چهاردهمین کنفرانس هسته‌ای ایران
۱و۲ اسفند ماه ۱۳۸۶، یزد
دانشگاه یزد

بررسی اثر تضعیف و پراکندگی پرتوها بر کیفیت تصاویر قلب با روش PET در سیستم DHCI و با استفاده از کد EGS4

سمانه توکلی*[1] ، غلامرضا رئیس علی[2]، محمد فرهاد رحیمی[1] ، علیرضا کریمیان [2]، فریبا سدادی [2]
(۱)دانشگاه فردوسی مشهد،(۲)- مرکز تحقیقات انرژی اتمی کرج

چکیده:

با توجه به اهمیت تشخیص بیماریهای قلبی در مراحل، ابتدایی امروزه پیشرفته ترین سیستمی که می تواند علاوه بر اطلاعات فیزیولوژی قلب راجع به متابولیسم آن هم اطلاعات لازم را در اختیار پزشکان بگذارد سیستم PET(Positron Emission Tomography) می باشد . استفاده از سیستمهایPET به دلیل تکنولوژی بالا و لزوم وجود تجهیزات سیکلوترون بسیار پر هزینه است . می توان از دوربینهای گاما برای تصویر برداری نابودی پوزیترون استفاده کرد. در این مقاله سیستم DHCI(Dual Head Coincidance Imaging) در مد همزمانی با شبیه سازی با کد EGS4 مورد مطالعه قرار گرفته است واثر پارامترهای مختلف آن بر روی کیفیت تصاویر قلب با استفاده از کد شبیه سازی مورد بررسی داده ایم .

واژگان کلیدی :
تضعیف ، PET ، پوزیترون ، کدEGS4 ، سیستم DHCI

STUDY THE EFFECT OF SCATTERING AND ATENUATION OF GAMMA RAYS FROM POSITRON ANIHILATION EMISSION IN BODY TISSUE BY THE PET METHOD AND DHCI SYSTEM USING EGS4 CODE

ABSTRACT:

*Over the past decades the Positron Emission Tomography technique has opened a new field of imaging system. PET is a technique that uses measurements of the back-to-back emission of gamma rays from the annihilation of positrons emitted by radioactive tracers to map the distribution of theses traces in the human body by the gamma detectors. this functional method is a very expensive method , So another technique of fast imaging acquisition system is the **gamma camera** coupled to the electronic and detection systems. In this research we study the DHCI or, a **Dual** Head Coincidence SPECT, in time coincidence mode, using the **EGS4** computer code, and study the effect of different parameters on the image quality of the hearth.*

KEY Words

PET , EGS4 code , DHCI system , Gamma Camera

مقدمه

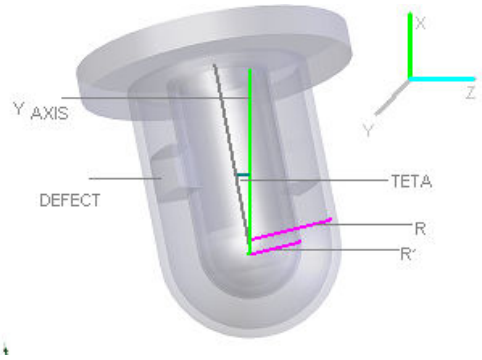
در بیشتر نارساییها و بیماریها قبل از اینکه تغییرات آناتومیک در بافت ایجاد شود تغییراتی در متابولیسم بافت رخ می دهد از این رو برخلاف سیستمهای تصویر برداری مرسوم مانند CT و MRI که تغییرات آناتومیک بافت را نشان می دهد و یا سیستمهای SPECT که تغییرات فیزیولوژیک بافت را اندازه گیری می کنند با استفاده از سیستمهای PET می توان علاوه بر تغییرات فیزیولوژی و آناتومی بافت تغییرات در متابولیسم بافت را اندازه گیری کرد و لذا می توان بیماری را در مراحل ابتدایی شناسایی و از پیشرفت بیماری جوگیری کرد [1] .

