

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

دانشکده علوم

گروه فیزیک

(گرایش هسته ای)

بررسی تاثیر حرکت صلب بدن در تصویربرداری SPECT از خون رسانی عضله قلب و اصلاح حرکت

از

سید امین خرم حسینی

استاد راهنما: دکتر علیرضا صدر ممتاز

شهریور ۱۳۹۲

تقدیم به

مقدس‌ترین واژه‌ها در لغت نامه دلم، مادر مهربانم که زندگی را م‌دیون مهر و عطوفت آن می دانم.

پدر، مهربانی مشفق، بردبار و حامی.

همسرم که نشانه لطف الهی در زندگی من است.

برادران و خواهرم همراهان همیشگی و پشتوانه‌های زندگی‌ام...

پروردگار یکتا را که هستی مان بخشید و به طریق علم و دانش رهنمونمان شد

و به همنشینی رهروان علم و دانش مفتخرمان نمود و خوشه چینی از علم و معرفت را روزیمان ساخت!

با تشکر و سپاس از استاد دانشمند و پرمایه ام جناب آقای دکتر صدر ممتاز که از محضر پر فیض تدریستان، بهره ها برده ام.

و با امتنان بیکران از مساعدت های بی شائبه ی جناب آقای دکتر احمد بیطرفان رجبی عضو هیئت علمی و متخصص فیزیکی پزشکی بیمارستان شهید رجایی تهران که مرا در انجام این امر یاری رساندند.

در پایان از همسر عزیزم، به آن که سایبان عشق و آرامش و تکیه گاه امن و آسایش و برترین آموزگار خوش بینی و امید من در دوران تحصیل بود تشکر و قدردانی می نمایم به پاس محبت و زحمات بی دریغش...

## فهرست مطالب

صفحه	عنوان
ل	چکیده ی فارسی .....
م	چکیده ی انگلیسی .....
۱	مقدمه .....
۲	فصل اول- برش نگاری رایانه ای گسیل تک فوتون (SPECT) .....
۴	۱-۱ برش نگاری رایانه ای گسیل تک فوتون .....
۶	۲-۱ بازسازی تصویر .....
۶	۱-۲-۱ نگاره برگشتی ساده .....
۹	۲-۲-۱ نگاره برگشتی فیلتر شده .....
۱۰	۳-۲-۱ روش همگردش .....
۱۲	۴-۲-۱ روش فوریه .....
۱۳	۵-۲-۱ انواع فیلترها .....
۱۷	۶-۲-۱ بازسازی به روش تکرار .....
۲۰	۳-۱ عوامل تأثیرگذار بر SPECT .....
۲۰	۱-۳-۱ تضعیف فوتون .....
۲۲	۲-۳-۱ اصلاح تضعیف .....
۲۳	۳-۳-۱ اثر حجم- جزئی .....
۲۳	۴-۳-۱ مرکز دوران .....
۲۴	۵-۳-۱ نمونه برداری .....
۲۵	۶-۳-۱ پراکندگی .....

۲۵	..... ۴-۱ کارایی دوربین های SPECT
۲۶	..... ۱-۴-۱ توان تفکیک فضایی
۲۶	..... ۲-۴-۱ حساسیت
۲۷	..... ۳-۴-۱ پارامترهای دیگر
۲۷	..... ۵-۱ تست های کنترل کیفی برای دوربین های SPECT
۲۷	..... ۱-۵-۱ تست های روزانه (تعیین فتوییک و یکنواختی)
۲۷	..... ۲-۵-۱ تست های هفتگی
۲۸	..... ۶-۱ سامانه های ترکیبی
۲۹	..... ۷-۱ کاربردهای بالینی SPECT
۳۱	..... فصل دوم- مروری بر روش های اصلاح حرکت
۳۲	..... ۱-۲ انواع حرکت
۳۳	..... ۲-۲ مشاهده ی حرکت
۳۳	..... ۳-۲ روش های اصلاح حرکت
۳۴	..... ۱-۳-۲ همبستگی عرضی
۳۶	..... ۲-۳-۲ مربع های واگرا
۳۹	..... ۳-۳-۲ تطبیق دو بعدی
۴۰	..... ۴-۳-۲ تجزیه تصویر موقتی
۴۱	..... ۵-۳-۲ قطع متناوب قلبی
۴۲	..... ۶-۳-۲ قطع متناوب تنفسی
۴۴	..... ۷-۳-۲ روش های اصلاح برگرفته از داده
۴۶	..... ۸-۳-۲ سیستم ردیابی بصری
۵۰	..... فصل سوم- مواد و روش ها

