

# X-CT

## 一、X射线成像



## (一) 电磁波谱 (EM Spectrum)

- 能量公式:  $E=hf=hc/\lambda$

- h: 普朗克常数。
- c: 真空中的光速, 数值为  $hc=1.2397 \times 10^{-6} \text{ eV}$

## (二) X射线的产生

特性	韧致辐射	特征辐射
产生机制	电子减速	电子跃迁
光谱类型	连续谱	离散谱
能量范围	从零到最大值 ( $E_{\max} = qU$ )	特定能量 ( $E = E_L - E_K$ )
影响因素	仅与加速电压相关	与阳极材料相关

### 1、韧致辐射 (Bremsstrahlung)

- 定义: 当高速电子在电场中减速时, 会发射出**连续谱**的X射线, 这种辐射称为韧致辐射。其能量分布从零到最大值, 仅与**加速电压**相关。
  - 韧指受阻/刹车, 这里泛指高能带电粒子与靶原子/原子核发生碰撞时突然减速损失能量而发生的能量辐射。
- 公式:
  - 最大能量:  $E_{\max}=qU$
  - 最小波长:  $\lambda_{\min}=hc/qU$
  - 其中:
    - q: 电子电荷 ( $1.6 \times 10^{-19} \text{ C}$ )
    - U: 加速电压 (单位: 伏特, V)
    - h: 普朗克常数 ( $6.626 \times 10^{-34} \text{ Js}$ )
    - c: 光速 ( $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ )
  - 示例: 当  $U=100 \text{ kV}$  时,  $E_{\max}=100 \text{ keV}$ ,  $\lambda_{\min} \approx 0.0124 \text{ nm}$ 。

### 2、特征辐射 (Characteristic Radiation)

- 定义: 当阴极发射的高速电子与阳极材料的内层电子 (如K壳层) 发生碰撞, 内层电子被创飞了形成空穴, 外层电子跃迁填补空穴时, 发射出**特定能量**的X射线, 称为特征辐射。
- 能量公式:
  - $E=E_L-E_K$

其中：

- EL：L壳层电子能量
- EK：K壳层电子能量

说明：特征辐射的能量取决于**阳极材料**的原子结构，因此其谱线是离散的，具有特定的波长和能量。

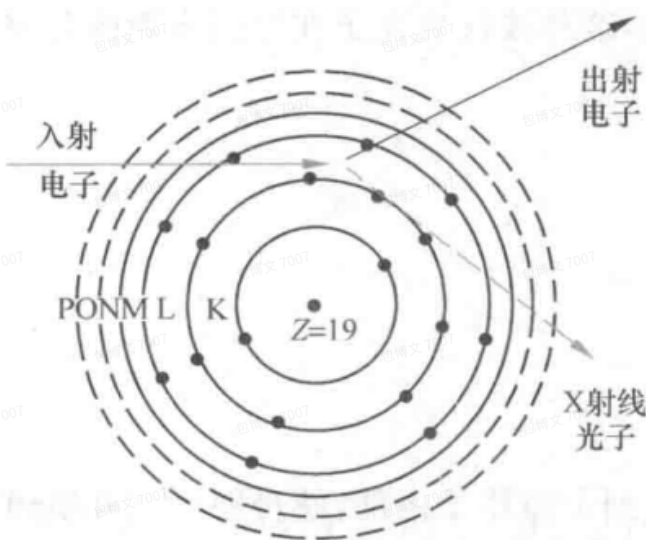


图 2.3 轫致辐射机理

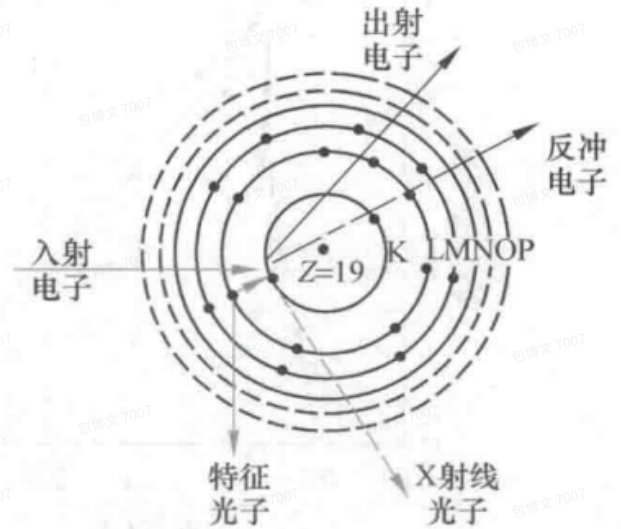


图 2.5 特征辐射机理

### (三) X射线与组织的相互作用

#### 电磁波与组织反应

##### 1、瑞利散射 (Rayleigh scattering)：

- X射线光子被原子吸收并以相同能量（运动方向不同）重新释放。
- **特点：**非电离过程，主要发生在低能量（<30 keV）。

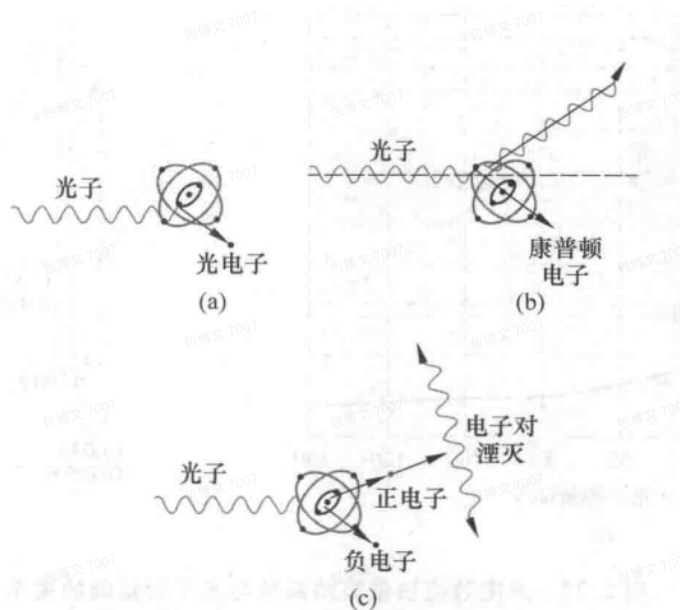


图 2.26 X 射线与物质的主要作用的微观机制

(a) 光电效应; (b) 康普顿效应; (c) 电子对效应

## 2、光电效应 (Photoelectric absorption) :

- X射线光子与物质原子的内层轨道电子相互作用时，将全部能量传递给电子，一部分能量使其克服核电场的束缚而脱出轨道，释放出来的电子叫**光电子**；另一部分剩余能量成为光电子高速运动的动能
- X射线光子直接打中原子里的一个电子，把电子创飞成光电子了，光子自己也创碎了。

