

پرتودرمانی سرطان پستان با طراحی درمان دو و سه بعدی

مقایسه پرتودرمانی سرطان پستان حفظ شده در دو روش طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی از لحاظ یکنواختی هم دوز و دوز رسیده به ریه

زهرا فلاحت پور^۱، سیدمحمودرضا آقامیری^{۲*}، رباب انبیائی^۳

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

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۳/۵

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۲/۹

چکیده

مقدمه: یکی از متداولترین روشهایی که در مراکز پرتودرمانی انجام می شود، پرتودرمانی سرطان پستان حفظ شده است. معمولاً تابش باریکه های مماسی موازی- متضاد به کل پستان، مهمترین روش درمانی است که در این راستا بکار می رود. این روش در دو روش، طراحی درمان دوبعدی و طراحی درمان سه بعدی انجام می گیرد. هدف از این مطالعه، مقایسه طراحی درمان دوبعدی با طراحی درمان سه بعدی در پرتودرمانی باریکه مماسی سرطان پستان حفظ شده می باشد. این مقایسه از لحاظ یکنواختی توزیع هم دوز (در حجم پستان) و دوز رسیده به ریه صورت گرفته است.

مواد و روشها: در این مطالعه ۲۰ بیمار زن دارای سرطان پستان حفظ شده شرکت داشتند. تصاویر سی تی پستان برای هر بیمار تهیه گردید. در سیستم طراحی درمان دوبعدی Alfard روی تک برش مرکزی سی تی پستان، برای هر فرد یک پلان دوبعدی انجام شد. سپس اطلاعاتی که توسط آنها پلان دوبعدی Alfard انجام شده بود در سیستم طراحی درمان سه بعدی Eclipse پیاده شده، پلان انجام شد و نتایج آن به عنوان پلان دوبعدی در نظر گرفته شد. در مرحله بعد، طراحی درمان سه بعدی توسط سیستم Eclipse صورت گرفت. در همه مراحل باریکه کبالت ۶۰ استفاده شد.

نتایج: نتایج این دو طراحی درمان مقایسه شدند. در طراحی درمان سه بعدی در مقایسه با طراحی درمان دوبعدی، یکنواختی توزیع هم دوز به طور چشمگیری بهبود یافت ($P < 0/2$) در طراحی درمان سه بعدی حجمی از ریه که دوز بالای ۳۰ گری را دریافت کرده بود، در مقایسه با طراحی درمان دوبعدی افزایش یافت ($P < 0/01$).

بحث و نتیجه گیری: بیمارانی که از طراحی درمان سه بعدی بهره می گیرند بدلیل حصول یکنواختی بیشتر در توزیع دوز در حجم هدف، در معرض خطرپذیری کمتری از عود بیماری و عوارض پوستی قرار گرفته، نتایج درمانی بهتری حاصل می کنند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی (۲۸)، پاییز ۸۹: ۴۷-۵۴)

واژگان کلیدی: پرتو درمانی حفظ کننده پستان، طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی، باریکه مماسی، کبالت ۶۰

* نویسنده مسؤول: سید محمودرضا آقامیری

آدرس: گروه پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران
Smr-aghamiri@sbu.ac.ir

تلفن: ۲۲۴۳۱۸۱۹ (۲۱) ۹۸+ / شماره: ۲۲۴۳۱۷۸۰ (۲۱) ۹۸+ / پیاپی: ۲۸ (۲۸)، پاییز ۸۹

۱- مقدمه

پستان استفاده می شود، در هر دو طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی انرژی بیم کبالت ۶۰ بکار گرفته شد.

۲- مواد و روشها

اطلاعات این تحقیق از تاریخ ۸۷/۱۰ الی ۸۸/۵ گردآوری شد. بیست بیمار زن دارای سرطان پستان که توسط لامپکتومی، پستان آنها حفظ شده بود در این تحقیق شرکت کردند که پس از عمل جراحی به آنها پرتودرمانی باریکه مماسی کل پستان توصیه شده بود. برای انجام طراحی درمان، بیماران مراحل زیر را طی کردند.

