

تخمین تابع پراکندگی در تصویربرداری اسپکت قلب با استفاده از روش تلفیق وارون: مطالعه شبیه سازی

فراز کلاتری^۱، حسین رجبی^{۲*}، بهاره شالچیان^۳، کوروش ابراهیم نژاد گرجی^۲، هادی طالشی آهنگری^۱

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۳- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۶/۳/۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۴/۱۳

چکیده

مقدمه: وجود فوتونهای پراکنده یکی از دلایل اصلی از دست رفتن کنتراست ضایعات و فقدان قدرت تفکیک^۱ در تصاویر اسپکت^۲ قلب می باشد که منجر به خطا در کمی سازی^۳ می شود. به دلیل محدود بودن قدرت تفکیک انرژی سیستم های موجود، در عمل جلوگیری از آشکارسازی فوتونهای پراکنده ناممکن است. در این مطالعه، از مدلسازی پراکندگی کامپتون به منظور یافتن توابع مناسب استفاده شده است. فرض بر این است که این توابع میتوانند توزیع مکانی پرتوهای پراکنده را به توزیع مکانی پرتوهای اولیه مرتبط سازند. این توابع سپس برای تصحیح پراکندگی به روش تلفیق وارون^۴ در مرحله بعد مورد استفاده قرار گرفته است.

مواد و روشها: برای ایجاد نماها^۵ از سه چشمه رادیوآکتیو دیجیتال مختلف و روش شبیه سازی مونت کارلو استفاده شده است. این چشمه های پرتوزایی شامل یک چشمه خطی عبور داده شده از بطن چپ، یک چشمه نقطه ای قرار داده شده در بطن چپ و یک توزیع واقعی پرتوزایی ^{99m}Tc در ارگانه های تنه بوده است. این چشمه ها در یک فانتوم تضعیف دیجیتالی (شبیه به بدن یک بیمار واقعی)، قرار داده شدند. برای تخمین نماهای مربوط به پرتوهای اولیه از تصویر کلی، تلفیق^۶ و تلفیق وارون دو بعدی در فضای فوریه بکار گرفته شد.

نتایج: در مرحله اول، تصاویر کلی و تصاویر مربوط به پرتوهای پراکنده به صورت تلفیق یک تابع نمایی اصلاح شده با تصویر پرتوهای اولیه در نظر گرفته شدند. بهترین تابع نمایی برای هر یک از ۶۴ نما (۰/۱۱۵ تا ۰/۱۱۵۰ با توجه به فاصله قلب تا دکتور) مشخص شد. در مرحله بعد، این توابع برای تصحیح پراکندگی با روش تلفیق وارون مورد استفاده قرار گرفت. مجموع مربع اختلافات بین تصاویر اصلی و تصاویر تصحیح شده پراکندگی، بطور چشمگیری کاهش و کنتراست میوکارد به حفره در تمامی ۶۴ نما افزایش یافت (۱۰٪ ±). همچنین بین تصاویر مربوط به پرتوهای اولیه و تصاویر تصحیح شده توافق خوبی مشاهده شد.

بحث و نتیجه گیری: این نتایج نشان می دهد که استفاده از روش تلفیق وارون برای جبران پراکندگی بطور حائز اهمیتیتنزل کنتراست ناشی از پراکندگی را در تصویربرداری کمی اسپکت کاهش می دهد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۲، پاییز ۸۵: ۳۷-۴۸)

واژگان کلیدی: پراکندگی، تلفیق، تلفیق وارون، مونت کارلو، NCAT، SimSET

- 1- Resolution
- 2- SPECT
- 3- Quantification
- 4- Deconvolution
- 5- View
- 6- Convolution

* نویسنده مسؤول: حسین رجبی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت

مدرس تهران
hrajabi@modares.ac.ir

تلفن: ۰۱۱۰۰۱۱۸۸ (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

هدف از تصویربرداری اسپکت تعیین نحوه توزیع یک رادیودارو در اعضای بدن بیمار است. وجود فوتونهای پراکنده یکی از عوامل اصلی خطا در کمی سازی می باشد. آشکارسازی وقایع پراکنده بر روی کنتراست ضایعات تأثیر می گذارد و سبب فقدان قدرت تفکیک تصویر و نسبت سیگنال به نویز می شود [۱]. در هنگام پراکندگی کامپتون، فوتونها بخشی از انرژی اولیه خود را از دست می دهند و امتداد حرکت فوتونها نیز تغییر می کند. اتلاف انرژی می تواند جهت تعیین فوتونهای پراکنده و محدود کردن آشکارسازی آنها مورد استفاده قرار گیرد. برای رسیدن به این هدف، یک پنجره انرژی در اطراف فوتوپیک بکار گرفته می شود تا مانع از ورود فوتونهای پراکنده کامپتون- که حامل انرژی و بیشتر اطلاعات مکانی نادرست هستند- شود. به هر حال حذف کامل پرتوهای پراکنده با این روش به دلیل قدرت تفکیک انرژی محدود سیستمهای موجود، چندان عملی نیست. زیرا فوتونهای پراکنده با زاویه پراکندگی کوچک هنوز در پنجره فوتوپیک ظاهر می شوند و در تصویر بازسازی شده نهایی نیز حضور دارند.

