
بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه الزهرا (س)
دانشکده علوم پایه

پایان نامه
جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد
رشته فیزیک گرایش هسته ای

عنوان
بررسی تولید آزمایشگاهی رادیوایزوتوپ نیتروژن ۱۳ به وسیله ی دستگاه پلاسمای کانونی

استادان راهنما
دکتر نیره السادات مرتضوی دکتر اصغر صدیق زاده

استادان مشاور
دکتر سید محمود سادات کیایی مهندس وحید دامیده

دانشجو
سعیده فقیه حقانی

بهمن ماه سال ۱۳۹۱

کلیه دستاورد های این تحقیق متعلق به
دانشگاه الزهرا (س) می باشد.

تقدیم به شهید مصطفی احمدی

روشن و شجاع‌ای جهاد‌عالمی ایران

با تشکر از اساتید محترم سازمان انرژی اتمی ایران

آقای دکتر صدیق زاده آقای دکتر سادات کیایی آقای مهندس دامیده

و اساتید محترم دانشگاه الزهرا

خانم دکتر مرتضوی مقدم خانم دکتر سجاد

و با تشکر از پدر، مادر و برادر عزیزم و همه ی کسانی که یاری گر به ثمر رسیدن این مهم بودند.

توسعه وسایل تشخیصی در پزشکی هسته ای از جمله سیستم توموگرافی گسیل پوزیترون (PET) سهم به سزایی در تشخیص و درمان بسیاری از بیماری های صعب العلاج داشته است. ولیکن با وجود پیشرفت های چشمگیر در زمینه ی توسعه ی سیستم های تصویر برداری، این روش بدلیل عدم توسعه ای هم پا در زمینه تولید رادیوایزوتوپ های کوتاه عمر مورد استفاده در PET به طور گسترده مورد استفاده ی بیمارستانی قرار نگرفته است. پیچیده و پرهزینه بودن ساخت سیستم های تولید کننده رادیوایزوتوپ های PET (سیکلوترون و رآکتور) را می توان دلایل اصلی این عدم توسعه دانست. در سالهای اخیر مطالعات بر روی تولید رادیوایزوتوپ های کوتاه عمر به وسیله دستگاه پلاسمای کانونی نویدبخش تولید این رادیوایزوتوپ ها با صرف هزینه هایی بسیار کمتر از آنچه که قبلا در ساخت سیکلوترون های پزشکی و رآکتور ها صرف می شد، می باشد. دستگاه پلاسمای کانونی نوع مدر با انرژی ۱۱۵ کیلوژولی IR-MPF-۱۰۰ برای تولید رادیوایزوتوپ کوتاه عمر ($t_{1/2} = 9/93 \text{min}$) نیتروژن ۱۳، از طریق واکنش $^{13}\text{N} \text{C}(d, n)^{12}$ مورد بررسی قرار گرفت. این رادیوایزوتوپ گسیلنده پوزیترون بوده و در روش تشخیصی توموگرافی گسیل پوزیترون مورد استفاده قرار می گیرد. در این پایان نامه با استفاده از محاسبات تئوری نشان داده شده است که دستگاه IR-۱۰۰-MPF با استفاده از هدف جامد گرافیت توانایی تولید نیتروژن ۱۳ با اکتیویته ایی از مرتبه ی 10^7 ، و در صورت تزریق ۴ - ۳ درصد گاز متان به عنوان هدف توانایی تولید نیتروژن ۱۳ با اکتیویته ایی از مرتبه $10^9 - 10^6$ Bq را دارا می باشد.

