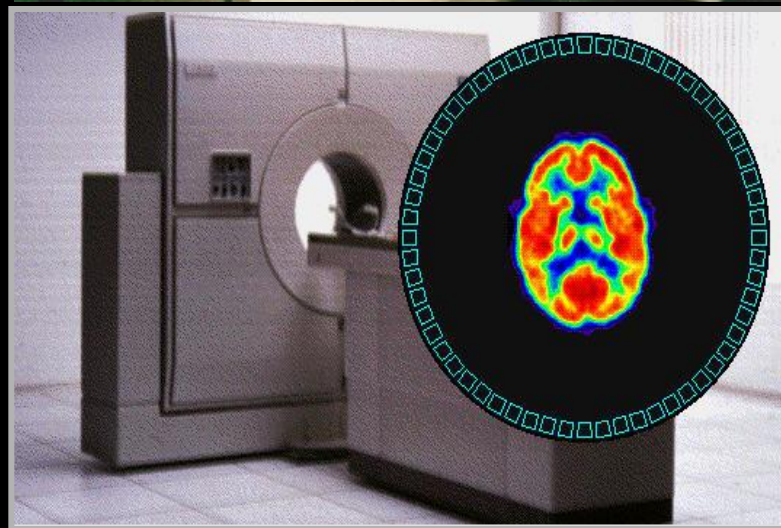
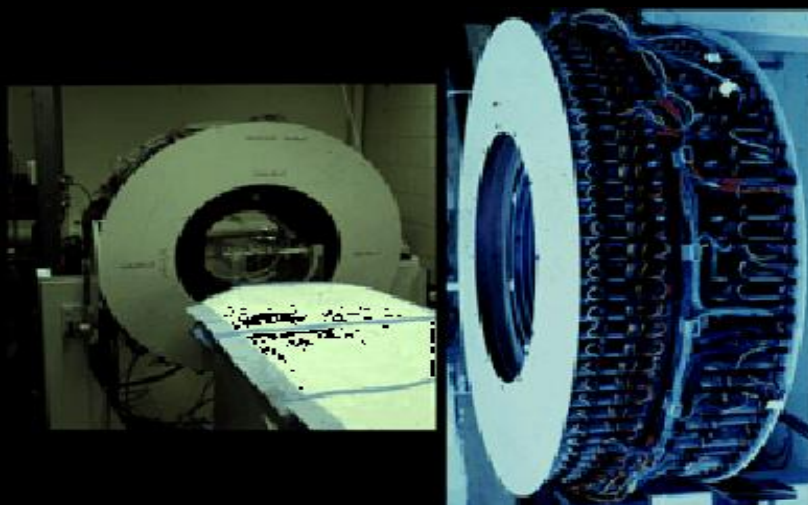


# 第十四章 核医学成像设备

- 第一节 概述
- 第二节  $\gamma$ 照相机
- 第三节 SPECT
- 第四节 PET



# 复习放射性元素的基本知识

- 放射性：原子核不稳定，质子、中子不稳定。
- 衰变
- 衰变周期T
- 放射性活度：
$$A = -\frac{dN}{dt}$$
- 核医学成像：跟踪放射性药物(视踪原子)，在人体器官组织中的分布，探测原子核的信息，功能检测。
- 统计涨落

# 一 核物理基础

# 基本概念

C核素 (nuclide)：凡核内具有相同的质子数 (P)、中子数 (N) 以及相同能量状态的原子为同一种核素。

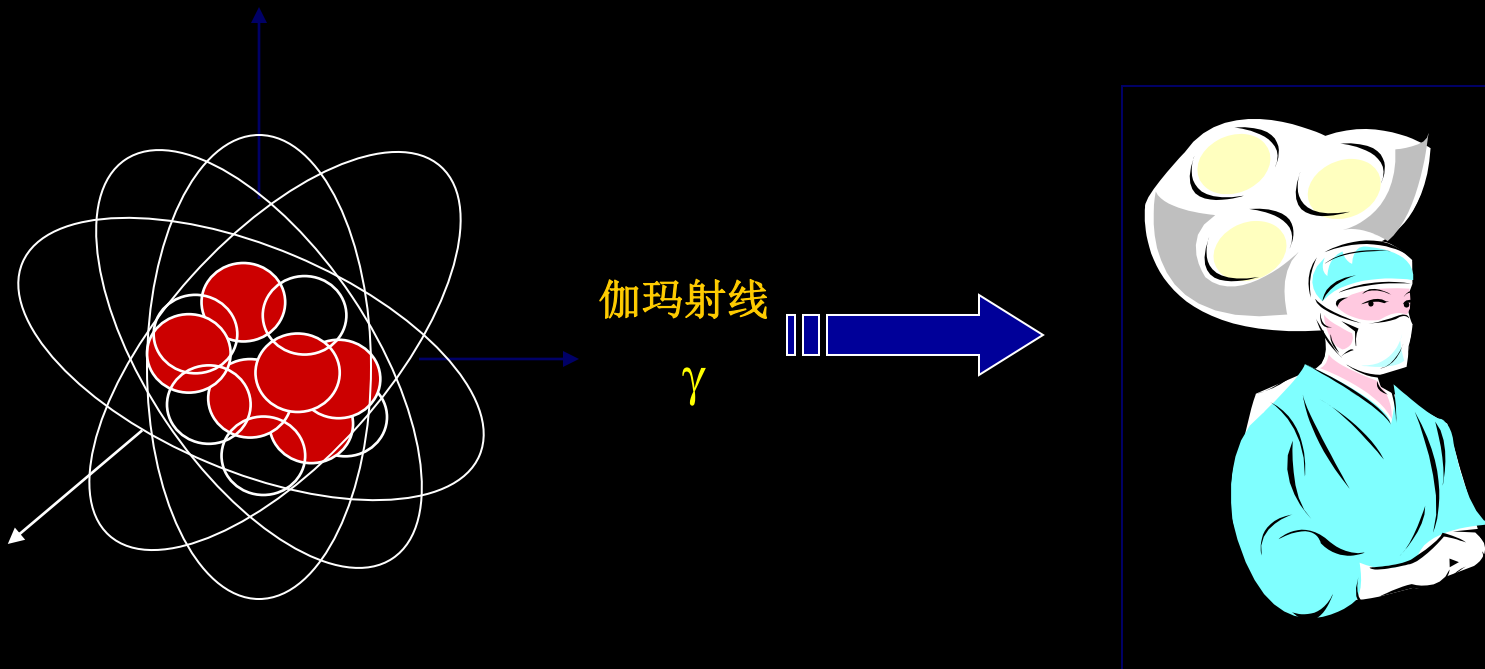
- 同位素 (isotope)：凡质子数 (P) 相同，而中子数 (N) 不同的核素，彼此互为同位素。在元素周期表中，同位素处于同一位置。如  $^1\text{H}$   $^2\text{H}$   $^3\text{H}$
- 同质异能素 (isomer)：质子数 (P) 相同、中子数 (N) 相同，而能量状态不同的核素，彼此互为同质异能素。如  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{99}\text{Tc}$

# 第一节 概 论

# 诊断方法

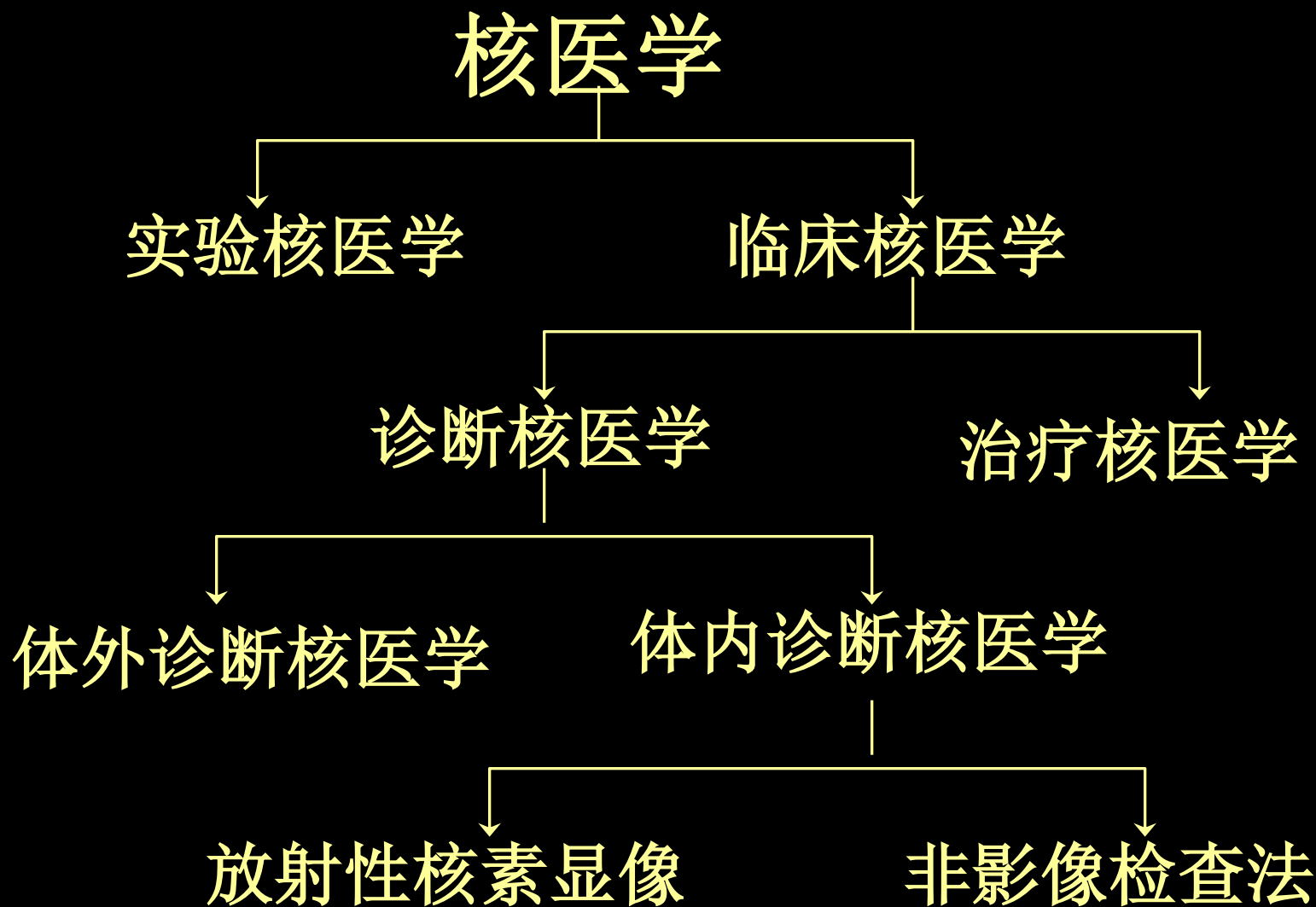
- PE: 视, 触, 叩, 听
- Blood work
- X-ray picture
- US
- XCT
- MRI
- .....

# 什么是核医学(Nuclear medicine)?



**核医学是将放射性核素用于医学诊断和治疗的一门学科!**

# 核医学的分类



# 放射性核素显像

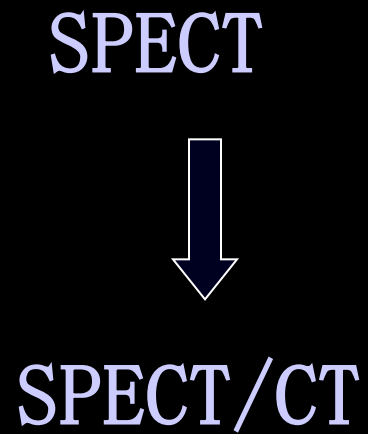
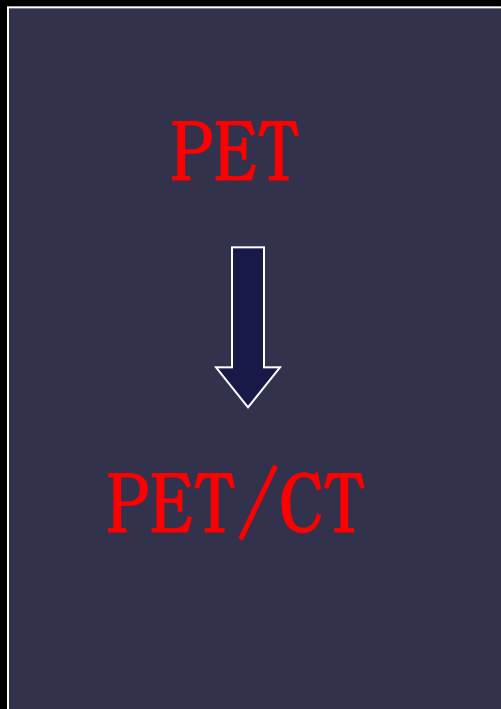
```
graph TD; A[放射性核素显像] --> B(SPECT); A --> C(PET)
```

SPECT

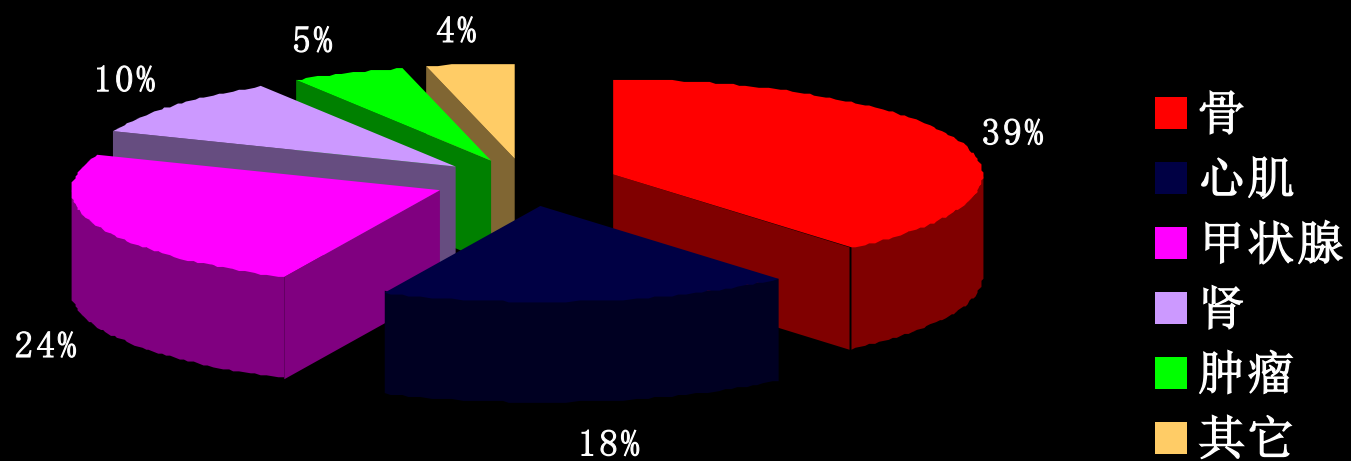
PET

SPECT(singe photon emission computed tomography)  
单光子发射型计算机断层。

PET(positron emission tomography)  
正电子发射型计算机断层。



***图像融合型的设备已成为主流！***



# 基本概念

- 核素 (nuclide): 凡核内具有相同的质子数 ( $P$ )、中子数 ( $N$ ) 以及相同能量状态的原子为同一种核素。
- 同位素 (isotope): 凡质子数 ( $P$ ) 相同, 而中子数 ( $N$ ) 不同的核素, 彼此互为同位素。在元素周期表中, 同位素处于同一位置。如  $^1\text{H}$   $^2\text{H}$   $^3\text{H}$
- 同质异能素 (isomer): 质子数 ( $P$ ) 相同、中子数 ( $N$ ) 相同, 而能量状态不同的核素, 彼此互为同质异能素。如  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{99}\text{Tc}$

# 基本概念

- 稳定性核素： 凡核素的半衰期大于 $10^{18}$ 年的核素，为稳定性核素。

- 放射性核素： 凡核素的半衰期小于 $10^{18}$ 年的核素，为放射性核素。

-

# 基本概念-核衰变

## ■ 衰变规律

- 核衰变为放射性同位素自发放射出带电粒子或伽玛射线
- 核衰变的速度不以外环境条件改变
- 核衰变是随机的，但事件的集合是有规律的
- 不同放射性同位素有各自特征性的衰变规律

# 基本概念-核衰变

## 半衰期

- 物理半衰期:  $T_{1/2} = 0.693 / \lambda$   
(physical half life) (放射性强度减弱一半所需时间)
- 生物半衰期:  $T_b$   
(biological half life) (体内放射性核素通过代谢排除一半所需时间)
- 有效半衰期:  $T_{eff} = (T_{1/2} \cdot T_b) / (T_{1/2} + T_b)$   
(effective half life) (物理半衰期和生物半衰期共同作用使生物体内放射性强度减少一半所需的时间)

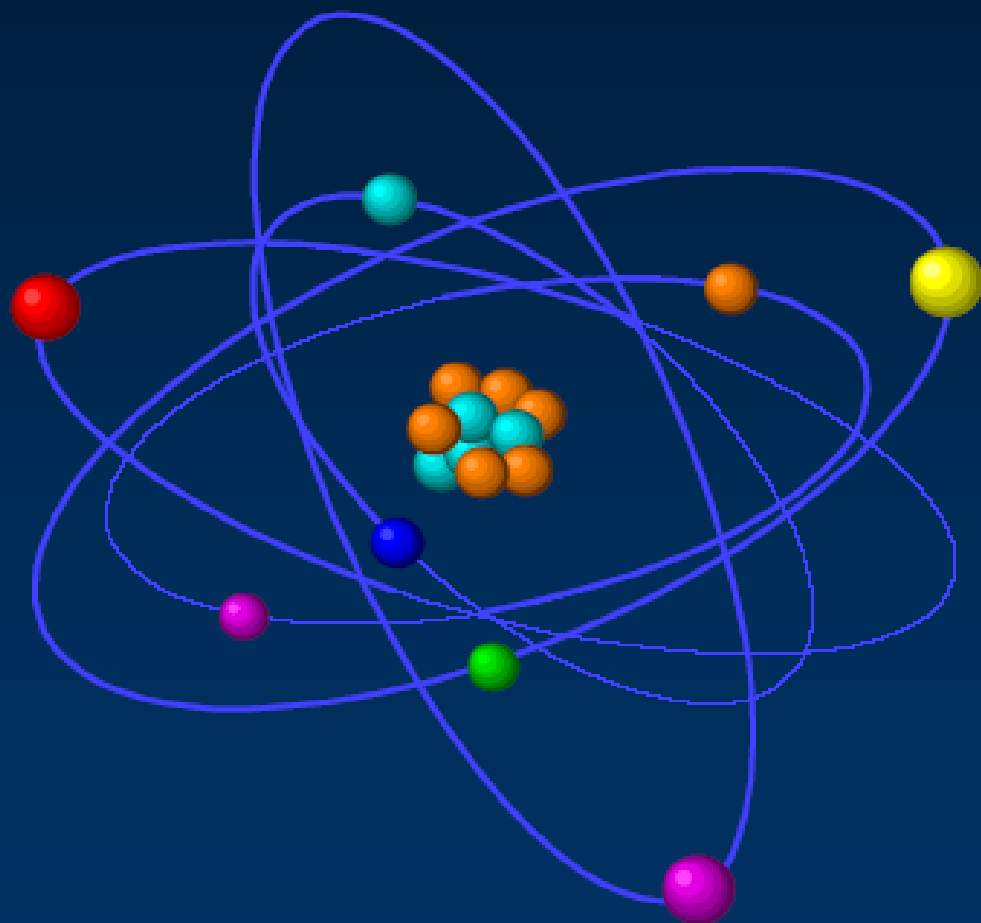
# 基本概念—核衰变

- 核衰变规律： $N=N_0e^{-\lambda t}$
- 衰变常数 $\lambda$ ：单位时间核衰变的几率。
- 放射性活度 (radioactivity)：  
单位时间内原子核的衰变数量。
- 单位：贝克(Bq), 居里(Ci)  
 $1\text{Ci}=3.7 \times 10^{10}\text{Bq}$   
1贝克：放射性核素在1秒钟内发生1次衰变。

# 伽玛射线与物质的作用

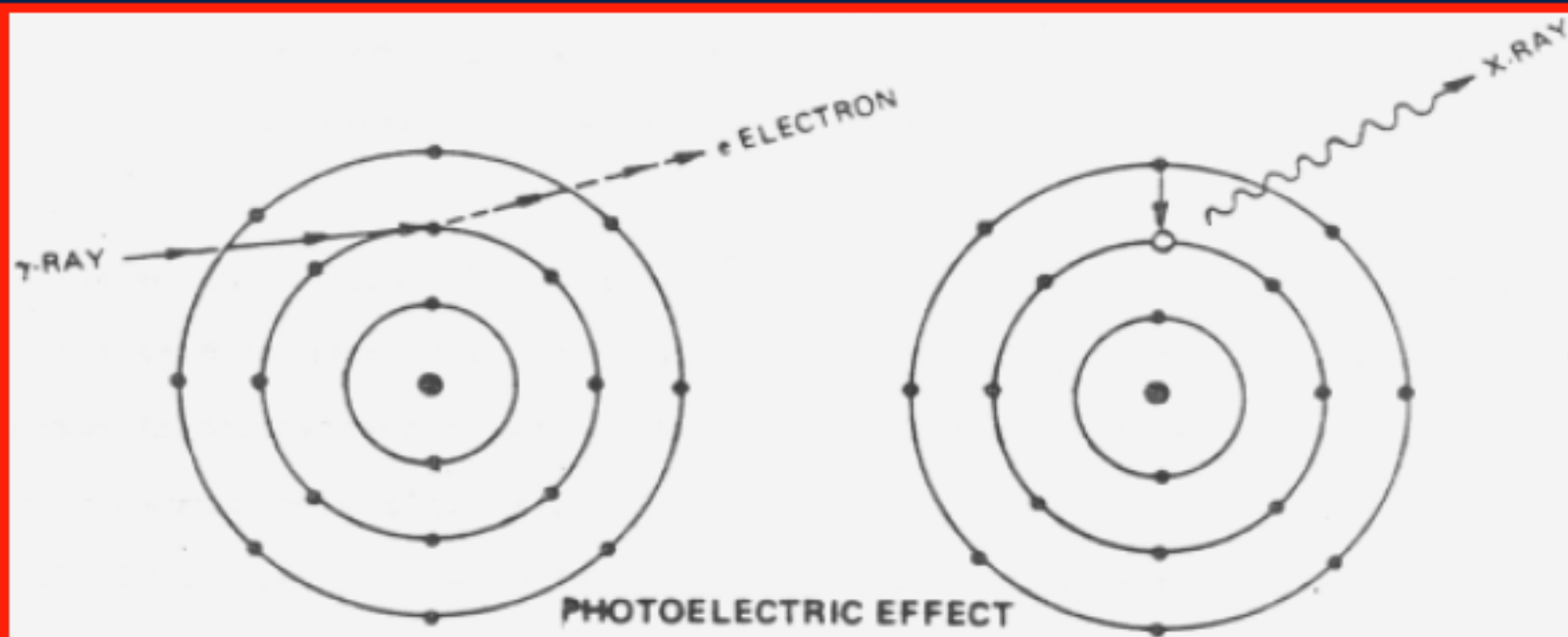
伽玛射线与物质作用的三种主要效应：

- 光电子效应
- 康普顿效应
- 电子对生成



# 光电效应

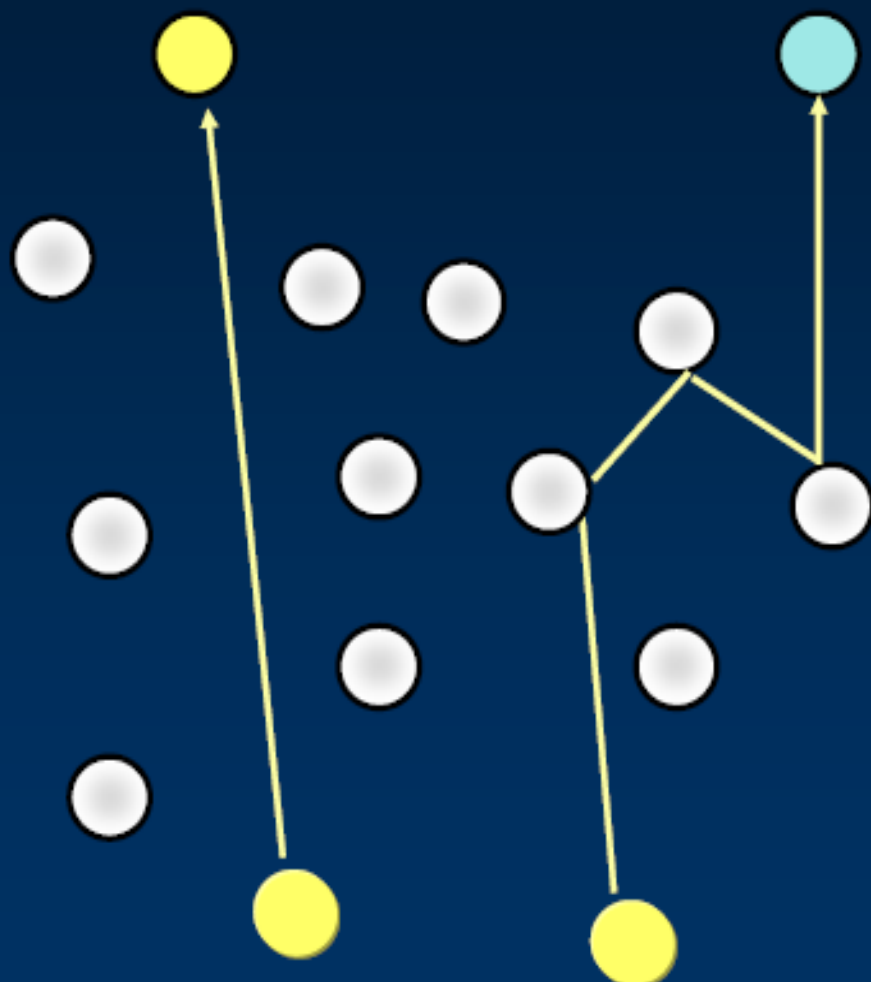
- 伽玛光子和物质作用时被原子吸收，能量交给壳层电子，电子脱离原子而发射。
- 原子因外壳层电子补充内壳层电子的空缺，会发射标志x线。
- 随光子能量的增加 ( $> 1\text{MeV}$ )，光电效应减弱。



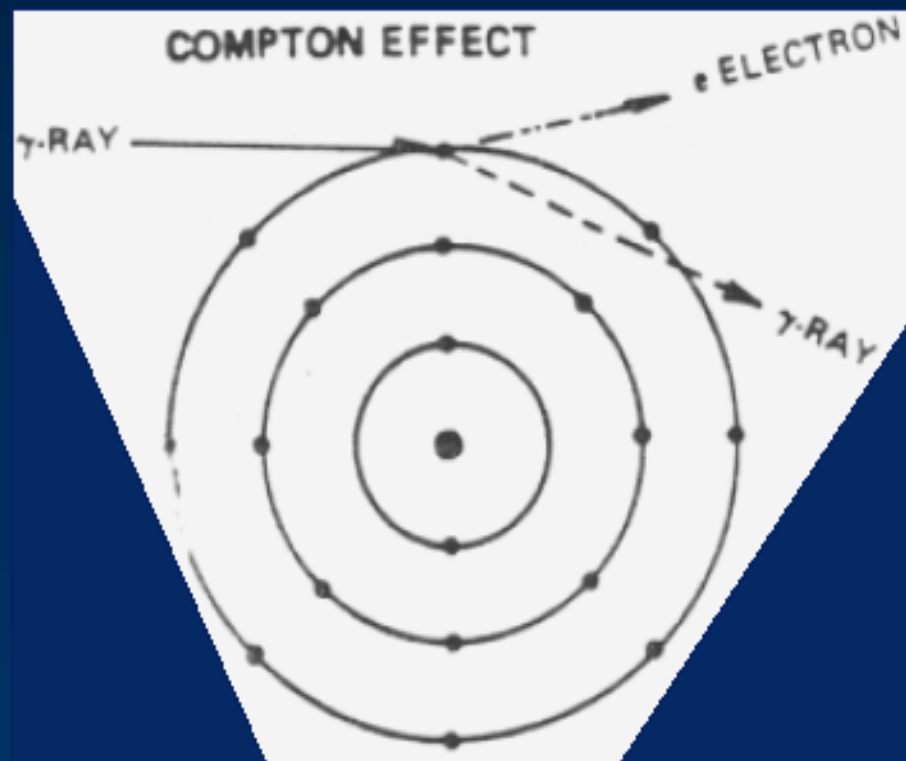
# 康普顿电子生成

■  
Photopeak

Compton



- 当伽玛线光子和外层电子弹性碰撞后，交出部分能量使电子释放，即康普顿电子。



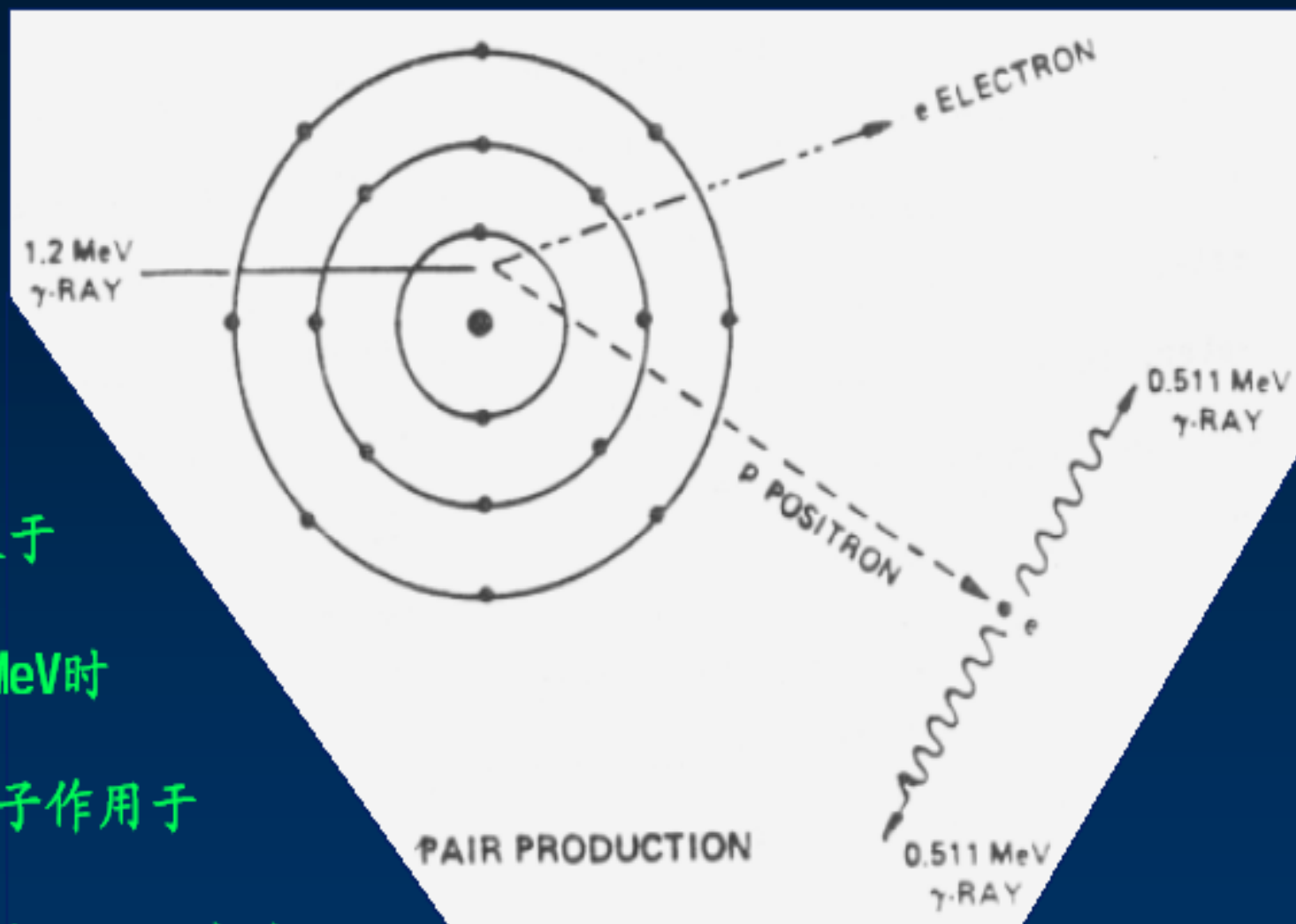
# 电子对生成

- 发生在光子能量大于

1.022MeV时

- 发生在光子作用于

原子核的附近区域时



# 伽玛射线与物质的作用



## 伽玛线与物质作用的特点

光电效应：光子被吸收，产生光电子

康普顿效应：光子散射，改变方向，部分能量使电子释放

电子对生成：光子被吸收，产生电子对

光子能量低时 ( $<1 \text{ MeV}$ ) 主要是光电效应和康普顿效应

光子能量高时 ( $>1.022 \text{ MeV}$ ) 电子对生成显著

## 二、ECT与XCT异同

# CT

- 穿透型CT TCT(XCT)

(TRANSMISSION)

- 发射型CT ECT

(EMISSION)

单光子CT SPECT

正电子CT PET

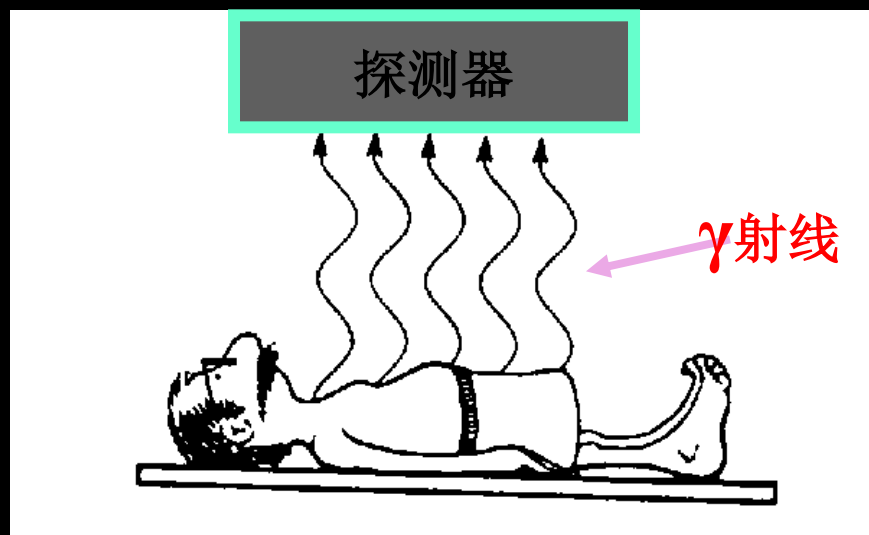
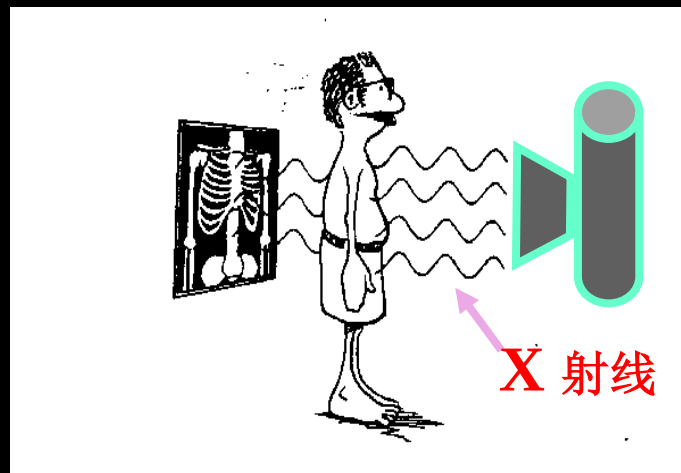
# ECT与XCT异同

- 1、采用的射线不同； **CT:X射线**， **SPECT:  $\gamma$ 射线**
- 2、成像原理不同；
- 3、影像的重建参数和诊断依据不同。  
XCT 衰变系数 组织的物理密度变化  
ECT 放射性浓度变化 组织的代谢功能差异
- 4、影像构成成分不同；
- 5、空间分辨率不同； XCT机:1—3mm  
ECT机:4—10mm
- 6、功能不同； XCT ——精细解剖结构  
ECT ——功能显像+解剖结构
- 7、电离辐射损伤不同；
- 8、探测技术都采用闪烁探测技术；
- 9、影像重建技术都采用滤波反投影法。



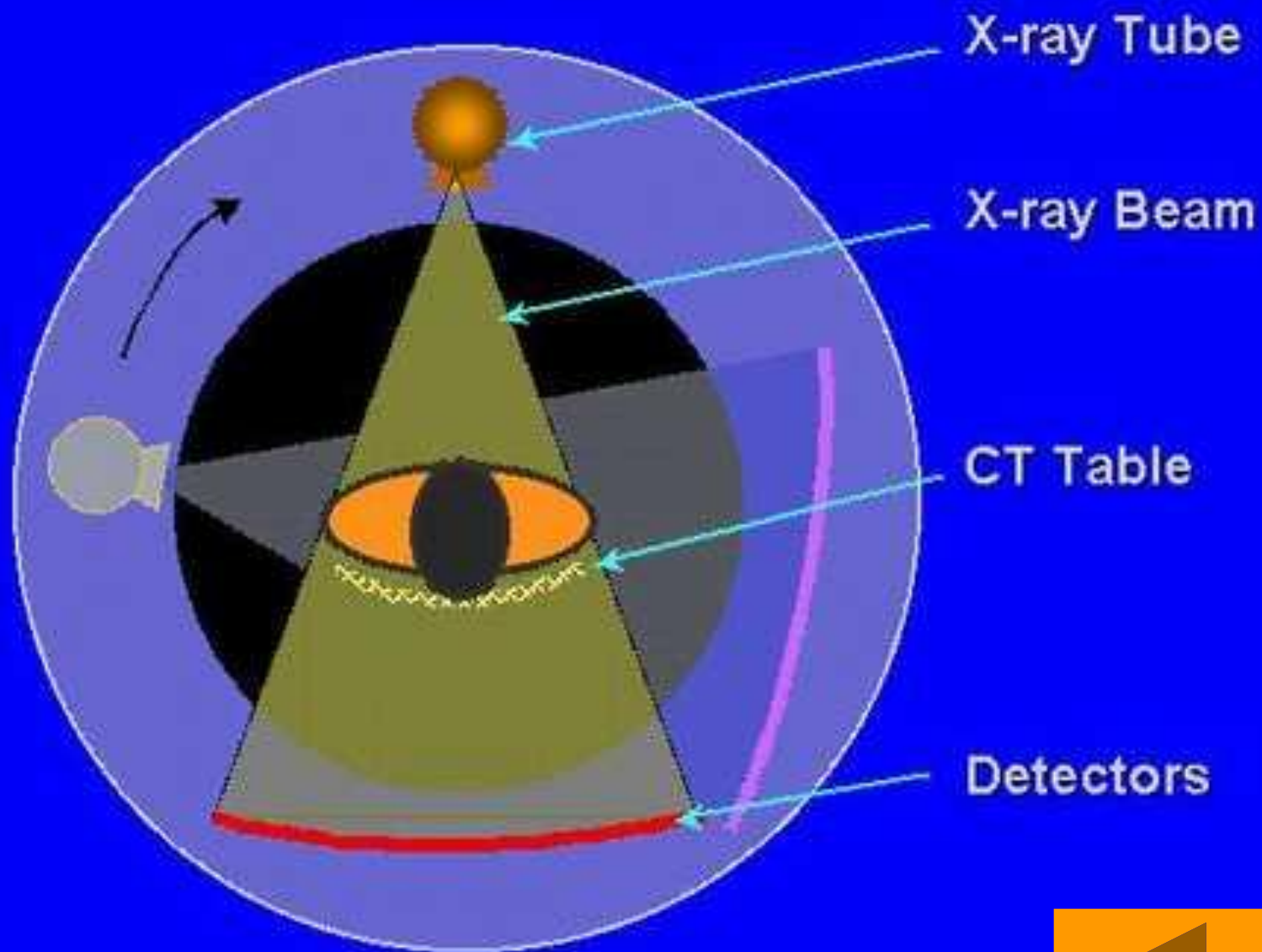
# 显像原理比较

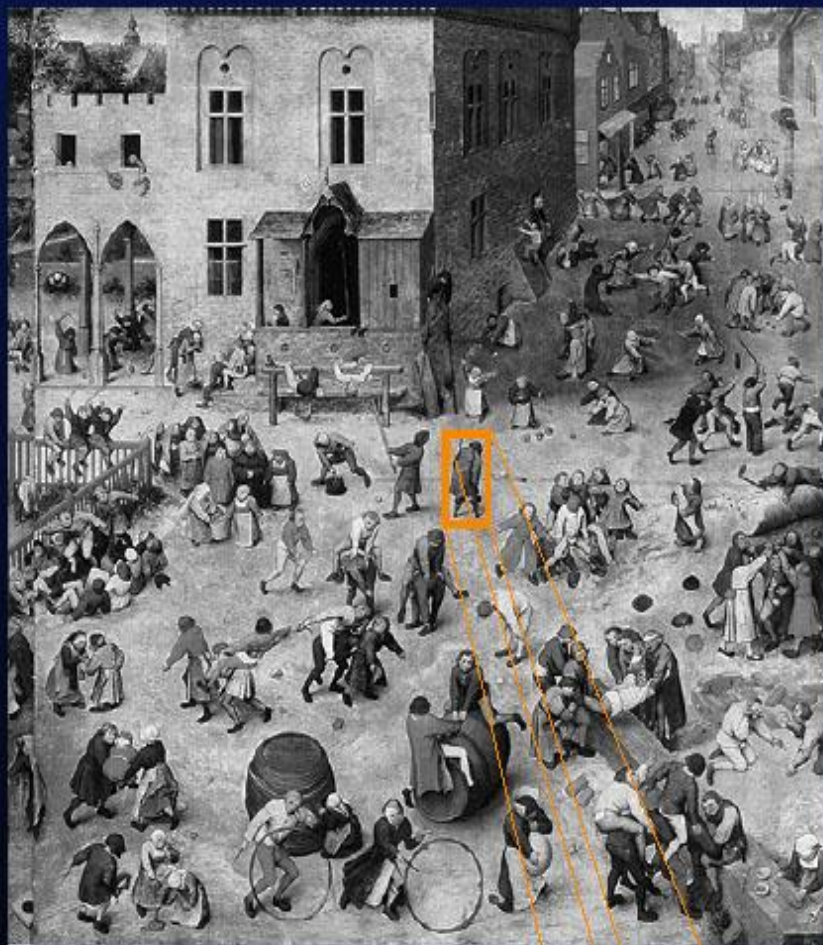
**CT:**利用外来的X射线作为放射源穿透人体，由于正常和病变组织的物理密度不同，构成一副反应人体组织密度差异的解剖图像。



**SPECT:**利用注入体内的放射性药物发出的 $\gamma$ 光子成像；放射药物可选择性聚集在特定的组织器官或病变部位中，使该脏器或病变与邻近组织之间有放射性浓度差，构成一副反应人体器官组织功能的解剖图像。

# Basic data acquisition in CT



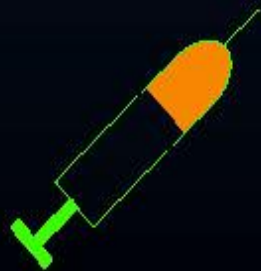


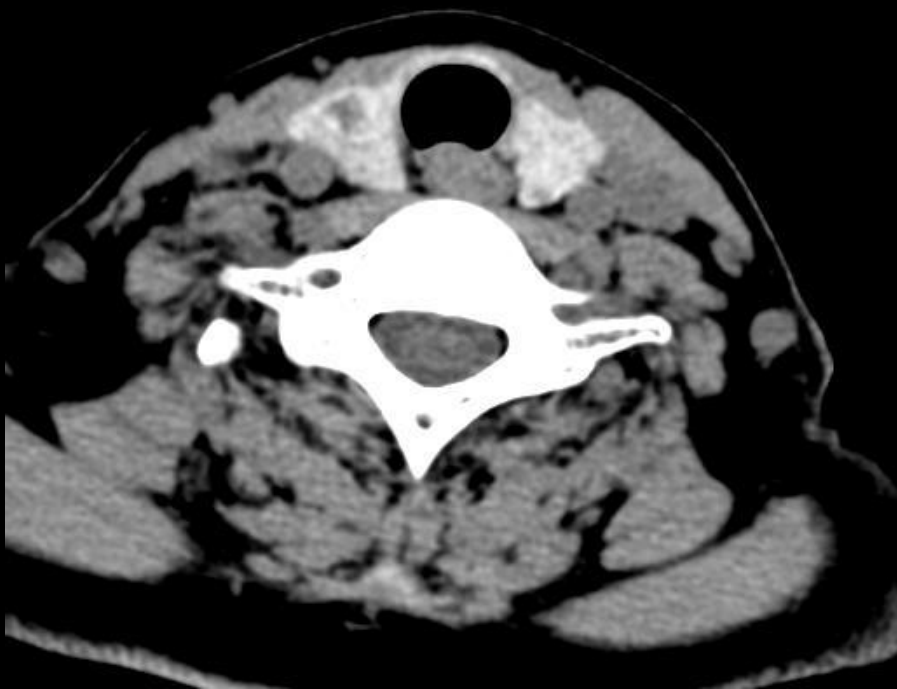
*P. Brueghel*

Anatomy



Function





# 三、SPECT特点

其他影像检查无法替代!!!

a、同时显示脏器和病变的功能及解剖结构；

b、可进行活体的分子水平研究（分子核医学）；

c、定量计算脏器体积及功能；半定量分析局部血流量；

d、疾病的早期诊断；

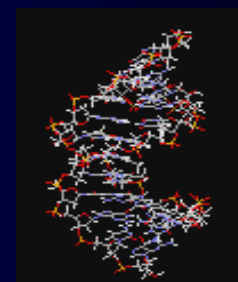
E、细微结构的精确显示不足



1892-2002年  
110 年单一影像  
解剖结构水平

今天  
功能分子影像  
组织、细胞水平

未来  
全新的影像模式  
分子、基因水平



诊断、指导治疗 → 预防、诊断和治疗

时间 1895 X-Ray



4D U/S



PET

SPECT-PET/CT



Genetic  
Records



Nano-Tech



Handheld  
Laboratories

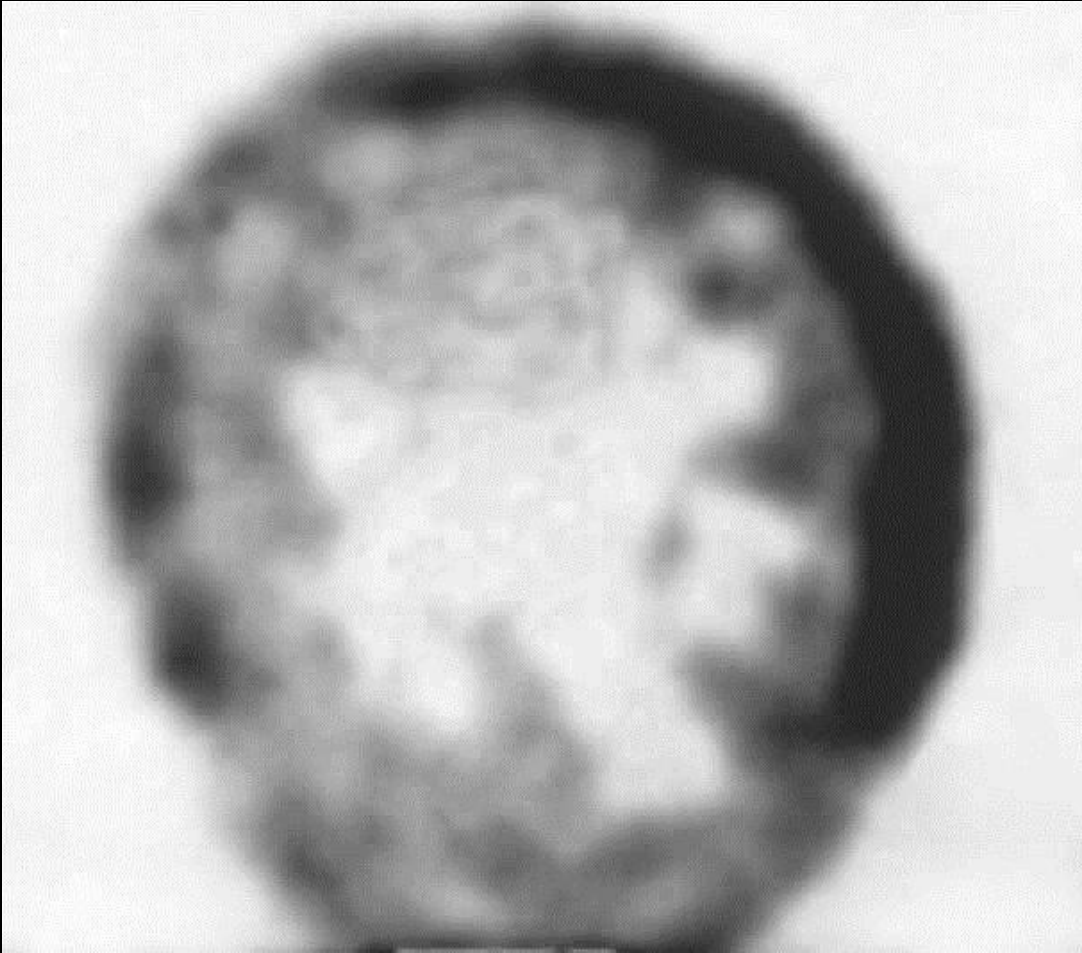
# Images of Mind

Generating  
Verbs

Speaking  
Words

Hearing  
Words

Seeing  
Words



**脑部不摄取放射性血流灌注显像剂是脑死亡的有力证据。该项诊断具有法律效率 。**



# 疾病的发生发展时序及各种影像的诊断能力

表达异常

代谢异常

功能异常

结构改变

临床表现

MR/CT

灵敏度 (mol)

