

ارزیابی یکنواختی توزیع دوز در تکنیک پرتودهی فوتونی تمام بدن در هندسه قدامی خلفی مقابل-موازی با استفاده از شتاب‌دهنده خطی واریان مدل Clinac 2100C/D

چکیده

دریافت: ۱۳۹۹/۰۱/۲۷ ویرایش: ۱۳۹۹/۰۲/۰۴ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۷/۲۴ آنلاین: ۱۳۹۹/۰۷/۳۰

زمینه و هدف: تابش تمام بدن (Total body irradiation, TBI) تکنیکی است که عموماً به‌عنوان بخشی از رژیم آمادگی بیمار برای پیوند مغز استخوان استفاده می‌شود. هدف از این مطالعه معرفی و پیاده‌سازی روشی مناسب برای TBI روی فانتوم شبه انسان در بیمارستان امام‌خیمینی تهران می‌باشد.

روش بررسی: مطالعه تجربی کنونی از مهر ۱۳۹۶ تا آبان ۱۳۹۷ با هدف پیاده‌سازی تکنیک TBI در انستیتو کانسر بیمارستان امام‌خیمینی تهران صورت گرفت. بدین منظور، مقادیر دوز عمقی و آهنگ دوز در شرایط TBI و در فانتوم همگن اندازه‌گیری شدند. از فیلم‌های گاف کرومیک (EBT₃ Gafchromic™ film) برای اندازه‌گیری مقدار دوز جذبی در نواحی مختلف فانتوم استفاده شد. تابش‌دهی فانتوم شبه انسان در هندسه قدامی خلفی مقابل-موازی و با پرتوهای فوتونی ۱۸ MV انجام شد. از بلاک‌های سروبند (Cerrobend blocks) برای حفاظت ریه‌ها استفاده شد. سپس با آنالیز فیلم‌های تابش دیده، یکنواختی توزیع دوز اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: یکنواختی توزیع دوز در محدوده ۱/۰۱٪- تا ۱۱/۸۲٪+ قرار گرفت. تفاوت بین میزان دوز محاسبه شده و اندازه‌گیری شده در نقطه تجویز دوز برابر با ۲/۷۳٪- بود. مقدار دوز دریافتی ریه در شش فرکشن با استفاده از بلاک ریوی برابر با ۷۶۵/۱۸ سانتی‌گری اندازه‌گیری شد.

نتیجه‌گیری: تکنیک پیاده شده در اکثر نقاط بدن به یکنواختی دوز در محدوده قابل قبول ۱۰±٪ دست یافت. صحت دوز در محدوده قابل قبول واقع شد. مقدار دوز ریه با استفاده از شیلد ریوی تا حد مطلوب کاهش یافت. این تکنیک روشی ساده و مقرون به صرفه است که نیازی به تکنیک‌های دوزیمتری پیچیده ندارد. طبق نتایج به‌دست آمده، تکنیک معرفی شده دارای شرایط لازم برای پیاده‌سازی در بیمارستان امام‌خیمینی می‌باشد.

کلمات کلیدی: یکنواختی دوز، فیلم دوزیمتری، تابش‌دهی تمام بدن.

الهام حسین نژاد زرقانی^۱، غزاله گرایلی^{۱*}، مهبد اصفهانی^۲، مصطفی فرزین^۳

۱- گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۲- انستیتو کانسر، مجتمع بیمارستان امام‌خیمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۳- مرکز تحقیقات ضایعات مغزی و نخاعی، پژوهشکده علوم اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

* نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی.
تلفن: ۶۶۴۶۶۳۳-۰۲۱

E-mail: gh-geraily@sina.tums.ac.ir

مقدمه

پیوند مغز استخوان انجام می‌شود. انجام این تکنیک همراه شیمی‌درمانی معمولاً برای درمان موثرتر بیمار و افزایش شانس موفقیت پیوند می‌باشد.^{۱-۳} در مقایسه با تکنیک‌های رادیوتراپی مرسوم، TBI دارای چندین چالش دوزیمتری منحصر به فرد است: اول این‌که داده‌های مورد استفاده برای محاسبه دوز در سیستم‌های طراحی درمان در شرایط استاندارد به‌دست می‌آیند و نمی‌توان از این

تابش تمام بدن (Total Body Irradiation, TBI) با پرتوهای فوتونی مگاولتاژ یکی از روش‌های پیچیده رادیوتراپی است که در تعدادی از مراکز بالینی در سراسر جهان برای تخریب سلول‌های تومور و سرکوب سیستم ایمنی بیمار به‌منظور افزایش شانس موفقیت

زیادی دارد که باعث ایجاد غیریکنواختی در توزیع دوز می‌شود که استفاده از جبرانگرها یا روشی برای بهبود یکنواختی دوز را اجتناب ناپذیر می‌نماید. به علاوه در هندسه دوجانبه، حفاظت ریه بدون شیلد قسمت مدیاستینوم و مهره‌های این ناحیه امکان‌پذیر نیست که این امر احتمال عود بیماری را تا حدی افزایش می‌دهد.^۴

اغلب، برای پیاده‌سازی TBI با هندسه قدامی خلفی مقابل موازی (AP/PA)، بیمار در حالت ایستاده قرار می‌گیرد و با میدان‌های قدامی خلفی درمان می‌شود. اما، ایستادن می‌تواند باعث تغییرات قابل توجهی در نتایج اعتبارسنجی دوز دریافتی بیمار شود.^{۱۱}

