، با جایگذاری از روابط ۱ تا ۵ خواهیم داشت:

$$\text{رابطه ۶: } r = \frac{I_1}{I_2} = \frac{\frac{I_0 e^{-\mu t}}{D^2} + I_0 \text{Int}}{I_0 / D^2} = e^{-\mu t} + D^2 \text{Int}$$

بنابراین با استفاده از نسبت قرائت دوزیمترها برای ضخامت‌های مختلف جیوه که از اندازه‌گیری بدست آمده است و حل معادله انتگرال سمت راست می‌توان ضریب تضعیف شیلد یا جبران‌کننده مورد نظر (جیوه در این مطالعه) را با دقت بالا بدست آورد.

جمله $\frac{d\sigma_0}{d\Omega} F_{KN}$ در رابطه ۴ مربوط به توزیع پراکندگی کلاین - نی شینا در پراکندگی کمپتون است (۱) و بایستی به صورت زیر جاگذاری گردد:

$$\frac{d\sigma_0}{d\Omega} F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) \left\{ \frac{1}{1+r(1-\cos \theta)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{r^2 (1-\cos \theta)^2}{[1+r(1-\cos \theta)](1+\cos^2 \theta)} \right\}; \text{رابطه ۷:}$$

از طرف دیگر با توجه به هندسه شکل برای زاویه θ داریم:

$$\text{رابطه ۸: } \theta = \beta_1 + \beta_2$$

$$\text{رابطه ۹: } \theta = \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{x^2 + Dy^2}}{D(f+z) - (f+z)^2 - \sqrt{x^2 + y^2}} \right)$$

$$\text{رابطه ۱۰: } \cos \theta = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{x^2 + Dy^2}}{D(f+z) - (f+z)^2 - \sqrt{x^2 + y^2}} \right) \right)^2}}$$

است و پس از حل این معادله انتگرالی ضریب تضعیف برای ضخامت‌های مختلف جیوه محاسبه گردیده است.

یافته‌ها

ضریب تضعیف شیلد جیوه برای میدان‌های با ابعاد مختلف و ضخامت‌های مختلف جیوه با استفاده از روش ذکر شده در قسمت قبل برای انرژی 6MV دستگاه شتاب-دهنده درمانی زیمنس محاسبه گردید. نسبت قرائتهای با شیلد به بدون شیلد و ضرایب تضعیف محاسبه شده برای ضخامت‌های مختلف جیوه و در میدان‌های مختلف (15x15, 10x10, 6x6) به ترتیب در جدول‌های ۱ تا ۳ آورده شده است.

کیفیت اشعه بر اساس ضخامت لایه نیم‌جذب تعریف می‌شود که به صورت $HVL = \frac{\ln 2}{\mu}$ بیان می‌شود. همان‌طور که جداول ۱ تا ۳ نشان می‌دهند، ضریب تضعیف برای ضخامت‌های مختلف جیوه و میدان‌های مختلف، تغییر می‌کند، یعنی کیفیت اشعه بر اساس مقدار جیوه (شیلدینگ) سر راه تغییر می‌کند. بنابراین برای جبران‌کننده‌ها یا تعدیل‌کننده‌هایی با ضخامت‌های مختلف در رادیوتراپی بایستی این تغییر کیفیت اشعه (ضریب تضعیف) در نظر گرفته شود. برای بررسی نحوه تغییرات ضریب تضعیف با ضخامت ماده جاذب و میدان درمانی، نمودار تغییرات این ضریب بر اساس ضخامت جیوه و ابعاد میدان در نمودار ۱ رسم گردیده است.

