

Original Article

بررسی یکنواختی توزیع دز در حجم هدف در تکنیک‌های رادیوتراپی پستان بعد از ماستکتومی

سجاد پشوتن شایسته^۱، عباس حق پرست^۱، معصومه صیدی^۲، بهروز مرادحاصل^{۳*}، مصطفی تقی پور^۲

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

۲- مرکز مطالعات و توسعه آموزش علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

۳- گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۰۸/۲۷

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۲/۰۲/۲۹

چکیده

زمینه و هدف: رادیوتراپی با استفاده از باریک‌های فوتونی و الکترونی ایجاد شده توسط شتاب‌دهنده خطی به‌طور گسترده در درمان سرطان پستان استفاده می‌گردد. در این مقاله علاوه بر توضیحات در خصوص تکنیک‌های سه گانه رادیوتراپی در درمان سرطان پستان، به ارزیابی و تحلیل میزان تاثیر روش‌های مذکور بر یکنواختی توزیع دز تجویزی در حجم هدف پرداخته شده است.

مواد و روش‌ها: تکنیک‌های فوتونی، الکترونی و چرخشی به‌طور عملی و با استفاده از فانتوم تنه و فیلم اجرا گردیده‌اند. به‌هنگام اجرای تکنیک‌ها، فیلم بین اسلایس‌های فانتوم قرار گرفته و تحت شرایط انتخاب شده تحت تابش قرار گرفته است و اطلاعات حاصله از این تصاویر توسط نرم افزار MatLab تحلیل گردیده است.

نتایج: بررسی‌ها نشان می‌دهد که در نتیجه استفاده از میدان‌های مجاور، در تمامی تکنیک‌ها، قسمت‌هایی از حجم هدف دز دو برابر یا بیشتر از دز تجویزی دریافت کرده‌اند. این در حالی است که در تکنیک فوتونی میزان دز دریافتی یکنواخت‌تر و نزدیک‌تر به دز تجویزی می‌باشد.

نتیجه‌گیری: با توجه به بررسی‌های انجام شده، تکنیک مماسی فوتونی علاوه بر این که اثر همپوشانی میدانی بسیار کمتری را در مقایسه با سایر روش‌ها داراست از توزیع دز مناسب‌تر و یکنواخت‌تری نسبت به دز تجویزی برخوردار است. با استناد بر یافته‌های این پژوهش می‌توان تکنیک فوتونی را در درمان سرطان پستان بر سایر روش‌ها ارجح دانست.

کلمات کلیدی: رادیوتراپی، ماستکتومی، دز جذبی، شتاب‌دهنده خطی، تکنیک مماسی فوتونی.

مقدمه

مطالعات نشان داده است که انجام رادیوتراپی بعد از عمل جراحی برداشتن پستان تا ۶۶ درصد عود دوباره‌ی سرطان پستان را کاهش داده و باعث افزایش ۹ درصدی بقا تا ۱۵ سال می‌گردد این در حالی است که تابش پرتو بعد از ماستکتومی در بسیاری از موارد جهت بیماران با درجه‌ی سرطان T4 توصیه گردیده و به عنوان یکی از مهم‌ترین عوامل محدود نمودن سلول‌های سرطانی به‌کار گرفته می‌شود (۴)

از مهم‌ترین موارد قابل توجه در رادیوتراپی که همواره درمان بیماری را تحت الشعاع خود قرار می‌دهد، توجه به میزان یکنواختی دز دریافتی در حجم هدف برای تکنیک‌های مختلف پرتو درمانی می‌باشد. این موضوع به عنوان فاکتوری مهم در مقایسه‌ی اثربخشی این تکنیک‌ها به‌کار برده می‌شود. میزان یکنواختی توزیع دز در بافت هدف با توجه به شرایط خاص هر پروتکل درمانی، متفاوت می‌باشد. در رادیوتراپی، نقاطی که دز دریافتی آن‌ها کمتر از نصف دز تجویزی باشد نقاط سرد و نقاطی که دز دریافتی آن‌ها تقریباً دو برابر یا بیشتر از دز تجویزی

سرطان پستان شایع‌ترین تومور بدخیم در زنان می‌باشد. روش‌های مختلفی برای درمان سرطان وجود دارد که شامل جراحی، شیمی درمانی و رادیوتراپی می‌باشد. اغلب این روش‌ها به صورت ترکیبی استفاده می‌شوند. رادیوتراپی یا رادیاسیون انکولوژی استفاده پزشکی از پرتوهای یونیزان به عنوان قسمتی از درمان سرطان برای کنترل یا کشتن سلول‌های بدخیم است (۱).

