

مقایسه ارزیابی طرح درمان سه بعدی در محل اتصال میدانهای سوپراکلادو و مایل پستانی با استفاده از فیلم دزیمتری

سمیه نوراللهی^{۱*}، دکتر محمود اله وردی^۲، مهدی اصفهانی^۳، مهدی عقیلی^۴، وحید چنگیزی^۵

- ۱- کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۲- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۳- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، بیمارستان امام خمینی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۴- استادیار بیمارستان امام خمینی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۵- استادیار گروه تکنولوژی رادیولوژی و رادیو تراپی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۸/۱۹

تاریخ دریافت: ۹۰/۴/۲۰

چکیده

مقدمه: هندسه پیچیده پستان، تغییرات در شکل و اندازه پستان و وجود ناهمگنی ریه و قلب در نزدیکی آن توزیع دز را در این ناحیه با مشکل مواجه کرده است. یکی از مهمترین مسائل در بررسی دزیمتری پستان، دز محل اتصال میدانهای سوپراکلادو و مایل پستانی است که به دلیل هندسه پیچیده محل اتصال میدانها می باشد و بدنبال این مشکل توزیع دز در کل حجم درمان را با مشکل مواجه کرده است. هدف از انجام این مطالعه ایجاد دز یکنواخت در محل اتصال میدانهای سوپراکلادو و مایل با استفاده از دزیمتری با فیلم EBT و انتخاب بهترین روش جهت بدست آوردن این توزیع یکنواخت است.

مواد و روشها: در این بررسی تکنیکهای مختلف درمانی و در هر یک از آنها اثر پارامترهای مختلف مورد بررسی قرار گرفت. به منظور بررسی توزیع دز از یک فانتوم لایه ای با ناهمگنی ریه و قلب استفاده شد و دزیمتری با استفاده از فیلم گاف کرومیک در محلهای مخصوصی که از قبل تعیین شده بود، صورت گرفته است. با توجه به اینکه این بررسی در یک سطح دو بعدی انجام گردید، مزایای دزیمتر مورد استفاده از قبیل قدرت تفکیک مکانی بالا، حساسیت بالای آن، عدم نیاز به فرایند ظهور و ثبوت و تاریکی و استحکام آن، استفاده از آن را آسان کرده است. پرتو دهی با استفاده از شتابدهنده خطی با انرژی ۶ مگاولت انجام شده است، جهت محاسبات از نرم افزار Rt Dose Plan و همچنین به منظور قرائت فیلم ها دستگاه اسکنر Microtek 9800XL استفاده گردیده است. یکی از روشهای درمانی مرسوم بدون استفاده از فاصله بین میدانهای سوپراکلادو و مایل و تکنیک دیگر استفاده از فاصله ۵ میلیمتری بین سوپراکلادو و مایل پستانی می باشد لازم به ذکر است که هر دو روش با استفاده از کانتور دستی انجام می گیرد. در کنار روشهای مرسوم، از روشهای طراحی درمان سه بعدی با استفاده از نرم افزار طراحی درمان و با سه تکنیک متفاوت استفاده شده است.

نتایج: تکنیکهای سه بعدی حجم درمان را نسبت به روشهای مرسوم که با دست کانتور شده، بهتر پوشش می دهند همچنین دوز یکنواخت تری در محل اتصال میدانها ایجاد می کنند. استفاده از میدانهای متقارن غیر یکنواختی شدید دز را در محل اتصال میدانها به سمت میدان سوپراکلادو نشان می دهد. تکنیک نامتقارن سه بعدی توزیع دز خوبی در محل وجود می آورد که شامل ۰/۴۳ سانتیمتر مربع سطح هم پوشانی، ۳/۵۵ سانتیمتر عمق هم پوشانی و به طور متوسط ۰/۷۵ سانتیمتر پهناى همپوشانی است که نسبت به بقیه تکنیکها کمترین می باشد.

بحث و نتیجه گیری: استفاده از میدانهای متقارن در محل اتصال میدانهای سوپراکلادو و مایل واگرایی زیادی ایجاد می کند که عامل ایجاد هم پوشانی بیشتر میدانها است از طرفی میدانهای نامتقارن بدلیل اینکه واگرایی در آنها کمتر است می تواند گزینه خوبی جهت استفاده در محل اتصال میدانها باشد. تکنیک سه بعدی نامتقارن در محل اتصال میدانهای سوپراکلادو و مایل توزیع دز بهتری دارد. این بررسی نشان می دهد که فیلم EBT می تواند دزیمتر مناسبی برای بررسی توزیع دز دو بعدی در محل اتصال میدانهای سوپراکلادو و مایل باشد. در مراکزى که بنا به دلایلی مجبور به استفاده از روشهای مرسوم می باشند پیشنهاد می شود جهت ایجاد یکنواختی بهتر دز از فاصله ۵ میلیمتری بین میدانهای سوپراکلادو و مایل استفاده کنند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۳، پیاپی (۳۲)، پاییز ۹۰، ۷۳-۸۱)

