



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

تخمین دز جذبی جنین در پرتوگیری بیمار باردار حین CT اسکن لگنی با استفاده از کد مونت کارلو

محدثه، قربانزاده : مهدی، سهرابی

۱- دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، گروه پرتوپزشکی

چکیده:

استفاده گسترده از CT اسکن در تشخیص بیماری‌ها در سال‌های اخیر، منجر شده است که پرتوگیری بیمار باردار حین انجام این آزمون، به علت حساسیت بالای بافت جنین به تابش، مورد توجه قرار گیرد. در این مطالعه، به منظور تخمین دز جذبی جنین و اندام‌های ناحیه لگنی بیمار باردار، طی یک CT لگنی، از کد مونت کارلو (MCNP) و فانتوم MIRD استفاده شد. دز جذبی جنین در دوره‌های بارداری ۸، ۱۲ و ۱۸ هفتگی، $7/18 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ ، $7/22 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ ، $7/73 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ تخمین زده شد. این مقادیر از سطح دزی که می‌تواند منجر به آسیب عصبی به جنین شود، پایین‌تر هستند. هم‌چنین، با توجه به مقادیر به‌دست آمده، با افزایش سن جنین، دز آن نیز افزایش می‌یابد.

واژه‌های کلیدی: CT، جنین، کد مونت کارلو (MCNP)، فانتوم MIRD، دزیمتری

مقدمه

افزایش روزافزون استفاده از CT^۱ اسکن در سال‌های گذشته، منجر به ایجاد نگرانی‌های زیادی در مورد افزایش خطر ابتلا به سرطان و بیماری‌های دیگر شده است [۱]. در بین بیماران، زنان باردار از موقعیت ویژه‌ای برخوردار هستند، چراکه جنین نسبت به فرد بالغ حساسیت بالاتری به تابش از خود نشان می‌دهد. در برخی موارد، بارداری شخص پس از انجام آزمون CT مشخص می‌شود و یا انجام این آزمون از نظر کلینیکی امری اجتناب‌ناپذیر است. نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که پزشکان در مورد استفاده از این سیستم تصویربرداری و خطرات متعاقب آن برای بیمار باردار اتفاق نظر ندارند [۲، ۳]. به ویژه در مواردی که جنین مستقیماً تحت تابش قرار می‌گیرد، نگرانی‌ها در مورد امکان نقص عضو جنین افزایش می‌یابد. از این‌رو، استفاده دقیق از ابزار دزیمتری برای تعیین دز جذبی مادر و جنین، به پزشک در تصمیم‌گیری در مورد وضعیت بارداری بیمار کمک می‌کند. به طور کلی، دز تابشی بیمار باردار و جنین از طریق دو روش محاسبه می‌شود: اندازه‌گیری مستقیم و شبیه‌سازی مونت کارلو. در اندازه‌گیری مستقیم، تعداد زیادی دزیمتر در حفره‌هایی درون یک فانتوم فیزیکی ساده تعبیه شده و با استفاده از یک دستگاه CT اسکن با

¹ Computed Tomography



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

پروتکل مشخص تحت تابش قرار می‌گیرند [۵،۴]. در مقابل، شبیه‌سازی مونت کارلو می‌تواند با استفاده از فانتوم‌های محاسباتی، دز تابشی را برای هر پروتکل CT دلخواه محاسبه کند [۶].

از لحاظ طراحی، تفاوت‌های اساسی بین اسکنرهای MDCT^۲ و SDCT^۳ وجود دارد. دز تابشی ناشی از پروتکل‌های اسکنر MDCT نسبت به پروتکل‌های اسکنر SDCT^۲ بیش‌تر است [۷]. از این‌رو هدف این مطالعه، تخمین دز جذبی جنین ناشی از اسکنر MDCT در سنین ۸، ۱۲ و ۱۸ هفتگی با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو بوده است، تا بتوان خطرات ناشی از پرتوگیری مستقیم جنین حین انجام اسکن MDCT لگنی را برآورد کرد. بدین منظور، یک اسکنر MDCT^۴ به روش مونت کارلو مدل‌سازی گردید. هم‌چنین، برای شبیه‌سازی آناتومی بیمار، از فانتوم مونث MIRD^۵ استفاده شد و متناسب با ویژگی‌های بافت و سایز جنین در ۸، ۱۲ و ۱۸ هفتگی، تغییراتی روی این فانتوم صورت گرفت تا بیمار باردار در دوره‌های بارداری موردنظر به خوبی مدل‌سازی شود.

