



برآورد مقدار S جنین در سنین مختلف بارداری ناشی از رادیوداروی پوزیترونزا

علیه حسینیان ازغدی^۱، سیدهاشم میری حکیم آباد^{۱*}، نادیا زرقی^۱ و نجمه محمدی^۲

^۱گروه فیزیک، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، خراسان رضوی، ایران.

^۲دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، آذربایجان شرقی، ایران.

*خراسان رضوی، مشهد، دانشگاه فردوسی مشهد، گروه فیزیک، کدپستی: ۹۱۷۷۵-۱۴۳۶

پست الکترونیکی: mirihakim@um.ac.ir

چکیده

دزسنجی زن باردار تحت تصویربرداری تشخیصی با پرتوهای یون ساز، به دلیل حساسیت بالای جنین به پرتو و اثرات مخرب پرتو بر جنین بسیار مورد توجه است. در این مطالعه مقادیر S ناشی از رادیوداروی پوزیترونزای ¹⁸F-FDG در اندام‌های مختلف جنین با استفاده از کد مونت کارلوی MCNPX2.6 محاسبه شده است. برای شبیه‌سازی بدن زن باردار و جنین از فانتوم‌های هیبریدی ۳، ۶ و ۹ ماهه استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهد که با افزایش سن جنین، مقادیر S جنین ناشی از خودجذبی، کاهش می‌یابد. هنگامی که اندام چشمه در مجاورت جنین واقع شده است، روند کاهشی در صورتی مشاهده می‌شود که فاصله بین اندام چشمه و جنین با افزایش سن جنین افزایش یابد. مقایسه بین داده‌های محاسبه شده در این مطالعه و دیگران روند مشابهی را نشان می‌دهد، گرچه در بعضی موارد اختلاف داده‌ها به‌طور میانگین تا ۴۰٪ است. این اختلاف به دلیل تفاوت هندسه فانتوم مورد استفاده می‌باشد. بنابراین برای تخمین دقیق‌تر دز برای بیمار باردار، تلاش بر این است که در مطالعات آینده روشی برای ساخت فانتوم وابسته به بیمار با استفاده از تعداد محدودی اندازه‌گیری تبیین شود و بدین ترتیب، دقت دز محاسبه شده افزایش یابد.

کلیدواژگان: دزسنجی، فانتوم جنین، ¹⁸F-FDG، PET، مونت کارلو.

۱. مقدمه

پس از قرارگیری رحم در معرض تابش ممکن است برای جنین داخل رحم پیش‌آید، شامل مرگ جنین، محدودیت رشد داخل رحمی، عقب‌ماندگی ذهنی، ناهنجاری اندام‌ها و سرطان است. احتمال وقوع هرکدام از این آسیب‌ها، به سن بارداری در زمان تابش‌دهی، مکانیسم‌های ترمیم سلول‌های جنینی و میزان دز جذبی جنین بستگی دارد [۳]. بنابراین به دلیل حساسیت بالای جنین نسبت به پرتو، محافظت از زنان باردار و جنین

سرطان ازجمله بیماری‌های مزمنی است که ممکن است در هر فرد، گروه سنی و نژادی ایجاد شود و به‌عنوان یک معضل تأثیرگذار بر سلامت جامعه محسوب می‌شود [۱]. طبق گزارشات منتشر شده این بیماری دومین علت شایع مرگومیر زنان در کشورهای توسعه‌یافته در سنین باروری است [۲]. تصویربرداری تشخیصی از زنان باردار به‌علت نگرانی در مورد خطر تابش، یک چالش منحصربه‌فرد است. اثرات زیستی که

آن‌ها در برابر خطرات ناشی از تابش از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از روش‌های تشخیص سرطان، تصویربرداری به روش PET^۱ می‌باشد که در آن رادیوداروی پوزیترون‌زا به بدن تزریق می‌گردد. دز رسیده به مادر و جنین برای رادیوداروهای مختلف متغیر است و به عواملی نظیر انرژی گسیلی رادیوایزوتوپ به‌کار رفته، جذب و دفع رادیوداروها از جنین و مادر بستگی دارد. تاکنون گروه‌های مختلفی به دزسنجی زن باردار و جنین پرداخته‌اند [۴]. اما به دلیل مدل نسبتاً ساده آن‌ها نسبت به ساختارهای آناتومیکی جنین و زن باردار، مقدار دز گزارش شده تنها تخمینی ابتدایی از دز اندام‌های جنین است. برای شبیه‌سازی کامل‌تر زن باردار و جنین، فانتوم‌های وکسل توسط محققان ساخته شد که هر کدام یک بخش کامل یا جزئی از بدن زن باردار را نشان می‌داد [۵-۸]. با این حال دقت آناتومیکی ضعیف، مرجع نبودن فانتوم، اندام محدود زن باردار و جنین از معایب اساسی آن‌ها بود [۹-۱۱]. درنهایت از سال ۲۰۰۸ به بعد، مدل‌های کاملی از زن باردار و جنین توسط چهار گروه تحقیقاتی در سراسر دنیا تهیه شدند که عبارتند از گروه مستقر در دانشگاه پلی‌تکنیک رنسلر [۱۲]، دانشگاه فلوریدا [۱۰-۱۱]، دانشگاه ژنو سوئیس [۱۳] و گروه تحقیقاتی دانشگاه فردوسی مشهد [۱۴]. اخیراً نیز کارگروه شماره ۱۰۳ کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر اشعه ICRP درصدد ارائه فانتوم‌هایی بر پایه سطوح مش از زن باردار است [۱۵].