解剖显像  $10^{-3}$

f - MR

功能解剖显像  $10^{-5}$

功能影像

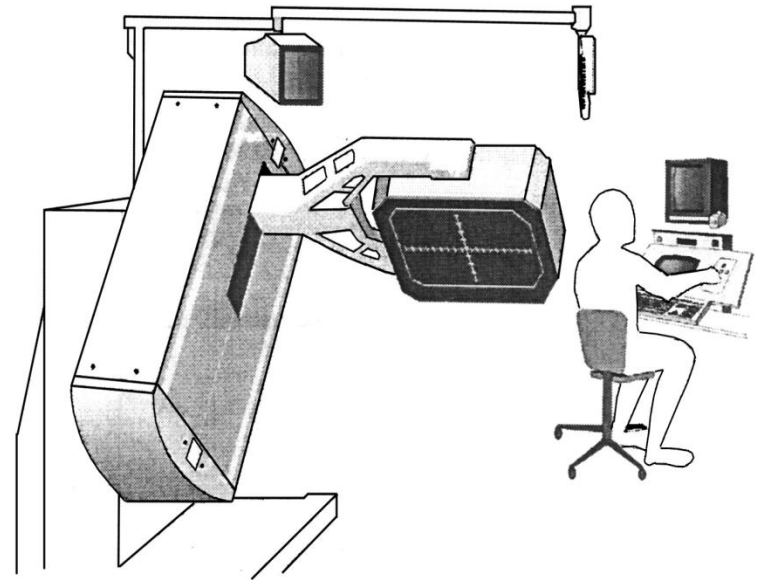
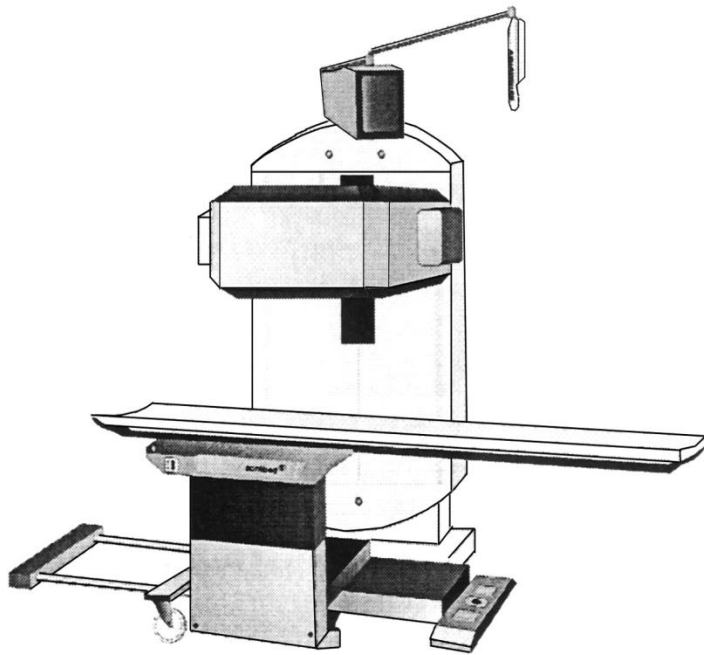
功能显像  $10^{-9}$

分子影像

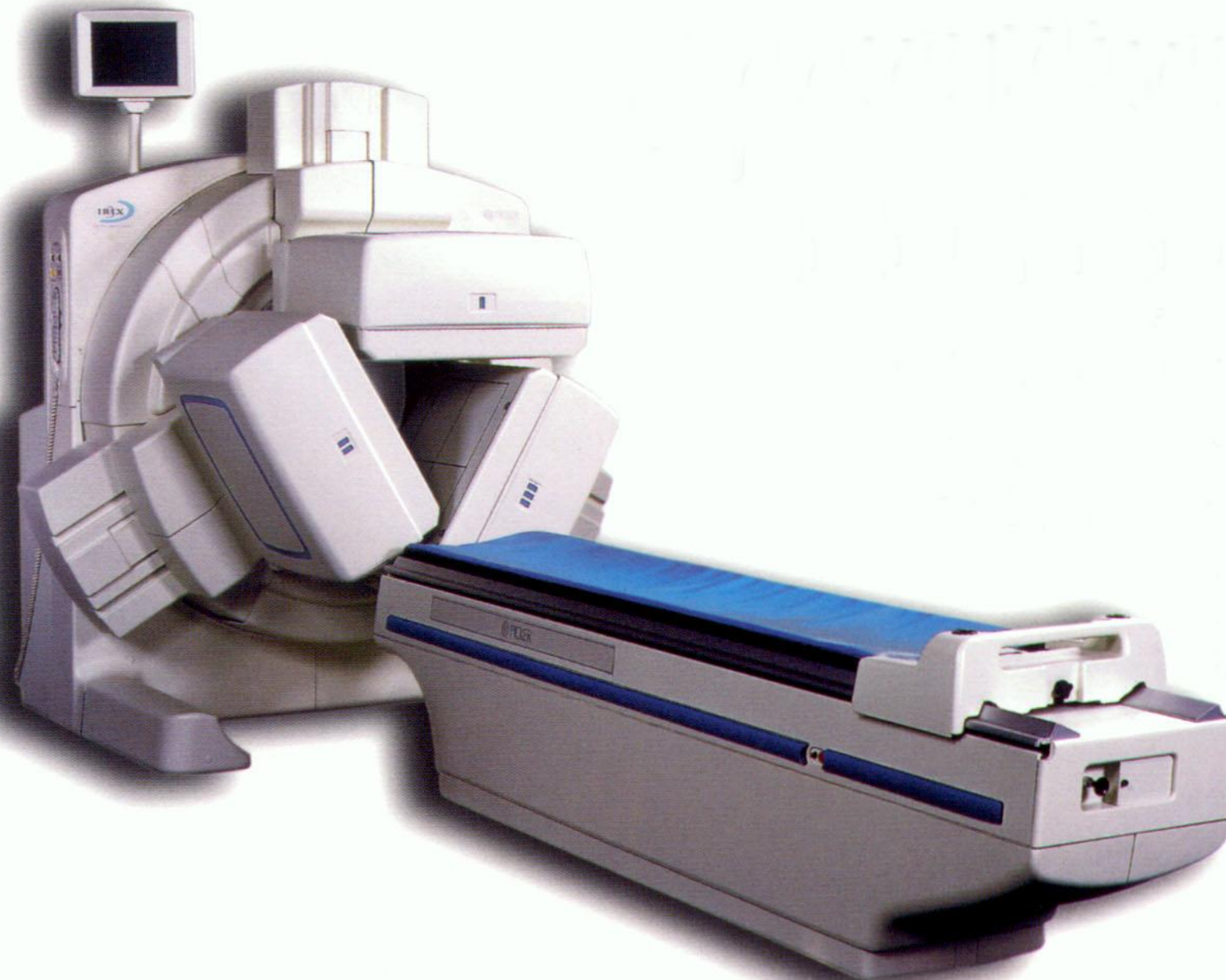
分子显像  $10^{-13}$

# 四、SPECT的发展史

- Scanner 1950年 Casson
- $\gamma$ -Camera 1956年 Anger
- 电子计算机+ $\gamma$ 照相机 1970年
- SPECT 1979年 Kuhl,etal
- SPECT设备发展
  - 1、单探头机发展至双或三探头机
  - 2、 SPECT-XCT
  - 3、 SPECT-PET (XCT)









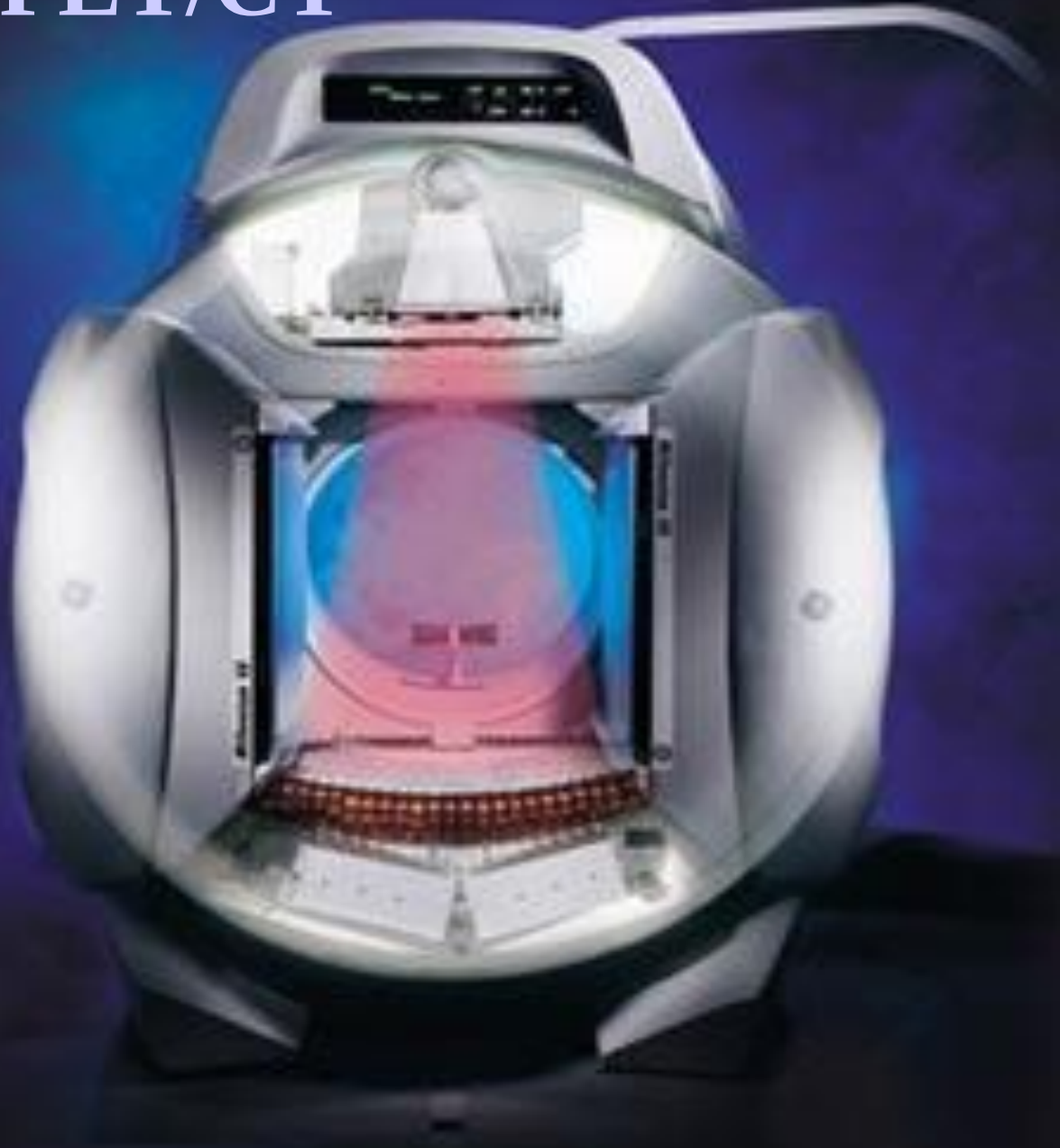
# SPECT应用发展

美国：1989年耗资2.5亿购买800台，  
普及县级医院。

中国：1983年首次从美国引进四台，  
88年44台，  
91年56台，  
2002-11-18为423台，  
2008-2为786台。

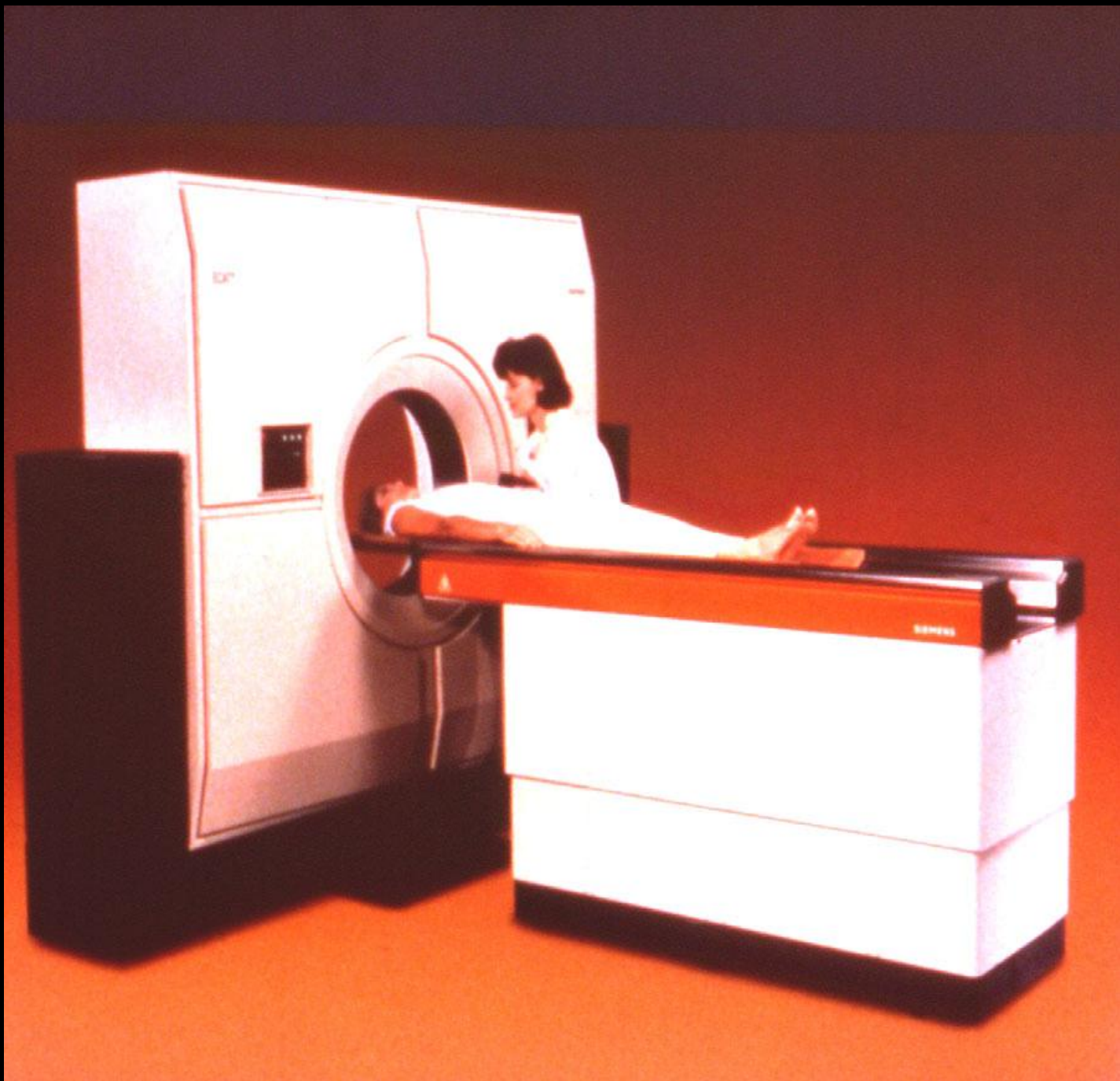
-

# SPECT/PET/CT



# PET历史

- 正电子扫描机 1954年  
单光子及符合探测，平面像
- 正电子伽玛照相机 1959年
- 正电子发射断层（PET） 1976年
- 分子符合探测（MCD） 1994年

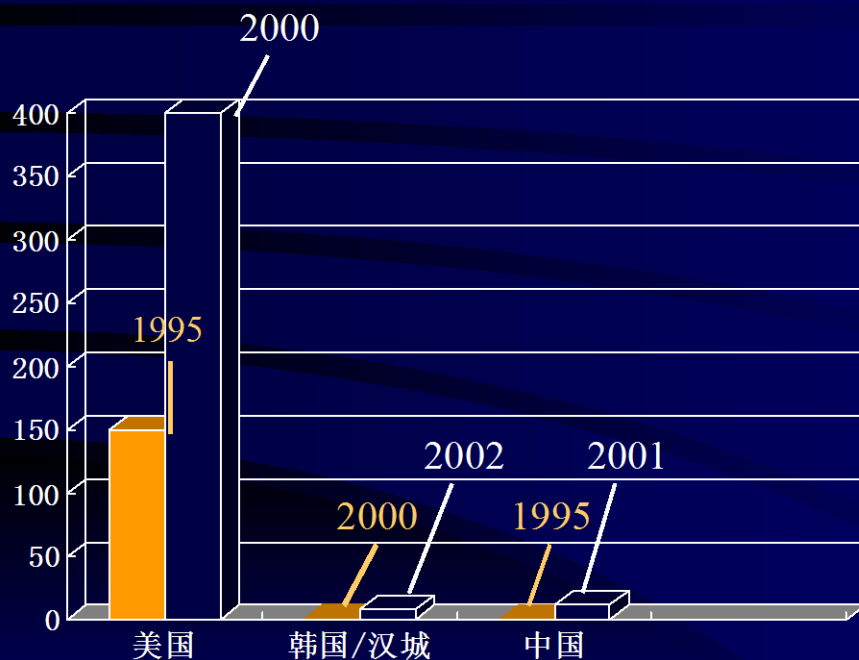


ALLEGRO

ADAC  
Laboratories



# 1995年后PET在全世界发展状况



**美国** 1995年 150台  
2000年 400台

**韩国** 2000年 2台  
/汉城 2002年 8台

**中国** 1995年 1台  
1998年 6台  
2001年 12台

# PET/CT的发展历史

- 1953年 正电子探测脑肿瘤
- 1963年 发射断层
- 1973年 Hounsfield发明CT
- 1976年 PET用于临床
- 1991年 螺旋CT问世
- 1995年 Townsend研制PET/CT, NCI Grant
- 2000年 PET/CT在北美放射学会问世
- 2001年 PET/CT用于临床
- 2002年 LSO PET/CT UPMC

# 第一代PET/CT = PET + CT

BGO探测晶体

2D+3D采集，重建

单排螺旋CT

前后孔径不一致

融合后的图像不能进行再重建

没有特殊设计的检查床





第二代：**BGO** 晶体  
整合型

# biograph LSO



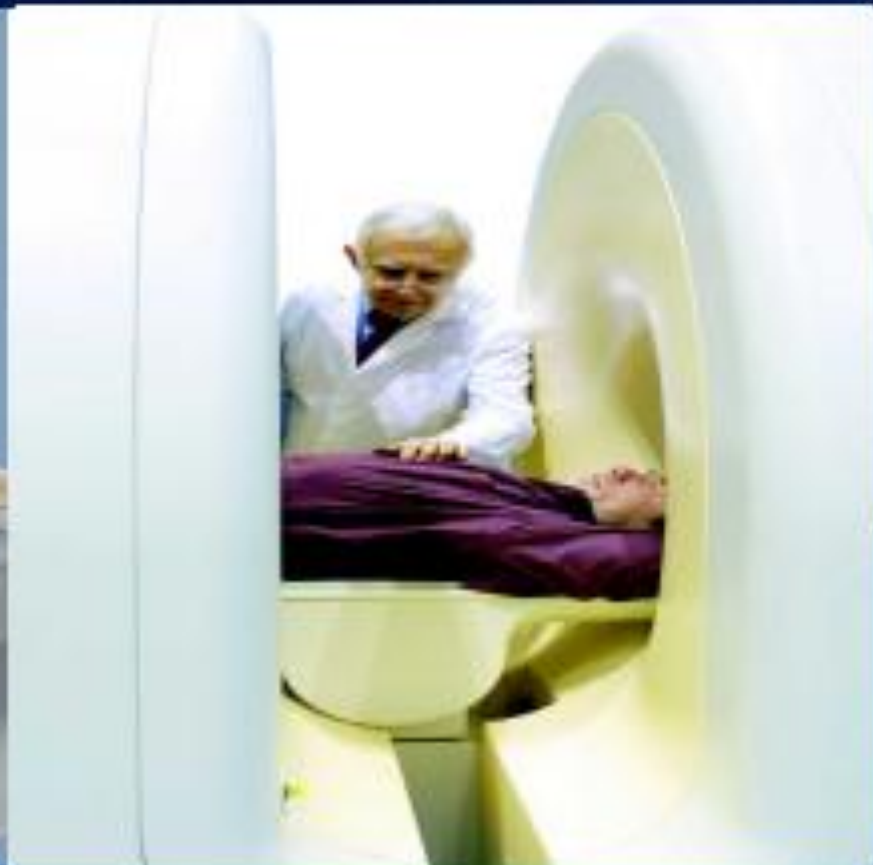
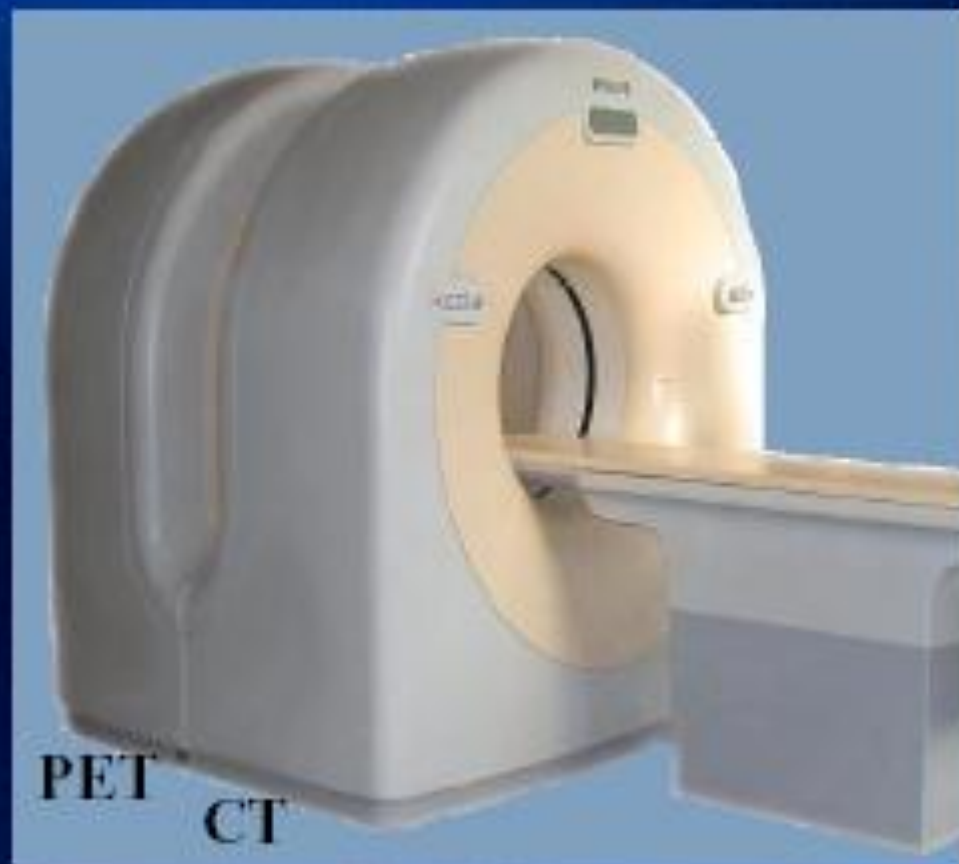
第三代：LSO 晶体  
2,16排 CT



第四代：LSO 晶体+ PICO – 3D  
2003 2,6,16排CT



## 第二代PET/CT: GEMINI 开放式, 可分离



*Let's make things better.*



**PHILIPS**

# 五、ECT发展障碍

## 1、光子通量限制

X-CT断层光子总数为ECT断层图的 $10^3 \sim 10^4$ 倍。

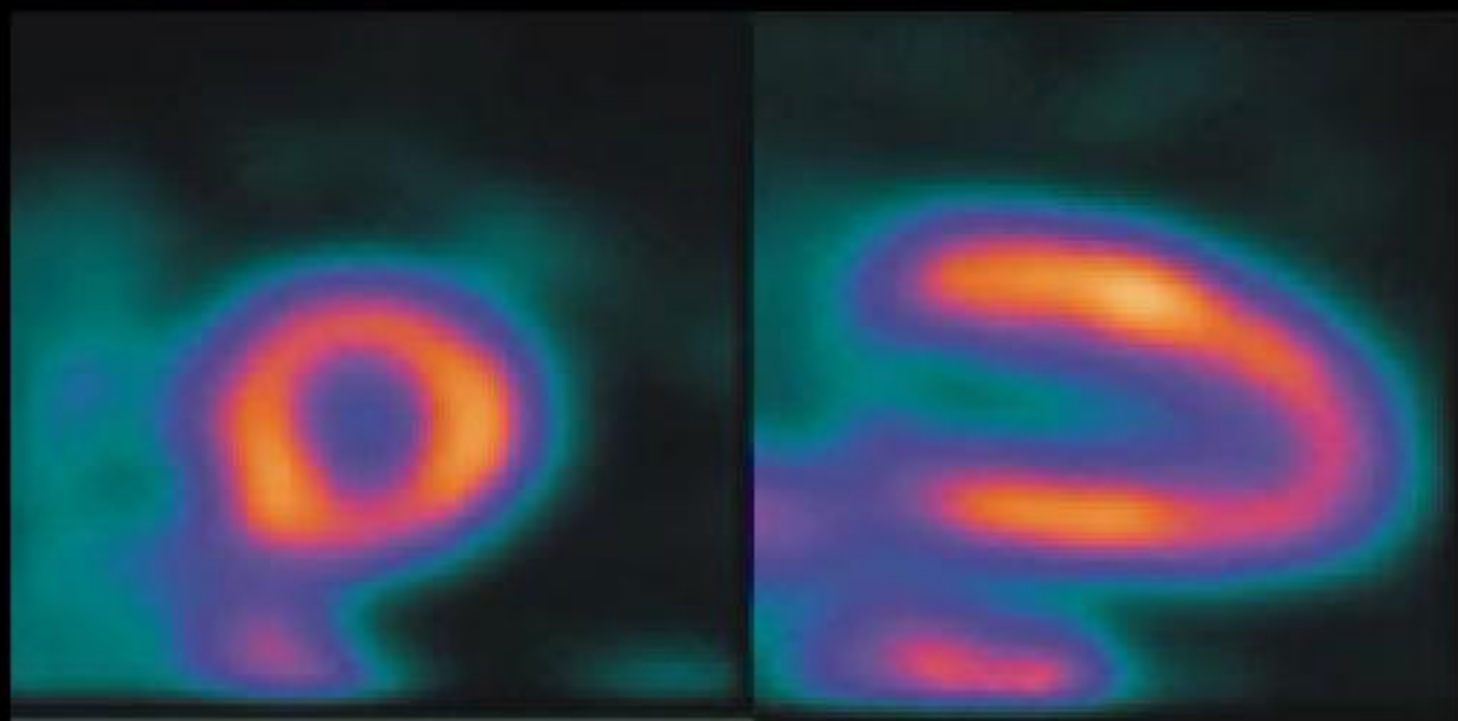
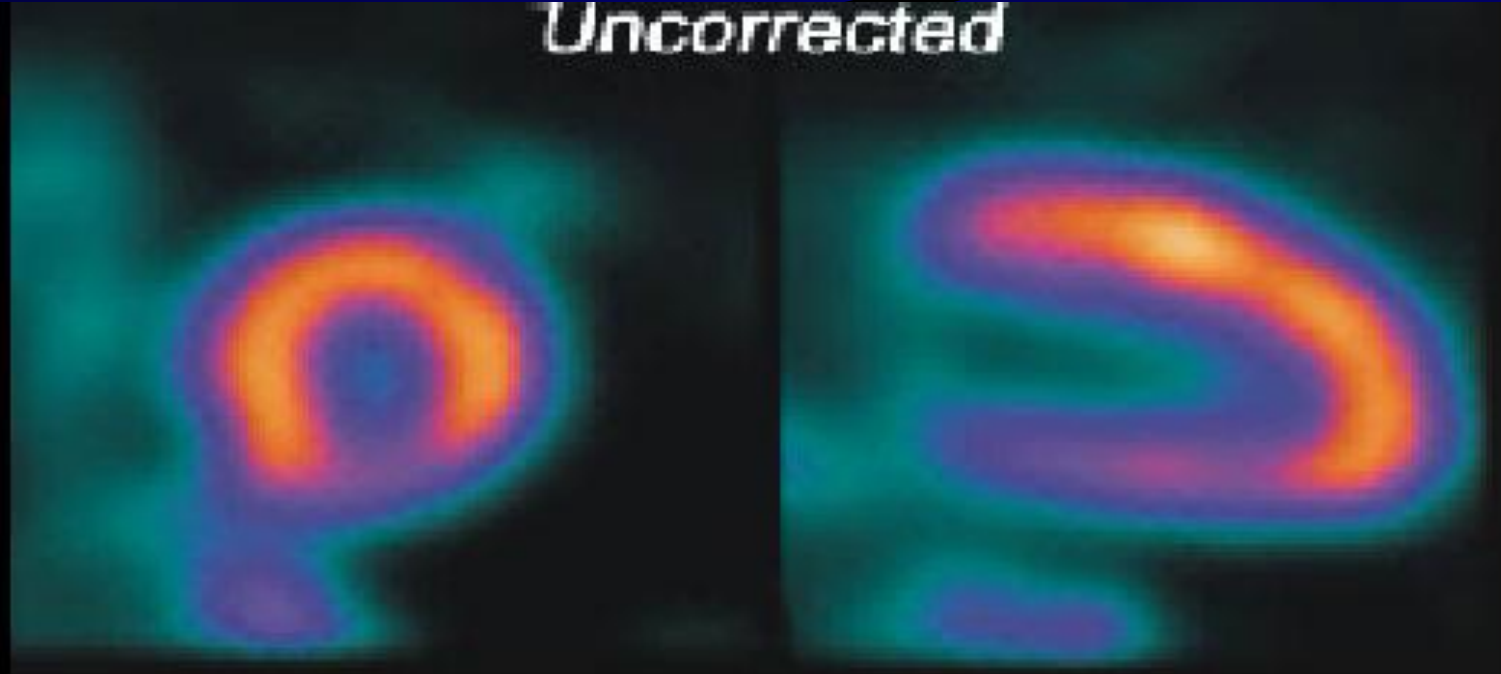
## 2、衰减校正.

衰减因素：组织的成分、脏器的大小、形状、放射性核素能量、时间等。

现多用平均衰减校正，实验研究用模型校正。

•

*Uncorrected*



# 第一节 概述

- 核医学成像时一种以脏器内外或脏器内正常组织之间的放射性浓度差别为基础的脏器或病变显示方法。
- 基本条件：
  - 1) 放射性药物：对被检脏器或病变组织具有选择性聚集分布，且与邻近组织之间的放射性浓度达到一定程度。
  - 2) 从体外探测体内 $\gamma$ 放射性的探测仪器与信息处理、显示成像。

# ECT显像的基本条件

- 能够探测脏器和病变中聚集的放射性并将之显示成像的核医学显像仪器（如：ECT）
- 能够选择性聚集在特定脏器或病变的各种放射性示踪剂

# 一、放射性药物

1、放射性药物：能够安全用于诊断或治疗人体疾病的放射性核素及其标记化合物。

2、放射性药物性质取决于两个基本成分：

- 放射性核素(标记物)： $\gamma$ 射线或 $\beta$ 射线
- 药盒(被标记物)：选择性聚集在特定的组织器官或病变部位的药物。

# (一)放射性核素(radionuclide)

## 1、放射性核素适用于ECT显像的条件

- 能发射中等能量的 $\gamma$ 射线;
- 合适的生物半衰期 几小时至数天;
- 合适的化学价态和较强的化学活性;
- 无毒无害。

•

## 2、常用放射性核素

SPECT最常用的放射性核素目前为 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$

其次为 $^{131}\text{I}$

PET最常用的放射性核素目前为 $^{18}\text{F}$

其次为 $^{11}\text{C}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$

### 3、医用放射性核素的生产方式

①反应堆 (Reactor):  $^{131}\text{I}$

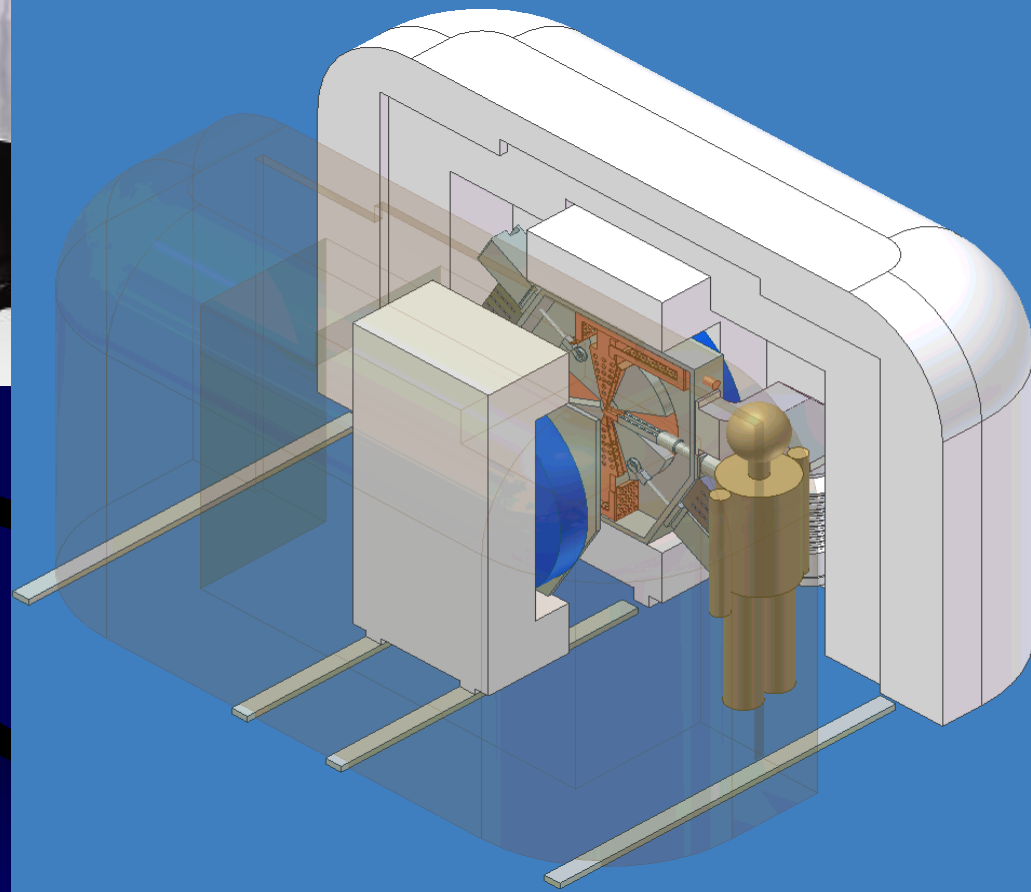
②加速器 (Accelerator):  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  
 $^{123}\text{I}$ ,  $^{111}\text{In}$

③放射性核素发生器 (Generator):

$^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$   $^{113}\text{Sn}$ - $^{113\text{m}}\text{In}$

# 原子反应堆





回旋加速器 ( Cyclotron )

# ➤ $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$ 发生器

1、裂变型：干牛

$\text{Al}_2\text{O}_3$

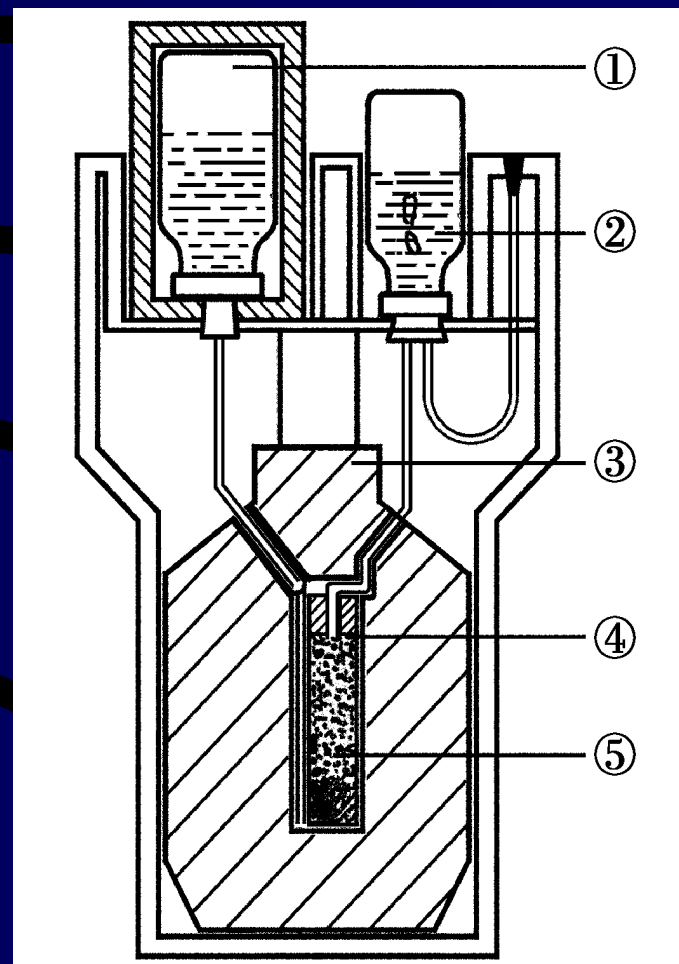
2、凝胶型：湿牛

钼酸锆酰 ( $\text{ZrOMoO}_4$ )



# $^{99m}\text{Tc}$ 的产生—— $^{99}\text{Mo}-^{99m}\text{Tc}$ 发生器

- 是一种内含母体核素 $^{99}\text{Mo}$ 能产生子体核素 $^{99m}\text{Tc}$ 的装置。母体核素 $^{99}\text{Mo}$ 以 $^{99}\text{MoO}_4^-$ 的形式吸附在 $\text{Al}_2\text{O}_3$ 或钼酸锆酰( $\text{ZrOMoO}_4$ )柱上,利用母子体化学性质不同,可用0.9%  $\text{NaCl}$ 洗脱液将子体核素 $^{99m}\text{Tc}$ 以 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 的形式洗脱下来,而母体仍留在发生器内,子体核素随母体衰变而增长,同时又因它自身的衰变而减少。



## 4、 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 特性

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 为目前最理想和最常用的放射性核素

1、 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 由 $^{99}\text{Mo}-^{99\text{m}}\text{Tc}$ 发生器产生

2、 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 是纯 $\gamma$ 光子发射体；

3、能量为141keV,  $T_{1/2}$ 为6.02h；

4、 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 化学性质和碘相似，非常活泼，能够标记合成多种供临床使用的放射性药物，几乎可以用于所有脏器的显像。

SPECT检查使用的放射性核素90%是 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$

## 5、 $^{99}\text{Mo}$ – $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 的衰变-生长关系

0h 3h 6h 12h 18h 23h 48h 66h 72h 132h

$^{99}\text{Mo}$  3.70 3.58 3.48 3.26 3.06 2.91 2.23 1.85 1.74 0.93  
(GBq)

$^{99\text{m}}\text{Tc}$  0 0.93 1.56 2.25 2.50 2.55 2.14 1.78 1.67 0.89  
(GBq)

$^{99\text{m}}\text{Tc}/^{99}\text{Mo}$  0 26.0 45.0 68.9 81.9 87.7 95.9 96.2 96.1 96.2  
(%)

## 6、 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 放射性药物的制备

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 从 $^{99}\text{Mo} - ^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 发生器获得，以  $\text{Na}^{99}\text{Tc}^{\text{m}}\text{O}_4$ 形式存在于洗脱液中。在此  $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 以高氧化态(+7价)存在，不能用它直接制备供临床使用的标记药物，必须将高氧化态锝还原为低氧化态。而在低氧化态  $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 化学性质活泼，在一定pH条件下可以和许多含O、N、S等有机或无机物产生作用形成络合物。

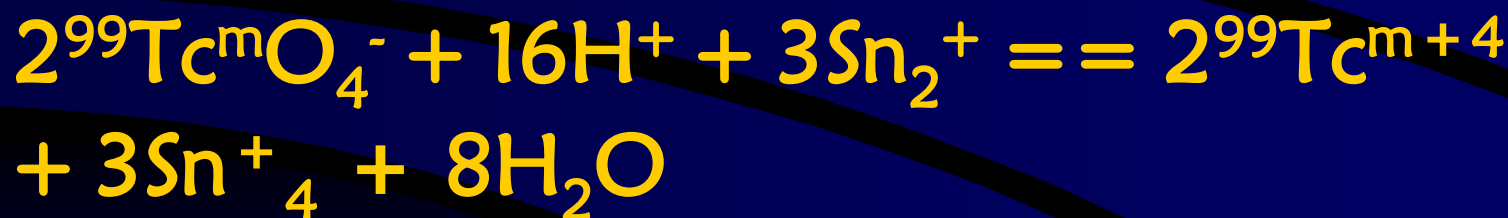
# 还原反应

- 还原剂——氯化亚锡( $\text{SnCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ )

1、把 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}\text{O}_4^-$ 还原成低价态;

2、作为双金属螯合物中的第二种金属离子。

- 还原反应:



- 在其他物理化学条件下 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 还可能被还原为+3价或+5价。

## (二) 放射性药盒

- 1、作用：使放射性核素选择性聚集在特定的组织器官或病变部位中，使该脏器或病变与邻近组织之间的放射性浓度差达到一定程度。

•

## 2、常用放射性药盒

放射性药盒 临床用途

MIBI 心肌灌注断层

ECD、HMPAO 脑血流断层

MDP 骨骼显像

DTPA 肾小球功能显像

EC 肾小管功能显像

PHY 肝脏显像

EHIDA 肝胆动态显像

DX<sub>105</sub> 淋巴显像

MAA 肺灌注显像

## (三) 放射性药物

- 1、放射性标记(Radiolabeling): 通过一些物理的、化学的或生物学的方法, 将放射性核素的原子“引入”特定的化合物的分子结构中, 这个过程称为标记。由此制成的放射性核素标记化合物即为放射性药物。



# 放射性药物

## 放射性药品 临床用途

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}\text{O}_4^-$  甲状腺、心血池、

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -MIBI 心肌灌注断层

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -ECD 脑血流断层

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -MDP 骨骼显像

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -DTPA 肾小球功能显像

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -EC 肾小管功能显像

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -PHY 肝脏显像

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -EHIDA 肝胆动态显像

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -DX<sub>105</sub> 淋巴显像

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -MAA 肺灌注显像、静脉血管造影

## 2、放射性药物适用ECT成像的条件

(一) 良好的显像性能

靶器官：非靶器官  $> 5:1$

(二) 合适生物体内存留时间

a:保障采集剂量

b:较短的生物半衰期

(三) 制备过程简单、快速、不需复杂的设备和反应条件

## (四) 具有良好的稳定性

- 1、化学稳定性是指放射性药物具有确定的较为稳定的化学结构，不易发生分解氧化还原等化学变化。
- 2、辐射稳定性是指药物对自身辐射作用的耐受能力。
- 3、标记稳定性是指放射性核素的原子或基团与化合物结合的牢固程度，只有那些不易因时间、温度、介质等条件的影响而脱落的标记物，才适用于ECT的显像。
- 4、体内稳定性是指当放射性药物引入机体后，不易发生分解、变性或标记核素的脱落。

3 Hr Wholebody 2004-11-15

%

62

0



Anterior 1429K Duration:781 sec



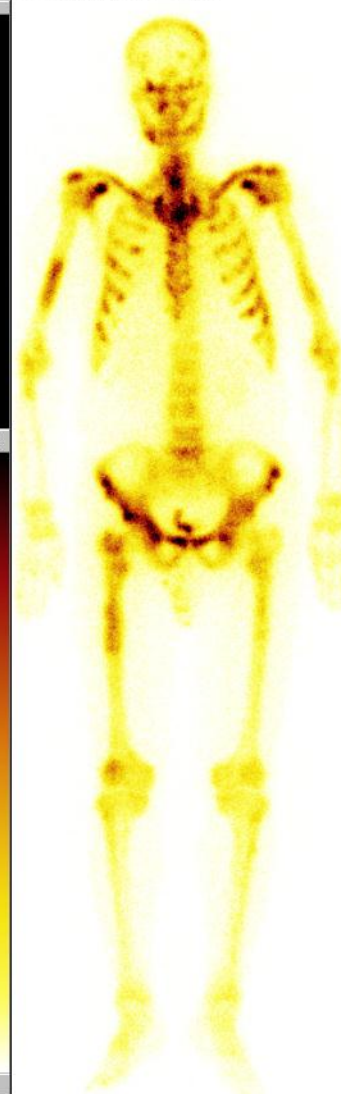
Posterior 1550K Duration:781 sec

3 Hr Wholebody 2004-11-15

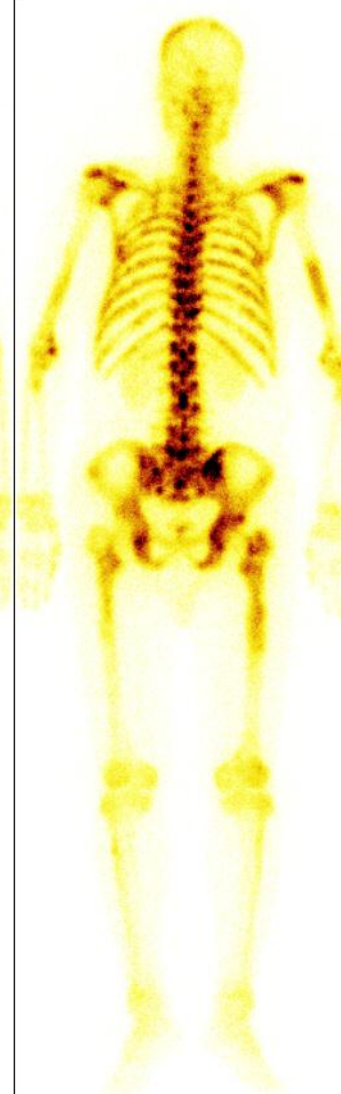
%

60

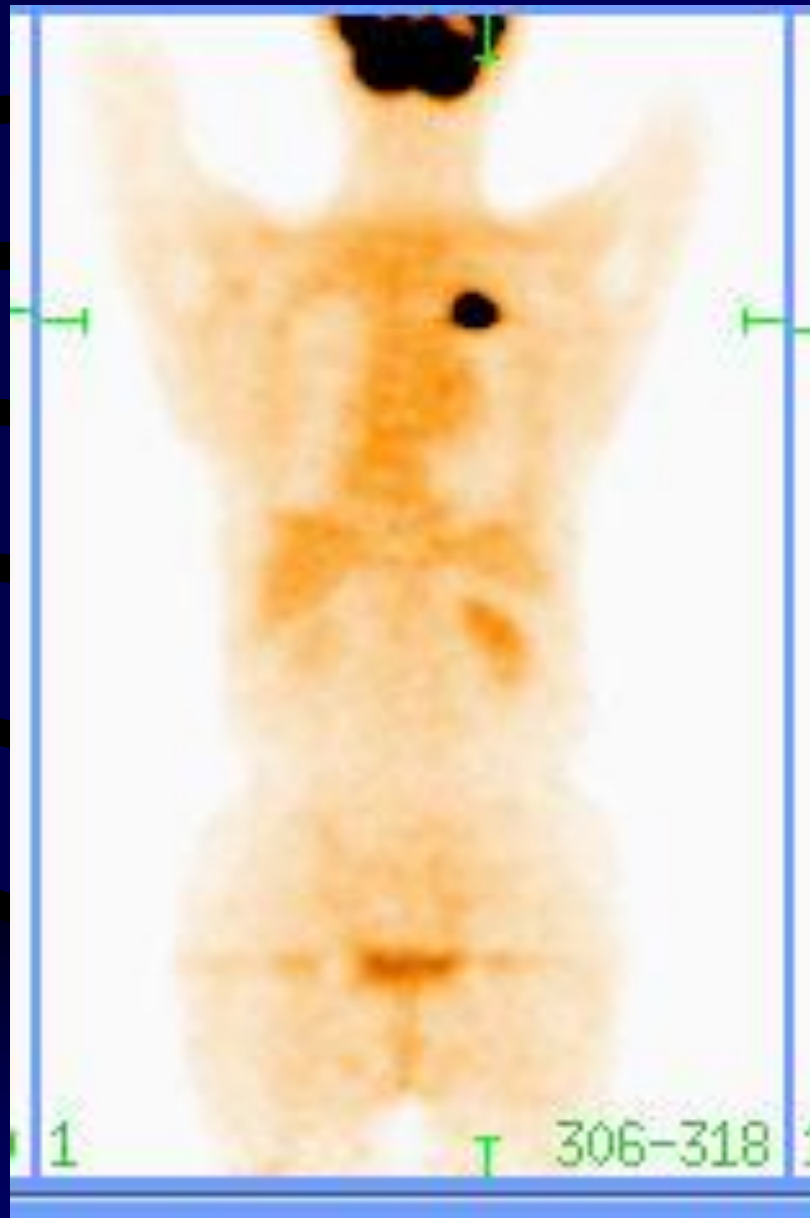
0



Anterior 1429K Duration:781 sec



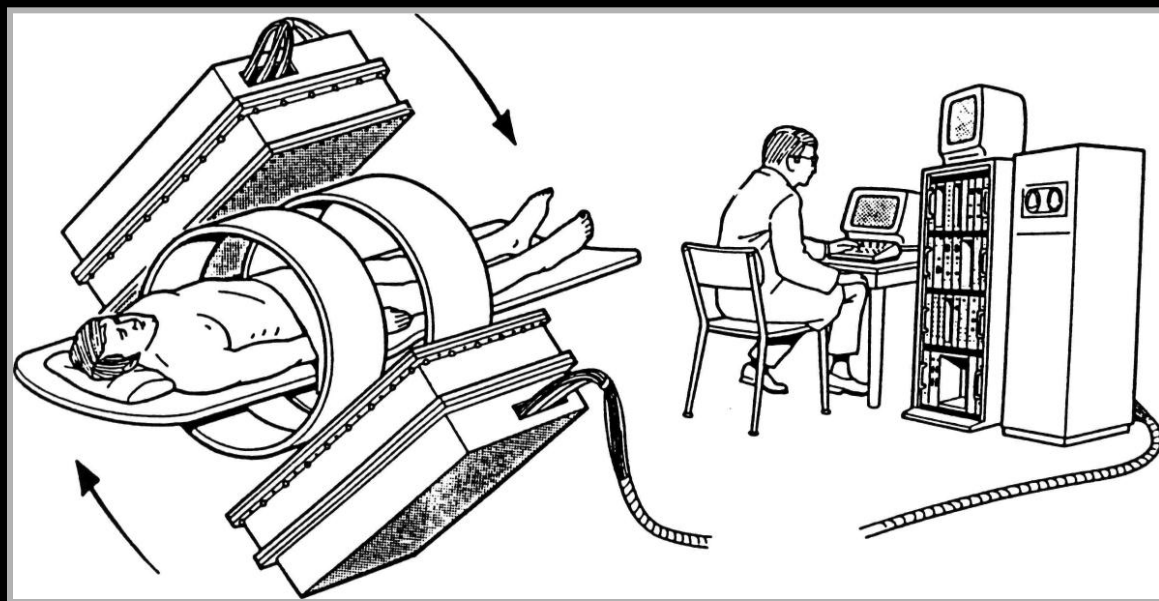
Posterior 1550K Duration:781 sec



# 分类及基本特点

- 主要有 $\gamma$ 相机，ECT (SPECT, PET)
- $\gamma$  相机
- SPECT 心，脑显像，尤其是脑血流和功能显像；
- PET：分子水平研究心脑血管代谢和受体功能的唯一手段。

