

پرتو دهی تمام بدن با کبالت - ۶۰

بررسی داده‌های تابشی در پرتو دهی تمام بدن با دستگاه کبالت ۶۰ به کمک دیود نوع P و فانتوم انسان گونه

محمود الله وردی^{۱*}، غزاله گرایلی^۲، مهبد اصفهانی^۳، پیمان حداد^۴، علی اکبر شرفی^۵، علیرضا شیرازی^۶

- ۱- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، بخش فیزیک رادیوتراپی انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران
- ۲- دانش آموخته کارشناسی ارشد گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۳- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، بخش فیزیک رادیوتراپی انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران
- ۴- دانشیار گروه رادیوتراپی، بخش رادیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی تهران، انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران
- ۵- دانشیار گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران
- ۶- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۸/۲۲

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۷/۵

چکیده

مقدمه: پرتو دهی تمام بدن بخشی از پرتودرمانی خارجی است که در آن با استفاده از چشمه‌های تابشی، یک دوز یکنواخت به کل بدن می‌رسانند و در عین حال اندامهای بحرانی (از قبیل ریه و...) اگر لازم باشد پوشانده می‌شود. کاربرد عمده پرتو دهی تمام بدن تضعیف سیستم ایمنی بدن بیمار قبل از پیوند مغز استخوان می‌باشد تا از پس زدن مغز استخوان مهمان جلوگیری شود.

مواد و روشها: در این مطالعه برخی از داده‌های اساسی تحت شرایط پرتو دهی تمام بدن (از قبیل درصد دوز عمقی، آهنگ دوز و...) با استفاده از باریکه کبالت-۶۰ در بخش پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی اندازه گیری شدند.

برای اندازه گیری برخی پارامترهای اساسی از قبیل درصد دوز عمقی از فانتوم آب ساخته شده از پرسپکس (به ابعاد $30 \times 30 \times 30$ سانتی متر مکعب) و اتاقک فارمر ۰/۶ سی سی استفاده شد. اندازه‌گیری‌های دوز سطحی با اتاقک صفحات موازی^۱ انجام شد. اتاقکهای استفاده شده در این مطالعه به یک الکترومتر UNIDOS متصل شدند. برای بررسی صحت در تحویل دوز^۲ از فانتوم انسان گونه که شامل سه مقطع (سر و گردن - تنه - لگن) می‌باشد، استفاده شد. مقدار دوز تحویل داده شده براساس محاسبات (با دو روش) با مقدار دوز اندازه گیری شده توسط اتاقک یونیزان ۰/۳ سی سی، که در عمق میانی فانتوم (در سطح ناف) قرار داده شد، مقایسه شدند. در روش اول در محاسبات دوز از درصد دوز عمقی و آهنگ دوز اندازه‌گیری شده در شرایط پرتو دهی تمام بدن استفاده شد در صورتیکه در روش دوم محاسبه دوز، درصد دوز عمقی از ضریب ماینورد و آهنگ دوز از قانون عکس مجذور فاصله منظور گردید.

برای بررسی یکنواختی دوز در کل بدن، از دیودهای نیمه هادی نوع p- که به یک الکترومتر چند کاناله MULTIDOS متصل می‌شدند، استفاده شد. این دیودها در چندین نقطه روی سطح ورودی و خروجی فانتوم انسان گونه قرار گرفتند و بدین ترتیب یکنواختی دوز نسبت به نقطه تجویزی (ناف) بررسی شد.

نتایج: نتایج اندازه‌گیری‌ها نشان می‌دهد که در صورت بکارگیری روش اول، صحت در تحویل دوز برابر ۲/۶ درصد و در صورت بکارگیری روش دوم صحت در تحویل دوز برابر ۳ درصد می‌باشد. همچنین اختلاف درصد دوز عمقی محاسبه‌ای و اندازه‌گیری شده تحت شرایط پرتو دهی تمام بدن، ۰/۷۱ درصد و انحراف معیار ۰/۹۶ درصد است.

یکنواختی دوز حاصل شده در کل بدن در ناحیه جلو محدوده ۶ درصد و در ناحیه پشت در محدوده ۵ درصد می‌باشد. همچنین نتایج اندازه گیری دوز در لوب میانی ریه نشان می‌دهد که ریه ۱۴/۱۴ گری دوز دریافت کرده که بیش از مقدار دوز تجویزی (۱۳/۵ گری) است.

بحث و نتیجه گیری: نتایج بررسی صحت در تحویل دوز در دو حالت (روش اول و دوم) بیانگر آن است که اختلاف مقادیر محاسبه به اندازه گیری شده قابل قبول است و در دو روش در محدوده ۵ درصد است. با توجه به اینکه روش دوم ساده‌تر است، لذا پیشنهاد می‌شود این روش در محاسبات پرتو دهی تمام بدن بکار گرفته شود. اما در صورتیکه مراکز به صحت بالاتری نیاز دارند بهتر است از روش اول استفاده نمایند.

