

همزمان با دقت زیادی ممکن نیست، تنها در صورتی می‌توان به صورت عملی دزسنجی را انجام داد که به جای اندام یا بافت مورد نظر دزسنج قرار بگیرد که این امر امکان‌پذیر نمی‌باشد. فقط برای برخی از اندام‌ها مانند مثانه که دارای حفره هستند، می‌توان در نزدیکی آن‌ها دزسنج را جاسازی کرد و برای آن نقطه مقدار تخمینی دز را به طور عملی به دست آورد که البته از دقت بالایی برخوردار نیست.

به همین علت برای رفع این مشکل، روش‌های محاسباتی مونت‌کارلو در دزسنجی پدید آمدند. این روش بر اساس رفتار آماری پرتوها و محاسبات عددی، شرایط پرتودهی چشمه تابش و اندرکنش پرتو با بافت را شبیه‌سازی می‌کند. اگر این شبیه‌سازی به طور دقیق انجام شود، می‌توان توزیع دز در ناحیه هدف را با دقت زیادی تعیین نمود.

ارائه روش‌های جدید برای درمان بیماری، در جهت بهبود بخشیدن روند درمان، موفقیت بیشتر در درمان، رساندن کمترین آسیب به بافت‌های سالم و کوتاه کردن مدت درمان انجام می‌شود. این کار نیازمند طراحی و محاسبات بسیار دقیق می‌باشد. برای افزایش دقت دزسنجی و اطمینان از توزیع بهینه دز در ناحیه درمان، استفاده از فانتوم‌های وکسل، امکان دزسنجی دقیق در هر نقطه از حجم هدف و بافت‌های سالم را فراهم نموده است [۲].

این روش‌ها در طی زمان کاربرد بیشتری پیدا کرده‌اند و همین‌طور دقت و صحت آن‌ها در شرایط مختلف پرتودهی باعث شد تا روش مونت‌کارلو به عنوان یک روش استاندارد در دزسنجی بیان شود. این شبیه‌سازی شامل دو مرحله است:

- ۱) شبیه‌سازی چشمه پرتوزا (هر نوع چشمه با مشخصات طیف انرژی، نوع ذره گسیلی و هندسه).
- ۲) شبیه‌سازی بدن بیمار و بررسی توزیع دز در اندام‌های مختلف.

به مدل‌های واقعی بدن که بر اساس هندسه واقعی بدن انسان تهیه می‌شود، فانتوم‌های محاسباتی می‌گویند. مطابق با توصیه سال ۲۰۰۷ کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر پرتوها، برای هر نژادی فانتوم مرجع ساخته شود [۳]. تاکنون، کشورهای ژاپن، چین، و کره مدل‌های مرجع را برای محاسبات دزسنجی تهیه کرده‌اند.

نتایج محاسبات، اختلافات قابل ملاحظه‌ای را با داده‌های منتشر شده برای فانتوم مرجع جهانی ICRP نشان می‌دهد [۲]. به همین دلیل، استفاده از کتابخانه داده‌های دزسنجی مرجع جهانی برای همه نژادها با نگرانی‌هایی همراه است. تا به حال محاسبات دزسنجی برای فانتوم مرجعی که نماینده نژاد و قومیت ایرانی باشد، انجام نشده است. در این مطالعه اهمیت نقش استفاده از فانتوم محاسباتی مرجع ایرانی در درمان با رادیودارو بررسی می‌شود.

به این منظور، فانتوم مرجع زن ایرانی طراحی و ساخته شده است و کتابخانه دزسنجی داخلی برای برخی از رادیوداروهای پرکاربرد با استفاده از محاسبات مونت‌کارلو تهیه شده است. تا کنون چندین بسته نرم‌افزاری و کتابخانه داده‌ها برای دزسنجی داخلی تهیه شده است، اما به سه دلیل عمده، کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر پرتوها توصیه کرده است تا داده‌های محاسباتی بیشتری توسط محققان ارائه شود:

- ۱) نیاز جدی به بررسی فیزیکی مساله برای پاسخ دادن به این سوال که دزسنجی داخلی تا چه اندازه به هندسه چشمه و هدف، نوع پرتو، و انرژی آن وابسته است؟
- ۲) فیزیک تراپرد پرتوها شامل اثر الگوریتم محاسبه دز و انتخاب کتابخانه حاوی سطح مقطع‌ها و طیف‌های گسیلی در دزسنجی داخلی نیاز بیشتری به تحلیل و بررسی دارد.
- ۳) داده‌های موجود برای فانتوم‌های مرجع جهانی که اطلاعات آناتومی نژاد قفقازی را نمایندگی می‌کنند، به دست آمده‌اند

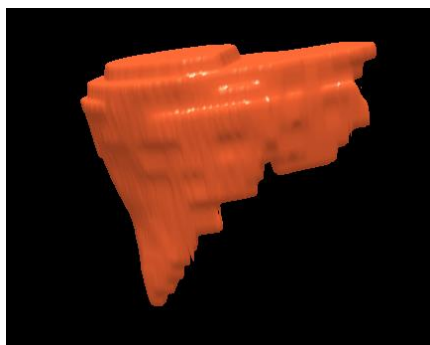
۲.۱.۲. مرزبندی اندام‌های بدن

تمام مجموعه‌های تصاویر ام‌آرآی در نرم افزار 3D-Doctor مورد پردازش قرار گرفت و مرز اندام‌ها و بافت‌های مختلف به صورت منحنی‌های بسته‌ای مشخص شدند. شکل ۱ نمونه‌ای از مرزبندی کبد در یک مقطع از بدن را نشان می‌دهد.



شکل (۱): تصویر مقطعی از بدن فرد داوطلب که توسط دستگاه ام‌آرآی گرفته شده است. مرزبندی اندام کبد در این تصویر مشاهده می‌شود.

