مقاله پژوهشی

مقایسه دز جذبی ریه و شاخص‌های انطباق و همگنی تومور سینه در بیماران مستکتومی شده با استفاده از میدان‌های فوتونی و الکترونی

داود برجی[۱]، نوشین بنائی[۲*]، حسنعلی ندائی[۳]

۱- گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرتو پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران
۲- مرکز تحقیقات پرتو پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران
۳- گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۰۹/۱۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۱۱/۰۵

چکیده

زمینه و هدف: هدف از پژوهش حاضر، امکان‌سنجی استفاده از الکترون تراپی به‌عنوان درمان اصلی سرطان سینه مستکتومی شده و تعیین میزان دز جذبی ریه و شاخص‌های همگنی و انطباق بافت تومورال در تکنیک موردنظر و مقایسه آن‌ها با روش مرسوم استفاده از میدان‌های فوتونی با چیدمان تانژانسیل است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش از تصاویر سی‌تی‌اسکن ۱۰ بیمار خانم مستکتومی شده استفاده شد. تصاویر سی تی گرفته‌شده به سیستم طراحی درمان سه‌بعدی موناکو انتقال داده شدند. حجم هدف و بافت‌های در معرض خطر توسط پزشک کانتور شد. سپس برای هر بیمار، دو نوع طرح درمانی به روش الکترون تراپی و فوتون تراپی ایجاد شد. دز تجویزی در هر طرح درمانی برابر ۵۰ گری بود. طرح‌های درمانی به‌گونه‌ای بودند که حداقل ۹۰٪ دز تجویزی به ۹۰ درصد حجم هدف رسید. سپس شاخص انطباق و شاخص همگنی در بافت هدف و همین‌طور دز جذبی بافت ریه بررسی و مقایسه شدند.

نتایج: مقایسه نتایج حاصل از طرح‌های درمانی به‌دست‌آمده نشان داد که انطباق و همگنی پوشش دز حجم هدف درروش درمان فوتون معمولی بهتر از روش درمان با الکترون است. همچنین به دلیل متفاوت بودن زوایای تابش‌دهی درروش فوتونی و الکترونی، در اکثر بیماران دز دریافتی ریه درروش فوتونی کمتر است.

نتیجه‌گیری: بررسی نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که استفاده از میدان‌های فوتونی با چیدمان تانژانسیل روش کارآمدتری نسبت به میدان الکترونی به‌عنوان روش اصلی درمان بیماران مستکتومی شده است.

کلمات کلیدی: سرطان سینه، الکترون تراپی، شاخص انطباق، شاخص همگنی، دز جذبی

مقدمه

پرتودرمانی دارای یک نقش اساسی در درمان سرطان پستان است به‌طوری‌که امروزه پرتودرمانی با استفاده از باریکه خارجی الکترونی و فوتونی ایجادشده توسط شتاب‌دهنده خطی به‌طور گسترده در درمان سرطان پستان مورداستفاده قرار می‌گیرد. از مهم‌ترین استفاده‌های پرتودرمانی در درمان سرطان پستان، تابش پستان بعد از عمل برداشت پستان است. مطالعات نشان داده‌اند که انجام پرتودرمانی بعد از عمل جراحی برداشتن پستان تا دوسوم عود دوباره سرطان پستان را کاهش داده و باعث افزایش ۹ درصدی بقا تا ۱۵ سال می‌شود (۴-۱).

در اکثر مراکز پرتودرمانی، از میدان‌های فوتونی به‌عنوان روش اصلی پرتودرمانی برای بیماران مبتلابه سرطان سینه استفاده می‌شود. با توجه به این‌که در اثر تابش باریکه پرتوی فوتونی که عمق نفوذ بیشتری نسبت به الکترون دارد، بافت‌های سالم ممکن است دچار آسیب‌دیدگی شوند و گاهی اوقات این تابش‌ها ممکن است باعث مرگ سلولی شود. می‌دانیم در بیماران برداشت پستان

*نویسندگان مسئول: **نوشین بنائی**، گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرتو پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران Email: nooshin_banaee@yahoo.com
https://orcid.org/0000-0001-7861-5441

به علت برداشتن بافت سینه، نیاز به عمق نفوذ بالایی نیست. حال به نظر می‌رسد اگر بتوان از میدان‌های الکترونی برای درمان این بیماران استفاده کرد، به علت عمق نفوذ کم الکترون نسبت به فوتون، دز بافت ریه کاهش خواهد یافت. استفاده از انرژی کمتر الکترون در حفاظت از بافت ریه اهمیت دارد. دز ریه، با افزایش انرژی افزایش می‌یابد؛ چراکه با افزایش انرژی مقدار نفوذ پرتو الکترون افزایش می‌یابد. کم بودن تراکم بافت ریه نسبت به سایر بافت‌ها، سبب می‌شود نفوذ الکترون به داخل بافت بالا باشد.

