مقاله تحقیقاتی

مجله علوم پیراپزشکی و بهداشت نظامی
سال دهم، شماره یکم، تابستان ۱۳۹۴، مسلسل ۱۷

ارائه روش پرتودرمانی تطبیقی جدید تک ایزوسنتریک در پرتودرمانی خارجی دیواره سینه بیماران مستکتومی شده

امین بنایی*[۱]، بیژن هاشمی ملایری[۱]، محسن بخشنده[۲]، حمیدرضا میرزایی[۳]

چکیده

هدف: هدف از این تحقیق ارائه روشی جدید تک ایزوسنتریک و مقایسه این روش با روش دو ایزوسنتریک در پرتودرمانی دیواره سینه بیماران مستکتومی شده با بیم فوتونی ۶ مگاولت و ارائه روشی برای یافتن نقطه مرجع محاسبه دوز در روش تک ایزوسنتریک می‌باشد.

مواد و روش‌ها: ۱۸ بیمار که تحت پرتودرمانی دیواره سینه پس از مستکتومی قرار داشتند، در سیستم طراحی درمان رایانه‌ای به روش‌های دو ایزوسنتریک و تک ایزوسنتریک مورد طراحی درمان قرار گرفتند. پارامترهای دوزیمتریکی مربوط به بافت هدف و اندام‌های بحرانی برای این روش‌ها به دست آمده و با یکدیگر مقایسه شدند. برای یافتن نقطه مرجع محاسبه دوز در طراحی درمان‌های تک ایزوسنتریک، بافت هدف به ۹ منطقه تقسیم‌بندی شد و ۱۷ نقطه در مرکز این نواحی و مرزهای نواحی به عنوان نامزدهای نقطه محاسبه دوز، دزیمتری شدند. پس از یافتن نقطه محاسبه دوز در درمان تک ایزوسنتریک، محاسبات دزیمتری مربوط به بیماران برای هر دو روش تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک انجام شد.

یافته‌ها: مؤلفه عرضی نقطه محاسبه دوز در یک‌سوم فاصله میان مرکز هندسی و بردر عرضی دیواره سینه در جهت عرضی به سمت بردر خارجی قرار داشت. مؤلفه طولی این نقطه با مؤلفه طولی مرکز هندسی دیواره سینه برابر بود و در عمق ۲ تا ۳ سانتیمتر زیر پوست بیمار پیدا شد. توزیع دوز میان دو روش تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک برای اندام‌های بحرانی و حجم ناحیه‌ای از هدف که با دوز ۹۵ ٪ پوشش داده می‌شود، تفاوت معناداری نداشت. اگرچه تفاوت معناداری برای پوشش ۱۰۵٪ از دوز تجویزشده و بیشینه دوز رسیده به بافت هدف وجود داشت که روش تک ایزوسنتریک مقادیر کمتری را نشان می‌دهد.

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج، به دلیل تنظیم مناسب میدان‌ها و عدم همپوشانی میدان‌ها در روش تک ایزوسنتریک انتظار می‌رود که نقاط داغ و سرد و نواحی با دوز بیش از حد مجاز کمتری مشاهده شود. که نتایج نیز همین را نشان می‌دهند. نقطه محاسبه دوز نیز در روش تک ایزوسنتریک به این دلیل به سمت کناره‌ها کشیده می‌شود که در ناحیه زیر بغل بیماران حجم بافت دیواره سینه افزایش می‌یابد. از روش تک ایزوسنتریک جدید ارائه شده در این مطالعه می‌توان برای طراحی درمان مناسب‌تر در پرتودرمانی دیواره سینه بیماران مستکتومی شده، به جای سایر روشهای معمول استفاده نمود.

کلمات کلیدی: سرطان پستان، طراحی درمان در پرتودرمانی، روش تک ایزوسنتریک، روش دو ایزوسنتریک، دزیمتری

مقدمه

مهم‌ترین روش در پرتودرمانی پستان استفاده از پرتودرمانی با بیم فوتونی خارجی است. دلیل پرتودرمانی پس از مستکتومی و لامپتکتومی، افزایش شانس نگهداری و حفاظت از پستان و جلوگیری از بازگشت دوباره سرطان در ناحیه قفسه سینه، پوست، زخم ناحیه مستکتومی و غدد پیرامون آن ناحیه شامل غدد جانبی

۱ـ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (*نویسنده مسئول)
تلفن: ۰۹۳۷۲۲۶۸۳۹۵ پست الکترونیک: amin.banaii@modares.ac.ir
۲ـ گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۳ـ گروه انکولوژی پرتویی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]

(Axillary nodes) ، غدد بالای قفسه سینه (Supraclavicular nodes) و غدد درونی پستان (Internal mammary nodes) و افزایش طول عمر است (۱).

