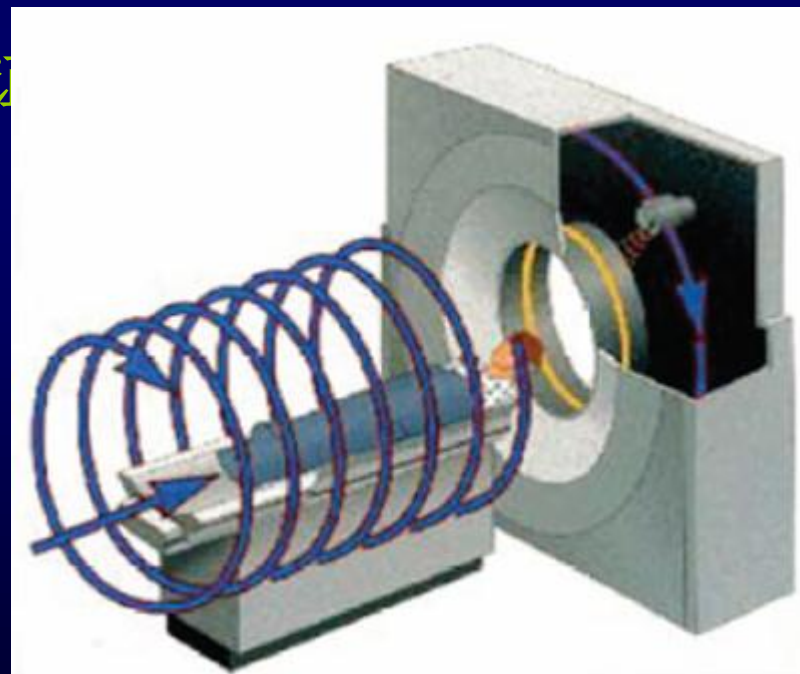
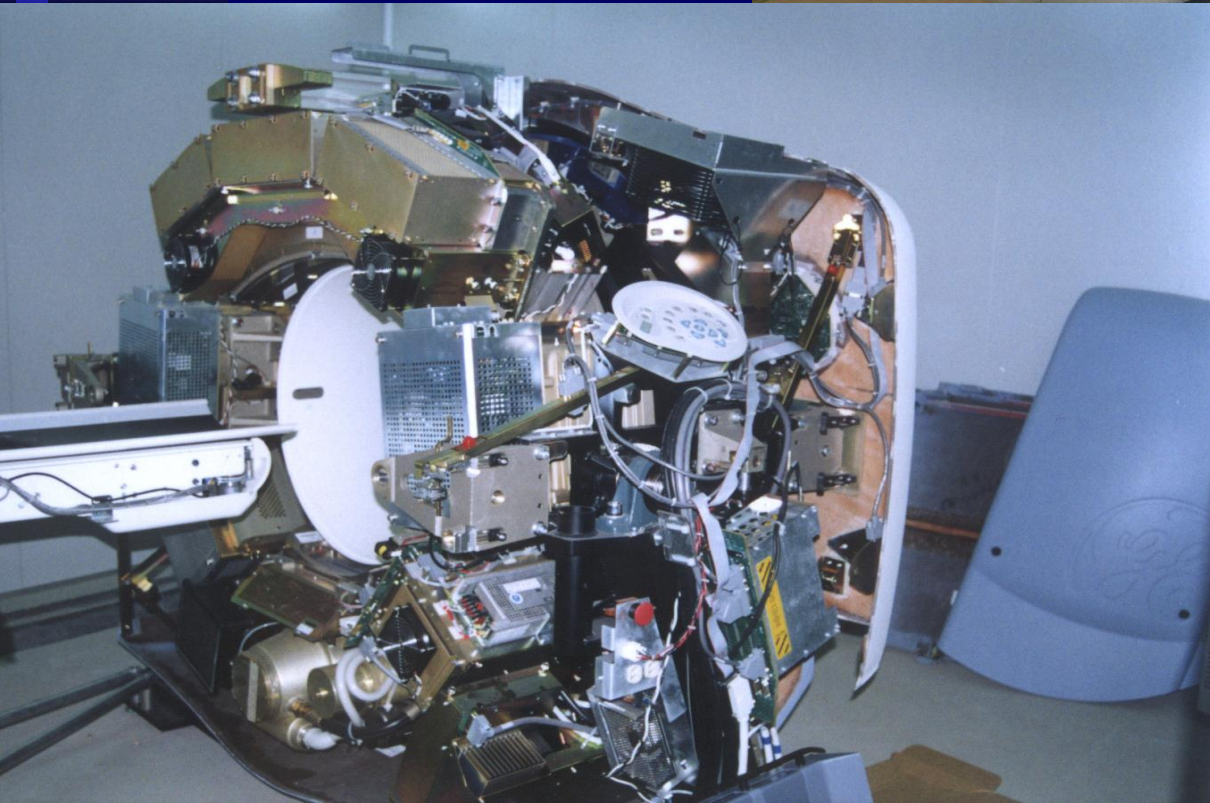
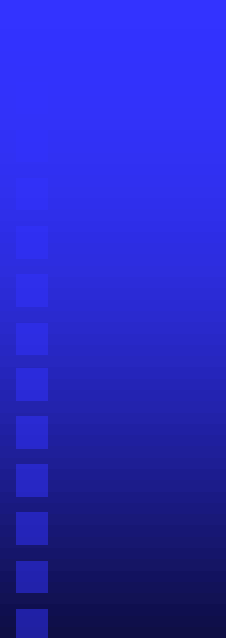


第十一章X-CT 成像系统

- 第一节 CT概述
- 第二节 工作原理
- 第三节 CT系统的基本组成
- 第四节 螺旋CT
- 第五节 X线CT的设备质量保证





第一节 概述

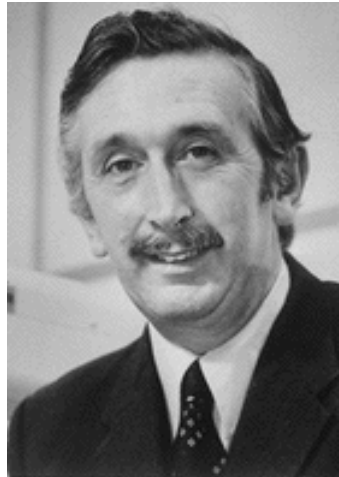
一. 发展简史

- ❖ 1963年，美国柯玛克用X线投影的方法，研究出了重建图像的数学算法。
- ❖ 1967~1970年。英国EMI研究室的豪斯菲尔德提出了体层成像的具体方法，解联立方程组。第一台CT在EMI公司诞生。
- ❖ CT的发明被誉为“自从伦琴1895年发现X线以来，在放射医学、医学物理和相关学科邻域里，没有能与之相比拟的发明”。
- ❖ 柯玛克、豪斯菲尔德(1972年RSNA北美放射学会)因此获得了1979年诺贝尔生理学 and 医学奖。

CT的发展历程

- 1、1917~1956年，各种数学算法原理的出现和发展
- 2、1961年，采用闪烁晶体的光电倍增管作为探测器可分辨塑料块中的铁钉
- 3、1963年影像重建数学在医学上取得突破进展
- 4、1967年 Hounsfield发明了CT的基本组成设备。（Hounsfield于1979年获诺贝尔奖。）
Hounsfield于2004年8月12日在英国逝世，享年84岁
- 5、1971年，进行了第一次人体成像
- 6、1972年，英国放射学研究年会和北美放射年会（RSNA）上，宣布X-CT诞生。

Hounsfield和Cormack因发明CT获得 1979年诺贝尔医学和生理学奖。



G. N. Hounsfield

Central Research
Laboratories, **EMI**
London

Electric and Musical Industries
百代唱片公司



A. M. Cormack

Tufts University
Medford, MA, USA

CT的出现对医学的贡献

在无创且无任何不适感的情况下对人体各部位进行检测，显示内部结构。

- ❖ 传统X线摄影 信息叠加，密度分辨率低
- ❖ US 图像视野小
- ❖ MR 扫描时间长，检查病人受限制

CT检查的优点

- 断层成像
- 密度分辨率高，对软组织分辨能力高。
（相对于X射线成像术）
- 投影剂量小（相对于X射线成像术）
- 动态范围大（相对于X光片）
- 无损检测
- 存储方便

第一节 概 述

- 简单的讲CT 是普通X线机与计算机组合解决影像重叠，依靠数学解方程的办法实现图象重建实现断层。
- 复习CT的基本知识：
- CT值与线性吸收系数；
- 如何定量研究人体器官组织对X线吸收衰减

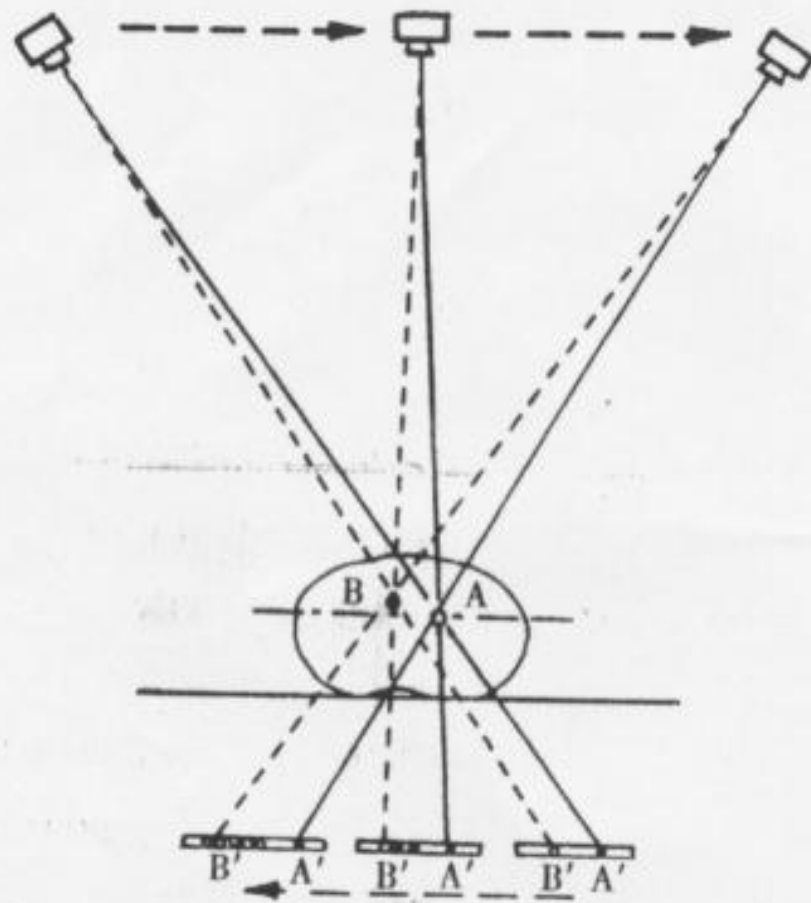
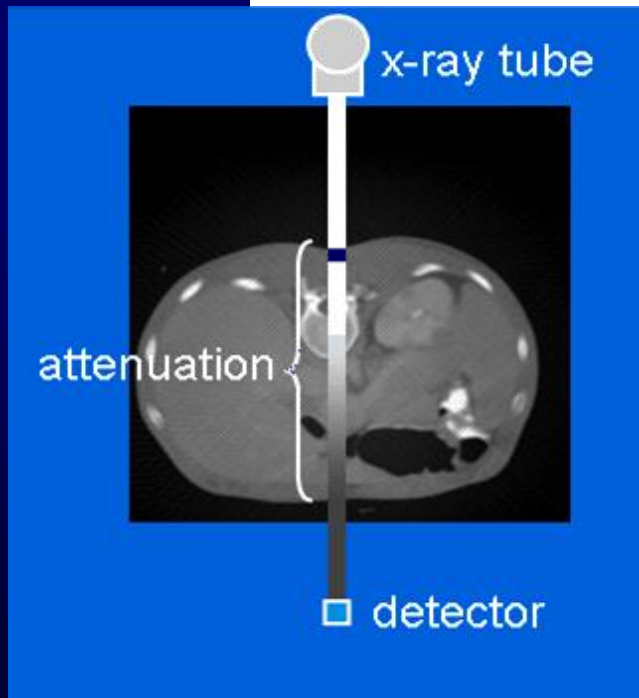
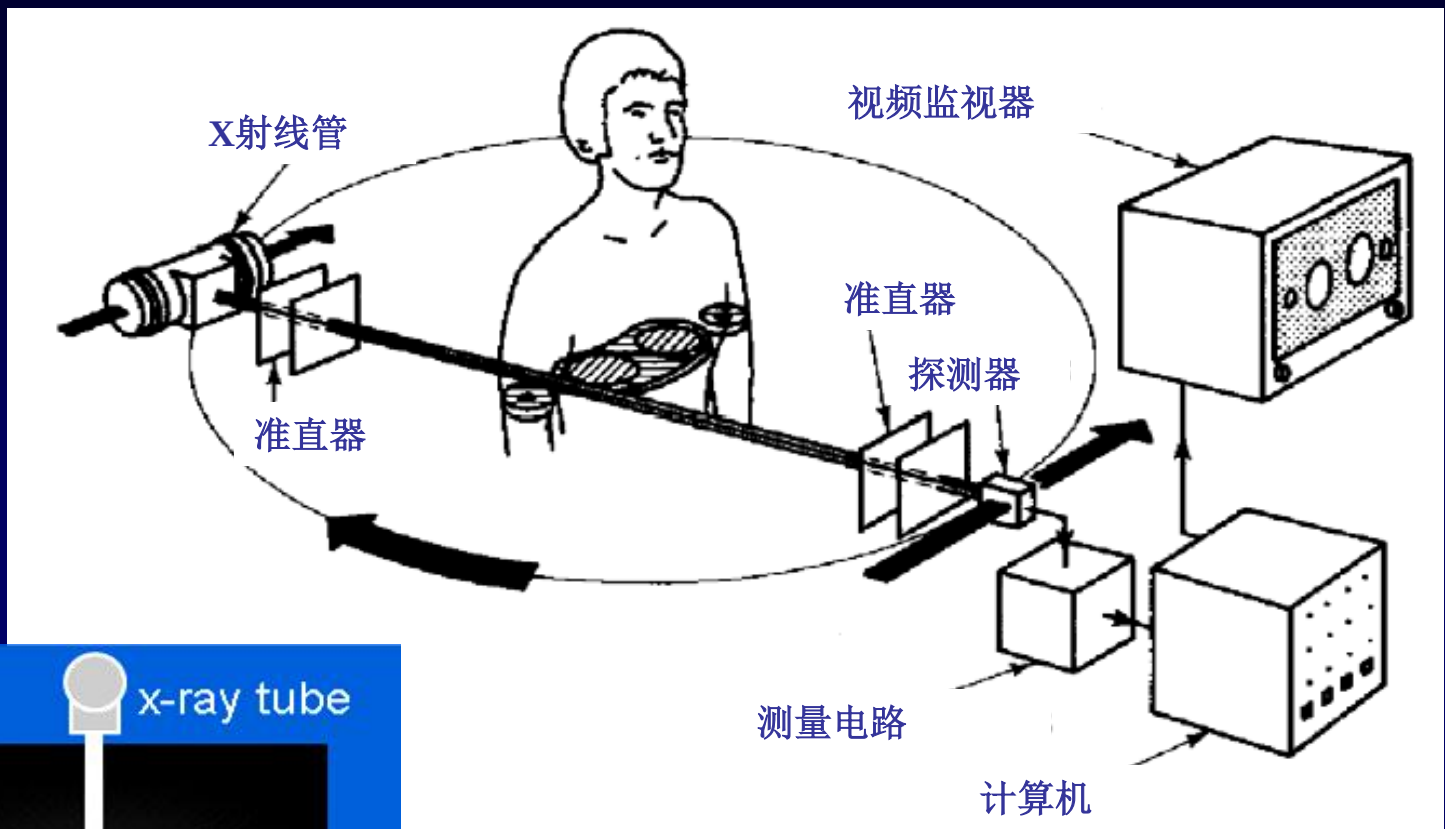
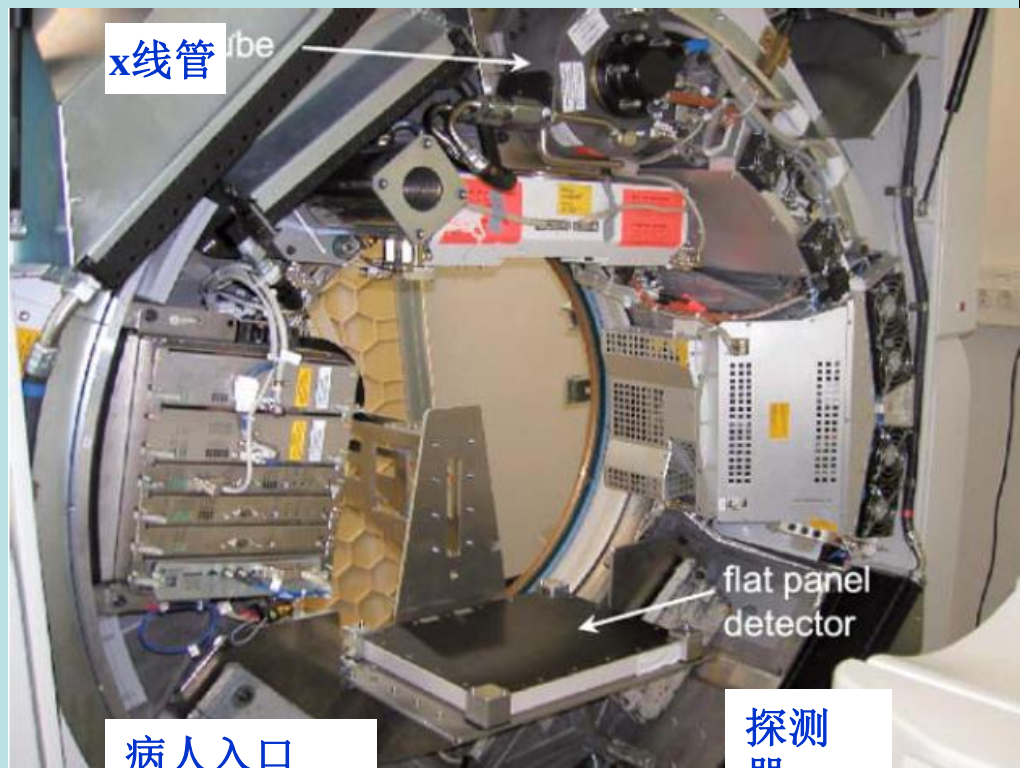
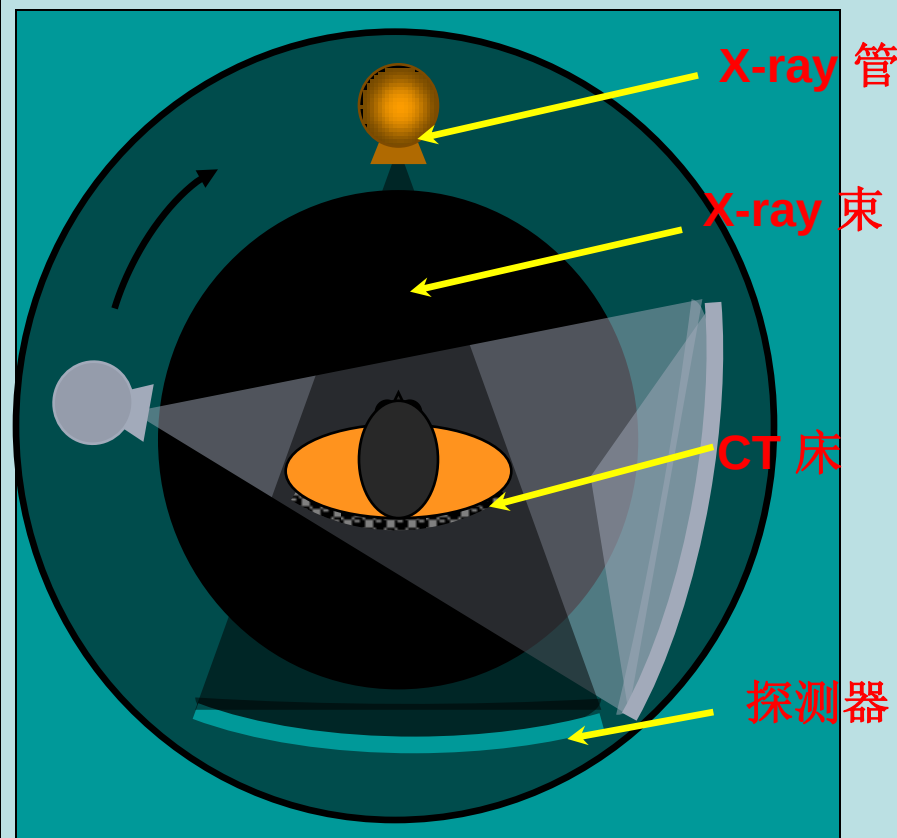


图 1-38 体层摄影原理示意图

A. 选定层内的点 B. 选定层以外的点



CT中数据获得



（二）CT发展历程回顾

CT的代：指X线管与探测器围绕器官组织运动方式，决定扫描时间、是评价CT质量的指标

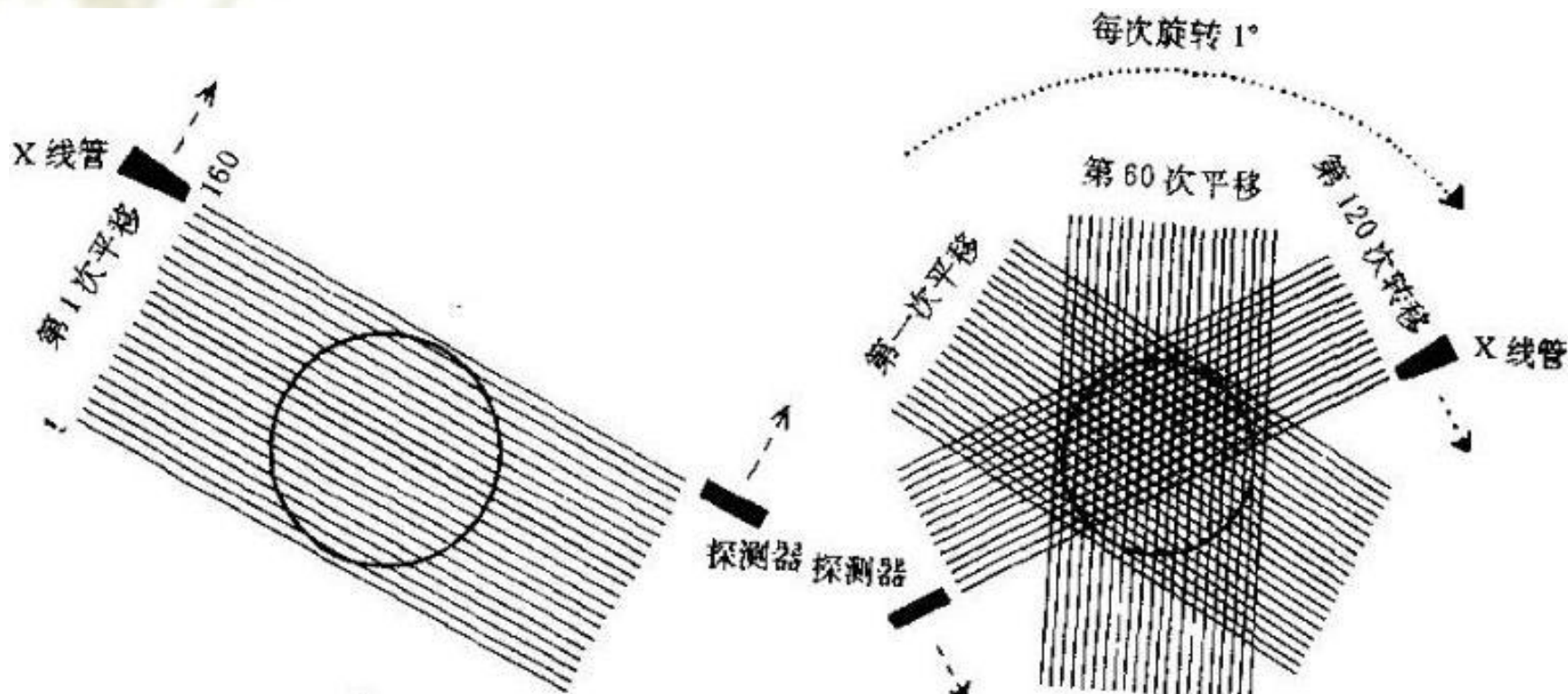
- 第一代CT：平移加旋转
- 第二代CT：平移加旋转
- 第三代CT：（旋转加旋转）
- 第四代CT：（旋转加静止）

❖ CT的更新换代

1. 第一代CT

扫描方式：平移+旋转；线形X线束

图像的成像矩阵 160×160 头部（圆形水袋中）



CT设备的演变

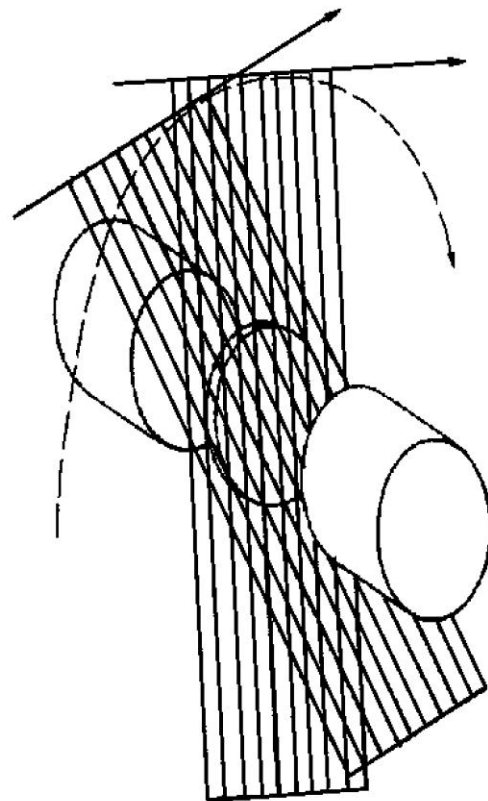
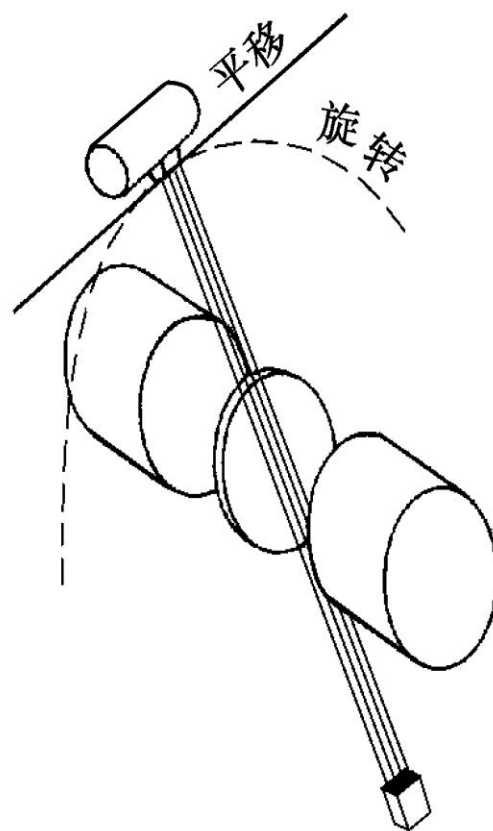
1、第一代CT

单束X线，

单组探测器

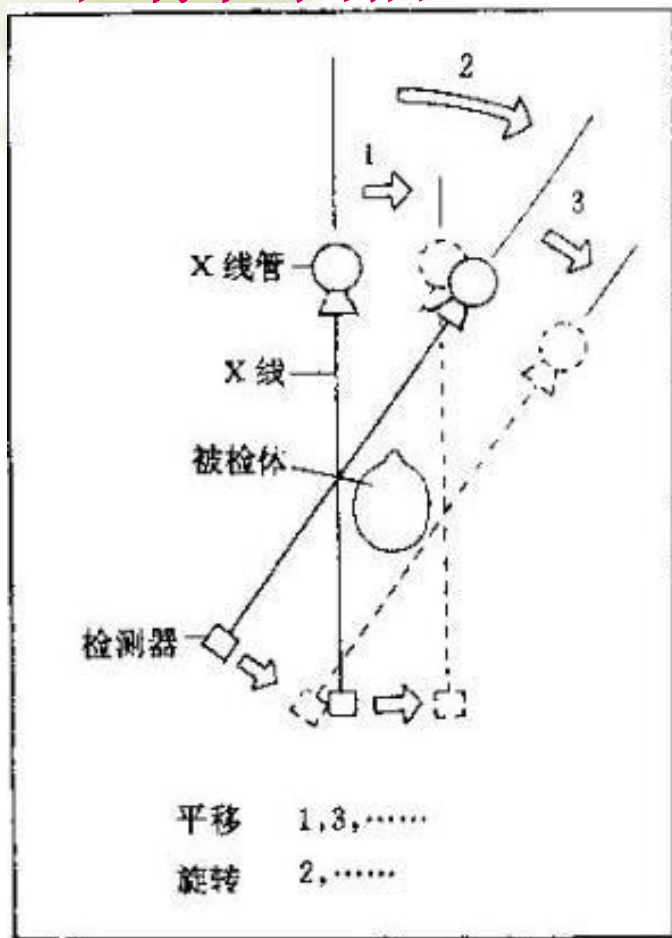
平移运动

速度很慢

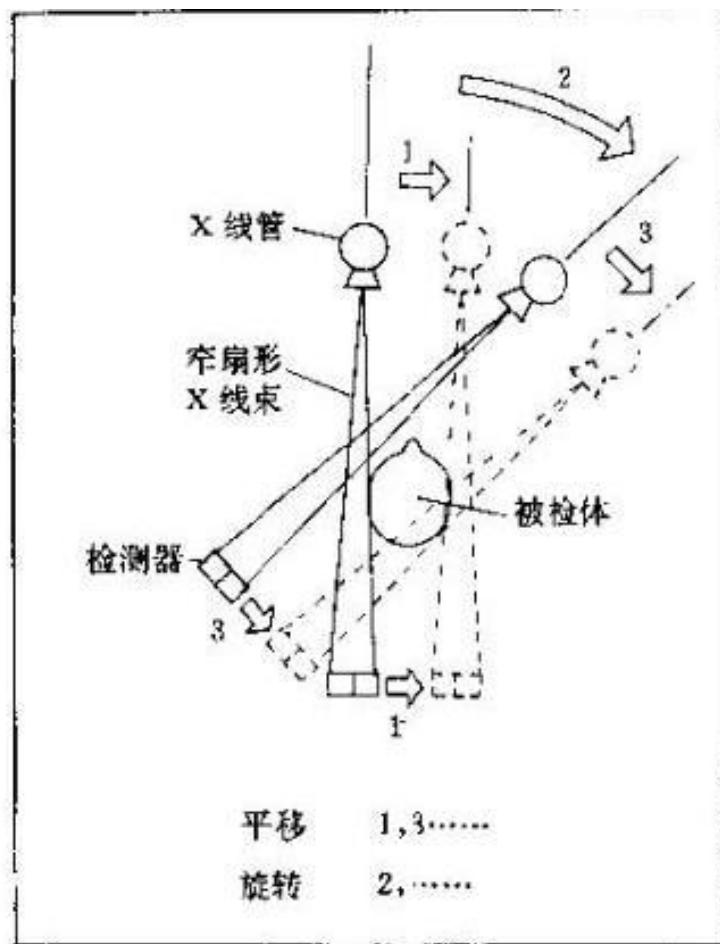


2. 第二代CT

扫描方式：平移+旋转；窄扇形X线束 仅可进行头颅和脊柱扫描



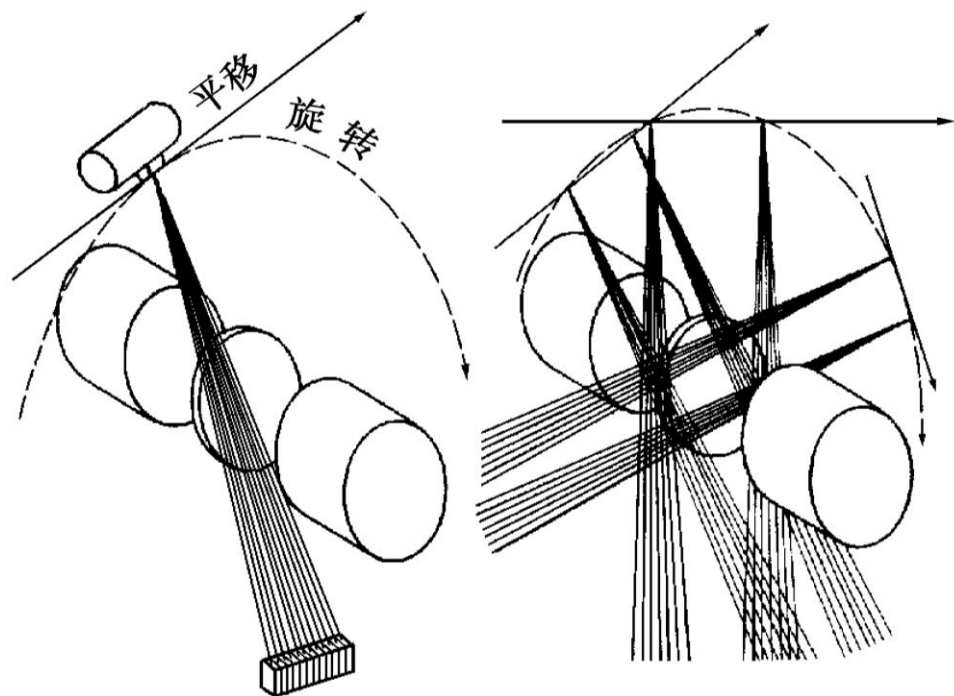
第一代 平移-旋转方式



第二代 平移-旋转方式

2、第2代CT

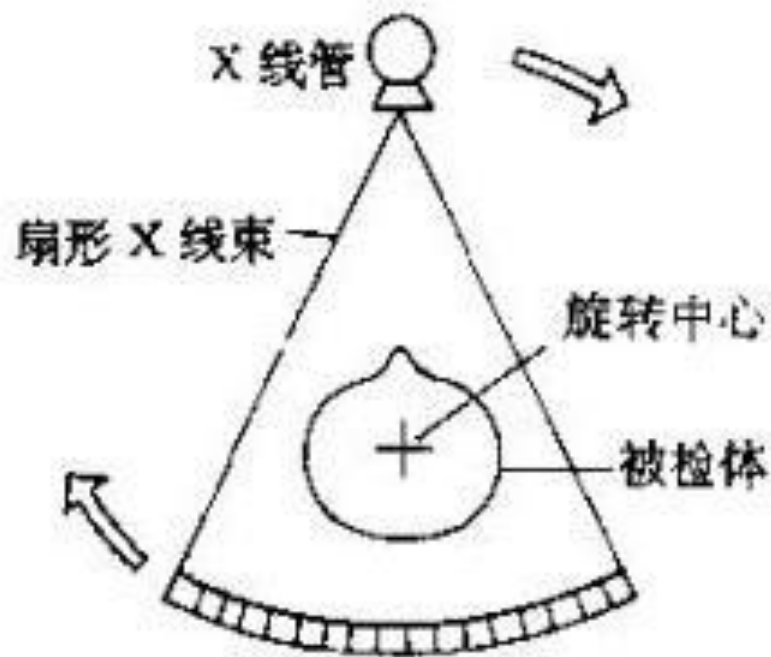
类似第1代
多组探测器
速度有所提高
仅可进行头颅
和脊柱扫描



3. 第三代CT

扫描方式：旋转+旋转；宽扇形X线束

目前，临床应用的CT大多是在第三代CT的基础上发展起来了。可满足呼吸运动下的扫描



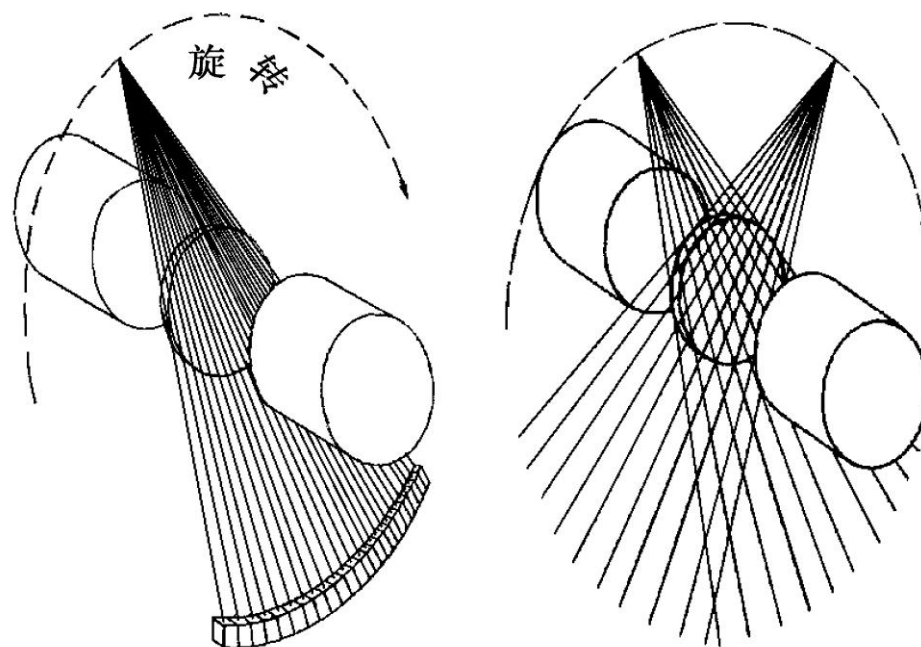
3、第3代全新设计

多排多组探测器

旋转运动

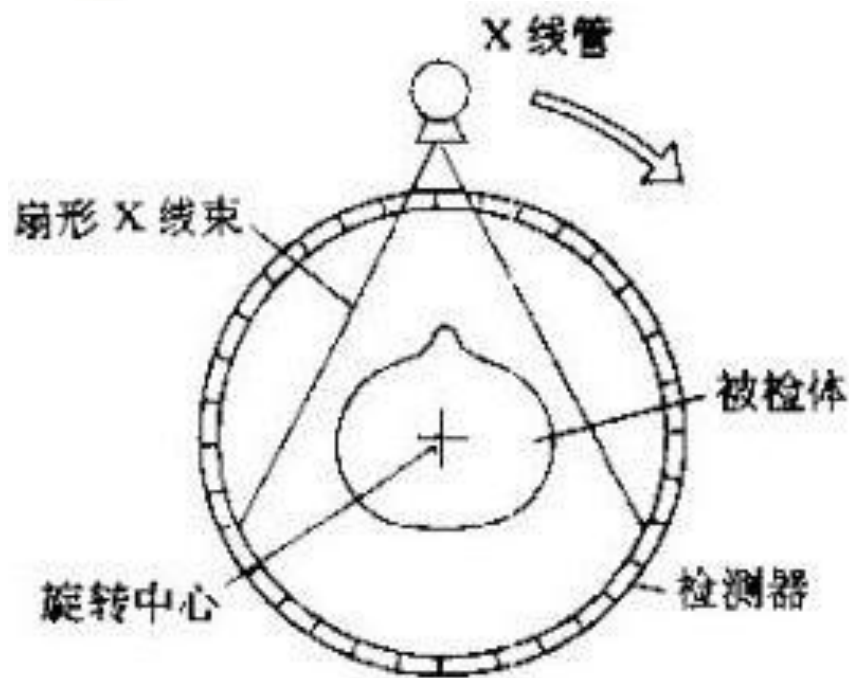
高速，可满足呼

吸运动下的扫描



4. 第四代CT

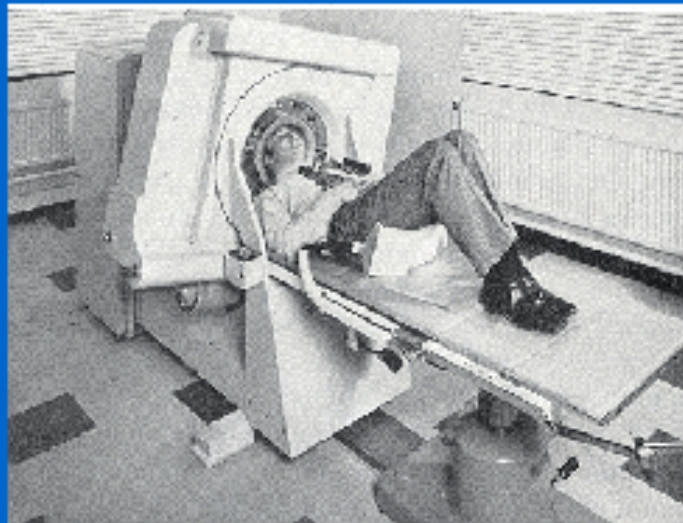
特点：探测器的数量600~2000个，生产成本高，浪费大(扫描过程中只利用了扇形束照射部分的探测器)。目前只有极少数厂家生产，且装机数量也很少。



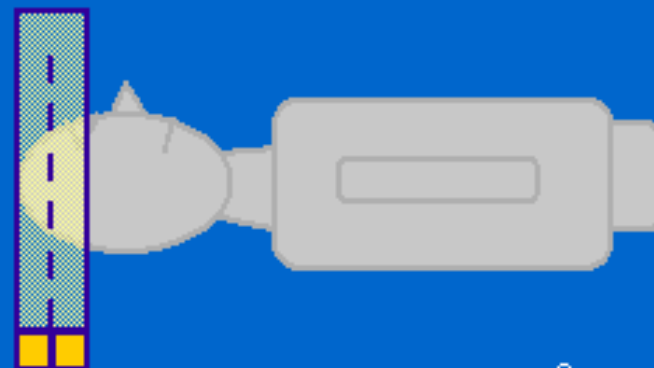
扫描方式：静止+旋转；
宽扇形X线束

环形探测器，
探测器范围360度，X线球管在机架内进行旋转扫描。
探测器固定，球管旋转，一次扫描可获得大量数据。
高速，灵活，伪影小。

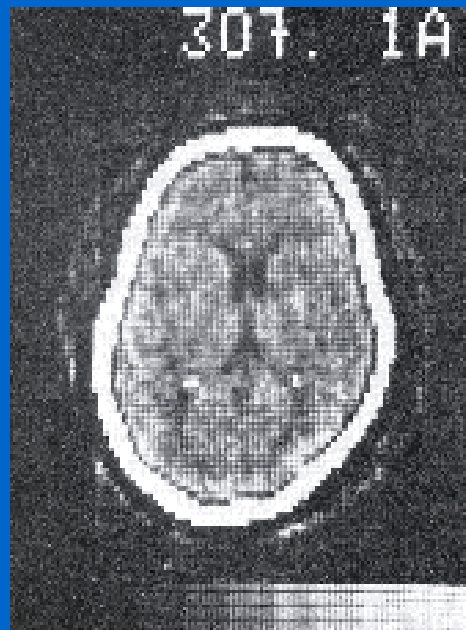
Scanner Development



- Early scanner ~1972
 - 4 minutes for 180° rotation
 - 8 or 13 mm slices
 - time for scan > 30 mins
 - 2 slices simultaneously

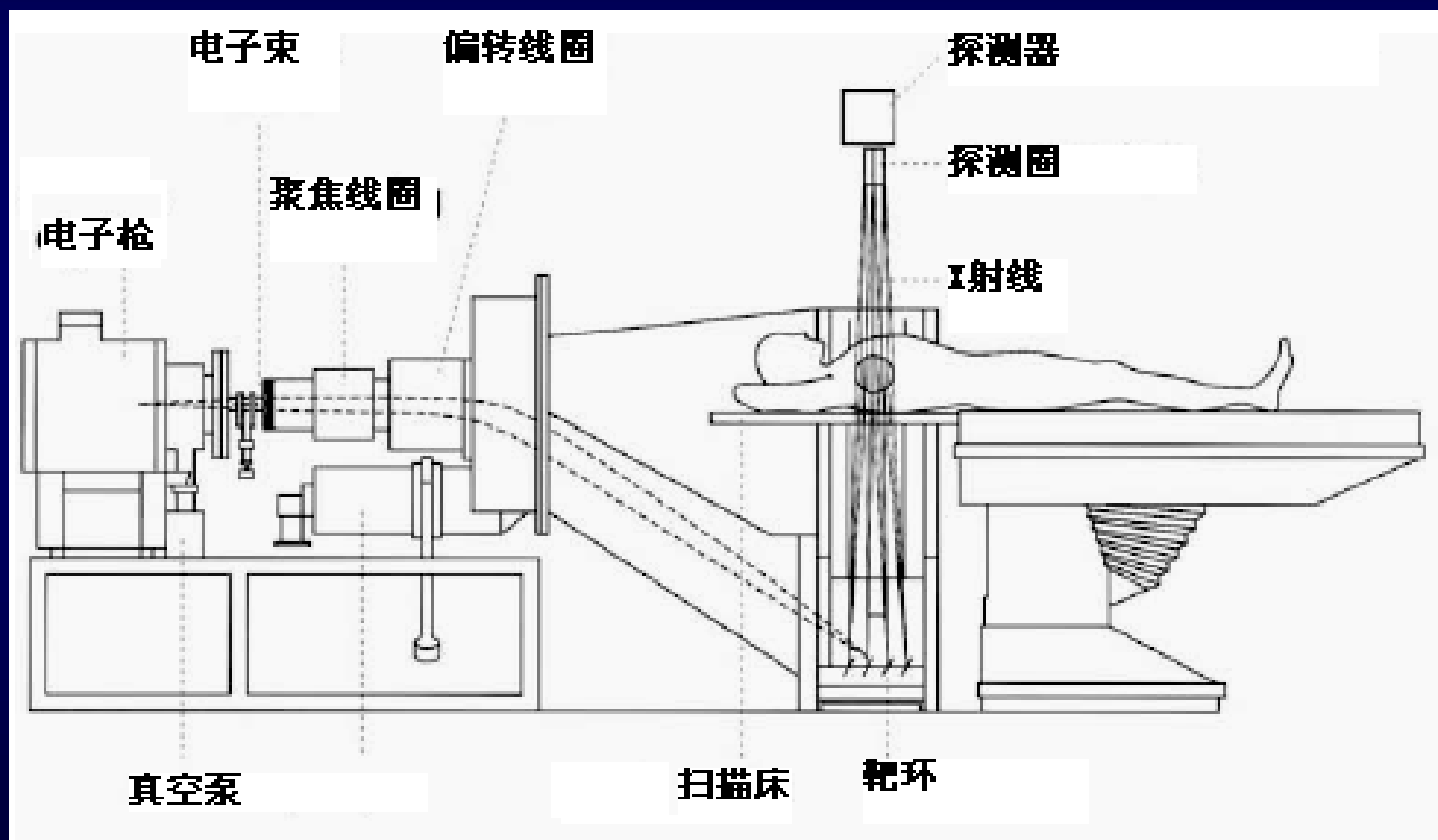


Scanner Development



- Early scanner ~1972
 - early images taken away overnight for processing
 - 80 x 80 matrix

• 第五代CT: (静止加静止)



动态空间扫描

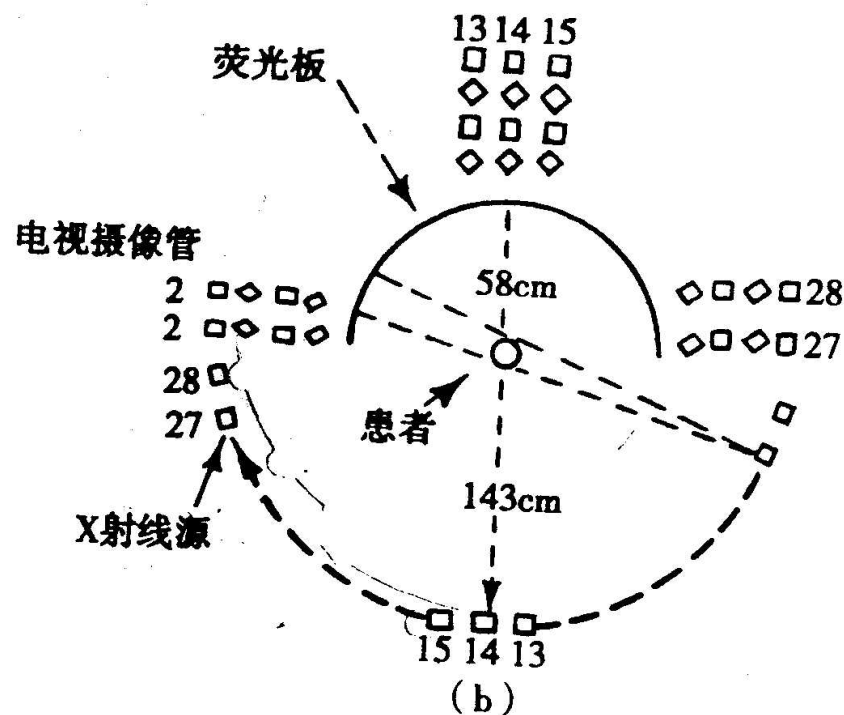
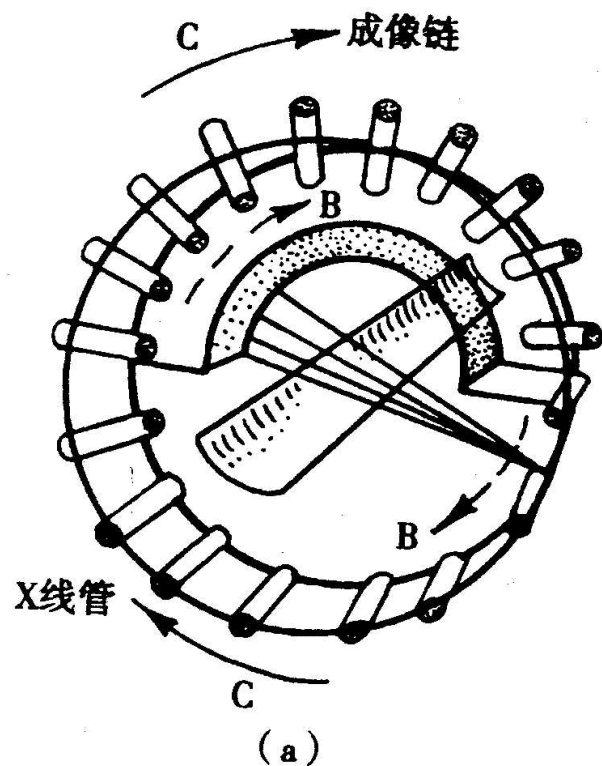
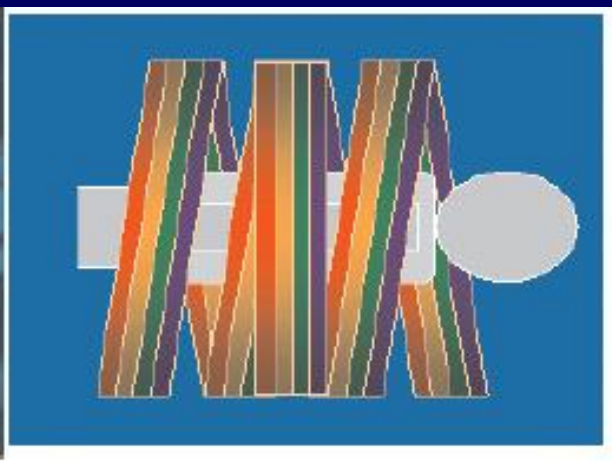
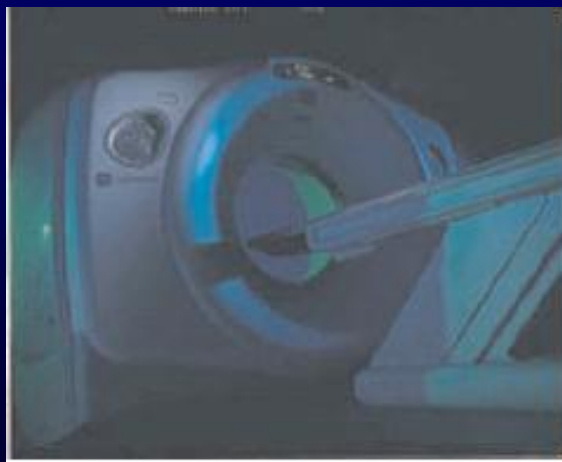
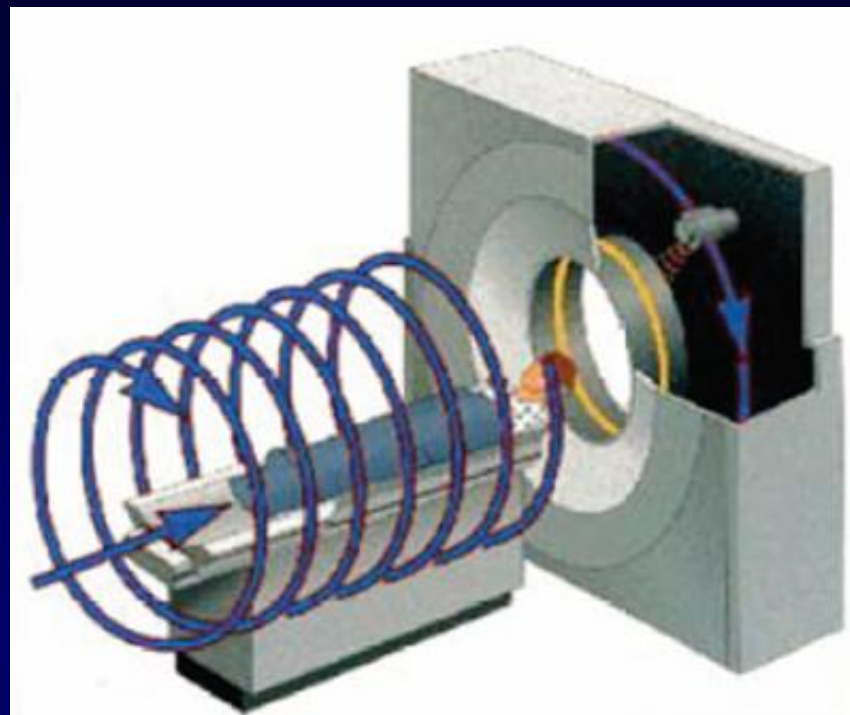


图 3-22 动态空间扫描



- 第六代 螺旋CT

现今应用最广泛
的CT

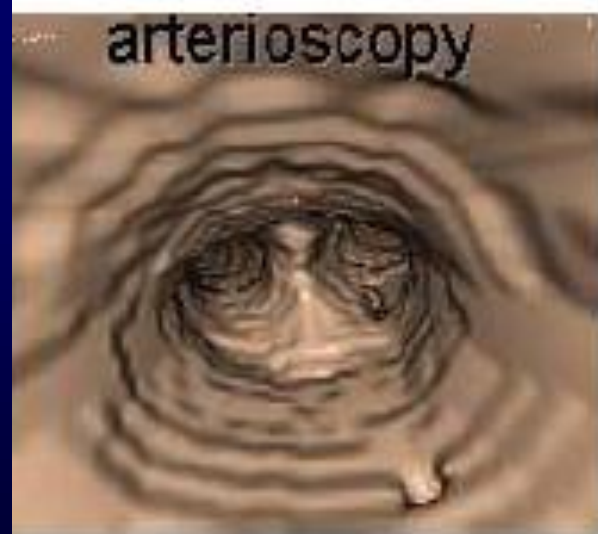
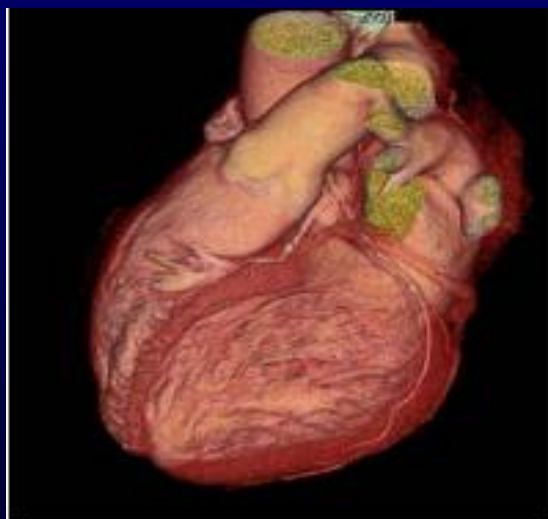


CT的硬件发展趋势

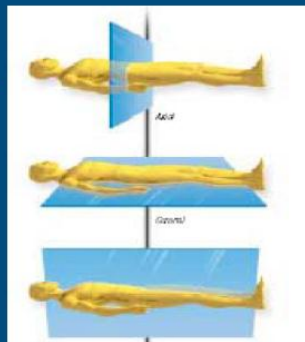
- **提高扫描速度**——提高效率，减少伪影，采用滑环或不用机械运动
- **提高图象质量**——射线性质和探测器性能，数据数目和扫描速度，算法，数据表达与显示方法
- **降低剂量**——保证图像质量的基础上
- **机器结构紧凑**——高频X线发生器放入扫描架；使用微型计算机；移动式
- **操作简单**——触摸屏式，人机对话，联机功能
- **提高效率**——计算机速度快，运算快，检索，存放