همان‌طور که گفته شد، فوتون‌های تابشی مونوانرژتیک نیستند و طیف فوتون‌های تابشی نیز بایستی در نظر گرفته شود. ولی طیف تابشی مورد نظر برای دستگاه‌های مختلف انرژی‌های مختلف متفاوت است. که در این مطالعه از طیف ارائه شده برای انرژی 6MV دستگاه زیمنس استفاده شده است (۱۵). بنابراین طیف انرژی نیز به صورت زیر در رابطه‌های انتگرالی جایگزین می‌شوند:

رابطه ۱۱:

$$\Psi(E) = \left[1 + C_3 \frac{E}{E_0} + \left(\frac{E}{E_0} \right)^2 \right] \ln \left(\frac{E_0(E_0 - E)}{E} + 1.65 \right) - 0.5 \exp \left(-\frac{C_1}{W} (EC_1 - A(E)C_2^2) \right)$$

که برای انرژی 6MV دستگاه شتاب‌دهنده زیمنس $C_1=1.184$ ، $C_2=4.840$ و $C_3=-1.161$ است و

ضرایب تضعیف μ_{Al} و μ_W خواهیم داشت: (۱۵)

$$\mu_W(E) = \exp \left(\frac{\sum_{j=0}^2 a_j E^j}{\sum_{j=0}^3 b_j E^j} \right) \quad \text{رابطه ۱۲}$$

$$\mu_{Al}(E) = \quad \text{رابطه ۱۳}$$

$$\frac{\sum_{j=0}^5 a_j (\ln E)^j}{\sum_{j=0}^5 b_j (\ln E)^j}$$

پس از جاگذاری تمامی این روابط در رابطه اصلی و استفاده از نسبت قرائتها که از دوزیمتری به دست آمده است، یک رابطه انتگرالی بسیار پیچیده به دست می‌آید که حل آن به سادگی مقدور نیست. زیرا در جمله Int در رابطه ۶، ضریب تضعیف (μ) خودش تابعی بر حسب انرژی است و از انتگرال بیرون نمی‌آید. در واقع یک معادله انتگرالی پیچیده داریم که حل آن با محاسبات آنالیز عددی و برنامه‌نویسی کامپیوتری در برنامه کامپیوتری MATLAB انجام شده

جدول ۱: ضرایب تضعیف محاسبه شده برای ضخامت‌های مختلف جیوه (میدان 6x6)

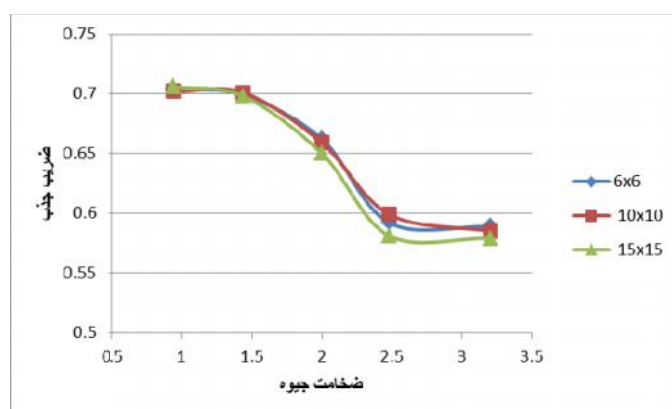
| ضخامت جیوه (سانتیمتر) | نسبت قرائتها | ضریب تضعیف |
|-----------------------|--------------|------------|
| ۰/۹۴ | ۰/۵۰۶ | ۰/۷۰۴ |
| ۱/۴۴ | ۰/۳۶۵ | ۰/۶۹۹ |
| ۲ | ۰/۲۶۶ | ۰/۶۶۲ |
| ۲/۴۸ | ۰/۱۹۵ | ۰/۵۹۲ |
| ۳،۲ | ۰/۸۷ | ۰/۵۸۹ |

جدول ۲: ضرایب تضعیف محاسبه شده برای ضخامت‌های مختلف جیوه (میدان 10x10)

| ضخامت جیوه (سانتیمتر) | نسبت قرائتها | ضریب تضعیف |
|-----------------------|--------------|------------|
| ۰/۹۴ | ۰/۵۰۵ | ۰/۷۰۲ |
| ۱/۴۴ | ۰/۳۶۱ | ۰/۷۰۱ |
| ۲ | ۰/۲۶۵ | ۰/۶۵۹ |
| ۲/۴۸ | ۰/۱۹۲ | ۰/۵۹۹ |
| ۳/۲ | ۰/۸۲ | ۰/۵۸۵ |