فصل ۱. مقدمه	۱
۱-۱. پزشکی هسته ای چیست؟	۱
۲-۱. تاریخچه ی پزشکی هسته ای	۱
۳-۱. رادی ایزوتوپ ها و رادی ایزوتوپ های کوتاه عمر	۴
۴-۱. روش های تشخیصی هسته ای	۷
1-4-1. گاما کمرا	۷
۲-۴-۱. توموگرافی کامپیتری (CT)	۸
۳-۴-۱. توموگرافی کامپیتری گسری تک فوتون (SPECT)	۹
۴-۴-۱. روش تشخیصی و درمانی توموگرافی گسری پوزیترون (PET)	۱۱
۵-۱. رادی ایزوتوپ نئوترون ۱۳	۱۴
۶-۱. فناوری های موجود برای تولید رادی ایزوتوپ ها	۱۸
۱-۶-۱. تولید رادی ایزوتوپ ها به وسیله ی سیکلوترون ها	۱۹
۲-۶-۱. تولید رادی نوکلید ها به وسیله ی رآکتور	۲۰
۳-۶-۱. مزیت ها و معایب سیکلوترون و رآکتور نسبت به یکدیگر	۲۱
۴-۶-۱. دلیلی نظرمندی به فناوری های جدید برای تولید رادی ایزوتوپ ها	۲۳
فصل ۲. گداخت هسته ای و دستگاه پلاسمای کانونی	۲۴

.....۲۴.....	۱-۲. مزایای استفاده از پرداخت هسته ای
.....۲۵.....	۲-۲. دستگاه پلاسمای کانونی
.....۲۵.....	۱-۲-۲. معرفی دستگاه:
.....۲۸.....	۲-۲-۲. کاربرد های دستگاه پلاسمای کانونی در پرتو پزشکی
.....۲۸.....	۳-۲. دینامیک دستگاه
.....۲۹.....	۱-۳-۲. فاز شکست
.....۳۳.....	۲-۳-۲. فاز حرکت محوری
.....۳۵.....	۳-۳-۲. فاز شعاعی
.....۴۸.....	فصل ۳. روش های تولید رادی‌ایزوتوپ های کوتاه عمر در دستگاه پلاسمای کانونی
.....۴۹.....	۱-۳. بررسی تولید رادی‌ایزوتوپ به روش برون‌زا (exogenous)
.....۴۹.....	۱-۱-۳. تابع توزیع یکن‌های پرتابه
.....۵۵.....	۲-۳. تولید رادی‌ایزوتوپ ها به روش درون‌زا (endogenous)
.....۵۵.....	۱-۲-۳. مباحث تولید رادی‌ایزوتوپ های کوتاه عمر به روش درون‌زا
.....۶۱.....	۲-۲-۳. تابع توزیع یکن‌های ناخالصی
.....۶۴.....	فصل ۴. محاسبات تئوری تولید رادی‌ایزوتوپ نئوترون ۱۳ در دستگاه IR-MPF-۱۰۰
.....۶۴.....	۱-۴. انتخاب واکنش مناسب برای تولید رادی‌ایزوتوپ نئوترون ۱۳
.....۷۱.....	۲-۴. دستگاه پلاسمای کانونی IR-MPF-۱۰۰

.....۷۵	۳-۴. بررسی تولید برون زای نوترون ۱۳ با استفاده از گرافیت در دستگاه IR-MPF-۱۰۰
.....۸۱	۴-۴. بررسی تولید درون زای نوترون ۱۳ با استفاده از گاز متان در دستگاه IR-MPF-۱۰۰
	فصل ۵. تولید نوترون در دستگاه پلاسمای کانونی و رابطه ی آن با تولید رادیواکتیو توپ ها۹۳
.....۹۶	۲-۵. مکانیسم تولید نوترون در دستگاه پلاسمای کانونی
.....۱۰۵	۳-۵. رابطه ی میان بازده ی نوترونی و تعداد نوترون ۱۳ تولید شده در درون پلاسما
.....۱۰۶	۴-۵. تخمین بازده ی نوترون های گرما هسته ای ناشی از واکنشهای دوتریم-دوتریم
.....۱۰۸	۵-۵. تخمین بازده ی نوترون های غنی گرما هسته ای ناشی از واکنش های دوتریم-دوتریم
.....۱۱۲	نتیجه گیری
.....۱۱۳	پیشنهادات
.....۱۱۳	مراجع
.....۱۲۱	پیوست ها