软件发展趋势

- 血管造影
- 血管造影技术与CT快速扫描相结合的一种技术
- 三维图象重建
- CT 介入
- CT 仿真内镜
- 放疗计划



Axial



Coronal



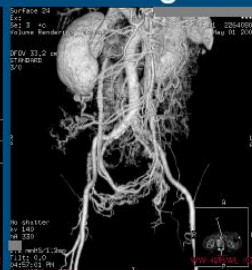
Scout



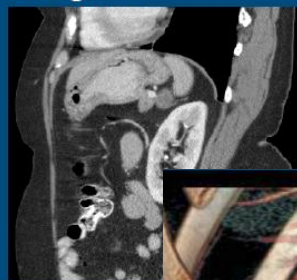
3D MIP



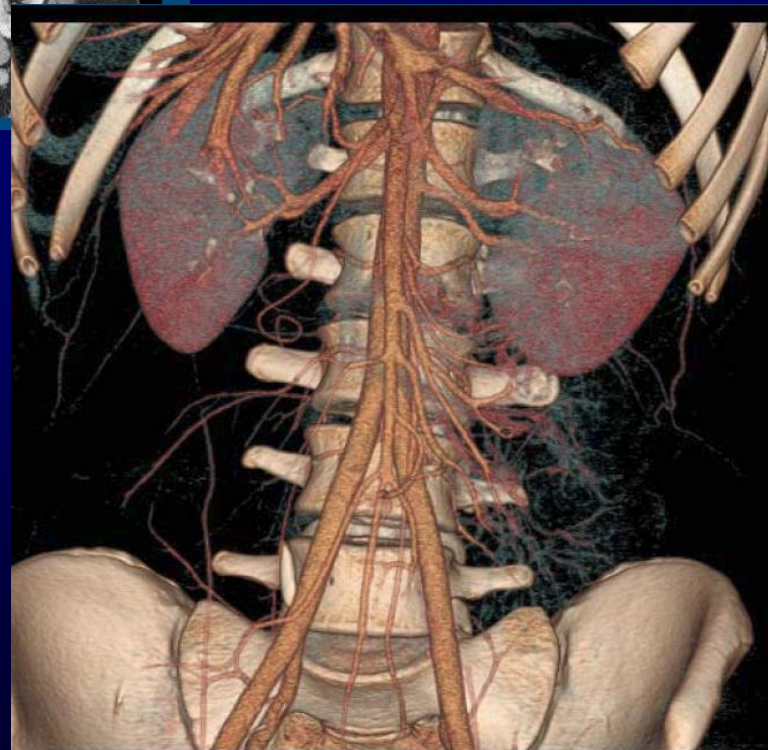
Rendering



Sagittal



- 1: 辅助诊断
- 2: 医生训练
- 3: 手术规划
- 4: 术后评估等



CT的发展对比

一、硬件方面

X线管：热容量不断增大，采用飞焦点技术
散热率不断加大

300~2000KHU/min

X线管容许旋转速度增大

GE 阳极靶面采用航天散热涂料

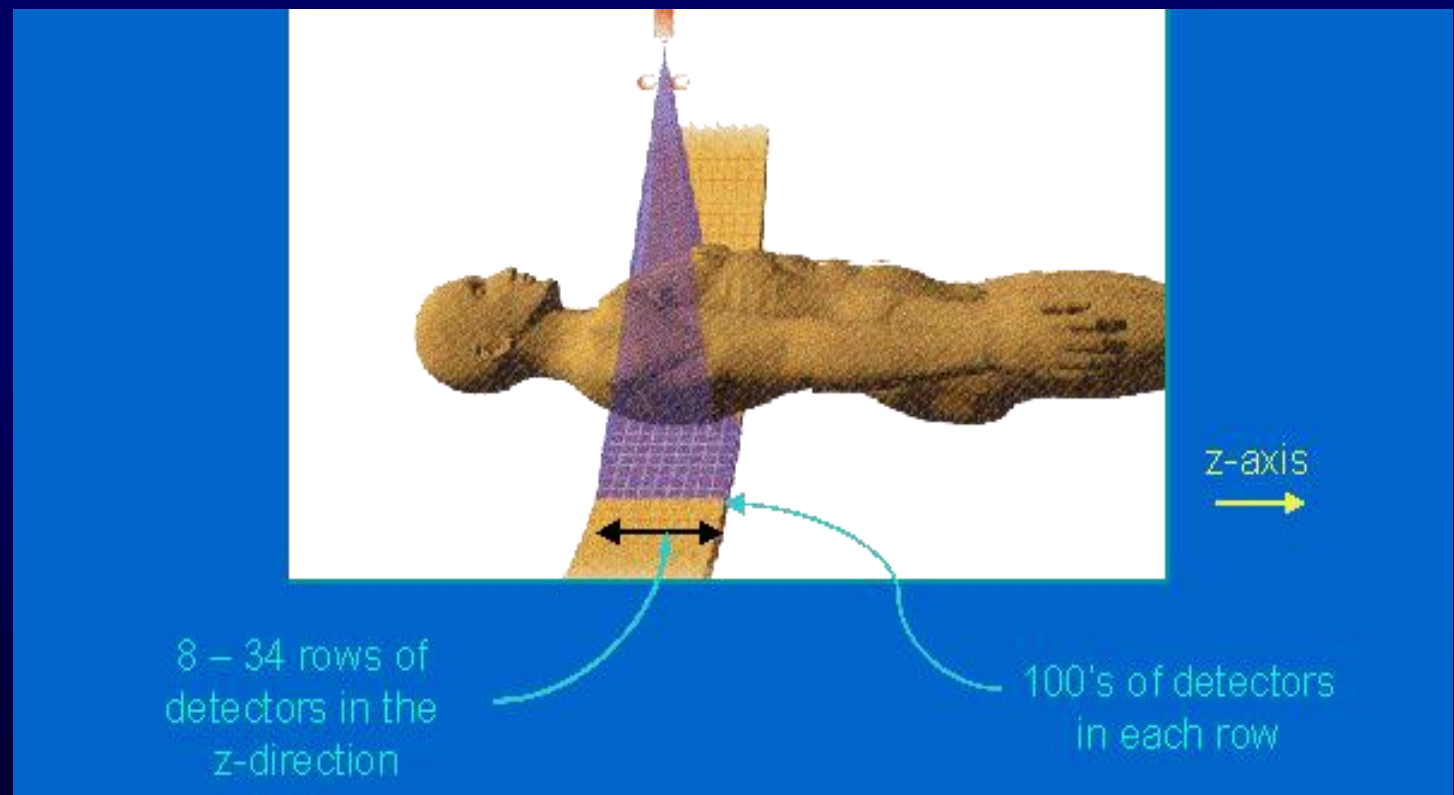
TOSHIBA 阳极接地增强散热

SIEMENS 全新设计金属电子束球管

二、软件方面

锥形线束校正重建技术

由于多层CT的发展，位于两侧的层面
有些信息并没有完全被对应的探测器接收



三、横向的融合

随着CT应用范围的扩展，出现了越来越多的融合设备

PET-CT

肿瘤放疗计划系统用的CT 大孔径（80cm）
大FOV（65cm）

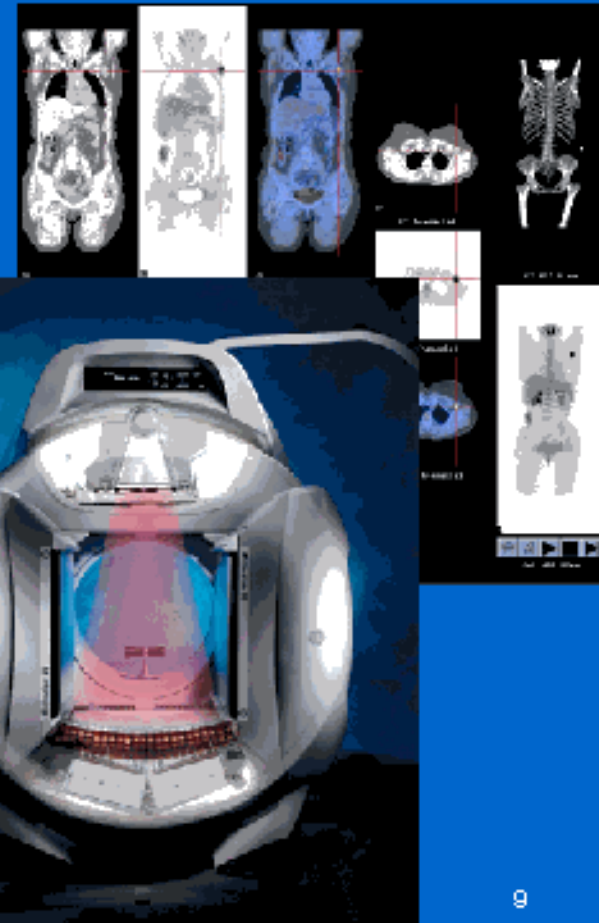
PET-CT

Specialist Uses

- Large Bore for radiotherapy treatment planning
- CT scanners combined with PET

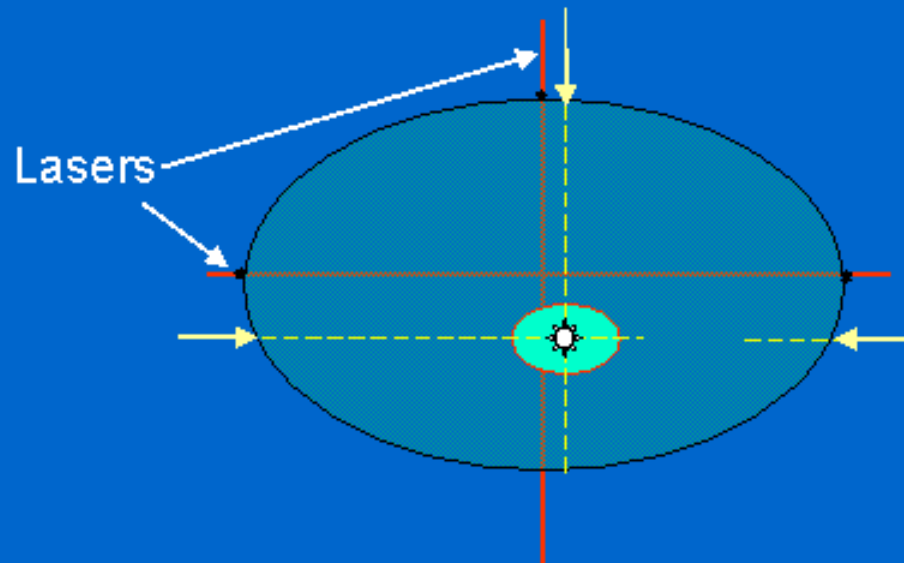


UKRC: 22nd May 2001



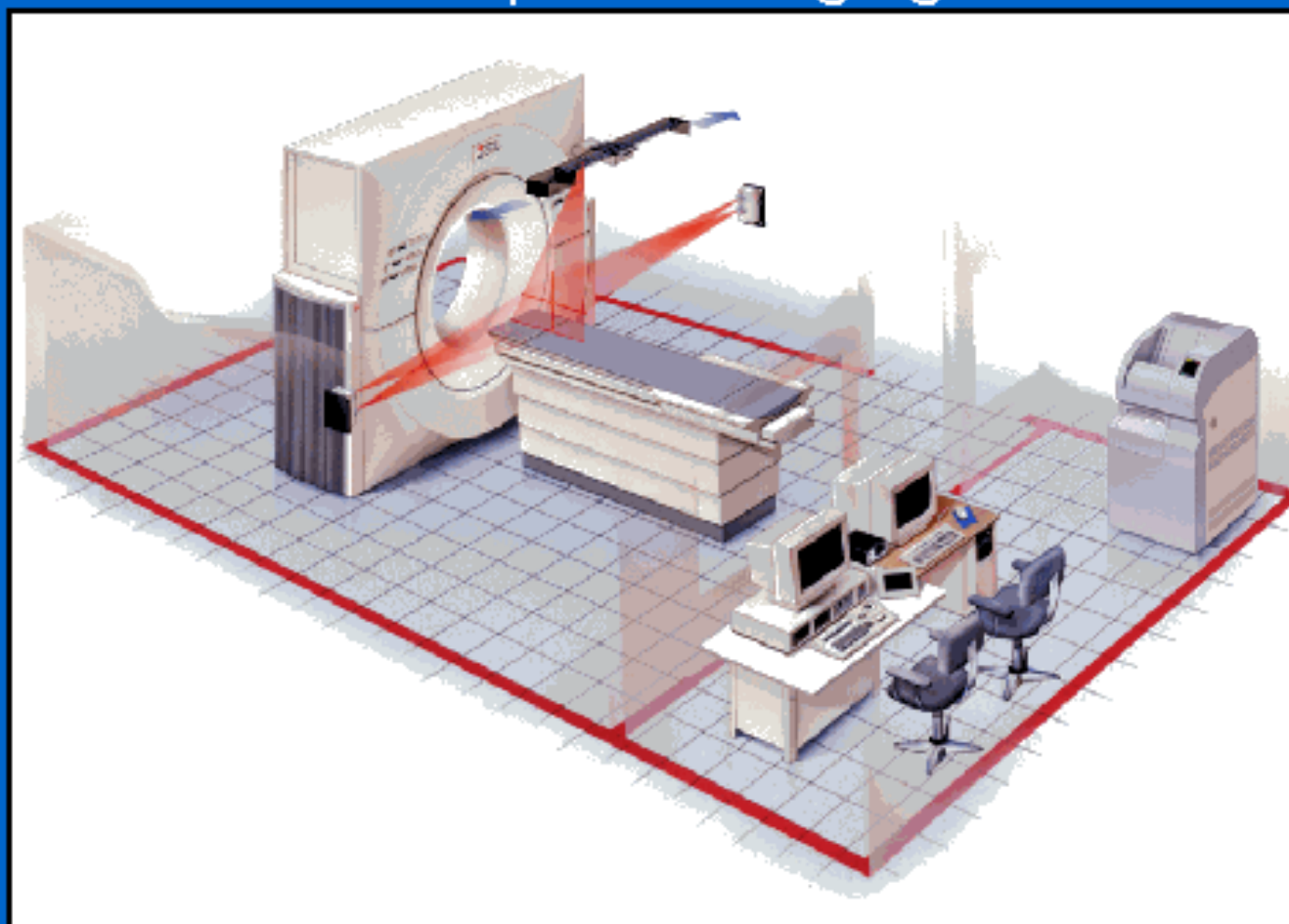
Skin reference marking

Position of Treatment Volume must be related to markings on patient's skin



Radiotherapy CT scanner

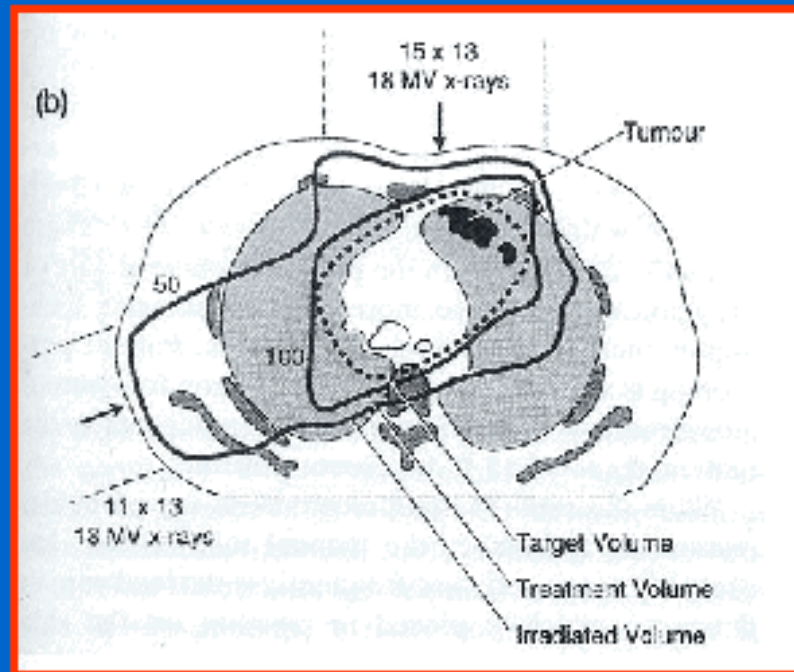
- Laser positioning lights



Treatment planning

- Using Treatment Planning software beam sizes, beam directions and required shielding are selected to achieve desired distribution

=



第二节 CT的工作原理

X-CT扫描原理

以测定人体对X射线的衰减系数为基础，用数学方法经电子计算机处理而重建断层图象。

★物理原理

- CT成像本质上是人体组织的衰减系数 μ 成像。
- 成像物理原理为通过CT扫描机构扫描获取求解 μ 的方程组；解方程组获得人体某一体层面各个体素的 μ 值；再将 μ 值转换为CT值；最后将CT值变换成能视觉识别的灰度图像。

一、线性衰减系数

1. 单能窄束X射线通过密度均匀介质的衰减规律

$$I = I_0 \cdot \exp(-ud)$$

$$u = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

Lambert-Beer式是吸收定律。

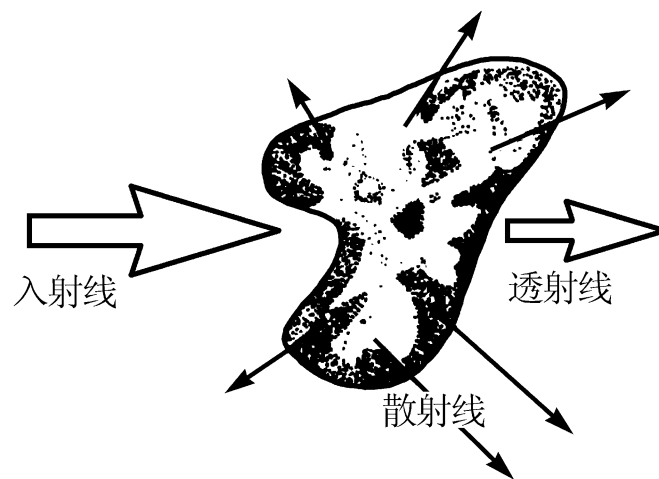


图3-2 物体对X线的衰减作用

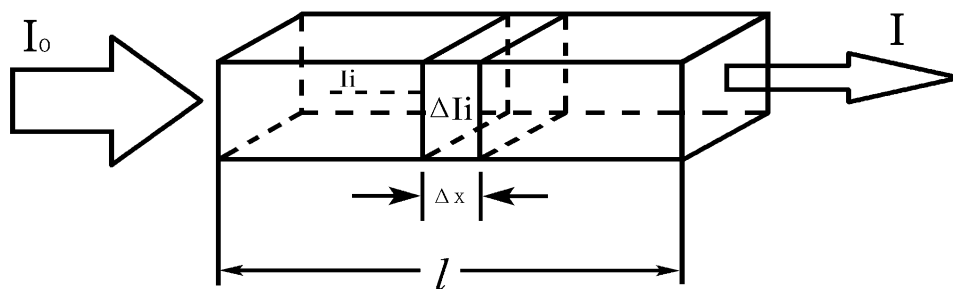
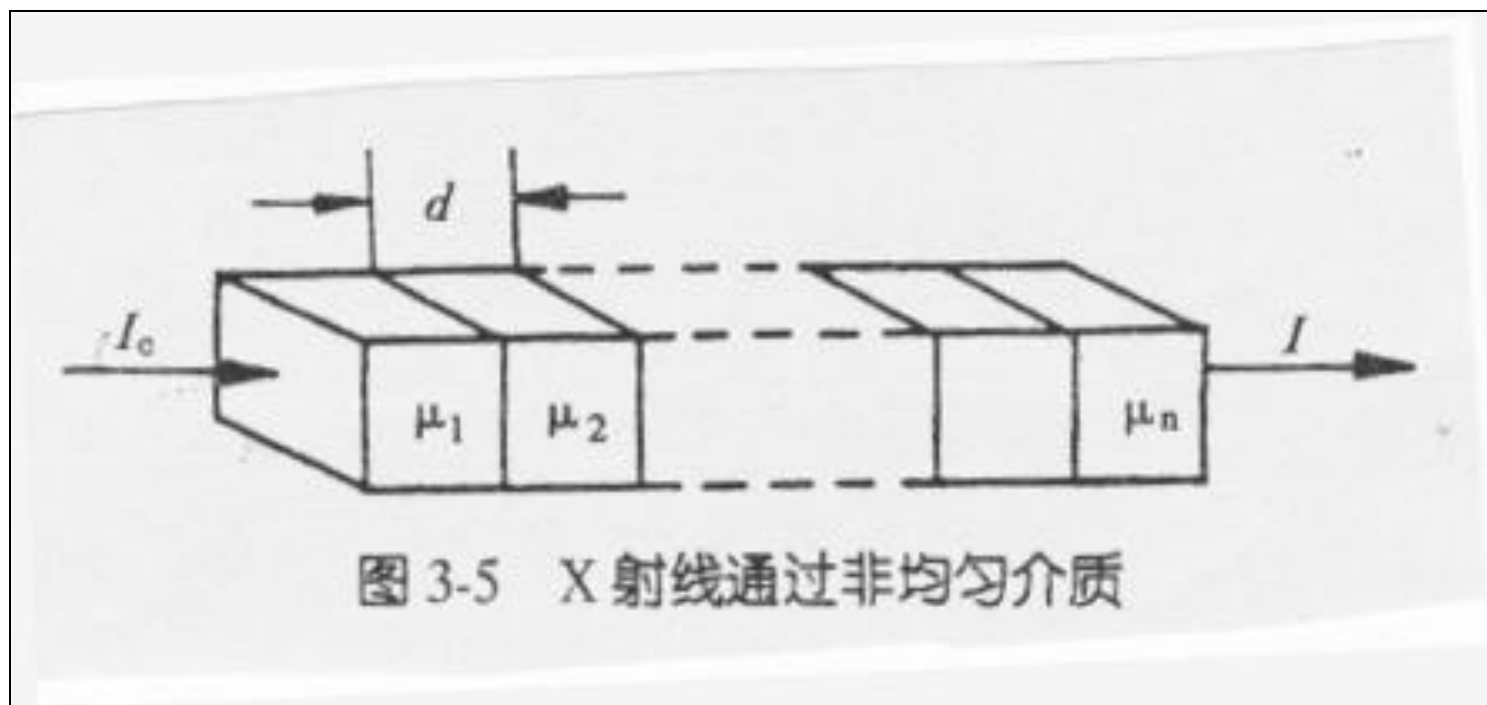


图3-3 X线束透过均匀物体

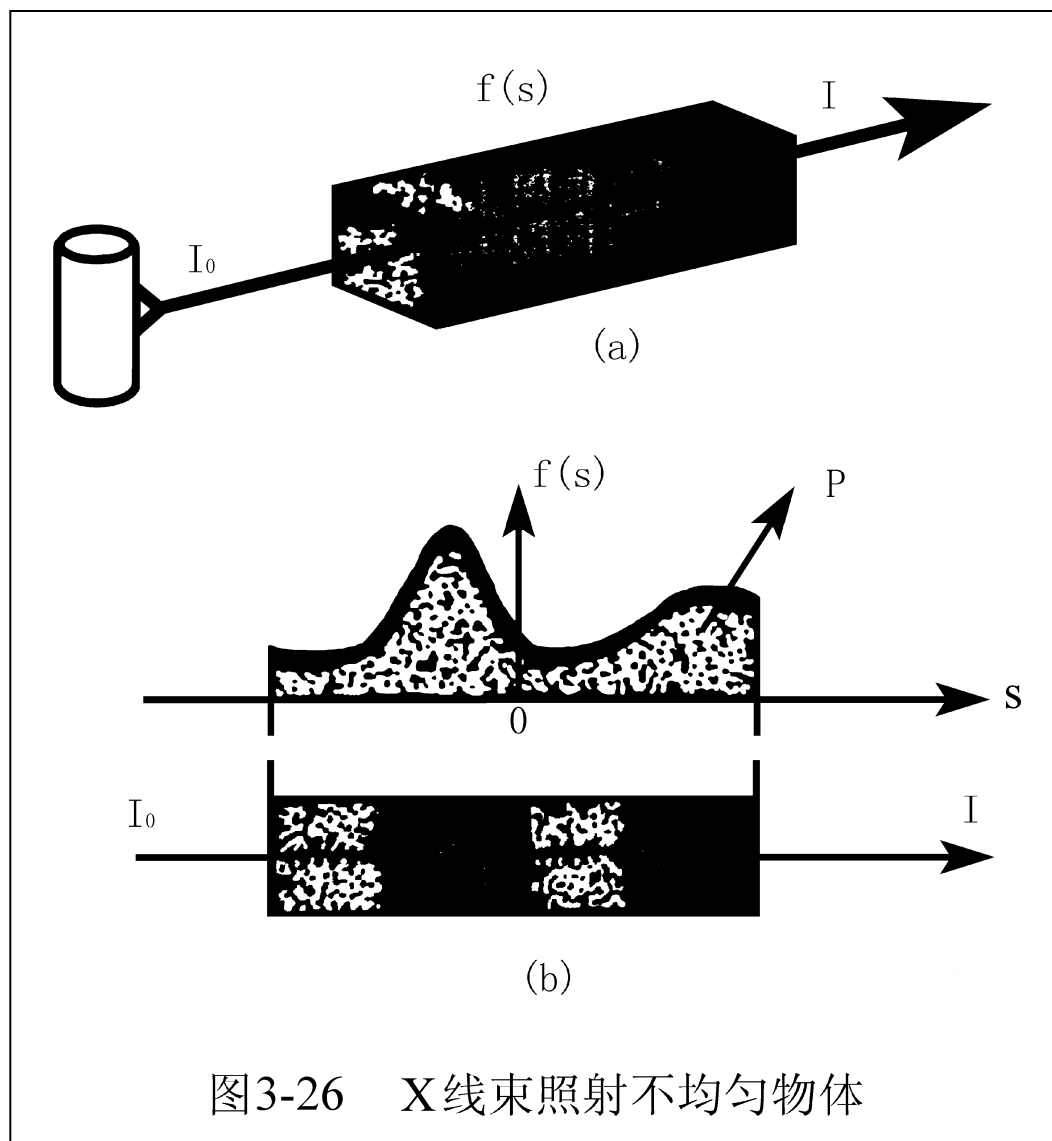
- CT 成像中物体对X线的吸收起主要作用，忽略对X线的散射作用。

- 由于人体器官或组织由多种物质成分和不同密度构成的，X线穿透人体时各点对X线的吸收系数 μ 不同。

2. 单能窄束X射线通过非均匀介质



吸收系数



X射线通过第一个体素的衰减为

$$I_1 = I_0 \exp(-\mu_1 d)$$

X射线通过第二个体素的衰减为

$$I_2 = I_1 \exp(-\mu_2 d)$$

X射线通过第三个体素的衰减为

$$I_3 = I_2 \exp(-\mu_3 d)$$

⋮

X射线通过第n个体素的衰减为

$$I_n = I_{n-1} \cdot \exp(-\mu_n d)$$

依次将前式带入后式并化减,

$$I_n = I_0 \cdot \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \cdots + \mu_n) \cdot d]$$

$$\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \cdots + \mu_n = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I_n}$$

- 为建立CT图像，必须求出每个体素的吸收系数 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 μ_n 。
- 求n个吸收系数，需要建立n个或n个以上的独立方程。
- CT装置从不同方向上进行扫描（scanning），来获取足够的数据建立求解 μ 的方程。
- μ 与X线能量之间有着依赖关系，即 μ 随X线能量的增大而减小。
- 一般X线束以单一频率、固定能量线束穿透物体，可检测到比较稳定的 μ 。
- 应在CT成像过程中进行校正以减小由X线束硬化效应造成CT图像的不均匀性。

二、CT的工作原理

- 一、X线管高压发生器和控制装置产生一束量与质可自动调节的x射线，穿过人体。依靠准直器滤过器调整X线束的宽窄厚薄，依靠滤过器吸收低能X射线。
- 二、来自人体的X线照射在探测器上（光电倍增管上），把它转变成电信号，经前置放大器，积分放大器，多路转换器，A/D转换器把它转变成数字化的电信号，送往计算机存储、运算，依靠数学解方程办法实现图象重建，获得人体器官组织某个层面上某点的密度值信息（CT值）。

CT值与灰度显示

CT值

表示像素量大小的物理量

定义：CT影像中每个像素所对应的物质
对X射线的线性平均衰减量的大小。

CT值的计算公式

$$\text{CT值} = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \cdot K$$

规定 μ_w 为能量是73keV的x 射线在水中的线性
衰减系数， $\mu_w = 19\text{m}^{-1}$ ， $K=1000$ 称分度因数。

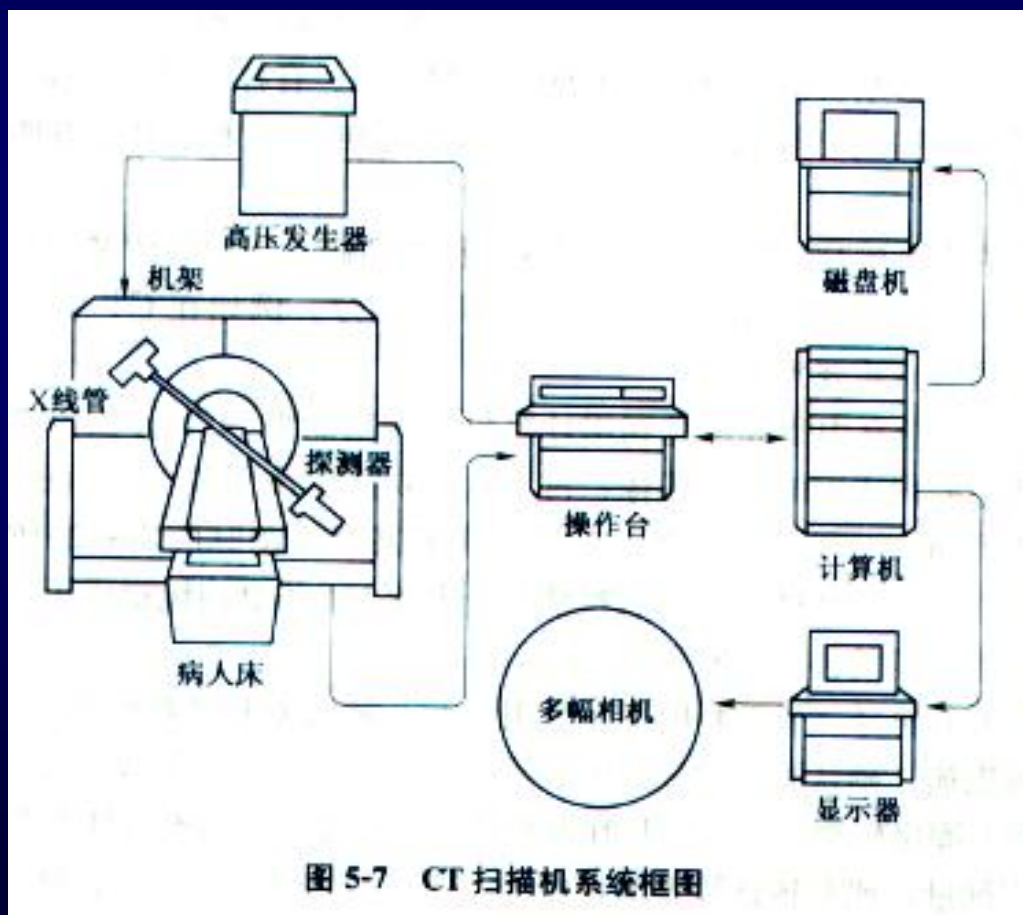
- 三、探测器和X线管围绕人体器官组织作平移加旋转运动，携带有层面上某点密度值的位置信息，依靠精密机电转换器件，把它转变层电信号，放大器放大，用A/D转换器把它数字化，送往计算机存储，运算单元。
- 四、通过计算机运算实现对断层，实现后处理（窗口技术、灰阶处理、空间处理、测量等）
- 五、D/A转换器把数字图还原成模拟图象信号，送往CRT、激光打印机、激光照相机、磁带、光盘、（PACS系统）得到人体器官组织的解剖断层影像

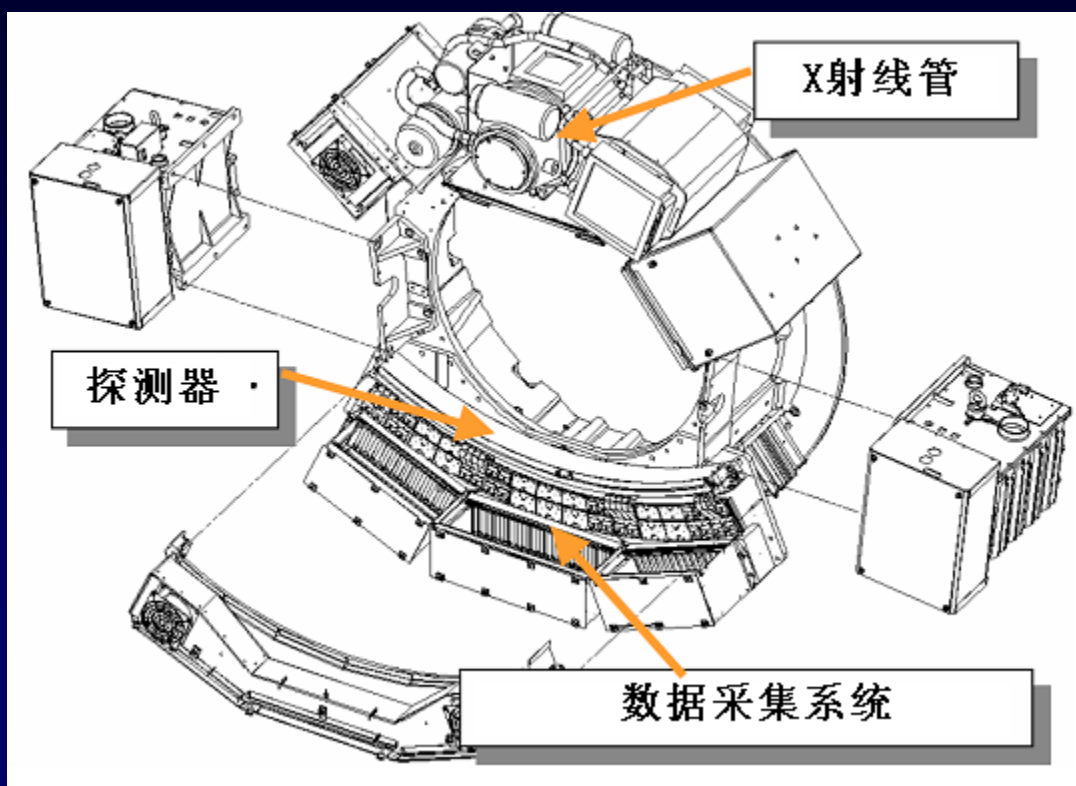
第三节 成像系统

- 数据采集系统:
- 计算机和图像重建系统:
- 图像显示和存储系统:

数据采集系统

- 主要由：X线发生装置，准直器，滤过器，探测器，数据处理装置，扫描机架和扫描床等六部分组成。





— 数据采集系统

(1) X线发生装置

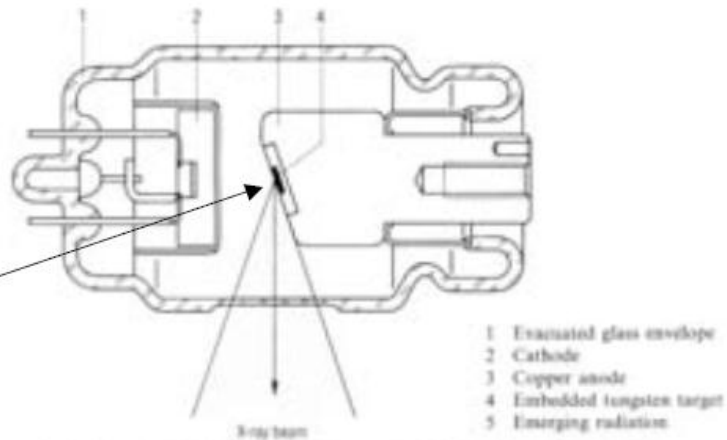
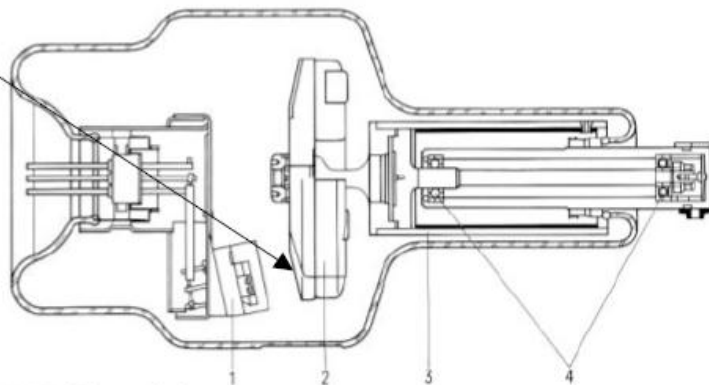


Fig. 7.1 Cross-section of the SR 70/7 stationary anode tube (HELJODENT)



- 1 Dual focus cathode
- 2 Graphite-RTM compound anode
- 3 Rotor
- 4 Ball bearings



(1) X线发生装置

- 1、高压发生器

一般安放在扫描架外部

低压滑环CT，在机架上，采用高频高压发生器

高压稳定性的要求

- 2、X线管

(1) X线发生装置

- 2、X线管
 - 1)、基本结构
 - 旋转阳极
 - 热容量高；靶面为符合材料
 - 外壳为金属或陶瓷材料
 - 2)、性能参数
 - 热容量与扫描次数
 - 正确的调试与应用：开机预热；油循环及冷却风扇运行良好；保证质量的前提下采用小条件

X线球管 (X-ray Tube)

主要参数:

- 1、热容量 (1-6.5M)
- 2、散热率 (KHU/min)
- 3、厂家保证曝光次数 (2-5万次)
(mAs)

工作方式:

脉冲

连续

x线管工作方式

1、连续工作方式

在X线管旋转时始终发射X线，它用询问每个探测器值的频率来决定投影数和每次投影的测量时间。

2、脉冲工作方式

脉冲的持续时间决定了每次投影的测量时间，而每转一周的脉冲数决定了投影数。

由于连续发射X线时，每次摄影都是在剂量相同的情况下，所以X线管和发生器的最大功率可以低一些。但它的缺点是，在扫描期间因测量系统的运动影响到测量值和测量束带宽，并因此造成图像的不清晰。

(2) 准直器和过滤器

- 准直器
- 前准直器：靠近X线管侧，控制层厚
- 后准直器：接收垂直射线
- 多层螺旋CT可无后准直器，利用探测器作为准直器

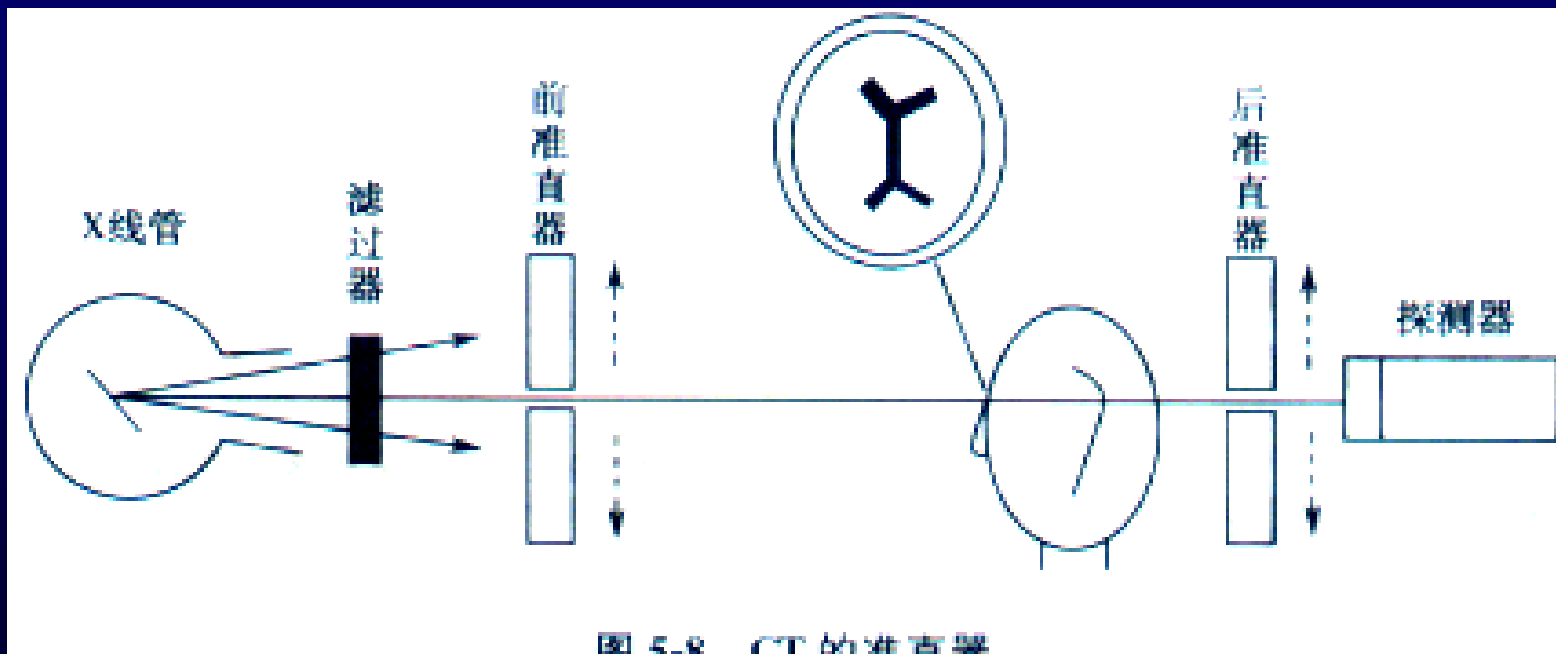
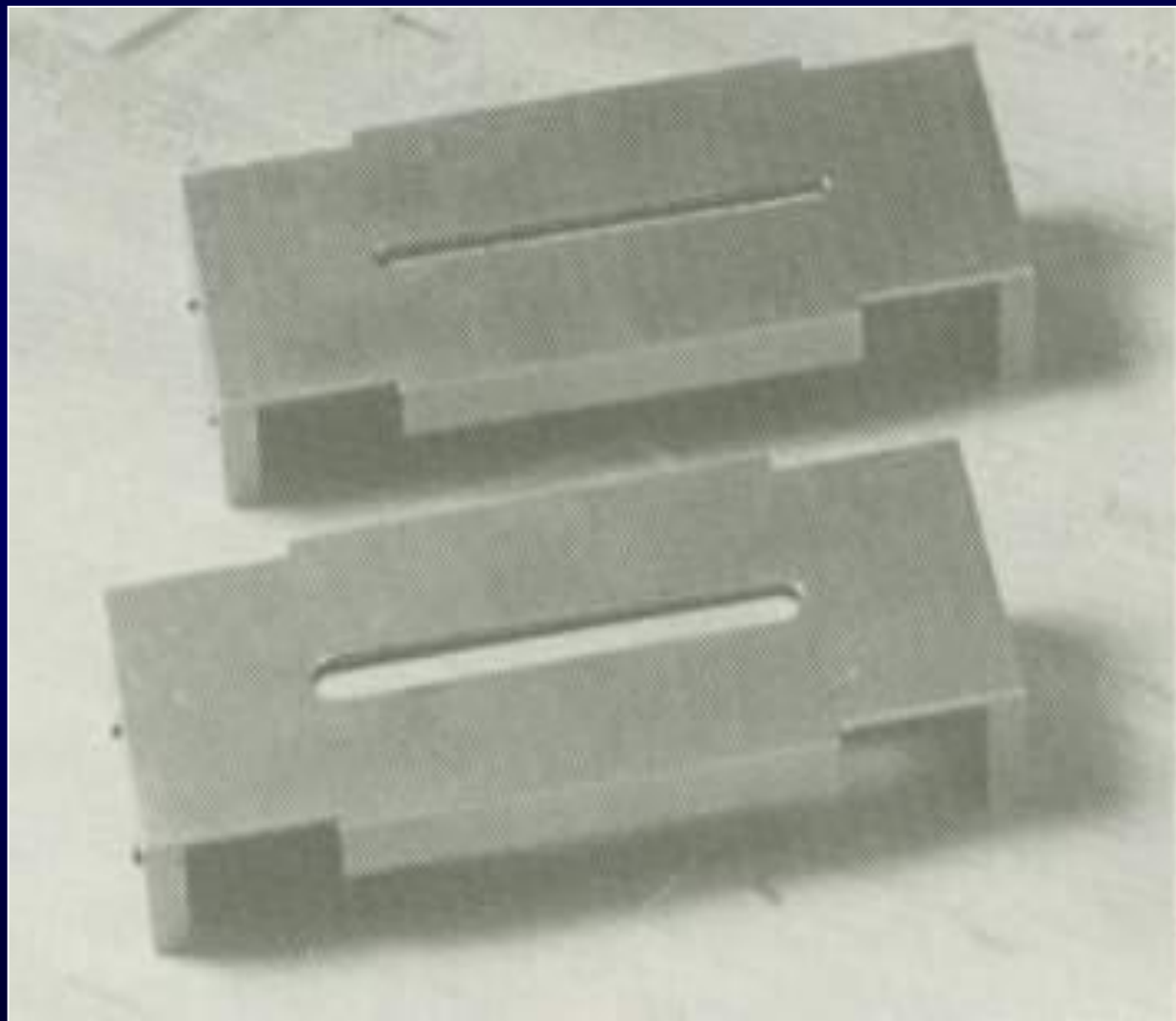


图 5-8 CT 的准直器

结构有最简单的准直帽和较复杂自动调节的准直器。



准直器一般选用铅和含有少量铋、铊的铅合金材料制成。

CT准直器的结构

- 准直器为狭缝状，利用步进电机控制大小
- CT层厚一般由狭缝宽度决定

滤过器

- 作用：

- 1 吸收软射线；
- 2 将射线能量分布均匀；
- 3 减少信号强度差

人体截面往往是椭圆型的
中心射线穿透厚度比较大，
两侧比较小

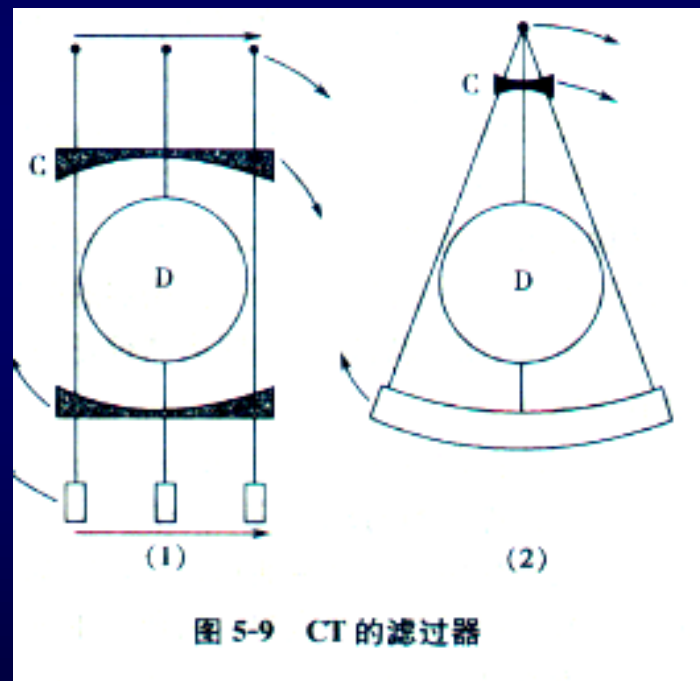
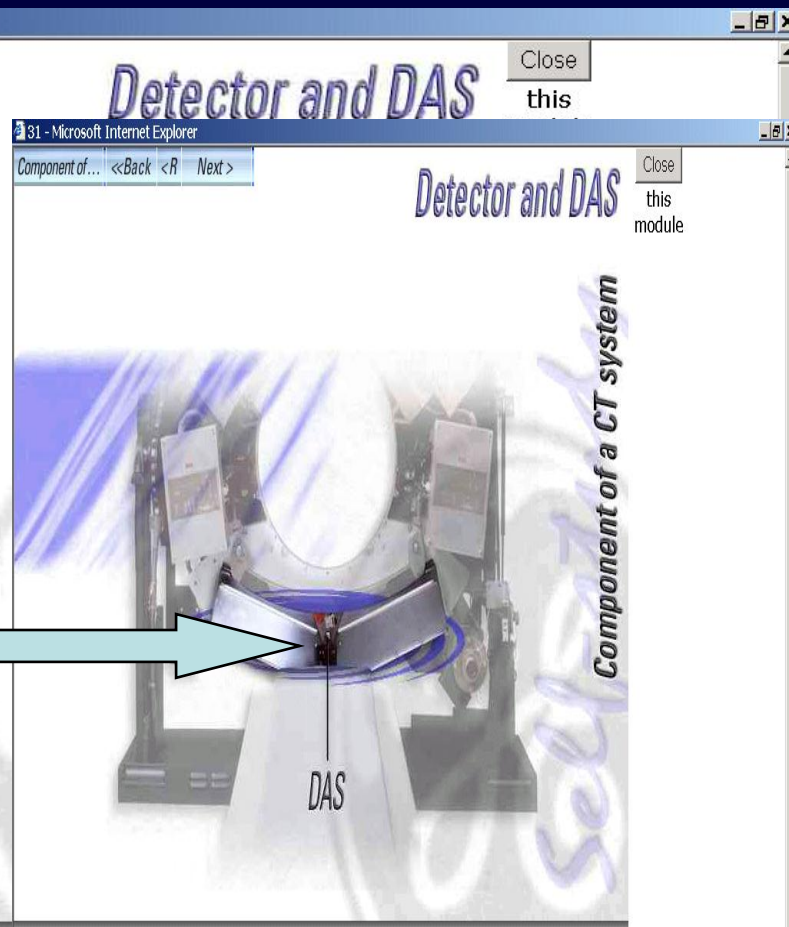
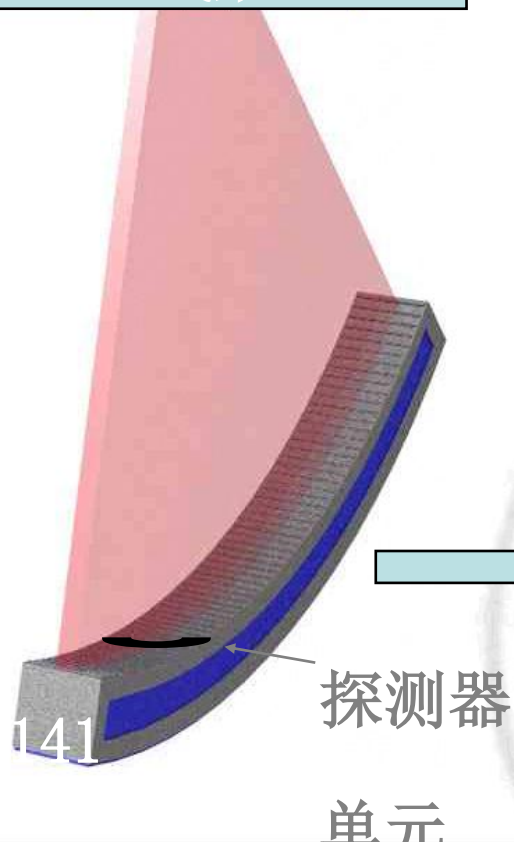


图 5-9 CT 的滤过器

(3) 探测器

- **作用：**将来自人体的X线转变成电信号，电信号的大小与它接受的辐射强度成正比。它由性能相同探测器单元排列而成。如有N个探测器，一次可同时测量N个电信号（投影数据）。目前 $N > 512$ 。

X线束



探测器

特性:

DQE

稳定性

响应时间

准确性

由几百上千个探测器单元构成探测器阵列，探测器采集的数据
经由DAS传送至计算机进行图像的重建

- 性能参数:

- 1、效率（几何效率，吸收效率）：高效率减少剂量
- 2、稳定性：重复性和还原性
- 3、响应时间：余晖时间两次测量时间的影响
- 4、准确性：测量衰减系数精度
- 5、一致性：同一输入，不同探测器相同输出。
- 6、线性：电流与X线强度成正比。
- 7：动态范围识别最大与最小信号之比 $10^6: 1$

探测器

它将X线能量转换为电信号，而电信号的大小与它接收到的辐射强度成正比。目前，探测器的数目 $N \geq 512$ 。

① 特性

探测器最主要的特性是效率、稳定性、响应性、准确性和一致性。

a) 效率：探测器吸收X线束能量的百分数。应尽可能接近100%，影响探测器效率的因素有几何效率和吸收效率。

几何效率 η_g ，吸收效率 η_a

总效率 $\eta = \eta_g \times \eta_a$ ，一般在50%~80%之间。

b) 稳定性

指探测器的重复性和还原性。探测器需经常进行校准以保证其稳定性。

c) 响应时间

指探测器接收X线照射到输出一个电信号所需的时间。特别是对于闪烁晶体探测器，其余辉效应危害。

d) 准确性与线性

要求线性地转换信号，即入射X线强度与检测器的输出信号成正比关系。

e) 一致性

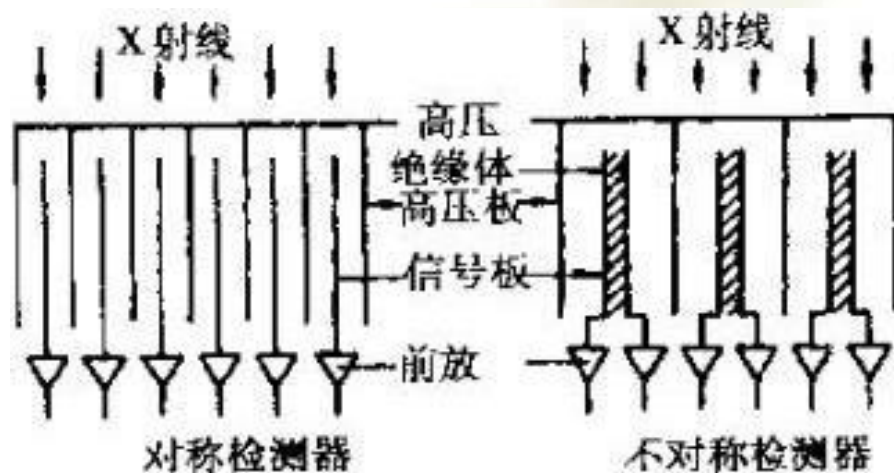
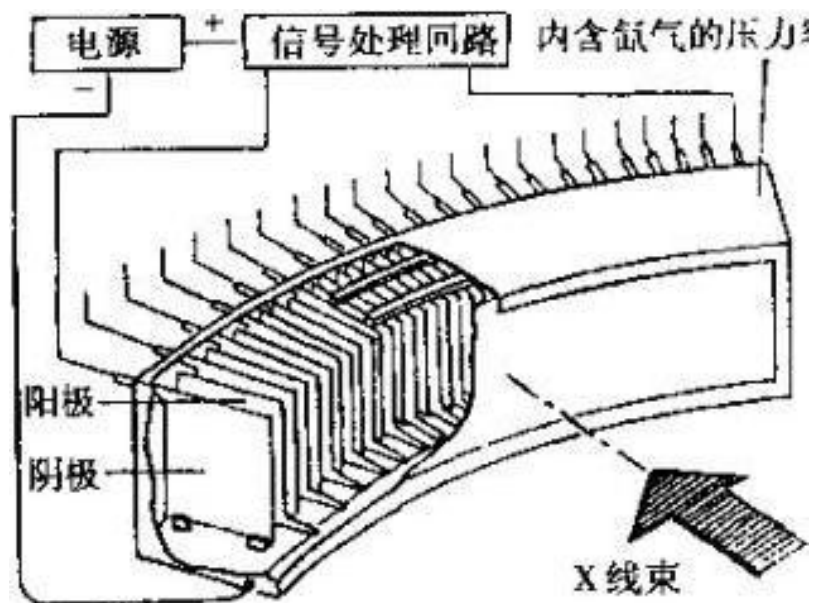
对于多探测器单元，要求具有一致性。

② 种类

CT常用的探测器有两种：利用气体的电离效应制成的**气体探测器**；利用光电效应制成的**固体探测器**。

a) 气体探测器

由惰性气体氙气和气体电离室构成，通过测量电离电流的大小来检测入射X线的辐射强度。



- ❖ 气体探测器的优点：稳定性高；一致性好；响应时间短；没有余辉；价格便宜。
- ❖ 缺点：需要恒温来保证气压（特别是高压状态下对温度变化很敏感）的稳定；检测效率相对较低；需要大的X线曝光量（mAs）来获得足够强的信号。

