

# X光相關技術與斷層掃描

## X-ray and Computed Tomography

莊子肇 副教授  
中山電機系

# 講古：X光的發現

- 倫琴 (Roentgen WC) : Nov, 1895
  - 低壓游離氣體導電的偶然發現
  - 暗室中的螢光屏曝光
  - 「肉體透明、但骨骼不透明」
  - 首座諾貝爾物理獎得主(1901)

# X光的發現者

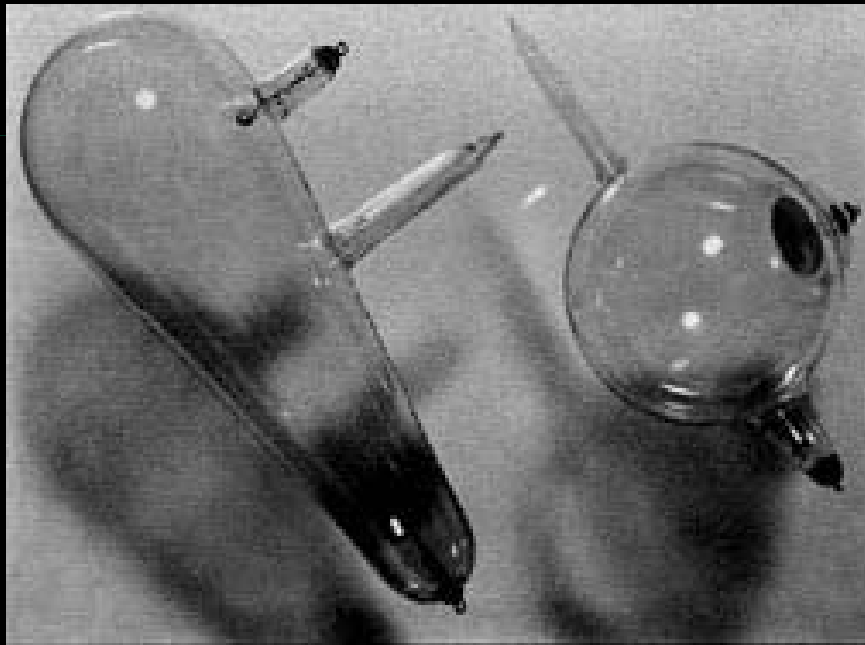


倫琴 (1845-1923)



倫琴夫人的手

# 倫琴所使用的X光管



Crookes tubes 1895



1895~1896

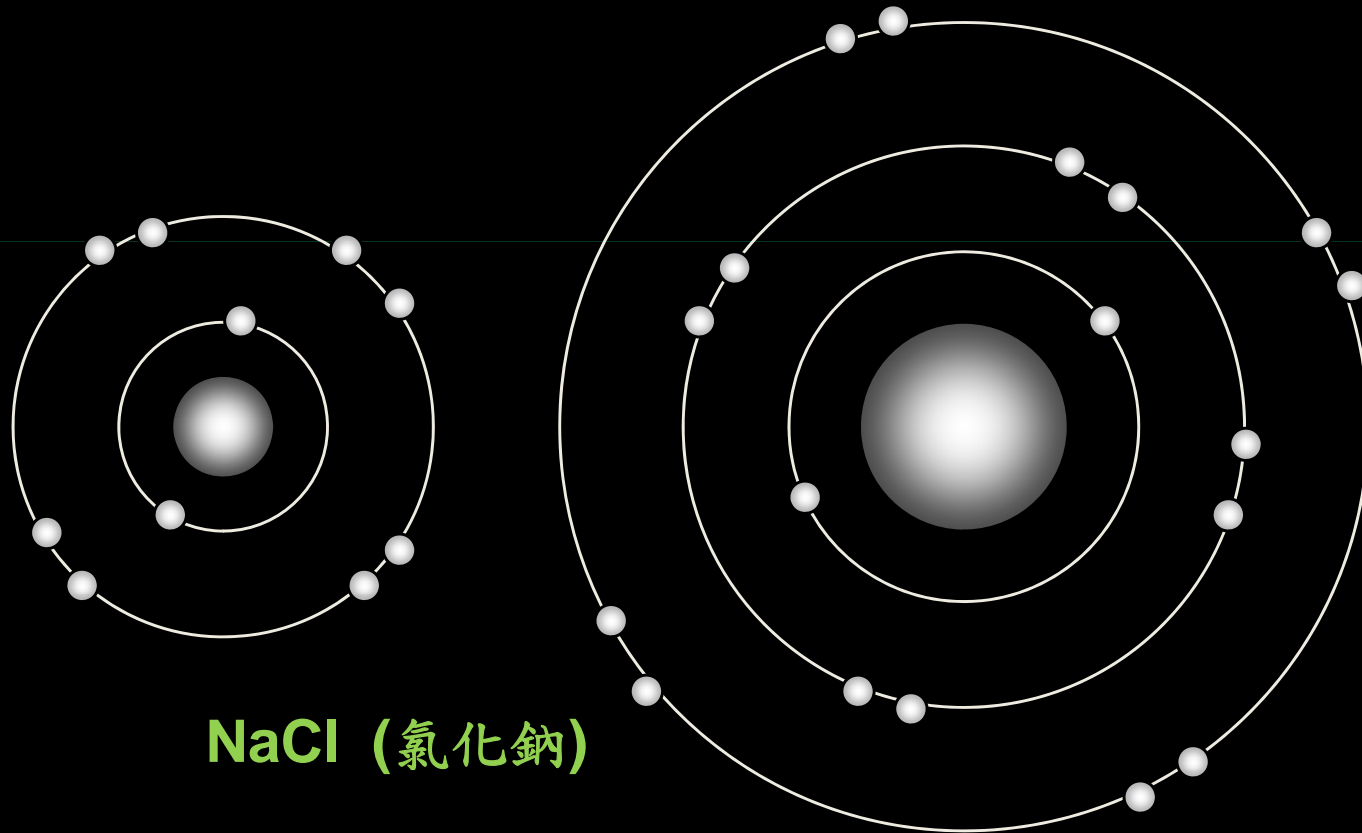
# 什麼是X光？

- “X”：表示「未知」
- 極短波長的電磁波 (~ angstrom)
  - 1 angstrom =  $1.0 \times 10^{-10}$  m
- Angstrom (Å)：大約原子大小等級

# 為什麼可以穿透多種物質？

- 在 angstrom ( $\text{\AA}$ ) 尺度等級下，物質的大部分是空的
- 原子 = 原子核 + 環繞電子
- 大部分都會穿透，除非與物質作用

# 簡單的原子模型



「物質」的大部分都是空的

# 為什麼骨骼「不透明」？

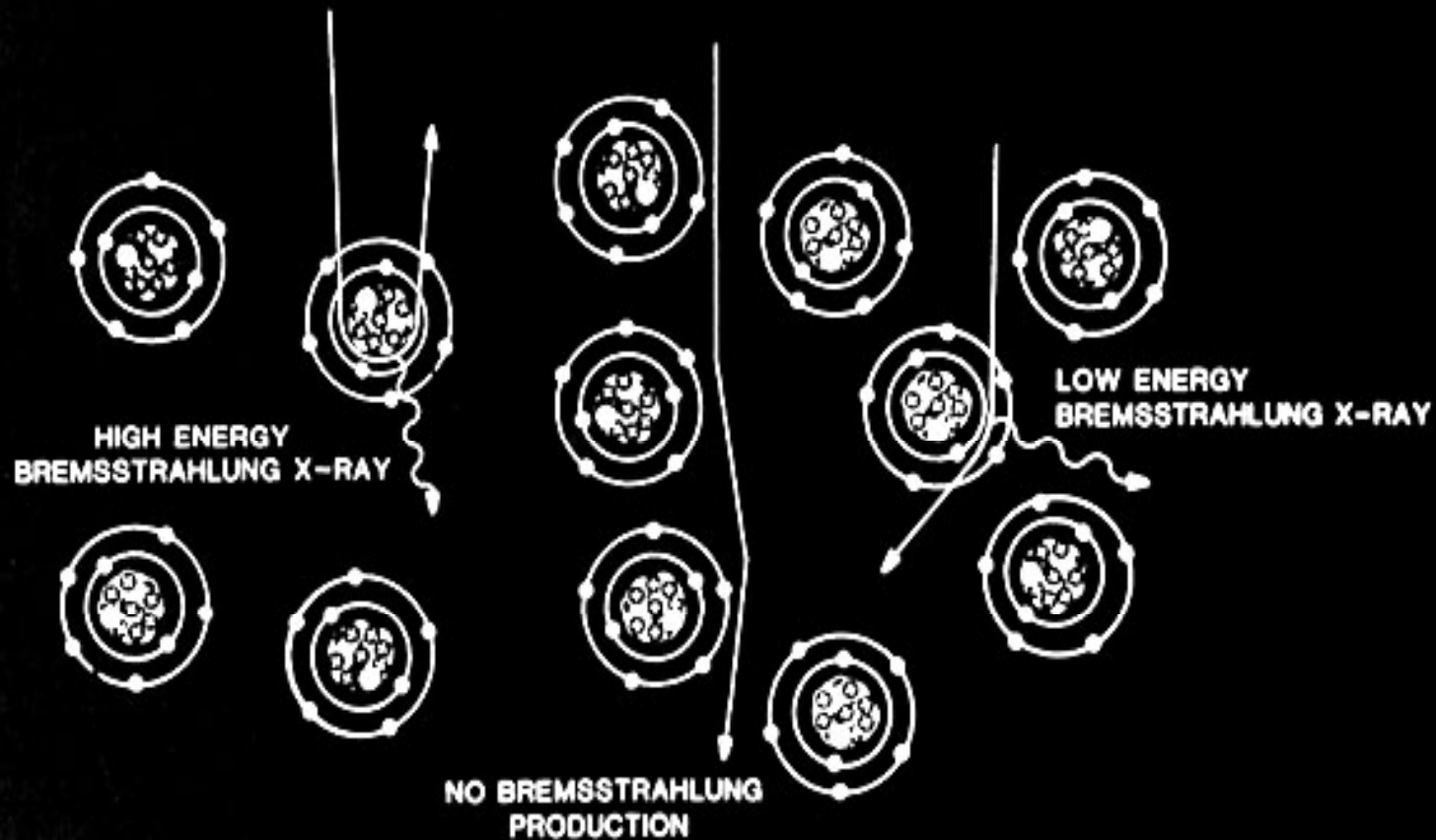
- 人體組織成分：H、C、O ...
- 骨骼：P、Ca ...
- 原子序高，電子多，與 X 光作用機會大，因此 X 光穿透較少 (待敘)



# 如何產生 X 光？

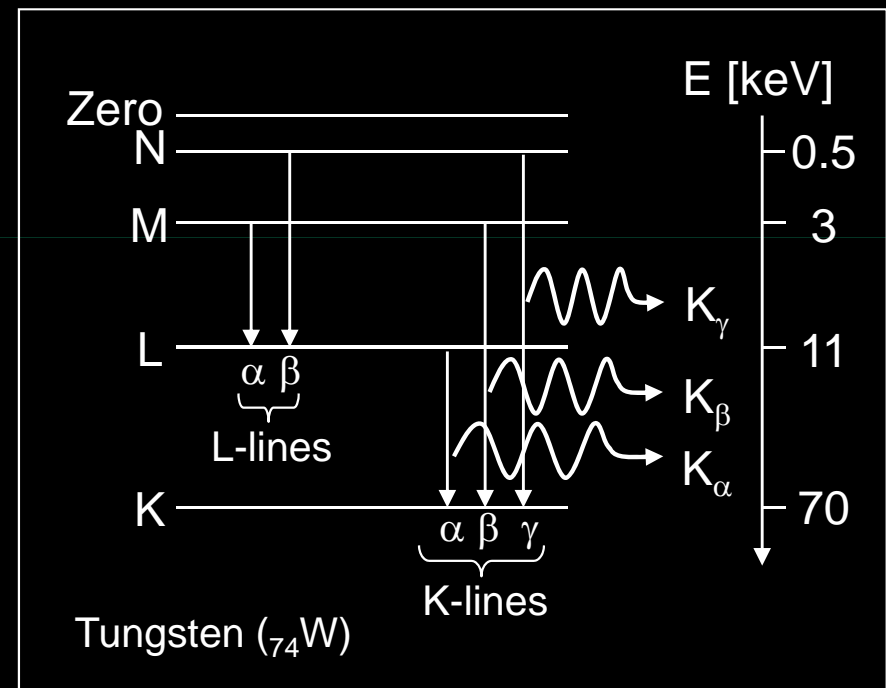
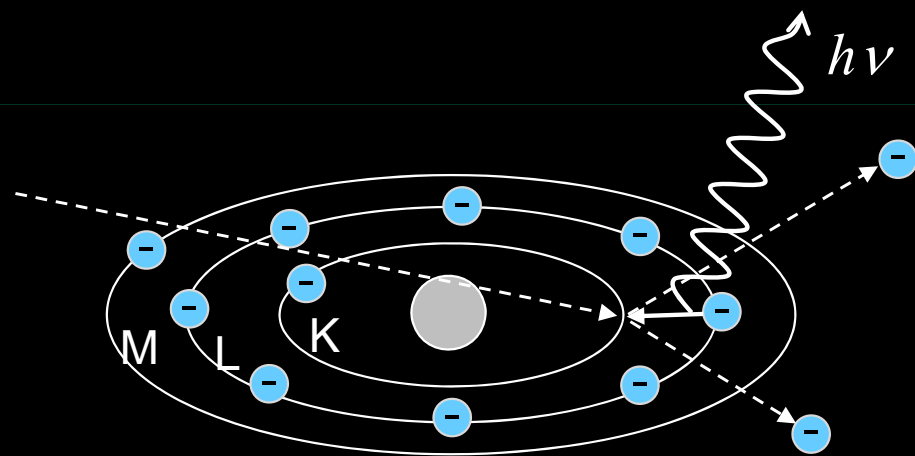
- 只要使高速電子瞬間減速即可
  - 動能損失以電磁波形式釋出
  - Bremsstrahlung (煞車效應)  
(Braking radiation)
- 特性輻射 (characteristic radiation)

