

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیک هسته‌ای

طراحی، ساخت و تست فانтом‌های قدرت تفکیک، یکنواختی و حساسیت برای  
دستگاه SPECT تک‌صفحه (بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود)

نگارنده:

سعید شفائی

اساتید راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

دکتر رضا قلی‌پور پیوندی

استاد مشاور:

دکتر جواد عابدی

شهریور ۱۳۹۷

شماره:

تاریخ:

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای سعید شفائی  
 با شماره ۹۴۱۰۳۲۴ رشته فیزیک گرایش هسته‌ای  
 تحت عنوان طراحی، ساخت و تست فانٹوم‌های قدرت تفکیک، یکنواختی و حساسیت برای دستگاه  
 SPECT تک‌صفحه (بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود) که در تاریخ ۱۳۹۷/۶/۱۲  
 با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می‌گردد:

قبول (با درجه: خوب...)  مردود   
 نوع تحقیق: نظری  عملی

عضو هیات داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	حسین توکلی عنبران	دانشور	
۲- استاد راهنمای دوم	رضا قلی پور پیوندی	استادیار	
۳- استاد مشاور	جواد عابدی		
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	مسلم سوهانی	استادیار	
۵- استاد ممتحن اول	حسن حسن آبادی	استاد	
۶- استاد ممتحن دوم	احسان ابراهیمی	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: دکتر حسامی پیله رود

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تبصره: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می‌تواند از پایانی نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).



## تقدیر و تشکر

برخود لازم می‌دانم که از تمام اساتید محترمی که در طول دوره تحصیلی از محضرشان کسب فیض نموده‌ام تقدیر نمایم.

بویژه از:

جناب آقایان **دکتر حسین توکلی عنبران** و **دکتر رضا قلی‌پور پیوندی** که در طول این دوره از راهنمایی‌های ارزشمندشان بهره‌مند گشتم.

همچنین از جناب آقایان **دکتر جواد عابدی**، استاد مشاور، و مهندس احمد صفری فیزی زیست دستگاه در بخش پزشکی هسته‌ای جهت در اختیار گذاشتن دستگاه و سهولت در استفاده، کمال تشکر را دارم.

همچنین از تمامی مدیران و مسئولین دانشگاه و دانشکده علی‌الخصوص جناب آقایان **دکتر سعید حسامی پيله رود**، ریاست محترم دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، و **دکتر مصطفی عنابستانی**، ریاست محترم گروه ذرات بنیادی و هسته‌ای، نهایت تقدیر و تشکر را دارم و برای تمامی بزرگواران طول عمری با عزت را آرزومندم.

## تعهدنامه

اینجانب سعید شفائی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک گرایش هسته‌ای دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه "طراحی، ساخت و تست فانتوم‌های قدرت تفکیک، یکنواختی و حساسیت برای دستگاه SPECT تک صفحه (بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود" تحت راهنمایی آقایان دکتر حسین توکلی عنبران (استاد راهنمای اول) و دکتر رضا قلی پور پیوندی (استاد راهنمای دوم) و دکتر جواد عابدی (استاد مشاور) 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 صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده‌اند 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 ۱۳۹۷/۶/۱۲

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی 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

امروزه اهمیت و کاربرد روز افزون روش‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای برای رسیدن به تشخیص محرز بیماری بر کسی پوشیده نیست و در این میان روش‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای، جایگاه ویژه و ارزشمندی یافته‌اند. ویژگی اصلی بکارگیری این روش تصویربرداری در نحوه نمایش خصوصیات فیزیولوژی و دینامیکی دستگاه‌های بدن با رادیونوکلئید تزریق شده می‌باشد که سایر روش‌های تصویربرداری یا آن را نشان نمی‌دهد و یا کاری مخاطره آمیز می‌باشد. در هر یک از روش‌های تصویربرداری، از جمله تصویربرداری هسته‌ای، اطمینان از کارکرد صحیح و دقیق دستگاه از ضروریات اولیه بکارگیری آن است و هرگونه نقص و اختلال در کار دستگاه نسبت به شرایط صحیح و تعریف شده، تصویری را در پیش‌روی پزشک قرار می‌دهد که موجب گمراه شدن وی در تفسیر صحیح آزمون انجام شده، می‌گردد. به همین منظور جهت حصول اطمینان از کارکرد صحیح دستگاه‌ها، آزمون‌های متعدد و گوناگونی تحت عنوان آزمون‌های کنترل کیفی انجام می‌گیرد تا در جهت رفع نقص‌های احتمالی تسریع به عمل آمده و نیز از صحت نتایج بدست آمده در آزمون‌های کلینیکی اطمینان یافت.

در طول این پایان نامه قصد داریم سه آزمون کنترل کیفی شامل آزمون توان تفکیک فضایی ذاتی، آزمون یکنواختی ذاتی و آزمون حساسیت صفحه‌ای سیستم را انجام دهیم. جهت انجام آزمون توان تفکیک فضایی ذاتی اقدام به ساخت فانتوم میله‌ای در چهار ربع کرده و با مقدار  $0.7 \text{ mCi}$  تکنسیوم این آزمون را انجام دادیم و FWHM دستگاه را در حدود  $5/2 \text{ mm}$  بدست آوردیم. در آزمون یکنواختی ذاتی با  $0.5 \text{ mCi}$  تکنسیوم دو آزمون با تنظیم پنجره انرژی و بدون تنظیم پنجره انرژی انجام دادیم. در حالت اول یکنواختی ذاتی در محدوده UFOV در حدود  $1/83\%$  و در حالت دوم  $6/65\%$  بدست آمد که نشان دهنده اهمیت تنظیمات پنجره انرژی در دقت دستگاه می‌باشد. در آزمون حساسیت سیستم با استفاده از کلیماتور LHER و میزان  $1 \text{ mCi}$  تکنسیوم طی آزمون‌های پس‌زمینه و آزمون با پتری دیش مقدار  $70/21 \text{ (cps/MBq)}$  را برای حساسیت سیستم بدست آوردیم که میزان قابل قبولی برای دستگاه

اسپکت امام حسین (ع) می باشد.

کلمات کلیدی: اسپکت، کنترل کیفی، فانتوم، یکنواختی ذاتی، توان تفکیک ذاتی، حساسیت

صفحه‌ای سیستم.

## فهرست مطالب

تقدیر و تشکر.....	۵
چکیده فارسی.....	و
پیوست‌ها.....	۸۵
منابع.....	۸۷
چکیده انگلیسی.....	۸۹
فصل اول .....	۱
۱-۱ مقدمه .....	۲
۲-۱ مفاهیم اصلی .....	۲
۳-۱ برتری پزشکی هسته‌ای .....	۳
۴-۱ مروری بر تاریخچه .....	۴
۵-۱ کاربردهای جاری پزشکی هسته‌ای .....	۹
۶-۱ نقش فیزیک در پزشکی هسته‌ای .....	۱۰
۷-۱ مفاهیم عمومی تصویربرداری رادیونوکلئیدی .....	۱۰
۸-۱ بازسازی قطع نگاری در پزشکی هسته‌ای .....	۱۳
۹-۱ اجزای سامانه دوربین سوسوزن .....	۱۵
۱۰-۱ انواع دوربین‌های گاما و کاربردهای بالینی آنها .....	۱۷



۲۳	فصل دوم فیزیک و تئوری‌های لازم
۲۴	۱-۲ مقدمه
۲۴	۲-۲ شاخص‌های پراکندگی
۲۴	۱-۲-۲ واریانس
۲۵	۲-۲-۲ انحراف معیار
۲۵	۳-۲-۲ توزیع احتمال
۳۰	۴-۲-۲ تمام پهنا در نیم بیشینه (FWHM)
۳۱	۳-۲ ضرایب تضعیف
۳۴	۴-۲ توان تفکیک ذاتی
۳۶	۵-۲ یکنواختی تصویر
۳۸	۶-۲ حساسیت
۳۹	فصل سوم فانتوم‌ها در پزشکی هسته‌ای
۴۰	۱-۳ مقدمه
۴۰	۲-۳ تاریخچه فانتوم
۴۱	۱-۲-۳ فانتوم‌های فیزیکی
۴۲	۳-۳ فانتوم‌های دوربین گاما
۴۲	۱-۳-۳ نگهدارنده چشمه نقطه‌ای
۴۳	۲-۳-۳ ورقه‌های $^{57}\text{Co}$ اغتشاشی
۴۴	۳-۳-۳ فانتوم‌های اغتشاشی قابل پرشدن

۴۵	..... فانتوم شکافی ۴-۳-۳
۴۶	..... فانتوم چشمه‌ای دو خطی و پراکندگی متوسط ۵-۳-۳
۴۷	..... فانتوم میله‌ای ۶-۳-۳
۴۸	..... فانتوم دو خطی برای تصویربرداری کامل بدن ۷-۳-۳
۴۹	..... فانتوم حساسیت صفحه‌ای ۸-۳-۳
۴۹	..... فانتوم‌های اسپکت ۴-۳-۳
۴۹	..... چشمه سه نقطه‌ای برای توان تفکیک اسپکت ۱-۴-۳
۵۰	..... فانتوم چشمه‌ای سه خطی برای توان تفکیک اسپکت ۲-۴-۳
۵۲	..... فانتوم دایره‌ای و بیضوی جیزک ۳-۴-۳
۵۳	..... فانتوم‌های تنه شبیه به انسان ۴-۴-۳
۵۵	..... فصل چهارم کنترل کیفی
۵۶	..... ۱-۴ مقدمه
۵۶	..... ۲-۴ کنترل کیفی
۵۷	..... ۳-۴ شرایط ملاحظات عملیاتی
۵۹	..... ۱-۳-۴ شرایط آزمون
۶۰	..... ۲-۳-۴ آزمون‌هایی که بایستی انجام شود
۶۱	..... ۳-۳-۴ چشمه تابش، فانتوم‌های ارزیابی و دیگر موارد ضروری
۶۲	..... ۴-۴ آزمون توان تفکیک فضایی ذاتی
۶۲	..... ۱-۴-۴ هدف آزمون

۶۲	..... مواد ۲-۴-۴
۶۳	..... روند آزمایش ۳-۴-۴
۶۳	..... مشاهدات و تحلیل نتایج ۴-۴-۴
۶۴	..... آزمون یکنواختی ذاتی ۵-۴
۶۴	..... هدف آزمون ۱-۵-۴
۶۵	..... مواد ۲-۵-۴
۶۵	..... روند آزمایش ۳-۵-۴
۶۵	..... مشاهدات و تحلیل نتایج ۴-۵-۴
۶۶	..... آزمون حساسیت صفحه‌ای سیستم ۶-۴
۶۶	..... هدف آزمون ۱-۶-۴
۶۶	..... مواد ۲-۶-۴
۶۶	..... روند آزمایش ۳-۶-۴
۶۷	..... مشاهدات و تحلیل نتایج ۴-۶-۴
۶۹	..... فصل پنجم نتایج و تفسیر آزمون‌ها
۷۰	..... مقدمه ۱-۵
۷۰	..... فانتوم میله‌ای ۲-۵
۷۳	..... نتایج آزمون توان تفکیک فضایی ذاتی ۳-۵
۷۴	..... نتایج آزمون یکنواختی ذاتی ۴-۵
۷۹	..... نتایج آزمون حساسیت صفحه‌ای سیستم ۵-۵

۶-۵ جمع بندی و نتیجه گیری ..... ۸۳

۷-۵ پیشنهادات ..... ۸۴

## فهرست تصاویر

- شکل ۱-۱: ارنست لارنس در کنار سیکلوترونی که در برکلی، کالیفرنیا اختراع کرد [۵]. ..... ۷
- شکل ۱-۲: چپ: بندیت کاسن در کنار پوینده مستطیلی (۱۹۵۱). یک شمارگر سوسوزن ساده که بدن بیمار را از پشت و مقابل پویش می‌کند. راست: پویش‌های تیروئید توسط یک پوینده مستطیلی یاد شده که با قرار گرفتن  $^{131}\text{I}$  در تیروئید حاصل شده است. خروجی شمارگر سوسوزن، حرکت یک قلم جوهری را برای تصویربرداری اولیه در پزشکی هسته‌ای کنترل می‌کند [۶]. ..... ۸
- شکل ۱-۳: چپ: هال انگر با اولین دوربین گاما در سال ۱۹۵۸. راست: پویش مغز با پرتکنتات- $^{99\text{m}}\text{Tc}$  یک بیمار دارای گلیوما (نوعی تومور خطرناک) در بیمارستان دانشگاه واندربیت (۱۹۷۱). هر تصویر نمای متفاوت از سر را نشان می‌دهد، گلیوما توسط پیکان در یکی از نماها نشان داده شده است. در سال ۱۹۶۰ این روش تنها آزمایش غیر مضر بود که می‌توانست تصاویر نمایش آسیب شناسی در داخل مغز افراد را به دست دهد. این مطالعات نقش عمده‌ای در ایجاد پزشکی هسته‌ای به عنوان یک بخش کامل در سرویس‌های تشخیصی در بیمارستان‌ها ایفا کرد [۷]. ..... ۸
- شکل ۱-۴: اصول اساسی و اجزای دوربین گاما. در یک دوربین دیجیتال کامل، خروجی هر لامپ تکثیر کننده فوتونی (PM)، دیجیتاله هستند. مدارهای جمع‌زنی و مکان‌یابی و تحلیل‌گر ارتفاع پالس با پیاده‌سازی نرم‌افزار بر روی رایانه جایگزین می‌شوند [۱۱]. ..... ۱۶
- شکل ۱-۵: دوربین گامای تک - سر قرار گرفته بر روی نگهدارنده متحرک. دوربین به کمک رایانه کنترل می‌شود. مکان متحرک سر دوربین و تخت امکان به دست آوردن تصاویر از بخش‌های مختلف بدن را فراهم می‌کند [۱۱]. ..... ۱۸
- شکل ۱-۶: یک سامانه دوربین گامای دو سر (بالا). قابل ذکر است که سر دوربین می‌تواند در سمت‌گیری‌های متفاوت برای ارائه دو رصد همزمان یک عضو با بدن، قرار گیرد (زیرین) [۱۱]. ..... ۱۹
- شکل ۱-۷: پویش استخوان به صورت تمام بدن با استفاده از  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . این تصاویر مسطح به کمک یک

دوربین گامای دو- سر برای رصد قسمت جلو و قسمت پشت بدن به دست آمده است که می‌تواند به صورت همزمان باشد [۱۱]..... ۲۰

شکل ۱-۸: تصاویر دوربین گامای مسطح بر روی ناحیه‌ای از کیسه صفرا که در پی تزریق به دست آمده است. در حدود ۷ دقیقه، کولسیستوکینین به بیمار داده می‌شود تا تخلیه کیسه صفرا را تحریک کند. آهنگ و دوره تخلیه می‌تواند از تسلسل دینامیک تصاویر مسطح اندازه‌گیری شود [۱۱]..... ۲۰

شکل ۱-۹: یک سامانه دوربین گامای متحرک و متراکم. الف، سر دوربین گاما به بازوی معلق برای تثبیت موقعیت به صورت متحرک و آسان. ب، آرایش سوسوزن  $\text{NaI(Tl)}$  مش بندی است که به لامپ‌های تکثیر کننده فوتونیی کوچک و حساس به مکان متصل می‌شود تا سر آشکارساز را تشکیل دهد. هر عنصر در آرایه، ابعادی در حدود  $2 \times 2 \text{ mm}$  داشته و از همسایه‌های جانبی خود توسط ماده بازتابنده تفکیک شده است [۱۱]..... ۲۱

شکل ۴-۱: شکسته شدن بلور. آزمون یکنواختی ذاتی معمولی نواحی سرد با لبه های داغ را نشان می‌دهد. این شکستگی‌ها ناشی از تغییرات دما می‌باشد. لبه‌های داغ ناشی از انعکاس نور در شکستگی بلور می‌باشد [۲۴]..... ۵۸

شکل ۴-۲: مختصات چشمه‌ی نقطه‌ای در ظرف خودش، در مرکز محور آشکارساز در فاصله‌ای از وجه آشکارساز که معادل با ۵ برابر قطر UFOV که با استفاده از ماسک سربی تعریف شده است [۱۸]..... ۶۲

شکل ۵-۱: نقشه فانتوم میله‌ای با استفاده از نرم افزار سالی‌دورکس جهت برش با لیزر. ۷۰

شکل ۵-۲: فرمول ساختاری پلی متیل آکریلات. در تصویر سمت راست گوی‌های قرمز معرف اکسیژن، گوی‌های سفید معرف هیدروژن و گوی‌های خاکستری معرف کربن می‌باشند. ۷۱

شکل ۵-۳: جدول ضرایب تضعیف جرمی برای چند ماده از جمله سرب [۱۳]..... ۷۲

شکل ۵-۴: تصویر فانتوم میله‌ای در چهار ربع ساخته شده در این پایان نامه. ۷۲

شکل ۵-۵: یکی از هشت تصویر گرفته شده از دوربین اسپکت بیمارستان شاهرود با استفاده از فانتوم میله‌ای ساخته شده در این طرح. ۷۴

- شکل ۵-۶: آزمون یکنواختی ذاتی گرفته شده با دوربین اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) واقع در شاهرود. ۷۵ .....
- شکل ۵-۷: اطلاعات داده شده توسط دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود برای آزمون یکنواختی بدون تنظیم پنجره انرژی. ۷۶ .....
- شکل ۵-۸: نموداری از اولین آزمون یکنواختی گرفته شده با دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) با استفاده از نرم افزار متلب. ۷۷ .....
- شکل ۵-۹: آزمون یکنواختی ذاتی گرفته شده با دوربین اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) واقع در شاهرود با رعایت تنظیمات پنجره انرژی. ۷۸ .....
- شکل ۵-۱۰: اطلاعات تصویر از آزمون یکنواختی ذاتی در دوناچه UFOV و CFOV با استفاده از دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) واقع در شاهرود. ۷۹ .....
- شکل ۵-۱۱: نموداری از دومین آزمون یکنواختی گرفته شده با دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) با استفاده از نرم افزار متلب. ۷۹ .....
- شکل ۵-۱۲: میزان اکتیویته سرنگ حاوی  $^{99m}\text{Tc}$ . ۸۰ .....
- شکل ۵-۱۳: میزان اکتیویته سرنگ پس از تخلیه رادیوداروی  $^{99m}\text{Tc}$ . ۸۰ .....
- شکل ۵-۱۴: تصویر بدست آمده از فانتوم حساسیت که بدون فاصله در مرکز آشکارساز قرار گرفته است. ۸۱ .....
- شکل ۵-۱۵: مشخصات تصویر بدست آمده از فانتوم حساسیت که بدون فاصله از سرآشکارساز قرار گرفته است. ۸۲ .....
- شکل ۵-۱۶: تصویر پس زمینه از دستگاه اسپکت. ۸۲ .....
- شکل ۵-۱۷: مشخصات تصویر بدست آمده از آزمون پس زمینه. ۸۳ .....





# فصل اول

پزشکی هسته‌ای و مقطع نگاری

گسیل تک فوتون

## ۱-۱ مقدمه

در این فصل قصد داریم با توضیح مختصر و مفیدی درباره اصول اساسی تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای، خواننده را با فضای این پایان نامه آشنا کنیم. همچنین در ادامه به توضیح ساختمان اسپکت می‌پردازیم و با انواع مختلفی از آن آشنا می‌شویم.

## ۲-۱ مفاهیم اصلی

پزشکی هسته‌ای از نظر علمی و بالینی شامل القای ردیابی با ترکیبات نشاندار شده توسط یک هسته پرتوزا (رادیونوکلئید) است که برای اطلاعات تشخیصی بسیاری از بیماری‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. اگرچه رادیونوکلئیدها دارای برخی مصارف درمانی با اصول فیزیکی مشابه هستند، اما در اینجا به موارد تشخیصی رادیونوکلئیدها در پزشکی نوین اشاره دارد.

مطالعات پزشکی هسته‌ای به صورت پایه‌ای، شامل تزریق یک ترکیب، که با یک گسیلنده پرتو گاما یا گسیلنده پوزیترون نشاندار شده، به بدن است. این ترکیب نشاندار شده با ماده پرتوزا را یک رادیودارو، یا در بیشتر موارد ردیاب یا رادیو ردیاب می‌نامند. هنگامی که رادیونوکلئید واپاشی می‌کند، پرتوهای گاما گسیل می‌شوند. انرژی این پرتوهای گاما دارای مقدار مشخصی است که می‌تواند بدون پراکندگی یا تضعیف از بدن خارج شوند. یک آشکارساز حساس به مکان پرتو گاما که در خارج از بدن قرار دارد، می‌تواند پرتوهای گاما را آشکار کرده و تصویری از توزیع رادیونوکلئید در سراسر بدن را شکل دهد.

دو حیطه وسیع از تصویربرداری پزشکی هسته‌ای وجود دارد. یکی تصویربرداری تک فوتون (که شامل پرتونگاری محاسباتی با گسیل تک فوتون است) و تصویربرداری پوزیترون (پرتونگاری گسیل پوزیترون) است. تصویربرداری تک فوتون، از رادیونوکلئیدهایی استفاده می‌کند که واپاشی آنها با گسیل

پرتو گاما همراه است. یک تصویر تخت با گرفتن عکسی از توزیع رادیونوکلئید در بیمار، تحت یک زاویه خاص به دست می‌آید. اطلاعات مندرج در این نوع تصویر با وجود ناچیز بودن، هنوز هم از لحاظ تشخیصی مفید است. برای مد پرتونگاری تصویربرداری تک فوتون، داده‌ها از زوایای زیادی حول بیمار جمع‌آوری می‌شود. این امر سبب گشته تا تصاویر سطح مقطع توزیع رادیونوکلئید مورد بازسازی قرار گیرد و به دنبال آن اطلاعات ژرفی که طی تصویربرداری تخت از بین می‌رود، فراهم شود.

در تصویربرداری پوزیترون از رادیونوکلئیدهایی استفاده می‌شود که با گسیل پوزیترون واپاشی می‌کنند. پوزیترون گسیل شده دارای عمر کوتاهی است و به دنبال آن با یک الکترون فرآیند نابودی زوج را انجام می‌دهد، همزمان دو فوتون گاما تولید شده که متعاقباً توسط دوربین پرتو گاما آشکارسازی می‌شود. دوباره، تصاویر پرتونگاری با جمع‌آوری داده‌ها از زوایای زیادی حول بیمار شکل می‌گیرد، و در نتیجه تصاویر پت حاصل می‌شود. با استفاده از تصویربرداری پوزیترون هم تصاویر تخت و هم تصاویر پرتونگاری فراهم می‌شود [۱].

### ۳-۱ برتری پزشکی هسته‌ای

قدرت پزشکی هسته‌ای در گستره وسیعی از اندازه‌گیری‌های حساس و دقیق فرآیند بیولوژیکی در بدن است. دیگر مدل‌های تصویربرداری پزشکی از قبیل تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)، تصویربرداری پرتو ایکس و پرتونگاری کامپیوتری پرتو ایکس (CT) تصاویر آناتومیکی خوبی تهیه می‌کنند، اما کیفیت این تصاویر به توانایی این مدل‌ها در آماده کردن اطلاعات بیولوژیکی محدود می‌شود. به عنوان مثال، در روش‌های تشدید مغناطیسی با حساسیت پایین، میزان اندازه‌گیری‌های بیولوژیکی در محدوده تجمع مولار تا میلی مولار محدود می‌شود، در حالیکه مطالعات پزشکی هسته‌ای به طور معمول در بازه نانومولار تا پیکومولار عمل می‌کند. این نتیجه حساس، به همراه گستره وسیعی از ترکیبات رادیو نشاندار، به مطالعات پزشکی هسته‌ای این امکان را می‌دهد تا با فرآیندهای بیولوژیکی بسیار خاص ناشی از بیماری، سر و کار داشته باشد. نمونه‌هایی از فرآیندهای بیولوژیکی مختلف که توسط روش‌های

پزشکی هسته‌ای قابل اندازه‌گیری هستند عبارت‌اند از ریزش بافت، سوخت و ساز گلوکز، تراکم گیرنده‌های دوپامین در مغز، بیرون آوردن ژن با فشار.

از آنجا که آشکارسازهای تابشی می‌توانند به راحتی هر مقدار کوچکی از پرتوزایی را آشکارسازی کنند، و شیمییدان‌هایی که با مواد پرتوزا سروکار دارند می‌توانند ترکیبات را با فعالیت بسیار خاص نشانه‌گذاری کنند (کسر بزرگی از مولکول‌های تزریقی با یک اتم پرتوزا نشانه‌گذاری می‌شود)، لذا این امکان وجود دارد که تصاویری با کیفیت بسیار بالا، حتی با تجمع نانو مولار تا پیکو مولار از ترکیبات، شکل گیرد. بنابراین مقادیر ردیاب از یک ترکیب، که به طور معمول مراتب زیادی از تجمع کمتر از میلی مولار تا میکرو مولار دارد و معمولاً برای اثرات داروشناسی مورد نیاز است، تزریق می‌شود و با گذشت زمان و بدون هیچ خطری برای دستگاه بیولوژیکی و حفظ امنیت در بدن پیش می‌رود. همانند CT، در اینجا نیز مقدار کمی دوز تابشی وجود دارد که بستگی به مطالعات پزشکی هسته‌ای دارد و مقدار این دوزها بسته به رادیونوکلئید، در عضوهای مختلف و نیز توزیع فضایی و جسمانی ترکیب رادیو نشاندار شده خاص مورد مطالعه، مقدار معینی دارد. مقدار دوز مناسب و ایمن برای مطالعات انسان بر اساس دوزسنجی دقیق برای هر رادیوداروی جدیدی که برای استفاده انسان تایید شده است، تعیین می‌شود [۱].

## ۴-۱ مروری بر تاریخچه

همانند توسعه و گسترش شاخه‌های مختلف علوم و یا پزشکی، تاریخچه پزشکی هسته‌ای، مبحث گسترده‌ای است که شامل تعداد زیادی از دانشمندان و فیزیکدانان است.

منشا پزشکی هسته‌ای به اواخر سال‌های قرن نوزدهم و کشف پرتوزایی توسط هنری بکرل<sup>۱</sup> و رادیوم توسط ماری کوری<sup>۲</sup> برمی‌گردد. این پیشرفت‌ها، بعد از کشف پرتو ایکس توسط ویلیام رونتگن<sup>۳</sup>

---

<sup>۱</sup> Henri Becquerel

<sup>۲</sup> Marie Curie

<sup>۳</sup> Wilhelm Roentgen

در سال ۱۸۹۵ انجام شدند. پرتوهای ایکس و چشمه‌های رادیوم به سرعت مورد استفاده قرار گرفتند و با پرتوتابی آنها از درون بدن بر روی صفحات عکاسی، تصاویر انتقالی استخوان‌ها به دست آمد. از آنجا که تصاویر بدست آمده با اشعه ایکس در مقایسه با تصاویری که توسط رادیوم با دیگر رادیونوکلئیدهای طبیعی قابل دسترس در آن زمان، تهیه می‌شدند، سریع‌تر و با تمایز بهتر به دست می‌آمدند، بنابراین به زودی پرتو ایکس یک روش انتخابی برای تولید تصاویر پرتونگاری شد. هنگامی که حیطة تشخیصی تصویربرداری پرتو ایکس، به سرعت مورد قبول قرار گرفت، پزشکی هسته‌ای، به انتظار پیشرفت‌های آینده ماند [۱].

مبانی بیولوژیکی پزشکی هسته‌ای بین سال‌های ۱۹۱۰ تا ۱۹۴۵ بنیاد شد. در ۱۹۱۳، جرج دی هویسی<sup>۱</sup> اصول روش ردیابی را گسترش داد و نخستین کسی بود که آنها را در دستگاه بیولوژیکی، در سال ۱۹۲۳ به کار برد، که عبارت بود از مطالعه جذب و جای‌گیری نیترات سرب در گیاهان [۲].

اولین مطالعات اثر ردیاب‌های پرتوزا بر روی انسان، شاید مربوط به بلوم گارت<sup>۲</sup> و ویس<sup>۳</sup> باشد، که با تزریق محلول آبکی رادون به درون رگ، زمان عبور خون از یک بازو به بازوی دیگر را با استفاده از اتاقک حباب به عنوان آشکارساز تابش، اندازه‌گیری کرد [۳].