روشهای تصحیح پراکندگی به چندین گروه تقسیم می شوند [۲ و ۳]. برخی از روشها شامل جمع آوری وقایع در یک یا چند پنجره انرژی کمتر از انرژی فوتوپیک است که این داده ها قبل یا بعد از بازسازی از تصویر کلی، کسر می شود [۴-۶]. این روشها معمولاً از طیف انرژی ایجاد شده در هنگام تصویربرداری به منظور تخمین سهم پرتوهای پراکنده در پنجره های انرژی فوتوپیک، استفاده می کنند. مثلهایی از این شیوه عبارت است از: روش تفریق پنجره کامپتون [۴]، روش پنجره انرژی سه تایی [۶]،

روشهای تمام طیف^۱ [۷]، یا شبکه عصبی^۲ [۸]. مزیت عمده این روشها، سرعت و سادگی آنها برای مقاصد کلینیکی است. این روشها اغلب توزیع مکانی یکسانی برای پراکندگی در پنجره های مختلف انرژی متصور می شوند که چندان قابل قبول نیست. روشهای تصحیح پراکندگی بر مبنای بازسازی این پدیده نیز وجود دارند [۹ و ۱۰]. جبران پراکندگی بوسیله نقشه برداری فوتونهای پراکنده با تکیه بر محل اولیه تابششان در شی، انجام می شود [۳]. در این روش هیچ فوتونی رد نمی شود، بلکه به محل تابش اولیه اش بازگردانده می شود. بنابراین گفته شده که در مقایسه با سایر روشهای جبران، در اینجا افزایش نویز کمتری وجود دارد [۲ و ۳]. مثلهایی از این روش بازسازی شامل روشهای مونت کارلو [۱۴-۱۱]، روشهای تحلیلی [۱۵] و روش تخمین چشمه پراکندگی موثر [۱۶]، می باشند. این روشها نسبت به روشهای تخمین پراکندگی پیچیده و وقت گیر هستند اما به تازگی پیشرفتهایی در این روشها حاصل شده است، که بطور چشمگیری زمان پردازش را کاهش می دهد [۳، ۱۹-۱۷]. روشهای دیگر سعی در تخمین توزیع فضایی بخش پراکنده در پنجره فوتوپیک دارند که این توزیع را بصورت تلفیق تصویر فوتوپیک (یا نماهای بدست آمده در پنجره هایی با انرژی کمتر) با تابع توزیع پراکندگی در نظر می گیرند [۲۰ و ۲۱].

از نظر ریاضی، یک تصویر پراکنده می تواند به صورت تلفیق یک تصویر ایده آل (فقط شامل فوتونهای اولیه) و یک تابع پراکندگی، در نظر گرفته شود [۲۳-۲۰]. تابع پراکندگی بعضی از فوتونهای اولیه را به فوتونهای پراکنده با توزیع شبه تصادفی تبدیل می کند. با این فرض قابل قبول، هدف از مطالعه حاضر یافتن این تابع در تصویربرداری بالینی اسپکت قلب می باشد.

1- Holospectral

2- Neural Networks

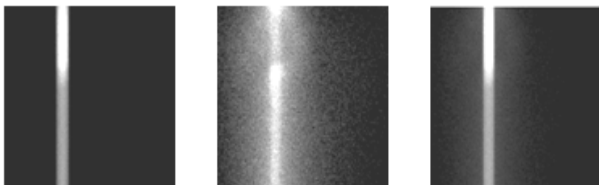
قرار گرفتند.

دو روش معمول برای محاسبه توزیع پراکندگی در امتداد تابع خط گستر^۲ و تابع نقطه گستر^۳ می باشد [۹، ۲۱ و ۲۲].

۳- نتایج

۱-۳ چشمه پرتوزایی خطی

۴ نما در ۳۶۰ درجه (با فواصل ۹۰ درجه ای) تهیه شد. تصاویر فوتونهای اولیه و پراکنده بصورت جداگانه برداشته شدند. همچنین تصویر مجموع فوتونهای اصلی و پراکنده نیز تولید شد (شکل ۱).



شکل ۱: یکی از نماهای تهیه شده از یک چشمه پرتوزایی خطی در یک فانتوم تنه واقعی بعنوان تضعیف کننده از چپ به راست: تصاویر پرتوهای اولیه، پراکنده و مجموع

برای هر نما، نمودار مقادیر پیکسلی در امتداد هر ردیف بعنوان پروفایل آن رسم شده است. از آنجا که تصویربرداری قلب در این مطالعه مورد نظر بود، میانگین پروفایلها در اطراف قلب برای هر یک از تصاویر اصلی، پراکنده و مجموع تعیین شد (شکل ۲). این میانگینها برای یافتن یک تابع کلی مورد استفاده قرار گرفتند. این میانگین گیری دارای دو مزیت است: اول اینکه، با در دست داشتن توزیع پراکندگی میانگین در اطراف قلب می توان از آن برای تخمین تابع پراکندگی میانگین استفاده کرد و دوم اینکه بدلیل جمع کردن چندین پروفایل خام، نسبت سیگنال به نویز بطور قابل توجهی افزایش می یابد و این مسئله برای یافتن تابع

در نماهای مختلف، به دلیل متفاوت بودن فاصله چشمه تا کولیماتور (SCD)، توزیع پراکندگی متفاوت است. برای نماهایی با SCD متفاوت، تابعی با میزان گستردگی متفاوتی وجود دارند [۲۱، ۲۲].

۲- مواد و روشها

برای ارزیابی روش پیشنهادی از کد شبیه سازی مونت کارلو استفاده شد. مزیت شبیه سازی، کنترل کامل هر یک از پارامترهای دخیل در پردازش تصویر است. همچنین با دانستن تاریخچه هر فوتون ایجاد شده و برهمکنشهایی که فوتون در آنها شرکت دارد، تجزیه و تحلیل گسترده توسط کاربر میسر می باشد.