رادیوتراپی با آسیب به DNA سلول‌های تومورال، تأثیر خود را می‌گذارد. این آسیب به DNA توسط یکی از دو صورت انرژی، فوتون یا ذرات باردار، ایجاد می‌شود. این آسیب می‌تواند به صورت یونیزاسیون مستقیم یا غیر مستقیم زنجیره DNA را تحت تأثیر قرار دهد (۲). امروزه پرتودرمانی توسط شتاب‌دهنده خطی به‌طور گسترده در درمان انواع سرطان مورد استفاده قرار می‌گیرد. از مهم‌ترین استفاده‌های رادیوتراپی در درمان سرطان پستان، تابش بستر پستان بعد از عمل برداشت پستان (post mastectomy-radiotherapy) می‌باشد (۳).

* نویسنده مسئول: بهروز مرادحاصل، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران. تلفن: ۴۲۷۹۹۱۷-۰۸۳۱
Email: roozbeh135@yahoo.com

باشد نقاط داغ نامیده می‌شوند. همچنین عدم یکنواختی توزیع دز در بافت هدف، ایجاد نقاط سرد و داغ در حجم هدف را نتیجه می‌بخشد. در نقاطی که میدان‌های درمانی به کار برده شده هم پوشانی داشته باشند نقاط داغ تشکیل می‌گردد اما نقاطی که بر حسب شرایط مربوط به هر یک از تکنیک‌های رادیوتراپی در فضای خالی بین دو میدان قرار می‌گیرند زمینه ساز تشکیل نقاط سرد خواهند گردید (۵).

در این مطالعه سه تکنیک متداول در رادیوتراپی پستان بعد از ماستکتومی بر روی فانتوم اجرا شده و سپس میزان یکنواختی توزیع دز در حجم هدف در هر یک از این تکنیک‌ها با یکدیگر مقایسه گردیده است. برای مقایسه یکنواختی توزیع دز در حجم هدف میانگین دز دریافتی، انحراف معیار و اختلاف حداکثر و حداقل دز دریافتی در تکنیک‌ها بررسی شده است (۶).

درصد همواری (flatness) دز در حجم هدف تکنیک‌ها با استفاده از رابطه‌ی ۱ اندازه گیری شده و به عنوان معیار مقایسه در نظر گرفته شده است.

$$\%flatness = \frac{Max D - Min D}{Max D + Min D}$$

در ادامه به توضیح در خصوص پروتکل‌های رایج پرتو درمانی بعد از ماستکتومی پرداخته شده است:

در روش اول که روش تانژانت فوتونی نامیده می‌شود به صورت هم زمان از دو میدان فوتونی استفاده می‌گردد. به علت عمق نفوذ بالای فوتون، دو میدان فوتونی با زاویه‌ی ۱۸۰ درجه نسبت به هم از دو طرف به بافت تومورال پستان تابیده می‌شوند تا حجم کمتری از ریه در معرض تابش قرار گیرد. این روش علاوه بر به حداقل رساندن دز دریافتی بافت ریه، حداکثر دز تجویزی مورد نظر را به بافت تومورال می‌رساند. در درمان با فوتون، اثر گذاری پرتوها بیشتر از طریق ایجاد رادیکال‌های آزاد و در نتیجه آسیب رساندن به DNA است. یکی از مهم‌ترین محدودیت‌های رادیوتراپی با فوتون آن است که سلول‌های تومورهای توپر دچار کمبود اکسیژن می‌شوند. تومورهای توپر می‌توانند در نتیجه کاهش اکسیژن، رگ‌های خونی خود را تقویت کنند. اکسیژن یک حساس کننده قوی به پرتو است و تأثیر دز تابشی را با ایجاد رادیکال‌های آزاد آسیب زننده به DNA افزایش می‌دهد. سلول‌های تومورال در یک محیط هایپوکسیک نسبت به پرتو، ۲ تا ۳ برابر مقاوم‌تر از سلول‌های سرطانی که در محیط دارای اکسیژن هستند، می‌باشند (۶).

در روش دوم که روش درمان الکترونی نامیده می‌شود به صورت هم زمان از دو میدان الکترونی استفاده می‌گردد. در این تکنیک به علت عمق نفوذ کم الکترون نیازی به زاویه‌دار کردن میدان‌های الکترونی مورد استفاده نمی‌باشد و هر دو میدان الکترونی هم‌زمان بر قفسه‌ی سینه بیمار تابانده می‌شود. از آنجا که ذرات باردار نسبتاً سنگین هستند، کمتر در بافت به اطراف پراکنده می‌شوند و روی تومور متمرکز باقی می‌ماند و عوارض جانبی کمی را به بافت‌های اطراف وارد می‌کند و در نهایت باعث آسیب مستقیم به DNA سلول‌های سرطانی می‌گردند. همچنین مستقل از میزان اکسیژن بافت، اثری ضد تومور دارند چون از طریق شکستن دو رشته DNA تأثیر خود را می‌گذارد. از آنجا که سلول‌ها دارای مکانیزم ترمیم آسیب DNA تک رشته‌ای هستند، دیده شده است که آسیب به دو رشته DNA، مهم‌ترین تکنیکی است که

منجر به مرگ سلولی می‌شود.

محدودیت این روش این است که در صورت وجود تومورهای عمقی، درمان با الکترون می‌بایست با تکنیک پرتو درمانی فوتونی جایگزین گردد (۶،۷).