در مطالعه‌ای، بیمارانی که درمان دیواره قفسه سینه و غدد لنفاوی داخل سینه‌ای با الکترون دریافت کرده بودند، به مدت ۱۰ سال پی گیری شدند. ازاین‌رو، این‌طور نتیجه‌گیری شد که در الکترون درمانی دیواره قفسه سینه، نگرانی زیادی در خصوص دز دریافتی قلب وجود ندارد. در مطالعه‌ای دیگر نشان داده شد که درمان با الکترون در مقایسه با درمان با فوتون، باعث افزایش بیماری قلبی ناشی از پرتودرمانی نمی‌شد. البته باید در نظر داشت عوامل خطر دیگری چون دریافت داروی شیمی‌درمانی از دسته آنتراسیکلین‌ها در این بیماران وجود دارد بنابراین باید کاهش دز قلب را تا حد امکان در نظر گرفت (۷-۳).

همچنین در سال ۲۰۲۰، محسنی و همکاران بر تأثیر میدان‌های ترکیبی فوتونی- الکترونی و فوتونی بر غدد لنفاوی ناحیه سوپراکلاو بیماران مستکومی شده در سمت چپ تحقیق کردند. نتایج مطالعه این محققان نشان داد که دز دریافتی ریه در این دو حالت تفاوت معنی‌داری ندارد درحالی‌که دز دریافتی غدد لنفاوی سوپراکلاو در تکنیک میدان‌های ترکیبی ارتقا می‌یابد (۸).

جهت امکان‌سنجی جایگزینی میدان‌های الکترونی به‌عنوان درمان اصلی بیماران برداشت پستان نیاز به تحقیق در مورد شاخص انطباق[1] و شاخص همگنی[2] دز نیز است (۹). برای ارزیابی طراحی درمان این شاخص‌ها همراه با بررسی عینی توزیع دز به‌کاربرده می‌شوند و نمودار DVH نمی‌تواند جای آن‌ها را بگیرد چون‌که این نمودار، نقطه بیشینه دز و کمینه دز و همچنین اطلاعاتی راجع به نحوه‌ی توزیع دز در داخل بافت‌های درخطر را نشان نمی‌دهد. به‌عبارت‌دیگر، هدف اصلی از این تحقیق بررسی مزیت و عدم مزیت استفاده از میدان‌های الکترونی به‌عنوان درمان اصلی در رادیوتراپی پستان جراحی‌شده برای جلوگیری از عود بیماری است. ازاین‌رو، مستلزم بررسی و مقایسه دز بافت ریه و شاخص‌های انطباق و همگنی بافت هدف در میدان‌های فوتونی و الکترونی است. این پژوهش می‌تواند اطلاعات مهم و کاربردی در طراحی پرتودرمانی در اختیار متخصصین قرار دهد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه که هدف از آن انتخاب تکنیک مناسب برای درمان سرطان پستان با رادیوتراپی بعد از جراحی برداشت پستان است، از تصاویر سی‌تی‌اسکن ۱۰ بیمار مراجعه کرده به بیمارستان امام حسین (ع) تهران استفاده گردید. تصاویر سی‌تی‌اسکن بیماران با برش‌هایی به‌صورت مقاطع عرضی باضخامت ۸ میلی‌متر تهیه شدند. سپس تصاویر مقطع‌نگاری شده بیماران به فرمت استاندارد دایکام به نرم‌افزار طراحی درمان موناکو ساخت کمپانی الکتا انتقال داده شدند.

پس از انتقال تصاویر سی تی به سیستم طراحی درمان موناکو، همه نواحی مربوط به بافت هدف و نیز بافت‌های در معرض خطر[3] (که در این مطالعه ریه است) تعیین شد[4]. سپس طرح درمانی با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان موناکو، یک‌بار توسط باریکه‌های فوتونی و یک‌بار توسط باریکه الکترونی انجام شد. دز تجویزی در هر طرح درمانی، ۵۰ گری بود. در هر تکنیک، با توجه به موقعیت بافت هدف و بافت‌های سالم اطراف، بهترین ابعاد میدان درمانی و زاویه تابشی انتخاب شد به‌طوری‌که کمترین حجم بافت ریه در معرض تابش قرار گیرد. در هر بیمار، شاخص‌های ارزیابی طرح درمانی ازجمله توزیع دز حاصل از طرح درمانی، نمودارهای دز-حجم[5]، دز رسیده به ریه، شاخص انطباق و شاخص همگنی دز بافت هدف، بررسی و مقایسه شدند. درنهایت با مقایسه نتایج، در مورد امکان جایگزینی میدان‌های الکترونی به‌عنوان درمان اصلی بافت سینه که قبل از پرتودرمانی، جراحی‌شده است، بحث شد. در ادامه نحوه اجرای طرح‌های درمانی با باریکه الکترونی و فوتونی تشریح خواهند شد.

لازم به توضیح است که در تمام مراحل انجام مطالعه و همچنین در زمان تجزیه‌وتحلیل اطلاعات، مسئله اخلاق در این مطالعه کاملاً رعایت شد و تصاویر بیماران، به‌صورت بی‌نام استفاده گردیدند.

