

مقایسه دوز جنین در پرتودرمانی تمام مغز توسط کبالت ۶۰ و شتاب دهنده خطی

محمدتقی بحرینی طوسی^۱، مهدی مومن نژاد^۲، علی تقی زاده^۳، لیلیا پورعلی^۴، شاهرخ ناصری^۵، حمید غلامحسینیان^{۶*}

مقاله کوتاه

چکیده

مقدمه: با توجه به افزایش نیاز به استفاده از پرتوهای یونیزان در دوران بارداری، افزایش میزان سرطان مرتبط با پرتودرمانی مورد توجه قرار گرفته است. هدف از این مطالعه، تعیین دوز جنین حاصل از پرتودرمانی کل مغز با دو روش دستگاه درمانی کبالت ۶۰ و شتاب‌دهنده خطی فوتونی می‌باشد.

روش‌ها: دوز جنین با استفاده از فانتوم آلدسون‌راندو، پس از اجرای کالیبراسیون تراشه‌های TLD-100، در هفته‌های ۱۲، ۲۴ و ۳۶ بارداری بنابر فاصله از میدان اصلی درمانی مورد ارزیابی قرار گرفت. تابش کل مغز با درمان میدان‌های جانبی متقابل موازی با فانتوم در وضعیت خوابیده به پشت انجام شد. تکنیک درمانی در هر دو دستگاه SSD بود که به ترتیب برابر با ۱۰۰ و ۸۰ سانتی‌متر برای دستگاه شتاب‌دهنده و کبالت انتخاب شدند. دوز جذبی در تراشه‌های TLD به وسیله‌ی دستگاه قرائت‌گر TLD اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: میانگین دوز در شرایط بدون محافظ در سنین حاملگی ۱۲، ۲۴ و ۳۶ هفته حدود 47 ± 926 ، 125 ± 2160 و 498 ± 6372 میکروگری برای پرتوهای گاما کبالت-۶۰ و 207 ± 4559 ، 260 ± 6005 و 228 ± 6383 میکروگری برای اشعه‌ی ایکس ۹ MV شتاب‌دهنده خطی بود.

نتیجه‌گیری: نتایج دوزیمتری نشان داد که بیشتر دوز از پراکندگی داخلی پرتو در بدن مادر می‌آید، محافظت از شکم فقط تا حدی می‌تواند مؤثر باشد با توجه به اینکه با افزایش سن جنین، تغییرات دوز دریافتی زیاد می‌شود، بهتر است در بررسی دوز دریافتی جنین به عدد میانگین اعتماد نشود و دوز جنین بر اساس بیشترین سن آن برآورد شود.

واژگان کلیدی: دوزیمتری ترمولومینسانس؛ پرتودرمانی؛ دوزیمتری پرتوی

ارجاع: بحرینی طوسی محمدتقی، مومن نژاد مهدی، تقی زاده علی، پورعلی لیلیا، ناصری شاهرخ، غلامحسینیان حمید. مقایسه دوز جنین در پرتودرمانی تمام مغز توسط کبالت ۶۰ و شتاب دهنده خطی. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۲؛ ۴۱ (۷۴۵): ۱۰۵۷-۱۰۵۲

مقدمه

جلوگیری از عوارض ناخواسته کاهش یابد. با این حال، در بیماران بارداری که تحت پرتودرمانی قرار می‌گیرند؛ یکی از نگرانی‌های موجود، پرتوگیری نواحی خارج از حجم درمانی می‌باشد که می‌تواند بر دوز دریافتی جنین تأثیرگذار باشد (۳). از عواملی که بر پرتوگیری جنین مؤثر هستند؛ می‌توان به مواردی نظیر انرژی، استفاده از اصلاح کننده‌های پرتو نظیر وج، اندازه‌ی میدان تابشی، فاصله‌ی جنین از ایزوستر و استفاده از شیلدهای شکمی اشاره نمود (۴). از طرفی هنگام استفاده از تکنیک‌هایی با میزان مدولاسیون بالای پرتو نظیر IMRT و VMAT اگرچه میزان پوشش حجم هدف و حفظ