به طور معمول دو روش در پرتودرمانی کانفرمال ۳ بعدی پستان مستکتومی شده استفاده می‌شود، روش تک ایزوسنتریک و روش دو ایزوسنتریک. در روش تک ایزوسنتریک به دلیل قرارگیری نقطه ایزوسنتر در زیر لبه فک‌های کولیماتور، نمی‌توان مانند روش‌های غیر تک ایزوسنتریک دوز را به نقاط ایزوسنتر نرمالیزه نمود و یکی از مشکلات روش تک ایزوسنتریک پیدا نمودن نقطه‌ای برای محاسبه دوز می‌باشد که یکنواختی دوز در بافت هدف را تأمین کند. در مطالعه‌ای (۲)، برای یافتن نقطه محاسبه دوز در روش پرتودرمانی پستان با پرتو فوتونی ۶ مگاولتی، بیمار در حالی که دستش بالای سرش قرار دارد بر پشت خوابیده و میدان‌های مماسی و سوپراکلاو مشخص می‌شوند. ایزوسنتر کاذب بر روی خط عمودی برست، جایی که محور مرکزی با خط عمودی برخورد می‌کند و در صفحه میانی طولی جای می‌گیرد. مکان ایزوسنتر کاذب توسط عرض میدان تعیین می‌شود که ۱,۵ تا ۲ سانتیمتر زیر امتداد جلویی پستان یا قفسه سینه انتخاب می‌گردد. در این مقاله عنوان شده است که تکنولوژیست، تار موی وسط دوربین میدان نوری را در وسط خط میانی پستان قرار می‌دهد، پس از تنظیم SSD در ۱۰۰ سانتی‌متری، تخت بیمار به صورت عرضی جابجا می‌شود تا ایزوسنتر کاذب دقیقاً در صفحه عمودی قرار بگیرد. به این صورت ایزوسنتر کاذب تعیین می‌شود. برای تعیین ایزوسنتر واقعی گام نهایی جابجایی تخت به صورت طولی است که تار موی وسط دوربین بر روی مچ لاین قرار داده می‌شود. این نقطه نیز به عنوان ایزوسنتر حقیقی تعیین می‌شود و SSD نیز در این نقطه اندازه‌گیری می‌شود.

در مقاله دیگری که (۳)، در روش پرتودرمانی تک ایزوسنتریک پستان با ۲ میدان مماسی و یک میدان سوپراکلاو با پرتوهای فوتونی ۶ مگاولتی برای مکان نقطه محاسبه دوز عنوان شده است که نقطه محاسبه دوز در صفحه مرکزی پستان در جایی که ممکن است برای طراحی درمان دو میدان مماسی ایزوسنتر واقعی آنجا قرار بگیرد، نقطه محاسبه دوز در آنجا قرار می‌گیرد. سپس ایزوسنتر واقعی در همان مختصاتی که ایزوسنتر کاذب (نقطه محاسبه دوز) به جز مؤلفه y (در راستای بالا به پایین) قرار می‌گیرد. در این مقاله عنوان شده است که چنانچه مختصات نقاط محاسبه دوز و ایزوسنتر به جز y یکی باشد، برای به دست آوردن توزیع دوز و طراحی درمان مناسب، سودمند خواهد بود.

در مقاله‌ای دیگر توسط Victor Hernandez و دیگران چندین روش طراحی درمان برای تابش‌دهی به نخاع جمجمه‌ای و تابش‌دهی به پستان بررسی شده‌اند. در روشی برای تابش‌دهی به پستان و ناحیه سوپراکلاو با نیم میدان، روشی مانند روش تک ایزوسنتریک ۳ میدانه عنوان شده است که روابطی برای یافتن زوایای گانتری، تخت و کولیماتور برای میدان‌های مماسی در صورتی که ایزوسنترها فرض شده باشند و روابطی برای یافتن ایزوسنتر در صورتی که میزان بازشدگی میدان ثابت فرض شود، عنوان شده است. در این روش میدان سوپراکلاو به صورت نیم بیم می‌باشد که در جهت z بدون واگرایی خواهد بود. صفحه مچ میان میدان‌ها یک صفحه عمود بر بیمار می‌باشد. زوایای تخت و کولیماتور صفر فرض می‌شوند و گانتری نیز به دلیل جلوگیری از تابش‌دهی به نخاع اندکی زاویه داده می‌شود.

در رابطه با مقایسه توزیع دوز میان دو روش تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک در مقاله‌ای (۴) ۳۰ بیمار برای سرطان پستان از Supraclavicular Fossa تابش‌دهی شده‌اند. هر بیمار با ۲ تکنیک روش سازگار شده سنتی (Traditional Matching Technique) (TMT) و روش تک ایزوسنتریک (Mono Isocentric Technique) (MIT) با یکدیگر مقایسه شدند. در TMT میدان مماسی در SAD و میدان بالای ترقوه در SSD درمان می‌شوند. تکنیک‌ها با توجه به DVH ها با در نظر گرفتن همگنی دوز در حجم هدف و دوزهای اندام‌های بحرانی با یکدیگر مقایسه می‌شوند. به دلیل برخورد و همپوشانی میدان‌ها در روش سنتی و در نواحی اتصال میدان‌ها، دوز رسیده در این مناطق از دوز ۱۰۰٪ بیشتر بوده و نقاط داغ (Hot Spot) و در برخی نواحی نیز که در تومور قرار می‌گیرد و دوز باید بالای ۹۵٪ باشد کمتر از ۹۵٪ شده و نقاط سرد (Cold Spot) به وجود می‌آیند. با کاربرد تکنیک تک ایزوسنتریک علاوه بر حذف نواحی همپوشانی میدان‌ها با همدیگر و حذف نقاط داغ و سرد در این نواحی باعث کاهش دوز رسیده به اندام‌های بحرانی و بافت‌های نرمال می‌شود (۴).

