

Designing of mercury shielding system in Megavoltage radiation therapy

Tahmasebi-Birgani MJ¹, Seif F^{2*}, Bayatiani MR², Zabihzadeh M¹, Hosseyni M³

- 1- Department of Medical Physics, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran
- 2- Department of Medical Physics, Arak university of Medical Sciences, Arak, Iran
- 3- Department of Oncology, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

Received:9.Jul.2013, Accepted: 25.Sep.2013

Abstract

Background: In this research dosimetric parameters of mercury were investigated as a radiotherapy modulator and compared with cerrobend as a common beam attenuator material in most radiotherapy centers.

Materials and methods: In this experimental study, transmission factor of different thicknesses of cerrobend and mercury at 6MV and 18MV photon beams were measured in order to investigate mercury as a beam modulator. Relative dosimetry was done with ionization chambers and then mercury modulating system for radiotherapy was designed with different cross sections.

Results: The dosimetry results show that the transmission values increased with field size increment due to increased scatter contribution, for all cerrobend and mercury thicknesses. The procedure of mercury transmission factor is in agreement with cerrobend transmission factor. The second designed system with hexagonal cross section is in good agreement with patient contour.

Conclusions: The experimental investigation on mercury dosimetric parameters showed that mercury could be proposed as a modifier in radiotherapy because of its profit properties such as being liquid in room temperature and power of attenuation. So mercury can be proposed as a beam modifier (at closed system because of its poison vapor) in radiotherapy.

Keywords: Cerrobend, Dosimetry, Mercury,

*Corresponding author:

Address: Department of Medical Physics, Arak University of Medical Sciences, Basij Sq, Arak, Iran
Email: seif@arakmu.ac.ir

طراحی سیستم شیلدینگ جیوه در پرتو درمانی با فوتون‌های مگاولتاژ

محمد جواد طهماسبی بیرگانی¹، فاطمه سیف^{2*}، محمدرضا بیاتبانی²، منصور ذبیح زاده³، سید محمد حسینی⁴

1. دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران
2. استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اراک، اراک، ایران
3. استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران
4. استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

تاریخ دریافت: 92/4/18 تاریخ پذیرش: 92/7/3

چکیده

زمینه و هدف: در این تحقیق پارامترهای دزیمتریک جیوه برای معرفی آن به عنوان ماده‌ای مناسب جهت تعدیل اشعه در پرتو درمانی بررسی و با سروبند به عنوان رایج ترین ماده مورد استفاده در اکثر مراکز پرتو درمانی، مقایسه شده است.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی، برای بررسی جیوه به عنوان تعدیل کننده اشعه، فاکتور عبور برای ضخامت‌های مختلف جیوه و سروبند در دو انرژی 6MV و 18MV شتاب‌دهنده درمانی اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری از دزی‌متری نسبی به وسیله اتاقک‌های یونیزاسیون استفاده گردید. هم‌چنین سیستم تعدیل کننده با استفاده از جیوه برای پرتو درمانی با سطح مقطع‌های مختلف طراحی شد.

یافته‌ها: نتایج حاصل از دزیمتری نشان می‌دهد، مقادیر عبور اشعه برای هر دو انرژی برای تمام ضخامت‌های جیوه و سروبند، با افزایش ابعاد میدان به علت زیاد شدن پراکندگی، افزایش می‌یابد و روند تغییرات فاکتور عبور جیوه با سروبند مشابه است. هم‌چنین استفاده از طراحی نوع دوم با سطح مقطع شش ضلعی توافق خوبی با کانتور بیمار ایجاد می‌کند.

نتیجه‌گیری: بررسی پارامترهای دزیمتری جیوه نشان داد که جیوه به علت دارا بودن ویژگی‌های فیزیکی و دزیمتری مناسب مانند مایع بودن در دمای معمولی، قدرت جذب و ضریب تضعیف بالا می‌تواند به عنوان ماده‌ای مناسب برای تعدیل اشعه (در یک سیستم بسته جهت جلوگیری از انتشار بخارات جیوه در محیط) در پرتو درمانی پیشنهاد داده شود.

واژگان کلیدی: تعدیل کننده اشعه، سروبند، دزیمتری، جیوه

*نویسنده مسئول: اراک، میدان بسیج، دانشگاه علوم پزشکی اراک، دانشکده پیراپزشکی، گروه فیزیک پزشکی و رادیوتراپی

Email: seif@arakmu.ac.ir

مقدمه

در سال‌های اخیر با پیشرفت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری در علوم کامپیوتر و مهندسی، پرتو درمانی به صورت 3D-CRT (Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy) گسترش روز افزون داشته است. هدف از 3D-CRT رساندن دز درمانی به صورت مناسب به حجم هدف است به گونه‌ای که حد دز بافت‌ها و ارگان‌های سالمی که در مجاورت تومور قرار دارند به صورت قابل قبولی کمینه باشد (1، 2). گروه IMRT-CWG (Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group) درمان 3D-CRT را به دو زیر گروه، درمان‌های متعارف سه بعدی و درمان به صورت اشعه با شدت تعدیل یافته (IMRT) تقسیم بندی می‌کنند (3). در درمان‌های متعارف، پرتو به صورت یکنواخت به بیمار تابیده می‌شود و برای همگن نمودن منحنی‌های هم دز در ناحیه درمانی از تعدیل‌کننده‌های ثابت مانند وج یا شیلد در مسیر اشعه استفاده می‌شود اما در تکنیک‌های IMRT پرتو تابیده شده به بیمار شدت یکنواخت ندارد. به عبارت دیگر بر اساس طراحی درمان انجام شده برای بیمار، شدت پرتو به وسیله MLC و یا جبران‌کننده، تعدیل می‌شود (4).

