

بسمه تعالی

آشنایی با دستگاه‌های PET SCAN



گرداورندگان:

کیومرث امیدی

ایوب وحدتی یگانه

فهرست مطالب

1. تاریخچه
2. مقدمه
3. اصول پدیده‌های همزمانی (Coincidence Events)
4. روش ثبت اطلاعات در سیستم PET
5. دتکتور و PMT
 - میدان دید (Field of View (FOV))
 - ویژگی‌های یک دتکتور مناسب
6. پارامترهای متمایزکننده یک سیستم PET
7. PET/CT در مقایسه با PET
 - ترکیب تصاویر آناتومیکیال و فانکشنال در PET/CT
 - آرتیفکت‌های PET/CT
 - خلاصه فرآیند PET/CT
 - پارامترهای مهم در زمان کل تصویربرداری PET/CT
8. سایر موارد موجود در کاتالوگ دستگاه‌ها
9. سیکلوترون
 - میدان مغناطیسی (Magnet Pole)
 - منبع یون (Ion Source)
 - (DEE) RF System
 - هدف (Target)
 - سیستم استخراج (Extraction Systems)
 - سیستم خلاء (Vacuum System)
 - سیستم خنک کننده (COOLING SYSTEM)
 - ماژول سنتر (Synthesis Module)
10. تصویربرداری PET (Positron Emission Tomography)
11. انواع برخورد فوتون با ماده

تاریخچه :

پت اسکن اول بار در دانشگاه سنت لوییس واشنگتن در سال ۱۹۷۵ توسط مایکل فلیس اختراع گشت در این سیستم یک عنصر رادیواکتیو با نیمه عمر کوتاه که با گرفتن پوزیترون متلاشی می‌شود (که به لحاظ شیمیایی ملکول فعال متابولیک محسوب می‌شود) به بدن بیمار تزریق می‌گردد و پس از وقفه کوتاهی (جهت پخش مواد در سیستم گردش بدن) بیمار جهت تصویرگیری به داخل دستگاه اسکن منتقل می‌شود. مولکولی که بدین منظور استفاده می‌شود فلئورو دی اکسی گلوکز (-FDG^{۱۸}) می‌باشد.

امروزه دستگاه‌های پت در بیمارستانها در سرتاسر دنیا و نیز در آشکارسازی و تحقیقات در زمینه‌هایی همچون ناراحتی‌های مغز و اعصاب مثل روانگیختگی، پارکینسون، الزایمر و آنکولوژی کاربرد وسیع دارند.

از سال ۲۰۱۳ در کشورمان دو دستگاه پت اسکن مشغول به کار می‌باشد، که یکی در بیمارستان دکتر شریعتی، و دیگری در بیمارستان مسیح دانشوری بیمار پذیرش می

نمایند

مقدمه:

دستگاه (PET: Positron Emission Tomography) یا بعبارتی دستگاه برش نگاری با نشر پوزیترون یکی از سیستم‌های پیشرفته تصویربرداری می‌باشد که توانمندیهای بی نظیری در تشخیص بیماریهای سرطان، مغز و اعصاب و قلب و عروق دارد. بدلیل نیمه عمر بسیار کم مواد رادیواکتیو کاربردی در PET، تولید رادیوداروها باید توسط سیکلوترون در مجاورت مرکز PET و یا در محلی نزدیک آن انجام شود. بزرگترین مزیت پت اسکن، در مقایسه با MRI اسکن و یا گرافی با اشعه ایکس، این است که می‌تواند عملکرد بدن بیمار را نسبت به آنچه به ظاهر سالم می‌آید نشان بدهد.

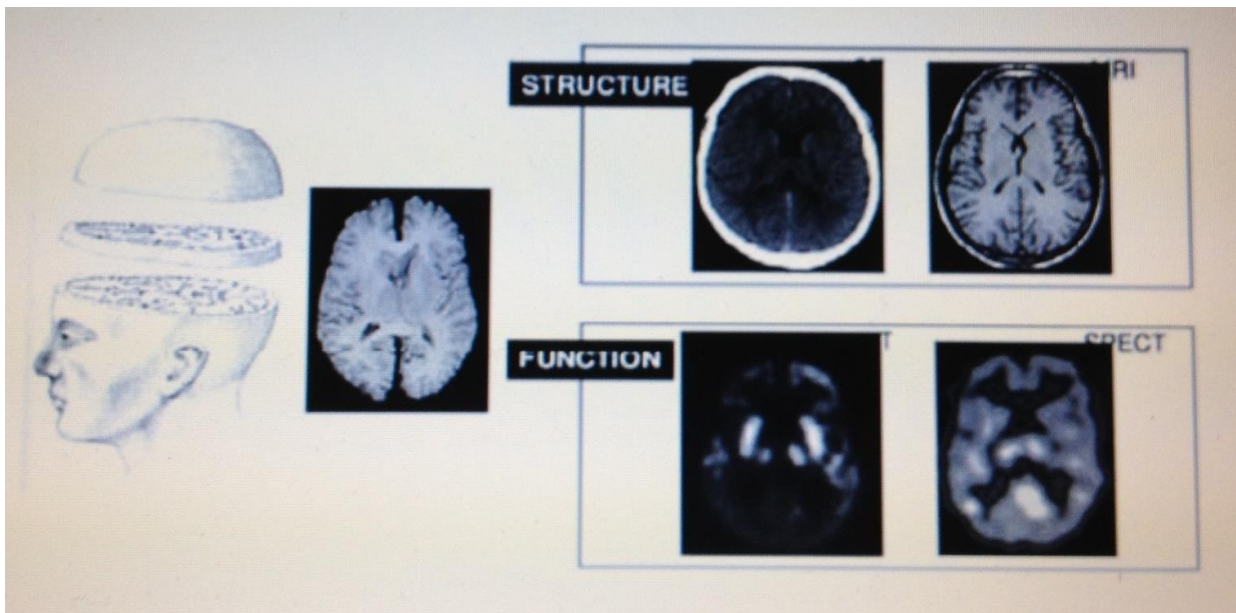
بطور کلی، تصویربرداری به دو روش امکان پذیر است:

1. آناتومیکیال (در CT، MRI)

2. فانکشنال (در PET, SPECT)

در مورد آناتومیکیال تنها آناتومی اندامها قابل مشاهده بوده و بنابراین یک ضایعه هنگامی قابل تشخیص است که خصوصیات فیزیکی آن تغییر کرده باشد (مثلاً ضریب جذب اشعه ایکس بافت در تصویربرداری CT و یا دانسیته پروتونی آن در تصویربرداری MRI تغییر کرده باشد). در صورتیکه اگر مشخصات فیزیکی یک ارگان آن قدر تغییر کرده باشد که در تصویربرداری CT قابل مشاهده باشد، عملاً اجرای درمان‌های زود هنگام و به موقع غیرممکن خواهد بود.

اما در روش تصویربرداری فانکشنال، عملکرد و فعالیت متابولیکی بافت قبل از تغییر مشخصات فیزیکی آن قابل مشاهده است. تغییرات متابولیکی مدت‌ها قبل از تغییرات فیزیکی آغاز شده و بنابراین تصویربرداری فانکشنال امکان اجرای درمان‌های زودرس را قبل از پیشرفت بیماری فراهم می‌کند. گرچه امروزه امکان انجام روش‌های functional MRI و functional CT نیز وجود دارد، اما حساسیت این روشها هنوز بسیار پایین‌تر از استانداردهای ایده آل در پزشکی هسته‌ای است.

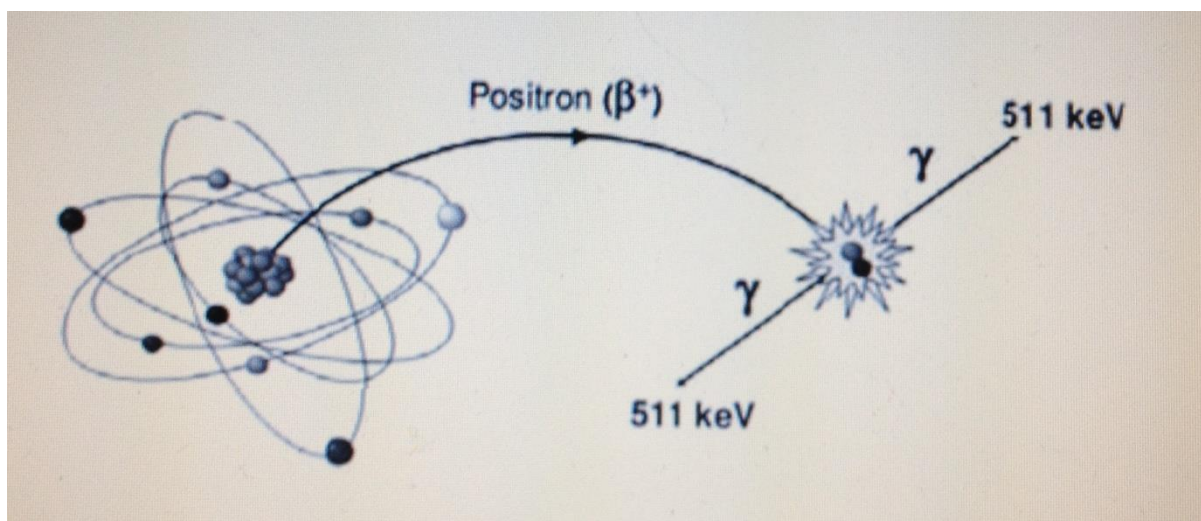


شکل 1- تصویربرداری آناتومیکال و فانکشنال

اصول تصویربرداری PET (Positron Emission Tomography)

تصویربرداری PET بر مبنای تزریق ماده رادیو داروی تابشگر پوزیترون به بدن بیمار و بررسی نحوه توزیع آن در بدن است. معمولاً تولید رادیوداروهای تابشگر پوزیترون مشکل است و نیمه عمر آنها نیز بسیار کوتاه است. به این دلیل باید داروهای مورد استفاده در PET را در محل بیمارستان و توسط سیکلوترون تولید نمود. بیمار پس از تزریق به مدت 1 الی 1/5 ساعت (بسته به نوع دارو و بافت) استراحت می‌کند تا دارو در محل مورد نظر تجمع پیدا کند. دارو در بدن شروع به واپاشی نموده و پوزیترون‌های ساطع شده تا قبل از برخورد با ماده و از دست دادن انرژی جنبشی، مسافتی را در بافت می‌پیمایند (به این مسافت Positron range می‌گویند). از آنجا که پوزیترون در طبیعت به تنهایی ناپایدار است، همگام با از دست دادن انرژی (که متناسب با آن بیمار پرتوگیری نموده و دوز جذبی او افزایش می‌یابد)، با یک الکترون ترکیب شده و تشکیل پوزیترونیوم را می‌دهد. پوزیترونیوم ماده ناپایداری است که در عرض چند میکروثانیه ناپدید می‌شود. در این هنگام ماده به انرژی تبدیل می‌شود (پدیده نابودی). میزان انرژی ایجاد شده باید دقیقاً برابر با جرم ناپدید شده باشد و از آنجا که جرم هر

الکترون یا پوزیترون برابر با 511 کیلو الکترون ولت است، دو فوتون با انرژی 511 ایجاد خواهد شد. براساس اصل بقای اندازه حرکت، اگر فرض کنیم پوزیترون پس از توقف کامل با الکترون ترکیب می‌شود (اندازه حرکت آن صفر می‌شود)، پس از پدیده نابودی نیز باید اندازه حرکت مجموع دو فوتون نهایی صفر باشد. بنابراین دو فوتون با زاویه 180 درجه نسبت به یکدیگر حرکت می‌کنند تا اثر یکدیگر را خنثی کنند. به این فرآیند یعنی برخورد یک الکترون با پوزیترون، نابود شدن جفت ذره (ماده) و تبدیل آنها به 2 فوتون گاما با انرژی 511 کیلو الکترون ولت را پدیده نابودی جفت یا فنا می‌نامند. بدیهی است اگر پوزیترون پیش از نابودی (ترکیب با الکترون) کاملاً متوقف نگردد، اندازه حرکت صفر نبوده و در نتیجه زاویه دو فوتون نهایی کمتر از 180 درجه خواهد بود. در هر صورت به ازای یک انرژی خاص برای پوزیترون قبل از نابودی، زاویه دو فوتون نیز ثابت است.



