

مقایسه رادیوتراپی سه بعدی پستان با دو انرژی متفاوت از لحاظ دوز رسیده به ریه

مقایسه رادیوتراپی سه بعدی پستان با دو انرژی متفاوت از لحاظ یکنواختی دوز پستان و دوز رسیده به ریه

رباب انبیا^۱، سیدمحمودرضا آقامیری^{۲*}، زهرا فلاح پور^۳

- ۱- استادیار گروه رادیوتراپی و انکولوژی، بیمارستان امام حسین (ع)، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
- ۲- دانشیار گروه مهندسی هسته ای- پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
- ۳- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی هسته ای- پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۴/۲۵

تاریخ دریافت: ۹۰/۱/۳۱

چکیده

مقدمه: رادیوتراپی مماسی یا تانژانشیال پستان، یکی از مرسوم ترین تکنیکهایی است که در مراکز رادیوتراپی انجام میشود. هدف از این مطالعه، مقایسه طراحی درمان سه بعدی در رادیوتراپی پرتو مماسی یا تانژانشیال پستان در دو انرژی مختلف پرتو فوتون ۶ مگا ولت دستگاه شتاب دهنده خطی و پرتو کبالت ۶۰ می باشد. در این مطالعه، طراحی درمان با دو انرژی فوق از نظر یکنواختی توزیع دوز در پستان تحت تابش، نقاط داغ، نقاط سرد و دوز دریافت شده توسط ریه ارزیابی شده اند.

مواد و روشها: بیست بیمار زن با تشخیص سرطان پستان که برای آنها جراحی برداشت توده بدخیم انجام شده و پستان آنها حفظ شده بود، در این مطالعه شرکت داشتند. تصاویر سی تی اسکن کل قفسه صدری برای هر بیمار تهیه شد و در همه برشها، حجم هدف (PTV) مشخص گردید. با بکارگیری سیستم طراحی درمان Eclipse، طراحی درمان سه بعدی در دو مرحله انجام شد. در مرحله اول، از پرتو فوتون ۶ مگا ولت دستگاه شتابدهنده خطی و در مرحله دوم از پرتو کبالت ۶۰ استفاده شد. در هر دو مرحله، با استفاده از DVH سیستم، حجمهایی از PTV که دوزهای کمتر از ۹۵٪ دوز مرجع (نقاط سرد) و بیشتر از ۱۰۵٪ دوز مرجع (نقاط داغ) را دریافت کرده بودند محاسبه شدند. همچنین حجمی از ریه که دوز بیشتر از ۳۰ گری دریافت کرده بود با استفاده از DVH بدست آمد. میزان همگنی دوز در حجم هدف با استفاده از رابطه $DHI = 100 - (Vol > 105 + Vol < 95)$ محاسبه شد.

نتایج: نتایج این دو طراحی درمان مقایسه شدند. در طراحی درمان سه بعدی با پرتو فوتون ۶ مگا ولت، همگنی بیشتری در توزیع دوز در مقایسه با پرتو کبالت ۶۰ حاصل شد $p < 0/001$. همچنین در طراحی درمان با پرتو فوتون ۶ مگا ولت، در مقایسه با پرتو کبالت ۶۰ حجمی از ریه که دوز بالاتر از ۳۰ گری دریافت کرده بود، کاهش پیدا کرد $p < 0/017$.

بحث و نتیجه گیری: بیماران مبتلا به سرطان پستان که تحت رادیوتراپی سه بعدی قرار می گیرند و از طراحی درمان سه بعدی با پرتو ۶ مگا ولت شتابدهنده خطی بهره مند می شوند در مقایسه با پرتو کبالت ۶۰ همگنی بیشتر در توزیع دوز در حجم پستان آنها دیده می شود و در نتیجه، افزایش احتمال کنترل تومور، نتایج بهتر در زیبایی پستان و فیبروز ریوی کمتر، حاصل می شود و در کل موجب بهبود نتایج درمانی می شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۲، پیاپی (۳۱)، تابستان ۹۰-۸۱)

