



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۶، شماره ۵، پاییز ۱۳۹۷



## ارزیابی دز جذبی جنین، ناشی از انجام تصحیح تضعیف پرتوها در تصویربرداری پت سی تی، با استفاده از فانتوم بدن ساز

نعمت‌الله احمدی‌جشوقانی<sup>۱</sup>، مهدی نصری نصرآبادی<sup>۱</sup>، علیرضا کریمیان<sup>۲\*</sup> و آرمان رحیم<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده علوم و فناوری‌های نوین، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

<sup>۲</sup>گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

<sup>۳</sup>گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه جان هاپکینز، مری لند، آمریکا.

<sup>۴</sup>دانشکده رادیولوژی و فیزیک و ستاره شناسی، دانشگاه بریتیش کلمبیا، ونکوور، کانادا.

\*اصفهان، دانشگاه اصفهان، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی، کد پستی: ۸۱۷۴۶-۷۳۴۴۱

پست الکترونیکی: karimian@eng.ui.ac.ir

### چکیده

یکی از روش‌های مطالعه فیزیولوژی و متابولیسم بافت‌های مهم بدن نظیر قلب، مغز و نیز تومورهای سرطانی، استفاده از سیستم پت سی تی<sup>۱</sup> می‌باشد. تعداد معدودی از بیماران، خانم‌های بارداری هستند که به واسطه عدم اطلاع از بارداری و یا با توجه به نیاز کلینیکی باید مورد اسکن پت سی تی قرار گیرند. دز جذبی جنین می‌تواند ناشی از سه عامل: جذب رادیودارو توسط خود بافت جنین، بافت‌های مادر به‌خاطر جذب رادیو دارو در بدنش و آزمایش سی تی اسکن باشد. با توجه به اثبات حساسیت سیستم عصبی جنین نسبت به سایر اعضای آن به پرتو، در دزهای حدود ۵ میلی‌گری، لازم است برای کاهش آسیب به سیستم عصبی جنین، ارزیابی دز در دزهای کم نیز انجام پذیرد. در این تحقیق با استفاده از فانتوم محاسباتی بدن ساز<sup>۲</sup> خانم باردار و کد محاسباتی MCNPX، مقدار دز دریافتی جنین از قسمت سی تی دستگاه پت سی تی (تصحیح تضعیف پرتوها) مدل بایوگراف ۶<sup>۳</sup> شرکت زیمنس (۲۰ تا ۳۴۵ میلی‌آمپر و ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت) نصب شده در بیمارستان شریعتی تهران انجام شده است. نتایج این تحقیق نشان داد که میزان دز دریافتی به ترتیب ۵/۴، ۲/۹ و ۳/۱۳ میلی‌گری به ازای هر ۱۰۰ میلی‌آمپر ثانیه برای سه ماهه اول، سه ماهه دوم و سه ماهه سوم بارداری، به دست آمد که با توجه به توصیه‌های ICRP شماره ۱۰۳، این محدوده از دز برای جنین قابل توجه است. با استفاده از نتایج این تحقیق، امکان ارزیابی دز رسیده به جنین خانم‌های باردار، توسط فیزیسیست‌های مراکز پزشکی هسته‌ای، امکان پذیر می‌شود. همچنین نتایج این تحقیق نشان داد با استفاده از فانتوم بدن ساز امکان ارزیابی دز جنین در ماه‌های مختلف بارداری در حین تصویر برداری سی تی با دقت و صحت خوبی وجود دارد.

کلیدواژگان: دز جنین، پت سی تی، تصحیح تضعیف پرتوها، بارداری.

<sup>1</sup> Positron Emission Tomography (PET)

<sup>2</sup> Body Builder

<sup>3</sup> Biograph 6

## ۱. مقدمه

۰/۰۲۳ درصد به ازای هر میلی‌گری می‌باشد [۶]. تخمین دقیق دز جنین به دلیل حساسیت بالای جنین به پرتو و مسائل مرتبط با اخلاق پزشکی، به صورت مستقیم امکان‌پذیر نمی‌باشد و لذا استفاده از فانتوم‌های محاسباتی، جایگزین مناسبی برای این ارزیابی می‌باشد [۱].