1 Conformity Index
2 Homogeneity Index
3 Organs at risk
4 Contour
5 Dose volume histogram

طراحی درمان با الکترون

در طرح درمانی الکترون تراپی، از یک باریکه الکترونی عمود بر سطح درمان برای طراحی درمان استفاده شد. حجم درمان با الکترون با حاشیه‌ی یک سانتی‌متری از حجم کلینیکال هدف[6] به‌منظور اطمینان از پرتوگیری کل حجم درمان صورت گرفت. ابعاد میدان با توجه به بیمارهای مختلف و میزان درگیری متفاوت بود. انرژی باریکه الکترون در حالت کلی به‌وسیله عمق حجم هدف و دز قابل‌قبول به اندام‌های حساس به پرتو درصورتی‌که در مسیر الکترون باشند، تعیین می‌شود. در بسیاری از حالات وقتی‌که خطر افزایش دز به ساختارهای حساس بعد از حجم هدف وجود ندارد، انرژی را می‌توان طوری انتخاب نمود که تمام حجم هدف کاملاً داخل منحنی هم دز ٪۹۰ قرار گیرد. در این پژوهش نیز سعی شد، حجم هدف در درمان با الکترون داخل منحنی ٪۹۰ قرار گیرد.

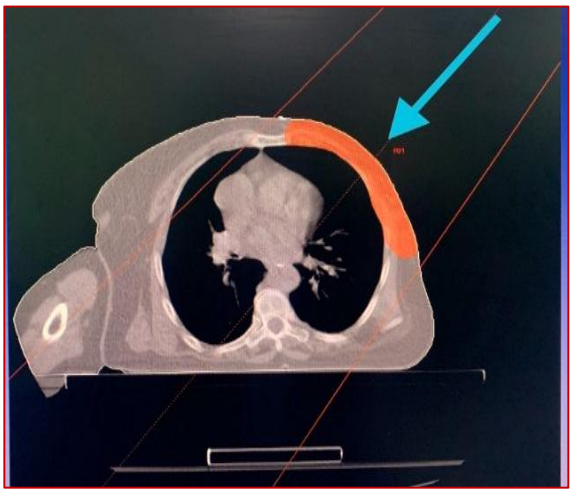
اپلیکاتورهای دستگاه با ابعاد ۶×۶، ۱۰×۱۰، ۱۴×۱۴ و ۲۰×۲۰ موجود بود که با توجه به اینکه حجم درمان الکترون با حاشیه یک سانتی‌متری از حجم کلینیکال هدف[7] به‌منظور اطمینان از پرتوگیری کل حجم درمان در نظر گرفته شد، برای هر بیمار اندازه اپلیکاتور مناسب آن انتخاب گردید. طرح درمانی میدان الکترونی برای تمام بیماران در SSD=100 cm انجام شد. زاویه گانتری نیز با توجه به آناتومی متفاوت بیماران و موقعیت متفاوت بافت بدن، برای هر بیمار جداگانه تنظیم و انتخاب شد. نکته مشترک در طرح درمانی تمامی بیماران، این بود که زاویه گانتری باید بر سطح تابش عمود باشد. این نکته در توزیع دز حاصل از طرح درمانی با باریکه الکترونی بسیار کلیدی است. چراکه اگر پرتوی الکترونی بر سطح تابش عمود نباشد، نقاط داغ[8] زیادی در توزیع دز ایجاد خواهد شد. شکل ۱، نحوه تابش یک میدان الکترونی را بر بافت سینه نشان می‌دهد.

طراحی درمان با فوتون

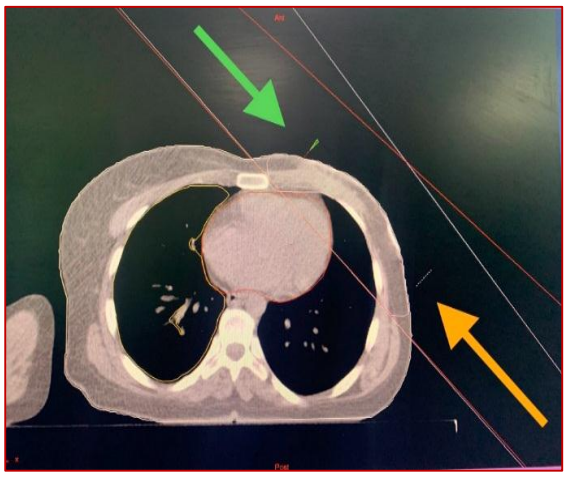
به‌طورکلی در درمان بیماران سرطان پستان با فوتون، با توجه به شکل مقطعی بافت سینه و موقعیت بافت‌های سالم ازجمله قلب و ریه از تکنیک تانژانت فوتونی استفاده می‌شود. با به‌کارگیری این تکنیک، کمترین مقدار دز به اندام‌های حساس مجاور بافت هدف خواهد رسید. موقعیت میدان‌های تابشی در تکنیک تانژانت در شکل ۲ نشان داده‌شده است.