در برخی مراکز، بیمار در موقعیت خوابیده به پهلو روی تخت درمان خوابیده و با چرخش ۹۰ درجه سر دستگاه با تابش افقی فوتون‌ها در هندسه قدامی خلفی مقابل موازی درمان می‌شود.^{۱۲} در هندسه قدامی خلفی مقابل موازی (AP/PA) به علت تغییرات اندک کانتور بدن در راستای صفحه کروئال، توزیع دوز نسبتاً یکنواخت بوده و همچنین حفاظت از اندام‌های حساس با استفاده از حفاظ‌های سربی در این حالت ساده‌تر از هندسه دوجانبه است.^{۱۳}

متأسفانه در ایران، به علت محدودیت امکانات سخت‌افزاری و نرم‌افزاری، و همچنین بار کاری بالای مراکز پرتودرمانی انجام این روش زمان‌بر و دشوار شده است و مشکلات دوزیمتری در فواصل و میدان‌های بزرگ، باعث شده تاکنون TBI اجرا نشود. از طرفی تکنیک‌ها و پروتکل‌های متنوعی برای انجام TBI وجود دارد و انتخاب تکنیک درمانی مناسب به امکانات، شرایط و اهداف هر موسسه بستگی دارد.

از این رو نمی‌توان از داده‌های دوزیمتری به دست آمده در یک مرکز به عنوان مرجع برای سایر مراکز استفاده کرد. بنابراین هر مرکزی باید متناسب با امکانات و شرایط موجود و دستگاه شتاب‌دهنده مورد استفاده در بخش، روشی مناسب برای راه‌اندازی این تکنیک طراحی نماید. هدف از این مطالعه، استفاده از میدان‌های فوتونی با انرژی ۱۸ MV برای پیاده‌سازی درمان TBI با هندسه قدامی خلفی مقابل موازی (AP/PA) می‌باشد.

روش بررسی

شرایط پرتودهی TBI: تابش دهی TBI در این مطالعه با استفاده از

داده‌ها برای TBI که به‌طور عمده در فاصله درمانی طولانی‌تر از حالت استاندارد انجام می‌شود، استفاده کرد.

دوم ابعاد بزرگ میدان و فاصله درمانی طولانی در TBI باعث تغییر در شرایط پراکندگی پرتو نسبت به حالت استاندارد می‌شود. سوم با توجه به این که حجم هدف در TBI، کل بدن انسان از جمله تمام مغز استخوان را شامل می‌شود از این رو تحویل دوز به صورت یکنواخت به کل بدن با وجود تغییر کانتور در طول صفحه کروئال و ساژیتال امری ضروری است.^{۱۴}

طبق توصیه گزارش شماره ۱۷ AAPM یکنواختی دوز در TBI باید در محدوده $\pm 1.0\%$ دوز تجویز شده قرار گیرد.^{۱۵} اگرچه در TBI حجم هدف شامل کل مغز استخوان و تمام بدن و ارگان‌ها است، اما بعضی از ارگان‌ها که نسبت به سایرین حساسیت پرتویی بیشتری دارند و آستانه تحمل آن‌ها نسبت به بقیه اندام‌ها کمتر است، از این امر مستثنی می‌گردند.

از جمله مهم‌ترین این اندام‌ها ریه با دانسیته الکترونی پایین و با آستانه تحمل دوز اندک می‌باشد که حفاظت از آن در TBI یک مسئله حیاتی است.^{۱۶} طبق توصیه مقالات متعدد در تابش تمام بدن، تحویل دوز در محدوده بین هشت تا ۱۰ گری به ریه ضروری است. به این معنا که تحویل دوز بیش از ۱۰ گری به ریه موجب بروز التهاب بافت ریوی می‌شود. همچنین اگر دوز دریافتی ریه از هشت گری کمتر باشد فرآیند درمان تکمیل نمی‌شود و نتیجه مطلوب حاصل نخواهد شد.^{۱۷-۱۹} تکنیک‌های متنوعی در سراسر دنیا برای پیاده‌سازی TBI با هدف تحویل دوز به صورت یکنواخت و در عین حال محافظت از اندام‌های حساس به‌ویژه ریه توسعه یافته‌اند. در بیشتر این تکنیک‌ها هندسه درمان به دو دسته کلی قدامی خلفی مقابل موازی (AP/PA) (TBI) و دوجانبه مقابل موازی (LAT-TBI) تقسیم‌بندی می‌شود.^{۱۹} در هندسه درمان دوجانبه مقابل موازی، بیمار در موقعیت طاقباز و با زانوهای خم شده بر روی تخت درمانی واقع در فاصله‌ای طولانی‌تر نسبت به فاصله درمانی استاندارد می‌خوابد. میدان پرتویی به صورت عمود بر صفحه ساژیتال، بدن را تحت تابش قرار می‌دهد. ثبات موقعیت بیمار در این هندسه درمان بسیار بالا است و احتمال جابجایی بیمار در طول مدت درمان اندک می‌باشد.