# 煞車效應 (Bremsstrahlung)



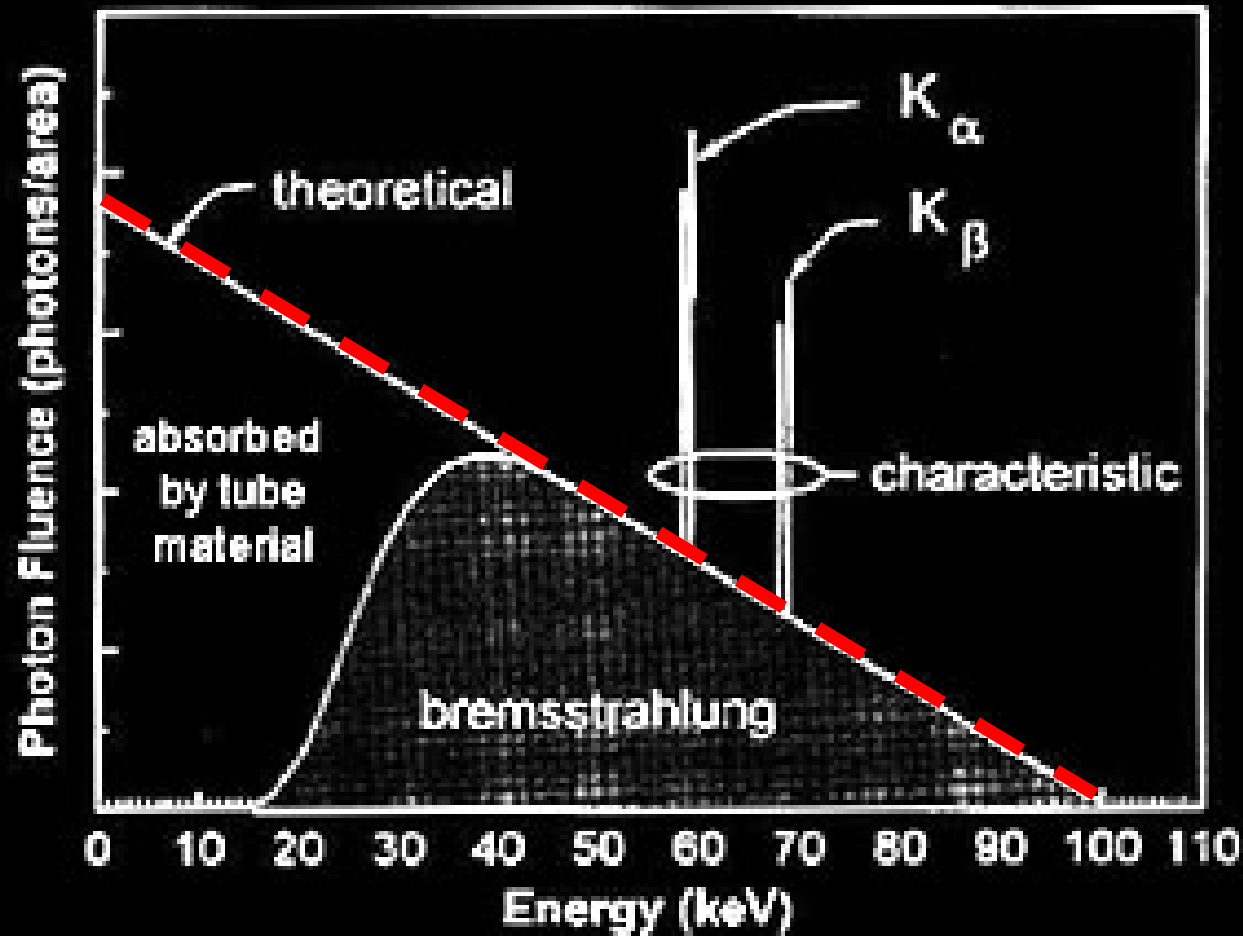
能量損失以輻射方式放出

# Characteristic radiation



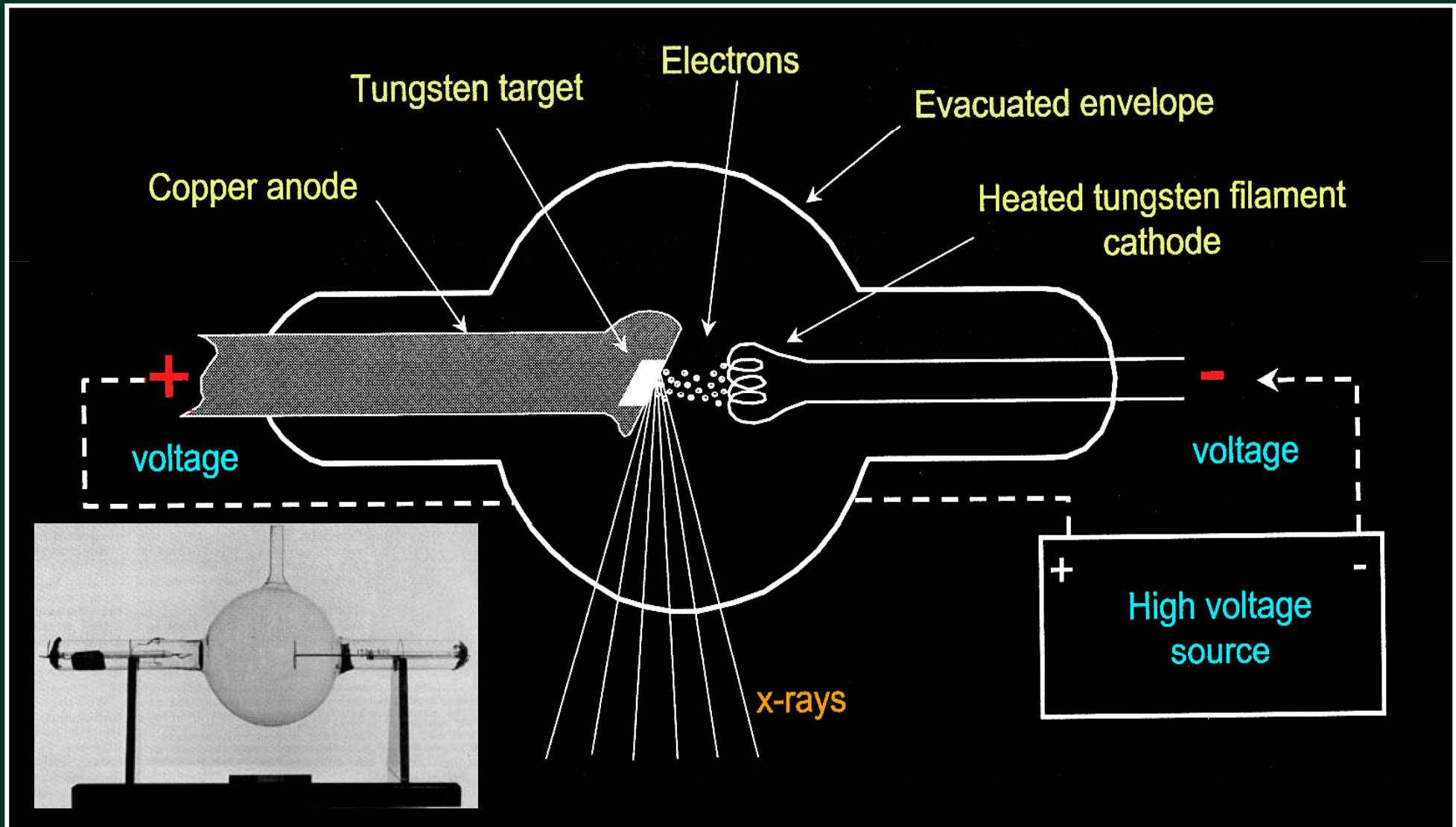
產生固定能量的 X 光

# Energy spectrum of X-ray



皆可為醫學放射影像的訊號來源

# Hot Cathode X-ray Tube



# X光引起的革命性進展

- 醫學診斷
- 放射治療
- 工業非破壞性檢測
- 商品廣告宣傳

# 透視生物體（青蛙）

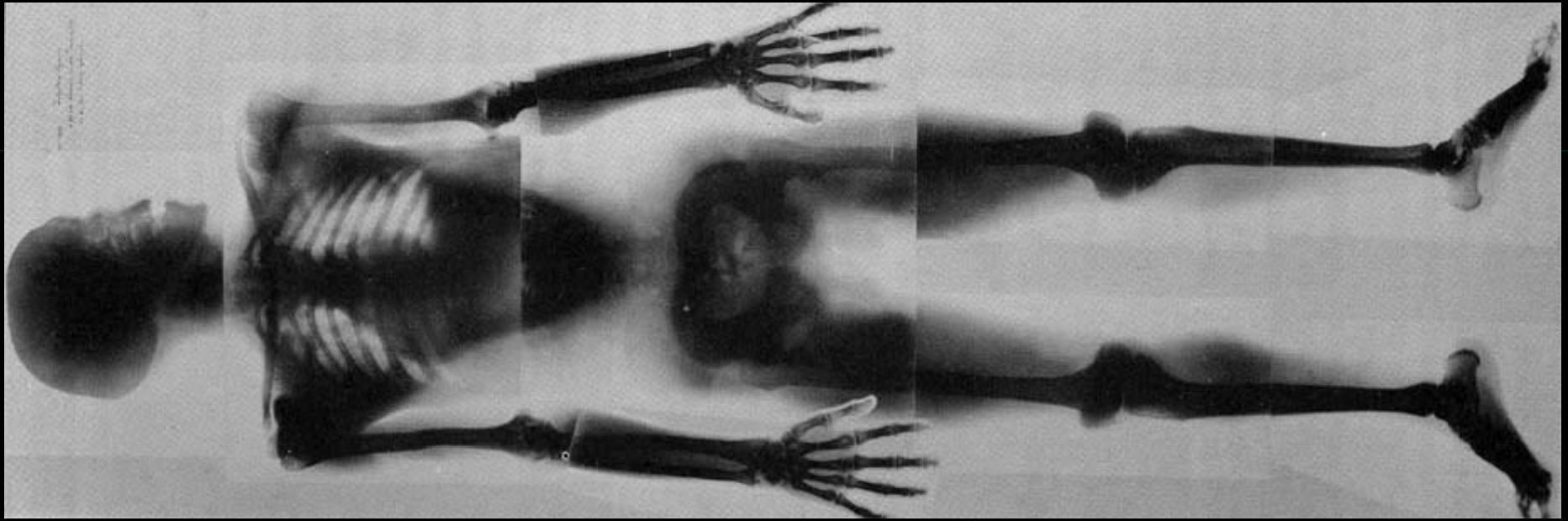


1896



1898

# 透視人體（屍體）



1896 (5 min/film)

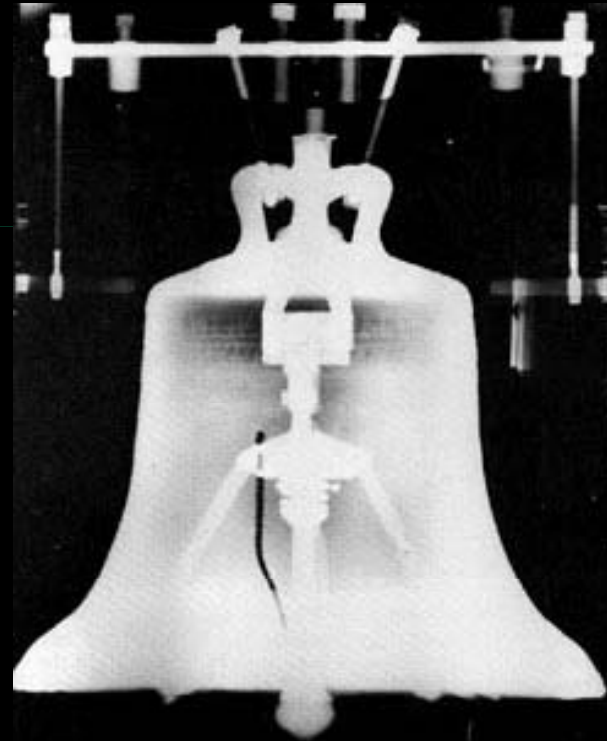


# 早期的放射治療(X-ray)



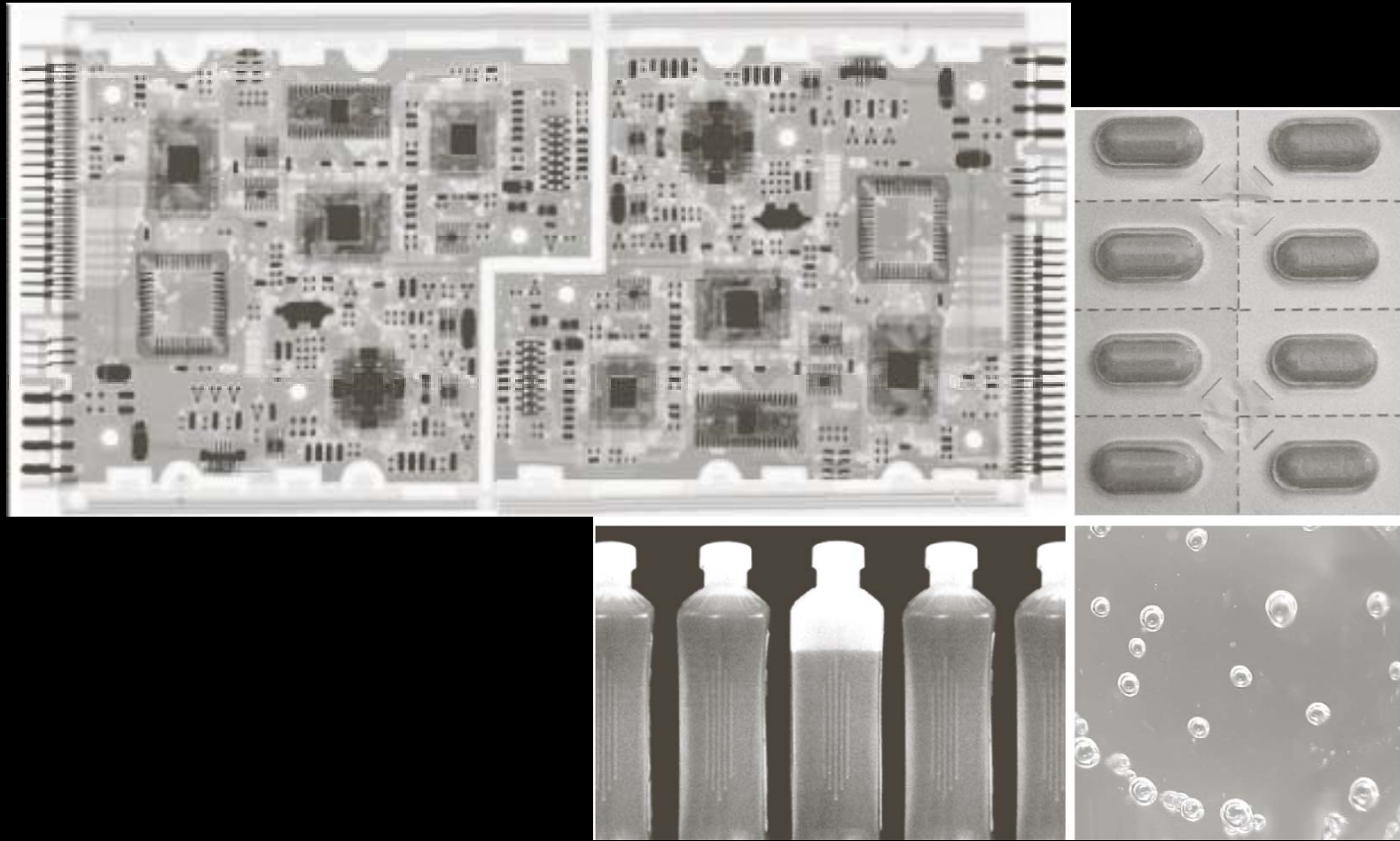
潰瘍組織 (1899)

