

پزشکی هسته ای

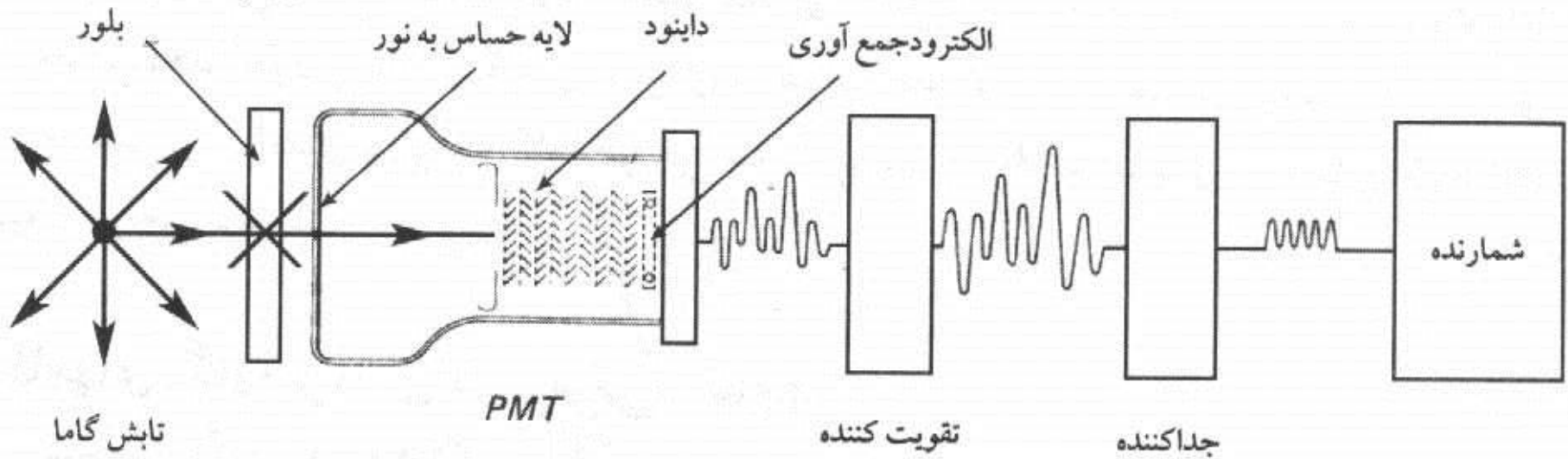
دکتر محمد علی عقابیان
گروه فیزیک پزشکی

www.oghabian.net

(۷)

دستگاه‌های اندازه‌گیری و تصویربرداری در
پزشکی هسته‌ای

Gamma Counter (Iodine Uptake)



انواع دستگاه‌های تصویربرداری

□ ۱- اسکنر یا جاروبگر خطی

□ ۲- دوربین گاما

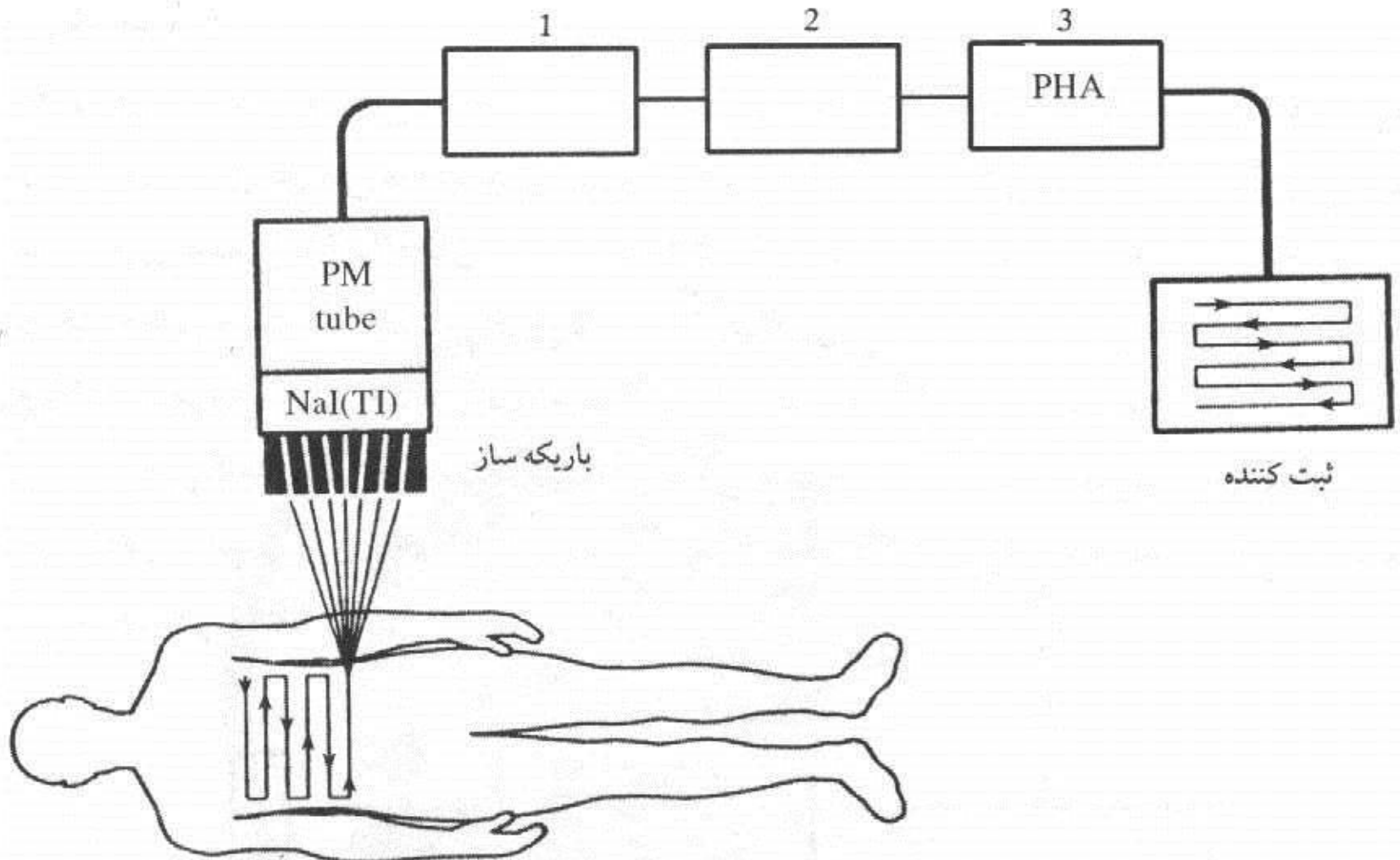
جاروبگر خطی

□ آشکار ساز سوسوزن، برای ثبت نقشه پخش تابش در بدن به دستگاه اسکنر وصل است و در برابر ناحیه مورد بررسی در مسیر رفت و برگشتی حرکت داده میشود (شکل).

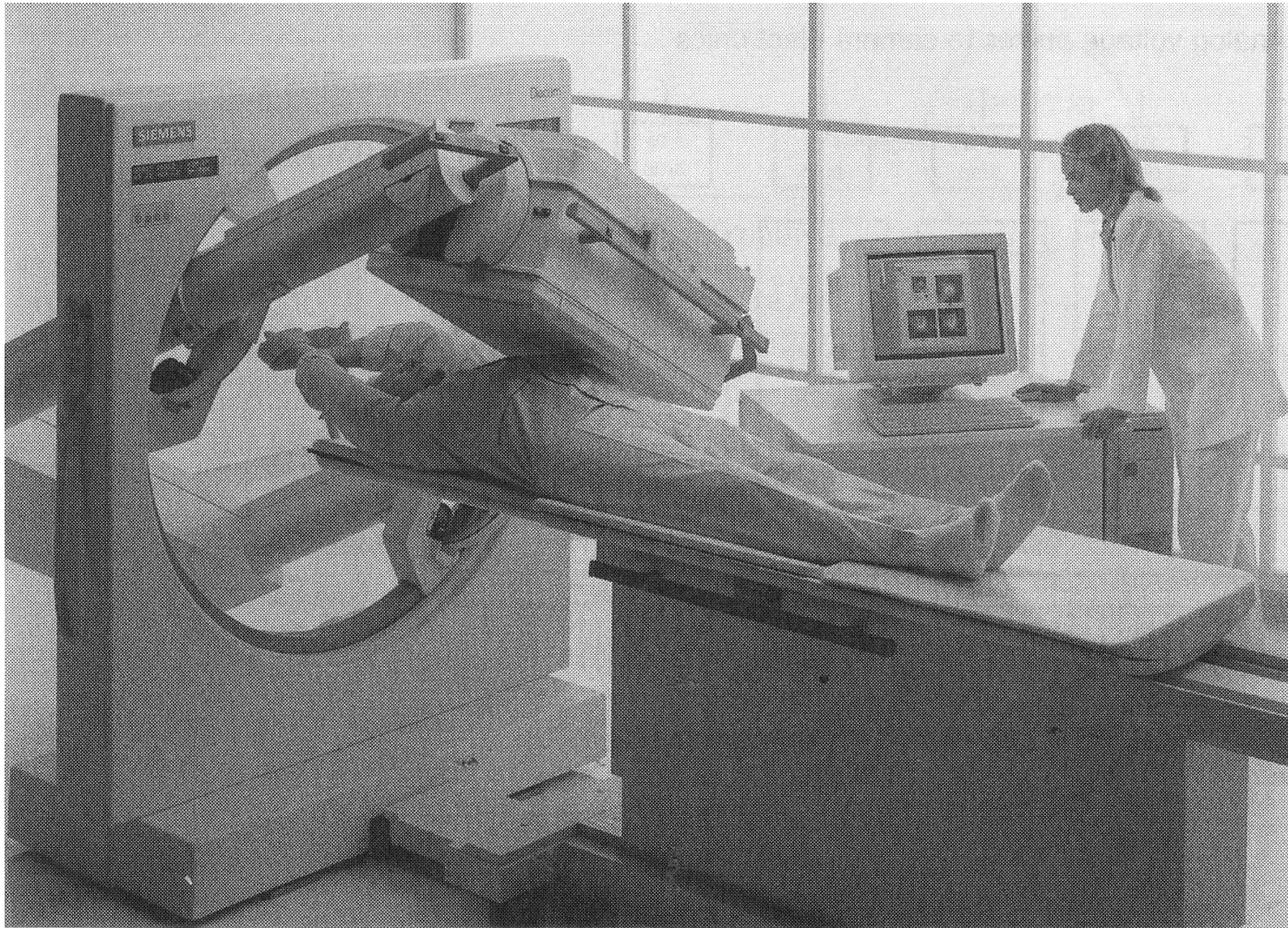
□ سپس داده های به دست آمده را بر صورت نشانه های پشت سرهم به روی یک کاغذ رسم می کنند.

□ دانسیته یا رنگ نشانه های به دست آمده نشانگر شدت اکتیویته آشکار شده از ناحیه های بدن بیمار می باشد.

Gamma Linear Scanner



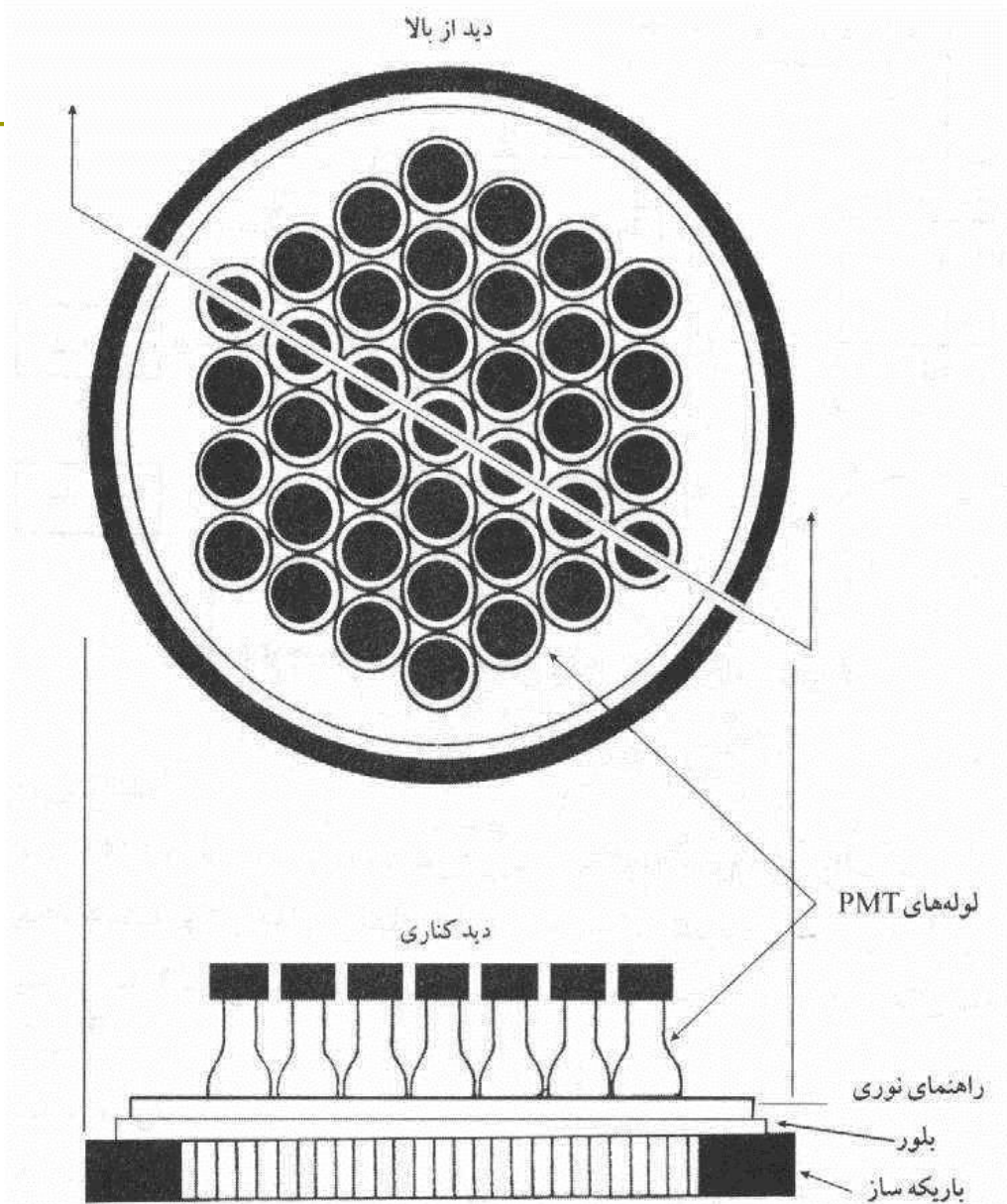
Gamma Camera



دوربین گاما: آشکار ساز سنتیلاسیون یا سوسوزن

- این آشکار سازها از بلورهای بزرگ و خالص مثل **یدور سدیم** ساخته شده و بدلیل پرتوهای ضعیف نوری بطور مستقیم به لامپ افزایش نوری (PMT) وصل می شوند.
- بلور **NaI** به ضخامت 1.3 و قطر 50 سانتیمتر است.
- پرتوهای نوری ایجاد شده در بلور به وسیله شمار فراوانی **PMT** که با طرح هندسی ویژه ای مانند **هشت ضلعی** ترتیب یافته اند، دیده می شوند (شمار PMT گاهی به 300 میرسد).
- ویژگیهای دوربین نگاره برداری **حساسیت** و **رزولوشن** (توان جداسازی و تشخیص دو چشمه کوچک رادیو اکتیو نزدیک به هم).
- **زمان نگاره برداری** برای دوربین گاما (۱ تا ۲ دقیقه) امکان به دست آوردن داده ها را از یک جسم دارای حرکت امکان پذیر می سازد.