شکل 2- پدیده فنا یا تولید جفت

هدف در تصویربرداری با تزریق ماده رادیواکتیو، یافتن محل تجمع رادیو دارو در بافت است. اما در تکنیک PET بجای محل تجمع پوزیترون، محل نابودی آن قابل مشاهده است (محل ثبت انرژی دو فوتون نهایی) و این اختلاف زمینه سازی یکی از خطاهای ذاتی در PET است. هرچه برد حرکت پوزیترون (Positron Range) بیشتر باشد، خطا نیز بیشتر خواهد بود. بنابراین موادی که بعنوان

داروهای پرتوزا برای تزریق به بیمار انتخاب می‌شوند باید حاوی پوزیترون‌هایی با انرژی جنبشی کم باشند تا قادر به پیمودن مسافت زیادی در بافت نباشند (مانند فلور).

دو فوتونی که با زاویه 180 درجه (back to back) تولید شده‌اند، بیانگر اطلاعات خام ارزشمندی از محل نابودی جفت هستند. در حالت ایده آل این دو فوتون باید همزمان به دتکتور برسند. اما چنین چیزی امکان پذیر نیست و با این که فوتونها با سرعت نور حرکت می‌کنند، بطور همزمان به آشکارسازها نمی‌رسند. بنابراین در PET یک پنجره زمانی برای رسیدن دو فوتون به دتکتورها در نظر می‌گیرند. این پنجره زمانی در تکنولوژی 10 سال پیش 12 نانوثانیه بود، یعنی اگر دو فوتون با اختلاف 12 نانوثانیه به دتکتور رسیدند، حاصل یک پدیده نابودی و حاوی اطلاعات هستند. اما 12 نانوثانیه در مقایسه با سرعت نور، زمان زیادی است. با پیشرفت تکنولوژی این زمان کاهش یافته و به حدود 5 نانوثانیه رسیده است.

انواع برخورد فوتون با ماده:

در برخورد فوتون با ماده یکی از حالات زیر اتفاق می‌افتد:

1- پدیده فوتوالکتریک که منجر به جذب فوتون می‌شود. در این نوع برخورد فوتون تمامی انرژی خود را به یک الکترون داده و این الکترون به بیرون پرتاب می‌شود.

2- پدیده کمپتون که در اثر برخورد فوتون با یک الکترون مداری، درصدی از انرژی به الکترون منتقل شده و مابقی انرژی توسط فوتون با تغییر جهت منتقل شود.

3- در آخرین حالت ممکن است فوتون بدون هیچ نوع برخوردی از ماده عبور کند. این حالت در صورتی رخ می‌دهد که انرژی فوتون بسیار بالا باشد، زیرا در این صورت سایز فوتون بسیار کوچک بوده و قادر است از فضاهای خالی بین سلولی عبور کند. به همین دلیل است که فوتون‌های کیهانی بسیار پرانرژی که در محیط زندگی روزمره ما وجود دارند، بدون ایجاد خطر از بدن عبور می‌کنند.

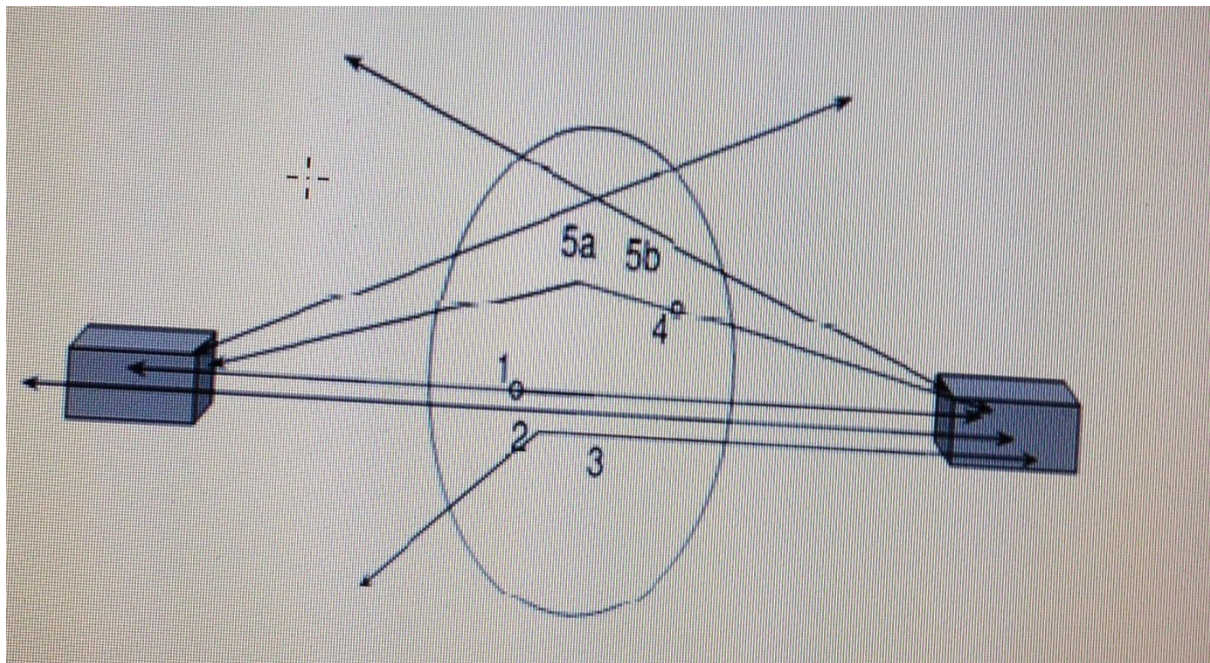
پدیده‌های همزمانی (Coincidence Events):

فوتون‌هایی که به دتکتور می‌رسند همیشه مفید نیستند و ممکن است مشمول یکی از حالات زیر گردند

که به این حالات پدیده‌های همزمانی (Coincidence Events) می‌گویند:

الف- اگر دو فوتون در پنجره زمانی 5 نانو ثانیه به دتکتور برسند، همزمانی واقعی (True Coincidence) رخ داده که حاوی اطلاعات مفید است.

ب- اما در بسیاری از موارد به علت انرژی بالای فوتون‌های تولیدی در PET (511 Kev) ممکن است یکی از فوتون‌ها به دتکتور رسیده، اما فوتون دیگر بدون هیچ برخوردی از دتکتور عبور کرده و به هدر برود. به چنین حالتی همزمانی مجرد (Single Event) می‌گوئیم. به همین دلیل تولیدکنندگان همواره سعی در ساختن دتکتورهایی با دانسیته بالا دارند که قادر به متوقف کردن فوتون باشد.



شکل 3- Coincidence Events

ج- همچنین ممکن است یکی از فوتون‌ها به دتکتور برسد، اما فوتون دیگر در اثر برخورد از نوع کمپتون از مسیر خود منحرف شده و از سیستم آشکارسازی خارج گردد.

د- سه حالت قبل تنها به از دست رفتن اطلاعات منجر شده و خطر چندانی نداشتند. اما در بدترین حالت، ممکن است یکی از فوتون‌ها به دتکتور برسد و فوتون دیگر در اثر برخورد از نوع کمپتون از مسیر خود منحرف شده (پدیده پخش یا Scatter) و با این حال در همان پنجره زمانی مجدداً به دتکتور برسد. در این حالت چون دو فوتون در یک پنجره زمانی به ثبت رسیده‌اند همزمان coincidence اتفاق افتاده است اما به آن پراکندگی همزمان Scatter Coincidence می‌گویند.

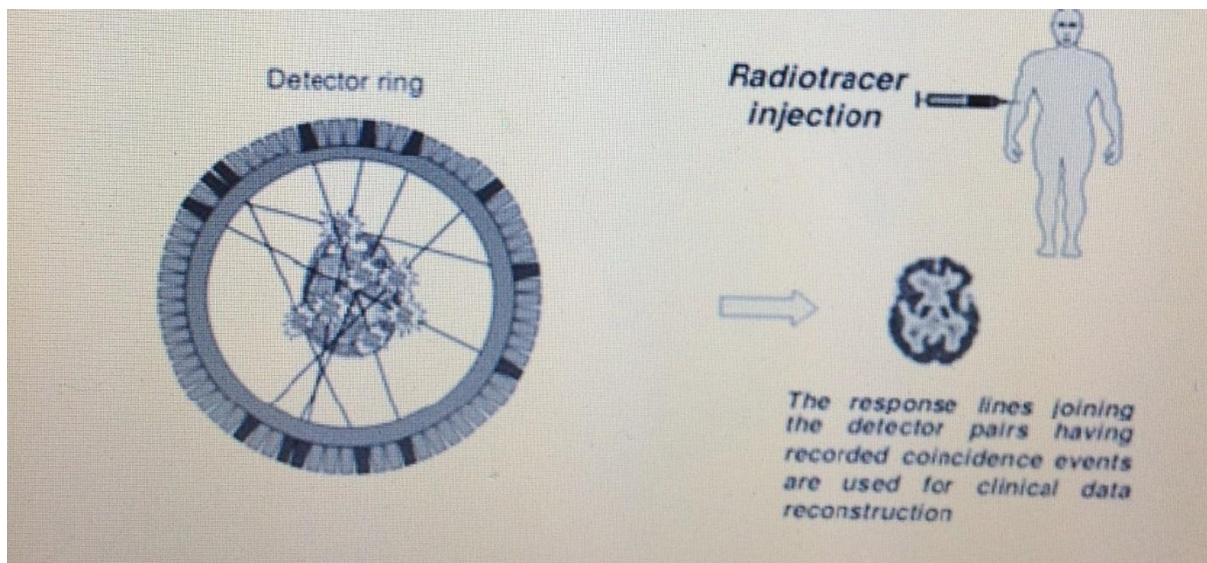
اما چرا این حالت مضر است؟

در تصویربرداری PET دو دتکتور برای ثبت دو فوتون وجود دارند. اگر این دو دتکتور را با یک خط فرضی به هم وصل کنیم (line of response یا LOR) و در جایی روی این خط یک پدیده نابودی اتفاق بیفتد، اگر فوتون در اثر کمپتون از مسیر خود منحرف شود، باز هم محل نابودی در جایی روی LOR فرض می‌شود که خطا است.

ه- به علت بالا بودن دوز تزریق ماده رادیواکتیو به بیمار و بالطبع، زیاد بودن تعداد فوتون‌ها، ممکن است چندین پدیده نابودی بطور همزمان اتفاق بیفتند و دو فوتون از دو بافت مختلف در یک پنجره زمانی ثبت شوند. به این حالت پدیده همزمانی اتفاقی Random Coincidence Event گویند. احتمال بروز این پدیده در سیستم‌های امروزی از دو طریق کاهش یافته است: کمتر کردن پنجره زمانی و کم کردن دوز رادیوداروی تزریقی به بیمار (کاهش تعداد فوتون‌ها).

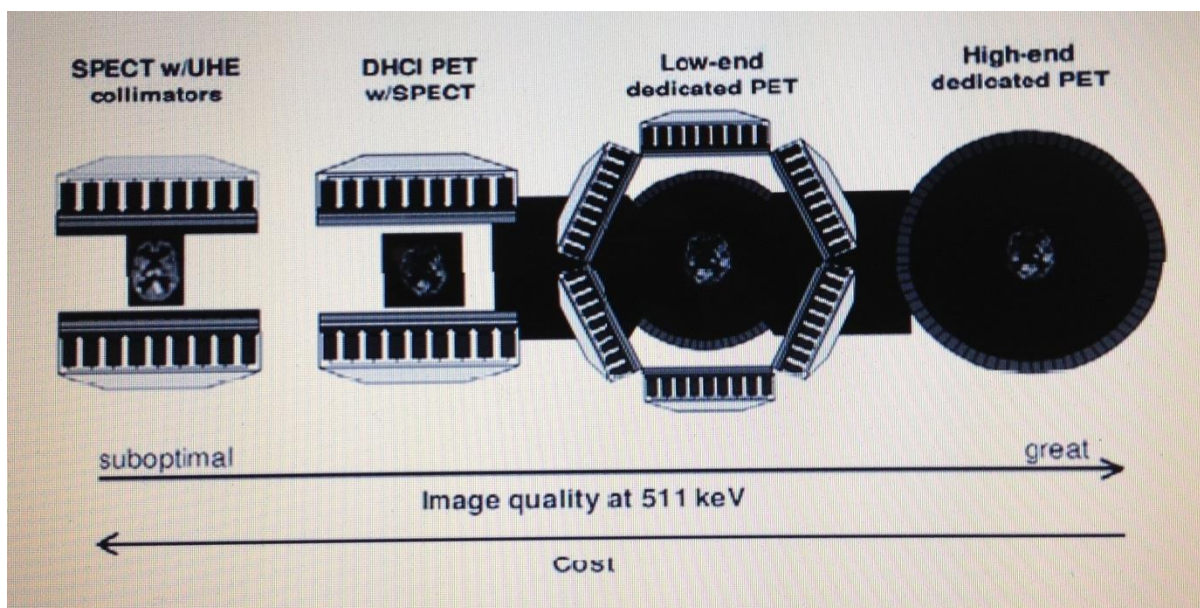
روش ثبت اطلاعات در سیستم PET:

در روش تصویربرداری PET، اطلاعاتی به دست آمده از دو دتکتور که دارای Coincidence Event باشند در محلی بر روی خط واصل دو دتکتور (LOR) ثبت می‌شود.