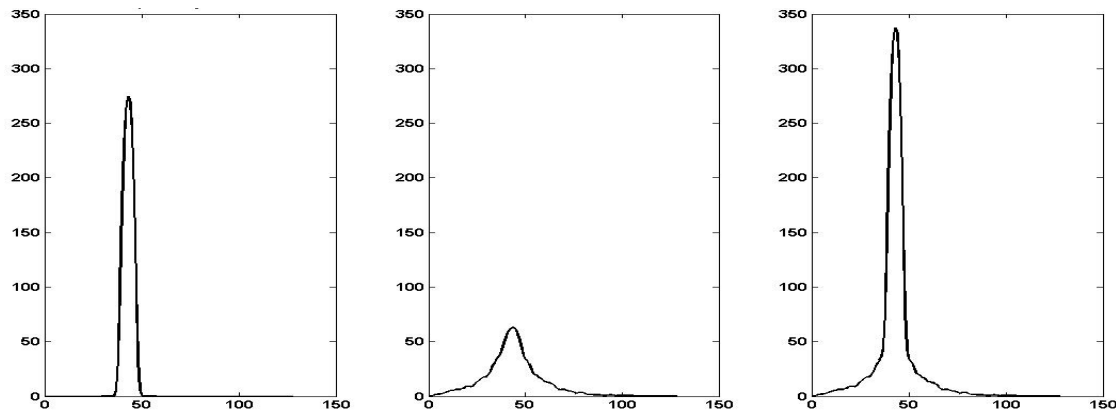
برای این منظور و برای شبیه سازی توزیع ضرایب تضعیف ارگانهای مختلف بدن بیمار، از فانتوم دیجیتال و چهار بعدی تنه انسان NCAT استفاده شد [۲۵]. ضرایب تضعیف بافتها در فانتوم تنه بر طبق ضرایب تضعیف فانتوم Zubal تعیین شد [۲۶]. همچنین سه چشمه پرتوزایی مختلف برای این هدف ایجاد شد. اولین چشمه، یک چشمه خطی بود که از بطن چپ عبور می کرد و در تنه امتداد می یافت. دومی یک چشمه نقطه ای بود که در بطن چپ قرار می گرفت و سومین چشمه عبارت بود از توزیع واقعی پرتوزایی ^{99m}Tc در ارگانهای مختلف در فانتوم NCAT.

شبیه ساز SimSET در سه مرحله مختلف برای ایجاد تصاویر هر یک از چشمه های پرتوزایی در نقشه تضعیف واقعی مورد استفاده قرار گرفت [۲۷]. پارامترها و ابعاد شبیه ساز مطابق با سیستم SPRIT DH-V SPECT کمپانی Mediso تعیین شد. نماهای اسپکت در ماتریس سایز ۱۲۸ × ۱۲۸ و با استفاده از یک کولیماتور LEGP، آشکارساز یدید سدیم با ضخامت ۰/۹۵ سانتی متر و قدرت تفکیک انرژی تمامی پهنا در نصف بیشینه ۹/۷٪ در ۱۴۰ کیلو الکترون ولت تهیه شدند. برای تخمین تابع پراکندگی و تصحیحات فقط نماها قبل از بازسازی مورد استفاده

2- Line Spread Function (LSF)
3- Point Spread Function (PSF)

1- Source to Collimator Distance

پراکندگی بسیار مفید است (شکل ۳).



شکل ۲: از چپ به راست: پروفایل‌های میانگین برای تصویر پرتوهای اولیه، پراکنده و مجموع

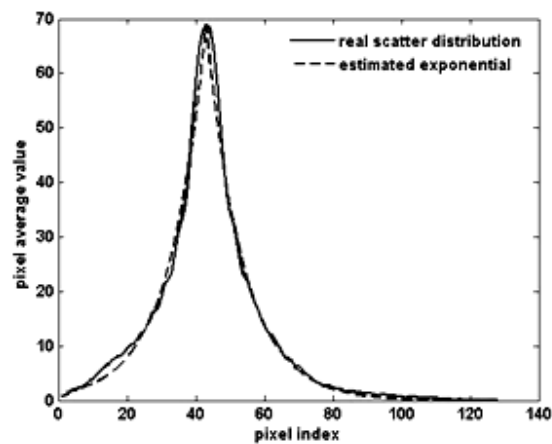
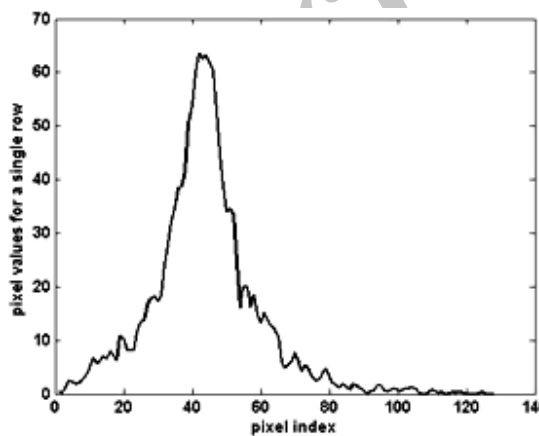
$$\sum_{i=1}^{128} (E_k(i) - S(i))^2 \quad (2)$$

این مراحل برای هر یک از چهار نما تکرار شد. برای هر نما یک تابع نمایی یافت شد به گونه ای که با توزیع پراکندگی واقعی تطابق خوبی داشته باشد. مقدار k برای نماها (ویو) تغییر داده شد. برای نماهایی با SCD مختلف مقادیر متفاوتی برای k تخمین زده شد.

بر طبق شکل ۲ توزیع پراکندگی را می توان بعنوان یک تابع نمایی (اکسپونانسیل) در نظر گرفت. برای ارزیابی این فرض، توابع نمایی مختلفی با دامنه برابر با مقدار ماکزیمم توزیع پراکندگی و شیب نمایی مختلف (k)، مورد آزمون قرار گرفت (معادله ۱):

$$E_k(x) = \text{Max}(S) \times e^{-k|x-x_0|} \quad (1)$$

بهترین تابع آن است که معادله ۲ را کمینه کند:



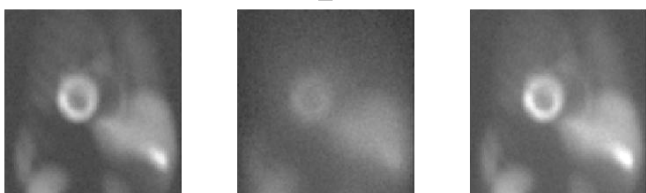
شکل ۳: مقادیر پیکسلی در امتداد یک ردیف در اطراف قلب (چپ). میانگین مقادیر پیکسلی برای ۲۲ ردیف متوالی در اطراف قلب و تابع نمایی تخمینی (راست).