فصل ۱. مقدمه

۱.۴. پزشکی هسته ای چیست؟

پزشکی هسته ای شاخه ای از پزشکی و تصویر برداری در پزشکی است که در آن از ایزوتوپ های مواد رادیو اکتیو (رادیو نوکلئید ها) استفاده شده و با فرآیند واپاشی رادیو اکتیو در تشخیص و درمان بیماری ها در ارتباط است. در پزشکی هسته ای رادیو نوکلئید ها با ترکیبات شیمیایی یا مواد دارویی به منظور تبدیل به رادیو داروها، ترکیب می شوند. این رادیو داروها به پزشکی هسته ای توانایی عکس برداری فضایی از قسمتی از بدن که نا هنجاری در آن وجود دارد را می دهد. در برخی از بیماری ها مطالعات پزشکی هسته ای نه تنها قابلیت تشخیص بیماری را در مراحل نخستین دارد بلکه می توان برای درمان بیماری نیز مورد استفاده قرار گیرد [۱].

۱.۴. تاریخچه ی پزشکی هسته ای

تاریخچه پزشکی هسته ای به همکاری مشترک دانشمندان با استعداد در رشته های فیزیک، شیمی، مهندسی و پزشکی برمیگردد. همین امر باعث شده که تاریخ نگاران نتوانند تاریخ دقیق ظهور پزشکی هسته ای را تعیین کنند. این تاریخ احتمالا بین تاریخ کشف رادیو اکتیویته ی مصنوعی در سال ۱۹۳۴ و تولید رادیو نوکلئید ها توسط لابراتور اوکا ریدج نشنال^۱ به منظور کاربرد های پزشکی در سال ۱۹۴۶ قرار دارد [۲]. مبداء تاریخ این ایده ی پزشکی به اواسط سال ۱۹۲۰ میلادی در فریبورگ آلمان برمی گردد، زمانی که جورج دی هویسای^۲ آزمایش هایی با استفاده از رادیو نوکلئید ها بر روی موش ها انجام داد و مسیر های متابولیک از این ماده را مشاهده کرد و اساس ردیاب ها را پایه گذاری نمود. احتمالا تولید در

^۱Oka Ridge National

^۲Geordge de Hevesy

این حوزه ی پزشکی هسته ای در سال ۱۹۳۶ زمانی که جان لورنس^۲ که بعد ها پدر پزشکی هسته ای نامیده شد، کرسی دانشگاهی خود را در یل مدیکال اسکول^۳ به منظور دیدار برادرش ارنست لورنس^۴ در لابراتوار جدید وی (اکنون به نام لابراتوار ملی برکلی لورنس معروف است) در برکلی واقع در کالیفرنیا ترک کرد، برمیگردد. پس از آن اولین کاربرد رادیو نوکلئید سفر -۳۲ را به منظور درمان سرطان خون بر روی بیمار توسط جان لورنس به انجام رسید [۳-۵].

بسیاری از تاریخ نگاران معتقدند که کشف رادیو نوکلئید مصنوعی توسط فردریک ژولیت کوری^۱ و آیرن ژولیت کوری^۵ در سال ۱۹۳۴ برجسته ترین مرحله ی پزشکی هسته ای بود. کار آنها به وسیله ی ویلهلم کونراد رونتگن^۶ بر روی اشعه ی ایکس، هنری بکرل^۷ بر روی نمک های اورانیوم و ماری کوری^۸ بر روی توریم، پلونیوم و ابداع واژه ی رادیواکتیویته ادامه یافت تارو تاکامی^۹ در سال ۱۹۳۰ بر روی کاربرد های فیزیک هسته ای در پزشکی مطالعاتی انجام داد. پزشکی هسته ای در ۷ دسامبر ۱۹۴۶ زمانی که مقاله ای در مجله ی پزشکی آمریکا به وسیله ی سام سیدلین^{۱۰} چاپ شد، به عنوان رشته ی اختصاصی به صورت عمومی به رسمیت شناخته شد. این مقاله درمان سرطان موفق یک بیمار با استفاده از رادیویدین (I - ۱۳۱) را نشان داده بود [۶].