واژگان کلیدی: تابش مماسی، طراحی درمان سه بعدی، کبالت ۶۰، پرتو فوتون ۶ مگا ولت، سرطان پستان

* نویسنده مسؤول: دکتر سیدمحمودرضا آقامیری

آدرس: گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی تهران

تهران، ایران Smr-aghmiri@sbu.ac.ir

تلفن: ۲۲۴۳۱۸۱۹ (۲۱) ۹۸+

نماینده: ۲۲۴۳۱۷۸۰ (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

معمولاً از این روش برای طراحی درمان بیماران لامپکتومی شده استفاده می شود.

یکی از فاکتورهای مهم که نقش اساسی در رادیوتراپی مماسی پستان ایفا می کند انرژی پرتو تابشی است. انتخاب انرژی مناسب منجر به حصول یکنواختی و همگنی بیشتر توزیع دوز در حجم هدف (حجم پستان) و نتایج درمانی بهتر می شود [۵].

از آنجا که در بیشتر مراکز رادیوتراپی کشور برای پرتودهی خارجی پستان از دستگاه کبالت ۶۰ و شتابدهنده خطی استفاده می شود، در مطالعه حاضر، طراحی درمان سه بعدی سرطان پستان لامپکتومی شده با استفاده از انرژی پرتوهای فوتون ۶ مگا ولت و کبالت ۶۰ صورت گرفته و نتایج حاصل مقایسه شده اند. این مقایسه از جهت همگن بودن توزیع دوز در حجم پستان و نیز دوز دریافت شده توسط ریه انجام گرفته است.

۲- مواد و روشها

اطلاعات این مطالعه از تاریخ ۸۷/۱۰ الی ۸۸/۵ گردآوری شد. بیست بیمار زن دارای سرطان پستان که تحت جراحی تحت جراحی لامپکتومی قرار گرفته بودند در این تحقیق شرکت کردند. پس از عمل جراحی به بیماران رادیوتراپی پرتو مماسی کل پستان توصیه شده بود. به منظور انجام رادیوتراپی بیماران مراحل زیر را طی کردند.

۲-۱ شبیه سازی درمان و سی تی اسکن

برای بدست آوردن اطلاعات بیماران و شبیه سازی مراحل درمان، از دستگاه سی تی سیمولاتور ساخت شرکت زیمنس موجود در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام حسین (ع) استفاده شد. در ابتدا بیمار روی تخت سی تی سیمولاتور قرار گرفت. وضعیت قرارگیری بیمار بر روی تخت دقیقاً شبیه به حالت درمان واقعی تنظیم شد: بیمار به صورت خوابیده به پشت^۲، دست سمت پستان درگیر با زاویه ۹۰

سرطان پستان از شایع ترین بدخیمی ها (یک چهارم کل سرطانهای زنان) در میان جمعیت زنان ۴۰ تا ۵۰ ساله در کل دنیا می باشد [۱] و هر ساله حدود یک میلیون مورد جدید به آمار مبتلایان افزوده می گردد [۱ و ۲]. در کشور ما نیز، بیشترین عامل مراجعه زنان به مراکز رادیوتراپی، این نوع سرطان است. در گذشته مرسوم ترین روش درمان سرطان پستان، برداشتن کل پستان درگیر بود. این عمل به منظور کاهش احتمال عود بیماری انجام می گردید. امروزه با پیشرفتهایی که در سیستمهای تصویربرداری و ماموگرافی صورت گرفته است، سرطان پستان در مراحل اولیه (یک و دو) قابل شناسایی بوده و تا حد امکان، کمتر از جراحی برداشت کامل پستان (ماستکتومی)^۱ استفاده می شود. بهترین روش درمان استاندارد برای بیمارانی که در مراحل اولیه بیماری قرار دارند، جراحی حفظ پستان با برداشتن تومور (لامپکتومی)^۲ و به دنبال آن رادیوتراپی خارجی کل پستان می باشد، چرا که رادیوتراپی سبب کاهش احتمال عود بیماری می شود [۱].

