

دانشگاه گیلان
دانشکده علوم پایه
گروه فیزیک
(گرایش هسته ای)

تصحیح پراکندگی در سیستم SPECT

از:

سمیه کاکاسلطانی

استاد راهنما:

دکتر علیرضا صدر ممتاز

استاد مشاور:

مهسا نوری اصل

مرداد 1390

دانشگاه گیلان

دانشکده علوم پایه

گروه فیزیک

(گرایش هسته ای)

تصحیح پراکندگی در سیستم SPECT

از:

سمیه کاکاسلطانی

استاد راهنما:

دکتر علیرضا صدر ممتاز

استاد مشاور:

مهسا نوری اصل

مرداد ۱۳۹۰

سپاس پروردگاری که فقط او شایسته تقدس و پرستش است.

مشکرمی کنم از استاد برجندم آقای دکتر طعیرضا صدر ممتاز که بار بنموده‌های ارزشمند و حمایت‌های همیشگی خویش در پیشبرد این پایان نامه مرایای رسانند.

مشکرمی کنم از پدر و مادر عزیزم که وجودشان مایه دلگرمی، و رابهنایی ایشان راه‌گشای من برای رسیدن به هدف بوده و خواهد بود. همچنین مشکرمی کنم از خانواده دوست داشتنی و عزیزم که همیشه همراه و یاورم بودند و حضورشان بسمودن بخت‌های سخت را برایم آسان نمود.

نهایت سپاسگذاری و احترام دارم خدمت آقای دکتر حمیدرضا مشایخی استاد داورم، که به مشایه معلمی دلنواز در پیشبرد این پایان نامه یاری ام رسانند و ذره‌ای از رابهنایی‌های خویش در حق من دریغ ننمودند.

کمال مشکرو قدردانی دارم از آقای فرزند کلاستری دانشجوی دوره دکتری دانشگاه تربیت مدرس که در تمامی مراحل آزمایشگاهی و تئوری، رابهنایی‌های صادقانه و ارزنده ایشان شامل حال من شد و ادامه مسیر را بر من آسان نمود.

مشکرمی کنم از خانم نوری که در پیشبرد این پایان نامه یاری ام نمودند. همچنین مشکرمی کنم از پرسنل محترم مرکز پزشکی هسته‌ای گاما اسکن مروارید رشت، از جمله آقای بری، آقای بلبلی، آقای ایزدی و... که در مراحل آزمایشگاهی برای من بی‌دینشان بسیاری از مشکلات را برطرف نمودند.

مشکرو قدردانی دارم خدمت دوستان عزیزم که در طول سال‌های ارشد در کنارم ماندند، حمایت کردند و کمک‌های صادقانه‌شان را نصیب من کردند تا نا بهماری و دشواری‌های راه‌برایم آسان شود.

با آرزوی پیروزی و سعادت

سید کااسلانی

مرداد ۹۰

یکی از شاخه های پزشکی هسته ای تصویر برداری با استفاده از موادی که رادیوداروها نام دارند، می باشد. امروزه مراکز پزشکی هسته ای بسیاری وجود دارند که کار تصویر برداری با استفاده از رادیوداروها¹ انجام می دهند. رادیوداروها ترکیباتی هستند که با استفاده از یک عنصر رادیواکتیو با نیمه عمر مشخص، نشان گذاری شده اند. در دستگاه های تصویر برداری که در آنها از آشکارسازهای پرتوهای رادیواکتیو استفاده شده است، از این ترکیبات پس از ورود و در حین پخش در بافت مورد نظر در بدن، به وسیله آشکارسازهای پرتوهای که از آنها خارج می شوند، تصویر برداری می کنند. معمولاً هر رادیودارو با ترکیبات بیولوژیکی بافتی که از آن تصویر برداری می شود، سازگار شده است. با توجه به کاربرد های فراوان روش های تصویر برداری و توانایی آن در تشخیص بیماری ها در مراحل اولیه و اینکه انجام این تصویر برداری ها دارای هزینه بالایی است، کیفیت این تصاویر از اهمیت بالایی برخوردار است. در این بررسی سعی شده است با حذف فوتون های پراکنده از بازه فوتوپیک، به مطالعه یکی از روش هایی بپردازیم که بتوان کیفیت و وضوح این تصاویر را ارتقا بخشید.