از جمله اهدافی که در پرتو دهی تمام بدن مدنظر است، دستیابی به دوز یکنواخت در کل بدن می‌باشد. نتایج اندازه‌گیری‌های فانتوم انسان گونه نشان می‌دهد که هدف یکنواختی دوز کل بدن تأمین شده است. همچنین نتایج اندازه گیری دوز ریه نشان می‌دهد که ریه بیش از حد دوز دریافت کرده که برای کاهش آن باید از حفاظ مناسب استفاده شود. بنابراین با توجه به یکنواختی حاصل شده پیشنهاد می‌شود درمان پرتو دهی تمام بدن با بکارگیری حفاظ مناسب برای ریه در مراکز پرتودرمانی کشور اجرا شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۹، زمستان ۸۴: ۱-۱۰)

واژگان کلیدی: پرتو دهی تمام بدن (TBI)، دوزیمتری، کبالت ۶۰، فانتوم انسان گونه، دیود نوع P

1- parallel plate
2- accuracy

* نویسنده مسؤول: محمود الله وردی
آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.
alahverdi@sina.tums.ac.ir
تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ - (۰۲۱) ۹۸

۱- مقدمه

هنگامی که تابش دهی به گونه‌ای باشد که کل بدن را پوشش دهد پرتو دهی تمام بدن نامیده می‌شود. پرتو دهی تمام بدن بخشی از پرتودرمانی خارجی است که در آن با استفاده از چشمه‌های تابشی که پرتوهای نفوذ کننده تولید می‌کنند، یک دوز یکنواخت به کل بدن می‌رسانند و در عین حال اندامهای بحرانی (از قبیل ریه و...) اگر لازم باشد پوشانده می‌شوند [۱،۲].

کاربرد عمده پرتو دهی تمام بدن فرونشانی سیستم ایمنی بدن بیمار قبل از پیوند مغز استخوان می‌باشد تا از پس زدن مغز استخوان مهمان جلوگیری شود. بعبارت دیگر پرتو دهی تمام بدن بعنوان رژیم ایجاد شرایط برای پیوند مغز استخوان بکار می‌رود. پرتو دهی تمام بدن همچنین برای از بین بردن سلولهای سرطانی که دیگر درمانها از قبیل شیمی درمانی، جراحی و... بر آنها مؤثر نبوده‌اند، بکار می‌رود. پرتو دهی تمام بدن برای انواع بیماریها از قبیل اپلاستیک انمیا، لنفوما، تالاسمی ماژور، لوکمیا، نروبلاستوما و غیره بکار می‌رود [۳،۴].

دوز تحویل داده شده در پرتو دهی تمام بدن بسیار مهم است. در صورتیکه دوز تحویل داده شده به کل بدن کمتر از دوز تجویزی باشد، فرونشانی سیستم ایمنی انجام نخواهد شد و عمل پیوند با موفقیت انجام نمی‌شود. در صورتیکه دوز تحویل داده شده به کل بدن بیش از مقدار دوز تجویزی باشد خطر شیوع و گسترش بیماری وجود دارد لذا تحویل دوز با صحت بالا در پرتو دهی تمام بدن از اهمیت بالایی برخوردار است.

برای انجام پرتو دهی تمام بدن روشهای مختلفی وجود دارد اما اساس آن بر دو روش موازی - مخالف جلویی-پشتی (AP/PA) و موازی-مخالف جانبی^۱ استوار است. مزیت روش جانبی این است که در این روش چون بازوها ریه‌ها را سایه می‌کنند نیازی به طراحی حفاظ ریه برای بیمار نمی‌باشد و همچنین در این روش بیمار راحت‌تر می‌باشد اما عدم مزیت این

تکنیک این است که چون ضخامت بدن در راستای مسیر پرتو زیاد تغییر می‌کند، یکنواختی دوز بخوبی تأمین نمی‌شود و در این صورت نیاز به طراحی جبرانگر می‌باشد [۲].

مزیت روش جلویی - پشتی (AP/PA) این است که در این روش تغییرات ضخامت بدن در امتداد مسیر باریکه کم است و لذا یکنواختی دوز بهتر از روش قبلی تأمین می‌شود و نیاز به طراحی جبرانگر برای تغییرات ضخامت بدن نمی‌باشد اما عدم مزیت این روش نیاز به طراحی حفاظ ریه است [۲].

در زمینه پرتو دهی تمام بدن مطالعات بسیاری صورت گرفته است: از سال ۱۹۳۳ تا ۱۹۸۸، پلانسکوی و همکارانش روی جنبه‌های فیزیکی پرتو دهی تمام بدن کار کرده‌اند آنها از روش پرتو دهی طرفین جانبی و شتاب دهنده‌های ۸ مگاولت و ۱۰ مگاولت استفاده کرده‌اند. اهداف عمده پیشینه راحتی بیمار، راه اندازی و اجرای ساده و راحت، یکنواختی دوز در کل بدن در دامنه ۱۰ تا ۱۵ درصد بوده است. ابتدا دوز عمقی محور مرکزی، نمایه اشعه در عمقهای مختلف، منحنی‌های انبوهش و اثر جبرانگرها را روی فانتوم راندو اندازه گرفته‌اند و پس از تأمین اهداف ذکر شده، اندازه‌گیری‌ها را روی بیماران انجام داده‌اند و داده‌های بدست آمده را تحلیل کرده‌اند [۵].

در سال ۲۰۰۰، ولنس و همکارانش روشی را بکار گرفتند که در آن هیچ جبرانگری برای غیریکنواختی شکل بدن استفاده نشده است. اندازه‌گیری‌های دوز روی سه فانتوم شبیه انسان که نشانگر بچه‌های ۱۰، ۵ و ۱۵ ساله بودند انجام شده است. این فانتومها بازو و پا نداشتند اما لگن داشتند. نتایج تأیید کردند که دوز اندازه‌گیری شده ریه‌ها در دامنه ۴ درصد دوز تجویزی بوده و در سایر نقاط یکنواختی دوز حدود ۵ درصد بوده است بجز گردن که دوز بالاتری را گرفته اما هنوز هم در حد تحمل بافت بوده است [۶].