نکته‌ای که قابل توجه است این است که در هیچ یک از تحقیق‌های گذشته روشی برای یافتن نقطه محاسبه دوز در بیمارانی که مستکتومی

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]

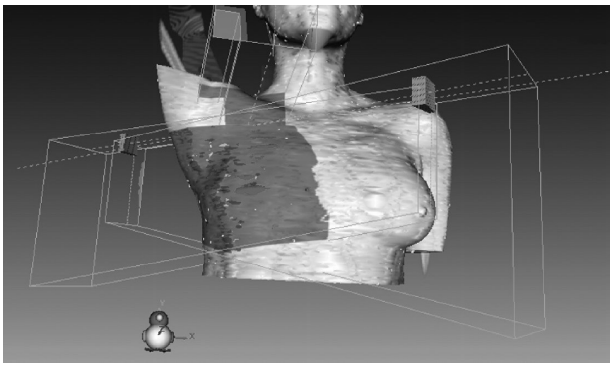
داشته‌اند، ارائه نشده است. با این که از نظر آناتومیکی شباهت بیشتری میان بیمارانی که مستکتومی داشته‌اند وجود دارد.

در روش‌های تک ایزوسنتریک با توجه به انجام محاسبات نسبت به یک ایزوسنتر، میدان‌ها به درستی تنظیم شده و نواحی اتصال و همپوشانی میان میدان‌ها صورت نمی‌پذیرد، انتظار می‌رود که در این نواحی شاهد نقاط داغ و سرد نباشیم. در روش‌های غیر تک ایزوسنتریک مطالعات انجام شده نشان می‌دهند (۹-۴,۶) که در نواحی اتصال میدان‌ها شاهد ایجاد نقاط دزیمتریکی داغ و سرد می‌باشیم. علاوه بر این روش تک ایزوسنتریک تکنیک درمانی‌ای است که اخیراً مورد توجه بیشتری قرار گرفته است و مطالعات کافی در خصوص آن انجام نشده است و نیازمند بررسی‌های بیشتر از دیدگاه دزیمتریکی برای برآورده ساختن توزیع دوز درمانی مناسب برای درمان و همچنین دوز رسیده به اندام‌های بحرانی و بافت‌های نرمال در مقایسه با روش‌های سنتی و کانفرمال معمول چند ایزوسنتریک می‌باشد. بنا بر این برای پرتودرمانی سرطان پستان با بیم فوتونی خارجی از دیدگاه تعداد ایزوسنترها، نیاز به مقایسه روش تک ایزوسنتریک و روش‌های دو یا چند ایزوسنتریک می‌باشد.

مواد و روش‌ها

۱۸ بیمار در بازه سنی ۳۴ تا ۶۹ سال با میانگین سنی ۵۲,۳ که مستکتومی داشته‌اند بررسی شده‌اند. نتایج بر اساس آزمون‌های آماری پارامتریک برای بیماران در سطح اطمینان ۹۵ درصد برآورد شدند.

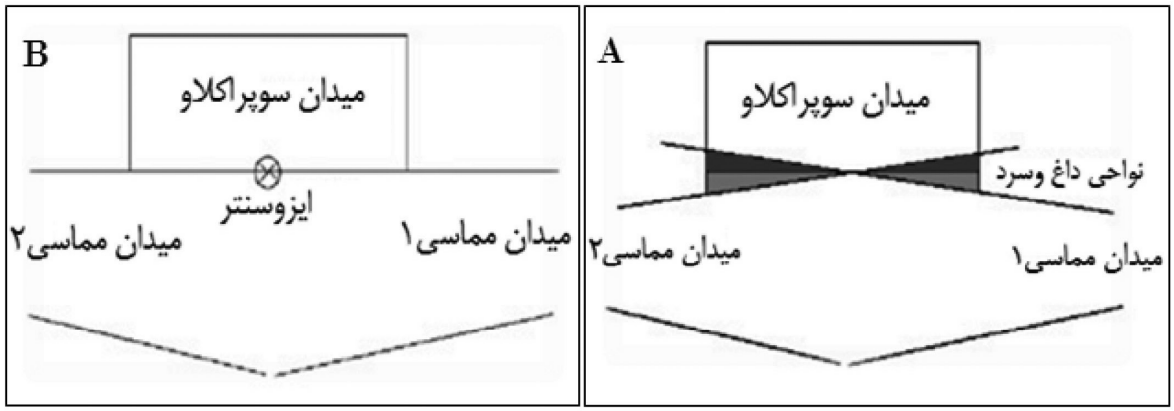
الف) طراحی درمان رایانه‌ای: سیستم طراحی درمان رایانه‌ای ساخت شرکت DOSIsoft فرانسه می‌باشد الگوریتم مورد استفاده



شکل ۱- نمونه از طراحی درمان انجام شده بر روی یک بیمار با روش تک ایزوسنتریک

برای محاسبات دزیمتری الگوریتم Collapse Cone می‌باشد. پرتوهای فوتونی ۶ تا ۱۵ مگاولت برای چگالی بافت‌های مختلف مانند شش و استخوان با یکدیگر مقایسه شدند.. بهترین تطابق با مونت‌کارلو را الگوریتم CC نشان داد که از الگوریتم AAA هم تطابق بهتری را داشت.