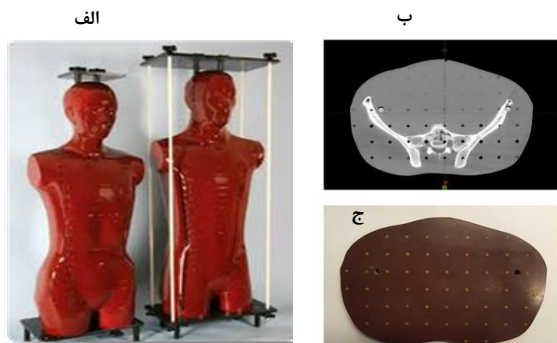
بروز سرطان در دوره‌ی بارداری، به ندرت اتفاق می‌افتد و میزان بروز آن در ۱۰۰۰ مورد می‌باشد؛ با این وجود، میزان بروز آن در ۳۰ سال اخیر افزایش یافته است (۱، ۲). بنابراین، هنگامی که این شرایط به طور همزمان رخ می‌دهند؛ تشخیص و درمان این بیماران، نیازمند یک تیم درمانی با تخصص‌های مختلف می‌باشد.

در طراحی درمان بیماران سرطانی، دوز تحویل داده شده در میدان درمانی در نظر گرفته می‌شود؛ تا هم دوز بالایی جهت کنترل تومور به حجم درمان برسد و هم دوز ارگان‌های سالم، به منظور

- ۱- استاد، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
 - ۲- دانشیار، مرکز تحقیقات پزشکی هسته‌ای دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
 - ۳- دانشیار، مرکز تحقیقات سرطان دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
 - ۴- دانشیار، گروه زنان و مامایی دانشکده‌ی پزشکی، دانشکده علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
 - ۵- دانشیار، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
 - ۶- استادیار، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
- نویسنده‌ی مسؤؤل: حمید غلامحسینیان؛ استادیار، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

Email: gholamhosseinianh@mums.ac.ir

به مدت ۱۵ دقیقه در دمای اتاق قرار گرفتند. سپس به مدت ۲ ساعت در کوره الکتریکی با دمای ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد حرارت داده شدند.



شکل ۱. فانتوم شبه انسانی آلدرسون راندو (الف) ساختار کلی فانتوم (ب) برش عرضی تصویر CT فانتوم آلدرسون راندو (ج) برش عرضی حقیقی فانتوم آلدرسون راندو

روش کالیبراسیون TLD-100: کالیبراسیون TLDها شامل سه مرحله بود:

مرحله اول، آماده‌سازی TLDهای لازم برای کالیبراسیون بود که در طی آن ضریب تصحیح عنصر (Element Correction Coefficient) ECC مرحله‌ی اول بدست آمد. مرحله دوم کالیبراسیون، بدست آوردن ضریب تصحیح قرائت‌گر (Reader Correction Factor) RCF دستگاه قرائت‌گر TLD است. ضریب RCF برای دستگاه قرائت‌گر TLD به صورت زیر (رابطه‌ی ۱) با استفاده از نرم‌افزار (Winrem) محاسبه شد:

رابطه‌ی ۱- ضریب تصحیح قرائت‌گر

$$RCF = \frac{Q}{L}$$

که Q میانگین بار دوزیمترها و L دوزی است که با آن دوزیمترها تابش‌دهی شده‌اند. در آخرین مرحله‌ی کالیبراسیون، ECC مرحله‌ی سوم برای هر یک از TLDها با استفاده از نرم‌افزار (Winrem) قرائت‌گر TLD به صورت زیر بدست آمد:

رابطه‌ی ۲- محاسبه‌ی ضریب ECC برای هر کدام از TLDها تصحیح قرائت‌گر

$$ECC_j = \frac{Q}{q_j}$$

که ECC_j ضریب تصحیح TLD، Z_{ام}، Q میانگین بار و q_j بار خوانده شده دوزیمتر Z_{ام} است.

