View metadata, citation and similar papers at core.ac.uk
brought to you by CORE
provided by shahrekord university of medical scinces

مجله دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد/ دوره چهارم، شماره ۱/ ۱۶-۹/ بهار ۱۳۸۱

مقایسه دوز تجویزی و دوز جذبی در میدانهای درمانی فانتوم جامد تنه در بیماریهای هوچکین و آدنوکارسینومای رحم

ژاله بهروز کیا*، دکتر داریوش شهبازی گهرویی**

چکیده:

میزان موفقیت در پرتو درمانی به درستی و دقت میزان دوز جذب شده در تومور بستگی دارد و معمولاً به علت غیر عملی بودن اندازه‌گیری مستقیم دوز جذب شده در بیماران از فانتوم استفاده می‌شود. در این تحقیق مقایسه دوز تجویزی و دوز جذبی در میدانهای درمانی تنه در بیماریهای هوچکین و آدنوکارسینومای رحم انجام پذیرفته است. روش درمانی را در این دو بیماری روی فانتوم اعمال کرده و دوز جذبی در مرکز و نقاط مجاور تومورها با استفاده از دوزیمتر ترمولومینسانس (Thermoluminescence Dosimeter) TLD اندازه‌گیری شده است. دوز تجویزی در مرکز تومور در هر دو بیماری ۱۰۰ سانتی گری (cGy) و دوز جذبی اندازه‌گیری شده توسط TLD در مرکز تومور در مدیاستن در بیماری هوچکین ۱۰۷/۸۳ سانتی گری، در گره لنفاوی زیر بغل راست ۱۵۳/۵۸ سانتی گری و در گره لنفاوی فوق ترقوه چپ ۱۲۴/۷۱ سانتی گری و در ریه چپ زیر حفاظ سربی ۹/۸۱ سانتی گری اندازه‌گیری شده است. در بیماری آدنوکارسینومای رحم دوز جذبی در مرکز تومور ۱۰۳/۷۶ سانتی گری و در تخمدان راست ۹۰/۱۱ سانتی گری بدست آمده است. هم چنین برای بررسی صحت انجام دوزیمتری از دوزیمتر دیگری به نام فارمر نیز استفاده شده است. در مجموع نتایج نشان می‌دهند که استفاده از فانتوم جامد به میزان زیادی می‌تواند در بررسی تفاوت دوز جذبی و دوز تجویزی و به حداقل رساندن آن مؤثر باشد و احتمال می‌رود که وجود فانتوم در کلیه مراکز پرتو درمانی به منظور به حداقل رساندن دوز تجویزی هم اندازه با دوز جذبی ضروری است.

واژه های کلیدی: پرتو درمانی، دوز تجویزی، دوز جذبی، فانتوم، دوزیمتر ترمولومینسانس (TLD).

مقدمه:

یکی از علل مرگ و میر در کشور ما بیماریهای سرطانی می‌باشد. برای بهبود یا کنترل این بیماریها روشهای مختلفی وجود دارد که مهم‌ترین این روشها جراحی، پرتو درمانی و شیمی درمانی است که به طریقی باعث افزایش طول عمر بیمار، بهبود کیفیت زندگی مریض و جلوگیری از گسترش بیماری در بدن بیمار می‌شوند. یکی از روشهای متداول روش پرتو درمانی می‌باشد (۵).

پرتو درمانی به منظور کنترل، درمان و یا کاهش درد بیمار انجام می‌شود. پرتو درمانی بیمار با معاینه وی

* عضو هیأت علمی گروه رادیولوژی - دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد.

** استادیار گروه فیزیک پزشکی - دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد: شهرکرد - رحمتیه - دانشکده پزشکی - بخش فیزیک پزشکی تلفن: ۳۳۳۵۶۵۴ داخلی: ۲۲۳۳ (مؤلف مسئول).