۲-۱ بدست آوردن داده های بیمار و تصویر سی تی

برای حصول داده های بیماران و شبیه سازی مراحل درمان، از دستگاه سی تی (زیمنس) موجود در بخش پرتودرمانی بیمارستان امام حسین (ع) استفاده شد. در ابتدا بیمار روی تخت شبیه سازی سی تی قرار گرفت. وضعیت قرارگرفتن بیمار بر روی تخت دقیقاً شبیه به حالت قرار گرفتن وی در درمان واقعی تنظیم شد: بیمار به صورت خوابیده به پشت^۱، دست سمت پستان درگیر با زاویه ۹۰ درجه و یا بیشتر بالای سر بیمار قرار گرفت و دست دیگر به صورت موازی در کنار بدن قرار داده شد. از لحاظ آناتومیک، قفسه سینه در قسمت جلویی از قسمت میانی به سمت گردن دارای یک شیب رو به پایین می باشد [۱]. به منظور موازی کردن شیب قفسه سینه با لبه پستی باریکه مماسی یا به عبارت دیگر از بین بردن این شیب از وجهایی از جنس فوم استفاده شد.

در پرتودرمانی باریکه مماسی کل پستان، همانگونه که از اسم آن پیداست کل حجم پستان درگیر حجم هدف (PTV)^۲ را تشکیل می دهد [۱]. برای ترسیم لبه های میدان مماسی یا محدوده های حجم هدف، حدود فوقانی (خط عبوری از سر استخوان clavicle)، تحتانی (۲-۱ سانتیمتر پایتتر از چین پستان)، جانبی (خطی ۲-۱/۵ سانتیمتر خارج شکل ظاهری پستان، در وسط زیر بغل) و میانی (۱ سانتیمتر خارج خط میانی آناتومیکی) اطراف پستان درگیر ترسیم شدند [۱]. برای

سرطان پستان یکی از شایع ترین سرطاناتها (یک چهارم کل سرطاناتهای زنان) در میان زنان دنیاست [۱] و هر ساله حدود یک میلیون مورد جدید به آمار مبتلایان افزوده می گردد [۲]. در کشور ما نیز این نوع سرطان شیوع بالایی داشته و اکثریت مراجعه زنان به مراکز پرتودرمانی را تشکیل میدهد. در گذشته معمولترین روش درمان سرطان پستان، برداشتن کل پستان درگیر (ماستکتومی) بود. این عمل، به منظور جلوگیری از احتمال عود بیماری انجام می شود. اما امروزه پس از ورود پرتودرمانی در درمان سرطاناتها، روش حفظ پستان با برداشتن توموری که در مراحل یک و دو می باشد، توسط جراحی (لامپکتومی) بیشتر مرسوم گردیده است. چرا که پرتودرمانی این امکان را فراهم کرده است که احتمال عود بیماری در لامپکتومی کاهش پیدا کند. پرتودرمانی کل پستان با تاباندن دو میدان مماسی از دو سمت جانبی و میانی پستان صورت میگیرد که هدف آن رساندن دوزی یکنواخت به کل پستان و دوز مینیمم به ارگانهای حیاتی مجاور پستان است [۱]. پرتودرمانی پستان با استفاده از دو روش طراحی درمان دو بعدی و طراحی درمان سه بعدی صورت می گیرد.