پس از آنکه اندام مورد نظر در تمامی تصاویر مرزبندی شد، از قابلیت ساخت سطوح مش در این نرم‌افزار استفاده شده است تا شکل سه بعدی از اندام مورد نظر بدست آید. شکل ۲ سطح مش کبد فرد داوطلب را نشان می‌دهد که حاصل مرزبندی روی تصاویر ام‌آرآی می‌باشد.



شکل (۲): مش حاصل از مرزبندی‌های بافت کبد فرد داوطلب که توسط نرم‌افزار 3D-Doctor ساخته شده است.

به این ترتیب سطوح مش اندام‌های مختلف برای تمام مجموعه تصاویر به دست آمده است. این سطوح بایستی کنار هم قرار بگیرند تا کل بدن فرد ساخته شود. به این منظور از نرم‌افزاری به نام Rhinoceros برای مدل‌سازی سه بعدی استفاده شده است.

و با توجه به تفاوت‌های نژادی و اثر آن بر اندرکنش پرتو با بدن انتظار می‌رود برای هر نژاد کتابخانه‌های اختصاصی آن باید مورد استفاده قرار گیرد. برای پاسخ دادن به سوالات مطرح شده، فانتوم مرجع نژاد ایرانی باید ساخته شود. فانتوم مرجع ایرانی با استفاده از تصاویر سی‌تی اسکن و ام‌آرآی مربوط به جامعه آماری ۵۰ زن بزرگسال ایرانی ساخته شد. سپس با استفاده از محاسبات مونت کارلو، دزسنجی داخلی در فانتوم ایرانی و مرجع جهانی برای رادیوداروهای رایج در پزشکی هسته‌ای انجام شد. این رادیوداروها حامل هسته‌های پرتوزای ید-۱۳۱، تکنسیم-۹۹m و فلوتور-۱۸ می‌باشند. در این مطالعه از کد محاسباتی مونت کارلو MCNPX 2.6 استفاده شده است و پس از شبیه‌سازی فانتوم پارامترهای دزسنجی با نتایج ICRP مقایسه شده‌اند.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. ساخت مدل مرجع ایرانی

در این قسمت ساخت فانتوم مرجع زن ایرانی بررسی و روش‌های به کاررفته در ساخت آن به اختصار مرور می‌شود. همچنین برخی از ویژگی‌هایی که به فانتوم افزوده شده است مطالعه می‌گردد.

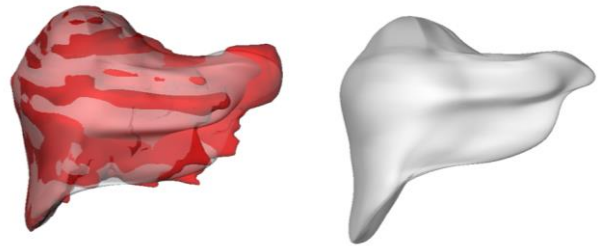
۱.۱.۲. تهیه تصاویر از فرد داوطلب

برای دسترسی به اطلاعات تمام اندام‌ها، به تصاویر پزشکی از تمام مقاطع بدن نیاز است. از جمله تصاویر پزشکی که این اطلاعات را در اختیار کادر پزشکی قرار می‌دهند، تصاویر سی‌تی اسکن و ام‌آرآی می‌باشند. روش ام‌آرآی برای تصویربرداری از فرد داوطلب انتخاب شد.

۳.۱.۲. ساخت نسخه BREP فانتوم زن وابسته به شخص

در بخش ۲.۱.۲، فانتوم مربوط به شخص داوطلب با سطوح مش ساخته شد. اما نقص‌هایی در این نسخه وجود دارد که باید برطرف شود. این نقص‌ها عبارتند از (الف) هموار نبودن سطح برخی از اندام‌ها (حالت پله‌ای مشهود در شکل ۲) به سبب ضخامت زیاد بین مقاطع تصاویر ام‌آر‌آی، (ب) دو تکه بودن بعضی از اندام‌هایی که در دو مجموعه مختلف از تصاویر قابل رؤیت هستند.

برای رفع این نواقص از سطوحی به نام سطوح NURBS استفاده شده است. این سطوح نیز مانند سطوح مش با تعدادی نقطه تعریف می‌شود اما معادلات ریاضی مرتبط با آن‌ها پیچیده‌تر از سطوح مش و در تعریف آن از توابع هارمونیک کروی استفاده شده است. یکی از ویژگی‌های سطوح NURBS، هموار و صیقلی بودن سطح آن است. به عنوان مثال، سطح NURBS و مش ساخته شده برای کبد در شکل (۳) رسم شده است.



شکل (۳): تصویر سمت چپ: مقایسه مش اصلی و سطح NURBS بافت کبد و تصویر سمت راست: سطح NURBS بافت کبد.

برخی از بافت‌ها از قبیل تیموس و ستون مهره‌ها با استفاده از مدل‌های آناتومی ایجاد شدند. بافت‌های نخاع و غضروف دنده‌ها با استفاده از اطلاعات آناتومی و تصاویر ام‌آر‌آی ساخته شدند.

۴.۱.۲. تهیه داده‌های جرم مرجع

فانتوم مرجع فانتومی است که تمام اطلاعات از قبیل قد و وزن آن و همچنین حجم یا جرم اندام‌ها، براساس میانگین نژاد مربوطه باشد. بنابراین برای ساخت فانتوم مرجع ایرانی، باید میانگین جرم یا حجم تمام اندام‌ها و همچنین میانگین جرم و قد نژاد ایرانی در یک جامعه آماری قابل توجه به‌دست آید. برای جمع‌آوری اطلاعات مربوط به جرم اندام‌های مختلف بدن، تصاویر سی‌تی اسکن از مراکز مختلف پزشکی تهیه شد.