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017

و ترسیم نقشه یا روش درمانی ویژه آن بیماری آغاز می‌شود. نقشه یا شیوه درمانی عبارت است از: تعیین دوز تجویزی (میزان اشعه لازم برای درمان)، طول مدت پرتو دهی، تعداد جلسات پرتو دهی، شکل یا میدان تابش پرتو (Field) و رسم منحنی‌های ایزودوز و در نهایت تدابیر حفاظتی روی ارگانهای حساس به اشعه که در اطراف تومور قرار دارد (۲). البته برای ترسیم نقشه درمانی متخصص پرتو درمانی باید اطلاعات کلینیکی و پاراکلینیکی لازم را در پرونده بیمار داشته باشد. این اطلاعات با معاینه بالینی بیمار و انجام سی تی اسکن و MRI، ایزوتوپ اسکن، سونوگرافی، سرولوژی، هماتولوژی و بررسی کلیه سوابق بیمار کسب خواهد شد.

یکی از مراحل نقشه درمانی رسم منحنی‌های ایزودوز می‌باشد. نقشه ایزودوز برای یک پرتو معین، دسته‌ای از منحنی‌های دوز یکسان است که معمولاً طوری رسم می‌شوند که هر کدام درصد دوز عمقی معینی را نشان داده و فواصل هر دو منحنی از نظر افزایش یا کاهش دوز عمقی یکسان است.

منحنی‌های ایزودوز نشان دهنده سطح دوز جذب شده در نقاط مختلف می‌باشد و بر حسب درصد دوز یک نقطه مرجع مقدار آنها تعیین می‌شود. بعد از تعیین و ترسیم نقشه درمانی پرتو دهی بیمار آغاز می‌شود و در فواصل پرتو دهی رادیوتراپیست موظف است وضعیت تومور و آسیبهای احتمالی بافتهای سالم تومور را بررسی کند و در صورت نیاز نقشه درمان را تغییر یا ادامه دهد.

میزان موفقیت پرتو درمانی در درمان یا کنترل بیماری علاوه بر مرحله تشخیص بیماری (STAGE) و میزان حساسیت تومور نسبت به اشعه به دو عامل دیگر هم بستگی دارد که عامل اول منوط به دقت و مهارت رادیوتراپیست در ارزیابی بیمار و تهیه مناسب‌ترین شیوه درمانی است و عامل دوم اجرای دقیق نقشه درمانی ترسیم شده و اطمینان از کارآیی آن می‌باشد.

بنابراین برای دستیابی به یک پرتو درمانی موفق باید عملکرد رادیوتراپیست سنجیده شود. با توجه به اینکه اندازه‌گیری دوز جذبی طی جلسات متعدد درون بدن بیمار در محل تومور و بافتهای حساس اطراف تومور عملاً ممکن نیست، بنابراین استفاده از وسیله‌ای که به لحاظ شکل و جذب اشعه مشابه بدن می‌باشد یعنی فانتوم اجباری است. بنابراین با استفاده از فانتوم می‌توان دوز جذبی واقعی را در مرکز تومور و بافتهای حساس تومور اندازه‌گیری کرد (۵) و آن را با دوز جذبی مقایسه نمود و بعد به موفقیت و یا عدم موفقیت پرتو درمانی پی برد. شکل و ابعاد فانتوم برابر شکل و ابعاد تنه استاندارد انسان است و جنس آن از لحاظ دوز جذبی معادل بافت بدن انسان است (۴).

فانتومها به لحاظ شکل و حالت دو گونه‌اند، جامد و مایع که به فانتوم مایع، فانتوم آب نیز گفته می‌شود. آب به لحاظ جذب و پراکندگی اشعه خواصی مشابه با عضله و بافتهای نرم انسان دارد و نباید فراموش کرد که ۷۵ درصد بافتهای بدن از آب تشکیل شده است. با توجه به این که آب را نمی‌توان به راحتی به شکل تنه انسان در آورد و نیز نمی‌توان تجهیزات اندازه‌گیری اشعه را بدون ضد آب کردن آنها در داخل آب به کاربرد، بنابراین کار با فانتوم آب به جز در کنترل کیفی دستگاه رادیوتراپی کاری بس مشکل و تقریباً غیر ممکن است.

