

رسالة محمد
الله



پردیس بین‌المللی خوارزمی
رساله دکتری فیزیک هسته‌ای

مطالعه اثر اندام‌های داخلی مجاور با سرطان کبد بر کیفیت

تصویربرداری PET به روش شبیه‌سازی مونت کارلو

نگارنده:

نرگس آراسته

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

شهریورماه ۹۸

اکنون که به لطف پروردگار موفق به انجام این رساله شده و این دوره را به پایان رسانده‌ام، بر خود لازم می‌دانم که نهایت سپاسگذاری را از تمامی عزیزانی که در این راه یاری رسان من بودند، به عمل آورم.

در آغاز از استاد ارجمند جناب آقای دکتر حسین توکلی عنبران که راهنمایی این اثر را به عهده داشتند کمال تشکر و امتنان را دارم.

از داوران گرامی دکتر مولوی، دکتر سوهانی و دکتر ابراهیمی که زحمت داوری و تصحیح این رساله را داشتند قدردانی می‌کنم.

از خانواده و بخصوص همسر عزیزم که در این مسیر حامی و پشتیبان من بودند، سپاسگذارم.

و در انتها این اثر را خاضعانه به ساحت مقدس امام عصر (عج) تقدیم می‌نمایم.

تعهد نامه

اینجانب نرگس آراسته دانشجوی دوره دکتری رشته فیزیک هسته‌ای دانشکده بین‌المللی پردیس خوارزمی دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه مطالعه اثر اندام‌های داخلی مجاور با سرطان کبد بر کیفیت تصویربرداری PET به روش شبیه‌سازی مونت کارلو تحت راهنمایی دکتر حسین توکلی عنبران متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه شاهرود » و یا « Shahrood University » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ ۹۸/۰۸/۱۳ امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه شاهرود می‌باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

در تصویربرداری پت خطاهای زیادی رخ می‌دهد که کیفیت تصویر را کاهش می‌دهند. یکی از این خطاها خطای افت است که با ترکیب تکنیک تصویربرداری سی تی در کنار پت به خوبی مرتفع می‌شود. خطای دیگر خطای پراکندگی گاماها می‌باشد که با اثر رخداد کامپتون پراکنده شوند. با قرار دادن گامای نابودی در داخل بدن یا سایر قسمت‌ها بر اثر رخداد کامپتون پراکنده شوند. با قرار دادن پنجره‌ی انرژی برای آشکارسازهای پت می‌توان به شکل مطلوبی این خطا را کاهش داد. این پژوهش سعی دارد اثر افت و پراکندگی حاصل از اندام‌های مجاور کبد را در تصویربرداری از تومور کبدی به کمک روش شبیه‌سازی مونت کارلو بررسی و پنجره‌ی انرژی را در این تصویربرداری بهینه نماید. به این منظور ابتدا به کمک کد شبیه‌سازی MCNPX حلقه‌ی آشکارساز پت زمینس مدل بیوگراف ۶ شبیه‌سازی شد. قبل از بررسی اندام‌های مجاور کبد به منظور بررسی بیشتر اثر بافت نرم بر پراکندگی و افت پرتوهای نابودی، به کمک یک هندسه ساده از بافت نرم و با در نظر گرفتن دو نوع توزیع مکانی برای چشمه گامای ۵۱۱ keV، اثر پراکندگی بافت نرم بدن در تصویربرداری پت بررسی شد. تحلیل نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها که در فصل سوم آمده است، نشان می‌دهد که بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای و حجمی کروی با توزیع یکنواخت، طوری پرتوهای گاما را پراکنده می‌کنند که افت انرژی آنها کم و تقریباً تمامی آنها در محدوده پنجره‌ی انرژی پت (۳۵۰-۵۵۰ keV) ثبت می‌شوند. بافت نرم اطراف هر دو چشمه در فاصله ۸ سانتیمتری از مرکز چشمه بیشترین اثر پراکندگی را در تصویربرداری پت دارند. در فصل چهارم با قرار دادن یک فانتوم کامل بدن انسان با یک تومور در داخل کبد (یک چشمه گامای کروی با انرژی ۵۱۱ keV) و قرار دادن آن در داخل حلقه‌ی پت، تصویربرداری از تومور کبدی شبیه‌سازی شد. برای بررسی اثر تک تک اندام‌های داخلی مجاور کبد بافت مورد نظر از فانتوم کامل بدن حذف گردید و تابع پاسخ آشکارساز پت در این حالت با تابع پاسخ آشکارساز پت برای فانتوم کامل بدن مقایسه شد. نتایج نشان داد که معده از میان اندام‌های مورد بررسی شامل قلب، کلیه، ریه و روده بیشترین اثر منفی را روی تصویربرداری از تومور کبدی دارند. بررسی نتایج حاصل از

تمامی بافت‌های مورد نظر روی پنجره‌ی انرژی آشکارساز پت نشان داد که در تصویربرداری از تومور کبدی می‌توان با قراردادن پنجره‌ی انرژی به صورت ۴۵۰-۵۵۰ keV، اثر پرتوهای پراکنده را به نحو مطلوبی کاهش داد. در ادامه این بررسی برای رسیدن به دقت بیشتر، توزیع رادیودارو در داخل بدن علاوه بر تومور نیز در نظر گرفته شد. با وجود این که اثر افت و پراکندگی اندام‌های مجاور کبد روی گاما‌های نابودی در این حالت نسبت به حالت قبل بیشتر است اما تجمع اثر اندام‌های مورد بررسی در حلقه‌ی آشکارساز باز هم در همان محدوده قبلی است. در فصل پنجم به بررسی تابش ترمزی در تصویربرداری پت در بافت نرم پرداخته شد. به این منظور در یک مرحله چشمه ۵۱۱ keV در داخل کره‌ای از بافت نرم (به منظور بررسی اثر تابش ترمزی الکترون‌های ثانویه) و در مرحله بعد چشمه پوزیترون دهنده ^{18}F در داخل همین بافت (به منظور بررسی اثر تابش ترمزی پوزیترون‌ها) در داخل حلقه‌ی آشکارساز پت قرار گرفت. تحلیل نتایج نشان می‌دهد که تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه به دلیل قرار گرفتن در خارج از بازه پنجره‌ی انرژی اثری روی تصویربرداری ندارند اما از طرفی تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌ها باعث تغییر اندک شمارش‌ها در سرتاسر محدوده پنجره‌ی انرژی شده که اثر نامطلوب آن را بر کیفیت تصویر می‌توان با کاهش پنجره‌ی انرژی به ۴۱۷-۵۵۰ keV به نحو مقتضی کاهش داد. در فصل ششم اثر پراکندگی گاما‌های نابودی بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت بررسی شد. به این منظور تک تک آشکارسازهای حلقه‌ی پت در شبیه‌سازی طوری عایق بندی شدند که پرتو گامای پراکنده از یک آشکارساز نتواند وارد آشکارساز دیگر شود. نتایج نشان داد که جداسازی آشکارسازهای حلقه‌ی پت از شمارش آشکارسازها در محدوده پنجره‌ی انرژی بخصوص در نزدیکی آستانه پایینی آن می‌کاهد. این کاهش شمارش در حضور کره‌ای از بافت نرم بدن کمتر شد.

کلمات کلیدی: تصویربرداری پت، تومور کبدی، حلقه آشکارساز پت، اثر افت و پراکندگی بافت نرم، پنجره‌ی انرژی آشکارساز، شبیه‌سازی مونت کارلو

به نام خدا

فهرست مقالات مستخرج از پایان نامه

شماره صفحه در متن رساله	نوع پژوهش	عنوان پژوهش	مشخصات کنفرانس / مجله
(صفحه ۴۲-۳۶)	کنفرانسی	Attenuation correction in PET imaging and the application of PET/CT for it	20 th annual meeting of Iranian society of nuclear medicine October 26-28, 2016 (Mazandaran- Iran)
(صفحه ۵۰-۴۷)	کنفرانسی	Study Of Factors affecting the sensitivity of PET imaging system	20 th annual meeting of Iranian society of nuclear medicine October 26-28, 2016 (Mazandaran- Iran)
(صفحه ۵۶-۵۴)	کنفرانسی	Validation of Monte Carlo simulation of the Siemens biograph TM 6 PET scanner	The 21 st annual and 6 th international congress of nuclear medicine and molecular imaging November 22-24, 2017 (Mashhad- Iran)
(صفحه ۵۶-۵۴) و (صفحه ۷۶-۷۴)	کنفرانسی	استفاده از کد شبیه سازی مونت کارلو MCNPX در شبیه سازی پت کلینیکی زیمنس مدل بیوگراف ۶ و راستی آزمایی آن	کنفرانس فیزیک ایران ۱۳۹۷ ۵ تا ۸ شهریور ۱۳۹۷ (دانشگاه بین المللی امام خمینی قزوین)
(صفحه ۷۱-۵۱)	علمی- پژوهشی چاپ شده	مطالعه و بررسی اثر پراکندگی حاصل از بافت نرم بدن در تصویربرداری پت به روش مونت کارلو	مجله علمی- پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
(صفحه ۱۸۱-۱۶۷)	علمی- پژوهشی پذیرفته شده	بررسی اثر پراکندگی های کامپتونی بین آشکارسازهای حلقه ی پت بر کیفیت تصویر به وسیله شبیه سازی مونت کارلو	مجله علمی- پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی سبزوار

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۱	فصل اول توموگرافی با نشر پوزیترون: فیزیک، تجهیزات، آشکارسازها و تاریخچه.....
۱-۱-۱	مقدمه
۲-۱-۲	واکنش تولید پوزیترون.....
۳-۱-۳	فیزیک پت
۳-۱-۴	فرآیند نابودی زوج و ثبت همزمانی در پت
۳-۱-۶	فرآیند نابودی زوج و خطاهای مربوط به آن
۴-۱-۹	آشکارسازهای پت (آشکارسازی پرتوهای 511 keV).....
۴-۱-۹	سوسوزن‌ها.....
۵-۱-۱۱	ساختمان آشکارساز پت (بلاک آشکارساز).....
۵-۱-۱۵	ثبت همزمانی دو گامای نابودی.....
۵-۱-۱۶	تصویر برداری دو بعدی و سه بعدی بوسیله پت
۶-۱-۱۹	تاریخچه پت
۲۷	فصل دوم خطاهای ایجاد شده در تصویربرداری پت و انواع روش‌های بهبود کیفیت تصویر.....
۱-۲-۲۸	مقدمه
۲-۲-۲۸	اندرکنش‌های گامای 511 keV در بدن
۱-۲-۲-۲۹	اندرکنش فوتوالکتریک
۲-۲-۲-۳۰	اندرکنش کامپتون.....
۳-۲-۳۳	انواع رخدادها.....
۴-۲-۳۵	تصحیح داده‌های ثبت شده.....
۱-۴-۲-۳۵	نرمالیزاسیون

۳۶	۲-۴-۲- تصحیح افت
۴۲	۳-۴-۲- تصحیح پراکندگی
۴۵	۴-۴-۲- تصحیح هم‌زمانی‌های تصادفی
۴۵	۵-۴-۲- تصحیح زمان مرده (T)
۴۶	۶-۴-۲- تصحیح برای بیماران چاق
۴۷	۵-۲- حساسیت دستگاه پت
۵۱	فصل سوم شبیه‌سازی اولیه و بررسی اثر بافت نرم بر افت و پراکندگی فوتون‌های نابودی
۵۲	۱-۳- مقدمه
۵۴	۲-۳- شبیه‌سازی حلقه‌ی آشکارساز پت
۵۹	۳-۳- چشمه نقطه‌ای
۶۴	۴-۳- چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت
۶۸	۵-۳- مقایسه چشمه نقطه‌ای و حجمی کروی یکنواخت در داخل کره‌ای از بافت نرم با شعاع برابر
۷۰	۶-۳- نتیجه‌گیری
	فصل چهارم بررسی اثر اندام‌های مجاور کبد بر تصویربرداری از تومور کبدی و بهینه کردن پنجره‌ی انرژی آشکارساز پت در این تصویربرداری
۷۳	۱-۴- مقدمه
۷۴	۲-۴- نحوه شبیه‌سازی
۷۷	۳-۴- بررسی اثر معده
۹۰	۴-۴- بررسی اثر قلب
۹۸	۵-۴- بررسی اثر ریه
۱۰۶	۶-۴- بررسی اثر کلیه‌ها
۱۱۴	۷-۴- بررسی اثر روده‌ها
۱۲۲	۸-۴- جمع‌بندی
	۹-۴- بررسی اثر اندام‌های مجاور کبد بر تصویربرداری پت از تومور کبدی با در نظر گرفتن توزیع رادیو دارو در سرتاسر بدن
۱۲۷	
۱۲۹	۱-۹-۴- بررسی اثر معده

۱۳۶	۲-۹-۴- بررسی اثر قلب
۱۴۳	۳-۹-۴- بررسی اثر ریه‌ها
۱۵۰	۴-۹-۴- بررسی اثر کلیه‌ها
۱۵۷	۵-۹-۴- بررسی اثر روده‌ها
۱۶۴	۶-۹-۴- جمع بندی
۱۶۵	۱۰-۴- نتیجه‌گیری

فصل پنجم مطالعه اثر تابش ترمزی الکترون و پوزیترون در بافت نرم بدن بر تصویربرداری هسته‌ای

۱۶۷	بت و بررسی محدوده پنجره‌ی انرژی با توجه به آن
۱۶۸	۱-۵- مقدمه
۱۷۰	۲-۵- هندسه شبیه‌سازی
۱۷۱	۳-۵- اثر تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه
۱۷۵	۴-۵- اثر تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌ها
۱۷۹	۵-۵- نتیجه‌گیری

فصل ششم بررسی اثر پراکندگی‌های کامپتون‌ی بین آشکارسازهای حلقه‌ی بت بر کیفیت تصویر به

۱۸۱	وسیله شبیه‌سازی مونت کارلو
۱۸۲	۱-۶- مقدمه
۱۸۳	۲-۶- هندسه شبیه‌سازی
۱۸۵	۳-۶- نتایج حاصل از جداسازی آشکارسازها بدون بافت نرم
۱۸۹	۴-۶- نتایج حاصل از جداسازی آشکارسازها در حضور بافت نرم
۱۹۳	۵-۶- نتیجه‌گیری
۱۹۵	منابع
۲۰۱	پیوست

فهرست جداول

عنوان	صفحه
جدول ۱-۱: رادیوایزوتوپ‌های مورد استفاده در پت [۱].....	۴
جدول ۱-۲: ویژگی‌های چندین سوسوزن رایج در پت [۱].....	۱۱
جدول ۱-۳: ضریب جذب خطی محیط‌های مختلف [۱].....	۳۱
جدول ۱-۳: ویژگی‌های حلقه‌ی آشکارساز پت بیوگرف ۶ زیمنس [۴۸].....	۵۵
جدول ۲-۳: مقادیر تفاوت نسبی پاسخ آشکارساز بین دو حالت عدم حضور بافت نرم و حضور بافت نرم به شعاع ۲ در شعاع‌های مختلف برای چشمه نقطه‌ای.....	۶۴
جدول ۳-۳: مقادیر تفاوت نسبی پاسخ آشکارساز بین دو حالت عدم حضور بافت نرم و حضور بافت نرم به شعاع ۲ در شعاع‌های مختلف برای چشمه حجمی کروی.....	۶۷
جدول ۱-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم معده در محدوده پنجره‌ی انرژی.....	۸۷
جدول ۲-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم قلب در محدوده پنجره‌ی انرژی.....	۹۷
جدول ۳-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم ریه در محدوده پنجره‌ی انرژی.....	۱۰۶
جدول ۴-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم کلیه در محدوده پنجره‌ی انرژی.....	۱۱۳
جدول ۵-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم روده‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی.....	۱۲۱
جدول ۶-۴: میزان تجمع رادیودارو تزریق شده به بیمار در بافت‌های سالم بدن و تومور کبدی [۵۴].....	۱۲۸
جدول ۷-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم معده در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن.....	۱۳۵
جدول ۸-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم قلب در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن.....	۱۴۲
جدول ۹-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم ریوی در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن.....	۱۴۹

جدول ۴-۱۰: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم کلیه‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن.....۱۵۶

جدول ۴-۱۱: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم روده‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن.....۱۶۲

جدول ۵-۱: Zmod بافت های مختلف بدن [۶۰]۱۶۹

فهرست اشکال

عنوان	صفحه
شکل ۱-۱: نابودی پوزیترون و الکترون و تولید زوج.....	۵
شکل ۱-۲: الف) ثبت دو پرتو هم‌زمان در پت، ب و پ) به‌جای یک پرتو در اسپکت.....	۶
شکل ۱-۳: خطای حاصل از برد پوزیترون.....	۸
شکل ۱-۴: خطای حاصل از اثر غیر خطی.....	۸
شکل ۱-۵: ساده شده مراحل تولید یک سیگنال در آشکارساز سوسوزن.....	۱۰
شکل ۱-۶: ساختمان یک لامپ تکثیرکننده فوتون.....	۱۰
شکل ۱-۷: بلاک آشکارساز.....	۱۲
شکل ۱-۸: الف) تعیین عمق نفوذ پرتو توسط روش فزویج. ب) استفاده از فوتودیود در تعیین عمق نفوذ.....	۱۳
شکل ۱-۹: چند مدل حلقه‌ی آشکارساز پت.....	۱۴
شکل ۱-۱۰: ثبت هم‌زمان دو پرتو نابودی توسط الکترونیک دستگاه پت.....	۱۶
شکل ۱-۱۱: الف) عکس‌برداری دو بعدی معمولی. ب) عکس‌برداری دوبعدی با حساسیت بالا. پ) عکس‌برداری سه‌بعدی.....	۱۷
شکل ۱-۱۲: تصویر سه‌بعدی از تمام بدن و نحوه تهیه آن.....	۱۸
شکل ۱-۱۳: اولین پت کلینیکی با دو آشکارساز توسط برونل (سمت چپ) و همکاران.....	۱۹
شکل ۱-۱۴: پت با چند آشکارساز در حال تصویربرداری از مغز توسط یاماتو [۸].....	۲۰
شکل ۱-۱۵: اولین پت کلینیکی با ثبت کننده‌هایی به شکل یک حلقه‌ی ساخته شده توسط رابرتسون.....	۲۱
شکل ۱-۱۶: دانشمندان به اتفاق، مایکل فلیس را به عنوان طراح پت‌های امروزی می‌شناسند.....	۲۲
شکل ۱-۱۷: بهبود کیفیت تصویر پت در مسیر تکامل.....	۲۳
شکل ۱-۱۸: تصویر یک دستگاه پت کلینیکی.....	۲۵
شکل ۱-۲: اندرکنش فوتوالکتریک.....	۲۹
شکل ۲-۲: اندرکنش کامپتون.....	۳۰
شکل ۲-۳: توزیع زاویه‌ای پرتوهای پراکنده بر حسب انرژی پرتو فرودی در اندرکنش کامپتون با توجه به رابطه کلین-نشینا.....	۳۱

شکل ۲-۴: انواع رخدادهای در تصویربرداری پت..... ۳۴

شکل ۲-۵: تصحیح نرمالیزاسیون: در تصویر تصحیح نشده در قسمت‌های روشن عکس، نقاط روشن و تیره نشان دهنده آشکارسازی با ضریب عملکرد بالا و پایین است [۱]..... ۳۶

شکل ۲-۶: اثر تصحیح افت در تصویربرداری از یک استوانه توخالی [۱]..... ۳۷

شکل ۲-۷: نحوه بدست آوردن ضریب افت (تابع تصحیح افت)..... ۳۷

شکل ۲-۸: بدست آوردن ضریب افت در تمامی جهتها، از حاصل تقسیم اسکن خالی بر اسکن عبوری [۱]..... ۳۹

شکل ۲-۹: ضریب افت بدست آمده در شکل قبل برای همه عناصر سینوگرام اعمال شده است [۱]..... ۳۹

شکل ۲-۱۰: مقایسه اسکن کامل بدن بدون تصحیح افت پت (اول و سوم از سمت چپ) و با تصحیح افت پت/سی تی (دوم و چهارم از سمت چپ) [۱]..... ۴۰

شکل ۲-۱۱: ضایعه سرطانی در مری: تصویر سی تی (A) - تصویر پت توزیع غیر نرمال رادیودارو را در یک ناحیه نشان می‌دهد اما محل آن دقیقاً مشخص نیست (B) - تصویر پت/سی تی ضایعه و محل آن را بخوبی نشان می‌دهد (C) [۱۲]..... ۴۱

شکل ۲-۱۲: تصویر یک دستگاه پت/سی تی (حلقه‌ی اول که بیمار به آن وارد می‌شود سی تی و حلقه‌ی دوم پت است)..... ۴۲

شکل ۲-۱۳: تصحیح پراکندگی اعمال شده روی اطلاعات بدست آمده از عکس‌برداری از استوانه تو خالی (از راست به چپ) [۱]..... ۴۳

شکل ۲-۱۴: منحنی مربوط به مقایسه افزایش اکتیویته در مقابل افزایش سرعت شمارش آشکارساز [۱]..... ۴۶

شکل ۲-۱۵: تصویر سه بعدی از بدن بیمار (از سمت چپ) ۵۸، ۸۹ و ۱۲۷ کیلوگرمی. بافت‌های چربی در بدن بیمار چاق باعث کاهش کنتراست عکس می‌شود [۱]..... ۴۷

شکل ۳-۱: خطای پراکندگی وقتی ایجاد می‌شود که یکی یا هر دو گامای نابودی تحت اندرکنش کامپتون از مسیر اصلی خود منحرف شوند. این خطا منجر به ثبت یک خط پاسخ نادرست شده و از کنتراست تصویر می‌کاهد و گاهی شکل نادرستی از توزیع اکتیویته در بافت ایجاد می‌کند [۴۳]..... ۵۳

شکل ۳-۲: الف) یک آشکارساز ماژول شامل ۱۶۹ بلور (به صورت ۱۳ در ۱۳) LSO. ب) یک آشکارساز بلاک تشکیل شده از سه ماژول در راستای تخت بیمار. پ) یک حلقه‌ی کامل پت بیوگرف ۶ شامل ۴۸ آشکارساز بلاک به قطر ۸۳ سانتیمتر و قسمتی از حلقه با بزرگنمایی بیشتر، رسم شده توسط کد MCNPX..... ۵۶

شکل ۳-۳: هندسه مساله با وجود یک چشمه نقطه‌ای و کره‌ای از بافت نرم، رسم شده توسط کد MCNPX..... ۵۸

شکل ۳-۴: تابع پاسخ آشکارساز برای یک چشمه نقطه‌ای بدون بافت نرم ($T=0$) و با حضور کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف..... ۶۰

شکل ۳-۵: منحنی درصد تفاوت نسبی بین پاسخ آشکارساز برای چشمه نقطه‌ای بدون بافت ($t = 0$) و با کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف. ۶۲

شکل ۳-۶: تابع پاسخ آشکارساز برای چشمه حجمی کروی یکنواخت با شعاع‌های مختلف در داخل کره‌ای از بافت نرم به همان شعاع ۶۵

شکل ۳-۷: منحنی درصد تفاوت نسبی بین پاسخ آشکارساز برای چشمه حجمی کروی یکنواخت بدون بافت و با کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف ۶۶

شکل ۳-۸: نمودار مقایسه تابع پاسخ چشمه نقطه‌ای و چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت در بافت نرم با شعاع‌های مختلف ۶۹

شکل ۴-۱: محل کبد و اندام‌های مجاور آن ۷۴

شکل ۴-۲: الف) حلقه‌ی پت به همراه ۴۸ بلاک آشکارساز آن در حالی که فانتوم میرد در داخل آن قرار گرفته است، در جهت transaxial و ب) axial. پ) تصویری سه بعدی از هندسه شبیه‌سازی، رسم شده توسط کد MCNPX ۷۸

شکل ۴-۳: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل‌های کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور معده ۸۵

شکل ۴-۴: طرح شماتیکی از انواع اندرکنش‌های محتمل برای زوج گاماهاى خروجی از منبع در معده ۸۸

شکل ۴-۵: مقایسه تابع پاسخ دو آشکارساز روبرویی ۴۸ و ۲۴ با یکدیگر در حالت حضور و عدم حضور معده به صورت رسم لگاریتمی (الف) و خطی (ب) ۸۹

شکل ۴-۶: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل‌های کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور قلب ۹۶

شکل ۴-۷: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل‌های کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور ریه ۹۸

شکل ۴-۸: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل‌های کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور کلیه ۱۰۷

شکل ۴-۹: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل‌های کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور روده بزرگ و کوچک ۱۲۰

شکل ۴-۱۰: تأثیر اندام‌های داخلی بدن بر آشکارسازهای حلقه‌ی پت به ترتیب از بالا، ریه‌ها، روده‌ها، قلب، معده و کلیه‌ها ۱۲۴

شکل ۴-۱۱: مجموع درصد اختلاف نسبی برای هر اندام مجاور کبد در سه بازه $350-400\text{ keV}$ ، $400-450\text{ keV}$ ، $400-450\text{ keV}$ برای آشکارسازهای ۱، ۲، ۴۷ و ۴۸ ۱۲۵

شکل ۴-۱۲: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور معده در صورت توزیع رادیودارو در بدن..... ۱۳۴

شکل ۴-۱۳: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور قلب در صورت توزیع رادیودارو در بدن..... ۱۴۱

شکل ۴-۱۴: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور ریه‌ها در صورت توزیع رادیودارو در بدن..... ۱۴۸

شکل ۴-۱۵: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور کلیه‌ها در صورت توزیع رادیودارو در بدن..... ۱۵۵

شکل ۴-۱۶: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور روده‌ها در صورت توزیع رادیودارو در بدن..... ۱۶۲

شکل ۴-۱۷: تأثیر اندام‌های داخلی بدن بر آشکارسازهای حلقه‌ی پت به ترتیب از بالا، ریه‌ها، روده‌ها، قلب، معده و کلیه‌ها با در نظر گرفتن توزیع رادیو دارو در بدن و تومور..... ۱۶۵

شکل ۵-۱: هندسه شبیه‌سازی شامل حلقه‌ی آشکارساز پت با ۴۸ بلاک آشکارساز LSO و کره‌ای از بافت نرم بدن انسان به شعاع ۲۰ سانتیمتر و یک چشمه کروی با توزیع یکنواخت با انرژی ۵۱۱ keV به شعاع ۲ سانتیمتر به مرکزیت حلقه‌ی پت..... ۱۷۱

شکل ۵-۲: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت در حضور چشمه گاما ۵۱۱keV با تابش ترمزی و بدون تابش ترمزی. ب) منحنی درصد اختلاف نسبی در شمارش آشکارسازها بین دو حالت ثبت و عدم ثبت تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه توسط آشکارسازهای پت..... ۱۷۳

شکل ۵-۳: الف) طیف انرژی پوزیترون‌های گسیلی از فلئوئور ۱۸ با اکتیویته معین [۶۴] ، ب) تابع توزیع احتمال انرژی چشمه پوزیترون دهنده در شکل (الف)..... ۱۷۵

شکل ۵-۴: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت به چشمه گاما ۵۱۱keV و چشمه پوزیترون دهنده فلئوئور ۱۸. ب) منحنی درصد اختلاف نسبی در شمارش آشکارسازها برای چشمه کروی یکنواخت گاما ۵۱۱keV و چشمه پوزیترون دهنده فلئوئور ۱۸..... ۱۷۷

شکل ۵-۵: الف) مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه ۳۵۰-۴۰۰keV ، ۴۵۰-۴۰۰keV ، ۴۵۰-۵۵۰keV. ب) مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه ۴۰۰-۴۱۷keV ، ۴۱۷-۴۳۲keV ، ۴۳۲-۴۵۰keV..... ۱۷۸

شکل ۶-۱: الف) هندسه حلقه‌ی پت شامل ۴۸ آشکارساز بلاک LSO بدون حضور بافت نرم. ب) در حضور کره‌ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتیمتر به مرکزیت حلقه و پ) قسمتی از حلقه‌ی آشکارساز با بزرگنمایی بالا جهت مشاهده بهتر نحوه هندسه شبیه‌سازی طراحی شده توسط کد MCNPX..... ۱۸۵

شکل ۶-۲: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت و ب) نمودار درصد اختلاف نسبی بین دو این دو نمودار، بدون حضور بافت نرم. ۱۸۶.....

شکل ۶-۳: نحوه ایجاد خط پاسخ غیر صحیح در صورت پراکندگی و ثبت گاما در آشکارساز مجاور. ۱۸۸.....

شکل ۶-۴: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت و ب) نمودار درصد اختلاف نسبی بین دو این دو نمودار، در حضور کره‌ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتیمتر. ۱۸۹.....

شکل ۶-۵: الف) مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه $400\text{ keV} - 350\text{ keV}$ ، $450\text{ keV} - 400\text{ keV}$ ، ب) مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه $417\text{ keV} - 400\text{ keV}$ ، $432\text{ keV} - 417\text{ keV}$ ، $450\text{ keV} - 432\text{ keV}$. ۱۹۲.....

فصل اول

توموگرافی با نشر پوزیترون: فیزیک، تجهیزات، آشکارسازها

و تاریخچه

۱-۱- مقدمه

تصویربرداری بوسیله تابش پوزیترون (پت⁺) یک تکنیک تصویربرداری هسته‌ای است که اساس کار آن بر واکنش منحصر به فرد نابودی زوج است. در این تکنیک رادیونوکلئید تابش‌کننده پوزیترون - که در ابتدا به صورت مصنوعی در یک سیکلوترون تولید شده است - توسط یک ماده بیولوژیکی نظیر گلوکز ترکیب و نشان‌دار شده و از طریق خوردن یا تزریق وارد بدن بیمار می‌شود، با توجه به خواصش به بافت مورد نظر رفته و در آنجا توزیع می‌شود. پس از آن مواد رادیواکتیو موجود در مولکول‌های تزریق شده شروع به واپاشی و تابش پوزیترون می‌کند. این پوزیترون با الکترون‌های فراوان موجود در بافت ترکیب شده و دو پرتو گاما ۵۱۱ keV تولید می‌کند. پرتوهای گاما از بدن بیمار خارج شده و توسط آشکارسازهایی که در اطراف بدن بیمار قرار گرفته‌اند آشکار می‌شوند. پس از ثبت این اطلاعات توسط آشکارسازها و استفاده از روش‌های بازسازی تصاویر و انجام تصحیحات لازم تصویربرداری کامل می‌گردد. در هر تصویربرداری در پت حدود 10^6 تا 10^9 رخداد نابودی ثبت می‌شود. شدت سیگنال‌های ثبت شده در هر نقطه تصویر متناسب با میزان توزیع رادیونوکلئید در آن قسمت از بدن است. بنابراین تصویر حاصل از پت به ما یک توزیع فضایی از نحوه قرار گرفتن رادیونوکلئیدها در عضو بدن می‌دهد و با گذشت زمان و ادامه تصویربرداری یعنی ثبت مداوم گاماهاى نابودی و تمرکز روی نحوه تغییر رادیونوکلئیدها در عضو مورد نظر می‌توان نحوه فعالیت‌های فیزیولوژیکی بافت مورد نظر را تعیین کرد و حتی به یک تصویر زنده از بافت رسید [۱].

۱-۲- واکنش تولید پوزیترون

هسته‌ی اتم از دو ذره پروتون و نوترون تشکیل شده است و به شکل A_ZX نمایش داده می‌شود که Z (عدد اتمی): تعداد پروتون‌ها و عنصری را که اتم به آن تعلق دارد را مشخص می‌کند و A (عدد جرمی): تعداد ذرات داخل هسته یعنی مجموع پروتون‌ها و نوترون‌ها را مشخص می‌کند.

دو نیرو در داخل هسته وجود دارد. یکی نیروی دافعه الکتریکی بین پروتون‌ها و دیگری نیروی هسته‌ای بین ذرات داخل هسته. این دو نیرو در حالتی که تعداد پروتون‌ها و نوترون‌ها در هسته با هم مساوی‌اند در حالت تعادل‌اند. اگر در یک هسته شمار پروتون‌ها یا نوترون‌ها از دیگری بیشتر شود، هسته به یک حالت ناپایدار می‌رود و تمایل به واپاشی پیدا می‌کند. به هسته‌ای ناپایدار که تمایل به واپاشی دارد رادیونوکلئید گویند و به ایزوتوپ‌های ناپایدار یک عنصر رادیوایزوتوپ گویند. رادیوایزوتوپ‌ها تمایل به واپاشی دارند تا به حالت تعادل برسند. یکی از حالت‌های واپاشی زمانی است که تعداد پروتون‌های هسته زیاد شود. در این حالت یک پروتون تبدیل به یک نوترون شده و یک پوزیترون آزاد می‌کند. به عنوان مثال می‌توان به واکنش ۱-۱ اشاره کرد.



پوزیترون (e^+) در این واکنش با انرژی‌های مختلف (بازه‌ای پیوسته از صفر تا E_{\max}) آزاد می‌شود، که E_{\max} به تفاوت جرم اتمی هسته مادر و دختر بستگی دارد.

هسته‌هایی که فراوانی پروتون دارند همچنین می‌توانند توسط واکنش‌هایی که به گیراندازی الکترون معروف‌اند واپاشی کنند زیرا در این واکنش هسته‌ای، هسته یکی از الکترون‌های ابر الکترونی اتم را گرفته و یک پروتون را به یک نوترون تبدیل می‌کند و یک نوترینو آزاد می‌شود. به عنوان مثال به واکنش ۲-۱ دقت کنید.



بنابراین برای واپاشی هسته‌هایی با زیادی پروتون دو حالت وجود دارد. که این دو مداوم با یکدیگر در رقابت‌اند. اما تولید پوزیترون (حالت اول) معمولاً در هسته‌هایی با عدد اتمی پایین و گیراندازی الکترون (حالت دوم) در هسته‌هایی با عدد اتمی بالا حاکم است [۱]. در پت ما با واکنش اول یعنی تولید پوزیترون سروکار داریم. رادیوایزوتوپ‌هایی که مستعد انجام این واکنش هستند و در پت کاربرد دارند در جدول ۱-۱ آمده‌اند.

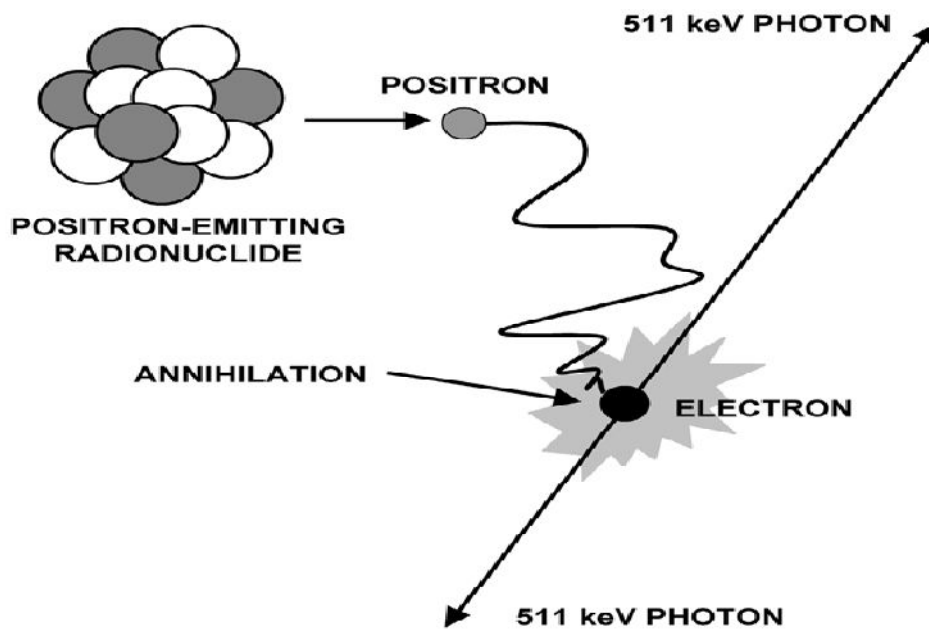
جدول ۱-۱: رادیوایزوتوپ‌های مورد استفاده در پت [۱].

Radionuclide	Half-life	E_{\max} (MeV)
^{11}C	20.4 min	0.96
^{13}N	9.97 min	1.20
^{15}O	122 s	1.73
^{18}F	109.8 min	0.63
^{22}Na	2.60 y	0.55
^{62}Cu	9.74 min	2.93
^{64}Cu	12.7 h	0.65
^{68}Ga	67.6 min	1.89
^{76}Br	16.2 h	Various
^{82}Rb	1.27 min	2.60, 3.38
^{124}I	4.17 d	1.53

۱-۳- فیزیک پت

۱-۳-۱- فرآیند نابودی زوج و ثبت همزمانی در پت

پوزیترون حاصل از واپاشی رادیوایزوتوپ در محیط‌های پر از الکترون مانند بافت بدن عمر بسیار کوتاهی دارند. پوزیترون‌ها پس از خلق در صورت داشتن انرژی، این انرژی را حین برخوردهای غیرالاستیک با الکترون‌های محیط از دست می‌دهند و پس از از دست دادن تمام یا بخشی از انرژی خود در نهایت با یک الکترون محیط ترکیب شده و یک هسته هیدروژن مانند به نام پوزیترونیوم تشکیل می‌دهند که طول عمر آن 10^{-10} ثانیه است و با از بین رفتن آن فرآیند نابودی اتفاق می‌افتد. مطابق شکل ۱-۱، بر اثر فرآیند نابودی دو پرتو گامای کاملاً هم انرژی در دو جهت مخالف در محل نابودی تولید می‌شوند [۱ و ۲].



شکل ۱-۱: نابودی پوزیترون و الکترون و تولید زوج

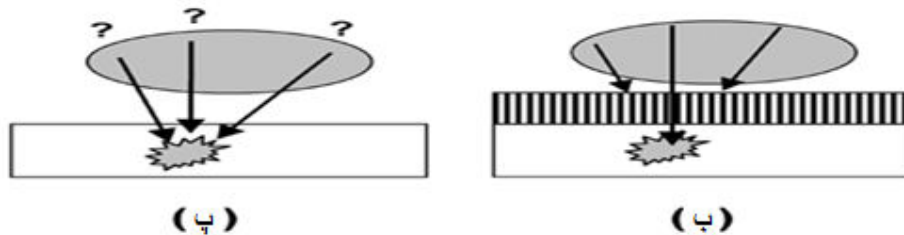
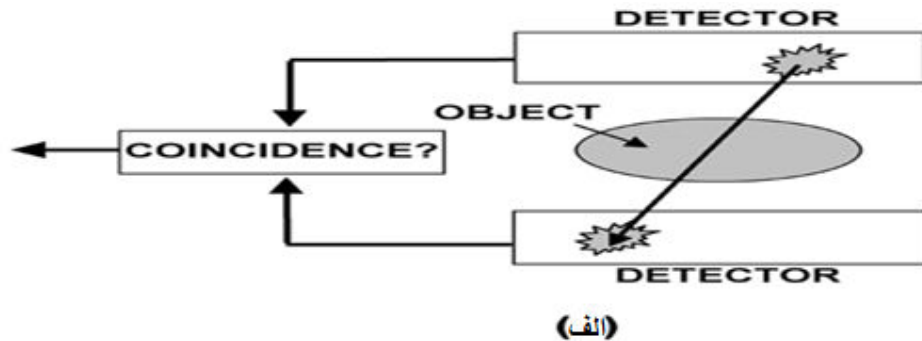
بنابراین جرم دو ذره الکترون و پوزیترون مطابق فرمول $E=mc^2$ به انرژی دو پرتوگاما تبدیل می‌شود. چون در هنگام نابودی زوج الکترون و پوزیترون، این دو تقریباً بدون انرژی اند پس اثر پایستگی انرژی و تکانه حکم می‌کند که دو پرتو هم انرژی و در دو جهت مخالف باشند و انرژی هر یک 511 keV باشد که انرژی نسبتاً بزرگی است. فرآیند نابودی زوج ویژگی‌های منحصر به فردی دارد که آن را برای تصویربرداری پت مناسب می‌سازد. این ویژگی‌ها عبارتند از:

۱- این دو پرتو حاصل از نابودی بسیار پرانرژی هستند (حدود ۱۰ برابر پرتو ایکس) و شانس زیادی برای فرار از محیط (بدن) و ثبت در آشکارسازهای پت دارند.

۲- جهت دو پرتو خروجی دقیقاً نسبت به هم مشخص است (180° درجه) به طوری که اگر بتوان هر دو فوتون را آشکار کرد می‌توان با امتداد مسیر دو فوتون یا همان خط پاسخ^۱ محل نابودی زوج را تشخیص داد و چون این محل به محل نابودی زوج بسیار نزدیک است، می‌توان با تقریب خوبی نمایشی از نحوه استقرار و توزیع رادیوایزوتوپ‌ها در بدن پیدا کرد که این خود دقیقاً نحوه فعالیت

¹Line Of Response

فیزیولوژیکی آن قسمت از بدن را نشان می‌دهد. این تصویر بدست آمده از دو فوتون بسیار دقیق‌تر از تصویر حاصل از یک تک فوتون در روش اسپکت^۱ است. شکل ۱-۲ نحوه ثبت پرتو را در پت و اسپکت نشان می‌دهد.



شکل ۱-۲: الف) ثبت دو پرتو هم‌زمان در پت، ب و پ) به‌جای یک پرتو در اسپکت

۳- پرتوهای گامای حاصل از نابودی مستقل از انرژی پوزیترون هنگام نابودی و نوع رادیونوکلئید تولید کننده پوزیترون هستند و بنابراین آشکارسازهای بکار رفته در پت در تصویربرداری در تمامی حالت‌ها برای یک انرژی (۵۱۱ keV) تنظیم می‌شوند. این یکسان بودن انرژی در تصویربرداری های مختلف از قسمت‌های مختلف بدن و رادیونوکلئیدهای متنوع بکار رفته در پت بسیار مفید است [۱].

۱-۳-۲- فرآیند نابودی زوج و خطاهای مربوط به آن

پوزیترون ذره‌ای کاملاً شبیه به الکترون (جرم و بار مساوی و مخالف با الکترون) با طول عمر بسیار کوتاه است که با ترکیب با الکترون دو گامای هم انرژی در دو جهت مخالف تولید می‌کند. پس به

1SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)

کمک امتداد دو خط اتصال دو آشکارسازی که دو پرتو گامای هم‌زمان را (کمتر از پهنای پنجره‌ی زمانی تعریف شده برای یک جفت آشکارساز) دریافت می‌کنند و پیدا کردن محل تقاطع آنها می‌توان به محل نابودی زوج گاما در بدن پی برد. اما این مفهوم به علت وجود دو خطای عمده کمی محدود می‌شود و باعث پایین آمدن رزولوشن فضایی تصویر می‌گردد و در بازسازی تصویر خطا ایجاد می‌کند. این خطاها عبارتند از:

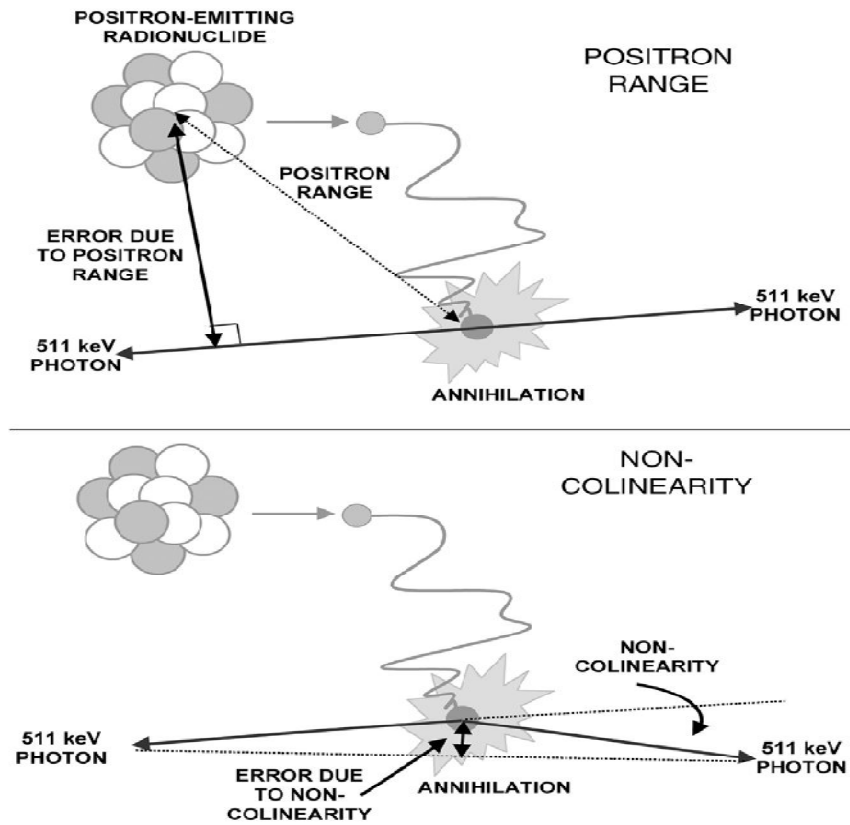
۱- برد پوزیترون: پوزیترون پس از خروج از رادیونوکلئید بسته به واکنشی که پشت سر گذاشته - نوع رادیویایزوتوپ- مقداری انرژی جنبشی دارد، بنابراین از محلی که تولید می‌شود تا انرژی خود را کاملاً از دست می‌دهد و نابود می‌شود مسافت کوتاهی در حدود چند دهم میلیمتر تا چند میلیمتر را در محیط طی می‌کند که به آن برد پوزیترون گویند که در شکل ۱-۳ نشان داده شده است. بنابراین آشکارسازها محل نابودی را معین می‌کنند که اندکی از محل واقعی رادیونوکلئید فاصله دارد که خود یک خطا ایجاد می‌کند و دقت تصویر و قدرت تفکیک آن را پایین می‌آورد. لازم به ذکر است که چون پوزیترون بر اثر برخوردهای متوالی به الکترون‌های محیط یک مسیر کاملاً زیگزاگی و کاتوره‌ای را در بافت طی می‌کند بنابراین مسافت پیموده شده توسط این ذره از برد آن بیشتر است ولی باز هم فاصله محل تولید پوزیترون تا محل نابودی که مورد نظر ماست همان برد پوزیترون است. برد پوزیترون به نوع رادیونوکلئید و E_{max} در طیف انرژی پوزیترون خروجی بستگی دارد. می‌توان از این خطا - به جز در تصویربرداری از حیوانات کوچک- در مقایسه با ابعاد بدن انسان صرف نظر کرد [۱ و ۳].

۲- دومین منبع خطا زمانی ایجاد می‌شود که پوزیترون یا الکترون یا هر دو در هنگام نابودی کاملاً ساکن نباشند. وجود مقدار کمی اندازه حرکت در هر کدام یا هر دو ذره باعث می‌شود پرتوهای نابودی دقیقاً مخالف جهت هم نبوده و با هم زاویه‌ای کمتر از 180° درجه بسازند (شکل ۱-۴) و به طور کلی باید گفت زاویه بین دو فوتون پراکنده در پدیده نابودی زوج یک توزیع حول زاویه 180°

درجه دارد. این اثر به عنوان اثر غیر خطی^۱ معروف است. میزان این خطا را می‌شود از فرمول زیر بدست آورد [۱].

$$\Delta_{nc} = 0.0022 \times D \quad (3-1)$$

در این فرمول D قطر حلقه‌ی آشکارساز است. با توجه به این رابطه با افزایش قطر حلقه‌ی آشکارساز پت، این خطا به صورت خطی زیاد می‌شود. البته این خطا نیز نسبتاً از قدرت تفکیک دستگاه کمتر است و (بخصوص در پت حیوانات) چندان مهم به شمار نمی‌آید [۱].



شکل ۳-۱: خطای حاصل از برد پوزیترون
شکل ۴-۱: خطای حاصل از اثر غیر خطی

۴-۱- آشکارسازهای پت (آشکارسازی پرتوهای ۵۱۱ keV)

آشکارسازهای بکار رفته در سیستم‌های تصویربرداری هسته‌ای باید ضریب عملکرد بالایی داشته باشند تا بتوانند تمامی تابش‌های رسیده از رادیونوکلیئیدها را ثبت کرده و تصاویر دقیقی را با قدرت تفکیک بالا ایجاد کنند. ضریب عملکرد یک آشکارساز به دو صورت زیاد می‌شود.

۱- قدرت تفکیک زمانی^۱: که توانایی دو آشکارساز در تعیین تفاوت زمان بین رسیدن دو زوج فوتون نابودی به هر یک از آشکارسازها است. که معمولاً بین ۲ تا ۶ نانوثانیه است. دقت در زمان‌سنجی یک آشکارساز به ثابت واپاشی و میزان نوردهی ماده سوسوزن آن بستگی دارد [۱].

۲- قدرت تفکیک انرژی^۲: توانایی آشکارساز در تعیین انرژی فوتون رسیده به آن یعنی آشکارساز قادر باشد فوتون‌های نابودی ۵۱۱ keV را از فوتون‌های پراکنده به خوبی تشخیص دهد [۱].

بالا بودن قدرت تفکیک زمانی و انرژی آشکارسازهای پت باعث ایجاد تصویرهایی با قدرت تفکیک مکانی^۳ بالا یا به عبارتی دیگر تصویرهایی با قدرت تفکیک فضایی بالا می‌شود که این امر خاصیت تشخیصی تصویر را بهبود می‌بخشد و آن را دقیق‌تر می‌کند [۱]. معمولاً از آشکارسازهای سوسوزن در دستگاه پت استفاده می‌شود. در ادامه به بررسی مهم‌ترین جز یک آشکارساز سوسوزن یعنی ماده سوسوزنی و ساختمان آن در یک دستگاه پت می‌پردازیم.

۴-۱-۱ سوسوزن‌ها

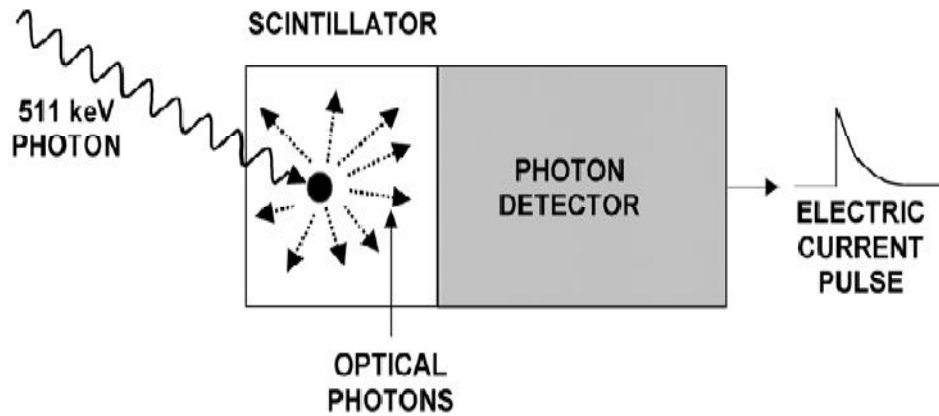
سوسوزن‌ها مواد شفاف هستند که وقتی ذرات باردار یا فوتون‌های پرانرژی به آن‌ها برخورد می‌کنند واپاشی کرده و مطابق شکل ۱-۵، یک طیف نور مرئی گسیل می‌کنند. در انتخاب یک ماده سوسوزنی باید به دو فاکتور توان توقف سوسوزن و میزان نوردهی آن دقت کرد. نور ایجاد شده در سوسوزن همانطور که در شکل ۱-۶ نشان داده شده است، در دستگاهی به نام لامپ تکثیرکننده فوتون تقویت

1 timing resolution

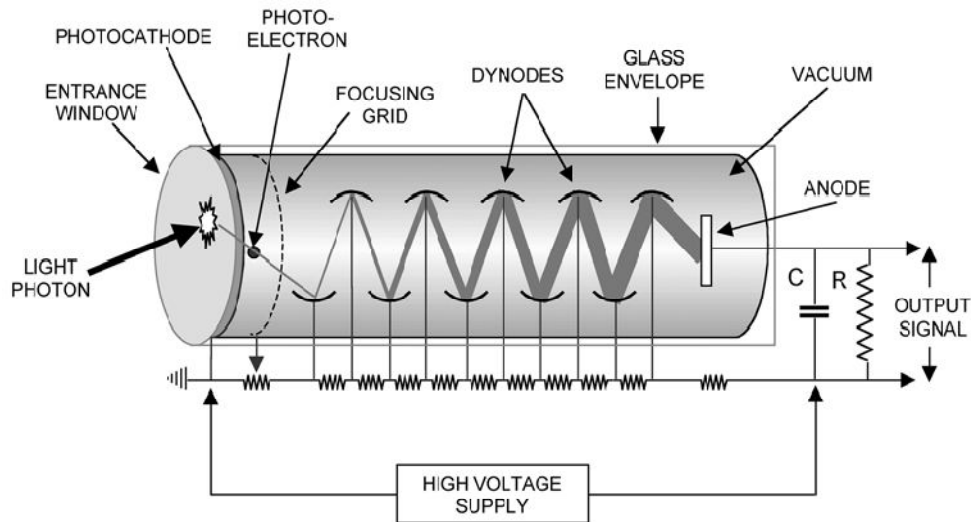
2 energy resolution

3 spatial resolution

می‌شود، سپس وارد بخش الکترونیک دستگاه شده و در حافظه آشکارساز با تبدیل به یک سیگنال ثبت می‌گردد. دامنه این سیگنال با انرژی پرتو فرودی به آشکارساز نسبت مستقیم دارد. با قرار دادن یک آستانه خروجی می‌توان از ثبت پرتوهای پراکنده و مزاحم جلوگیری کرد [۱ و ۴].



شکل ۱-۵: ساده شده مراحل تولید یک سیگنال در آشکارساز سوسوزن



شکل ۱-۶: ساختمان یک لامپ تکثیرکننده فوتون

همچنین در تصویربرداری پت ثبت هم‌زمان (ثبت در طول پهنای پنجره‌ی زمانی تعریف شده برای دو آشکارساز) دو پرتو نابودی در دو آشکارساز مقابل بسیار مهم است که این هم‌زمانی مستقیماً به ویژگی‌های سوسوزن بستگی دارد (زمان واپاشی سوسوزن و میزان نوردهی آن). پس سوسوزن استفاده

شده در آشکارساز پت باید یک سوسوزن سریع با نوردهی زیاد باشد تا بتواند در حداقل زمان، پرتو رسیده به آن را ثبت کند و قدرت تفکیک بالای انرژی و در نهایت ضریب عملکرد بالایی داشته باشد. در جدول ۱-۲ انواع رایج سوسوزن‌های بکار رفته در آشکارسازهای پت آمده است [۱].

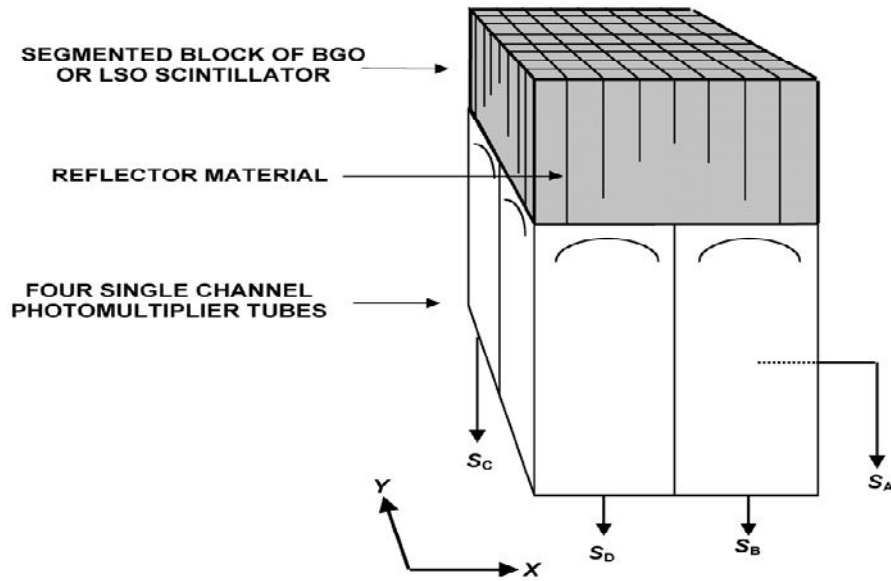
جدول ۱-۲: ویژگی‌های چندین سوسوزن رایج در پت [۱].

Scintillator	Density (g/cc)	Light output (photons per 511 keV)	Decay time (ns)	Index of refraction	Linear attenuation at 511 keV (cm ⁻¹)	Ratio between photoelectric and Compton
Sodium iodide [NaI(Tl)]	3.67	19400	230	1.85	0.34	0.22
Bismuth Germanate (BGO)	7.13	4200	300	2.15	0.96	0.78
Lutetium Oxyorthosilicate (LSO:Ce)	7.40	~13000	~47	1.82	0.88	0.52
Gadolinium Oxyorthosilicate (GSO:Ce)	6.71	~4600	~56	1.85	0.70	0.35
Barium Fluoride (BaF ₂)	4.89	700, 4900	0.6, 630	1.56	0.45	0.24
Yttrium Aluminum Perovskite (YAP:Ce)	5.37	~9200	~27	1.95	0.46	0.05

۱-۵ - ساختمان آشکارساز پت (بلاک آشکارساز)

ماده سوسوزنی در آشکارسازهای پت به شکل پیوسته و از چند بخش هم اندازه تشکیل شده و برش بین این قسمت‌ها از یک ماده منعکس کننده پر شده است. این ماده کمک می‌کند تا قسمت‌های مختلف از لحاظ نوری ایزوله باشند. به مجموع چند ماده سوسوزنی هم‌اندازه که فصل مشترک آن‌ها از یک ماده بازتاب کننده تشکیل شده را بلاک آشکارساز^۱ گویند. هر بلاک آشکارساز به چهار لامپ تکثیرکننده فوتون متصل است که در شکل ۱-۷ نشان داده شده است.

¹Block detector



شکل ۷-۱: بلاک آشکارساز

وقتی یک فوتون نابودی به بلاک آشکارساز برخورد می‌کند بر روی تمامی قسمت‌های ماده سوسوزن آن اثر می‌گذارد (در نزدیکی محل برخورد بیشتر و در اطراف کمتر) بنابراین در هر لامپ تشدیدکننده فوتون یک سیگنال ایجاد می‌کند (S_A, S_B, S_C, S_D). به کمک این چهار عدد و رابطه ۴-۱ [۱]، الکترونیک دستگاه به محل برخورد فوتون با آشکارساز پی می‌برد.

$$X = (S_A + S_B - S_C - S_D) / (S_A + S_B + S_C + S_D), \quad Y = (S_A + S_C - S_B - S_D) / (S_A + S_B + S_C + S_D) \quad (۴-۱)$$

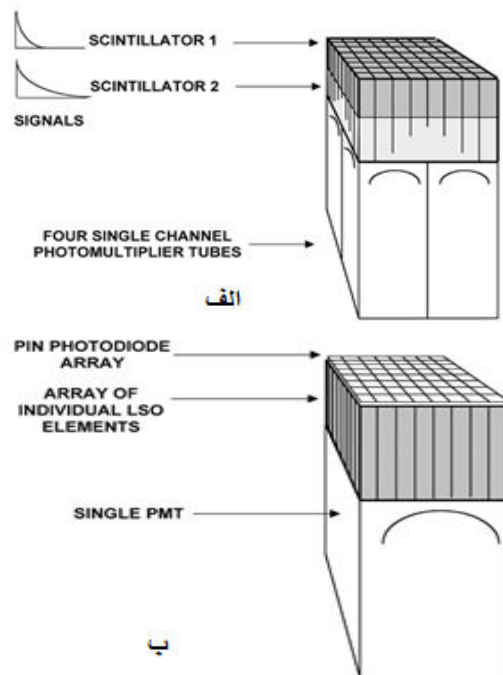
تعداد قطعات سوسوزن در یک بلاک آشکارساز که در مقابل چهار لامپ تشدیدکننده فوتون قرار می‌گیرد، با میزان افت و خیزهای آماری که موجب ایجاد نویز و در نهایت عدم وضوح تصویر می‌شود، تعیین می‌گردد. حداکثر تعداد قطعات سوسوزن در یک بلاک آشکارساز در مقابل چهار لامپ تشدیدکننده فوتون ۶۴ تا است. هر چه تعداد قطعات سوسوزن در یک بلاک آشکارساز بیشتر باشد تعیین محل اندرکنش پرتو دقیق‌تر و قدرت تفکیک فضایی تصویر بهتر می‌شود.

علاوه بر تعداد قطعات سوسوزنی عمق یعنی همان پهنای قطعات نیز قدرت تفکیک تصویر را بالا می‌برد. زیرا پرتوهای 511 keV پرنرژی‌اند و با افزایش پهنای ماده سوسوزن احتمال توقف آن‌ها در

ماده زیاد می‌شود و راندمان دستگاه افزایش می‌یابد در پت‌های کلینیکی این عمق حدود ۳ تا ۵ میلیمتر است. بنابراین باید عمق نفوذ پرتو در ماده را نیز در تعیین محل اندرکنش در نظر گرفت (علاوه بر X و Y و Z را نیز تعیین کرد). برای تعیین Z از دو روش استفاده می‌شود.

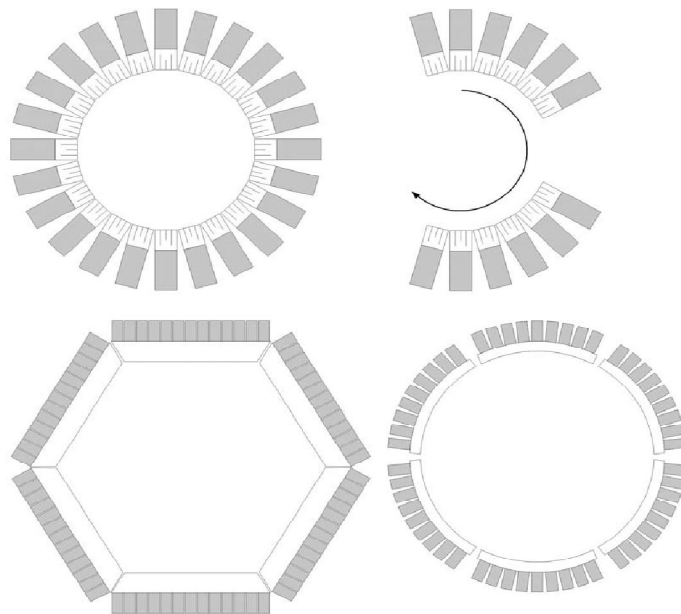
۱- روش آشکارساز فزویچ: در این روش مطابق شکل ۸-۱ (الف) از دو آشکارساز با زمان واپاشی متفاوت استفاده می‌شود. بعضی پرتوها در لایه اولی و بعضی در لایه دومی متوقف می‌شوند و به این صورت عمق نفوذ تا حدی مشخص می‌شود.

۲- استفاده از دو لایه ثبت کننده نور در (فوتو دیود) در دو طرف آشکارساز: یکی از این دو لایه جلوی سوسوزن- باید بسیار نازک باشد تا مانع از ورود پرتوهای گاما به داخل آشکارساز نشود- و دیگری در انتهای ماده سوسوزنی و در کنار لامپ تشدیدکننده فوتون قرار می‌گیرد. یک فوتون فرودی با توجه به عمق اندرکنشش در هر یک از دو فوتودیود یک اثر می‌گذارد از روی تفاوت این دو اثر می‌توان به عمق اندرکنش پی‌برد که در شکل ۸-۱ (ب) نشان داده شده است.



شکل ۸-۱ (الف) تعیین عمق نفوذ پرتو توسط روش فزویچ. (ب) استفاده از فوتودیود در تعیین عمق نفوذ

در عمل مطابق شکل ۱-۹، آشکارسازهای پت با کنار هم قرار گرفتن چندین بلاک آشکارساز یک حلقه‌ی کامل از آشکارساز را تشکیل می‌دهد که به دور بدن بیمار قرار گرفته‌اند و بدون چرخش پرتوهای نابودی خارج شده از بدن بیمار را ثبت می‌کنند. البته در بعضی از انواع پت این حلقه به صورت ناقص است و در عوض هنگام تصویربرداری به دور بیمار می‌چرخد. پهنای این رینگ حدود ۱۵ سانتی‌متر است که برای ساختن آن از کنار هم گذاشتن چند حلقه استفاده می‌شود. ضخامت حلقه باعث می‌شود که در یک زمان کوتاه هم‌زمانی‌های بیشتری ثبت شود و کارایی دستگاه افزایش یابد. در یک حلقه‌ی آشکارساز برای ثبت یک زوج گامای نابودی فقط دو آشکارساز کاملاً روبروی هم هم‌زمان نیستند، بلکه احتمال ثبت یک هم‌زمانی در دو گروه از آشکارسازهای روبروی هم وجود دارد و وظیفه تشخیص این‌که کدام یک از دو آشکارساز از هر گروه کار ثبت پرتوهای نابودی را انجام داده و تعیین محل اندرکنش، بر عهده الکترونیک دستگاه است [۱ و ۳ و ۵].



شکل ۱-۹: چند مدل حلقه‌ی آشکارساز پت

۱-۵-۱- ثبت هم‌زمانی دو گامای نابودی

اساس جمع‌آوری اطلاعات پت بحث ثبت هم‌زمان دو پرتو نابودی است. این هم‌زمانی -که باعث افزایش قدرت تفکیک می‌شود- شدیداً به مشخصات خود آشکارسازها مانند زمان واپاشی و میزان نوردهی آشکارساز و جنس آن بستگی دارد، همچنین برخی مسائل مانند تفاوت زمان رسیدن دو پرتو نابودی به آشکارساز -به علت تفاوت بین فاصله محل نابودی تا دو آشکارساز- نیز می‌تواند بر این هم‌زمانی تأثیر بگذارد. با در نظر گرفتن این عوامل برای هم‌زمانی یک پنجره‌ی قرار می‌دهند و اگر دو پرتو با اختلاف زمانی به اندازه حداکثر پهنای این پنجره‌ی به دو آشکارساز برسند ثبت می‌شوند. این پهنای در آشکارسازهای BGO و NaI(Tl) ۵ تا ۶ نانوثانیه و در LSO تقریباً ۲ تا ۳ نانوثانیه است. همچنین الکترونیک دستگاه با توجه به پهنای انرژی که برای آن تعریف شده (معمولاً ۵۵۰ keV-۳۵۰) نیز پرتوهای پراکنده شده در بدن و رسیده به آشکارساز را حذف می‌کند. از این رو الکترونیک پت مطابق شکل ۱-۱۰ دو وظیفه مهم دارد:

۱- قبول دو پرتوی نابودی با انرژی ۵۱۱ keV و حذف پرتوهای پراکنده با توجه به پهنای پنجره‌ی انرژی.

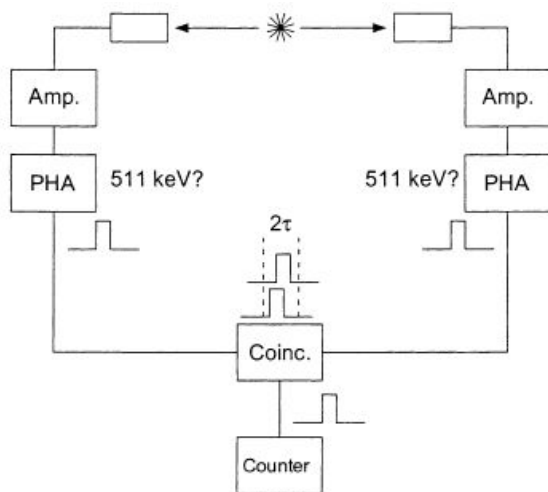
۲- ثبت هم‌زمانی دو پرتو-با توجه به پهنای پنجره‌ی زمانی (T)، تعیین خط پاسخ و مشخص کردن محل نابودی پوزیترون در فانتوم مورد مطالعه.

پس داده‌هایی که در محدوده پهنای پنجره‌ی انرژی بوده و هم‌زمان باشند ثبت می‌شوند. این اطلاعات خام ثبت شده به دو شکل در سیستم کامپیوتری متصل به پت طبقه‌بندی می‌شوند. یکی به روش لیست^۱ که در این حالت هر رخداد به‌طور جداگانه در یک فایل به همراه اطلاعات مربوط به محل اندرکنش، دو آشکارساز ثبت‌کننده و زمانی که رخداد روی می‌دهد، ثبت می‌شود و دیگری به روش هیستوگرام^۲، در این روش یک حافظه طبقه‌بندی شده برای هر خط پاسخ ممکن در نظر گرفته

1List mode

2Histogram mode

می‌شود و هر رخداد هم‌زمانی درست در خط پاسخ خودش ثبت می‌شود. به‌طور کلی از جمع‌آوری اطلاعات به روش لیست زمانی استفاده می‌شود که بخواهیم ثبت اطلاعات دینامیکی روی یک پدیده انجام دهیم، یعنی بررسی یک پدیده با گذشت زمان برای ما مهم باشد و از روش هیستوگرام زمانی استفاده می‌شود که جمع‌آوری اطلاعات در یک بازه مشخص زمانی مطرح باشد [۱ و ۵].



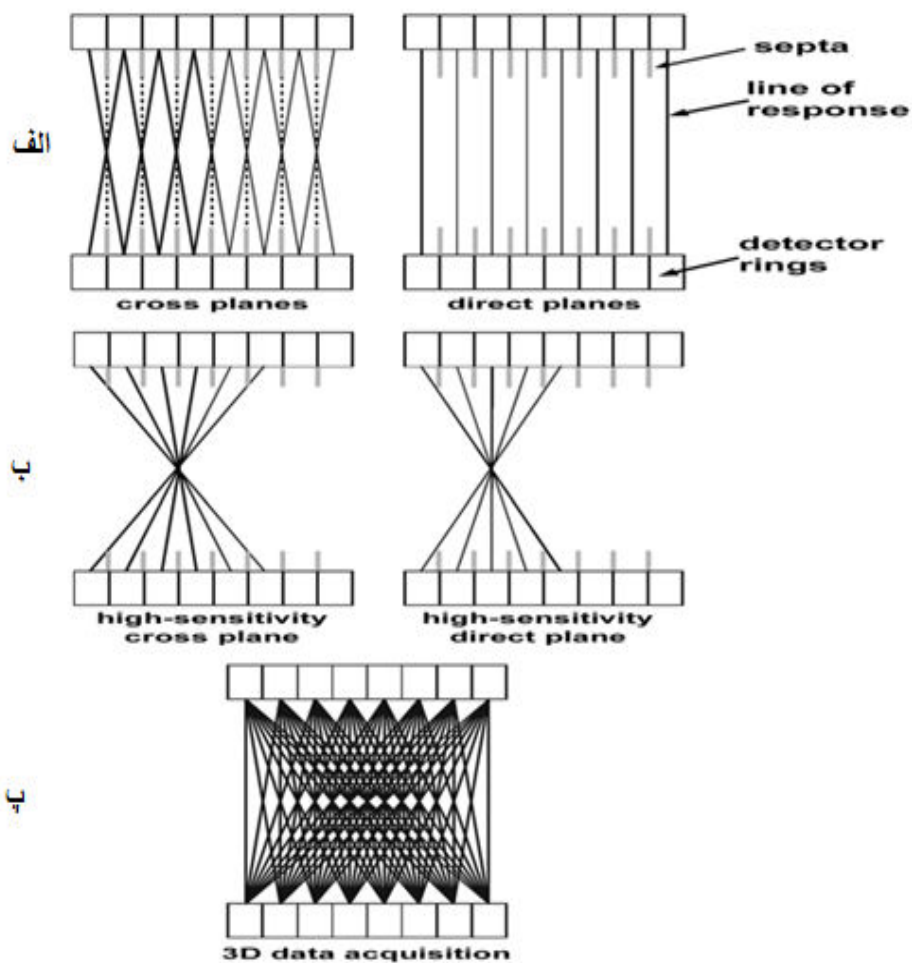
شکل ۱-۱: ثبت هم‌زمان دو پرتو نابودی توسط الکترونیک دستگاه پت

۱-۵-۲- تصویر برداری دو بعدی و سه بعدی بوسیله پت

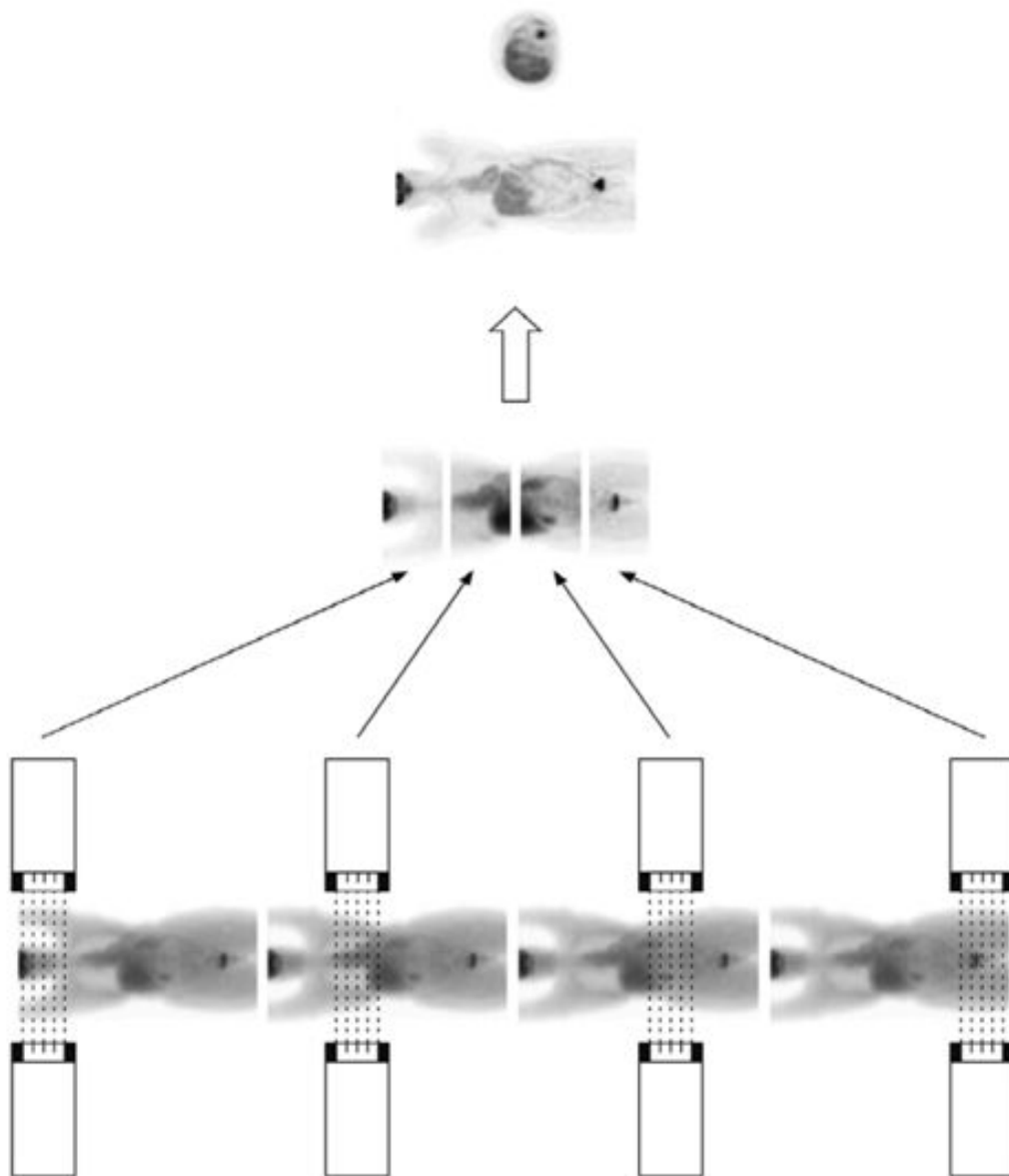
عملاً تمامی اسکانه‌های پت اولیه در بین شکاف‌های ماده سوسوزنی در حلقه‌ی آشکارساز خود از تیغه‌های فلزی سپتا^۱ استفاده می‌کردند تا بدین وسیله با جذب برخی از پرتوهای پراکنده توسط این تیغه‌ها از رسیدن آن‌ها به آشکارساز جلوگیری شود. بنابراین تیغه‌های سپتا باعث بهبود کیفیت تصویرها می‌شدند. اما وجود تیغه‌های سپتا تأثیر مهم‌تری بر روی تصویربرداری دارد و آن ایجاد تصویربرداری دو بعدی از فانتوم مورد نظر است. تصویر دو بعدی به‌صورت تصویر از فانتوم با برش‌های مقطعی در طول یا عرض بافت است. حال اگر آشکارسازی با قدرت تفکیک انرژی مناسب در پت استفاده کنیم -تا بتواند پرتوهای پراکنده را بهتر حذف کند- می‌توانیم تیغه‌های سپتا را برداشته و تصویربرداری را بدون این تیغه‌ها و به‌صورت سه بعدی انجام دهیم. اگر چه تصویر سه بعدی از لحاظ

¹septa

تشخیصی مزایایی دارد اما قدرت تفکیک آن از تصویر دو بعدی کمتر است و به طور کلی در تصویربرداری سه بعدی بالا بودن میزان قدرت تفکیک آشکارساز بسیار مهم است. تصویربرداری سه بعدی بیشتر از مغز انجام می‌شود چون ابعاد آن نسبت به بقیه قسمت‌های بدن کوچک‌تر و شکل آن منظم‌تر است و میزان و گستردگی انرژی پرتوهای پراکنده شده کمتر است. در شکل ۱۱-۱ نحوه تصویربرداری دو بعدی (با سپتا) و سه بعدی (بدون سپتا) را نشان می‌دهد. در شکل ۱۲-۱ نیز نحوه تصویربرداری از کل بدن بصورت سه بعدی نمایش داده شده است [۱ و ۶].



شکل ۱۱-۱: الف) تصویربرداری دو بعدی معمولی. ب) تصویربرداری دوبعدی با حساسیت بالا. پ) تصویربرداری سه بعدی.



شکل ۱-۱۲: تصویر سه بعدی از تمام بدن و نحوه تهیه آن (با حرکت تخت بیمار در داخل حلقه تصویر توموگرافیک از قسمت های مختلف بدن گرفته شده و با در کنار هم قرار گرفتن این تصاویر، تصویر سه بعدی کامل از بدن بیمار به دست می آید).

۱-۶- تاریخچه پت

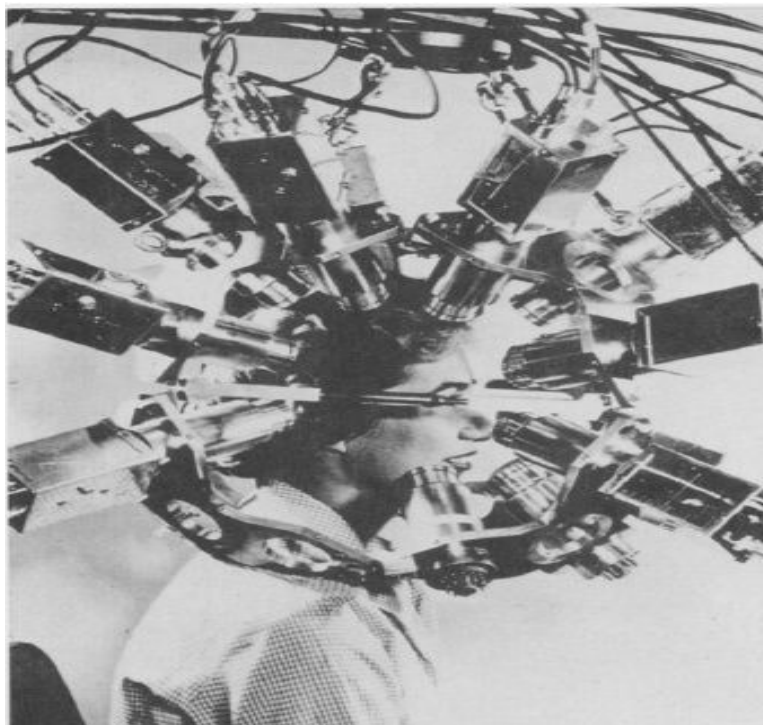
برای اولین بار در سال ۱۹۵۰ ایده استفاده از زوج گامای نابودی برای تصویربرداری به ذهن دانشمندی به نام اسویت^۱ از دانشگاه ماساچوست خطور کرد. او ایده خود را دنبال کرد و در سال ۱۹۵۲ با همراهی برونل^۲ اولین سیستم تصویربرداری تابش پوزیترون را با دو آشکارساز سوسوزن NaI(Tl) طراحی کرد. او در طراحی خود از یک پروب ساده برای ثبت هم‌زمانی پرتوهای گامای نابودی جهت تعیین محل تومور در مغز استفاده کرد. این دو نفر در همان سال موفق به ساخت این سیستم شدند و اولین تصویربرداری کلینیکی پت از مغز انسان مطابق شکل ۱-۱۳ به صورت آزمایشی انجام شد [۷].



شکل ۱-۱۳: اولین پت کلینیکی با دو آشکارساز توسط برونل (سمت چپ) و همکاران

در سال ۱۹۶۰، برونل و همکارانش اولین سیستم پت را که مجهز به ۱۸ آشکارساز در دو ردیف بود طراحی کردند و در سال ۱۹۶۲ این سیستم ساخته شد و از آن برای تصویربرداری مغز استفاده گردید. دانشمندی به نام یاماتو^۳ در سال ۱۹۶۶ با سیستمی از آشکارسازها مطابق شکل ۱-۱۴ و به کمک تابش پوزیترون توانست جریان خون مغز را اندازه بگیرد. در سال ۱۹۶۸ اولین سیستم توموگرافی کامپیوتری پت توسط برونل و بروهام^۴ طراحی شد، این سیستم در سال ۱۹۶۹ تکمیل و در سال ۱۹۷۲ ساخته شد [۷ و ۸].

1 William H. Sweet
2 Gordon L. Brownell
3 Yamamoto
4 Burnham



شکل ۱-۱۴: پت با چند آشکارساز در حال تصویربرداری از مغز توسط یاماتو [۸]

همان طور که در شکل بالا مشاهده می شود آشکارسازها در سیستم های توموگرافی با نشر پوزیترون تا این زمان هنوز روی یک صفحه و به صورت حلقه نبودند تا اینکه در سال ۱۹۷۳ اولین سیستم پت که آشکارسازهای آن به صورت حلقه روی یک صفحه بود، توسط رابرتسون^۱ از آزمایشگاه تحقیقاتی بروکهاون ساخته شد. اگر چه این سیستم مجهز به ۳۲ آشکارساز بود اما در زمینه بازسازی تصویر و تصحیح تضعیف بافتها دارای مشکلاتی بود. در هر صورت ایده با ارزش رابرتسون روند توسعه پت را شتاب قابل ملاحظه ای بخشید (شکل ۱-۱۵). در اواسط دهه ۷۰ توسط تامسون^۲ و لوکاس^۳ و مییر^۴ این مشکلات رفع گردید. اما باز هم پت به خاطر کوچک بودن ضخامت حلقه (فقط یک لایه آشکارساز

1James Robertson
 2Thompson
 3Lucas
 4Myer

در یک حلقه) در تصویربرداری ضعیف و تنها قادر به ثبت یک سطح مقطع ضخیم در یک زمان مشخص بود که این موضوع شدیداً کیفیت تصویر را کاهش می‌داد.



شکل ۱-۱۵: اولین پت کلینیکی با ثبت کننده‌هایی به شکل یک حلقه ساخته شده توسط رابرتسون

همچنین در سال ۱۹۷۳ مایکل فلپس^۱ از دانشگاه واشنگتن سیستمی را تحت عنوان PETT I طراحی کرد که تقریباً شبیه پت‌های امروزی بود. در تابستان ۱۹۷۳ فلپس و اد هافمن^۲ و پوجوسیان^۳ از دانشگاه واشنگتن با همکاری گروهی از کمپانی اورتک سیستم PETT II را طراحی کردند و در سال ۱۹۷۴ ساخته شد. در این سیستم مشکلات بازسازی تصویر نیز رفع شده بود. اولین سیستم پت تجارتي در سال ۱۹۷۸ توسط کمپانی اورتک و با همکاری هافمن و فلپس ساخته شد. نام تجاری این سیستم ECAT II یا به صورت خلاصه ECAT بود. این سیستم مجهز به ۹۶ آشکارساز از جنس کریستال NaI(Tl) بود. تا اواسط دهه ۷۰ تنها کریستال مورد استفاده در پت، NaI (Tl) بود، در سال ۱۹۷۵ کریستال BGO به عنوان بهترین کریستال جهت استفاده در پت معرفی گردید.

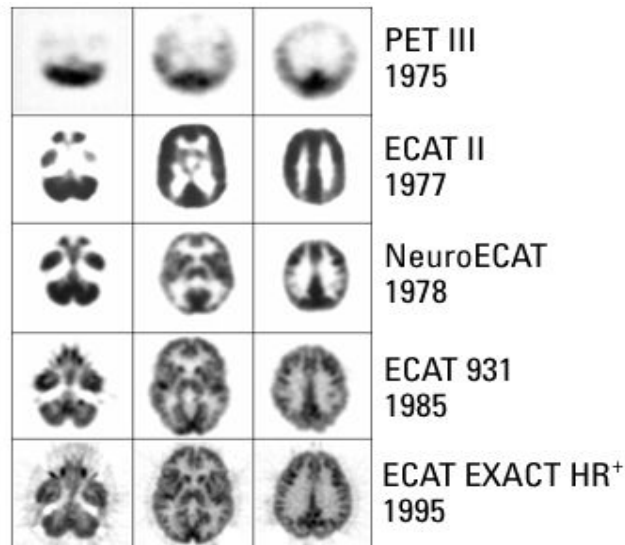
1Michael E. Phelps
2Ed Hoffman
3M.Ter.Pogossian



شکل ۱-۱۶: دانشمندان به اتفاق، مایکل فلیپس را به عنوان طراح پت‌های امروزی می‌شناسند.

در سال ۱۹۷۸ اولین سیستم پت مجهز به آشکارسازهای BGO توسط کریس^۱ و همکارانش ساخته شد، در همان سال کمپانی اورتک اولین سیستم تجاری مجهز به BGO را تحت نام Neuro ECAT به بازار عرضه کرد که مطابق شکل ۱-۱۷ نسبت به نمونه‌های قبلی کیفیت تصویر بهتری داشت. در سال ۱۹۸۴، نات^۲ و کسی^۳ از کمپانی CTI طرح آشکارسازهای بلوکی با همان بلاک آشکارسازها را ارائه کردند. در سال ۱۹۸۵ طرح استفاده از سیتا در سیستم ECAT ارائه شد. در سال ۱۹۹۰ کمپانی جنرال الکتریک و زیمنس و آداک نیز شروع به طراحی و ساخت سیستم‌های تجاری پت کردند. در سال ۱۹۹۲، کارلس^۴ کریستال LSO را ساخت و کمپانی CTI در سال ۱۹۹۵ این کشت را خریداری و هم‌زمان کارلس را به استخدام خود در آورد. در سال ۱۹۹۵ اولین سیستم پت مجهز به کریستال LSO توسط سیمون چری^۵ تحت نام میکروپت جهت تصویربرداری از حیوانات کوچک ساخته شد. اولین سیستم پت مجهز به کریستال‌های LSO جهت تصویربرداری از مغز انسان در سال ۱۹۹۹ در موسسه ماکس پلانک ساخته شد. نام تجاری این سیستم HRRT می‌باشد و مجهز به ۱۲۰۰۰۰ آشکارساز LSO است. رزولوشن این سیستم ۲/۵ میلی‌متر می‌باشد [۹-۱۱].

1Thompson Chris
2Ronald Nutt
3Mike Casey
4Melcher Charles
5Simon Cherry



شکل ۱-۱۷: بهبود کیفیت تصویر پت در مسیر تکامل

علاوه بر سیستم و هندسه دستگاه پت ساخت و انتخاب رادیوداروی پوزیترون دهنده برای تزریق به بیمار از اهمیت خاصی برخوردار است. در سال ۱۹۷۶ ولف^۱، آیدو^۲ و فولر^۳ از موسسه بروکهاون موفق به ساخت فلئوئوردی اکسی گلوکز^۴ یا همان فلئوئورین ۱۸ برای تصویربرداری پت شدند. فلئوئورین ۱۸ یک رادیوداروی پوزیترون دهنده بر پایه فلئوئور ۱۸ است که با یک گلوکز بیولوژیکی ترکیب شده است. در حال حاضر نیز بعد گذشت ۴۰ سال از آن زمان هنوز این رادیودارو، رادیوداروی رایج در این تصویربرداری است.

امروزه جهت بالا بردن رزولوشن سیستم پت، تلاش‌های زیادی برای تجاری کردن سیستم‌های مجهز به ثبت تصویر به کمک مفهوم مسیر آزاد میانگین^۵ و عمق اندرکنش^۶ انجام می‌گیرد. هم‌چنین برای بالا بردن رزولوشن و ترکیب تصاویر آناتومیکی و فیزیولوژیکی امروزه سیستم‌های ترکیبی

1 Alfred P. Wolf

2 Tatsuo Ido

3 Joanna S. Fowler

4 FDG (Fluorodeoxyglucose)

5 TOF: Time of Flight

6 DOI: Depth of Interaction

تصویربرداری رادیولوژی و هسته‌ای به صورت تجاری موجود است [۱۱]. از این دستگاه‌های ترکیبی می‌توان به پت/سی‌تی^۱ اشاره کرد. پیشنهاد ترکیب پت و سی‌تی برای اولین بار توسط تاونسند^۲ و نات ارائه و در سال ۱۹۹۸ نخستین الگوی تحقیقاتی آن در ایالات متحده آمریکا ساخته شد. در سال ۲۰۰۱ اولین دستگاه ترکیبی پت/سی‌تی وارد بازار شد و مورد پذیرش و استقبال گسترده جامعه پزشکی سراسر دنیا قرار گرفت، به طوری که تا سه سال بعد ۴۰۰ دستگاه در سراسر دنیا نصب گردید. این دستگاه که امروزه تقریباً به طور کامل در کاربردهای کلینیکی جایگزین پت شده است، قادر است با گرفتن دو تصویر هم‌زمان پت و سی‌تی و انداختن آن‌ها روی هم توسط نرم‌افزارهای کامپیوتری یک عکس فیزیولوژی-آناتومی از بافت مورد نظر بگیرد که قدرت تشخیصی بسیار بالایی دارد [۱۶-۱۲]. امروزه دستگاه تصویربرداری ترکیبی دیگری نیز به نام پت/ام‌آر‌آی^۳ در حال ورود به عرصه پزشکی است. استفاده بالینی از این دستگاه به تازگی در اروپا آغاز شده‌است و پژوهش‌های فراوانی در مورد آن انجام شده و در حال انجام است. اگر چه ام‌آر‌آی به اندازه سی‌تی اسکن در تصحیح ضریب افت تصویربرداری پت موفق نیست اما از ویژگی‌های منحصر به فرد تصویربرداری ام‌آر‌آی و ادغام آن با پت نمی‌توان به راحتی صرف نظر کرد. تلاش‌های بسیاری در تصحیح ضریب افت و بالا بردن کارایی پت/ام‌آر‌آی در حال انجام است و این تحقیقات در حال حاضر از به روزترین زمینه‌های کاری و پژوهشی در علم فیزیک پزشکی و پزشکی هسته‌ای می‌باشد [۱۷ و ۱۸]. تصویر یک پت کلینیکی در شکل ۱-۱۸ آمده است.

