

اثر ماده‌ی کنتراست بر دز دریافتی حین تصویربرداری تشخیصی ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه

هاله کرمی، سیدهاشم میری حکیم‌آباد* و علییه حسینیان‌ازغدی

گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، خراسان رضوی، ایران.

*خراسان رضوی، مشهد، دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده علوم، گروه فیزیک، کدپستی: ۹۱۷۷۹۴۸۹۷۴

پست الکترونیکی: mirihakim@um.ac.ir

چکیده

این مطالعه، به بررسی اثر ماده‌ی کنتراست بر مقدار دز جذبی، حین سی تی انژیوگرافی قفسه‌ی سینه (CTPA)، برای دو فانتوم مرجع جهانی معرفی شده توسط کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر اشعه، پرداخته است. بدین منظور، ابتدا مدل اولیه و استاندارد حرکت زیستی دارو (PBPK) برای فانتوم مرجع جهانی، تطبیق داده شده است. سپس با توجه به دستورالعمل اجرایی توصیه شده حین سی تی انژیوگرافی قفسه‌ی سینه در افراد بزرگسال، مدل PBPK تصحیح شده با استفاده از کد نوشته شده در نرم‌افزار Maple، حل شده و غلظت دارو در اندام‌های مختلف فانتوم مرجع زن (AF) و مرد (AM) به دست آمده است. سپس ترکیب مواد فانتوم‌ها، برای در نظر گرفتن درصد جرمی ید در اندام‌ها و بافت‌های مختلف تصحیح شده است. محاسبات دزیمتری با استفاده از کد MCNPX 2.6.0، و تخمین دز جذبی در زمان‌های ۲۰، ۲۵ و ۳۰ ثانیه پس از تزریق انجام شده است. نتایج افزایش ۳۸ تا ۴۴ درصدی دز جذبی ریه در ثانیه‌ی ۲۵م بعد از تزریق ماده‌ی کنتراست، را نسبت به لحظه‌ی صفر، نشان می‌دهد. این موضوع بر اهمیت در نظر گرفتن اثر ماده‌ی کنتراست در محاسبات دزسنجی اشاره دارد. از آنجا که بهترین کیفیت تصویر از عروق خونی ریه، همزمان با بیشترین غلظت ماده‌ی کنتراست وارد شده به ریه به دست می‌آید، محاسبات انجام شده ثانیه‌ی ۲۵م (۵ ثانیه پس از اتمام تزریق) را بهترین زمان برای تصویربرداری نشان می‌دهد. همچنین بیشترین دز جذبی ریه و کمترین مقدار در اندام‌های حساس قفسه سینه در همین زمان به دست آمده است.

کلیدواژگان: شبیه‌سازی سی تی، ماده‌ی کنتراست، مدل PBPK، فانتوم ICRP، مونت کارلو.

۱. مقدمه

آن را به یک عامل مهم مرگ و میر بعد از سکته‌های قلبی-عروقی در کشورهای توسعه یافته تبدیل کرده است [۱]. طبق بررسی‌های انجام شده توسط کمیته‌ی بررسی و پیش‌بینی تشخیص آمبولی ریه^۱ و انجمن قلب و عروق اروپا^۲، تشخیص

عارضه‌ای که در آن، لخته‌ی خون و یا چربی در مسیر گردش خون قرار می‌گیرد، و با رسیدن به ریه منجر به گرفتگی در عروق خونی ریه می‌شود، آمبولی ریه نام دارد. آمار بالای مرگ و میر این عارضه در صورت عدم تشخیص و درمان به موقع،

^۱ PIOPED

^۲ ESC

بزرگ این مواد منجر به افزایش جذب فوتون در آن‌ها و بزرگی دز دریافت شده در اندام‌های مختلف می‌گردد.

همان‌طور که در توصیه‌های کمیته‌ی بین‌المللی حفاظت در برابر پرتو اشاره شده است، استفاده از پرتوهای یونیزان در تصویربرداری‌های تشخیصی می‌تواند منجر به ابتلا به سرطان‌های ثانویه در افراد شود [۶] که طبق تعریف، با مقدار دز دریافتی اندام‌های مختلف رابطه‌ی مستقیم دارد. بنابراین، پیش‌بینی دقیق دز جذبی از اهمیت زیادی برخوردار است. بررسی میزان تغییرات دز دریافتی با در نظر گرفتن حضور ماده‌ی کنتراست در بدن، در سال ۲۰۱۶، با فرض توزیع یکنواخت آن در ریه حین سی‌تی‌انژیوگرافی با استفاده از فانتوم وکسل زن باردار انجام شده است. نتایج این مطالعه تنها به بررسی مقدار کاهش دز جنین اشاره نموده است. همچنین در سال ۲۰۱۷ مقدار ماده کنتراست به صورت دقیق در تصویربرداری سی‌تی‌انژیو از سیستم گوارش، با استفاده از فانتوم‌های XCAT در نظر گرفته شده است [۷-۸]. نتایج این مطالعه افزایشی تا حدود ۵۴ درصد را در دز اندام‌های ناحیه‌ی اسکن (مانند کلیه‌ها) نشان می‌دهد.