同样较之平面显像，体层显像更加的准确，可以精确，定量的计算



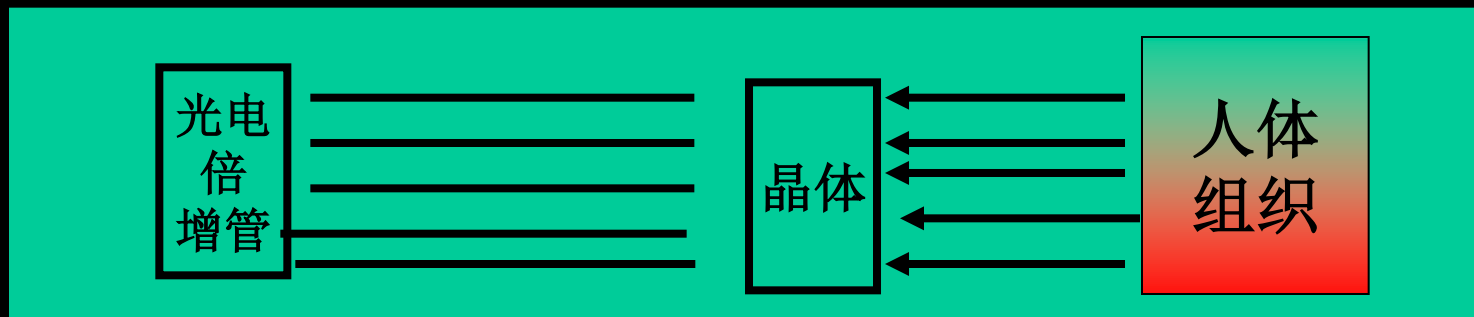
## 第二节 $\gamma$ 照相机



- 得到人体器官组织中放射性核素分布的图象设备。成像速度快、静态成像、动态显像、形态功能一起观察。如生命新成代谢现象有效观察。探测组织生理、生化过程。诊断肿瘤与循环系统疾病。1958年用于临床。
- 基本组成：探头、放大器、电阻矩阵电路、运算器、图象存储器、位置通道、能量通道、显示器、照相机等几部分组成。其它(如病人安置器件)

# 照相机探测器

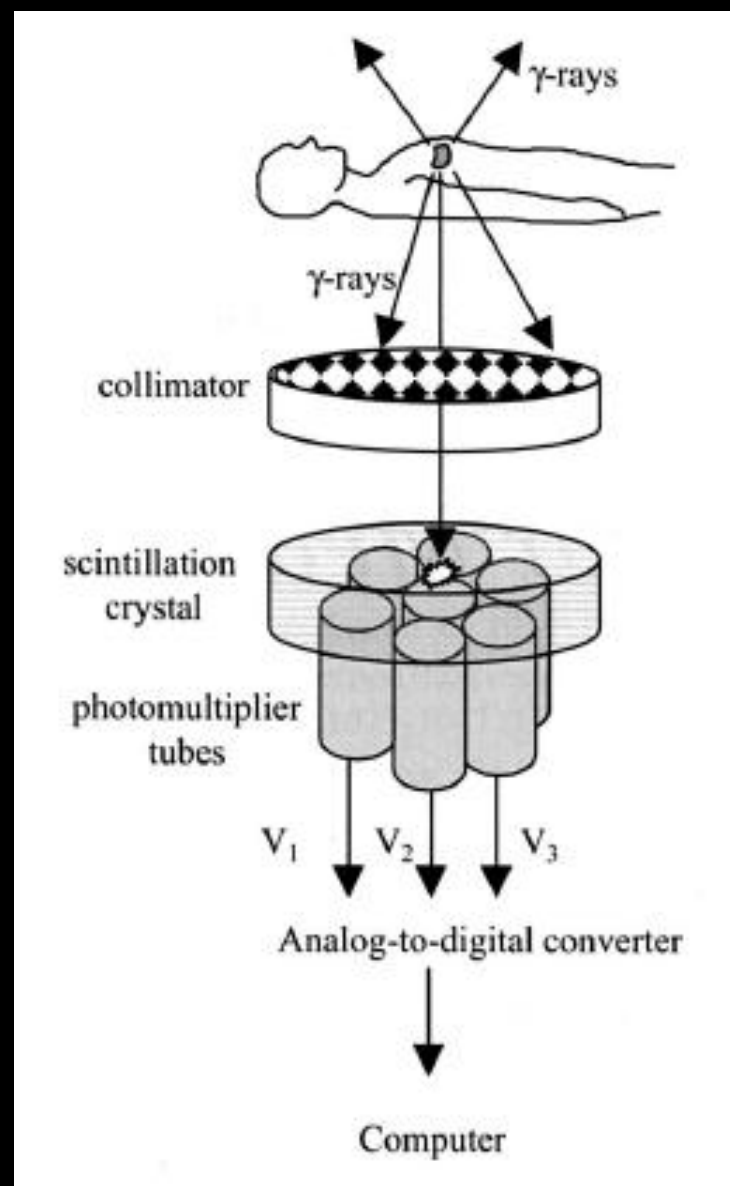
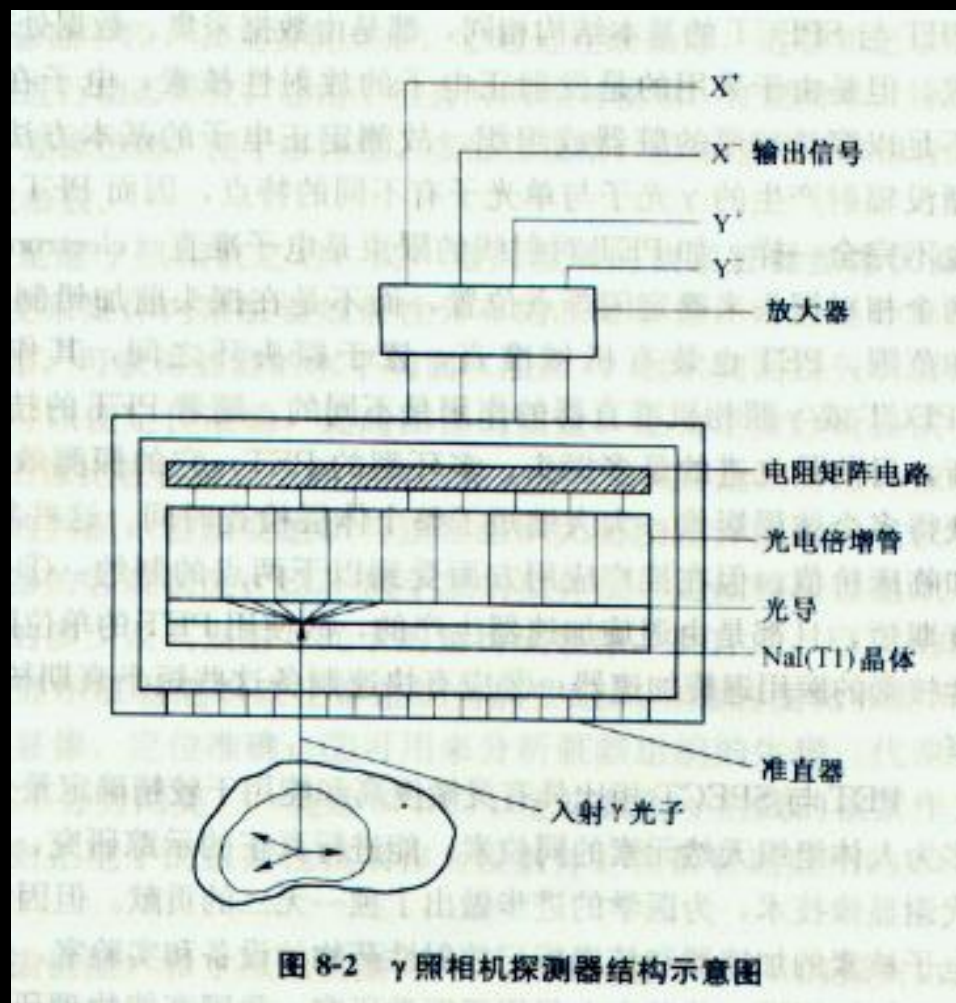
- 作用：将来自人体的 $\gamma$ 射线，转变成电信号。
- 组成：准直器、闪烁体、光导、光电倍增管。



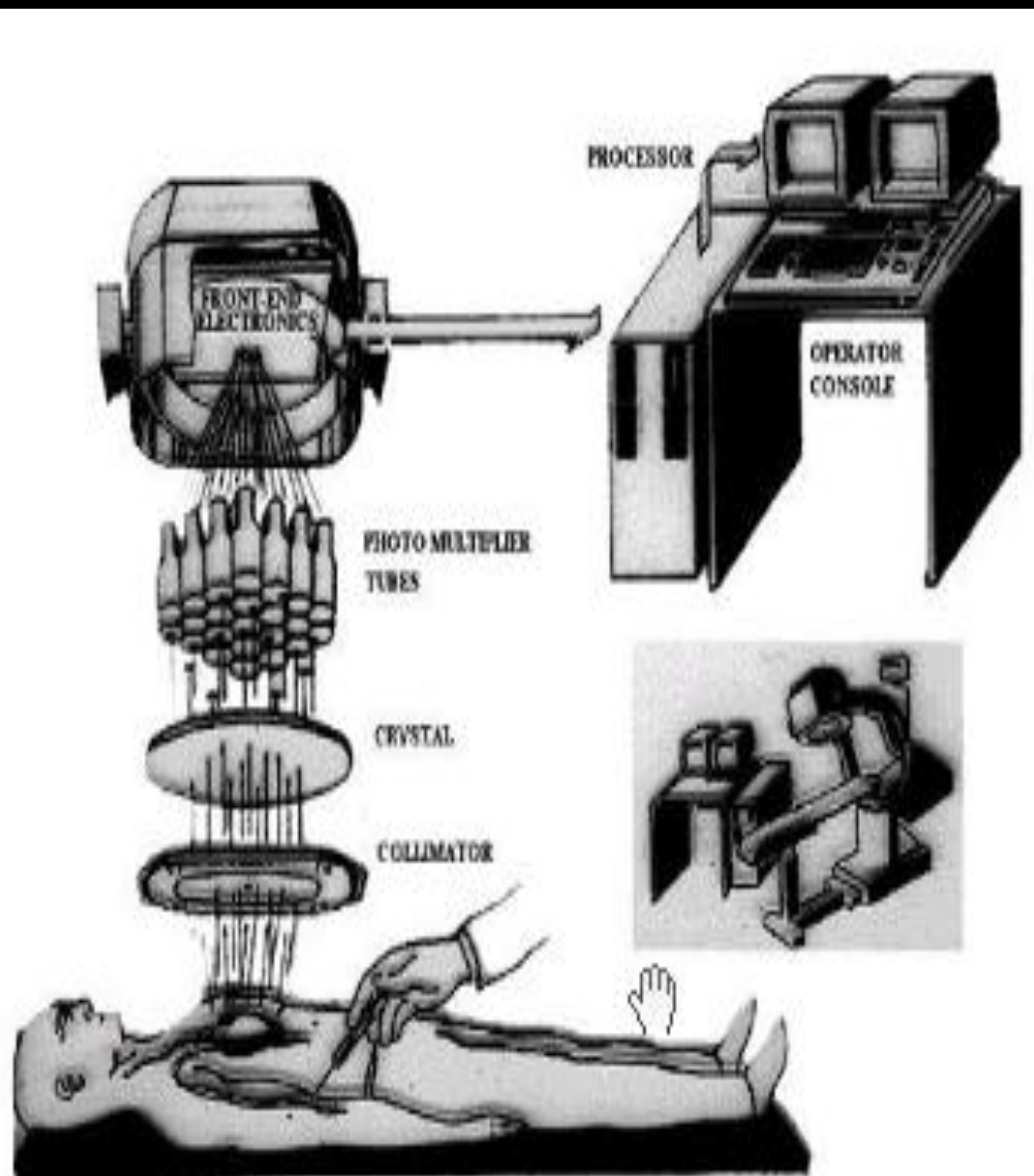
- 准直器：视踪原子核释放确定 $\gamma$ 射线的位置
- 闪烁体： $\gamma$ 射线打在碘化钠晶体上发光，光点的亮度等级与个数—记数率 $Y$ ，和 $\gamma$ 射线的强度的关系。
- 光导纤维：将闪烁体上可见光传递到光电倍增管光的阴极上
- 光电倍增管：将可见光转变成电流，并放大。

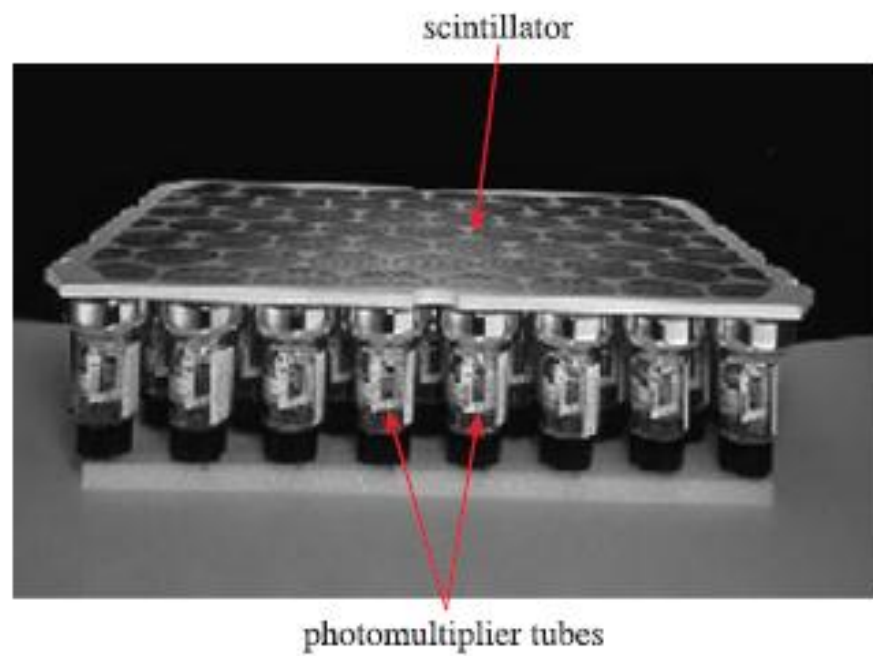
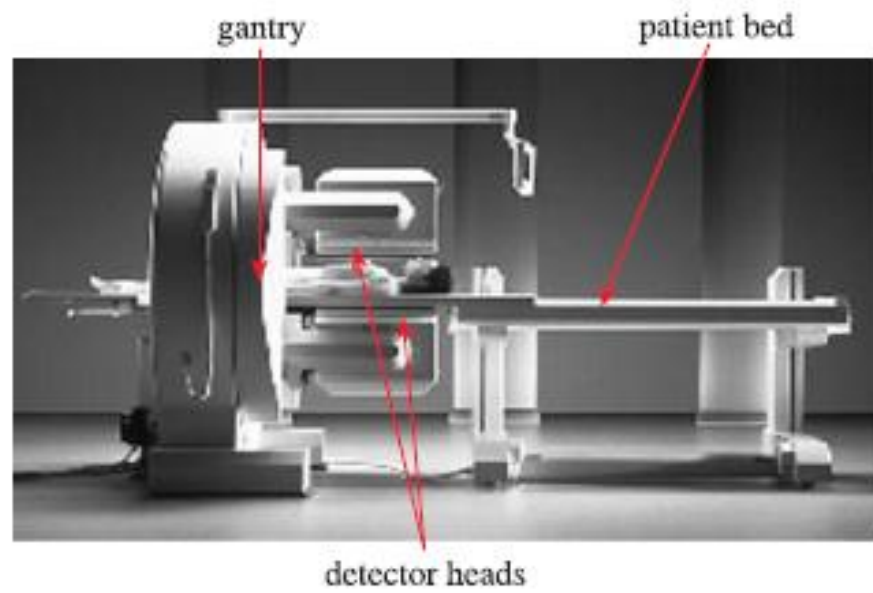
- 器官组织层面上视踪原子的密度与位置信息检测。闪烁体上光点的位置与亮度分析
- 工作原理：人体内吸收放射性药物后，产生 $\gamma$ 光子、经准直器入射到闪烁体上，闪烁体将 $\gamma$ 光子转变成可见光光子，由光导纤维将可见光传递到光电倍增管的光电阴极上，将他转变成电子，放大得到信号电流，依靠电阻矩阵电路、位置通道、能量通道提取闪烁点的位置坐标（X、Y），提取闪烁的亮度等级，分别调制CRT的X、Y、Z轴，最终在显示器上得到人体器官组织中放射性元素的分布图象。对荧光屏上清晰的可见光图象用照相机拍照。

# 结 构



- 准直器
- 闪烁晶体
- 光电倍增管
- 放大器
- X/Y位置线路
- 电脉冲信号分析器
- 显示记录装置





# 定位电路

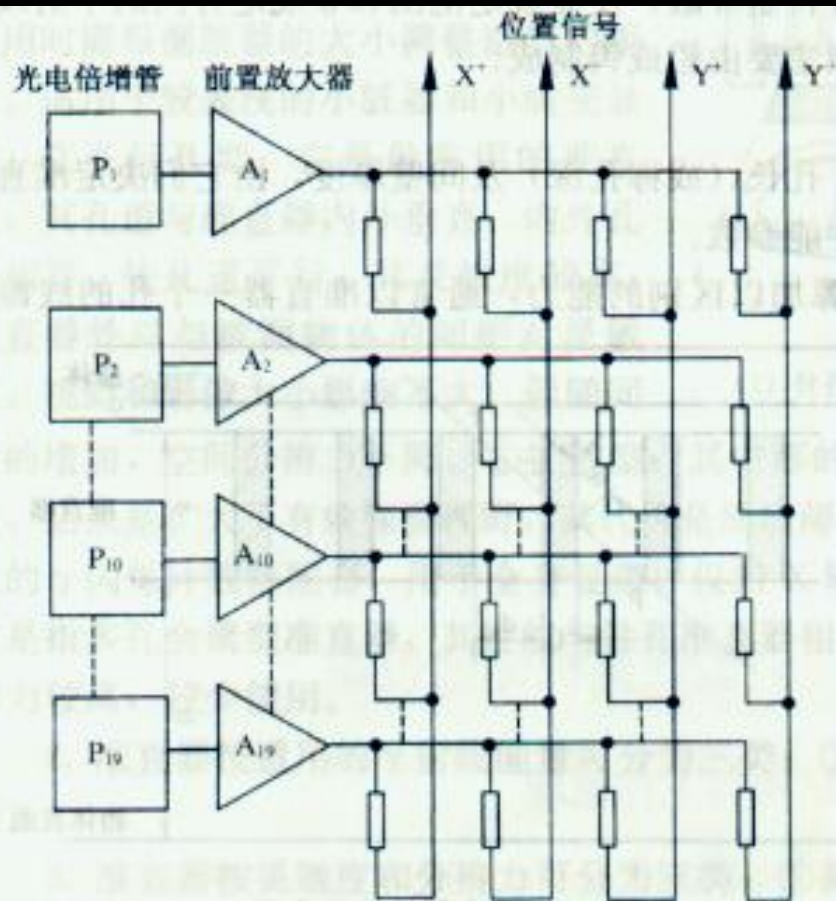


图 8-4 位置权重电阻矩阵示意图

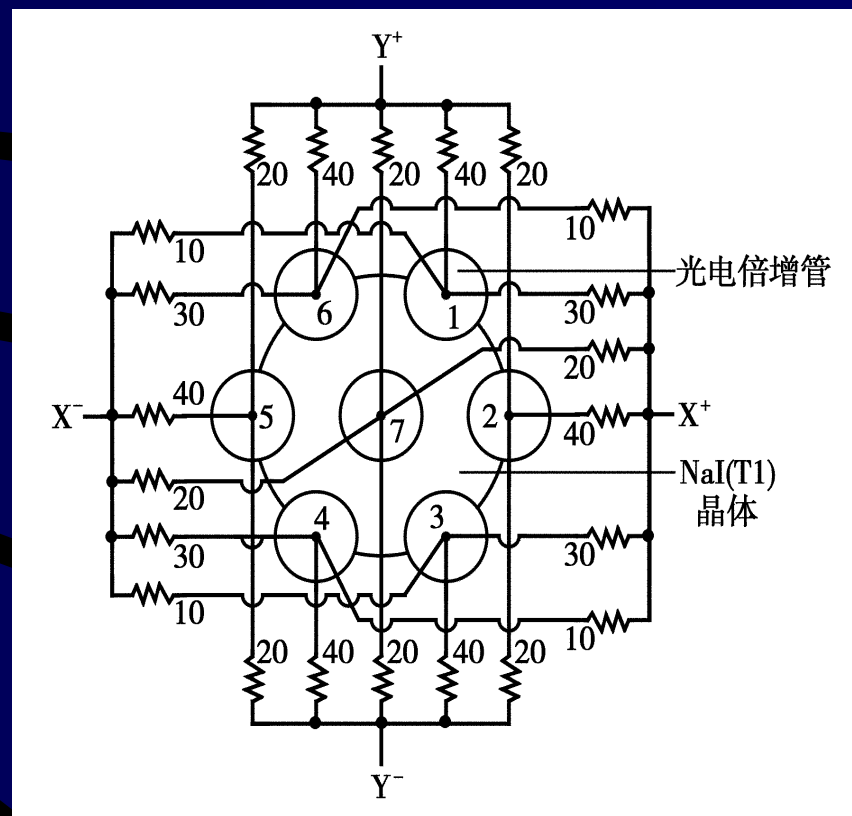
# 定位计算电路

1、作用：是将光电倍增管输出的电脉冲信号转换为确定晶体闪烁点位置的X、Y信号和确定入射 $\gamma$ 射线的能量信号。

2、模拟定位计算电路分类：

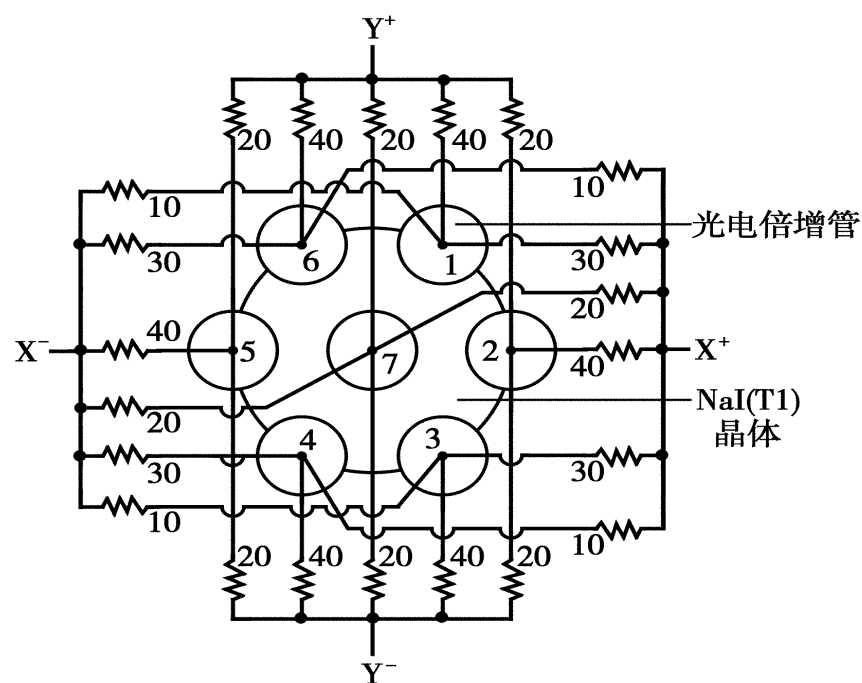
a、Anger型，即加权电阻矩阵网络型；

b、延迟线时间转换型，Anger型的改进型。



### 3、Anger型工作原理

- ❖ 7只光电倍增管按六角形排列，每个光电倍增管通过加权电阻与 $X^+$ 、 $X^-$ 、 $Y^+$ 、 $Y^-$  4根输出导线连接。
- ❖ 当闪烁事件在晶体内发生时，闪烁光便从闪烁点位置向四周发射。最靠近闪烁点的光电倍增管接受的光量最多，距离越远，接受的光量也就越少。
- ❖ 通过计算每个光电倍增管4个输出脉冲信号的相对大小，便可确定 $\gamma$ 射线在晶体中相互作用的位置。



- 定位电路就是在每个光电倍增管的输出端加一个与位置有关的权重电阻或权重延迟线，将每个管输出的信号进行位置权重，再利用加法电路和减法电路将所有经过位置权重的信号总和，利用比分电路得出发生这一闪烁事件特有的位置信号 **P**。
- 每一个光电倍增管都与4个电阻相连接，各电阻的阻值根据管的位置不同而异。

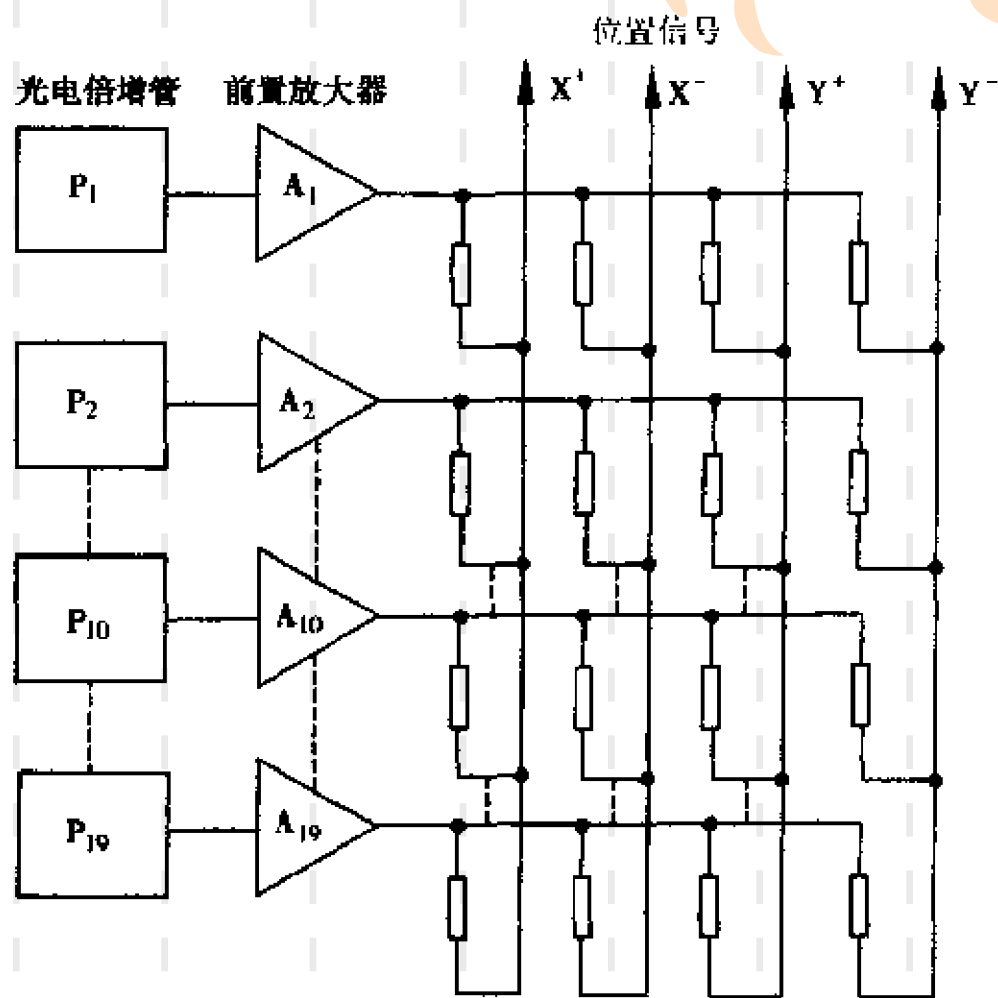


图 7-4 位置权重电阻矩阵示意图

- 举例说明闪烁事件的位置信号是如何产生的  
一个闪烁事件发生在晶体中心(X,Y坐标原点)，对位于第10号光电倍增管，其输出信号 $S_{10}$ 经过前置放大输入的4个电阻，阻值相同，设为20；由4个电阻输出的信号分别为 $X^+$ 、 $X^-$ 、 $Y^+$ 和 $Y^-$ ，经过加法、减法和比分电路得到3个新的信号：

$$X = S_{10}(X^+ - X^-) / Z = S_{10}(20 - 20) / Z = 0$$

$$Y = S_{10}(Y^+ - Y^-) / Z = S_{10}(20 - 20) / Z = 0$$

$$Z = S_{10}(X^+ + X^- + Y^+ + Y^-) = 80S_{10}$$

X和Y为该事件的位置信号，在此例中X值和Y值皆为零，据此乃可以确认事件发生在x、Y坐标原点。Z为能量信号，等于 $S_{10} \times 80$ 。

- 闪烁晶体X轴最左侧，对位于第8号光电倍增管，其输出的信号蜀输入四个电阻，X轴左方电阻(X<sup>-</sup>)的阻值为40，右方(X<sup>+</sup>)为0，Y<sup>+</sup>和Y<sup>-</sup>的阻值皆为20，则其位置信号和能量信号皆可求出：

$$X = S_8(X^+ - X^-) / Z = S_8(0 - 40) / Z = -0.5$$

$$Y = S_8(Y^+ - Y^-) / Z = S_8(20 - 20) / Z = 0$$

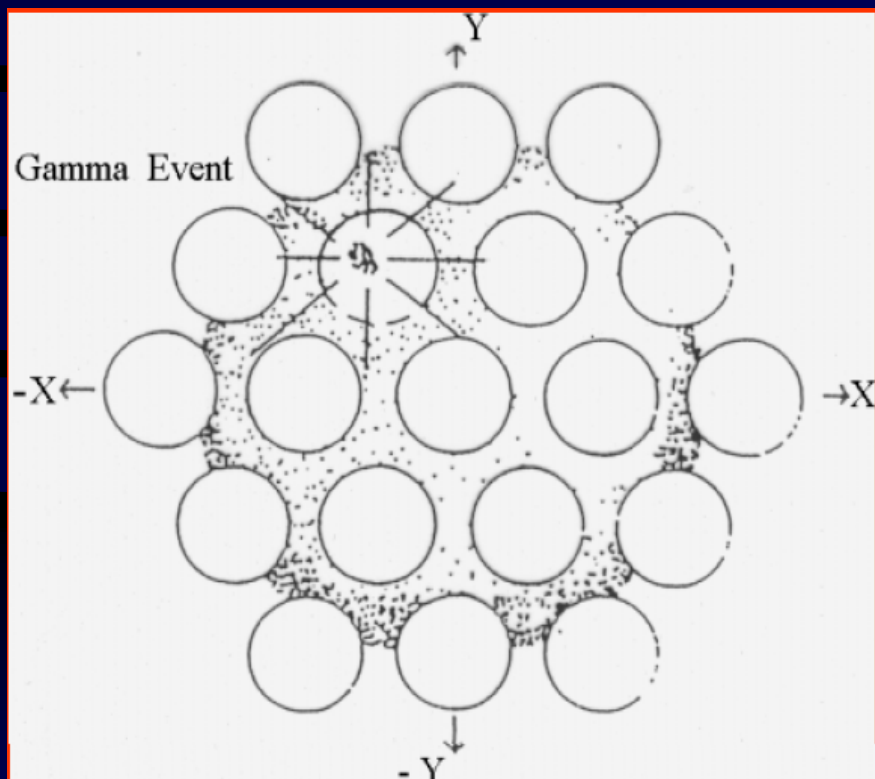
$$Z = S_8(X^+ + X^- + Y^+ + Y^-) = 80S_8$$



- 位置信号X、Y分别传输给显示器的水平(X)和垂直(Y)偏转板，使同时输入的能量信号定位触发阴极射线管起辉。阴极射线管逐个积累光点达一定量即形成一帧闪烁影像。



# 将位置信号转换成显示矩阵



探测器提供能量( $Z$ )和位置( $X,Y$ )信号

( $x,y$ )



# 预放大器与线性放大器

- ❖ 预放大器:为减少外界干扰,紧靠光电倍增管的上方,对光电倍增管输出的脉冲作初步放大,通过线路送到线性放大器。
- ❖ 线性放大器:进一步放大信号后,输送到 $X^+$ , $X^-$ , $Y^+$ , $Y^-$ 位置信号。

# 准直器

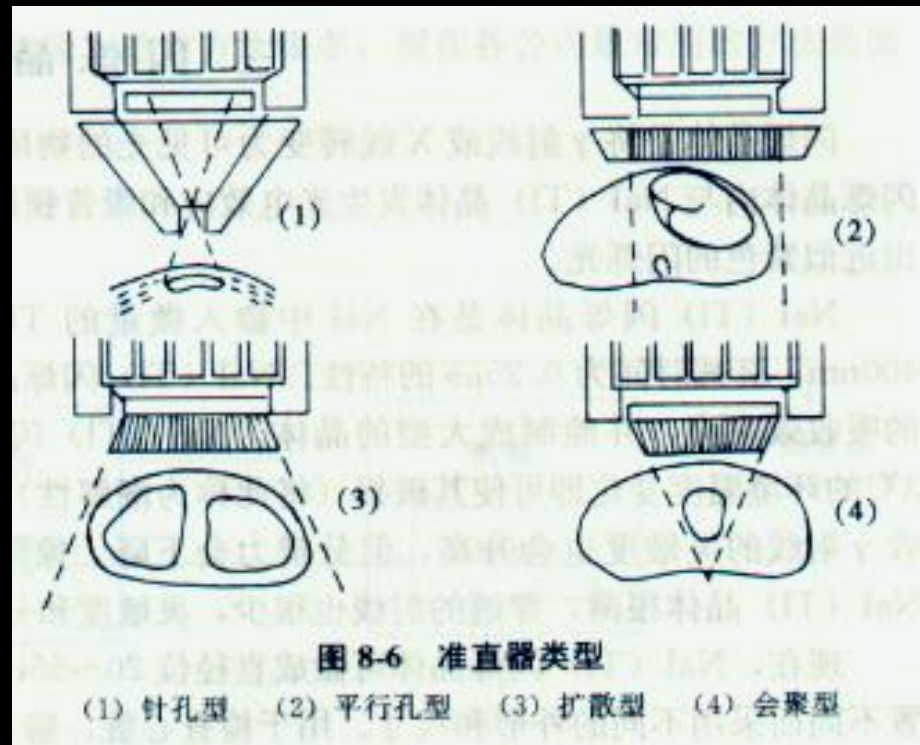
- 安装在晶体前方的一种特制屏蔽，使非规定范围和规定方向的 $\gamma$ 射线不得入射晶体，起定位采集信息的作用。

- 主要性能参数

空间分辨率

灵敏度

适用能量范围



# 准直器(collimator)

- 1、准直器：它安装在探头的最外层，是由具有单孔或多孔的铅或铅合金块构成，其孔的长度、孔的数量、孔径大小、孔与孔之间的间隔厚度、孔与探头平面之间的角度等依准直器的功能不同而有所差异。
- 2、准直器作用：是让一定视野范围内的一定角度方向上的 $\gamma$ 射线通过准直器小孔进入晶体，而视野外的与准直器孔角不符的射线则被准直器所屏蔽，也就是限制 $\gamma$ 光子通过准直器小孔进入晶体的方向角度，起到空间定位选择器的作用。

### 3、准直器分类

(1) 平行孔准直器、针孔准直器  
扩散孔准直器、聚焦孔准直器

(2) 低能  $\leq 150\text{keV}$

中能  $(150 \sim 350\text{keV})$

高能  $(\geq 350\text{keV})$

(3) 通用型、高分辨率  
超高分辨率、高灵敏度

•

# 准直器的类型

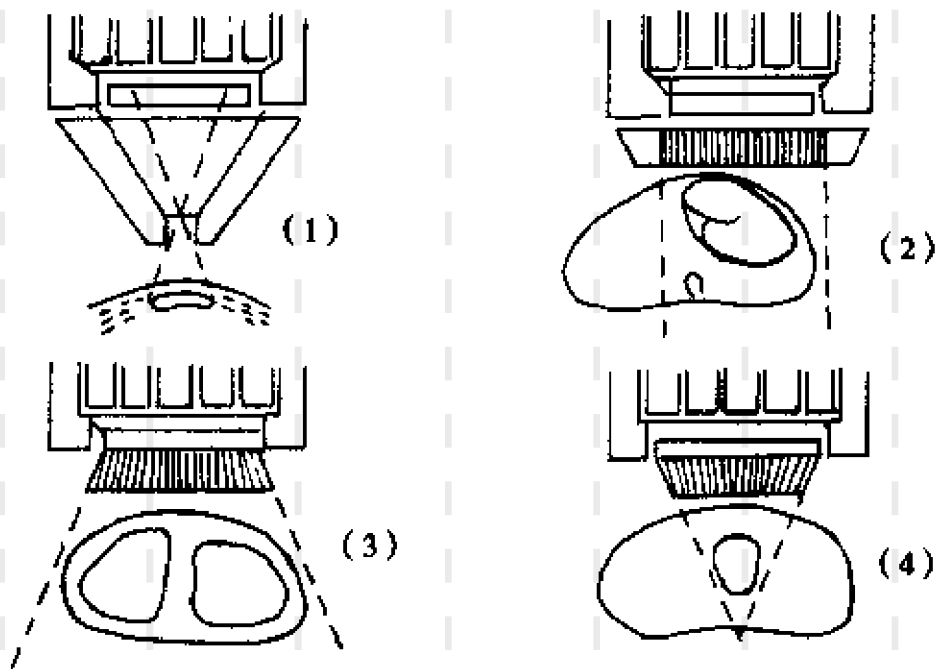


图 7-6 准直器类型

(1) 针孔型 (2) 平行孔型 (3) 扩散型 (4) 会聚型

吉祥如意

吉祥如意

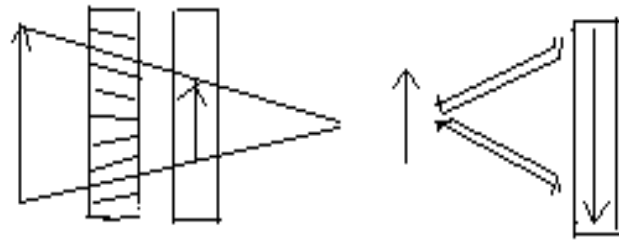
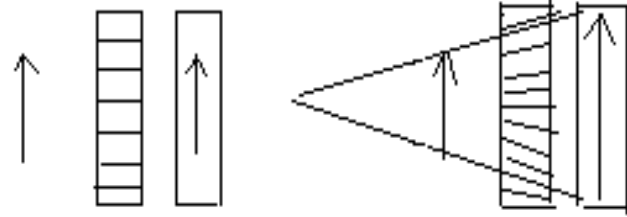
吉祥如意

吉祥如意

吉祥如意

吉祥如意

吉祥如意



## 4、准直器的性能指标

- (1) 准直器灵敏度：指准直器接收来自放射源的放射性的能力。
  - (2) 准直器分辨率：指准直器探头鉴别两个紧密相连的放射源的能力。
- 灵敏度和分辨率呈相反的关系。
- (3) 间壁穿透率：反映准直器小孔之间的间壁屏蔽视野外的与准直器孔角不符的射线的能力；一般要求穿透率 $\leq 10\%$ ；间壁太厚，探测几何效率将会降低；如果太薄，将使影像对比度降低。



## 准直器的主要性能参数

孔数、孔径、孔长(或称孔深)及间壁厚度, 由它们决定准直器的空间分辨率、灵敏度和适用能量范围等性能参数。



# 1. 准直器的空间分辨率

空间分辨率表示对两个邻近点源加以区别的能力，通常以准直器一个孔的线源响应曲线的半峰全宽度作为分辨率**R**的指标。**R**越小表示空间分辨率越好。

$$R = \frac{a+b+c}{a} \times d$$

**a**孔长(即准直器的厚度)

**b**被测物与准直器外口的距离

**c**为准直器内口与晶体的平均距离

**d**为外口直径

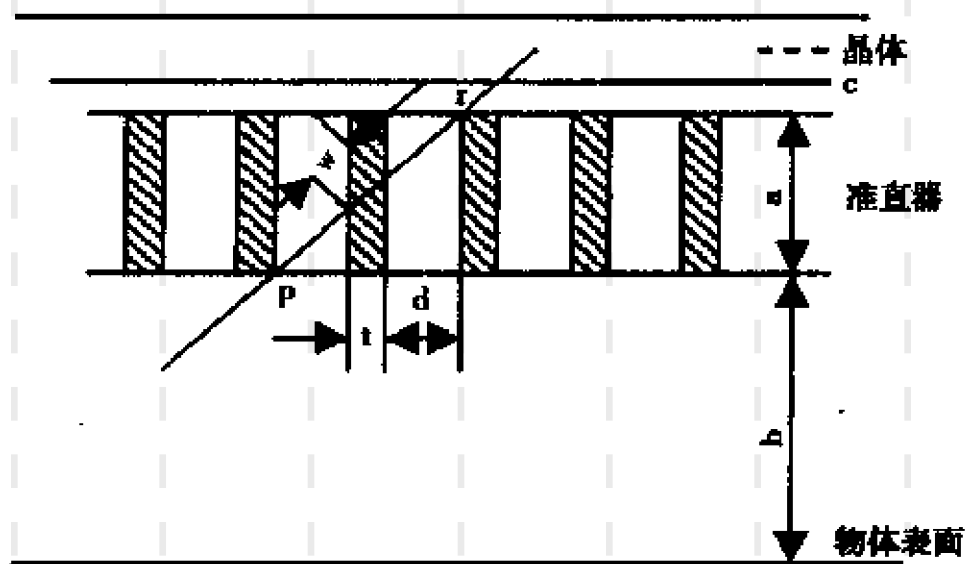


图 7-5 准直器结构示意图

- 空间分辨率随被测物与准直器外口距离的增加而降低(因此, 显像时应尽量将探头贴近受检者体表)。准直器孔径越小, 分辨率越好。准直器越厚, 分辨率也越高。



## 2. 准直器的灵敏度S

灵敏度S为配置该准直器的探头实测单位活度（如1MBq）的计数率(计数/秒)。

放射性活度与衰变率同义。单位贝可Bq，若样品每秒钟发生1次放射性衰变，称样品的放射性活度为1贝可。

- 准直器的空间分辨率R和灵敏度S存在近似关系：

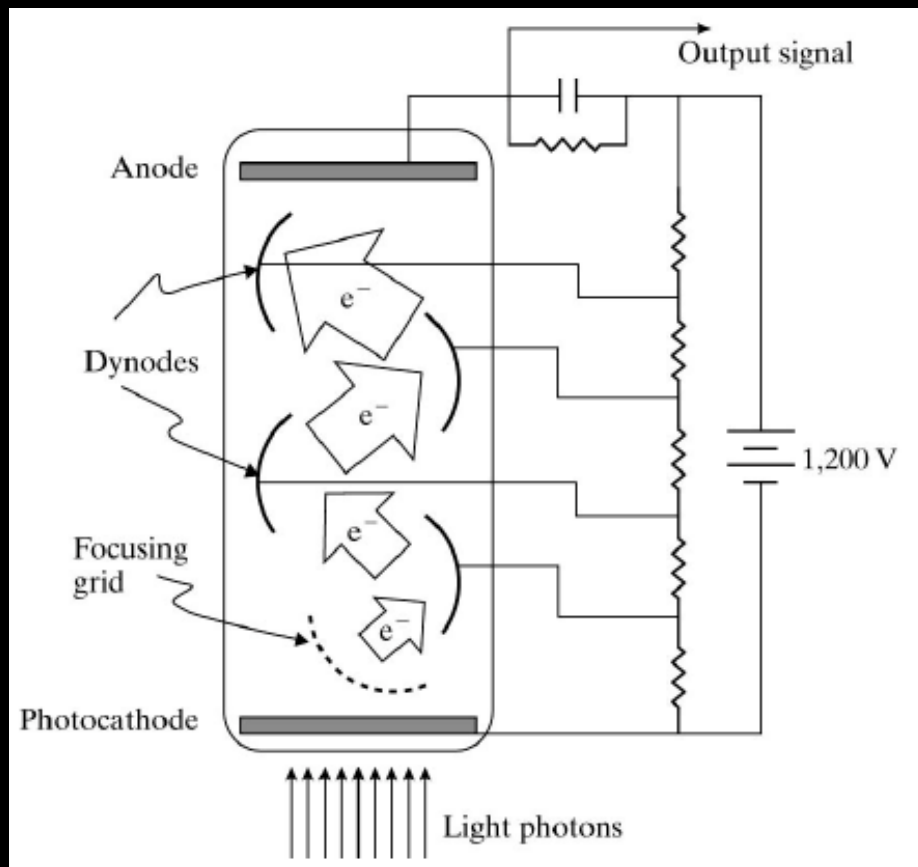
$$S \propto R^2$$

对给定核素和给定γ射线能量，准直器的空间分辨率与灵敏度是一对矛盾，空间分辨率的提高必然伴随灵敏度的降低。

# 闪烁晶体光电倍增管的特性

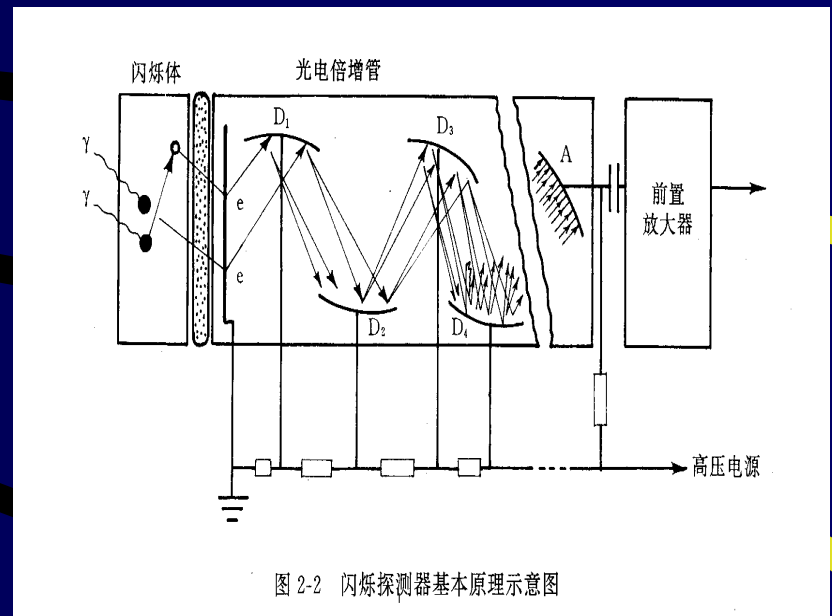
闪烁晶体：将 $\gamma$ 射线或X射线转变成可见光，一般是闪烁荧光

可见由光电倍增管转化为光电流，并放大



# 晶体(Crystal)

1、晶体是将 $\gamma$ 射线转化为  
荧光光子。 $\gamma$ 射线射入  
晶体后，使晶体原子、  
分子电离和激发，受激  
发的原子或分子在退激  
时发出大量光子；这些  
光子进入光电倍增管产  
生光电子。



## 2、晶体结构特点

- ①NaI(Tl)晶体是含有约0.1%铊（激活机）的碘化钠单晶体。
- ②对 $\gamma$ 射线有较高的探测效率、透明度好、与光电倍增管的光谱响应较好。
- ③易潮解，必须在铝膜密封条件下保存和使用。
- ④质脆，易碎裂，故使用时应避免大的震动和温度的较大变化，要求室内温度控制在15~30℃之间，每小时温差不超过3℃。

### 3 晶体种类及特点

#### ➤ 晶体分类：

a.按形状分：圆形晶体、方形和矩形大视野晶体。

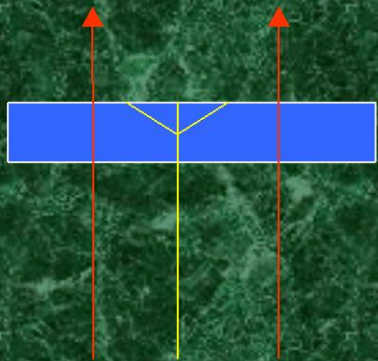
b.按厚度分：3/8英寸晶体、5/8英寸晶体、1英寸普通晶体及1英寸切割晶体。

➤ 特点：1、晶体厚度不仅影响SPECT机的灵敏度和空间分辨率，同时也限定了它所接受射线的能量范围。一般薄晶体接受的能量偏低，而厚晶体接受的能量则偏高。

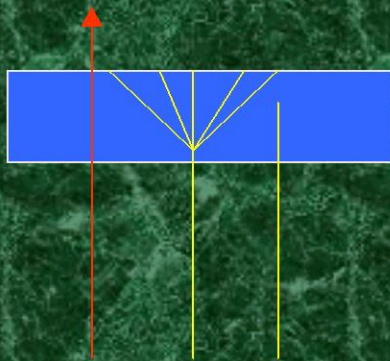
2、对于 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 低能放射性核素，大部分 $\gamma$ 射线与晶体的相互作用发生在晶体的入射面的2~5mm内。如果应用厚晶体，不仅对灵敏度没有明显改善，而且明显降低了空间分辨率。