## 3、康普顿散射 (Compton scattering) :

- 光子部分能量转移给电子，剩余光子以较低能量和不同方向散射。
- X射线光子像一颗台球，撞到原子中的一个电子，光子把**一部分**能量给了电子，自己弹开并改变了方向，但能量变小了。

## 4、电子对效应 (Pair production) :

- 光子能量大于1.02 MeV时，可形成电子-正电子对，随后正电子与电子湮灭，释放两个511 keV的光子。
- X射线光子能量特别高（超过1.02 MeV），它直接变成一对“双胞胎”——一个电子和一个正电子。正电子很快遇到其他电子，两者“同归于尽”，变成两个新的光子。

## X射线的衰减 (Attenuation)

- **公式:**  $I_{out} = I_{in} \times e^{(-\mu d)}$
- $\mu$ : **线性衰减系数** (单位:  $\text{cm}^{-1}$ )
- $d$ : **介质厚度** (单位:  $\text{cm}$ )
- 对于非均匀介质,  $I_{out} = I_{in} * e^{(-\int \mu(x) dx)}$
- 还有**质量衰减系数**

# 射束硬化 (Beam Hardening)

- 基本概念
  - 软辐射 (Soft Radiation)：低能量光子，容易被介质吸收。
  - 硬辐射 (Hard Radiation)：高能量光子，穿透力强，不易被介质吸收。
- 射束硬化过程
  - 低能量光子容易被介质（如水或人体组织）吸收，无法到达探测器。
  - 经过过滤后，光子束中高能量光子的比例增加，整体能量分布向高能量方向移动，称为“硬化”。
- 能谱变化
  - 初始能谱：包含大量低能量光子。
  - 硬化后能谱：低能量光子减少，高能量光子比例增加，能谱向高能量方向偏移。
- 解决：使用铝-铜滤片去除低能量光子。

## (三) X射线摄影成像

随着技术的不断进步，X射线摄影成像分别经历了屏片X射线摄影成像、计算机X射线摄影成像与数字化X射线摄影成像3个阶段。夏灵着重介绍的应该是屏片和DR，对于荧光透视一笔带过。

### 一、静态图像 (Radiographic Images)

#### 1、屏片组合 (Film-Screen Combination)

##### (1) 胶片的构造与成像原理

- 胶片结构：胶片由含卤化银晶体（如溴化银AgBr）的乳化层构成。
- 成像过程：
  - X射线穿过物体，激发闪烁体发出可见光。
  - 可见光被胶片吸收，卤化银晶体吸收光子后，产生金属银沉淀，形成潜影。
  - 通过显影和定影，胶片上形成最终的可见影像。

##### (2) 胶片特性

胶片包含了卤化银晶体（如溴化银）的乳化液。当暴露在光线下时，卤化银颗粒吸收光能，每个吸收一定量光子的颗粒都会从“敏感中心”出现暗暗的Ag沉淀。在没有收到辐射的区域，银不会沉积。然后显影->定影得到最终的胶片信息。

- 颗粒度

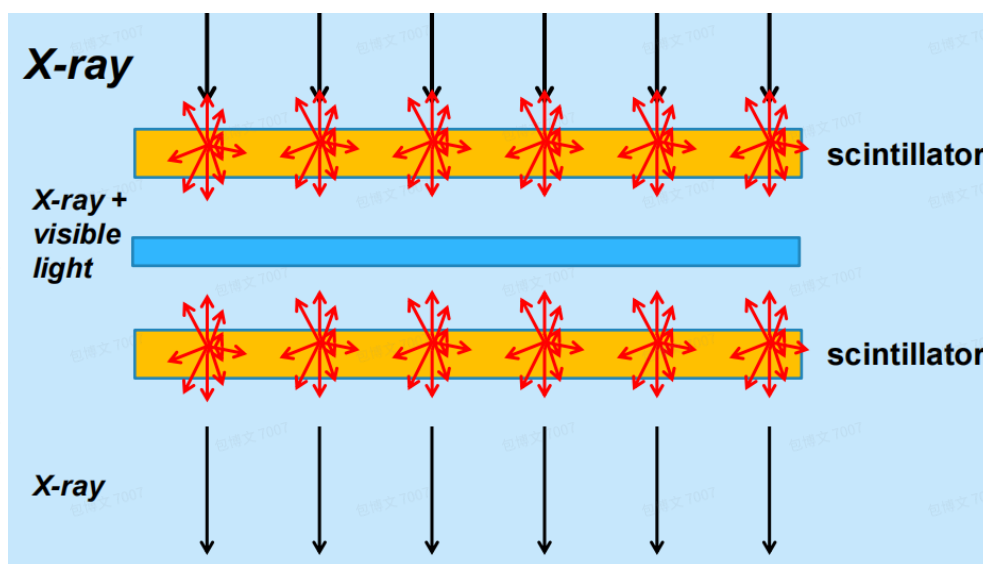
- 从卤化银晶体中得到的图像是不连续的，具有颗粒感。这种效应在快速电影最为明显。的确，由于使晶粒显影成金属银所需的光子的量与晶粒的尺寸有关，因此晶粒越大，胶片变暗的速度越快
- 成像速度**
  - 胶片成像速度与产生一给定金属银量所需光子的量成反比。速度主要是由卤化银颗粒大小决定。因为使晶粒显影成金属银所需的光子的量与晶粒的尺寸有关，所以晶粒尺寸越大，速度越快
- 对比度**
  - 经常使用光密度（optical density）D和曝光（exposure）E的对数曲线来描述胶片的感光性能。这条曲线称为感光曲线（sensitometric curve）。曝光是入射光强度和持续时间的乘积