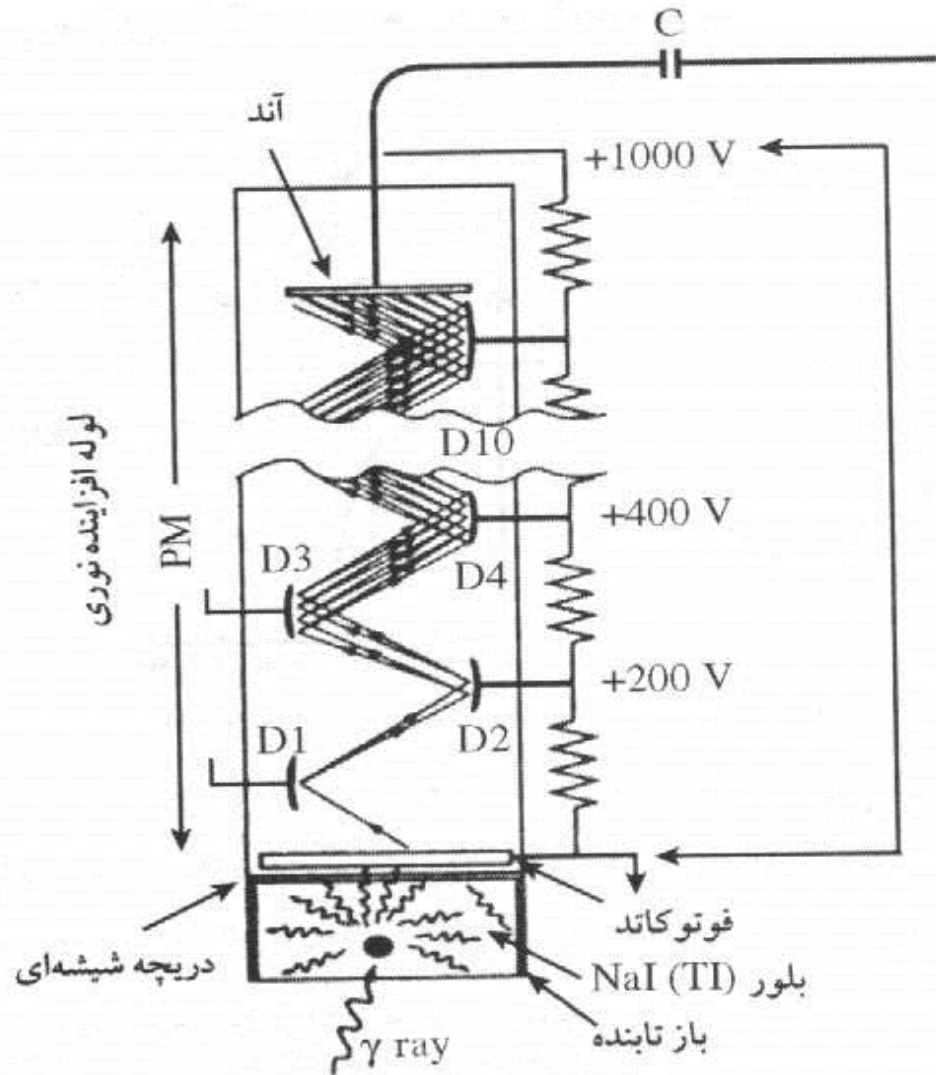
دوربین گاما:



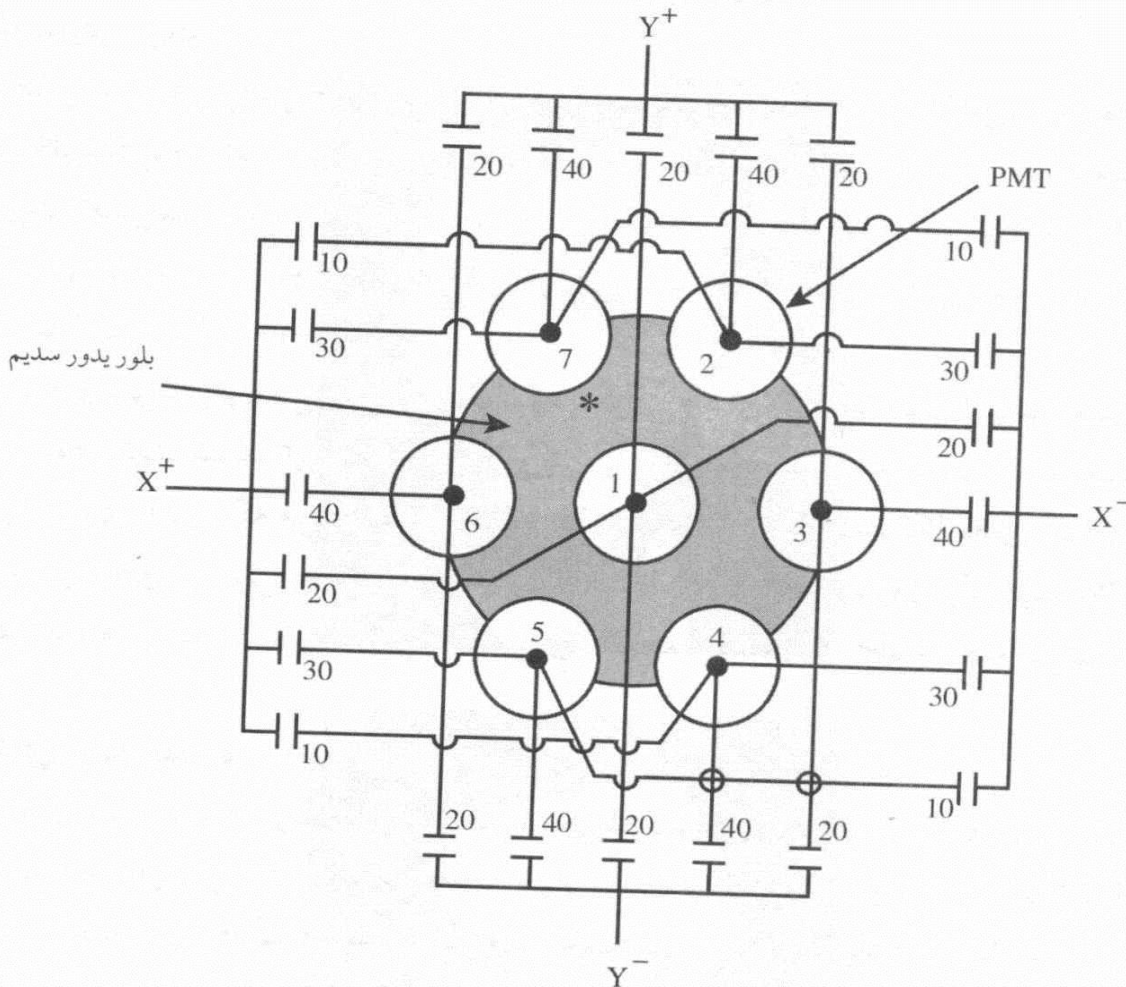
لامپ افزایشده نوری PMT

- از جمله قطعات دستگاههای پزشکی هسته‌ای لامپ (لوله) افزایشده نوری است.
- یک فوتون نوری در برخورد با فوتوکاتد یک الکترون را در فوتوکاتد آزاد می‌کند و با شتاب گرفتن به سوی الکترودهای متعدد تقویت می‌شود.
- هر الکترون نسبت به الکترون قبلی مثبت تر بوده و این باعث گسیل شمار بیشتری الکترون می‌گردد (10^6 برابر).

Photo-Multiplier-Tube



مدار الکترو نیکی جایابی X و Y



هر پالسی که در برخورد بلور آشکار ساز بوجود می آید دارای مختصات X و Y است که به وسیله یک مدار به جایگاه ویژه X و Y (جایگاه پرتو گاما) برده می شود. این کار به وسیله مدار مختصات X و Y و همراهی PMT ها و مدار جمع انجام میشود.

بیشترین نور به وسیله نزدیکترین PMT دریافت میشود و باقیمانده PMT ها نوری متناسب با فاصله شان از نقطه برخورد دریافت می کنند

جایابی x و y

□ سیگنال خروجی از PMT ها در برابر اندازه های خازنها ارزیابی شده و برای به دست آوردن سیگنالهای x^+, x^-, y^+, y^- جمع می شوند.

□ سپس Z دامنه یا بلندی پالس است

$$Z = x^+ + x^- + y^+ + y^-$$

$$X = k \times \frac{(x^+ - x^-)}{Z} \qquad Y = k \times \frac{(y^+ - y^-)}{Z}$$

پالسهای X و Y مختصات x و y نقطه برخورد گاما را نشان می دهد. و k/Z تقویت آمپلی فایر است.

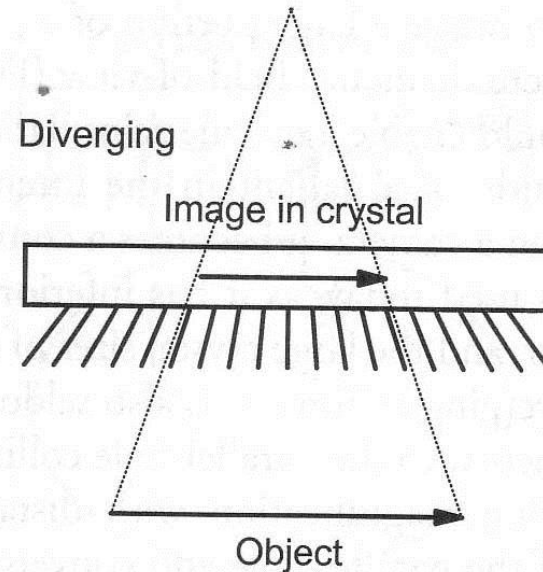
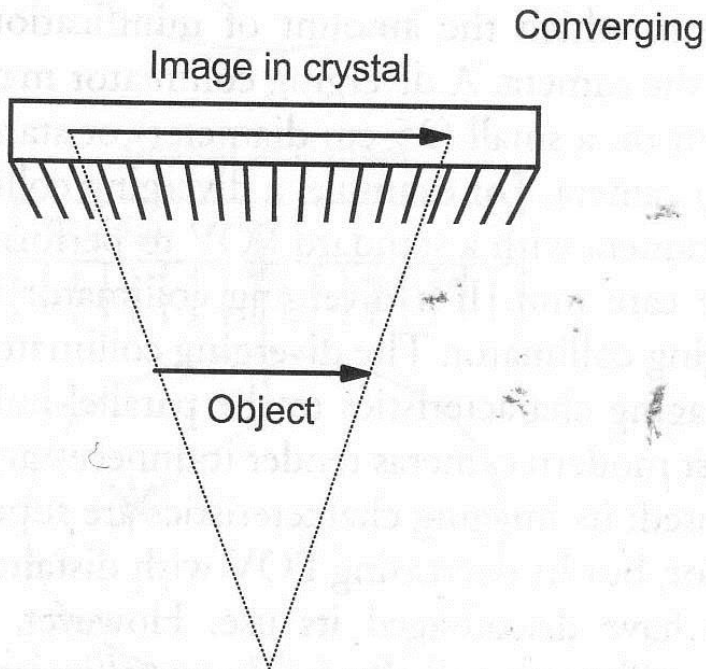
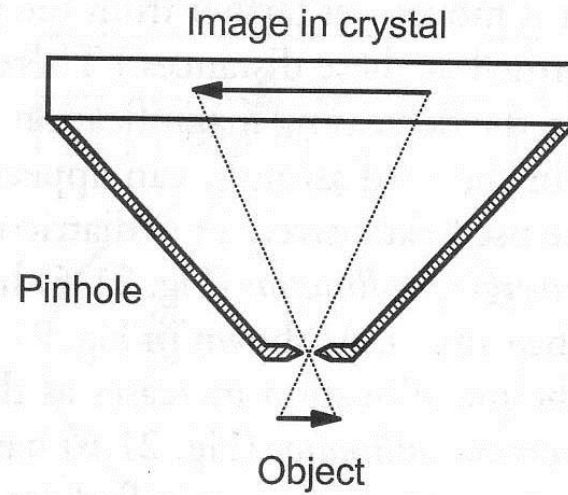
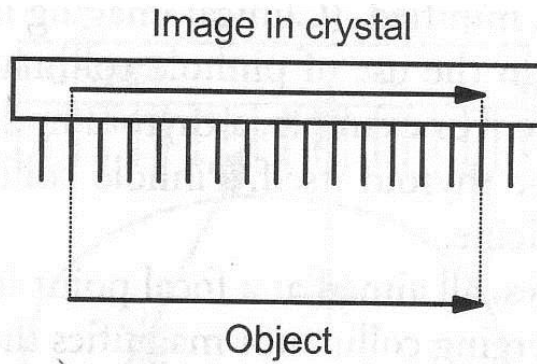
دوربین های چند بلوره

- دوربین های چند بلوره که اتو فلورسکوپ نامیده می شود، دارای نزدیک به سیصد بلور آشکار ساز هستند.
- هر کدام نزدیک به یک سانتیمتر قطر و چهار سانتیمتر کلفتی دارند.
- در یک آرایه 15×20 جا گرفته اند.
- دارای سی و پنج PMT هستند
- این دوربین برای بررسیهای دینامیک و پر سرعت بکار می رود ولی می توان با آن نگاره های ایستا هم گرفت.