بدلیل اینکه عضو پستان دارای یک ساختار سه بعدی مخروطی می باشد، این شکل پیچیده در پرتودرمانی سرطان پستان حفظ شده مشکلاتی را برای توزیع یکنواخت دوز در حجم پستان ایجاد می کند. طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی دارای نتایج متفاوتی از نظر یکنواختی دوز پستان می باشند [۳]. از آنجا که در مراکز پرتودرمانی کشور هر دو روش طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی بکار گرفته می شود، در مطالعه حاضر مقایسه ای بین طراحی درمان دو بعدی و طراحی درمان سه بعدی صورت گرفته است. این مقایسه از جهت یکنواختی توزیع دوز در حجم پستان و دوز رسیده به ریه صورت گرفته است. با توجه به اینکه در بسیاری از مراکز پرتودرمانی کشور از بیم دستگاه کبالت ۶۰ برای پرتودهی

^۱ Supine

^۲ Planning Target volume

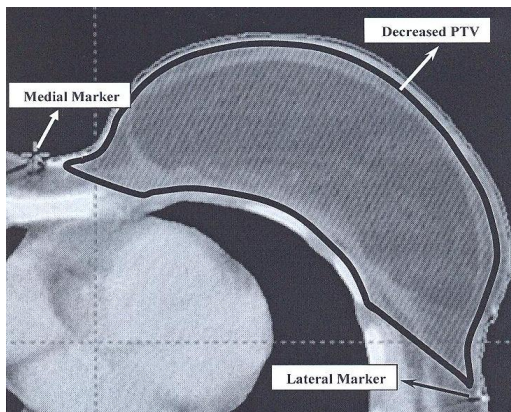
پرتودرمانی سرطان پستان با طراحی درمان دو و سه بعدی

بعدی بکار رود. این اطلاعات عبارت بودند از: "زوایای قرار گرفتن گنتری برای هر دو میدان، مختصات نقطه ایزوستر، فاصله نقطه ایزوستر از سطح پوست پستان، عرض میدان و وج بکار رفته".

۳-۲ سیستم طراحی درمان^۲ Eclipse 3D TPS

برای طراحی درمان سه بعدی از نرم افزار طراحی درمان سه بعدی Eclipse موجود در بیمارستان امام حسین(ع) استفاده شد. در این سیستم برای هر بیمار یک فایل در نظر گرفته شد که شامل کل برشهای سی تی پستان (۴۰-۵۰ برش) بود. PTV (با وصل کردن مارکرهای جانبی و میانی) در تمامی برشها تعیین شده و بخشی از ریه که داخل PTV قرار گرفته بود حذف شد.

طبق مطالعات انجام شده، هنگامیکه باریکه تابشی وارد بافت می شود، در نواحی نزدیک به سطح پوست به دلیل قرارگرفتن ناحیه Build-up در این نواحی، محاسبات دوز دچار یک عدم قطعیت می شود [۴]. پس به منظور حذف ناحیه Build-up و حصول نتایج بهتر، یک نوار ۳-۵ میلیمتری از اطراف PTV اولیه (نواحی که Build-up در آنها اتفاق می افتد) در تمامی برشها کاسته شد (شکل ۲) و در مراحل بعدی طراحی درمان، از PTV کسر شده استفاده شد.

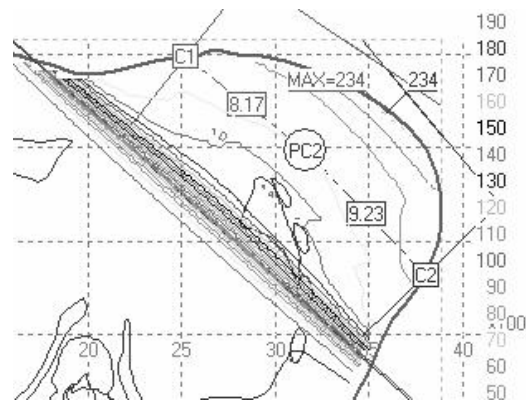


شکل ۲- نمایی از PTV کسر شده (حذف یک نوار ۳-۵ میلیمتری از اطراف PTV اولیه) در سیستم Eclipse.

مشخص شدن این حدود در تصاویر سی تی، قبل از گرفتن تصویر بر روی آنها سیمهای سربی باریک قرار داده شد. همچنین برای تشخیص برش مرکزی از دیگر برشها از وسط حدود جانبی و میانی، خطی رسم شده و بر روی آن نیز سیم سربی قرار داده شد. بدین ترتیب از کل حجم پستان (با فاصله برش ۵/ سانتیمتر از یکدیگر) تصویر سی تی گرفته شد.

