مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۸، شمارهٔ ٤، ویژه‌نامه پرتوهای یون‌ساز، ۱۳۹۹، صفحه ۲۹۹-۳۱۰
پنجمین کنفرانس ملی سنجش و ایمنی پرتوهای یون‌ساز و غیریون‌ساز (مهرماه ۱۳۹۷)
تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰٦/۰۱، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۰۷/۰۱

بررسی مروری تکنیک‌های بهبود یکنواختی توزیع دز در تابش فوتونی تمام بدن (TBI) با هندسه درمان مخالف و موازی قدامی و خلفی

الهام حسین‌نژاد زرقانی[۱]، غزاله گرایلی[۱*]، مصطفی فرزین[۲]، مهبد اصفهانی[۳] و طاهره حدیثی‌نیا[۱]

[۱]گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران، تهران، ایران.
[۲]مرکز تحقیقات ضایعات مغزی و نخاعی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران، تهران، ایران.
[۳]انستیتو کانسر، بیمارستان امام خمینی، تهران، ایران.
[*]تهران، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، کدپستی: ۱٤۸۳۷۹٤۸۸۳
پست‌الکترونیکی: gh-geraily@sina.tums.ac.ir

چکیده

تابش تمام بدن (TBI) یکی از انواع درمان‌های رادیوتراپی با میدان خارجی است که معمولا همراه با شیمی‌درمانی برای سرکوب سیستم ایمنی و آمادگی بیمار قبل از پیوند مغز استخوان انجام می‌شود. طبق توصیه AAPM در TBI وجود یکنواختی در توزیع دز امری ضروری است و بنابراین تغییرات دز در طول بدن باید در محدوده ٪10± دز تجویزی قرار داشته باشد. به طور کلی TBI در دو هندسه درمان مخالف و موازی قدامی و خلفی و مخالف و موازی جانبی انجام می‌شود. به علت آن‌که هندسه مخالف و موازی قدامی و خلفی نسبت به هندسه دوجانبه یکنواختی بهتری دارد، بهبود یکنواختی در این تکنیک ساده‌تر است. تاکنون تکنیک‌های مختلفی ازجمله استفاده از جبران‌گرهای بافت، تکنیک‌های رادیوتراپی دینامیک و... برای بهبود یکنواختی توزیع توسط مراکز مختلف در سراسر دنیا مورد استفاده قرار گرفته‌اند. هدف از این مطالعه، بررسی مروری بر تکنیک‌های بهبود یکنواختی توزیع دز در تابش فوتونی تمام بدن با هندسه درمان مخالف و موازی قدامی و خلفی است.

کلیدواژگان: تابش تمام بدن، یکنواختی توزیع دز، تکنیک قدامی خلفی.

۱. مقدمه

تابش تمام بدن[۱] (TBI) یک تکنیک درمانی پیچیده است که در آن تمام بدن با استفاده یک میدان بزرگ از پرتوهای فوتونی مگاولتاژ تحت تابش قرار می‌گیرد [5]–[1]. از این تکنیک برای درمان بیماری‌های هماتولوژیک، انکولوژیک و ایمونولوژیک خاصی شامل لنفوم، لوسمی لنفوبلاستیک حاد (ALL)، لوسمی مایلوئید حاد (AML)، لوسمی لنفوسایتیک مزمن (CLL)، لوسمی مایلوئید مزمن (CML)،مالتیپل مایلوم، لنفوم و ملانوم استفاده می‌شود [8]–[6]. تحقیقات مختلفی نشان داده‌اند که استفاده از TBI همراه با شیمی‌درمانی به عنوان رژیم آماده‌سازی بیمار پیش از پیوند مغز استخوان بسیار موثر می‌باشد [12]–[9]. اهداف اصلی انجام TBI، سرکوب

[1]Total body irradiation

سیستم ایمنی و جلوگیری از پس‌زدن پیوند و ریشه‌کن کردن سلول‌های سرطانی باقی‌مانده از سایر درمان‌ها است. هم‌چنین TBI سلول‌های غیر طبیعی باقی‌مانده از سایر درمان‌ها مثل جراحی، شیمی‌درمانی و تابش منطقه‌ای بدن را از بین می‌برد [13].

به این علت که در تکنیک TBI توزیع سلول های هدف در کل بدن به صورت تقریبا یکنواخت است، ایجاد یک توزیع دز نسبتا یکنواخت ضروری است [15]–[13]. طبق توصیه گزارش شماره ۱۷ AAPM یکنواختی دز باید در محدوده ٪۱۰ ± دز تجویز شده، قرار داشته باشد [16]. علل غیر یکنواختی توزیع دز در تابش تمام بدن تغییر در ضخامت و شکل کانتور بدن، تفاوت در چگالی بافت‌ها، تابش غیر یکنواخت از منبع تابشی و میدان تابشی بسیار بزرگ می‌باشند [17], [18]

مسئله با اهمیت دیگر در TBI این است که، دز دریافتی توسط ارگان‌های حساس و در معرض خطر کم‌تر از مقدار آستانه تحمل بافت طبیعی آن‌ها باشد. از جمله مهم‌ترین ارگان‌های بحرانی در TBI ریه است که اگر دز دریافتی آن از حد آستانه تحمل بافت بیش‌تر شود منجر به التهاب بافت ریوی[1] (IP) می‌شود. غالباً دز کل تجویزی در TBI، ۱۲ گری است، درحالی‌که دز ریه بایستی کم‌تر از ۸ گری باشد لذا در بیش‌تر مراکز به منظور کاهش دز ریه به کم‌تر از مقدار آستانه از بلاک‌های ریوی استفاده می‌شود [3], [5], [6], [18], [19]. با وجود این‌که تکنیک‌های متنوعی با هدف بهبود یکنواختی دز در TBI توسط مراکز مختلف در سراسر دنیا مورد استفاده قرار گرفته‌اند، اما تاکنون هیچ مقایسه‌ای بین این روش‌ها از نظر یکنواختی دز صورت نگرفته است [20].هدف از این مطالعه بررسی و خلاصه‌سازی تکنیک‌های مورد استفاده در مراکز مختلف دنیا به منظور بهبود یکنواختی توزیع دز در هندسه تابش مخالف و موازی قدامی و خلفی تابش فوتونی تمام بدن می‌باشد.