شکل 4- روش ثبت اطلاعات در سیستم PET

در این سیستم‌ها برای بالا بردن احتمال ثبت فوتون‌ها استفاده از تنها دو دتکتور مفید نبوده و باید از تعداد بیشتری استفاده کنیم. بدین منظور در سیستم‌های امروزی از رینگ دتکتور یا حلقه آشکارساز استفاده می‌شود که دور تا دور بیمار را فرا می‌گیرد. تعداد رینگ‌ها بیشتر از یک بوده و ممکن است در یک سیستم از 12 تا بیش از 40 رینگ آشکارساز بکار گرفته شود. پس در چنین سیستمی تعداد زیادی LOR وجود دارد که پس از ثبت اطلاعات از آنها، بازسازی تصویر (Image Reconstruction) آغاز می‌شود. تصویر نهایی بیانگر نحوه توزیع رادیو داروها در بدن بوده و هرچه دقت سیستم در ثبت LORها بیشتر باشد، دقت کیفیت تصویر بهتر خواهد بود.



شکل 5- تکامل دستگاه‌های PET

دتکتور و PMT:

دتکتور (آشکارساز) در سیستم PET متشکل از کریستال‌هایی است که برش داده شده و پیسکل بندی (Pixel) شده‌اند. اندازه کریستال‌ها تعیین کننده میزان رزولوشن تصویر است و هرچه کریستال‌ها کوچکتر باشند رزولوشن بهتر خواهد شد. همچنین کریستال باید چگالی و عدد اتمی بالایی داشته باشد تا فوتون‌ها را بهتر جذب کرده و از عبور آنها جلوگیری کند.



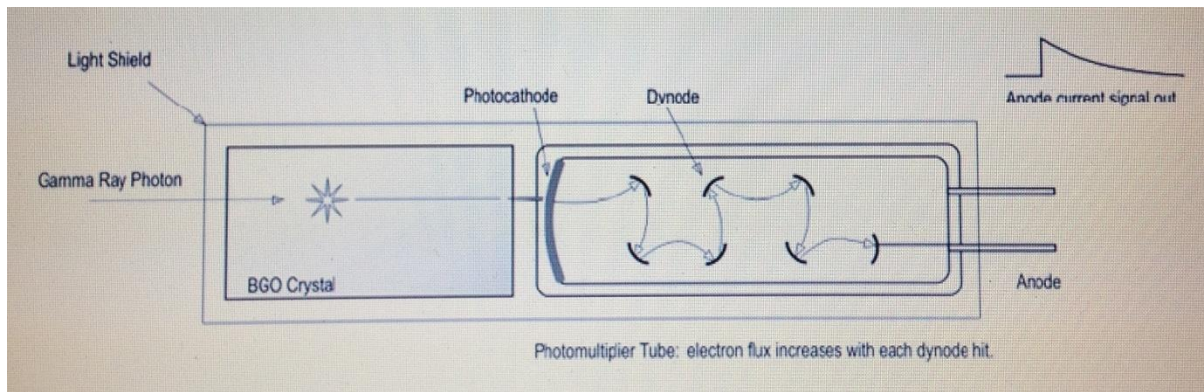
شکل 6- The Block Detector

دتکتور مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای از نوع سوسوزن یا سنتیلاتور (Scintillator) است که با جذب اشعه از خود نور تولید می‌کند. در قسمت پشتی بلوک‌های دتکتور، فوتومولتی پلایر تیوب PMT (Photo Multiplier Tube) قرار گرفته است، که نور حاصل از آشکارساز را جذب کرده و آنرا به سیگنال الکتریکی تبدیل نموده و تقویت می‌نماید.

کمپانی‌های سازنده به دنبال کریستال‌هایی هستند که علاوه بر داشتن چگالی بالا، قادر به تولید نور بیشتری باشند. زیرا هرچه نور بیشتری به PMT برسد، سیگنال الکتریکی تولید شده توسط آن قویتر بوده و نسبت سیگنال به نویز کاهش می‌یابد.

به ازای برخورد یک فوتون به کریستال، صدها هزار فوتون نوری تولید می‌شود. در قسمت جلویی PMT (داخل آن) فوتوکاتد قرار دارد که به ازای برخورد هر فوتون نوری به آن، یک الکترون به بیرون پرتاب می‌شود. در لامپ PMT چندین الکتروود (فوتوکاتد) وجود دارد که با یکدیگر اختلاف پتانسیل دارند (مانند لامپ تلویزیون‌های قدیمی). الکترون پرتاب شده در مسیر خود به سمت فوتوکاتد با بار مثبت کشیده شده و با سطح آن برخورد می‌کند. سطح فوتوکاتد از ماده‌ای پوشیده شده که در آن به ازای برخورد هر الکترون، چندین الکترون از جای خود کنده می‌شوند. این الکترون‌ها در مسیر خود به سمت فوتوکاتد بعدی کشیده می‌شوند و با برخورد به سطح آن الکترون‌های بیشتری کنده شده و این روند ادامه می‌یابد.

بهره (gain) PMT چیزی در حدود یک میلیون است، یعنی به ازای هر الکترون در پنجره ورودی، یک میلیون الکترون در پنجره خروجی ایجاد می‌شود. پس در PMT نوعی تقویت ذاتی اتفاق می‌افتد (این نوع تقویت با هیچ نوع تقویت کننده الکتریکی میسر نیست. زیرا تقویت کننده‌های الکتریکی هم سیگنال و هم نویز را با هم تقویت می‌کنند، اما در PMT فقط سیگنال تقویت می‌شود).



شکل 7- Crystal And Photomultiplier Tube

بلوک‌های دتکتور بصورت ماژولار در کنار یکدیگر قرار گرفته و یک رینگ را به دور بیمار تشکیل می‌دهند. مزیت این روش در این است که در صورت خرابی چند دتکتور، نیازی به تعویض کل رینگ نبوده و می‌توان تنها بلوک‌های معیوب را تعویض نمود.

میدان دید (FOV): Field of View

در دستگاه‌های PET دو نوع FOV مطرح است:

1- Trans Axial FOV: توسط قطر گانتری (Gantry) دستگاه که بیمار از بین آن عبور می‌کند، تعیین می‌شود.

2- Axial FOV: ضخامت سیستم آشکارسازی که از ضخامت رینگ‌های دتکتور تعیین می‌گردد.

ویژگی‌های یک دتکتور مناسب

قدرت تفکیک یا رزولوشن مناسب: هرچه دتکتورها کوچکتر و تعداد آنها بیشتر باشد، رزولوشن تصویر بهتر خواهد بود.

بالا بودن احتمال فوتوالکتریک در کریستال (Photo Fraction): مطلوب است فوتون‌ها در برخورد با کریستال برخورد فوتوالکتریک داشته باشند، (برخورد کمپتون به علت انحراف فوتون مطلوب نیست). بدین منظور از کریستال‌هایی با عدد اتمی بالا استفاده می‌شود.

حساسیت بالا: تعداد فوتون‌هایی که در واحد زمان قابل ثبت است (یا به عبارت دیگر تعداد LORهای قابل ثبت در واحد زمان) که هرچه بیشتر باشد، زمان تصویربرداری کوتاه‌تر بوده و بالطبع می‌توان دوز کمتری به بیمار تزریق نمود. برای بالا بودن حساسیت باید کریستال بزرگ باشد. اما پیش‌تر بیان شد که برای دستیابی به رزولوشن مناسب باید تا حد ممکن سایز دتکتور را کاهش داد. برای جلوگیری از این تناقض باید یک حالت میانی را در نظر گرفت و سایز دتکتور را به گونه‌ای انتخاب نمود که حساسیت و رزولوشن در تعادل مناسب قرار گیرند. در سال‌های اخیر سایز استاندارد 4 تا 6 میلی متر برای دتکتورها استفاده می‌شود.

تعداد فوتون‌های پراکنده شده Scatter تا حد امکان کم باشد: بدین منظور باید دتکتور قادر به تشخیص صحیح انرژی فوتون باشد، زیرا فوتونی که برخورد فوتوالکتریک دارد دارای انرژی 511 Kev است. اما اگر انرژی آن مثلاً 400 Kev باشد یعنی مقداری از انرژی آن در جایی به هدر رفته که از برخورد کمپتون نشأت می‌گیرد. پس این فوتون پراکنده شده (Scatter) است و نباید در محاسبات وارد گردد. اگر کریستال دارای قدرت تفکیک انرژی (Energy Resolution) مناسب باشد، قدرت تفکیک فوتون‌ها به لحاظ انرژی بالا بوده و فوتون‌های مفید را از Scatter تشخیص می‌دهد.

حذف همزمانی‌های اتفاقی Radom Coincidence: هرچه دتکتور سریع‌تر باشد می‌توان پنجره زمانی را کوچکتر کرده و فوتون‌های رندوم را حذف نمود.

عدم وجود زمان مرده (Dead Time): مطلوب است کریستال پس از برخورد فوتون در مدت زمان کمی نور تولیدشده را از دست بدهد (زمان محو شدن نور در آن بسیار کوتاه باشد) تا پس از برخورد یک فوتون بلافاصله آماده دریافت فوتون بعدی گردد. در غیر اینصورت سیستم دارای زمان مرده خواهد بود.

قیمت مناسب

قیمت دتکتور باید متناسب با توانایی‌های سیستم در حد معقولی باشد.

پارامترهای متمایزکننده یک سیستم PET:

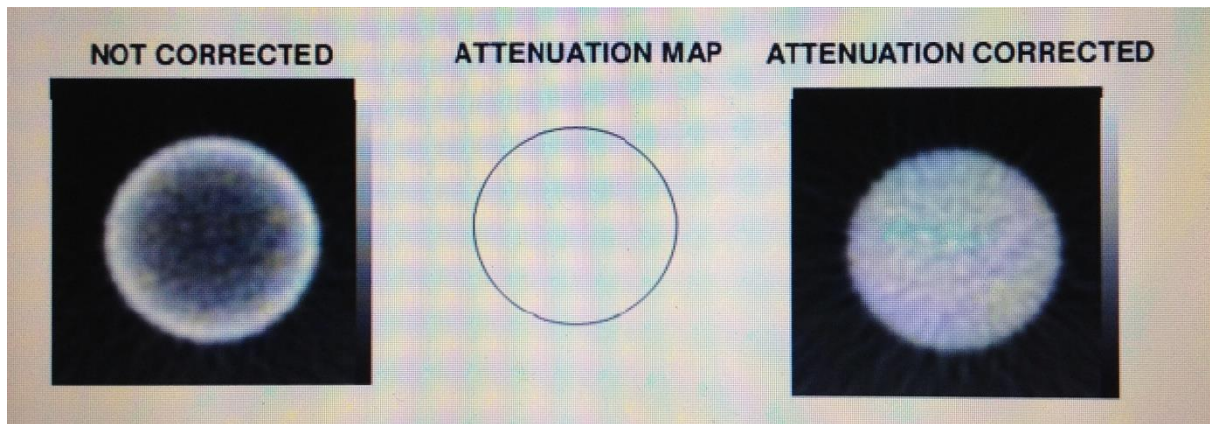
پارامترهای متمایزکننده یک سیستم PET شامل موارد زیر است:

1. نوع دتکتور: براساس پارامترهایی است که در بخش قبل توضیح داده شد.
2. PMT: ساختار الکترونیکی سیستم، تعداد و گین (ضریب تقویت) PMT ها.
3. Geometry: نحوه چیدمان رینگ آشکارساز، FOV.
4. دقت بازسازی تصویر
5. قابلیت اطمینان سیستم در مدت طولانی
6. قیمت خرید
7. قیمت تعمیرات و نگهداری
8. پارامتر NECR (Noise Effective Count Rate): در ادامه توضیح داده خواهد شد.