در سال ۱۹۳۰ با اختراع سیکلوترون توسط لارنس<sup>۴</sup> (شکل ۱-۱)، امکان تولید رادیونوکلئیدهای مصنوعی فراهم شد و موجب گسترش محدوده فرآیندهای بیولوژیکی‌ای شد که می‌توانست مورد مطالعه قرار گیرد. بار دیگر جرج دی هویسی اولین کسی بود که از این رادیونوکلئیدهای جدید برای مطالعه فرآیندهای بیولوژیکی در گیاهان و در سلول‌های قرمز خون استفاده کرد. سرانجام در پایان جنگ جهانی دوم، توانایی‌های رآکتورهای هسته‌ای که در پروژه منهتن<sup>۵</sup>، شکل گرفته بود، سبب شد تا نمونه‌هایی از

---

<sup>۱</sup> Georg de Hevesy

<sup>۲</sup> Blumgart

<sup>۳</sup> Weiss

<sup>۴</sup> Lawrence

<sup>۵</sup> Manhattan

آن برای تولید ایزوتوپ‌های پرتوزا که برای کاربردهای پزشکی مناسب‌اند، مورد استفاده قرار گیرند.

در دهه ۱۹۵۰ توسعه فناوری، امکان به دست آوردن تصاویر توزیع رادیونوکلئیدها در بدن انسان را به جای شمارش در نقاط مشخص ممکن کرد. مهم‌ترین مرحله شامل پیشرفت پوینده (اسکندر)های مستطیلی در سال ۱۹۵۱ توسط بندیکت کاسن<sup>۱</sup> (شکل ۱-۲) و دوربین گاما بود. طلایه‌دار تمام سامانه‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای تک فوتون نوین دوربین انگر بود، که توسط هال انگر<sup>۲</sup> در سال ۱۹۵۸ به وجود آمد (شکل ۱-۳). در ۱۹۵۱، استفاده از گسیلنده‌های پوزیترون و خواص مفید تصویربرداری با این رادیونوکلئیدها نیز توسط رن<sup>۳</sup> و همکارانش توصیف شد.

تا اوایل سال ۱۹۶۰، رشته تازه کار پزشکی هسته‌ای، عمدتاً از  $^{131}\text{I}$  برای مطالعه و تشخیص اختلالات تیروئید و مجموعه‌ای از رادیونوکلئیدهای دیگر که منحصراً برای تعداد معدودی از اندام‌های خاص مناسب بودند، استفاده می‌کردند. استفاده از  $^{99\text{m}}\text{TC}$  برای تصویربرداری، در سال ۱۹۶۴ توسط پاؤل هارپر<sup>۴</sup> و همکارانش استفاده شد که نقطه عطفی برای توسعه پزشکی هسته‌ای بود. پرتوهای گامایی که از  $^{99\text{m}}\text{TC}$  گسیل می‌شوند، دارای خواص بسیار خوبی برای تصویربرداری هستند. همچنین معلوم شد که  $^{99\text{m}}\text{TC}$  برای نشانه‌گذاری کردن ترکیبات بسیار متنوعی که عملاً می‌توانند برای مطالعه هر عضوی در بدن استفاده شوند بسیار انعطاف‌پذیر است. با وجود این اهمیت،  $^{99\text{m}}\text{TC}$  می‌تواند به شکل یک ژنراتور با عمر نسبتاً طولانی تولید شود و بدین ترتیب به بیمارستان‌ها این امکان داده می‌شود تا یک منبع رادیونوکلئید قابل دسترس و راحتی در اختیار داشته باشند. امروزه،  $^{99\text{m}}\text{TC}$  پر مصرف‌ترین رادیونوکلئید در پزشکی هسته‌ای به شمار می‌آید.

آخرین پیشرفت مهم، به کار بردن علوم ریاضی در بازسازی تصاویر پرتونگاری از مجموعه‌ای از

---

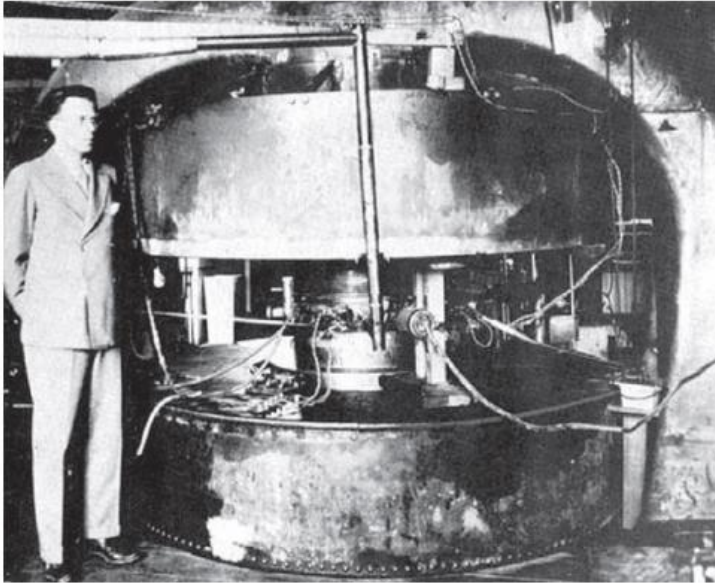
<sup>۱</sup> Benedict Cassen

<sup>۲</sup> Hal Anger

<sup>۳</sup> Wrenn

<sup>۴</sup> Paul Harper

نماهای زاویه‌ای حول بدن بیمار بود، که تمام میدان تصویر برداری پزشکی را (که منجر به <sup>۱</sup>CT، <sup>۲</sup>PET، <sup>۳</sup>SPECT و <sup>۴</sup>MRI شد) متحول ساخت، به طوری که با یک نمایش صحیح سه بعدی، جایگزین نمایش دو بعدی توزیع سه بعدی پرتوزایی شد. این امر سبب توسعه PET توسط فیلیپس<sup>۵</sup> و دیگران و SPECT توسط کوهل<sup>۶</sup> و دیگران در طول دهه ۱۹۷۰ شد و عصر جدیدی از پزشکی هسته‌ای جدید آغاز شد [۴].



شکل ۱-۱: ارنست لارنس<sup>۷</sup> در کنار سیکلوترونی که در برکلی، کالیفرنیا اختراع کرد [۵].

---

<sup>۱</sup> Computed Tomography

<sup>۲</sup> Positron Emission Tomographs

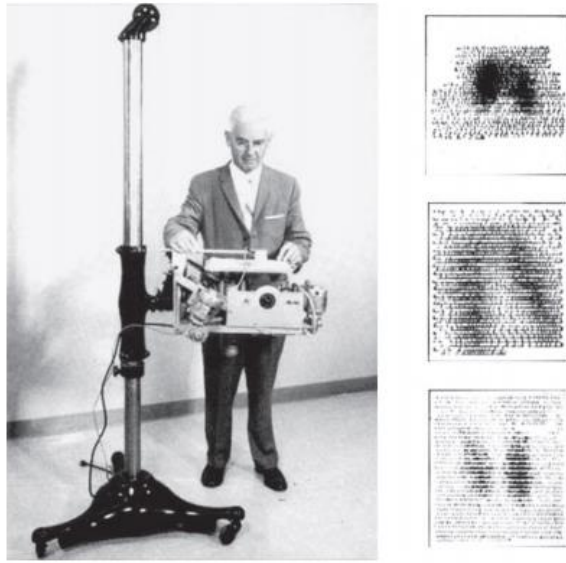
<sup>۳</sup> Single Photon Emission Computed Tomography

<sup>۴</sup> Magnetic Resonance Imaging

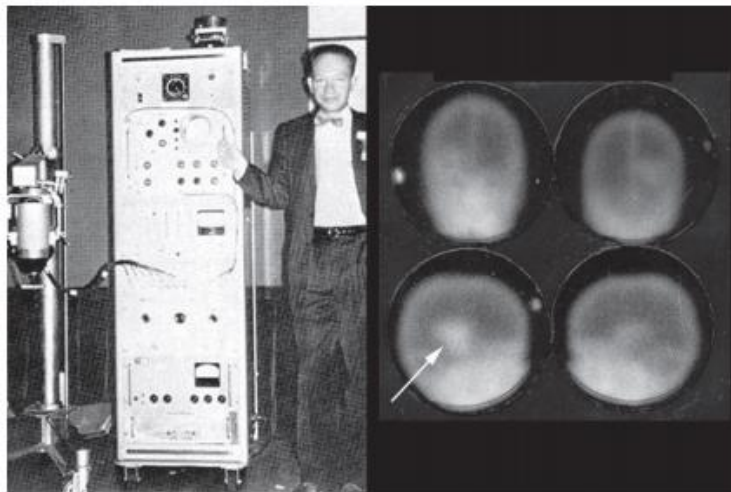
<sup>۵</sup> Phelps

<sup>۶</sup> Kuhl

<sup>۷</sup> Ernest O. Lawrence



شکل ۱-۲ چپ: بندیت کاسن<sup>۱</sup> در کنار پوینده مستطیلی (۱۹۵۱). یک شمارگر سوسوزن ساده که بدن بیمار را از پشت و مقابل پویش می‌کند. راست: پویش‌های تیروئید توسط یک پوینده مستطیلی یاد شده که با قرار گرفتن  $^{131}\text{I}$  در تیروئید حاصل شده است. خروجی شمارگر سوسوزن، حرکت یک قلم جوهری را برای تصویربرداری اولیه در پزشکی هسته‌ای کنترل می‌کند [۶].



شکل ۱-۳ چپ: هال انگر<sup>۲</sup> با اولین دوربین گاما در سال ۱۹۵۸. راست: پویش مغز با پرتکتنتات- $^{99m}\text{Tc}$  یک بیمار دارای گلیوما (نوعی تومور خطرناک) در بیمارستان دانشگاه واندربیل (۱۹۷۱). هر تصویر نمای متفاوت از سر را نشان می‌دهد، گلیوما توسط پیکان در یکی از نماها نشان داده شده است. در سال ۱۹۶۰ این روش تنها آزمایش غیر مضر بود که می‌توانست تصاویر نمایش آسیب شناسی در داخل مغز افراد را به دست دهد. این مطالعات نقش عمده‌ای در ایجاد پزشکی هسته‌ای به عنوان یک بخش کامل در سرویس‌های تشخیصی در بیمارستان‌ها ایفا کرد [۷].

<sup>۱</sup> Benedit Cassen

<sup>۲</sup> Hal Anger



## ۱-۵ کاربردهای جاری پزشکی هسته‌ای

پزشکی هسته‌ای برای آزمایش‌های تشخیصی بسیار به کار می‌رود. تقریباً ۱۰۰ نوع روش تصویربرداری تشخیصی مختلف تا سال ۱۹۹۶ قابل دسترس بودند. این روش‌ها از ترکیبات نشاندار شده بسیار مختلفی استفاده می‌کنند، که کل دستگاه اندام‌های بزرگ بدن را می‌پوشاند و اندازه‌گیری بسیار مختلفی از عملکرد بیولوژیکی را تامین می‌کند. در مجموع، حدود ۱۳ میلیون تصویربرداری پزشکی هسته‌ای، هر سال در ایالات متحده شکل می‌گیرد. بیش از ۱۰ هزار دوربین پزشکی هسته‌ای وجود دارد که قادر هستند رادیونوکلیدهای گسیلنده پرتو گاما که در بیمارستان‌های ایالت متحده نصب شده‌اند، تصویربرداری کنند. حتی بیشتر بیمارستان‌های کوچک، دارای مطب پزشکی هسته‌ای اختصاصی هستند. دوربین‌های PET به طور کامل در همه جا توزیع نشده‌اند، اما هر سال در حدود ۵۰ درصد افزایش می‌یابند. نیمه عمر کوتاه متداول‌ترین رادیونوکلیدهای مورد استفاده، نیاز به یک شتاب‌دهنده درخور آن مکان و یا تحویل سریع رادیو داروهای PET از داروخانه‌های محلی دارد. امروزه، داروسازی‌های PET از ۹۰ درصد تخت بیمارستان‌های ایالات متحده، صد مایل فاصله دارد. در سال ۲۰۰۲ بیش از ۷۰۰ دوربین PET در ایالات متحده وجود داشت. با این وجود، تعداد مراکزی که از گسیلنده‌های پوزیترون استفاده می‌کنند و بر اساس مزیت‌های ردیاب سوخت‌سازی همچون  $^{18}\text{F}$ -فلوئور دی اکسی گلوکز- که کاربردهای گسترده‌ای در سرطان، بیماری قلب و اختلال عصبی دارد، به سرعت در حال افزایش است. PET سبب شده است که تا پزشکی هسته‌ای باعث گسترش سریع مفهوم (تصویربرداری مولکولی) بیولوژیکی یک بیماری، به صورت ادغام بیولوژی و پزشکی به شکل پزشکی مولکولی شود. اکنون این رشد سریع، در تعداد و تنوع زمینه‌های تحقیقی مرتبط با تصویربرداری مولکولی PET، بیماری‌های پروتئینی، MRNA و DNA است. این موضوع به فرآیند کشف در توسعه زمینه‌های تحقیقی جدید در تصویربرداری مولکولی برای تصویربرداری تک فوتون، به خوبی کمک می‌کند.

علاوه بر نقش بالینی، این روش (و تا حدودی، SPECT) نقش زیادی در انجمن‌های تحقیقی

بیوپزشکی دارد. PET در حال تبدیل شدن به یک روش تحقیقاتی معروف و مقتدری برای اندازه‌گیری کمی و غیر مخرب آهنگ فرآیندهای بیولوژیکی در حالت سلامت و بیماری است. در این زمینه تحقیقاتی، ترکیبات رادیونشاندار شده و سنجش‌های پزشکی هسته‌ای بالینی آینده در حال گسترش است. علاوه بر این، تصویربرداری مولکولی با PET و SPECT به همراه صنعت داروسازی با یکدیگر همراه هستند تا بخش تشخیصی و درمانی تصویربرداری مولکولی را به صورت تقسیم شده برای بیماری‌های عادی گسترش دهند.

## ۱-۶ نقش فیزیک در پزشکی هسته‌ای

اگرچه بخش فیزیکی پزشکی هسته‌ای بدون تغییر است ولی فناوری تولید ردیاب‌های پرتوزا و تصاویر بدست آمده از توزیع این ردیاب‌ها، در حال تغییر و تحول است. انتظار داریم تا پیشرفت‌های بزرگی را در فناوری پزشکی هسته‌ای که در زمینه ادغام پیشرفت‌های آشکارساز و فیزیک شتابدهنده و فناوری رایانه با فیزیک پزشکی هسته‌ای است، شاهد باشیم. روش‌هایی که به طور صحیح، کیفیت جمع شدن ردیاب‌های رادیو نشاندار شده را در ساختارهای مورد نظر، مورد بررسی قرار می‌دهند فرآیندهای بیولوژیکی را اندازه‌گیری می‌کنند و سپس این اطلاعات را با مفاهیم بالینی، دوباره برای پزشک نمایش می‌دهند و شکل بیولوژیکی مناسب آن نیز، موضوع مهمی است که باید در آینده به آن دست یافت. به کار بردن روش‌های پالایش در مدل‌هایی که در دوزسنجی استفاده می‌شوند، سبب خواهند شد تا توصیف گسیل تابش بهتر شده و پزشکی هسته‌ای حتی نسبت به آنچه اکنون هست، ایمنی بیشتری داشته باشد. از این رو فیزیک نقش مهم و مداومی در بهبود کیفیت، میزان اثر و کارایی، و خواص آن، قابل اطمینان بودن آن و آزمایش‌های بیولوژیکی ایمن در زندگی انسان‌ها دارد [۸].

## ۱-۷ مفاهیم عمومی تصویربرداری رادیونوکلئیدی

تصویربرداری رادیونوکلئیدی یکی از مهم‌ترین کاربردهای پرتوزایی در پزشکی هسته‌ای محسوب می‌شود. آزمایشگاه‌های تصویربرداری هسته‌ای اغلب در بیشتر بیمارستان‌ها وجود دارد و صدها و شاید

هزاران روش تصویربرداری را ماهانه در مراکز بزرگ به کار می‌گیرند.

هدف از تصویربرداری رادیونوکلئیدی، به دست آوردن تصویری از توزیع یک جسم نشان‌دار توسط هسته پروتوزا در داخل بدن پس از جای گرفتن آن در بدن بیمار است (مانند تزریق وریدی). این امر توسط ثبت گسیل‌ها از فعالیت، به وسیله آشکارسازهای تابش خارجی که در نقاط مختلف بیرون از بدن بیمار قرار دارند صورت می‌پذیرد. گسیل‌های مورد توجه برای این کاربرد، پرتوهای گاما در محدوده انرژی تقریبی  $80 \text{ keV}$  تا  $500 \text{ keV}$  (و یا فوتون‌های حاصل از پدیده نابودی،  $500 \text{ keV}$ ) است. پرتوهای گاما با انرژی مذکور به حد کافی نافذ هستند تا از بافت بدن نفوذ کنند و از اعضای موجود در داخل بدن گذر کنند و آشکار شوند و همچنین این انرژی در حدی است که توسط سوسوزن‌های چگال متوقف شود و به کمک ضخامت مناسبی از سرب محافظت شود [۹].

ذرات آلفا و الکترون‌ها (ذرات بتا، الکترون‌های اوزه و تبدیل داخلی) کاربرد کمی در تصویربرداری دارند. زیرا آنها نمی‌توانند بیش از چند میلی‌متر در بافت نفوذ کنند. بنابراین آنها نمی‌توانند از داخل بدن انسان فرار کنند و به آشکارساز تابش در خارج از بدن انسان برسند، البته بافت‌های سطحی مستثنی از این امر هستند. تابش ترمزی تولید شده توسط الکترون‌ها، نافذ بوده اما شدت این تابش بسیار ضعیف است.

بنابراین آشکارسازهای سامانه تصویربرداری باید از بازده آشکارسازی خوبی برای پرتوهای گاما برخوردار باشند. همچنین توان تفکیک انرژی مناسب نیز مطلوب است، بنابراین پرتوهای گامایی که اطلاعات مکانی خود را توسط پراکندگی کامپتون در داخل بدن از دست داده‌اند، می‌توانند بر اساس انرژی کاهش یافته آنها نادیده گرفته شوند. یک آشکارساز سوسوزن  $\text{NaI(Tl)}$  هر دو این ویژگی‌ها را با قیمت مناسب فراهم می‌آورد. به همین سبب این آشکارساز انتخابی برای رادیونوکلئیدهایی با گامای گسیلی در محدوده  $80-300 \text{ keV}$  محسوب می‌شود.

نخستین تلاش‌ها در تصویربرداری رادیونوکلئیدی در اواخر دهه ۱۹۴۰ صورت گرفت. که در آن

آرایشی از یک آشکارساز تابش به صورت یک ماتریس برای اندازه‌گیری نقاط در اطراف سر قرار داده شده و یا به طور جایگزین از یک آشکارساز و تغییر مکان آن و قرار گرفتن آن در نقاط مختلف ماتریس استفاده شد. این وسایل، برای استفاده بسیار خسته کننده‌اند و تنها یک نقش بسیار خام از توزیع پرتوزایی در سر بیمار را تشکیل می‌دهند. به طور نمونه عدم تقارن سمت چپ نسبت به سمت راست یکی از این نتایج بود.

در اوایل دهه ۱۹۵۰ با وارد کردن پوشگرهای مستطیلی توسط بندیکت کاسن<sup>۱</sup> پیشرفت مهمی در این گونه از وسایل به وقوع پیوست. به کمک این وسیله، آشکارساز به صورت مکانیکی در یک آرایش مستطیل شکل از خطوط پوشش موازی ناحیه دلخواه را مورد پوشش قرار می‌دهد. این تصویر به صورت الگویی از نقاط است که بر روی یک صفحه کاغذی توسط چاپگر مکانیکی، چاپ می‌شود. با توجه به حرکت پوشش وار آشکارساز این نقاط به عنوان حضور پرتو گاما به چاپ می‌رسد که توسط آشکارساز، نمایان شده است.

نقص عمده پوشگر مستطیلی، زمان طولانی برای تصویربرداری آن (معمولاً در حدود چندین دقیقه) است زیرا تصویر توسط اندازه‌گیری‌های پی‌درپی در نقاط دلخواه بسیاری در محدوده تصویر، شکل می‌گیرد. نخستین دوربین پرتو گاما که قابلیت توانایی ثبت تمامی نقاط تصویر را در یک لحظه داشت توسط هال انگر<sup>۲</sup> در سال ۱۹۵۳ معرفی شد. او از یک روزنه کوچک در یک صفحه سربی برای نمایش تصویر پرتوهای گاما از یک توزیع پرتوزا در آشکارساز تابش استفاده کرد که شامل یک صفحه  $\text{NaI(Tl)}$  و یک صفحه فیلم پرتو  $x$  است. فیلم در معرض بارقه‌های نور سوسوزن تولید شده توسط پرتوهای گاما در صفحه  $\text{NaI(Tl)}$  قرار می‌گیرد. متأسفانه این سامانه آشکارسازی (به ویژه مولفه‌های فیلم آن) بسیار ناکارآمد بوده و ساعت‌های طولانی پرتودهی و سطوح درمانی پرتوزایی توزیع شده برای

---

<sup>۱</sup> Benedict Cassen

<sup>۲</sup> Hal Anger

به دست آمدن تصویر مناسب، مورد نیاز است.

در اواخر دهه ۱۹۵۰ انگر از یک بلور  $\text{NaI(Tl)}$  منفرد با مساحت زیاد به جای ترکیب صفحه-فیلم استفاده کرد و از یک مجموعه لامپ تکثیرکننده فوتونی (PM) برای افزایش عمده در بازه آشکارسازی دوربین بهره برد. این وسیله، دوربین سوسوزن انگر و یا دوربین گاما، به صورت قابل توجه و به طور تدریجی اصلاح شد و بهبود یافت. اگرچه مفاهیم دیگری برای وسایل تصویربرداری هسته‌ای در این بین وجود آمد. بنابراین دوربین گاما کاربرد گسترده‌ای در وسایل تصویربرداری هسته‌ای برای کاربردهای بالینی یافت [۷].

## ۸-۱ بازسازی قطع نگاری در پزشکی هسته‌ای

اساسی‌ترین مسئله در تصویربرداری رادیونوکلئیدی رایج، حصول تصاویر دو بعدی (D-۲) از توزیع سه بعدی (D-۳) چشمه است. ساختار تصویر در عمقی از بدن بیمار با اضافه شدن تصاویر زیرین و فوقانی آن کمی مبهم می‌شود. یک راه حل، حصول تصاویر نگاره‌ای از زوایای مختلف حول بدن است (مانند عقب، جلو، از پهلو و نماهای اریب). کسی که به تفسیر تصاویر مبادرت می‌ورزد باید ساختارهای به دست آمده از زوایای مختلف را به صورت ذهنی به گونه‌ای مرتب سازد تا واقعیت سه بعدی تصویر را ایجاد کند این دیدگاه تا حدی موفقیت آمیز است، اما برای به کارگیری آن در تصاویر پیچیده با همپوشانی پیچیده با ساختارهای فوقانی و زیرین با مشکل مواجه خواهیم شد. همچنین عضوهایی در عمق بیشتر ممکن است ساختار متداخلی را در درجات مختلف از نگاره‌ها تولید کنند.

دیدگاه دیگر، تصویربرداری قطع‌نگاری<sup>۱</sup> است. تصاویر قطع‌نگاری، نمایش دو بعدی ساختارهای قرار گرفته در داخل صفحه‌ای انتخابی در جسم سه بعدی هستند. این روش ابتدا در رادیولوژی تشخیصی توسعه و سپس در پزشکی هسته‌ای گسترش یافت که شامل استفاده از شیوه‌های هندسی برای تار

---

<sup>۱</sup> tomography

کردن<sup>۱</sup> تصاویر اجسامی که در صفحه انتخابی نیستند و عدم اعمال تغییر در صفحه انتخابی کانونی شده است. عنوان عمومی برای این روش هنوز در تصویر برداری پرتو ایکس، و به ویژه برای مطالعه کلیه که pyesography Intravenous خوانده می‌شود، به کار می‌رود اگرچه به دور از این کاربرد و برخی مطالعات تحقیقاتی، این روش، در تصویربرداری پزشکی مدرن کاربرد دارد.

روش‌های قطع نگاری کامپیوتری<sup>۲</sup> (CT) مدرن از، قطع نگاری گسیل تک فوتون<sup>۳</sup> (SPECT)، قطع نگاری گسیل پوزیترون<sup>۴</sup> (PET) و قطع نگاری کامپیوتری پرتو ایکس از سامانه‌های آشکارسازی که در اطراف جسم قرار دارد و یا می‌چرخد استفاده می‌کنند، بنابراین رصدهایی با زاویه‌های مختلف (که به عنوان نگاره شناخته شوند) از جسم به دست می‌آید. الگوریتم‌های ریاضی برای بازسازی تصاویر برگرفته از چندین نگاره گسیل‌های آشکار شده از رادیونوکلئیدهای در داخل بدن به عنوان قطع‌نگاری کامپیوتری تابش (ECT) نامیده می‌شود. بازسازی تصاویر از گسیل‌های پراکنده و عبوری توسط یک چشمه خارجی (مانند لامپ اشعه کاتدیک) به عنوان قطع نگاری کامپیوتری انتقالی (TCT) و یا گاهی تنها (CT) نامیده می‌شود. اساس ریاضی ECT و TCT یکسان است اگرچه تفاوت آشکاری در جزئیات اجرای آن وجود دارد.

در روش CT تصاویر تولیدی از پرتوزایی از صفحات مقطعی فوقانی (و یا مجاور) کاملاً به جای تار شدن زدوده می‌شود. مزیت دیگر SPECT و PET بر تصویربرداری پزشکی مسطح، توان اکتساب مقدار دقیق‌تری از فعالیت در ناحیه مشخصی از بدن است. این شاخصه مزایایی در مطالعات ردیاب متحرک دارد.

روش‌های اصلی ریاضی بازسازی قطع نگاری در سال ۱۹۱۷ توسط رادون<sup>۵</sup> به چاپ رسید اما تا

---

<sup>۱</sup> Blurring tomography

<sup>۲</sup> computed tomography

<sup>۳</sup> Single-photon emission computed tomography

<sup>۴</sup> Positron emission tomography

<sup>۵</sup> Radon

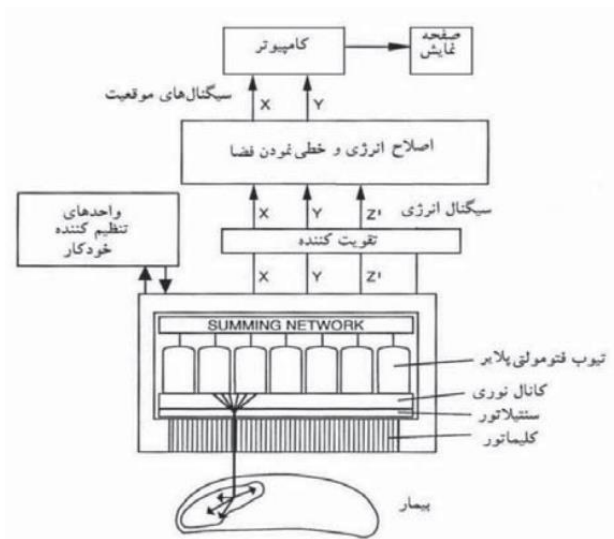
قبل از دهه‌های ۱۹۵۰ و ۱۹۶۰ به صورت کاربردهای عملی در اختر شناسی رادیویی و شیمی استفاده شد. با توسعه CT پرتوهای ایکس در اوایل سال‌های ۱۹۷۰ کاربردهای اولیه این اصول برای بازسازی تصاویر در تصویربرداری پزشکی به کار گرفته شد [۱۰].