بیماران بر پشت خوابیده و دست در سمت پستان مورد درمان را بالا نگاه می‌دارند که معمولاً از برست برد برای ثابت نگاه داشتن بیمار بهره برده می‌شود. سپس توسط سیمولاتور CT از آن‌ها تصاویر با رزولوشن عرضی ۱ میلی‌متر گرفته می‌شود و این تصاویر با فرمت DICOM به سیستم طراحی درمان رایانه‌ای داده می‌شود. ابتدا طراحی درمان دو ایزوسنتریک کانفرمال با وج برای بیماران، معمولاً با دو میدان مماسی که به دیواره سینه تابش‌دهی می‌کند و یک میدان سوپراکلاو که به غدد لنفاوی سطح‌های ۱، ۲و۳ تابش‌دهی می‌کند در نظر گرفته می‌شوند. معمولاً برای میدان‌های مماسی یک ایزوسنتر و برای میدان سوپراکلاو ایزوسنتر دیگری در نظر گرفته می‌شود. ناحیه همپوشانی میان میدان‌های مماسی و میدان سوپراکلاو باعث



شکل ۲- میدان‌های درمانی روش دو ایزوسنتریک (A) و روش تک ایزوسنتریک (B)

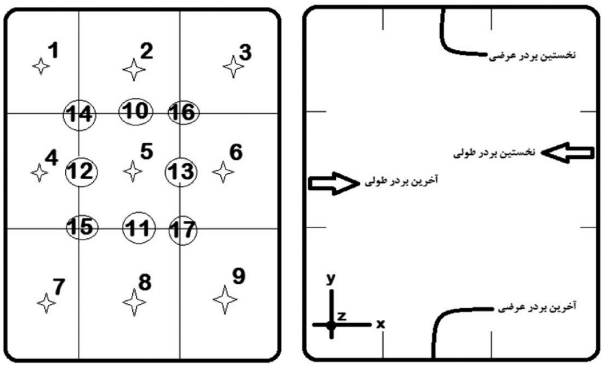
[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]

به وجود آمدن نواحی با دوز بیشتر یا کمتر از حد مجاز می‌شود. برای طراحی درمان به روش تک ایزوسنتریک، نقطه ایزوسنتر را در انتهای بالایی دیواره سینه قرار داده و میدان‌های مماسی و سوپراکلاو را با این ایزوسنتر تنظیم می‌شوند، هنگام تنظیم میدان‌های مماسی، نیمه بالایی از میدان را توسط فک‌های کولیماتور می‌بندیم، و هنگام تنظیم میدان سوپراکلاو، نیمه پایینی از میدان را توسط فک‌های کولیماتور می‌بندیم. به این ترتیب میان میدان‌های مماسی و سوپراکلاو همپوشانی به وجود نمی‌آید. شکل زیر بیانگر این موضوع است.

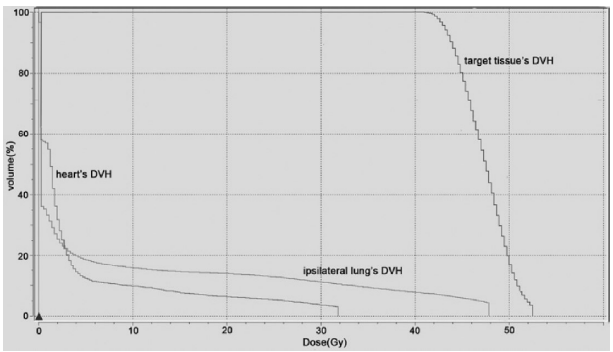
ب) یافتن نقطه محاسبه دوز در روش تک ایزوسنتریک: قفسه سینه را به ۹ ناحیه مانند شکل۳ تقسیم نموده و پس از انجام طراحی درمان، نقطه محاسبه دوز درون مرکز هر یک از این نواحی و نواحی مرزی با ناحیه مرکزی (نواحی مرزی خارجی به این دلیل بررسی نشدند چرا که اگر نقطه محاسبه دوز در این مناطق قرار داده شود، نواحی دیگر از نقطه محاسبه دوز بسیار دور شده و بنابراین در آن نواحی دوز بیش از حد مجاز خواهیم داشت) با عمق میان ۲ تا ۳ سانتی‌متر بسته به ضخامت ناحیه مورد نظر قرار داده شد. به دلیل بهتر شدن توزیع دوز در نقاط مرزی میان این نواحی، ۴ نقطه دیگر میان مرزهای ناحیه مرکزی با نواحی دیگر نیز بررسی شدند. برای یافتن این نقاط ابتدا مختصات طولی (y) اولین بردر عرضی به دست آورده شده و مختصات طولی آخرین بردر عرضی نیز مشخص می‌شود.