۵۱	..... نرم افزار SIMIND ۱-۳
۵۲	..... CHANGE ۱-۱-۳
۵۸	..... SIMIND ۲-۱-۳
۵۹	..... BIM ۳-۱-۳
۵۹	..... BIS ۴-۱-۳
۶۰	..... ۵-۱-۳ خروجی برنامه ...
۶۰	..... ۶-۱-۳ نوع و پسوند فایل ها
۶۱	..... ۷-۱-۳ فانتوم های موجود در نرم افزار SIMIND
۶۲	..... ۲-۳ فانتوم های کامپیوتری
۶۲	..... ۱-۲-۳ فانتوم MCAT
۶۴	..... ۲-۲-۳ فانتوم NCAT
۶۸	..... ۳-۳ روش بررسی تأثیر حرکت در تصویربرداری SPECT
۶۸	..... ۱-۳-۳ کمی سازی خون رسانی عضله ی قلب
۷۱	..... فصل چهارم- آزمایش و نتیجه گیری
۸۲	..... ۱-۴ تأثیر حرکت در جهت X
۸۳	..... ۲-۴ تأثیر حرکت در جهت Y
۸۴	..... ۳-۴ تأثیر حرکت همزمان در دو جهت X و Y
۸۵	..... ۴-۴ تأثیر زاویه ی شروع حرکت
۸۶	..... ۵-۴ بحث
۸۷	..... ۶-۴ پیشنهادات برای ادامه ی کار
۸۸	..... مراجع

## فهرست جداول

عنوان	صفحه
جدول ۱-۱: ارتباط میان حساسیت، زمان تصویربرداری و کمان اکتساب برای پیکربندی مختلف سرهای دوربین	۶
جدول ۱-۴: توزیع اکتیویته در فانتوم NCAT	۷۲
جدول ۲-۴: مشخصات کولیماتور	۷۲
جدول ۳-۴: تعدادی از پارامترهای مهم شبیه سازی	۷۳
جدول ۴-۴: داده های نقشه های قطبی تصاویر فانتوم مرد	۸۰
جدول ۵-۴: داده های نقشه های قطبی تصاویر فانتوم مرد پس از اصلاح حرکت	۸۱
جدول ۶-۴: داده های نقشه های قطبی تصاویر فانتوم زن	۸۲
جدول ۷-۴: داده های نقشه های قطبی تصاویر فانتوم زن پس از اصلاح حرکت	۸۳



## فهرست شکل ها

عنوان	صفحه
شکل ۱-۱: چهار برش از قلب در محور کوتاه .....	۳
شکل ۲-۱: سیستم SPECT دو سر (زیمنس) .....	۴
شکل ۳-۱: بازسازی به روش نگاره برگشتی ساده .....	۷
شکل ۴-۱: نمایش تکنیک نگاره برگشتی ساده با استفاده از داده های ماتریس اکتساب در ماتریس بازسازی .....	۸
شکل ۵-۱: نمایش دگرذیسی ستاره شکل در نگاره برگشتی ساده .....	۹
شکل ۶-۱: نمایش اثر فیلتر هموارسازی بر ماتریس اکتساب .....	۱۱
شکل ۷-۱: فیلتر لبه دار کردن .....	۱۱
شکل ۸-۱: نمایش داده ها در حیطه فضایی و حیطه بسامد و تبدیل فوریه آن ها .....	۱۲
شکل ۹-۱: فیلتر رمپ در فضای بسامد .....	۱۴
شکل ۱۰-۱: پنجره های متفاوت در فیلتر های بازسازی در SPECT .....	۱۵
شکل ۱۱-۱: فیلتر های متفاوت در SPECT .....	۱۵
شکل ۱۲-۱: فیلتر باتروورث با مرتبه ها و بسامد های مختلف .....	۱۶
شکل ۱۳-۱: نمودار طرح وار بازسازی به روش تکرار .....	۱۸
شکل ۱۴-۱: نمایش نگاره $q_i$ در تصویر تخمینی .....	۱۹
شکل ۱۵-۱: مقایسه تصاویر بازسازی شده به روش نگاره برگشتی فیلتر شده و روش OSEM با اصلاح تضعیف .....	۲۰
شکل ۱۶-۱: نمایش فوتون هایی که اعماق مختلفی از بافت را طی می کنند و دچار تضعیف های متغیری می شوند .....	۲۱
شکل ۱۷-۱: نمایش تاثیر نامیزان بودن COR .....	۲۴
شکل ۱۸-۱: انواع متفاوتی از فانتوم های مورد استفاده برای محاسبه توان تفکیک فضایی .....	۲۸
شکل ۱۹-۱: یک دوربین SPECT/CT، مدل Symbia .....	۲۹