در این پژوهش، محاسبات دزسنجی داخلی رادیوداروی ¹⁸F-FDG^۲ با تمرکز بر محاسبات مقدار S (مقدار میانگین دز جذب شده در اندام هدف حاصل از هر واپاشی ¹⁸F در اندام چشمه) برای سه فانتوم هیبریدی در سنین بارداری ۳، ۶ و ۹ ماهه انجام شده است. این محاسبات تاکنون تنها توسط یکی از

گروه‌های نامبرده فوق (دانشگاه ژنو سوئیس)، با فانتوم‌های ساخت خودشان انجام شده است [۱۳]. بنابراین به لحاظ مقایسه‌ای فقط یک دسته داده در اختیار ما قرار داشته است. فانتوم‌هایی که در اختیار ما قرار دارد، بر پایه فانتوم زن بزرگسال مرجع ICRP ساخته شده و شامل جزئیات آناتومیکی دقیقی می‌باشد [۱۶-۱۹]. محاسبات این مطالعه با استفاده از کد MCNPX2.6 انجام شده است [۲۰].

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. شبیه‌سازی زن باردار و جنین

برای شبیه‌سازی دقیق بدن زن باردار و جنین، از فانتوم‌های هیبریدی ۳، ۶ و ۹ ماهه، استفاده شده است. در ساخت این فانتوم‌ها، فانتوم زن بزرگسال مرجع ICRP، به‌عنوان مدل پایه به‌کار گرفته شده است [۲۱]. سپس از مجموعه تصاویر MRI و CT جنین سقط شده و هم‌چنین تصاویر MRI بیماران باردار برای ساخت فانتوم زن باردار و جنین استفاده شده است. در تهیه شکل سه‌بعدی فانتوم‌ها، جرم اندام زن باردار و جنین با داده‌های ICRP89 مطابقت داده شده است [۲۲]. این فانتوم‌ها با استفاده از نرم‌افزار Rhinoceros و یک کد وکسلایزر^۳ در محیط فرتن توسط گروه تحقیقاتی در دانشگاه فردوسی مشهد ساخته شده است.

فانتوم‌های جنین ۳، ۶ و ۹ ماهه قابل دسترس، شامل ۲۰ اندام و بافت مختلف است. این سری از فانتوم‌ها هم‌چنین شامل جزئیات سخت شدن استخوان‌ها متناسب با سن جنین است. وضعیت و نمایش جنین‌ها و سایر بافت‌ها در حفره رحمی، مانند جفت، بندناف و مایع آمنیوتیک با دقت از تصاویر پزشکی گرفته شده است. در ارائه فانتوم جنین، وضعیت فرارگیری معمول جنین در هر دوره بارداری، یعنی جابه‌جایی جنین از پا به سر در سه‌ماهه سوم بارداری، نیز

بین‌المللی حفاظت در برابر اشعه ICRP درصدد ارائه فانتوم‌هایی بر پایه سطوح مش از زن باردار است [۱۵]. در این پژوهش، محاسبات دزسنجی داخلی رادیوداروی ¹⁸F-FDG^۲ با تمرکز بر محاسبات مقدار S (مقدار میانگین دز جذب شده در اندام هدف حاصل از هر واپاشی ¹⁸F در اندام چشمه) برای سه فانتوم هیبریدی در سنین بارداری ۳، ۶ و ۹ ماهه انجام شده است. این محاسبات تاکنون تنها توسط یکی از

^۱ Positron Emission Tomography

^۲ ¹⁸F-Fluoro Deoxy Glucose

^۳ Voxelizer

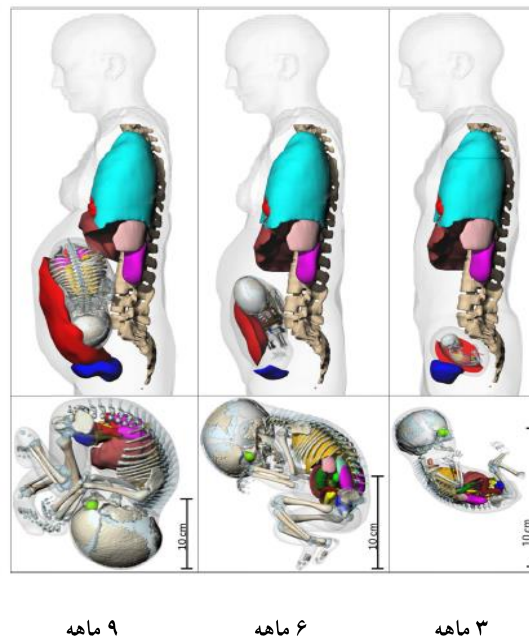
طبق گزارش ICRP128، دز جذبی رسیده به هر اندام هدف T را می‌توان از رابطه زیر به دست آورد [۲۴]:

$$D_T = \sum_S \tilde{A}_S S(T \leftarrow S) \quad (1)$$

که در آن، \tilde{A}_S پرتوزایی انباشته در اندام چشمه S است و مقدار آن در هر اندام به مدل زیستی رادیودارو بستگی دارد. مدل‌های زیستی، رفتار رادیودارو را از لحاظ برداشت، انتقال، بقا و دفع در یک اندام یا بافت معین توصیف می‌کنند. هنگامی که یک ماده پرتوزا وارد بدن می‌شود، توسط خون به همه نقاط بدن منتقل می‌شود. هر بافت، با توجه به ویژگی‌های زیستی ماده پرتوزا، مقداری از آن را برداشت می‌کند، سپس آن ماده از هر اندام و به‌طور کلی از بدن دفع می‌شود. آهنگ انجام تمام این رویدادها در مدل‌های زیستی تعیین می‌شود. پرتوزایی انباشته که به پرتوزایی اولیه رادیوایزوتوپ، نیمه‌عمر و مدل زیستی رادیودارو وابسته است، از انتگرال‌گیری زمانی پرتوزایی به دست می‌آید. با استفاده از نمونه‌گیری خون، ادرار و تصاویر PET نیز می‌توان غلظت ماده پرتوزا و در نتیجه پرتوزایی را اندازه‌گیری نمود. مقدار S یا فاکتور S با نمادنگاری $S(T \leftarrow S)$ مشخص شده و S-Value نامیده می‌شود.

مقدار S، مقدار دز میانگین رسیده به اندام هدف T به ازای یک واپاشی در اندام چشمه S می‌باشد. مقدار S به ویژگی‌های فیزیکی هسته پرتوزا شامل نوع و انرژی پرتوهای گسیلی، احتمال گسیل و فاصله بین چشمه و هدف وابسته می‌باشد. در دزسنجی جنین باید مقدار S ناشی از تمام اندام‌های چشمه تعیین شوند تا در نهایت دز جذبی کل جنین را بتوان محاسبه نمود. در این مطالعه، از کد محاسباتی مونت‌کارلو MCNPX2.6 برای محاسبه مقدار S در اندام جنین استفاده شده است. برای این منظور جفت، مایع آمنیوتیک و جنین ۳، ۶ و ۹ ماهه و همچنین اندام‌های مغز، قلب، مثانه، کبد، ریه‌ها، کلیه‌ها و سایر اندام‌های زن باردار در برنامه‌هایی جداگانه به عنوان چشمه پرتوزای پوزیترون ^{18}F تعریف گردید. سپس

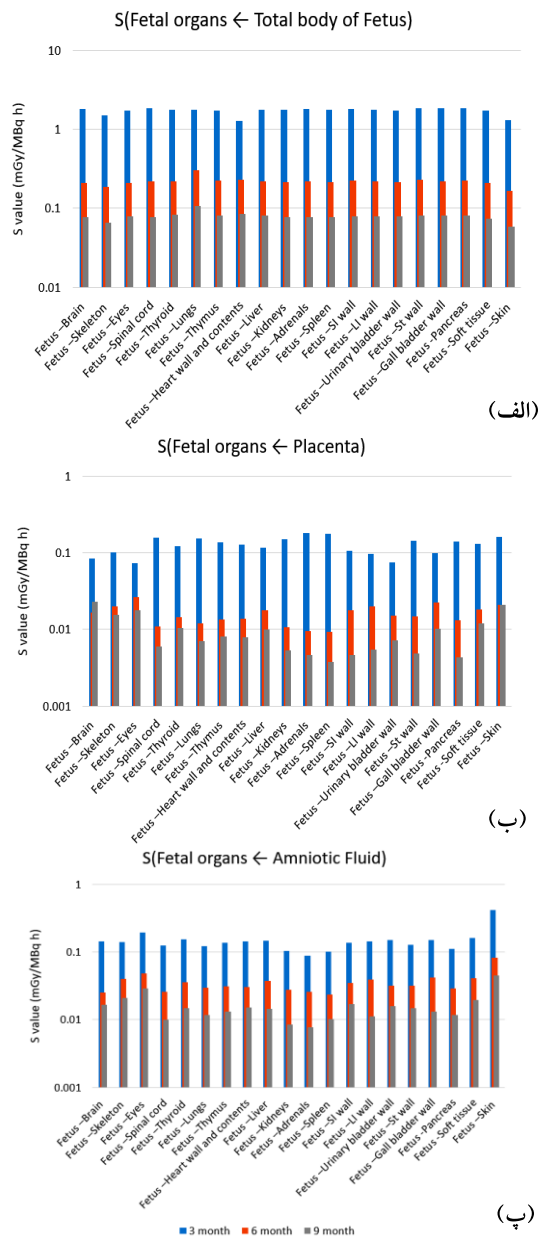
در نظر گرفته شده است. در شکل ۱ نمای از فانتوم‌های ساخته شده، نمایش داده شده است.