TLDها به دو گروه جداگانه تقسیم شدند که یک گروه با فوتون ۹ مگا‌ولت و گروه دیگر با کبالت کالیبره شدند.

ارگان‌های سالم بهبود می‌یابد؛ با این وجود، دوز تحویلی به جنین به علت افزایش پرتوهای پراکنده در زوایای مختلف نسبت به درمان‌های دو بعدی و سه بعدی تطبیقی (3D-Conformal) افزایش می‌یابد که می‌توان منابع پرتوگیری از پرتوهای خارج از میدان را ناشی از سه مؤلفه‌ی اصلی دانست که شامل پرتوهای ناشی از سر دستگاه، پراکندگی از کولیماتور و پراکندگی‌های داخل بدن بیمار می‌باشند (۵، ۶). به علت حساسیت پرتوی جنین، حفظ آن در مقابل پرتوگیری یک دغدغه و نگرانی محسوب می‌شود؛ چراکه سن جنین علاوه بر اینکه بر دوز دریافتی آن تأثیرگذار است؛ در ایجاد عوارض جانبی احتمالی نیز نقش خواهد داشت. از آن‌جا که دستورالعمل جامعی برای تخمین دوز جنین در مطالعات وجود ندارد؛ توصیه می‌شود که قبل از انجام درمان، تخمین دوز با استفاده از یک فانتوم انجام گیرد (۱۰-۷). هدف از این مطالعه، ارزیابی دوز جنین در هفته‌های ۱۲، ۲۴ و ۳۶ بارداری در فانتوم آلدرسون راندو با استفاده از شتاب‌دهنده‌ی خطی و کبالت می‌باشد.

روش‌ها

اندازه‌گیری‌ها در فانتوم آلدرسون راندو (Alderson Rando Phantom) انجام شد. این فانتوم شبیه تهنه‌ی انسان ساخته شده و به صورت عرضی در ضخامت‌های ۲/۵ سانتی‌متری برش داده شده است. این فانتوم کاملاً شبیه بدن انسان است و دارای عضله، استخوان، ریه و حفره‌های هوایی مانند بدن انسان است. در برش‌های داده شده این فانتوم، حفره‌هایی برای قرار دادن TLDها تعبیه شده است (۱۱). در شکل ۱، نمای کلی فانتوم آلدرسون راندو و برشی از سطح مقطع آن نشان داده شده است. در این مطالعه از تراشه‌های TLD-100 LiF.Mg.Ti استفاده شد. این تراشه‌ها دارای سطح مقطع ۳ × ۳ mm^۳ و ضخامت ۰/۹ میلی‌متر هستند. این دوزیمترها با استفاده از منبع کبالت ۶۰ کالیبره شده و دارای عدم قطعیت کمتر از ۵ درصد هستند (۱۲). در ابتدا تراشه‌های TLD آنیل شده و سپس در مقابل پرتوهای مورد بررسی کالیبره شدند.

آنیلینگ: تراشه‌های TLD قبل از هر تابش‌دهی آنیل شدند تا از آزاد شدن دوز باقی مانده ناشی از تابش‌های قبلی در کریستال، اطمینان حاصل شود. برای آنیل کردن TLD-100 ابتدا کوره‌های الکتریکی را قبل از قرار دادن TLDها روشن کرده تا دمای کوره‌ها به ترتیب به ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد و ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد رسید، سپس تراشه‌های TLD-100 درون محفظه‌ی مخصوص فلزی که مخصوص آنیل نمودن TLD است چیده شدند و به مدت ۱ ساعت درون کوره الکتریکی با دمای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند، پس از گذشت ۱ ساعت تراشه‌های TLD از کوره بیرون آورده شده و

