

بررسی دوز پرتوی رسیده به پستان غیردرگیر، طی پرتودرمانی بیماران مبتلا به سرطان پستان ماستکتومی شده در ۳ بیمارستان در تهران

چکیده

دوز رسیده به پستان غیردرگیر در طی پرتو درمانی پستان در بیماران ماستکتومی شده باعث افزایش بدخیمی ثانویه در آن ناحیه می‌شود و از آن جایی که در بخش‌های مختلف رادیوتراپی در کشور، برای درمان پستان ماستکتومی شده با توجه به نظر رادیوتراپیست و امکانات تجهیزاتی و موقعیت بیمار (Setup)، روش درمانی خاصی مورد استفاده قرار می‌گیرد لذا در تحقیق حاضر میزان دوز رسیده به پستان غیردرگیر در بیمارانی که ماستکتومی و سپس رادیوتراپی شده‌اند، در ۳ بیمارستان H₁، H₂ و H₃ در شهر تهران اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه شد. در تحقیق حاضر که از نوع توصیفی - مقطعی است، ۶۹ بیمار، در محدوده سنی ۷۵-۲۵ سال که ماستکتومی یک طرفه شده بودند مورد بررسی قرار گرفتند. اندازه‌گیری با استفاده از تراشه مکعبی ترمولومی نسنت (Thermo Luminescent Dosimeter=TLD) که در نقاط مختلف روی پستان غیردرگیر قرار داشت، صورت گرفت. برای پرتودهی، دستگاه کیالت - ۶۰ مورد استفاده قرار گرفت. نتایج به دست آمده، نشان می‌دهند که دوز رسیده به پستان غیردرگیر در بیماران درمان شده در بیمارستان H₃ به طور قابل ملاحظه‌ای کمتر از مقدار آن در بیمارستان H₂ بود ($P < 0/05$). اگر چه مقدار دوز در بیمارستان H₁ نیز کمتر از آن در بیمارستان H₃ بود ولی این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P < 0/05$). در تمام موارد افزایش فاکتورهای مانند حجم ناحیه درگیر، میزان ضخامت و پهنای قفسه سینه بیمار، باعث افزایش میزان دوز رسیده به پستان غیردرگیر شد. هم‌چنین با نرمالیزه کردن دوز پستان به دوز ورودی و حجم ناحیه درگیر، نیز بیمارستان H₂ بیش‌ترین و بیمارستان H₃ کم‌ترین مقدار را نشان دادند. به نظر می‌رسد، مهم‌ترین عامل افزایش دوز پستان غیردرگیر در بیمارستان H₂ طرز خواباندن بیمار بود و لذا پیشنهاد می‌شود از این روش برای درمان استفاده نشود و حتی‌الامکان روش درمانی بیمارستان H₃ مورد استفاده قرار گیرد.

*دکتر علی‌اکبر شرفی I

دکتر علیرضا نیکوفر II

دکتر ربیع مهدوی III

ناهید چگنی IV

کلیدواژه‌ها: ۱- پرتودرمانی ۲- دوز جذبی پستان غیردرگیر
۳- دوزیمتر ترمولومی نسنت (TLD)

تاریخ دریافت: ۸۳/۱۰/۱، تاریخ پذیرش: ۸۳/۱۲/۱۸

- I) دانشیار گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی ایران. (*مؤلف مسئول)
- II) استادیار گروه رادیوتراپی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی ایران.
- III) دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تهران.
- IV) کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی ایران.

مقدمه

سرطان پستان از شایع‌ترین تومورهای بدخیم در زنان می‌باشد. تحقیقات بسیاری بر روی این بیماری و راه‌کارهای درمان آن انجام شده است که در زمینه پیدا کردن روش‌های درمانی جدید و نیز بهبود کیفیت روش‌های درمانی شناخته شده قبلی این بیماری می‌باشد. یکی از مهم‌ترین درمان‌ها بعد از عمل جراحی ماستکتومی (Mastectomy) به منظور درمانی میکروسکوپی سلول‌های سرطانی در ناحیه درگیر، پرتودرمانی از راه دور (Teletherapy) می‌باشد.