رادیوتراپی خارجی کل پستان باتابش دو میدان مماسی از دو جهت جانبی و میانی به پستان انجام می شود و هدف آن رساندن یک دوز همگن و یکنواخت به کل پستان و کمترین دز به ارگانهای حیاتی مجاور آن (قلب و ریه ها) می باشد [۱]. رادیوتراپی پستان با استفاده از دو روش طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی صورت میگیرد. در پلانهای دوبعدی، توزیع دوز فقط در برش مرکزی پستان محاسبه شده و اطلاعاتی از چگونگی توزیع دوز در برشهای خارج از برش مرکزی در دسترس نمی باشد. با توجه به مطالعات انجام شده، از آنجا که طراحی درمان سه بعدی نتایج بهتری را از لحاظ همگنی منحنیهای ایزودوز بدست می دهد [۳ و ۴] در مراکز رادیوتراپی که دارای نرم افزارهای طراحی درمان سه بعدی می باشند،

¹ Mastectomy

² Lumpectomy

³ Supine

مقایسه رادیوتراپی سه بعدی پستان با دو انرژی متفاوت از لحاظ دوز رسیده به ریه

موازی در کنار بدن قرار گرفت. به سیستم طراحی درمان موجود در بخش فیزیک دپارتمان رادیوتراپی انکولوژی بیمارستان انتقال یافت. در این مطالعه، سایر میدان های تابش رادیوتراپی پستان مثل میدان تابش سوپراکلاو یا (فوق ترقوه) و میدان تابش غدد لنفاوی پستانی داخلی بررسی نشدند و مطالعه مقایسه ای فقط روی میدان تابش تانژانشیال یا مماسی بود.

۲-۲ تعیین PTV در سیستم طراحی درمان Eclipse

برای طراحی درمان سه بعدی از نرم افزار طراحی درمان سه بعدی Eclipse موجود در بیمارستان امام حسین(ع) استفاده شد [۶]. در این سیستم برای هر بیمار یک فایل در نظر گرفته شد که شامل کل برشهای سی تی پستان (۴۰ تا ۵۰ برش) بود. حجم هدف یا PTV با وصل کردن نقاط مشخص شده جانبی و میانی در تمامی برشها تعیین گردید و بخشی از ریه که داخل حجم هدف قرار گرفته بود حذف شد (شکل ۱).

درجه و یا بیشتر بالای سر بیمار و دست دیگر به صورت از لحاظ آناتومی بخش قدامی قفسه سینه از قسمت میانی به سمت گردن دارای یک شیب رو به پایین می باشد [۱]. به منظور موازی کردن شیب قفسه سینه با لبه پشتی پرتو مماسی و از بین بردن شیب، از وجهایی از جنس فوم استفاده شد. در رادیوتراپی پرتو مماسی پستان، کل حجم پستان درگیر، حجم هدف (PTV) را تشکیل می دهد [۱]. برای ترسیم لبه های میدان مماسی یا محدوده های حجم هدف، حدود فوقانی (خط عبوری از سر استخوان فوق ترقوه) تحتانی (۱ تا ۲ سانتیمتر پایینتر از چین پستان)، جانبی (۱/۵ تا ۲ سانتیمتر خارج شکل ظاهری پستان، در وسط زیر بغل) و میانی (۱ سانتیمتر خارج تر از خط میانی بدن) ترسیم شدند [۱]. برای مشخص شدن این حدود در تصاویر سی تی، قبل از گرفتن تصویر بر روی آنها سیمهای سربی باریک قرار داده شد. بدین ترتیب از کل حجم پستان با برشهایی به فاصله ۰/۵ سانتیمتر از یکدیگر تصویر سی تی تهیه شد. پس از سی تی اسکن، داده های سی تی توسط شبکه کامپیوتری داخلی



شکل ۱ - نمایی از (حجم هدف تحت تابش) PTV و تعیین حدود ریه در طراحی درمان سه بعدی Eclipse 3D TPS