## ۹-۱ اجزای سامانه دوربین سوسوزن

شکل (۴-۱) اصول اساسی شکل‌گیری تصویر توسط دوربین گاما را نشان می‌دهد. مولفه‌های اصلی آن، باریکه‌ساز، بلور سوسوزن  $\text{NaI(Tl)}$  با مساحت زیاد، هدایت‌کننده نوری و آرایشی از لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی است. دو ویژگی متفاوت شمارگر  $\text{NaI(Tl)}$  برای تشکیل تصویر به صورت غیر واضح وجود دارد. ویژگی ابتدایی شمارگر آن است که باریکه‌ساز تصویربرداری برای تعیین جهت پرتو گاما آشکار شده به کار می‌رود. باریکه‌ساز معمولاً شامل یک صفحه سربی با تعداد زیادی حفره است و به کمک کنترل پذیرش پرتوهای گاما، تصویری از توزیع پرتو گاما را بر روی سطح بلور  $\text{NaI(Tl)}$  ایجاد می‌کند. ویژگی دوم، بلور  $\text{NaI(Tl)}$  توسط آرایشی از لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی در عوض لامپ تکثیر کننده فوتونی منفرد، رصد می‌شود. سیگنال‌های لامپ PM، الکترونیک و یا مدار دیجیتال منطقی مکان را تغذیه می‌کند که قادر است مکان هر رویداد سوسوزن را در هنگام رخداد، با به کارگیری میانگین وزنی هر لامپ تکثیر کننده فوتونی معین می‌کند.

هر یک از رویدادها از طریق مدارهای تحلیل‌گر ارتفاع پالس از نظر انرژی بررسی می‌شوند. هنگامی که یک رویداد در داخل پنجره انرژی انتخابی قرار گیرد مکان  $X$  و  $Y$  سیگنال‌ها به یک رایانه منتقل می‌شود. مقادیر  $X$  و  $Y$  در یک آرایش دو بعدی مجزا از اجزای تصویر و یا پیکسل ذخیره می‌شود و تصویری از نمودار تعداد رویدادهای ممکن در هر مکان  $X$  و  $Y$  شکل می‌گیرد. مقدار زیادی از رویدادها برای شکل‌گیری تصویری قابل نمایش مورد نیاز است زیرا هر پیکسل باید مقدار کافی از شمارش برای دستیابی به یک سطح سیگنال به نوفه را به همراه داشته باشد. از آنجایی که تصاویر به صورت آرایش  $۶۴ \times ۶۴$  پیکسل و یا  $۱۲۸ \times ۱۲۸$  پیکسل شکل می‌گیرد شمارش مورد نیاز در حدود  $۱۰^۳$  تا  $۱۰^۴$  برابر

بزرگ‌تر از یک آشکارساز شمارشی ساده است.



شکل ۱-۴: اصول اساسی و اجزای دوربین گاما. در یک دوربین دیجیتال کامل، خروجی هر لامپ تکثیر کننده فوتونی (PM)، دیجیتاله هستند. مدارهای جمع‌زنی و مکان‌یابی و تحلیل‌گر ارتفاع پالس با پیاده‌سازی نرم‌افزار بر روی رایانه جایگزین می‌شوند [۱۱].

تصویرها بر روی یک نمایشگر رایانه که درخشندگی و کنتراست آن قابل تنظیم است و جدول‌های رنگی مختلفی برای آن وجود دارد، ارایه می‌شود. اگرچه پزشکی هسته‌ای مشابه با دیگر شیوه‌های رادیولوژی به تدریج به سوی یک محیط بدون فیلم پیش می‌رود، بیشتر پزشکان هنوز به نگاه مستقیم به تصویرهای فیلم بر روی جعبه‌های نوری معتقدند. بنابراین فیلم‌های ثبت کننده که می‌توانند تصویر نشان داده شده رایانه را بر روی یک فیلم عکاسی به ثبت برسانند هنوز به صورت گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرند.

بسیاری از دوربین‌های مدرن گاما به صورت دیجیتال هستند یعنی خروجی هر لامپ تکثیر کننده فوتونی مستقیماً توسط یک مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC) به صورت دیجیتال در می‌آیند. محاسبه مکان X-Y و ارتفاع پالس به صورت نرم‌افزاری و بر پایه سیگنال‌های لامپ تکثیر کننده فوتونی که به صورت دیجیتالی اند صورت می‌گیرد و خطا در انرژی و مکان به سبب نوفه و تغییر شکل پالس توسط مدار مکانی مربوطه زوده می‌شود. در این شیوه همچنین امکان بهبود در هم‌پوشانی پالس‌ها در آهنگ



شمارش بالا وجود دارد.

دوربین‌های گاما می‌توانند برای بررسی‌های تصویربرداری ایستا مورد استفاده قرار گیرند که تصویر یک توزیع رادیونوکلئیدی بدون تغییر در طی زمان تصویربرداری (در حد دقیقه) قابل ثبت است. تصاویر پیوسته از تمام بدن با بررسی به کمک دوربین گاما در طول تمام بدن بیمار قابل حصول است که می‌تواند با تغییر مکان دوربین و یا تخت بیمار به دست آید. اهمیت بالینی بررسی تمام بدن، شامل اسکن استخوان و تعیین مکان تومورها و متاستاز آنها در بدن است. دوربین گاما همچنین برای بررسی‌های تصویربرداری پویا که در آن تغییرات در توزیع رادیونوکلئید وجود دارد قابل به کارگیری است که این امر به کمک چندین تصویر در هر ثانیه صورت می‌پذیرد. این بررسی‌ها امکان کسب اطلاعات فیزیولوژیک مانند آهنگ جذب رادیاب‌ها و یا دفع آنها از یک عضو مورد نظر را فراهم می‌آورد. این تصاویر همچنین می‌توانند با سیگنال‌های دستگاه نوار قلب همراه شوند تا امکان تصویربرداری قلب را در مراحل متفاوت از چرخه قلبی فراهم کنند. این تصاویر ضربانی می‌تواند اطلاعات مهمی از عملکرد قلبی را به نمایش گذارند [۷].

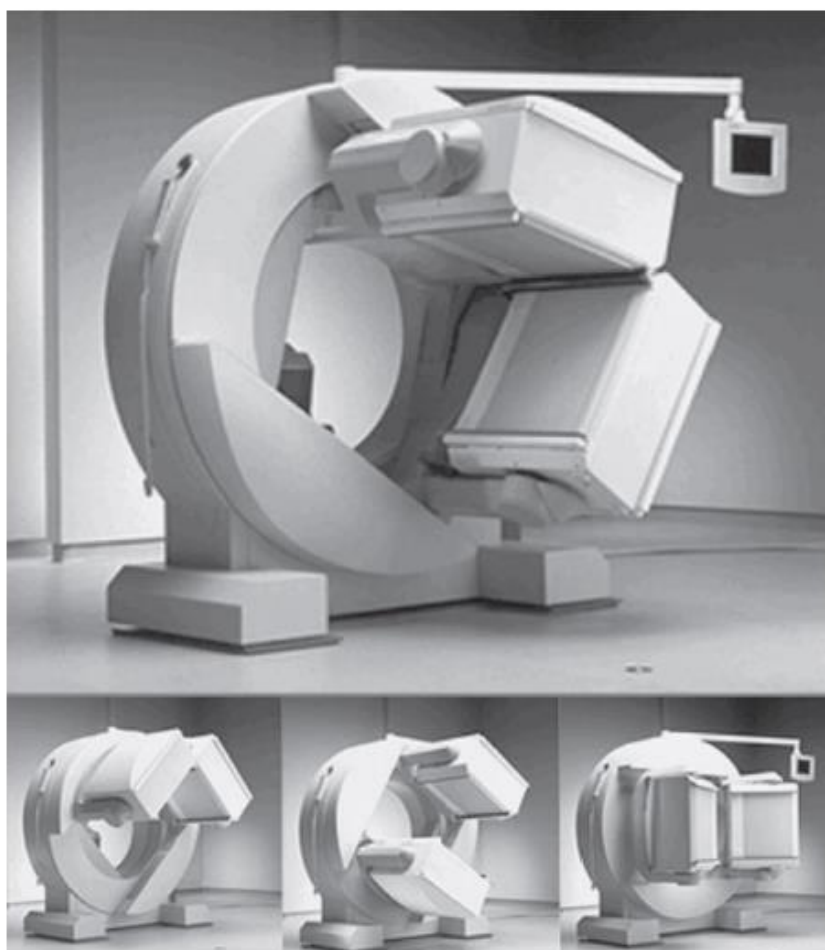
## ۱-۱۰ انواع دوربین‌های گاما و کاربردهای بالینی آنها

ساده‌ترین نوع دوربین گاما سامانه‌های تک-سر است (شکل ۱-۵). آنها شامل آشکارساز دوربین گاما است که بر روی یک متحرک سوار شده و امکان می‌دهد تا سر دوربین به صورت متحرک در نواحی مختلفی از بدن بیمار قرار گیرد. اغلب یک تخت قابل حرکت نیز امکان بررسی مطالعات تمام بدن را فراهم می‌کند. سر دوربین گاما اغلب بر روی یک متحرک قابل چرخش قرار می‌گیرد تا امکان مشاهده پیرامون بیمار فراهم شود. این ویژگی همچنین برای تولید تصاویر قطع‌نگاری و یا تصاویر سطح مقطعی از بدن، ضروری است.



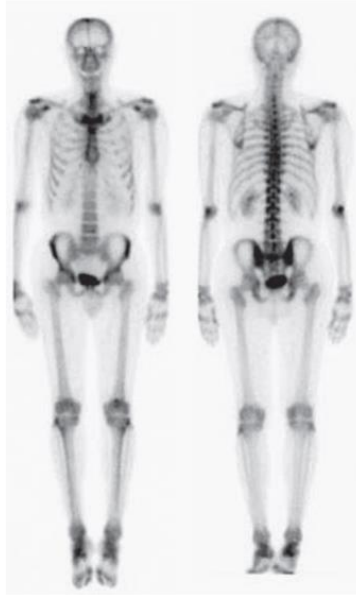
شکل ۱-۵: دوربین گامای تک - سر قرار گرفته بر روی نگهدارنده متحرک. دوربین به کمک رایانه کنترل می‌شود. مکان متحرک سر دوربین و تخت امکان به دست آوردن تصاویر از بخش‌های مختلف بدن را فراهم می‌کند [۱۱].

دوربین‌های گامای دوسر به صورت فزاینده‌ای عمومیت یافته‌اند. در این سامانه‌ها دو سر دوربین گاما بر روی پایه مدوری مانند آنچه که در شکل (۱-۶) نشان داده شده است، قرار می‌گیرد. معمولاً دو سر دوربین می‌تواند در نقاط مختلفی در پایه مدور قرار گیرد. یکی از مزایای آشکار دوربین‌های دو-سر، تصویربرداری از دو وجه متفاوت از بیمار در یک زمان معین است. برای مثال در تصویربرداری تمام بدن، دو آشکارساز می‌توانند در فاصله ۱۸۰ درجه‌ای از یکدیگر قرار گیرند تا تصویر وجه جلویی و عقبی را به صورت همزمان ارائه کنند.

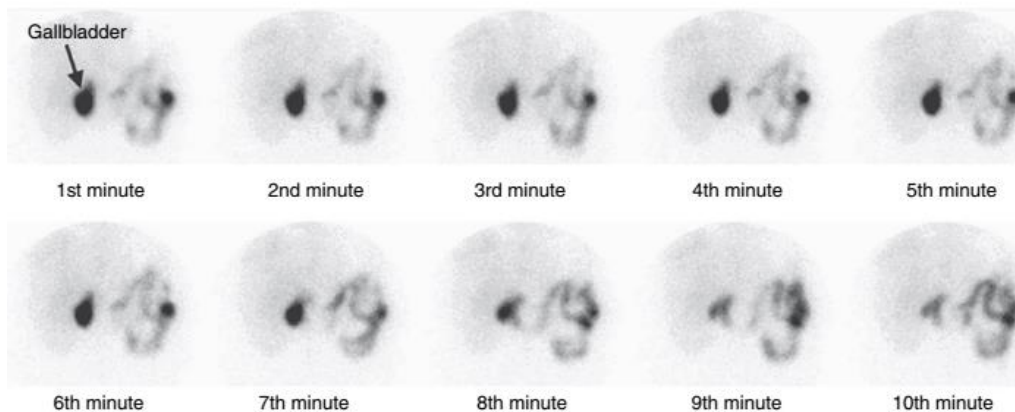


شکل ۱-۶: یک سامانه دوربین گامای دو سر (بالا). قابل ذکر است که سر دوربین می‌تواند در سمت‌گیری‌های متفاوت برای ارائه دو رصد همزمان یک عضو با بدن، قرار گیرد (زیرین) [۱۱].

نمونه‌ای از تصویر مسطح به دست آمده با سامانه‌های دوربین گاما در شکل (۱-۷) ارائه شده است. فرآیندهای دینامیک نیز می‌تواند به کمک استفاده از چندین تصویر مسطح در طول زمان اندازه‌گیری شوند. نمونه‌ای از بررسی‌های دینامیک در شکل (۱-۸) به نمایش در آمده است.



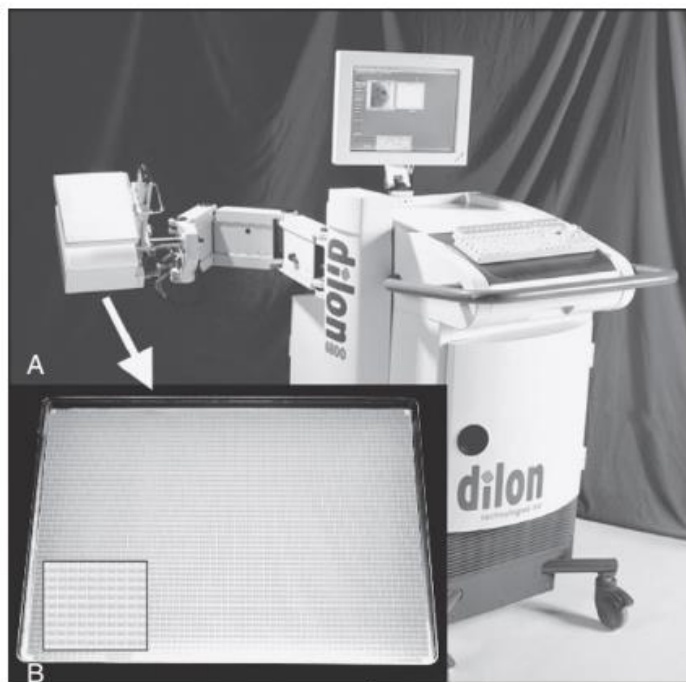
شکل ۱-۷: پویش استخوان به صورت تمام بدن با استفاده از  $^{99m}\text{Tc}$ . این تصاویر مسطح به کمک یک دوربین گامای دو-سر برای رصد قسمت جلو و قسمت پشت بدن به دست آمده است که می‌تواند به صورت همزمان باشد [۱۱].



شکل ۱-۸: تصاویر دوربین گامای مسطح بر روی ناحیه‌ای از کیسه صفرا که در پی تزریق به دست آمده است. در حدود ۷ دقیقه، کولسیستوکینین به بیمار داده می‌شود تا تخلیه کیسه صفرا را تحریک کند. آهنگ و دوره تخلیه می‌تواند از تسلسل دینامیک تصاویر مسطح اندازه‌گیری شود [۱۱].

دوربین‌های گامای یک-سر و دو-سر در آزمایشگاه‌های پزشکی هسته‌ای بسیار پرکاربرد هستند. با این وجود محدوده‌ای از دوربین‌های گامای مشخص برای هدف‌های تصویربرداری معین گسترش یافته‌اند. نمونه‌هایی از آنها، شامل سامانه‌هایی برای تصویربرداری از عضوهای کوچک (مانند تیروئید و سینه) و سامانه‌هایی همراه برای استفاده بیمارانی که به شدت بیمارند و قادر به حرکت به سوی مراکز پزشکی هسته‌ای نیستند (برای مراقبت‌های شدید)، است. معمولاً این سامانه‌ها دارای آشکارساز کوچکی

در سر خود هستند و ممکن است ساختمان آنها تخت نباشد. نمونه‌ای از دوربین‌های گامای فشرده در شکل (۹-۱) ارائه شده است. آشکارسازی معمولاً محدودهای از  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  تا  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  را اختیار می‌کند. برخی از فناوری‌های متفاوت که برای آشکارساز کوچک دوربین‌ها مورد توجه است شامل لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی  $\text{NaI(Tl)}$  معمولی، دوربین‌هایی بر پایه آرایشی از سوسوزن‌های  $\text{CsI(Tl)}$  و یا  $\text{NaI(Tl)}$  و با نمایش خروجی توسط آرایشی از دیوهای نوری سیلیکونی است.



شکل ۹-۱: یک سامانه دوربین گامای متحرک و متراکم. الف، سر دوربین گاما به بازوی معلق برای تثبیت موقعیت به صورت متحرک و آسان. ب، آرایش سوسوزن  $\text{NaI(Tl)}$  مش‌بندی است که به لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی کوچک و حساس به مکان متصل می‌شود تا سر آشکارساز را تشکیل دهد. هر عنصر در آرایه، ابعادی در حدود  $2 \times 2 \text{ mm}$  داشته و از همسایه‌های جانبی خود توسط ماده بازتابنده تفکیک شده است [۱۱].

برخی از گروه‌های تحقیقاتی به توسعه دوربین‌های گاما با توان تفکیک انرژی بالا برای تصویربرداری از حیوانات کوچک پرداخته‌اند. هدف فراهم کردن وسیله‌ای است که زیست‌شناسان برای دیدبانی ردیاب‌ها در درون تنی و به ویژه در موش‌های صحرایی و آزمایشگاهی از آن استفاده می‌کنند. بیشتر دیدگاه‌های مورد توجه شامل استفاده از باریکه‌سازهای بسیار کوچک برای فراهم کردن توان تفکیک فضایی بسیار بالاست. به کمک بزرگ‌نمایی زیاد،  $^{125}\text{I}$  به عنوان یک رادیونوکلئید جذاب برای

تصویربرداری از حیوانات کوچک محسوب می‌شود. انرژی پایین گسیل‌ها (۳۰-۳۵ keV) موازی کردن پرتوها را ساده‌تر می‌کند و شار مناسب پرتو گاما با توجه به سطح مقطع پراکندگی کم برای بدن موش می‌تواند بدون پراکنده شدن به سوی آشکارساز فرار کند و از طرف دیگر ترکیبات بسیاری از  $^{125}\text{I}$  نشاندار به صورت تجاری در دسترس هستند [۷].

# فصل دوم

فیزیک و تئوری‌های لازم

## ۱-۲ مقدمه

در این فصل به آن قسمت از اصول فیزیکی حاکم بر دستگاه پرداخته‌ایم که برای توضیح و تفسیر نتایج کارمان به آن نیازمندیم. همچنین در انتهای فصل سه پارامتر اساسی از آزمون‌های کنترل کیفی که مقرر شده بود تا در این پایان نامه انجام گیرد را برای آشنایی بیشتر بررسی خواهیم کرد.

## ۲-۲ شاخص‌های پراکندگی

میانگین یکی از مطمئن‌ترین شاخص‌های تمایل به مرکز است و به طور معمول اطلاع مناسبی از مجموعه داده‌های آماری را ارائه می‌دهد که برای بسیاری از تصمیم‌گیری‌ها کفایت می‌کند، ولی به تنهایی تصویری کامل و روشنی از ماهیت داده‌ها را در اختیار ما قرار نمی‌دهد. پراکندگی یا تنوع در داده‌ها خصوصیتی است که از روی شاخص‌های تمایل به مرکز مشخص نمی‌شود. از این‌رو وجود شاخص‌های آماری - که بر تنوع و پراکندگی دلالت می‌کنند و نیز وضعیت و توزیع مشاهدات را در اطراف شاخص‌های تمایل به مرکز نشان می‌دهد - ضروری است. از میان شاخص‌هایی که میزان پراکندگی را اندازه‌گیری می‌کنند، فقط وردایی (واریانس) و انحراف معیار را بررسی می‌کنیم.

### ۱-۲-۲ واریانس

روش حذف علامت جبری انحراف‌ها، روش مجذور کردن است. بنا به تعریف، میانگین مربع انحراف‌ها از میانگین را واریانس می‌گویند و آن را با  $V$  یا  $\sigma^2$  یا  $MS$  نشان می‌دهند. واریانس یکی از شاخص‌های مهم پراکندگی است که در تجزیه‌های آماری زیاد به کار می‌رود. واریانس یک تابع چگالی احتمال را بصورت زیر:

$$V(x) = \sigma^2 = \int_{-\infty}^{\infty} (x - m)^2 f(x) dx \quad (1-2)$$

و واریانس تابع توزیع جمعی را بصورت:



$$V(x) = \sigma^2 = \sum_{i=1}^N (x_i - m)^2 f(x_i) \quad (2-2)$$

بیان می‌کنیم.

## ۲-۲-۲ انحراف معیار

انحراف معیار جذر واریانس یا میانگین مربعات است و معتبرترین و متداول‌ترین شاخص برای نشان دادن متوسط پراکندگی مشاهدات حول میانگین به شمار می‌آید. انحراف معیار برای یک تابع چگالی احتمال بصورت:

$$\sigma = \sqrt{V(x)} \quad (3-2)$$

است. انحراف معیار متوسط پراکندگی در اطراف میانگین را نشان می‌دهد و حدود مجاز تغییرات از میانگین را مشخص می‌کند. از اینرو انحراف معیار به همراه میانگین دو مشخصه مهم برای توصیف منحنی نرمال و نیز مجموعه‌های آماری بزرگ خواهند بود.

## ۳-۲-۲ توزیع احتمال

یک توزیع احتمال، احتمال مربوط به هر مقدار متغیر تصادفی را بیان می‌کند.

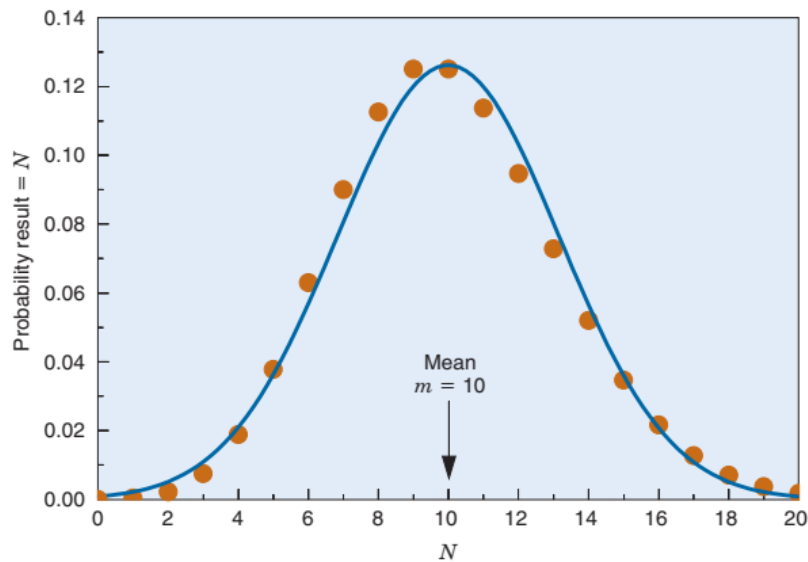
## ۱-۳-۲-۲ توزیع پواسون

فرض می‌کنیم یک نمونه پرتوزا، با عمر طولانی به صورت قابل تکرار تحت شرایط یکسان با سامانه شمارگری مناسب، شمارش شود. به دلیل آنکه آهنگ تجزیه نمونه پرتوزا از یک لحظه تا لحظه‌ای دیگر تغییرات تصادفی دارد، تعداد شمارش‌های ثبت شده در اندازه‌گیری‌های متوالی  $(N_1, N_2, N_3, \dots)$  یکسان نخواهد بود. نتایج متفاوت بدست آمده در هر یک از اندازه‌گیری‌ها ممکن است این پرسش را مطرح کند که کدامیک از نتایج واقعاً مقدار درست را نشان می‌دهد. یکی از روش‌ها، انجام تعداد زیاد اندازه‌گیری و استفاده از میانگین آنها به عنوان تقریبی از میزان درست است.

$\bar{N} \approx$  مقدار صحیح

$$\bar{N} = (N_1 + N_2 + \dots + N_n/n) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n N_i$$

که در آن  $n$  تعداد اندازه‌گیری‌های صورت پذیرفته است. متأسفانه انجام چندین اندازه‌گیری در آزمایش‌های عادی غیر عملی است و فرد باید خود را با یک اندازه‌گیری راضی کند. بنابراین این پرسش قابل طرح است که نتایج حاصل از یک اندازه‌گیری چه میزان به عنوان تقریبی از مقدار درست قابل اطمینان است؟ و یا به عبارت دیگر، عدم دقت در این نتایج به چه میزان است؟ پاسخ به این پرسش وابسته به تابع توزیع نتایج اندازه‌گیری است. در شکل زیر می‌توان منحنی توزیع متداول را برای اندازه‌گیری‌های شمارش تابشی مشاهده کرد. نقطه‌های صلب، نتایج متفاوت قابل حصول (مثلاً تعداد شمارش‌های ثبت شده) را به احتمال به دست آوردن هر یک نشان می‌دهد. میزان احتمال در یک مقدار میانگین ( $m$ ) که میزان درست اندازه‌گیری هاست به قله‌ی خود می‌رسد.



شکل ۲-۱: توزیع گوسین (—) و پواسون (●) برای میانگین  $m$  و واریانس،  $\sigma^2 = 10$  [۱۱].

بنابراین اگر تعداد زیادی اندازه‌گیری انجام شود و نتایج آن‌ها میانگین‌گیری شود می‌توان چنین بدست آورد:

$$\bar{N} \approx m \quad (5-2)$$

نقطه های صلب در شکل در ریاضیات با توزیع پواسون توصیف می‌شوند. برای این توزیع احتمال به دست آوردن یک مقدار معین  $N$  هنگامی که مقدار واقعی  $m$  است با رابطه زیر به دست می‌آید:

$$P(N; m) = e^{-m} m^N / N! \quad (6-2)$$

احتمال اینکه نتایج اندازه‌گیری نزدیک به  $m$  باشد بستگی به عرض نسبی یا تفرق و پراکندگی منحنی توزیع دارد و (همان طور که گفته شد) وابسته به پارمتری به نام واریانس توزیع است. واریانس عددی است که تقریباً ۶۸٪ نتایج اندازه‌گیری در داخل محدوده انحراف معیار (جذر واریانس) نسبت به مقدار درست  $m$  قرار می‌گیرد. برای توزیع پواسون، واریانس توسط رابطه زیر داده می‌شود:

$$\sigma^2 = m \quad (7-2)$$

با داشتن نتیجه یک اندازه‌گیری منفرد، ( $N$ )، نمی‌توان مقدار دقیق  $m$  و یا  $\sigma$  را شناخت؛ اما به طور معقول می‌توان فرض کرد که  $n \approx m$  و از آن‌رو:

$$SD = \sigma \approx \sqrt{N} \quad (8-2)$$

با این وجود می‌توان گفت که اگر نتیجه اندازه‌گیری  $N$  باشد، پس ۶۸٪ شانس وجود دارد که مقدار درست اندازه‌گیری‌ها در محدوده  $N \pm \sqrt{N}$  قرار گیرد. که به آن (محدوده قابل اطمینان ۶۸٪) برای  $m$  گفته می‌شود. یعنی ۶۸٪ اطمینان می‌رود که  $m$  در بازه  $N \pm \sqrt{N}$  قرار گیرد [۱۱].

## ۲-۳-۲-۲ توزیع احتمال نرمال (گوسی)

توزیع احتمال نرمال یا بطور خلاصه توزیع نرمال مهم‌ترین نوع از توزیع‌های احتمال متغیر تصادفی پیوسته است. این توزیع برای اولین بار توسط کارل فریدریش گوس<sup>۱</sup> مطالعه شد و به آن توزیع گاوسی نیز می‌گویند. توزیع هر متغیری که ناشی از تجمع اثرهای کوچک افزایشی باشد با توزیع نرمال قابل

---

<sup>۱</sup> Carl Friedrich Gauss

توجیه است.

اهمیت دیگر توزیع نرمال، مبنای بودن آن در آمار استنباطی است و آن هم به دلیل رابطه‌ای است که توزیع نرمال با حد مرکزی دارد.

