**(مقالة پژوهشي)**

تعيين ضريب تضعيف جيوه جهت طراحي سيستم شيلدينگ جيوه براي بيماران تحت درمان با راديوتراپي

**محمد جواد طهماسبي بيرگاني1، فاطمه سيف2 \*، محمدرضا بياتياني2، ناهيد چگني3،**

**داوود خضرلو4، منصور ذبيح­زاده5، سيد محمد حسيني6**

**چکيده**

1-دانشيار گروه فيزيک پزشکي.

2و5-استادیار گروه فیزیک پزشکی.

3و4-دانشجوي دکتراي تخصصي فيزيک پزشکي.

6- استاديار گروه خون و آنکولوژي.

1و3و5- گروه فيزيک پزشکي، دانشکدة پزشکي، دانشگاه علوم پزشکي جندي­شاپور اهواز، ايران.

2- گروه فيزيک پزشکي، دانشکدة پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکي اراک، ايران.

4-گروه فيزيک پزشکي، دانشکدة پزشکي، دانشگاه علوم پزشکي تهران، ايران.

6-گروه خون و آنکولوژي، دانشگاه علوم پزشکي جندي­شاپور اهواز، ايران.

**\*** نويسندة مسؤول:

فاطمه سيف؛ گروه فيزيک پزشکي، دانشکدة پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکي اراک، ايران.

تلفن: 00989183615141

Email: *seif@arakmu.ac.ir*

**زمينه و هدف:** هدف از راديوتراپي رساندن دوز لازم به تومور و حفاظت ارگانهاي سالم اطراف تومور است. بدين منظور و جهت ايجاد توزيع دوز مناسب از تعديل­کننده­ها و يا جبران­کننده­هاي اشعه استفاده مي­شود. بنابراين دانستن ضريب تضعيف مادة مورد استفاده براي محاسبات درمان ضروري است.

**روش بررسي:** در اين مطالعه، جيوه به عنوان ماده­اي مناسب براي شيلدينگ در راديوتراپي معرفي شده است و همچنين يک روش جديد براي محاسبة ضريب تضعيف خطي مواد بر اساس فيزيک برهمکنش فوتون با ماده و محاسبات انتگرالي پيچيده ارائه شده است که به­وسيلة آن مي­توان ضريب تضعيف هر مادة دلخواه را با توجه به ضخامت ماده و انرژي مورد استفاده، محاسبه نمود. در قسمت عملي، دوزيمتري در حضور شيلد و بدون شيلد در ميدانها با ابعاد مختلف (15x15,10x10,6x6) براي شيلدهاي جيوه با ضخامتهاي متفاوت در انرژي 6Mv دستگاه شتاب­دهنده زيمنس انجام شد.

**يافته­ها:** تغيير ضخامت مادة جاذب، کيفيت اشعه را تغيير مي­دهد. تغييرات ضريب تضعيف با ضخامت مادة جاذب را طبق رابطه ارائه شده در اين مقاله مي­توان به­دست آورد و همچنين تغييرات آن را به ازای هر ضخامت مي­توان بيان نمود، اما تغيير ميدان درماني تأثیر محسوسي بر ضريب تضعيف ندارد.

**نتيجه­گيري:** تغييرات ضريب تضعيف با ضخامت مادة جاذب قابل صرف­نظر کردن نيست و براي درمان دقيق در راديوتراپي بايستي لحاظ گردد. به عبارت ديگر استفاده از يک عدد به عنوان ضريب تضعيف براي ضخامتهاي مختلف جبران­کننده­ها يا تعديل­کننده­هاي اشعه در راديوتراپي صحيح نيست و تغييرات ضريب تضعيف با ضخامت مادة جاذب بايستي در سيستمهاي طراحي درمان مد نظر قرار گيرد.