تخمین تابع پراکندگی در اسپکت قلب با تطبیق وارون

مجموع (بصورت جداگانه) در ماتریسهای 128×128 و برای 128 نما در 360 درجه جمع آوری شدند. هر چند که مطابق با برنامه (پروتکل) معمول تصویربرداری قلب، در این مطالعه تنها 64 نما (از 135 تا $+45$) مورد استفاده قرار گرفت. برای یافتن یک کرنل تلفیق مناسب که بیانگر نسبت تصویر پراکنده به تصویر اصلی باشد (معادله ۵)، توابع نمایی دو بعدی مورد آزمون قرار گرفتند. PSF مربوط به پراکندگی می تواند برای این هدف انتخاب مناسبی باشد به شرط اینکه تصویر اصلی (ورودی) تابع دیراک باشد. اما بدلیل طرح گوسی تصویر اصلی که ناشی از قدرت تفکیک محدود سیستم است، این تابع باید تغییر داده و اصلاح شود. از نظر تجربی مشخص شده که برای جبران پاسخ سیستم، مرکز تابع تلفیق باید n برابر ماکزیمم مقادارش باشد. برای $n=3$ بهترین نتایج در تصویربرداری قلب نشان داده شده است (شکل ۶).



شکل ۵: فانتوم تنه دیجیتالی NCAT، که برای شبیه سازی مورد استفاده قرار گرفته است. توزیع پرتوزایی تکنسیوم- $99m$ (چپ) و نقشه تضعیف (راست)



شکل ۶: از چپ به راست: نمای اصلی، پراکنده و مجموع از فانتوم NCAT در شبیه سازی

۲-۳ چشمه پرتوزایی نقطه ای

به منظور ارزیابی تابع نمایی در تمامی جهات، همانگونه که برای چشمه پرتوزایی خطی توضیح داده شد، تصویربرداری برای یک چشمه نقطه ای قرار گرفته در بطن چپ انجام شد. PSF می تواند نشان دهنده پراکندگی بصورت یک تابع دو بعدی باشد. فرضیه ما بوسیله تعریف توابع نمایی متقارن دو بعدی با مقادیر مختلف k در معادله ۳، امتحان شد:

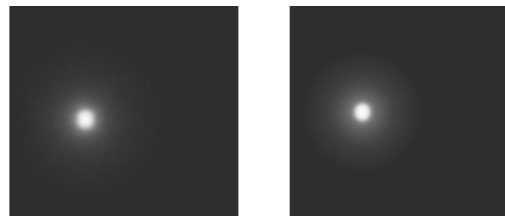
$$E_k(r) = \text{Max}(S) \times e^{-k|r-r_0|} \quad (3)$$

بهترین تابع (مقدار k) آن است که معادله ۴ را کمینه می کند:

$$\sum_{x,y=1}^{128} (E_k(x,y) - S(x,y))^2 \quad (4)$$

با حل آن، مدل توزیع پراکندگی بدست آمد و بطور درست توسط تابع ما تخمین زده شد.

نتیجه نهایی اینکه توابع نمایی دو بعدی برای مدلسازی توزیع پراکندگی در تصویربرداری قلب مناسب هستند اما مقادیر k برای نماهای مختلف، متفاوت می باشد.



شکل ۴: توزیع واقعی پراکندگی (چپ) و تصویر تخمینی از پراکندگی (راست) برای یک چشمه نقطه ای قرار گرفته در بطن چپ در یک نمای خاص

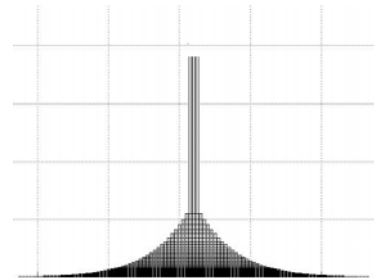
۳-۳ توزیع واقعی پرتوزایی

فانتوم دیجیتالی NCAT (شکل ۵) با توزیع بیولوژی تکنسیوم- $99m$ ایجاد و برای تصویربرداری اسپکت استفاده شد [۲۸]. داده های مربوط به تصاویر پرتوهای اولیه، پراکنده واقعی و تصاویر

برای یافتن بهترین تابع تلفیق ممکن، توابع نمایی دو بعدی مختلفی با مقادیر مختلف k مورد آزمون قرار گرفتند. بهترین تابع (مقدار k) معادله ۶ را کمینه می کند.

