

SPECT

karimian@eng.ui.ac.ir :

(دریافت مقاله: ۱۳۸۸/۵/۱۷؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۳۸۸/۱۲/۲۵)

(Transmission Attenuation Correction)

(Emission)

Dual Head SPECT

SPECT

$^{201}\text{Tl} \text{ } \mu\text{Ci}$

Dual Head SPECT

TAC

(Transmission)

TAC

SPECT

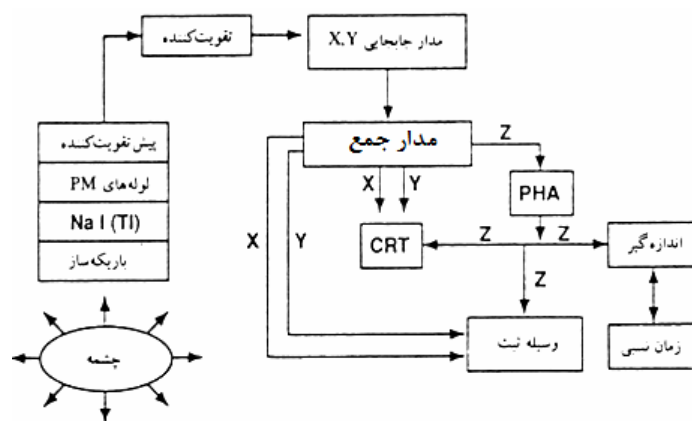
:

کشور ما (ایران) بیش از یکصد و پنجاه مرکز پزشکی هسته‌ای وجود دارد که بیشتر آنها مجهز به سیستم SPECT می‌باشند و تاکنون دستگاه PET در ایران نصب نشده است. در تصویرگیری پزشکی هسته‌ای ماده رادیو ایزوتوپی که به دلیل استفاده از نوع ترکیب شیمیایی مناسب و انجام آزمایش‌های کنترل کیفی گوناگون به آن رادیودارو می‌گوییم و قابلیت وارد شدن به جریان خون بدن را از طریق یکی از روش‌های تزریق، استنشاق

مؤثرترین روش جهت انجام مطالعات و بررسی فیزیولوژی و عملکرد بافت‌های بدن انسان استفاده از دستگاه‌های تصویرگیری پزشکی هسته‌ای است که شامل دوربین گاما، سیستم SPECT^۱ و سیستم PET^۲ می‌باشد. در حال حاضر در

۱. Single Photon Emission Computed Tomography

۲. Positron Emission Tomography



شکل ۱. شما و اجزای مدارهای الکترونیکی یک دوربین گاما. لوله پرتوکاتودیک (CRT)، تحلیل بلندی پالس (PHA) و لوله افزایشدهنده نوری یا (PM) در شکل مشخص شده اند [۱].

پیش تقویت کننده، یک تقویت کننده، یک PHA^۱ و یک مدار مشخص کننده مکان و غیره. طرح شماتیک اجزای تشکیل دهنده یک دوربین گاما در شکل ۱ و نمایی از یک دستگاه SPECT که دارای اجزای داخلی شبیه دوربین گاما است در شکل ۲ نشان داده شده است.

سیستم SPECT از نظر ساختار مانند دوربین گاما می باشد با این تفاوت که سر دوربین SPECT قابلیت چرخش دور بیمار در ۳۶۰ درجه را در تعداد گام های مشخص مثلاً ۱۶، ۳۲ و یا ۶۴ گام و تهیه تصویر در هر یک از این گام ها را دارد. این قابلیت سبب می شود که بر محدودیت های اصلی تصویرگیری با دوربین گاما یعنی:

- داشتن تصاویر دوبعدی از بافت ها و اجسام سه بعدی نظیر قلب،
 - امکان محو شدن نقیصه های فیزیولوژی و آناتومی در تصویر به دلیل قرار گرفتن آن در پشت بافت (های) دیگر،
 - عدم امکان تخمین ضرایب تضعیف خطی بافت هایی که در مسیر حرکت فوتون های گاما قرار دارند،
- تا حد زیادی غلبه شود [۳]. در تصویربرداری از قلب با سیستم SPECT که در آن توزیع رادیودارو در قلب مورد مطالعه قرار می گیرد، به دلیل تضعیف و پراکندگی فوتون های گاما در طول مسیر ساطع شدن از قلب، در ناحیه قفسه سینه، تا رسیدن به آشکارساز فوتون ها، تصویر حاصل دارای کیفیت مطلوبی