¹ PTV: Planning Target Volume

² Contouring

۲-۳ طراحی درمان با استفاده از انرژی پرتو شتابدهنده خطی ۶ مگا ولت

در این مرحله، برای طراحی درمان سه بعدی بوسیله سیستم Eclipse از دو میدان جانبی و میانی برای تابش دهی به پستان، با دوز ۵۰ گری در ۲۵ جلسه درمانی (Fraction) استفاده شد. [۸]. ریه سمت پستان درگیر به عنوان عضو حیاتی در نظر گرفته شد. برای محاسبات توزیع دوز الگوریتم سه بعدی مورد استفاده قرار گرفت. مرکز حجم درمان به عنوان نقطه نرمالیزاسیون دریافت کننده دوز مرجع ۱۰۰٪ انتخاب گردید. در مرحله اول فوتون ۶ مگا ولت انتخاب گردید. سپس برای هر نقشه درمان، نمودار دوز-حجم^۱ (DVH) مربوط به حجم هدف یعنی پستان تحت تابش و ریه توسط سیستم ترسیم شد. با استفاده از DVH، درصدی از حجمهای هدف که دوزهای کمتر از ۹۰٪ و ۹۵٪ دوز تجویز شده به نقطه مرجع یعنی نقطه مرکز فیلد را دریافت کرده بودند (نقاط سرد) و نیز درصدی از حجمهای هدف که دوزهای بیش از ۱۰۵٪ و ۱۱۰٪ دوز مرجع را دریافت کرده بودند (نقاط داغ) مشخص شدند. همچنین با استفاده از DVH مربوط به ریه، درصد حجمی از ریه که دوز بیش از حد تحمل ریه (۳۰ گری) را دریافت کرده بود مشخص شد [۸ و ۷]. برای محاسبه میزان همگنی توزیع دوز (DHI)^۲ در حجم هدف (درصدی از حجم هدف که دریافت کننده دوز بین ۹۵٪ تا ۱۰۵٪ می باشد)، از رابطه زیر استفاده گردید [۹]:

$$DHI = 100 - (Vol < 95 + Vol > 105) \quad (1)$$

۲-۴ طراحی درمان با استفاده از انرژی پرتو کبالت ۶۰

در این مرحله برای هر بیمار طراحی درمان سه بعدی توسط سیستم Eclipse مانند مرحله قبل انجام شد، تنها با این تفاوت که از انرژی پرتو کبالت ۶۰ به جای پرتو فوتون ۶ مگا ولت استفاده گردید. در این مرحله نیز توسط DVH، درصدی از حجمهای هدف که دوزهای کمتر از ۹۰٪ و ۹۵٪

دوز تجویز شده را دریافت کرده بودند (نقاط سرد) و نیز درصدی از حجمهای هدف که دوزهای بیش از ۱۰۵٪ و ۱۱۰٪ دوز مرجع را دریافت کرده بودند (نقاط داغ) مشخص شدند. همچنین با استفاده از DVH مربوط به ریه، درصد حجمی از ریه که دوز بیش از حد تحمل ریه (گری ۳۰) را دریافت کرده بود مشخص شد [۸ و ۷]. برای محاسبه همگنی توزیع دوز (DHI) در حجم هدف (درصدی از حجم هدف که دریافت کننده دوز بین ۹۵٪ تا ۱۰۵٪ می باشد)، از رابطه زیر استفاده گردید [۹]:

$$DHI = 100 - (Vol < 95 + Vol > 105) \quad (2)$$

۲-۵ آنالیز آماری

برای مقایسه DVH در این دو نوع طراحی درمان، مقادیر میانگین با استفاده از Students t-test آنالیز شدند. در محاسبات آماری $p < 0.05$ معنی دار در نظر گرفته شد.