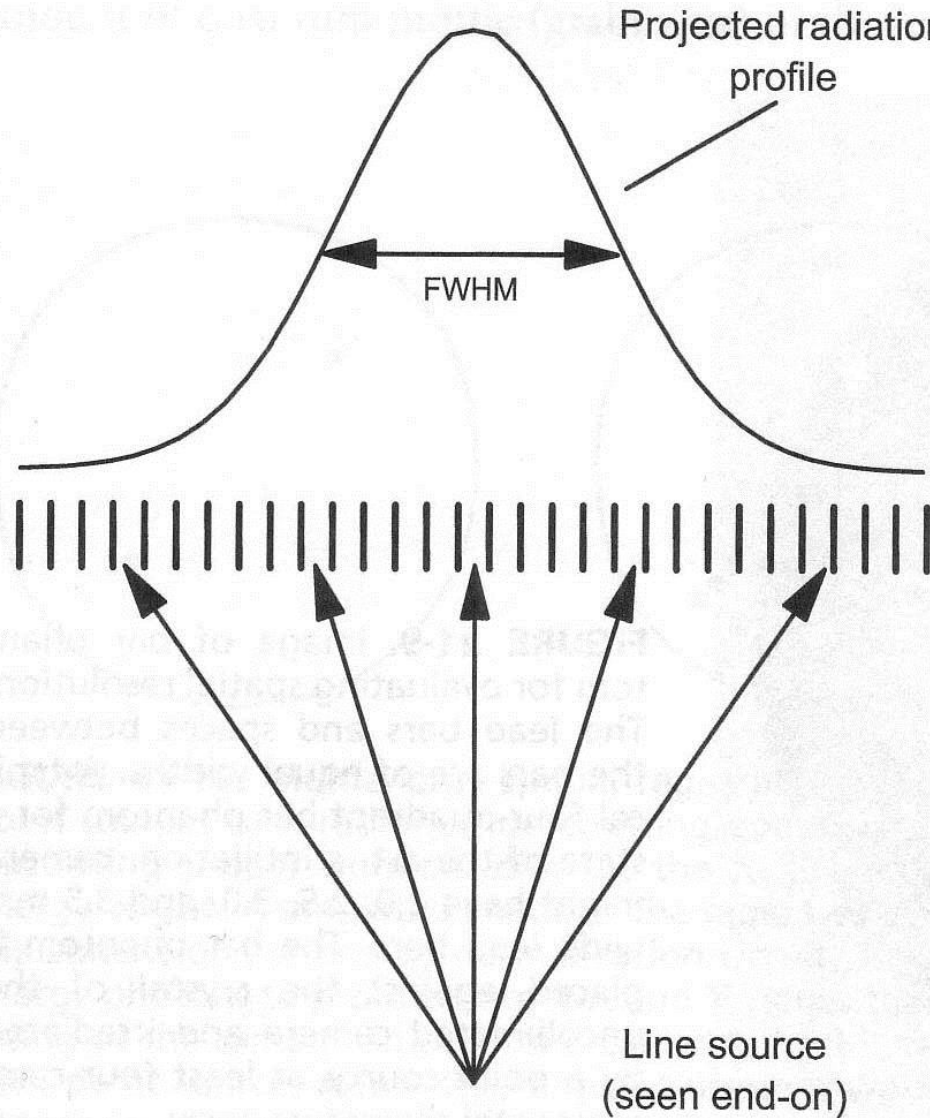
کلیماتور

- در پزشکی هسته‌ای آشکار کردن پرتوهای گامای تابش شده از بخشی کوچک از بدن ارزشمند است. برای این هدف یک پوشش سربی با شمار فراوانی سوراخ بکار گرفته می‌شود که به آن **کلیماتور** یا باریکه ساز گویند.
- برخی باریکه سازها مانند **باریکه ساز میدان هموار** برای آشکار ساختن پرتوهای گامای تابش شده از یک حجم بزرگ مانند کبد بکار می‌روند.
- **باریکه ساز کانونی** با شماری سوراخ به شکل مخروط ناقص از فاصله ۷-۱۲ سانتیمتری یک نمونه کوچک را دیده و کانونی می‌کنند.

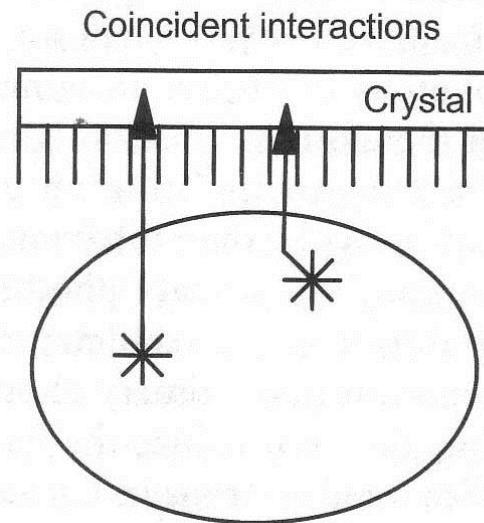
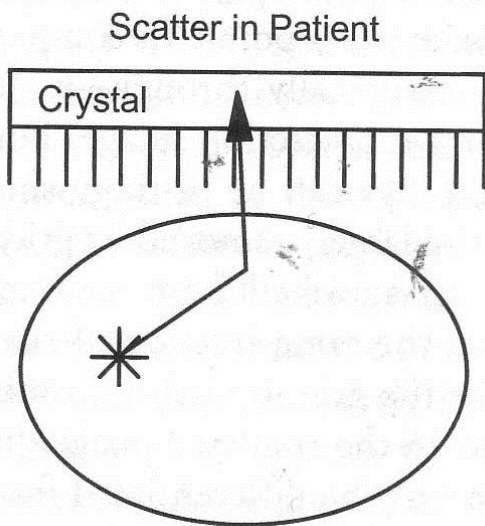
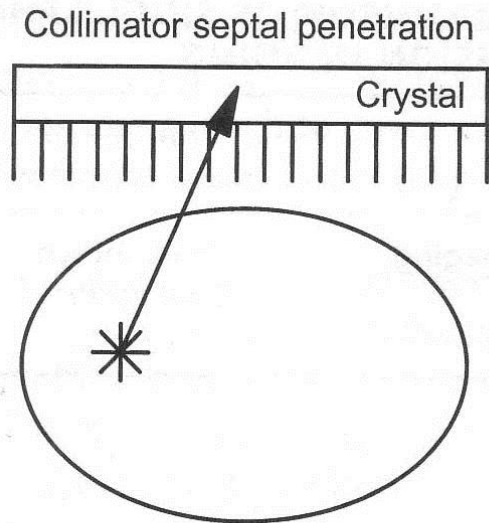
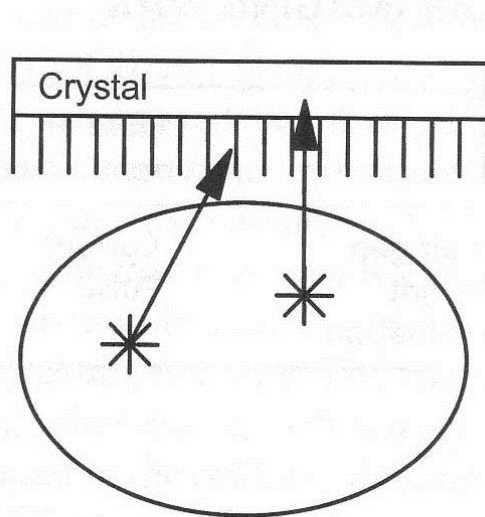
Colimators in NM



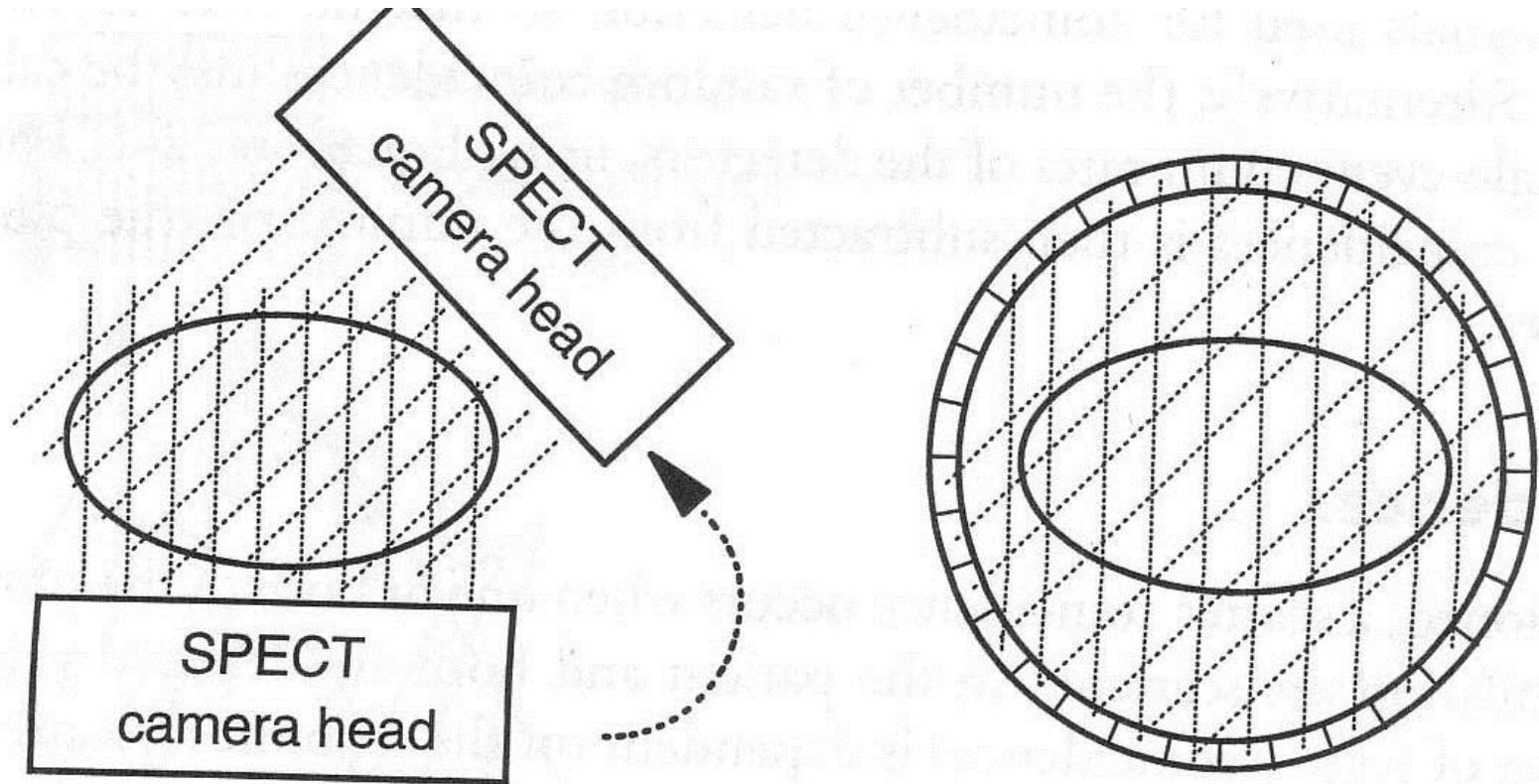
Collimator Resolution



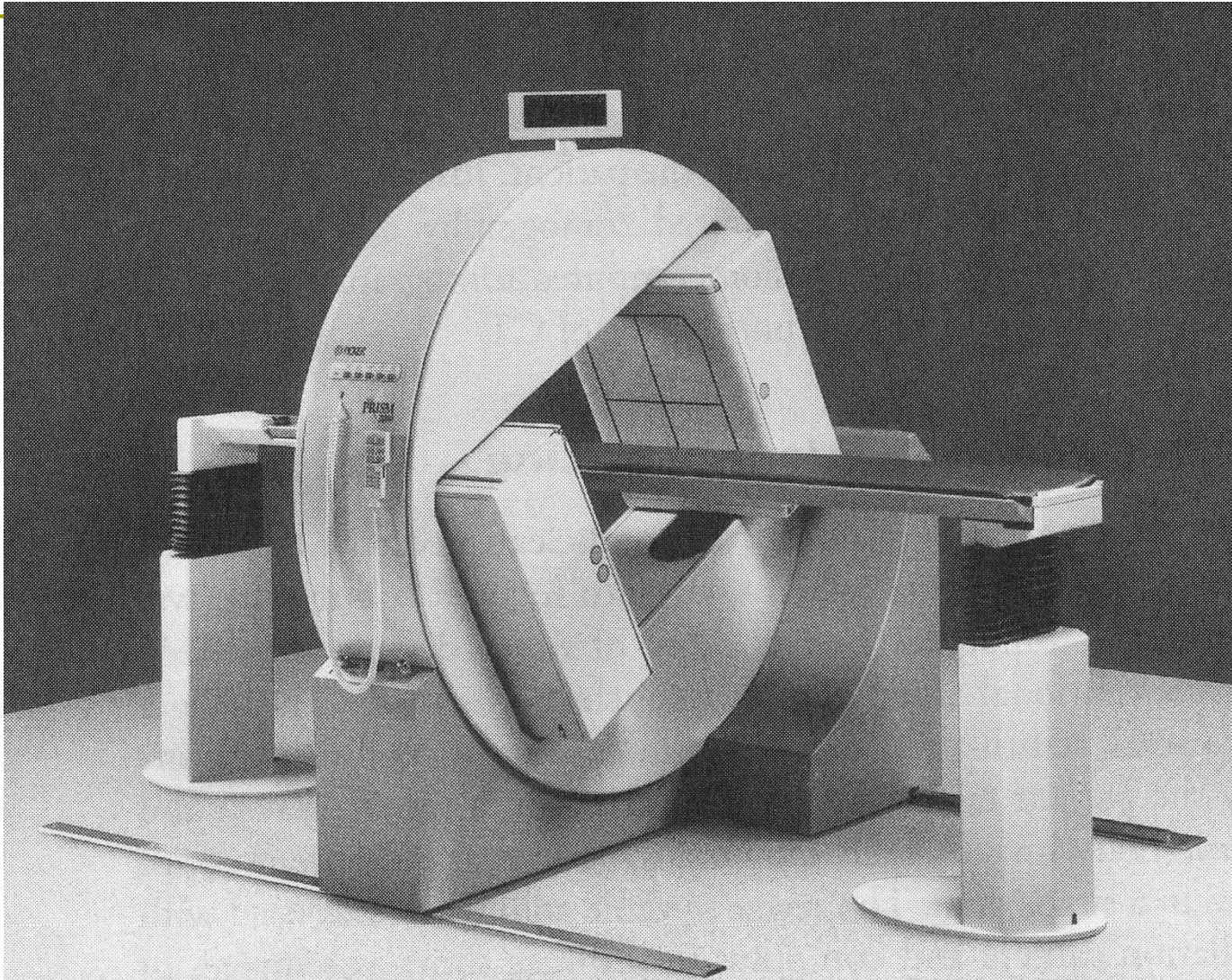
Ways that Gamma interact with Scintillation Camera