با این اوصاف فانتومهای جامد مخصوصاً در اندازه‌گیریهای کلینیکی جایگزین خوبی برای فانتومهای مایع هستند (۴). یک فانتوم ایده آل بایستی دارای عدد اتمی مؤثر، تعداد الکترون برگرم و دانسیته الکترونی (تعداد الکترون در هر cm^3) یکسانی با آب یا عضله باشد، چراکه در محدودهٔ کار با کبالت مهم‌ترین ویژگی در میزان جذب اشعه و دانسیته الکترونی ماده جاذب است (۶). در اینجا پارافین به عنوان ماده سازنده فانتوم جامد انتخاب شده است.

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017

پارافین جامد از لحاظ دانسیته الکترونی مشابه با آب و عضله می‌باشد و از لحاظ قیمت و انعطاف پذیری و کار با آن مناسب می‌باشد (۴).

نتایج حاصل از کار دیگر محققان نشان داد که دوزیمتر Thermoluminescence Dosimeter (TLD) آشکار سازی بسیار مناسبی در طراحی درمان در پرتو درمانی می‌باشد و برای تعیین دوز جذبی روش بسیار مطمئنی است (۱،۹-۷).

Pacyna و همکارانش (۷) با استفاده از فانتوم آنتروپومرفیک دوز جذبی بیمار را در پرتو دهی کل بدن اندازه‌گیری کردند. بدین ترتیب که TLD در خط وسط بدن در فانتومهای آنتروپومرفیک جا سازی شده و میزان دوز جذبی در پرتو دهی کل بدن را اندازه‌گیری کردند و دریافتند که استفاده از TLD یک روش بسیار مطمئن در تعیین میزان جذب اشعه در بدن در پرتو دهی کل بدن می‌باشد. در تحقیق دیگری که توسط Antolak و همکارانش (۱) صورت گرفته است با استفاده از دوزیمتر TLD میزان دوز پوست در درمان با الکترون محاسبه گردید و آنها نیز به این نتیجه رسیدند، که دوزیمتر TLD وسیله مهمی در طراحی درمان در پرتو درمانی می‌باشد و باید به طور معمول از این وسیله برای کنترل کیفی در پرتو درمانی استفاده کرد. Ting و همکارانش (۸) نیز با استفاده از فانتوم جامد میزان اشعه جذب شده در مثانه و رکتوم حفاظت شده را در درمان لگن اندازه‌گیری کردند. در این بیماران علاوه بر درمان به وسیله اشعه از خارج بدن با استفاده از مواد رادیواکتیو و قرار دادن آنها در داخل بدن (براکی تراپی) درمان صورت می‌گرفت که این مورد باعث افزایش میزان اشعه دریافتی مثانه و رکتوم از مقداری که تجویز شده بود گردیده است که Ting و همکارانش با استفاده از فانتوم جامد به این نتایج دست یافتند.

در تمام تحقیقات انجام شده فوق به این نتیجه رسیده‌اند (۱،۷،۸،۹) که استفاده از TLD روش مطمئنی در تعیین دوز جذبی بدن می‌باشد. به همین علت در این تحقیق از TLD به عنوان دوزیمتر مناسب استفاده شده است ولی با توجه به این که تحقیق مشابهی در این زمینه انجام نشده است و این اولین تحقیق در این زمینه می‌باشد، بنابراین در این مورد به بررسیهای بیشتری نیاز می‌باشد.