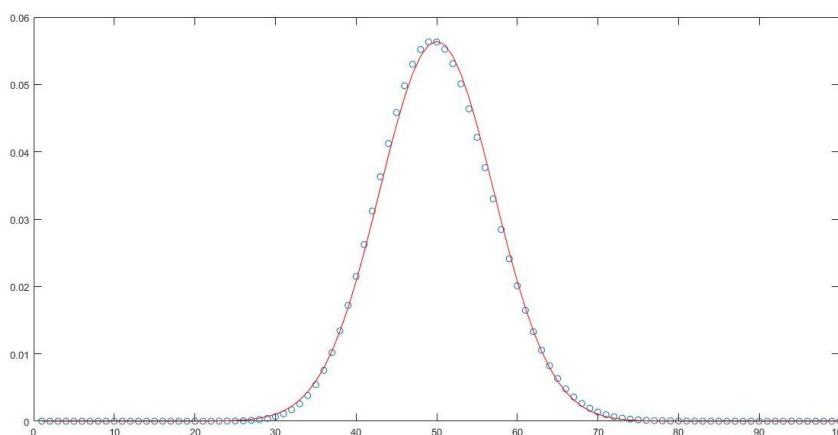
## ۲-۳-۳ ویژگی‌های توزیع نرمال

متغیر تصادفی  $x$  دارای توزیع نرمال است، و به آن متغیر تصادفی نرمال گفته می‌شود، اگر و تنها اگر چگالی احتمال آن به صورت:

$$G(x) dx = \frac{1}{(\sqrt{2\pi})\sigma} \exp\left[-\frac{(x-m)^2}{2\sigma^2}\right] dx \quad (۹-۲)$$

باشد که در آن  $\pi = ۳/۱۴$  و  $\exp = ۲/۷۲$  ثابت‌های ریاضی هستند.

با استفاده از نرم افزار متلب و با توجه به فرمول‌های (۲-۹) و (۲-۶) برای میانگینی با مقدار ۵۰ نمودار پواسون و گوسین آن را رسم کردیم که شکل (۲-۲) نشان دهنده این نمودار می‌باشد. نمودار خطی مربوط به فرمول گاوسی و نقاط مربوط به فرمول پواسون می‌باشد.



شکل ۲-۲: رفتار توابع پواسون و گوسی. نمودار خطی مربوط به فرمول گاوسی و نقاط دایره‌ای شکل مربوط به فرمول پواسون می‌باشد که با نرم افزار متلب رسم شده است.

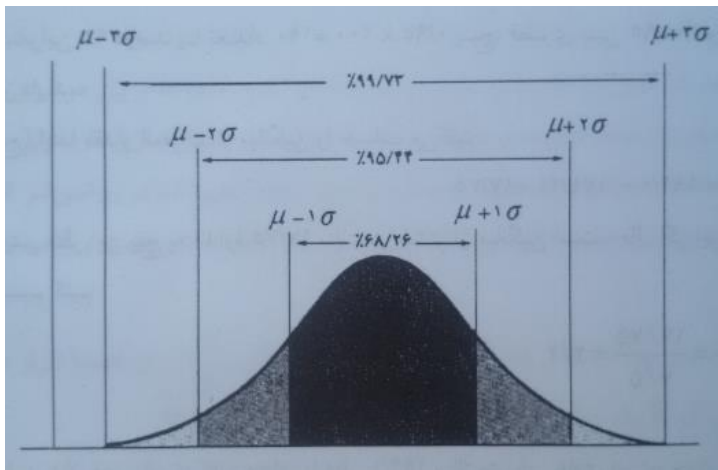
حال اگر بخواهیم در مورد خواص چگالی احتمال صحبت کنیم بایستی به موارد زیر اشاره کنیم:

الف) منحنی توزیع نرمال زنگوله‌ای شکل بوده و نسبت به خط  $x = m$  متقارن است، و کل سطح زیر منحنی برابر یک است.

ب) منحنی نرمال در  $x = m$  ماکزیمم دارد و دارای دو نقطه عطف به طول‌های  $x = m - \sigma$  و  $x = m + \sigma$  است.

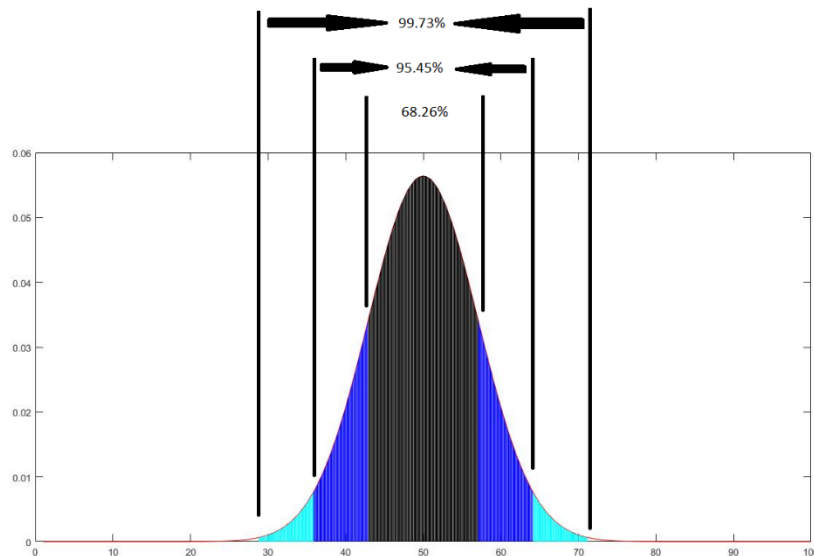
ج) در یک توزیع نرمال انتظار می‌رود که ۶۸/۲۶ درصد داده‌ها در فاصله یک انحراف معیار در دو طرف میانگین قرار گیرند. یعنی ۶۸/۲۶ درصد از مشاهدات در فاصله  $(m \pm \sigma)$  قرار می‌گیرند. همچنین در این توزیع ۹۵/۴۴ درصد از مشاهدات در فاصله دو انحراف معیار در دو طرف میانگین  $(m \pm 2\sigma)$  واقع می‌شوند و سرانجام ۹۹/۷۳ درصد از داده‌ها در فاصله سه انحراف معیار  $(m \pm 3\sigma)$  در دو طرف میانگین قرار دارند [۱۲].

شکل (۳-۲) نمایی از سه خواص یاد شده در قالب یک تصویر می‌باشد.



شکل ۳-۲: نمایی از خواص توزیع نرمال [۱۲].

با استفاده از نرم افزار متلب دوباره به محاسبه این مقادیر پرداختیم که نتیجه آن شکل (۴-۲) شد.



شکل ۲-۴: محاسبه نواحی مختلف مربوط به توزیع نرمال. اعداد به ترتیب از پایین به بالا مربوط به نواحی  $m \pm \sigma$ ،  $m \pm 2\sigma$  و  $m \pm 3\sigma$  می باشد که توسط نرم افزار متلب ساخته شده است.

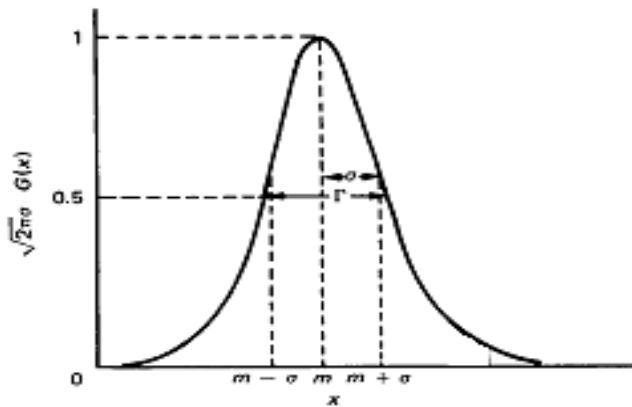
رابطه این موضوع با مبحث پایان نامه در بخش تنظیمات پنجره انرژی می باشد. زمانی که چشمه رادیواکتیو تکنسیوم را در معرض دستگاه اسپکت می گذاریم نموداری مشابه با شکل (۲-۴) در اختیار ما می گذارد. با این تفاوت که نمودار افقی انرژی گاما و نمودار عمودی معرف تعداد گاماها می باشد. پیک قله در آن نمودار برای انرژی ۱۴۰ keV می باشد چرا که گامای ساطع شده از عنصر تکنسیوم دارای این انرژی است. اما از آنجایی که این گاما در مسیر عبوری از چشمه تا آشکارساز دستگاه اسپکت دچار تغییراتی می شود، بنابراین بعضی از گاماها انرژی خود را از دست می دهند. با این تفاسیر بایستی برای دستگاه تعریف کنیم که گاماها با چه انرژی هایی را مد نظر قرار داده و اطلاعاتش را بررسی کند. با توجه به مطالب گفته شده در این بخش نتیجه میگیریم که محدوده  $m \pm \sigma$  بهترین محدوده برای تنظیم پنجره انرژی می باشد چراکه بیش از پنجاه درصد داده ها در این محدوده قرار دارند.

### ۲-۲-۴ تمام پهنا در نیم بیشینه ( $FWHM^1$ )

این کمیت را که معمولاً با نماد  $\Gamma$  نشان داده می شود، پهنای توزیع گوسی در مکان نیم بیشینه

<sup>۱</sup>- Full Width at Half Maximum

آن است. پهنای  $\Gamma$  اندکی بزرگتر از  $2\sigma$  است.



شکل ۲-۵: نمایی از نقطه تمام پهنا در نیم بیشینه [۱۳].

رابطه درست بین این دو معادله از معادله گوسی با نوشتن

$$G\left(m - \frac{\Gamma}{2}\right) = G\left(m + \frac{\Gamma}{2}\right) = \frac{1}{2}G(m) \quad (10-2)$$

بدست می‌آید. از حل این معادله برای  $\Gamma$  خواهیم داشت:

$$\Gamma = (2\sqrt{2\ln 2})\sigma \approx 2.35\sigma \quad (11-2)$$

پهنا، یک پارامتر خیلی مهم در اندازه گیری‌های توزیع انرژی ذرات است [۱۳].

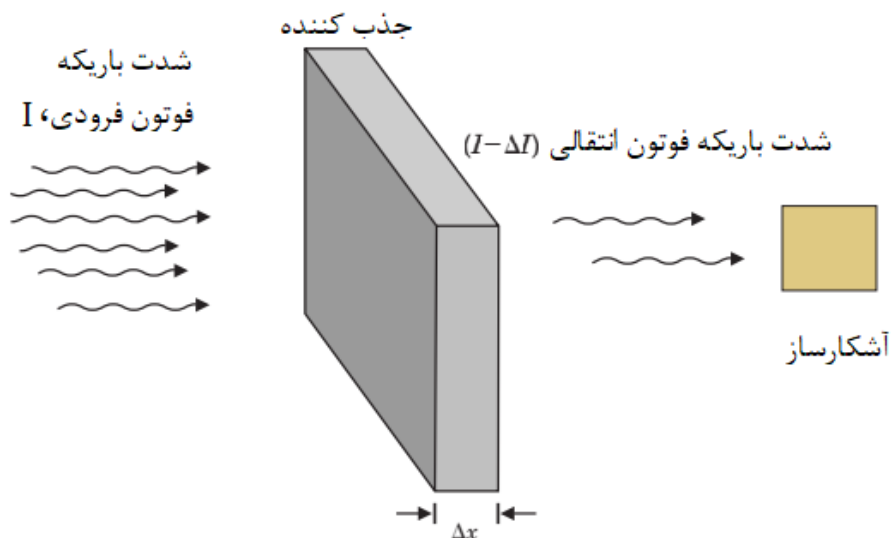
## ۳-۲ ضرایب تضعیف

هنگامی که یک فوتون از ضخامت ماده جذب کننده می‌گذرد، برهمکنش‌هایی را تجربه می‌کند که به انرژی، ترکیب و ضخامت ماده جذب کننده بستگی دارد. وابستگی به ضخامت نسبتاً ساده است. هرچه مقدار جذب کننده ضخیم‌تر باشد، احتمال رخداد برهمکنش بیشتر خواهد شد. اما وابستگی به ترکیب جذب کننده و انرژی فوتون بیشتر است. در شکل (۲-۶) باریکه‌ای از فوتون‌ها با شدت  $I$  (cm<sup>2</sup>.sec) / فوتون) به طور مستقیم به یک ماده جذب کننده با ضخامت  $\Delta x$  می‌تابد. به دلیل اثرات نوع ترکیب ماده جذب کننده و انرژی فوتون، در ابتدا فرض می‌کنیم این ماده شامل عنصری منفرد با عدد اتمی  $Z$

باشد و باریکه به صورت تک انرژی با مقدار  $E$  بر آن بتابد. یک آشکارساز فوتونی شدت باریکه تراگسیل شده را ثبت می‌کند. این ثبت با فرض عدم برهمکنش فوتون با ماده جذب کننده صورت می‌گیرد. کسر کاهش یافته در شدت باریکه ( $\Delta I/I$ ) مطابق رابطه زیر با ضخامت جذب کننده  $\Delta x$  رابطه دارد:

$$\Delta I/I \approx -\mu_1 \times \Delta x \quad (12-2)$$

علامت منفی از کاهش شدت باریکه با افزایش ضخامت جذب کننده، حکایت دارد. کمیت  $\mu_1$  ضریب تضعیف خطی جذب کننده نامیده می‌شود. ابعاد آن  $\text{cm}^{-1}$  (ضخامت) است و معمولاً به صورت  $\text{cm}^{-1}$  بیان می‌شود. این کمیت بیان کننده جذب کننده ماده جاذب است.



شکل ۲-۶: اندازه‌گیری باریکه فوتونی انتقالی [۱۱].

تراگسیل باریکه فوتونی از یک جذب کننده ضخیم که در آن احتمال برهم‌کنش فوتون کم نیست (بیشتر از ۱۰٪) به آرایش هندسی چشمه فوتونی، ماده جذب کننده و آشکارساز وابسته است. به ویژه، تراگسیل وابسته به آن است که آیا فوتون‌های پراکنده شده، به عنوان بخشی از باریکه تراگسیل شده، ثبت می‌شوند. آرایشی که برای کمینه‌سازی ثبت فوتون‌های پراکنده شده زیادی به ثبت برسند، هندسه باریکه پهن نام دارد. (آنها همچنین به ترتیب هندسه خوب و هندسه ضعیف نیز نامیده می‌شوند). شکل (۷-۲) مثال‌هایی از این هندسه‌ها را نشان می‌دهد.

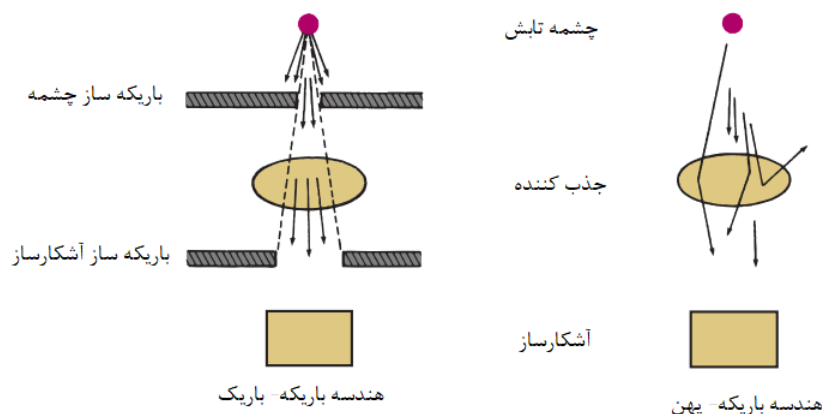


شرایط هندسه باریکه- باریکه معمولاً نیازمند آن است که باریکه توسط یک منفذ کوچک بر روی چشمه، موازی شود، بدین ترتیب باریکه- باریکی از فوتون‌ها به سمت ماده جذب کننده هدایت می‌شود. این عمل، احتمال برخورد فوتون‌ها به اجسام اطراف (مانند دیوارهای اتاق یا دیگر بخش‌های دستگاه اندازه‌گیری) و پراکنده شدن به سمت آشکارساز را به حداقل می‌رساند. موازی‌ساز مناسب باریکه بر روی آشکارساز، کمک می‌کند تا از ثبت فوتون‌هایی که چندین بار در جذب کننده پراکنده می‌شوند، جلوگیری شود. علاوه بر آن، بهتر است که جذب کننده تقریباً در وسط چشمه و آشکارساز قرار گیرد.

تحت شرایط حاکم بر هندسه باریکه- باریک، تراگسیل یک باریکه فوتون تک انرژی از میان یک جذب کننده توسط یک معادله نمایی توصیف می‌شود.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_1 x} \quad (2-13)$$

که در آن  $I(x)$  شدت باریکه تراگسیلی از میان یک ضخامت  $x$  جذب کننده،  $I_0$  شدت ثبت شده در صورت عدم وجود جذب کننده و  $\mu_1$ ، ضریب تضعیف خطی جذب کننده به ازای انرژی فوتون مورد نظر است، برخلاف ذرات باردار، فوتون‌ها برد بیشینه معینی ندارند. همواره، احتمال نسبتاً محدودی وجود دارد که فوتونی حتی در ضخیم‌ترین جذب کننده هم نفوذ کند (یعنی،  $I(x)$  در معادله (2-13) هرگز به صفر نمی‌رسد).



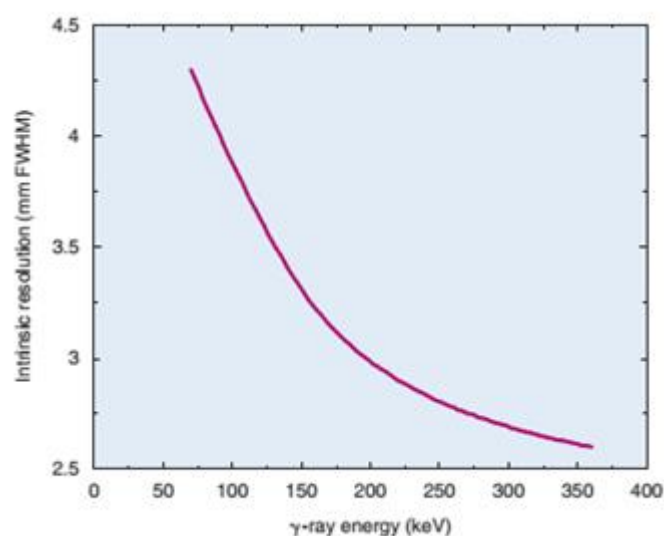
شکل ۲-۷: هندسه باریکه- باریک و باریکه- پهن برای اندازه‌گیری تضعیف باریکه. هندسه باریکه- باریک به گونه‌ای طراحی شده تا تعداد فوتون‌های پراکنده شده به ثبت رسیده را کاهش دهد [۱۱].

## ۴-۲ توان تفکیک ذاتی

محدودیت‌های بدست آمده توسط آشکارساز و الکترونیک دستگاه، با چشم پوشی از تاری مضاعف ایجاد شده توسط باریکه‌ساز را توان تفکیک فضایی ذاتی می‌نامند.

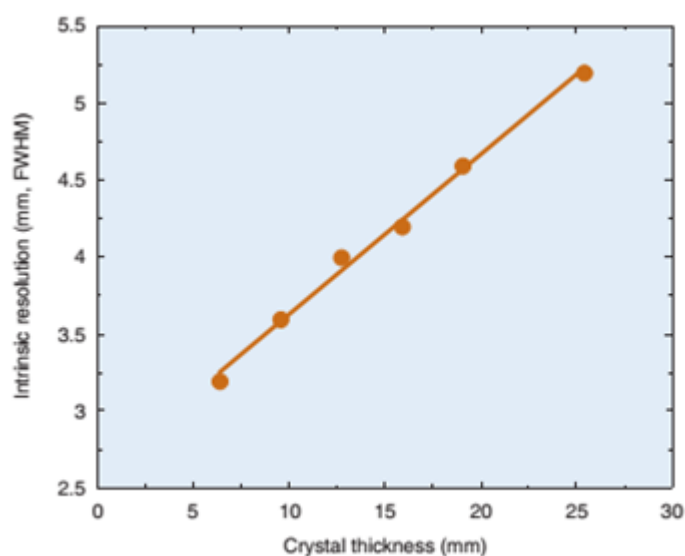
اصلی‌ترین عامل در محدودیت توان تفکیک ذاتی، افت و خیزهای آماری در توزیع فوتون‌های نوری در لامپ تکثیر کننده فوتونی (PM) از یک رویداد سوسوزن تا دیگری است. اگر یک لامپ تکثیر کننده فوتونی مشخص به طور میانگین  $N$  فوتون نوری از رویداد تولید شده در مکان معین در بلور آشکارساز ثبت کند تعداد وقایع ثبت شده از یک رویداد تا رویداد بعدی با انحراف معیار آن  $\sqrt{N}$  متفاوت است. بنابراین اگر یک باریکه بسیار نازک از پرتو گاما مستقیماً بر روی نقطه‌ای از آشکارساز بتابد مکان هر رویداد با مدار مکان یا الگوریتم رایانه‌ای معین می‌شود که کاملاً دقیق نیست، و آنها در یک ناحیه مشخص توزیع می‌شوند که اندازه آن وابسته به اندازه افت و خیزهای آماری است.

توان تفکیک ذاتی با افزایش انرژی پرتو گاما تنزل می‌یابد که این تنزل به معنای بهبود در کیفیت تصویر است. زیرا گاماها با انرژی پایین، تعداد کمتری فوتون نوری به ازای هر رویداد سوسوزن تولید کنند و تعداد کمتری فوتون نوری منجر به افزایش افت و خیزهای آماری در توزیع آنها می‌شود. تغییرات توان تفکیک ذاتی به عنوان تابعی از انرژی پرتو گاما در شکل (۲-۸) نشان داده شده است.



شکل ۲-۸: توان تفکیک فضایی دوربین گاما به صورت تابعی از انرژی پرتو گاما به صورت تابعی از انرژی پرتو گاما برای بلوری با ضخامت ۶/۳ mm از جنس NaI(Tl) [۱۴].

توان تفکیک ذاتی همچنین وابسته به ضخامت بلور آشکارساز است. آشکارسازهای با ضخامت بیشتر سبب گستردگی بیشتر نور سوسوزن، قبل از رسیدن به لامپ تکثیر کننده فوتونی می‌شود. علاوه بر این، احتمال بیشتری در آشکارسازی رویدادهای پراکندگی چندگانه در آشکارسازهای ضخیم، و به ویژه در استفاده از رادیونوکلئیدهای با انرژی بالاتر وجود دارد. شکل (۲-۹) نموداری از توان تفکیک فضایی ذاتی را نسبت به ضخامت بلور برای پرتوهای گاما ۱۴۰ keV نشان می‌دهد.



شکل ۲-۹: توان تفکیک فضایی ذاتی دوربین گاما در انرژی ۱۴۰ keV به صورت تابعی از ضخامت بلور [۱۵].

بهترین توان تفکیک ذاتی گزارش شده برای دوربین‌های گاما با میدان دید وسیع، دارای FWHM<sup>۱</sup> کمتر از ۳ mm در انرژی ۱۴۰ keV (<sup>۹۹m</sup>Tc) است.

## ۲-۵ یکنواختی تصویر

با پرتودهی یک بلور با شار یکنواختی از تابش، تصویری ایجاد می‌شود که به اصطلاح تصویر میدان اغتشاشی نامیده می‌شود که شامل شدت‌های غیر یکنواخت کوچکی است که حتی با کارکرد مناسب دوربین نیز به وجود می‌آید. این تغییرات ممکن است همسان با  $\pm 10\%$  و یا بیشتر در آهنگ شمارش باشد. تصاویر میدان اغتشاشی ذاتی با برداشتن باریکه‌ساز از سطح آشکارساز و قرار دادن یک چشمه نقطه‌ای در فاصله‌ای به اندازه کافی دور از آشکارساز (فاصله‌ای در حدود ۴-۵ برابر قطر آشکارساز) برای ایجاد تابش یکنواخت، حاصل می‌شود. تصاویر میدان اغتشاشی خارجی با قرار دادن باریکه‌ساز و با استفاده از یک دیسک و یا فانتوم مسطح که سطح آشکارساز را بپوشاند به دست می‌آید. <sup>۶۰</sup>Co و <sup>۹۹m</sup>Tc دو چشمه متداول برای اندازه‌گیری میدان اغتشاشی هستند.

نخستین عامل بازده غیر یکنواخت آشکارسازی به دلیل تفاوت کوچک در طیف ارتفاع پالس لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی مختلف و وابستگی مکانی بازده جمع‌آوری نور سوسوزن است که به ویژه برای رویدادهایی که در فاصله میان لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی و نواحی مرده میان آنها در قیاس با رویدادی در مرکز لامپ تکثیر کننده فوتونی رخ می‌دهد، مطرح هستند. تفاوت در پاسخ لامپ تکثیر کننده فوتونی با انتخاب مناسب و تنظیم دقیق تمامی لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی یک دوربین انگر می‌تواند به مقدار حداقل برسد اما اثر وابستگی مکانی بر روی طیف ارتفاع پالس همچنان باقی می‌ماند. اگر یک پنجره ارتفاع پالس ثابت برای همه پالس‌های خروجی به کار رود نتیجه، یک تفاوت محسوس در بازده آشکارسازی به سبب تفاوت در سهم پنجره برای نواحی مختلف بلور است.

از دیگر مشخصه‌های غیر یکنواختی، ایجاد یک حلقه روشن در اطراف لبه‌های تصویر است. این

---

<sup>۱</sup> Full Width at Half Maximum

نقص که اصلاح لبه‌ای نامیده می‌شود حاصل یک بازه جمع‌آوری بیشتر نور برای رویدادهای نزدیک به لبه نسبت به نواحی مرکز بلور است، که نتیجه بازتاب داخلی نور سوسوزن از کناره‌های بلور آشکارساز به نزدیکی لبه‌های لامپ تکثیر کننده فوتونی و داخل آن است. همچنین برای رویدادهایی که در جهت مرکز بلور روی می‌دهند معمولاً لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی در دو سوی ناحیه برهمکنش وجود دارد در حالی که در لبه‌های بلور به صورت یکنواخت توزیع نمی‌شوند و آمیخته با دگرپسی اصلاح لبه‌ای به سمت مرکز کشیده می‌شوند. بخشی از این تصویر که این نوع از نقص را در خود نشان می‌دهد معمولاً در نمایش تصویر محو می‌شود و در قسمت مفید میدان دید (UFOV) آشکارساز قرار نمی‌گیرد. معمولاً حدود ۵ cm و یا بیشتر از قطر آشکارساز با ماسک محو می‌شود. هنگام مشخص کردن قطر دوربین گاما، تمایز میان قطر فیزیکی بلور و قطر مفید مساحت تصویر مورد اهمیت است.

هر دو نقص غیر یکنواختی و اصلاح لبه‌ای وابسته به الگوی توزیع نور سوسوزن در سطح لامپ های تکثیر کننده فوتونی است. به این دلیل آنها مولفه‌های مستقل از انرژی هستند. هنگامی که دوربین گاما برای رادیونوکلئیدهایی با انرژی بالاتر به کار رود، برهمکنش به طور متوسط در نواحی عمیق‌تری از بلور و نزدیک به لامپ تکثیر کننده فوتونی اتفاق می‌افتد. این فرآیند باعث توزیع نازک‌تری از نور بر روی لامپ تکثیر کننده فوتونی شده و معمولاً منجر به بدتر شدن غیر یکنواختی آشکارساز می‌شود. یکنواختی کلی بر اساس شمارش بیشینه و کمینه در تصویر است و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$(۱۴-۲) \quad \text{شمارش پیکسل کمینه} - \text{شمارش پیکسل بیشینه} \\ (\%) \text{ یکنواختی کلی} = 100 \times \frac{\text{شمارش پیکسل کمینه} + \text{شمارش پیکسل بیشینه}}$$

این کمیت برای UFOV و CFOV محاسبه می‌شود. میزان یکنواختی کلی معمولاً کمتر از ۴ درصد است. یکنواختی جزئی بر اساس تغییر در پنج پیکسل متوالی در طول تمام ستون و سطرهای تصویر است که مطابق رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$(۱۵-۲) \quad \text{پایین‌ترین} - \text{بالاترین} \\ (\%) \text{ یکنواختی جزئی} = 100 \times \frac{\text{پایین‌ترین} + \text{بالاترین}}$$

((بالاترین)) اشاره به بیشترین تفاوت شمارش برای هر پنج پیکسل متوالی (سطر و یا ستون) در تصویر و ((پایین ترین)) اشاره به تفاوت شمارش کمینه برای هر پنج پیکسل متوالی دارد [۱۶].