**کليد واژه­گان:** ضريب تضعيف خطي، ضخامت مادة جاذب، راديوتراپي.

**دريافت مقاله: 19/6/1391 دريافت مقالة اصلاح­شده: 30/10/1391 اعلام قبولي: 15/11/1391**

**مقدمه**

تعيين ضريب تضعيف اشعه در پارامترهاي دوزيمتري و در نتيجه پارامترهاي درماني در راديوتراپي اهميت ويژه­اي دارد. در بخشهاي مختلف درماني يا تشخيصي مانند: پزشکي هسته­اي، راديولوژي، سي­تي اسکن، آنژيوگرافي و ... براي ساخت وسايل حفاظتي مانند ظروف نگه­دارندة مواد راديواکتيو، گان، دستکش، عينک يا شيلدهاي اندام­هاي مختلف، دانستن ضريب تضعيف اشعه ضروري است. همچنين ساخت بنکرهاي دستگاه­هاي پرتودرماني، ساخت هودهاي پزشکي هسته­اي، تعيين ميزان جذب اشعه در ارگان­هاي بدن، کاليبراسيون دستگاه­هاي درماني- تشخيصي بر اساس تضعيف اشعه در مواد مختلف صورت مي­گيرد. براي ساخت و يا استفاده از انواع تکنيک­هاي دوزیمتری مانند (ژل، TLD، اتاقک يونيزاسيون و غیره) ويژگي­هاي جذب و يا تضعيف اشعه در مواد مختلف براي انرژي­هاي مختلف بايستي بررسي گردد (1-3).

به دليل اهميت مقدار ضريب تضعيف (منظور از ضريب تضعيف در اين مطالعه 𝜇 يا ضريب تضعيف خطي با واحد عکس سانتي­متر (1/cm) است) در برهمکنش فوتون با ماده در کاربردهاي مختلف پزشکي مطالعات مختلفي در زمينه روش­هاي محاسبة اين ضريب و بررسي عوامل تأثیر گذار بر آن انجام شده است.

در پژوهشي، هابل (Hubbel) ضرايب تضعيف جرمي را براي گسترة فوتون­هاي با انرژي 1Kev تا 20Mev را براي عناصر از Z=1 (هيدروژن) تا Z=92 (اورانيوم) به­دست آورد. همچنين علاوه بر اين عناصر، ساير ترکيباتي (45 ترکيب) که با درصدهاي وزني مختلف از عناصر گفته شده تشکيل مي­شوند و از نظر دوزيمتري حائز اهميت هستند را در همين گستره انرژي بررسي کرد (4). در تحقيق ديگري، تلی (Teli) و همکارانش ضريب تضعيف جرمي گاما را براي عناصري مانند هيدروژن و کربن و اکسيژن (که به صورت خالص کمياب هستند) را اندازه گرفتند. اندازه­گيري­ها به صورت غيرمستقيم و در ترکيباتي که اين عناصر در آنها وجود دارند، صورت گرفت. نتايج به­دست آمده با مقادير تئوريکي که توسط هابل به­دست آمده بود، همخواني داشت (5).