با توجه به آمار بالای استفاده از این روش در تشخیص آمبولی ریه افراد بزرگسال، در این مطالعه به تعیین دقیق مقدار دز جذبی با در نظر گرفتن ماده کنتراست و با استفاده از فانتوم مرجع جهانی معرفی شده توسط کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر اشعه^۵ پرداخته می‌شود. بنابراین، در این مقاله در سه گام ابتدا غلظت ماده‌ی کنتراست را به کمک مدل زیستی به روز شده برای فانتوم مرجع جهانی در اندام‌های مختلف فانتوم مرجع تعیین کرده و سپس غلظت‌های محاسبه شده در فانتوم مرجع وارد می‌شود و بعد از آن با شبیه‌سازی دستگاه سی‌تی‌اسکن به دزسنجی اندام‌ها در فانتوم پرداخته می‌شود.

به موقع این عارضه توسط پزشک و درمان آن، در کاهش نرخ مرگ و میر ناشی از آن تأثیر به‌سزایی دارد [۲-۳]. طبق دستورالعمل‌های اجرایی تشخیصی اعلام شده توسط مراجع رسمی، اطمینان از وجود این بیماری بعد از بروز علائم کلینیکی به کمک تصویربرداری ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه حاصل می‌شود [۳]. تصویربرداری این ناحیه از دو روش سی‌تی‌انژیوگرافی^۱ و اسکن عروق خون‌رسان و هوارسان با استفاده از دوربین‌های اسپکت^۲ مرسوم می‌باشد.

با توجه به بررسی انجام شده توسط فیلیپس در سال ۲۰۱۵، دو کمیت تعیین‌کنندگی^۳ و حساسیت^۴ که مشخص‌کننده‌ی کیفیت و قدرت تشخیص تصاویر تشخیصی به‌دست آمده توسط پزشک می‌باشند، در هر دو این روش‌ها بین ۸۹٪ تا ۹۷٪ است [۴]. در آزمون‌های تشخیصی، کمیت حساسیت نسبت تعداد تشخیص‌های مثبت حقیقی به مجموع موارد مثبت حقیقی و منفی کاذب است، و تعیین‌کنندگی (که به آن ویژگی آزمون نیز اطلاق می‌شود) نسبت تعداد تشخیص‌های منفی حقیقی به مجموع موارد منفی حقیقی و مثبت کاذب می‌باشد. به‌همین دلیل انتخاب روش تصویربرداری تشخیصی مناسب با توجه به بزرگی دز دریافتی بیمار (که ارتباط مستقیمی با مقدار خطرپذیری و ابتلا به سرطان‌های ثانویه دارد) و همچنین توجه به هزینه‌ی تحمیلی به بیمار، توسط پزشک معالج انجام می‌شود. با توجه به دسترسی بیشتر و هزینه‌ی کمتر سی‌تی نسبت به اسکن عروق خون‌رسان و هوارسان، استفاده از سی‌تی‌انژیوگرافی به‌منظور تصویربرداری از ریه‌ها بیشتر متداول می‌باشد [۵].

در این روش، به‌منظور تشخیص دقیق ناحیه‌ی گرفتگی عروق، افزایش کیفیت تصویربرداری و در نتیجه تشخیص بهتر پزشک، از ماده‌ی کنتراست استفاده می‌شود. عدد اتمی نسبتاً

¹ CTPA

² V/Q SPECT

³ Specificity

⁴ Sensitivity

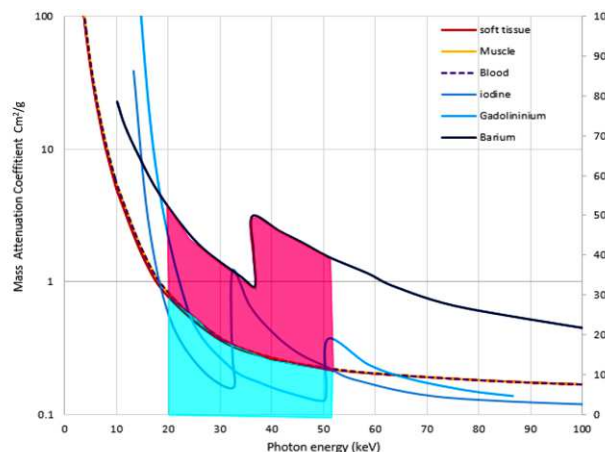
۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. سی تی انژیوگرافی

تصویربرداری سی تی اسکن به کمک ضرایب تضعیف در نواحی مختلف ماده‌ی جاذب و تعیین عدد سی تی طبق فرمول ۱ انجام می‌شود. سپس به اعداد تولید شده، رنگی از بین ۲۵۶ رنگ طیف خاکستری که با چشم معمولی قابل رؤیت می‌باشد نسبت داده می‌شود و تصویر سی تی آن تشکیل می‌گردد.

$$CT_{\text{number}} = \frac{\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \times 1000 \quad (1)$$

که در آن μ_{tissue} و μ_{water} ضرایب تضعیف فوتون توسط آب و بافت بدن می‌باشد. وجود بافت‌های مختلف با ضرایب تضعیف نزدیک به هم مانند خون، بافت نرم و ماهیچه در ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه، باعث کاهش قدرت تشخیص در استفاده از تصویربرداری سی تی برای تشخیص آمبولی می‌شود (شکل ۱).