واژگان کلیدی: فیلم EBT، فانتوم ناهمگن، سرطان پستان، ناحیه اتصال

* نویسنده مسؤل: سمیه نوراللهی

آدرس، بخش رادیوتراپی، بیمارستان فیاض بخش، سازمان

تامین اجتماعی، تهران، ایران

nourollahi@razi.tums.ac.ir

تلفن: +۹۸ (۰۲۱) ۶۴۰۰۵۷۳۲ / ۷۳ / مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۳، پیاپی (۳۲)، پاییز ۹۰

۱- مقدمه

سرطان پستان یکی از بدخیم ترین بیماریها در زنان بین ۴۰ تا ۵۰ سال می باشد. رادیوتراپی در سرطان پستان به عنوان یکی از روشهای درمانی شامل درمان قفسه سینه و غدد لنفاوی درگیر حاشیه آن از قبیل غدد لنفاوی زیر بغل، سوپراکلاو^۱ و غدد لنفاوی داخلی پستانی^۲ می باشد رادیوتراپی با استفاده از دو میدان تابشی مایل^۳ جهت درمان دیواره قفسه سینه و پستان درگیر و یک میدان سوپراکلاو برای درمان غدد لنفاوی زیر کلاویکل انجام می شود [۱]. در بسیاری از مراکز درمانی جهت رادیوتراپی پستان از سیستم های درمانی دو بعدی و مرسوم استفاده می کنند مشکل این نوع درمان این است که فقط صفحه مرکزی حجم درمان در نظر گرفته می شود و از بقیه اطلاعات شامل شکل پستان در قسمتهای مختلف حجم درمان و وجود ناهمگنی ریه صرفنظرمی گردد [۱-۴]. هندسه پیچیده شکل پستان، شیب قفسه سینه، ناهمگنی مثل ریه و اگرایی حاصل از میدانهای مایل ایجاد دز یکنواخت را در محل اتصال میدانهای سوپراکلاو و مایل با مشکل مواجه می کند [۵]. امروزه با پیشرفت تکنولوژی و با استفاده از نرم افزارهای طرح درمان سه بعدی این مشکلات کمتر شده است. جهت کاهش این ناهمگنی دز و از بین بردن آن به تنظیمات محل اتصال با استفاده از امکاناتی از قبیل نوع میدانهای مورد استفاده زاویه گانتری، کلیماتور، تخت و همچنین فاصله^۴ بین میدانهای مایل و سوپراکلاو نیاز داریم. بهر حال دزیمتری این ناحیه هنوز دارای ابهام می باشد و اینکه چگونه می توان غیر یکنواختی دز در این ناحیه را کاهش داد یا از بین برد. این مطالعه اهداف فوق را به طور دقیق پیگیری می کند.

۲- مواد و روشها

۱-۲- ساخت فانتوم

در این تحقیق یک فانتوم آناتومیکی با لایه های جدا از هم به ضخامت ۵ میلیمتر و با ناهنگی ریه و قلب طراحی و ساخته شد. مواد سازنده فانتوم بر اساس گزارش ICRU^۵ به شماره ۴۴ انتخاب گردید [۶]. تنه از پلکسی شفاف به چگالی ۱/۰۱ گرم بر سانتیمتر مربع، قلب جهت تمایز آن با تنه از پلکسی رنگی و ریه از کورک به چگالی ۰/۲۳ گرم بر سانتیمتر مکعب که معادل با چگالی ریه در انسان است، ساخته شد. در ساخت این فانتوم از تصاویر سی تی ۱۴ بیمار استفاده شد. جهت بدست آوردن نمونه میانگین از پارامترهایی مثل ارتفاع پستان، اندازه قفسه سینه یا عرض پستان استفاده شد [۷]. ابتدا تصاویر سی تی به نرم افزار سه بعدی طراحی درمان RT Dose Plan منتقل و محلهای مورد نظر جهت دزیمتری مشخص گردید. تصاویر به نرم افزار R2V^۶ منتقل و با فرمت Tiff ذخیره شد. سپس جهت تهیه فرمت مناسب و اندازه واقعی به نرم افزار اتوکد ۲۰۰۷ و در نهایت به دستگاه برش منتقل شد. قبل از برش فانتوم، با استفاده از یک طرح درمان فرضی محل دزیمترها مشخص شد. ۴ عدد دزیمتر در محل بین میدانها به فاصله ۲/۵ سانتیمتر از هم قرار گرفتند، دزیمترها از داخل به خارج نامگذاری شده و طول هر یک ۷ سانتیمتر و عرض آنها ۱۱ سانتیمتر می باشد که به صورت عمودی در فانتوم قرار گرفتند. شکل ۱ و ۲ نمایی از فانتوم و محل قرار گیری دزیمترها را نشان می دهد.