در فصل اول مختصری از تاریخچه پزشکی هسته ای و نحوه عملکرد دستگاه های تصویر برداری پت² و اسپکت³ شرح داده می شود، همچنین به بررسی رادیوداروهای مورد استفاده در این دستگاه ها و خواص و روش تهیه آنها پرداخته می شود. فصل دوم دوربین های گاما در اسپکت و اصول کارکرد آنها، عوامل موثر و آزمون های کنترل کیفی در اسپکت، همچنین روش های بازسازی نگاره، پارامترها و انواع فیلترها مورد بررسی قرار می گیرند.

در فصل سوم انواع برهم کنش های فوتون و ماده، ذخیره انرژی توسط فوتون در آشکارساز با انرژی های کمتر و بیشتر از $1/02 \text{ Mev}$ ، بازدهی آشکارساز و عوامل موثر بر آن، انواع بازده آشکارسازهای گاما و ایکس و نهایتاً مختصری از روش های اصلاح پراکندگی و روش های خاص مورد استفاده در این مطالعه مورد بررسی قرار می گیرند.

در فصل چهارم مواد مورد نیاز برای تصویربرداری ذکر می شود. اصلاح پراکندگی قبل و بعد بازسازی به دو روش SP مد و ST مد، بر روی تصاویر صورت گرفته و نتایج گزارش می شود. نهایتاً وضوح تصویر محاسبه و اثر اصلاح پراکندگی بر وضوح⁴ تصویر نشان داده می شود، و نتایج مورد بررسی قرار می گیرند.

در فصل پنجم پیشنهادات برای ادامه کار ارائه می شود.

¹ . Radiopharmaceuticals

² .PET

³ .SPECT

⁴ .Contrast

حضور فوتون های پراکنده شده باعث کاهش کیفیت و وضوح تصویر در تصویربرداری تک فوتونی می شود. به دلیل محدود بودن قدرت تفکیک انرژی دوربین های گاما بخشی از فوتون های پراکنده در بازه فوتوپیک آشکارسازی می شوند. روش اصلاحی شامل در نظر گرفتن دو بازه انرژی در طیف انرژی ^{99m}Tc است: یک بازه اصلی متمرکز شده در فوتوپیک طیف انرژی (154-126 keV) و دیگری بازه پراکندگی قرار گرفته در بخش کامپتونی طیف انرژی (125-92 keV). این روش مبتنی بر این فرض است که شمارش های پراکنده در بازه فوتوپیک به صورت k برابر شمارش های بازه پراکندگی است. ضریب پراکندگی k با استفاده از فانتوم Jaszczak شامل 6 کره (با قطرهای 22/4 mm و 17/9 و 14/3 و 11/4 و 9/2 و 7/3 و 5/9) که داخل استوانه (با قطر 21/59 cm) و توزیع یکنواختی از تکنسیوم بدست آمد. مقادیر متوسط k برای داده ها قبل (پروجکشن ها) و بعد از بازسازی 1 و 0/99 تعیین شد (SP و ST مد). سپس با استفاده از مقادیر k بدست آمده داده ها قبل و بعد از بازسازی مورد اصلاح پراکندگی قرار گرفتند. مقادیر k برای 64 پروجکشن و 128 اسلایس (تومو) با استفاده از برنامه ای که در محیط متلب نوشته شد بدست آمد. سپس وضوح تصویر در داده های بازسازی شده محاسبه شد. نتایج نشان می دهند که اصلاح پراکندگی موجب افزایش وضوح و کیفیت تصویر می شود.

کلید واژه: اسپکت، تصحیح پراکندگی، پروجکشن، SP و ST مد.