در زمانی که اسکن شکم - لگن از یک خانم باردار انجام می‌شود، مقدار زیادی پرتو مستقیم به جنین می‌رسد. لذا برای کاهش دز، رادیولوژیست باید دقیقاً ناحیه مورد نظر برای انجام اسکن را مشخص کند. برای دستگاه پت‌سی تی نیز که اسکن قسمت سی تی برای انجام ضریب جذب انجام می‌شود، این موضوع صادق می‌باشد. در اسکن ناحیه شکمی مقدار دز جنین ۵ تا ۹ برابر بیشتر از اسکن کلیه و یا قفسه سینه می‌باشد. زیرا جنین مستقیم در میدان پرتو قرار گرفته است. استفاده از میلی-آمپر پایین، مقدار گام<sup>۳</sup> بالا و محدود کردن ناحیه اسکن تأثیر زیادی روی دز جنین در اسکن سی تی دارد [۸]. طبق بررسی-های انجام شده در مقالات، تاکنون ارزیابی دز جنین در حین تصویربرداری سی تی، برای تصحیح ضریب تضعیف، توسط فانتوم بدن‌ساز انجام نشده است.

## ۲. مواد و روش‌ها

## ۱.۲. فانتوم محاسباتی

فانتوم انتخاب شده برای انجام این تحقیق، فانتوم محاسباتی بدن‌ساز می‌باشد. این فانتوم دارای خروجی مناسب جهت ورود به کد مونت‌کارلو (MCNPX) برای خانم باردار در سنین ۳، ۶ و ۹ ماهگی جنین می‌باشد. در شکل ۱ نمای از

مقدار دز جنین در تصویربرداری پت‌سی تی ناشی از قسمت دستگاه سی تی‌اسکن به دو روش قابل محاسبه می‌باشد. الف- اندازه‌گیری مستقیم که در آن چندین آشکارساز در حفره‌های داخل فانتوم فیزیکی قرار گرفته و اسکن توسط دستگاه انجام و در نهایت مقدار دز تخمین زده می‌شود [۱]. فقدان فانتوم فیزیکی و عدم دسترسی به برخی از پروتکل‌های تصویربرداری سی تی اسکن باعث شده تا اندازه‌گیری مستقیم سخت و یا غیرممکن باشد.

ب- اندازه‌گیری توسط روش شبیه‌سازی مونت کارلو که با تعریف چشمه نقطه‌ای و فانتوم محاسباتی مناسب، دز مربوط به جنین تعیین می‌گردد.

تحقیقات نشان می‌دهد که در بین سال‌های ۱۹۹۷ تا ۲۰۰۶ تعداد آزمایش‌های سی تی‌اسکن بر روی خانم‌های باردار ۴ برابر افزایش یافته است [۱]. این موضوع روی سلامتی و افزایش خطر پرتوگیری جنین تأثیرگذار بوده است. برای رعایت حفاظت در برابر پرتو بیماران، می‌بایست تا آن‌جا که امکان دارد از برخورد پرتو یونیزان جلوگیری شود. دز دریافتی بیشتر از ۱۰۰ میلی‌گری توسط جنین، می‌تواند باعث اثراتی همچون سقط جنین، کاهش میانگین ضریب هوشی<sup>۱</sup>، آسیب‌های مغزی و کاهش اندازه سر گردد [۲]. اثرات احتمالی نیز در دزهای جنین کمتر از ۵۰ میلی‌گری هم ممکن است اتفاق بیفتد [۳]. سیستم عصبی جنین نسبت به سایر اعضای آن به پرتو حساس‌تر بوده همان‌طوری که در دزهای حدود ۵ میلی‌گری این موضوع به اثبات رسیده است [۴]. احتمال ایجاد سرطان در کودکی، به ازای هر میلی‌گری، ۰/۰۱۷ درصد می‌باشد [۵]. درحالی که خطر سرطان خون<sup>۲</sup> و تومور سر به ترتیب ۰/۰۳۶ و