## 不同厚度晶体对高能射线探测能力

3/8" 晶体



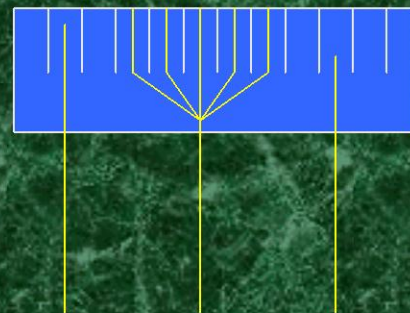
5/8" 晶体



1" 普通晶体



1" 切割晶体



探测效率: +      探测效率: ++

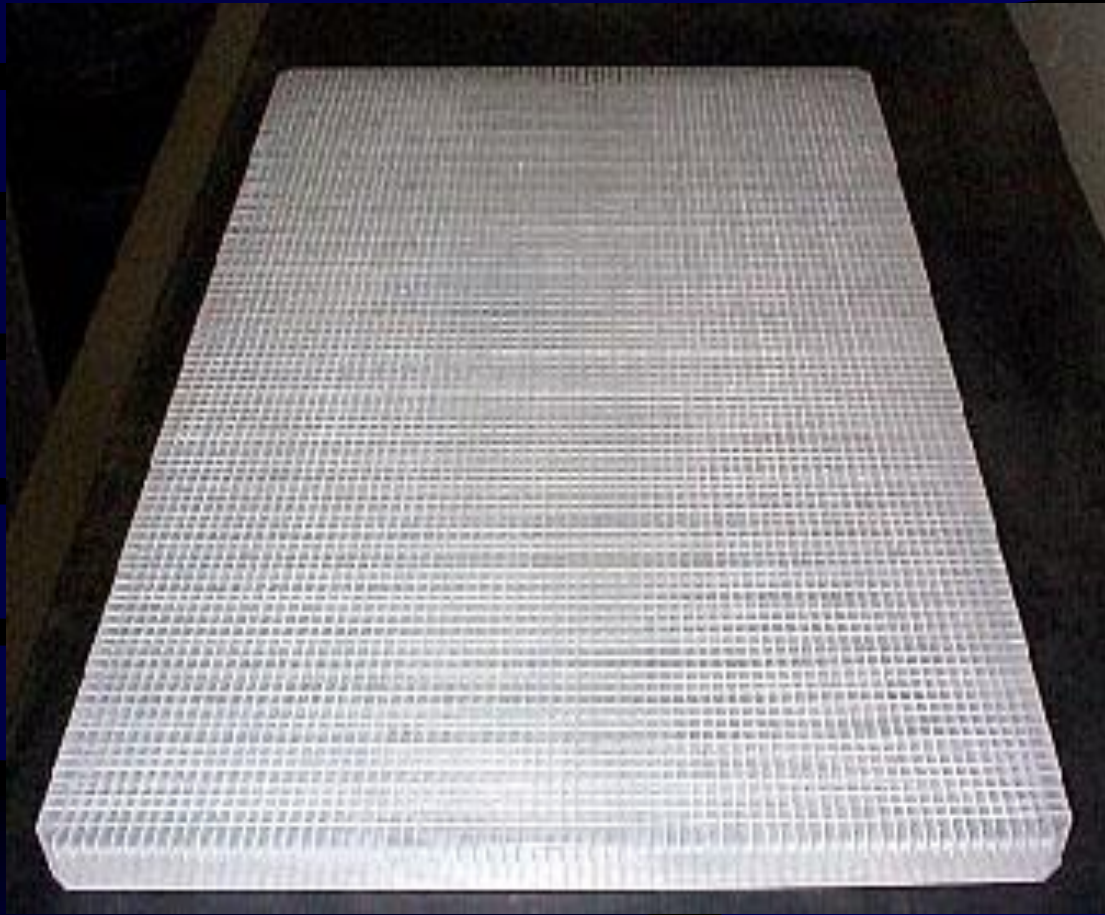
分辨率: +++      分辨率: ++

探测效率: +++

分辨率: +

探测效率: +++

分辨率: +++



技术

1 英寸厚碘化  
钠晶体  
特殊切割小槽

# 光导及光学耦合剂

- 1、光导功能：把闪烁体中的光有效地传递给光阴级；
- 2、光导要求：透射率高；
- 3、光导常用材料：石英玻璃、聚苯乙烯、玻璃纤维光导；
- 4、光学耦合剂作用：充填光导与晶体及光电倍增管间的空气间隙，减少在三者之间交界面上发生的全反射，有效传递光至光阴剂；
- 5、光学耦合剂：硅油、硅脂及甘油。

# 光电倍增管

- 1、光电倍增管：是一种光电转换器件，作用是将晶体产生微弱光信号转换成放大的电信号。
- 2、构成：由光阴极、多级倍增极、电子收集极(阳极)组成，整个系统密封在抽成真空状态的玻璃壳内。

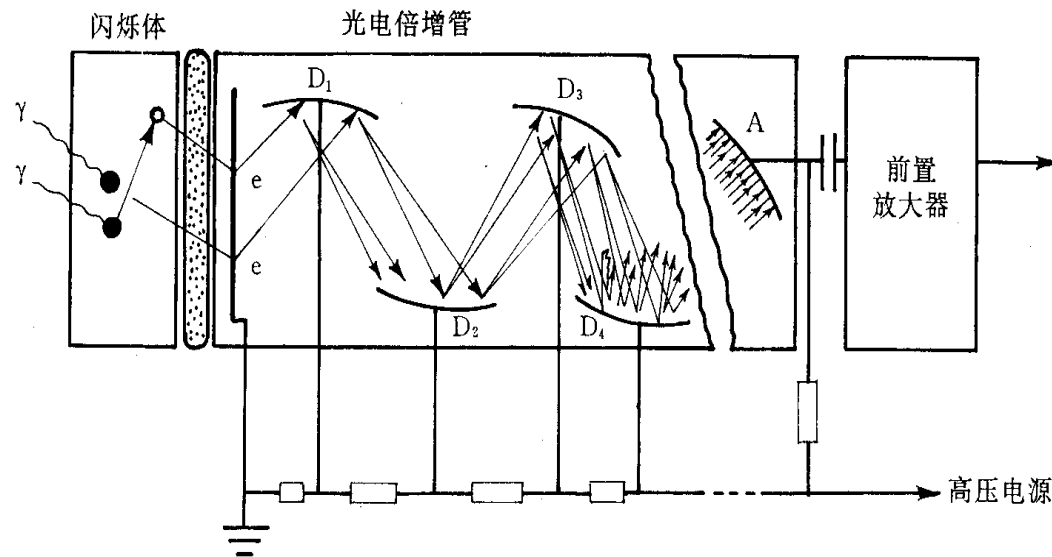
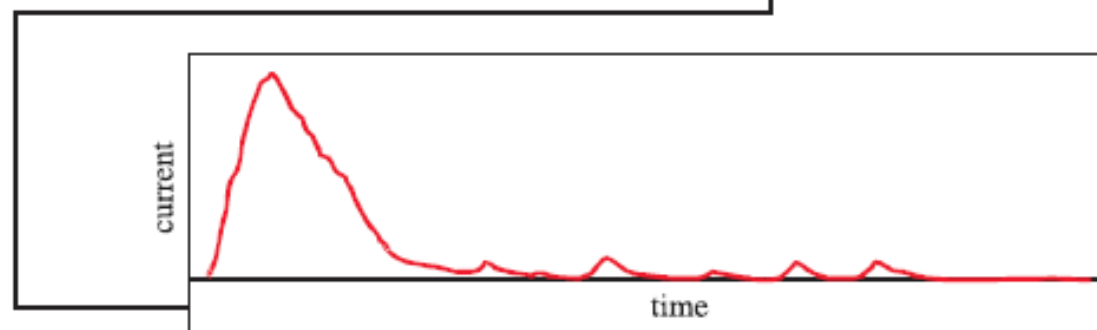
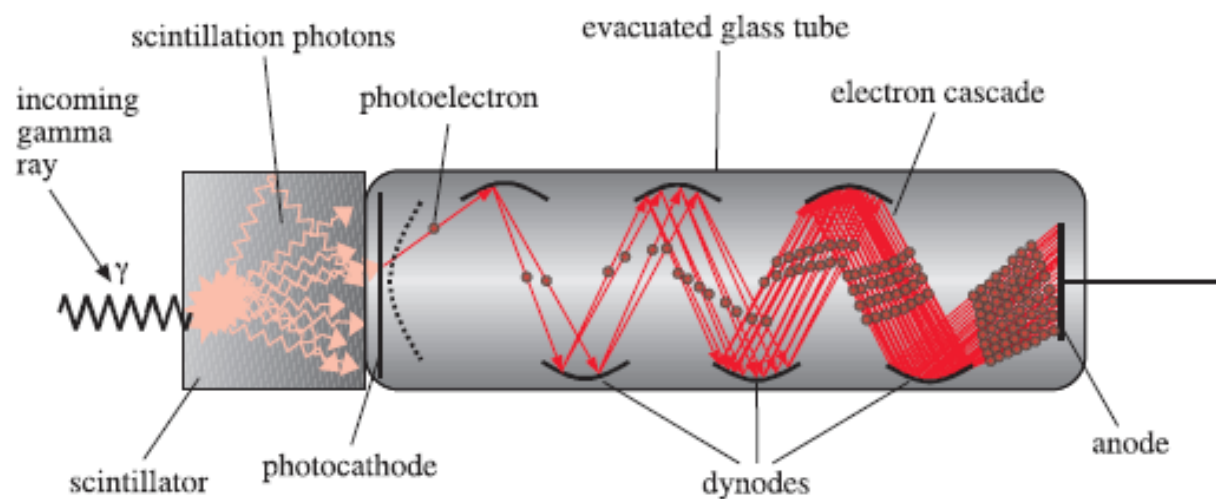
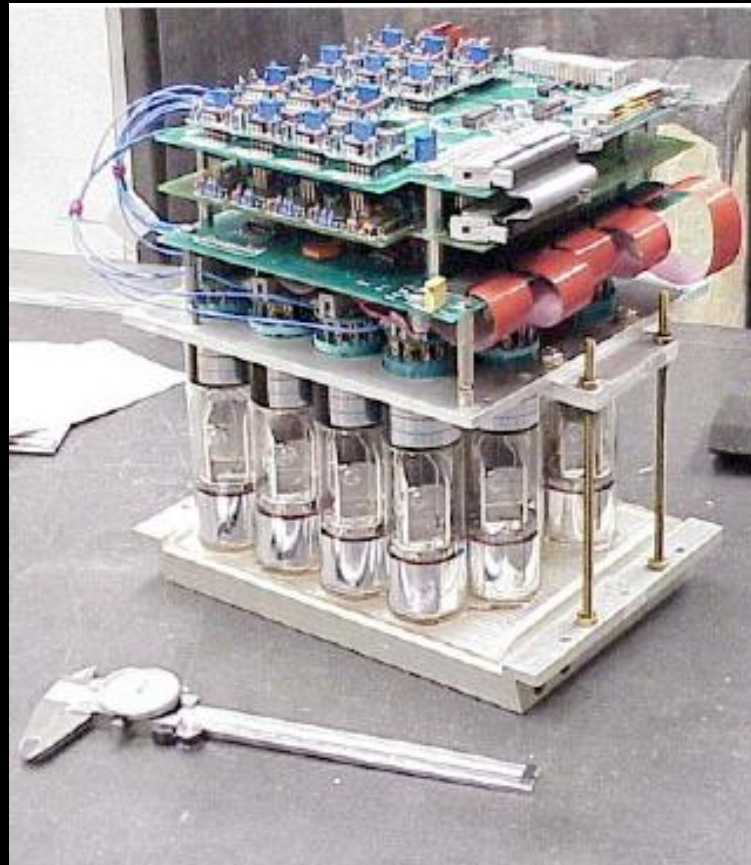


图 2-2 闪烁探测器基本原理示意图





### 3、光电倍增管原理

原理：射线在晶体中引起的闪烁光打在光阴极上，通过光电效应产生光电子。光电子受极间电场的加速射向第一打拿极，在打拿极上产生更多的次级电子，这些电子在以后打拿极上产生相同的过程，倍增后的电子收集到阳极上形成电流脉冲。

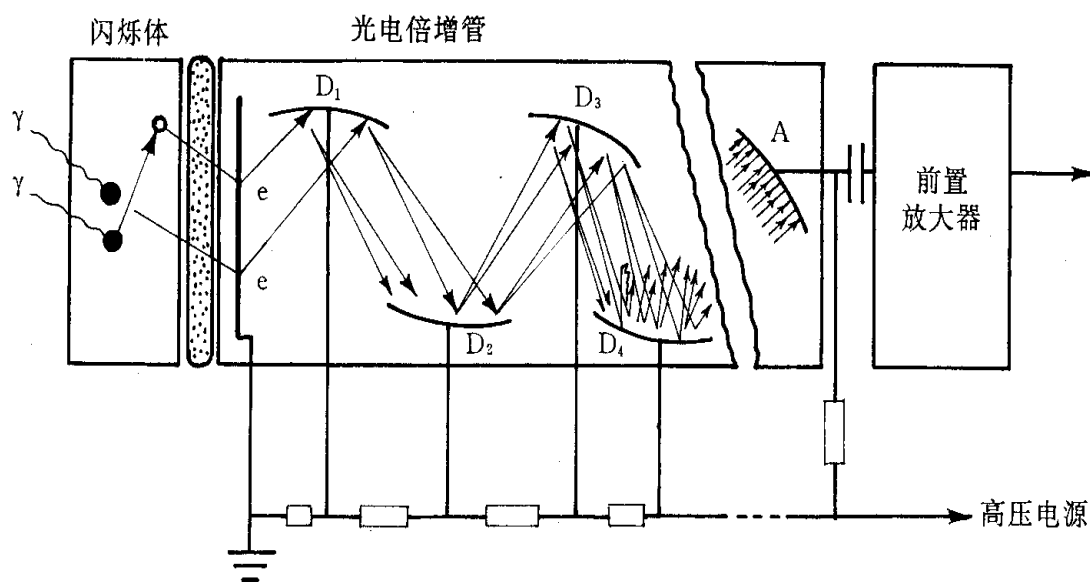


图 2-2 闪烁探测器基本原理示意图

## 4、光电倍增管特点

- 圆探头的SPECT机光电倍增管一般为37~91个，方形或矩形探头的光电倍增管一般为55~96个。
- 光电倍增管的形状有圆形、方形和六角形三种。
- 整体光电倍增管的性能稳定性取决于
  - 1、各个光电倍增管的性能参数是否一致；
  - 2、各个光电倍增管的工作电压是否稳定；
  - 3、是否有足够长的预热时间。性能稳定性直接影响着系统的均匀性、分辨率和线性度。
- 对光电倍增管性能影响最大的是直流高压的稳定性。

- 如何选择放射性药物：衰变周期T
- 如何使用准直器：放射源能量高低、射线强度、脏器大小深浅厚薄、灵敏度与分辨率。
- 幅度鉴别器：脉冲宽度（窗宽）= $V_2 - V_1$
- 放射性能谱曲线：记数率Y与能量的关系曲线（理想）
- $\gamma$ 射线统计涨落：测量值围绕平均值上下涨落。

### 第三节SPECT-单光子发射型计算机断层设备

- 简单的讲一台ECT  $\gamma$ 光照相机加计算机构成。依靠数学解方程实现图象重建。彩色显示。1979第一台头部SPECT用于人体，现在对人体心、脑显像、脑血流显像、功能显像。
- 基本组成：数据采集单元；数据采集单元；数据存储单元；数据运算单元；系统控制；图象显示与输出单元；其它（8—9）
- 探头与扫描：探头较多与 $\gamma$ 光照相机相同，安装在机架上，空间分辨率更高，围绕人体作360°或180°（完全角度或有限角度）扫描。实现平面显像、体层显像和全身显像。分为：旋转探头和固定探头（图8—10）

## ECT成像原理

SPECT是利用放射性同位素作为示踪剂，将这种示踪剂注入人体内，使该示踪剂浓聚在被测脏器上，从而使该脏器成为 $\gamma$ 射线源，在体外用绕人体旋转的探测器记录脏器组织中放射性的分布，探测器旋转一个角度可得到一组数据，旋转一周可得到若干组数据，根据这些数据可以建立一系列断层平面图像。计算机则以横截面的方式重建成像。

系统控制：

- 外围设备：磁带机可读写的光盘、高精度黑白或彩色显示器、打印机、多幅照相机、珍视床，模型。

# 一、基本结构与工作原理

- **SPECT**有两大类，一类为**多探头环型**，其结构与**X线CT**类似，**PET**也是这种结构。由于有数量众多的探头同时分别探测到各个方向的射线投影，因此具有体层灵敏度高、空间分辨率好、成像时间短等优点，甚至可以进行动态显像；但因价格较高，不能同时兼用于平面显像和全身显像，而未能推广应用。
- 另一类为**γ照相机型**，利用通用的**γ照相机**通过某些方法实现体层显像。

- 一种方法是用多针孔准直器或旋转斜孔准直器采集不同角度的投影而进行图像重建，由于角度取样有限，空间分辨率和均匀度都较差，容易产生伪影，目前已很少应用。另一种方法是使 $\gamma$ 照相机探头围绕身体旋转**360度**或**180度**进行完全角度或有限角度取样，所得投影量丰富，可以重建各种方向的符合临床要求的体层影像，是当今**SPECT**的主流。
- 这种旋转 $\gamma$ 照相机型的**SPECT**同时兼有平面显像、体层显像和全身显像的功能，但单探头体层显像的空间分辨率较平而显像差，成像时间慢，不能进行较快的动态显像，所以双探头和三探头的旋转 $\gamma$ 照相机型问世，三探头**SPECT**所得脑血流体层图像的质量已接近**PET**影像，也可进行心肌快速动态显像。

## ■ SPECT的基本工作原理：

探测器沿病人某一层面在不同方向上作直线扫描，将每一条线上的体内示踪核素放出的射线总和记录下来，形成一个投影。这些直线投影的集合形成一个“投影截面”。每做完一次直线扫描，探测器旋转一个角度（旋转角的大小根据所需图像分辨率来定）。再扫描一次，取得另一个投影截面，如此反复，上述过程为**投影数据的采集**。采集到的原始数据需经过“预处理”电路及吸收校正后，由图像重建系统重建出**SPECT图像**。**图像重建**是指从已知各方向的平面投影值，即测量值，求体层平面内各像素的数值，形成体层图像。

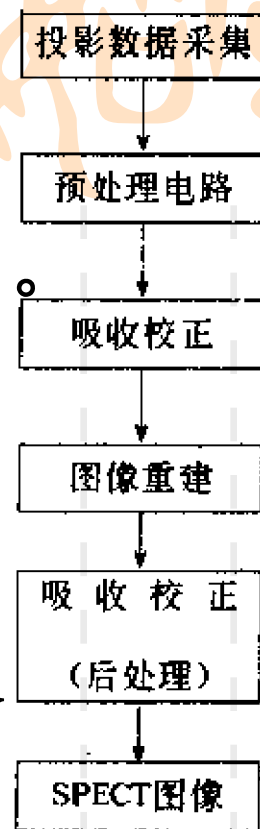


图 7-7 SPECT  
基本工作原理  
方框图

## ■ SPECT的结构图

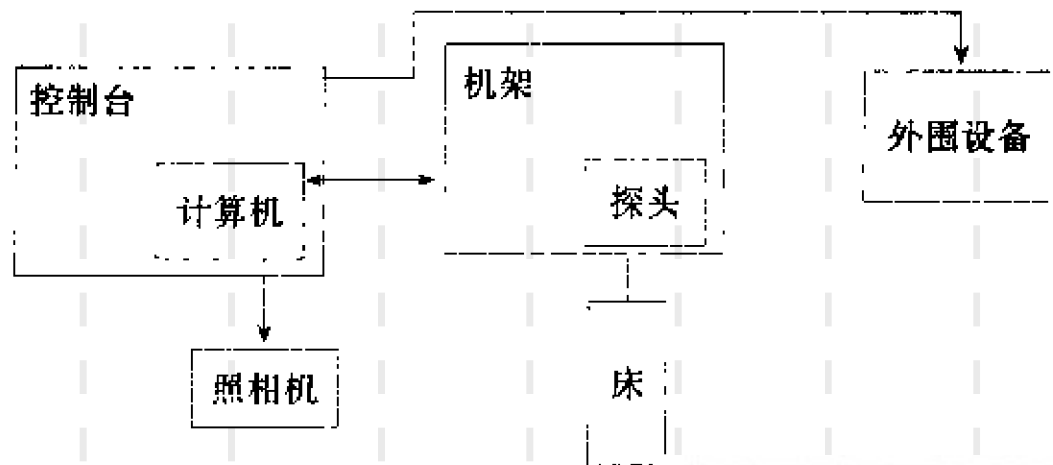


图 7-8 SPECT 结构

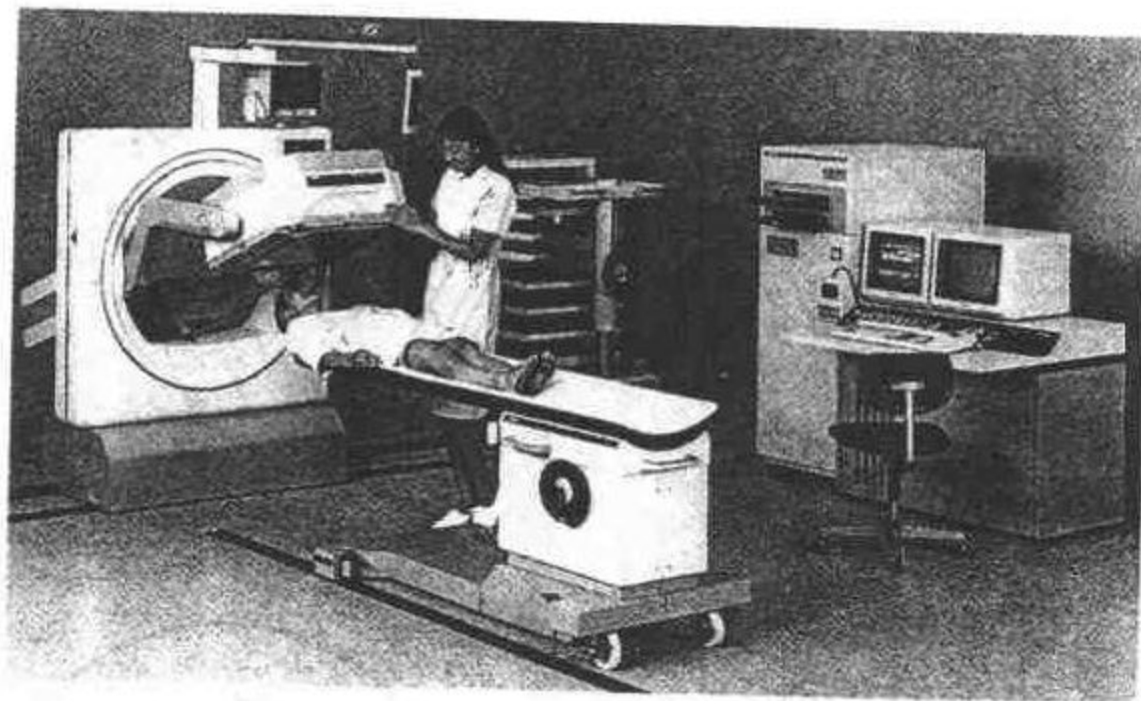
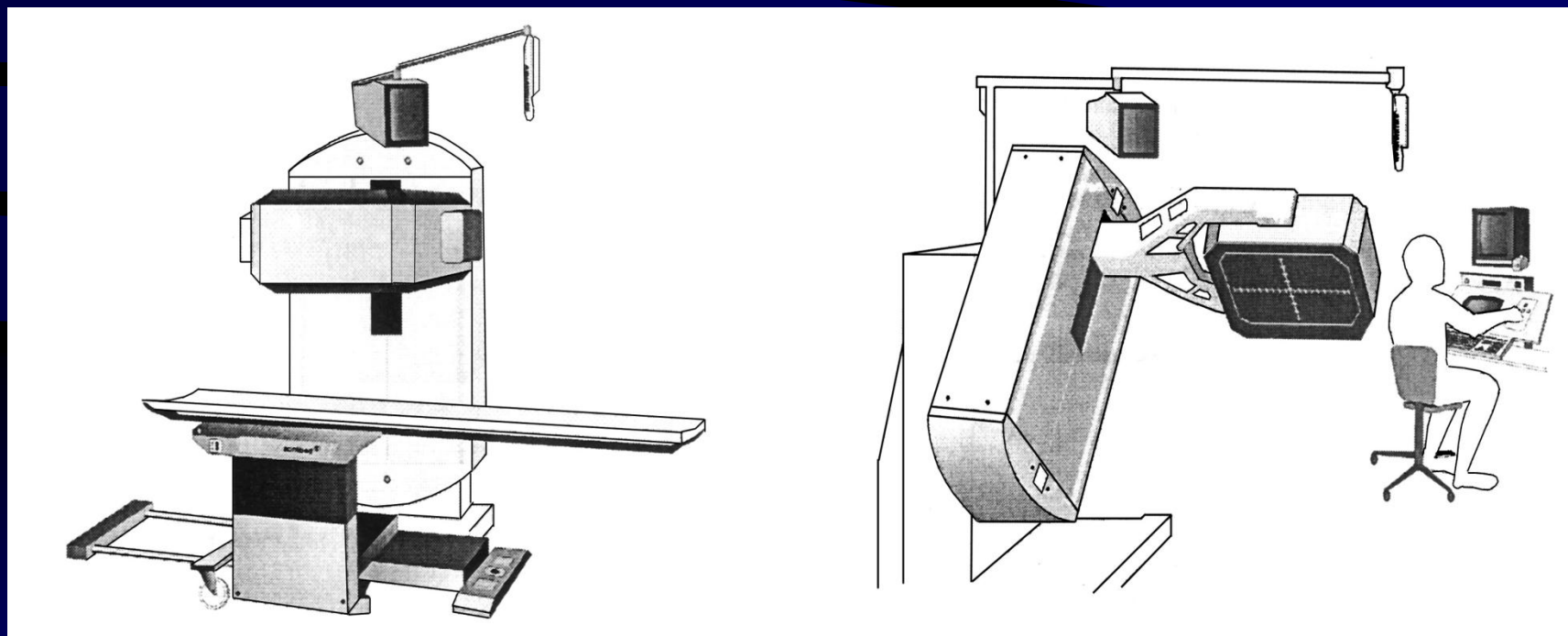


图 7-9 SPECT 外形图

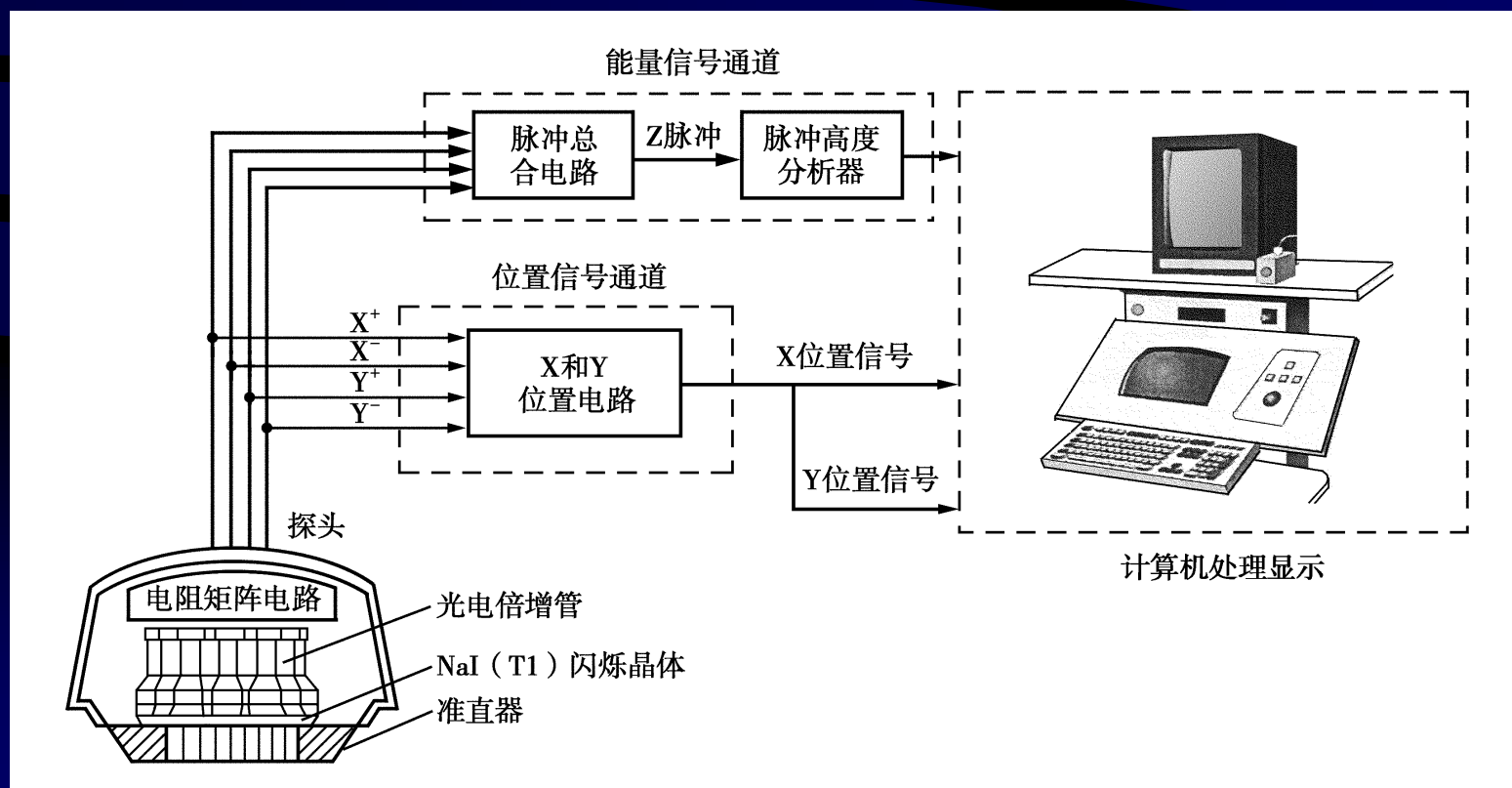
# SPECT系统构成

- 1、探头（探测器）
- 2、机架
- 3、计算机及辅助设备



## 二、探测器构成及工作原理

- 1、准直器 (collimator)
- 2、晶体 (Crystal)
- 3、光导
- 4、光电倍增管 (PMT)
- 5、预放大器与线性放大器
- 6、模拟定位计算电路



# 探测器工作原理

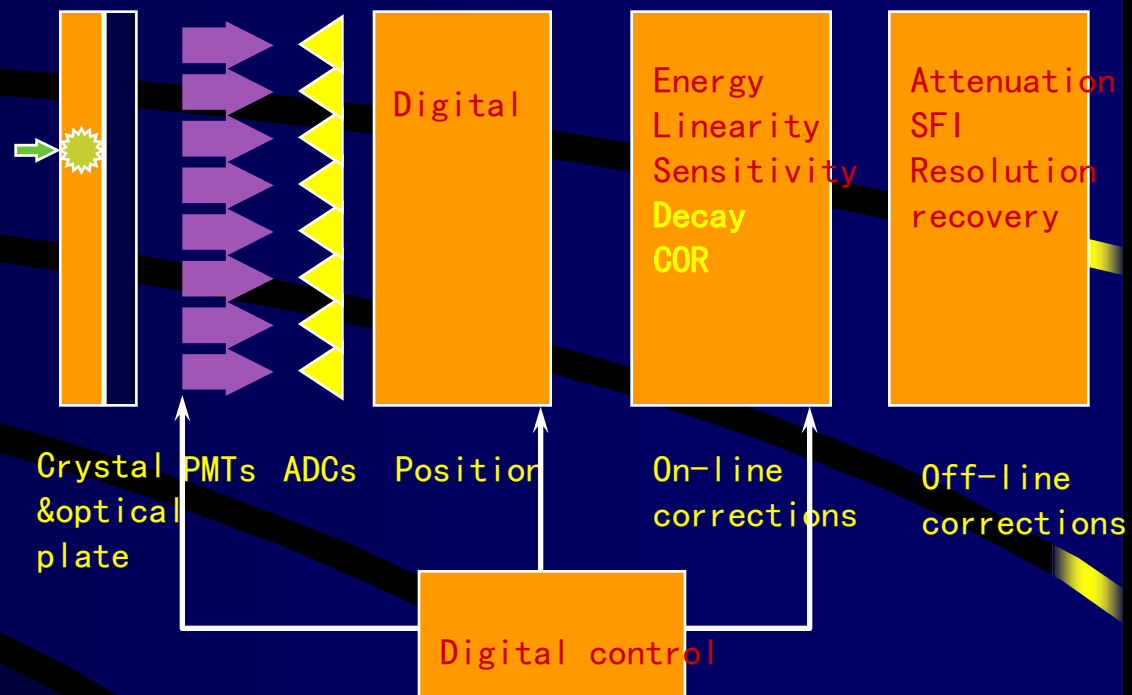
一定视野范围内一定方向上的 $\gamma$ 光子通过准直器小孔进入晶体，使晶体原子、分子电离和激发，受激发的原子或分子在退激时发出大量光子；这些光子射到光电倍增管阴极，通过光电效应产生光电子，光电子受极间电场的加速射向第一打拿极，在打拿极上产生更多的次级电子，这种电子倍增过程依次在联级中发展下去，在到达阳极前要通过8~14个联级，电子数可增加 $10^6 \sim 10^9$ 倍，倍增后的电子最后收集到阳极，形成电流脉冲；这电信号通过位置网络处理，形成与 $\gamma$ 射线能量成正比的Z脉冲和与位置有关的信号( $X^+, X^-, Y^+, Y^-$ )。

## (二) 全数字化探测器

- ❖ 模拟化探测器的模式：脉冲幅度分析、 $X^+$ ,  $X^-$ ,  $Y^+$ ,  $Y^-$ 位置形成等处理都在模拟状态下完成；
- ❖ 全数字化探测器：PMT输出的脉冲经过适当放大后直接进行ADC转换，其后处理均在数字状态下，由计算机采用软件处理来完成。简化了硬件结构，提高了探测效率，计数率及稳定性。

# 全数字化探头优点

- 探头稳定性高
- 探头维修方便
- 遥控诊断和检测功能
- 图象质量明显提高
- 操作简单



## GE 数字化探头独特点:

1. 全数字化反馈系统
2. 五维校正系统

➤ 圆探头的SPECT机光电倍增管一般为37~91个，方形或矩形探头的光电倍增管一般为55~96个。

➤ 光电倍增管的形状有圆形、方形和六角形三种。

➤ 整体光电倍增管的性能稳定性取决于

1、各个光电倍增管的性能参数是否一致；

2、各个光电倍增管的工作电压是否稳定；

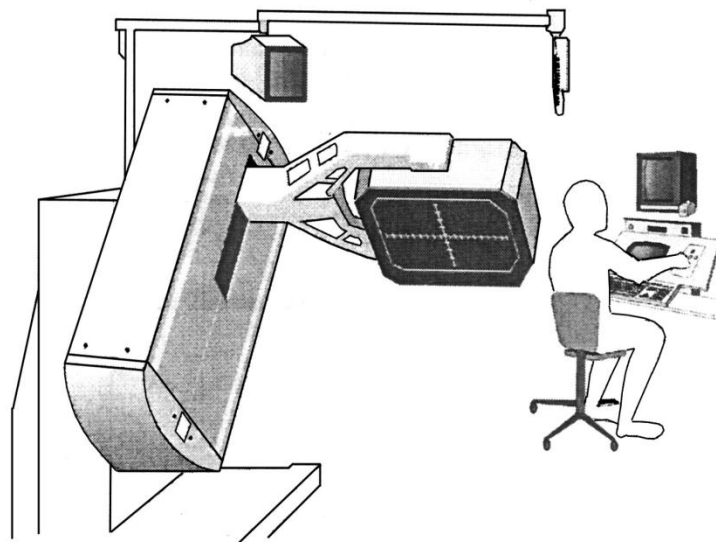
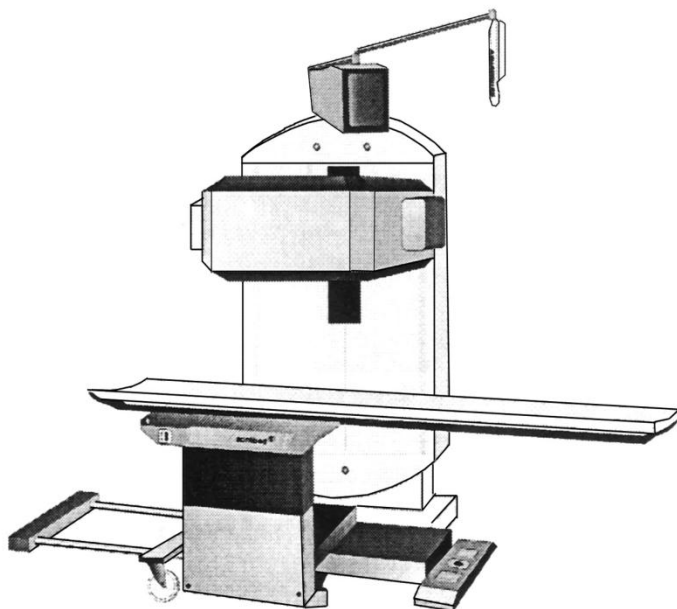
3、是否有足够长的预热时间。

性能稳定性直接影响着系统的均匀性、分辨率和线性度。

➤ 对光电倍增管性能影响最大的是直流高压的稳定性。

## 二、机架构成及工作原理

- 机械运动组件
- 机架运动控制电路
- 电源保障系统
- 机架操纵器
- 运动状态监视器







# (一) 机架定位控制系统

1、定位控制系统构成：

①驱动马达控制电路；

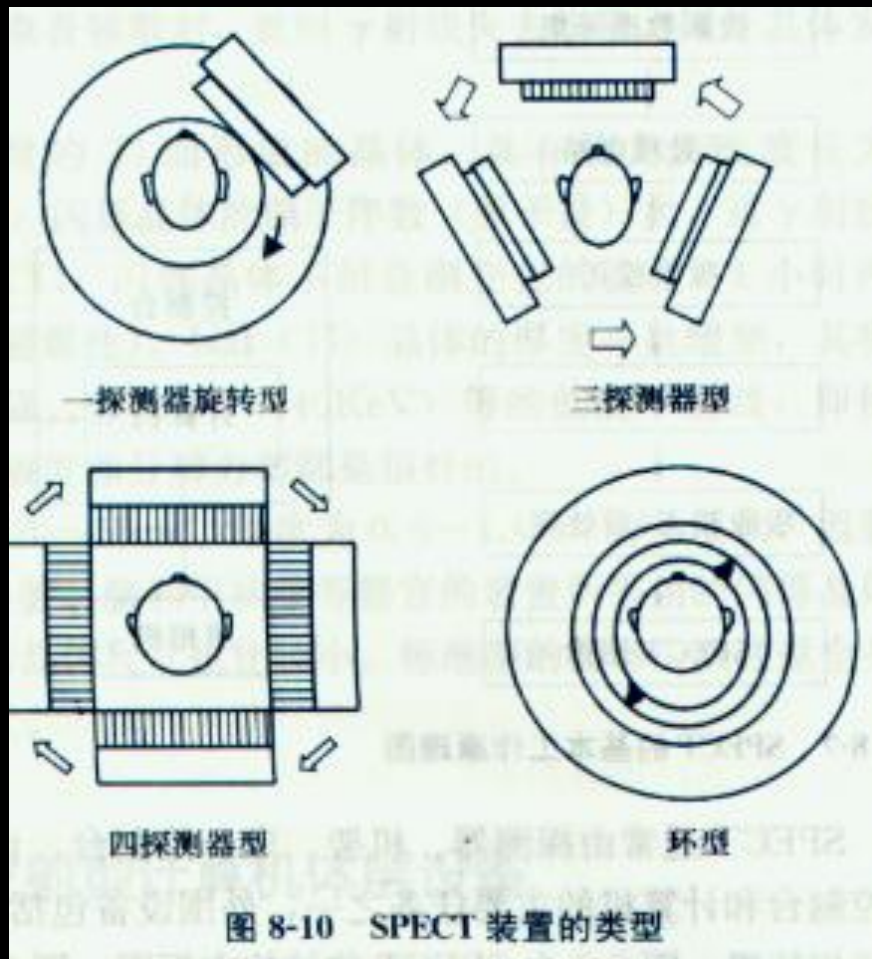
②位置信息存储器；

③定位处理器。

注1：机架定位控制系统控制探头及机架的各种运动方式和速度。

注2：定位处理器实际上是一个微型计算机，它的主要作用是控制探头及机架转动的角度、移动的距离及识别位置。定位处理器受主计算机的控制，并将各种定位数据传输给主计算机。

# 机架



## 2、机架运动按其运动形式

- ①整体机架直线运动,适用于全身扫描;
- ②探头及其悬臂以支架机械旋转轴为圆心,作顺时针或逆时针圆周运动,适用于断层采集;
- ③探头及其悬臂沿圆周运动半径作向心或离心直线运动,主要作用是使探头在采集数据时尽可能贴近病人;
- ④探头沿自身中轴作顺时针和逆时针倾斜或直立运动,适用于静态或动态显像时特殊体位的数据采集。

# 控制台

- 消除散射光子、“叠加”光子对成像的影响  
方法：设置脉冲高度分析器

# 计算机

- **Dicom3.0**标准接口



# 三、输入计算机数据 的数字化装置

# 计算机控制系统构成

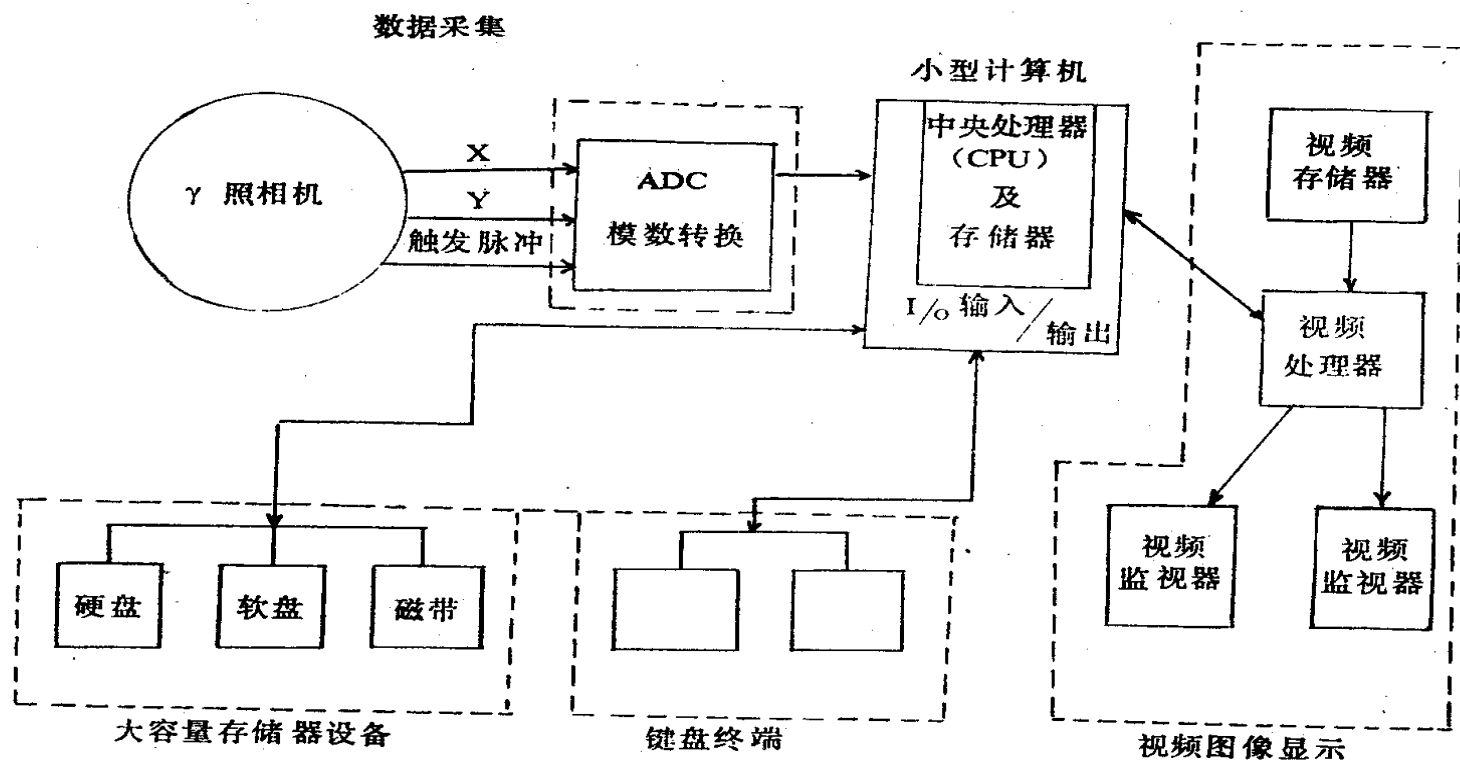


图 5-1-1 核医学计算机系统方框图

## 二、γ 照相机-计算机的接口

# (一) 模拟/数字转换器

(analog-to-digital converter, ADC)

- 1、功能：将模拟信号转化为数字信号
- 2、衡量ADC转换效率的指标：转换精度和转换时间。

转换精度一般为8Bit~12Bit( $2^8 \sim 2^{12}$ )，相应地有256~4096个标准值可供比较和转换。标准值越多，转换精度就越高，图像越精细，空间分辨率约高。

转换时间最基本的要求是必须在第2对信号到达之前，迅速完成前一对信号的转换，否则第2对信号将会丢失，因此而产生了转换系统的死时间。

# 死时间

- 死时间是指探测器能够分开2个闪烁光子的最短时间称为死时间，用  $\tau$  表示；反映了对两个相邻闪烁事件在时间上的分辨能力。
- 
- SPECT机的死时间  $\leq 5 \mu s$ 。

# 死时间

探测器能够区分相继接踵而来两个放射事件的最短时距称为分辨时间，短于分辨时间的时间称为死时间。在死时间内的两个信号不能被分别计数，有时只能计数1个，有时可因两脉冲叠加超过窗宽而被删除，因此造成漏计数（丢失放射事件），使探测器整体计数效率下降。

### 3、ADC转换法

最常用的快速转换法是逐次渐近法，也称为二进制检索算法(binary search algorithm)。

-

# 逐次渐近法

- ADC的比较器电路是将输入的模拟信号（电压）与一个电阻网络所产生的一组标准电压进行比较
- 规定： $\gamma$ 射线能量为0~400keV，脉冲幅度为0~10V，MCA的分析道有 $2^{12}$  (4096)道，道宽为0.0025V，每道代表的 $\gamma$ 射线的能量为0.1keV。

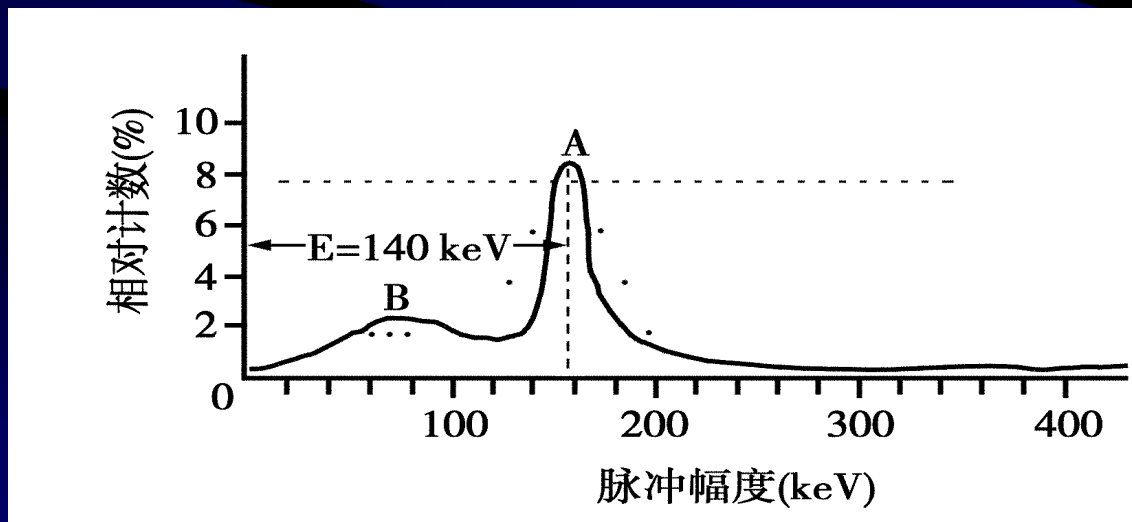
⑩典型的中间电压值是第2048个电压值，将第2048个电压值作为信号数字值的第1个近似值，如信号电压值小于第1次选择的电压值，则下一个新的估计电压值为第1024个电压值；这种渐近系列将重复8次，可选出的值更趋于模拟信号的真实电压值。即将这个值作为此模拟信号的数字化转换值，并以此数字量作为存储器的地址码去打开相应的存储单元，在该单元加1。

## (二) 数字式多道脉冲幅度分析仪(MCA)

1.  $\gamma$  能谱是  $\gamma$  射线的计数按射线能量的分布。

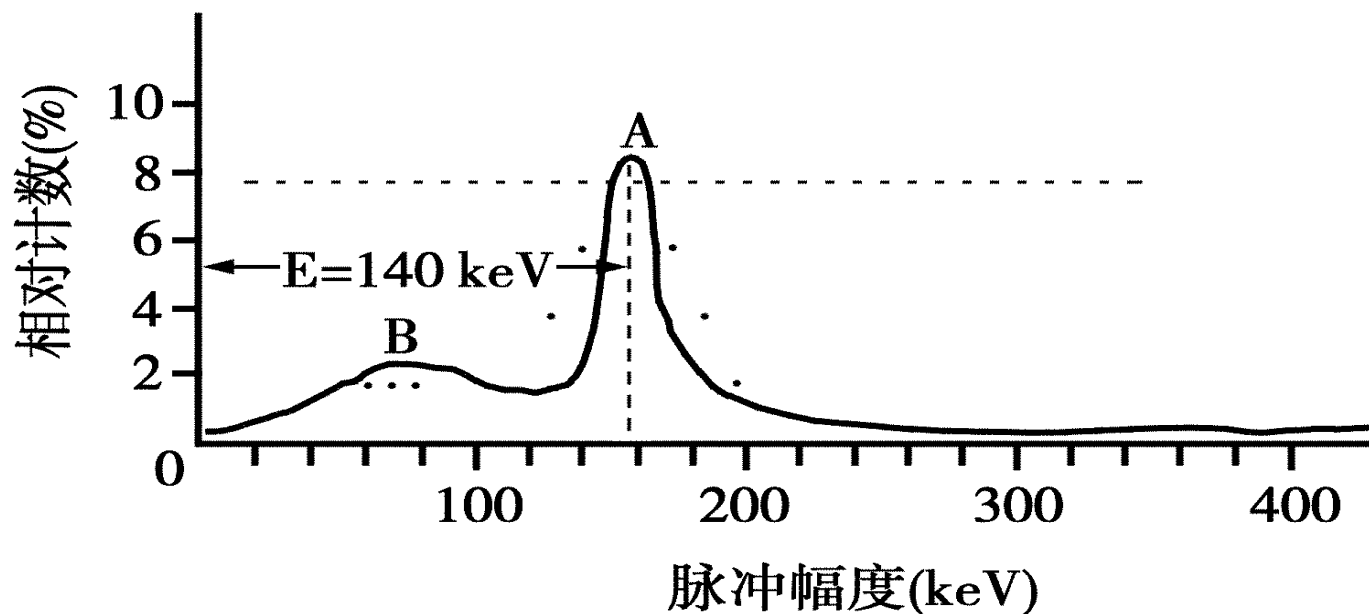
峰A称为全能峰，脉冲幅度直接反映了  $\gamma$  射线的能量，是由于光电效应使  $\gamma$  光子在闪烁体中损失全部能量的结果。