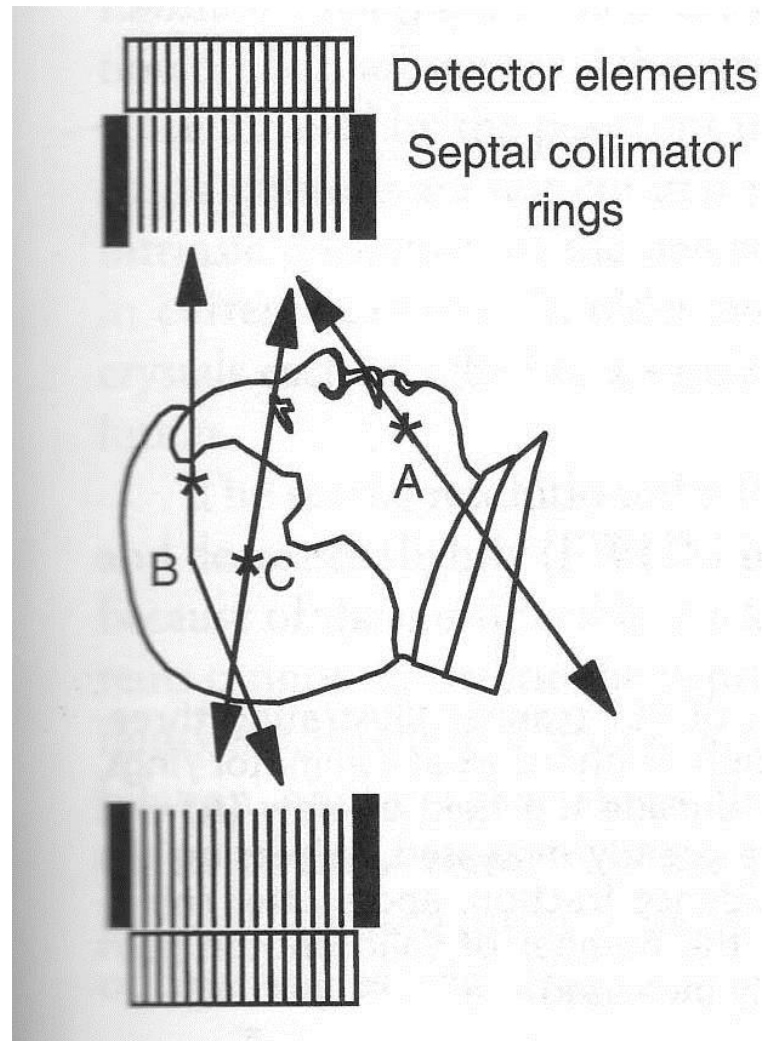
SPECT Data Acquisition



SPECT

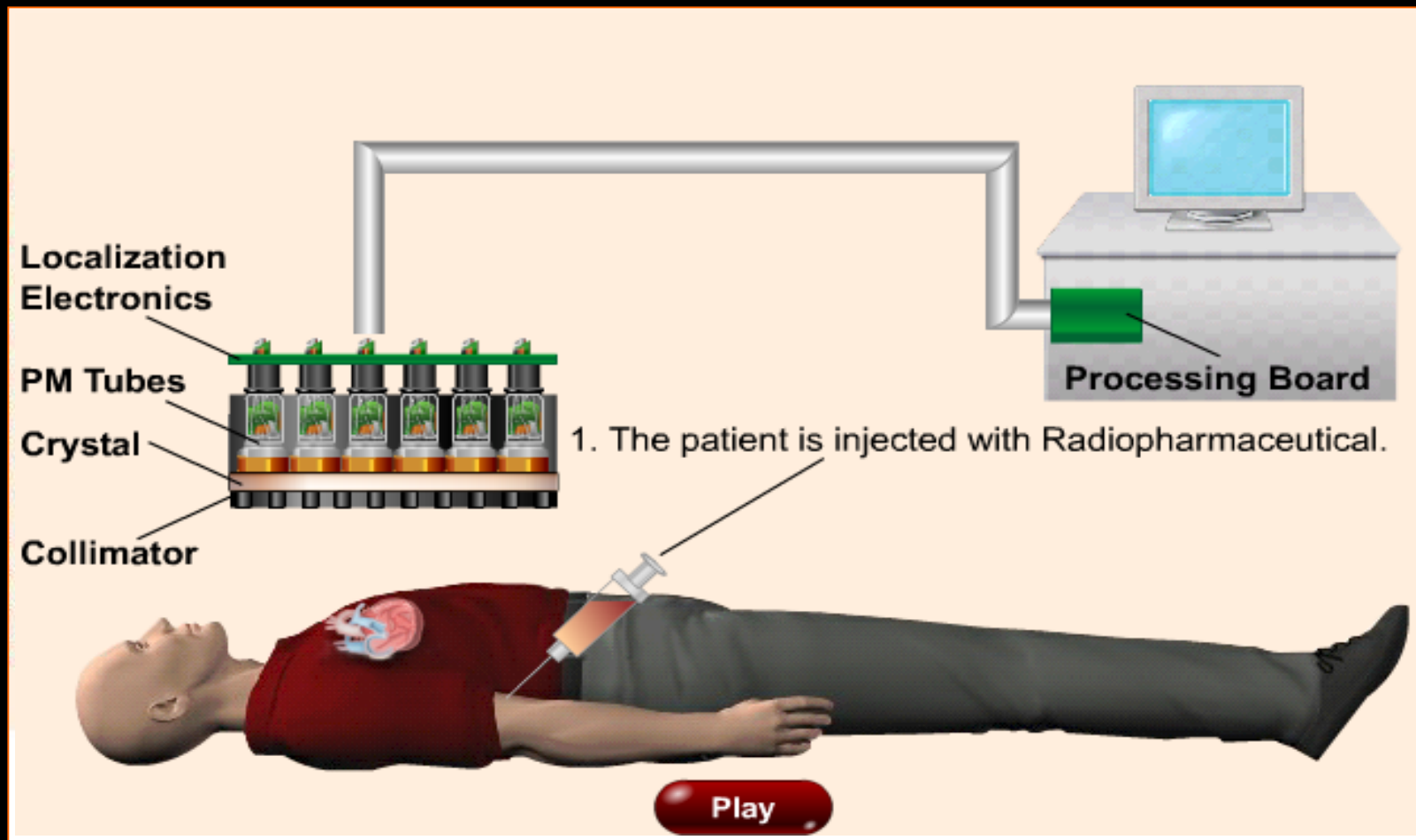


PET Data Acquisition



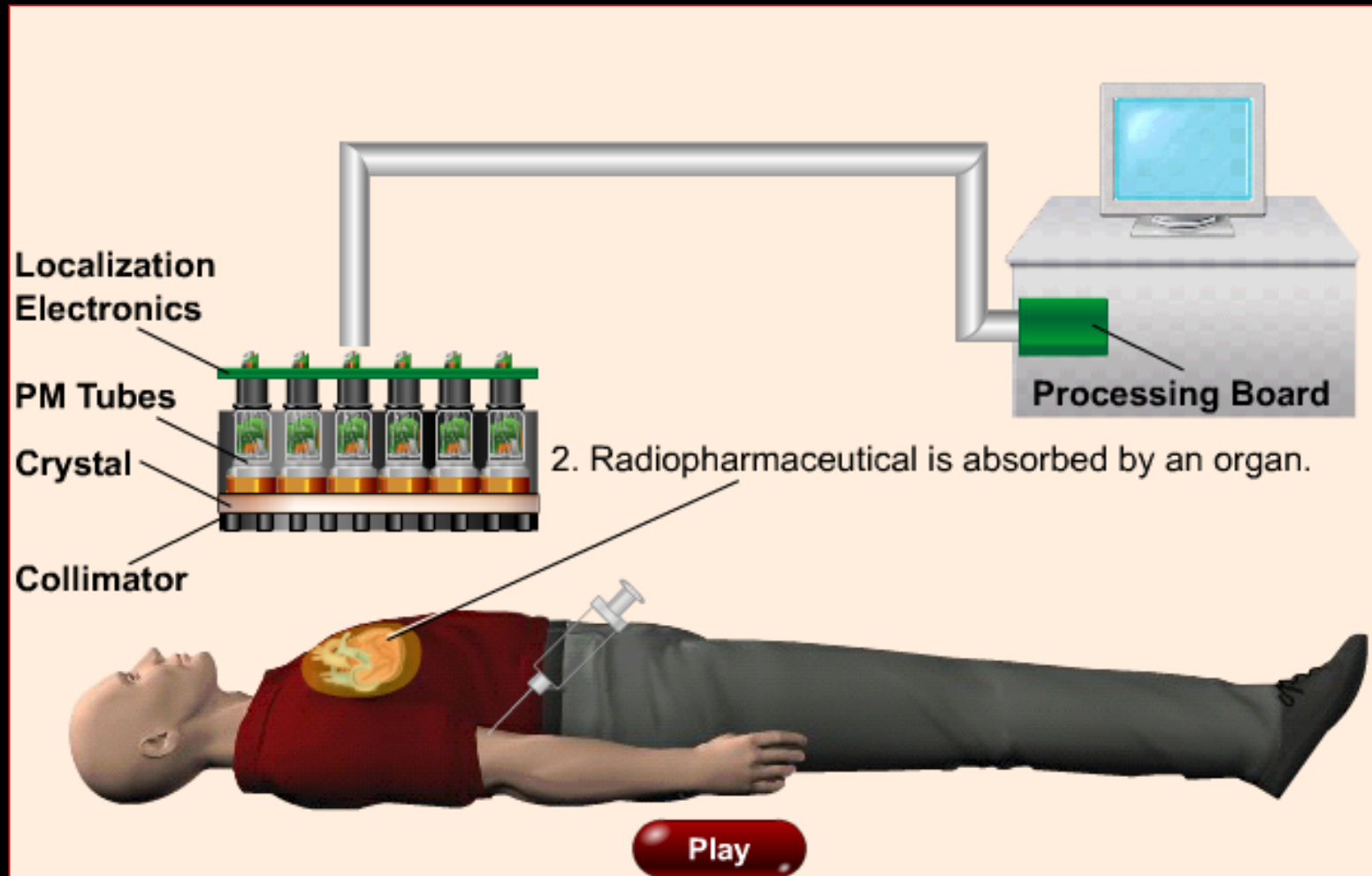
Step 1

The system layout shown in the block diagram is typical for Nuclear systems. These major components are the foundation of Functional Imaging in Nuclear systems