<sup>۱</sup> Intelligent Quality

<sup>۲</sup> leukemia

<sup>۳</sup> Pitch

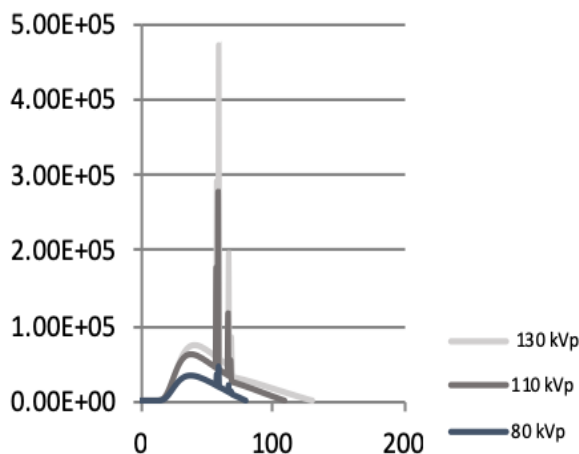
این دستگاه به صورت ۶ برش با تیوب DURA 422 MV که بر اساس جریان ۲۰ تا ۳۴۵ میلی آمپر در ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت کار می کند، می باشد.

### ۳.۲. شبیه سازی سیستم سی تی

#### ۱.۳.۲. تعریف منبع پرتو

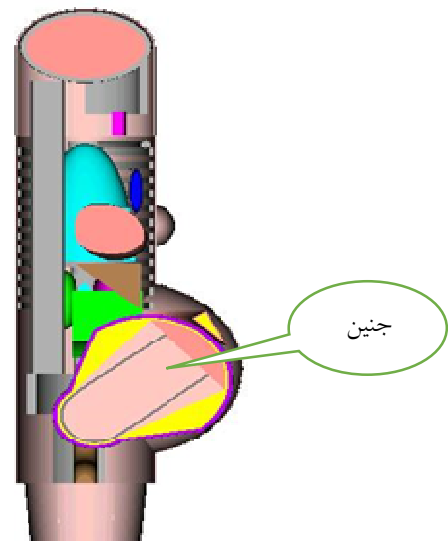
برای شبیه سازی دستگاه سی تی اسکن، از روش مونت کارلو و کد MCNPX استفاده شد. برای تعریف پرتو گسترده<sup>۱</sup>، تعداد ۱۸ چشمه نقطه ای، به شکل پرتو گسترده که دور تا دور چیده شده اند، در نظر گرفته شده است [۸].

برای تعریف مسئله از خروجی نرم افزار SRS-7 [۹] برای تعریف مولد پرتو ایکس استفاده شد. در تعریف طیف پرتو ایکس، با فرض این که زاویه آند ۷ درجه و زاویه پهن شدگی پرتو ۵۶ درجه، برای ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت طیف به دست آمده است. در شکل ۲ طیف پرتو ایکس خروجی این نرم افزار ارائه شده است.



شکل (۲): طیف پرتو ایکس خروجی نرم افزار SRS-78 که محور افقی کیلوولتاژ و محور عمودی تعداد فوتون ها را نشان می دهد [۹].

فانتوم خانم های باردار در ماه نهم بارداری، نشان داده شده است.



شکل (۱): نمایی از فانتوم بدن ساز خانم باردار در سن ۹ ماهگی حاملگی.

بر اساس اطلاعات ارائه شده این فانتوم، مقادیر چگالی در نظر گرفته شده برای اعضای مختلف بدن مادر و جنین برحسب گرم بر سانتی متر مکعب در جدول ۱ نشان داده شده است [۷].

جدول (۱): مقادیر چگالی اعضای مختلف بدن در فانتوم بدن ساز [۷].

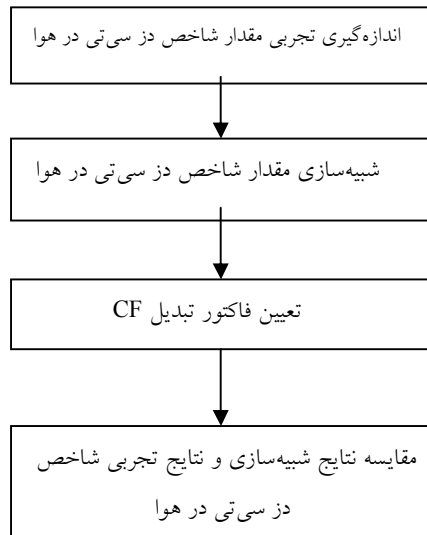
ردیف	نوع بافت	چگالی (g.cm <sup>-3</sup> )
۱	بافت نرم بزرگسال	۱/۰۴
۲	استخوان	۱/۴
۳	ریه	۰/۲۹۶
۴	هوا	۰/۰۰۱
۵	استخوان جنین	۱/۲۲

### ۲.۲. دستگاه پت سی تی

در این تحقیق دستگاه پت سی تی شرکت زیمنس مدل بایوگراف ۶ انتخاب گردید که هم اکنون در بیمارستان شریعتی تهران در بخش پزشکی هسته ای فعال می باشد. قسمت سی تی

<sup>۱</sup> Fan beam

## ۲.۳.۲. هندسه شبیه‌سازی



شکل (۳): فلوجات اندازه‌گیری مقدار شاخص دز سی تی شبیه‌سازی و تجربی.