مطالعات متعددی به بررسی مواد مختلفی جهت شیلدینگ OARها در پرتو درمانی پرداخته‌اند. ماده مناسب برای شیلدینگ بایستی چندین خصوصیت داشته باشد از جمله اینکه جاذب خوبی برای اشعه بوده، چگالی، عدد اتمی و ضریب تضعیف آن بالا باشد، موجب آلودگی محیط زیست نشود و نقطه ذوب آن پایین بوده و قابلیت شکل پذیری داشته باشد. از مهم‌ترین و قدیمی‌ترین موادی که به عنوان شیلد در پرتو درمانی مورد استفاده قرار گرفته‌اند می‌توان به سرب (چگالی 11/3 گرم بر سانتی‌متر مکعب و $Z=82$) و سروبند (چگالی 9/4 گرم بر سانتی‌متر مکعب و $Z=70/8$) یا Lipowitz اشاره کرد که جاذب خوبی برای اشعه هستند. سروبند آلیاژی از بیسموت 50 درصد، سرب 26/7 درصد، قلع 13/3 درصد و کادمیوم 10 درصد

است و مزیت آن نسبت به سرب، دمای ذوب پایین‌تر (70 درجه سانتی‌گراد) از سرب (327 درجه سانتی‌گراد) است. اما از طرف دیگر در یک انرژی یکسان، نسبت به سرب به ضخامت بیش‌تری (تقریباً 1/2 برابر) از سروبند نیاز است (8-6). اگر از بلوک‌های سرب و سروبند با شرایط فیزیکی یکسان در انرژی 10 MV استفاده شود، عبور از سرب خالص 27/3 درصد نسبت به سروبند کمتر است (یعنی جذب بیشتر است) و در انرژی 25MV این مقدار کاهش حتی به 38/4 درصد می‌رسد (9). ویژگی‌های سروبند علاوه بر پرتوهای فوتونی برای شیلدینگ در پرتوهای الکترونی نیز بررسی شده است (10). اما از آن جا که سرب سمی بوده و باعث آلودگی محیط زیست می‌شود و هم‌چنین سروبند نیز 26/7 درصد سرب دارد و گاز سمی کادمیوم نیز از آن ساطع می‌شود (11، 12)، مطالعات متعددی برای معرفی ماده‌ای مناسب برای شیلدی که حاوی سرب نباشد انجام گرفته است. در این زمینه تجزیه و همکارانش ماده جدیدی به نام Radblock از ترکیب تنگستن و نوعی رزین برای شیلدینگ پرتوهای ایکس مگاولتاژ معرفی نمودند (چگالی 12 گرم بر سانتی‌متر مکعب) که به راحتی با چاقو یا اهر قابل برش باشد (11). همین نویسندگان دو سال بعد شیلد جدید بدون سربی به نام X-Sheet از ترکیب تنگستن و ترموپلاست با چگالی 3/5 تا چگالی 10 گرم بر سانتی‌متر مکعب برای پرتوهای الکترونی که با قیچی بریده می‌شد را ارائه نموده و دزیمتری را برای ترکیبی با چگالی 10 گرم بر سانتی‌متر مکعب انجام دادند (12). در مطالعه دیگری مک کافی و همکارانش به بررسی شیلدهای بدون سرب پرداختند و انواع شیلدها را با ترکیبات مختلفی از مواد با عدد اتمی نسبتاً پایین ($Z=48-58$) و مواد با عدد اتمی بالا ($Z=74-86$)، به وسیله کد EGSnrc به صورت لایه‌ای برای انرژی‌های بین 50-150 کیلو الکترون ولت بررسی کردند (13).

علاوه بر شیلدینگ، مطالعات متعددی برای دستیابی به ماده‌ای مناسب برای استفاده به عنوان تعدیل‌کننده در پرتو درمانی صورت گرفته است. با استفاده از

دستگاه‌های برش و فرز (Block cutter and milling machine)، فلزات و آلیاژهای مختلفی به عنوان تعدیل کننده مثلاً جبران کننده‌ها معرفی شده‌اند و ویژگی‌های فیزیکی و دزیمتری آنها مانند تغییر کیفیت پرتو، نیم سایه، فاکتور عبور به ازاء ضخامت‌های مختلف از ماده جاذب و از همه مهم تر ضریب تضعیف خطی مورد بررسی قرار گرفته است که به عنوان نمونه می‌توان به این فلزات و آلیاژها اشاره کرد: مس (14، 15)، برنج (15، 16)، سرب (11، 14، 15)، تنگستن، آلیاژی از سرب 55 درصد و بیسموت 45 درصد (18)، سروبند یا Lipowitz (10، 11، 19، 20) و آلیاژ MCP-96 (ترکیبی از بیسموت 52/5 درصد، سرب 32 درصد و قلع 15/5 درصد) (21، 22).

در دسته‌ای دیگر از مطالعات از بلوک‌های مکعبی، پودر یا دانه‌های فلزات به تنهایی یا به همراه پایه‌ای از پلاستیک به عنوان تعدیل کننده اشعه استفاده شده است، که می‌توان به موارد زیر اشاره نمود: وان سنتوورت و همکاران از دانه‌های استیل زنگ نزن (Stainless Steel) به عنوان ماده جبران کننده در پرتودرمانی استفاده کردند (23). در مطالعه دیگری از دانه‌های قلع و پودر تنگستن به عنوان جبران کننده در درمان به صورت IMRT استفاده شد (24). در پژوهش دیگری از ترکیب پودر تنگستن 50 درصد با رزینی از سیلیکان 35 درصد و پارافین 15 درصد به عنوان یک تعدیل کننده شکل پذیر در پرتودرمانی به صورت IMRT استفاده شد و ویژگی‌های فیزیکی و دزیمتری این ترکیب جدید مانند ضریب تضعیف خطی، تغییرات کیفیت پرتو و نیم‌سایه مورد بررسی قرار گرفت (25). از تنگستن علاوه بر حالت پودر، به صورت دانه دانه هم در ساخت جبران کننده استفاده شده است (26). در طرحی که توسط ناگاگاوا و همکاران ارائه شد برای ساخت جبران کننده از مکعب‌های کوچکی جاذب اشعه Kanebo شامل تنگستن وارد شده در نوعی پلاستیک با چگالی نهایی (12 گرم بر سانتی‌متر مکعب) و مکعب‌های شفاف نسبت به اشعه از جنس نوعی فوم پلی اتیلنی با چگالی (0/11 گرم بر سانتی‌متر مکعب) به ابعاد 5×5×5 میلی‌متر مکعب استفاده شد (27). مشابه این طراحی توسط