همه این تصاویر از تنه کامل بیمار تهیه شده است و پس از بررسی در مورد طبیعی بودن ساختار اندام‌های بدن به مجموعه تصاویر برگزیده اضافه شد. در نهایت مجموعه تصاویری شامل ۵۰ زن ایرانی، جمع‌آوری شد. برای این ۵۰ مجموعه تصویر، تمام اندام‌هایی که به وضوح قابل تمایز بودند با نرم‌افزار 3D-Doctor مرزبندی شده و سطح مش تمامی آن‌ها ساخته شده است. پس از برآورد حجم اندام‌ها، برازش گاوسی با رگرسیون بالای ۰/۸ روی حجم اندام‌ها صورت گرفت و میانگین حاصل از برازش گاوسی به عنوان داده مرجع جمعیت ایرانی در نظر گرفته شد.

همچنین داده‌های قد و وزن یک جمعیت ۵۰ تایی از زنان بزرگسال از مراکز پزشکی کنترل سلامت (دستگاه Inbody) جمع‌آوری شد. در جمع‌آوری داده‌ها به این نکته توجه شده است که داده‌های مربوط به افرادی که از لحاظ ظاهری سالم باشند، در مجموعه منتخب لحاظ شود.

سپس فراوانی داده‌های قد و وزن با یک منحنی گاوسی برازش و مقدار میانگین آن به عنوان مقدار مرجع اعلام شد. انطباق این دو مجموعه داده (تصاویر سی‌تی و داده‌های کنترل سلامت) با مقایسه وزن تنه تایید شده است.

۵.۱.۲. تهیه فانتوم وکسل مرجع ایرانی

حجمی را می‌توان از مکعب مستطیل‌های کوچک پر کرد. یکی از روش‌هایی که فانتوم‌ها در محاسبات دزسنجی وارد می‌شوند، در نظر گرفتن فانتوم به صورت مکعب مستطیل‌های کوچکی است که تمام حجم آن را پر کرده است. ابعاد این مکعب مستطیل‌ها می‌تواند به طور دلخواه انتخاب شود. به آرایه وکسل‌هایی که در مکعب مستطیل بزرگی چیده می‌شوند و کل فانتوم را با تمام اندام‌ها و بافت‌های آن تعریف می‌کنند، آرایه وکسلی می‌گویند. در این مطالعه ابعاد هر وکسل فانتوم زن ایرانی برابر با $(1/75 \times 1/75 \times 3/5)$ (mm³) تعیین شده است (شکل ۴).



شکل (۴): بافت کبد و نمایش وکسل‌های آن.

فایل خروجی کد وکسل‌ساز به صورت فایل متنی است که توسط کد فرترن دیگری خوانده می‌شود و در نهایت درون آرایه وکسلی قرار می‌گیرد. برای تمام اندام‌ها، در جدول A.1 واقع در ICRP110، شماره ID مربوط به هر اندام گزارش شده است. این آرایه سه بعدی به گونه‌ای است که هر درایه آن شماره ID یک اندام است. این آرایه سه بعدی را آرایه وکسلی یا فانتوم وکسل می‌نامند.

۶.۱.۲. افزودن گره‌های لنفوای به آرایه وکسلی

گره‌های لنفوای یکی از اندام‌های مهم از لحاظ حفاظت در برابر اشعه است. به دلیل کوچک بودن این گره‌ها تمام ساختار آن در تصاویر قابل مشاهده نیست. بنابراین با توجه به مطالعاتی که تا کنون انجام شده است [۴] و همچنین تصمیم این گروه تحقیقاتی، گره‌های لنفوای پس از مرحله

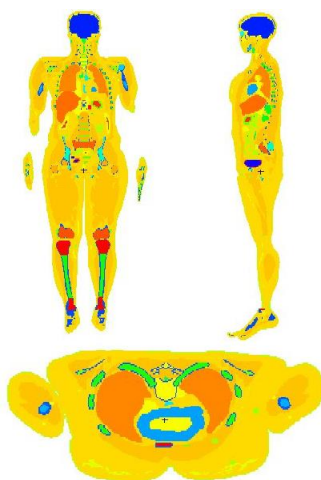
وکسل‌سازی به آرایه اضافه شده است. به این منظور، کد فرترنی نوشته شده است که از روش مونت‌کارلو برای تولید گره‌های لنفوای استفاده می‌کند. این کد، آرایه وکسلی را به عنوان ورودی می‌گیرد و پس از قرار دادن گره‌های لنفوای در آن، یک آرایه وکسلی جدید را به‌عنوان خروجی ثبت می‌کند.

دیگر اطلاعاتی که به کد مورد نظر داده شده است، شامل تعریف ۱۶ موقعیت اصلی به صورت کروی برای گره‌های لنفوای، شعاع این گره‌ها و همچنین تعداد گره‌های لنفوای داخل آن و شعاع هر گره می‌باشد. این ۱۶ موقعیت اصلی شامل گره‌های گردنی، فوق صدري، زیر بغل (چپ و راست)، پستان (چپ و راست)، صدري (فوقانی و تحتانی)، آرنج (چپ و راست)، کشاله ران (چپ و راست)، زانو (چپ و راست) و شکمی (چپ و راست) می‌باشند. با استفاده از این داده‌های ورودی، مکان گره‌های لنفوای در داخل این ۱۶ موقعیت به صورت یکنواخت تولید می‌شوند و اگر در بافت چربی واقع شوند، درایه ماتریس با عدد مربوط به لنف جایگزین می‌شود.

۷.۱.۲. تهیه فایل ورودی مدل مرجع ایرانی برای کد

MCNP

آرایه وکسلی که شامل گره‌های لنفوای می‌باشد، توسط کد فرترن دیگری به فرمت فایل ورودی MCNP تبدیل می‌شود.