- شکل ۲-۱: انتقال پیکسل فریم به فریم چشمه نقطه ای و اصلاح حرکت با روش همبستگی عرضی ..... ۳۵
- شکل ۲-۲: تشریح الگوریتم مربع های واگرا مورد استفاده در ردبابی مرکز قلب ..... ۳۷
- شکل ۲-۳: مختصات پارامتر های الگوریتم مربع های واگرا ..... ۳۸
- شکل ۲-۴: تاثیر حرکت ۲/۵ سانتی متری بر فانتوم قلب و اصلاح آن با الگوریتم اصلاح حرکت مربع های واگرا ..... ۳۹
- شکل ۲-۵: اصلاح حرکت با روش تجزیه تصویر موقتی ..... ۴۱
- شکل ۲-۶: نمایش قطع متناوب ECG در اکتساب SPECT پرفیوژن ..... ۴۲
- شکل ۲-۷: نمایش سیگنال های ECG و تقسیم بندی آن ها به وقفه های مختلف ..... ۴۲
- شکل ۲-۸: هیستوگرام سیگنال تنفسی مربوط به یک بیمار ..... ۴۳
- شکل ۲-۹: نمودار طرح وار الگوریتم اصلاح حرکت ..... ۴۵
- شکل ۲-۱۰: SPECT و چیدمان VTS ..... ۴۷
- شکل ۲-۱۱: کمربند های سینه ای و شکمی با نشانگر های بازتابنده روی آن ها ..... ۴۸
- شکل ۳-۱: مختصات سیستم در SIMIND ..... ۵۲
- شکل ۳-۲: منوی اصلی برنامه CHANGE ..... ۵۴
- شکل ۳-۳: تعیین پارامتر های دوربین گاما در CHANGE (صفحه اول) ..... ۵۶
- شکل ۳-۴: منوی اعلام شبیه سازی ..... ۵۷
- شکل ۳-۵: برنامه SIMIND در حال اجرای یک شبیه سازی ..... ۵۸
- شکل ۳-۶: فانتوم اصلی MIRD که بر اساس هندسه ابتدایی بنا شده است ..... ۶۳
- شکل ۳-۷: نمای جلویی (چپ) و پشتی (راست) فانتوم ۴ بعدی MCAT ..... ۶۳
- شکل ۳-۸: نمای جلویی (چپ) و جانبی (راست) فانتوم NCAT ..... ۶۵
- شکل ۳-۹: نقشه قطبی با تقسیم بندی ۲۰ قسمتی بطن چپ برای خونرسانی ..... ۶۹
- شکل ۳-۱۰: شمایی از صفحه ی ارزیابی کمی خونرسانی عضله ی قلب در نرم افزار QPS ..... ۷۰