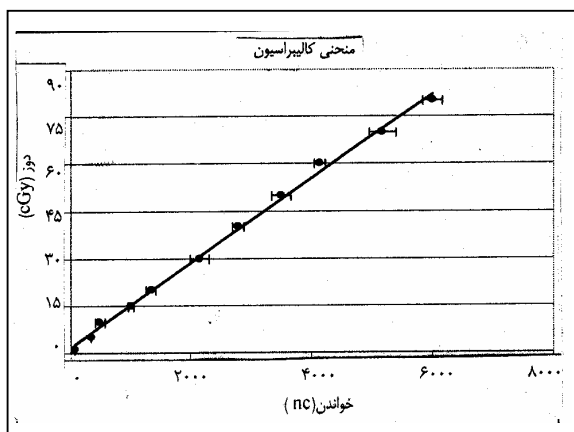
تکنیک‌های پرتودرمانی پستان به دلیل شکل پیچیده و ساختار حساس آن همواره مورد علاقه دانشمندان بوده است. در حال حاضر برای پرتودهی پستان، از یک میدان مماسی داخلی (Medial Tangential) که تقریباً از خط وسط (Medline) قفسه سینه عبور می‌کند و یک میدان مماسی خارجی (Lateral Tangential) در طرف خارجی بدن و تا جایی که بافت پستان ملموس باشد، استفاده می‌شود. از میدان‌های فوق ترقوهای (Supraclavicle) و زیربغلی (Axillary) نیز استفاده می‌شود. در پرتودرمانی عموماً تلاش می‌شود که کم‌ترین دوز تابشی به بافت‌ها و اعضای سالم و یا حیاتی اطراف ناحیه درگیر برسد. دوز رسیده به اطراف ناحیه درگیر (دوز ثانویه یا پراکنده) به فاکتورهایی مانند فاصله از لبه میدان تابشی، انرژی پرتو، اندازه میدان و حضور وسایل کمکی که روی دستگاه نصب می‌شوند (مثل سینی، گوه، بلوک و غیره) بستگی دارد.^(۱، ۲)

تحقیقات انجام شده بر روی آثار سرطان‌زایی پرتوها در پرتودرمانی نشان می‌دهند که این روش در افزایش خطر ابتلا پستان غیردرگیر به سرطان ثانویه نقش کوچکی دارد که در سنین کمتر از ۴۵ سال فاکتور مهم‌تری می‌باشد.^(۳، ۴) از آن جایی که دوز پراکنده را نمی‌توان به طور مستقیم از نقشه‌های درمانی (Treatment Plans) محاسبه کرد، اندازه‌گیری مستقیم دوز پوستی ناحیه غیردرگیر در ضمن درمان ممکن است ارزش‌یابی دقیق‌تری از دوز جذبی ناحیه غیردرگیر به دست دهد. تحقیقات بسیاری در زمینه مقدار اشعه پراکنده رسیده به پستان غیردرگیر با استفاده از

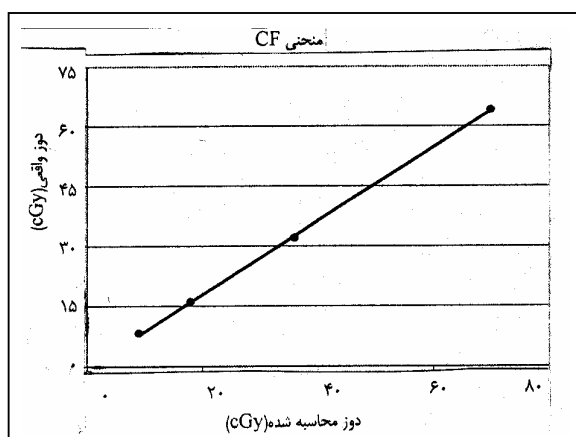
دوزیمترهای ترمولومی نسنت (TLD)، دایود و اتاقلک یونیزاسیون انجام شده است.^(۵-۸) معلوم شده است که دوز رسیده به پستان غیردرگیر، از تکنیک مورد استفاده پیروی می‌کند و به فاکتورهایی مانند فاصله عمودی از لبه میدان تابش، استفاده از بلوک‌های نصف کننده (برای ممانعت از واگرایی میدان‌های مماسی) و استفاده از گوه (Wedge) بستگی دارد. دوز رسیده به حدود ۵cm از لبه میدان بر روی پستان غیردرگیر با استفاده از TLD در حدود ۶/۵ تا ۳۶٪ دوز تجویزی گزارش شده است.^(۱) در آزمایش دیگر، مقدار دوز رسیده به پستان غیردرگیر، با استفاده از گوه داخلی در پرتو درمانی ۶۸cGy و بدون استفاده از آن ۲۹۶cGy محاسبه شده است.^(۸) در مراکز مختلف رادیوتراپی در ایران برحسب نظر پزشک و امکانات تجهیزاتی از روش درمانی اصی استفاده می‌شود. از این جت نیاز شدیدی به دست‌یابی به اطلاعاتی پیرامون یکنواختی دوز در پستان درگیر و میزان اشعه پراکنده رسیده به ناحیه خارج میدان تابشی در روش‌های مختلف احساس می‌شود. در مطالعه حاضر مقدار اشعه پراکنده رسیده به پستان غیردرگیر بیمارانی که با روش‌های مختلف در ۳ مرکز رادیوتراپی در تهران، تحت درمان قرار گرفته‌اند اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه شده‌اند.