1PET/CT

2Towsond

3PET/MRI



شکل ۱-۱۸: تصویر یک دستگاه پت کلینیکی

فصل دوم

خطاهای ایجاد شده در تصویربرداری پت و انواع روش‌های

بهبود کیفیت تصویر

۲-۱ - مقدمه

توموگرافی با نشر پوزیترون یک تکنیک تصویربرداری هسته‌ای است. در این تکنیک رادیو نوکلئید تابش کننده پوزیترون به بدن بیمار تزریق می‌شود و با توجه به خواصش به بافت مورد نظر رفته و در آنجا توزیع می‌شود. پس از آن مواد رادیو اکتیو موجود در مولکول‌های تزریق شده، شروع به واپاشی و تابش پوزیترون می‌کند. این پوزیترون با الکترون‌های فراوان موجود در بافت ترکیب شده و اکنش نابودی زوج رخ می‌دهد و دو پرتو گاما 511 keV تولید می‌شود. دو پرتوی گاما از بدن بیمار خارج شده و توسط آشکارسازهایی که در اطراف بدن بیمار قرار گرفته‌اند هم‌زمان آشکار می‌شوند پس از ثبت این اطلاعات توسط آشکارسازها و استفاده از روش‌های بازسازی تصاویر و انجام تصحیحات لازم تصویربرداری کامل می‌گردد [۱]. این که فرض کنیم همه گاما‌های حاصل از نابودی زوج در بافت مورد نظر که رادیو دارو در آن قرار گرفته مستقیماً و بدون هیچ اندرکنشی از بافت‌های بدن بگذرند و به آشکارساز برسند حالتی ایده‌آل و کمی دور از واقعیت است. واقعیت این است که پرتوهای نابودی با وجود این‌که پرنرژی‌اند، باز هم احتمال دارد در محیط بدن قبل از رسیدن به آشکارساز دچار اندرکنش با محیط بدن شوند که در نتیجه آن پرتو در محیط جذب می‌شود و یا از مسیر اصلی خود منحرف می‌گردد که در هر صورت در تصویربرداری خطا ایجاد کرده، یک پس‌زمینه در تصویر ایجاد می‌کند و کیفیت تصویر را پایین می‌آورد. در این فصل به بررسی این پدیده‌ها و نحوه تأثیر آن‌ها در تصویر بدست آمده از پت پرداخته و چگونگی تصحیح آن‌ها را بیان می‌کنیم.

۲-۲ - اندرکنش‌های گامای 511 keV در بدن

سه اندرکنش مهم برای پرتوهای گاما در محیط محتمل است.

فوتوالکتریک

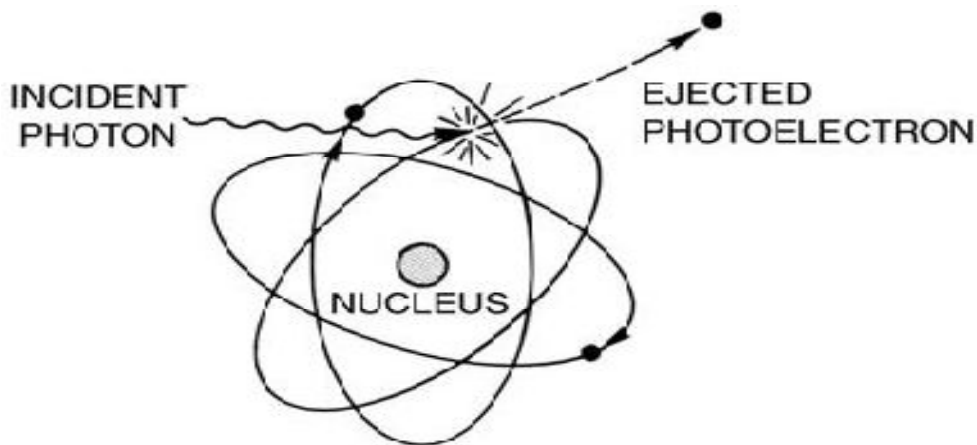
کامپتون

تولید زوج

برای گاماهاى حاصل از نابودى زوج كه انرژى هر كدام 511 keV است، احتمالى براى اندركنش توليد زوج در محيط وجود ندارد زيرا شرط لازم براى پرتو گاما براى اين اندركنش داشتن انرژى حداقلى 1022 keV (برابر مجموع جرم سكون الكترون و پوزيترون) است. پس براى گاماهاى نابودى فقط دو اندركنش فوتوالكتريك و كامپتون محتمل است. در تصويربردارى پت اين دو اندركنش احتمال دارد قبل از رسيدن پرتو به آشكارساز در محيطهاى مثل بدن، پوششهاى آشكارساز و ... رخ دهد كه به بررسى بيشتتر آن مى پردازيم.

۲-۲-۱- اندركنش فوتوالكتريك:

در اين اندركنش پرتو گاماي فرودى با يكي از الكترونهاى لايههاى درونى اتم در محيط برخورد مى كند و بر اثر آن تمامى انرژى گاما به الكترون منتقل مى شود، پرتو گاما نابود شده و الكترون از اتم جدا مى شود. شكل ۲-۱ نحوه رخداد فوتوالكتريك را نشان مى دهد.



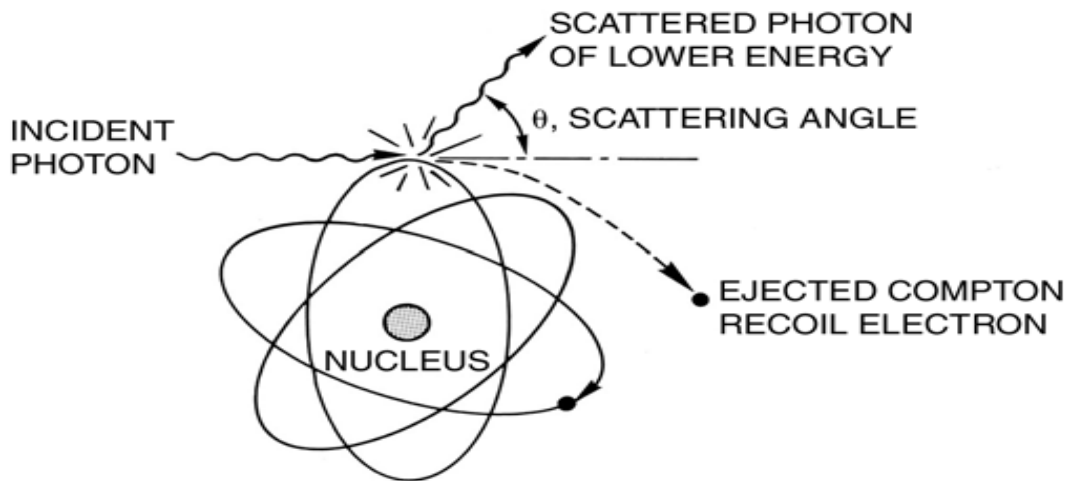
شكل ۲-۱: اندركنش فوتوالكتريك

احتمال اندركنش فوتوالكتريك (ضريب جذب فوتوالكتريك) به عدد اتمى محيط (جنس محيط) و انرژى پرتو گاماي فرودى بستگى دارد. براى پرتوهاى گاماي نابودى با انرژى معين 511 keV ضريب جذب متناسب با Z^3 و Z^4 است. نتيجه اين كه در قسمتهاى از بدن مانند استخوانها كه عدد اتمى

بالاتری نسبت به بقیه بافت‌ها دارند احتمال این اندرکنش زیادتر از بقیه بافت‌های بدن است. این فرآیند دو محصول دارد. یکی همان الکترون آزاد شده (فوتوالکترون) که سریعاً جذب محیط می‌شود و در نتیجه تمامی انرژی پرتو گاما را با خود به محیط منتقل می‌کند و دیگری تابش ایکس که به خاطر رفتن الکترون‌های لایه بالاتر به جای خالی فوتوالکترون در اتم ایجاد می‌شود. انرژی این پرتو ایکس در حد چند ده الکترون ولت است و به سرعت در محیط جذب می‌شود [۱ و ۴].

۲-۲-۲- اندرکنش کامپتون:

در این اندرکنش پرتو فرودی با یک الکترون آزاد (الکترون در لایه خارجی اتم) برخورد کرده از مسیر اصلی خود منحرف شده و مقداری از انرژی جنبشی خود را از دست می‌دهد. شکل ۲-۲ نحوه رخداد کامپتون را به تصویر می‌کشد.



شکل ۲-۲: اندرکنش کامپتون

انرژی پرتو گاما پس از انحراف از فرمول ۱-۲ بدست می‌آید [۴].

$$E_{SC} = \frac{E}{1 + \frac{E(1 - \cos \theta)}{E_0}} \quad (1-2)$$

E ، انرژی اولیه پرتو و برای فوتون‌های نابودی برابر 511 keV است. با توجه به این که E_0 نیز همان

جرم سکون الکترون و برابر 511 keV است، رابطه‌های زیر بدست می‌آید.

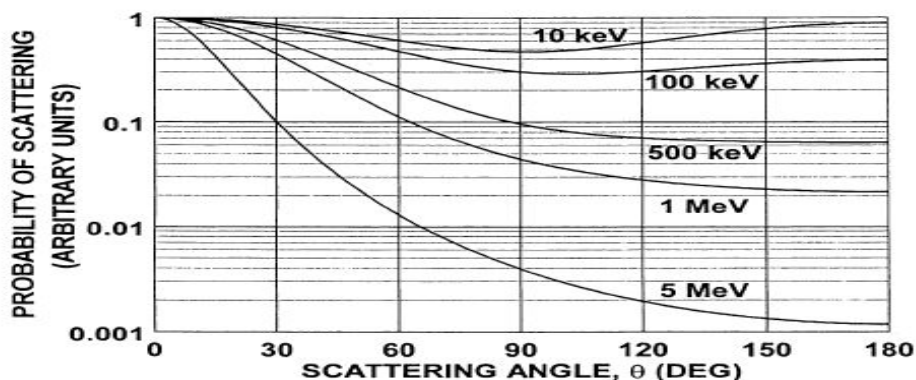
$$E_{SC} = \frac{511}{2 - \cos \theta} \quad (2-2)$$

$$E_e = E - E_{SC} = 511 \frac{1 - \cos\theta}{2 - \cos\theta} \quad (۳-۲)$$

در پراکندگی کامپتون توزیع زاویه‌ای پرتوهای پراکنده نیز از رابطه کلین- نشینا بدست می‌آید [۲].

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = r_0^2 \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right)^2 \left(\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right) \left(1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta)[1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right) \quad (۴-۲)$$

در این رابطه r_0 شعاع کلاسیکی الکترون و $\alpha = \frac{E}{E_0}$ است [۲ و ۱۹]. این رابطه نشان می‌دهد که توزیع زاویه‌ای فوتون‌های پراکنده به انرژی فوتون فرودی (E) بستگی دارد و مستقل از چگالی محیط است. شکل ۲-۳ توزیع زاویه پراکندگی فوتون‌های پراکنده را بر حسب انرژی فوتون فرودی با توجه به رابطه کلین- نشینا نشان می‌دهد. با توجه به شکل تمایل پراکندگی فوتون‌ها بخصوص برای فوتون‌های اولیه با انرژی بالا به سمت جلو (زاویه انحراف کوچک) خیلی زیاد است. با توجه به این مطلب و روابط حاکم بر پراکندگی کامپتون می‌توان گفت در اغلب اندرکنش‌های پراکندگی کامپتون انرژی فوتون پراکنده کاهش انرژی اندکی نسبت به فوتون اولیه دارد.



شکل ۲-۳: توزیع زاویه‌ای پرتوهای پراکنده بر حسب انرژی پرتو فرودی در اندرکنش کامپتون با توجه به رابطه کلین- نشینا [۱].

با توجه به مطالب بیان شده در خصوص اندرکنش‌های برجسته پرتوهای گاما در محیط (جذب و پراکندگی)، در مجموع احتمال اندرکنش یک پرتو با محیط را می‌توان با ضریب تضعیف خطی μ

تعریف کرد که $\mu = \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{photoelectric}}$. جدول ۱-۲ ضریب تضعیف خطی چند محیط را نشان می‌دهد.

جدول ۱-۲: ضریب تضعیف خطی محیط‌های مختلف [۱].

Material	μ_{Compton} (cm^{-1})	$\mu_{\text{photoelectric}}$ (cm^{-1})	μ (cm^{-1})	Half-value Thickness (cm^{-1})
Soft tissue	0.096	0.00002	0.096	7.2
Bone	0.169	0.001	0.17	4.1
Bismuth germanate (BGO)	0.51	0.40	1.78	0.76
Lead	0.76	0.89	2.59	0.42

بنابراین گاماها با شدت I_0 پس از عبور از محیط و قبل از رسیدن به آشکارساز به اندازه I افت می‌کنند و می‌توان نوشت [۱ و ۴].

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (۵-۲)$$

در تصویربرداری پت محیط مورد نظر که ضخامت آن در فرمول ۵-۲، x در نظر گرفته شده است، شامل سه قسمت است. بدن، مواد استفاده شده برای پوشش آشکارسازها و موازی کردن پرتوها و جداره آشکارساز. اندرکنش غالب برای فوتون‌های 511 keV در محیط بدن (بخصوص بافت نرم و تا حدودی استخوان) پراکندگی کامپتون است. پس تضعیف پرتوها در بدن بیشتر به صورت پراکندن پرتو است تا جذب آن و همان‌طور که اشاره شد این پراکندگی باعث ایجاد خطا می‌شود که باید تصحیح شود. بقیه محیط‌های اشاره شده در مقابل بدن ضخامت بسیار کمی دارند و می‌توان از میزان تضعیف آن‌ها صرف نظر کرد [۱، ۳ و ۴].

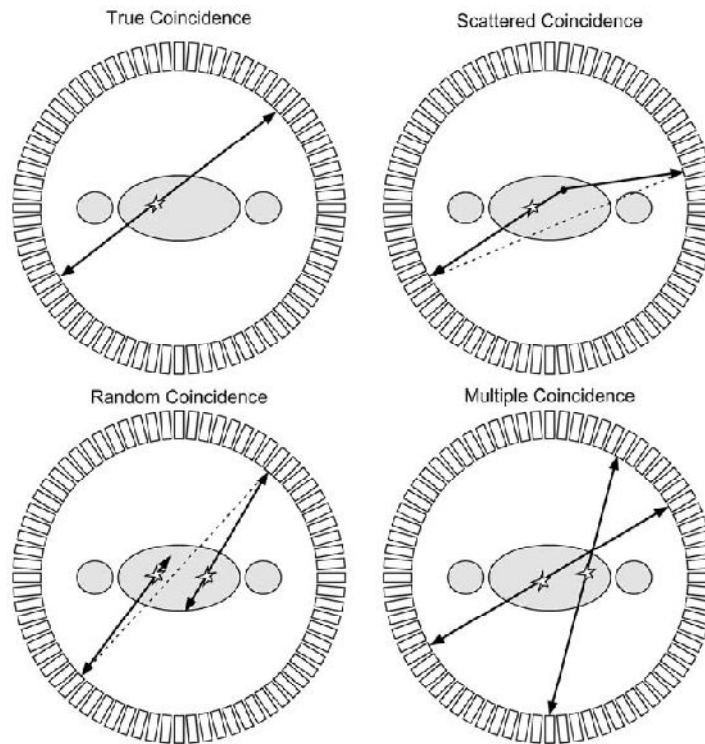
۲-۳- انواع رخدادها

حالت ایده‌آل ما این است که دو پرتو حاصل از نابودی پوزیترون با انرژی یکسان 511 keV در دو آشکارساز از حلقه‌ی آشکارسازهای پت ثبت شوند اما حالت‌های غیر ایده‌آل دیگری نیز غیر از اندرکنش‌های کامپتون و فوتوالکتریک نیز وجود دارد که باعث خطا و پایین آمدن قدرت تفکیک می‌شوند. این خطاها عبارتند از هم‌زمانی‌های تصادفی و پراکنده‌شده و چندتایی که هر سه در شکل ۲-۴ نشان داده شده است. این رخدادها دقت تصویر را پایین می‌آورد و باید آن‌ها را تصحیح کرد. علاوه بر این‌ها ممکن است از دو پرتو نابودی فقط یک پرتو ثبت شود و پرتو دیگری به علل مختلف ثبت نشود، اگر چه این پرتو ثبت شده به عنوان جفت پرتو نابودی از الکترونیک دستگاه عبور نکرده و حذف می‌گردد اما ممکن است در رخدادهای تصادفی و چندتایی شرکت کند و اثر منفی خود را به جا گذارد. بنابراین با بررسی هر یک از رخدادهای گفته شده و تلاش برای تصحیح اثر آن‌ها می‌توان مطمئن بود که وضوح تصویر بالا می‌رود [۱، ۵ و ۱۳]. در ادامه به بررسی این رخدادها خواهیم پرداخت.

الف) هم‌زمانی‌های تصادفی: همان‌طور که قبلاً بیان شد، برای ثبت دو فوتون نابودی باید دو آشکارساز به صورت هم‌زمان دو رخداد را با یک پهنای زمانی مشخص ثبت کنند. همین پهنای زمانی باعث می‌شود که در این لحظه هر چند کوتاه قبل از ثبت فوتون اصلی احتمالاً فوتون دیگری از یک فرایند نابودی دیگر با یک فوتون مجرد در آشکارساز ثبت شود. این رخداد ثبت شده در واقع هیچ‌گونه اطلاعاتی در مورد نحوه توزیع فضایی مواد تزریق شده ایجاد نمی‌کند و بنابراین باعث ایجاد یک پس زمینه نامطلوب در تصویر می‌شود. تعداد هم‌زمانی‌های تصادفی در واحد زمان برای دو جفت آشکارساز ۱ و ۲ از فرمول زیر بدست می‌آید (N_1 و N_2 همان سرعت دو جفت آشکارساز در ثبت پرتو است).

$$N_R = 2\tau N_1 N_2 \quad (۲-۶)$$

به τ پهنای زمانی تصادفی گویند که همان پهنای پنجره‌ی هم‌زمانی است [۱، ۳ و ۵]. بنابراین سرعت ثبت هم‌زمانی‌های تصادفی با پهنای زمانی آشکارساز نسبت مستقیم دارد. به همین علت در ایجاد این پهنای محدودیت داریم.



شکل ۲-۴: انواع رخدادها در تصویربرداری پت

ب) هم‌زمانی‌های پراکنده شده کامپتون: این رخدادها نیز نوع دیگری از عوامل ایجادکننده پس‌زمینه هستند و نیاز به تصحیح دارند در صورت عدم تصحیح، وضوح تصویر را کاهش می‌دهند. میزان این پرتوهای پراکنده شده هم‌زمان به توزیع ماده رادیواکتیو و شکل محیط پراکنده (بدن بیمار) بستگی دارد. هم‌زمانی پراکنده شده کامپتون زمانی به وجود می‌آید که یکی یا هر دو پرتو گامای نابودی قبل از رسیدن به آشکارساز بر اثر پراکندگی کامپتون از مسیر درست خود منحرف شوند، بنابراین توسط آشکارساز دیگری ثبت می‌شوند و دو رخداد هم‌زمانی ثبت شده یک خط پاسخ دیگر به ما خواهند داد

که این داده محل واقعی نابودی زوج را به ما نشان نمی‌دهد. همان‌طور که بعداً خواهیم گفت حذف این مورد سخت‌ترین تصحیح در تصویربرداری است و می‌توان با روش‌های مختلف آن را از ۱۵ تا ۵۰ درصد (وابسته به سایز و هندسه فانتوم و قدرت تفکیک آشکار ساز دستگاه) کاهش داد. علاوه بر این‌ها موازی‌سازها^۱ و تیغه‌های سپتا نیز تا حدود زیادی می‌توانند پرتوهای پراکنده شده را جذب کنند [۱] و [۵].

پ) رخدادهای هم‌زمانی چندتایی: اگر چه فقط دو آشکارساز برای ثبت یک رخداد نابودی زوج نیاز است اما در سرعت‌های شمارش بالا ممکن است سه آشکارساز یا بیشتر به صورت هم‌زمان برای ثبت پرتو درگیر شوند و ثبت پرتو هم‌زمانی را در محدوده پنجره‌ی زمانی خود انجام دهند. در این حالت در تعیین محل دقیق نابودی پوزیترون ابهامی بوجود می‌آید. به خاطر رفع این ابهام رخدادهای هم‌زمانی چندتایی را به طور کلی حذف می‌کنند. اما حقیقت این است که در دل این رخدادهای هم‌زمانی چندتایی اطلاعات مفیدی راجع به محل توزیع پوزیترون قرار دارد چون معمولاً بین این چند رخداد یک رخداد صحیح وجود دارد. در این شرایط شاید بهتر باشد برای حفظ حساسیت سیستم به شکل تصادفی از بین چند رخداد هم‌زمان یکی را انتخاب کنیم تا این‌که خواهیم همگی را حذف کنیم [۱].

۲-۴- تصحیح داده‌های ثبت شده

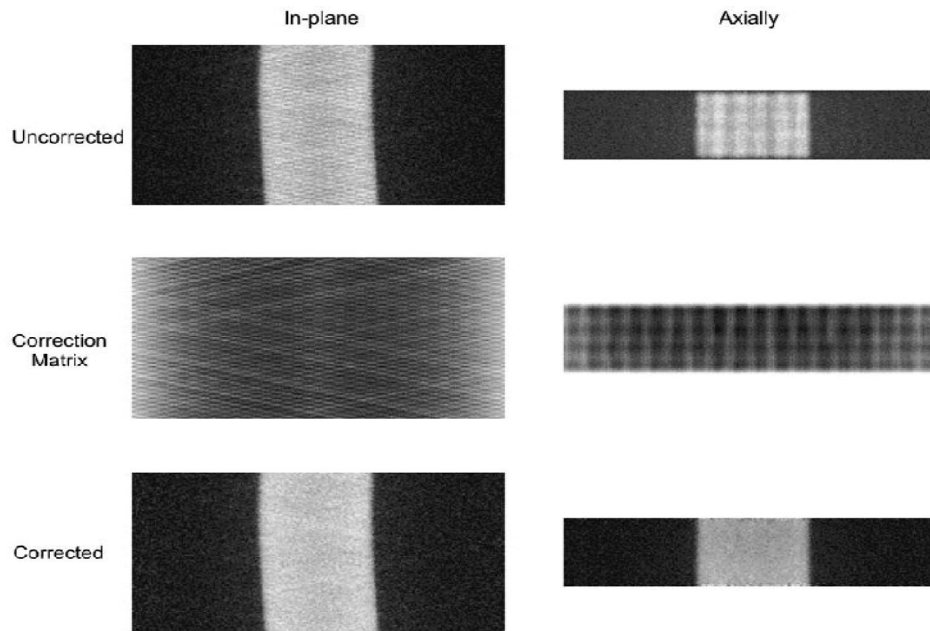
برای بدست آوردن تصویری که هر پیکسل آن نشان دهنده میزان فعالیت ماده پرتوزا در همان محل باشد باید روی اطلاعات ثبت شده در آشکارسازها هنگام تصویربرداری، قبل از بازسازی تصویر تصحیحاتی انجام شود. این تصحیحات عبارتند از:

۲-۴-۱- نرمالیزاسیون

یکسان نبودن حساسیت آشکارسازها بنا به دلایل مختلف از قبیل تفاوت در هندسه و اندازه و تفاوت در الکترونیک و ... باعث ایجاد تفاوت در حساسیت و دقت اطلاعات بدست آمده در زوج آشکارسازهای

¹Collimator

متفاوت (خط پاسخ‌های متفاوت) می‌شود. بنابراین بهتر است همه اطلاعات را با یک فاکتور نرمال‌کننده شبیه به هم کرد. پس هدف بدست آوردن ضریب نرمالیزاسیون است. برای این کار در یک حالت خاص اطلاعات صفحات مختلف را بدست می‌آوریم و از مقایسه آن‌ها با هم به ضریب نرمالیزاسیون می‌رسیم [۱].

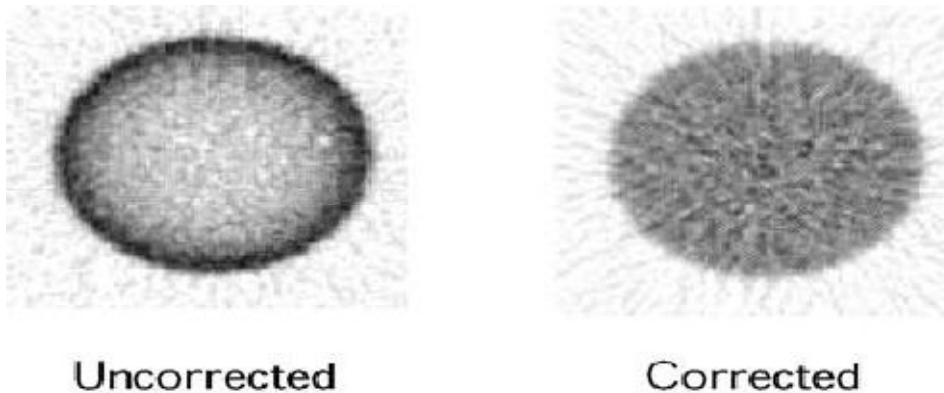


شکل ۲-۵: تصحیح نرمالیزاسیون: در تصویر تصحیح نشده در قسمت‌های روشن تصویر، نقاط روشن و تیره نشان دهنده آشکارسازی با ضریب عملکرد بالا و پایین است [۱].

۲-۴-۲- تصحیح افت

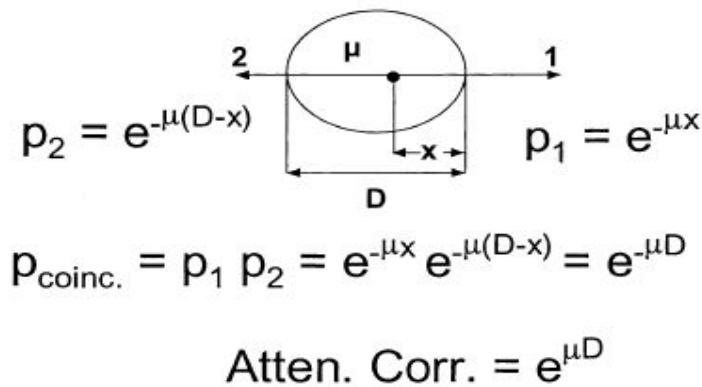
برای زوج پرتوهای ۵۱۱ keV حاصل از نابودی زوج الکترون - پوزیترون احتمال زیادی وجود دارد که یکی یا هر دو قبل از رسیدن به آشکارساز در محیط (بدن بیمار) از طریق دو فرآیند کامپتون یا فوتوالکتریک اندرکنش انجام دهند. نتایج این اندرکنش‌ها، پراکندگی یا از بین رفتن فوتون‌های اولیه و بنابراین از بین رفتن اطلاعات صحیح (خط پاسخ صحیح) است. بنابراین اطلاعاتی که در حین تصویربرداری بدست می‌آیند باید تصحیح شوند که این تصحیح عبارتست از برداشتن اطلاعات حاصل از فوتون‌های پراکنده و تصحیح هر خط پاسخ حاصل از رخدادهای پراکنده یا جذب شده. تصحیح

پرتوهای جذب شده (افت) می‌تواند با استفاده از روش‌های مستقیم یا مدل ریاضی یا هر دو روش انجام شود.



شکل ۲-۶: اثر تصحیح افت در تصویربرداری از یک استوانه توخالی [۱].

فرض کنید یک منبع نقطه‌ای در داخل یک محیط قرار دارد و دو پرتو هم‌زمان را تولید می‌کند و ضخامت محیط در جهت خط پاسخ با همان جهت خروج پرتوها از محیط برابر D است و μ ضریب تضعیف محیط می‌باشد (شکل ۲-۷).



شکل ۲-۷: نحوه بدست آوردن ضریب افت (تابع تصحیح افت)

با توجه به شکل $e^{\mu D}$ یا همان تابع تصحیح فقط به ضخامت محیط بستگی دارد و از محل منبع مستقل است [۱، ۲۲-۲۰]. بنابراین فاکتور یا تابع تصحیح (a_{ij}) برای هر تابع پاسخ مطابق فرمول ۲-۷ خواهد بود.

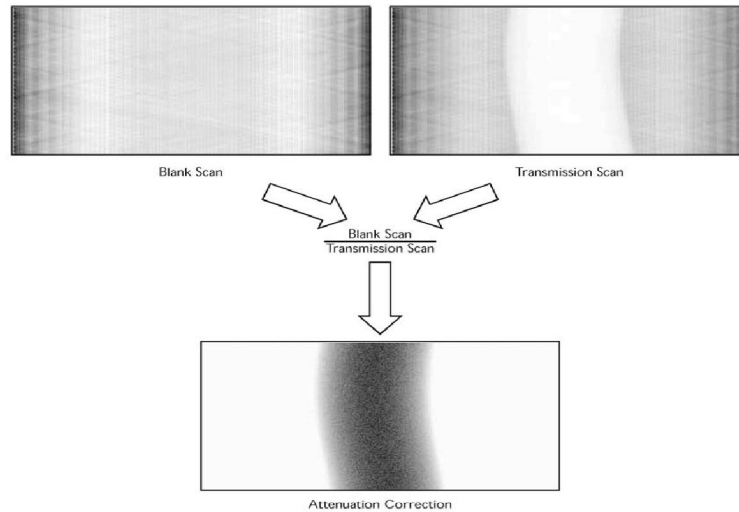
$$a_{ij} = \exp(\mu D_{ij}) = \frac{I(O)}{I(D_{ij})} \quad (7-2)$$

پس ساده‌ترست که فرض کنیم یک منبع گامای ۵۱۱ keV خارج از محیط مادی قرار دارد و تابش I(O) را به محیط می‌تاباند و I(D) پس از افت در محیط از سوی دیگر از آن خارج می‌شود. بنابراین توسط یک منبع خارجی به محیط شبیه محیط مورد نظر پرتوهای ۵۱۱ keV تابش می‌شود و با ثبت پرتوهای خروجی a_{ij} (ضریب افت) بدست می‌آید و در تصحیح اعمال می‌شود. در عمل از یک فانتوم شبیه عضو مورد نظر (مثلاً مجسمه) توسط یک منبع خارجی ۵۱۱ keV تصویربرداری می‌شود سپس تصویرهای بدست آمده از پت روی این تصویر فیت می‌شوند تا ضریب تصحیح افت محیط اعمال شود. این روش به علت وجود تفاوت اندک بین محیط بدن و فانتوم خطا دارد و در تصویربرداری دو بعدی (چند اسلایدی) چندان عملی نیست. دقیق‌ترین روش در تعیین ضریب تصحیح افت اندازه‌گیری مستقیم است و به این صورت که در کنار حلقه‌ی آشکارساز دستگاه پت یک چشمه گاما قرار می‌دهند. چشمه یا به صورت یک حلقه‌ی کامل است یا قسمتی از یک حلقه‌ی دوار است تا بتواند به دور بیمار بچرخد و در تمامی جهت‌ها تابش کند. به این وسیله در جهت تمامی خط‌های پاسخ ضریب تصحیح بدست می‌آید. معمولاً برای این روش برای تابش دوار خروجی از منبع ^{68}Ge با نیمه عمر ۲۳۷ روز استفاده می‌شود. ابتدا اسکن خالی^۱ انجام می‌شود تا I(O) بدست آید. سپس از بیمار قبل از تزریق رادیویایزوتوپ، اسکن عبوری^۲ گرفته می‌شود تا I(D) در همه جهت‌ها بدست آید. از تقسیم این دو بر هم در هر جهت a_{ij} در همان جهت بدست می‌آید. بعد از تزریق ماده رادیویایزوتوپ و تصویربرداری نهایی پت از بدن بیمار این تصویر خام با اطلاعات بدست آمده از ضریب افت حاصل از اسکن خالی و اسکن عبور تصحیح شده و اطلاعات نهایی حاصل می‌شود. در این روش مستقیماً ضریب افت از همان محیط و همان شکل تصویربرداری بدست می‌آید و خطای روش قبلی (استفاده از فانتوم به جای بدن)

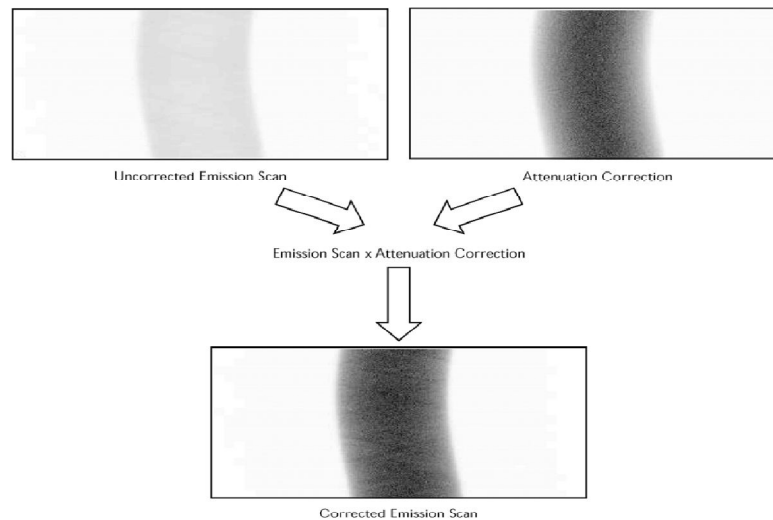
1 Blunk scan

2 Transmission scan

وجود ندارد [۱]. شکل ۸-۲ و شکل ۹-۲ روش تصحیح افت را به کمک اسکن خالی و اسکن عبوری به خوبی نشان می‌دهد. افزایش کیفیت تصویر بر اثر اعمال تصحیح افت در این تصویرها مشخص است.



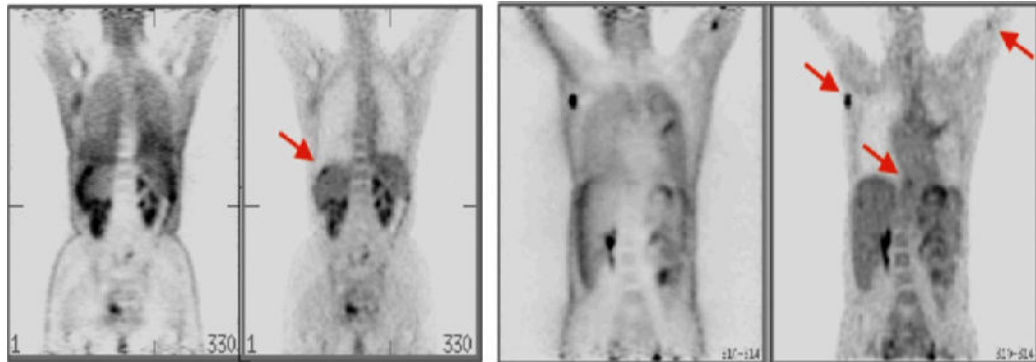
شکل ۸-۲ بدست آوردن ضریب افت در تمامی جهتها، از حاصل تقسیم اسکن خالی بر اسکن عبوری [۱].



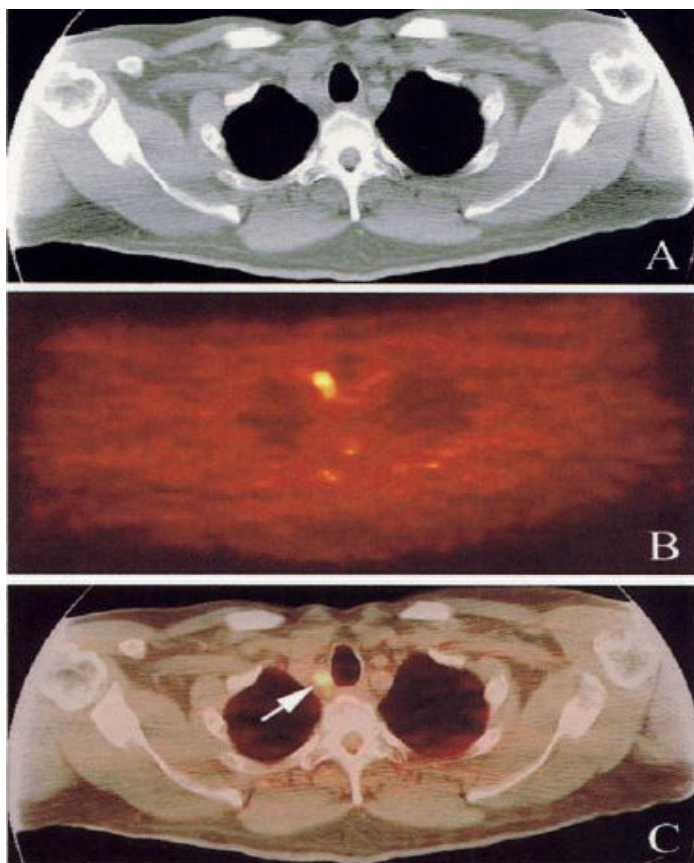
شکل ۹-۲: ضریب افت بدست آمده در شکل قبل برای همه عناصر سینیوگرام اعمال شده است [۱].

در حال حاضر عموماً برای اسکن خالی و اسکن عبوری یعنی تابش‌های $I(O)$ و $I(D)$ از یک دستگاه تصویربرداری سی تی اسکن که به دستگاه پت چسبیده است، استفاده می‌شود. ترکیب این دو دستگاه با یکدیگر که به دستگاه پت/سی تی معروف است. این ترکیب، ترکیب بسیار مفیدی است که باعث بالا

رفتن وضوح تصاویر پت می‌شود و خطای افت را در تصویربرداری پت به‌خوبی تصحیح می‌کند. ترکیب دو دستگاه پت و سی‌تی علاوه بر تصحیح افت و تا حدودی تصحیح پراکندگی، مزایای دیگری نیز در تصویربرداری پت دارد، مثلاً کاهش خطا حاصل از حرکت‌های ارادی یا غیرارادی (مثل تنفس یا تپش قلب) بیمار در حین تصویربرداری، کاهش خطای ایجاد شده به‌خاطر وجود ضایعات خارجی شبیه ایمپلنت، پروتز و یا وجود ماده درمانی تزریقی در بدن بیمار قبل از انجام پروسه تصویربرداری و [۶]. ترکیب پت و سی‌تی با یکدیگر انتقال تکنولوژی دستگاه پت را از عرصه پژوهشی به کلینیکی بسیار سرعت بخشید، به طوری که پس از ساخت اولین دستگاه پت/سی‌تی متقاضیان خرید این دستگاه چندین برابر شدند. این ترکیب در سرطان شناسی و تشخیص نحوه عملکرد سلول‌های سرطانی و در تصویر برداری‌های سروگردن بسیار کاراست [۱۲]. شکل ۲-۱۰ و ۲-۱۱ تصویری از کل بدن دو بیمار توسط دستگاه پت و سپس توسط دستگاه پت/سی‌تی را نشان می‌دهد. تفاوت در وضوح تصویر در دو تصویر بدست آمده از پت و پت/سی‌تی کاملاً مشخص است.



شکل ۲-۱۰: مقایسه اسکن کامل بدن بدون تصحیح افت پت (اول و سوم از سمت چپ) و با تصحیح افت پت/سی‌تی (دوم و چهارم از سمت چپ) [۱].



شکل ۲-۱۱: ضایعه سرطانی در مری: تصویر سی تی (A) - تصویر پت توزیع غیر نرمال رادیودارو را در یک ناحیه نشان می دهد اما محل آن دقیقاً مشخص نیست (B) - تصویر پت/سی تی ضایعه و محل آن را بخوبی نشان می دهد (C) [۱۲].

شکل ۲-۱۲ نیز یک دستگاه پت/سی تی کلینیکی را نشان می دهد.



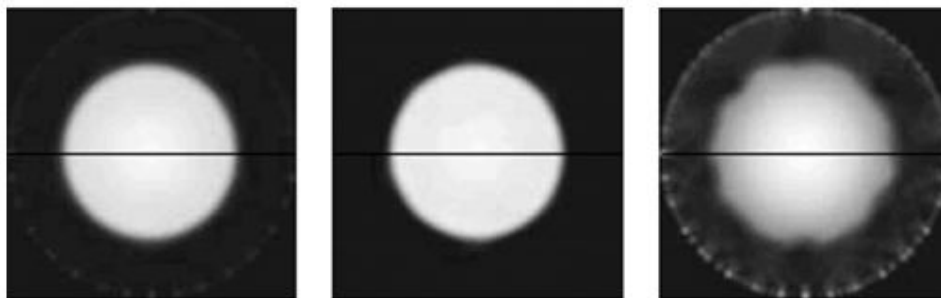
شکل ۲-۱۲: تصویر یک دستگاه پت/سی تی (حلقه‌ی اول که بیمار به آن وارد می‌شود سی تی و حلقه‌ی دوم پت است)

۲-۴-۳- تصحیح پراکندگی

این تصحیح سخت‌ترین تصحیح در پت است چون اساساً یک پرتو پراکنده که به آشکارساز می‌رسد بجز در انرژی، کاملاً شبیه پرتوهای اصلی (گاما‌های نابودی) است، از این رو تفکیک یک پرتو پراکنده از یک پرتو اصلی خیلی مشکل است. متأسفانه روش ساده‌ای برای شمارش پرتوهای پراکنده ثبت شده وجود ندارد و ما فقط می‌توانیم آن‌ها را کاهش دهیم. همان‌طور که گفته شد پرتوهای نابودی تحت فرآیند کامپتون با محیط بدن از مسیر اصلی خود منحرف می‌شوند که انحراف آن‌ها را رابطه کلین-نشینا تعیین می‌کند. اگر آشکارسازهای پت فقط پرتوهای 511 keV را ثبت کنند تمامی پرتوهای پراکنده حذف می‌شوند. اما این نیاز به آشکارسازی با قدرت تفکیک بسیار خوب دارد. آشکارسازهای سوسوزن متداول پت که BGO است قدرت تفکیک ۲۰ تا ۲۵ درصد دارد. بنابراین تفکیک پرتوهای پراکنده تحت زوایای کوچک که انرژی آن‌ها تفاوت اندکی با انرژی گامای اصلی دارد از پرتوهای ناپراکنده برای این آشکارساز سخت است. حتی دستگاه‌هایی که از سوسوزن NaI(Tl) استفاده می‌کنند و قدرت تفکیک بالایی دارند (۱۰ درصد) باز هم نمی‌توانند پرتوهای پراکنده با افت انرژی بسیار کم را تشخیص دهند. همان‌طور که گفتیم کلیاتورها و سپتا به حذف پرتوهای پراکنده کمک

می‌کند به طوری که نقش پرتوهای پراکنده در تصویر دوبعدی (با وجود سپتا) ۱۰ تا ۱۵ درصد و در تصویربرداری سه‌بعدی (بدون سپتا) ۳۰ تا ۴۰ درصد است.

از طرفی وقتی بخواهیم فقط پرتوهای اصلی با انرژی ۵۱۱ keV را بپذیریم، گاهی قسمت خیلی کوچک از انرژی این پرتوها در حجم آشکارساز از دست می‌رود و این افت اندک انرژی باعث حذف یک رویداد صحیح خواهد شد و به طور کلی کوچک کردن پهنای پنجره‌ی انرژی آشکارساز بازده آشکارساز را نیز پایین می‌آورد. بنابراین برای رسیدن به یک کارایی منطقی باید پهنای پنجره‌ی انرژی وجود داشته باشد. اکثر سیستم‌های پت با یک پهنای انرژی ۳۵۰-۶۵۰ keV کار می‌کنند که نتیجه آن ثبت خیلی از پرتوهای پراکنده است. پرتوهای پراکنده ثبت شده چون یک خط پاسخ غیر از خط پاسخ اصلی به ما می‌دهند، باعث کاهش وضوح تصویر می‌شوند. شکل ۲-۱۳ اثر پراکندگی را در کاهش وضوح تصویر پت به خوبی نشان می‌دهد.



شکل ۲-۱۳: تصحیح پراکندگی اعمال شده روی اطلاعات بدست آمده از تصویربرداری از استوانه تو خالی (از راست به چپ) [۱].

از این رو اعمال تصحیح پراکندگی قبل از بازسازی تصویر ضروری به نظر می‌رسد. روش‌های مختلفی برای این تصحیح توسط محققان ارائه شده است. برخی از متداول‌ترین این روش‌ها عبارتند از:
 الف- روش‌های تحلیلی: ساده‌ترین مدل روش‌های تحلیلی به این صورت است که مقدار پراکندگی به وسیله فیت کردن یک تابع متغیر آرام (که از قبل به دست آمده) با اطلاعات خروجی از دستگاه انجام

می‌شود و اطلاعاتی در سینوگرام که با تابع متغیر هم‌خوانی داشته باشد به عنوان اطلاعات پراکندگی حذف می‌شود. در این روش فرض می‌شود توزیع پراکندگی بسیار آرام در امتداد میدان دید^۱ تغییر می‌کند و به توزیع منبع و نوع محیط پراکنده بستگی ندارد. از معروف‌ترین این مدل روش برگ استروم^۲ در تصحیح پراکندگی تصویرهای دوبعدی پت است [۱].

ب- روش انرژی دوگانه: روش دو پنجره‌ی انرژی در ابتدا برای تصحیح پراکندگی اسپکت استفاده می‌شد و بعدها در تصحیح پراکندگی پت نیز به کار رفت. در این روش ثبت هم‌زمان دو پرتو در دو پنجره‌ی انرژی انجام می‌شود. مثلاً یک پنجره‌ی $250-400 \text{ keV}$ و پنجره‌ی دیگر از $450-600 \text{ keV}$. با این فرض که پنجره‌ی بالایی شامل فوتون‌های پراکنده و غیرپراکنده و پنجره‌ی پایینی فقط شامل فوتون‌های پراکنده است. برای تصحیح، شمارش‌های پنجره‌ی پایین از شمارش‌های پنجره‌ی بالایی کم می‌شود و به این صورت می‌توان گفت بخش عمده‌ای از پرتوهای پراکنده از پنجره‌ی بالایی (اصلی) حذف می‌شوند. این روش به یک سری ثابت‌های کالیبراسیون نیاز دارد تا بتواند بازده کافی برای دو پنجره‌ی انرژی را تأمین کند، که این ثابت‌ها به اندازه و ابعاد محیط پراکنده‌کننده (فانتوم) بستگی دارند. این روش بیشتر در تصویربرداری‌هایی استفاده می‌شود که شکل فانتوم از لحاظ هندسی یک شکل منظم و ساده باشد و در طی تصویربرداری نیز تغییر نکند (مانند مغز) [۱ و ۲۶-۲۳].

پ- روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو^۳: دقیق‌ترین روش در تصحیح پراکندگی روش شبیه‌سازی است. در این روش با در نظر گرفتن توزیع چشمه و شکل و جنس محیط پراکندگی یک شبیه‌سازی برای پرتوهای خارج شده از محیط با در نظر گرفتن پراکندگی و سپس بدون پراکندگی انجام می‌شود. از تفاوت الگوهای به دست آمده می‌توان به تخمین بسیار خوبی در مورد پرتوهای پراکنده شده و نحوه توزیع آن‌ها رسید. روش رایج در این تصحیح استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو است که البته این روش با تمامی دقتی که دارد بسیار وقت‌گیر است [۱ و ۳۱-۲۷]. در این روش لازم است سیستم

1FOV: Field Of View

2Bergstrom

3Monte Carlo simulation

پت در حد نیاز شبیه‌سازی شود. روش شبیه‌سازی مونت کارلو در مبحث تصویربرداری هسته‌ای پت بسیار پرکاربرد و راه‌گشا است و می‌توان به کمک آن و با شبیه‌سازی قسمت‌های مختلف سیستم پت با کدهای متفاوتی نظیر MCNP^۱ و... [۳۲]، این دستگاه را از جوانب مختلف بررسی و بهینه‌کرده و با افزایش کیفیت تصویر، اثر بخشی آن را در زمینه تشخیص پزشکی چندین برابر کرد [۳۹-۳۳]. هدف این پژوهش نیز استفاده از همین روش در حذف پرتوهای پراکنده و بالا بردن کیفیت تصویر است.

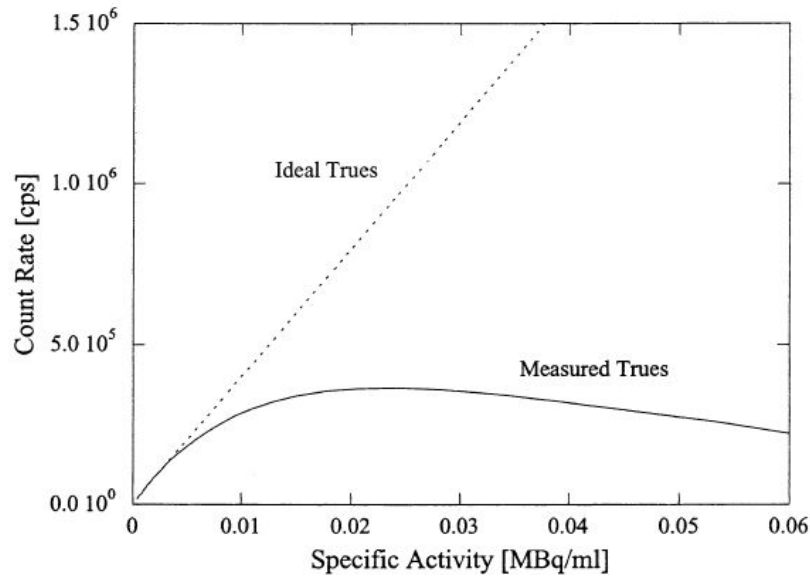
۲-۴-۴- تصحیح هم‌زمانی‌های تصادفی

هم‌زمانی‌های تصادفی همان‌طور که در قبل توضیح داده شد به علت ایجاد یک خط پاسخ جدید که با خط پاسخ واقعی تفاوت دارند، وضوح تصویر را کاهش می‌دهند و باعث ایجاد یک خطا در تصویر می‌شوند. همان‌طور که گفتیم سرعت شمارش هم‌زمانی‌های تصادفی بین دو آشکارساز به صورت فرمول ۲-۶ است. این فرمول که سرعت شمارش رخدادهای تصادفی بین یک زوج آشکارساز را به ما می‌دهد، با کم کردن N_R از شمارش‌های هم‌زمان دو زوج آشکارساز مورد نظر می‌توان اثر این خطا را کاهش داد. البته روش‌های دیگری نیز برای این تصحیح در منابع ذکر شده است [۱، ۳ و ۵].

۲-۴-۵- تصحیح زمان مرده (T)

در یک سیستم آشکارسازی ایده‌آل سرعت شمارش باید با افزایش اکتیویته ماده رادیوایزوتوپ در محیط، به صورت خطی افزایش یابد، اما عواملی در زنجیره آشکارسازی یک آشکارساز وجود دارد که مانع این افزایش خطی می‌شوند. تجربه نشان می‌دهد که رابطه خطی بین اکتیویته و سرعت شمارش آشکارساز فقط در اکتیویته‌های کم وجود دارد و با افزایش بیشتر اکتیویته رابطه کاملاً غیرخطی شده و سرعت شمارش آشکارساز از میزان اکتیویته عقب می‌افتد که در شکل ۲-۱۴ نشان داده شده است. مهم‌ترین عامل اثرگذار بر سرعت شمارش در یک آشکارساز زمان مرده آن آشکارساز است. زمان مرده (T) که به صورت زمانی که لازم است یک آشکارساز یک پرتو را ثبت کند تعریف می‌شود، بیش از هر

چیزی به زمان واپاشی ماده سوسوزنی بستگی دارد (در LSO ۱۲۰-۱۶۰ نانوثانیه و در BGO ۹۰۰ تا ۱۲۰ نانوثانیه). بنابراین برای کاهش اثر زمان مرده در یک تصویربرداری پت بهتر است از مواد سوسوزنی با ثابت واپاشی کوتاه استفاده شود [۱ و ۵].



شکل ۲-۱۴: منحنی مربوط به مقایسه افزایش اکتیویته در مقابل افزایش سرعت شمارش آشکارساز [۷].

۲-۴-۶- تصحیح برای بیماران چاق

تصویربرداری از بیماران چاق در مقایسه با بیماران معمولی مشکلاتی را دارد. زیرا بافت‌های چربی که در اطراف فانتوم و زیر پوست قرار دارد احتمال جذب و پراکندگی گاماها را نابودی را افزایش داده و وضوح تصویر شدیداً افت می‌کند که در شکل ۲-۱۵ نمونه‌ای از آن آورده شده است. متأسفانه هنوز راه حل دقیقی بجز همان روش‌های بیان شده برای تصحیح افت و پراکندگی برای تصحیح این خطا وجود ندارد. البته ثبت تصویر با استفاده از مفهوم مسیر آزاد میانگین برای رفع این اثر در حال انجام است [۱۱، ۱۳].



شکل ۲-۱۵: تصویر سه بعدی از بدن بیمار (از سمت چپ) ۸۹,۵۸ و ۱۲۷ کیلوگرمی. بافت‌های چربی در بدن بیمار چاق باعث کاهش وضوح تصویر می‌شود [۱].

در نهایت قابل به ذکر است که در حال حاضر تلاش برای افزایش کیفیت تصویربرداری پت به صورت گسترده‌ای توسط محققان در زمینه فیزیک هسته‌ای و پزشکی هسته‌ای با ارائه روش‌های مختلف در حال انجام است و کاربرد کلینیکی این وسیله منحصر بفرود تصویربرداری را، روز به روز بیشتر و افق رو به جلوی آن را در مباحث پزشکی گسترده‌تر می‌کند.

۲-۵- حساسیت دستگاه پت

یکی از مهم‌ترین پارامترها در طراحی یک دستگاه پت افزایش حساسیت سیستم است. چون افزایش حساسیت سیستم پت نیز تأثیر مستقیم بر کیفیت نهایی تصویر پت دارد. به طور کلی هر چه سیستم قدرت بیشتری برای ثبت رخدادهای هم‌زمانی داشته باشد کیفیت تصویر حاصل مطلوب‌تر خواهد بود. تعداد رخدادهای هم‌زمانی ثبت شده در پت در یک تصویربرداری به عوامل زیر بستگی دارد:

مقدار رادیوداروی تزریقی به بیمار

کسری از رادیوداروی تزریقی که به بافت مورد نظر در بدن بیمار می‌رسد

مدت زمان تصویربرداری

حساسیت سیستم پت

از بین عوامل بالا عامل حساسیت سیستم پت به عنوان یک عامل غیر کلینیکی، کلید اساسی در افزایش کیفیت تصویر پت برای پژوهشگران فیزیک هسته‌ای است. حساسیت یک دستگاه از

فاکتورهای مهم در طراحی پت است. زیرا بر تصویر خروجی پت تأثیر زیادی دارد. تعداد جفت پرتوهای گامای نابودی ثبت شده در حلقه‌ی آشکارساز به کل پرتوهای خارج شده از یک فانتوم مشخص را در مدت زمان تصویر برداری حساسیت گویند. به عبارت دیگر می‌توان نوشت [۱].

$$(۸-۲) \quad \text{حساسیت} = \frac{\text{تعداد رخداد های هم‌زمانی واحد زمان}}{\text{واحد ماده رادیواکتیو ته متمرکز شده در یک بافت معین}}$$

گاهی از اوقات حساسیت به صورت کسری از مقدار واپاشی رادیواکتیو که یک رخداد هم‌زمانی معتبر را تولید می‌کند، نیز تعریف می‌شود. حساسیت دستگاه حاصل عوامل مختلفی است. مثلاً بازده آشکارسازها برای پرتوهای ۵۱۱ keV، زاویه فضایی که از فانتوم آشکارساز را می‌پوشاند، پنجره‌ی زمانی و پنجره‌ی انرژی به کار برده در جمع‌آوری اطلاعات و ... بازده یک آشکارساز منفرد به وسیله رابطه زیر داده می‌شود [۱].

$$(۹-۲) \quad \varepsilon = (1 - e^{-\mu d}) \emptyset$$

که \emptyset همان پنجره‌ی انرژی آشکارساز، μ ضریب تضعیف ماده آشکارساز برای گاما های ۵۱۱ keV و d ضخامت آشکارساز است. چون دو پرتو باید به صورت هم‌زمان در دو آشکارساز ثبت شوند، در یک آشکارساز به کار رفته در پت این رابطه به این صورت است [۱].

$$(۱۰-۲) \quad \varepsilon^2 = (1 - e^{-\mu d})^2 \emptyset^2$$

به این عبارت ضریب عملکرد هم‌زمانی گویند. این فرمول با توجه به پنجره‌ی انرژی دستگاه تعریف می‌شود. از طرفی ضریب عملکرد هندسی سیستم بوسیله زاویه فضایی که آشکارساز را می‌پوشاند (با توجه به موقعیت چشمه) تعریف می‌شود و از این رابطه به دست می‌آید [۱].

$$(۱۱-۲) \quad \Omega = 4\pi \sin \left(\tan^{-1} \left(\frac{A}{D} \right) \right)$$

که D قطر حلقه و A پهناى حلقه است. علاوه بر قطر و پهناى حلقه همچنين فضاهاىي کوچک در بين آشکارسازهاى حلقه قرار دارد که در آن از یک ماده منعکس کننده برای ایزوله نوری کردن آشکارسازهاى مجاور در حلقه در نظر گرفته می شود این مواد بر کارایی آشکارساز اثر دارد، بنابراین اثر آنها را با این فاکتور روی ضریب عملکرد اعمال می کنیم [۱].

$$(۱۲-۲) \quad \text{سطح کل حلقه} / \text{سطح واقعی حلقه} = \varphi$$

در نهایت حساسیت پت با در نظر گرفتن هر سه عامل ε ، Ω و φ با فرمول ۲-۱۳ بدست می آید [۱].

$$(۱۳-۲) \quad \eta = 100 \times \varepsilon^2 \Omega \varphi / 4\pi$$

با توجه به اینکه به خاطر همزمانی، بازده آشکارسازهاى حلقه‌ی پت در فرمول حساسیت به توان دو می رسد (ε^2)، بنابراین با یک تغییر کوچک در پنجره‌ی انرژی یا ضخامت آشکارساز حساسیت سیستم به مقدار زیادی تغییر می کند [۴۱]. پس با توجه به فرمول بالا عوامل مؤثر در حساسیت سیستم پت را می توان به این شکل دسته بندی کرد:

کارایی (ضریب عملکرد) آشکارسازهاى پت برای پرتوهای ۵۱۱ keV

هندسۀ سیستم پت (شعاع و پهناى حلقه)

موقعیت تابش زوج گامای نابودی نسبت به آشکارسازهاى ثبت کننده آنها (زاویه دید)

پنجره‌ی زمانی تعریف شده برای آشکارسازهاى پت

پنجره‌ی انرژی تعریف شده برای آشکارسازهاى پت

بنابراین پنجره‌ی انرژی در یک آشکارساز بر حساسیت سیستم پت و کیفیت تصویر نهایی مؤثر است [۱، ۱۳، ۲۱ و ۴۰]. پنجره‌ی انرژی به حدی بر حساسیت آشکارساز پت مؤثر است که در برخی مقالات حساسیت پت را با پنجره‌ی انرژی آن مشخص می کنند [۴۱]. هر چقدر پنجره‌ی انرژی بزرگ تر باشد کارایی آشکارساز و در نهایت حساسیت سیستم پت بیشتر است، چون احتمال ثبت

رخدادهای بیشتری در آشکارساز وجود دارد اما از طرفی وجود بازه انرژی در آشکارساز و کوچک بودن آن (بخصوص آستانه پایین آن) می‌تواند تأثیر بسزایی در حذف رخداد‌های پراکنده و جلوگیری از ثبت آن‌ها در آشکارساز داشته باشد که منجر به بالا رفتن کیفیت تصویر می‌شود. از این رو بهینه کردن پنجره‌ی انرژی یکی از دغدغه‌های سازندگان پت است. بازه پنجره‌ی انرژی آشکارساز پت در متون علمی بین ۳۵۰-۵۵۰ keV است. این بازه انرژی در سیستم‌های مختلف پت (بسته به ویژگی‌های سوسوزن آشکارساز بکار رفته در حلقه‌ی پت) تا حدودی متفاوت است.

بنابراین هدف از انجام این پایان‌نامه بهینه کردن پنجره‌ی انرژی دستگاه پت در تصویربرداری از سرطان کبد است تا بتوان به این وسیله با حفظ فاکتور حساسیت دستگاه به شکل مطلوب، اثرات مخرب ناشی از پراکندگی و افت اندام‌های مجاور کبد را حذف کرد. حذف این پرتوها می‌تواند بر کیفیت تصویربرداری و بالا بردن قدرت تشخیصی تصویر پت از این اندام مهم کمک شایانی نماید.

فصل سوم

شبیه‌سازی اولیه و بررسی اثر بافت نرم بر افت و پراکندگی

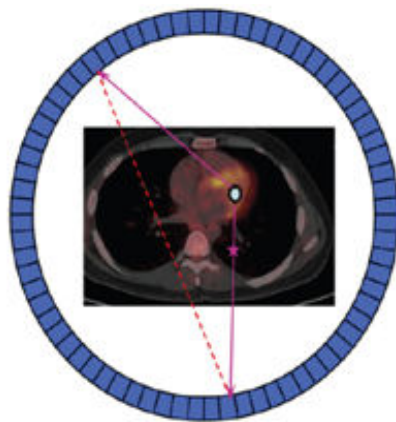
فوتون‌های نابودی

۳-۱- مقدمه

امروزه پت یک ابزار تصویربرداری منحصر بفرد است، که برای دستیابی به اطلاعات عملکردی از بدن انسان مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این تصویربرداری پوزیترون تابش شده از رادیو داروی تزریقی به بیمار پس از انجام واکنش نابودی با الکترون، یک زوج گامای هم انرژی با انرژی 511 keV در دو جهت مخالف تابش می‌کند. این زوج گاما پس از خروج از بدن توسط حلقه‌ی آشکارساز پت که در اطراف بدن بیمار قرار دارد به شکل هم‌زمان با ایجاد یک خط پاسخ آشکار می‌شوند. احتمال دارد زوج گامای نابودی قبل از خروج از بدن تحت اندرکنش‌های غالبی چون فوتوالکتریک و کامپتون قرار گیرند. بر اثر این اندرکنش‌ها شار خروجی از بدن بیمار مطابق رابطه $2-5$ دچار افت شده و بر کیفیت تصویر تأثیر نامطلوب می‌گذارد. همان‌طور که در فصل قبل نیز گفته شد، امروزه تصویربرداری سی‌تی که با تصویربرداری پت در دستگاه پت/سی‌تی همراه شده است، به خوبی تصحیح افت را در کنار دیگر مزایا انجام می‌دهد.

اما یکی از مشکلات دیگر در تصویربرداری پت خطای حاصل از پراکندگی است. این خطا زمانی رخ می‌دهد که مطابق شکل ۳-۱ (الف) یکی یا هر دوی زوج گاماها نابودی که قرار است به شکل هم‌زمان ثبت شوند تحت رخداد کامپتون پراکنده شده و از مسیر اصلی خود منحرف شوند [۴۲ و ۴۳]. تصحیح این خطا سخت‌ترین تصحیح در پت است زیرا اکثر گاماها نابودی (انرژی keV ۵۱۱) در صورت رخداد کامپتون مطابق رابطه کلین-نشینا (رابطه $2-4$) در زاویه کمتر از 60° درجه منحرف می‌شوند. بنابراین با توجه به رابطه حاکم بر پراکندگی کامپتون برای انرژی پرتو پراکنده شده (Esc) تحت زاویه θ (رابطه $2-2$) می‌توان گفت، پرتوهای گاما در این شرایط چندان دچار افت انرژی نمی‌شوند ولی چون پس از پراکندگی کامپتون از مسیر اصلی خود منحرف شده‌اند، با ایجاد یک خط پاسخ نادرست در تصویربرداری خطا ایجاد می‌کنند که این خطا مستقیماً وضوح تصویر را کاهش می‌دهد [۳۱، ۴۲ و ۴۳]. اگر آشکارسازهای پت فقط گامای 511 keV را ثبت و بقیه را حذف کنند می‌توان این خطا را از بین برد. اما به دو دلیل این کار غیر ممکن است. اولاً برای این کار به

آشکارسازهایی با قدرت تفکیک خیلی بالا نیاز داریم. حتی بهترین آشکارساز سوسوزن با این شرط که NaI(Tl) است، چنین قدرت تفکیکی ندارد پس عملاً انجام این کار غیر ممکن است. دوماً با این فرض که یک پرتو بدون اندرکنش به آشکارساز برسد ممکن است نتواند تمام انرژی خود را به آشکارساز بسپارد و با انرژی ۵۱۱ keV ثبت شود، در این صورت اگر پنجره‌ی انرژی خیلی باریک باشد یک رخداد صحیح به راحتی از دست می‌رود و حساسیت دستگاه افت می‌کند. بنابراین برای داشتن عملکرد مناسب، دستگاه‌های پت با یک پنجره‌ی انرژی نسبتاً پهن ۳۵۰-۵۵۰ keV کار می‌کنند [۴۳].



شکل ۳-۱: خطای پراکندگی وقتی ایجاد می‌شود که یکی یا هر دو گامای نابودی تحت اندرکنش کامپتون از مسیر اصلی خود منحرف شوند. این خطا منجر به ثبت یک خط پاسخ نادرست شده و از وضوح تصویر می‌کاهد و گاهی تصویر نادرستی از توزیع اکتیویته در بافت ایجاد می‌کند [۴۳].

تصحیح پراکندگی در اطلاعات با این پهنا در پنجره‌ی انرژی بخصوص در تصویربرداری سه بعدی بسیار ضروری است. البته اگر چه رخدادهای پراکنده در امتداد زاویه دید پخش شده و یک توزیع فضایی پایین ایجاد می‌کنند اما برای رسیدن به یک وضوح بالا و تصویری واضح و قابل قبول با قدرت تشخیص مناسب باید تصحیح پراکندگی روی اطلاعات بدست آمده از دستگاه قبل از بازسازی تصویر اعمال شود [۱ و ۲۸]. همان‌طور که در فصل دوم بیان شد، برای انجام تصحیحات مربوط به پراکندگی

روش‌های مختلفی وجود دارد که از میان این روش‌ها استفاده از پنجره‌ی انرژی دوگانه یا چندگانه، استفاده از سپتا یا متوقف کننده پرتو [۴۴ و ۴۵]، استفاده از شبیه‌سازی و... رایج است.

از طرفی در تصویربرداری پت سه محیط پراکننده برای گاماها‌ی نابودی محتمل است. بدن بیمار، آشکارسازها و اجزاء دیگر دستگاه مانند تخت بیمار یا مواد بکار رفته در پوشش‌ها و موازی سازها، که البته احتمال پراکندگی در بدن بیمار نسبت به دو محیط دیگر بیشتر است [۴۳]. از آن جا که تمرکز این پایان‌نامه بر تصویربرداری پت از کبد است و قسمت عمده‌ای از بدن بیمار بخصوص در ناحیه شکمی را بافت نرم فراگرفته است و با توجه به جدول ۲-۱ که نشان می‌دهد اندرکنش غالب در این بافت برای پرتوهای ۵۱۱ keV پراکندگی کامپتون می‌باشد، بنابراین در این فصل با ارائه یک الگوی ساده میزان پراکندگی این پرتوها در بافت نرم بدن با توجه به ضخامت این بافت بررسی شده است، تا بتوان با بررسی نتایج حاصل از آن به تأثیر اندام‌های داخلی (بافت نرم با ابعاد کوچک) و بافت‌های عضلانی و چربی اطراف آن‌ها (بافت نرم با ابعاد بزرگ)، که همگی را می‌توان با دقت خوبی بافت نرم به حساب آورد، بر پراکنده کردن زوج گامای نابودی خروجی از یک چشمه رادیواکتیو در داخل بدن در مسیر رسیدن به حلقه‌ی آشکارساز پت، پی برد. همچنین در این بخش عامل توزیع مکانی چشمه و ابعاد آن بر روی پراکندگی پرتوها در بافت نرم مورد مطالعه قرار گرفته است، با این هدف که اثر نحوه توزیع رادیودارو در بدن روی پراکندگی پرتوها در این بافت نیز بررسی شود.

۲-۳ - شبیه‌سازی حلقه‌ی آشکارساز پت

حلقه‌ی آشکارساز دستگاه پت شبیه‌سازی شده در این پژوهش، متعلق به دستگاه کلینیکی پت/سی‌تی مدل BiographTM 6 ساخت شرکت زیمنس آلمان است. ویژگی‌های این دستگاه که یکی از پرکاربردترین دستگاه‌های پت/سی‌تی در سرتاسر دنیا است، در جدول شماره ۳-۱ آمده است. در حلقه‌ی این دستگاه پت ۲۴۳۳۶ بلور سوسوزن ¹LSO با مساحت سطح ۴ × ۴ میلیمتر مربع و ضخامت ۲۰ میلیمتر وجود دارد. از کنار هم قرار گرفتن ۱۶۹ بلور به صورت ۱۳×۱۳ یک آشکارساز

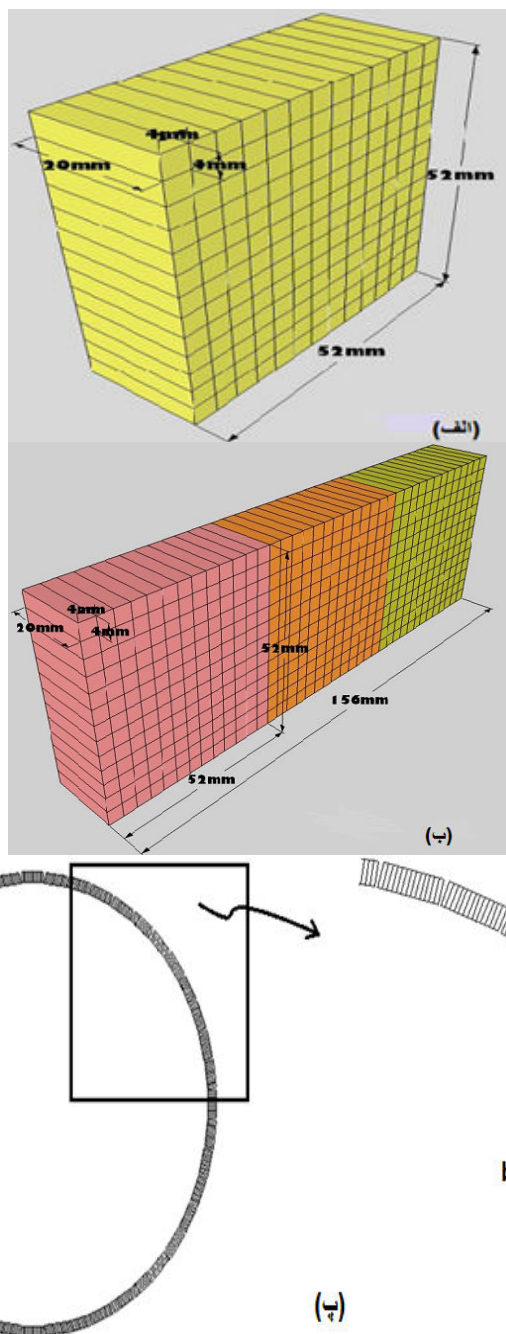
¹Lutetium Oxyorthosilicate

ماژول مطابق شکل ۲-۳ (الف) تشکیل شده و از کنار هم قرار گرفتن ۳ آشکارساز ماژول در راستای تخت بیمار^۱ یک آشکارساز بلاک مطابق شکل ۲-۳ (ب) بدست می‌آید. پس از شبیه‌سازی یک آشکارساز بلاک، به وسیله کارت انتقال tr یک آشکارساز بلاک دیگر درست روبروی آن رسم شد. ۲۳ بلاک دیگر با رعایت فاصله از بلاک اولی تعریف و برای هر کدام بلاک روبرویی آن رسم شد تا در نهایت حلقه‌ی کامل پت شامل ۴۸ آشکارساز بلاک در جهت عمود بر تخت بیمار^۲ به شکل دایروی به قطر ۸۳ سانتیمتر مطابق شکل ۲-۳ (پ) تکمیل گردید [۴۶-۴۸]. تمامی شبیه‌سازی‌ها در این پایان‌نامه توسط کد شبیه‌سازی مونت کارلو MCNPX ورژن ۲/۶/۰ انجام شده است. از این پس در متن پایان‌نامه به جای کلمه آشکارساز بلاک برای اختصار از کلمه آشکارساز استفاده خواهد شد.

جدول ۱-۳: ویژگی‌های حلقه‌ی آشکارساز پت بیوگراف ۶ زیمنس [۴۸].

۱۶۲	FOV در راستای تخت بیمار (mm)	LSO	ماده سوسوزن
۵۸۵	FOV عمود بر تخت بیمار (mm)	۴ × ۴ × ۲۰	ابعاد بلور (mm)
۸۳۰	قطر حلقه (mm)	۵۰۷	تعداد بلور در هر بلاک

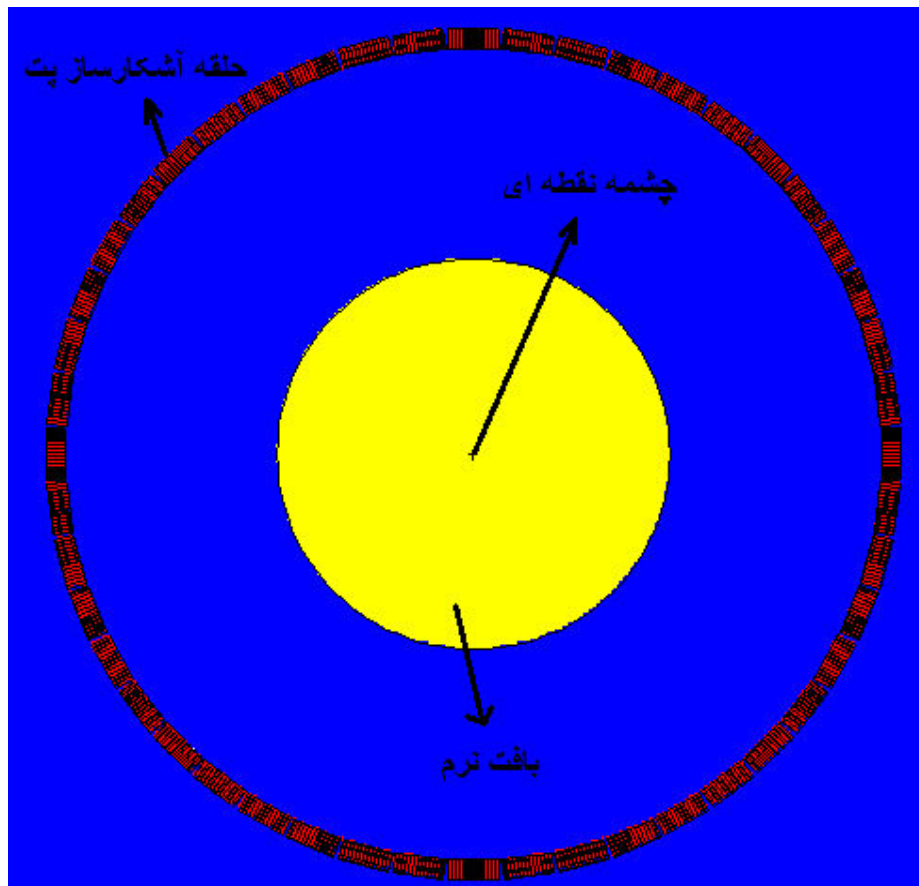
1 axial direction
2 transaxial direction



شکل ۳-۲: الف) یک آشکارساز ماژول شامل ۱۶۹ بلور (به صورت ۱۳ در ۱۳) *LSO*. ب) یک آشکارساز بلاک تشکیل شده از سه ماژول در راستای تخت بیمار. پ) یک حلقه‌ی کامل پت بیوگراف ۶ شامل ۴۸ آشکارساز بلاک به قطر ۸۳ سانتیمتر و قسمتی از حلقه با بزرگنمایی بیشتر، رسم شده توسط کد *MCNPX*

از آن جایی که زوج پرتوهای گامای نابودی حاصل از نابودی الکترون و پوزیترون در دو جهت مخالف با انرژی ۵۱۱ keV از محل توزیع رادیودارو تابش کننده پوزیترون در بدن پراکنده می‌شوند، پس می‌توان با تقریب خوبی محل توزیع رادیودارو در بدن را به عنوان یک چشمه گاما با انرژی ۵۱۱ keV فرض کرد که گاماهاى نابودی را در تمامی جهات به شکل یکنواخت پراکنده می‌کند [۴۹-۵۰]. از طرفی برای نحوه توزیع رادیودارو در بدن می‌توان دو حالت عمده در نظر گرفت، اول این‌که رادیودارو در یک نقطه از بدن مثلاً در یک تومور سرطانی متمرکز شده و شروع به تابش پوزیترون کند و حالت دوم اینکه رادیودارو در قسمت وسیع‌تری مانند بافت کبدی پخش شده و شروع به تابش نماید. به همین علت ما در این فصل دو نوع چشمه با توزیع مکانی متفاوت در داخل بافت نرم بدن در نظر گرفته و اثر پراکندگی بافت نرم را روی گاماهاى خروجی از هر چشمه بطور جداگانه بررسی کردیم. چشمه نوع اول مطابق شکل ۳-۳ چشمه‌ای نقطه‌ای است که در مرکز حلقه‌ی پت و در مرکز کره‌ای از بافت نرم قرار دارد و گاماهاى با انرژی ۵۱۱ keV را به طور یکنواخت در تمامی جهات تابش می‌کند و حالت دوم چشمه‌ای است کروی با توزیع حجمی یکنواخت به مرکزیت حلقه‌ی پت و در مرکز کره‌ای از بافت نرم قرار دارد و پرتوهای گامای ۵۱۱ keV را در تمامی جهات به طور یکنواخت تابش می‌کند. همان‌طور که اشاره شد محیط پراکنده گاماهاى نابودی در این مطالعه بافت نرم بدن است. این محیط کره‌ای به مرکزیت حلقه‌ی پت است. برای بررسی بیشتر اثر پراکندگی بافت نرم در تصویربرداری پت اندازه این کره در هر دو حالت چشمه ابعاد مختلفی به خود می‌گیرد و تابع پاسخ آشکارساز در شعاع‌های مختلف بافت نرم شامل ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۳، ۴، ۸، ۱۲، ۱۶، ۲۰، و ۳۰ سانتیمتری بررسی و با هم مقایسه می‌شود. برای کاهش مدت زمان شبیه‌سازی و صرفه‌جویی در وقت، هندسه کلی دستگاه توسط یک کره بزرگ احاطه شده با این فرض که کد MCNPX ترابرد ذرات خروجی از آن را متوقف کند. اندرکنش غالب برای گامای ۵۱۱ keV در بافت نرم ابتدا پراکندگی کامپتون و سپس جذب فوتوالکتریک است زیرا ضریب تضعیف خطی گامایی با این انرژی در بافت نرم برای پراکندگی کامپتون ۴۸۰۰ [۱] برابر فوتوالکتریک است و اندرکنش‌های دیگری نظیر پراکندگی

همدوس و ... نیز وجود دارد که اهمیت آن‌ها در مقابل دو اندرکنش فوتوالکتریک و بخصوص پراکندگی کامپتون بسیار ناچیز است. همچنین در این شبیه‌سازی کد MCNPX علاوه بر ترابرد فوتون‌های نابودی خروجی از چشمه، الکترون‌های تولید شده بر اثر اندرکنش‌های یونساز فوتون با محیط را نیز ترابرد می‌کند و فوتون‌های حاصل از تابش ترمزی الکترون‌ها نیز ترابرد و در صورت رسیدن به آشکارسازهای حلقه‌ای پت در آن‌ها ثبت خواهند شد. پراکندگی‌های چندگانه فوتون‌ها در این شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است. حد قطع فوتون و الکترون در این شبیه‌سازی مطابق پیش فرض کد برای هر دو ذره ۱ keV است، به این معنا که کد فوتون‌ها و الکترون‌های کمتر از این انرژی را ترابرد نمی‌کند.



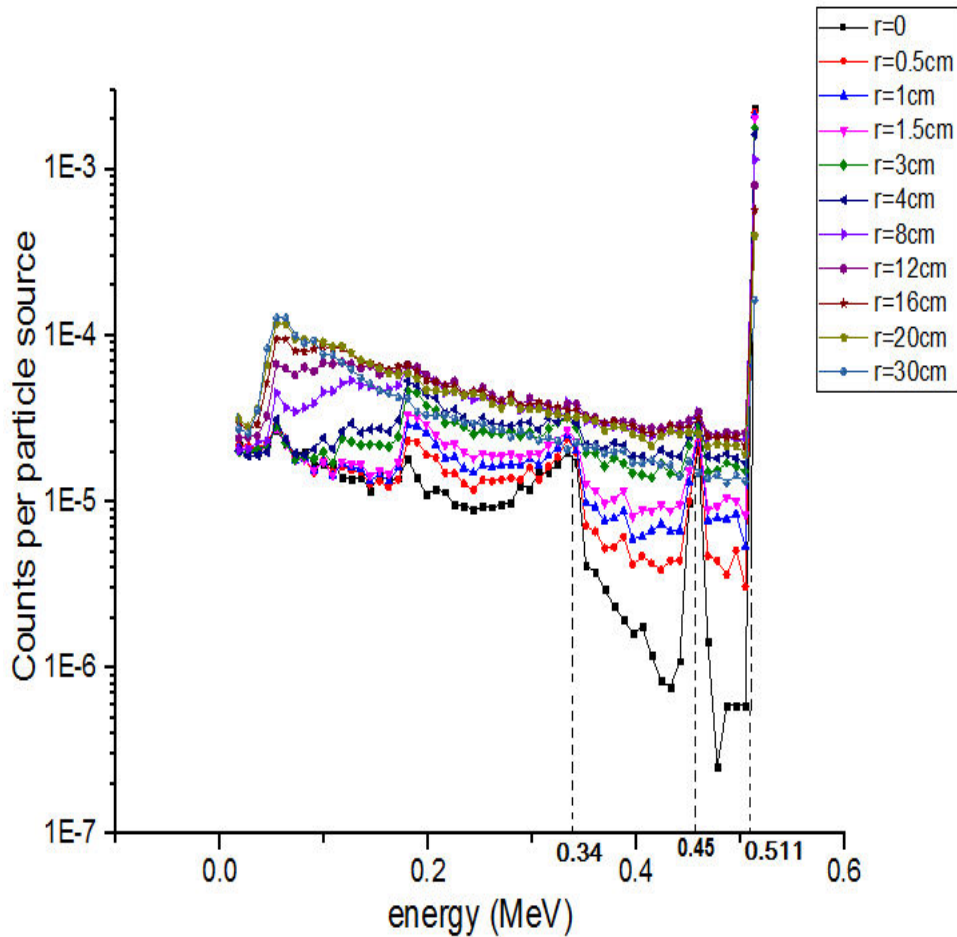
شکل ۳-۳: هندسه مساله با وجود یک چشمه نقطه‌ای و کره‌ای از بافت نرم، رسم شده توسط کد MCNPX

خروجی بدست آمده از کد MCNPX در این شبیه‌سازی تالی F8، معروف به تالی ارتفاع پالس^۱ در حجم آشکارسازهای - منظور همان آشکارساز بلاک است- حلقه‌ی پت است که مقدار فراوانی فوتون‌های ثبت شده در هر سلول انرژی را بیان می‌کند و همان تابع پاسخ^۲ آشکارساز است. بنابراین هدف ما در این بخش بررسی چگونگی پاسخ آشکارسازهای پت در مقابل پراکندگی‌های ایجاد شده توسط بافت نرم بدن است. از آن جایی که روند محاسبه تالی F8 به طور ذاتی آنالوگ می‌باشد و این تالی با روش‌های کاهش واریانس چندان سازگار نیست [۵۱]، لذا برای رسیدن به خروجی با خطای آماری قابل قبول مدت زمان کافی برای شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است. متن ورودی کد در این شبیه‌سازی ۴۳۴ خط است که ۴۱۶ خط آن مربوط به شبیه‌سازی حلقه می‌باشد.

۳-۳- چشمه نقطه‌ای

در ابتدا یک چشمه نقطه‌ای ۵۱۱ keV را که معادل متمرکز شدن رادیودارو در نقطه‌ای از بدن است در مرکز حلقه‌ی پت شبیه‌سازی شده قرار می‌دهیم، به دلیل تقارن کروی حلقه و هندسه، تابع پاسخ تمامی آشکارسازهای حلقه‌ی پت کاملاً شبیه یکدیگرند. به همین دلیل یکی از آشکارسازها را به عنوان آشکارساز مرجع انتخاب کرده و تابع پاسخ این آشکارساز را در تمامی حالت‌ها مبنای مقایسه قرار می‌دهیم. پس از بدست آوردن تابع پاسخ آشکارساز حاصل از چشمه نقطه‌ای در غیاب بافت نرم ($t=0$)، در مرحله بعد کره‌ای از بافت نرم را باز هم به مرکزیت حلقه‌ی پت و چشمه مطابق شکل ۳-۳، با شعاع‌های مختلف ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۳، ۴، ۸، ۱۲، ۱۶، ۲۰، ۳۰ سانتیمتری به هندسه شبیه‌سازی اضافه کرده و برای هر کره نمودار تابع پاسخ آشکارساز را بدست می‌آوریم. تابع پاسخ آشکارساز برای این چشمه نقطه‌ای در آشکارساز مورد نظر به ازاء هر کره مطابق شکل ۳-۴ است.

1 Pulse Height Tally
2 Response Function



شکل ۳-۴: تابع پاسخ آشکارساز برای یک چشمه نقطه‌ای بدون بافت نرم ($r=0$) و با حضور کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف

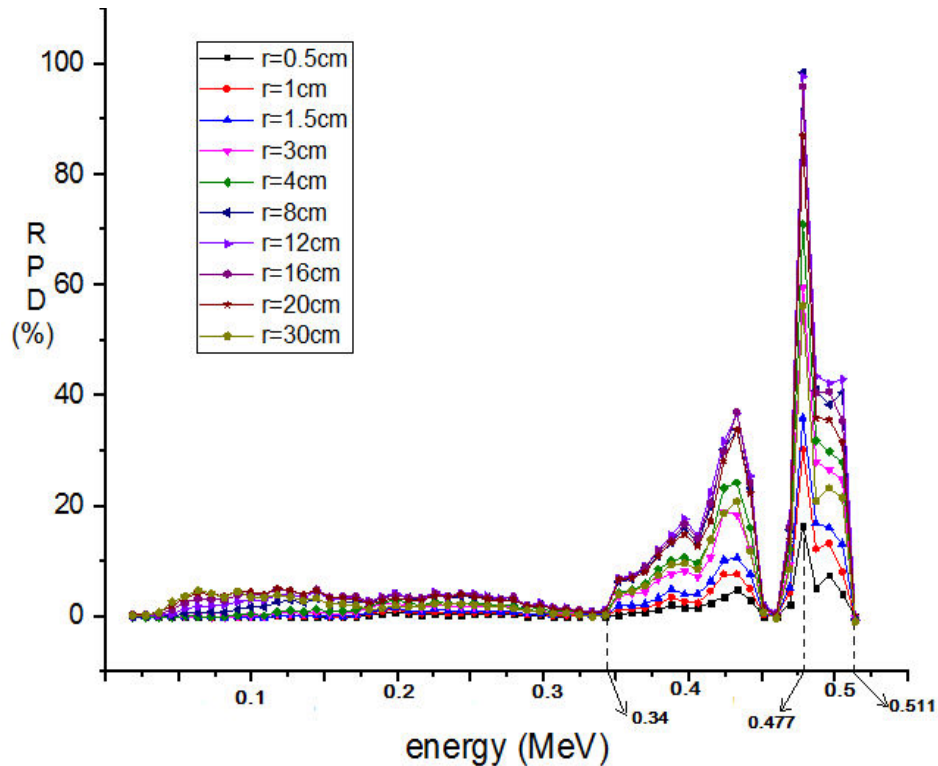
پاسخ آشکارساز بدست آمده از چشمه نقطه‌ای شکل ۳-۴ به خوبی تمامی اجزاء یک طیف چشمه‌ای با انرژی ۵۱۱ keV نظیر قله تمام انرژی، فلات کامپتون، پراکندگی‌های چندگانه و... را نشان می‌دهد. با بررسی تابع پاسخ حاصل از چشمه نقطه‌ای در آشکارسازهای پت در حالتی که بافت نرم وجود ندارد (منحنی $r=0$) -چون احتمال اندرکنش گاماها در محیط اطراف چشمه که از هوا پر است، ناچیز می‌باشد- به خوبی می‌توان اثر عدم ثبت کامل برخی پرتوهای رسیده به آشکارساز را در آن مشاهده کرد. در این حالت گرچه گاماها نابودی با انرژی ۵۱۱ keV به آشکارساز می‌رسند اما همگی آن‌ها در کانال همین انرژی ثبت نمی‌شوند زیرا تمامی پرتوها نمی‌توانند انرژی خود را کاملاً به

آشکارساز بسیارند. مثلاً در انرژی 450 keV یک قله وجود دارد. علت حضور این قله برهم کنش‌های فوتوالکتریکی است که در نزدیکی جداره آشکارساز اتفاق می‌افتد. وقتی یک رخداد فوتوالکتریک در مجاورت جداره آشکارساز رخ دهد، پرتو ایکس حاصل از گذار الکترونی اتمی که فوتوالکترون از آن جدا شده با احتمال زیاد از آشکارساز گریخته و انرژی خود را به آشکارساز نمی‌سپارد بنابراین فوتون با انرژی کمتر از انرژی اولیه خود در آشکارساز ثبت می‌شود. همانطور که در بخش ۳-۲ توضیح داده شد، آشکارسازهای حلقه‌ی پت بسیار نازک هستند (پهنای هر آشکارساز 20 میلی‌متر است). از این رو احتمال فرار پرتو ایکس در این آشکارسازها بالا رفته و فوتون‌های مذکور یک قله را در 450 keV تشکیل می‌دهند که به قله فرار معروف است [۲]. تفاوت در انرژی بین قله فوتوپیک (511 keV) و قله فرار (450 keV) حدوداً 60 keV است که برابر انرژی بستگی الکترون به اتم در لایه K بلور سوسوزن LSO است. این مساله خود گواهی بر صحت شبیه‌سازی انجام شده می‌باشد.

وقتی کره‌ای از بافت نرم حتی با شعاع کوچک 0.5 سانتیمتر در اطراف چشمه قرار بگیرد گاما‌های خروجی از چشمه ناچارند برای رسیدن به آشکارساز از این محیط بگذرند. اگر چه احتمال اندرکنش با توجه به چگالی بافت نرم و ابعاد بافت در شعاع 0.5 سانتیمتری کم است اما همان‌طور که در شکل ۳-۴ (نمودار رنگ قرمز) مشاهده می‌شود، تابع پاسخ آشکارساز با حالت قبلی که هیچ بافت نرمی اطراف چشمه وجود ندارد (نمودار رنگ سیاه)، متفاوت است. به این صورت که از شمارش‌های قله تمام انرژی کاسته شده و به تعداد شمارش‌ها در انرژی‌های پایین‌تر افزوده می‌شود. قسمت عمده این افزایش مربوط به محدوده لبه کامپتون (340 keV) تا قله فوتوالکتریک (511 keV) است، که همان پنجره‌ی انرژی تعریف شده برای آشکارسازهای حلقه‌ی پت می‌باشد. هر چه شعاع کره بافت نرم بیشتر شود شمارش‌ها باز هم در محدوده پنجره‌ی انرژی و حتی انرژی‌های پایین‌تر از آن نیز افزایش می‌یابد که به خوبی اثر پراکندگی بافت نرم بدن را روی گاما‌های خروجی از چشمه نشان می‌دهد. نکته قابل توجه این‌که از شعاع 12 سانتیمتر به بعد شمارش‌های آشکارساز در محدوده پنجره‌ی انرژی به جای

افزایش، کاهش می‌یابد. برای بررسی بیشتر اگر مطابق فرمول ۳-۱، درصد تفاوت نسبی^۱ شمارش‌ها در هر انرژی را در حالت وجود بافت نرم در هر شعاع از حالتی که بافتی وجود ندارد ($r=0$) محاسبه کنیم، با تقریب مناسبی می‌توان میزان اثر پراکندگی حاصل از بافت نرم روی گاماهاى خروجی از چشمه را فارغ از پراکندگی‌های داخل آشکارساز بدست آورد. شکل ۳-۵ میزان این افتراق را در هر انرژی و برای هر شعاع بافت نرم نشان می‌دهد.

$$RPD (\%) = \frac{\text{counts}(r) - \text{counts}(r=0)}{\text{counts}(r=0)} \times 100 \quad (3-1)$$



شکل ۳-۵: منحنی درصد تفاوت نسبی بین پاسخ آشکارساز برای چشمه نقطه‌ای بدون بافت ($r=0$) و با کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف.