۳- نتایج

نتایج حاصل از هر دو طراحی درمان (طراحی درمان با پرتو فوتون ۶ مگا ولت و طراحی درمان با پرتو کبالت ۶۰) با هم مقایسه شدند که شامل مقایسه میزان یکتواختی دوز در پستان تحت تابش و میزان تحت تاثیر قرار گرفتن ریه ها می باشد. پس از محاسبات آماری نتایج زیر حاصل شده است:

۳-۱ حجمهای هدف دریافت کننده دوز کمتر از ۹۰

درصد مرجع

در حجم هدف یا PTV، هنگامی که در طراحی درمان از پرتو کبالت ۶۰ استفاده شد، ۷ تا ۲۵/۳ درصد از نواحی حجم هدف، دوز کمتر از ۹۰ درصد را دریافت کرده بودند (حجم میانگین ۱۴/۸٪). این درحالی است که هنگامی که از فوتون ۶ مگا ولت استفاده شد، ۴/۳ تا ۱۹/۶٪ حجم هدف (با حجم میانگین ۱۱/۲٪)، دوز کمتر از ۹۰ درصد را دریافت کرده بودند $p < 0.004$.

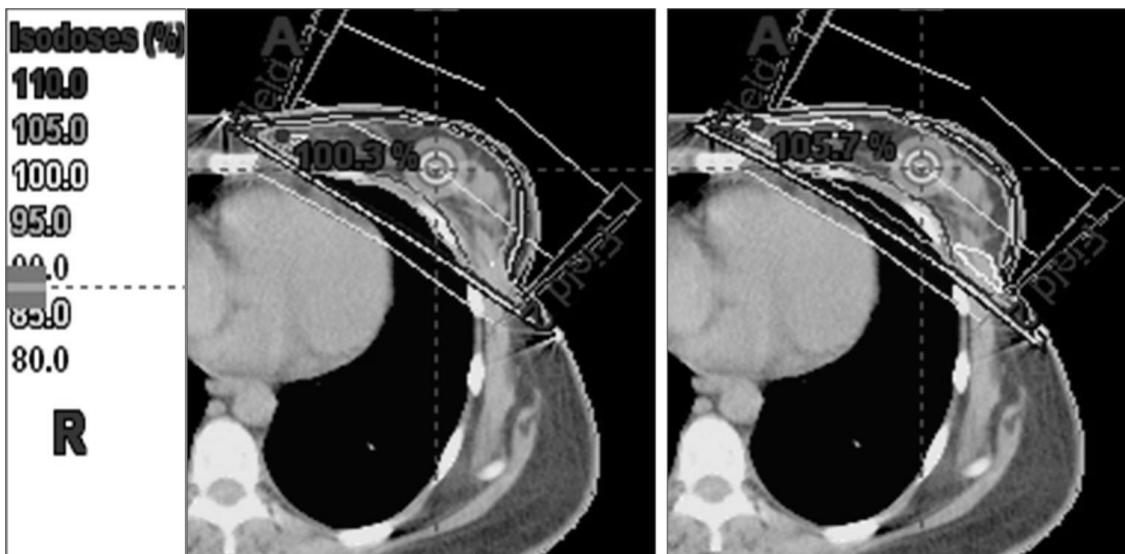
¹ Dose Volume Histogram

² Dose Homogeneity Index

مقایسه رادیوتراپی سه بعدی پستان با دو انرژی متفاوت از لحاظ دوز رسیده به ریه

دریافت کرده بودند (با حجم میانگین ۲۶/۲۹ درصد)، در صورتی که با شتابدهنده خطی این میزان به ۷/۶۶ تا ۳۴/۰۱ درصد کاهش پیدا کرد (با حجم میانگین ۱۹/۴۲ درصد). این تفاوت با $p < 0.001$ معنی دار شد.