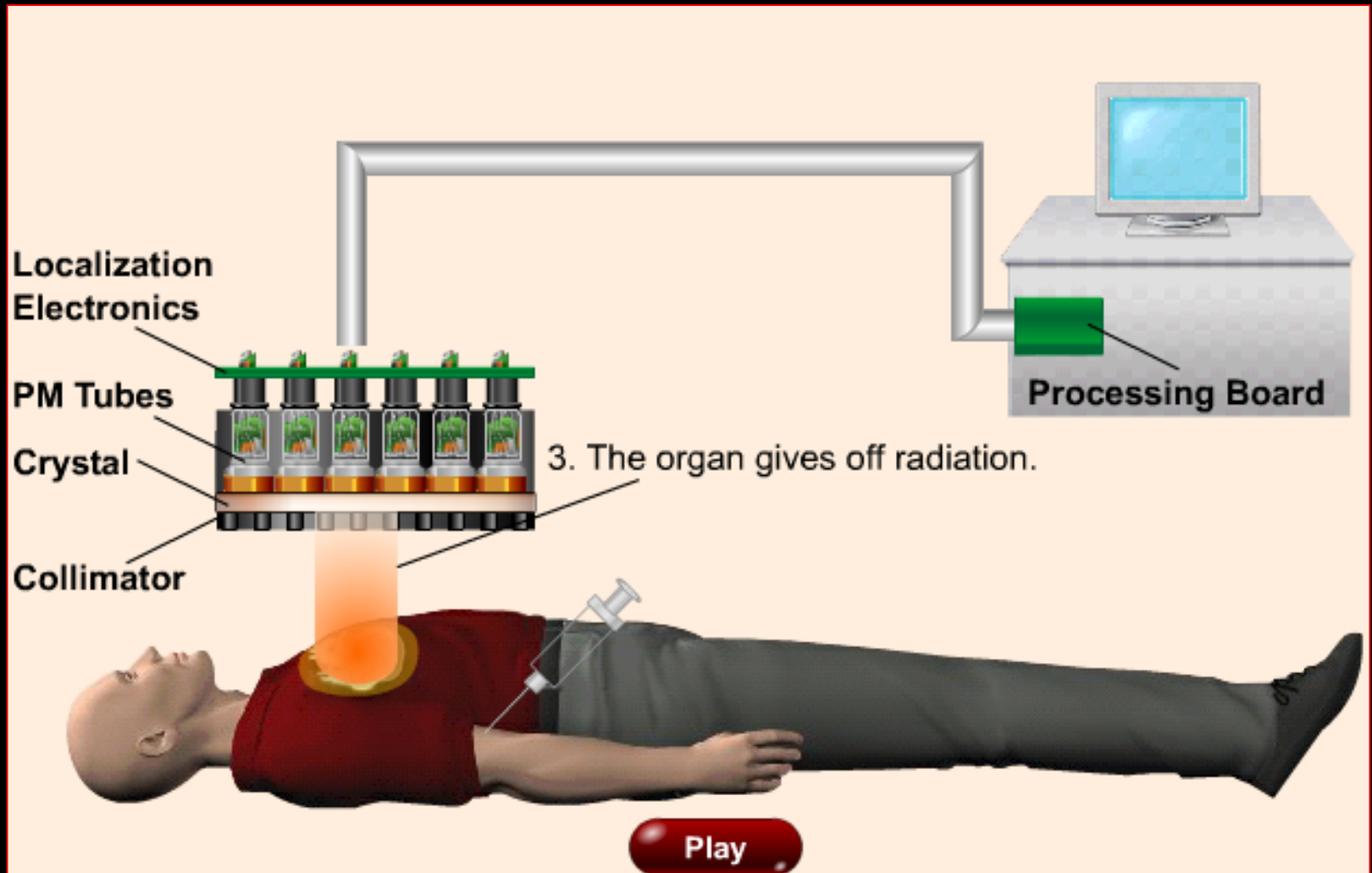
Step 2

RADIOPHARMACEUTICAL IS ABSORBED BY ORGAN



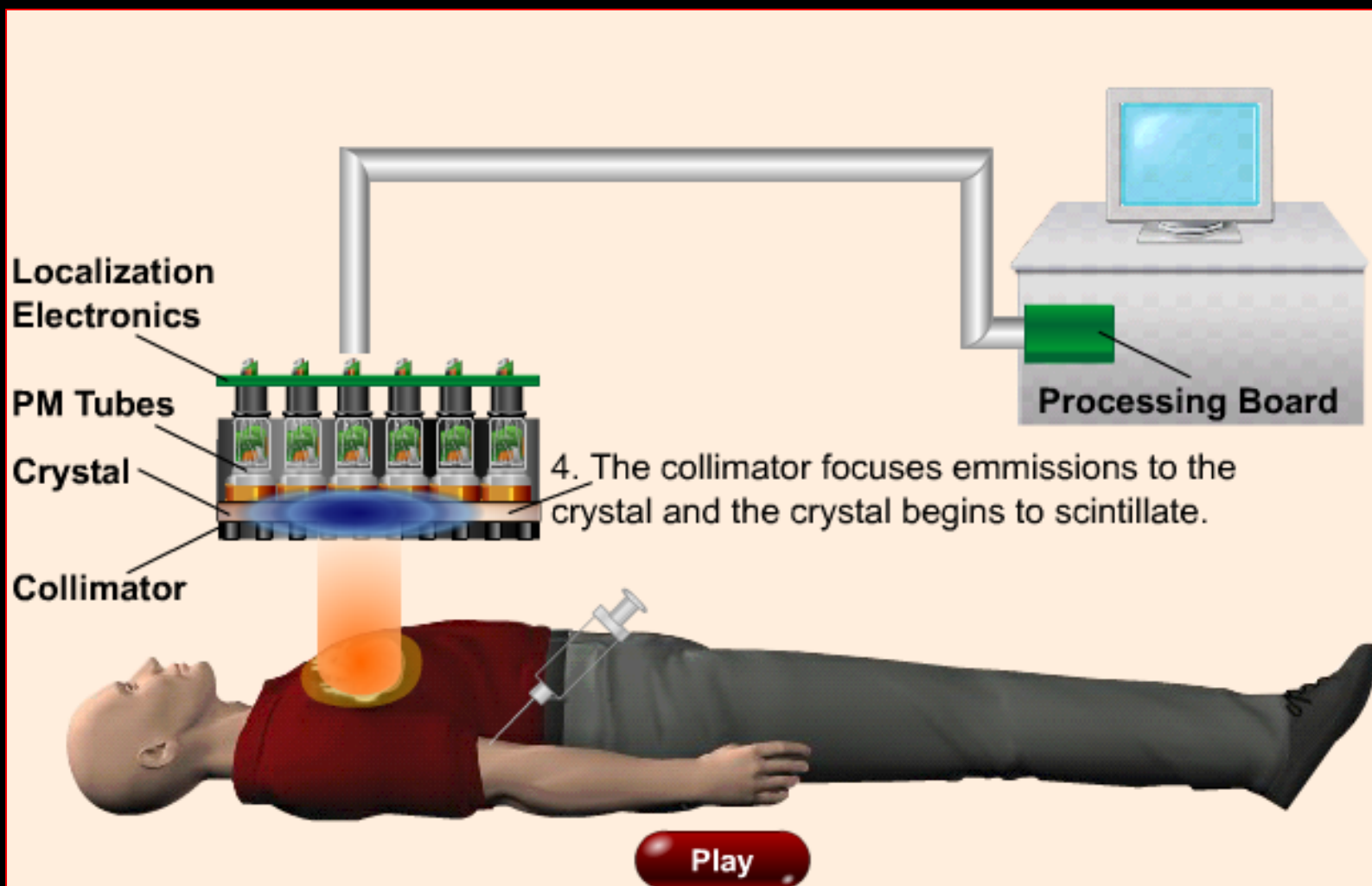
Step 3

THE ORGAN GIVES OFF RADIATION



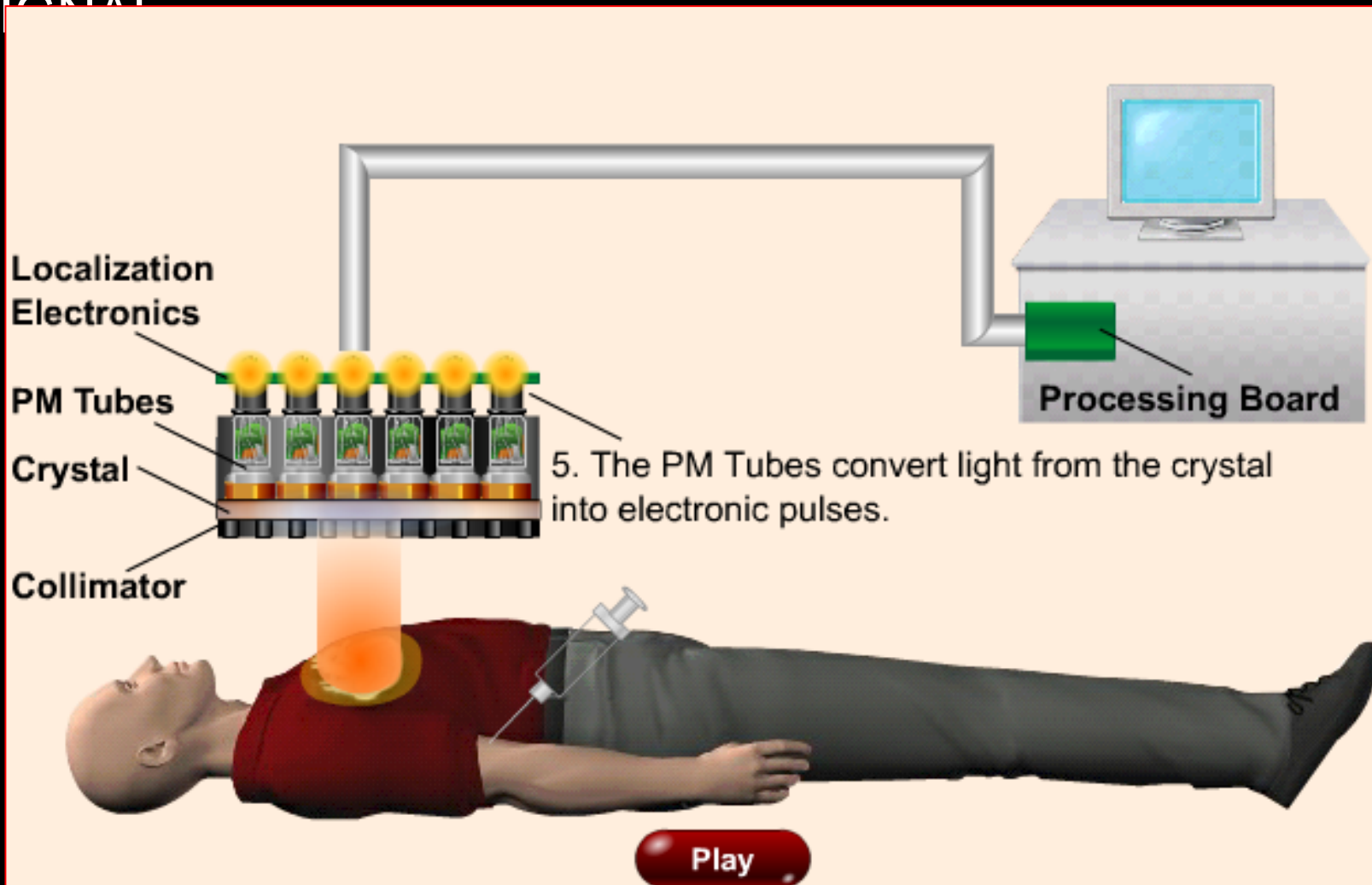
Step 4

THE COLLIMATOR FOCUSES EMISSIONS



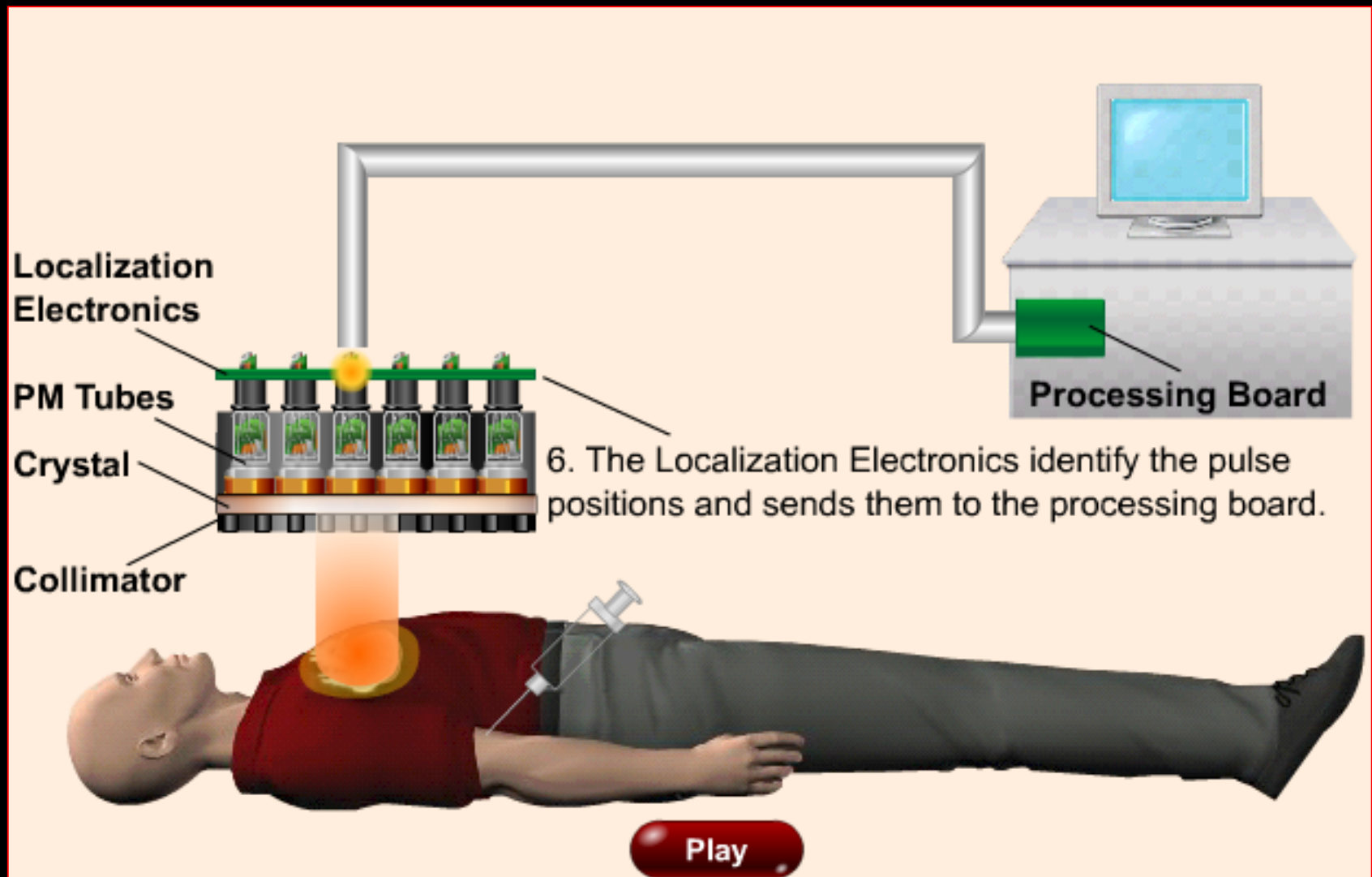
Step 5

THE PMTS CONVERT LIGHTS TO ELECTRONIC SIGNAL



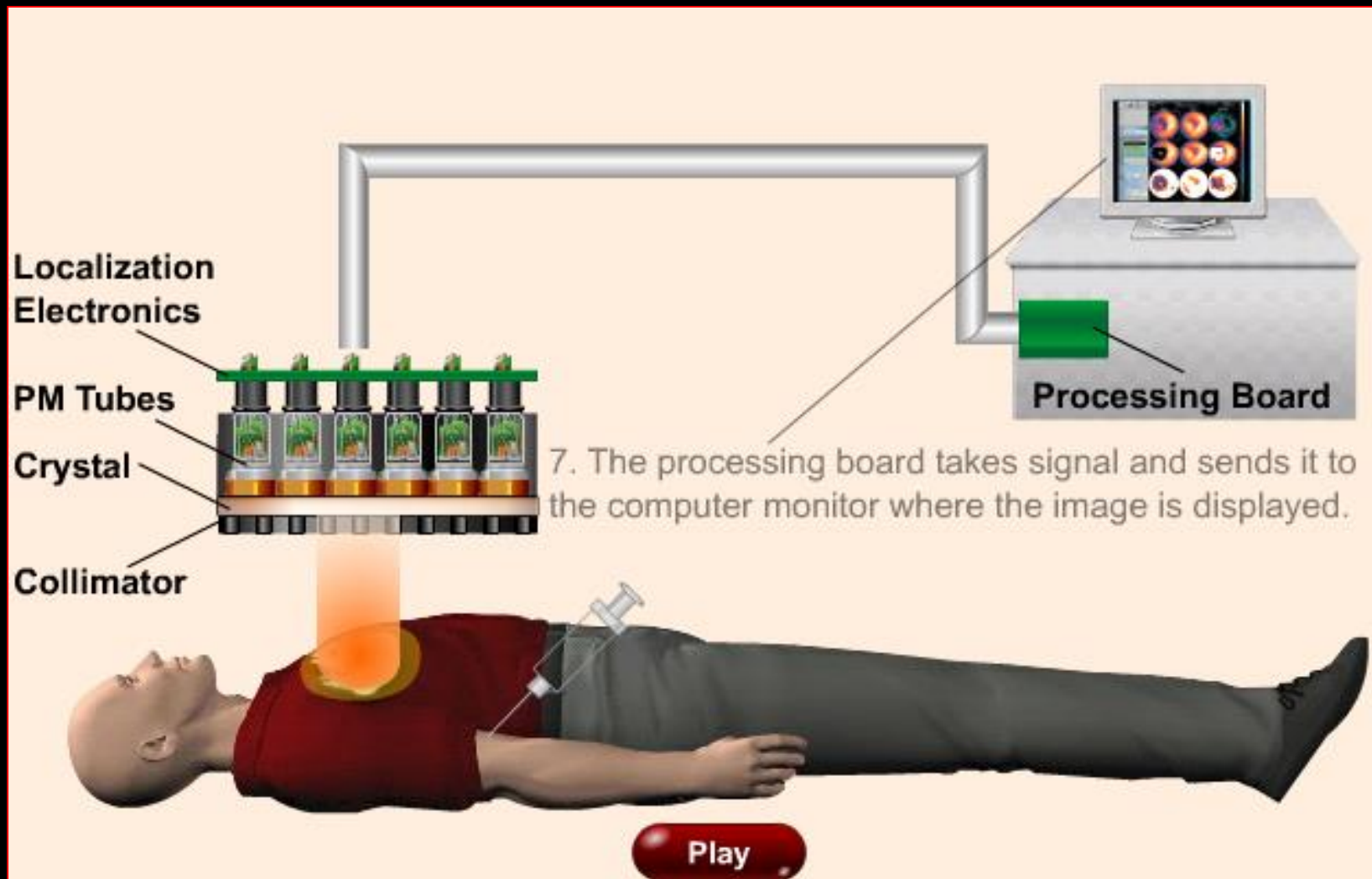
Step 6

THE LOCALIZATION ELECTRONIC IDENTIFY POSITION

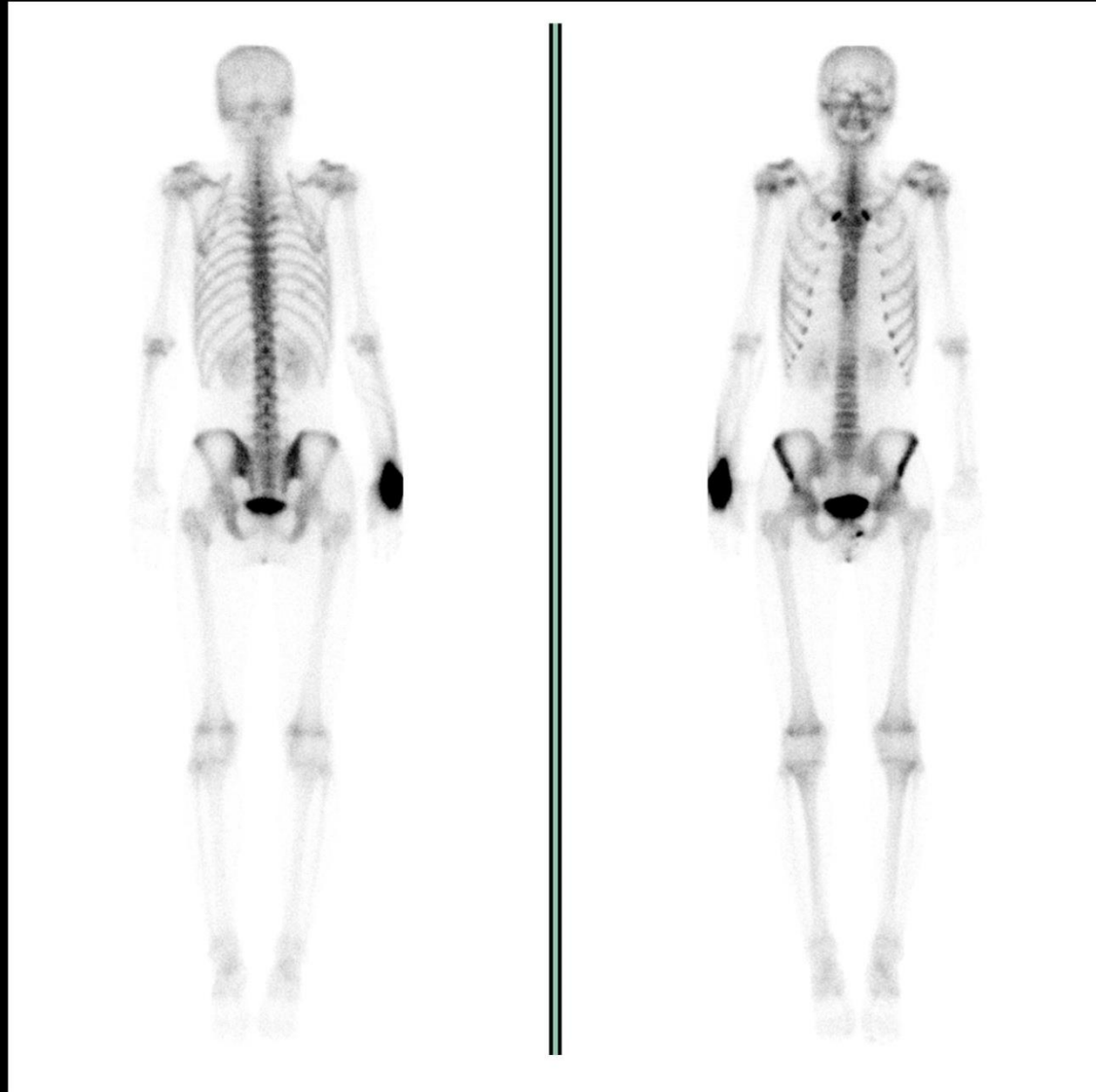


Step 7

RAW DATA PROCESSING AND IMAGE RECONSTRUCTION



Whole Body bone

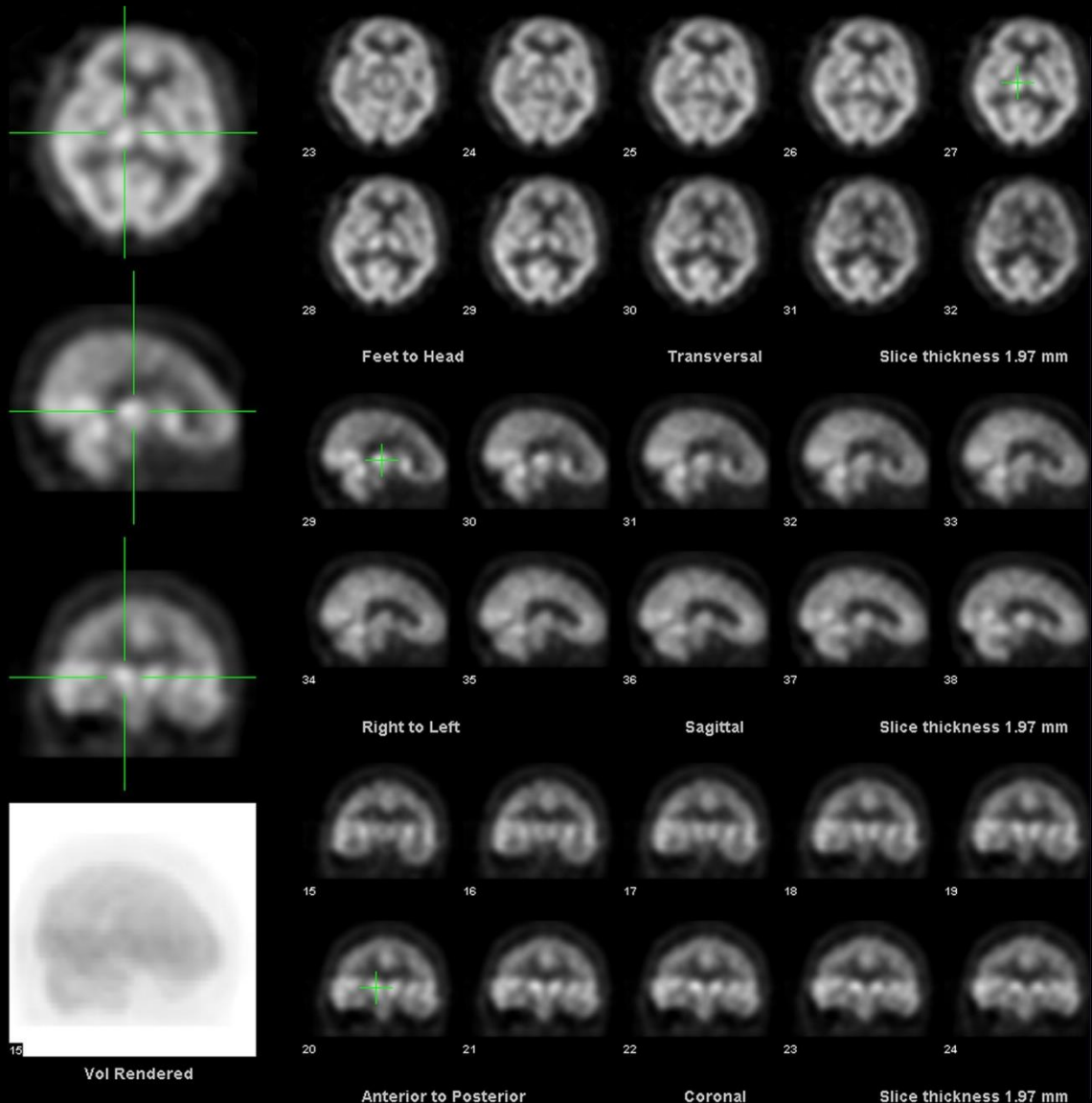


Feet pain
Courtesy of Clinique St Jean, Bruxelles, Belgium

Collimator: LEHR
Radiopharmaceutical: Tc99m-HDP
Dose: 25 mCi
Time: 13 cm/min

Brain SPECT

Fan-Beam collimator

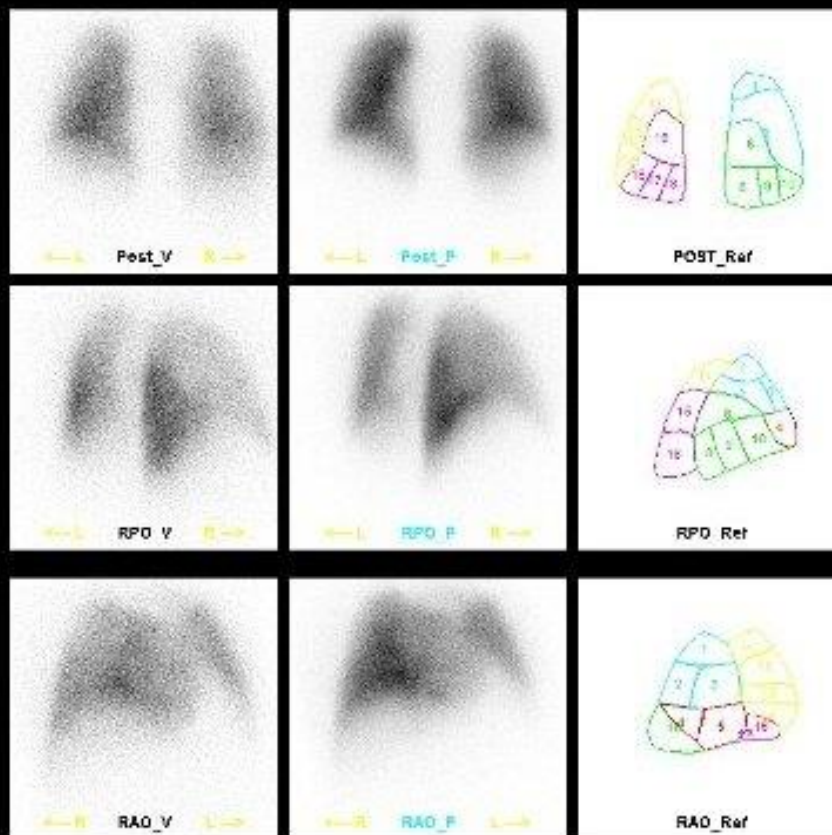


Starting Dementia
Courtesy of Clinique St Jean, Bruxelles, Belgium

Collimator: Fan Beam
Radiopharmaceutical: Neurolite
Dose: 25 Mci
Time/Fr: 30 sec

Lung Analysis

Click Segment to Highlight



Right Upper Lobe

- 1. Apical
- 2. Posterior
- 3. Anterior

Right Medial Lobe

- 4. Lateral
- 5. Medial

Right Lower Lobe

- 6. Superior
- 7. Medial Basal
- 8. Posterior Basal
- 9. Lateral Basal
- 10. Anterior Basal

Left Upper Lobe