平台状曲线B称为康普顿平台，是由于康-吴散射效应使  $\gamma$  光子在闪烁体中仅有部分能量被吸收的结果。



## 2、脉冲幅度分析仪

- 脉冲幅度分析器有上下两个电压测定阈值,宽度称为道宽或窗宽.只有输入脉冲的幅度在窗的范围内时,脉冲幅度分析器才能输出恒定的脉冲给后极电路。



# 3. MCA的基本性能

➤ MCA的作用是选择有用脉冲而剔除噪声脉冲。

选择一定幅度范围(对应一定的能量范围)进行计数，能够抑制本底和剔除散射，提高系统的空间分辨率和影像的对比度。

➤ 经验推荐值为  $A$  峰阈值20%的窗宽。

窗宽增大，散射光子多，系统空间分辨率和影像的对比度变差；

窗宽变窄，非散射光子被剔除而使总计数率降低，增加了统计误差。

# 4. MCA的工作原理

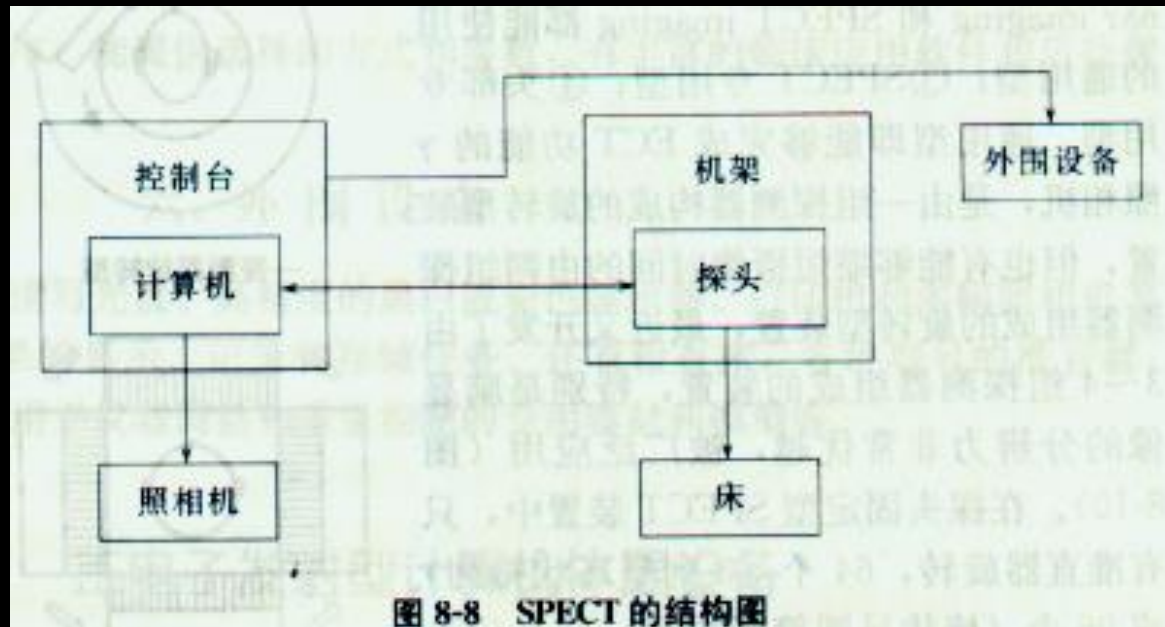
- MCA的核心电路单元是一个ADC。
- NaI(Tl)探测器测定的 $\gamma$ 射线的能量为0~400keV，形成的能量脉冲幅度为0~10V，MCA的分析道有4096道，故MCA每道宽度为0.0025V，代表的 $\gamma$ 射线的能量为0.1keV。 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 能量140keV，窗宽20%，能量取值范围是112~168keV；能量脉冲电压为3.5V，取值范围2.8~4.2V，MCA的分析道第1400道，取道范围1120~1680道。

# SPECT照相机的技术指标

- **非线性**：观察探头的非线性，如直线弯曲，表明探头产生的X、Y信号不随放射源位置的偏移而线性变化、空间位置失真。晶体和光导的不均匀性也会带来位置失真。
- **非均匀性**：合格的探头对均匀辐射场得到的图象密度均匀，对非均匀性补偿与校正
- **空间分辨率**：主要准直器的特性决定，分辨率随深度加大分辨率变差，部分由探测器决定。它与探测器内 $\gamma$ 射线多次反射有关，与闪烁体光、电倍增管统计涨落有关
- **死时间**：闪烁晶体闪光点计数丢失，造成光电倍增管无输出，可以说死时间是衡量数据丢失时间

## SPECT的分类

- 扫描机型SPECT和 $\gamma$ 照相机型SPECT，前者成本较高，一般用后者。
- 横断层SPECT和纵断层SPECT



# SPECT的使用

- 病人的体位确定:体位
- 采集条件的选择:矩阵大小、角度间隔数、总角度、采集时间
- 重建条件的选择:断层片数、层厚、间隔、重建方法、滤波函数

# SPECT采集技术

## image acquisition

# SPECT常规准备工作

- 1、开机（先开显示器及拍片机等辅助设备，再开主机；关机顺序相反）
- 2、自动校正(主机+均匀性检测DAILY QC)
- 3、准直器更换
- 4、注射显像剂
- 5、摆体位准备采集
- 6、采集、处理、显示、拍片
- 7、关机（STOP、STAND BY）

# 采集技术

## 一、基本数据录入

病人姓名、年龄、性别、检查项目、  
编号、显像剂名称、资料存储的文件  
夹等

## 二、选择患者体位

仰卧位、俯卧位、直立位、端坐位

# 三、采集方式

(一) 帧模式采集 (frame mode) :

1. 静态采集 2. 动态采集
3. 断层采集 4. 全身采集

(二) 门控方式 (gated control mode);

1. 心电门控采集
2. 心肌门控断层采集:

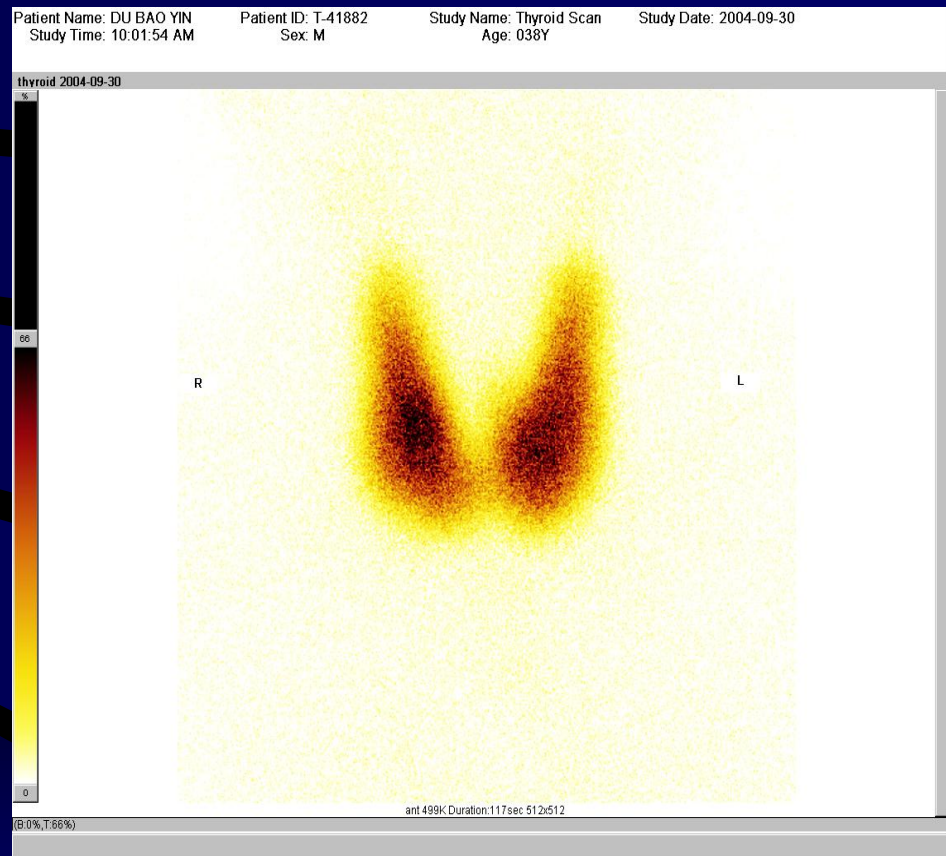
(三) 双核素方式 (dual nuclide mode):

(四) 计数式方式 (counts rate mode)

(五) 列表模式 (list mode)

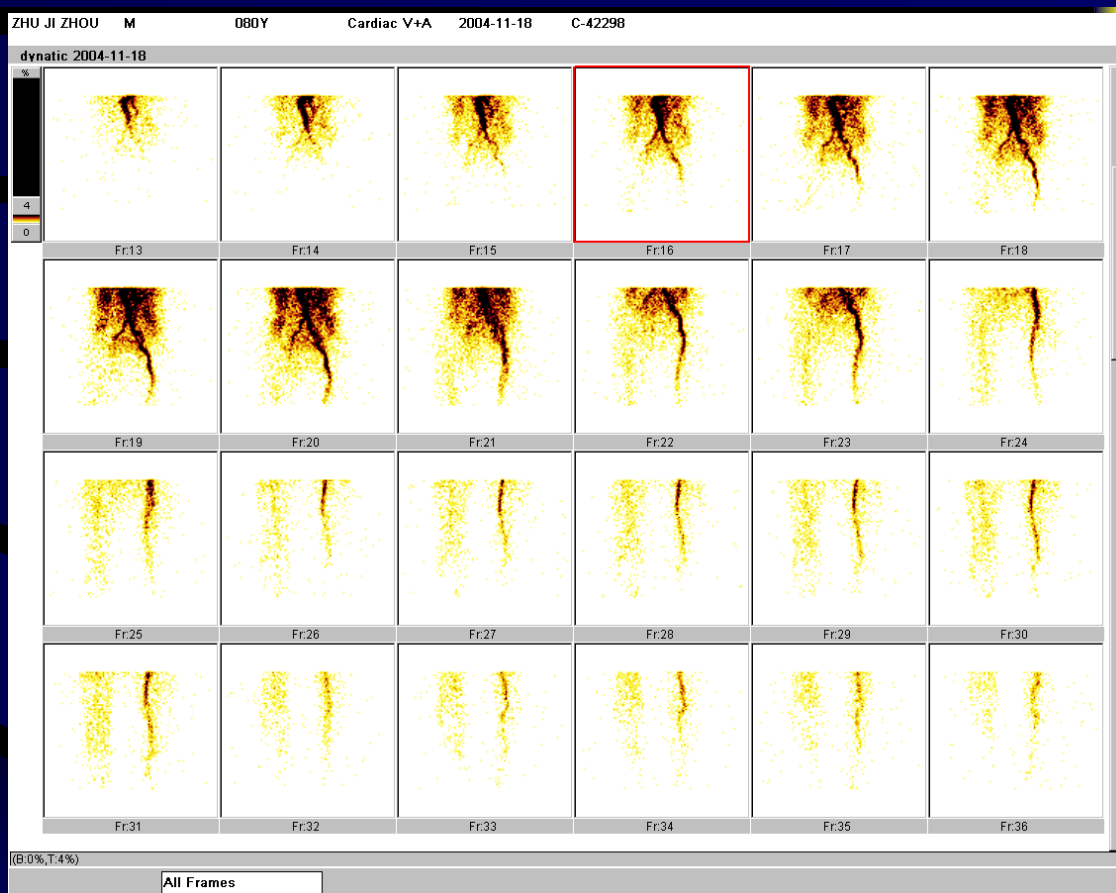
# 1、静态采集(Static imaging)

- 静态采集:当显像剂在脏器内或病变处的浓度处于稳定状态时进行的显像。
- 目的:观察脏器或病变的位置、形态、大小及放射性分布。



## 2、动态采集 (Dynamic imaging)

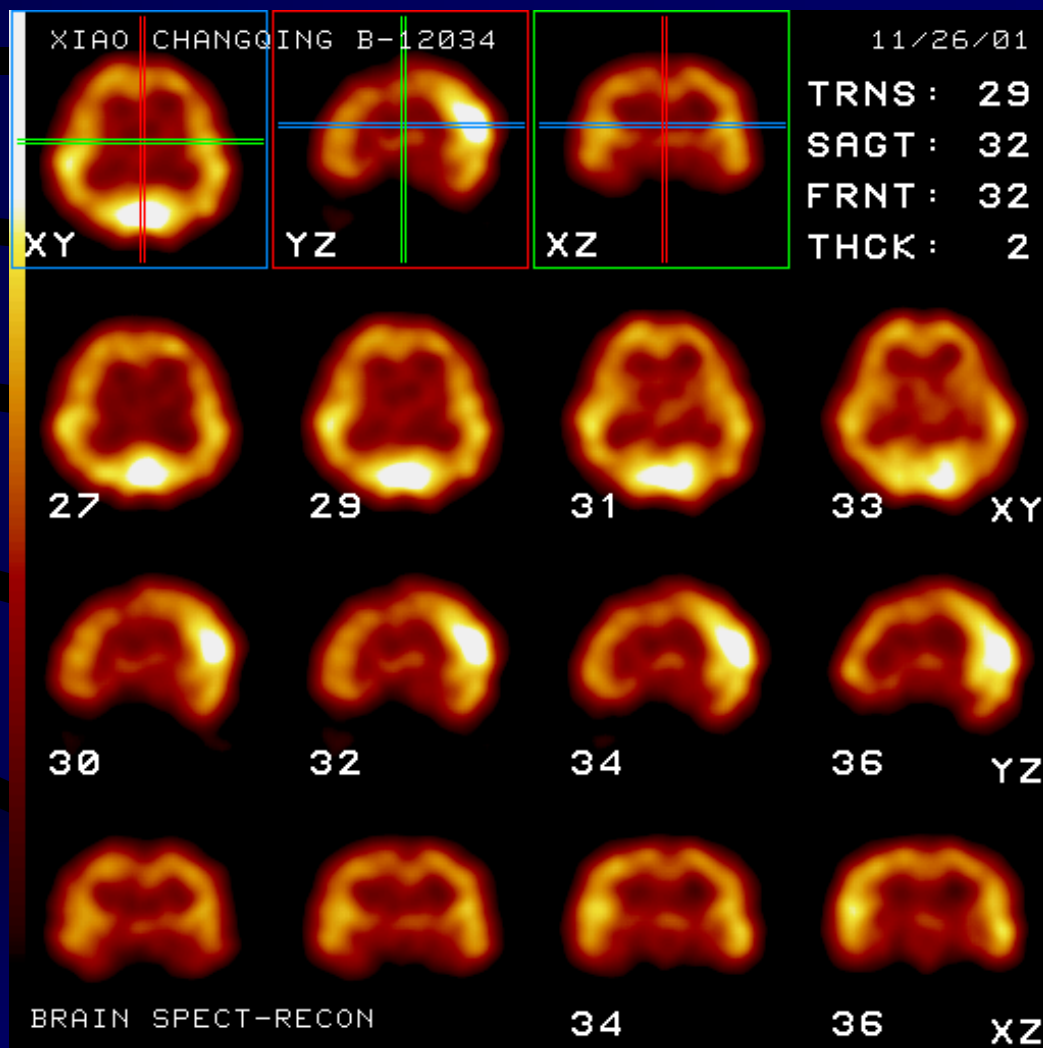
- 动态采集：显像剂随血流流经脏器或被脏器不断摄取和排泄，造成脏器内的放射性计数随时间而变化。
- 目的：
  - 1、动态观察
  - 2、电影显示
  - 3、感兴趣区 (ROI)
  - 4、时间-放射性曲线



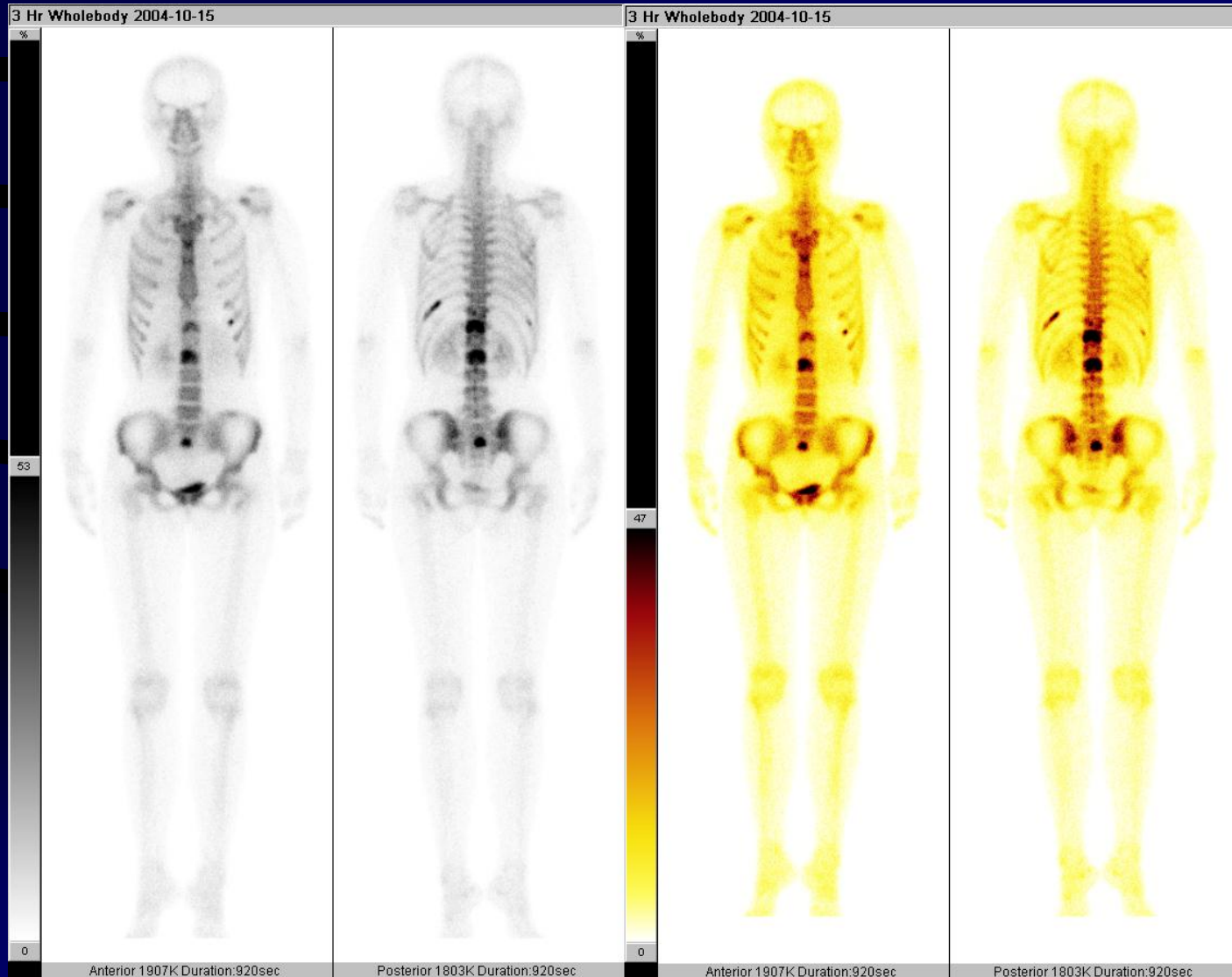
### 3、断层采集(Tomography)

断层采集:

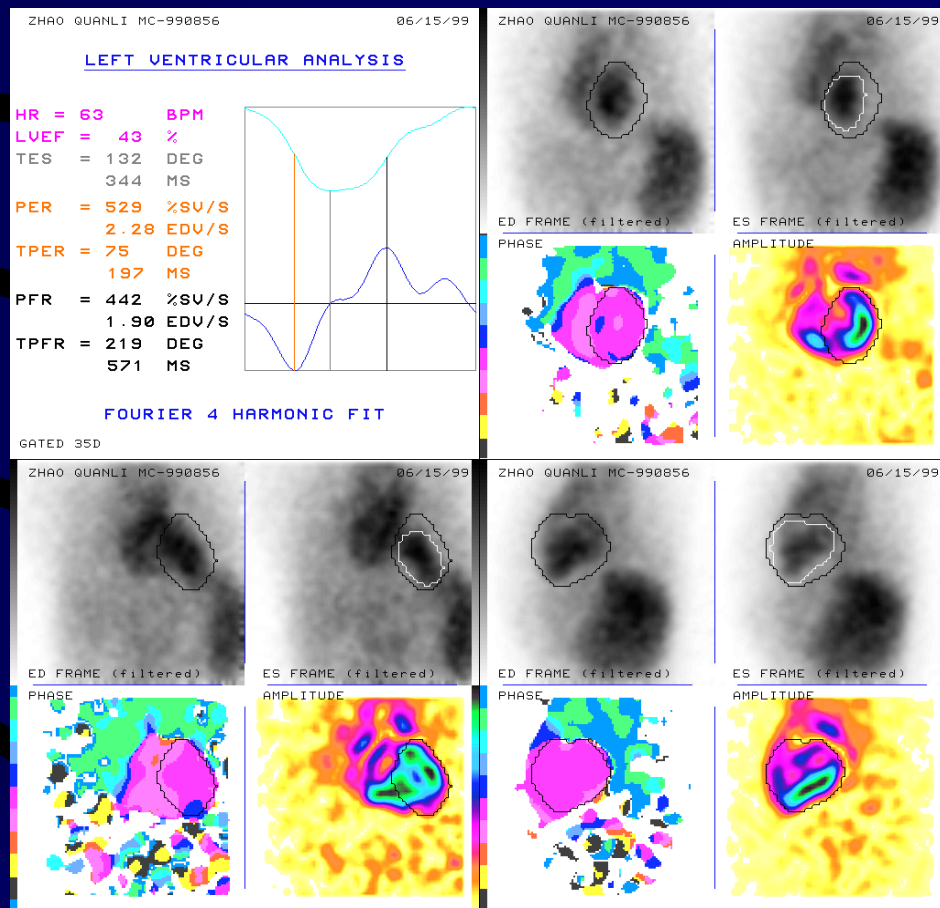
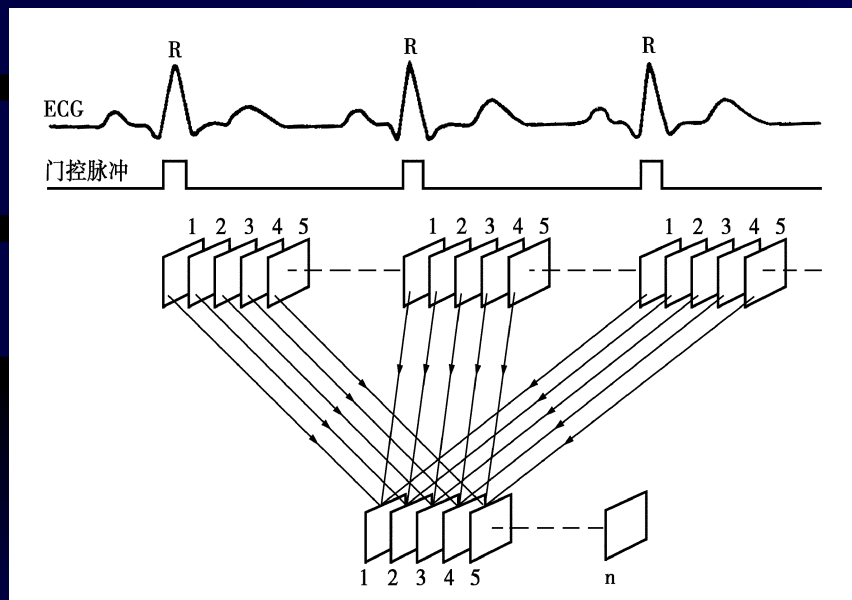
在体表连续或间断采集多体位平面影像数据,再由计算机重建成各种断层图像。



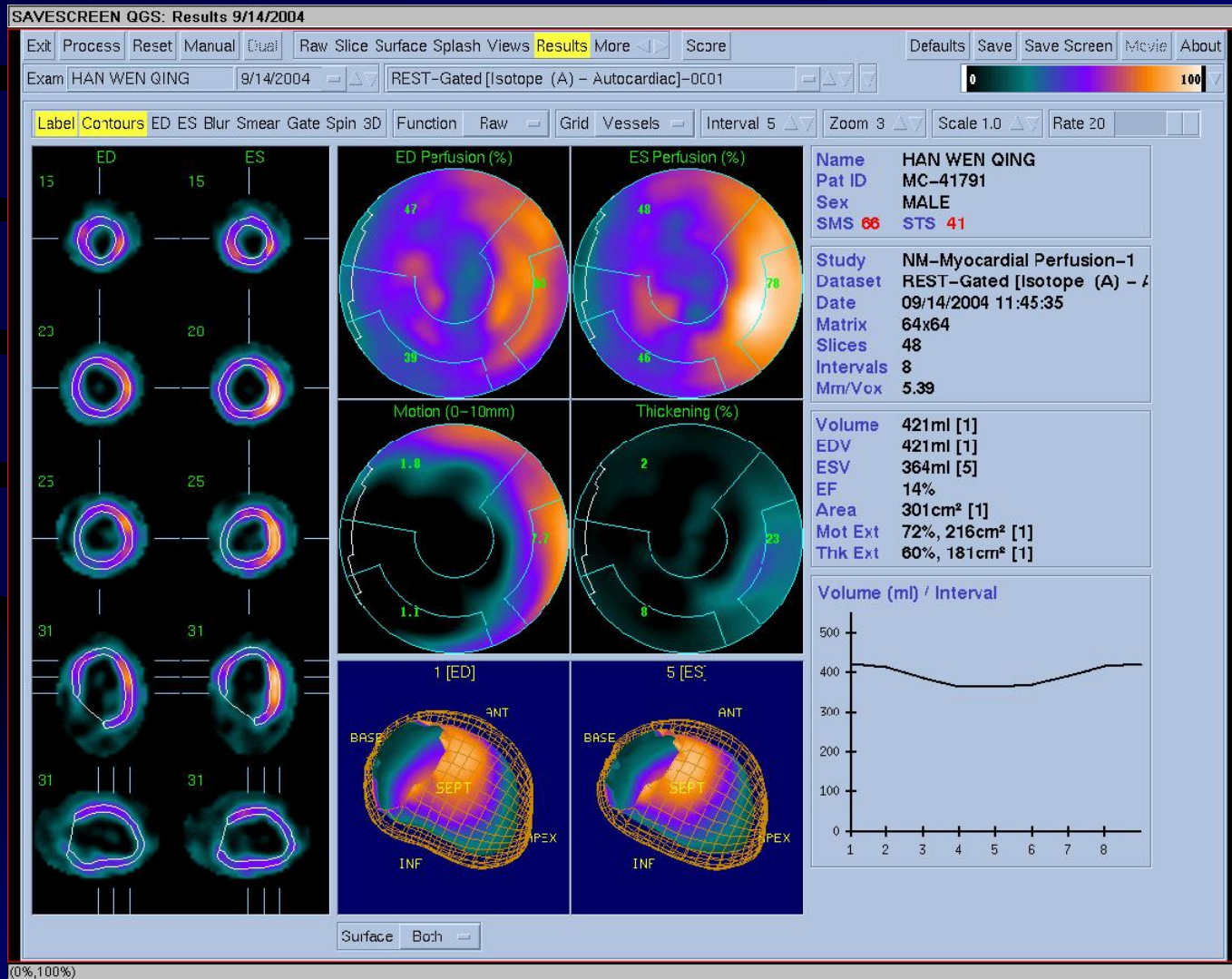
# 4、全身采集(whole body)



# 5、心电门控采集(Gated acquisition)

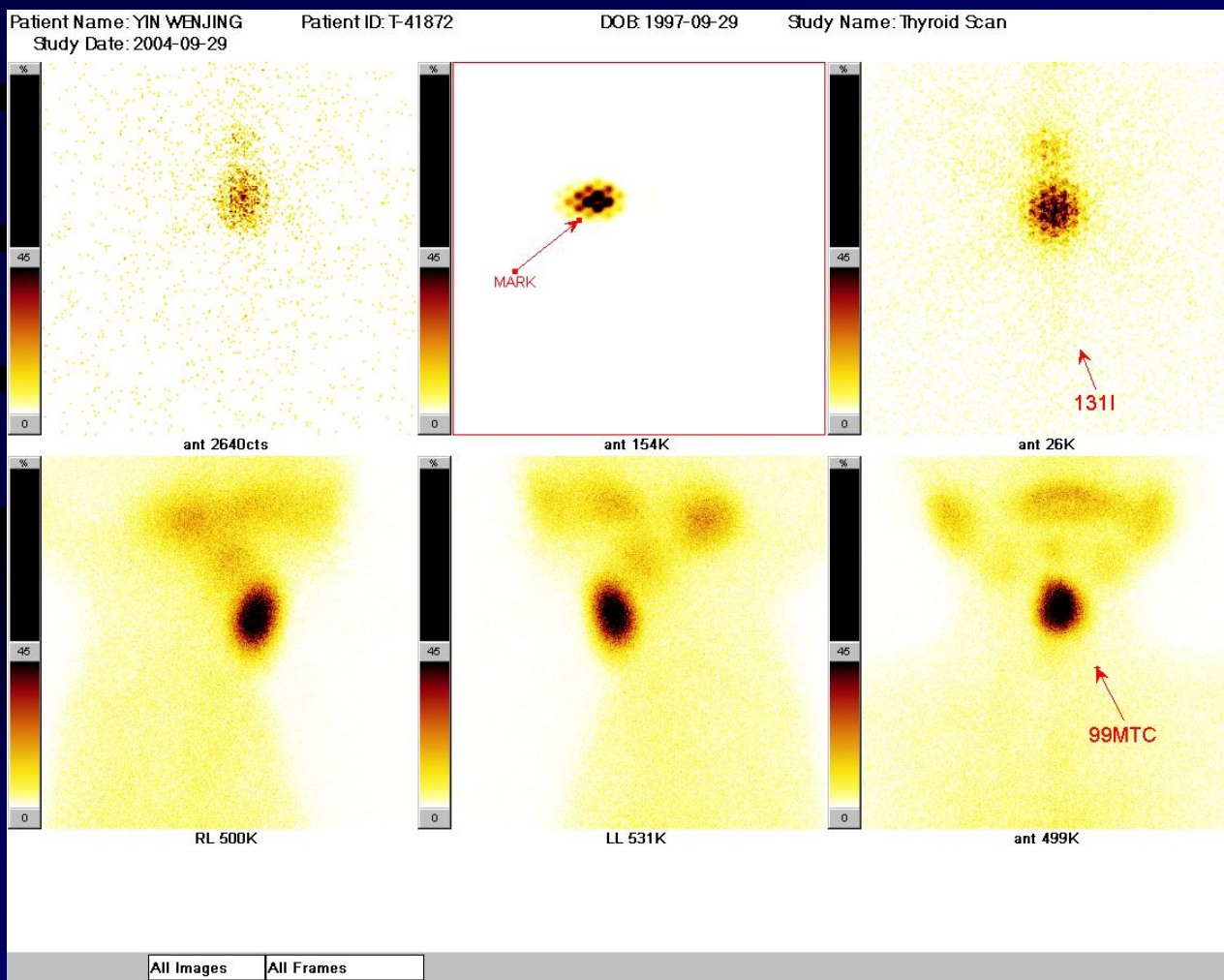


# 6、心肌门控断层采集



# 7、双核素采集

- 对两种能量的粒子，分别输出两种信号，SPECT机对每路信号分别成像，同时获得相同位置的两幅图像。



## 四、SPECT机采集参数

1、选择核素种类、能峰及窗宽

如： $^{99m}\text{Tc}$  141kev 20%

$^{131}\text{I}$  364kev 20%

2、选择采集方式及合适的影像矩阵

Static 256X256 512X512

Dynamic 64X64 128X128

Tomo 64X64 128X128

Whole body 256X1024 512X2048

3、选择Byte或Word存储方式；

4、选择适当的放大因子 (ZOOM)

1.33 1.60 2.0 2.66 4.0 8.0

## 5、选择机架运动方式和基本数据

- a、直线轨道运动 距离、探头0度、床高等
- b、断层运动 brain、heart、liver、bone
- c、探头距中心径向运动 探头尽可能贴近病人
- d、探头自身圆周运动 直立位、坐位

## 6、采集停止时间

- a、总时间 b、总计数
- c、总角度 d、总长度
- e、帧数 f、帧计数
- g、手控停止 h、紧急停止

# 采集矩阵

1、矩阵(matrix): 计算机把探头的视野划分为由一定量的行与列所组成的方块状阵形, 称之为矩阵。矩阵中的一个方块则称为一个像素(pixel)。每一个像素在计算机存储器中都有与之一一对应的存储单元, 以存放模拟点阵中每对经ADC转换后属于该像素的有效X、Y坐标值。

2、不同的采集方式需采用不同的矩阵

64X64 128X128 Dynamic Tomo

256X256 512X512 Static

256X1024 512X2048 Whole body

# 放大因子 (ZOOM)

1、放大因子作用：在不改变矩阵大小的情况下提高数字分辨率。

数字分辨率是指在水平和垂直两个方向上单位长度内的像素数(或者用单位视野面积内包含的像素数来表示)，单位 $\text{pixel}/\text{cm}(\text{cm}^2)$ 。

空间分辨率是指能清晰分辨出两个点源或线源之间的最小距离。

# 放大系数 (ZOOM)

例：假如 $64 \times 64$ 矩阵又正好包括 $\gamma$ 相机25cm的视野， $ZOOM=1.0$ ，数字分辨率为

$64 \text{ 像素} / 25 \text{ cm} = 2.6 \text{ 像素} / \text{cm}$ 。

$ZOOM=2.0$ ，影像的X轴、Y轴都放大了2.0倍，数字分辨率是 $2.0 \times 64 / 25 = 5.2 \text{ 像素} / \text{cm}$ 。

如像素单位过大，每个像素内的放射性计数太少，导致影像粗糙模糊，虽然数字分辨率提高了，但空间分辨率反而下降了。

# Byte/Word存储方式

- Byte/Word这一参数决定了采集过程中每一个像素所能容纳的最大计数。
- Byte表示每个像素有8Bit的存储单元能存储采集的 $\gamma$ 计数值，所能容纳的最大计数值为 $2^8 - 1 = 255$ 。
- Word表示每个像素有16Bit的存储空间来储存数据，所能容纳的最大计数值为 $2^{16} - 1 = 65535$ 。
- Word影像所用的存储空间比Byte存储方式大一倍。静态采集时，矩阵选用较大，每个像素值一般不会超过255，而动态采集时，选用的矩阵较小，可能会出现计数溢出，所以应选用Word存储方式。

## 五、影响采集质量的因素

# 影响图象质量因素

## 空间分辨率

- 准直器（主要因素）
- 探测器（已接近理论最佳分辨力）
- 算法

## 伪影

- 旋转式SPECT的不均匀在反投影重建产生环形伪影；
- 滤波反投影图像重建过程中，投影平片中的噪声和缺陷会被放大；
- 光电倍增管要严密屏蔽，不然有明显条形伪影。

# 影响采集质量的因素

---

## ■ 探头性能的影响

- ❖ 能量分辨
- ❖ 线形
- ❖ 均匀性
- ❖ 灵敏度
- ❖ 空间分辨率

# 影响采集质量的因素

---



## 准直器性能的影响

❖ 能量响应

❖ 系统分辨

❖ 灵敏度

# 影响采集质量的因素

---



## 患者本身的影响

- ❖ 散射（校正：偏置、双窗、成分）
- ❖ 衰减（校正：近似、精确）

# 影响采集质量的因素

---

## ■ 采集参数的影响

- ❖ 矩阵大小（像素大小  $\leq 0.5FWHM$ ）
- ❖ Zoom（占全视野75 ~ 85%）
- ❖ 信息（越大越好）
- ❖ 时间（越短越好）
- ❖ 药量（越少越好）

# 扫描采集的影响因素

---



- 探头距离(人体轮廓采集)
- 扫描速度(信息密度)
- 患者准备(饮水、排尿)
- 对位(保证图像完整)

# SPECT处理技术

## image process

# 一、改进ECT影像质量

# 改进ECT影像质量方法

1、对比度：调整影像的亮度与计数之间的关系。

2、定域值：

下限阈值：把低于某一选择值以下的所有像素计数都作为零计数来定为一帧影像的阈值。

影像的定窗：定阈值时设置上限和下限两个阈值，使在这两个阈值以外的像素都置为零，这称为影像的定窗。

3、扣本底：是假设影像中任意区域的本底均为常数，因此可将此数值从影像的每个像素中减去。

4、消除噪声：九点加权平滑、时间平滑和中值滤波。

5、对数字处理。

# 消除噪声

❖ 目的:减小放射性计数的统计涨落,

注意: 平均过程造成分辨率的损失;边界变得模糊;故当决定对影像进行平滑时要考虑:

第一,仅仅是以改善视觉为目的;

第二,仅在计数波动成为影响视觉感觉的主要因素时才用其法进行平滑。



# 消除噪声技术

1、9点加权平滑：是用原始图像的每一个像素及其周围的8个像素，分别乘以不同的权重，然后相加得到新图像相应像素的值。

权重矩阵

1/16 1/8 1/16

图A  $\times$  1/8 1/4 1/8 = 图B

1/16 1/8 1/16

这样是对一定范围内像素的值进行平均。

2、中值滤波：它是取出每个像素及其相邻像素，将它们计数值从小到大排列，取中间值作为滤波后的图像对应像素的值。

3、时间平滑：是在相邻的帧之间作加权平滑，只用于动态图像。

## 二、平面图像的处理

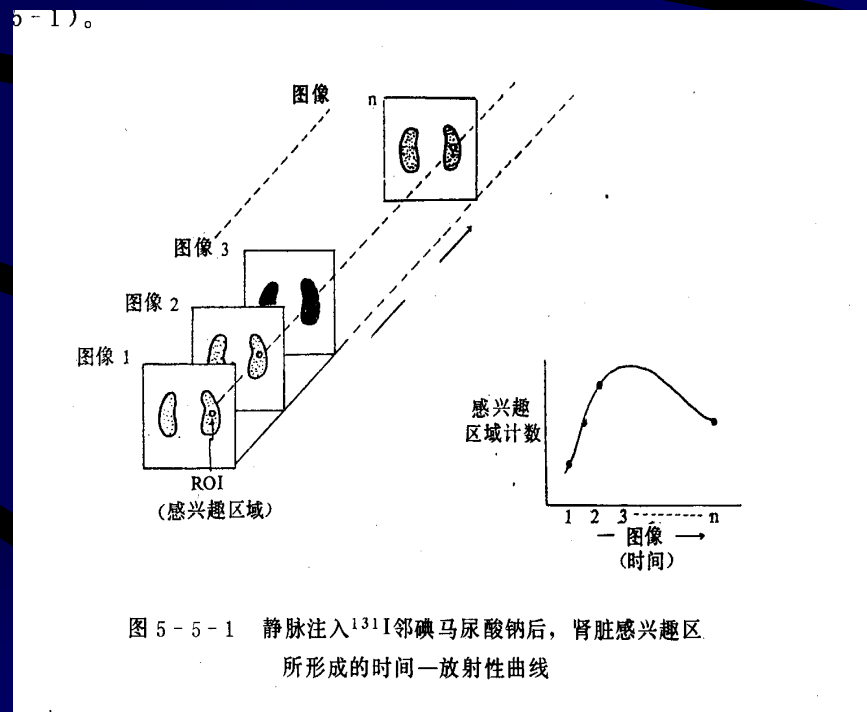
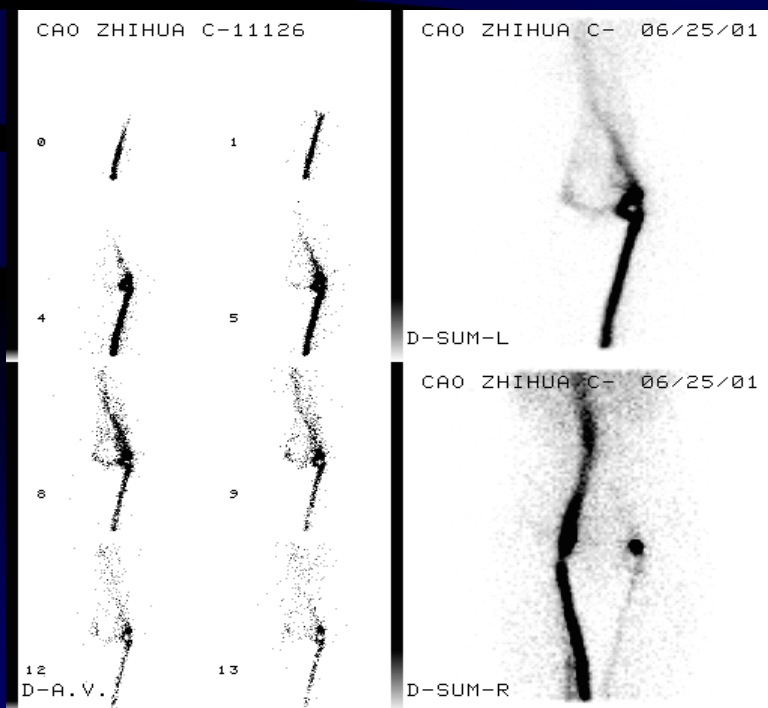
# 1、静态图像处理

- 放大与缩小
- 相加及相减
- 改变图像角度
- 定量分析

## 2、动态显像处理

a、叠加

b、定量分析 (ROI, TAC)



# 定量分析

## (1) 感兴趣区 (ROI) :

在分析图像时，常需对某一区域进行统计和计算，这个区域就称为感兴趣区 (ROI)。

## (2) 时间-活性曲线 (TAC) :

把放射性计数为纵坐标，把采集开始后的时间为横坐标，每帧动态图像的时间和感兴趣区内的计数可以在坐标内画出一个点，N帧图像就有N个点，把这些点平滑地连接起来，成为一条曲线。

5-1)。

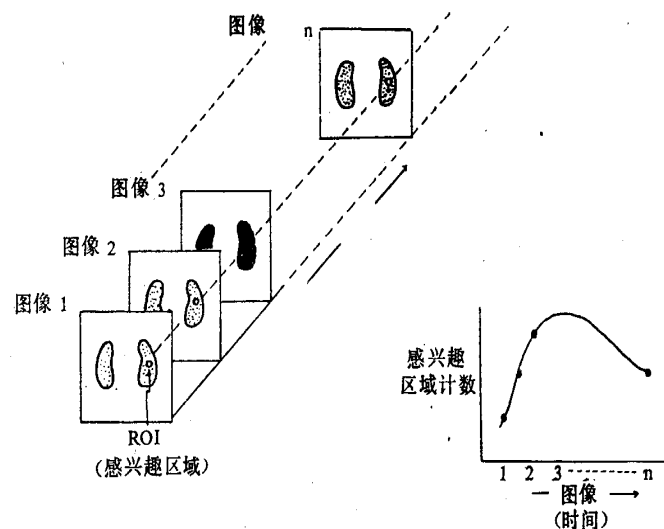


图 5-5-1 静脉注入 $^{131}\text{I}$ 邻碘马尿酸钠后，肾脏感兴趣区所形成的时间-放射性曲线

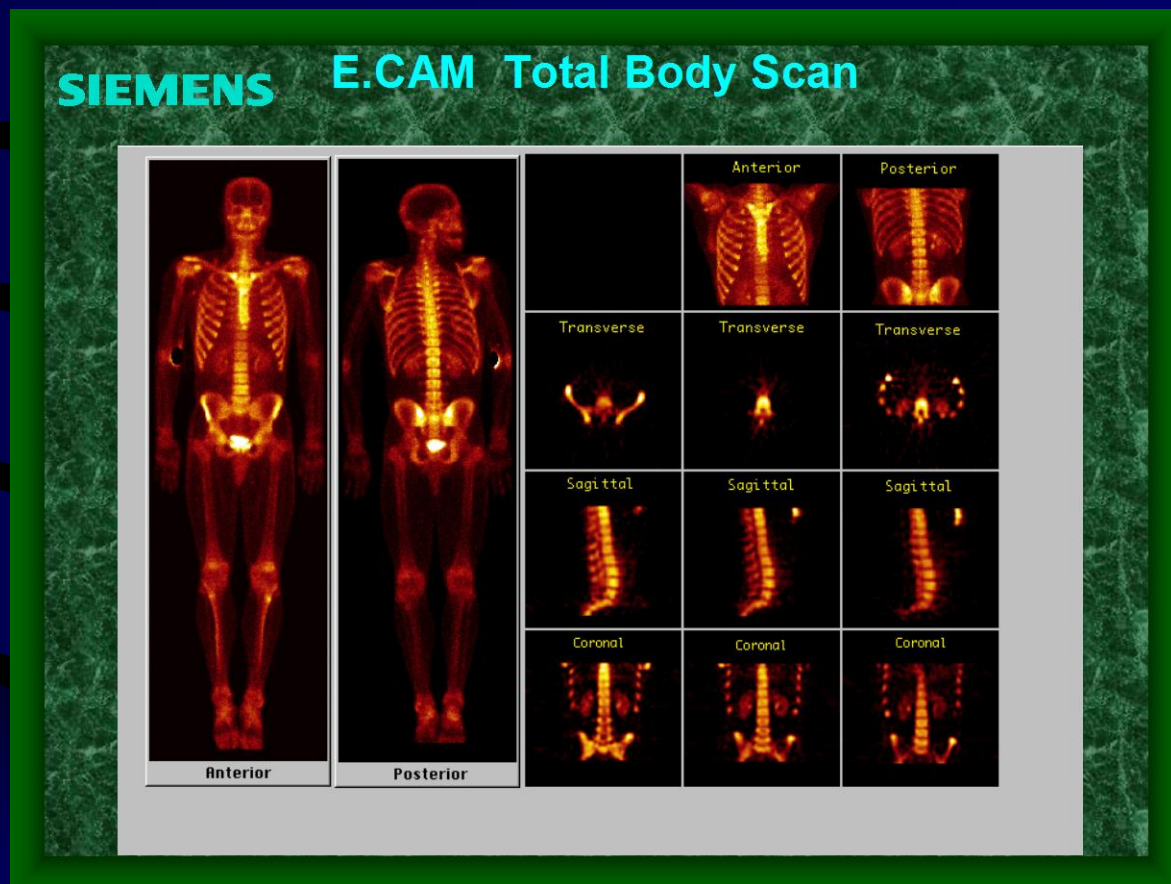
### 3、全身显像处理

a、选择处理软件

b、调整亮度

c、扣除注射点  
及膀胱

d、局部放大



# 4、心电门控处理

a、选择处理软件

b、划EDV、ESV

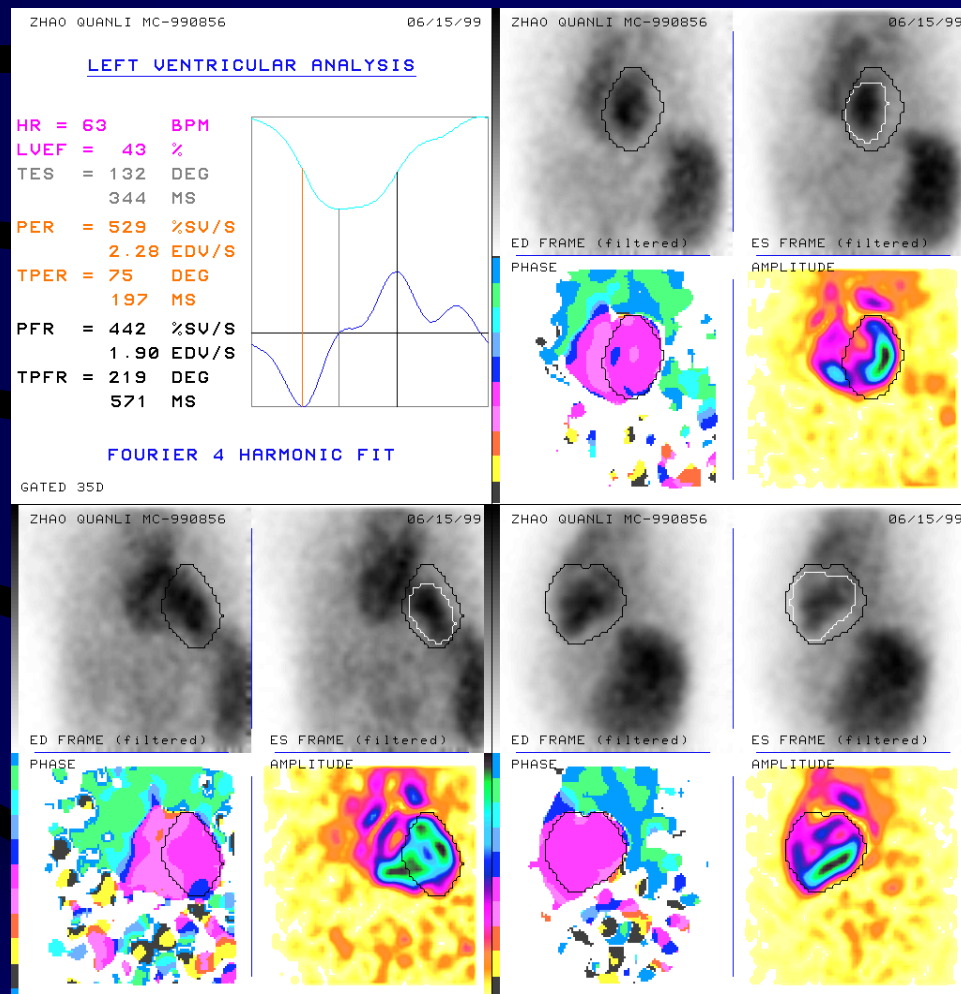
进行ROI分析

c、计算心室容积曲线、

LV EF、振幅图、

时相图、

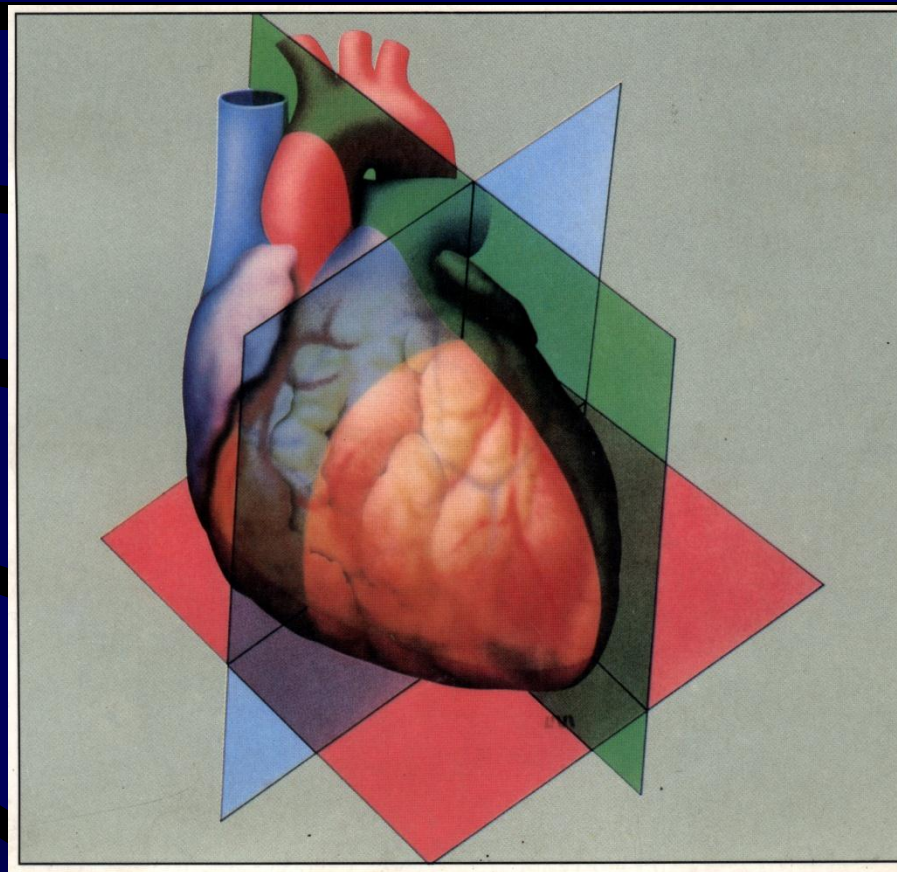
时相直方图



### 三、断层图像处理

# (一) 断层处理

- a、选择处理软件
- b、确定断层重建的范围
- c、选择滤波器
- d、三位断层重建
- e、衰减校正
- f、图像放大及调整角度
- g、储存断层图像
- h、三维立体图