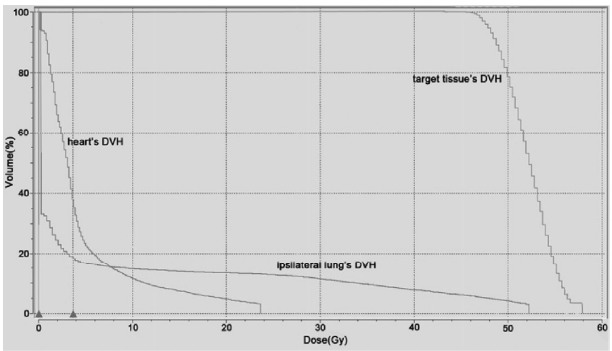
سپس فاصله میان این دو بردر تعیین شده و تقسیم بر دو میگردد. برای بردرهای طولی نیز مختصات x اولین و آخرین نقطه پیدا شده، تقسیم بر دو میگردد. مختصات به دست آمده توسط این دو نقطه، نقطه ۵ را خواهد داد. فاصله‌های عرضی و طولی میان این نقطه و بردرهای مرزی را تقسیم بر ۳ نموده و بنابراین مختصات تمامی نقاط دیگر به دست خواهد آمد. برای میدان سوپراکلاو نقطه محاسبه دوز در جایی قرار می‌گیرد که ایزوسنتر میدان سوپراکلاو در طراحی درمان غیر تک ایزوسنتریک در آنجا قرار می‌گیرد، البته باید توجه داشت که نقطه محاسبه دوز نباید زیر شیلد، درون استخوان یا درون شش جای گیرد. در این موارد باید سعی شود نقطه محاسبه دوز در مرکز فضای باز میدان با عمق حدود ۳ سانتی‌متر قرار گیرد.

ج) پارامترهای دوزیمتریکی: برخی از پارامترهای دوزیمتریکی مورد بررسی در این تحقیق که برای بررسی توزیع دوز استفاده شدند، از هیستوگرام حجمی دوز (DVH) به دست آمدند. این پارامترها شامل V۹۵٪ (درصدی از حجم بافت هدف که با ۹۵٪ دوز تجویزشده یا بیشتر تابش‌دهی شده است)، V۱۰۵٪ (درصدی از حجم بافت هدف که با ۱۰۵٪ دوز تجویزشده یا بیشتر تابش‌دهی شده است)، V۲۰ و V۳۰ (درصدی از حجم شش همسو با بافت هدف که به ترتیب دوزی برابر با ۲۰گری و ۳۰ گری دریافت کرده‌اند) و در نهایت V۱۰ و V۴۰ (درصدی از حجم قلب همسو با بافت هدف که به ترتیب دوزی برابر با ۱۰گری و ۴۰ گری دریافت کرده‌اند).



شکل۳- نحوه تقسیم‌بندی قفسه سینه بیماران





شکل ۴- نمونه از DVH بافت هدف و ارگانهای تحت ریسک برای یک بیمار با روش پرتودرمانی تک ایزوسنتریک (الف) و روش دو ایزوسنتریک (ب)

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]

همچنین دوز میانگین رسیده به شش، قلب و غدد لنفاوی سطح۲ نیز مورد بررسی قرار گرفتند. شکل زیر نمونه‌ای از نمودارهای DVH را برای بافت هدف و ارگان تحت ریسک را برای یکی از بیماران با هر دو روش پرتودرمانی تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک نشان می‌دهد.

د) تحلیل آماری: آزمون‌های آماری مربوطه توسط نرم‌افزار SPSS ویرایش۱۶ انجام شدند. نخست برای ارزیابی نرمال بودن توزیع داده‌ها، آزمون غیر پارامتریک کولموگرئف–اسمیرنف انجام شد. سپس آزمون آماری جفت شده t-test برای ارزیابی وجود یا عدم وجود اختلافات معنی‌دار میان نتایج دو روش تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک برای هر پارامتر دوزیمتریکی انجام شد.

یافته‌ها

الف) نقطه مرجع محاسبه دوز: بنابر نکات بیان شده در قسمت پیش در بیمارانی که پستان سمت راست آنان مستکتومی شده است، نقطه ۱۳ کاندیدای مناسبی برای نقطه محاسبه دوز به شمار می‌رود. در بیمارانی که پستان سمت چپ آن‌ها مستکتومی شده است، نقطه ۱۲ کاندیدای مناسبی برای نقطه محاسبه دوز به شمار می‌آید. بنابر این می‌توان چنین نتیجه گرفت که مؤلفه عرضی نقطه محاسبه دوز در یک‌سوم فاصله میان مرکز هندسی و بردر عرضی دیواره سینه در جهت عرضی به سمت بردر خارجی قرار داشت. مؤلفه طولی این نقطه با مؤلفه طولی مرکز هندسی دیواره سینه برابر بود و در عمق ۲ تا ۳ سانتیمتر زیر پوست بیمار پیدا شد.

نتایج به دست آمده از آزمون کولوگوروف–اسمیرنوف نشان داد که همه پارامترهای دزیمتری با بازه اطمینان ۹۵٪ از توزیع نرمال پیروی می‌کنند بنابراین می‌توان از آزمون‌های آماری پارامتریک برای بررسی داده‌ها استفاده کرد.

جدول زیر نتایج آزمون آماریای را که بر روی ۲ روش مورد بررسی در این مطالعه انجام شده است را نشان می‌دهد. آزمون آماری مورد استفاده آزمون Paired sample t-test با $p<0/05$ بود. چنانچه مقدار Sig کمتر از ۰/۰۵ باشد، تفاوت میان دو روش برای پارامتر مورد نظر معنی‌دار خواهد بود.