۲۰-۱۵ دقیقه روشن بماند. در این مدت گاز نیتروژن از طریق یک تیوب مخصوص به سیستم وارد می‌شود. جریان نیتروژن باعث می‌شود که اکسیژن از محیط اطراف خارج گردد، در نتیجه ترمولومینسانس‌های با منشاء غیر از تابش (Non-Radiation Induced Thermoluminescence) NIR-TL کاهش می‌یابند، علاوه بر آن، از اکسید شدن و تیرگی سینی حرارتی جلوگیری به عمل می‌آید. مزیت دیگر حضور نیتروژن، کاهش رطوبت محیط اطراف PMT است. پس از آماده شدن دستگاه قرائت‌گر، هر تراشه TLD درون کثو و روی سینی حرارتی قرار می‌گیرد. جابه‌جا کردن تراشه‌های TLD با استفاده از گیره‌ی خلأ انجام شد تا سطح تراشه‌های TLD آسیب نبیند. پس از آن عمل حرارت‌دهی آغاز و اطلاعات جمع‌آوری گردید.

الگوی حرارت‌دهی مواد TL تابعی از زمان است و تحت عنوان پروفایل زمان-دما یا (Time Temperature Profile) TTP در دستگاه تعریف می‌شود. TTP شامل سه قسمت پیش‌حرارتی، جمع‌آوری و آنیل است. پیش‌حرارت برای حذف پیک‌هایی که با یک حرارت اندک به سرعت محو می‌شوند استفاده می‌گردد. دوز جذبی از قسمت جمع‌آوری به دست می‌آید. در این قسمت منحنی درخشش بدست می‌آید و داده‌های دوزیمتری جمع‌آوری می‌شود. در قسمت آنیل نیز دوزیمتر در دمای بالا نگه داشته می‌شود تا از پاک شدن تمام دوز جذبی (آزاد شدن تمام الکترون‌های محبوس شده در باند ممنوعه) اطمینان حاصل گردد. پس از جمع‌آوری داده‌ها، بررسی آماری با استفاده از آزمون آماری Independent sample T-test به منظور مقایسه‌ی دوز جنین در دستگاه شتاب‌دهنده و کبالت با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۱۹ (version 19, SPSS Inc., Chicago, IL) انجام شد.

یافته‌ها

نتایج اندازه‌گیری دوز در جنین غیر حفاظت شده در حاملگی ۱۲، ۲۴ و ۳۶ هفته در جدول ۱ ارائه شده است. نتایج بررسی آماری دوز جنین در دستگاه شتاب‌دهنده و کبالت بدین صورت نشان داده شد: هفته‌ی ۳۶ بارداری (P = ۰/۹۶۶)، هفته‌ی ۲۴ بارداری (P = ۰/۰۰۱) و هفته‌ی ۱۲ بارداری (P = ۰/۰۰۱).

جدول ۱. دوز جنین شیلد نشده در هفته‌های ۱۲، ۲۴ و ۳۶ بارداری

شماره اسلایس (سن جنین)	دوز جذبی برحسب میکروگری به ازاء ۴ گری اشعه‌ی فوتونی ۹ مگاولت	کبالت ۶۰
۳۳ (۱۲ هفته)	۴۵۵۹ ± ۲۰۷	۹۲۶ ± ۴۷
۲۷ (۲۴ هفته)	۶۰۰۵ ± ۲۶۰	۲۱۶۰ ± ۱۲۵
۲۰ (۳۶ هفته)	۶۳۸۳ ± ۲۲۸	۶۳۷۲ ± ۴۹۸