در سال 2004 ، میدگلی (Midgley) و همکاران روش جديدي را براي پارامتري کردن سطح مقطع­هاي برخورد پرتوهاي ايکس و توصيف ضريب تضعيف خطي پرتو ايکس براي عناصر و ترکيبات ارائه نمودند. بدين صورت با استفاده از يک تابع وابستگي بين عدد اتمي و سطح مقطع را بيان کرده و معادلات پارامتري براي عناصر بيولوژيکي مهم(1≤Z≥20)در گسترة انرژي­هاي بين30 تا 50 کيلوالکترون ولت با استفاده از چهار ضريب و براي انرژي­هاي بالاتر با دو ضريب به­دست آوردند (6). همين نويسنده در پژوهشي در سال 2005 به بررسي تحليلي يک روش پارامتري کردن براي ضرايب تضعيف خطي پرتوهاي ايکس پرداخت. بدين صورت که از ترکيب تعداد N ضريب وابسته به ترکيبات ماده و انرژي، معادله­اي پارامتري به­دست آورد. ضرايب وابسته به ترکيب، از پارامتري کردن سطح مقطع­هاي عناصر با استفاده از چند معادلة چند جمله­اي از عدد اتمي به­دست آمدند و ضرايب وابسته به انرژي به­وسيله کاليبره نمودن از طريق اندازه­گيري­هايي که با مواد ترکيبي شناخته شده انجام مي­شد، حاصل شدند. عکس اين مسأله براي آناليز مواد درون يک ترکيب مورد استفاده قرار گرفت. براي مطالعات درون بافتي (In vivo) انرژي­ها در محدودة پرتوهاي مورد استفاده در تشخيص (تقريباً 20Kev تا 150Kev) مورد بررسي قرار گرفت. نتايج محاسبات با داده­هاي تجربي 4% اختلاف را نشان دادند (7).

در سال 2005، آکورت (Akkurt) و همکارانش ضرايب تضعيف جرمي را با استفاده از برنامة XCOM براي فوتون­ها در محدودة انرژي­هاي بين 1Kev تا 100Gev به عنوان تابعي از انرژي فوتون و عدد اتمي محاسبه کردند و نتايج محاسبات را با اندازه­گيريهاي تجربي مقايسه نمودند. نتايج نشان دادند که ضرایب تضعيف جرمي به انرژي فوتون تابشي و عدد اتمي هسته هدف بستگي دارد (8).

ضريب تضعيف علاوه بر انرژي به جنس هدف نيز بستگي دارد که کرافت (Croft) در تحقيقي ضريب تضعيف جرمي را براي اسيد بوريک در انرژي­هاي در محدودة 15.7Kev تا 40.9Kev اندازه­گيري کرد. او هدفهايي با جنس­هاي pr, Ba, Sb, In, Ag, Mo, Zr را با تابش پرتوهاي 60Kev از 131Am برانگيخته کرد تا منبعي از تابش­هاي اختصاصي K𝛽 و K𝛼 داشته باشد و براي اندازه­گيري­ها از آشکارساز Si(Li) استفاده کرد (9). همچنين اندازه­گيري ضرايب تضعيف جرمي کل براي مواد معدني طبيعي مانند (Sio2 , KAlSi3O8 , FeS2 Mg2Si2O6) در انرژي­هاي 22.1, 25, 59.5, 88 Kev در سال 2009 توسط هان (Han) و همکارانش انجام شد. آنها با استفاده از شمارش پرتوهاي ايکس و گاما توسط آشکارساز Si(Li) اين تحقيق را انجام دادند (10).

در راديوتراپي براي حفاظت نواحي سالم در برابر اشعه تابشي از مواد مختلفي جهت شيلدينگ کامل و يا تعديل اشعه (Intensity Modulation) به شدت مورد نياز از انواع جبران­کننده مانند شيلد (Shield)، گوه (Wedge) و غیره استفاده مي­شود. بنابراين دانستن ضريب تضعيف موادي که جبران­کننده­ها از آنها ساخته مي­شوند، ضروري به نظر مي­رسد. همچنين با عبور اشعه از مواد جاذب سر راه، کيفيت اشعه تغيير مي­کند که در نتيجه ضخامت لايه نيم­جذب (Half Value Layer (HVL)) مورد نياز يا به عبارت ديگر ضريب تضعيف اشعه تغيير مي­کند و اين تغيير در درمان صحيح راديوتراپي بايستي بررسي و لحاظ گردد.