به‌طورکلی در کلینیک‌های رادیوتراپی، پرتوهای فوتونی

از انرژی ۴ تا ۱۸ مگاولت برای درمان استفاده می‌شوند؛ اما ازآنجاکه هدف این پروژه، پرتودرمانی بافت سینه است که قبلاً جراحی‌شده بود، می‌توان گفت که عمق ناحیه درمانی بسیار کم هست؛ بنابراین باید کمترین انرژی قابل‌دسترس را انتخاب نمود تا دز سطح افزایش‌یافته و تحویل بیشینه دز در عمق‌های کم صورت گیرد. با توجه به شرایط توضیح داده‌شده و انرژی‌های موجود، انرژی ۶ مگاولت فوتون برای این مطالعه استفاده شد. ابعاد میدان با توجه به بیمارهای مختلف و میزان درگیری متفاوت بود. اندازه میدان با توجه به حجم ضایعه و حاشیه آن در نظر گرفته شد که به‌وسیله کولیماتورهای دستگاه و کولیماتورهای چند برگی قابل‌اعمال است. حجم درمان در میدان فوتونی همانند



شکل ۱- نحوه تابش یک میدان الکترونی بر بافت سینه



شکل ۲- نمایش تکنیک تانژانت در رادیوتراپی سرطان سینه

[6] Planning target volume (PTV)
[7] Planning target volume (PTV)
[8] Hot point

الکترون تراپی با حاشیه یک سانتی‌متری از حجم کلینیکال هدف به‌منظور اطمینان از پرتوگیری کل حجم درمان صورت گرفت. همچنین لازم به توضیح است که حجم هدف در درمان با فوتون داخل منحنی ۹۵٪ در نظر گرفته شد. انتخاب اندازه میدان باریکه فوتونی منحصراً باید بر پایه پوشش دز مناسب حجم هدف باشد. فاصله چشمه تا پوست با توجه به آناتومی متفاوت بیماران، مقادیر متفاوتی داشت؛ اما ازآنجاکه در درمان فوتونی از روش ایزوسنتریک استفاده‌شده، برای تمام بیماران، فاصله چشمه تا ایزوسنتر[9] برابر ۱۰۰ سانتی‌متر بود. همان‌طور که پیش‌تر توضیح داده شد، در درمان بافت سینه، از تکنیک تانژانت استفاده می‌شود که تا حد امکان بافت‌های سالم ازجمله قلب و ریه از مسیر پرتو خارج شوند. با در نظر گرفتن این نکته و با توجه به آناتومی متفاوت بیماران و موقعیت متفاوت بافت هدف و بافت‌های سالم، زاویه گانتری برای هر بیمار جداگانه تنظیم و انتخاب شد.

ارزیابی طراحی درمان

به‌منظور ارزیابی طرح درمانی، علاوه بر بررسی توزیع دز بر روی تصاویر سی تی، از نمودار دز-حجم[10] نیز استفاده شد. این نوع نمودار نه‌تنها اطلاعات کمّی را در مورد اینکه چه مقدار دز در چه مقدار از حجم جذب می‌شود فراهم می‌کند بلکه همه توزیع دز را در یک منحنی منفرد برای هر ساختار آناتومیکی دلخواه خلاصه می‌کند؛ بنابراین این‌یک ابزار مهم برای ارزیابی طرح درمانی معین و مقایسه آن با دیگر طرح‌ها است. هیستوگرام دز-حجم به دو شکل نشان داده می‌شود: نمودار دز-حجم یکپارچه تجمعی[11] و نمودار دز-حجم افتراقی[12]. هر نقطه از منحنی نمودار دز-حجم تجمعی، نشان‌دهنده حجمی است که دز معین یا بیشتری را دریافت می‌کند. نمودار دز-حجم افتراقی نمودار حجم دریافت‌کننده دز، از یک بازه خاص به‌صورت تابعی از دز است (۹). در این مطالعه، نمودارهای تجمعی دز-حجم هر طرح درمانی برای هر بیمار به‌صورت جداگانه بررسی و مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت. معیار ارزیابی هیستوگرام‌های دز-حجم، مقادیر ذکرشده در مطالعه کوانتک و امامی به شرح جدول‌های ۱ و ۲ بود (۱۰، ۱۱).