$$\sum_{x=1, Y=45}^{128,76} (S_{image}(x, y) - F \otimes P(x, y))^2 \quad (6)$$

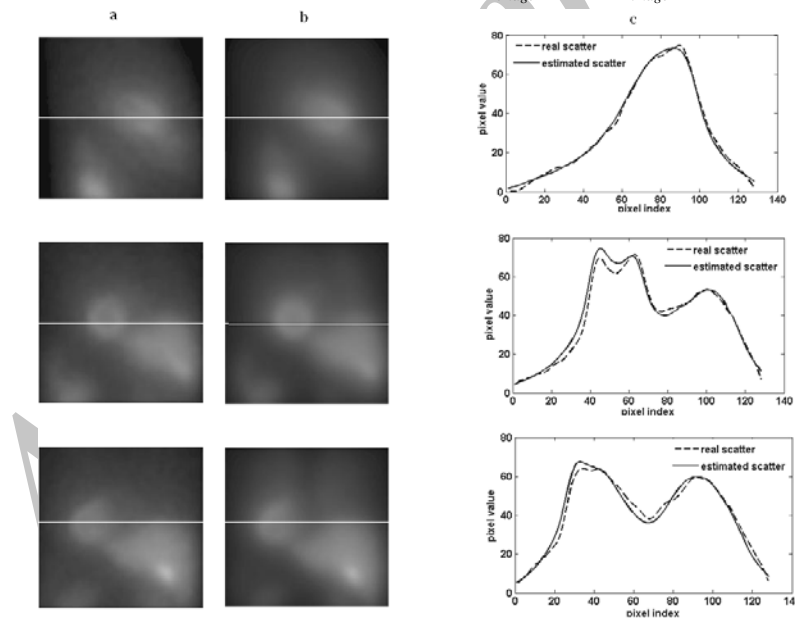
برای هر نما، مناسبترین مقدار k بدست آمد. از آنجا که پراکندگی تابعی از SCD می باشد، چشمه های گسترده تر حتی در یک نما، منجر به SCD متفاوت می شوند. مقادیر y (۴۵:۷۶) که در معادله ۶ مطرح شده اند، تابع ما را در اطراف قلب محدود می کنند. نتایج مربوط به پراکندگی تخمینی (حاصل تلفیق تابع پراکندگی و تصویر پرتوهای اولیه) و تصاویر واقعی پراکندگی و Line profile مربوط به هر یک از آنها در سه نمای مختلف نشان داده شده اند (شکل ۸).



شکل ۷: تابع نمایی دو بعدی اصلاح شده از نمای $X-Z$. مرکز این تابع ۳ برابر ماکزیم مقدار آن است. این تابع به عنوان تابع پراکندگی استفاده می شود.

ما این تابع را تابع پراکندگی می نامیم. توزیع پراکندگی را می توان بصورت تلفیق دو بعدی تصویر پرتوهای اولیه و تابع حاضر مدل کرد (معادله ۵).

$$S_{image} = F \otimes P_{image} \quad (5)$$

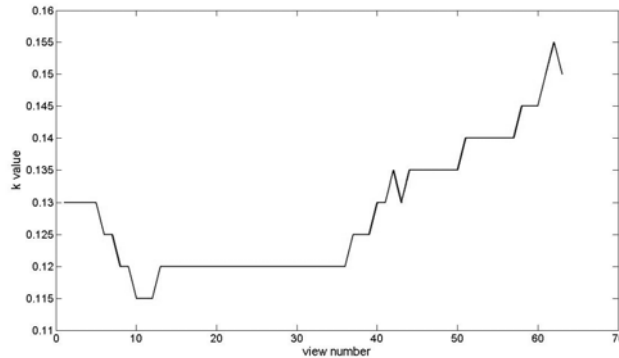


شکل ۸: تصاویر پراکندگی واقعی (a)، پراکندگی تخمینی (b) و مقادیر پیکسلی (profile) در امتداد خط نشان داده شده گذرا از قلب برای هر دو تصویر (c) در سه نمای مختلف از تنه

برای تصحیح پراکندگی در مرحله بعد، مورد استفاده قرار می گیرند. مقادیر k برای هر یک از ۶۴ نما تعیین شده است (شکل ۹).

هیچ تفاوت معنی داری بین پروفایلهای پراکندگی تخمینی و واقعی وجود ندارد. این توابع به عنوان توابع پراکندگی مطرح می شوند و

تخمین تابع پراکندگی در اسپکت قلب با تطبیق وارون



شکل ۹: تغییرات مقادیر k در نماهای مختلف از ۶۴ نمای معمول مورد استفاده در تصویربرداری قلب (از ۱۳۰- تا ۴۰+ درجه)

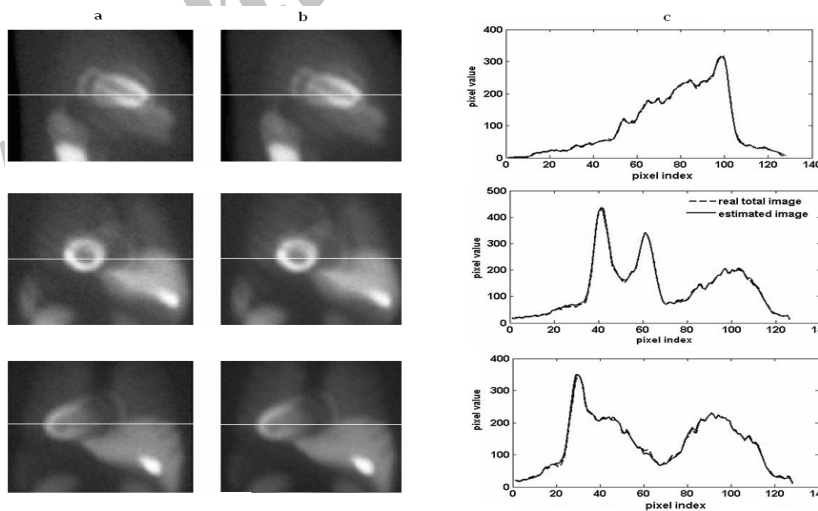
$$T_{image} = P_{image} + S_{image} \quad (7)$$

$$T_{image} = \delta \otimes P_{image} + F \otimes P_{image} \quad (8)$$

$$T_{image} = (\delta + F) \otimes P_{image} \quad (9)$$

همانطور که در معادله ۹ مشخص است، تصویر مجموع را می توان بصورت تلفیق دو بعدی تصویر پرتوهای اولیه و مجموع تابع پراکندگی و تابع دلتا مدل کرد. برای ارزیابی درستی این معادله، این تلفیق دو بعدی را انجام دادیم و تصویر تخمینی از رابطه ۹ را با تصویر مجموع حاصل از شبیه سازی مقایسه کردیم (شکل ۱۰).