امروزه استفاده از سیستمهای SPECT و DHCI به دلیل ارزانی در مقابل PET ، کاربرد وسیع تری یافته است . مشابه سیستمهای PET متعارف هر سیستم DHCI نیز می تواند تصویر برداری همزمانی را انجام دهد

کد EGS4 تمام بر همکنشهای الکترون پوزیترون و فوتون با مواد را در هر محیط و با هر هندسه دلخواه ودر بازه وسیعی از انرژی شبیه سازی می کند . این کد قادر به ردگیری پوزیترون تا محل نابودی ، تولید فوتونهای نابودی و ردگیری کامل هر دو فوتون نابودی تا انتها می باشد. به همین دلیل برای مطالعه دقیق پارامترهای سیستم مذکور از این کد استفاده شده است .

روش کار :

به منظور تصویر برداری به روش PET ابتدا رادیو داروی FDG که گسیلنده پوزیترون می باشد به بیمار تزریق می شود .نیمه عمر این رادیو دارو ۱۰ دقیقه می باشد.دو گامای حاصل از نابودی زوج الکترون ، پوزیترون توسط سیستم Dual Head Coincidence SPECT بصورت همزمان ثبت می شود .این سیستم شامل دو آشکار ساز مسطح از نوع سوسوزن یدور سدیم NaI به همراه یک مدار همزمانی می باشد . داده های خام بدست آمده با روشهای تبدیل سیگنال به تصویر و سپس با استفاده از ریاضیات مربوطه پردازش می شوند تا تصویر نهایی بدست بیاید و با استفاده از فیلترهای بازسازی، نوفه تصویر کاهش داده می شود .



به منظور مشابه سازی هرچه بیشتر نتایج شبیه سازی با تصویر واقعی ، اقدام به طراحی و ساخت یک نوع فانتوم قلبی کرده ایم که اثر تضعیف و پراکندگی پرتوها توسط بافت قلب را همانند سازی کند. به منظور ایجاد ضایعه از قطعاتی از جنس پلکسی گلاس با شکل تقریبا مکعب استفاده شده است که جلوی توزیع یکنواخت ماده رادیو

اکتیو را در قلب می گیرد .[2] به منظور در نظر گرفتن اثر تضعیف استوانه ای از جنس پلکسی گلاس با قطر و ارتفاع ۲۰ cm ساخته شده است . فانتوم قلب با در نظر گرفتن تمهیدات لازم که مطابق با آنچه در آناتومی بدن است با بررسی و محاسبه در داخل استوانه قرار گرفته است.

تصویر برداری از فانتوم قلب یکبار با در نظر گرفتن بافت اطراف قلب ویکبار بدون آن انجام شده است به دلیل آنکه در عمل امکان جدا کردن اثر تخریبی پرتوهای پراکنده و تضعیف شده در تصویر نهایی وجود ندارد لذا با استفاده از روش مونت کارلو و کد EGS4 اقدام به شبیه سازی چشمه و سیستم DHCIو متعلقات آن نظیر فیلترها و آشکار سازها شده است .

شبیه سازی با روش مونت کارلو با کد EGS4 شامل سه مرحله می باشد.

- شبیه سازی و تعریف هندسه چشمه که در قسمت راه اندازی آبشار ذرات CALL SHOWERتعریف می شود .
- شبیه سازی هندسی محیط پراکنده کننده که شامل هندسه دتکتورها و فانتوم می شود که در قسمت HOWFAR انجام می شود
- ذخیره سازی و پردازش داده ها که در قسمت AUSGAB وارد می شود .

جهت تعریف چشمه که همان فانتوم قلب می باشد از دو چشمه استوانه ای و دو چشمه نیم کره استفاده می شود و و چشمه ناحیه بین این دو استوانه و کره می باشد. با استفاده از توزیع تصادفی پوزیترون در نواحی مورد نظر چشمه تعریف می شود .