### (3) 增感屏的作用

- 增感屏**：胶片被夹在两层**增感屏**之间，提高X射线的利用效率（**三明治**）。
- 在胶片两侧放置增感屏（含闪烁体材料），提高X射线的利用效率，减少患者所受剂量。

### (4) 闪烁体与胶片检测

- 闪烁体的作用**：  
闪烁体是一种能将X射线转换为可见光的材料。由于可见光更易被胶片感光层吸收，因此在X射线检测中使用闪烁体可以提高胶片的吸收效率，从而减少曝光时间或降低X射线剂量。
- 导致图像模糊的原因**：
  - 发光扩散**：X射线经过闪烁体板后，会激发出可见光。这些光可能在闪烁体内多次散射，从而扩散到较大的范围，导致图像边缘模糊。
  - 闪烁体厚度**：较厚的闪烁体板虽然能提高光转换效率，但也增加了光扩散的程度，进一步加剧图像模糊。



- 结构与工作原理**：  
屏片探测器采用类似三明治的结构，包括：

- 两层闪烁体屏幕：将X射线转换为可见光。
- 中间的胶片：感光层通过卤化银晶体记录可见光图像。
- **闪烁体材料：**  
常用的闪烁体包括：
  - a. **钨酸钙 ( $\text{CaWO}_4$ )**：早期使用的材料，稳定性好，发光效率一般。
  - b. **氧化钆 ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ )**：具有较高的光输出和较低的发光余辉。
  - c. **铯掺杂碘化铯 ( $\text{CsI:Tl}$ )**：因其针状晶体结构，可以减少光散射，提高图像分辨率。
- **荧光与磷光（余辉）：**
  - a. **荧光**：X射线激发闪烁体后立即产生的可见光，是主要的成像光源。
  - b. **磷光（余辉）**：指激发辐射停止后，闪烁体仍持续发光的现象。磷光的持续时间可能导致图像出现重影或雾化现象，是不良效应。
- **胶片特性：**  
胶片的性能由卤化银晶体的粒径决定：
  - **颗粒度**：晶体颗粒越小，图像分辨率越高，但曝光所需剂量增加。
  - **速度**：颗粒大的胶片感光速度更快，适合低剂量成像。
  - **对比度**：胶片的感光曲线呈S形，中间的线性部分对比度较高，低密度和高密度区域的对比度较低。

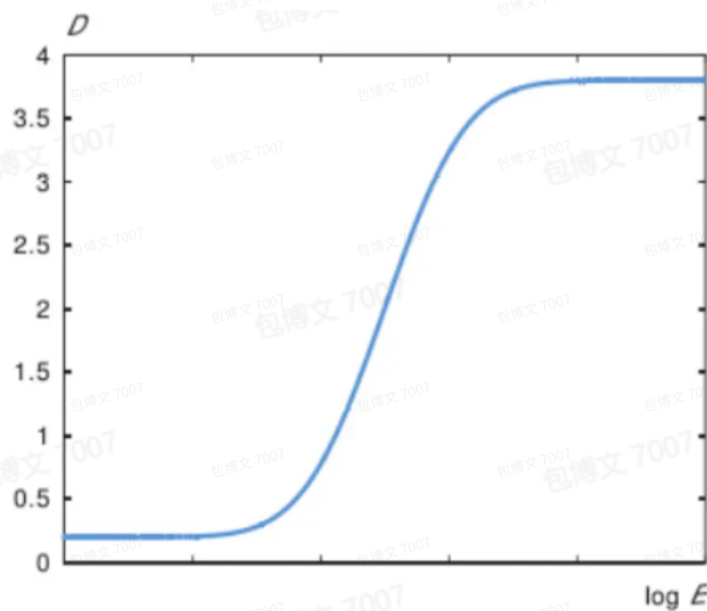


图 2.4 典型 X 片胶片的感光曲线。 $D$  是光密度， $E$  是曝光量。

## 2、数字化放射成像 (Digital Radiography, DR)

- **Dual-Energy Imaging 双能成像**



## (1) 闪烁体与X射线检测

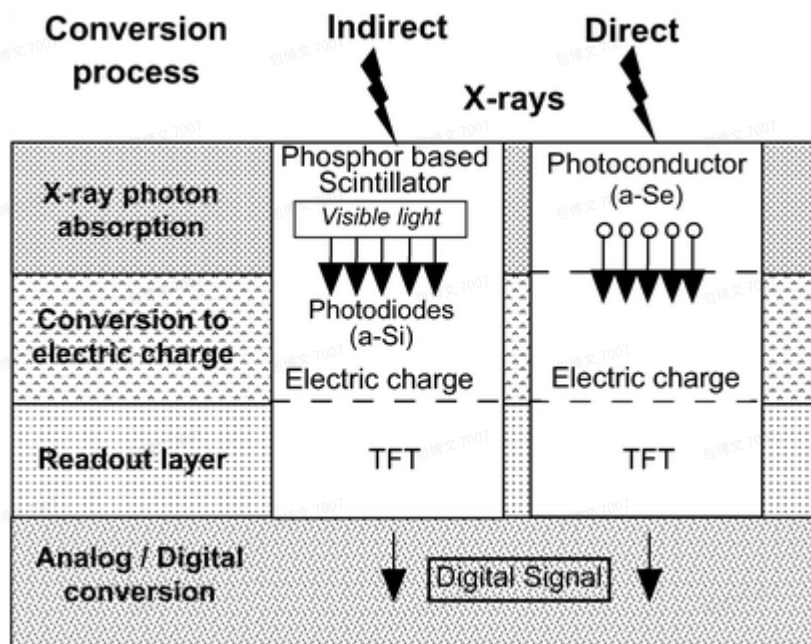
- **原理：**闪烁体将X射线转换为可见光，提高检测灵敏度。
- **常见材料：**
  - 钨酸钙 ( $\text{CaWO}_4$ )：早期材料，稳定性高。
  - 氧化钆 ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ )：发光效率高，余辉低。
  - 铯掺杂碘化铯 ( $\text{CsI:Tl}$ )：针状晶体结构减少光散射，分辨率高。