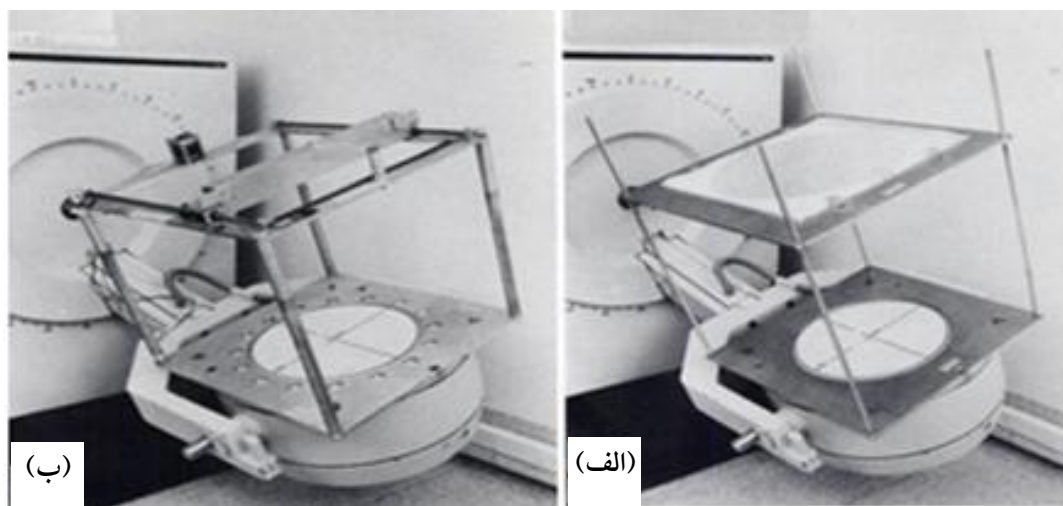


شکل ۲. نمایی از سیستم SPECT با دو آشکارساز [۲].

و یا خوردن پیدا کرده است، وارد جریان خون بدن می شود (معمولاً از طریق تزریق). سپس بسته به نوع ترکیب شیمیایی رادیودارو، این ماده در یک بافت بیشتر از سایر بافت ها جذب شده و لذا برای مطالعه آن بافت مناسب می باشد و استفاده می شود. در مطالعات قلب با روش SPECT از مواد پرتوزا تالیوم-۲۰۱ (رادیوداروی تالیوم کلراید) و یا تکنسیوم-۹۹m به همراه کیت MIBI استفاده می شود. این مواد پرتوزا ناشر پرتوهای گاما هستند که توزیع این مواد درون بافت قلب از طریق آشکار نمودن پرتوهای گاما ساطع شده از قلب توسط آشکارساز سوسوزن NaI(Tl) و سیستم الکترونیکی مربوطه صورت می گیرد که نهایتاً منجر به تشکیل تصویر از بافت مورد مطالعه (قلب) می شود.

سیستم SPECT معمولاً از بخش های مختلفی تشکیل می شود. یک باریک ساز، یک آشکارساز، لوله های PM، یک

۱. Pulse-Height Analyzer



شکل ۳. (الف): تصویری از سیستم SPECT همراه چشمه صفحه‌ای برای تصحیح اثر تضعیف پرتوها. (ب): تصویری از سیستم SPECT همراه چشمه خطی برای تصحیح اثر تضعیف پرتوها [۱۱].

آشکارساز نیستند و باعث کاهش حساسیت و قدرت تفکیک مکانی می‌شوند و برای تصحیح این پارامترها مجبور هستیم ضریب کاهش مربوط به پرتو پهن را به جای پرتو باریک اندازه‌گیری کنیم.

۲- چشمه گسترده یک ضریب تضعیف (μ) را دارد.

۳- در این روش با چشمه صفحه‌ای پرتوگیری بیمار بسیار زیاد است. اما مزایای این روش عبارتند از: میدان دید (FOV) گسترده و جمع‌آوری همزمان داده‌های انتقال و گسیل که سبب کاهش زمان تصویربرداری می‌شود.

راه حل دیگر برای بهبود، استفاده از چشمه نقطه‌ای می‌باشد. در این روش به جای باریکه ساز موازی که در روش قبل استفاده می‌شد از باریکه سازی با روزنه‌های مخروطی شکل استفاده می‌شود. با این هندسه قدرت تفکیک مکانی بهبود می‌یابد، زیرا در این حالت نیازی به تصحیح ضریب تضعیف مربوط به گستردگی^۲ پرتوها نمی‌باشد. اما محدودیت این روش مربوط به هندسه موازی‌ساز (collimator) به کار رفته می‌باشد، که سبب ایجاد درست نماهای^۳ حلقه‌ای در اطراف