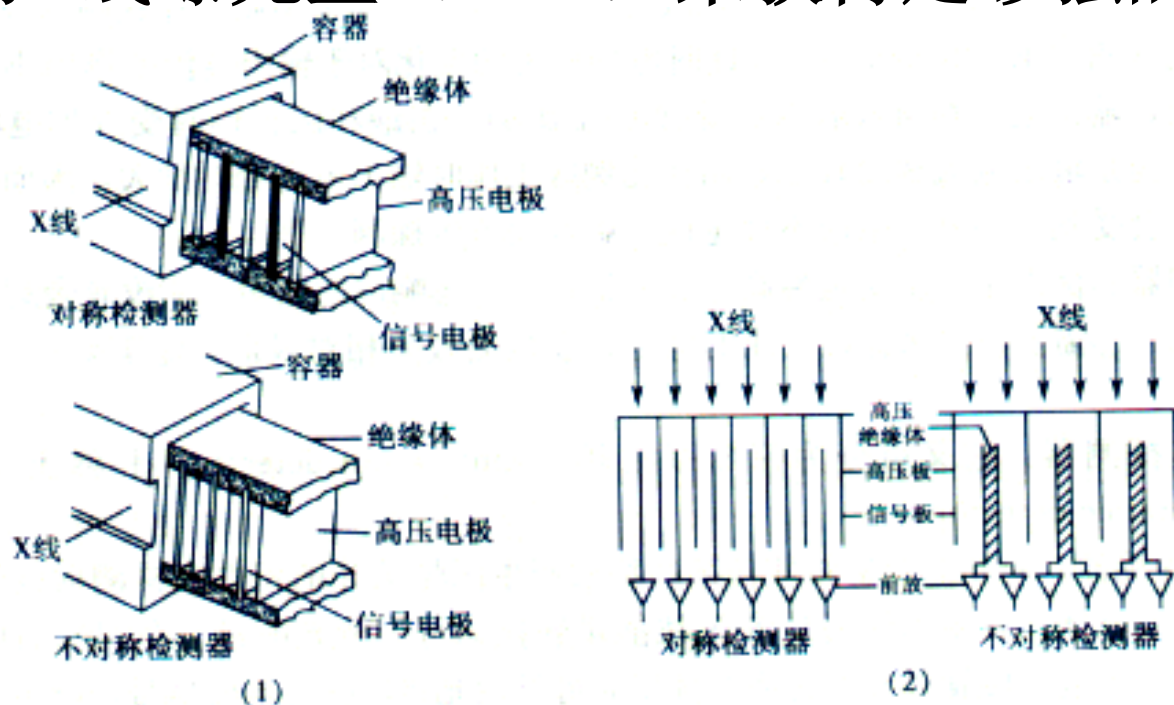


图 5-11 高压氙气检测器示意图

b) 固体探测器

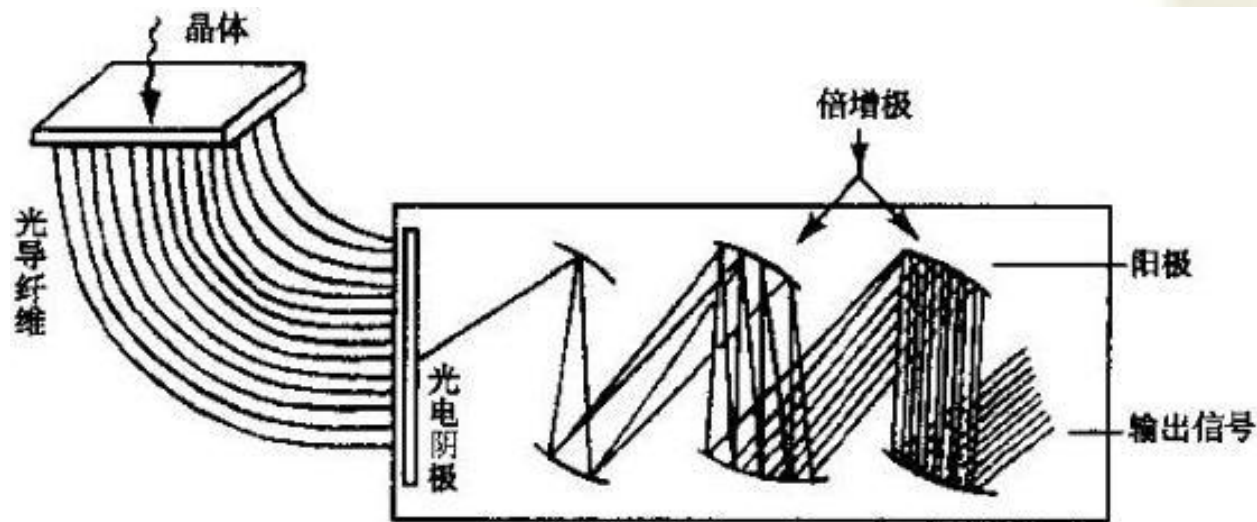
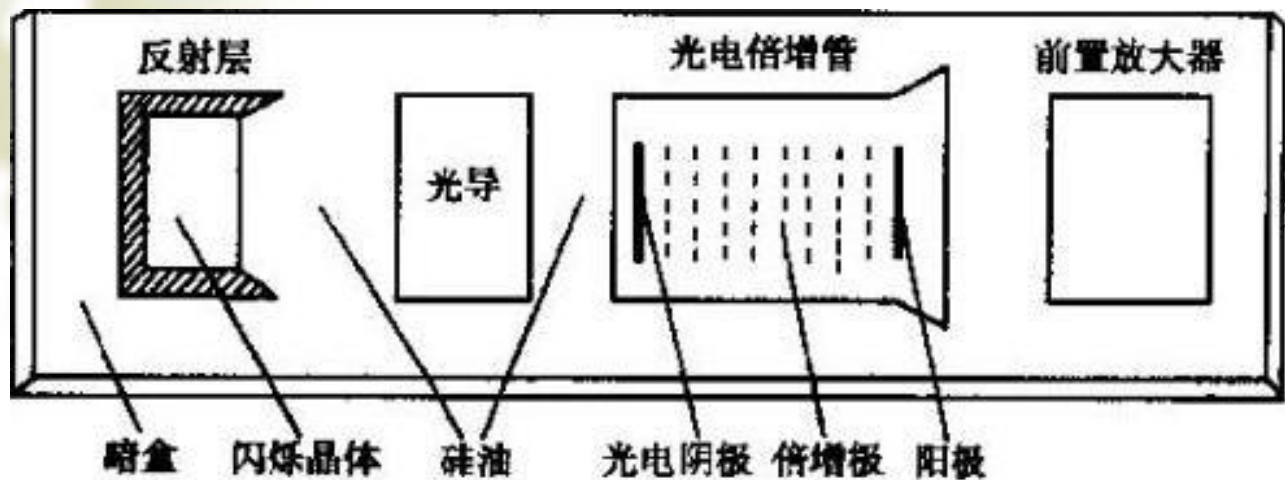
分为**闪烁探测器**和**稀土陶瓷探测器**

I. 闪烁探测器

闪烁晶体，将X线能量转换为荧光能量。在闪烁晶体后面采用**光电倍增管**或者**光电二极管**等光电转换器件将此可见荧光再转换为电流信号。此电流信号就是采集到的投影数据信号。**闪烁晶体与光电转换器件一起组成闪烁探测器。**

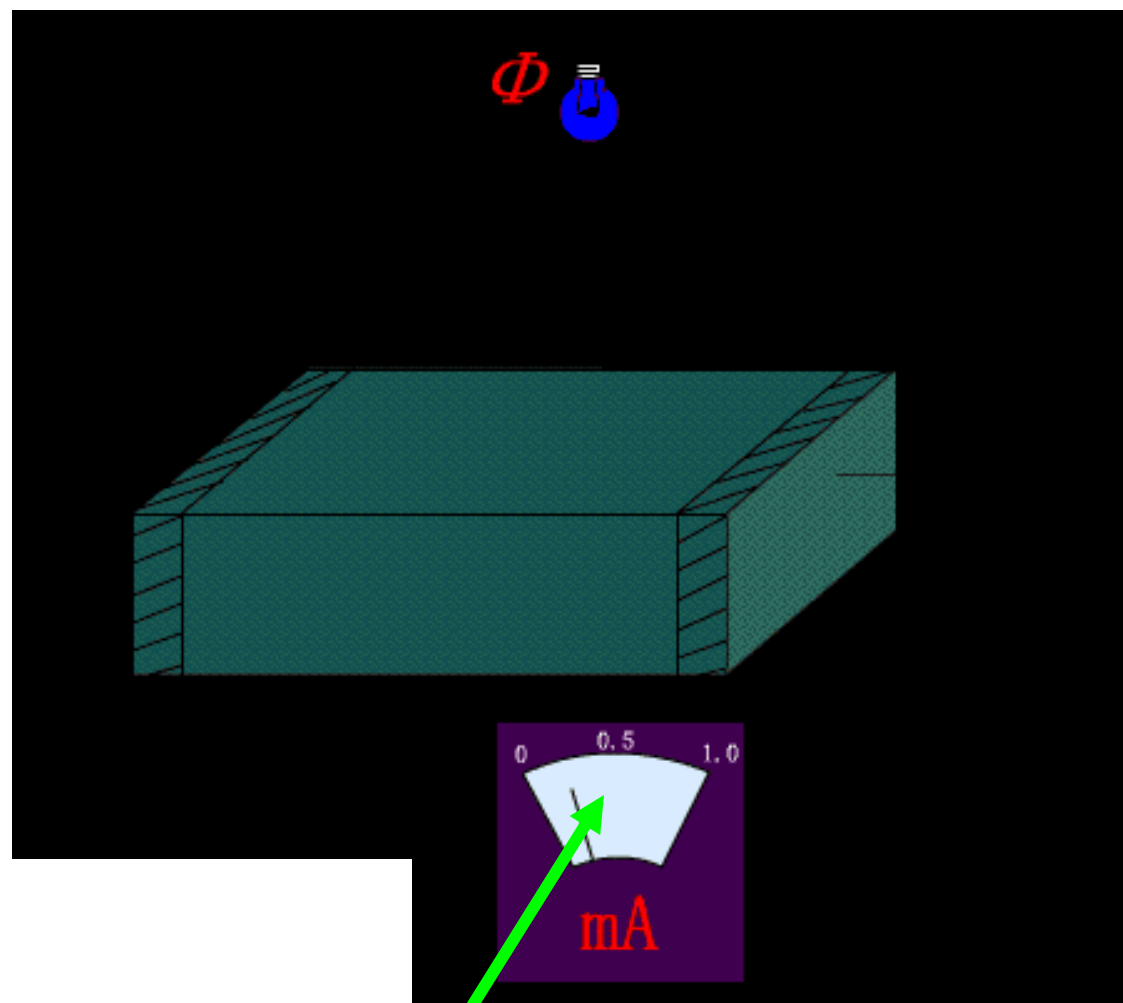
根据所用的光电转换器件不同，又可光电倍增管式和光电二极管式两种。

❖ 光电倍增管式闪烁探测器



光电效应-光敏电阻 光电倍增管

当光敏电阻受到光照时，光生电子—空穴对增加，阻值减小，电流增大。



电流显示

- ❖ 光电二极管式闪烁探测器的结构与光电倍增管式闪烁探测器基本相同，只是用光电二极管替代光电倍增管，可以有效减小整个闪烁探测器的体积，从而有利于提高CT图像的空间分辨力。
- ❖ 将光电二极管的PN结设置在透明管壳顶部的正下方，光照射到光电二极管的PN结时，电子-空穴对数量增加，光电流与照度成正比。
- ❖ 光电二极管式闪烁探测器的优缺点。



❖ 闪烁晶体

闪烁晶体是指一大类在放射线或原子核粒子作用下发生发光现象的晶体材料。将闪烁晶体与光电倍增管或光电二极管耦合制成的晶体闪烁计数器是应用最广泛的一种探测仪器，它具有探测射线的本领。

- ❖ 早期的钨酸镭晶体
- 常用的铊激活碘化钠晶体
- 以及应用较少的铊激活碘化铯晶体



NaI



CaF₂

II. 稀土（贵金属）陶瓷探测器

它用掺杂稀土金属的透明光学陶瓷来代替传统的闪烁晶体，与光电二极管配合来构成探测器。其特点是：X线利用率可达99%；光电转换率高；与光电二极管的响应范围匹配最好；余辉更小；稳定性更高；容易进行较小分割，制成密集探测器阵列（图5-14）。

目前MSCT(多层螺旋CT)多采用这种探测器。

是否还有性能更优越的探测器：射线——光——电

近来，CT能量成像技术已经成为研究热点，如宝石CT。影像学专家、空军总医院磁共振科张挽时教授。据张教授介绍，CT检测器的结构和材料对图像质量和辐射剂量有重要影响。如稀土陶瓷检测器与传统的闪烁晶体检测器比较，稳定性高20倍，光电效应为后者的两倍，吸收转换率在99%以上，其响应速度可达万分之一秒。此外，目前一种具有发展前景的宝石CT检测器已经在试用之中，响应速度更快，余辉极短，有更高的光电转换率。

宝石CT设备采用新型X线球管，有瞬间变能的高压发生器，而且能够动态变焦，结合宝石探测器，可进行双能采集完成能量栅分析。

2006年6月，GE公司在实验室获得了宝石CT图像。宝石检测器可极大地提高空间分辨率并降低X线剂量。另外，有的宝石CT检测器采用单源的X线球管，用双层或多层检测器技术，在不同层面用不同成分的材料制成，通过采集不同能量的X线来实现能量成像。

一些数据可以体现宝石CT的优点。张挽时教授说，宝石CT检测器初始速度较以往的CT设备高150倍（可见光电转换速度），清空速度快，较以往的CT设备高10倍，余辉效应小。宝石纯度高、通透性好是瞬时双能采集的硬件基础，可保证更好的图像质量和更低的辐射剂量。宝石CT的辐射剂量仅为常规剂量的50%。

III. 气体探测器与固体探测器的特性比较

❖ 温度特性：

❖ 气体探测器与温度有关，固体探测器与温度关系不大

❖ 噪声：

❖ 气体容易产生噪声和干扰，闪烁探测器没有

❖ 饱和现象：在CT强度范围内

❖ 闪烁探测器的线性范围：输出信号与X线强度成正比

❖ 气体探测器可能出现饱和现象

❖ 散射线准直：

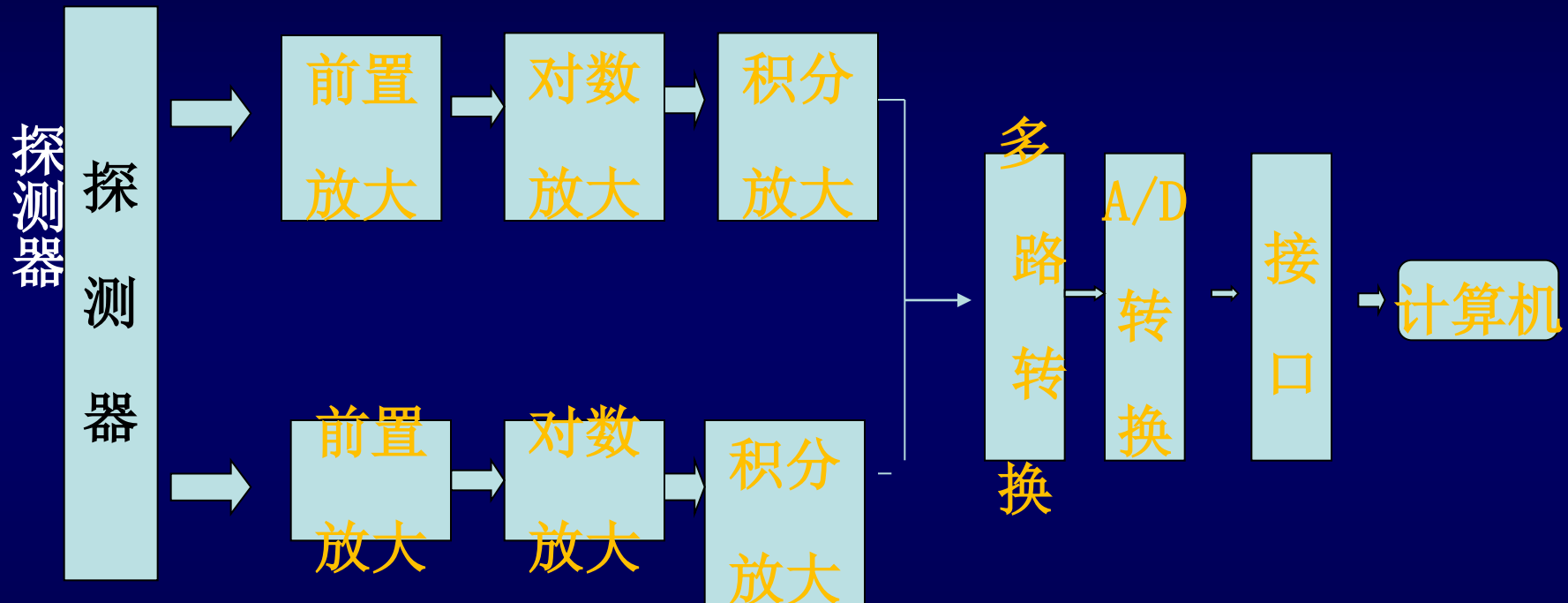
❖ 气体探测器利用电离室隔板作为准直器，本身散射线多

❖ 闪烁探测器与一个准直器组合

❖ 剂量利用率

(4) 数据处理装置

数据采集系统



(4) 数据处理装置

- 前置放大器，对数放大器，积分器，多路转换器，A/D等其作用：将探测器输出的微弱电信号经放大后，再经A/D转换为计算机能够识别的数字信号，并经接口电路将此数字信号输入计算机。
- 前置放大器：阻抗匹配，灵敏度高，抗干扰能力强。
- 对数放大器：压缩，X线
- 积分器：每个角度光子总和。
- 多路转换器：共用一个A/D转换器。
- A/D：时间离散、幅值离散、二进制代码。

性能指标

转换速度：

变换精度： 动态范围：

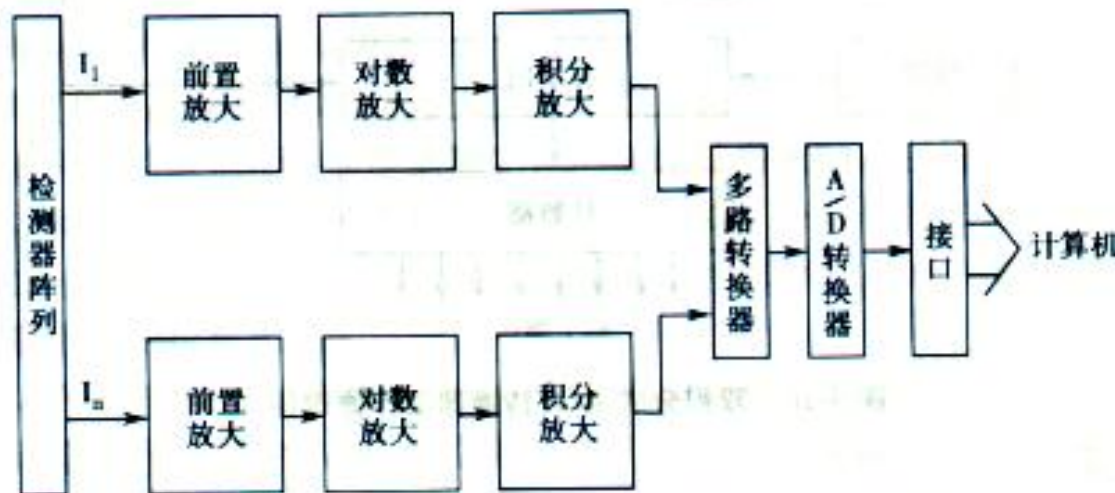


图 5-15 数据处理系统框图

数据采集(DAS)

DAS的作用是将来自放大器的输出的放大信号，积分后多路混合成一路，用A / D转换器变为数字信号送入计算机处理。

(1) 前置放大器开关

从探测器接受到的信号，首先要经过对数压缩以使后面的电路只需工作在一个窄的范围内。

每组探测器均有受编程控制存储器控制。

(2) 模/数转换

通过通道组合形成转换模块。

分两级：

1、电压信号  频率信号

2、信号调整

将频率信号和时钟信号进行综合，然后传输到数据预处理电路。

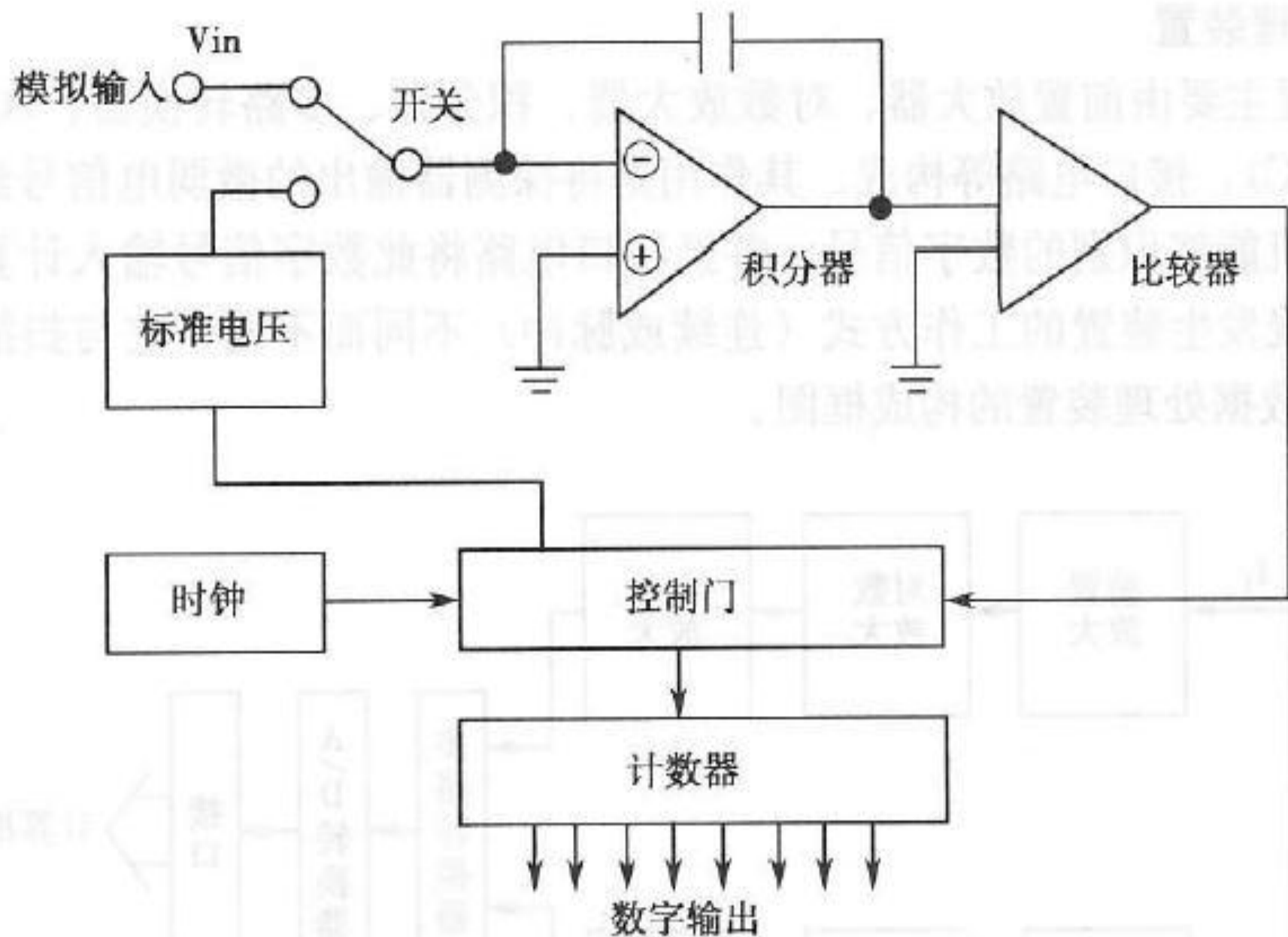


图 5-16 双积分式 A/D 转换器工作原理图

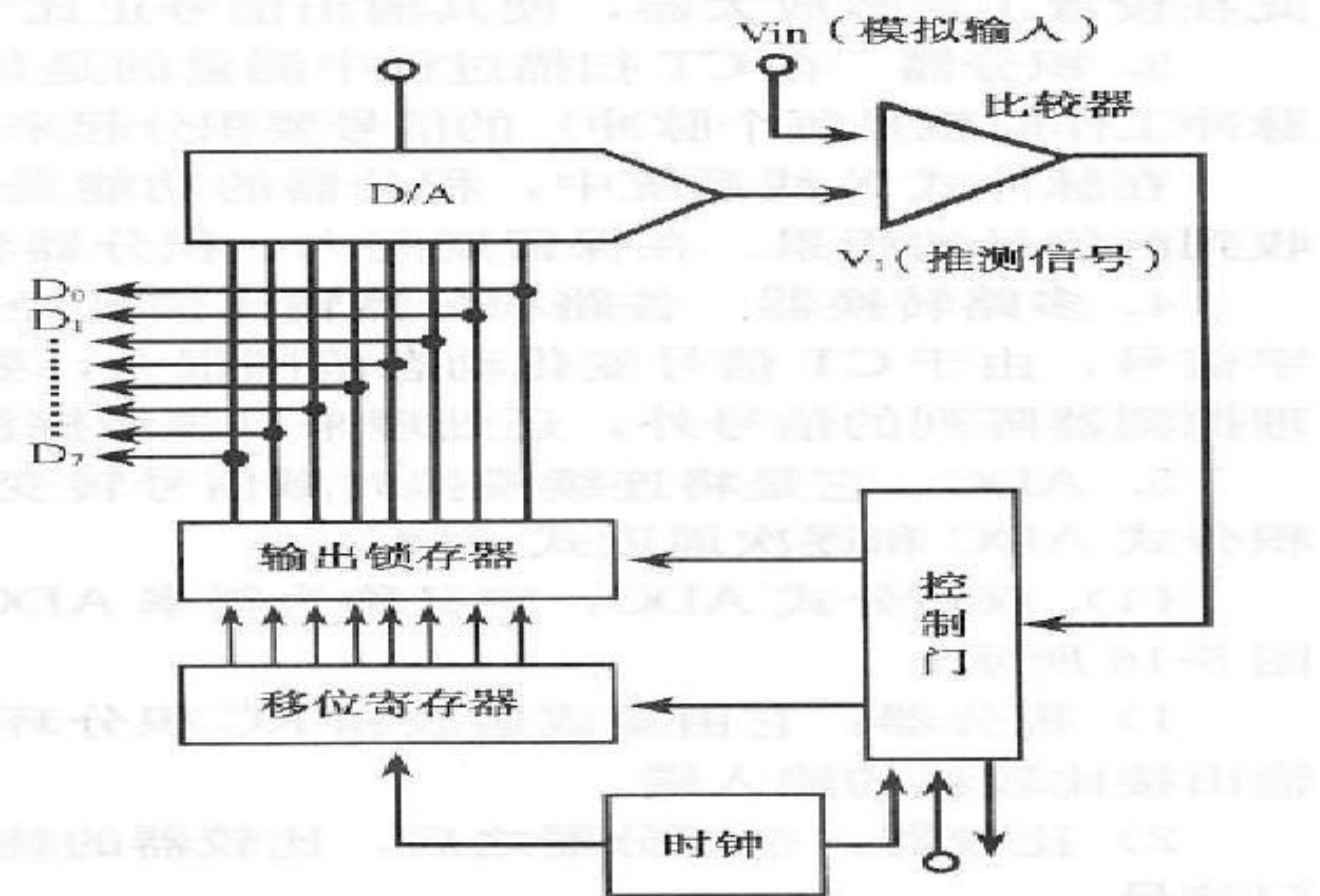


图 5-17 逐次逼近式 A/D 转换器

❖ A/D转换器的主要指标:

① 转换速度

设有抗混淆滤波器（两个低通滤波器），滤去信号中不需要的高频成分。采样频率就是A/D的转换频率。

② 变换精度和动态范围

实际上物理的接收设备由于动态范围和噪声的限制，所接收到的模拟量只是有限的动态范围。而整数数字量的变化是离散的，最小变化量是二进制数字，位数越多，能表示的数字量的变化范围越大。例如：一个2位二进制数只能表示0~3，而一个10位二进制数可表示0~1023，动态范围是 $2^{10}=1024$ 。A/D的精度和动态范围可用它转换成的二进制数字的位数来表示。

接口电路处理

在数据到接口板之前进行预处理探测器的数据。

运用流水线作业，使速度大大提高。

同时运算，并行处理

在这一过程中，对于数据进行校正，重组等预处理。

最终得到图像的原始数据，这些数据包含了X线吸收信息，探测器通道信息，位置信息等。以后图像的重建都是在原始数据基础上进行的。

流水线功能：

a、 数据计算

对于该通道的数据进行统计计算

b、 偏置数据校正

根据初始值和探测值的比较进行偏置的校正，去除漂移影响。

c、 对数运算：通过数字运算电路，将复杂的乘除运算转换为加减运算。

d、 数据平均：对4800个数据进行相邻组平均，再分组压缩传送。

(5) (6) 扫描机架, 扫描床

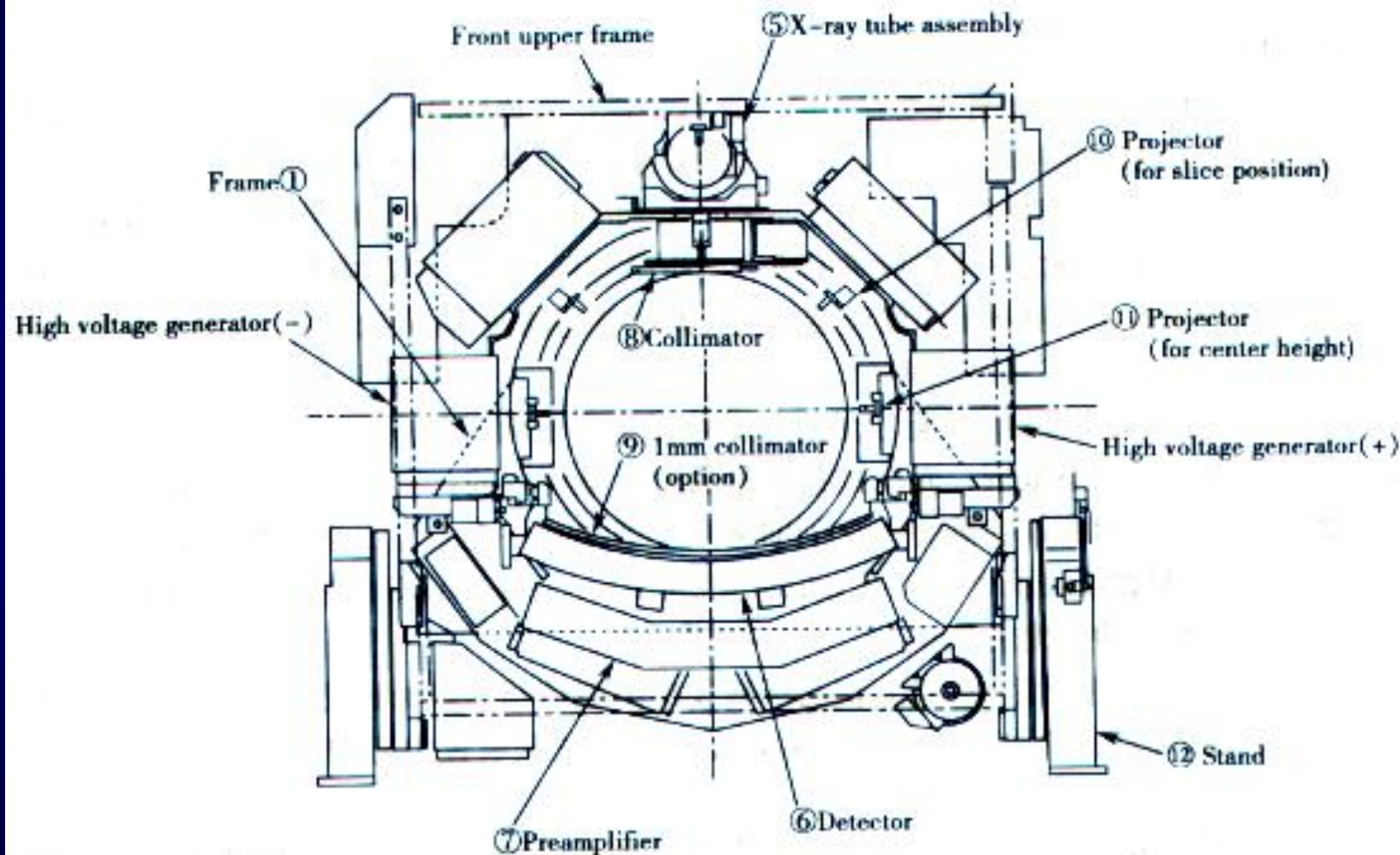


图 5-18 扫描机架结构图

5. 扫描机架

CT的扫描机架由两部分组成：旋转部分、固定部分。扫描时，旋转部分顺时针（SCT）旋转其中包括启动过程、采样过程和减速刹车过程。

采样过程中，球管旋转并连续辐射X线。

高压发生器均采用高频逆变技术，体积小。

6. 扫描床

扫描床的定位系统，扫描床定位的精度直接决定切片位置的准确性。



三、计算机和图像重建系统

- CT计算机功能

控制整机运行

图像重建

图像处理

故障判断

图像显示

一、基本结构与特点

- 特点：内存空间足够大；大容量运算能力；运算精度高；速度快；控制效率高。

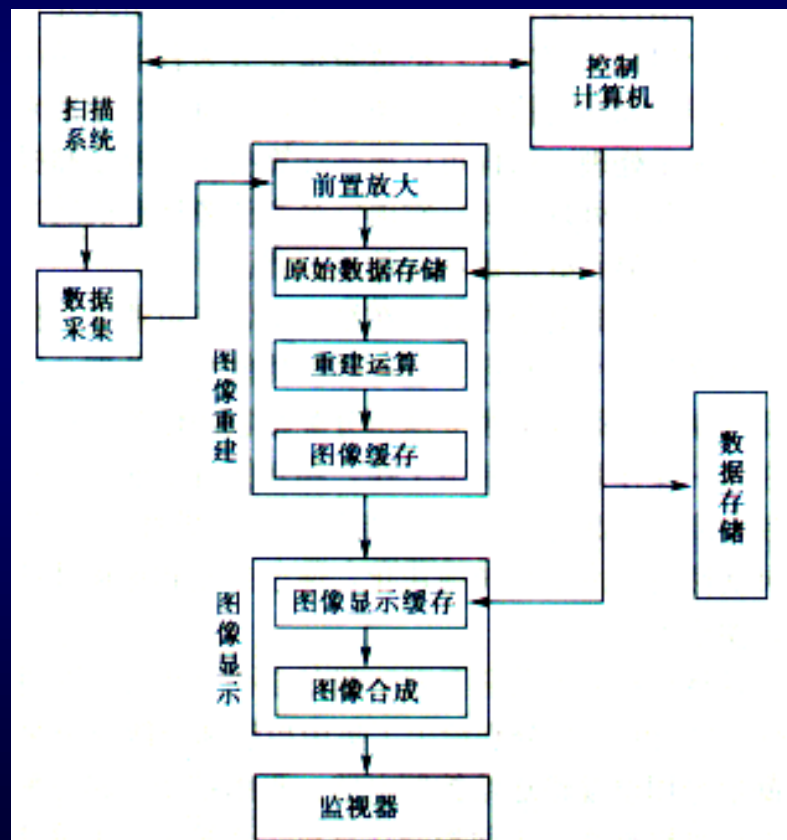


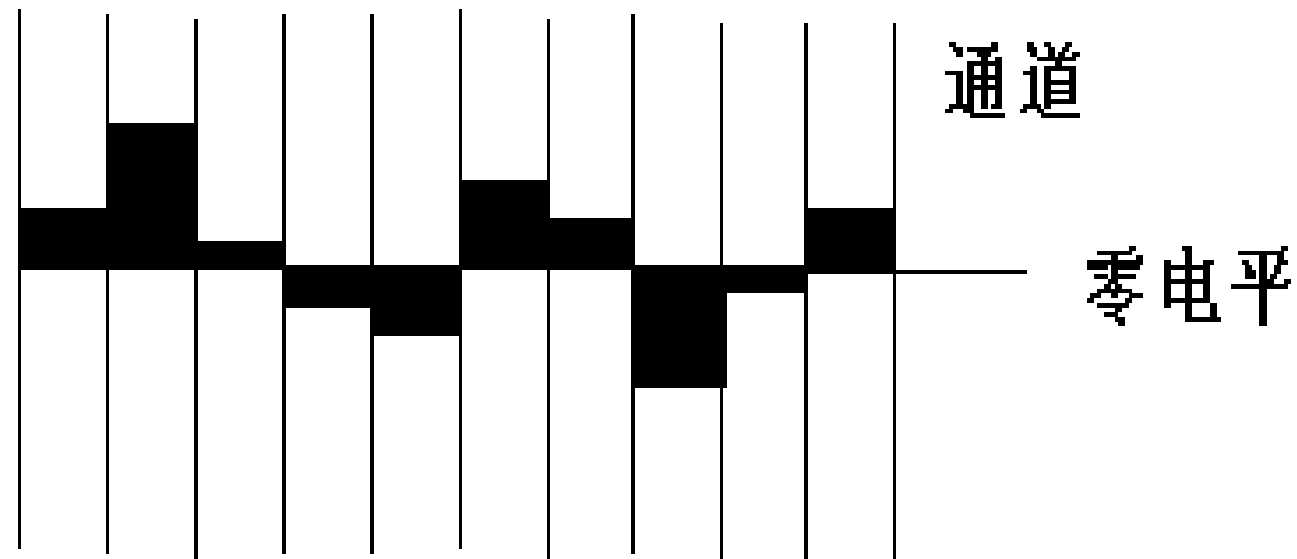
图 5-19 计算机系统框图

二、测量数据校正

- 1、原始数据零点漂移校正
- 2、参考校正
- 3、空气校正
- 4、体模校正
- 5、Log转换
- 6、环形校正

零点漂移

当一次平移扫描结束旋转时，X线束因被铅板挡住，不能透过。这时探测器上接收到的信号应为零。下次采样应从零（或同一电平）开始，可是，由于各探测器参数并不完全一致，并且各探测器余辉时间也不同，所以扫描下一次时，各通道的输出就不相同。有的通道会是零，有的是负，有的是正。我们把这种现象称为探测器的零点漂移。



修正零点漂移

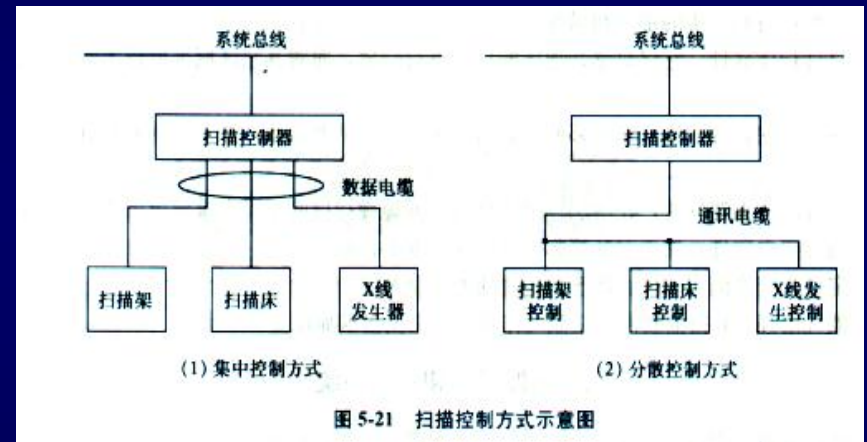
为了修正原始数据零点漂移所带来的误差，当每次开始扫描时，首先应探测各通道的零点漂移，然后每个原始数据减去（或加上）对应通道的零点漂移值（视零点漂移的正负值进行加或减），这样，各通道就会都从零开始，零点漂移得到了修正。

三、图像重建

- 预处理之后
- 1、平行线束转换
- 2、滤波
- 3、反投影计算
- 4、图像重建单元

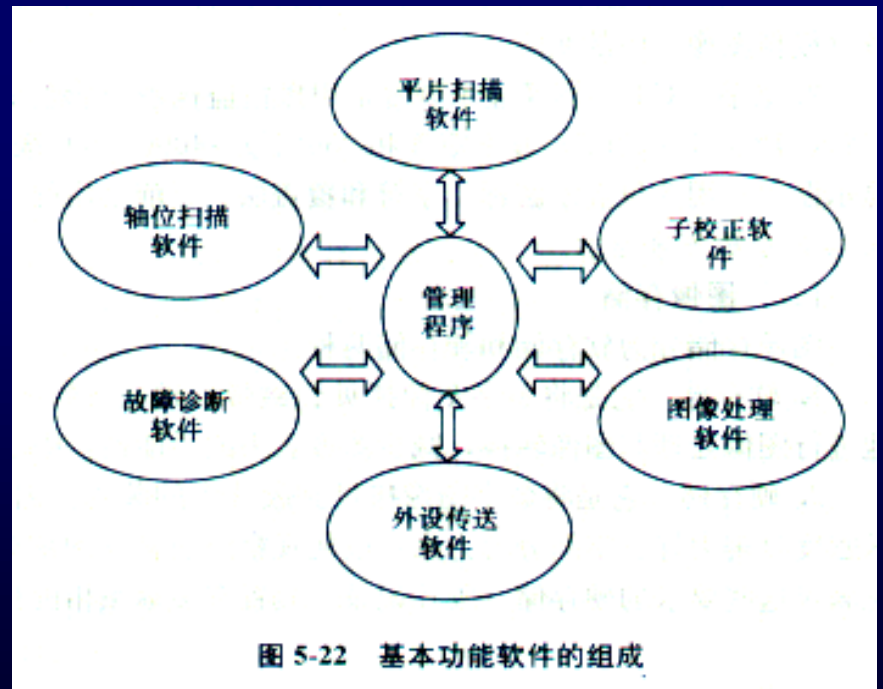
四、计算机控制单元

- 对扫描、架、病人床、X线发生器和数据采集单元进行控制
- 1、串行
- 2、并行
- 3、分布式
- 集中控制与分散控制



五、软件

- 软件
- 系统软件与应用软件
- 基本软件：扫描，诊断，显示，记录、图像处理、故障诊断等功能软件。
- 图像显示和存储系统



三 图像显示和存储系统

- 图像显示系统

黑白监视器或者彩色监视器

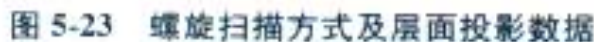
- 图像存储系统

软存储

硬存储

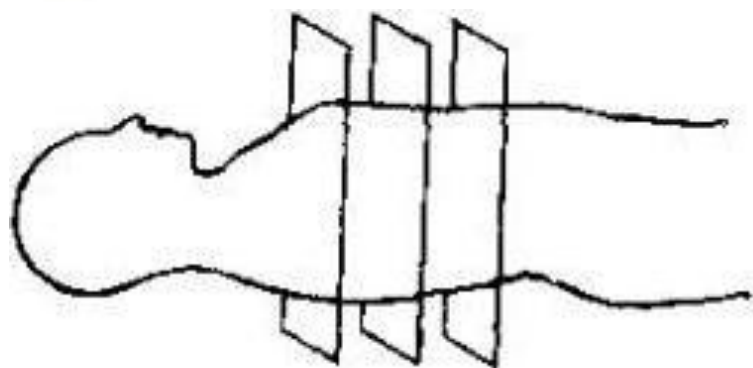
一、螺旋CT的特点

- 螺旋扫描的KV、毫安，层面厚度等参数设置与传统一致，进床速度 $\times$ 扫描时间=扫描范围，重建图像间隔，扫描时间取决X线管容量和mA值大小。螺旋扫描层厚，图像重建间隔，床移动速度，整个扫描时间可调。采用插值法

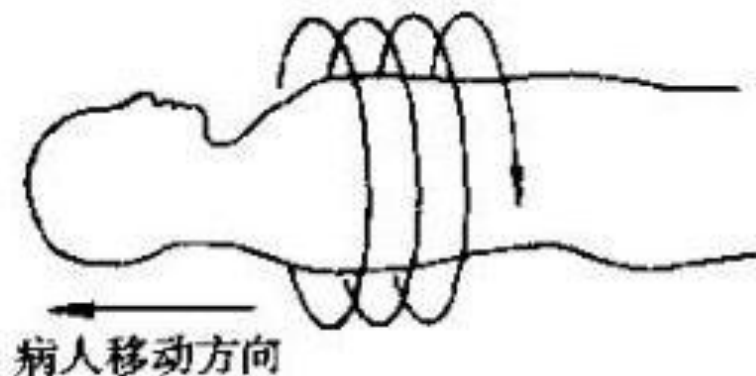


特点

- ❖ 和常规的轴向扫描CT不同，螺旋扫描是病人的匀速直线运动和X线管的匀速旋转运动的合成扫描运动。扫描路径为一条螺旋线。



(A)



(B)

扫描方式的几何图形对比

(A) 传统轴位扫描，常规间隔式扫描和采样；

(B) 螺旋容积CT扫描，连续容积式扫描和采样，扫描轨迹呈螺旋形

螺旋CT的特点

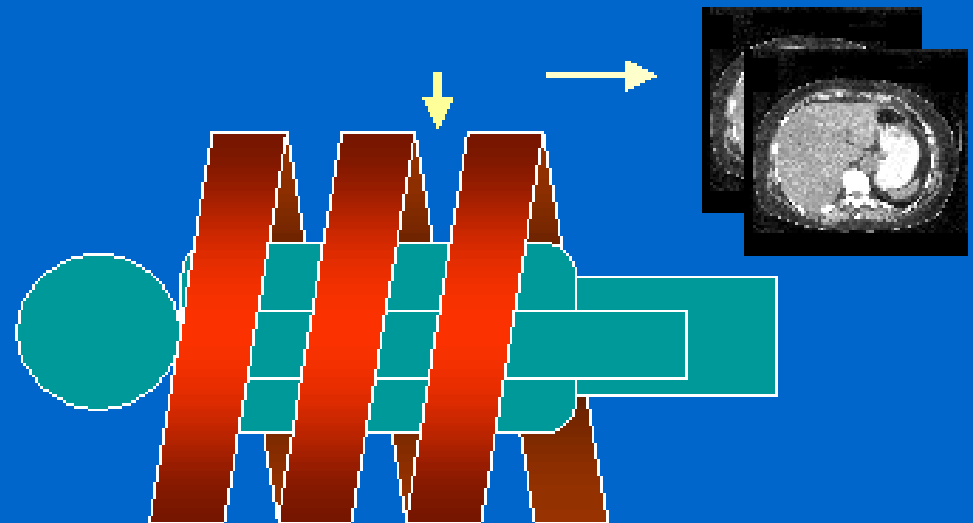
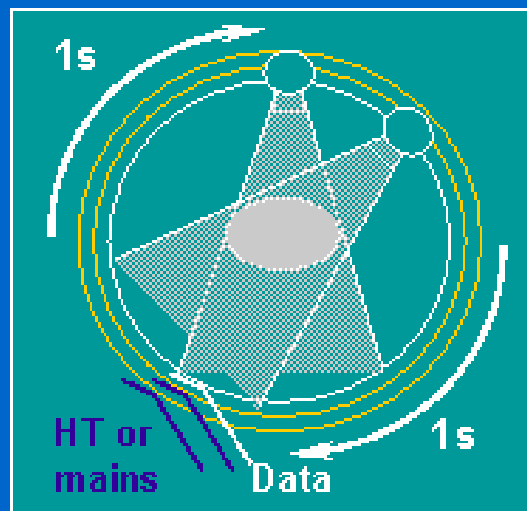
- 连续扫描（24到30秒内运动24—30厘米）X线管连续曝光，可满足不同部位的CT检查，屏气完成扫描。
- 缺点运动伪影，床的运动产生运动伪影。噪声高，需要大容量、高速运算能力的计算机。

Developments in CT Technology

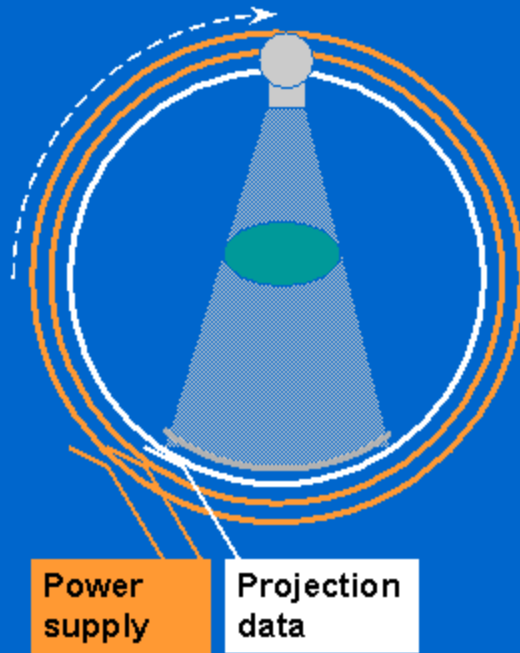
Slip Rings

Helical Scanning

72 85 86 87 88 89 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99 00 01



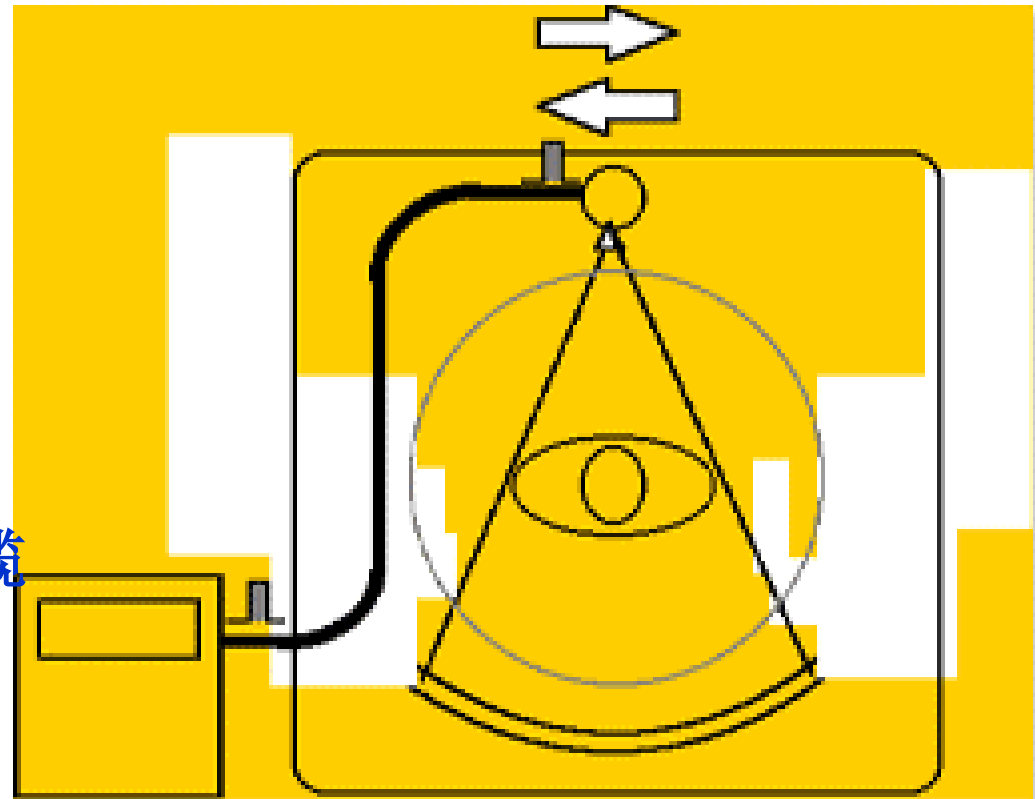
Slip ring scanning



ImPACT Day: 23rd July 20

螺旋CT：滑环传递

常规CT：带高压电缆



传统的扫描

大容量扫描

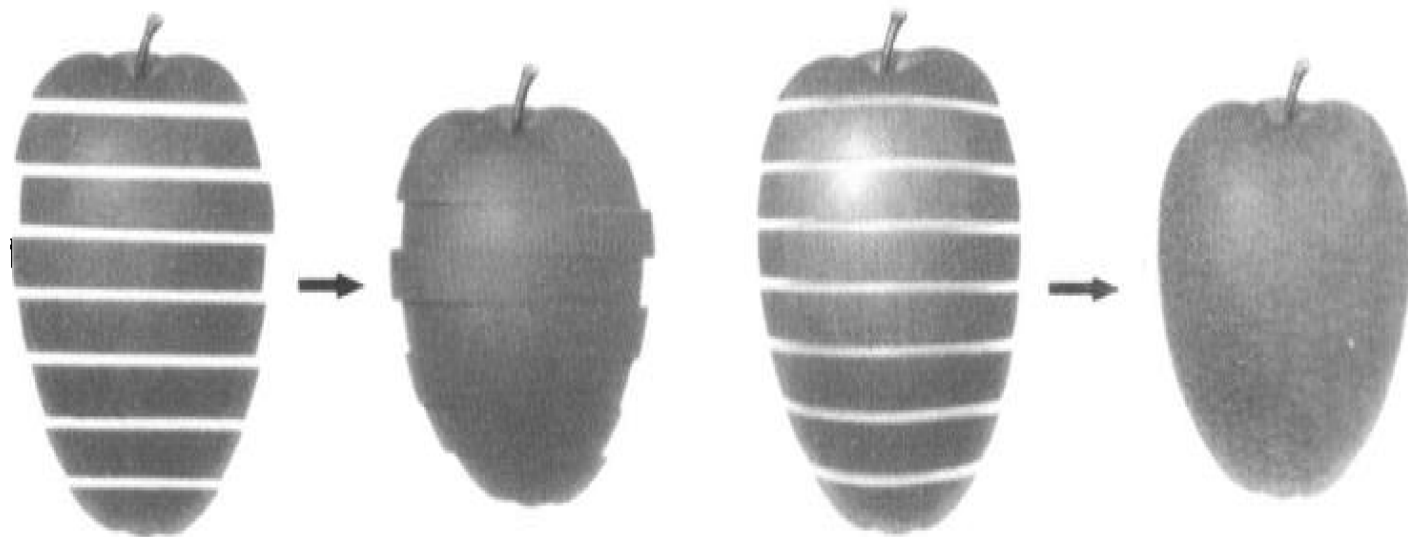


图4 采用传统CT扫描技术和螺旋CT扫描技术扫描后的不同成像效果

传统CT扫描因扫描时间长,整个扫描过程是分次进行的,存在着片间隔,故重建后的图像粗糙、失真。而螺旋CT扫描改善了这一点,其整个扫描过程是快速、连续性的薄层扫描,所以其图像质量高,无失真现象。

螺旋CT扫描的优点：

- 1) 连续扫描，时间短，速度快。可防止漏扫与重扫
- 2) 避免了呼吸运动产生的问题，并且因扫描数据的完整性可进行回顾性的重建。
- 3) 由于无间隔扫描使扫描时间缩短，可进行造影剂增强扫描，获得极佳的增强效果
- 4) 由于可进行Z轴的任何部位的图像重建，因此可进行病灶区域的图像重建
- 5) 可进行任何不部位的多断面或者三维重建，有利于诊断

大容量扫描是以扫描测试与检查病床移动同时进行，没有时间上的浪费，可以在短时间内进行大范围的cT扫描。这种大容量扫描的特长是以扫描装置每转动一次的检查病床的移动量与连续cT扫描时间之积来决定扫描范围。使用滑环的连续转动扫描器，实现了扫描的暂停时间为0秒，因不似传统cT由于扫描反转而停止，可以进行无测试时间浪费的连续的动态cT扫描，明显地提高了图像分辨率，节省了扫描时间。方便了患者。

为了防止测量系统运动所造成的图像模糊，必须在连续x线工作方式中把投影数选得很大。但是在物体直径和投照几何尺寸决定了极限分辨串的情况下，只有有限的投影数才有意义，另一方面，投影数较大意味着采集的数据多，从而增加了数据存储量以及图像重建时的计算时间。

①脉冲方式可以使投影数与被检测物体的要求相匹配，并可以通过控制射线脉冲持续时间来调节对清晰度产生不良影响的测量路径；②与连续方式相反，脉冲方式可以在脉冲间歇时间内自动地进行每个测量通道的零点校准，因此可以避免由于测量电子管工作点的飘移造成的信号误差(在连续工作方式中，这种零点校准由于消隐的要求，病人受到了不必要的射线负载)；③在脉冲方式时，如其它条件相同，则信号强度要高一些，因为剂量相同情况下，时间短，与连续工作方式相比，它有较好的信噪比，特别是在物体直径大时能获得噪声小的图像；④脉冲方式可以利用适当的发生器来切换从脉冲到脉冲的x线管电压，并可以在测量系统旋转一周时摄制出两幅不同能量的图像(连续工作方式却做不到这一点)。有效地应用双谱线法摄制出几何学上完全相同的双谱线图像。

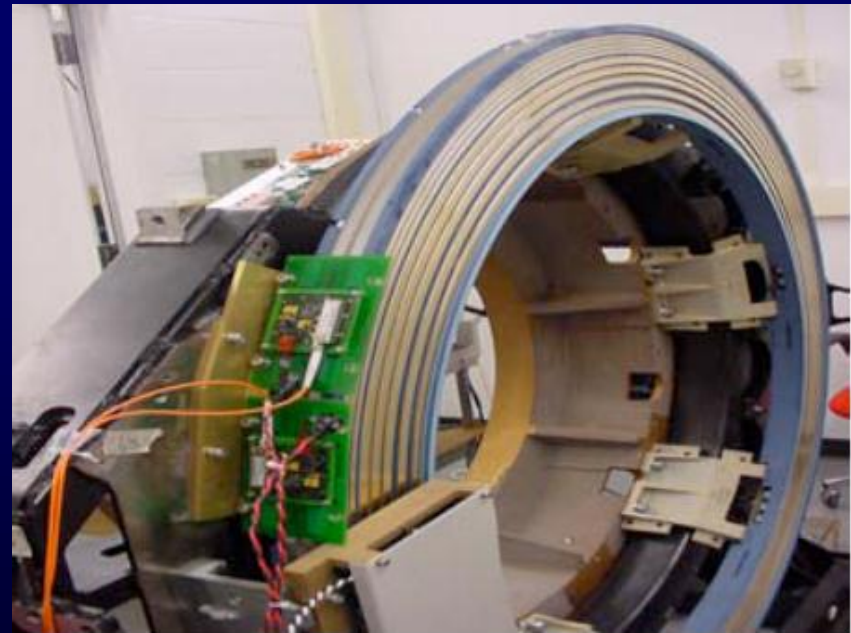
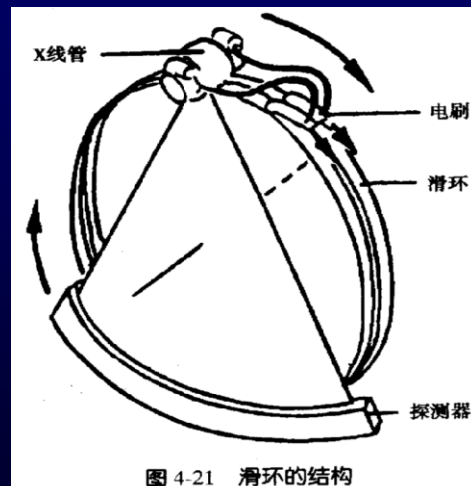
螺旋CT与传统CT的比较

螺旋CT扫描方法在很大程度上与传统CT有共性，但因设备的某些装置结构与传统CT有根本的不同，它通过大容量x线管采取滑环式的连续转动扫描器，实现了扫描间隔的暂停时间为0秒，因此，可以进行无测试时间浪费的连续动态扫描，并能准确地捕捉造影效果的时效变化。一般当今应用的螺旋CT扫描设备都能进行30—50秒的长时间连续动态扫描数据测试，并通过这种无间隙的、理想的连续数据再构成时间差仅有0.1秒的高质量CT图像。