## (2) 主动矩阵平板探测器 (AMFPD)

- **结构：**

AMFPD由一块大面积的集成电路板组成，每个像素包含：

  - a. **薄膜晶体管 (TFT)：**用于读取电信号。
  - b. **光电二极管：**将可见光或X射线转换为电信号。



- **检测方式：**
  - a. **间接检测：**
    - X射线→闪烁体转换为可见光→光电二极管转换为电荷→电信号被数字化。
    - 优点：技术成熟，兼容性好。
  - b. **直接检测：**
    - X射线→非晶硒 (a-Se) 直接转换为电荷→电信号被数字化。
    - 优点：避免了光扩散，分辨率更高。

- **应用：**

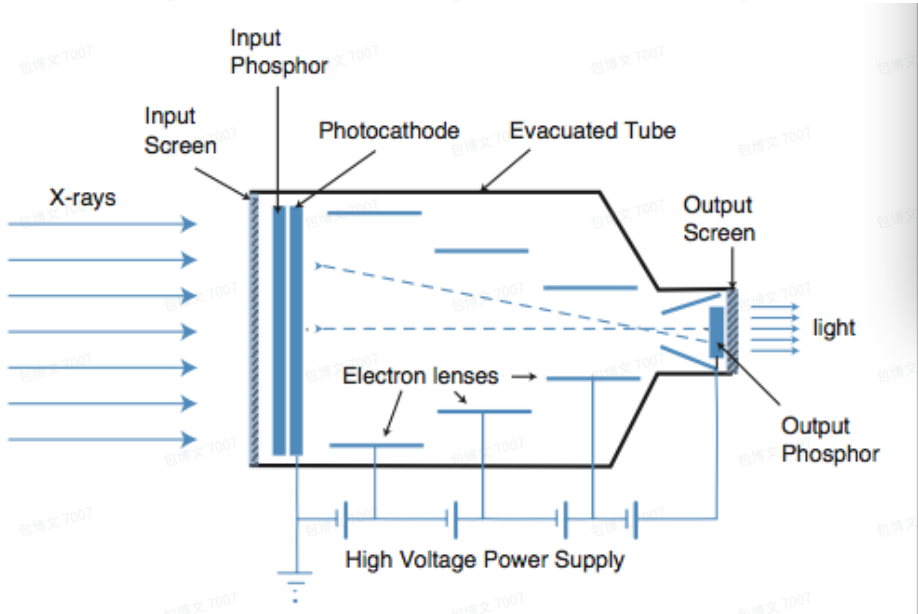
AMFPD显著提高了图像质量，并降低了患者的X射线剂量。同时，其快速成像能力支持新技术的发展，例如双能量成像和三维重建。



## 二、动态图像（Fluoroscopic Images）

### 1、图像增强器（Image Intensifier）

- 工作过程：
  - a. 荧光屏：第一层将X射线转换为可见光。
  - b. 光电阴极：可见光撞击光电阴极，释放电子。
  - c. 电子加速：电子在电压差作用下被加速，形成电子束。
  - d. 输出荧光屏：电子束撞击输出荧光屏，重新产生可见光，从而形成放大的图像。



- 优点：

图像增强管能够实时动态成像，这一特性在医学中的荧光透视检查中尤为重要，例如实时观察血液流动、器官运动或手术过程。
- 缺点：
  - a. 分辨率较低：因电子扩散和光学元件失真而降低。
  - b. 噪声增加：电信号的处理过程中会引入随机噪声。
  - c. 畸变：放大图像时，边缘区域可能出现几何失真。
  - d. 不适合定量测量：因光学和电子特性的非线性导致测量结果不够精确。

### 2、主动矩阵平板探测器（Active Matrix Flat Panel Detector, AMFPD）

- 动态成像模式：
  - 实时采集图像，用于荧光透视检查。
  - 替代传统图像增强器，提供更高分辨率和更低噪声的动态成像。

- **应用：**心血管造影、实时胃肠道透视检查。

### 三、未来方向与技术进展

#### 1、能量积分探测器（Energy Integrating Detector）

- **组成：**
  - 闪烁体晶体（如CdWO<sub>4</sub>、CsI）。
  - 光电二极管与数据采集系统（DAS）。
- **工作原理：**将X射线强度积分后转化为电信号，用于成像。
- **局限性：**受电子噪声干扰，能量分辨率较低。

#### 2、光子计数探测器（Photon Counting Detector）

- **原理：**直接计数单个X射线光子，避免累积模式的噪声干扰。
- **优点：**
  - 高能量分辨率：可分辨不同能量的光子。
  - 高信噪比（CNR）：降低噪声，改善图像质量。
- **挑战：**计数率限制和稳定性问题，尚未完全应用于商用CT。

### （四）图像质量

#### 1、分辨率

- **通过点扩散函数（PSF）、调制传递函数（MTF）量化：**
  - PSF描述成像系统对点光源的响应，即点光源经过系统后形成的扩散图像。
  - MTF是光学传递函数（OTF）的幅度部分，OTF是PSF的傅里叶变换，即 $MTF = |OTF| = |FT(PSF)|$
  - MTF曲线在高空间频率下的值越高，表示系统能够分辨更细的细节，即空间分辨率越高。
  - PSF越窄，表示系统对点光源的响应越集中，系统的空间分辨率越高。
- **影响因素：**
  - **焦斑的大小：**阳极头应用大角度的电子束产生一个很好的聚焦X射线束。焦点越小，分辨率越高。
  - **患者体型：**较厚的患者造成更多的X射线散射，降低了影像的分辨率。病人的散射可以通过在屏幕前放置一个准直器网格降低。网格只允许低入射角的光子到达屏幕。
  - **荧光屏光的散射属性：**散射越少，分辨率越高。