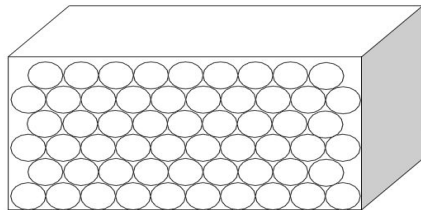
ساساکی و اباتا نیز انجام شده است که برای مکعب‌های جاذب اشعه از ترکیب 96 درصد تنگستن با 4 درصد نوعی پلاستیک (Polycaprolactam amide) با چگالی نهایی (12 گرم بر سانتی‌متر مکعب) و برای مکعب‌های شفاف نسبت به اشعه از 100 درصد فوم رزین پلی اتیلن با چگالی (0/094 گرم بر سانتی‌متر مکعب) استفاده کردند و مشخصات دزیمتری از جمله فاکتور عبور، نیم‌سایه، درصد‌های دز عمقی، پروفایل و ضریب تضعیف موثر را برای حالت‌های مختلف از ترکیب این مکعب‌ها بررسی نمودند (28). در تحقیقی که توسط پارک و همکارانش در سال 2012 انجام شده است، دستگاه شتاب دهنده بدون فیلتر مسطح کننده را با استفاده از کد مونت کارلو در انرژی‌های 6 و 10MV شبیه سازی کرده‌اند. سپس جیوه با ضخامت‌های مختلف را به عنوان یک تعدیل کننده اشعه سر راه فوتون‌های تابشی و بر روی محور مرکزی به جای فیلتر مسطح کننده به صورت شبیه سازی قرار داده‌اند و فاکتورهای مختلف دزیمتری را در میدان‌های تابشی 5×5 سانتی‌متر مربع، 10×10 سانتی‌متر مربع و 20×20 سانتی‌متر مربع بررسی کردند ولی در این مطالعه اندازه‌گیری عملی انجام ندادند (29). از این رو، هدف از این تحقیق بررسی پارامترهای فیزیکی و دزیمتری جیوه در برهم‌کنش با فوتون برای معرفی به عنوان ماده جاذب اشعه در پرتودرمانی بیماران سرطانی به صورت اندازه‌گیری عملی است.

مواد و روش‌ها

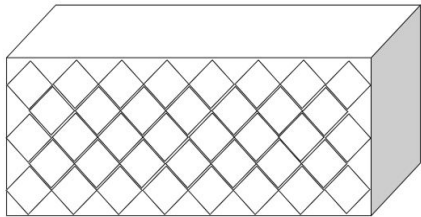
در این مطالعه تجربی، برای معرفی جیوه به عنوان ماده‌ای مناسب برای تعدیل اشعه در پرتودرمانی، تاثیر آن بر کیفیت اشعه و خروجی شتاب دهنده بررسی شده است. بدین منظور پارامتر مهم دزیمتری، یعنی عامل عبور (Transmission Factor) برای ضخامت‌های مختلف جیوه و سروبند (به عنوان رایج‌ترین ماده جاذب در اکثر مراکز پرتودرمانی) اندازه‌گیری و مقایسه گردیده و چندین طراحی برای استفاده از جیوه به عنوان تعدیل کننده در پرتودرمانی ارائه شده است.

در دسته‌ای دیگر از مطالعات از بلوک‌های مکعبی، پودر یا دانه‌های فلزات به تنهایی یا به همراه پایه‌ای از پلاستیک به عنوان تعدیل کننده اشعه استفاده شده است، که می‌توان به موارد زیر اشاره نمود: وان سنتوورت و همکاران از دانه‌های استیل زنگ نزن (Stainless Steel) به عنوان ماده جبران کننده در پرتودرمانی استفاده کردند (23). در مطالعه دیگری از دانه‌های قلع و پودر تنگستن به عنوان جبران کننده در درمان به صورت IMRT استفاده شد (24). در پژوهش دیگری از ترکیب پودر تنگستن 50 درصد با رزینی از سیلیکان 35 درصد و پارافین 15 درصد به عنوان یک تعدیل کننده شکل پذیر در پرتودرمانی به صورت IMRT استفاده شد و ویژگی‌های فیزیکی و دزیمتری این ترکیب جدید مانند ضریب تضعیف خطی، تغییرات کیفیت پرتو و نیم‌سایه مورد بررسی قرار گرفت (25). از تنگستن علاوه بر حالت پودر، به صورت دانه دانه هم در ساخت جبران کننده استفاده شده است (26). در طرحی که توسط ناگاگاوا و همکاران ارائه شد برای ساخت جبران کننده از مکعب‌های کوچکی جاذب اشعه Kanebo شامل تنگستن وارد شده در نوعی پلاستیک با چگالی نهایی (12 گرم بر سانتی‌متر مکعب) و مکعب‌های شفاف نسبت به اشعه از جنس نوعی فوم پلی اتیلنی با چگالی (0/11 گرم بر سانتی‌متر مکعب) به ابعاد 5×5×5 میلی‌متر مکعب استفاده شد (27). مشابه این طراحی توسط

یکنواخت و متناسب با طراحی درمان بیمار است در نواحی مختلف به ضخامت‌های متفاوتی از جیوه نیاز است. بنابر این فقط ردیف‌های مورد نیاز، از جیوه پر شدند. هم‌چنین در راستای افقی هم درون لوله‌ها به مقدار لازم جیوه ریخته شد و یا حتی در بعضی از لوله‌ها اصلاً جیوه ریخته نشد، به طوری که بتوان توزیع دز مناسب را مطابق با طراحی درمان انجام شده به دست آورد. مسئله‌ای که در این جا مطرح می‌شود این است که برای لوله‌ها چه سطح مقطعی در نظر گرفته شود که سطح مقطع‌های مختلف با اشکال مختلف بررسی شدند. سطح مقطع‌های دایره‌ای و مربعی به ترتیب در شکل‌های 1 و 2 نمایش داده شده‌اند.