¹ Supraclave

² Internal Mommmary

³ Tangential

⁴ Gap

⁵ International Commissionon Radiation Unit&Measurment

⁶ Raster to Vector

۲-۲- روشهای درمانی

بررسی ها به دو روش ودر هر روش چند تکنیک مورد مطالعه قرار گرفت.

۲-۲-۱- روشهای درمان مرسوم^۲

در این روش بررسی به صورت درمان مرسوم از طریق کشیدن کانتور با دست به روش SSD^۳ انجام گرفت، درمان مرسوم به دو صورت یکی با استفاده از فاصله بین میدانهای سوپراکلاو و مایل و دوم بدون فاصله بین میدانها انجام شد. در هر دو تکنیک مرز بالائی میدان مایل پستانی حفظ می شود. در تکنیک اول مرز پائینی میدان سوپراکلاو به اندازه ۵ میلیمتر به سمت بالا جابجا می گردد. به منظور بررسی تکنیکهای مرسوم، محدوده درمانی توسط پزشک بروی فانتوم مشخص شد و مشخصات درمانی این دو تکنیک به سیستم طراحی درمان منتقل و جهت انتقال صحیح مشخصات درمانی محل مرزهای درمانی با سیم علامتگذاری و سپس از فانتوم تصاویر سی تی تهیه شد. پس از انتقال تصاویر به سیستم طراحی درمان بروی تصاویر سی تی حجم درمان مربوط به ناحیه سوپراکلاو و مایل توسط پزشک مربوطه مشخص گردید.

۲-۲-۲- طراحی درمان به روش سه بعدی^۴

در این روش، درمان با استفاده از برنامه طراحی درمان و با سه تکنیک انجام می شود، در تکنیک اول (سه بعدی معمول) در مورد میدانهای مایل از ترکیب میدانهای متقارن و زاویه کلیماتور، و در میدان سوپراکلاو از میدانهای متقارن استفاده شد. در تکنیک دوم (سه بعدی نامتقارن) برای میدانهای مایل از میدانهای نامتقارن و زاویه کلیماتور و برای میدانهای سوپراکلاو از میدانهای نامتقارن استفاده گردید. در تکنیک سوم (سه بعدی غیر هم صفحه) در مورد میدانهای مایل همانند تکنیک قبلی استفاده شد و برای میدان سوپراکلاو، ترکیب میدان متقارن، زاویه تخت، گانتری و کلیماتور بکار رفت. جدول ۱ مشخصات تکنیک های مورد استفاد در این بررسی را نشان می دهد. در



شکل ۱- فانتوم لایه ای ساخته شده از کورک و پلکسی جهت دزیمتری



شکل ۲- محل دزیمترها در فانتوم که به ترتیب از سمت داخل به خارج بدن با شماره های ا تا ۸ نامگذاری شده است

دزیمتری با فیلم رادیو کرومیک این قابلیت منحصر بفرد را دارد تا توزیع دز را به صورت دو بعدی نشان دهد در واقع بتوان گرادیان بالای دز را در یک صفحه اندازه گیری کند. فیلم گاف کرومیک EBT^۱ یکی از جدیدترین فیلم ها در دسترس در زمینه رادیوتراپی می باشد. از جمله ویژگیهای که دزیمتر فیلم رادیوکرومیک EBT، را نسبت به بقیه دزیمترها ممتاز می کند می توان به قدرت تفکیک مکانی بسیار بالا، معادل بافت بودن، عدم وابستگی به انرژی، بالا بودن حساسیت دزی، حساسیت بسیار کم به نور محیطی و سهولت در انجام آزمایشات اشاره کرد. به منظور بررسی دزیمتری محل اتصال میدانهای سوپراکلاو و مایل از روش تجربی در فانتوم از فیلم گاف کرومیک EBT استفاده کردیم [۸].

^۲ Conventional

^۳ Source Skin Distance

^۴ 3Dimensional

^۱ External Beam Radiotherapy

گرفت و برای هر سطح دز سه فیلم به ابعاد ۲×۳ سانتیمتر به کار گرفته شد. کالیبراسیون با توجه به گزارش TG۵۵^۱ و پیشنهادات شرکت سازنده فیلم انجام شد [۹]. پرتو دهی توسط شتابدهنده خطی با انرژی ۶ مگا ولت و قرائت فیلم ها با اسکنر Microtek 9800XL با قدرت تفکیک ۱۲۷ در مد رنگی RGB انجام شد و جهت آنالیز تصاویر فیلم ها از برنامه Matlab ۲۰۰۷ استفاده گردید.