شکل (۴): نحوه قرارگیری اتاقک یونیزاسیون برای اندازه‌گیری مقدار شاخص دز سی تی در هوا.

در کد MCNPX مقدار دز با استفاده از تالی F6 بر حسب  $\text{MeV/gr}$  بر تعداد ذرات منبع به دست می‌آید که با توجه به تعریف دز جذبی که مقدار انرژی جذب شده در واحد جرم است و با ضرب این پارامتر در تعداد ذرات، مقدار دز جذبی به دست می‌آید. در انجام این تحقیق از کتابخانه موجود در کد MCNP استفاده شده است. برای تبدیل این دز جذبی در واحد  $100 \text{ mGy/100.mAs}$  میلی‌آمپر ثانیه از

با توجه به اینکه ضخامت بیمار در میدان تصویربرداری توسط دستگاه تغییر می‌کند، لذا از فیلتری به نام بوتای فیلتر<sup>۱</sup> در دستگاه سی تی اسکن استفاده می‌شود. دو نوع فیلتر شامل سر و بدن وجود دارد و نوع دوم آن که مورد نظر در این تحقیق است بوتای فیلتر بدن<sup>۲</sup> می‌باشد. شکل این نوع فیلتر توسط کارخانه سازنده مشخص نمی‌شود. این فیلتر از مواد مختلف نظیر آلومینیم، تفلون و  $\text{PMMA}$ <sup>۳</sup> ساخته می‌شود که در این تحقیق جنس این فیلتر آلومینیم در نظر گرفته شده است. شکل بوتای فیلتر این مدل دستگاه با استفاده از روش دزیمتری گرمالیانی توسط احمدی و همکاران تخمین زده شده است [۱۰].

### ۲.۳.۲. اندازه‌گیری تجربی و شبیه‌سازی مقدار شاخص دز سی تی<sup>۴</sup>

برای اندازه‌گیری مقدار دز دریافتی جنین، ناشی از انجام سی تی اسکن، برای تصحیح ضریب جذب در تصویربرداری پت سی تی، نیاز به شبیه‌سازی سیستم سی تی اسکن با استفاده از این نوع بوتای فیلتر می‌باشد. برای ارزیابی و اعتبارسنجی از فلوجارت شکل ۳ استفاده شده است.

برای اندازه‌گیری مقدار شاخص دز سی تی در هوا به صورت تجربی، دزیمتر اتاقک یونش روی تخت و در ایزوستر قرار گرفت و مقدار دز خوانده شد. در شکل ۴ نحوه قرارگیری اتاقک یونیزاسیون برای اندازه‌گیری مقدار شاخص دز سی تی در هوا نمایش داده شده است.

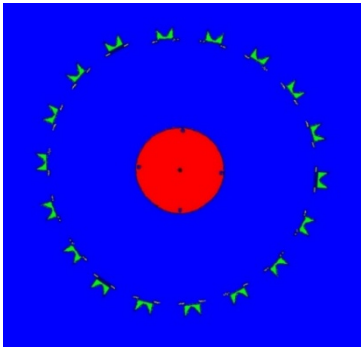
<sup>۱</sup> Bowtie filter

<sup>۲</sup> Body bowtie filter

<sup>۳</sup> Poly(methyl methacrylate) (PMMA)

<sup>۴</sup> CTDI

توجه به پیچیدگی کد محاسباتی که شکل بوتای فیلتر را به صورت کد در برنامه وارد شده است، در سه فاز مختلف نسبت به اجراء برنامه اقدام لازم صورت گرفت. در مجموع دز ثبت شده در هر مرحله برای هر نقطه از مجموع مقادیر به دست آمد. در شکل ۶ نمائی از خروجی MCNPX برای شبیه سازی دستگاه سی تی نمایش داده شده است.