## ۲-۶ حساسیت

حساسیت سطحی توصیف کننده احتمال آشکار کردن یک فوتون ورودی بر روی آشکارساز می باشد. حساسیت سطحی به طور معمول به عنوان نرخ شمارش در واحد اکتیوته برای قطر تعریف شده ی یک چشمه رادیواکتیو مسطح در یک فاصله ی تعریف شده از بلور بدون موازی ساز (حساسیت ذاتی)، یا از وجه موازی ساز (حساسیت سیستم)، در نظر گرفته می شود.

به طور کلی، حساسیت ذاتی رابطه ی مستقیمی با ضخامت بلور و پهنا ی پنجره <sup>۱</sup>PHA و رابطه ی معکوسی با انرژی فوتون دارد. حساسیت سیستم نیز رابطه ی مستقیمی با نسبت ناحیه ای از بلور که با سپتا موازی ساز پوشیده نشده به کل ناحیه بلور و رابطه ی معکوسی با ضخامت موازی ساز دارد.

عوامل اصلی که سبب کاهش حساسیت صفحه ای ذاتی می شوند، شامل: مقدار از دست رفته شمارش ناشی از نرخ شمارش بالا، تنظیم ضعیف بهره تقویت فوتومولتی پلایرها، نقص یک یا چند فوتومولتی پلایر، غیر خطی بودن فضایی، نقص یا زوال بلور، جدایی فیزیکی هادی لامپ فوتومولتی پلایر از بلور و تنظیم ناصحیح موقعیت یا پهنا ی پنجره PHA می باشد [۱۶].

---

<sup>۱</sup> Puls Height Analyse

# فصل سوم

فانتوم‌ها در پزشکی هسته‌ای

## ۱-۳ مقدمه

در این فصل قصد داریم با مفهومی به نام فانتوم در پزشکی هسته‌ای آشنا شویم. از این رو ابتدا با تاریخچه و تعاریف و دسته بندی آن آشنا شده و در ادامه با برخی از فانتوم‌های دوربین گاما و اسپکت آشنا می‌شویم.

## ۲-۳ تاریخچه فانتوم

تاریخ استفاده از فانتوم‌ها به اوایل قرن بیستم میلادی برمی‌گردد. در دهه ۱۹۲۰ میلادی، مخازن آب و بلوک موم اغلب برای آزمایشات با پرتو X مورد استفاده قرار می‌گرفت و تا به امروز این مواد هنوز هم در برنامه‌های خاصی استفاده می‌شود. در دهه ۱۹۶۰ میلادی، بافت‌های جایگزین قابل اعتمادتر و فانتوم‌های پیچیده‌تری ظاهر شدند. امروزه، فانتوم در انجام کارهای متعدد در زمینه تصویربرداری تشخیصی و پرتو درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. این فانتوم‌ها شامل ارزیابی عملکرد تجهیزات تصویربرداری، اندازه‌گیری دوز تابش در طول درمان، تعلیم روش‌های هدایت تصویر، تعمیر و نگهداری تجهیزات در همین زمینه می‌باشد. فانتوم‌های فیزیکی دارای ابزارهای ضروری برای فیزیک پزشکیها می‌باشد تا بتوانند سیستم‌های تصویربرداری پزشکی را بررسی و یا ارزیابی کنند. این فانتوم‌ها ابزاری را فراهم می‌کند تا نه فقط به صورت کیفی بلکه به صورت کمی هم عملکرد مشخصه‌های سیستم‌های تصویربرداری پزشکی مشخص شود. به عنوان مثال فانتوم‌های فیزیکی ممکن است در داده‌هایی که با یک پوشگر واقعی گرفته می‌شود، مزیت بیشتری نسبت به مدل‌های محاسباتی داشته باشند و باعث تاثیر بر پارامترهای اثر گذار در فرآیند تشخیص فوتون باشند. با این حال یکی از مشکلات عمده فانتوم‌های فیزیکی، مشکل شبیه‌سازی در تغییر اکتیویته بر حسب زمان در یک عضو است. به عنوان مثال، فانتوم‌هایی که حرکت قلب را شبیه‌سازی می‌کنند، به طور تجاری در دسترس هستند و یا توسط محققان در موسسات مختلف توسعه می‌یابند، و یا فانتوم‌هایی که شبیه‌سازی فرآیندهای فیزیولوژی مانند تنفس که ساختن آنها دشوار است و بطور گسترده در دسترس نیستند. بعضی از این فانتوم‌ها که



به عنوان فانتوم‌های آزمون شناخته شده هستند، مشخصات فیزیکی به همراه توضیح مختصری از هدف آنها مورد بررسی قرار می‌گیرد.

### ۱-۲-۳ فانتوم‌های فیزیکی

فانتوم ابزاری ضروری برای اندازه‌گیری کنترل کیفی است. از فانتوم‌ها برای ارزیابی سیستم‌های تصویربرداری تشخیصی، و همچنین به دلایل دیگری در حفاظت از تابش، رادیوبیولوژی و پرتو درمانی استفاده می‌شود. فانتوم‌ها می‌توانند گرم (شامل مقدار قابل توجهی از رادیواکتیویته) و یا سرد (بدون رادیواکتیویته) برای اندازه‌گیری برهم‌کنش تابشی اولیه باشند. فانتوم‌های استفاده شده در پزشکی هسته‌ای معمولاً با یک رادیوایزوتوپ تزریق می‌شوند که به شکل ساختار یک عضو یا بافت که حاوی یک رادیوتراپی خاص می‌باشد، شبیه‌سازی شده‌اند. در حالیکه فانتوم‌های کنترل کیفی مقطع نگاری رایانه‌ای (CT) تابش ایکس، برای اندازه‌گیری CT مقدار آب و یا دیگر مواد با شبیه‌سازی انواع مختلف بافت به کار گرفته می‌شوند.

انجمن<sup>۱</sup> ICRU (کمیسیون بین‌المللی واحدهای تابش و اندازه‌گیری)، فانتوم‌های نرم افزاری با تعریف‌های متقابلی به عنوان فانتوم‌ها و مدل‌های محاسباتی مورد تمایز قرار می‌دهد. فانتوم‌ها می‌توانند تحت سه دسته براساس کاربرد عمده‌ای که دارند تقسیم‌بندی شوند:

فانتوم‌های دزیمتری، کالیبراسیون و تصویربرداری. فانتوم‌های دزیمتری برای اندازه‌گیری دوز جذب شده استفاده می‌شوند در حالیکه، فانتوم‌های کالیبراسیون برای کالیبره کردن سیستم‌های مخصوص تشخیص فوتون مانند پویشگر PET برای تبدیل تعداد فوتون‌های آشکار شده به اکتیویته واقعی برحسب حجم بافت می‌باشد. فانتوم تصویربرداری برای ارزیابی و تشخیص کیفیت تصویر و یا بهینه کردن سیستم‌های تصویربرداری به کار می‌رود. همچنین انجمن ICRU سه زیر مجموعه تحت سه مجموعه اصلی بالا تعریف کرده است، که شامل فانتوم‌های بدن، استاندارد و مرجع می‌شوند. فانتوم‌های

---

<sup>۱</sup> International Commission on Radiation Units and Measurements

بدن به شکل بدن ساخته می‌شوند و شامل چندین بافت یا عضو بدل می‌باشد. این فانتوم‌ها اغلب منسوب به فانتوم‌های انسان می‌باشد که بر طبق بدن انسان شبیه‌سازی شده‌اند. فانتوم انسان شامل کبد، قلب، ستون فقرات به همراه ریه می‌باشد که در پزشکی هسته‌ای برای آزمودن کیفیت تصویر استفاده می‌شود و نمونه‌ای از این مجموعه می‌باشد [۱۷].

در این فصل فانتوم‌های فیزیکی یا فانتوم‌های ساده و مدل‌های محاسباتی که در پزشکی هسته‌ای به کار برده می‌شود مورد بحث قرار داده می‌شود. در طول این فصل، بسیاری از فانتوم‌های تجاری ذکر شده و در تصاویری برای سهولت در فهم به نمایش درآمده است.

### ۳-۳ فانتوم‌های دوربین گاما

دوربین گاما کاربرد گسترده‌ای در استفاده از سیستم‌های تشخیص تصویر در ساختمان‌های پزشکی هسته‌ای دارد. به دلایل خصوصیات فیزیکی آنها دوربین‌های گاما نیازمند مراقبت ویژه و تکرار تعداد زیادی از آزمون‌ها را نسبت به دیگر روش‌های تصویربرداری تشخیصی در رادیولوژی دارد. یکی از مهم‌ترین آزمون‌های کنترل کیفی که بایستی به صورت روزانه بر روی هر دوربین گاما صورت گیرد، تست یکنواختی می‌باشد. این آزمون نشان دهنده وضعیت فعلی دوربین گاما و امکان نظارت بر هر گونه خرابی احتمالی عملکرد دوربین را فراهم می‌کند. همچنین می‌تواند هرگونه سوء عملکردی در عناصر آشکارساز، از قبیل لامپ‌های تکثیر کننده فوتونی یا بلور را بر اساس آخرین آزمون کنترل کیفی انجام شده را به صورت یک سیگنال نشان دهد. این ارزیابی می‌تواند به صورت کیفی یا کمی با یک برنامه کامپیوتری انجام شود.

#### ۱-۳-۳ نگهدارنده چشمه نقطه‌ای

این فانتوم برای نگه داشتن چشمه نقطه‌ای استفاده می‌شود که در اندازه‌گیری یکنواختی، توان تفکیک و خطی بودن ذاتی بکار می‌رود. این فانتوم از سرب تشکیل شده است و هدف اصلی آن حفاظت از دیوارها، سقف، پرسنل و آشکارساز نسبت به تابش گاما است.



شکل ۳-۱: نگهدارنده چشمه نقطه‌ای در یک حالت خوابیده به گونه‌ای که می‌تواند از روی زمین به سمت آشکارسازها به صورت نقطه‌ای تابش شود [۱۸].

شکل (۳-۱) نشان‌دهنده تصویر یک نگهدارنده چشمه است. صفحات مسی (با ضخامت ۱ تا ۲

میلی‌متر) بایستی در جلو نگهدارنده چشمه قرار داده شود تا فوتون‌ها با انرژی پایین را جذب کند.

### ۳-۳-۲ ورقه‌های $^{57}\text{Co}$ اغتشاشی

دوربین‌های گاما بایستی به صورت بیرونی (به همراه موازی‌ساز) نیز آزموده شوند. هزینه‌ی چشمه‌های ورقه  $^{57}\text{Co}$  نسبتاً بالاست و بایستی هر دو سال یکبار جایگزین شوند. بایستی توجه شود که چشمه‌های ورقه‌ای جدید ممکن است شامل  $^{56}\text{Co}$  و  $^{58}\text{Co}$  به صورت ناخالصی باشند. این رادیونوکلئیدها نیمه عمر کمتری (به ترتیب برابر با ۷۷/۲۳۴ و ۷۰/۸۶ روز) نسبت به  $^{57}\text{Co}$  (۲۷۱/۷۴ روز) دارند و تابش گامای آن دارای انرژی بالایی (بیش از ۵۰۰ keV) می‌باشد. اگر ناخالصی‌ها منجر به غیریکنواختی شود، چشمه‌ها می‌توانند قبل از آنکه مورد استفاده قرار بگیرند، برای مدت کوتاهی تابششان را از دست بدهند. توصیه می‌شود چشمه ورقه‌ای در طول اسکن را در فاصله ۵-۱۰ cm از موازی‌ساز قرار داد. شکل ۳-۲ یک چشمه اغتشاشی  $^{57}\text{Co}$  متداول را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۲: شکلی از چشمه اغتشاشی  $^{57}\text{Co}$  [۱۸].

### ۳-۳-۳ فانتوم‌های اغتشاشی قابل پرشدن

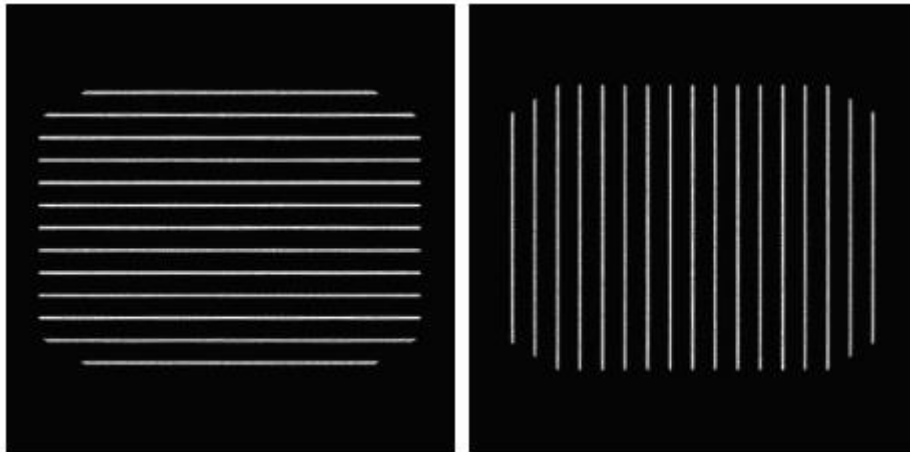
اگرچه چشمه‌های اغتشاشی  $^{57}\text{Co}$  بسیار راحت‌تر و ساده‌تر به لحاظ استفاده می‌باشد، اما قیمت بالای آن یک عامل بسیار تاثیرگذار می‌باشد. اگر نتوان چشمه‌های اغتشاشی  $^{57}\text{Co}$  را تهیه کرد، فانتوم آبی با قابلیت پر شدن یک جایگزین مناسب می‌باشد. این فانتوم‌ها به صورت تجاری قابل دسترس هستند، اما می‌توان آنها را تولید کرد. نمونه‌های تجاری در ابعاد متفاوتی برای آشکارسازهای با ابعاد متنوع در دسترس است. بسیار مهم است که در پرکردن این فانتوم‌ها جهت جلوگیری از تولید حباب، آلودگی سطح بیرونی فانتوم یا محل کار و یا برجستگی فانتوم در مرکز، دقت لازم بعمل آید. برجستگی فانتوم و حباب‌های هوا شکل گرفته در فانتوم می‌تواند در یکنواختی تصویر گرفته شده تاثیرگذار باشد. بسته به اندازه و حجم فانتوم،  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  با اکتیویته در حدود  $370 \text{ MBq}$  ( $10 \text{ mCi}$ ) برای گرفتن تصویری با نرخ شمارش  $20 \text{ kcounts/s}$  کافی می‌باشد. گرفتن تصویر در این روش با روش چشمه‌های اغتشاشی  $^{57}\text{Co}$  به یک شیوه می‌باشد. شکل (۳-۳) نمونه‌ای از این فانتوم می‌باشد.



شکل ۳-۳: نمونه‌ای از فانتوم میدان اغتشاشی با قابلیت پر شدن [۱۸].

### ۴-۳-۳ فانتوم شکافی

فانتوم‌های شکافی برای اندازه‌گیری توان تفکیک ذاتی آشکارساز دوربین گاما استفاده می‌شود. این فانتوم دارای ماسک سربی با ضخامت ۳ mm می‌باشد که در آن شکاف‌های موازی به صورت عرضی با ضخامت ۱ mm وجود دارد، به طوری‌که هر کدام از شکاف‌ها ۳۰ mm با یکدیگر فاصله دارند. فانتوم‌های شکافی، که معمولاً توسط فروشندگان دوربین گاما تولید می‌شود، اندازه آن کاملاً سازگار با آشکارسازهای مخصوص به خود می‌باشد. شکل (۳-۳) توان تفکیک ذاتی در جهت‌های X و Y را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۴ بالا: تصویر فانتوم شکافی طراحی شده برای یک دوربین قلبی که میدان دید آن کمتر از یک دوربین گامای معمولی است. پایین: تصاویر گرفته شده از فانتوم‌های شکافی برای یک دوربین گامای متداول جهت اندازه‌گیری توان تفکیک در جهت‌های Y (تصویر سمت چپ) و X (تصویر سمت راست) می‌باشد. خطوط عمودی و افقی سفید رنگ دلالت بر تصویر شکاف‌های ۱ mm دارد [۱۸].

این ماسک‌ها در نزدیک‌ترین قسمت ممکن به بلور قرار می‌گیرند. اندازه‌گیری با استفاده از چشمه نقطه‌ای  $^{99m}\text{Tc}$  به صورت مرکزی و در فاصله‌ای بیش از پنج برابر بزرگترین میدان دید مفید از بلور صورت می‌گیرد. اکتیویته چشمه نقطه‌ای بایستی به گونه‌ای تنظیم شود که نرخ شمارش کمتر از ۲۰ kcounts/s باشد.

### ۳-۳-۵ فانتوم چشمه‌ای دو خطی و پراکندگی متوسط

این فانتوم که از طرف مرجع NEMA NU 1-2007 [۱۹]، پیشنهاد شده است، برای اندازه‌گیری توان تفکیک بیرونی سیستم با پراکندگی متوسط و بدون آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. این فانتوم از دو چشمه خطی موازی که قطر داخلی آن ۱ mm می‌باشد تشکیل شده که فاصله مرکزها از یکدیگر

۵ cm است. چشمه‌های خطی به گونه‌ای ساخته شده‌اند که در فاصله ۱۰ cm در بالای موازی‌ساز قرار می‌گیرند. شکل (۳-۴) یک مدل ساده از فانتوم چشمه دو خطی ساخته شده را نشان می‌دهد. لوله مویرگی که به صورت خطوط تاریک در شکل نشان داده شده است، به صورت تجاری در دسترس می‌باشد.

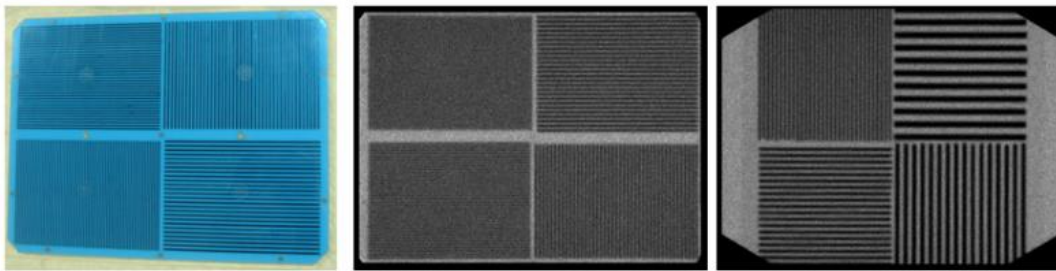


شکل ۳-۵: یک مدل سفارشی از فانتوم چشمه دو خطی، در سمت چپ فانتوم قرار گرفته شده بر روی آشکارساز می‌باشد و در سمت راست همان چشمه‌های خطی در یک پراکندگی متوسط شامل ورقه‌هایی از Perspex قرار دارند [۱۸].

### ۳-۳-۶ فانتوم میله‌ای

دومین آزمون کنترل کیفی پرتکرار و مهم در پزشکی هسته‌ای آزمون توان تفکیک می‌باشد که با استفاده از فانتوم‌های میله‌ای می‌توانند برای اندازه‌گیری نیمه کمی (به عنوان مثال بصری) برای توان تفکیک بیرونی و درونی یک دوربین گاما استفاده کرد. همچنین تصاویر فانتوم‌های میله‌ای می‌تواند برای ارزیابی کیفی خطی بودن دوربین گاما که معمولاً با فانتوم شکافی اندازه‌گیری می‌شود، مفید باشد. فانتوم‌های میله‌ای از نوارهای سربی جای گرفته در پلاستیک ساخته می‌شوند و معمولاً در چهار ربع قرار می‌گیرند. هر ربع دارای نوارهایی با ضخامت‌های متفاوتی می‌باشد. تصویر فانتوم مستطیل شکل نشان داده شده در شکل (۳-۳) بدین صورت است که شکل وسط دارای اندازه‌های ۲، ۲/۵، ۳ و ۳/۵ می‌باشد. در حالیکه تصویر سمت راست دارای چهار ربع با نوارهایی به اندازه ۳/۲، ۴/۶، ۶/۳ و ۱۰ میلی‌متر است. در تصاویر فانتوم‌های میله‌ای نشان داده شده در نقشه‌های خاکستری رنگ، خطوط سفید مربوط به پلاستیک‌ها و خطوط سیاه منطبق با نوارهای سربی است. در یک فانتوم میله‌ای نوارها با فاصله‌ای به

اندازه عرض نوار از یکدیگر جدا شده‌اند.

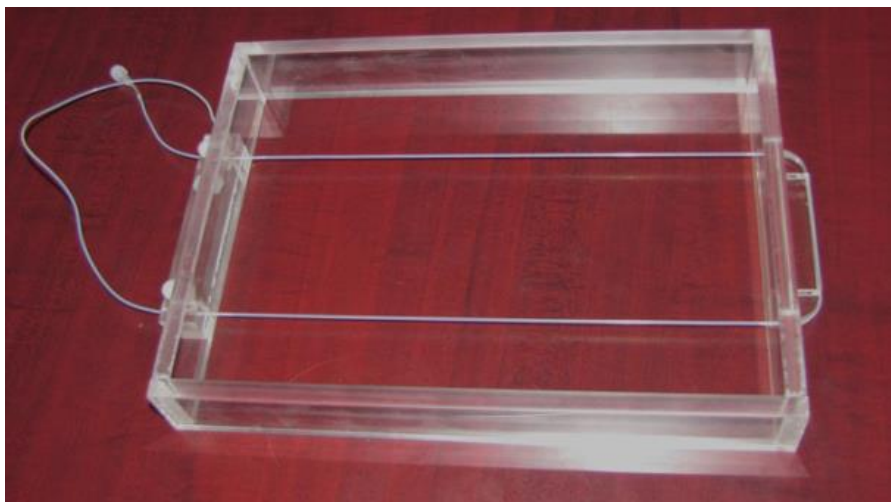


شکل ۳-۶: سمت چپ: تصویر اصلی فانتوم میله‌ای مستطیل شکل در چهار ربع. وسط: تصویر فانتوم میله‌ای سمت چپ اخذ شده توسط یک دوربین گامای ECAM. سمت راست: تصویر فانتوم میله‌ای گرفته شده با یک دوربین گامای ADAC FORTE. هر دو تصویر با ماتریسی در ابعاد  $512 \times 512$  پیکسل با نرخ شمارش کلی ۱۰ میلیون [۱۸].

### ۳-۳-۷ فانتوم دو خطی برای تصویربرداری کامل بدن

این فانتوم برای آزمون توان تفکیک کامل بدن با سیستم دوربین گاما استفاده می‌شود. این فانتوم از دو چشمه خطی موازی تشکیل شده است که قطر داخلی آن ۱ mm و فاصله مرکزشان تا یکدیگر ۱۰ cm است. شکل (۳-۶) یک نمونه سفارشی از فانتوم دو خطی را نشان می‌دهد. خطوط معمولاً توسط  $^{99m}\text{Tc}$  با غلظتی در حدود (۱۰ mCi/ml)  $370 \text{ MBq/ml}$  برای کسب نرخ شمارش کافی، پر می‌شود. در طول آزمون چشمه‌های خطی در فاصله ۱۰ cm از موازی‌ساز قرار می‌گیرند. زمانی که می‌خواهید توان تفکیک عمودی را اندازه‌گیری کنید، خطوط بایستی موازی با جهت تخت بوده و یکی از آنها در مرکز تخت باشد. زمانیکه می‌خواهید توان تفکیک افقی را اندازه بگیرید، خطوط بایستی عمود بر جهت حرکت تخت قرار گیرد.





شکل ۳-۷: فانتوم دو خطی برای آزمون‌های توان تفکیک کامل بدن [۱۸].

### ۳-۳-۸ فانتوم حساسیت صفحه‌ای

در یک آزمون حساسیت صفحه‌ای، دقت پاسخ آشکارساز به چشمه رادیواکتیو با اکتیویته مشخص اندازه‌گیری می‌شود. پیشنهاد می‌شود که از یک ظرف پتری شامل ۳ mm آب که با اکتیویته مناسبی از  $^{99m}\text{Tc}$  (در حدود ۴۰ MBq) به صورت همگن مخلوط شده باشد، استفاده شود. اکتیویته بایستی درون سرنگ کشیده شود و با دقت در دوز سنج اندازه‌گیری شود. پس از تزریق اکتیویته در ظرف پتری، اکتیویته اضافه در سرنگ بایستی اندازه‌گیری شود. اکتیویته اضافی از اکتیویته اصلی کم می‌شود تا مقدار اکتیویته تزریق شده به ظرف مشخص شود. ظرف بایستی در فاصله ۱۰ cm از وجه بلور قرار گیرد.

### ۳-۴ فانتوم‌های اسپکت

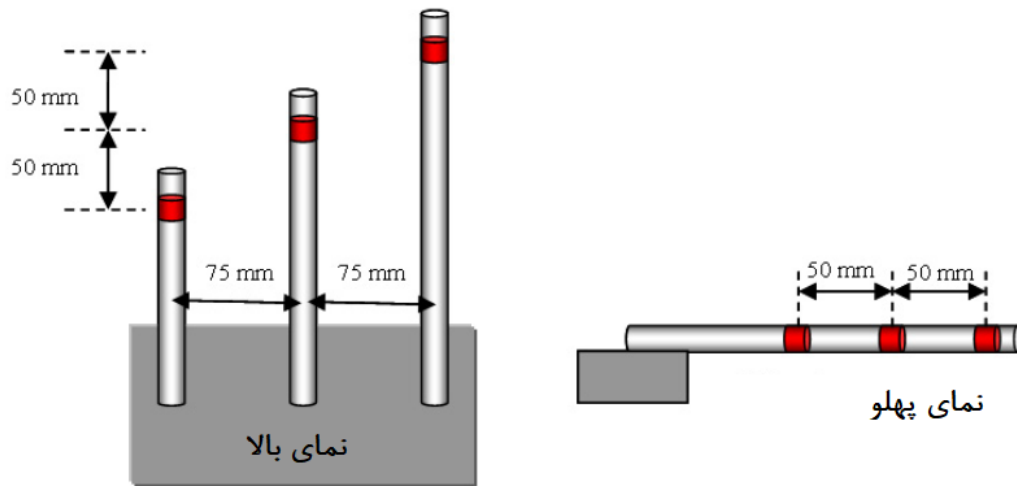
#### ۳-۴-۱ چشمه سه نقطه‌ای برای توان تفکیک اسپکت

فانتوم‌های چشمه‌ای سه نقطه‌ای برای اندازه‌گیری توان تفکیک اسپکت در هوا (یعنی بدون وجود شرایط پراکندگی) یا اندازه‌گیری هم‌ترازی مرکز چرخش استفاده می‌شود. جزئیات بیشتر برای شرایط آزمون و فانتوم را می‌توانید در مرجع [۱۹] پیدا کنید.

برای این کار از لوله‌های شیشه‌ای مویین و نازک با قطر داخلی کمتر از ۲ mm استفاده می‌شود. این

چشمه‌های نقطه‌ای را می‌توان طبق دستور زیر آماده کرد.

در ابتدا محلول  $^{99m}\text{Tc}$  با غلظت بالایی (در حدود ۵/۵ GBq/ml) در یک لوله کوچکی (در حدود ۱ ml) آماده کنید. سپس، قطرات کوچکی را بر روی سطح یک پلاستیک تمیز ایجاد کنید. این قطرات کوچک می‌توانند از طریق تماس ساده‌ای با لوله‌های موئین با توجه به خاصیت موئینگی به داخل آن کشیده شوند. در پایان، لوله‌های موئین بایستی از هر دو طرف مهر و موم شود. چشمه‌های نقطه‌ای بایستی در هوا معلق بوده و براساس شکل (۷-۳) قرار گیرند.