در سال ۲۰۰۴، سوسانتا و همکارانش از روش جانبی برای درمان پرتو دهی تمام بدن استفاده کرده‌اند. آنها با قراردادن

1- Bilateral

پرتودهی تمام بدن با کبالت - ۶۰

تکنیک استفاده شده در این پژوهش روش جلویی - پشتی (AP/PA) می باشد. دوز تجویز شده برابر ۱۳/۵ گری است که در ۶ وعده (هر وعده ۲/۲۵ گری)، دو بار در روز و در سه روز به عمق میانی در سطح ناف تحویل داده می شود [۸].

با توجه به ابعاد اتاق درمانی، ماکزیم SSD قابل دستیابی ۲۵۰ میلی متر و ماکزیم اندازه میدان ۳۵×۳۵ سانتی متر می باشد. سر دستگاه ۹۰ درجه و کالیاتور ۴۵ درجه چرخیده تا از قطر میدان مربعی بتوان بطور بهینه استفاده کرد.

اولین گام در محاسبات، دستیابی به درصد دوز عمقی تحت شرایط پرتو دهی تمام بدن، است. بدین منظور باید دوزهای عمقی و دوزهای انبوهش تحت شرایط درمانی اندازه گیری شوند. برای اندازه گیری های دوز عمقی از فانتوم آب ساخته شده از پرسپکس (به ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰ سانتی متر مکعب) و اتاقک فارمر ۰/۶ سی سی به شماره سریال TM30010 به همراه یک الکترومتر UNIDOS به شماره سریال T10001، استفاده شد. داده های انبوهش با استفاده از همین فانتوم و اتاقک با صفحات موازی (parallel plate) به شماره سریال TM23343 و الکترومتر ذکر شده، اندازه گیری شدند [۹،۸،۷].

برای اندازه گیری عمق انبوهش، اتاقک با صفحات موازی (parallel plate) روی سطح فانتوم تحت شرایط پرتو دهی تمام بدن (SSD=۲۵۰، ابعاد میدان ۳۵×۳۵) قرار گرفت و بتدریج لایه هایی از پرسپکس با ضخامتهای یک میلی متر به جلوی آن افزوده شد تا دوز انبوهش بدست آمد. (این لایه های پرسپکس قبلاً در برابر آب کالیبره شدند و نتایج نشان داده که معادل آب می باشند). بازای هر ضخامت تصحیحات SSD اجرا شد. (شکل ۱)

دوزیمتر ترمولومینسانس داخل فانتوم انسان گونه دوز تحویل داده شده را اندازه گیری کرده اند و نتایج اندازه گیری شده را با نتایج سیستم طراحی درمان که براساس داده های سی تی اسکن استوار است، مقایسه کرده اند. تغییرات دوز در کل بدن زیاد بوده است و برخی از اندامهای بحرانی از قبیل ریه بیشتر از حد دوز دریافت کردند، زیرا قرار گرفتن بازوها در دوطرف بدن تنها قسمتی از ریه را می پوشاند. نتایج این مطالعه نشان داده که ساز و کار طراحی درمان که بر اساس داده های سی تی اسکن کار می کند، امکان محاسبه دقیق دوز تحویل داده شده به بدن را فراهم می کند [۴].

در سال ۲۰۰۵، بست و همکارانش از دوزیمتر One Dose برای دوزیمتری Invivo در دو بیمار تحت درمان پرتو دهی تمام بدن استفاده کرده اند. مقدار دوز اندازه گیری شده با این دوزیمتر را با مقادیر دوز بدست آمده توسط اتاقک یونیزان و TLD مقایسه کرده اند. نتایج اندازه گیری فانتوم و بیمار نشان داده که سیستم دوزیمتری One Dose می تواند بعنوان جایگزینی مناسب برای TLD در دوزیمتری پرتو دهی تمام بدن باشد [۷].

از مقالات می توان نتیجه گرفت که انتخاب دوزیمتر برای رسیدن به یک صحت قابل قبول و همچنین بررسی یکنواختی دوز و دوز اندامهای بحرانی در پرتو دهی تمام بدن از اهمیت بالایی برخوردار است و هنوز نیاز به مطالعه بیشتری خصوصاً در روشهای مختلف دوزیمتری دارد لذا این پژوهش نیز این مورد را بررسی می کند.

۲- مواد و روشها

در این مطالعه برخی از داده های اساسی تحت شرایط پرتو دهی تمام بدن با استفاده از باریکه کبالت-۶۰ در بخش پرتو درمانی بیمارستان امام خمینی اندازه گیری و ارزیابی شدند.

$PDD_2(d,r,f_2)$ درصد دوز عمقی تحت شرایط درمانی پرتودهی تمام بدن و $PDD_1(d,r,f_1)$ درصد دوز عمقی تحت شرایط استاندارد می‌باشد.

$$DR_r(f,r) = DR(f,1) \times \left(\frac{f_1 + d_m}{f_r + d_m} \right)^2 \times S_{C,P}(r) \quad (4)$$

که در این رابطه $DR_r(f,r)$ آهنگ دوز تحت فاصله درمانی پرتودهی تمام بدن (۲۵۰ سانتی متر) و ابعاد میدان 35×35 سانتیمتر در عمق انبوهش، $DR(f,10)$ آهنگ دوز تحت فاصله درمانی استاندارد (۸۰ سانتی متر) و ابعاد میدان 10×10 در عمق انبوهش می‌باشد. همچنین $S_{C,P}$ فاکتور پراکنندگی کلی در میدان 35×35 در شرایط درمانی استاندارد (۸۰ سانتیمتر) است.