## (二) 断层重建技术

- 影像重建:

已知物体在不同方向的投影值，求物体内部各点的分布值。

在SPECT中，已知每个角度上的投影值，求断层内各点的放射性分布值。

# 断层图像重建

---



反向投影法 (FBP)

( filtered back-projection )

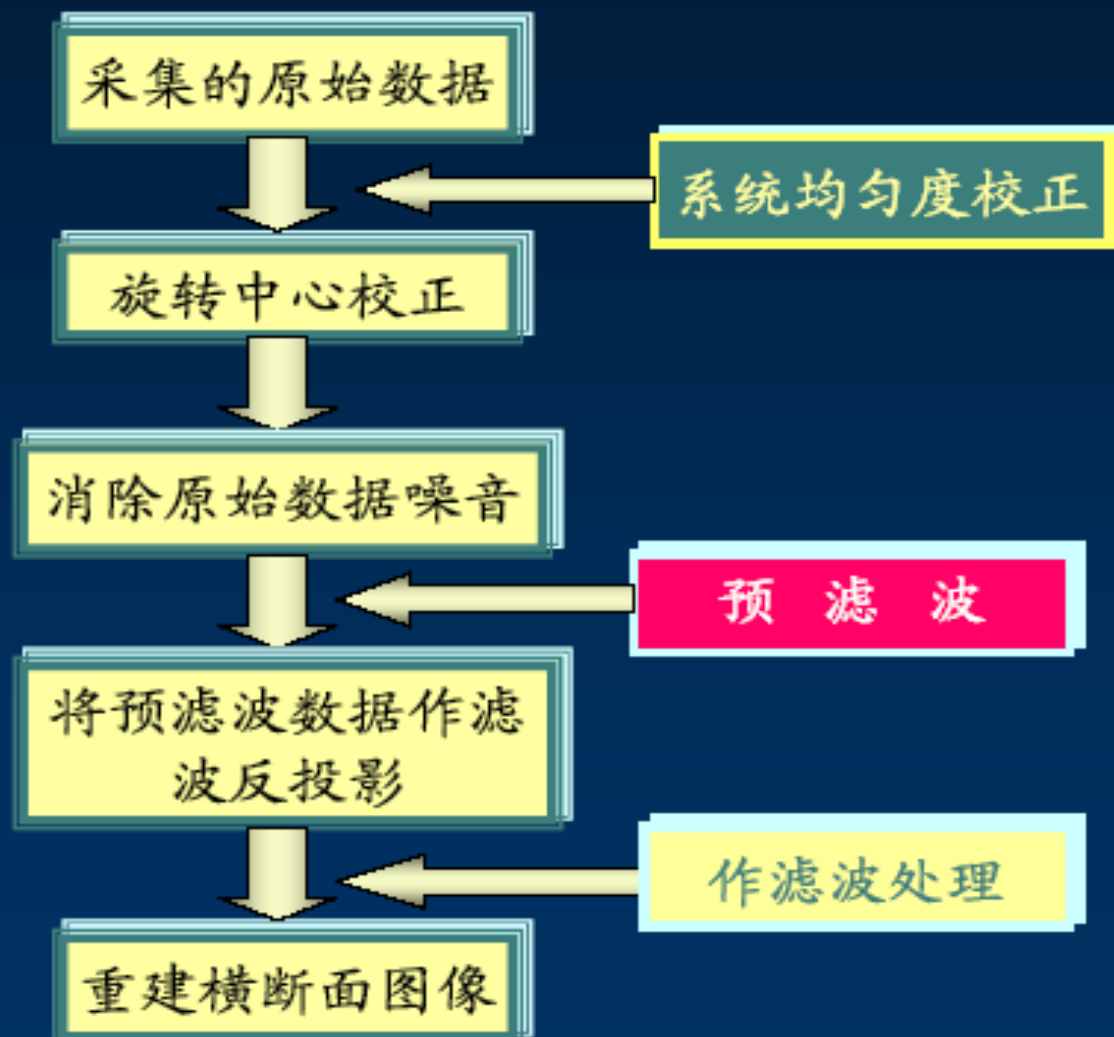
迭代重建法 (OS-EM)

序列子集最大期望值法

( ordered subsets expectation max. )

# 断层图像重建

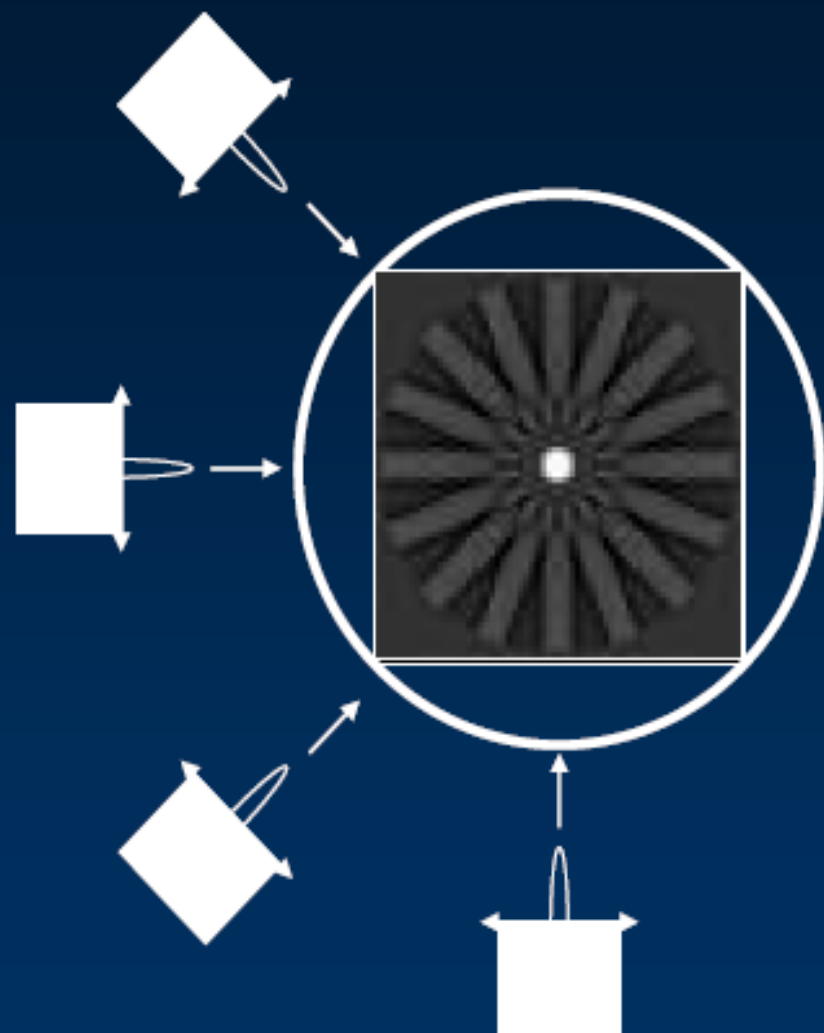
## 滤波反向投影图像重建



# 断层图像重建

## 反向投影重建

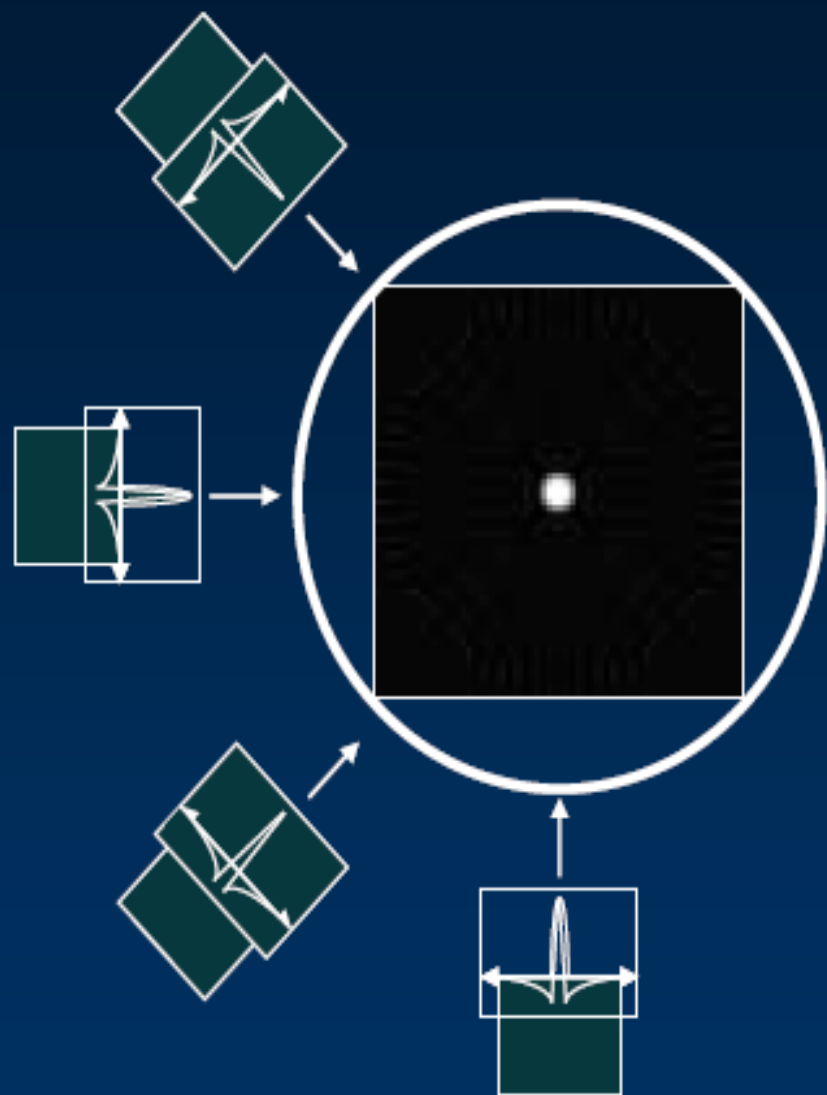
- 按照投影方向把投影数据反向投往发射方向。
- 其结果得到带有星状伪影的图像。



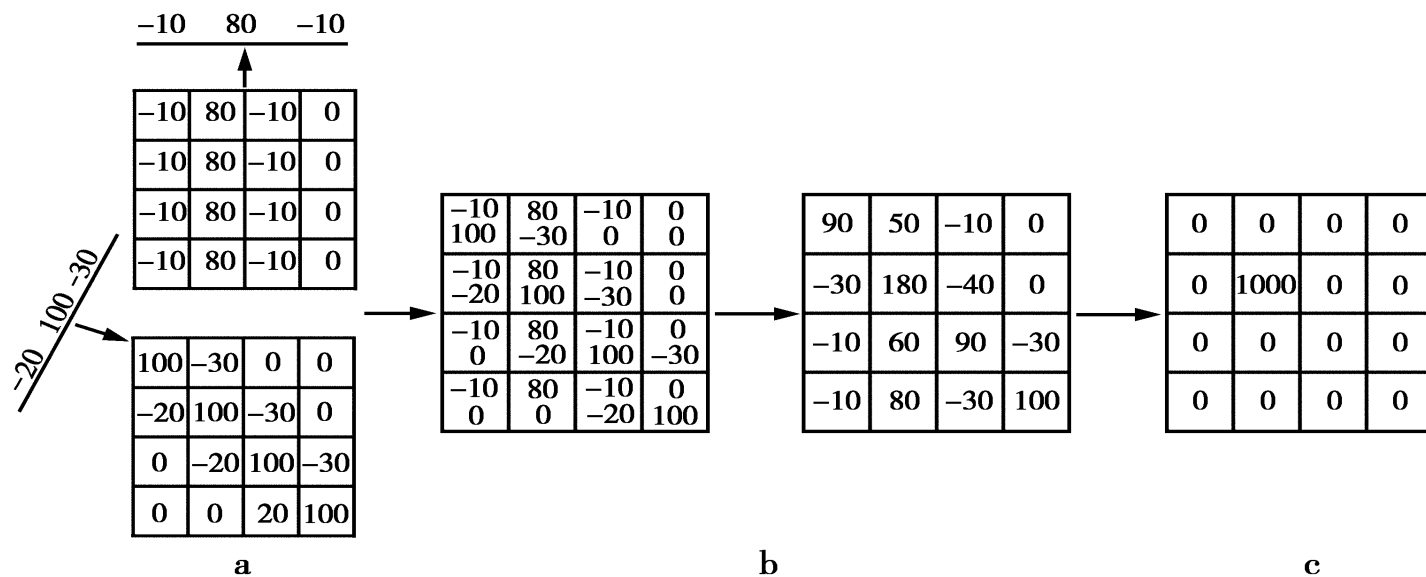
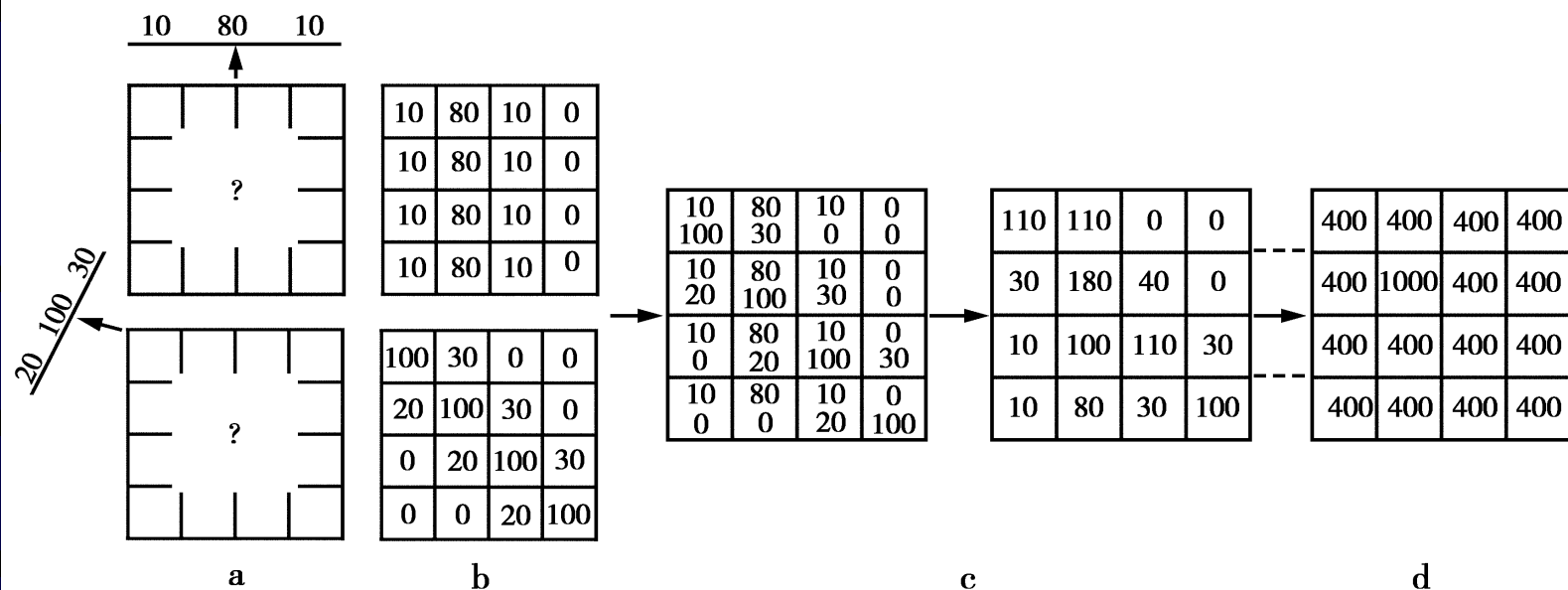
# 断层图像重建

## 滤波反向投影重建

- 用滤波函数把反向投影图像的星状伪影去除。
- 其结果得到较精确的重建。



# 滤波反投影法示意图





# 加法因子迭代法

- 迭代法可以加入各种误差校正因子，重建精度高，但运算量大，重建速度慢。
- 迭代法是通过不断地修正，使估计值一步步逼近真实的断层图像。一般说来，迭代次数越多，图像质量越好，重建耗时越多。



# 断层图像重建

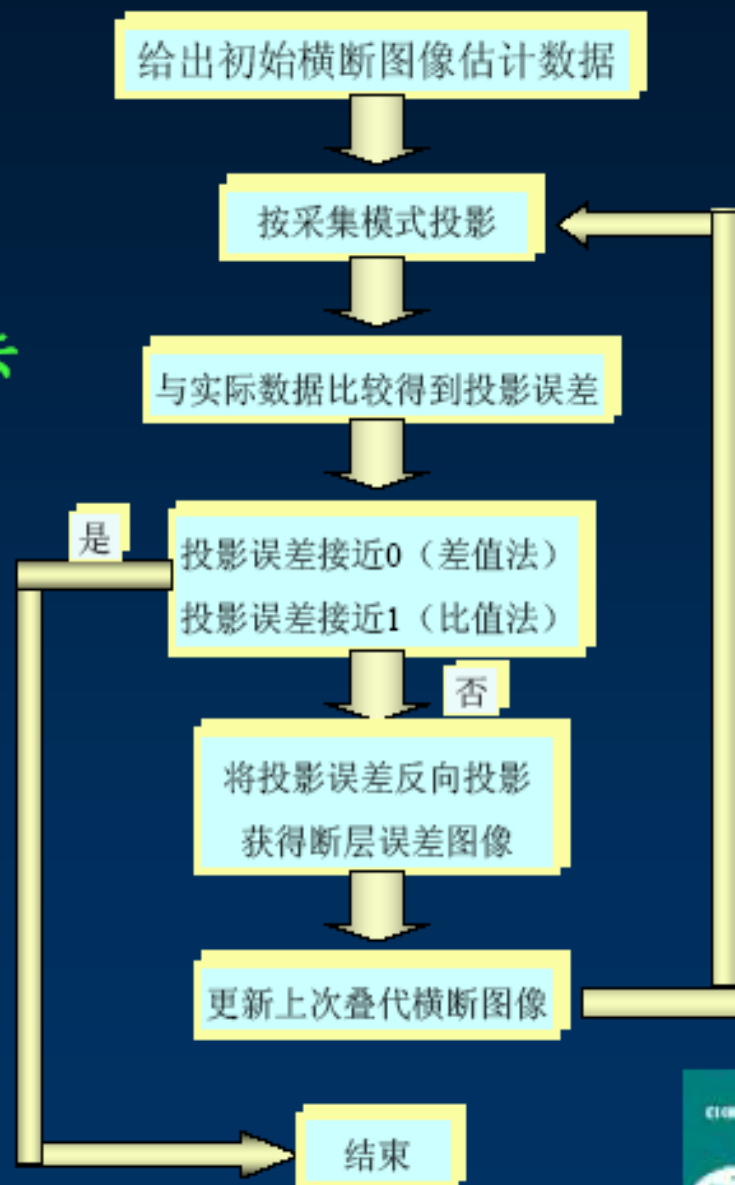
## 迭代重建

★ 以收敛为基本特征的算法

★ 以原始投影数据为依据

★ 多次迭代逼近

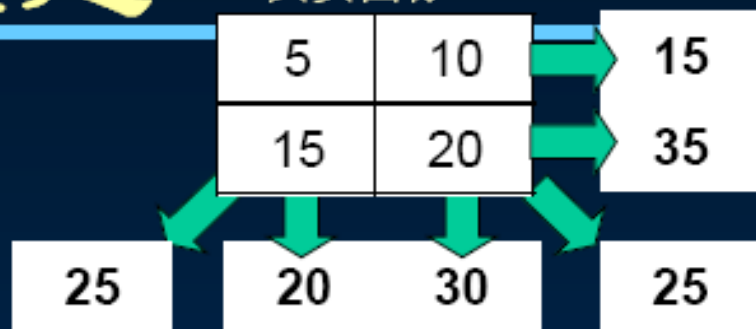
★ 达到预定精度



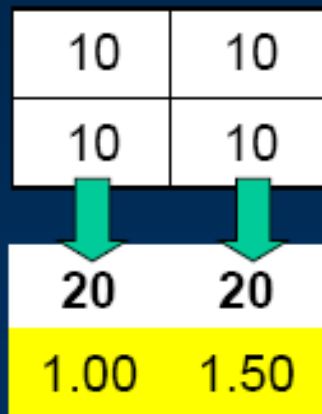
# 断层图像重建

## OS-EM 迭代重建

“真实图像”



初始估计图像



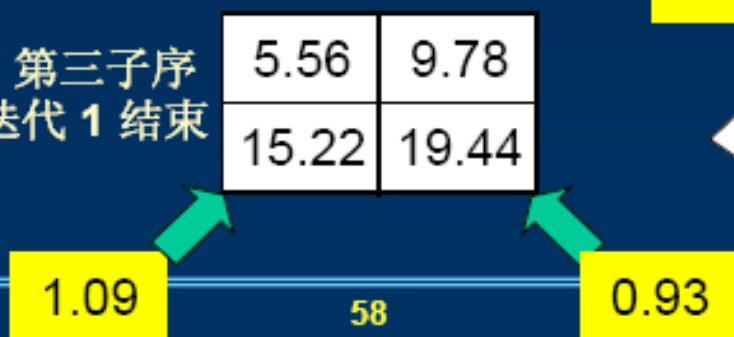
第一子序



第二子序



第三子序  
迭代 1 结束



# 断层图像重建



## OS-EM迭代重建

“True Image”

|    |    |
|----|----|
| 5  | 10 |
| 15 | 20 |

Iteration 0

|    |    |
|----|----|
| 10 | 10 |
| 10 | 10 |

Iteration 1

|       |       |
|-------|-------|
| 5.56  | 9.78  |
| 15.22 | 19.44 |

Iteration 2

|       |       |
|-------|-------|
| 5.13  | 9.94  |
| 15.06 | 19.87 |

Iteration 4

|       |       |
|-------|-------|
| 5.01  | 10.00 |
| 15.00 | 19.99 |

Iteration 6

|       |       |
|-------|-------|
| 5.00  | 10.00 |
| 15.00 | 20.00 |

OS-EM的收敛：收敛的速度取决每迭代子集的数目

# 断层图像重建



## 断层图像重建方法的比较

| 重建方法 | 代数法   | 反投影法          | 迭代法          |
|------|-------|---------------|--------------|
| 算 法  | 代数运算  | 滤波、反投影        | 迭代运算         |
| 优、缺点 | 精确度一般 | 精确度差<br>计算速度快 | 精确度高<br>计算复杂 |

(三) 如何提高断层图像的质量?

# 校正技术

# ■ 提高断层图像质量的几点对策

- 系统均匀性校正
- 断层旋转中心校正
- 衰减和散射校正
- 合理的采集条件选取
- 滤波函数和滤波参数选取

# 1. 断层图像的采集

- 采集过程中探头旋转中心不变
- 探头在旋转过程中性能无变化
- 采集过程中病人处于相对静止状态
- 病人体内放射示踪剂处于相对稳定状态。



## 2. 影响ECT图象采集因素

- 患者本身的影响

- ❖ 衰减
- ❖ 散射
- ❖ 位移

- 探头的影响

- ❖ 探头的均匀性
- ❖ 准直器的选择
- ❖ 旋转半径的影响
- ❖ 旋转中心的漂移

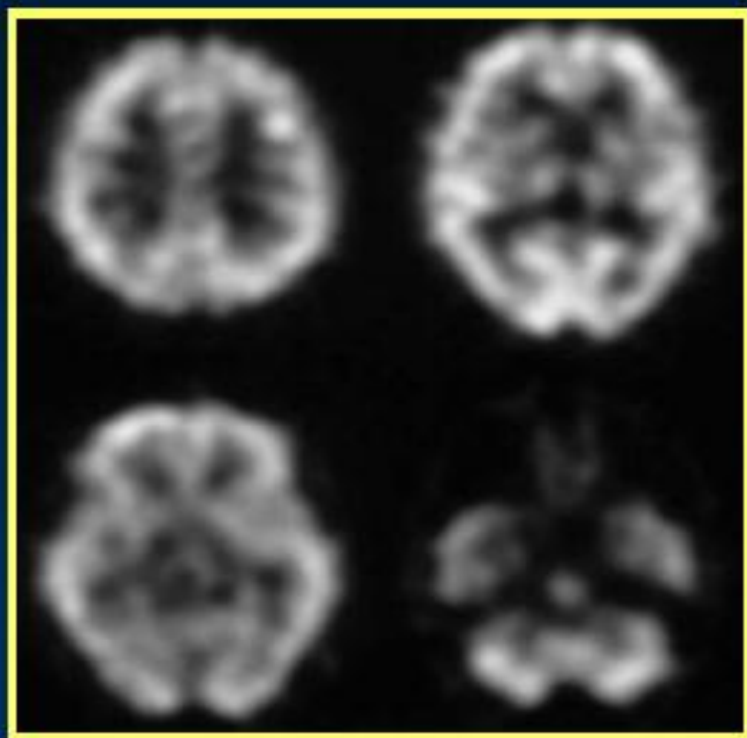
### 3. 断层采集需注意的要点

- 能窗的设置（散射校正）
- 采集矩阵的确定（影响分辨率）
- 探头旋转的步长（影响分辨率）
- 探头旋转的方式（步进和连续）
- 每帧采集的时间（总采集时间不宜过长）

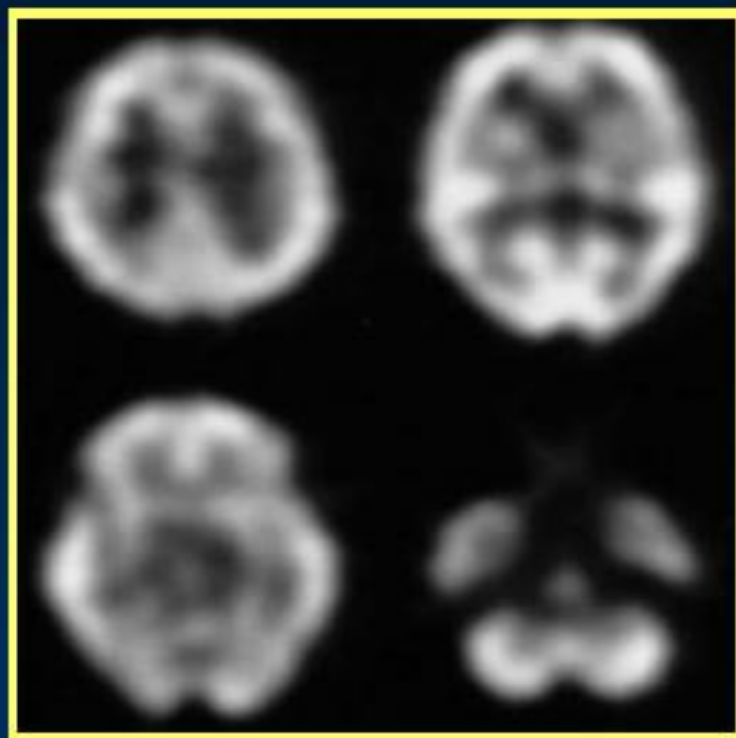
# 断层图像处理



COR=13.5cm



COR=18.0cm

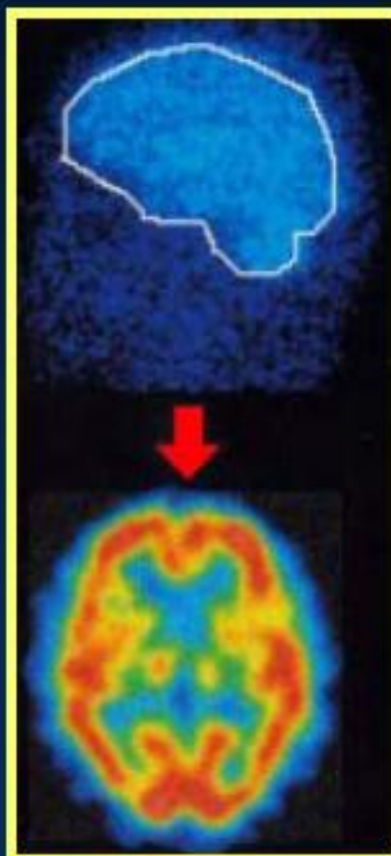


- 尽可能减小旋转半径以提高断层分辨率
- 用人体轮廓的方法可最大限度贴近人体

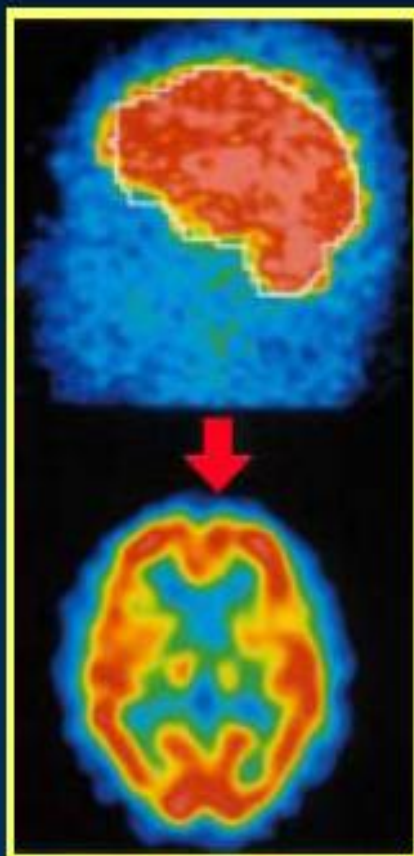
# 断层图像处理



128x128矩阵  
总计数 = 360k  
C/pix = 22



64 x 64矩阵  
总计数 = 360k  
C/pix = 88



● 不影响断层分辨率的前提下选用小矩阵



(四) 例:

## 脑血流断层显像

# 断层图像处理

## 4. 脑断层采集条件选择

### ● 选择依据

- ❖ 核素活性剂量: 20 mCi
- ❖ 采集时间: < 30分
- ❖ 系统分辨率: 低能高分辨 ~ 10mm  
扇型准直器 ~ 8mm
- ❖ 头颅半径: 8 cm

# 断层图像处理

## 4. 脑断层采集条件选择

### ● 采集矩阵的选择

- ❖ 矩阵大小：并非越大越好。相同计数时，矩阵越大统计噪声越大。
- ❖ 矩阵大小的确定：
  - 最佳系统分辨 = 8 mm (FWHM)
  - 最佳图像分辨 =  $\text{FWHM}/2 = 4 \text{ mm}$
  - 像素大小  $< 4 \text{ mm}$
  - $\text{UFOV} = 500 \text{ mm}$ ,  $\text{Zoom} = 2$  (扇形  $\text{Zoom}=1$ )
  - 矩阵大小 =  $500 \text{ mm}/4 \text{ mm}/2 = 63$

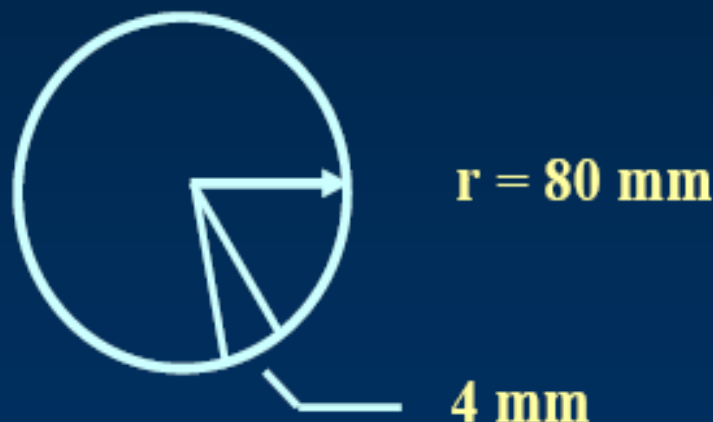
选用 64 x 64 矩阵不会降低断层分辨



# 断层图像处理

## 4. 脑断层采集条件选择

- 采集帧数（或步长）的选择
  - ❖ 采集帧数并非越多越好。采集帧数越多，非计数时间越长。
  - ❖ 采集帧数的计算：
    - 头颅半径:  $r = 80 \text{ mm}$   
头颅周长:  $s = 480 \text{ mm}$
    - 图像分辨:  $R_s = 4 \text{ mm}$
    - 采集帧数:  $n = s/R_s = 120$



120帧采集能保证4mm图像分辨率

# 断层图像处理

## 4. 脑断层采集条件选择

- 采集方式

- ❖ 分步采集的图像重建质量优于连续采集
  - ❖ 分步采集的非计数时间比连续采集长
    - 30分钟120帧分步采集非计数时间约5分钟
    - 30分钟120帧连续采集非计数时间约2分钟
    - 120帧连续采集对图像重建质量的影响很小
- 采用120帧连续采集

\* 小于120帧时不宜采用连续采集

# 断层图像处理

## 4. 脑断层采集条件选择

- 核素剂量 = 20 mCi
- 使用低能高分辨或扇形准直器
- 采集时间 = 30 分, 采集帧数 = 120
- 采集矩阵 = 64, 旋转半径 = 12~13 cm
- 连续采集

# SPECT显示技术

## Image display

# (一) 影像显示与调节技术

## ➤ 计算机显示器组成:

① 视频存储器 (存储数字化信息)

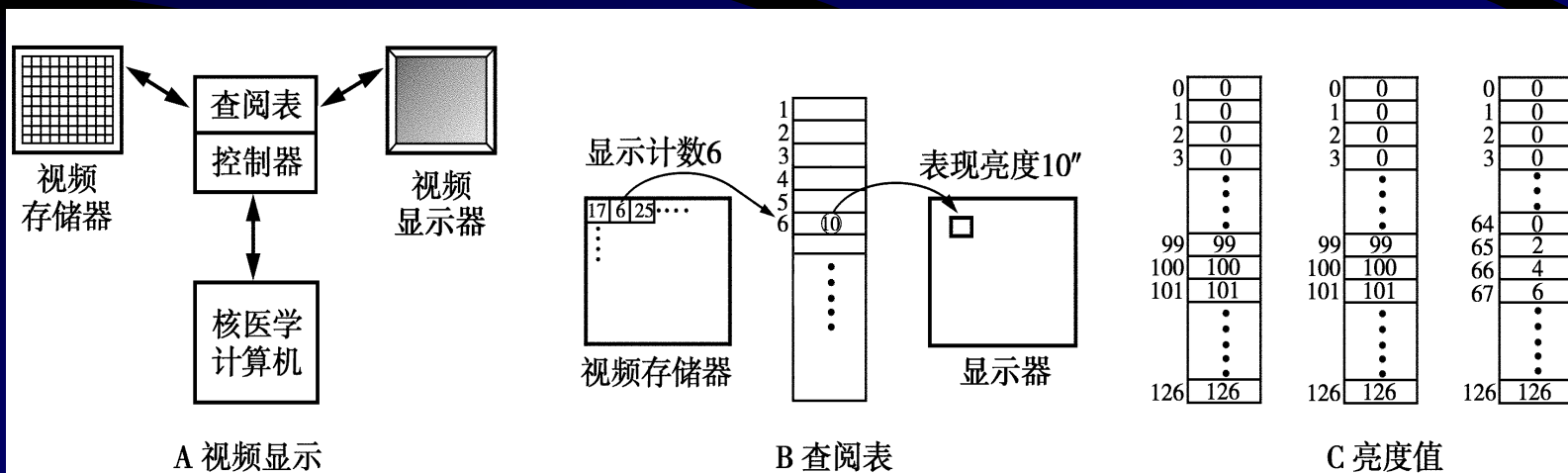
② 视频处理器 (控制影像显示)

将影像矩阵中的数字值转化为显示器上各种不同亮度。

它是通过数字-亮度转化表 (灰阶表) 来实现。

彩色显示通过红、绿、蓝色3种主颜色对应3个转化表来实现。

## ③ 视频显示器



## (二) 数字化图像的显示

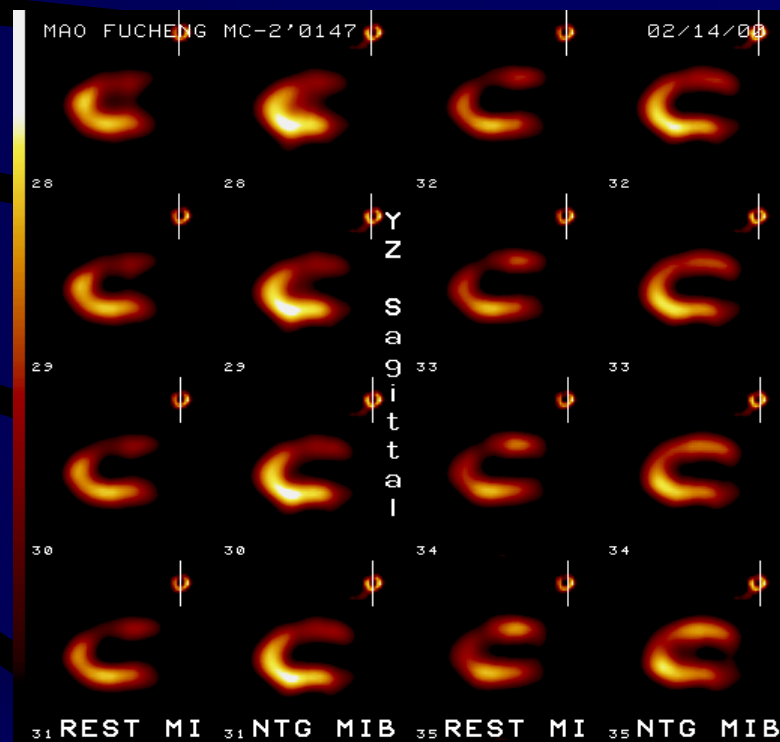
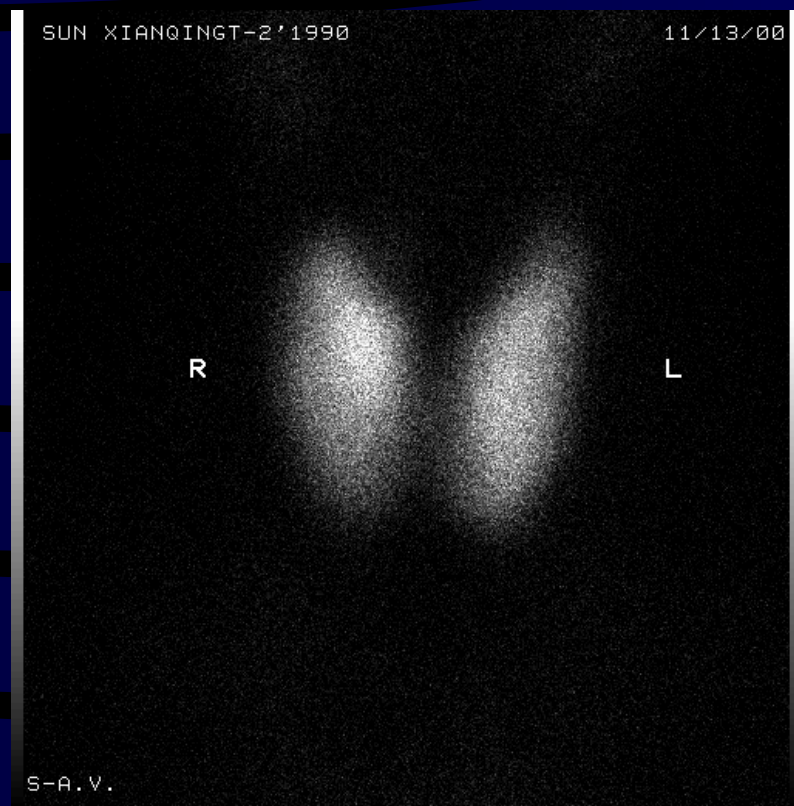
❖ **灰度编码**: 数字图像记录的是一系列像素的计数值, 要将它显示出来必须把计数值转换成灰度, 将0-255的计数值转换为从白到黑的灰阶。

❖ **伪彩色编码**常用不同的颜色表示像素的不同计数值, 更好的反映放射性药物含量的差别。

**伪彩色**: 影像医学这种色彩是人为赋予的, 不是脏器的真实颜色, 故称为伪彩色。

1、**彩虹 (rainbow) 编码**: 是以黑-青-蓝-绿-黄-红-白的连续颜色变化对应从0-255的计数。

2、**热金属 (hot metal) 编码**: 是一种模仿金属逐渐烧热发光时染色变化的编码(黑-蓝-红-黄-白)。



# (三) 图象显示的形式

1、平面显示与断层显示

2、静态显示与动态显示

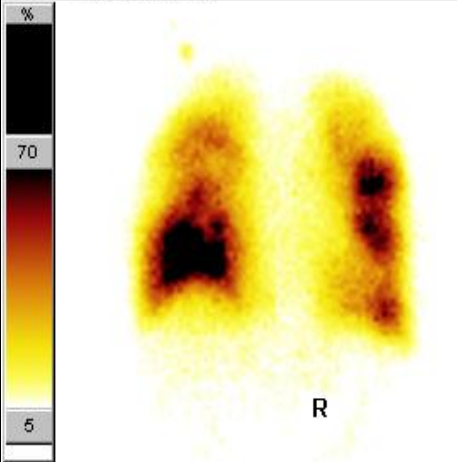
3、局部显示与全身显示

4、电影显示

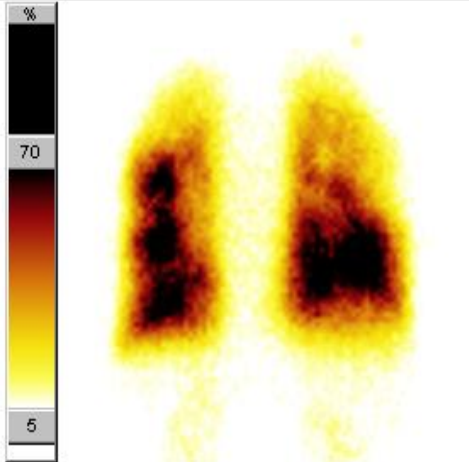
5、三维立体显示

a、表面转换法

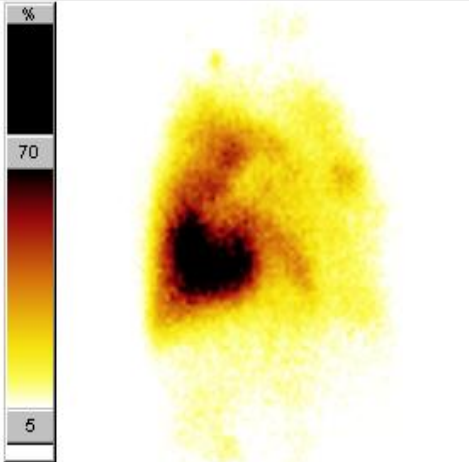
b、容积转换法



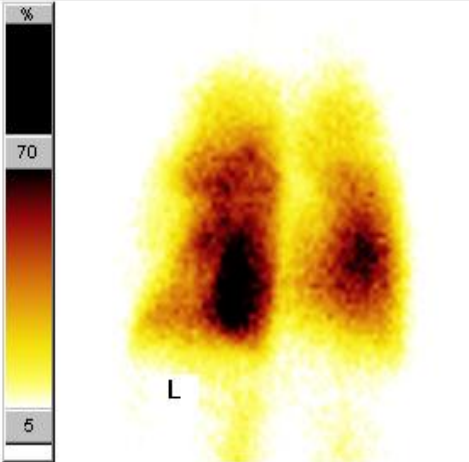
Det1 ANT 474K Duration:125sec 128x128



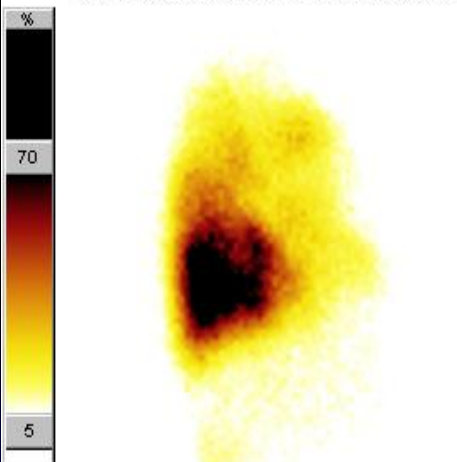
Det 2 POST 503K Duration:125sec 128x128



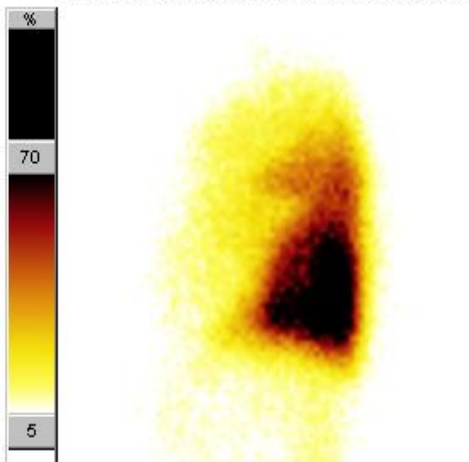
Det 1 RAO 396K Duration:125sec 128x128



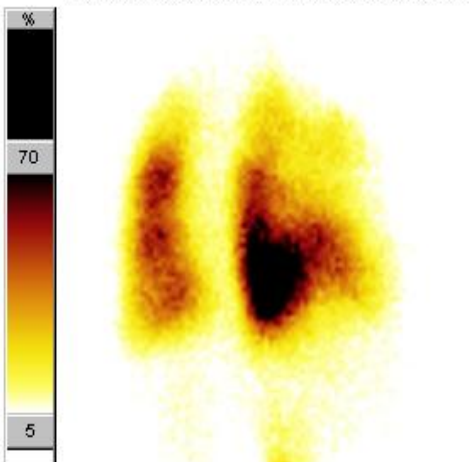
Det 2 LPO 385K Duration:125sec 128x128



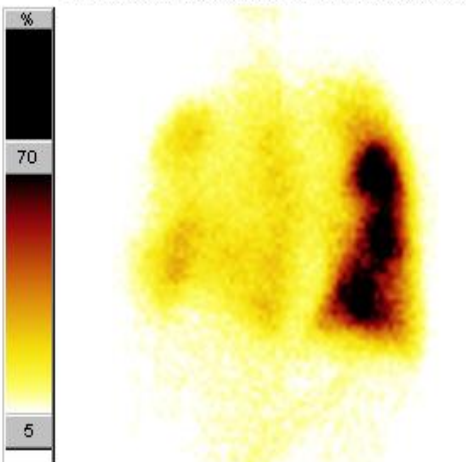
Det 1 RL 341K Duration:125sec 128x128



Det 2 LL 308K Duration:125sec 128x128



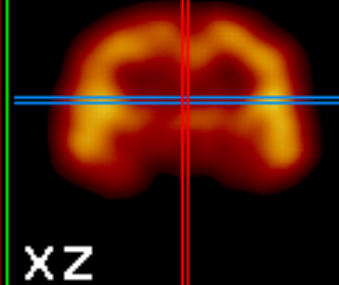
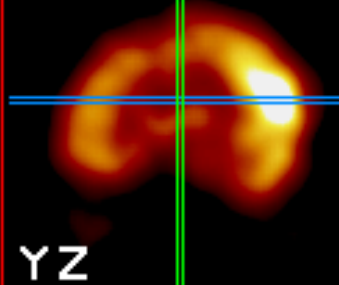
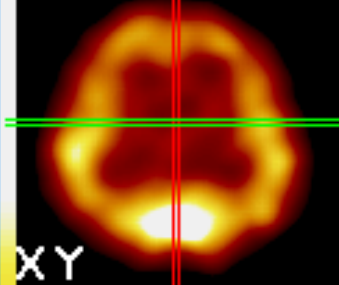
Det 1 RPO 382K Duration:125sec 128x128



Det 2 LAO 373K Duration:125sec 128x128

XIAO CHANGQING B-12034

11/26/01

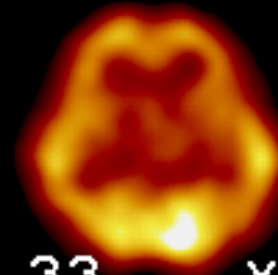
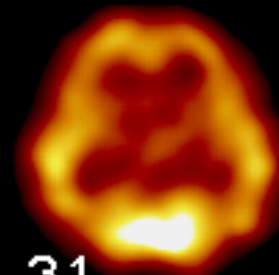
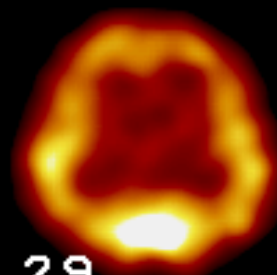
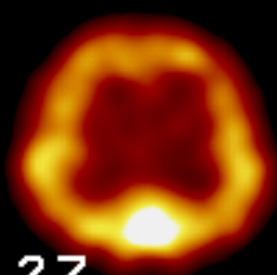


TRNS : 29

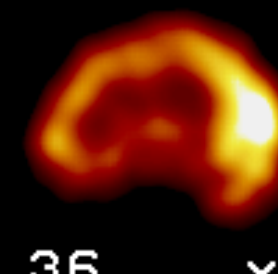
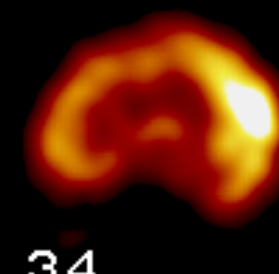
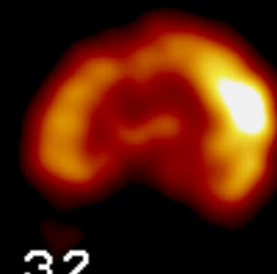
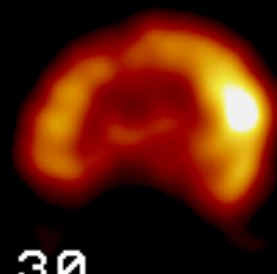
SAGT : 32