¹RPD (Relative Percentage Difference)

منحنی به خوبی نشان می‌دهد که میزان اختلاف یا به عبارتی اثر پراکندگی حاصل از بافت نرم بیشترین تأثیر خود را در محدوده بعد از لبه کامپتون تا قله تمام انرژی می‌گذارد یعنی بافت نرم پرتوها را در حدی پراکنده می‌کند تا انرژی آن‌ها به میزانی کاهش یابد که باز هم در محدوده انرژی‌های بالاتر از لبه کامپتون ثبت شوند که همان بازه پنجره‌ی انرژی پت بوده و این همان مشکل اساسی بر اثر پراکندگی‌ها در تصویربرداری پت است. شکل کلی نمودار افتراق در همه شعاع‌ها کاملاً یکسان است و با هم هماهنگی دارد، تنها مساحت زیر سطح نمودارها با افزایش شعاع بخصوص در شعاع‌های پایین افزایش می‌یابد و در شعاع‌های بالاتر همین تفاوت نیز از میان می‌رود. همچنین از نمودار افتراق شکل ۳-۵ نتیجه می‌شود که در محدوده پنجره‌ی انرژی و در انرژی 477 keV بیشترین میزان افتراق یا همان قله نمودار برای تمامی شعاع‌ها قرار دارد یعنی در این انرژی اثر پراکندگی بافت نرم بدن در تمامی ابعاد از تمامی انرژی‌ها بیشتر است. از طرف دیگر مطابق جدول ۳-۲ مقدار افتراق در این نقطه از ۱۶ درصد در شعاع 0.5 سانتیمتر تا ۹۸ درصد در شعاع ۸ سانتیمتر افزایش می‌یابد. این روند افزایشی بعد از شعاع ۸ سانتیمتر تبدیل به حالت کاهشی شده بطوری که از ۹۸ درصد در شعاع ۸ سانتیمتر به ۵۶ درصد در شعاع ۳۰ سانتیمتر می‌رسد. این مساله نشان می‌دهد که افزایش شعاع بعد از شعاع ۸ سانتیمتری بافت نه تنها باعث افزایش شمارش‌ها در این محدوده نمی‌شود بلکه از اثر آن می‌کاهد، که علت آن را می‌توان در افت شار خروجی از بافت با شعاع بالا و نرسیدن بسیاری از پرتوها به آشکارساز دانست. با توجه به اینکه ضخامت نیم لایه (ضخامتی از محیط که در آن شار پرتوهای گاما بر اثر افت در آن به نصف مقدار اولیه خود می‌رسد) برای بافت نرم در متون علمی [۱] $7/2$ سانتیمتر گزارش شده است، کاملاً قابل پیش‌بینی است که از شعاع ۸ سانتیمتر به بعد اثر افت پرتوها در بافت نرم در کنار اثر پراکندگی آن‌ها مشهود باشد. این نتیجه‌گیری با یافته‌های ارائه شده در پژوهش [۴۸] نیز در توافق است. برای اطمینان از این که مقادیر افتراق در کل بازه پنجره‌ی انرژی از چه شعاعی به بعد به جای افزایش کاهش می‌یابد مجموع مقادیر افتراق را در بازه مورد نظر بدست آورده و با توجه به جدول ۳-۲ به این نتیجه می‌رسیم که اگر چه بیشترین ارتفاع

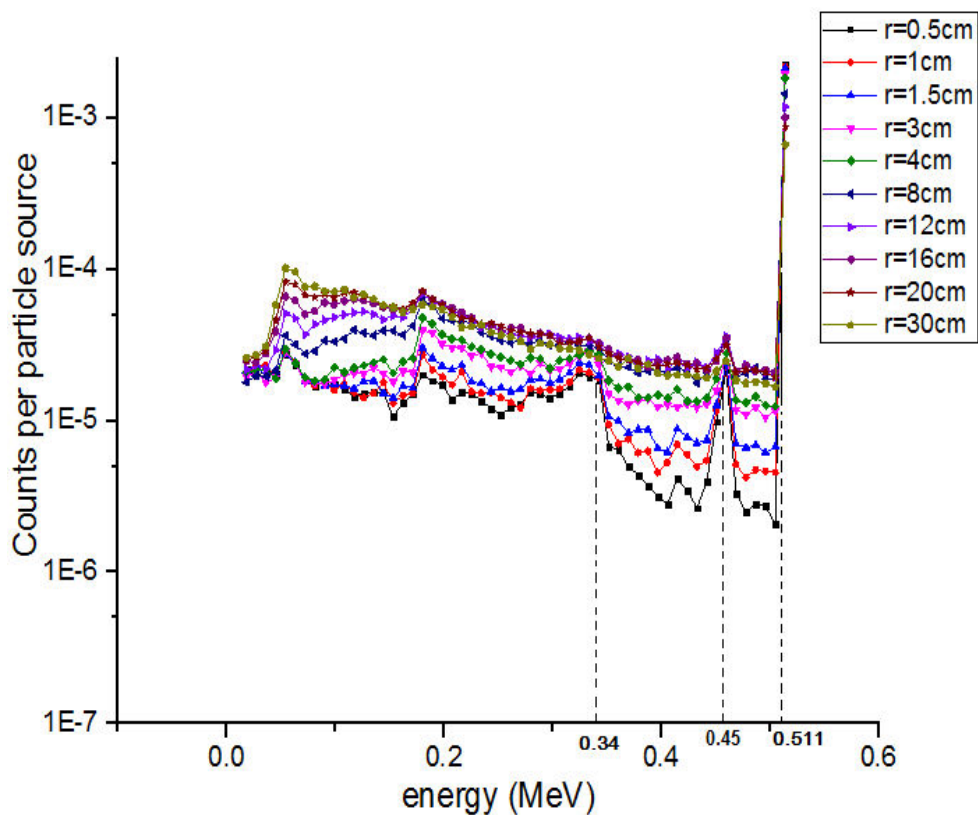
قله افتراق در ۸ سانتیمتر است اما مجموع مقادیر اختلاف در بازه مورد نظر در ۱۲ سانتیمتری به بیشینه خود می‌رسد.

جدول ۳-۲: مقادیر تفاوت نسبی پاسخ آشکارساز بین دو حالت عدم حضور بافت نرم و حضور بافت نرم به شعاع ۲ در شعاع‌های مختلف برای چشمه نقطه‌ای

شعاع بافت نرم (cm)	۰/۵	۱	۱/۵	۳	۴	۸	۱۲	۱۶	۲۰	۳۰
درصد تفاوت نسبی در انرژی ۴۷۷ keV	۱۶	۳۰	۳۵	۵۹	۷۱	۹۸	۹۷	۹۵	۸۶	۵۶
مجموع درصد تفاوت نسبی در بازه ۳۴۰-۵۱۱ keV	۵۸	۱۰۹	۱۴۶	۲۵۳	۳۰۶	۴۲۰	۴۴۵	۴۲۳	۳۸۱	۲۴۵

۳-۴- چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت

در این مرحله یک چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت به مرکزیت حلقه‌ی پت با شعاع ۰/۵ سانتیمتر تعریف می‌کنیم. سپس کره‌ای از بافت نرم را با همین شعاع باز هم به مرکزیت حلقه‌ی پت به هندسه اضافه کرده به طوری که چشمه تمامی حجم بافت نرم را پوشش دهد. همان‌طور که گفته شد این حالت معادل توزیع یکنواخت رادیودارو در سرتاسر بافت نرم است. برای بررسی بیشتر اثر پراکنندگی بافت نرم روی گاماها‌ی نابودی خروجی از این نوع چشمه، همین هندسه را برای شعاع‌های دیگر شامل ۱، ۱/۵، ۳، ۴، ۸، ۱۲، ۱۶، ۲۰، ۳۰ سانتیمتری نیز شبیه‌سازی و در نهایت تابع پاسخ آشکارساز پت بدست آمده در تمامی حالت‌ها در نمودار شکل ۳-۶ رسم شده است.



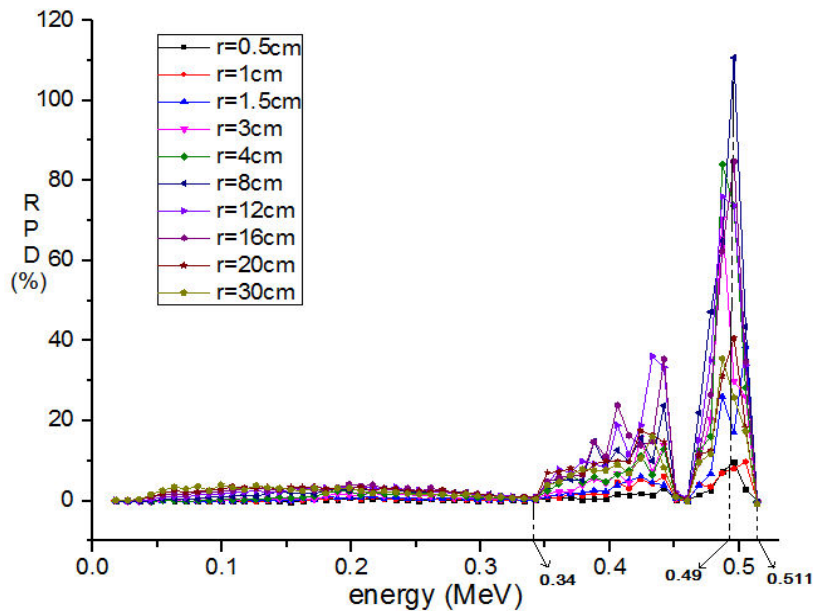
شکل ۳-۶: تابع پاسخ آشکارساز برای چشمه حجمی کروی یکنواخت با شعاع‌های مختلف در داخل کره‌ای از بافت نرم به همان شعاع

با توجه به تابع پاسخ آشکارساز مربوط به چشمه حجمی کروی یکنواخت در شعاع‌های مختلف در داخل کره‌ای از بافت نرم به همان اندازه که در نمودار شکل ۳-۶ نشان داده شده است، با وجود هماهنگی در شکل و حالت کلی تمامی نمودارها، افزایش شعاع چشمه و بافت نرم در میزان شمارش‌ها در انرژی‌های مختلف تاثیرگذار است. به طوری که با افزایش شعاع، از مقدار گاماهاى ثبت شده در قله تمام انرژی (۵۱۱ keV) کاسته شده و تعداد گاماهاى ثبت شده در انرژی‌های پایین‌تر از ۵۱۱ keV افزایش می‌یابد. این افزایش بخصوص در محدوده پنجره‌ی انرژی در شعاع‌های کوچک کاملاً مشهود است اما در شعاع‌های بزرگ‌تر از ۸ سانتیمتر، شمارش‌ها تقریباً با هم برابر می‌شود که نظیر این اتفاق در تابع پاسخ چشمه نقطه‌ای نیز رخ داد. اگر درصد اختلاف نسبی شمارش‌های آشکارساز را در هر

انرژی برای هر شعاع از چشمه کروی در دو حالت با بافت و بدون بافت مطابق فرمول ۲-۳ بدست آوریم، بهتر به تأثیر حضور بافت نرم در داخل چشمه کروی در شکل تابع پاسخ آشکارساز و میزان پراکندگی بافت نرم روی گاماهاى خروجی از چشمه حجمی کروی پی خواهیم برد.

$$RPD (\%) = \frac{\text{counts(whith tissue)} - \text{counts (without tissue)}}{\text{counts (whithout tissou)}} \times 100 \quad (2-3)$$

مقادیر بدست آمده به وسیله فرمول بالا را به ازاء تک تک انرژی‌ها و برای تمامی شعاع‌های فرضی بافت نرم محاسبه و نمودار افتراق بدست آمده در تمامی شعاع‌ها در شکل ۳-۷ نشان داده شده است.



شکل ۳-۷: منحنی درصد تفاوت نسبی بین پاسخ آشکارساز برای چشمه حجمی کروی یکنواخت بدون بافت و با کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف

همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، تفاوت عمده در تابع پاسخ در حالت بدون یا با بافت نرم مانند چشمه نقطه‌ای از همان لبه کامپتون (۳۴۰ keV) شروع شده و نکته جالب این‌که محدوده افتراق در شعاع‌های متفاوت کاملاً ثابت است و با تغییر شعاع تغییری نمی‌کند (از لبه کامپتون شروع شده و به قله تمام انرژی ختم می‌شود). این نکته به طور کل نشان می‌دهد که در چشمه حجمی

کروی نیز مانند چشمه نقطه‌ای، بافت نرم پرتوهای گامای حاصل از واپاشی پوزیترون را در حدی پراکنده می‌کند که اکثریت این پرتوها باز هم در محدوده پنجره‌ی انرژی آشکارساز ثبت شده، مزاحم شکلبرداری می‌شوند و خطا ایجاد می‌کنند. قله نمودارهای افتراق به ازاء شعاع‌های مختلف که مربوط به بیشترین مقدار تفاوت نسبی بین تابع پاسخ آشکارساز در حالت حضور و عدم حضور بافت نرم است، برخلاف چشمه نقطه‌ای در یک انرژی واحد قرار ندارد و ارتفاع آن در شعاع ۸ سانتیمتر (در انرژی 490 keV) از همه بیشتر است به این معنا که شعاع ۸ سانتیمتری بافت نرم بیشترین پراکندگی را روی گاما‌های خروجی از چشمه حجمی کروی در یک انرژی خاص دارد. برای بررسی بیشتر این که کدام کره بافت نرم بیشترین میزان پراکندگی را روی پرتوهای خروجی از چشمه هم اندازه خودش دارد، مجموع مقادیر افتراق را در محدوده پنجره‌ی انرژی بدست آورده که در جدول ۳-۳ آمده است. این مقادیر به درستی نشان می‌دهد که بیشترین مقدار تفاوت نسبی در کل محدوده پنجره‌ی انرژی نیز مربوط به همان بافت نرم با شعاع ۸ سانتیمتر است.

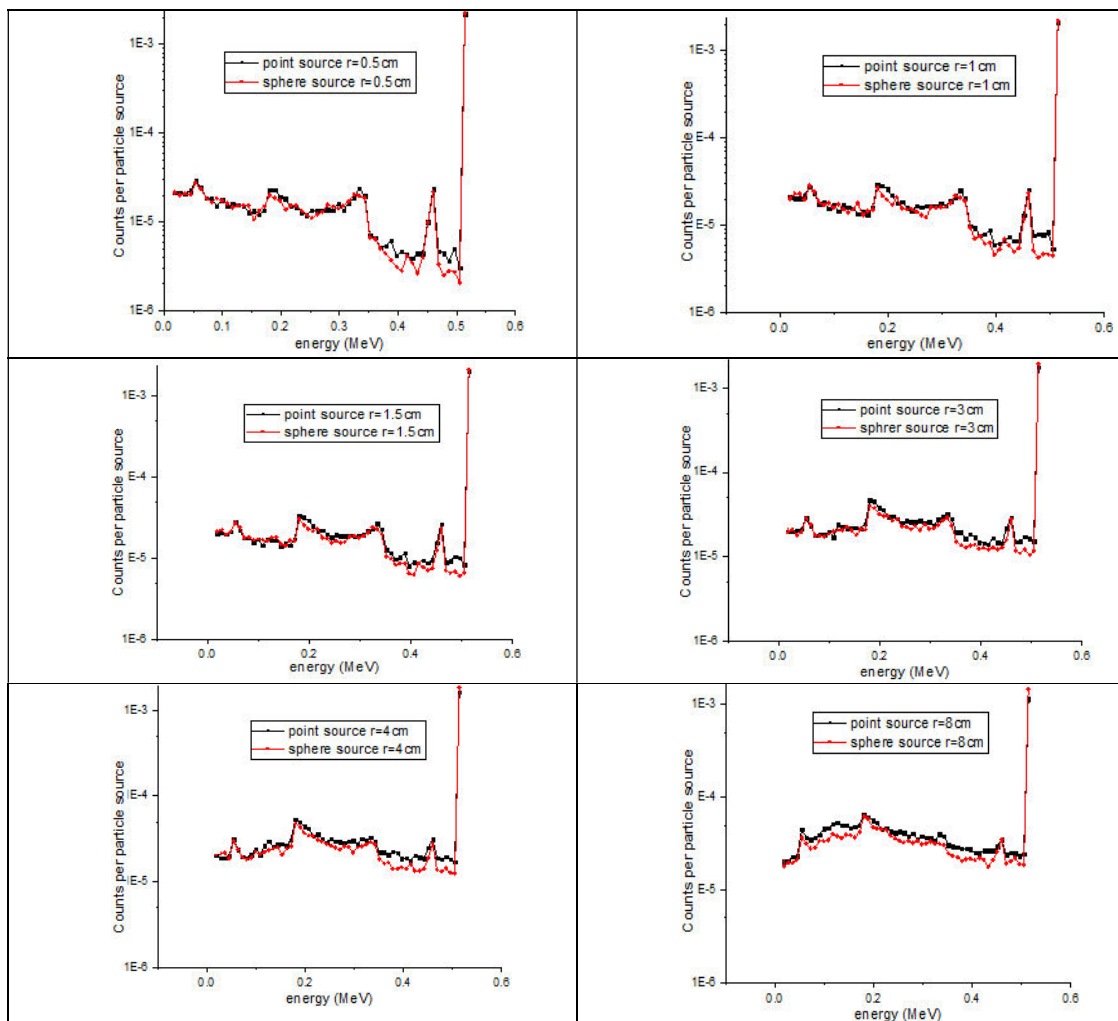
جدول ۳-۳: مقادیر تفاوت نسبی پاسخ آشکارساز بین دو حالت عدم حضور بافت نرم و حضور بافت نرم به شعاع ۲ در شعاع‌های مختلف برای چشمه حجمی کروی

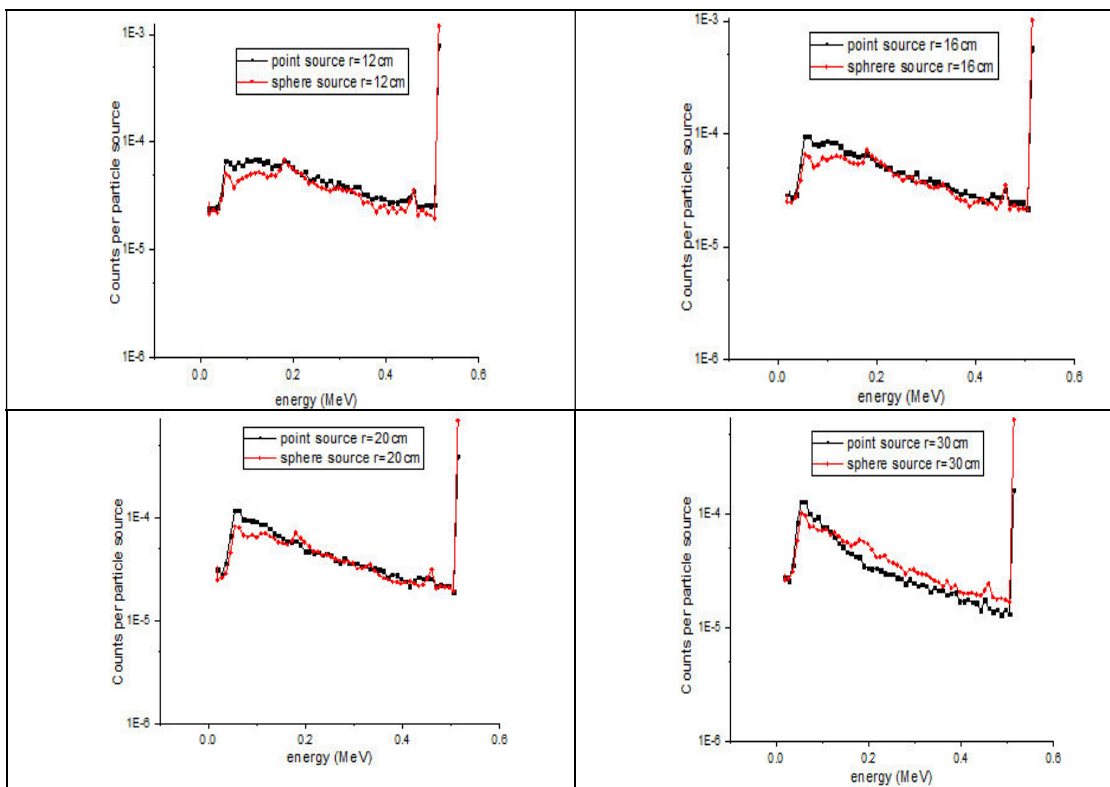
شعاع بافت نرم (cm)	۰/۵	۱	۱/۵	۳	۴	۸	۱۲	۱۶	۲۰	۳۰
مجموع درصد تفاوت نسبی در بازه $430-511\text{ keV}$	۲۹	۴۳	۱۰۱	۱۷۸	۲۴۶	۳۳۹	۳۲۴	۲۸۵	۱۶۴	۱۳۵

وجود یک کره بافت نرم به شعاع ۸ سانتیمتر در داخل یک چشمه کروی با همین حجم بیشترین تفاوت را در تابع پاسخ با چشمه کروی خالی به همین اندازه نسبت به شعاع‌های دیگر دارد، به عبارت دیگر با بزرگ شدن کره بافت نرم بعد از این شعاع میزان پراکندگی‌های حاصل از محیط و ثبت شده در بازه پنجره‌ی انرژی افزایش نیافته بلکه کاهش نیز می‌یابد که علت آن همان‌طور که ذکر شد افت شار تابشی از چشمه به علت عبور از بافت نرم است.

۳-۵ - مقایسه چشمه نقطه‌ای و حجمی کرووی یکنواخت در داخل کره‌ای از بافت نرم با شعاع برابر

پس از بررسی میزان پراکندگی بافت نرم در ابعاد مختلف بر روی گاماها‌ی خروجی از دو نوع چشمه نقطه‌ای و حجمی کرووی، برای مقایسه بهتر این دو نوع چشمه، تابع پاسخ آشکارساز حلقه‌ی پت را به ازاء یک کره بافت نرم با اندازه برابر برای هر دو چشمه در یک نمودار رسم می‌کنیم. تمامی نمودارها برای شعاع‌های مختلف بافت نرم در شکل ۳-۸ آمده است.





شکل ۳-۸: نمودار مقایسه تابع پاسخ چشمه نقطه‌ای و چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت در بافت نرم با شعاع‌های مختلف

در این مقایسه همان‌طور که در شکل ۳-۸ می‌بینیم اول اینکه میزان تابش‌های پراکنده در چشمه نقطه‌ای بیشتر از چشمه کروی است. این حالت تا شعاع ۱۶ سانتیمتری درست است و پس از آن در شعاع ۲۰ سانتیمتری تقریباً اختلاف بین نمودار دو چشمه از بین رفته و در شعاع ۳۰ سانتیمتری برعکس می‌شود، یعنی شمارش‌ها در حالت چشمه نقطه‌ای تقریباً در تمامی انرژی‌ها افت می‌کند. برای توجیه این مساله می‌توان گفت که تمامی گاما‌های خروجی از چشمه نقطه‌ای برای رسیدن به آشکارساز باید حداقل از مسیری به اندازه شعاع کره عبور کنند و احتمال پراکندگی در این فاصله زیاد است در حالی که برخی از گاما‌های خروجی از چشمه حجمی کروی یکنواخت بخصوص گاما‌های تولیدی در نزدیک پوسته باید مسیر کمتری را در بافت طی کنند و احتمال پراکندگی کمتری است و بنابراین احتمال ثبت آن‌ها در قله تمام انرژی بیشتر و در انرژی‌های پایین‌تر کمتر می‌باشد. در شعاع‌های بالا مثل ۲۰ و بخصوص ۳۰ سانتیمتر آن چنان حجم بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای زیاد

است که شار گامای خروجی دچار افت شدید در بافت شده و بسیاری از گاماها به آشکارساز نرسیده و در بافت جذب می‌شوند. پس کاملاً طبیعی است که با وجود پراکندگی‌های زیاد نسبت به چشمه حجمی هم اندازه باز هم تابع پاسخ آشکارساز مربوط به چشمه نقطه‌ای از حجمی کمتر باشد. ضمناً در شعاع‌های کوچک میزان تفاوت دو تابع پاسخ برای شعاع‌های کمتر از ۸ سانتیمتر در محدوده بعد از لبه کامپتون و برای شعاع‌های بزرگ‌تر از ۸ سانتیمتر در تمامی انرژی‌ها است. به نظر می‌رسد به علت کوچک بودن شعاع بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای پراکندگی‌های اندک انجام شده در حدی است که آن چنان از انرژی پرتو اولیه نکاسته و پرتو دچار چندین پراکندگی در بافت نمی‌شود و در همان نزدیکی قله تمام انرژی ثبت می‌گردد اما با افزایش شعاع بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای میزان و احتمال پراکندگی مکرر و چندگانه برای گاماهاى خروجی از بافت افزایش یافته گاماهاى خروجی از چشمه نقطه‌ای در انرژی‌های کوچک‌تر از لبه کامپتون نیز ثبت شده‌اند.

۳-۶- نتیجه‌گیری

در تصویربرداری پت بخصوص در تصویربرداری‌های ناحیه شکمی که با تقریب خوبی تمامی محیط را بافت نرم فرا گرفته است، با وجود یک چشمه نقطه‌ای معادل تمرکز رادیودارو در یک نقطه در فاصله ۸ تا ۱۲ سانتیمتری و برای چشمه‌های کروی با توزیع یکنواخت معادل توزیع رادیودارو در در فاصله ۸ سانتیمتری بیشترین اثر پراکندگی بافت‌های مجاور را روی محدوده پنجره‌ی انرژی و در نهایت تصویربرداری پت داریم. بنابراین هر بافتی که از محل توزیع رادیودارو در تصویربرداری دورتر باشد اثر پراکندگی آن روی زوج گاماهاى نابودی در حال عبور از آن بافت کمتر خواهد بود. علاوه بر این برای هر دو نوع چشمه، به ویژه چشمه نقطه‌ای، و برای شعاع‌های بزرگتر از ۱۲ سانتیمتری بافت نرم اثر افت پرتوهای بر اثر عبور از بافت نرم در کنار اثر پراکندگی پرتوها در این بافت کاملاً مشهود می‌شود و این اثر با افزایش ضخامت بافت نرم افزایش می‌یابد. میزان خطای حاصل از پراکندگی بافت نرم در محدوده پنجره‌ی انرژی در حالت متمرکز شدن رادیودارو یا همان حالت چشمه نقطه‌ای، بیشتر از حالتی است که رادیودارو در سراسر بافت پخش می‌شود، اما با توجه به اینکه پخش رادیودارو در بافت

از وضوح تصویر می‌کاهد، این توزیع مکانی چشمه چندان مطلوب نیست و می‌توان از خطای حاصل از پراکندگی ناشی از بافت نرم در مورد چشمه نقطه‌ای صرف نظر کرد و متمرکز شدن رادیودارو را بر پخش آن در بافت ترجیح داد.

فصل چهارم

بررسی اثر اندام‌های مجاور کبد بر تصویربرداری از تومور
کبدی و بهینه کردن پنجره‌ی انرژی آشکارساز پت در این
تصویربرداری

۴-۱- مقدمه

کبد به عنوان بزرگترین غده در بدن، زیر دنده‌ها در بالا و سمت راست معده و روی صفا قرار دارد. تا کنون هیچ اندام مصنوعی نتوانسته جایگزین این عضو حیاتی بدن شود، زیرا کبد نقش بسیار مهمی در متابولیسم پروتئین‌ها، چربی‌ها، کربوهیدرات‌ها و هورمون‌ها بازی می‌کند. کبد به کمک صفرايي که می‌سازد، باعث هضم چربی‌ها و حذف بيلي‌روبین‌ها (ضایعات هموگلوبین) می‌شود، همچنین در ذخیره کربوهیدرات‌ها، مواد مغذی و ویتامین‌ها دخالت دارد و در دفع سموم و خروج برخی داروها سهیم است. گاهی ممکن است سلول‌های کبدی رفتاری غیر معمول از خود نشان دهند و یک توده را در کبد ایجاد کنند. در واقع سرطان کبد عبارت است از یک تومور بدخیم که از بافت کبد منشأ می‌گیرد. مطابق مطالعات مرکز آمار سرطان ایران اگر چه سرطان کبد جزء سرطان‌های شایع بین مردان و زنان نیست اما اهمیت این بافت بسیار مهم برای بدن و نزدیک بودن آن به بافت‌های حساس دیگری چون قلب و معده و شش‌ها اهمیت درمان آن را صد چندان می‌کند. در حال حاضر تصویربرداری هسته‌ای پت یا همان پت اسکن در کنار سی تی اسکن یکی از ابزارهای تشخیصی قوی برای این بیماری در دست پزشکان متخصص است. علاوه بر این تصویربرداری پت به پزشکان معالج برای تشخیص انتشار یافتن سرطان کبد به اندام‌های داخلی مجاور نظیر شش‌ها در مسیر درمان کمک زیادی می‌کند [۵۲ و ۵۳].



شکل ۴-۱: محل کبد و اندام‌های مجاور آن

با توجه به موقعیت کبد در بدن، کبد در مجاورت اندام‌های داخلی بسیاری نظیر معده، روده‌ها، قلب و ... قرار دارد. بنابراین می‌توان گفت کبد را توده ضخیمی از بافت نرم فرا گرفته است. بنابراین پرتوهای نابودی تولید شده در کبد، در حین خروج از بدن در بافت نرم اطراف کبد با اندرکنش‌های غالبی چون پراکندگی کامپتون - در درجه اول (مطابق جدول ۲-۱) - و فوتوالکتریک و ... دچار پراکندگی و افت می‌شوند و خطا ایجاد می‌کنند. در این بخش به بررسی اثر افت و پراکندگی پرتوهای نابودی در اندام‌های مجاور کبد به کمک شبیه‌سازی مونت کارلو می‌پردازیم و در نهایت سعی می‌کنیم با توجه به نتایج بدست آمده از شبیه‌سازی‌ها پنجره‌ی انرژی را در این تصویربرداری بهینه کنیم تا در کنار حفظ حساسیت سیستم پت و ثبت حداکثری پرتوها در آشکارسازهای پت، اثر افت و پراکندگی گاماها را نابودی در این تصویربرداری به حداقل خود برسد. بهینه‌سازی پنجره‌ی انرژی برای هر نوع تصویربرداری و پیشنهاد آن به شرکت‌های سازنده پت و کاربران این دستگاه می‌تواند اثر مطلوبی روی کیفیت تصویر حاصل و افزایش قدرت تشخیصی آن داشته باشد.

۴-۲- نحوه شبیه‌سازی

برای انجام این پژوهش از یک فانتوم کامل بدن انسان مرد (فانتوم میرد^۱) در شبیه‌سازی استفاده شد. به این صورت که این فانتوم در داخل حلقه‌ی آشکارساز شبیه‌سازی شده پت مدل بیوگراف ۶ ساخت شرکت زیمنس قرار گرفت به طوری که حلقه به منظور تصویربرداری از کبد مطابق شکل ۴-۲ در اطراف کبد فانتوم جاگذاری شد. نحوه شبیه‌سازی حلقه‌ی آشکارساز در بخش ۳-۲ به شکل مفصل توضیح داده شد. چشمه در این شبیه‌سازی یک کره به شعاع ۲ سانتیمتر در داخل کبد است که پرتوهای گامای ۵۱۱ keV را در تمامی جهات به شکل کاملاً یکنواخت تابش می‌کند. این چشمه نماینده یک تومور کبدی است که رادیو دارو را بخوبی جذب کرده و با تولید پوزیترون، گاماها را نابودی با انرژی ۵۱۱ keV تابش می‌کند. برای کاهش مدت زمان شبیه‌سازی و صرفه‌جویی در وقت،

1 Mird

هندسه کلی دستگاه توسط یک مکعب بزرگ احاطه شده با این فرض که کد MCNPX ترابرد ذرات خروجی از این مکعب را متوقف کند. خروجی بدست آمده از کد MCNPX در این شبیه‌سازی تالی F8 در حجم آشکارسازها یا به عبارت بهتر همان بلاک آشکارسازهای حلقه‌ی پت است، زیرا هدف ما در این مطالعه بررسی چگونگی تغییر تابع پاسخ آشکارسازهای پت در مقابل پراکندگی‌های ایجاد شده توسط اندام‌های مجاور کبد می‌باشد. ورودی کد در این شبیه‌سازی ۷۱۳ خط شامل هندسه فانتوم میرد و حلقه‌ی آشکارساز پت است. شبیه‌سازی در این قسمت در ۶ مرحله انجام شد. در مرحله اول تابع پاسخ تک تک آشکارسازها برای تابش چشمه ۵۱۱ keV (معادل تومور کبدی) در حضور فانتوم کامل بدن بدست آمد. در مراحل بعدی شامل مرحله دوم تا ششم، شبیه‌سازی برای حصول تابع پاسخ تک تک آشکارسازهای حلقه‌ی پت در مقابل تابش تومور کبدی مجدداً برای فانتوم کامل بدن بدون معده، قلب، ریه‌ها، کلیه‌ها و روده‌ها (هر بافت جداگانه در یک مرحله) انجام شد که توضیح کامل آن در قسمت‌های بعدی این فصل آمده است. در هر شبیه‌سازی یک میلیارد ذره ترابرد شد و خطای آماری نتایج بدست آمده از ۱۰ درصد تجاوز نکرده است.

به علت ذخیره ناقص انرژی، نوفه الکترونیکی و طبیعت آماری رویدادهایی که در آشکارساز رخ می‌دهند، شکل توزیع ارتفاع تپ در تابع پاسخ آشکارساز با شکل طیف انرژی چشمه فرق می‌کند. به عبارت دیگر در هر اندازه‌گیری دو طیف نقش دارند. طیف چشمه که طیف انرژی ذراتی است که چشمه گسیل می‌دارد و دیگری طیف اندازه‌گیری شده که طیف ارتفاع تپ اندازه‌گیری شده است [۴]. آن چه تالی f8 در کد MCNPX به ما می‌دهد همان طیف چشمه است که در آن اثرات افت و خیزهای آماری، نوفه الکترونیکی و ذخیره ناقص انرژی آشکارساز لحاظ نشده است. این عوامل باعث ایجاد پهن شدگی در بین‌های انرژی در نمودار تابع پاسخ می‌شوند. این میزان پهن شدگی در هر انرژی از دو رابطه ۱-۴ و ۲-۴ بدست می‌آید [۵۱ و ۵۴].

$$FWHM^1 = a E^b \quad (1-4)$$

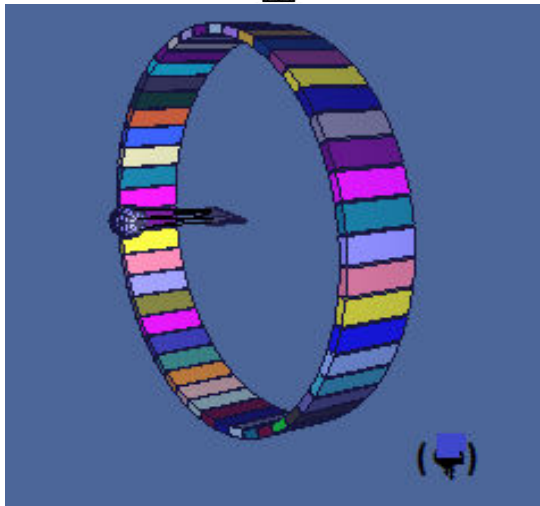
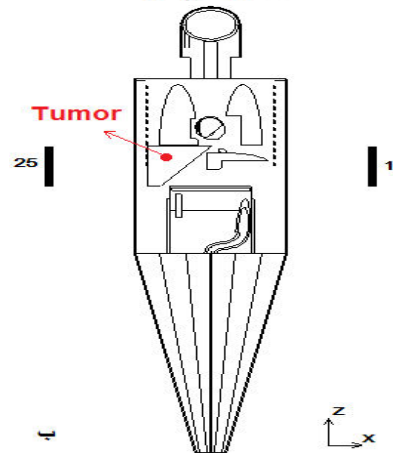
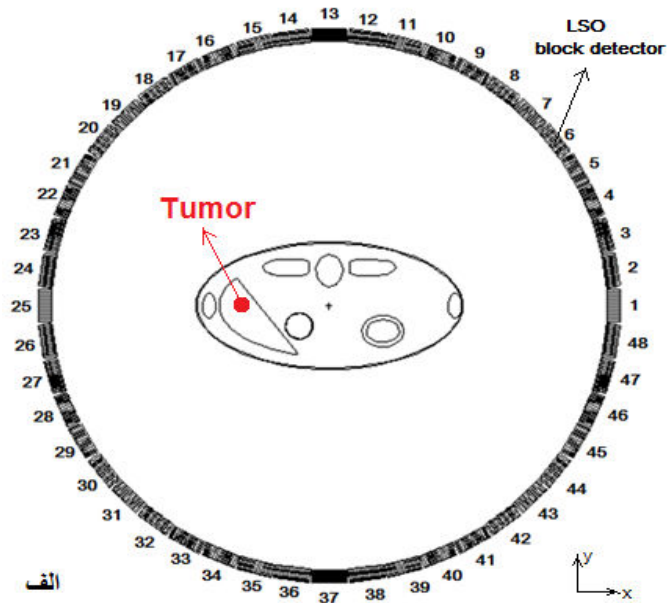
$$FWHM = a + b \sqrt{E + c E^2} \quad (2-4)$$

با توجه به قدرت تفکیک آشکارساز سوسوزن LSO که در انرژی‌های ۶۶۲ keV، ۵۱۱ keV و ۱۲۲keV به ترتیب ۱۰، ۱۲/۳ و ۱۱ درصد است [۵۵]، پس از بدست آوردن ثابت‌های a، b و c در دو رابطه بالا، این پهن شدگی به تمامی تابع پاسخ‌های بدست آمده در شبیه‌سازی اعمال شد. در این فرایند با وجود حصول هر سه ثابت a، b و c، به دلیل تداول بیشتر از فرمول ۲-۴ استفاده گردید.

۴-۳- بررسی اثر معده

برای بررسی تأثیر پراکنندگی معده روی زوج گاماهاى نابودی خارج شده از چشمه یکنواخت کروی ۲ سانتیمتری واقع در کبد، پس از اتمام شبیه‌سازی حلقه‌ی پت فانتوم کامل بدن انسان را در داخل حلقه قرار می‌دهیم و سپس با تابش چشمه تابع پاسخ تک تک آشکارسازهای حلقه‌ی پت را بدست می‌آوریم. این نمودارها به ما تابع پاسخ آشکارسازها را به تابش رادیودارو در حضور تمامی اندام‌های مجاور کبد شامل معده، قلب، روده و شش‌ها را می‌دهد.

¹ Full Width at Half Maximum

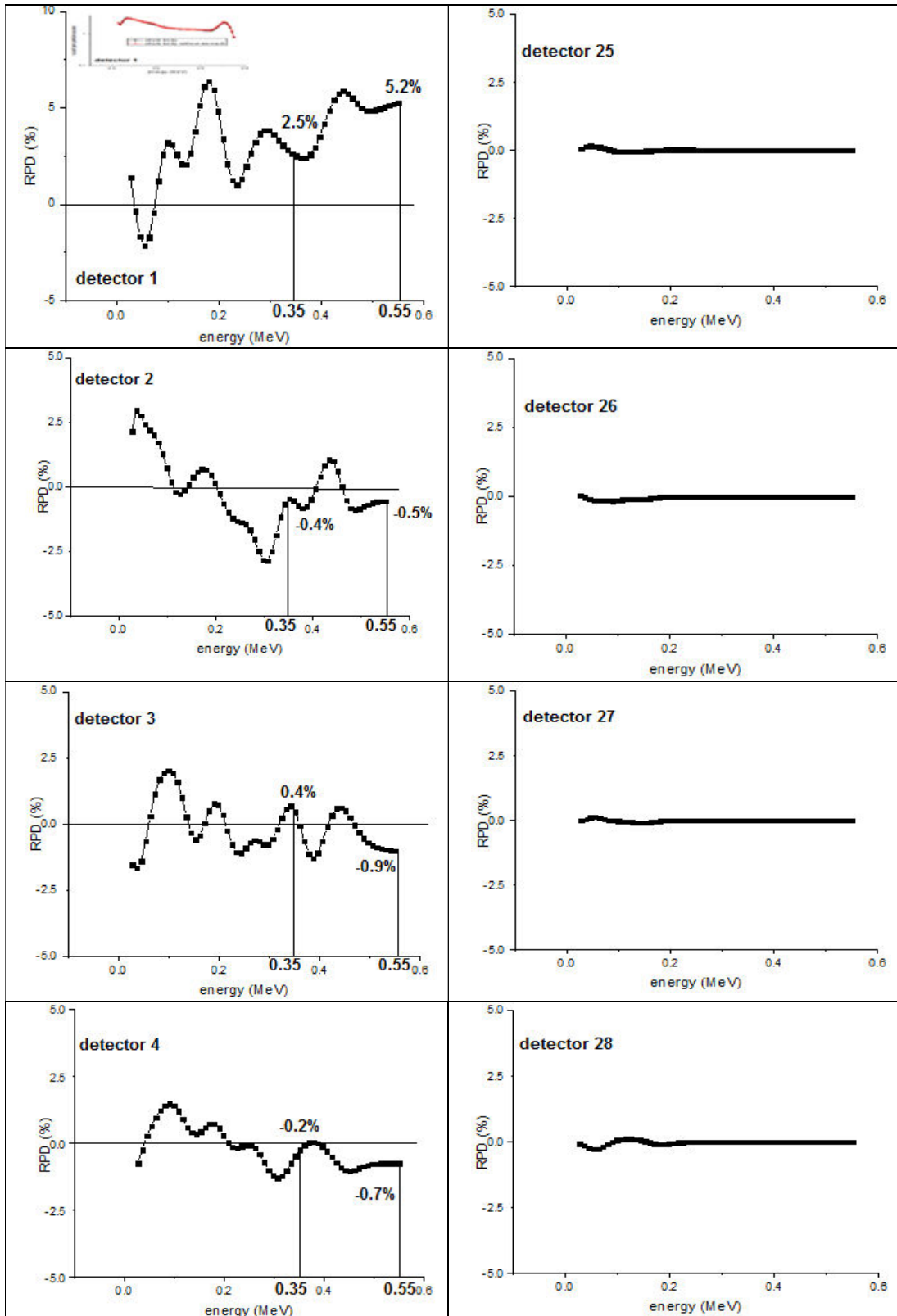


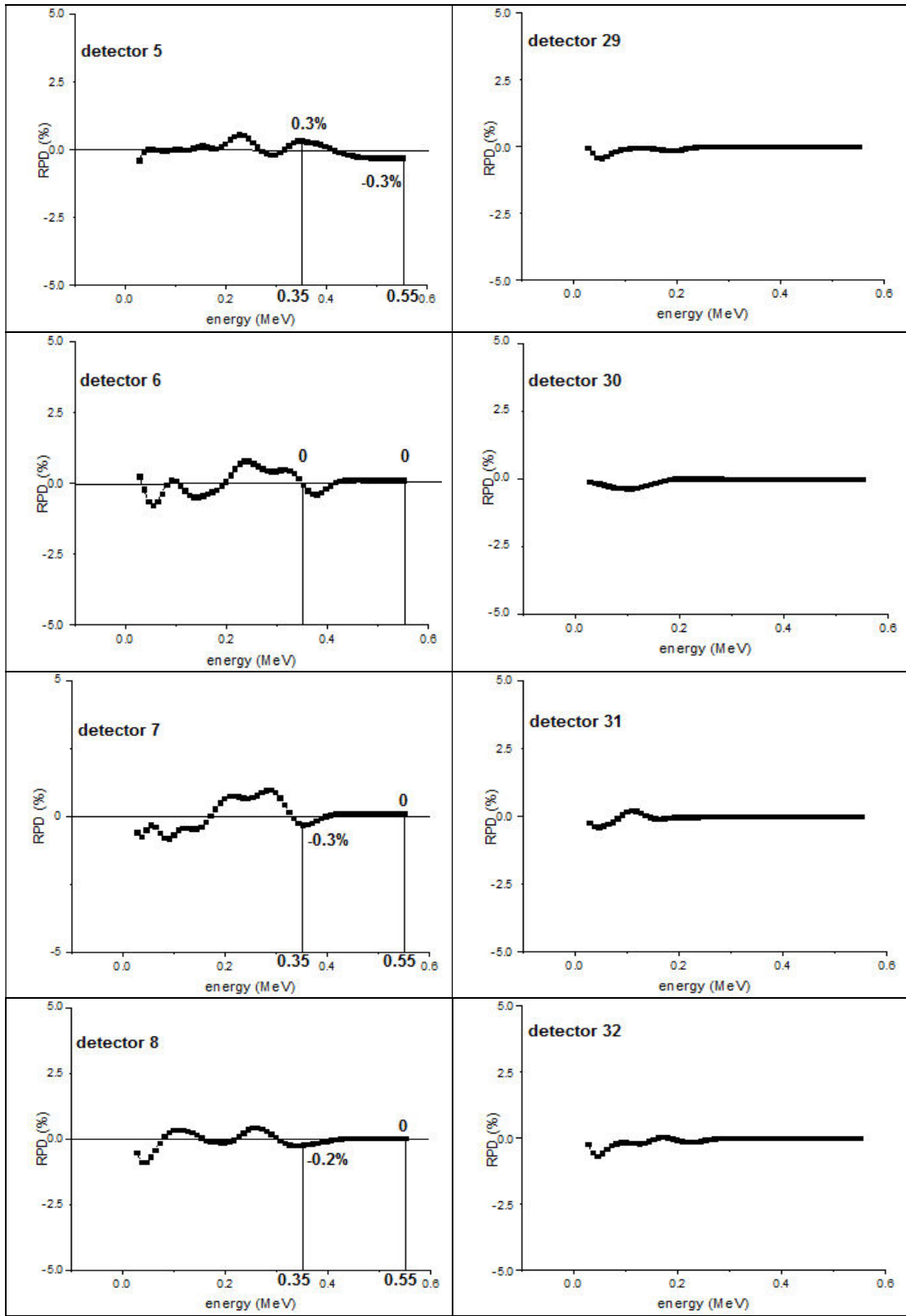
شکل ۴-۲: الف) حلقه‌ی پت به همراه ۴۸ بلاک آشکارساز آن در حالی که فانتوم میرد در داخل آن قرار گرفته است، در جهت *transaxial* و ب) *axial* تصویر سه بعدی از هندسه شبیه‌سازی، رسم شده توسط کد *MCNPX*

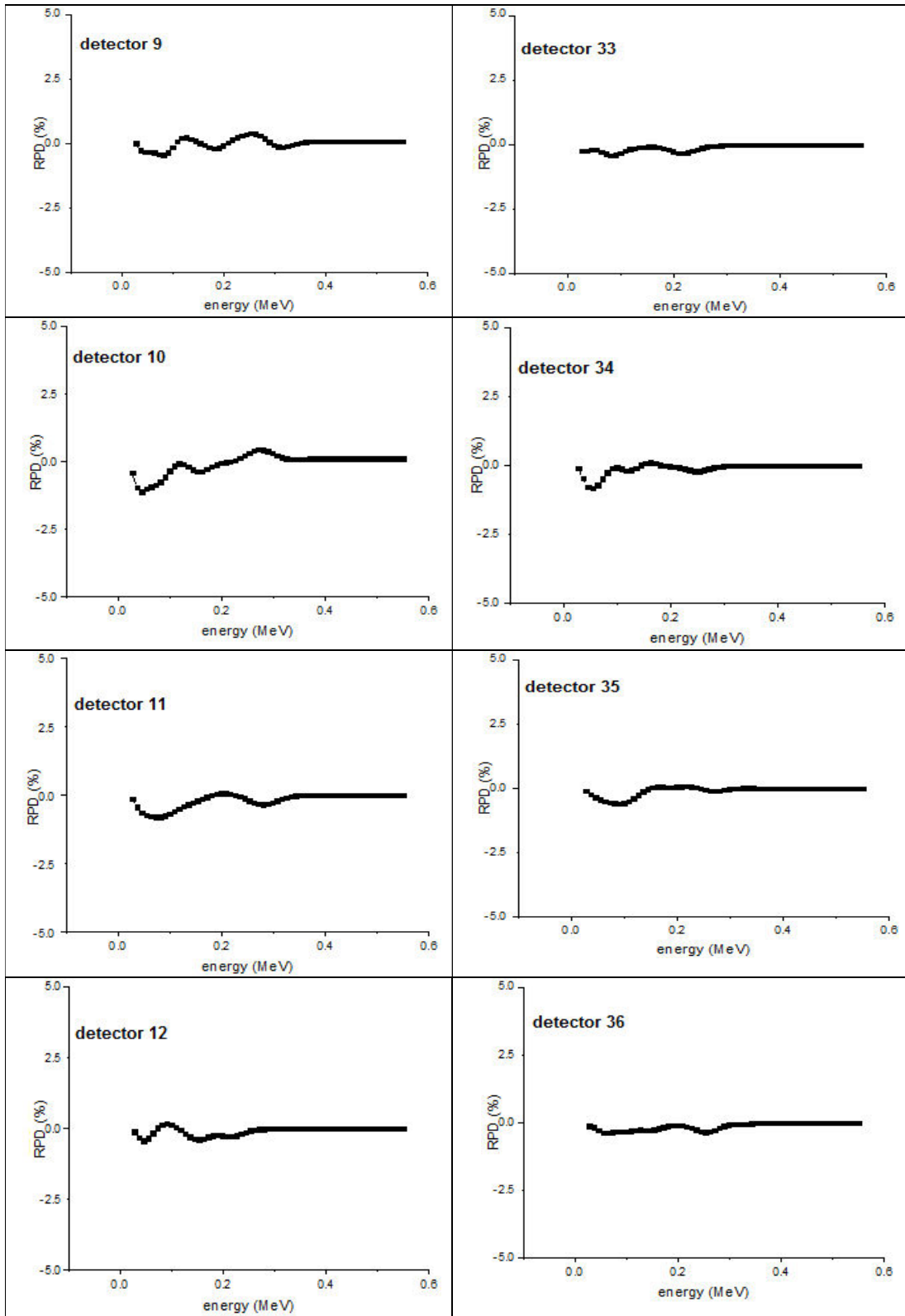
در مرحله بعد، ابتدا اقدام به حذف بافت معده از فانتوم بدن کرده و به جای آن خلاء (محیطی که هیچ گونه اندرکنشی با پرتو ندارد) قرار می‌دهیم. پس از آن مجدداً تابع پاسخ تک تک آشکارسازها را بدست می‌آوریم. از مقایسه تابع پاسخ هر آشکارساز با مرحله قبل می‌توان تأثیر بافت معده را روی تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت در تصویربرداری از تومور کبدی به خوبی مشاهده کرد. از آنجایی که تفاوت نمودار تابع پاسخ اکثر آشکارسازها در دو حالت بسیار به هم شبیه است و برای بررسی کمی‌تر نمودارها درصد اختلاف نسبی دو نمودار در هر انرژی برای هر آشکارساز مطابق فرمول ۳-۴ محاسبه شده است.

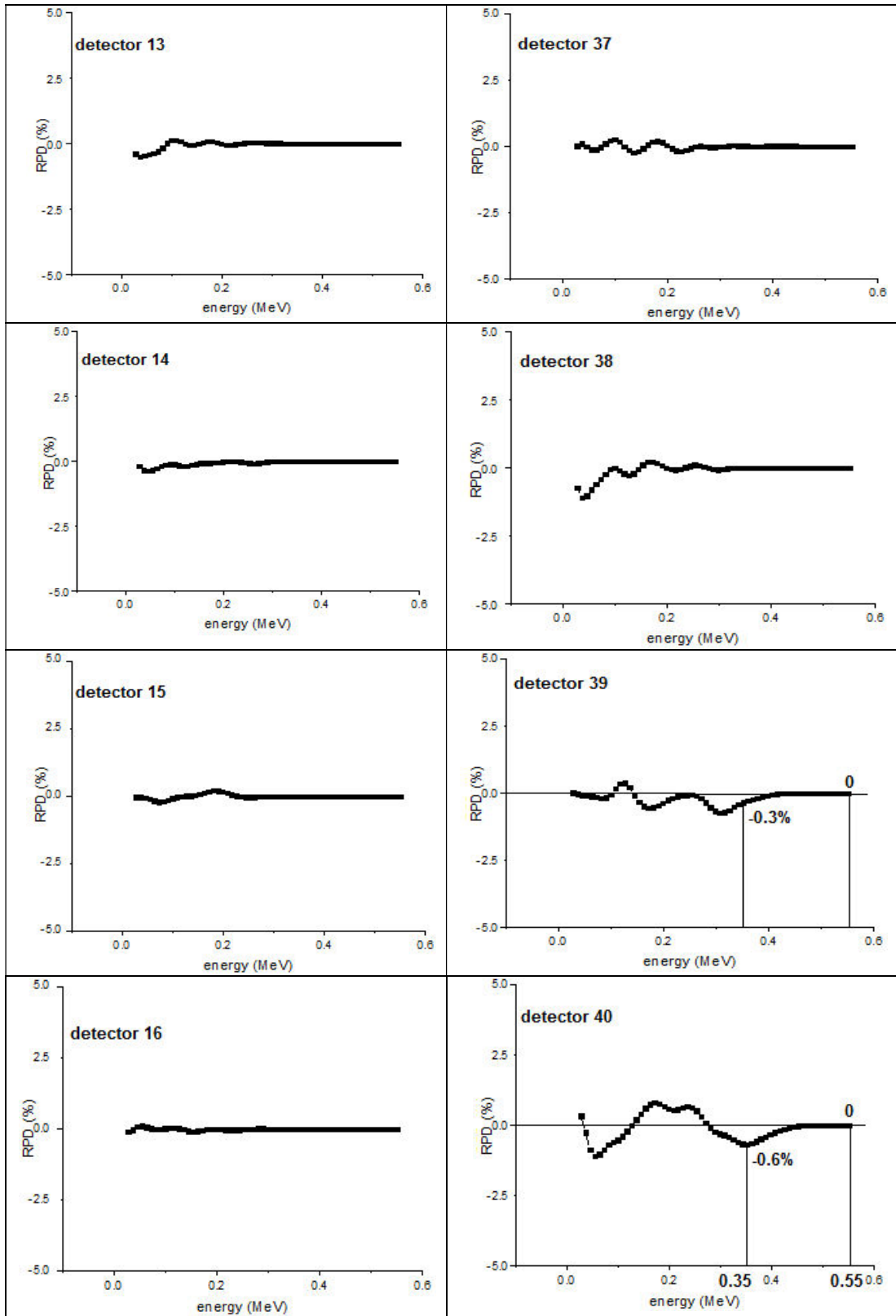
$$RPD (\%) = \frac{C (\text{entire of body without stomach}) - C (\text{entire of body})}{C (\text{entire of body})} \times 100 \quad (3-4)$$

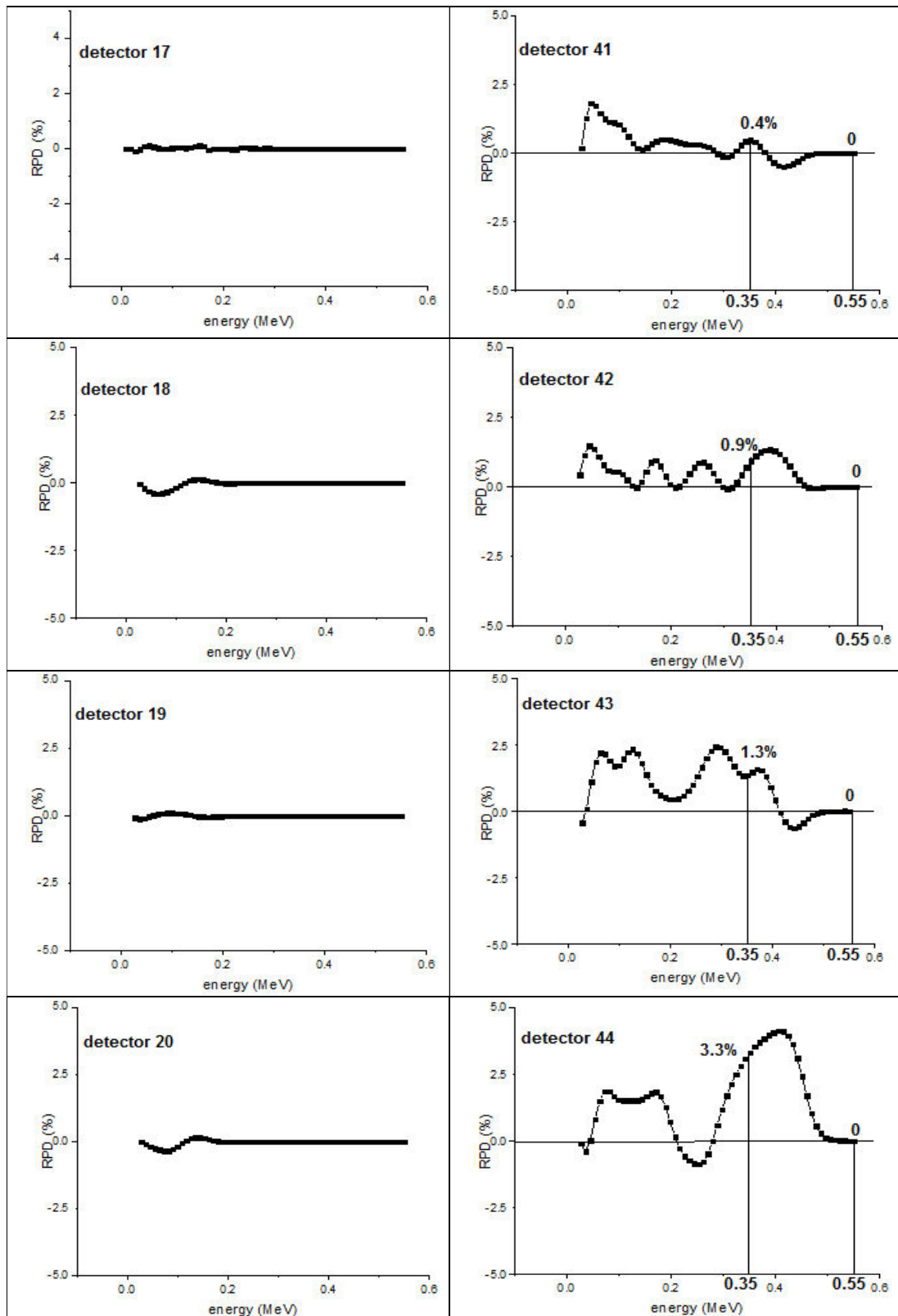
که C نشان دهنده شمارش‌های آشکارسازها (Counts) در هر انرژی است. تابع پاسخ هر ۴۸ آشکارساز حلقه‌ی پت در دو حالت فانتوم کامل و فانتوم کامل بدون معده با هم مقایسه شد و منحنی درصد تفاوت نسبی این دو حالت نیز برای تمامی آشکارسازها با توجه به فرمول ۳-۴ بدست آمد. چون در پت علاوه بر آشکارسازی پرتوها توسط حلقه‌ی آشکارساز، هم‌زمانی آشکارسازهای روبرو نیز مطرح است بنابراین در رسم نمودارها سعی شد نمودار هر آشکارساز با آشکارساز روبرویی آن در حلقه‌ی پت، در کنار هم در یک سطر آورده شود تا علاوه بر بررسی اثر پراکندگی حاصل از معده بتوان تأثیر این پراکندگی را روی هم‌زمانی آشکارسازها نیز مشاهده کرد. در نمودارهای شکل ۳-۴ نمودار تابع پاسخ (شکل کوچک که در پس زمینه شکل مربوط به آشکارساز ۱ قرار دارد و فقط با هدف نمایش کیفی آورده شده است) و درصد اختلاف نسبی (RPD) برای توابع پاسخ هر آشکارساز حلقه‌ی پت نشان داده شده است. خطوط اتصال بین نقاط در منحنی‌های درصد اختلاف نسبی در این فصل و فصل‌های بعدی به مفهوم تابع نمی‌باشد و این نقاط صرفاً جهت هدایت چشم خواننده به یکدیگر متصل شده‌اند.

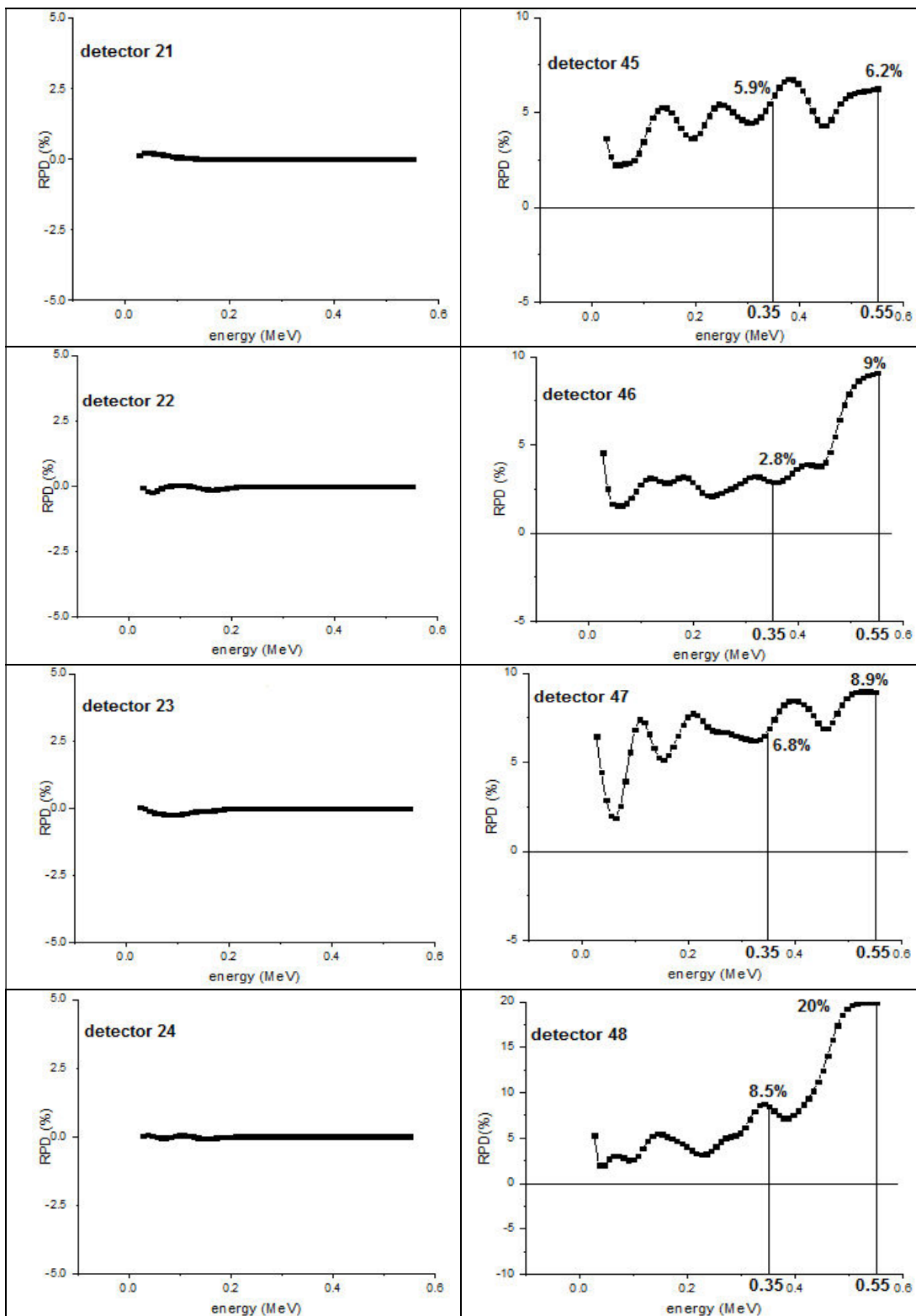












شکل ۴-۳: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی بت در حضور و عدم حضور معده

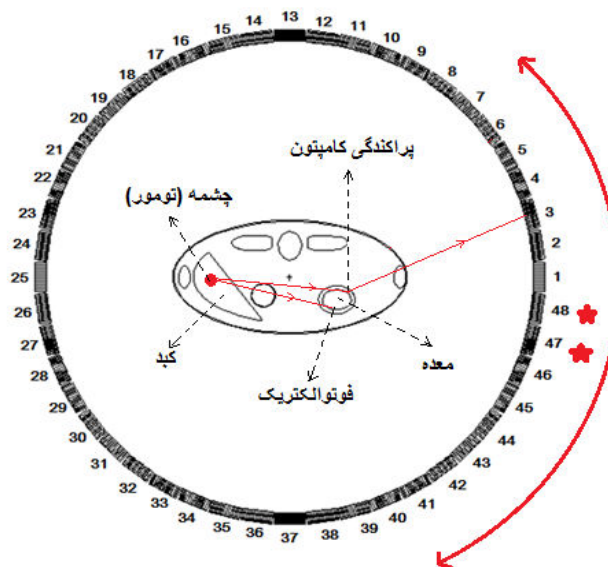
بررسی نمودارهای شکل ۳-۴ نشان داد که حذف بافت معده بر شمارش ۱۸ آشکارساز حلقه‌ی پت بخصوص در محدوده پنجره‌ی انرژی (۳۵۰- ۵۵۰ keV) تاثیرگذار است. این آشکارسازها در سمت راست حلقه کمانی پیوسته را تشکیل می‌دهند. این کمان از آشکارساز ۸ شروع شده و به آشکارساز ۳۹ ختم می‌گردد. از بین این آشکارسازها بیشترین تأثیر معده روی آشکارساز ۴۷ و ۴۸ و از میان این سه بیشترین اثر روی آشکارساز ۴۸ است به شکلی که شمارش‌ها در محدوده قله فوتوپیک (۵۱۱keV) این آشکارساز بر اثر حضور معده با توجه به فرمول ۳-۴، تقریباً ۱۳ درصد کاهش یافته است.

با توجه به نمودارهای شکل ۳-۴ بیشترین درصد اختلاف نسبی در بازه پنجره‌ی انرژی (۳۵۰- ۵۵۰ keV) برای تمامی آشکارسازها در جدول ۴-۱ آمده است. برای این که ببینیم در مجموع اثر معده روی تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت در محدوده پنجره‌ی انرژی چگونه است مقادیر اختلاف نسبی برای هر انرژی را در محدوده پنجره‌ی انرژی با هم جمع کرده و بر تعداد تقسیم می‌کنیم تا میانگین درصد اختلاف نسبی آشکارساز را در محدوده پنجره‌ی انرژی در دو حالت حضور و عدم حضور معده داشته باشیم.

جدول ۴-۱: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم معده در محدوده پنجره‌ی انرژی

آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	۵/۸	۴/۵	۲۵	۰	۰
۲	۱/۵	۰/۲	۲۶	۰	۰
۳	-۱/۲	-۰/۴	۲۷	۰	۰
۴	-۱	-۰/۶	۲۸	۰	۰
۵	۰/۳	-۰/۱	۲۹	۰	۰
۶	۰	-۰/۴	۳۰	۰	۰
۷	۰	-۰/۳	۳۱	۰	۰
۸	۰	-۰/۲	۳۲	۰	۰
۹	۰	۰	۳۳	۰	۰
۱۰	۰	۰	۳۴	۰	۰
۱۱	۰	۰	۳۵	۰	۰
۱۲	۰	۰	۳۶	۰	۰
۱۳	۰	۰	۳۷	۰	۰
۱۴	۰	۰	۳۸	۰	۰
۱۵	۰	۰	۳۹	-۰/۳	۰
۱۶	۰	۰	۴۰	-۰/۶	-۰/۱
۱۷	۰	۰	۴۱	-۰/۴	۰
۱۸	۰	۰	۴۲	۱/۳	۰/۴
۱۹	۰	۰	۴۳	۱/۵	۰/۲
۲۰	۰	۰	۴۴	۴/۱	۲
۲۱	۰	۰	۴۵	۶/۷	۵/۷
۲۲	۰	۰	۴۶	۹	۵/۵
۲۳	۰	۰	۴۷	۸/۹	۸/۱
۲۴	۰	۰	۴۸	۲۰	۱۳/۵

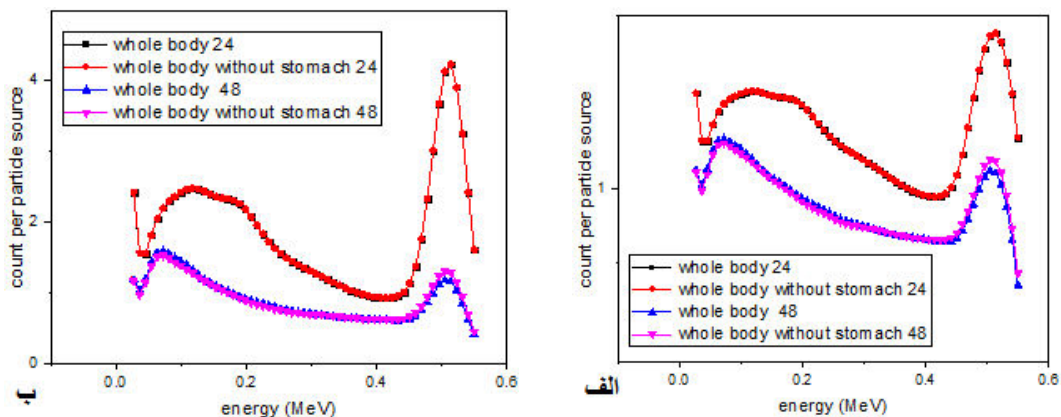
مطابق جدول ۴-۱ درصد اختلاف نسبی در اکثر آشکارسازها علامت مثبت دارد، با توجه به فرمول درصد تفاوت نسبی (فرمول ۴-۳) این نشان می‌دهد بافت معده شار رسیده از چشمه گامای حاضر در کبد را در مسیر رسیدن به حلقه‌ی پت کاهش می‌دهد. که علت آن مطابق قوانین اندرکنش پرتوها با ماده، افت شار تابشی گذرنده از محیط معده بر اثر اندرکنش‌های غالبی چون فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون است.



شکل ۴-۴: طرح شماتیکی از انواع اندرکنش‌های محتمل برای زوج گاماهاى خروجی از منبع در معده به همراه محدوده اثر معده بر آشکارسازهای حلقه‌ی پت (کمان قرمز رنگ)

همان‌طور که در شکل ۴-۴ به صورت شماتیک نشان داده شده است، اندرکنش فوتوالکتریک باعث جذب گاماها و نرسیدن آن‌ها به آشکارسازهای روبرویی است و اندرکنش کامپتون نیز باعث نرسیدن پرتوها به آشکارساز روبرویی و منحرف شدن آن‌ها به سمت آشکارسازهای دیگر حلقه‌ی پت است. از آن جایی که با توجه به انرژی گامای نابودی، احتمالاً زاویه انحراف کوچک باشد پرتوهای پراکنده شده در معده احتمالاً در آشکارسازهای مجاور آشکارسازهای مورد نظر ثبت شوند و از این رو بافت معده نه تنها باعث کاهش شمارش این آشکارسازها نگردد بلکه میزان شمارش‌ها را در بعضی آشکارسازها افزایش نیز دهد. مثلاً درصد اختلاف نسبی منفی در آشکارسازهای ۴۱ و ۳ نشان دهنده افزایش شمارش‌ها بر اثر رخداد پراکنندگی کامپتونی گاماهاى نابودی در معده است.

از آن جایی که در تصویربرداری پت ثبت هم‌زمان دو پرتو مطرح است و حالت ایده آل این است که دو پرتو هم‌زمان در دو آشکارساز روبرو ثبت شوند پس باید اثر معده روی شمارش آشکارسازهای روبروی آشکارسازهای مورد نظر نیز بررسی شود.

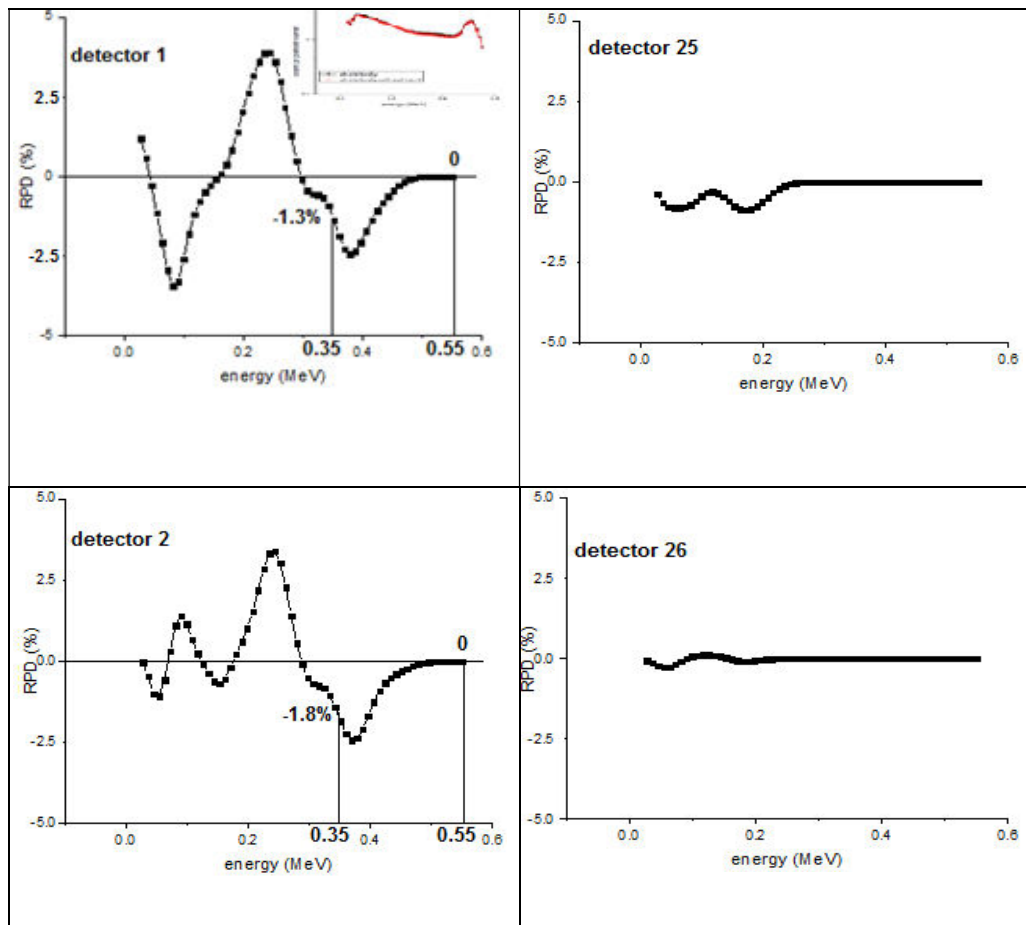


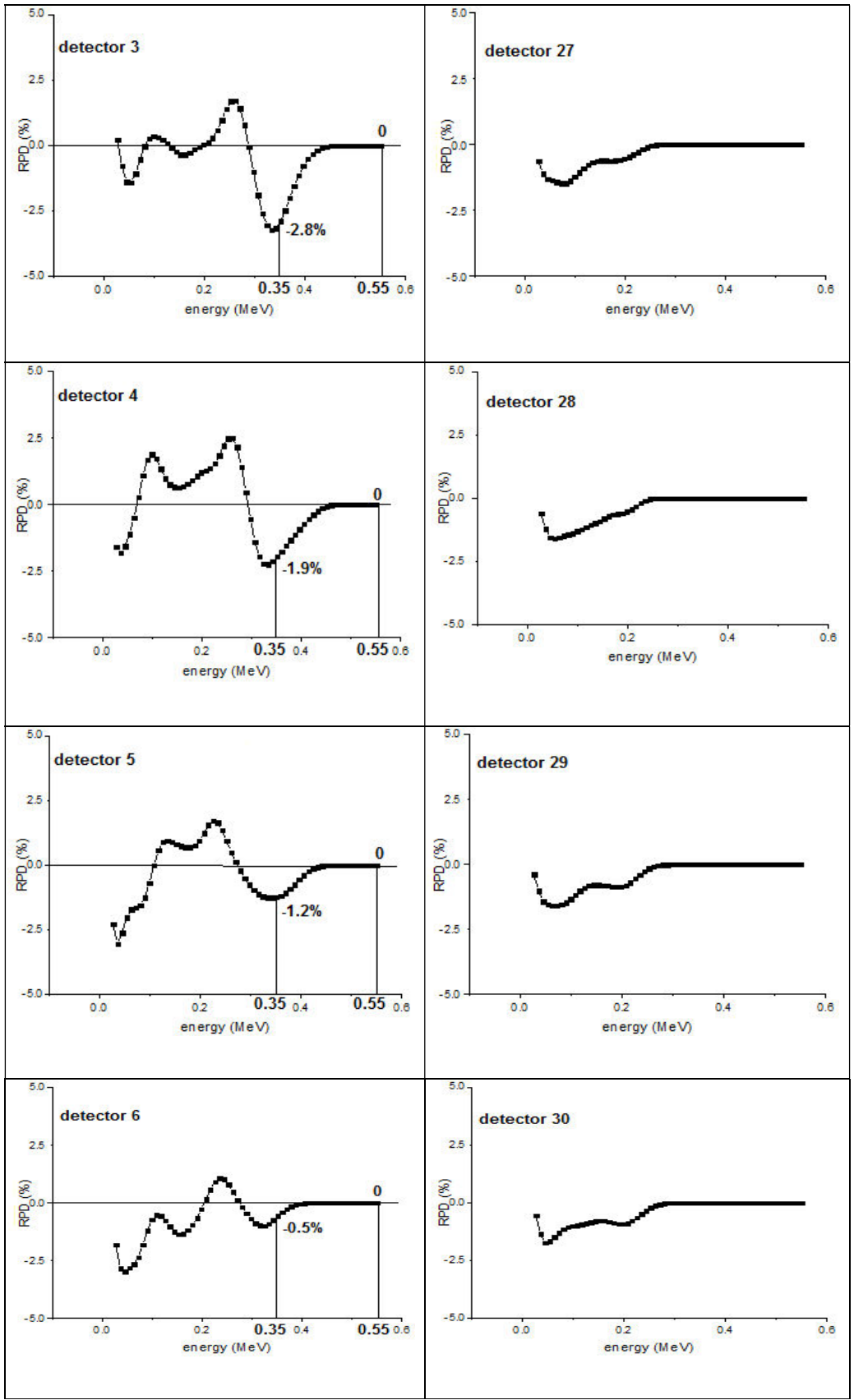
شکل ۴-۵: مقایسه تابع پاسخ دو آشکارساز روبرویی ۲۴ و ۴۸ با یکدیگر در حالت حضور و عدم حضور معده به صورت رسم لگاریتمی (الف) و خطی (ب)

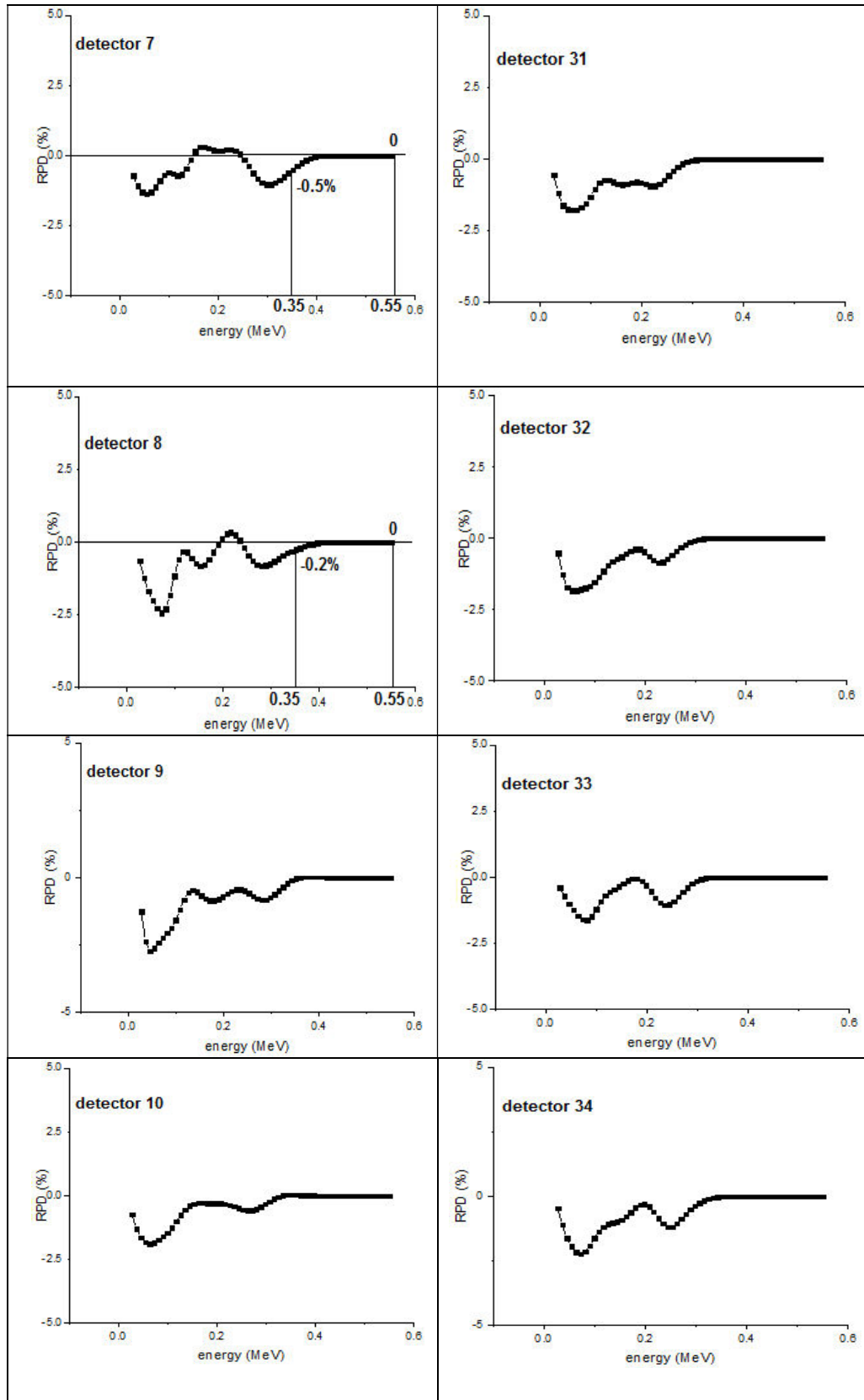
چون تأثیر پراکنندگی مطابق نمودارهای شکل ۳-۴ روی آشکارساز ۴۸ از همه بیشتر است از این رو تابع پاسخ این آشکارساز به همراه آشکارساز روبرویی آن یعنی آشکارساز ۲۴ را در هر دو حالت حضور و عدم حضور معده در بدن هنگام تصویربرداری از کبد بررسی می‌کنیم. نمودار شکل ۴-۵ که تابع پاسخ دو آشکارساز ۲۴ و ۴۸ در دو حالت یک فانتوم کامل بدن و فانتوم کامل بدن بدون حضور معده، است، نشان می‌دهد که اولاً معده اثری روی تابع پاسخ آشکارساز ۲۴ ندارد اما به عکس و همان‌طور که نمودارهای قبلی نیز نشان دادند حذف معده از فانتوم کامل بدن انسان اثر قابل توجهی بر شمارش‌های آشکارساز ۴۸ دارد و حضور معده میزان شمارش‌ها را به خصوص در محدوده پنجره‌ی انرژی برای این آشکارساز کاهش می‌دهد و میزان تفاوت تابع پاسخ آشکارساز را برای این دو آشکارساز بیشتر می‌کند (نمودار را پایین‌تر می‌برد). نتیجه این که معده با افت شمارش در آشکارساز ۴۸ و افزایش میزان اختلاف آن با آشکارساز روبرویی، بر میزان هم‌زمانی دو آشکارساز ۲۴ و ۴۸ نیز اثر منفی دارد. مشخص است که شبیه این اتفاق با توجه به اعداد بدست آمده در جدول بالا برای آشکارسازهای دیگری که در محدوده پنجره‌ی انرژی درصد اختلاف نسبی آنها غیر صفر است نیز می‌افتد اما در آشکارساز ۴۸ این اثر از بقیه آشکارسازها بیشتر است. همچنین کاهش شمارش‌ها در آشکارساز ۴۸ نسبت به آشکارساز ۲۴ نشان دهنده افت گاما‌های نابودی هنگام عبور از داخل بدن است.

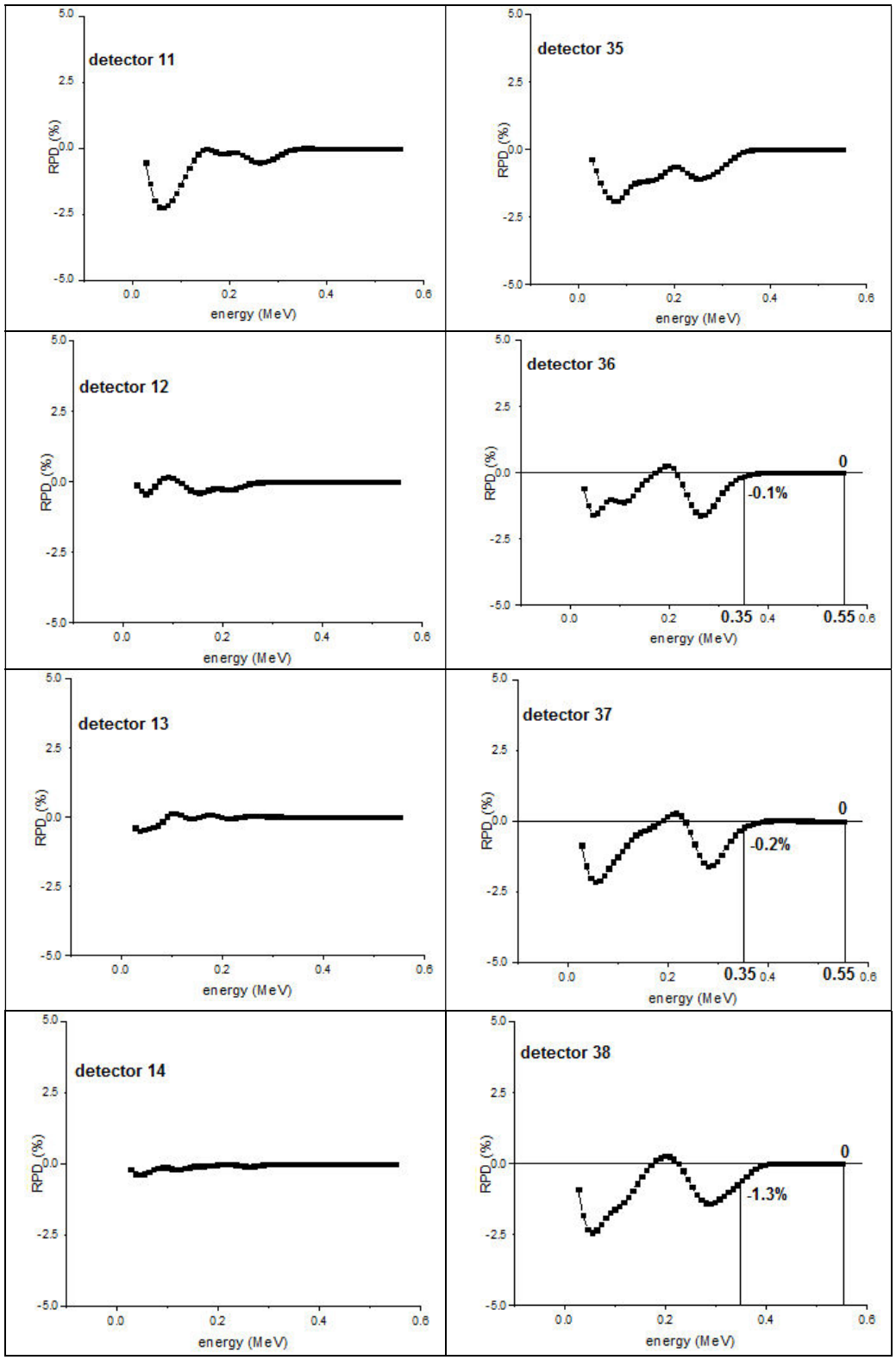
۴-۴- بررسی اثر قلب

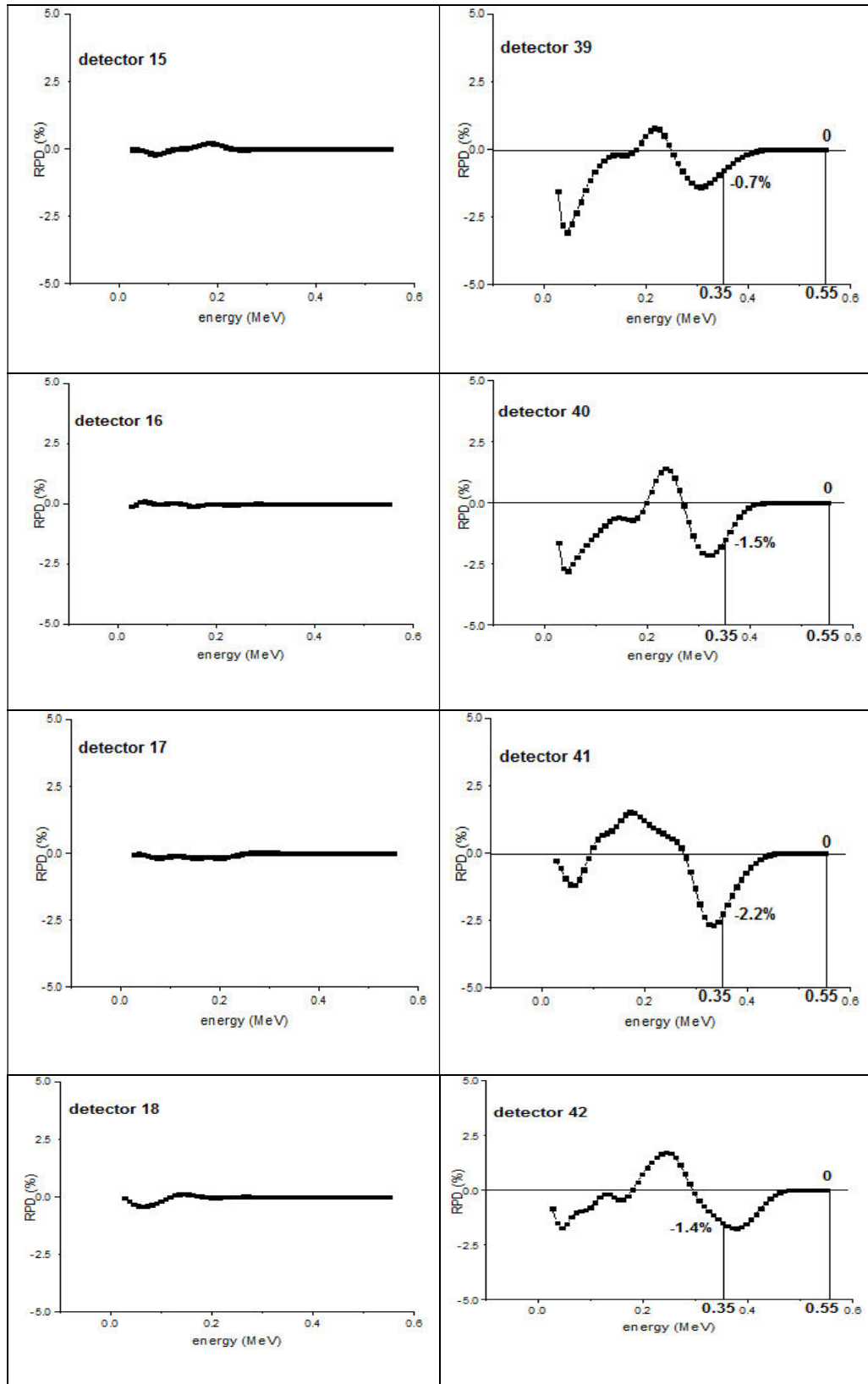
پس از بررسی بافت معده این بافت به فانتوم بدن در هندسه شبیه‌سازی برگشته و بافت بعدی یعنی بافت قلب از بدن حذف می‌شود و به جای آن خلاء قرار می‌گیرد تا تأثیر آن روی تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت بررسی شود. بنابراین تابع پاسخ برای تمامی آشکارسازها مجدداً در این حالت بدست آمده و با حالت فانتوم کامل برای همان آشکارساز مقایسه می‌شود. از آن جایی که اثر افت و پراکنندگی روی تابع پاسخ‌های آشکارسازها چندان مشهود نیست و به علت بررسی بیشتر، نمودار درصد تفاوت نسبی (RPD) بین این دو حالت در تمامی انرژی‌ها مطابق فرمول ۳-۴ برای همه آشکارسازها رسم شد که در شکل ۴-۶ آورده شده است.