۲-۳ حجمهای هدف دریافت کننده دوز کمتر از ۹۵ درصد مرجع
در طراحی درمان توسط پرتو کبالت ۶۰، میزان ۱۳/۹ تا ۴۴/۲۲ درصد از حجم هدف دوز کمتر از ۹۵ درصد دوز مرجع را



شکل ۲- سمت راست: توزیع ایزودوز و نقاط داغ ایجاد شده توسط پرتو کبالت ۶۰ در پلان یک بیمار. سمت چپ: توزیع ایزودوز ایجاد شده و نقاط داغ حاصل از پرتو فوتون ۶ مگا ولت در پلان همان بیمار

در حالیکه با استفاده از پرتو کبالت ۶۰، میانگین همگنی توزیع دوز ۶۷/۴ درصد بدست آمد $p < 0.001$. این تفاوت معنادار نشان می دهد که انرژی پرتو تابشی، نقش مهمی در بهبود همگنی منحنیهای ایزودوز در حجم هدف دارد.

۳-۵ حجم ریه دریافت کننده دوز بیشتر از ۳۰ گری

در طراحی درمان با پرتو کبالت ۶۰، ۲ تا ۲۴ درصد از حجم ریه سمت پستان درگیر دوز بالای ۳۰ گری دریافت کرده بود، (مقدار میانگین ۸/۶ درصد) در حالیکه با پرتو فوتون ۶ مگا ولت شتابدهنده خطی، این میزان ۱/۲ تا ۱۵/۱۱ درصد بود و حجم میانگین آن به ۶/۹ درصد کل حجم ریه رسید ($p < 0.017$). در جدول ۱ نتایج بالا به صورت خلاصه درج شده و در شکل ۳ مشخص شده است.

۳-۳ حجمهای هدف دریافت کننده دوز بیشتر از ۱۱۰ درصد مرجع

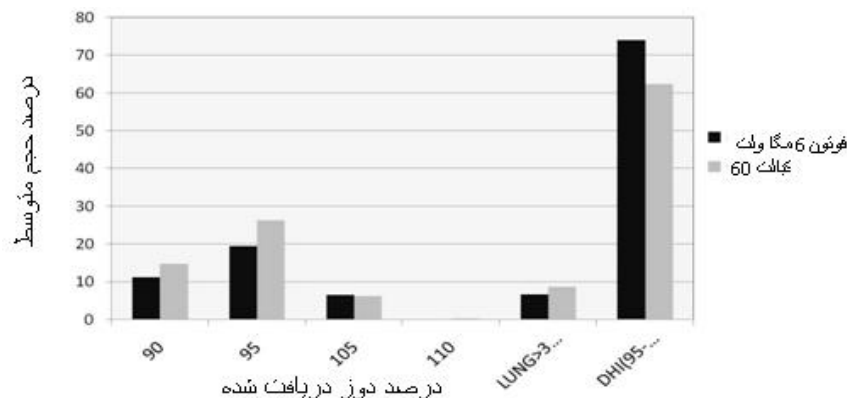
با استفاده از پرتو کبالت ۶۰، صفر تا ۲/۹ درصد حجم هدف دوز بیشتر از ۱۱۰ درصد دوز مرجع را دریافت کرده بودند، (با حجم میانگین ۰/۳۴ درصد) و با پرتو فوتون ۶ مگا ولت شتابدهنده خطی، این میزان به ۰ تا ۲/۱۴ درصد کاهش پیدا کرد (با حجم میانگین ۰/۲۸ درصد).

۳-۴ همگنی توزیع دوز در حجم هدف (DHI)

از نظر همگنی توزیع دوز، طراحی درمان با شتابدهنده خطی نتایج بهتری را نسبت به پرتو کبالت ۶۰ نشان می دهد. میانگین همگنی ایزودوز در حجم هدف، با پرتو فوتون ۶ مگا ولت شتابدهنده خطی برابر با ۷۳/۸ درصد حاصل شد.