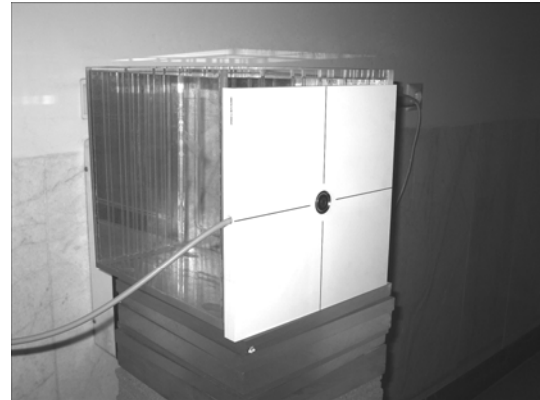
بدین ترتیب براساس زمان تابش دهی، دوز محاسبه‌ای بدست آمد. (متد ۲)

برای بررسی صحت در تحویل دوز از فانتوم انسان گونه که شامل سه مقطع (سر و گردن - تنه - لگن) می‌باشد، استفاده شد و بعد از تابش دهی، دوز تحویل داده شده با اتاقک یونیزان 0.3 سی سی به شماره سریال TM31013 که در عمق میانی فانتوم (در سطح ناف) قرار داده شده بود توسط الکترومتر UNIDOS اندازه‌گیری شد [۶]. (دوز اندازه‌گیری شده)

بدین طریق مقادیر دوز محاسبه شده از روش اول و دوم با مقدار دوز اندازه‌گیری شده مقایسه شدند.

از جمله اهدافی که در پرتودهی تمام بدن مدنظر است دستیابی به دوز یکنواخت در کل بدن می‌باشد. برای این منظور علاوه بر اندازه‌گیری‌های یکنواختی دوز در کل بدن با فانتوم انسان گونه، نمایه اشعه تحت شرایط پرتودهی تمام بدن اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری نمایه اشعه از همان فانتوم آب $30 \times 30 \times 30$ استفاده شد، اتاقک فارمر 0.6 سی سی در داخل فانتوم و در عمق ۵ سانتی متر قرار گرفت و به الکترومتر UNIDOS وصل شد. به منظور ایجاد پرتو پراکنده جانبی اطراف فانتوم مواد پرتو پراکنده اضافی قرار داده شد و همان شرایط درمانی پرتودهی تمام بدن برقرار شد و پروفایل اشعه در دو جهت افقی و عمودی اندازه‌گیری شد [۹،۵،۱].

(شکل ۲)



شکل ۱- اندازه‌گیری دوز انبوهش

برای محاسبات از معادله کلی زیر استفاده شد :

$$Dose = \frac{PDD \times DR \times time}{100} \quad (1)$$

که در این رابطه $time$ زمان تابش دهی، PDD و DR درصد دوز عمقی و آهنگ دوز تحت شرایط TBI می‌باشند.

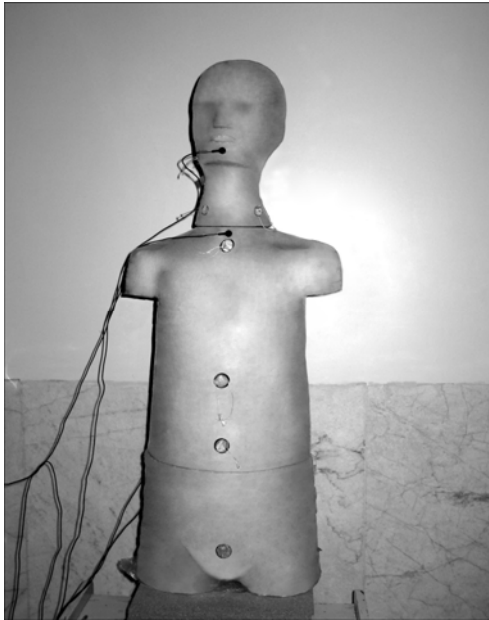
در روش اول، در فرمول ۱ از درصد دوز عمقی و آهنگ دوزی که براساس اندازه‌گیری‌های دوز عمقی و دوز انبوهش در فانتوم آب ذکر شده بدست آمدند، استفاده شد و بدین ترتیب براساس زمان تابش دهی دوز محاسبه‌ای بدست آمد. (روش ۱)

در روش دوم در محاسبات معادله ۱، از درصد دوز عمقی بدست آمده از طریق ضریب ماینورد و آهنگ دوز محاسبه شده از قانون عکس مجذور فاصله استفاده شد. [۱۰] بدین ترتیب که :

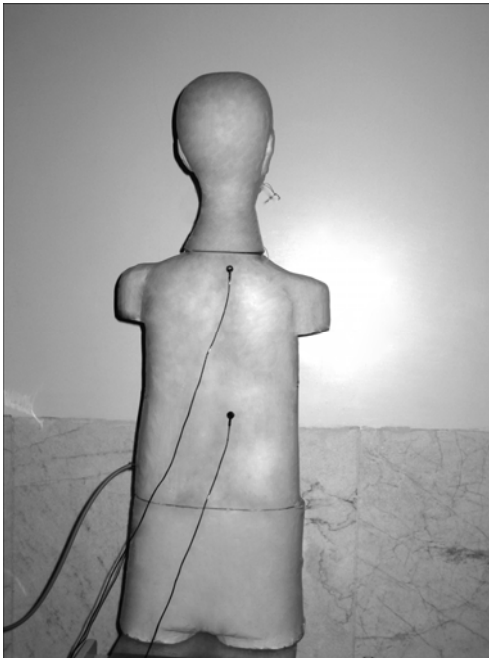
$$PDD_2(d,r,f_2) = PDD_1(d,r,f_1) \times MF \quad (2)$$

$$MF = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d_m} \right)^2 \times \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (3)$$

که در این رابطه d عمق موردنظر، d_m عمق دوز ماکزیمم، r اندازه ضلع میدان مربعی، MF ضریب ماینورد و f فاصله چشمه تا سطح پوست بیمار (یا فانتوم) می‌باشد. ($f_1 = 80 \text{ cm}$ و $f_2 = 250 \text{ cm}$ است.)