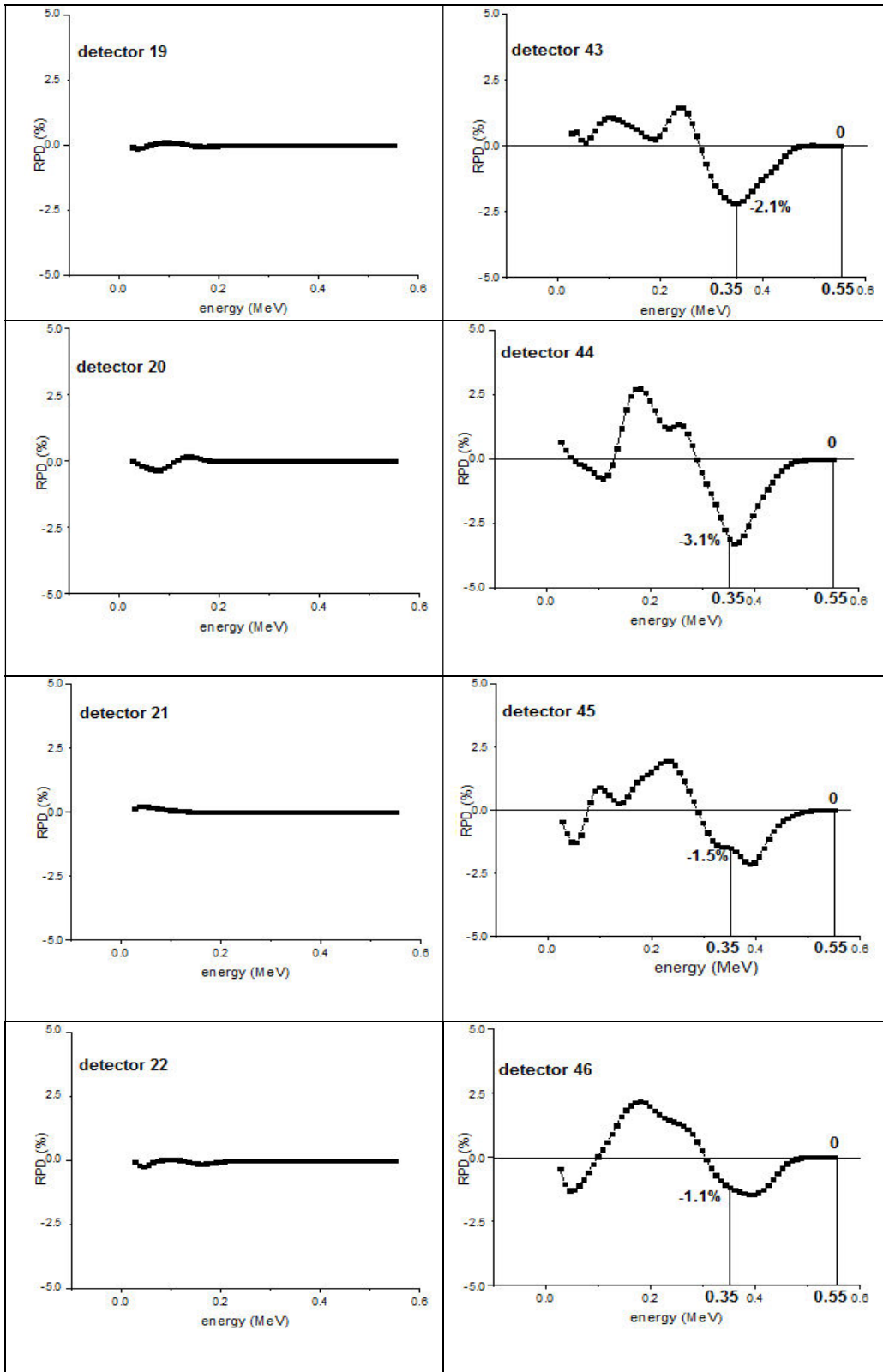


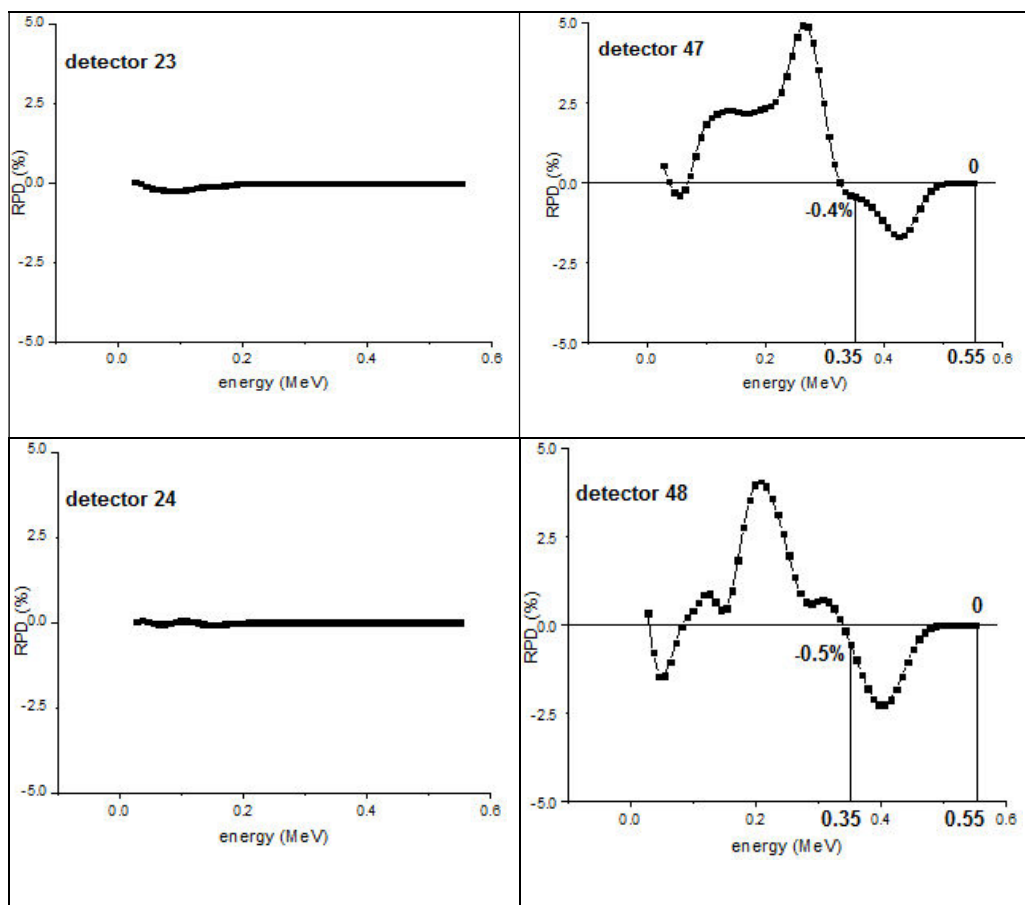












شکل ۴-۶: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور قلب

با توجه به نمودارها نکته قابل توجه در مورد بافت قلب این است که اولاً درصد اختلاف نسبی شمارش اکثر آشکارسازها بین دو حالت حضور و عدم حضور قلب منفی است، با توجه به فرمول درصد تفاوت نسبی این نکته نشان می‌دهد که پرتوهای ثبت شده در آشکارساز در صورت حذف قلب کاهش می‌یابد. نکته دوم این که در هیچ یک از آشکارسازهایی که در بازه پنجره‌ی انرژی اختلاف وجود دارد تقریباً اختلافی در محدوده قله تمام انرژی یعنی انرژی ۵۱۱ keV دیده نمی‌شود. با توجه به نمودارها همانند بافت معده بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی در بازه پنجره‌ی انرژی (۳۵۰ - ۵۵۰ keV) برای تمامی آشکارسازها در جدول ۴-۲ آمده است.

جدول ۴-۲: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم قلب در محدوده پنجره‌ی انرژی

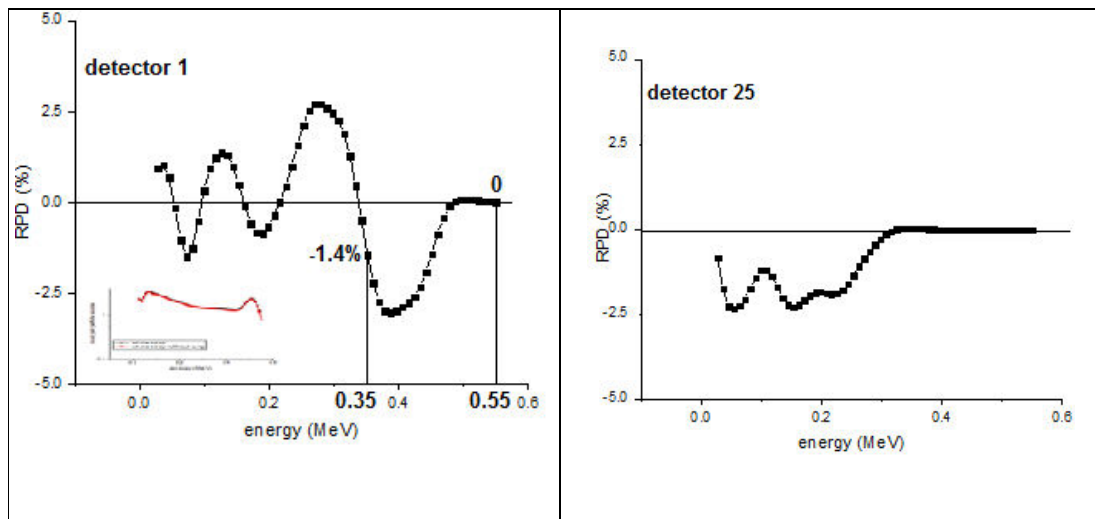
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	-۲/۴	-۰/۸	۲۵	*	*
۲	-۲/۴	-۰/۷	۲۶	*	*
۳	-۲/۸	-۰/۵	۲۷	*	*
۴	-۱/۹	-۰/۴	۲۸	*	*
۵	-۱/۲	-۰/۲	۲۹	*	*
۶	-۰/۵	*	۳۰	*	*
۷	-۰/۵	*	۳۱	*	*
۸	-۰/۲	*	۳۲	*	*
۹	*	*	۳۳	*	*
۱۰	*	*	۳۴	*	*
۱۱	*	*	۳۵	*	*
۱۲	*	*	۳۶	-۰/۱	*
۱۳	*	*	۳۷	-۰/۲	*
۱۴	*	*	۳۸	-۱/۳	-۰/۲
۱۵	*	*	۳۹	-۰/۷	-۰/۱
۱۶	*	*	۴۰	-۱/۵	-۰/۲
۱۷	*	*	۴۱	-۲/۲	-۰/۴
۱۸	*	*	۴۲	-۱/۷	-۰/۶
۱۹	*	*	۴۳	-۲/۱	-۰/۶
۲۰	*	*	۴۴	-۳/۲	-۱
۲۱	*	*	۴۵	-۲/۱	-۰/۸
۲۲	*	*	۴۶	-۱/۴	-۰/۶
۲۳	*	*	۴۷	-۱/۶	-۰/۶
۲۴	*	*	۴۸	-۲/۲	-۰/۸

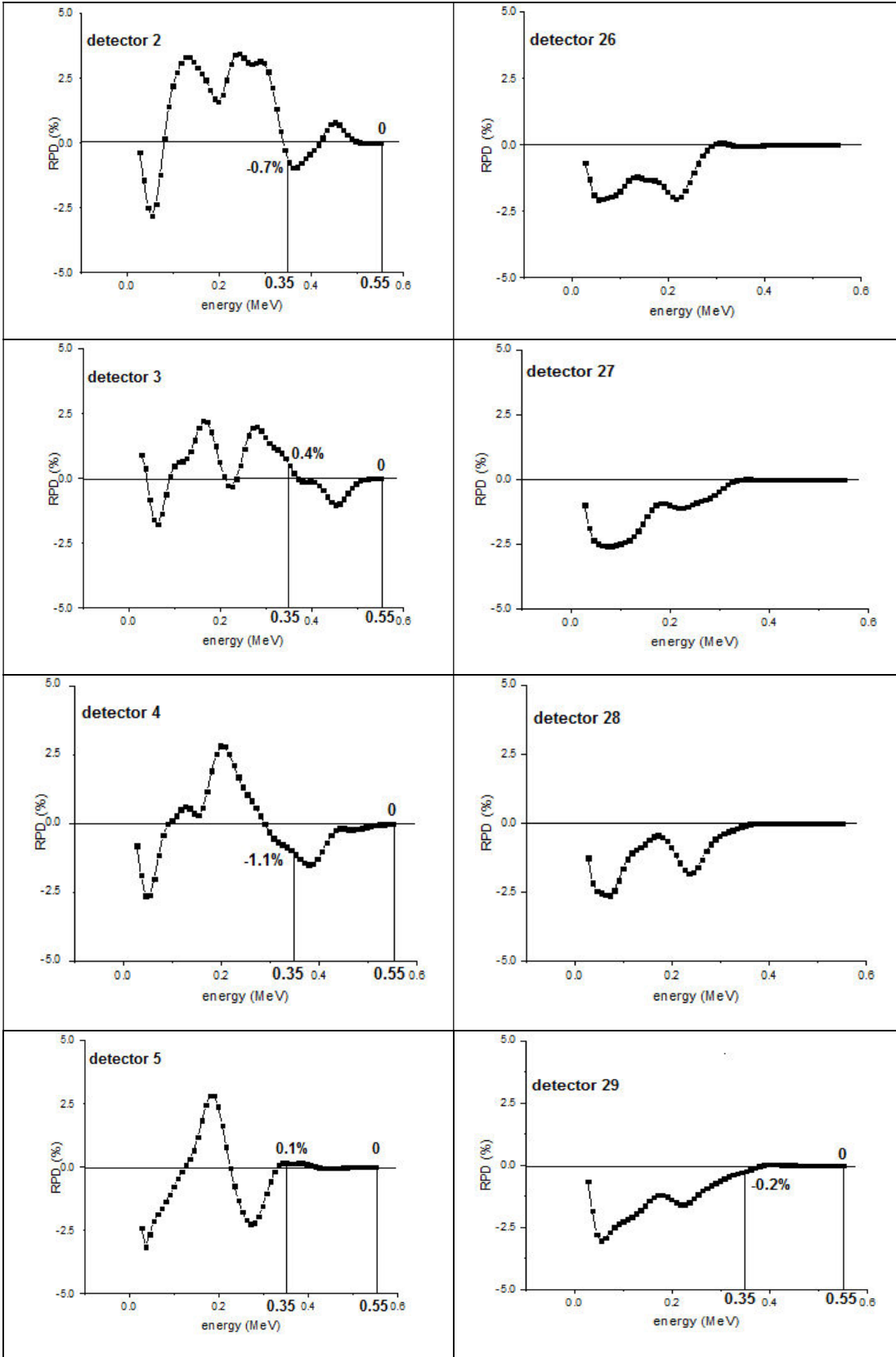
با توجه به نمودارها در شکل ۴-۶ و جدول ۴-۲ می‌توان گفت که، قلب بر تابع پاسخ ۲۱ آشکارساز حلقه‌ی پت در محدوده پنجره‌ی انرژی تأثیر می‌گذارد. این ۲۱ آشکارساز در همان قسمت چپ حلقه‌ی پت یک کمان را تشکیل می‌دهد. این کمان از آشکارساز ۸ تا ۳۶ است. در این میان بیشترین درصد اختلاف نسبی و بیشترین میانگین درصد اختلاف نسبی از آن آشکارساز ۴۴ است. به نظر می‌رسد که تأثیر قلب بر آشکارسازهای ۳ تا ۴۳ از بقیه آشکارسازها بیشتر است. این تأثیر خود را با علامت منفی نشان می‌دهد، با توجه به فرمول ۴-۳، این مساله نشان دهنده این است که میزان

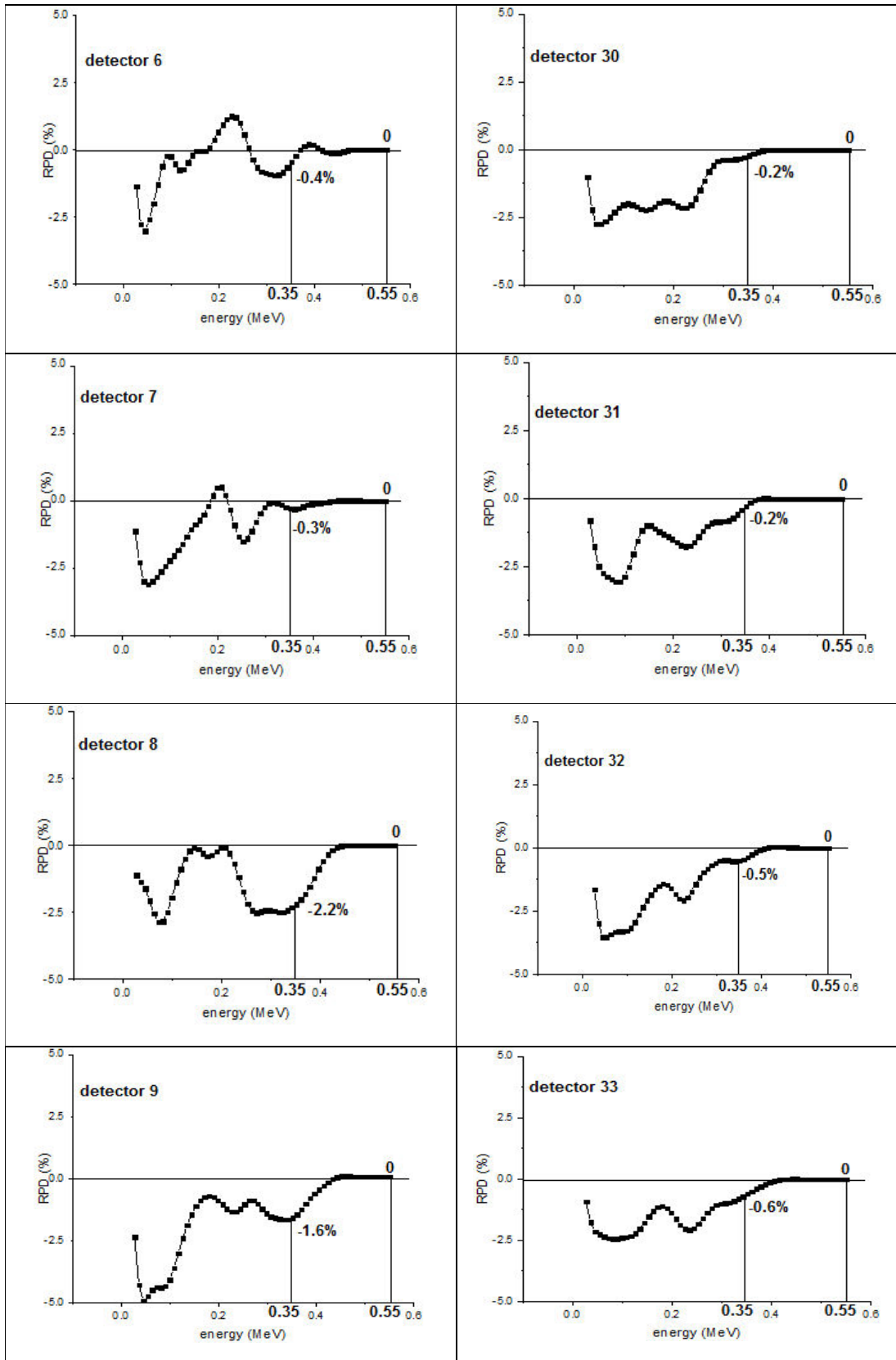
شمارش‌ها در آشکارساز با وجود قلب افزایش می‌یابد. همان‌گونه که در بخش قبل بیان شد علت این پدیده این است که پرتوهای نابودی در قلب دچار افت و پراکندگی می‌شوند اما چون قلب مانند معده در مسیر رسیدن پرتوها به آشکارسازهای پت قرار ندارد، اثر افت پرتوها و کاهش شمارش روی آشکارسازهای پت در این حالت بسیار کم و تنها اثر غالب، افزایش شمارش آشکارسازهای مورد نظر است که نشان دهنده اثر پراکندگی قلب در تصویربرداری از کبد می‌باشد.

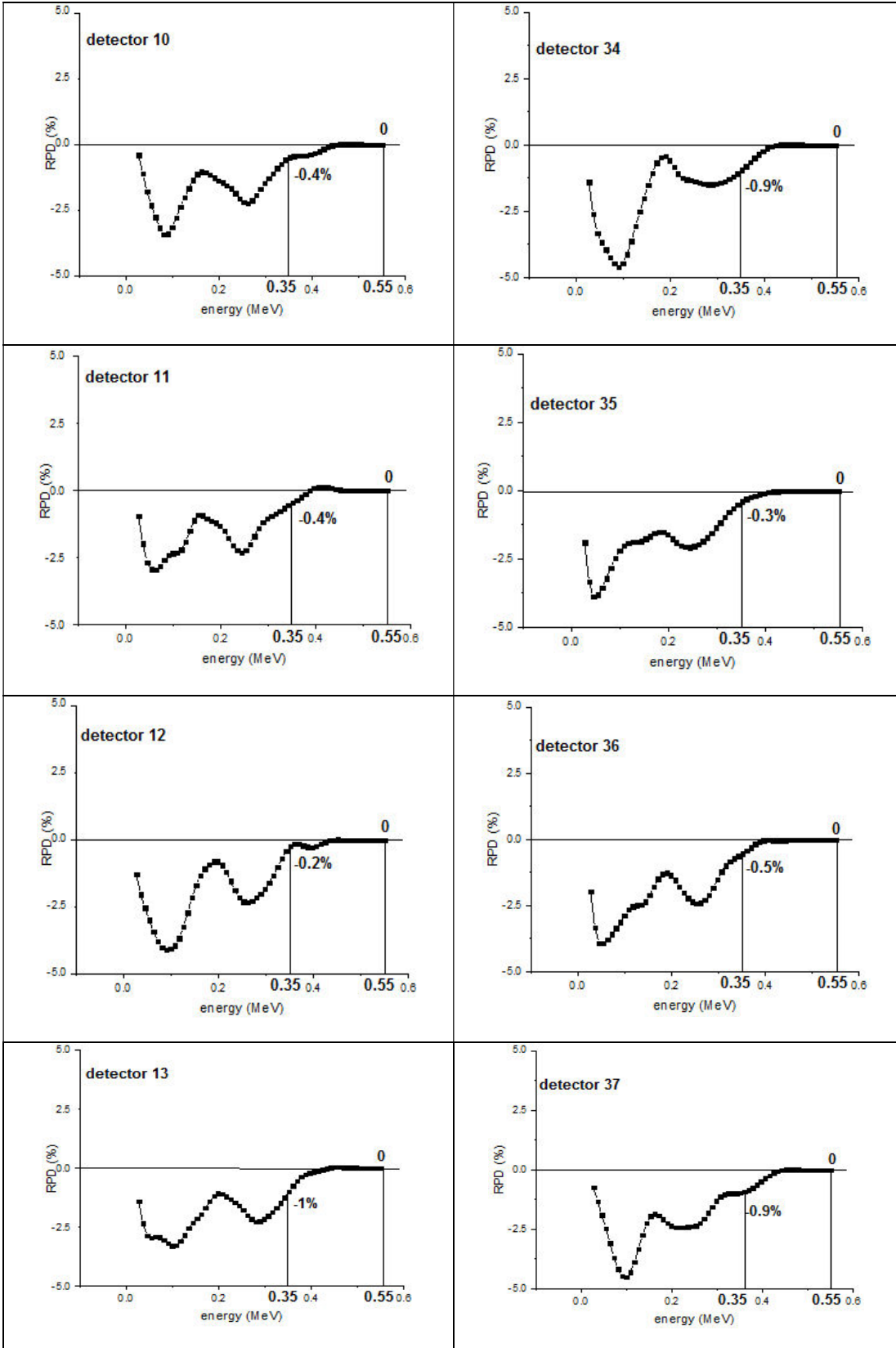
۴-۵- بررسی اثر ریه

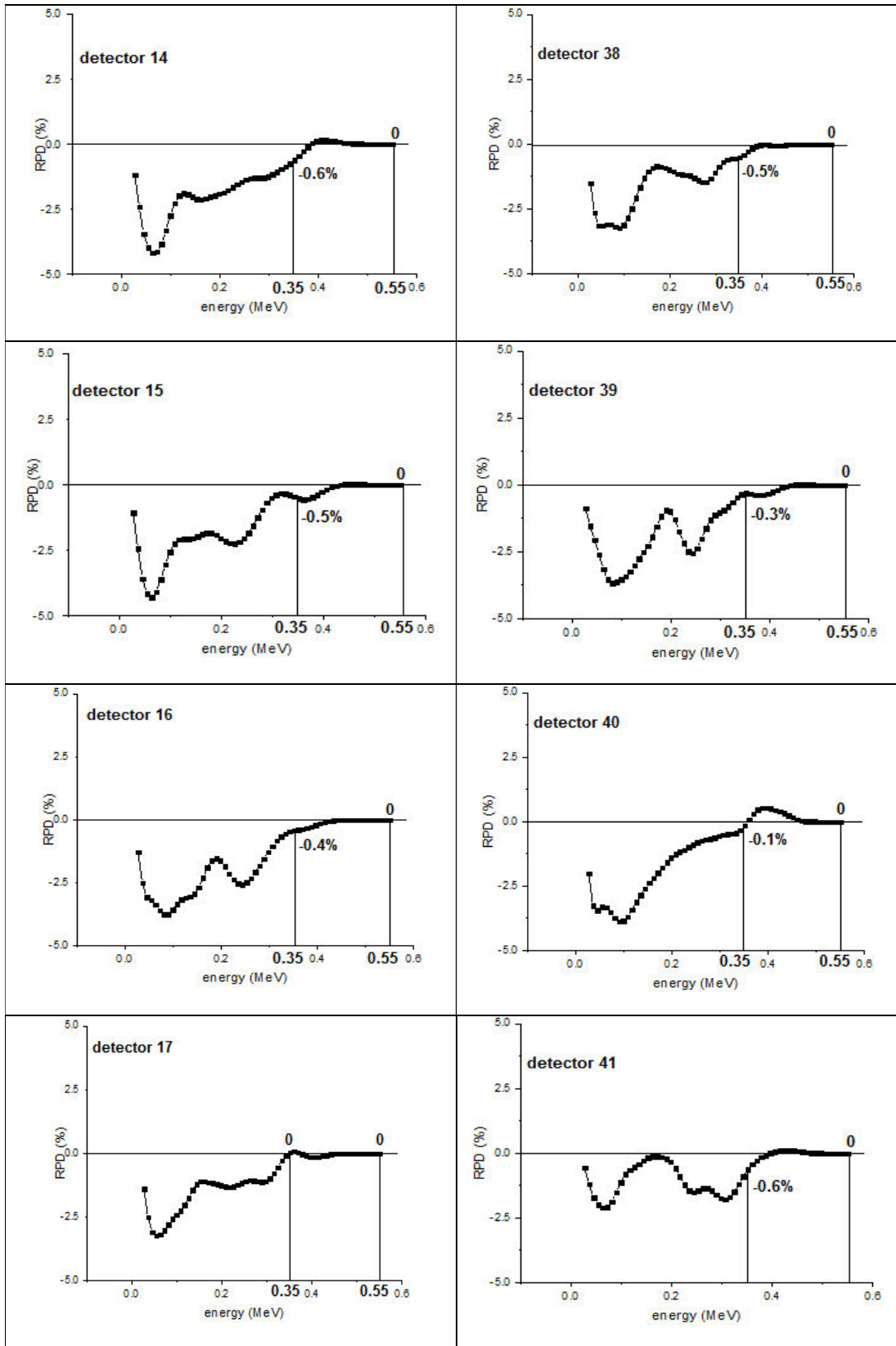
بافت مورد بررسی بعدی شش‌ها هستند. با توجه به نمودارهای درصد اختلاف نسبی آشکارسازهای حلقه‌ی پت در شکل ۴-۷، پس از حذف این بافت و مقایسه آن با تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت از تومور کبدی از یک فانتوم کامل بدن انسان، می‌توان گفت که بافت ریوی تقریباً در تمامی آشکارسازهای حلقه‌ی پت در محدوده پنجره‌ی انرژی (۳۵۰-۵۵۰ keV) تأثیر می‌گذارد، یعنی میزان افتراق برای تمامی آشکارسازها (بجز آشکارسازهای ۲۵ تا ۲۸) در محدوده پنجره‌ی انرژی وجود دارد که علت آن حجم زیاد بافت ریوی در مقایسه با دیگر بافت‌های اطراف کبد است.

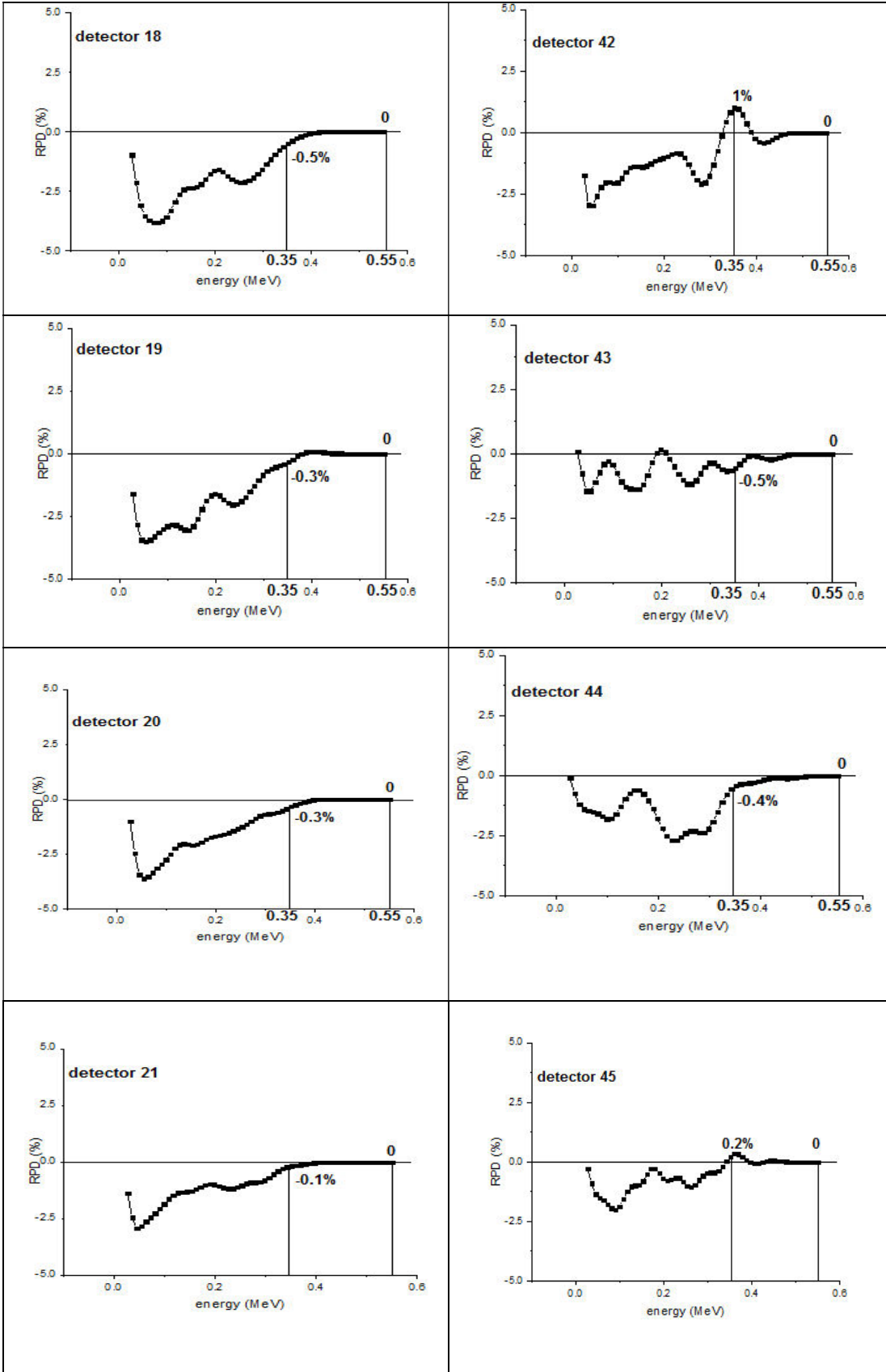


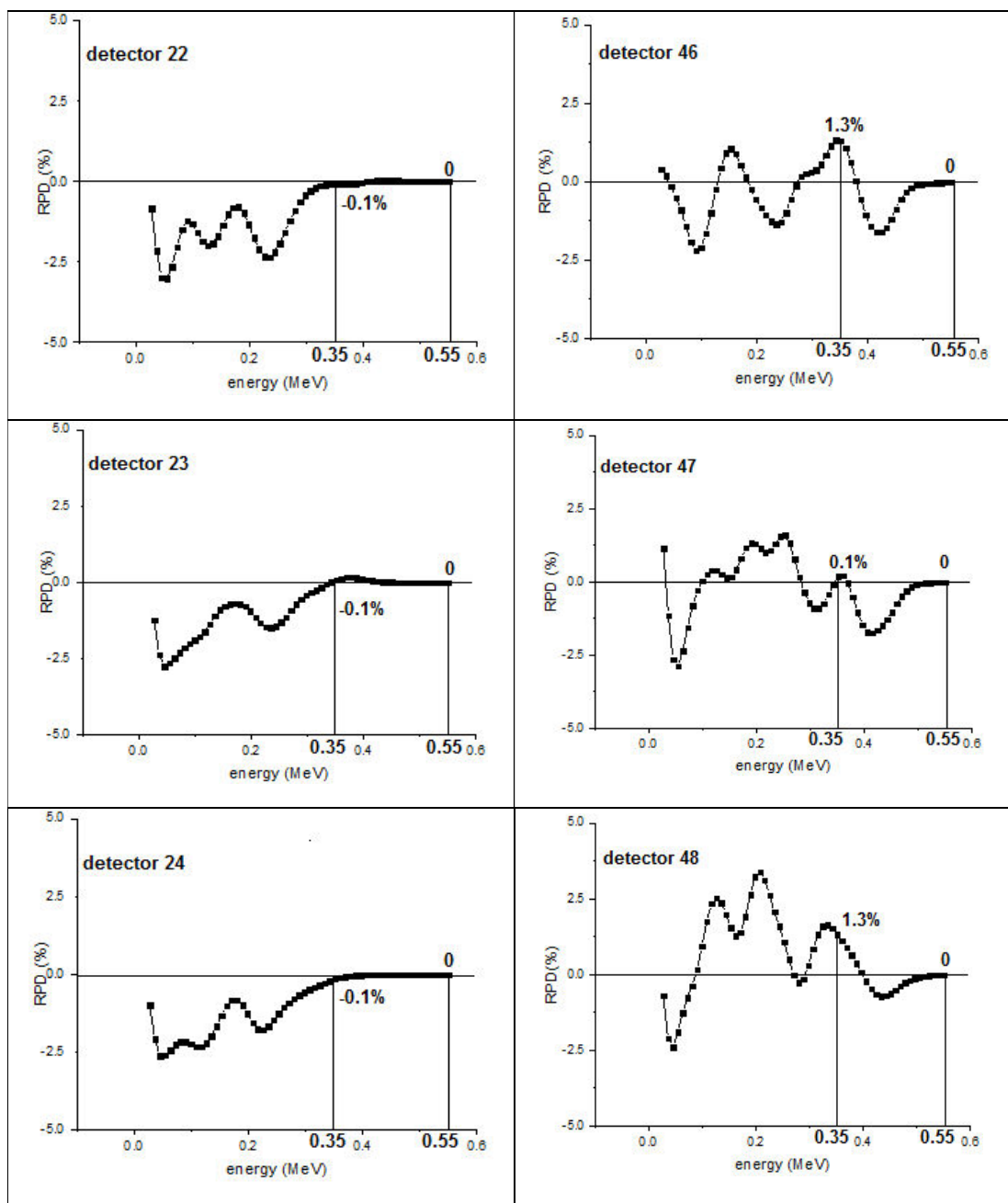












شکل ۴-۷: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور ریه

مطابق شکل ۴-۷ اگرچه تأثیر ریه بر روی تابع پاسخ آشکارسازهای پت گسترده است اما میزان این تأثیر اندک است به طوری که مثلاً بیشترین درصد اختلاف نسبی ایجاد شده در بازه پنجره‌ی انرژی روی آشکارساز شماره ۱ در انرژی ۳۸۰ keV و مقدار آن ۳- درصد است. این مقدار برای بقیه

آشکارسازها از ۱/۷- درصد تجاوز نمی‌کند. علت این پدیده را نیز می‌توان چگالی کمتر بافت ریوی در مقابل دیگر بافت‌های نرم اطراف کبد دانست. چگالی ریه در شبیه‌سازی 0.29 g/cm^3 و چگالی سایر بافت‌های شکمی (بافت نرم) 1.04 g/cm^3 است. با کاهش چگالی ضریب تضعیف خطی محیط برای پرتوهای گامای نابودی کاهش می‌یابد. بنابراین احتمال اندرکنش گاما در بافت ریه کمتر از بافت نرم است و همین امر میزان تأثیر ریه را بر شمارش آشکارسازها کاهش می‌دهد. ریه بر شمارش هیچ کدام از آشکارسازها در محدوده قله فوتوپیک تأثیری نگذاشته است.

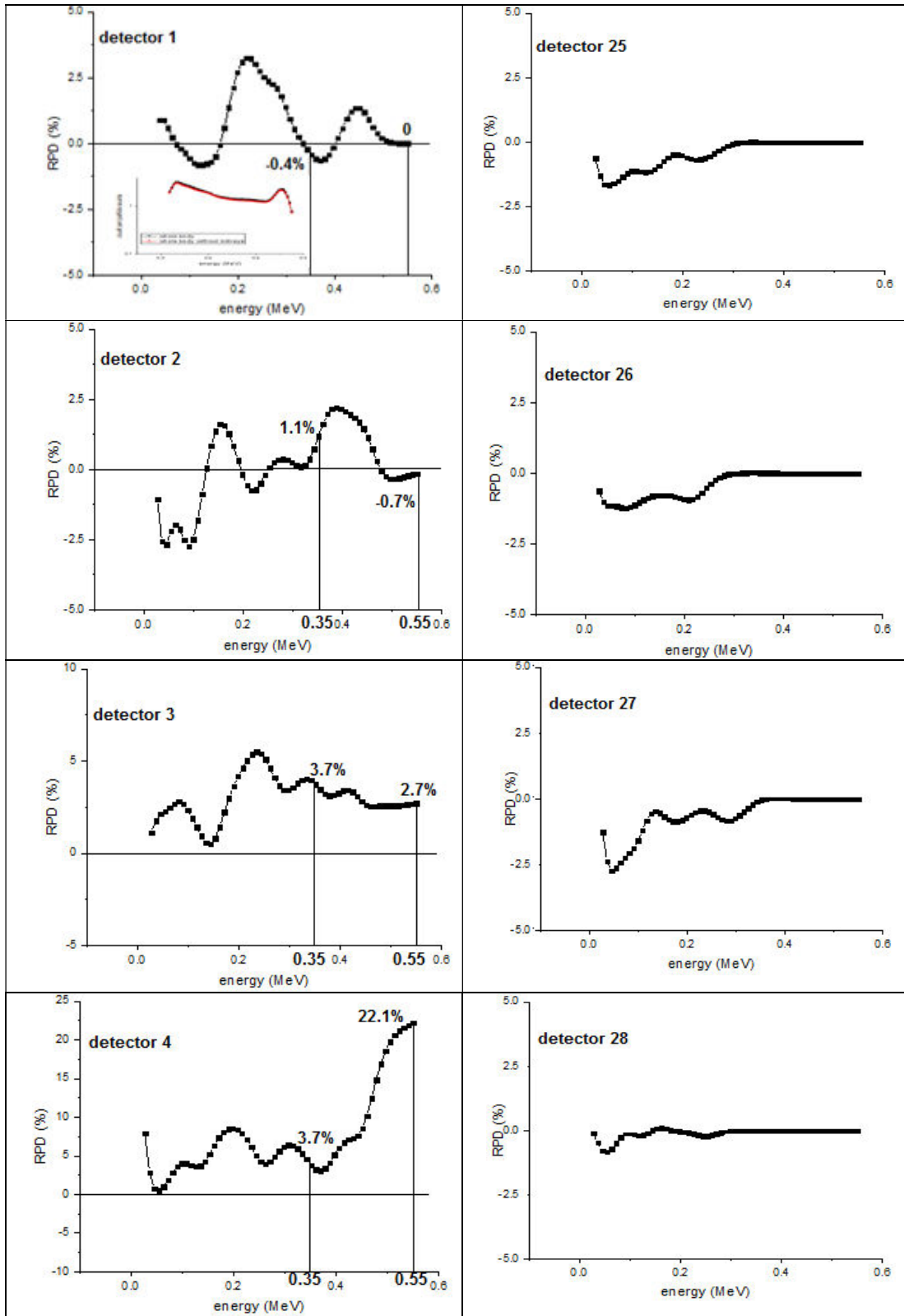
جدول ۳-۴ بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت را در دو حالت حضور و عدم حضور بافت ریوی در پنجره‌ی انرژی آشکارساز پت می‌دهد. با توجه به مقادیر جدول ۴-۳ ریه بیشترین تأثیر خود را روی آشکارسازهای ۱، ۴۸، ۴۷ و ۴۶ دارد که این سه یک کمان از حلقه‌ی پت را تشکیل می‌دهند و از میان این چهار آشکارساز بیشترین میزان افتراق مربوط به آشکارساز ۱ است. مقادیر افتراق یا همان درصد اختلاف نسبی برای اکثر آشکارسازها منفی است که نشان می‌دهد ریه باعث پراکندگی زوج گاماها‌ی نابودی و انحراف آن‌ها از مسیر اصلی به سمت آشکارسازهای دیگر می‌شود و شمارش آشکارسازها را افزایش می‌دهد. همان‌طور که بیان شد این افزایش شمارش سبب بهبود کیفیت تصویر نمی‌شود.

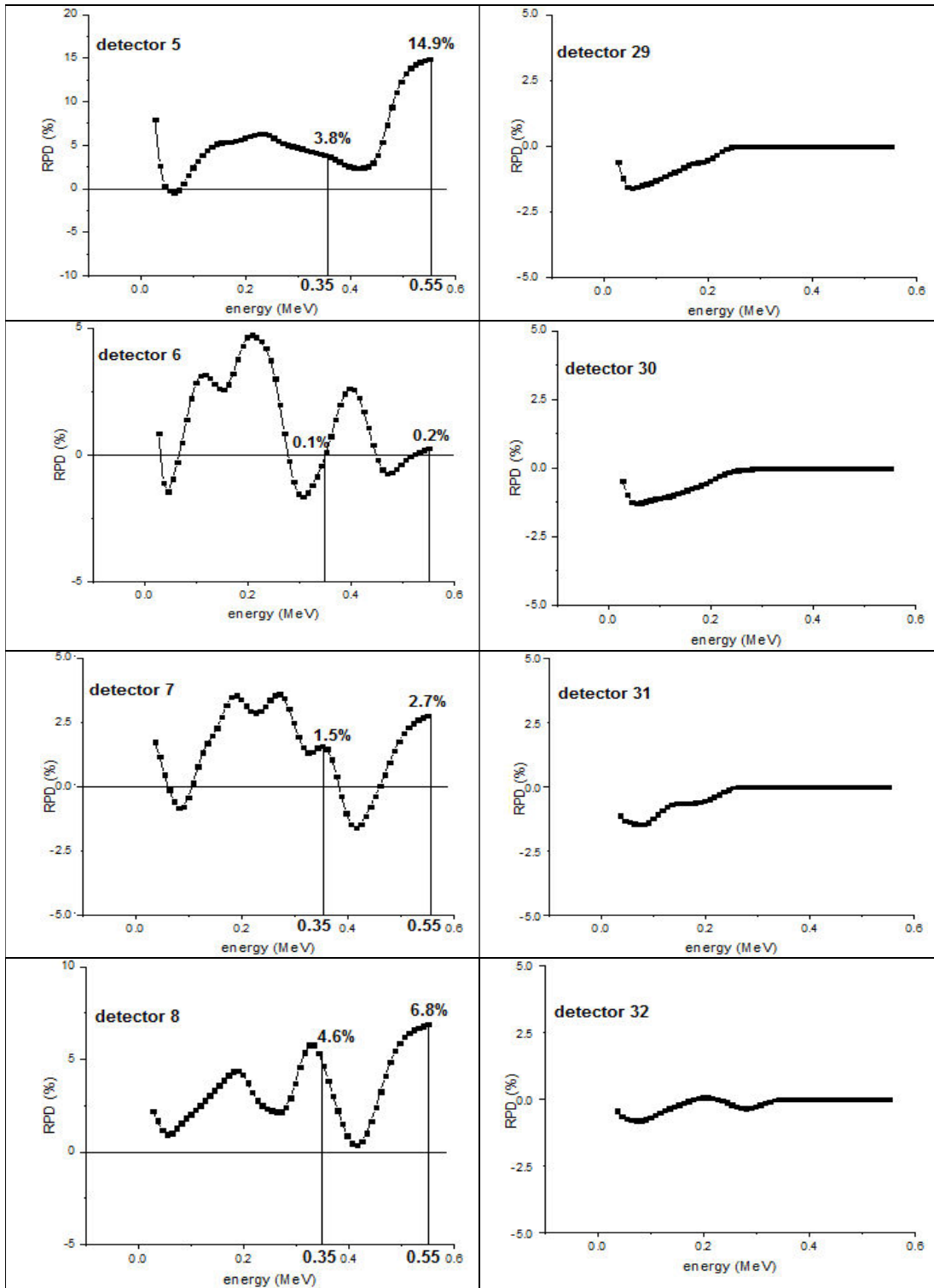
جدول ۴-۳: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم ریه در محدوده پنجره‌ی انرژی

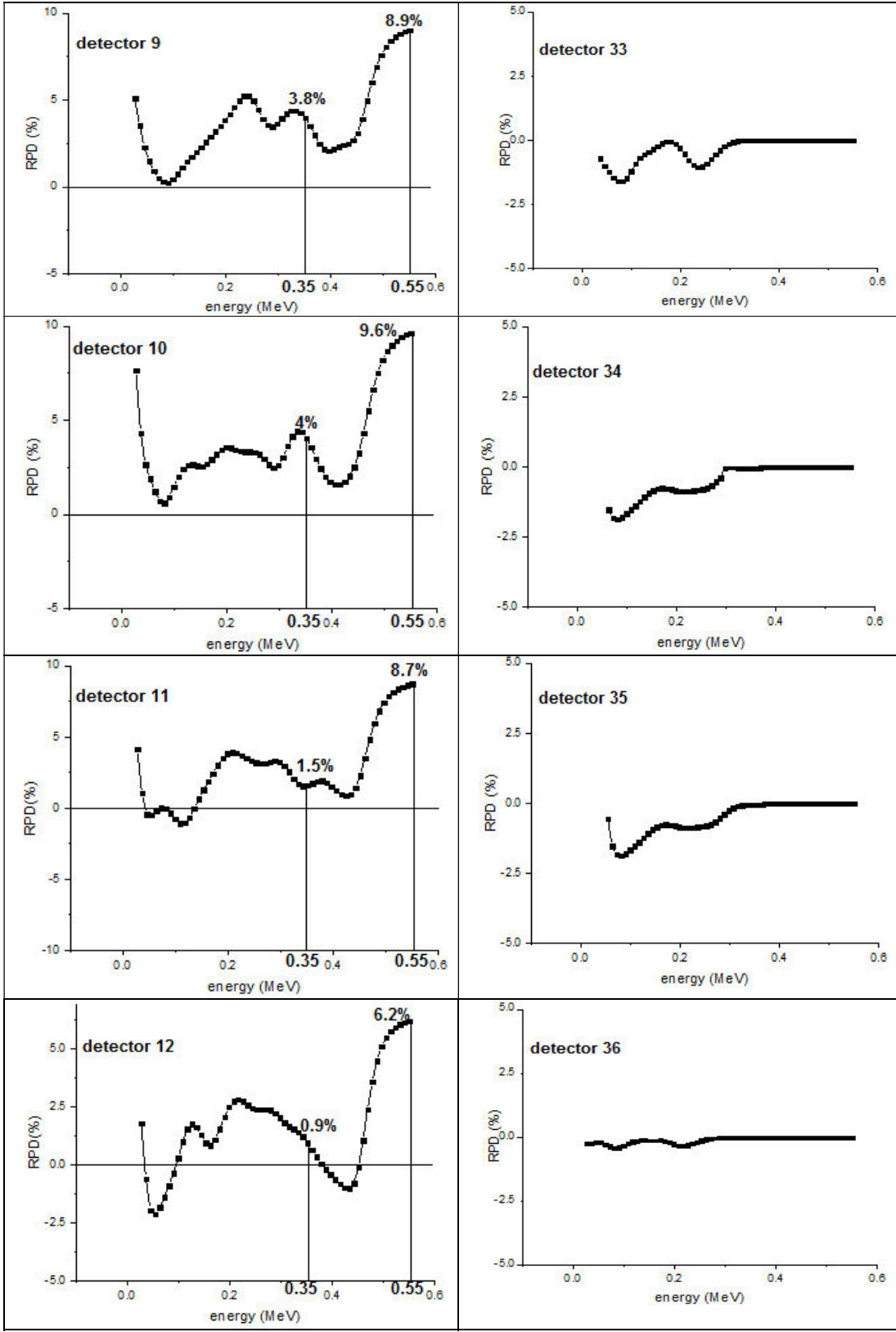
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	-۳	-۱/۳	۲۵	۰	۰
۲	-۰/۹	۰	۲۶	۰	۰
۳	-۰/۹	۰	۲۷	۰	۰
۴	-۱/۴	-۰/۵	۲۸	۰	۰
۵	۰/۱	۰	۲۹	-۰/۲	۰
۶	-۰/۴	۰	۳۰	-۰/۲	۰
۷	-۰/۳	۰	۳۱	-۰/۲	۰
۸	-۲/۲	-۰/۴	۳۲	-۰/۵	۰
۹	-۱/۶	-۰/۳	۳۳	-۰/۶	۰
۱۰	-۰/۴	-۰/۱	۳۴	-۰/۹	۰
۱۱	-۰/۴	۰	۳۵	-۰/۳	۰
۱۲	-۰/۲	۰	۳۶	-۰/۵	۰
۱۳	-۱	-۰/۱	۳۷	-۰/۹	-۰/۲
۱۴	-۰/۶	۰	۳۸	-۰/۵	۰
۱۵	-۰/۵	-۰/۱	۳۹	-۰/۳	-۰/۱
۱۶	-۰/۴	-۰/۱	۴۰	۰/۵	۰/۱
۱۷	-۰/۱	۰	۴۱	-۰/۶	۰
۱۸	-۰/۵	۰	۴۲	۱	۰
۱۹	-۰/۳	۱	۴۳	-۰/۵	-۰/۱
۲۰	-۰/۳	۰	۴۴	-۰/۴	-۰/۱
۲۱	-۰/۱	۰	۴۵	۰/۳	۰
۲۲	-۰/۱	۰	۴۶	-۱/۶	-۰/۳
۲۳	۰/۱	۰	۴۷	-۱/۷	-۰/۵
۲۴	-۰/۱	۰	۴۸	۱/۳	۰

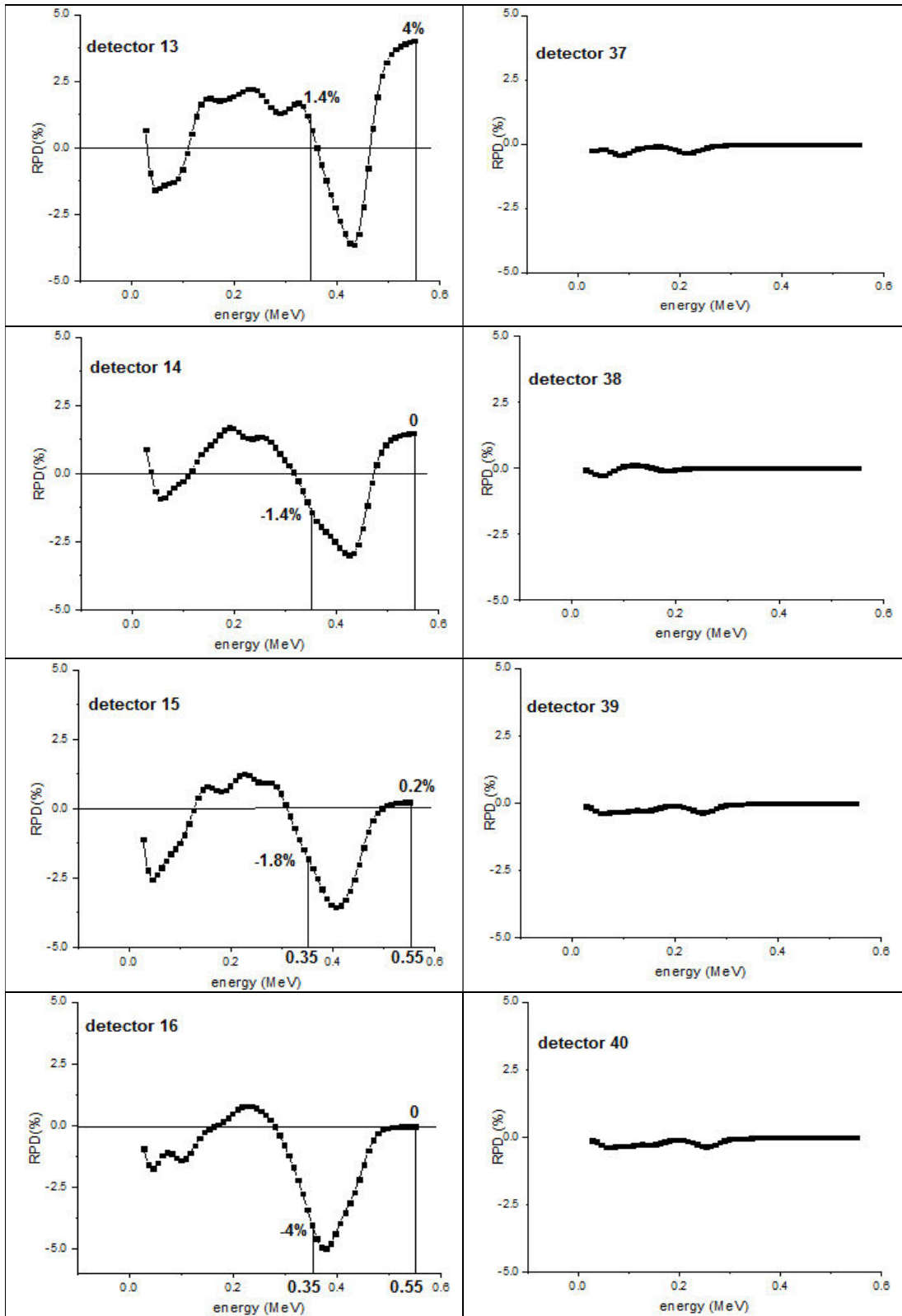
۴-۶- بررسی اثر کلیه‌ها

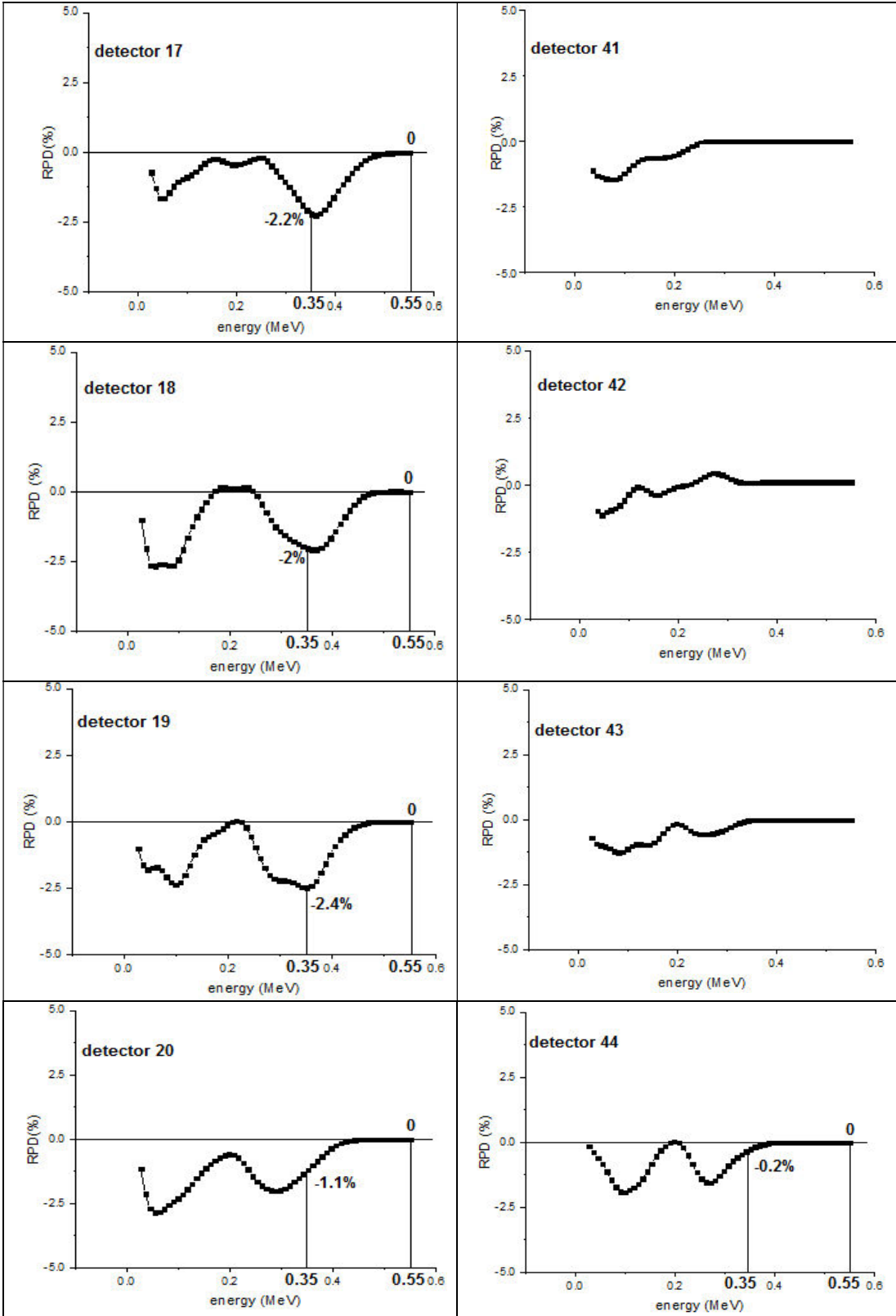
برای بررسی اثر بافت کلیوی، این بافت را از فانتوم کامل بدن انسان حذف کرده و به جای آن خلاء قرار می‌دهیم. همانند بافت‌های دیگر تابع پاسخ هر آشکارساز را در این حالت با تابع پاسخ همان آشکارساز با فانتوم کامل بدن مقایسه می‌کنیم تا اثر کلیه‌ها بر شمارش آشکارسازها معلوم شود. شکل ۴-۸ منحنی درصد اختلاف نسبی ۴۸ آشکارساز پت را در این دو حالت نشان می‌دهد.

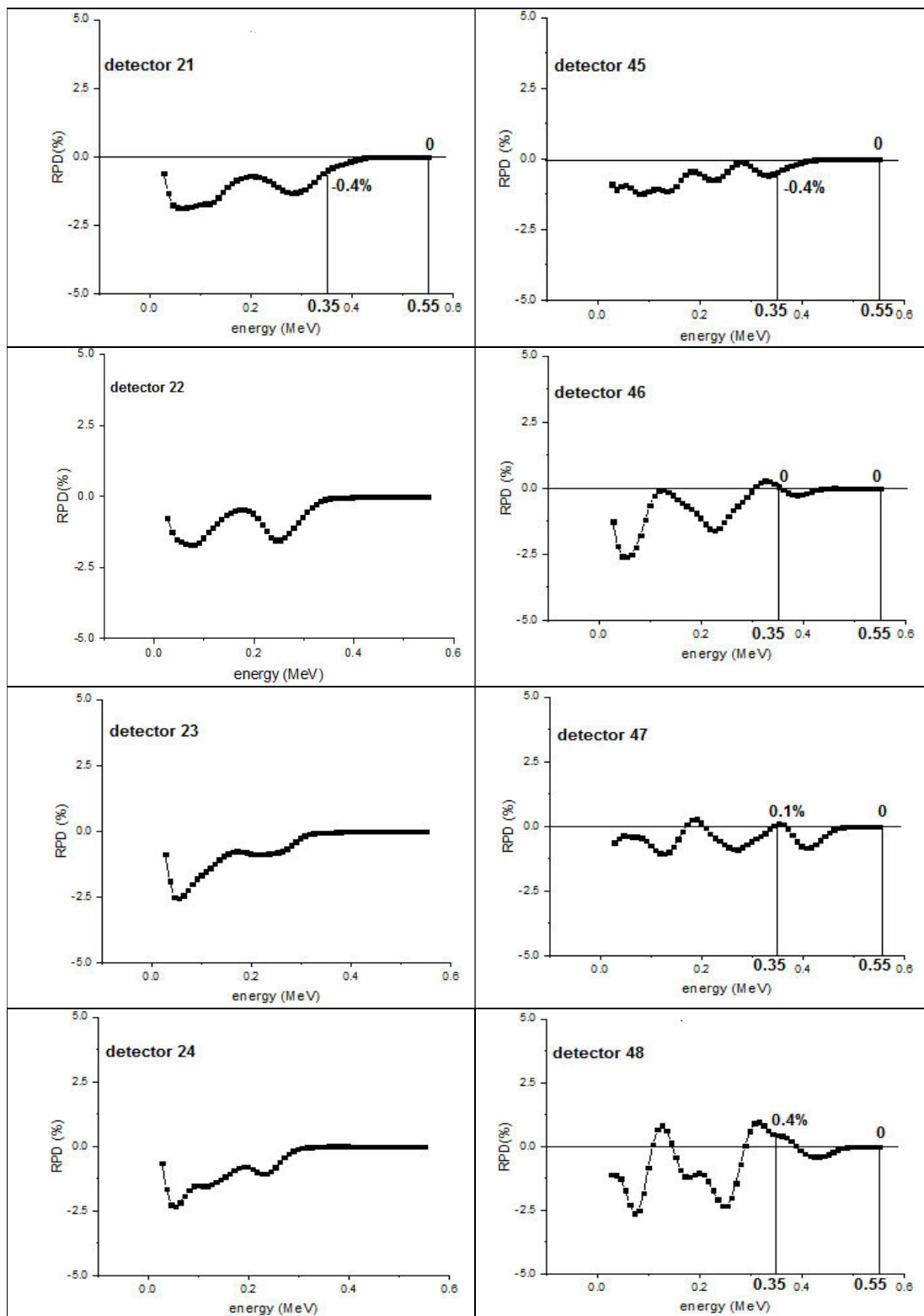












شکل ۴-۸: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور کلیه

با توجه به شکل ۴-۸ بیشترین درصد اختلاف نسبی و میانگین درصد اختلاف نسبی برای هر آشکارساز در جدول ۴-۴ آمده است.

جدول ۴-۴: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم کلیه در محدوده پنجره‌ی انرژی

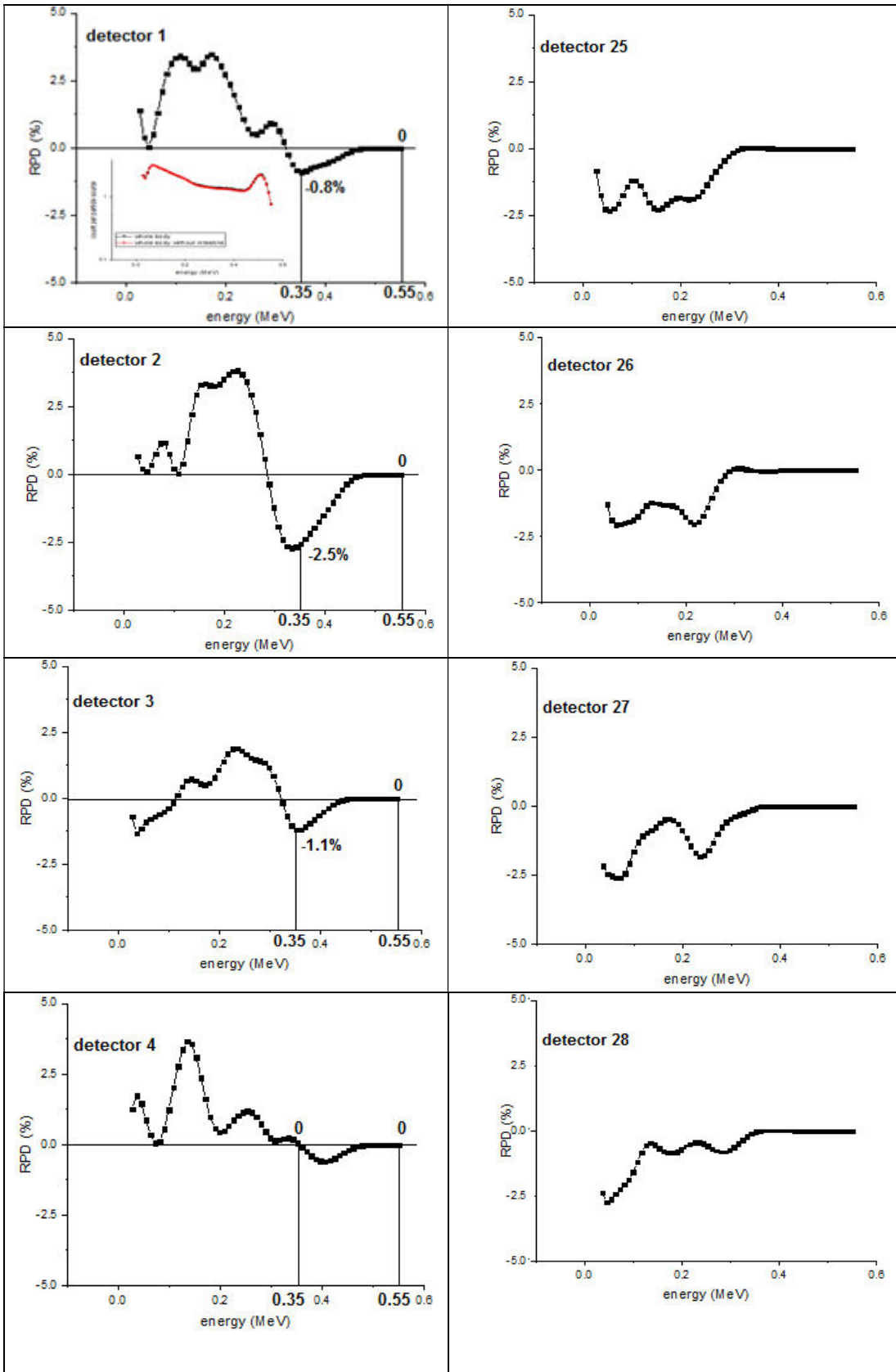
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	۱/۳	۰/۲	۲۵	۰	۰
۲	۲/۲	۰/۸	۲۶	۰	۰
۳	۳/۷	۲/۹	۲۷	۰	۰
۴	۲۲/۱	۱۱/۵	۲۸	۰	۰
۵	۱۴/۹	۷/۲	۲۹	۰	۰
۶	۲/۶	۰/۶	۳۰	۰	۰
۷	۲/۷	۰/۶	۳۱	۰	۰
۸	۶/۸	۳/۷	۳۲	۰	۰
۹	۸/۹	۴/۸	۳۳	۰	۰
۱۰	۹/۶	۵	۳۴	۰	۰
۱۱	۸/۷	۴/۲	۳۵	۰	۰
۱۲	۶/۲	۲/۱	۳۶	۰	۰
۱۳	۴	۰/۳	۳۷	۰	۰
۱۴	-۲/۹	-۰/۸	۳۸	۰	۰
۱۵	-۳/۵	-۱/۵	۳۹	۰	۰
۱۶	-۴/۹	-۴/۹	۴۰	۰	۰
۱۷	-۲/۲	-۰/۷	۴۱	۰	۰
۱۸	-۲	-۰/۷	۴۲	۰	۰
۱۹	-۲/۴	-۰/۶	۴۳	۰	۰
۲۰	-۱/۱	-۰/۲	۴۴	-۰/۲	۰
۲۱	-۰/۴	۰	۴۵	-۰/۴	۰
۲۲	۰	۰	۴۶	-۰/۱	۰
۲۳	۰	۰	۴۷	-۰/۸	-۰/۲
۲۴	۰	۰	۴۸	۰/۴	۰

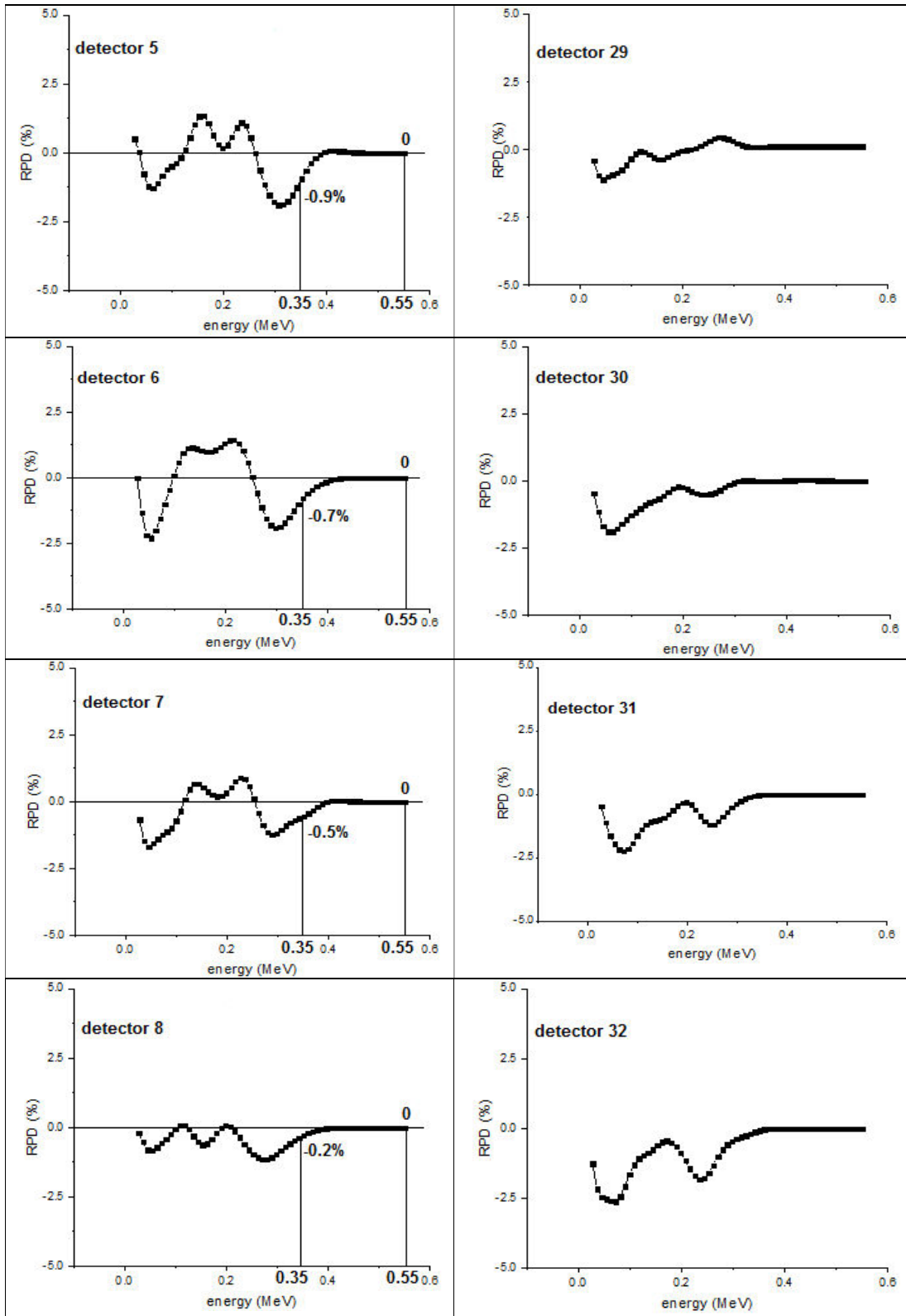
با توجه به نمودارها در شکل ۴-۸ و جدول ۴-۴ می‌توان نتیجه گرفت که آشکارسازهایی که تحت تأثیر کلیه‌ها قرار می‌گیرند باز هم یک کمان از حلقه‌ی پت را تشکیل می‌دهند. این کمان از آشکارساز ۴۴ شروع شده و به آشکارساز ۲۱ ختم می‌شود. در این میان بیشترین میزان تأثیر بافت کلیه‌ها روی آشکارسازهای ۳، ۴ و ۵ است و آشکارساز ۴ در این میان بیشترین میزان تغییرات و بیشترین میانگین

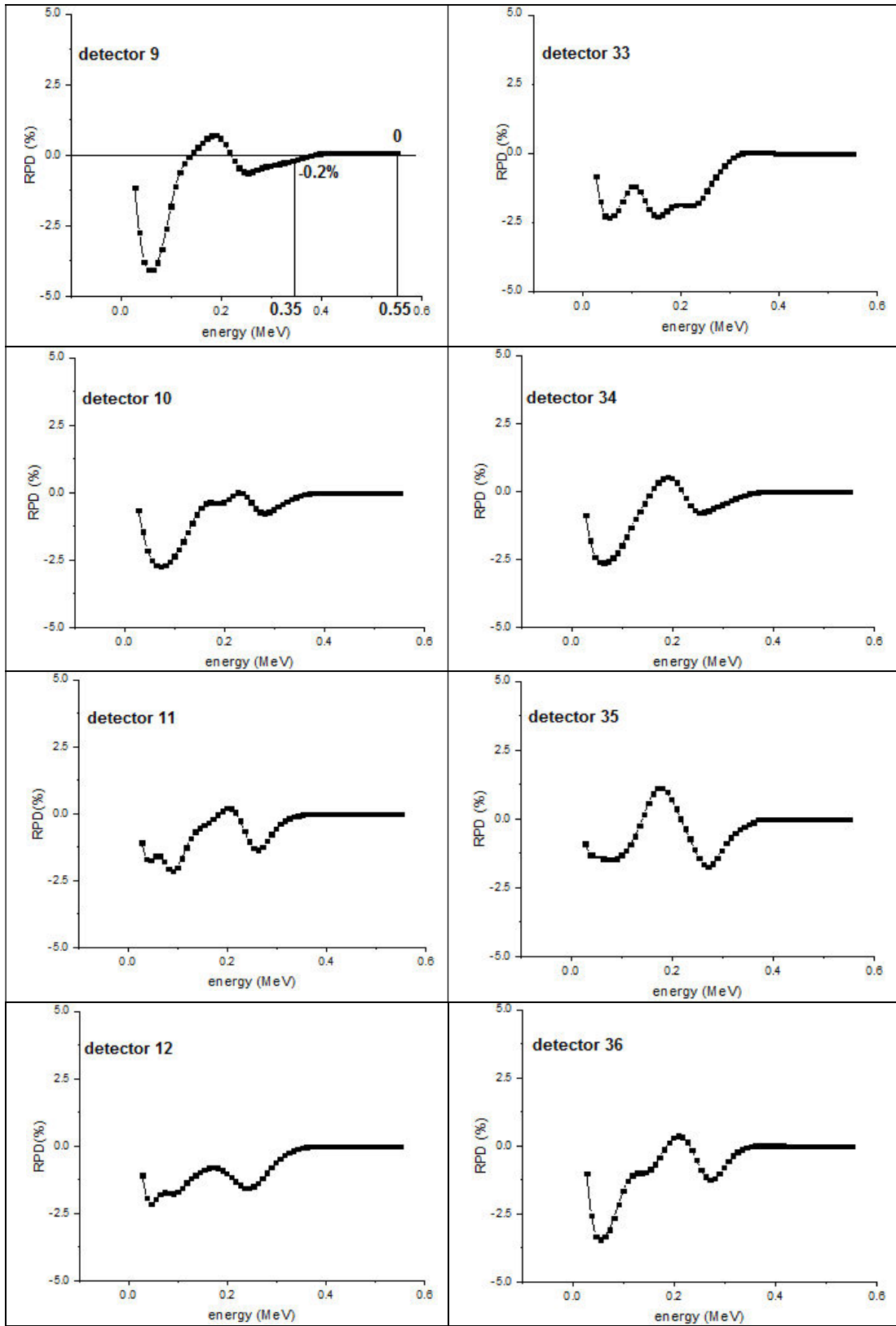
تغییرات در محدوده پنجره‌ی انرژی را داراست. درصد تغییرات نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی مقادیر مثبت و منفی دارد. این بدان معنی است که، بافت کلیه شمارش‌های آشکارسازها را در محدوده پنجره‌ی انرژی در برخی آشکارسازها کاهش و در برخی دیگر افزایش می‌دهد. این میزان درصد تغییرات نسبی در محدوده قله تمام انرژی نیز برای برخی از آشکارسازها (آشکارسازهای ۲ تا ۱۵) با مقدار مثبت رخ داده که نشان می‌دهد بافت کلیه از میزان ثبت پرتوهای بدون پراکندگی در این آشکارسازها کاسته و آن‌ها را جذب یا پراکنده کرده است با توجه به این که در آشکارسازهای روبرویی این آشکارسازها تغییری در شمارش آشکارسازها در محدوده پنجره‌ی انرژی رخ نداده پس این نکته باعث می‌شود که به همین اندازه از میزان رخدادهای صحیح کاسته شود. این اتفاق در آشکارساز ۴ از همه بیشتر است و باید گفت تأثیر بافت کلیه‌ها روی این آشکارساز از همه بیشتر می‌باشد.

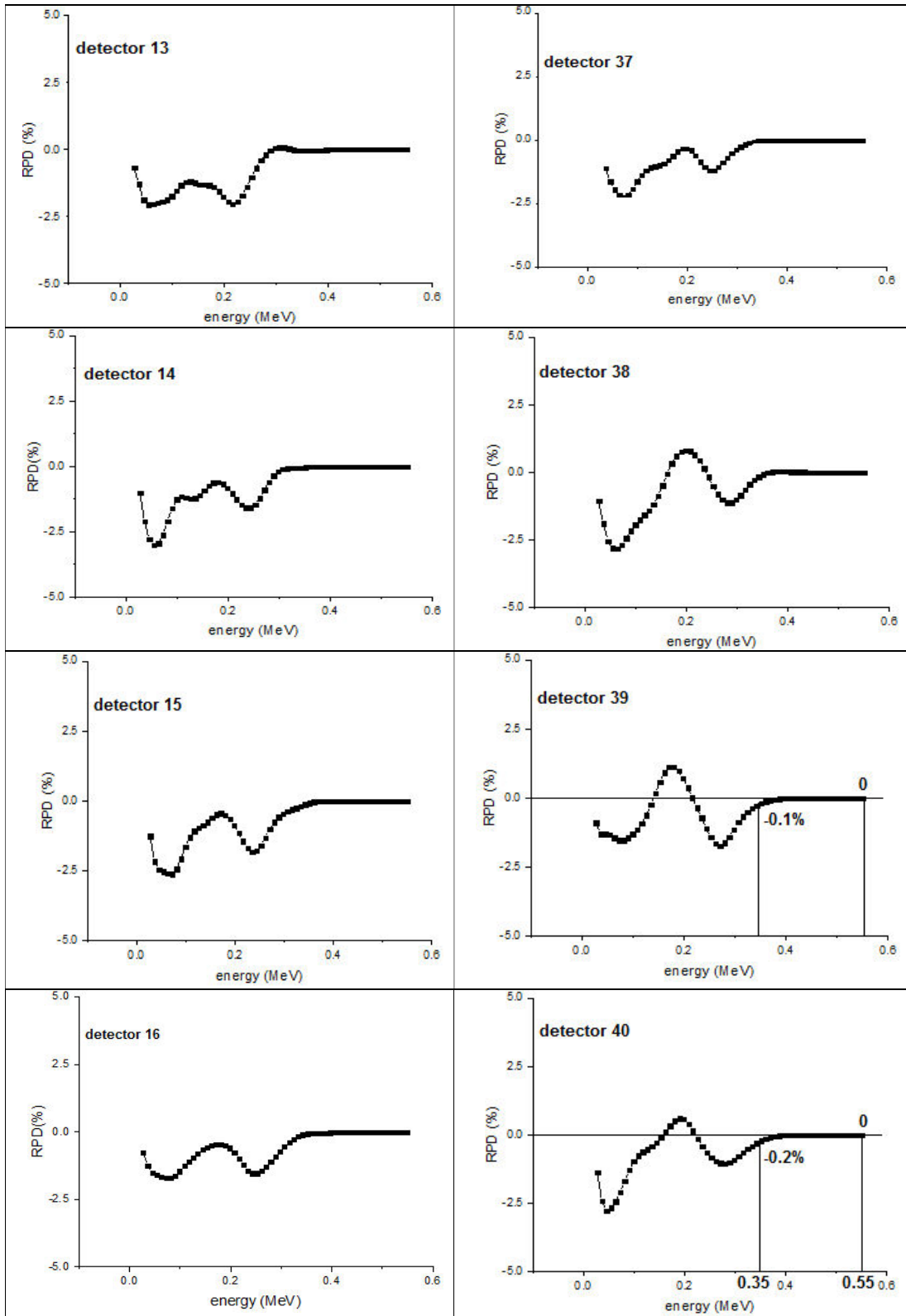
۷-۴- بررسی اثر روده‌ها

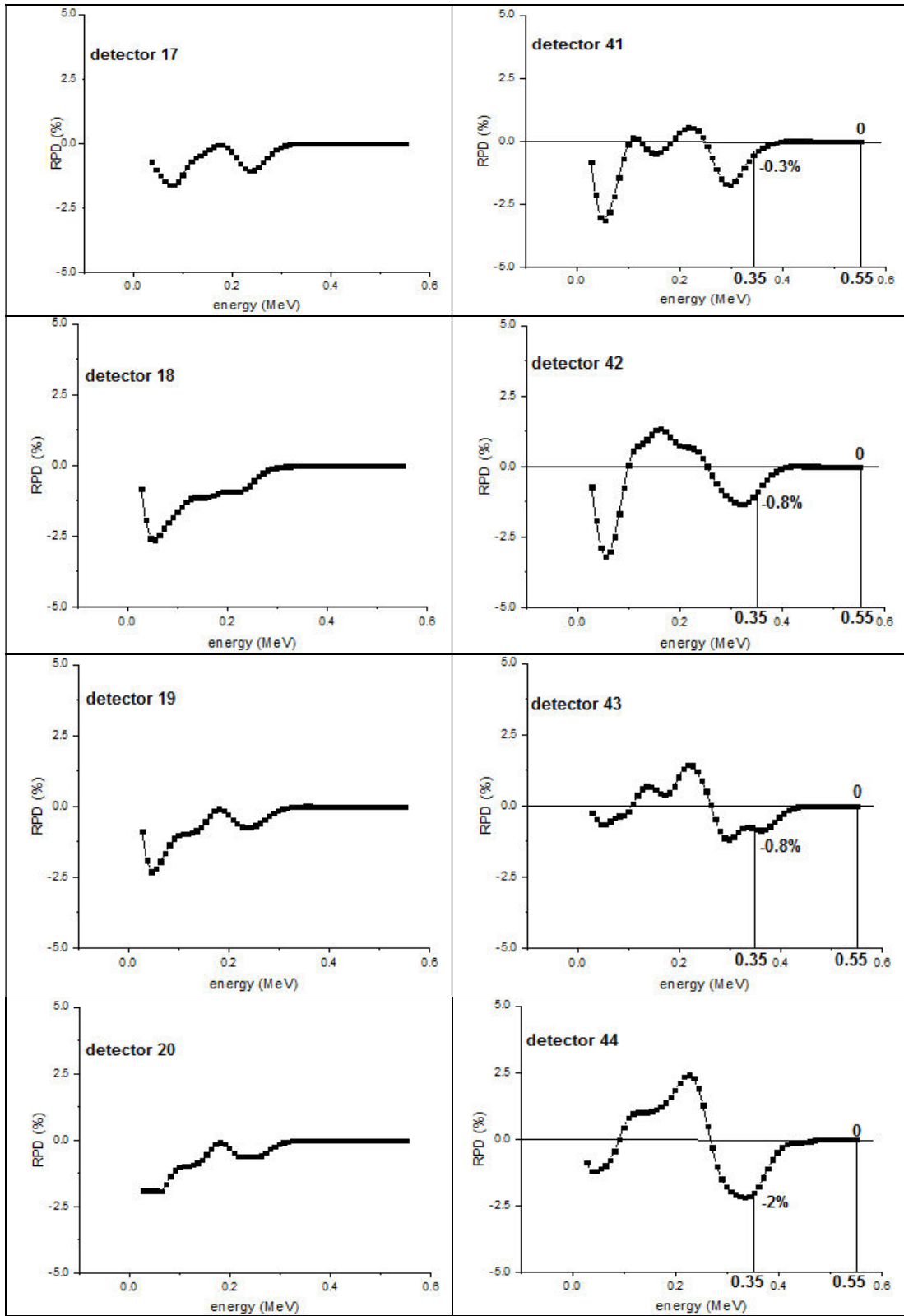
روده کوچک و بزرگ که در قسمت تحتانی شکم قرار دارند از اندام‌های مجاور کبد به حساب می‌آیند. در این قسمت از کار به بررسی اثر آن‌ها در تصویربرداری پت از تومور کبدی می‌پردازیم. به همین منظور این دو بافت به شکل هم‌زمان از فانتوم کامل بدن که در آن تومور کبدی قرار دارد، حذف شده و به جای آن خلاء قرار می‌گیرد. تابع پاسخ هر آشکارساز مطابق قسمت‌های قبل بدست آمده و با تابع پاسخ آشکارساز در حالت فانتوم کامل مقایسه می‌شود. نمودار درصد اختلاف نسبی مطابق فرمول ۳-۴ نیز برای هر آشکارساز به دست آمده و در شکل ۴-۹ ارائه شده است.

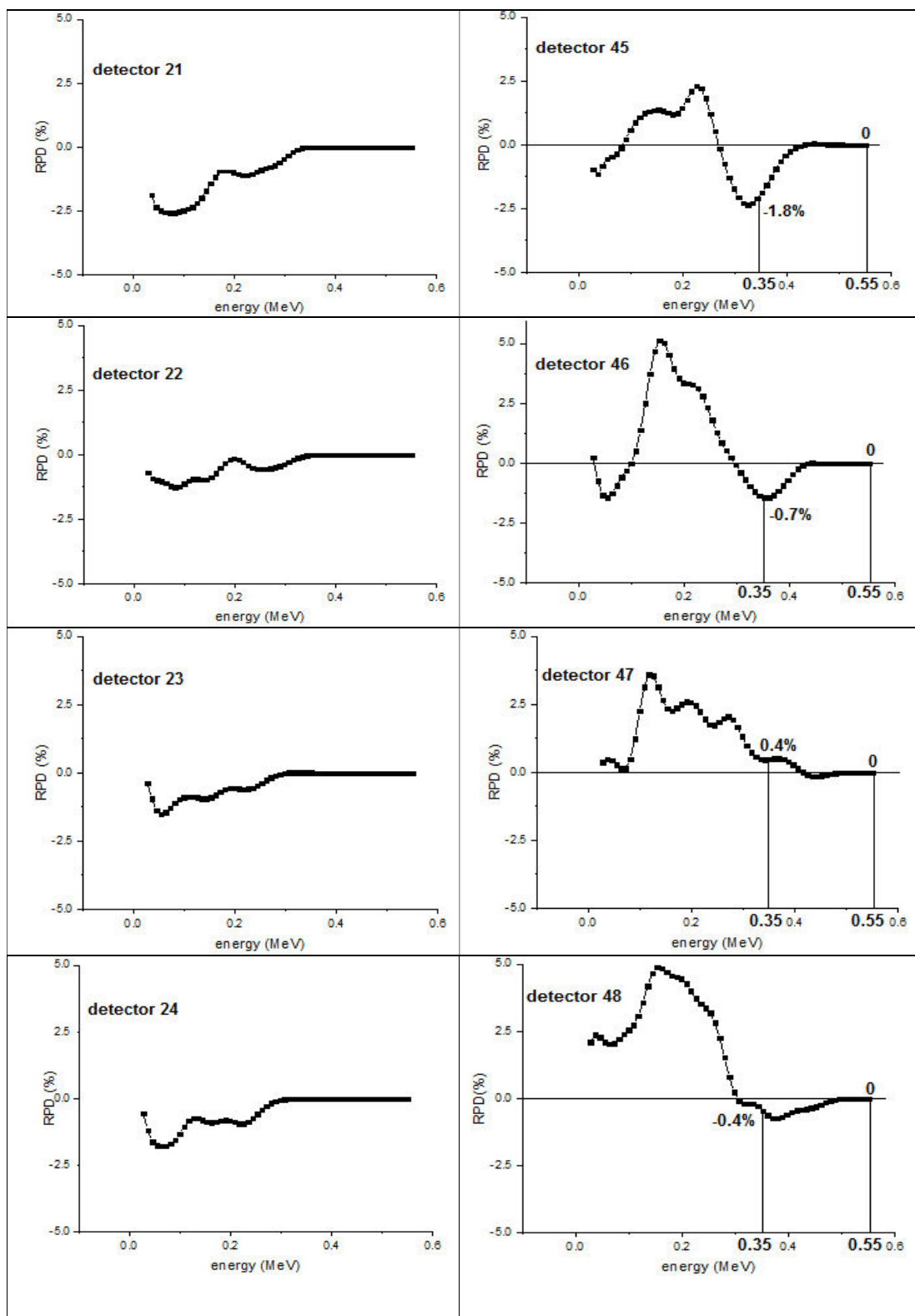












شکل ۴-۹: نمودار تابع پاسخ به صورت کیفی (شکل کوچک) و درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور روده بزرگ و کوچک

برای بررسی بهتر نمودارهای شکل ۴-۹ بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی دو نمودار در جدول ۴-۵ آورده شده است.