کالیبراسیون با فوتون ۹ مگاولت: شرایط کالیبراسیون برای فوتون ۹ مگاولت به صورت زیر می‌باشد: اندازه‌ی میدان = $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ، SSD = 100 cm، بولس = $1/5 \text{ cm}$. تراشه‌های TLD در صفحه‌ای از جنس PMMA با حفره‌هایی برای قرار گرفتن آن‌ها تعبیه شده است قرار داده شدند. این صفحه روی فانتوم $30 \times 30 \times 10 \text{ cm}^3$ از جنس پرسپکس قرار داده شد. روی صفحه‌ی حاوی تراشه‌های TLD یک بولس معادل 1/5 Cm از ماده معادل بافت قرار داده شد تا بیشینه‌ی دوز منطبق به سطح تراشه‌های TLD باشد. این شرایط در هر سه مرحله‌ی کالیبراسیون رعایت شد. در مرحله اول کالیبراسیون، ۲۰ عدد TLD-100 با دوز ۵۰ سانتی‌گری با فوتون ۹ مگاولت تابش‌دهی شدند. به منظور حذف پیک‌های دمای پایین، TLDها ۲۴ ساعت بعد از تابش‌دهی، قرائت شدند. در مرحله دوم، تابش‌دهی TLDها با دوز ۵۰ سانتی‌گری فوتون ۹ مگاولت انجام شد. پس از قرائت TLDها ضریب RCF دستگاه قرائت‌گر تعیین شد. در مرحله‌ی آخر کالیبراسیون هم TLDها با دوز ۵۰ سانتی‌گری تابش‌دهی شدند و پس از قرائت ضریب ECC مرحله‌ی سوم برای هر یک از TLDها تعیین شد. برای کالیبراسیون در مقابل پرتو کبالت ۶۰ همین شرایط تکرار گردید با این تفاوت که TLDها در عمق ۵ میلی‌متری قرار گرفتند و SSD نیز برابر با ۸۰ سانتی‌متر تعیین شد. بعد از انجام کالیبراسیون، پنج TLD در برش‌های انتخاب شده فانتوم قرار داده شد، سپس میانگین دوز اندازه‌گیری شده توسط TLDها محاسبه گردید و به عنوان دوز رسیده به جنین در نظر گرفته شد. دوز تجویز شده در ایزوستر برابر ۴۰۰ سانتی‌گری بود. دوز جنین با استفاده از فانتوم شبیه‌سازی آنتروپومورفیک در هفته‌های ۱۲، ۲۴ و ۳۶ بارداری و بدون هیچ محافظ اندازه‌گیری شد. فانتوم آنتروپومورفیک یک مدل استاندارد انسانی است که برای دوزیمتری و تضمین کیفی پرتودرمانی استفاده می‌گردد. این فانتوم که شبیه‌سازی‌کننده‌ی ساختارهای آناتومیک است از ۳۵ برش به ضخامت ۲/۵ سانتی‌متر تشکیل شده است. نقاط مربوط به جنین در فاصله‌های ۰/۷۷/۵، ۶۲/۵ و ۴۵ سانتی‌متری از مرکز میدان درمانی که به ترتیب مربوط به برش‌های ۳۳، ۲۷ و ۲۰ هستند، قرار داشتند.

طراحی درمان: تابش کل مغز با درمان میدان‌های جانبی متقابل موازی با فانتوم در وضعیت خوابیده به پشت انجام شد. تکنیک درمانی در هر دو دستگاه SSD بود که به ترتیب برابر با ۱۰۰ سانتی‌متر و ۸۰ سانتی‌متر برای دستگاه شتاب‌دهنده و کبالت انتخاب شدند. مراحل طراحی درمان مطالعه و اجرای تابش‌ها در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) مشهد انجام گرفت.