二、滑环扫描装置

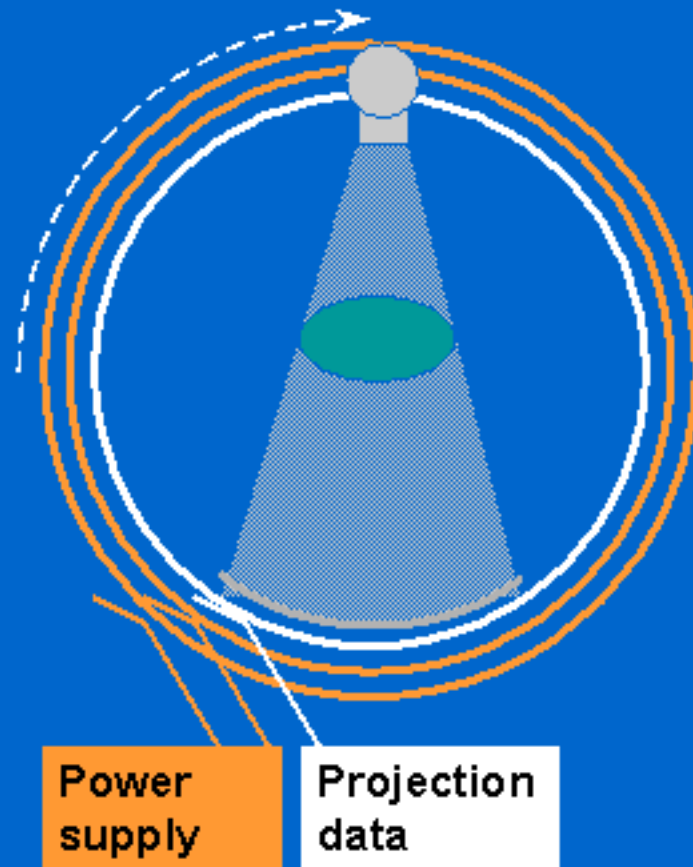
- 利用封闭导电滑环来替代机架运动部件的导电和数据电缆；
- 应用高频技术将高压发生器制作的很小，并与X线管组合，同步运动；

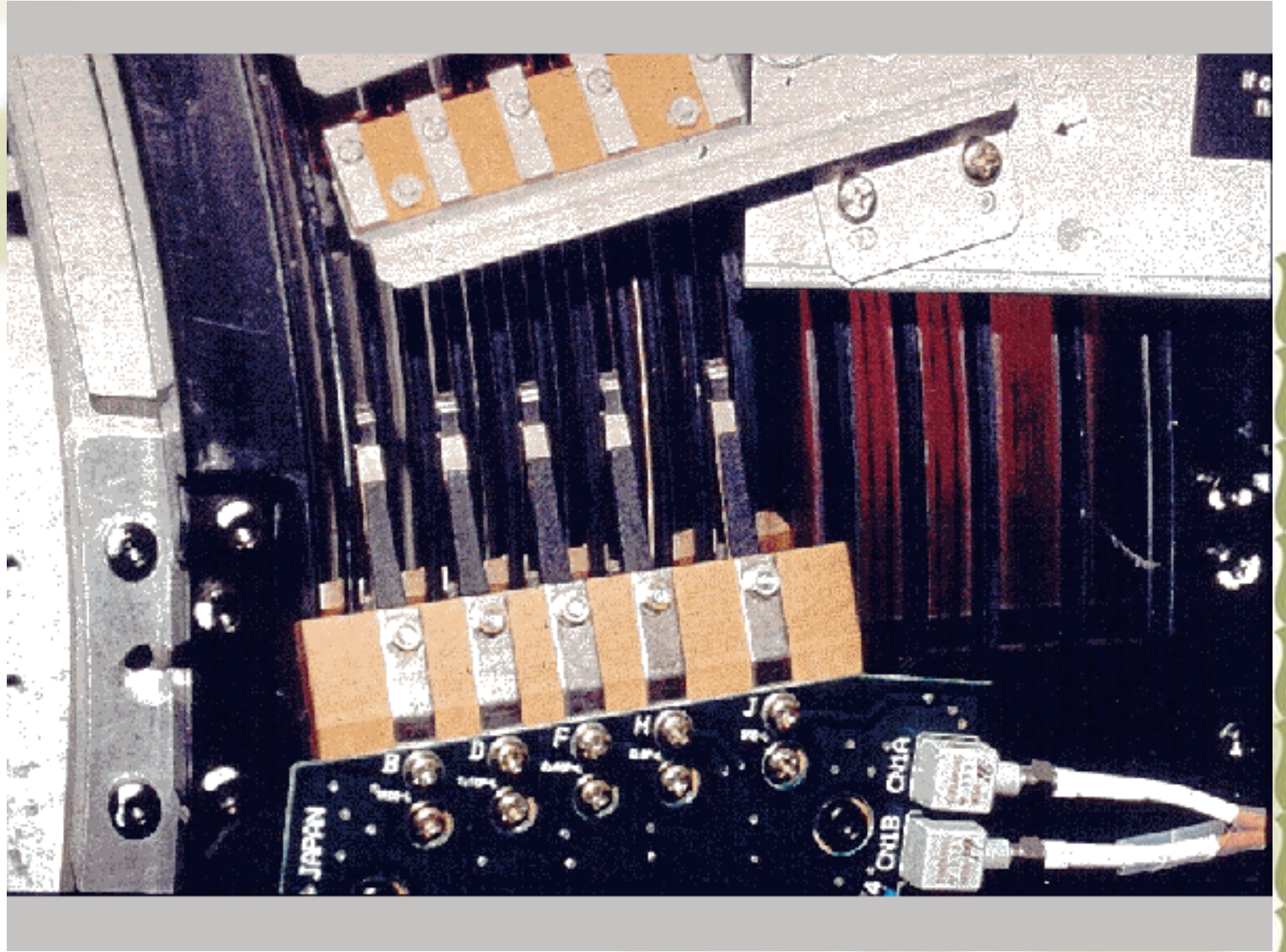
滑环技术：解决旋转部分和静止部分的连接问题。



Allows for continuous rotation

Slip ring scanning





滑环和旋转式扫描架

- 滑环：
- 1、高压滑环：供应X线管与变压器的高压
 - 2、低压滑环：供传送设备操作的控制信号
 - 3、数据环：探测器传送数据

C T 滑环

高压滑环

低压滑环

球管

高压

球管

发生器

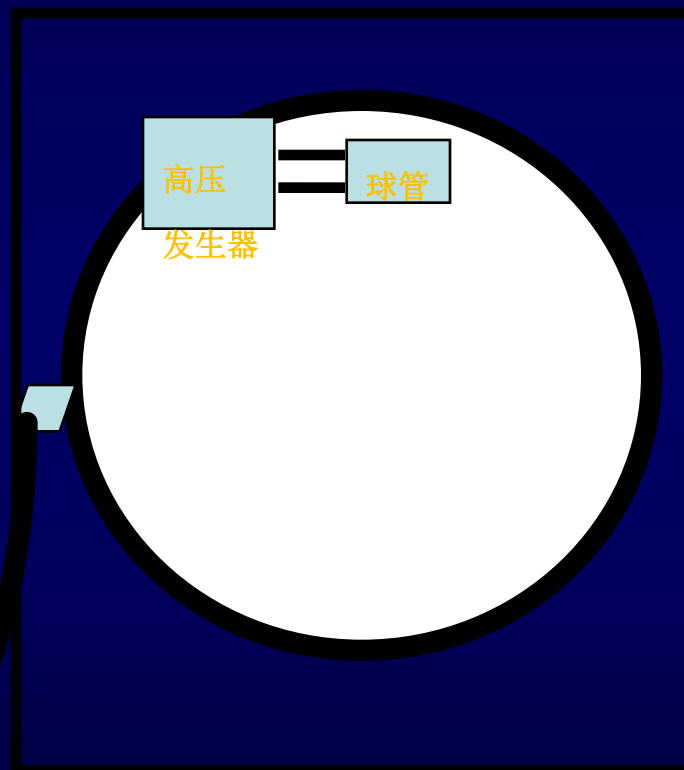
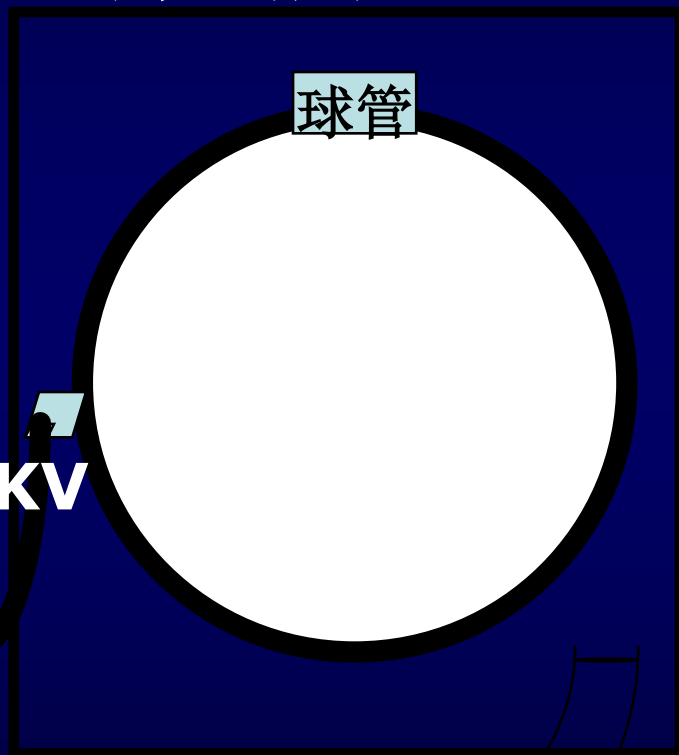
120KV

550V

高压

发生器

热交换器



1、高压滑环

把产生球管高压的高压发生器放在机架外部，通过电刷和滑环传输的是高压电。

优点：对高压发生器要求低，

缺点：(1)、吸附灰尘，影响电刷和滑环的保养

(2)、高压易打火灼伤滑环，影响使用寿命

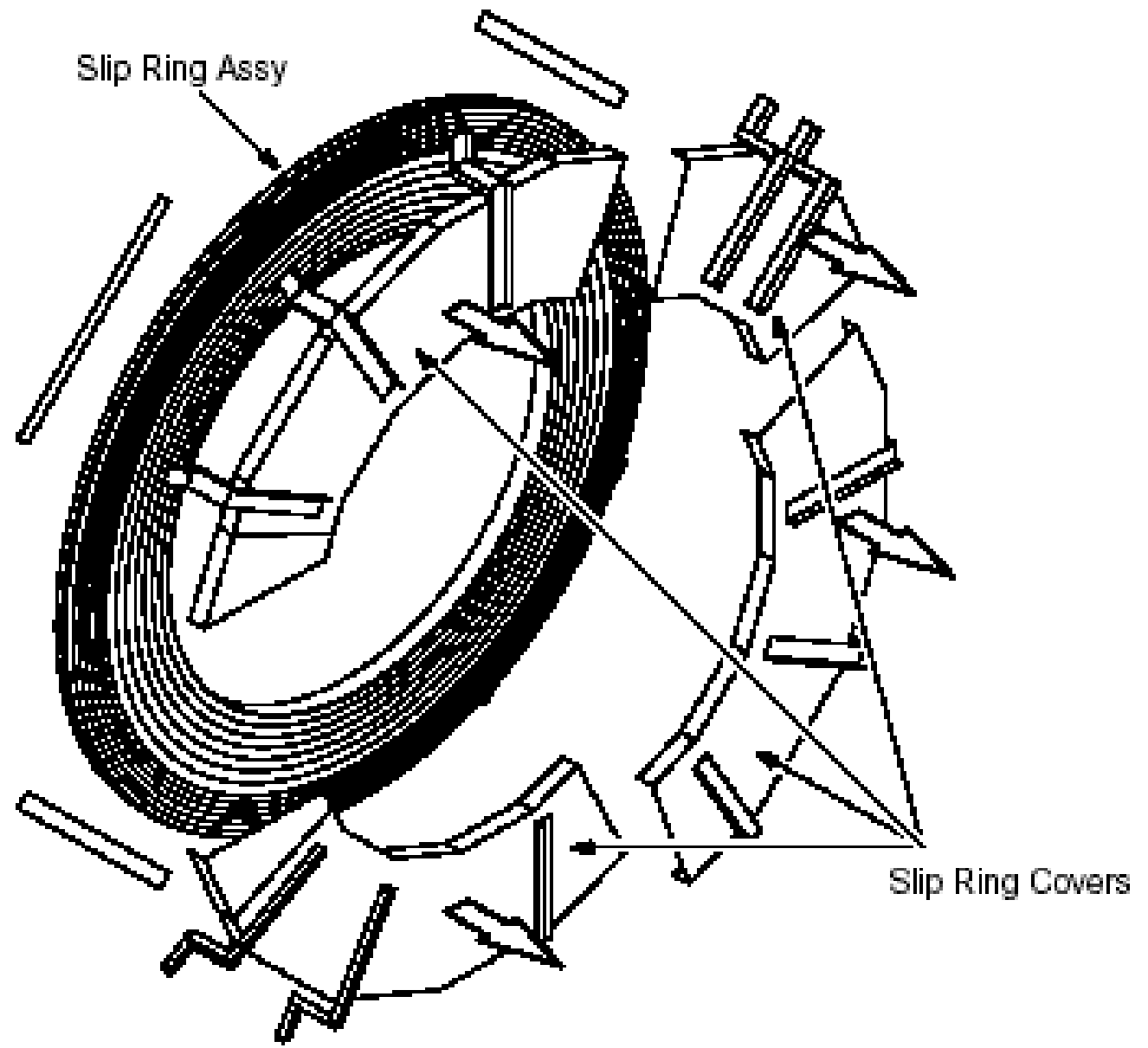
(3)、安全问题

2、低压滑环

将高压发生器放到机架上，滑环上通过低压大电流。在机架上完成高压的产生。

优点：(1)、相对高压滑环，易于保养
(2)、滑环上通过的是低压，不打火，延长滑环的寿命
(3)、安全性提高

缺点：(1)、对高压发生器的要求提高，要体积小，重量轻



炭刷：
银刷：

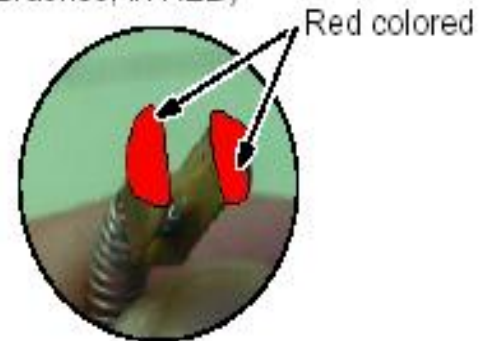
主要电流传输
主要信号传输

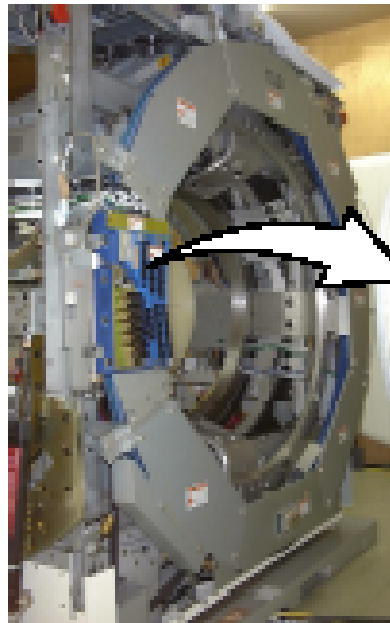


CA40 Signal Brush Tip



CAG Signal Brush Tip
(Only these 6 Signal
Brushes, in RED)



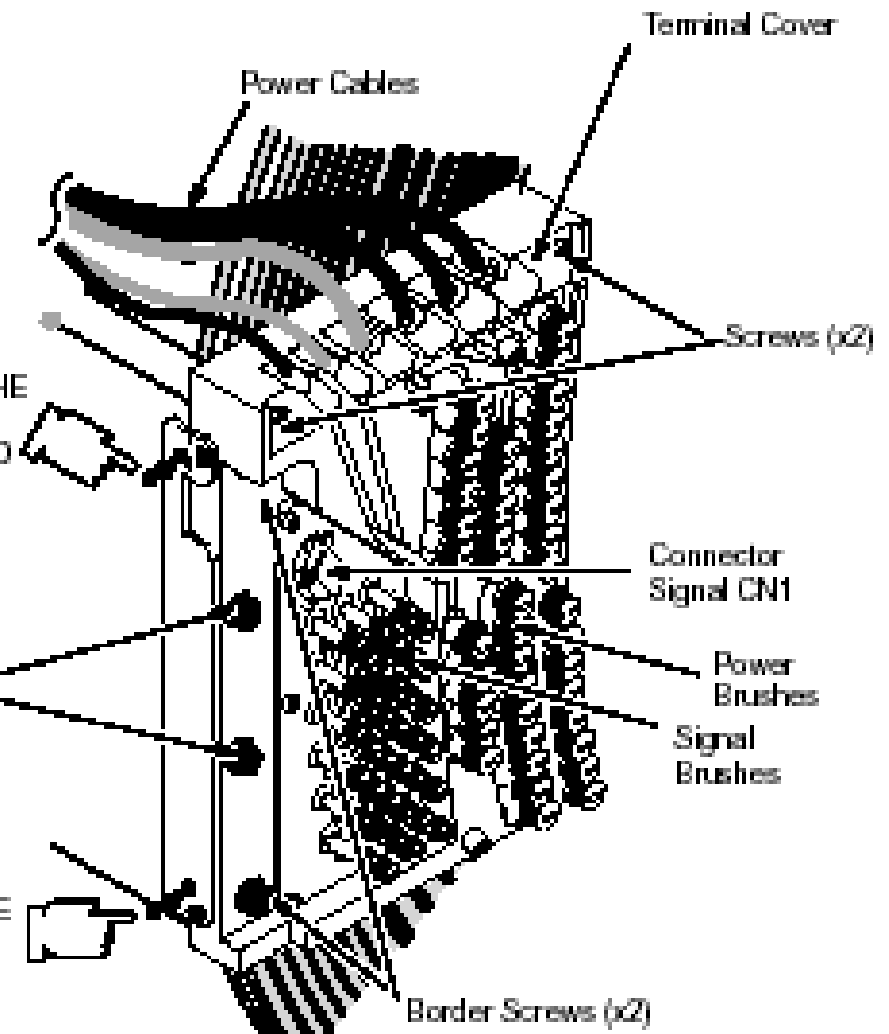


Power Cables
(M6:6N.m)
(M4:1.8N.m)

DO NOT
SCREW/
UNSCREW THE
ADJUSTMENT
SCREWS AND
NUTS

Middle
Screws (x2)

DO NOT
SCREW/
UNSCREW THE
ADJUSTMENT
SCREWS AND
NUTS



扫描机架

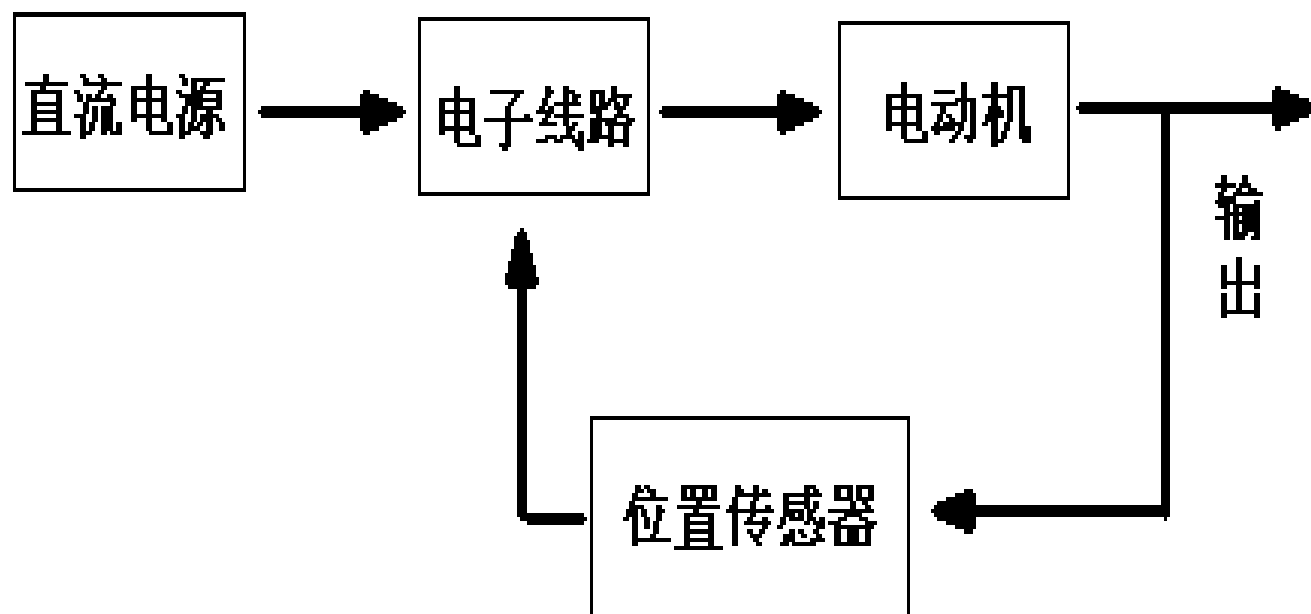
包括固定和旋转机架两部分。

固定机架前后倾角 $20\sim 30^\circ$

相对于传统CT，由于其是连续旋转，涉及转速问题。

旋转机架控制X线的产生，数据的采集，其旋转速度直接关系到扫描时间。

本身就是一台无刷伺服电动机，固定机架是定子，旋转机架是转子。



无刷直流电动机工作原理图

无刷直流电动机工作原理：

通过控制开关电路的晶体管导通来控制三相

绕组依次得电，使得转子持续单向旋转。

位置传感器通过旋转变压器动作，根据绕组的关系，把旋转变压器的电信号变化转换为360度的位置变换。

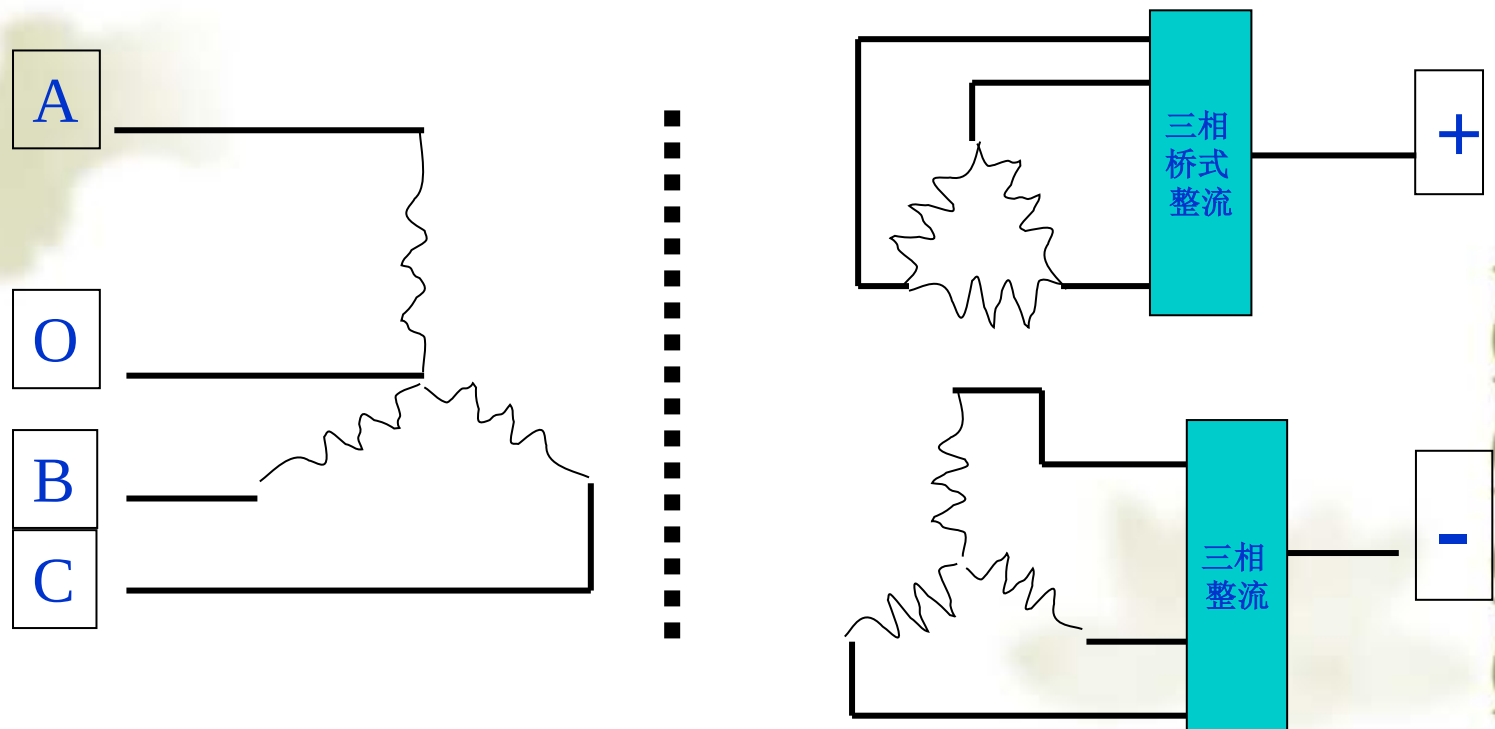
该位置信号不仅控制电动机的旋转，还作为探测器接收X线的位置基础，为后面的图像重建确立空间位置基础。

2、高压发生器

常规CT的高压发生器是放在机架外部的，不受任何体积、重量的影响。但是对于低压滑环技术的螺旋CT而言，要求在机架内部完成高压的生成，因此提出了严格的要求。

高压产生过程：





将引入的380V三相市电经升压，三相桥式整流后，输出 $\pm 80\text{KV}$ 的高压输入到球管产生X线。

(1) 高压变压器

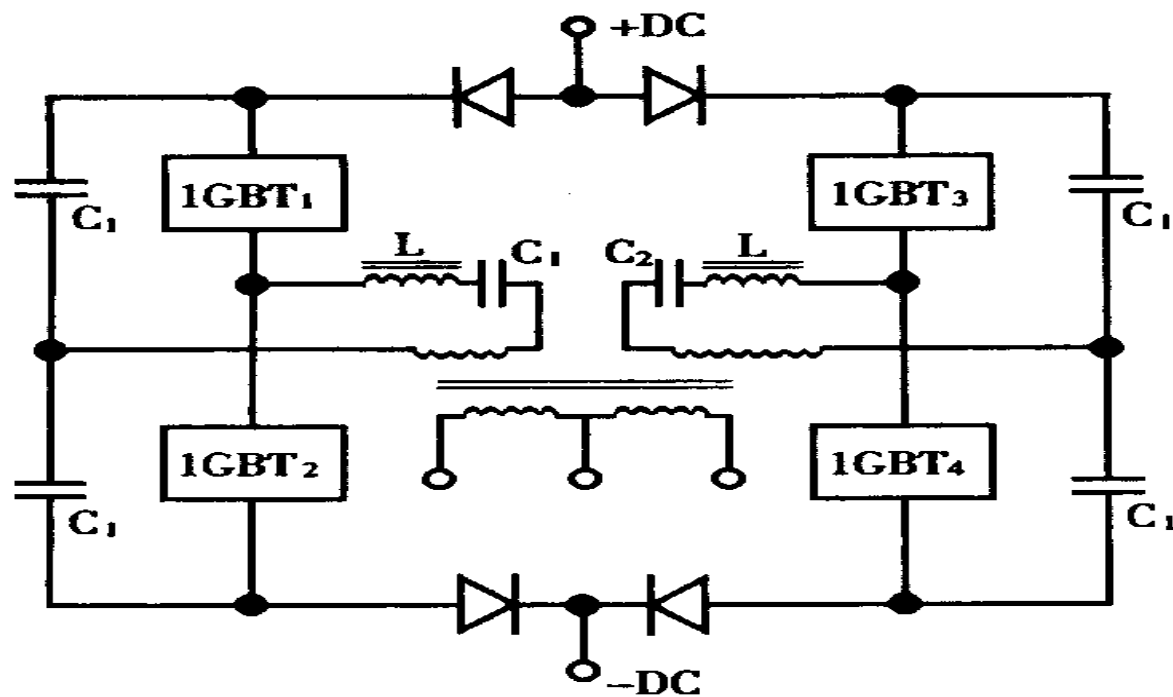
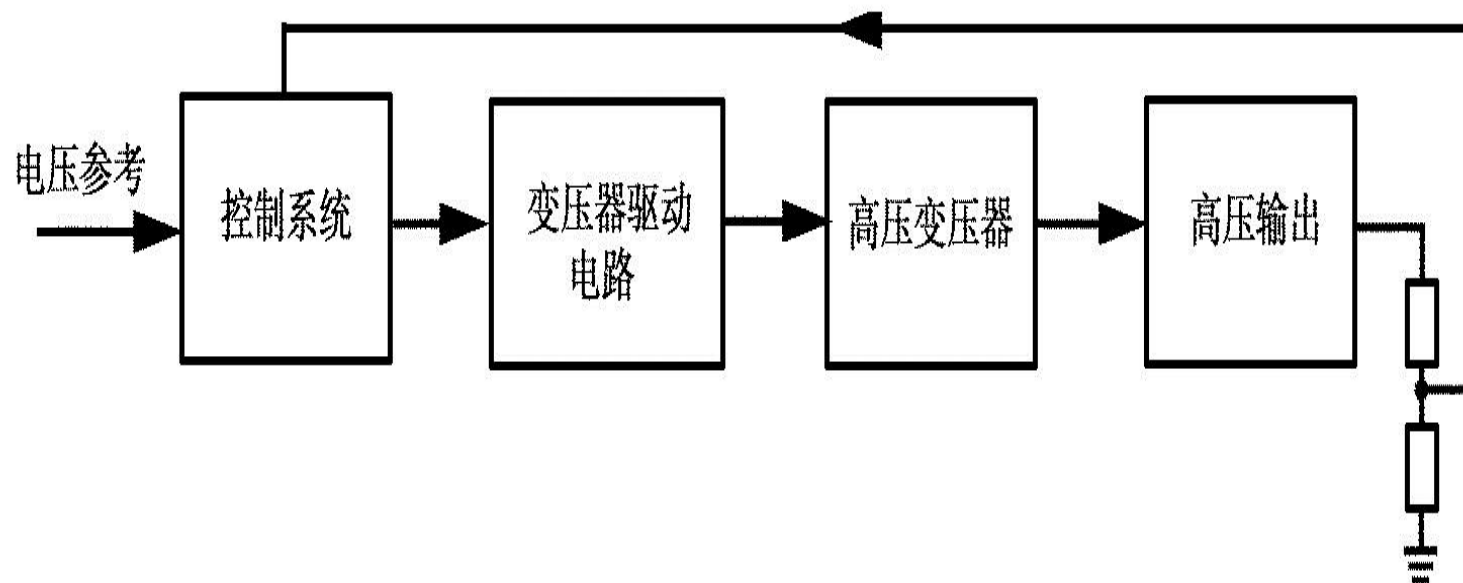


图 3 - 28 高压变压器工作原理图

交流整流后得到大电流的直流电，通过大功率触发器转换为高频交流，然后经倍乘器，转换为高压。

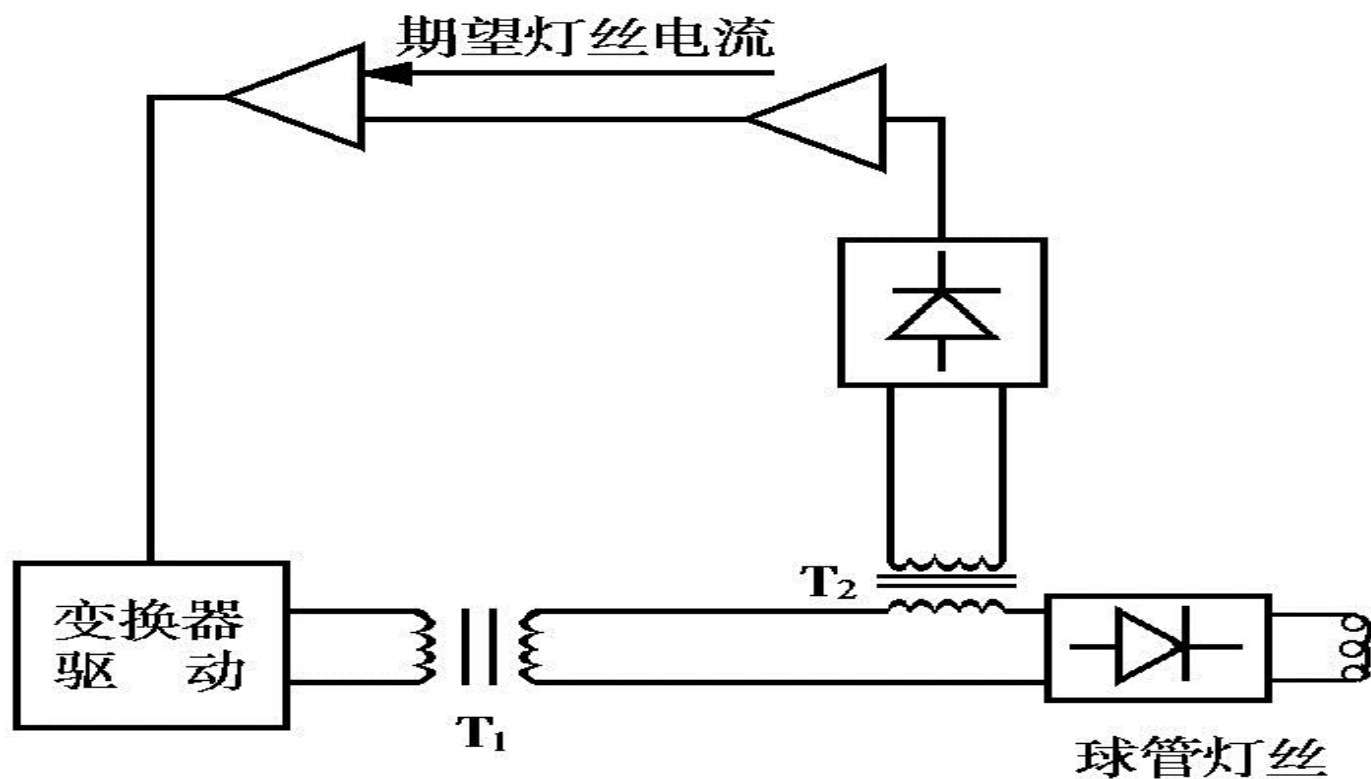
(2) 高压闭路控制

通过比较电路将期望电压值与检测到的电压值进行比较，利用误差信号控制触发器，从而达到输出直流电压的目的。



(3) 球管电流闭路控制

X线管的阳极电流大小取决于球管灯丝温度和施加的高压值。需要对灯丝进行比较控制和稳定输出控制。



3、球管组件

球管组件由球管，热交换器和高速启动器组成。

(1) 球管

螺旋CT对于球管的要求很高，因为螺旋CT经常处于长时间曝光的情况之下。对于其热容量要求很高。一般为2~6MHU。散热效率要在700KHU/MIN以上。

(2) 热交换器

借助冷却油的循环来实现的。

(3) 高速启动器

控制旋转阳极和热交换器的工作。对于旋转阳极主要存在三种状态：加速，运行和制动。阳极高速旋转可防止靶面过热，而利用快速制动来防止阳极支撑颈部被折断。

(4) 准直器、滤线器

准直器：

X线球管前方有准直器，它可大大减少散乱射线，又决定了扫描层厚。因此，准直器既可减少患者的放射剂量，提高图像质量，还决定了扫描的厚度。

CT中存在两种准直器：

❖ X线球管侧准直器

❖ 探测器侧准直器

二者必须精确对准。

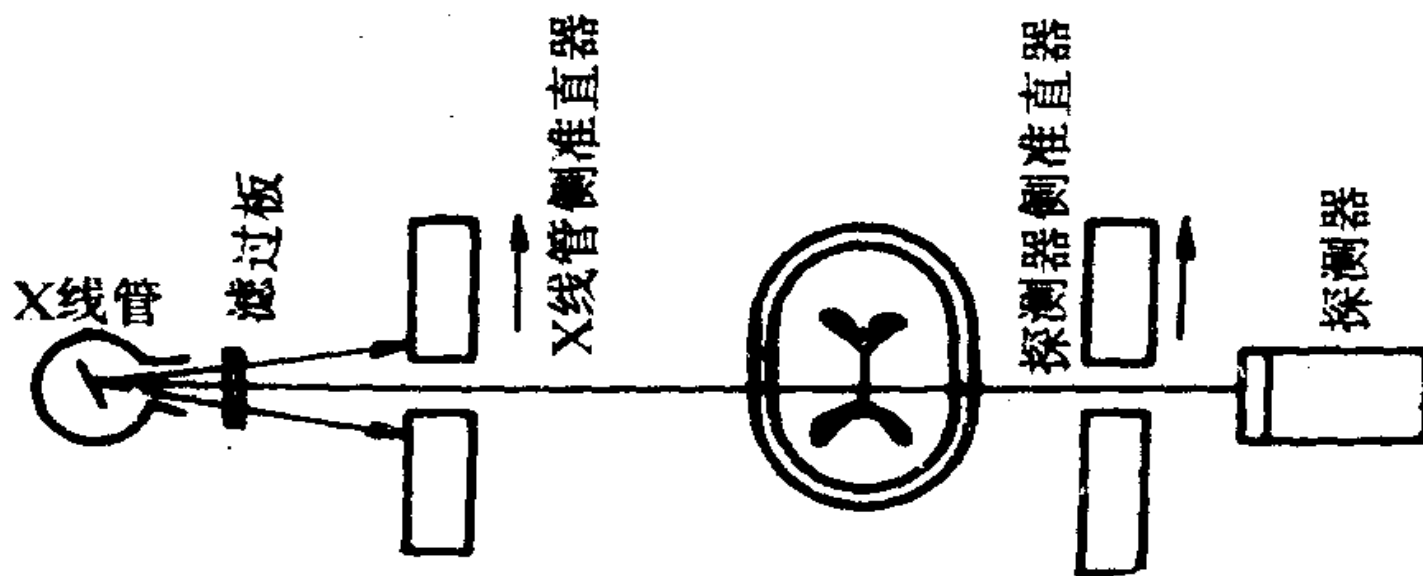


图 9-4-6 准直器位置示意图

滤过板：

CT机中滤过板作用有两种：

- 1、吸收低能X线（软射线），这些低能X线无益于CT图像的探测。
- 2、X线通过滤过板后，X线束变成能量分布均匀的硬射线束。

若不加滤过板，当X线通过一圆形物体后，即使该物体是一个由单一物质组成的均匀物体，X线衰减也是不同的。通过加入楔形滤过板即可解决这一问题，使射线均匀。

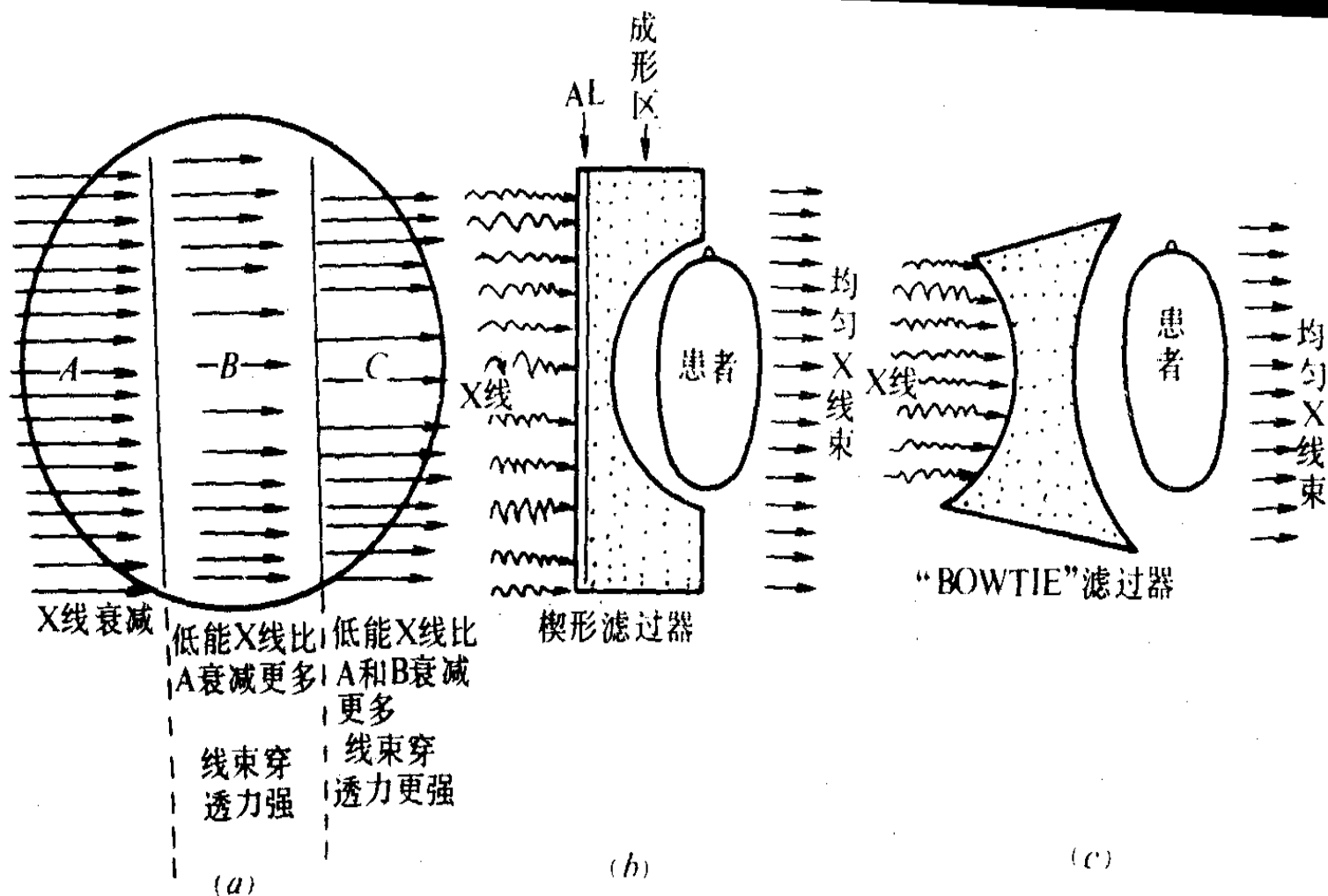


图 9-4-7 放射线通过圆形物体的衰减

三、螺旋扫描方式的实现

- 1、硬件的特点
- X线管
- 探测器
- 机架与检查床
- 控制台与计算机
- 2、软件的特殊性

螺旋扫描方式的实现

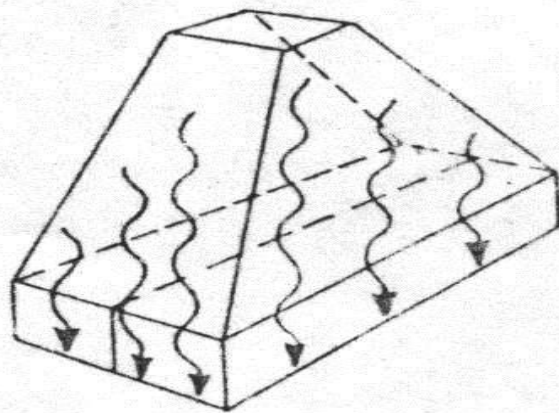
① 硬件装置的特点

- a) X线管 大电流、高热容量，金属陶瓷X线管
- b) 探测器 气体、固体探测器，多排探测器
- c) 机架与扫描床 人机工程技术
- d) 控制台与计算机 高速大容量计算机系统，图像显示矩阵 1024×1024 ，DICOM标准的接口应用

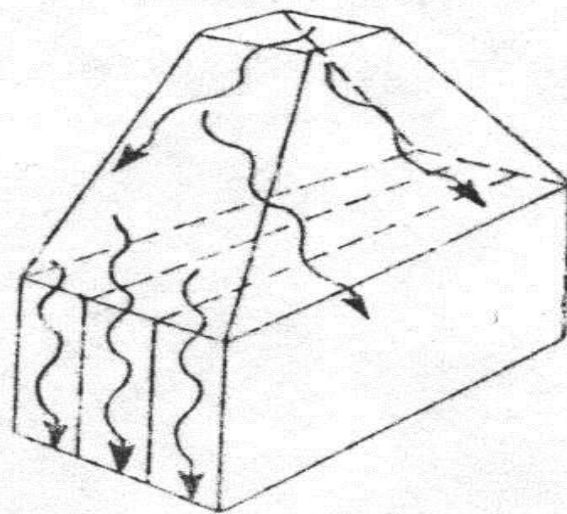
探测器

探测器要求：

灵敏度高，余辉短，前沿陡；稳定性好，输入输出线性好，动态范围宽，占空间小，一致性好；相互干扰小；温度特性好和易于制造。



固态检测器



气态检测器

线图 1-2 两种探测器光子吸收率比较

探测器的特性

效率、稳定性、响应性、准确性

1、效率

效率是指它从线束吸收能量的百分数。

理想情况下，探测器效率应该是100%。这样，全部线束将被截获，这将减少病人的曝光量。

影响探测器效率的因素：

几何效率

吸收效率

(1)几何效率:

探测器有效宽度

几何效率 =

几何效率是由每个探测器的孔径和相关的每个探测器所占总空间的比来决定的。这个空间包括探测器本身和静止的准直器，或它与相邻一个探测器之间的间隔。射入间隔的辐射不能被探测器吸收，因而无助于图像的形成。理想的情况是探测器所占的范围要比间隔大。

(2) 吸收效率:

吸收效率是指辐射进入探测器而被吸收的百分率，这与探测器的厚度有关，并在某种程度上，与X线光子的能量有关。

(3) 总检测效率:

总检测效率是几何效率和吸收效率的乘积。

实际的探测器总检测效率在50%—80%之间。探测器的效率越高，在一定图像质量水平的前提下病人接受的剂量越少。

2、稳定性

稳定性是指从某一瞬时到另一瞬时探测器的一致性和还原性，探测器需经常进行校准以保证其稳定性。

第一、二代扫描机中，每次平移运行结束后都要校准探测器。

第三代扫描机每天仅校准一次。

第四代扫描机在每一次旋转期间对探测器校正两次

3. 响应性

探测器的响应是指探测器接收、记录和抛弃一个信号所需的时间。

一个探测器应瞬时地响应一个信号，然后立即迅速地抛弃该信号并为响应下一个信号作好准备。

主要影响因素：余辉

会产生零点漂移现象，可进行修正处理

4. 准确性

由于人体软组织及病理变化所致衰减系数的变化是很小的，因此，穿过人体的线束强度也只引起很小的变化。如果探测器对衰减系数的测量不够准确，测量中的小误差可能被误认为信号的变化。

探测器的准确性要求探测系统必须具有如下特点：低电子噪声、线性、各探测器的均匀一致性及瞬时稳定性。

探测器种类

1、气体探测器：
利用气体电离的原理设计的。

要求：因气体电离效率低，需将氙气提高到20个大气压，才能提高电离效率。因此对密封工艺要求很高。

原理：

当X线束射到探测器单元后，氙气发生电离，正离子移向负极，负离子移向正极，输出放大电流的积分值送到前置放大器上，信号电流的大小随X线光子的吸收量而定。

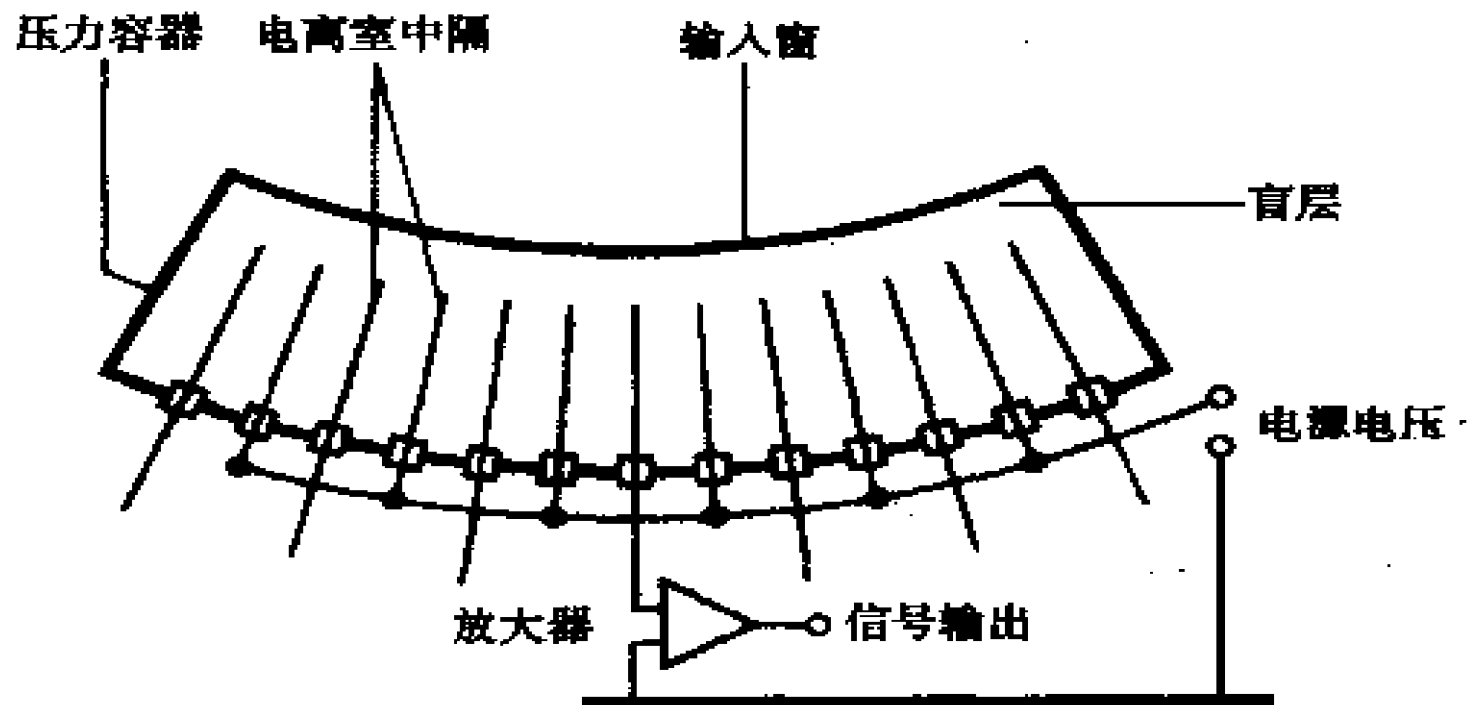


图 4-12 气体探测器的结构

2、固体探测器(闪烁探测器):

固体探测器是利用射线能使某些物质闪烁发光的特性来探测射线的装置。

由于此种探测器的探测效率高，分辨时间短，既能探测带电粒子，又能探测中性粒子，既能探测粒子的强度，又能测量它们的能量，鉴别它们的性质，所以，因高灵敏度和高稳定性而被CT广泛采用。

材料：锗酸铋，碘化铯，氟化钙等晶体。

以上材料配合光电倍增管耦合使用。

将晶体上的光通过光导纤维传输到光电倍增管的阴极上。

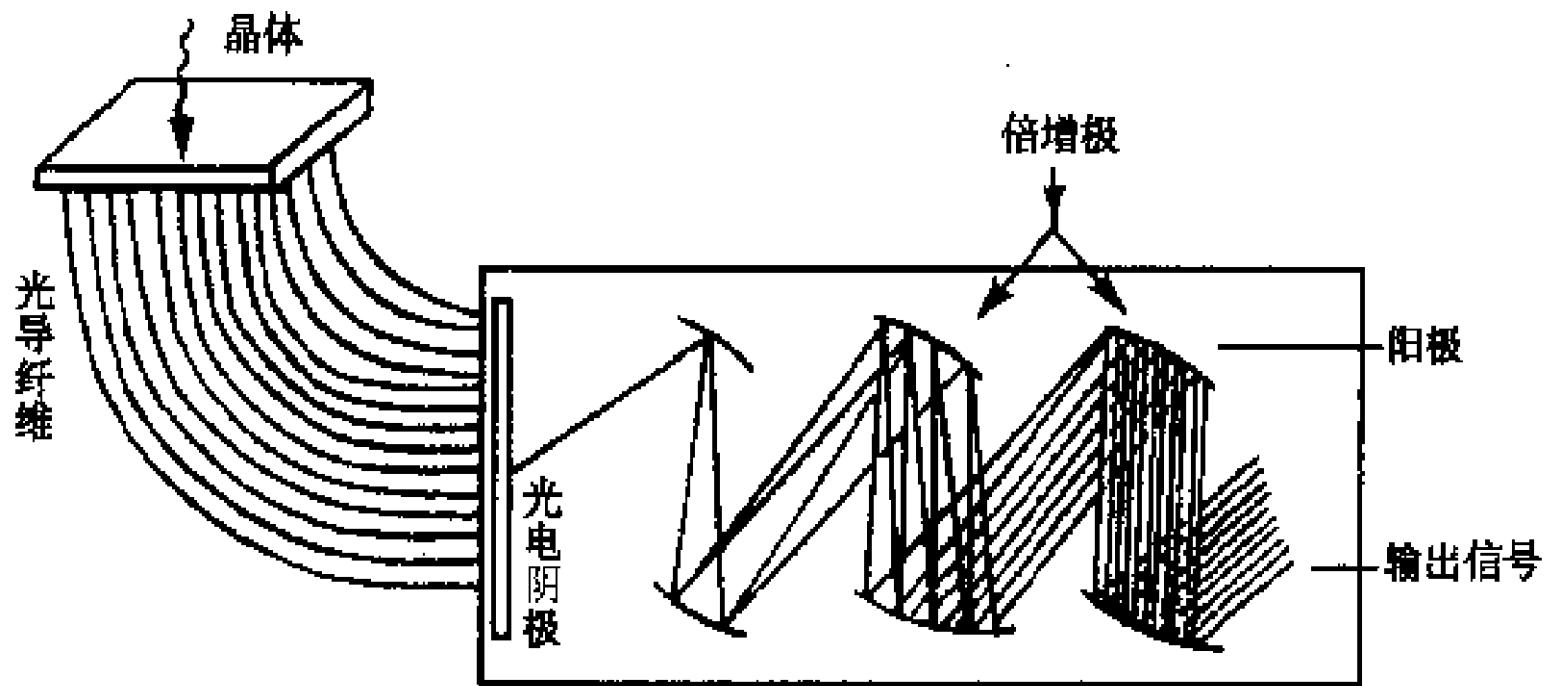


图 4-11 光电倍增管

两类探测器的特性比较

(1) 温度特性：

固体探测器的信号强度与温度的关系极大

气体探测器的信号强度与温度的关系不大。

(2) 噪声：

固体探测器没有

气体探测器中有噪声和干扰源。

电离室电压波动或者电离室内绝缘体上产生漏电流。另外，在CT机架旋转运动中，隔板极薄，容易出现颤动噪声，

(3) 饱和现象:

固体探测器的线性范围大, 即在特性曲线的范围内输出信号与x线强度成正比

气体探测器在这么大的信号范围里有可能出现饱和现象。

(4) 散射线准直:

固体探测器可以与准直器组合在一起。

气体探测器利用电离室隔板同时作为准直器、效果不如专用的准直器好。

气体探测器本身产生的散射线比固体探测器要多。散射线源主要来自很厚的射线输入窗铝板和窗口到电极板的气体层。

(5) 剂量利用率：

固体探测器中没有技术上必须的、吸收射线较多的盲层

气体探测器中，从输入窗口到电极板之间的气体层吸收射线而不产生信号。此外，也因射入的一部分量子没有被利用而直接穿过了气体探测器，引起气体探测器的射线损失

2.