روش بررسی

در تحقیق حاضر که به صورت توصیفی - مقطعی انجام شد، جمعاً تعداد ۶۹ بیمار در محدوده سنی ۲۵-۷۵ سال که ماستکتومی یک طرفه شده و پستان طرف مقابل در آن‌ها سالم بود، انتخاب شدند. در هر بیمار با استفاده از یک خط‌کش انعطاف‌پذیر، سه نقطه A، B و C به فاصله‌های عمودی ۵، ۹ و ۱۱ سانتیمتر از مرکز لبه میدان تابشی علامت‌گذاری شد و در هر نقطه دو عدد تراشه TLD که در یک پوشش پلاستیکی قرار داشتند، گذاشته و بعد از تابش‌دهی مقدار دوز TLDها خوانده شد و میانگین این دو مقدار در هر نقطه، به عنوان مقدار دوز در آن نقطه محاسبه گردید. برای اندازه‌گیری دوز از دوزیمترهای تراشه‌ای ترمولومی نسنت از نوع LiF (LiF, Mg, Ti) با نام تجاری



نمودار شماره ۱- منحنی کالیبراسیون دوز جذبی (cGy) برحسب مقدار قرائت (Reading) تراشه‌های TLD



نمودار شماره ۲- منحنی ضریب تصحیح دوز واقعی به دوز محاسبه شده

روش درمانی در بیمارستان H۱: بیمار در زمان درمان، بر روی یک سطح شیبدار به پشت قرار داده شد به طوری که استخوان جناق او در امتداد افق قرار گرفته و دست همان طرف نیز در زیر سرش قرار گرفته شد. فاصله منبع از مرکز دوران دستگاه SAD برابر با ۸۰ سانتی‌متر بود.

روش درمانی در بیمارستان H۲: برای تابش میدان‌های مماسی داخلی و خارجی به سر دستگاه (Gantry) زاویه داده نشد بلکه با استفاده از یک کیسه شن در زیر شانه درگیر بیمار، به بدن او زاویه داده می‌شد و بیمار دست خود را به یک میله فلزی که روی تخت درمان نصب شده بود تکیه داد. فاصله منبع از پوست بیمار (SSD) برابر با ۸۰ سانتی‌متر بود.

TLD-100 با ابعاد $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$ استفاده شد. از آن جایی که دوزیمتر ترمولومی نسبت یک دوزیمتر نسبی است و آن چه که در دستگاه قرائتگر (TLD Reader) خوانده می‌شود بر حسب نانو یا میکروکولن است، برای کالیبره کردن پاسخ تراشه‌های TLD، از دستگاه کبالت - ۶۰ با انرژی متوسط 1.25Mev موجود در آزمایشگاه دوزیمتری استاندارد ثانویه (SSDL) سازمان انرژی اتمی جمهوری اسلامی ایران، (واحد کرج) استفاده شد. برای این کار، از گروه ۳ تایی با تراشه‌های TLD تابش‌های معین (از یک تا ۸۰ سانتی گری) و یک گروه ۳ تایی به عنوان شاهد استفاده شد. تراشه‌ها را به یک فانتوم پلاکسی گلاس به ابعاد $30 \times 30 \times 15 \text{ mm}^3$ که تقریباً نزدیک به ضخامت بدن چسبانده و یک ورقه پلاکسی گلاس به ضخامت ۵mm (به عنوان بیلد آپ) روی آن‌ها کشیده شد. در یک میدان $15 \times 15 \text{ cm}^2$ مورد تابش قرار گرفت. به این ترتیب منحنی کالیبراسیون که دوز (cGy) بر حسب مقدار قرائت (nc) می‌باشد رسم شد (نمودار شماره ۱). سپس از معادله (۱) که با استفاده از نرم‌افزار excel از روی اعداد خوانده شده توسط قرائتگر TLD و دوز تابشی آن‌ها (منحنی کالیبراسیون) به دست آمد مقدار دوز جذبی (Absorbed Dose, AD) به دست آمد.

$$AD = 0.0134R + 1.7567 \quad (\text{معادله شماره ۱})$$

برای به دست آوردن ضریب تصحیح (CF=Calibration Factor) منحنی کالیبراسیون، چهار گروه ۳ تایی از تراشه‌ها با دوز ۱۰، ۲۰، ۴۰ و ۷۰ سانتی‌گری مورد تابش قرار گرفته و پس از قرائت با استفاده از معادله (۱) مقدار دوز محاسبه گردید (DC). مقادیر به دست آمده و بر حسب مقدار دوز داده شده، منحنی دوز واقعی (Real Dose, DR) رسم گردید (نمودار شماره ۲). این بار با استفاده از کامپیوتر و منحنی CF معادله تصحیح (۲) به دست آمد که با تلفیق این دو معادله، معادله (۳) حاصل شد که برای تمام محاسبات در طول آزمایش از این معادله استفاده شد.