جدول ۱- تحمل بافت طبیعی ریه برای جلسات استاندارد (کوانتک)[1] (۱۰)

Endpoint	Rate (%)	Dose-Volume parameter	D mean(Gy)
Symptomatic pneumonitis	۲۰	V۲۰<=٪۳۰	
	۵		۷
	۱۰		۱۳
	۲۰		۲۰
	۳۰		۲۴
	۴۰		۲۷

جدول ۲- تحمل بافت طبیعی ریه برای جلسات استاندارد (امامی) (۱۰)

Endpoint	(%) Rate	Dose-Volume parameter
Symptomatic pneumonitis	۵	V۱۷/۵<٪۱۰۰
	۵	V۳۰< ٪۶۶
	۵	V۴۵<٪۳۳
	۵۰	V۲۴/۵< ٪۱۰۰
	۵۰	V۴۰< ٪۶۶
	۴۰	V۶۵<٪۳۳

[9] Source Axis Distance (SAD)
[10] Dose Volume Histogram
[11] Cumulative integral DVH
[12] Differential DVH

شاخص انطباق[13]

شاخص انطباق اطلاعاتی راجع به میزان مطابقت دز تجویز با اندازه و حجم هدف می‌دهد (۱۲). شاخص انطباق درواقع یک ابزار مکمل است که می‌تواند یک طراحی درمان را ارزیابی کند. در ادامه، شاخص انطباق تعریف‌شده در سیستم طراحی درمانی موناکو که در این پروژه مورداستفاده قرارگرفته است توضیح داده می‌شود:

$CI=TV1^2/TV*VR1$

TV1 = حجم هدف که ایزودز مرجع آن را دور می‌زند (دوز تجویزشده را دریافت می‌کند)

TV= حجم هدف

VRI = حجم دز تجویزی

شاخص همگنی[14]

شاخص همگنی دز بیان می‌کند که تغییرات دز جذب‌شده در حجم هدف چه میزان است و به‌عبارت‌دیگر با استفاده از این شاخص می‌توان یکنواختی دز دریافت شده در حجم هدف را برآورد کرد. در این مطالعه، شاخص همگنی از رابطه زیر محاسبه شد (۹,۱۳).

$HI = D۹۵ / D۵$

D5= حداقل دز در ۵ درصد حجم هدف

D95= حداقل دز در ۹۵ درصد حجم هدف

میزان ایدئال شاخص همگنی یک است و با کاهش همگنی دز، این شاخص افزایش می‌یابد.

نتایج

مقایسه زاویه تابش‌دهی در طراحی درمان با فوتون و الکترون

با توجه به رابطه شاخص انطباق مقادیر کمّی این شاخص، از ۰ تا ۱ متغیر است به صورتی که عدد یک، مقدار ایدئال است. مقادیر نزدیک به صفر نشان‌دهنده عدم وجود پوشانندگی دز است یا اینکه حجم مورد تابش بسیار بزرگ‌تر از حجم هدف است. تفسیر عدد ۰/۶ مربوط به دو حالت متفاوت است، یا قسمتی از حجم هدف مورد تابش قرارگرفته و بافت سالم کاملاً حفاظت‌شده یا قسمتی از بافت سالم و قسمتی از حجم هدف مورد تابش قرارگرفته‌اند که با توجه به نمودار دز-حجم این عدد قابل تفسیر است. مقدار شاخص همگنی بین ۰ تا ۲/۵ است که در این شاخص نیز، عدد یک مقدار ایدئال است و هر چه این شاخص از یک بیشتر شود همگنی کمتری را نشان می‌دهد؛ اما توجه به این نکته نیز ضروری است که در تعیین طراحی درمان مناسب، علاوه بر شاخص انطباق و شاخص همگنی باید به دز دریافت شده بافت‌های سالم نیز توجه کرد که تمامی مقادیر کمّی مربوط به این دو روش طرح درمانی در جدول ۳ قیدشده‌اند. در ارتباط با مقایسه Vx و D_{max} بین روش الکترون و فوتون در این پژوهش بایستی گفت که ملاک مقایسه جدول ۲ کوانتک قرار گرفت زیرا تمام مقادیر به‌دست‌آمده با هر دو روش فوتون و الکترون با جدول ۳ جلسات استاندارد امامی مطابقت داشته و هیچ‌گونه تعارضی ندارد. با توجه به اینکه داده‌های گردآوری‌شده بیشتری درباره V_{20}ریه وجود دارد و V_{20} رایج‌ترین پارامتر درج‌شده در مقالات مختلف و همچنین مفیدترین پارامتر برای پیش‌بینی خطر عفونت پرتودرمانی ریه است به همین علت ملاک مقایسه در این مطالعه بین Vxهای مختلف کوانتک V_{20} است. مقدار V_{20} در جدول کوانتک کوچک‌تر یا مساوی ۳۰ درصد حجم ریه است. جدول ۳، نتایج کمی به‌دست‌آمده از بررسی مقایسه طراحی درمان با فوتون و الکترون در ۱۰ بیمار با جراحی برداشت سینه را نشان می‌دهد.

بحث

پرتودرمانی یکی از روش‌های درمان سرطان پستان است. پیاده‌سازی این روش، با استفاده از باریکه خارجی الکترونی و فوتونی ایجادشده توسط شتاب‌دهنده خطی صورت می‌گیرد. از مهم‌ترین استفاده‌های پرتودرمانی در درمان سرطان پستان، تابش پستان بعد از عمل برداشت پستان است. در این میان پرتوگیری بافت‌های سالم غالباً یک نگرانی در پرتودرمانی محسوب می‌شود. فیزیسیست‌های رادیوتراپی همواره در حال تلاش برای یافتن روش‌هایی هستند که بیشترین دز را به بافت هدف رسانده و کمترین آسیب به بافت‌های سالم برسد (۴).