- 胶片的分辨率，这主要是由它的颗粒大小来确定。
- TFT (thin film transistor) 阵列尺寸：阵列尺寸越小，分辨率越高。

## 2、对比度

- 定义：图像相邻区域的强度差异。
- 影响因素：
  - X射线束的能谱：软辐射（如乳腺摄影）比硬辐射产生更高的对比度。
  - 探测器的吸收效率：吸收效率越高，对比度越高。
  - 胶片的对比度：胶片对比度越高，曝光范围越小；数字成像中可通过灰度变换调整对比度。

## 3、噪声

由于X射线的统计特性，量子噪声通常是占主导地位的噪声因数。光子检测过程本质上是一个泊松过程（方差等于均值）。因此，噪声振幅（标准偏差）正比于信号幅度的平方根，并且信噪比也表现为信号幅度的平方根。

$$SNR \propto \sqrt{N}$$

这解释了为什么剂量不能一直减少，因为信噪比也会减少，图像质量会下降。

## 4、伪影

虽然其他方式比放射照相术更容易产生严重的伪影，但是射线图像通常也是有伪影的。检测器上的划痕，坏点，未读的扫描线，不均匀的射线束强度（足跟效应）和余辉等等，这些现象并不少见并且影响图像质量。

# 二、X射线计算机断层扫描（CT）

# CT

## 成像原理

- 拉东变换
  - 公式
  - 坐标轴转化
- 傅里叶中心切片定理
- 重建方法
  - 反投影公式
    - 直接
    - 滤波
    - 迭代
- 扇形波束
- 三维
  - 螺旋
  - 多行

## 心脏CT

- 扫描时间和心动周期关系
- 有效扫描时间和总扫描时间区别
- FOV计算

## 双源CT与双能CT

- 双源
  - 优点
    - 时间分辨率上升
    - 旋转时间减少
  - 缺点
    - 散射严重。解决：散射拒绝和散射校正
- 双能
  - 应用
    - 区分软组织和骨
    - 消除硬化伪影
    - 虚拟无对比剂的图像

## 图像质量

- 分辨率
  - 焦点大小和通道大小
  - 重建算法
  - 相对运动
- 噪声
  - 量子
  - 量化
  - 电子
- 对比度
  - 噪声是限制低对比度细节的主要因素
  - 低对比度细节分析CT比放射摄影好
- 伪影
  - 欠采样
  - 光束硬化
  - 散射
  - 非线性容积效应
  - 运动
  - 阶梯
  - 风车伪影
  - 金属植入物伪影

## (一) 放射成像的问题

- 局限性：
  - 二维投影。
  - 结构和器官重叠，无法精确分辨。
- 目标：实现断层成像（Cross-sectional Imaging）。
- 现状：通过多角度投影获取更多信息。
- 关键问题：如何从多角度投影中获得断层图像？

## (二) CT中的X射线探测器

- 能量积分探测器（Energy Integrating Detectors）：
  - 使用闪烁晶体（如 $\text{CdWO}_4$ 、 $\text{Y}_2\text{O}_3$ 、 $\text{CsI}$ 等）和光电二极管。
  - 局限性：易受电子噪声干扰。
- 光子计数探测器（Photon Counting Detectors）：
  - 直接将X射线光子转换为与其能量成比例的电子电荷。
  - 优点：噪声容忍度高。
  - 局限性：稳定性问题。

## (三) CT投影与重建算法

CT成像分为**投影**和**重建**两步：

- 投影**：通过X射线扫描物体，获取不同角度的投影数据。
- 重建**：利用投影数据，通过数学算法重建出物体的横截面图像。

### 1、投影

#### (1) 数据采集

- 当X射线穿过物体时，会被物体吸收或散射，导致射线强度衰减。
- 探测器测量每个角度的X射线强度，得到**衰减后的信号强度**。
- 通过比较**发射前的信号强度**和**衰减后的信号强度**，可以计算出每个方向的**投影数据**。