شکل ۳- نمای جلویی فانتوم انسان گونه



شکل ۴- نمای پشتی فانتوم انسان گونه



شکل ۲- اندازه‌گیری نمایه اشعه

برای بررسی یکنواختی دوز در کل بدن، از همان فانتوم انسان گونه استفاده شد. دوزهای سطحی ورودی و خروجی در ۶ نقطه فانتوم (ناف، لگن، گردن، لب، قسمت بالا و پایینی استخوان جناق سینه) توسط دیودهای نیمه هادی نوع-T60010L)P که به یک الکترومتر چند کاناله MULTIDOS به شماره سریال T10004 متصل می‌شدند، اندازه‌گیری شدند. (این دیودها قبلاً برای پرتودهی تمام بدن کالیبره شده‌اند). بدین ترتیب یکنواختی دوز نسبت به نقطه تجویزی (ناف) بررسی شد. (شکل ۳ و ۴)

۳- نتایج

۳-۱- اندازه‌گیری‌های درصد دوز عمقی

نتایج محاسبه درصد دوز عمقی از طریق فرمول ماینورد تحت فاصله درمانی گسترده پرتودهی تمام بدن برای میدانهای مختلف از ۵×۵ تا ۳۵×۳۵ در جدول ۱ خلاصه شده است.

جدول ۱- درصد دوز عمقی محاسبه شده در پرتودهی تمام بدن ($SSD=250$) با ضریب ماینورد

اندازه میدان عمق (سانتیمتر)	۵×۵	۱۰×۱۰	۱۵×۱۵	۲۰×۲۰	۲۵×۲۵	۳۰×۳۰	۳۵×۳۵
۲/۵	۹۲/۸۲	۹۴/۲۷	۹۴/۸۹	۹۵/۳۰	۹۵/۵۱	۹۵/۷۲	۹۵/۸۲
۴	۸۵/۳۸	۸۸/۵۵	۸۹/۸۲	۹۰/۵۶	۹۰/۹۸	۹۱/۳۰	۹۱/۵۱
۵	۸۰/۹۰	۸۴/۷۸	۸۶/۳۹	۸۷/۴۷	۸۷/۹۰	۸۸/۳۳	۸۸/۶۵
۶/۵	۷۳/۹۷	۷۸/۸۱	۸۱/۱۲	۸۲/۲۸	۸۳/۰۰	۸۳/۶۶	۸۴/۰۴
۷/۵	۶۹/۶۵	۷۴/۹۱	۷۷/۴۸	۷۸/۹۳	۷۹/۸۳	۸۰/۵۰	۸۰/۹۵
۸	۶۷/۴۲	۷۲/۸۵	۷۵/۵۵	۷۷/۲۴	۷۸/۲۵	۷۸/۹۳	۷۹/۳۸
۹	۶۴/۴۳	۶۹/۱۵	۷۲/۰۰	۷۳/۸۳	۷۴/۹۸	۷۵/۷۸	۷۶/۳۵
۱۰	۵۹/۴۰	۶۵/۴۳	۶۸/۶۸	۷۰/۵۴	۷۱/۸۱	۷۲/۶۲	۷۳/۳۲
۱۱	۵۵/۷۸	۶۱/۷۹	۶۵/۰۸	۶۷/۳۲	۶۸/۶۱	۶۹/۵۶	۷۰/۳۸
۱۲	۵۲/۲۵	۵۸/۳۳	۶۱/۹۱	۶۴/۰۶	۶۵/۶۱	۶۶/۵۶	۶۷/۴
۱۳	۴۸/۹۱	۵۵/۱۷	۵۸/۸	۶۱/۱۰	۶۲/۶۷	۶۳/۸۸	۶۴/۶۱
۱۴	۴۵/۷۸	۵۲/۰۴	۵۵/۷۲	۵۸/۱۸	۵۹/۷۷	۶۱/۱۲	۶۱/۹۸
۱۵	۴۲/۹۳	۴۹/۰۲	۵۲/۸۸	۵۵/۳۷	۵۷/۱۱	۵۸/۳۶	۵۹/۲۳
۱۸	۳۵/۳۲	۴۱/۰۱	۴۴/۹۰	۴۷/۴۸	۴۹/۳۰	۵۰/۷۲	۵۱/۶۳
۲۰	۳۰/۸۱	۳۶/۳۹	۴۰/۱۱	۴۲/۷۷	۴۴/۴۹	۴۶/۰۹	۴۷/۱۵
۲۲	۲۶/۹۹	۳۲/۱۴	۳۵/۹۴	۳۸/۵۲	۴۰/۴۲	۴۱/۷۷	۴۲/۷۲
۲۵	۲۲/۲۳	۲۷/۰۳	۳۰/۵۶	۳۳/۰۳	۳۴/۸۶	۳۶/۳۵	۳۷/۴۰

اندازه‌گیری ۰/۷۱ درصد و انحراف معیار ۰/۹۶ درصد می‌باشد. همچنین مقایسه نشان می‌دهد که مقادیر درصد دوز عمقی اندازه‌گیری همواره بیش از مقادیر محاسبه شده می‌باشد. نتایج اندازه‌گیری‌های آهنگ دوز تحت فاصله درمانی پرتودهی تمام بدن در جدول ۳ ارائه شده است.