نیست و می‌تواند سبب تشخیص بیماری به صورت نادرست و یا عدم تشخیص بیماری شود (۶۰٪ فوتون‌های ساطع شده در اثر تضعیف و تقریباً ۳۰٪ فوتون‌های آشکار شده در اثر پراکندگی می‌توانند از بین بروند) [۴]. بنابراین جهت تصحیح تضعیف و پراکندگی پرتوها در تصاویر قلب از نظر کمی و کیفی در سیستم‌های SPECT، به الگوهایی نیاز می‌باشد. به دلیل اهمیت موضوع گروه‌های مختلف تحقیقاتی در سراسر دنیا بر روی تصحیح اثر پراکندگی پرتوها و نیز تصحیح اثر تضعیف پرتوها تحقیق و نتایج خود را ارائه نموده‌اند [۵-۱۷]. بیشتر تحقیقات انجام شده مبتنی بر انجام روش‌های نرم افزاری و آن هم فقط بر روی پرتوهای پراکنده و نوفه بوده است [۵-۱۰]. به منظور انجام تصحیح تضعیف (Attenuation Correction) پرتوها در پزشکی هسته‌ای نیاز به استفاده از سخت افزار و نرم افزار مناسب می‌باشد. روش‌هایی که تاکنون برای تصحیح تضعیف ارائه شده است استفاده از چشمه گسترده، چشمه نقطه‌ای و چشمه خطی می‌باشد [۱۱-۱۷].

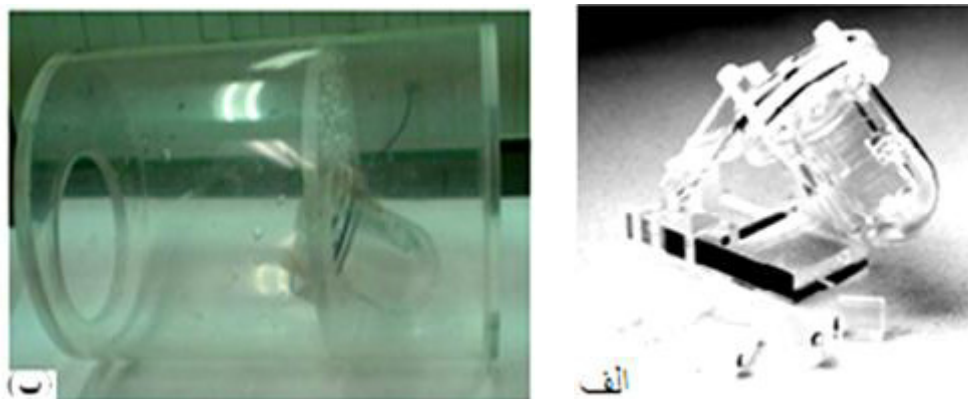
در سیستم‌های اولیه از چشمه صفحه‌ای مانند شکل (۳-الف) استفاده می‌شد. محدودیت‌های این روش عبارتند از:

۱- ایجاد جریان وسیعی از فوتون‌ها که همگی آنها در جهت

۱. Field of view

۲. Build up Factor

۳. Artifacts



شکل ۴. (الف) فانتوم قلب بدون بافت اطراف (ب) فانتوم قلب با بافت اطراف [۱۹].

فانتوم قلب استفاده شده است. فانتوم قلب از دو استوانه تو در تو و دو صفحه دایره‌ای شکل که به انتهای هریک از دو استوانه متصل هستند، تشکیل شده است. یک سرپوش دایره‌ای بر روی دو استوانه قرار دارد. مجموعه ذکر شده از فانتوم قلب از جنس پلکسی گلاس می‌باشد. بر روی سرپوش فانتوم قلب پیچ‌هایی از جنس پلی‌آمید قرار گرفته که دو جداره فانتوم قلب را به هم متصل نگه می‌دارند و همچنین بر روی سرپوش، حفره‌هایی جهت تزریق رادیودارو به داخل بطن‌ها تعبیه شده است (شکل ۴-الف). جهت تصویربرداری از قلب بدون در نظر گرفتن بافت اطراف آن، فانتوم قلب را به تنهایی بر روی یک پایه از جنس پلکسی گلاس با زاویه‌ای مساوی با آنچه که در بدن قرار دارد (یعنی حدود ۴۵-۳۵ درجه) نصب می‌کنیم.

برای شبیه سازی هر چه بهتر و نزدیکتر به واقعیت از روش معادل سازی بافت‌ها استفاده می‌کنیم. ناحیه Thorax (از زیر گردن تا بالای پاها) از بافت‌هایی مختلف نظیر: استخوان قفسه سینه، ریه‌ها و بافت‌های نرمی نظیر کبد، معده و ... تشکیل شده که هر یک از این بافت‌ها ضریب تضعیف متفاوتی برای فوتون‌های گاما دارند. همچنین رادیوداروی تزریق شده به بیمار علاوه بر جذب در قلب در سایر بافت‌های ناحیه Thorax نیز جذب می‌شوند اما میزان جذب رادیو دارو در سایر بافت‌های بدن کمتر از قلب می‌باشد. در روش معادل سازی می‌توان برای شبیه سازی اثر تضعیف و پراکندگی فوتون‌ها در ناحیه Thorax تمام این ناحیه را با یک استوانه به ضخامت ۵/۰ cm و به شعاع

تصویر شده و باعث ایجاد نقص در داده‌های تصویر می‌شود. برای حذف این مشکل می‌توان از روش بازسازی تکرار^۱ که زمان‌بر است، استفاده نمود.