زمان پرتو درمانی فانتوم در حالت درمانی، یعنی به منظور کاهش شیب قفسه سینه بر روی سطح شیب دار قرار می گیرد. قابل ذکر است که تعداد دفعات مورد آزمایش در مرحله کالیبراسیون و در مرحله اندازه گیری سه مرتبه بود.

۲-۳- کالیبراسیون

به منظور تعیین دز از روی فیلم از یک منحنی کالیبراسیون استفاده شده است. جهت بدست آوردن این منحنی، یک فانتوم لایه ای مکعبی شکل با ۱۰ سانتیمتر لایه جهت پراکندگی استفاده گردید به طوری که فیلم ها در عمق ۵ سانتیمتری قرار

جدول ۱- خلاصه ای از پارامترهای مورد استفاده در دزیمتری در فانتوم لایه ای و ناهمگن بدن

شماره تکنیک	تکنیک ها	تعدیل در مرز بالای مایل	تعدیل در مرز پائینی سوپراکلاو
۱	سه بعدی معمول	میدان متقارن، زاویه کلیماتور	مقارن میدان
۲	سه بعدی نامتقارن	میدان نامتقارن، زاویه کلیماتور	میدان نامتقارن
۳	سه بعدی غیر هم صفحه	میدان نامتقارن، زاویه کلیماتور	میدان متقارن، زاویه تخت، زاویه کلیماتور، زاویه گانتری
۴	مرسوم بدون فاصله	میدان متقارن، زاویه کلیماتور	مقارن میدان، زاویه کلیماتور
۵	مرسوم با فاصله	میدان متقارن، زاویه کلیماتور	میدان متقارن، زاویه کلیماتور، فاصله (گپ)

فاصله ۵ میلیمتری از محل مرجع اتفاق می افتد که این ناحیه مربوط به ناحیه مربوط به همپوشانی میدانها است.

۳- نتایج

اندازه گیری در عمق ۱ و ۲ سانتیمتری در چهار محل فانتوم در ناحیه اتصال میدانهای سوپراکلاو و مایل انجام گردید در هر فیلم ۸ نقطه اندازه گیری شد. به طوری که ۴ نقطه از محل اتصال میدانها به سمت میدان سوپراکلاو و ۴ نقطه به سمت میدان مایل به فاصله ۵ میلیمتری از هم بررسی شد. نقاط اندازه گیری بر اساس نقطه مرجع که حد فوقانی میدانهای مایل می باشد سنجیده می شود.

۳-۱- روشهای مرسوم

۳-۱-۱- تکنیک SSD بدون فاصله

بیشترین پهنای هم پوشانی در این تکنیک در فیلم شماره ۳ و ۴ در عمق ۲ سانتیمتری با پهنای ۱۳ میلیمتر اتفاق می افتد (نمودار ۳). دامنه عمق هم پوشانی از ۲۳ تا ۶۳ میلیمتر اندازه گیری شد (نمودار ۱). دز در محل اتصال به طور متوسط ۵۵٪ بیشتر از دز تجویزی می باشد (جدول ۲). از طرفی بیشترین میزان دز در ناحیه فیلد کلاویکل و به

۳-۱-۲- تکنیک SSD با فاصله

بدلیل وجود فاصله بین میدان در فیلم شماره ۱ و ۲ هیچ هم پوشانی دیده نمی شود که باعث افت دز در محل اتصال میدانها می گردد. دامنه افت دز و افزایش دز در محل اتصال نسبت به دز تجویزی بطور متوسط به ترتیب ۱۱٪ و ۳۱٪ می باشد (جدول ۲). دامنه عمق همپوشانی در فیلم ۳ و ۴، از ۵۳ تا ۶۲ میلیمتر، و بیشترین پهنای هم پوشانی ۴ میلیمتر در فیلم شماره ۴ در عمق ۲ سانتیمتر می باشد. مانند تکنیک قبل بیشترین میزان دز در ناحیه سوپراکلاو و نزدیک به محل مرجع اتفاق می افتد.

۳-۲- روشهای سه بعدی

۳-۲-۱- سه بعدی نامتقارن

منحنی مربوط به دز در شکل ۳، بیانگر یکنواختی مناسب در محل اتصال در همه فیلم ها است و افزایش دز در این تکنیک کمتر از تکنیکهای دیگر و به طور متوسط ۹٪

¹ Task Group

² Red Green Blue

ارزیابی طرح درمان سه بعدی با فیلم دزیمتری

(نمودار ۱) و حداقل میزان پهنای هم پوشانی در این تکنیک می باشد (نمودار ۳، نمودار ۴).