شکل (۶): نمائی از فایل MCNPX برای شبیه سازی دستگاه CT.

همان طور که مشاهده می شود، ۱۸ منبع پرتو X که در زاویه های ۲۰ درجه نسبت به هم، به همراه بوتای فیلتر ارزیابی شده در تحقیق قبلی و همچنین فانتوم شاخص دز سی تی در شکل فوق نمایش داده شده است. با قرار دادن فانتوم بدن ساز در کد MCNPX و شبیه سازی دستگاه سی تی مدل بایوگراف ۶ شرکت زیمنس (بیمارستان شریعتی تهران) با روش فوق الذکر برای ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت و جنین در سن ۳، ۶ و ۹ ماهگی، مقدار دز جنین به دست آمد.

### ۳. نتایج

#### ۱.۳. نتایج شبیه سازی و دزیمتری و با فانتوم شاخص دز

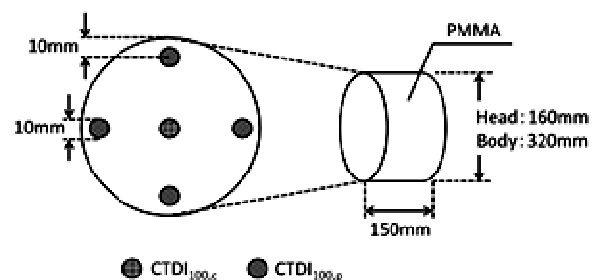
##### سی تی

مقادیر شاخص دز سی تی (برای زمانی که اتافک هوا وجود دارد) برای ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت دستگاه پت سی تی مدل بایوگراف ۶ به دست آمد. در اندازه گیری ها، مقدار

ضریب تبدیل  $CF^1$  که با محاسبه مقدار شاخص دز سی تی در هوا در ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت و ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه به دست می آید، استفاده شده است. در رابطه ۱ تعریف ضریب تبدیل CF ارائه شده است.

$$CF = \frac{CTDI(100, air, measured \text{ per } 100 \text{ mAs})}{CTDI(100, air, simulated \text{ per } \text{patricle})} \quad (1)$$

بعد از تعیین ضریب CF، مقدار دز در هر نقطه در فانتوم شاخص دز سی تی با اعتبارسنجی درست تعیین می گردد. شکل ۵ فانتوم بدن شاخص دز سی تی را نشان می دهد. این فانتوم از جنس PMMA با چگالی ۱/۱۹ گرم بر سانتی متر مکعب و دارای ۵ سوراخ برای قرارگیری اتافک یونش می باشد که هر سوراخ فانتوم مذکور قطر ۱/۳۷ سانتی متر و طول ۱۵ سانتی متر دارد و قطر فانتوم برای مدل بدن ۳۲ سانتی متر است.



شکل (۵): فانتوم بدن شاخص دز سی تی.

#### ۴.۳.۲. شبیه سازی سی تی اسکن

فاصله مرکز تا محل تولید طیف پرتو ایکس ۵۴ سانتی متر در نظر گرفته شد. برای چرخش منبع مولد پرتو در شبیه سازی فرض بر استفاده از ۱۸ چشمه مولد پرتو به جای چرخش دستگاه سی تی اسکن شده است [۸]. در برنامه MCNPX به صورت ۳ زوج ۶ تایی به همراه بوتای فیلتر ارزیابی شده در تحقیق احمدی و همکاران [۱۰] در نظر گرفته شده است. با

<sup>1</sup> Conversion Factor

دزیمتری برای اعتبار سنجی می‌باشد، به‌دست آمد که در جدول ۳ گزارش شده است.

جدول (۳): مقدار اندازه‌گیری و شبیه‌سازی شاخص دز سی تی در فانتوم برای دستگاه.

ولتاژ (کیلوولت)	مقدار شاخص دز سی تی شبیه‌سازی	مقدار شاخص دز سی تی	CF
۸۰	۱/۷۲	۱/۰۹	$2/12 \times 10^{-8}$
۱۱۰	۲/۰۹۸	۲/۹۶	$1/8 \times 10^{-8}$
۱۳۰	۳/۰۳	۴/۳	$2/26 \times 10^{-8}$

### ۲.۳. محاسبه دز جنین در سی تی اسکن

برای محاسبه دز جذبی جنین ناشی از قسمت سی تی دستگاه پت سی تی با استفاده از مقادیر CF به‌دست آمده از جدول شماره ۳، مقدار دز جنین در سنین مختلف برای کیلوولتاژهای مختلف برحسب میلی‌گری بر ۱۰۰ میلی‌آمپر ثانیه به‌دست آمد که نتایج آن در جدول شماره ۴ ارائه شده است.