در این تحقیق بررسی میزان دقت اجرای نقشه درمانی مورد توجه می‌باشد. به عبارت دیگر می‌بایست اطمینان حاصل کرد که آیا دوز تجویزی با دوز جذب شده بیمار برابر است یا نه؟ در صورت داشتن تفاوت معنی‌دار علت آن را باید جستجو کرده و راه حلی ارائه داده شود. این موضوع حائز اهمیت فراوان است، چراکه اختلاف میان دوز تجویزی و دوز جذبی در بدن بیمار نباید بیشتر از ۵ درصد باشد (۳). اگر دوز جذبی در بدن بیمار از دوز تجویزی کمتر باشد احتمال عود مجدد تومور افزایش می‌یابد و یا بر عکس اگر دوز جذبی از دوز تجویز شده بیمار بیشتر باشد، باعث مرگ یا آسیب جدی به سلولهای سالم اطراف تومور می‌شود (۶،۵).

روش ساخت و استفاده از فانتوم، مقایسه میزان دوز اشعه تجویزی و میزان اشعه جذبی در میدانهای درمانی تنه و همچنین تعیین میزان اشعه جذبی در نقاط خارج از تومور در دو بیماری هوچکین و آدنوکارسینومای رحم از اهم اهداف این تحقیق می‌باشد.

مواد و روشها:

برای ساخت فانتوم تنه ابتدا پارافین جامد را روی حرارت اجاق گاز ذوب کرده، سپس در قالبهای مکعب مستطیلی به ارتفاع ۳ سانتی‌متر و به طول ۶۰ سانتیمتر و به عرض ۴۰ سانتیمتر ریخته و بعد از مدتی پارافین شکل قالب را بخود می‌گیرد. این قطعات مکعب مستطیلی که تعداد آنها ۱۷ عدد می‌باشد را روی هم گذاشته و توسط دو میله فلزی (میل گرد نازک) که از وسط قالبهای پارافین عبور داده شده است روی هم محکم می‌شوند. سپس با

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017

توجه به اندازه‌های استاندارد تنه، قطعات پارافین به شکل تنه انسان تراش داده شد که ضخامت قدامی - خلفی آن ۲۲/۹-۲۱/۲ سانتیمتر و ارتفاع آن ۶۳ سانتیمتر و ضخامت برشهای عرضی آن که همان ارتفاع قالبهای پارافین است ۳ سانتیمتر می‌باشد.

دستگاه رادیوتراپی مورد استفاده، کبالت ۶۰ (بیمارستان امام خمینی تبریز) است که به عنوان منبع اشعه و از آشکار ساز ترمولومینسانس (SOLAR 2A, NEW TECHNOLOGY LTD) به صورت قرص (PELLET) به ضخامت ۰/۸ میلیمتر و قطر تقریبی ۵ میلی متر استفاده شده است. لازم به ذکر است که برای بررسی صحت آزمایشات انجام شده توسط TLD از دوزیمتر دیگری به نام دوزیمتر فارمر از جنس گرافیت مدل ۲۵۷۱ (دانشکده پزشکی اصفهان) استفاده شده است. برای این کار در مرکز تومور در فانتوم توسط مته برقی محفظه‌ای برای دوزیمتر فارمر باز کرده و دوزیمتر را در مرکز تومور قرار داده و ۵ بار اشعه داده شد. عمل کالیبراسیون این دوزیمتر در مرکز تحقیقات کشاورزی پزشکی کرج در مقابل پرتوهای چشمه ^{60}Co انجام گرفت.

در این مطالعه دو بیماری هوچکین و آدنوکارسینومای رحم انتخاب شدند. طبق نقشه‌های ترسیم شده برای پرتو درمانی دو بیماری هوچکین و آدنوکارسینومای رحم محلهایی جهت کارگزاری تعدادی آشکار ساز TLD بر روی سایه‌های فانتوم تعیین گردید که در مورد بیماری هوچکین این آشکار سازها در چهار ناحیه: ۱- مرکز تومور در عمق ده سانتیمتری پوست ۲- گره لنفاوی زیر بغل سه سانتی متری ۳-گره لنفاوی فوق ترقوه در عمق سه سانتیمتری ۴- ریه در عمق ده سانتیمتری قرار داده شد. البته ریه‌ها باید توسط لایه‌های ضخیم سربی در برابر اشعه محافظت شود تا آسیبهای ناشی از پرتو به حداقل برسد.