۲. روش اجرا

برای انتخاب مقالات مرتبط، مقالات متعددی با هدف یافتن مطالعات مربوط به بهبود یکنواختی دز در TBI مورد بررسی قرار گرفتند. مقالات مربوطه با جستجو در موتورهای جستجوگر و سایت‌های علمی معتبر نظیر گوگل اسکولار، ساینس دایرکت، پاب‌مد و مجله فیزیک پزشکی بدست آمدند.

۳. نتایج

۱،۳. هندسه بیمار حین درمان

هندسه درمان بیمار در تابش تمام بدن به دو دسته کلی مخالف و موازی قدامی و خلفی[2] (AP/PA-TBI) و مخالف و موازی جانبی[3] (LAT-TBI) تقسیم‌بندی می‌شود [10], [12], [20]–[26]. در اغلب مراکز، برای پیاده‌سازی TBI با هندسه AP/PA، بیمار در حالت ایستاده قرار می‌گیرد اما، این حالت به علت ایجاد خستگی برای بیمار، تغییرات قابل توجهی در نتایج اعتبارسنجی دز دریافتی بیمار مشاهده می‌شود [23], [27]. در برخی دیگر از مراکز، بیمار روی پهلوی خود در موقعیت نیمه‌جنینی دراز می‌کشد و با چرخش ۹۰ درجه سر دستگاه با تابش افقی فوتون‌ها در هندسه مخالف و موازی قدامی و خلفی درمان می‌شود[28]. در هندسه AP/PA به علت تغییرات اندک کانتور بدن در راستای صفحه کرونال، توزیع دز نسبتا یکنواختی دارد و هم‌چنین حفاظت از اندام‌های حساس با استفاده از حفاظ‌های سربی در این حالت ساده‌تر از LAT-TBI است [21,23].

[1]Interstitial pneumonitis

[2]Parallel opposed anterior posterior TBI
[3]Parallel opposed lateral TBI

در هندسه درمان LAT-TBI بیمار در موقعیت طاق‌باز با زانوهای خم شده بر روی تخت درمانی که در فاصله‌ای طولانی‌تر نسبت به فاصله درمانی استاندارد قرار دارد، می‌خوابد. میدان فوتونی به صورت عمود بر صفحه ساجیتال، بدن را تحت تابش قرار می‌دهد. این هندسه درمان، روشی بسیار راحت برای بیمار است و پایداری بالایی دارد. .به علاوه این روش تکرارپذیری بسیار بالایی دارد [21,23]. اما به علت تغییرات شدید کانتور بدن در این روش توزیع دز آن بسیار ناهمگن‌تر از هندسه AP/PA است. لذا به علت این‌که هندسه درمانی AP/PA یکنواختی ذاتی بالاتری دارد، حصول یکنواختی قابل قبول در این روش ساده‌تر می‌باشد [31]. بعضی مراکز نیز ترکیبی از هردو هندسه را برای درمان به کار می‌برند [25].

از میان ۲۸ مقاله بررسی شده در جدول شماره ۱ تعداد تکنیک های با تابش قدامی و خلفی و دوجانبه به صورت جداگانه آورده شده است. و همان‌طور که مشاهده می‌شود تعداد مراکزی که از تکنیک AP/PA-TBI استفاده می‌کنند بیش از سایر مراکز است.

جدول ۱- هندسه درمان بیمار در درمان TBI.

هندسه درمان بیمار	تعداد مراکز استفاده کننده	منابع
مخالف و موازی قدامی و خلفی (AP/PA-TBI)	۲۰	[3], [6], [34]–[43], [16], [19]–[21], [28], [29], [32], [33]
مخالف و موازی دوجانبه (LAT-TBI)	۷	[11], [12], [17], [22], [27], [44], [45]
ترکیبی از هردو هندسه AP/PA-TBI و LAT-TBI	۱	[46]

۲،۳. روش‌های بهبود توزیع دز

روش‌های متعددی برای بهبود توزیع در TBI با هندسه درمان مخالف و موازی قدامی و خلفی وجود دارد. این هندسه درمان را می‌توان در اتاق‌های درمان با ابعاد کوچک و نیز بزرگ راه‌اندازی کرد. در اتاق‌های درمان بزرگ امکان افزایش فاصله منبع تا سطح[1] (SSD) بیش از مقدار استاندارد دستگاه برای پوشاندن تمام بدن بیمار با یک میدان فوتونی ثابت وجود دارد. مقدار SSD استاندارد برای دستگاه کبالت برابر با ۸۰ سانتی‌متر و برای دستگاه شتاب‌دهنده خطی ۱۰۰ سانتی‌متر است. درحالی‌که در اتاق‌های درمان کوچک برای پوشش کل بدن با میدان تابشی از تکنیک‌های دینامیک تحویل درمان استفاده می‌شود [47].

۱،۲،۳. استفاده از جبران‌گر بافت

وجود ناهمگنی در بافت و ناهمواری در کانتور بدن خود یکی از عوامل غیر یکنواختی توزیع دز در TBI می‌باشند. استفاده از جبران‌گرها که معمولا در حد فاصل بین سر دستگاه درمانی و بدن بیمار قرار می‌گیرند، برای جبران ناهمگنی‌ها و ناهمواری‌های بدن یک روش بهبود یکنواختی دز و ایجاد یک توزیع دز همگن در بدن است [48]. جبران‌گرها را می‌توان از مواد مختلفی ساخت؛ از این میان فلزات جزء شایع‌ترین مواد مورد استفاده هستند [49].