جدول (۴): مقدار دز جنین ناشی از سی تی در سنین و کیلوولتاژهای مختلف.

ولتاژ پیک (کیلوولت)	مقدار دز جنین (mGy/100mAs)		
	سه ماهه اول	سه ماهه دوم	سه ماهه سوم
۸۰	۹/۵۶	۸/۷	۱۰/۳
۱۱۰	۱۱/۸	۱۰/۷	۱۲/۱
۱۳۰	۱۲/۵	۱۳/۳	۱۳/۸

در این شبیه‌سازی جرم و چگالی جنین از مرجع ICRP شماره ۸۹ استخراج شده است [۱۲]. مقدار چگالی استخوان و بافت نرم به ترتیب برابر ۱/۳ و ۰/۹۹ گرم بر سانتی‌متر مکعب در نظر گرفته شده است.

گام دستگاه برابر یک، ضخامت برش ۱۰ میلی‌متر، طول اسکن ۳۰ میلی‌متر و مقدار جریان ۱۰۰ میلی‌آمپر نیز در نظر گرفته شد [۱۱]. برای ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت شبیه‌سازی دستگاه سی تی اسکن در محیط MCNPX انجام شد.

مقدار شاخص دز سی تی که از دزیمتری به‌دست آمده است با مقادیری که خود دستگاه نمایش می‌دهد در جدول ۲ گزارش شده است.

جدول (۲): مقادیر شاخص دز سی تی نمایش داده شده توسط دستگاه و اندازه‌گیری شده در هوا برای کیلوولتاژهای مختلف.

ولتاژ (کیلوولت)	جریان (میلی‌آمپر)	زمان (ثانیه)	mGy.cm	شاخص دز سی تی دستگاه	دزیمتری	نسبت دز سی تی
۸۰	۱۰۰	۸/۷۸	۶۶/۷۴	۸/۱	۲۲/۲۴	
۱۱۰	۱۰۰	۸/۷۸	۱۴۴/۹	۱۹	۴۸/۳	
۱۳۰	۱۰۰	۸/۷۹	۲۰۱/۲	۲۷/۸	۶۷/۰۶	

در این تحقیق با توجه به استفاده از فانتوم شاخص دز سی تی پرتوهای پراکنده در نظر گرفته شده است. همان‌طور که قبلاً ذکر شد، این فانتوم دارای سوراخ‌هایی در ساعت‌های ۱۲، ۳، ۶ و ۹ و همچنین در مرکز فانتوم می‌باشد. مقدار شاخص دز سی تی اندازه‌گیری شده در ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت برای مقدار گام یک و جریان ۱۰۰ میلی‌آمپر و ضخامت برش ۱۰ میلی‌متر، در ساعت‌های مختلف براساس mGy/100mAs اندازه‌گیری شد. از طرف دیگر با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو با استفاده از کد MCNPX مقدار خروجی (تالی) F6 برای ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت در ساعت‌های ۱۲، ۳، ۶ و ۹ و مرکز فانتوم محاسبه شد. همچنین مقدار شاخص دز سی تی حاصل از دزیمتری و شبیه‌سازی محاسبه و در نهایت فاکتور CF که ضریب تبدیل نتایج شبیه‌سازی و

۱۰ میلی متر انجام شده است که در صورت کاهش مقدار گام وضخامت برش دستگاه، مقدار دز دریافتی جنین بیشتر خواهد شد.