PET/CT در مقایسه با PET:

هدف PET به تصویر کشیدن توزیع مواد رادیواکتیو است. پارامتر مزاحم در این نوع تصویربرداری، ضرائب تضعیف بافت است (در حالی که این پارامتر در CT بسیار مهم و حیاتی است). زیرا می-خواهیم فوتون از بدن خارج شده و به دتکتور برسد، اما ممکن است با استخوان برخورد کرده، جذب شده و اصلاً به دتکتور نرسد. یعنی رادیوداروی تابشگر پوزیترون را به بدن بیمار تزریق کرده‌ایم اما فوتون‌های حاصل از آن، از بدن به بیرون راه نیافته‌اند! پس اگر بخواهیم تصویربرداری PET دارای دقت لازم باشد باید عواملی که باعث نادرستی تخمین می‌شود و فوتون‌ها را به هدر می‌دهد شناخته و آنها را اصلاح کنیم. اگر بدانیم که چه میزان از فوتون‌ها دچار تضعیف شده‌اند، آنها را در نتیجه به دست آمده از PET اصلاح می‌کنیم.

تعداد فوتون‌های تضعیف شده با استفاده از سی تی اسکن قابل محاسبه است. بدین ترتیب می‌توان با ترکیب PET و CT و انجام اصلاح تضعیف (Attenuation Correction) نتیجه مطلوب‌تری نسبت به تصویرهای ساده PET به دست آورد. در CT ضرائب تضعیف بافت‌ها به دست آمده و در هنگام بازسازی تصویر PET از آنها برای اصلاح تصویر استفاده می‌شود. بعنوان مثال در شکل (8) تصویر PET از یک استوانه که بصورت یکنواخت با ماده رادیواکتیو پر شده مشاهده می‌شود (شکل 8: سمت چپ). با اینکه توزیع ماده رادیواکتیو یکنواخت بوده، تصویر در قسمت میانی تیره‌تر است که نشان می‌دهد فوتون‌هایی که در وسط استوانه بوده‌اند شانس کمتری برای خروج و رسیدن به دتکتور داشته‌اند. اما با داشتن نقشه تضعیف (شکل میانی)، تصویر اصلاح شده به درستی می‌تواند توزیع یکنواخت ماده در سطح استوانه نشان دهد. (شکل 8: سمت راست).



شکل 8- Attenuation Correction

ترکیب تصاویر آناتومیکیال و فانکشنال در PET/CT:

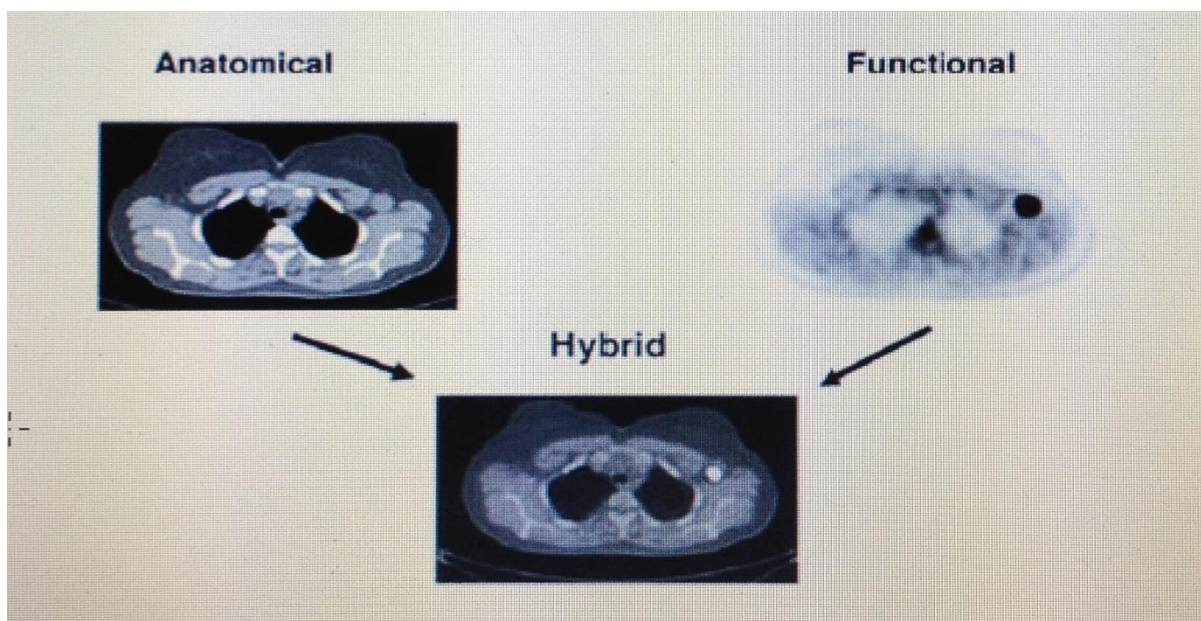
اولین دستگاه‌های دو مدالیته بصورت آفلاین بودند. یعنی بیمار در یک مرکز تصویر CT و در مرکز دیگر تصویر PET گرفته و این دو تصویر بعداً روی هم قرار می‌گرفت. اما احتمال این که بیمار در هر دو مرکز دقیقاً یک پوزیشن و نرخ تنفس را داشته باشد بسیار کم بود.

در سال 1999 اولین نمونه دستگاه‌های دو مدالیته با ترکیب SPECT و CT ساخته شد. ایده ترکیب تصاویر آناتومیکیال و فانکشنال تقریباً از سال 2000 بصورت تجاری تحت عنوان Hybrid Imaging (تصویربرداری ترکیبی) پیاده سازی شد. تصویر آناتومیکیال که با استفاده از CT به دست آمده، آناتومی بدن را نشان داده و تصویر PET محل تومور را نشان می‌دهد.

بنابراین از ترکیب CT با PET به دو منظور استفاده می‌شود:

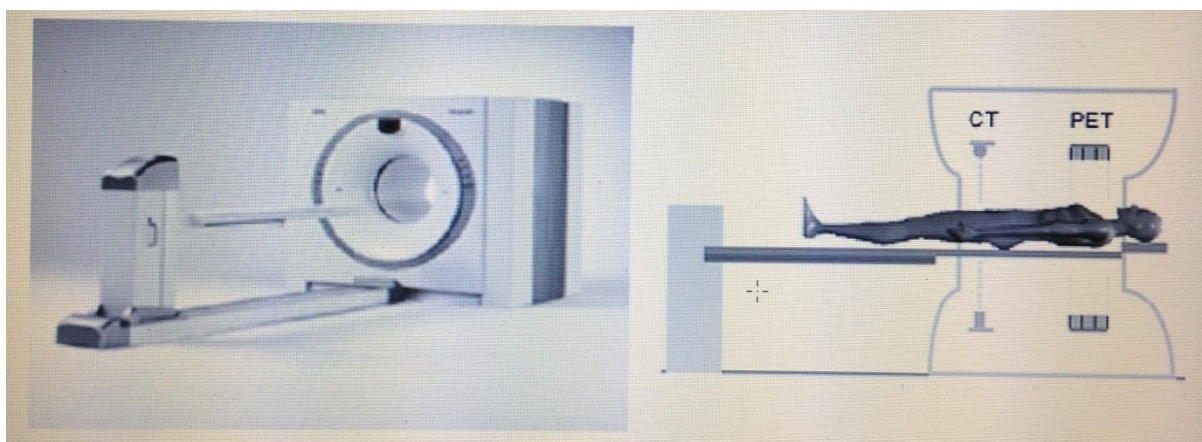
1- تعیین محدوده Localization: تعیین دقیق محل تومور در آناتومی بدن

2- تصحیح جذب Attenuation Correction.

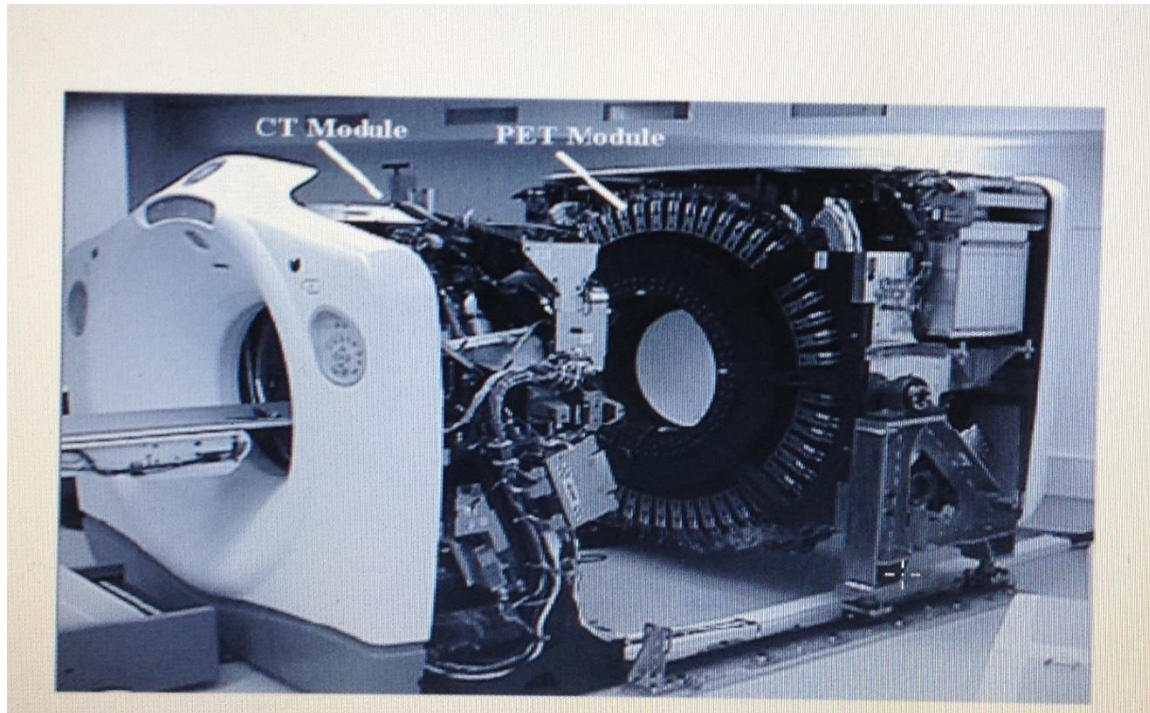


شکل 9- ترکیب تصاویر آناتومیکیال و فانکشنال

دستگاه PET/CT بصورت ترکیبی وجود ندارد و کارخانه سازنده یک دستگاه PET و یک دستگاه CT را به محل نصب می‌فرستد و مهندس نصب این دو را در کنار یکدیگر قرار می‌دهد (تخت بین دو دستگاه مشترک است). گانتری‌های PET و CT پشت سر هم قرار گرفته و مشترکاً با یک کاور پوشیده می‌شوند. بیمار روی تخت دراز می‌کشد، ابتدا وارد دستگاه CT شده و سپس بدون این که تکان بخورد وارد گانتری دستگاه PET می‌شود.



شکل 10- دستگاه‌های CT و PET



شکل 11- Current dual-motility PET/CT systems

صحت PET/CT 94% است. این در حالی که صحت PET به تنهایی 86% و صحت CT به تنهایی 66% است. زمان فعلی مرحله اخذ اطلاعات در PET/CT در حدود 20 دقیقه است، در حالی که در سیستم‌های قدیمی‌تر به علت Transmission Imaging (استفاده از سورس اشعه در CT) این زمان چندین برابر بود.

دستگاه CT مورد استفاده در PET/CT اگر حتی تک اسلایس نیز باشد می‌تواند ضرائب تضعیف بافت مورد نظر برای Attenuation Correction را به دست دهد و نیز امکان مکان‌یابی آناتومیکی با فقط یک اسلایس وجود دارد. ولی امروزه به علت ساده شدن ساخت دتکتورهای مولتی اسلایس، حداقل از 6 اسلایس استفاده می‌شود و اگر تصویربرداری از قلب (Cardiac Imaging) مطرح نباشد، حداکثر 16 اسلایس کافیت.