جدول ۳: ضرایب تضعیف محاسبه شده برای ضخامت‌های مختلف جیوه (میدان 15x15)

| ضخامت جیوه (سانتی متر) | نسبت قرائتها | ضریب تضعیف |
|------------------------|--------------|------------|
| ۰/۹۴ | ۰/۵۰۵ | ۰/۷۰۶ |
| ۱/۴۴ | ۰/۳۶۰ | ۰/۶۹۸ |
| ۲ | ۰/۲۶۵ | ۰/۶۵۰ |
| ۲/۴۸ | ۰/۱۹۴ | ۰/۵۸۱ |
| ۳/۲ | ۰/۸۱ | ۰/۵۷۹ |



نمودار ۱: نمودار تغییرات ضریب تضعیف با ضخامت جیوه برای میدانهای با ابعاد مختلف

بحث

برای محاسبه ضریب تضعیف در یک دسته پرتو پلی-انرژیتهیک لازم است که شرایط پرتو بسیار باریک ایجاد شود که کار دشواری است. همچنین مقدار ماده جاذب، کیفیت اشعه را تغییر می‌دهد که برای یک رادیوتراپی دقیق این تغییر بایستی در محاسبات مربوط به بیمار لحاظ شود. در این مطالعه روشی جدید برای محاسبه ضریب تضعیف دسته

در رادیوتراپی هدف اصلی رساندن دوز مورد نظر به ناحیه تومورال و جلوگیری از رسیدن دوز به نواحی سالم اطراف تومور است. برای ایجاد توزیع دوز مناسب و حفاظت ارگان‌های سالم از تعدیل‌کننده‌های اشعه مانند جبران‌کننده‌ها، وج و یا شیلد استفاده می‌شود. برای استفاده از این مواد سر راه اشعه لازم است که میزان تضعیف ماده مورد نظر در انرژی مورد استفاده به درستی دانسته شود (۳).

سر راه اشعه باعث تغییر در ضریب تضعیف می‌شود و بنابراین برای محاسبات مربوط به درمان بیماران این تغییر کیفیت اشعه هنگام استفاده از جبران‌کننده‌ها یا تعدیل‌کننده‌ها ضروری به نظر می‌رسد و همچنین لازم است که این تغییرات در نرم‌افزارهای مورد استفاده در سیستم‌های طراحی درمان (TPS) (Treatment Planning System) بیماران لحاظ شود. به عبارت دیگر استفاده از یک ضریب تضعیف میانگین برای تمامی ضخامت‌های مورد استفاده در جبران‌کننده‌ها که در سیستم‌های طراحی درمان قدیمی استفاده می‌شوند، صحیح نیست و تغییر کیفیت اشعه بایستی به صورت مناسب لحاظ گردد. اما همان‌طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود تغییرات ضریب تضعیف با ابعاد میدان محسوس نیست و در نتیجه برای محاسبات مربوط به تغییرات میدان درمانی اعمال تغییر در ضریب تضعیف نیاز نیست.

هدف از این تحقیق معرفی جیوه به عنوان ماده‌ای مناسب جهت شیلدینگ یا جبران‌کننده در رادیوتراپی و ارائه روشی برای محاسبه ضریب تضعیف خطی می‌باشد. پیشنهاد می‌شود این روش برای محاسبه ضریب تضعیف مواد مختلف مورد استفاده در رادیوتراپی و برای سایر انرژی‌های درمانی بررسی گردد.

قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز با شماره ثبت (u-90298) و تاریخ تصویب: ۹۰/۱۲/۲۳ می‌باشد. بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، گروه فیزیک پزشکی و بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز تشکر می‌گردد.