شکل (۵): رسم فانتوم وکسل زن مرجع ایرانی با استفاده از کد

MCNP

۳.۲. روش کرنل نقطه‌ای

یک روش محاسبه دز، استفاده از روش کرنل نقطه‌ای^۱ (DPK) می‌باشد، که مقدار دز جذبی در فاصله مشخصی از یک چشمه نقطه‌ای در محیطی همگن محاسبه می‌گردد. از این روش هنگامی استفاده می‌شود که دو اندام چشمه و هدف از هم فاصله داشته باشند. با استفاده از این رابطه، مقدار دز جذبی در یک نقطه قابل محاسبه است [۹،۱۰].

$$DPK = \frac{Ae^{-\mu x} \mu_{en}}{4\pi x^2 \rho} \cdot E \cdot B \quad (2)$$

در این رابطه A قدرت چشمه یعنی تعداد ذرات خروجی از چشمه نقطه‌ای و x، فاصله بین دو اندام می‌باشد. اگر A بر مساحت کره فرضی به شعاع x تقسیم شود، در واقع مقدار شار عبوری از کره به دست می‌آید. μ ضریب تضعیف خطی و در جمله $e^{-\mu x}$ برای تضعیفی که در تعداد ذرات خروجی از چشمه تا به سطح کره فرضی برسد، رخ می‌دهد، در نظر گرفته شده است. μ_{en} ضریب جذب جرمی می‌باشد که احتمال جذب فوتون با انرژی مورد نظر را نشان می‌دهد. E انرژی فوتون، B ضریب انباشت و فاکتوری است که رابطه ۲ را دقیق‌تر می‌کند و ρ چگالی می‌باشد. مقادیر ضریب تضعیف خطی از کتابخانه‌های معتبر استخراج شده است. برای محاسبه x، که فاصله بین دو اندام تعریف شده است، با استفاده از کد فرتن به طور تصادفی از هر دو اندام یک میلیون نقطه انتخاب می‌شود و فاصله بین این نقاط محاسبه می‌گردد. دو اندام چشمه و هدف دارای حجم هستند، و فاصله بین نقاط انتخابی از این دو اندام دارای توزیع می‌باشد، که به این توزیع به طور مختصر^۲ CLD گفته می‌شود. حال می‌توان با میانگین‌گیری بین این فواصل، مقدار دز به روش کرنل نقطه‌ای (DPK رابطه ۲) را به دست آورد.

در شکل ۵ تصاویری را مشاهده می‌کنید که حاصل رسم فانتوم و کسلی زن مرجع ایرانی در کد MCNP می‌باشد. محاسبات دزسنجی در این مطالعه بر اساس این فانتوم انجام شده است.

۲.۲. محاسبات دزسنجی داخلی

هنگامی که رادیودارو وارد بدن می‌شود، براساس رفتار شیمیایی آن، توسط بعضی از اندام‌ها یا بافت‌ها با آهنگ بزرگتری برداشت می‌شود. به طوری که این اندام‌ها، به عنوان چشمه‌های اصلی پرتوزا شناخته می‌شوند. معمولاً سایر بافت‌ها نیز برداشت با نرخ پایین‌تری خواهند داشت و در نتیجه چشمه‌هایی با قدرت کم را تشکیل می‌دهند. هر اندام چشمه علاوه بر سلول‌های خودش، می‌تواند بافت‌های دیگر را تحت تابش قرار دهد. بنابراین، دز جذبی میانگین در هر اندام به صورت مجموع دز ناشی از همه اندام‌های چشمه محاسبه می‌شود [۵]:

$$D(r_T) = \sum_{r_S} S(r_T \leftarrow r_S) \tilde{A}(r_S) \quad (1)$$

که پارامترهای آن به این صورت تعریف می‌شوند؛ $D(r_T)$ دز میانگین اندام هدف r_T (در واحد Gy/Bq)، $S(r_T \leftarrow r_S)$ دز جذبی اندام هدف در مکان r_T ناشی از یک واپاشی هسته‌ای در اندام چشمه در مکان r_S (در واحد $GyBq^{-1}s^{-1}$)، $\tilde{A}(r_S)$ پرتوزایی انباشته شده در اندام چشمه r_S (در واحد Bq.s/Bq) می‌باشند. $S(r_T \leftarrow r_S)$ در بعضی متون به نام "مقدار S" یا "فاکتور S" نیز شناخته می‌شود. این کمیت به ویژگی‌های ساختار فانتوم بستگی دارد. به معنی دز جذبی به ازای یک واپاشی می‌باشد و می‌توان آن را به وسیله محاسبات مونت‌کارلو تعیین نمود. این مقدار برای تمام رادیوایزوتوپ‌ها به صورت حاصل جمع مقدار S برای الکترون و فوتون اعلام می‌گردد.

¹Dose Point Kernel

² Chord Length Distribution (CLD)

و شامل تمام ۱۳۹ اندام و بافت فانتوم ICRP می‌شود؛ مانند غدد لنفاوی، رگ‌ها، تیموس، بافت سخت استخوانی، بافت اسفنجی و حفره مغز استخوان.