روش سوم در پرتو درمانی سلول‌های سرطانی بافت پستان، تکنیک درمان چرخشی می‌باشد. در این روش مشابه روش الکترونی از میدان الکترونی استفاده می‌گردد. هم‌زمان با تابش، هد دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی در زاویه و جهت از پیش تعیین شده بر روی سطح قفسه‌ی سینه بیمار حرکت می‌نماید.

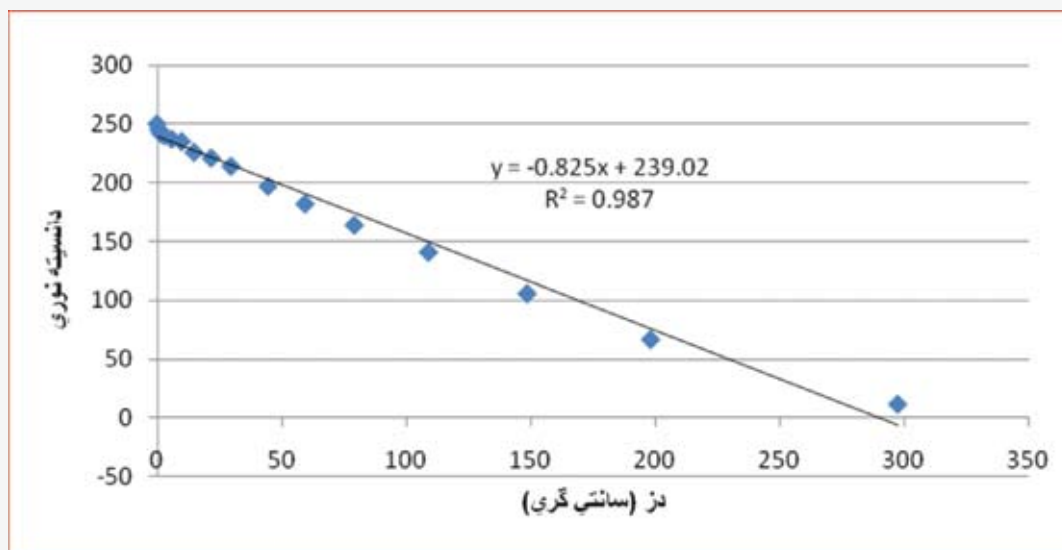
مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر، برای اجرای تکنیک‌های پیشگفت به صورت عملی از فانتوم شبیه ساز IMRT استفاده گردید (شکل ۱). این فانتوم بر اساس استاندارد مربوط به فانتوم‌های شرکت LinaTech طراحی و ساخته شده است. جنس این نوع از فانتوم پرسپکس است و شامل دو قسمت سر و تنه می‌باشد. این فانتوم از برش‌هایی به ضخامت ۱ و ۲/۵ cm تشکیل گردیده است. قسمت ریه از جنس کرک، معادل با دانسیته جرمی و عدد اتمی موثر ریه می‌باشد (۷).

در این پژوهش برای ثبت اثر پرتودرمانی، تعیین دز جذبی و اندازه گیری میزان دز دریافتی در فانتوم‌ها و در تکنیک‌های مختلف رادیوتراپی پستان از فیلم‌های رادیوگرافیک EDRII استفاده گردید. این دسته از فیلم‌های مذکور جزء فیلم‌های رادیوگرافیک سرعت پایین می‌باشند. در این نوع فیلم رابطه‌ی دانسیته‌ی نوری (OD) و دز جذبی تادز ۷۰۰ cGy خطی می‌باشد (۸). جهت اسکن فیلم‌های تابش دیده، اسکنر UMAX مدل ۲۱۰۰ XL با رزولوشن ۸۰۰۰ dpi مورد استفاده قرار گرفت. این اسکنر از نوع نگاتیو بوده و با استفاده از محفظه مخصوص حاوی CCD (۹) اسکن و ثبت تصاویر پرتو درمانی را به بهترین شکل میسر می‌سازد. در ادامه با استفاده از جعبه‌ی ابزار پردازش تصویر نرم افزار MATLAB، تصاویر مورد پردازش قرار گرفت و در نهایت داده‌های کمی به دست آمده با روش آماری استنباطی، مورد مقایسه قرار گرفت و یافته‌های پژوهش تحلیل و توصیف شد.