در پرتو درمانی آدنوکاسینومای رحم، آشکار ساز در دو ناحیه قرار می‌گیرد، یکی در مرکز تومور واقع در رحم و دیگر اینکه از تخمدانها به عنوان عضو حساس مجاور مرکز تومور استفاده می‌شود.

برای بیماری هوچکین ابتدا میدان درمانی روی فانتوم رسم شد و مرکز تومور تعیین گردید. چهار TLD را درون یک محفظه پلاستیکی در عمق ده سانتیمتری در مرکز تومور قرار داده و بعد در مناطق گره لنفاوی زیر بغل راست، گره لنفاوی فوق ترقوه چپ و ریه چپ زیر حفاظ سربی و در هر محل چهار TLD قرار داده شد.

در آزمایش بعدی در مرکز تومور یک TLD قرار داده و این کار پانزده بار تکرار شد. همچنین در گره لنفاوی زیر بغل چهار بار و در ریه چپ دو بار این کار انجام گرفت.در بیماری آدنوکارسینومای رحم ابتدا میدان درمانی روی فانتوم رسم شده و مرکز تومور تعیین شد و در همان لایه در عمق ۹ سانتیمتری چهار TLD قرار گرفت و در تخمدان راست نیز چهار TLD قرار داده شد.

میزان اشعه تجویزی در هر دو بیماری ۱۰۰ سانتی گری در مرکز تومور برای هر جلسه درمانی است که مطابق نقشه‌های درمانی روی فانتوم اعمال گردید. لازم به ذکر است که در این تحقیق برای تعیین نتایج حاصله از آزمون آماری t و با حدود اطمینان ۹۵ درصد و جهت تجزیه داده‌ها از نرم افزار SPSS استفاده شده است.

نتایج:

یافته‌های عملیات دوزیمتری با TLD:

فاکتور کالیبراسیون مقدار اشعه اندازه‌گیری شده توسط آشکار سازهای TLD را بر حسب شمارش تصحیح شده تبدیل به واحدهای دوز می‌کند. برای این کار از تعداد ۳۶ TLD انتخاب شده ۴ تای آنها را بدون تابش اشعه (برای دوز زمینه) نگه داشته و به مابقی آنها از ۱۰ سانتی گری تا ۸۰ سانتی گری در گروههای چهارتایی اشعه داده شده است. از طریق شمارش حاصله منحنی کالیبراسیون رسم شده و از طریق شیب

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017

جدول شماره ۱: یافته‌های حاصل از آزمایشات انجام شده در بیماری هوچکین

میانگین دوز جذبی (cGy)	دوز جذبی (cGy)	شمارش پرتو (Counts/Min)	محل دوزیمتر TLD	دفعات آشکار سازی
	۱۰۲/۶۶	۷۴۳۰۰۷	مرکز تومور در مدیاستن	۱
۱۰۷/۸۳	۱۰۲/۱۹	۷۰۲۷۷۴	در عمق ۱۰ سانتی متری	۲
	۱۰۸/۶۴	۷۸۶۰۶۲		۳
	۱۱۷/۸۳	۸۱۰۲۹۵		۴
	۹/۲۵	۷۰۴۶۰	ریه چپ زیر حفاظ سربی	۵
۹/۸۱	۱۱/۲۱	۷۷۳۱۰	در عمق ۱۰ سانتیمتری	۶
	۱۱/۷۴	۸۱۱۸۸		۷
	۷/۰۷	۴۸۸۴۹		۸
	۱۴۴/۷۶	۶۸۱۹۹	گره لنفاوی زیر بغل	۹
۱۵۳/۵۸	۱۶۵/۶۷	۷۴۵۸۷۹	راست در عمق ۳سانتی متری	۱۰
	۱۴۹/۸۹	۷۱۰۳۹۱		۱۱
	۱۵۴/۰۳	۷۶۲۲۴۱		۱۲
۱۲۴/۷۱	۱۵۴/۰۹	۷۳۰۱۹۱	گره لنفاوی فوق ترقوه چپ	۱۳
	۱۲۴/۰۶	۵۵۸۶۱۱	در عمق ۳ سانتی متری	۱۴
	۱۱۷/۵۵	۵۵۷۹۶۸		۱۵
	۱۰۳/۱۶	۴۶۴۵۶۰		۱۶