- 11. Apical Posterior
- 12. Anterior
- 13. Superior Lingual
- 14. Inferior Lingual

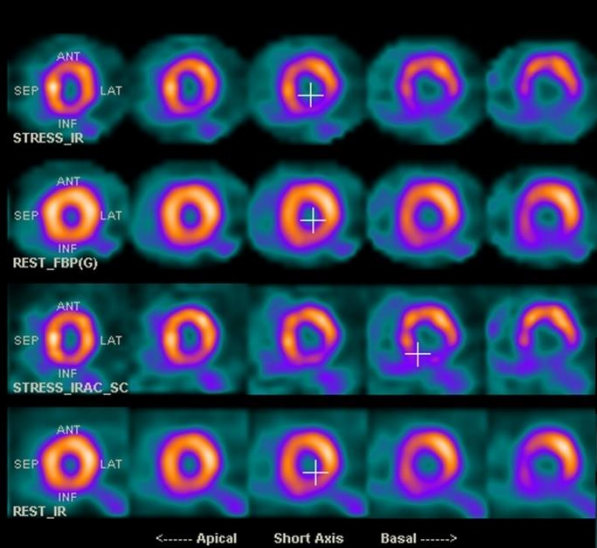
Left Lower Lobe

- 15. Superior
- 16. Anteromedial Basal
- 17. Lateral Basal
- 18. Posterior Basal

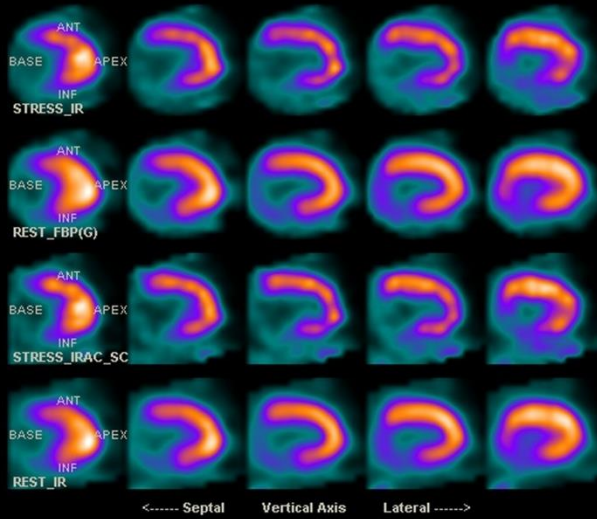
Ventilation/Perfusion Analysis
 Courtesy of Center Jacques Callot, Nancy, France

Collimator: LEHR
 Radiopharmaceutical: Technegaz for Ventilation
 PulmoCis for Perfusion
 Dose: 527.54 MBq for Technegaz
 454.22 MBq for PulmoCis

Cardiac Image

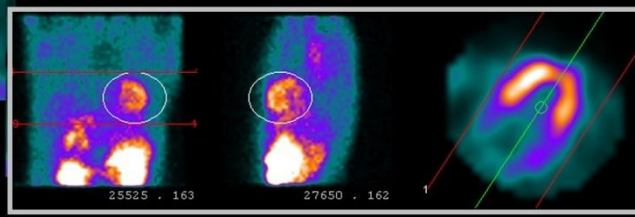
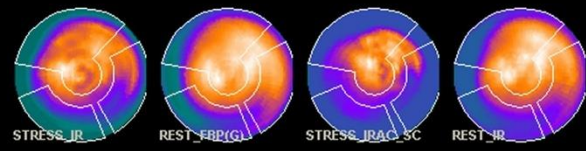


Reconstruct with AC



Septal Vertical Axis Lateral

STRESS_IR	REST_FBP(G)	STRESS_IRAC_SC	REST_IR
Date: 2004/01/21 11:21	Date: 2004/01/21 18:06	Date: 2004/01/21 11:21	Date: 2004/01/21 18:06
SA Pixel Size: 6.64mm	SA Pixel Size: 6.64mm	SA Pixel Size: 6.64mm	SA Pixel Size: 6.64mm
SA Thickness: 6.64mm	SA Thickness: 6.64mm	SA Thickness: 6.64mm	SA Thickness: 6.64mm
Recon: OSEM/MLEM	Recon: FBP/Bw0.4/10	Recon: OSEM/MLEM	Recon: OSEM/MLEM
	LVGTF: 52%		



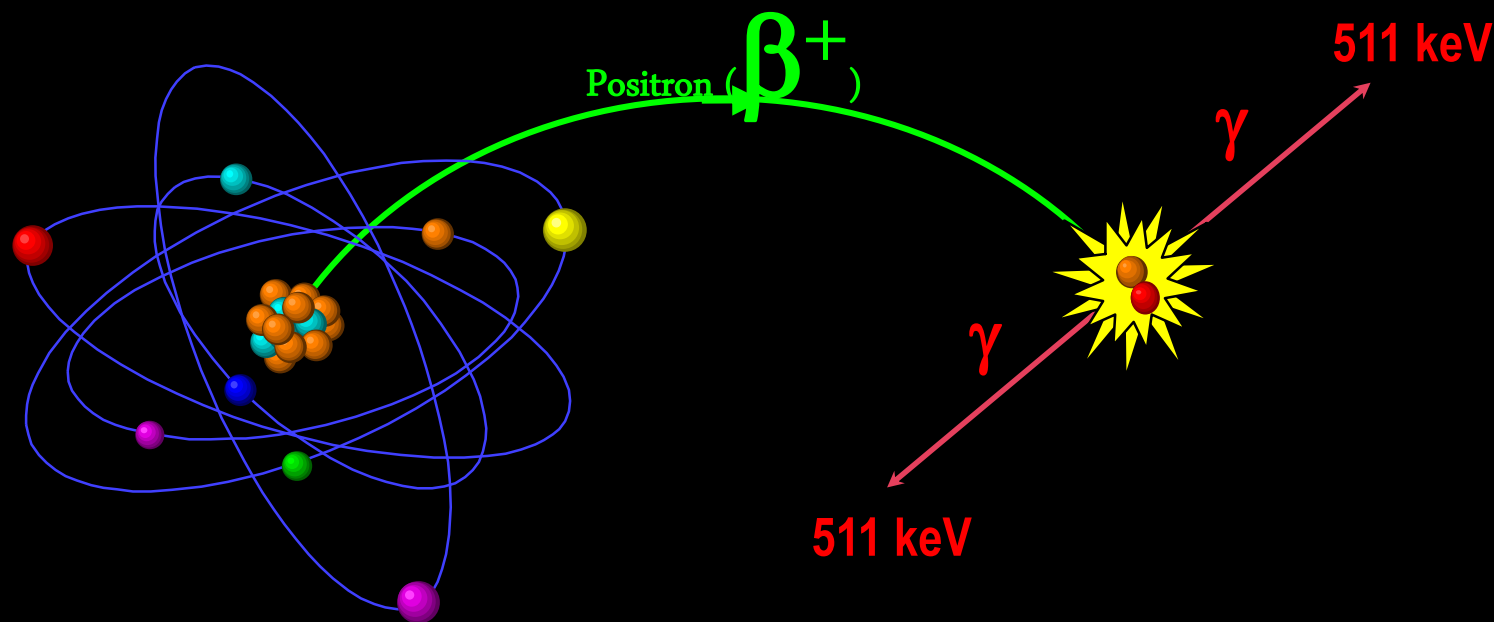
Control Maxium Counts and total Counts



Control Patient Motion

Courtesy of clinique de l'Europe, Rouen, France

PET Physics: Positron Decay



The radioisotope emits a positron.