جدول ۱- مقایسه نتایج طراحی درمان سه بعدی در انرژیهای پرتو کبالت ۶۰ و فوتون ۶ مگاولت شتابدهنده خطی

مقدار P	طراحی درمان با کبالت ۶۰	طراحی درمان با فوتون ۶ مگاولت	در صد متوسط دوز دریافت شده
۰/۰۰۴	٪۱۴/۸	٪۱۱/۲	حجم <۹۰
۰/۰۰۱	٪۲۶/۲	٪۱۹/۴	حجم <۹۵
۰/۷۳۳	٪۶/۳	٪۶/۷	حجم >۱۰۵
۰/۴۷۲	٪۰/۳۴	٪۰/۲۸	حجم >۱۱۰
۰/۰۰۱	٪۶۷/۴	٪۷۳/۸	همگنی توزیع دوز
۰/۰۱۷	٪۸/۶	٪۶/۹	۳۰حجم ریه



شکل ۲- مقایسه نتایج طراحی درمان سه بعدی در انرژیهای پرتو کبالت ۶۰ و فوتون ۶ مگاولت شتابدهنده خطی

در حجم هدف بهره می برند. بهبود همگنی منحنی های ایزودوز در حجم هدف منجر به کاهش احتمال عود بیماری، عوارض و سوختگی های پوستی و افزایش احتمال کنترل تومور خواهد شد.

ایجاد همگنی بیشتر دوز در حجم هدف در پلانهای شتابدهنده خطی نسبت به پلانهای کبالت را می توان به عمق نفوذ بیشتر پرتوی شتابدهنده خطی نسبت داد. پرتوهای ۶ مگاولت حاصل از شتابدهنده خطی به دلیل انرژی بالا می توانند در عمق بیشتری از بافت پستان نفوذ کرده و منجر به توزیع دوز بهتری گردند، در نتیجه نقاط داغ کمتری در سطح پوست پستان ایجاد شده و نیز حجم نقاط سرد در لایه های عمقی تر (بافت نزدیک به قفسه سینه) کاهش یابد.

این در حالی است که در دستگاه کبالت ۶۰، به دلیل نفوذ کمتر پرتوهای کم انرژی به عمق، بیشتر پرتوها در سطح پوست پستان جذب شده و در نتیجه منجر به ایجاد نقاط داغ بیشتر و متعاقب آن سوختگی های بیشتر در سطح

۴- بحث و نتیجه گیری

عضو پستان به دلیل ساختار سه بعدی پیچیده و مخروطی شکل، تغییرات سریع کانتور و مجاورت آن با ریه، یکی از مشکل ترین اعضا در حصول دوز همگن می باشد. در این مطالعه، طراحی درمان سه بعدی در دو انرژی مختلف کبالت ۶۰ و فوتون ۶ مگاولت شتابدهنده خطی صورت گرفت. هدف از مقایسه این دو طراحی، بررسی اثر انرژی پرتوی مورد استفاده در طراحی درمان سه بعدی بود. نتایج نشان داد در طراحی درمان سه بعدی با استفاده از پرتو کبالت ۶۰، نقاط سرد بیشتری در مقایسه با طراحی درمان فوتون ۶ مگاولت حاصل می شود. همچنین همگنی منحنیهای ایزودوز در طراحی درمان پرتو فوتون ۶ مگاولت در مقایسه با طراحی درمان پرتو کبالت بهبود یافت ($p < 0.001$). با توجه به این تفاوت معنی دار می توان گفت بیمارانی که با استفاده از فوتون ۶ مگاولت شتابدهنده خطی درمان می شوند در مقایسه با پرتو کبالت ۶۰ از همگنی و یکنواختی بهتری در توزیع دوز

که پرتوی ۶ مگاولت شتابدهنده خطی را به عنوان انرژی مناسب تر برای درمان سرطان پستان لامپکتومی ارزیابی کرده بودند [۱۱].

در تحقیقات دیگر توصیه شده است که در رادیوتراپی خارجی پستان، پرتو کبالت ۶۰، به دلیل ایجاد توزیع دوز ناهمگن مخصوصاً برای پستان های بزرگتر استفاده نشود [۱۲].

بنابراین پرتوی ۶ مگاولت شتابدهنده خطی، در مقایسه با پرتوی کبالت ۶۰، گزینه بسیار مناسبتری برای رادیوتراپی مماسی پستان برای بیمارانی که جراحی حفظ پستان برای آنها انجام شده است، می باشد.