- شکل ۴-۱: تصویر شبیه سازی شده از فانتوم مرد ..... ۷۴
- شکل ۴-۲: تصویر شبیه سازی شده از فانتوم زن ..... ۷۵
- شکل ۴-۳: سینوگرام و لینوگرام فانتوم های مرد و زن در حالت بدون حرکت ..... ۷۷
- شکل ۴-۴: سینوگرام و لینوگرام تصاویر با حرکت یک پیکسلی ..... ۷۷
- شکل ۴-۵: سینوگرام و لینوگرام تصاویری با حرکات ۲ پیکسلی ( $\sim 1/3$  cm) در هر دو جهت X و Y ..... ۷۸
- شکل ۴-۶: تعدادی از برش های بازسازی شده در محور کوتاه و محور های بلند عمودی و افقی ..... ۷۸
- شکل ۴-۷: بازسازی محور کوتاه تعدادی از برش ها با و بدون حرکت و پس از اصلاح حرکت ..... ۷۹
- شکل ۴-۸: مدل ۲۰ قسمتی نقشه قطبی تصویر بازسازی شده فانتوم زن بدون حرکت (کنترل) ..... ۷۹
- شکل ۴-۹: نمره بندی ۵ حالتی نقشه های قطبی (تاثیر حرکت در جهت X) ..... ۸۲
- شکل ۴-۱۰: نمره بندی ۵ حالتی تصاویر (تاثیر حرکت در جهت Y) ..... ۸۴
- شکل ۴-۱۱: مقایسه نمره بندی تصاویر (تاثیر حرکت در هر دو جهت X و Y) ..... ۸۵
- شکل ۴-۱۲: نمره بندی مربوط به تصاویر (تاثیر زاویه شروع حرکت در جهت X) ..... ۸۵
- شکل ۴-۱۳: نمره بندی مربوط به تصاویر (تاثیر زاویه شروع حرکت در جهت Y) ..... ۸۶

CCW	Counter-Clockwise	(پاد ساعتگرد)
COR	Center Of Rotation	(مرکز دوران)
CT	Computed Tomography	(برش نگاری رایانه ای)
CW	Clockwise	(ساعتگرد)
ECG	Electrocardiogram	(نوار قلب)
ECT	Emission Computed Tomography	(برش نگاری رایانه ای تابش)
FBP	Filtered Backprojection	(نگاره برگشتی فیلتر شده)
FOV	Field of view	(میدان دید)
MLEM	Maximum-Likelihood Expectation Maximization	(احتمال بیشینه بالاترین حد مورد انتظار)
MRI	Magnetic Resonance Imaging	(تصویربرداری تشدید مغناطیسی)
OSEM	Ordered Subset Expectation Maximization	(زیر مجموعه ترتیبی بالاترین حد مورد انتظار)
PET	Positron Emission Tomography	(برش نگاری تابش پوزیترون)
PHA	Pulse-Height Analyzer	(تحلیل گر ارتفاع پالس)
PM	Photomultiplier	(فوتون افزا)
QPS	Quantitative Perfusion SPECT	(سنجش کمی خونرسانی در اسپکت)
RB	Rigid Body	(جسم صلب)
RBM	Rigid Body Motion	(حرکت جسم صلب)
RM	Respiratory Motion	(حرکت تنفسی)
ROI	Regions Of Interest	(نواحی مورد نظر)
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography	(برش نگاری رایانه ای گسیل تک فوتون)
UFOV	Useful Field Of View	(میدان دید مفید)
VOI	Volume Of Interest	(حجم مورد نظر)

بررسی تاثیر حرکت صلب بدن در تصویربرداری SPECT از خون رسانی عضله قلب و اصلاح حرکت  
سید امین خرم حسینی

تصویر برداری SPECT خون رسانی عضله قلب نقش مهمی را در ارزیابی بیماران برای پتانسیل بیماری های شریان های اکلیلی ایفا می کند. حرکت بیمار در طول تصویربرداری SPECT خون رسانی عضله قلب می تواند تصاویری با نقایص ساختگی خون رسانی ایجاد کند. در این پروژه اندازه نقایص ایجاد شده به وسیله حرکت شبیه سازی شده و توانایی نرم افزار اصلاح حرکت موجود در سیستم SPECT مدل Symbia در کاهش نقایص حرکتی بررسی شد. برای این منظور، از فانتوم NCAT و برنامه SIMIND مونت کارلو برای ایجاد نگاره های SPECT استفاده شد. حرکت با انتقال داده های نگاره ای خام در جهات  $X$  و  $Y$  شبیه سازی شده و داده های نگاره ای قبل و بعد از اصلاح حرکت بازسازی شدند. تصاویر بازسازی شده با استفاده از نرم افزار QPS برای یافتن تاثیر حرکت ارزیابی شدند. نتایج نشان داد که حرکت یک پیکسلی (۰/۶۳ cm) در بیشتر تصاویر باعث کاهش اندکی در جذب رادیودارو و در بعضی موارد باعث کاهش جذب متوسط و حرکت دو پیکسلی در تمام تصاویر باعث کاهش جذب متوسط شد. اصلاح حرکت در هیچ یک از موارد سبب از بین رفتن خطای حرکتی نشد بلکه در بعضی موارد باعث کاهش شدید جذب گردید.