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
ژ	چکیده فارسی
س	چکیده انگلیسی

فصل اول: دستگاه های تصویربرداری

۱	مقدمه
۳	۱-۱ تاریخچه پزشکی هسته ای
۴	۲-۱ توموگرافی (سی تی اسکن)
۴	۳-۱ SPECT (توموگرافی با استفاده از تابش تک فوتون)
۵	۴-۱ PET (توموگرافی تابش پوزیترون)
۶	۵-۱ خط پاسخ
۶	۱-۵-۱ حادثه واقعی
۷	۲-۵-۱ حادثه تصادفی
۷	۳-۵-۱ حادثه پراکنده
۷	۶-۱ رادیوداروها
۸	۱-۶-۱ خلوص رادیونوکلئیدی
۹	۲-۶-۱ خلوص شیمیایی
۹	۳-۶-۱ استرلیزه
۹	۴-۶-۱ ضدتب زایی
۹	۷-۱ روش تهیه رادیوداروها
۹	۱-۷-۱ تابش دهی هسته های پایدار در راکتور (محصول راکتور)
۱۰	۲-۷-۱ هسته های پرتوزای محصول شتاب دهنده یا سیکلوترون
۱۰	۳-۷-۱ هسته های پرتوزای محصول شکافت
۱۰	۴-۷-۱ تولید هسته های پرتوزای کوتاه عمر با استفاده از ژنراتور

۱۱	۸-۱ ژنراتور
۱۱	۱-۸-۱ ژنراتور مولیبدن- تکنسیم
۱۳	۹-۱ استاندارد های ویژه رادیوداروها
۱۳	۱-۹-۱ نوع تابش و انرژی آن
۱۳	۲-۹-۱ نیمه عمر فیزیکی
۱۴	۳-۹-۱ فعالیت ویژه هسته های رادیواکتیو
۱۴	۴-۹-۱ خلوص هسته رادیواکتیو
۱۴	۵-۹-۱ خاصیت شیمیایی هسته های رادیواکتیو
۱۴	۶-۹-۱ زمان پویای گذر رادیواکتیو در بدن

فصل دوم: برش نگاری گسیل تک فوتونی

۱۷	۱-۲ دوربین های سوسوزن یا دوربین گاما
۱۸	۱-۱-۲ اصول کارکرد
۱۹	۱-۱-۱-۲ آشکارسازهای سوسوزن
۲۱	۲-۱-۱-۲ باریکه ساز یا کلیماتور
۲۳	۳-۱-۱-۲ لوله تقویت کننده نور
۲۴	۴-۱-۱-۲ پیش تقویت کننده
۲۴	۵-۱-۲ تقویت کننده
۲۵	۶-۱-۱-۲ تحلیل گر ارتفاع پالس
۲۵	۷-۱-۱-۳ دستگاه نمایش و ثبت یا ذخیره سازی
۲۵	۸-۱-۱ مدار مکان یابی مختصات x و y

۲۷	۲-۲ اندازه پیکسل در SPECT
۲۸	۳-۲ نسبت نویز در SPECT
۲۸	۴-۲ یکنواختی
۲۹	۵-۲ تابع پخش خط
۳۰	۶-۲ وضوح
۳۱	۷-۲ فرکانس Nyquist
۳۱	۸-۲ آزمون های کنترل کیفی برای دوربین گاما
۳۲	۱-۸-۲ آزمون های تعیین موقعیت قله فوتونی
۳۲	۲-۸-۲ بررسی یکنواختی
۳۲	۳-۸-۲ توان جداسازی دوربین
۳۳	۹-۲ عوامل موثر در SPECT
۳۳	۱-۹-۲ تضعیف فوتون ها
۳۴	۲-۹-۲ اثر حجم جزیبی
۳۴	۳-۹-۲ مرکز چرخش
۳۵	۴-۹-۲ نمونه برداری
۳۵	۵-۹-۲ توان جداسازی فضایی
۳۶	۶-۹-۲ نوفه یا نویز
۳۶	۷-۹-۲ حساسیت
۳۷	۱۰-۲ جمع آوری داده ها
۴۰	۱۱-۲ بازسازی نگاره
۴۰	۱-۱۱-۲ Back projection
۴۳	۲-۱۱-۲ روش تکرار
۴۴	۱۲-۲ پارامترهای فیلتر