# 工業用途例

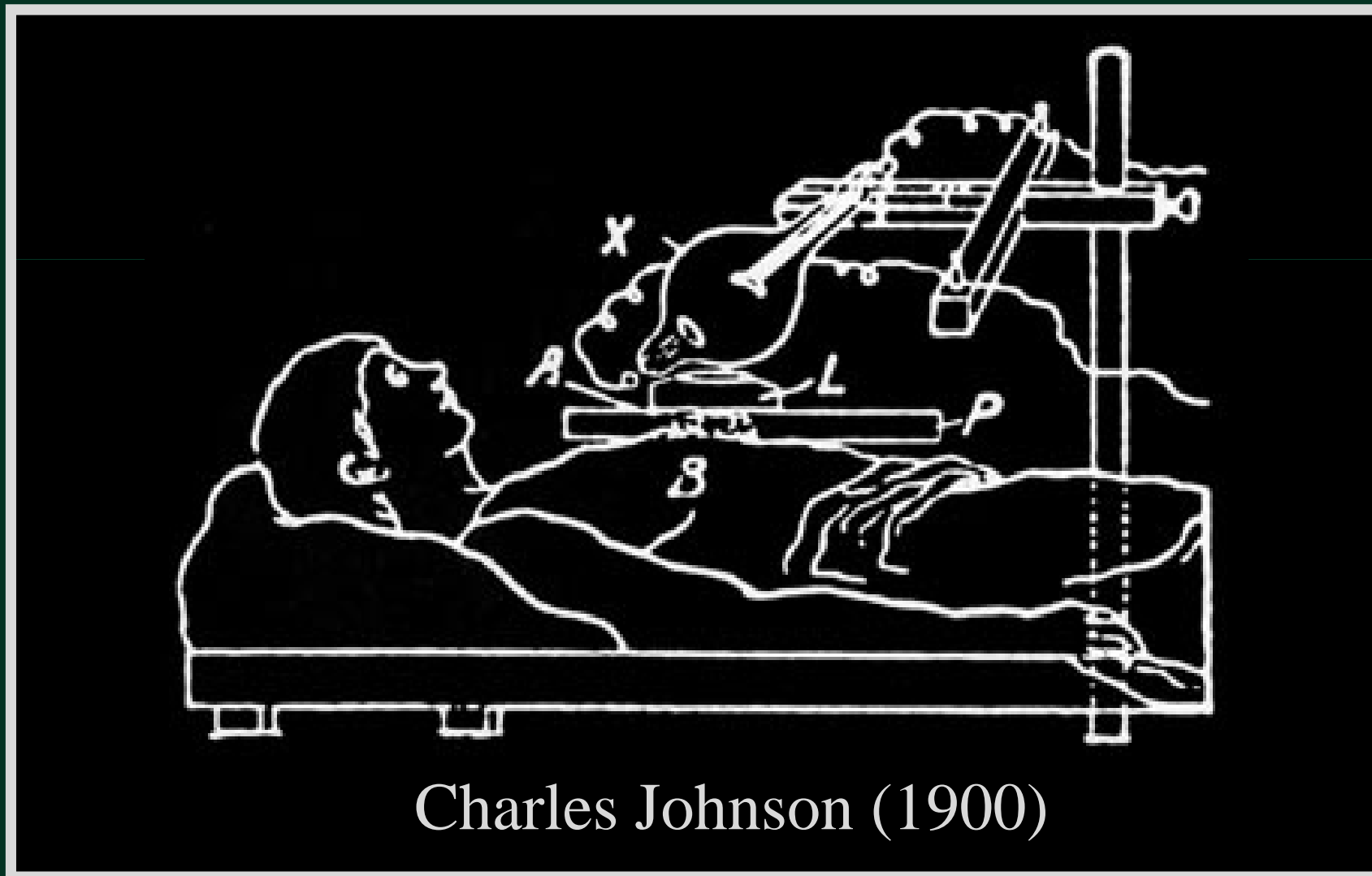


自由鐘（美國費城）

# 工業非破壞性檢測

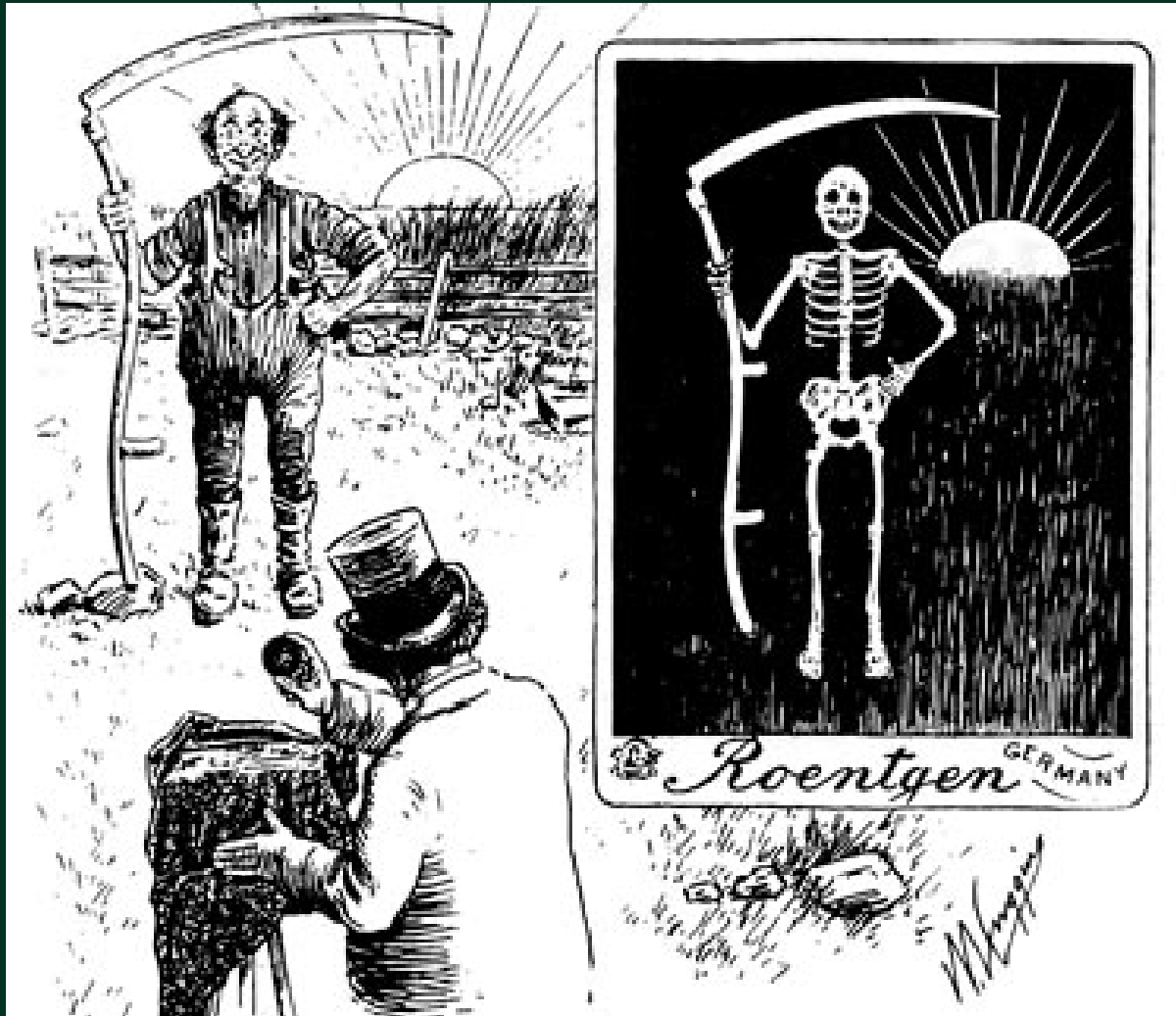


# 早期的X光儀器專利



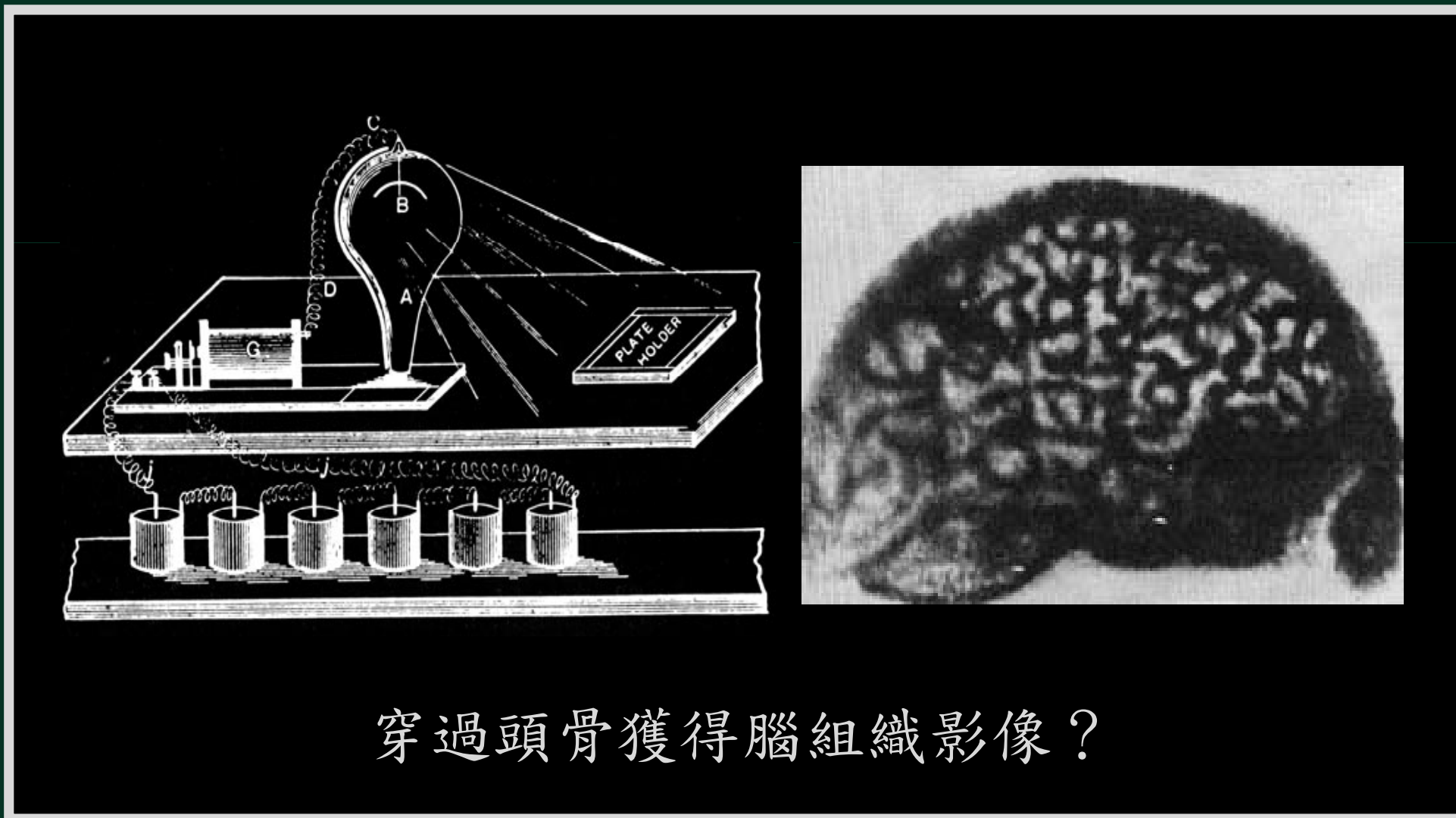
Charles Johnson (1900)

# Life雜誌對X光的解釋



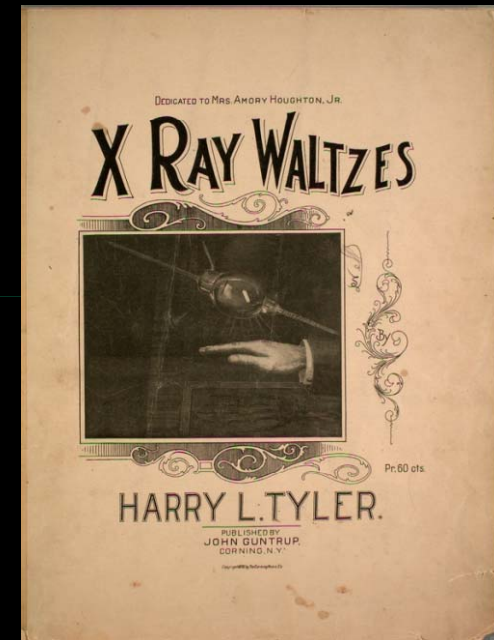
不過X光不是反射成像

# X光的相關騙局

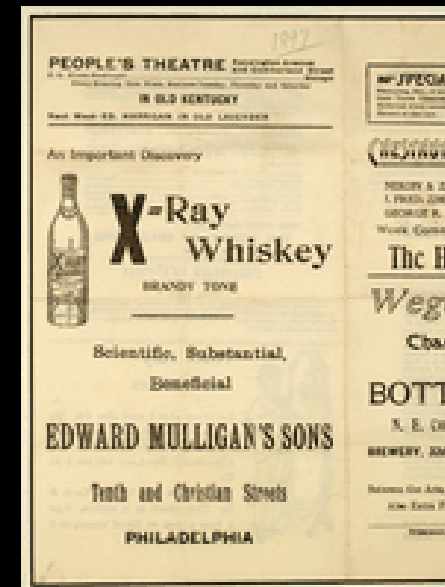
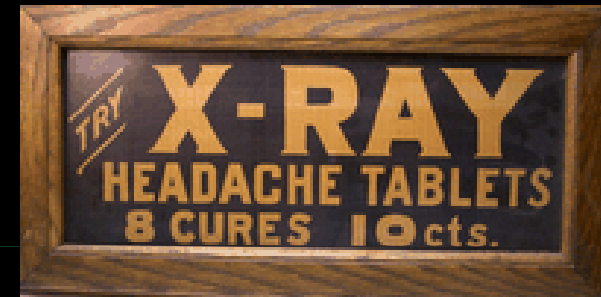