تصحیح پراکندگی: از آنجا که جدا کردن تصاویر اصلی و پراکنده در این وضعیت تنها از طریق شبیه سازی میسر است و در عمل فقط تصویر مجموع بدست می آید، بنابراین سعی کرده ایم تابعی را که تصویر پرتوهای اولیه را به تصویر مجموع مربوط می کند، پیدا کنیم. تصویر پرتوهای اولیه (P_{image}) را بصورت تلفیق یک تابع دلتا (دیراک) با تصویر پرتوهای اولیه و تصویر پراکنده (S_{image}) را بصورت تلفیق تابعی که قبلاً پیدا کردیم (تابع پراکندگی) با تصویر پرتوهای اولیه، در نظر می گیریم. بنابراین تصویر مجموع (T_{image}) برابر است با:



شکل ۱۰: در سه نمای مختلف، مقایسه بین چپ: تصویر مجموع واقعی (a) و تصویر مجموع مدل شده (b). راست: Line profile های مربوط در امتداد ردیف نشان داده شده

تقسیم در فضای فوریه می باشد (معادله ۱۲). با استفاده از الگوریتم تبدیل فوریه سریع، تصاویر و توابع به فضای فوریه انتقال یافتند و برای یافتن تصویر اصلی مورد استفاده قرار گرفتند.

$$FFT(T_{image}) = FFT(\delta + F) \times FFT(P_{image}) \quad (11)$$

$$P_{image} = IFFT\left(\frac{FFT(T_{image})}{FFT(\delta + F)}\right) \quad (12)$$

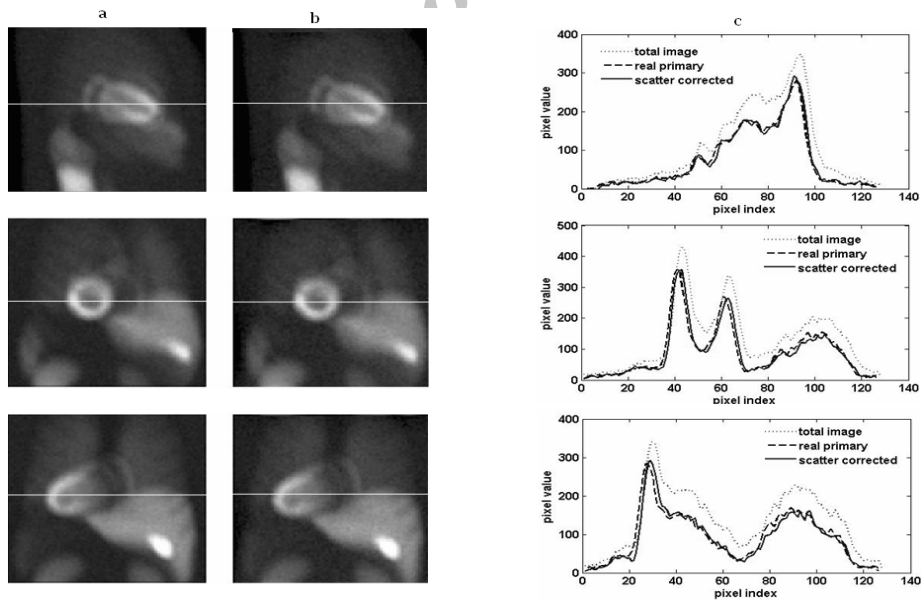
برای ارزیابی نتایج، سه پارامتر Root mean square error، کنتراست میوکارد به حفره و میزان تطابق پروفایلها در امتداد یک ردیف خاص در اطراف قلب، بررسی شدند. در شکل ۱۱ تصویر پرتوهای اولیه واقعی و تصویر تصحیح شده پراکنندگی با هم مقایسه شده اند.

کنتراست میوکارد به حفره برابر با ۰/۳۷۹ برای تصویر مجموع حاصل از شبیه سازی و ۰/۳۷۳ برای تصویر تخمینی از رابطه ۹ است که توافق خوبی دارند؛ هر چند که این مقدار در تصویر پرتوهای اولیه ۰/۴۸۱ می باشد. برای محاسبه این کنتراست از رابطه زیر استفاده شد (معادله ۱۰).

$$Contrast = \frac{\bar{m} - \bar{c}}{\bar{m} + \bar{c}} \quad (10)$$

در این معادله \bar{m} میانگین شمارشها در دیواره قلب و \bar{c} میانگین شمارشها در حفره قلب است.

در این مطالعه تصحیح پراکنندگی یافتن تصویر پرتوهای اولیه از طریق معادله ۹ می باشد. برای این منظور، تلفیق وارون در فضای فوریه انجام شد. تلفیق در فضای فوریه همان عمل ضرب است (معادله ۱۱)، بنابراین تلفیق وارون نیز عمل



شکل ۱۱: در سه نمای مختلف، مقایسه بین چپ: تصویر پرتوهای اولیه واقعی (a) و تصویر تصحیح شده پراکنندگی (b). راست: Line profile های مربوط در امتداد ردیف نشان داده شده

تخمین تابع پراکندگی در اسپکت قلب با تطبیق وارون

جدول ۱: کنتراست بطن چپ به حفره در تصاویر مختلف واقعی و تخمینی برای سه نمای نشان داده شده در شکل‌های ۱۰ و ۱۱