۴۴	۲-۱۲-۱ فرکانس قطع
۴۴	۲-۱۲-۲ شیب
۴۴	۲-۱۳ انواع فیلترها
۴۵	۲-۱۳-۱ پایین گذر
۴۵	۲-۱۳-۲ بالاگذر
۴۵	۲-۱۳-۳ گذر باند انتخابی
۴۶	۲-۱۴ چند نمونه از فیلترهای مورد استفاده در تصویربرداری تک فوتونی
۴۶	۲-۱۴-۱ فیلتر رمپ
۴۷	۲-۱۴-۲ فیلترهای همینگ و هنینگ
۴۸	۲-۱۶-۳ فیلتر باترورث
۴۸	۲-۱۷ توان تفکیک

فصل سوم: اصلاح پراکندگی به روش دو بازه

۵۱	۳-۱ اثر فوتوالکتریک
۵۲	۳-۲ تولید زوج
۵۳	۳-۳ پراکندگی کامپتون
۵۶	۳-۴ مدهای ذخیره انرژی در آشکارساز
۵۶	۳-۴-۱ ذخیره انرژی توسط فوتون هایی با $E < 1.022 \text{ Mev}$
۵۹	۳-۴-۲ ذخیره انرژی توسط فوتون هایی با انرژی $E > 1.022 \text{ Mev}$
۶۱	۳-۵ بازدهی آشکارساز (e)
۶۲	۳-۵-۱ چگالی و اندازه ماده آشکارساز
۶۳	۳-۵-۲ نوع و انرژی تابش

۶۳	۳-۵-۳ الکترونیک
۶۳	۳-۶ بازده ذاتی
۶۴	۳-۷ بازده مطلق
۶۴	۳-۸ بازده آشکارسازهای پرتوهای گاما و ایکس
۶۴	۳-۸-۲ بازده قله تمام -انرژی
۶۴	۳-۸-۳ بازده قله دوفراری
۶۵	۳-۸-۴ بازده قله تک فراری
۶۵	۳-۹ اصلاح پراکندگی
۶۶	۳-۹-۱ روش سه بازه انرژی
۶۷	۳-۹-۲ انتخاب دو بازه فوتوپیک
۶۷	۳-۹-۳ روش تلفیق
۶۸	۳-۹-۴ روش وارون تلفیق
۶۸	۳-۱۰ اصلاح پراکندگی به روش دوبازه انرژی
۷۰	۳-۱۰-۱ اصلاح پراکندگی در پروجکشن ها(داده های خام) (SP MODE)
۷۲	۳-۱۰-۲ اصلاح پراکندگی در داده های بازسازی شده (ST MODE)

فصل چهارم: مواد و روش ها

۷۴	۴-۱ تکنسیوم
۷۴	۴-۲ فانتوم
۷۵	۴-۲-۱ فانتوم Jaszczak ۷۶-۸۲۳ Source Tank
۷۷	۴-۳ مشخصات دستگاه اسپکت
۷۸	۴-۴ روش کار و انجام آزمایش

۸۰	۴-۵ نتایج بدست آمده
۸۰	۴-۵-۱ مقادیر k_1 (ضریب پراکندگی) در بررسی پروجکشن ها (داده های خام)
۸۳	۴-۶ مقادیر k_1 بدست آمده در بررسی داده های بازسازی شده
۸۵	۴-۶-۱ وضوح
۸۶	۴-۷ بازسازی پروجکشن های اصلاح شده
۸۸	۴-۸ بحث و بررسی