جدول ۴-۵: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم روده‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی

آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	-۰/۸	-۰/۲	۲۵	۰	۰
۲	-۲/۵	-۰/۷	۲۶	۰	۰
۳	-۱/۱	-۰/۳	۲۷	۰	۰
۴	-۰/۵	۰	۲۸	۰	۰
۵	-۰/۹	۰	۲۹	۰	۰
۶	-۰/۷	-۰/۱	۳۰	۰	۰
۷	-۰/۵	۰	۳۱	۰	۰
۸	-۰/۲	۰	۳۲	۰	۰
۹	-۰/۲	۰	۳۳	۰	۰
۱۰	۰	۰	۳۴	۰	۰
۱۱	۰	۰	۳۵	۰	۰
۱۲	۰	۰	۳۶	۰	۰
۱۳	۰	۰	۳۷	۰	۰
۱۴	۰	۰	۳۸	۰	۰
۱۵	۰	۰	۳۹	-۰/۱	۰
۱۶	۰	۰	۴۰	-۰/۲	۰
۱۷	۰	۰	۴۱	-۰/۳	۰
۱۸	۰	۰	۴۲	-۰/۸	-۰/۱
۱۹	۰	۰	۴۳	-۰/۸	-۰/۲
۲۰	۰	۰	۴۴	-۲	-۰/۳
۲۱	۰	۰	۴۵	-۱/۸	-۰/۳
۲۲	۰	۰	۴۶	-۰/۷	-۰/۱
۲۳	۰	۰	۴۷	۰/۵	۰
۲۴	۰	۰	۴۸	-۰/۷	-۰/۲

با توجه به اعداد داخل جدول ۴-۵ و نمودارها در شکل ۴-۹ عمده اختلاف ایجاد شده در تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت بر اثر حذف روده بزرگ و کوچک، باز هم کمانی را در قسمت سمت راست حلقه‌ی (سمت چپ بدن) تشکیل می‌دهد. این کمان از آشکارساز ۹ شروع شده و تقریباً تا آشکارساز ۳۹ ادامه دارد و بیشترین اختلاف در مجموع مربوط به آشکارساز ۲ است. البته این بیشترین مقدار نیز

از ۲/۵- درصد تجاوز نمی‌کند. تقریباً تمامی مقادیر اختلاف نسبی و میانگین آن برای این آشکارسازها و علی‌الخصوص آشکارساز ۲ منفی است. با توجه به فرمول ۴-۳، با حذف روده‌ها شمارش در این آشکارسازها کمتر شده است. از آن جایی که روده‌ها چندان در مسیر رسیدن پرتو به آشکارسازها نیستند پس بوسیله افت شار یا پراکندگی آن از شمارش‌ها نمی‌کاهند اما با پراکندن پرتوهایی که به آن‌ها می‌رسند به سمت آشکارسازهای حلقه‌ی پت اتفاقاً بر شمارش آشکارساز بخصوص در انرژی‌های کمتر از ۵۱۱ keV (محدوده پنجره‌ی انرژی و پایین‌تر از آن) می‌افزایند.

۴-۸- جمع‌بندی

اثر معده: معده شمارش آشکارسازها را به خصوص در آشکارسازهای ۶ تا ۴۰ تغییر می‌دهد. بیشترین تأثیر را روی آشکارساز ۴۸ (با بیشترین درصد اختلاف نسبی ۲۰ درصد) دارد. معده همچنین روی محدوده قله تمام انرژی آشکارسازهای ۵ تا ۴۵ اثر گذاشته است. این اثر در آشکارسازهای ۱ تا ۴۵ به صورت افت شمارش و در آشکارسازهای ۲ تا ۵ به صورت افزایش شمارش‌ها در این محدوده است. چون معده در مسیر رسیدن پرتوهای گاما به آشکارسازهای سمت راست حلقه‌ی است، بنابراین با ایجاد اثر غالب افت پرتوها، شمارش‌ها را در آشکارسازهای ۱ تا ۴۵ می‌کاهد.

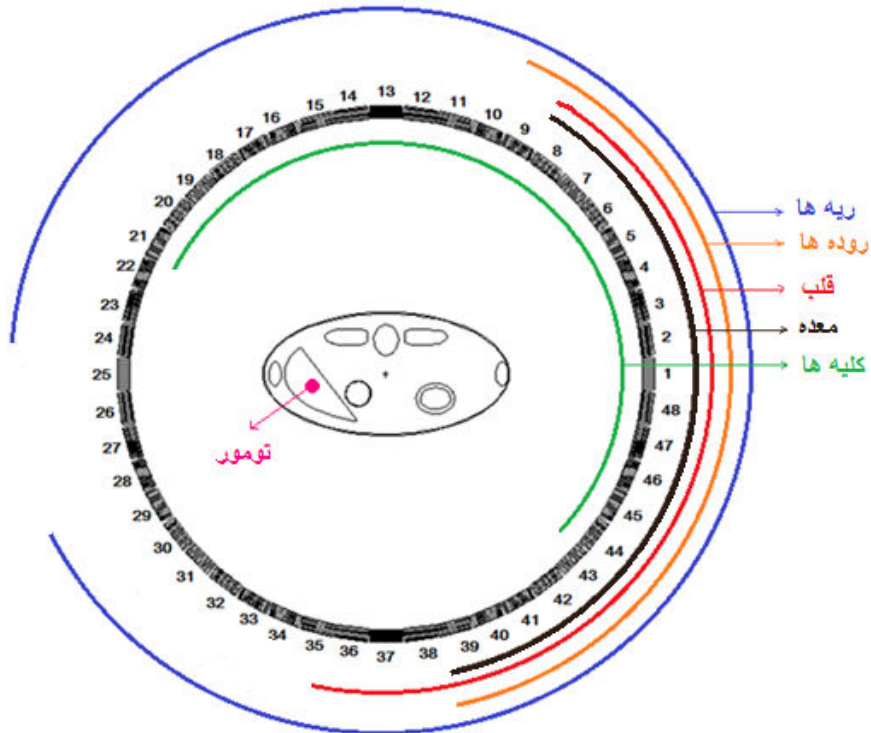
اثر قلب: شمارش آشکارسازها را در آشکارسازهای ۸ تا ۳۶ افزایش می‌دهد. تأثیر این بافت روی آشکارسازهای ۲ تا ۴۳ خیلی بیشتر است و بیشترین تأثیر آن روی آشکارساز ۴۴ (با بیشترین درصد اختلاف نسبی ۳/۲- درصد) است. قلب در محدوده قله تمام انرژی هیچ آشکارسازی نیز تأثیر نمی‌گذارد. به طور کلی تأثیر چندان بر تابع پاسخ آشکارسازها ندارد. به نظر می‌رسد افزایش شمارش‌ها به این علت است که برخی پرتوها پس از رسیدن به قلب دچار پراکندگی شده و به سمت آشکارسازهای مورد نظر منحرف شده و در آن‌ها ثبت می‌شوند.

اثر روده‌ها: اثری مشابه قلب و البته کمی ضعیف‌تر روی آشکارسازهای حلقه‌ی پت دارد. شمارش آشکارسازهای ۹ تا ۳۹ را افزایش می‌دهد. بیشترین تأثیر روی آشکارسازهای ۱ تا ۴۸ است و بیشترین

تأثیر در آشکارساز ۲ (با بیشترین درصد اختلاف نسبی ۲/۵- درصد) است. در اثر حذف روده‌ها تقریباً تأثیری در محدوده قله تمام انرژی هیچ آشکارسازی دیده نشد.

اثر ریه‌ها: این بافت بر ۴۴ آشکارسازهای حلقه‌ی پت تأثیر گذاشته است از این رو گسترده‌ترین تأثیر را روی تابع پاسخ آشکارسازها دارد. این تأثیر بیشتر با علامت منفی خود را نشان می‌دهد که به معنی افزایش شمارش‌ها در آشکارسازها به علت وجود شش‌ها است. بیشترین تأثیر در آشکارساز ۱ (با بیشترین درصد اختلاف نسبی ۳- درصد) است. این اندام بر قله تمام انرژی هیچ یک از آشکارسازها تأثیری ندارد.

اثر کلیه‌ها: بر آشکارسازهای ۴۴ تا ۲۱ اثر گذاشته است. در برخی آشکارسازها اثر افزایشی و در برخی دیگر اثر کاهشی دارد. بیشترین اثر مربوط به آشکارساز ۴ (با بیشترین درصد اختلاف نسبی ۲۲/۱ درصد) است. این اندام بر محدوده قله تمام انرژی برخی آشکارسازها (۲ تا ۱۵) نیز اثر کاهشی دارد. به طور کلی اثر غالب اندام‌های مجاور کبد تحت بررسی، پراکندگی و افزایش شمارش آشکارسازهای حلقه‌ی پت است. البته برای معده و کلیه با وجود اثر پراکندگی در برخی آشکارسازها اثر غالب ایجاد شده توسط این اندام‌ها اثر افت و کاهش شمارش‌ها است.

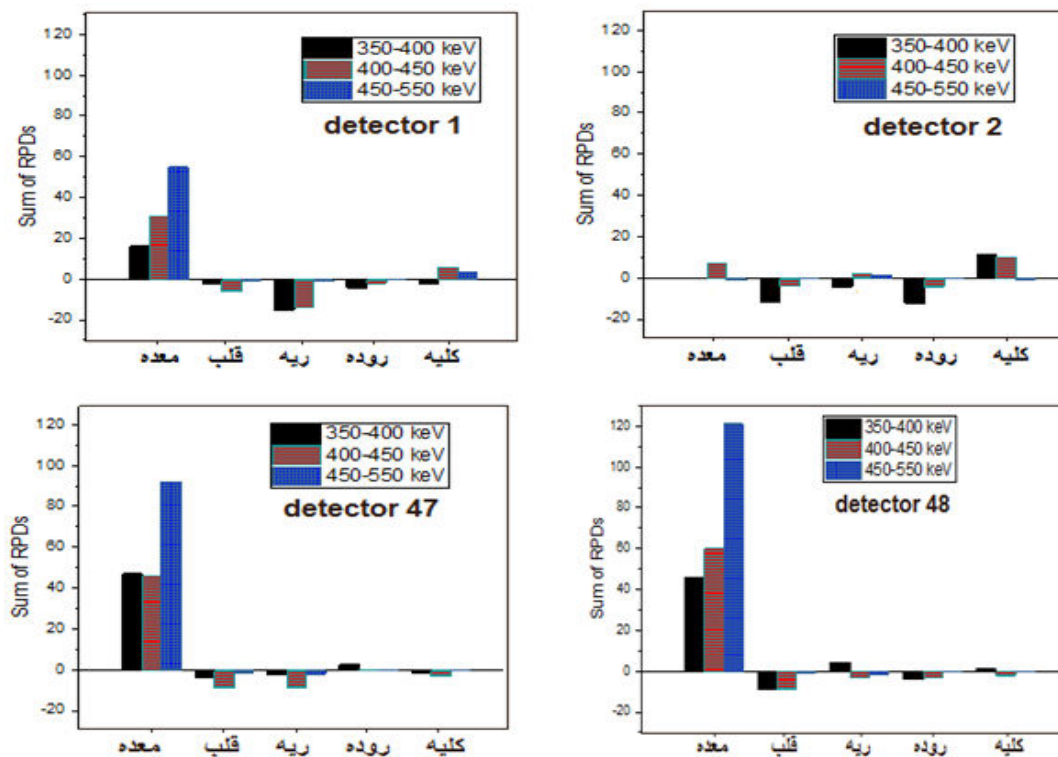


شکل ۴-۱۰: تأثیر اندام‌های داخلی بدن بر آشکارسازهای حلقه‌ی پت به ترتیب از بالا، ریه‌ها، روده‌ها، قلب، معده و کلیه‌ها

برای سهولت در مقایسه و بررسی، محدوده اثر هر یک از اندام‌های داخلی مجاور کبد روی شمارش آشکارسازهای حلقه‌ی پت در شکل ۴-۱۰ مشخص شده است. با توجه به شکل ۴-۱۰ بجز بافت ریوی اثر بقیه اندام‌های مورد بررسی مجاور کبد روی تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت، یک کمان از حلقه‌ی پت را تشکیل می‌دهند. این در حالی است که اثر افت یا پراکندگی حاصل از این اندام‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی در آشکارسازهای روبرویی آن‌ها ایجاد نشده است. این نکته که اندام‌های مجاور کبد بر شمارش این آشکارسازها تاثیر نگذاشته‌اند و محدوده خطای ناشی از اثر فوتوالکتریک و کامپتون در حد این آشکارسازها گسترده نشده است نمی‌تواند چندان خشنود کننده باشد زیرا در تصویربرداری پت ثبت هم‌زمان دو گامای نابودی در دو آشکارساز روبرو منجر به خلق یک رویداد صحیح می‌شود. و با افت و یا پراکنده شدن تنها یکی از زوج گاماها نابودی یک هم‌زمانی صحیح از

بین رفته و یا تبدیل به هم‌زمانی‌های تصادفی و پراکنده شده و با ثبت یک خط پاسخ غیر صحیح و کاهش وضوح تصویر، خطا ایجاد می‌کند.

همان‌طور که این شکل نشان می‌دهد، اثر اندام‌های مجاور کبد در مجموع با توجه به مقادیر درصد اختلاف نسبی هر اندام بیشتر روی آشکارسازهای ۱، ۲، ۴۷ و ۴۸ متمرکز است. از این رو برای بررسی بیشتر نحوه اثر هر یک از اندام‌های داخلی بر شمارش آشکارسازها در بازه پنجره‌ی انرژی، بازه پنجره‌ی انرژی را به سه قسمت $350-400$ keV، $400-450$ keV، $450-550$ keV تقسیم کرده و مجموع درصد اختلاف نسبی را برای هر قسمت محاسبه و در یک نمودار ستونی در شکل ۴-۱۱ رسم می‌کنیم.



شکل ۴-۱۱: مجموع درصد اختلاف نسبی برای هر اندام مجاور کبد در سه بازه $350-400$ keV، $400-450$ keV، $450-550$ keV. برای آشکارسازهای ۱، ۲، ۴۷ و ۴۸

بررسی نمودار شکل ۴-۱۱ به وضوح نشان می‌دهد که معده شمارش آشکارسازها را در محدوده قله تمام انرژی (450-550 keV) به شدت کاهش می‌دهد. کاهش در این محدوده در آشکارسازهای ۴۷ و

۴۸ از بقیه آشکارسازها بیشتر است به طوری که مجموع درصد اختلاف نسبی در این بازه برای آشکارساز ۴۷، ۹۲ درصد و برای آشکارساز ۴۸ به ۱۲۱ درصد، می‌رسد. جذب گاماها ی نابودی خروجی از چشمه توسط معده، بخصوص در محدوده قله تمام انرژی، باعث نرسیدن آن‌ها به آشکارساز و عدم ثبت آن‌ها در آشکارسازهای پت می‌شود که این مساله باعث از بین رفتن هم‌زمانی‌های صحیح زیادی در این آشکارسازها می‌گردد. اما اثر معده بر شمارش این دو آشکارساز تنها به محدوده ۳۵۰-۴۰۰ keV خلاصه نمی‌شود، به طوری که اثر افت ناشی از معده در دو بازه دیگر ۳۵۰-۴۰۰ keV و ۴۰۰-۴۵۰ keV نیز قابل ملاحظه است. در بازه ۳۵۰-۴۰۰ keV مجموع افت شمارش‌ها برای آشکارساز ۴۷ و ۴۸ به ترتیب ۴۷ درصد و ۴۶ درصد است و برای بازه ۴۰۰-۴۵۰ keV با همین ترتیب به ۴۶ و ۶۰ درصد می‌رسد. اثر معده روی آشکارساز ۱ و ۲ که بیشتر به صورت افت شمارش‌ها و تا حدودی پراکندن آن‌هاست، اگر چه در مقایسه با دو آشکارساز ۴۷ و ۴۸ چندان چشمگیر نیست اما در مقایسه با سایر اندام‌ها باز هم قابل ملاحظه است. به طور کلی باید گفت که معده بیشترین تاثیر را بر شمارش آشکارسازهای پت در تصویربرداری از تومور کبدی دارد. بنابراین خالی بودن معده در هنگام تصویربرداری پت از کبد، نسبت به تصویربرداری‌های پت از سایر اندام‌ها ضروری‌تر به نظر می‌رسد.

با توجه به شکل ۴-۱۱ اثر سایر اندام‌های مجاور کبد تقریباً با مجموع درصد اختلاف نسبی منفی است که نشان دهنده اثر پراکندگی این اندام‌ها بر گاماها ی نابودی خروجی از کبد می‌باشد. به عنوان مثال در محدوده ۳۵۰-۴۰۰ keV شمارش آشکارسازهای ۲ و ۴۸ به علت حضور قلب به ترتیب تا ۱۲ و ۹ درصد افزایش یافته است. این افزایش در شمارش‌ها برای آشکارسازهای ۱ و ۴۷ از بازه ۴۰۰-۴۵۰ keV به ۳۵۰-۴۰۰ keV جابجا می‌شود و در آشکارساز ۱ به ۶ درصد و در آشکارساز ۴۷ به ۹ درصد می‌رسد. شش‌ها اثر افزایشی قابل ملاحظه‌ای روی شمارش آشکارساز ۱ دارند و مجموع درصد اختلاف نسبی در اثر حضور این اندام در بازه ۳۵۰-۴۰۰ keV، ۱۵ درصد و در بازه ۴۰۰-۴۵۰ keV، ۱۴ درصد است. کلیه‌ها نیز از میان این چهار آشکارساز بیشترین اثر خود را در بازه ۳۵۰-۴۰۰ keV و ۴۰۰-۴۵۰ keV، به صورت کاهش شمارش‌ها روی شمارش آشکارساز ۲ می‌گذارند به طوری که

مجموع درصد اختلاف نسبی شمارش این آشکارساز در این دو بازه به ترتیب ۱۱ و ۱۰ درصد است. اثر کلیه‌ها روی سه آشکارساز دیگر اندک و از ۵ درصد تجاوز نمی‌کند. اثر غالب روده روی شمارش این ۴ آشکارساز اثر افزایش شمارش‌هاست و بیشترین اثر آن روی آشکارساز ۲ است. روده شمارش این آشکارساز را در دو بازه ۳۵۰-۴۰۰ keV و ۴۵۰-۴۰۰ keV، به ترتیب تا ۱۲ و ۴ درصد افزایش می‌دهد. با توجه به مطالب بیان شده و این که اکثر پرتوهای نابودی پراکنده شده توسط اندام‌های مجاور کبد در دو بازه ۳۵۰-۴۰۰ keV و ۴۵۰-۴۰۰ keV ثبت می‌شوند. برای جلوگیری از ثبت این پرتوهای پراکنده و افزایش وضوح تصویر می‌توان پنجره‌ی انرژی آشکارسازهای پت را از ۳۵۰-۵۵۰ keV به ۴۵۰-۵۵۰ keV تغییر داد. این پنجره‌ی انرژی با اختلاف تنها ۱۵ keV بر پنجره‌ی انرژی تعریف شده برای پت کلینیکی زیمنس سری بیوگراف (۴۳۵-۵۵۰ keV [۴۸]) منطبق است که تاییدی بر صحت شبیه‌سازی و نتایج حاصل از آن می‌باشد.

۴-۹- بررسی اثر اندام‌های مجاور کبد بر تصویربرداری پت از تومور کبدی با در نظر گرفتن

توزیع رادیو دارو در سرتاسر بدن

تصاویر به دست آمده از پت در سرطان شناسی نشان می‌دهد، حتی در حالت بدخیمی تومور که تومورها ضریب جذب بالایی دارند و مقدار قابل توجهی از رادیودارو را جذب می‌کنند باز هم مقداری از رادیودارو در بافت‌های دیگر مانند مغز، کبد، مغز استخوان و ... تجمع می‌کند. محققان با بررسی نحوه توزیع رادیودارو تزریق شده به بیمار در تصویربرداری پت در افراد مختلف با سرطان‌های متفاوت، مقادیر رادیوداروی دریافتی توسط اندام‌های متفاوت را در بدن به طور میانگین بدست آورده‌اند [۵۶-۵۷].

از این رو در ادامه این فصل برای دقت بیشتر، اثر اندام‌های داخلی مجاور با سرطان کبد با توجه به نحوه توزیع رادیودارو در بدن مطابق جدول ۴-۶ بررسی شده و نتایج حاصل با نتایج بدست آمده در حالتی که تمامی رادیودارو در داخل تومور کبدی تجمع کند مقایسه خواهد شد.

جدول ۴-۶: میزان تجمع رادیودارو تزریق شده به بیمار در بافت‌های سالم بدن و تومور کبدی [۵۶].

بافت	جرم بافت ^۱ (g)	درصد دز دریافتی
مغز	۱۴۲۰	۵/۲۰
روده‌ها	۷۸۹	۶/۲
خون	۴۵۴	۳
قلب	۳۱۶	۱/۵
کلیه‌ها	۲۹۹	۱/۶
کبد	۱۹۱۰	۱۳/۸
ریه‌ها	۱۰۰۰	۶/۹
مغز استخوان	۱۱۲۰	۳/۸
مثانه	۱۵۰	۳
تومور کبدی	۳۳/۳	۵۵

در تصویربرداری پت میزان بدخیمی یک زایده یا تومور در بدن را بر اساس دو شاخصه حجم تومور و میزان جذب رادیودارو بررسی می‌کنند [۵۸ و ۵۹]. اگرچه میزان حجم تومور برای فاکتور بدخیمی ۴ سانتیمتر مکعب است [۵۸]، اما با توجه به تفاوت در قدرت تفکیک فضایی دستگاه‌های مختلف و عدم وجود یک مرز مشخص بین بافت توموری و بافت سالم مجاور، فاکتور میزان تجمع رادیو دارو در تومور فاکتور قابل اطمینان‌تری برای تشخیص پزشکی به حساب می‌آید. این فاکتور که در تشخیص پزشکی به SUV^۲ معروف است، به صورت میزان تجمع رادیودارو در بافت هدف یا همان ضایعه قابل بررسی نسبت به تجمع نرمال رادیودارو در بافت سالم بدن، تعریف می‌شود. در تصویر پت برای ضایعه‌ای با SUV بیشتر از ۲/۵ احتمال بدخیمی ضایعه زیاد است [۵۸ و ۶۰]. برای تومورهای کبدی آستانه بدخیمی یا همان SUV برابر ۲/۵ معادل نسبت ۴ به ۱ برای تجمع رادیودارو در تومور نسبت

۱ در یک مرد بالغ با جرم میانگین ۷۰ کیلوگرم

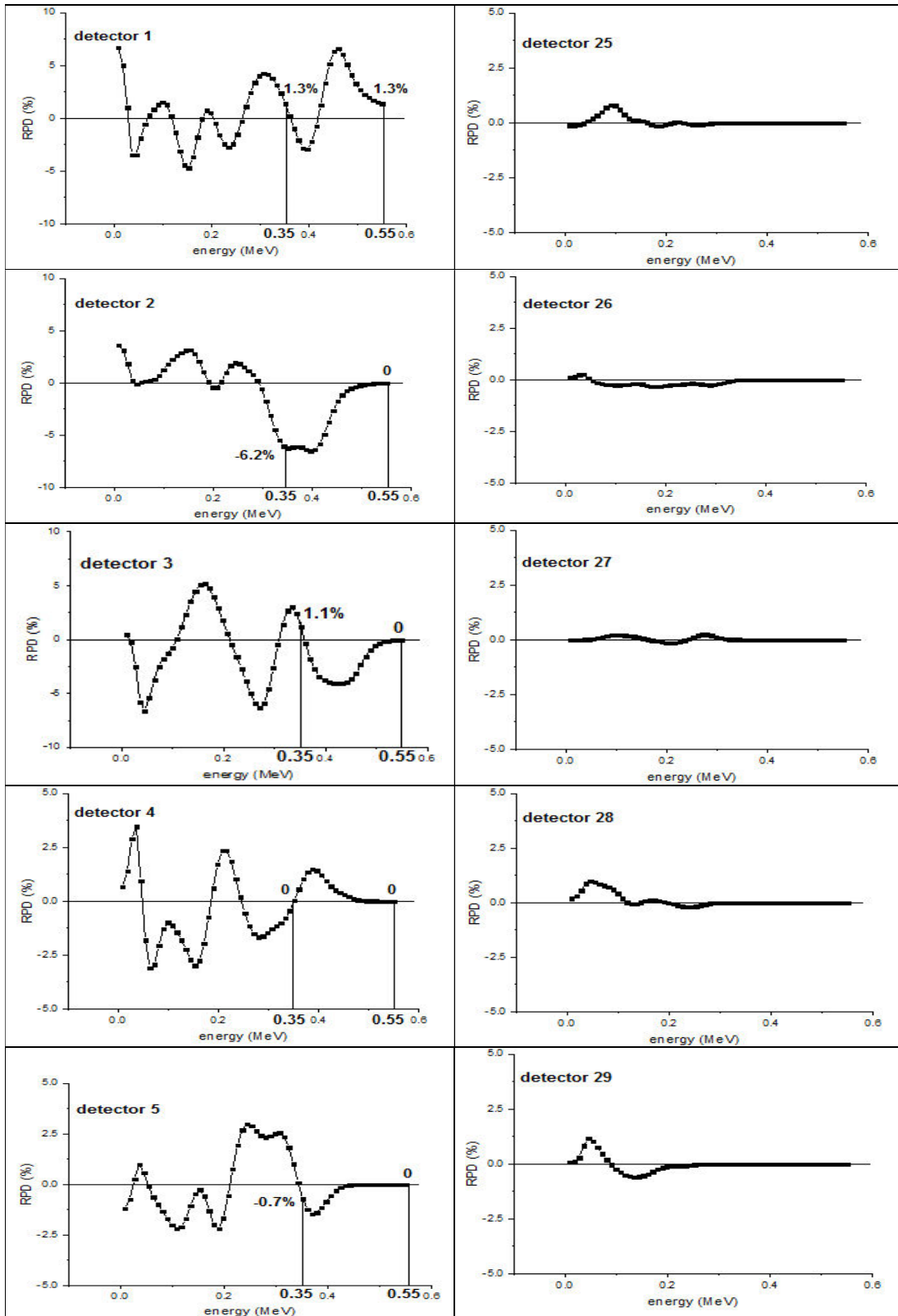
2 Standardized Uptake Value

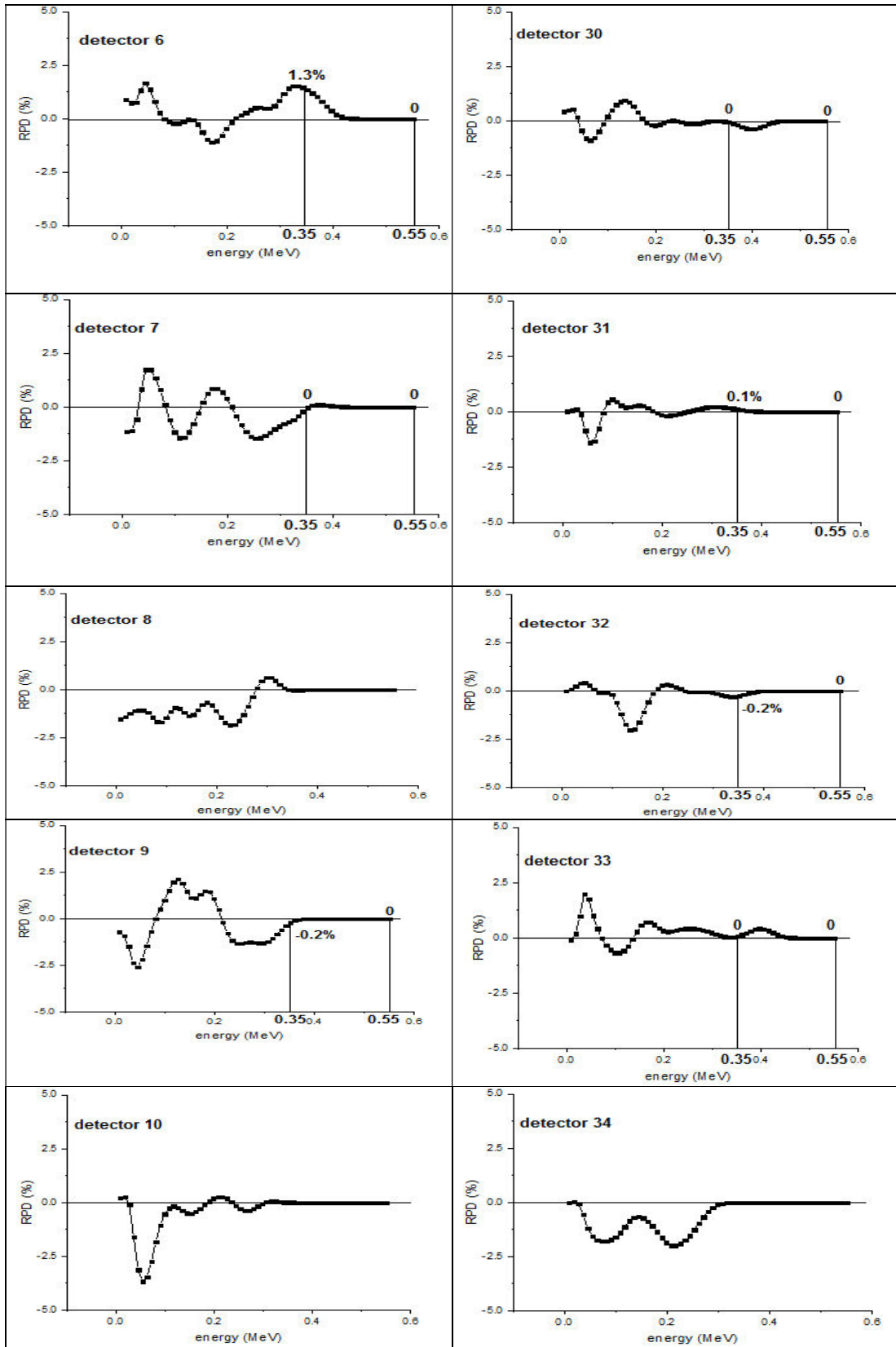
به بافت پس زمینه آن^۱ یعنی همان کبد است [۵۸]. به همین دلیل با توجه به میزان رادیودارو جذب شده در بافت کبد سالم [۵۶] میزان رادیودارو جذب شده در تومور کبدی محاسبه و در جدول ۴-۶ گزارش گردید و در شبیه‌سازی اعمال شد. با توجه به مطالب توضیح داده شده، چشمه گامای ۵۱۱ keV مطابق داده‌های جدول ۴-۶ در بافت‌های مختلف بدن توزیع شده و اثر اندام‌های داخلی مجاور با سرطان کبد مجدداً با توجه به این توزیع بررسی شد. در این شبیه‌سازی رادیودارو جذب شده در هر بافت به شکل یک چشمه فوتون نقطه‌ای با انرژی ۵۱۱ keV در نقطه‌ای در مرکز بافت‌های متقارن مانند قلب و به صورت چند نقطه در بافت‌های نامتقارن مانند روده قرار داده شد. در هر شبیه‌سازی یک میلیارد ذره ترابرد شد و حداکثر خطای آماری ۱۰ درصد است.

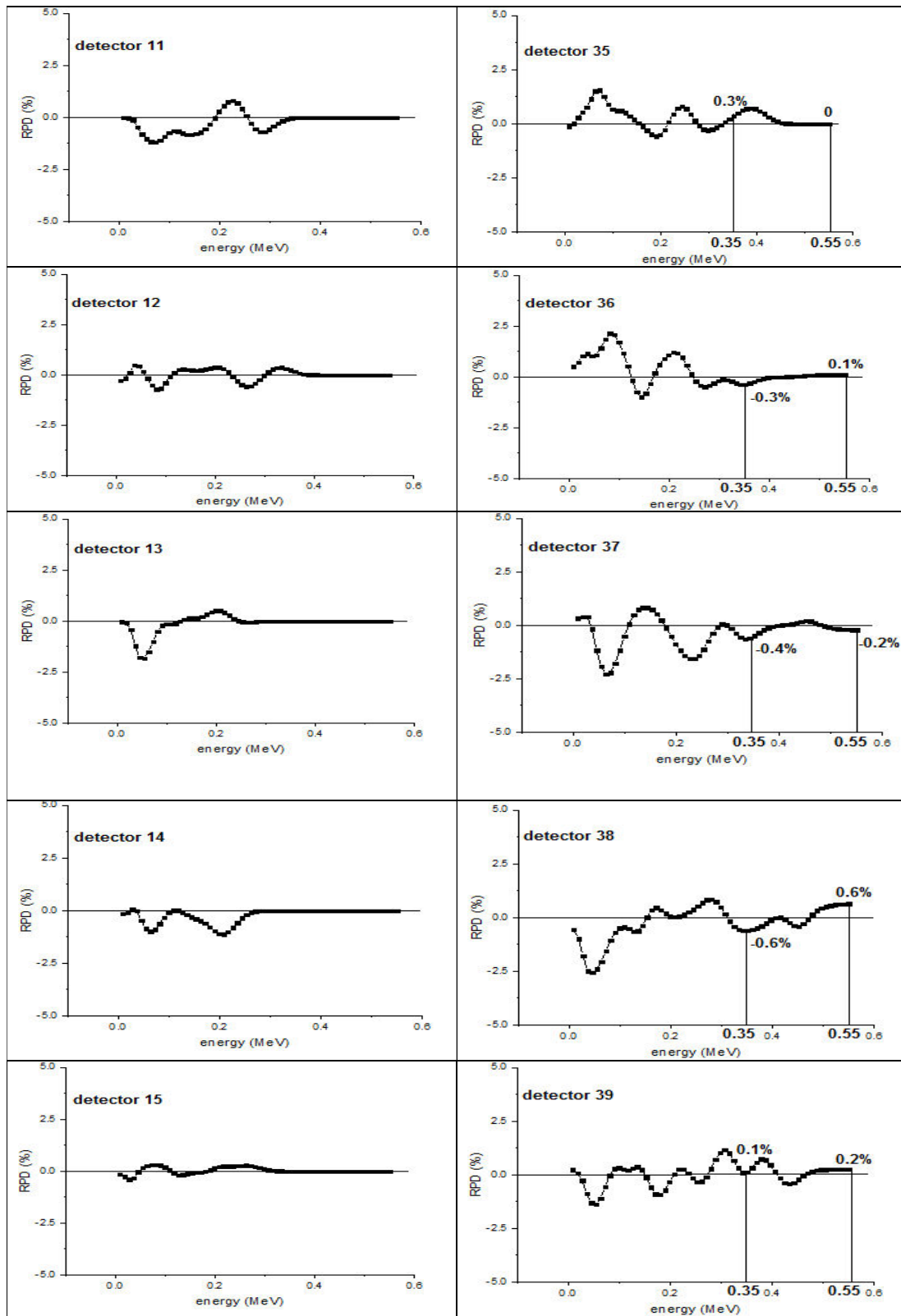
۴-۹-۱- بررسی اثر معده

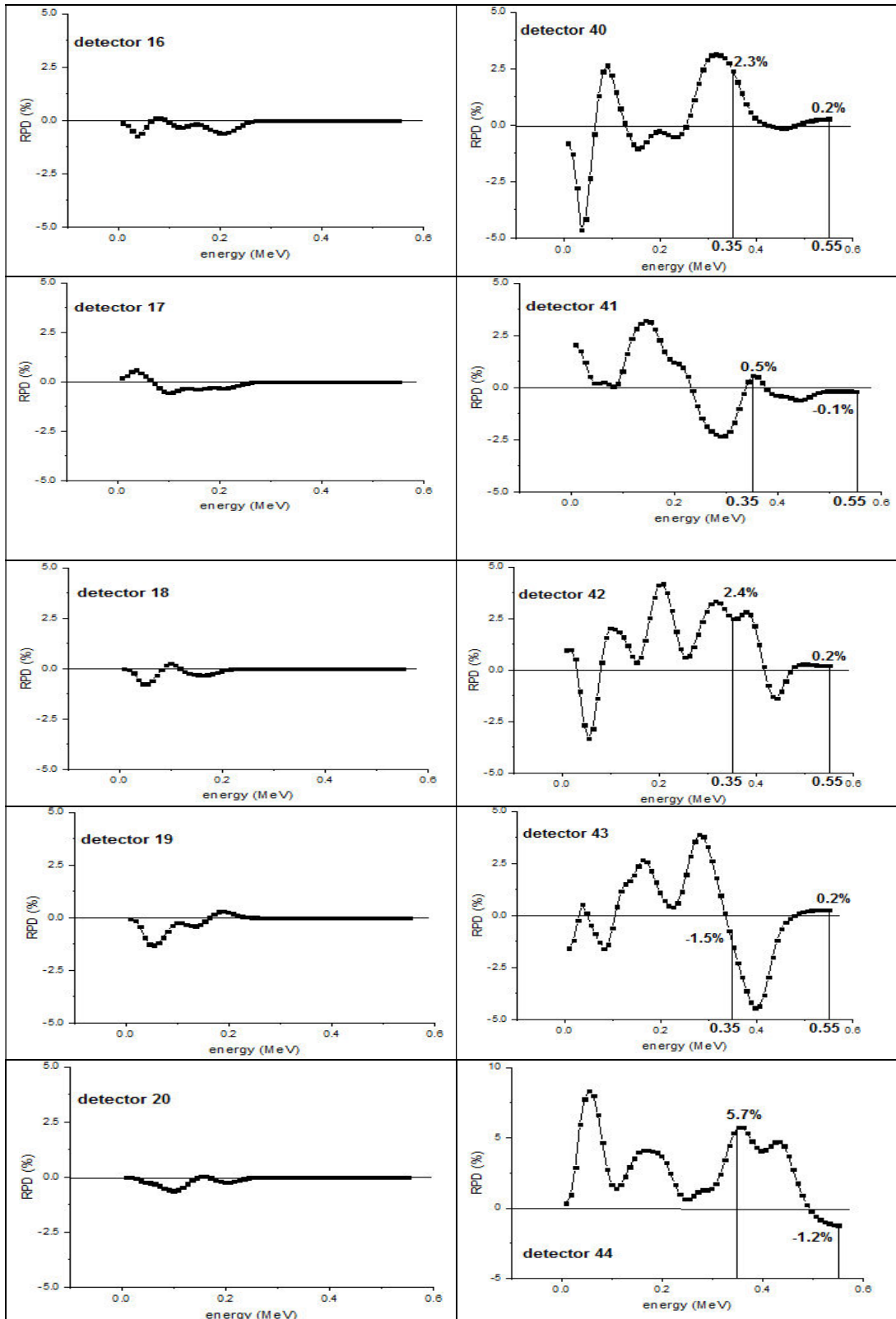
در حالی که رادیودارو پوزیترون دهنده به شکل گزارش شده در جدول ۴-۶ در تومور کبدی و در بدن توزیع شده و در حال تابش ۵۱۱ keV است، در مرحله اول در حضور تمامی اندام‌های بدن شمارش تک تک آشکارسازهای حلقه‌ی پت را در مقابل این چشمه‌ها بدست می‌آوریم و در مرحله بعدی با حذف معده مجدداً تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت به دست می‌آید. با مقایسه تابع پاسخ‌ها برای هر آشکارساز در این دو حالت اثر معده بر شمارش آشکارسازهای پت در تصویربرداری از تومور کبدی آشکار خواهد شد. همانند مرحله قبل مقادیر درصد تفاوت نسبی بین شمارش هر آشکارساز در دو حالت در هر انرژی با توجه به فرمول ۴-۳ محاسبه و در شکل ۴-۱۲ نشان داده شده است. برای بررسی بیشتر همانند روال قبل با توجه به تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور معده و نمودارها درصد اختلاف نسبی هر آشکارساز، جدول ۴-۷ شامل بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش هر آشکارساز در محدوده پنجره‌ی انرژی نیز در ادامه آمده شکل ۴-۱۲ آمده است.

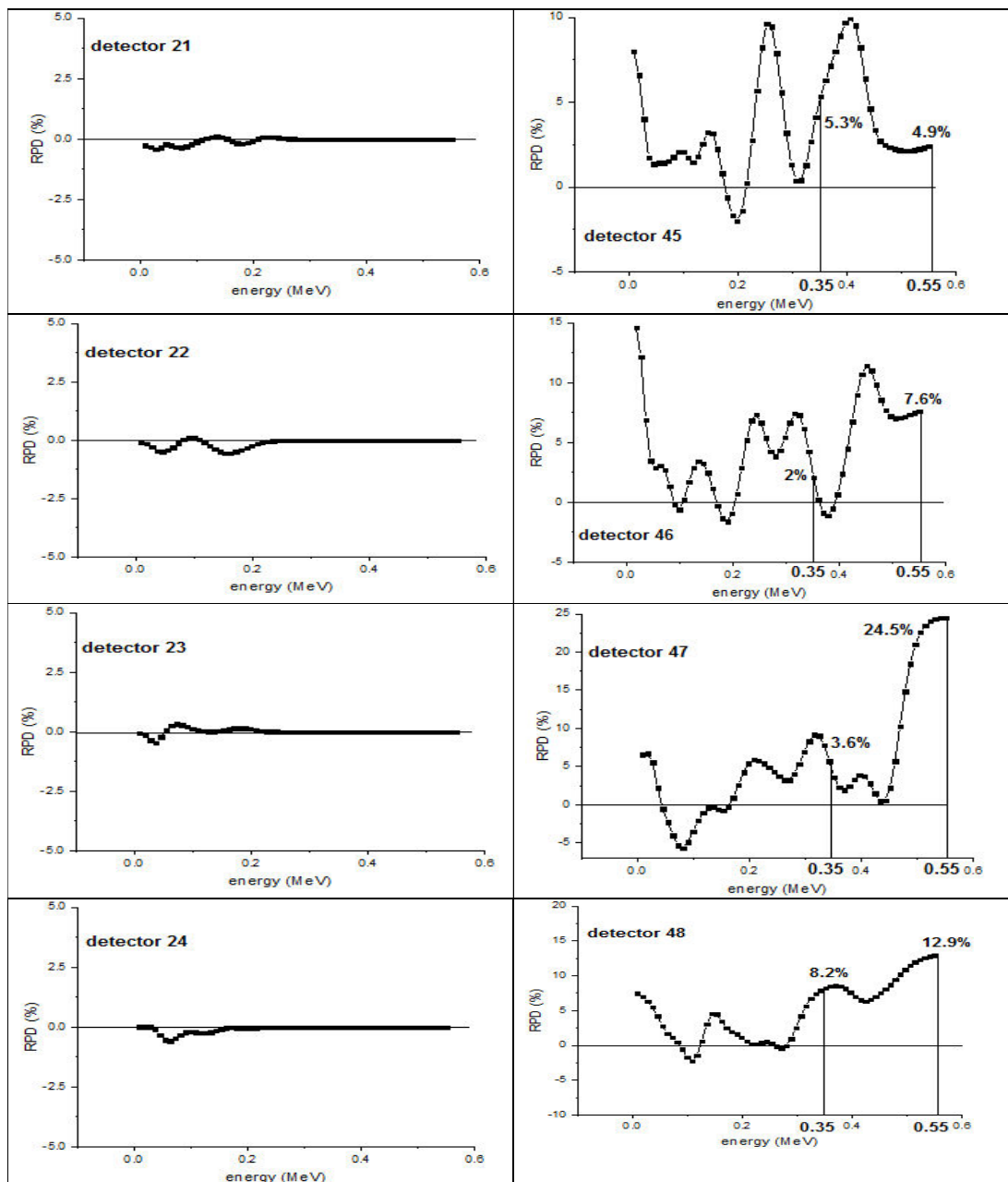
¹Target to Background Ratio (TBR)











شکل ۴-۱۲: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور معده در صورت توزیع رادیودارو در بدن

جدول ۴-۷: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم معده در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن

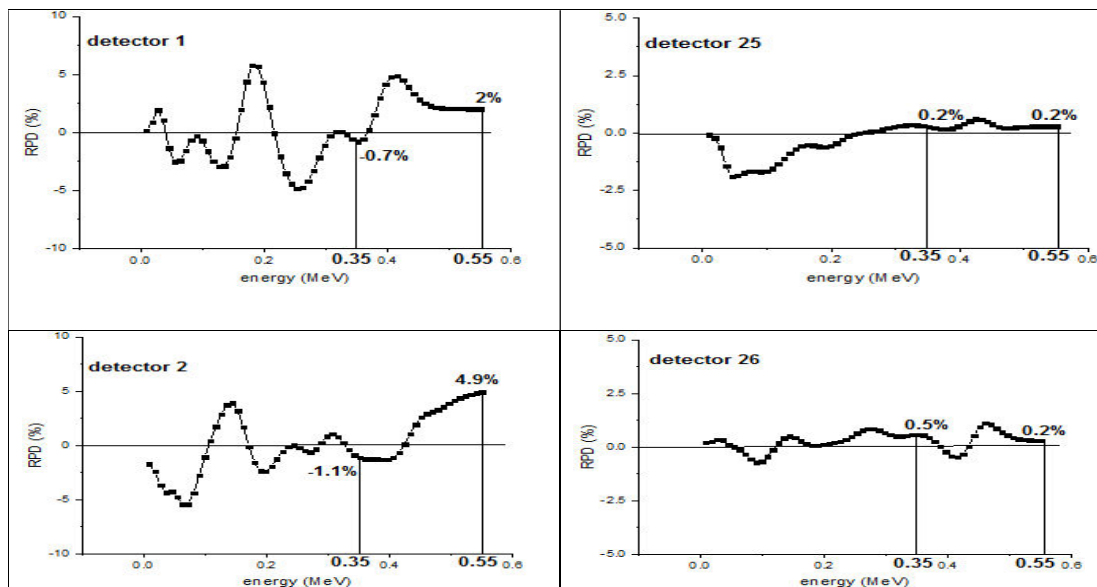
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	۶/۵	۱/۸	۲۵	۰	۰
۲	-۶/۵	-۲/۸	۲۶	۰	۰
۳	-۴	-۱/۹	۲۷	۰	۰
۴	۱/۴	۰/۴	۲۸	۰	۰
۵	-۱/۴	-۰/۳	۲۹	۰	۰
۶	۱/۳	۰/۲	۳۰	-۰/۳	-۰/۱
۷	۰/۱	۰	۳۱	۰/۱	۰
۸	۰	۰	۳۲	-۰/۲	۰
۹	-۰/۲	۰	۳۳	۰/۴	۰/۱
۱۰	۰	۰	۳۴	۰	۰
۱۱	۰	۰	۳۵	۰/۷	۰/۲
۱۲	۰	۰	۳۶	-۰/۳	۰
۱۳	۰	۰	۳۷	-۰/۴	۰
۱۴	۰	۰	۳۸	۰/۶	۰
۱۵	۰	۰	۳۹	۰/۶	۰/۱
۱۶	۰	۰	۴۰	۲/۳	۰/۳
۱۷	۰	۰	۴۱	-۰/۶	-۰/۲
۱۸	۰	۰	۴۲	۲/۸	۰/۶
۱۹	۰	۰	۴۳	-۴/۴	-۱/۴
۲۰	۰	۰	۴۴	۵/۷	۲/۴
۲۱	۰	۰	۴۵	۹/۹	۴/۹
۲۲	۰	۰	۴۶	۱۱/۴	۵/۷
۲۳	۰	۰	۴۷	۲۴/۵	۱۰/۵
۲۴	۰	۰	۴۸	۱۲/۹	۹/۲

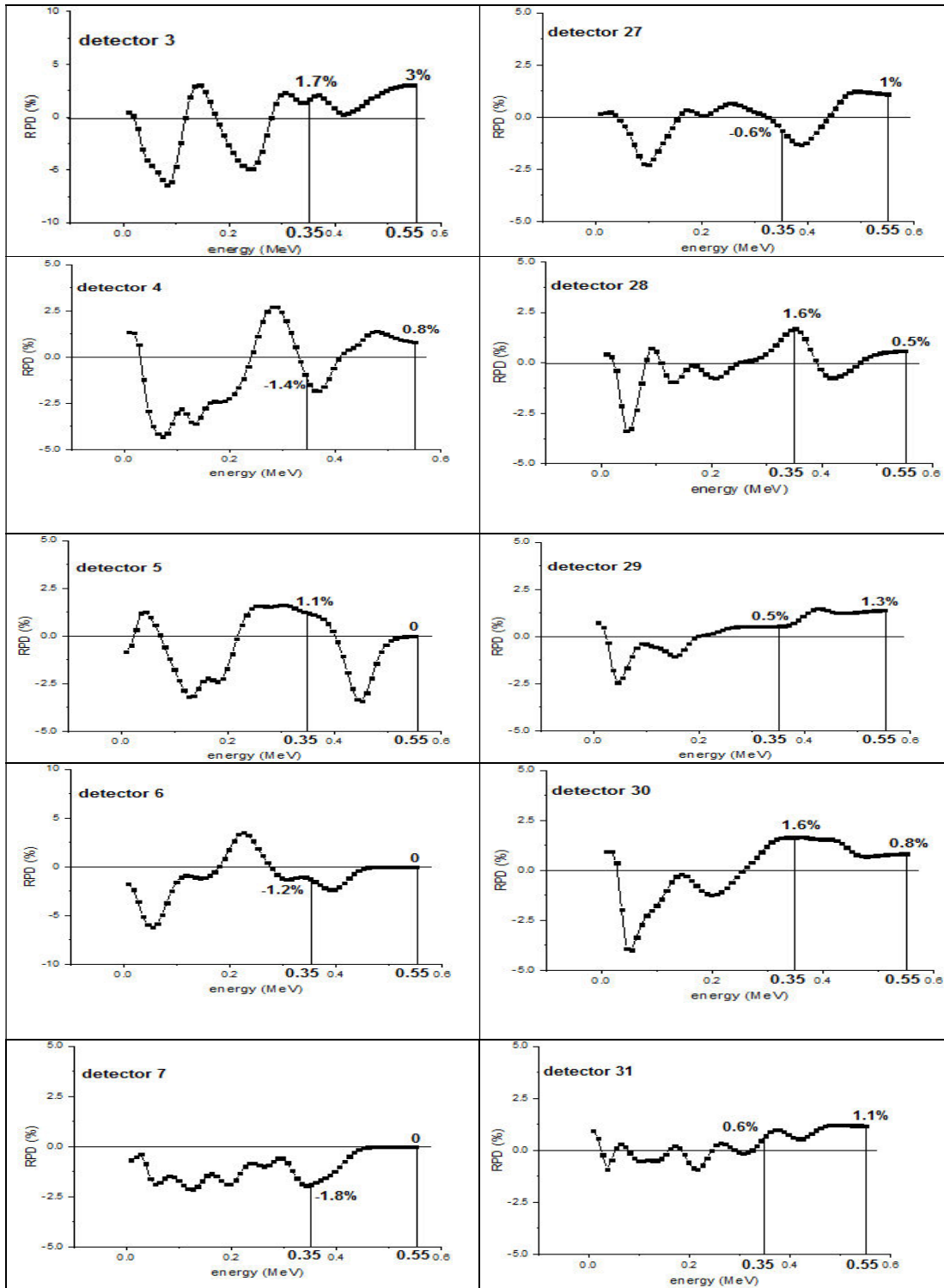
با توجه به نمودارهای تابع پاسخ آشکارسازهای حلقه‌ی پت در شکل ۴-۱۲ و مقادیر ارایه شده در جدول ۴-۷، می‌توان گفت معده روی شمارش ۲۶ آشکارساز حلقه‌ی پت اثر می‌گذارد که نسبت به حالت قبل (صرف نظر از جذب رادیودارو در سایر بافت‌ها) بیشتر است. آشکارسازهای مورد نظر در این حالت نیز مانند حالت قبل یک کمان را در سمت چپ بدن تشکیل می‌دهند. این کمان از آشکارساز ۹ شروع شده و به آشکارساز ۳۰ ختم می‌شود. از میان این آشکارسازها بیشترین اثر معده باز هم مانند حالت قبل روی آشکارسازهای ۴۷ و ۴۸ است. مقادیر میانگین درصد اختلاف نسبی در این حالت

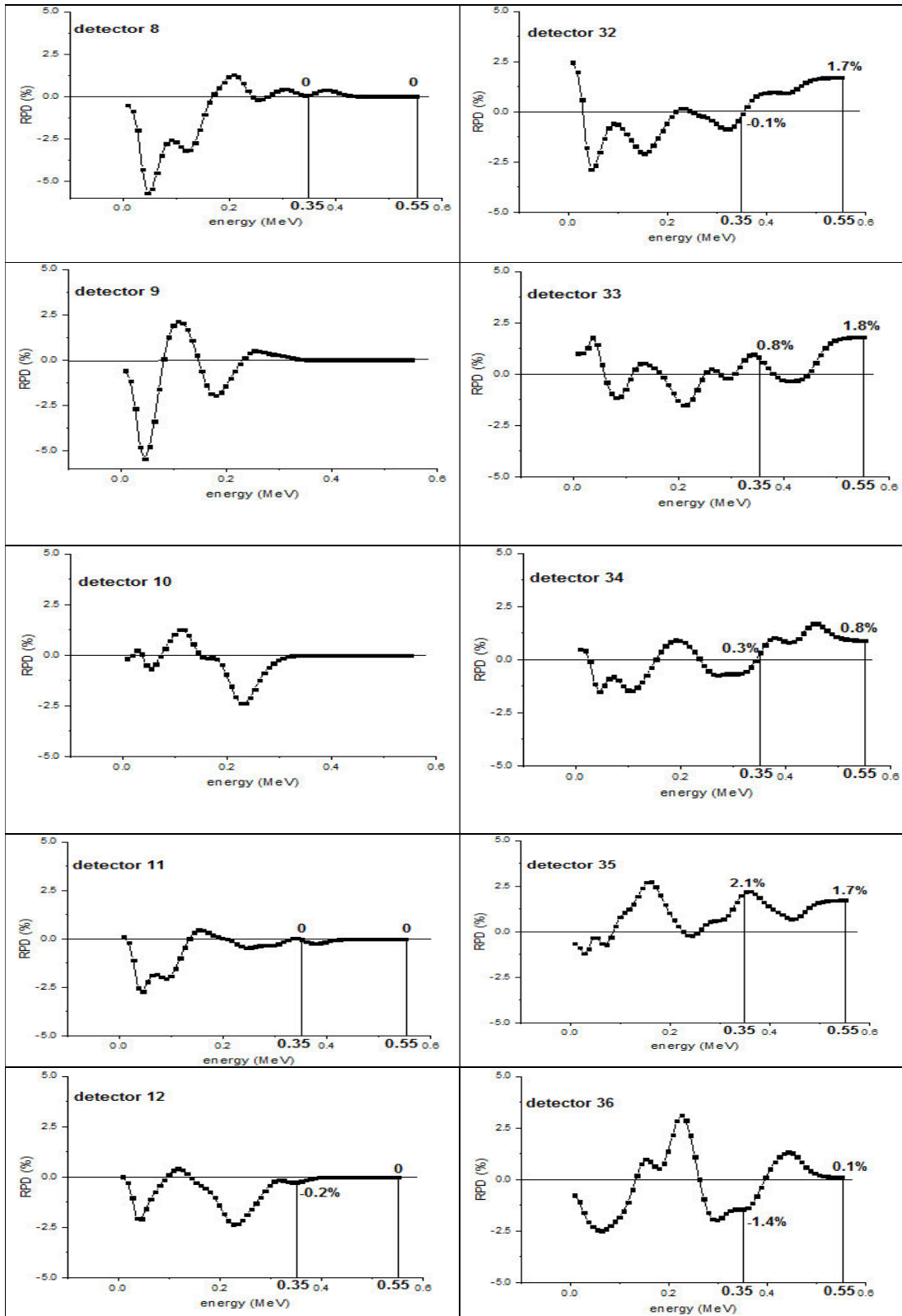
نسبت به حالت قبل کاهش یافته است اما باز هم علامت مقادیر درصد اختلاف نسبی حاکی از کاهش شمارش‌ها برای آشکارسازهای میانی و افزایش شمارش‌ها برای آشکارسازهای دو طرف کمان است. طبق نمودارهای شکل ۴-۱۲، معده در حالت توزیع رادیودارو در بدن بر شمارش ۱۴ آشکارساز در محدوده‌ی قله تمام انرژی اثر گذاشته و شمارش آن‌ها را تغییر می‌دهد. از بین این ۱۴ آشکارساز بیشترین تغییر شمارش در حضور معده برای قله تمام انرژی در آشکارساز ۴۷ با ۲۴/۵ درصد است.

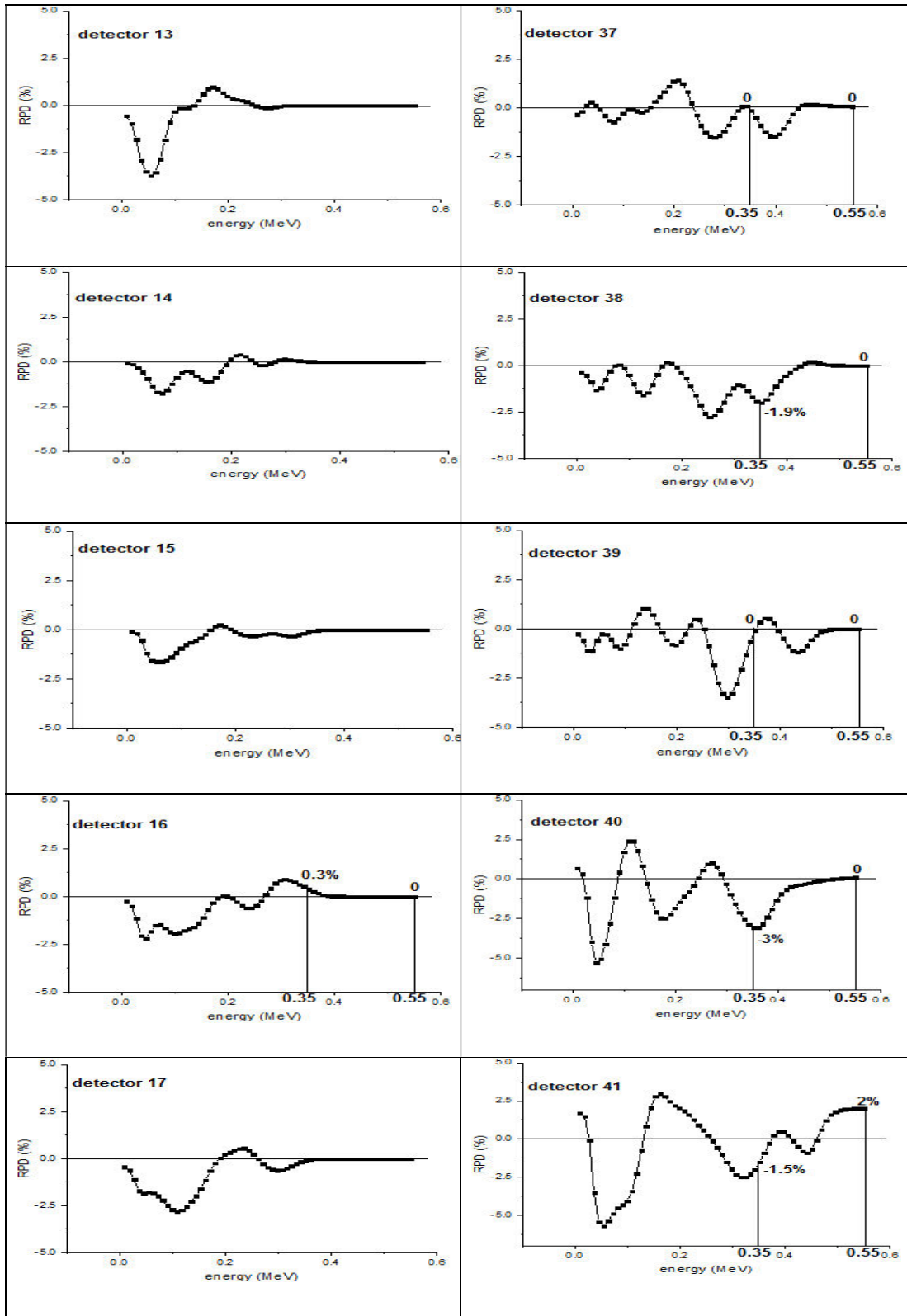
۴-۹-۲- بررسی اثر قلب

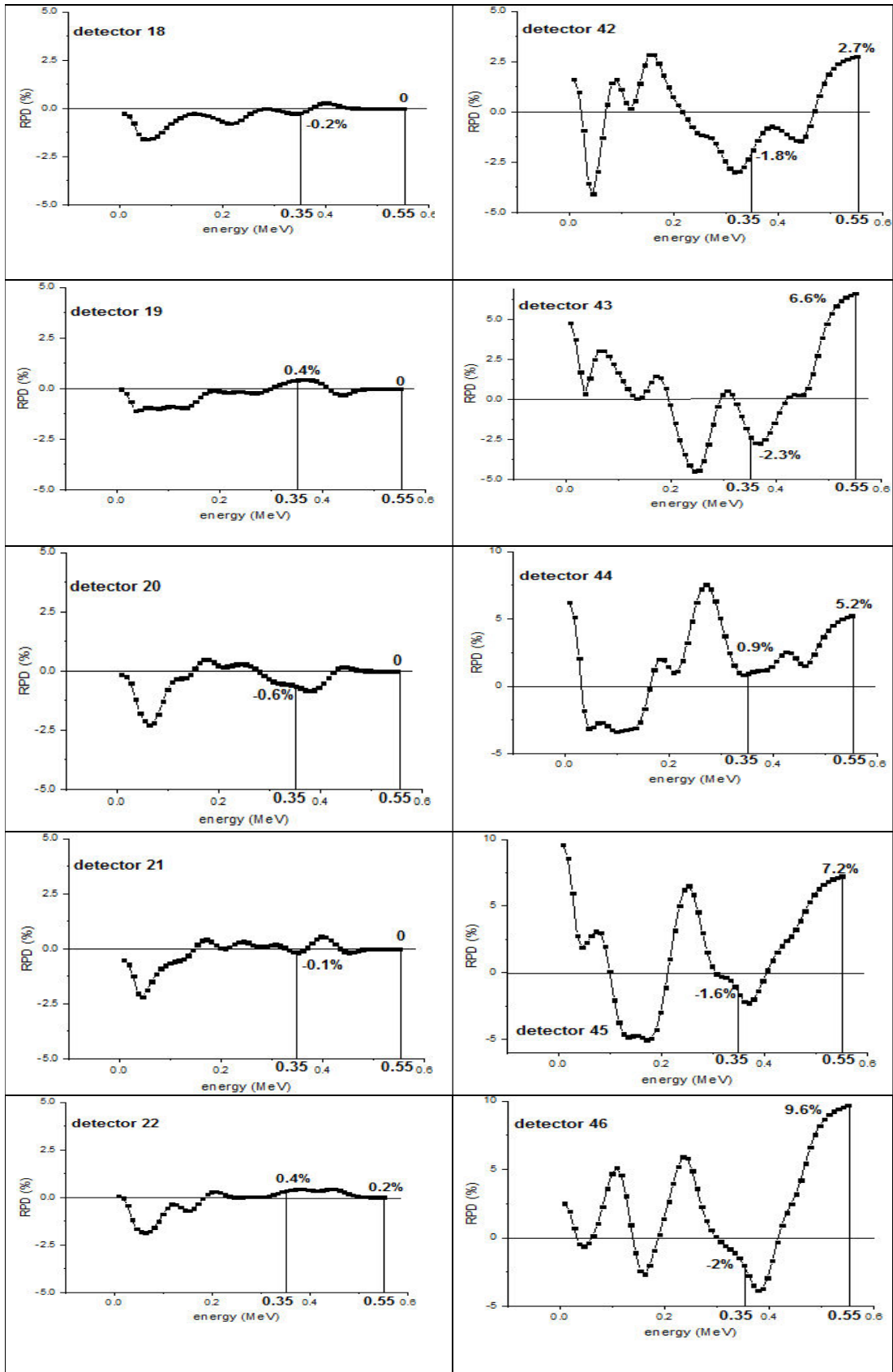
برای بررسی اثر قلب در تصویربرداری از تومور کبدی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن، بافت قلب از فانتوم کامل بدن انسان حذف و تابع پاسخ آشکارسازهای پت در مقابل تابش رادیوداروی توزیع شده در بدن فانتوم بدست آمد. این تابع پاسخ‌ها با تابع پاسخ بدست آمده از تابش رادیوداروی توزیعی در بدن برای فانتوم کامل مقایسه و نمودار درصد اختلاف نسبی برای هر آشکارساز طبق فرمول ۴-۳ بدست آمد که در شکل ۴-۱۳ نشان داده شده است. بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی نیز برای هر آشکارساز در محدوده پنجره‌ی انرژی در جدول ۴-۸ ارایه شده است.

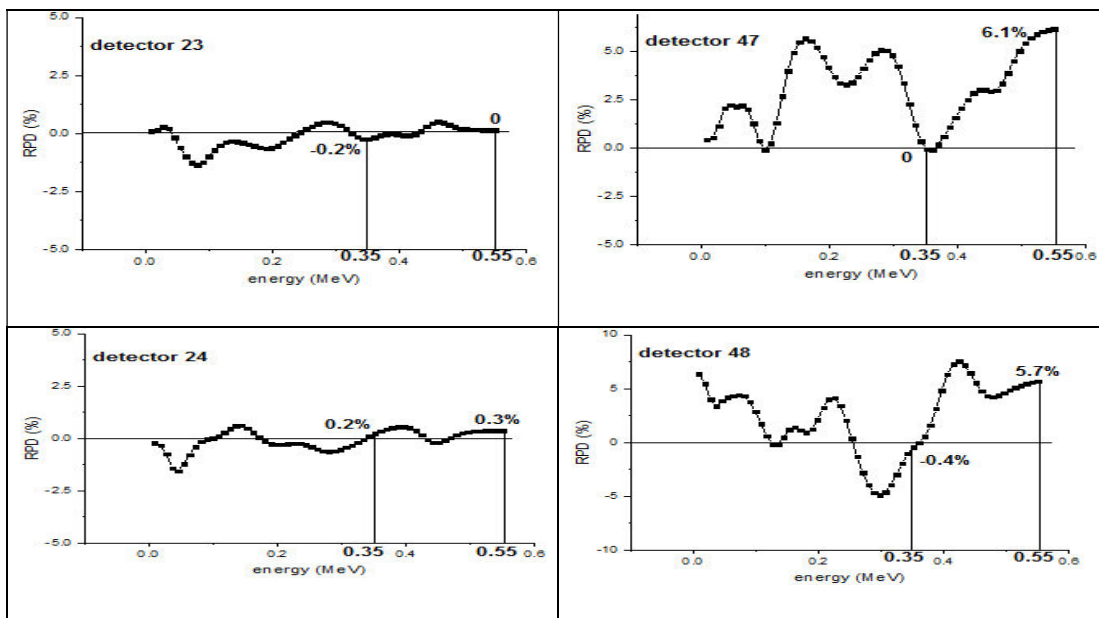












شکل ۴-۱۳: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور قلب در صورت توزیع رادیودارو در بدن

جدول ۴-۸: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم قلب در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن

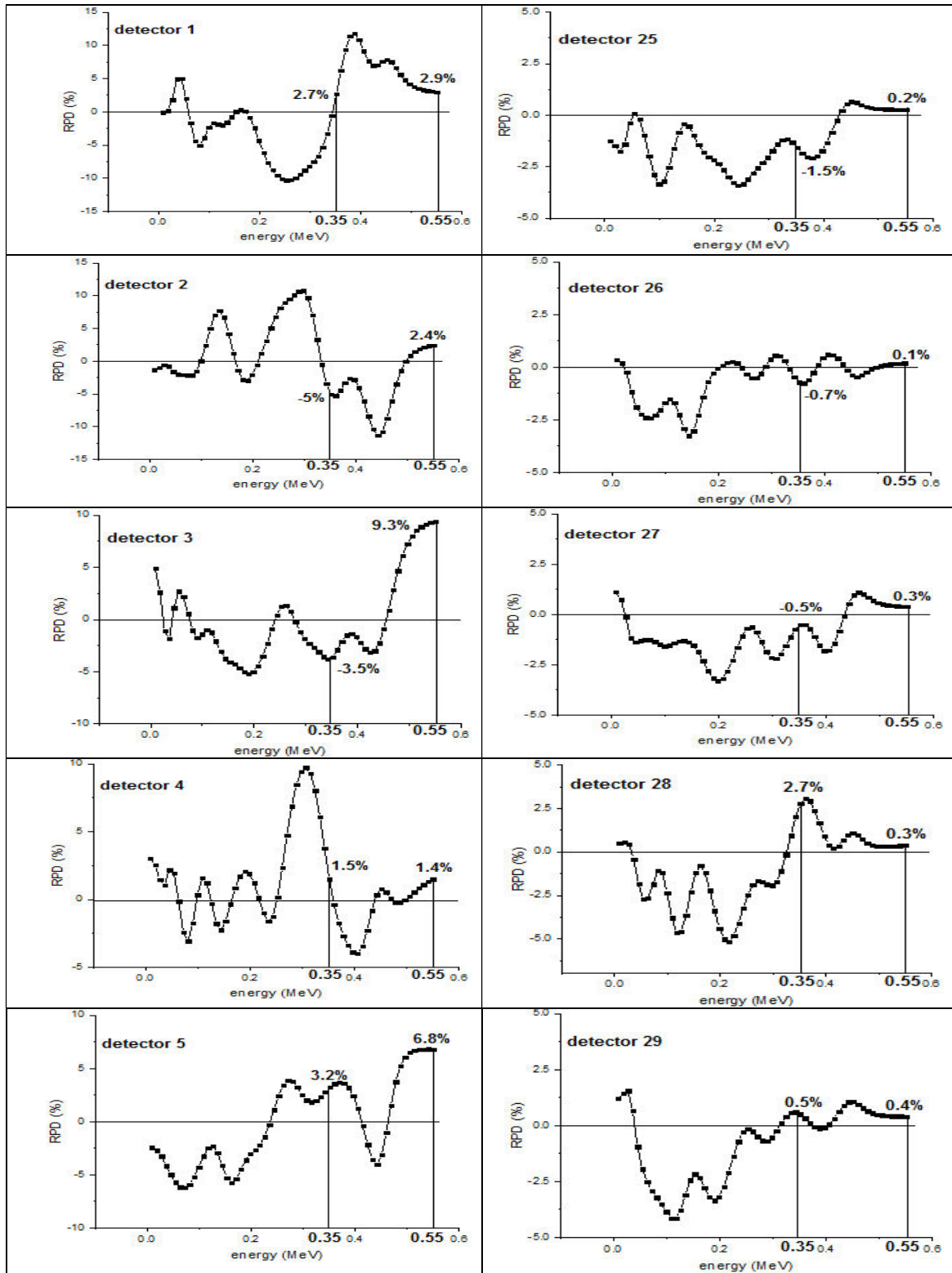
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	۴/۸	۲/۳	۲۵	۰/۶	۰/۳
۲	۴/۹	۱/۷	۲۶	۱/۱	۰/۳
۳	۳	۱/۸	۲۷	-۱/۳	۰/۱
۴	-۱/۸	۰/۲	۲۸	۱/۶	۰/۲
۵	-۳/۴	-۰/۷	۲۹	۱/۳	۱/۱
۶	-۲/۳	-۰/۷	۳۰	۱/۶	۱/۱
۷	-۱/۸	-۰/۵	۳۱	۱/۲	۰/۹
۸	۰/۳	۰	۳۲	۱/۷	۱/۱
۹	۰	۰	۳۳	۱/۸	۰/۷
۱۰	۰	۰	۳۴	۱/۶	۱
۱۱	-۰/۲	۰	۳۵	۲/۲	۱/۴
۱۲	-۰/۲	۰	۳۶	-۱/۴	۰/۲
۱۳	۰/۳	۰	۳۷	-۱/۴	-۰/۳
۱۴	۰	۰	۳۸	-۱/۹	-۰/۳
۱۵	۰	۰	۳۹	-۱/۱	-۰/۲
۱۶	۰/۳	۰	۴۰	-۳	-۰/۷
۱۷	۰	۰	۴۱	۲	۰/۵
۱۸	۰/۲	۰	۴۲	۲/۷	۰/۲
۱۹	۰/۴	۰	۴۳	۶/۶	۱/۶
۲۰	-۰/۸	-۰/۲	۴۴	۵/۲	۲/۶
۲۱	۰/۵	۰	۴۵	۷/۲	۲/۷
۲۲	۰/۴	۰/۲	۴۶	۹/۶	۳/۲
۲۳	۰/۵	۰/۱	۴۷	۶/۱	۳/۲
۲۴	۰/۵	۰/۲	۴۸	۶/۴	۴/۵

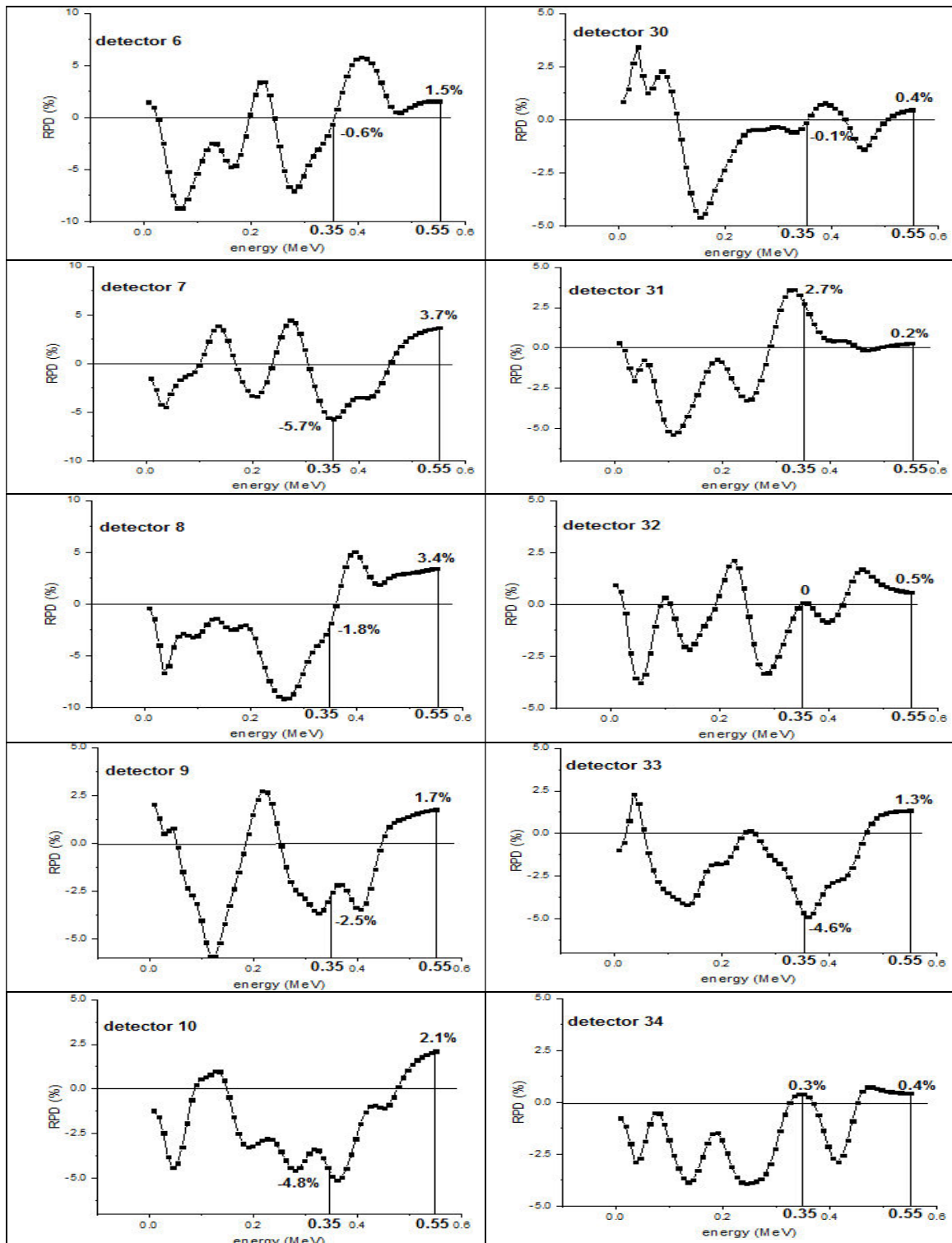
با توجه به جدول ۴-۸ و نمودارهای درصد اختلاف نسبی بین توابع پاسخ آشکارسازهای پت مربوط به حضور و عدم حضور بافت قلب در شکل ۴-۱۳ می‌توان گفت، قلب بر شمارش ۴۳ آشکارساز پت بر بازه پنجره‌ی انرژی اثر می‌گذارد. اگر چه اثر قلب در این حالت گسترده‌تر از حالت قبلی یعنی تمرکز رادیودارو در تومور است اما آشکارسازهایی که درصد اختلاف نسبی بیشتری دارند باز هم در سمت راست حلقه (چپ بدن) قرار گرفته‌اند. به طور مثال آشکارساز ۴۸ بیشترین میانگین درصد اختلاف نسبی و آشکارساز ۴۶ بیشترین درصد اختلاف نسبی را داراست. به طور کلی از میان ۴۸ آشکارساز

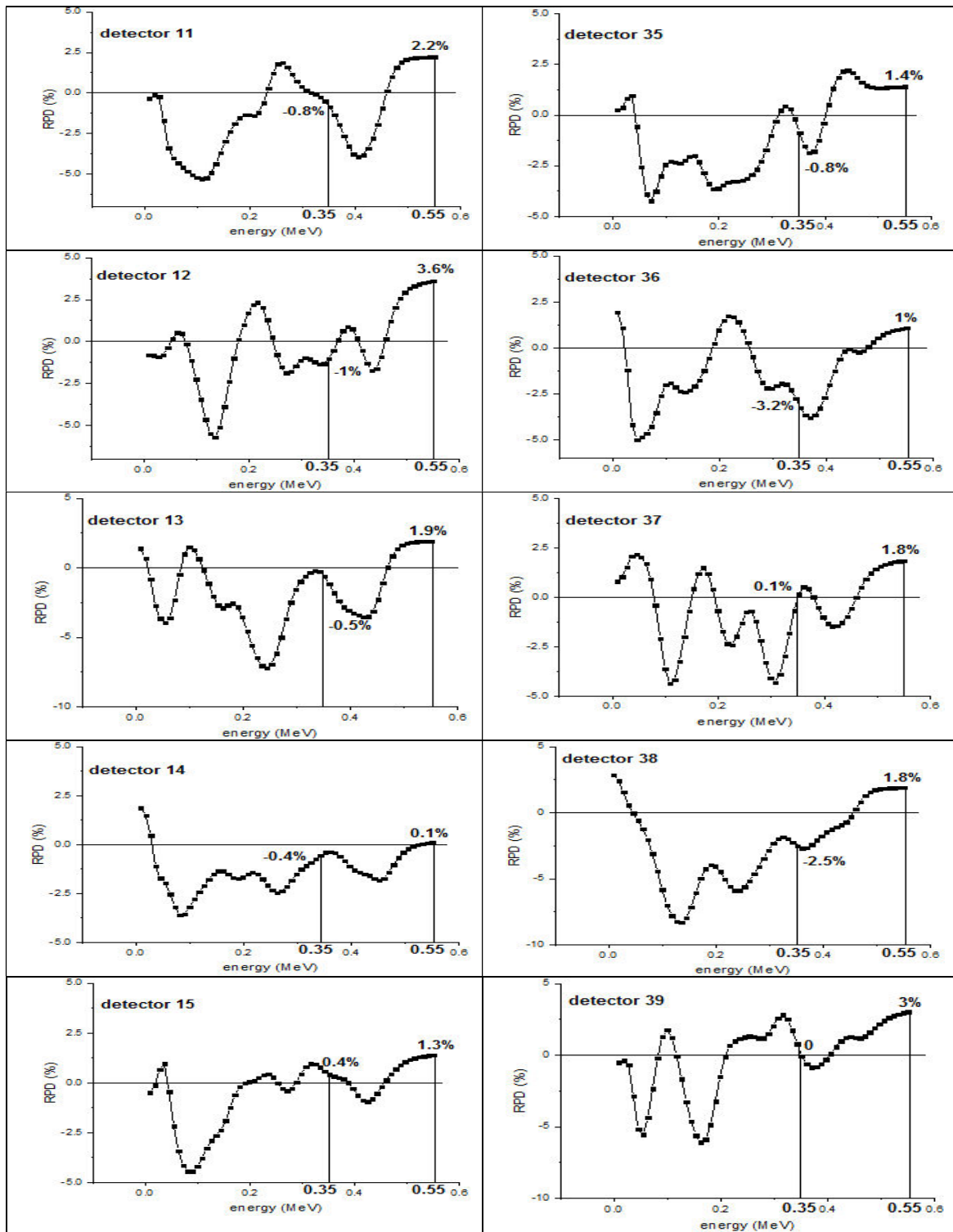
پت آشکارسازهای ۴۰ تا ۶، درصد اختلاف نسبی بیشتری در مقابل سایر آشکارسازها داشته و حضور قلب تاثیر بیشتری بر شمارش این آشکارسازها دارد. میانگین درصد اختلاف نسبی برای بعضی از آشکارسازها مثبت است که با توجه به فرمول ۳-۴ باید گفت که قلب شمارش آشکارسازهای مورد نظر را کاهش می‌دهد. این در حالی است که در حالت قبلی میانگین درصد اختلاف نسبی تمامی آشکارسازهای تحت تاثیر قلب مقداری منفی داشت. بدان معنی که قلب به طور کلی شمارش آشکارسازها را در آن حالت افزایش داده است که همان طور که بیان شد مربوط به اثر پراکنندگی قلب روی گاماها می‌باشد. بنابراین نکته این جاست که پخش رادیودارو در بدن نحوه تاثیر قلب را روی آشکارسازهای پت تغییر داده است. با توجه به این که قلب و خون ۴/۵ درصد از رادیودارو را در خود جذب می‌کنند، قلب در کنار اثر پراکنندگی گاماها می‌تواند خروجی از تومور و سایر بافتها بر روی گاماها می‌تواند از خود اثر افت و پراکنندگی ایجاد کرده و مانع از رسیدن آنها به آشکارساز مورد نظر می‌شود و شمارش این آشکارسازها کاهش می‌یابد. ایجاد تغییر در آشکارسازهای سمت چپ حلقه نظیر آشکارسازهای ۲۴، ۲۵ و ... که در حالت تجمع کامل رادیودارو در تومور کبدی وجود نداشت نیز تاییدی بر این ادعا است. با توجه به نمودارهای درصد اختلاف نسبی آشکارسازها باید گفت که قلب روی شمارش آشکارسازهای سمت راست حلقه در محدوده قله تمام انرژی بخصوص آشکارسازهای ۴۱ تا ۴ اثر کاهشی دارد. بیشترین اثر کاهشی قلب روی قله تمام انرژی، ۹/۶ درصد در آشکارساز ۴۶ است.

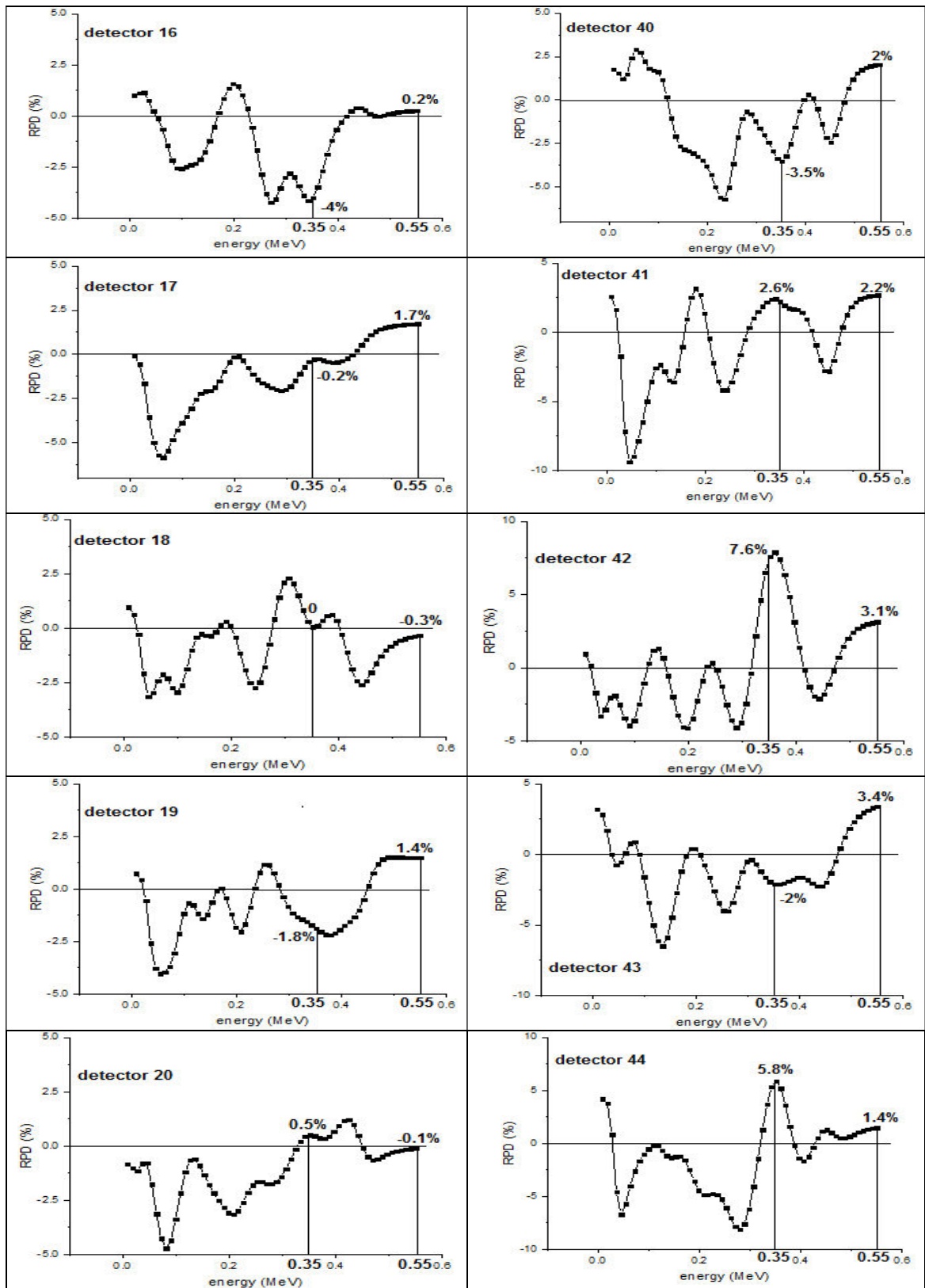
۳-۹-۴ - بررسی اثر ریه‌ها

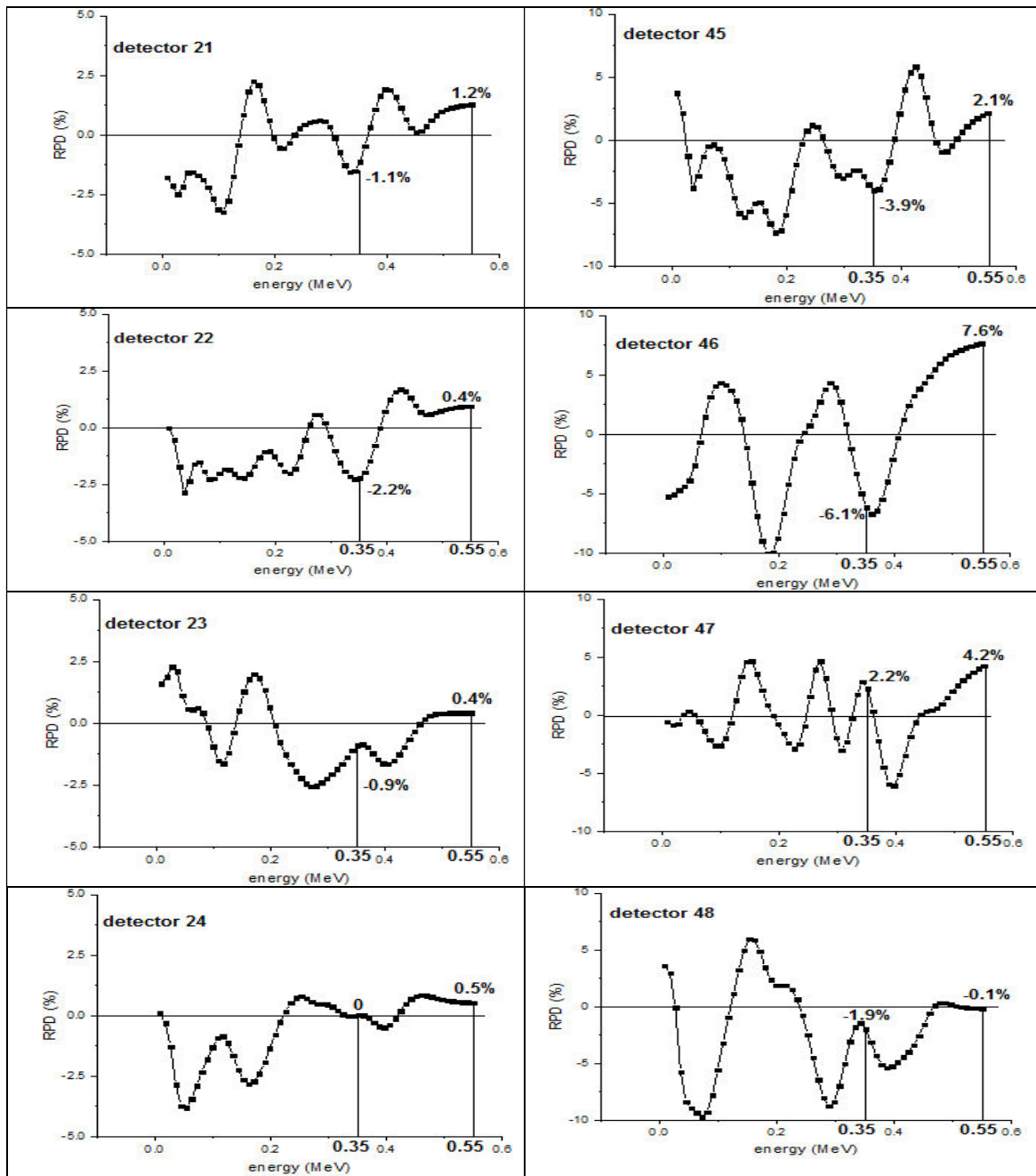
به منظور بررسی ریه‌ها، ریه‌ها را همانند حالت قبل از فانتوم کامل بدن انسان برداشته و تابع پاسخ تک آشکارسازهای حلقه‌ی پت را در مقابل تابش رادیوداروی توزیع شده در تومور و بدن به دست می‌آوریم. شکل ۴-۱۴ و جدول ۴-۹ نمودارهای درصد اختلاف نسبی شمارش ۴۸ آشکارساز حلقه‌ی پت را در حالت حضور و عدم حضور بافت ریوی و بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش هر آشکارساز را در بازه پنجره‌ی انرژی نشان می‌دهد.