1. **坐标变换**：将实际的物理空间转换为投影空间。

2. **衰减轮廓**：

- 每个强度轮廓可转换为衰减轮廓。

投影公式： $p_{\theta}(r) = \int \mu(x,y) ds$

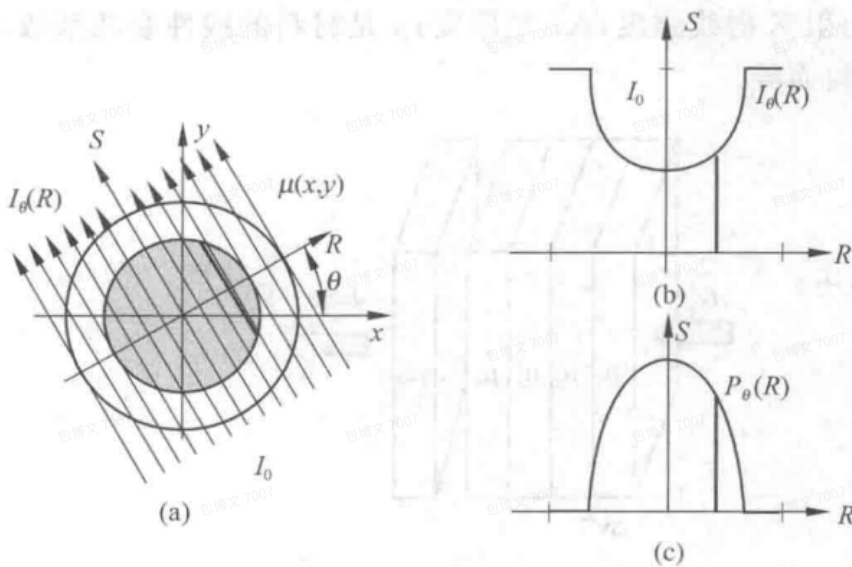


图 3.5 投影过程示例



图 3.6 正弦图

### Sinogram (正弦图) 【空间域】

- 投影数据是沿着不同角度 ( $\theta$ ) 和不同位置 ( $r$ ) 采集的。
- 将所有角度的投影数据按角度和位置排列，就形成了**正弦图**。正弦图的横轴是探测器位置 ( $r$ )，纵轴是角度 ( $\theta$ )。
- **定义**：所有投影的离散矩阵。
- **参数**：
  - $M$ ：投影数量。
  - $N$ ：探测器样本数量。
  - $\Delta r$ ：采样距离。
  - $\Delta \theta$ ：每次旋转的间隔角度。

### (2) Radon变换与逆Radon变换

拉东变换是投影过程的数学描述。它将物体在二维空间中的分布  $f(x,y)$  转换为投影数据  $p(\theta,r)$ 。

- 将这些投影数据按角度  $\theta$  和位置  $r$  排列，就形成了上面所描述的**正弦图**。

$$p(\theta, r) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy$$

- 在实际CT扫描中，投影数据是离散采样的。采样包括：

- **角度采样**：在不同角度 ( $\theta$ ) 下采集数据。
- **位置采样**：在每个角度下，沿探测器位置 ( $r$ ) 采集数据。
- 采样密度越高，重建图像的质量越好，但计算量也越大。

## 2、重建

### (1) 投影定理 (Fourier中心切片定理)

- 定理：二维傅里叶变换的中心切片对应于投影的傅里叶变换。
  - 每个角度  $\theta$  下的投影数据  $p(\theta, r)$  的1D傅里叶变换  $P(\theta, \omega)$ ，等于物体二维傅里叶变换  $F(k_x, k_y)$  在角度  $\theta$  下的切片。
- 这意味着，通过不同角度的投影数据，可以填充二维傅里叶空间。

### (2) 直接傅里叶法

正弦图是CT投影数据的二维表示，横轴是探测器位置  $r$ ，纵轴是投影角度  $\theta$ 。每一行对应一个特定角度  $\theta$  下的投影数据  $p(\theta, r)$ 。因此，我们对**正弦图的每一行**进行1D傅里叶变换得到  $P(\theta, \omega)$ ，再将这些数据按照中心切片定理填充到二维傅里叶空间  $F(k_x, k_y)$  **【频率域】**。

由于投影数据在傅里叶空间中是极坐标分布的，需要将其**插值**到笛卡尔坐标系 (Cartesian grid) 中，得到  $F(k_x, k_y)$ 。

对插值后的  $F(k_x, k_y)$  进行**二维逆傅里叶变换**，得到重建的图像  $f(x, y)$ 。

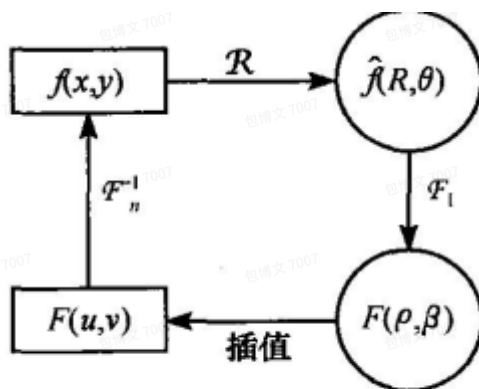


图 5.8 Radon 变换与 Fourier 变换之关系

直接反投影没有对投影数据进行任何处理，导致每个投影数据在图像空间中均匀分布，而不是集中在真实的物体位置上。

- **理想情况**：如果反投影是完美的，一个点源应该被重建为一个清晰的点。
- **直接反投影的情况**：一个点源会被重建为一个**星状模糊**（类似于星芒效果），这是因为投影数据在反投影时均匀分布在所有方向上，而不是集中在点源的真实位置。



- **问题：**直接反投影没有对投影数据进行任何滤波处理，导致高频分量（细节信息）被抑制，低频分量（背景信息）被过度增强。这就像在图像上叠加了一个**低通滤波器**，使得图像变得模糊。

### (3) 滤波反投影 (FBP)

对每个角度（正弦图每一行）的投影数据进行一维傅里叶变换之后，乘以斜坡滤波器  $|\omega|$ （Ram-Lak滤波器），来补偿直接反投影导致的模糊。

- **R-L滤波**是一种高通滤波器，可以补偿直接反投影导致的模糊。
  - 增强高频分量（细节信息）。
  - 抑制低频分量（背景信息）。
  - 使得反投影后的图像更加清晰。

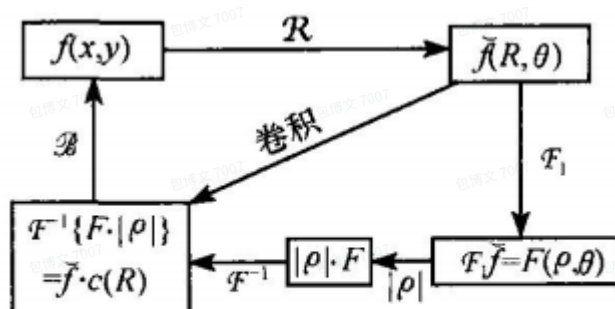


图 5.11 卷积滤波反投影重建过程

与直接傅里叶变换的2D-iFT不同，我们滤波反投影用到的是一种被称作**反投影**的方法来近似的复制二维分布，也就是从空间域到频率域，再乘以 $|\rho|$ （滤波），然后经1D-iFT变换回空间域。