$$DR = 0.9189DC - 0.5526 \quad (\text{معادله شماره ۲})$$

$$DR = 0.0123R + 1.0616 \quad (\text{معادله شماره ۳})$$

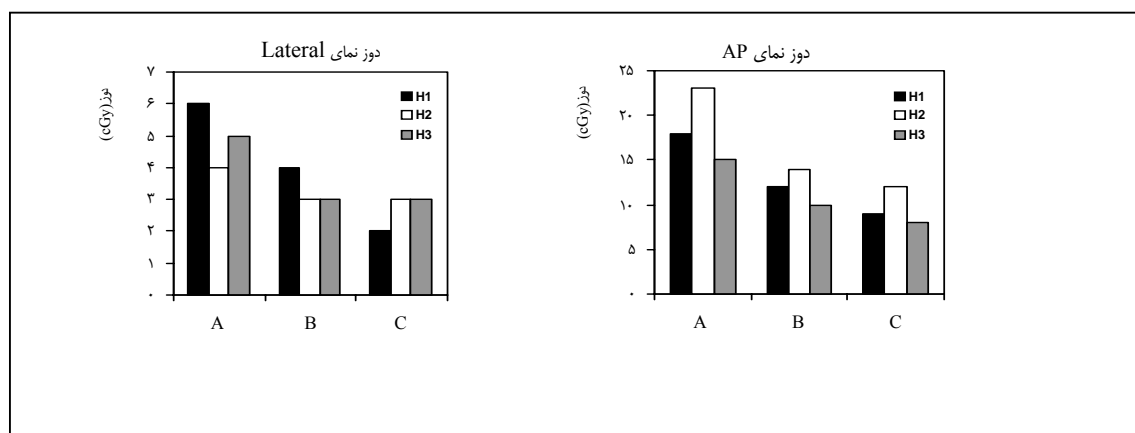
نتایج

در هر بیمارستان برای هر بیمار پارامترهای اندازه قفسه سینه از دو نمای فوقانی - تحتانی (Antero-Postero=AP) و جانبی (lateral)، اندازه حجم ناحیه درگیر و دوز ورودی (Entrance dose) و مقادیر دوز پوستی (Skin dose) پستان غیردرگیر در ۳ نقطه A، B و C که به ترتیب ۵، ۹ و ۱۱ سانتی متر از لبه میدان تابشی فاصله داشتند، با تراشه‌های TLD اندازه گیری و با استفاده از معادله (۳) محاسبه شد.

در ۳ بیمارستان H₁، H₂ و H₃ به ترتیب ۲۲، ۲۴ و ۲۳ بیمار مورد بررسی قرار گرفتند. دوز پستان غیردرگیر در نقاط گرفته شده و برای دو میدان مماسی داخلی و خارجی به طور جداگانه، اندازه‌گیری و محاسبه شد و سپس میانگین آن‌ها با استفاده از آنالیز واریانس و تست Tukey با یکدیگر مورد مقایسه قرار گرفت (نمودار شماره ۳).

روش درمانی در بیمارستان H₃: از یک سطح شیبدار استفاده شد با این تفاوت که در بیمارستان H₁ میدان تابشی را به اندازه دو برابر عرض بیمار باز می‌کردند ولی در بیمارستان‌های H₂ و H₃ به اندازه ۱/۵-۱، به عنوان دوز هوا (و برای پوشش کامل ناحیه درگیر) در نظر می‌گرفتند در این بیمارستان نیز فاصله تا مرکز دوران (SAD) برابر ۸۰ سانتی متر بود. از آن جایی که یکی از فاکتورهای مهم در ایجاد پرتو پراکنده، حجم قسمتی از بدن بیمار است که تحت تابش قرار دارد لذا در محاسبه دوز پستان غیردرگیر در هر بیمار باید این عامل را در نظر گرفت. برای این منظور و به دلیل شکل غیرهندسی قفسه سینه (Out line)، برای محاسبه حجم قسمت تابش دیده، به طور تقریبی سطح Out line در طول میدان تابشی ضرب گردید.

برای محاسبه سطح Out line ابتدا، تمام نقشه‌ها روی کاغذهای یکسان کپی شده و سپس با استفاده از قیچی و یک



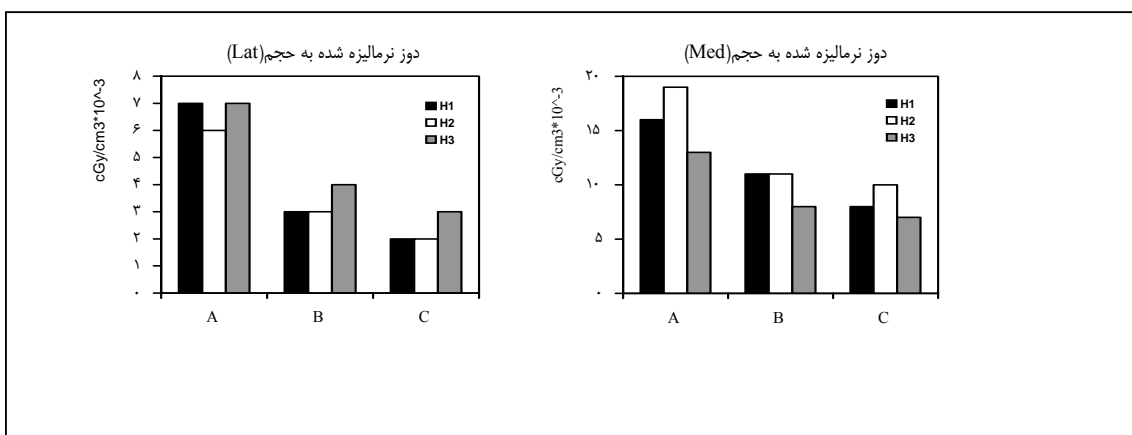
نمودار شماره ۳- میانگین مقادیر دوز از میدان‌های تابشی داخلی و خارجی در نقاط A، B و C در ۳ بیمارستان