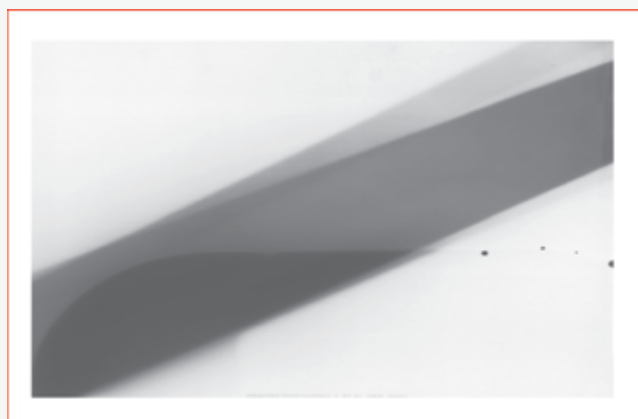
منحنی شدت: از نکات مهم و قابل توجه در کسب بهترین نتایج در این تحقیق، توجه به خطی بودن رابطه‌ی بین دز تابشی و OD ایجاد شده روی فیلم برای دزهای مورد استفاده بود (۱۰). بعد از رسم منحنی حساسیت و مشاهده‌ی وجود رابطه‌ی خطی بین دز دریافتی و OD ایجاد شده در روی فیلم جهت به دست آوردن DVH بافت هدف و OAR ها بر اساس دانسیته‌ی نوری ایجاد شده در روی فیلم، منحنی شدت که نشان دهنده‌ی شدت نور عبوری از قسمت تابش دیده‌ی فیلم به ازای دزهای مختلف می‌باشد رسم گردید. برای رسم این منحنی، اطلاعات میدان‌های تابش دیده وارد نرم افزار MATLAB شد و شدت نور عبوری از هر کدام از میدان‌های تابش دیده اندازه گیری گردید. نمودار (۱) شدت نور عبوری به ازای دزهای مختلف را نشان می‌دهد.

اجرای عملی تکنیک: هر کدام از تکنیک‌های رادیوتراپی که قبلاً به آن‌ها اشاره گردید به صورت عملی و به تعداد ۲۵ مرتبه به ازای هر پروتکل بر روی فانتوم مربوطه اجرا شد. این در حالی است که تکرار پذیری و انطباق یافته‌ها مکرراً با هدف حصول اطمینان به نتایج صحیح به عنوان اصلی مهم، در ارائه نتایج در قالب کار پژوهشی در نظر گرفته شد.



نمودار ۱ - منحنی دز- شدت فیلم EDRII

عمود و میدان دوم به صورت افقی بر سطح فانتوم تابانده شد. شکل شماره ۳ نشان دهنده نتیجه مطالعات این پروتکل می باشد.



شکل ۳ - فیلم تابش دیده با تکنیک تانژانت فوتونی

ج) تکنیک الکترونی با دو باریکه‌ی ۴۵ درجه نسبت به هم: در این تکنیک از دو باریکه الکترون با انرژی ۱۲ MeV که نسبت به هم زاویه‌ی ۴۵ درجه دارند استفاده شد. در این روش نیز میدان اول به صورت عمود و میدان دوم با زاویه‌ی ۴۵ درجه نسبت به میدان اول و به صورت مایل بر سطح فانتوم تابانده شد. نتیجه این بررسی در شکل شماره ۴ نمایش داده شده است.

مقایسه‌ی توزیع دز در حجم هدف تکنیک‌های مورد نظر: فیلم‌های تابش پس از ظهور وارد نرم افزار متلب گردید و با استفاده از مقیاس پیکسل‌های حجم هدف و تبدیل آن به دز با استفاده از منحنی شدت دز دریافتی، قسمت مرکزی حجم هدف محاسبه شد و با رسم منحنی توزیع دز در حجم هدف، تمامی تکنیک‌های مورد مطالعه با یکدیگر مقایسه گردیدند.

نتایج

دز تجویزی مورد استفاده در این مقاله، برای هر تکنیک به طور

همان‌طور که توضیح داده شد، فانتوم IMRT به صورت اسلایس‌های ۱ و ۲/۵ سانتی متری است که با پیچ و مهره به هم وصل شده‌اند. فیلم دزی متری مورد نظر در بین اسلایس‌ها قرار گرفت و پس از تابش، اطلاعات مورد نیاز بر آن ثبت گردید.

در مرحله‌ی بعد فیلم‌های تابش دیده با استفاده از پروسسور تحت شرایط یکسان ظاهر شد و تصاویر دریافتی توسط نرم افزار متلب مورد تحلیل و مقایسه قرار گرفت. در ادامه شرایط مربوط به هر یک از تکنیک‌های مورد نظر عبارت بودند از:

الف) تکنیک تانژانت فوتونی: در این تکنیک از دو میدان فوتونی با انرژی MV6 استفاده شد که نسبت به هم دارای زاویه‌ی ۱۸۰ درجه بوده و برای ایجاد یکنواختی دز در حجم هدف در مقابل هر میدان از یک وج ۱۵ درجه نیز استفاده شد. در شکل ۱ فیلم تابش دیده با تکنیک تانژانت فوتونی نشان داده شده است.



شکل ۲ - فانتوم کنترل کیفی IMRT

ب) تکنیک الکترونی با دو باریکه‌ی ۹۰ درجه نسبت به هم: در این تکنیک از دو باریکه الکترون با انرژی ۱۲ MeV که نسبت به هم زاویه‌ی ۹۰ درجه داشتند استفاده شد. در این روش، میدان اول به صورت

ج) در تکنیک الکترونی با دو میدان ۴۵ درجه نسبت به هم، میانگین دز دریافتی حجم هدف در نقاط اندازه گیری شده cGy 60.89 ± 15.5 اندازه گیری شد. اختلاف حداکثر و حداقل دز دریافتی حجم هدف در این تکنیک ۴۵/۵ و میزان همواری توزیع دز ۳/۷ درصد محاسبه گردید (نمودار ۴).