شکل (۱): ضریب تضعیف بافت نرم، ماهیچه، خون، و عناصر ید، باریوم و گادولینیوم بر حسب انرژی فوتون فرودی. ناحیه مربوط به انرژی لبه‌ی k برای ید، باریوم و گادولینیوم نیز در این شکل مشخص شده است.

به همین دلیل استفاده از ماده‌ی کنتراست با عدد اتمی زیاد که باعث افزایش ضریب تضعیف می‌شود توصیه می‌گردد. انتخاب این ماده به گونه‌ای انجام می‌شود که انرژی لبه‌ی k آن در محدوده‌ی بیشینه تغییرات ضریب تضعیف بافت‌های مورد

نظر قرار داشته باشد. با توجه به ضرایب تضعیف بافت‌های مختلف در ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه استفاده از موادی مانند ید، گادولینیوم و یا باریوم می‌تواند مناسب باشد.

کم بودن عوارض جانبی استفاده از ید نسبت به باریوم و گادولینیوم و حساسیت‌زا نبودن، آن را به یک گزینه‌ی مناسب ماده‌ی کنتراست در سی تی انژیوگرافی ریه تبدیل کرده است.

۲.۲. دستورالعمل اجرایی سی تی انژیوگرافی

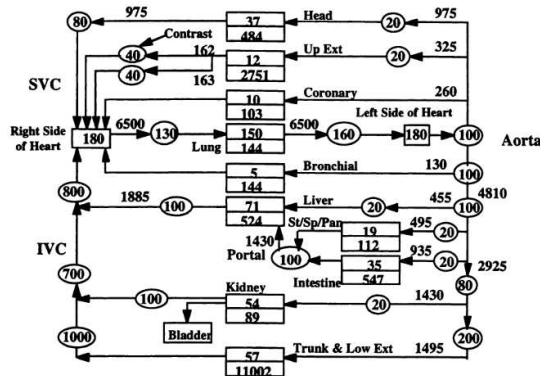
طبق دستورالعمل اجرایی ارائه شده در سال‌های ۲۰۱۴ و ۲۰۱۰ توسط گروه‌های مختلف، برای تصویربرداری سی تی از قفسه سینه‌ی افراد بزرگسال مشکوک به آمبولی ریه ولتاژ ۱۲۰ kV و شدت جریان ۱۰۰ mAssec اعمال می‌شود [۸]. حجم و غلظت ماده‌ی کنتراست تزریقی به بیمار، با توجه به کیفیت تصویر به دست آمده در تصویربرداری‌های نواحی مختلف بدن، توسط پزشک‌ها تعیین می‌شود. در این‌جا از ۱۰۰ mL ماده‌ی کنتراست یدی با غلظت ۳۵۰ میلی‌گرم ید بر میلی‌لیتر (mg I/mL) استفاده شد که این مقدار با نرخ ۵ mL در هر ثانیه به بدن بیمار تزریق می‌شود [۸]. طبق دستورالعمل اجرایی استفاده شده در این پژوهش، مدت زمان اسکن بعد از گذشت ۲۰ ثانیه از شروع تزریق دارو، بین ۵ تا ۱۰ ثانیه طول می‌کشد.

۳.۲. مدل استاندارد حرکت زیستی

ماده‌ی کنتراست بعد از تزریق وریدی به سیستم گردش خون وارد شده و از این مسیر وارد اندام‌های مختلف بدن می‌شود. از سال ۱۹۳۷ به بعد، تلاش‌های بسیاری برای مدل‌سازی سیستم گردش خون انجام شده است. مدل استاندارد حرکت زیستی با توجه به آناتومی بدن، که شامل تمام اندام‌های اصلی و عروق خونی که در مسیر سیستم گردش خون قرار دارند، می‌باشد. این مدل با در نظر گرفتن مقادیر دقیق حجم خون و شار خون خروجی از قلب و اندام‌های مختلف برای مرد بزرگسال استاندارد ۷۰ kg نوشته شده است (شکل ۲) [۹].

جدول (۱): درصد حجم مایع تشکیل دهنده هر اندام [۹].

نام اندام	درصد مایع هر اندام
سر و مغز	۷۶٪
ماهیچه قلب	۷۹٪
ریه‌ها (دو قسمت)	۷۹٪
کلیه	۸۳٪
کبد	۶۸٪
طحال، معده و لوزالمعده	۷۰٪
روده کوچک و بزرگ	۷۰٪



شکل (۲): مدل استاندارد حرکت زیستی ۱۹۸۹ [۹].

در ادامه با توجه به مقادیر حجمی خون، آب میان‌بافتی و شار حجمی محاسبه شده در اندام‌های مختلف، مدل حرکت زیستی استاندارد برای فانتوم مرجع جهانی، تولید می‌شود.