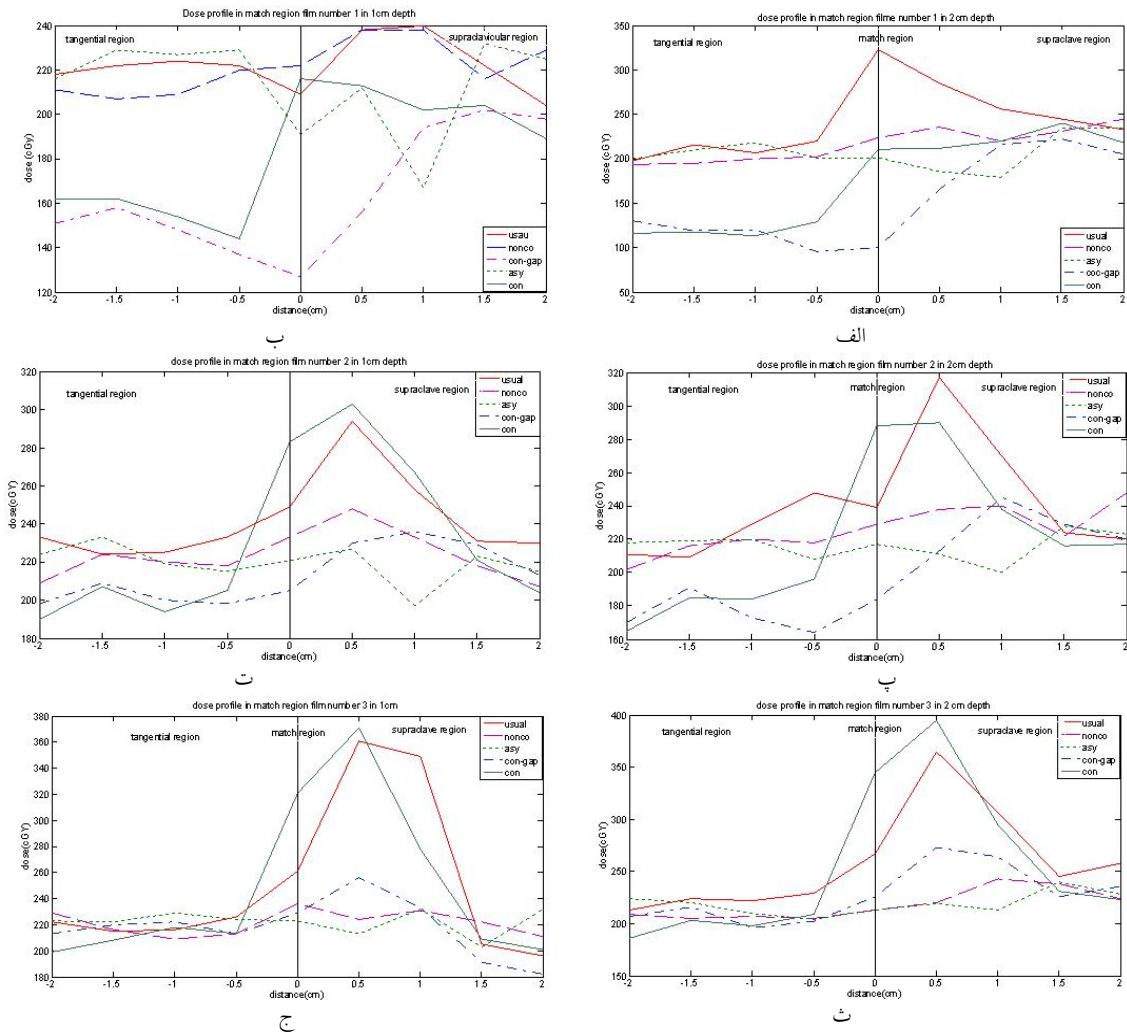
۳-۲-۳- سه بعدی معمول

در این روش افزایش دز ۴۷٪ بیشتر از دز تجویزی است (جدول ۲). منحنی های مربوط به دز نشاندهنده غیر یکنواختی شدید دز در محل اتصال میدانها به سمت میدان سوپراکلاو است (شکل ۳). بیشترین عمق، پهنای و همچنین مساحت مشترک مربوط به هم پوشانی میدانها در این تکنیک دیده می شود.

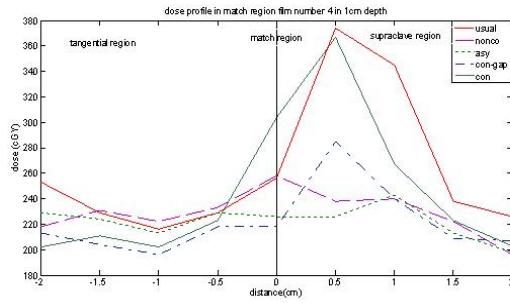
می باشد (جدول ۲). بیشترین پهنای هم پوشانی در عمق ۲ سانتیمتر و در فیلم ۴ اتفاق می افتد که در کل کمترین میزان پهنای هم پوشانی نسبت به دیگر تکنیک ها را دارد (نمودار ۳). بیشترین عمق هم پوشانی در عمق ۳۶ میلیمتری می باشد (نمودار ۱). همچنین مساحت حاصل از هم پوشانی سه میدان در محل اتصال ناچیز است.