مقدار دز دریافتی جنین در اسکن سی تی به پارامترهای مختلفی نظیر: منطقه آناتومی اسکن، پارامترهای اسکن (مثل ولتاژ، جریان، زمان برای هر چرخش و گام) و تعداد تکرار اسکن بستگی دارد. در حالت کلی افزایش مقدار ولتاژ و جریان و همچنین کاهش مقدار گام، باعث افزایش دز جذبی می شود. در اسکن شکم-لگن از خانم‌های باردار مقدار پارامترهای اسکن از یک بیمار به بیمار دیگر تغییر می کند. همچنین باید از تکرار اسکن، در هنگام تصویربرداری خانم‌های باردار، با دستگاه پت سی تی جلوگیری شود. معمولاً برای زمانی که موقعیت بیمار تغییر می کند، ممکن است اسکن تکرار شود. لذا متخصص پزشکی هسته‌ای نباید با سعی و خطا نسبت به تعیین موقعیت اسکن اقدام کند و باید با این نوع تشخیص که مربوط به خانم‌های باردار هست آشنا بوده تا از تکرار اسکن جلوگیری به عمل آید. نکته مهم دیگر تخمین دز بیمار است، مقدار دز جنین به صورت دقیق و مستقیم قابل اندازه‌گیری نمی‌باشد و با استفاده از فانتوم‌های محاسباتی و با استفاده از روش مونت کارلو، تخمین دز انجام می شود. تفاوت در مقدار دز در سی تی اسکن‌های مختلف به مقدار فیلتر مورد استفاده و پارامترهای مختلف اسکن بستگی دارد. با روش مونت کارلو، امکان ارزیابی دز برای هر بافت از بیمار امکان‌پذیر است، ولی به دلیل زمان‌بر بودن به صورت آنلاین امکان ارزیابی دز وجود ندارد.

نتایج این تحقیق نشان داد که با استفاده از فانتوم بدن‌ساز با صحت بسیار خوبی می‌توان ارزیابی دز را انجام داد و با توجه به اینکه هم اکنون تعداد دستگاه‌های پت سی تی در کشور رو به افزایش است، توصیه می‌شود با توجه به تغییر شکل بوتای

نتایج این تحقیق با نتایج مقالات آنجل<sup>۱</sup> [۱۳] و فلمل<sup>۲</sup> [۱۵] همچنین نتایج به دست آمده از دو نرم افزار CT-EXPO [۱۴] نسخه 2.2 و ImPACT CT [۱۵] نسخه E-0.99 برای دوره اول بارداری به همراه درصد خطای نسبی برای مقایسه در جدول ۵ ارائه شده است.

جدول (۵): مقایسه نتایج دز دریافتی جنین در دوره اول بارداری در کیلوولتاژهای مختلف.

مقدار دز جنین mGy/100mAs									
ولتاژ پیک (کیلوولت)	CT-EXPO [۱۴]	درصد خطای نسبی	ImPACT [۱۵]	درصد خطای نسبی	آنجل [۱۳]	درصد خطای نسبی	فلمل [۱۵]	درصد خطای نسبی	این تحقیق
۸۰	۴/۲	۷	۴/۸	۶	-	-	-	-	۴/۵
۱۱۰	۱۰/۷	۱۴	۸/۲	۱۲	۱۲	۲۳	۱۱/۳	۱۸	۹/۲
۱۳۰	۱۴/۵	۸	۱۳	۲	-	-	-	-	۱۳/۳

#### ۴. بحث و نتیجه‌گیری

مقدار دز جنین برای سه ماهه اول، سه ماهه دوم و سه ماهه سوم بارداری در زمانی که تصویربرداری از ناحیه شکم یک خانم باردار برای تصحیح ضریب بافت، توسط بخش سی تی-اسکن دستگاه پت سی تی بایوگراف ۶ محاسبه شده است. نتایج تحقیق نشان می‌دهد که، مقدار دز ناشی از سی تی اسکن در سه ماهه سوم برای ولتاژ ۱۳۰ کیلوولت دارای مقدار ماکزیمم ۱۳/۸ میلی‌گری به ازای جریان ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه می‌باشد. این مقدار در محدود تأثیرگذار بر سیستم عصبی جنین بوده و خطرناک می‌باشد. لازم به ذکر است که دستگاه پت سی تی بایوگراف ۶ از ۲۰ تا ۳۴۵ میلی‌آمپر در ولتاژهای ۸۰، ۱۱۰ و ۱۳۰ کیلوولت کار می‌کند. این مقدار دز جنین، برای حالت معمول تصویربرداری و برای مقدار گام یک و ضخامت برش

<sup>1</sup> Angel

<sup>2</sup> Felmmlee

فیلتر در هر دستگاه و تنظیمات مربوط به آن، این مطالعه برای سایر دستگاه‌ها نیز انجام شود. برای کاهش آسیب احتمالی به جنین، مهم‌ترین نکته اطلاع از بارداری بیمار است. این موضوع در زمانی که بیمار به مرکز تصویربرداری پزشکی هسته‌ای مراجعه کرده می‌تواند در غالب یک پرسش‌نامه در زمان پذیرش سوال شود.