شکل 1. طرح شماتیک لوله‌های حاوی جیوه با سطح مقطع دایره‌ای



شکل 2. طرح شماتیک لوله‌های حاوی جیوه با سطح مقطع مربعی

طراحی نوع دوم: در این طراحی لوله‌های حاوی جیوه به صورت عمودی یعنی موازی با محور اشعه در نظر گرفته شدند. بدین صورت که می‌توان در این لوله‌ها جیوه را تا ارتفاع دلخواه وارد کرد و با ایجاد ستون‌های با ارتفاع مختلف جیوه در لوله‌ها، تعدیل شدت اشعه را به صورت دلخواه انجام داد.

در این طراحی اگر از لوله‌های با سطح مقطع دایره‌ای استفاده شود، به دلیل وجود فاصله خالی بین دایره‌ها، نشتی اشعه زیاد است. در طراحی قبلی هنگام استفاده از لوله‌های دایره‌ای چون لوله‌ها به صورت افقی قرار داده می‌شوند، لوله‌های ردیف بالاتر در بین لوله‌های ردیف

برای بررسی عامل عبور جیوه و مقایسه آن با سرویند، دزیمتری مطلق برای پرتوهای 6 و 18 MV در میدان‌های با ابعاد 6×6 ، 8×8 ، 10×10 ، 12×12 و 14×14 سانتی‌متر مربع تعدیل شده به وسیله سرویند با ضخامت‌های 0، 1/35، 2/7، 4/05، 5/4، 6/75 و 8/1 سانتی‌متر و جیوه با ضخامت‌های 0، 0/65، 1، 1/5، 2، 3، 4، 5 و 6 سانتی‌متر انجام شد. برای دزیمتری از اتاقک‌های 13 CC با حجم حساس 0/13 سانتی‌متر مکعب، ساخت شرکت (Scanditronix wellhöfer) کالیبره شده به وسیله مرکز SSDL سازمان انرژی اتمی ایران استفاده شد. دزیمتری در فاصله 110 سانتی‌متری از چشمه انجام شد و برای هر انرژی از سرپوش (Build up Cap) مربوطه استفاده گردید.

برای هر تعدیل کننده و در هر میدان، عامل عبور به صورت درصد نسبت دز قرائت شده در حضور تعدیل کننده به دز قرائت شده بدون تعدیل کننده محاسبه گردید.

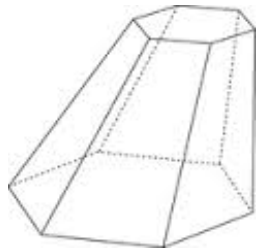
$$T\% = \frac{I_{shield}}{I_{open}} \times 100$$

در همه اندازه‌گیری‌ها تعدیل کننده سرویند یا جیوه با ضخامت مورد نظر بر روی صفحه شیلدینگ از جنس پرسپکس به فاصله 65 سانتی‌متر از چشمه قرار داشت. برای درمان مطلوب به صورت IMRT، ابتدا طراحی درمان بیمار انجام می‌شود و بر اساس آن از میدان‌های مشخص شده با شدت‌های تعدیل شده استفاده می‌گردد. به منظور استفاده از جیوه به عنوان تعدیل کننده دو نوع سیستم تعدیل کننده جیوه‌ای طراحی شد. در طراحی نوع اول لوله‌های جیوه به صورت افقی (عمود بر محور اشعه) قرار داده شدند و در طراحی نوع دوم لوله‌های محتوی جیوه به صورت عمودی (موازی با محور اشعه) قرار داده شدند که در ادامه این دو نوع طراحی همراه با جزئیات مربوطه شرح داده می‌شود.

طراحی نوع اول: در این طراحی از لوله‌های حاوی جیوه که در چندین ردیف به صورت افقی یعنی عمود بر محور تابش اشعه، روی هم چیده شده‌اند استفاده شد. از آن جا که هدف، تعدیل اشعه به صورت غیر

عدد یک نشان می‌دهد که تطابق بهتری بین کانتور و شکل سطح مقطع وجود دارد و استفاده از این شکل برای ساخت تعدیل کننده جیوه‌ای مناسب‌تر است. در محاسبات مساحت هر مربع و هر شش ضلعی هم اندازه با یکدیگر (25 میلی‌متر مربع) در نظر گرفته شد.

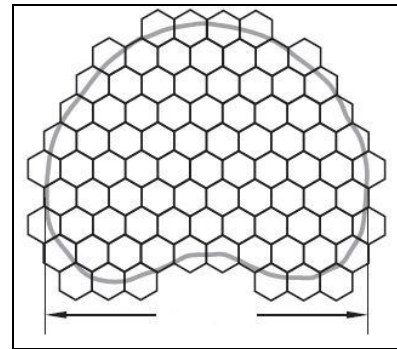
یکی از مزایای طراحی نوع دوم یعنی استفاده از لوله‌های موازی با محور اشعه نسبت به طراحی نوع اول این است که در این حالت می‌توان لوله‌ها را با محاسبه واگرایی اشعه مطابق شکل 5 ساخت که موجب کاهش نیم‌سایه می‌شود ولی ایجاد واگرایی برای حالت استفاده از لوله‌های افقی مشکل است.