این روش همچنین دارای تکرارپذیری بالایی است.^{۱۱} اما در این هندسه درمانی، ضخامت بدن در مسیر پرتوهای فوتونی تغییرات

اندازه‌گیری پارامترهای اساسی لازم برای محاسبه مانیتور یونیت و دوز تابشی در محیط همگن در شرایط TBI طراحی و ساخته شد. تخت TBI ساخته شده متشکل از سه بخش رویه، چارچوب و پایه‌های تخت می‌باشد (شکل ۲).

رویه از جنس فیبر کربن به ابعاد $60 \times 225 \text{ cm}^2$ است و تحمل وزن تا 100 kg را داراست. چارچوب از چهار صفحه پلکسی‌گلاس به ضخامت صفحات 10 mm تشکیل شده است. با توجه به این‌که در TBI پوست هم باید دوز تجویزی را دریافت کند از اینرو اثر بیلداپ پرتوهای پرنانرژی در صفحات پلکسی‌گلاس اتفاق می‌افتد و این صفحات نقش اسپیلر را ایفا می‌کنند.^{۱۶} روی صفحات پلکسی‌گلاس دو ردیف 20 تایی علامت به شکل + و با فاصله جانبی 10 cm از یکدیگر درج شد تا تکرارپذیری موقعیت بیمار بهبود پیدا کند. پایه تخت از دو سیستم تغییر ارتفاع برقی و چرخ‌ها تشکیل شده است. سیستم تغییر ارتفاع برقی قادر به تغییر ارتفاع تخت در محدوده 90 الی 130 cm می‌باشد. هر یک از پایه‌ها مجهز به یک چرخ کوچک دارای ترمز هستند. از تخت TBI می‌توان برای درمان بیمار در هندسه قدامی خلفی دوجانبه نیز استفاده کرد.

شیلد ریه: همانطور که گفته شد مقدار دوز جذبی ریه در TBI باید در محدوده هشت تا 10 گری قرار داشته باشد. یک راه کاهش دوز جذبی ریه استفاده از شیلدهای ریوی در طول درمان است.^۴ در این مطالعه برای ساخت شیلدهای ریوی، ابتدا با استفاده از تصاویر سی‌تی اسکن فانتوم شبه انسان، که پیشتر در وضعیت طاقباز گرفته شده بود، رادیوگراف‌های قدامی و خلفی ریه‌ها بازسازی شد و سپس انکولوژیست پرتویی، محدوده شیلدهای ریوی را روی تصاویر رادیوگرافی رسم کرد.^۵ پس از انتقال تصویر کانتور ریه روی کاغذ و سپس به نرم‌افزار کامپیوتری Compu-Cutter، شکل شیلدها روی بلاک‌های استیروفوم مخصوص قالب‌ریزی، برش داده شد و سپس بلاک‌های ریوی به ضخامت 1 cm ساخته شد. تصویر شیلدهای ریوی در شکل ۱ نشان داده شده است.

کالیبراسیون فیلم EBT₃: برای اندازه‌گیری مقدار دوز جذبی، در هر یک از نقاطی که پیشتر مشخص شده بود، از نوارهای فیلم گاف‌کرومیک EBT₃ استفاده شد. استفاده از فیلم برای دوزیمتری دارای مزایای متعددی است. بزرگترین مزیت آن این است که پاسخ فیلم نسبت به زاویه تابش پرتو مستقل است و می‌توان هر فیلم را به راحتی در میان لایه‌های فانتوم قرار داد و مقدار دوز جذبی را

انرژی فوتونی 18 MV دستگاه شتاب‌دهنده واریان مدل (Varian Clinac2100C/D linear accelerator, Avanta, USA) در بیمارستان امام خمینی و در $SSD=312 \text{ cm}$ ، $40 \times 40 \text{ cm}^2$ اندازه میدان، زاویه گانتری 90 درجه و زاویه کولیماتور 45 درجه، انجام شد.

جهت تجویز دوز، مقدار مانیتور یونیت در هر میدان تابشی با توجه به رابطه زیر محاسبه شد:

$$MU = \frac{D \times 100}{DR_{TBI}}$$

که در این رابطه D مقدار دوز تجویز شده در هر میدان تابشی است. به طور کلی در بیشتر موارد بالینی TBI دو مرتبه در روز و دو گری در هر فرکشن انجام می‌شود. محدوده دوز کل تحویلی بین 12 تا 14 گری قرار دارد. در معمول‌ترین رژیم درمانی TBI که در این پروژه نیز اجرا شد مقدار دوز کل تجویز شده به ناف (نقطه تجویز دوز) 12 گری است. در این رژیم، درمان طی شش فرکشن با دو فرکشن در هر روز و طی سه روز پشت سر هم و مقدار دوز در هر فرکشن دو گری می‌باشد.^{۱۴} از این‌رو مقدار D در رابطه یک برابر با 100 سانتی‌گری در نظر گرفته شد. DR_{TBI} مقدار آهنگ دوز در شرایط TBI و در عمق تجویز دوز می‌باشد. بنابراین مقدار خروجی در شرایط TBI به صورت مستقیم اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری آهنگ دوز در شرایط TBI ابتدا لازم است مقدار دوز عمقی و عمق دوز ماکزیمم در شرایط TBI اندازه‌گیری شود. با داشتن دوز در عمق دوز ماکزیمم، آهنگ دوز نیز در شرایط TBI به دست می‌آید.^{۱۵} برای اندازه‌گیری دوز عمقی 43 لایه فانتوم لایه‌ای به ضخامت 1 cm کنار یکدیگر روی تخت TBI در فاصله پنج سانتی‌متری نسبت به صفحه اسپیلر یک سانتی‌متری چیده شدند و یک فانتوم به ابعاد $30 \times 30 \times 43 \text{ cm}^3$ ساخته شد. مقدار دوز در عمق‌های بیش از 0.7 cm با چمبر فارمر 0.6 cc و مقدار دوز در عمق‌های کمتر از 0.7 cm با چمبر صفحه موازی مارکوس به دست آمد.^{۱۶} تابش‌دهی تحت شرایط TBI، با پرتوهای فوتونی با انرژی 18 MV انجام شد.