فهرست شکل ها

- شکل ۱-۱: ترکیب الکترون و پوزیترون و تولید جفت پرتو گاما در اکسیژن-۱۵ ۵
- شکل ۲-۱: نمایی از سه حادثه واقعی، تصادفی و پراکنده ۷
- شکل ۳-۱: چگونگی تولید رادیویزوتوپ دختر ^{99}Mo در ژنراتور Mo-Tc و مرحله های دوشیدن ۱۲
- شکل ۴-۱: نمایش یک ژنراتور Mo-Tc (۱) سالیین نور مال استریل (۲) بطری خلا جمع آوری (۳) ورودی هوا دیده می شود. ۱۳
- شکل ۱-۲: دوربین گامای دو سر ۱۷
- شکل ۲-۲: جمع آوری داده ها در دوربین گامای سه سر ۱۸
- شکل ۳-۲: شمای مدارهای الکترونیکی یک دوربین گاما. CRT، لوله پرتوکاتودیک، PHA، تحلیلگر ارتفاع پالس و لوله تکثیر کننده نوری ۱۹
- شکل ۴-۲: سوسوزن رادرفورد ۲۰
- شکل ۵-۲: طرح های مختلف باریکه سازها ۲۲
- شکل ۶-۲: لوله های PMT و پیش تقویت کننده ۲۴
- شکل ۷-۲: آرایش هفت لوله تقویت کننده نور برای ایجاد پالس های X و Y برای موقعیت X و Y در برهم کنش پرتو گاما در آشکارساز ۲۶
- شکل ۸-۲: تابع خط گستر یک دوربین گامای مجهز به یک باریکه ساز سوراخ موازی که برای (a) هوا (b) آب در فاصله های متفاوت و با به کارگیری چشمه های خطی ^{99m}Tc به دست آمده است. ۳۰
- شکل ۹-۲: نمایشی از تاثیر یک مرکز چرخش که در یک امتداد قرار نگرفته است. یک نگاره ((دونات)) شکل به دلیل نا دقیق ردیف شدن مرکز چرخش پدیدار می شود. ۳۵
- شکل ۱۰-۲: چگونگی برگرداندن نگاره ها در ماتریس ۴۱
- شکل ۱۱-۲: پایه گذاری یک نگاره به وسیله روش Bp ۴۲

- ۴۳ شکل ۲-۱۲: نمایش اثر محوشدگی توسط تابع $\frac{1}{r}$
- ۴۶ شکل ۲-۱۳: فیلتر گذر باند انتخابی که ترکیبی از فیلتر رمپ و باترورث
- ۴۶ شکل ۲-۱۴: فیلتر رمپ و فرکانس قطع مربوط به آن
- ۴۷ شکل ۲-۱۵: مقایسه فیلترهای هنینگ و همینگ
- ۴۸ شکل ۲-۱۶: فیلتر باترورث
- ۴۹ شکل ۲-۲۰: توان تفکیک انرژی
- ۵۱ شکل ۳-۱: اثر فوتوالکتریک
- ۵۲ شکل ۳-۲: وابستگی سطح مقطع فوتوالکتریک به (الف) انرژی فوتون و (ب) عدد اتمی ماده.
- ۵۲ شکل ۳-۳: اثر تولید جفت
- ۵۳ شکل ۳-۴: وابستگی سطح مقطع تولید زوج به (الف) عدد اتمی ماده و (ب) انرژی فوتون
- ۵۴ شکل ۳-۵: پراکندگی کامپتون، برخورد بین یک فوتون و یک الکترون آزاد.
- ۵۶ شکل ۳-۶: وابستگی سطح مقطع کامپتون به (الف) عدد اتمی ماده و (ب) انرژی فوتون
- ۵۶ شکل ۳-۷: در نتیجه بر هم کنش فوتوالکتریک، فوتون نابود می شود. در حالت (الف) تمام انرژی الکترون در آشکارساز ذخیره می شود. در حالت (ب) بخشی از انرژی در دیواره ذخیره می شود.
- ۵۷ شکل ۳-۸: در نتیجه پراکندگی کامپتون، بخشی از انرژی فوتون ممکن است در داخل آشکارساز ذخیره نشود
- ۵۸ شکل ۳-۹: طیف گامای تک انرژی (طیف چشمه)
- ۵۸ شکل ۳-۱۰: طیف ارتفاع تپ حاصل از طیف چشمه شکل ۳-۹، در غیاب افت و خیزهای آماری در آشکارساز
- ۵۹ شکل ۳-۱۱: طیف های ارتفاع تپ اندازه گیری شده حاصل از طیف چشمه شکل ۳-۱۰ افت و خیزهای آماری، قله و پیوستار کامپتونی را پهن می کند. منحنی خط چین طیفی را نشان می دهد که در غیاب پیوستار کامپتونی بدست می آید.
- ۵۹ شکل ۳-۱۲: اگر پراکندگی کامپتون نزدیک دیواره رخ دهد، تنها انرژی که در آشکارساز ذخیره می شود انرژی فوتون پراکنده است.
- ۶۱ شکل ۳-۱۳: طیف گامایی که قله های تک - فراری و دو - فراری را نشان می دهد