میانگین دوز در تمام نقاط از میدان تابشی مماسی داخلی بیمارستان H₂ از دو بیمارستان H₁ و H₃ به طور معنی‌داری بیشتر بود ($P\text{-value} < 0.05$) ولی این مقدار در دو بیمارستان H₁ و H₃ با هم اختلاف معنی‌داری نداشتند. در میدان تابشی خارجی نیز مقدار دوز محاسبه شده در هیچ یک از نقاط مورد آزمایش اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($P\text{-value} < 0.05$). همان طور که در نمودار شماره ۳ دیده می‌شود، مقادیر دوز رسیده به پستان مقابل از میدان تابشی

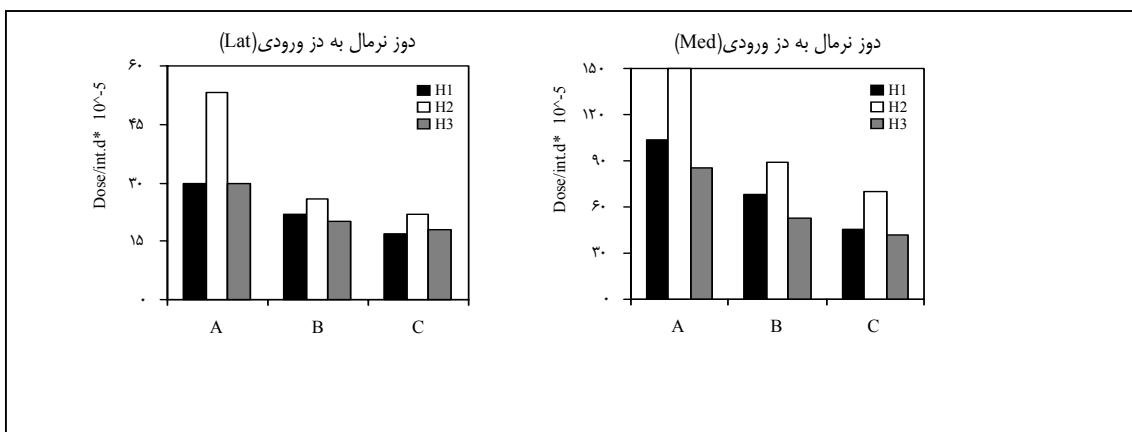
ترازوی دیجیتالی با دقت 0.001gr وزن کرده و تمامی وزن‌ها به وزن کاغذ ۱۰۰cm^۲ نرمالیزه شد. یکی دیگر از فاکتورهای مهم در تولید پرتوهای پراکنده مقدار دوز تابشی به هر بیمار است. در مطالعه حاضر، نقطه ورودی در لبه داخلی و مرکز میدان تابشی در نظر گرفته شد و برای هر بیمار به طور جداگانه و با توجه به تکنیک به کار رفته، خروجی دستگاه در زمان تابش‌دهی، اندازه میدان تابشی و عمق تومور محاسبه شد.

نقاط در میدان تابشی داخلی، در بیمارستان H₂ از بیمارستان H₃ بطور معنی داری بیشتر است (P-value < 0/1) و این بار نیز مقادیر دوز محاسبه شده در میدان تابشی خارجی در بیمارستان های مختلف، اختلاف معنی داری را نشان ندادند (نمودار شماره ۴). همان طور که قبلاً ذکر شده دوز ورودی در برگیرنده اطلاعاتی مانند اندازه میدان تابشی، خروجی دستگاه، زمان تابش و عمق تومور برای هر بیمار می باشد که با نرمالیزه کردن این فاکتور برای تمام بیماران، مشاهده شد که مقدار دوز در تمام نقاط مورد بررسی از دو میدان تابشی داخلی و خارجی در بیمارستان H₂ به طور معنی داری (P-value < 0/5) بیشتر از بیمارستان H₁ و H₃ بوده است (نمودار شماره ۵).