کریستال‌های مورد استفاده در CT نیز از نوع سوسوزن هستند، چون در CT مشکل تقویت سیگنال نداریم (زیرا از سورس استفاده می‌شود و سیگنال به اندازه کافی قوی است)، در پشت کریستال‌ها بجای PMT از Photo Diode که ارزان‌تر است استفاده می‌شود.

آرتیفکت‌های PET/CT:

آرتیفکت‌های ناشی از CT در هنگام بازسازی تصویر ممکن است باعث ایجاد خطا در تصویر PET شوند. مثلاً اگر بیمار دندان پر کرده یا ایمپلنت فلزی داشته باشد، آرتیفکت تصویر CT سبب ایجاد اکتیویته ناصحیح در تصویر اصلاح شده PET می‌گردد.

تصویر CT در مدت کمتر از دو دقیقه گرفته می‌شود که می‌توان در این زمان از بیمار خواست که نفس نکشد. اما در تصویربرداری PET هر پوزیشن تخت حدود 2 دقیقه طول می‌کشد و اگر تخت در 10 مرحله پوزیشن بگیرد، الگوی تنفسی بیمار در تصویربرداری تأثیرگذار است و بنابراین تصاویر PET و CT کاملاً روی هم نمی‌افتند.

تصویربرداری CT کم انرژی است، در حالی که در PET فوتون‌هایی با انرژی 511 Kev داریم. پس برای اینکه بتوان از تصویر CT برای اصلاح تضعیف در تصویر PET استفاده کرد Energy Mapping انجام می‌دهند.

خلاصه فرآیند PET/CT:

ابتدا از بیمار یک تصویر CT با رزولوشن بالا می‌گیریم. یک کپی از این تصویر را در سیستم نگه می‌داریم. سپس رزولوشن این تصویر را آن قدر پایین می‌آوریم تا به حد تصویر PET برسد (رزولوشن PET 5 میلیمتر و رزولوشن CT نیم میلیمتر است). سائز ماتریس تصویر CT را نیز کاهش داده و از 512 در 512 به سائز ماتریس تصویر PET یعنی 128 در 128 می‌رسانیم. سپس Energy Mapping را انجام می‌دهیم تا تخمینی از تصویر کم انرژی CT در انرژی 511 Kev به

دست آوریم. اکنون تصویر Attenuation Map را به دست آورده‌ایم و از آن برای Attenuation Correction بر روی تصویر PET استفاده می‌کنیم. در نهایت نسخه اولیه تصویر CT با رزولوشن بالا را بر روی این تصویر انداخته و تصویر نهایی را به دست می‌آوریم.

الگوی تنفسی بیمار با سیستم Respiratory Gating قابل اصلاح است. در این سیستم یک سنسور بر روی قفسه سینه بیمار قرار می‌گیرد و با به دست آوردن الگوی تنفسی، آن را در هنگام بازسازی تصویر لحاظ می‌کند. اما می‌توان با یک پروتوکل تنفسی ساده و آموزش بیمار درباره اینکه چه زمانی نفس خود را حبس کند، تا حدود زیادی از اثرات این نوع آرتیفکت جلوگیری کرد (این روش به پرسنل مجرب نیاز دارد).

پارامترهای مهم در زمان کل تصویربرداری PET/CT:

1- Setup Time: مدت زمان لازم برای آماده سازی دستگاه جهت شروع تصویربرداری

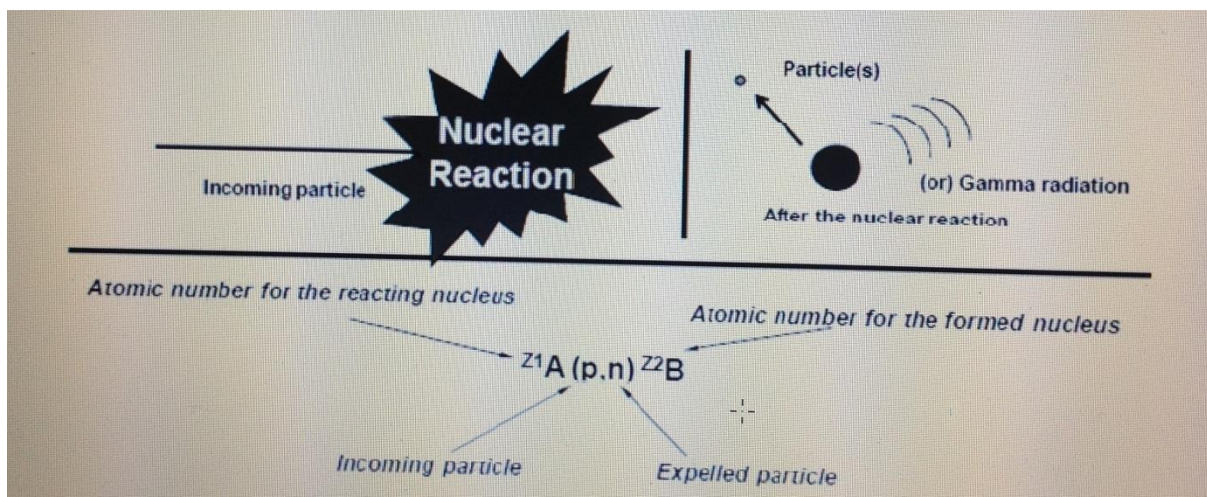
2- Acquisition Time: مدت زمان لازم برای جمع آوری اطلاعات (واحد اندازه گیری آن Kilo Count per Second است).

3- Reconstruction Time: مدت زمان لازم برای بازسازی تصویر

4- Processing Time: در برخی سیستم‌ها در فاصله یک پوزیشن تخت تا پوزیشن بعدی، بازسازی تصویر انجام می‌گیرد و پس از اتمام تصویربرداری در مدت کوتاهی تصویر بازسازی می‌شود. اما در سایر سیستم‌ها بازسازی تصویر پس از خاتمه تمامی پوزیشن‌ها آغاز می‌شود که مسبب افزایش زمان تصویربرداری است. مجموع این زمان‌ها در سیستم‌های فعلی حداقل 40 دقیقه است.

سیکلوترون:

در حال حاضر از 4 نوع رادیودارو در PET استفاده می‌شود که شامل ایزوتوپ‌های فلور، کربن، اکسیژن و نیتروژن هستند. این عناصر به صورت ایزوتوپ در طبیعت وجود ندارد و می‌بایست به صورت مصنوعی در محل بیمارستان تولید گردند. برای تولید این ایزوتوپ‌ها ذرات باردار مانند پروتون را پس از شتاب دادن به عنصر هدف می‌تابانند. پس از اتمام واکنش هسته‌ای محصول جدید به صورت ایزوتوپ تولید می‌گردد.



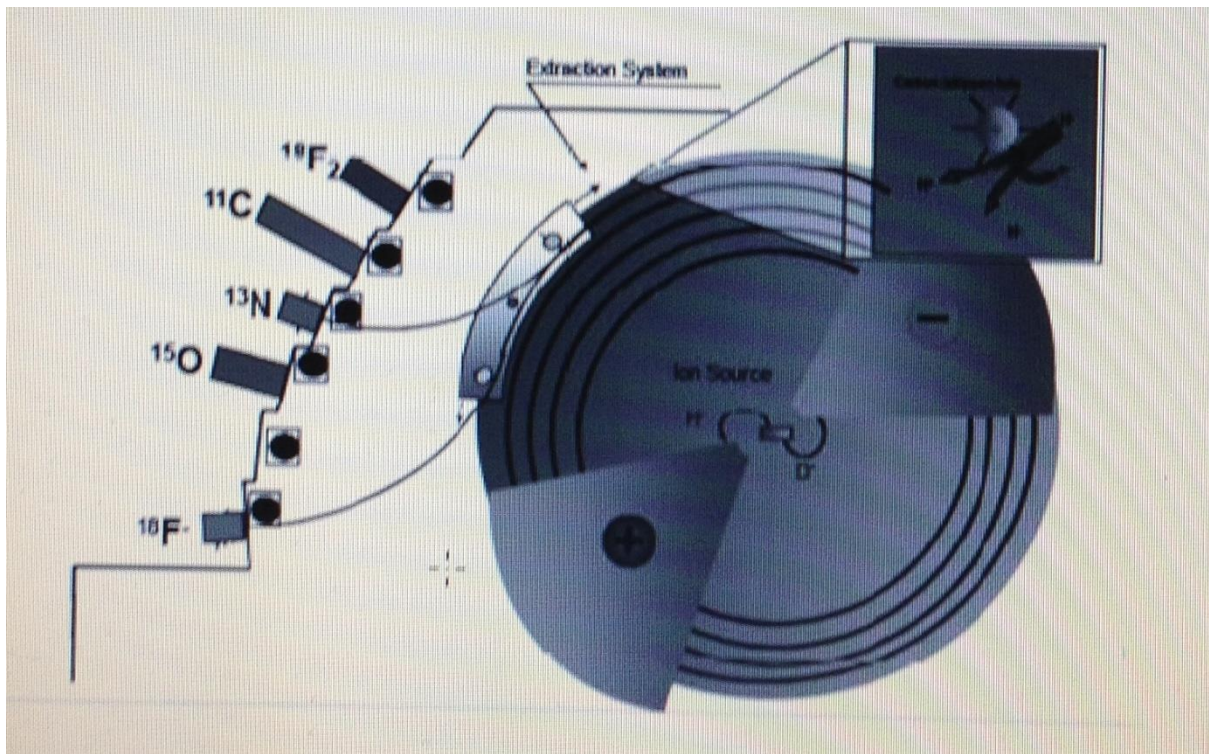
شکل 12- واکنش هسته‌ای

هیچ‌گاه نمی‌توان ماده رادیواکتیو را بطور مستقیم به بیمار تزریق کرد. ابتدا می‌بایست ماده رادیواکتیو به رادیو دارو تبدیل گردد یعنی ماده رادیواکتیو با دارو ترکیب گردد (Radiopharmaceutical) زیرا هدف از تزریق ماده رادیواکتیو تجمع آن در مکان خاصی از بدن بیمار است که به واسطه سوار شدن ماده رادیواکتیو روی دارو این عمل امکان پذیر می‌گردد.

رادیو ایزوتوپ را سیکلوترون تولید می‌کند به این ترتیب که ماده رادیواکتیو در خود سیکلوترون تولید می‌شود و قسمت تبدیل آن به دارو که به یک واکنش شیمیایی نیاز دارد در ماژول سنتزیز (synthesis) انجام می‌گیرد.

به منظور شتاب ذرات باردار در سیکلوترون تا حد 15 مگا الکترون ولت از شتاب دهنده‌های رادیو فرکانسی استفاده می‌شود. در این روش پروسه شتاب دادن را به چند مرحله تقسیم می‌کنند، یعنی انرژی در حدود 35 تا 40 هزار ولت را با تکرار عمل شتاب دادن به انرژی 15 مگا الکترون ولت می‌رسانند.

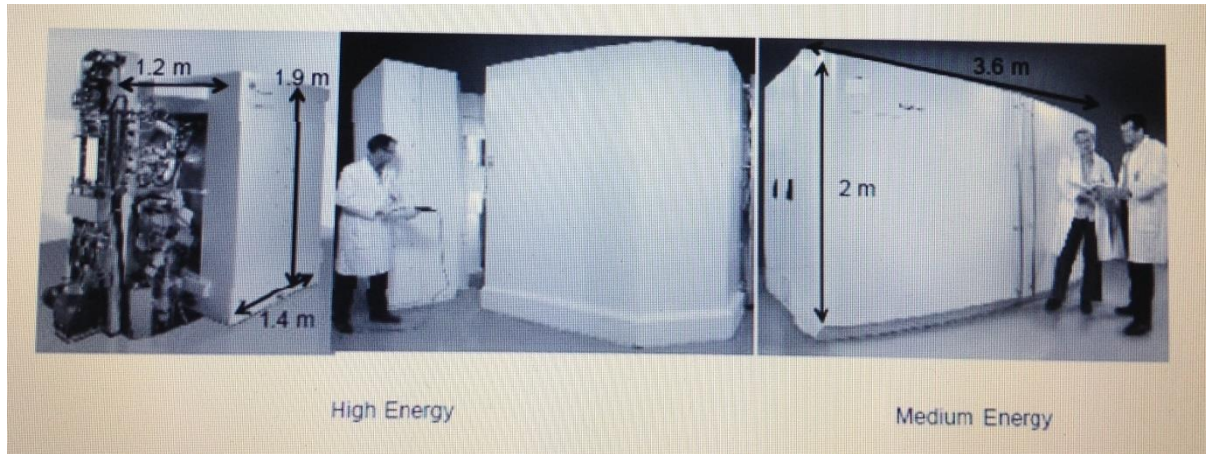
در قسمت مرکزی سیکلوترون ذره باردار تولید می‌شود. این ذره باردار از قطب مثبت دفع و به قطب منفی جذب می‌گردد. با عوض شدن مکان قطب‌های مثبت و منفی در هر بار چرخش در مسیر دایره‌ای با افزایش شعاع انرژی ذره باردار به چند میلیون الکترون ولت خواهد رسید.