穿過頭骨獲得腦組織影像？

# X光所引起的廣告狂熱



# X光所引起的廣告狂熱





# 這個時代難道就沒有？



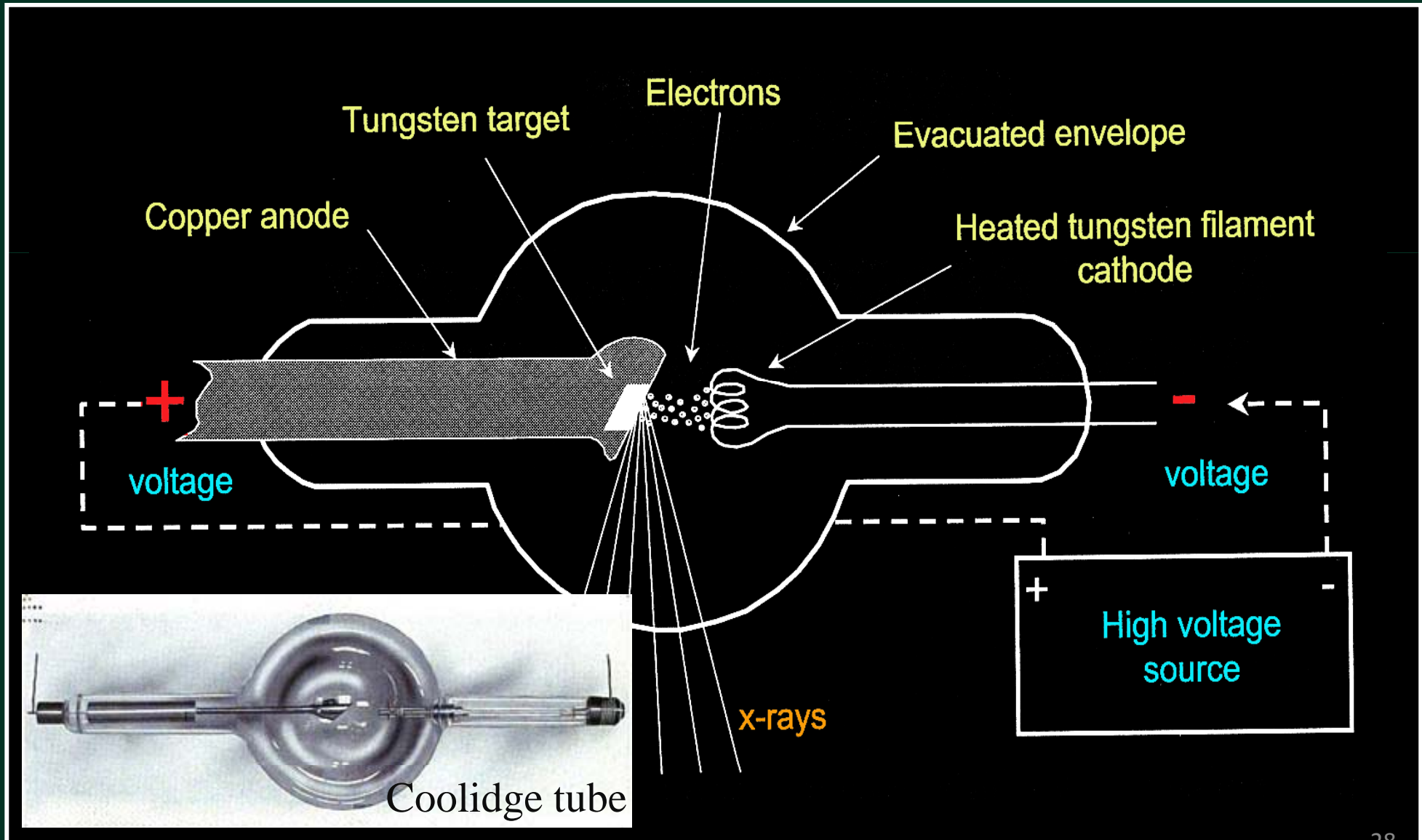
# 回頭：如何產生X光？

- 只要使高速電子瞬間減速即可
- 電子撞擊金屬靶產生X光
  - 庫侖力越大，煞車效應越明顯
  - 重金屬（白金、鎢）撞擊靶
- 不一定需要游離氣體 (Crookes tube)
  - 熱陰極管 (Hot cathode tube)

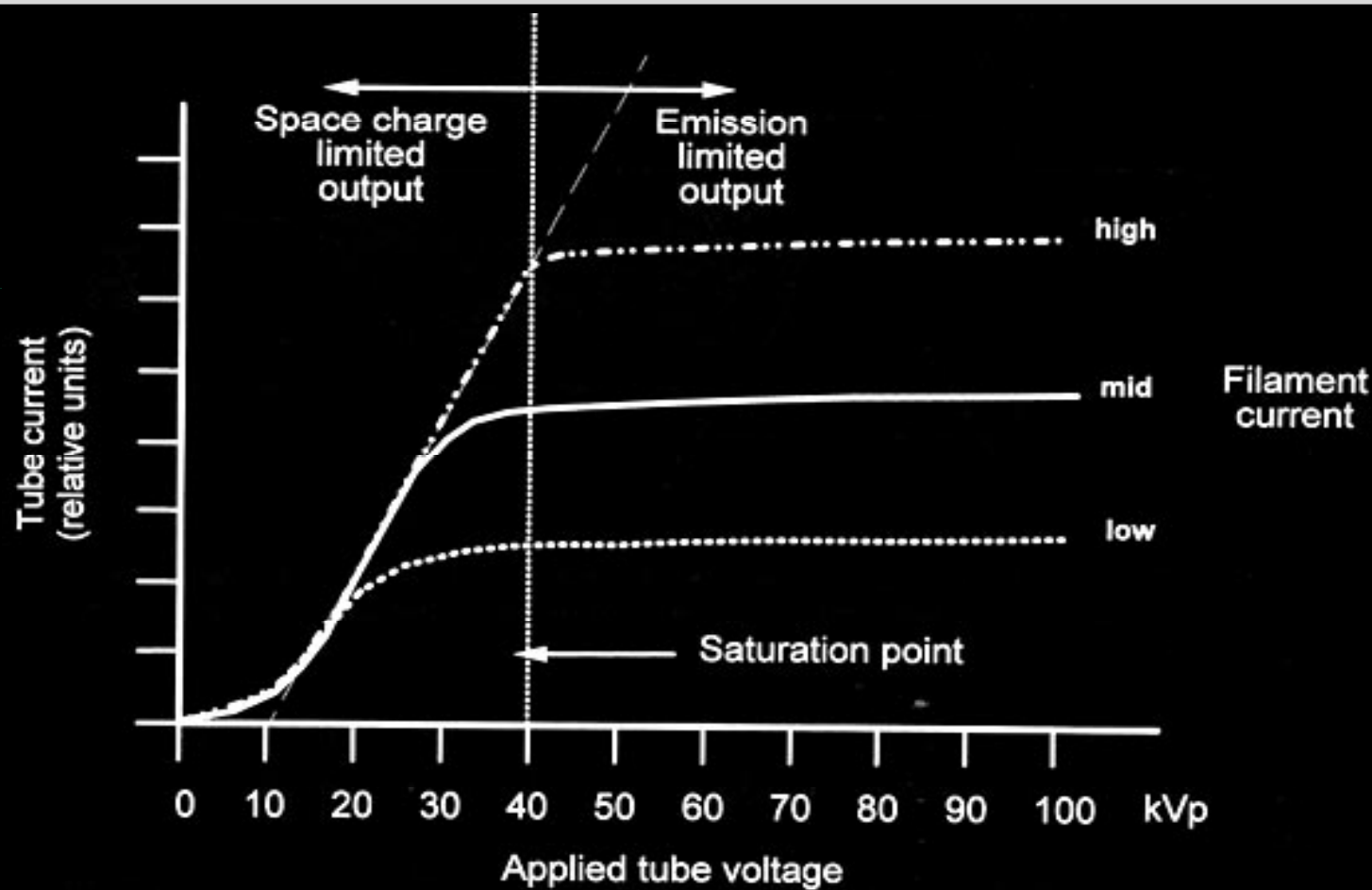
# 熱陰極管

- 高倍真空管高壓加速熱電子
  - Coolidge WD (1913)
  - 陰陽極之間電位差增加，電子束電流立刻接近最大值，不再更動
  - 陰極溫度增加，熱電子釋出亦增加
  - X 光能量與強度的獨立控制
- 仍舊是今日臨床儀器所採用的架構

# Hot Cathode X-ray Tube



# X 光能量與強度的獨立控制



Saturation current

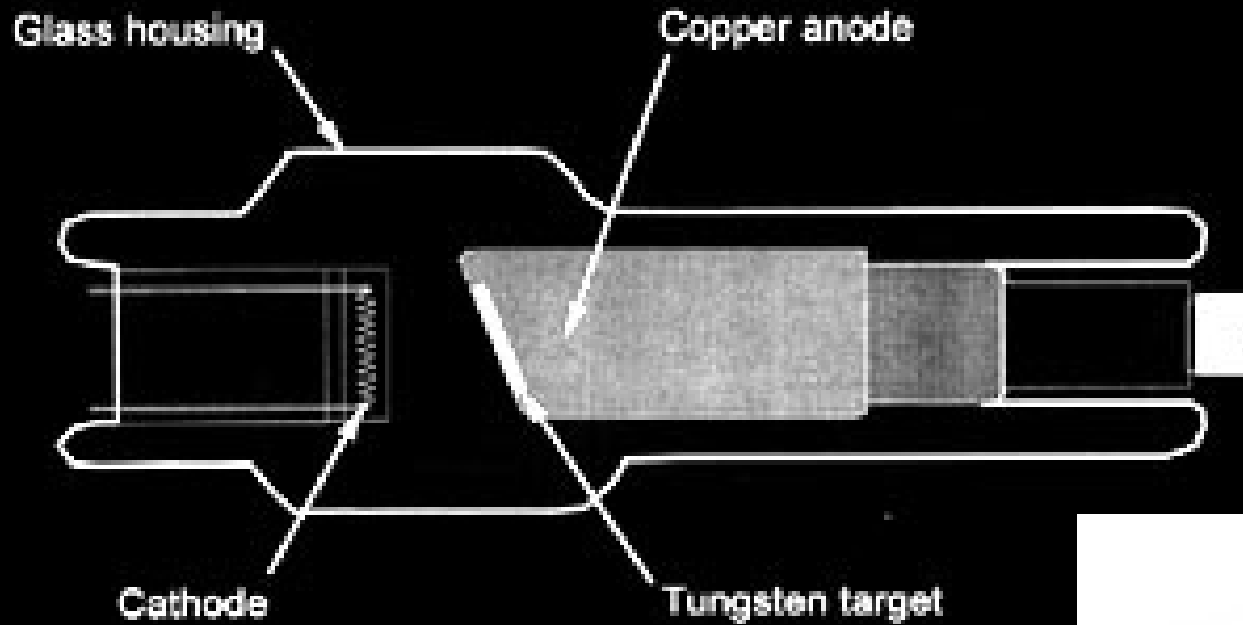
# 即使如此還不夠

- 電子動能  $< 1\%$  轉換為 X 光
- 其餘其餘由熱能方式釋出
  - Target melts !
  - 選擇高熔點金屬：鎢
  - 散熱很重要

# 進一步改進 X 光管

- 銅質 mounting 散熱
- 旋轉式撞擊靶
  - $> 3000$  rpm
- 陽極角度 (anode angle)
  - 通常為  $8^{\circ} \sim 17^{\circ}$
  - Effective focal spot size