- ۶۲ شکل ۳-۱۴: ذراتی که آشکار می شوند آن هایی هستند که در آشکارساز برهم کنش می کنند و تپی تولید می نمایند که بالاتر از سطح تبعیضگر است
- ۶۷ شکل ۳-۱۵: روش سه بازه انرژی، بازه اصلی و دو زیر بازه که در اطراف فوتوپیک در نظر گرفته می شوند.
- ۶۹ شکل ۳-۱۶: طرحی از طیف انرژی برای یک پیکسل مفروض در یک پروجکشن. با توجه به معادله ۳-۳۰ مقدار k نسبت دو ناحیه مشخص شده است.
- ۷۱ شکل ۳-۱۷: الگوریتم بدست آوردن مقدار k
- ۷۵ شکل ۴-۱: انواع مختلف فانتوم
- ۷۶ شکل ۴-۲: فانتوم Jaszczak و اجزای مختلف آن
- ۷۹ شکل ۴-۳: از سمت چپ: فانتوم پر شده با آب، فانتوم بر روی پایه بصورت موازی با تخت قرار گرفته است.
- ۸۰ شکل ۴-۴: از سمت چپ: سیستمی که نحوه توزیع اکتیویته را در استوانه را در هر لحظه نشان می دهد، سیستمی که اطلاعات تصویربرداری را نمایش می دهد
- ۸۱ شکل ۴-۵: نمودار Δ_k بر حسب k برای یکی از پروجکشن ها
- ۸۲ شکل ۴-۶: از چپ: پروجکشن بازه اصلی، پراکنده، k برابر پروجکشن پراکنده و پروجکشن اصلاح شده
- ۸۵ شکل ۴-۷: از چپ: داده های بازسازی شده بازه اصلی، پراکنده، k برابر داده های بازسازی شده و داده های اصلاح شده بعد از اصلاح پراکندگی
- ۸۷ شکل ۴-۸: از چپ: تصویر بازه فوتوپیک بدون اصلاح پراکندگی، تصویر بازه فوتوپیک که قبل بازسازی اصلاح پراکندگی روی آن صورت گرفته است.

فهرست جدول ها

جدول ۱-۲: وابستگی حساسیت و زمان نگاره برداری برای گرفتن نگاره ها در ۱۸۰ درجه و ۳۶۰ درجه برای سیستم های نگاره برداری مختلف

جدول ۱-۴: مشخصات آشکارساز Vertex Dual Head

جدول ۲-۴: مقادیر k ی مطلوب برای ۶۴ زاویه در پروجکشن ها

جدول ۳-۴: مقادیر k ی مطلوب برای ۱۲۸ اسلایس در داده های بازسازی شده

فصل اول

دستگاه های تصویربرداری



1-1- تاریخچه پزشکی هسته ای

آشنایی با مواد هسته ای به سال های آخر قرن نوزدهم و کشف خاصیت رادیواکتیو توسط هنری بکرل¹ در سال 1895 و رادیوم توسط ماری کوری² در سال 1898 برمی گردد. این کشفیات به دنبال کشف اشعه X توسط ویلهلم رونتگن³ به پزشکی هسته ای نزدیکتر شد. اشعه X و چشمه رادیوم برای تاباندن به بدن و تهیه تصویر از استخوان ها مورد استفاده قرار گرفتند که بعلت دریافت تصاویر بهتر از اشعه X، این اشعه کم کم جای چشمه های رادیواکتیو طبیعی را گرفت⁴]. اساس بیولوژیک پزشکی هسته ای بین سالهای 1910-1945 شکل گرفت. در سال 1913 جورج حوسی⁴ اساس روش ردیابی را توسعه داد و سپس آنرا برای سیستم های بیولوژیکی به کار برد [1].