داخلی به طور چشمگیری از مقدار آن از میدان تابشی خارجی بیشتر است و با دور شدن نقطه مورد نظر از لبه میدان، مقدار دوز جذبی کاهش یافته است. با توجه به اینکه یکی از منابع مهم تولید پرتوهای پراکنده، حجم تحت تابش است و هر چه مقدار حجم درگیر بیشتر باشد مقدار تولید پرتوهای پراکنده رسیده به پستان غیردرگیر افزایش می یابد. و از آن جایی که بیماران دارای جثه و اندازه قفسه سینه متفاوت بودند و همچنین مساحت ناحیه درگیر پستان در بیماران مختلف بود، لذا اندازه میدان تابشی و در نتیجه حجم درمان شده تغییر می کرد. با نرمالیزه کردن مقدار دوز رسیده به نقطه مورد نظر بر روی پستان به حجم ناحیه درگیر، نشان داده شد که میانگین دوز نرمالیزه شده در تمام



نمودار شماره ۴- میانگین مقادیر دوز نرمالیزه شده به حجم از میدان های تابشی داخلی و خارجی در نقاط A, B و C



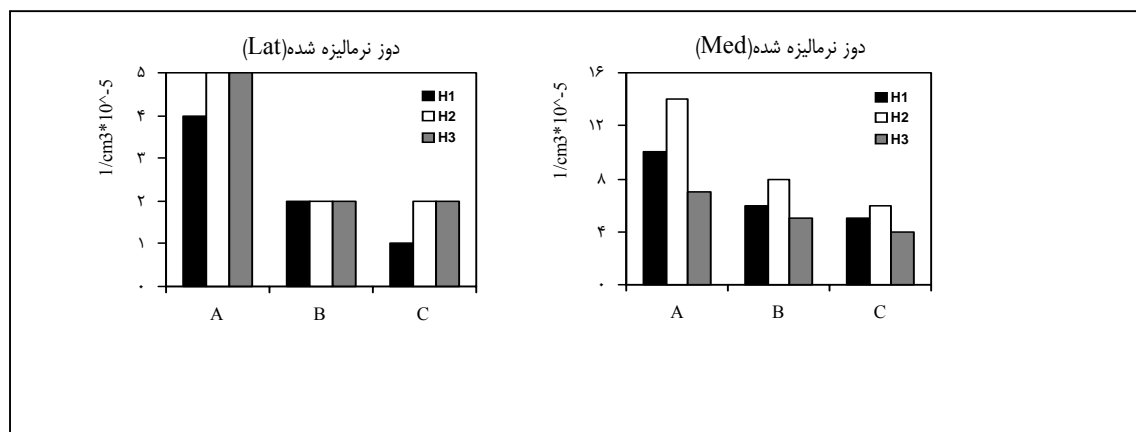
نمودار شماره ۵- میانگین دوز نرمالیزه شده به دوز ورودی از میدان های تابشی داخلی و خارجی در نقاط A, B و C

در جدول شماره ۱، میانگین دوز جذبی پستان غیردرگیر در نقاط A، B و C در طول یک دوره رادیوتراپی در ۳ بیمارستان H₁، H₂ و H₃ نشان داده شده است. همان طور که ملاحظه می شود مقدار کل دوز در بیمارستان H₂ بیش تر از مقدار آن در ۲ بیمارستان H₁ و H₃ است.

بحث و نتیجه گیری

در سال ۱۹۹۶، Yaparalvi و همکارانش، مقدار دوز پستان غیردرگیر را در ۵ سانتیمتری عمودی از لبه میدان

باید توجه داشت که دوز ورودی و حجم درگیر از یکدیگر مستقل نیستند. لذا نیاز است دوز به طور هم زمان به دوز ورودی و حجم ناحیه درگیر نرمالیزه شود. میانگین دوز نرمالیزه شده به حجم در دوز ورودی در تمام نقاط از میدان تابشی داخلی بیمارستان H₂، به طور معنی داری بیش تر از بیمارستان H₃ دیده شد ($P\text{-value} < 0.01$) و در میدان تابشی خارجی هیچ اختلاف معنی داری دیده نشد (تصویر شماره ۶). همچنین رابطه دوز در نقطه A (۵ cm از لبه میدان تابشی داخلی) با اندازه قفسه سینه در دو نمای AP و lat، حجم



نمودار شماره ۶- میانگین مقادیر دوز نرمالیزه شده به دوز ورودی در حجم از میدان های تابشی داخلی و خارجی در ۳ بیمارستان مورد نظر در نقاط A و B و C

جدول شماره ۱- برآورد دوز کل رسیده به پستان غیردرگیر در طول یک دوره رادیوتراپی در ۳ بیمارستان

نقطه	کمیت اندازه گیری شده	H ₁	H ₂	H ₃
A (۵cm)	میانگین دوز (cGy) (دامنه دوز)	۶۰۰ (۳۲۵-۱۱۰۰)	۷۷۵ (۳۷۵-۱۴۰۰)	۵۰۰ (۲۵۰-۸۷۵)
B (۹cm)	میانگین دوز (cGy) (دامنه دوز)	۴۰۰ (۲۲۵-۵۵۰)	۴۵۰ (۲۰۰-۶۲۵)	۳۲۵ (۱۷۵-۶۷۵)
C (۱۱cm)	میانگین دوز (cGy) (دامنه دوز)	۲۷۵ (۲۰۰-۴۰۰)	۳۰۰ (۱۵۰-۵۲۵)	۲۷۵ (۱۷۵-۵۲۵)