بحث

میزان خطی بودن توزیع دز در حجم هدف را می‌توان به عنوان مهم‌ترین عامل مقایسه‌ی تکنیک‌های رایج مورد استفاده در رادیوتراپی برشمرد. در صورتی‌که هر یک از این تکنیک‌ها دارای خطی‌ترین نحوه توزیع دز باشد ارجح‌تر از تکنیک‌های دیگر می‌باشد (۱۲). در این مطالعه که به عنوان طرحی نو و خلاقانه و بدون مشابه قبلی انجام پذیرفته است، علاوه بر بررسی و تحلیل یکنواختی توزیع دز در سه تکنیک مرسوم مورد استفاده در رادیوتراپی پستان بعد از ماستکتومی شامل پروتکل‌های درمانی فوتونی، الکترونی و چرخشی، میانگین دز دریافتی، انحراف معیار و همواری توزیع دز حجم هدف نیز با یکدیگر مقایسه گردیده است.

در تابش مماسی میدان فوتونی، بستر سینه بیمار از سطح به عمق قفسه‌ی سینه حجم بیشتری تحت تابش میدان فوتونی قرار می‌گیرد که باعث افزایش نایکنواختی توزیع دز می‌گردد (۱۳، ۱۴). برای کاهش نایکنواختی ایجاد شده در توزیع دز حجم هدف از فیلتر وج ۱۵ درجه استفاده شد که قسمت ضخیم آن به طرف سطح می‌باشد تا نایکنواختی موجود در قفسه‌ی سینه را جبران نماید و میزان دز تابشی به هر قسمت از قفسه‌ی سینه متناسب با حجم محل مورد نظر باشد (۱۵).

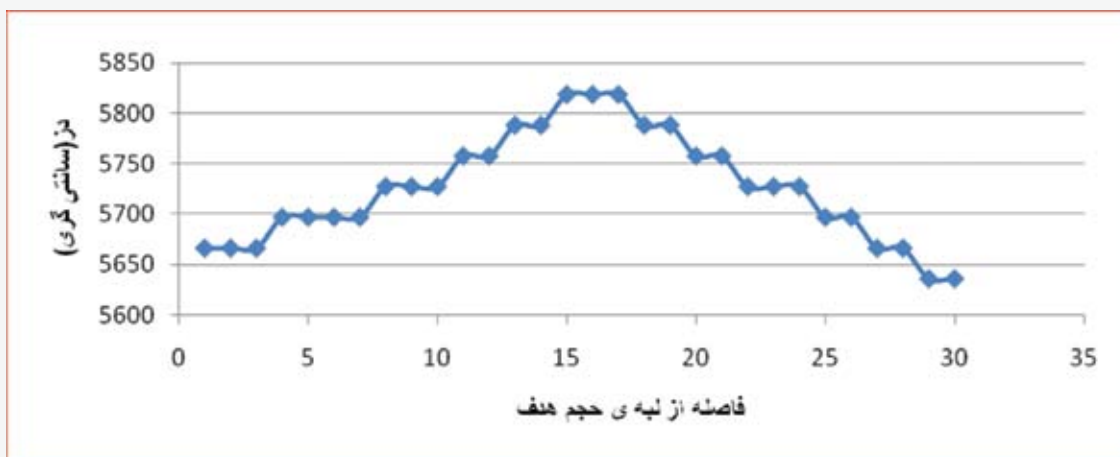
در تکنیک فوتونی که از دو میدان مماسی استفاده شده است بخشی



شکل ۴- فیلم تابش دیده با تکنیک الکترونی با دو میدان ۹۰ درجه نسبت به هم

مستقل cGy 5000 در طی ۲۵ جلسه بوده است. برای مقایسه‌ی یکنواختی دز در حجم هدف تکنیک‌های مورد نظر، ابتدا میانگین دز دریافتی حجم هدف در تکنیک‌های مشروحه اندازه گیری گردید و با دز تجویزی مورد نظر مقایسه انجام پذیرفت و سپس میزان انحراف معیار میانگین‌ها با هم مقایسه شد. اختلاف حداکثر و حداقل دز دریافتی در حجم هدف و میزان همواری توزیع دز محاسبه شده از رابطه‌ی ۱ نیز به عنوان معیار مقایسه‌ی تکنیک‌ها در نظر گرفته شد. در ادامه نتایج عددی حاصله از بررسی دز دریافتی حجم هدف به ازای هر تکنیک گزارش گردیده است:

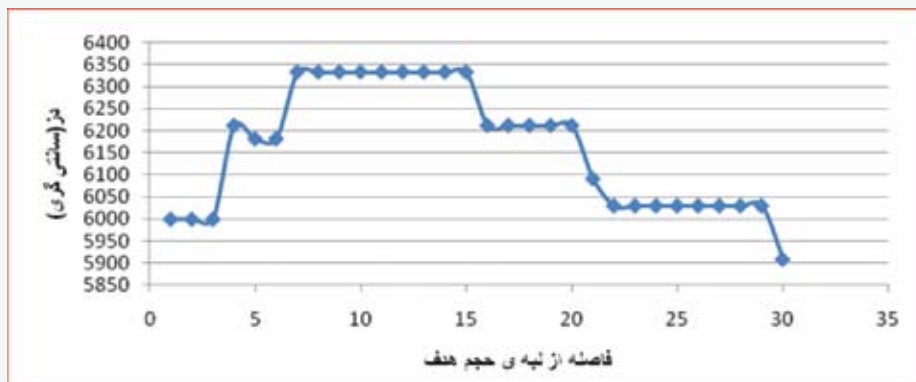
الف) در تکنیک تانژانت فوتونی میانگین دز دریافتی حجم هدف در نقاط اندازه گیری شده cGy 52.6 ± 5.4 محاسبه گردید. اختلاف حداکثر و حداقل دز دریافتی حجم هدف در این تکنیک ۱۸۲/۵ و میزان همواری توزیع دز ۱/۶ درصد اندازه گیری گردید (نمودار ۲).



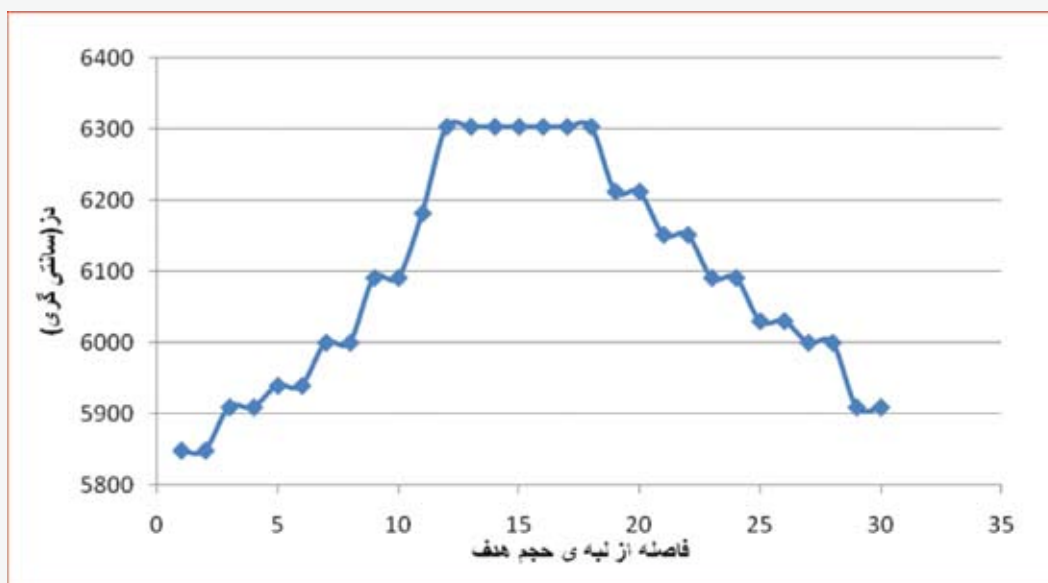
نمودار ۲- منحنی یکنواختی دز GTV در تکنیک تانژانت فوتونی

از ریه در داخل میدان تابش قرار گرفته است که باعث افزایش دز دریافتی ریه شده است. اگر در تکنیک فوتونی که از میدان‌های مماسی استفاده می‌شود از میدان‌های عمود استفاده شود باعث افزایش دز دریافتی ریه می‌شود که به علت عمق نفوذ بالای فوتون می‌باشد. عمق نفوذ الکترون پایین است و دارای افت دز شدید بعد از عمق با دز ۸۰ درصد می‌باشد. در

ب) در تکنیک الکترونی با دو میدان ۹۰ درجه نسبت به هم، میانگین دز دریافتی حجم هدف در نقاط اندازه گیری شده cGy 61.62 ± 13.9 اندازه گیری شد. اختلاف حداکثر و حداقل دز دریافتی حجم هدف در این تکنیک ۴۲۴/۳ و میزان همواری توزیع دز ۳/۵ درصد محاسبه شد (نمودار ۳).



نمودار ۳ - منحنی یکنواختی دز GTV در تکنیک الکترونی با دو میدان ۹۰ درجه



نمودار ۴ - منحنی یکنواختی دز GTV در تکنیک الکترونی با دو میدان ۴۵ درجه



نمودار ۵ - منحنی یکنواختی دز در حجم هدف تکنیک‌های مختلف

دز دریافتی بالا وجود دارد که دز نزدیک به دو برابر دز تجویزی را دریافت کرده است. همچنین همپوشانی میدان‌ها در این تکنیک باعث ایجاد نقاطی با دز دریافتی بالا و افزایش اختلاف حداکثر و حداقل دز دریافتی حجم هدف گردیده است (۲۰).

