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

*دکتر علی‌اکبر شرفی I
دکتر علیرضا نیکوفر II
دکتر ربیع مهدوی III
ناهید چگنی IV

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 H۱، H۲ و H۳ در شهر تهران اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه شد. در تحقیق حاضر که از نوع توصیفی ـ 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 کبالت ـ ۶۰ مورد استفاده قرار گرفت. نتایج به دست آمده، نشان می‌دهند که دوز رسیده به پستان غیردرگیر در بیماران درمان شده در بیمارستان H۳ به طور قابل ملاحظه‌ای کم‌تر از مقدار آن در بیمارستان H۲ بود($P<۰/۰۵$). اگر چه مقدا دوز در بیمارستان H۱ نیز کم‌تر از آن در بیمارستان H۳ بود ولی این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود($P<۰/۰۵$). در تمام موارد افزایش فاکتورهایی 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 H۲ بیش‌ترین و بیمارستان H۳ کم‌ترین مقدار را نشان دادند. به نظر می‌رسد، مهم‌ترین عامل افزایش دوز پستان غیردرگیر در بیمارستان H۲ طرز خواباندن بیمار بود و لذا پیشنهاد می‌شود از این روش برای درمان استفاده نشود و حتی‌الامکان روش درمانی بیمارستان H۳ مورد استفاده قرار گیرد.

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 ـ درمانی ایران.(*مولف مسئول)
II) استادیار گروه رادیوتراپی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران.
III) دانشجوی دکترای فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تهران.
IV) کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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.[۱و 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 ٤٥ سال فاکتور مهم‌تری می‌باشد.[۲و ۳] 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 اتاقک یونیزاسیون انجام شده است.[۱و ۸-٤] معلوم شده است که دوز رسیده به پستان غیردرگیر، از تکنیک مورد استفاده پیروی می‌کند و به فارکتوهایی 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 ٥cm از لبه میدان بر روی پستان غیردرگیر با استفاده از TLD در حدود ٦/٥ تا ٣٦٪ دوز تجویزی گزارش شده است.[۱] در آزمایش دیگر، مقدار دوز رسیده به پستان غیردرگیر، با استفاده از گوه داخلی در پرتو درمانی ٦٨cGy و بدون استفاده از آن ٢٩٦cGy 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 ٣ مرکز رادیوتراپی در تهران، تحت درمان قرار گرفته‌اند اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه شده‌اند.

روش بررسی

در تحقیق حاضر که به صورت توصیفی ـ مقطعی انجام شد، جمعاً تعداد ٦٩ بیمار در محدوده سنی ٢٥-٧٥ 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 ٥، ٩و ١١ 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

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

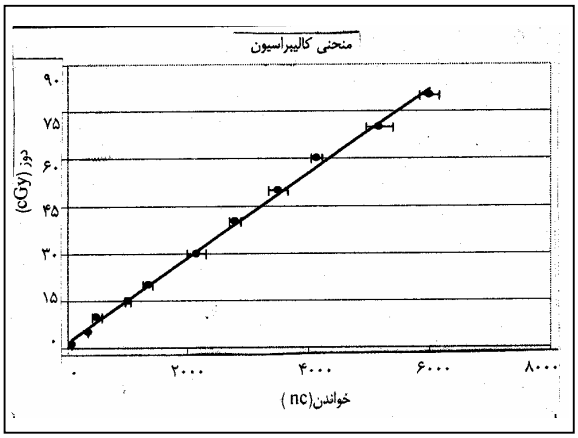
TLD-100 با ابعاد mm^3 ۱×۳×۳ استفاده شد. از آن جایی که دوزیمتر ترمولومی نسنت یک دزیمتر نسبی است و آن چه که در دستگاه قرائتگر(TLD Reader) خوانده می‌شود بر حسب نانو یا میکروکولن است، برای کالیبره کردن پاسخ تراشه‌های TLD، از دستگاه کبالت ـ ٦٠ با انرژی متوسط 1.25Mev موجود در آزمایشگاه دوزیمتری استاندارد ثانویه(SSDL) سازمان انرژی اتمی جمهوری اسلامی ایران، (واحد کرج) استفاده شد. برای این کار، از ۱۱ 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 mm^3 ۱۵×۳۰×۳۰ که تقریباً نزدیک به ضخامت بدن است چسبانده و یک ورقه پلاکسی گلاس به ضخامت ۵mm (به عنوان بیلد آپ) روی آن‌ها کشیده شد. در یک میدان cm^2 ۱۵×۱۵ 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 ودوز تابشی آن‌ها(منحنی کالیبراسیون) به دست آمد مقدار دوز جذبی (Absorbed Dose, AD) به دست آمد.