شکل ۳-۸: نماهایی از بالا و پهلو از چشمه‌های نقطه‌ای پیشنهاد شده توسط انجمن تولیدکنندگان برقی (NEMA) [۱۸].

### ۳-۴-۲ فانتوم چشمه‌ای سه خطی برای توان تفکیک اسپکت

توان تفکیک اسپکت به همراه پراکندگی با استفاده از فانتوم چشمه‌ای سه خطی اندازه‌گیری می‌شود. این آزمون عموماً به عنوان بخشی از آزمون‌های پذیرش دستگاه و آزمون‌های سالانه انجام می‌گیرد. همان‌طور که در شکل (۳-۸) ملاحظه می‌شود، این فانتوم از یک استوانه پلاستیکی با سه چشمه خطی در امتداد محور تشکیل شده است. استوانه با استفاده از آب برای ایجاد یک پراکندگی متوسط پر می‌شود. چشمه‌های خطی یا از خطوط  $^{57}\text{Co}$  می‌باشند و یا لوله‌های توخالی فلزی هستند که با محلول  $^{99m}\text{Tc}$  پر می‌شوند. قطر داخلی چشمه‌های خطی کمتر از ۲ mm می‌باشد. هر دو انتهای

چشمه‌های خطی برای تزریق رادیواکتیویته قابل دسترسی هستند و به راحتی پس از تزریق با سرپوش‌های کوچکی بسته می‌شوند.

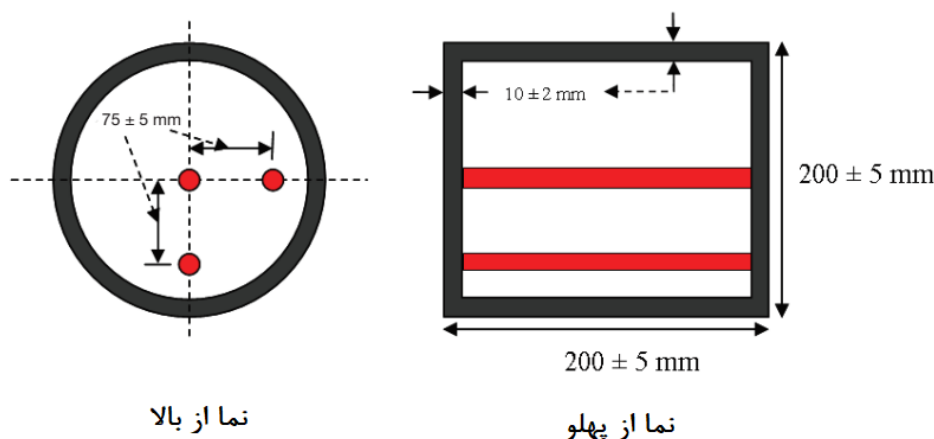


شکل ۳-۹: فانتوم چشمه‌ای سه خطی متداول با سه چشمه خطی درون آن. مخزن با آب پر می‌شود تا پراکندگی متوسطی را شبیه سازی کند [۱۸].

در طول تزریق هریک از چشمه‌های خطی، دو سرنگ به دو طرف متصل است. یکی خالی و دیگری با غلظتی در حدود  $300-500 \text{ MBq/ml}$  می‌باشد. در طول اندازه‌گیری مرکز چشمه خطی بایستی در جهت محور چرخش و هم مرکز با FOV با دقتی در حدود  $\pm 5 \text{ mm}$  قرار داشته باشد. اندازه پیکسل‌ها بایستی برای جلوگیری از دندان‌دار شدن تصاویر به اندازه کافی کوچک باشد (در حدود کمتر از  $\frac{1}{3} \text{ FWHM}$ ). از آنجایی که این آزمون به همراه موازی‌ساز انجام می‌شود، موازی‌ساز با بالاترین توان تفکیک بهترین انتخاب می‌باشد. در طول زمان جمع‌آوری داده بایستی از صفر تا  $360^\circ$  درجه به طور مساوی تحت پوشش باشد. شکل (۳-۹) شمایی از مکان خطوط این فانتوم را نشان می‌دهد.

---

<sup>۱</sup> Full Width at Half Maximum



شکل ۳-۱۰: تصویری از نماهای بالا و پایین فانتوم چشمه‌ای سه خطی [۱۸].

### ۳-۴-۳ فانتوم دایره‌ای و بیضوی جیزک<sup>۱</sup>

این فانتوم برای ارزیابی عملکرد همه جانبه سیستم‌های اسپکت پس از تعمیر یا تعمیرات پیشگیرانه و یا در طول آزمون پذیرش و یا آزمون‌های فصلی مورد استفاده قرار می‌گیرند. علاوه بر آن از این فانتوم‌ها برای ارزیابی تاثیر فیلترهای بازسازی بر روی توان تفکیک، و همچنین دیگر اهداف در تحقیقات مطالعاتی می‌تواند مورد استفاده قرار گیرند. این فانتوم شامل یک استوانه یا مخزن اصلی، ساخته شده از جنس آکرلیک با چندین قطعه جانبی می‌باشد (شکل (۳-۱۰))، که توسط شرکت طیف داده آمریکا<sup>۲</sup> ساخته و فروخته می‌شود. فانتوم‌های جیزک که ممکن است مخازن دایره‌ای و یا بیضوی داشته باشند، در چندین حالت متنوع موجودند. مخزن تمام مدل‌های لبه‌دار دایره‌ای دارای مشخصات فنی یکسانی می‌باشند. قطر داخلی ۲۱/۶ cm، ارتفاع ۱۸/۶ cm، و ضخامت دیواره ۳/۲ cm می‌باشد. تفاوت اصلی بین مدل‌های دایره‌ای لبه‌دار قطر میله‌ها و کره‌های توپر می‌باشد. فانتوم‌های دایره‌ای مدل‌های لبه‌دار و بدون لبه را دارند. این مدل‌های متفاوت برای آزمودن دامنه سیستم‌ها، از توان تفکیک کم به بالاترین توان تفکیک، که میله‌ها و کره‌های آن کوچکتر از بقیه هستند طراحی می‌شوند.

<sup>۱</sup> Jaszczak

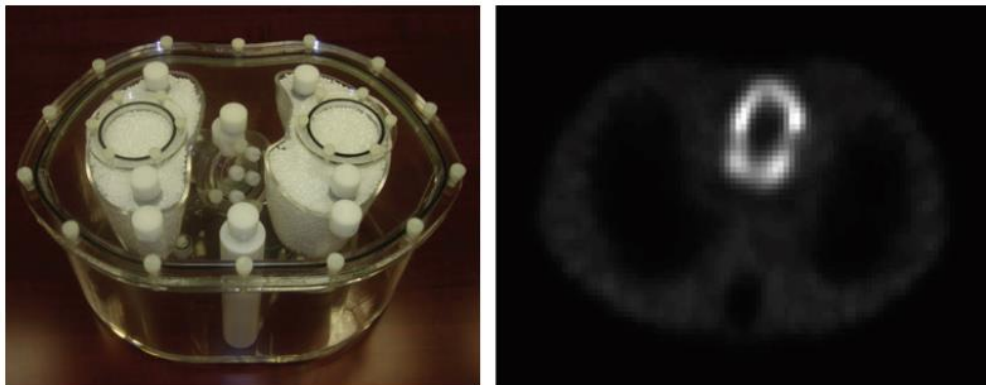
<sup>۲</sup> Data Spectrum Corporation (NC, USA)



شکل ۳-۱۱: فانتوم جیزک مورد استفاده برای ارزیابی کیفیت تصویر [۱۸].

### ۳-۴-۴ فانتوم‌های تنه شبیه به انسان

از این فانتوم برای ارزیابی داده‌های جمع آوری شده، اصلاح تضعیف و روش‌های بازسازی تصویر مورد استفاده واقع می‌شوند. آنها در ابعاد طبیعی ساخته می‌شوند. مثلاً در مدل بالا تنه (از قلب تا دیافراگم) در ابعادی متناسب با یک بیمار مرد یا زن متوسط ساخته می‌شوند. این فانتوم‌ها اجزایی از قبیل قلب، ریه و کبد مانند شکل (۳-۱۱) می‌باشند.



شکل ۳-۱۲: فانتوم شبه انسان تجاری و یک برش عرضی از میان عکس کلس گرفته شده شامل قلب و ریه با استفاده از دستگاه SPECT/CT [۱۸].



# فصل چہارم

## کنترل کیفی

## ۴-۱ مقدمه

در این فصل قصد داریم به مفاهیم اساسی کنترل کیفی و جایگاه و اهمیت آن بپردازیم. انواع تست های کنترل کیفی را در قالب جدولی به تصویر کشیده ایم و در ادامه برای جلوگیری از تکرار نکاتی که بایستی در هر آزمایش آن ها را رعایت کنیم آنها را در این قسمت به صورت جداگانه مطرح کرده ایم. پس از آن مواد لازم، نحوه انجام و تفسیر نتایج هر آزمون را بصورت جداگانه بررسی کردیم. در پایان نیز در مورد دو نرم افزار استفاده شده در این پایان نامه را نیز معرفی کرده ایم.

## ۴-۲ کنترل کیفی

رسیدن به استانداردهای بالای کارایی و کسب اطمینان در تصویربرداری از طریق پزشکی هسته ای نیاز به برنامه های کنترل کیفیت مناسب دارد. به عنوان مثال، ارزیابی منظم و مقایسه یکنواختی شار میدان بیرونی و درونی، می تواند منجر به تصحیح سریع بسیاری از مشکلات دوربین گاما شود. از آنجایی که در آزمایش کنترل کیفیت برای یکنواختی معمولاً با در معرض گذاشتن بلور دوربین گاما (بدون وجود موازی ساز) برای یک شار یکنواخت تابش گاما از یک منبع با اکتیویته شناخته شده انجام می گیرد، چنین پروتکل هایی می تواند بسیار قابل توجه باشند. روش های کنترل کیفیت استاندارد و مناسب به علت نیاز به رشد و توسعه مداوم تکنولوژی تصویربرداری پزشکی هسته ای و گسترش سریع و افزایش پیچیدگی داده های سیستم تصویربرداری ترکیبی اجرا می شود [۲۰]. فرآیندهای کنترل کیفی دوربین گاما عمدتاً شامل مجموعه ای از اندازه گیری و تجزیه و تحلیل می باشد که مطابق با یک برنامه منظم انجام می گیرد و می توان اطمینان حاصل کرد که عملکرد دوربین در محدوده قابل قبول پیش تعریف شده می باشد [۲۱].

اكتساب داده ها و تجزیه و تحلیل مفصل پروتکل ها برای کنترل کیفی و همچنین نظارت، مشاوره،



و سازمان‌های حرفه‌ای در دسترس توسط انجمن ملی سازندگان برق (NEMA<sup>۱</sup>) انجام شده است [۲۲].

ارزیابی روزانه و مقایسه یکنواختی شار میدان<sup>۲</sup> قبل از استفاده بالینی از دوربین‌های گاما برای از بین بردن غیر یکنواختی و هرگونه عامل مصنوعی که می‌تواند نتیجه مثبت و یا منفی غلطی را بدهد، مورد نیاز است. ارزیابی یکنواختی ذاتی بصورت هفتگی و بدون وجود موازی‌ساز معمولاً با قراردادن بلور دوربین گاما در معرض یک شار یکنواخت اشعه گاما از یک منبع نقطه‌ای <sup>۹۹m</sup>Tc انجام می‌شود [۲۳].

حساسیت نسبی سیستم دوربین گاما، پارامتر بخصوصی است که ثبات واکنش دوربین به اشعه گاما را مشخص می‌کند. این پارامتر با نرخ شمارش سیستم بر واحد اکتیویته منبع نشان داده می‌شود و معمولاً به صورت  $\text{cpm}/\mu\text{Ci}$  ( $\text{cps}/\text{MBq}$ ) بیان می‌کنند.

### ۳-۴ شرایط ملاحظات عملیاتی

با توجه به پیچیدگی‌های دوربین سوسوزن، باید مراقبت و توجه خاصی برای عملیات آنها انجام شود. اتخاذ شیوه‌های زیر کمک می‌کند تا شرایط عملیاتی پایداری را برقرار کنید.

- ۱- محدوده دما و رطوبت که در آن کامپیوتر کار خواهد کرد بسیار محدود است و بایستی مراقب بود که از این مقدار تجاوز نکند. دما و رطوبت بالا می‌تواند باعث خرابی‌های گران قیمت شود. همانطور که درجه حرارت توسط تهویه مطبوع کاهش می‌یابد، رطوبت افزایش می‌یابد، که ممکن است نیاز به یک رطوبت گیر داشته باشد. مشخصات سازندگان باید با توجه به شرایط محیطی مورد بررسی قرار گیرد.
- ۲- موازی‌ساز بایستی در تمام زمان‌ها برای محافظت فیزیکی و حرارتی از بلور به سر آشکار ساز متصل باشد.
- ۳- هر جایی که موازی‌سازها تغییر کردند، سر آشکارساز، موازی‌سازها و پایه‌های موازی‌ساز

<sup>۱</sup> National Electrical Manufacturers Association

<sup>۲</sup> flood-field

بایستی به لحاظ آسیب دیدگی بازبینی شود.

- ۴- برای جلوگیری از شکستگی بلور، دمای اتاق را نباید اجازه دهیم که به سرعت تغییر کند (شکل ۲۱ را نگاه کنید). یک قانون کلی این است که تغییرات دما باید به تدریج و کمتر از ۵ درجه سانتی گراد در هر ساعت باشد.



شکل ۴-۱: شکسته شدن بلور. آزمون یکنواختی ذاتی معمولی نواحی سرد با لبه های داغ را نشان می دهد. این شکستگی ها ناشی از تغییرات دما می باشد. لبه های داغ ناشی از انعکاس نور در شکستگی بلور می باشد [۲۴].

- ۵- از وجود آلودگی رادیو اکتیویته در موازی سازها، سر آشکارساز و کف اتاق بایستی اجتناب شود. کار بسیار خوبی است که هنگام قراردادن مواد رادیو اکتیو در روی محفظه ی بلور، موازی ساز یا کف اتاق همواره آنها را بر روی ورقه های پلاستیکی قرار دهیم.

- ۶- تصویر ایجاد شده بر روی فیلم بایستی تمیز و به دور از تماس دست نگه داری شود و از تابش نور به آن جلوگیری شود.

- ۷- بایستی فرآیندهای کنترل کیفی اولیه برای پردازش گر فیلم و تصویرسازهای لیزری مرتباً تکرار شود. پردازشگر فیلم بایستی برطبق توصیه های سازنده مراقبت شوند و تمیز باشند. بایستی فقط از شوینده های شیمیایی استفاده شود. مواد شیمیایی باید در فواصل توصیه

شده قرار داده شوند و دما باید روزانه بررسی شود.

۸- پیوستگی شدید شیوه‌های ایمنی تابش، مخصوصاً در هنگام پرکردن فانتوم و هنگام تولید چشمه‌ها باید حفظ شود [۲۴].

#### ۴-۳-۱ شرایط آزمون

شرایط آزمون خاصی برای پذیرش، ارزیابی و آزمایش روزانه یک دوربین سوسوزن توصیف شده و باید در تمام مراحل تست دنبال شود.

- ۱- نباید هیچ تغییر مکانیکی یا الکتریکی پیش از آزمایش در اجزا صورت گیرد.
- ۲- PHA<sup>۱</sup> بایستی قبل از انجام هر آزمایشی تنظیم شود به طوریکه از پنجره مشخصی استفاده شود و بر روی فوتوپیک مناسبی تنظیم گردد. اگر دوربین مجهز به انتخاب انرژی به صورت اتوماتیک باشد، ارتفاع طیف پالس نشان داده شده بایستی همواره بررسی شود.
- ۳- نرخ شمارش در هر آزمون، مگر اینکه مشخص شود، نباید از ۱۰ هزار شمارش در ثانیه برای دوربین‌های ساخته شده قبل از ۱۹۸۰ میلادی و ۳۰ هزار شمارش در ثانیه برای دوربین‌های جدید متجاوز شود.
- ۴- رادیونوکلئید، شکل چشمه، مقدار اکتیویته، موازی‌ساز، تنظیمات وسایل، پارامترهای تصویری و نتایج آزمون‌ها بایستی در دفتری ثبت شده و به همراه تصاویر در هر جای ممکن نگهداری شود.
- ۵- جهت تصویر بایستی به درستی و به طور کامل بر روی سر دوربین یا در نرم افزار قبل از شروع فرآیند آزمون تنظیم شود.

---

<sup>۱</sup> Puls Height Analyse

## ۴-۳-۲ آزمون‌هایی که بایستی انجام شود

این بخش مجموعه‌ای از آزمون‌هایی که بر روی دوربین سوسوزن انجام می‌شود را تشریح می‌کند که با تست‌های پذیرش آغاز می‌شود. هر آزمون، در طول دوره‌های متناوبی که باید انجام شود.

هر روزی که می‌خواهیم از دستگاه استفاده کنیم، بررسی‌های عملی ساده‌ای برای مشخص کردن اینکه تمام دستگاه در وضعیت خوبی کار می‌کند، پیشنهاد می‌شود. این تست‌ها شامل بررسی‌های موازی‌ساز و پایه سر آشکارساز، کالیبراسیون انرژی در <sup>1</sup>PHA، یکنواختی میدان اغتشاشی، حساسیت و نرخ شمارش پس‌زمینه، در جهت بررسی اینکه دستگاه‌های پردازشگر تصویر و فیلم به خوبی کار کند. به عنوان مثال ارزیابی آزمون توان تفکیک فضایی ذاتی به صورت بصری و کمی می‌باشد. روش کمی این آزمون فقط در هنگام تحویل دستگاه با استفاده از فانتوم شکافی صورت می‌گیرد در حالی که روش بصری بایستی حداقل هفته‌ای یکبار انجام شود.

روش‌های آزمون کنترل کیفی سازنده برای یک سیستم دوربینی خاص، و مقدار اکتیویته مورد استفاده که توصیه شده است، بایستی همواره مدنظر باشد. این امر به ویژه در خصوص اندازه‌گیری داده‌های حاصل از آزمون انجام شده با نرم افزار تولید کننده، و اعمال اقدام لازم جهت تصمیم‌گیری، مهم است.

جدول انواع مختلفی از آزمون‌های کنترل کیفی در قسمت پیوست قرار داده شده و در مورد نحوه انجام هر کدام از این آزمون‌ها و همچنین اهمیت آن‌ها می‌توانید به مرجع [24] مراجعه کنید. همچنین در این مرجع جدول دیگری از آزمون‌های توموگرافی نیز می‌باشد. این آزمون‌ها جهت بررسی دقت دستگاه هنگام تصویربرداری‌های چرخشی می‌باشد.

---

<sup>1</sup> pulse height analyse

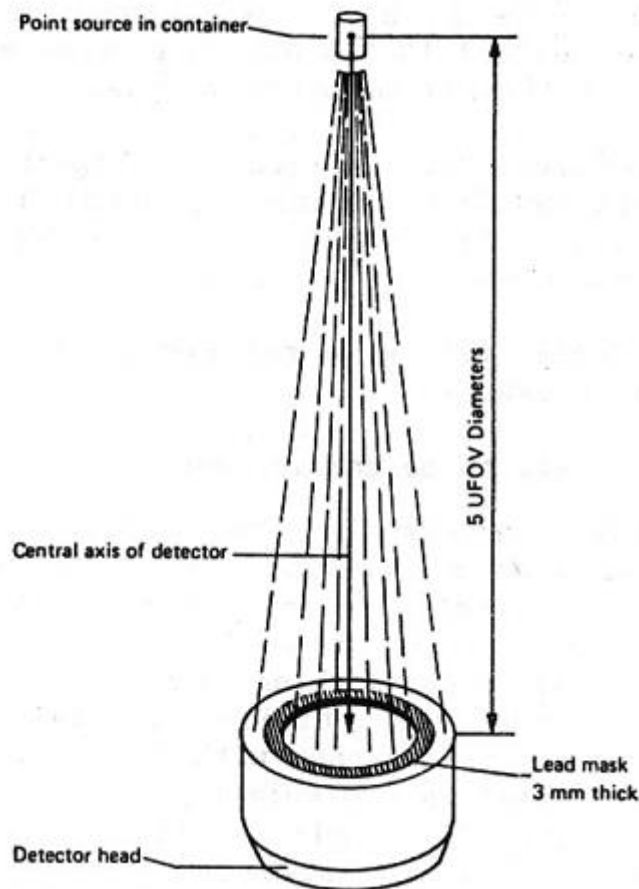
### ۳-۳-۴ چشمه تابش، فانتوم‌های ارزیابی و دیگر موارد ضروری

برای انجام آزمون‌ها چندین بخش مورد نیاز است و این بخش‌ها برای جلوگیری از تکرار در اینجا توضیح داده شده است:

- ۱- رادیونوکلئید های حل نشده در محلول مانند  $^{99m}\text{Tc}$  برای چشمه‌های نقطه‌ای، اغتشاشی و خطی.
- ۲- ظروف چشمه نقطه‌ای سرنگ پلاستیکی یک بار مصرف است که به وسیله این سرنگ محلول رادیونوکلئید می‌تواند کشیده شود.
- ۳- مختصات چشمه برای یک چشمه نقطه‌ای در ظرف خود، در محور مرکزی آشکارساز در فاصله‌ای برابر یا بزرگتر از ۵ برابر بزرگترین ابعاد UFOV از وجه آشکارساز است، که شکل (۲-۴) معرف آن می‌باشد.
- ۴- ماسک سربی مطابق با شکل بلور و حداقل دارای ۳ mm ضخامت، بلور را به ابعاد  $\text{UFOV}^1$  می‌پوشاند.
- ۵- یک ظرف سربی سر باز حداقل ۴ mm ضخامت و با عمق مناسب در حدود ۵۰ mm می‌باشد.

---

<sup>1</sup> Useful field of view



شکل ۲-۴: مختصات چشمه‌ی نقطه‌ای در ظرف خودش، در مرکز محور آشکارساز در فاصله‌ای از وجه آشکارساز که معادل با ۵ برابر قطر UFOV که با استفاده از ماسک سربی تعریف شده است [۱۸].

## ۴-۴ آزمون توان تفکیک فضایی ذاتی

### ۱-۴-۴ هدف آزمون

آزمودن توان تفکیک فضایی دوربین سوسوزن در شرایطی که  $FWHM^1$  تابع پهن‌شدگی خطی

آن است.

### ۲-۴-۴ مواد

۱- چشمه نقطه‌ای شامل (۰/۵-۱ mCi) از  $^{99m}Tc$  به صورت محلول در یک ظرف

مناسب، که ما در این آزمایش چشمه را به اندازه ۱ mCi تنظیم کردیم. دقت شود که اندازه

<sup>1</sup> Full Width at Half Maximum

چشمه بایستی به گونه‌ای باشد که نرخ شمارش در طول آزمایش کمتر از ۳۰ kcps باشد.

۲- فانتوم میله‌ای که عرض میله‌ها ۲، ۲/۵، ۳ و ۳/۵ میلی‌متر است.

#### ۳-۴-۴ روند آزمایش

۱. موازی‌ساز را از سرآشکار ساز جدا کنید.
۲. فانتوم میله‌ای در چهار ربع را به گونه‌ای قرار دهید که سر آشکارساز را بپوشاند و تا حد امکان نزدیک به بلور باشد. میله‌ها بایستی با دقت با محور X و Y آشکارساز هم‌تراز باشد.
۳. یک تصویر با پیش‌فرض ۶ میلیون شمارش بدست آورید. سایز ماتریس را  $512 \times 512 \times 16$  انتخاب کنید.
۴. فانتوم میله‌ای در چهار ربع را ۹۰ درجه چرخانده و مرحله ۳ را تکرار کنید. این فرآیند را دوباره تکرار کنید. فانتوم را معکوس کرده و یک مجموعه‌ای با چهار تصویر بدست آورید تا کوچکترین میله‌ها در هر ربع و در هر جهت نمایش داده شود. در مجموع ۸ تصویر به دست می‌آید.
۵. چشمه و فانتوم میله‌ای در چهار ربع را خارج کرده و موازی‌ساز را جایگذاری کنید.

#### ۴-۴-۴ مشاهدات و تحلیل نتایج

عرض کوچکترین میله‌هایی که دوربین سوسوزن می‌تواند در جهت X و Y نمایان سازد را مشخص کنید. این کار را می‌توان با بررسی بصری تصاویر انجام داد. توجه کنید که نواحی با توان تفکیک فضایی کم ممکن است منطبق بر مکان‌های <sup>۱</sup>PMT ها یا لبه‌های میدان دید باشد. توان تفکیک فضایی ذاتی در جهت‌های X و Y را به لحاظ تابع پهن‌شدگی خطی <sup>۲</sup>FWHM تخمین بزنید. همچنین می‌توانید از رابطه زیر استفاده کنید:

---

<sup>۱</sup> PhotoMultiplier Tube

<sup>۲</sup> Full Width at Half Maximum

$$FWHM = 1/75 B$$

(۱-۴)

که B در این رابطه عرض کوچکترین میله‌هایی است که دوربین می‌تواند معین کند. بنابراین با توجه به فانتوم ساخته شده خواهیم داشت:

$$B = 2 : FWHM = 3/5$$

(۲-۴)

$$B = 2/5 : FWHM = 4/37$$

$$B = 3 : FWHM = 5/25$$

$$B = 3/5 : FWHM = 6/12$$

این آزمون به عنوان یک آزمون پذیرش و مرجع در نظر گرفته می‌شود تا در فواصل شش ماهه انجام شود. فانتوم میله‌ای در چهار ربع بایستی با توان تفکیک فضایی دوربین سوسوزن همسان باشد به طوری که حداقل یکی از مجموعه‌ی میله‌ها به طور کامل معین نشده باشد. افزایش پهنا میله از یک ربع به ربع دیگر بایستی اندک باشد به طوری که بتوان توان تفکیک فضایی را با منطق درستی تخمین زد.

علت گرفتن ۸ تصویر به شیوه یاد شده این است که تصویر هر یک از مجموعه میله‌ها در یک اندازه مشخص، در هر ربع از بلور، چه در راستای افقی و چه در راستای عمودی موجود باشد تا با مقایسه هر یک از مجموعه‌ها در یک ربع و یک راستای مشخص بتوان بهترین گزینه را به لحاظ بصری برای هر ربع از دستگاه معین کرد.

## ۴-۵ آزمون یکنواختی ذاتی

### ۴-۵-۱ هدف آزمون

برای آزمون پاسخ ذاتی یک دوربین سوسوزن می‌باشد. این امر از طریق تابش به صورت شار یکنواختی از فوتون‌های ورودی در سرتاسر میدان دید با استفاده از پنجره انرژی متقارن (مرکزی) در سراسر طیف گاما می‌باشد.



#### ۴-۵-۲ مواد

چشمه نقطه‌ای شامل  $^{99m}\text{Tc}$  از ۱۰-۲۰ MBq (۰/۳-۰/۵ mCi) به صورت محلول در ظرف مناسبی در نگهدارنده چشمه. نرخ شمارش ناپیستی از ۳۰ هزار شمارش در ثانیه با توجه به پنجره PHA<sup>۱</sup> پیش فرض سازنده بزرگتر باشد. ما در این آزمایش برای رعایت نرخ شمارش از میزان ۰/۳ mCi استفاده کردیم.

#### ۴-۵-۳ روند آزمایش

۱. موازی‌ساز را از روی سر آشکارساز بردارید. سر آشکارساز و چشمه را تنظیم کنید.
۲. پنجره PHA پیش فرض سازنده را بر روی فوتوپیک در مرکز قرار دهید.
۳. یک تصویر با شمارش پیش فرض در حدود  $3 \times 10^7$  عدد بدست آورید. ماتریسی با اندازه  $64 \times 64 \times 16$  می‌تواند برای هر دوربینی که ابعاد UFOV آن بزرگتر از ۴۰۰ mm است، مورد استفاده قرار گیرد. اگر UFOV بزرگتر از این مقدار هست، از ماتریس  $128 \times 128$  استفاده کنید.
۴. منبع را خارج کرده و موازی‌ساز را جایگزین کنید.