در مطالعه­اي که توسط آلیس (Alles) و همکارانش در سال 2007 انجام شد، ضريب تضعيف ميانگين معرفي شد و نشان دادند که براي يک پرتو چند انرژي (Polychromatic) شار کلي انرژي با فاصله طي شده در مادة ناهمگن رابطة متناظر دارد. يعني بر اساس اين رابطة يک به يک مي­توان يک ضريب تضعيف ميانگين تعريف کرد که با زياد شدن عمق، کاهش مي­يابد. بنابراين رابطه­اي براي ضريب تضعيف به صورت وابسته به انرژي به­دست مي­آيد. در اين بررسي يک مدل تحليلي براي ضريب تضعيف ميانگين پيشنهاد شد که با فيت کردن معادله به نتايج تغيير ضريب تضعيف با انرژي به­دست مي­آيد که سخت شدن پرتوها حين عبور از ماده را توضيح مي­دهد (11).

در يک بررسي، ضرایب تضعيف مؤثر براي باريکه فوتون­هاي 6، 8 و 15 مگاولت و براي چندين مادة جبران­کننده و فيلدهاي مربعي با اضلاع: 5/0، 1، 2، 3 و 5 سانتي­متر محاسبه گرديد. محاسبات بر اساس اطلاعات درصدهاي دوز عمقي در آب و شبيه­سازي مونت کارلوي DOSXYZ کد EGS4 انجام گرفت. بدين صورت که از جبران­کننده­هاي (Compensator) با ضخامت­هاي مختلف به عنوان مادة جاذب سر راه اشعه استفاده شد و درصدهاي دوز عمقي به­دست آمده نشان دادند که دوز جذبي به صورت نمايي به عنوان يک تابع از ضخامت جاذب در هر عمقي از آب روي محور باريکه براي تمام مواد متغير است. که در نهايت ضرايب تضعيف به صورت تابعي از اندازة ميدان و عمق و عدد اتمي براي تمام مواد مورد بررسي (موم، آلومينيوم و برنج) پارامتريزه شد (12).

در اين مطالعه روش جديدي براي محاسبة ضريب تضعيف مواد بر پاية محاسبات رياضي و فيزيک مسأله برخورد فوتون با ماده ارائه شده است که براي هر ماده مورد نظر که به عنوان شيلد، تعديل­کننده يا جبران­کننده در راديوتراپي و تحت تابش هر پرتو با طيف انرژي دلخواه قرار گيرد، قابل استفاده است. همچنين جيوه به عنوان فيلتر مسطح­کننده در راديوتراپي معرفي شده است (13)که به علت قدرت جذب بالاي اشعه، چگالي بالا (و در نتيجه کاهش ارتفاع) و مهم­تر از همه مايع بودن آن در دماي معمولي به عنوان تعديل­کننده يا جبران­کنندة اشعه در راديوتراپي مي­تواند مورد استفاده قرار گيرد که در اين مطالعه از ضخامت­هاي مختلف جيوه سر راه اشعه استفاده شد و تغيير کيفيت اشعه مورد بررسي قرار گرفت. به عبارت ديگر ضريب تضعيف جيوه براي طراحي سيستم شيلدينگ جيوه جهت تعديل دوز در حجم درماني زير شيلد در فوتون­هاي مگاولتاژي محاسبه شده است.

**روش بررسي**

اندازه­گيري و محاسبه ضريب تضعيف به صورت مستقيم دشوار است و در بعضي شرايط ممکن نيست، زيرا به پرتوهايي بسيار باريک نياز است. در اين تحقيق روشي براي محاسبة ضريب تضعيف، بررسي و ارائه مي­گردد.

براي به­دست آوردن ضريب تضعيف، دوزیمتری در حضور شيلد و بدون شيلد در ميدان­ها با ابعاد مختلف (15x15,10x10,6x6) براي شيلدهاي جيوه با ضخامت­هاي متفاوت در انرژي 6Mv دستگاه شتاب­دهنده زيمنس انجام شد. دوزیمتری­ها در هوا با استفاده از Build up cap مربوط به انرژي مورد استفاده در فاصله­اي مشخص نسبت به چشمه (D=110cm) (14)يک بار در حضور شيلد و بار ديگر بدون شيلد انجام گرفت. براي اندازه­گيري از اتاقک يونيزاسيون استوانه­اي cc13 و الکترومتر Dose1 ساخت شرکت Scanditronix- wellhöfer که توسط مرکز SSDL سازمان انرژي اتمي ايران کاليبره شده است، استفاده گرديد.