AD=۰/۰۱۳٤R+۱/۷٥٦۷ (معادله شماره ۱)

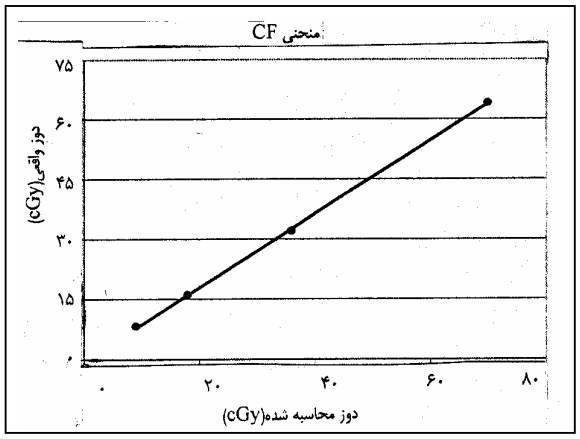
برای به دست آوردن ضریب تصحیح(Calibration=CF Factor) منحنی کالیبراسیون، چهار گروه ۳ تایی از تراشه‌ها با دوز ۱۰، ۲۰، ٤٠و ۷۰ سانتی‌گری مورد تابش قرر گرفته و پس از قرائت با استفاده از معادله(۱) مقدار دوز محاسبه گردید(DC). مقادیر به دست آمده و بر حسب مقدار دوز داده شده، منحنی دوز واقعی(DR، Real Dose) رسم 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=۰/۹۱۸۹DC-۰/٥٥۲٦ (معادله شماره ۲)

DR=۰/۰۱۲۳R+۱/۰٦۱٦ (معادله شماره ۳)



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.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

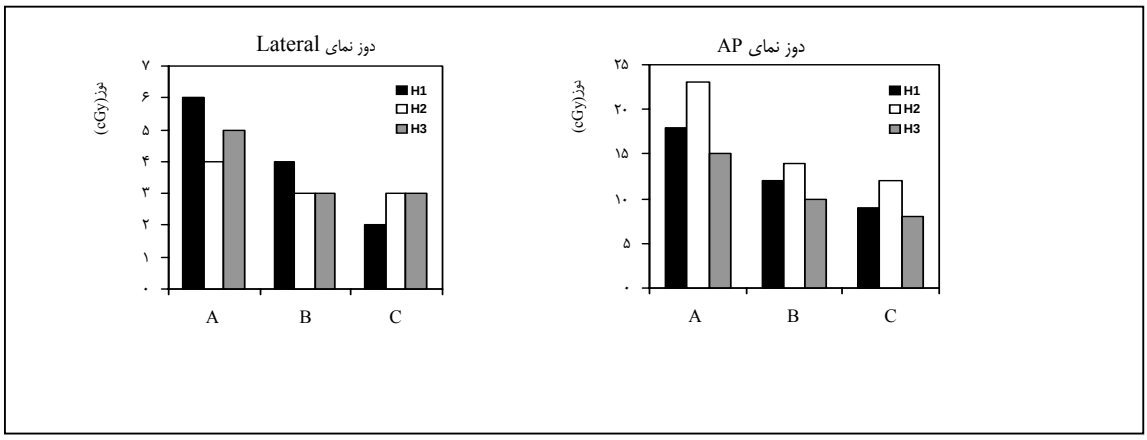
روش درمـانی در بیمارسـتان H۳: از یـک سـطح شـیبدار استفاده شد با این تفاوت که در بیمارستان H۱ میدان تابـشی را به انـدازه دو برابـر عـرض بیمـار بـاز مـی‌کردنـد ولـی در بیمارستان‌های H۲ و H۳ به اندازه ۱/۵-۱cm، به عنوان دوز هوا(و برای پوشش کامل ناحیه درگیر) در نظر می‌گرفتنـد در این بیمارستان نیز فاصـله تـا مرکـز دوران(SAD) برابـر ۸۰ سانتی‌متر بود. از آن جـایی کـه یکـی از فاکتورهـای مهـم در ایجاد پرتو پراکنده، حجم قسمتی از بدن بیمار است کـه تحـت تابش قرار دارد لذا در محاسبه دوز پستان غیردرگیر در هـر بیمار باید این عامل را در نظر گرفت. برای ایـن منظـور و بـه دلیل شکل غیرهندسی قفسه سینه(Out line)، بـرای محاسـبه حجم قسمت تابش دیده، به طور تقریبـی سـطح Out line در طول میدان تابشی ضرب گردید.