قرائت TLD: دوز جذب شده در شبکه‌ی کریستالی تراشه‌های TLD به وسیله‌ی دستگاه قرائت‌گر TLD اندازه‌گیری می‌شود. دستگاه قرائت کننده باید قبل از قرائت دوزیمترها، به مدت

جدول ۲. مقادیر P برای مقایسه‌ی میانگین دوز رسیده به جنین در هفته‌های مختلف بارداری و درمان با دستگاه شتاب‌دهنده

P	هفته‌ی ۳۶ بارداری	هفته‌ی ۲۴ بارداری	هفته‌ی ۱۲ بارداری
هفته‌ی ۱۲ بارداری	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	---
هفته‌ی ۲۴ بارداری	۰/۱۹۴	---	۰/۰۰۱
هفته‌ی ۳۶ بارداری	---	۰/۱۹۴	۰/۰۰۱

همچنین مقایسه‌ی دوز رسیده به جنین در هفته‌های مختلف در دستگاه شتاب‌دهنده در جدول ۲ ارائه شده است.

با توجه به نتایج، به طور کلی با رشد جنین، مقدار دوز جذبی به دلیل کاهش فاصله‌ی بین جنین و ایزوستر افزایش می‌یابد. نسبت دوز متوسط جنین در اشعه‌ی ایکس ۹ مگاولت شتاب‌دهنده به پرتو گامای کبالت ۶۰ در سه ماهه‌ی اول تا سوم بارداری به ترتیب حدود ۴/۹، ۲/۸ و ۱ است. بالاترین دوز در برش شماره ۲۰ دریافت می‌شود که مربوط به سه ماهه آخر بارداری بود.

بحث

دوز جذب شده در جنین به عوامل مهمی مانند انرژی پرتو تابشی بستگی دارد. این عامل بر ویژگی‌های تابش پراکنده مانند جهت انتشار، میانگین انرژی و نفوذ پرتو تأثیر می‌گذارد. با توجه به اینکه در این مطالعه حجم تابش شده مغز در هر دو موقعیت یکسان بود؛ مهم‌ترین عوامل مؤثر بر دوز جنین مطابق سایر مطالعات مشابه، انرژی و نوع دستگاه می‌باشد (۴، ۷). نوع دستگاه درمانی بر پرتوهای نشستی و پراکندگی از کولیماتور تأثیر می‌گذارد که عوامل مهمی در دوز جنین هستند. عامل مهم دیگر تشعشعات پراکنده‌ای است که از بدن مادر نشات می‌گیرد و از مسیر داخلی به جنین می‌رسد که در مقالات Kang و همکاران (۵)، Labby و همکاران (۶) و Shirkhani و همکاران (۷) نیز ذکر شده است.

با توجه به دوز اندازه‌گیری شده بر روی برش‌های ۳۲، ۲۷ و ۲۰، با افزایش فاصله از مرکز ایزوستر، میزان دوز جذبی در جنین کاهش یافت، اما تفاوت دوز جنین بین این دو روش افزایش داشت. حداقل تفاوت بین دو روش در حد بالایی جنین در برش ۳۳ بود و حداکثر تفاوت در سه ماهه اول در برش ۲۰ مشاهده شد. اگر مهم‌ترین عامل پرتوهای نشستی باشد و از تضعیف پرتو در هوا چشم پوشی کنیم، انتظار داریم زمانی که فاصله افزایش می‌یابد، تفاوت دوز هر اسلایس در دو روش درمانی، زیاد نباشد، اما به نظر می‌رسد از آنجایی که میانگین انرژی فوتون پراکنده تولید شده توسط کبالت ۶۰ کمتر از شتاب‌دهنده است، میزان تضعیف داخلی پرتوهای گامای کبالت ۶۰ بیشتر از پرتو اشعه‌ی ایکس شتاب‌دهنده‌ی ۹ مگاالکترون ولت است.