تخت TBI: با توجه به اینکه درمان TBI، در شرایط استاندارد انجام نمی‌شود تخت درمانی TBI با هدف افزایش فاصله درمانی و پوشش بدن با یک میدان پرتویی، بهبود تکرارپذیری موقعیت فانتوم و بیمار، ثابت کردن بیمار و فانتوم در طول فرآیند درمان و نیز



شکل ۲: تابش‌دهی فانتوم شبه انسان با هندسه قدامی خلفی مقابل موازی و نمای ظاهری تخت TBI



شکل ۱: تصویر بلاک‌های ریوی

گردن در حد تیروئید، لوب میانی ریه، شکم در حد ناف، لگن در استخوان سمفیز پویس، وسط ران، زانو و ساق پا اندازه‌گیری شد.^{۱۱} به منظور تابش‌دهی، فانتوم روی تخت TBI و در فاصله ۳۱۲ سانتی‌متری نسبت به منبع پرتو و پنج سانتی‌متری نسبت به اسپویلر در موقعیت به پهلو قرار گرفت. فانتوم به شکلی موقعیت‌دهی شد که محور مرکزی دسته پرتو در امتداد ناف واقع شود. به منظور حفاظت ریه‌ها در برابر دریافت پرتو مازاد، شیلدهای ریوی روی دیواره تخت (اسپویلر) و در محدوده ریه‌ها نصب شدند.

تابش‌دهی تحت شرایط TBI یک بار درحالی‌که فانتوم رو به میدان پرتویی و روی پهلو راست (AP)، بار دیگر درحالی‌که فانتوم پشت به میدان پرتویی و روی پهلو دیگر قرار گرفته بود (PA)، انجام شد (شکل ۲). ۴۸ ساعت پس از فرآیند تابش‌دهی، فیلم‌ها اسکن و با نرم‌افزار ImageJ آنالیز شدند و مقدار دانسیته اپتیکی آن‌ها محاسبه شد. سپس با کمک منحنی کالیبراسیون فیلم مقدار دوز جذبی در هر ناحیه به دست آمد. باتوجه به این که نقطه تجویز دوز ناف بود، یکنواختی توزیع دوز نسبت به این نقطه و با استفاده از رابطه زیر سنجیده شد:

$$Hom\% = \frac{D_{point} - D_{umbilicus}}{D_{umbilicus}}$$

در رابطه بالا، D_{point} دوز نقطه مورد بررسی، $D_{umbilicus}$ دوز دریافت شده در سطح ناف و $Hom\%$ یکنواختی توزیع دوز می‌باشد.^{۱۶}

به صورت مستقیم اندازه‌گیری کرد. این روش اطلاعات دقیقی را در اختیار قرار می‌دهد.^{۱۷، ۱۸} فیلم‌های گاف کرومیک با ابعاد $8 \times 10 \text{ in}^2$ موجود می‌باشد. به منظور کالیبراسیون، فیلم‌ها در قطعات $5 \times 5 \text{ cm}^2$ برش داده شدند. فیلم‌ها با سطوح دوز ۵۰، ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰، ۲۵۰، ۳۰۰ سانتی‌گری و در شرایط TBI تحت تابش قرار گرفتند. برای تابش‌دهی از یک فانتوم $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ آب پشت فیلم به منظور ایجاد لایه اسکتر پشتی استفاده شد و هر قطعه فیلم زیر لایه‌ای به ضخامت ۲ cm قرار گرفت.^{۱۹}

۴۸ ساعت پس از فرآیند تابش‌دهی، فیلم‌ها اسکن و با نرم‌افزار ImageJ، National Institutes of Health and the Laboratory for Optical and Computational Instrumentation (LOCI, University of Wisconsin, USA) آنالیز شدند و مقدار دانسیته اپتیکی آن‌ها محاسبه شد.

از آن‌جا که پاسخ فیلم EBT_3 در محدوده دوزهای صفر تا ۱۰ گری در کانال قرمز دارای حساسیت بهینه است، از این رو آنالیز فیلم‌ها در کانال قرمز صورت گرفت.