螺旋扫描方式的实现

②

软件的特殊性

螺旋扫描是一种体积扫描技术，可获取逼真的三维图像。

常见重建方式

1、多层面重建

(Multiplanar Reconstructions, MPR)

其中包括曲面重建

(Curved Multiplanar Reformations, CMPR)

2、多层面容积重建

(Multiplanar Volume Reconstructions, MPVR)

其中包括最大密度投影

(Maximum Intensity Projection, MIP)

最小密度重建

(minimum intensity projection, MinP)

平均密度重建

(Average Intensity Projection, AIP)

3、表面遮盖法重建

(surface shaded display, SSD)

4、仿真内窥镜重建

(virtual endoscopy, VTE)

又称为腔内三维表面重建

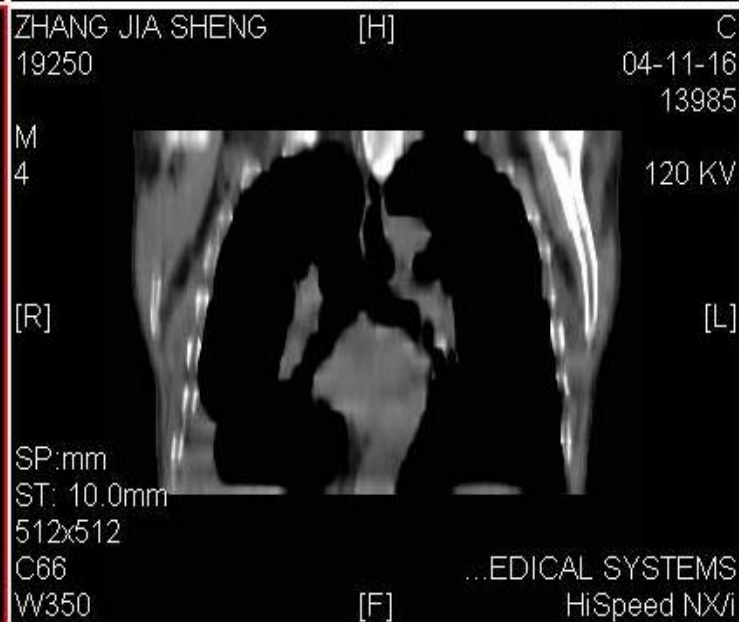
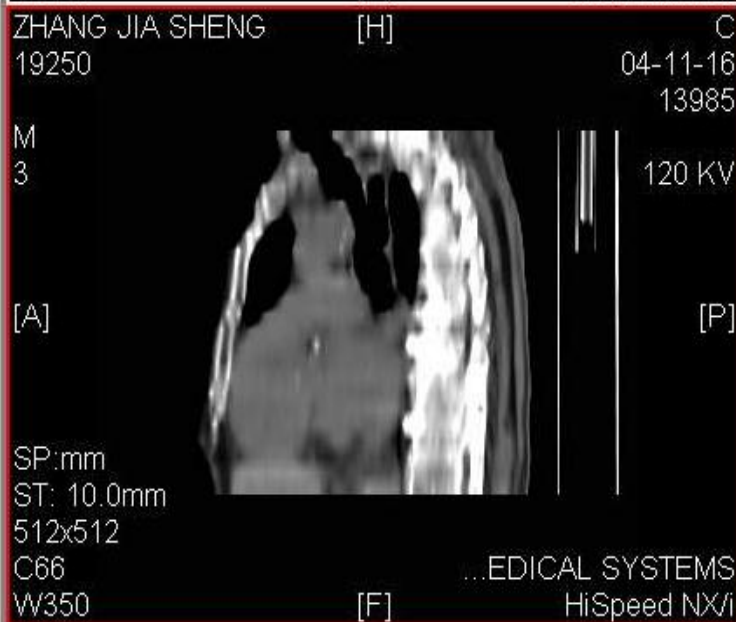
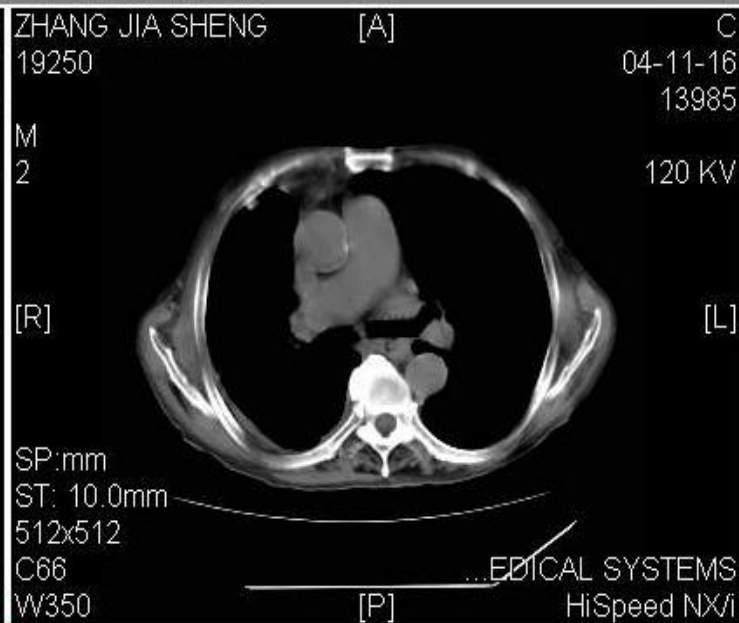
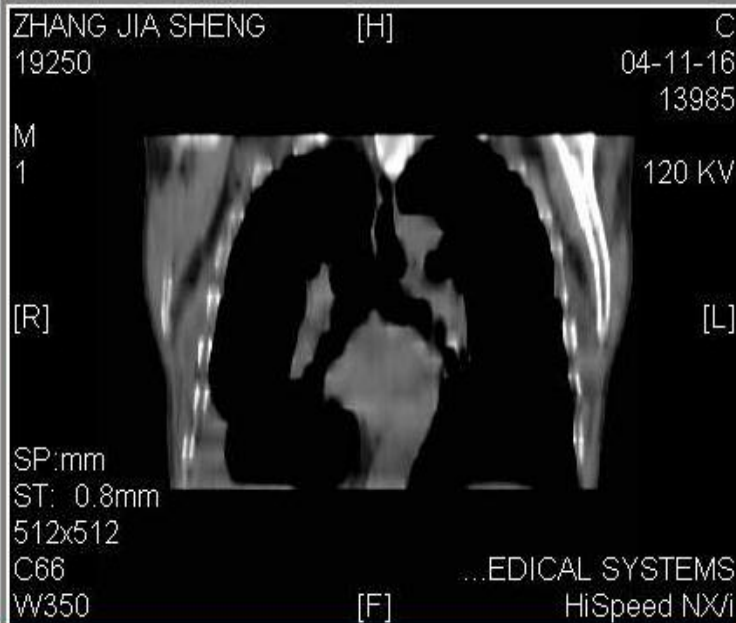
(internal 3D shaded surface reconstructions)

5、容积重建

(volume rendering)

其中，MPVR (MIP, MinP, AIP)，SSD和VE均属三维重建技术，MPR属于二维重建技术。

二维重建



一、三维成像和四维血管造影

算法：

$$\xi = \sum W \cdot CT_i$$

$W=1$ ， CT_i 为最大值时

$W=0$ ，其他密度

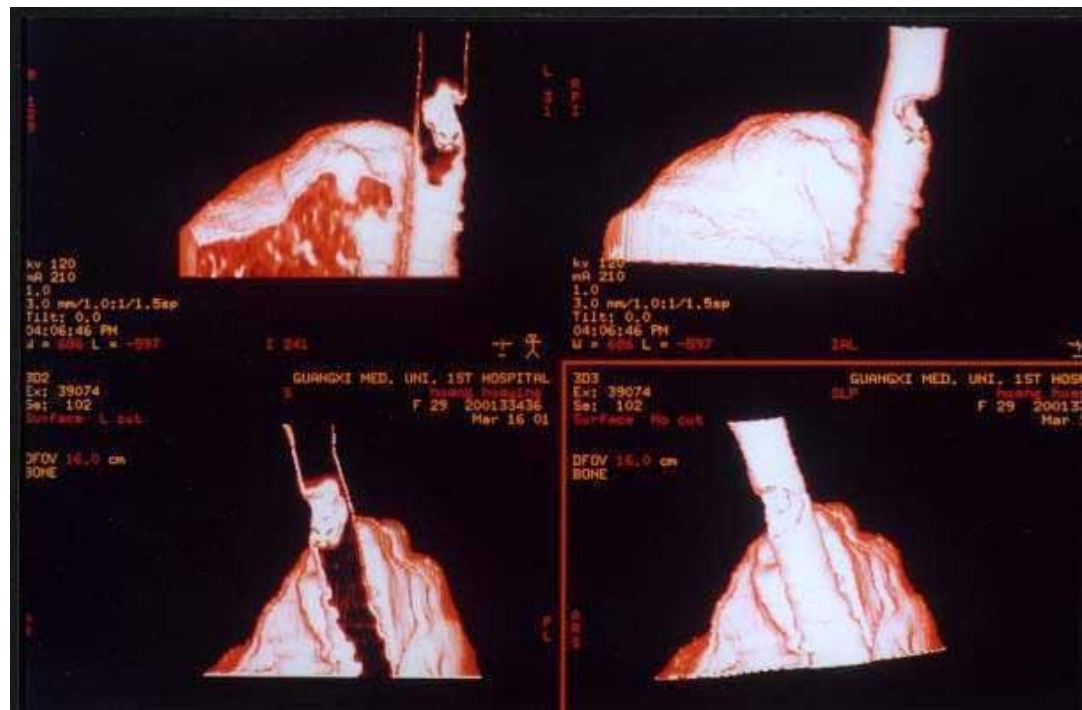
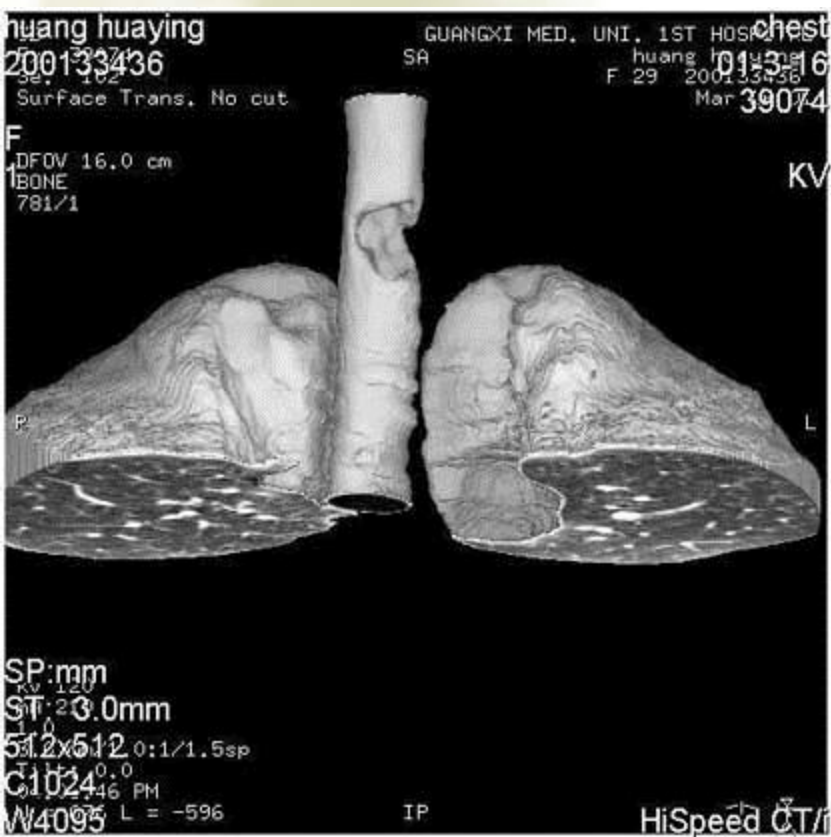
1、最大密度投影（MIP）

在光线通过的路程上选择密度值最大的点进行平面投影。

2、表面阴影投影（SSD）

先确定成像的上下阈值，上下范围以外的按照等密度处理。

❖ 支气管的三维重建



四维成像：

又称光线合成（ray compositing）或者
立体描绘技术（volumetric rendering）

在光线投影的通路对每个点附加一个
可以任意调整的加权值。

$$\xi = \sum W \cdot CT$$

其中W为任意值

可利用全部数据，调整W值即可满足
不同要求。

3D2
Ex: 6
Se: 3
Surface No cut

KAGAWA MED SCHOOL HP.
M. IMANISHI
M 58 1281669B0003
Mar 16 1994

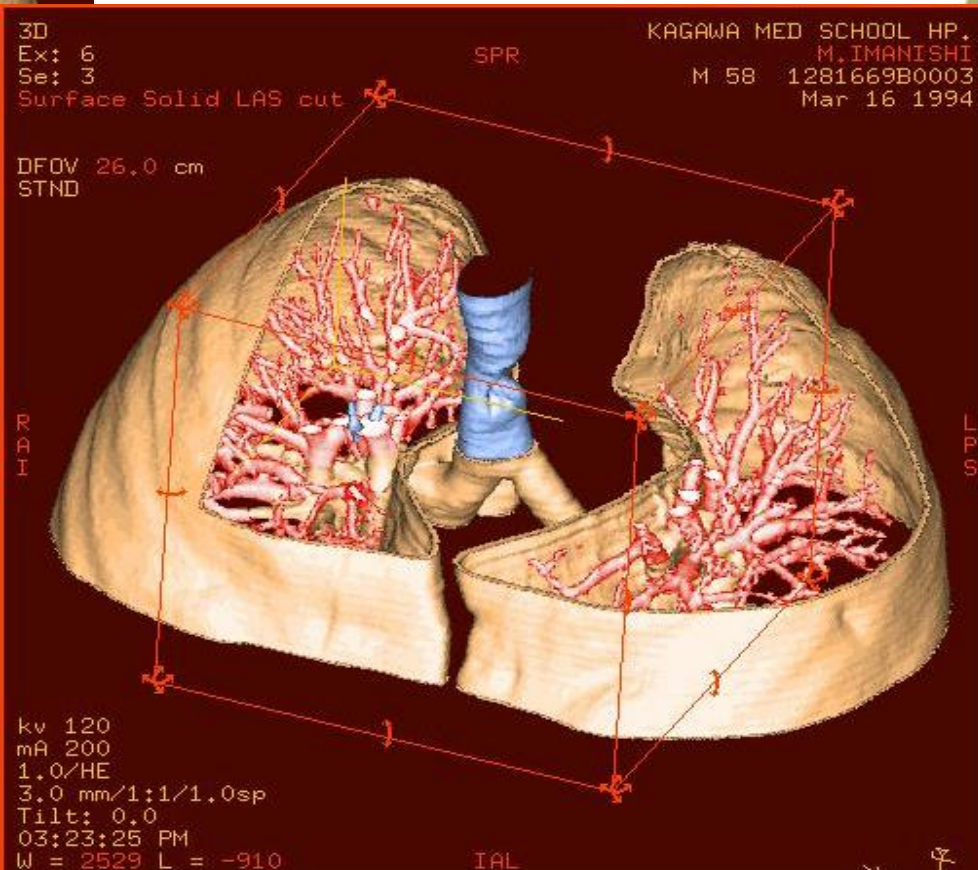
DFOV 26.0 cm
STND



3D
Ex: 6
Se: 3
Surface Solid LAS cut

KAGAWA MED SCHOOL HP.
M. IMANISHI
M 58 1281669B0003
Mar 16 1994

DFOV 26.0 cm
STND



二、虚拟内窥镜

要求：

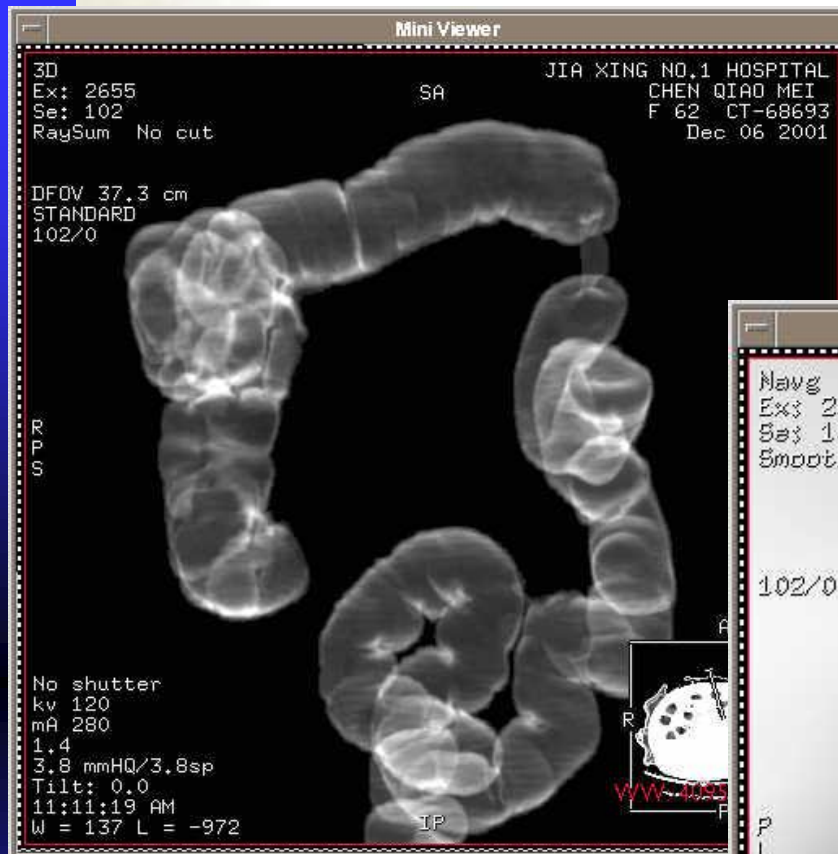
先进行螺旋扫描，利用容积数据，通过光线算法，在设定管壁阈值的基础上进行重建。

适用范围：

各种腔内病变的诊断和治疗。

比如，主动脉狭窄，支气管肿瘤等。

仿真内窥镜



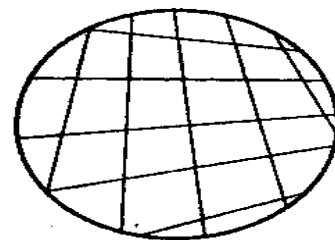
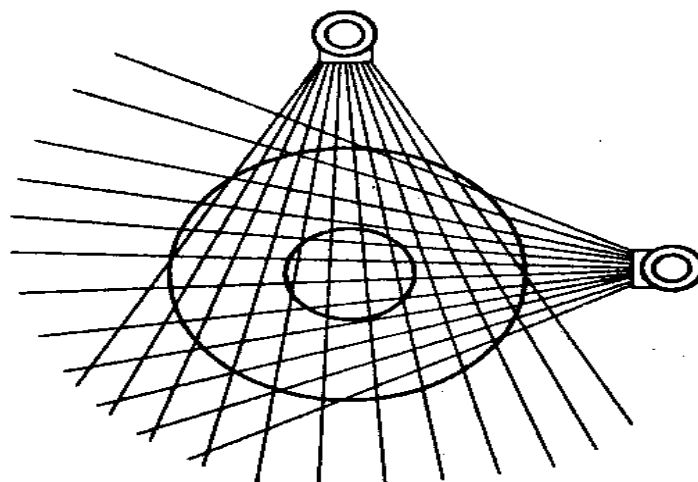
三、超级影像

由于存在X线的硬化效应，使得在骨骼和软组织交界处常出现带状伪影。PICKER公司通过软件和硬件结合的方法，对每条X线进行实时修正，来减少由于X线硬化而造成的伪影。

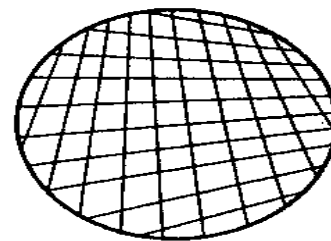
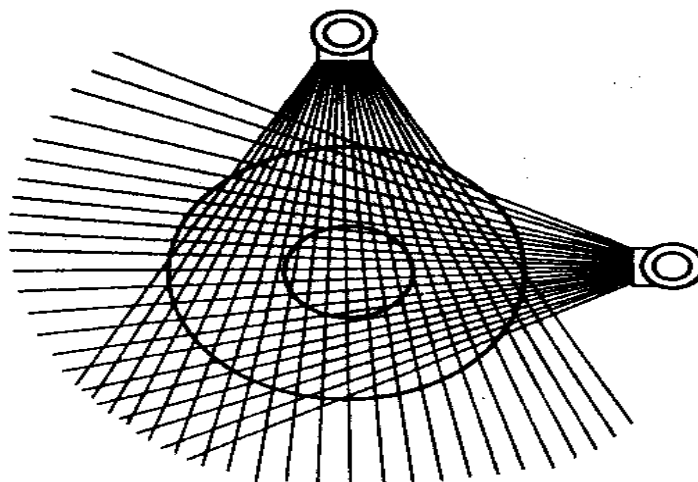
四、全中心扫描

针对小视野扫描，单纯的放大 并没有提高清晰度和分辨率。因为采集的数据量并没有增加。

全中心扫描是通过增加视野内入射光线的数目来增加数据量，达到提高分辨率的效果。



普通腰椎扫描，放大后颗粒变粗



全中心腰椎扫描，放大后颗粒仍然细腻

图 3-35 全中心腰椎扫描与普通腰椎扫描
比较示意图

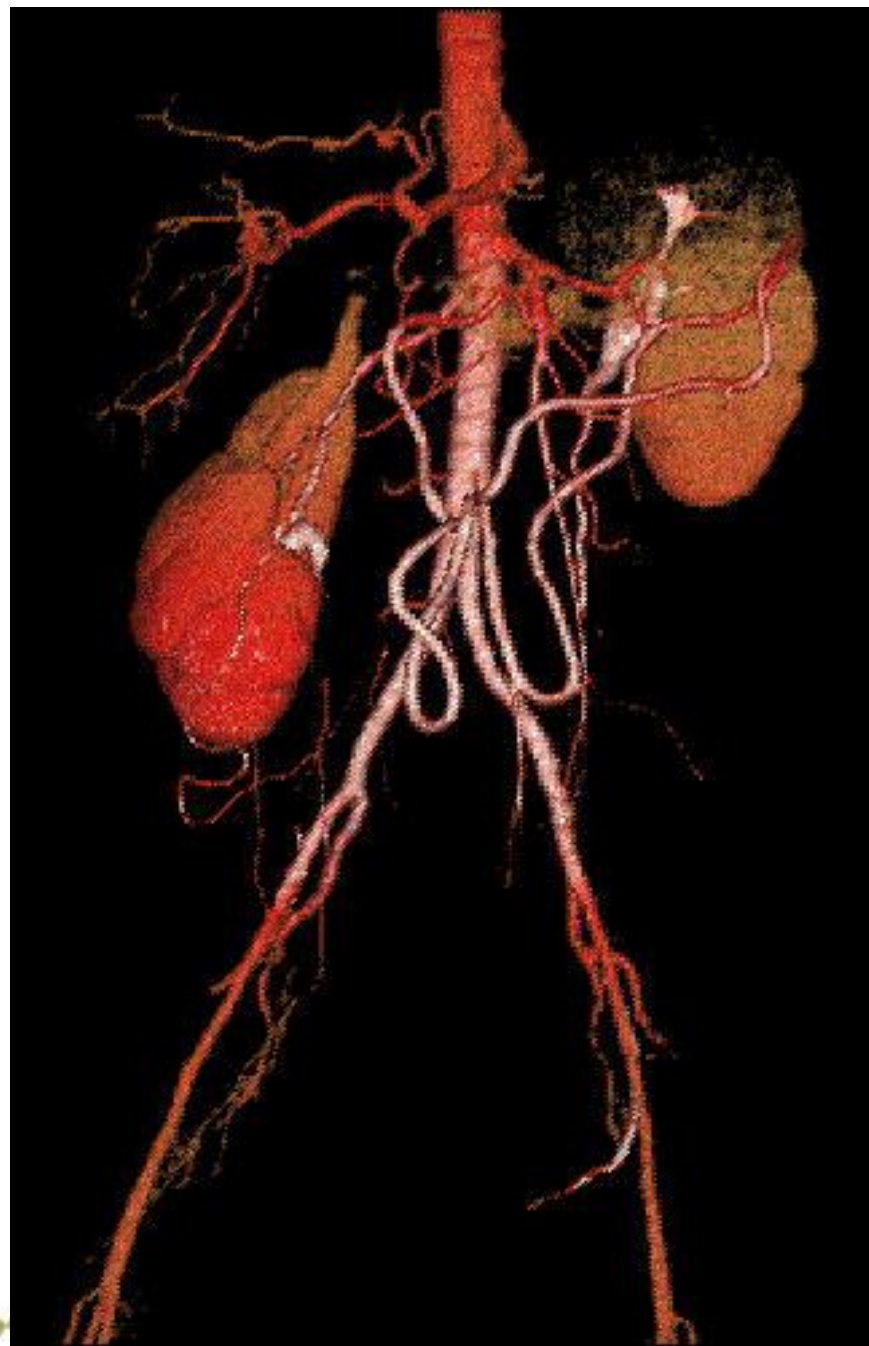
五、造影计划系统

针对有些病变需要特殊对比条件下方可显现清晰，因此通过静脉注射增强造影剂来人为形成高对比。

增强的效果主要取决于增强峰值时间的掌握。过去都是人为进行的，评借个人的经验来决定这个时间的。

现在，通过计算机对于血管强化的监测，自动选择时间进行扫描。

六、血管成像术
通过螺旋扫描，
获得容积数据，
进行三维重建的
方法进行显影。



7、新出现的功能应用软件

CT剂量自动控制

肺通气分析软件

骨密度分析软件

齿科软件

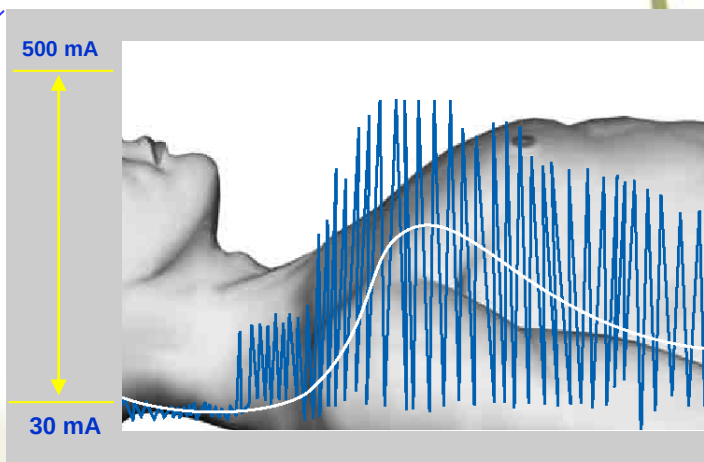
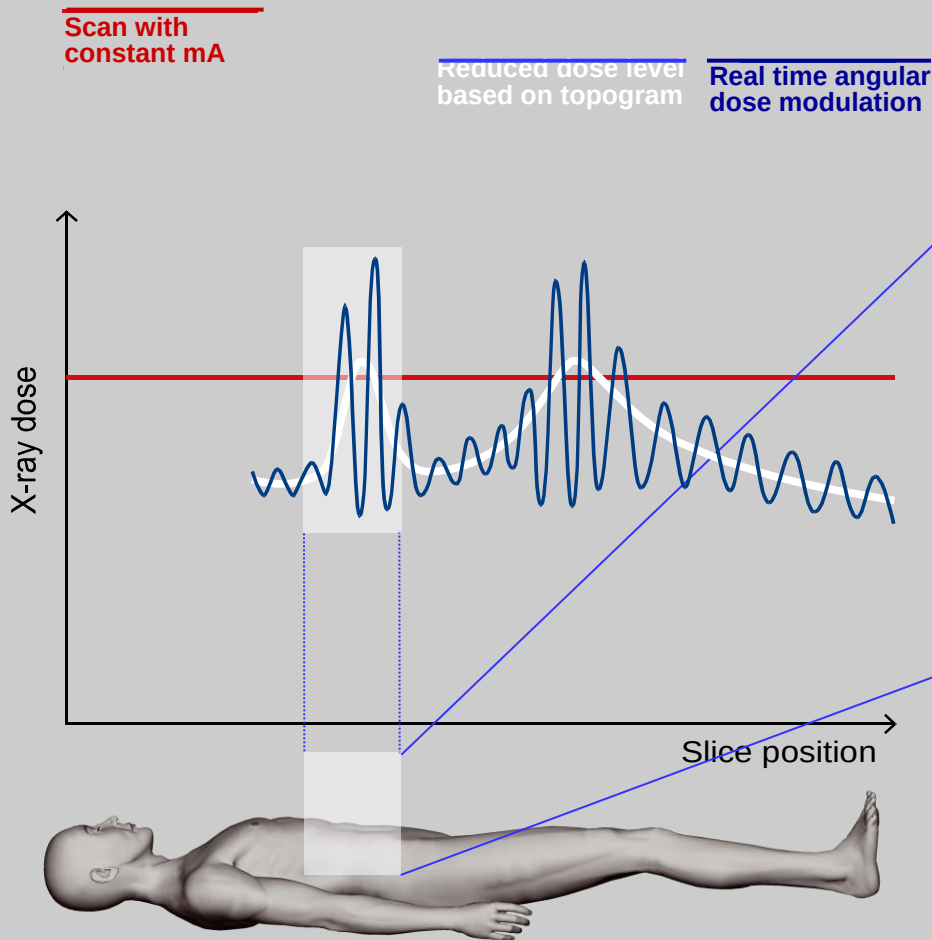
CT透视软件

CT灌注成像

心脏CT软件

CT剂量自动控制

图像最小照射剂量，高质量，智能控制



Pulmo CT

肺通气分析软件

Name:GUO DE GONG M 52

A

Inst:JiangSu Province

Name:GUO DE GONG M 52

A

Inst:JiangSu Province Hosp

ID:MS-329

Model:VoluID:MS-329

Model:Volume Zoom

DoB:1949.10.23

DoB:1949.10.23

Date:2001.10.23

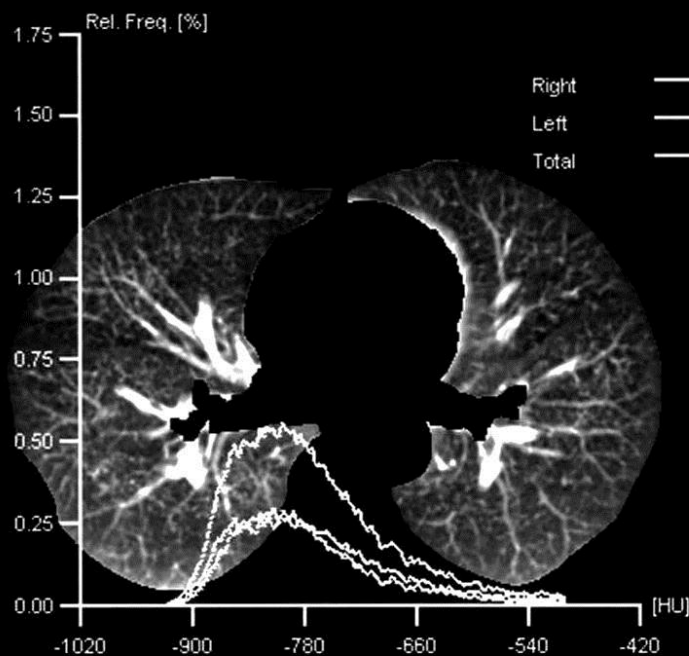
Date:2001.10.23

Time:17:36:05

Time:17:35:49

No.:3

No.:2



GT:0.00

GT:0.00

SL:-189.00

SL:-136.00

ST:10.00

ST:10.00

C: -0737

W: 00696

P

P

Name: GUO DE GONG M 52
 ID: MS-329
 DoB: 1949.10.23
 Date: 2001.10.23
 Time: 17:36:05
 No.: 11

Inst: Jiangsu Province Hosp. Name: GUO DE GONG M 52
 Model: Volume Zoom ID: MS-329 - Segmentation Results

DoB: 1949.10.23 M 52 MS-329 Male, 52 Years
 Date: 1, 3, 23-Oct-2001, 17:35:57

Time: Segment	Left			Right		
No.: Segment number	Mean[HU]	SD[HU]	Area[cm2]	Mean[HU]	SD[HU]	Area[cm2]
1	-756.8	106.5	10.2	-774.9	100.0	9.3
2	-704.1	147.5	10.1	-773.5	105.2	9.0
3	-751.5	110.3	10.5	-755.9	106.5	9.1
4	-795.8	84.4	10.1	-775.0	93.9	9.5
5	-796.6	80.0	10.5	-785.7	88.6	9.7

Name: GUO DE GONG M 52

ID: MS-329 - Segmentation Results

DoB: 1949.10.23 M 52 MS-329 Male, 52 Years
 Date: 1, 3, 23-Oct-2001, 17:35:57

Time: Segment	Left			Right		
No.: Segment number	Mean[HU]	SD[HU]	Area[cm2]	Mean[HU]	SD[HU]	Area[cm2]
1	-756.8	106.5	10.2	-774.9	100.0	9.3
2	-704.1	147.5	10.1	-773.5	105.2	9.0
3	-751.5	110.3	10.5	-755.9	106.5	9.1
4	-795.8	84.4	10.1	-775.0	93.9	9.5
5	-796.6	80.0	10.5	-785.7	88.6	9.7

C: -0682
 W: 00686

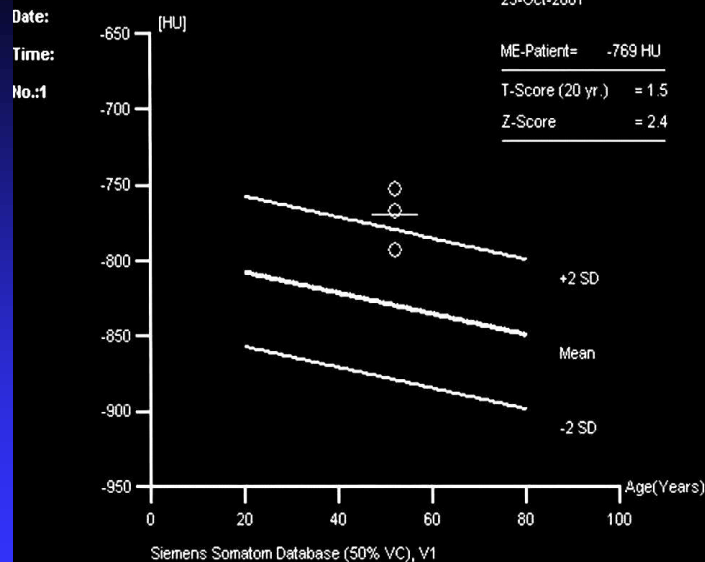
GT: 0.00
 SL: -189.00
 ST: 10.00



ID: MS-329 - Comparison with Reference Data

DoB: 1949.10.23 M 52 MS-329

Male, 52 Years
 23-Oct-2001

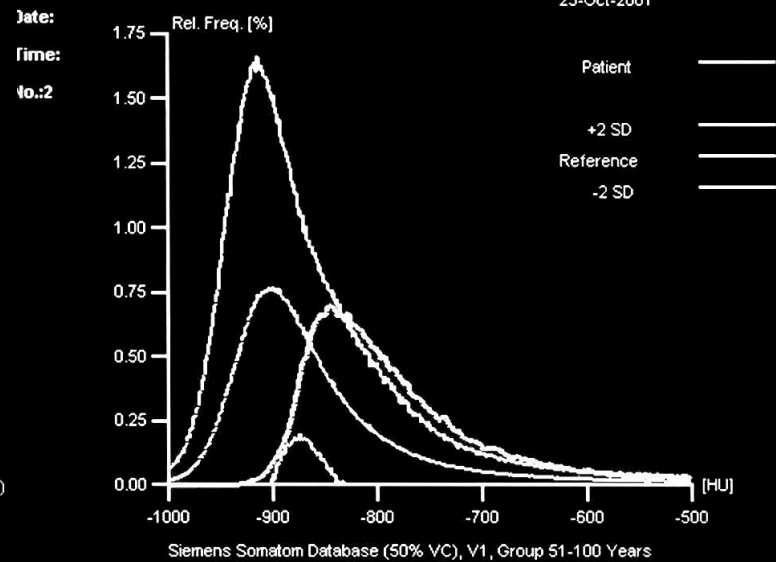


GT:
 SL:

Model: ID: MS-329 - Comparison with Reference Data

DoB: 1949.10.23 M 52 MS-329

Male, 52 Years
 23-Oct-2001

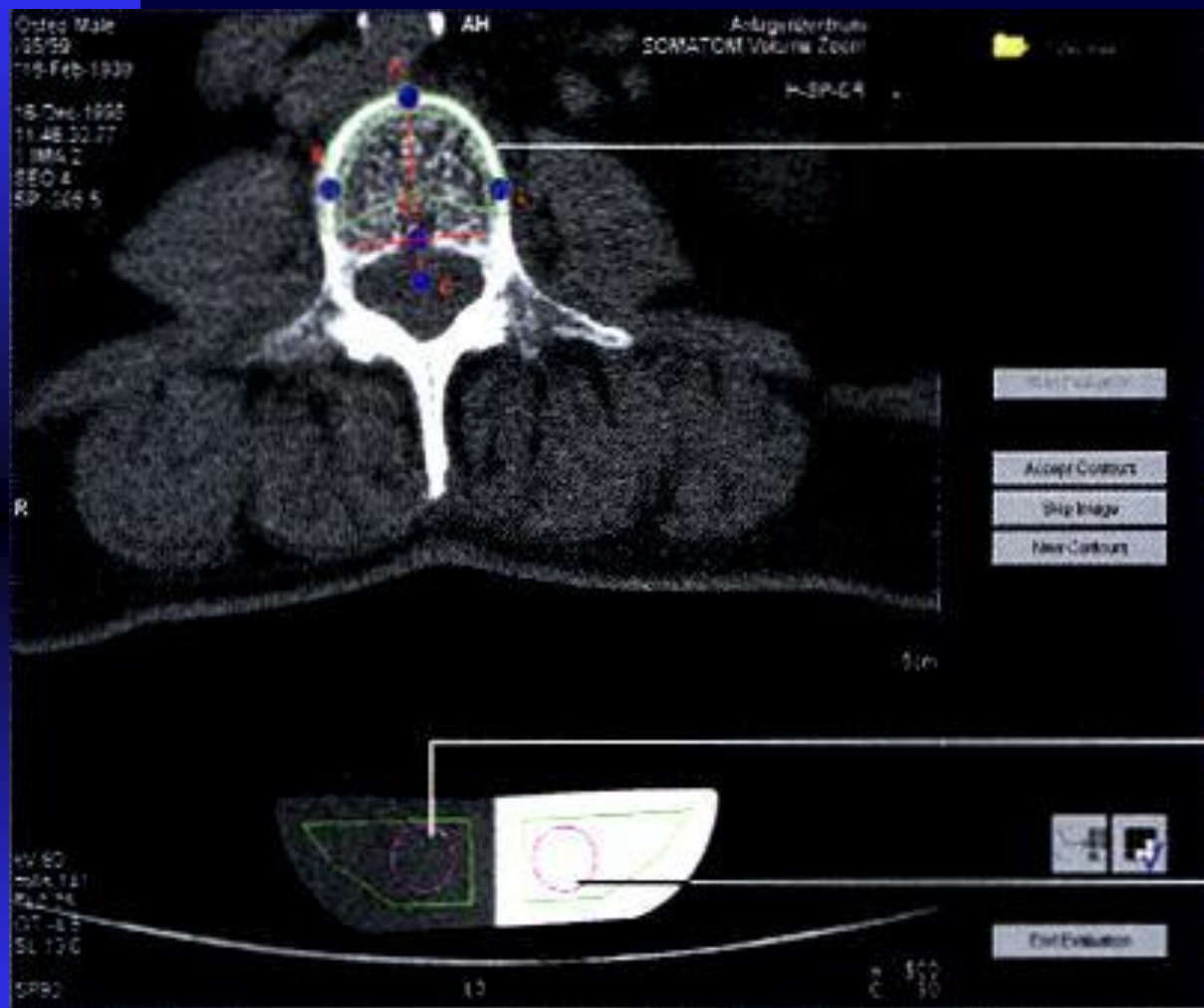


GT:
 C: 00100SL:

C: 00100

Osteo CT

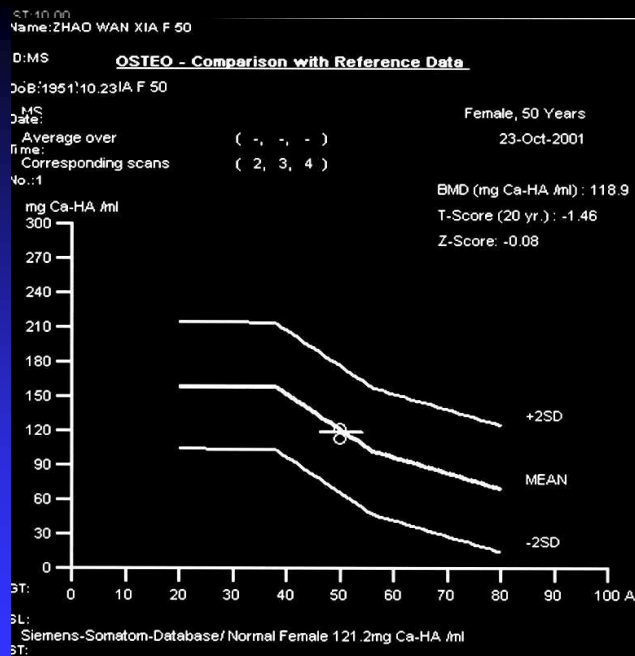
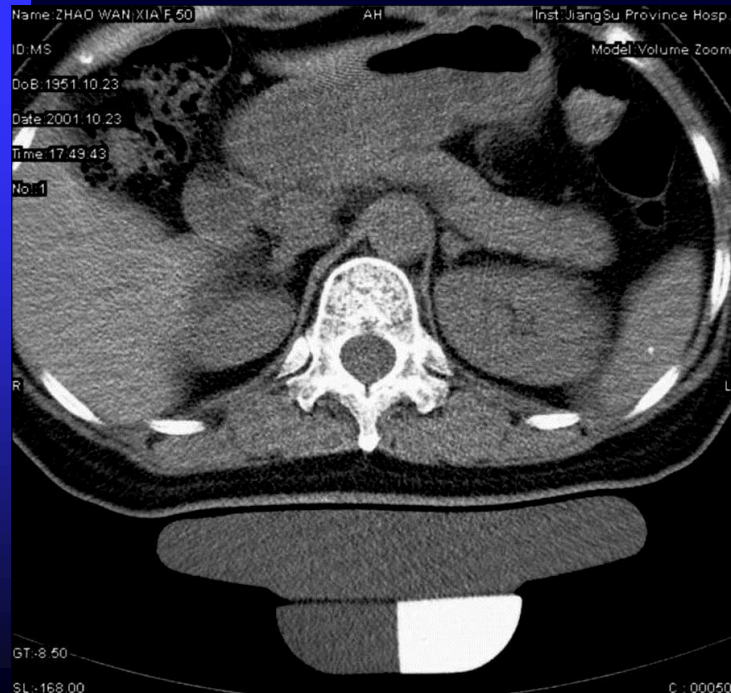
骨密度分析软件



骨密度分析区
(五点修饰轮廓)

模板的水样部分

模板的骨样部分



Name: ZHAO WAN XIA F 50
D: MS
DoB: 1951.10.23
Date: ZHAO WAN XIA F 50
MS
Time: MS
No.: 2

Osteo - Evaluation Result of -

Bone Mineral Density of - [mg Ca-HA /ml] +- Standard deviation :

	Left	Right	Total
Trabecular	121.5 +- 36.3	121.8 +- 37.2	121.7 +- 36.8
Cortical	228.9 +- 77.6	252.5 +- 66.3	239.0 +- 73.9

Name: ZHAO WAN XIA F 50
D: MS
DoB: 1951.10.23
Date: ZHAO WAN XIA F 50
MS
Time: MS
No.: 2

OSTEO- Evaluation Summary

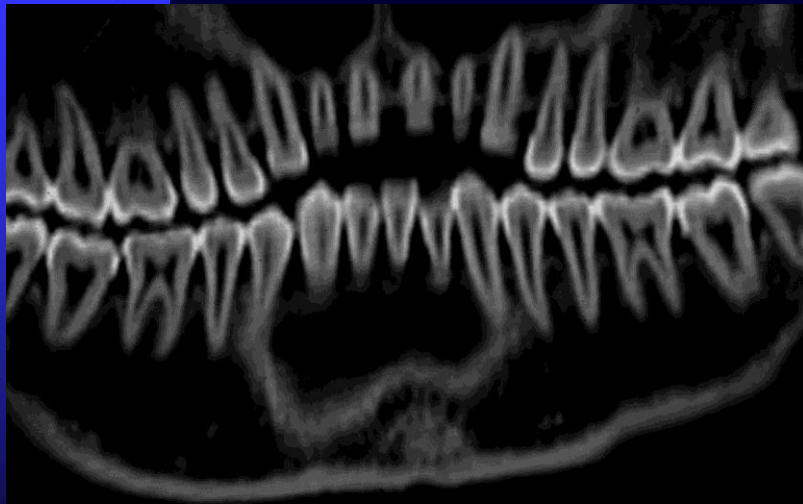
Bone Mineral Density [mg Ca-HA /ml] +- Standard deviation :

Vertebra	Scan Number	Trabecular	Cortical
-	2	113.0 +- 40.5	223.3 +- 68.2
-	3	121.7 +- 36.8	239.0 +- 73.9
-	4	121.9 +- 38.6	261.9 +- 76.3
Average		118.9 +- 38.6	241.4 +- 72.8

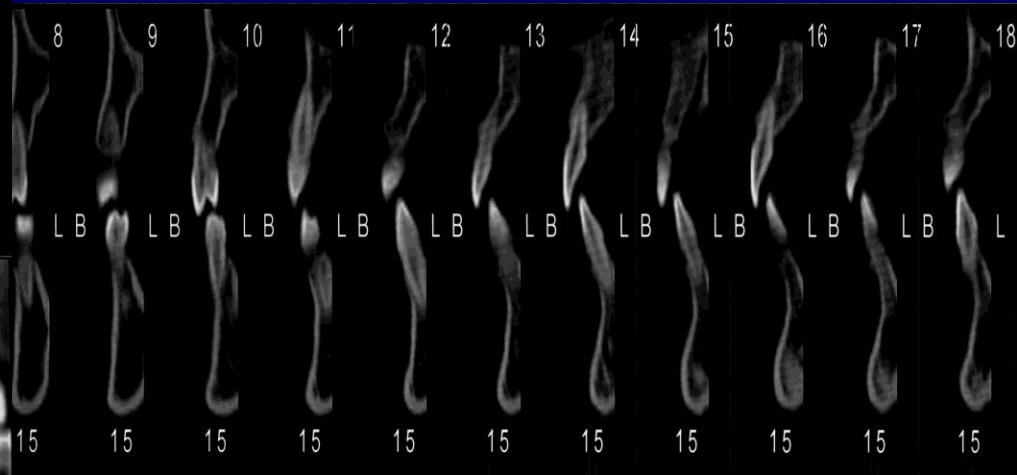
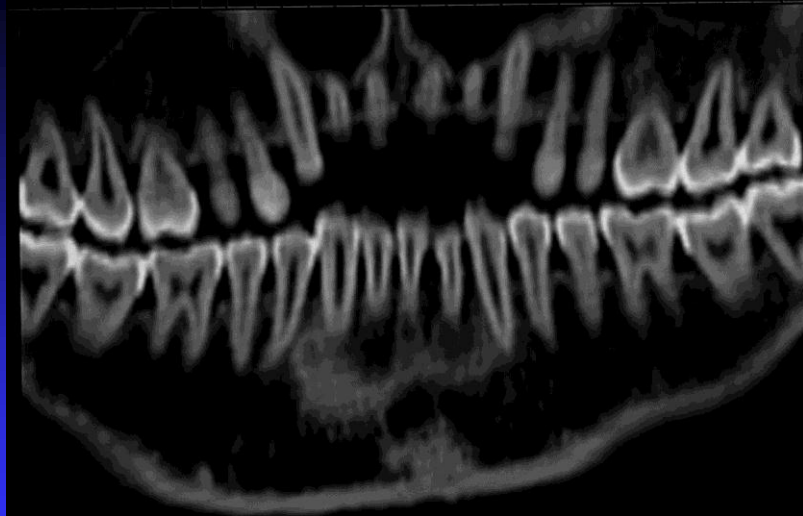
Dental CT

齿科软件





1 5 10 15 20 25



C.A.R.E Vision

CT 透视软件

Perfusion CT

CT 灌注成像

Perfusion CT

早期脑缺血诊断

脑部CT平扫
阳性

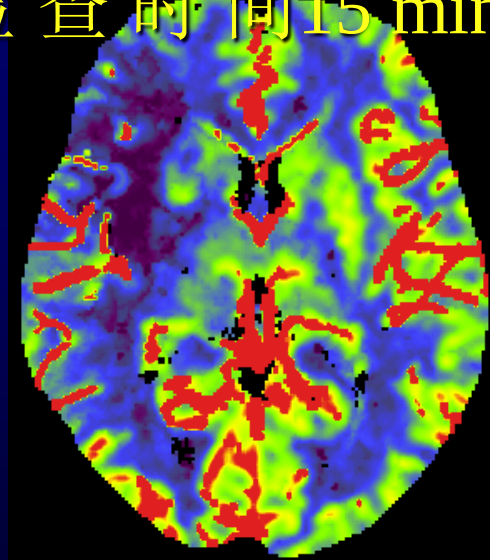


或
假阴性

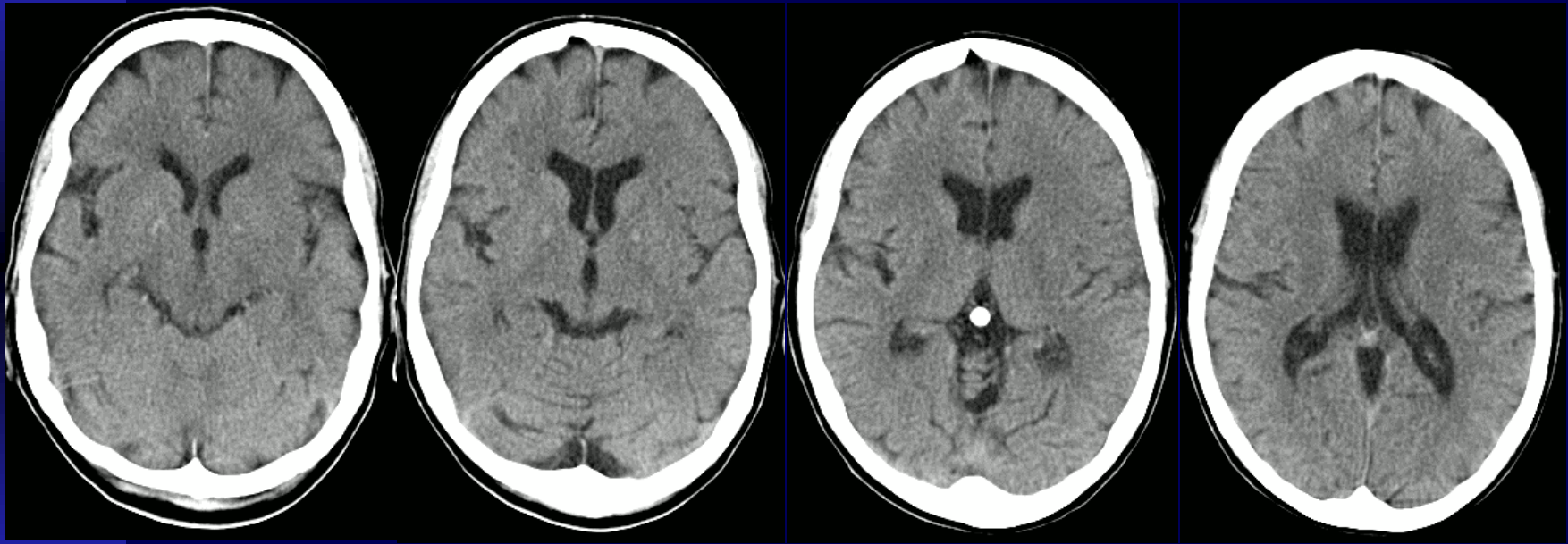


Perfusion CT 灌注

- ◆ 显示缺血类型和程度
- ◆ 检查时间15 min.