شکل ۴-۱۴: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی بت در حضور و عدم حضور ریه‌ها در صورت توزیع رادیودارو در بدن

جدول ۴-۹: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم ریوی در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن

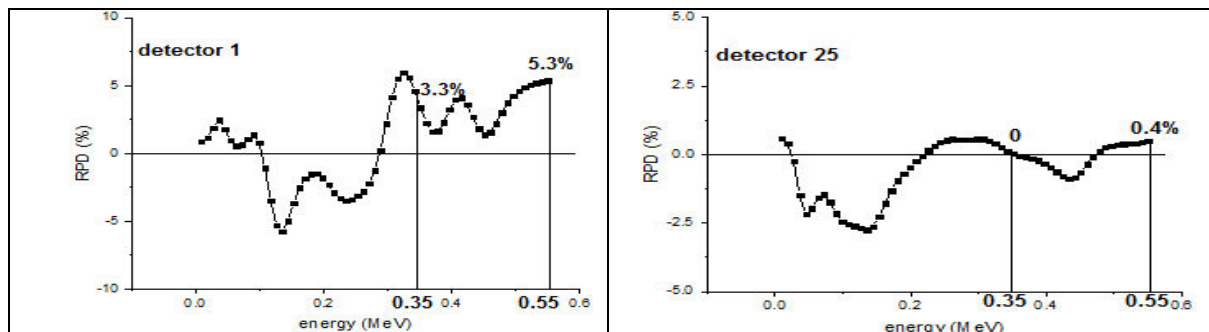
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	۱۱/۸	۶/۳	۲۵	-۲	-۰/۳
۲	۱۱/۳	-۳/۶	۲۶	-۰/۷	۰
۳	۹/۳	۲	۲۷	-۱/۸	۰
۴	-۳/۹	-۰/۶	۲۸	۳	۰/۹
۵	۶/۸	۲/۷	۲۹	۱	۰/۴
۶	۵/۷	۲/۴	۳۰	-۱/۳	۰
۷	-۵/۷	-۰/۶	۳۱	۲/۷	۰/۴
۸	۴/۷	۲/۷	۳۲	۱/۶	۰/۴
۹	-۳/۴	-۰/۴	۳۳	-۴/۸	-۱/۲
۱۰	-۵	-۰/۹	۳۴	-۲/۸	-۰/۳
۱۱	-۳/۹	-۰/۴	۳۵	۲/۲	۰/۸
۱۲	۳/۶	۱	۳۶	-۳/۸	-۰/۸
۱۳	-۳/۵	-۰/۷	۳۷	۱/۸	۰/۳
۱۴	-۱/۸	-۰/۸	۳۸	-۲/۶	-۰/۱
۱۵	۱/۳	۰/۳	۳۹	۳	۱/۱
۱۶	-۴	-۰/۴	۴۰	-۳/۵	-۰/۳
۱۷	۱/۷	۰/۶	۴۱	-۲/۸	۰/۸
۱۸	-۲/۵	-۰/۷	۴۲	۷/۸	۲/۲
۱۹	-۲/۱	-۰/۱	۴۳	۳/۴	-۰/۱
۲۰	۱/۲	۰/۱	۴۴	۵/۸	۱
۲۱	۱/۹	۰/۸	۴۵	۵/۸	۰/۹
۲۲	-۲/۲	۰/۴	۴۶	۷/۶	۲/۴
۲۳	-۶	-۰/۴	۴۷	-۶	۰
۲۴	۰/۸	۰/۳	۴۸	-۵/۲	-۱/۹

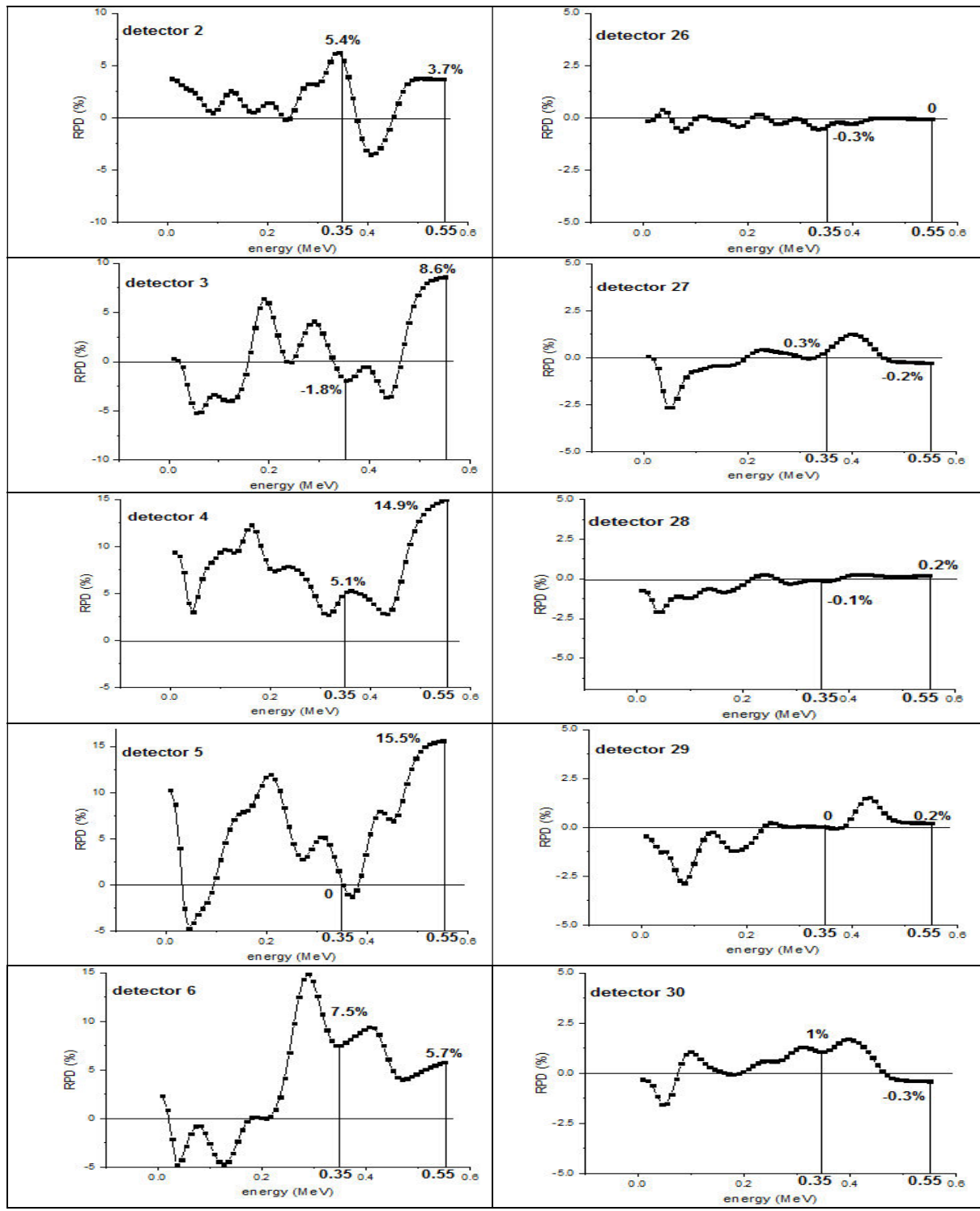
با توجه به شکل ۴-۱۴ و جدول ۴-۹، مانند حالت تجمع تمامی رادیودارو در تومور در این حالت نیز تاثیر ریه‌ها روی تمامی آشکارسازهای پت می‌باشد. اگرچه گستردگی این تاثیر مانند قبل است اما میزان آن نسبت به حالت قبل بیشتر است. زیرا در حالت قبل با توجه به جدول ۴-۳ میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازها در دو حالت حضور و عدم حضور بافت ریوی برای اکثر آشکارسازها صفر بوده و از ۱/۳- درصد تجاوز نمی‌کرد اما در این حالت تقریباً تمامی آشکارسازها دارای میانگین درصد اختلاف نسبی غیرصفرند و این مقدار در آشکارساز ۱ به بیشترین مقدار خود

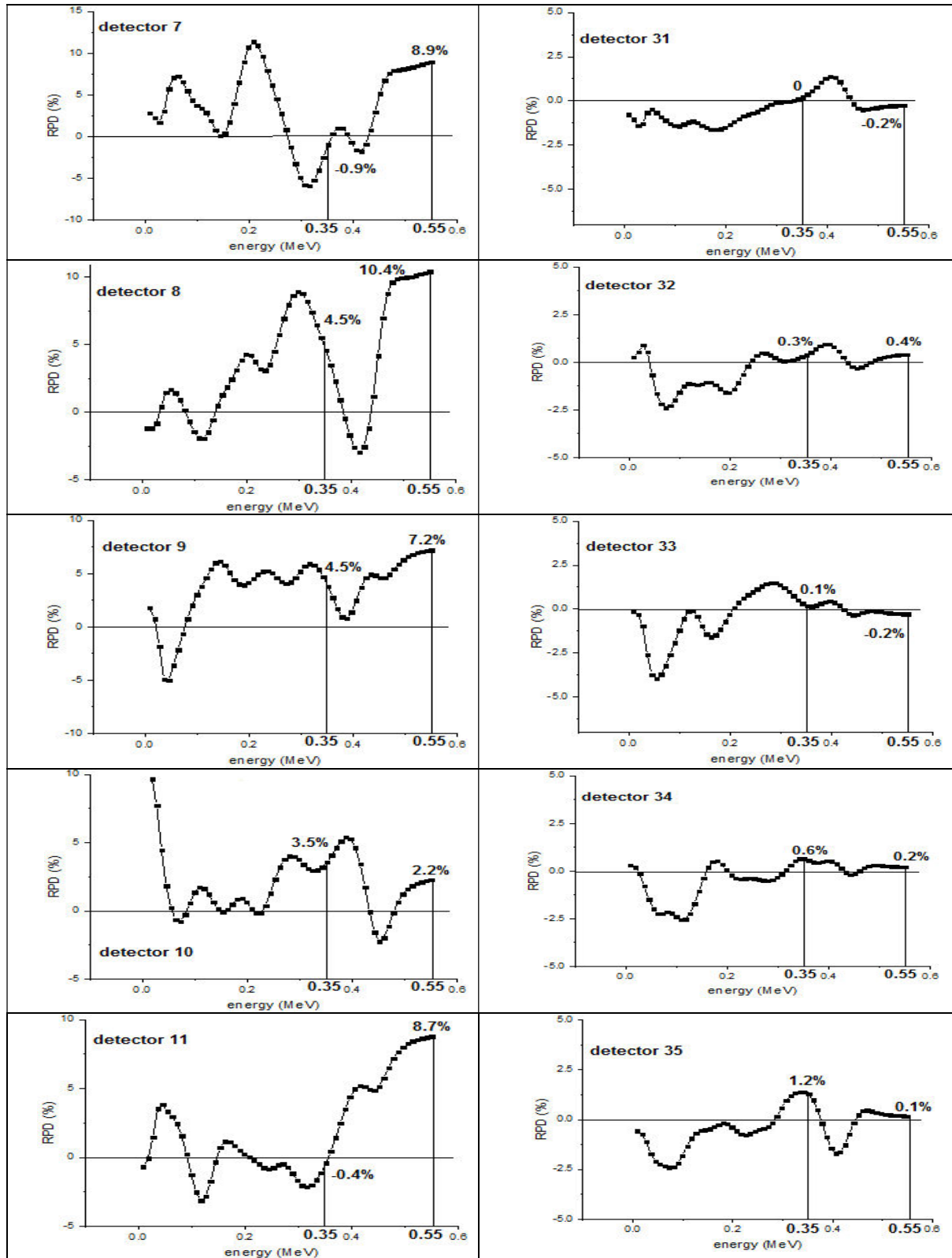
یعنی ۶/۳ درصد رسیده که رقم قابل توجهی می‌باشد. بیشترین درصد اختلاف نسبی نیز مربوط به این آشکارساز و ۱۱/۸ درصد است. اگرچه با توجه به فرمول ۳-۴ ریه‌ها در حالت قبل با میانگین و بیشترین درصد اختلاف نسبی با علامت منفی باعث افزایش اندک شمارش‌ها می‌شدند که در نتیجه پراکندگی این بافت ایجاد می‌شد اما در این حالت اعداد ارزیابی شده در جدول ۴-۹ با هر دو علامت دیده می‌شوند که نشان از اثر جذبی و پراکندگی این بافت روی گاماهاى نابودی خروجی از تومور و سایر بافت‌های بدن دارد. علت این امر را نیز می‌توان در متمرکز شدن ۶/۹ درصد رادیودارو در این بافت نرم دانست. با توجه به شکل ۴-۱۴ بافت ریوی بر شمارش تمامی آشکارسازهای حلقه‌ی پت در محدوده قله تمام انرژی اثر گذاشته این اثر در آشکارساز ۳ به بیشترین مقدار خود یعنی ۹/۳ درصد می‌رسد. با وجود این‌که اثر ریه‌ها روی تمامی آشکارسازهای پت قابل توجه است اما باز هم می‌توان گفت این اثر روی آشکارسازهای سمت راست حلقه نظیر آشکارسازهای ۴۸، ۱، ۲، ۳، و ... از بقیه بیشتر است.

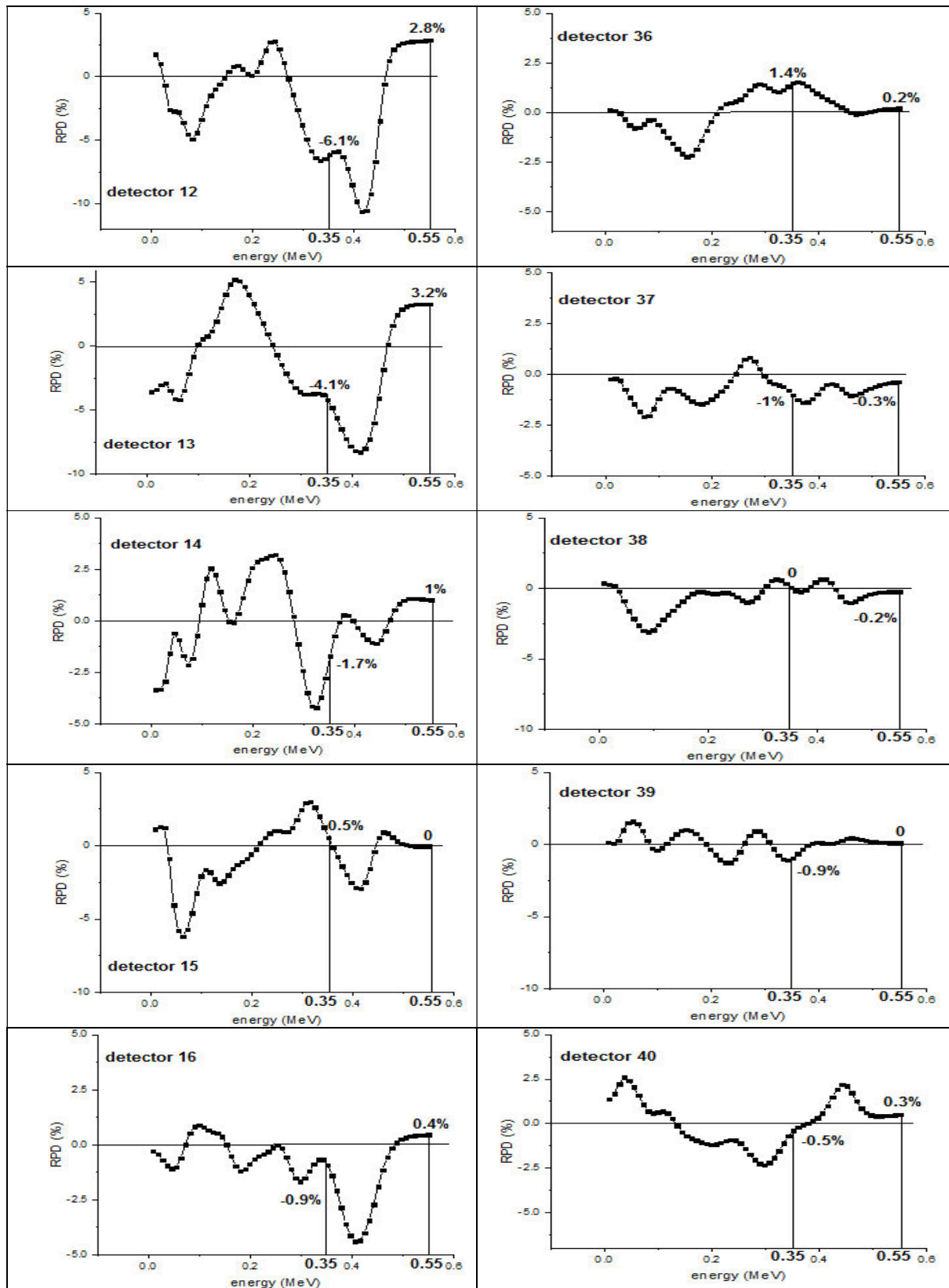
۴-۹-۴ - بررسی اثر کلیه‌ها

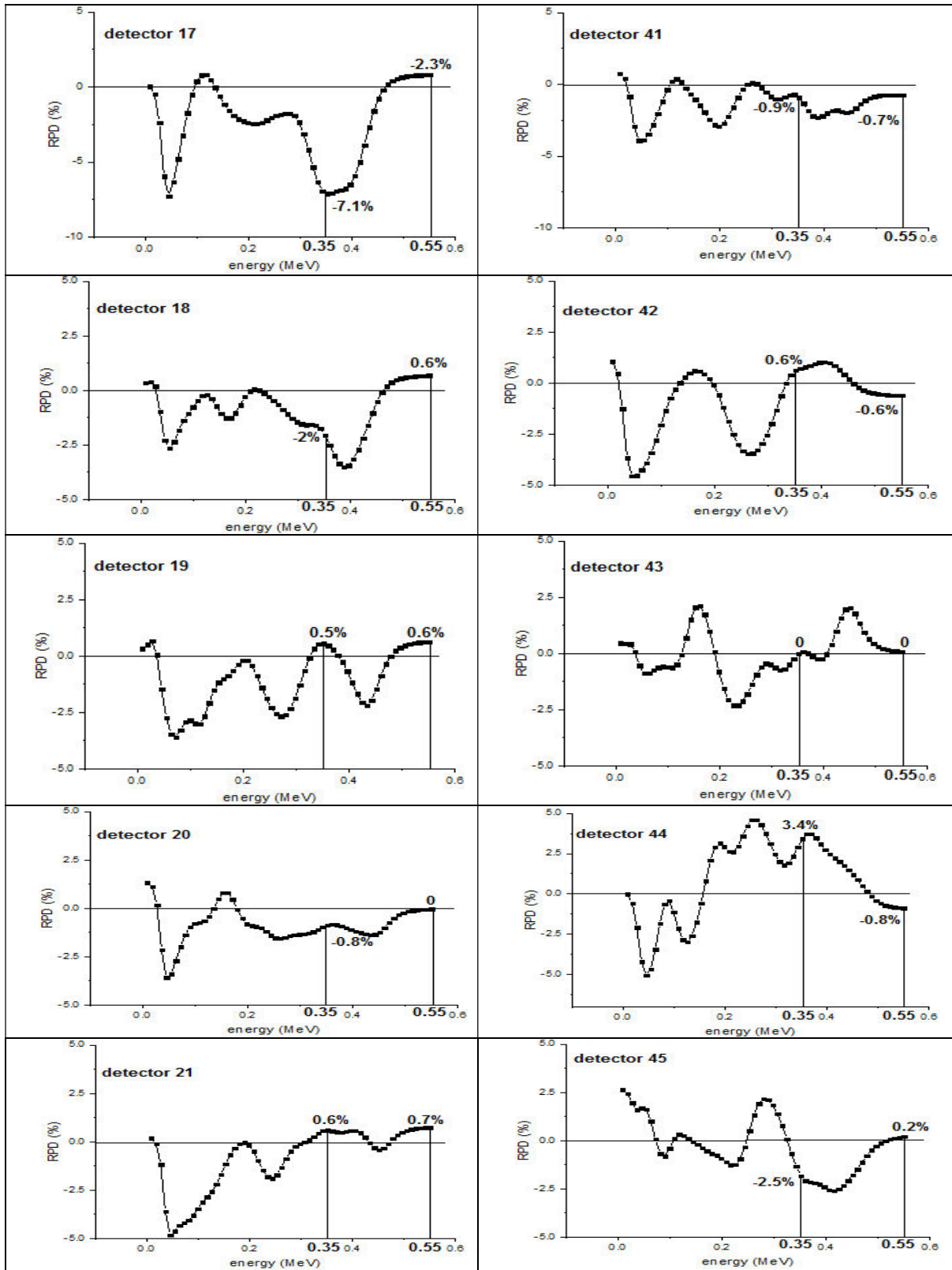
در شکل ۴-۱۵ نمودار درصد اختلاف نسبی آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور بافت کلیوی آورده شده است. همچنین برای بررسی و تحلیل بهتر، جدول ۴-۱۰ مطابق سایر قسمت‌ها بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازها را در بازه پنجره‌ی انرژی ارزیابی می‌کند.

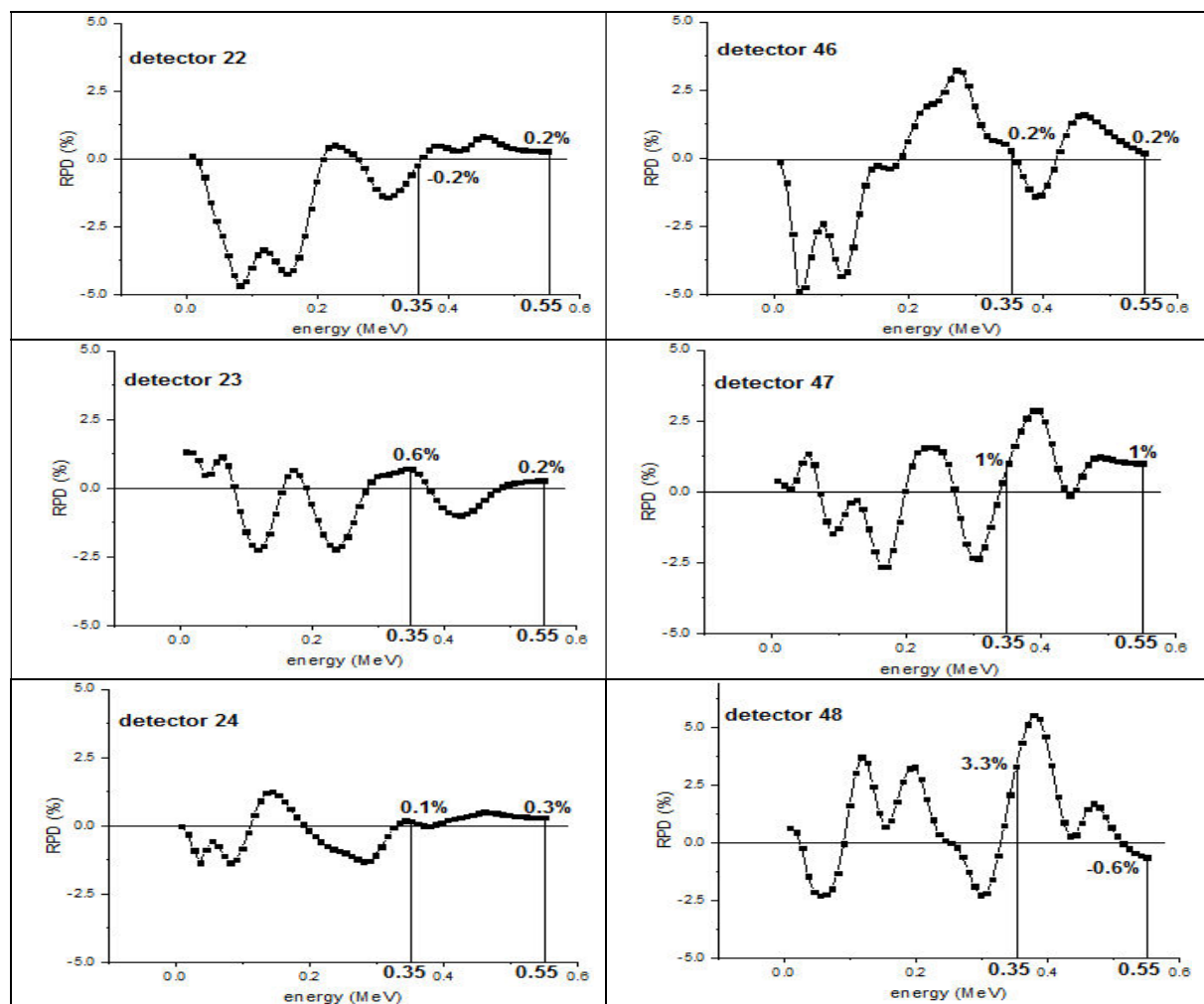












شکل ۴-۱۵: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور کلیه‌ها در صورت توزیع رادیودارو در بدن

با توجه به شکل ۴-۱۵ و جدول ۴-۱۰ باید گفت که اثر کلیه‌ها روی شمارش آشکارسازهای پت در حالت پخش رادیودارو در بدن گسترده‌تر و بیشتر از حالتی است که تمامی رادیودارو در تومور تجمع کند. مطابق جدول ۴-۱۰ کلیه‌ها بر شمارش تمامی آشکارسازهای حلقه‌ی پت اثر می‌گذارند که این تاثیر در آشکارساز ۵ به بیشترین مقدار می‌رسد. علامت بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی در بازه پنجره‌ی انرژی مانند حالت قبل مثبت و منفی است که این مطلب حاکی از اثر کاهشی و افزایشی شمارش‌ها در آشکارسازهای پت بر اثر حضور بافت کلیوی می‌باشد. به طور کلی اثر کلیه‌ها روی آشکارسازهای ۴، ۵، ۶ تا ۱۲ از بقیه بیشتر است.

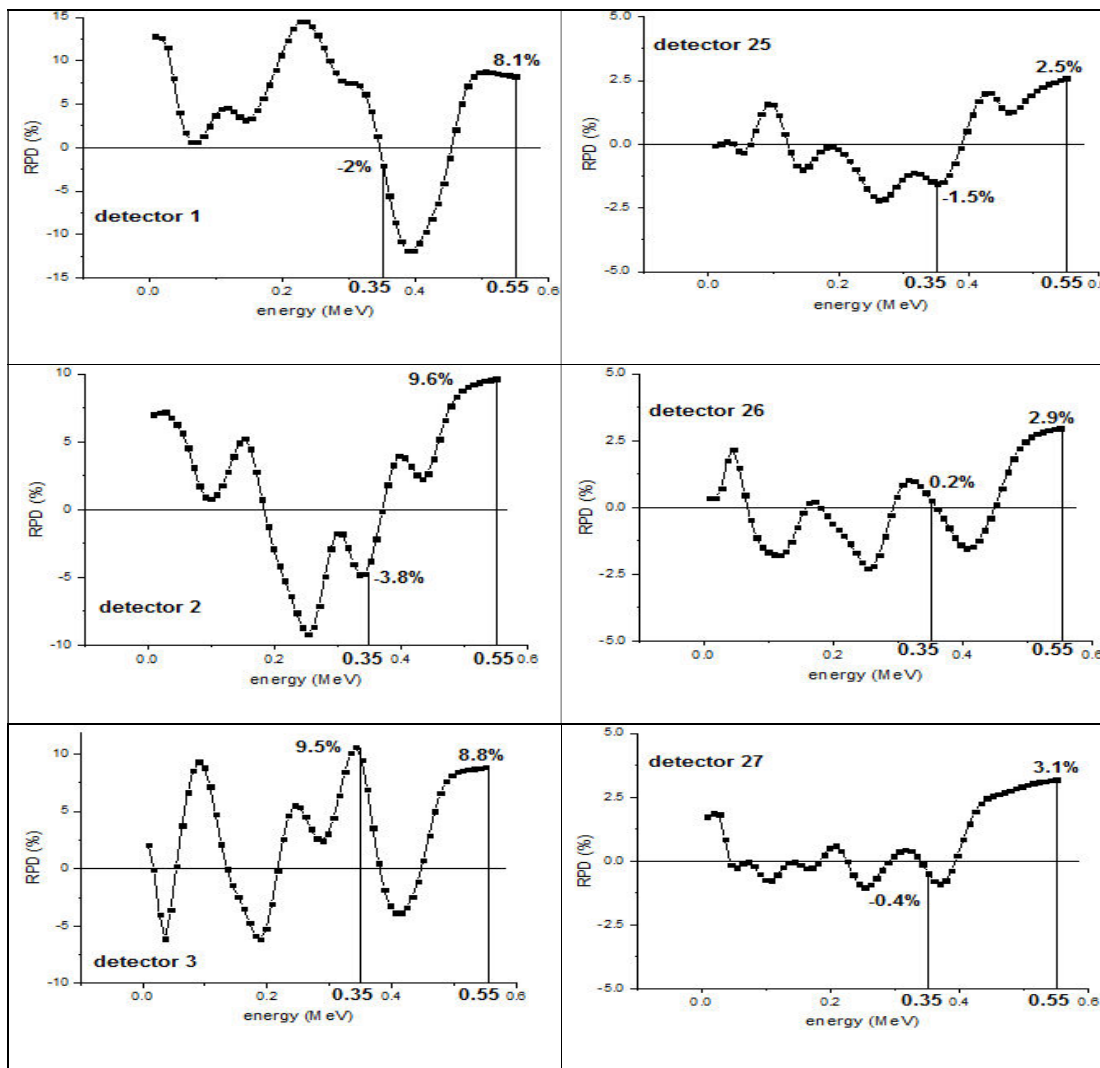
جدول ۴-۱۰: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم کلیه‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن

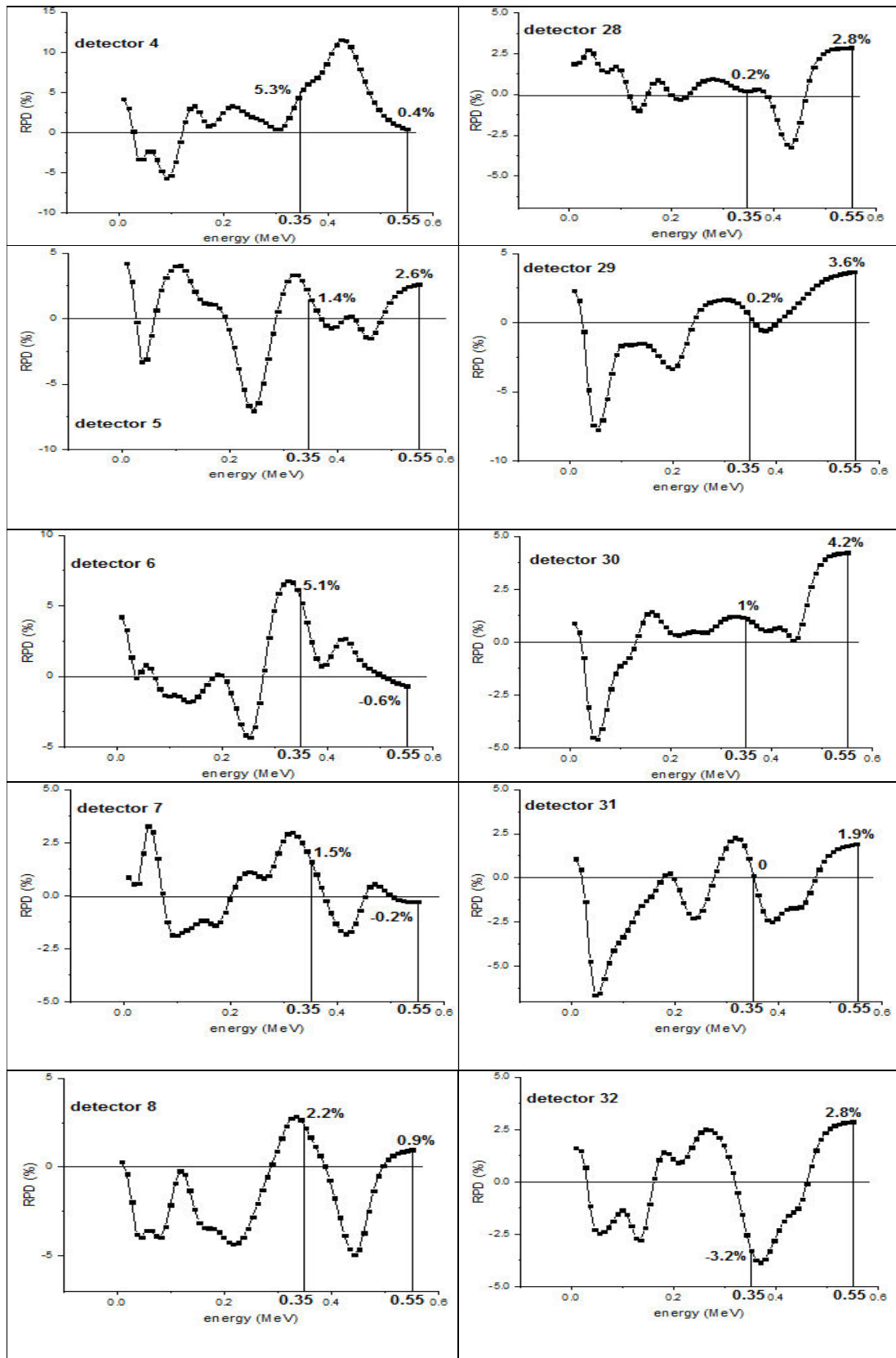
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	۵/۳	۳/۳	۲۵	-۰/۸	۰
۲	۵/۴	۱/۲	۲۶	-۰/۳	-۰/۱
۳	۸/۶	۱/۹	۲۷	۱/۲	۰/۳
۴	۱۴/۹	۸	۲۸	۰/۲	۰/۱
۵	۱۵/۵	۸/۲	۲۹	۱/۵	۰/۵
۶	۹/۴	۶/۴	۳۰	۱/۷	۰/۵
۷	۸/۹	۴/۱	۳۱	۱/۳	۰/۲
۸	۱۰/۴	۴/۸	۳۲	۰/۹	۰/۳
۹	۷/۲	۴/۵	۳۳	۰/۳	۰
۱۰	۵/۲	۱/۹	۳۴	۰/۶	۰/۲
۱۱	۸/۷	۵/۵	۳۵	۱/۲	۰
۱۲	-۱۰/۶	-۲/۸	۳۶	۱/۵	۰/۴
۱۳	-۸/۲	-۲/۳	۳۷	-۱/۳	-۰/۷
۱۴	-۱/۷	۰	۳۸	-۱	-۰/۲
۱۵	-۲/۹	-۰/۵	۳۹	-۰/۹	۰
۱۶	-۴/۳	-۱/۵	۴۰	۲/۱	۰/۷
۱۷	-۷/۱	-۲/۳	۴۱	-۲/۳	-۱/۴
۱۸	-۳/۵	-۱	۴۲	۱	۰/۱
۱۹	-۲/۱	-۰/۳	۴۳	۲	۰/۵
۲۰	-۱/۳	-۰/۷	۴۴	۳/۷	۱/۲
۲۱	۰/۷	۰/۳	۴۵	-۲/۵	-۱/۳
۲۲	۰/۸	۰/۴	۴۶	۱/۶	۰/۳
۲۳	-۰/۹	-۰/۱	۴۷	۲/۸	۱/۲
۲۴	۰/۴	۰/۲	۴۸	۵/۵	۱/۷

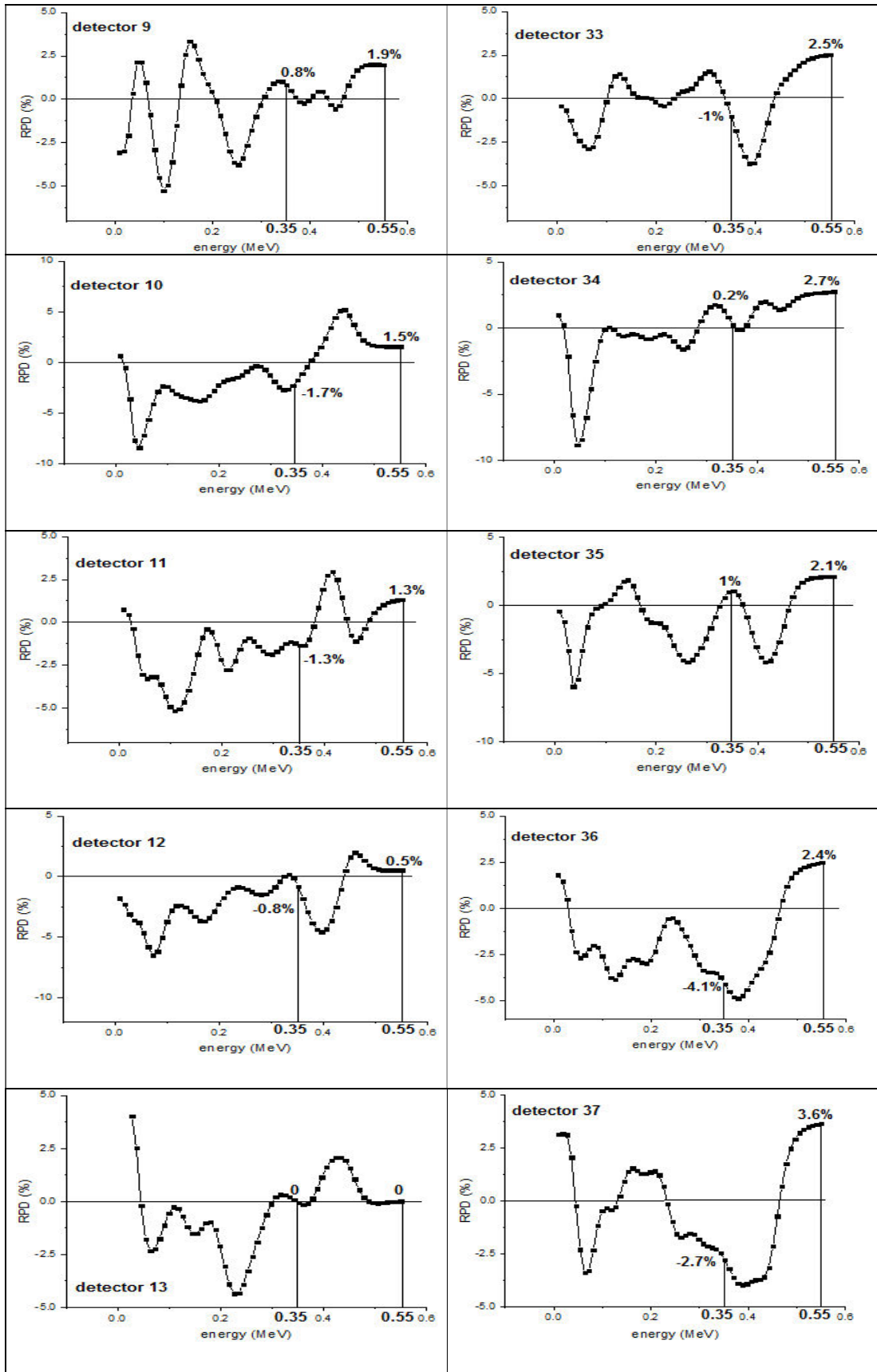
مطابق شکل ۴-۱۵ کلیه‌ها بر شمارش در محدوده قله‌ی فوتوپیک اکثر آشکارسازهای حلقه‌ی پت اثر گذاشته‌اند که از این میان بیشترین اثر روی محدوده قله تمام انرژی آشکارساز ۴ و ۵ است. بافت کلیوی شمارش هر کدام از این دو آشکارساز را در این محدوده به ترتیب ۱۴/۹ و ۱۵/۵ درصد کاهش داده‌اند.

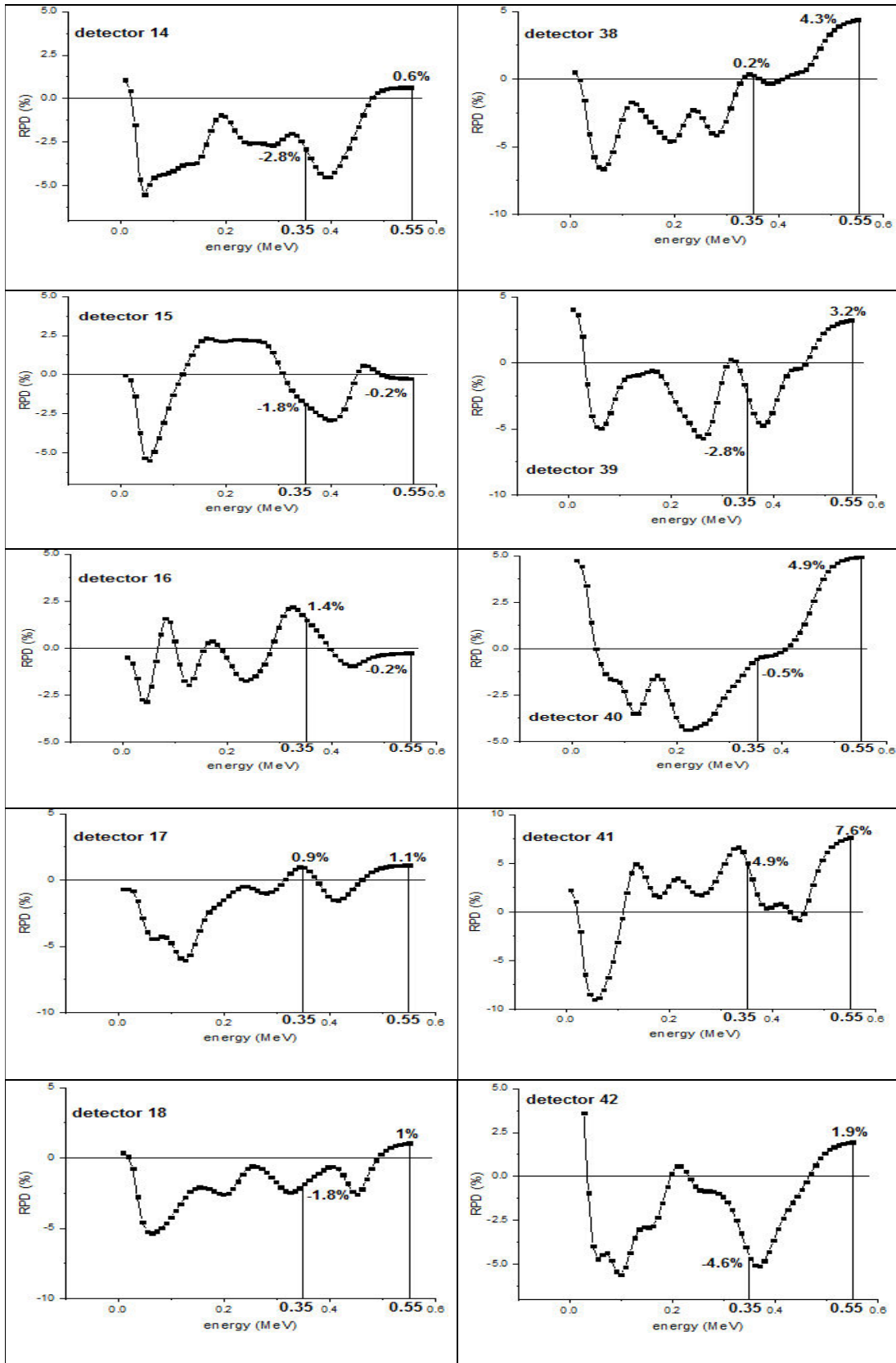
۴-۹-۵- بررسی اثر روده‌ها

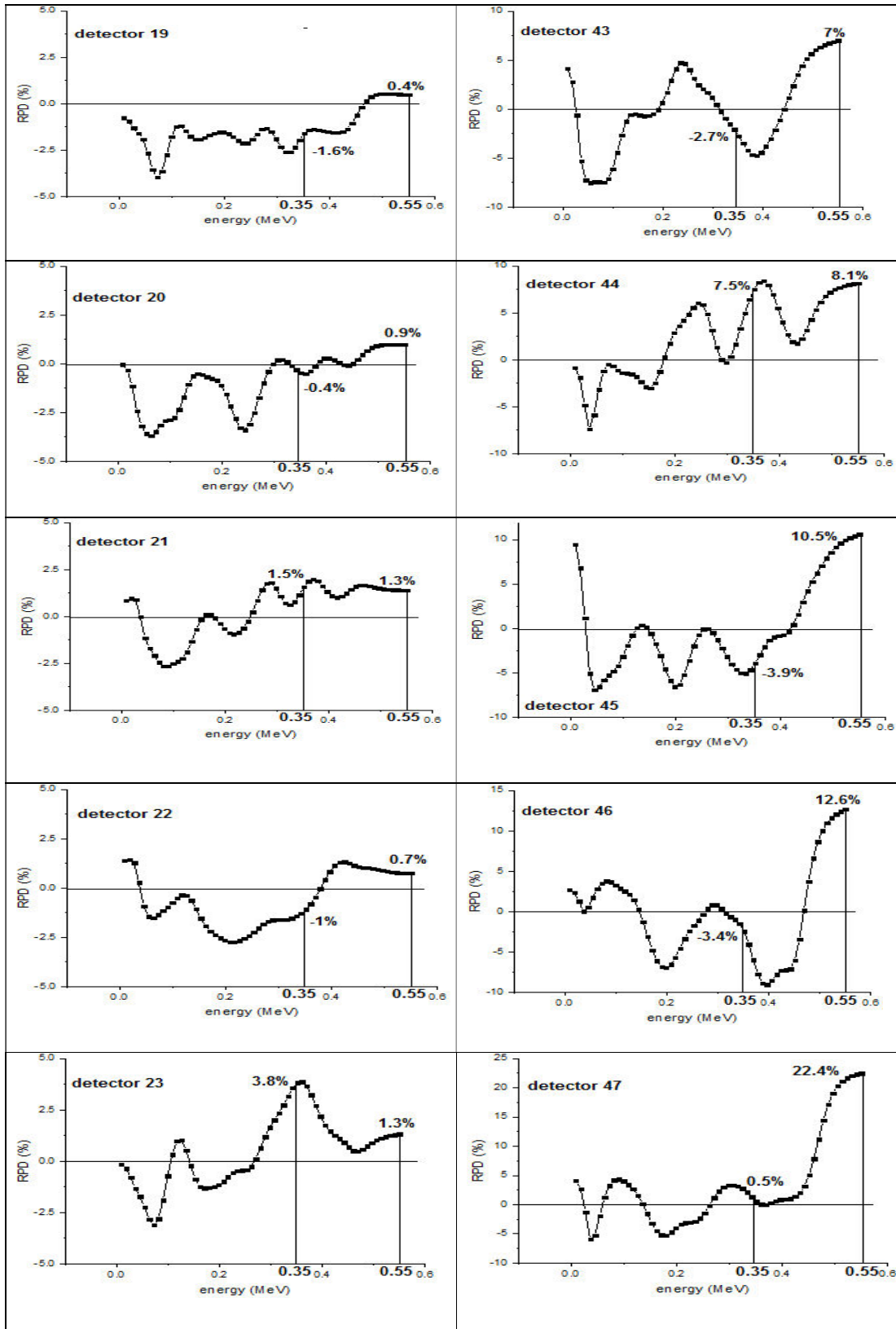
بافت مورد بررسی نهایی بافت روده‌ای شامل روده بزرگ و روده کوچک است. برای بررسی این بافت در تصویربرداری پت از تومور کبدی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو، این بافت از فانتوم می‌رد حذف شده و شمارش آشکارسازهای حلقه‌ی پت در این حالت با فانتوم کامل بدن انسان مقایسه می‌شود. نمودارهای درصد اختلاف نسبی که مطابق فرمول ۴-۳ بدست آمده در شکل ۴-۱۶ نشان داده شده است. بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی در بازه پنجره‌ی انرژی نیز برای هر کدام از آشکارسازها با توجه به شکل ۴-۱۶ در جدول ۴-۱۱ آورده شده است.

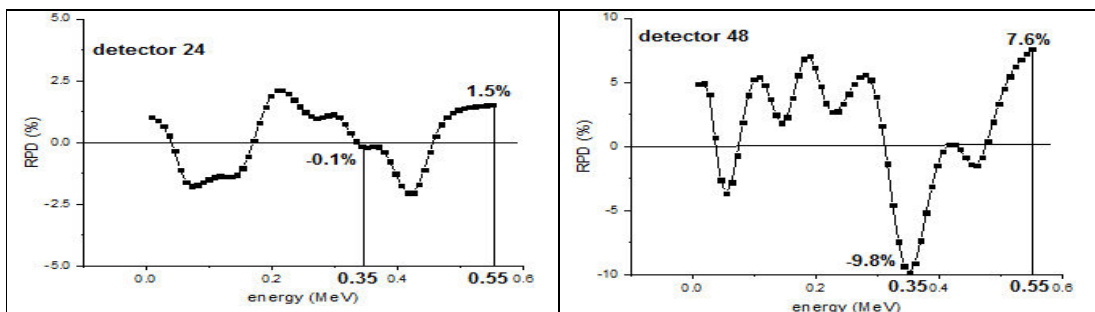












شکل ۴-۱۶: نمودار درصد اختلاف نسبی (RPD) هر آشکارساز حلقه‌ی پت در حضور و عدم حضور روده‌ها در صورت توزیع رادیودارو در بدن

جدول ۴-۱۱: مقادیر بیشترین و میانگین درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازهای پت حاصل از حضور و عدم حضور بافت نرم روده‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن

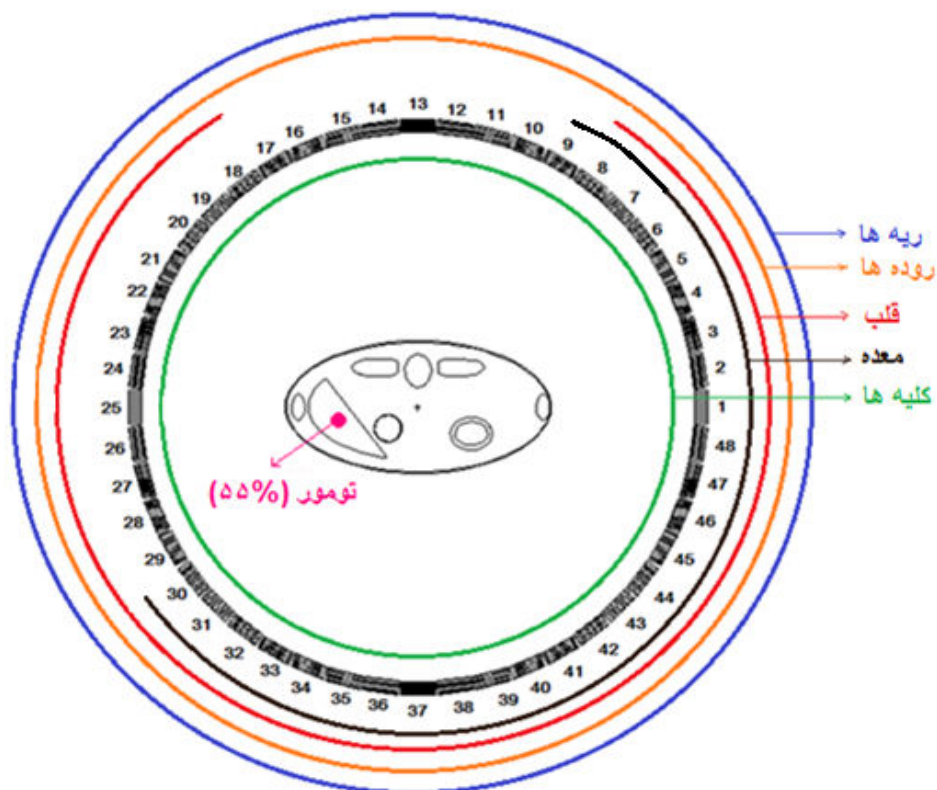
آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی	آشکارساز	بیشترین درصد اختلاف نسبی	میانگین درصد اختلاف نسبی
۱	-۱۱/۸	-۰/۴	۲۵	۲/۵	۱/۱
۲	۹/۶	۴/۹	۲۶	۲/۹	۰/۷
۳	۹/۵	۳/۶	۲۷	۳/۱	۱/۷
۴	۱۱/۵	۵/۹	۲۸	-۳/۲	۰/۴
۵	۲/۶	۰/۴	۲۹	۳/۶	۱/۶
۶	۵/۱	۱/۲	۳۰	۴/۲	۱/۹
۷	-۱/۸	-۰/۲	۳۱	-۲/۴	-۰/۳
۸	-۴/۹	-۰/۹	۳۲	-۳/۸	-۰/۲
۹	۲	۰/۷	۳۳	-۳/۶	۰
۱۰	۵/۲	۲	۳۴	۲/۷	۱/۷
۱۱	۲/۷	۰/۵	۳۵	-۴/۱	-۰/۲
۱۲	-۴/۵	-۰/۷	۳۶	-۴/۸	-۱/۱
۱۳	۲	۰/۶	۳۷	-۳/۹	-۰/۵
۱۴	-۴/۴	-۱/۶	۳۸	۴/۳	۱/۶
۱۵	-۲/۸	-۱	۳۹	-۴/۷	-۰/۳
۱۶	۱/۴	-۰/۱	۴۰	۴/۹	۲/۱
۱۷	-۱/۵	۰/۱	۴۱	۷/۶	۲/۹
۱۸	-۲/۵	-۰/۶	۴۲	-۵	-۱
۱۹	-۱/۶	-۰/۵	۴۳	۷	۱/۲
۲۰	۰/۹	۰/۳	۴۴	۸/۴	۵/۹
۲۱	۱/۹	۱/۴	۴۵	۱۰/۵	۳/۹
۲۲	۱/۳	۰/۶	۴۶	۱۲/۶	۰/۱
۲۳	۳/۸	۱/۶	۴۷	۲۲/۴	۹/۳
۲۴	-۲	۰	۴۸	-۹/۸	۰/۱

نمودارهای درصد اختلاف نسبی در شکل ۴-۱۶ و جدول ۴-۱۱ نشان می‌دهد که روده‌ها نیز همانند ریه‌ها و کلیه‌ها بر شمارش تمامی آشکارسازهای حلقه‌ی پت در محدوده پنجره‌ی انرژی اثر گذاشته‌اند که از این میان بیشترین اثر روی آشکارساز ۴۷ است. پس از این آشکارساز آشکارسازهای مجاور آن نیز نظیر آشکارسازهای ۱، ۴۸، ۴۵ و ... بیشترین تاثیر را از روده‌ها گرفته‌اند. به طور کلی می‌توان گفت که اگر چه روده روی تمامی آشکارسازهای پت اثر می‌گذارد اما تاثیر آن بر شمارش آشکارسازهای سمت راست حلقه از بقیه بیشتر است. با توجه به داده‌های ارایه شده در جدول ۴-۵ مربوط به اثر روده بر شمارش آشکارسازهای پت بدون در نظر گرفتن توزیع رادیودرو در بدن، باید گفت آشکارسازهایی که در آن حالت از روده‌ها اثر گرفته‌اند در حالت توزیع رادیودارو نیز بیشترین اثر را در مقایسه با سایر آشکارسازها دارند. نتیجه این‌که با اعمال توزیع رادیودارو در بدن، بافت روده‌ها اثر خود را بر شمارش آشکارسازهایی که قبلاً اثر گذاشته بیشتر کرده و علاوه بر این بر شمارش سایر آشکارسازهایی که در حالت قبل اثر نداشته اثر گذاشته است. این مساله نشان می‌دهد که با توزیع رادیودارو در بدن اثر بافت روده‌ها بر شمارش آشکارسازهای پت گسترده‌تر و بیشتر شده است. با توجه به جدول ۴-۵، اثر غالب روده در حالت تجمع رادیودارو در تومور، اثر پراکنندگی است اما با توزیع رادیودارو در بدن در این حالت با توجه به جدول ۴-۱۱ نمی‌توان تنها اثر روده‌ها را پراکنندگی گاما‌های نابودی دانست و با توجه به این‌که علامت درصد اختلاف نسبی‌ها و میانگین آن‌ها برای برخی آشکارسازها مثبت است، باید گفت روده‌ها در کنار اثر پراکنندگی باعث کاهش و افت شمارش‌ها نیز می‌شوند. علت این مساله، توزیع قسمتی از رادیودارو در خود بافت روده‌ها است. همان‌طور که نمودارهای شکل ۴-۱۶ نشان می‌دهد، روده‌ها بر شمارش در محدوده قله تمام انرژی اکثر آشکارسازهای حلقه نیز اثر داشته‌اند. این اثر در آشکارساز ۴۷ به ۲۲/۴ درصد می‌رسد که از سایر آشکارسازها بیشتر است.

۴-۹-۶- جمع بندی

اثر اندام‌های مجاور کبد روی شمارش آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حالت توزیع رادیودارو در بدن و تومور، گسترده‌تر و پیچیده‌تر از حالتی است که تمامی رادیودارو در تومور تجمع کند. در حالت تجمع رادیودارو در تومور معده اثر افت و پراکنندگی روی آشکارسازهای سمت راست حلقه دارد و برای سایر اندام‌ها اثر پراکنندگی گاماها‌ی نابودی، اثر غالب است اما در این حالت اگر چه معده همان اثر خود را حفظ کرده اما سایر اندام‌ها در کنار اثر پراکنندگی، اثر افت و کاهش شمارش‌ها را نیز روی آشکارسازها نشان می‌دهند که علت آن توزیع قسمتی از رادیودارو در این بافت‌ها است. همچنین توزیع رادیودارو در بدن علاوه بر افزایش میزان اثر اندام‌های مجاور کبد بر شمارش آشکارسازها در تصویربرداری از تومور کبدی، باعث گستردگی اثر در حلقه‌ی پت نیز شده است. با توجه به جداول و نمودارهای بدست آمده در قسمت‌های قبلی، شکل ۴-۱۷ محدوده اثر هر یک از اندام‌های مجاور کبد را در صورت توزیع رادیودارو در بدن نشان می‌دهد.

با توجه به شکل ۴-۱۷، از بین ۵ اندام مورد بررسی اندام‌های ریه، کلیه و روده بر تمامی، قلب بر قسمت اعظمی (۴۰ آشکارساز) و معده تقریباً بر نیمی (۲۶ آشکارساز) از آشکارسازهای حلقه‌ی پت اثر گذار بوده‌اند. با این وجود باز هم مانند حالت قبل اثر اندام‌های داخلی مجاور کبد بر شمارش آشکارسازهای پت در ناحیه سمت راست حلقه بسیار بیشتر از سایر قسمت‌های حلقه است.



شکل ۴-۱۷: تأثیر اندام‌های داخلی بدن بر آشکارسازهای حلقه‌ی پت به ترتیب از بالا، ریه‌ها، روده‌ها، قلب، معده و کلیه‌ها با در نظر گرفتن توزیع رادیو دارو در بدن و تومور

۴-۱۰- نتیجه‌گیری

از بین اندام‌های مجاور کبد شامل قلب، معده، ریه، کلیه و روده‌ها، معده و کلیه بیشترین و ریه گسترده‌ترین تاثیر را روی تابع پاسخ آشکارسازهای پت دارند. اثر معده و کلیه بصورت افت و کاهش شمارش‌ها در تعدادی از آشکارسازها و پراکندگی کامپتون و افزایش شمارش‌ها در برخی دیگر از آشکارسازها است. بقیه اندام‌های مجاور کبد نیز در مجموع اثر پراکندگی کامپتونی و در نتیجه افزایش شمارش در محدوده آشکارسازهای تحت تاثیر خود را دارند. از آنجایی که اکثریت آشکارسازهایی که تحت تاثیر اندام‌های مجاور کبد قرار گرفته‌اند در آشکارسازهای روبرویی و هم‌زمان آنها تغییری ایجاد نشده بنابراین این مساله منجر به ایجاد خط پاسخ‌های غلط ناشی از هم‌زمانی‌های تصادفی و پراکنده شده و علاوه بر کاهش وضوح تصویر باعث ثبت اکتیویته در قسمت‌هایی از تصویر می‌شوند که در

واقع در آنجا هیچ توزیع اکتیویته وجود ندارد. مطابق نتایج بدست آمده از این شبیه‌سازی، با کوچک کردن پنجره‌ی انرژی از $350-550 \text{ keV}$ به $450-550 \text{ keV}$ ، می‌توان به شکل موفقیت آمیزی پرتوهای پراکنده شده توسط اندام‌های مجاور کبد را حذف و وضوح تصویر را بهبود بخشید. با در نظر گرفتن توزیع رادیودارو در بدن اثر افت و پراکندگی اندام‌های مجاور کبد در تصویربرداری از تومور کبدی افزایش می‌یابد اما باز هم تجمع اثر این اندام‌ها مانند حالت تجمع تمامی رادیودارو در بدن، روی آشکارسازهای سمت راست حلقه‌ی پت است.

فصل پنجم

مطالعه اثر تابش ترمزی الکترون و پوزیترون در بافت نرم
بدن بر تصویربرداری هسته‌ای پت و بررسی محدوده پنجره‌ی
انرژی با توجه به آن

۵-۱- مقدمه

ذره باردار در حین عبور از محیط مادی به علت اندرکنش با میدان کولنی اتم‌های ماده حرکتی شتابدار می‌گیرد و بر اثر این شتاب مقداری از انرژی خود را به صورت تابش الکترومغناطیسی از دست می‌دهد. به این تابش گسیلی از ذرات شتابدار تابش ترمزی گویند. تابش ترمزی تک انرژی نیست، بلکه متشکل از فوتون‌هایی با انرژی‌های از صفر تا بیشینه‌ای برابر انرژی جنبشی ذره است. شدت تابش گسیل شده از یک ذره باردار با انرژی ذره باردار و عدد اتمی محیط رابطه مستقیم و با جرم ذره باردار رابطه معکوس دارد. با توجه به این مطلب اهمیت تابش ترمزی در بین ذرات باردار برای دو ذره الکترون و پوزیترون به خصوص در محیط‌های با عدد اتمی بالا زیاد است [۴ و ۵]. افت انرژی ویژه خطی $(\frac{dE}{dx})$ برای الکترون و پوزیترون با انرژی E در محیطی با عدد اتمی Z و چگالی اتمی N مطابق رابطه ۵-۱ عبارتست از

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{NEZ(Z+1)e^2}{137m_0^2 c^4} \left(4 \ln \frac{2E}{m_0 c^2} - \frac{4}{3} \right) \quad (۱-۵)$$

که در این رابطه m_0 جرم سکون الکترون و پوزیترون، c سرعت نور و e بار الکترون است [۲]. اگر الکترون و پوزیترون در یک محیط مادی مرکب انرژی خود را به شکل تابش الکترومغناطیسی از دست دهد، عدد اتمی در فرمول ۵-۱ مطابق فرمول ۵-۲ محاسبه می‌شود. در این فرمول w_i, A_i و Z_i به ترتیب کسر وزنی، عدد جرمی و عدد اتمی عنصر i ام ماده مرکب و l تعداد عناصر تشکیل دهنده ماده مرکب است [۴، ۶۱ و ۶۲].

$$Z_{\text{mod}} = \frac{\sum_i^l \frac{w_i Z_i^2}{A_i}}{\sum_i^l \frac{w_i Z_i}{A_i}} \quad (۲-۵)$$

اگر بخواهیم اثر تابش ترمزی را در بدن انسان بررسی کنیم با انواع بافت‌های مرکب در داخل بدن سروکار داریم. با توجه به فرمول ۵-۲، Z_{mod} در بافت‌های مختلف بدن با توجه به عناصر تشکیل دهنده آن‌ها و درصد وزنی این عناصر در بافت مورد نظر، محاسبه و در جدول ۵-۱ آمده است.

جدول ۵-۱: Z_{mod} بافت های مختلف بدن [۶۲].

بافت	عناصر تشکیل دهنده بافت (درصد وزنی)	Z_{mod}
بافت نرم	H(۰/۰۰۱), C(۰/۱۴۳), N(۰/۰۳۴), O(۰/۷۱۰), Na(۰/۰۰۱), S(۰/۰۰۳), Cl(۰/۰۰۱), K(۰/۰۰۴)	۶/۴۸۰۸
بافت چربی	H(۰/۱۱۰), C(۰/۵۹۸), N(۰/۰۰۷), O(۰/۲۷۳), Na(۰/۰۰۱), S(۰/۰۰۱), Cl(۰/۰۰۱)	۵/۵۰۴۸
بافت استخوان	H(۰/۰۵۰), C(۰/۲۱۲), N(۰/۰۰۲), O(۰/۴۳۵), Ca(۰/۱۷۶), P(۰/۱۷۶), Na(۰/۰۰۱), Mg(۰/۰۰۲), S(۰/۰۰۳)	۱۰/۰۱۲۴
خون	H(۰/۱۰۰), C(۰/۱۱۰), N(۰/۰۳۳), O(۰/۷۴۵), Na(۰/۰۰۱), S(۰/۰۰۲), Cl(۰/۰۰۳), K(۰/۰۰۲), Fe(۰/۰۰۱)	۶/۵۴۷۷

با توجه به مقادیر داده شده در جدول ۵-۱ و فرمول ۵-۱ میزان تابش ترمزی الکترون و پوزیترون در استخوان به دلیل Z_{mod} بالا از همه بیشتر و در بافت چربی به دلیل Z_{mod} پایین از همه کم تر است. در تصویربرداری پت که اساس آن بر نابودی پوزیترون تابش شده از یک رادیو دارو تزریق شده، مانند ^{18}F ، به بدن بیمار و آشکارسازی همزمان دو گامای نابودی توسط حلقه‌ی آشکارساز دور بدن بیمار است، به علت وجود ذره پوزیترون تابش شده از چشمه تا لحظه نابودی [۶۳] و وجود الکترون‌های ثانویه در محیط، حاصل دو اندرکنش غالب فوتوالکتریک و کامپتون گاماهاى نابودی در بدن [۶۴]، تابش ترمزی قطعاً وجود دارد. اگرچه برای انرژی‌های نوعی الکترون و پوزیترون (بخصوص انرژی کمتر از ۱۰۰ keV [۶۵]) متوسط انرژی فوتون تابشی بسیار پایین است و بنابراین دوباره در فاصله نزدیکی از محل تولید باز جذب می‌شوند اما در برخی از موارد فرار تابش ترمزی از ماده جاذب می‌تواند شمارش آشکارسازهای کوچک پت را تحت تأثیر قرار دهد [۲]. در این فصل به بررسی اثر تابش ترمزی الکترون‌های ثانویه و پوزیترون‌ها در بافت نرم بدن بر تصویربرداری پت می‌پردازیم. چون در تصویربرداری از ناحیه کبد با تقریب خوبی می‌توان تمامی بافت را بافت نرم فرض کرد از این رو برای

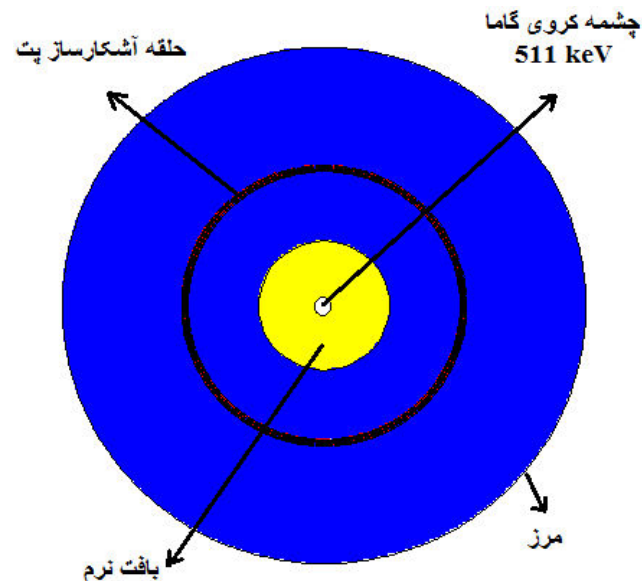
بررسی اثر تابش ترمزی بر این تصویربرداری تومور را در بافت نرم قرار داده و اثر تابش ترمزی را در این بافت بررسی می‌کنیم.

۵-۲- هندسه شبیه‌سازی

در این شبیه‌سازی یک کره از بافت نرم بدن انسان به شعاع ۲۰ سانتیمتر (به اندازه ضخامت معادل دور شکم در یک مرد بزرگسال) در مرکز حلقه‌ی آشکارساز پت که نحوه شبیه‌سازی آن در فصل سوم آمده است قرار می‌دهیم. یک چشمه کروی با توزیع یکنواخت به مرکز کره بافت نرم و حلقه نیز مطابق شکل ۵-۱ در هندسه شبیه‌سازی در نظر می‌گیریم. برای کاهش مدت زمان شبیه‌سازی و صرفه‌جویی در وقت، هندسه کلی دستگاه مطابق شکل ۵-۱ توسط یک کره بزرگ احاطه شده با این فرض که کد MCNPX تراپرد ذرات خروجی از این کره را متوقف کند. خروجی بدست آمده از کد MCNPX در این شبیه‌سازی تالی f8 در حجم آشکارسازها یا به عبارت بهتر همان بلاک آشکارسازهای حلقه‌ی پت است، زیرا هدف ما در این فصل بررسی چگونگی پاسخ آشکارسازهای پت در مقابل تابش‌های ترمزی ایجاد شده در این تصویربرداری می‌باشد. چون هندسه تعریف شده تقارن کروی دارد بنابراین تابع پاسخ هر ۴۸ آشکارساز حلقه‌ی پت یکسان است. از این رو یکی از آشکارسازها را به دلخواه انتخاب و تا پایان فصل شمارش همین آشکارساز را مد نظر قرار می‌دهیم.

هدف ما در این شبیه‌سازی مطالعه اثر تابش ترمزی حاصل از الکترون‌های ثانویه حاصل از اندرکنش‌های گاما و پوزیترون‌های آزاد شده از رادیودارو تا لحظه نابودی است. به این منظور دو نوع چشمه به طور جداگانه و در دو مرحله در این هندسه فرض می‌شود. یک چشمه حجمی تک انرژی با توزیع یکنواخت است که فوتون‌های ۵۱۱ keV را در تمامی جهات به شکل یکنواخت تابش می‌کند و برای بررسی اثر تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه استفاده می‌شود و چشمه دیگر همان چشمه حجمی با توزیع یکنواخت از ماده رادیواکتیو پوزیترون دهنده ^{18}F است که پوزیترون‌ها را با توزیع انرژی مشخص در تمامی جهات تابش می‌کند و برای بررسی اثر تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌ها

استفاده می‌شود. در ادامه فصل به بررسی این دو چشمه و اثرات ناشی از تابش ترمزی حاصل از الکترون‌های ثانویه و پوزیترون‌ها می‌پردازیم.



شکل ۵-۱: هندسه شبیه‌سازی شامل حلقه‌ی آشکارساز پت با ۴۸ بلاک آشکارساز LSO و کره‌ای از بافت نرم بدن انسان به شعاع ۲۰ سانتیمتر و یک چشمه کروی با توزیع یکنواخت با انرژی ۵۱۱ keV به شعاع ۲ سانتیمتر به مرکزیت حلقه‌ی پت

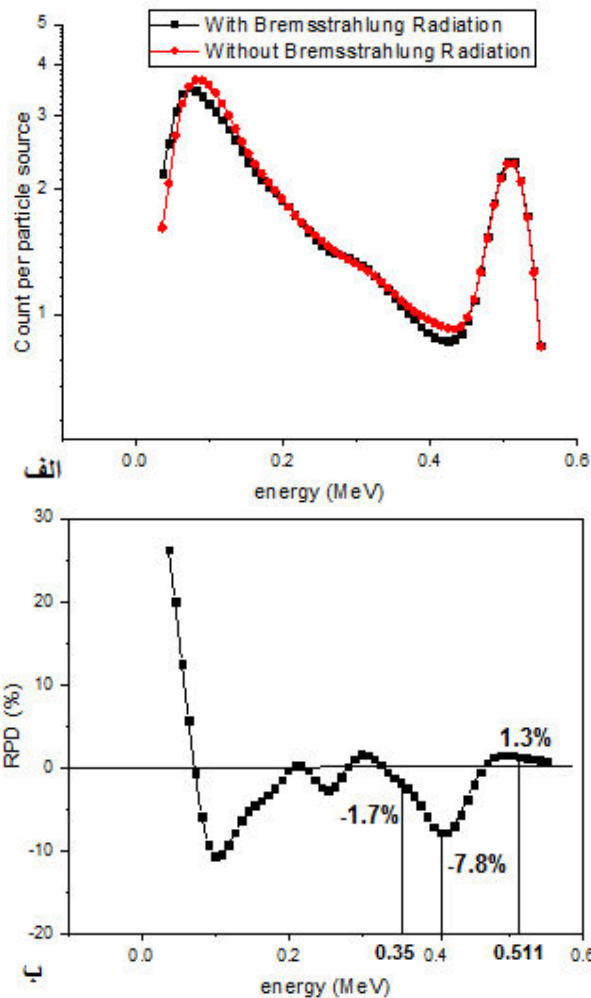
۵-۳- اثر تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه

از آنجایی که زوج پرتوهای گامای نابودی حاصل از نابودی الکترون و پوزیترون در دو جهت مخالف با انرژی ۵۱۱ keV از محل توزیع رادیودارو تابش کننده پوزیترون در بدن پراکنده می‌شوند، پس همان‌طور که در فصل‌های قبل بیان شد، می‌توان با تقریب خوبی محل توزیع رادیودارو را به عنوان یک چشمه گاما با انرژی ۵۱۱ keV فرض کرد. با توجه به این موضوع هندسه چشمه در این مرحله به شکل چشمه کروی همگن با شعاع ۲ سانتیمتر در مرکز حلقه‌ی پت و بافت نرم فرض شده که پرتوهای گامای ۵۱۱ keV از آن به طور یکنواخت در تمامی جهات تابش می‌شوند. به این صورت تابش ترمزی حاصل از پوزیترون‌های خروجی از چشمه از مساله حذف شده و تنها تابش ترمزی موجود در

مساله تابش حاصل از الکترون‌های ثانویه است که به علت اندرکنش فوتون‌ها با محیط نظیر پراکندگی کامپتون، فوتوالکتریک و ... ایجاد می‌شوند. برای بررسی اثر پرتوهای حاصل از تابش ترمزی بر تابع پاسخ آشکارساز پت، در این حالت شبیه‌سازی در دو مرحله انجام گرفت. مرحله اول شبیه‌سازی با در نظر گرفتن تابش ترمزی و در مرحله دوم بدون در نظر گرفتن تابش ترمزی انجام شد. برای انجام این دستور به کد، از کارت فیزیک استفاده گردید. به این صورت که در مرحله اول کد پرتو گاما خروجی از چشمه را با در نظر گرفتن تابش ترمزی و در مرحله بعد بدون در نظر گرفتن تابش ترمزی تراپرد کرده و شمارش آشکارسازها را ثبت می‌کند. به این صورت دو تابع پاسخ از این دو شبیه‌سازی برای آشکارساز مورد نظر خواهیم داشت که نمودار آنها در شکل ۵-۲(الف) آورده شده است. به علت شمارش نزدیک به هم برای دو آشکارساز در این حالت و برای تحلیل و بررسی بهتر تفاوت بین دو منحنی در شکل ۵-۲(الف)، درصد اختلاف نسبی دو نمودار در هر انرژی مطابق فرمول ۵-۳ محاسبه گردید.

$$RPD (\%) = \frac{C(\text{with bremsstrahlung radiation}) - C(\text{without bremsstrahlung radiation})}{C(\text{with bremsstrahlung radiation})} \times 100 \quad (۳-۵)$$

که C نشان دهنده شمارش‌های آشکارسازها (Counts) در هر انرژی است و نمودار آن نیز در شکل ۵-۲(ب) آمده است.



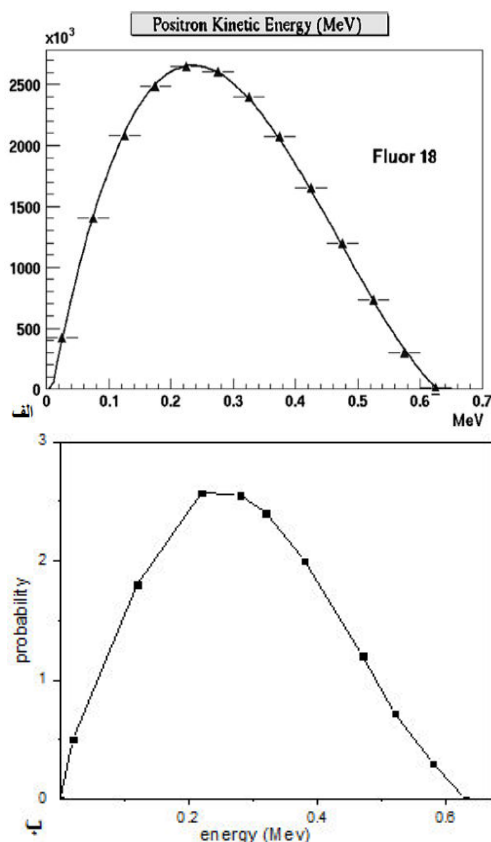
شکل ۲-۵: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت در حضور چشمه گاما 511 keV با تابش ترمزی و بدون تابش ترمزی. ب) منحنی درصد اختلاف نسبی در شمارش آشکارسازها بین دو حالت ثبت و عدم ثبت تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه توسط آشکارسازهای پت

با توجه به نمودارهای شکل ۲-۵ اثر تابش ترمزی حاصل از الکترون‌های ثانویه تولید شده در اندرکنش‌های پرتوهای گاما با محیط به راحتی می‌توان دریافت که اکثر پرتوهای ترمزی در محدوده انرژی‌های پایین (کمتر از 100 keV) ثبت می‌شوند که با توجه به انرژی الکترون‌های ثانویه در این مساله که عموماً از گامای اولیه یعنی 511 keV کمتر است و پایین بودن عدد اتمی محیط (بدن انسان) شدت و انرژی پرتوهای ترمزی کم [۲] و بنابراین این نتیجه چندان دور از انتظار نیست. البته با توجه به پنجره‌ی انرژی پت ($350-550 \text{ keV}$) تابش‌های ثبت شده در این محدوده انرژی توسط

سیستم الکترونیکی آشکارساز حذف شده و هیچ گونه تاثیری بر کیفیت تصویر پت ندارد. اثر تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه در محدوده پنجره‌ی انرژی ناچیز ولی قابل تأمل است. با توجه به شکل ۵-۲(ب) و فرمول ۵-۳ شمارش قله فوتوپیک و انرژی‌های مجاور آن با وجود تابش ترمزی الکترون‌های ثانویه افزایش پیدا کرده است. مثلاً افزایش شمارش‌ها با وجود تابش ترمزی در قله فوتوپیک ۱/۳ درصد است. این افزایش شمارش‌ها تا انرژی 460 keV وجود دارد اما از این محدوده به سمت انرژی‌های کمتر تا بازه پایینی پنجره‌ی انرژی به جای افزایش، شمارش‌ها کاهش می‌یابد. مثلاً همان‌گونه که نمودار شکل ۵-۳(ب) نشان می‌دهد کاهش شمارش‌ها در 400 keV به $7/8$ درصد می‌رسد. علت این پدیده به نحوه ثبت پرتو در آشکارساز مربوط است. می‌توان گفت تابش الکترون‌های ثانویه، اندرکنش کامپتون و فوتوالکتریک و جذب انرژی گامای ورودی توسط آشکارساز و ثبت آن را کامل می‌کند. بنابراین پرتوهای فرودی به آشکارساز با انرژی‌های 511 keV و نزدیک به آن در حالت عدم ترابرد الکترون‌های ثانویه توسط کد و نبود تابش ترمزی، در انرژی‌های پایین‌تر نسبت به انرژی اولیه خود هنگام ورود به آشکارساز ثبت می‌شوند [۴ و ۴۸]. به همین ترتیب کاهش شمارش‌ها با وجود در نظر گرفتن تابش ترمزی در انرژی‌های لبه پایینی پنجره‌ی انرژی و افزایش شمارش‌ها در نزدیکی قله فوتوپیک را می‌توان به همین اثر در داخل آشکارساز مربوط دانست. همان‌طور که شکل ۵-۳(الف) نشان می‌دهد، اثرات حاصل از تابش ترمزی در داخل آشکارساز تنها شمارش‌ها را اندکی تغییر داده و هیچ پیک اضافی یا اثرات تیزی را در طیف وارد نمی‌کند که این قسمت از نتایج سازگاری بسیار خوبی با متون علمی [۲ و ۴] داشته و حاکی از صحت شبیه‌سازی است. بنابراین اگر چه تابش ترمزی در داخل بدن باعث افزایش شمارش‌ها در انرژی‌های پایین تابع پاسخ آشکارساز شده است اما وجود این اثر در داخل بلور آشکارساز باعث جذب کامل انرژی فوتون فرودی به آشکارساز شده و سازوکار ثبت پرتو را تکمیل کرده و با افزایش شمار هم‌زمانی‌های درست باعث افزایش کیفیت تصویر می‌گردد.

۵-۴- اثر تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌ها

در مرحله بعدی به جای چشمه کروی یکنواخت گامای ۵۱۱ keV یک چشمه کروی ^{18}F پوزیترون دهنده حاصل از رادیوداروی FDG با همان ابعاد چشمه گاما و به طور یکنواخت در تمامی جهات، در هندسه شبیه‌سازی قرار گرفت. انرژی پوزیترون خروجی از چشمه مطابق نمودار تابع توزیع تجربی پوزیترون‌های تابش شده از چشمه در شکل ۵-۳(الف) می‌باشد که این تابع توزیع برای تعریف چشمه در کد مطابق شکل ۵-۳(ب) نرمال به یک گردیده است، تا بتوان نتایج حاصل از این شبیه‌سازی را به درستی با نتایج چشمه کروی یکنواخت گامای ۵۱۱ keV که هر دو در ازاء یک ذره هستند، مقایسه و اثر تابش ترمزی حاصل از پوزیترون بر شمارش آشکارسازهای پت را بررسی کرد.



شکل ۵-۳: (الف) طیف انرژی پوزیترون‌های گسیلی از فلوئور ۱۸ با اکتیویته معین [۶۶]، (ب) تابع توزیع احتمال انرژی چشمه پوزیترون دهنده در شکل (الف)

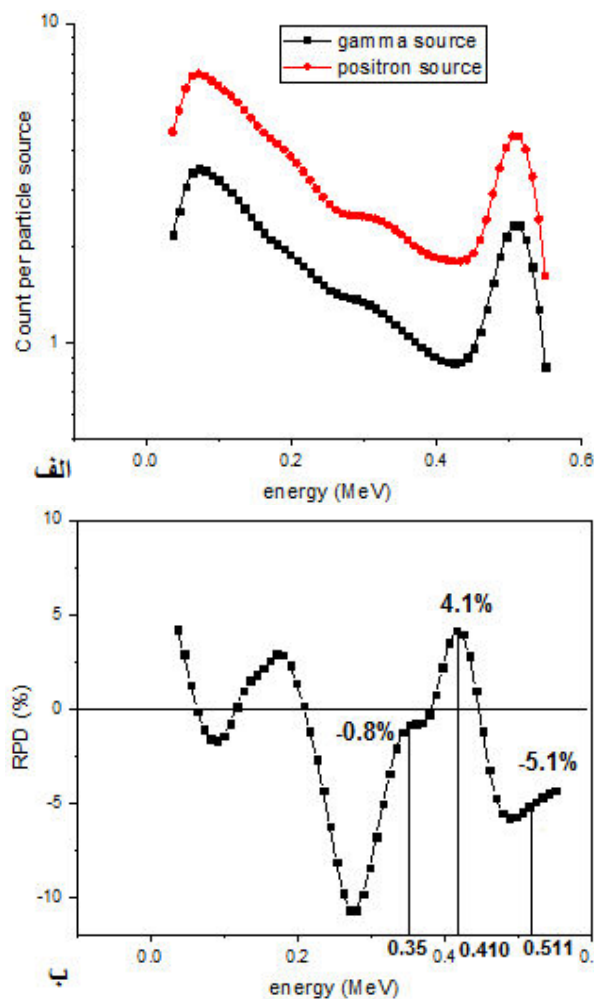
برای بررسی اثر تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌های تابش شده از رادیوایزوتوپ پوزیترون دهنده رادیو داروی FDG تا لحظه نابودی به جای چشمه گاما ۵۱۱ keV از یک چشمه پوزیترون دهنده با توزیع انرژی شکل ۳-۵(ب)، در همان شبیه‌سازی قبلی استفاده می‌شود و شمارش آشکارسازهای حلقه‌ی پت در ازاء آن بدست می‌آید. با مقایسه شمارش آشکارساز مورد نظر در این حالت (شامل تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌ها و الکترون‌های ثانویه) با شمارش آشکارساز برای چشمه گاما ۵۱۱ keV با در نظر گرفتن تابش ترمزی (شامل تابش ترمزی الکترون‌های ثانویه) که در شکل ۴-۵(الف) آمده است می‌توان به اثر تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌ها پی برد. برای بررسی کمی‌تر دو نمودار، درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارساز در هر انرژی مطابق فرمول ۴-۵ بدست می‌آید.

$$RPD (\%) = \frac{C(18F \text{ positron source}) - 2C(511keV \text{ gamma source})}{C(18F \text{ positron source})} \times 100 \quad (4-5)$$

که C نشان دهنده شمارش‌های آشکارسازها (Counts) در هر انرژی است و عدد ۲ در این فرمول نشان دهنده این واقعیت است که با توجه به فرایند نابودی پوزیترون، به ازاء هر پوزیترون دو گامای نابودی ۵۱۱ keV ایجاد می‌شود. نمودار درصد اختلاف نسبی بین تابع پاسخ آشکارساز که از فرمول ۴-۵ بدست آمده، در شکل ۴-۵(ب) نشان داده شده است.

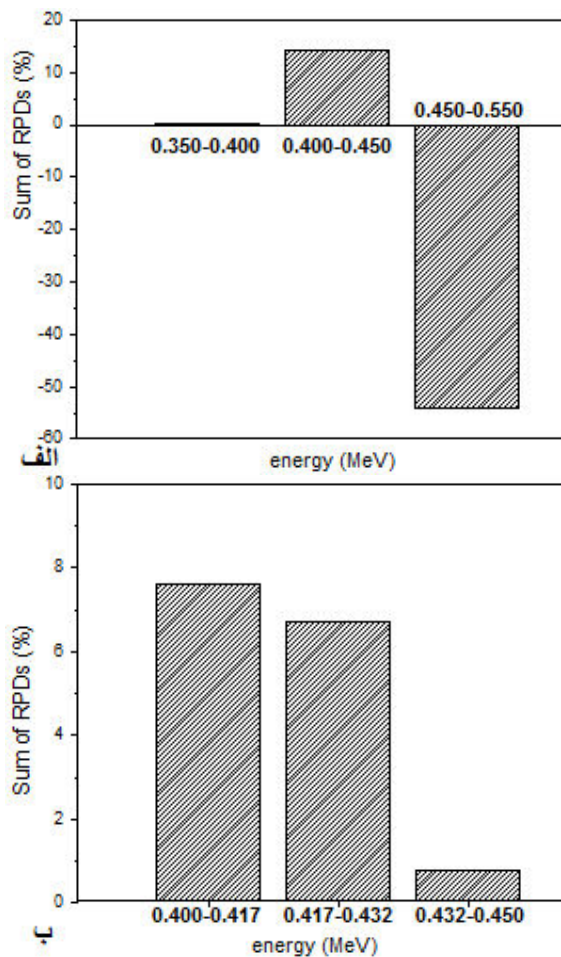
پوزیترون تابش شده از رادیوداروی تزریق شده به بدن بیمار طول عمر بسیار کوتاهی دارد و پس از طی تنها چند دهم میلیمتر تا چند میلیمتر [۲] (برای رادیوایزوتوپ ^{18}F با $E_{max}=640 \text{ keV}$ حداکثر برد پوزیترون ۲ میلیمتر است [۱]) در بدن و از دست دادن انرژی خود با یکی از الکترون‌های محیط ترکیب شده و طی یک واکنش نابودی دو گامای ۵۱۱ keV آزاد می‌شود. پوزیترون خروجی از چشمه به علت داشتن انرژی اولیه بالا و جرم بسیار کم قبل از نابودی در همان مسیر کوتاه می‌تواند پرتو ترمزی ساطع کند. این پرتوهای ترمزی تابش شده از پوزیترون شتابدار در صورت فرار از محیط و جذب در آشکارساز در صورتی که در محدوده پنجره‌ی انرژی دستگاه قرار گیرند، می‌توانند برای تصویربرداری مزاحمت ایجاد کنند. از این رو برای بررسی اثر تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌های

خروجی از چشمه در شرایط یکسان تابع پاسخ دو چشمه پوزیترون دهنده و چشمه گاما ۵۱۱ keV مطابق شکل ۴-۵(الف) با هم مقایسه شد. چون تابع پاسخ چشمه پوزیترون دهنده شامل تابش ترمزی ناشی از پوزیترون و الکترون‌های ثانویه است و چشمه گاما ۵۱۱ keV تنها شامل تابش ترمزی الکترون‌های ثانویه است از مقایسه و تفریق این دو نمودار از یکدیگر مطابق نمودار ۴-۵(ب)، می‌توان به اثر تابش ترمزی پوزیترون‌ها در تصویربرداری پت پی برد.



شکل ۴-۵: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت به چشمه گاما ۵۱۱keV و چشمه پوزیترون دهنده فلوئور ۱۸. ب) منحنی درصد اختلاف نسبی در شمارش آشکارسازها برای چشمه کروی یکنواخت گاما ۵۱۱keV و چشمه پوزیترون دهنده فلوئور ۱۸

بررسی نمودار ۴-۵ (ب) نشان می‌دهد که تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌ها بیشتر در محدوده انرژی ۴۰۰-۴۵۰ keV ثبت می‌شود که البته مقدار آن بسیار ناچیز است به طوری که بیشترین مقدار درصد اختلاف نسبی در این محدوده به ۴/۱ درصد در انرژی ۴۱۰ keV می‌رسد. برای بررسی بیشتر اثر تابش ترمزی پوزیترون‌ها در محدوده پنجره‌ی انرژی پت (۳۵۰-۵۵۰ keV)، این محدوده را مطابق نمودار ستونی ۵-۵ (الف) به سه قسمت (۳۵۰-۴۰۰ keV، ۴۰۰-۴۵۰ keV و ۴۵۰-۵۵۰ keV تقسیم کرده و مجموع درصد اختلاف نسبی در نمودار ۴-۵ (ب) را برای هر قسمت محاسبه می‌کنیم.



شکل ۵-۵ (الف): مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه ۳۵۰-۴۰۰ keV، ۴۰۰-۴۵۰ keV، ۴۵۰-۵۵۰ keV. (ب) مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه ۴۳۲-۴۵۰ keV، ۴۱۷-۴۳۲ keV، ۴۰۰-۴۱۷ keV

نمودار شکل ۵-۵(الف) نشان می‌دهد که مجموع درصد اختلاف نسبی در بازه keV ۴۵۰-۵۵۰ (با علامت منفی) از بقیه بیشتر است. پس از این بازه، بازه keV ۴۰۰-۴۵۰ بیشترین مجموع درصد اختلاف نسبی (با علامت مثبت) را داراست و همان‌طور که قبلاً نیز ذکر شد نشان دهنده ثبت شمارش‌های ناشی از تابش ترمزی پوزیترون‌ها در این ناحیه است. مجموع درصد اختلاف نسبی در بازه keV ۳۵۰-۴۰۰ نیز بسیار ناچیز است. اگر به عنوان یک راهکار برای حذف اثر پرتوهای ترمزی ناشی از پوزیترون از تصویربرداری پت کوچک کردن پنجره‌ی انرژی را پیشنهاد دهیم در این صورت باید لبه پایینی پنجره‌ی انرژی از keV ۴۰۰ بالاتر رود. بنابراین برای بررسی دقیق‌تر بازه keV ۴۵۰-۴۰۰ را نیز به سه قسمت مساوی تقسیم کرده و مجموع درصد اختلاف نسبی را در هر بازه بدست می‌آوریم. نمودار ستونی این منحنی در شکل ۵-۵(ب) آورده شده است. با در نظر گرفتن نمودار شکل ۵-۵(ب) به راحتی مشاهده می‌شود که میزان تابش ترمزی در یک سوم اول این بازه از دو قسمت دیگر بیشتر است. بنابراین کوچک کردن پنجره‌ی انرژی بوسیله بالا آوردن لبه پایینی آن تا keV ۴۱۷ به منظور کاهش حداکثری تابش‌های ترمزی مزاحم در تصویربرداری پت در ازاء حساسیت مطلوب برای دستگاه به منظور بالا بردن کیفیت تصویر روشی درست به نظر می‌رسد. بنابراین با توجه به نتیجه شبیه‌سازی‌های انجام شده در این پژوهش به منظور حذف حداکثری تابش‌های ترمزی مزاحم پنجره‌ی انرژی پت می‌تواند از keV ۳۵۰-۵۵۰ به keV ۴۱۷-۵۵۰ محدود شود. دستگاه پت ساخته شده در حال حاضر پنجره‌ی انرژی در همین محدوده دارند که با نتایج بدست آمده در این پژوهش مطابقت دارد [۴۸].

۵-۵- نتیجه‌گیری

اگر چه تابش ترمزی ناشی از الکترون‌های ثانویه تولید شده در اندرکنش‌های پراکندگی کامپتون و فوتوالکتریک با محیط در داخل بدن باعث افزایش شمارش‌ها در انرژی‌های پایین تابع پاسخ آشکارساز می‌شود اما این پرتوها به علت خارج بودن از محدوده پنجره‌ی انرژی پت نمی‌تواند بر بهبود کیفیت

تصویر اثرگذار باشد. از طرف دیگر تابش ترمزی ناشی از پوزیترون‌های خارج شده از چشمه باعث تغییر در شمارش آشکارساز پت در محدوده پنجره‌ی انرژی می‌شود. اگر چه این تغییرات ناچیز است اما چون در محدوده پنجره‌ی انرژی قرار دارد، اثر نامطلوب بر کیفیت تصویر می‌گذارد. این اثر نامطلوب به شکل موفقیت آمیزی با کوچک کردن پنجره‌ی انرژی از 350 keV - 550 keV - ۴۱۷ از تصویر پت حذف می‌شوند که بازه پیشنهادی در این پژوهش به خوبی با پنجره‌ی انرژی پت‌های کلینیکی حال حاضر مطابقت دارد. با توجه به این که نتایج بدست آمده در این پژوهش در مورد تابش ترمزی ایجاد شده در بافت نرم است که نسبت به بافت‌های دیگر تابش ترمزی کمتری در آن ایجاد می‌شود، بنابراین نتایج به دست آمده در مورد پنجره‌ی انرژی برای حذف این تابش‌ها شاید بتواند از این بازه نیز کوچک تر شود که با در نظر گرفتن حساسیت سیستم نیاز به بررسی بیشتر دارد.