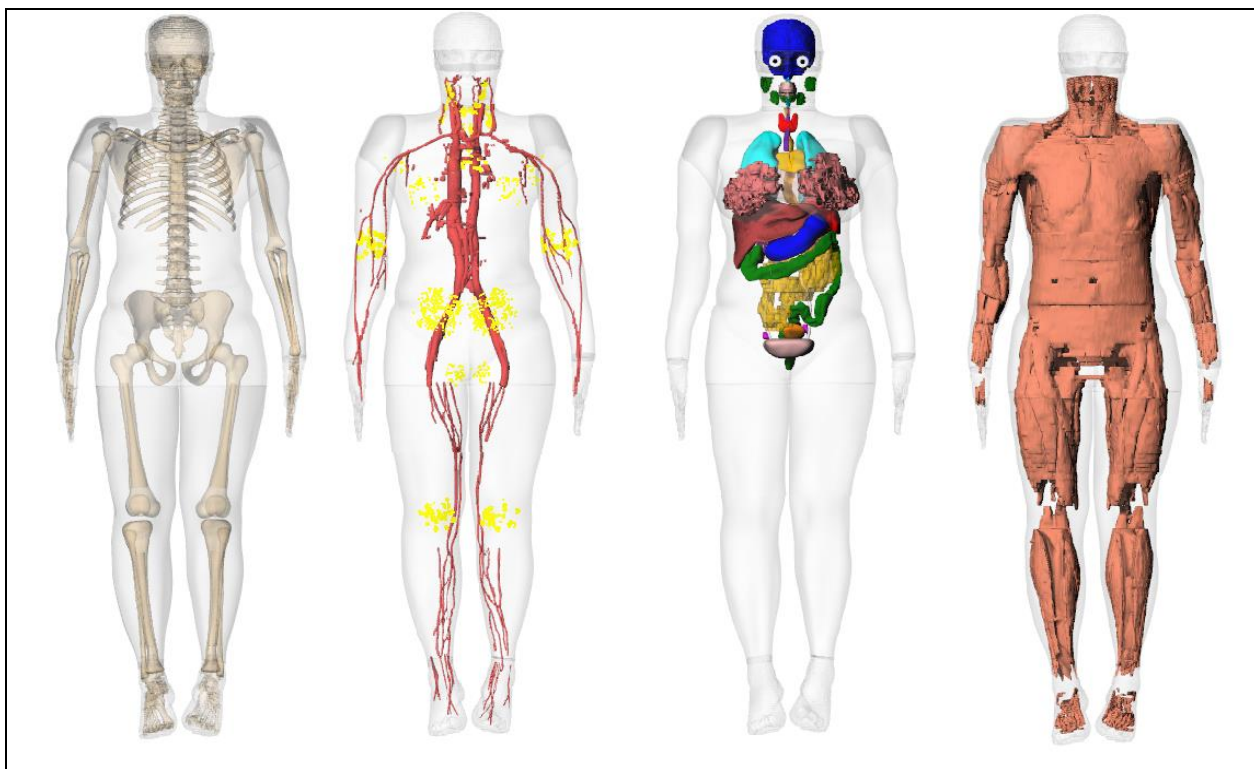
برخی از این بافت‌ها مانند استخوان‌های بلند، رگ‌ها، تیروئید، ریه‌ها و دنده‌ها با سطوح NURBS ساخته شده‌اند. جرم تمام این اندام‌ها منطبق بر جرم میانگین جمعیت ایرانی است. قد و جرم کل این فانتوم نیز دارای مقدار میانگین می‌باشد. در شکل ۶ فانتوم مرجع زن بزرگسال ایرانی را مشاهده می‌کنید. در جدول ۱ خصوصیات کلی این دو فانتوم مرجع ارائه شده و در جدول ۲ اطلاعات مربوط به جرم اندام‌ها در مقایسه با مقادیر مرجع ICRP فهرست شده است.

با محاسبه مقدار DPK می‌توان برآوردی تقریبی از مقدار دز به‌دست آورد، که در توجیه داده‌های محاسبه شده به روش مونت کارلو مورد استفاده قرار می‌گیرد. به خصوص در مواردی که اندام چشمه و هدف دو اندام متفاوت هستند.

۳. نتایج و بحث

۱.۳. مدل مرجع زن بزرگسال ایرانی

فانتوم وابسته به شخص ساخته شده در بخش ۳.۱.۲، با استفاده از اطلاعات مرجع زن ایرانی که در بخش ۴.۱.۲ ارائه شد، قابل تبدیل به یک فانتوم مرجع می‌باشد که نماینده ملیت ایرانی است. این فانتوم از سطوح مش و NURBS تشکیل شده است



شکل (۶): فانتوم مرجع زن بزرگسال ایرانی.

۲.۳. نتایج دزسنجی رادیوایزوتوپ‌های مختلف

هسته‌ای انتخاب شدند. این رادیوایزوتوپ‌ها شامل ید-۱۳۱، تکنسیم-۹۹m و فلورور-۱۸ هستند.

به‌منظور بررسی تأثیر هندسه فانتوم بر میزان دز دریافتی در اندام‌های مختلف، سه رادیوایزوتوپ پرکاربرد در پزشکی

نتایج به‌دست آمده از تمام برنامه‌های اجرا شده به این صورت است که برای رادیوایزوتوپ ید-۱۳۱، ۴۸/۸۹٪، برای رادیوایزوتوپ تکنسیم-۹۹m، ۵۵/۹۵٪ و برای رادیوایزوتوپ فلور-۱۸، ۵۱/۱۹٪ از مقادیر S در فانتوم مرجع زن بزرگسال ایرانی بیشتر از فانتوم مرجع زن بزرگسال ICRP می‌باشد.

در حالتی که مقدار S خودجذبی مورد بررسی واقع می‌شود، یعنی اندام چشمه و هدف یکی باشند، باید مقدار S حاصل از الکترون، پوزیترون و فوتون تحلیل شوند. اگر در حالت خودجذبی، ذره باردار (در این مطالعه الکترون و پوزیترون) ترابرد شود، با توجه به اینکه برد این ذرات بسیار کوچک‌تر از ابعاد اندام است و همچنین انرژی نسبتاً پایین این ذرات (در مورد این دو رادیوایزوتوپ خاص)، احتمال جذب این ذرات در همان اندام چشمه بسیار بالا خواهد بود.

بنابراین برای اندام‌های چشمه با جرم متفاوت، مقدار انرژی ذخیره شده به ازای یک واپاشی تقریباً برابر است. همانطور که گفته شد، مقدار S، دز میانگین به ازای یک واپاشی در اندام چشمه است، و دز نیز به صورت انرژی ذخیره شده در واحد جرم تعریف می‌شود، پس اگر اختلافی بین این مقادیر S وجود داشته باشد مربوط به اختلاف جرم اندام چشمه در دو فانتوم است. به‌عنوان مثال نسبت مقدار S خودجذبی الکترون فانتوم ICRP به ایرانی برای رادیوایزوتوپ ید-۱۳۱ در اندام تیروئید ۸۲٪ است و نسبت جرم این اندام در فانتوم ایرانی به ICRP ۸۷/۶٪ می‌باشد. این مقایسه نشان می‌دهد که نسبت مقادیر S خودجذبی در مورد ذرات باردار را می‌توان با تقریب خوبی از عکس نسبت جرم‌ها پیش‌بینی نمود. اگر ذره ترابرد شده، فوتون باشد، طبق مطالعاتی که انجام شده [۷ و ۸]، انرژی فوتون با طولی که طی می‌کند رابطه مستقیم دارد. یعنی طولی که فوتون در اندام چشمه طی می‌کند را می‌توان طبق رابطه چگالی، به ریشه سوم جرم نسبت داد. بنابراین در صورت کسر رابطه مقدار S، $m^{1/3}$ نیز وجود دارد.