روش سوم، که معمول‌ترین روش جهت تصحیح اثر تضعیف پرتوها می‌باشد، استفاده از اسکن با چشمه خطی و سیستم SPECT می‌باشد. در این روش به دلیل استفاده از چشمه خطی پرتوگیری بیمار کاهش یافته و همچنین می‌توان داده‌های مربوط به گسیل و انتقال را به صورت همزمان جمع‌آوری کرد.

به عنوان مثال اگر ^{99m}Tc به عنوان ردیاب (Tracer) انتخاب شود (فوتویک ۱۴۰ keV و نیمه عمر حدود ۶ ساعت) باید در این روش از ماده پرتوزایی با انرژی حدود رادیوداروی مصرفی نظیر ^{153}Gd با نیمه عمر ۲۴۱/۶ روز و فوتویک‌هایی حول و حوش ۱۰۰ keV استفاده نمود [۱۸]. با این وجود چشمه ^{153}Gd گرانبه و دسترسی به آن برای تمام مراکز پزشکی و تحقیقاتی و مخصوصاً در کشور ما ایران به آسانی امکان پذیر نیست.

در این تحقیق با ارائه یک روش جدید و ارزان قیمت و نیز با اعمال الگوریتم مناسب، توانسته‌ایم تعدادی از محدودیت‌های فوق را کاهش دهیم.

در این تحقیق جهت شبیه‌سازی قلب و بافت‌های اطراف آن از

۱. Iterative

شده از قلب تا رسیدن به آشکارساز، تصاویر به‌دست آمده دارای قدرت تفکیک مکانی پایینی می‌باشند. بنابراین برای تصحیح اثر تضعیف پرتوها به صورت دقیق و کارآمد، می‌توان با استفاده از الگوریتم تصحیح اثر تضعیف پیشنهادی در این تحقیق، هر پیکسل و یا حداکثر هر چند پیکسل را در یک ضریب تصحیح ضرب کنیم. جهت نیل به این مقصود با استخراج نمودارهایی که در شکل‌های ۵ و ۶ آمده است و با استفاده از رابطه (۶) می‌توان میزان تضعیف متوسط را برای هر پیکسل به‌دست آورد و بر تمام پیکسل‌های تصویر اعمال نمود. برای مثال در نقاط دارای حداکثر شمارش، این عدد برابر $\ln 4/2$ می‌شود. که این کار را می‌توان با استفاده از رابطه (۱) برای هر پیکسل و یا هر چند پیکسل انجام داد. بر حسب مقدار انرژی فوتوپیک رادیوداروی تزریقی یکی از سه برهم‌کنش فیزیکی بین فوتون‌های گاما و بافت‌های بدن رخ می‌دهد. اگر انرژی کمتر از 200 keV باشد پدیده فوتوالکتریک و اگر بالاتر از این مقدار باشد پدیده کمپتون غالب خواهند بود. به صورت ریاضی می‌توان بزرگی میزان تضعیف فوتون را با عبارت نمایی زیر نشان داد [۲۰]:

$$I = I_0 \exp \left[- \int \mu(s) ds \right], \quad (1)$$

I_0 و I به ترتیب جریان فوتون برخوردی و انتقالی می‌باشند و μ ضریب کاهش خطی است. برای اعمال فاکتورهای تضعیف (ACF) بایستی μ و یا $\int \mu(s) ds$ را محاسبه نمود. برای این منظور داریم:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu x_1}, \quad (2)$$

و بدون حضور چشمه خطی داریم:

$$I_2 = I_0' e^{-\mu x_2}, \quad (3)$$

و لذا از تقسیم روابط (۲) و (۳) خواهیم داشت:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{I_0}{I_0'} e^{-\mu(x_1 - x_2)}, \quad (4)$$

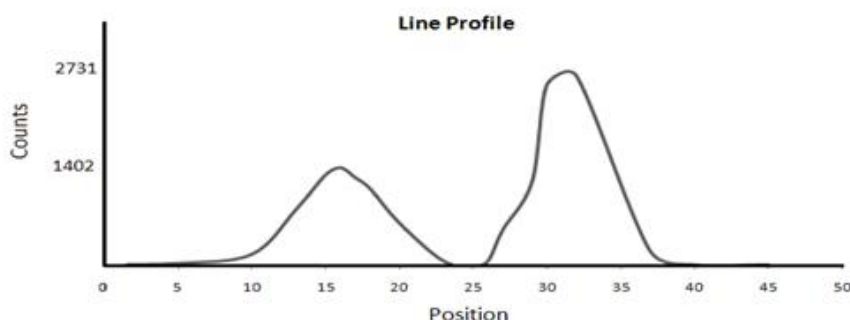
و بنابراین ضریب تضعیف μ از رابطه (۵) محاسبه می‌شود:

$$\mu = \ln \frac{I_1 I_0'}{I_2 I_0} \times \frac{1}{x_1 - x_2}, \quad (5)$$

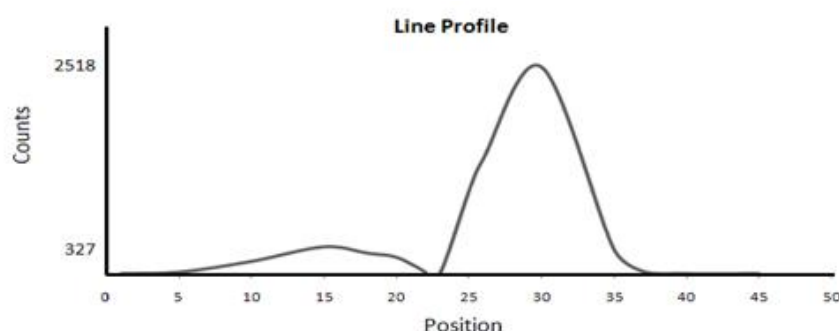
۲۰ cm و ارتفاع ۳۰ cm معادل سازی نمود [۱۹]. در این تحقیق نیز از همین روش استفاده نموده‌ایم. فانتوم قلب با استفاده از یک پایه که به شکل یک صفحه دایره‌ای از جنس پلکسی گلاس می‌باشد و با در نظر گرفتن وضعیتی که در بدن انسان قرار دارد در داخل استوانه نصب شده است. صفحه در داخل استوانه قابل چرخش است و قلب را در هر وضعیت و زاویه‌ای قرار می‌دهد. شکل ۴ تصاویری از فانتوم قلب که در مطالعات PET و SPECT استفاده می‌شود را نشان می‌دهد.

در مطالعات انسانی به دلیل جذب رادیو داروی تزریقی توسط بافت‌های دیگر نظیر تیروئید، کبد، مثانه و... در حدود ۲ تا ۵ میلی کوری ^{201}Tl به بیمار تزریق می‌شود، اما در انجام این تحقیق به دلیل استفاده از فانتوم قلب و امکان تزریق مستقیم رادیودارو به داخل قلب (فانتوم قلب) حدود 1 mCi ^{201}Tl جهت تزریق به داخل فانتوم قلب کافی می‌باشد. پس از تزریق نمودن ^{201}Tl به درون فانتوم قلب و قرار دادن آن در استوانه پر از آب که شبیه ساز تضعیف معادل در بافت‌های اطراف قلب و ناحیه Thorax است، عمل تصویربرداری با سیستم SPECT انجام می‌شود. همان‌طور که بیان شد یکی از روش‌های مربوط به تصحیح اثر تضعیف، استفاده از چشمه خطی که در داخل دستگاه تجاری TAC سیستم SPECT است، می‌باشد. به عبارتی استفاده از چشمه انتقال خطی و همان‌طور که بیان شد باید از رادیودارویی در این روش استفاده کرد که انرژی آن حدود انرژی فوتوپیک رادیونوکلئید تزریق شده به فانتوم قلب باشد و بهترین انتخاب برای این مورد ^{153}Gd می‌باشد و از آنجایی که تهیه آن به‌طور معمول پرهزینه بوده و برای کشور ما با محدودیت همراه است، در این تحقیق از یک چشمه خطی (سرنگ) که حاوی 0.5 mCi از رادیوداروی تزریقی به فانتوم قلب (^{201}Tl) می‌باشد، در کنار فانتوم استفاده نمودیم و به این ترتیب علاوه بر تابش گسیل تابش انتقال را هم ایجاد کردیم. در صورت استفاده از الگوریتم پیشنهادی در این تحقیق تصاویر به‌دست آمده از نظر کیفیت بهبود قابل ملاحظه‌ای می‌یابند.

به دلیل وجود تضعیف و پراکندگی در مسیر پرتوهای ساطع



شکل ۵. نمودار مربوط به میزان شمارش جمع شده از فانتوم قلب توسط سیستم SPECT با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب و با وجود چشمه خطی (سرنگ).