The positron produced interacts with an electron. A reaction transforms the two particles into two photons of 511 keV emitted in exactly opposite directions.

Cyclotron + Hot Labs



CYCLOTRON

IBA CYCLONE 18/9

protons: 18 MeV deuterons: 9 MeV

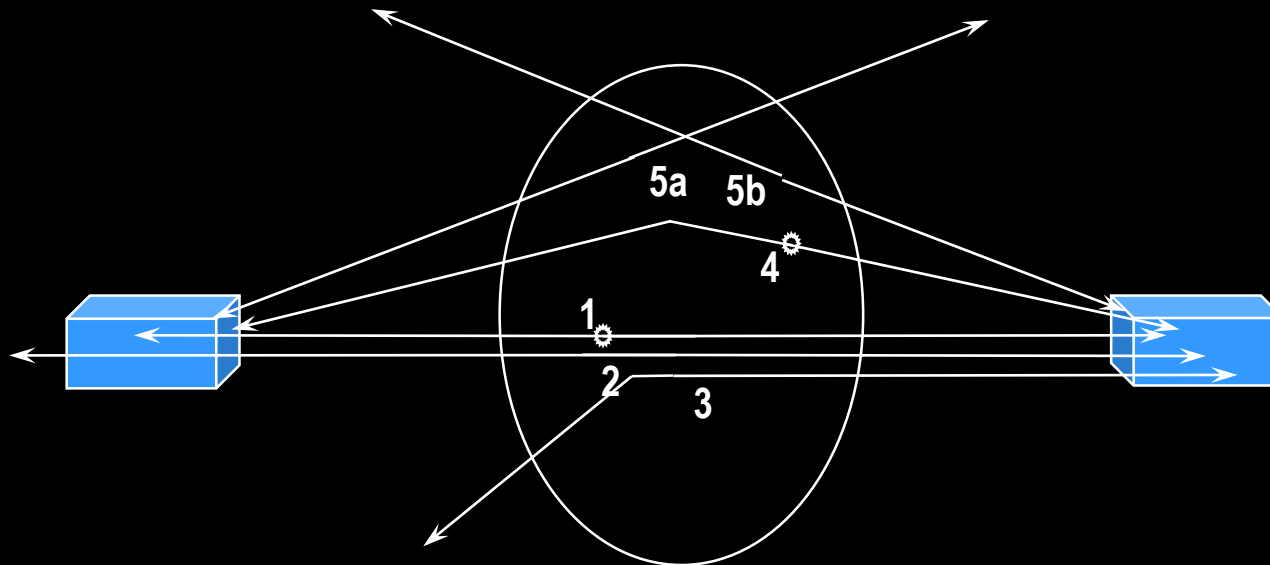
8 target ports

Negative ions

Weight: 23 tonnes

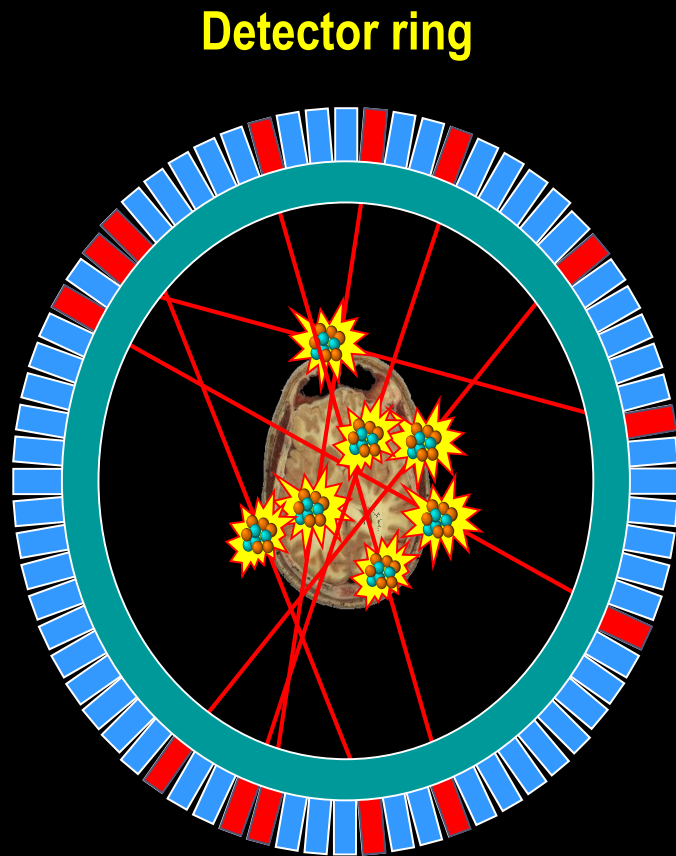
Dual irradiation

Coincidence Events

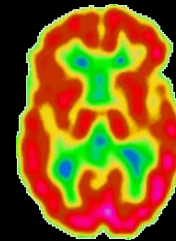
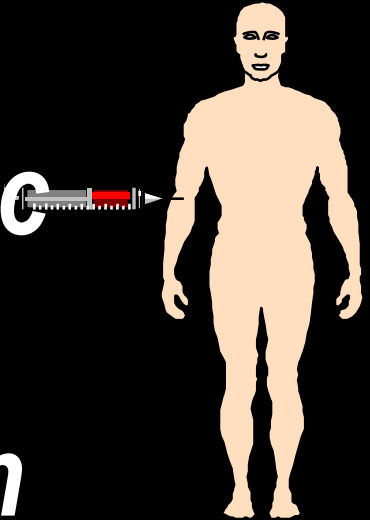


1. **Detected True Coincidence Event**
2. **True Event Lost to Sensitivity or Deadtime**
3. **True Event Lost to Photon Attenuation**
4. **Scattered Coincidence Event**
- 5a,b. **Random Coincidence Event**

PET data acquisition



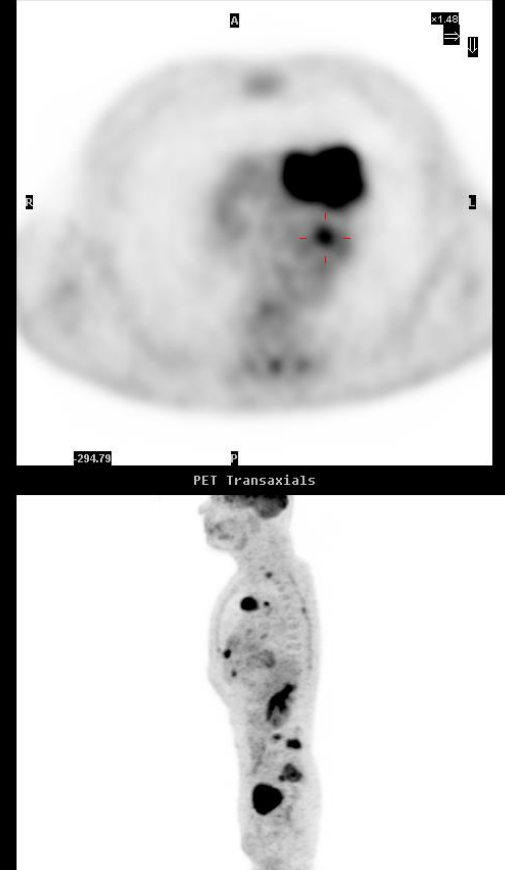
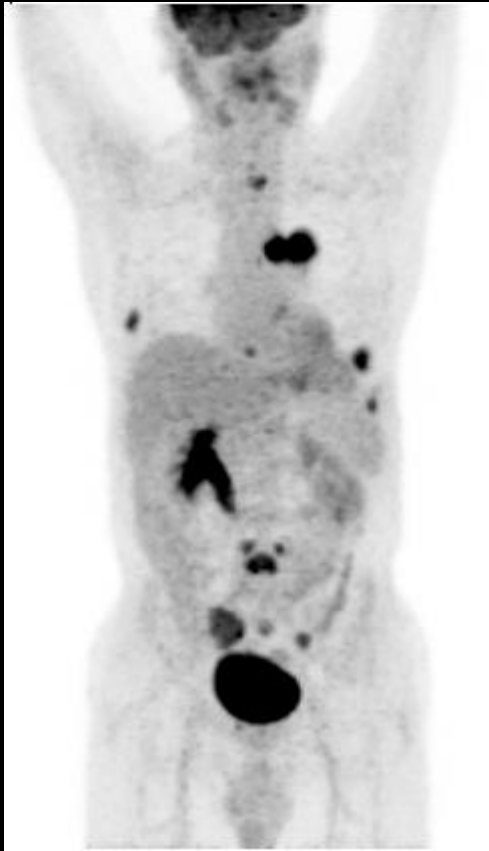
Radiotracer injection



The response lines joining the detector pairs having recorded coincidence events are used for clinical data reconstruction

PET = Positron Emission Tomography

Lung Cancer, staging



8.4 mCi injection, 1 hr uptake

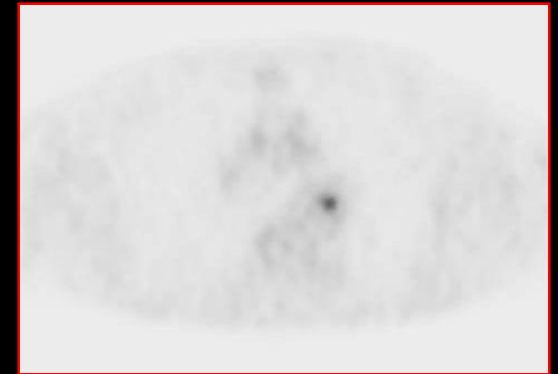
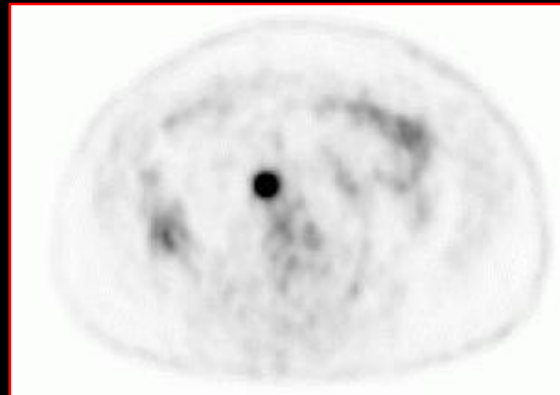
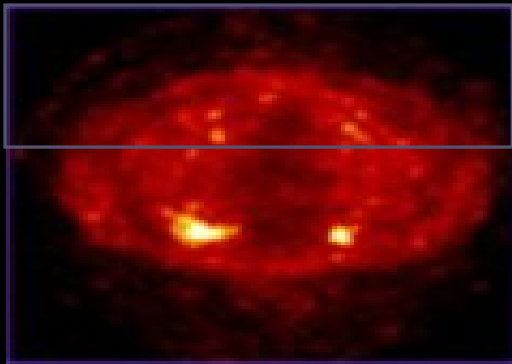
65 years man

2D : 4 mn x 6 AFOV's Low dose CT (64 mAs)

Tumor + Metastatic mediastinal Lymph node

Limitation of Functional Imaging

- **LIMITED SPECIAL RESOLUTION**
- **POOR SIGNAL TO NOISE RATIO**
- **POOR UPTAKE TO THE RADIOTRACER IN THE DISEASED CONDITION**



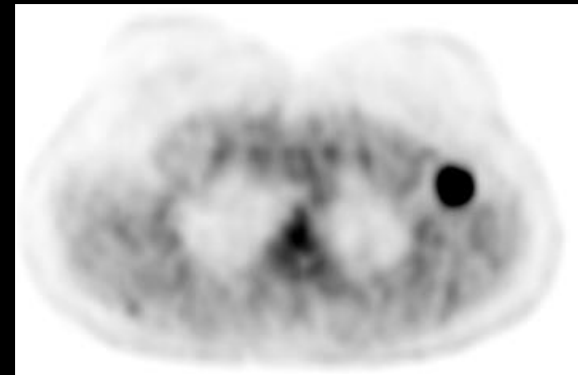
REGISTRATION WITH AN ANATOMICAL IMAGE CAN BE USEFUL.....