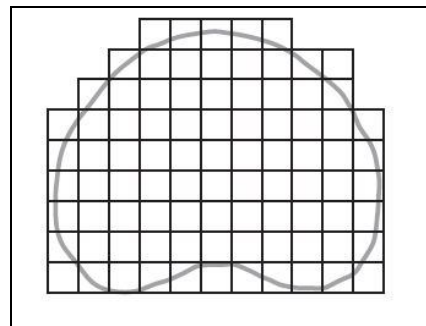
شکل 5. کاهش نیم‌سایه با در نظر گرفتن واگرایی برای لوله‌های حاوی جیوه

جهت تکمیل طراحی و استفاده آن در پرتو درمانی بایستی حرکت جیوه در لوله‌ها به صورت مطلوب کنترل شود. با قرار دادن یک مایع مخلوط نشدنی در هر لوله در طرف مقابل جیوه می‌توان حرکت جیوه در لوله را کنترل کرد و با بالا یا پایین کردن مایع مورد نظر (مثلاً آب) ارتفاع مناسب برای جیوه را تنظیم نمود. بدین صورت که با استفاده از دریچه تنظیم (Microvalve) مایع را به سیستم وارد یا از آن خارج نمود (شکل 6).

پایین‌تر چیده می‌شوند و مانع از نشت اشعه می‌شوند اما در این طراحی چون لوله‌ها موازی با تابش اشعه هستند، نشت اشعه از بین لوله‌ها بسیار زیاد است و بنابر این استفاده از سطح مقطع دایره‌ای اصلاً مناسب نیست. برای رفع این عیب، لوله‌های با سطح مقطع‌های مربعی یا شش ضلعی پیشنهاد می‌شود. برای بررسی و مقایسه بین مربع و شش ضلعی، کانتور دو بعدی فانتوم پروستات با قطر d بر چپش لوله‌ها با سطح مقطع مربعی و شش ضلعی به ترتیب مطابق شکل‌های 3 و 4 تطبیق داده شده است. در هر مورد بازدهی تعدیل کننده با فاکتور f که به صورت نسبت مساحت میدان باز شده به وسیله چپش لوله‌ها به مساحت کانتور مورد نظر تعریف می‌شود، بررسی گردید.



شکل 3. تطابق کانتور درمانی با قطر d با چپش لوله‌های جیوه (سطح مقطع شش ضلعی)

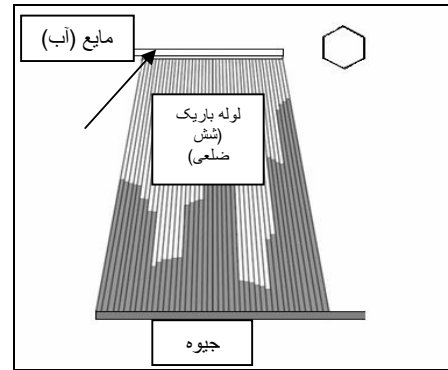


شکل 4. تطابق کانتور درمانی با قطر d با چپش لوله‌های جیوه (سطح مقطع مربعی)

هم‌چنین برای بررسی بهتر، همین کانتور با چندین قطر بررسی و در هر مورد فاکتور f محاسبه گردید که در قسمت یافته‌ها ارائه می‌گردد. نزدیک بودن این فاکتور به

یافته‌ها

همان‌طور که در قسمت روش کار بیان گردید، میزان عبور اشعه برای ضخامت‌های مختلف سروبند و جیوه در دو انرژی درمانی برای میدان‌های با ابعاد مختلف به وسیله دزیمتری اندازه‌گیری شد که نتایج آن برای سروبند و جیوه به ترتیب در جدول‌های 1 و 2 ارائه می‌گردد.



شکل 6. طرح شماتیک سیستم تعدیل‌کننده جیوه‌ای طراحی شده

جدول 1. مقادیر فاکتور عبور برای ضخامت‌های مختلف سروبند در میدان‌های درمانی مختلف

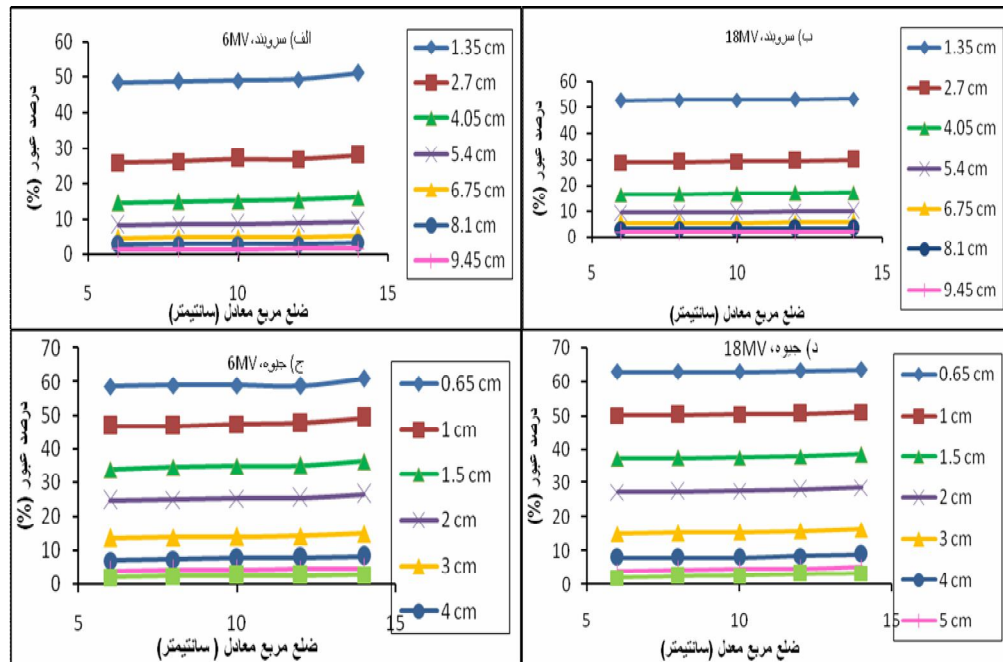
ضخامت سروبند (سانتی‌متر)	6MV					18MV				
	درصد عبور					درصد عبور				
	6×6	8×8	10×10	12×12	14×14	6×6	8×8	10×10	12×12	14×14
1/35	48/5	48/8	49	49/3	51/2	52/6	52/7	52/7	52/9	53/2
2/7	26	26/3	27	26/9	28	28/8	29	29/1	29/4	29/8
4/05	14/6	14/8	15	15/3	16	16/3	16/4	16/6	16/9	17/1
5/4	8/3	8/4	8/6	8/8	9/2	9/2	9/3	9/5	9/6	9/9
6/75	4/7	4/8	4/9	5	5/3	5/2	5/3	5/4	5/5	5/7
8/1	2/7	2/8	2/9	2/9	3/1	3	3	3/1	3/2	3/3
9/45	1/3	1/4	1/4	1/5	1/6	1/7	1/7	1/8	1/8	1/9