اطلاعات حاصل از دوزیمتری از مناطق مختلف بدن در بیماری هوچکین.
میانگین دوز جذبی از اندازه‌گیری چهار دفعه متفاوت دوزیمتری انجام شده می‌باشد که تفاوت معنی‌داری را در هر نقطه مختلف بدن نشان نمی‌دهد.

TLD= Thermoluminescence Dosimeter

آن فاکتور کالیبراسیون به دست آمده است. برای بررسی صحت فاکتور کالیبراسیون، باید دوز به دست آمده و میزان اشعه داده شده بیش از ۵ درصد با هم تفاوت نداشته باشند و نتایج حاصله حاکی از این است که اختلاف بین دوز داده شده و محاسبه شده کمتر از ۵ درصد است.

یافته‌های حاصله از آزمایشات انجام شده در بیماری هوچکین:

نتایج حاصله از آزمایشات در بیماری هوچکین در جدول شماره ۱ آورده شده است. تجزیه و تحلیل نتایج این قسمت با استفاده از آزمایش t-student انجام گرفت و این عمل در دو حالت صورت پذیرفت. در حالت اول وقتی به چهار TLD در یک محفظه و یک بار اشعه داده شد و چهار شمارش صورت گرفت که میانگین دوز ۱۰۷/۸۳ سانتی گری اندازه‌گیری شد. در حالت دوم وقتی به پانزده TLD، به هر کدام یک بار اشعه داده شد و پانزده شمارش انجام گرفت و میانگین دوز ۱۰۲/۰۴ سانتی گری محاسبه شد.

مقایسه نتایج آماری حاصله دو حالت فوق نشان می‌دهد که با حدود اطمینان ۹۵ درصد بین این دو حالت هیچ اختلاف معنی‌داری وجود ندارد.

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017

جدول شماره ۲: یافته‌های حاصل از آزمایشات انجام شده در بیماری آدنوکارسینومای رحم

میانگین دوز جذبی (cGy)	دوز جذبی (cGy)	شمارش پرتو (Counts/Min)	محل دوزیمتر TLD	دفعات آشکار سازی
	۱۰۲/۲۵	۷۴۰۰۵۵	مرکز تومور در رحم	۱
۱۰۳/۷۶۵	۱۰۱/۱۲	۷۶۴۱۶۶		۲
	۱۰۳/۱۰	۷۴۶۱۷۵		۳
	۱۰۸/۵۹	۷۴۶۷۷۳		۴
	۶۸/۵۰	۴۹۷۰۵۷		۵
۹۰/۱۱	۹۹/۶۶	۶۸۵۳۸۱	تخمدان راست	۶
	۱۱۲/۲۲	۸۱۱۸۳۸		۷
	۸۰/۰۶	۵۵۰۶۳۶		۸

اطلاعات حاصل از دوزیمتری از مناطق مختلف بدن در بیماری آدنوکارسینومای رحم.
میانگین دوز جذبی از اندازه‌گیری چهار دفعه متفاوت دوزیمتری انجام شده می‌باشد که تفاوت معنی‌داری را در هر نقطه مختلف بدن نشان نمی‌دهد.