۲-۲ سیستم طراحی درمان^۱ Alfard 2D TPS

جهت انجام طراحی درمان دو بعدی از سیستم طراحی درمان دوبعدی Alfard موجود در بخش پرتودرمانی بیمارستان شهدای تجریش استفاده شد. در ابتدا از میان کل برشهای سی تی پستان، تک برش مرکزی انتخاب شد. PTV از وصل کردن مارکرهای جانبی و میانی حاصل شده و ریه سمت پستان درگیر، به عنوان یک ارگان در خطر برای سیستم تعریف شد. همه بیماران دوز کلی ۵۰گری دریافت کردند [۱]. بیم کبالت ۶۰ بکار گرفته شد. محاسبات توزیع دوز از طریق سیستم انجام شده، هیستوگرام مربوط به PTV و ریه بدست آمد. با توجه به هیستوگرام PTV، و توزیع هم دوزها در حجم هدف، بهترین پلان، از میان پلانهای بدست آمده برای هر بیمار انتخاب شد (شکل ۱).



شکل ۱- نمایی از PTV و نحوه توزیع دوز در سیستم Alfard

پس از انتخاب پلان مطلوب، اطلاعاتی که این پلان توسط آنها بدست آمده بود برای هر بیمار جمع آوری شد تا در مرحله

² Eclipse 3 Dimensional Treatment Planning System

³ Alfard 2 Dimensional Treatment Planning System

۳-۲- طراحی درمان دوبعدی با بکارگیری اطلاعات Eclipse 3DTPS در Alfard 2D TPS

در طراحی درمان دو بعدی که در مرحله قبل توسط سیستم طراحی درمان Alfard انجام شد، تنها برشی که بر روی آن پلان انجام شد و توزیع دوز محاسبه شد، همان تک برش مرکزی بود. اما از آنجا که، در سیستم طراحی درمان سه بعدی علاوه بر برش مرکزی، امکان دسترسی به نمایش توزیع هم دوز در دیگر برشها نیز موجود می باشد، در این مرحله از تحقیق، برای اطلاع از اینکه در دیگر برشهای یک پلان حاصل از سیستم دو بعدی Alfard، توزیع دوز به چه صورت بوده است، کلیه اطلاعاتی که در سیستم Alfard، پلان، توسط آنها انجام شده بود (زوایای قرار گرفتن گنتری برای هر دو میدان، مختصات نقطه ایزوستتر، فاصله نقطه ایزوستتر از سطح پوست پستان، عرض میدان و وج بکار رفته)، در سیستم Eclipse وارد شد و بر روی PTV کسر شده، پلان انجام شد. این پلان با استفاده از الگوریتم دوبعدی Eclipse انجام شد (شکل ۳). در حقیقت، این پلان به عنوان پلان دوبعدی در نظر گرفته شده و با پلان سه بعدی مرحله بعد مقایسه شد (یعنی هر دو پلان، بر روی PTV یکسان انجام شده و مقایسه صورت گرفت. این پلان نیز با استفاده از انرژی باریکه کبالت ۶۰ و دوز کلی ۵۰ گری انجام شد. ریه سمت پستان درگیر نیز به عنوان ارگان حیاتی در نظر گرفته شد. سپس برای هر پلان هیستوگرام دوز-حجم (DVH) مربوط به حجم هدف و ریه از سیستم گرفته شد (شکل ۴).

در سیستم Eclipse، DVH دارای این توانایی است که با قرار گرفتن بر روی هر نقطه از منحنی آن، درصدی از حجم هدف که دوز آن نقطه را دریافت کرده است را در آن نقطه نمایش می دهد. با استفاده از DVH مربوط به PTV، درصدی از حجمهای هدف که دوزهای کمتر از ۹۰٪ (۹۰٪) و (Vol < ۹۵٪) ۹۵٪ دوز تجویز شده را دریافت کرده بودند (نقاط سرد) و نیز درصدی از حجمهای هدف که دوزهای بیش از ۱۰۵٪ (Vol > ۱۰۵٪) و ۱۱۰٪

(Vol > ۱۱۰٪) دوز مرجع را دریافت کرده بودند (نقاط سرد) 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 (گری > ۳۰ Vol) [۵]. مشخص شد (شکل ۴).