نتیجه‌گیری

با توجه به منحنی‌های به‌دست آمده و نتایج آزمایشات عملی دز در حجم هدف تکنیک‌های مختلف، می‌توان نتیجه گرفت که میانگین دز دریافتی حجم هدف در تکنیک‌های الکترونی بسیار بالاتر از تکنیک فوتونی است و نیز بدیهی است به‌علت استفاده از میدان‌های مجاور در تکنیک‌های الکترونی بخش‌هایی از حجم هدف دز دو برابر یا بیشتر از دز تجویزی را دریافت نمودند و با توجه به جمیع شرایط واضح است که توزیع دز در تکنیک تانژانت فوتونی یکنواخت‌تر است. در نهایت با توجه به کمتر بودن اثر همپوشانی میدان‌ها و میانگین دز دریافتی در تکنیک مماسی فوتونی این تکنیک از نقطه نظر این مطالعه دارای ارجحیت بالاتری نسبت به سایر روش‌های پرتو درمانی پس از ماستکتومی می‌باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله چکیده‌ای از پایان نامه کارشناسی ارشد است و یافته‌های این پژوهش با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه حاصل گردیده است. نویسندگان مقاله مراتب قدردانی خود را از اساتید محترم گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه اعلام می‌دارند.

رادیوتراپی پستان منحنی همدز ۸۰ درصد بر روی دیواره‌ی قفسه‌ی سینه قرار می‌گیرد که افت سریع دز بلافاصله بعد از منحنی ۸۰ درصد باعث کاهش دز دریافتی بافت ریه می‌شود. این ویژگی الکترون امکان استفاده از میدان‌های الکترونی با تابش عمود نسبت به بافت ریه را امکان‌پذیر نموده است (۱۶، ۱۷).

در تکنیک تانژانت فوتونی با توجه به اینکه از دو میدان مماسی استفاده شده است و هر دو میدان به صورت یکسان در تحویل دز مورد نظر در حجم هدف شرکت دارند میزان دز دریافتی حجم هدف از کناره‌های حجم هدف به طرف مرکز حجم هدف یک افزایش منظم را دارا است. حداکثر دز دریافتی مربوط به مرکز میدان بوده و این افزایش به دلیل شرکت هر دو میدان در توزیع می‌باشد. در تکنیک‌های الکترونی به خاطر عمق نفوذ کم الکترون برای تحویل دز مورد نظر از دو میدان مجزا استفاده گردید. استفاده از میدان‌های مجاور منجر به ایجاد نقاط سرد یا گرم گردید. وجود فاصله در حداقل دو میدان نقطه‌ی سرد را ایجاد نمود که دز نزدیک به نصف دز تجویزی یا کمتر را دریافت کرد و روی هم افتادگی میدان‌ها باعث ایجاد نقطه‌ی گرم گردید که دریافت دز نزدیک به دو برابر یا بیشتر از دز تجویزی را نتیجه بخشید (۱۸، ۱۹). در مقایسه‌ی انجام شده میانگین دز دریافتی حجم هدف در تکنیک‌های الکترونی بیشتر است. این موضوع به علت وجود نقاط داغ ایجاد شده در حداقل دو میدان‌های دارای همپوشانی می‌باشد.

با در نظر گرفتن این موضوع که اختلاف حداکثر و حداقل دز دریافتی حجم هدف در تکنیک الکترونی بیشتر از سایر روش‌هاست در حداقل دو میدان‌ها که روی هم افتادگی وجود دارد محل‌هایی با