جبران‌گرهای فلزی معمولا از سرب ساخته می‌شوند. سرب نسبت به فلزات نرم‌تر است که این ویژگی باعث می‌شود بتوان آن را به راحتی برش داد. به علاوه به علت ضریب تضعیف بالای این فلز می‌توان جبران‌گرهایی در ابعاد نازک‌تر نسبت به سایر فلزات ساخت.

[1] Source-surface distance

در سال ۲۰۱٤ لو[1] و همکارانش گزارشی را از ۱۲۹ بیمار که در مرکز انکولوژی پرتویی با تکنیک‌های سنتی تحت درمان TBI قرار گرفته بودند منتشر کردند. حین درمان، بیمار روی پهلوی خود، درحالی‌که یک بار به سمت پرتو و بار دیگر پشت به پرتو قرار داشت، در موقعیت نیمه جنینی قرار می‌گرفت. سپس تابش‌دهی با هندسه درمان AP/PA-TBI و در فصله منبع تا سطح (SSD) برابر با ۵۰۰ سانتی‌متر انجام می‌شد. دزیمتری درون‌تنی یا in-vivo با استفاده از دزیمترهای نیمه‌هادی یا دیودها در ۱۰ نقطه از بدن بیماران انجام شد. نتایج دزیمتری نشان داد مقدار یکنواختی دز در این تکنیک بین ٪۱۰± قرار داشت [28].

در سال ۲۰۱۷ مسا لینارس[2] و همکارانش از فلز سرب برای بهبود یکنواختی دز در هندسه درمان AP/PA-TBI در ۱۳ بیمار داوطلب دریافت پیوند مغز استخوان، در بخش رادیوتراپی مرکز تحقیقات و درمان سرطان شهر سنت آنتونیو، استفاده کردند. مقدار مونیتور یونیت براساس دز تجویزی به نقطه تحویل دز و میزان آهنگ دز در ضخیم‌ترین قسمت بدن محاسبه شد. در این مطالعه نیز مانند مطالعه لو[3] برای بهبود یکنواختی توزیع از جبران‌گرهای سربی استفاده شد. محاسبه ضخامت جبران‌گرها بر مبنای ضخامت موثر هر قسمت از بدن بیمار صورت گرفت. حین درمان، بیمار در یک چارچوب از جنس استیل ضدزنگ قرار گرفت درحالی‌که یک صفحه اسپویلر ۱۵ میلی‌متری برای جبران اثر حفظ پوست ناشی فوتون‌های با انرژی بالا (٦ مگاولت) در جلوی بدن بیمار نصب شده بود. مقدار SSD در این روش ۳۳۳ سانتی‌متر بود. دزیمتری درون‌تنی (in-vivo) با دزیمترهای ترمولومینسانس (TLD) انجام شد. سپس مقدار دز تجویزی با دز اندازه‌گیری مقایسه شد. این تفاوت برای تابش قدامی ٪۰/۳ و برای میدان خلفی ٪۲/٦ بود [37].

به علت این‌که جبران‌گرهای سربی باید برای هر بیمار به صورت اختصاصی ساخته شوند و به سینی نگه‌دارنده بلاک در سر دستگاه درمانی نصب شوند، استفاده از سرب به عنوان جبران‌گر تا حدی دشوار است. برخی از مراکز از کیسه‌های پلاستیکی یا پارچه‌ای پر شده با برنج خام به عنوان جبران‌گر استفاده می‌کنند [49]. این جبران‌گرها را می‌توان دفعات متعددی برای بیماران مختلف مورد استفاده قرار داد. هم‌چنین کیسه‌های برنج انعطاف‌پذیر بوده و شکل خود را در دمای اتاق حفظ می‌کنند. این جبران‌گرها دانسیته‌ای مشابه با بافت نرم دارند [49]. طی سال‌های ۲۰۰۰ تا ۲۰۰۷ لنکستر[4] و همکارانش ۸٦ بیمار را در SSD برابر با ٤٥٦ سانتی‌متر و با میدان‌های فوتونی ۱۸ مگاولت با هندسه مخالف و موازی قدامی و خلفی درمان کردند. آن‌ها برای جبران ناهمواری‌های بدن از کیسه‌های برنج استفاده کردند و نهایتا مقدار یکنواختی قابل قبولی بدست آوردند [48].

تعداد اندکی از مراکز، از آب به عنوان جبران‌گر استفاده می‌کنند. مزیت آب داشتن دانسیته الکترونی معادل با دانسیته الکترونی بافت، مقرون به صرفه بودن، در دسترس بودن است. در سال ۲۰۰۵ گالینا[5] و همکارانش، یک سیستم یک‌پارچه را برای بهبود یکنواختی توزیع دز در TBI طراحی، راه‌اندازی و آزمایش کردند که هدف اصلی آن جبران ناهمگنی‌های بافت بود. این سیستم از یک تخت متحرک، شتاب‌دهنده خطی یک سیستم برای ارزیابی ضخامت بیمار، یک فیلتر دینامیکی کنترل آب و یک واحد اصلی کنترل تشکیل شد. جبران‌گر آب در فاصله بین سر دستگاه و بدن بیمار قرار گرفت و ارتفاع آب بسته به ضخامت بدن بیمار تغییر می‌کرد. در این مطالعه برای

[1] Lanchun Lu
[2] Francisco Mesa Linares
[3] Lanchun Lu
[4] C. M. Lancaster
[5] Paolo Gallina

دزیمتری درون لایه‌های فانتوم راندو از فیلم‌های گاف‌کرومیک MD55 استفاده شد. نتایج دزیمتری نشان داد تفاوت بین دز تحویل داده شده و دز تجویز شده بین ٪۱۲- تا ٪۳+ قرار داشت [33].