کلید واژه: خون رسانی عضله قلب، اصلاح حرکت، تصویربرداری SPECT، فانتوم NCAT، SIMIND و QPS

## Abstract

Evaluation Of Effect Of Rigid Body Motion On Myocardial Perfusion SPECT  
Imaging And Motion Correction  
Seyed Amin Khorram hoseyni

Myocardial perfusion SPECT imaging plays a significant role in evaluating patients for potential coronary artery disease. Patient motion during myocardial perfusion SPECT can produce images that show artifactual perfusion defects. In this project was studied the extent of defects induced by simulated motion and ability of motion correction software in symbia SPECT camera to reduce motion defects. We used NCAT phantom and SIMIND Monte-Carlo program to generate SPECT projections. The motion was simulated by shifting of the raw projection datasets in x and y directions and the projection data were reconstructed before and after motion correction. The reconstructed images were assessed by QPS to find effect of motion. Results showed that in more images 1-pixel motion caused to slight reduction of uptake and in some cases caused to moderate reduction of uptake and 2-pixel motion in all images caused to moderate reduction of uptake. In all cases motion correction cannot remove motion artifact and in some cases caused to severe reduction of uptake.

**Key Words:** myocardial perfusion SPECT, motion correction, NCAT, SIMIND, QPS

تصویر برداری SPECT خون رسانی عضله قلب نقش مهمی را در ارزیابی بیماران برای پتانسیل بیماری های شریان های اکلیلی ایفا می کند. در طول یک اکتساب ۲۰ دقیقه ای هر حرکت قابل توجه بیمار سبب غیر هم محور شدن می شود که می تواند کیفیت تصویر SPECT را کاهش دهد. برای بالا بردن دقت تشخیص، تاری ناشی از حرکت باید تصحیح شود، اگر اصلاح حرکت انجام نشود باید تصویربرداری مجدداً انجام شود که این کار هزینه زیاد و دریافت دوز تابشی بیشتری را به بیمار تحمیل می کند.

هدف از این کار بررسی تاثیر حرکات صلب بدن در امتداد محور های X و Y در نماهای مهم ( $0^\circ$ ،  $45^\circ$  و  $90^\circ$ ) بر روی تصاویر و بررسی کارایی سیستم Siemens مدل symbia موجود در بیمارستان شهید رجایی تهران در اصلاح دگر دیسی های ناشی از این حرکات و بهبود کیفیت تصویر است. یک راه مناسب برای بررسی این عوامل بررسی نقشه های قطبی تصاویر بازسازی شده است.

سوالاتی که در این زمینه مطرح هستند عبارتند از:

- تاثیر حرکات صلب در امتداد محور های X و Y بر روی نقشه های قطبی تصاویر چیست؟
  - تاثیر زاویه شروع حرکت بر نقشه های قطبی تصاویر تا چه اندازه است؟
  - برنامه اصلاح حرکت تا چه اندازه می تواند دگر دیسی ناشی از حرکات موجود در نما های مختلف را اصلاح نماید؟
- در ادامه در فصل اول به بررسی سازوکار سیستم SPECT و عوامل تاثیرگذار بر آن پرداخته ایم و در فصل دوم چند روش متداول اصلاح حرکت را معرفی کرده ایم. در فصل سوم مواد و روش های مورد استفاده در این پژوهش معرفی شده اند و در فصل چهارم هم نتایج آزمایش و بررسی ها آمده است.