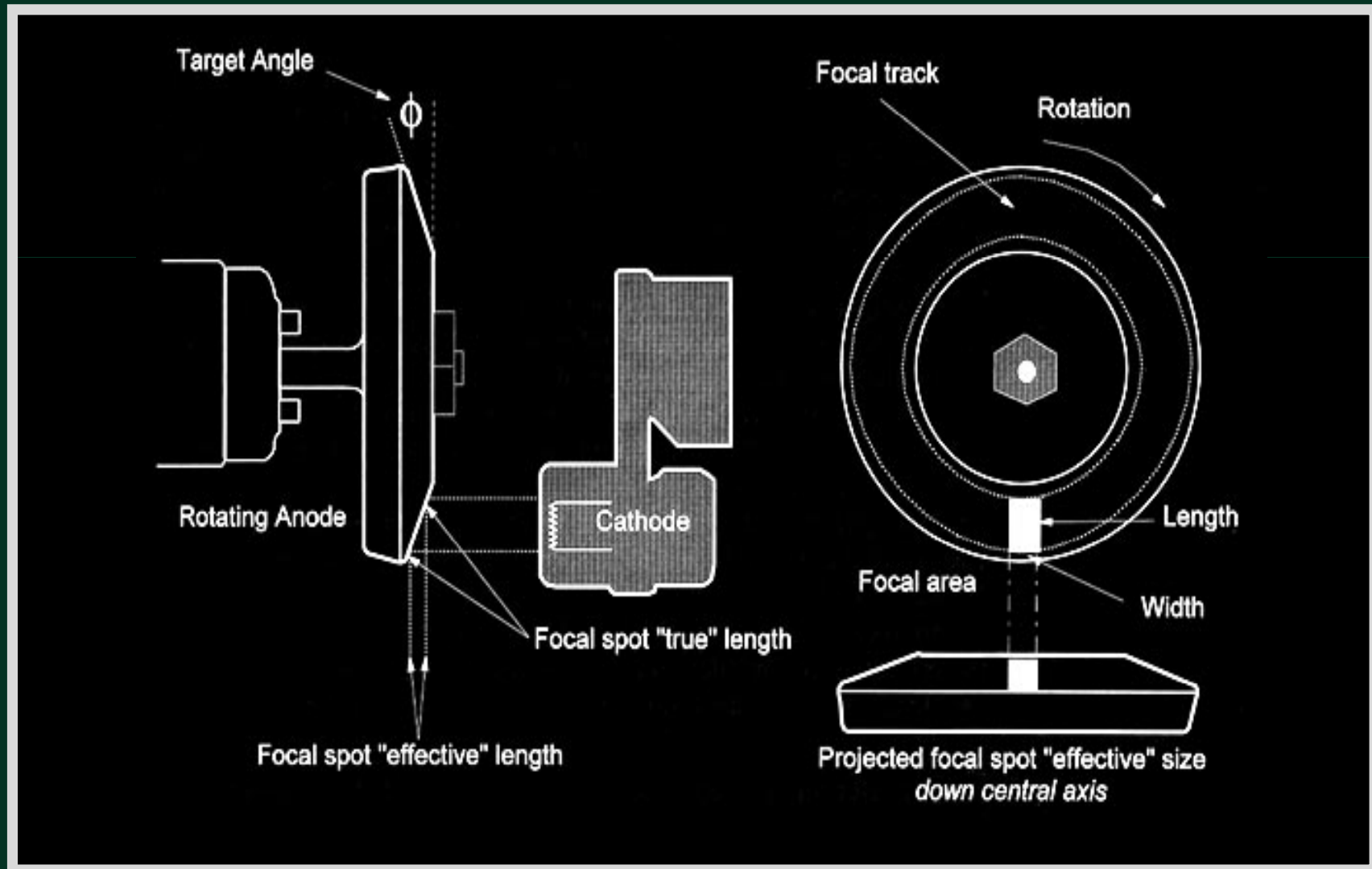
# 銅質導熱與 Anode angle



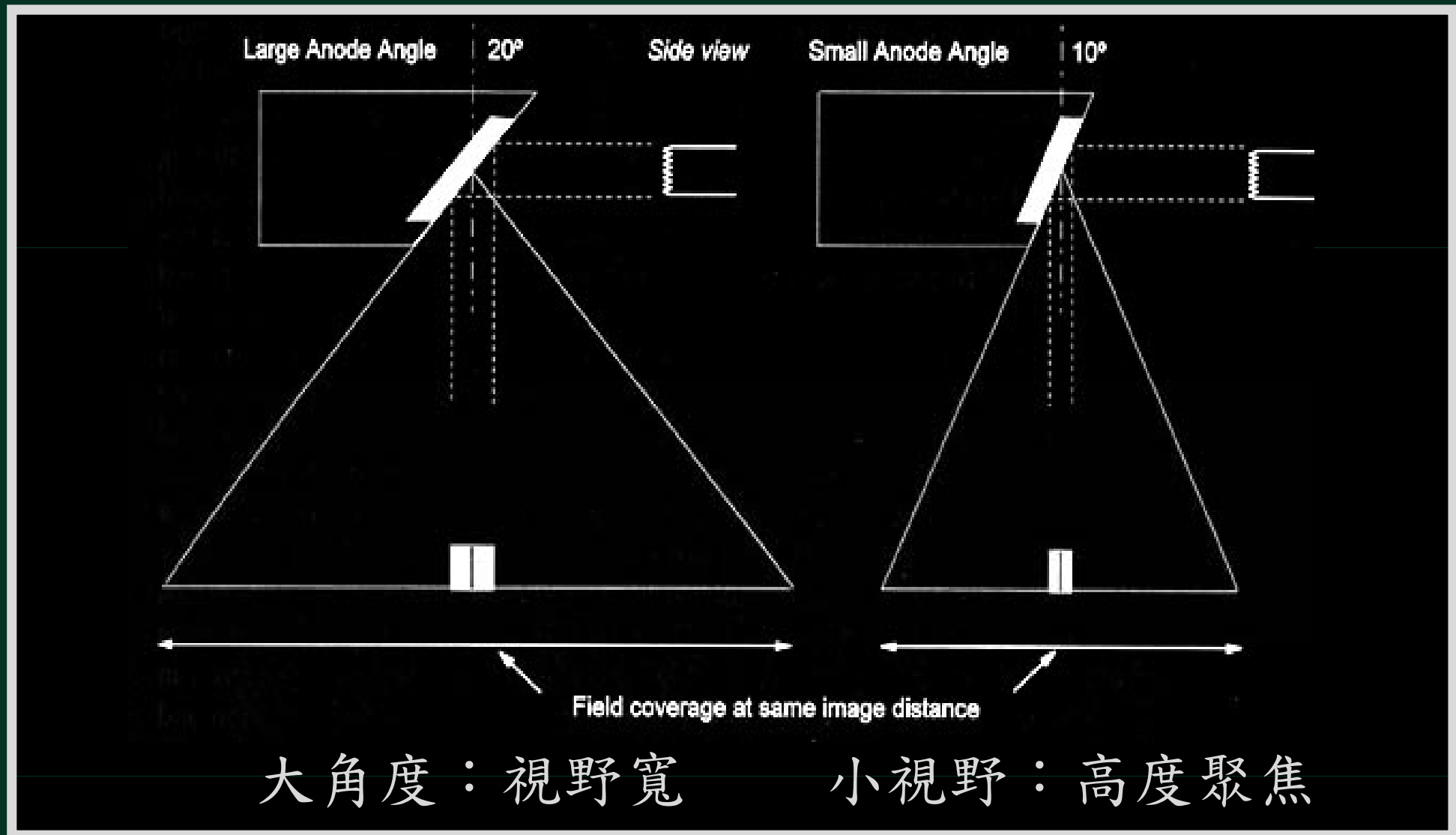
今日固定靶 X光管結構



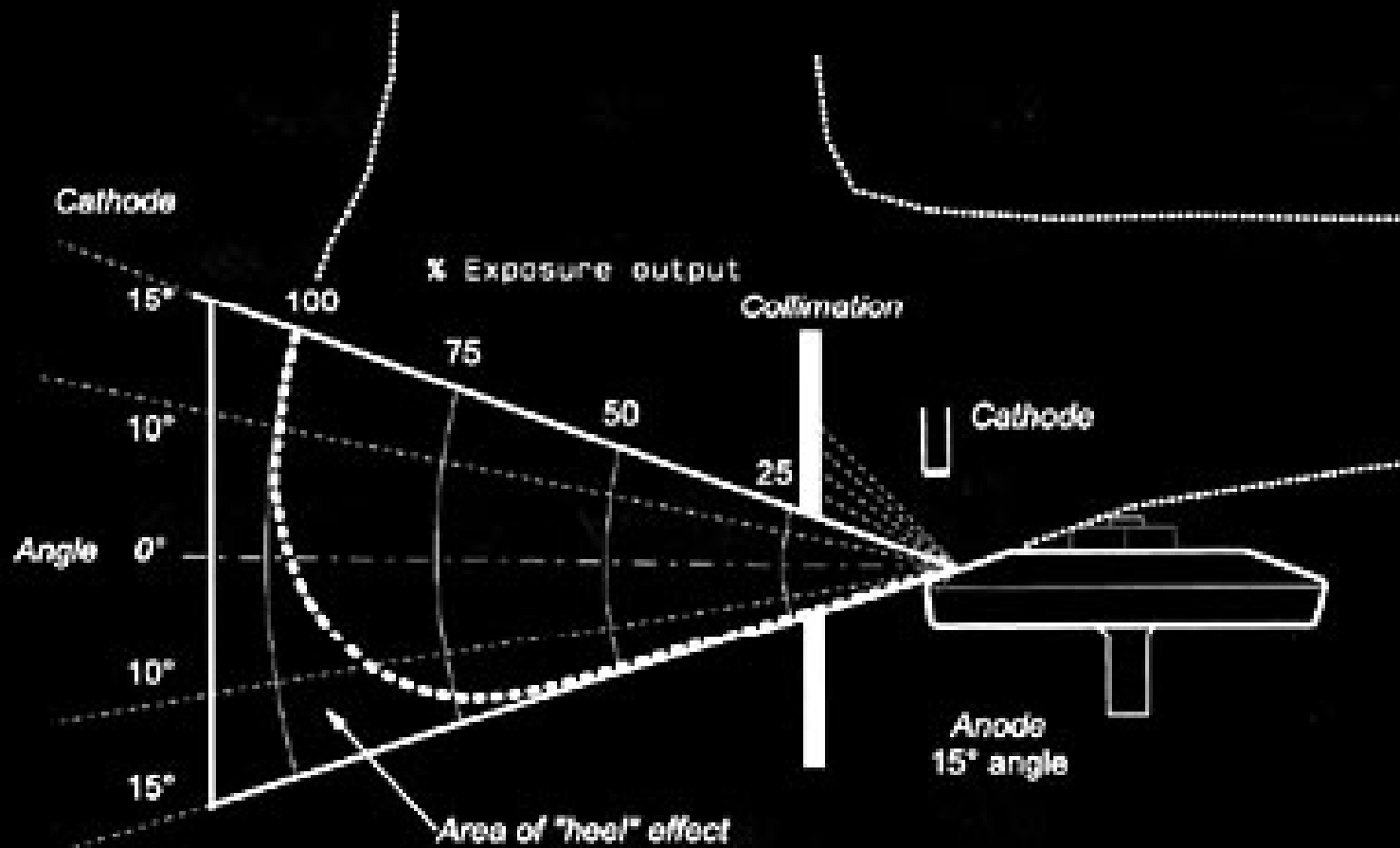
# 旋轉撞擊靶的結構



# Anode Angle & Effective Focal Spot

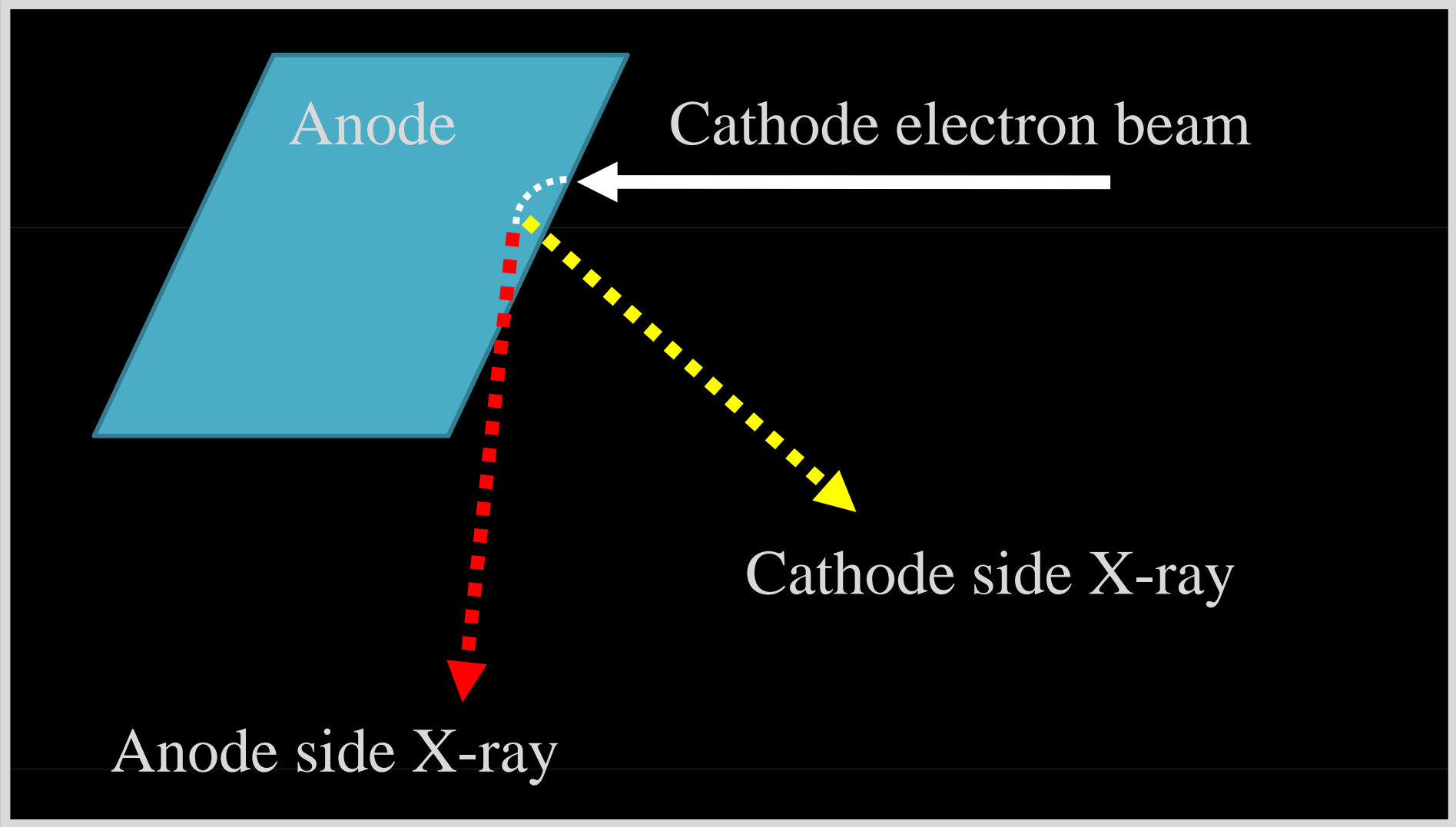


# 陽極角度與「跟效應」

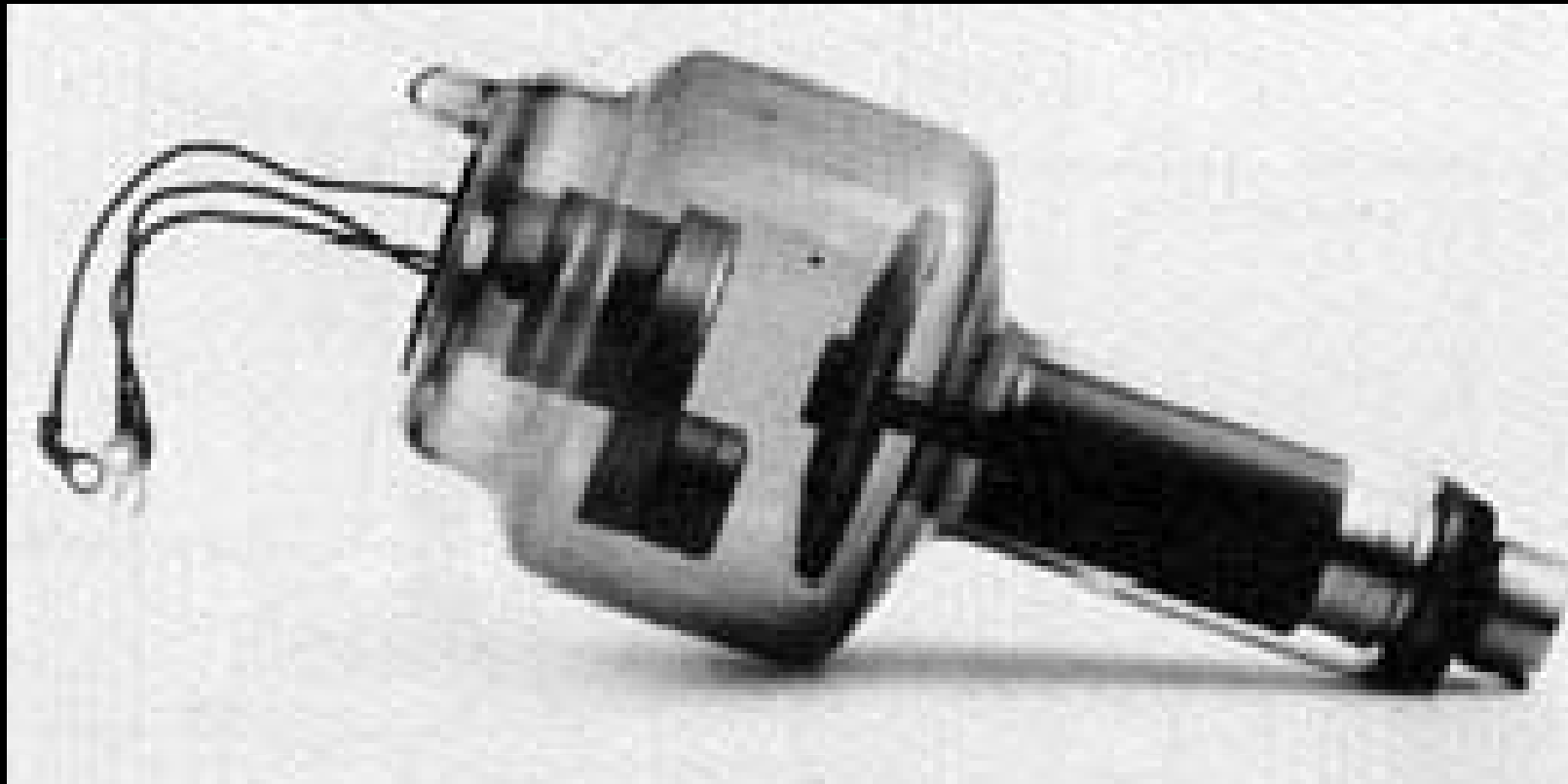


Heel effect: Loss of X-ray exposure at anode side

# Heel effect



# 今日常見的X光管

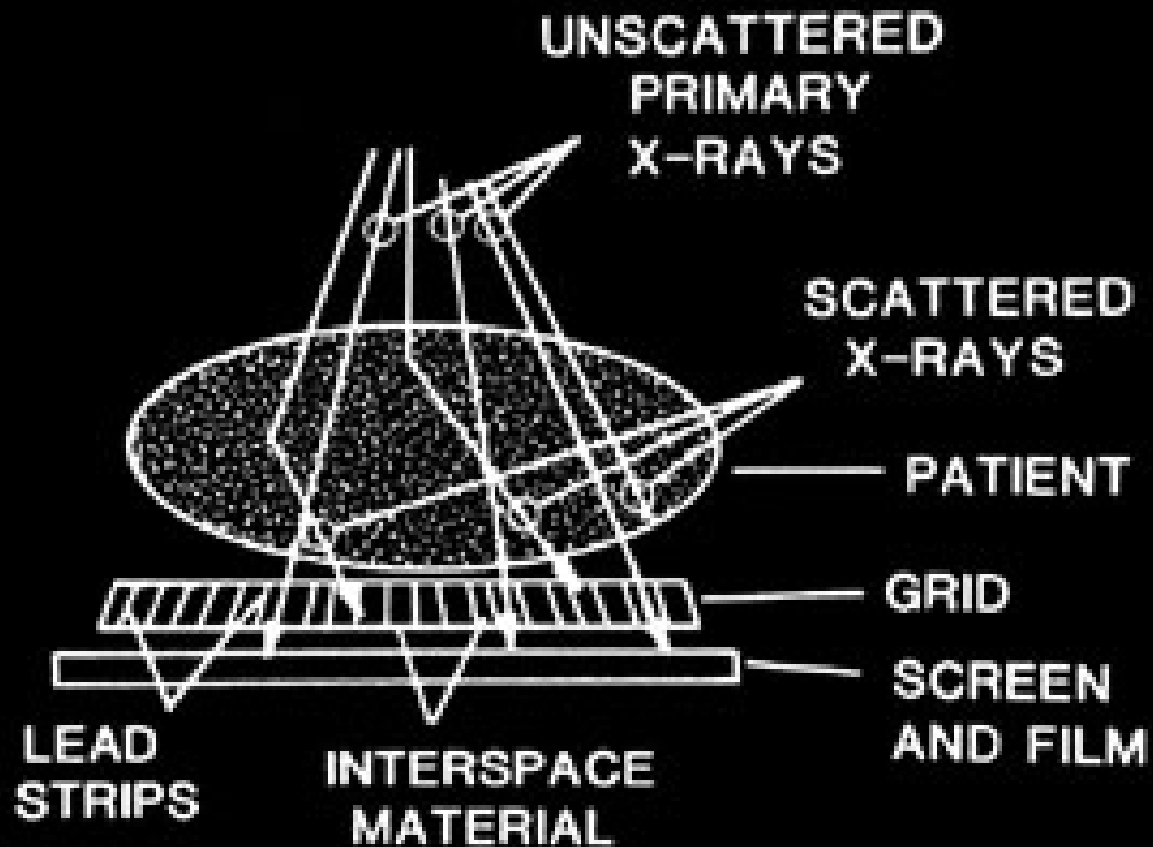


Philips Medical System (1989)

# 其他進一步改進

- 鋁金屬 filtering
  - 過低能量的 X 光很少到達偵測端
  - 只會增加病人輻射劑量 (待敘)
- 防散射格柵 (anti-scatter grid)
  - 僅有平行射線能通過，減低散射