شکل (۱): نمای از فانتوم‌های زن باردار و جنین ساخته شده در دانشگاه فردوسی مشهد [۱۴].

۲.۲. دزسنجی داخلی

رادیوایزوتوپ ^{18}F مورد استفاده در رادیوداروی ^{18}F -FDG از طریق گسیل پوزیترون با انرژی میانگین ۰/۲۵ MeV و با نیمه‌عمر ۱۰۹/۷۷ دقیقه به ایزوتوپ پایدار ^{18}O واپاشی می‌کند. پس از ورود رادیودارو به بدن، براساس فرمول شیمیایی آن، اندام‌های مختلفی از بدن ممکن است آن را برداشت کرده و رادیودارو در آن‌ها انباشت شود. در این صورت هر ناحیه حاوی ماده پرتوزا، به چشمه گسیلنده پوزیترون تبدیل شده و می‌تواند بافت خود و مجاور را به‌عنوان ناحیه هدف مورد تابش قرار دهد. در نتیجه، هر اندام یا بافت پس از ورود رادیودارو به بدن دز دریافت می‌کند، حتی اگر خود اندام پرتوزایی نداشته باشد. دز جذبی ناشی از مواد پرتوزایی که وارد بدن شده‌اند، دز داخلی نام دارد. اندازه‌گیری مستقیم دز داخلی به صورت عملی امکان‌پذیر نیست و این مقدار باید با استفاده از شبیه‌سازی و محاسبات به دست آید [۲۳].



شکل (۲): مقدار S اندام‌های جنین ۳، ۶ و ۹ ماهه ناشی از پرتو زایی کل بدن جنین، جفت و مایع آمنیوتیک.

این داده‌ها تاکنون تنها توسط یکی از گروه‌های تحقیقاتی مستقر در دانشگاه ژنو سوئیس، با استفاده از فانتوم‌های ساخته شده به دست ایشان انجام شده است [۱۳]. بنابراین به لحاظ مقایسه‌ای فقط یک دسته داده در اختیار ما قرار داشته است. در مقاله منتشر شده، داده‌ها به صورت کسر جذبی ویژه (SAF^1) برحسب $1/g$ ، در هفته‌های مختلف بارداری، از هفته ۸ تا ۳۸ گزارش شده است. مقادیر SAF با ضرب در مقدار انرژی

با استفاده از تالی $F6+$ دز جذبی در اندام هدف محاسبه شده و در احتمال گسیل پوزیترون توسط این رادیوایزوتوپ نیز ضرب گردیده است. لازم به ذکر است در تمامی محاسبات خطای آماری کمتر از ۲ درصد می‌باشد.

۳. نتایج

مقدار S برای رادیوایزوتوپ ^{18}F ، برای اندام چشمه جفت، مایع آمنیوتیک و جنین ۳، ۶ و ۹ ماهه و هم‌چنین اندام‌های مغز، قلب، مثانه، کبد، ریه، کلیه‌ها و سایر اندام‌های زن باردار برحسب $mGy/MBq.h$ محاسبه شده است. در شکل ۲ مقدار S برای اندام‌های مختلف جنین، هنگامی که کل بدن جنین چشمه است، نشان داده شده است. برای نشان دادن این کمیت به اختصار از نماد $S(\text{Fetal organs} \leftarrow \text{Total body of Fetus})$ استفاده می‌شود.

با توجه به شکل ۲-الف مشاهده می‌شود که با افزایش سن جنین، مقدار S در اندام‌های مختلف جنین کاهش می‌یابد. این روند کاهشی بسیار چشم‌گیر است، به طوری که محور عمودی نمودار با مقیاس لگاریتمی رسم شده است. البته باید به این نکته توجه داشت که مقدار S، دز میانگین به‌ازای یک واپاشی است و با مقدار دز جذبی متفاوت است. در صورتی که مقادیر دز جذبی مطلوب باشد، این مقادیر S باید در پرتو زایی انباشته ضرب شده و سپس مجموع آن‌ها محاسبه گردد.