شکل 13- قوانین اولیه شتاب

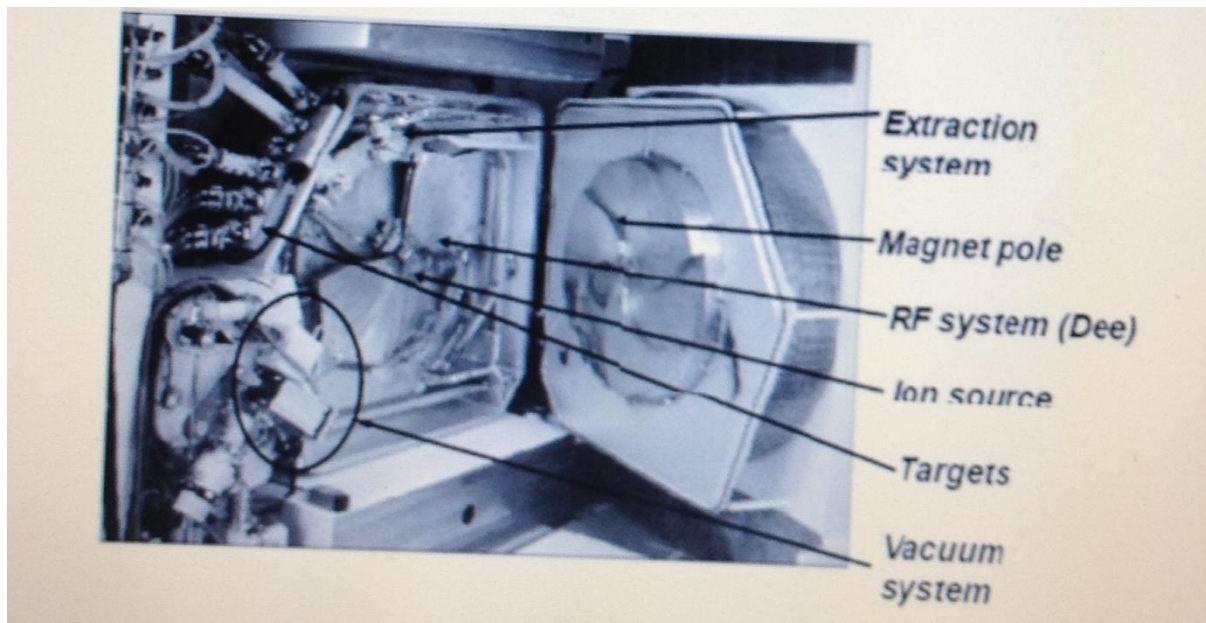
سیکلوترونها در پزشکی سایز چندان بزرگی ندارند و ابعاد آنها در حدود $1.2 \times 1.4 \times 1.2$ می‌باشد. این سیکلوترون‌ها می‌توانند دارای شیلد (self shield) یا بدون شیلد باشند. در سیکلوترون‌های با انرژی‌هایی در حدود 16 میلیون ولت کار می‌کنیم به همین علت در انواع بدون شیلد، وجود دیوارهای ضخیم

بتونی با ضخامت حدود 2 متر در اطراف دستگاه الزامی است ولی در انواع شیلددار استفاده از بتن با ضخامت 20 سانتی متر مناسب است.



شکل 14 - Baby Cyclotron

در داخل محفظه شتاب دهنده سیکلوترون اجزا زیر قرار دارند:

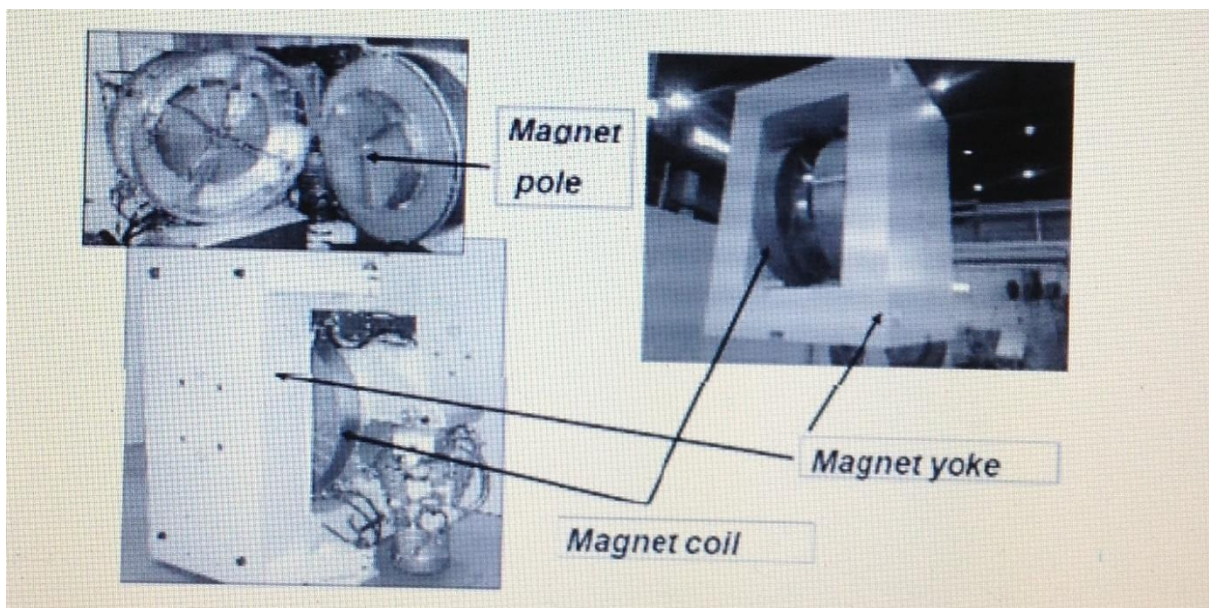


شکل 15 - Cyclotron Subsystems

میدان مغناطیسی (Magnet Pole):

ذره باردار بواسطه وجود یک میدان مغناطیسی مجبور به چرخش روی یک مسیر دایره‌ای خواهد شد. این میدان مغناطیسی را در سیکلوترون‌ها با استفاده از سیم پیچ جریان دار و تولید آهنربا براساس جریان الکتریکی ایجاد می‌نمایند.

میدان مغناطیسی در سیستم مگنت در حدود 1/5-2 تسلاست. این میدان مغناطیسی ذره را در مسیر دایره‌ای نگه می‌دارد و همچنین در سورس یونی ایجاد پلازما می‌نماید. (پلازما حالتی از ماده است که در آن میزان یون بالایی وجود دارد) یوک از جنس فولاد است و در سیم پیچ‌های مسی مجراهایی به منظور خنک شدن سیستم با استفاده از سیستم گردش آب تعبیه شده است.



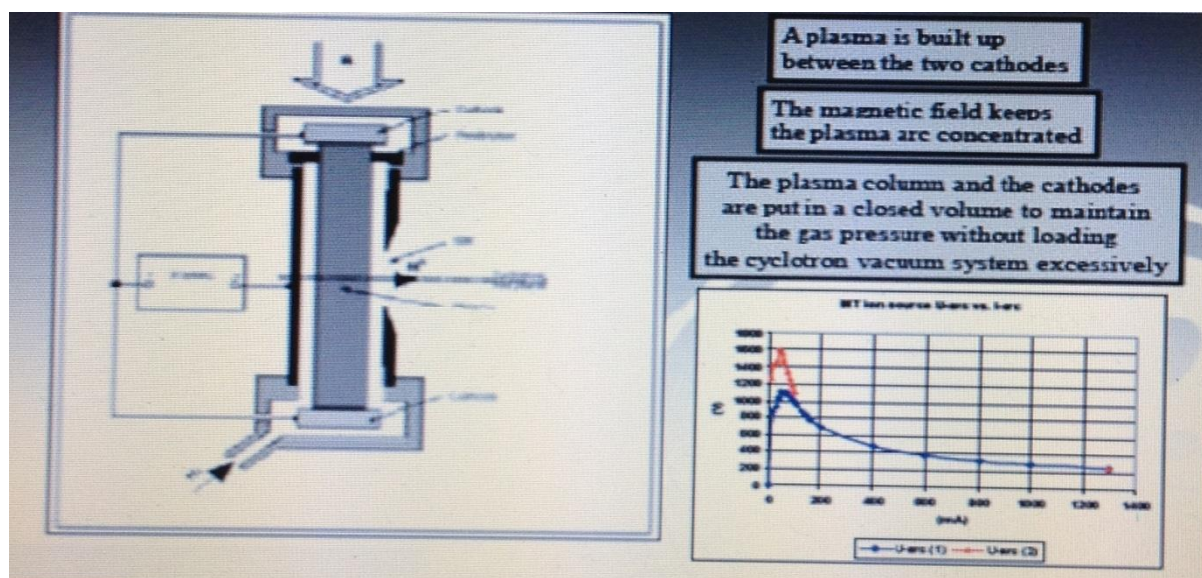
شکل 16- Magnet System زیر اجزا مختلف سیستم مغناطیسی

منبع یون (Ion Source):

منبع یون در تیوب اشعه ایکس یک فیلامان است که پس از گرم شدن فیلامان الکترون‌ها در اطراف آن تشکیل ابر الکترونی می‌دهند.

در سیکلوترون‌ها برای تولید سورس یونی از گاز هیدروژن (H_2) استفاده می‌کنند. گاز هیدروژن وارد یک محفظه می‌شود، سپس با استفاده از ولتاژهای بالا ایجاد جرقه می‌کنند و یک سری یون به دست می‌آورند که با توجه به وجود میدان مغناطیسی بزرگ در اطراف، این یون‌های باردار تحت اثر این میدان مغناطیسی با سرعت به دور خود می‌چرخند و یونیزاسیون شدیدی ایجاد می‌کنند. این هنگامی است که حالت چهارم ماده یا پلاسما ایجاد می‌شود.

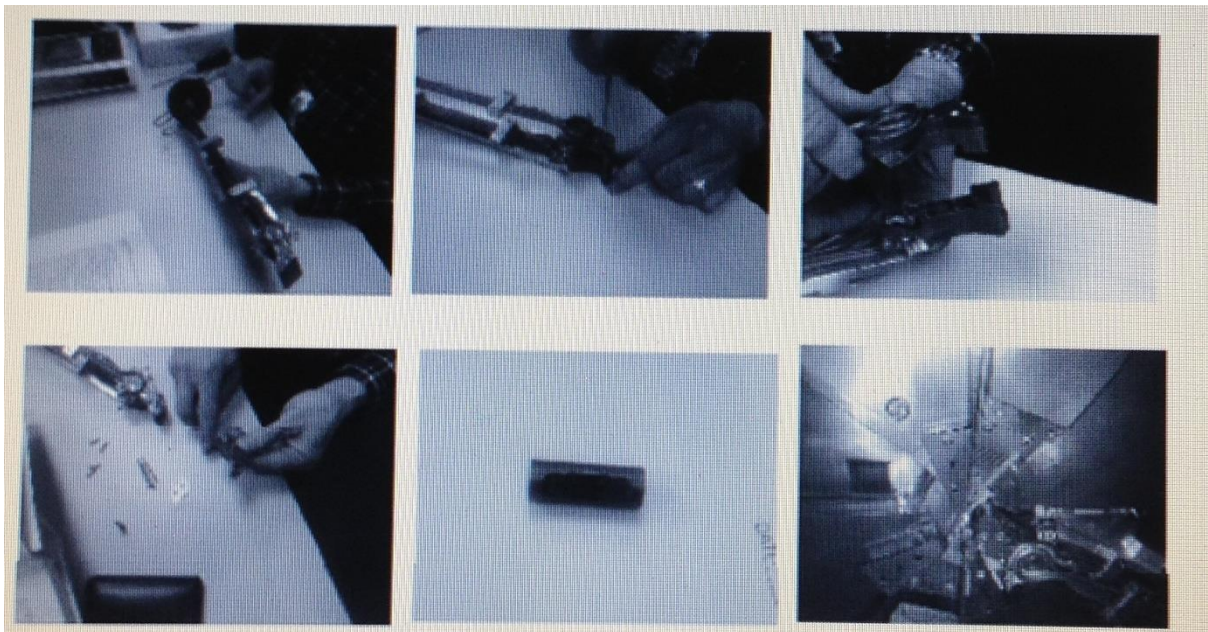
برای بیرون کشیدن یون‌ها از Ion Source از RF استفاده می‌نمایند. پس از روشن شدن RF یون‌ها تحت اثر میدان مثبت به صورت گروهی از ON Source خارج می‌شوند. بنابراین جریان تارگت به صورت پالسی است.