# Anti-scatter grid



減低 X 光的散射

# X 光成像的原理

- X 光穿透人體部分組織 (軟組織)，部分不穿透 (骨骼)
- 形成不同組織間的明暗對比
- 就這樣而已？影像品質如何控制？



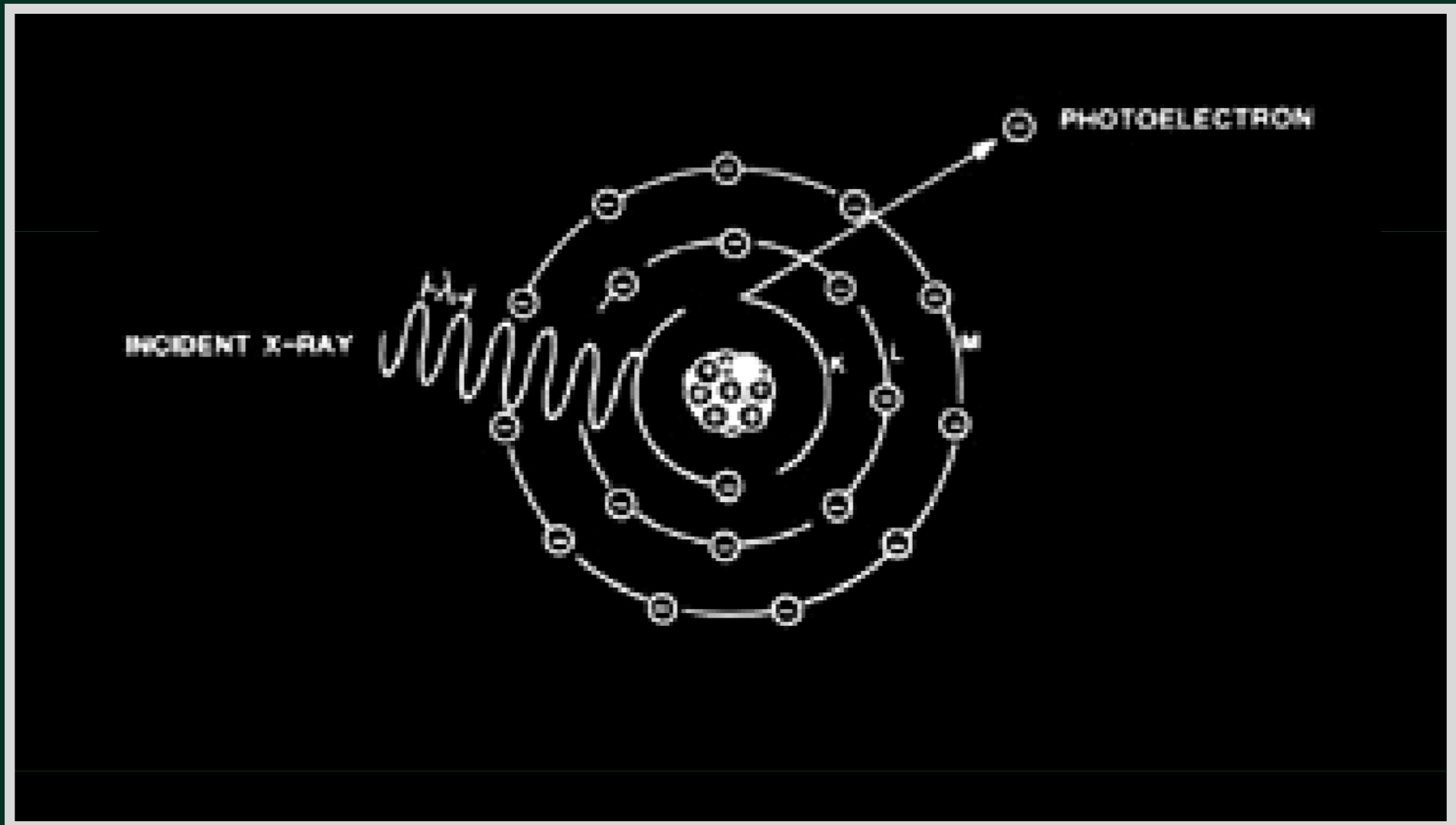
# X 光與物質的作用

- Rayleigh 散射
- 光電效應
- Compton 散射
- Pair production

# Photoelectric Absorption

- X 光能量完全轉移至內層電子，產生正離子與光電子
- 主要發生於低能量 X 光
- X 光全被吸收，產生影像對比

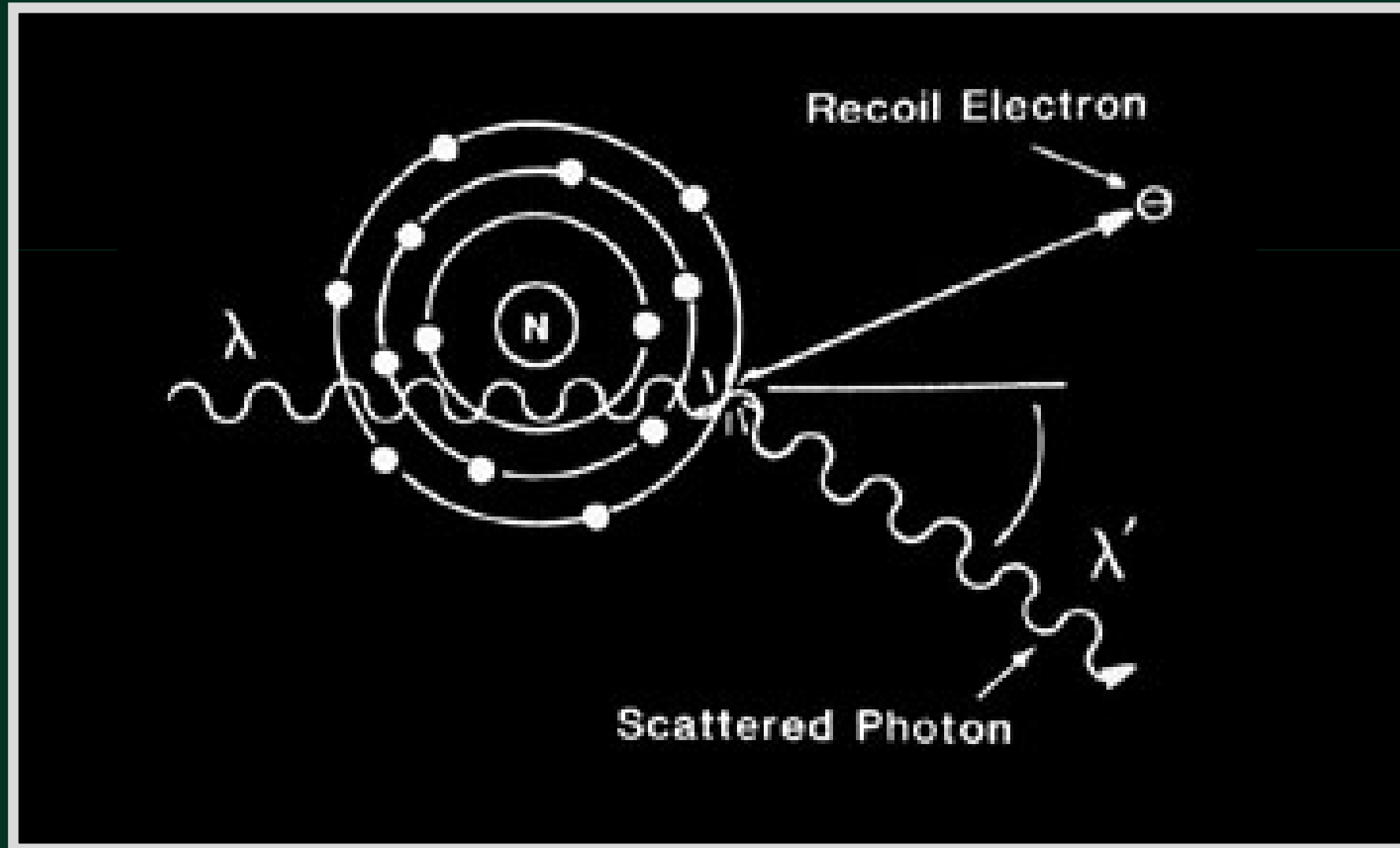
# Photoelectric Absorption



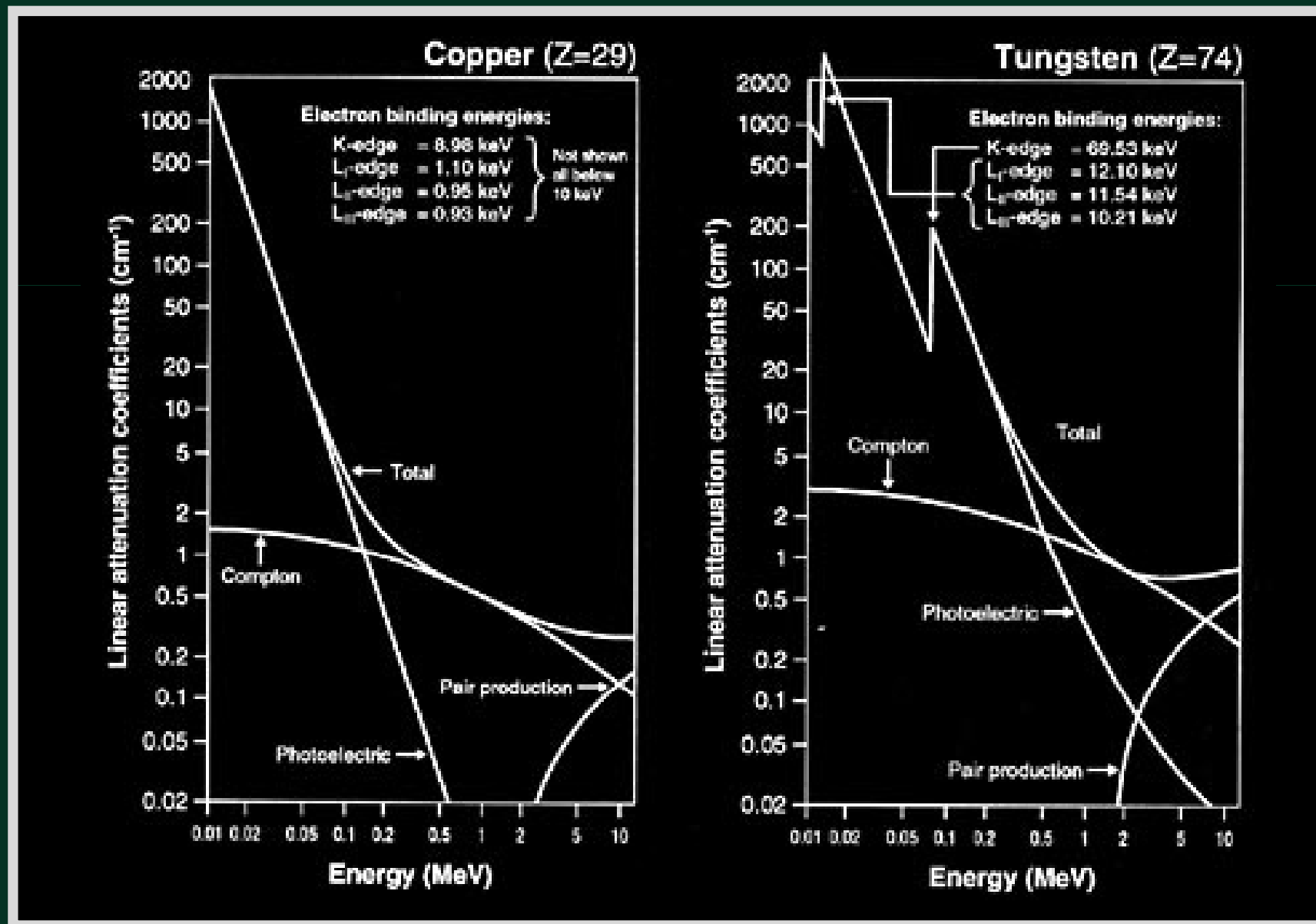
# Compton scattering

- X 光能量部分轉移至外層，產生正離子、電子、與長波長輻射
- 主要發生於較高能量 X 光
- 因產生散射 X 光，對比較低
- 限制 X-ray 的空間解析度

# Compton scattering

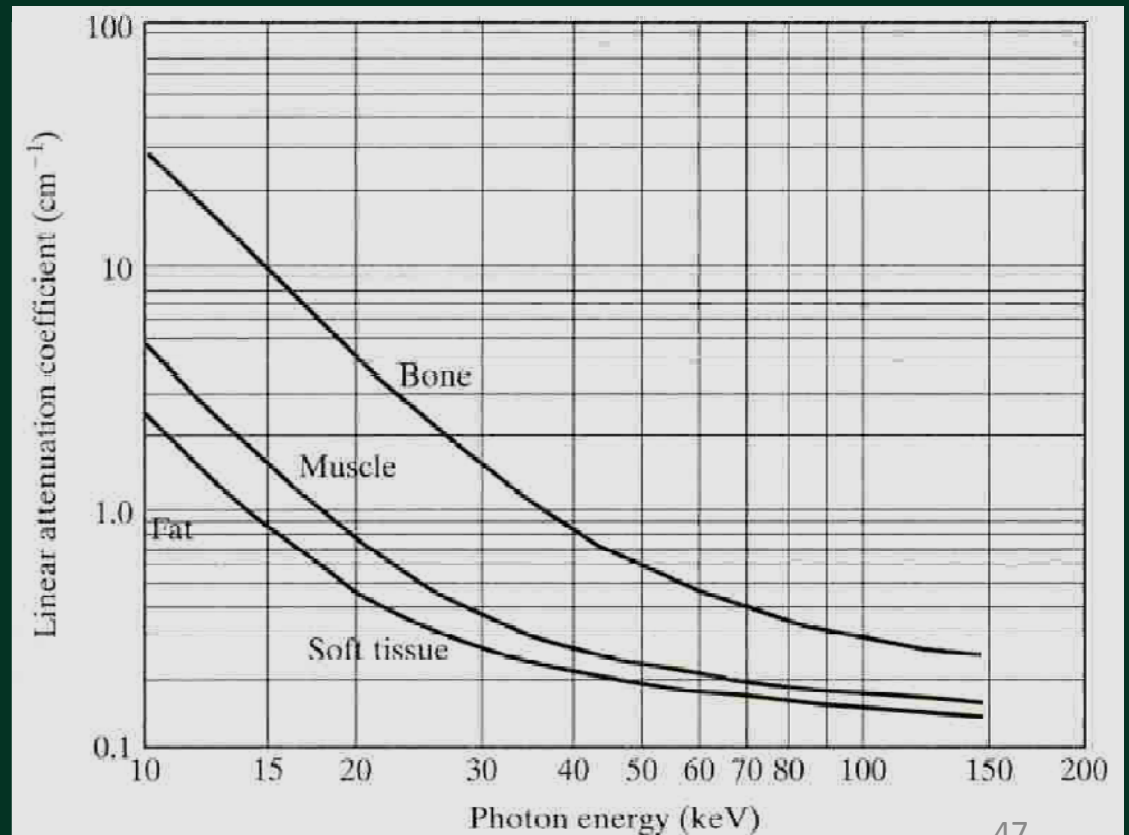


# 診斷用 X 光與物質的主要反應

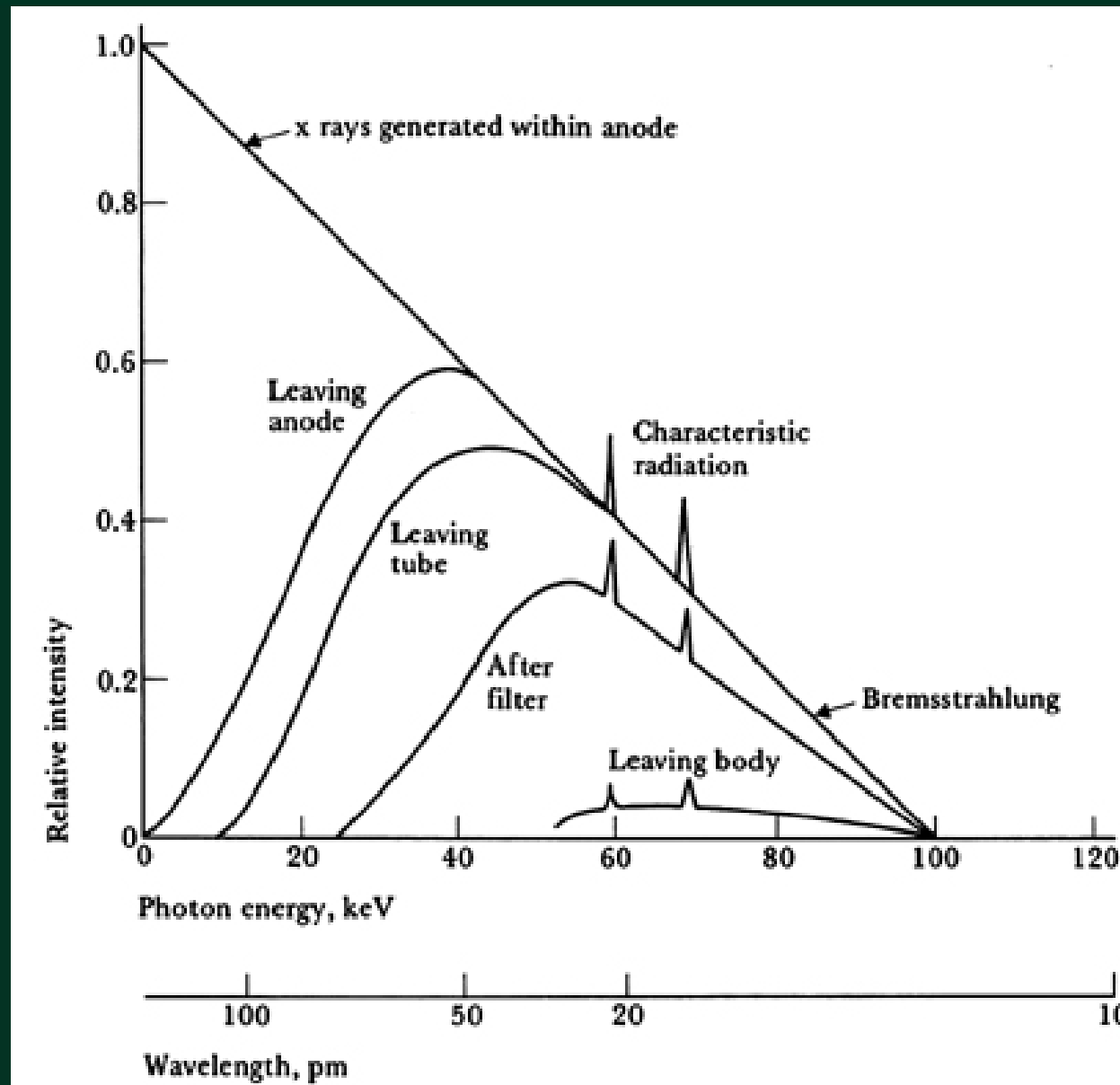


# X-ray attenuation

- X光穿透距離越深，衰減越多