نتایج نشان داد که فاصله‌ی جنین از میدان تابش عامل مهمی برای کاهش دوز پراکندگی است. متوسط دوز تابش دریافتی جنین بدون توجه به سن آن، در کبالت ۶۰ و شتاب‌دهنده به ترتیب حدود ۳۱۵۳ و ۵۶۴۹ میکروگری بود. با توجه به اینکه با افزایش سن جنین تغییرات دوز دریافتی زیاد می‌باشد، بهتر است در بررسی دوز دریافتی جنین به عدد میانگین اعتماد نشود و دوز جنین بر اساس بیشترین سن آن برآورد شود. مقادیر دوز ذکر شده در این پژوهش بر اساس تابش ۴گری می‌باشد؛ از آنجا که دوز تجویزی بیماران حدود ۵۰ گری می‌باشد؛ دوز دریافتی جنین برای یک دوره‌ی درمان و بر اساس سن جنین، بین ۷۹/۶-۱۱/۶ میلی‌گری (متوسط ۳۹/۴ میلی‌گری) برای کبالت و ۷۹/۸-۵۷ میلی‌گری (متوسط ۷۰/۶ میلی‌گری) برای اشعه‌ی ایکس ۹ مگاولت شتاب‌دهنده خطی می‌باشد که این مقادیر بسیار بالاتر از دوز معادل جنین است. دوز معادل جنین در کل دوره بارداری ۵ میلی‌سیورت است با این شرط که تابش به جنین در یک ماه بیشتر از ۰/۵ میلی‌سیورت نباشد (۱۱). از محدودیت‌های مطالعه می‌توان به اجرای تابش‌ها تنها با دستگاه کبالت ۶۰ و شتاب‌دهنده با انرژی ۹ مگاالکترون ولت اشاره نمود که پیشنهاد می‌شود با شتاب‌دهنده‌های با انرژی‌های دیگر نیز این مطالعه انجام گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج دوزیمتری نشان داد که بیشتر دوز از پراکندگی داخلی پرتو در بدن مادر می‌آید، محافظت از شکم فقط تا حدی می‌تواند مؤثر باشد با توجه به اینکه با افزایش سن جنین تغییرات دوز دریافتی زیاد می‌شود، بهتر است در بررسی دوز دریافتی جنین به عدد میانگین اعتماد نشود و دوز جنین بر اساس بیشترین سن آن برآورد شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از طرح تحقیقاتی با کد ۸۶۶۳۶ رشته فیزیک پزشکی می‌باشد که در دانشگاه علوم پزشکی مشهد به تصویب رسیده و با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد به انجام رسیده است.

References

1. Parazzini F, Franchi M, Tavani A, Negri E, Peccatori FA. Frequency of pregnancy related cancer: a population based linkage study in Lombardy, Italy. *Int J Gynecol Cancer* 2017; 27(3): 613-9.
2. Botha MH, Rajaram S, Karunaratne K. Cancer in pregnancy. *Int J Gynaecol Obstet* 2018; 143(Suppl 2): 137-42.
3. Suwanbut P, Liamsuwan T, Nantajit D, Masa-Nga W, Tannanonta C. Assessment of fetal dose and health effect to the fetus from breast cancer radiotherapy during pregnancy. *Life (Basel)* 2022; 12(1): 84.
4. Goyal S, Yadav A, Madan R, Chitkara A, Singh R, Khosla D, et al. Managing brain tumors in pregnancy: The oncologist's struggle with maternal-fetal conflict. *J Cancer Res Ther* 2022; 18(1): 5-18.
5. Kang S, Kim KH, Kang SW, Shin DS, Lee S, Chung JB. Evaluation of a new foetal shielding device for pregnant brain tumour patients. *Radiat Oncol* 2021; 16(1): 109.
6. Labby ZE, Barraclough B, Bayliss RA, Besemer AE, Dunkerley DA, Howard SP. Radiation treatment planning and delivery strategies for a pregnant brain tumor patient. *J Appl Clin Med Phys* 2018; 19(5): 368-74.
7. Shirkhani M, Heydarheydari S, Farshchian N, Eivazi MT, Haghparast A. Fetal dose estimation for pregnant breast cancer patients during radiotherapy using an in-house phantom. *Middle East Journal of Cancer* 2020; 11(1): 99-104.
8. Mianji FA, Karimi Diba J, Babakhani A. Fetus dose estimation in thyroid cancer post-surgical radioiodine therapy. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 163(1): 27-36.
9. Eric J Hall, Amato J Giaccia. *Radiobiology for the radiologist*. 8th ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer; 2019.x
10. Chaparian A, Aghabagheri M. Fetal radiation doses and subsequent risks from X-ray examinations: Should we be concerned? *Iran J Reprod Med* 2013; 11(11): 899-904.
11. Gibbons JP. Khan's *The physics of radiation therapy*. 6th ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health; 2019.
12. Bahreyni Toossi MT, Vejdani Noghreiyani A, Gholamhosseinian H. Assessment of the Effects of Radiation Type and Energy on the Calibration of TLD-100. *Iran J Med Phys* 2018; 15(3): 140-5.
13. Han B, Bednarz B, Xu XG. A study of the shielding used to reduce leakage and scattered radiation to the fetus in a pregnant patient treated with a 6-MV external X-ray beam. *Health Phys* 2009; 97(6): 581-9.