برای محاسبه سطح Out line ابتـدا، تمـام نقـشه‌هـا روی کاغذهای یکسان کپی شده و سپس با استفاده از قیچی و یک

نتایج

در هر بیمارستان برای هر بیمار پارامترهای انـدازه قفـسه سینه از دو نمای فوقانی ـ تحتانی(Antero-Postero=AP) و جـانبی (lateral)، انـدازه حجـم ناحیـه درگیـر و دوز ورودی (Entrance dose) و مقادیر دوز پوستی(Skin dose) پستان غیردرگیـر در ۳ نقطـه A، B و C کـه بـه ترتیـب ۵، ۹و ۱۱ سانتی‌متر از لبه میدان تابشی فاصله داشتند، بـا تراشـه‌هـای TLD اندازه گیری و با استفاده از معادله(۳) محاسبه شد.

در ۳ بیمارسـتان H۱، H۲ و H۳ بـه ترتیـب ۲۲، ۲٤و ۲۳ بیمار مورد بررسـی قـرار گرفتنـد. دوز پـستان غیردرگیـر در نقـاط گرفتـه شـده و بـرای دو میـدان مماسـی داخلـی و خارجی بـه طـور جداگانـه، انـدازه‌گیـری و محاسـبه شـد و سپس میانگیـن آن‌هـا بـا استفـاده از آنالیـز واریـانس و تست Tuky بـا یکـدیگر مـورد مقایـسـه قـرار گرفـت(نمـودار شماره ۳).



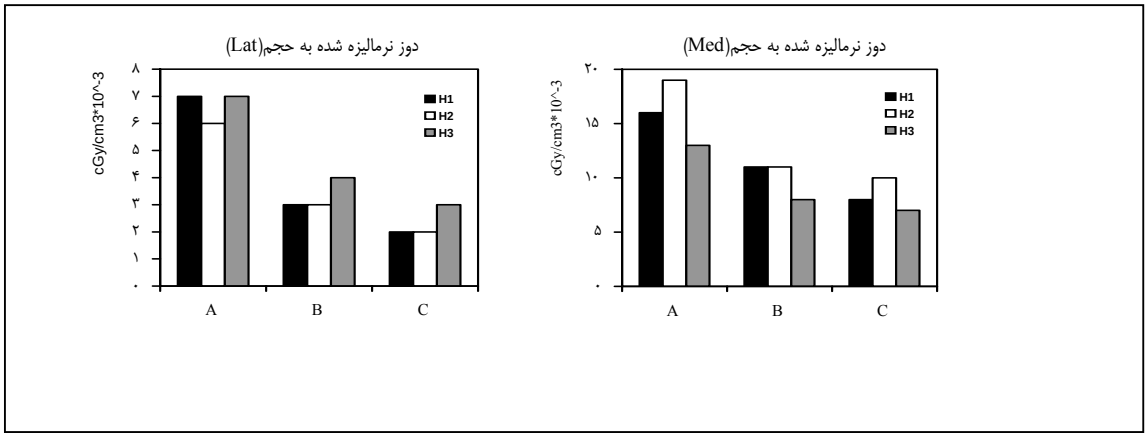
نمودار شماره ۳- میانگین مقادیر دوز از میدان‌های تابشی داخلی و خارجی در نقاط A، B و C در ۳ بیمارستان

تـرازوی دیجیتـالی بـا دقـت 0.001gr وزن کـرده و تمـامی وزن‌ها بـه وزن کاغـذ $۱۰۰cm^۲$ نرمـالیزه شـد. یکـی دیگـر از فاکتورهای مهم در تولید پرتوهای پراکنده مقدار دوز تابـشی به هر بیمار اسـت. در مطالعـه حاضـر، نقطـه ورودی در لبـه داخلی و مرکز میدان تابشی در نظر گرفتـه شـد و بـرای هـر بیمار به طور جداگانـه و بـا توجـه بـه تکنیـک بـه کـار رفتـه، خروجی دستگاه در زمان تابش‌دهی، انـدازه میـدان تابـشی و عمق تومور محاسبه شد.