اگر مطابق (شکل 1) شيلدي با ضخامت مورد نظر (مثلاً جيوه به ارتفاع t) سر راه پرتوها قرار گيرد، در نقطه­اي به فاصلة y نسبت به محور مرکزي، پرتوها تحت زاوية 𝜃 نسبت به امتداد تابش اوليه منحرف شده و به دتکتور مي­رسند. بنابراين قرائت در حضور شيلد (I1) شامل دو قسمت اوليه و پراکنده يعني Ip و Is است و قرائت بدون شيلد يا I2)) شامل تضعيف نمايي مربوط به ضخامت شيلد در راستاي محور مرکزي به همراه فاکتور عکس مجذور فاصله است.

f

**𝛽1**

t0

x

t

**𝜃**

**𝛽2**

Detector

شکل1: شکل مربوط به نحوه پراکندگي فوتون­هاي برخوردي به ماده جاذب

بنابراين مي­توان نوشت: قرائت بدون شيلد: رابطة1:

قرائت با شيلد: رابطة2:

که I1 وI2 قرائت­هايي هستند که از دوزیمتری نتيجه مي­شوند. از طرف ديگر مي­توان به صورت تحليلي معادل اين روابط را قرار داد و پس از حل انتگرال به­دست آمده ضريب تضعيف شيلد موردنظر (جيوه) را محاسبه نمود. بنابراين بايستي سهم اوليه (Ip) و پراکندگي (Is) در حالتي که شيلد سر راه اشعه است را در نظر گرفت. براي پرتوهايي که بدون پراکندگي از شيلد عبور مي­کنند، تضعيف نمايي و عکس مجذور فاصله را داريم که مي­توان نوشت:

رابطة3:

و براي پرتوهايي که در شيلد پراکنده مي­شوند، بايستي المان اين پراکندگي را در نظر گرفت و همراه با محاسبة تضعيف نمايي و عکس مجذور فاصله براي کل فيلد تابشي اشعه، انتگرال گرفت. اما از آنجا که اشعة تابشي مونوانرژيتيک نيست لازم است از طيف اشعة مربوطه استفاده شود و به عبارت ديگر انرژي نيز به عنوان متغير انتگرال­گيري در نظر گرفته شود که در نتيجه:

رابطه4:

که Is در رابطه بالا را مي­توان براي سادگي بصورت حاصلضرب I0 در قسمت انتگرالي يا (Int) سمت راست معادله نوشت، يعني: رابطه5:

حال اگر نسبت قرائت دوزيمترها در حالت با شيلد به بدون شيلد را r بناميم، با جايگذاري از روابط 1 تا 5 خواهيم داشت:

رابطه6:

بنابراين با استفاده از نسبت قرائت دزيمترها براي ضخامت­هاي مختلف جيوه که از اندازه­گيري بدست آمده است و حل معادله انتگرال سمت راست مي­توان ضريب تضعيف شيلد يا جبران کننده مورد نظر (جيوه در اين مطالعه) را با دقت بالا بدست آورد.