پرتو پلی‌انرژی‌تیک ارائه شده است که تغییرات طیف انرژی و همچنین ضخامت ماده جاذب را در نظر می‌گیرد.

از آنجا که جیوه چگالی بالایی دارد و جاذب خوبی برای اشعه است و از همه مهمتر در دمای معمولی مایع است می‌تواند به عنوان شیلدینگ و یا تعدیل‌کننده اشعه به کار رود زیرا احتیاج به ذوب شدن و قالب‌گیری ندارد (۱۳). بنابراین در این مطالعه از جیوه به عنوان شیلد رادیوتراپی استفاده شده است. البته استنشام بخار جیوه با غلظت بالا سمی و خطرناک است که با توجه به مطالعه انجام شده توسط بروور (Brouwer)، (۱۶) بخار جیوه در شرایط عادی مورد استفاده غلظتی در حدود $0.005-0.02 \text{ mgHg/m}^3$ دارد که از مقدار مجاز قابل قبول یعنی 0.05 mgHg/m^3 بسیار کمتر است و از طرفی در تحقیق انجام شده جیوه در ظرف شیشه‌ای دربسته قرار داشت که در نتیجه مقدار غلظت بخار جیوه از مقدار ذکر شده نیز کمتر بوده و به عبارت دیگر بسیار ناچیز و قابل چشم‌پوشی می‌باشد.

همان‌طور که در جداول ۱ تا ۳ مشاهده می‌شود، مقادیر عددی ضریب تضعیف خطی به دست آمده در این مطالعه بین کمترین مقدار 0.579 تا 0.706 است که با مقدار میانگین 0.59 برای انرژی ۶ که توسط (نلدال) *Nelldal* و همکارانش (۱۷) بیان شده اختلاف زیادی ندارد و همچنین با مقدار گزارش شده توسط سایتفرنس فیزیک، NIST (۱۸) در همین انرژی همخوانی دارد که نشان‌دهنده صحت روش ارائه شده است.

در مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۹ اوگوچی (*Oguchi*) به بررسی ضخامت مدولاتور از جنس Brass برای TPS پرداخت و نشان داد که با تغییر میزان ضخامت ماده جاذب بر سر راه اشعه، ضریب تضعیف تغییر می‌کند (۱۹). نتایج این تحقیق نیز نشان می‌دهد که تغییر ضخامت ماده جاذب