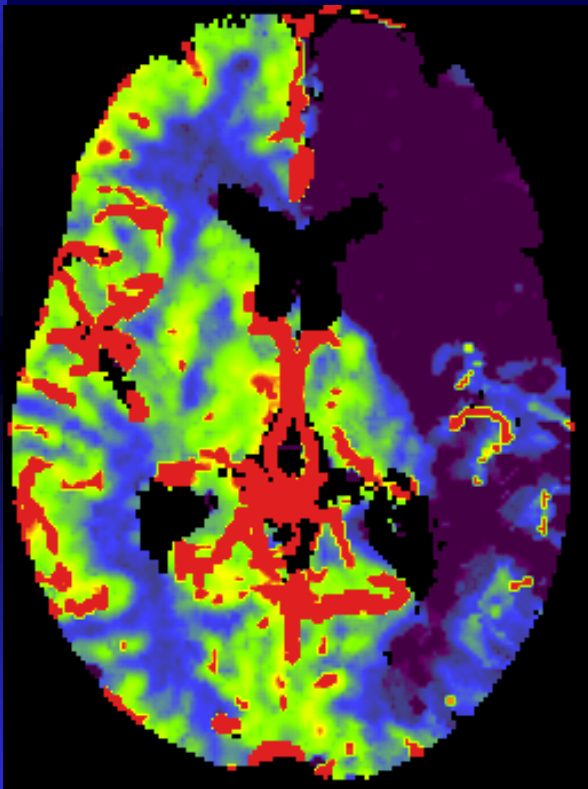


71岁女性，出现偏瘫失语症状后90分钟



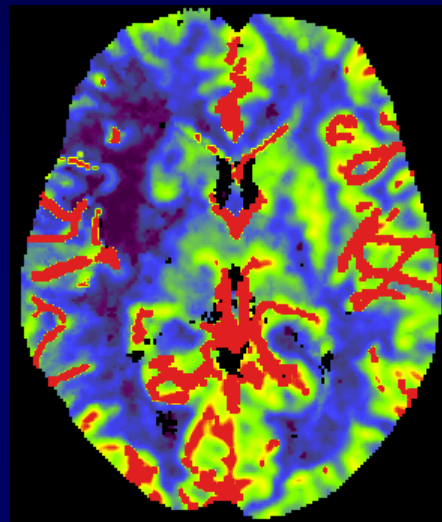
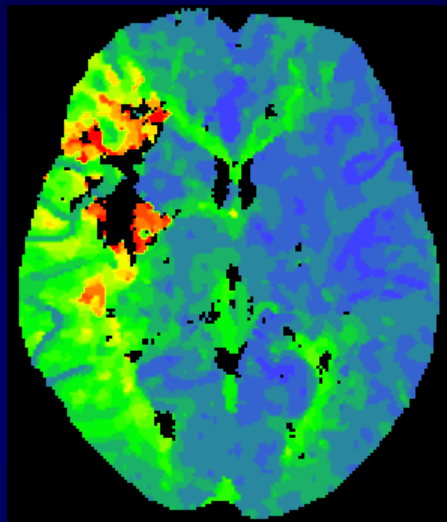
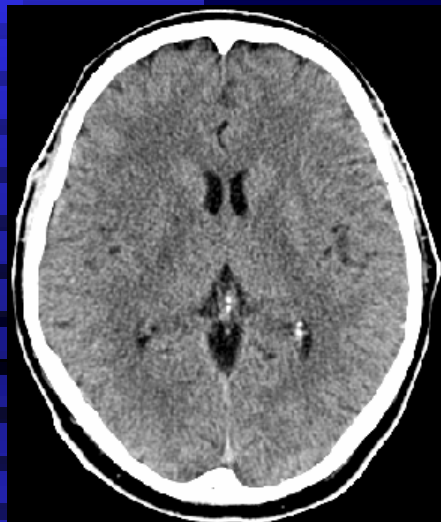
普通CT 未见异常

左颈内动脉闭塞 造成ACA, MCA 梗塞形成



CBF 随访

男性 56 岁, 症状后 150
min



常规 CT Time to Peak CBF 随访

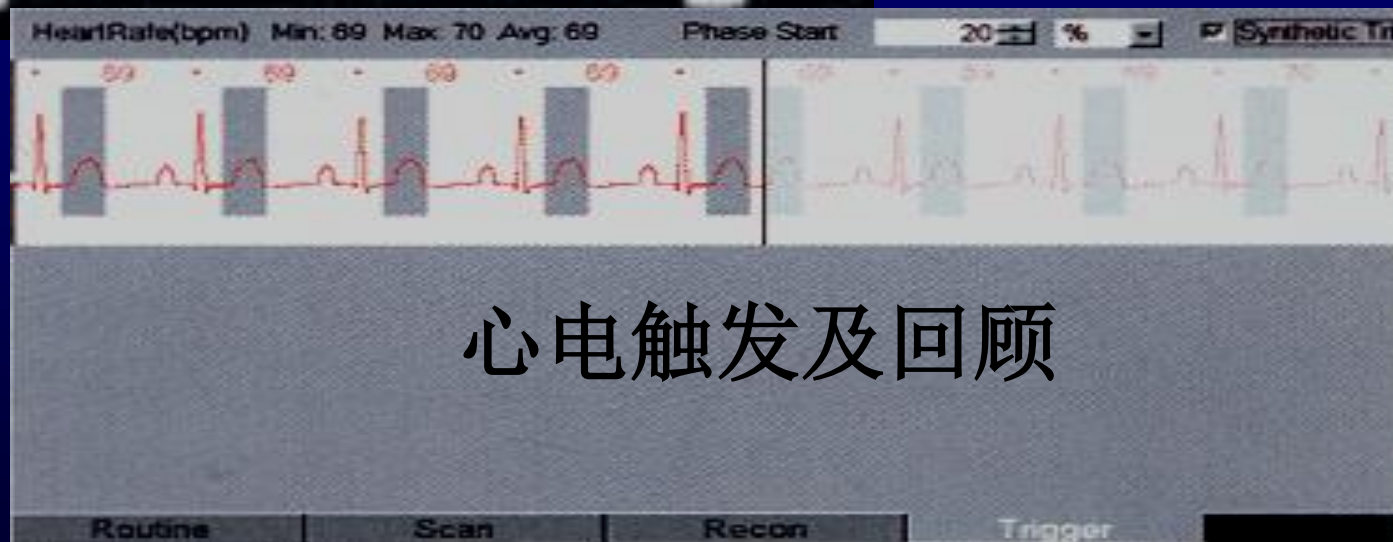
颅内动脉栓塞随访 CT 显示液化灶

Heart View

心脏 CT



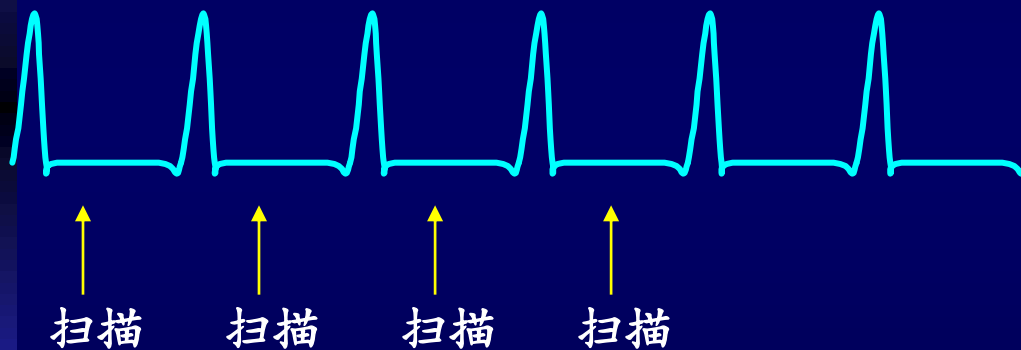
心电监护仪



心电触发及回顾

前瞻性心电门控

前瞻性心电门控：心脏动态扫描

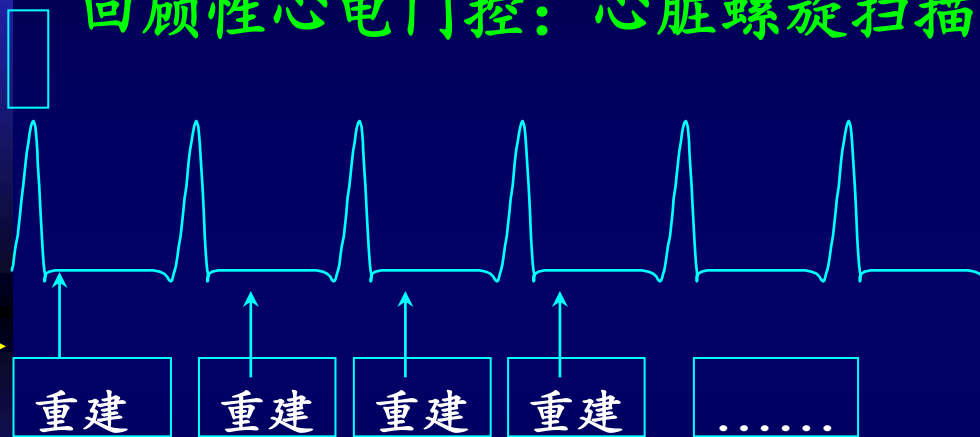


冠状动脉钙化测量分析
灌注扫描
功能扫描
CT血管造影

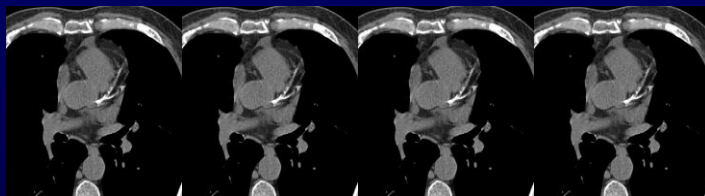
回顾性心电门控

回顾性心电门控：心脏螺旋扫描

开始
螺旋
扫描

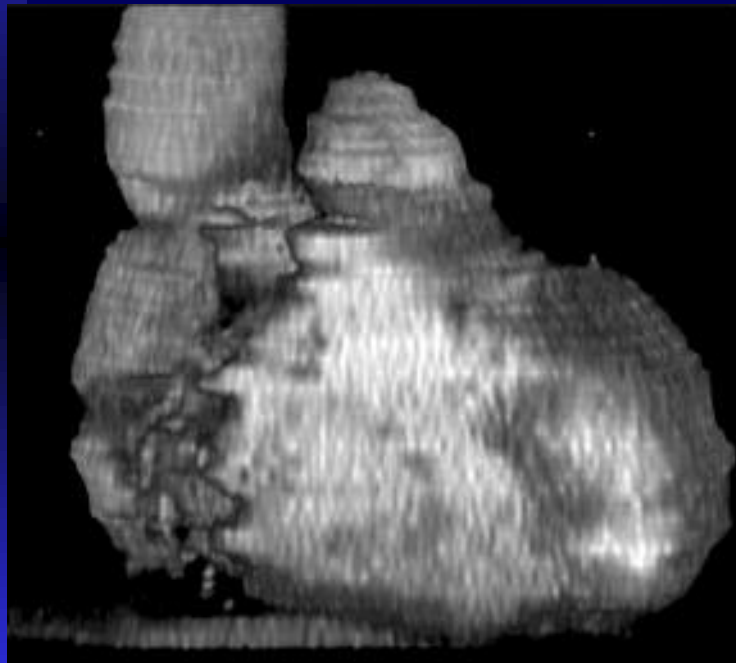


容积/时间
CT血管造影
冠状动脉钙化测量分析

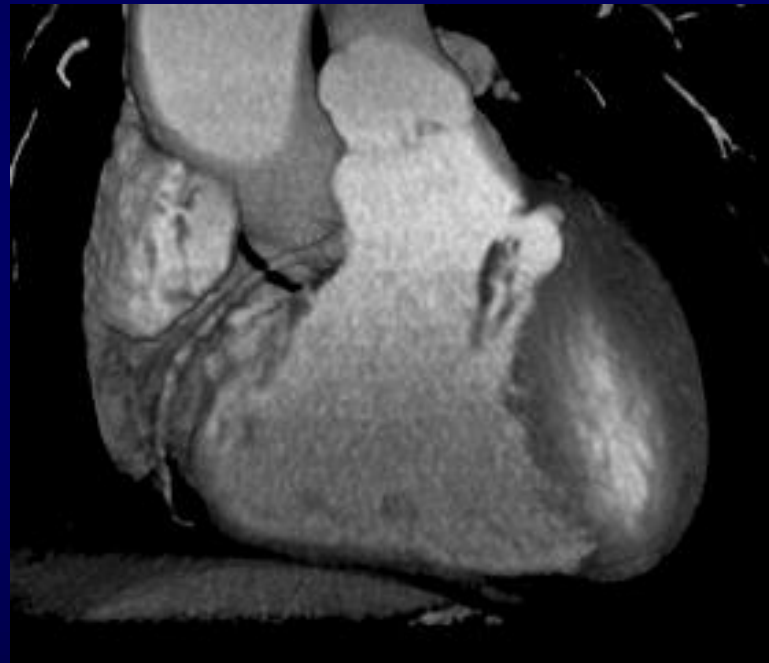


冠状动脉CT血管造影对比

同一患者：严重的心率不齐

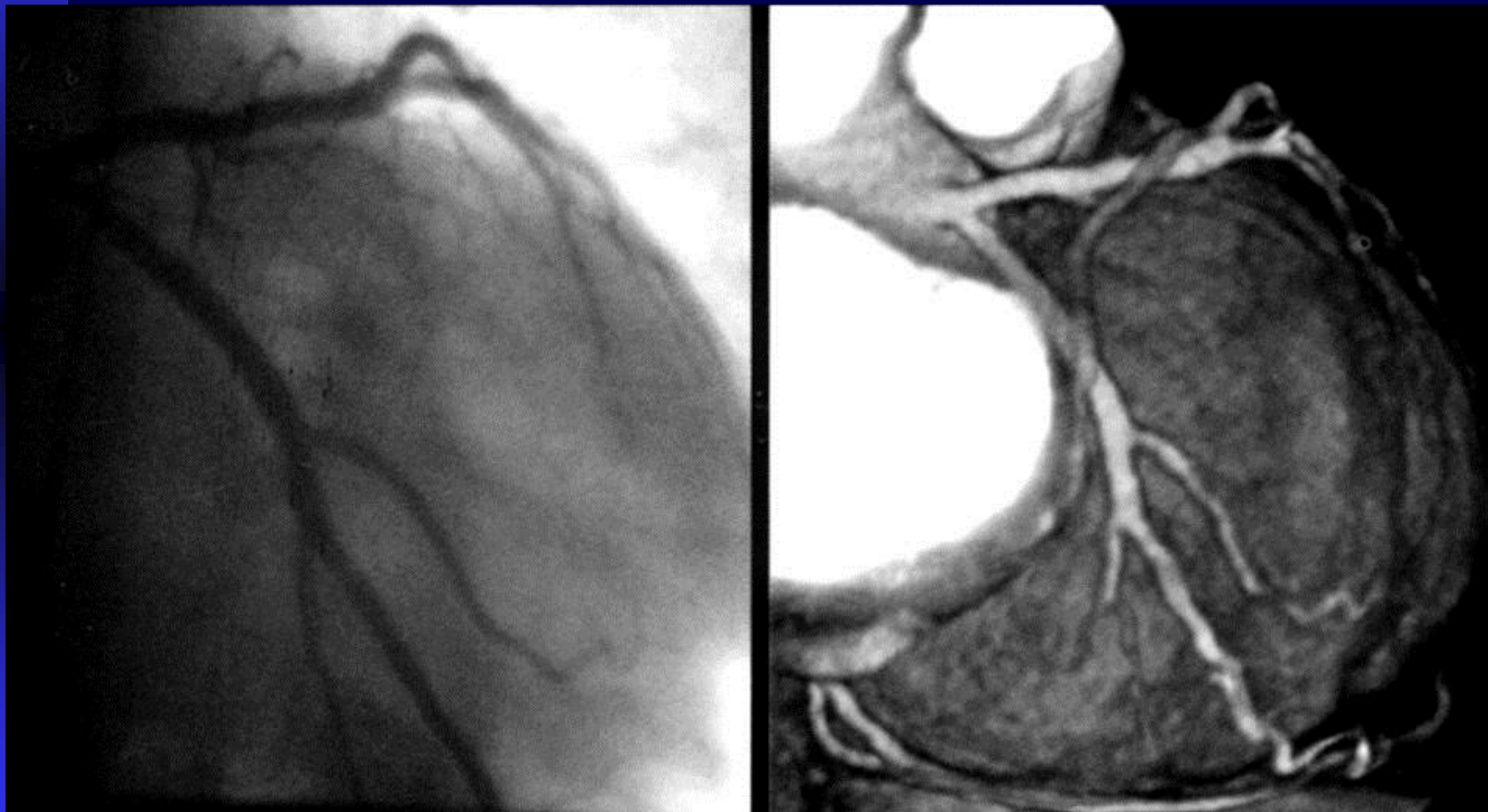


EBCT：前瞻性门控

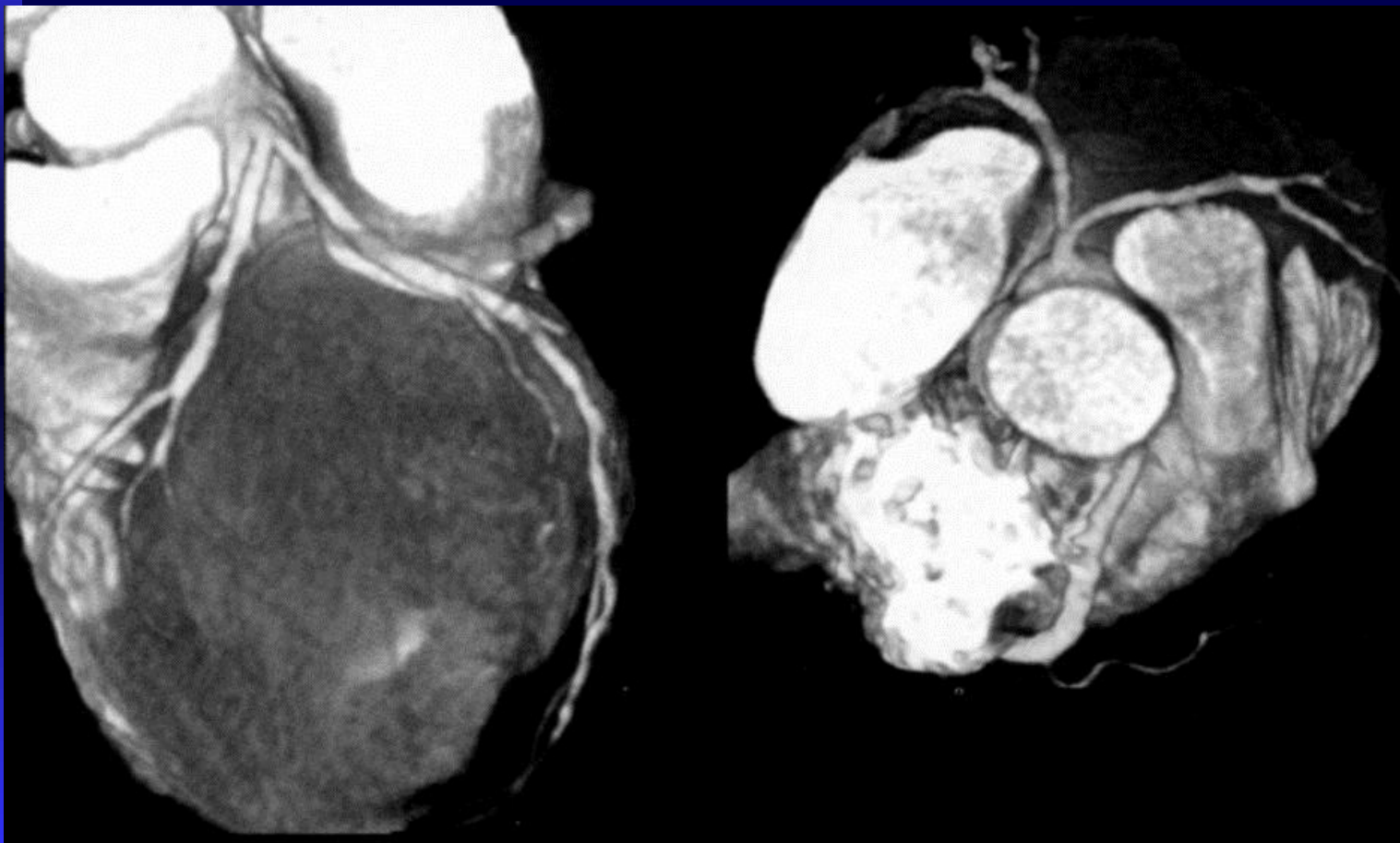


Volume Zoom：回顾性门控

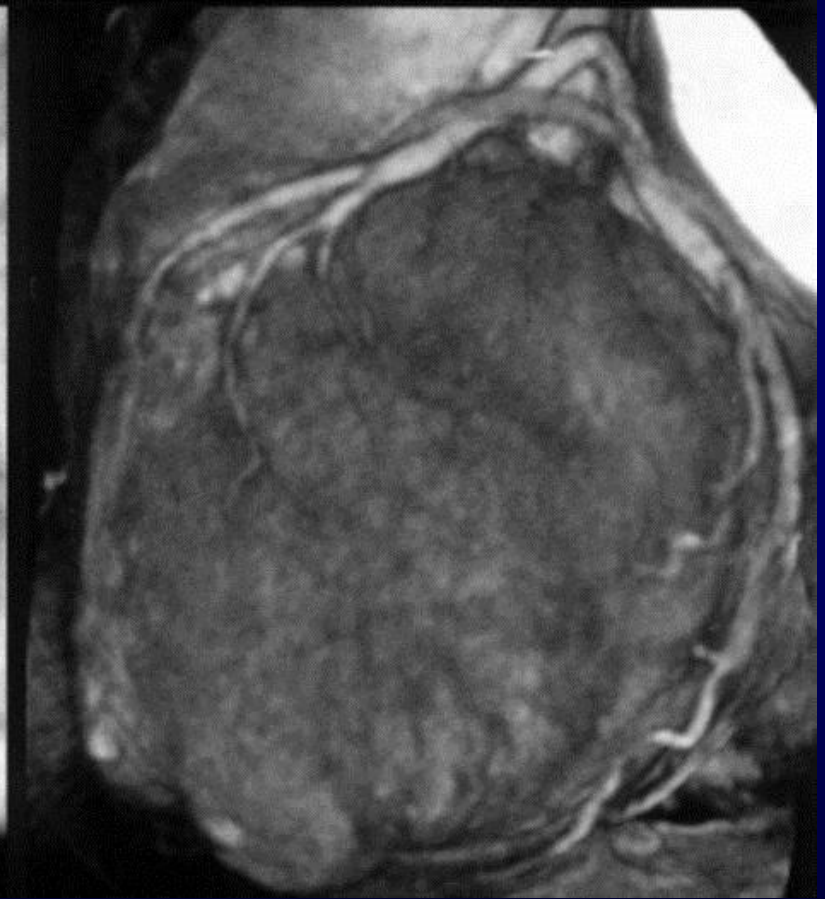
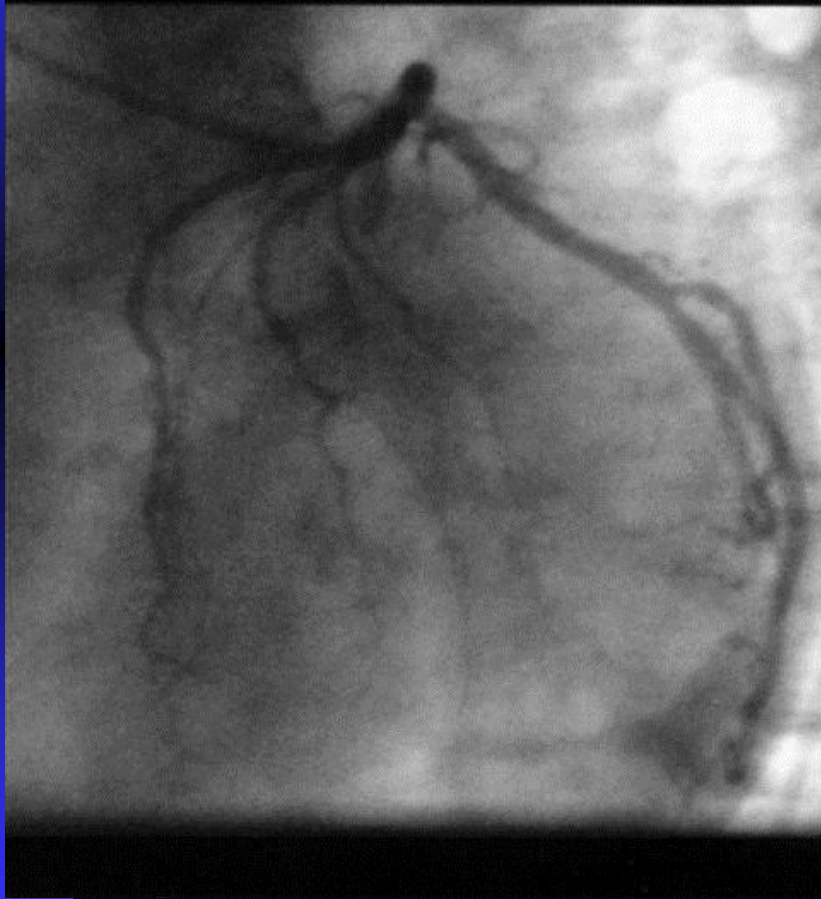
左侧冠状动脉（前后位）



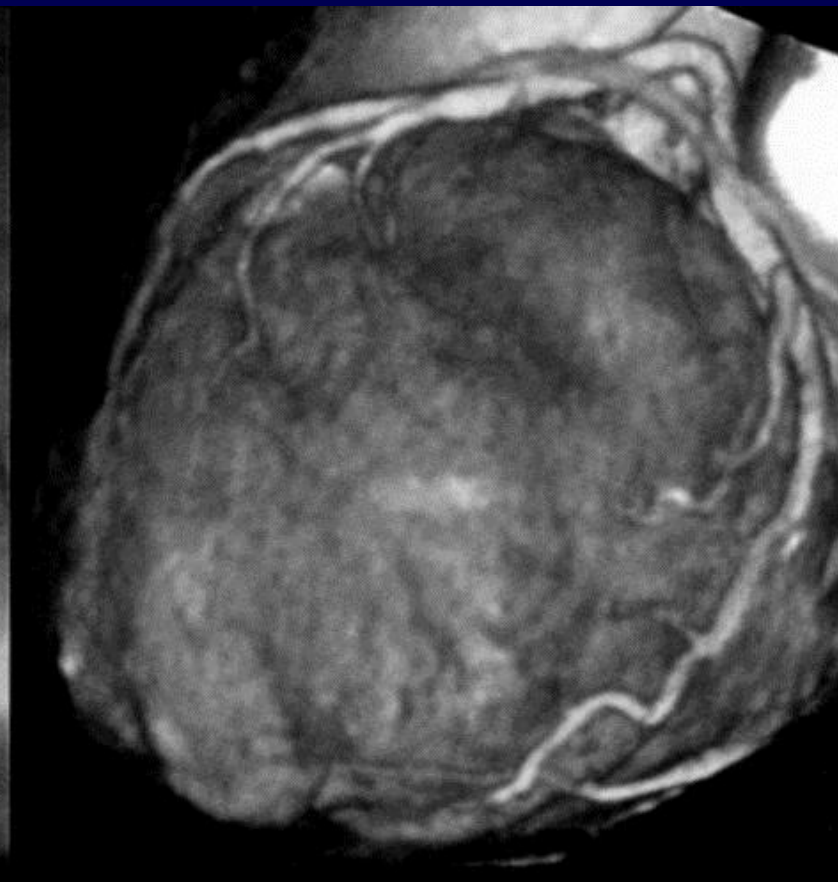
左侧冠状动脉（LAO45、蜘蛛位）



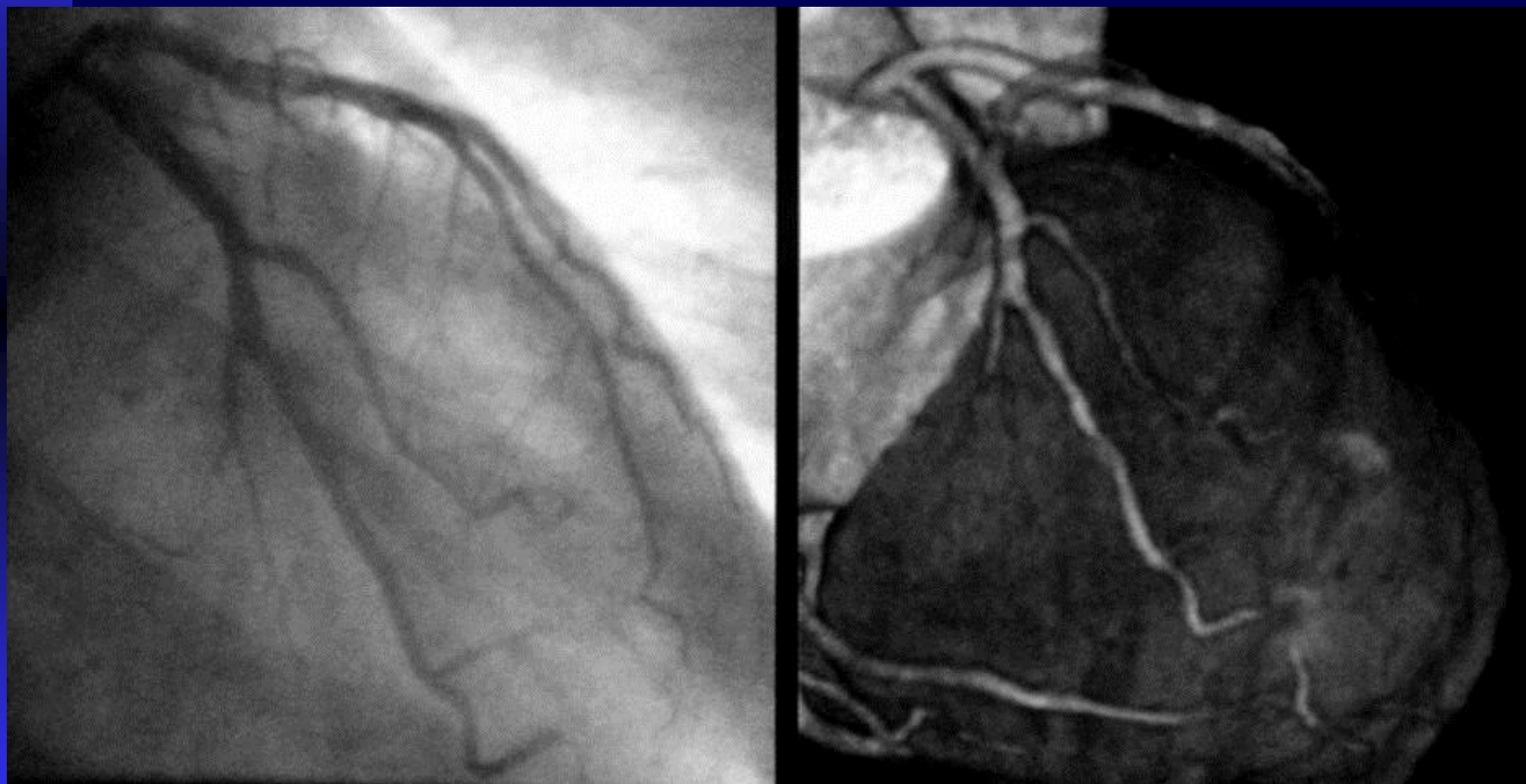
左侧冠状动脉 (LAO60)



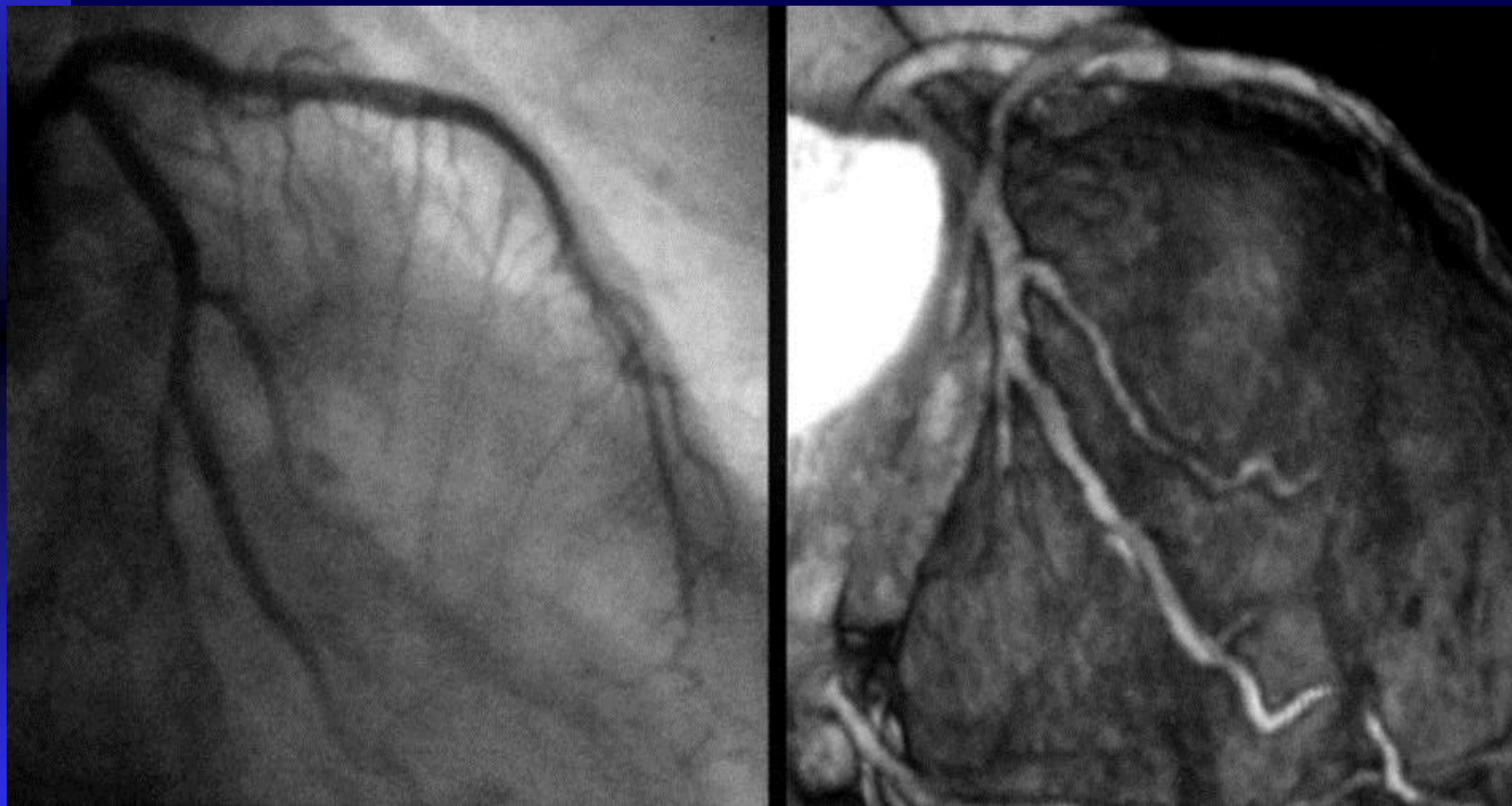
左侧冠状动脉（LAO90）



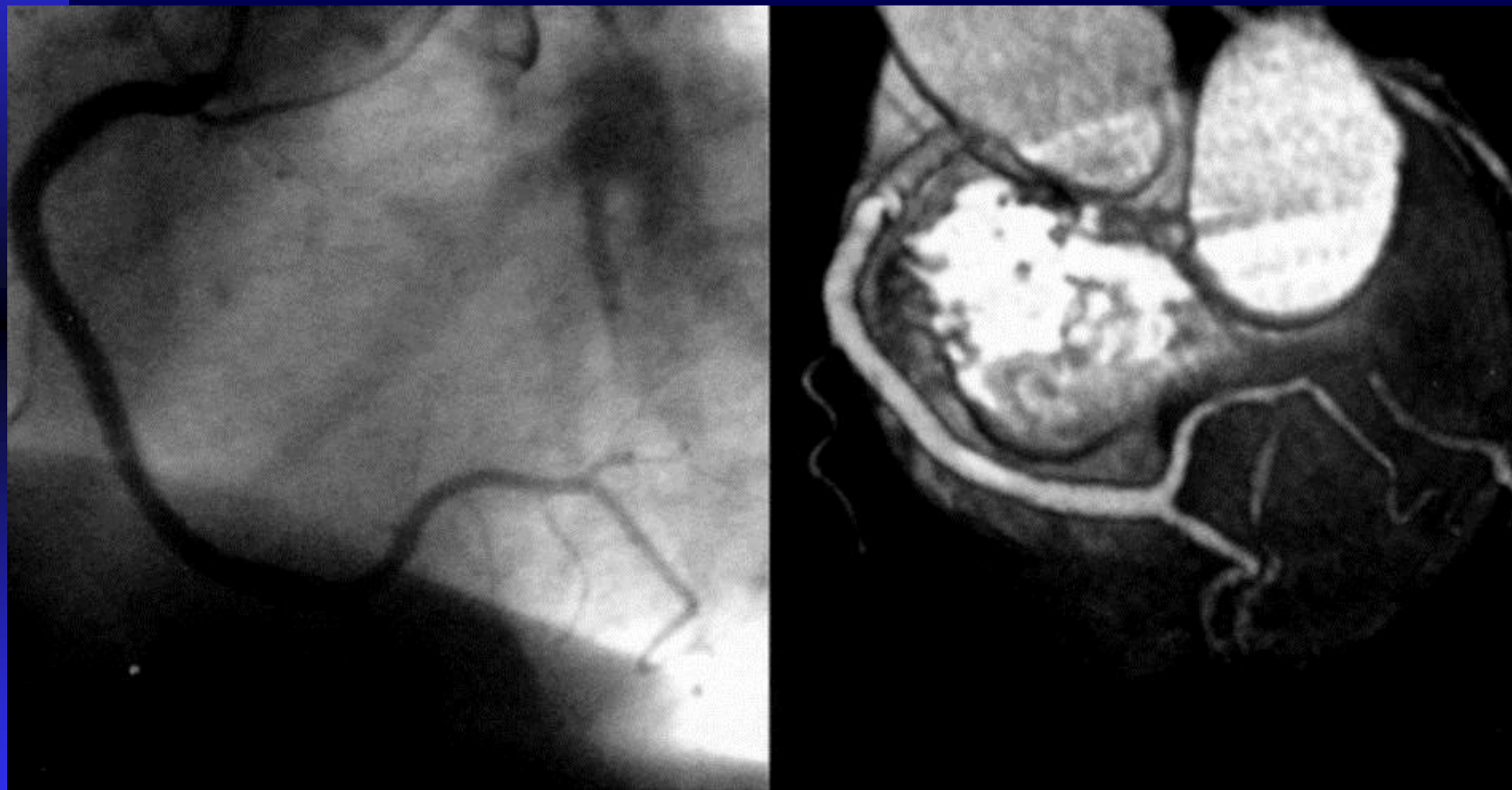
左侧冠状动脉（RAO15°）



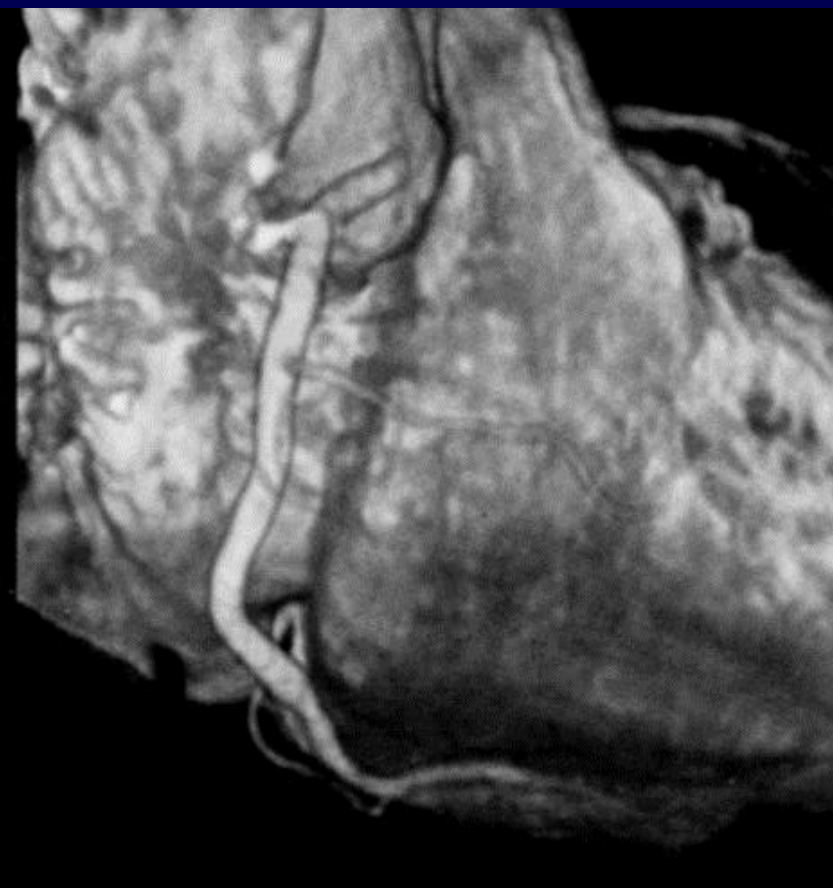
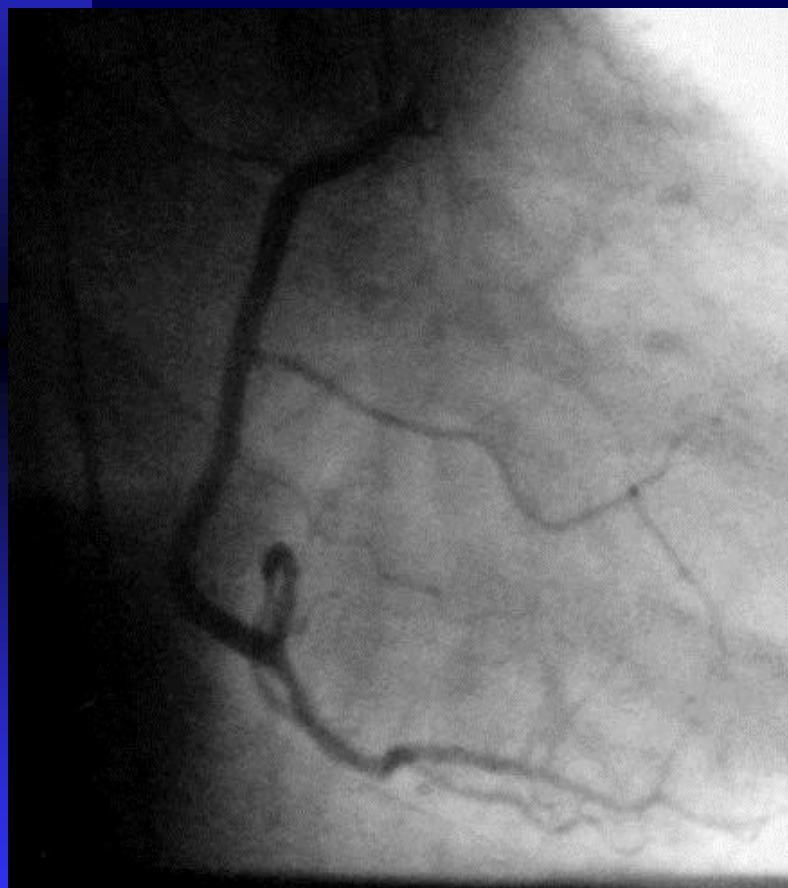
左侧冠状动脉 (RAO30)



右侧冠状动脉（RAO30°）



左侧冠状动脉（LAO60）

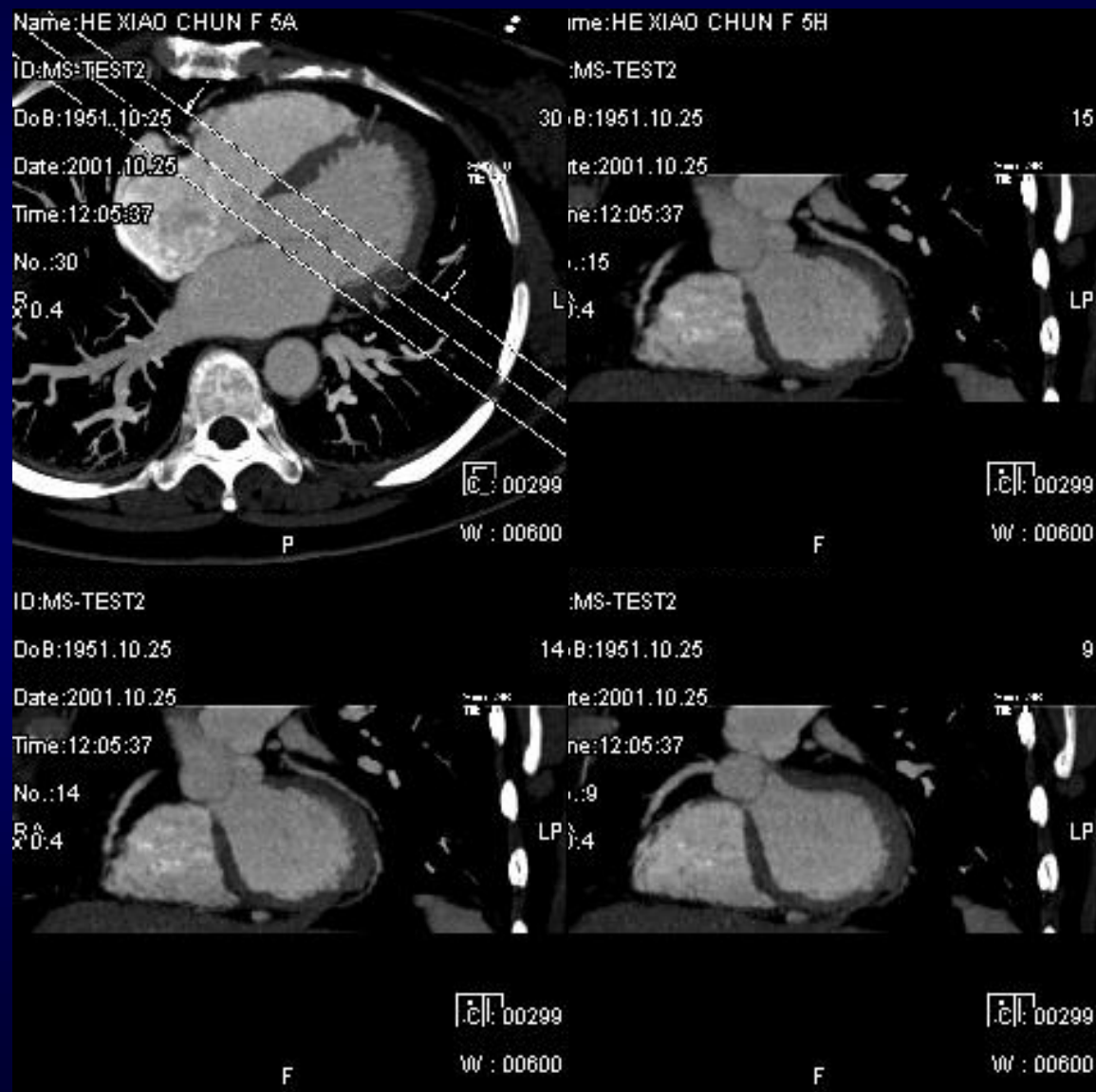


Top & Base view

(常规血管造影无法显示)



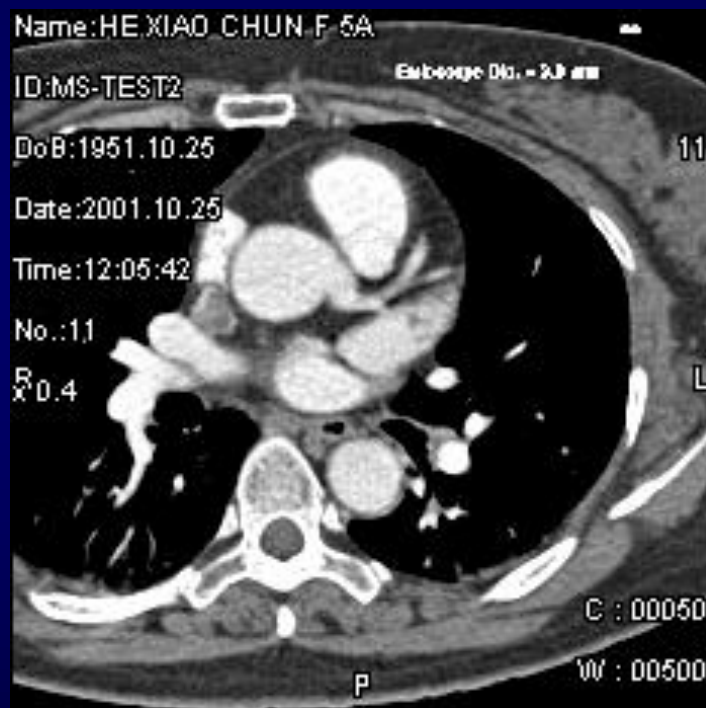
冠状动脉（短轴位MPR）



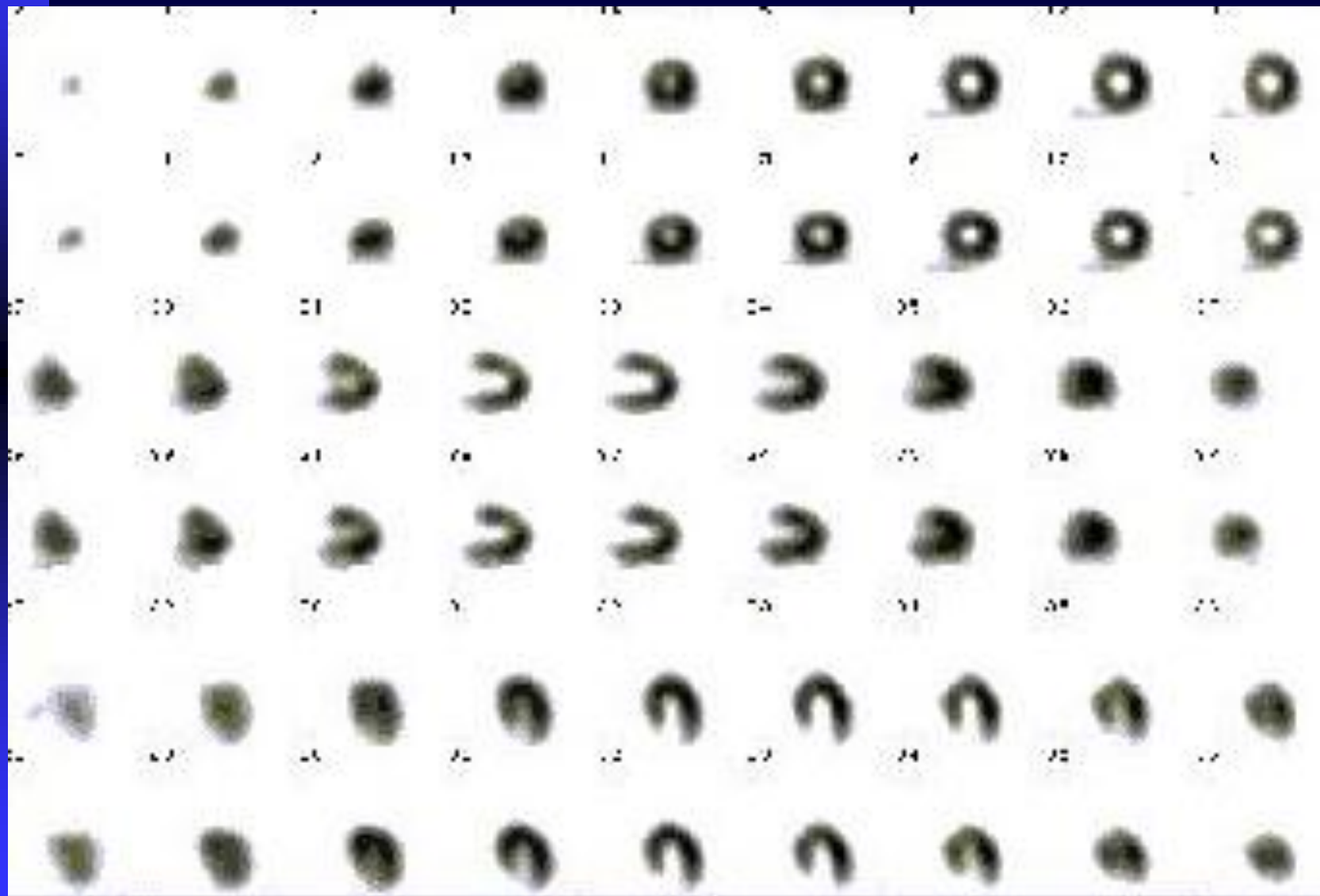
冠状动脉（长轴位MPR）



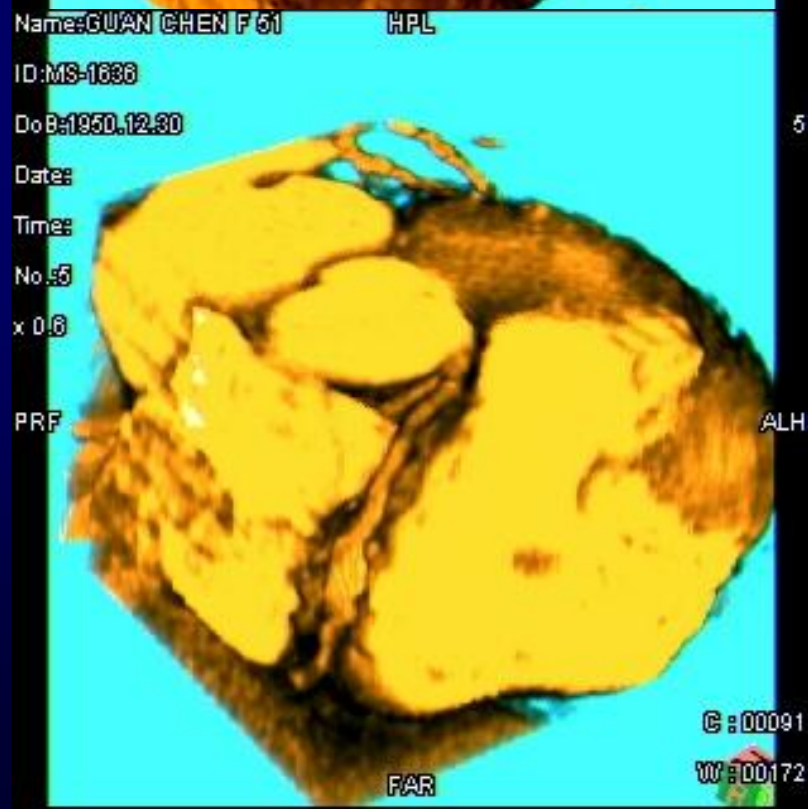
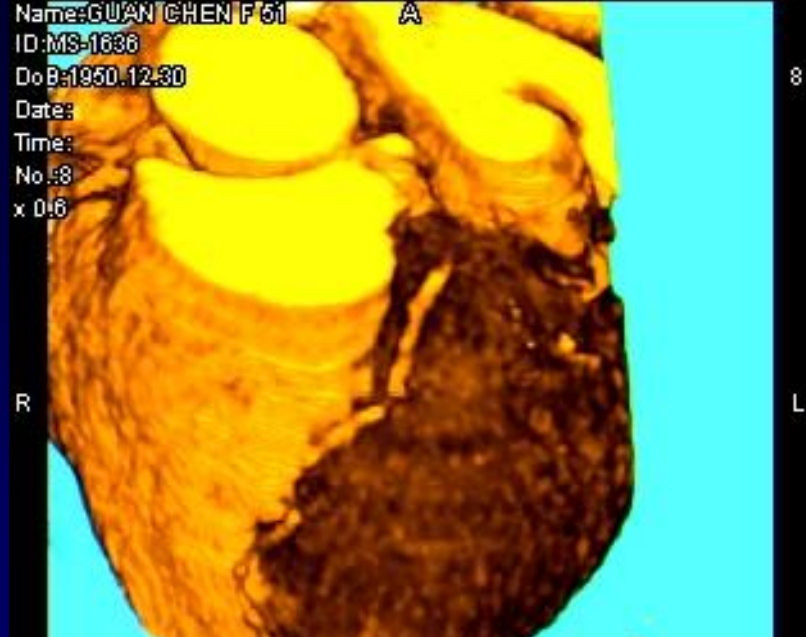
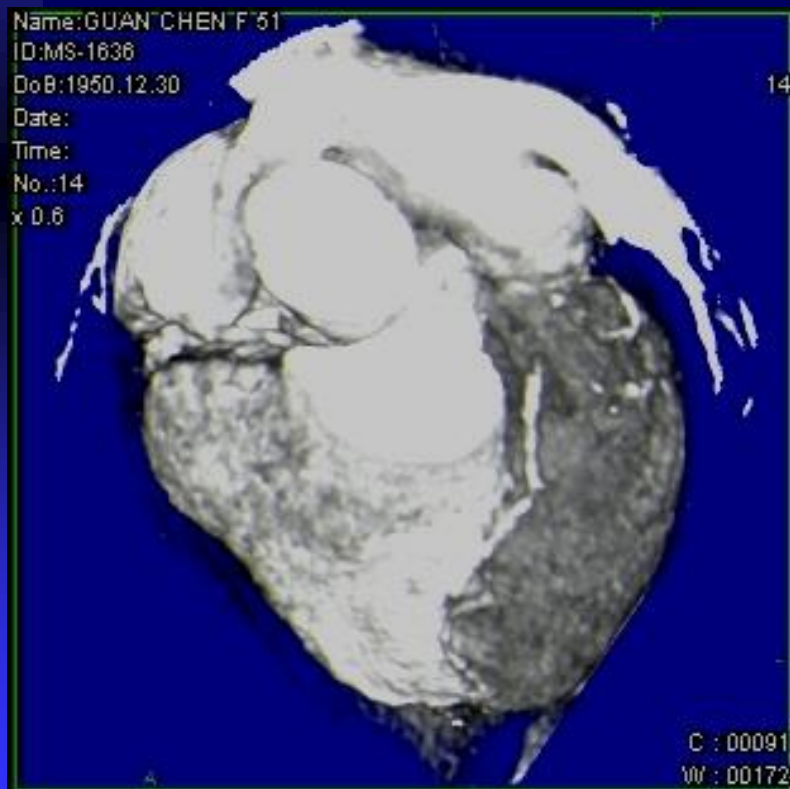
冠状动脉VE



心肌灌注显像（运动+静息）



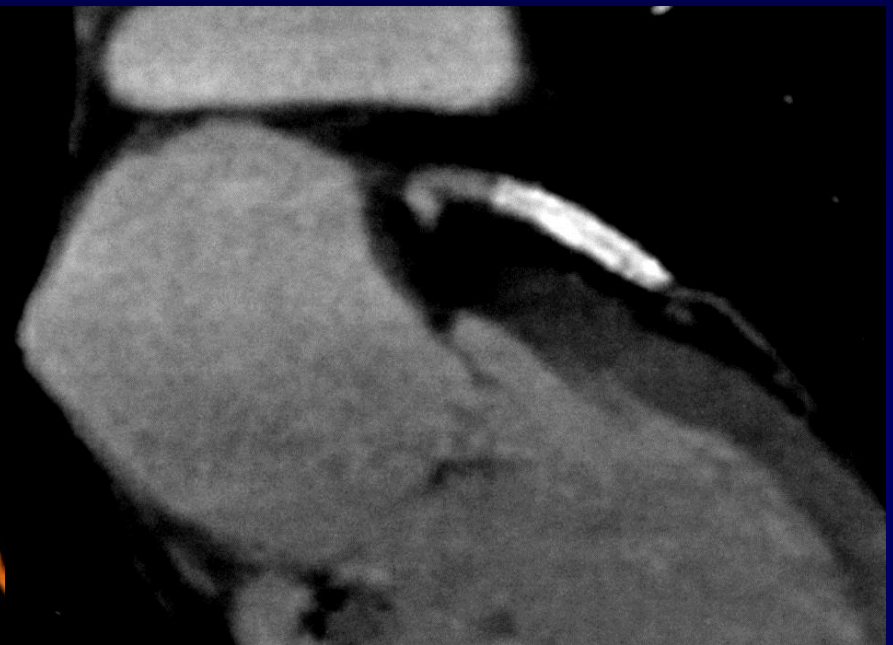
冠状动脉狭窄 (左前降支)



左前降支狭窄

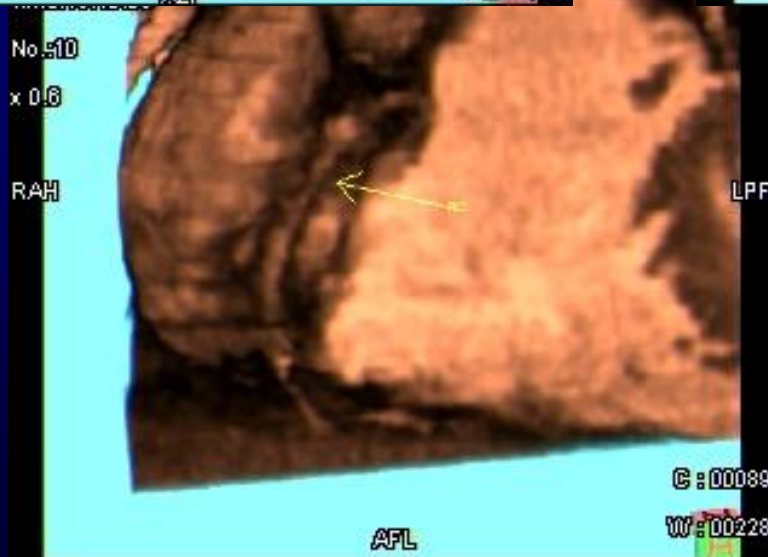
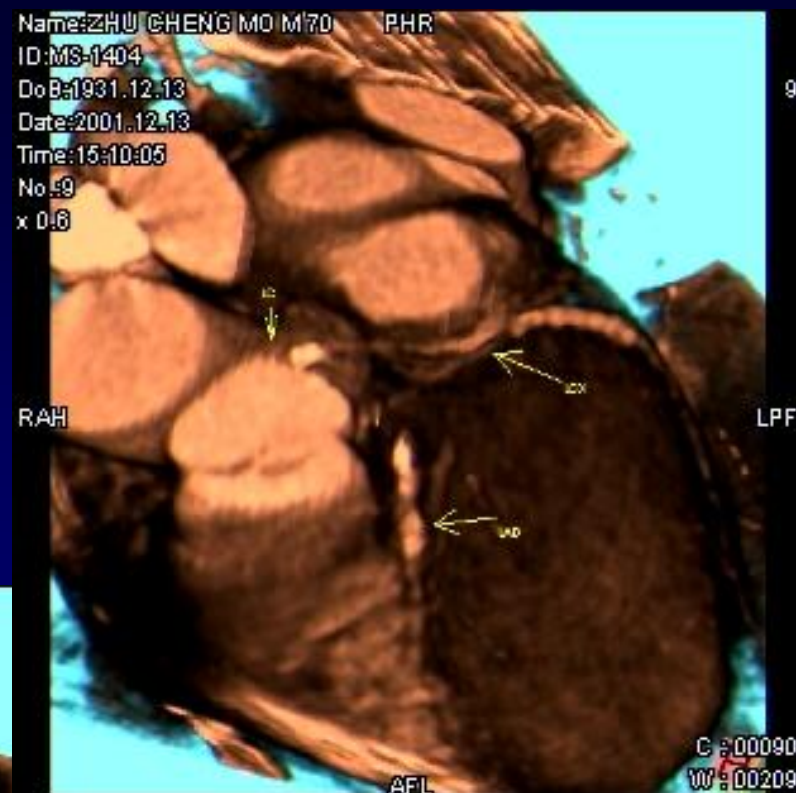
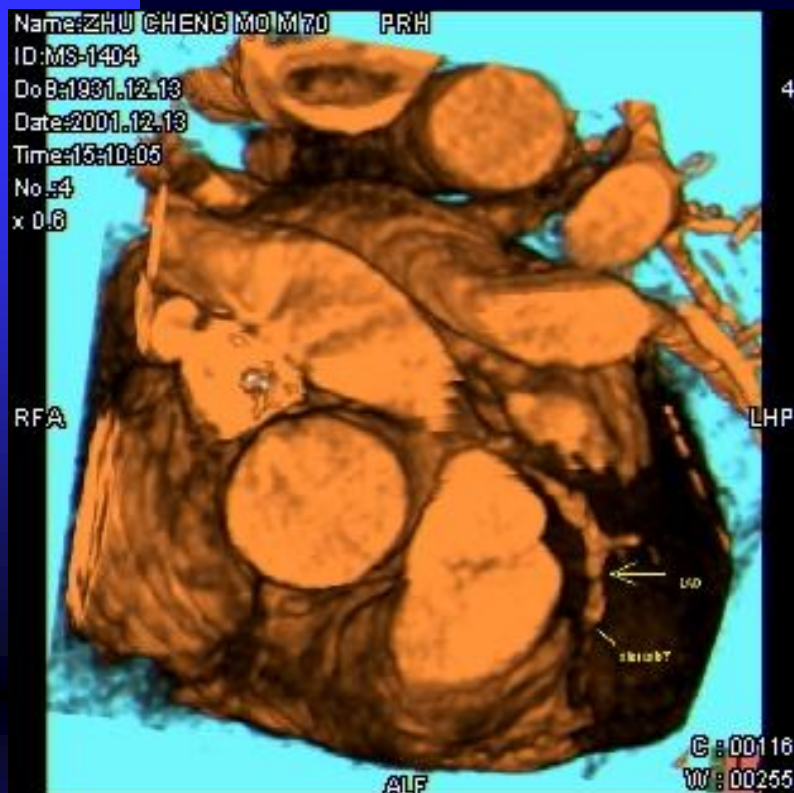