نما	کنتراست بطن چپ به حفره در تصویر کلی	کنتراست بطن چپ به حفره در تصویر کلی تخمینی	کنتراست بطن چپ به حفره در تصویر پرتوهای اولیه	کنتراست بطن چپ به حفره در تصویر بعد از اصلاح پراکندگی	درصد افزایش کنتراست
۱	۰/۲۲۴	۰/۲۲۸	۰/۳۰۷	۰/۳۳۶	٪۵۰
۲	۰/۴۷۲	۰/۴۵۸	۰/۵۸۰	۰/۵۹۳	٪۲۵
۳	۰/۲۴۶	۰/۲۵۷	۰/۳۳۷	۰/۳۳۹	٪۳۷

تصحیح پراکندگی بعد از جمع آوری داده‌ها لازم است. SCD مهمترین فاکتوری است که بر تعداد و توزیع پراکندگی تأثیر می‌گذارد. برای یک نمای خاص، برای ارگانهای مختلف تنه مقادیر SCD متفاوت است، بنابراین غیرممکن است که بتوان برای مدل کردن پراکندگی در همه ارگانها، یک تابع یکسان را برای یک نما پیدا کرد. از آنجا که اسکن قلبی با استفاده از ^{99m}Tc متداول ترین آزمون کلینیکی است، ما برای آزمودن توابع تخمینی از طریق حل مسئله کمترین مربع اختلافات یا همان Least square (معادله ۶) بر روی قلب و نواحی اطراف آن متمرکز شده ایم. برای شبیه سازی اسکن ^{99m}Tc قلبی از آخرین نسخه شبیه ساز SimSET (2.6.2.6) بعنوان یک سیستم اسپکت واقعی و برای مدلسازی تنه از فانتم NCAT (با توزیع واقعی پرتوزایی و نقشه تضعیف واقعی ارگانها) استفاده کردیم. بنابراین تعداد و توزیع فوتونهای اصلی و پراکنده در مطالعه شبیه سازی به تصاویر کلینیکی شبیه بود، هر چند که خصوصیات هر فوتون بطور کامل بوسیله پروفایل مربوط و تمایز دقیق بین فوتونهای اصلی و پراکنده امکان پذیر بوده است. همانگونه که پیش از این توضیح داده شد، روش تلفیق وارون قبل از بازسازی هر نمای پلانار از سایر روشهای اجرایی پروسه تلفیق وارون موفق تر است [۳۰]. بنابراین ما سعی کرده ایم که توابع را از نماها پیدا کنیم. در یک مطالعه شبیه سازی که قبلاً انجام شده، از یک فانتم

در همه ۶۴ نما، کنتراست میوکارد به حفره بطور قابل توجهی بهبود یافته است ($10\% \pm 34\%$). همچنین بمنظور بررسی میزان انطباق پروفایلها در یک ردیف خاص از نوعی آزمون کولموگوروف - اسمیرنوف استفاده شد [۲۹]. در این نوع آزمون بررسی می شود که دو نمونه مستقل با چه درجه اطمینانی بر یکدیگر منطبق هستند یا بعبارت دیگر از یک جامعه گرفته شده اند. برای تمامی نماها انطباق مناسبی ($P > 0/81$) بین پروفایلهای بدست آمده در امتداد قلب مربوط به تصاویر پرتوهای اولیه و تصاویر اصلاح شده حاصل شد.

۴- بحث

در نتیجه پراکندگی فوتون در تصاویر اسپکت، کنتراست کاهش می یابد که بر روی نتایج کمی سازی تصاویر اسپکت تأثیر می گذارد [۳]. روش استاندارد برای کاهش پراکندگی عبارت است از کاربرد یک پنجره انرژی در اطراف فوتوپیک مرکزی، هر چند که بدلیل قدرت تفکیک انرژی محدود دوربینهای سیتیلیاسیون موجود، فوتونهای پراکنده شده با زاویه کوچک هنوز در پنجره فوتوپیک ظاهر می شوند و در تصویر بازسازی شده نهایی نیز حضور دارند. در این مطالعه، نسبت فوتونهای پراکنده که در یک اسکن قلبی با ^{99m}Tc در فوتوپیک ظاهر می شود، در حدود ۰/۳۴ است که قابل اغماض نیست. بنابراین

حدی به خصوصیات سیستم همچون ضخامت برش، پنجره انرژی مورد استفاده در هنگام جمع آوری داده ها و قدرت تفکیک انرژی آشکارساز وابسته است. اگرچه این فاکتورها معمولاً برای سیستمهای اسپکت مختلف مشابه هستند. پراکندگی همچنین به خصوصیات اشیاء تحت اسکن مانند چگالی، اندازه محیط پراکنده کننده و عمق چشمه بستگی دارد [۲۱]. تأثیر این عوامل با بکارگیری یک فانتوم غیر یکنواخت و واقعی تنه مانند فانتوم NCAT و نیز متمرکز شدن بر یک ارگان خاص در یک عمق مشخص (همچون قلب)، به حداقل می رسد. از تأثیر اندازه بدن در این مطالعه چشم پوشی شده است که می تواند در مطالعات آینده مورد بررسی قرار گیرد.

ساده شامل یک چشمه پرتوزایی خطی در استوانه پر از آب (به عنوان ماده تضعیف کننده)، استفاده شد. هر چند که این افراد توزیع پراکندگی را بصورت نمایی توصیف کرده اند، اما هیچگونه اصلاحی در توابع و یا آزمودن این توابع در بدن بیمار واقعی انجام نشده است [۲۱].