جدول (۱): مقادیر میانگین قد و وزن زن ایرانی در مقایسه با مقادیر

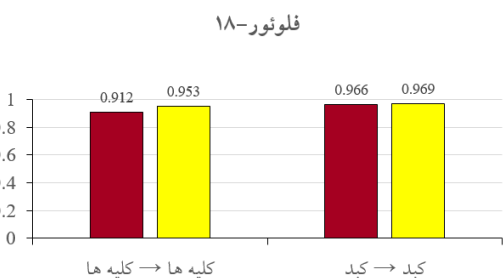
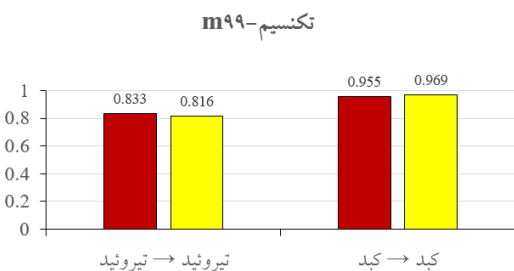
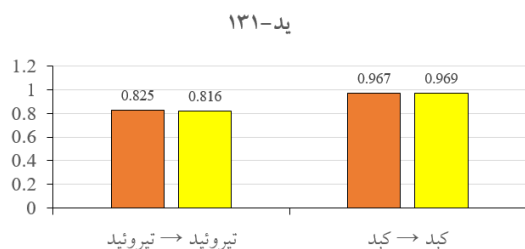
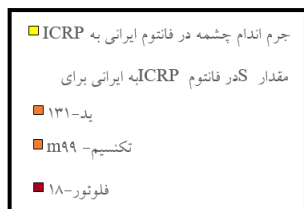
جهانی اعلام شده توسط ICRP 89			
مقدار میانگین ایرانی (این مطالعه)	مقدار میانگین جهانی (ICRP 89)	تفاوت نسبی (%)	
قد	۱۶۳	۱۹۴	
وزن	۶۰	۱۳۷۹-	

برای هر سه این رادیوایزوتوپ‌ها با استفاده از کد MCNP، دزسنجی داخلی، برای دو فانتوم مرجع زن بزرگسال ایرانی و زن بزرگسال ICRP انجام شد. نتایج این دزسنجی‌ها برای این دو فانتوم مورد بررسی قرار گرفتند. در جداول ۳، ۴ و ۵ مقادیر S کل برای فانتوم زن بزرگسال ایرانی و سهم مقدار S فوتون، الکترون و پوزیترون برای برخی از اندام‌های چشمه و هدف گزارش شده است. همچنین نسبت مقدار S کل فانتوم زن بزرگسال ICRP به فانتوم زن بزرگسال ایرانی نیز در این جداول ذکر شده است.

جدول (۲): مقادیر میانگین حجم اندام‌ها و بافت‌ها برای ۵۰ زن ایرانی (cm³).

اندام‌ها و بافت‌ها	مقدار میانگین ایرانی (این مطالعه)	مقدار میانگین جهانی (ICRP 89)	تفاوت نسبی (%)
ریه چپ	۱۴۶۱/۷	۱۰۳۴/۵	-۴۱
ریه راست	۱۶۹۷/۱	۱۲۶۵/۶	-۳۴
کبد	۱۳۰۹/۳	۱۳۳۳/۳	۲
کلیه چپ	۱۴۵/۱	۱۴۲/۴	-۲
کلیه راست	۱۳۰/۴	۱۱۹/۶	-۹
طحال	۱۶۳/۷	۱۲۵/۰	-۳۱
رحم	۶۸/۴	۷۷/۷	۱۲
ستون مهره‌ها	۸۱۰/۵	۸۷۷/۴	۸
استخوان	۴۵/۳	۴۴/۹	-۱
جناغ			
تیروئید	۱۴/۳۱۸	۱۶/۳۴۶	۱۴
تنه	۳۵۴۱۰/۹	۳۱۶۰۷/۳	-۱۲

گرفته شده است، که x^{-2} نشان‌دهنده همسانگردی چشمه و Ae^{-mx} به منظور تضعیف می‌باشند. توزیع فاصله بین اندام چشمه تیروئید و اندام هدف نایژه را در شکل ۸ ملاحظه می‌کنید.



شکل (۷): نسبت مقادیر S در دز خود جذبی برای اندام چشمه تیروئید، کلیه‌ها و کبد در مقایسه با نسبت جرم آن‌ها.

به‌عنوان مثال با استفاده از محاسبات مونت‌کارلو، نسبت مقدار S فوتون برای رادیوایزوتوپ ید-۱۳۱ در فانتوم مرجع ICRP به فانتوم مرجع ایرانی برای اندام چشمه تیروئید به اندام هدف نایژه، ۵۳/۷٪ می‌باشد. همین نسبت با استفاده از رابطه ۲ برابر ۵۸/۲٪ است. اختلاف جزئی که وجود دارد به علت

پس برای فوتون مقدار S با عکس $m^{2/3}$ رابطه دارد. در این حالت هم مقدار S با جرم نسبت عکس دارد ولی توان جرم در این حالت متفاوت است. به عنوان مثال نسبت مقدار S خودجذبی فوتون فانتوم ICRP به ایرانی برای رادیوایزوتوپ ید-۱۳۱ در اندام تیروئید ۹۱/۴٪ است و نسبت جرم این اندام در فانتوم ایرانی به ICRP به توان دو سوم ۹۱/۶٪ می‌باشد. این مقایسه تأیید می‌کند که نسبت مقادیر S خود جذبی در مورد فوتون را می‌توان با تقریب خوبی از عکس نسبت جرم‌ها به توان ۲/۳ پیش‌بینی نمود.