در اکثر مراکز پرتودرمانی، از میدان‌های فوتونی به‌عنوان روش اصلی پرتودرمانی برای بیماران مبتلابه سرطان سینه استفاده می‌شود. با توجه به این‌که در اثر تابش باریکه پرتوی فوتونی که عمق نفوذ بیشتری نسبت به الکترون دارد، بافت‌های سالم ممکن است دچار آسیب‌دیدگی شوند و گاهی اوقات این تابش‌ها ممکن است باعث مرگ سلولی شود (۱۲). می‌دانیم در بیماران برداشت

[13] Conformity Index

[14] Homogeneity Index

جدول ۳- جدول مقایسه نتایج بیماران بررسی‌شده

		Photon									Electron								
	E (MV)	V20	V30	V 45	V24.5	V40	V65	D max	CI	HI	E (MeV)	V20	V30	V 45	V24.5	V40	V65	D max	CI	HI	Dep (cm)
بیمار یک	۶	۷/۳۶	۵/۲۷	۱/۱۸	۶/۳۹	۲/۹۴	۰	۵۲/۲۴	۰/۲۱	۱/۲۷	۸	۲۰/۶۴	۱۴/۸۷	۴/۰۱	۱۸/۰۰	۷/۹۹	۰	۵۷/۰۰	۰/۲۹	۱/۱۴	۱/۴۰
بیمار دو	۶	۲۴/۰۵	۲۰/۷۳	۸/۲۸	۲۲/۶۱	۱۵/۰۸	۰	۵۵/۲۲	۰/۴	۱/۱۳	۱۰	۳۶/۶۶	۲۸/۰۳	۱۱/۲۳	۳۲/۹۵	۱۷/۸۱	۰	۵۵/۱۷	۰/۱۹	۱/۱۰	۱/۸۰
بیمار سه	۶	۲۴/۹۱	۲۲/۱۵	۱۴/۳۷	۲۳/۶۷	۱۸/۴۱	۰	۶۱	۰/۳۹	۱/۱۸	۱۰	۲۲/۹۱	۱۵/۵۳	۲/۸۰	۱۹/۵۲	۷/۴۵	۰	۵۲/۹۵	۰/۷۰	۱/۲۸	۲/۰۰
بیمار چهار	۶	۸/۹۳	۵/۱۹	۰/۱۰	۷/۳۳	۱/۰۲	۰	۵۷	۰/۳۴	۱/۲	۱۵	۱۷/۰۰	۸/۴۵	۰/۱۰	۱۲/۹۵	۱/۱۳	۰	۵۲	۰/۰۴	۱/۲۳	۳/۰۰
بیمار پنج	۶	۱۰/۱۱	۷/۸۱	۳/۰۶	۹/۰۶	۳/۰۶	۰	۵۵/۲	۰/۴۵	۱/۰۸	۱۰	۲۶/۸۱	۲۰/۵۲	۷/۶۸	۲۴/۰۳	۱۳/۲۴	۰	۵۵/۰۰	۰/۰۹	۱/۱۲	۱/۲۰
بیمار شش	۶	۲۴/۳۶	۲۱/۱۶	۱۱/۲۶	۲۲/۹۵	۱۶/۳۹	۰	۵۷	۰/۴۷	۱/۱۳	۸	۲۵/۵۰	۱۷/۶۶	۴/۴۶	۲۱/۸۳	۱۰/۳۷	۰	۵۸/۰۰	۰/۶۲	۱/۱۴	۰/۸۰
بیمار هفت	۶	۱۰/۱۸	۷/۹۰	۳/۳۶	۹/۱۳	۵/۳۲	۰	۵۵/۹۲	۰/۴۵	۱/۰۸	۱۰	۲۷/۴۷	۲۱/۵۵	۱۰/۷۵	۲۴/۸۱	۱۴/۸۶	۰	۵۸/۰۱	۰/۳۷	۱/۱۲	۰/۶۰
بیمار هشت	۶	۲۲/۷۸	۱۹/۷۳	۸/۲۵	۲۱/۴۴	۱۴/۶۷	۰	۵۴/۵۳	۰/۳۱	۱/۱۶	۸	۲۶/۳۶	۱۸/۵۸	۷/۶۱	۲۲/۷۵	۱۱/۳۷	۰	۵۸/۸۲	۰/۶۱	۱/۱۳	۱/۰۰
بیمار نه	۶	۲۰/۵۰	۱۵/۸۸	۵/۹۷	۱۸/۳۶	۱۰/۵۷	۰	۵۷	۰/۳۴	۱/۱۶	۱۰	۳۰/۷۱	۱۹/۳۹	۴/۹۸	۲۵/۳۲	۹/۶۶	۰	۵۹/۰۰	۰/۶۴	۱/۴۲	۱/۵۰
بیمار ده	۶	۱۰/۲۹	۷/۹۵	۳/۵۱	۹/۱۶	۵/۴۱	۰	۵۵	۰/۴۴	۱/۰۹	۱۰	۲۶/۲۹	۲۰/۱۹	۹/۹۹	۲۳/۴۸	۱۳/۸۵	۰	۵۸/۰۰	۰/۴۳	۱/۱۲	۱/۶۰

پستان به علت برداشتن بافت سینه، نیاز به عمق نفوذ بالایی نیست. به همین دلیل در این مطالعه امکان جایگزینی درمان الکترون به‌جای فوتون در بیماران مستکتومی بررسی شد.