۳-۲-۲- سه بعدی غیر هم صفحه

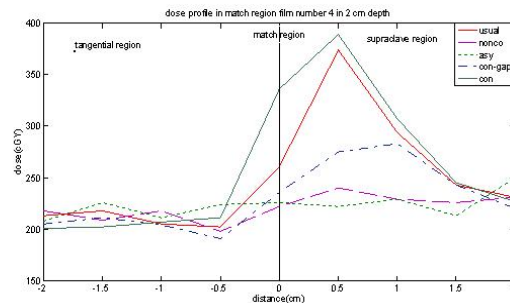
منحنی های مربوط به دز، میزان یکنواختی دز در محل اتصال میدانها را نشان می دهند (شکل ۳). ۱۴٪ افزایش دز نسبت به دز تجویزی در محل اتصال اتفاق می افتد (جدول ۲). بیشترین عمق همپوشانی در ۷۳ میلیمتری



1 Noncoplanar

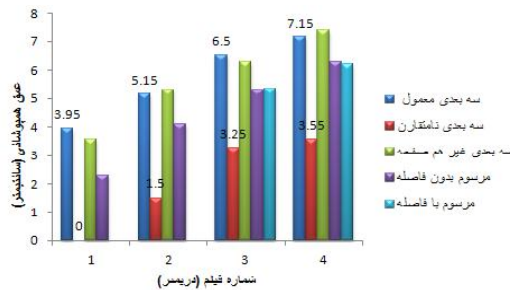


ح

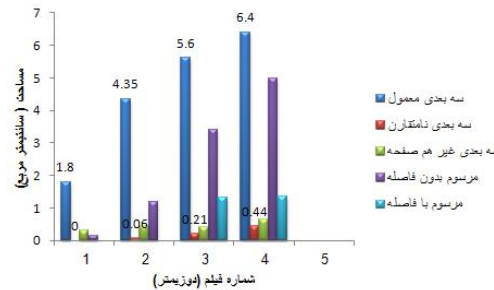


ج

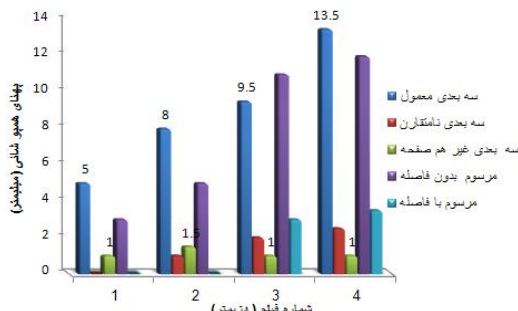
شکل ۳- پروفایل دز در تکنیک های مختلف. الف) فیلم ۱ در عمق ۱ سانتیمتری، ب) فیلم ۲ در عمق ۲ سانتیمتری، پ) فیلم ۳ در عمق ۳ سانتیمتری، ت) فیلم ۴ در عمق ۴ سانتیمتری، ج) فیلم ۵ در عمق ۵ سانتیمتری، د) فیلم ۶ در عمق ۶ سانتیمتری، ه) فیلم ۷ در عمق ۷ سانتیمتری، ز) فیلم ۸ در عمق ۸ سانتیمتری، ح) فیلم ۹ در عمق ۹ سانتیمتری، ط) فیلم ۱۰ در عمق ۱۰ سانتیمتری



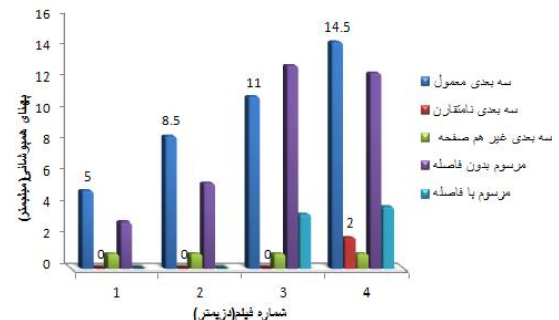
نمودار ۲- سطح مشترک همپوشانی سه میدان



نمودار ۱- عمق حاصل از همپوشانی سه میدان



نمودار ۴- پهنای همپوشانی در عمق ۱ سانتیمتری



نمودار ۳- پهنای همپوشانی در عمق ۲ سانتیمتری

جدول ۲- اختلاف دز اندازه گیری شده با فیلم EBT نسبت به دز تجویزی در برنامه طراحی درمان سه بعدی Rt Dose Plan