#### ۴-۵-۴ مشاهدات و تحلیل نتایج

به صورت بصری تصویر را برای تفاوت در روشنایی یا چگالی بررسی کنید. با دقت به تصویر با کنتراست بالا نگاه کنید. به هر ناحیه‌ای که به صورت واضح برجسته یا هر ناحیه‌ای که نشان دهنده استوانه فوتومولتی‌پلایر می‌باشد، دقت کنید. در صورت مشاهده نواحی داغ یا سرد، یا ایجاد الگوی PMT<sup>۲</sup> تصویر قابل پذیرش نخواهد بود.

---

<sup>۱</sup> Puls Height Analyse

<sup>۲</sup> PhotoMultiplier Tube

## ۴-۶ آزمون حساسیت صفحه‌ای سیستم

### ۴-۶-۱ هدف آزمون

برای آزمون واکنش نرخ شمارش دوربین سوسوزن به یک چشمه رادیواکتیو با رادیواکتیویته مشخص.

### ۴-۶-۲ مواد

فانتوم حساسیت صفحه‌ای شامل اکتیویته مشخص، در حدود (۱ mCi)  $40 \text{ MBq}$  از  $^{99m}\text{Tc}$  یا دیگر رادیو داروها شامل  $^{131}\text{I}$ ، به صورت محلول می‌باشد. رادیواکتیویته از طریق اندازه‌گیری سرنگ حاوی محلول رادیونوکلئید برای انتقال به فانتوم در یک کالیبراسیون رادیواکتیو، مشخص می‌شود. پس از انتقال رادیواکتیویته به فانتوم، دوباره سرنگ خالی را در یک کالیبراسیون رادیواکتیو اندازه‌گیری کنید. این کار مشخص کننده اکتیویته باقی مانده در سرنگ پس از انتقال می‌باشد. با تفریق دومی از اولی، رادیواکتیویته در فانتوم مشخص می‌شود. زمان دقیق روزی که اکتیویته مشخص می‌شود همواره ضبط گردد. برای هر رادیونوکلئید استفاده شده یک فانتوم جداگانه‌ای نیازمند است.

### ۴-۶-۳ روند آزمایش

۱. موازی‌ساز حفره‌موازی با انرژی پایین را روی سر آشکارساز بگذارید. سر را به صورت عمودی به سمت بالا چرخانید.
۲. وجه موازی‌ساز را با یک ورقه پلاستیکی بپوشانید. فانتوم را در مرکز موازی‌ساز پوشیده شده قرار دهید.
۳. تصویری در طول صد ثانیه بدست‌آورید.
۴. ماتریس را  $16 \times 128 \times 128$  انتخاب کنید.

۵. فانتوم را حذف کنید و پس زمینه را برای یک دوره زمانی مشابه شمارش کنید. مقادیر

نهایی را در چارچوب تصویر ثبت کنید.

#### ۴-۶-۴ مشاهدات و تحلیل نتایج

این آزمون برای انجام یک آزمون مرجع و پذیرش برای موازی‌سازها به صورت شش ماهه در نظر

گرفته می‌شود. دقت نتایج با توجه به دقتی که برای اکتیویته رادیونوکلئید تعیین می‌شود، محدود

می‌شود. این امر به نوبه خود به دقت کالیبراسیون رادیونوکلئید استفاده شده بستگی دارد [۲۴].



# فصل پنجم

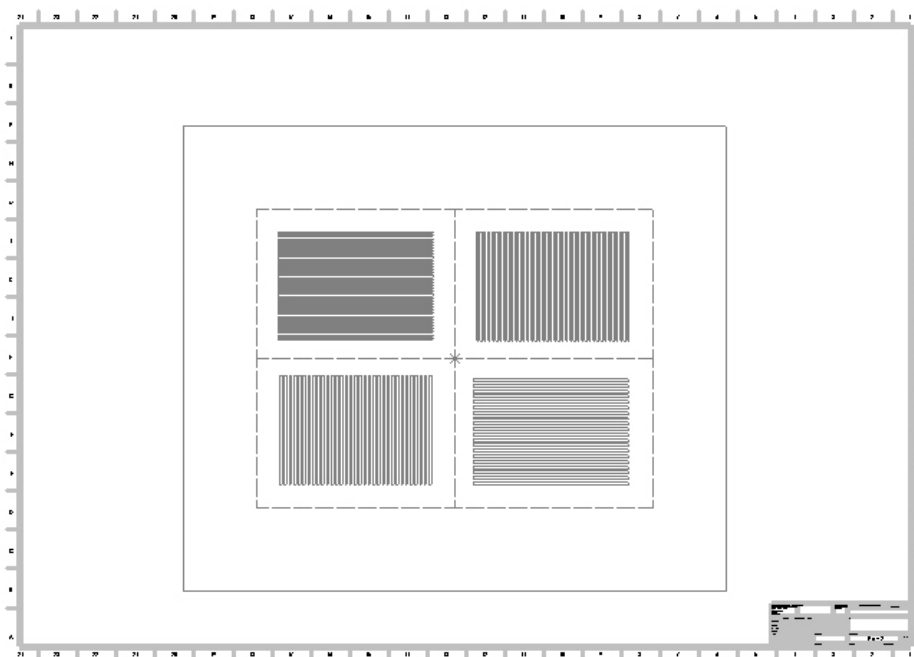
نتایج و تفسیر آزمون‌ها

## ۱-۵ مقدمه

در این فصل در ابتدا به توضیح فانتوم ساخته شده و مشخصات اجزا و مواد بکار رفته می‌پردازیم. در فصل‌های پیشین از مواردی گفتیم که بتوانیم نتایج حاصل از آزمون‌های صورت گرفته در این فصل را بهتر و بیشتر درک کنیم. از اینرو با توجه به موارد ذکر شده و با توجه به نحوه انجام آزمون‌ها که در اواخر فصل قبل به آن پرداختیم، نتایج هر یک از آزمون‌ها را به صورت جداگانه بررسی کردیم.

## ۲-۵ فانتوم میله‌ای

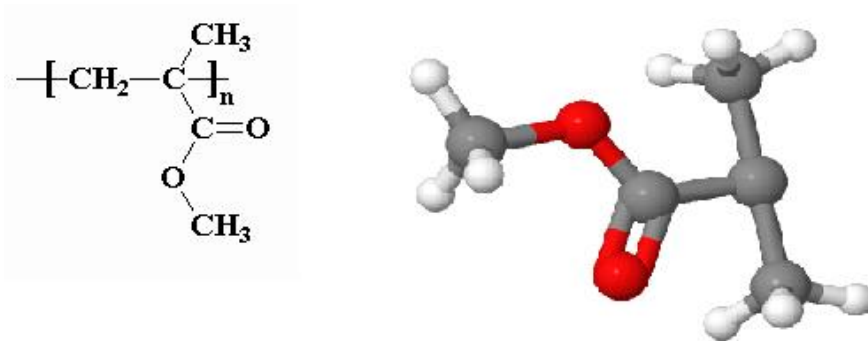
در این پروژه با استفاده از نرم افزار سالیدورکس اقدام به طراحی نقشه کلی فانتوم میله‌ای برای برش لیزر صورت گرفته که شکل (۱-۵) نمایانگر همین نقشه می‌باشد.



شکل ۱-۵: نقشه فانتوم میله‌ای با استفاده از نرم افزار سالیدورکس جهت برش با لیزر.

فضای بزرگترین مربع خط چین در حدود  $385 \times 510$  mm می‌باشد که متناسب با ابعاد بلور یدور سدیم دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود می‌باشد. دقت طراحی با این نرم افزار mm  $10^{-2}$  بوده و دقت دستگاه برش لیزر در حد یک میکرون است. جنس فانتوم میله‌ای از پلی متیل آکریلات

می‌باشد که به صورت اختصار آن را PMMA می‌نامند. یکی از خواص این ماده شفافیت نوری بالای آن می‌باشد. در شکل (۲-۵) نمایی از فرمول ساختاری این ماده به تصویر کشیده شده است.



شکل ۲-۵: فرمول ساختاری پلی متیل آکریلات. در تصویر سمت راست گوی‌های قرمز معرف اکسیژن، گوی‌های سفید معرف هیدروژن و گوی‌های خاکستری معرف کربن می‌باشند.

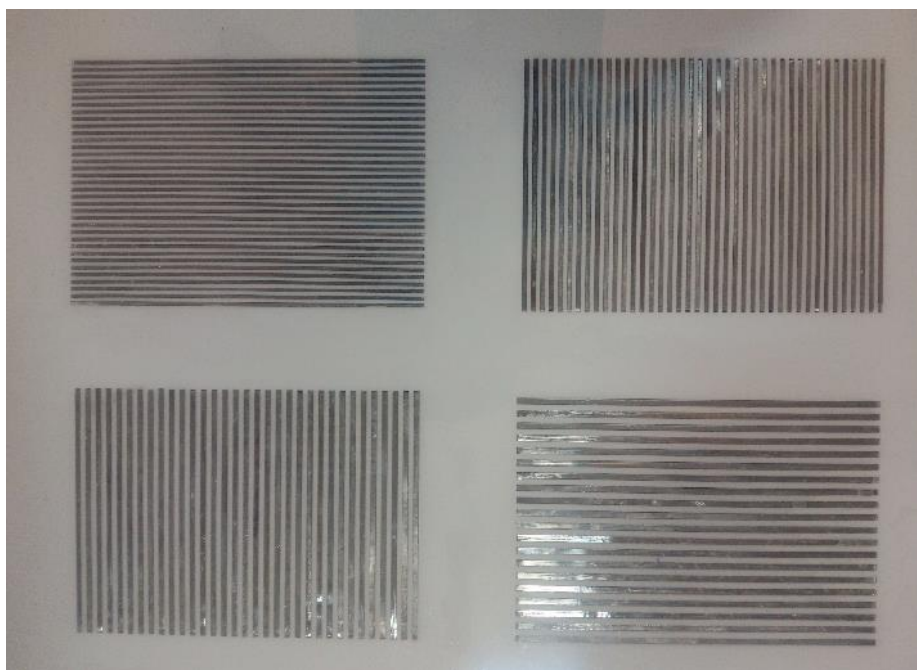
سرب‌های موجود در فانتوم به صورت ورقه‌هایی با ضخامت دو میلی‌متر خریداری شده و با دستگاه برش لیزر فلزات بریده شده‌اند. با توجه به فرمول (۲-۱۳) و با توجه به اینکه مقدار ضریب تضعیف خطی برای سرب طبق شکل (۳-۵) در حدود  $1/15 \text{ cm}^{-1}$  است، مقدار  $\frac{I}{I_0}$  که نشان دهنده احتمال نفوذ خواهد بود، میزان قابل قبولی می‌باشد. در دو طرف ورقه سفید رنگ ورقه‌های شفاف برای حفظ میله‌ها در جایگاه خود استفاده شده‌اند. ورقه‌ها از طریق حلال مایع کلروفرم ( $\text{CHCl}_3$ ) به یکدیگر چسبیده شده‌اند.

**Table D2 Mass Energy Absorption Coefficients in  $\text{cm}^2 / \text{g}^{\dagger}$  for Gamma Rays<sup>†</sup> (Continued)**

Photon energy (MeV)	H	Be	C	N	O	Na
4	0.0352	0.0161	0.0185	0.0186	0.0188	0.0184
5	0.0317	0.0148	0.0171	0.0173	0.0175	0.0174
6	0.0290	0.0138	0.0161	0.0163	0.0166	0.0161
8	0.0252	0.0123	0.0147	0.0151	0.0155	0.0159
10	0.0225	0.0114	0.0138	0.0143	0.0148	0.0155
	Al	Si	Fe	Cu	Pb	Air
0.01	25.5	33.3	142	160	127	4.61
0.015	7.47	9.75	49.3	59.4	91.7	1.27
0.02	3.06	4.01	22.8	28.2	69.1	0.511
0.03	0.868	1.14	7.28	9.50	24.6	0.148
0.04	0.357	0.472	3.17	4.24	11.8	0.0668
0.05	0.184	0.241	1.64	2.22	6.54	0.0406
0.06	0.111	0.144	0.961	1.32	4.08	0.0305
0.08	0.0562	0.0700	0.414	0.573	1.86	0.0243
0.10	0.0386	0.0459	0.219	0.302	1.28	0.0234
0.15	0.0285	0.0312	0.0814	0.106	1.15	0.0250
0.2	0.0276	0.0292	0.0495	0.0597	0.629	0.0268
0.3	0.0282	0.0294	0.0335	0.0370	0.259	0.0287
0.4	0.0287	0.0298	0.0308	0.0318	0.143	0.0295
0.5	0.0286	0.0298	0.0295	0.0298	0.0951	0.0296
0.6	0.0286	0.0295	0.0286	0.0286	0.0710	0.0295
0.8	0.0277	0.0288	0.0273	0.0271	0.0481	0.0289
1.0	0.0269	0.0277	0.0262	0.0258	0.0377	0.0278
1.5	0.0245	0.0253	0.0237	0.0233	0.0271	0.0254
2	0.0226	0.0234	0.0220	0.0217	0.0240	0.0234
3	0.0202	0.0210	0.0204	0.0202	0.0234	0.0205
4	0.0188	0.0196	0.0199	0.0200	0.0245	0.0186
5	0.0179	0.0187	0.0198	0.0200	0.0259	0.0174
6	0.0172	0.0182	0.0199	0.0202	0.0272	0.0164
8	0.0168	0.0177	0.0204	0.0209	0.0294	0.0152
10	0.0165	0.0175	0.0209	0.0215	0.0310	0.0145

شکل ۵-۳: جدول ضرایب تضعیف جرمی برای چند ماده از جمله سرب [۱۳].

شکل زیر تصویری از فانتوم ساخته شده می‌باشد.



شکل ۵-۴: تصویر فانتوم میله‌ای در چهار ربع ساخته شده در این پایان نامه.

همان طور که در تصویر مشاهده می‌شود این فانتوم از چهار ربع تشکیل شده است که هر ضخامت

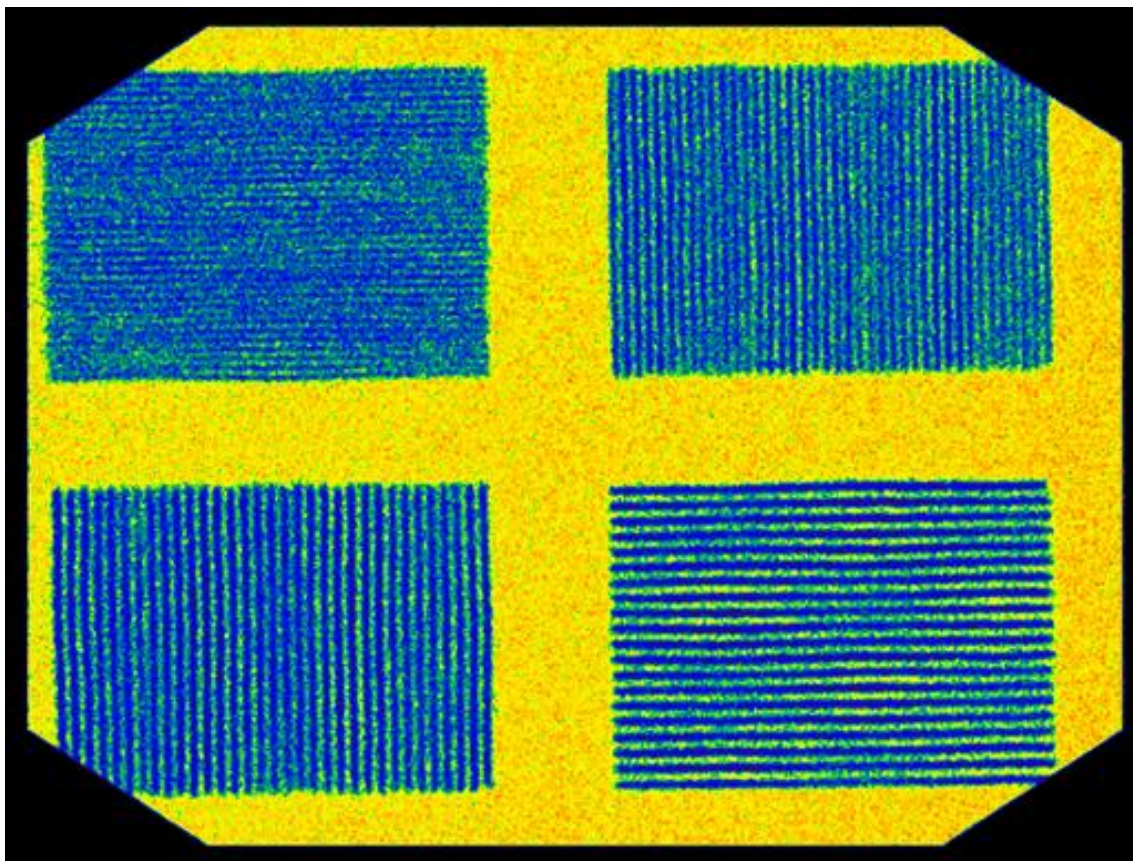


و فاصله نوارهای سربی در هر ربع با قسمت‌های دیگر متفاوت است. اما در هر ربع فاصله و عرض هر نوار با بقیه نوارها در همان ربع یکسان است که این مقدار (با توجه به تصویر فوق) برای قسمت سمت چپ در بالا ۲ mm، سمت راست در بالا ۲/۵ mm، سمت رچپ در پایین ۳ mm و سمت راست در پایین ۳/۵ mm می‌باشد.

یکی از راه‌هایی که می‌توان برای بدست آوردن دقت فانتوم ساخته شد پیشنهاد کرد این است که از این فانتوم با استفاده از پرتو ایکس یک تصویر گرفته شود. از آنجایی که لایه رویی این فانتوم شفاف می‌باشد امکان تصویربرداری با دوربین عکاسی به علت بازتاب نور در داخل لنز دوربین وجود ندارد و در صورت انجام تصویر مناسبی حاصل نمی‌شود. اما با تصویربرداری پرتو ایکس نواحی شاریپی ایجاد می‌شود که می‌توان با استفاده از پردازش تصویر در نرم افزار متلب فواصل بین میله‌ها را محاسبه کرد و خطای آنها را بدست آورد.

## ۳-۵ نتایج آزمون توان تفکیک فضایی ذاتی

شکل (۵-۵) در زیر یکی از ۸ تصویر گرفته شده به روش ذکر شده در فصل پیش می‌باشد.



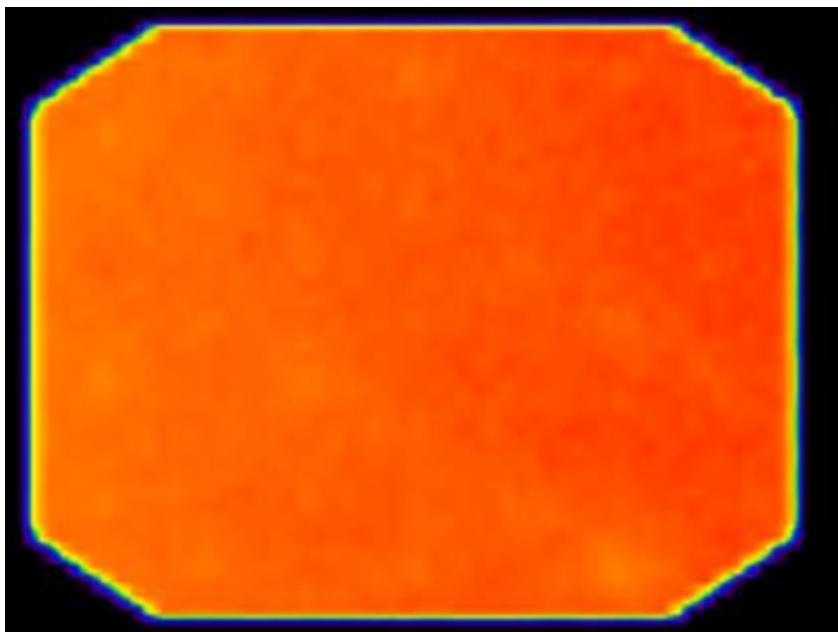
شکل ۵-۵: یکی از هشت تصویر گرفته شده از دوربین اسپکت بیمارستان شاهرود با استفاده از فانتوم میله‌ای ساخته شده در این طرح.

با توجه به روش بصری کمترین وضوح قابل قبول مربوط به ناحیه‌ی نوارهای  $2/5$  mm می‌باشد.

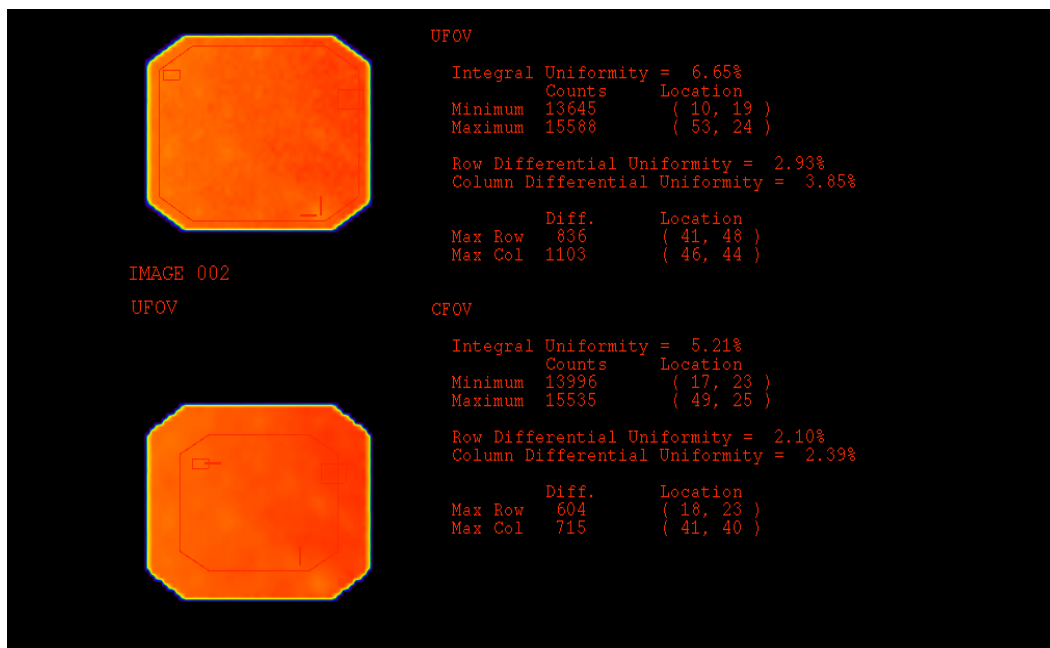
## ۴-۵ نتایج آزمون یکنواختی ذاتی

در این قسمت برای بهتر نشان دادن تأثیرات یکنواختی و غیر یکنواختی به انجام دو آزمون اقدام کرده‌ایم. ابتدا بدون انجام تنظیمات پنجره انرژی و سپس با تنظیم پیک بر روی انرژی  $140$  keV و تعیین مقدار محدوده پنجره دوباره آزمون را انجام دادیم.

شکل (۵-۶) تصویری است که با دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود گرفته شده است. این تصویر بدون تنظیمات پنجره انرژی به دست آمده است.



شکل ۵-۶: آزمون یکنواختی ذاتی گرفته شده با دوربین اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) واقع در شاهرود. همان طور که به وضوح در تصویر مشاهده می شود از سمت چپ به سمت راست شدت رنگها افزایش می یابد. وجود لکه های کم رنگ و پر رنگ بر روی تصویر به خوبی نشان از عدم آمادگی دستگاه برای تصویربرداری به صورت بالینی می باشد. رنگ های تیره تر و گاه روشن تر در لبه ها به دلیل اثرات لبه ای، ناشی از پراکندگی در این نواحی امری طبیعی و قابل چشم پوشی می باشد. برای تحلیل بهتر این عکس می توان به اطلاعات داده شده توسط خود دستگاه نیز رجوع کرد. این اطلاعات در عکس (۵-۷) مشهود است.

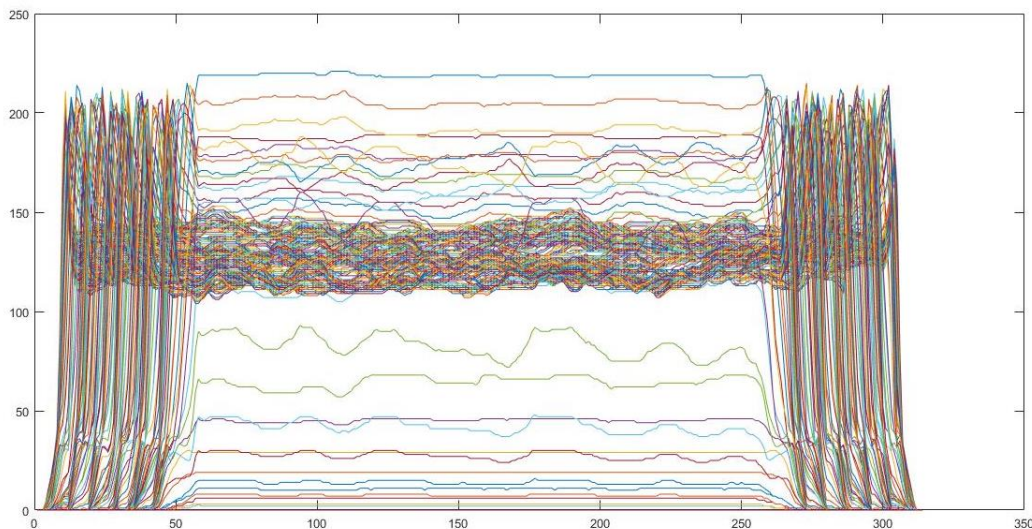


شکل ۵-۷: اطلاعات داده شده توسط دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود برای آزمون یکنواختی بدون تنظیم پنجره انرژی.

اطلاعات موجود در این تصویر شامل دو بخش می‌باشد که یکی از آنها مربوط به ناحیه UFOV و دیگری مربوط به ناحیه CFOV می‌باشد. در هر یک از بخش‌ها سه عدد به صورت درصد ذکر شده است. اولین عدد مربوط به یکنواختی کلی دستگاه و دو عدد دیگر مربوط به یکنواختی جزئی در راستای سطری و در راستای ستونی می‌باشد که توضیحات این اعداد در بخش (۲-۳) به طور کامل ذکر شده است. همان طور که مشاهده می‌شود اعداد یکنواختی کلی در هر دو ناحیه UFOV و CFOV دارای مقادیر بیش از ۴٪ است که اعداد نامناسبی برای دستگاه می‌باشد. زیر هر کدام از این اعداد مقادیری با عنوان‌های ماکزیمم و مینیمم دیده می‌شود که جلوی آنها یک زوج دوتایی از اعداد می‌باشد. این اعداد به ترتیب هر کدام مقدار بیشترین و کمترین میزان گامای دریافت شده در یک پیکسل خاصی می‌باشد که مکان آن پیکسل نیز با اعداد دوتایی در روبروی آن مشخص شده‌اند. در اعداد دوتایی عدد اول نمایانگر محل سطر و عدد دوم نمایانگر محل ستون پیکسل می‌باشد.

با پردازش تصویر از طریق نرم‌افزار متلب نیز می‌توان به تحلیل عکس گرفته شده پرداخت. برای به دست آوردن نموداری از این تصویر ابتدا عکس را به حالت طیف سیاه و سفید برده و سپس نموداری

از آن تهیه می کنیم. شکل (۵-۸) نمودار این عکس می باشد.



شکل ۵-۸: نموداری از اولین آزمون یکنواختی گرفته شده با دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) با استفاده از نرم افزار متلب.

یکی دیگر از روش های تحلیل تصاویر استفاده از نرم افزار پردازش تصویر متلب می باشد. با استفاده از این نرم افزار می توان وضعیت تغییر رنگ پیکسل ها را مشاهده کرد. این نرم افزار هر تصویر را به ماتریسی از اعداد با ابعاد پیکسلی آن تصویر تبدیل می کند که عدد هر یک از عناصر ماتریس نشان دهنده شدت رنگ آن عنصر و یا آن پیکسل می باشد.