TLD= Thermoluminescence Dosimeter

یافته‌های حاصل از آزمایشات انجام شده در بیماری آدنوکارسینومای رحم:

نتایج حاصله از این آزمایش در جدول شماره ۲ آورده شده است. میانگین دوز برای مرکز تومور در این حالت ۱۰۳/۷۶ سانتی گری بر آورده شده است و مقایسه نتایج نشان می‌دهد که در این حالت نتایج آماری با حالت استاندارد (دوز تجویزی ۱۰۰ سانتی گری) نیز تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

چنانچه قبلاً نیز اشاره شد جهت تعیین صحت دوزیمتری با TLD از دوزیمتر دیگری به نام فارمر نیز استفاده گردید و متوسط دوز ۱۰۲/۸۱ سانتی گری به دست آمد. مقایسه دوز اندازه‌گیری شده با فارمر و TLD در مرکز تومور (۱۰۷/۸۳) با آزمون آماری t نیز تفاوت معنی‌داری را بین این دو نشان نداد (جدول شماره ۳).

بحث:

چنانچه قبلاً نیز اشاره شد یکی از اهداف این تحقیق، تعیین میزان اشعه جذبی در نقاط خارج از مرکز تومور

جدول شماره ۳: مقایسه دوز اندازه‌گیری شده با دوزیمتر فارمر و دوزیمتر TLD در مرکز تومور

نوع دوز کاربردی	دفعات اندازه‌گیری دوز جذبی					انحراف معیار	میانگین دوز جذبی (cGy)
	۱	۲	۳	۴	۵		
دوز فارمر	۱۰۲/۷۶	۱۰۲/۷۶	۱۰۲/۷۶	۱۰۲/۹۹	۱۰۲/۷۶	٪۱	۱۰۲/۸۱
دوز TLD	۱۰۲/۶۶	۱۰۲/۱۹	۱۰۸/۶۴	۱۱۷/۸۳	--	۵۳/۰۶	۱۰۷/۸۳

مقایسه دوز اندازه‌گیری شده توسط دو دوزیمتر فوق تفاوت معنی‌داری را در سطح آماری $P<0/05$ را نشان نمی‌دهد.
-: اندازه‌گیری انجام نشده.

TLD= Thermoluminescence Dosimeter

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017

بود. در این اندازه‌گیریها، گره‌های لنفاوی و تخمدانها و ریه‌ها انتخاب شده‌اند. میزان اشعه جذب شده (در پرتو درمانی بیماری هوچکین) در محل گره‌های لنفاوی بیشتر از میزان اشعه تجویزی بود که این تفاوت طبیعی است زیرا عمق غدد لنفاوی کمتر از عمق تومور در مدیاستن می‌باشد. از آنجایی که محاسبات تعیین میزان اشعه بر اساس عمق تومور در مدیاستن انجام شده است، طبیعی است که میزان اشعه جذبی در غدد لنفاوی بیشتر از مقدار اشعه جذبی در مدیاستن باشد. به همین علت باید بعد از چند جلسه پرتو درمانی، نقشه درمانی تغییر یافته و آن مناطق را از میدان پرتو درمانی خارج کرد تا میزان اشعه دریافتی آن مناطق از میزان تجویزی فراتر نرود. از دیگر هدفهای این تحقیق تعیین میزان اشعه جذبی مراکز نواحی حفاظت شده و حساس مثل ریه و تخمدانها است که در صورت استفاده از حفاظهای سربی با یک پارچه با ضخامت مناسب می‌توان میزان اشعه جذب شده را به حداقل ممکن رسانید. با توجه به آزمایشات انجام شده میزان اشعه تجویزی در مرکز تومور در هر دو بیماری هوچکین و آدنوکارسینومای رحم با میزان اشعه جذبی اندازه‌گیری شده توسط TLD تفاوت معنی‌داری را نشان نمی‌دهد که بیانگر موفقیت در پرتو درمانی توسط این روش می‌باشد.

در هر مرکز پرتو درمانی با استفاده از فانتوم و انجام عملیات اندازه‌گیری میزان اشعه جذب شده، می‌توان روشهای مختلف درمانی را از نقطه نظر درمان مؤثر تومورها و آسیب کمتر بافتهای سالم با هم مقایسه و روش برتر را انتخاب کرد. با توجه به نتایج این تحقیق و همچنین در تمام تحقیقات انجام شده به این نتیجه رسیده‌اند (۹،۱-۷) که استفاده از دوزیمتر TLD تنها دوزیمتر کاربردی در تعیین دوز جذبی است.