فصل ششم

بررسی اثر پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای
حلقه‌ی پت بر کیفیت تصویر به وسیله شبیه‌سازی مونت

کارلو

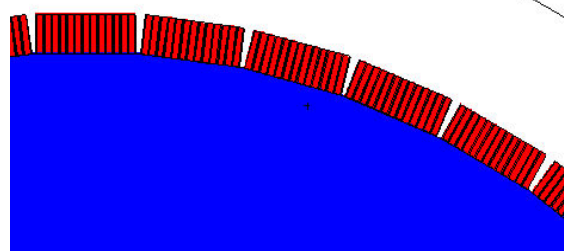
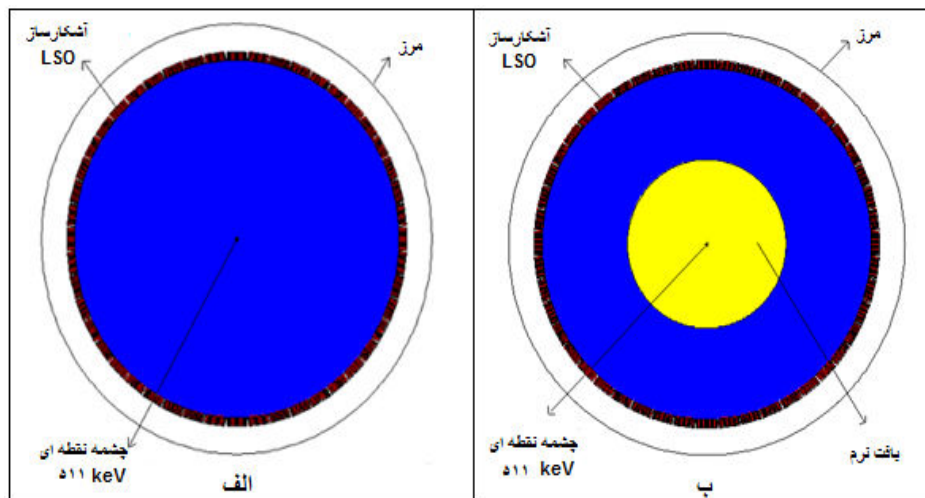
همان‌گونه که در فصل سوم بیان شد، سه نوع محیط پراکنده برای گاما‌های نابودی در تصویربرداری پت محتمل است. بدن بیمار، آشکارسازها و اجزاء دیگر دستگاه مانند تخت بیمار یا مواد بکار رفته در پوشش‌ها و موازی‌سازها. اگر چه احتمال پراکندگی در بدن بیمار نسبت به دو محیط دیگر بیشتر است [۴۳] اما برای رسیدن به قدرت تفکیک فضایی و وضوح بیشتر تصویر نباید از اهمیت خطای ایجاد شده توسط پراکندگی دو محیط دیگر و به خصوص آشکارسازها غافل شد [۶۷]. به طور کلی برای پرتوهایی که بدون انحراف در بدن به آشکارساز پت می‌رسند، در صورت رخداد کامپتون در آشکارساز سه حالت غالب پیش می‌آید. ممکن است پرتوها پس از ورود به آشکارساز با انجام پراکندگی کامپتون یا بدون هیچ‌گونه اندرکنشی از آشکارساز فرار کنند که در این صورت رخداد از دست می‌رود. حالت دوم این که پرتو بعد از یک یا چند رخداد کامپتون سرانجام در همان آشکارساز اولیه ثبت شود. این حالت اگر چه منجر به ثبت یک رخداد صحیح می‌شود اما به دلیل تولید یک خط پاسخ که بر خط پاسخ واقعی منطبق نیست تا حدودی قدرت تفکیک فضایی را کاهش می‌دهد و حالت سوم این که پرتو پس از پراکندگی کامپتون در آشکارساز اولیه از آن فرار کرده و به آشکارساز مجاور یا آشکارسازهای دیگر حلقه‌ی پت رفته و در آنجا ثبت شود که باز هم مانند حالت دوم منجر به ثبت یک رخداد هم‌زمانی با یک خط پاسخ نادرست شده و قدرت تفکیک فضایی را کاهش می‌دهد [۴۹ و ۶۹-۶۷]. پژوهشگران موثرترین راه برای حل مشکل پراکندگی‌های کامپتونی در آشکارسازهای حلقه‌ی پت را تخمین مکان و انرژی اولین اندرکنش گامای نابودی با آشکارساز می‌دانند [۷۰]، از این رو آن‌ها برای بدست آوردن این مهم روش‌هایی را پیشنهاد داده‌اند. از مهم‌ترین این روش‌ها می‌توان به تخمین اولین اندرکنش توسط آشکارسازهای نیمه رسانا اشاره کرد. این آشکارسازها با توجه به داشتن قدرت تفکیک بالا برای این هدف بسیار مناسب می‌باشند [۷۴-۷۱]. برخی دیگر از محققان روش تخمین اولین اندرکنش را به کمک تعیین عمق اندرکنش [۴۹، ۷۵ و ۷۶] و مسافت آزاد میانگین [۷۷] پیشنهاد داده‌اند. استفاده از دوربین کامپتون برای دنبال کردن پراکندگی‌های کامپتونی پرتو نابودی

در داخل آشکارساز و قابل اجرا بودن آن توسط برخی دیگر از محققان بررسی شده است [۴۹ و ۷۸].
عده‌ای دیگر نیز حل این خطا را در مرحله بازسازی تصویر و با پیشنهاد یک الگوریتم بررسی کرده‌اند [۷۹]. لازم به ذکر است که اکثر این محققان کاهش اثر پراکندگی‌های داخل آشکارساز را برای افزایش قدرت تفکیک دستگاه پت مورد توجه قرار داده‌اند و عده کمی به بررسی پرتوهای پت که از یک آشکارساز خارج و در آشکارسازهای مجاور در حلقه‌ی پت ثبت می‌شوند پرداخته‌اند. در صورتی که این پرتوها بیشتر از پرتوهای پراکنده داخل آشکارساز از قدرت تفکیک دستگاه می‌کاهند. از این رو ما در این فصل با ارائه یک روش جدید سعی در حذف پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت نموده‌ایم. در این روش جداسازی و عایق‌بندی نوری آشکارسازهای حلقه‌ی پت پیشنهاد شده است، به طوری که پرتوهای پراکنده شده در یک آشکارساز نتوانند به آشکارسازهای مجاور رفته و در آنجا ثبت شوند. در این صورت می‌توان امیدوار بود که این خطا تا حد زیادی از تصویربرداری پت حذف شده و قدرت تفکیک فضایی افزایش یابد. بنابراین هدف در این فصل بررسی تأثیر عایق‌بندی آشکارسازهای حلقه‌ی پت با هدف افزایش قدرت تفکیک دستگاه بر میزان شمارش (تابع پاسخ) آشکارسازهای حلقه‌ی پت به کمک شبیه‌سازی مونت کارلو است.

۶-۲- هندسه شبیه‌سازی

از آنجایی که زوج پرتوهای گامای نابودی حاصل از نابودی الکترون و پوزیترون در دو جهت مخالف با انرژی 511 keV از محل توزیع رادیودارو تابش کننده پوزیترون در بدن پراکنده می‌شوند، بنابراین مطابق شبیه‌سازی‌های قبل چشمه در این شبیه‌سازی نیز به شکل چشمه نقطه‌ای همگن در مرکز حلقه‌ی پت فرض شده که پرتوهای گامای 511 keV از آن به طور یکنواخت در تمامی جهات تابش می‌شوند. مطابق شکل ۶-۱(الف)، یک 48 ضلعی به مرکز حلقه‌ی پت (رنگ آبی در شکل ۶-۱(الف)) که هر یک از اضلاع آن بر سطوح داخلی یکی از آشکارسازها مماس است، فضای داخلی حلقه‌ی پت را تا دهانه آشکارسازها از فضای خارجی جدا می‌کند، تا به این شکل با صفر کردن اهمیت فضای خارج

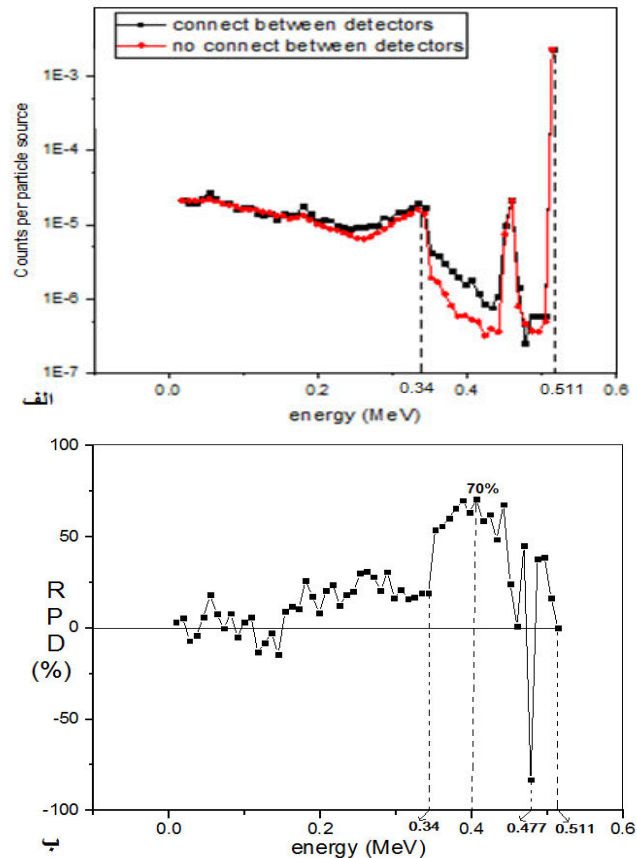
از این ۴۸ ضلعی به غیر از آشکارسازها (رنگ سفید در شکل ۶-۱(الف)) در شبیه‌سازی، بتوان مطمئن بود که گام‌های پراکنده خروجی از یک آشکارساز به هیچ وجه وارد آشکارسازهای مجاور نشده و در فضای کوچک بین آشکارسازها از بین می‌روند. شکل ۶-۱(پ) قسمتی از این ۴۸ ضلعی که اضلاع آن بر سطوح داخلی آشکارسازها مماس است را با بزرگنمایی مطلوب نشان داده است. در این مطالعه موضوع پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت بر تصویربرداری پت در دو حالت بررسی شده است. در حالت اول طبق شکل ۶-۱(الف) چشمه نقطه‌ای در مرکز حلقه و در داخل هوا قرار دارد و اثری از بافت نرم بدن در شبیه‌سازی وجود ندارد. اما چون عملاً در تصویربرداری پت چشمه یعنی همان رادیوایزوتوپ تزریقی در داخل بدن بیمار است، در حالت دوم مطابق شکل ۶-۱(ب) چشمه نقطه‌ای در مرکز کره‌ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتیمتر - معادل بدن انسان - قرار دارد. برای کاهش مدت زمان شبیه‌سازی و صرفه جویی در وقت، هندسه کلی دستگاه توسط یک کره بزرگ احاطه شده با این فرض که کد MCNPX ترابرد ذرات خروجی از این کره را متوقف کند. خروجی مورد استفاده از کد شبیه‌سازی برای این پژوهش تالی f8 یعنی همان تابع پاسخ (شمارش) آشکارساز در حجم یکی از آشکارسازهای حلقه است، زیرا بر اثر تقارن کروی نتایج بدست آمده برای یک آشکارساز قابل تعمیم به تمامی آشکارسازها و در نهایت سیستم آشکارسازی حلقه‌ی پت است. خطای آماری در این شبیه‌سازی از ۱۰ درصد تجاوز نکرده است.



شکل ۶-۱: الف) هندسه حلقه‌ی پت شامل ۴۸ آشکارساز بلاک LSO بدون حضور بافت نرم. ب) در حضور کره‌ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتیمتر به مرکزیت حلقه و پ) قسمتی از حلقه‌ی آشکارساز با بزرگنمایی بالا جهت مشاهده بهتر نحوه هندسه شبیه‌سازی طراحی شده توسط کد MCNPX

۶-۳- نتایج حاصل از جداسازی آشکارسازها بدون بافت نرم

برای بررسی اثر پراکندگی گاماها‌ی نابودی بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت روی عملکرد این دستگاه، بهتر است تابع پاسخ آشکارساز را در دو حالت متفاوت بررسی و مقایسه کنیم. حالت اول اینکه امکان ورود یک پرتو از آشکارسازی به آشکارساز دیگر وجود دارد و حالت دوم اینکه با صفر قرار دادن اهمیت فضای بین آشکارسازها ترابرد گاماها‌ی خروجی از هر یک از آشکارسازها توسط کد قطع شده و تقریباً احتمال رابطه بین آشکارسازها از بین می‌رود. به این شکل می‌توان به خوبی تأثیر گاماها‌ی نابودی پراکنده شده توسط اندرکنش کامپتون از داخل یک آشکارساز به آشکارسازهای مجاور در حلقه‌ی پت را بر تابع پاسخ آشکارسازهای آن بررسی کرد. تابع پاسخ آشکارسازهای پت در این دو حالت بدون حضور بافت نرم بدن در شبیه‌سازی مطابق شکل ۶-۲(الف) بدست آمد.



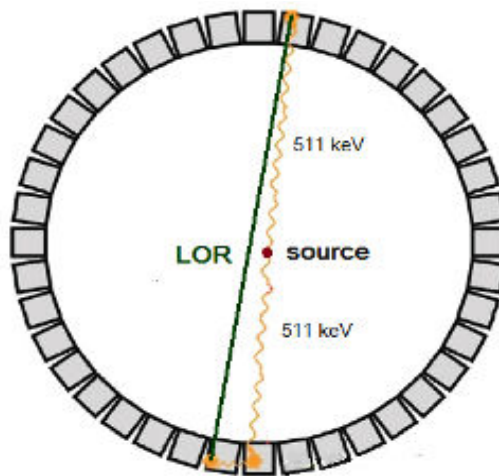
شکل ۶-۲: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه‌ای پت و ب) نمودار درصد اختلاف نسبی بین این دو نمودار، بدون حضور بافت نرم.

همان‌طور که نمودار شکل ۶-۲(الف) نشان می‌دهد، در انرژی‌های کمتر از 340 keV اختلاف ارتفاع بین نمودارها عملاً ناچیز بوده و دو نمودار تقریباً بر هم منطبق هستند اما در انرژی‌های بیشتر از 340 keV تا انتهای نمودار یعنی انرژی 511 keV ، این انطباق از بین رفته به طوری که در حالت عدم ارتباط بین آشکارسازها میزان شمارش‌ها نسبت به حالت ارتباط آشکارسازها افت قابل ملاحظه‌ای می‌کند، بنابراین اختلاف در تابع پاسخ آشکارساز بین دو حالت قید شده، عملاً به همین بازه انرژی ($340-511 \text{ keV}$) منحصر می‌شود. نکته قابل توجه این که این بازه انرژی با تقریب خوبی بر پنجره‌ی انرژی تعریف شده برای آشکارسازهای اغلب دستگاه‌های پت منطبق است. برای بررسی بیشتر چگونگی اختلاف تابع پاسخ آشکارساز در هر دو حالت، درصد تفاوت نسبی بین دو نمودار در هر انرژی مطابق فرمول ۶-۱ محاسبه و در نمودار شکل ۶-۲(ب) آورده شده است.

$$\text{RPD (\%)} = \frac{C(\text{ارتباط بین آشکارسازها}) - C(\text{عدم ارتباط بین آشکارسازها})}{C(\text{ارتباط بین آشکارسازها})} \times 100 \quad (1-6)$$

در این فرمول (ارتباط بین آشکارسازها) C و (عدم ارتباط بین آشکارسازها) C به ترتیب شمارش آشکارسازها در حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت است. همان‌طور که نمودار ۲-۶ (ب) نیز نشان می‌دهد، درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در اکثر نقاط مثبت است که با توجه به فرمول ۱-۶ نشان دهنده کاهش شمارش آشکارسازها در صورت عدم ارتباط بین آشکارسازها یا همان عایق کردن آن‌ها است. این کاهش شمارش‌ها در مجاورت لبه پایینی پنجره‌ی انرژی از ۳۴۰ keV تا ۴۵۰ keV قابل توجه است طوری که در انرژی ۴۰۰ keV به ۷۰ درصد می‌رسد. از انرژی ۴۵۰ keV به بعد تا قله تمام انرژی درصد اختلاف نسبی با وجود اینکه در تمامی انرژی‌ها بجز انرژی ۴۷۷ keV مثبت است اما در مقایسه با لبه پایینی پنجره‌ی انرژی افت قابل توجهی می‌کند و در قله تمام انرژی به صفر می‌رسد. صفر شدن درصد اختلاف نسبی در قله تمام انرژی یا همان انرژی ۵۱۱ keV دور از انتظار نیست زیرا اکثراً پرتوهایی در قله تمام انرژی ثبت می‌شوند که با اولین اندرکنش با ماده سوسوزن آشکارساز تحت یک رخداد فوتوالکتریک جذب آن شوند. از این سو این پرتوها تحت اندرکنش کامپتون قرار نگرفته و از آشکارساز نمی‌گریزند و عایق بودن یا نبودن آشکارسازها بر شمارش آن‌ها تاثیری ندارد. اگر مجموع مقادیر درصد اختلاف نسبی را در محدوده پنجره‌ی انرژی محاسبه کنیم، جواب مثبت است که نشان دهنده بیشتر بودن شمارش‌ها در حالت ارتباط بین آشکارسازها نسبت به حالتی است که آشکارسازها از یکدیگر جدا شوند. به عبارت دیگر اگر حلقه‌ی پت طوری طراحی شود که پرتوها از یک آشکارساز نتوانند به آشکارسازهای دیگر بروند، عملاً از میزان شمارش آن‌ها کاسته می‌شود. علت این پدیده این است که با قطع رابطه بین آشکارسازها برخی از گاماها‌ی نابودی پس از ورود به یکی از آشکارسازها می‌توانند تحت اندرکنش کامپتون از مسیر منحرف شده و یا حتی بدون انحراف از آن فرار کنند و به جای رفتن به آشکارساز مجاور و ثبت در آنجا در فضای بین آشکارسازها جذب و نابود شوند. به این شکل تاریخچه فوتون بدون ثبت در هیچ

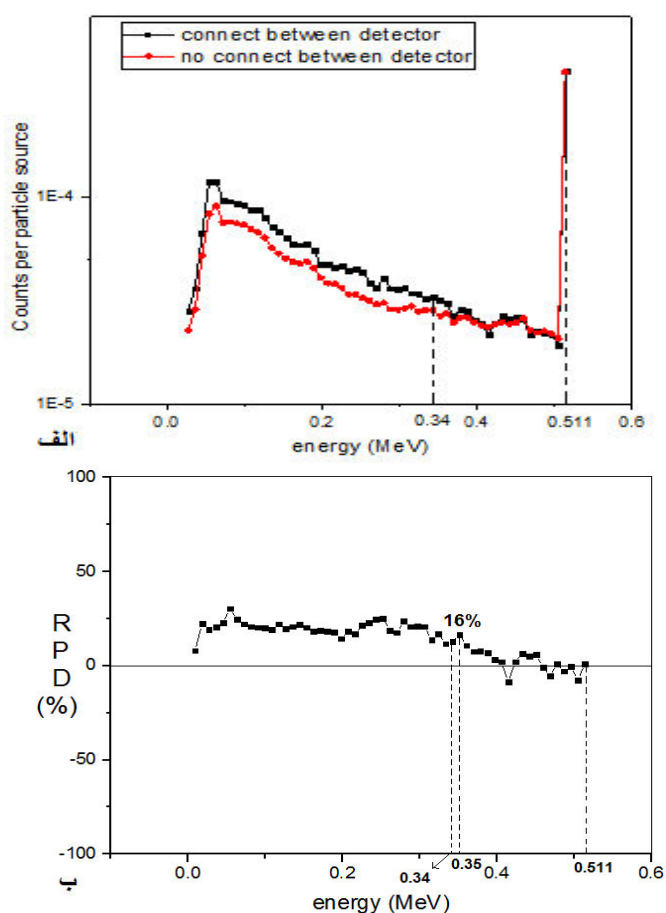
یک از آشکارسازهای حلقه‌ی پت به پایان می‌رسد و از شمارش آشکارسازها کاسته می‌شود. افت شمارش آشکارسازهای پت شدیداً حساسیت دستگاه را کاهش می‌دهد. از طرفی با توجه به این که در تصویربرداری پت مساله ثبت هم‌زمان دو پرتو توسط دو آشکارساز مطرح است، این کاهش شمارش در محدوده پنجره‌ی انرژی، بر افت حساسیت سیستم پت تأثیر دو چندان دارد. مساله کاهش حساسیت پت در ازاء افزایش قدرت تفکیک به کمک روش‌های حذف پرتوهای نابودی پراکنده شده در داخل آشکارسازها یا بین آنها یکی از چالش‌های پیش روی محققان در این زمینه است [۵۰، ۷۹ و ۸۰]. از طرف دیگر در صورت امکان ارتباط بین آشکارسازها و ثبت یک گامای پراکنده از یک آشکارساز در آشکارساز مجاور یا آشکارسازهای دیگر خط پاسخ بدست آمده در این حالت مطابق شکل ۳-۶ از محل توزیع رادیو دارو (چشمه) نمی‌گذرد و به عبارت بهتر با خط پاسخ صحیح اندکی تفاوت دارد که این مساله خود باعث ایجاد یک پس زمینه در تصویر پت و کاهش قدرت تفکیک می‌شود [۶۷ و ۷۰] ولی از آن جایی که اکثر گاماها در صورت خروج از یک آشکارساز با احتمال زیاد در همان آشکارسازهای مجاور ثبت می‌شوند، خط پاسخ ایجاد شده با خط پاسخ صحیح تفاوت چندانی ندارد و می‌توان از این خطا در مقابل اهمیت بالا بودن حساسیت پت صرف نظر کرد.



شکل ۳-۶: نحوه ایجاد خط پاسخ غیر صحیح در صورت پراکندگی و ثبت گاما در آشکارساز مجاور

۴-۶- نتایج حاصل از جداسازی آشکارسازها در حضور بافت نرم

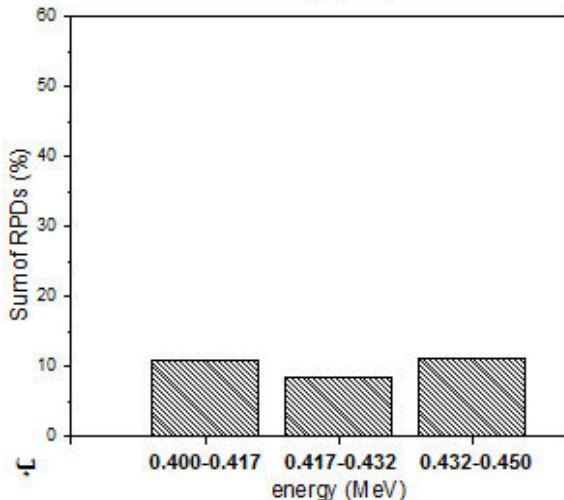
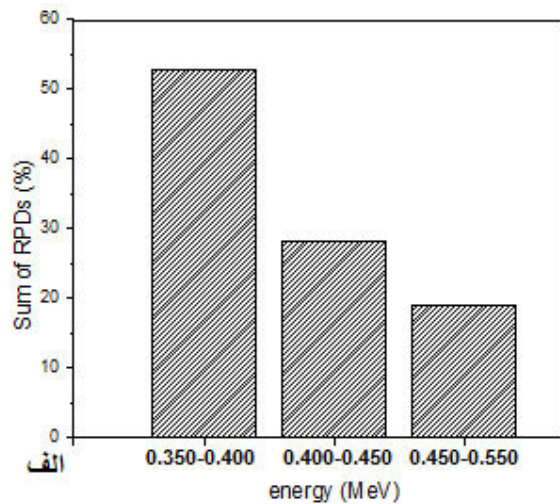
از آنجایی که در تصویربرداری پت معمولاً گاماهاى نابودی برای رسیدن به آشکارسازها باید از بافت نرم بدن عبور کنند، بنابراین برای رسیدن به نتایج دقیق‌تر، مطابق شکل ۶-۱ (ب) یک کره از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتیمتر (هم اندازه ضخامت بدن) به هندسه قبلی اضافه شد و به مانند قبل تابع پاسخ آشکارساز در هر دو حالت بیان شده در شکل ۴-۶ (الف) رسم و با یکدیگر مقایسه گردید.



شکل ۴-۶: الف) تابع پاسخ آشکارساز پت در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت و ب) نمودار درصد اختلاف نسبی بین این دو نمودار در حضور کره‌ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتیمتر.

با توجه به نمودار شکل ۴-۶ (الف) که تابع پاسخ آشکارساز پت را در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای پت در حضور بافت نرم بدن نشان می‌دهد، می‌توان گفت که علاوه بر شبیه بودن شکل کلی تابع پاسخ آشکارساز در دو حالت، شمارش‌ها تقریباً در سرتاسر پنجره‌ی انرژی به هم نزدیک است. مجدداً به منظور بررسی دقیق‌تر این شکل، درصد اختلاف نسبی بین دو نمودار در هر انرژی مطابق فرمول ۶-۱ محاسبه و در نمودار شکل ۴-۶ (ب) ترسیم شد. این نمودار نشان می‌دهد که درصد اختلاف نسبی در اکثر انرژی‌ها در بازه پنجره‌ی انرژی مثبت است. بیشترین درصد اختلاف نسبی در این بازه به ۱۶ درصد در انرژی 350 keV می‌رسد. از این انرژی که همان آستانه پایین پنجره‌ی انرژی است به سمت انرژی‌های بالاتر، مقدار درصد اختلاف نسبی کاهش یافته و در قله تمام انرژی تقریباً صفر می‌شود. این نکته که در نمودار درصد اختلاف نسبی شکل ۴-۶ (ب) نیز به وضوح مشاهده شد، نشان می‌دهد اکثریت پرتوهای پراکنده شده بین آشکارسازهای حلقه‌ی پت در محدوده آستانه پایین پنجره‌ی انرژی ثبت می‌شوند. این یافته می‌تواند به خوبی محدوده انرژی پرتوهای پراکنده شده بین آشکارسازها را به ما نشان دهد. این محدوده در حضور بافت نرم بازه 350 keV تا 400 keV و در عدم حضور بافت نرم 350 keV تا 450 keV است. مجموع مقادیر درصد اختلاف نسبی نمودار ۴-۶ (ب) در محدوده پنجره‌ی انرژی، مانند حالت عدم حضور بافت نرم مقداری مثبت است. این مساله حاکی از آن است که در حضور بافت نرم نیز عایق‌بندی و عدم ارتباط نوری بین آشکارسازهای پت باعث کاهش شمارش آشکارسازها در محدوده پنجره‌ی انرژی می‌شود، که علت آن ذکر شد. از طرفی با مقایسه تابع پاسخ‌های آشکارساز پت در دو حالت حضور و عدم حضور بافت نرم در شکل‌های ۴-۶ و ۲-۶، روشن است که کاهش میزان شمارش‌ها در تابع پاسخ آشکارسازها در محدوده پنجره‌ی انرژی در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آن‌ها با وجود بافت نرم بدن کمتر است نسبت به این‌که هیچ بافت نرمی در مسیر گاماها نبودی برای رسیدن به آشکارسازهای حلقه‌ی پت نباشد، این بدان معنی است که با وجود بافت نرم، جداسازی آشکارسازها چندان از میزان ثبت پرتوها نمی‌کاهد. بنابراین می‌توان گفت روش پیشنهادی ما برای حذف پراکندگی‌های آشکارسازهای پت، در

تصویربرداری‌های ناحیه شکم که معمولاً ضخامت قابل توجهی از بافت نرم در اطراف چشمه پوزیترون دهنده وجود دارد، تأثیر بیشتری در بهبود کیفیت تصویر نسبت به تصویربرداری‌هایی نظیر تصویربرداری از سر و گردن دارد. اما با توجه به این که محدوده پنجره‌ی انرژی آشکارسازهای پت در تصویربرداری از ناحیه شکمی، با در نظر گرفتن اثر پراکندگی اندام‌های مجاور کبد و اثر تابش ترمزی که در فصل‌های قبل انجام شد بهتر است محدود شود با بررسی دقیق‌تر نمودار درصد اختلاف نسبی در شکل ۴-۶ (ب) و بدست آوردن مجموع درصد اختلاف نسبی در سه بازه $350-400 \text{ keV}$ ، $400-450 \text{ keV}$ و $450-550 \text{ keV}$ مطابق شکل ۵-۶ (الف)، به بررسی میزان پرتوهای پراکنده بین آشکارسازها در هر محدوده می‌پردازیم. نمودار ستونی شکل ۵-۶ (الف) نشان می‌دهد که (همان‌طور که قبلاً نیز از نمودار شکل ۴-۶ بدست آمد) اکثر پرتوهای پراکنده بین آشکارسازهای پت در همان بازه پایینی پنجره‌ی انرژی ($350-400 \text{ keV}$) ثبت شده‌اند. پس با تبدیل پنجره‌ی انرژی به جای $350-550 \text{ keV}$ به $400-450 \text{ keV}$ به خوبی می‌توان اثر این پرتوها را از بین برد. همان‌گونه که شکل ۵-۶ (الف) نشان می‌دهد میزان مجموع درصد اختلاف نسبی در بازه بعدی ($400-450 \text{ keV}$) نیز بسیار کمتر از بازه $350-400 \text{ keV}$ است. بنابراین محدود کردن بیشتر پنجره‌ی انرژی نمی‌تواند چندان مؤثر باشد اما با توجه به یافته‌های قبلی در مورد محدوده پنجره‌ی انرژی که محدودیت پنجره‌ی انرژی بیشتری را می‌طلبد بنابراین بازه $400-450 \text{ keV}$ را نیز برای بررسی بیشتر به سه قسمت $400-417 \text{ keV}$ ، $417-432 \text{ keV}$ ، $432-450 \text{ keV}$ تقسیم کرده و مطابق شکل ۵-۶ (ب) نمودار ستونی مجموع درصد اختلاف نسبی را برای آن بدست می‌آوریم. مجموع درصد اختلاف نسبی در بازه اولی ($400-417 \text{ keV}$) کمی بیشتر از بازه دومی ($417-432 \text{ keV}$) است. بنابراین محدود کردن پنجره‌ی انرژی از $350-550 \text{ keV}$ به $417-550 \text{ keV}$ علاوه بر حذف پرتوهای پراکنده شده توسط اندام‌های مجاور کبد و پرتوهای تابش ترمزی برای حذف پرتوهای پراکنده بین آشکارسازهای پت نیز می‌تواند مؤثر باشد. با محدود کردن پنجره‌ی انرژی این پرتوهای پراکنده حذف و نیازی به ایزوله کردن آشکارسازها که به هزینه‌های ساخت دستگاه می‌افزاید، نیست.



شکل ۶-۵: الف) مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه $350-400\text{ keV}$ ، $400-450\text{ keV}$ ، $450-550\text{ keV}$. ب) مجموع درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره‌ی انرژی در سه بازه $400-417\text{ keV}$ ، $417-432\text{ keV}$ ، $432-450\text{ keV}$

شاخص SF^۱ که معیاری برای ارزیابی میزان پراکندگی‌ها در تصویربرداری پت است و به صورت نسبت شمارش‌های پراکنده به کل شمارش‌ها (پراکنده و پراکنده نشده) در محدوده پنجره‌ی انرژی تعریف می‌شود [۴۳]، با جداسازی آشکارسازها، در حالت عدم حضور بافت نرم از ۲ درصد به ۱ درصد و در حالت حضور بافت نرم از ۵۳ درصد به ۵۲ درصد کاهش می‌یابد. مقادیر بدست آمده برای SF نشان

¹ Scatter Fraction

دهنده تأثیر اندک پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای پت در مقابل پراکندگی‌های حاصل از بدن بیمار در تصویربرداری پت است.

۶-۵- نتیجه‌گیری

حساسیت و قدرت تفکیک فضایی دو ویژگی مهم در تعیین کیفیت دستگاه پت هستند. مطابق نتایج بدست آمده از این پژوهش عایق‌بندی نوری آشکارسازهای پت و جلوگیری از ثبت پرتو گاما پراکنده شده از یک آشکارساز در آشکارسازهای دیگر حلقه، اگرچه تا حدی قدرت تفکیک فضایی را افزایش می‌دهد اما از طرف دیگر با کاهش شمارش‌های آشکارسازهای پت در محدوده پنجره‌ی انرژی از حساسیت دستگاه پت - به خصوص در عدم حضور بافت نرم- می‌کاهد. این در حالی است که در تصویربرداری‌های هسته‌ای نظیر پت، ثبت حداکثری پرتوها به علت محدودیت در استفاده از رادیودارو و عدم فراوانی تابش بسیار حائز اهمیت است. بنابراین می‌توان گفت عایق‌بندی کردن آشکارسازهای پت با هدف حذف پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازها، با توجه به این که بر هزینه ساخت آن نیز می‌افزاید، تأثیر چندانی بر بهبود کیفیت تصویر پت ندارد. همچنین با علم به این که انرژی پرتوهای پراکنده بین آشکارسازهای پت عمدتاً در محدوده آستانه پایینی پنجره‌ی انرژی دستگاه پت قرار می‌گیرند، می‌توان افزایش آستانه پایین پنجره‌ی انرژی آشکارساز را برای حذف اثر این پرتوها به منظور افزایش قدرت تفکیک فضایی و بهبود کیفیت تصویر پیشنهاد داد.

پیشنهاداتی جهت ادامه پژوهش

- ۱- بررسی و بهینه کردن پنجره‌ی انرژی با فرض توزیع رادیودارو در بدن و مقایسه آن با حالت تجمع تمامی رادیودارو در تومور کبدی
- ۲- بررسی اندام‌های دیگر مجاور با کبد در تصویربرداری از تومور کبدی نظیر بافت استخوانی ستون فقرات، دنده‌ها و ...
- ۳- بررسی اندام‌های مجاور با بافت‌های دیگر غیر از کبد نظیر بافت قلبی یا ریوی، بدست آوردن پنجره‌ی انرژی بهینه در این حالت و مقایسه آن با حالت تصویربرداری از تومور کبدی
- ۴- بررسی اثر تابش ترمزی در سایر بافت‌های بدن نظیر بافت چربی و بافت استخوانی در تصویربرداری پت و مقایسه آن با بافت نرم
- ۵- بررسی اثر اندام‌های مجاور کبد با در نظر گرفتن ثبت هم‌زمانی پرتوها در آشکارسازهای روبرو و مقایسه نتایج آن با نتایج حاصل از پژوهش

- [1] Cherry, S. R., Dahlbom, M. (2009), PET: Physics, Instrumentation, and Scanners, pp. 1-124 In: *Molecular Imaging and Its Biological Applications*, Phelps M. E, Springer Science & Business Media, New York.
- [2] Knoll, G. F. (2010), *Radiation Detection and Measurement*, John Wiley & Sons, USA, pp.1-100.
- [3] Ollinger, J. M., Fessler J. A. (1997), Positron Emission Tomography, *IEEE Signal Processing Magazine*, 14(1), 43-55.
- [4] سولفانديس، ن.، لندزبرگر، ش. (۱۳۹۳)، اندازه‌گیری و آشکارسازی تابش‌های هسته‌ای، ترجمه: هادی‌زاده یزدی، م.، کوهی فائق، ر.، چاپ سوم، دانشگاه فردوسی، مشهد.
- [5] Saha, G. B. (2009), Positron Emission Tomography, pp.182-225, In: *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*, Saha G. B, Springer Science & Business Media, New York.
- [6] Muehlelehner, G., Karp J. S. (2006), Positron Emission Tomography, *Physics in Medicine & Biology*, 51(13), pp.117-137.
- [7] Brownell, G. L. (1999), A history of positron imaging. *Physics Research Laboratory, Massachusetts General Hospital, MIT*, 1.
- [8] Wagner Jr, H. N. (1998, July). A brief history of positron emission tomography (PET). In *Seminars in nuclear medicine* (Vol. 28, No. 3, pp. 213-220). WB Saunders.
- [9] Nutt, R. (2002), The History of Positron Emission Tomography, *Molecular Imaging and Biology*, 4, pp.11-26.
- [۱۰] حاجی‌زاده صفار، م. (۱۳۹۴)، مروری بر فیزیک پزشکی هسته‌ای، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد.
- [۱۱] پشتون شایسته، س.، شیری، ا.د.هلقی، و. (۱۳۹۴)، فیزیک و تجهیزات پزشکی هسته‌ای، رویان پژوه، تهران.
- [12] Beyer, T., Townsend, D. W., Brun, et al. (2000). A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *Journal of nuclear medicine*, 41(8), 1369-1379.
- [13] Germano, G., Berman, D. S., & Slomka, P. (2016). Technical aspects of cardiac PET imaging and recent advances. *Cardiology clinics*, 34(1), 13-23.
- [۱۴] فرداصفهان‌نی، پ.، فلاحی، ب.، بیگی، د و دیگران. (۱۳۹۱)، تصویربرداری مولکولی با روش PET/CT در آنکولوژی، طب جنوب، دوره شانزدهم، شماره ۱، صفحه ۵۹ تا ۷۰.
- [15] The, R. C. O. R., Royal, C. O. P. O. L., Royal, C. O. P., Royal College of Physicians of Edinburgh, & Administration Of Radioactive Substances Advisory Committee. (2016). Evidence-based indications for the use of PET-CT in the United Kingdom. *Clinical radiology*, 71(7), e171.

- [16] Salmon, E., Ir, C. B., & Hustinx, R. (2015). Pitfalls and limitations of PET/CT in brain imaging. In *Seminars in nuclear medicine* (Vol. 45, No. 6, pp. 541-551). WB Saunders.
- [17] Wagenknecht, G., Kaiser, H. J., Mottaghy, F. M., & Herzog, H. (2013). MRI for attenuation correction in PET: methods and challenges. *Magnetic resonance materials in physics, biology and medicine*, 26(1), 99-113.
- [18] Herzog, H., & Lerche, C. (2016). Advances in clinical PET/MRI instrumentation. *PET clinics*, 11(2), 95-103.
- [19] Evance, R. D. (1955), *The Atomic Nucleus*, McGraw-Hill Book Company Inc, New York.
- [20] Musarudin, M., Saripan, M. I., Mashohor, S., Saad, W. H. M., Hashim, S., & Nordin, A. J. (2012). Preliminary results from attenuation correction for MCNP-generated PET image. In *IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences* (pp. 907-910). Langkawi, Malaysia.
- [21] Saeed, M., El Khoukhi, T., Boulaich, Y., Chakir, E., Boukhal, H., & El Bardouni, T. (2015). Attenuation Correction Of Pet Image Reconstructed Based On Direct Filtering Of The Raw Data Acquired Using Mcnpx Code. *Journal of Theoretical & Applied Information Technology*, 81(1): 124-130.
- [22] Pan, T., Zaidi, H. (2016). Attenuation Correction Strategies for Positron Emission Tomography/Computed Tomography and 4-Dimensional Positron Emission Tomography/Computed Tomography. *PET clinics*, 8(1), 37-50
- [23] Zaidi, H., & Koral, K. F. (2006). Scatter correction strategies in emission tomography, pp 205-235, In *Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging*, Springer, Boston, MA.
- [24] Grootenk, S., Spinks, T. J., Sashin, D., Spyrou, N. M., Jones, T. (1996). Correction for scatter in 3D brain PET using a dual energy window method. *Physics in Medicine & Biology*. 41(12): 2757-74.
- [25] Bendriem, B., Trebossen, R., Frouin, V., & Syrota, A. (1993). A PET scatter correction using simultaneous acquisitions with low and high lower energy thresholds. In *IEEE Conference Record Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference* (pp. 1779-1783). San Francisco, CA, USA.
- [26] Shao, L., Freifelder, R., & Karp, J. S. (1994). Triple energy window scatter correction technique in PET. *IEEE transactions on medical imaging*, 13(4), 641-648.
- [27] Levin, C. S., Dahlbom, M. (1995). A Monte Carlo correction for the effect of Compton scattering in 3-D PET brain imaging. *IEEE transactions on nuclear science*. 42(4):1181-85.
- [28] Zaidi, H and Koral, K. F. (2004). Scatter modelling and compensation in emission tomography, *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 31:761-782.
- [29] Holdsworth CH. Levin CS. Janecek M. Dahlbom M. Hoffman E. J. (2002). Performance Analysis of an Improved 3-D PET Monte Carlo Simulation and Scatter Correction. *IEEE transactions on nuclear science*. 49(1): 83-9.

- [30] Holdsworth, C. H., Levin, C.S., Farquhar T. H., Dahlbom, M., Hoffman, E. J. (2001). Investigation of Accelerated Monte Carlo Techniques for PET Simulation and 3D PET Scatter Correction. *IEEE transactions on nuclear science*. 48(1):74-81.
- [31] Bentourkia, M. H., & Sarrhini, O. (2009). Simultaneous attenuation and scatter corrections in small animal PET imaging. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 33(6), 477-488.
- [32] Buvat, I., & Castiglioni, I. (2002). Monte Carlo simulations in SPET and PET. *QJ Nucl. Med*, 46(1), 48-61.
- [33] Ljungberg, M., Strand, S. E., & King, M. A. (Eds.). (2012). *Monte Carlo calculations in nuclear medicine: Applications in diagnostic imaging*. CRC Press.
- [34] Zaidi, H., & Sgouros, G. (2002). *Therapeutic applications of Monte Carlo calculations in nuclear medicine*. CRC Press.
- [35] Seco, J., & Verhaegen, F. (Eds.). (2013). *Monte Carlo techniques in radiation therapy*. CRC press.
- [36] Turco, A. (2012). Monte Carlo simulations of a small-animal PET scanner: Analysis of performances and comparison between camera designs. KTH-STH.
- [37] Rodriguez-Villafuerte, M., Yang, Y., & Cherry, S. R. (2014). A Monte Carlo investigation of the spatial resolution performance of a small-animal PET scanner designed for mouse brain imaging studies. *Physica Medica*, 30(1), 76-85.
- [38] Gillam, J. E., & Rafecas, M. (2016). Monte-Carlo simulations and image reconstruction for novel imaging scenarios in emission tomography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 809, 76-88.
- [39] Lu, L., Zhang, H., Bian, Z., Ma, J., Feng, Q., & Chen, W. (2016). Validation of a Monte Carlo simulation of the Inveon PET scanner using GATE. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 828, 170-175.
- [40] Couceiro, M., Ferreira, N. C., & Fonte, P. (2007). Sensitivity assessment of wide axial field of view PET systems via Monte Carlo simulations of NEMA-like measurements. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 580(1), 485-488.
- [41] Freedenberg, M. I., Badawi, R. D., Tarantal, A. F., & Cherry, S. R. (2014). Performance and limitations of positron emission tomography (PET) scanners for imaging very low activity sources. *Physica Medica*, 30(1), 104-110.
- [42] Martins, L., Ferreira, N. C., Caramelo, F., Ortigão, *etal.* (2012). Scatter Correction for Positron Emission Mammography using an Estimation of Trues Method Approach. *Procedia Technology*, 5, 903-911.
- [43] Zaidi H, Montandon ML (2007) Scatter Compensation Techniques in PET. *PET Clin*, 2:219-34.

[44] Chuang K, Wu J, Jan M, Chen S, Hsu CH (2005) Novel scatter correction for three-dimensional positron emission tomography by use of a beam stopper device. *Nucl.Instr. and Meth.in Phys. Res. A.* 551:540-52.

[45] Chuang K, Lin H, Wu J, Jan M (2006) Optimisation of scatter correction based on the use of partially transparent beam stoppers in PET. *Nucl.Instr. and Meth.in Phys. Res. A.* 569:175-79.

[46] Goniats P, Bertsekas N, Karakatsanis N, Saatsakis G, Gaitanis A, Nikolopoulos D and others. Validation of a GATE model for the simulation of the Siemens biographTM6 PET scanner. *Nucl.Instr. and Meth.in Phys. Res. A.* 2007;571:263–6.

[47] Fakhroo, S., Geramifar, P.(2016). Monte Carlo Simulation of the PET scanner of the Siemens Biograph6 PET/CT Imaging system using GATE.20th annual meeting of Iranian society of nuclear medicine,Mazandaran, Iran.

[48] Musarudin, M., Saripan, M. I., Mashohor, S., Saad, W., Nordin, A. J., Hashim, S. (2015) Impact of patient weight on tumor visibility based on human-shaped phantom simulation study in PET imaging system. *Rad.Phys and Chem*, 115: 81-7.

[49] Yoshida, E., Tashima, H., Yamaya, T. (2014). Sensitivity booster for DOI-PET scanner by utilizing Compton scattering events between detector blocks, *Nucl. Instr. and Meth. In. Phys. Res. A.*763:502–509.

[50] Yoshida, E., Tashima, H., Hirano, Y., Inadama, N., Nishikido, F., Murayama, H., and others. (2013). Spatial resolution limits for the isotropic-3D PET detector X'tal cube. *Nucl.Instr. and Meth.in Phys. Res. A*, 728: 107–11.

[51] Pelowitz DB.(2008), MCNPXTM user manual version 2.6.0, Los Alamos national laboratory, p:99, 178

[۵۲] www.cancercenter.com) سایت مرکز درمان سرطان آمریکا

[۵۳] www.ncii.ir) سایت مرکز جامع آمار سرطان ایران

[54] Tavakoli-Anbaran H, Izadi-Najafabadi R, Miri-Hakimabad H. (2009).The Effect of Detector Dimensions on the NaI (TI) Detector Response Function. *Journal of Applied Sciences*, 9: 2168-2173.

[55] Rothfuss H, Byars L, Casey ME, Conti M, Eriksson L, Michel C. (2007). Energy resolution and absolute detection efficiency for LSO crystals: A comparison between Monte Carlo simulation and experimental data. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 580: 1087–1092.

[56]Graham, M. M., Peterson, L. M., Link, J. M., Evans, M. L., Koh, W. J., Caldwell, J. H., &Krohn, K. A. (1997). Fluorine-18-fluoromisonidazole radiation dosimetry in imaging studies.*Journal of Nuclear Medicine*, 38(10), 1631-1636.

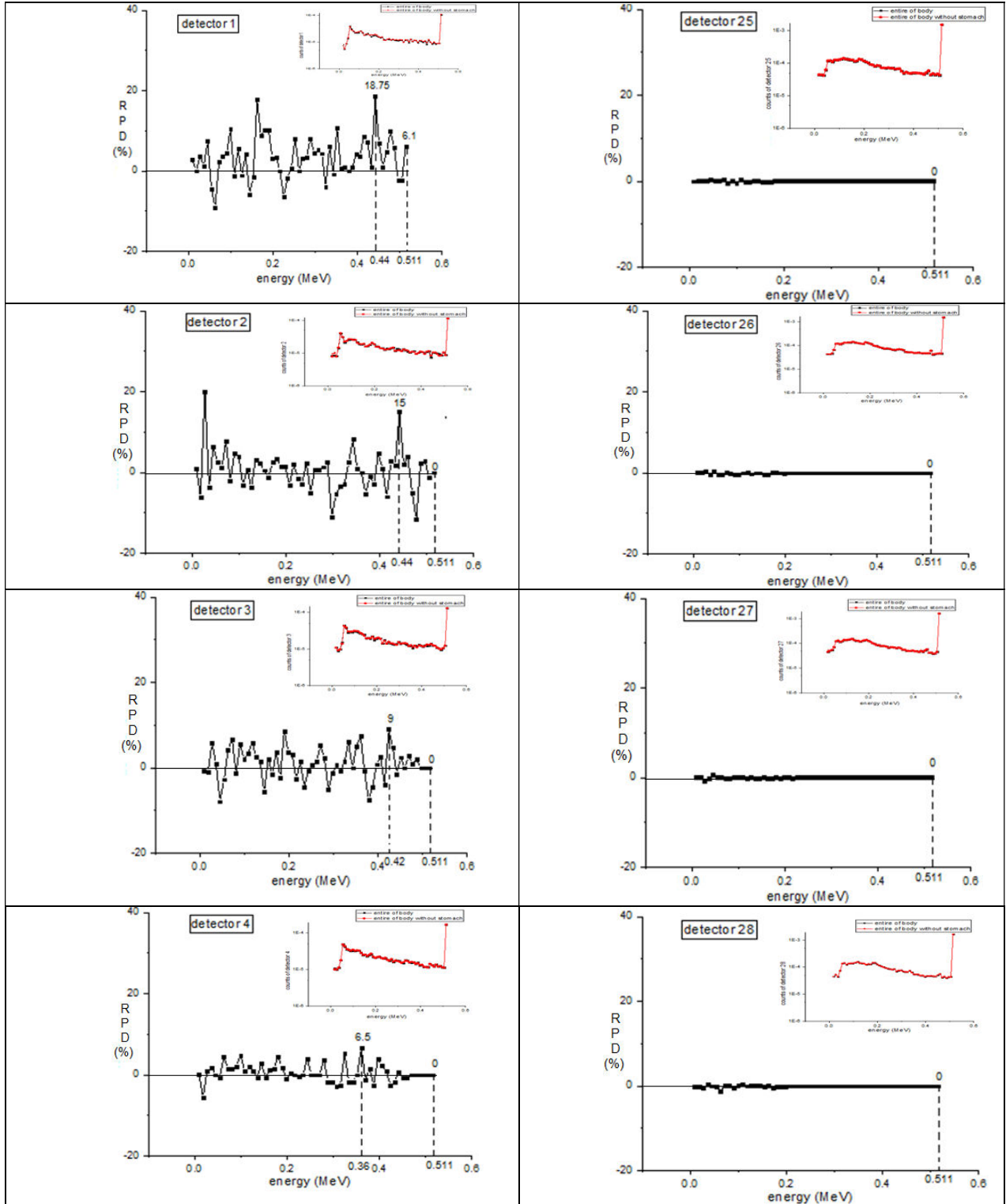
[57]Hays, M. T., Watson, E. E., Thomas, S. R., &Stabin, M. (2002). MIRD dose estimate report no. 19: radiation absorbed dose estimates from 18F-FDG. *Journal of Nuclear Medicine*, 43(2), 210-214.

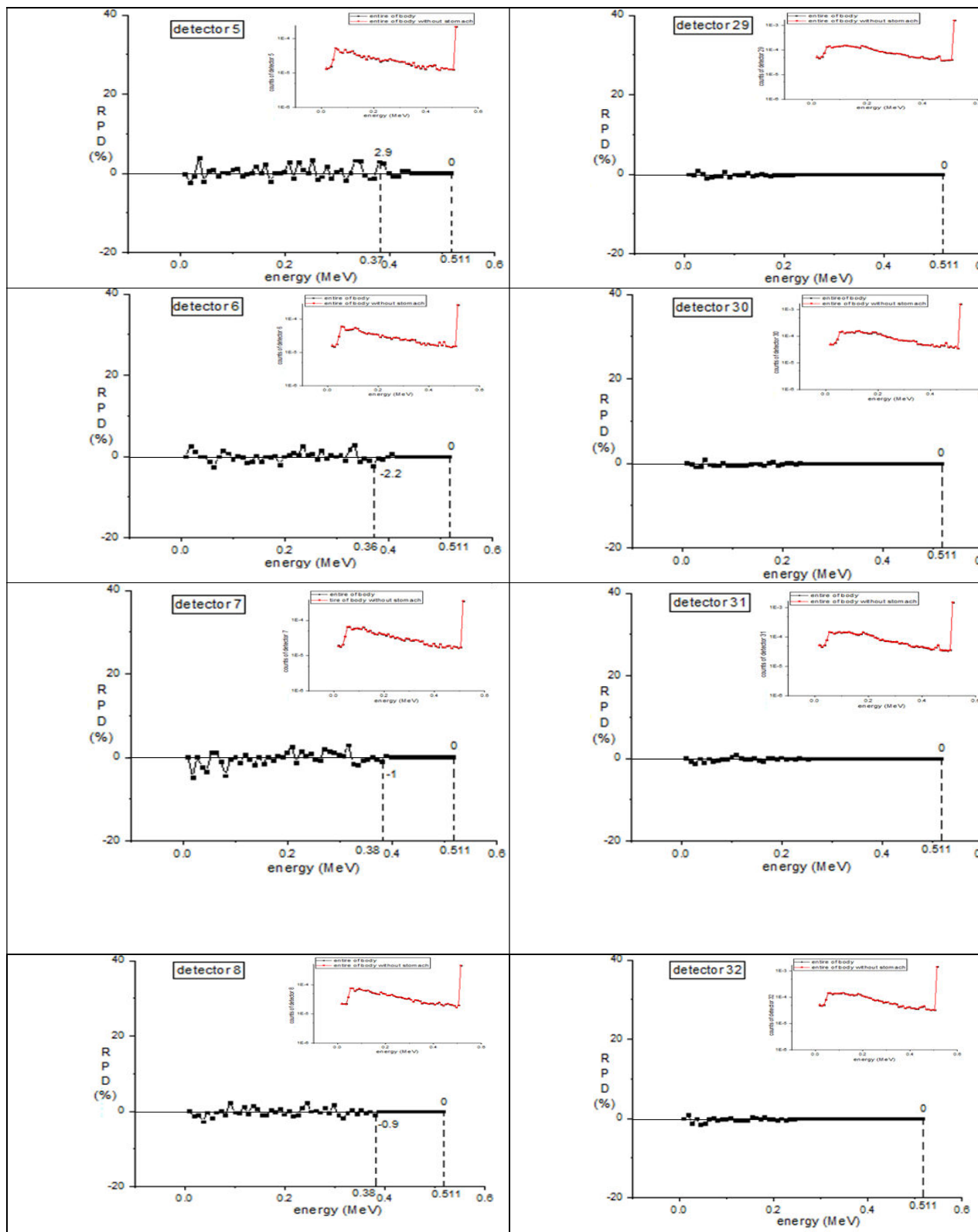
- [58] Nehmeh, S. A. El-Zeftawy, H., Greco, C., Schwartz, J., *et al*, (2009). An iterative technique to segment PET lesions using a Monte Carlo based mathematical model. *Medical physics*, 36(10), 4803-4809.
- [59] Tyłski, P., Stute, S., Grotus, N., Doyeux, K., *et al*, (2010). Comparative assessment of methods for estimating tumor volume and standardized uptake value in 18F-FDG PET. *Journal of nuclear medicine*, 51(2), 268-276.
- [60] Inoue, T., Kim, E. E., Wong, F. C., Yang, D. J., *et al*, (1996). Comparison of fluorine-18-fluorodeoxyglucose and carbon-11-methionine PET in detection of malignant tumors. *Journal of Nuclear Medicine*, 37(9), 1472-1476.
- [61] Manjunatha, H. C., Rudraswamy, B. (2013). External bremsstrahlung of ^{90}Sr - ^{90}Y , ^{147}Pm and ^{204}Tl in detector compounds. *Radiation Physics and Chemistry*, 85: 95–101.
- [62] Manjunatha, H. C., Rudraswamy, B. (2010). Bremsstrahlung exposure of tissues from beta-therapeutic nuclides. *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A*, 621: 581–9.
- [63] Amato, E., Italiano, A., Auditore, L., Baldari, S. (2018). Radiation protection from external exposure to radionuclides: A Monte Carlo data handbook. *Phys. Med. Biol*, 46: 160–7.
- [64] Fernández, J. E. Scot, V., DiGiulio, E., Salvat, F. (2015). Evaluation of bremsstrahlung contribution to photon transport in coupled photon–electron problems. *Radiation Physics and Chemistry*, 116: 203-7.
- [65] Mrdja, D., Bikit, K., Bikit, I., Slivka, J., Forkapic, S., Knezevic, J. (2018). Monte-Carlo simulation of beta particle induced bremsstrahlung doses. *J Radiol Prot*, 38(1): 34-47.
- [66] Jan, S., Comtat, C., Strul, D., Santin, G., Trébossen, R. (2005). Monte Carlo Simulation for the ECAT EXACT HR+ System Using GATE. *IEEE Transactions On Nuclear Science*, 56(3): 627-33.
- [67] Zeraatkar, N., Ay, M. R., Ghafarian, P., Sarkar, S., Geramifar, P., Rahmim, A. (2011). Monte Carlo-based evaluation of inter-crystal scatter and penetration in the PET subsystem of three GE Discovery PET/CT scanners. *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A*, 659: 508–14.
- [68] Szlávecz, Á., Benyó, B and others. (2009). A novel model and an environment for PET detector block simulation. Proceedings of the 7th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems. Aalborg, Denmark.
- [69] Spyrou, N., Mesbahi, E. (1999). A method of evaluating inter-detector scattering in block detectors for positron emission tomography. *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A*, 422: 672-76.
- [70] Lee MS, Kang SK, Lee JS. Novel inter-crystal scattering event identification method for PET Detectors. *Phys. Med. Biol*. 2018; 63: 115-28.
- [71] Yin, Y., Chen, X., Li, C., Wu, H., Komarov, S., Guo, Q and others. (2014). Evaluation of PET Imaging Resolution Using 350 μm Pixelated CZT as a VP-PET Insert Detector. *IEEE Trans. Nuc. Sci*; 61(1): 154-61.
- [72] Yoon, C., Lee, W., Lee, T. (2011). Simulation for CZT Compton PET (Maximization of the efficiency for PET using Compton event). *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A*, 652: 713–16.
- [73] Yin, Y., Chen, X., Komarov, S., Wu, H., Wen, J., Krawczynski, H and others. (2012). Study of Highly Pixelated CdZnTe Detector for PET Applications. *Phys. Procedia*; 37: 1537–45.

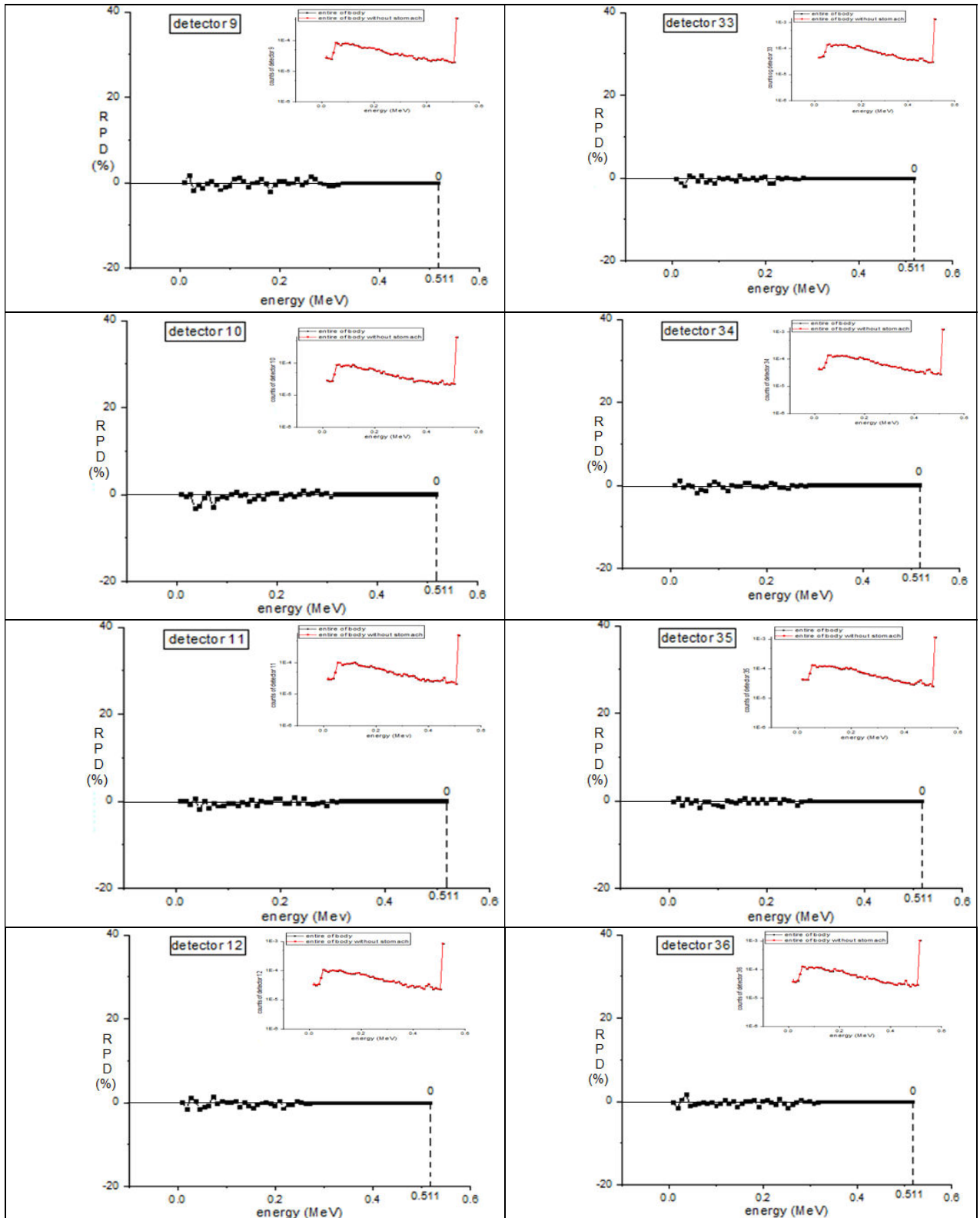
- [74] Abbaszadeh, S., Garry, C., Levin, C. S. (2018). Positioning true coincidences that undergo inter- and intra- crystal scatter for a sub-mm resolution cadmium zinc telluride-based PET system. *Phys. Med. Biol.*; 63(2): 025012.
- [75] Rafecas M, Boning G, Pichler BJ, Lorenz E, Schwaiger M, Ziegler SI. Inter-crystal scatter in a dual layer, high resolution LSO-APD positron emission tomography. *Phys. Med. Biol.* 2003; 48(7): 8-21.
- [76] Auricchio, N., Domenico, G., Zavattini, G., Milano, L., Malaguti, R. (2011). The performance of silicon detectors for the SiliPET project: A small animal PET scanner based on stacks of silicon detectors. *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A*; 628: 448–52.
- [77] Wagadarikar, A., Ivan. (2014). A and others. Sensitivity Improvement of Time-of-Flight (ToF) PET Detector Through Recovery of Compton Scattered Annihilation Photons. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*; 61(1):121- 5.
- [78] Kishimoto, A., Kataoka, J., Koide, A., Sueoka, K., Iwamoto, Y., Taya, T and others. (2017). Development of a compact scintillator-based high-resolution Compton camera for molecular imaging. *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A*; 845: 656–59.
- [79] Gillam, J. E., Solevi, P., Oliver, J. F., Casella, C., Heller, M., Joram, C and others. (2014). Sensitivity recovery for the AX-PET prototype using inter-crystal scattering events. *Phys. Med. Biol.*; 59: 4065–83.
- [80] Stickel, J., Cherry, S. R. (2005). High-resolution PET detector design: modeling components of intrinsic spatial resolution, *Phys. Med. Biol.*, 50: 179–95.

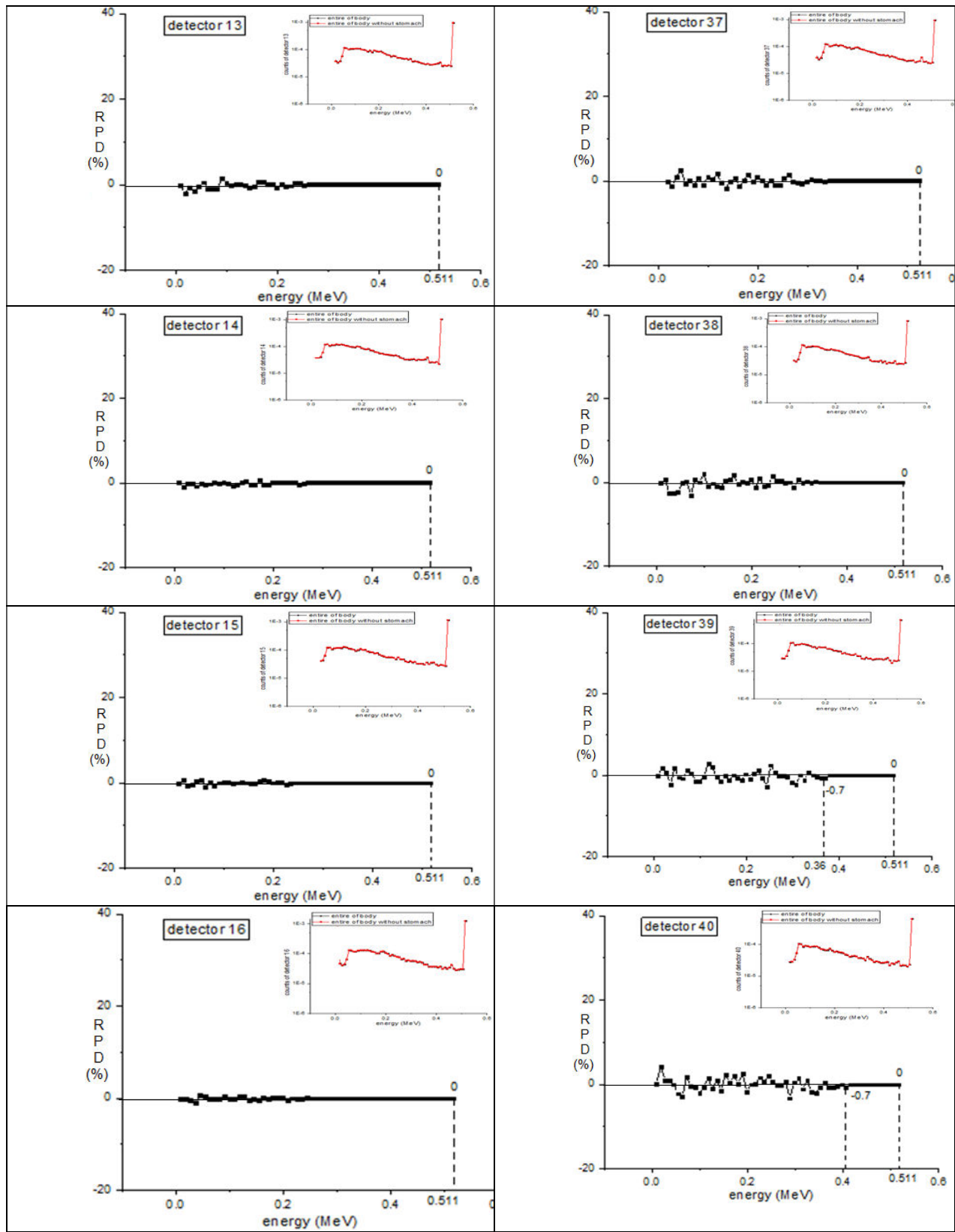
پیوست

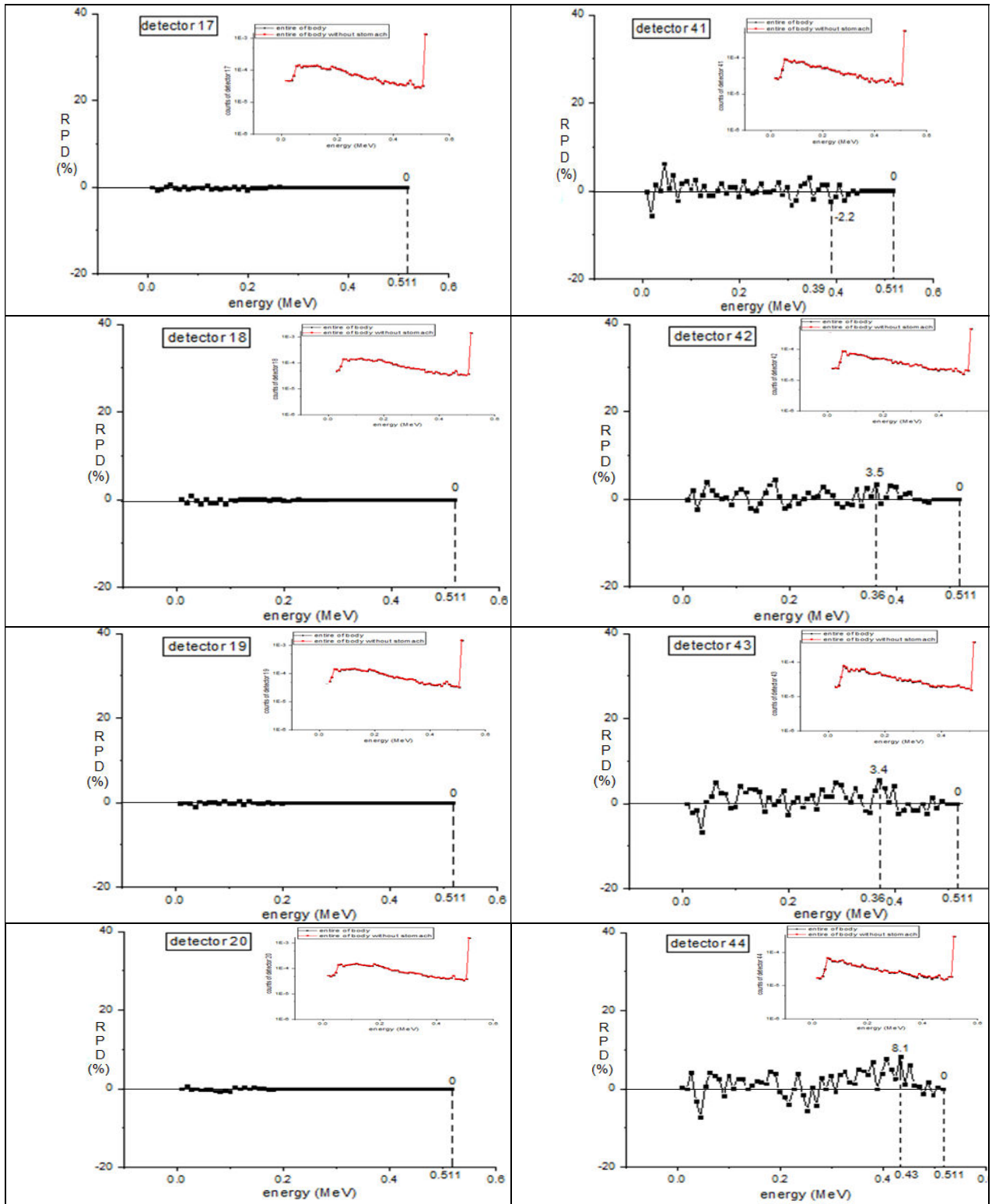
شکل ۱ پیوست، نمودار درصد اختلاف نسبی آشکارسازهای پت را در حضور و عدم حضور معده (شکل ۳-۴ متن رساله) قبل از اعمال تابع گوسین نشان می‌دهد.

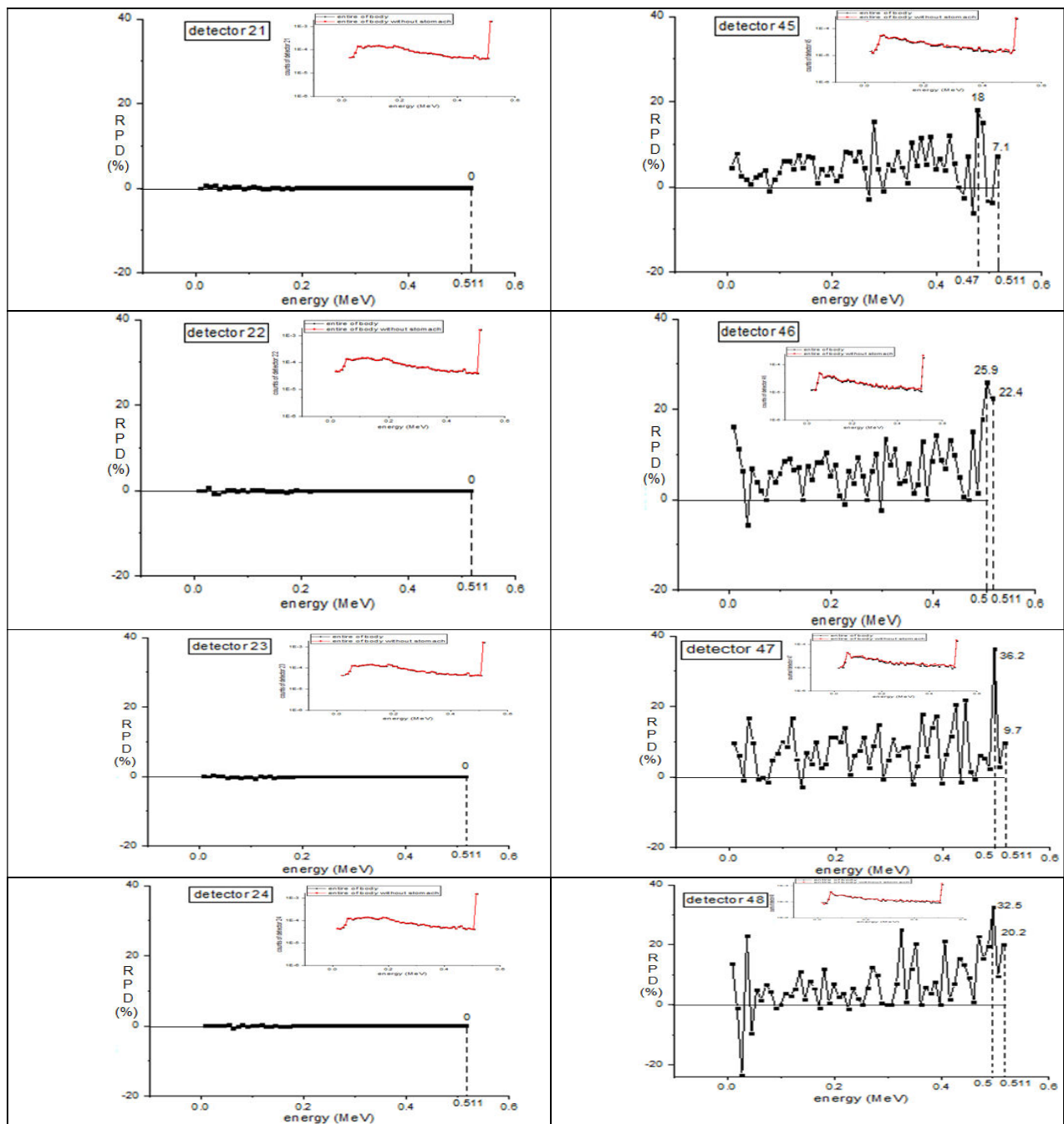










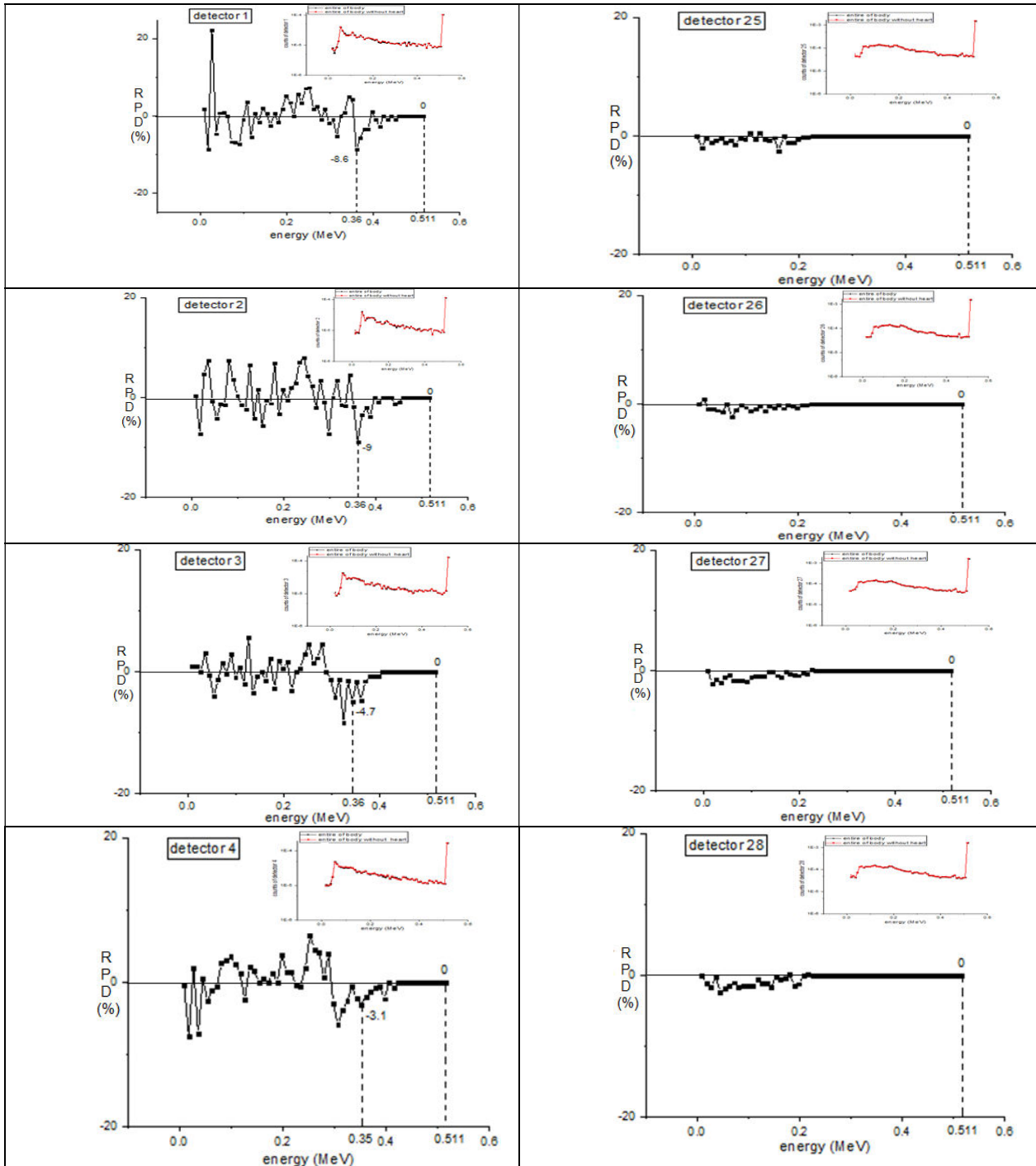


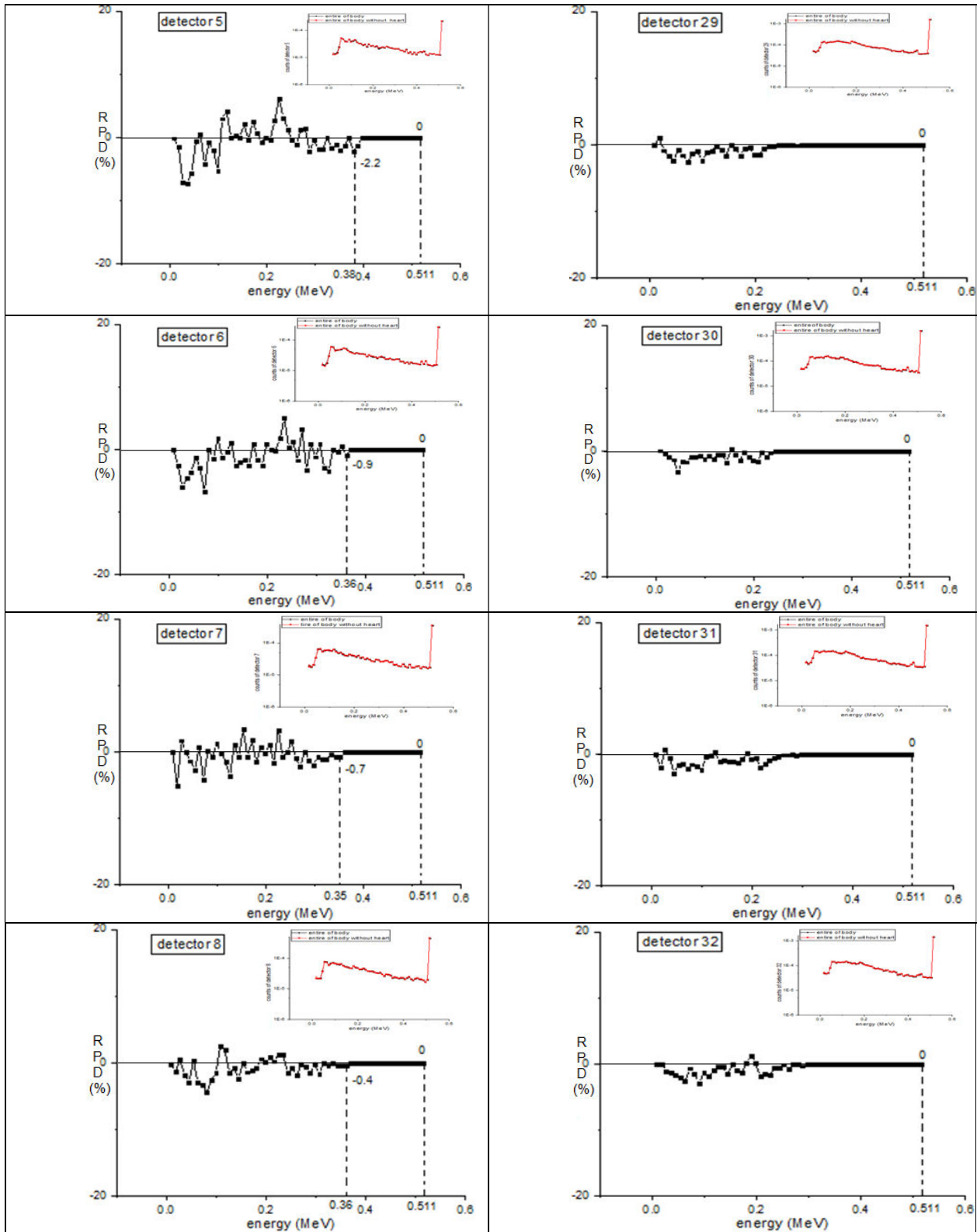
شکل ۱ پیوست: نمودارهای شکل ۳-۴ متن رساله شامل منحنی تابع پاسخ و درصد اختلاف نسبی

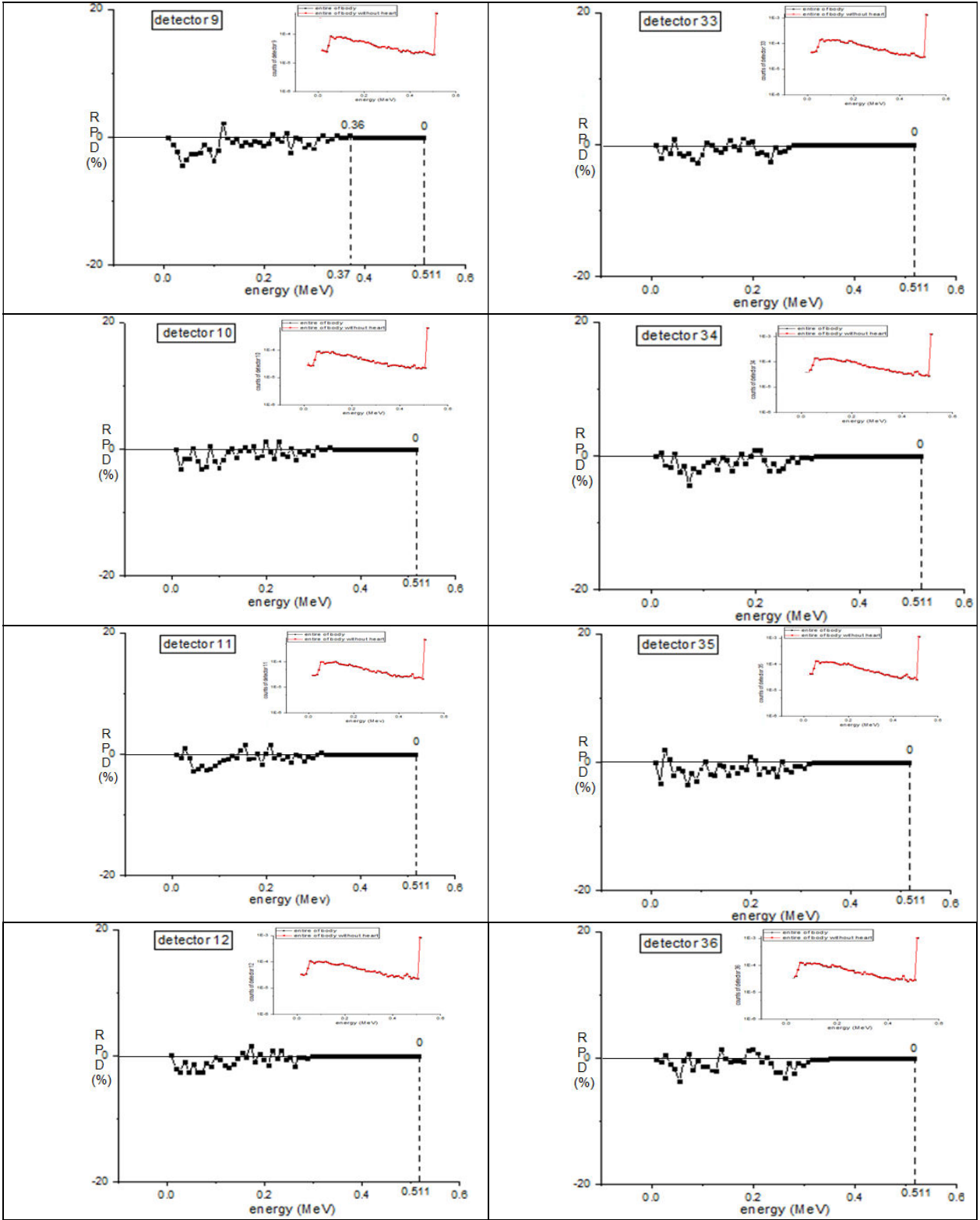
آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حالت حضور و عدم حضور معده بدون اعمال تابع گوسین

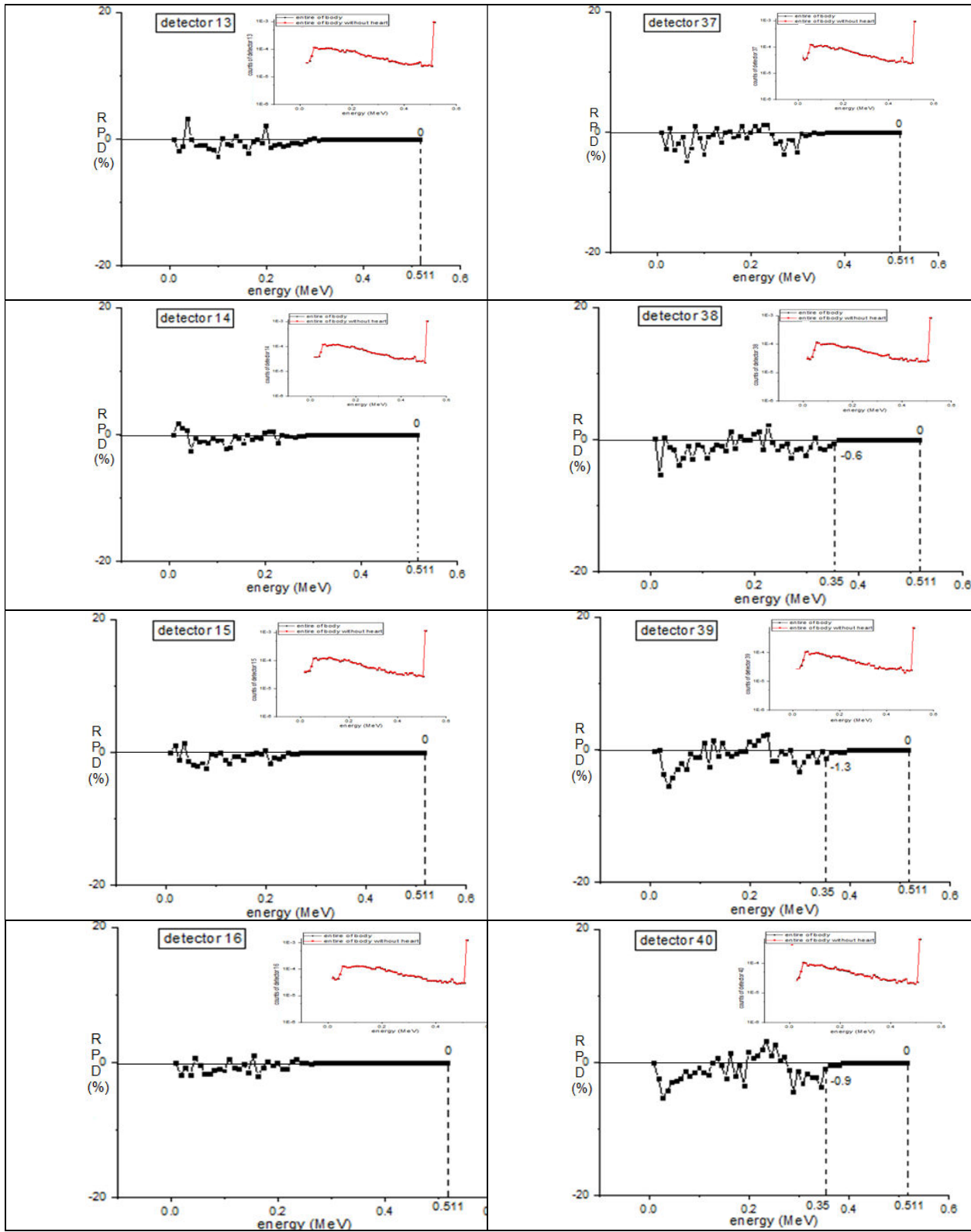
شکل ۲ پیوست، نمودار درصد اختلاف نسبی آشکارسازهای پت را در حضور و عدم حضور قلب (شکل

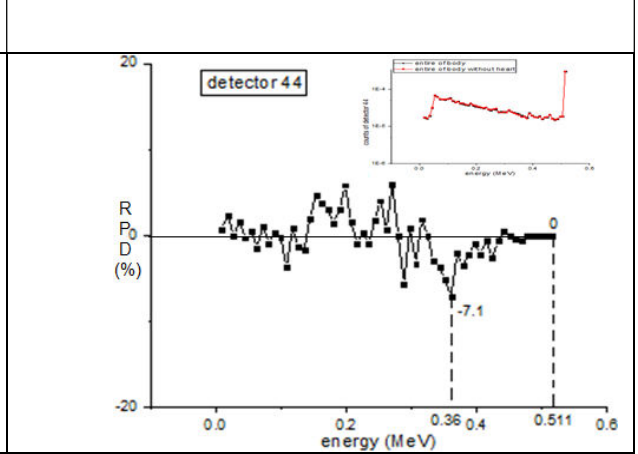
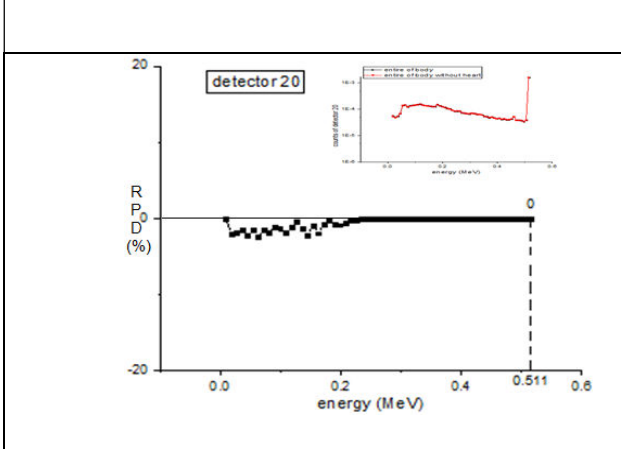
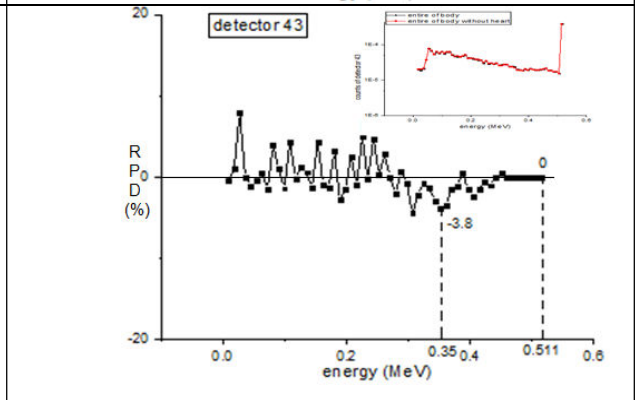
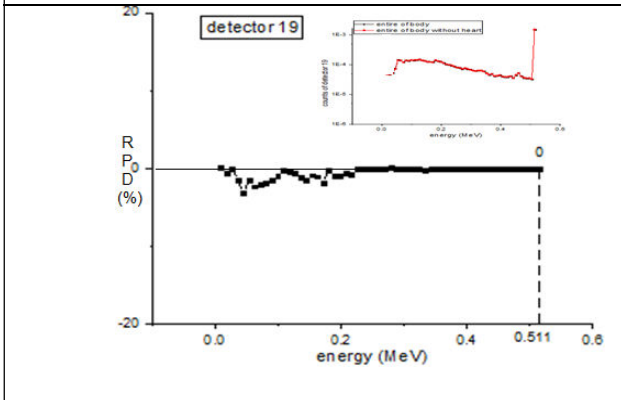
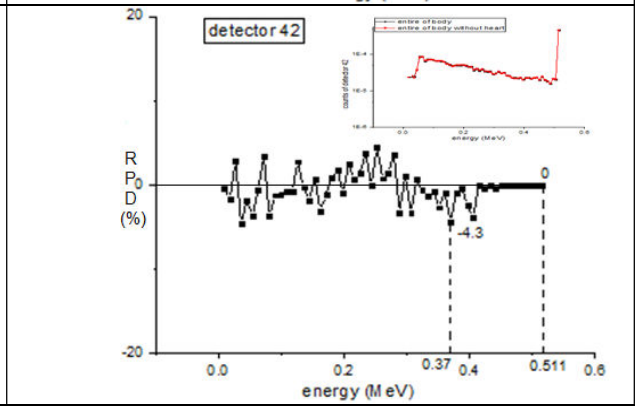
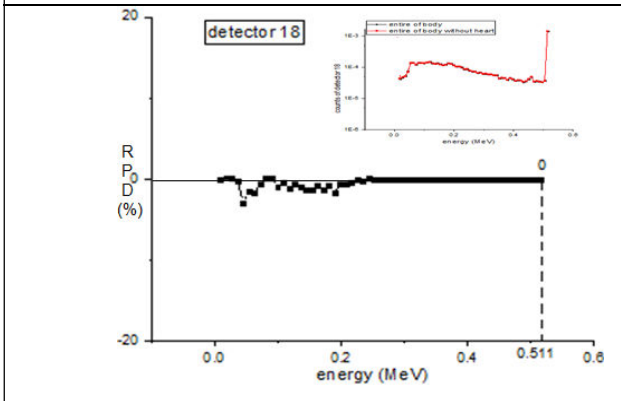
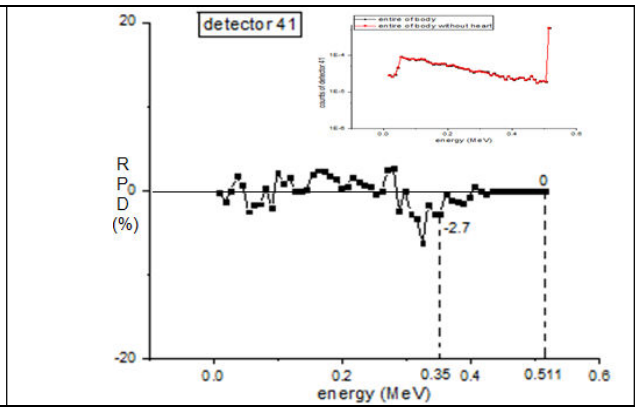
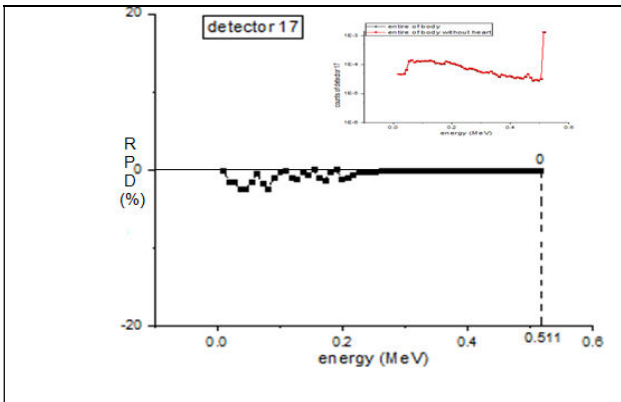
۴-۶ متن رساله) قبل از اعمال تابع گوسین نشان می‌دهد.