نتایج این مطالعه نشان داد که در بیماران خانم با جراحی برداشت پستان، درروش فوتون نسبت به روش الکترون دز متوسط حجم درمان در بیشتر موارد به‌جز موارد خاص نزدیک‌ترین مقدار را به دز تجویزشده داشته و همچنین ارگان‌های درخطر به‌خصوص ریه در این روش از شرایط بهتری برخوردار بوده و دز کمتری دریافت می‌کند. درواقع می‌توان مسئله را این‌طور تحلیل کرد که عمق نفوذ الکترون در مقایسه با فوتون بسیار کمتر است. دلیل این مسئله، باردار بودن پرتوهای الکترونی هست که در هنگام برخورد و برهمکنش با بافت بدن، دچار جاذبه و دافعه الکترواستاتیکی شده و مسیر پرپیچ‌وخمی را طی می‌کنند که این امر باعث می‌شود که سریعاً انرژی خود را ازدست‌داده و نتوانند به عمق‌های بیشتر نفوذ کنند (۱۲). بنابراین انتظار می‌رود درروش طراحی درمان با الکترون، دز بافت ریه به علت برد محدود الکترون‌ها کمتر از روش طراحی درمان با الکترون شود؛ اما مسئله حائز اهمیت تفاوت زاویه پرتودهی در دو روش درمان با فوتون و الکترون هست که در شکل‌های ۱ و ۲ مسیر پرتودهی در دو روش درمان با فوتون و الکترون نشان داده‌شده است. تفاوت مسیر و زاویه پرتودهی در این دو روش باعث می‌شود که در طراحی درمان با الکترون، قسمت بیشتری از بافت ریه در مقایسه با روش فوتونی دز دریافت کند. این امر یکی از دلایل بالا بودن دز دریافتی ریه درروش الکترونی نسبت به فوتون است.

ازاین‌رو می‌توان نتیجه گرفت که روش فوتون در توده‌های پستانی، اطمینان بیشتری در حفاظت از بافت ریه در درمان دارد، اما تصمیم‌گیری برای انتخاب نوع و روش درمان تا حدودی مرتبط با اولویت‌های بالینی بیمار است.

به کار بردن انرژی بالا به‌منظور ایجاد همگنی دز درروش الکترون، کاهش دز دریافتی حجم درمان را جبران می‌کند اما از طرفی باعث دریافت دز بیشتر ارگان‌های درخطر می‌شود. با توجه به ارقام به‌دست‌آمده، درروش الکترون در انرژی ۸ مگا الکترون‌ولت دز حجم درمان در مقایسه با روش فوتون بهتر است و مقدار دز دریافتی مناسب است، اما در برخی موارد میزان دز دریافتی بیشتر از دز تجویزی بود. درروش فوتون دز دریافتی در حجم درمان از انطباق و همگنی بهتری برخوردار بود و میزان دز دریافتی توسط ارگان‌های درخطر به‌خصوص ریه درروش فوتون کمتر بود و احتمال عفونت ریه که یکی از شایع‌ترین سمیت‌ها در بیماران تحت پرتودرمانی است که در سرطان‌های ریه، پستان و لنف نودهای مدیاستن دیده می‌شود در این روش کمتر است. بنابراین با توجه به نتایج این مطالعه و مطالعات پیشین (۴-۳) در پرتودرمانی ناحیه سینه باید به‌احتمال بروز اثرات جانبی پرتو به‌خصوص در بافت ریه توجه ویژه‌ای داشت و در ارزیابی و تائید طرح درمانی نهایی علاوه بر پوشش بافت هدف به بررسی سطوح دز جذبی ریه و احتمال بروز سرطان ثانویه و یا عفونت ریه نیز پرداخته شود.

نتیجه‌گیری

در این پژوهش به‌صورت مقایسه‌ای دز جذبی ریه و شاخص‌های انطباق و همگنی بافت هدف در بیماران مستکتومی شده با استفاده از میدان‌های فوتونی و الکترونی در مرکز پرتودرمانی بیمارستان امام حسین (ع) تهران بررسی شد. نتایج این مطالعه نشان داد که به علت عمود بودن فیلد الکترونی و کم بودن تراکم بافت ریه نفوذ الکترون به بافت ریه در مقایسه با روش فوتون که دو فیلد مقابل هم و موازی و بالاتر از سطح ریه بوده بیشتر است. بین دو حالت ذکرشده اختلاف معنی‌داری برای ارزیابی v20 ریه مشاهده شد. نفوذ بالای فوتون باعث می‌شود که دز تجویزشده به‌صورت منطبق و یکنواخت به حجم موردنظر برسد.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه کارشناسی ارشد از دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی با کد **22332** است. نویسندگان مراتب قدردانی خود را از افرادی که در این پژوهش راهنمایی و کمک نموده‌اند اعلام می‌دارند.