روش کار: مواد و روش‌ها

در این مطالعه، از کد مونت کارلو و فانتوم MIRD برای انجام شبیه‌سازی‌ها و دزیمتری جنین استفاده شد.

روش مونت کارلو و MCNP^۶

همه شبیه‌سازی‌ها با استفاده از کد مونت کارلو (MCNP) انجام شد. کد MCNP با استفاده از سطوح، کره‌ها، مخروط‌ها و استوانه‌ها، هندسه مساله را تعریف می‌کند [۸]. در این مطالعه، فرض بر حفظ موقعیت تعادل ذره باردار (CPE^۷) است، که این فرض در بازه پرتو ایکس تشخیصی معتبر است. تحت شرایط CPE، مقدار کرمای برخورداردی برابر با دز جذب شده است و در MCNP می‌توان آن را با استفاده از تالی نوع ۶ (F6:p) ثبت کرد. به منظور تعیین دز جذبی جنین در هر پروتکل CT، مقادیر تالی در یکای MeV/gram با استفاده از یک ضریب تبدیل به دز جذب شده در یکای mGy/100mAs تبدیل شدند [۹]. دز جذب شده عضو یا بافت موردنظر در یکای mGy/100mAs برابر می‌شود با:

$$D_{\text{خالص}} = D_{\text{شبیه‌سازی}} \cdot CF \cdot N \quad (1)$$

که N تعداد دفعات چرخش لامپ پرتو ایکس حین یک اسکنر CT است.

مدل اسکنر CT

در این قسمت، مراحل مدل‌سازی اسکنر MDCT توصیف می‌شود. با استفاده از این مدل، دز جذبی جنین در فانتوم‌های مورد نظر تخمین زده شد.

² Multi-Detector CT

³ Single-detector CT

⁴ a LightSpeed 16, General Electric Healthcare Corporation, Waukesha, WI

⁵ Medical Internal Radiation Dose

⁶ Monte-Carlo N-Particle Transport Code

⁷ Charged Particle Equilibrium



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

طراحی مدل MDCT شامل تعیین پارامترهای چشمه پرتو ایکس اسکنر از جمله طیف انرژی چشمه و حرکت آن، فیلتراسیون و شکل باریکه می‌شود. اسکنر مدل‌سازی شده، از نسل سوم اسکنرهای MDCT و دارای ۱۶ ردیف آشکارساز 0.625 mm است. این دستگاه می‌تواند در دو حالت محوری و مارپیچی عمل کند و از ولتاژهای ۸۰، ۱۰۰، ۱۲۰ و ۱۴۰ کیلوولت‌پیک پشتیبانی می‌کند [۹]. در این مطالعه، حالت محوری دستگاه و ولتاژ 120 kVp ، با توجه به پروتکل MDCT لگنی، انتخاب گردید. هم‌چنین، فاصله نقطه کانونی تا ایزوستتر (SID) 54 cm در نظر گرفته شد.

از برخورد یک باریکه الکترونی با ماده‌ای که آن را هدف می‌نامیم، پرتو ایکس مورد استفاده در دستگاه‌های تصویربرداری تشخیصی تولید می‌شود. برای محاسبه طیف پرتو ایکس، مدلی شبیه‌سازی شد که در آن یک باریکه الکترونی در مقابل هدف قرار گرفته و در نتیجه برهم‌کنش باریکه الکترونی با هدف، طیف پرتو ایکس تولید می‌شود. بدین منظور، انرژی بیم الکترونی 120 keV ، زاویه آند 12° درجه، جنس آن تنگستن، فیلتر مسطح از جنس آلومینیوم و با ضخامت 2.5 mm در نظر گرفته شد. طیف پرتو ایکس بعد از عبور از فیلتر مسطح ثبت گردید. برای شبیه‌سازی چشمه پرتو ایکس، از یک چشمه نقطه‌ای با زاویه 55° درجه استفاده شد. این زاویه به روش کولیماسیون در جهت مخروطی روی چشمه اعمال و به منظور متمرکز کردن باریکه پرتو ایکس دو تیغه به عنوان کولیماتور تعبیه شد. هم‌چنین، برای شبیه‌سازی حرکت چشمه حول ایزوستتر بیمار، از یک مجموعه ۱۸ تایی متقارن پروجکشن^۸ پرتو ایکس استفاده شد، که برای تقریب حرکت محوری دستگاه کافی هستند [۱۰].