اولین آزمایش انسانی این ردیاب های رادیواکتیو توسط بلامگارد⁵ و وایز⁶ در سال 1927 انجام شد. آنها ترکیب آبی رادون را در سیاهرگ تزریق کردند و زمان انتقال آنرا از یک بازو به بازوی دیگر با استفاده از آشکارساز اتاقک ابر اندازه گیری کردند. در سال 1930 با اختراع شتابدهنده توسط لورنتس هسته های رادیواکتیو جدید، که امکان مطالعه فرآیندهای بیولوژیکی را فراهم می کرد، تولید شد. در سال 1950 توانستند با پیشرفت های صورت گرفته از توزیع ماده رادیواکتیو با شمارش محدودی از یک نقطه تصویربرداری کنند [1].

نقطه عطف این پیشرفت ها، اختراع اسکنر خطی توسط بندیک کسن⁷ در سال 1951 و اختراع دوربین گاما، که مقدمه ای برای روش تصویربرداری تابش تک فوتون بود، در سال 1958 توسط هال انگر⁸ بود. و بالاخره در سال 1951، Wern و دستیارانش اولین بار از تابش پوزیترون برای تصویربرداری استفاده کردند.

¹. Henri Bequerel

². Mari Curie

³. Wilhelm Roentgen

⁴. George Hevsey

⁵. Blumgard

⁶. Weis

⁷. Benedic Cassen

⁸. Hal Anger

در سال 1961، اولدن دورف¹ و در سال 1963 آلن کورمارک² طرح هایی از سی تی اسکن را در حد آزمایشگاهی ساختند. به دنبال چنین پیشرفت هایی دستگاه های تصویربرداری پزشکی به سرعت گسترش یافتند و با کشف روش های ریاضی بازسازی تصاویر توموگرافیک از زوایای مشاهده به عنوان تصویربرداری دو بعدی از چشمه پخش سه بعدی، در تمام روش های تصویربرداری پزشکی هسته ای، تحول عظیمی صورت گرفت و این امکان فراهم شد تا روش هایی مانند توموگرافی تابش پوزیترون توسط فلیس و همکاران³ و توموگرافی با استفاده از تابش تک فوتون توسط کوهل⁴ در سال های 1970 توسعه پیدا کند [1 و 7 و 8].

1-2- توموگرافی (سی تی اسکن):

تکنیکی برای تهیه برشی از یک شیء و نام آن از کلمه یونانی توماس⁵ به معنای مقطع گرفته شده است. این روش امکان تهیه تصویرهای دقیق از مقاطع خاصی از بدن را فراهم می کند. روش های عکسبرداری معمولی، روش های طولی اند ولی پیشرفت هایی که در 20 سال اخیر در تکنیک های کامپیوتری پیش آمده است، امکان اسکن محوری یا مقطعی مورد نیاز را فراهم آورده است. این روش به توموگرافی محوری کامپیوتری⁶ یا توموگرافی با گسیل کامپیوتری⁷ معروف است.

1-3- اسپکت⁸ (توموگرافی با استفاده از تابش تک فوتون)

در این روش از یک نوع رادیودارو که در محدوده 100keV تا 350 keV قرار دارد استفاده می شود. پس از آنکه رادیودارو وارد بدن می شود پرتو گاما گسیل می کند. پرتوهای گامای گسیلی از این رادیودارو می تواند توسط آشکارسازی که در دستگاه اسپکت مورد استفاده قرار می گیرد آشکارسازی شود [9].