همچنین نتایج اندازه‌گیری‌های درصد دوز عمقی تحت همین شرایط در جدول ۲ ارائه شده است. محاسبه آماری با استفاده از نرم افزار SPSS نشان می‌دهد که میانگین قدر مطلق اختلاف مقادیر درصد دوز عمقی (PDD) مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری برای تمام میدانها برابر ۳/۰۹ درصد و انحراف معیار آنها برابر ۲/۵۱ درصد می‌باشد. اما برای شرایط درمانی در پرتودهی تمام بدن که ابعاد میدان بسیار بزرگ (۳۵×۳۵) می‌باشد، این اختلافات چندان چشمگیر نبوده و میانگین اختلافات درصد دوز عمقی محاسبه‌ای و

پرتودهی تمام بدن با کبالت - ۶۰

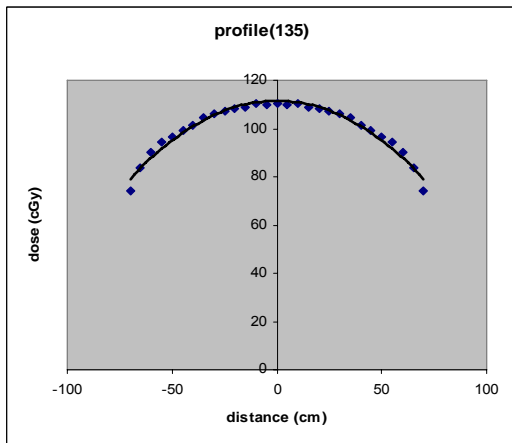
جدول ۲- درصد دوز عمقی اندازه گیری شده در پرتودهی تمام بدن (SSD = ۲۰۰)

اندازه میدان عمق (سانتیمتر)	۵×۵	۱۰×۱۰	۱۵×۱۵	۲۰×۲۰	۲۵×۲۵	۳۰×۳۰	۳۵×۳۵
۲/۵	۹۴/۹۲	۹۶/۴۸	۹۶/۵۹	۹۷	۹۸/۱۵	۹۸/۸۰	۹۸/۹۰
۴	۸۹/۵۵	۹۱/۹۲	۹۲/۲۴	۹۲/۵۰	۹۳/۶۵	۹۴/۱۴	۹۴/۲۹
۵	۸۵/۷۰	۸۸/۴۱	۸۸/۹۰	۸۹/۲۰	۸۹/۲۳	۸۹/۷۱	۸۹/۸۴
۶/۵	۸۰/۰۵	۸۳/۵۷	۸۴/۰۱	۸۴/۲۲	۸۴/۲۷	۸۴/۸۱	۸۴/۸۸
۷/۵	۷۶/۱۹	۸۰/۱۷	۸۰/۶۱	۸۰/۹۵	۸۱/۹۶	۸۲/۵۱	۸۲/۵۹
۸	۷۴/۲۶	۷۸/۳۸	۷۸/۹۲	۷۹/۱۴	۷۹/۲۴	۷۹/۶۱	۷۹/۷۸
۹	۷۰/۵۳	۷۵/۱۷	۷۵/۷۹	۷۶/۰۵	۷۶/۱۳	۷۶/۶۳	۷۶/۸۱
۱۰	۶۷/۴۳	۷۲/۰۱	۷۲/۷۱	۷۲/۹۷	۷۲/۹۹	۷۳/۴۷	۷۳/۵۲
۱۱	۶۳/۳۹	۶۸/۳۸	۶۹/۰۹	۶۹/۴۲	۶۹/۵۱	۷۰/۸۵	۷۰/۹۵
۱۲	۶۰/۴۱	۶۵/۶۴	۶۶/۲۸	۶۶/۶۵	۶۶/۶۷	۶۷/۰۹	۶۸/۱۰
۱۳	۵۶/۶۲	۶۲/۰۰	۶۲/۸۱	۶۳/۲۲	۶۳/۲۷	۶۴/۰۰	۶۴/۷
۱۴	۵۴/۱۴	۵۹/۸۴	۶۰/۵۶	۶۰/۸۷	۶۰/۹۵	۶۱/۳۵	۶۲/۰۱
۱۵	۵۰/۸۱	۵۶/۶۱	۵۷/۳۸	۵۷/۷۷	۵۸/۲۰	۵۹/۰۹	۵۹/۳۵
۱۸	۴۳/۲۱	۴۹/۱۸	۵۰/۰۳	۵۰/۴۲	۵۰/۴۹	۵۰/۸۶	۵۱/۶۴
۲۰	۳۸/۴۷	۴۰/۸۹	۴۵/۳۴	۴۵/۷۴	۴۶/۰۳	۴۶/۳۵	۴۷/۱۶
۲۲	۳۴/۱۵	۳۹/۶۷	۴۰/۶۹	۴۱/۰۳	۴۱/۲۶	۴۱/۸۰	۴۲/۷۲
۲۵	۲۸/۵۰	۳۳/۶۲	۳۴/۷۰	۳۵/۱۷	۳۵/۴۵	۳۶/۴۹	۳۷/۴۱

جدول ۳- آهنگ دوز در فاصله پرتودهی تمام بدن

در نمودار ۱، نتایج اندازه‌گیری‌های افت دوز با عمق مورد بررسی در داخل فانتوم آب و تحت شرایط درمانی پرتودهی تمام بدن نشان داده شده است.