FRNT : 32

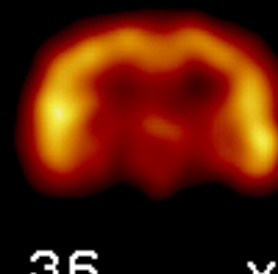
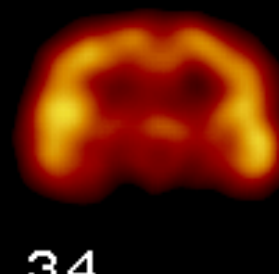
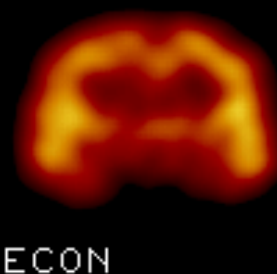
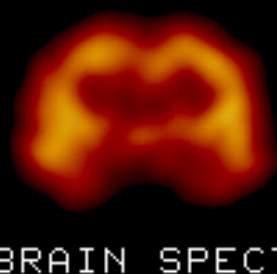
THCK : 2



XY



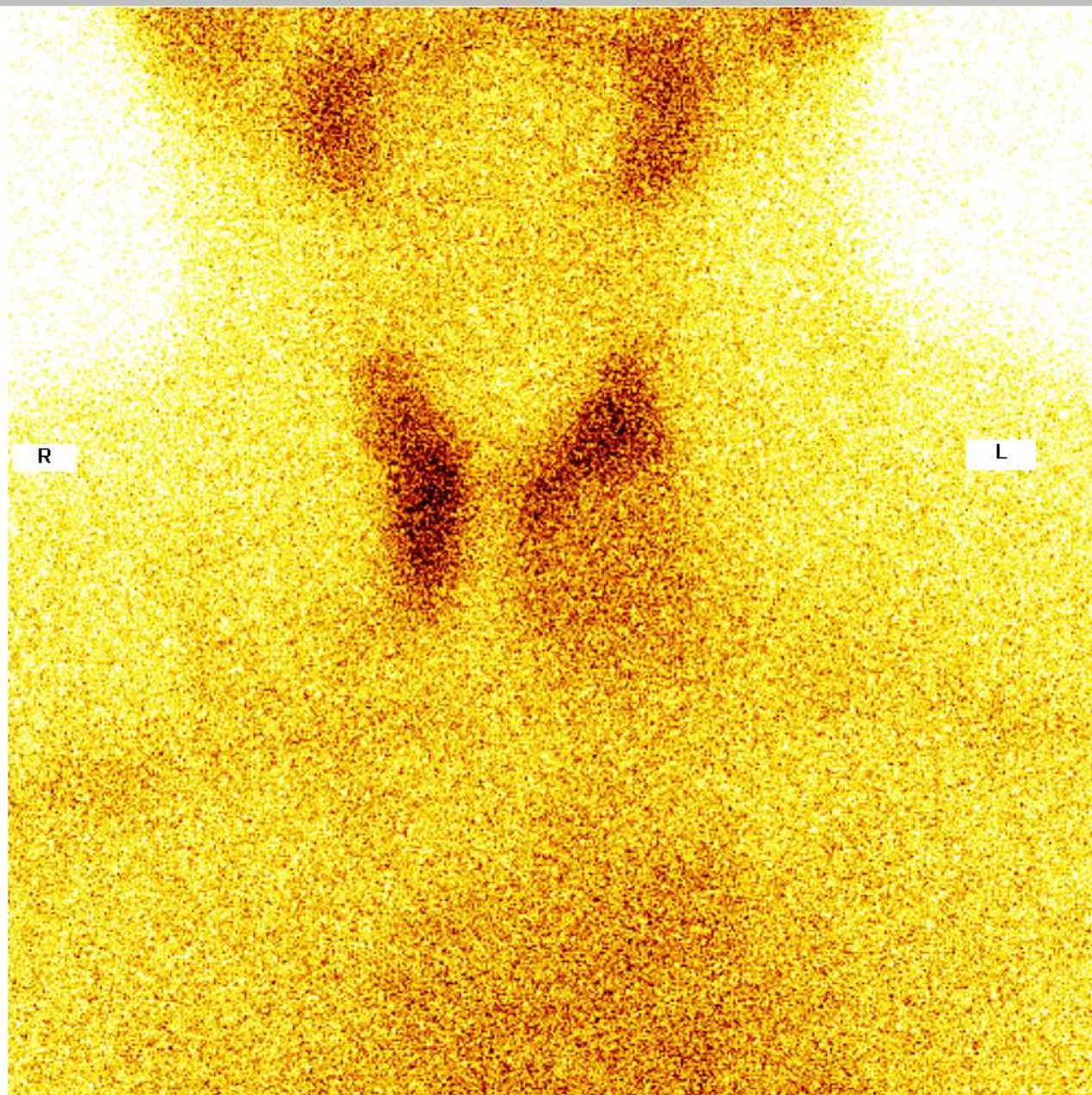
YZ



XZ

BRAIN SPECT-RECON

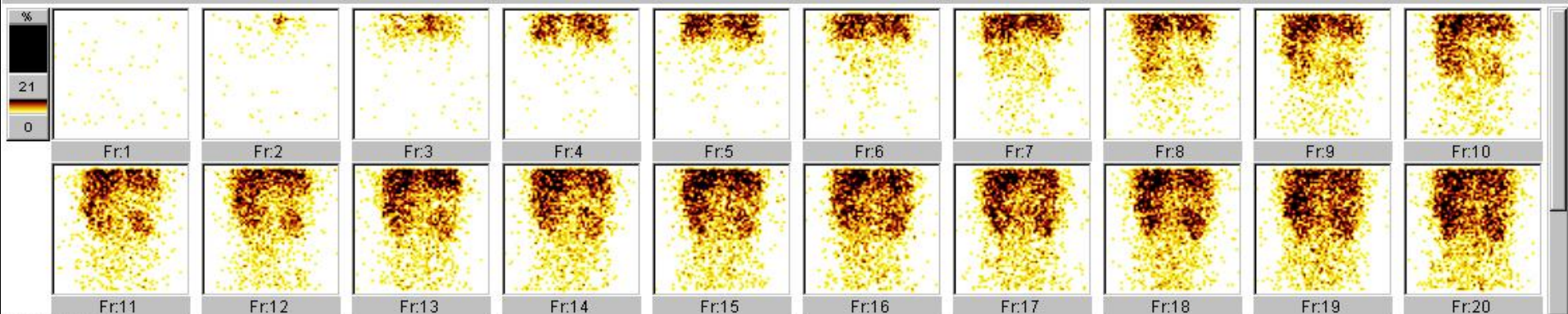
thyroid 2004-10-06



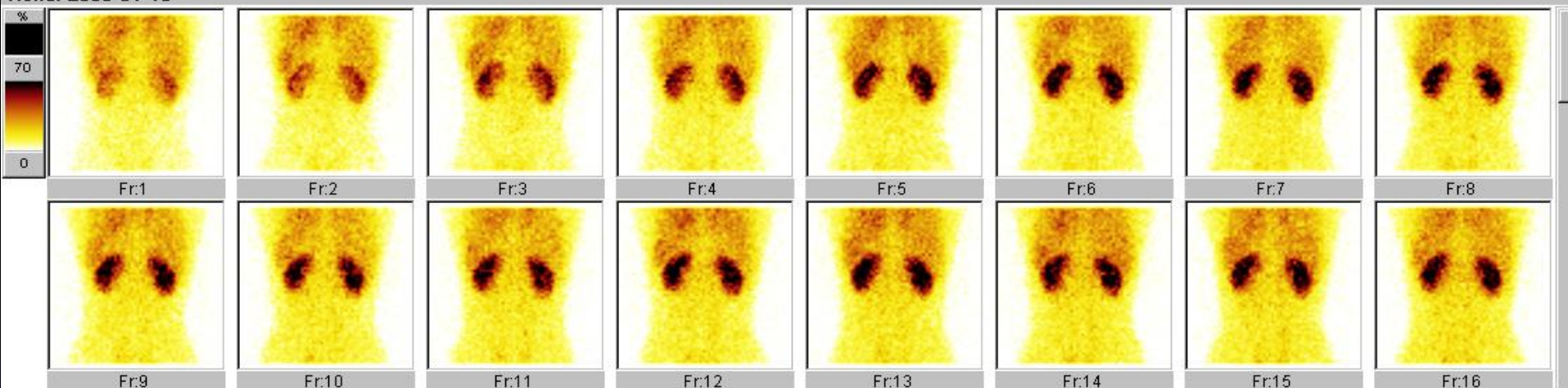
ant 500K Duration:429sec 512x512

(B:0%,T:45%)

Renal 2005-01-18

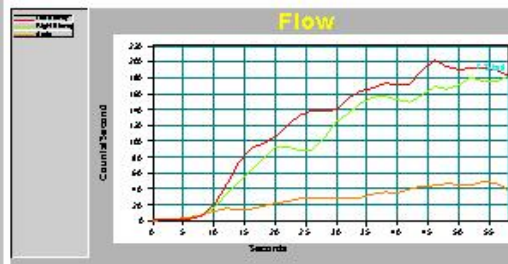


Renal 2005-01-18

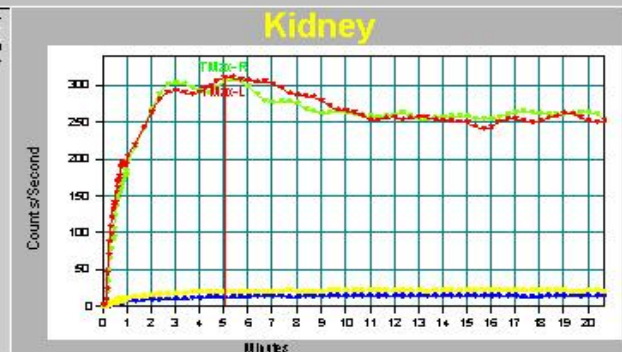


### Table of Result Summary

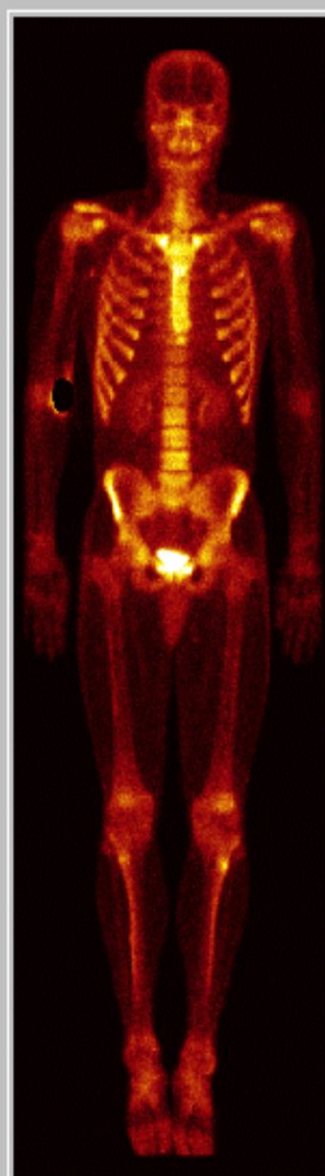
| Parameters                     | Left  | Right | Total |
|--------------------------------|-------|-------|-------|
| Split Function (%)             | 49.1  | 50.9  |       |
| Kidney Counts (cpm)            | 42422 | 44027 | 86449 |
| Kidney Depth (cm)              | 5.788 | 5.827 |       |
| Uptake (%)                     | 2.748 | 2.852 | 5.600 |
| GFR (ml/min)                   | 23.6  | 24.5  | 48.1  |
| Normalized GFR (ml/min)        |       |       | 44.8  |
| GFR Low Normal (ml/min)        |       |       | 90.0  |
| Mean GFR (ml/min)              |       |       | 118.0 |
| 20 Min Clearance               |       |       |       |
| Time of Max (min)              | 4.034 | 4.034 |       |
| Time of 1/2 Max (min)          |       |       |       |
| Time from Max to 1/2 Max (min) |       |       |       |



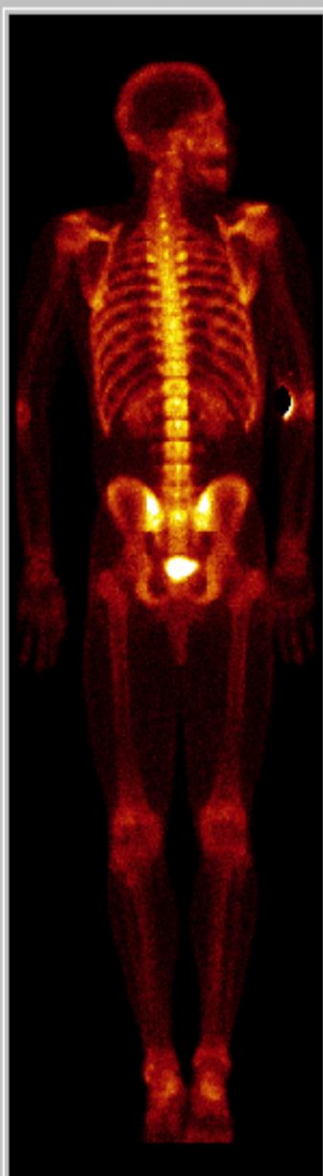
Left Kidney  
Right Kidney  
Left Kidney  
Right Kidney



# SIEMENS L-CAM Total Body Scan



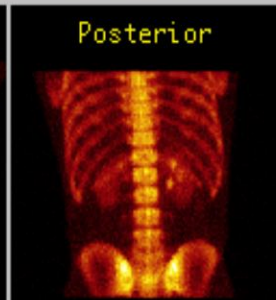
Anterior



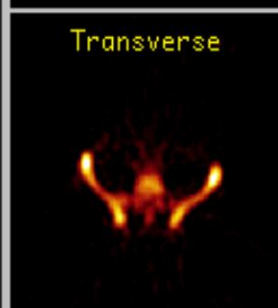
Posterior



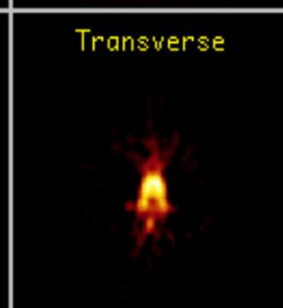
Anterior



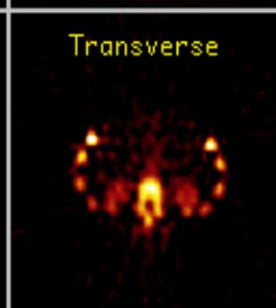
Posterior



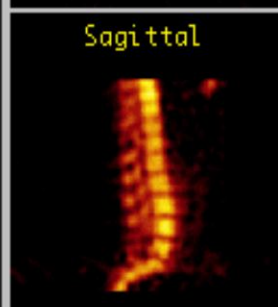
Transverse



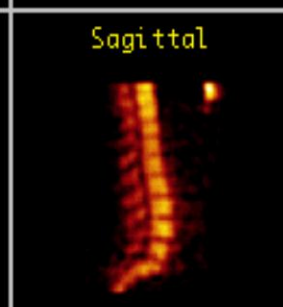
Transverse



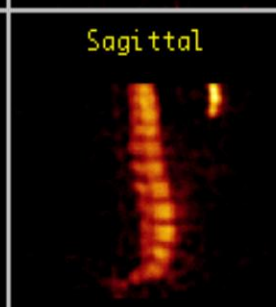
Transverse



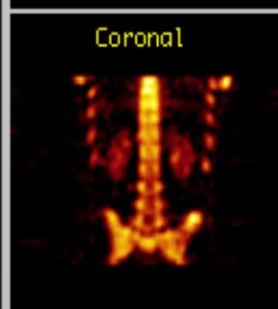
Sagittal



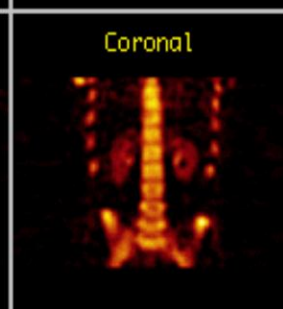
Sagittal



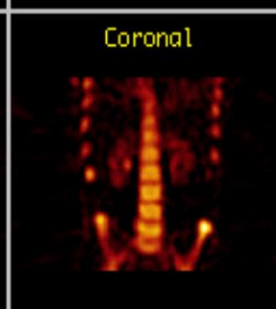
Sagittal



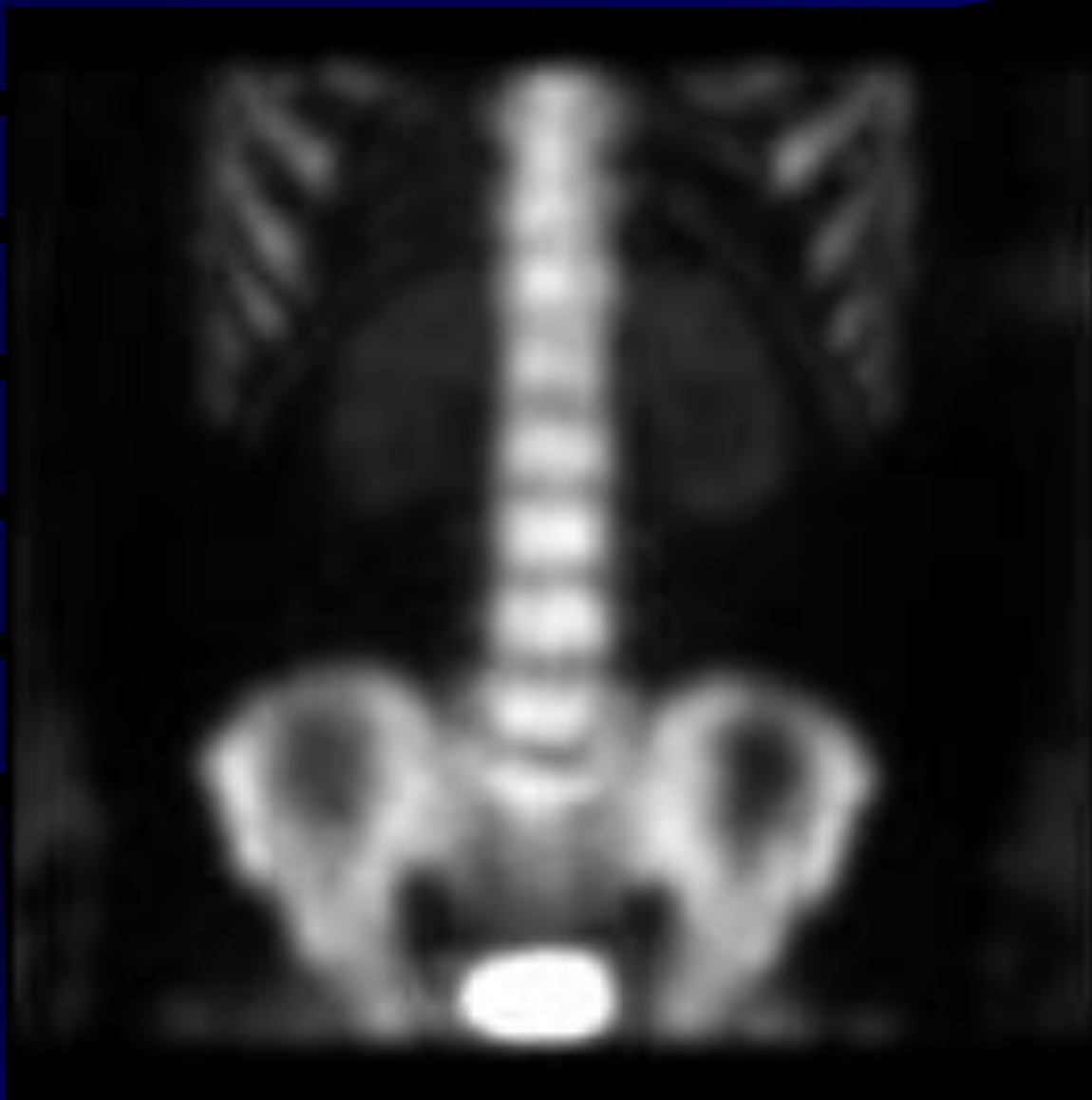
Coronal



Coronal



Coronal



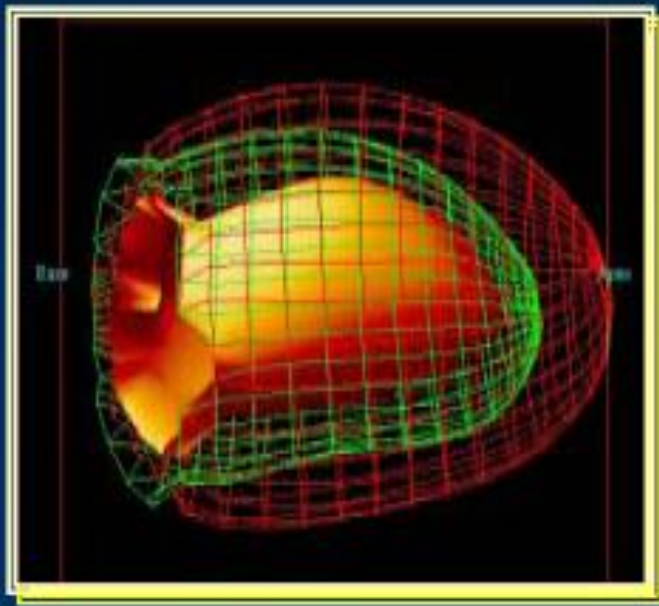
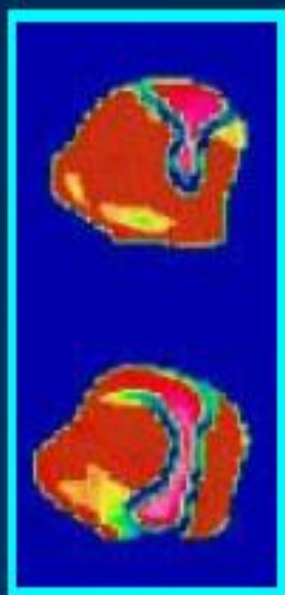
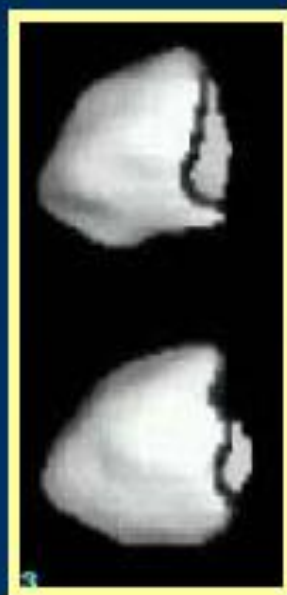
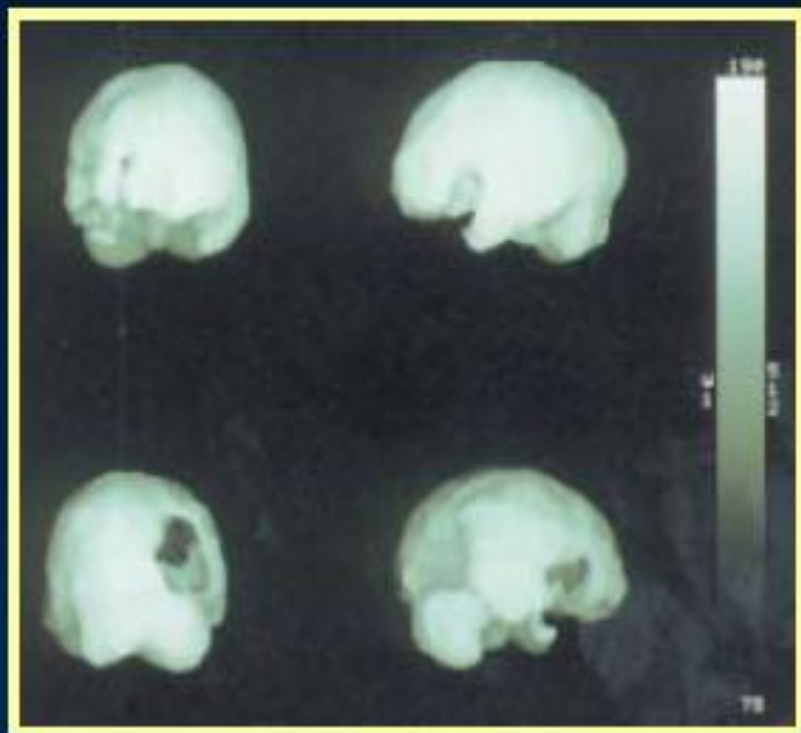
# 三维立体显示

## 三维显示的种类

三维表面显示

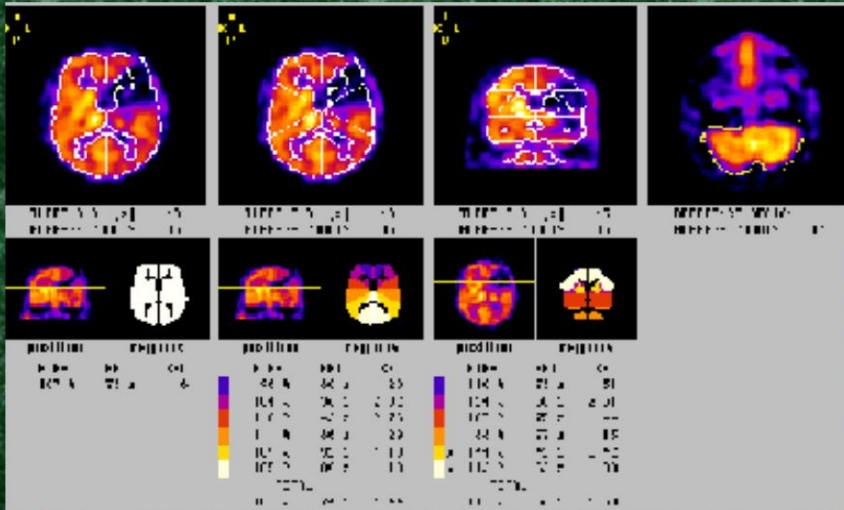
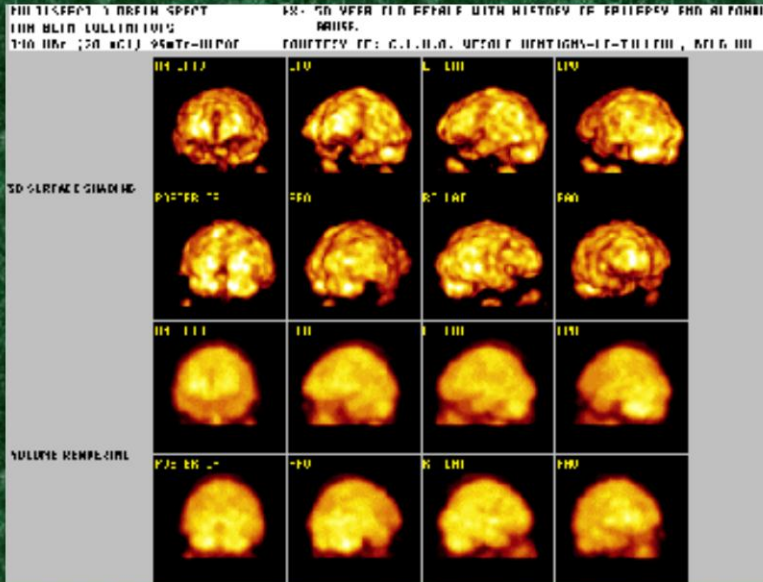
三维最大值显示

三维透明显示

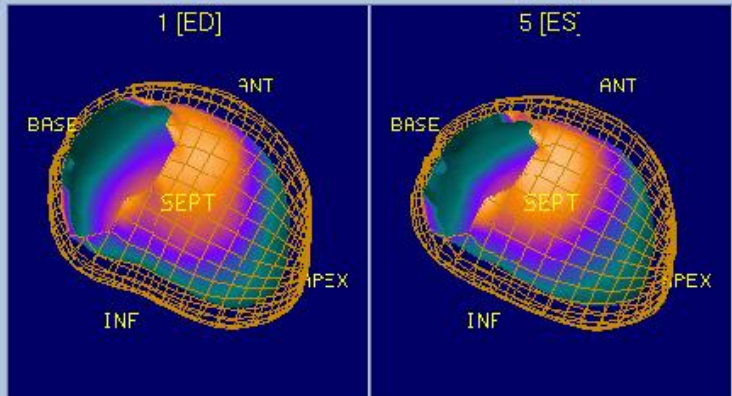
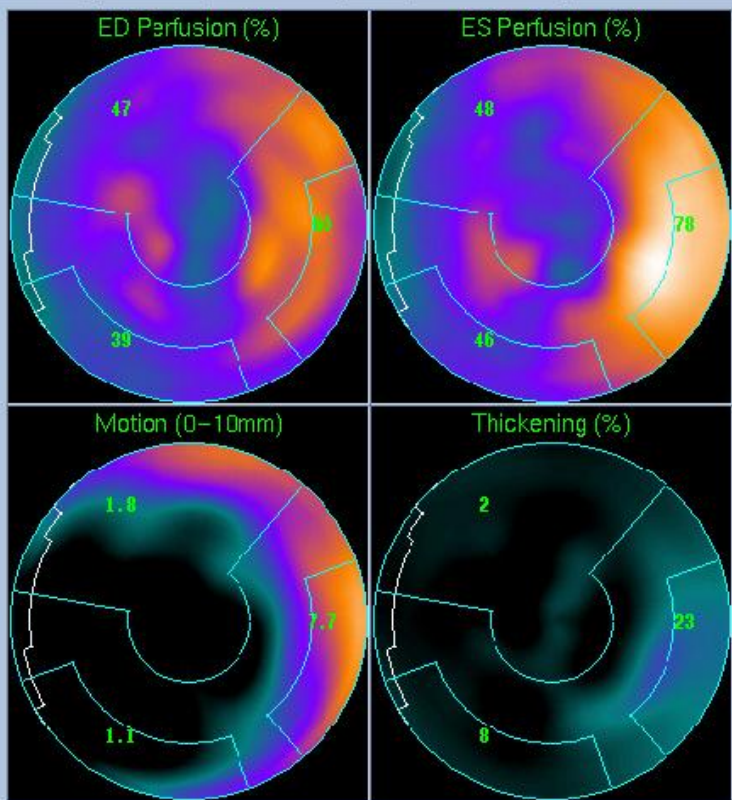
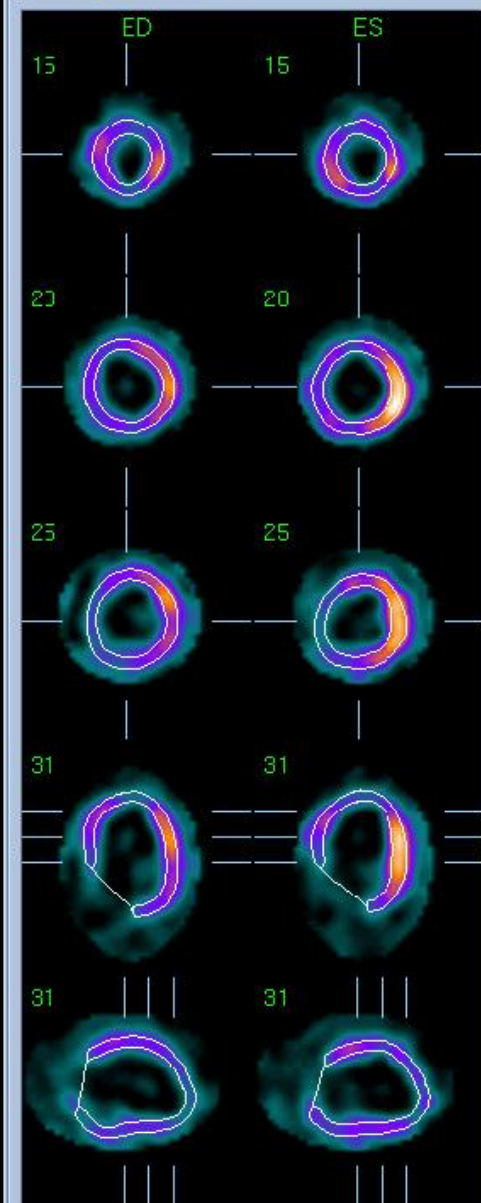


# SIEMENS

# Neurology



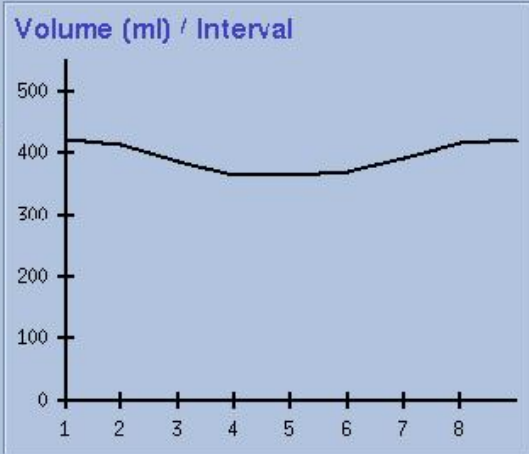
- Brain Quantification
- Mallinckrodt Volume Rendering
- 3-D Surface Shading
- Fanbeam Collimation
- Iterative Reconstruction
- Image Fusion



Name HAN WEN QING  
Pat ID MC-41791  
Sex MALE  
SMS 66 STS 41

Study NM-Myocardial Perfusion-1  
Dataset REST-Gated [Isotope (A) - Autocardiac]  
Date 09/14/2004 11:45:35  
Matrix 64x64  
Slices 48  
Intervals 8  
Mm/Vox 5.39

Volume 421ml [1]  
EDV 421ml [1]  
ESV 364ml [5]  
EF 14%  
Area 301cm<sup>2</sup> [1]  
Mot Ext 72%, 216cm<sup>2</sup> [1]  
Thk Ext 60%, 181cm<sup>2</sup> [1]



# (四) 数字化图像的显示控制

一、编码上阈和下阈的调整 (改变图像的亮度)

二、图像放大和缩小

三、图像复制(image copy)

四、图像滤波(image filter)

五、图像局部屏蔽 (masking)

六、动态图像的组合及动态显示(Dynamic)

七、曲线的生成、运算、及数据统计

八、电影显示

九、三维立体显示

十、图像融合显示(image fusion)

•

# SPECT与 $\gamma$ 相机的比较

## SPECT

- 探头旋转
- 二维断层图像重建三维图像，反映单位体积的放射性浓度。
- 改变了脏器深度方面的空间分辨率

## $\gamma$ 相机

- $\gamma$  相机固定
- 二维重叠图像，反映单位面积放射性浓度。
- 对表浅部位容易探测，对脏器深部就很困难

## 六、性能参数

## 第四节 PET-正电子发射型计算机断层设备

- 1975年，利用发射正电子放射性核素实现脏器体层成像设备PET研制成功，80年代相继实现了正电子核素如用 $^{11}\text{C}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$ 、 $^{18}\text{F}$ 作标记化合物，进行生物体生理、生化或药理学等基础研究，PET成为当今在分子水平上利用医学影像技术研究人体新成代谢的有力武器。



- 动态成像：PET是发射型断层扫描技术的一种。它可获得正电子标记药物在人体中的三维密度分布，以及这种分布随时间变化的信息。这种检测能力的重要性表现在：一切生物活动都是生物体内部生化反应的结果；而每一种病理现象背后，都隐含了一种或多种不正常的生化反应。对生化反应的观测和研究，不仅将提高人们对人体本身的认识，对各种病症的早期诊断和对症治疗也大有裨益。

- PET采用发射正电子的核素来标记化合物，正电子标记药物由静脉注入人体，随血液循环至全身。正电子与人体内的电子相遇并湮灭产生两个背对背光子。这对光子具有确定的能量(511keV)，能穿透人体并被环绕着人体的探测器探测到，提供正电子的位置信息。用以图像重建为基础的软件进行处理后可得断层图。由于PET可进行三维成像，有较高的灵敏度，可在短时间内获得清晰的三维图像，这就使相连续获取图像成为可能。以时间为轴的这样一系列三维图像，经过数学处理，可从中提炼出有用的功能信息——组织对某种物质的摄取比、生物率常数(如代谢常数、血流)等。

- c, N. O为生物体的自然组成成分，这使得标记过程变得简单，且标记后药物的生化性质基本不变。因此，PET的标记药物很丰富，并可根据所要研究的目标选择特异性药物。另外，这些核素的半衰期都很短，减少病人所受的辐射剂量，并可在短时期内重复测量。

# 一、正电子

- 1928年P. A. M. Dirac预言正电子存在，5年后C. Anderson观察到第一个正电子。当发生正电子衰变时、原子核的质子转变成一个中子、一个中微子和一个正电子，中子停留在原子核内，中微子和正电子发射出去。由于物理特性，中微子不与周围物质作用，正电子与周围电子相遇，形成两个能量（511Kev）相等、方向相反的 $\gamma$ 光子，称为电子湮没辐射，由于正电子自能瞬间存在，很难测量，可以通过测量湮没辐射 $\gamma$ 光子探测正电子。
- 用于临床的正电子放射性核素由回旋加速器产生 $^{11}\text{C}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$ 、 $^{18}\text{F}$ 标记化合物（水、氧、糖、氨基酸），注入到人体内。通过摄像将药理、生理、生化的过程转变成图像。他们的半衰期短： $^{11}\text{C}$ （为20min）、 $^{13}\text{N}$ （为10min）、 $^{15}\text{O}$ （为2min） $^{18}\text{F}$ （为110min）。

- 用小型回旋加速器产生的**11C**、**13N**、**15O**和**18F**都是在放出正电子的同时，衰变成相应的同位素。将其标记在水、氧、糖、氨基酸等代谢物质上，注入病人体内，通过摄像，将生理的、药理学的、生化的过程等转变为图像。正电子各有其固有的射程(在人体内为数厘米)，然后与体内的电子结合而消失。
- 正电子发射体发射出的正电子( $\beta^+$ )在极短时间内与其临近的电子( $\beta^-$ )碰撞而发生湮没辐射，即在二者湮没的同时，产生两个方向相反的能量皆为**511keV**的 $\gamma$ 光子。两个相对的 $\gamma$ 闪烁探头加符合电路组成湮没符合探测装置。

- 上述两个方向相反的 $\gamma$ 光子可以同时分别进入这两个探头，通过符合电路形成一个Z信号，而被探测到。

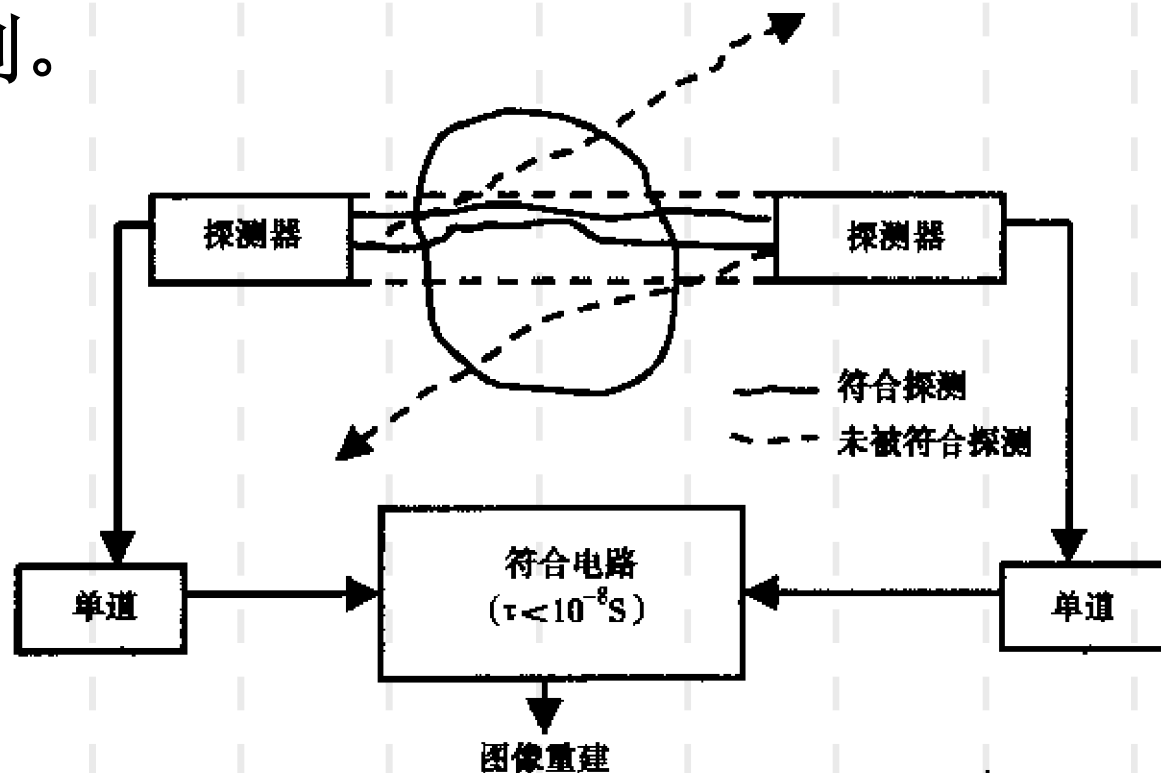


图 7-12 湮没符合探测装置

### 符合电路：

当两个511keV湮没辐射光子在预设的符合时间窗内被探测到时，系统会认为有一个“有效事件”发生。

## ■ “光子准直”或“电子准直”

湮没辐射发生的位置限于这两个探头的有效视野内，故探头视野越小，Z信号的定位范围越窄。精度(空间分辨串)越高。凡在此视野外或在此视野内发生的湮没辐射，所产生的两个 $\gamma$ 光子不能同时入射两个探头者，皆不能形成符合信号，因而不能被记录。可见这种位置探测不需要一般的屏蔽型准直器，而是依靠两个光子的特殊方向和符合电路来实现。由于免去了一般的屏蔽型准直器，因而极大地提高了探测灵敏度(一般准直器挡去90%以上的应该入射视野的射线)。

## 其它概念

- 飞行时间time of flight:正、负电子湮没产生的两个能量相等，方向相反的 $\gamma$ 光子到达探测器的时间的差值称为飞行时间。
- $\gamma$ 校正: 为了准确确定放射性核素在人体器官组织中的密度，PET需对 $\gamma$ 射线校正。由于PET能精确测定位置，可精确校正，SPECT不能精确校正。根据探测深度控制接收通道中放大倍数。

## PET的特点

- 所用的放射性核素是人体的基本元素，易于标记代谢过程；
- 对射线的限束是电子准直。
- 缺点是核素标记药物的制备比较麻烦

## ■ PET与 $\gamma$ 照相机和SPECT相比，具有的优点：

- (1) 不需要准直器
- (2) 检测灵敏度高
- (3) 本底小，分辨力好

**本底值**是指没有进样时检测器的信号值，本底值大小和检测器类型有关，由所处环境所形成的较稳定的辐射水平或声量决定，大于此本底的欲测效应(如放射性强度)使用仪器(如盖革计数器)测量。

**本底噪声**，亦称背景噪声。一般指除有用信号以外的总噪声：包括设备噪声和环境噪声两部分。比如电视声中除节目声音外的“沙沙”声等。

- (4) 易于吸收校正
- (5) 可正确定量

## 二、基本结构与工作原理

- 与SPECT基本相同
- 全身PET结构示意图

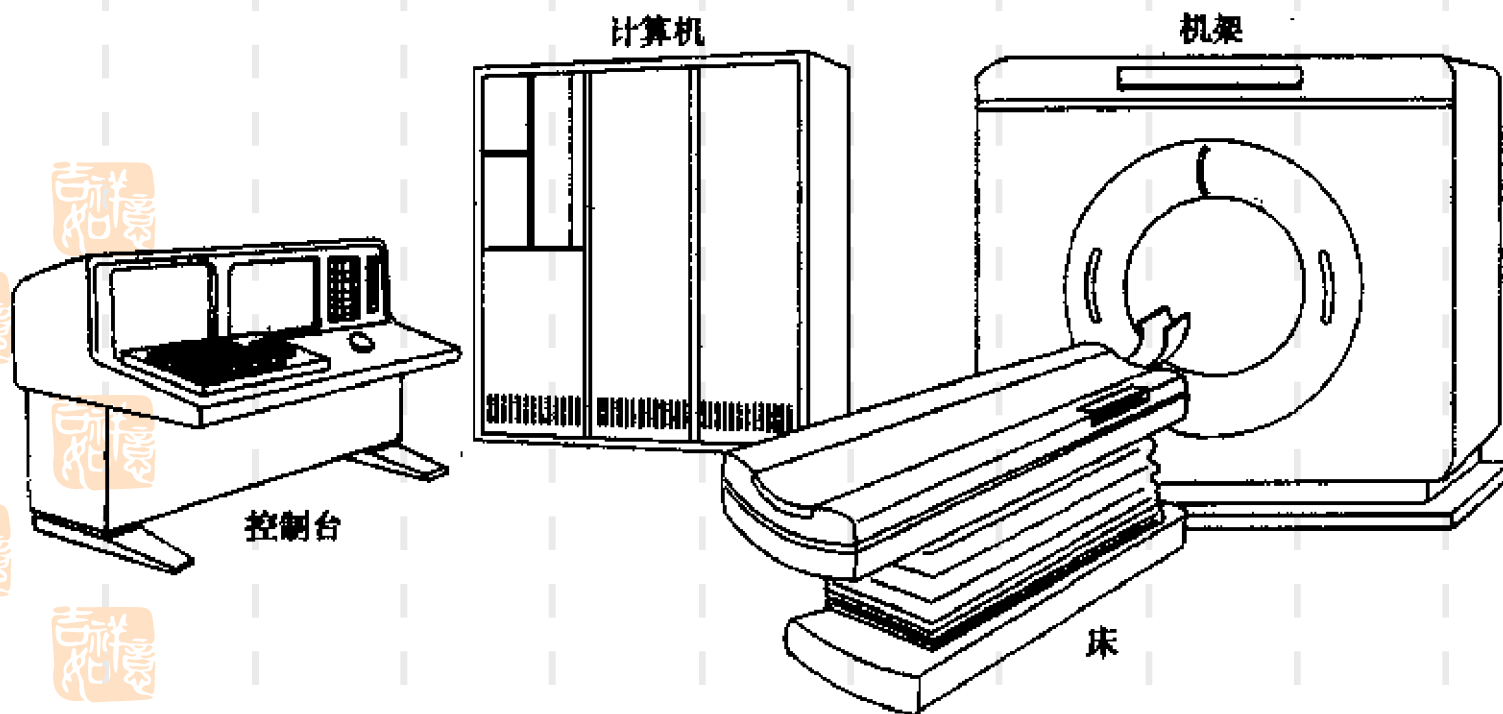


图 7-11 全身 PET 示意图



吉祥慶



吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

- **PET最常用的探头是由数百个成对分布的小型 $\gamma$ 闪烁探测器组成的环形装置。人体置于环中，体内的湮没辐射产生成对光子可投影到相应的成对探测器中，四周众多探测器获得的这些投影信息就可以重建体层图像。**

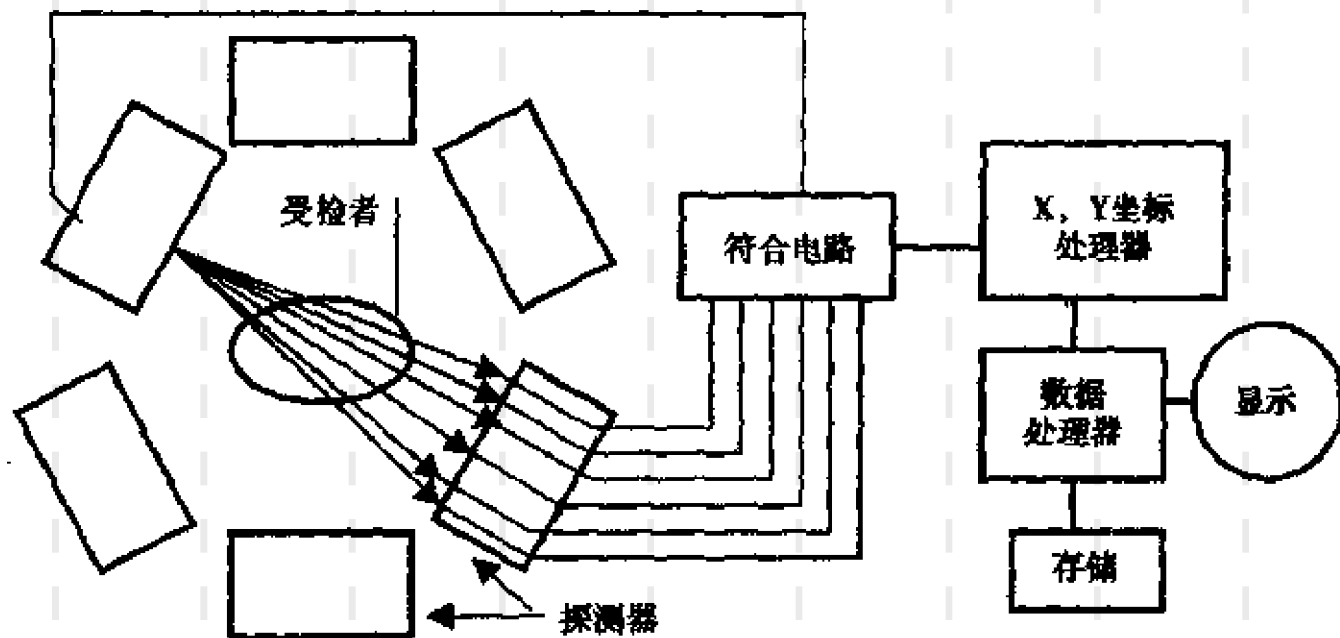
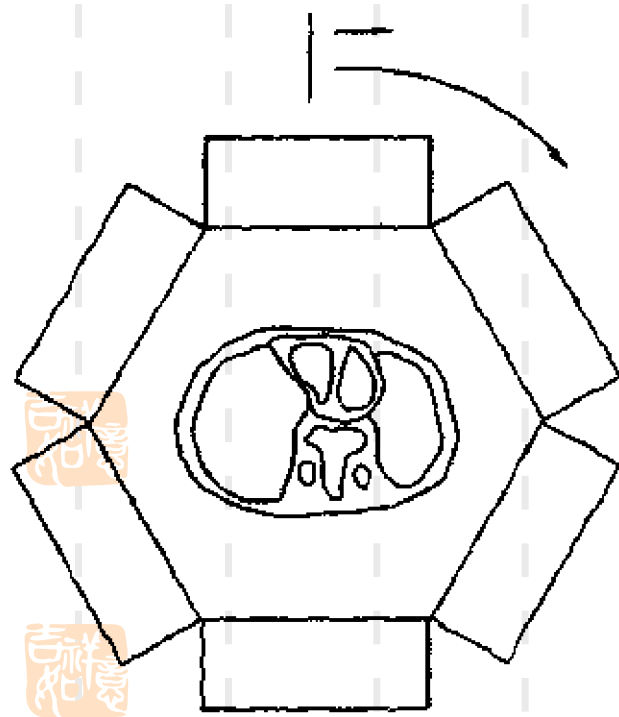