شماره تکنیک	تکنیک ها	افزایش دز نسبت به دز تجویزی	افت دز نسبت به دز تجویزی
۱	سه بعدی معمول	٪۴۷	۰
۲	سه بعدی نامتقارن	٪۹	٪۴
۳	سه بعدی غیر هم صفحه	٪۱۴	۰
۴	مرسوم بدون فاصله	٪۵۵	۰
۵	مرسوم با فاصله	٪۱۱	٪۳۱

درمان در محل اتصال یعنی در مرز تحتانی میدان کلاویکل اتفاق می افتد. بعد از محل اتصال بیشترین میزان اختلاف دز در میدان سوپراکلاو نزدیک به محل اتصال دیده شده که می تواند مرتبط به وجود اثر نیم سایه روی فیلم باشد.

۴- بحث

در همه فیلم ها بیشترین میزان اختلاف بین دز نقاط اندازه گیری شده با فیلم و دز محاسبه شده در برنامه طراحی

وجود مزایای آن بدلیل وقت گیر بودن آن خصوصا در مراکز درمانی شلوغ پیشنهاد نمی شود.

همانطور که گفته شد جهت بررسی های بیشتر نتایج توسط سیستم طراحی درمان نیز بررسی شد. خطاهایی بین مقادیر اندازه گیری و محاسباتی وجود دارد که می تواند مربوط به تمامی فرایندهای درمانی و طراحی فانوم باشد. یکی از این موارد می تواند محل جایگذاری دزیمترها یا فیلم باشد. چون شمارها دقیقا به اندازه ضخامت فیلم ها نیستند، جهت سهولت در جایگذاری و بیرون آوردن فیلم ها ضخامت شمارها بیشتر از ضخامت فیلم ها است که در صورت زیاد بودن مقدار آن می تواند جایجایی فیلم ها را سبب شود. از طرفی کم بودن ضخامت آن می تواند باعث ایجاد خش در زمان وارد کردن و خارج کردن فیلم از محل شمار گردد که خود باعث ایجاد خطا در مقدار اندازه گیری و افزایش مقدار پیکسل می شود.

همانطور که بیان شد استفاده از فاصله بین میدانها عامل مهمی در توزیع مناسب دز محل اتصال میدانها است که خطر افزایش دز را کاهش می دهد. از طرف دیگر به دلیل کاهش دز در محل اتصال، که می تواند محل وجود تومور باشد، توزیع دز نامناسبی ایجاد کند. بنابراین انتخاب محل فاصله و تنظیم درست محل اتصال میدانها یا انتخاب موقعیت مناسب جهت هموار ساختن قفسه سینه عامل مهمی است که باید توجه شود. بررسی های انجام شده توسط مارچولین و همکارانش در سال ۱۹۹۸ نتایج این مطالعه را تأیید می کند. آنها با استفاده از فاصله ۵ میلیمتر، فاصله صفر و همپوشانی ۵ میلیمتر بین میدانهای سوپراکلاد و و مایل نشان دادند که تنظیم دقیق میدانها در محل اتصال یکی از مهمترین عوامل توزیع دز مناسب در این ناحیه می باشد. [۱۱].

۵- نتیجه گیری

این مطالعه ثابت کرد که فیلم رادیو کرومیک قابلیت منحصر بفرد نمایش توزیع دز به صورت دو بعدی را دارد. قدرت تفکیک مکانی^۱ بالا، عدم وابستگی به نوع انرژی قابل استفاده

از طرفی شیب تند قفسه سینه در محل سوپراکلاد و در نهایت گرادیان نسبتا شدید دز در محل اندازه گیری می تواند عامل آن باشد.