جمله در رابطه4 مربوط به توزيع پراکندگي کلاين - ني شينا در پراکندگي کمپتون است(1) و بايستي به صورت زير جاگذاري گردد:

رابطة7: 

از طرف ديگر با توجه به هندسة شکل براي زاوية 𝜃 داريم:

رابطة 8: 𝜃=𝛽1+𝛽2

رابطة 9:

رابطة10:

همان­طور که گفته شد، فوتون­هاي تابشي مونوانرژيتيک نيستند و طيف فوتون­هاي تابشي نيز بايستي در نظر گرفته شود. ولي طيف تابشي مورد نظر براي دستگاه­هاي مختلف و انرژي­هاي مختلف متفاوت است. که در اين مطالعه از طيف ارائه شده براي انرژي 6MV دستگاه زيمنس استفاده شده است (15). بنابراين طيف انرژي نيز به صورت زير در رابطه­هاي انتگرالي جايگزين مي­شوند:

رابطة 11: که براي انرژي 6MV دستگاه شتاب­دهندة زيمنس C1=1.184 ، C2=4.840 و C3=-1.161 است و ضرايب تضعيف و خواهيم داشت: (15)

رابطة 12:

رابطة 13:

پس از جاگذاري تمامي اين روابط در رابطة اصلي و استفاده از نسبت قرائتها که از دوزیمتری به­دست آمده است، يک رابطة انتگرالي بسيار پيچيده به­دست مي­آيد که حل آن به سادگي مقدور نيست. زيرا در جملة Int در رابطة 6 ،ضريب تضعيف (𝜇) خودش تابعي بر حسب انرژي است و از انتگرال بيرون نمي­آيد. در واقع يک معادلة انتگرالي پيچيده داريم که حل آن با محاسبات آناليز عددي و برنامه­نويسي کامپيوتري در برنامه کامپیوتری MATLAB انجام شده است و پس از حل اين معادلة انتگرالي ضريب تضعيف براي ضخامت­هاي مختلف جيوه محاسبه گرديده است.

**يافته­ها**

ضريب تضعيف شيلد جيوه براي ميدان­هاي با ابعاد مختلف و ضخامت­هاي مختلف جيوه با استفاده از روش ذکر شده در قسمت قبل براي انرژي 6MV دستگاه شتاب­دهنده درماني زيمنس محاسبه گرديد. نسبت قرائتهاي با شيلد به بدون شيلد و ضرايب تضعيف محاسبه شده براي ضخامت­هاي مختلف جيوه و در ميدان­هاي مختلف (15x15,10x10,6x6) به ترتيب در جدول­هاي 1 تا 3 آورده شده است.

کيفيت اشعه بر اساس ضخامت لايه نيم­جذب تعريف مي­شود که به­صورت بيان مي­شود. همان­طور که جداول 1 تا 3 نشان مي­دهند، ضريب تضعيف براي ضخامت­هاي مختلف جيوه و ميدان­هاي مختلف، تغيير مي­کند، يعني کيفيت اشعه بر اساس مقدار جيوه (شيلدينگ) سر راه تغيير مي­کند. بنابراين براي جبران­کننده­ها يا تعديل­کننده­هایي با ضخامت­هاي مختلف در راديوتراپي بايستي اين تغيير کيفيت اشعه (ضريب تضعيف) در نظر گرفته شود. براي بررسي نحوة تغييرات ضريب تضعيف با ضخامت مادة جاذب و ميدان درماني، نمودار تغييرات اين ضريب بر اساس ضخامت جيوه و ابعاد ميدان در نمودار 1 رسم گرديده است.