در شکل‌های ۲-ب و ۲-پ نیز روند کاهشی مشابهی مشاهده می‌شود. البته موارد استثنایی هم وجود دارند. به‌عنوان مثال $S(\text{Fetus-Brain} \leftarrow \text{Placenta})$ که برای جنین ۹ ماهه کوچک‌تر از جنین ۶ ماهه نمی‌باشد. علت به‌دست آمدن این مقدار بزرگ S برای مغز جنین در قسمت بحث، بیان خواهد شد.

¹ Special Absorbed Fraction

پوزیترون‌ها به دلیل باردار بودن و دارا بودن سطح مقطع بالای اندرکنش نابودی زوج، قدرت نفوذ کم‌تری دارند. بنابراین پوزیترون‌های گسیل شده از اندام چشمه کسر بزرگی از انرژی خود را درون همان اندام به بافت منتقل می‌کنند. در نتیجه در مورد خودجذبی اثر جرم اندام غالب است. در صورتی که مقدار پرتوژایی یکسانی در نظر گرفته شود، جرم کم‌تر، متناظر با دز جذبی بالاتر است. بنابراین با افزایش سن جنین و بزرگ شدن اندام، مقدار S در اندام چشمه کاهش می‌یابد. برای مشاهده این اثر به شکل ۲- الف، شکل ۳ و شکل ۵- الف توجه نمایید.

از سوی دیگر اگر اندام چشمه و هدف متفاوت باشند، فاصله بین اندام چشمه و هدف، نقش اصلی را در میزان انرژی ذخیره شده در اندام هدف ایفا می‌کند. زیرا برخلاف پوزیترون‌های گسیلی، فوتون‌های حاصل از نابودی زوج از داخل اندام چشمه فرار کرده و مقدار زیادی در داخل بدن نفوذ می‌کنند که مقدار نفوذ آن به انرژی اولیه بستگی دارد. فوتون‌ها به‌طور قابل‌توجهی در دز بافت‌ها و اندام‌های هم‌جوار اندام چشمه اصلی نقش دارند، درحالی‌که پوزیترون‌ها به‌صورت موضعی انرژی خود را غالباً در همان بافتی ذخیره می‌کنند که از آن گسیل شده‌اند. بنابراین با افزایش سن جنین، اگر فاصله بین اندام‌های چشمه و هدف افزایش یابد، مقدار S اندام هدف، که غالباً ناشی از فوتون‌ها می‌باشد، کاهش می‌یابد. برعکس اگر فاصله بین اندام‌های چشمه و هدف با افزایش سن جنین، کاهش یابد، مقدار S افزایش می‌یابد. این روند کاهش با افزایش سن به‌خوبی در شکل‌های ۲- ب و ۲- پ دیده می‌شود. در مورد مغز جنین در شکل ۲- ب، به‌علت قرارگیری سر جنین ۹ ماهه در مجاورت حجم بزرگی از جفت در قسمت تحتانی، پرتوهای بیشتری از ناحیه جفت در مغز جنین جذب می‌شوند. بنابراین مقدار S نسبت به ۶ ماه کاهش نیافته است. البته این توصیف کیفی است و برای نشان دادن این موضوع به‌صورت کمی، می‌توان توزیع فاصله بین اندام چشمه و اندام

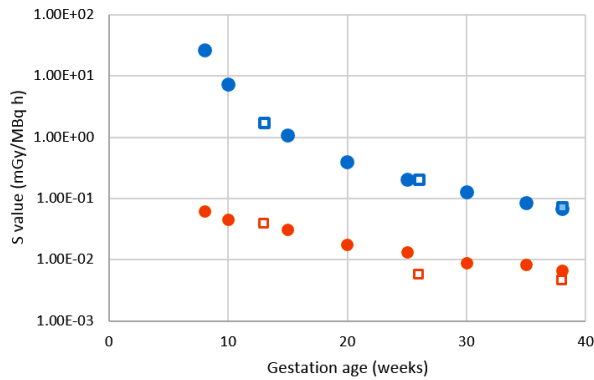
میانگین پوزیترون و احتمال گسیل توسط رادیوایزوتوپ ^{18}F به مقادیر S تبدیل شده و سپس درون‌یابی داده‌ها برای سن ۳ و ۶ ماه که متناظر با ۱۳ و ۲۶ هفته فرض شده است، انجام شده است.

شکل ۳، ۴ و ۵ مقایسه بین داده‌های این مطالعه و داده‌های مطالعه مورد اشاره را نشان می‌دهد. در شکل‌های ۳ و ۴ مقادیر S برای تمام اندام‌های جنین، اما فقط در سه سن جنینی ۳، ۶ و ۹ ماه در نظر گرفته شده است.