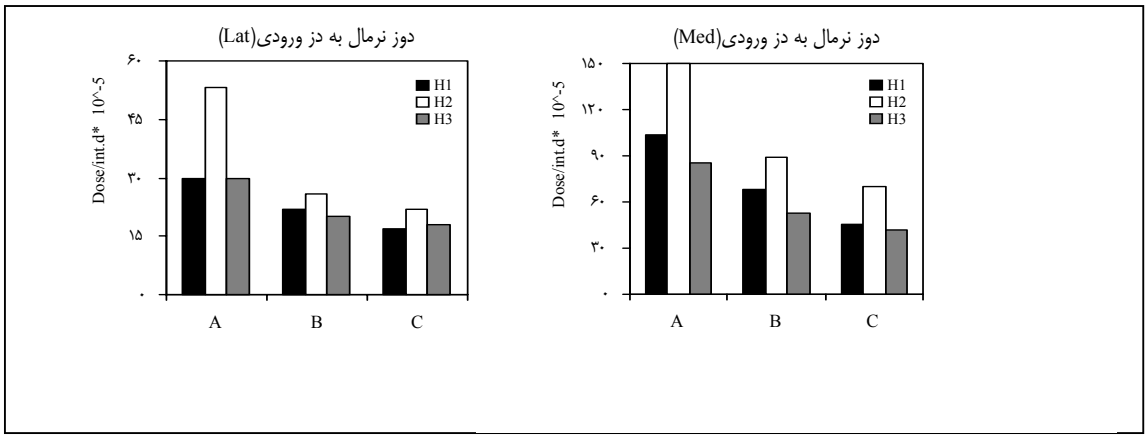
میانگین دوز در تمام نقاط از میدان تابشی مماسی داخلـی بیمارسـتان H۲ از دو بیمارسـتان H۱ و H۳ بـه طـور معنی‌داری بیش‌تر بود(P-value<۰/۰۵) ولی این مقدار در دو بیمارستان H۱ و H۳ با هم اختلاف معنـی‌داری نداشـتند. در میدان تابشی خارجی نیز مقـدار دوز محاسـبه شـده در هـیچ یک از نقاط مورد آزمایش اختلاف معنـی‌داری را نـشان نـداد (P-value<۰/۰۵). همان طور کـه در نمـودار شـماره ۳ دیـده می‌شود، مقادیر دوز رسیده به پستان مقابل از میدان تابـشی

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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 می‌یابد. 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 می‌کرد. 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 نقاط در میدان تابشی داخلی، در بیمارستان H۲ از بیمارستان H۳ بطور معنی‌داری بیش‌تر است(Pvalue<۰/۱) و این بار نیز مقادیر دوز محاسبه شده در میدان تابشی خارجی در بیمارستان‌های مختلف، اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند(نمودار شماره ٤). همان‌طور که قبلاً ذکر شده دوز ورودی در بر گیرنده اطلاعاتی مانند اندازه میدان تابشی، خروجی دستگاه، زمان تابش و عمق تومور برای هر بیمار می‌باشد 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 H۲ به طور معنی‌داری(P-value<۰/۵) بیش‌تر از بیمارستان H۱ و H۳ بوده است(نمودار شماره ۵).



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



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

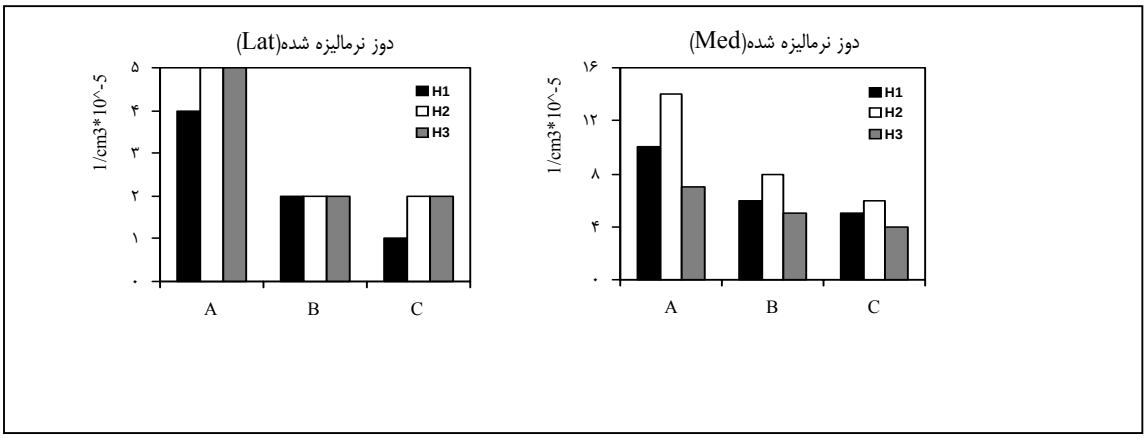
[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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 H۲، به طور معنی‌داری بیش‌تر از بیمارستان H۳ دیده شد(P-value<۰/۰۱) و در میدان تابشی خارجی هیچ اختلاف معنی‌داری دیده نشد(تصویر شماره ٦). هم‌چنین رابطه دوز در نقطه A (۵cm از لبه میدان تابشی داخلی) با اندازه قفسه سینه در دو نمای AP و lat، حجم ناحیه دیگر و دوز ورودی مورد بررسی قرار گرفت و با رسم منحنی‌های 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 می‌کرد.