**جدول1: ضرایب تضعيف محاسبه شده براي ضخامتهاي مختلف جيوه ( ميدان 6x6)**

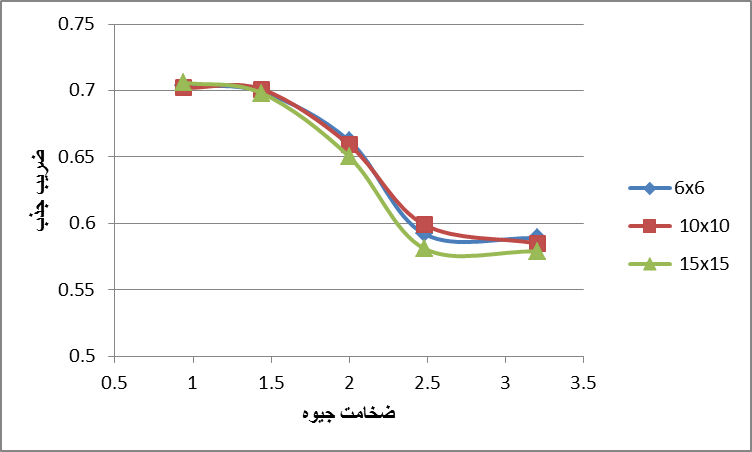
|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| ضخامت جيوه (سانتيمتر) | نسبت قرائتها | ضريب تضعيف |
| 94/0 | 506/0 | 704/0 |
| 44/1 | 365/0 | 699/0 |
| 2 | 266/0 | 662/0 |
| 48/2 | 195/0 | 592/0 |
| 3.2 | 0.87 | 0.589 |

**جدول2: ضرایب تضعيف محاسبه شده براي ضخامت­هاي مختلف جيوه ( ميدان 10x10)**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| ضخامت جيوه (سانتيمتر) | نسبت قرائت­ها | ضريب تضعيف |
| 94/0 | 505/0 | 702/0 |
| 44/1 | 361/0 | 701/0 |
| 2 | 265/0 | 659/0 |
| 48/2 | 192/0 | 599/0 |
| 2/3 | 82/0 | 585/0 |

**جدول3: ضرایب تضعيف محاسبه شده براي ضخامتهاي مختلف جيوه ( ميدان 15x15)**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| ضخامت جيوه (سانتي­متر) | نسبت قرائتها | ضريب تضعيف |
| 94/0 | 505/0 | 706/0 |
| 44/1 | 360/0 | 698/0 |
| 2 | 265/0 | 650/0 |
| 48/2 | 194/0 | 581/0 |
| 2/3 | 81/0 | 579/0 |



**نمودار1: نمودار تغييرات ضريب تضعيف با ضخامت جيوه براي ميدانهاي با ابعاد مختلف**

**بحث**

در راديوتراپي هدف اصلي رساندن دوز مورد نظر به ناحية تومورال و جلوگيري از رسيدن دوز به نواحي سالم اطراف تومور است. براي ايجاد توزيع دوز مناسب و حفاظت ارگان­هاي سالم از تعديل­کننده­هاي اشعه مانند جبران­کننده­ها، وج و يا شيلد استفاده مي­شود. براي استفاده از اين مواد سر راه اشعه لازم است که ميزان تضعيف ماده مورد نظر در انرژي مورد استفاده به درستي دانسته شود (3). براي محاسبة ضريب تضعيف در يک دسته پرتو پلي­انرژيتيک لازم است که شرايط پرتو بسيار باريک ايجاد شود که کار دشواري است. همچنين مقدار ماده جاذب، کيفيت اشعه را تغيير مي­دهد که براي يک راديوتراپي دقيق اين تغيير بايستي در محاسبات مربوط به بيمار لحاظ شود. در اين مطالعه روشي جديد براي محاسبة ضريب تضعيف دسته پرتو پلي­انرژيتيک ارائه شده است که تغييرات طيف انرژي و همچنين ضخامت مادة جاذب را در نظر مي­گيرد.

از آنجا که جيوه چگالي بالايي دارد و جاذب خوبي براي اشعه است و از همه مهمتر در دماي معمولي مايع است مي­تواند به عنوان شيلدينگ و يا تعديل­کننده اشعه به­کار رود زيرا احتياج به ذوب شدن و قالب­گيري ندارد (13). بنابراين در اين مطالعه از جيوه به عنوان شيلد راديوتراپي استفاده شده است. البته استشمام بخار جيوه با غلظت بالا سمي و خطرناک است که با توجه به مطالعه انجام شده توسط بروور (Brouwer)، (16) بخار جيوه در شرايط عادي مورد استفاده غلظتي در حدود 0.005-0.02 mgHg/m3 دارد که از مقدار مجاز قابل قبول يعني 0.05mgHg/m3 بسيار کمتر است و از طرفي در تحقيق انجام شده جيوه در ظرف شيشه­اي دربسته قرار داشت که در نتيجه مقدار غلظت بخار جيوه از مقدار ذکر شده نيز کمتر بوده و به عبارت ديگر بسيار ناچيز و قابل چشم­پوشی مي­باشد.