تعداد دیگری از مراکز نیز از لایه‌های آکرلیک به عنوان جبران‌گر استفاده می‌کنند. این لایه‌ها نیز دانسیته الکترونی تقریبا معادل با بافت دارند. اما مانند جبران‌گرهای سربی باید برای هر بیمار به صورت مجزا ساخته شوند. در سال ۲۰۱٦ کائو[1] و همکاران روشی جدید برای بهبود یکنواختی توزیع دز با جبران‌گر برای TBI اطفال مطرح کردند. برای ساخت شیلدهای ریه بیمار در موقعیت طاق‌باز تحت سی‌تی اسکن قرار می‌گرفت و سپس داده‌های سی‌تی به نرم افزار طراحی درمان فرستاده می‌شد و نرم افزار براساس داده‌های بیمار شیلدهای ریه را طراحی می‌نمود. حین درمان کودک بی‌هوش شده و روی یک صفحه چوبی یک مرتبه به شکل طاق‌باز و یک مرتبه به شکل دمر تحت تابش قرار می‌گرفت. مقدار SSD برابر با ۱٦۰ سانتی‌متر تنظیم شد و دزیمتری با استفاده از فوتون‌های ٦ مگاولت انجام شد. مقدار یکنواختی در این روش ٪۰/٤± ٪۰/۸ بود [3].

۲,۲,۳. تحویل دینامیکی TBI

یکی دیگر از روش‌های بهبود یکنواختی در TBI تحویل درمان به شکل دینامیکی است. در تحویل دینامیکی درمان، حین تابش بیمار یا میدان تابشی متحرک هستند [14]. در این مطالعه تحویل دینامیکی TBI در دو دسته شامل تکنیک انتقال تخت[2] و تکنیک جاروب میدان[3] مورد بررسی قرار گرفته است.

۱,۲,۲,۳. تکنیک انتقال تخت

تکنیک انتقال تخت جایگزینی برای تکنیک‌های با SSD طولانی است. برای این اجرای این تکنیک بیمار روی یک تخت در موقعیت طاق‌باز و دمر دراز می‌کشد. تخت روی زمین قرار گرفته، زاویه گانتری روی صفر درجه تنظیم می‌شود و تخت درمانی در مدت تابش پرتوها در طول میدان منتقل می‌شود تا کل بدن بیمار با یک میدان فوتونی ثابت پوشش داده شود [52]–[50].

در سال ۱۹۹٦، اومک[4] و همکارانش از تکنیک انتقال تخت[5] برای انجام TBI استفاده کردند. در این روش یک تخت روی یک ریل و در طول میدان پرتویی Co^{60} حرکت می‌کرد. مقدار SSD برابر با ۱٦۰ سانتی متر تنظیم شد و از شیلدهای ریوی در ناحیه قفسه سینه استفاده شد. دزیمتری in-vivo با کمک TLDها انجام شد که نتیجه آن حصول یکنواختی توزیع دز در محدوده ٪۱۰± دز تجویزی بود [1].

به علت آن‌که در تکنیک انتقال تخت تغییرات در ضخامت بدن، هم‌چنان بیمار باعث ایجاد ناهمگنی در توزیع دز می‌شود، بنابراین می‌توان با تغییر سرعت و یا مدولاسیون میدان پرتویی یکنواختی دز را بهبود بخشید. در سال ۲۰۰۰ کریتین[6] از تکنیک انتقال تخت با سرعت متغیر برای تحویل دز در TBI استفاده کرد. در این روش بیمار در فاصله ۲۱٤ سانتی‌متری نسبت به منبع تابشی قرار می‌گرفت. در این روش سرعت تخت و مدت زمان تابش پرتو به هر قسمتی از بدن بیمار قابل تنظیم بود و لذا قسمت‌های ضخیم، مدت زمان طولانی‌تری تحت تابش بیم ٦ مگاولت قرار می‌گرفتند. در این تکنیک میانگین تفاوت دز در قسمت های مختلف میدپلان[7] بدن نسبت به دز در نقطه تجویز دز کم‌تر از ٪۱ بود [53].

[1] Ning Cao
[2] Translating couch technique
[3] Sweeping beam technique
[4] Bogdan Umek
[5] Translational coach technique
[6] Mario Chretien
[7] midplane

با توجه به این‌که تکنیک انتقال تخت با سرعت متغیر تنها باعث بهبود یکنواختی در محور عرضی می‌گردد لذا در سال ۲۰۱۱ حسین[1] و همکاران تکنیک مدولاسیون بیم همراه با انتقال تخت با سرعت متغیر[2] (AMTBI) را برای درمان TBI و بهبود یکنواختی دز در سه بعد استفاده کردند[54] ,[14]. در این تکنیک داده‌های سی‌تی اسکن فانتوم راندو به سیستم طراحی درمان وارد شد. حین درمان فانتوم در فاصله ۲۰٤/۵ سانتی‌متری از سر دستگاه روی تخت درمانی با فوتون‌های ٦ مگاولت تحت تابش قرار گرفت. دزیمتری در محور مرکزی فانتوم راندو با دزیمترهای TLD انجام شد و برای دزیمتری در ناحیه بیلداپ از فیلم‌های گاف‌کرومیک EBT استفاده شد. این تکنیک نسبت به تکنیک‌هایی که در آن میدان باز و بدون هیچ گونه مدولاسیونی مورد استفاده قرار می‌گیرد، توزیع دز یکنواخت‌تری دارد و انحراف دز در طول محور مرکزی بدن نسبت به دز در نقطه تجویز دز کمتر از ٪۵ است [14].

۲,۲,۲,۳. تکنیک جاروب میدان

تکنیک جاروب میدان در حقیقت تغییر یافته تکنیک انتقال تخت است که یک میدان تابشی گسترده را با چرخش سر دستگاه درمانی حول بدن بیمار به وجود می‌آورد. در این تکنیک موقعیت بیمار در طول تابش ثابت است و نیازی به انتقال بیمار حین درمان وجود ندارد[13].