نتایج ما نشان می دهند که تلفیق وارون توابع نمایی اصلاح شده از تصاویر مجموع واقعی، بطور قابل ملاحظه ای نقش تخریبی ناشی از پراکندگی را در تصویربرداری اسپکت جبران می کند. این روش تلفیق وارون برای جبران پراکندگی با در اختیار داشتن تابع پراکندگی برای نماهای مختلف، سریع و از لحاظ تجربی کاربردی است. در روش جبران تلفیق وارون عدم مزیتهایی نیز وجود دارد. پارامتری کردن پراکندگی به صورت یک تابع تا

منابع

1. Farncombe TH, Gifford HC, Narayanan MV. An optimization of reconstruction parameters and investigation into the impact of photon scattering Ga-67 SPECT. *IEEE Trans Nucl Sci* 2002; 49: 2148–2154.
2. Beekman FJ, Kamphuis C, Frey EC. Scatter compensation methods in 3D iterative SPECT reconstruction: a simulation study. *Phys Med Biol* 1997; 42: 1619–1632.
3. Kadrmas DJ, Frey EC, Tsui BMW. Application of reconstruction-based scatter compensation to thallium-201 SPECT: implementations for reduced reconstructed image noise. *IEEE Trans Med Imaging* 1998; 17: 325–333.
4. Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, Harris CC, Coleman RE. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J Nucl Med* 1984; 25: 893–900.
5. King MA, Hademcnos GJ, Glielk SJ. A Dual Window Method for Scatter Correction. *J Nucl. Med* 1992; 33 (4): 605-611.
6. Ogawa K, Hareta Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in SPECT. *IEEE Trans Med Imaging* 1991; 10: 408–412.

7. Gagnon D, Todd-Pokropek A, Arsenault A, Dupras G. Introduction to holospectral imaging in nuclear medicine for scatter subtraction. *IEEE Trans Med Imaging* 1989; MI-8: 245–250.
8. El Fakhri GN, Moore SC, Maksud P. A new scatter compensation method for Ga-67 imaging using artificial neural networks. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001; 48: 799–804.
9. Beekman FJ, Kamphuis C, Viergever MA. Improved SPECT quantitation using fully three-dimensional iterative spatially variant scatter response compensation. *IEEE Trans Med Imaging* 1996; 15: 491–499.
10. Frey EC, Tsui BMW. A new method for modeling the spatially variant, object dependent scatter response function in SPECT. *IEEE Nucl Sci Symp Med Imaging Conf Rec* 1996; 2: 1082–1086.
11. Floyd CE, Jaszczak RJ, Coleman RE. Inverse Monte Carlo: a unified reconstruction algorithm. *IEEE Trans Nucl Sci* 1985; 32: 785–799.
12. Beekman FJ, deJong HWAM, Slijpen ETP. Efficient SPECT scatter calculation in non-uniform media using correlated Monte Carlo simulation. *Phys Med Biol* 1999; 44: N183–N192.
13. deJong HWAM, Slijpen ETP, Beekman FJ. Acceleration of Monte Carlo SPECT using convolution-based forced detection. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001; 48: 58–64.
14. Kadrmas DJ, Frey EC, Karimi SS, and Tsui BMW. Fast implementation of reconstruction-based scatter compensation in fully 3D SPECT image reconstruction *Phys Med Biol* 1998; 43: 857-873.
15. Wells RG, Celler A, Harrop R. Experimental validation of an analytical method of calculating SPECT projection data. *IEEE Trans Nucl Sci* 1997; 44: 1283–1290.
16. Frey EC, Tsui BMW. A new method for modeling the spatially variant, object dependent scatter response function in SPECT. *IEEE Nucl Sci Symp Med Imaging Conf Rec* 1996; 2: 1082–1086.
17. Kamphuis C, Beekman FJ, van Rijk PV, Viergever MA. Dual matrix ordered subsets reconstruction for accelerated 3D scatter compensation in single-photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1998; 25: 8–18.
18. Zeng GL, Bai C, Gullberg GT. A projector/backprojector with slice-to-slice blurring for efficient three-dimensional scatter modeling. *IEEE Trans Med Imaging* 1999; 18: 722–732.
19. Beekman FJ, deJong HWAM. Efficient fully 3D iterative SPECT reconstruction with Monte Carlo-based scatter compensation. *IEEE Trans Med Imaging* 2002; 21: 867–877.
20. Carey E. Floyd, Jr., Ronald J. Jaszczak, Kim L. Greer, and R. Edward Coleman. Deconvolution of Compton Scatter in SPECT. *J Nucl Med* 1985; 26: 403-408.

21. Axelsson B, Msaki P, Israelsson A. Subtraction of Compton-scattered photons in single-photon emission computerized tomography. *J Nucl Med* 1984; 25: 490–494.
22. Gabarda S, Cristobal G. An evolutionary blind image deconvolution algorithm through the pseudo-Wigner distribution *J Vis Commun Image* 2006; R 17: 1040–1052.
23. Grunauer F. Image deconvolution and coded masks in neutron radiography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research* 2005; A 542: 342–352.
24. Katsaggelos AK. *Digital Image Restoration*, Springer-Verlag, New York, 1991.
25. Segars WP. Development of a new dynamic NURBS-based cardiac torso (NCAT) phantom. PhD Dissertation, The University of North Carolina, May 2001.
26. Zubal IG, Harrell CR, Smith EO, Rattner Z, Gindi G and Hoffer PB. Computerized 3-Dimensional segmented human anatomy. *Med Phys* 1994; 21(2): 299-302.
27. Haynor D, Harrison R and Lewellen T. The use of importance sampling techniques to improve the efficiency of photon tracking in emission tomography. *Med Phys* 1991; 18: 990-1001.
28. El-Ali HH, Palmer J, Carlson M, Edenbrandt L, Ljungberg M. Comparison of one and two-day protocols for myocardial SPET: A Monte Carlo study. *Clin Physiol Funct Imaging* 2005; 25(4): 189-95.
29. Chakravarti L. *Handbook of methods of applied statistics*, Vol. I. John Wiley & Sons, 1976; 392.
30. Yanch JC, Flower MA, Webb S. Improved quantification of radionuclide uptake using deconvolution and windowed subtraction techniques for scatter compensation in single photon emission computed tomography. *Med Phys* 1990 Nov-Dec; 17(6): 1011-22.