جدول 2. مقادیر فاکتور عبور برای ضخامت‌های مختلف جیوه در میدان‌های درمانی مختلف

ضخامت سروبند (سانتی‌متر)	6MV					18MV				
	درصد عبور					درصد عبور				
	6×6	8×8	10×10	12×12	14×14	6×6	8×8	10×10	12×12	14×14
0/65	58/6	59	59	58/8	60/9	63	63	63	63/3	63/7
1	46/9	47	47/5	47/8	49/5	50/2	50/3	50/5	50/7	51/2
1/5	34	34/6	35	35/1	36/4	37/3	37/5	37/6	37/9	38/5
2	24/7	25	25/3	25/5	26/6	27/3	27/4	27/6	28	28/5
3	13/6	13/8	14	14/2	14/9	15	15/2	15/4	15/7	16/3
4	7	7/5	7/7	7/9	8/3	8	8	8	8/5	9
5	4	4/3	4/4	4/5	4/8	4	4/4	4/6	4/7	5/2
6	2	2/4	2/5	2/6	2/7	2	2/5	2/6	3/2	3/3

هر دو تعدیل‌کننده و در هر دو انرژی در (شکل 7 الف، ب، ج، د) رسم گردیده است.

هم‌چنین برای بررسی بهتر اثر تعدیل‌کننده‌ها و امکان مقایسه تاثیر جیوه با سروبند روند تغییرات فاکتور عبور بر حسب ضلع میدان درمانی برای ضخامت‌های مختلف



شکل 7. مقادیر فاکتور عبور برحسب ضلع میدان درمانی برای ضخامت‌های مختلف سروبندها: الف) انرژی 6MV، ب) انرژی 18MV و جیوه: ج) انرژی 6MV، د) انرژی 16MV

مربعی و شش ضلعی با کانتور، فاکتور f محاسبه گردید که مقادیر آن در جدول 3 ارائه می‌گردد.

به منظور بررسی بازدهی تعدیل کننده یا به عبارت دیگر میزان تطابق ناحیه تولید شده به وسیله سطح مقطع‌های

جدول 3. محاسبه فاکتور f برای چند کانتور با قطرهای مختلف

d (میلیمتر)	شش ضلعی f	مربع f
55	1/205	1/241
64	1/173	1/216
71	1/151	1/190
79	1/132	1/171
93	1/124	1/146
101	1/100	1/128

ضریب تضعیف آن بالا باشد، موجب آلودگی محیط زیست نشود، نقطه ذوب آن پایین بوده و قابلیت شکل پذیری داشته باشد.

با توجه به خصوصیات گفته شده برای ماده‌ای که جهت تعدیل دز در پرتودرمانی مناسب باشد، جیوه در مقایسه با سرب و سروبندها به عنوان مواد رایج در اکثر مراکز پرتودرمانی، دارای عدد اتمی و چگالی بالاتری است و بنابر

بحث

در این تحقیق استفاده از جیوه به عنوان ماده مناسب جهت حفاظت ارگان‌های سالم اطراف تومور به هنگام پرتودرمانی با توجه به ویژگی‌های فیزیکی و دزیمتری جیوه نسبت به مواد رایج دیگر معرفی شده است. ماده مناسب برای شیلدینگ بایستی چندین خصوصیت داشته باشد: جاذب خوبی برای اشعه بوده، چگالی، عدد اتمی و

این جاذب مناسبی برای اشعه می‌باشد. هم‌چنین از آن جا که سطح مقطع جذب نوترون‌های حرارتی برای جیوه از سرب و سروبند بیشتر است (30) می‌تواند جذب نوترون بهتری نسبت به این مواد داشته باشد. از طرف دیگر جیوه تنها فلزی است که در دماهای معمولی به صورت مایع است و در نتیجه نیازی به سیستم ذوب و قالب‌گیری ندارد و می‌توان به راحتی آن را بارها مورد استفاده قرار داد. مزیت دیگر استفاده از جیوه این است که جیوه به راحتی شکل ظرف را به خود می‌گیرد و می‌تواند برای نواحی دارای انحنا به کار رود. هم‌چنین مشکل نشتی اشعه را مانند سیستم‌های MLC و مکعب‌های فلزی که به عنوان تعدیل‌کننده به کار می‌روند و یا مشکل فضای خالی بین دانه‌های کروی تعدیل‌کننده‌های دانه‌ای شکل را ندارد.

از آن جا که سرب و سروبند جز آلاینده‌های محیط زیست معرفی شده‌اند (11، 12)، تلاش برای استفاده از تعدیل‌کننده‌های بدون سرب رو به گسترش است که جیوه می‌تواند به عنوان تعدیل‌کننده‌ای مناسب معرفی شود. البته استنشاق بخار جیوه با غلظت بالا سمی و خطرناک است، اما طبق گزارش برآور و همکاران (31)، بخار جیوه مورد استفاده در شرایط عادی، غلظتی در حدود 0/005 تا 0/02 میلی‌گرم جیوه بر متر مکعب دارد که از مقدار مجاز قابل قبول یعنی 0/05 میلی‌گرم جیوه بر متر مکعب بسیار کمتر است. هم‌چنین در صورتی که مانند مطالعه اخیر، از جیوه در ظرف‌های درسته استفاده شود، غلظت بخار جیوه از این حد هم کمتر است و به عبارت دیگر بسیار ناچیز و قابل صرف نظر می‌باشد.