در سال ۱۹۸۲ پلا[3] و همکاران از این تکنیک در موسسه انکولوژی پرتویی دانشگاه مک‌گیل در کانادا برای درمان TBI استفاده کردند. مقدار SSD در طول درمان برابر با ۱۹۰ سانتی‌متر و مقدار انرژی فوتون‌ها ٤ مگاولت انتخاب شد. در طول درمان میدان تابشی در حال دوران از سر بیمار به سمت پا و سپس از پا به سمت سر بود. سرعت دوران میدان در طول درمان ثابت بود. برای دزیمتری درون فانتوم راندو از دزیمترهای ترمولومینسانس استفاده شد. نتایج دزیمتری، تغییرات دز کمتر ٪۵± نسبت به دز تجویزی را نشان داد [55].

در تکنیک جاروب میدان، به علت اثر عکس مجذور فاصله پروفایل دز یکنواخت نیست لذا برای بهبود یکنواختی بهتر است از جبران‌گر استفاده شود. در سال ۱۹۹۷، چوئی[4] و همکارانش از یک کمان پرتویی[5] همراه با جبران‌گر گرانش‌گرا برای انجام TBI استفاده کردند. در این روش بیمار روی زمین دراز کشیده و سر دستگاه درمانی حول بدن بیمار گردش می‌کرد. جبران‌گر از جنس سروبند ساخته شده با گردش سر دستگاه ضخامت‌های متفاوتی از آن در برابر میدان پرتویی قرار می‌گرفت. اسپویلر به ضخامت ۱/۵ سانتی‌متر برای جلوگیری از ایجاد اثر حفظ پوست در انرژی بالای فوتون‌ها در جلوی بدن بیمار قرار گرفت. مقدار یکنواختی دز در عمق ۱۰ سانتی‌متری بدن بیمار در محدوده ٪۵± نسبت به دز تجویزی بود[56].

۳,۲,۳. تابش تمام بدن با پرتوهای با شدت مدوله شده[6]

در بیش‌تر تکنیک‌های رادیوتراپی سنتی با میدان خارجی، درمان با بیم‌هایی با شدت یکنواخت در طول میدان انجام می‌شود. البته بعضی اوقات از وج، جبران‌گر و کولیماتورهای چند برگی[7] (MLC) برای شکل دادن به میدان، تغییر شدن پرتوها و جبران تغییرات در ضخامت بدن، استفاده می‌شود. پرتودرمانی با شدت مدوله شده[8] (IMRT) تکنیکی است که از میدان‌های درمانی با شدت غیر یکنواخت برای تحویل دز به هدف استفاده می‌کند [57]. در حال حاضر IMRT پیشرفته‌ترین شکل رادیوتراپی تطبیقی است. از آن‌جایی که این

[1] Amjad Hussain
[2] Aperture modulated translating bed total body irradiation
[3] Mariana Pla
[4] Chen-Shou Chui
[5] Arc
[6] Intensity modulated total body irradiation
[7] Multi leaf collimator
[8] Intensity modulated radiotherapy

تکنیک از طراحی درمان معکوس[1] استفاده می‌کند دارای مزایای مختلفی نسبت به طراحی درمان سنتی است که یکی از این مزایا بهبود یکنواختی توزیع دز می‌باشد [47]. در سال‌های اخیر با کمک سیستم توموتراپی مشکل محدودیت‌های هندسی شتاب‌دهنده‌های سنتی برطرف شده و امکان استفاده از IMRT برای رادیوتراپی تمام بدن فراهم گشته است [58]. در سال ۲۰۱۵ سالز[2] و همکارانش از تکنیک پرتودرمانی با شدت مدوله برای درمان TBI با کمک نرم‌افزار تومودایرکت[3] که گزینه غیر دورانی با زاویه گسسته میدان را فراهم می‌کند، برای TBI استفاده کردند و ٤ بیمار با این تکنیک درمان شدند. نتایج دزیمتری با دزیمتری ترمولومینسانس انحراف میانگین بین دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده را ٪ ۲/۲٦±۰/٦٦ نشان داد، به طوری‌که از میان ۲۵ TLD که برای دزیمتری استفاده شدند در ۱۸ عدد تفاوت میان دز اندازه گیری شده و محاسبه شده کم‌تر از ٪۳ و ۷ عدد دیگر نیز تفاوتی بین ٪۳ تا ٪۵ داشتند [58].

۴. بحث و نتیجه‌گیری

طبق نتایج بدست آمده، تکنیک‌های متنوعی برای بهبود یکنواختی دز در تابش تمام بدن وجود دارد. برای گسترش و راه‌اندازی یک تکنیک TBI در یک مرکز درمانی عوامل مختلفی باید در نظر گرفته شوند. از جمله این عوامل ابعاد اتاق درمانی، بار کاری بخش و تکنولوژی مورد استفاده (یعنی نوع نرم‌افزار و سخت‌افزارهای مورد استفاده در بخش درمانی) می‌باشند. به علت این‌که عوامل مختلفی بر انتخاب یک تکنیک برای یک مرکز درمانی تاثیر گذارند، تعیین و معرفی بهترین تکنیک درمانی کاری دشوار است. تکنیک‌های با SSD طولانی که از جبران‌گرهای بافتی استفاده می‌کنند روش‌های ساده و ارزان‌قیمت هستند اما تکنیک‌هایی بسیار زمان‌برند و اگر جبران‌گرها از جنس سرب ساخته شده باشند برای هر بیمار یک جبران‌گر اختصاصی مورد نیاز است. به علاوه پیاده‌سازی این تکنیک همواره به اتاق درمانی بزرگ نیازمند است.