左侧冠状动脉支架



curve-MPR

VR



冠状动脉支架 植入术后随访

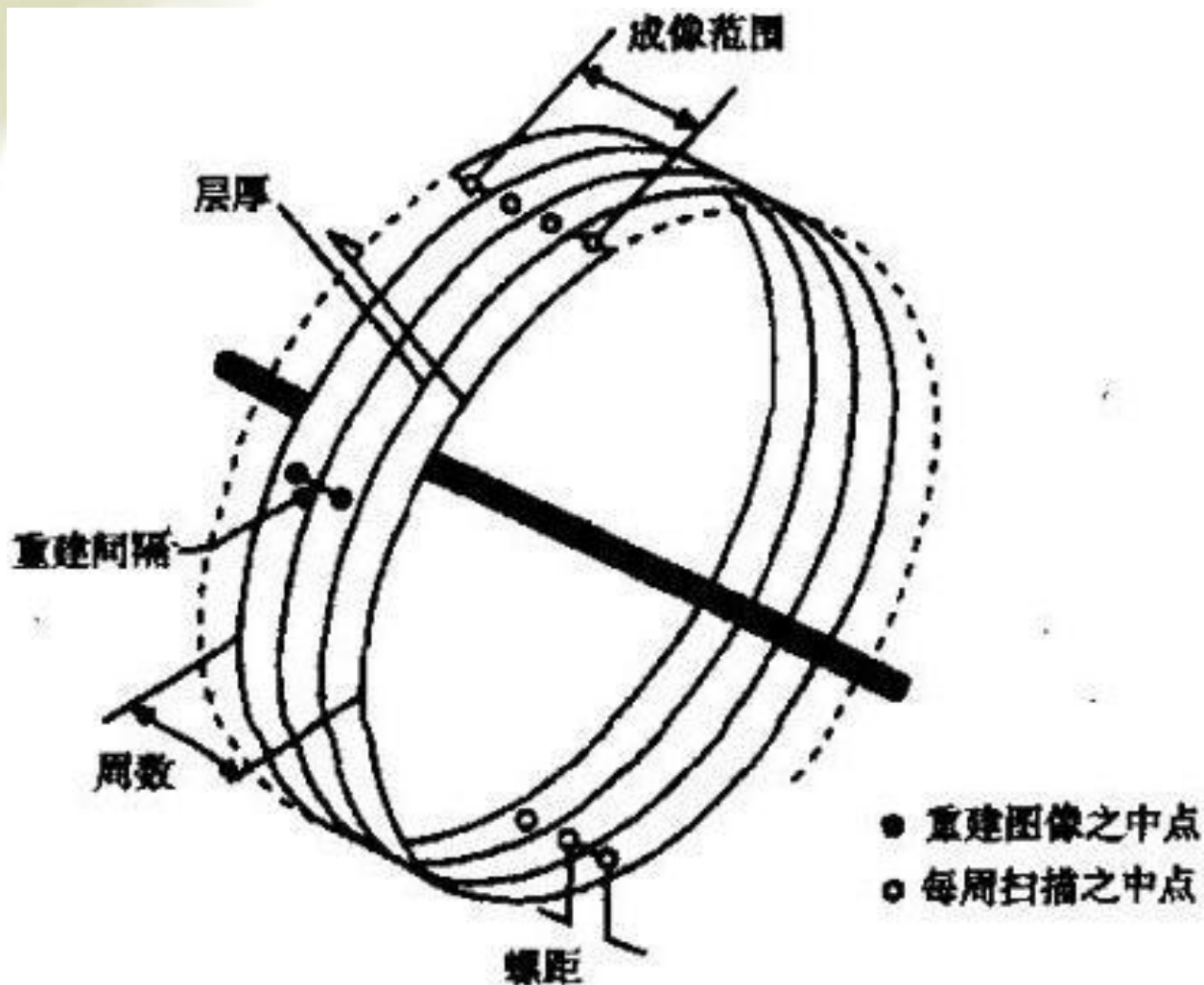
四、螺旋CT的有关参数

1、2、一般参数与螺距

- 总成像数：一次采集所有重建图象数=数据获取周数/。
- 重建间隔：相邻两层面的距离。
- 图象数目：成像层间隔和床的移动
- 回顾性重建：
- 成像范围：第一层面的中点与最后层面中点距离
- 成像间隔：连续两幅重建图像的层面中点距离
- 每周成像数=螺距/成像间隔
- 床的移动范围：

螺旋扫描参数

① 一般参数：数据采集、周数、层厚、螺距



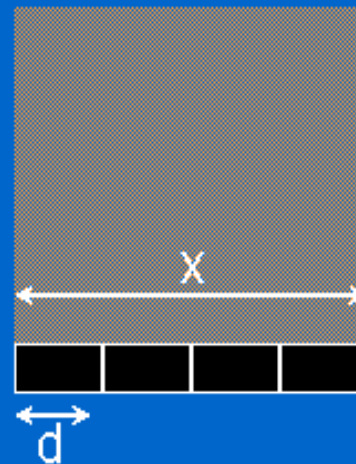
1、螺距 (pitch)

Pitch

- Pitch can be defined relative to total x-ray collimation (x), or individual detector width (d)

$$\text{Pitch}_x = \frac{\text{table travel}}{\text{x-ray beam width}}$$

$$\text{Pitch}_d = \frac{\text{table travel}}{\text{detector width}}$$



螺距越大；扫描速度越快

螺旋CT – 螺距

$$\text{螺距} = \frac{\text{旋转一周床移动距离 (mm)}}{\text{扫描射线束宽度 (mm)}}$$

- 螺距是重要的参数
- 典型的螺旋率 - 0.5, 1.0, 1.5, 2.0
- 螺距 = 1, 同连续轴向扫描
- 螺距 < 1 可知有重叠部分, 病人剂量大, 影像质量比较好
- 螺距 > 1 需要插值, 病人剂量较小 部分扫描, 快速成像,

2、节距系数

螺距与X线准直宽度的比值。

3、扫描时间

X线球管旋转一周所需的时间。

4、切片厚度

影像重建所选择的厚度。

5、容积数量

相对与非螺旋CT来讲。其数据的采集是全面连续的而非间隔性的。

6、重建间隔

利用原始数据进行图像重建时，设定的图像间的间隔。

7、矩阵(matrix)

CT中的矩阵是为了适应计算机和图像显示用的。

实际上是一幅纵横二维排列的单位容积和像素，在数学模型中，通过计算机运算，列出的吸收系数分布图称为重建图像。

CT机上常见的矩阵为：

256×256 ， 320×320 ， 512×512 ， 640×640 等。

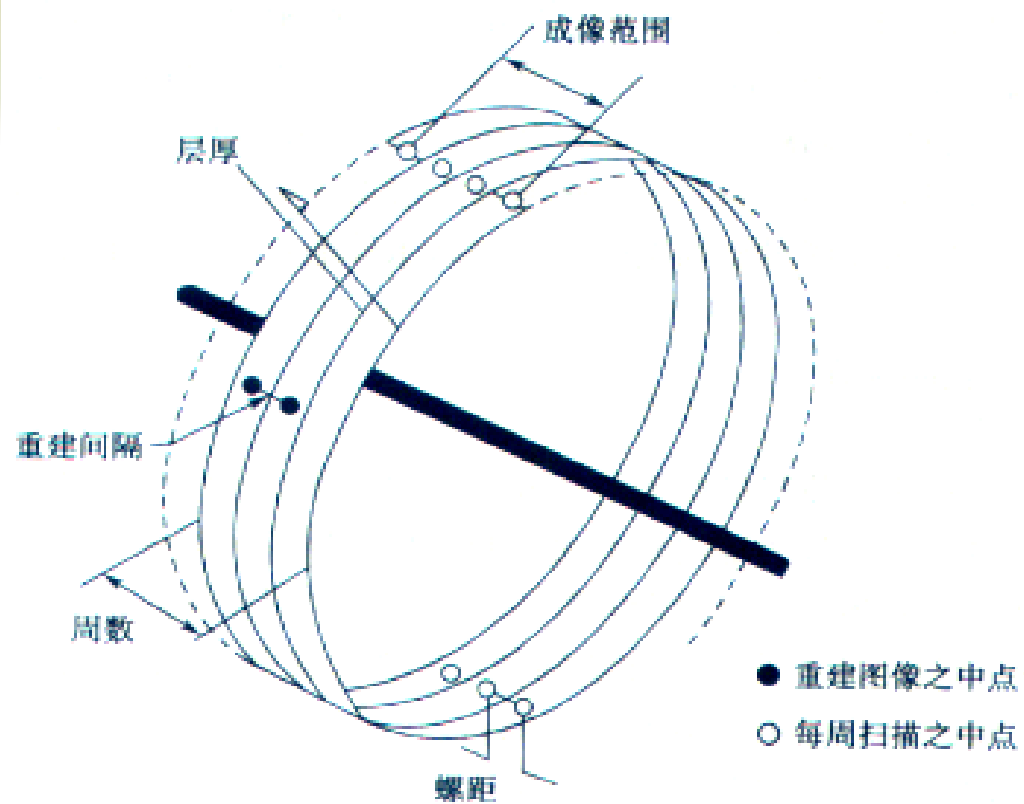


图 5-26 螺旋扫描的有关参数

8、像素(pixel)

又称像元。是构成CT图像的最小单位。也就是矩阵中的一个小方格。

例如：矩阵 256×256 ，则该幅图像有 $256 \times 256 = 65536$ 个像素。

9、体素：

X线通过人体厚度作为深度，通常有5mm和10mm，那么它的深度就是5mm或10mm。如果像素点是 1×1 平方毫米，则此体积单元就是 $5 \times 1 \times 1$ 或 $10 \times 1 \times 1$ 立方毫米。这就是体积单元。

当体积单元减少（层厚变薄），探测器上光子将随之减少，此时为了保证图像质量，就要增加曝光剂量。

10、仿真模型：

按照人体密度而做成的各种各样的模型，用来测定CT机的性能。常见的有水芯模型和有机玻璃模型。

水芯模型： CT值为0

有机模型： CT值为1000；

主要用来校正CT值。检验其是否存在偏差。

② 螺旋因子

螺距与层厚的比值；螺旋度则为螺旋因子乘以100%。

螺旋因子常选为：1、1.25、1.5和2。对应的螺旋度则为100%、125%、150%和200%。如图5-27所示，层厚、螺旋因子、成像范围之间的关系。

成像范围、成像间隔。

螺距成像一周内可以重建出一幅或多幅图像，当仅重建出一幅图像时，成像间隔等于螺距。

螺距=螺距因子×层厚

每周成像数=螺距/成像间隔

- **周数**：一次数据采集中X线管旋转周次
- **层厚**：由准直器设定的X线束的厚度确定。
- **螺距**：X线管旋转一周扫描床移动的距离。
- **螺旋因子**：螺距与扫描层厚的比称为螺旋因子。（螺旋度）
- **进床速度 × 扫描时间 = 扫描范围**

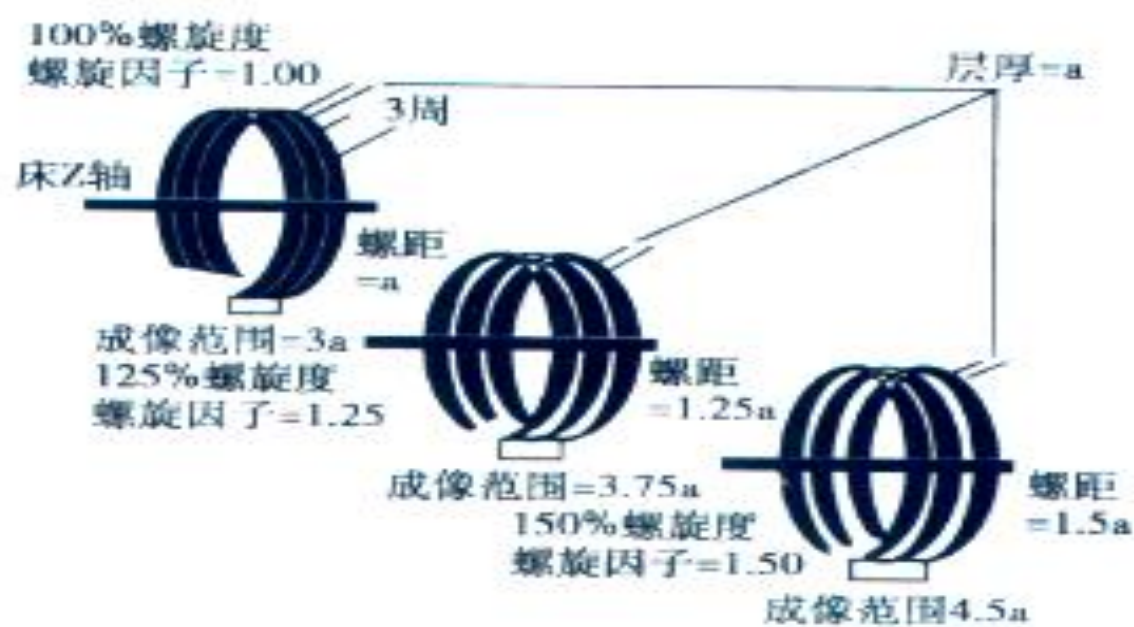
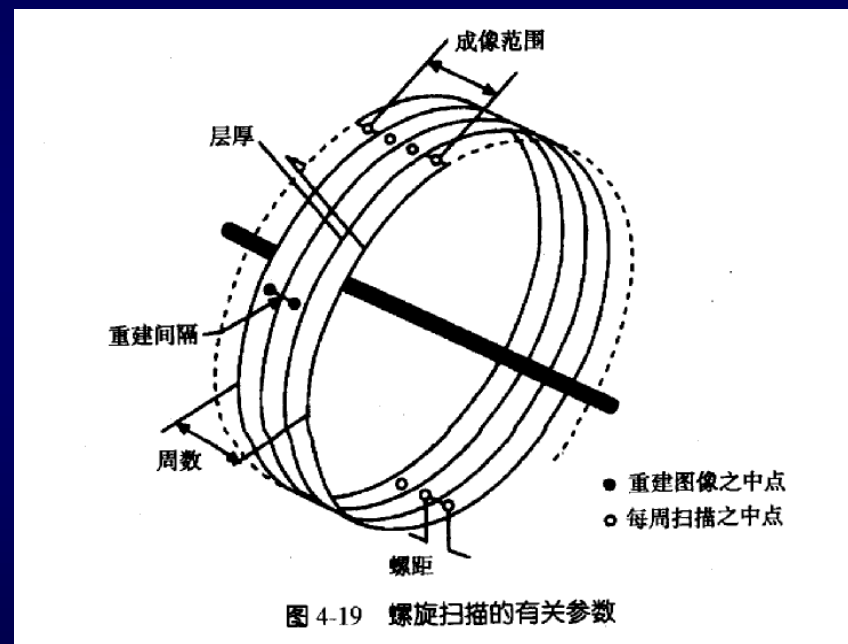


图 5-27 层厚、螺旋因子、成像范围之间的关系

- 扫描层厚一定，螺距越小，进床速度愈慢，切层越薄，图像质量越好。
- 螺旋因子小于1



螺旋数据与螺旋扫描

- ❖ 普通CT扫描参数有KV、mA、层厚(成像部位和扫描目的确定)。
- ❖ 螺旋扫描的数据称为**螺旋数据**，螺距、层厚、扫描时间三者可调需良好配合，最长扫描时间取决mA和X线管容量、可在任意位置重建图像。
一次扫描病人需屏住呼吸。
- ❖ 进床速度 (table increment)
- ❖ 重建图像间隔
- ❖ **螺旋CT扫描范围=由扫描时间与床移动速度**
- ❖ **螺距 (pitch)** X线管每旋转一周，床面移动的距离
- ❖ **螺旋因子 (pitch factor)**，床移速度与层厚的比 当进床速度等于层厚，螺旋因子为1
- ❖ 运动伪影 起点与终点不重合。内插法校正。

- ❖ SCT的优点是单次屏住呼吸就可完成整个检查部位的扫描，且可以在任意想要的位置上重建图像。
- ❖ 在螺旋扫描中，当扫描床匀速通过X线扫描时，X线管连续曝光旋转。**X线管每旋转一周，床面移动的距离称为螺距**。不同于轴向扫描时产生的分离独立的数据组，螺旋扫描产生一组连续的数据。
- ❖ **螺旋因子**：床移动速度和层厚的比值，一般多选1，即进床速度等于层厚。
- ❖ 螺旋扫描时，扫描床的连续匀速移动导致每一周扫描的起点和终点不在一个平面上，因此在图像重建之前，为了消除运动伪影和防止层面的错位，需要在所采集的原始数据的相邻点用线性内插法进行校正。线性内插法有两种：360度线性内插法和180度线性内插法。

3 螺旋插值

- 周向扫描时，发生了位移，如果直接360度重建会出现伪影，一般是合成平面数据；
- 螺旋内插法，螺旋内插器；
- 标准型，清晰型和超清晰型；

螺旋ct实施扫描时重新安排投影数据在180度内完成内插运算，以缩小每个图像螺旋扫描的范围，避免了平均容积伪影的影响。也就是说，由于图像数据是从超过360度的螺旋扫描层面任一部分所获得，所以要想得到高精度的横断面图像就需要使用内插运算技术。这种技术最简单的方法是相邻螺旋因间螺旋投影数据的线性内插处理，避免了平均容积伪影的影响，并因采用了180度内插处理，限制了x线管功率和使用大热容量的x线管，所以大大减少了图像噪声的影响。

线性内插与超清晰内插

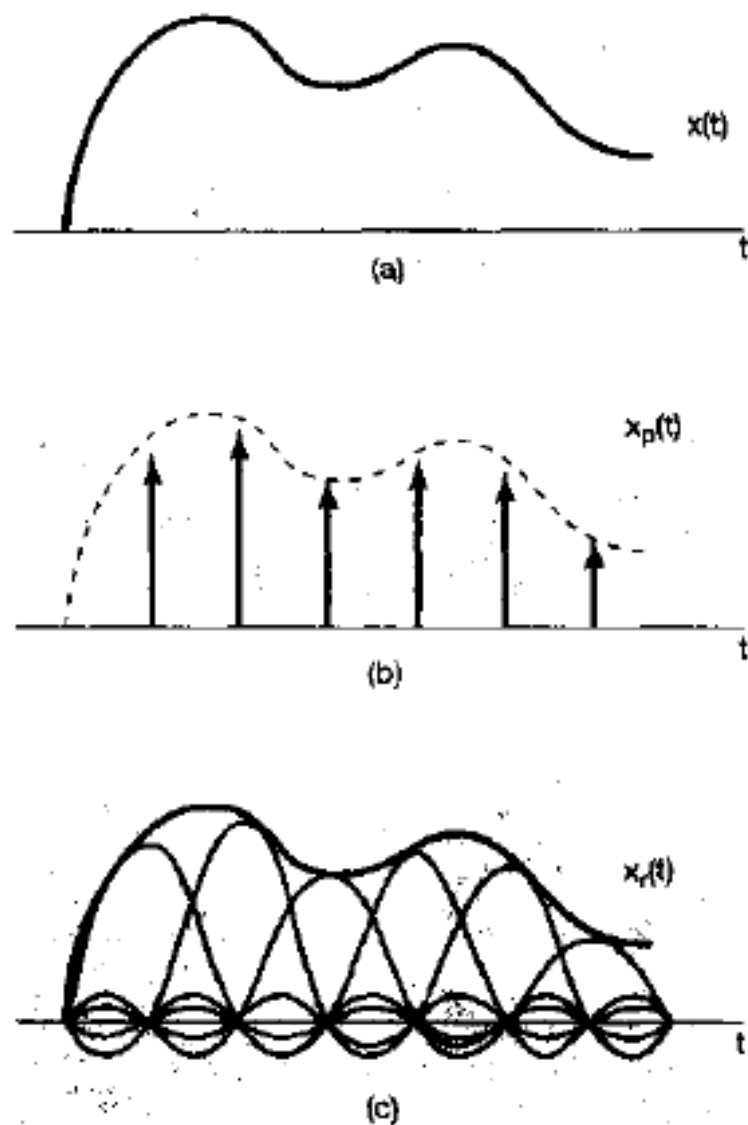
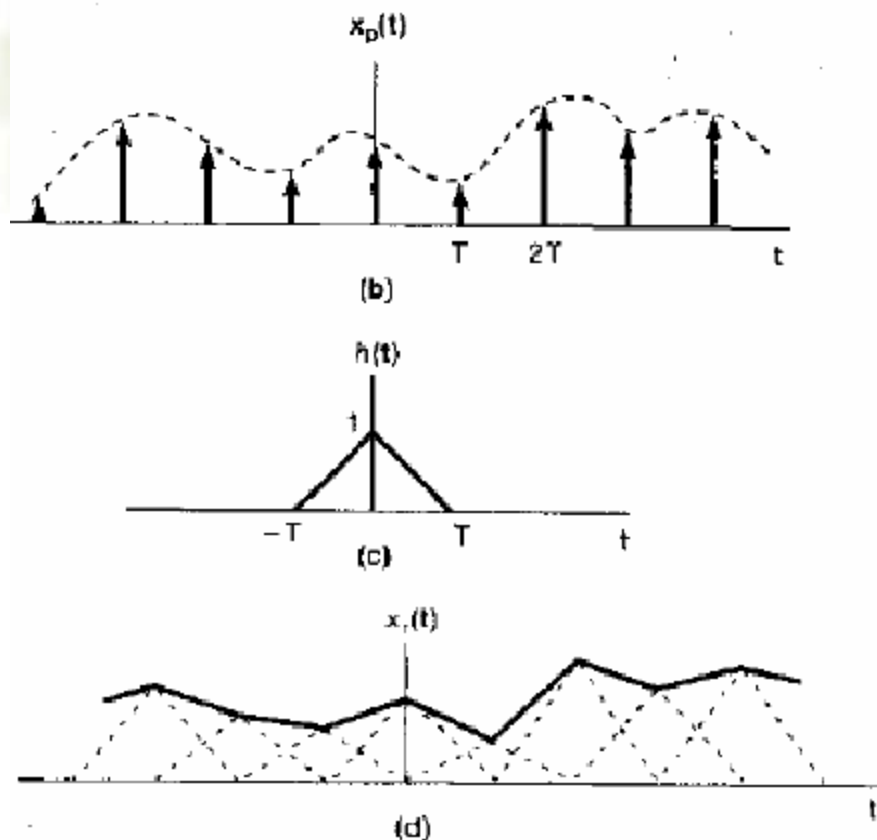


图 7.10 利用 sinc 函数的理想带限内插:

(a) 带限信号 $x(t)$;

(b) $x(t)$ 的样本冲激串

(c) 用 (7.11) 式的 sinc 函数的叠加
取代冲激串的理想带限内插

❖ *sinc*函数

$$\text{sinc}(\theta) = \frac{\sin \pi\theta}{\pi\theta}$$

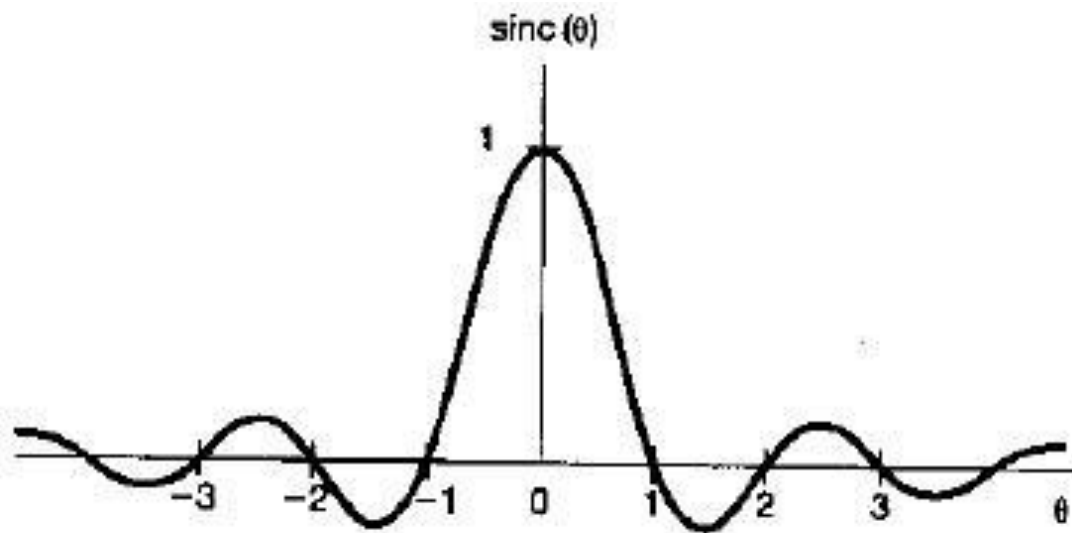


图 4.10 *sinc* 函数

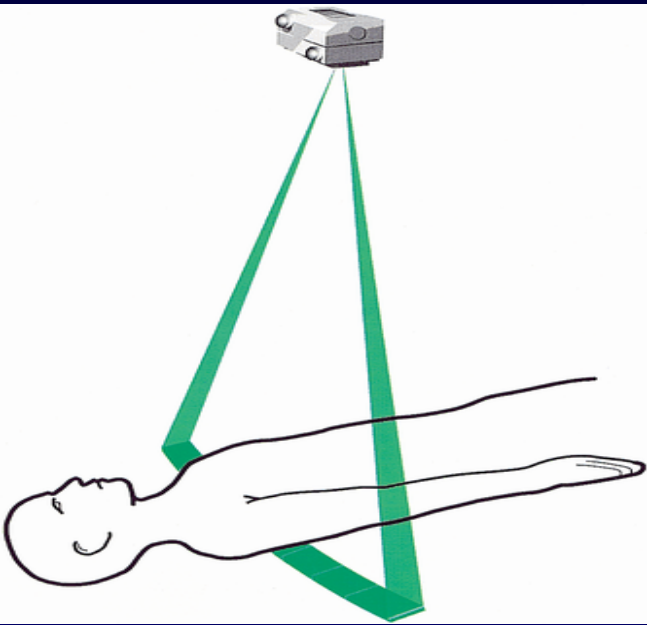
4 Z轴分辨力

- CT扫描平面分辨力通常好于Z轴分辨力；
- SSP螺旋层面灵敏度曲线；
- 受螺距影响；

三 多层螺旋CT

- 多层螺旋CT称为MSCT
- 所谓的多层是指X线管旋转一周可以获得多个层面的图像；
- 多层有时也通称为多排， 32,64等等；

(三) 多层螺旋CT

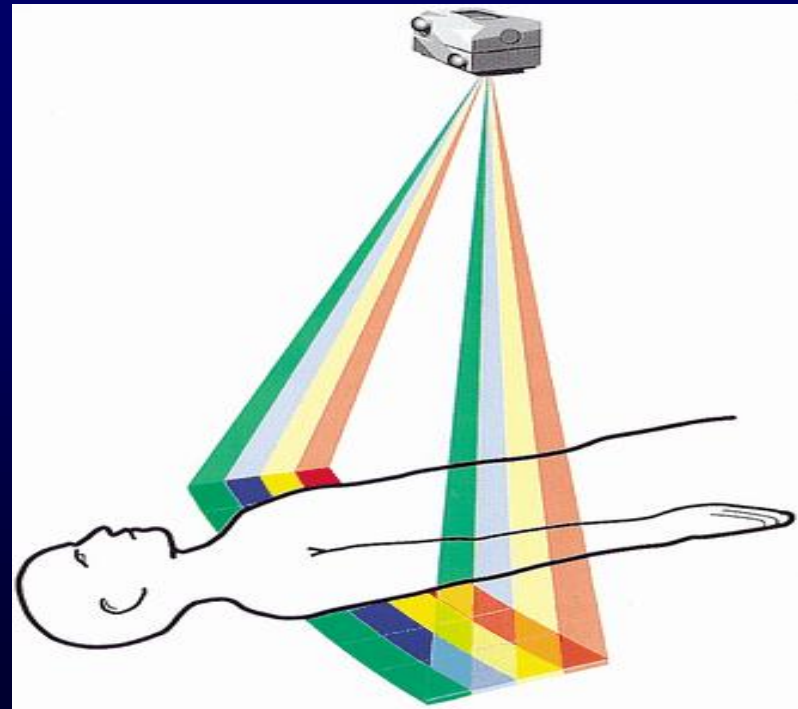


单层螺旋CT机:

- 薄扇形X射线束;
- 单排探测器;
- 单一数据采集通道;
- 一个旋转周期仅得一幅图象.

多层螺旋CT机特点:

- 锥形X射线束;
- 多排探测器;
- 多路数据采集通道;
- 每一个旋转周期可得多幅图象.



多层CT (MSCT)

MSCT的线束宽度在Z轴方向上从1cm左右增加到几cm至十几cm，属锥形束CT。那么，对应的探测器就应该是多层阵列式排布，目前，MSCT已达64层。

除最小层厚取决于最小的探测器宽度以外，MSCT的层厚可通过探测器的排列组合来获得不同的层厚。

如图5-14。

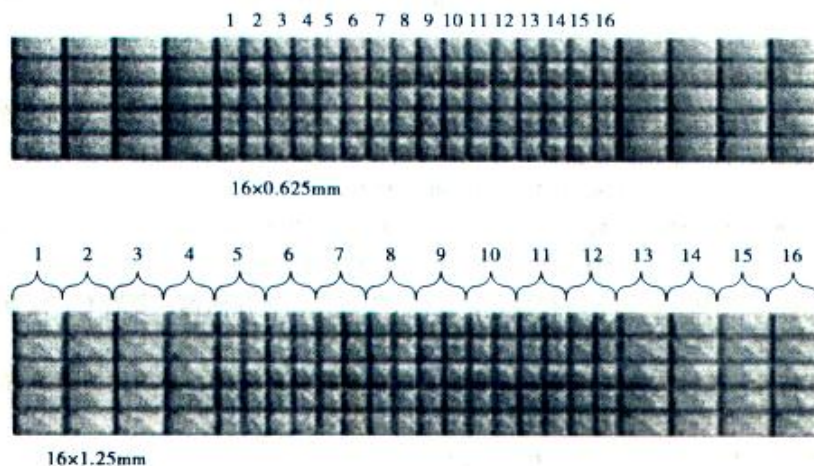


图 5-14 多排探测器示意图

一) 多排探测器

多排探测器多采用稀土陶瓷探测器

注意区分：多排与多层

排数 不等于 层数

排数：探测器的排数

层数： 一次曝光出现的图像层数

排数 $\geq$ 层数

GE LightSpeed 24排探测器 16层

面

PHILIPS Brilliance 52排探测器

40层面


SIEMENS Sensation 24排探测器 16

层面

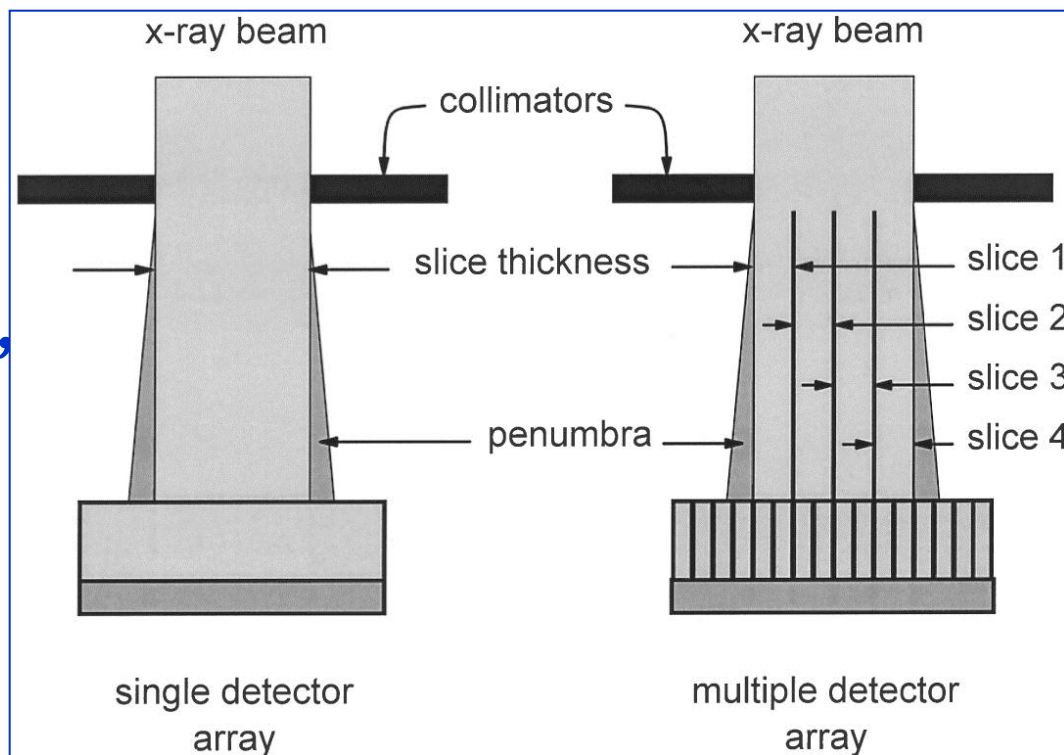
多层螺旋CT

- 概述
- 核心是检测器结构和数据采集系统（**data acquisition system, DAS**）。
- 检测器在Z轴方向的数目增加到几排至几十排，又称**多排检测器CT（multirow detector CT）**。
- 排列方式：均等分配的等宽型（对称型），Z轴方向的多排检测器宽度一致的；
- 检测器宽度不均等分配的非等宽型（非对称型）。

- **非等宽型探测器：**在宽层厚时由于探测器的数量少其相应的探测器的间隔减少，量子吸收效率较高，减少X线的曝光剂量；但探测器的组合不如等宽型灵活。
- **等宽型的探测器：**由于宽度均等，组合比较灵活、层厚改变方便，对升级如增加DAS以增加一次扫描的层数也较为容易些；但是外周的4排探测器只能组合成一个宽探测器使用，其间隔会造成有效信息的丢失，不如不等宽型探测器的效率高。

层厚：多探测器扫描阵列

- ❖ 调整准直器，使半影区域落在探测器以外；
- ❖ 放射剂量有所增加，尤其比较小层厚的多层探测器；
- ❖ 层厚决定了探测器的宽度



[Detector system]

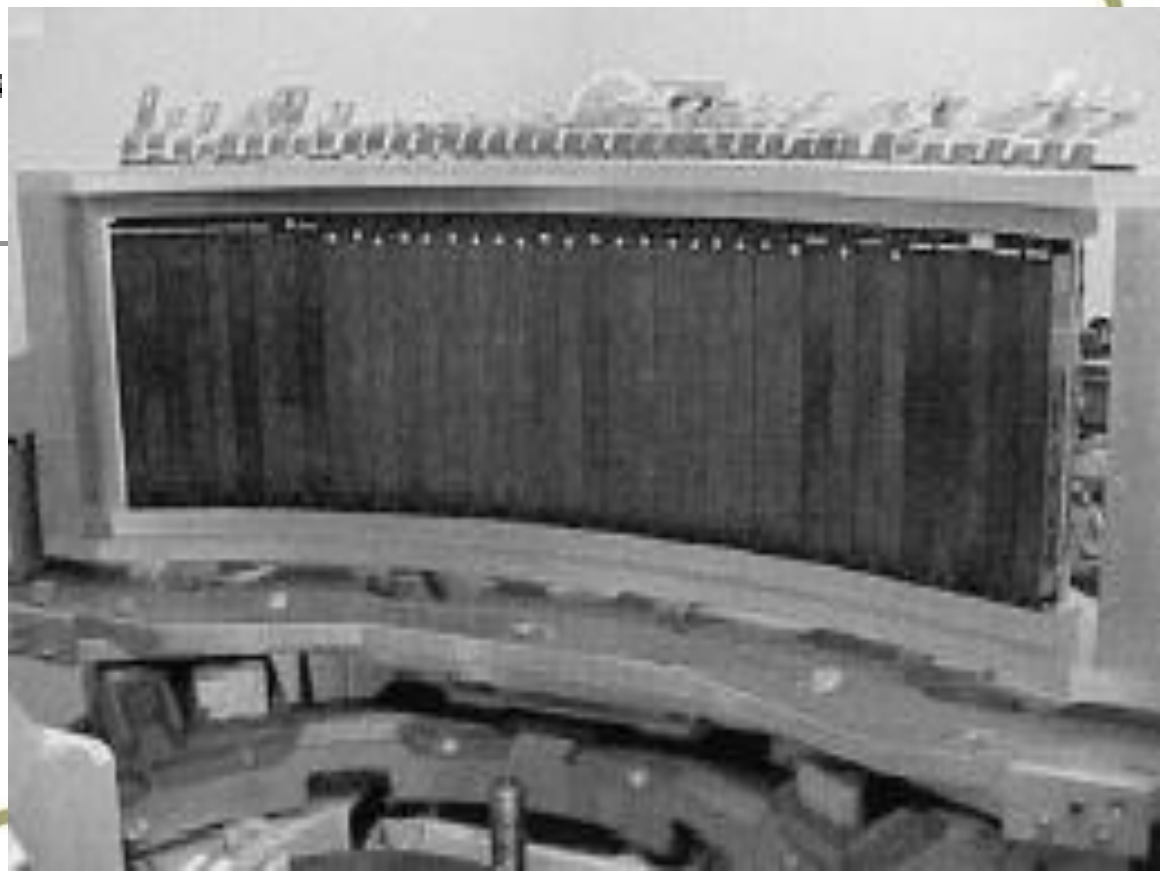
38-blocks (912-ch.)



[Detector
block]

64-slices

24-ch.



二) 螺距概念

- 螺距定义
- 与单层螺旋CT不一致
- 螺距=1时，不一定是图像最佳
- 螺距的可选择性

三) 层面选择

- 滤过宽度FW
- 层面灵敏度曲线SSP

四) 重建算法

- 优化采样扫描
- 滤过内插法

五) 应用特点

- 分辨力（薄层厚）、覆盖面和速度三因素；
- 两大特点：
 - 容积数据采集一次扫描可得到重建不同层厚CT图像的数据；
 - 成像速度快，能包容较大范围进行容积扫描；
- 其他一些特点和新技术

新技术进展

- **双源CT技术**

DSCT在机架内相互垂直地安放了2套球管-探测器组合的数据采集系统呈90度排列，这是双能量成像得以在双源CT中实现的硬件基础。1套球管及其探测器可覆盖整个扫描野，直径为50CM，探测器弧度约为60度，而另外1套球管及其探测器仅能覆盖直径为26CM的扫描野，探测器弧度约为32度。进行双能量扫描时2个球管的管电压分别为80kV和140kV，输出的X线能量分别为53.3keV和71.0keV，同时为保证低KV球管输出足够的X射线其管电流约为高KV球管的3倍。双能量成像扫描时DSCT的2个球管分别以各自设定的管电压同时发出X射线，然后经被检体衰减后同时又被各自相对应的探测器采集，从而获得2组原始的双能量数据，然后再对获得的数据进行一系列分析即为DSCT的双能量成像方法。

用于清晰的冠状动脉成像，精细的头颈部血管成像，微创可靠的肺灌注成像，韧带和肌腱的显示

- **双能量探测技术**

DSA技术中

- **飞焦点技术**

是利用磁偏转线圈是阴极发射的电子束可以打在阳极靶上的不同位置，产生两个焦点，但显然只有一个灯丝。

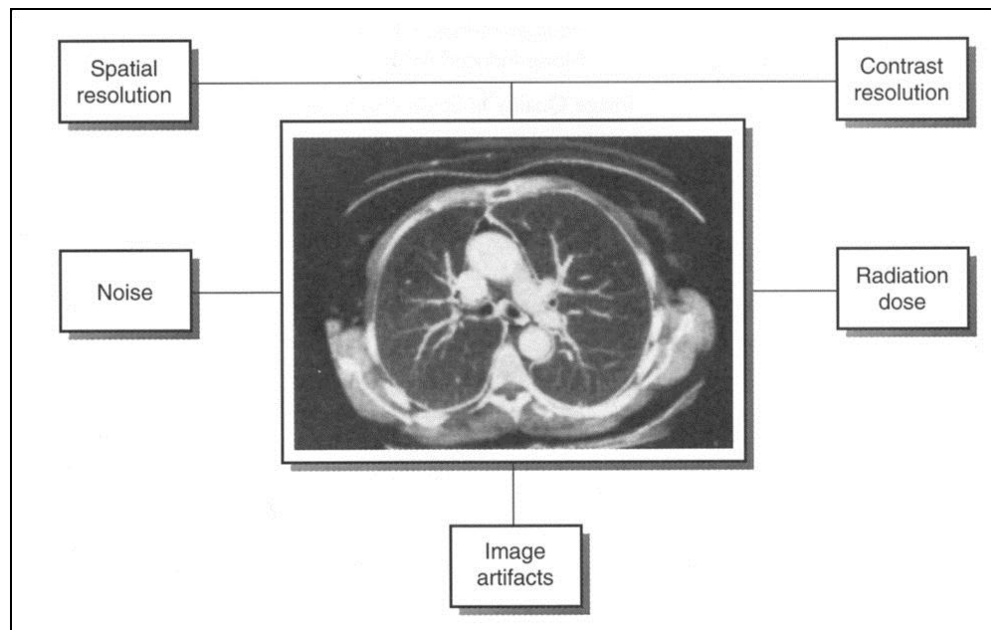
利用快速切换的焦点，实现部分重叠的投影，再利用与焦点切换同步的信号采集，实现数据量的加倍。实验表明，这能够改善层面内的空间分辨能力，或者同时能够获得多一倍的图像数。西门子专利技术

第五节 X线CT的设备质量保证

一、评价图象的质量参数

- 对比度 对比度分辨力
- 高对比度分辨力 低对比度分辨力
- 空间分辨力
- 图象噪声与X射线剂量
- 均匀度

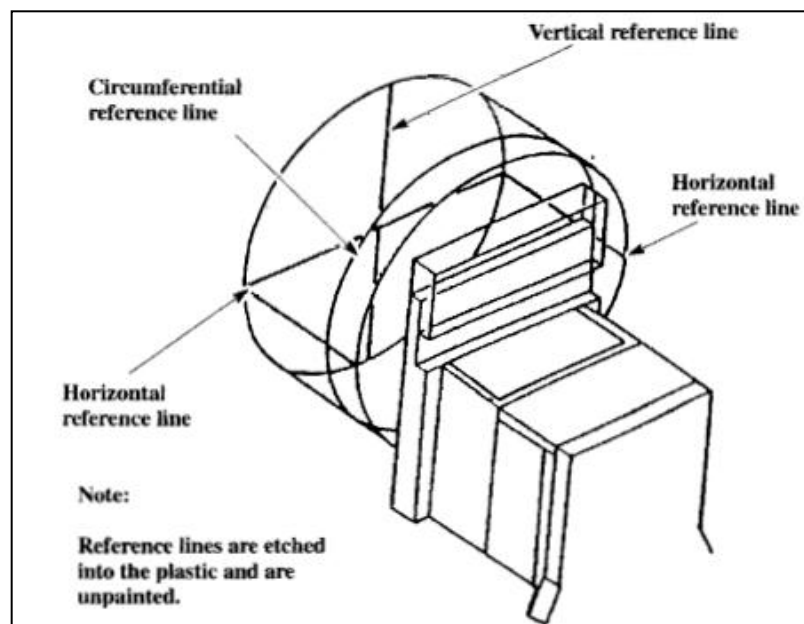
影像质量



- **空间分辨率**：区分相邻的物体的差别的能力，是由像素的尺寸影响的；
- **低对比度或组织分辨率**是指对组织之间的CT值的差别，即微弱的对比度下差别的分辨能力

质量保证

- 在设备的使用周期中，保持较好的输出影像质量，建立和实施经常性的质量保证计划 (QA)；
- 制造商往往提供一定的QA体模和质量保证计划；
- 体模用以在最小的消耗下得到最多的影像质量评估信息；



质量保证

- 所测试的影像质量参数：
 - ✓ 高的空间分辨率
 - ✓ 低对比度下的探测能力
 - ✓ 噪声和不均匀程度
 - ✓ 层厚
 - ✓ CT 数的精度和线性
 - ✓ 放射剂量

1. 对比度与对比度分辨力

1) 对比度（影像对比度）：

在CT图象中，表示像素间黑白程度的对比

定义式
$$\Delta = \left| \frac{a-b}{a+b} \right| \times 100\%$$

式中，a、b 为两体素的CT值

相对对比度

$$\Delta = \left| \frac{a - b}{b} \right| \times 100\%$$

影响对比度的**主要因素**:

(1) 物质间的密度差

(2) X光子的能量

- 水与有机玻璃的相对对比度约为12%

2) 对比度分辨力（密度分辨力）

描述影像系统显示X射线对物体透射度的微小差别的能力；

或CT图像表现不同物质的密度差异的能力。

用百分单位毫米数（%/mm）表示，或以毫米百分单位表示（mm/%）。

CT机密度分辨力范围为0.25%~0.5%/1.5~3mm，大多数CT机在头颅扫描时能分辨0.5%/2mm的密度差。

与测量时所采用的剂量大小有关。

影响因素：

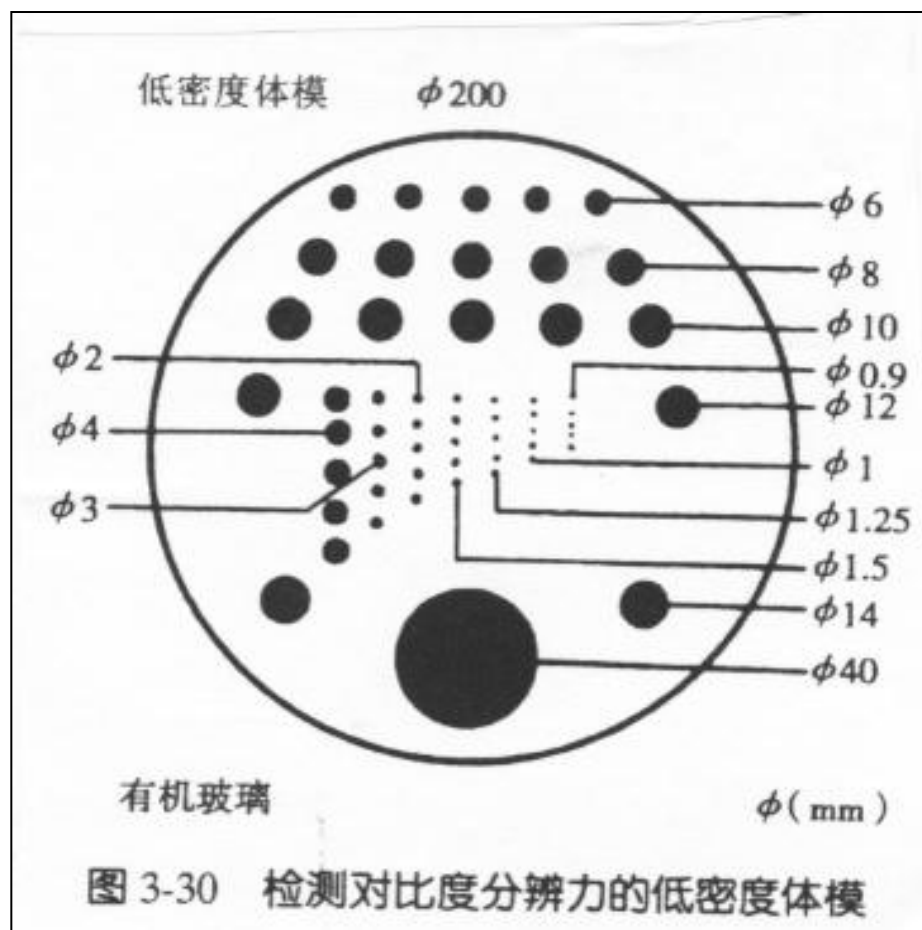
- (1) X射线的光子能量
- (2) 噪声
- (3) 窗位 窗宽的选择

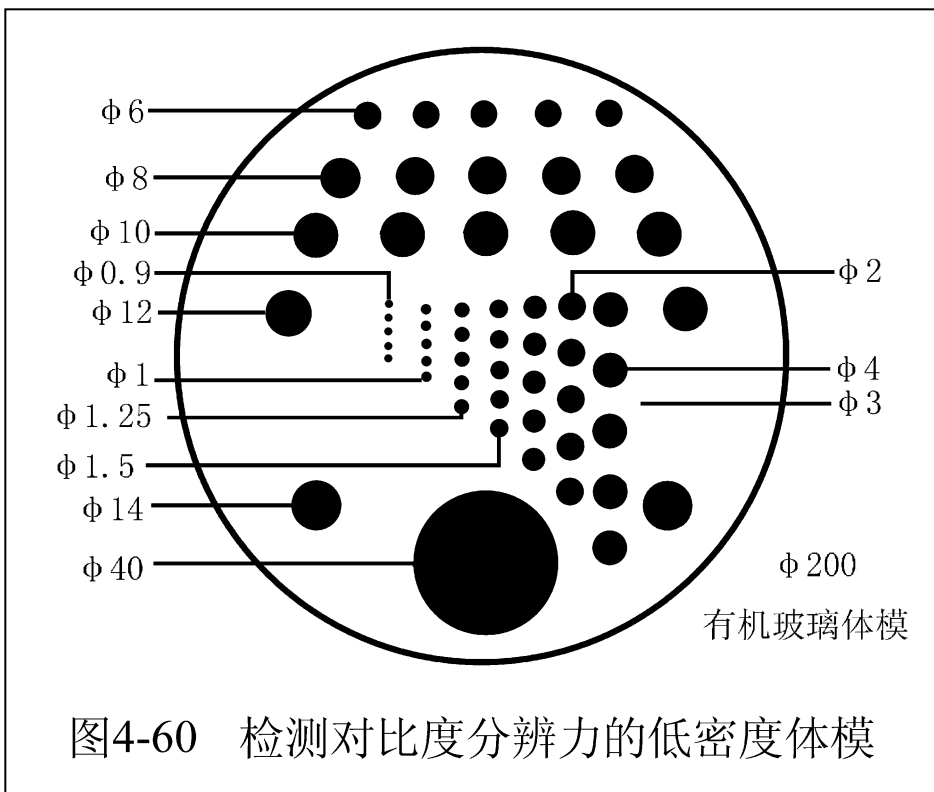
X-CT图象的优势：

密度分辨力高，其典型值为0.1~1%

而普通X射线摄影，透射度需达到5%
以上方可区分。

对比度分辨力检测方法：
利用低密度体模做CT, 对图象进行主观评价。





- 当被分辨组织器官的较小结构或病灶的线度过小时，即使在满足对比度分辨力的条件下，该较小结构或病灶也未必能被分辨或识别出来。

- CT图像存在对物体线度大小的分辨能力问题。且和对比度有关：在高对比度下（物体与周围环境的线性衰减系数 μ 差别较大的情况），物体的线度不很大时，就可能被分辨或识别出来；在低对比度下（物体与周围环境的 μ 差别较小的情况），物体的线度需较大些才可能被分辨或识别出来。
- 引出高对比度分辨力和低对比度分辨力概念：

高对比度分辨力和低对比度分辨力

1) 高对比度分辨力的定义

物体与匀质环境的X射线线性衰减系数差别的相对值大于10%时，CT机能分辨该物体的能力。

2) 低对比度分辨力的定义

物体与匀质环境的X射线线性衰减系数差别的相对值小于1%时，CT机能分辨该物体的能力。

3) CT图象能分辨组织器官的最小线度与对比度有关

- **GB**对两种分辨力的探测方法，是通过通过对适合于直接进行图像视觉评价的各种规格的体模进行扫描，之后对所得图像进行视觉评价；
- 对验收检测、状态检测以及稳定性检测合格标准，都有具体的数值规定；
- 每月都要按国家标准进行检测。
- 检测中，要求单次扫描的X线的剂量 $\leq 50\text{mGy}$ （脑组织扫描）。

- 密度分辨力受扫描层厚、图像噪声、重建算法、光子数量、物体大小、物体对比度、WW和WL选择和系统MTF的影响，图像噪声是主要影响因素。
- 受操作因素影响的是：
 - ①通过被检体后的X线光子数量。光子数量的多少受曝光条件即kVp、mAs的影响。也就是说曝光条件越大，X线的光子数量越多，其中mAs增加X线的光子数量，kVp影响图像对比度。其次也受被检体的厚度、组织 ρ 和Z的影响。
 - ②扫描层厚。增加层厚光子数增加，密度分辨力提高。
 - ③重建算法。如将高分辨力算法改为软组织的平滑算法，可减少噪声使图像的密度分辨力提高。

3. 空间分辨力

指CT机区分距离很近的两个微小物体的能力，或指在**高对比度**情况下，鉴别细节的能力。

主要影响因素：

1) 检测器的孔径大小、间隔。

（决定采样宽度和采样间隔）

- 孔径小，产生的射线束窄，模糊度小，图象的细节较清晰，图象的空间分辨力高；反之，空间分辨力则低。
- 射线间隔较大，空间分辨力下降，而且还会产生伪像。

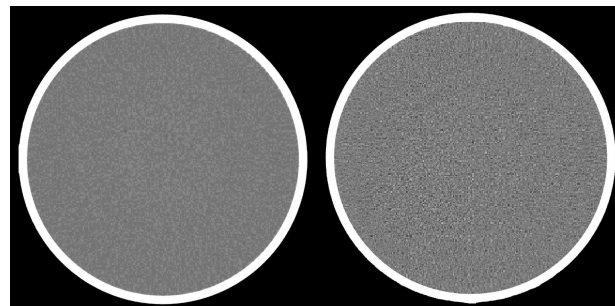
2) 图像重建算法

- 选用不同的图像重建方法得出不同质量的图像，采用高分辨力算法，图像的分辨力高于标准算法和软组织算法，噪声增加。
- 各部位所用的不同算法不能互通用。

3) 体素的大小

(图像视野、矩阵大小、层面厚度)

视野一定的情况下，矩阵越大，层面越薄，则体素越小；图象的空间分辨力越高，但噪声增大。



(a) 平滑算法

(b) 锐化算法

图4-63 图像重建算法对CT图像的影响

- **图像矩阵：**矩阵越大，组成的图像像素数越多，图像的空间分辨力也就越高。
- 用同一组测量数据和同样的重建算法重建图像时，用 512×512 图像矩阵显像比用 256×256 图像矩阵显像的图像清晰度高，图像平滑效果好。
- 并不是矩阵越大图像的质量越好，因为矩阵增大像素尺寸减小，每个像素的光子数减少，噪声增加，密度分辨力降低。
- 使用 320×320 的矩阵不能区分脑灰质和脑白质，但改用 160×160 矩阵却能明确区分。一般在高对比的部位，如头部的五官、肺、骨骼等部位采用大的矩阵效果好。