- 1-Johns HE, Cunningham JR. The physics of Radiology. 4th ed. Springfield: Thomas; 1983.
- 2-National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding design and evaluation for megavoltage x- and gamma-ray radiotherapy facilities: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda: NCRPM; 2005. (NCRP report; no 151)
- 3-Khan FM. The physics of radiation therapy. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wikins; 2010.
- 4-Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients from 1 KeV to 20meV for elements z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. NISTIR. 1995;5632:1-79.
- 5-Teli MT, Nathuram R, Mahajan CS. Single-experiment simultaneous-measurement of elemental mass attenuation coefficients of hydrogen, Carbon and Oxygen for 0.123-1.33 MeV gamma rays. Radiat Meas 2000;32:329-33.
- 6-Midgley SM. A parameterization scheme for the x-ray linear attenuation coefficient and energy absorption coefficient. Phys Med Biol 2004;49(2):307-25.
- 7-Midgley SM. Materials analysis using x-ray linear attenuation coefficient measurements at four photon energies. Phys Med Biol 2005;50(17):4139-57.
- 8-Akkurt I, Mavi B, Akkurt A, Basyigit C, Kilincarslan S, Yalim HA. Study on Z-dependence of partial and total mass attenuation coefficients. J Quant Spectrosc Ra 2005;94:379-85.
- 9-Croft S. Observations on the experimental determination of mass attenuation coefficients. Ann Nucl Energy 2006;33:466-71.
- 10-Han I, Demir L, Sahin M. Determination of mass attenuation coefficients, effective atomic and electron numbers for some natural minerals. Radiat Phys Chem 2009;78:760-4.
- 11-Alles J, Mudde RF. Beam hardening: analytical considerations of the effective attenuation coefficient of x-ray tomography. Med Phys 2007;34:2882-9.
- 12-Du Plessis FCP, Willemse CA. Monte Carlo calculation of effective attenuation coefficient for various compensator materials. Med Phys 2003;30(9):2537-43.
- 13-Park JM, Kim J, Choi CH, Chie EK, Kim IH, Ye SJ. Photon energy-modulated radiotherapy: Monte Carlo simulation and treatment planning study. Radiat Ther Phy 2012;39(3):1265-77
- 14-International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. New York: IAEA; 2004. (Technical Report; 398)
- 15-Ali ESM, Rogers DW. Functional forms for photon spectra of clinical linacs. Phys Med Biol 2012;57:31-50.
- 16-Brouwer WF, Kazem I, van Mil CJ. Four years experience with a mercury shielded irregular field system (MSIFS). Int J Radiat Oncol Biol Phys 1984;10(2):225-9.
- 17-Nelldal P. Design of a dynamic beam intensity modulator for radiation therapy [dissertation]. Stockholm: Univ. Stockholm; 2005.
- 18-X-ray Mass Attenuation Coefficients-Mercury [database on the Internet]. NIST [Serial Online] 2012;Vol???: Page number. Available from: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab>.
- 19-Oguchi H, Obata Y. Commissioning of modulator-based IMRT with XiO treatment planning system. Med Phys 2009;36(1):261-9.

Determination of Mercury Attenuation Coefficient for Mercury Shielding for Radiotherapy Patients

Mohamad Javad Tahmasebi Biragani¹, Fatemeh Seif^{2*}, Mohammad Reza Bayatiani², Nahid Chegeni³, Davoud Khezerloo⁴, Mansur Zabihzadeh⁵, Mohammad Hosseini⁶

1-Associate Professor of Medical Physics.

2,5-Assistant Professor of Medical Physics

3,4-PhD Student of Medical Physics.

6-Assistant Professor of Radiotherapist and Oncologist.

1,3,5-Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

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

4-Department of Medical Physics, School of Medicine, Tehran, University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

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

*Corresponding author:

Fatemeh Seif; Department of Medical Physics, School of Allied Medical Sciences, Arak University of Medical Sciences, Arak, Iran.

Tell: +989183615141

Email: sahar_s59@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: The aim of radiotherapy is deliver enough doses to the tumor and protecting organs at risk that are around the tumor. In order to get appropriate dose distribution one can use radiation modifiers and compensators. So knowing attenuation coefficient of absorbers is necessary for treatment calculations.

Materials and Methods: In this study mercury was introduced as suitable material for radiotherapy shielding. A new method is presented by physics of interaction of photon with matter and complex integration calculation to calculate attenuation coefficient for any material with different thickness and energies.

Results: Radiation quality changes with thickness of absorber and this variation were significant. However, changes in field sizes did not produce any significant variations.

Conclusions: Variation of attenuation coefficient with thickness of absorber can not be ignored and it is necessary for accurate radiotherapy treatment. On the other hand using one number as an attenuation coefficient for radiotherapy compensators or modifiers is not accurate enough and variation of attenuation coefficient with thickness of absorber must be considered in radiotherapy treatment planning systems.

Key words: linear attenuation coefficient, thickness of absorber, radiotherapy.

Please cite this paper as:

Tahmasebi Biragani MJ, Seif F, Bayatiani MR, Chegeni N, Khezerloo D, Zabihzadeh M, Hosseini M. Determination of Mercury Attenuation Coefficient for Mercury Shielding for Radiotherapy Patients. *Jundishapur Sci Med J* 2013;12(3):269-278

Received: Sep 9, 2012

Revised: Jan 19, 2013

Accepted: Feb 3, 2013