References

1. Alzoubi AS, Kandaiya S, Shukri A, Elsherbiy E. Contralateral breast dose from chest wall and breast irradiation. *Phys Eng Sci Med*. 2010; 33(2): 137-44.
2. Khan FM. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2007. P. 391-429.
3. Perez CA, Brady LW. *Principle and Practice of Radiation Oncology*. 5th ed. Philadelphia: Lippincott -Raven; 2008.P: 79-119, 1269-1445.
4. Haskell I, Charles M. *Cancer treatment*. 3th ed. Philadelphia. W B Saunders Company; 1990.P. 3-21.
5. Davidson SE, Popple RA, Ibbott GS, Followill DS. Technical note: Heterogeneity dose calculation accuracy in IMRT: study of five commercial treatment planning systems using an anthropomorphic thorax phantom. *Med Phys*. 2008; 35(12):5434-9.
6. Ravichandran R, Binukumar JP, Sivakumar SS, Krishnamurthy K, Davis CA. A method for estimation of accuracy of dose delivery with dynamic slit windows in medical linear accelerators. *J Med Phys*. 2008; 33(3):127-9.
7. Morrell RE, Rogers AT. Kodak EDR2 film for patient skin dose assessment in cardiac catheterization procedures. *Br J Radiol*. 2006;79(943):603-7.
8. Guibelalde E, Vano E, Gonzalez L, Prieto C, Fernandez JM, Ten JJ. Short communication: Practical aspects for the evaluation of skin doses in interventional cardiology using a new slow film. *Br J Radiol*. 2003; 76(905):332-6.
9. Doran SJ, Koerkamp KK, Bero MA, Jenneson P, Morton EJ, Gilboy WB. A CCD-based optical CT scanner for high-resolution 3D imaging of radiation dose distributions: equipment specifications, optical simulations and preliminary results. *Phys Med Biol*. 2001;46(12):3191-213.
10. Suriyapee S, Pitaxtarnin N, Oonsiri S, Jumpangern C, Israngkul Na Ayuthaya I. Optimal sensitometric curves of Kodak EDR2 film for dynamic intensity modulated radiation therapy verification. *J Med phys*. 2008; 42(12):3714-209.
11. Childress NL, Salehpour M, Dong L, Bloch C, White RA, Rosen II. Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med Phys*. 2005; 32(2): 539-48.
12. Major T, Polgár C, Somogyi A, Németh G. Evaluation of the dose uniformity for double-plane high dose rate interstitial breast implants with the use of dose reference points and dose non-uniformity ratio. *Radiother Oncol*. 2000; 54(3):213-20.
13. Tunio MA, Rafi M. Post mastectomy adjuvant radiotherapy in breast cancer: a comparison of three hypofractionated



protocols. J Pak Med Assoc. 2009; 59(9):656-7.

14. Hehr T, Classen J, Huth M, Durst I, Christ G, Bamberg M, et al. Post mastectomy radiotherapy of the chest wall. Comparison of electron-rotation technique and common tangential photon fields. *Strahlenther Onkol*. 2004; 180(10):629-36.

15. Bilge H, Ozbek N, Okutan M, Cakir A, Acar H. Surface dose and build-up region measurements with wedge filters for 6 and 18 MV photon beams. *Jpn J Radiol*. 2010; 28(2):110-6.

16. Das IJ, Cheng CW, Healey GA. Optimum field size and choice of isodose lines in electron beam treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1995; 31(1):157-63.

17. Mac Nally C, Woodings S. Changes to dose at surface and shifts of dose distributions at depth through dry and wet

wound dressings for photon and electron beam radiotherapy. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2012; 35(2):245-50.

18. Sun C, Cheng CW, Shimm DS, Cassady JR. Dose profiles in the region of abutting photon and electron fields in the irradiation of head and neck tumors. *Med Dosim*. 1998; 23(1):5-10.

19. Sharma P, Jamema S, Kaushik K, Budrukhar A, Jalali R, Deshpande D, et al. Electron arc therapy for bilateral chest wall irradiation: treatment planning and dosimetric study. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2011; 23(3):216-22.

20. Kovacs A, Hadjiev J, Lakosi F, Glavak C, Antal G, Bogner P, et al. Comparison of photon with electron boost in treatment of early stage breast cancer. *Pathol Oncol Res*. 2008; 14(2):193-7.



Original Article

Uniformity of Dose Distribution in Target Volume in Radiotherapy Techniques for Breast after Mastectomy.

Pashton shayesteh S¹, Haghparast A¹, Seidi M², Moradhasl B^{3*}, Taghi Pour M³

1- Department of Medical physics, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

2- Instructor, Education Development Center, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran.

3- Department of Biomedical Engineering, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

Received: 19 May 2013

Accepted: 18 Nov 2013

Abstract

Background & Objective: Radiotherapy has a very special significance in the treatment of cancer. Beam radiation therapy using photons and electrons produced by a linear accelerator is used extensively in the treatment of breast Cancer. In this article, In addition to providing a description of three techniques of radiotherapy in the treatment of breast cancer, has been Evaluating the effectiveness of this method in the base of uniformity of the dose distribution in the target volume in breast cancer as an important factor in the effectiveness of treatment by radiation.

Materials & Methods: Photon, electron and arc Techniques in radiotherapy have been implemented practically using phantom trunk and EDRII films.

At the time of practical Techniques, films were placed between the slice of the phantom and were irradiated under selected conditions and the data of these images are analyzed by MATLAB software.

Results: Studies show that as a result of using adjacent fields in whole radiotherapy techniques, Parts of the target volume received dose twice or more than the prescribed dose. Meanwhile, by the photon dose technique, rate of receiving dose is more uniform and closer to the prescribed dose.

Conclusion: According to scientific studies done by different protocols in breast radiotherapy, tangential photon technique has very less overlap of the field by comparison to other methods and more uniform dose distribution than the prescribed dose. In The base of this research results can be announced the photon techniques in breast cancer treatment was preferred over other methods.

Keywords: Radiotherapy, Mastectomy, Absorption dose, linear accelerator, Tangential photon technique.

* Corresponding author: Moradhasel Behrouz, Department of Biomedical Engineering, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

Tel: +98 831 4279917

Email: roozbeh135@yahoo.com