سپس با استفاده از تابع $D_{fit} = b \cdot net \text{ OD} + c \cdot net \text{ OD}^n$ و الگوریتم Levenberg-Marquardt منحنی کالیبراسیون فیلم در نرم‌افزار متلب (MATLAB software, (Apple Hill Campus, Massachusetts, USA) به دست آمد.^{۲۰}

بررسی یکنواختی دوز با فانتوم شبه انسان در هندسه درمان AP/PA: مقدار دوز جذبی در تکنیک TBI با قرار دادن نوارهای فیلم گاف کرومیک EBT_3 به عرض ۲ cm در میان لایه‌های فانتوم شبه انسان، در هشت نقطه مختلف بدن شامل سر در حد استخوان گلابلا،

یافته‌ها

تجویز دوز: اندازه‌گیری دوز عمقی با اتافک فارمر cc ۰/۶ و اتافک صفحه موازی مطابق با روش ذکر شده انجام شد. پس از اندازه‌گیری دوز عمقی، عمق بیلداپ برای پرتوهای ۱۸ MV برابر با ۲/۲ cm به دست آمد.

کالیبراسیون فیلم: معادله کالیبراسیون فیلم به دست آمده در رابطه زیر نمایش داده شده است:

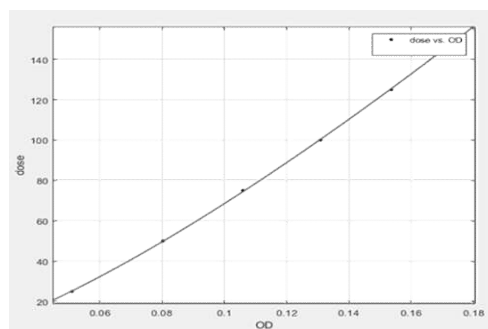
$$D = (2916 \times OD^{1.141}) + (-1412 \times OD)$$

در این رابطه D مقدار دوز تحویل داده شده است که با استفاده از مقدار دانسیته اپتیکی فیلم (OD) به دست می‌آید. شکل ۳ منحنی کالیبراسیون فیلم‌ها را طبق روش گفته شده در بخش کالیبراسیون فیلم، در شش سطح دوز ذکر شده با فوتون‌های ۱۸ MV نشان می‌دهد. ضریب رگرسیون این منحنی (R^2) برابر ۰/۹۹۹ به دست آمد.

بررسی میزان یکنواختی توزیع دوز: شکل ۴ منحنی مقادیر درصد یکنواختی توزیع دوز در عمق میانی و انحراف استاندارد هر نقطه را نشان می‌دهد.

همچنان‌که مشاهده می‌شود یکنواختی در محدوده ۱/۱٪- تا ۱۱/۸۲٪+ می‌باشد. همچنین میزان صحت تحویل دوز با در نظر گرفتن ناف به عنوان نقطه مرجع برابر با ۲/۷۳٪- می‌باشد.

در این منحنی مقدار یکنواختی در ناحیه ریه به علت تفاوت زیاد مقدار دوز جذبی آن با سایر نقاط ارایه نشده است. مقدار دوز جذبی ریه زیر بلاک سروبند طی یک فرکشن برابر با ۱۲۷/۵۳ سانتی‌گری و در شش فرکشن برابر ۷۵۶/۱۸ سانتی‌گری به دست آمد.



شکل ۳: منحنی کالیبراسیون فیلم گاف کرومیک EBT₃ تحت شرایط TBI با فوتون‌های ۱۸ MV

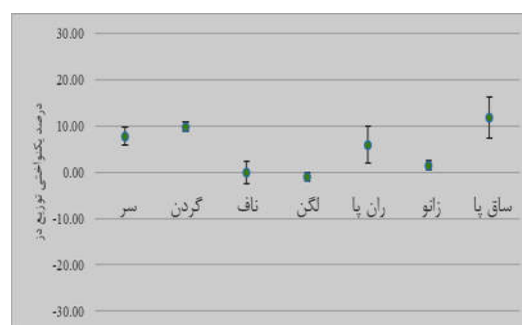
بحث

TBI به عنوان یک بخش مهم از رژیم آمادگی بیمار پیش از پیوند مغز استخوان در بسیاری از مراکز دنیا پذیرفته شده است.^{۱،۴}

این مطالعه با هدف پیاده‌سازی تکنیک تابش فوتونی تمام بدن در اتاق درمانی بزرگ و در SSD طولانی، بررسی میزان یکنواختی توزیع دوز در فانتوم شبه انسان و در عین حال کاهش مقدار دوز دریافتی ریه‌ها به محدوده قابل قبول انجام شد.

پروتکل AP/PA برای درمان TBI در بیمارستان امام خمینی (ره) تهران مطابق با توصیه‌های گفته شده توسط گزارش شماره ۲۹ AAPM انجام شد.^۱ برای سهولت ستاپ بیمار در SSD افزایش یافته، در این روش از یک تخت درمانی مخصوص TBI استفاده شد.

درصد تفاوت میان دوز تجویز شده به نقطه مرجع و دوز اندازه‌گیری شده برابر با ۲/۷۳٪- به دست آمد. این تفاوت می‌تواند به این علت باشد که مقدار آهنگ دوز و دوز عمقی در محیط همگن اندازه‌گیری شد اما محیط بدن و فانتوم شبه انسان یک محیط ناهمگن متشکل از انواع بافت‌های نرم و استخوان می‌باشد. با این حال دوز



شکل ۴: منحنی مقادیر درصد یکنواختی توزیع دوز در عمق میانی برای فوتون‌های ۱۸MV در هندسه AP/PA و مقادیر انحراف استاندارد

ضخیم‌تر در قسمت میانی ران پا نسبت به زانو، مقدار بیشتر تراکم بافت استخوان در زانوها است که منجر به افزایش مقدار دوز جذبی در این اندام نسبت به ران پا می‌شود. در هر دو این نواحی نیز می‌توان از جبرانگرها برای بهبود یکنواختی توزیع دوز کمک گرفت.