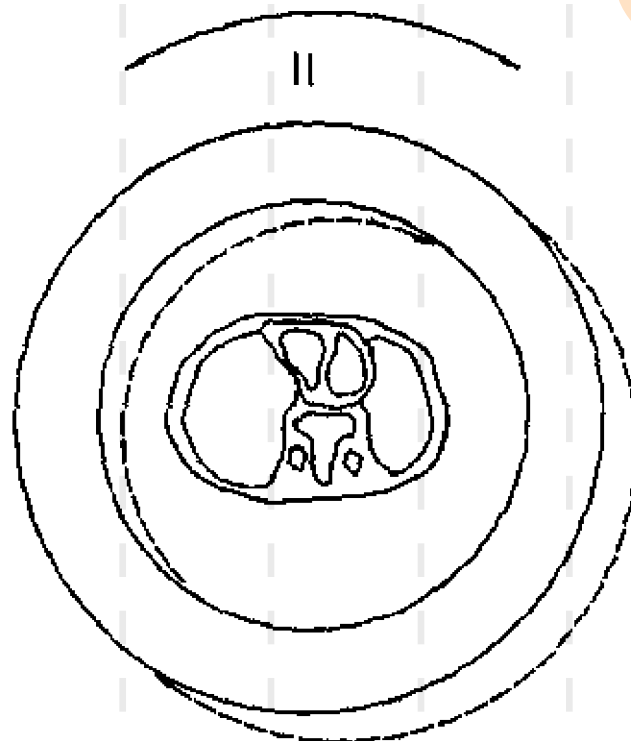
图 7-13 PET 结构示意图

## ■ PET探头转动方式

增加扫描线，以获得更多信息和缩短采集时间



(1) 简单步进转移



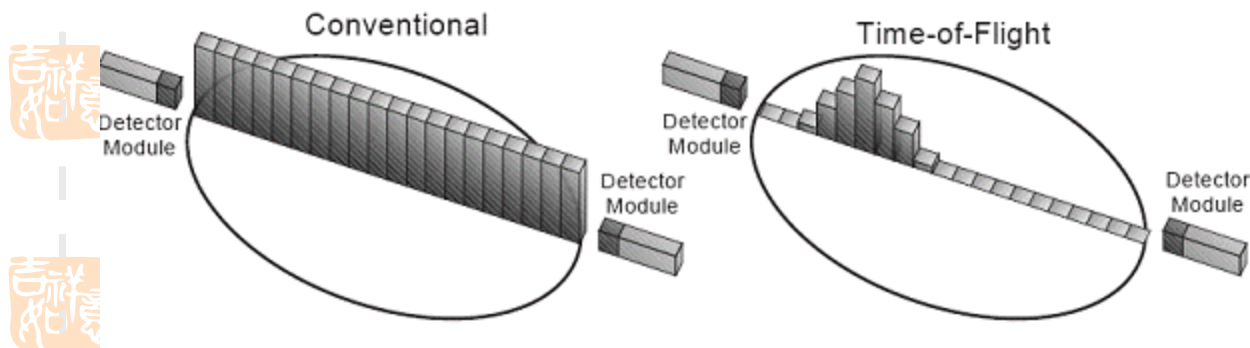
(2) 微角转动加晃动

图 7-14 PET 探头转动方式

# 一、探测器

## ■ 飞行时间(time of flight ToF)技术

- 在传统PET技术，正电子湮没辐射发生的原始位置，在射线命中的两块晶体所连成的响应线上。但在响应线上具体哪个位置，却只有通过图像重建才可以确定。由于没有任何其他信息提供，重建算法在进行起始重建时，被迫假定湮没位置在响应线的所有位置的概率是一样的，这样就相当于把许多正确的信息放在了错误的位置上，由此导致了大量的噪声。
- 在ToF PET中，两个湮没辐射的光子到达晶体的实际时间差可被测量并记录，距离响应线中心位置越远，两个光子到达晶体的时间差越大。利用该时间差，理论上可以确定湮没辐射的位置。但由于系统时间响应有一定的误差，因此所确定的湮没辐射的位置也不是一个精确的点，只能限定在以该点为中心的一定范围。但即便如此仍可对重建参数进行约束，将湮没辐射位置初步确定在数厘米范围内，进而对该事件的重建信息（位置、浓度）就可以进行更合理的权重分配。



- 理论上，如果**ToF PET**系统的时间分辨率可以达到**20ps**，而且晶体切割合理，那么正电子湮没辐射范围的定位精度可以达到**3mm**，这几乎是**PET**在临床条件下的极限分辨率。以现代高级临床**PET**晶体横截面大小**4mm\*4mm**为例，如果需要利用**ToF**效果来将湮没辐射位置限定在**5mm**范围内，那么两个光子到达双侧晶体的时间差的测量精度必须限定在**30ps**范围之内（假定光速是**300,000km/s**）。这种情况下，**PET**将彻底去除图像重建的需要，采集数据后即可直接显示，**PET**的计算机结构和 workflows 有可能相应发生一些改变。
- 目前**ToF PET**的系统时间分辨率还做不到**30ps**，但基于**LSO**（铈）硅酸镱和**LYSO**（钪、铈）硅酸镱晶体的**ToF PET**系统目前已可以做到**600皮秒**时间分辨能力。稳定性也较好。

- 理论上，如果**ToF PET**系统的时间分辨率可以达到**20ps**，而且晶体切割合理，那么正电子湮没辐射范围的定位精度可以达到**3mm**，这几乎是**PET**在临床条件下的极限分辨率。以现代高级临床**PET**晶体横截面大小**4mm\*4mm**为例，如果需要利用**ToF**效果来将湮没辐射位置限定在**5mm**范围内，那么两个光子到达双侧晶体的时间差的测量精度必须限定在**30ps**范围之内（假定光速是**300,000km/s**）。这种情况下，**PET**将彻底去除图像重建的需要，采集数据后即可直接显示，**PET**的计算机结构和 workflows 有可能相应发生一些改变。
- 目前**ToF PET**的系统时间分辨率还做不到**30ps**，但基于**LSO**（铈）硅酸镱和**LYSO**（钪、铈）硅酸镱晶体的**ToF PET**系统目前已可以做到**600皮秒**时间分辨能力。稳定性也较好。

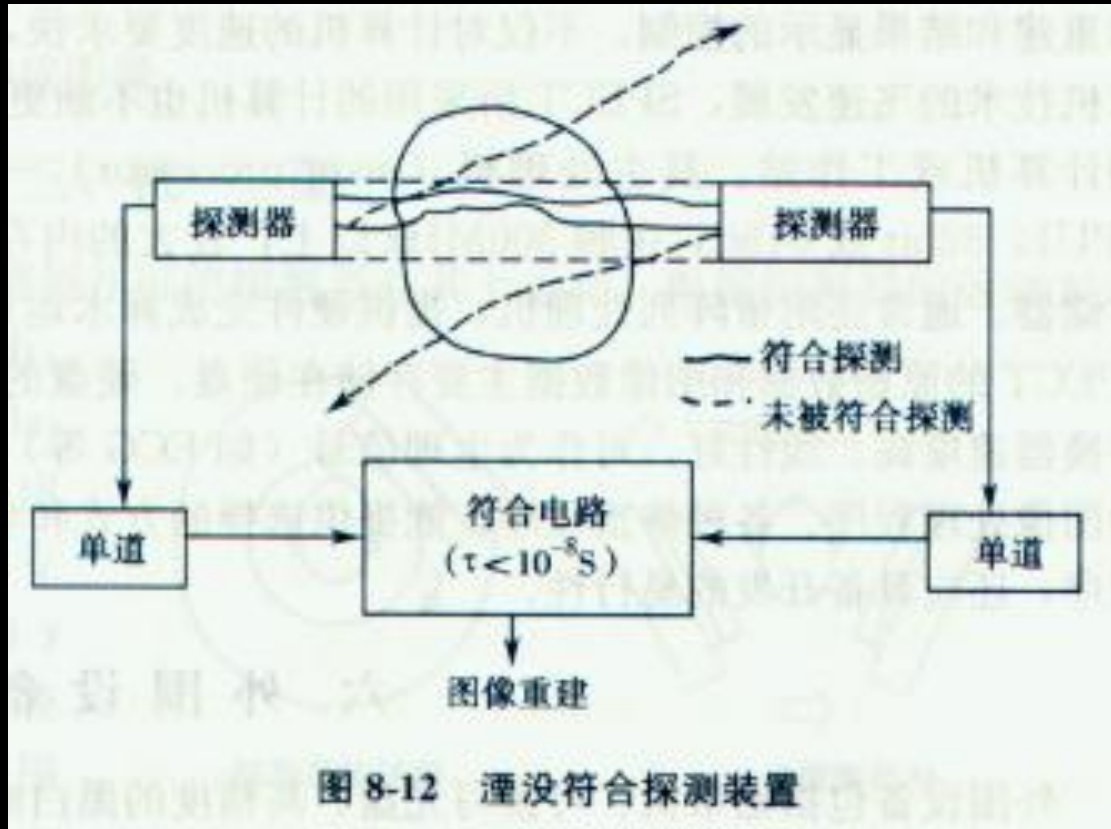
- 许多人也许还记得**ToF PET**是八十年代中期热烈讨论的概念，但当时经过仔细研究又最终在临床**PET**上放弃了。那么为什么二十多年后**ToF PET**又有可行性了呢？差别就在于现在的**ToF PET**使用了新的晶体和超高速电路。
- 在上个世纪九十年代，业界当时能获得的具有较好时间分辨率的晶体是**BaF<sub>2</sub>**（氟化钡）和**CsF**（氟化铯），基于这两种晶体的**PET**系统时间分辨率在**550–750 ps**。但不幸的是，这类系统在时间分辨率方面得到的信噪比提升，远抵不上这些晶体的低探测效率导致的信噪比损失。

- 现在的市场上基于**BGO**锗酸铋晶体的系统，**BGO**有较高的阻止性能，对**511keV**光子提供好的探测效率，但其较慢的衰减时间和低光输出量导致其时间分辨率和能量分辨较差。基于**BGO**晶体的**PET**系统在三维模式时其较高的散射分数和较宽随机符合时间窗对图像质量的进一步提升造成了很大的障碍。从技术角度看，**BGO**晶体退出历史舞台是必然的。
- 近来研究发现新一代晶体如**LSO**和**LYSO**具有良好的时间分辨率，阻止光子的性能优异，探测效率一流，这些新晶体的出现，为人们重新开启了**ToF**技术的大门，并为**PET**图像质量的提升指出了一条可持续发展的道路，那就是不断缩小晶体、光电倍增管、电路及其他附属部分的时间损耗，提高整体的时间分辨能力，由此稳步提升**PET**的信噪比，提升临床图像的分辨率。

# 探测器

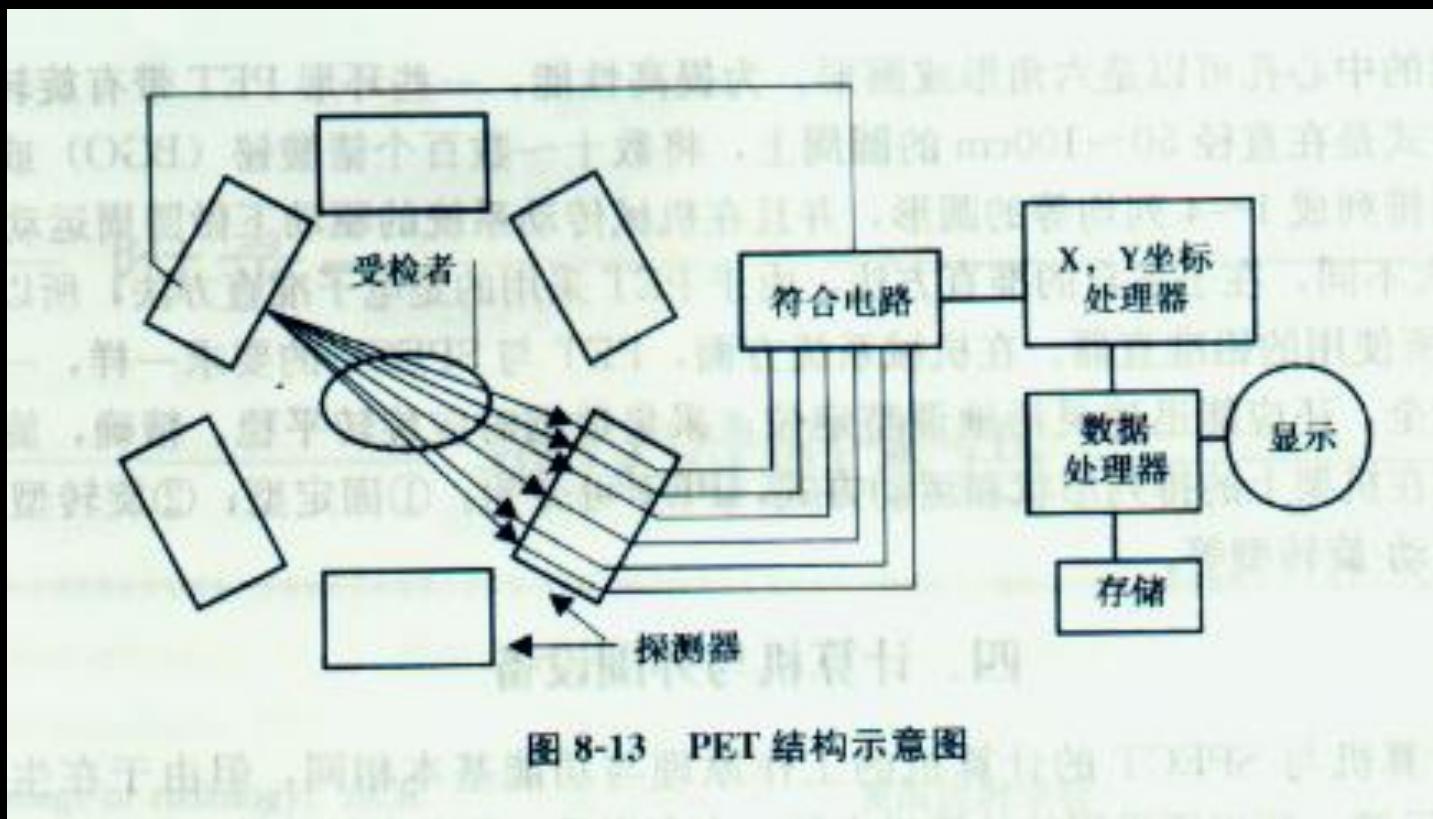
- **作用：**将来自自己人体的 $\gamma$ 射线转变成电信号。
- **基本结构：**两个相对的 $\gamma$ 闪烁探头，加符合电路组成。
- **工作原理：**
- **探头探测器：**将 $\gamma$ 光子打在晶体上闪烁，经光导纤维传递到光电倍增管上，亮度信号
- **符合电路：**电子器件要识别时间间隔（8—12ns），它相当于准直器的作用， $\gamma$ 光子到达探测器的时间，可以确定电子湮没的位置（核素位置），两个探头有 $\gamma$ 光子输入才有输出，自有一个探头有 $\gamma$ 光子符合电路无输出。
- **幅度鉴别电路：**信号达到一定幅度时才有输出。

由于湮灭辐射产生的两个光子具有很强的同时性和直线性，只有落入两个探头组成的视野内的 $\gamma$ 射线才能被接收。因此，探头视野越小，经符合电路形成的Z信号定位范围越窄，空间分辨率越高。这种准直称为光子准直，又称电子准直。



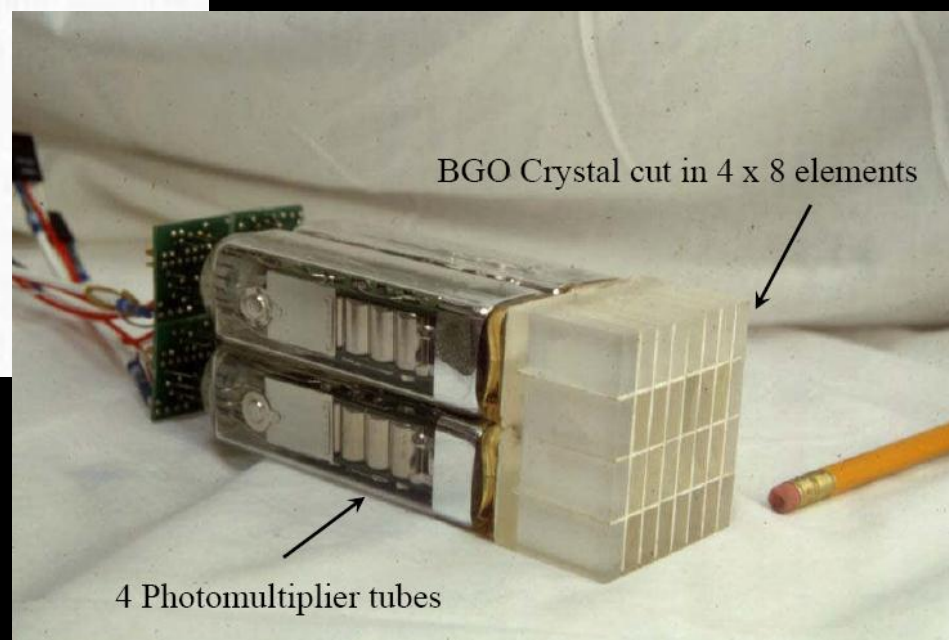
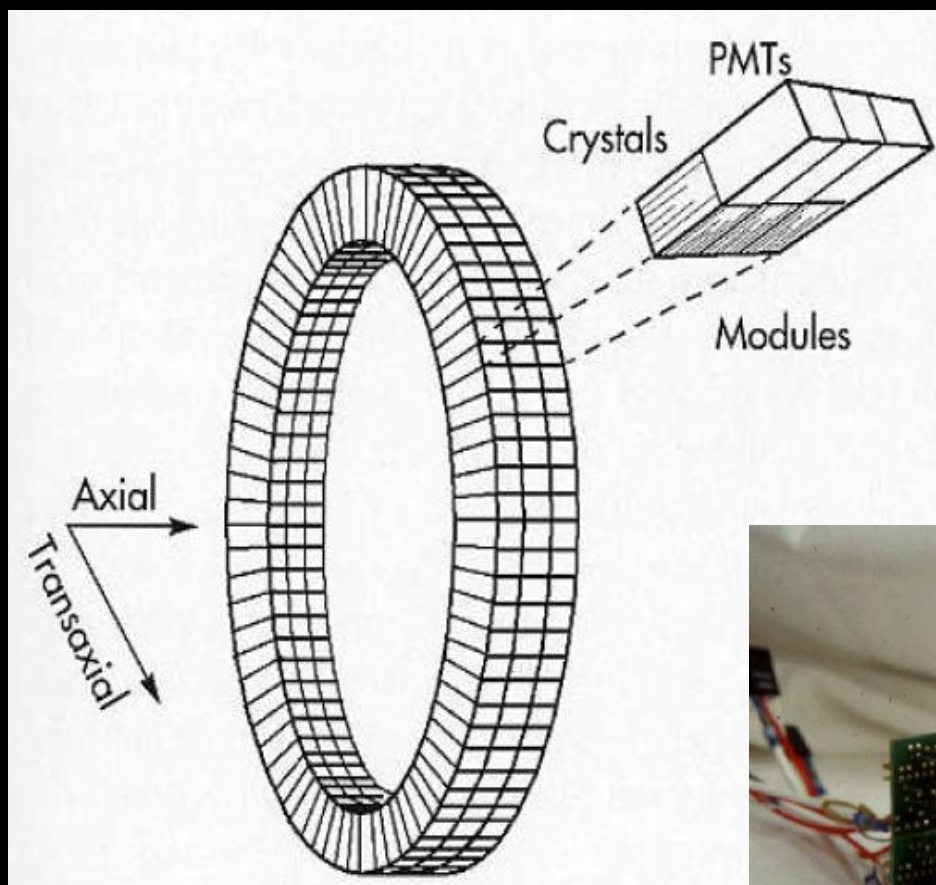
## PET的扫描

- 成百上千符合探头排列在一个圆周上、人体脏器发出任何射线都能检测。
- 扫描与数据采集8—13图



Detector  
+ PMT  
assem-  
blies





# 数据采集

- PET以测量正负电子湮灭产生的两个背对背 $\gamma$ 光子为其物理基础。湮灭光子被环绕着受检者(物)的环形探测器以符合逻辑探测到并由计算机控制采集数据。由于标记的核素、药物的不同性质，以及扫描的目的各异，在数据采集时各参数可随要求而变。对不同的药物，生物体有着不同的时间响应，因而要把握好开始扫描的时间，以及采集的时间长度和间隔。
- PET所记录的原始数据是标记物密度的线积分的组合

## 二、射线屏蔽装置

- 1、高能滤过器
- 2、轴向屏蔽
- 3、轴向隔栅

# 三、棒源

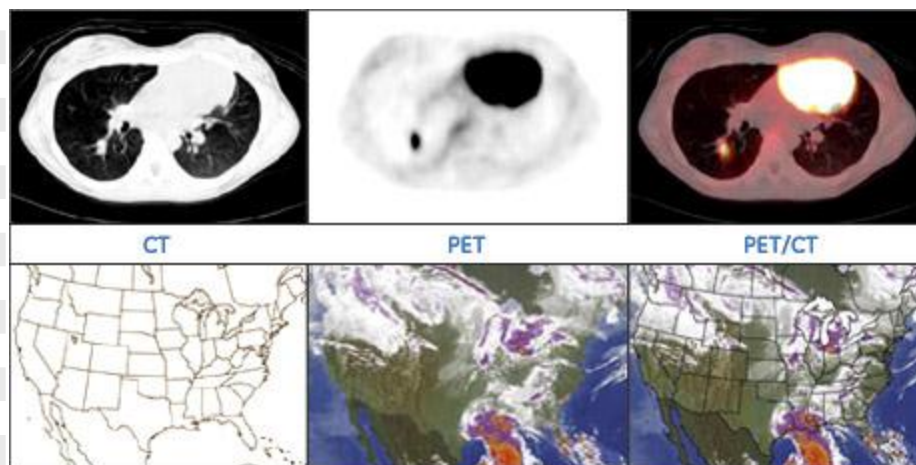
## 四、PET探测电路

# 机架

## 计算机与外围设备

## 图像融合设备

- PET-CT
- PET-MRI



### 三、图像采集方式

吉祥如意



## 四、图像重建

吉祥如意



# 图象重建

- 为得到药物的密度分布函数 $f(1)$ ，还须一个图像重建的求逆过程。早期的CT和PET多是二维成像，并由此发展出许多二维重建算法。三维成像近几年随着三维PEI的出现，受到广泛重视，也存在着多种算法，有些是从二维重建算法发展和推广而来。各种重建算法可简单地归为两类：变换法和迭代法。变换法是以中心分片定理为理论基础的求逆过程，适合计算机运算，能快速地求解；迭代法可将被测物的结构(如解剖结构)、探测器的几何与物理特征、放射性的统计分布等信息结合在重建过程中，尤其适合于统计精度较低或信噪比差的数据，但计算颇为费时。
- 多数PET采用滤波反投影，变换法。这个算法最早是由Bracewell和Riddile在1967年，Ramachandran和Laksbminarayanan在1971年，根据Radon和Cormack的理论提出来并应用于计算机断层技术。自1972年起，这个算法便鲜有改动，且一直为大多数CT、SPECT和PET系统所采用。
- 二维图像重建算法(变换法)
- 变换法图像重建是以中心分片定理(又称傅立叶分片定理，Fourier slice theorem)为基础的。其中又有滤波反投影法(filtered backprojection, FBP)、反投影滤波器法(backprojection filtered, BPF)或P滤波法(P-filtered layer, 8ram)、卷积反投影法(convolution—backProject1。几

# 五、校正技术

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

吉祥慶

## 六、性能参数

# PET性能指标

- 评价一个PET设备的好坏，是以它的各项性能指标为参考的。PET应用中较重要的物理参数主要有：空间分辨率、灵敏度、信噪比、时间分辨率、能量分辨率等。这些是决定图像质量的关键。

## 空间分辨力

通常以三个垂直方向上点源响应的半高宽来表示空间分辨：沿扫描仪纵轴的轴向分辨，与之垂直的横断面上的径向和切向分辨。视野中央由弓：取样的缘故空间分辨最好，当远离视野中心时(横向)，由于光子穿透效应空间分辨会逐步降低。目前一般医用PET在视野中心的空间分辨为4—6mm，而实验室PET最好可达2mm，接近理论极限。

从理论上来说，对空间分辨的限制有两条：**正电子飞行距离和两湮灭电子的非共线性**。正电子发射后，在人体组织中飞行一段距离，动能逐步降低，最后与人体组织中的电子结合并湮灭产生一对背对背光子(动量守恒)。飞行距离与正电子能量和物质的密度均有关，而由于电子在介质中的运动(费米运动)，正负电子系统的总动量并不严格为零，两光子的飞行方向有一定的偏差角，呈高斯分布，半高宽约为 $0.50^\circ$ 。这两种效应将空间分辨的极限限制在1—2mm。

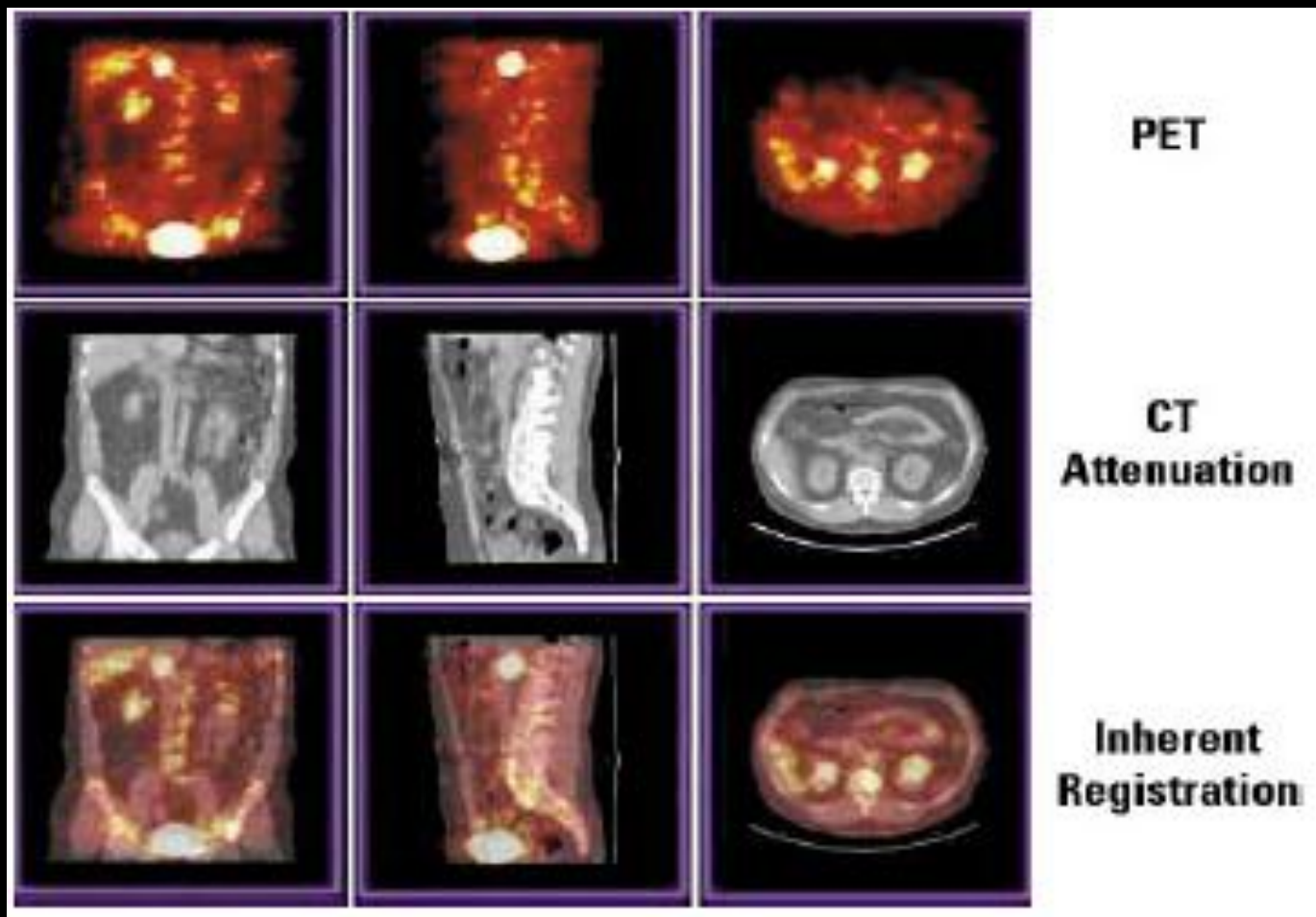
尽管空间分辨存在着物理极限，目前限制空间分辨的主要还是探测器的内在分辨，而这取决于单个探测表面的尺寸。如何实现PMT与小晶体的有效耦合是提高内在分辨的关键，这要求晶体本身有高的光产额，PMT有好的量子效率且易于紧密排列，限制空间分辨的还有重建参数，如取样频率、像素大小、截止频率等。

- 灵敏度

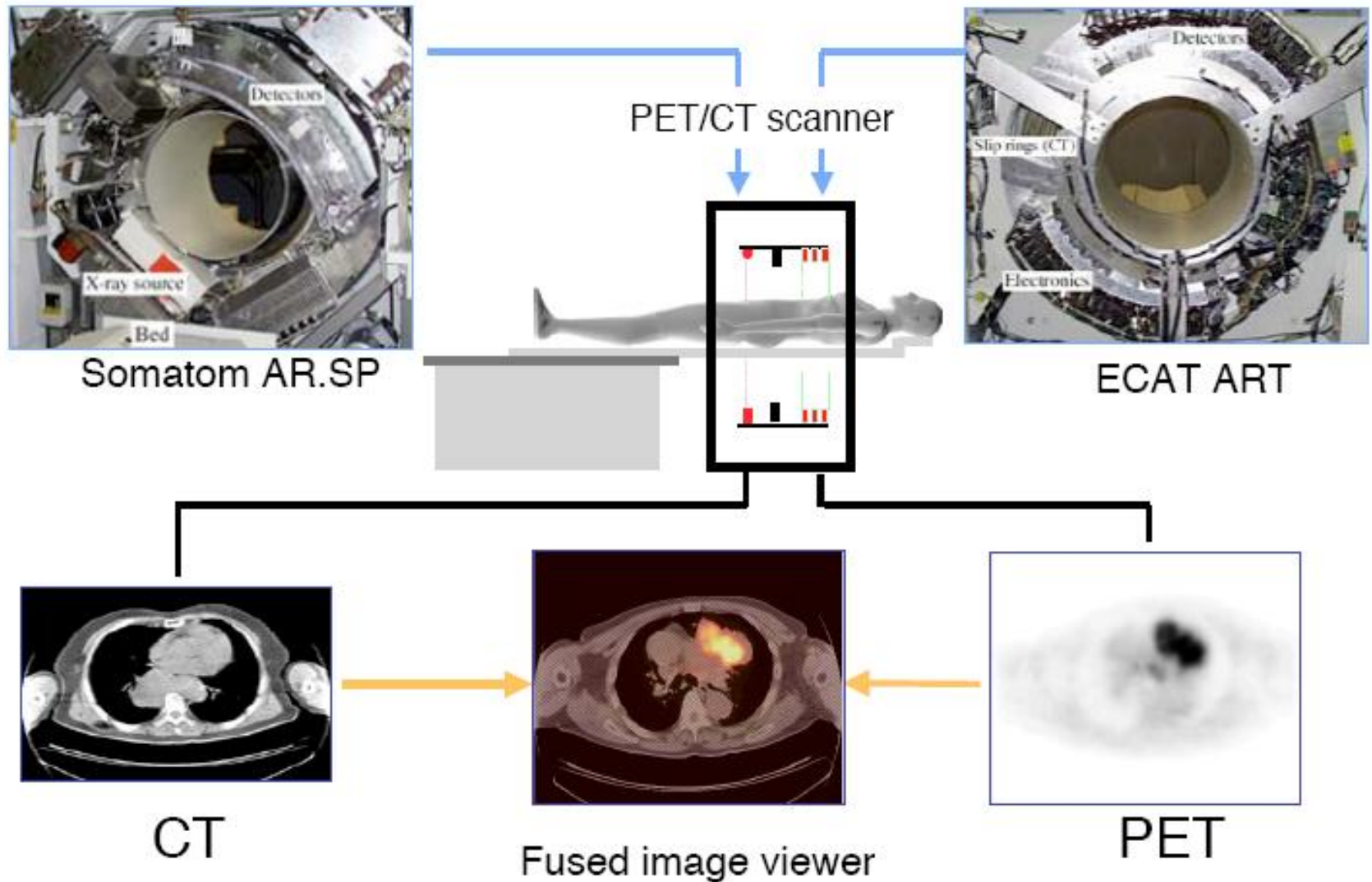
灵敏度是指扫描仪在单位时间内单位辐射剂量条件下所获得的符合计数。这决定了在一定的统计误差要求下，获取一张清晰的图像所需的时间。这在PET系统的动态扫描和临床应用中有着非常重要的意义。扫描的时间要求短，这不仅是因为标记物在体内的分布随时间迅速变化，也考虑到受试者保持长时间不动的困难。反过来，当扫描时间一定，灵敏度越大，总计数越多，统计涨落引起的误差就越小。另一层考虑是辐射剂量，很显然扫描时间和总计数一定时灵敏度越大，所需剂量越小，由辐射引起损伤的几率也降低。

灵敏度主要由两个因素决定：探测器所覆盖的立体角和探测效率。

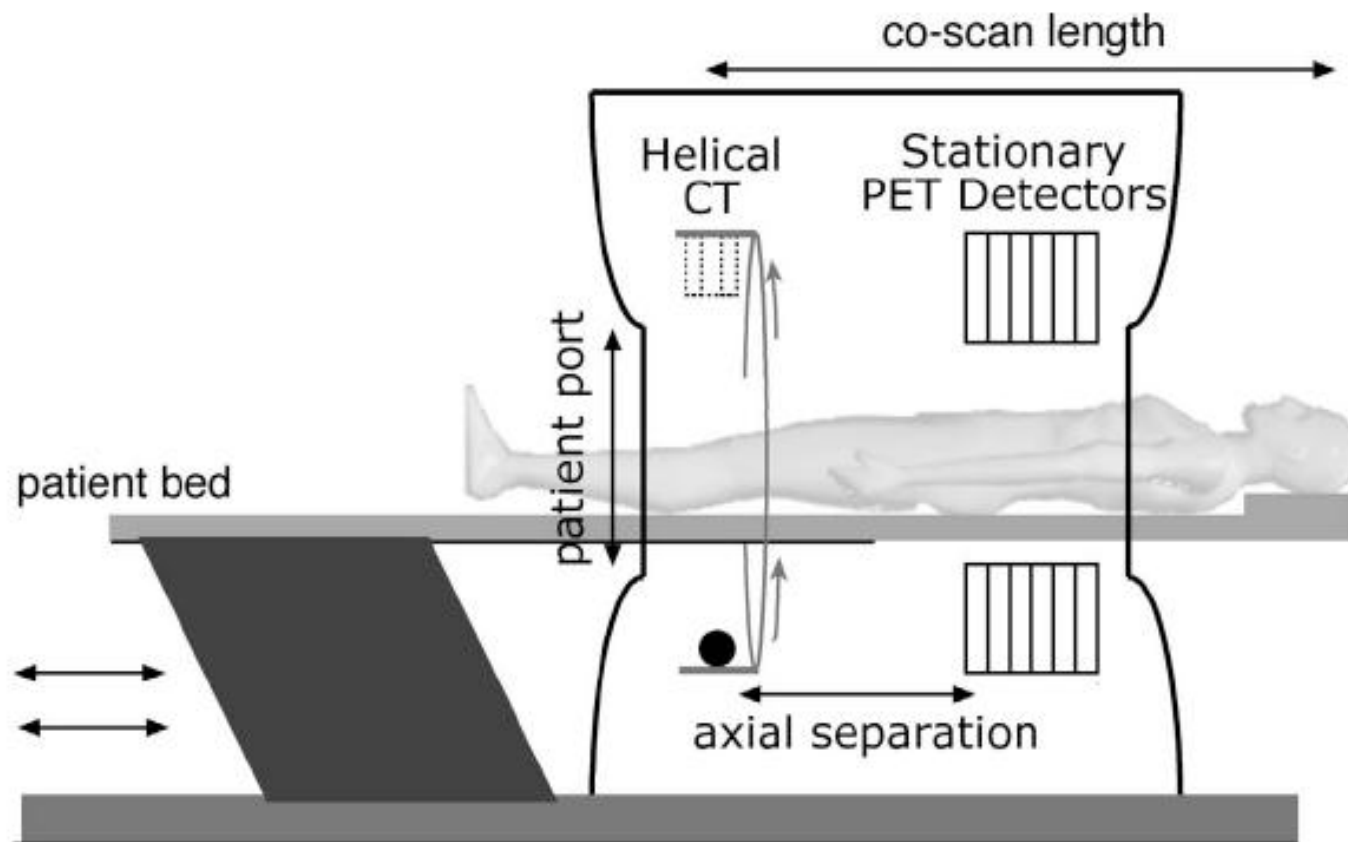
# 图像融合设备



## 1998: Pittsburgh PET/CT prototype



## Basic PET/CT Architecture



# 图像融合技术 (image fusion)

功能代谢显像

SPECT、HPET和PET

解剖+功能代谢显像

CT+HPET

CT+PET

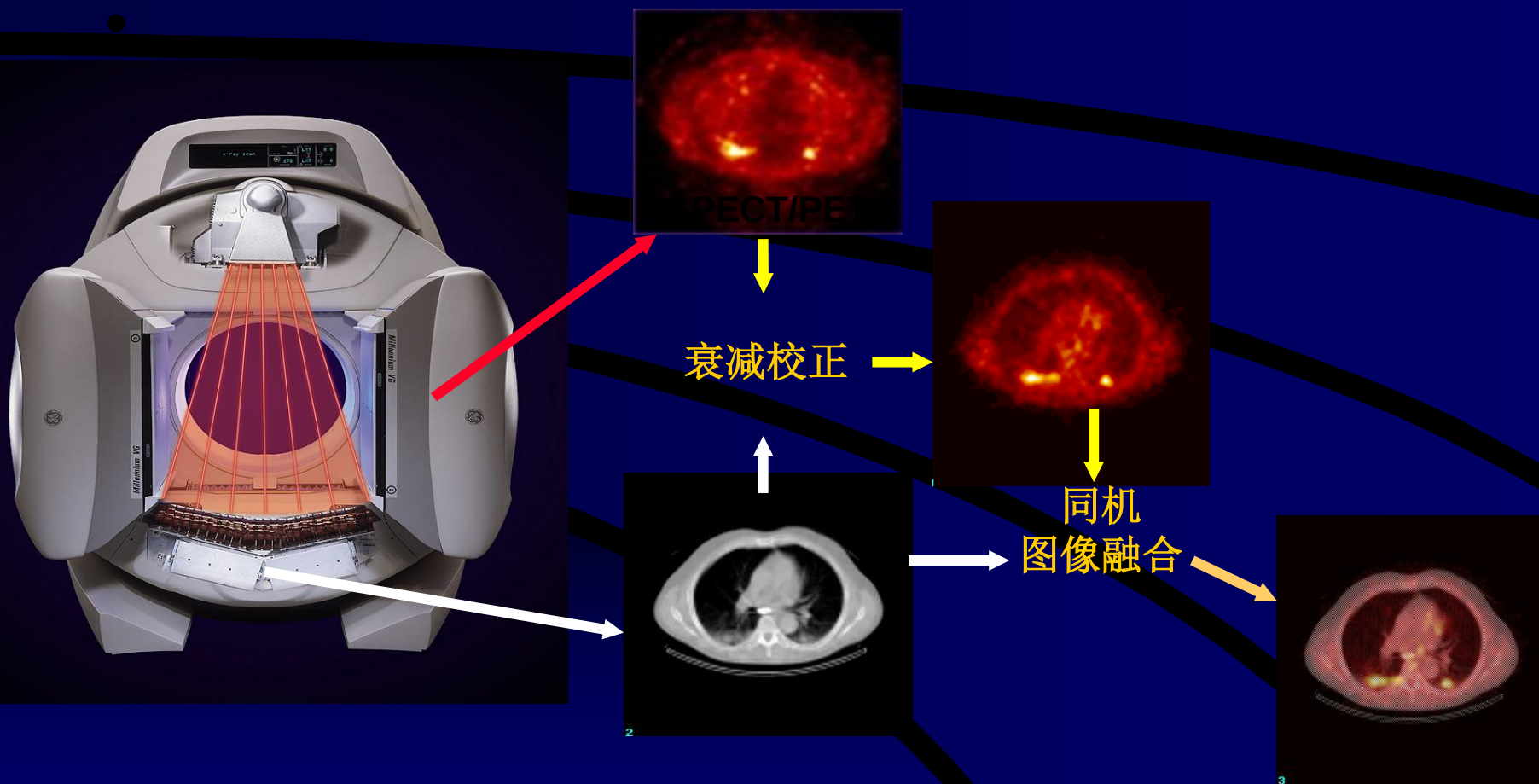
解剖图像

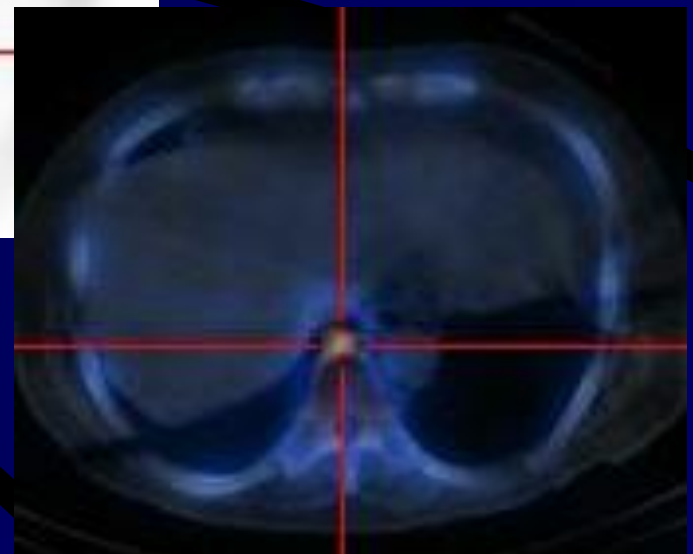
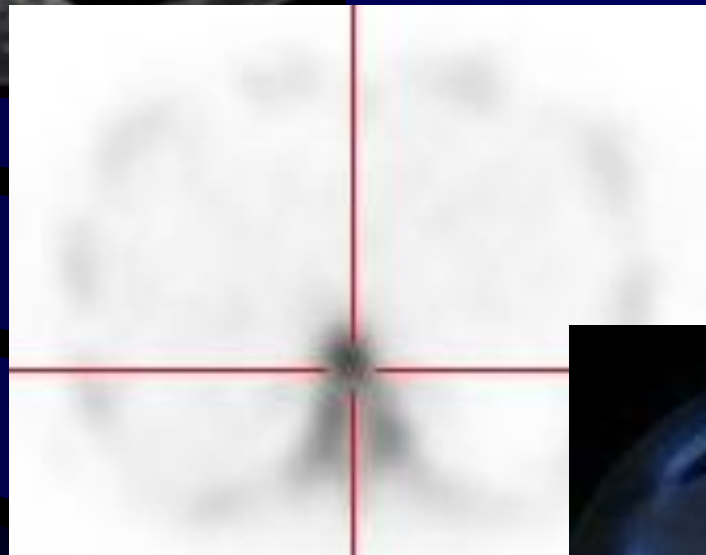
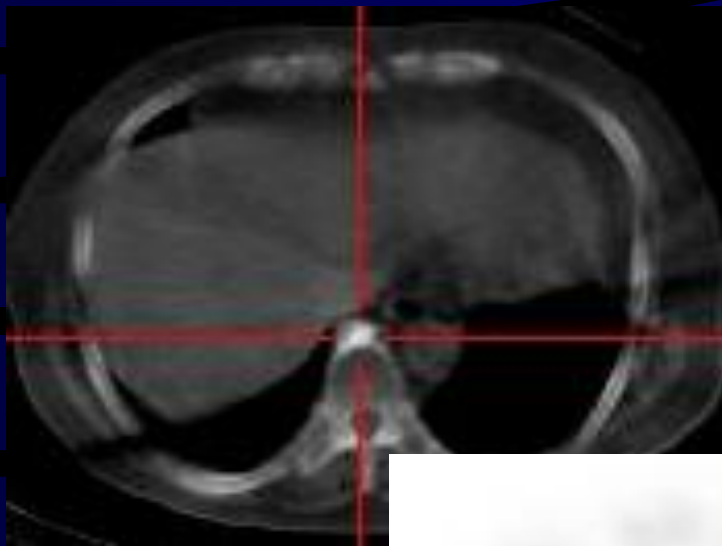
CT和MR

图象融合和定量分析

核医学设备发展的方向!

# Hawkeye 图像



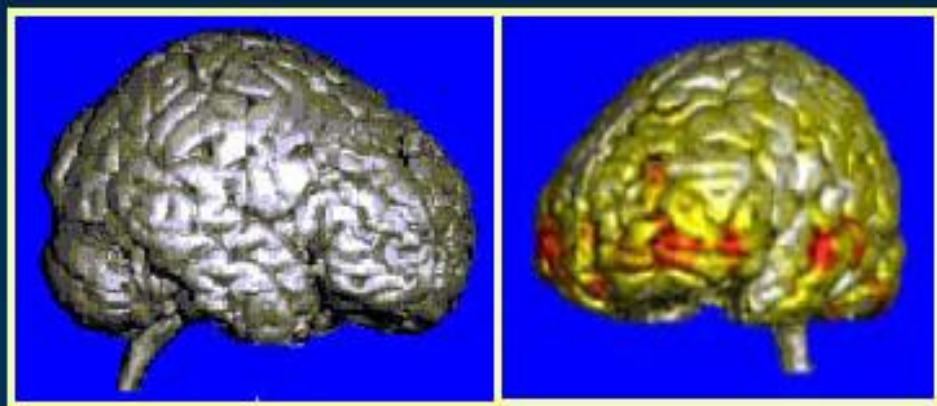
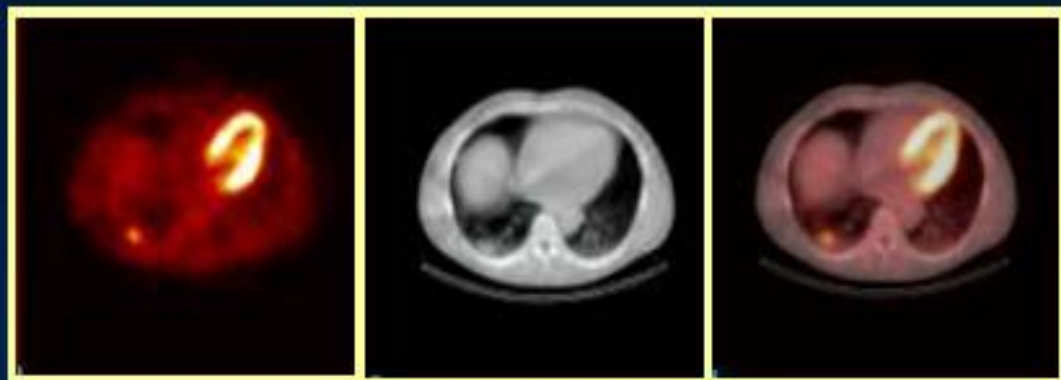


# 数字图像的融合

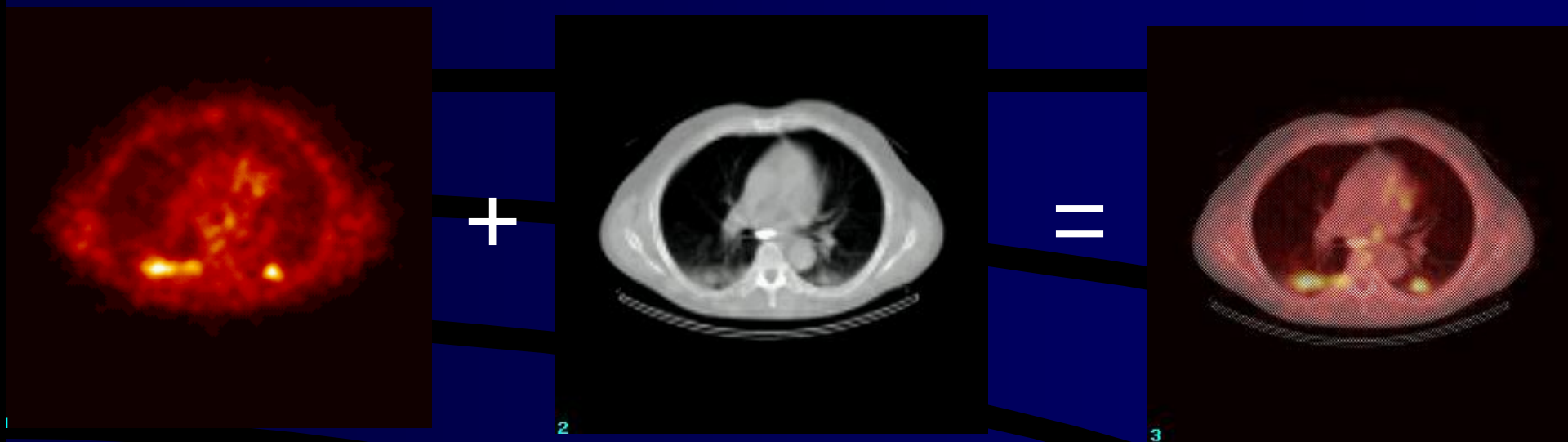
图像融合

二维融合

三维融合



# 图像融合技术



融合的作用

1. 同时提供解剖定位+功能显像
2. 帮助临床制定合理的手术方案
3. 指导 $\gamma$ 刀、X刀定位
4. 适形调强放疗（精细放疗）