^۲John Lawerence

^۳Yale Medical School

^۴Ernest Lawerence

^۵Frederic Joliot Curie

^۶Iren Joliot Curie

^۷Wilhem Konrad Rontgen

^۸Henry Becquerel

^۹Marie Curie

^{۱۰}Taro Takemi

^{۱۱}Sam Seidlin

اگرچه در گذشته از ۱۳۱ - I برای درمان سرطان تیروئید استفاده می شد، بعد ها موارد استفاده از آن گسترش یافت که شامل عکس برداری از غده ی تیروئید، تعیین فعالیت تیروئید و درمان کم کاری تیروئید می باشد. در اوایل سال ۱۹۵۰ پزشکی هسته ای با گسترش دانش مربوط به رادیونوکلوئید ها، آشکار سازی رادیواکتیویته و استفاده از رادیونوکلوئید های معین به منظور ادامه فعالیت های بیوشیمی گسترش یافت. اقدامات اولیه ای که توسط بندیکت کسن^{۱۳} در توسعه ی اولین اسکنر های خطی و دوربین سستی لاسیون و توسط هال انگر^{۱۴} (Anger Camera) انجام گرفت پزشکی هسته ای نورسته را به تخصصی تکامل یافته گسترش داد. در میان رادیونوکلوئید های کشف شده برای استفاده های پزشکی هیچ یک به اندازه ی کشف و توسعه ی تکنسیم- ۹۹m مهم نبود. این رادیونوکلوئید نخستین بار در سال ۱۹۳۷ به وسیله ی سرجر^{۱۵} و پریر^{۱۶} به عنوان عنصری غیر طبیعی به منظور پر کردن جای خالی شماره ۴۳ از جدول تناوبی مندلیف کشف شد. با توسعه ی سیستم ها تولید کننده ی آن، امروزه تکنسیم- ۹۹m پر کاربردترین عنصر در پزشکی هسته ای می باشد و در گستره ی وسیعی از مطالعات عکس برداری در پزشکی هسته ای کاربرد دارد. در سال ۱۹۷۰ بسیاری از اندام های بدن با استفاده از پزشکی هسته ای قابل تصویر سازی بودند[۷].

در سال ۱۹۸۰ رادیو دارو هایی برای استفاده در تشخیص بیماری های قلبی طراحی شد. توسعه ی توموگرافی کامپیوتری گسیل تک فوتون (SPECT) در همان زمان منجر به بازسازی تصاویر سه بعدی از قلب و تأسیس شاخه ای از کاردیولوژی هسته ای گردید. توسعه های اخیر در زمینه پزشکی هسته ای شامل اختراع اولین اسکنر های توموگرافی گسیل پوزیترون می باشد [۷].

^{۱۳}Bendict Cassen

^{۱۴}Hal O Anger

^{۱۵}E. Sergre

^{۱۶}C. Perrier

۱ ۳. رادیو ایزوتوپ ها و رادیو ایزوتوپ های کوتاه عمر

رادیوایزوتوپ های طبیعی، هسته های ناپایدار در طبیعت بوده که به مرور واپاشیده می شوند. منشاء این رادیوایزوتوپ ها ناپایداری اولیه در هسته های ابتدایی هنگام تولید آن ها است [۸]. مواردی از ایزوتوپ های طبیعی غیر پایدار که از واپاشی اورانیم و توریم تولید می شوند در طبیعت وجود دارند.

رادیوایزوتوپ های مصنوعی، حاصل بمباران هسته های پایدار مستعد ناپایداری توسط ذرات قابل دسترس در رآکتور ها یا شتاب دهنده ها یا ذرات ساطع شده از منابع پرتوزای دیگر می باشند. در واقع در اثر بمباران هسته های پایدار توسط ذراتی نظیر نوترون، پروتون و آلفا، هسته های مذکور تبدیل به رادیوایزوتوپ شده که یا خود یا محصولات ثانویه آن ها مورد استفاده قرار می گیرند [۸]. شرط انجام پذیرفتن یک واکنش هسته ای غلبه بر سد انرژی پیوندی برای ذرات یا پرتابه های خنثی مانند α و γ و غلبه بر سد کولمبی و انرژی پیوندی برای ذرات (یا پرتابه های) باردار است. احتمال انجام واکنش بین یک پرتابه و هسته به صورت سطح مقطع واکنش مطرح می گردد. در واکنش هسته ای در اثر برخورد پرتابه به هدف ابتدا یک هسته مرکب واسطه تشکیل شده، سپس هسته مرکب ممکن است از یک یا چند طریق به هسته ها و ذرات مختلف واپاشی کند. پرتابه های مورد استفاده در واکنش های هسته ای بسته به نوعشان از روش های مختلف قابل دسترسی می باشند. منبع تولید نوترون، راکتور های هسته ای (که در آن ها در اثر شکافت چند نوترون اضافه تولید می شود) و یا مولد های نوترون می باشند. منبع تولید ذرات باردار دستگاه های شتاب دهنده ی ذرات باردار مانند سیکلوترون و.. می باشند که قادر به شتاب دادن ذرات پروتون، آلفا و ذرات مثبت سنگین تر است [۸].