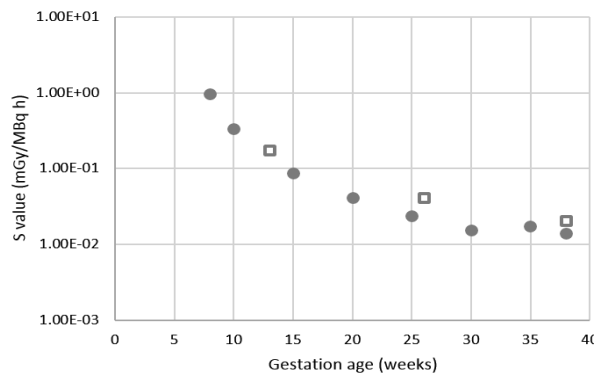
در شکل ۳ توافق قابل‌قبولی بین داده‌های این مطالعه و Xie و همکاران وجود دارد (اختلاف داده‌ها به‌طور میانگین ۳۰٪، ۱۱٪ و ۶٪ به‌ترتیب برای سنین ۳، ۶ و ۹ ماه است). اما در شکل ۴ اختلاف‌های بزرگ‌تری مشاهده می‌شود. به‌ویژه در جنین ۶ ماهه که اختلاف داده‌ها به‌طور میانگین تا ۴۰٪ است. به‌علت بروز این اختلاف در بخش بعدی پرداخته خواهد شد. شکل ۵ نیز نوعی مقایسه بین داده‌هاست، با این تفاوت که کل بدن جنین به‌عنوان اندام هدف در نظر گرفته شده است و نمودار برحسب سن جنین ترسیم شده است. اندام چشمه به‌ترتیب کل بدن جنین، محتویات مثانه زن باردار، مایع آمنیوتیک، جفت و کلیه‌های زن باردار در شکل‌های ۵ (الف تا ت) در نظر گرفته شده است. این نمودارها نیز نشان می‌دهند که داده‌های محاسبه شده در این مطالعه در بازه معقولی نسبت به داده‌های مطالعه Xie و همکاران قرار دارند. با توجه به نتایج به‌دست آمده، به‌نظر می‌رسد که تنها علت تفاوت بیم دو دسته داده، هندسه متفاوت دو مدل مورد استفاده است.

۴. بحث

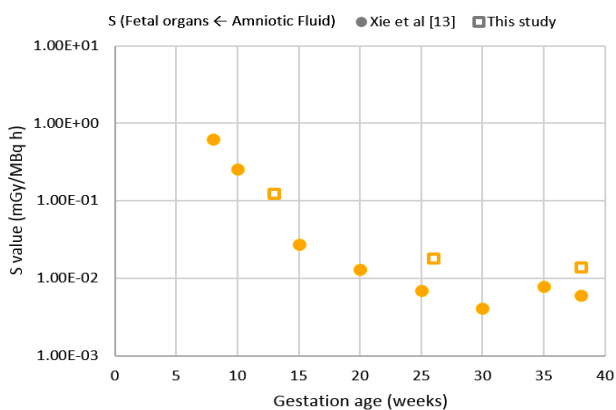
با توجه به نتایج به‌دست آمده، ملاحظه می‌گردد که با افزایش سن جنین و بزرگ شدن اندام‌ها، مقدار S در اندامی که چشمه است، کاهش می‌یابد. زیرا دز جذبی در اندام‌های چشمه به‌طور عمده ناشی از پوزیترون‌های گسیل شده از خود اندام است.



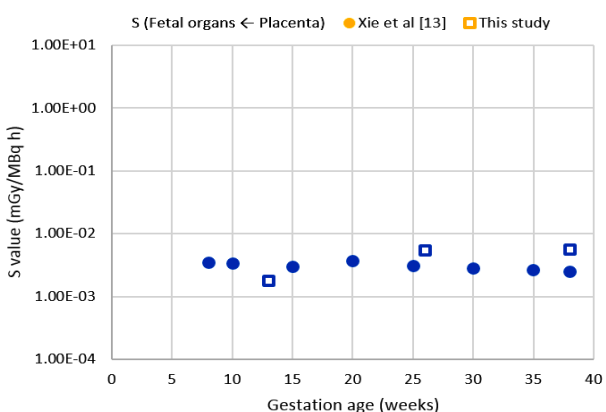
(الف)



(ب)



(پ)

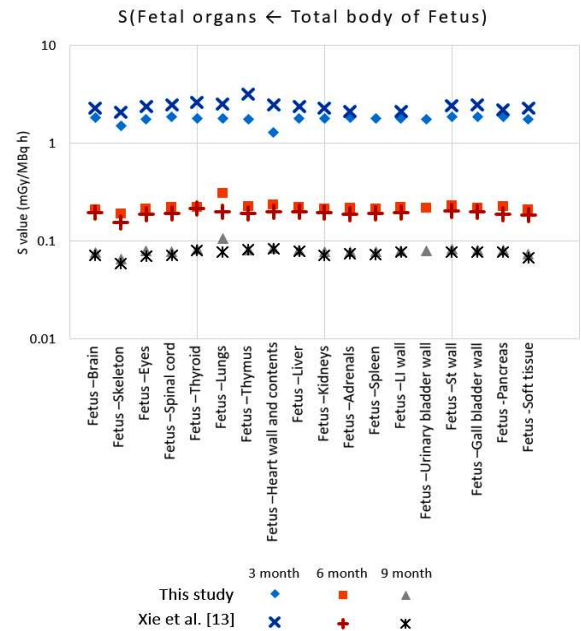


(ت)