  - 線性衰減係數 ( $\mu$ , linear attenuation coefficient)
  - $I(x) = I_0 e^{-\mu x}$
  - 與X光能量有關



# Intensity of X-ray at different stages





# X光與生物體的反應

- 低能量X光：光電效應主導
  - 高衰減係數( $\mu$ )，高對比
- 高能量X光：Compton效應主導
  - 衰減係數較低，對比也較低
- X光能量：由kVp控制

Substance	$\mu(\text{cm}^{-1})$
Air	0.0001
Water	0.1687
Saline	0.1695
Muscle	0.18
Blood	0.178
Bone	0.48
White matter	0.1720
Grey matter	0.1727

# 影像比較：kVp



60 kVp

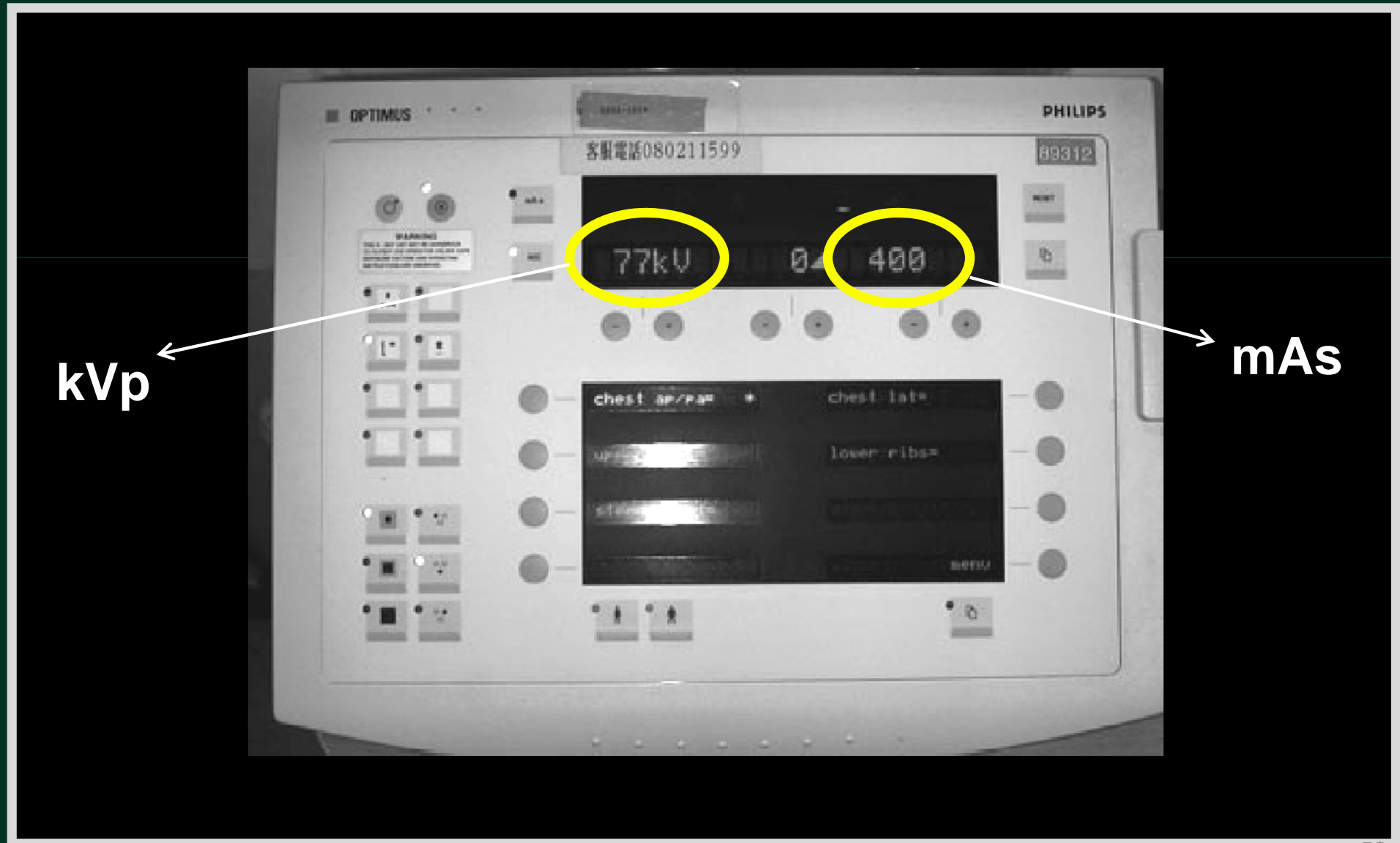


120 kVp

# X光影像參數

- 能量 (kVp) 決定影像對比
- 強度 (mAs) 決定影像亮度與劑量
  
- 如何得到一張漂亮的X光片？
  - 根據組織特性決定 kVp
  - 根據組織厚度決定 mAs

# X光能量與強度的獨立控制



# X 光的偵測

- 照相底片或螢光屏 (歷史)
- 影像增強屏 (intensifying screen) + 底片
  - 前者：磷光劑
  - 後者：透明膠片 + 感光乳劑(溴化銀)
- 閃爍晶體 (Scintillator) + 光電二極體陣列 (2D array of photodiodes)