جدول‌های 1 و 2 مقادیر فاکتور عبور اندازه‌گیری شده برای سروبند و جیوه را نشان می‌دهند. بررسی نتایج نشان می‌دهد که این فاکتور برای سروبند و جیوه با افزایش ابعاد میدان در هر دو انرژی، افزایش می‌یابد که دلیل آن را می‌توان به افزایش میزان پراکندگی با بزرگ شدن میدان درمانی نسبت داد. مقادیر اندازه‌گیری مقدار جذب اشعه برای سروبند توسط سایر پژوهشگران نیز اندازه‌گیری شده (15، 21، 22، 28) که مقایسه نتایج این تحقیق نیز با

نتایج آنها هم‌خوانی دارد و نشانه صحت روند دزیمتری انجام شده برای جیوه می‌باشد.

مقایسه مقادیر فاکتور عبور برحسب ضلع میدان طبق شکل 7 قسمت‌های الف تا د نشان می‌دهد که روند تغییرات عبور اشعه برای جیوه با سروبند هم‌خوانی دارد و می‌توان جیوه را به عنوان تعدیل‌کننده اشعه در پرتو درمانی معرفی نمود. مقایسه بین میزان عبور جیوه و سروبند نشان می‌دهد که در صورت استفاده از تعدیل‌کننده‌ای با ضخامت یکسان از سروبند و جیوه، توانایی تضعیف اشعه جیوه در حدود 1/44 برابر سروبند است. به عبارت دیگر می‌توان تضعیفی معادل سروبند را با جیوه‌ای که ضخامت آن 1/44 برابر کمتر از سروبند است به صورت مطلوب ایجاد نمود و سیستم استفاده از جیوه در پرتو درمانی را طراحی نمود. در مطالعه برآور و همکاران (31) از جیوه به عنوان شیلد استفاده شده است که اهداف این تحقیق نیز با آن در توافق است ولی آنها ویژگی‌های دزیمتری جیوه را بررسی نکرده‌اند و هم‌چنین سیستمی برای استفاده از آن طراحی نشده است. نلدال استفاده از جیوه به عنوان تعدیل‌کننده در رادیوتراپی را مطرح کرده ولی طراحی به صورت افقی که بتواند مانند MLC عمل کند بررسی نشده است (32). در مطالعه دیگری، استفاده از جیوه به عنوان تعدیل‌کننده توسط پارک و همکارانش (29) بیان شده و دستگاه شتاب‌دهنده را به صورت بدون فیلتر مسطح‌کننده در نظر گرفته و جیوه را به عنوان تعدیل‌کننده به صورت لایه‌های با ضخامت‌های مختلف به جای فیلتر مسطح‌کننده شبیه‌سازی نموده‌اند که مطالعه اخیر با آن هم‌خوانی دارد. اما این مطالعه صرفاً شبیه‌سازی بوده و در آن اندازه‌گیری عملی یا دزیمتری انجام نشده است، بنابر این بررسی عملی برای معرفی جیوه به عنوان تعدیل‌کننده در پرتو درمانی ضروری به نظر می‌رسد. در مورد طراحی نوع اول که در قسمت قبل توضیح داده شد، استفاده از سطح مقطع دایره‌ای، بین لوله‌ها فضای خالی وجود دارد که باعث افزایش ارتفاع کل سیستم تعدیل‌کننده می‌شود اما از طرف دیگر ساخت لوله‌های دایره‌ای بسیار آسان است. در طراحی استفاده از لوله‌های با

90298) و تاریخ تصویب 90/12/23 می باشد. بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، گروه فیزیک پزشکی و بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز تشکر می گردد.

منابع

- 1- Fraass BA. The development of conformal radiation therapy. Medical physics. 1995;22:1911-21.
- 2- Dyk J. The modern technology of radiation oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists. Madison. USA: Medical Physics Publishing; 2005.
- 3- Working IMRTC. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 2001;51(4):880-914.
- 4- Webb S. Intensity-modulated radiation therapy: CRC Press; 2001.
- 5- Birgani MJT, Seif F, Chegeni N, Bayatiani MR. Determination of the effective atomic and mass numbers for mixture and compound materials in high energy photon interactions. Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry. 2012;292(3):1367-70.
- 6- Khan FM. Treatment planning III: Field shaping, skin dose and field separation. In: The physics of radiation Therapy. Minnesota:Lippincott Williams & Willkins. 2010. p. 395-435.
- 7- Purdy JA, Choi MC, Feldman A. Lipowitz metal shielding thickness for dose reduction of 6–20 MeV electrons. Medical physics. 1980;7:251-3.
- 8- Powers WE, Kinzie JJ, Demidecki A, Bradfield JS, Feldman A. A new system of field shaping for external-beam radiation therapy. Radiology. 1973;108(2):407-11.
- 9- Bas M, Gursoy O, Alkaya F, Ayar H, Yavuz A. The use of pure lead instead of lipowitz alloy in radiotherapy applications and a newly-

مقطع مربعی، بین لوله‌ها تقریباً هیچ فضای خالی وجود ندارد که در نتیجه کل سیستم تعدیل کننده ارتفاع کمتری دارد اما از طرفی ساخت لوله‌های با سطح مقطع مربعی مشکل‌تر است. هم‌چنین با توجه به این که هر ردیف از لوله‌ها در فضای بین لایه‌های قبل و بعد قرار می‌گیرد، نشتی اشعه وجود ندارد. مهم‌ترین مزیت این طراحی این است که می‌توان آن را به صورت جایگزینی برای MLC در نظر گرفت با این مزیت که مشکلات نشتی MLC را ندارد.