# فصل اول:

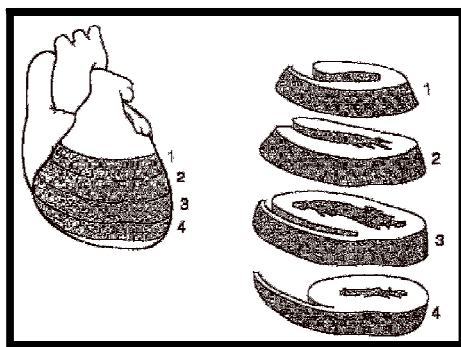
برش نگاری رایانه ای گسیل تک فوتون

(SPECT)



دوربین های گاما تصاویر دو بعدی از اجسام سه بعدی فراهم می کنند. اطلاعات ساختاری در عمق سه بعدی با قرار گیری همه ی داده ها روی هم در طول یک جهت میهم می شود. اگر چه تصویر برداری از شی در نگاره های مختلف (پسین<sup>۱</sup> - پیشین<sup>۲</sup> - عرضی<sup>۳</sup> - مایل<sup>۴</sup>) مقداری اطلاعات درباره ی عمق یک ساختار می دهد اما ارزیابی تقریباً دقیق از عمق یک ساختار در یک شی توسط پوشگرهای برش نگاری<sup>۵</sup> شکل می گیرد. نخستین هدف این پوشگرها نمایش تصویری از توزیع فعالیت در بخش های مختلف شی است.

اساس تصویر برداری برش نگاری در پزشکی هسته ای بر آشکارسازی تابشی هایی است که در زوایای مختلف از بدن بیمار گسیل می شوند. این کار، برش نگاری رایانه ای تابش، ECT نامیده می شود. ECT، به کمک الگوریتم های ریاضی بنا شده است و تصاویری از اعماق مختلف شی فراهم می کند (شکل ۱-۱). به طور واضح تر، در برش نگاری گسیلی یک چشمه تابشی (اشعه X یا چشمه ی پرتوزا) باریکه ای از فوتون های تابشی را از بدن بیمار ساطع می کند و باریکه ی گسیلی آشکارسازی شده و سپس برای تولید تصویر پردازش می شود. با توجه به نوع رادیودارو، در پزشکی هسته ای دو نوع ECT استفاده می شود: ۱- SPECT که از رادیونوکلئید های گسیلنده  $\gamma$  مثل  $^{99m}Tc$ ،  $^{123}I$ ،  $^{67}Ga$  و  $^{111}In$  استفاده می کند ۲- PET که از گسیلنده های  $\beta^+$  مثل  $^{18}F$ ،  $^{15}O$ ،  $^{13}N$ ،  $^{11}C$ ،  $^{68}Ga$ ،  $^{82}Rb$  استفاده می کند.



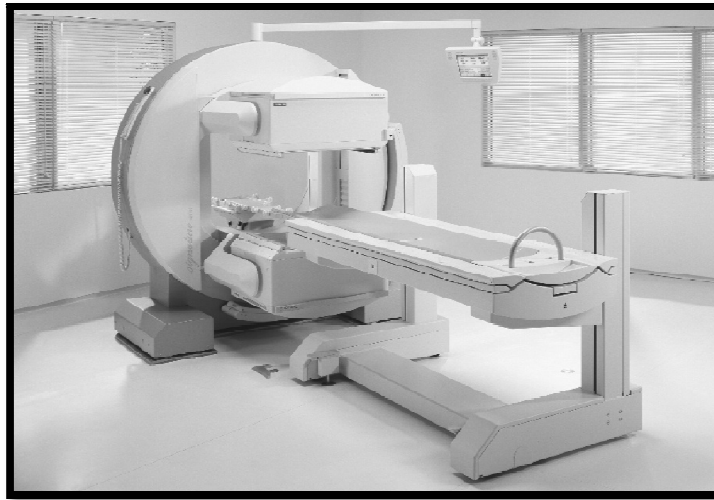
شکل ۱-۱: چهار برش از قلب در محور کوتاه [۱]

- <sup>1</sup> Posterior
- <sup>2</sup> anterior
- <sup>3</sup> lateral
- <sup>4</sup> Oblique
- <sup>5</sup> Tomography