这一步可以通过卷积直接从空间域到空间域完成，不用再经过其中的频率域，既避免了直接Fourier法中运算复杂的2D-iFT，又避免了直接反投影引起的图像模糊。

### (4) 迭代重建

- **特点：**
  - 计算复杂。
  - 基于统计模型。
  - 可用于低剂量CT。

## PS：CT的发展历程

1. **第一代（平行投影）：**单线束扫描，扫描时间长。
2. **第二代（部分扇束）：**多个探测器，覆盖更多区域。
3. **第三代（扇束）：**扇束覆盖整个对象，无需探测器平移。
4. **第四代（圆形探测器）：**固定探测器，X射线管旋转。

- 5. **螺旋CT**：连续旋转结合纵向运动。
- 6. **多层CT**：探测器阵列含多行，支持多层扫描。

## (四) CT的不同形式

### 1、心脏CT (Cardiac CT)

#### 心脏运动的挑战：

- **运动速度：**
  - 冠状动脉运动速度： $>40\text{ mm/sec}$ 。
  - 心脏在收缩期 (Systolic) 运动更快，在舒张期 (Diastolic) 运动较慢。
- **呼吸运动：**
  - 上下移动幅度可达2 cm，可能引入伪影。
- **解决方案：**
  - **同步心电图 (ECG)**：通过捕捉心电信号，将扫描同步到特定心动周期，减少伪影。

#### 核心技术要点：

- **数据采集时间：**
  - 仅在心动周期的 $\frac{1}{4}$ 时间内采集，集中于运动最小的舒张期，减少运动伪影。
- **呼吸配合：**
  - 通过屏气技术避免呼吸运动影响。

#### 扫描模式：

- **轴向扫描：**
  - 使用320排探测器（每排厚度0.5 mm），覆盖16 cm范围。
  - 快速旋转速度：典型值为0.33秒/转。
  - 最小采集角度： $180^\circ + \text{扇角}$ 。
  - 当扇角为 $50^\circ$ 时，最小采集角度为 $230^\circ$ 。

#### 【例】计算轴向FOV和径向FOV

- 径向FOV =  $2 * \text{SDD} * \tan(\text{Fan Angle}/2)$
- 轴向FOV = 探测器排数 \* 单排尺寸

- **低螺距螺旋扫描 (Low-Pitch Helical Scan)：**

- 适用于长距离扫描（如冠状动脉造影）。
- 参数示例：

- 螺距：0.25。
- 旋转时间：0.33秒。
- 扇角：50°对应扫描时间为0.21秒/层。
- 双源CT可进一步将扫描时间缩短至0.11秒/层。

#### 【例】最小采集时间计算

#### 【例】最大可适应心率计算

### CT Number

定义：CT值用于表示每个像素点的线性衰减系数与水的线性衰减系数的**相对差异**，单位为Hounsfield Unit (HU)。

计算公式：

$$\text{CT Number (HU)} = \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000$$

- $\mu$ ：像素点的线性衰减系数。
- $\mu_{H_2O}$ ：水的线性衰减系数。

CT值参考范围：

- 水：0 HU
- 空气：-1000 HU
- 骨骼：数百到1000+ HU

原理：

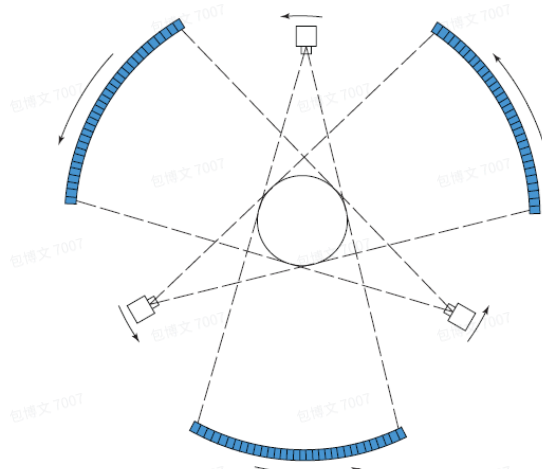
- **投影**：每个像素的信号表示沿线的衰减系数总和。
- **CT图像**：像素信号直接对应于点的衰减系数。

## 2、Dual-Source CT（双源CT）

特点：

1. **双管CT扫描仪**：使用两个X射线管和探测器。
2. **提高时间分辨率**：旋转时间减少至一半。
3. **散射问题**：
  - 第二个源的散射可能会增加伪影，尤其是在肥胖患者中，散射与主信号比率可达100%。
4. **改进方法**：

- 硬件：使用散射抑制装置。
- 软件：采用散射校正算法。



不仅可以双源，还可以多源

### 3、双能量CT (Dual-Energy CT)

**定义：**双能CT通过使用两种不同的能谱，对组织特性进行区分和表征。

**能谱获取方式：**

1. 使用常规CT扫描仪进行两次不同kV的扫描。
2. 快速调制kV（高kV与低kV交替）。
3. 配备两根相互垂直的X射线管。
4. 多层闪烁体探测器：
  - 顶层吸收低能光子。
  - 底层检测高能光子。
5. 光子计数探测器：将X射线光子分类到不同能量范围。

**优势：**

1. **组织表征：**
  - 骨、软组织、碘造影剂在不同能量下的衰减系数不同。
  - 提供材料分解以实现组织的定量分析。
2. **减少束硬化伪影：**
  - 通过投影域分解，减少伪影的影响。
3. **虚拟去增强图像：**
  - 提供无需造影剂的图像。

$$\mu(E, x, y) = a_1(x, y)\mu_1(E) + a_2(x, y)\mu_2(E)$$

## 应用：

- 消除束硬化伪影。
- 自动分割（例如去骨处理）。
- 组织表征（如骨、软组织、碘的区分）。
- 虚拟未增强图像生成。

## （五）图像质量

### 1、空间分辨率

定义：空间分辨率是指CT图像区分两个临近点的能力，即图像的细节表现能力。

#### 影响因素：

- X射线束宽度：**
  - 焦点大小：焦点越小，分辨率越高。
  - 探测器通道大小：通道越窄，分辨率越高。
  - 通道间串扰：串扰越小，分辨率越高。
- 患者与设备的相对运动：**
  - 管-探测器和患者的运动会模糊图像，类似“飞行摄影”中的运动模糊。
- 图像重建算法：**
  - 复杂算法（如迭代重建）可以提升分辨率。
- 评价指标：**
  - PSF（点扩展函数）**：描述点源在图像上的扩散程度。
  - LSF（线扩展函数）**：描述线源在图像上的扩散程度。
  - MTF（调制传递函数）**：评估不同空间频率下的图像质量。