فانتوم مونث باردار

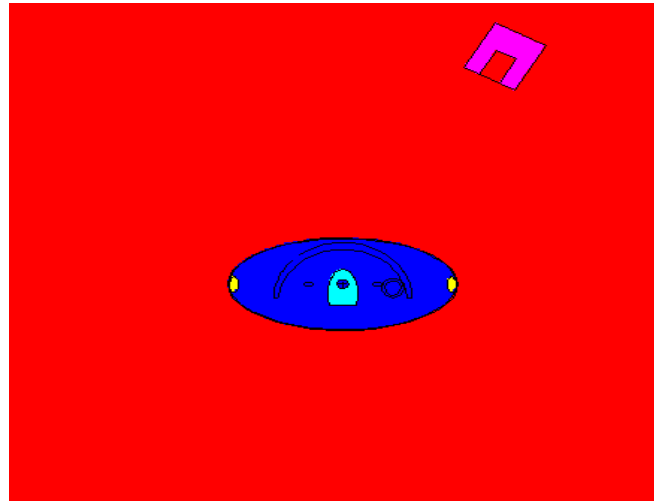
برای محاسبه دز جذبی جنین از فانتوم MIRD استفاده شد. این فانتوم شامل ۲۷ عضو حساس به تابش بدن است و از سه ماده اصلی بافت، ریه و استخوان استفاده می‌کند [۱۱]. از آن‌جا که این فانتوم، آناتومی زن باردار را ارائه نمی‌دهد، تغییراتی روی آن صورت گرفت و جنین و کیسه آب به هندسه این فانتوم اضافه شد. ویژگی‌های جنین از جمله سایز و جنس آن، با توجه به دوره بارداری در این تغییرات لحاظ گردید. جنین ۸ و ۱۲ هفته شامل بافت نرم و جنین ۱۸ هفته شامل استخوان و بافت نرم بود. از این فانتوم‌ها و مدل اسکنر MDCT طراحی شده، به منظور محاسبه دز جذبی جنین و اندام‌های ناحیه تحتانی بیمار باردار حین انجام پروتکل لگنی استفاده شد. شکل (۱)، فانتوم باردار ۸ هفته را در کنار چشمه پرتو ایکس اسکنر شبیه‌سازی شده از نمای عرضی نشان می‌دهد.

⁸ Projection



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان



شکل ۱. فانتوم باردار ۸ هفته در کنار چشمه پرتو ایکس اسکتر MDCT.

نتایج: تخمین دز جنین

مجموعه‌ای از شبیه‌سازی‌های CT محوری لگن با ولتاژ ۱۲۰ kVp، برای محاسبه دز جنین‌های ۸، ۱۲ و ۱۸ هفته صورت گرفت و دز جذبی میانگین جنین در دوره‌های ۸، ۱۲ و ۱۸ هفتگی با استفاده از کد MCNP و رابطه (۱) به دست آمد. برای شبیه‌سازی هر پروتکل CT لگنی، از مجموع ۱۸ پروجکشن استفاده شد. هر کدام از پروجکشن‌ها در زاویه‌ای مشخص نسبت به محور ایزوستتر و در وضعیتی متقارن نسبت به هم شبیه‌سازی شدند. در جدول (۱)، دز جذبی جنین ۸ هفته، برای تعدادی از این پروجکشن‌ها و دز کل مربوط به مجموع پرتوگیری تمام پروجکشن‌ها نشان داده شده است. هم‌چنین، مقادیر مربوط به تعدادی از اندام‌های ناحیه تحتانی حساس به تابش مادر که تحت تابش مستقیم قرار گرفته‌اند، نیز مشاهده می‌شود.