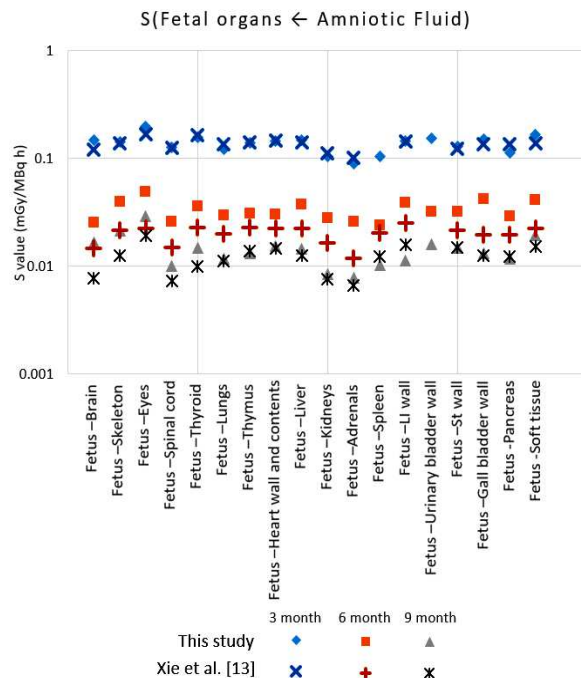
S (Fetal organs ← Maternal Kidneys) ● Xie et al [13] ■ This study

شکل (۵): مقایسه مقادیر S این مطالعه و مرجع [۱۳] برحسب هفته‌های مختلف بارداری.

هدف را رسم نمود. در متون علمی این مفهوم با اصطلاح CLD^۱ شناخته می‌شود. در این مقاله فقط به توصیف کیفی بسنده شده است.



شکل (۳): مقایسه مقادیر S این مطالعه و مرجع [۱۳] برای اندام‌های مختلف جنین به‌ازای پرتوهای گسیل شده از کل بدن جنین.



شکل (۴): مقایسه مقادیر S این مطالعه و مرجع [۱۳] برای اندام‌های مختلف جنین به‌ازای پرتوهای گسیل شده از مایع آمنیوتیک.

¹ Chord Length Distribution

اختلاف‌های بزرگ‌تری که به‌ویژه در جنین ۶ ماهه در شکل ۴ مشاهده می‌شود، نیز به‌همین دلیل است. در واقع دلیل این اختلاف، تفاوت توزیع فاصله بین چشمه (مایع آمنیوتیک) و اندام هدف (اندام‌های چشمه) برای جنین ۶ ماهه، در فانتوم مورد استفاده در این مطالعه و فانتوم‌های مورد استفاده در مرجع [۱۳] می‌باشد.

۵. نتیجه‌گیری

با توجه به مقایسه‌های انجام شده، مشاهده می‌شود که مقادیر S برای هفته‌های مختلف بارداری با استفاده از دو سری متفاوت فانتوم زن باردار از روند مشابهی تبعیت می‌کند. در بعضی موارد تفاوت‌های قابل توجهی (به‌طور میانگین تا ۴۰٪) نیز به‌دست آمده است. این تفاوت‌ها به‌علت تفاوت در هندسه دو

فانتوم به‌وجود آمده است. بنابراین در صورتی‌که برآورد این داده‌ها برای بیمار مد نظر باشد، باید هندسه دقیق زن باردار و جنین در دسترس باشد. اما برای ساخت فانتوم منطبق بر هندسه بیمار، تصاویر سه‌بعدی از اندام‌های بدن مادر و جنین مورد نیاز است. از طرفی در صورت دراختیار داشتن چنین تصاویری، کل فرآیند ساخت فانتوم و انجام محاسبات مونت‌کارلو بسیار زمان‌بر خواهد بود. در مطالعات آینده تلاش بر این است که روشی برای ساخت فانتوم وابسته به بیمار با استفاده از تعداد محدودی اندازه‌گیری تبیین شود و بدین ترتیب، دقت دز محاسبه شده افزایش یابد. این اندازه‌گیری‌ها می‌تواند شامل اندازه‌گیری فواصل بین اندام‌ها و حجم چندین اندام با استفاده از روش‌های تصویربرداری معمول از زن باردار مانند سونوگرافی دوبعدی باشد.