همان­طور که در جداول 1 تا 3 مشاهده مي­شود، مقادير عددي ضريب تضعيف خطي به­دست آمده در اين مطالعه بين کمترين مقدار 579/0 تا 706/0 است که با مقدار ميانگين 59/0 براي انرژي 6 که توسط (نلدال) Nelldal و همکارانش (17) بيان شده اختلاف زيادي ندارد و همچنين با مقدار گزارش شده توسط سايترفرنس فيزيک، NIST(18) در همين انرژي همخواني دارد که نشان­دهندة صحت روش ارائه شده است.

در مطالعه­اي در سال 2009 اوگوچی (Oguchi) به بررسي ضخامت مدولاتور از جنس Brass براي TPS پرداخت و نشان داد که با تغيير ميزان ضخامت مادة جاذب بر سر راه اشعه، ضريب تضعيف تغيير مي­کند (19). نتايج اين تحقيق نيز نشان مي­دهد که تغيير ضخامت مادة جاذب سر راه اشعه باعث تغيير در ضريب تضعيف مي­شود و بنابراين براي محاسبات مربوط به درمان بيماران اين تغيير کيفيت اشعه هنگام استفاده از جبران­کننده­ها يا تعديل­کننده­ها ضروري به نظر مي­رسد و همچنين لازم است که اين تغييرات در نرم­افزارهاي مورد استفاده در سيستم­هاي طراحي درمان (TPS)( Treatment Planning System) بيماران لحاظ شود. به عبارت ديگر استفاده از يک ضريب تضعيف ميانگين براي تمامي ضخامت­هاي مورد استفاده در جبران کننده­ها که در سيستم­هاي طراحي درمان قديمي استفاده مي­شوند، صحيح نيست و تغيير کيفيت اشعه بايستي به صورت مناسب لحاظ گردد. اما همان­طور که در نمودار 1 مشاهده مي­شود تغييرات ضريب تضعيف با ابعاد ميدان محسوس نيست و در نتيجه براي محاسبات مربوط به تغييرات ميدان درماني اعمال تغيير در ضريب تضعيف نياز نيست.

هدف از اين تحقيق معرفي جيوه به عنوان ماده­اي مناسب جهت شيلدينگ يا جبران­کننده در راديوتراپي و ارائه روشي براي محاسبة ضريب تضعيف خطي مي­باشد. پيشنهاد مي­شود اين روش براي محاسبة ضريب تضعيف مواد مختلف مورد استفاده در راديوتراپي و براي ساير انرژي­هاي درماني بررسي گردد.

**قدردانی**

اين مقاله برگرفته از طرح تحقيقاتي مصوب دانشگاه علوم پزشکي جندي­شاپور اهواز با شمارة ثبت(u-90298) و تاريخ تصويب: 23/12/90 مي­باشد. بدين­وسيله از معاونت پژوهشي دانشگاه علوم پزشکي جندي­شاپور اهواز، گروه فيزيک پزشکي و بخش راديوتراپي بيمارستان گلستان اهواز تشکر مي­گردد.

**منابع**

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 effeective 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 Biragani 1, Fatemeh Seif 2\*,Mohammad Reza Bayatiani 2,**

**Nahid Chegeni3, Davoud Khezerloo 4, Mansur Zabihzadeh 5, Mohammad Hosseini 6**

*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: seif@arakmu.ac.ir*

**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, SeifF,BayatianiMR,Chegeni N, KhezerlooD, ZabihzadehM, HosseiniM. 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**