جدول ۲ مقدار میانگین و بازه مقادیر پارامترهای دزیمتریکی به دست آمده از دو روش طراحی درمان تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک را نشان می‌دهد. با توجه به جدول‌های ۱ و ۲، می‌توان گفت بیشتر پارامترهای دوزیمتریکی میان دو روش طراحی درمان، اختلاف معنی‌داری را نشان نمی‌دهند. تنها پارامترهای « دوز بیشینه در نواحی اتصال میدان‌ها» و «۷٪۱۰۵ » در روش تک ایزوسنتریک مقادیر کمتری را نشان می‌دهند.

بحث و نتیجه‌گیری

میدان‌های تابشی به بیمار در روش تک ایزوسنتریک و غیر تک ایزوسنتریک برای حالتی که بیمار بر پشت خوابیده است و قبلاً تحت جراحی مستکتومی قرار گرفته است، شبیه به هم است و

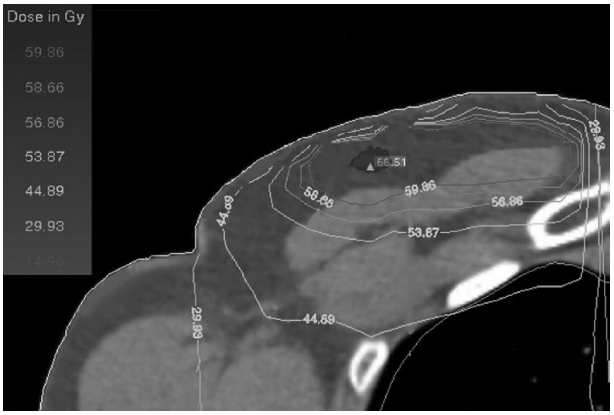
جدول ۱- نتایج به دست آمده از آزمون آماری

پارامتر دوزیمتریکی	مقدار sig	میانگین اختلاف	انحراف استاندارد	خطای استاندارد (میانگین)
V_{20}	۰/۶۹	-۰/۷۶(٪)	۵/۴۸(٪)	۲/۹۱(٪)
V_{30}	۰/۲۵	-۱/۷۷(٪)	۵/۶۸(٪)	۳/۳۹(٪)
$V_{95\%}$	۰/۹۹	۰/۰۱(٪)	۶/۳۲(٪)	۴/۹۸(٪)
$V_{105\%}$	۰/۰۰	-۱/۶۳(٪)	۸/۹۳(٪)	۲/۱۱(٪)
دوز میانگین ریه	۰/۳۴	۰/۶۴(Gy)	۲/۸۱(Gy)	۰/۶۶(Gy)
دوز میانگین قلب	۰/۳۶	۰/۲۹(Gy)	۱/۳۳(Gy)	۰/۳۱(Gy)
V_{10}	۰/۲۱	۹/۴۱(٪)	۵/۶۶(٪)	۱/۴۴(٪)
V_{40}	۰/۸۶	-۰/۲۲(٪)	۴/۰۱(٪)	۱/۲۶(٪)
دوز میانگین قلب	۰/۲۸	۰/۶۳(Gy)	۷/۳۶(Gy)	۰/۵۵(Gy)
دوز بیشینه در نواحی اتصال میدان‌ها	۰/۰۰	-۹/۸۶(Gy)	۴/۸۸(Gy)	۱/۱۵(Gy)

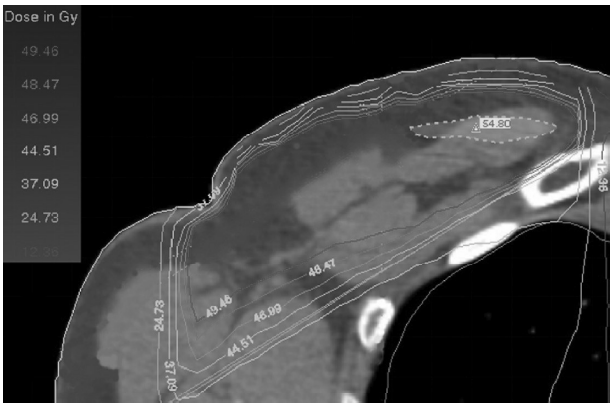
[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]

جدول ۲- میانگین و بازه مقادیر محاسبه شده برای پارامترهای دوزیمتریکی به دست آمده از روش تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک

پارامتر دوزیمتریکی	روش تک ایزوسنتریک		روش دو ایزوسنتریک	
	میانگین	بازه مقادیر	میانگین	بازه مقادیر
$V_{۲۰}$(٪)	۲۶/۶	۱۹/۹ — ۳۱/۸	۲۷/۲	۲۰/۴ — ۳۷
$V_{۳۰}$(٪)	۲۲/۹	۱۴/۳ — ۳۴/۱	۲۴/۶	۱۵ – ۳۴/۸
$V_{۹۵٪}$(٪)	۸۱/۳	۷۰–۹۲/۳	۸۱/۳	۶۵–۹۳
$V_{۱۰۵٪}$(٪)	۸/۸	۰/۰–۲۲/۱	۱۹/۵	۰/۰–۴۹/۸
دوز میانگین ریه(Gy)	۱۳/۰	۹/۲–۱۹/۳	۱۳/۷	۹–۱۹/۴
$V_{۱۰}$(٪)	۱۱/۵	۵/۱–۱۸/۹	۹/۶	۰/۰–۱۷/۹
$V_{۴۰}$(٪)	۵/۱	۳/۲–۱۴/۲	۵/۳	۰/۰–۱۳/۵
دوز میانگین قلب(Gy)	۳/۵	۰/۶–۷/۰	۳/۲	۰/۶–۶/۸
دوز بیشینه در نواحی اتصال میدان‌ها(Gy)	۵۲/۷	۴۸/۹–۶۰/۱	۶۲/۵	۵۶/۸–۷۷/۲



شکل ۵- نمونه‌ای از توزیع دوز به دست آمده با روش دو ایزوسنتریک در صفحه transverse، جایی که میدان‌های مماسی و سوپراکلاو با یکدیگر همپوشانی می‌کنند.