۶. مراجع

- [1] T. Mokhtarian. Breast Cancer at Pregnancy, *Laboratory & Diagnosis*, 9(35) (2017) 54-61.
- [2] D.D. Martin. Review of radiation therapy in the pregnant cancer patient, *Clinical obstetrics and gynecology*, 54(4) (2011) 591-601.
- [3] Z. Massomi, S. Khani, M. Gharosian, M. Farhadian and A. Shayan. The prevalence of abnormal Pap smears in females referred to health centers affiliated to medical sciences during the Years 2012 to 2016, *Journal of Education and Community Health*, 3(2) (2022) 16-22.
- [4] M.G. Stabin, E.E. Watson, M. Cristy, J.C. Ryman, K.F. Eckerman, J.L. Davis, D. Marshall, and M.K. Gehlen. Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy, *Oak Ridge National Lab., TN (United States)* (1995).
- [5] J. Chen. Mathematical models of the embryo and fetus for use in radiological protection, *Health Physics*, 86(3) (2004) 285-295.
- [6] P. Zanotti-Fregonara, T.M. Koroscil, J. Mantil, and M. Satter. Radiation dose to the fetus from [18F]-FDG administration during the second trimester of pregnancy, *Health physics*, 102(2) (2012) 217-219.
- [7] P. Zanotti-Fregonara and M.G. Stabin. New fetal radiation doses for 18F-FDG based on human data, *Journal of Nuclear Medicine*, 58(11) (2017) 1865-1866.
- [8] P. Zanotti-Fregonara, M. Chastan, A. Edet-Sanson, O. Ekmekcioglu, E.B. Erdogan, S. Hapdey, E. Hindie and M.G. Stabin. New fetal dose estimates from 18F-FDG administered during pregnancy: standardization of dose calculations and estimations with voxel-based anthropomorphic phantoms, *Journal of Nuclear Medicine*, 57(11) (2016) 1760-1763.
- [9] X.G. Xu and K.F. Eckerman. *Handbook of anatomical models for radiation dosimetry*, (2009).
- [10] M.R. Maynard, J.W. Geyer, J.P. Aris, R.Y. Shifrin, and W. Bolch. The UF family of hybrid phantoms of the developing human fetus for computational radiation dosimetry, *Physics in Medicine & Biology*, 56(15) (2012) 4839-4879.
- [11] M.R. Maynard, N.S. Long, N.S. Moawad, R.Y. Shifrin, A.M. Geyer, G. Fong and W.E. Bolch. The UF Family of hybrid phantoms of the pregnant female for computational radiation dosimetry, *Physics in Medicine & Biology*, 59(15) (2014) 4325-4343.
- [12] X.G. Xu, V. Taranenko, J. Zhang and C. Shi. A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods-RPI-P3,-P6 and-P9, *Physics in Medicine & Biology*, 52(23) (2007) 7023-7044.
- [13] T. Xie and H. Zaidi. Development of computational pregnant female and fetus models and assessment of radiation dose from positron-emitting tracers, *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 43(13) (2016) 2290-2300.
- [14] L. Rafat-Motavalli, H. Miri-Hakimabad and E. Hoseinian-Azghadi. Hybrid pregnant reference phantom series based on adult female ICRP reference phantom, *Radiation Physics and Chemistry*, 144 (2016) 386-395.
- [15] ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37 (2-4) (2007).
- [16] E. Hoseinian-Azghadi, L. Rafat-Motavalli and H. Miri-Hakimabad. Development of a 9-months pregnant hybrid phantom and its internal dosimetry for thyroid agents. *Journal of radiation research*, 55(4) (2014) 730-747.
- [17] L. Rafat-Motavalli, H. Miri-Hakimabad and E. Hoseinian-Azghadi. Fetal and maternal dose assessment for diagnostic scans during pregnancy. *Physics in Medicine & Biology*, 61(9) (2016) 3596-3608.
- [18] 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.
- [19] L. Rafat-Motavalli, H. Miri-Hakimabad and E. Hoseinian-Azghadi. Dosimetric factors for diagnostic nuclear medicine procedures in a non-pregnant phantom, *Journal of Radiological Protection*. 38(3) (2018) 908-922.
- [20] D.B. Pelowitz, J.W. Durkee, J.S. Elson, M.L. Fensin, J.S. Hendricks, M.R. James, R.C. Johns, G.W. McKinney, S.G. Mashnik, J.M. Verbeke and L.S. Waters. MCNPX 2.7. 0 Extensions. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, LA-UR-11-02295, 4 (2011).
- [21] ICRP. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. *Ann. ICRP* 39 (2) (2009).
- [22] ICRP. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. *Ann. ICRP* 32 (3-4) (2002).
- [23] M. Zankl, J. Becker, H. Schlattl, N. Petoussi-Hens, K.F. Eckerman, W.E. Bolch and C. Hoeschen. Computational phantoms of the ICRP reference male and reference female. In *Proceedings of the 12th Congress of the International Radiation Protection Association* (2008) 1-9.
- [24] ICRP. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances. ICRP Publication 128. *Ann. ICRP* 44(2S) (2015).