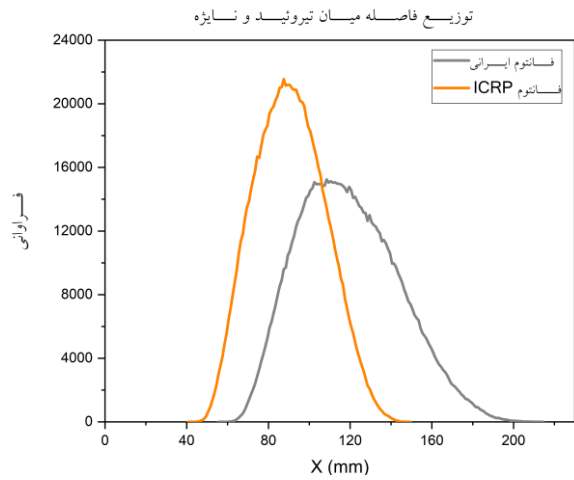
در شکل ۷، نسبت مقادیر S خودجذبی برای چند نمونه از اندام‌های چشمه در مقایسه با نسبت جرم آن‌ها نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در این موارد با نسبت جرم اندام‌ها در هر سه رادیوایزوتوپ اختلاف مقادیر S کاملاً توجیه شده است.

دزی که از اندام چشمه به اندام هدف می‌رسد، تابعی از مقدار پرتوزایی انباشته در اندام چشمه و تضعیفی که بین چشمه و هدف می‌باشد. تضعیف دزی که رخ می‌دهد، به عواملی از جمله فاصله بین اندام چشمه و هدف، و چگالی و ترکیب عناصر بافت‌های میانی بستگی دارد.

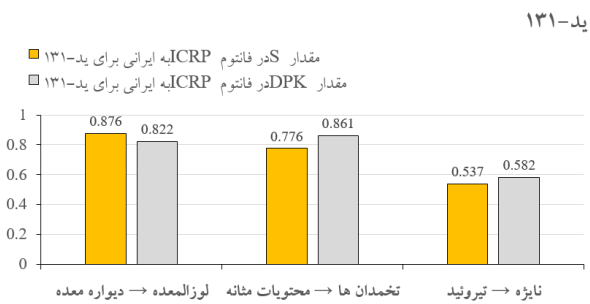
در حالتی که اندام چشمه و هدف یکسان نباشند، همان‌طور که بیان شد ذرات باردار در اندام چشمه به احتمال بسیار بالا جذب خواهند شد و بیشترین سهم مقدار S به فوتون‌ها مربوط می‌شود. فوتون‌ها ذراتی خنثی هستند و می‌توانند از اندام چشمه فرار کنند و به دیگر اعضای بدن برسند. با توجه به اینکه انرژی این ذرات در محیط مادی در اثر اندرکنش‌هایی که با محیط دارند تضعیف می‌شود. این تضعیف انرژی به مسافتی که فوتون طی می‌کند، وابسته است. مسیری که فوتون طی می‌کند تا به اندام هدف برسد از لحاظ طولی و جنس موادی که سر راهش است، حائز اهمیت است. همان‌طور که در رابطه ۲ مشاهده می‌کنید فاصله و جنس در این رابطه کاملاً در نظر

۰/۵۴-۱/۱۵ و ۰/۷۷-۱/۷۹ می‌باشد. بنابراین، ساخت فانتوم ساده‌سازی‌هایی که در محاسبات رابطه ۲ در نظر گرفته شده است به وجود آمده است. بنابراین قابل توجیه است که این اختلاف به علت تفاوت در هندسه دو فانتوم مرجع می‌باشد.

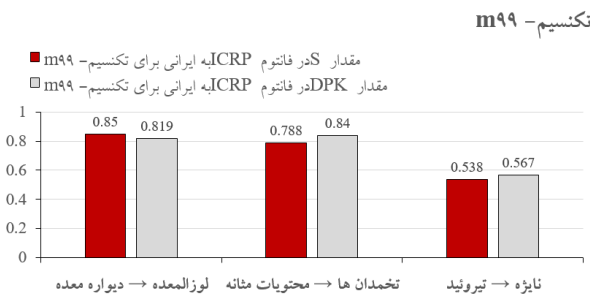
ساده‌سازی‌هایی که در محاسبات رابطه ۲ در نظر گرفته شده است به وجود آمده است. بنابراین قابل توجیه است که این اختلاف به علت تفاوت در هندسه دو فانتوم مرجع می‌باشد.



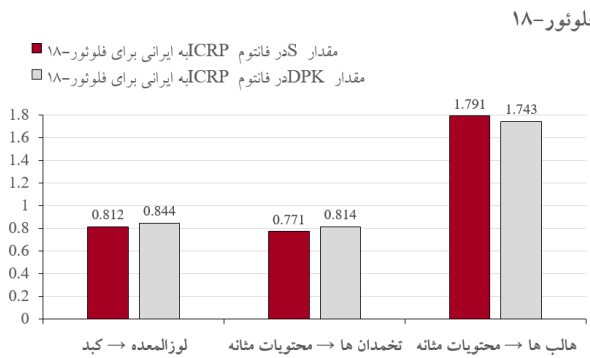
شکل (۸): توزیع فاصله میان تیروئید و نایزه.



ید-۱۳۱



تکنسیم-۹۹



فلوئور-۱۸

شکل (۹): نسبت مقادیر S در دز جذبی در مقایسه با نسبت DPK.

در شکل ۹، نسبت مقادیر S برای چند نمونه از اندام‌های چشمه در مقایسه با نسبت مقادیر DPK آن‌ها نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود اختلاف دز جذبی با نسبت توزیع فاصله میان دو اندام در دو فانتوم قابل توجیه است.