در نهایت با توجه به این که توزیع دوز کلی به دست آمده برای نقاط مختلف فانتوم (به جز ریه‌ها به علت وجود شیلد) نسبت به نقطه تجویز دوز (ناف) در محدوده $1/01\%$ تا $11/82\%$ قرار گرفته است، می‌توان گفت یکنواختی دوز در اکثر نقاط بدن در محدوده $10\% \pm$ دوز تجویزی قرار دارد.

از این رو نتیجه به دست آمده قابل قبول است. Yao و همکاران در سال ۲۰۱۲ از کاهش ترتیبی کولیماسیون دسته پرتو برای بهبود یکنواختی دوز در هندسه AP/PA استفاده کرد و یکنواختی دوز در محدوده $10\% \pm$ را به دست آورد.^۴ Lu از جبرانگرهای سری بی هندسه AP/PA برای بهبود یکنواختی استفاده کرد و یکنواختی $10\% \pm$ را به دست آورد.^{۱۲}

مقادیر یکنواختی به دست آمده در این مطالعه با نتایج Lu و Yao در توافق می‌باشد. با این حال روش پیاده شده برای تکنیک TBI در مطالعه کنونی از نظر مقدار انرژی دسته پرتو، عدم استفاده از جبرانگر، مقدار فاصله درمانی و دوزیمتر مورد استفاده با مطالعه Yao و Lu متفاوت است. نتایج مطالعه کنونی نشان می‌دهد مقدار دوز دریافتی ریه بدون حضور شیلد در کل شش فرکشن برابر با $13/48$ Gy می‌باشد. این مقدار از حد تحمل بافت ریوی که حداکثر برابر با ۱۰ گری می‌باشد، بیشتر است. مقدار دوز دریافتی ریه زیر شیلد یک سانتی متری در هر فرکشن برابر با $127/53$ سانتی گری است که در مجموع دوز جذبی در شش فرکشن برابر $756/18$ سانتی گری می‌باشد. این به آن معناست که مقدار دوز دریافتی هر ریه از هشت گری کمتر است که احتمال عود بیماری را در آینده افزایش می‌دهد و برای افزایش دوز ریه به ناچار باید به ناحیه قفسه سینه یک بوست اضافی داده شود. برای جلوگیری از این مشکل می‌توان به جای استفاده از شیلد ریه در تمام فرکشن های درمان تنها در چند فرکشن از شیلد ریه استفاده کرد. به همین علت با توجه به نتایج دوزیمتری ریه و مقدار دوز دریافتی ناف طی کل درمان (۱۱/۷۳ گری) الگوی از تعداد فرکشن‌هایی که باید از شیلد استفاده شود و تعداد فرکشن‌هایی که نباید از شیلد استفاده کرد، به دست آمد. بررسی دوز

کل رسیده در شش فرکشن درمانی به ناحیه ناف برابر با $11/73$ گری بود. این مقدار در محدوده مطلوب و قابل قبول ($5\% \pm$) قرار گرفت. Lu و همکاران مقدار صحت تحویل دوز را برای فوتون‌های 6 MV و در هندسه AP/PA برابر با $2/17\%$ به دست آوردند که با نتیجه به دست آمده در این مطالعه قابل مقایسه است.^{۱۲} با این حال، بهتر بودن صحت در مطالعه Lu را می‌توان ناشی از استفاده از جبرانگر در مطالعه وی دانست. مقدار یکنواختی توزیع دوز با استفاده از روش بیان شده در بخش بررسی یکنواختی دوز به دست آمد و نتایج در منحنی شکل ۴ نمایش داده شده است. با توجه به این نتایج، مقدار یکنواختی توزیع دوز در نواحی سر و گردن و ساق پا نسبت به سایر نواحی بدن بدتر است. غیریکنواختی توزیع دوز در این نواحی ناشی از دو علت است. دلیل اول تغییرات شدید کانتور در برخی از قسمت‌های بدن به خصوص نواحی سر و گردن، زانو، پا و ساق پا است. علت دوم، وجود فیلتر هموار کننده کله قندی شکل در سر دستگاه شتاب‌دهنده خطی واریان که به منظور دستیابی به یکنواختی و همواری قابل قبول دسته پرتو در عمق 10 cm برای فاصله درمانی 100 cm تعبیه شده است. این فیلتر در عمق‌های کمتر و در طول محور قطری میدان باعث اثر همواری بیش از حد می‌شود که این اثر به صورت شاخ در پروفایل باریکه مشاهده می‌شود. هنگام TBI این نواحی شاخ روی قسمت‌های نازک بدن یعنی سر، گردن و پاها واقع می‌شوند. این امر به‌ویژه در ساق پا به علت ضخامت بسیار کم باعث افزایش مقدار دوز جذبی می‌شود.^{۳۳} از این رو، در این نواحی، اختلاف میان دوز جذبی نسبت به دوز تجویزی اجتناب ناپذیر است. با این حال، می‌توان این اختلاف را با استفاده از جبرانگرهایی در این دو ناحیه، به حداقل رساند و یکنواختی توزیع دوز را بهبود بخشید. در ناحیه لگن مقدار دوز جذبی نسبت به مقدار دوز تجویزی کمتر بود. علت این امر، با وجود ضخامت قدیمی خلفی تقریباً یکسان در شکم و لگن، وجود قسمت‌های استخوانی فراوان در این ناحیه است که باعث افزایش ضخامت معادل لگن نسبت به شکم می‌شود. برای بهبود دوز در این اندام می‌توان از یک بوست اضافی به ناحیه لگن کمک گرفت. ناحیه ران پا مقدار دوز بیشتری را نسبت به مقدار دوز تجویز شده به ناف دریافت کرده است، که علت آن نیز ضخامت کمتر این قسمت نسبت به ناحیه شکم است. مقدار دوز جذبی زانوها از ناف بیشتر است اما مقدار یکنواختی در ناحیه زانو بهتر از ناحیه ران است. علت این اختلاف نیز، با وجود کانتور