تابشی با روش درمانی Monoisocentric و دستگاه شتاب دهنده خطی (6MV) با استفاده از دایود، ۲۷۵-۵۳۰ cGy گزارش کردند که با توجه به جدول شماره ۱ دیده می شود که این مقادیر به نتایج به دست آمده از بیمارستان H₃ نزدیک تر می باشد. در سال ۱۹۸۵، Frass و همکارانش با

ناحیه دیگر و دوز ورودی مورد بررسی قرار گرفت و با رسم منحنی های دوز در این نقطه بر حسب پارامترهای مذکور دیده شد که یک رابطه خطی و با شیب مثبت بین آنها وجود داشت، به این معنی که با افزایش هر یک از این فاکتورها دوز در این نقطه افزایش پیدا می کرد.

تابشی داخلی بود و برعکس در مورد بیمارانی که مجموع زوایای کم‌تر از 180° داشتند، مقادیر دوز جذبی در نقطه فوق در میدان تابشی خارجی نسبت به مقادیر دوز در آن نقطه از میدان تابشی داخلی، بیش‌تر (یا نزدیک به آن) بود.

۳- در بیمارستان‌های H_1 و H_3 ، نحوه قرار دادن بیمار بر روی تخت درمانی کاملاً مشابه بود. به این صورت که بیمار در مدت درمان در هر دو میدان تابشی داخلی و خارجی، به راحتی بر پشت خود خوابیده و زیر شانه‌هایش یک سطح شیب‌دار قرار می‌دادند، و برای پرتودهی، سر دستگاه چرخانده می‌شد اما در بیمارستان H_2 به جای چرخاندن سر دستگاه، بیمار را با استفاده از یک کیسه شن زاویه می‌دادند و بیمار در مدت درمان به دست مقابل خود تکیه می‌داد، که این موضوع باعث نزدیک‌تر شدن پستان غیردرگیر به لبه پرتو و در نتیجه افزایش دوز آن می‌شد. در میدان تابشی داخلی عامل مهم، پرتوهای پراکنده خارجی بود. اما عواملی از قبیل حجم ناحیه درگیر و اندازه پهناهی قفسه سینه بیمار به عنوان تولید کننده پرتوهای پراکنده داخلی نیز سهم بودند.

پرتوهای پراکنده خارجی، که در کولیماتور تولید می‌شدند و یا پرتوهای نشستی دستگاه، به دلیل عبور از ضخامت بدن (در حدود 20cm) و تضعیف، سهم زیادی در دوز جذبی پستان غیردرگیر نداشتند ولی پرتوهای پراکنده داخلی ایجاد شده از ناحیه تحت درمان، نقش بیش‌تری را ایفا می‌کردند. طریقه قرار دادن بیمار بر روی تخت در بیمارستان H_2 ، در مقایسه با ۲ بیمارستان دیگر وقت‌گیر و از نظر بیمار خسته کننده و ناخوشایند و نیز از دقت کمی برخوردار بود. و همچنین این روش احتمال جابه‌جا شدن بیمار را ضمن پرتودهی افزایش داده و در نتیجه دوز دریافتی پستان مقابل، ناشی از پرتوهای پراکنده از میدان تابشی داخلی را افزایش می‌داد.

بنابراین پیشنهاد می‌شود در این بیمارستان نیز، جهت کاهش دوز جذبی پستان غیردرگیر بیمار، از روش مورد استفاده در بیمارستان‌های H_1 و H_3 جهت قرار دادن بیمار بر روی تخت استفاده شود.

استفاده از TLD (6MV) در فواصل ۳ تا ۴ سانتیمتری بر روی پستان مقابل، مقدار دوز را $200-50$ cGy به دست آوردند. که با نتایج این تحقیق تفاوت فاحشی دارد. در سال ۱۹۹۰، Runkle و همکارانش مقدار متوسط دوز پستان مقابل را با استفاده از تراشه‌های TLD، $900-325$ cGy به دست آوردند که با نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر، نزدیک می‌باشد.

در تحقیق حاضر، همان‌طور که نشان داده شد، مقدار میانگین دوز جذبی پستان غیردرگیر در بیمارستان H_2 به طور قابل ملاحظه‌ای بیش‌تر از مقدار آن در ۲ بیمارستان دیگر بوده است که احتمالاً علت آن می‌تواند موارد ذیل باشد: به طور کلی پرتوهای پراکنده رسیده به پستان غیردرگیر متشکل از پرتوهای پراکنده خارجی و بیش‌تر در قسمت سر دستگاه مولد اشعه (سیستم کولیماسیون و نشستی) تولید می‌شود و پرتوهای پراکنده داخلی که در نتیجه برخورد فوتونهای تابشی به طریق کمپتون با بافت بدن، تولید می‌شوند، می‌باشد.