جدول ۱. نتایج حاصل از تخمین دز جذبی جنین و اندام‌های حساس به تابش مادر در هفته هشتم بارداری

زاویه بین چشمه و ایزوستتر	دز جذبی (mGy/100mAs)				
	جنین	تخمندانها	رحم	مثانه	کولن نزولی روده بزرگ
۰°	۰/۱۵	۰/۲۰	۰/۱۴	۰/۱۶	۰/۳۰
۲۰°	۰/۲۲	۰/۲۷	۰/۱۸	۰/۱۵	۰/۴۲
۶۰°	۰/۴۶	۰/۴۵	۰/۳۵	۰/۲۵	۰/۹۱
۸۰°	۰/۵۳	۰/۴۹	۰/۴۰	۰/۲۹	۱/۰۱
۲۸۰°	۰/۵۹	۰/۵۷	۰/۶۵	۱/۰۴	۰/۱۸
۳۰۰°	۰/۵۱	۰/۵۱	۰/۵۷	۰/۹۱	۰/۱۷
۳۲۰°	۰/۳۹	۰/۴۲	۰/۴۴	۰/۷۰	۰/۱۵
دز کل	۷/۱۸	۷/۳۵	۶/۷۴	۴/۱۰	۷/۷۳

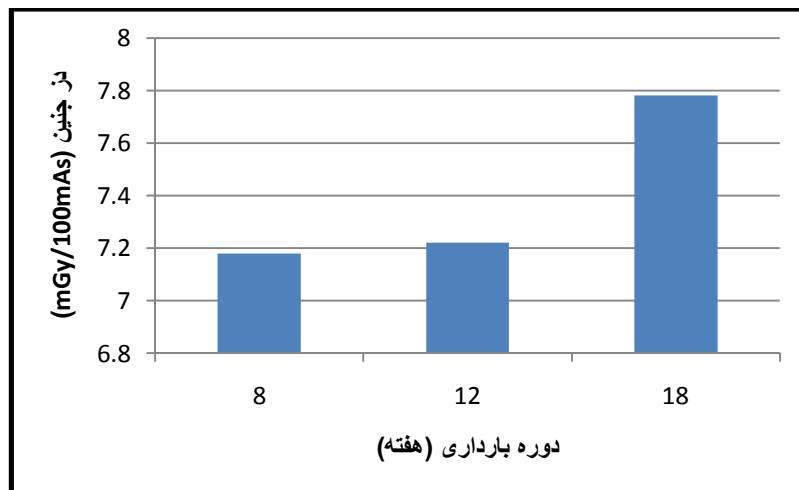


بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

نتایج نشان می‌دهد که دز جذبی جنین ۸ هفته طی یک CT اسکن لگنی، برابر $7/18 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ و دز جذبی رحم مادر برابر $6/74 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ است. بیشترین دز مربوط به کولن نزولی روده بزرگ و برابر $7/73 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ بدست آمد. دز جذبی بافت‌های موردنظر در حالتی که زاویه بین چشمه و ایزوستتر صفر است، کمترین مقدار و در حالتی که این زاویه برابر 280° است، بیشترین مقدار را دارد.

دز جذبی جنین ۱۲ هفته در یک CT اسکن لگنی نیز برابر $7/22 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ است. جنین ۱۸ هفته برخلاف جنین ۸ و ۱۲ هفته، علاوه بر بافت نرم، شامل استخوان نیز می‌شود. مقدار دز جذبی استخوان جنین ۱۸ هفته برابر $15/64 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ و مقدار دز جذبی بافت نرم این جنین برابر $7/37 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ است. مقدار دز کل جنین ۱۸ هفته طی یک CT لگنی برابر $7/73$ به دست آمد. شکل (۲) مقایسه دزهای جذبی جنین در دوره‌های بارداری ۸، ۱۲ و ۱۸ هفتگی طی یک CT لگنی نشان می‌دهد.



شکل ۲. دزهای جذبی جنین در دوره‌های بارداری ۸، ۱۲ و ۱۸ هفتگی طی یک CT لگنی

نتایج این مطالعه با تحقیقات گذشته، با توجه به تفاوت‌ها در هندسه فانتوم و خروجی لامپ پرتو ایکس، همخوانی خوبی دارد. هرویتز و همکارانش^۹ به روش فیزیکی مقدار دز جذبی جنین ۱۲ هفته طی یک CT لگنی شکمی را به ازای جریان 160 mAs ، از $8/5 \text{ mGy}$ تا $11/7 \text{ mGy}$ گزارش کرده‌اند که معادل $7/3 - 5/3 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ است [۵]. انگل و همکارانش^{۱۰} نیز دز جذبی جنین را به روش مونت کارلو، طی یک CT اسکن لگنی شکمی را برای ۲۴ فانتوم با دوره بارداری متفاوت بین $7/4 - 14/3 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ گزارش کرده‌اند [۶].