ایزوتوپ های کوتاه عمر ایزوتوپ هایی با نیمه عمر نسبتا کوتاه می باشند. کوتاه عمر بودن اصطلاحی نسبی است. برای مثال کبالت - ۶۰ نیمه عمری برابر ۵/۲۷۱۴ سال دارد در

حالی که کبالت - ۵۸ نیمه عمری برابر ۷/۸۵ روز دارد. در نتیجه کبالت - ۵۸ در مقایسه با کبالت-۶۰ ایزوتوپی کوتاه عمر می باشد. رادیو ایزوتوپ های با نیمه عمر کوتاه به دلیل به حداقل رساندن دز تابش به بیمار برای استفاده در رادیودارو ها بیشتر مورد پسند می باشند در اکثر موارد نیمه عمر این رادیو داروها در حد دقیقه و روز بوده در نتیجه به بیمار این امکان را می دهد که ظرف مدت کوتاهی از بیمارستان مرخص شود . ایزوتوپ های متداول مورد استفاده در پزشکی هسته ای در جدول (۱-۹) نشان داده شده است [۹].

در میان رادیونوکلید های کوتاه عمر رادیوایزوتوپ های کلیدی همچون ^{11}C ، ^{13}N ، ^{15}O و ^{18}F وجود دارند که گسیلنده ی پوزیترون بوده در توموگرافی گسیل پوزیترون، PET، مورد استفاده می باشند [۱۰]. ویژگی های این رادیوایزوتوپ ها در جدول (۱-۲) نشان داده شده است. با توجه به عمر کوتاه این رادیونوکلید ها لازم است فناوری تولید کننده ی این رادیوایزوتوپ ها در نزدیکی محل استفاده از آن ها مستقر شود

بررسی تولید آزمایشگاهی رادیوایزوتوپ نیتروژن ۱۳ به وسیله ی دستگاه پلاسمای کانونی

جدول (۱): رادیوایزوتوپ های متداول مورد استفاده در پزشکی، Z، بیانگر عدد اتمی، $T_{1/2}$ ، بیانگر نیمه عمر، IT، بیانگر گذار ایزومتریکی، ec گیراندازی الکترون و * اشعه ایکس ناشی از مولود می باشد [۹].