پس از تعریف چشمه قلب با ایجاد ضایعه چون قلب در بدن با یک زاویه حدود۳۵ درجه قرار گرفته است ، با استفاده از چرخش دستگاه مختصات جایگاه قلب را در مختصات جدید می یابیم هندسه سیستم شامل دیواره قلب (که جنس آن در فانتوم ساخته شده پلکسی گلاس می باشد) محیط پراکنده کننده اطراف چشمه قلب است که استوانه ای به ابعاد $۲۰\times۲۰\ cm^2$ می باشد ، محیط هوا ، فیلتر VCR و کریستال می باشد.

هندسه سیستم در زیربرنامه HAWFAR توسط صفحات و کره ها شبیه سازی می شود که برای ردگیری ذره در بین صفحات و یا در یک سیلندر ماکروهایی تعریف شده است . چون در حالت واقعی صفحات دتکتور۱۸۰درجه حول محورYمی چرخد و تصویر برداری انجام دهد در شبیه سازی این حالت با استفاده از چرخش سیستم مختصات اعمال شده است .

در برنامه نویسی با کد EGS باید تک تک نواحی شماره گذاری و نوع ماده در هر ناحیه مشخص شود . محیط هایی که در برنامه شبیه سازی به کار رفته اندشامل FE,PERSPEX ,CU,PB NAI,Air,H2O می باشند. فایل سطح

مقطع برهم کنش این محیطها در بازه انرژی مورد نظرتوسط کد PEGS تهیه می شود .همچنین مقادیر انرژی قطع برای نواحی مختلف تعیین می شود .

سیستمDST-XLفاقد فیلتر محوری(Septa) می باشدوتصویر برداری همزمانی را همواره در حالت۳D انجام می دهد[3]. در این حالت سیستم از فیلتر VCR استفاده می کند[4]. این فیلتر صرفا برای کاهش اثر پراکندگیها مورد استفاده قرار می گیرد.

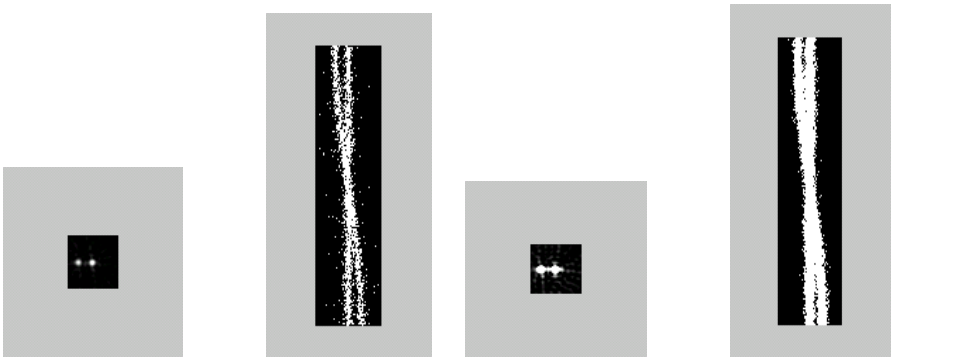
با توجه به قاعده Orlov داده ها بدست آمده در حالت 2D PET برای بازسازی کل ناحیه تصویر برداری کافی هستند [5] لذا با توجه به این مطلب و بدلیل اینکه کار پردازش تصویر در شبیه سازی انجام شده در محیط MATLAB انجام شده است ، لذا در شبیه سازی انجام شده برای بدست آوردن ماتریس سینوگرام ازروش PET 2D استفاده شده است.