میدان (سانتیمتر)	آهنگ دوز (سانتی گری بر دقیقه)
۵×۵	۱۱/۱۰۲
۱۰×۱۰	۱۱/۶۶۶
۱۵×۱۵	۱۲/۰۳۹
۲۰×۲۰	۱۲/۲۵۸
۲۵×۲۵	۱۲/۴۱۵
۳۰×۳۰	۱۲/۵۰۹
۳۵×۳۵	۱۲/۵۴۰



نمودار ۳- نمایه اشعه در جهت قائم

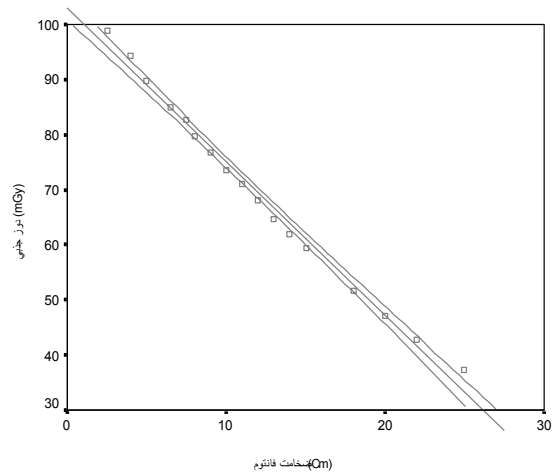
۳-۴- نتایج یکنواختی دوز کل بدن

نتایج اندازه گیری دیودها در نقاط جلویی و پشتی برای ۶ نقطه در جدول ۴ ارائه شده است. با در نظر گرفتن ناف بعنوان مرجع، یکنواختی دوز حاصل شده در کل بدن در ناحیه جلویی در محدوده ۶ درصد و در ناحیه پشتی در محدوده ۵ درصد می باشد.

همچنین اندازه گیری دوز در لوب میانی ریه نشان می دهد که دوز ریه ۱۴/۱۴ گری می باشد که بیش از دوز تجویزی (۱۳/۵ گری) است.

جدول ۴- نتایج اندازه گیری های فانتوم انسان گونه (جلو و پشت)

مکان	دوز جلویی (ساتی گری)	دوز پشتی (ساتی گری)
ناف	$235/34 \pm 3/602$	$239/104 \pm 2/114$
لگن	$248/238 \pm 3/222$	$237/813 \pm 2/960$
قسمت تحتانی جناق سینه	$243/916 \pm 3/256$	$234/170 \pm 2/623$
قسمت فوقانی جناق سینه	$236/996 \pm 2/592$	$243/037 \pm 2/834$
لب	$230/127 \pm 3/504$	$250/466 \pm 2/682$
گردن	$236/90 \pm 2/890$	$238/04 \pm 3/765$



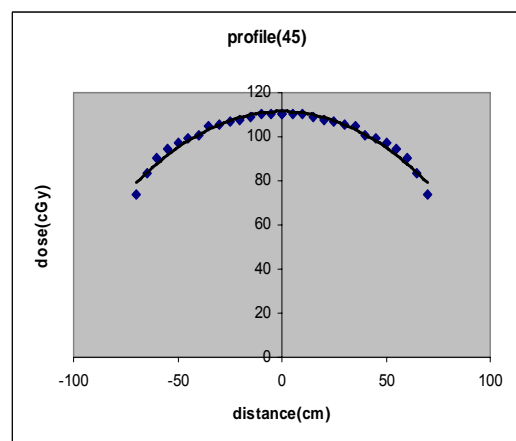
نمودار ۱- اندازه گیری دوز جذبی داخل فانتوم آب بر حسب عمق

۳-۲- مقایسه دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده

نتایج اندازه گیری ها و محاسبات دوز نشان می دهد که در صورت استفاده از روش اول در محاسبات، صحت در تحویل دوز برابر ۲/۶ درصد و در صورت استفاده از روش دوم در محاسبات، برابر ۳ درصد می باشد.

۳-۳- اندازه گیری نمایه اشعه

نتایج اندازه گیری نمایه اشعه تحت شرایط پرتو دهی تمام بدن در نمودارهای ۲ و ۳ نشان داده شده است. این نمودارها افت دوز با دور شدن از محور مرکزی را نشان می دهند.



نمودار ۲- پروفایل اشعه در جهت افقی

تمام بدن در دو جهت افقی و عمودی نشان می‌دهد. همچنانکه دیده می‌شود با دور شدن از محور مرکزی دسته پرتو، دوز به آرامی افت می‌کند که دلیل آن فیلتراسیون اشعه بدلیل شکل هندسی چشمه می‌باشد. زیرا همچنانکه می‌دانیم چشمه کبالت کاملاً نقطه‌ای نیست لذا پرتویی که در امتداد محور مرکزی از چشمه خارج می‌شود به طریق متفاوتی از پرتویی که بطور مایل از چشمه خارج می‌شود، تضعیف می‌شود. بنابراین با دور شدن از محور مرکزی دسته پرتو، دوز کاهش می‌یابد. این نتیجه در توافق با اندازه‌گیری‌های انجام شده روی فانتوم انسان گونه است. همانطور که در جدول ۴ دیده می‌شود با دور شدن از محور مرکزی (ناف)، دوز رسیده به بدن مثلاً در لب کاهش می‌یابد. افزایش دوز در ناحیه گردن، بدلیل کمبود بافتی است که در این ناحیه نسبت به نقطه مرجع (ناف) وجود دارد. البته خوشبختانه یکنواختی دوز کل بدن در ناحیه قدام داخل محدوده ۶ درصد و در ناحیه خلف داخل محدوده ۵ درصد می‌باشد بنابراین می‌توان گفت هدف یکنواختی دوز کل بدن، تأمین شده است.

اما یکی از اندامهای بحرانی در پرتو‌دهی تمام بدن، ریه می‌باشد. نتایج اندازه‌گیری‌های فانتوم انسان گونه نشان داده که ریه ۱۴/۱۴ گری دوز دریافت کرده که بیش از مقدار دوز تجویزی (۱۳/۵ گری) است. برای کاهش دوز ریه باید از حفاظ مناسب استفاده کرد و با توجه به توصیه مقالات دوز ریه باید تا زیر ۱۰ گری کاهش پیدا کند.