ایزوتوپ	نماد	Z	$T_{1/2}$	وایشی	انرژی گاما (keV)	انرژی پوزیترون (keV)
عکس برداری:						
fluorine-18	^{18}F	۹	۱۰۹/۷۷ m	β^+	۵۱۱ (۱۹۳٪)	۲۴۹/۸ (۹۷٪)
gallium-67	^{67}Ga	۳۱	۳/۲۶ d	ec	۹۳ (۳۹٪)، ۱۸۵ (۲۱٪)، ۳۰۰ (۱۷٪)	-
krypton-81 m	$^{81\text{m}}\text{Kr}$	۳۶	۱۳/۱ s	IT	۱۹۰ (۶۸٪)	-
rubidium-82	^{82}Rb	۳۷	۱/۲۷ m	β^+	۵۱۱ (۱۹٪)	۳/۳۷۹ (۹۵٪)
nitrogen-13	^{13}N	۷	۹/۹۷ m	β^+	۵۱۱ (۲۰٪)	۱۱۹۰ (۱۰۰٪)
technetium-99m	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	۴۳	۶/۰۱ h	IT	۱۴۰ (۸۹٪)	-
indium-111	^{111}In	۴۹	۲/۸۰ d	ec	۱۷۱ (۹۰٪)، ۲۴۵ (۹۴٪)	-
iodine-123	^{123}I	۵۳	۱۳/۳ h	ec	۱۵۹ (۸۳٪)	-
xenon-133	^{133}Xe	۵۴	۵/۲۴ d	β^-	۸۱ (۳۱٪)	۰/۳۶۴ (۹۹٪)
thallium-201	^{201}Tl	۸۱	۳/۰۴ d	ec	۶۹ × ۸۳* (۹۴٪)، ۱۶۷ (۱۰٪)	-
درمان:						
yttrium-90	^{90}Y	۳۹	۲/۶۷ d	β^-	-	۲/۲۸۰ (۱۰۰٪)
iodine-131	^{131}I	۵۳	۸/۰۲ d	β^-	۳۶۴ (۸۱٪)	۰/۸۰۷ (۱۰۰٪)

جدول (۲): ایزوتوپ های گسیلنده پوزیترون (*مقادیر میانگین \pm SD).

ایزوتوپ	تابش	نیمه عمر (دقیقه)	انرژی متوسط (مگا الکترون ولت)	بیشترین انرژی	نیم عمق دز (mm)*	منبع معمول تولیدی
F-18	β^+	۱۰۹/۶	۰/۲۵۰	۱/۶۵۵	۰/۲۸۶ ± ۰/۰۱۰	سیکلوترون
C-11	β^+	۲۰/۴	۰/۳۸۶	۱/۹۸۲	۰/۴۲۱ ± ۰/۰۲۱	سیکلوترون
N-13	β^+	۹/۹۷	۰/۴۹۲	۲/۲۰۰	۰/۵۴۴ ± ۰/۰۳۳	سیکلوترون
O-15	β^+	۲/۰۴	۰/۷۳۵	۲/۷۵۴	۰/۷۸۷ ± ۰/۰۳۳	سیکلوترون
Ga-68	β^+	۶۷/۶	۰/۸۳۶	۲/۹۲۱	۰/۹۰۰ ± ۰/۰۵۲	ژنراتور

۱.۴. روش های تشخیصی هسته ای

تشخیص های هسته ای نقش مهمی در شناسایی و مدیریت

- بیماری های قلبی
- اختلالات مغزی
- نقش شش و کلیه
- تعداد وسیعی از سرطان ها

ایفا می کند [۱۱].

انواع وسایل تشخیصی بدین قرار است: گاما کمرا- توموگرافی کامپیوتری- توموگرافی

گسیل تک فوتون - توموگرافی گسیل پوزیترون.