۵.۲. حل مدل حرکت زیستی فانتوم مرجع

در مدل استاندارد حرکت زیستی عروق خونی به صورت تک جزئی و با این فرض که ماده‌ی کنتراست به طور کامل در خون حل می‌شود، شبیه‌سازی شده‌اند. به‌همین علت شارخون ورودی به رگ‌ها یکسان بوده و غلظت خون ورودی و خروجی به هر قسمت متفاوت می‌باشد. با توجه به تقسیم‌بندی اندام‌های بدن در این مدل، با در نظر گرفتن قطر ماده‌ی کنتراست یدی، این دارو قابلیت نفوذپذیری در حجم خونی و آب میان‌بافتی اندام‌ها را دارد، ولی به قسمت بین سلولی نمی‌تواند وارد شود. بنابراین، محاسبه‌ی غلظت ید در دو قسمت از هر اندام انجام می‌شود (شکل ۳). تغییرات غلظت بر حسب زمان در این اندام‌ها به کمک قانون بقای جرم و قانون فیک (معادله ۴) و با فرض ناچیز بودن ضخامت غشا در قسمت‌هایی که انتقال ماده‌ی کنتراست وجود دارد، نوشته شده که در آن، M جرم هر اندام است. C_0 و C_i به ترتیب غلظت ماده‌ی کنتراست ورودی و خروجی از هر عضو، ΔX و S به ترتیب ضخامت و مساحت غشا، D ضریب پخش‌شدگی مایع است. سپس با ساده‌سازی معادله‌ی دیفرانسیل تغییرات غلظت در عروق خونی، دو قسمت خونی و مایع میان‌بافتی اندام‌های

۴.۲. تعمیم مدل استاندارد برای فانتوم مرجع

مدل استاندارد حرکت زیستی با توجه به شار خون و حجم عروق خونی و اندام‌ها ارائه شده است. در این مدل، اندام‌ها به سه قسمت خونی، مایع میان‌بافتی و برون‌سلولی تقسیم‌بندی شده است. برای تعیین مقادیر غلظت ید در قسمت‌های مختلف فانتوم مرجع می‌بایست مقادیر دقیق حجم و شار خون در تمامی اندام‌ها با توجه به سن، جنس، وزن، و قد فانتوم‌های مورد استفاده، محاسبه شود (فرمول‌های ۲ و ۳) [۱۰].

$$\begin{aligned} CO_{\leq 30} &= 25.3 \times H^{0.725} \times W^{0.425} \\ CO_{>30} &= CO_{\leq 30} \times (1 - 0.008 \times (\text{age} - 30)) \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} BV_{\text{male}} &= 23.6 \times H^{0.725} \times W^{0.425} - 1229 \\ BV_{\text{female}} &= 24.8 \times H^{0.725} \times W^{0.425} - 1954 \end{aligned} \quad (3)$$

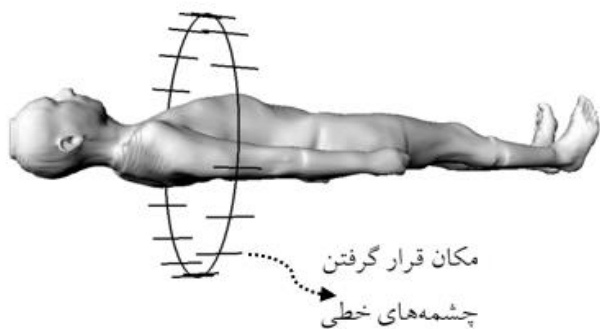
در این روابط، H قد بر حسب سانتی‌متر، W وزن در واحد کیلوگرم و age سن بیمار بر حسب سال است. همچنین، CO شار خون خروجی از قلب بر حسب میلی‌لیتر بر دقیقه و BV حجم خون موجود در بدن بر حسب میلی‌لیتر می‌باشد. به منظور تعیین دقیق مقادیر غلظت در اندام‌های فانتوم مرجع، با توجه به جدول ۱ و نسبت حجم کل آب میان‌بافتی در اندام‌های مختلف به کل مایع درون بدن (بدون در نظر گرفتن خون) در اندام‌های اصلی مدل استاندارد، می‌توان مقادیر آب میان‌بافتی در تک تک اندام‌های فانتوم مرجع جهانی را محاسبه نمود.

۷.۲. شبیه‌سازی هندسه چشمه‌ی دستگاه سی‌تی

محاسبات این مقاله برای دستگاه سی‌تی اسکن Somatom Sensation 16 (Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) با استفاده از کد MCNPX2.6 انجام شده است. همچنین داده‌های مربوط به طیف انرژی فوتون‌های گسیلی از دستگاه سی‌تی که توسط شرکت سازنده در اختیار ما قرار گرفته است، در شبیه‌سازی به کار رفته است. برای توصیف هندسه‌ی چشمه‌ی این دستگاه، از روش پیشنهاد شده در سال ۲۰۰۲ استفاده شده است [۱۲].