影响空间分辨率的因素

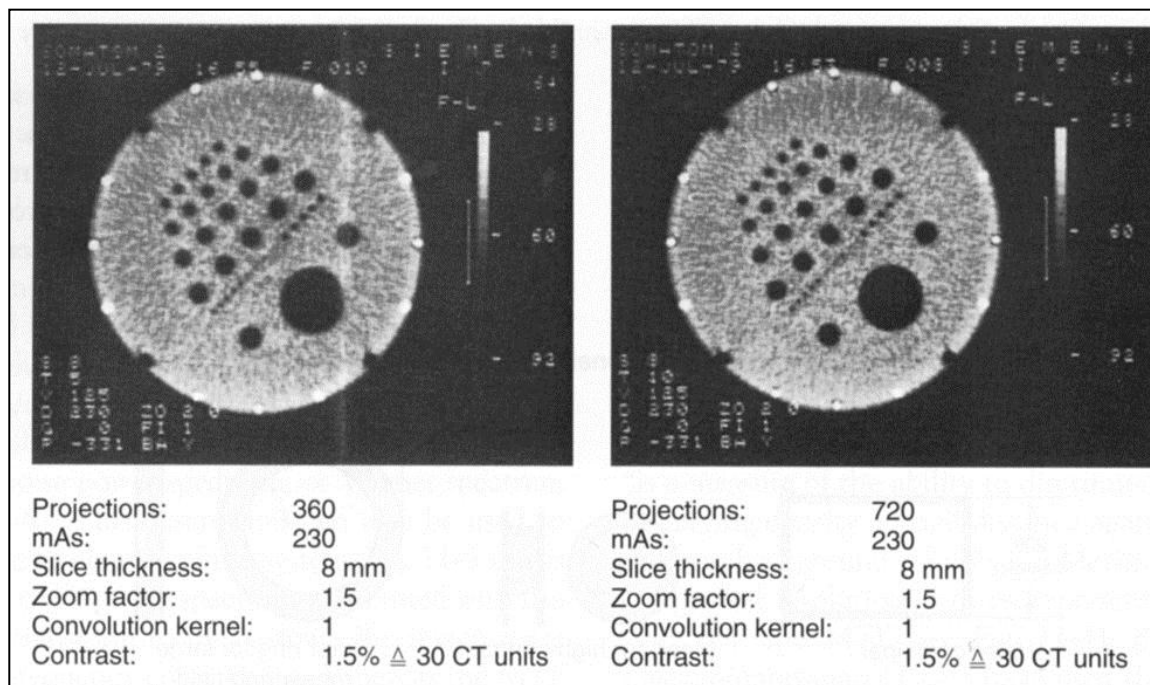
■ 焦点尺寸

- 焦点尺寸增加，几何不锐度增加，空间分辨率降低

■ 探测器宽度

- 小的探测器尺寸可以得到高的分辨率
 - 探测器的尺寸小于物体尺寸，物体才可以区分出来

影响空间分辨率的因素

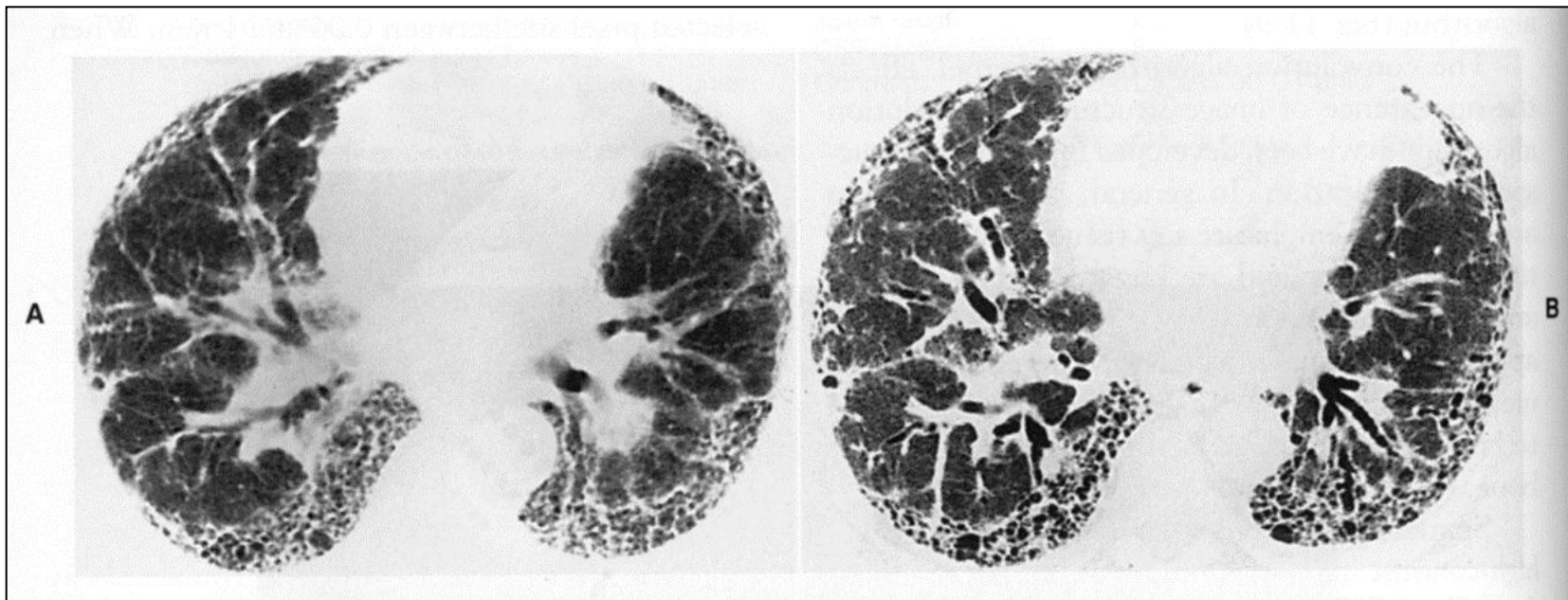


- 投影的数目：越多投影，用于重建的数据越多，空间的分辨率越高

影响空间分辨率的因素

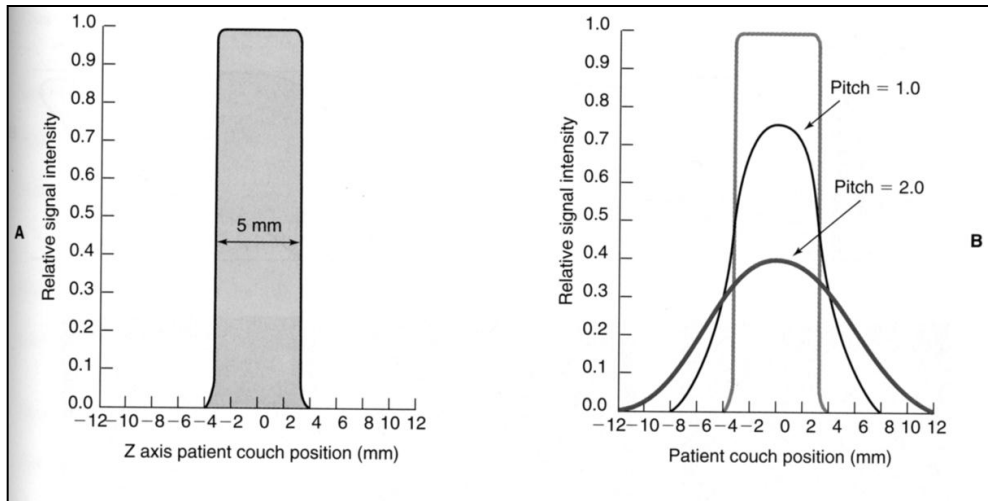
10 mm

1 mm



- 层厚：小的层厚可以提高空间分辨率，因为部分容积效应不明显
- 改变层厚对于空间分辨力和密度分辨力的影响是一对矛盾，因为在扫描条件不变的情况下，增加层厚X线的光通量增加，探测器接收到的光子数增加，改善了密度分辨力。

影响空间分辨率的因素



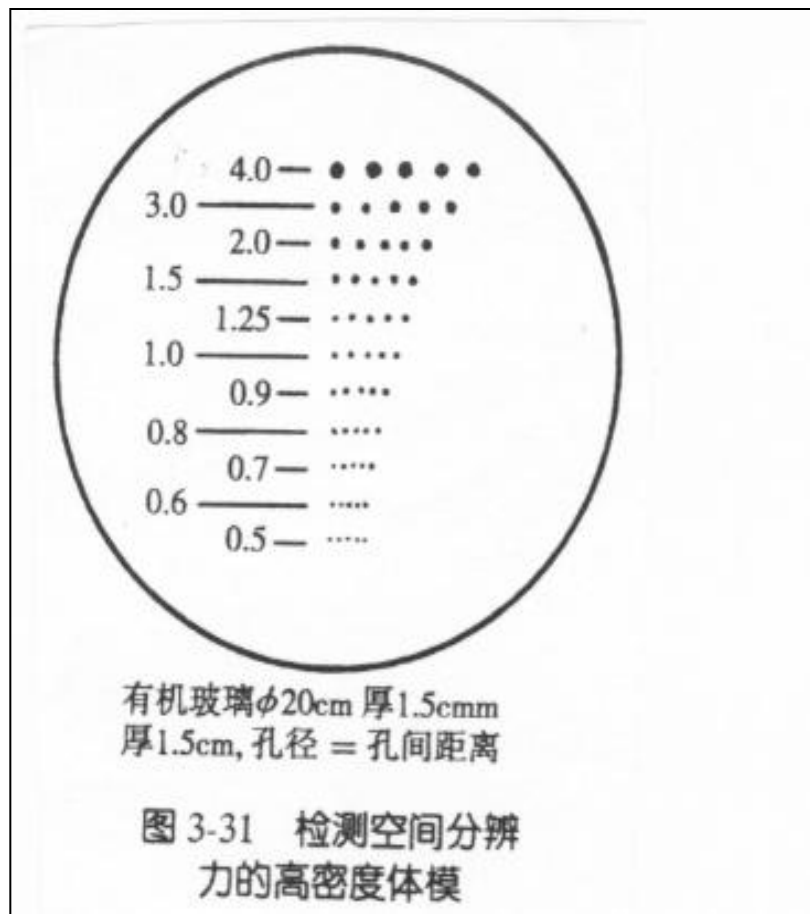
螺旋螺距

- 大的螺距必然倒置空间分辨率的降低(层厚增加)

后面要讲

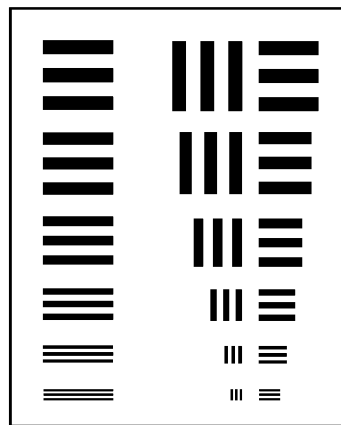
空间分辨力检测方法:

用高密度体模做CT,对其图象进行主观评价。

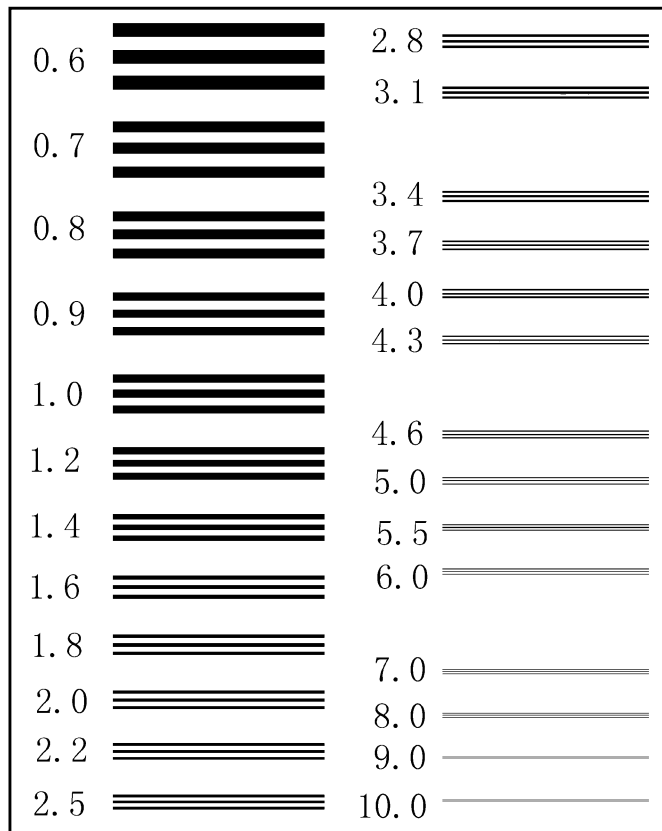


- 测试方法:
- 一是采用成对排列、黑白相间的分辨力测试体模或用由大到小排列的圆孔测试体模测试。利用这种测试卡可以探测出CT扫描装置对测试卡上圆孔的分级，其分级的程度也就决定了该CT装置的空间分辨力。CT成像能区别的最小孔径，即为该装置最高的空间分辨力。

空间分辨力检测方法:



(a)



(b)

图3-57 矩形波测试卡

- 二是用MTF来测试。
- 采用黑白线条相间的矩形波测试卡测试：
- 条纹处与条纹间隙处对X线吸收有差异，并且随着条纹宽度变小，单位距离（mm）内的条纹数变多。

- 用CT装置对测试卡成像后，可以测量出条纹和条纹间隙处的CT值，设两者的CT值分别为a和b，两者CT值的相对差异称**相对对比度**。
- 测量出相对对比度是随空间频率 ω 而变化的函数关系，即为**MTF**。
- 相对对比度的降低，MTF也降低；
- 当对比度降低到5%时所对应的 ω 即称为**截止频率**。
- 截止频率决定空间分辨力的极限。

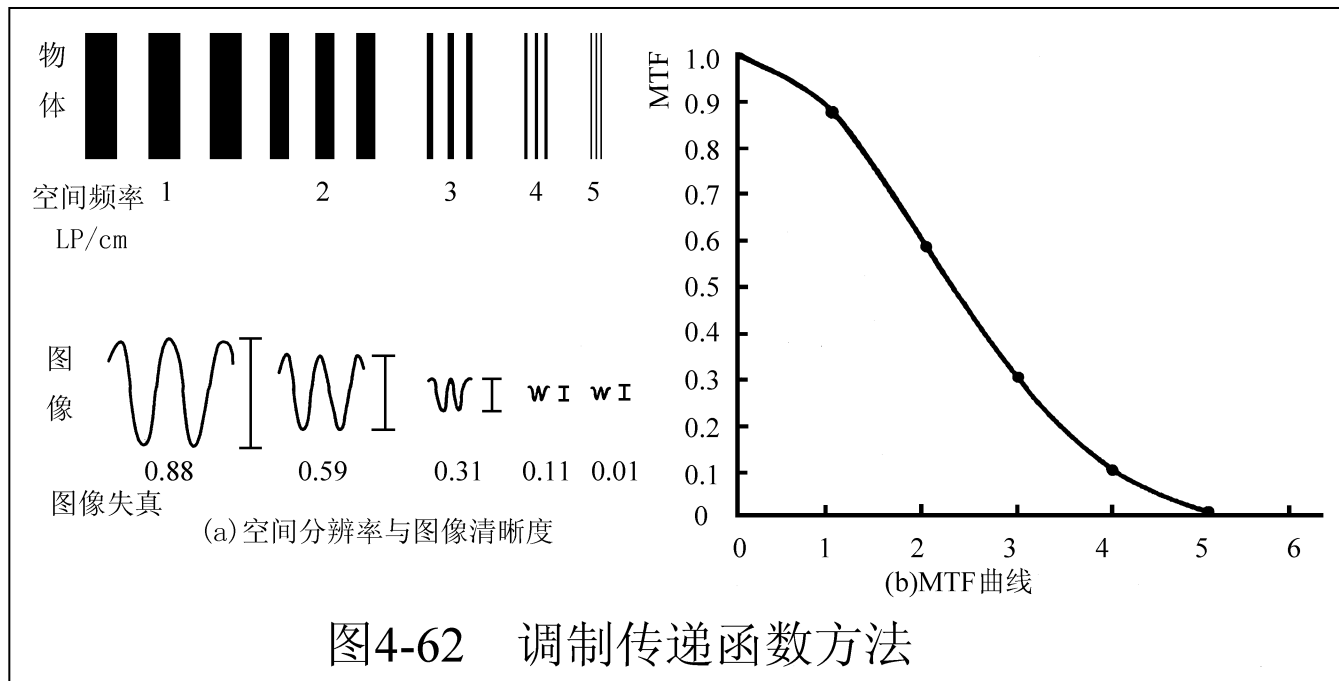


图4-62 调制传递函数方法

- 空间分辨力最好的达 $\Phi 0.35\text{mm}$ ，一般达 $\Phi 0.5 \sim \Phi 0.7\text{mm}$ ；
- MTF方法可达 10LP/cm 以上。
- 评价CT图像质量先衡量它的空间分辨力，或通过MTF来得到系统的截止频率。

图像质量的测量

测量图像质量通常有以下几种方法：

- ❖ 点分布函数（PSF）
- ❖ 线分布函数（LSF）
- ❖ 对比度传递函数（CTF）
- ❖ 调制传递函数（MTF）

为了测量上述问题，设计了各种各样的测试模型来评测CT机性能的优劣。

1、孔模型：

这种模型可以用来测量高对比度分辨力，也可以用来测量空间分辨率。

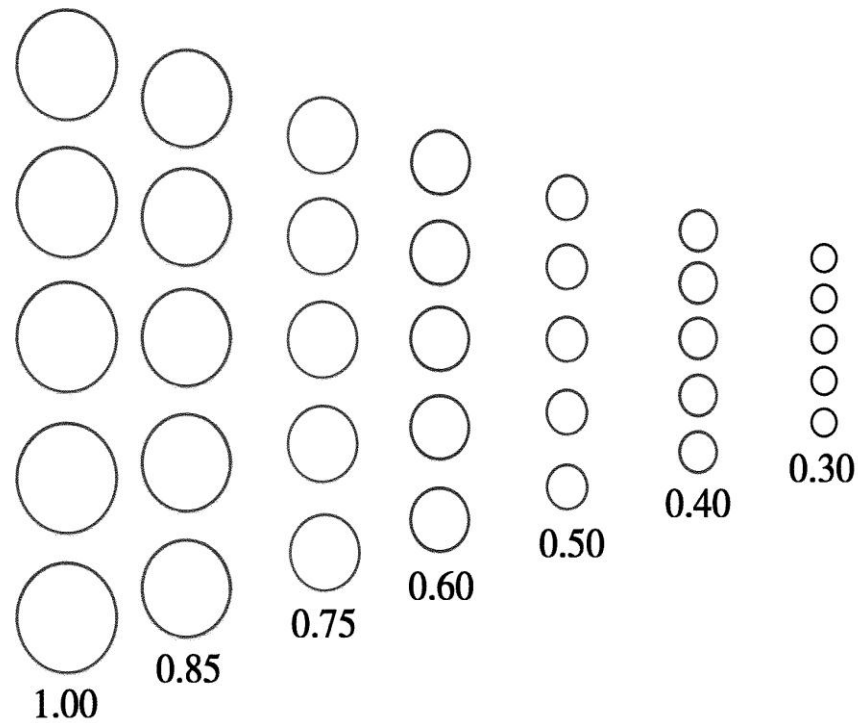
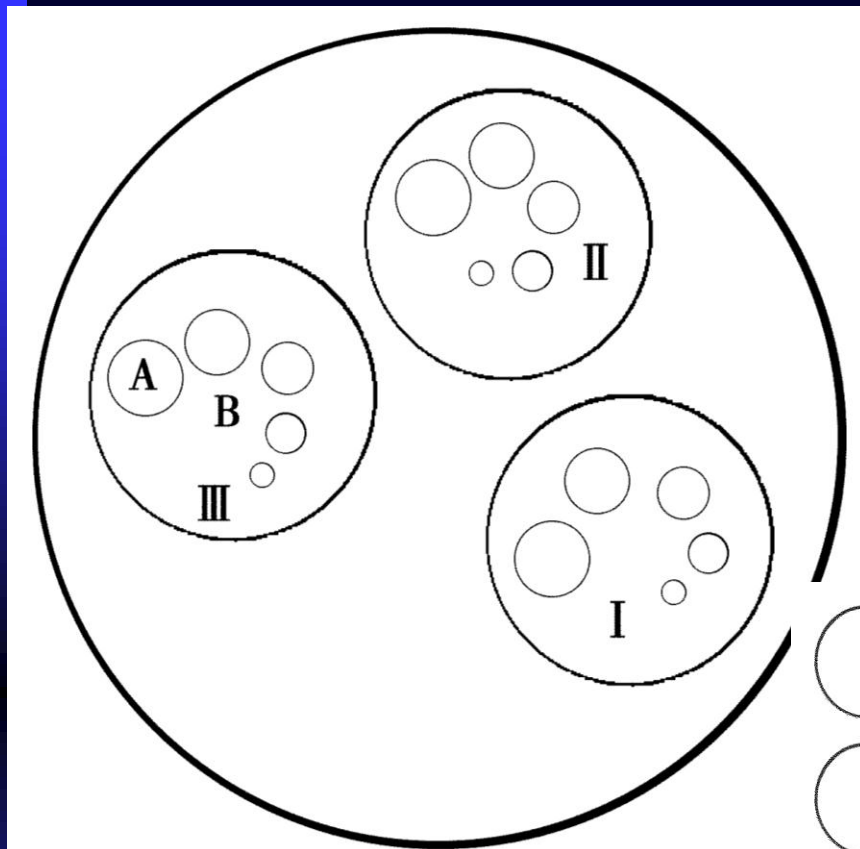
2、线对模型

这种模型是用来测定空间分辨率的。

3、对比度和空间分辨力两用测试模型

这种模型既可以测量对比度分辨力，又可测量空间分辨率。

4、厚度测量模型





二) 噪声

- 噪声概念;
- 图像噪声和分辨力;
不同的算法与分辨力及噪声的影响
- 图像噪声和X线剂量;

图象噪声与X射线剂量

1) 图像噪声:

指在均匀物质的影像中，CT值在平均值上下的随机涨落。量值用给定区域CT值的标准偏差 σ (standard, SD) 表示。

主要噪声源——量子斑
(X光子密集程度的起伏)

噪声带来的影响:

均匀物质的CT图象上,
各像点的CT值不相同

噪声的估算方法:

用像素CT值的标准偏差 σ 表示

$$S = \sqrt{\sum \frac{(CT_i - \overline{CT})^2}{n}}$$

影响噪声的因素:

1) 像素大小

随像素的增大而减小

2) 断层厚度

随断层厚度增大而减小

3) X射线剂量

随X射线剂量增大而减小

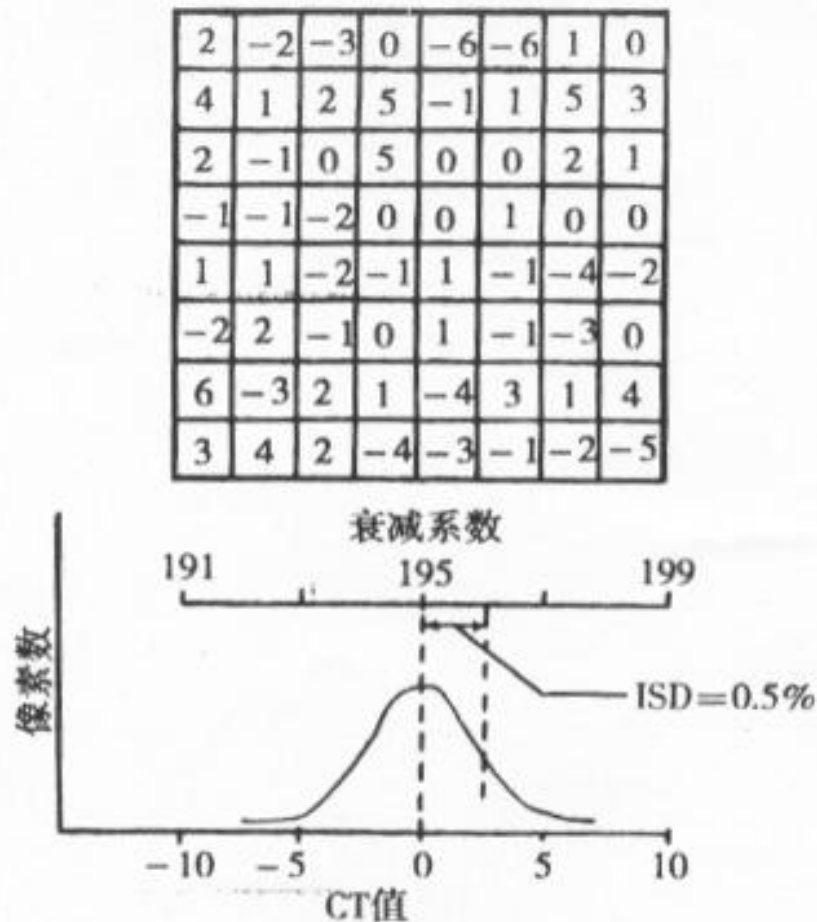


图 3-32 某一水模体素 CT 值的随机分布

- 如给予被测人体的X线剂量在合理的范围内，**提高X线剂量**有利于降低噪声，
- **增大像素宽度和层厚**也能降低噪声。
- 像素宽度的增大，影响图像空间分辨力，
- 层厚增大使图像对比度降低。
- 在给定被测人体所能接收的剂量水平条件下，必须根据应用和病理学的类型，选择改善图像质量中的各种参量。

2	-2	-3	0	-6	-6	1	0
4	1	2	5	-1	1	5	3
2	-1	0	5	0	0	2	1
-1	-1	-2	0	0	1	0	0
1	1	-2	-1	1	-1	-4	-2
-2	2	-1	0	1	-1	-3	0
6	-3	2	1	-4	3	1	4
3	4	2	-4	-3	-1	-2	-5

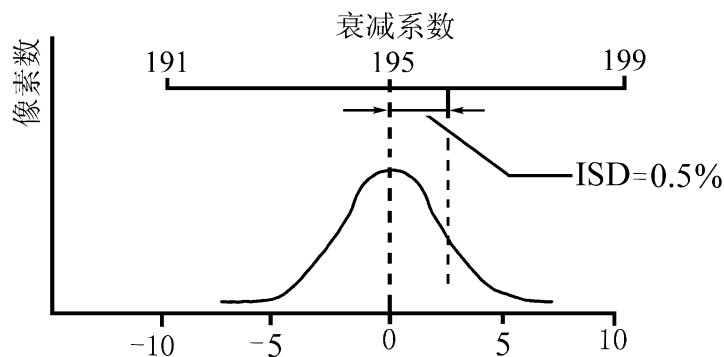


图4-65 水模CT值的随机分布

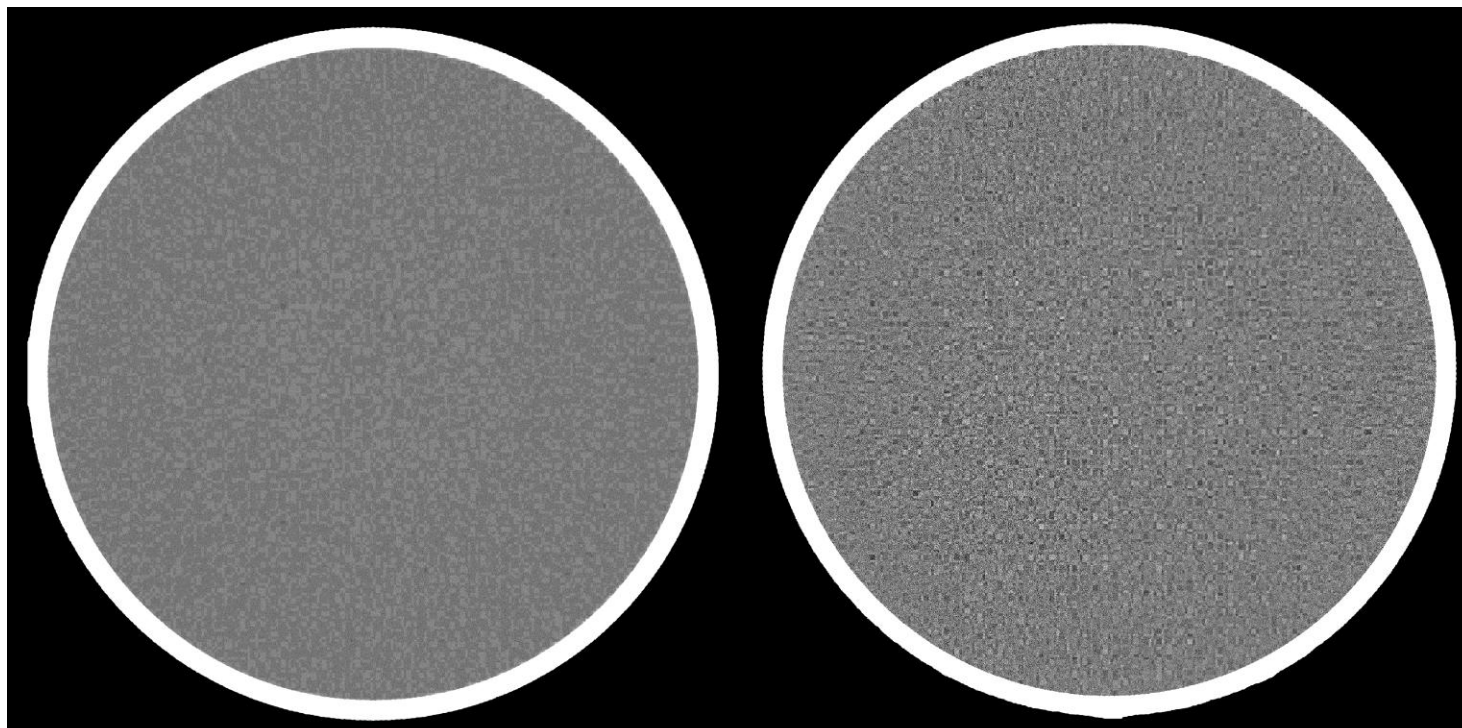
- 图像噪声表现的CT值的统计涨落，用扫描一个均匀材料的物体所得CT像来考察，图4-65所示为扫描某一水模所得各体素的CT值的典型随机分布，该水模CT像上各像素点的CT值不是一个固定值。
- CT图像噪声量可用扫描水模的方法来测定，然后用观察ROI的图像显示该部分CT值的标准差。

- 按国家对CT影像质量保证检验规范的要求，每天都应对CT值做检测。
- 检验规范规定：水模的CT值，
验收检验要求为 $\pm 4\text{HU}$ ；
状态检验要求为 $\pm 6\text{HU}$ ；
稳定性检验要求是：与基础值（验收检验合格的质量参数的数值为基础值）偏差 $\pm 3\text{HU}$ 。

图像噪声与空间分辨力

- CT图像重建中，用不同类型的卷积滤波器和图像重建算法，产生的图像质量不同。
- 选择边缘增强滤波器时，能使ROI的细节清晰，改善了空间分辨力，但使噪声增强，降低了对比度分辨力，这种滤波器可使骨质结构的细节清晰显示图像。

图像噪声与空间分辨力



(a) 平滑算法

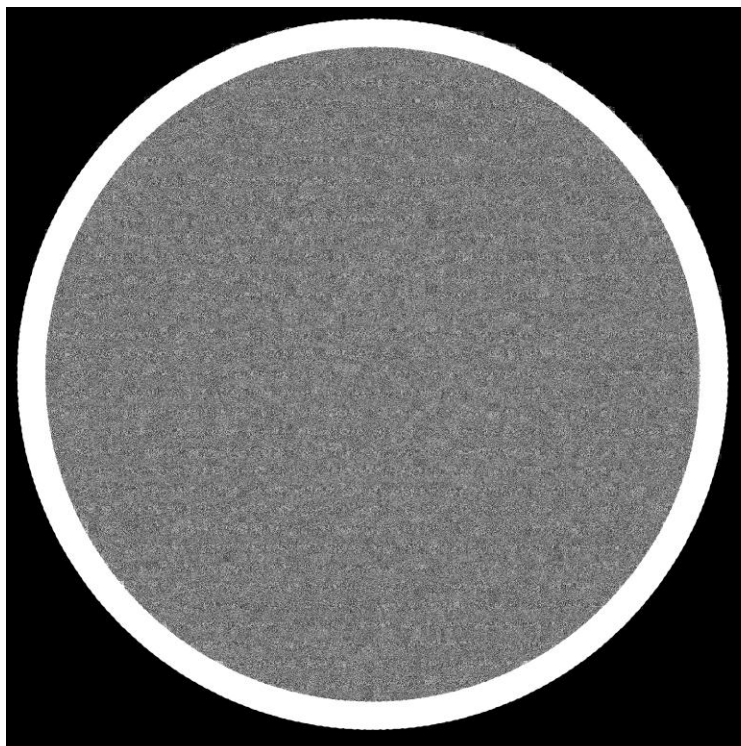
(b) 锐化算法

图4-63 图像重建算法对CT图像的影响

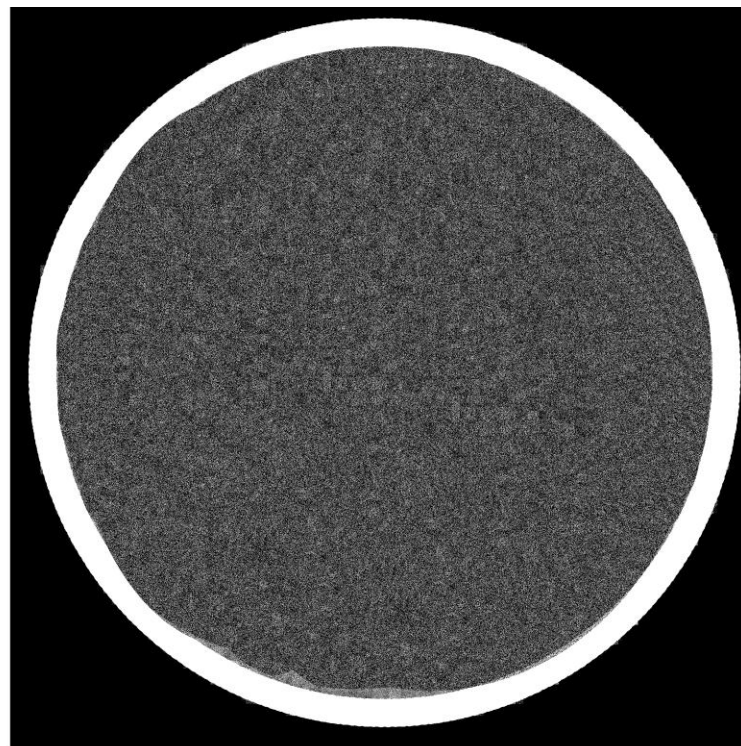
图像噪声与X线剂量

- **X线剂量：**指在X线扫描中，投照受检体所使用的X线量。
- 增大X线剂量可以降低图像噪声。
- 剂量越小，量子噪声越大，产生图像模糊程度也越大。
- 由于照射人体剂量大小有一定的限制范围，因而这部分引起的误差往往是由成像系统本身固有的噪声所致。

图像噪声与X线剂量



(a) 200mAs



(b) 500mAs

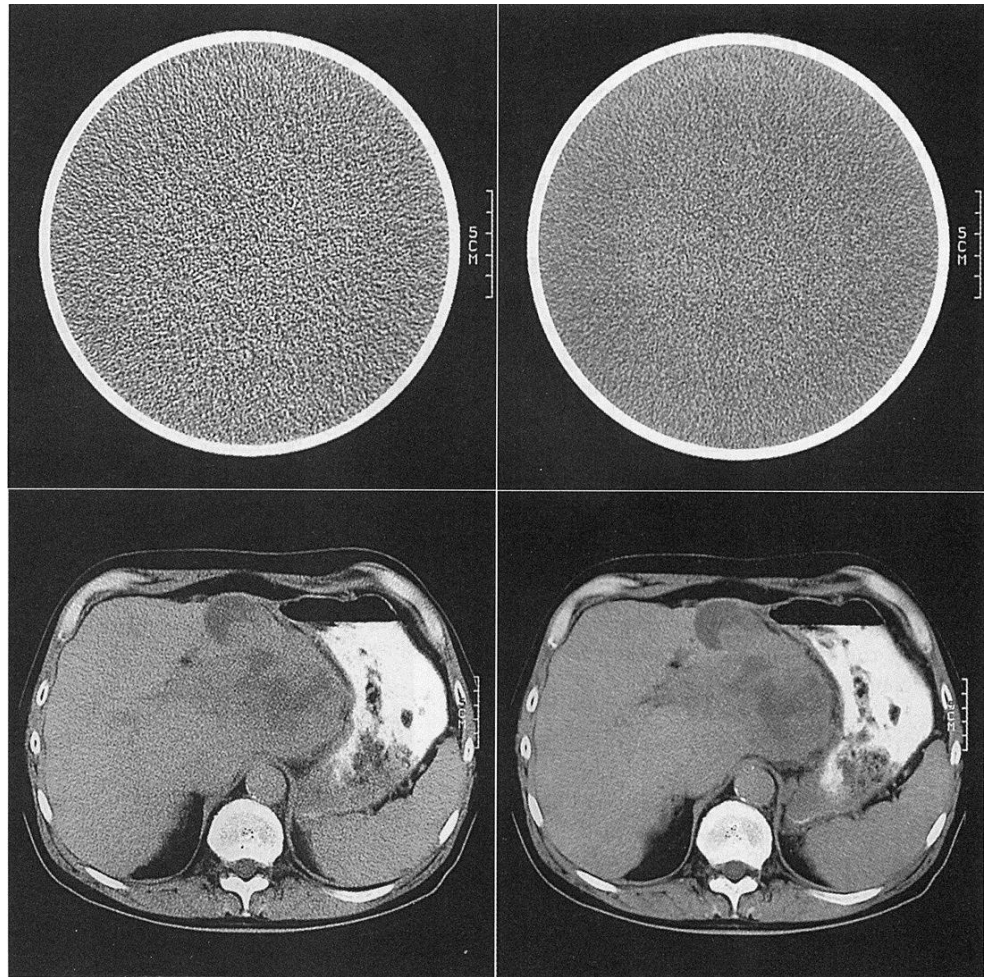
图3-61 X线剂量对CT图像的影响

影像质量

- CT 影像噪声主要取决于形成影像的光子数（量子斑），和N的平方根乘比例
- 光子数增加量子斑减少减弱
 - ✓ 为了提高对比度和空间分辨率，放射剂量要提高，这样才能减少噪声增加光子数

More noise,
less dose

less noise,
more dose



三) 均匀度

- 在扫描野中，匀质体各局部在CT图像上显示出CT值的一致性；
- 噪声
- 射线束硬化；
- 物体超出测量区域；

均匀度:

指物体断面的不同位置上，同一种组织成像时，是否具有同一平均CT值。

GB均匀度定义：在扫描野中，匀质体各局部在CT图像上显示出CT值的一致性。

匀质体其CT图像上各处的CT数值表现不一致。此种不一致表现在图像上的各局部区域内的平均CT值上也一致的。这后一种不一致与本应该的一致之间的偏离程度，由均匀度定量给出。偏离程度越大，均匀度越差；偏离程度越小，则均匀度越好。

影响因素：射线束硬化、及噪声等。

硬化在图像上的分布越不均衡，图像的均匀度越差。

校正X线硬化将有助于提高均匀度。但校正不充分或校正过度也会使均匀度变差。

- **GB标准规定**，每月对CT像的均匀度做检测。
- **检测方法：**配置匀质（水或 μ 与水接近的其它均匀物质）圆形测试模；使体模圆柱轴线与扫描层面垂直，处于扫描野的中心；采用头部和体部扫描条件分别进行扫描，获取体模CT像；图像中心处取一大于100个像素点并小于图像面积10%的区域，测出此区域内的CT值和噪声；在相当于钟表时针3、6、9、12时的方向、距体模边缘1cm处的四个位置上取面积等于规定面积区域，分别测出四个区域的CT值，其与中心区域CT值差别最大的差值来表示图像的均匀度。

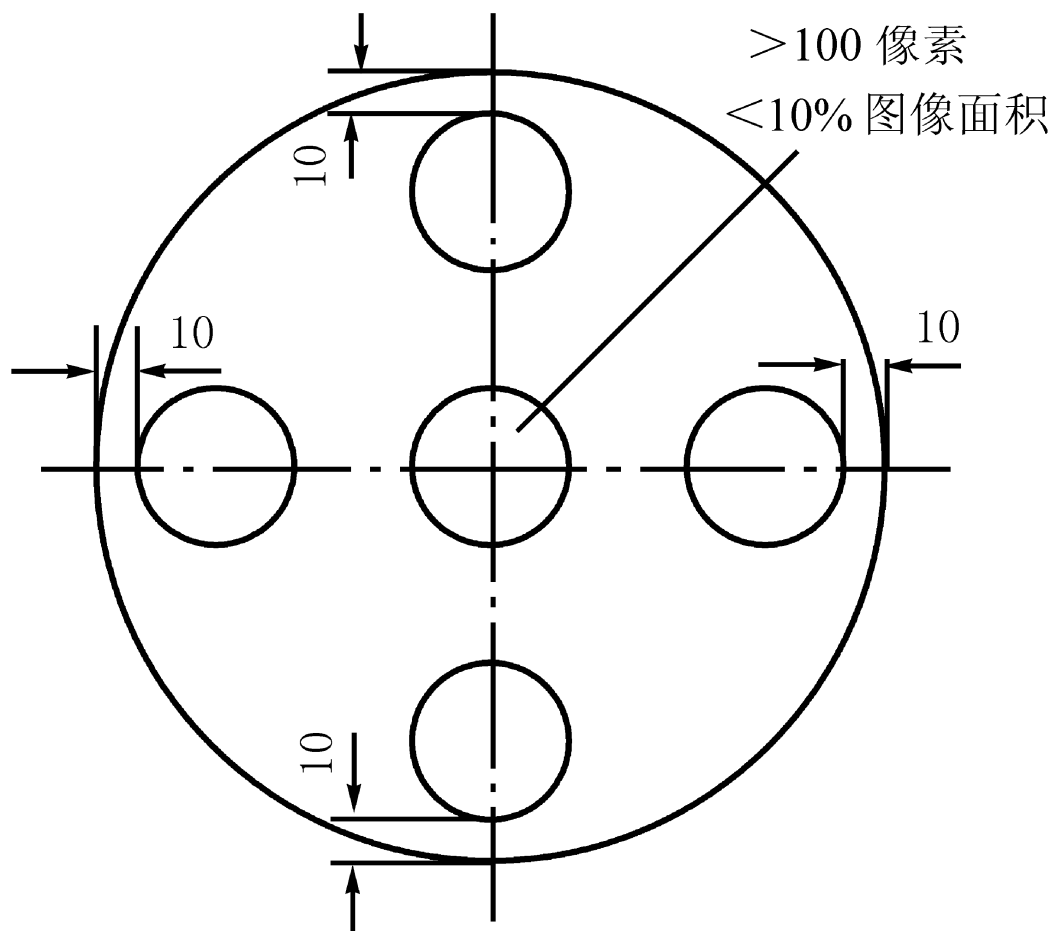


图4-66 CT图像均匀度检测示意图

- 最好的均匀度是0HU。
- 测出图像均匀度的同时，也获得CT值和噪声值。

国标对均匀度的验收检测： $\pm 5\text{HU}$ ，

状态检测： $\pm 6\text{HU}$ ，

稳定性检测为与基础值偏差： $\pm 2\text{HU}$ 。

空间分辨力、对比度分辨力、噪声、均匀度及X射线剂量之间的相互制约

举例：在X射线剂量一定的条件下，不可能同时改变空间分辨力和对比度分辨力。

原因：提高空间分辨力 → 减小探测器的几何尺寸 → 进入探测器光子数目减少 → 量子噪声增大 → 均匀度下降 → 对比度分辨力下降

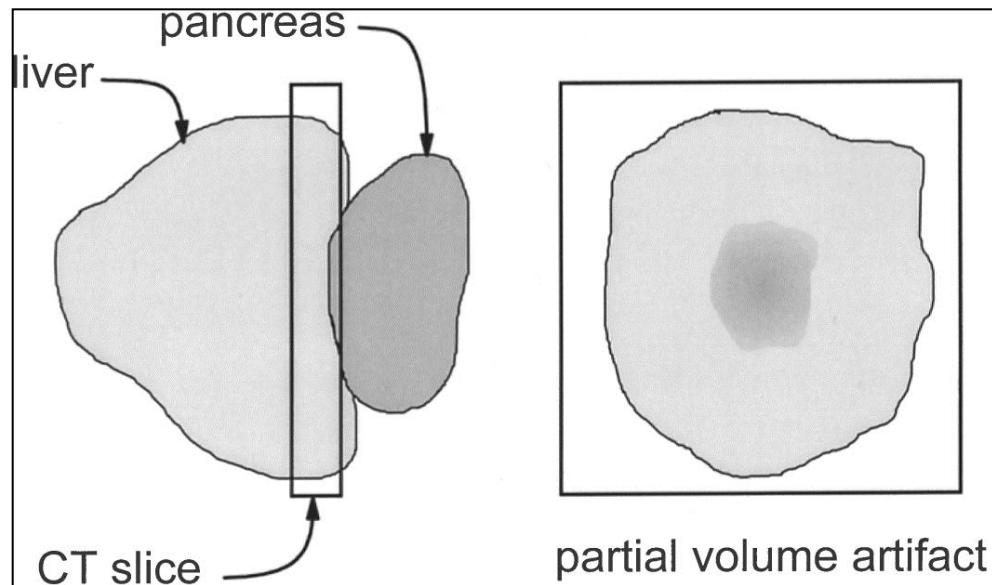
二 影响图像质量的因素

- 成像系统测量误差
 - 检测元件损坏或者性能下降、或者测量过程中的失误
- 扫描和数据处理参数选择不当

1) 成像系统的测量误差
CT值的丢失
部分容积效应
周围间隙现象

■ 部分容积效应（容积平均）

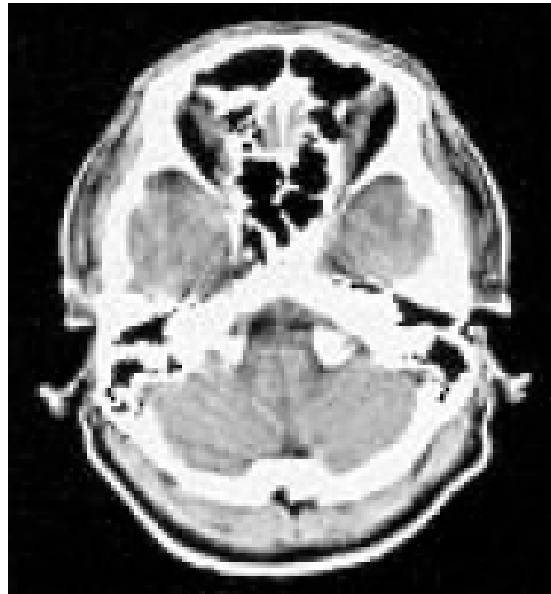
- ❑ 如果体素中是一种组织，那么衰减系数代表的是这种组织
- ❑ 如果体素中包含2种不同的组织，则衰减系数则是两者值的加权平均；
- ❑ 如果周围的结构不检查时，部分容积效应就会造成诊断的误判



一个简单的例子是：

某像束所代表的体积内同时含有骨骼和气体，则平均后的CT值有可能接近肌肉，这种由于含有密度相差较大的物质所引起的误差称为部分容积效应

- 显著减少部分容积效应的方法就是减少层厚



2)、扫描及数据处理参数选择不当

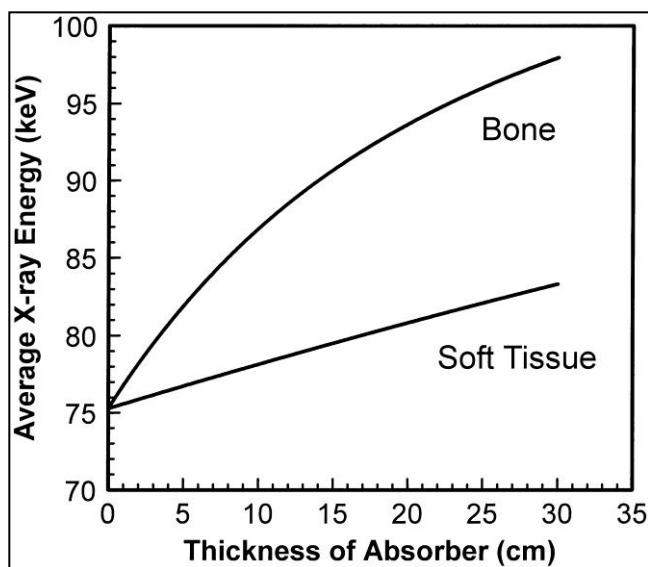
扫描及数据处理参数选择不当：两个探测器之间的距离，投影的夹角，体层的厚度
选择不合适的图像重建算法

三 伪影

- 物理原因
- 被测人体原因
- 成像系统原因
- 常见的伪影
 - 1、移动条纹伪影
 - 2、环状伪影
 - 3、放射状伪影
 - 4、雪花状伪像

物理原因：射线束硬化

- ❑ 骨衰减强于其他软组织，所以同样厚度下，骨更容易造成线束的硬化；
- ❑ 头部多孔型骨组织，在图像上显示蜘蛛网型的伪影，
- ❑ 需要用一些线束硬化纠正算法来修正这个问题；



受检体的原因

病人自主或不自主运动、精神因素。

■ 运动伪像

■ 在图像扫描中的病人移动现象造成

- 伪影表现为模糊（小运动），图像鬼影，或两幅图像重叠（大的运动下）



成像系统的原因

扫描及数据处理参数选择不当、图像重建算法不完善、系统不稳定、检测器性能不一致、采集数据重复性能不好、X射线发生系统高电压波动、系统的非线性等等。

CT设备的发展与展望

从第一代CT到目前，已经出现的64排探测器CT，CT的发展可谓日新月异。

其发展过程为：

球管容量越来越大 0.75~8M

探测器阵列越来越多 单排~64排

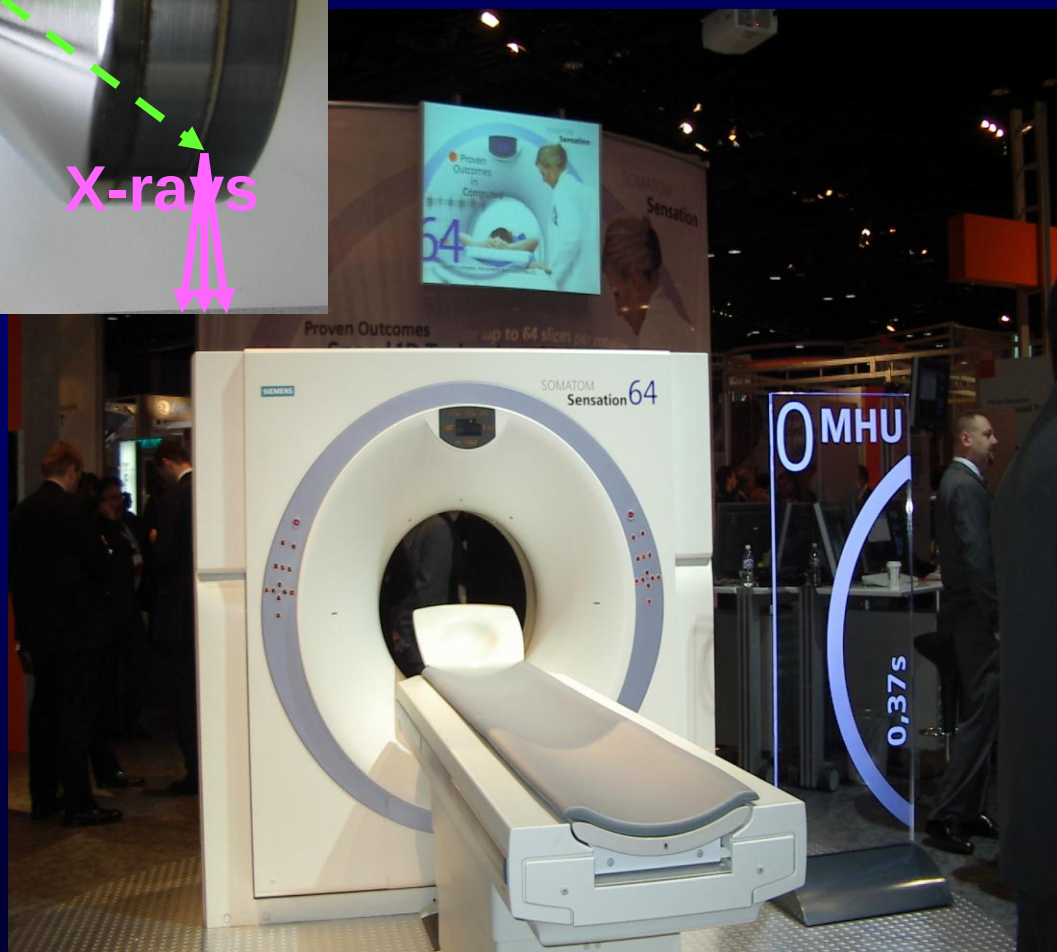
扫描速度越来越快 hours~seconds

软件技术越来越多样化

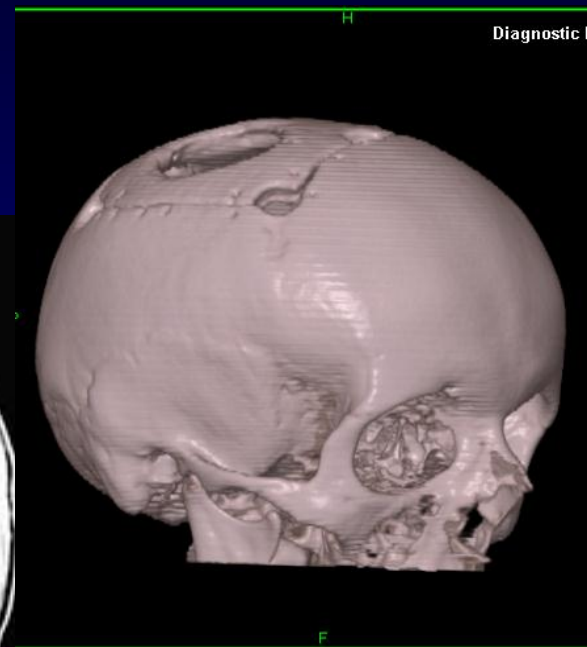
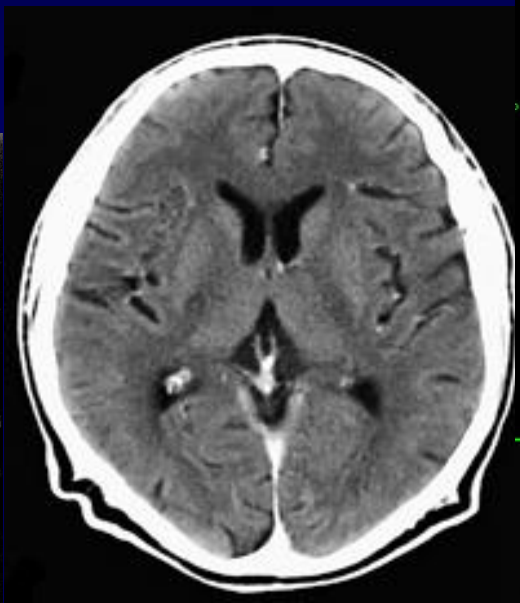
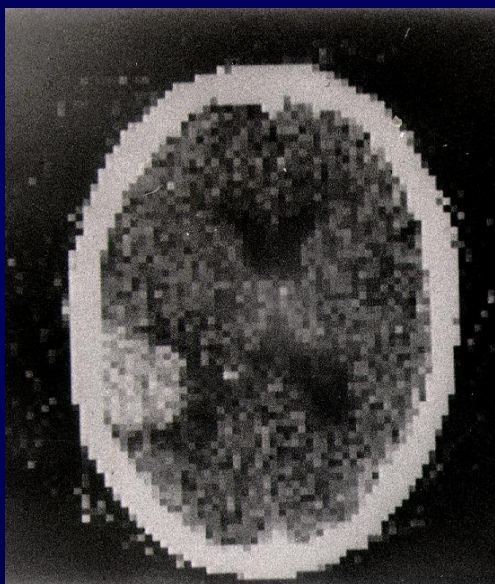


Siemens 64排螺旋CT

↑
Siemens
电子束控
金属球管



图像质量的发展



二维横断面到三维图像重建

应用范围越来越广

从最初的单纯头颅扫描，到现在的心脏扫描 从最初的针对性扫描，到现在的CT透视扫描，普查肺癌，脑血流灌注诊断早期脑血管病变等。

发展方向

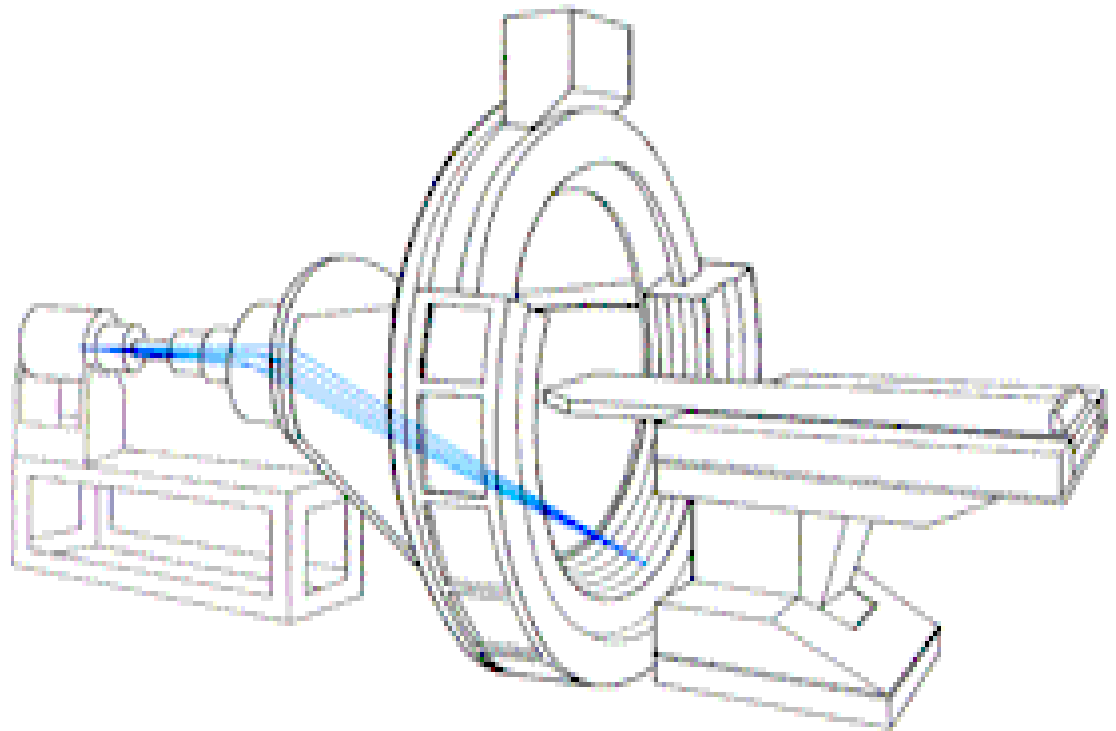
宏观应用方面：

阵列CT

采用探测器阵列，一次扫描即完成所需扫描，时间短，速度快，信息量大，可进行任意位置的重建分析。

E-Beam CT Scanner

- Speed: 50, 100 ms
- Thickness: 1.5, 3, 6, 10 mm
- ECG trigger cardiac images



微观应用方面：

显微CT

进一步提高CT扫描的分辨率，使其达到细胞组织结构的层面，满足病理诊断的要求。