## ۱-۱ برش نگاری رایانه ای گسیل تک فوتون<sup>۱</sup>

در اغلب سیستم های SPECT متداول نوعی دوربین گاما با یک تا سه سر آشکارساز NaI (TI) سوار شده بر یک نگهدارنده، یک کامپیوتر متصل به آن برای اکتساب و پردازش داده و یک سیستم نمایش وجود دارد (شکل ۱-۲). سر آشکارساز حول بدن بیمار در فاصله ی زاویه ای کوچک ( $10^{\circ}$  -  $3^{\circ}$ ) برای جمع آوری داده به اندازه  $180^{\circ}$  یا  $360^{\circ}$  می چرخد، داده ها به شکل پالس هایی در موقعیت های زاویه ای گوناگون جمع آوری شده و معمولا در یک ماتریس  $64 \times 64$  یا  $128 \times 128$  در کامپیوتر برای بازسازی ثانویه تصاویر در سطح دلخواه ذخیره می شوند.

پالس ها که از فوتون های نوری لامپ های PM (که از برهمکنش فوتون های  $\gamma$  با شش تولید می شوند) شکل گرفته اند، پس از تقویت شدن، از لحاظ موقعیت X و Y و تحلیل های PHA ارزیابی شده و سرانجام ذخیره می شوند. تصاویر مایل<sup>۲</sup> (محور کوتاه<sup>۳</sup>)، قوسی<sup>۴</sup> (محور عمودی بلند<sup>۵</sup>) و تاجی<sup>۶</sup> (محور افقی بلند<sup>۷</sup>) با جمع آوری داده ها می توانند تولید شوند. دوربین های گامای چند سر داده ها را هم زمان در چندین نگاره جمع آوری کرده و بنابراین زمان تصویربرداری را کاهش می دهند. برای مثال یک دوربین گامای سه سر داده ها را حدودا در یک سوم زمان مورد نیاز دوربین تک سر در  $360^{\circ}$  جمع آوری می کند.



شکل ۱-۲: سیستم SPECT دو سر (زیمنس) [۱]

- 1 SPECT
- 2 Transverse
- 3 short axis
- 4 sagittal
- 5 vertical long axis
- 6 coronal
- 7 horizontal long axis

اگرچه جمع آوری داده ۱۸۰ درجه ای به طور عادی استفاده می شود (بخصوص در مطالعات قلبی)، اما اکتساب داده ۳۶۰ درجه ای بوسیله ی بعضی محققان ترجیح داده می شود، زیرا این کار تاثیرات تضعیف و تغییرات توان تفکیک با عمق را کمینه می سازد. در اکتساب ۱۸۰ درجه ای از یک دوربین دو سر استفاده می شود که سر های آن در فاز مقابل ( $180^\circ$ ) هستند. در بعضی حالت ها میانگین حسابی ( $\frac{A_1 + A_2}{2}$ ) و یا میانگین هندسی ( $\sqrt{A_1 A_2}$ ) شمارش های  $A_1$  و  $A_2$  مربوط به دو سر برای تصحیح تضعیف فوتون ها در بافت محاسبه می شود. به هر حال اکتساب ۱۸۰ درجه ای با یک دوربین دو سر با سرهایی که با زاویه  $90^\circ$  نسبت به یکدیگر قرار گرفته اند، مزیت کوتاه شدن زمان مورد نیاز تصویربرداری به نصف را دارد (جدول ۱-۱). دوربین های دو سر با سرهایی که با زاویه  $90^\circ$  یا  $180^\circ$  نسبت به یکدیگر قرار گرفته اند و دوربین های سه سر با سرهایی که با زاویه  $120^\circ$  نسبت به هم قرار گرفته اند به طور معمول در اکتساب داده ۳۶۰ درجه ای استفاده می شوند و زمان تصویر برداری کمتری نسبت به یک دوربین تک سر برای این نوع نمونه برداری زاویه ای عرضه می کنند [۱].