۱- در رابطه با پرتوهای پراکنده خارجی هر چه، فاصله عمودی بین سطح پستان و لبه پرتو کم‌تر شود (به دلیل برجسته بودن پستان و یا بزرگتر بودن زاویه داخلی) احتمال افزایش دوز پستان غیردرگیر بیش‌تر می‌شود به عبارت دیگر، در میدان تابشی داخلی، در نمای AP با افزایش عرض قفسه سینه بیمار مقدار دوز پستان غیردرگیر، در نقطه A (5cm از لبه میدان تابش) افزایش می‌یابد.

۲- در تابش‌دهی مماسی، توصیه می‌شود لبه‌های عمقی میدان‌های تابشی مماسی در امتداد یکدیگر قرار گیرند. به این ترتیب قسمت ابتدایی پستان غیردرگیر در میدان تابش قرار نمی‌گیرد و در نتیجه دوز کم‌تری دریافت می‌کند. در بیمارستان‌های H_1 و H_2 به این قضیه توجهی نداشتند و زوایای تابشی داخلی و خارجی مکمل یکدیگر بودند. اما در بیمارستان H_1 مجموع دو زاویه به اندازه $0/63$ عرض میدان از 180° بیش‌تر و یا کم‌تر می‌شد. در مورد بیمارانی که مجموع دو زاویه تابشی داخلی و خارجی از 180° بیش‌تر بود، دوز جذبی در نقطه A خیلی کم‌تر از مقدار آن در میدان

تقدیر و تشکر

با سپاس و قدردانی از زحمات کارشناسان بخش‌های مختلف رادیوتراپی بیمارستان‌های مورد بررسی و نیز همکاران بخش SSDL سازمان انرژی اتمی واحد کرج.

منابع

- 1- Muller-Runkel R, Kalokhe UP. Scatter dose from tangential breast irradiation to the uninvolved breast. *Radiology*, 1990; 175(3): 870-3.
- 2- Ting JY, Yankelevich R, Gosvami G. Scattered radiation from linear accelerator and cobalt-60 collimator jaws. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1994; 30(4): 985-92.
- 3- Boice JD, Harvey EB. Cancer in the contralateral breast after radiotherapy for breast cancer. *N. Engl. J. Med*, 1992; 326(12): 781-5.
- 4- Cross P, Joseph DJ, Cant J, Cooper SG. Tangential breast irradiation simple improvements. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 1992; 23(2): 433-42.
- 5- Frass BA, Robenson PL, Litcher AS. Dose to the contralateral breast due to primary breast irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1985; 11(3): 485-97.
- 6- Kelly CA, Wang X, Chu JCH, Hartsell WF. Dose to contralateral breast; A comparison of four primary breast irradiation techniques. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1990; 34(3): 727-32.
- 7- Muller-Runkel R, Kalokhe UP. Method for reducing scatter radiation dose to the contralateral breast during tangential breast irradiation therapy. *Radiology*, 1994; 191(3): 853-55.
- 8- Sohn JW, Suh JH, Kupellian P, Weinhaus MS, Macklis R. Is a breast shield needed to reduce the scatter dose to the contralateral breast in the treatment of breast cancer. *Med. Phys*; 195; 22: 1547-51.

Surveying the Contralateral Breast Dose during the Primary Breast Irradiation of Mastectomized Patients in Three Hospitals in Tehran

^I
***A.A. Sharafi, Ph.D.** ^{II}
A.R. Nikoufar, MD ^{III}
R. Mahdavi, MSc
N. Chegani, MSc

Abstract

Contralateral breast dose from primary breast irradiation has been implicated in the risk of second breast malignancies. In the radiotherapy departments of Iran, based on oncologist's and physicist's viewpoint, a special technique and set-up may be used for treatment of chest wall in mastectomized patient. The present study compared three different breast treatment techniques and set-up used in three different hospitals H1, H2 and H3 in Tehran by measuring radiation dose to the contralateral breast. In this study, total number of 69 patients with ages ranged from 25 to 75 years were investigated. Dose measurements were made using thermoluminescent dosimeters(TLD) chips. The technique used in the hospitals showed the highest contralateral breast dose in H2 and the lowest in H3. In all techniques, contralateral breast dose showed a direct relationship with A-P and lateral chest wall diameters as well as target volume. Also, with normalization of dose to target volume and entrance dose, H2 has the highest and H3 the lowest contralateral breast dose. This study showed that the patient set-up is the most important factor in increasing contralateral breast dose in these three hospitals. Therefore, patient set-up used in H3 is suggested as a better method.

Key Words: 1) Radiotherapy 2) Opposite Breast Dose
3) Thermoluminescent Dosimeter(TLD)

I) Associate Professor of Radiology Department. School of Paramedicine. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran. (*Corresponding Author)

II) Assistant Professor of Radiotherapy. School of Paramedicine. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.

III) Ph.D. Student of Biophysics. School of Paramedicine. Tehran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.

IV) MSc in Biophysics. School of Paramedicine. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.