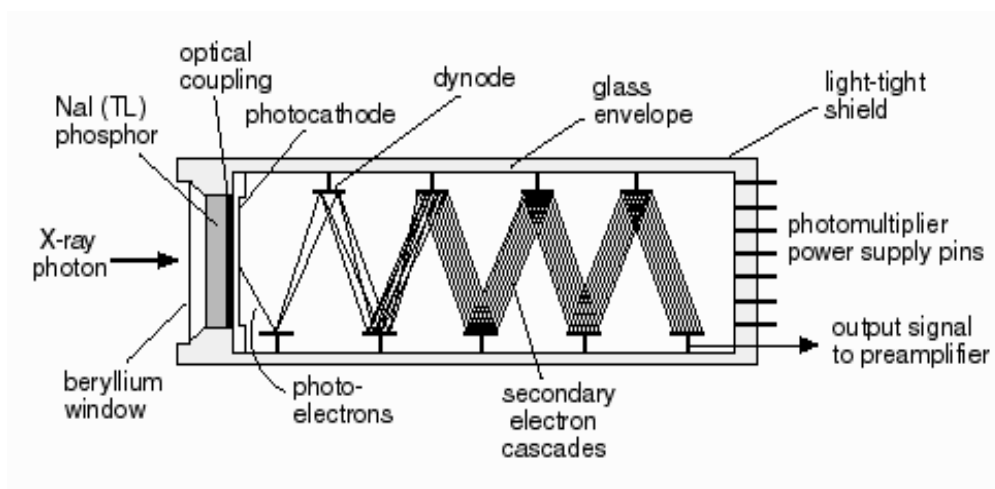
۱.۴.۱. گاما کمرا

دوربین سنتی لاسیون یا دوربین گاما، ابزاری برای تصویر برداری می باشد که استفاده ی از آن در پزشکی هسته ای بسیار متداول است. گاما کمرا ها از چندین مؤلفه تشکیل می شوند که عبارتست از: یک آشکار ساز، یک کولیماتور (جمع کننده)، لوله های PM، یک پیش تقویت کننده^{۱۷}، یک تقویت کننده^{۱۸}، یک آنالیزور ارتفع پالس (PHA)، یک مدار X و Y، و یک دستگاه نمایش دهنده یا ثبت کننده. آشکار سازهای که معمولاً در گاما کمرا ها به کار برده می شوند، دتکتور های چرخنده ی NAI(Tl) می باشند که ۲۵ - ۵۰ cm قطر و ۱/۸۴ - ۰/۶۴ ضخامت دارند. این سیستم فوتون های گامایی را که به وسیله ی یک کریستال بزرگ و تخت جمع می شوند را جمع آوری کرده و شمارش می کند. زمانی که یک فوتون گاما بدن را ترک کرده، به یک الکترون کریستال سنتی لاسیون ضربه زده و آن را از اتم

^{۱۷}preamp lifier

^{۱۸}Amplifier

ید دار کریستال می کند و تابشی ضعیف از نور را زمانی که الکترون جابه جا شده بار دگر کمترین سطح انرژی خود را می یابد، ایجاد می کند. پس از تابش، نور تولید شده آشکار سازی می شود. لوله های فوتومولتی پلایر (PMT ها) که در پشت کریستال قرار دارند پرتو ها را آشکار سازی کرده و به وسیله ی یک کامپیوتر تعداد آنها شمارش می شود. رایانه تصویری دو بعدی از دانسیته ی تعداد فضایی مربوطه را بر روی نمایشگر نشان می دهد. این تصویر بازسازی شده توزیع و تمرکز نسبی عنصر موجود در ارگان یا بافت را منعکس می کند [۱۲]، [۱۳].



شکل (۱ +): شماتیکی از طریقه عملکرد دتکتور سنتی لاسیون گاما کمرا

۱.۴.۱. توموگرافی کامپیوتری^{۱۹} (CT)

توموگرافی کامپیوتری یک روش عکس برداری است که با استفاده از پردازش های کامپیوتری انجام می گیرد و این روش به کت اسکن (CAT scan) مشهور است. این روش بر اساس تفاوت های جذب X-ray به وسیله ی بافت های مختلف بدن انجام می گیرد. در CAT scan ها یک لوله ی استاندارد X-ray اطراف صفحه ی محوری بدن انسان قرار

^{۱۹}Computed tomography

گرفته و سپس لوله حول صفحات یکسان به منظور ایجاد عکس های متعدد اشعه ی ایکس چرخانده می شود. این عکس در یک نرم افزار کامپیوتری مونتاژ شده، یک عکس سه بعدی ایجاد می شود. علی رغم قدیمی بودن این روش، CT همچنان عکس ها خوبی ایجاد کرده و از استخوان ها، بهتر از MRI عکس برداری می کند [۱۴، ۱۵].



شکل (۱ ۴): نمایشی از دستگاه تشخیصی سی تی اسکن.