¹. Oldendorf

². Allen Cormark

³. Phelps et al

⁴. Kuhl et al

⁵. Tomos

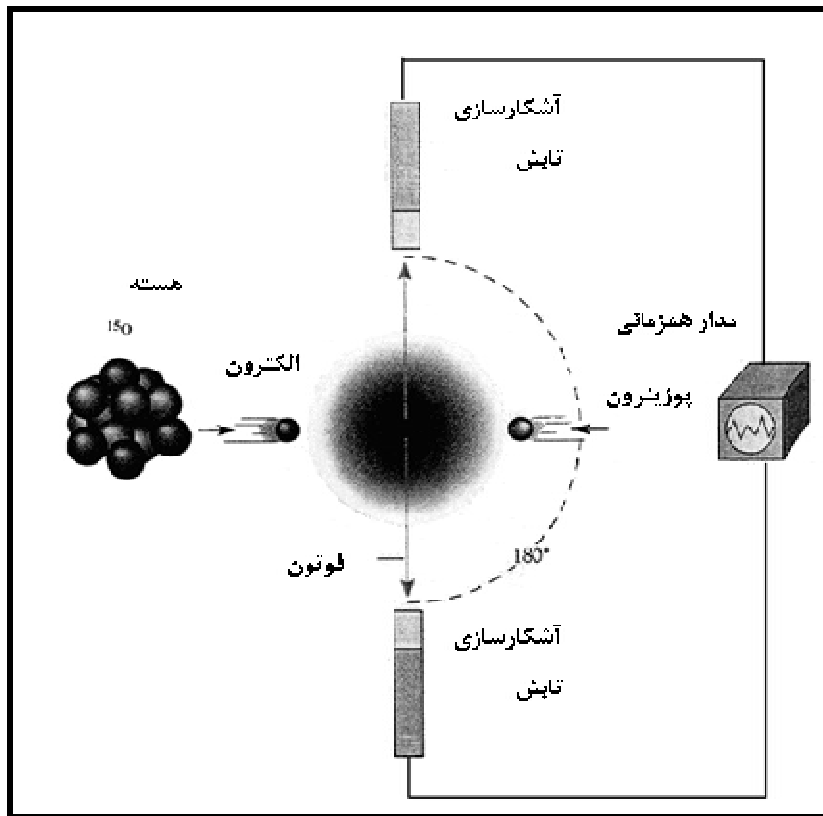
⁶. Axial Tomography Computed

⁷. Emission Computed Tomography

⁸. Single Photon Emission Computed Tomography

4-1- پت¹ (توموگرافی تابش پوزیترون)

در این دستگاه پس از ورود رادیودارو به داخل بدن بیمار، این رادیودارو جذب بافت خاصی از بدن می شود و دارای این خصوصیت است که می تواند از خود پوزیترون تابش کند، پوزیترون تابش شده پس از مدت زمان بسیار کوتاهی با یک الکترون ترکیب شده و از نابودی الکترون و پوزیترون یک جفت پرتو گاما ساطع می شود. این جفت پرتوگاما توسط دو آشکارساز که در مقابل هم و با فاصله زاویه ای 180 درجه قرار گرفته اند آشکارسازی (شمارش) می شوند شکل 1-1 نمای کلی از این فرآیند را نشان می دهد. رادیوداروهای معمول مورد استفاده در این دستگاه فلئور-18، کربن-11، اکسیژن-15، نیتروژن-13، که نیمه عمر کوتاهی دارند، می باشند.



شکل 1-1: ترکیب الکترون و پوزیترون و تولید جفت پرتو گاما در اکسیژن-15

در پت اسکن² به بیمار مواد رادیواکتیو تزریق می شود و سپس بیمار بر روی یک تخت صاف دراز می کشد و وارد ناحیه ای می شود که آشکار ساز در آن قرار دارد آشکار سازها از یک سری کریستال های سوسوزن³ ساخته شده اند که هر کدام به یک تقویت کننده

¹. Positron Emission Tomography
². Pet scan
³. Scillation