بحث و نتیجه گیری

⁹ Hurwitz et al

¹⁰ Angel et al



بیست و یکمین کنفرانس هشتاد و یکم ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

دوز جذبی جنین ناشی از پرتوگیری بیمار باردار حین اسکن لگنی MDCT برای سه دوره بارداری متفاوت تخمین زده شد و میانگین مقادیر، $7/38 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ برای بازه $7/18 - 7/33 \text{ mGy}/100\text{mAs}$ بدست آمد. آستانه دوز ایجاد نقص عضو در جنین، 150 mGy به بالا است [۱۲]. با توجه به این آستانه خطر، نتایج این مطالعه نشان می‌دهد در صورتی که از بیمار باردار تحت پروتکل MDCT لگنی، تصویربرداری شود، دوز جذبی جنین پایین‌تر از مقدار دزی خواهد بود که می‌تواند منجر به ایجاد آسیب عصبی در جنین شود. همچنین، نتایج نشان می‌دهد که با افزایش سن جنین، دوز جذبی آن نیز افزایش می‌یابد. علت این افزایش دز، بزرگ شدن سایز جنین، کاهش عمق آن و همچنین اضافه شدن استخوان در جنین ۱۸ هفته است.

منابع

1. D. J. Brenner and E. J. Hall, "Computed tomography—an increasing source of radiation exposure," *New England Journal of Medicine*, vol. 357, pp. 2277-2284, 2007.
2. S. Ratnapalan, N. Bona, K. Chandra and G. Koren, "Physicians' perceptions of teratogenic risk associated with radiography and CT during early pregnancy," *American Journal of Roentgenology*, vol. 182, pp. 1107-1109, 2004.
3. M. Schuster, J. Fishman, J. Copeland, H. Hatabu, and P. Boiselle, "Pulmonary embolism in pregnant patients: a survey of practices and policies for CT pulmonary angiography," *American Journal of Roentgenology*, vol. 181, pp. 1495-1498, 2003.
4. J. Felmlee, J. Gray, M. Leetzow, and J. Price, "Estimated fetal radiation dose from multislice CT studies," *AJR. American journal of Roentgenology*, vol. 154, pp. 185-190, 1990.
5. L. M. Hurwitz, T. Yoshizumi, R. E. Reiman, P. C. Goodman, E. K. Paulson, D. P. Frush, et al., "Radiation dose to the fetus from body MDCT during early gestation," *American Journal of Roentgenology*, vol. 186, pp. 871-876, 2006.
6. E. Angel, C. V. Wellnitz, M. M. Goodsitt, N. Yaghmai, J. J. DeMarco, C. H. Cagnon, et al., "Radiation Dose to the Fetus for Pregnant Patients Undergoing Multidetector CT Imaging: Monte Carlo Simulations Estimating Fetal Dose for a Range of Gestational Age and Patient Size 1," *Radiology*, vol. 249, pp. 220-227, 2008.
7. F. J. Thornton, E. K. Paulson, T. T. Yoshizumi, D. P. Frush, and R. C. Nelson, "Single versus multi-detector row CT: comparison of radiation doses and dose profiles," *Academic radiology*, vol. 10, pp. 379-385, 2003.
8. D. B. Pelowitz, "MCNP user's manual version 2.5. 0," *Los Alamos National Laboratory*, vol. 76, 2005.
9. J. Gu, B. Bednarz, P. Caracappa, and X. Xu, "The development, validation and application of a multi-detector CT (MDCT) scanner model for assessing organ doses to the pregnant patient and the fetus using Monte Carlo simulations," *Physics in medicine and biology*, vol. 54, p. 2699, 2009.
10. A. Khursheed, M. Hillier, P. Shrimpton, and B. Wall, "Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations," *The British journal of radiology*, vol. 75, pp. 819-830, 2002.
11. G. Jarry, J. DeMarco, U. Beifuss, C. Cagnon, and M. McNitt-Gray, "A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models," *Physics in medicine and biology*, vol. 48, p. 2645, 2003.
12. ICRP-103. *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP. 2007;37:1-332.*