برای حل مشکل نیاز به اتاق درمان بزرگ از تکنیک تحویل دینامیکی TBI استفاده شد. تکنیک انتقال تخت با سرعت ثابت در اتاق‌های درمان کوچک به راحتی قابل استفاده است. اما این تکنیک به تکنولوژی ثانویه، نظارت بیش‌تر و بازبینی‌های دقیق‌تری برای اطمینان از حرکت تخت با سرعت مناسب نیازمند است. به علاوه این تکنیک به شیلدهای خارجی برای حفاظت ریه نیازمند است. تکنیک انتقال تخت با سرعت متغیر، مشکل نیاز به شیلدهای خارجی را برطرف نموده اما به علت افزودن سیستم تغییر سرعت تخت، این تکنیک نیاز به دقت زیاد و تست‌های اعتبارسنجی فراوانی دارد. هم‌چنین به‌طورکلی تکنیک‌های انتقال تخت به یک تخت متحرک برای پیاده‌سازی نیازمندند.

تکنیک جاروب میدان یک زیرمجموعه از تکنیک‌های رادیوتراپی دینامیک است. در این تکنیک دیگر نیاز به تخت متحرک برای پوشش بدن بیمار با بیم تابشی وجود ندارد و این مسئله با چرخش گانتری حول بدن بیمار حل شده است. این تکنیک توزیع دز یکنواخت و قابل قبولی را فراهم می‌کند. اما نیازمند آزمون‌های بسیار دشوار برای تایید صحت عملکرد دستگاه می‌باشد و با وجود این‌که برخی مراکز در این تکنیک بیم تابشی را مدوله می‌سازند، نیاز به شیلدهای ریوی در این روش وجود دارد. IMRT یک تکنیک نوین در TBI است که توزیع دز یکنواختی را فراهم می‌سازد و در عین حال در حفظ ارگان‌های حساس نظیر ریه بدون شیلد ریوی موفق است. اما از آن‌جا که این تکنیک به تکنولوژی مخصوص و گران‌قیمتی نیازمند است، لذا راه‌اندازی آن در یک مرکز درمانی کار آسانی نیست.

در جدول ۲ تکنیک‌های مختلف TBI در هندسه درمانی

[1]Inverse treatment planning
[2]Henning Salz
[3]Tomodirect

مختلف و موازی قدامی و خلفی مقایسه شده‌اند.

جدول (۲): بررسی و مقایسه تکنیک‌های مختلف TBI در هندسه AP/PA.

(علامت * به معنای استفاده و عدم وجود آن به معنای عدم استفاده است.)

تکنیک	موقعیت بیمار	استفاده از شیلد ریه	فاصله منبع تا سطح یا SSD (سانتی‌متر)	انرژی میدان فوتونی	یکنواختی توزیع دز
استفاده از جبرانگر سرب	ایستاده	*	۳۳۳	MV ۶	بین ٪۱۲- تا ٪۳+ به جز ناحیه ریه ها
استفاده از جبرانگر سرب	نیمه جنینی	*	۵۰۰	ذکر نشده	اختلا ف دز نسبت به نقطه تجویز کنتر از ٪۱۰
استفاده از جبرانگر کیسه برنج	نیمه جنینی	*	۴۶۰	۱۸ MV	بین ٪۱۰± دز تجویزی
استفاده از جبرانگر آکرلیک	خوابیده به صورت طاقباز و دمر	*	۱۹۰	۶ MV	٪۰,۴±٪۰,۸
استفاده از جبرانگر آب	خوابیده به صورت طاقباز و دمر		۲۰۴,۳	۱۰ MV	بین ٪۱۲- تا ٪۳+
تکنیک انتقال تخت با سرعت ثابت	خوابیده به صورت طاقباز و دمر	*	۱۶۰	کبالت-۶۰ (۰,۵ MV)	بین ٪۱۰± دز تجویزی
تکنیک انتقال تخت با سرعت متغییر AMTBI	خوابیده به صورت طاقباز و دمر	*	۲۱۴	MV ۶	انحراف دز کمتر از ٪۱
	خوابیده به صورت طاقباز و دمر		۲۰۴,۵	MV ۶	انحراف دز کمتر از ٪۵
تکنیک جاروب میدان	خوابیده به صورت طاقباز و دمر	*	۱۹۰	MV ۴	تغییرات دز کمتر از ٪۵±
تکنیک جاروب میدان با جبرانگر گرانش گرا IMRT	خوابیده به صورت طاقباز و دمر	*	۱۹۹	انرژی های مختلفی ذکر شده	تغییرات دز کمتر از ٪۵±
	خوابیده به صورت طاقباز و دمر		۱۰۰	ذکر نشده	تغییرات دز بین ٪۳±

۵. قدردانی

این مطالعه در قالب طرح تحقیقاتی مصوب با شماره ۳۶۲۹۹-۳۰-۰۳-۹۶ و با حمایت معاونت پژوهشی، گروه فیزیک و مهندسی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران انجام شد.

۶. مراجع

[1] B. Umek, M. Zwitter, and H. Habič, "Total body irradiation with translation method," Radiother. Oncol., vol. 38, no. 3, pp. 253–255, 1996.

[2] I. Human and H. Series, "Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy," IAEA Reports Ser., pp. 1–195, 2015.

[3] N. Cao et al., "TBI Technique Improvements for Anesthetized Pediatric Patients Based on Near-Miss Incident Reporting," Int. J. Med. Physics, Clin. Eng. Radiat. Oncol., vol. 05, no. 04, pp. 270–280, 2016.

[4] K. E. Burgher and M. B. Snyder, Volunteering Download free books at. .

[5] M. Allahverdi, G. Geraily, M. Esfahani, A. Sharafi, P. Haddad, and A. Shirazi, "Dosimetry and verification of 60Co total body irradiation with human phantom and semiconductor diode," J. Med. Phys., vol. 32, no. 4, pp. 169–174, 2007.

[6] J. W. H. Leer, J. J. Broersel, H. De Vroomel, A. Chinl, E. M. Noordijkl, and A. Dutreix, "Techniques applied for total body irradiation," vol. 1, pp. 10–15, 1990.

[7] C. Wills, S. Cherian, J. Yousef, K. Wang, and H. B. Mackley, "Total body irradiation : A practical review," Appl. Radiat. Oncol., no. June, pp. 11–17, 2016.