تعارض منافع

نویسندگان هیچ‌گونه تعارض منافع را اعلام نکرده‌اند.

References

1. Delaney G, Jacob Featherstone C, Barhon M. The role of radiotherapy in cancer hreatrint. Cancer. 2005;104(6): 37-1129.
2. Haussmann J, Corradini S, Nestle-Kraemling C, Bölke E, Djiepmo Njanang F, Tamaskovics B, et al. Recent advances in radiotherapy of breast cancer. Radiation oncology 2020; 15: 71.
3. K. Horton J, Jagsi R, A. Woodward W, Ho A. Breast Cancer Biology: Clinical Implications for Breast Radiation Therapy. International journal of radiation oncology. Biology. Physics. 2018; 100:23-37.
4. Mohan G, Hamna T P A, Jijo A J, Devi K M S, Narayanasamy A, Vellingiri B. Recent advances in radiotherapy and its associated side effects in cancer—a review. The Journal of Basic and Applied Zoology. 2019; 80:14.
5. Zhang Q, Liu J, Ao N, Yu H, Peng Y, Ou L , et al. Secondary cancer risk after radiation therapy for breast cancer with different radiotherapy techniques. Scientific reports. 2020; 10; 1220.
6. Alzoubi AS, Kandaiya S, Shukri A, Elsherbieny E. Contralateral breast dose from chest wall and breast irradiation. Phys Eng Sci Med. 2010; 33(2):137-44.
7. C Darby S, Ewertz M, McGale P, M Bennet A, Blom-Goldman U, Brønnum D et al. Risk of Ischemic Heart Disease in Women after Radiotherapy or Breast Cancer. N Engl J Med. 2013; 368(11): 987-98.
8. Mohseni M, Mohaghegh F, Robatmili N , Bayatiani MR, Seif F, Mostafavi N S. Comparison of Photon-electron and Photon Radiotherapy for Supraclavicular Lymph Nodes of Mastectomy Patients with Left-sided Breast Cancer. J Cancer Prev. 2020; 30:48-54.
9. Helal A, Oma A. Homogeneity Index: Effective tool for evaluation of 3DCRT. Pan Arab Journal of Oncology. 2015; 8(2):20-24.
10. M Bentzen S, S Constine L, O Deasy J, Eisbruch A, Jackson A, B Marks L, et al. Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC). An Introduction to the Scientific Issues. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2010; 76(3): S3–S9.
11. Emami B. Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Radiation. Reports of Radiotherapy and Oncology. 2013; 1: 35-48.
12. Khan FM, Gibbons JP. The physics of radiation therapy. Fifth Edition. Medical physics, 2014; 47.
13. Feuvret L, Noel G, Mazeron JJ, Bey P. Conformity Index; A Review. International Journal of Radiation Oncology. 2006, 64(2), 333-342.

Original Article

Comparing the Absorbed dose of Lung and Conformity and Heterogeneity Indexes of Breast Tumor for Mastectomy Patients Using Photon and Electron Beams

Borji D[1], Banaee N[2*], Nedaie HA[3]

1. Department of Medical Radiation Engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
2. Medical Radiation Research Center, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
3. Department of Biophysics, Faculty of Medicine Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 04 Nov 2020 Accepted: 24 Jan 2021

Abstract

Background & Objective: The aim of this study is to evaluate the feasibility of using electron therapy as main treatment modality of mastectomy patients and determine the absorbed dose of lung and heterogeneity and conformity indexes of breast region in this technique and compare it with the conventional method of applying tangential photon beams.

Materials & methods: In this study, the CT images of 10 mastectomy patients were used. The CT images were imported into Monaco treatment planning system. Targets and organs at risk were contoured by a radiation oncologist. Then, for each patient, two treatment plans were designed: one with photon fields and the other with electron fields. The prescription dose for each plan was 50 Gy and the plans were designed in a way to deliver 90% of prescription to at least 90% of target volume. Conformity and heterogeneity indexes and absorbed dose of lung were then evaluated and compared.

Results: Comparing the obtained data, it was shown that photon fields provided better conformity and heterogeneity compared to electron fields. Also, due to the different irradiation angles of photon and electron fields, in most patients, photon fields led to lower absorbed dose of lung.

Conclusion: The results of this study showed that in terms of sparing lung and delivering a homogeneous and conformal dose to tumor, radiotherapy of mastectomy cases with tangential photon fields have better results compared to electron therapy.

Keywords: Breast cancer, Electron therapy, Conformity index, Heterogeneity index, Absorbed dose

***Corresponding Author: Banaee Nooshin,** Medical Radiation Research Center, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
Email: nooshin_banaee@yahoo.com
https://orcid.org/0000-0001-7861-5441