۴. نتیجه‌گیری

باتوجه به نتایج به دست آمده، مشاهده می‌شود که مقدار S برای دو فانتوم مرجع ایرانی و ICRP به طور قابل توجهی متفاوت است. برای اندام‌های اصلی چشمه و هدف، نسبت مقدار S رادیوایزوتوپ‌های ید-۱۳۱، تکنسیم-۹۹m و فلوئور-۱۸ در فانتوم مرجع ICRP به ایرانی به ترتیب در بازه ۰/۵۴-۱/۲۳،

جدول (۳): مقادیر S کل در فانتوم ایرانی و نسبت آن در فانتوم ICRP به ایرانی برای رادیوایزوتوپ ید-۱۳۱.

ید-۱۳۱				
اندام هدف → اندام چشمه	مقدار S کل در فانتوم ایرانی (mGy/MBq h)	سهم فوتون (%)	سهم الکترون (%)	S _{ICRP} /S _{ایرانی} (%)
دیواره معده → دیواره معده	6.79×10^{-1}	۸,۴۶	۹۱,۵	۱۱۸
کبد → کبد	1.06×10^{-1}	۲۳,۴	۷۶,۶	۹۶,۷
غدد بزاقی → غدد بزاقی	۲,۳۳	۶,۲۹	۹۳,۷	۷۰,۹
تیروئید → تیروئید	۸,۰۳	۵,۳۲	۹۴,۷	۸۲,۵
لوزالمعده → دیواره معده	2.24×10^{-2}	۹۹,۶	۰,۴	۱۰۰
تخمندانها → محتویات مثانه	1.84×10^{-2}	۹۹,۳	۰,۷	۷۷,۱
کبد → محتویات معده	4.86×10^{-3}	۹۹,۹	۰,۱	۱۲۳
نایزه → تیروئید	7.02×10^{-3}	۹۹,۹	۰,۱	۵۳,۷

جدول (۴): مقادیر S کل در فانتوم ایرانی و نسبت آن در فانتوم ICRP به ایرانی برای رادیوایزوتوپ تکنسیم-۹۹m.

تکنسیم-۹۹m				
اندام هدف → اندام چشمه	مقدار S کل در فانتوم ایرانی (mGy/MBq h)	سهم فوتون (%)	سهم الکترون (%)	S _{ICRP} /S _{ایرانی} (%)
دیواره معده → دیواره معده	7.04×10^{-2}	۲۸,۳	۷۱,۷	۱۱۵
کبد → کبد	1.50×10^{-2}	۵۷,۶	۴۲,۴	۹۵,۵
غدد بزاقی → غدد بزاقی	2.26×10^{-1}	۲۱,۹	۷۸,۱	۷۲,۴
تیروئید → تیروئید	7.69×10^{-1}	۱۹,۵	۸۰,۵	۸۳,۳
لوزالمعده → دیواره معده	8.00×10^{-3}	۱۰۰	۰	۸۵,۷
تخمندانها → محتویات مثانه	6.61×10^{-3}	۱۰۰	۰	۷۸,۷
دیواره معده → محتویات معده	1.55×10^{-2}	۹۸,۴	۱,۶	۸۷,۲
نایزه → تیروئید	2.52×10^{-3}	۱۰۰	۰	۵۳,۸

جدول (۵): مقادیر S کل در فانتوم ایرانی و نسبت آن در فانتوم ICRP به ایرانی برای رادیوایزوتوپ فلور-۱۸.

فلور-۱۸				
اندام هدف → اندام چشمه	مقدار S کل در فانتوم ایرانی (mGy/MBq h)	سهم فوتون (%)	سهم پوزیترون (%)	S _{ICRP} /S _{ایرانی} (%)
کبد → کبد	1.64×10^{-1}	۰	۱۰۰	۹۶,۶
مغز → مغز	1.57×10^{-1}	۰	۱۰۰	۱۱۲
کلیه‌ها → کلیه‌ها	6.48×10^{-1}	۰	۱۰۰	۹۱,۲
تخمندانها → محتویات مثانه	4.65×10^{-2}	۰	۱۰۰	۷۷,۱
لوزالمعده → کبد	2.41×10^{-2}	۰	۱۰۰	۸۱,۲
هالپ‌ها → محتویات مثانه	9.02×10^{-3}	۰	۱۰۰	۱۷۹

۵. مراجع

- [1] <https://gco.iarc.fr/>
- [2] B. Grosswendt. ICRP publication 110, (2012) 124-126.
- [3] J. Valentin, J.D. Boice, R.H. Clarke, C. Cousins, A.J. Gonzalez, J. Lee, B. Lindell, C.B. Meinhold, Jr.F.A. Mettler, Z. Pan and R.J. Pentreath. Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection, (2007)
- [4] C. Lee, S. Lamart and B.E. Moroz. Computational lymphatic node models in pediatric and adult hybrid phantoms for radiation dosimetry, *Physics in Medicine & Biology*, 58(5) (2013)
- [5] W.E. Bolch, K.F. Eckerman, G. Sgouros and S.R. Thomas. MIRD pamphlet no. 21: a generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry—standardization of nomenclature, *Journal of Nuclear Medicine*, 50(3) (2009) 477–484.
- [6] R. Protection. ICRP publication 103, *Ann ICRP* 37 (2.4) (2007) 2.
- [7] A. Divoli, S. Chiavassa, L. Ferrer, J. Barbet, G.D. Flux and M. Bardies. Effect of patient morphology on dosimetric calculations for internal irradiation as assessed by comparisons of Monte Carlo versus conventional methodologies, *Journal of Nuclear Medicine* 50(2) (2009) 316–323.
- [8] R.W. Howell, B.W. Wessels, R. Loevinger and MIRD Committee. The MIRD perspective 1999, *Journal of Nuclear Medicine*, 40(1) (1999) 3S-10S.
- [9] J.E. Martin and C.D. Wen. *Physics for Radiation Protection—A Handbook* 2nd edition, *MedPh*, 33(12) (2006) 4773.
- [10] P. Papadimitroulas, G. Loudos, G.C. Nikiforidis and G.C. Kagadis. A dose point kernel database using GATE Monte Carlo simulation toolkit for nuclear medicine applications: comparison with other Monte