شکل ۶- نمونه‌ای از توزیع دوز به دست آمده با روش تک ایزوسنتریک در صفحه transverse، جایی که میدان‌های مماسی و سوپراکلاو با یکدیگر برخورد می‌کنند.

تفاوت در نواحی اتصال میدان‌ها، زوایای کولیماتور و تخت بیمار است، بنابر این انتظار بر این بود که تفاوت معناداری در میزان پوشش ناحیه هدف با دوز ۹۵٪ و بیشتر وجود نداشته باشد. در مقاله‌ای که توسط Assaoui F و دیگران نگاشته شده (۴)، خاطر نشان شده است که پوشش دوز ۹۵٪ تقریباً در روش‌های تک ایزوسنتریک و روش‌های سنتی یکسان میباشد.

با توجه به اینکه برای روش تک ایزوسنتریک در ناحیه اتصال میدان‌های مماسی و سوپراکلاو، میدان‌ها به خوبی با یکدیگر سازگار شده و به دلیل استفاده از نیم بیم، برای میدان‌های مماسی و میدان سوپراکلاو، واگرایی در ناحیه اتصال میدان‌ها از میان میرود، اما در روش دو ایزوسنتریک به دلیل استفاده از میدان‌های کامل برای میدان‌های مماسی و سوپراکلاو، ناحیه اتصال این میدان‌ها به خوبی نمی‌تواند تنظیم شود و به دلیل واگرایی میدان‌ها در این ناحیه به ناچار شاهد همپوشانی میدان‌ها و فرورفتن میدان‌ها در یکدیگر خواهیم بود، بنا براین در این ناحیه شاهد مناطقی هستیم که دوز بیشتر از حد مجاز را دریافت میکنند. نتایج نیز تفاوت معنی‌دار پوشش دوز ۱۰۵٪ و بیشتر میان روش‌های تک ایزوسنتریک و غیر تک ایزوسنتریک را نشان میدهند که پوشش دوز ۱۰۵٪ و بیشتر برای روش غیر تک ایزوسنتریک به مراتب بیش از روش تک ایزوسنتریک است. تحقیقات قبلی نیز همین موضوع را بیان نموده‌اند (۱۳–۳،۱۰).

به دلیل بیان شده در بحث پوشش دوز ۱۰۵٪ در بافت هدف، انتظار

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]

بر این است که بیشینه دوز در نواحی اتصال میدان‌ها نیز برای روش غیر تک ایزوسنتریک به صورت معناداری بیش از روش تک ایزوسنتریک باشد. در چند تحقیق انجام شده نیز به همین موضوع اشاره شده است (۲،۴،۱۰).

علی رغم اینکه در روش‌های غیر تک ایزوسنتریک به دلیل عدم سازگاری مناسب میان میدان‌های درمانی، دوز بیش از اندازه در نواحی اتصال میدان‌ها به وجود میآید، و بنابر این چنانچه بخشی از شش یا قلب در زیر این ناحیه قرار بگیرد، ممکن است دوز زیادی دریافت کند، اما در روش تک ایزوسنتریک برای جلوگیری از عدم واگرایی میدان‌ها در نواحی اتصال میدان‌ها، نمی‌توان کولیماتور یا تخت را برای میدان‌های درمانی به اندازههای دلخواه و مناسب زاویه داد، چرا که باعث واگرایی در نواحی اتصال میدان‌ها میشود. به همین دلیل، برای دیواره‌های سینه در برخی بیماران که زاویه‌دار هستند، ممکن است بخشی از شش نیز در میدان درمانی قرار بگیرد که نیاز است با بلوک شیلد گردد. همین امر باعث می‌شود که توزیع دوزها در شش و قلب میان دو روش تک ایزوسنتریک و غیر تک ایزوسنتریک با یکدیگر در پارامترهای انتخاب شده، تفاوت معناداری پیدا نکند.

توزیع دوز به دست آمده برای قلب و شش با روش تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک تفاوت معنی‌داری را با یکدیگر نشان نمی‌دهند. به علاوه پوشش دوز ۹۵٪ برای بافت هدف نیز در روش‌های تک ایزوسنتریک و دو ایزوسنتریک با یکدیگر مشابه می‌باشد. اما پوشش دوز ۱۰۵٪ و ماکزیمم دوز رسیده در بافت هدف در روش تک ایزوسنتریک کمتر بوده و به مقادیر تجویزشده بالینی نزدیک‌تر است. بنابراین پیشنهاد می‌شود (۱۳) که برای دستیابی به پرتودرمانی تطبیقی مناسب‌تر برای بیماران مستکتومی شده، از روش تک ایزوسنتریک توسعه یافتهای که در این مطالعه ارائه شده بود به جای روش دو ایزوسنتریک و سایر روش‌های پرتودرمانی سنتی استفاده شود.