شکل 17 - Ion Source System

استوانه Ion Source به طور متوسط پس از هر 2 الی 3 ماه نیاز به سرویس دارد. این استوانه پس از مدت کوتاهی به علت برخورد جرقه دفرمه می‌گردد و در صورت لزوم نیاز به تعویض خواهد داشت.

Beam Current یا جریان پروتون‌های شتاب گرفته، با میزان یون‌های خارج شده از ON Source رابطه مستقیم دارد. از سوی دیگر در صورتی که از سورس یونی جریان زیادی گرفته شود استوانه مذکور در فواصل زمانی کوتاه‌تری نیاز به تعویض خواهد داشت از این رو به منظور تولید حجم بیشتری از رادیو دارو بهتر است به جای افزایش Beam Current از سیکلوترونی با انرژی بیشتر استفاده نماییم تا از اعمال فشار زیاد به Ion Source جلوگیری شود.

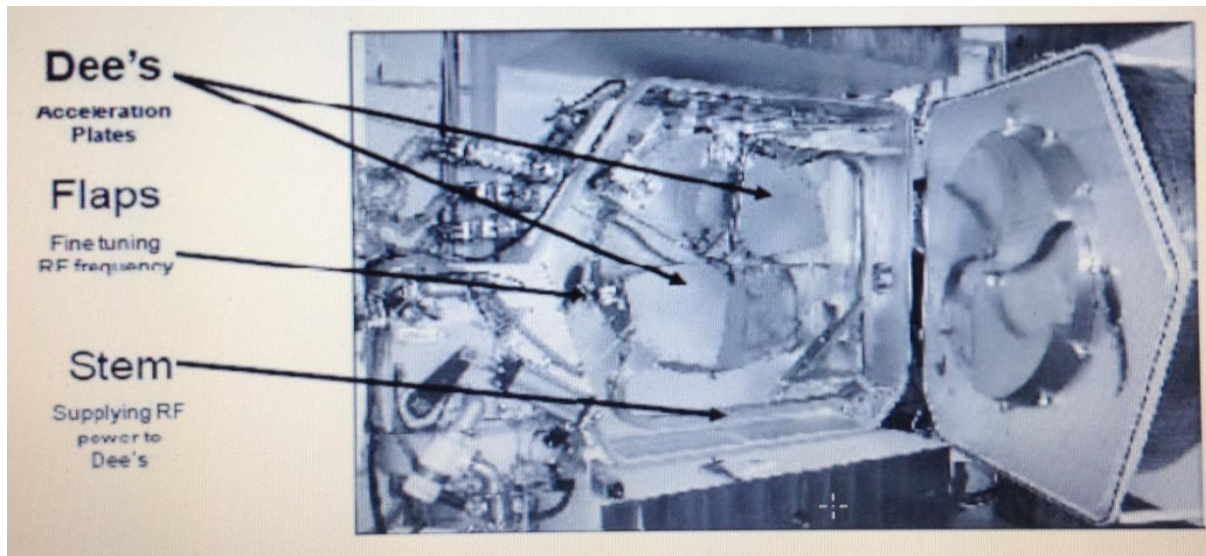


شکل 17- Ion Source Assembly

:RF System (DEE)

امواج RF در محفظه‌ای در داخل اتاق سیکلوترون توسط Power Generator تولید می‌شوند. سپس این امواج تقویت می‌گردند و توان آنها بالا می‌رود و سپس از طریق Wave Guide امواج روی

صفحات DEE منتقل می‌شوند. در صفحات DEE ذره باردار در بین دو صفحه مثبت و منفی حرکت می‌کند و شتاب می‌گیرد در خود صفحات ذره شتابی نمی‌گیرد و فقط حرکت می‌کند در این حین پلاریته صفحات عوض می‌شود و دوباره ذره بین دو صفحه + و - شتاب خواهد گرفت.

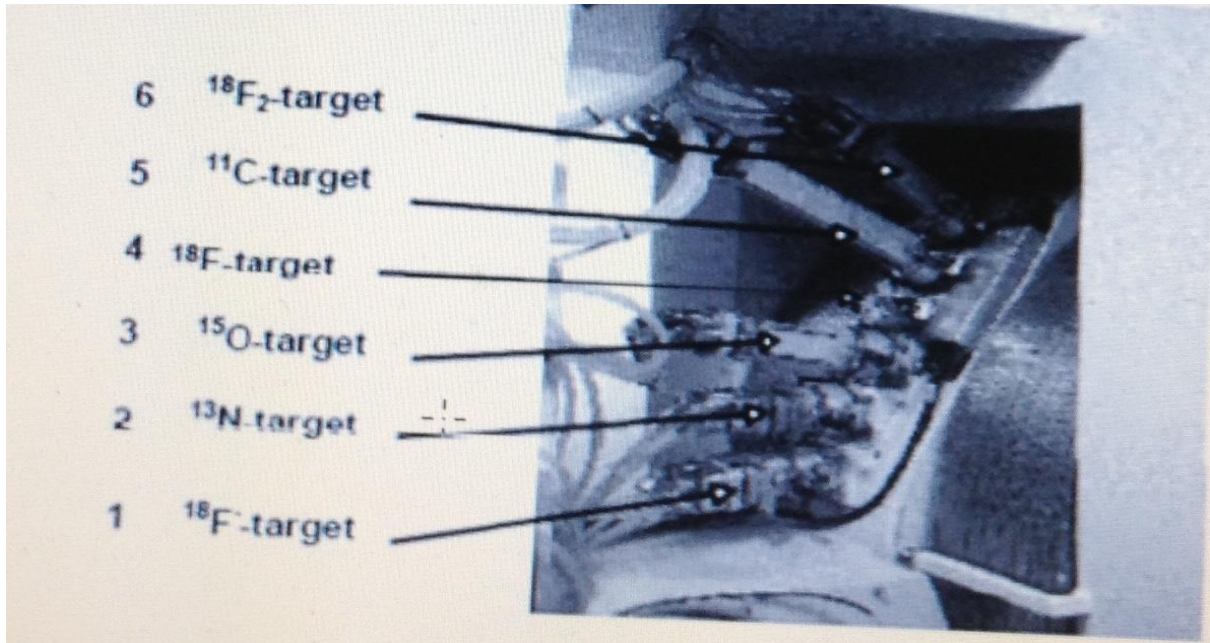


شکل 18- RF System in vacuum Tank

هدف (Target):

بسته به نوع دارویی که تولید می‌شود تارگت‌ها متفاوت هستند و جای آنها در سیکلوترون مشخص است. تارگت‌ها عبارتند از کربن، نیتروژن، اکسیژن و فلئور. در 95% موارد از ایزوتوپ فلئور استفاده می‌شود. (فلئور می‌تواند بصورت یونی یا گازی باشد).

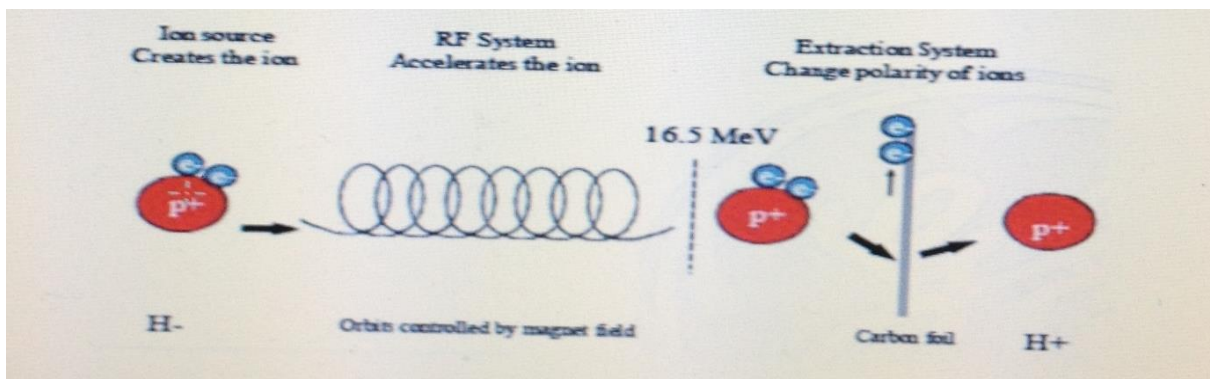
تارگت‌ها به منظور جلوگیری از عبور نوترون با پارافین شیلد می‌شوند.



شکل 19 - Target System

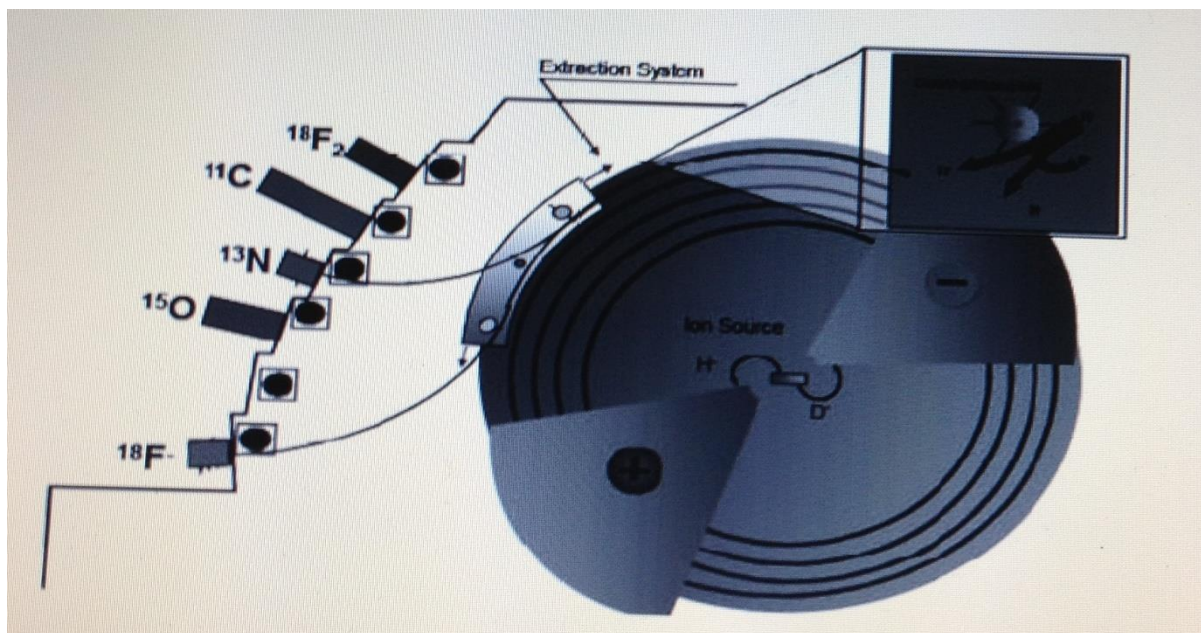
سیستم استخراج (Extraction System):

تکنولوژی استخراج یون مثبت از سیکلوترون فوق العاده گران قیمت و دارای بازده کمی است. به منظور حل این معضل بر روی یک پروتون 2 الکترون با بار منفی سوار می‌کنند. پس از شتاب گرفتن این پروتون در مسیر دایره‌ای برای استخراج آن از Extraction System که تشکیل شده از یک فویل کربنی نازک با ضخامت حدود چند میکرومتر استفاده می‌نمایند.



شکل 20 - Extraction System

پروتون در مرحله آخر شتاب گیری از فویل کربنی عبور می‌کند و 2 الکترون خود را در فویل به جا می‌گذارد و تنها پروتون از فویل خارج خواهد شد. پس بار منفی یون تبدیل به بار مثبت می‌گردد و پروتون در جهت عکس شتاب می‌گیرد و ذره شتاب دار در همین حین از محفظه سیکلوترون خارج خواهد شد.