با توجه به نتایج به دست آمده، تکنیک معرفی شده را می‌توان برای پیاده‌سازی درمان TBI در بیمارستان امام‌خمینی تهران بکار برد. لازم به ذکر است در صورت اجرای روش بالا بر روی بیماران، طراحی ساخت ابزارهایی جهت بی‌حرکت سازی بیمار و نیز تکرارپذیری ستاپ پیشنهاد می‌گردد.

سپاسگزار می‌باشیم: این مقاله حاصل بخشی از طرح تحقیقاتی تحت عنوان بهینه سازی یکنواختی دز در پرتودرمانی فوتونی کل بدن با استفاده از شتاب‌دهنده خطی و فیلم دوزیمتری مصوب دانشگاه علوم پزشکی تهران در سال ۱۳۹۶ و کد ۳۶۲۹۹-۳۰-۰۳-۹۶ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران اجرا شده است.

ریه با استفاده از این الگو همچنین پیشتر توسط Lu انجام شد.^{۱۲} مطابق با این الگو لازم است تنها در چهار فرکشن از شیلد استفاده شود و طی تابش‌دهی در دو فرکشن دیگر نیازی به استفاده از شیلد ریه وجود ندارد. با توجه به این دوز ریه باید کمتر از ۱۰ گری و بیشتر از هشت گری باشد، در نتیجه دریافت دوز کلی ۹۵۹/۴۰ سانتی‌گری برای ریه حاصل می‌شود که قابل قبول است.^۷

نتایج به دست آمده حاکی از این حقیقت است که تکنیک TBI در هندسه قدیمی خلفی مقابل موازی در تمام هفت نقطه بدن (به جز ساق پا) به یکنواختی توزیع دوز در محدوده قابل قبول دست یافت. همچنین با استفاده از شیلد در چهار فرکشن از شش فرکشن درمانی در این هندسه، می‌توان مقدار دوز دریافتی ریه را بهینه نمود. از این رو

References

- Dyk J, Galvin JM, Glasgow GP, Podgorsak EB. The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation. published for the American Association of Physicists in Medicine by the American institute of Physics, *AAPM report* 1986;17:22-4.
- Cao N, Ford EC, Nyflot MJ, Ermoian RP, Pelly NW, Young L, et al. TBI technique improvements for anesthetized pediatric patients based on near-miss incident reporting. *Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol* 2016;5(04):270.
- Allahverdi M, Geraily G, Esfehiani M, Sharafi A, Haddad P, Shirazi A. Dosimetry and verification of 60Co total body irradiation with human phantom and semiconductor diodes. *J Med Phys India* 2007;32(4):169.
- Yao R, Bernard D, Turian J, Abrams RA, Sensakovic W, Fung HC, et al. A simplified technique for delivering total body irradiation (TBI) with improved dose homogeneity. *Med Phys* 2012;39(4):2239-48.
- Mekdash H, Shahine B, Jalbout W, Chehab C, Khalek HA, Youssef B. A simple technique for an accurate shielding of the lungs during total body irradiation. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol* 2017;3:13-8.
- Kawa-Iwanicka A, Łobodziec W, Dybek M, Nenko D, Iwanicki T. Dose distribution homogeneity in two TBI techniques-Analysis of 208 irradiated patients conducted in Stanislaw Leszczynski Memorial Hospital, Katowice. *Rep Pract Oncol Radiother* 2012;17(6):367-75.
- Chui C-S, Fontenla DP, Mullokandov E, Kapulsky A, Lo Y-C, Lo C-J. Total body irradiation with an arc and a gravity-oriented compensator. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1997;39(5):1191-5.
- Negoro Y, Nagata Y, Aoki T, Mizowaki T, Araki N, Takayama K, et al. The effectiveness of an immobilization device in conformal radiotherapy for lung tumor: reduction of respiratory tumor movement and evaluation of the daily setup accuracy. *Int J Radiat Oncol Biolo Phys* 2001;50(4):889-98.
- Chavaudra J, Bridier A. Definition of volumes in external radiotherapy: ICRU reports 50 and 62. *Cancer Radiother J* 2001;5(5):472-8.
- Linares FM, Papanikolaou N, Esquivel C, Eng TY, Fuller CD, Sosa M. Prescribed and measured dose differences for an AP-PA TBI protocol with compensation filter and ergonomic patient support. *J Med Imaging Radiat Sci* 2017;48(3):301-6.
- Chen H-H, Wu J, Chuang K-S, Lin J-F, Lee J-C, Lin J-C. Total body irradiation with step translation and dynamic field matching. *Biomed Res Int* 2013;2013.
- Lu L, Filippi J, Patel A, Gupta N, Weldon M, Woollard J, et al. A clinical dosimetry analysis of total body irradiation for leukemia patients. *Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol* 2014;2014.
- Baldwin Z. Commissioning of a new total body irradiation protocol. 2012.
- Hoseinnezhad E, Geraily G, Esfehiani M, Farzin M, Gholami S. Comparison of calculated and measured basic dosimetric parameters for total body irradiation with 6-and 18-MV photon beams. *Journal of Radiotherapy in Practice*. 1-5.
- Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
- Spunei M, Mihai M, Mălăescu I. Experimental Results in Percentage Depth Dose (PDD) Determination at The Extended Distances. *Rom Rep Phys* 2014;66(1):157-65.
- Najafi M, Geraily G, Shirazi A, Esfehiani M, Teimouri J. Analysis of Gafchromic EBT3 film calibration irradiated with gamma rays from different systems: Gamma Knife and Cobalt-60 unit. *Med Dosim* 2017;42(3):159-68.
- Kalef-Ezra J, Karava K. Radiochromic film dosimetry: reflection vs transmission scanning. *Med Phys* 2008;35(6Part1):2308-11.
- Rossi E. Dosimetric characterization of GafChromic EBT3 films in Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) radiotherapy treatments. *Alma Mater Studiorum Università di Bologna* 2017.
- Swangsilpa T, Kraiphikul P, Tangboonduangjit P, Tannanonta C, Layangkul T, Rattanasuwan O. In vivo whole body dosimetry measurement technique of total body irradiation: a 12-year retrospective study result from one institute in Thailand. *J Med Assoc Thai* 2011;94(6):732.
- Monzari SF, Geraily G, Salmanian S, Toolee H, Farzin M. Fabrication of anthropomorphic phantoms for use in total body irradiations studies. *J Radiother Pract* 2020;19(3):242-7.
- Flower E. Comparison of two planning methods for heterogeneity correction in planning total body irradiation. 2005.