[8] P. H. L. Ambin, R. Oncology, and M. Clinic, "PHYSICS CONTRIBUTION TOTAL BODY IRRADIATION , TOWARD OPTIMAL INDIVIDUAL DELIVERY : DOSE EVALUATION WITH METAL OXIDE FIELD EFFECT TRANSISTORS , THERMOLUMINESCENCE DETECTORS , AND A TREATMENT PLANNING SYSTEM E STHER J . B LOEMEN - VAN G URP , M . A ., B EN ," vol. 69, no. 4, pp. 1297–1304, 2007.

[9] A. Kawa-iwanicka, W. Łobodziec, M. Dybek, and D. Nenko, "Dose distribution homogeneity in two TBI techniques — Analysis of 208 irradiated patients conducted in Stanislaw Leszczynski Memorial Hospital , Katowice," Reports Pract. Oncol. Radiother., vol. 17, no. 6, pp. 367–375, 2012.

[10] C. Onal, A. Sonmez, G. Arslan, S. Sonmez, E. Efe, and E. Oymak, "Evaluation of field-in-field technique for total body irradiation," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., vol. 83, no. 5, pp. 1641–1648, 2012.

[11] R. P. Patel et al., "In vivo dosimetry for total body irradiation : five-year results and technique comparison," vol. 15, no. 4, pp. 306–315, 2014.

[12] D.-Z. Li et al., "Comparison of Total Body Irradiation Before and After Chemotherapy in Pretreatment for Hematopoietic Stem Cell Transplantation," Cancer Biother. Radiopharm., vol. 27, no. 2, pp. 119–123, 2012.

[13] A. Jahnke et al., "Arc therapy for total body irradiation - A robust novel treatment technique for standard treatment rooms," Radiother. Oncol., vol. 110, no. 3, pp. 553–557, 2014.

[14] A. Hussain, J. E. Villarreal-Barajas, P. Dunscombe, and D. W. Brown, "Aperture modulated, translating bed total body irradiation," Med. Phys., vol. 38, no. 2, pp. 932–941, 2011.

[15] F. C. Su, C. Shi, and N. Papanikolaou, "Clinical application of GAFCHROMIC?? EBT film for in vivo dose measurements of total body irradiation radiotherapy," Appl. Radiat. Isot., vol. 66, no. 3, pp. 389–394, 2008.

[16] J. Van Dyk, J. M. Galvin, G. P. Glasgow, and E. B. Podgorsak, the Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation, no. 17. 1986.

[17] K. Ganapaty, P. g. g. Kurup, V. Murali, M. Muthukumaran, N. Bhuvaneshwari, and J. Velmurgan, "patient dose analysis in total body irradiation through in vivo dosimetry," J. Med. Phys., 2012.

[18] J. M. Galvin, G. J. D'angio, and G. Walsh, "Use of tissue compensators to improve the dose uniformity for total body irradiation," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., vol. 6, no. 6, pp. 767–771, 1980.

[19] G. Moliner, F. Izar, R. Ferrand, M. Bardies, S. Ken, and L. Simon, "Virtual bolus for total body irradiation treated with helical tomotherapy," vol. 16, no. 6, pp. 164–176, 2015.

[20] H. Mekdash, B. Shahine, W. Jalbout, C. Chehab, H. Abdel Khalek, and B. Youssef, "A simple technique for an accurate shielding of the lungs during total body irradiation," Tech. Innov. Patient Support Radiat. Oncol., vol. 3–4, pp. 13–18, 2017.

[21] Z. Baldwin, "Masterarbeit - Commissioning of a new total body irradiation protocol," 2012.

[22] R. Yao et al., "A simplified technique for delivering total body irradiation (TBI) with improved dose homogeneity," Med. Phys., vol. 39, no. 4, pp. 2239–2248, 2012.

[23] H. H. Chen, J. Wu, K. S. Chuang, J. F. Lin, J. C. Lee, and J. C. Lin, "Total body irradiation with step translation and dynamic field matching," Biomed Res. Int., vol. 2013, 2013.

[24] R. Yao et al., "A simplified technique for delivering total body irradiation (TBI) with improved dose homogeneity," Med. Phys., vol. 39, no. 4, pp. 2239–2248, 2012.

[25] U. Quast, "Total body irradiation- review of treatment techniques in Europe *," vol. 9, pp. 91–106, 1987.

[26] R. Prabhakar, K. Haresh, M. Kumar, D. Sharma, P. Julka, and G. Rath, "Field-in-field technique for upper abdominal malignancies in clinical radiotherapy," J. Cancer Res. Ther., vol. 5, no. 1, p. 20, 2009.

[27] A. Barrett, M. H. Depledge, and R. L. Powles, "Interstitial pneumonitis following bone marrow transplantation after low dose rate total body irradiation.," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., vol. 9, no. 7, pp. 1029–1033, 1983.

[28] L. Lu et al., "A Clinical Dosimetry Analysis of Total Body Irradiation for Leukemia Patients," Int. J. Med. Physics, Clin. Eng. Radiat. Oncol., vol. 2014, no. February, pp. 31–42, 2014.

[29] K. H. Susanta, H. Douglas, K. Das Rupak, and T. Bruce, "CT based analysis of dose homogeneity in total body irradiation using lateral beam," J. Appl. Clin. Med. Phys., vol. 5, no. 4, pp. 71–79, 2004.

[30] F. Mesa Linares, T. y. eng, C. Esquivel, C. D.Fuller, N. Papanikolaou, and M. Sosa, "implementation of a lateral total body irradiation technique with 6MV photon beams.pdf," J. radioltherapy Pract., vol. 10, pp. 45–54, 2011.

[31] J. M. Galvin, G. J. D'angio, and G. Walsh, "Use of tissue compensators to improve the dose uniformity for total body irradiation," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., vol. 6, no. 6, pp. 767–771, 1980.