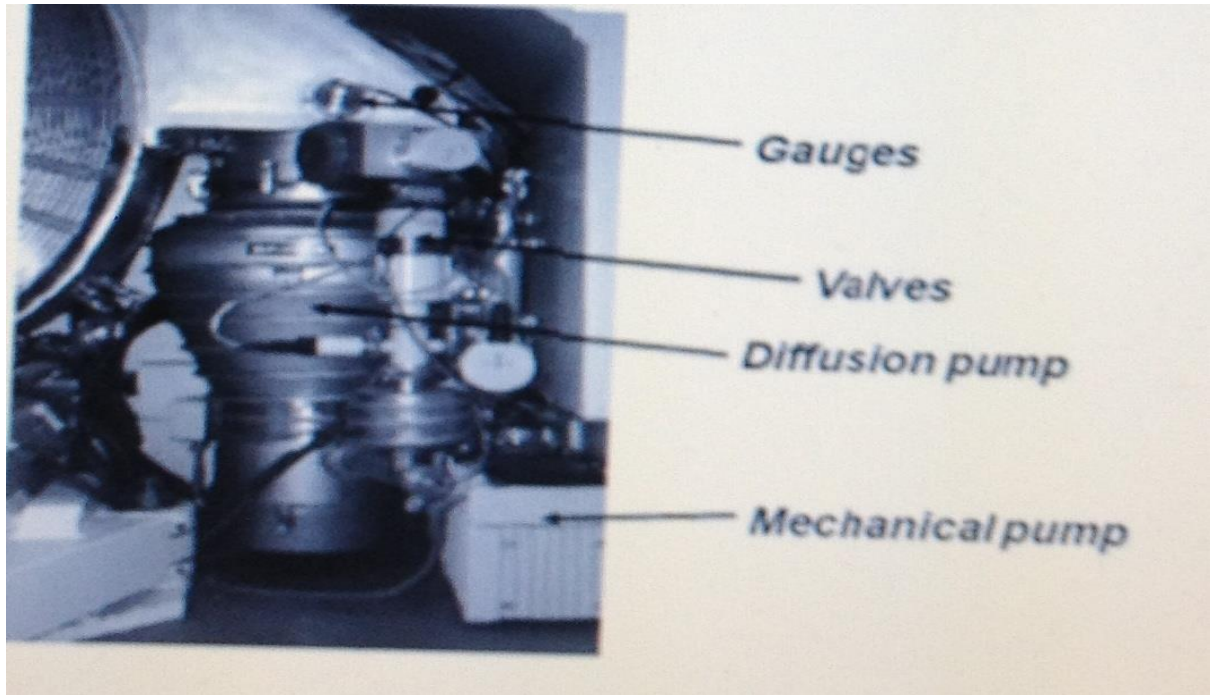


شکل 21- Extraction system

سیستم خلاء (Vacuum System):

در سیستم‌های قدیمی تنها از پمپ‌های مکانیکی مکش هوا به منظور تولید خلا استفاده می‌شد. این سیستم‌ها تنها تا حدی توانایی ایجاد خلا در سیستم را داشتند.

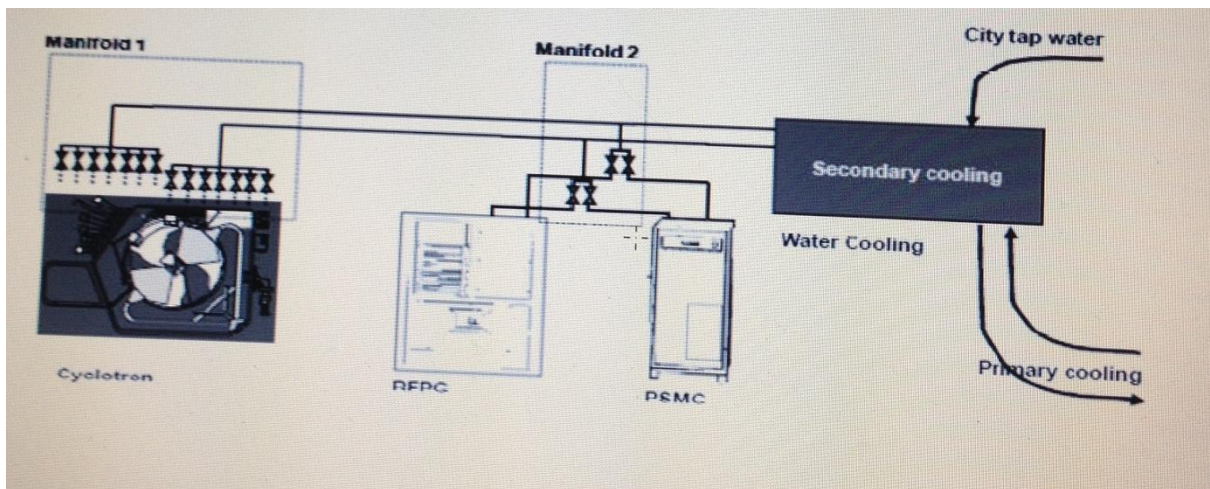
امروزه علاوه بر پمپ‌های مکانیکی از Diffusion Pump نیز به منظور ایجاد شرایط خلاء مطلوب در سیکلوترون‌ها استفاده می‌شود. در این پمپ روغن خاصی وجود دارد که پس از ایجاد خلا نسبی توسط پمپ مکانیکی این روغن تبخیر می‌گردد و در ناحیه مورد نظر پخش می‌شود. این روغن توانایی جذب تمام مولکول‌های هوا را داراست و در عرض چند دقیقه فشار خلا را به حد مورد نیاز می‌رساند.



شکل 22- Vacuum System

سیستم خنک کننده (COOLING SYSTEM):

در تمامی قسمت‌های سیستم اعم از magnet، vacuum، RF آب گرم می‌شود و سپس در چیلر خنک می‌گردد و به منظور کاهش حرارت سیستم دوباره همین حلقه تکرار خواهد شد.

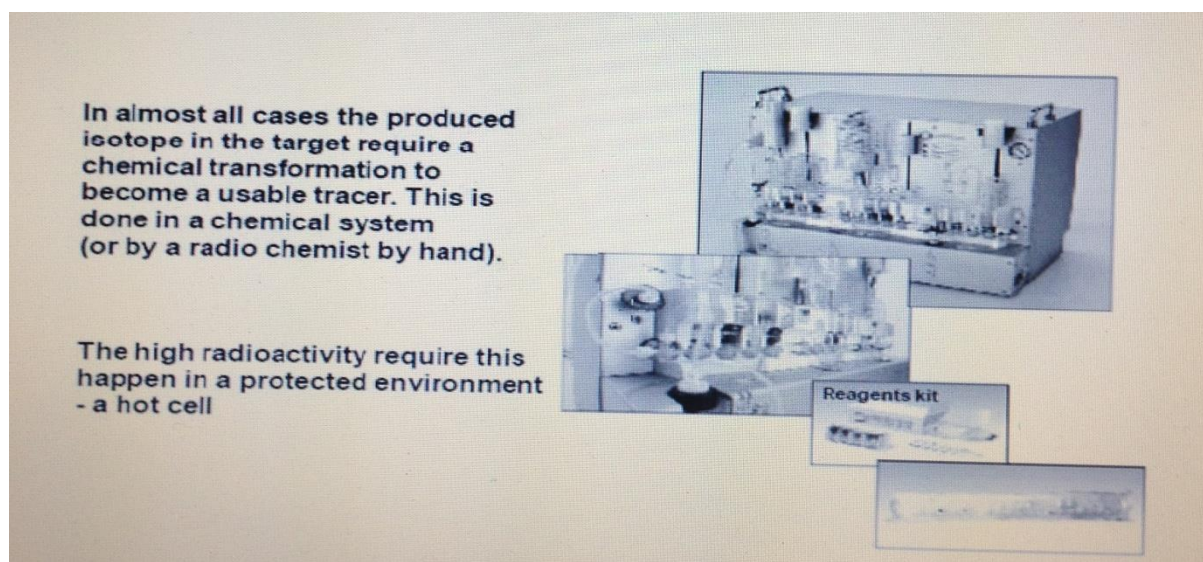


شکل 23- سیستم خنک کننده

ماژول سنتز (Synthesis Module):

در اتاق کناری سیکلوترون ماژول سنتز قرار دارد که یون تولید شده را تبدیل به داروی قابل تزریق به بیمار می‌نماید.

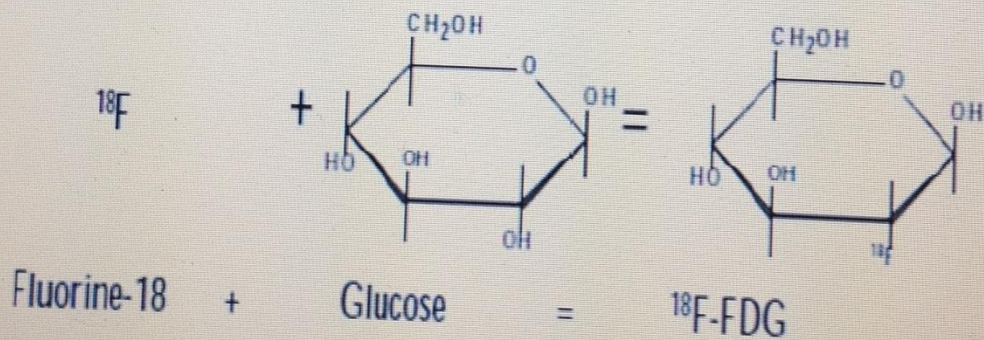
یک سیستم پنوماتیک تمام تارگت (در حدود 1 سی سی یون) را از طریق شلنگ‌های رابط تخلیه می‌کند و آن را داخل ماژول سنتز هدایت می‌کند. در این ماژول پروسه شیمیایی انجام می‌گیرد و دارو تولید می‌شود. این ماژول دارای بازده در حدود 50 درصد است. در صورتی که یون فلئور رادیواکتیو داخل ماژول فرستاده شود رادیوداروی FDG تولید خواهد شد.



شکل 24- Synthesis Module

از این مرحله به بعد قبل از تزریق دارو به بیمار به منظور بررسی عدم وجود ناخالصی‌ها، باکتری‌ها و ویروس‌ها، مراحل کنترل کیفی (QC) روی رادیو داروی تولیدی انجام می‌گیرد. این پروسه تقریباً یک ساعت به طول خواهد انجامید. با توجه به وجود انواع مختلف ماژول، تعیین نوع داروی مورد نیاز در تعیین نوع ماژول اهمیت خاصی دارد. در ایران اغلب از FDG به عنوان رادیو دارو استفاده می‌شود.

- ❖ Radioisotope is the radiation source (radioactive atom)
- ❖ Pharmaceutical is the vector molecule that targets the organ
- ❖ Radioisotope + pharmaceutical = radiopharmaceutical (radiotracer)



شکل 25- Radioisotopes and Radio pharmaceuticals

در مرحله آخر می‌بایست به منظور تزریق دارو به بیمار دارو با اکتیویته بالا به واسطه یک سیستم اتوماتیک با دوزهای در حدود 10 میلی کوری داخل سرنگ قرار گیرد و در اختیار پزشک قرار گیرد.

با آرزوی موفقیت برای تمامی همکاران

کیومرث امیدی

1. "Performance Measurements Of Positron Emission Tomographs", 2000, NEMA: National Electrical Manufacturers Association
2. "International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources", safety series no. 115, iaea, Vienna (1996).
3. "Applying radiation safety standards in nuclear medicine", safety reports series no. 40, IAEA, Vienna (2005).
4. "Applying radiation safety standards in diagnostic radiology and interventional procedures using x rays", safety reports series no. 39, iaea, Vienna (2006).
5. Juweid, m.e, cheson, b.d, 2006, "Positron emission tomography and assessment of cancer therapy", New England j.Med.
6. Von schulthess, g.k, steinert, h.c., hany, t.f. 2006 "Integrated PET/CT: Current applications and future directions", radiology.
7. Belhocine, t, et al, 2006, "Fdg Pet In Oncology: the best and the worst", int. J. Oncology.
8. Workman, r.b. Coleman, r.e. (eds), 2006, "PET/CT: Essentials for clinical practice", springer.
9. Lin, e.c., alavi, a., 2005, "PET and PET/CT: A clinical guide", thieme medical publishers.