Evaluation of dose uniformity in total body irradiation (TBI) technique in parallel-opposed anterior/posterior geometry using Varian Clinac 2100C/D linear accelerator

Elham Hoseinnezhad Zarghani
M.Sc.¹
Ghazale Geraily M.D.^{1*}
Mahbod Esfahani M.Sc.²
Mostafa Farzin M.D.³

1- Department of Medical Physics
and Biomedical Engineering,
School of Medicine, Tehran
University of Medical Sciences,
Tehran, Iran.

2- Cancer Institute, Imam Khomeini
Hospital Complex, Tehran
University of Medical Sciences,
Tehran, Iran.

3- Brain and Spinal Cord Injury
Research Center, Neuroscience
Institute, Tehran University of
Medical Sciences, Tehran, Iran.

* Corresponding author: Department of
Medical Physics and Biomedical
Engineering, School of Medicine, Tehran
University of Medical Sciences, Tehran,
Iran.
Tel: +98-21-66466383
E-mail: gh-geraily@sina.tums.ac.ir

Abstract

Received: 15 Apr. 2020 Revised: 23 Apr. 2020 Accepted: 14 Oct. 2020 Available online: 21 Oct. 2020

Background: Total body irradiation (TBI) is a technique that is commonly used as a part of the patient conditioning regimen before the bone marrow transplant (BMT). The purpose of this study is to introduce and implement a reasonable TBI technique on the human-like phantom in Imam Khomeini Hospital in Tehran.

Methods: The present experimental study was conducted from October 2016 to November 2017 to implement the TBI technique at the Cancer Institute of Imam Khomeini Hospital in Tehran. For this purpose, percentage depth dose, and dose rate were measured in TBI condition (i.e. SSD=310 cm, field size=40×40 cm², gantry angle=90°, and collimator angle 45°) in homogeneous phantom. Gafchromic EBT3 films were used to measure the absorbed dose in different areas of the human like phantom at the levels of head, neck, thyroid, lung, umbilicus, pelvic, thigh, knee and leg. Phantom irradiation was performed in parallel opposed anterior-posterior geometry using an 18MV photon beam produced by Varian 2100C/D. Cerrobend blocks were used for lung protection. After analyzing the exposed films with Image J software, the dose uniformity was calculated.

Results: Dose distribution uniformity was acquired in the order of -1.01% to +11.82% relative to the prescribed dose at the umbilicus. The difference between the calculated and measured dose at the umbilicus level was -2.73%. The radiation absorbed dose to the lung with blocks was 127.53cGy in one fraction which resulted in 756.18cGy in six fractions.

Conclusion: The implemented technique, obtained the acceptable ±10% dose uniformity in most of the body regions. The dosing accuracy was within the acceptable range. The lungs' dose was reduced to the desired level using lung shields. This technique is a simple and cost-effective method that does not require complicated dosimetric techniques. Regarding the obtained results, the proposed technique has the necessary conditions for implementation in Imam Khomeini hospital in Tehran.

Keywords: dose uniformity, film dosimetry, whole-body irradiation.