بدلیل اینکه میدانها دقیقا در سطح کنار هم قرار دارند، بیشترین دز در تکنیک مرسوم بدون فاصله اتفاق می افتد. همچنین بیشترین افت دز مربوط به تکنیک مرسوم با فاصله می باشد. ولی در ناحیه افت دز هیچ حجم درمانی وجود ندارد (جدول ۲). روش اجرای مرسوم از روش سه بعدی راحت تر است ولی به دلیل تنظیم جداگانه میدانها و عدم حضور نقطه هم مرکز نیاز به دقت تنظیم بالایی دارد. تکنیک مرسوم بدون فاصله و سه بعدی معمول توزیع دز نامناسبی در محل اتصال ایجاد می کند به نظر می رسد تکنیک سه بعدی معمول هیچ مزیتی در برابر روشهای مرسوم ندارد. همانطور که در نتایج مشاهده شد استفاده از میدانهای متقارن می تواند مشکلات بیشتری را نسبت به میدانهای نامتقارن بوجود آورد. در واقع استفاده از میدانهای نامتقارن یکنواختی بیشتر دز را در محل اتصال میدانها و نتایج دزیمتری خوبی مربوط به عمق، سطح همپوشانی و همچنین اختلاف دز تجویزی با دز اندازه گیری با فیلم را به همراه دارد (نمودار ۲ا). نتیجه بهتر استفاده از میدانهای نامتقارن در طراحی درمان سرطان پستان نسبت به میدانهای متقارن در گزارشی توسط الیزابت ای. در سال ۲۰۰۹ عنوان شده است. در این مطالعه پارامترهای مختلفی در مراکز متفاوت جهت بررسی توزیع دز در محل اتصال میدانهای سوپراکلاد و مایل بررسی شده که در همه مراکز منحنیهای دز یکنواختی مناسب دز را با استفاده از میدانهای نامتقارن نشان داده است [۱۰]. اما استفاده از میدانهای متقارن در کنار پارامترهای دیگر می تواند این مشکلات را تا حدی کاهش دهد. به عنوان مثال در روشهای کانتور دستی در صورت استفاده از فاصله بین میدانها می توان میزان همپوشانی محل دزیمتری را کم کرد یا در مورد تکنیک سه بعدی غیر هم صفحه بدلیل وجود نوع زاویه استفاده شده و چرخش زاویه گانتری به سمت سر بیمار می توان هم پو شانی را با آنکه میدان متقارن استفاده شده کاهش داد. تکنیک سه بعدی غیر هم صفحه با

¹ Resolution

درمانهای مرسوم بدلیل ایجاد هم پوشانی بیشتر در محل اتصال میدانها و عدم اطمینان از پوشش کامل حجم درمان توصیه نمی شود ولی اگر مراکز فاقد امکانات سه بعدی هستند بهتر است از تکنیک مرسوم با فاصله ۵ میلیمتر استفاده گردد. تنظیم پارامترهای مختلف در تکنیکهای سه بعدی از صحت و دقت بالاتری برخوردار بوده و توصیه می شود که این درمان با همکاری تیم کامل درمانی شامل رادیو تراپیست، فیزیسیست و تکنولوژیست صورت گیرد.

۶- تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه دانشجویی مقطع کارشناسی ارشد است، بدینوسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران که حمایت مالی این تحقیق را به عهده داشته اند تشکر و قدردانی می گردد.

در آب و فانتومهای جامد، عدم نیاز به فرایندهای ظهور و ثبوت آنها را برای اندازه گیری در رادیوتراپی مناسب ساخته است. با توجه به نتایج حاصل در این بررسی درمورد توزیع دز در محل سوپراکلاو و مایل پستانی استفاده آن در زمینه کنترل کیفی نیز توصیه می شود.

در ناحیه اتصال میدانهای سوپراکلاو و مایل در رادیوتراپی پستان تکنیکهای سه بعدی یکنواختی بهتری را نسبت به دیگر تکنیکها نشان می دهند. تکنیک نامتقارن با ایجاد یکنواختی دز در محل اتصال به دلیل کمتر بودن میزان واگرائی میدانها بهترین تکنیک در این بررسی محسوب می شود. تکنیکهای سه بعدی غیر هم صفحه هم نتایج مناسبی را نشان دادند هر چند که بدلیل مشکلات تنظیم بیمار و وقت گیر بودن برای مراکز شلوغ توصیه نمی شود.

منابع

1. 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;33(2):43-8.
2. 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.
3. Edlund T, Gannett D. A single isocenter technique using CT-based planning in the treatment of breast cancer. *Med Dosim.* 1999;24(4):239-45.
4. 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;17(2):76-84.
5. Siddon RL, Buck BA, Harris JR, Svensson GK. Three-field technique for breast irradiation using tangential field corner blocks. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1983;9(4):583-8.
6. International Commission on Radiation Units and Measurements, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement ICRU Report 44, 1989
7. Nihei K, Mitsumori M, Ishigaki T, Fujishiro S, Kokubo M, Nagata Y, et al. Determination optimal radiation energy for different breast size using CT-simulator in tangential breast irradiation. *Breast Cancer.* 2000;7(3):231-6.
8. ISP Dosimetry: GAFCHROMIC EBT Dosimetry Film. Gafchromic EBT self-developing film for radiotherapy dosimetry. Available from: http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf. Accessed Nov 20, 2011.
9. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *American Association of Physicists in Medicine. Med Phys.* 1998;25(11):2093-115.
10. Miles EA, Venables K, Hoskin PJ, Aird EG; START Trial Management Group. Dosimetry and field matching for radiotherapy to the breast and supraclavicular fossa. *Radiother Oncol.* 2009;91(1):42-8.

11. Idzes MH, Holmberg O, Mijnheer BJ, Huizenga H. Effect of set-up uncertainties on the dose distribution in the match region of supraclavicular and tangential breast fields. *Radiother Oncol.* 1998;46(1):91-8.