References

1- Khan FM, Potish RA, Khan, Potish. Treatment planning in radiation oncology [Internet]. Lippincott Williams & Wilkins; 2007 [cited 2012 Dec 2]. Available from: http: //www.lavoisier.fr/livre/notice.asp?id=OLSWRLASAKROWP

2- Marshall MG. Three-field isocentric breast irradiation using asymmetric jaws and a tilt board. Radiotherapy and Oncology. 1993;28 (3): 228–32.

3- Teresa Edlund, Gannett D. a single isocentric technique using ct-based planning in the treatment of breast cancer. Medical Dosimetry. 1999;24: 239–45.

4- Toulba A AF. Mono-Isocentric Technique in the Breast Cancer and Organ at Risk Tolerance. J Nucl Med Radiat Ther. 2012;

5- Basran PS, Zavgorodni S, Berrang T, Olivotto IA, Beckham W. The impact of dose calculation algorithms on partial and whole breast radiation treatment plans. Radiation Oncology. 2010;5 (1): 120.

6- Pignol JP, Keller BM, Ravi A. Doses to internal organs for various breast radiation techniques- implications on the risk of secondary cancers and cardiomyopathy. Radiation Oncology [Internet]. 2011 [cited 2012 Dec 2];6 (5). Available from: http: //www.biomedcentral.com/content/pdf/1748-717X-6-5.pdf

7- Campana F, Kirova YM, Rosenwald JC, Dendale R, Vilcoq JR, Dreyfus H, et al. Breast radiotherapy in the lateral decubitus position: A technique to prevent lung and heart irradiation. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 2005;61 (5): 1348–54.

8- Hepel JT, Evans SB, Hiatt JR, Price LL, DiPetrillo T, Wazer DE, et al. Planning the breast boost: comparison of three techniques and evolution of tumor bed during treatment. International journal of radiation oncology, biology, physics. 2009;74 (2): 458–63.

9- Chakarova R, Gustafsson M, Bäck A, Drugge N, Palm \ AA, Lindberg A, et al. Superficial dose distribution in breast for tangential radiation treatment, Monte Carlo evaluation of Eclipse algorithms in case of phantom and patient geometries. Radiotherapy and Oncology. 2012;102 (1): 102–7.

10- Yavetz D, Corn BW, Matceyevsky D, Ben-Josef R, Soyfer V, Bershtein I, et al. Improved Treatment of the Breast and Supraclavicular Fossa Based on a Simple Geometrical Principle. Medical Dosimetry. 2012;36 (4): 434–9.

11- Marshall MG. Three-field isocentric breast irradiation using asymmetric jaws and a tilt board. Radiotherapy and Oncology. 1993;28 (3): 228–32.

12- Hernandez V, Arenas M, Pons F, Sempau J. Clinical applications of geometrical field matching in radiotherapy based on a new analytical solution. Medical Dosimetry. 2011;36 (2): 160–5.

13- Banaei A, Hashemi B, Bakhshandeh M. Comparing the monoisocentric and dual isocentric techniques in chest wall radiotherapy of mastectomy patients. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2015;16 (1): 130-138.

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]

Introducing a New Conformal Mono-Isocentric Technique in the Chest Wall External Radiotherapy for the Mastectomy Patients

Amin. Banaei*[1], Bijan Hashemi[1], Mohsen Bakhshandeh[2], Hamidreza Mirzaei[3]

Abstract

Introduction: The aim of this study is introducing a new Mono-Isocentric Technique (MIT) for external radiotherapy of the chest wall in the mastectomy patients with 6MV photon beams and comparing this technique with the Dual-Isocentric Technique (DIT).

Materials and Methods: Data of 18 mastectomy patients having chest wall radiotherapy were used. The target tissue was divided into nine regions with 17 points as the appropriate candidates to find the appropriate dose calculation reference point for the MIT. Dose calculations were made for each patient based on the MIT and DIT to determine the dose distributions of the target volume and organs at risk after finding the dose calculation reference point.

Results: The lateral component of the dose calculation reference point was found to be located at one-third of the distance between the geometrical center and the lateral border of the chest wall in the lateral direction toward the outer border. The longitudinal component of this point was found to be located at the geometrical center of the chest wall with a depth located around 2–3 cm under the patients' skin. There was no significant difference between the two radiotherapy planning techniques regarding the dose distributions in the organs at risk and the 95% of the prescribed dose coverage of the target tissue. However, a significant difference for the 105% of the prescribed dose coverage, maximum dose delivered to the target tissue was found, with the DIT showing higher values

Conclusion: Because of the good matching and no superposition observed between the treatment fields in the MIT, it was expected and confirmed that the regions with higher and lower doses than the prescribed dose with the MIT are significantly fewer than that of the DIT. Therefore, to perform a better conformal radiotherapy for the patients having mastectomy, it could be recommended to use the MIT instead of the DIT and other conventional techniques.

Keywords: Chest wall radiotherapy, Treatment planning, Mono-Isocentric Technique, Dual-Isocentric Technique, Dosimetry

1- (*Corresponding author) Department of medical physics, Faculty of medical sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran. Tel: +98-9372268395; E-mail: amin.banaii@modares.ac.ir
2- Department of Radiology, Faculty of Allied Medical Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3- Department of Radiation Oncology, Faculty of Medical Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-10-30]