برای محاسبه یکنواختی توزیع دوز^۱ (DHI) در حجم هدف (درصدی از حجم هدف که دریافت کننده دوز بین ۹۵٪-۱۰۵٪ می باشد)، از رابطه زیر استفاده شد [۱]:

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

۴-۲- طراحی درمان سه بعدی با Eclipse TPS

در این مرحله، برای هر بیمار طراحی درمان سه بعدی (کل برشهای سی تی پستان در نظر گرفته شد)، توسط سیستم Eclipse (با بکارگیری الگوریتم سه بعدی Eclipse) انجام شد. این طراحی درمان نیز بر روی PTV کسر شده و با استفاده از باریکه کبالت ۶۰ دوز کلی ۵۰ گری انجام شد. DVH حجم هدف و ریه محاسبه شد. با استفاده از DVH، Vol < ۹۰٪، Vol < ۹۵٪، Vol > ۱۰۵٪، Vol > ۱۱۰٪، گری > ۳۰ Vol و DHI برای هر بیمار محاسبه شد.

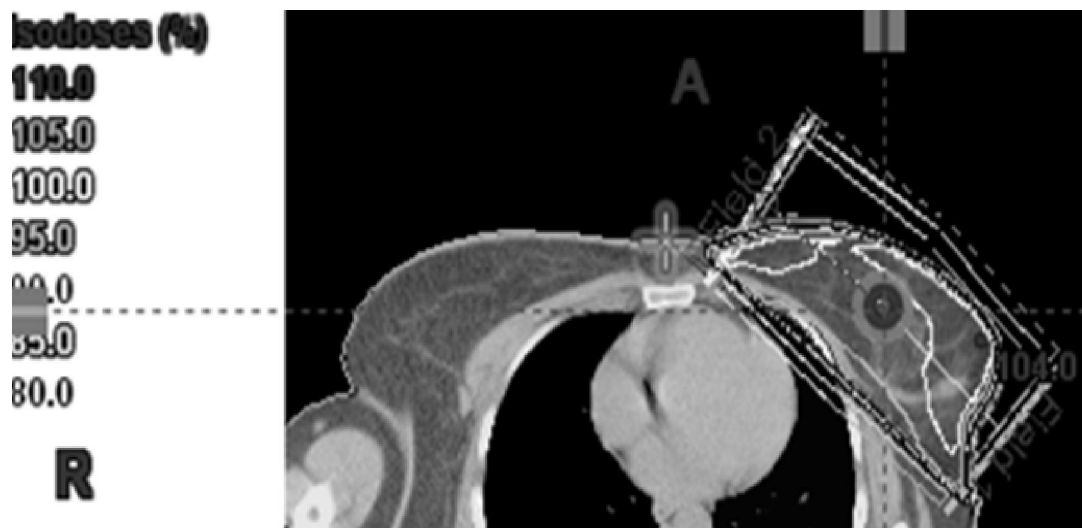
۳- نتایج

نتایج حاصل از هر دو طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی (یعنی مراحل ۲-۳ و ۲-۴) با هم مقایسه شدند. این مقایسه از نظر یکنواختی منحنیهای هم دوز و دوز رسیده به ریه صورت گرفت. برای مقایسه DVH در این دو نوع طراحی درمان، مقادیر میانگین با استفاده از Students t-test آنالیز شدند. و از نظر آماری تفاوت در P-Value < ۰/۰۵ معنی دار بود. در طراحی درمان دو بعدی برای Vol < ۹۰٪، حجم میانگین ۱۹/۵۵٪ حاصل شد (جدول ۱). درحالیکه در طراحی درمان سه بعدی برای Vol < ۹۰٪، مقدار ۱۴/۸۱٪ بدست آمد (P < ۰/۰۰۰). در طراحی درمان دو بعدی Vol < ۹۵٪، حجم میانگین ۲۹/۳۱٪ را در برگرفت درحالیکه