در این روش ۱۸ چشمه‌ی خطی با ضخامت ۱ cm که در فواصل یکسانی از بیمار قرار دارند، شبیه‌سازی شدند (شکل ۴). در این شبیه‌سازی فوتون‌های پرتو ایکس به صورت عمود بر چشمه در تمامی جهات ساطع می‌شوند. زاویه‌ی پرتوی تابشی و فاصله‌ی محور تابشی این دستگاه به ترتیب ۵۲ درجه و ۵۷ سانتی‌متر است. صحت مدل پیشنهاد شده در این مقاله در سال ۲۰۱۴ با تطبیق شاخص دز سی‌تی (CTDI) شبیه‌سازی شده با مقادیر تجربی اثبات شده است [۱۳].

همان‌طور که قبلاً نیز گفته شد، دستورالعمل اجرایی پیشنهاد شده برای تصویربرداری ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه در یک فرد بزرگسال مشکوک به آمبولی با وزن بین ۷۰ تا ۹۰ کیلوگرم، ولتاژ ۱۲۰ kV می‌باشد [۸]. بنابراین، از طیف چشمه دستگاه در این ولتاژ، استفاده شد.



شکل (۴): نحوه‌ی قرار گرفتن چشمه‌ها در شبیه‌سازی سی‌تی.

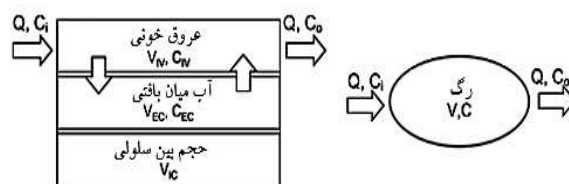
مختلف به ترتیب به صورت آورده شده در معادلات ۵ و ۶ به دست می‌آیند [۹ و ۱۱]. که در آن، C_{IV} و C_{EC} غلظت در قسمت خونی و میان‌بافتی هر اندام، Q شار خون در هر قسمت، PS حاصل ضرب ضریب نفوذپذیری و سطح مقطع هر قسمت، V ، V_{IV} و V_{EC} به ترتیب حجم عروق خونی، قسمت خونی و مایع میان‌بافتی در هر اندام است. تمامی معادلات به دست آمده برای قسمت‌های مختلف بازنویسی و با استفاده از نرم‌افزار Maple به روش رانگ-کوتا حل شده است.

$$\frac{dM}{dt} = \frac{DS(C_i - C_0)}{\Delta X} \quad (۴)$$

$$V \left(\frac{dC_0}{dt} \right) = Q(C_i - C_0) \quad (۵)$$

$$V_{IV} \left(\frac{dC_{IV}}{dt} \right) = Q(C_i - C_{IV}) - PS(C_{IV} - C_{EC}) \quad (۶)$$

$$V_{EC} \left(\frac{dC_{EC}}{dt} \right) = PS(C_{IV} - C_{EC})$$



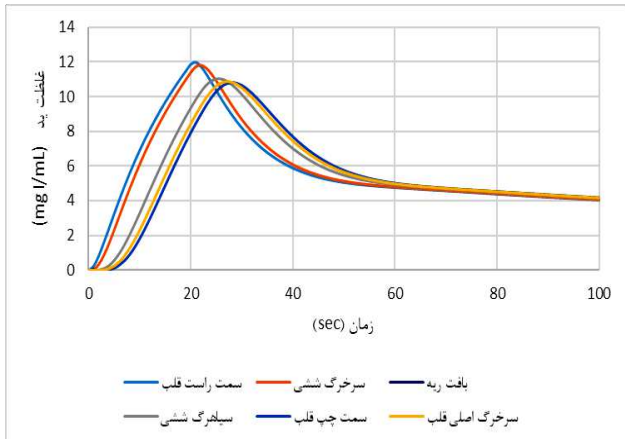
شکل (۳): مدل‌سازی اندام (سمت چپ) و رگ (سمت راست). هر اندام به سه قسمت مویرگی، بین سلولی و میان‌بافتی تقسیم‌بندی شده است.

۶.۲. آماده‌سازی فانتوم مرجع با در نظر گرفتن غلظت

ید

به منظور انجام محاسبات دقیق دزسنجی، مقادیر غلظت در زمان‌های مختلف بعد از تزریق ماده‌ی کنتراست به بدن در فانتوم مرجع وارد شد. ترکیب مواد مختلف در اندام‌های مختلف بدن برای فانتوم مرجع با استفاده از درصد جرمی مواد مختلف، تعیین می‌شود. جدول‌های ۲ و ۳، مقادیر درصد جرمی ید وارد شده به اندام‌های مختلف آرایه‌ی مواد برای فانتوم زن و مرد مرجع (ریه، ماهیچه قلب و کبد)، در ثانیه‌های ۲۰، ۲۵ و ۳۰ بعد از تزریق ماده‌ی کنتراست به بدن را نشان می‌دهد.

مقدار خود برسد، سپس این مقدار به سرعت کاهش می‌یابد. اما با توجه به این موضوع که خون به صورت پیوسته در حال چرخش است، بعد از اتمام تزریق نیز ماده‌ی کنتراستِ محلولِ در خون، با غلظت کمتری به اندام‌های مختلف وارد می‌شود. بنابراین، از سرعت کاهش غلظت کم می‌شود.