در جدول شماره ۱، میانگین دوز جذبی پستان غیردرگیر در نقاط A، B و C در طول یک دوره رادیوتراپی در ۳ بیمارستان H۱، H۲ و H۳ نشان داده شده است. همان طور که ملاحظه می‌شود مقدار کل دوز در بیمارستان H۲، بیش‌تر از مقدار آن در ۲ بیمارستان H۱ و H۳ است.

بحث و نتیجه‌گیری

در سال ۱۹۹٦، Yaparpalvi و همکارانش، مقدار دوز پستان غیردرگیر را در ۵ سانتیمتری عمودی از لبه میدان تابشی با روش درمانی Monoisocentric و دستگاه شتاب‌دهنده خطی(6MV) با استفاده از دایود، ۲۷۵-۵۳۰cGy گزارش کردند که با توجه به جدول شماره ۱ دیده می‌شود که این مقادیر به نتایج به دست آمده از بیمارستان H۳ نزدیک‌تر می‌باشد. در سال ۱۹۸۵، Frass و همکارانش با



نمودار شماره ۶- میانگین مقادیر دوز نرمالیزه شده به دوز ورودی در حجم از میدان‌های 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 اندازه‌گیری شده	H۱	H۲	H۳
A (۵cm)	میانگین دوز(cGy)	٦۰۰	۷۷۵	۵۰۰
	(دامنه دوز)	(۳۲۵-۱۱۰۰)	(۳۷۵-۱٤۰۰)	(۲۵۰-۸۷۵)
B (۹cm)	میانگین دوز(cGy)	٤۰۰	٤۵۰	۳۲۵
	(دامنه دوز)	(۲۲۵-۵۵۰)	(۲۰۰-٦۲۵)	(۱۷۵-٦۷۵)
C (۱۱cm)	میانگین دوز(cGy)	۲۷۵	۳۰۰	۲۷۵
	(دامنه دوز)	(۲۰۰-٤۰۰)	(۱۵۰-۵۲۵)	(۱۷۵-۵۲۵)

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

استفاده از TLD(6MV) در فواصل ۳ تا ٤ سانتیمتری بر روی پستان مقابل، مقدار دوز را ۲۰۰cGy-۵۰ 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، ۹۰۰cGy-۳۲۵ 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 H۲ 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 نشتی) 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 H۱ و H۲ به این قضیه توجهی نداشتند و زوایای تابشی داخلی و خارجی مکمل یکدیگر بودند. اما در بیمارستان H۱ مجموع دو زاویه به اندازه ۰/۶۳ عرض میدان از ۱۸۰° بیش‌تر و یا کم‌تر می‌شد. در مورد بیمارانی که مجموع دو زاویه تابشی داخلی و خارجی از ۱۸۰° بیش‌تر بود، دوز جذبی در نقطه A خیلی کم‌تر از مقدار آن در میدان تابشی داخلی بود و برعکس در مورد بیمارانی که مجموع زوایای کم‌تر از ۱۸۰° 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 H۱ و H۳، 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 H۲ 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 پهنای قفسه سینه بیمار به عنوان تولید کننده پرتوهای پراکنده داخلی نیز سهیم بودند.

پرتوهای پراکنده خارجی، که در کولیماتور تولید می‌شدند و یا پرتوهای نشتی 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 H۲، 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 بیماران، از روش مورد استفاده در بیمارستان‌های H۱ و H۳ جهت قرار دادن بیمار بر روی تخت استفاده شود.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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 tangenital 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. Tangenital 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, Weinhous 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.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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

***A.A. Sharafi, Ph.D.**[I] **A.R. Nikoufar, MD**[II] **R. Mahdavi, MSc**[III]

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.*

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]