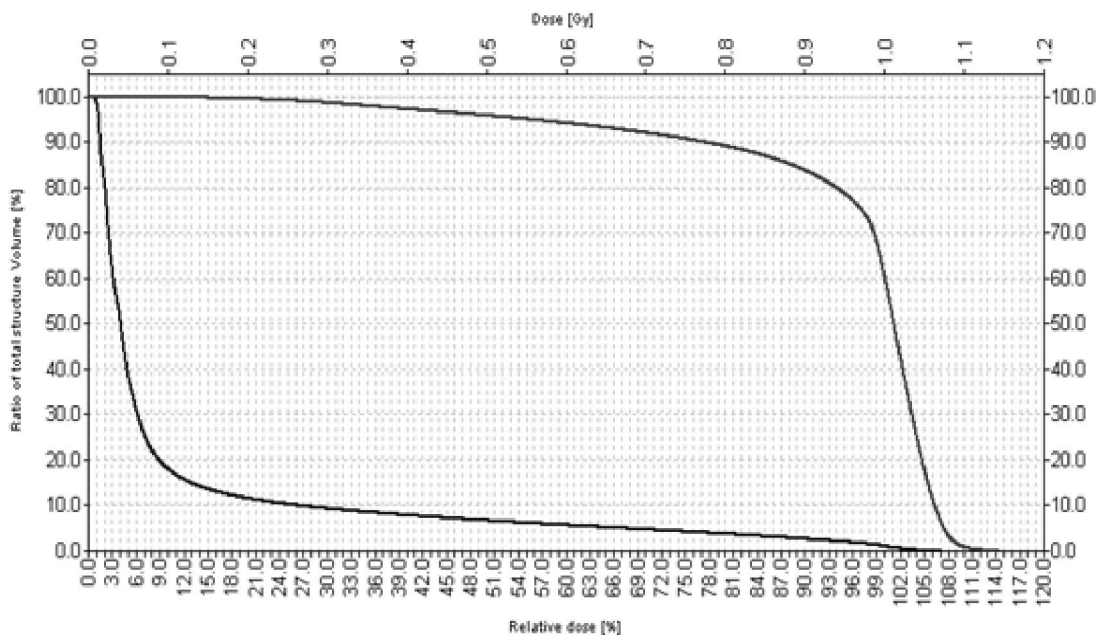
^۱ Dose Homogeneity Index

درمان دو بعدی و طراحی درمان سه بعدی به ترتیب، مقادیر میانگین ۶۱/۹۲٪ و ۶۷/۴۲٪ حاصل شد ($P < 0/001$) (جدول ۱). در مورد دوز دریافت شده فراتر از حد تحمل ریه (گری > 30 Vol) در طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی به ترتیب مقادیر ۵/۸۰٪ و ۸/۵۶٪ بدست آمد ($P < 0/001$).

در سه بعد، این حجم میانگین به ۲۶/۲۹٪ کاهش یافت ($P < 0/06$). در طراحی درمان دو بعدی، $Vol > 105\%$ و $Vol > 110\%$ به ترتیب ۸/۷۵٪ و ۱/۰۸٪ حجم هدف را اشغال کردند. در صورتیکه در سه بعد حجمهای میانگین به ترتیب به مقادیر ۶/۲۸٪ و ۰/۳۴٪ کاهش پیدا کردند. از نظر یکنواختی منحنیهای هم دوز در حجم پستان در طراحی



شکل ۲- نحوه توزیع منحنی های هم دوز در حجم هدف در سیستم طراحی درمان Eclipse



شکل ۴- نمایی از DVH های مربوط به حجم هدف (منحنی بالایی) و مربوط به ریه (منحنی پایینی)

جدول ۱- مقایسه نتایج طراحی درمان دوبعدی (Alford) با طراحی درمان سه بعدی (Eclipse) از لحاظ یکنواختی هم دوز و دوز رسیده به ریه.