پرتو‌دهی تمام بدن در مراکز درمانی مختلفی در خارج از کشور اجرا می‌شود ولی هنوز در کشور ما بدلیل مشکلات ساخت‌افزاری و نرم‌افزاری و کمبود امکانات انجام نشده است. روش استفاده شده در این مطالعه مناسب به نظر می‌رسد و یکنواختی و صحت در تحویل دوز قابل قبول می‌باشد بنابراین پیشنهاد می‌شود پرتو‌دهی تمام بدن در مراکز پرتودرمانی کشور بکارگرفته شود. امروزه از باریکه الکترون شتاب دهنده نیز در درمان TBI استفاده می‌شود که امید است از این نوع درمان نیز در کشورمان بهره‌مند شویم.

۴- بحث و نتیجه گیری

مقایسه درصد دوز عمقی محاسبه‌ای (PDD_{cal}) و اندازه‌گیری شده (PDD_{mea}) در فاصله گسترده (جدول ۱ و ۲) نشان می‌دهد که اختلاف بین این دو مقدار به ازای میدانهای کوچک زیاد می‌باشد اما هنگامی که میدان بزرگ می‌شود (۳۵×۳۵) این اختلافات به حداقل می‌رسد. تحت این شرایط میانگین اختلافات درصد دوز عمقی محاسبه‌ای و اندازه‌گیری شده مقدار ۰/۷۱ درصد و انحراف معیار ۰/۹۶ درصد است. چون در درمان پرتو‌دهی تمام بدن از میدانهای بزرگ استفاده می‌شود لذا در محاسبات استفاده از مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده از طریق معادله ماینورد بجای استفاده از مقادیر درصد دوز عمقی اندازه‌گیری شده پیشنهاد می‌شود.

همچنین اختلاف مقدار دوز اندازه‌گیری شده در داخل فانتوم انسان گونه با مقادیر دوز محاسبه شده از روش اول ۲/۶ درصد و از روش دوم ۳ درصد می‌باشد. که در هر دو حالت در محدوده ۵ درصد را نشان می‌دهد. این محدوده اختلاف بیانگر یک صحت قابل قبول می‌باشد.

لذا با توجه به اینکه اندازه‌گیری تحت شرایط درمانی پرتو‌دهی تمام بدن، یعنی فاصله گسترده و ابعاد میدان بزرگ کارچندان ساده‌ای نیست، روش دوم که بجای اندازه‌گیری مستقیم درصد دوز عمقی و آهنگ دوز از معادلات محاسبه‌ای ۲ و ۴ استفاده می‌کند، پیشنهاد می‌شود. البته مشخص است که اگر مراکز از روش اول استفاده کنند از صحت بالاتری نسبت به روش دوم برخوردار خواهند بود.

همچنانکه نمودار ۱ نشان می‌دهد رابطه افت دوز با عمق از عمق ۴ سانتی متر تا ۲۵ سانتی متر خطی می‌باشد در اینصورت با ترکیبی از میدانهای موازی - مخالف یکنواختی دوز در مقطع عرضی حاصل خواهد شد. هدف عمده در پرتو‌دهی تمام بدن، یکنواختی دوز کل بدن (داخل محدوده $\pm 10\%$ درصد) می‌باشد. نتایج نمودارهای ۲ و ۳ نمایه اشعه را تحت شرایط درمانی پرتو‌دهی

۵- تشکر و قدردانی

و خدمات بهداشتی درمانی تهران به شماره قرارداد
۱۳۲/۹۲۴۲ (کد طرح ۸۵-۰۲-۳۰-۳۹۲۳) مورخ ۸۵/۹/۲۸
می باشد.

بدینوسیله از پرسنل بخش پرتودرمانی و فیزیک پرتودرمانی
انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی قدردانی و تشکر می‌شود.
این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی

منابع

- 1- Niroomand-Rad, A. Physical aspects of total body irradiation of bone marrow transplant patients using 18 MV x-rays. *Radiother Oncol* 1991; 20: 605-611.
- 2- Khan F.T William and Wilkins, Maryland: The physics of radiation therapy." Third edition, Chapt. 18, 2003: 455-463.
- 3- AAPM Report No. 19: Advances in radiation oncology physics dosimetry, treatment planning and brachtherapy. Washington: American Institute of Physics. 1990.
- 4- Susanta, K.Hui., Das, R. K. and Douglas Henderson. CT-based analysis of dose homogeneity in total body irradiation using lateral beam. *J Appl Clin Med Phys*. 2004; 5(4):71-79.
- 5- planskoy B., tapper P. D., Bedford A. M., Davis F. M. "physical aspects of total body irradiation at the middlesex hospital. II. In vivo planning and dosimetry." *Phys Med Biol* 1996; 41: 2327-2343.
- 6- Vollans, S. E., Perrin, B. "Investigation of dose homogeneity in paediatric onthropomorphic phantoms for a simple total body irradiation technique. *Br J Radiol*. 2000; 73: 317-321.
- 7- Best, S., Ralston, A. and Suchowerska. Clinical application of the one dose patient dosimetry system for total body irradiation. *Radiather Oncol* 2005; 50: 5909-5919.
- 8- Ribas M., Jornet N., Eudaldo T., Carabante D., Duch MA.: Ginjaune M., Gomez de segura G., Sanchez-Doblado F. Midplane dose determination during total body irradiation using in vivo dosimetry. *Radiother Oncol* 1998; 335: 91-98.
- 9- AAPM Report No. 17: The physical aspects of total and half body photon irradiation. New York: American Institute of Physics; 1986.
- 10- Paval V., Vincent J. "A comparisson of Calculated and measured data for total body irradiation by 10 MV X-rays." *Phys Med Biol* 1987; 32: 1101-1108.