شکل (۶): تغییرات غلظت ید بر حسب زمان، در مدل استاندارد حرکت زیستی.

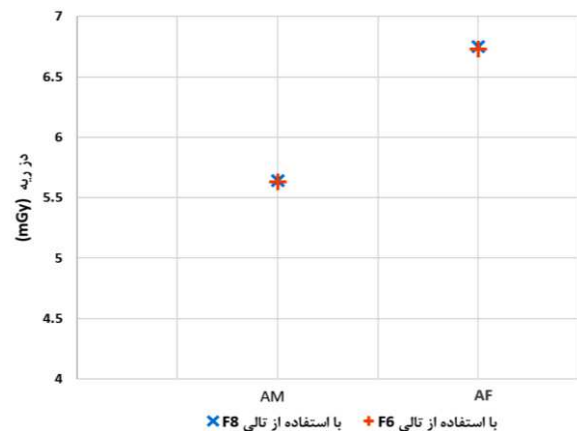
۲.۳. تغییرات دز بر حسب زمان

نتایج به دست آمده از خروجی کد MCNPX 2.6.0، به ازای ترابرد یک فوتون خروجی از چشمه‌ی دستگاه سی تی می‌باشد. بنابراین، نتایج بایستی در تعداد کل فوتون‌های خروجی از چشمه (که با سطح زیر طیف آن برابر است) ضرب شود تا مقادیر صحیح دز دریافتی اندام‌های مختلف به ازای تمامی فوتون‌های ساطع شده از چشمه‌ی سی تی محاسبه گردد. افزایش مقادیر دز جذب‌ی محاسبه شده، در زمان‌های ۲۰، ۲۵ و ۳۰ ثانیه بعد از تزریق نسبت به حالت اولیه (بدون در نظر گرفتن اثر ماده‌ی کنتراست یدی)، برای اندام‌های مختلف زن مرجع، در شکل ۷ نشان داده شده است. بیشترین مقدار دز ریه در ثانیه‌ی بیست و پنجم ۱۱/۲۱ میلی‌گری به دست آمده است. دز مربوط به دیواره قلب و پستان در رتبه بعدی قرار دارند، زیرا در ناحیه اسکن واقع شده‌اند. از آنجایی که ناحیه اسکن

۸.۲. دزسنجی

در این مقاله، محاسبات دزسنجی با استفاده از کد MCNPX 2.6.0، انجام شده است. تخمین دز در این کد، با استفاده از دو نوع تالی F6 و F8*، که به ترتیب مقادیر انرژی ذخیره شده در واحد جرم سلول و انرژی ذخیره شده در آن سلول را نشان می‌دهد، انجام شده است. با توجه به تعریف این تالی‌ها، مقادیر دز ریه محاسبه شده با استفاده از خروجی تالی‌های F6 و F8* منجر به مقدار دز یکسان شده است (شکل ۵).

با توجه به نتایج به دست آمده، محاسبات دزسنجی در این مطالعه به کمک تالی F6، ترابرد یک میلیون فوتون ورودی و در نظر گرفتن انرژی قطع فوتون ۱ keV، انجام شده است. خطای ناشی از دز جذب‌ی اندام‌های مختلف بین ۱٪ تا ۳٪ به دست آمده است.



شکل (۵): تطبیق محاسبات دزسنجی با استفاده از تالی F6 و F8*.

۳. نتایج

۱.۳. بررسی تغییرات غلظت ید بر حسب زمان

شکل ۶، تغییرات غلظت ید در زمان‌های مختلف بعد از تزریق ماده‌ی کنتراست در فانتوم زن مرجع، از لحظه‌ی شروع تزریق تا صد ثانیه بعد از آن را نشان می‌دهد. غلظت ید در مدت زمان تزریق ورودی ماده‌ی کنتراست، افزایش می‌یابد تا به بیشینه

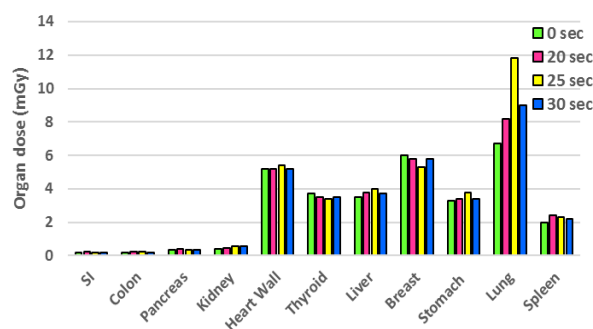
تزیق ماده‌ی کنتراست به بدن دیده می‌شود. کاهش دز جذبی نسبت به حالت بدون در نظر گرفتن ماده‌ی کنتراست در اندام‌هایی مثل تیروئید از آن جهت است که ماده‌ی کنتراست با عدد اتمی زیاد در اندام‌های اصلی مانند ریه و محتویات قلب مثل یک حفاظ عمل می‌کند و در نتیجه دز دریافتی به اندام‌های اطراف را که در ناحیه‌ی پرتودهی نمی‌باشند، کم می‌کند. تغییرات دز در اندام‌هایی که در فاصله‌ی دورتری از محل ورود دارو به بدن قرار دارند در ثانیه‌ی سی‌ام همچنان در حال افزایش می‌باشد. زیرا غلظت ید وارد شده در آن‌ها در زمان دیرتری نسبت به اندام‌های نزدیک‌تر به محل تزریق، به بیشینه مقدار خود می‌رسد (شکل ۹).