P-value	2D Alford TPS	3D Eclipse TPS	Received dose(Mean)%
<۰/۰۰۰	۱۹/۵۵	۱۴/۸۰	Vol<۹۰٪
<۰/۰۶۵	۲۹/۳۱	۲۶/۲۹	Vol<۹۵٪
<۰/۳۴	۸/۷۵	۶/۲۸	Vol>۱۰۵٪
<۰/۲۴۰	۱/۰۸	۰/۳۴	Vol>۱۱۰٪
<۰/۰۲۰	۶۱/۹۲	۶۷/۴۲	DHI
<۰/۰۱۱	۵/۸۰	۸/۵۶	گری>۳۰Vol

۴- بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه برای اطلاع از چگونگی توزیع دوز در برشهای دیگر در پلان طراحی درمان دو بعدی، اطلاعاتی که از پلانهای دو بعدی Alford استخراج شده بود، در سیستم سه بعدی Eclipse بکار گرفته شد تا آنچه که در برشهای دیگر اتفاق می افتد مشخص شود. این طراحی درمان انجام شد. سپس طراحی درمان سه بعدی صورت گرفت. نتایج این دو طراحی درمان دو بعدی و سه بعدی مقایسه شد.

نتایج مقایسات این مطالعه نشان می دهد که در پلانهای دو بعدی، حجمهای بالاتری از نقاط سرد ایجاد می شود. وجود نقاط سرد در منحنیهای هم دوز نشان میدهد برخی مناطق حجم هدف که احتمال وجود سلولهای سرطانی در آنها میرود دوز استاندارد برای نابودی این سلولها را دریافت نکرده اند و به همین دلیل احتمال کنترل تومور کاهش می یابد. مطالعات دیگر نشان می دهد کاهش دوز پستان از ۵۰ گری به ۴۵ گری، احتمال کنترل لوکال تومور را از ۹۵٪ به ۸۵٪ کاهش می دهد [۲].

از طرف دیگر با استفاده از طراحی درمان سه بعدی در مقایسه با طراحی درمان دو بعدی، نواحی از حجم هدف که دارای نقاط داغ بودند تا حدی کاهش یافتند. کاهش نقاط داغ در منحنیهای هم دوز تاثیر مستقیمی در نتایج سلامتی و کاهش سوختگی های سطحی پوست پستان دارد [۴]. بویژه در کشور ما که سن ابتلای به سرطان پستان پایینتر می باشد، سلامتی پوست پس از پرتودرمانی اهمیت

ویژه ای پیدا می کند. وجود نقاط داغ در پلانهای درمانی، علاوه بر سوختگیهای پوستی پس از پرتودرمانی، عوارض دیگری نیز به دنبال دارد. از جمله اینکه گاهی ممکن است منجر به سفت شدن بافت پستان شده و منجر شود به اینکه معایناتی که پس از پرتودرمانی برای بررسی عود بیماری صورت می گیرد فاقد ارزش باشد.

در طراحی درمان سه بعدی یکنواختی بهتری در منحنیهای هم دوز در مقایسه با طراحی درمان دو بعدی حاصل شد که این نتیجه هم جهت با مطالعات دیگر بود [۳]. افزایش یکنواختی توزیع دوز در حجم هدف باعث بهبود نتایج درمان می شود. مطالعات ما نشان داد حجمی از ریه که دوز بیش از حد تحمل را دریافت کرده بود در طراحی درمان سه بعدی افزایش یافت.

در کشور ما در بسیاری از مراکز پرتودرمانی به دلیل وقت گیر و پرهزینه بودن طراحی درمان سه بعدی، برای درمان سرطان پستانی لامپکتومی شده از تک برش مرکزی سی تی پستان استفاده می شود. ولی از آنجا که ساختار سه بعدی پستان، مخروطی می باشد هنگامیکه از برش مرکزی به برشهای بالاتر و پایینتر میرویم، تغییرات سریع در کانتور پستان مشاهده می شود. تغییر کانتور منجر به این می شود که برشهای پستان دارای مساحت یکسانی نباشند.