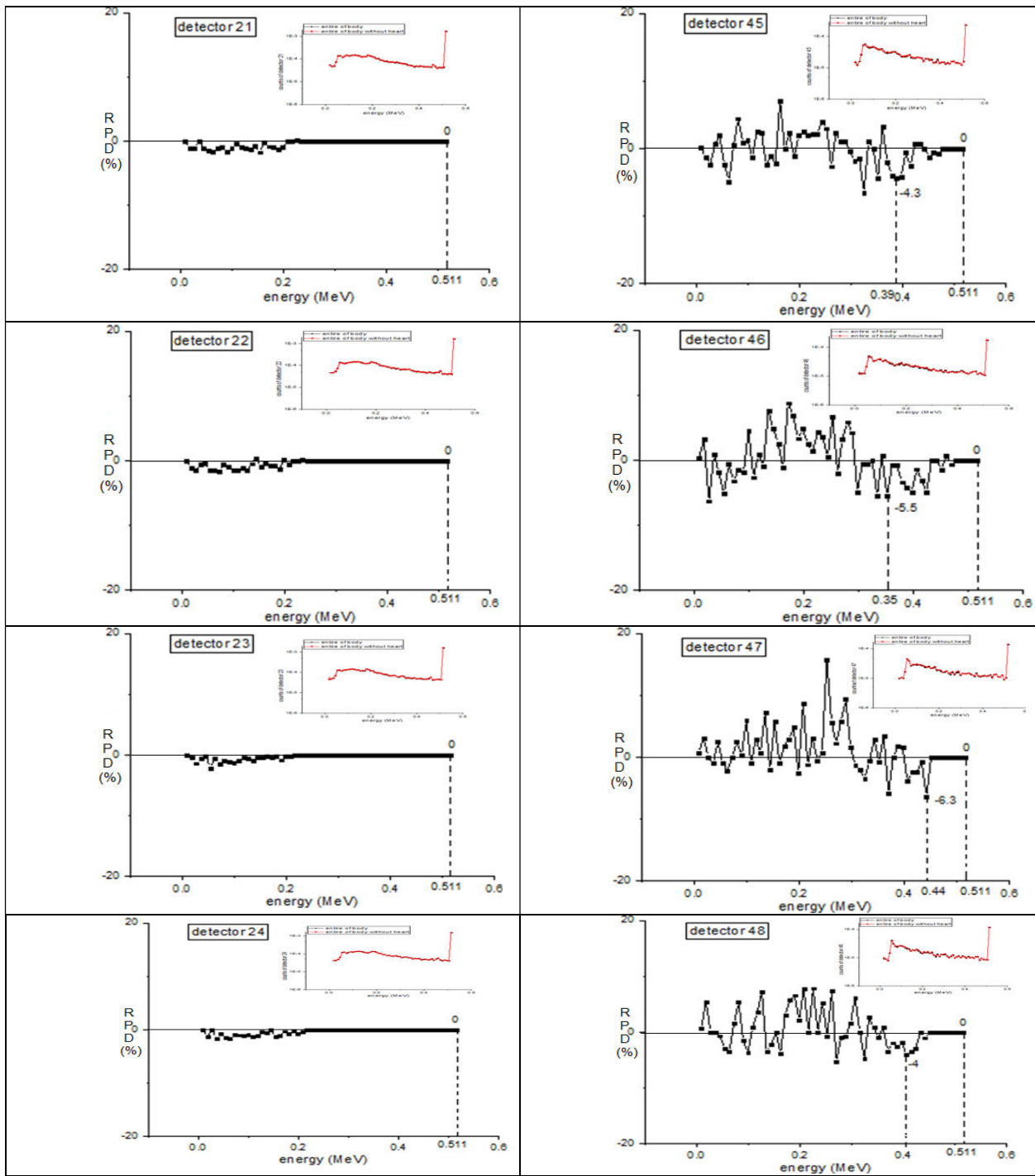








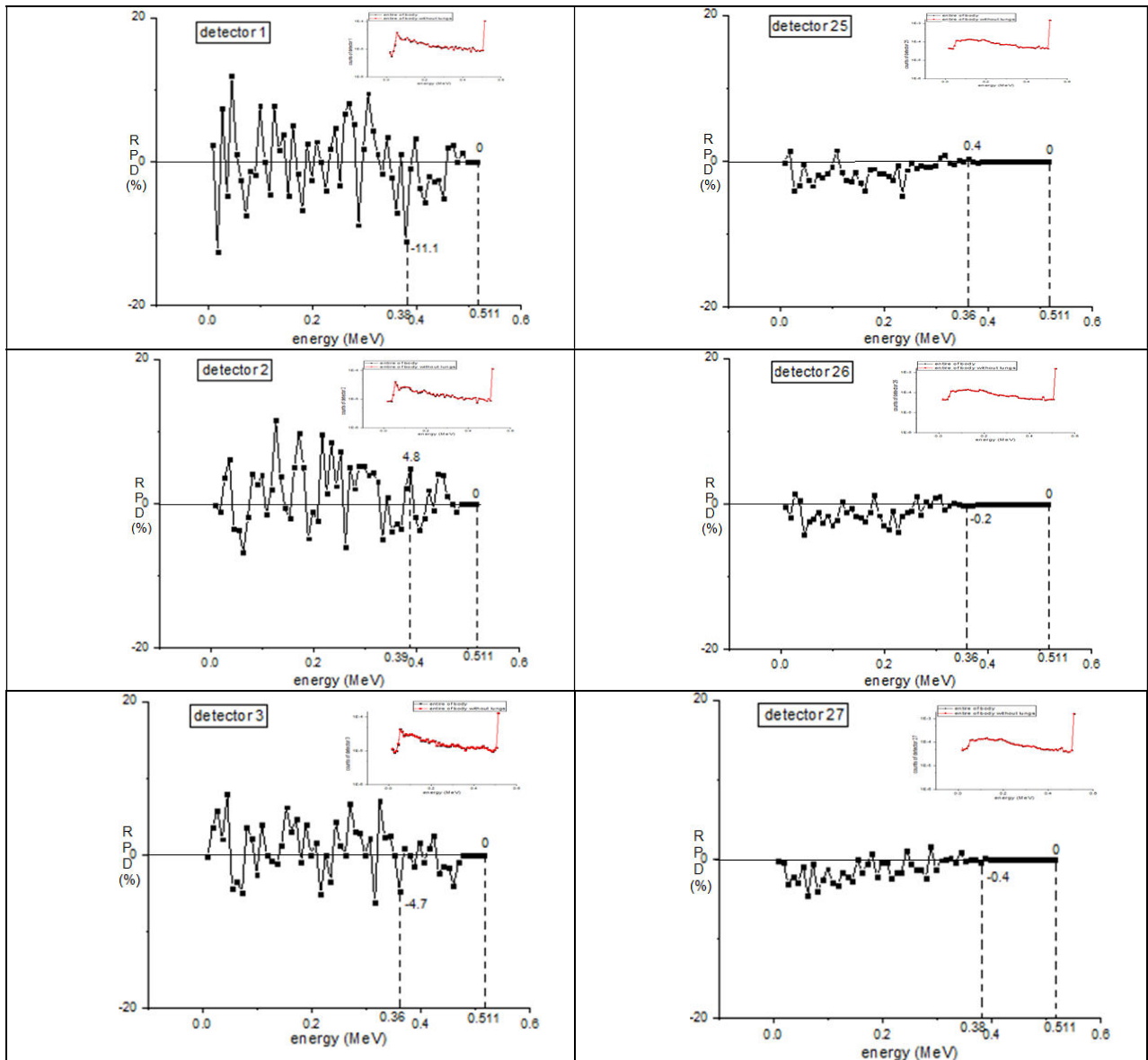


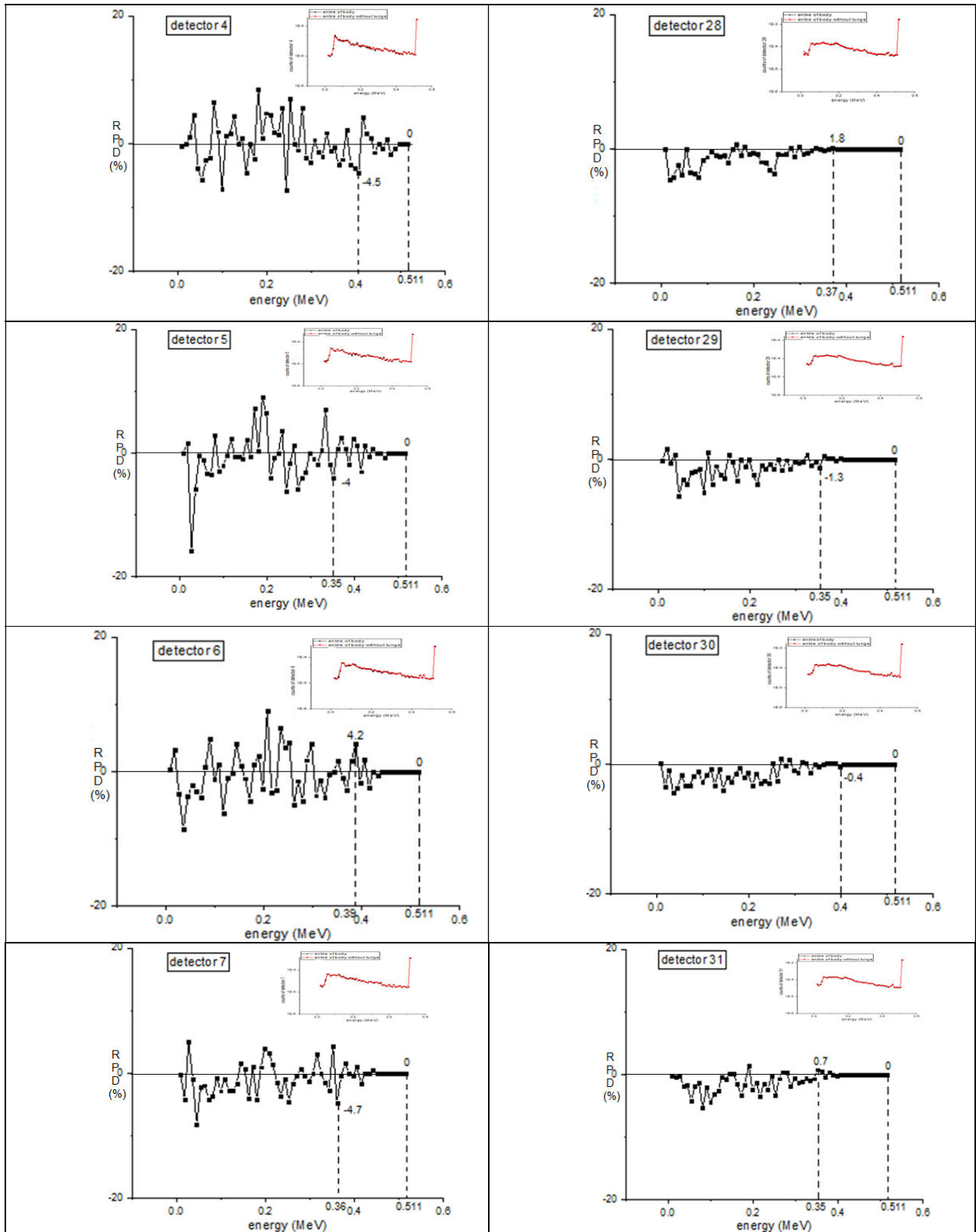


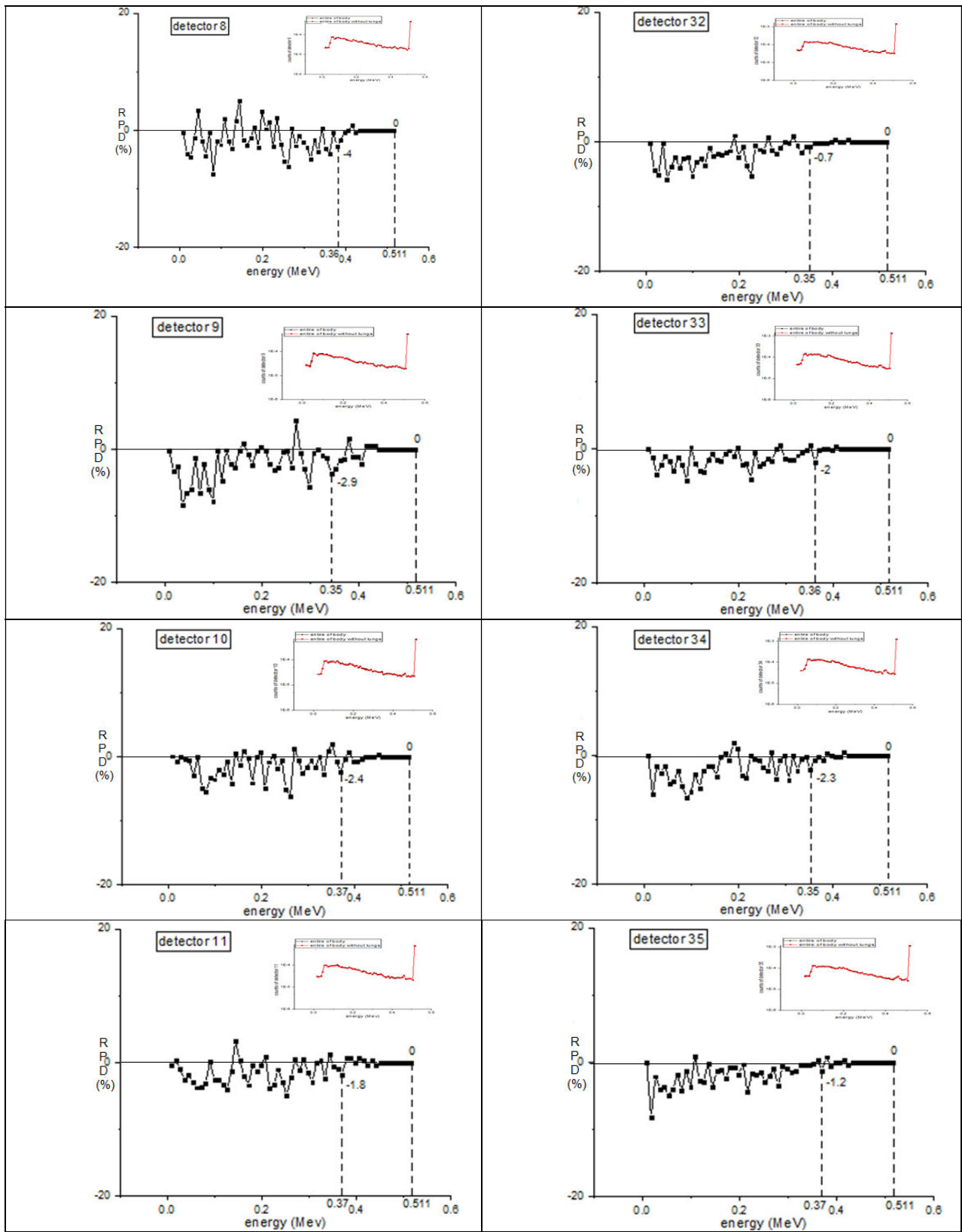
شکل ۲ پیوست: نمودارهای شکل ۴-۶ متن رساله شامل منحنی تابع پاسخ و درصد اختلاف نسبی

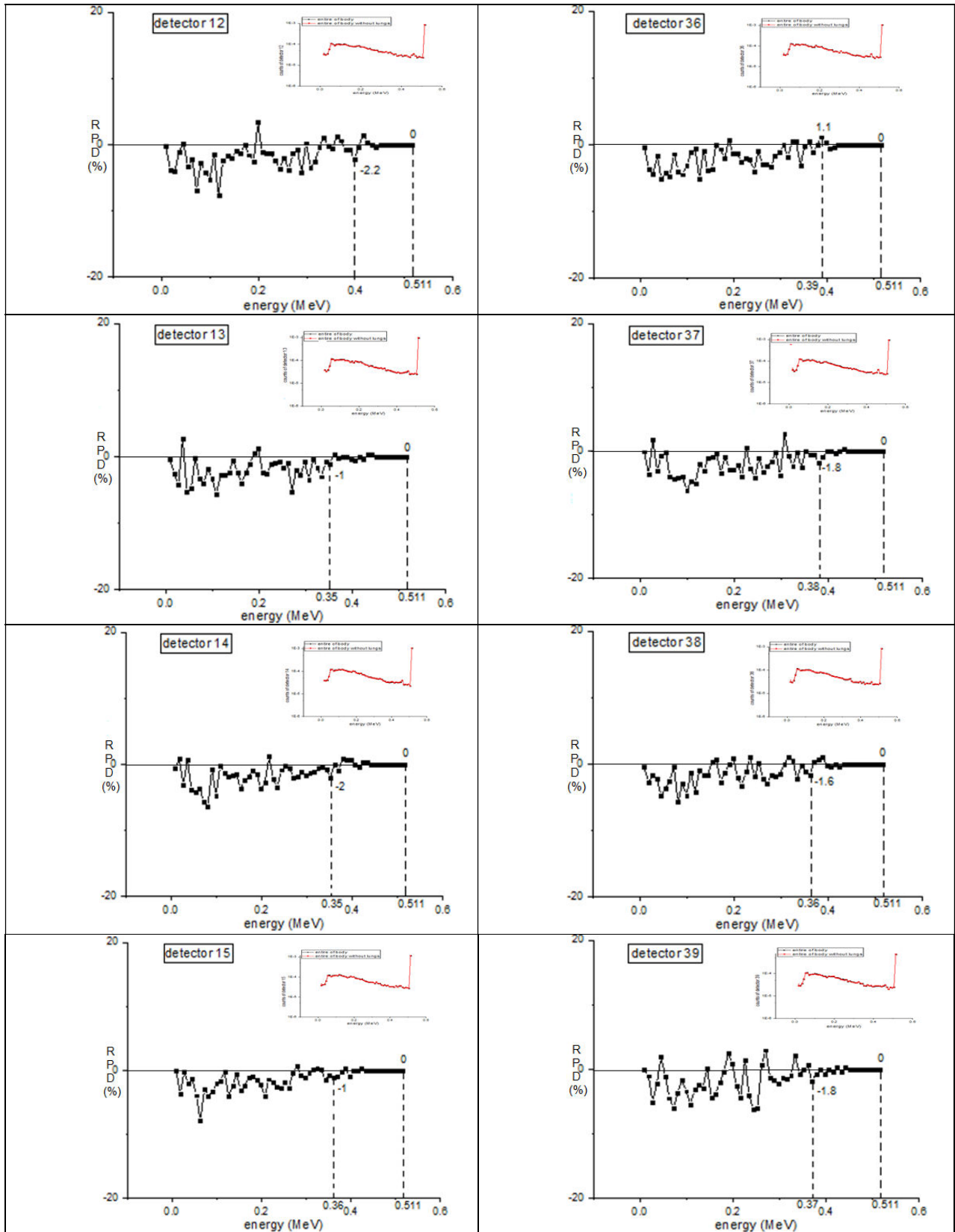
آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حالت حضور و عدم حضور قلب بدون اعمال تابع گوسین

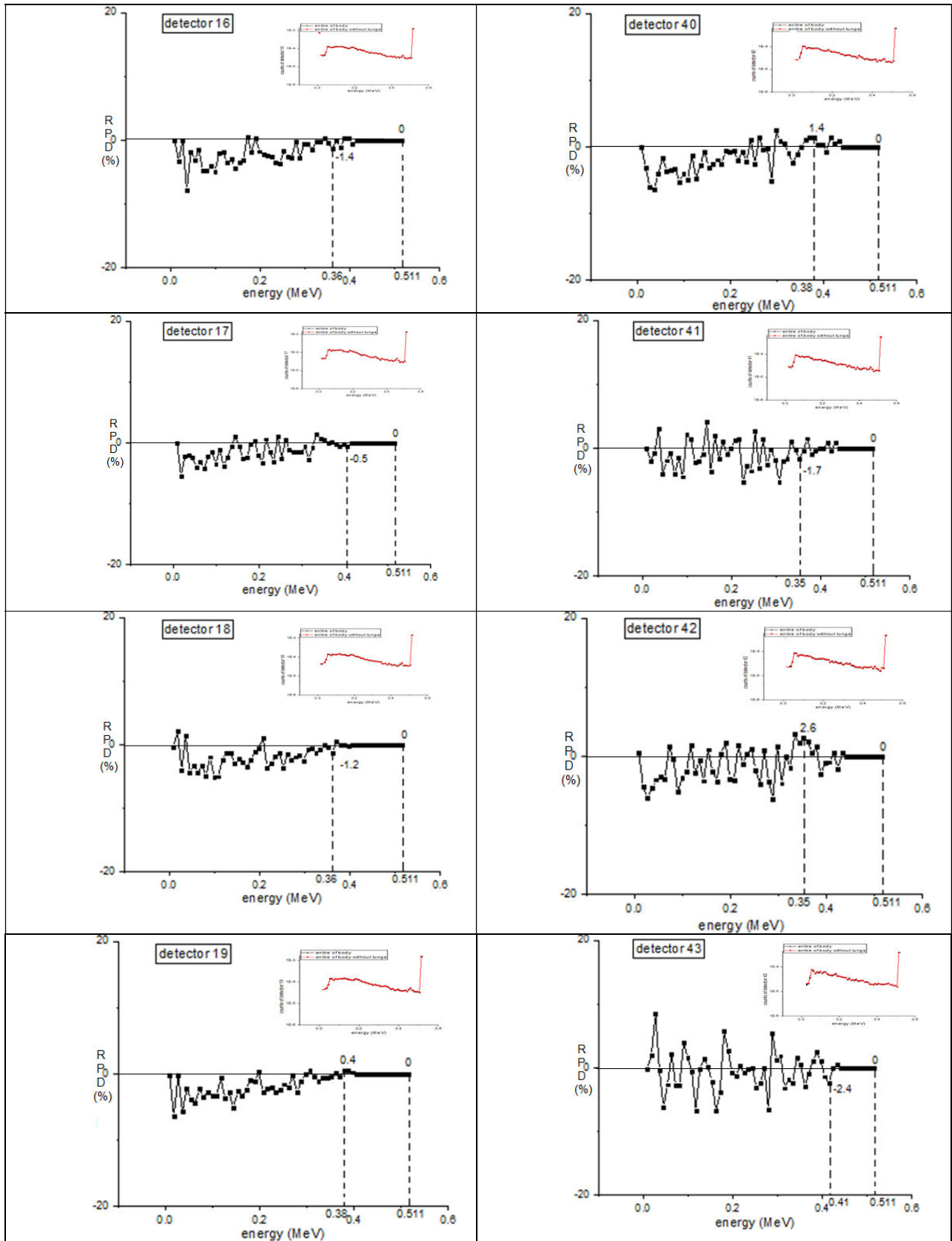
شکل ۳ پیوست، نمودار درصد اختلاف نسبی آشکارسازهای پت را در حضور و عدم حضور ریه (شکل ۴-۷ متن رساله) قبل از اعمال تابع گوسین نشان می‌دهد.

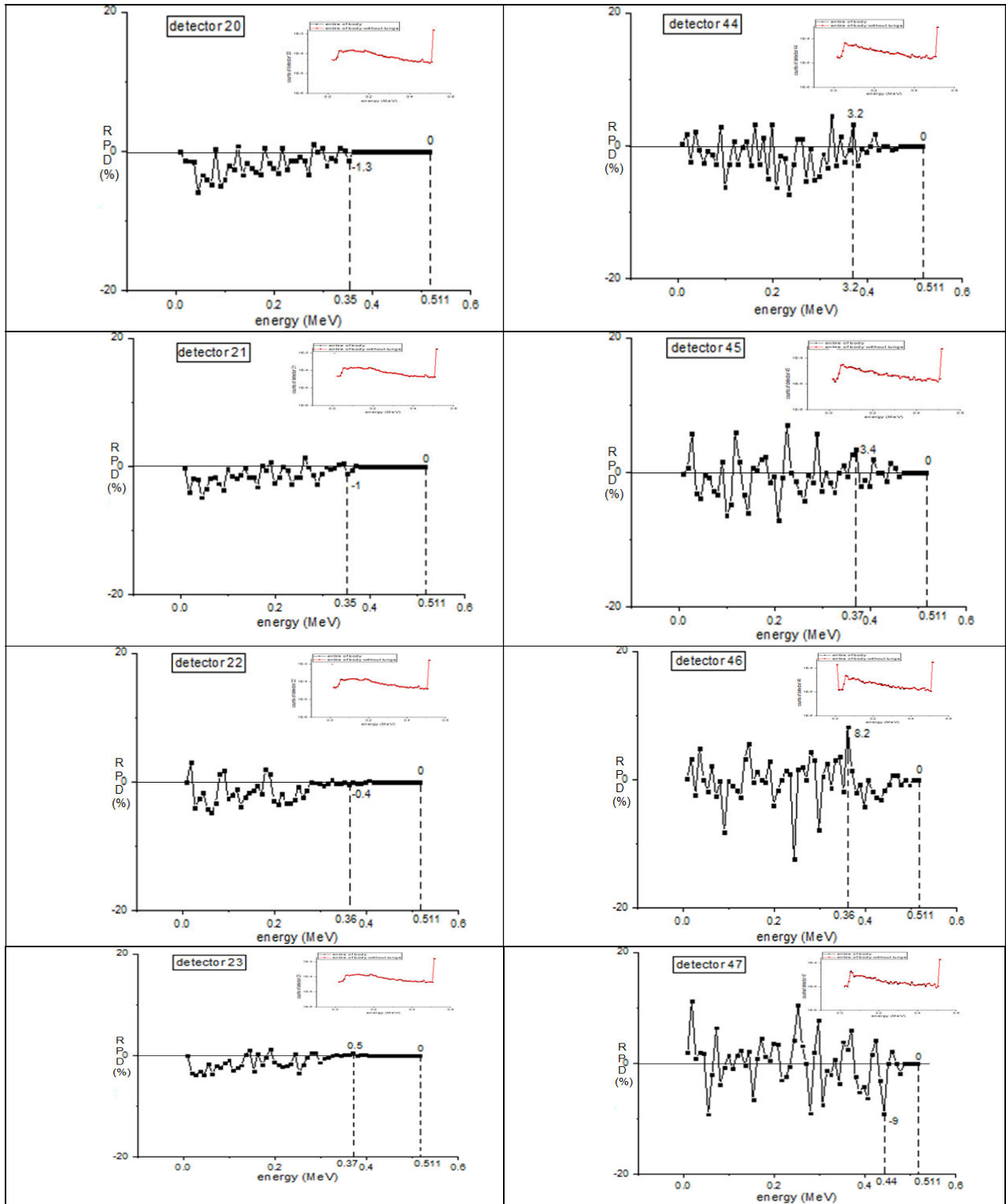


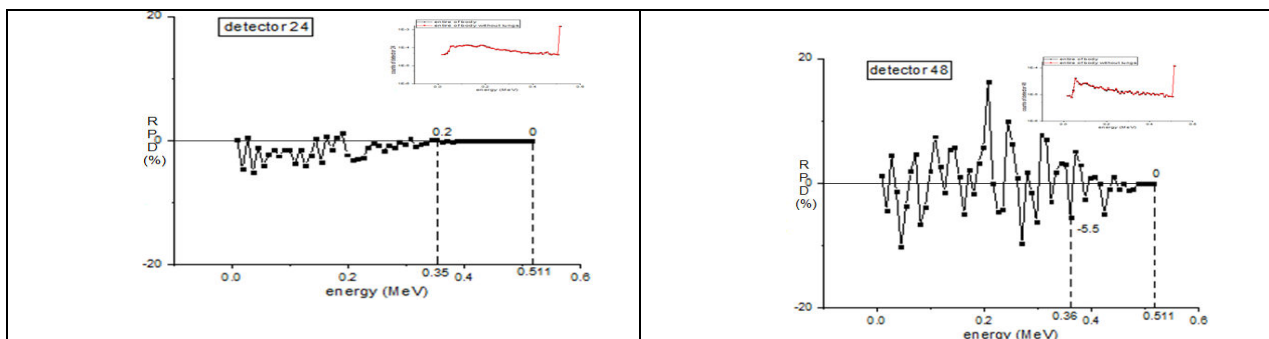










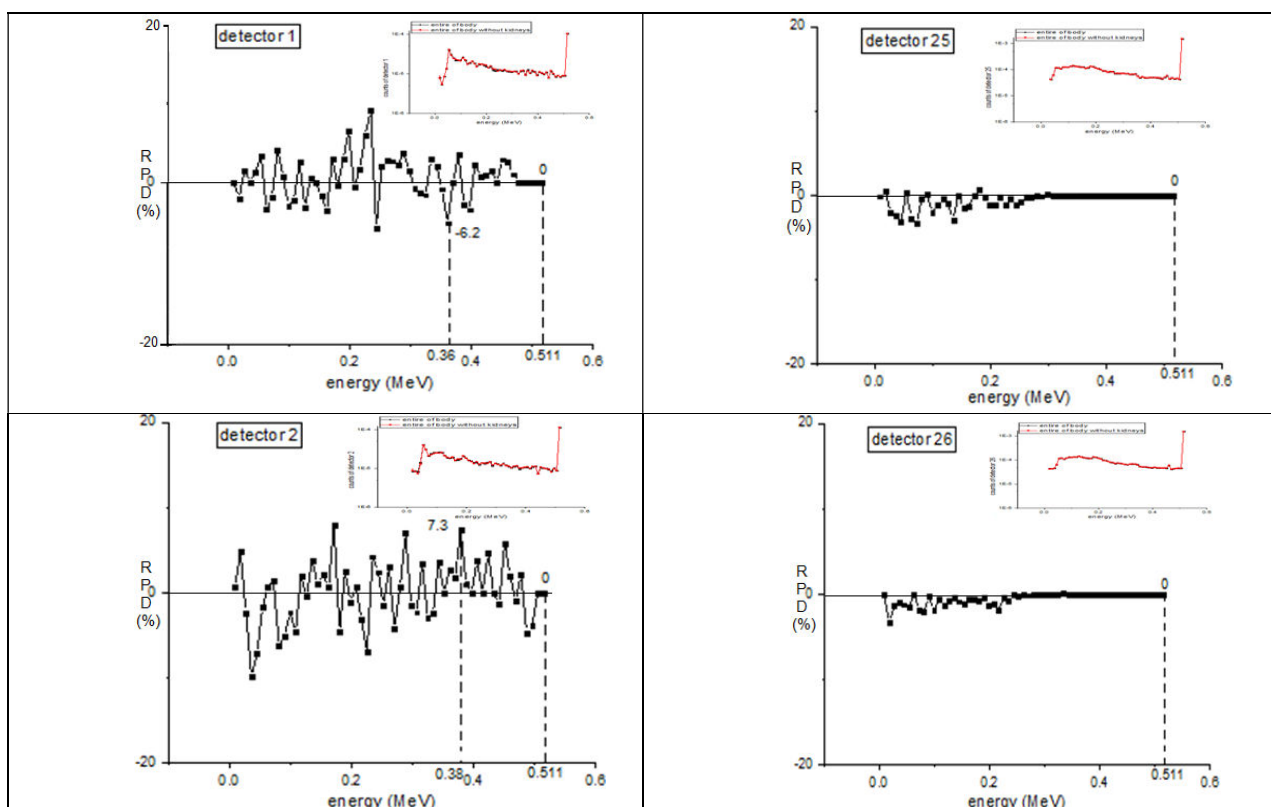


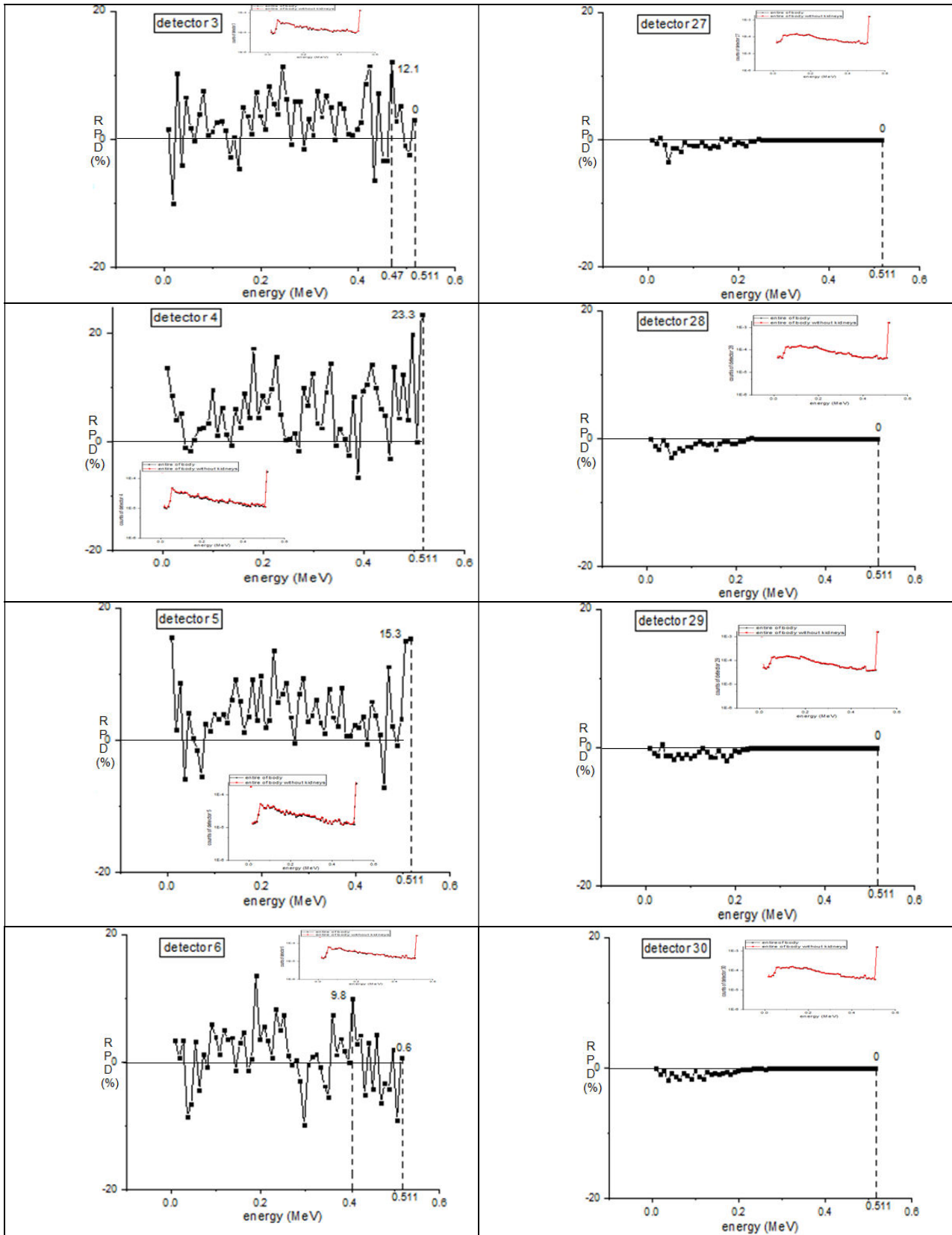
شکل ۳ پیوست: نمودارهای شکل ۴-۷ متن رساله شامل منحنی تابع پاسخ و درصد اختلاف نسبی

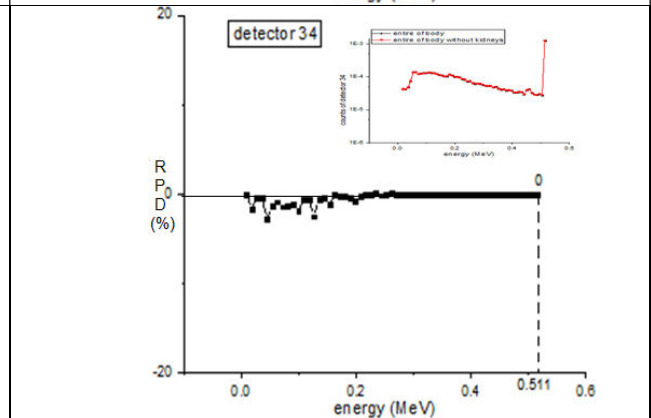
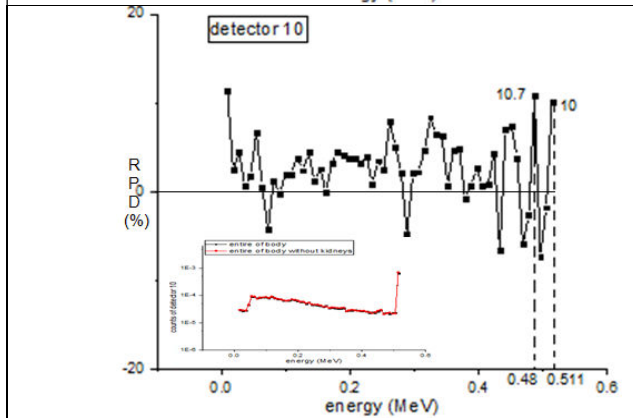
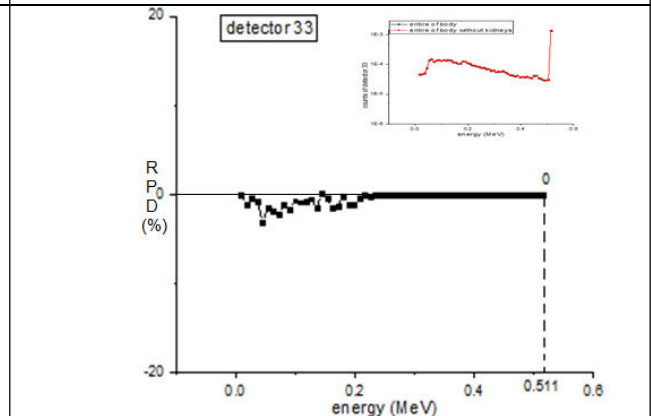
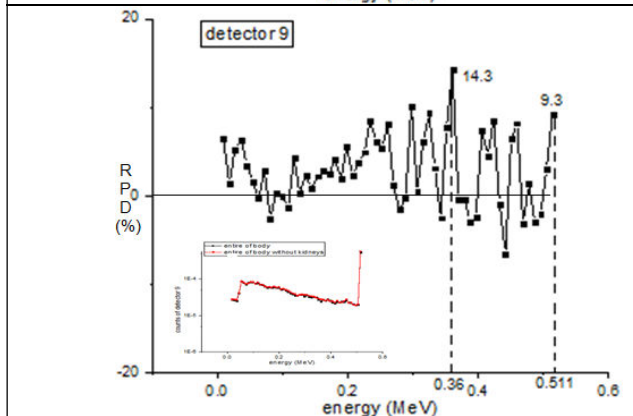
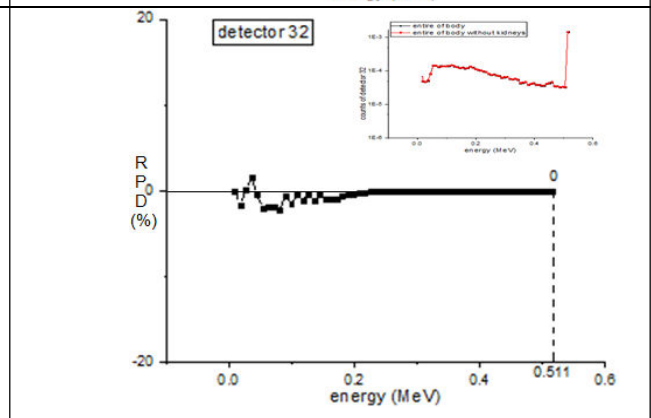
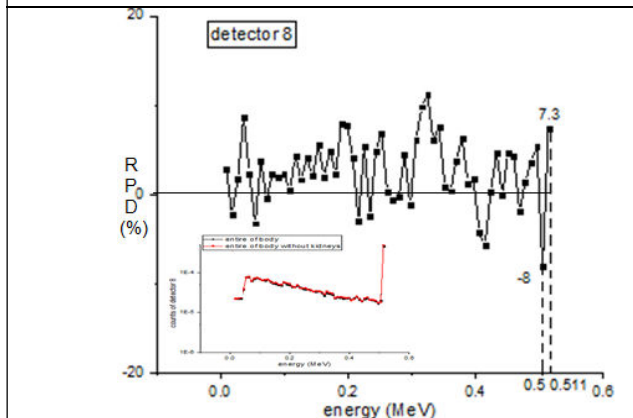
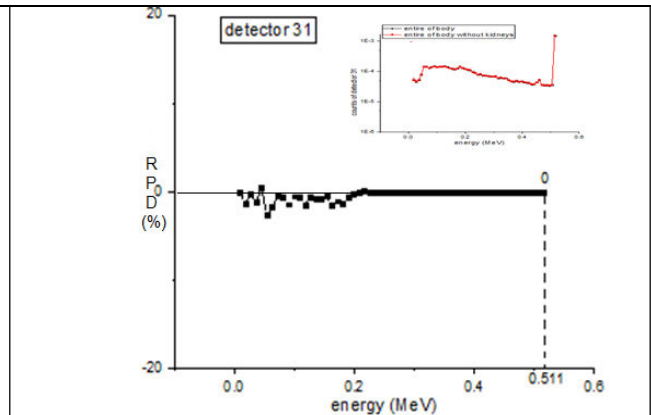
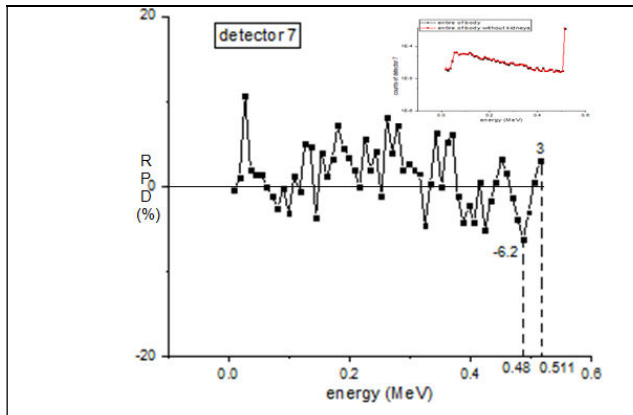
آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حالت حضور و عدم حضور ریه بدون اعمال تابع گوسین

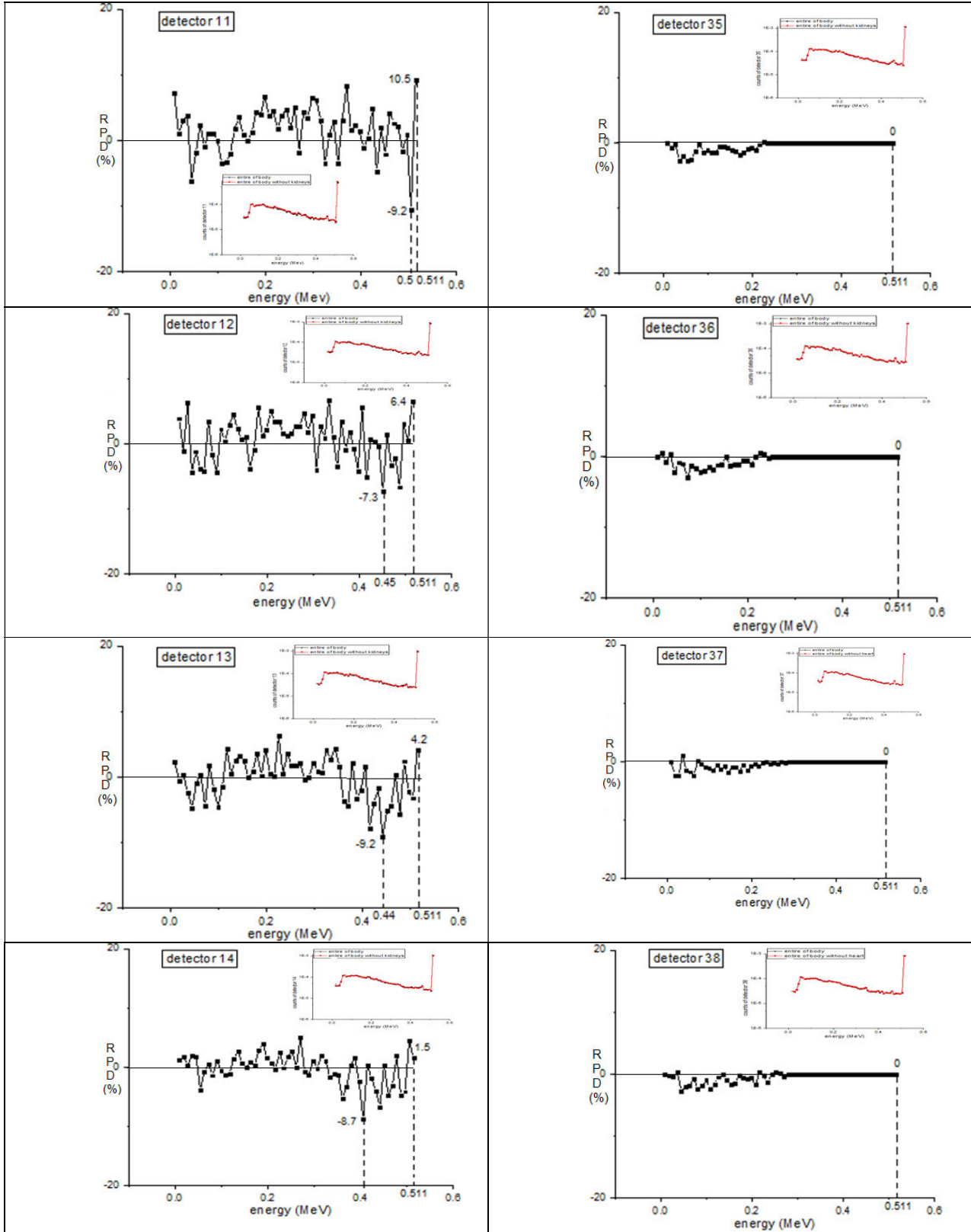
شکل ۴ پیوست، نمودار درصد اختلاف نسبی آشکارسازهای پت را در حضور و عدم حضور کلیه (شکل

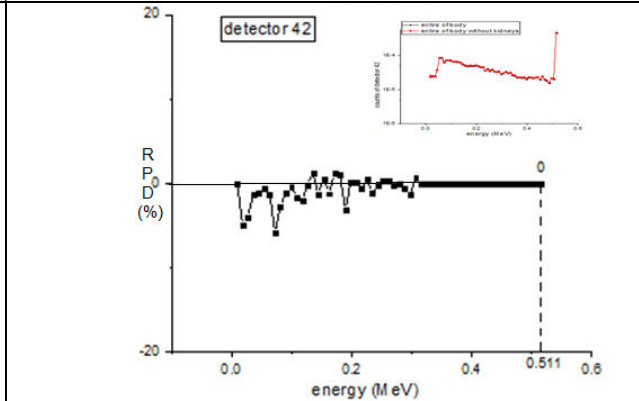
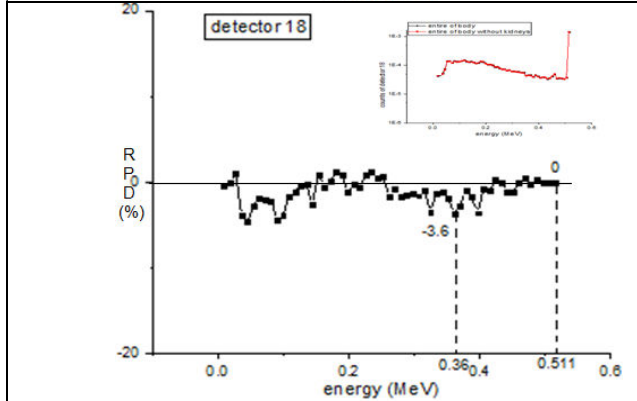
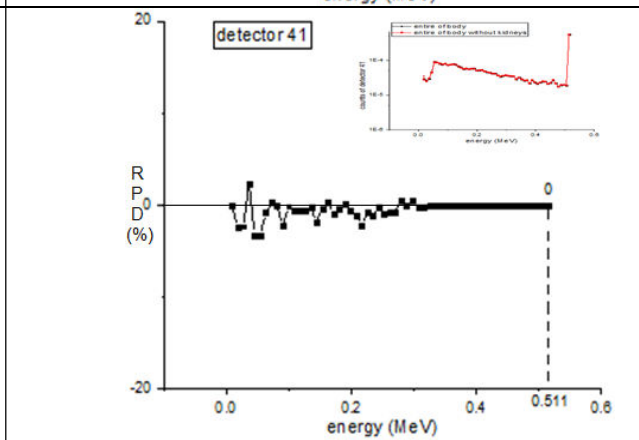
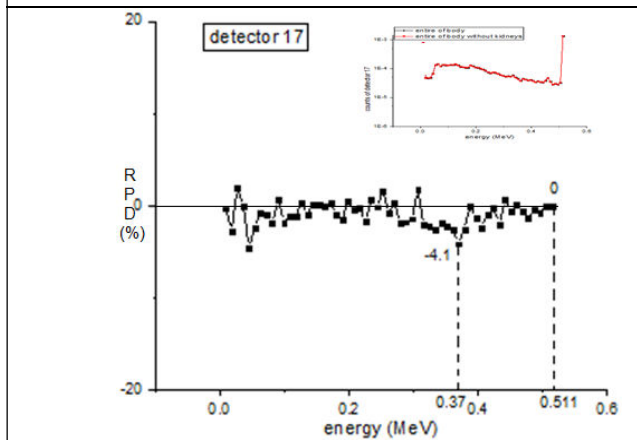
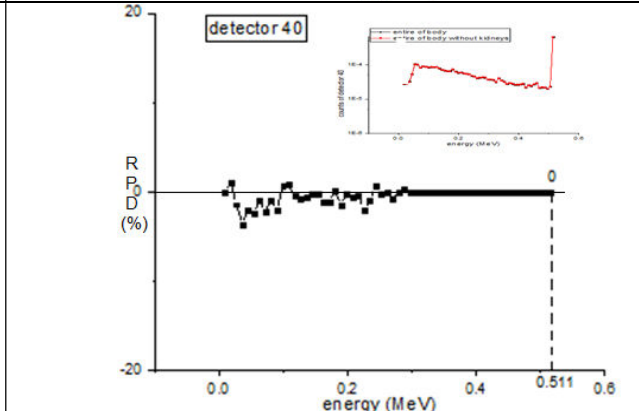
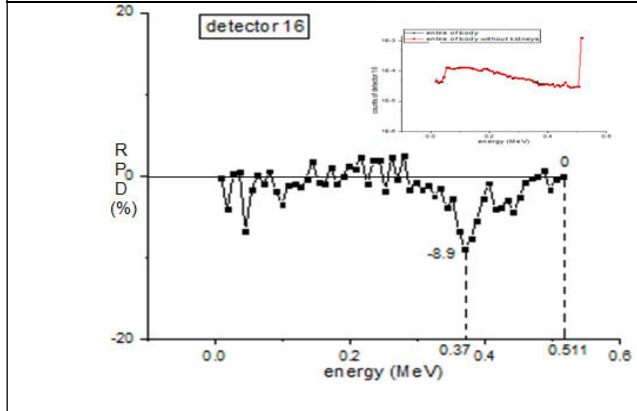
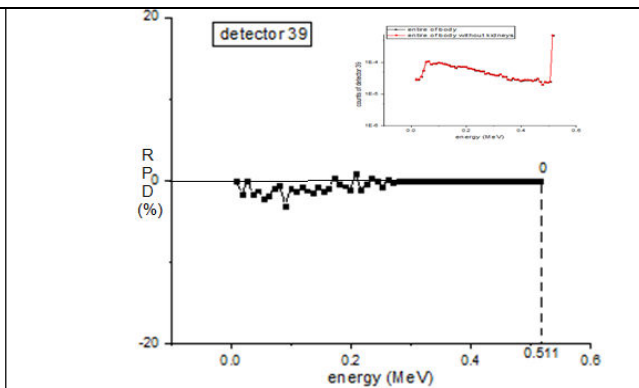
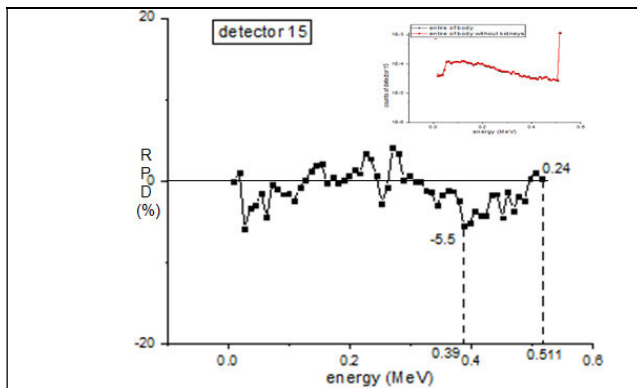
۴-۸ متن رساله) قبل از اعمال تابع گوسین نشان می‌دهد.

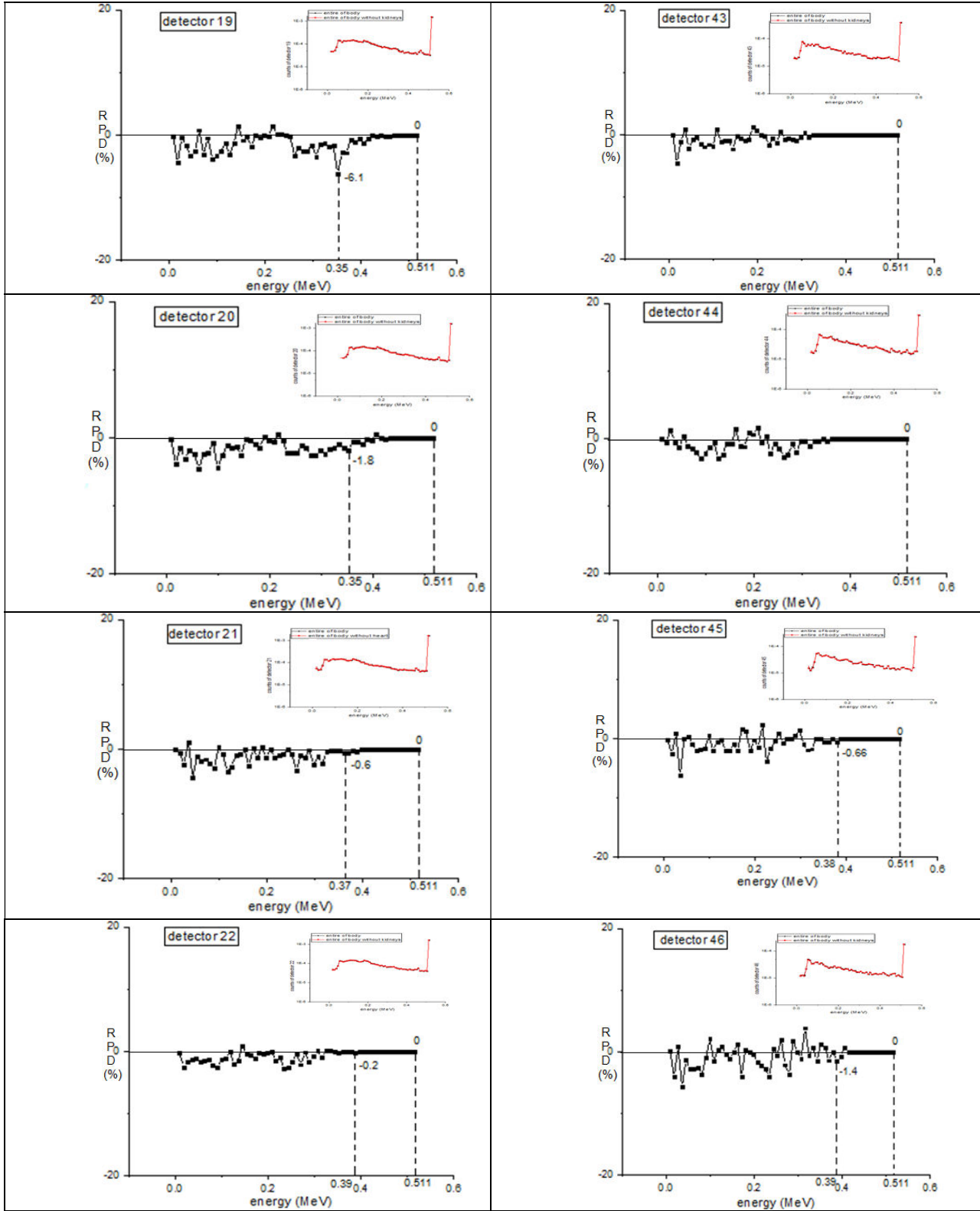


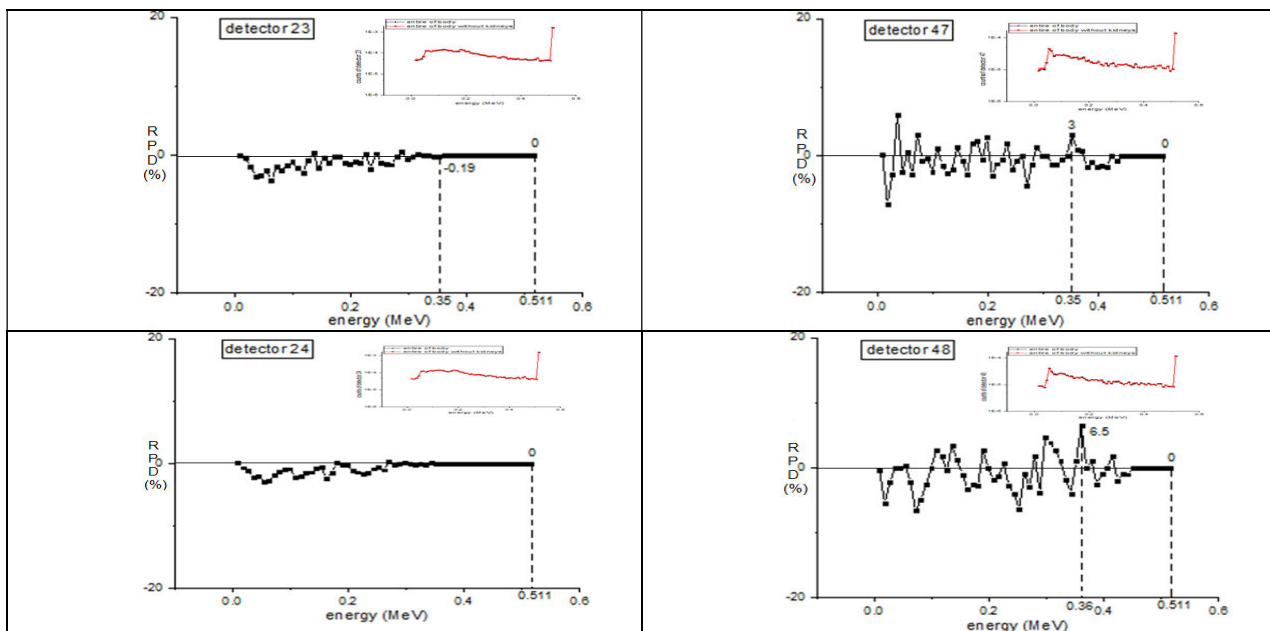










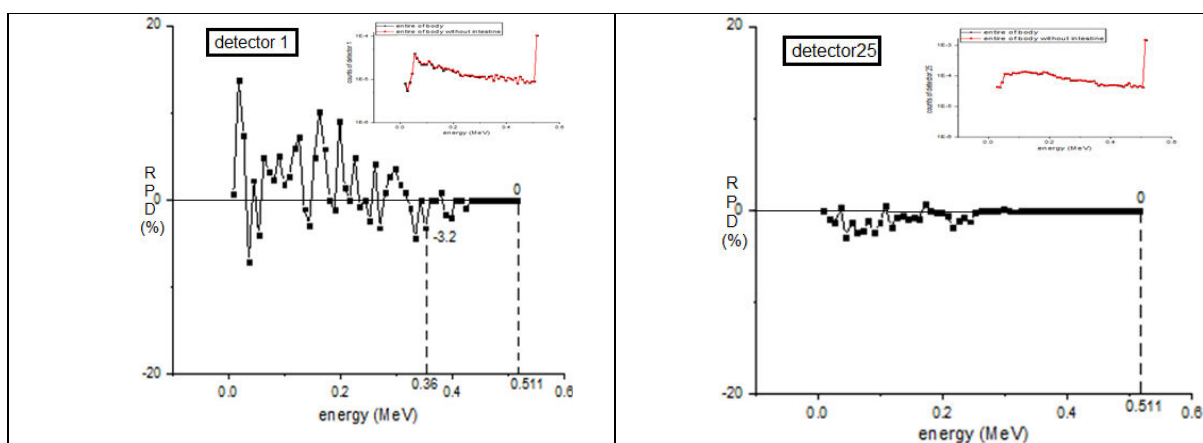


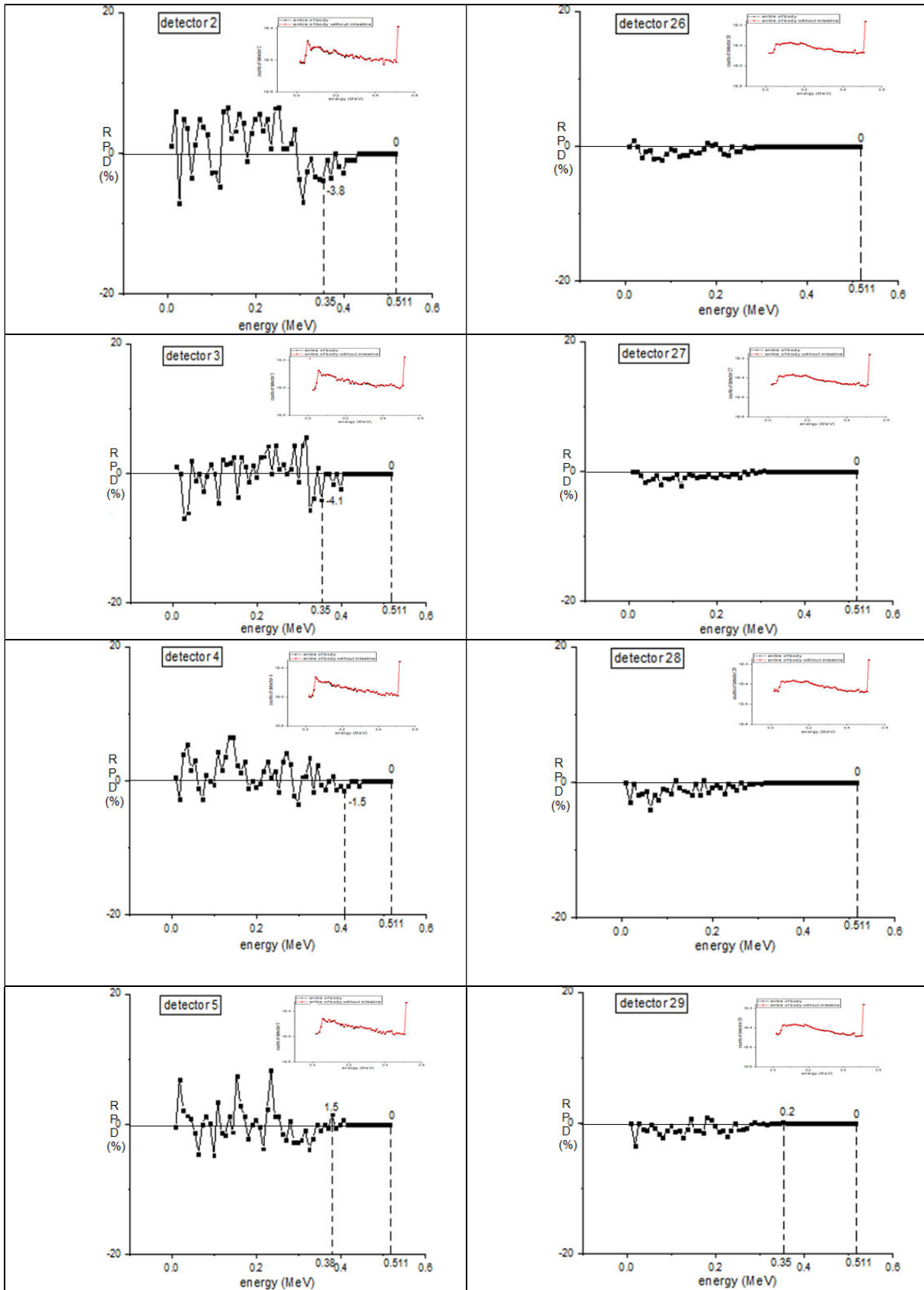
شکل ۴ پیوست: نمودارهای شکل ۴-۸ متن رساله شامل منحنی تابع پاسخ و درصد اختلاف نسبی

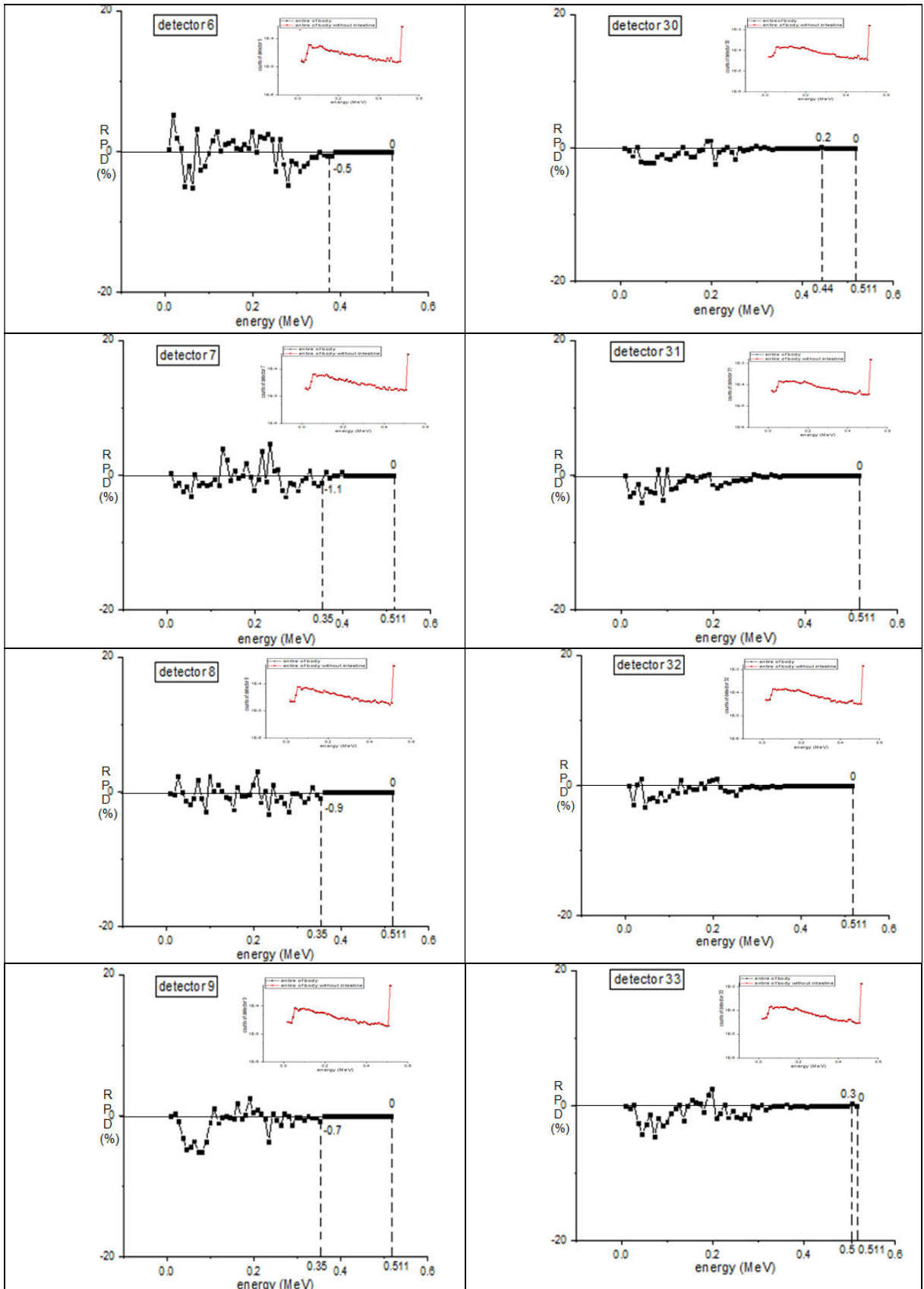
آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حالت حضور و عدم حضور کلیه بدون اعمال تابع گوسین

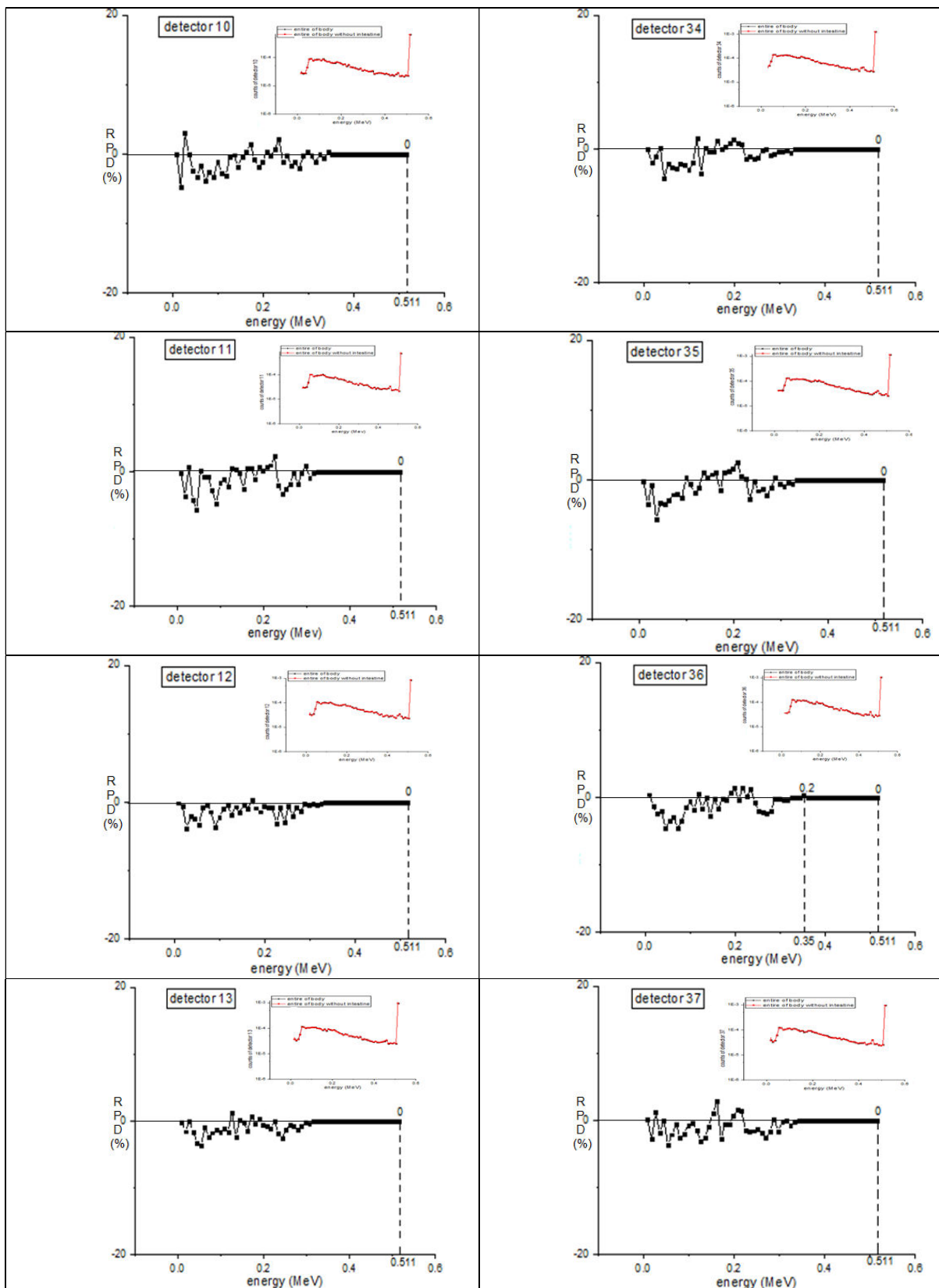
شکل ۵ پیوست، نمودار درصد اختلاف نسبی آشکارسازهای پت را در حضور و عدم حضور روده بزرگ

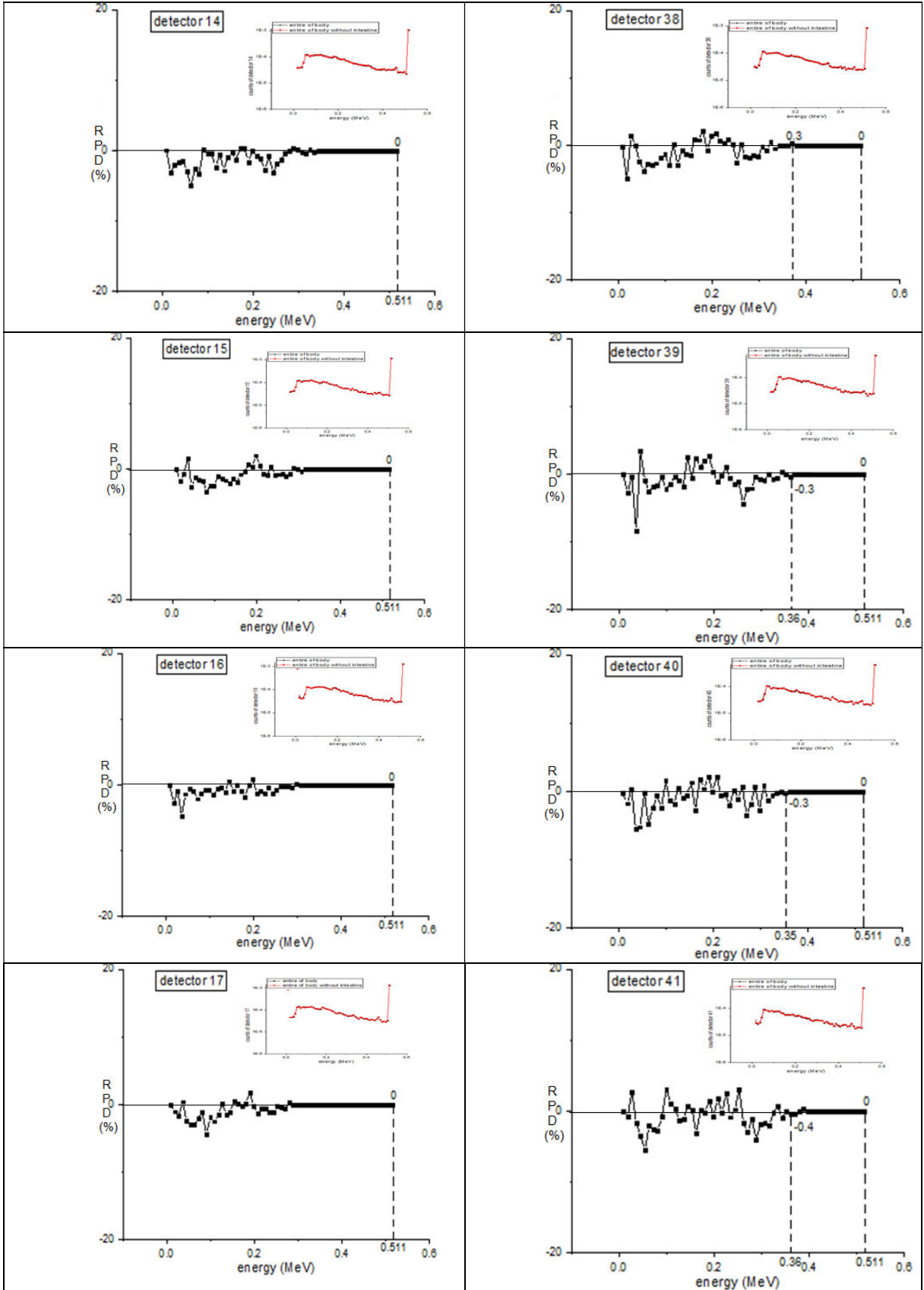
و کوچک (شکل ۴-۹ متن رساله) قبل از اعمال تابع گوسین نشان می‌دهد.

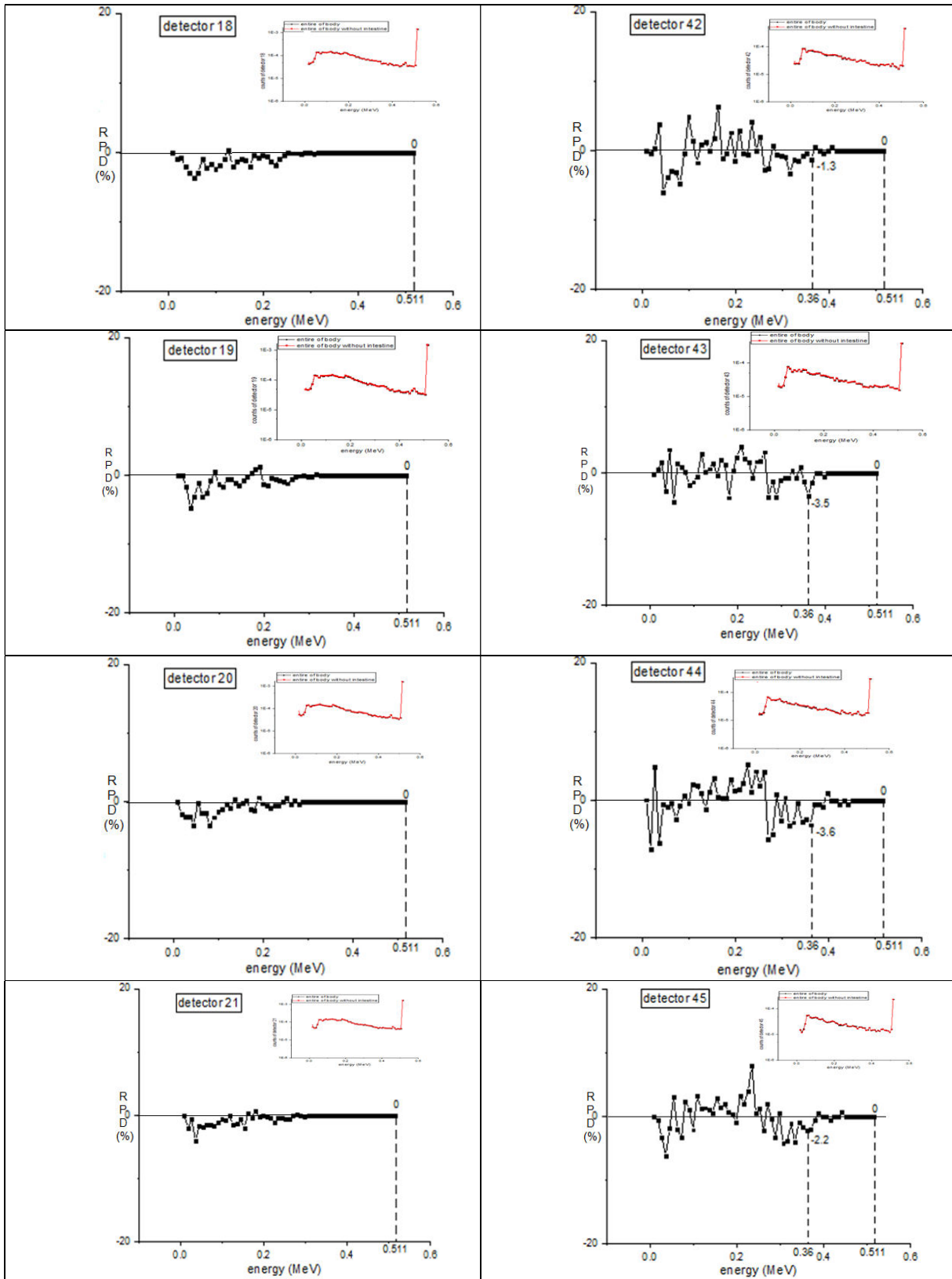


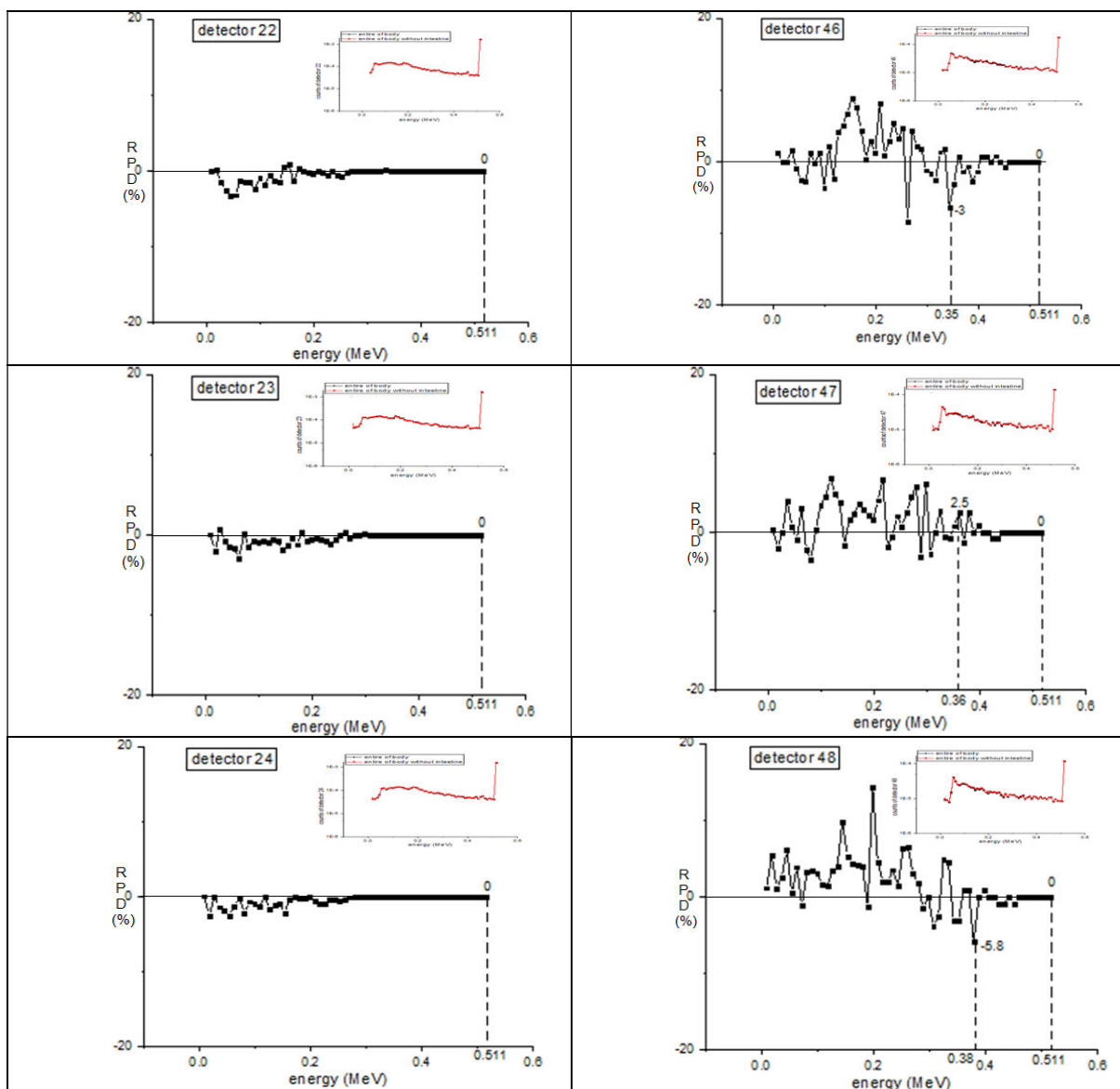












شکل ۵ پیوست: نمودارهای شکل ۴-۹ متن رساله شامل منحنی تابع پاسخ و درصد اختلاف نسبی

آشکارسازهای حلقه‌ی پت در حالت حضور و عدم حضور روده‌ها بدون اعمال تابع گوسین

Abstract

There are many errors in PET (Positron Emission Tomography) that reduce image quality. One of these errors is the attenuation effect, which is best resolved by the PET/CT hybrid system. Another error is the gamma scattering error. This error occurs when one or both of the gamma rays in the body are scattered by Compton interaction. By putting an energy window for PET detectors, this error can be minimized. This increases not only the image contrast but also the sensitivity of PET. This study attempts to investigate the attenuation and scattering effect that are made by liver adjacent organs on PET imaging of liver tumor using Monte Carlo simulation method and optimize energy window in this imaging. For this purpose the Siemens PET Biograph™ 6 scanner ring was simulated by MCNPX Monte Carlo code. Before examining the adjacent organs of the liver, a simple geometry of soft tissue and two kinds of 511keV gamma source –point source and spherical source (separately) - were simulated to investigate scattering effect of soft body tissue on PET imaging in chapter 3. Analysis of the results of simulation shows that, the majority scattered photons fall within the energy window (350-550 keV) without much loss of energy. The soft tissue, around the two sources at a distance of 8 cm from center, has the most scattering effect on PET imaging. In Chapter 4, PET imaging liver cancer was simulated by placing a complete human phantom with a tumor inside the liver (a 511 keV spherical gamma source) and inserting it in to the PET scanner ring. To examine each of the adjacent organs of the liver, that organ was removed from the complete Phantom of the human body, and then the counts of the PET detectors were compared in both complete phantom and phantom without that organ. The simulation result showed that the stomach and heart have the most destructive effect on image quality in imaging of the liver tumor and limiting the energy window to 435- 550 keV could be an appropriate way to remove these scattered photons. In order to gain more precision in results, the distribution of radiopharmaceuticals in body, in addition to the tumor, was also considered. Although the effect of adjacent liver organs on 511 keV gammas in this state is greater than in the previous case, the effect of the studied organs on the detector ring is still in the same range. In Chapter 5, bremsstrahlung radiation was investigated in PET imaging in soft tissue. To this end, one 511 keV gamma source inside a soft tissue sphere (to investigate the effect of secondary electron bremsstrahlung radiation)

and the next a ^{18}F positron source inside the same tissue (to investigate the effect of positron bremsstrahlung radiation) put inside the PET ring. Analysis of the simulation results showed that the Bremsstrahlung radiation resulting from the secondary electrons is of low energy, outside the energy window, and cannot influence PET imaging. The Bremsstrahlung radiation resulting from the positrons caused minor changes in the counts, and its negative effect on PET imaging can be reduced by making the energy window narrower from 350–550 keV to 417–550 keV. In Chapter 6, the effect of gamma scattering between PET ring detectors was investigated. To reach this goal, the all detectors of this ring were isolated. The analysis of the results of simulation shows that, although the isolation of detectors reduces this error, it can remove some true coincidences. Therefore, it does not have much effect on image quality of PET. Additionally, the problem of removing some true coincidences with a spherical soft tissue somewhat is resolved.

Key words: PET (Positron Emission Tomography), Liver tumor, PET ring detector, Attenuation and scattering effect of soft tissue, Energy window, Monte Carlo simulation



Kharazmi International Campus
Ph.D. Thesis in Nuclear Physics

Subject:

**An investigation of the effects of interior
body parts near liver cancer on PET imaging by
Monte Carlo simulation**

By:

Narges Araste

Supervisor:

Dr. Hossein Tavakoli-Anbaran

September 2019