در مورد طراحی نوع دوم، همان طور که اشاره گردید برای بررسی بازده تعدیل کننده، فاکتور f برای سطح مقطع‌های مربعی و شش ضلعی محاسبه شد که نتایج در جدول 3 آورده شده است. هر چه این فاکتور به عدد یک نزدیک‌تر باشد نشان دهنده تطابق بهتر آن سطح مقطع در هم‌پوشانی با کانتور بیمار است. همان‌طور که محاسبات نشان می‌دهند استفاده از سطح مقطع شش ضلعی در همه موارد می‌تواند هم‌خوانی بهتری با یک ناحیه دارای انحنا داشته باشد و این طراحی برای سیستم تعدیل کننده جیوه پیشنهاد می‌شود که جهت جلوگیری از تولید نیم‌سایه بایستی سیستم تعدیل کننده متناسب با واگرایی پرتوها (شکل 6) در نظر گرفته شود.

نتیجه گیری

طبق نتایج حاصل از این مطالعه با توجه به قدرت جذب بیشتر اشعه توسط جیوه نسبت به سربند که موجب کاهش ارتفاع تعدیل کننده می‌شود و هم‌چنین مایع بودن جیوه در دمای معمولی، استفاده از جیوه به عنوان تعدیل‌کننده اشعه در پرتودرمانی برای بیماران سرطانی به صورت طراحی نوع اول با مقطع مربعی (جایگزین MLC) و به صورت طراحی نوع دوم و آن هم با سطح مقطع شش ضلعی پیشنهاد می‌شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز با شماره ثبت (u-

- 20- Dimitriadis D, Fallone B. Compensators for intensity-modulated beams. *Medical Dosimetry*. 2002;27(3):215-20.
- 21- Mejaddem Y, Hyödynmaa S, Brahme A. Photon scatter in intensity modulating filters evaluated by first Compton scatter and Monte Carlo calculations and experiments in broad beams. *Physics in medicine and biology*. 2000;45(10):2747-60.
- 22- Srivastava RP, De Wager C. The value of EDR2 film dosimetry in compensator-based intensity modulated radiation therapy. *Physics in medicine and biology*. 2007;52(19):N449-57.
- 23- Van Santvoort J, Binnekamp D, Heijmen B, Levendag P. Granulate of stainless steel as compensator material. *Radiotherapy and oncology*. 1995;34(1):78-80.
- 24- Chang SX, Cullip TJ, Deschesne KM, Miller EP, Rosenman JG. Compensators: an alternative IMRT delivery technique. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2004;5(3):15-36.
- 25- Xu T, Shikhaliev PM, Al-Ghazi M, Molloi S. Reshapable physical modulator for intensity modulated radiation therapy. *Medical physics*. 2002;29:2222-9.
- 26- Yoda K, Aoki Y. A multiportal compensator system for IMRT delivery. *Medical physics*. 2003;30:880-6.
- 27- Nakagawa K, Fukuhara N, Kawakami H. A packed building-block compensator (TETRIS-RT) and feasibility for IMRT delivery. *Medical physics*. 2005;32:2231-5.
- 28- Sasaki K, Obata Y. Dosimetrical characteristics of a cubic-block-piled compensator for intensity-modulated radiation therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2007;8(1):85-100.
- 29- Park JM, Kim J-i, Choi CH, Chie EK, Kim IH, Ye S-J. Photon energy-developed mold apparatus. *Eastern Journal of Medicine*. 2013;4(2):81-4.
- 10- Wojcicka JB, Yankelevich R, Werner BL, Lasher DE. Technical Note: On Cerrobend shielding for 18–22 MeV electron beams. *Medical physics*. 2008;35:4625-9.
- 11- Tajiri M, Sunaoka M, Fukumura A, Endo M. A new radiation shielding block material for radiation therapy. *Medical physics*. 2004;31:3022-3.
- 12- Tajiri M, Tokiya Y, Uenishi J, Sunaoka M, Watanabe K. New shielding materials for clinical electron beams. *Radiotherapy and oncology*. 2006;80(3):391-3.
- 13- Mccaffrey J, Mainegra-Hing E, Shen H. Optimizing non-Pb radiation shielding materials using bilayers. *Medical physics*. 2009;36:5586-94.
- 14- Ahnesjö A, Weber L, Nilsson P. Modeling transmission and scatter for photon beam attenuators. *Medical physics*. 1995;22:1711-20.
- 15- Du Plessis F, Willemsse C. Monte Carlo calculation of effective attenuation coefficients for various compensator materials. *Medical physics*. 2003;30:2537-44.
- 16- Bartrum T, Bailey M, Nelson V, Grace M. Linear attenuation coefficients for compensator based IMRT. *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*. 2007;30(4):281-7.
- 17- Van Dyk J. Broad beam attenuation of cobalt-60 gamma rays and 6-, 18-, and 25-MV x rays by lead. *Medical physics*. 1986;13:105-10.
- 18- Islam MK, Van Dyk J. Effects of scatter generated by beam-modifying absorbers in megavoltage photon beams. *Medical physics*. 1995;22:2075-81.
- 19- Jiang SB, Ayyangar KM. On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. *Medical physics*. 1998;25:668-75.

- 31- Brouwer WF, Kazem I, Van Mil CJ. Four years experience with a mercury shielded irregular field system (MSIFS). International Journal of Radiation Oncology Biology Physics. 1984;10(2):225-9.
- 32- Nelldal P. Design of a dynamic beam intensity modulator for radiation therapy: Karolinska Institute; 2005.
- modulated radiotherapy: Monte Carlo simulation and treatment planning study. Medical physics. 2012;39:1265-77.
- 30- Al-Sharkawy A, Sharshar T, Badran H, editors. Evaluation of mercury as a passive shielding for the low-level gamma-ray spectrometers. 7th Conference on Nuclear and Particle Physics, Sharm El-Sheikh, Egypt; 2009.