Comparison in fetus Dose in Whole Brain Radiotherapy with Cobalt 60 and Linear Accelerator

Mohammad Taghi Bahreyni Toosi¹, Mehdi Momennezhad², Ali Taghizadeh Kermani³,
Leila Pourali⁴, Shahrokh Nasseri⁵, Hamid Gholamhosseinian⁶

Short Communication

Abstract

Background: Given the increasing need for the use of ionizing radiation during pregnancy, the increase in the incidence of radiation therapy-related cancers has received attention. This study aims to determine the fetal dose resulting from whole-brain radiation therapy using two methods: a cobalt-60 treatment machine and a linear accelerator.

Methods: Using the Alderson RANDO phantom, after performing the calibration of TLD-100 chips, the fetal dose at weeks 12, 24, and 36 of pregnancy was evaluated based on the distance from the primary treatment field. The total brain radiation with therapeutic lateral opposing fields was delivered parallel to the phantom in a supine position. The treatment technique was carried out at SSDs of 100 cm and 80 cm for the linear accelerator and cobalt machine, respectively. The absorbed dose was measured using a TLD reader.

Findings: The mean radiation dose in an unshielded conceptus at gestational ages of 12, 24, and 36 weeks were about 926 ± 47 , 2160 ± 125 and 6372 ± 498 micro Gy for Cobalt-60 gamma rays and 4559 ± 207 , 6005 ± 260 and 6383 ± 228 micro Gy for 9 MV X-rays from linear accelerator.

Conclusion: Dosimetric results indicate that most of the dose from internal scatter radiation in the mother's body comes from scatter, and protecting the abdomen can only be partially effective. As the fetal age increases, the received dose varies significantly. Therefore, it is better not to rely on the average dose when assessing fetal dose, and the fetal dose should be estimated based on its maximum age.

Keywords: Thermoluminescent dosimetry; Radiotherapy; Radiation dosimetry

Citation: Bahreyni Toosi MT, Momennezhad M, Taghizadeh Kermani A, Pourali L, Nasseri S, Gholamhosseinian H. **Comparison in fetus Dose in Whole Brain Radiotherapy with Cobalt 60 and Linear Accelerator.** J Isfahan Med Sch 2024; 41(745): 1052-7.

1- Professor, Medical Physics Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

2- Associate Professor, Nuclear Medicine Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

3- Associate Professor, Cancer Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

4- Associate Professor, Department of Obstetrics and Gynecology, School of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

5- Associate Professor, Medical Physics Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

6- Assistant Professor, Medical Physics Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Corresponding Author: Hamid Gholamhosseinian, Assistant Professor, Medical Physics Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran; Email: gholamhosseinianh@mums.ac.ir