شکل ۶. نمودار مربوط به میزان شمارش جمع شده از فانتوم قلب توسط سیستم SPECT با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب در غیاب چشمه خطی.

$$\ln \frac{1402}{327} = \ln \frac{\text{فانتوم با آب و با وجود چشمه خطی}}{\text{فانتوم با آب بدون چشمه خطی}} \cong \ln 4/2 \quad (6)$$

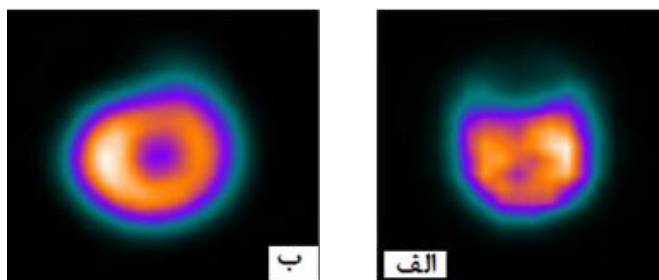
همچنین از روش‌های پس نقش فیلتر شده (FBP)^۲ و تکرار (Iteration) جهت بازسازی تصویر استفاده می‌شود [۲۱ و ۲۲]. از آنجا که تصویر پردازش شده با روش پس نقش فیلتر شده دارای نوفه زیادی نسبت به روش تکرار بوده می‌توان این محدودیت را با اعمال فیلترهای مختلف پایین‌گذر برطرف نمود [۲۲]. بنابراین فیلترهایی نظیر: Hamming, Hanning, Butterworth و Ramp بر روی تصاویر اعمال می‌گردند.

به هنگام استفاده از چشمه خطی (سرنگ) در کنار فانتوم قلب، مانند این است که قلب را علاوه بر گسیل تابش به صورت

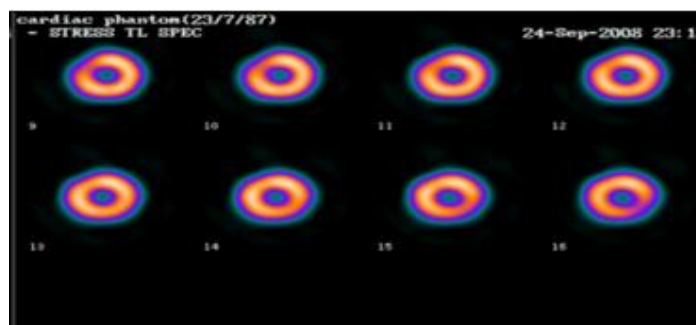
که I_0 و I'_0 با توجه به میزان فعالیت^۱ چشمه(ها) تعیین می‌شوند و I_1 و I_2 به وسیله شمارش جمع‌آوری شده توسط دستگاه SPECT مشخص می‌شوند و x_1 و x_2 فاصله چشمه(ها) از سطح آشکارساز دستگاه SPECT است. به این ترتیب با استفاده از نمودارهای مربوط به میزان شمارش جمع‌آوری شده از فانتوم قلب توسط سیستم SPECT، با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب (استوانه فانتوم قلب پر از آب) و بدون حضور چشمه خطی، همچنین نمودارهای مربوط به میزان شمارش جمع‌آوری شده از فانتوم قلب با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب و با وجود چشمه خطی (سرنگ) که به ترتیب ۳۲۷ و ۱۴۰۲ برای پیکسل‌های دارای شمارش بیشینه می‌باشد، می‌توان ضریب تضعیف را به دست آورد. با ضرب این پیکسل‌ها در این ضریب اثر تضعیف به مقدار زیادی تصحیح می‌شود. مقدار تضعیف فوتون‌های گسیل شده:

۲. Filtered Back Projection

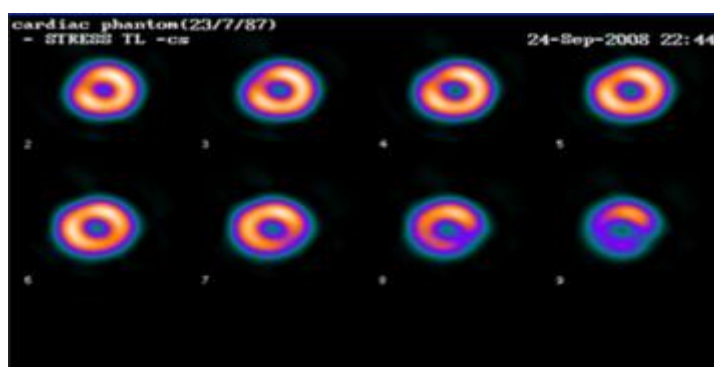
۱. Activity



شکل ۷. (الف) تصویر فانتوم قلب با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب (حالت واقعی) بدون تصحیح اثر تضعیف پرتوها. (ب) تصویر فانتوم قلب با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب (حالت واقعی) و پس از اعمال روش‌های پیشنهادی در این تحقیق.