به حداقل رساندن اختلاف ما بین اشعه جذبی و تجویزی سبب موفقیت در درمان تومورها خواهد شد. بنابراین استفاده از فانتوم جامد سبب افزایش دقت پرتو درمانی شده و امکانات گسترده‌ای جهت بررسی روشهای پرتو درمانی در اختیار قرار می‌دهد. از این رو وجود فانتوم در کلیه مراکز پرتو درمانی ضروری است.

روش ساخت و استفاده از فانتوم که مقدمه‌ای بر برنامه کنترل کیفی می‌باشد، از مهم‌ترین اهداف این پژوهش بوده و می‌بایستی مراکز پرتو درمانی با کیفیت بالا در مراکز استانها احداث گردد و سیستم دوزیمتری را در آنها مهیا کرده و همچنین می‌بایست سیستم دوزیمتری دقیق در تمامی مراکز پرتو درمانی موجود باشد. با توجه به این که فانتوم یکی از ابزار مهم کنترل کیفی می‌باشد و می‌توان با استفاده از آن عملیات اندازه‌گیری دوز اشعه جذبی را به راحتی انجام داد و دوز جذبی و دوز تجویزی را مقایسه کرد به نظر می‌رسد وجود آن در تمامی بخشهای پرتو درمانی الزامی است.

فانتومهایی که امروزه در مراکز پرتو درمانی در ایران استفاده می‌شود فانتوم آب است که می‌بایستی آشکار ساز مربوط ضد آب شود تا بتوان توسط آن دوزیمتری را انجام داد. ولی فانتومهای جامد که توسط این تحقیق ارائه شده است را می‌توان به صورت مقطعی برش داده و در عمقهای مختلف میزان اشعه را اندازه‌گیری کرد. بنابراین می‌توان توصیه نمود که برای بالا بردن کنترل کیفی و موقعیت درمان از فانتومهای جامد که ساخت آن دارای هزینه‌ای مناسب می‌باشد استفاده کرد.

تشکر و قدردانی:

بدینوسیله از دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و بیمارستان امام خمینی (ره) تبریز جهت در اختیار گذاشتن امکانات لازم برای انجام این پژوهش تشکر می‌گردد.

References:

1- Antolak JA.; Candiff JH.; Ha CS. Utilisation of thermoluminescent dosimetry in total skin electron beam rdiotherapy of mycosis fungiodes. Biophys J, 40(4): 987-93, 1998.

2- Attix FH. A proposal for the calibration of plan-paralled ion chambers by accredited dosimetry calibration laboratories. Med Phys, 17(5): 931-3, 1990.

3- Bengt A.; Linds R. The reference man in diagnostic radiology dosimetry. Br J Radiol, 65: 431-7, 1991.

4- Duggan DM.; Coffey CW. Use of a micro-ionisation chamber and anthromorphic head phantom in quality assurance program for sterotactic radiosurgery. Med Phys, 23(4): 513-6, 1996.

5- Hendee WR. Radiation therapy physics. In: Hendee WR. Radiation therapy methods: From Year-book Medical Publisher Inc. New york: USA, 2nd ed. 2, 26-100, 1996.

6- Khan MF. The physics of radiotherapy. Interaction of particle radiation: From Williams & Wilkins. New York: USA, 221-47, 1994.

7- Pacyna LG. Use of thermoluminescent dosimetry to verify dose compensation in total body irradiation. Medical Dosimetry, 22(4): 319-24, 1997.

8- Ting JY. Bladder and rectal doses from external - beam boots after gynecologic brachytherapy. Radiology, 209(3): 825-30, 1998.

9- Tomas K. Readout of thermoluminescent dosimeter chips using a contact planchet heater. Australas Phys Eng Sci Med, 16(3): 137-42, 1993.

Downloaded from journal.skums.ac.ir at 10:45 +0330 on Tuesday September 26th 2017