با توجه به نتایج به دست آمده، مشاهده می‌شود که در نظر گرفتن غلظت ماده‌ی کنتراست یدی بر بزرگی دز جذبی اندام‌های هدف و مجاور مختلف، تأثیر زیادی دارد. از آن‌جا که هدف از سی‌تی انژیوگرافی به دست آوردن تصویر مناسبی از عروق خونی ریه می‌باشد و بیشترین اختلاف ضرایب تضعیف در عروق خونی ریه و بافت‌های اطراف آن همزمان با بیشترین غلظت ید در آن رخ می‌دهد. بنابراین، بهترین زمان تصویربرداری همزمان با بیشترین مقدار غلظت ید در ریه می‌باشد. با توجه به افزایش ۴۴ درصدی مقدار دز جذبی ریه با در نظر گرفتن اثر ماده‌ی کنتراست نسبت به حالتی که در نظر گرفته نشده است، نتایج به دست آمده از این مقاله اهمیت در نظر گرفتن این عامل را در دزسنجی نشان می‌دهد. بنابراین، مناسب‌ترین زمان برای تصویربرداری، پنج ثانیه بعد از اتمام تزریق است. دقت در تعیین این زمان و محاسبه‌ی صحیح آن برای بیماران مختلف با توجه به مشخصات شخصی هر فرد به کاهش میزان دز دریافتی اندام‌های حساس ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه کمک می‌کند.

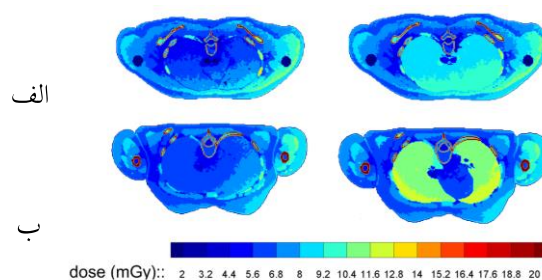
طبق نتایج به دست آمده از این مطالعه، بیشترین مقدار دز جذبی ریه حین سی‌تی انژیوگرافی، با در نظر گرفتن اثر ماده‌ی

روی ارتفاع ریه‌ها تنظیم شده است، مقداری از کبد و معده نیز در ناحیه اسکن قرار دارد و دز بالایی نسبت به سایر اندام‌ها دریافت می‌کند.

شکل ۸ الف و ب، به ترتیب توزیع دز در ریه را برای دو فانتوم مرجع مرد و زن بدون در نظر گرفتن اثر ماده‌ی کنتراست و هنگامی که بیشترین غلظت ید وارد ریه شده است، نشان می‌دهد.



شکل (۷): مقادیر دز دریافتی در اندام‌های مختلف زن مرجع برای حالت بدون ماده‌ی کنتراست، ۲۰، ۲۵ و ۳۰ ثانیه بعد از شروع تزریق.



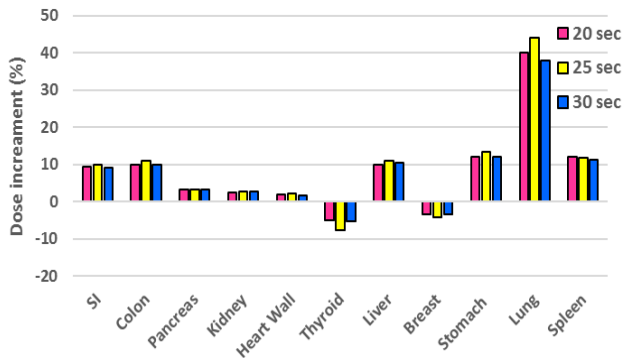
شکل (۸): توزیع دز ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه برای مرد و زن مرجع (الف) و بدون در نظر گرفتن اثر ماده‌ی کنتراست و هنگامی که بیشترین مقدار ماده‌ی کنتراست به ریه وارد شده است (به ترتیب سمت چپ و راست).

۴. بحث و نتیجه‌گیری

بررسی نتایج به دست آمده، بیشترین مقدار دز جذبی ریه را در ثانیه بیست و پنجم بعد از شروع تزریق ماده‌ی کنتراست به بدن نشان می‌دهد (شکل ۷). روند تغییرات دز ریه با نحوه‌ی کاهش و افزایش غلظت ید در ریه یکسان است. به همین دلیل بیشترین مقدار دز جذبی ریه در ثانیه‌ی بیست و پنجم بعد از

جدول (۳): درصد جرمی (%) ید در هر اندام در ۲۰، ۲۵ و ۳۰ ثانیه بعد از شروع تزریق وریدی، برای فانتوم مرد مرجع.