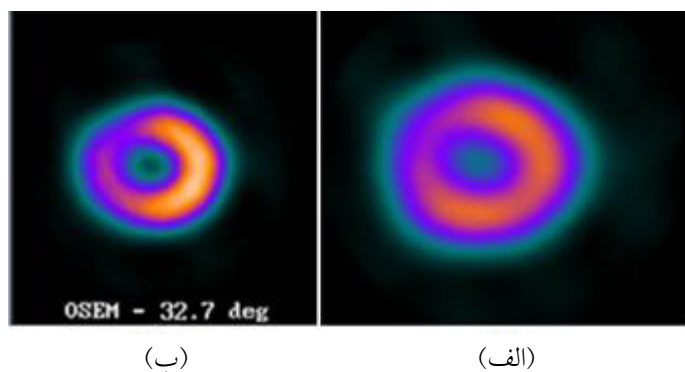
شکل ۸. تصاویر برشی فانتوم قلب با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب (حالت واقعی) و پس از اعمال روش‌های پیشنهادی در این تحقیق.



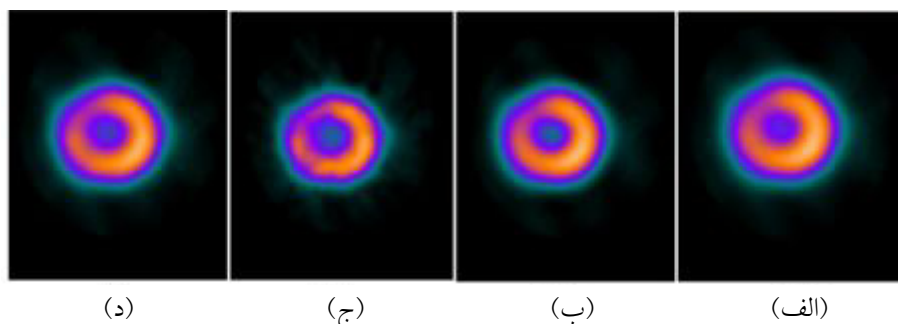
شکل ۹. تصویر فانتوم قلب بدون در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب (حالت ایده‌آل - استوانه‌ای آب اطراف فانتوم قلب که شبیه ساز ناحیه Thorax است، وجود ندارد)

تصویر واقعی به میزان چشمگیری بهبود می‌یابد. همچنین در شکل ۹ تصویر فانتوم قلب را بدون در نظر گرفتن اثر تضعیف بافت‌های اطراف قلب (استوانه‌ای آب اطراف فانتوم قلب که شبیه‌ساز ناحیه Thorax است، وجود ندارد) که فقط توسط آزمایش با فانتوم قلب امکان پذیر است و می‌توان قلب را جداگانه و خارج از بدن تصویرگیری نمود، آمده است. از مقایسه تصاویر ۸ و ۹ در می‌یابیم که روش پیشنهادی در این تحقیق چقدر توانسته است اثر تضعیف پرتوهای حاصل از بافت‌های قلب را بهبود بخشد و تصویری

انتقال و توسط چشمه خطی نیز تحت تابش قرار داده‌ایم و به این ترتیب می‌توان با به کار گرفتن الگوریتم پیشنهادی در این تحقیق اثر تضعیف پرتوها را به مقدار زیادی تصحیح نمود. با محاسبه پروفایل‌هایی که در شکل‌های ۵ و ۶ آمده است و با استفاده از رابطه (۶) می‌توان میزان تضعیف را برای هر پیکسل (و یا هر چند پیکسل) به دست آورد و آنها را تصحیح نمود. شکل‌های ۷ و ۸ نشان می‌دهند که با استفاده از روش پیشنهادی در این تحقیق و الگوریتم ارائه شده در این تحقیق



شکل ۱۰. تصویر پردازش شده فانتوم قلب با در نظر گرفتن اثر بافت‌های اطراف قلب. (الف) روش پس نقش فیلتر شده، (ب) روش تکرار.



شکل ۱۱. تصویر فانتوم قلب با استوانه پر از آب پس از اعمال فیلترهای: (الف) Hanning، (ب) Hamming، (ج) Ramp، (د) Butterworth.

در حال حاضر تهیه آن نیز بسیار دشوار است) می‌توان به آسانی از یک چشمه خطی (سرنگ) که حاوی رادیوداروی تزریقی به بیمار می‌باشد و الگوریتم‌های پیشنهادی در این تحقیق استفاده نمود و همچنین با این روش می‌توان زمان تصویربرداری را به حدود نصف کاهش داد، زیرا جمع‌آوری داده‌های گسیل و انتقال در حالت همزمان صورت می‌گیرد، علاوه بر آن می‌توان با استفاده از روش بازسازی تکرار می‌توان نوفه موجود در تصویر را به مقدار بیشتری کاهش داده و کیفیت تصویر را ارتقاء بخشید؛ اگرچه نسبت به حالت پس نقش فیلتر شده بیشتر زمان‌بر است، اما تصویری با کیفیت مطلوب‌تری را فراهم می‌نماید.

از سرکار خانم صدیقه مرادخانی و آقای مهندس مهربان پولادی کارشناسان محترم پژوهشکده تحقیقات کشاورزی و پزشکی هسته‌ای سازمان انرژی اتمی ایران و همچنین از مساعدت و پشتیبانی آن سازمان نهایت قدردانی را داریم.