از جمله توصیه‌های کاربردی در جهت کاهش دز جنین، استفاده از ولتاژ بیشتر در مقابل کاهش جریان الکتریکی و همچنین تنظیم مقدار گام و ضخامت برش بزرگتر در دستگاه

سی‌تی به همراه عدم حرکت بیمار در زمان تصویربرداری از خانم‌های باردار، می‌باشند.

### ۵. سپاسگزاری

از دانشگاه اصفهان به خاطر حمایت معنوی و مادی و همچنین از فیزیسیست بخش پت سی‌تی بیمارستان شریعی تهران جناب آقای دکتر گرامی‌فر به خاطر همکاری صمیمانه تشکر به عمل می‌آید. این تحقیق با کد ۳۶۲۷۱/۹۴/الف در دانشگاه اصفهان به ثبت رسیده است.



## ۶. مراجع

- [1] E. Lazarus, C. DeBenedictis, D. North, PK. Spencer, WW. Mayo-Smith. Utilization of imaging in pregnant patients: 10-year review of 5270 examinations in 3285 patients—1997-2006, *Radiology*. 251 (2009) 517–524.
- [2] HA.Jr. Azim. *Managing Cancer During Pregnancy*, Springer, (2016).
- [3] C. Streffer, R. Shore, G. Konermann, A. Meadows, U. Devi, L.E. Holm, J. Stather, K. Mabuchi, others. Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus). A report of the International Commission on Radiological Protection., *Ann. ICRP*. 33(1-2) (2003) 205–206.
- [4] J.M. Bland and D. Altman. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, *Lancet*. 327 (1986) 307–310.
- [5] C.H. McCollough, B.a Schueler, T.D. Atwell, N.N. Braun, D.M. Regner, D.L. Brown, A.J. LeRoy. Radiation exposure and pregnancy: when should we be concerned?, *Radiographics*. 27(4) (2007) 909-917, discussion 917–918.
- [6] M.S. Pearce, J.A. Salotti, M.P. Little, K. McHugh, C. Lee, K.P. Kim, N.L. Howe, C.M. Ronckers, P. Rajaraman, A.W. Craft, L. Parker and A.B. de González. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study, *Lancet*. 380 (2012) 499–505.
- [7] K. Van Riper. *BodyBuilder user's guide*, White Rock, NM White Rock Sci. (2005).
- [8] A. Khursheed, M.C. Hillier, P.C. Shrimpton and B.F. Wall. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations, *Br. J. Radiol*. 75 (2002) 819–830.
- [9] B.B. Agarwal, S.P. Tayal and M. Gupta. *Software engineering and testing*, Jones & Bartlett Learning, (2010).
- [10] N. Ahmadi, M.N. Nasrabadi, A. Karimian and A. Rahmim. A TLD based method to estimate bowtie filter shape in PET/CT, *Int. J. Radiat. Res*. 15 (2017) 383–390.
- [11] P.C. Shrimpton, M.C. Hillier, M.A. Lewis and M. Dunn. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2003 review, *NRPB Chilton*, (2005).
- [12] J. Gu, X. George Xu, P.F. Caracappa and B. Liu. Fetal doses to pregnant patients from ct with tube current modulation calculated using monte carlo simulations and realistic phantoms, *Radiat. Prot. Dosimetry*. 155 (2013) 64–72.
- [13] E. Angel, C.V. Wellnitz, M.M. Goodsitt, N. Yaghmai, J.J. DeMarco, C.H. Cagnon, J.W. Sayre, D.D. Cody, D.M. Stevens, A.N. Primak, C.H. McCollough, M.F. McNitt-Gray. 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*. 249(1) (2008) 220–227.
- [14] G. Stamm and H.D. Nagel. CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT, *RoFo Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Rontgenstrahlen Und Der Nukl*. 174 (2002) 1570–1576.
- [15] A. Abdullah, Z. Sun, N. Pongnapang and KH. Ng. Comparison of computed tomography dose reporting software, *Radiat. Prot. Dosimetry*. 151(1) (2011) 153–157.