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان بر خود لازم می دانند از همکاران محترم در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام حسین (ع) و گروه پرتوپزشکی دانشکده مهندسی هسته ای دانشگاه بهشتی تشکر و قدردانی نمایند.

پوست پستان می شوند. بویژه در کشور ما که سن ابتلای به سرطان پستان پایتتر می باشد، سلامتی و زیبایی پوست پستان پس از رادیوتراپی اهمیت ویژه ای پیدا می کند. همچنین، پرتوهای کبالت ۶۰ به دلیل عمق نفوذ پایین و جذب بالا در سطح پوست، باعث می شوند که در عمق حجم هدف نقاط سرد بیشتری ایجاد شوند [۷]. وجود نقاط سرد در حجم درمان منجر به کاهش احتمال کنترل تومور خواهد شد. مطالعات نشان می دهد کاهش دوز پستان از ۵۰ گری به ۴۵ گری، احتمال کنترل موضعی تومور را از ۹۵ درصد به ۸۵ درصد کاهش می دهد [۲].

مطالعه حاضر نشان داد که در طراحی درمان با کبالت ۶۰، حجمی از ریه که دوز بیش از حد تحمل را دریافت میکند افزایش یافته است و احتمال بروز فیبروز ریوی توسط پلان کبالت ۶۰ بیشتر می باشد [۱۰]. بنابراین با توجه به نتایج این مطالعه، می توان گفت طراحی درمان سه بعدی با استفاده از پرتوی ۶ مگاولت شتابدهنده خطی انتخاب مناسبتری برای بیمارانی است که رادیوتراپی پستان دریافت می کنند. این نتیجه منطبق با نتایج مطالعات دیگری است

منابع

1. Halperin, EC, Perez CA, Brady LW. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 2008: 1168-1169, 1246-1247.
2. Prabhakar R, Rath GK, Julka PK, Ganesh T, Joshi RC, Manoharan N. Breast dose heterogeneity in CT-based radiotherapy treatment planning. J Med Phys. 2008 Apr;33(2):43-8.
3. Shouman T, El-Taher Z, Radwan A. Computerized treatment Planning in Radiation Therapy of Intact Breast: Influence of Number of CT-Cuts. J Egypt Natl Canc Inst. 2005 Jun; 17(2):76-84.
4. Vincent D, Beckham W, Delaney G. An assessment of the number of CT slices necessary to plan breast radiotherapy. Radiother Oncol. 1999 Aug;52(2):179-83.
5. Nihei K, Mitsumori M, Ishigaki T, Fujishiro S, Kokubo M, Nagata Y, et al. Determination of optimal radiation energy for different breast sizes using ct-simulation in tangential breast irradiation. Breast Cancer. 2000;7(3):231-6.
6. Eclipse User manual Treatment Planning-Version 2003.
7. van der Laan HP, Dolsma WV, Maduro JH, Korevaar EW, Langendijk JA. Dosimetric consequences of the shift towards computed tomography guided target definition and planning for breast conserving radiotherapy. Radiat Oncol. 2008 Jan 31;3:6.
8. Khan FM, Faiz M. Treatment Planning in Radiation Oncology. Pennsylvania: Williams & Wilkins; 2007. p.476

9. Aref A, Thornton D, Youssef E, He T, Tekyi-Mensah S, Denton L, et al. Dosimetric improvements following 3D planning of tangential breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;48(5):1569-74.
10. Arriagada R, Mouriessse H, Sarrazin D, Clark RM, Deboer G. Radiotherapy alone in breast cancer. I. Analysis of tumor parameter, tumor dose and local control: The experience of the Gustave-Roissy and the Princess Margaret Hospital. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1985; 11(10):1751-7.
11. Hoskin PJ. Radiotherapy in practice: external beam therapy. 2th ed. Oxford: Oxford University Press; 2006.
12. Das IJ, Shikama N, Cheng CW, Solin LJ. Choice of beam energy and dosimetric implications for radiation treatment in a subpopulation of women with large breasts in the United States and Japan. *Med Dosim.* 2006 ;31(3):216-23.