### 2、噪声

定义：CT图像噪声是指在信号中叠加的随机波动，影响图像的清晰度。

#### 典型噪声来源：

- 量子噪声：**
  - 最主要的噪声来源，由X射线统计特性决定。

- 特点：遵循泊松分布（均值=方差）。
- 信噪比（SNR）公式： $SNR = \sqrt{N}$ ，其中N是射线数量。

## 2. 电子噪声：

- 来自探测器电子元件固有电信号波动（热噪声/随机电子波动）。

## 3. 量化噪声：

- 由于探测器动态范围有限，模数转换（ADC）四舍五入误差产生的噪声。

## 噪声影响因素：

### 1. 毫安秒（mAs）：

- 增加mAs可降低量子噪声，但会提高患者剂量和光管负荷。

### 2. 重建算法：

- 不同算法对噪声的处理能力不同。
- 在金属物体存在时，泊松噪声可能导致条纹伪影。

## 3、对比度

定义：对比度是指图像中不同组织之间亮度差异的表现能力。

### CT的优势：

- CT比传统放射摄影更能检测低对比度细节。

### 主要原因：

#### 1. 放射摄影：

- 图像上多种结构叠加，降低了对比度。

#### 2. CT扫描：

- 通过生成薄切片图像，有效减少了结构叠加。

## 4、图像伪影

### 几何误差或限制引起：

#### 1. 欠采样伪影（Undersampling Artifacts）

- 定义：采样间隔过宽导致的角度和空间上的伪影。
- 表现：投影中的锐边被不良近似，重建图像中出现沿边缘高频阻尼振荡。
- 解决办法：增加探测器元件数量。

#### 2. 视角不足伪影（Insufficient Views Artifacts）

- 定义：视角数量不足时，在采样密度最小的图像外围区域产生交替的明暗条纹。

- **表现：**条纹伪影集中在图像外围。
- **解决办法：**增加投影角度的数量。

## 系统非线性引起：

### 3. 束硬化伪影 (Beam Hardening Artifacts)

- **定义：**X射线在通过组织时被“硬化”，即低能量光子被更多地吸收，等效能量上升，导致投影数据上反映出的  $\mu$  值变小。
- **表现：**
  - 图像中央出现衰减减小伪影。
  - 高衰减路径之间出现连接的条纹伪影。
- **解决办法：**使用校正算法或楔形滤过器（如Bowtie Filter）。

### 4. 散射伪影 (Scatter Artifacts)

- **定义：**散射光子导致探测到的信号比实际信号更大，从而错误的认为衰减较小，导致对特定光束衰减的低估。
- **表现：**图像对比度降低，散射增加误差。
- **解决办法：**应用散射校正技术。

### 5. 非线性部分体积效应伪影 (Nonlinear Partial Volume Effect Artifacts)

- **定义：**有限光束宽度导致测量的强度为光束宽度内平均值（特别是在高密度物质的边缘/较小的高密度点上）的伪影。
- **表现：**不同衰减系数跨光束宽度变化大时，低估衰减系数。
- **解决办法：**提高分辨率，优化光束宽度。

### 6. 金属植入伪影 (Metal Implant Artifacts)

- **定义：**由束硬化、散射、非线性部分体积效应和噪声共同导致。
- **表现：**金属周围出现高衰减条纹。
- **解决办法：**金属伪影校正技术。

### 7. 运动伪影 (Motion Artifacts)

- **定义：**在采集过程中，物体短时间移动导致不一致的测量值。
- **表现：**
  - 起始位置和停止位置分别连接物体与X射线管的条纹。
- **解决办法：**减少扫描时间，提高时间分辨率。



## 多排螺旋CT的伪像：

### 8. 阶梯伪影 (Stair-step Artifacts)

- **定义：**螺旋CT中，由于螺距过大或重建间隔过小，3D表面表示出现伪影。
  - **螺距过大：**螺距是CT扫描时床的移动速度与探测器宽度的比值。如果螺距太大，扫描的数据点之间间隔过大，重建时就会出现“断层感”，就像楼梯一样。
  - **重建间隔过小：**重建间隔是指图像重建时相邻切片之间的距离。如果间隔太小，数据点之间的过渡不够平滑，也会导致阶梯状伪影。
- **表现：**
  - 沿斜面出现规则的阶梯状干扰。
  - 3D图像中沿斜面出现黑白交替的伪影。
- **解决办法：**选择合适的螺距和重建间隔。

### 9. 风车/熊爪伪影 (Windmill Artifacts)

- **定义：**在螺旋锥束CT中，由z方向混叠引起的伪影。
  - **z方向混叠：**螺旋CT在扫描时，数据是在z轴（垂直于扫描平面的方向）上连续采集的。如果采样率不足，就会导致z方向上的数据混叠，形成周期性伪影。
  - **锥束效应：**锥束CT中，X射线是以锥形束发射的，z方向上的数据采样不均匀，容易产生混叠。
- **表现：**黑白相间的辐条状伪影，与视角角度变化相关。
- **解决办法：**优化锥束重建算法。

## 专用CT设备

### 1. 乳腺CT：

- 优点：提供3D数据，避免组织重叠。
- 缺点：靠近胸壁的部分可能无法成像。

### 2. 介入CT：

- 术中导航，结合3D成像提高手术精度。

### 3. 电子束CT (EBT)：

- 超快速扫描，适用于心血管成像。