Medical imaging techniques

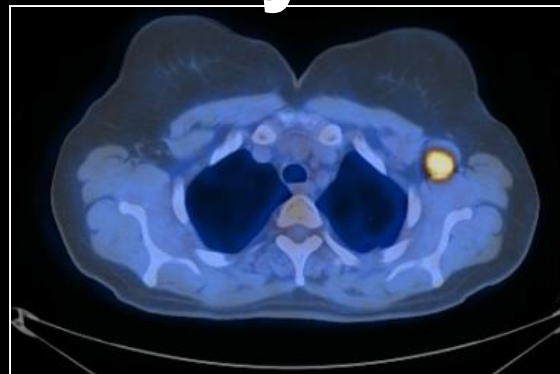
Anatomical



Functional



Hybrid

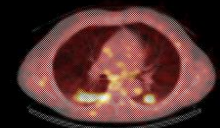
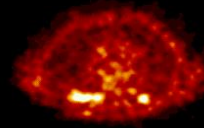
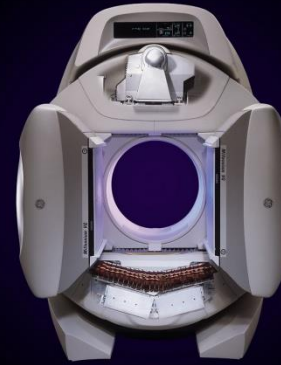


History of dual-modality imaging

SPECT/CT

The first prototype SPECT/CT was built by B. Hasegawa in 1990

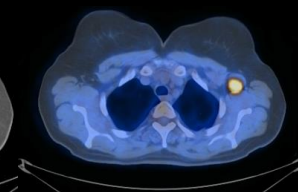
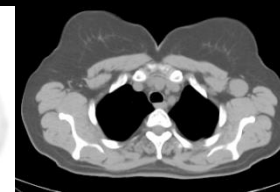
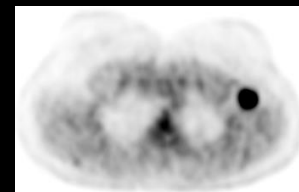
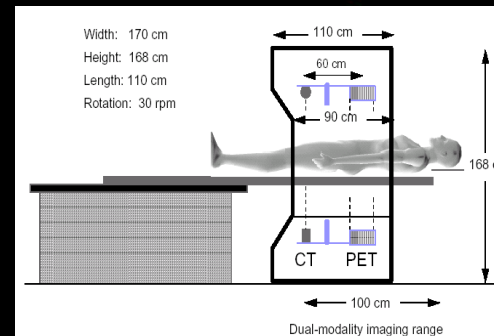
The first commercial SPECT/CT was installed in 1999



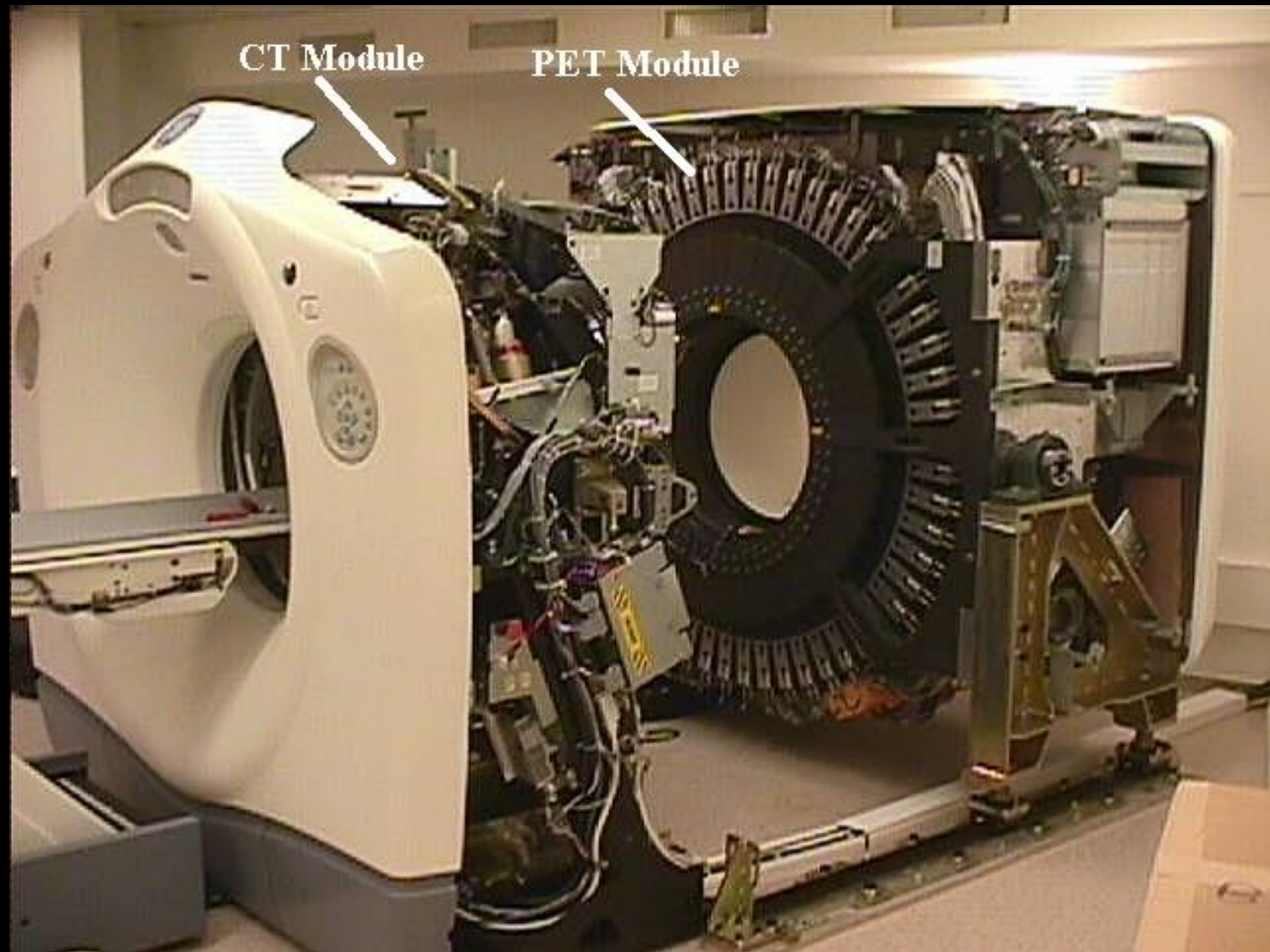
PET/CT

The first prototype system was built by D. W. Townsend in 1998

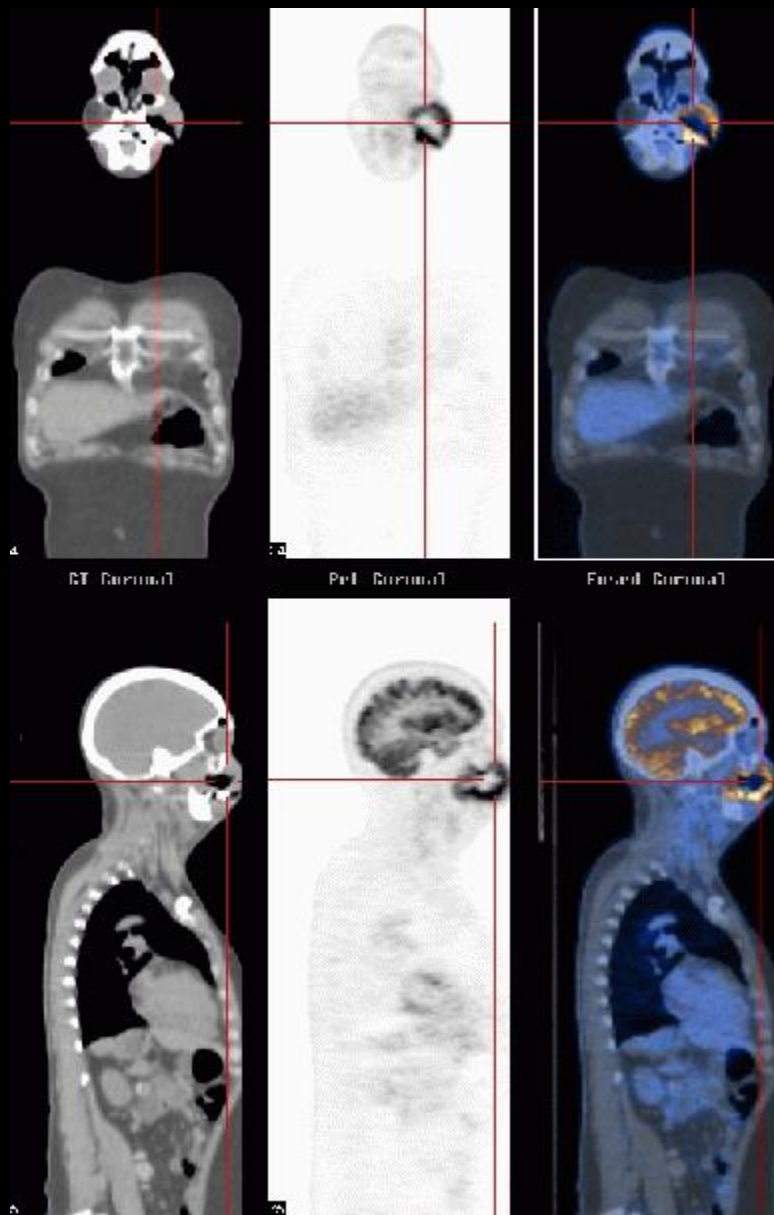
The first commercial PET/CT was installed in 2000



Current dual-modality PET/CT systems



Why PET/CT?



• **2x Faster exam: use CT Transmission for AC**

• **Increased detection & Localization accuracy**

PET images intrinsically registered to CT images

• **Reduced operating cost**

Faster throughput, use as stand alone CT

• **PET IQ improvement**

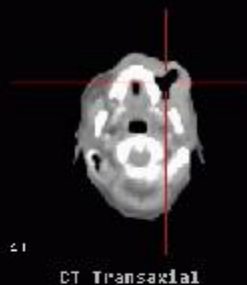
Reduce contamination from scattered photons by using low-noise CT data for PET images reconstruction

• **Easier PET reading**

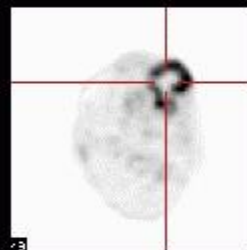
Accelerates PET reading proficiency build up

• **Better RT & surgery planning**

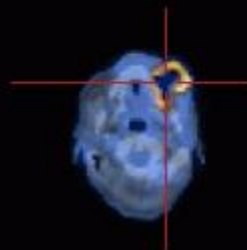
Direct input to RTP and surgery planning



CT Transaxial

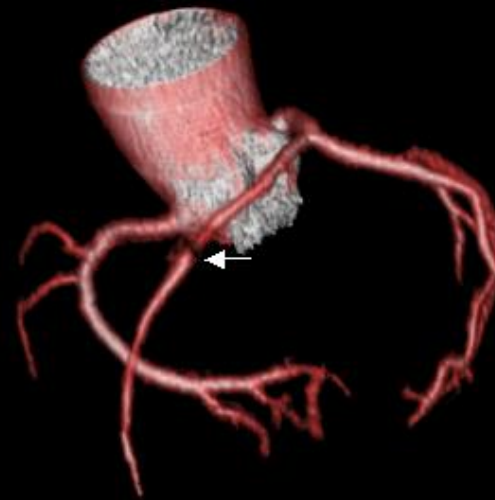
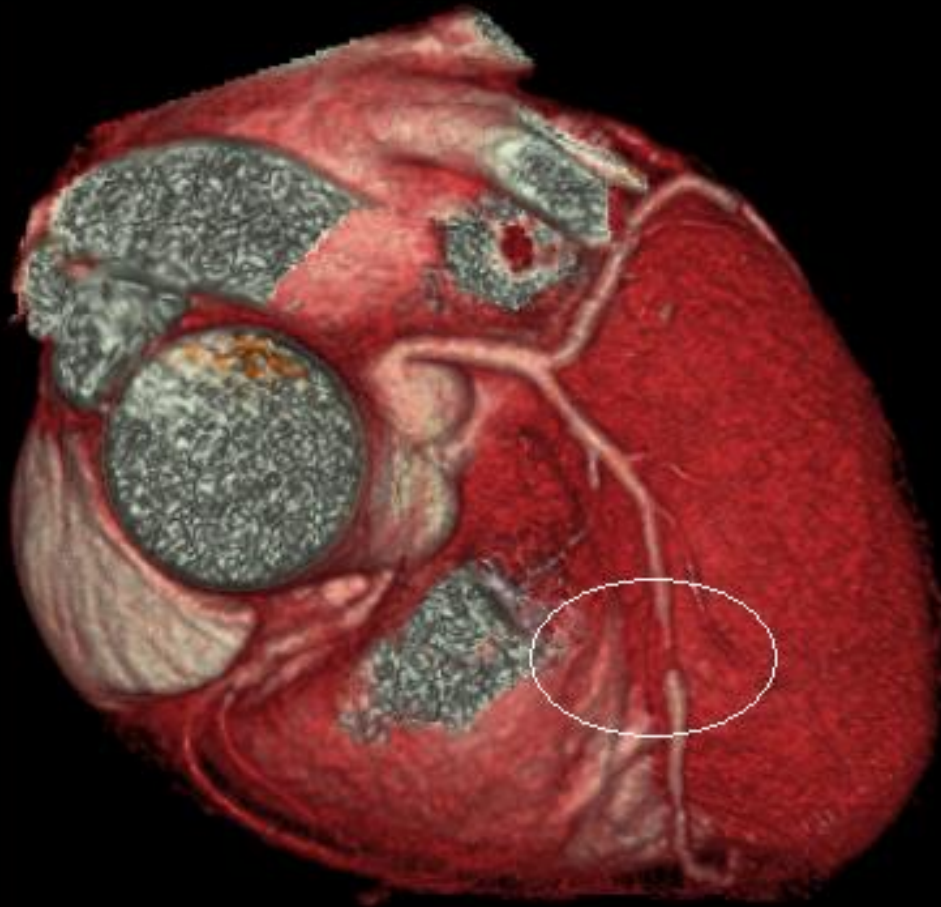


Pet Transaxial



Fused Transaxial

A lucky Chinaman – LAD Stenosis



8 second breath-hold – 1.25mm slices – 16 slice scanner

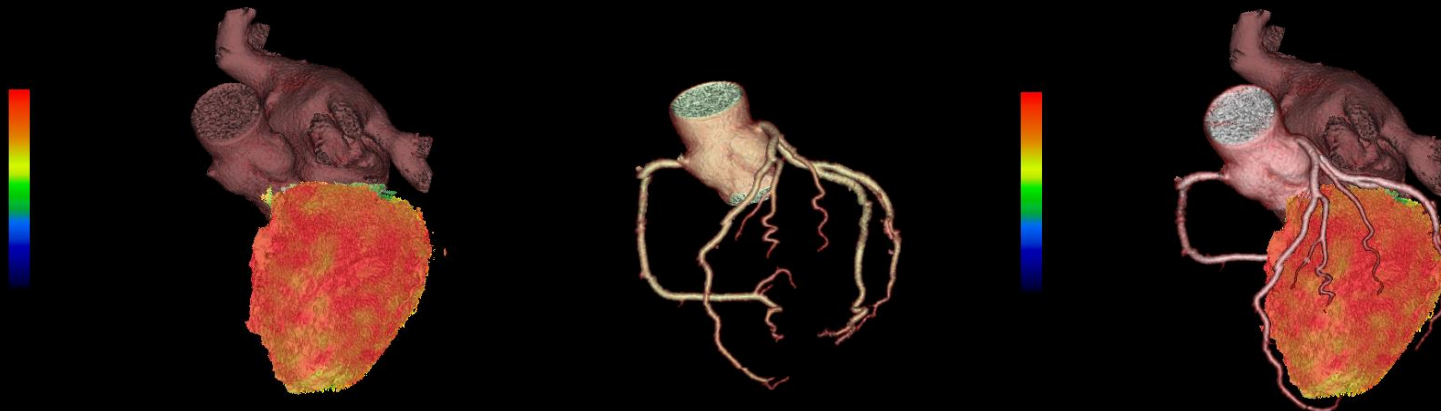
Courtesy of Ren Ji Hospital - China

Clinical Case with Dedicated Cardiac PET/CT



Oxygen-15
PET
Perfusion/CTA
Turku PET
Center, Finland

O15 rest perfusion + CTA O15 stress perfusion + CTA Courtesy Turku PET Center



Rubidium-82
PET
Perfusion/CTA
Brigham and
Women's

PET scanners dedicated to brain imaging

HRRT

G-PET

SHR 12 000



Spatial resolution ~ 2.4 mm



Spatial resolution ~ 4 mm



Spatial resolution ~ 2.9 mm

True



HRRT



G-PET



SHR 12 000