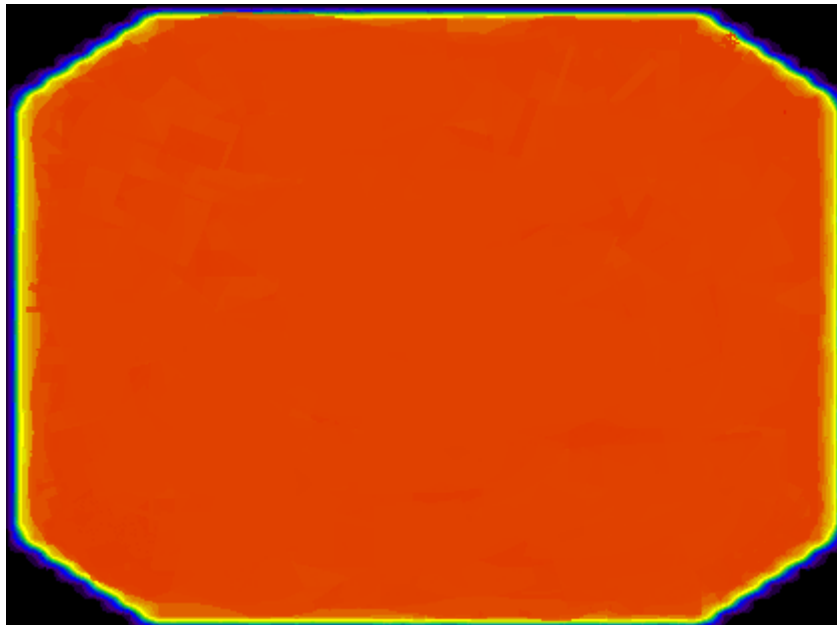
هر عکسی دارای تعدادی پیکسل است که چیدمان آنها به شکل یک ماتریس می باشد. نمودار افقی نماینده سطرهای این ماتریس و نمودار عمودی نماینده شدت رنگ هر پیکسل می باشد. در نمودار چندین خطوط رنگی قابل مشاهده است که هر خط نماینده یک ستون از ماتریس پیکسل ها بوده و تغییرات شدت رنگ پیکسل ها را در سطرهای مختلف نشان می دهد.

در این نمودار همانطور که مشاهده می شود سمت چپ و راست دارای نواسانات شدیدی بوده که حاکی از پراکندگی رنگ ها در سطرهای اولیه و در سطرهای انتهایی و به عبارت دیگر در بالا و پایین تصویر می باشد.

در وسط تصویر نوار پهنی دیده می‌شود. پهنای این نوار تغییرات شدت رنگ در قسمت‌های اصلی را نشان می‌دهد. عرض زیاد این پهنای حکایت از عدم یکنواختی را برای این دستگاه دارد.

بایستی ذکر کرد که دیگر خطوط افقی مربوط به ستون‌هایی هستند که در منطقه مورد نظر و حساس برای تصویربرداری نبوده و وجود آنها دلیلی برای عدم یکنواختی محسوب نمی‌شود.

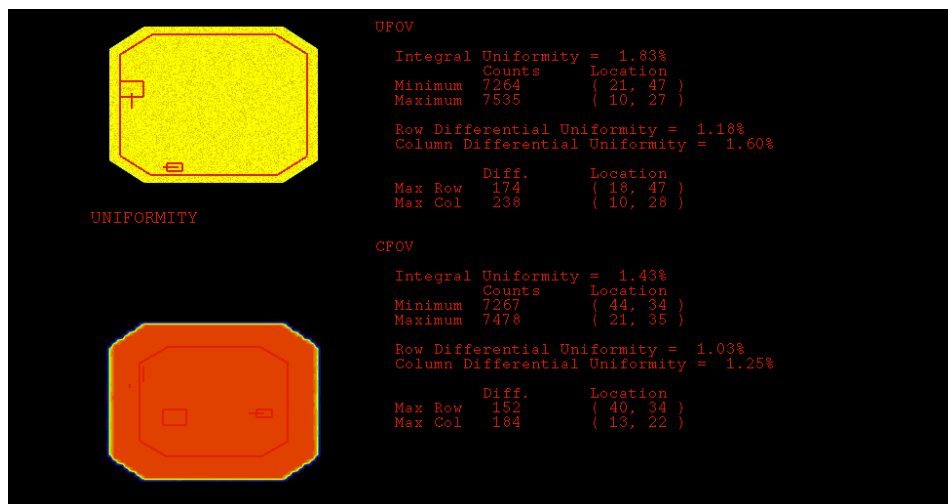
شکل (۹-۵) مربوط به آزمونی است که تمامی مراحل انجام آن رعایت شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در این تصویر دیگر خبری از لکه‌هایی با شدت کم و زیاد نیست و فقط تغییر رنگ در دو ناحیه چپ و راست آنها با اختلاف کمی مشاهده می‌شود.



شکل ۹-۵: آزمون یکنواختی ذاتی گرفته شده با دوربین اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) واقع در شاهرود با رعایت تنظیمات پنجره انرژی.

شکل (۱۰-۵) تصویری از همین آزمون به همراه اطلاعاتی از تصویر می‌باشد. با توجه به اطلاعات تصویر تمامی درصدها کمتر از ۳ بوده و اختلاف میزان حداقل و حداکثر گامای دریافت شده در پیکسل‌ها نسبت به حالت قبل بسیار کمتر است و در قسمت یکنواختی جزئی مقادیر بالاترین گامای دریافت شده در یک ردیف با یک ستون به یکدیگر نزدیک‌ترند که این خود نشان از سلامت دستگاه را دارد.

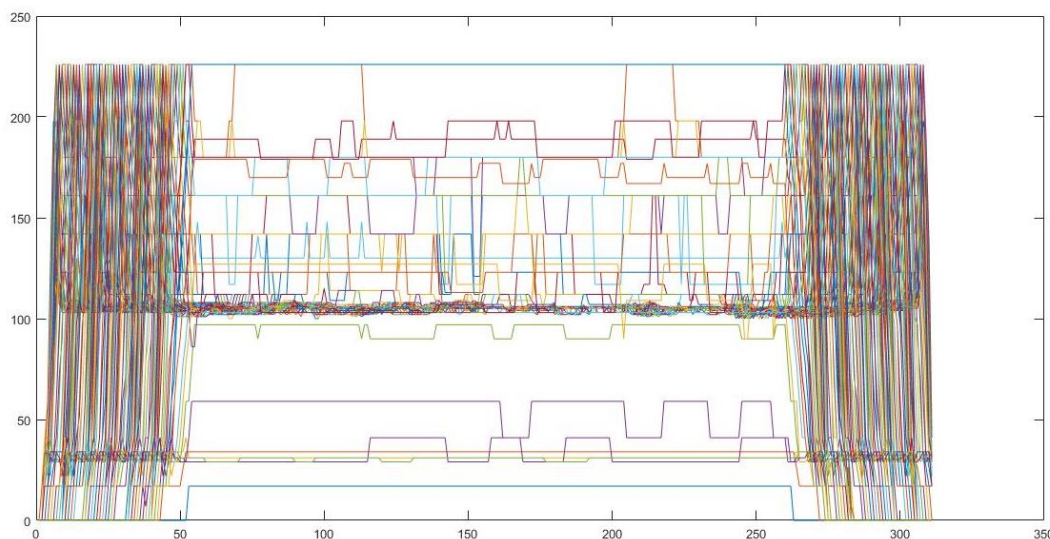




شکل ۵-۱۰: اطلاعات تصویر از آزمون یکنواختی ذاتی در دوناحیه UFOV و CFOV با استفاده از دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) واقع در شاهرود.

شکل (۵-۱۱) تحلیل نموداری با نرم افزار متلب می باشد. در این نمودار برخلاف نمودار قبلی

خبری از پهنای زیاد نوار افقی نیست، بلکه پهنای کوچکی دیده می شود که نشان از یکنواختی نسبتاً خوبی در شدت رنگ تصویر می باشد.



شکل ۵-۱۱: نموداری از دومین آزمون یکنواختی گرفته شده با دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) با استفاده از نرم افزار متلب.

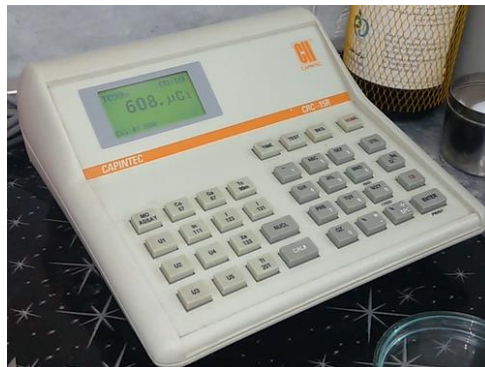
## ۵-۵ نتایج آزمون حساسیت صفحه ای سیستم

ما در این آزمایش همان طور هم که در شکل (۵-۱۲) دیده می شود میزان  $1/61 \text{ mCi}$

تکنسیوم برداشت کردیم و پس از آن سرنگ خالی را اندازه‌گیری کردیم که با توجه به شکل (۵-۱۳) میزان آن معادل با  $0.608 \text{ mCi}$  می‌باشد.



شکل ۵-۱۲: میزان اکتیویته سرنگ حاوی  $^{99m}\text{Tc}$ .



شکل ۵-۱۳: میزان اکتیویته سرنگ پس از تخلیه رادیوداروی  $^{99m}\text{Tc}$ .

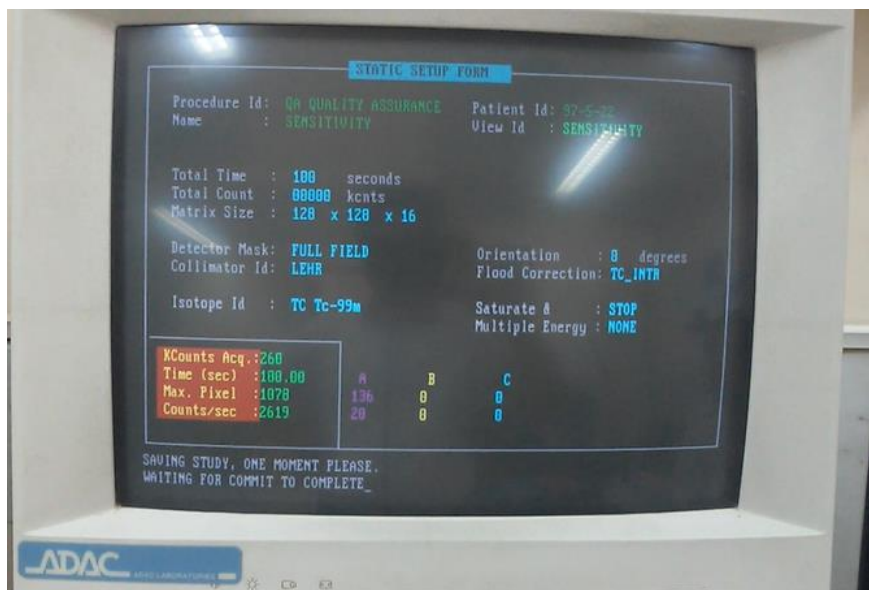
شکل (۵-۱۴) تصویر بدست آمده از این آزمون می‌باشد. همان طور که در تصویر دیده می‌شود، نقاطی وجود دارد که میزان دریافت گاما بیشتر از بقیه می‌باشد. نقاط سفید رنگ جزو نقاطی محسوب می‌شود که کمترین میزان دریافت را داشته‌اند و نقاط سبز رنگ بیشترین میزان دریافت را داشته‌اند.



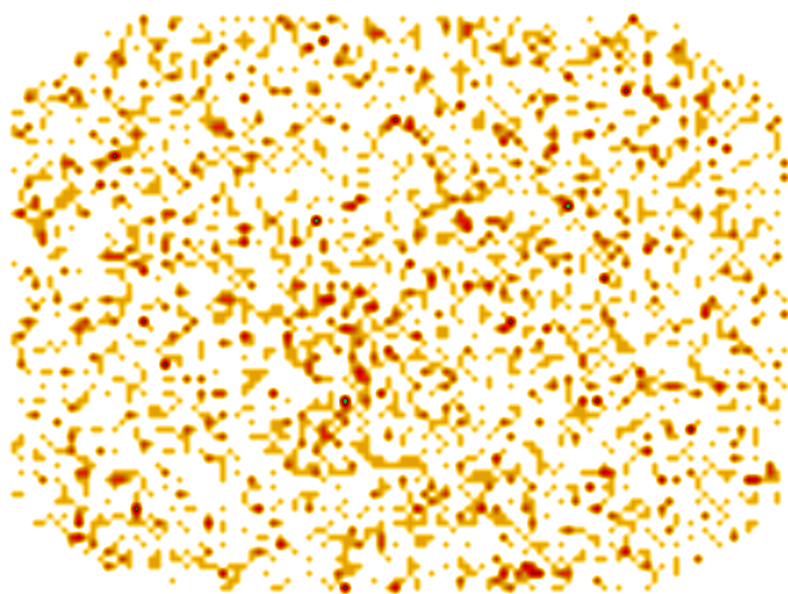


شکل ۵-۱۴: تصویر بدست آمده از فانتوم حساسیت که بدون فاصله در مرکز آشکارساز قرار گرفته است.

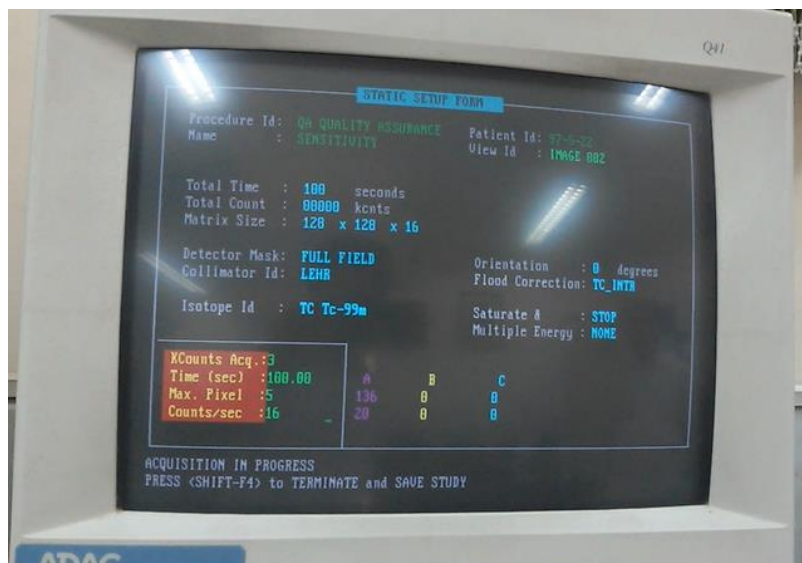
شکل (۵-۱۵) اطلاعات بدست آمده از این تصویر می‌باشد. در سمت چپ و پایین مانیتور کادری دیده می‌شود که در آن اطلاعات مهمی وجود دارد. عدد اول که مقدارش ۲۶۰ می‌باشد، میزان گاماهاى شمارش شده در طول این صد ثانیه بر حسب کیلو می‌باشد. عدد دوم نشان می‌دهد که از زمان شروع آزمایش چند ثانیه گذشته است. عدد سوم بیشترین مقدار گامایی را که یک پیکسل نسبت به تمام پیکسل‌های دیگر برداشت کرده است را گزارش می‌دهد و عدد آخر حاصل تقسیم عدد اول به عدد دوم را به صورت دقیق‌تری نشان می‌دهد. همچنین بایستی اشاره کرد که نام موازی‌ساز بکار رفته در این آزمایش LEHR است.



شکل ۵-۱۵: مشخصات تصویر بدست آمده از فانتوم حساسیت که بدون فاصله از سرآشکارساز قرار گرفته است.  
 شکل (۵-۱۶) نشان دهنده میزانی آلودگی در برخی از قسمت‌های سرآشکارساز دارد که به صورت نقاط داغ ظاهر شده‌اند.



شکل ۵-۱۶: تصویر پس زمینه از دستگاه اسپکت.  
 همچنین اطلاعات تصویر حاصل از آزمایش پس زمینه در شکل (۵-۱۷) به تصویر درآمده است.



شکل ۵-۱۷: مشخصات تصویر بدست آمده از آزمون پس زمینه.

با توجه به تصویر فوق مقدار کل شمارش گامای پس زمینه که ناشی از آلودگی محیط می‌باشد در حدود ۳ کیلو است. بنابراین برای این آزمون خواهیم داشت:

$$\frac{2619 - 16 (cps)}{(1.61 - 0.608) \times 10^{-3}(Ci) \times 3.7 \times 10^4 \left(\frac{MBq}{Ci}\right)} = 70.21(cps/MBq) \quad (۵-۱)$$

این عدد بدین معناست که اگر ماده‌ای با اکتیویته یک مگا بکرل در معرض تصویربرداری با این دستگاه اسپکت قرار داده شود در هر ثانیه می‌تواند حدود ۷۰ گاما را شمارش کند.

## ۵-۶ جمع بندی و نتیجه گیری

در این پایان نامه سعی بر آن داشتیم که با مطالعه دستگاه تصویربرداری دوربین گاما، مباحث مربوط به کنترل کیفی و بررسی فانтом‌ها آشنایی کوچکی با حوزه وسیع تصویربرداری پزشکی هسته‌ای پیدا کنیم و در نهایت با ساخت فانтом میله‌ای در چهار ربع و انجام سه آزمایش از آزمون‌های کنترل کیفی، عملکرد دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود را بررسی کنیم که نتایج حاصل از این سه آزمایش به شرح زیر می‌باشد.

- دستگاه اسپکت بیمارستان امام حسین (ع) در شاهرود توانایی آشکارسازی با قدرت توان

تفکیک فضایی mm ۵/۲ را دارد و از آنجایی که غالب دستگاه‌ها دارای چنین استانداردی

هستند می‌توان اطمینان یافت که دستگاه در این پارامتر مشکلی ندارد.

- با توجه به دو آزمایش صورت گرفته در قسمت یکنواختی ذاتی به این نتیجه رسیدیم که تنظیمات پنجره انرژی تاثیر بسزا و مستقیمی در کاهش خطاهای سیستماتیک دارد.
- حساسیت دستگاه با توجه به مقدار بدست آمده که مساوی با  $70/21$  ( $cps/MBq$ ) بود، مقدار قابل قبولی است که نشان از آمادگی دستگاه جهت تصویربرداری می‌باشد.

## ۷-۵ پیشنهادات

در پایان برای آن دسته از دانشجویانی که به حوزه پزشکی هسته‌ای در زیر شاخه تصویربرداری

علاقه‌مند هستند، پیشنهاداتی در جهت انجام این گونه طرح‌ها را داریم که توضیح آن را بدین شکل

بیان می‌کنیم:

- انجام دیگر آزمون‌های کنترل کیفی با استفاده از ساخت فانتوم‌های متناسب با هر آزمون.
- پردازش تصویر عکس‌های گرفته شده جهت پیدا کردن فیلتر مناسب برای پالایش تصویر.
- ادامه همین موضوع تحت عنوان کالیبراسیون دستگاه در صورت بروز مشکلات در همین پارامترهای اندازه‌گیری شده.

- مطالعه همین پارامترهای ذکر شده در دیگر دستگاه‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای

از جمله دستگاه PET/CT.

## پیوست‌ها

جدول زمان‌بندی آزمون‌ها برای دوربین‌های سوسوزن

شش ماهه	هفتگی	روزانه	مرجع	پذیرش	نام آزمون	
				×	بررسی فیزیکی	۱
	×		×		هم مرکز کردن تنظیمات پنجره PHA	۲
	×		×	×	یکنواختی میدان اغتشاشی ذاتی با $^{99m}\text{Tc}$	۳
×			×		یکنواختی میدان اغتشاشی ذاتی از طریق پنجره PHA باریک و متقارن	۴
×			×		یکنواختی میدان اغتشاشی ذاتی برای رادیونوکلیدهایی به غیر از $^{99m}\text{Tc}$	۵
×			×	×	توان تفکیک فضایی ذاتی - بصری - کمی	۶
×			×		یکنواختی میدان اغتشاشی سیستم	۷
				×	توان تفکیک و خطی بودن فضایی سیستم	۸
×			×	×	حساسیت صفحه ای سیستم	۹
			×		تنظیم حفره موازی‌ساز	۱۰
×			×	×	عملکرد نرخ شمارش ذاتی	۱۱
×			×	×	پیشنهاد ۱	۱-۱۱
×			×	×	پیشنهاد ۲	۲-۱۱
×			×	×	پیشنهاد ۳	۳-۱۱
شش ماهه	هفتگی	روزانه	مرجع	پذیرش	نام آزمون	
×			×	×	پیشنهاد ۴	۴-۱۱
×			×		زمان بندی اولیه کامپیوتری	۱۲
×			×		زمان بندی کامپیوتر در حالت دینامیکی	۱۳
×			×		دروازه داده‌گیری ECG (Electrocardiogram)	۱۴

شش ماهه	هفتگی	روزانه	مرجع	پذیرش	نام آزمون	
×			×	×	ثبت فضایی از طریق پنجره چندگانه	۱۵
				×	نشت محافظ سر آشکارساز	۱۶
	×		×		توان تفکیک فضایی سیستم یا ذاتی و خطی بودن فضایی (روش متداول)	۱۷
	×		×		روش ۱: چشمه اغتشاشی	۱-۱۷
	×		×		روش ۲: چشمه نقطه‌ای	۲-۱۷
	×		×		روش ۳: روش تصویر دیجیتالی	۳-۱۷
		×			پایه‌های سر آشکارساز و موازی‌ساز و آسیب‌های موازی‌ساز	۱۸
		×			کالیبراسیون انرژی PHA	۱۹
		×			یکنواختی میدان اغتشاشی و حساسیت	۲۰
		×			نرخ شمارش زمینه	۲۱
		×			فیلم‌برداری و پردازش تصویر	۲۲

- [1] Mould RF: A Century of X-Rays and Radioactivity in Medicine, Bristol, 1993, Institute of Physics.
- [2] de Hevesy G: The absorption and translocation of lead by plants: A contribution to the application of the method of radioactive indicators in the investigation of the change of substance in plants. *Biochem J* 17:439-445, 1923.
- [3] Blumgart HL, Weiss S: Studies on the velocity of blood flow. *J Clin Invest* 4:15-31, 1927
- [4] Kuhl DE, Edwards RQ, Ricci AR, et al: The Mark IV system for radionuclide computed tomography of the brain. *Radiology* 121:405-413, 1976.
- [5] Lawrence EO, Livingston MS: The production of high-speed light ions without the use of high voltages. *Phys Rev* 40:19-30, 1932
- [6] Cassen B, Curtis L, Reed C, Libby R: Instrumentation for <sup>131</sup>I use in medical studies. *Nucleonics* 9:46- 50, 1951.
- [7] Anger HO: Scintillation camera. *Rev Sci Instr* 29:27- 33, 1958.
- [8] Phelps ME, Hoffman EJ, Mullani NA, Ter Pogossian MM: Application of annihilation coincidence detection of transaxial reconstruction tomography. *J Nucl Med* 16:210-215, 1975.
- [9] Berger MJ, Hubbell JH: XCOM: Photon Cross-Sections Database, NIST Standard Reference Database 8 (XGAM) Available at: <http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm>. (Accessed August 17, 2011.)
- [10] Kak AC, Slaney M: Principles of Computerized Tomographic Imaging, Philadelphia, 2001, SIAM.
- [11] Sorenson, J.A. and Phelps, M.E., 1987. Physics in nuclear medicine (pp. 115-121). New York: Grune & Stratton.
- [۱۲] بهمن یزدی صمدی، حسین امیری اوغان و سید علی پیغمبری، (۱۳۸۶) "آمار و احتمالات کاربردی" چاپ اول، انتشارات دانشگاه تهران، ص ۹۷ و ۲۶۸.
- [13] Tsoufanidis, N., 2010. Measurement and detection of radiation. CRC press.

- [14] Graham LS: Automatic tuning of scintillation cameras: A review. *J Nucl Med Tech* 14:105-110, 1986.
- [15] Accorsi R, Metzler SD: Analytic determination of the resolution-equivalent effective diameter of a pinhole collimator. *IEEE Trans Med Imag* 23:750-763, 2004.
- [16] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems, IAEA, Vienna (2003).
- [17] deMirkaya, o., al MaZrou, r., Performance test data analysis of scintillation cameras, *ieeE Trans. Nucl. sci.* 54 (2007) 1506–1515.
- [18] Bailey, D.L., Huum, J.L., Todd-Pokropek, A. and Aswegen, A.V., 2014. Nuclear medicine physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA).
- [19] NaTioNal elecTrical MaNufacTurers associaTioN, Performance Measurements of Gamma cameras, standards Publication Nu 1-2007, NeMa (2007).
- [20] Zanzonico, P., 2008. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. *Journal of Nuclear Medicine*, 49(7), pp.1114-1131.
- [21] Watson, C.C., Casey, M.E., Eriksson, L., Mulnix, T., Adams, D. and Bendriem, B., 2004. NEMA NU 2 performance tests for scanners with intrinsic radioactivity. *Journal of nuclear medicine*, 45(5), pp.822-826.
- [22] Elkamhawy, A.A., Rothenbach, J.R., Damaraju, S. and Badruddin, S.M., 2000. Intrinsic uniformity and relative sensitivity quality control tests for single-head gamma cameras. *Journal of nuclear medicine technology*, 28(4), pp.252-256.
- [23] Xu, X.G., chao, T.c., boZkurT, a., ViP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte carlo calculations, *health Phys.* 78 (2000) 476 486.  
*rev. biomed. eng.* 9 (2007) 471–500.
- [24] Quality assurance for SPECT systems, (2009), International Atomic Energy Agency, Vienna.



## Abstract

It can not be denied in temporary days the importance of nuclear imaging for achieving the best results for threatening diseases. Between these cases methods based on nuclear imaging medecins have a top position. In study the structure and the work of the most parts of body can be tasted. The major property of using this method of imaging is in the way they show the physiological and dynamical body systems with the injected radio active although another ways are dangerous or ineffective. In any of imaging method specially nuclear imaging, this is very important to be sure of correct performance of that system. Any error in the performance of system in compare of the correct conditions can be misleading for doctor, in explanation of the test. In addition in nuclear treatment we must be very careful and sensitive in the injected Radiopharmaceutical because of dangers radioactive rays, and this show the importance and attention need to be used for this systems, any default of doctor or another persons in team can cause non amends results. So several quality control tests are performed in systems before treatment. For refusing dangerous effects and bad resulting. In this thesis we used to aware readers by QC methods step by step and make them able to do this methods and for doing three kinds of tests including: intrinsic uniformity test, intrinsic spatial resolution and planar sensitivity of Imam Hossien hospital in Shahrood.

During this thesis, we plan to implement three qualitative control tests, including intrinsic spatial resolution test, intrinsic uniformity test, and system sensitivity test. In order to perform the interstitial spatial resolution test, we attempted to construct a four-quadrant bar phantom with 0.7 mCi Tech. We performed this test and got the FWHM of about 2.5 mm. In a homogeneous homogeneity test with 5.5 mCi, we did two tests with the adjustment of the energy window and without setting the energy window. In the first case, the inherent uniformity in the UFOV range was about 1.83% and in the second case it was 6.65%, indicating the importance of the energy window settings in the accuracy of the device. In the system sensitivity test, using LHER and mCi 1 technetium, in the background tests, we obtained a 70.21 value (cps / MBq) for the sensitivity of the system during the background tests and the test with the Petri Dish, which is an acceptable level for Imam Hussein Spectrum Device.

Keywords:

Spect, Quality control, Phantom, Intrinsic uniformity, Intrinsic spatial resolution,

System planner sensitivity.



**Shahrood University of Technology**  
**Faculty of Physics and Nuclear Engineering**

**M.Sc. Thesis in Nuclear Physics**

**Design, build and test Phantom resolution, uniformity and  
sensitivity for SPECT single page (Imam Hossein hospital in  
Shahrood)**

**By: Saeid Shafaei**

**Supervisor:**

**Dr. Hosien Tavakoli Anbaran**

**Dr. Reza Gholipoor Peyvandi**

**Advisor:**

**Dr. Javad Abedi**

**September 2018**