۱ ۴ ۳. توموگرافی کامپیوتری گسیل تک فوتون^۲ (SPECT)

تکنیکی از عکس برداری در پزشکی هسته ای است که با استفاده از تابش های اشعه ی گاما انجام می گیرد و قابلیت ایجاد تصاویری سه بعدی از اعضای بدن بیمار را دارا است. اساس این روش تزریق رادیو ایزوتوپ گسیلنده ی گاما به رگ های بیمار است. در این روش رادیوایزوتوپ مورد نظر خود را که به دلیل ویژگی های رادیو اکتیو آن مد نظر می باشد، به یک رادیولیگاند که به دلیل ویژگی های شیمیایی پیوندی آن در بافت مورد نظر، مورد توجه می باشد، الحاق می کنیم. این پیوند به ترکیب لیگاند و رادیوایزوتوپ (رادیو دارو) امکان می

^۲ Single photon Computed tomography

دهد حمل شده و به عضو مورد نظر بپیوندد که در نهایت در نتیجه ی گسیل گاما توسط ایزوتوپ، تمرکز لیگاند به وسیله دوربین گاما قابل رؤیت است. روش عکس برداری SPECT با CT متفاوت است چرا که در CT برای عکس برداری از اشعه ایکس که از خارج بدن تابش می شود استفاده می شود. SPECT از نظر شیوه ی کارکرد شبیه به PET است چرا که در هر دو تزریق رادیو دارو به بدن بیمار صورت می گیرد با این تفاوت که رادیو دارو های PET گسیلنده ی پوزیترون بوده اما رادیو دارو های SPECT تابش کننده ی گاما می باشد. رادیو ایزوتوپ های به کار برده شده در آن شامل ^{99m}Tc برای بررسی شش ها، کلیه، قلب و اسکلت و ^{123}I برای عکس برداری از تیروئید می باشد. تفکیک فضایی PET تقریباً به اندازه ی یک سانتی متر از SPECT بیشتر است. تفکیک فضایی SPECT در نتیجه ی ترکیب آن با CT افزایش می یابد. SPECT به مراتب ارزان تر از PET است چرا که رادیوایزوتوپ های مورد استفاده در آن دارای عمر بیشتری نسبت به رادیوایزوتوپ های PET بوده و راحت تر تولید می شوند. در جریان حصول داده های SPECT، یک گاما کمرا به منظور ایجاد تصاویری دو بعدی (Projection) از زوایای مختلف مورد استفاده قرار می گیرد. سپس از یک کامپیوتر به منظور اعمال یک الگوریتم بازسازی^{۱۱} تصاویر چندگانه به منظور ایجاد مجموعه ای از اطلاعات سه بعدی استفاده می شود. سپس این مجموعه اطلاعات به منظور نشان دادن برش های نازک در طول هر محور انتخاب شده ی بدن مورد دستکاری قرار می گیرد تا تصاویری نظیر آنچه که از تکنیک های توموگرافی همانند CT، MRI و PET وجود دارد بدست آید [۱۵، ۱۶].

^{۱۱}Reconstruction



شکل (۱ ۳) : نمایشی از دستگاه تشخیصی توموگرافی گسیل تک فوتون.

۱ ۴. روش تشخیصی و درمانی توموگرافی گسیل پوزیترون (PET)

PET اولین بار در سال ۱۹۷۰ برای مطالعات تومور شناسی مورد استفاده قرار گرفت و امروزه تکنولوژی تثبیت شده ی بیمارستانی محسوب می شود. توموگرافی گسیل پوزیترون یکی از تکنیک های خاص و حساس برای عکس برداری از مسیر های مولکولی در بافت زنده می باشد و روشی است که به بافت هجوم نمی آورد. این روش بر پایه ی به کار گیری ترکیبات برچسب زده شده با رادیونوکلوئید های کوتاه عمر گسیلنده ی پوزیترون، به منظور بدست آوردن تصاویری سه بعدی از فرآیند های کار کردی در انسان و حیوان می باشد. زمانی که یک ردیاب شامل یک گسیلنده ی پوزیترون به اندامی اعمال شود، تابش هایی از گاما با انرژی بالا تولید می شوند که قدرت نفوذ بالایی دارند. آن ها از بدن خارج شده به وسیله ی حلقه های خارجی آشکارساز هایی به صورت هم زمان آشکار سازی می شوند. آشکارسازی صد ها هزار از این وقایع هم زمان، بازسازی تصویری سه بعدی که حاوی اطلاعاتی در مورد توزیع ردیاب رادیویی برچسب زده شده در داخل اندام می باشد را ممکن می سازد [۱۸].