در نتیجه محاسبات دوز در این برشها متفاوت از هم خواهد بود و همانگونه که نتایج ما نشان داد تعمیم نتایج برش مرکزی به دیگر برشها قابل اطمینان نمی باشد [۶]. این نکته در مورد بیماران کشور ما از اهمیت بیشتری برخوردار است. چرا که به دلایل ژنتیکی در بیشتر بیماران،

بعدی ضروری بنظر می رسد. اما از آنجا که به دلیل کمبود تجهیزات سیستم های طراحی درمان سه بعدی در کشور، امکان استفاده از آنها برای همه افراد مبتلا به سرطان پستان مقدور نمی باشد، پیشنهاد میشود بیمارانی که جراحی حفظ پستان با برداشتن توده را انجام داده اند (به دلیل تغییرات در کانتور پستان) نسبت به دسته دیگر بیماران سرطان پستان که کل عضو پستان درگیر را برداشته اند، در اولویت استفاده از طراحی درمان سه بعدی قرار گیرند.

۵- تشکر و قدردانی

این تحقیق با همکاری بخش پرتودرمانی بیمارستانهای امام حسین(ع) و شهدای تجریش تهران و همچنین گروه پرتو پزشکی دانشکده هسته ای دانشگاه بهشتی صورت گرفته است.

پستان از سایز نسبتاً بالاتری برخوردار است و تغییرات در کانتور پستان بیشتر و سریعتر بوده، تفاوت مساحت برشها بیشتر خواهد بود [۷].

این در حالی است که در برخی مراکز پرتودرمانی کشور برای تهیه برش مرکزی، سی تی اسکن هم صورت نگرفته و این برش مرکزی به صورت دستی و بدون در نظر گرفتن دانسیته های متفاوت بافتها تهیه می شود که این خود منجر به حصول نتایج بدتر در طراحی درمان دو بعدی می گردد [۸].

با توجه به نتایجی که حاصل شد می توان گفت در مورد سرطان پستان لامپکتومی شده، طراحی درمان سه بعدی در بیماران نتایج بهتری را از لحاظ یکنواختی توزیع دوز ایجاد می کند و بهبود یکنواختی هم دوزها منجر به کاهش عود بیماری و عوارض پوستی و در نتیجه درمان بهتر خواهد شد [۹].

بنابراین با توجه به سن پایتتر ابتلای بیماری و سایز بزرگتر پستان در بیشتر بیماران کشور ما طراحی درمان سه

منابع

1. Halperin EC, Perez CA, Brady LW. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. 5nd ed. Philadelphia: lippincott williams and wilkins; 2008:p. 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. 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. Aref A, Thornton D, Youssef E, He T, Tekyi-Mensah S, Denton L, et al. Dosimetric improvments following 3D planning of tangential breast irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2000 Dec 1;48(5):1569-74.
5. 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.
6. Buchholz TA, Gurgoze E, Bice WS, Prestidge BR. Dosimetric analysis of intact breast irradiation in off-axis planes. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1997 Aug 1;39(1):261-7.
7. Munshi A, Pai RH, Phurailatpam R, Budrukkar A, Jalali R, Sarin R, et al. Do All Patients of Breast Carcinoma Need 3-Dimensional CT-Based Planning? A Dosimetric Study Comparing Different Breast Sizes. Med Dosim. 2009 Summer;34(2):140-4.
8. Mahdavi SR, Moslemi D, Mokhtarpour N. Role of CT simulation in radiation therapy planning. Journal of Babol University of Medical Sciences 2008; 10(4): 7-15.

9. Krasin M, McCall A, King S, Olson M, Emami B. Evaluation of a standard breast tangent technique: a dose volume analysis of tangential irradiation using three dimensional tools. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000 May 1;47(2):327-33.