جهت جمع آوری داده ها از ماتریس سینوگرام استفاده می شود. و لذاپارامترهای φو Sرا ماتریس را بایدمحاسبه نمود. برای بدست آوردن ماتریس سینوگرام عرض هر کریستال در راستای عمود بر محور چرخش سیستم به۱۶۰ قسمت مساوی برش داده می شود که ابعاد کریستال در این راستا ۴۰۰ mm می باشد . طول کریستال در راستای محور سیستم ۴۰cm به ۸۰ قسمت مساوی تقسیم بندی شده است. با این تقسیم بندی بر روی سطح هر کریستال تعداد ۸۰ x ۱۶۰ =۱۲۸۰۰ پیکسل به ابعاد ۲۵ /۰ ،۰/۵ وجود دارد . تعداد LOR در هر Step برابر$۱۲۸۰۰^{۲}$ تعداد نمونه های (z،s)برابر(۸۰× ۱۶۰) نمونه و تعداد نمونه های ϑ برابر ۱۸۰ نمونه می باشد .

با توجه به اینکه در شبیه سازی انجام شده PMT ها شبیه سازی نشده اند برای تعیین محل دقیق برهم کنش از روشی مشابه PMT(تعیین مرکز نور سوسوزنی) استفاده می شود . جهت به دست آوردن مکان دقیق برهم کنش از روش ثبت مرکز انرژی استفاده می کنیم .

نتایج :

بررسی اثر پراکندگی بافت اطراف قلب



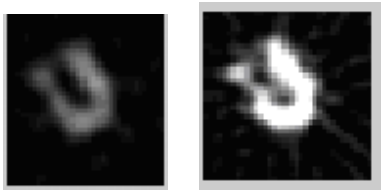
۱-ب ۱-الف ۲-ب ۲-الف

شکل ۱ : تصویر چشمه نقطه ای(ب) و ماتریس سینوگرام(الف) آن برای دوچشمه یکی در مرکز و دیگری در فاصله ۷ سانتیمتری از مرکز قرار گرفته است نشان داده شده است .

شکل ۲ :تصویر چشمه نقطه ای(ب) و ماتریس سینوگرام آن (الف) بدون در نظر گرفتن بافت اطراف تصویر برداری شده است .

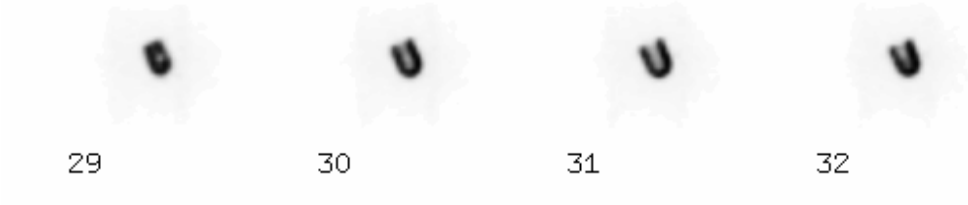
جهت بررسی اثر تضعیف و پراکندگی بافت اطراف بر روی تصاویر قلب تصویر برداری با استفاده از فانتوم قلب در حالتی که استوانه اطراف قلب پر از آب بود انجام گرفت ، بدلیل اینکه در عمل امکان در نظر نگرفتن بافت اطراف در تصویر برداری قلب وجود ندارد این حالت در شبیه سازی در نظر گرفته شده است و تصاویر بدست آمده با هم مقایسه شده اند .

شکل۳:الف)تصویر قلب با در نظر گرفتن بافت اطراف و **ب)** بدون در نظر گرفتن بافت اطراف می باشد



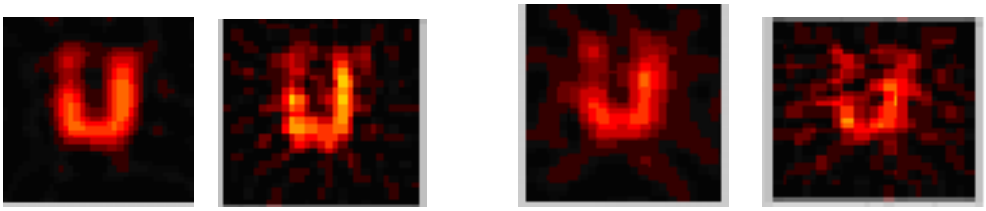
-

۳- الف 3ب



شکل ۴: تصویر قلب که با تصویر برداری سیستم DHCI گرفته شده است در حالی که بافت اطراف قلب در نظر گرفته شده که در اینجا استوانه ای با ابعاد ۲۰ cm ×۲۰ می باشد که در داخل آن آب رادیو اکتیو می باشد . شماره های زیر شکلها معرف شماره برشی است که توسط سیستم DHCI انتخاب شده است.