ثانیه سیام	ثانیه بیست و پنجم	ثانیه بیستم	
۰/۵۷۳۷	۰/۶۹۱۸۲	۰/۶۱۱۳۶	ریه
۰/۱۰۸۸۱	۰/۰۴۷۵	۰/۰۴۱۷	قلب
۰/۰۱۰۰۲	۰/۰۰۴۳۷۵	۰/۰۰۹۰۲	کبد



شکل (۹): درصد افزایش دز جذبی اندام‌های مختلف زن مرجع در زمان‌های ۲۰، ۲۵ و ۳۰ ثانیه پس از تزریق ماده کنتراست نسبت به حالتی که ماده کنتراست در نظر گرفته نشده است.

کنتراست، برای دو فانتوم زن و مرد بزرگسال مرجع، به ترتیب ۱۱/۲۵ و ۸/۱۳ میلی‌گری پیش‌بینی شده است. مقادیر با دزسنجی انجام شده حین تصویربرداری از عروق خون‌رسان به کمک اسپکت با استفاده از نرم‌افزار IDAC-Dose2.1، با استفاده از رادیو داروی تکنسیم (MAA) با اکتیویته ۲۰۰ مگابکرل، برای زن و مرد مرجع محاسبه گردید [۱۴]. دز جذبی ریه در دو فانتوم زن و مرد مرجع به ترتیب ۱۱/۳۰ و ۹/۱۷ میلی‌گری به دست آمده است.

جدول (۲): درصد جرمی (%) ید در هر اندام در ۲۰، ۲۵ و ۳۰ ثانیه بعد از شروع تزریق وریدی، برای فانتوم زن مرجع.

ثانیه سیام	ثانیه بیست و پنجم	ثانیه بیستم	
۰/۷۱۱۹	۰/۸۹۵۲	۰/۸۰۵۷۳	ریه
۰/۱۴۳۶	۰/۱۹۳۱	۰/۱۸۹۴	قلب
۰/۰۷۳۰۸	۰/۰۴۱۹۳	۰/۰۱۸۵۹	کبد

۵. مراجع

- [1] K.T. Horlander, D.M. Mannino and K.V. Leeper. Pulmonary embolism mortality in the United States, 1979-1998: an analysis using multiple-cause mortality data, Archives of internal medicine, 163(14) (2003) 1711-1717.
- [2] S. Konstantinides, A. Torbicki, G. Agnelli, N. Danchin, D. Fitzmaurice, N. Galiè, J.S.R. Gibbs, M. Huisman, N. Kucher, I. Lang and M. Lankeit. 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism, Revista Española de Cardiología (English Edition), 68(1) (2015) 64.
- [3] Pioped Investigators. Value of the ventilation/perfusion scan in acute pulmonary embolism. Results of the prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis (PIOPED), Jama, 263(20) (1990) 2753.
- [4] J.J. Phillips, J. Straiton and R.T. Staff. Planar and SPECT ventilation/perfusion imaging and computed tomography for the diagnosis of pulmonary embolism: a systematic review and meta-analysis of the literature, and cost and dose comparison, European journal of radiology, 84(7) (2015) 1392-1400.
- [5] A.K. Venkatesh, L. Agha, J. Abaluck, C. Rothenberg, C. Kabrhel and A.S. Raja. Trends and variation in the utilization and diagnostic yield of chest imaging for Medicare patients with suspected pulmonary embolism in the emergency department, American Journal of Roentgenology, 210(3) (2018) 572-577.
- [6] National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2, National Academies Press, 2 (2006).
- [7] L. Rafat-Motavalli, E. Hoseinian-Azghadi, H. Miri-Hakimabad and P. Akhlaghi. Pulmonary Embolism in Pregnant Patients: Assessing organ dose to pregnant phantom and its fetus during lung imaging, Medical Physics. 44(11) (2017) 6038-6046.
- [8] P. Sahbaee, W.P. Segars, D. Marin, R.C. Nelson and E. Samei. The effect of contrast material on radiation dose at CT: Part I. Incorporation of contrast material dynamics in anthropomorphic phantoms, Radiology, 283(3) (2017) 739-748.
- [9] K.T. Bae, J.R. Heiken and J.A. Brink. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part I. Prediction with a computer model, Radiology, 207(3) (1998) 647-655.
- [10] K.T. Bae. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches, Radiology, 256(1) (2010) 32-61.
- [11] K.T. Bae, J.R. Heiken and J.A. Brink. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model, Radiology, 207(3) (1998) 657-662.
- [12] A. Khursheed, M.C. Hiller, P.C. Shrimpton and B.F. Wall. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations, The British Journal of Radiology, 75(895) (2002) 819-830.
- [13] P. Akhlaghi, H. Miri-Hakimabad and L. Rafat-Motavalli. Dose estimation in reference and non-reference pediatric patients undergoing computed tomography examinations: a Monte Carlo study, Radioprotection, 50(1) (2015) 43-54.
- [14] M. Andersson, L. Johansson, K. Eckerman and S. Mattsson. IDAC-Dose 2.1, an internal dosimetry program for diagnostic nuclear medicine based on the ICRP adult reference voxel phantoms, EJNMMI research, 7(1) (2017) 88.