خواه اکتساب ۱۸۰ درجه ای بکار رود یا ۳۶۰ درجه ای، حساسیت یک سامانه چند سر با افزایش تعداد سر ها بسته به جهتگیری آنها افزایش می یابد. جدول ۱-۱ ارتباط میان حساسیت، زمان تصویربرداری و کمان اکتساب ( $180^\circ$  یا  $360^\circ$ ) را برای پیکربندی مختلف سرهای دوربین نشان می دهد. دوربین های قدیمی در ابتدا طوری طراحی شده بودند که در مدارهای دایره ای دور بدن بچرخند. این قبیل دوربین ها برای تصویربرداری SPECT از ارگان های متقارنی مثل مغز رضایت بخش هستند، اما به دلیل آنکه فرم انحنا ی بدن یکنواخت نیست، در یک مدار دایره ای سر های دوربین دور از بخش های دیگر بدن در وضعیت های جلویی<sup>۱</sup> و پشتی<sup>۲</sup> قرار می گیرند. این وضعیت باعث از دست دادن داده و در نتیجه از دست دادن توان تفکیک فضایی در این نگاره ها می شود. برای چاره کردن این مشکل، بسیاری از دوربین های جدید طوری طراحی شده اند که از مدار غیر دایره ای<sup>۳</sup> (NCO)، پیروی کننده از انحنا ی بدن، استفاده می کنند. در این دوربین ها سر دوربین طوری حرکت می کند که در تمامی زوایا آشکار ساز در فاصله ای نزدیک به انحنا ی بدن باقی بماند [۱].

---

<sup>1</sup> anterior  
<sup>2</sup> posterior  
<sup>3</sup> noncircular orbit

جمع آوری داده می تواند در هر دو مد حرکت پیوسته<sup>۱</sup> یا step-and-shoot انجام شود. در اکتساب پیوسته، آشکارساز به طور پیوسته با سرعت ثابت حول بیمار می چرخد و داده های اکتسابی در بخش هایی برابر با تعداد نگاره های مطلوب ذخیره می شوند. در مد step-and-shoot، آشکارساز حول بدن بیمار در زوایای نموی انتخاب شده حرکت می کند و داده ها را برای نگاره ها در هر زاویه جمع آوری می کند.

جدول ۱-۱: ارتباط میان حساسیت، زمان تصویربرداری و کمان اکتساب برای پیکربندی مختلف سرهای دوربین [۸]

Camera Type	180° Acquisition		360° Acquisition	
	Acquisition time (min)	Relative sensitivity	Acquisition time (min)	Relative sensitivity
Single-head	15	1	15	1
Dual-head (heads at 180°)	15	1	7.5	2
Dual-head (heads at 90°)	7.5	2	7.5	2
Triple-head (heads at 120°)	10	1.5	5	3

#### ۲-۱ بازسازی تصویر

داده جمع آوری شده در نگاره های دو بعدی تصاویر مسطحی از شی در هر زاویه می دهد. برای بدست آوردن اطلاعات در امتداد عمق شی، تصاویر برش نگاری با کمک این نگاره ها بازسازی می شوند. دو روش متداول بازسازی تصویر با استفاده از داده های اکتسابی، روش نگاره برگشتی<sup>۲</sup> و روش تکرار<sup>۳</sup> است.

#### ۱-۲-۱ نگاره برگشتی ساده

قاعده کلی نگاره برگشتی ساده<sup>۴</sup> در بازسازی تصویر در شکل ۱-۳ نشان داده شده است. سه نمای نگاره ای با یک دوربین گاما در سه زاویه متساوی الفاصله حول یک شی شامل دو چشمه فعالیت که با نقطه ی سیاه مشخص شده اند، بدست آمده اند. در اکتساب داده دو بعدی، شمارش های یک پیکسل در هر نگاره نشان دهنده مجموع همه شمارش ها در امتداد مسیر یک خط مستقیم از میان عمق شی است (شکل ۱-۳-A). برای بازسازی، شمارش های هر پیکسل یک نگاره در ماتریس اکتساب به همه شمارش هایی که در امتداد خط جمع آوری مقابل سطح آشکار ساز هستند، در ماتریس بازسازی اختصاص داده می شود (شکل ۱-۳-B).

<sup>1</sup> continuous motion

<sup>2</sup> backprojection

<sup>3</sup> iterative method

<sup>4</sup> Simple backprojection