شکل ۵: تصویر تجربی قلب باعدم در نظر گرفتن بافت اطراف قلب .



۷–الف ۷–ب ۶– الف ۶–ب

شکل٦ :تصویر قلب با استفاده از شبیه سازی در حالی که بافت اطراف قلب بدون ماده پرتوزا می باشد بدست آمده است. تصاویر الف و ب در شکل مربوط به دو نوع فیلتر Hann – Hamming می باشد .

شکل۷ :تصویر قلب شبیه سازی شده در حالی که بافت اطراف قلب ،که همان استوانه آب می باشد، با ماده پرتوزا پر شده باشد . تصاویر الف و ب در شکل مربوط به دو نوع فیلتر Hann- Hamming می باشد .

بررسی اثر روشهای مختلف پردازش تصویر

در این مقاله از روشهای تکرار و فیلتر بک – پروجکشن استفاده کرده ایم . سیستم تصویر برداری DST-XL این امکان را دارد که بتوان روشهای مختلف پردازش تصویر را بر روی تصاویرحاصل از شبیه سازی اعمال کرد، در حالی که در نرم افزار MATLAB فقط می توان روش FBP را اعمال نمود. لذا در این قسمت تصاویر

بدست آمده از سیستم DST-XL با هم مقایسه می شوند .

شکل۸ : روش فیلتر بک پروجکشن دو بعدی

شکل ۹ : روش تکرار

بحث و نتیجه گیری:

وجود بافت اطراف قلب باعث بدترشدن کنتراست و پایین آمدن قدرت تفکیک وحساسیت تصویر می شود و لذا محل ضایعه بخوبی تشخیص داده نمیشود . جذب پرتوها در بافت اطراف قلب باعث کاهش وضوح تصویرو نایکنواختی درتصویر می شود. با اعمال فیلتر مناسب می توان اثرات نوفه را کاهش داد و به تصویر بهتری رسید . روش بک- پروجکشن باعث ایجاد نوفه در تصاویر شده و کنتراست تصویر بدتر شده است بطوری که محل ضایعه بخوبی تشخیص داده نمی شود . ولی روش تکرار باعث بهتر شدن کنتراست تصویر شده است و اثرات نوفه کاهش پیدا کرده است

ما در یافتیم که در بین روشهای مختلف پردازش تصویر، روش تکرار روش مناسبی می باشد هرچند مدت زمان اجرای آن طولانی تر است . فیلترهای مورد استفاده در تحقیق انجام شده از نوع Hamming & Hann می باشند که نسبت به فیلترهای Parzen & Logan sheep تاثیر بهتری بر روی کیفیت تصویر دارند. هرچند فیلتر Parzen حداقل صاف شدگی را در تصاویر ایجاد می کند ولی در بررسی که بر روی کیفیت تصاویر قلب بدست آمدملاحظه شد که استفاده از این فیلتر باعث از دست رفتن برخی جزییات تصویر می شود و لذا فیلتر Hann بهترین انتخاب برای بررسی کیفیت تصاویر می باشد .

فهرست مراجع:

Refrences

1-Michel M. Ter-Pogossian, Marcus E.Raichle 'Positron Emission Tomography'. Science American .Vol 243,No.4,1980

2- Cardiac Insert™ with Solid/FillableDefect Set_Model ECT/CAR/I

3-Acquisition Guide,DST-XL-SMV/GE Company

4-System Guide, DST-XL –SMV/GM Company

5-Peter E .Valk . Dale L.Baily. David W >Townsend, ' Positron Emission Tomography'.London.2003