بسیار نزدیک به حالت تصویرگیری از قلب به تنهایی ارائه دهد. علاوه بر این برای داشتن تصویر بهتر می‌توان از روش‌های پس نقش فیلتر شده با اعمال فیلترهای پایین‌گذر و یا از روش تکرار استفاده نمود. همان‌طور که در شکل ۱۰ مشخص است، تصویر پردازش شده با روش پس نقش فیلتر شده دارای نوفه زیادی نسبت به روش تکرار بوده که می‌توان این مشکل را با اعمال فیلترهای مختلف پایین‌گذر برطرف کرد.

با بررسی شکل ۱۱ دیده می‌شود که بیشترین صاف‌شدگی مربوط به فیلتر Butterworth بوده و حداقل صاف‌شدگی را فیلتر Ramp دارد. همگی این فیلترها، فیلترهای پایین‌گذر بوده، زیرا ساختارهایی با فرکانس پایین را نگه داشته در حالی که جزئیات تصویر با فرکانس بالا را حذف می‌کنند و لذا مناسب‌ترین فیلتر جهت تصاویر قلب در روش پزشکی هسته‌ای استفاده از فیلتر Butterworth می‌باشد.

لذا این تحقیق به خوبی نشان داد که به جای استفاده از سخت افزار گران‌قیمت تجاری TAC (دو چشمه گران‌قیمت ^{153}Gd که

11. P Tan, D L Bailey, S R Meikle, S Eberl, R R Fulton and B F Htton. *The Journal of Nuclear Medicine*, **34**, (1993) 10.
12. A Karimian, M Mohamadrezaee, F Saddadi, Gh. Forozani, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich-Germany, Sept. (2009).
۱۳. علیرضا کریمیان، ماهان محمدرضایی، فریبا سدادی، قاسم فروزانی، صدیقه مرادخانی، مهربان پولادی، کنفرانس فیزیک ایران، دانشگاه صنعتی اصفهان (۱۳۸۸) ۶۰۵.
14. E C Frey, B M Tsui and J R Perry. *J. Nucl. Med.*, **33** (1992) 223.
15. R J Gilland, D R Hanson, M W Jang, K L Greer and R E Coleman. *J. Nucl. Med.*, **34** (1993) 1577.
16. H Zaidi, M L Montandon and A alavi. <http://pet.Theclinics.com>.
17. H Zaidi and B Hasegawa. *J. Nucl. Med.*, **44** (2003) 291.
18. http://www.isotopeproducts.com/html/support_tools_source.asp.
19. Cardiac Phantom User Manual, Data Spectrum Corporation (2004)1-16.
20. Lee-Tzuu Chang. *IEEE*, NS-25, **1** (1978).
21. E P Ficaró, J A Fessler, R J Ackermann, W L Rogers, J R Corbett and M Schwaiger, *Division of Nucl. Med.*, (1994) 921.
۲۲. رافائل سی، گونزالس ریچاردای، وودز، پردازش تصویر رقمی، ترجمه دکتر مرتضی خادمی، مهندس داوود جعفری، انتشارات دانشگاه فردوسی مشهد (۱۳۸۲).
۱. گوپال ساها، فیزیک و رادیوبیولوژی پزشکی هسته‌ای، ترجمه دکتر عباس تکاور، دکتر محمد افتخاری، انتشارات آییژ (۱۳۸۱).
2. <http://www.owl.net.rice.edu/~elec539/Projects97/cult/node1.html>
۳. کرک شانگ، مایکل بروس اسمیت و بنجامین تسویی، اصول سیستم‌های تصویرگر پزشکی، ترجمه دکتر منصور وفادوست، انتشارات دانشگاه صنعتی امیرکبیر (۱۳۸۰) ۲۹۴.
4. R Z Stodika, B J Kemp, P Msaki, F S Prato and R L Nicholson. *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2991.
5. N Riyahi-Alam, N Alibabaei, A Takavar, M Sohrabi, A Fard-Esfahani, M A Oghabian, M Bakhtiary. 28th *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Sept (2006) 4787.
6. Y Jin, E Angelini, P Esser, and A Laine, *International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Interventions, Montreal, Canada*, **2879**, 2 (2003) 32.
7. W Li, W Junhai, Y Jing, Ch Yunbin, L Zhengrong. *Physics of Medical Imaging*. **7258** (2009) 725820.
8. E D Angelini, J Kalifa and A F Laine, in *Proc. IEEE international Symposium on biomedical Imaging (ISBI)*, Washington, D. C., USA, **1** (2002) 697.
9. H Li, Y Zheng, *IEEE International Conference on Image Processing*, 8-11 Oct. (2006) 905.
10. N Khlifa, N Gribaa, I Mbazaa, and K Hamruoni. *International Journal of Biomedical Imaging*, (2009) 10.