[32] emily elizabeth Flower, "Comparison of Two Planning Methods for Heterogeneity Correction in Planning Total Body Irradiation Emily Elizabeth Flower BAppSci (Medical Biophysics and Instrumentation) School of Applied Sciences RMIT University," 2005.

[33] P. Gallina, G. Rosati, and A. Rossi, "Implementation of a water compensator for total body irradiation," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 52, no. 10, pp. 1741–1747, 2005.

[34] Y. Akino, K. P. Mcmullen, and I. J. Das, "Patterns of patient specific dosimetry in total body irradiation Patterns of patient specific dosimetry in total body irradiation," vol. 041719, no. 4, pp. 1–5, 2013.

[35] J. M. Galvin and D. Sc, "Total Body Irradiation Dosimetry and Practical Considerations," pp. 1–9.

[36] P. Bao, Y. Zheng, C. Wang, K. Gu, F. Jin, and W. Lu, "Time Trends and Characteristics of Childhood Cancer Among Children Age 0 – 14 in Shanghai," Pediatr. Blood Cancer, vol. 53, no. December 2008, pp. 13–16, 2009.

[37] F. Mesa Linares, N. Papanikolaou, C. Esquivel, T. Y. Eng, C. D. Fuller, and M. Sosa, "Prescribed and Measured Dose Differences for an AP-PA TBI Protocol with Compensation Filter and Ergonomic Patient Support," J. Med. Imaging Radiat. Sci., vol. 48, no. 3, pp. 301–306, 2017.

[38] Y. Cecen et al., "Total body irradiation using a modified standing technique: In vivo dosimetry with semiconductor diodes ," UHOD - Uluslararasi Hematol. Derg., vol. 23, no. 1, pp. 43–48, 2013.

[39] R. Miralbell et al., "Can a total body irradiation technique be fast and reproducible?," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., vol. 29, no. 5, pp. 1167–1173, 1994.

[40] M. Y. Lee, B. Han, C. Jenkins, L. Xing, and T. S. Suh, "A depth-sensing technique on 3D-printed compensator for total body irradiation patient measurement and treatment planning," Med. Phys., vol. 43, no. 11, pp. 6137–6144, 2016.

[41] G. Svahn-Tapper, P. Nilsson, C. Jönsson, and T. A. Alvegård, "Calculation and measurements of absorbed dose in total body irradiation," Acta Oncol. (Madr)., vol. 29, no. 5, pp. 627–633, 1990.

[42] M. Zhang et al., "Investigation on using high-energy proton beam for total body irradiation (TBI)," vol. 17, no. 4, pp. 1–9, 2016.

[43] A. Kawa-Iwanicka, W. Łobodziec, M. Dybek, D. Nenko, and T. Iwanicki, "Dose distribution homogeneity in two TBI techniques-Analysis of 208 irradiated patients conducted in Stanislaw Leszczynski Memorial Hospital, Katowice," Reports Pract. Oncol. Radiother., vol. 17, no. 6, pp. 367–375, 2012.

[44] J. Menhel, M. Sc, R. Pfeffer, D. Alezra, and M. Sc, "TBI treatment planning strategies using Multidata DSS system : calculation results and in-vivo dosimetry .," pp. 1–3.

[45] D. W. Brown et al., "A Novel Translational Total Body Irradiation Technique," J. Med. Device., vol. 4, no. 3, p. 031003, 2010.

[46] A. Kawa-Iwanicka, M. Dybek, T. Iwanicki, W. Łobodziec, and A. Radkowski, "The technique of total body irradiation applied at the Leszczyński memorial hospital," Reports Pract. Oncol. Radiother., vol. 7, no. 2, pp. 53–60, 2002.

[47] J. Izewska and G. Rajan, "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students," IAEA Publ., 2006.

[48] C. M. Lancaster, J. C. Crosbie, and S. R. Davis, "In-vivo dosimetry from total body irradiation patients (2000-2006): Results and analysis," Australas. Phys. Eng. Sci. Med., vol. 31, no. 3, pp. 191–195, 2008.

[49] V. Vyas et al., "On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy," Med. Dosim., vol. 38, no. 3, pp. 268–273, 2013.

[50] M. Sarfaraz, C. Yu, D. J. Chen, and L. Der, "A translational couch technique for total body irradiation.," J. Appl. Clin. Med. Phys., vol. 2, no. 4, pp. 201–209, 2001.

[51] S. Connors, J. Scrimger, W. Logus, L. Johnson, and E. Schartner, "Development of a translating bed for total body irradiation," Med. Dosim., vol. 13, no. 4, pp. 195–199, 1988.

[52] H. Search, C. Journals, A. Contact, M. Iopscience, and I. P. Address, "A translating-bed technique for total-body irradiation," vol. 19.

[53] M. Chrétien et al., "A variable speed translating couch technique for total body irradiation," Med. Phys., vol. 27, no. 5, pp. 1127–1130, 2000.

[54] A. Hussain, P. B. Dunscombe, J. E. Villarreal Barajas, and D. W. Brown, "Total body irradiation dose optimization based on radiological depth.," J. Appl. Clin. Med. Phys., vol. 13, no. 3, p. 3767, 2012.

[55] M. Pla, M. Sc, S. G. Chenery, D. Ph, E. B. Podgorsak, and D. Ph, "TOTAL BODY IRRADIATION WITH A SWEEPING BEAM AND," 1982.

[56] T. B. Irradiation and W. A. N. Arc, "Total Body Irradiation With an Arc and," vol. 39, no. 5, pp. 1191–1195, 1997.
[57] F. m. khan and J. p. gibbons, KHAN'S The Physics Of Radiation Therapy, 5th ed. 2010.
[58] H. Salz et al., "Intensity-modulated Total Body Irradiation (TBI) with TomoDirect™," Radiat. Oncol., vol. 10, no. 1, pp. 1–9, 2015.