# 典型X光影像

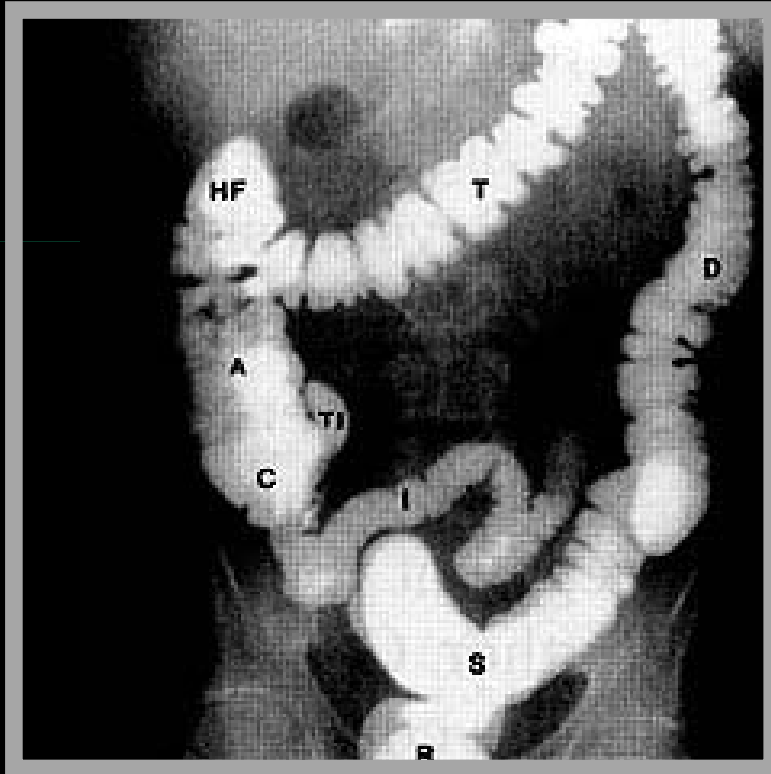


胸部X光



乳房攝影(Mammography)

# 典型X光影像



腹部X光（對比劑）



人工植入物

# 其他 X 光診斷技術的發展

- Fluoroscopy
- Angiography
- Tomography



# X光相關技術：螢光攝影

## Fluoroscopy

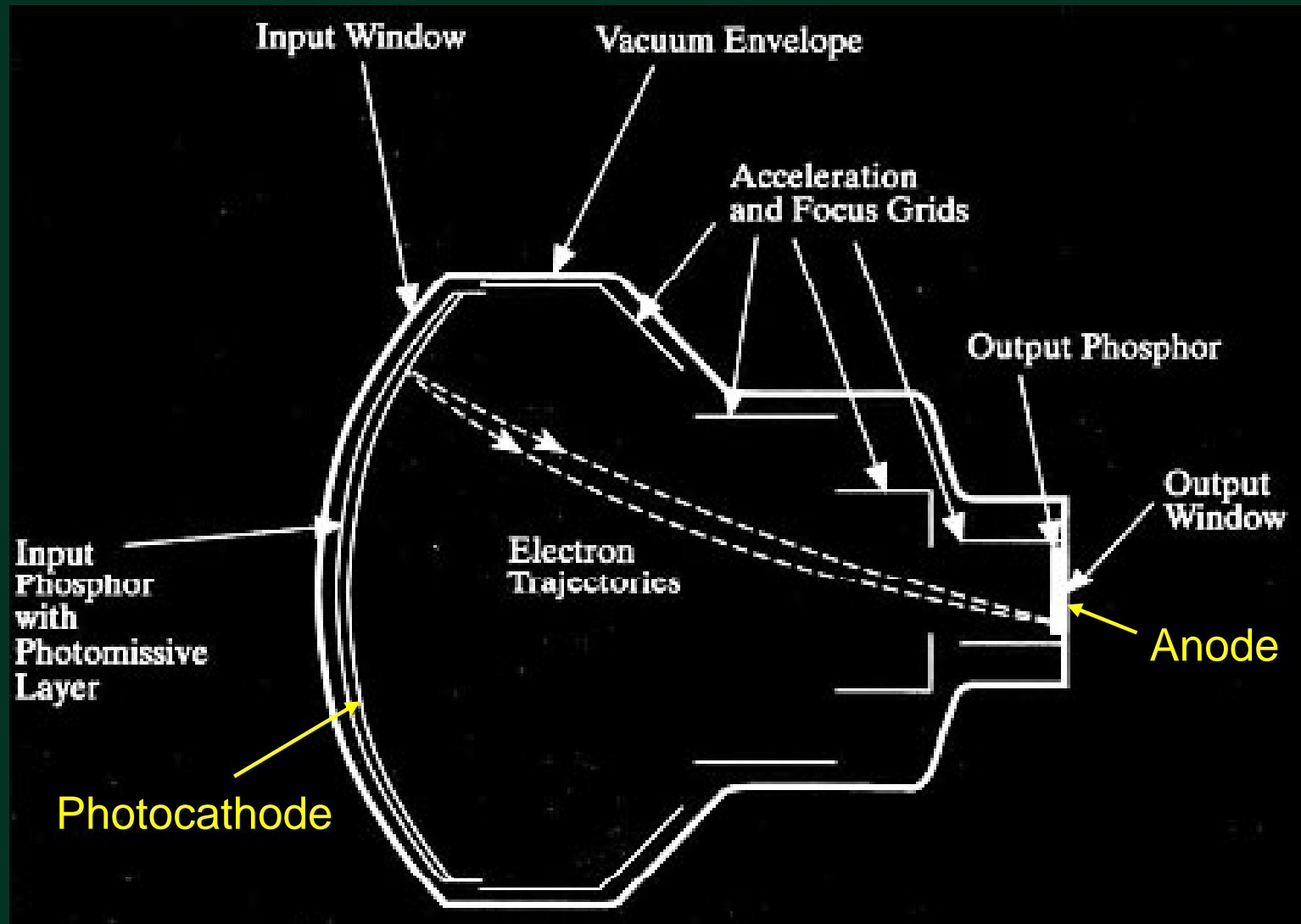
# Fluoroscopy (螢光攝影)

- 以螢光屏取代照相底片 (plain film)
  - 「一邊照射一邊監看」
  - 需有特殊感光材質
- 動態透視影像成為可能
  - Real-time X-ray imaging

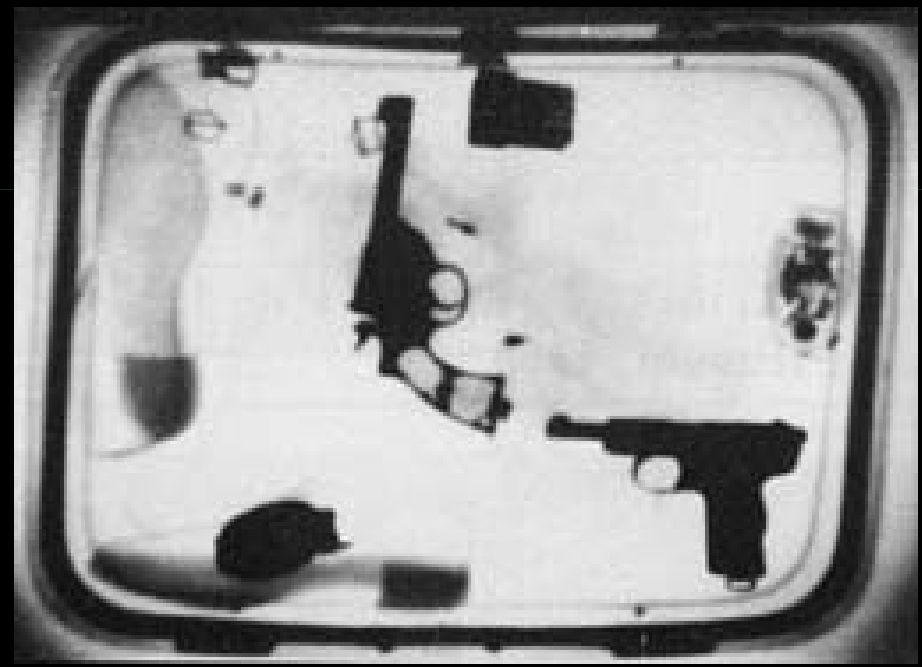
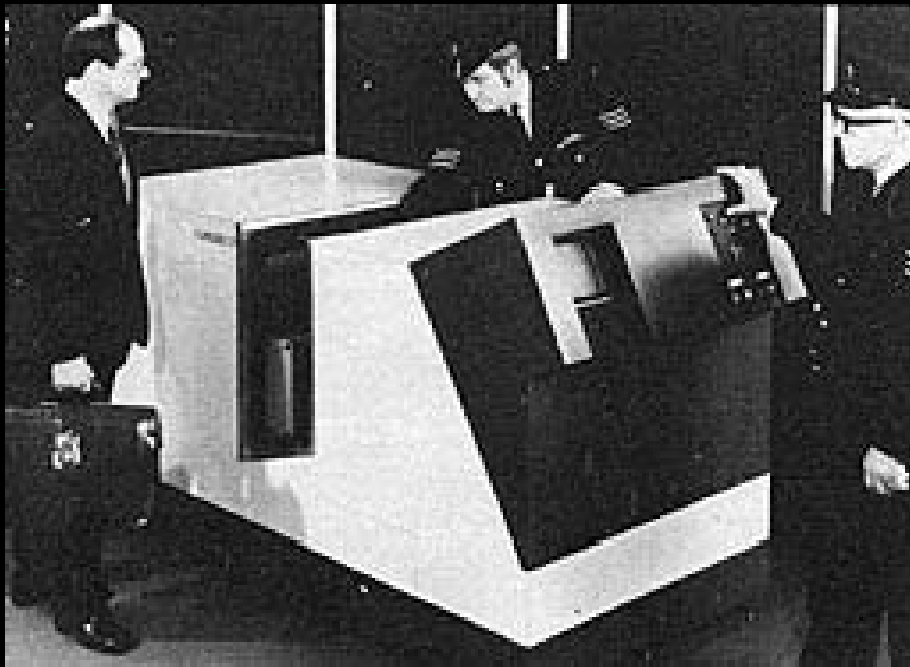
# Fluoroscopy

- 使用螢幕監控而不用膠片
- 長時間照射，X光強度需低
  - ~200 times lower
- 放大/立即顯像：image intensifier
  - 可將訊號放大 $10^5$ 倍
  - 一般光線下即可肉眼看片

# Image Intensifier for Fluoroscopy



# 旅遊者最常見到的 Fluoroscope



機場行李檢查

# Fluoroscopy 的演進



1902

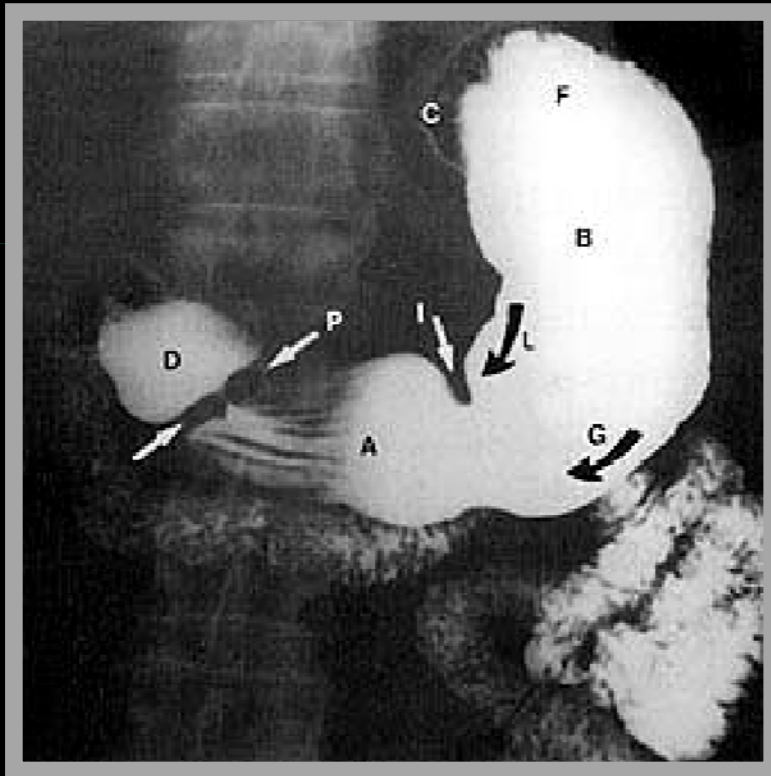


1972

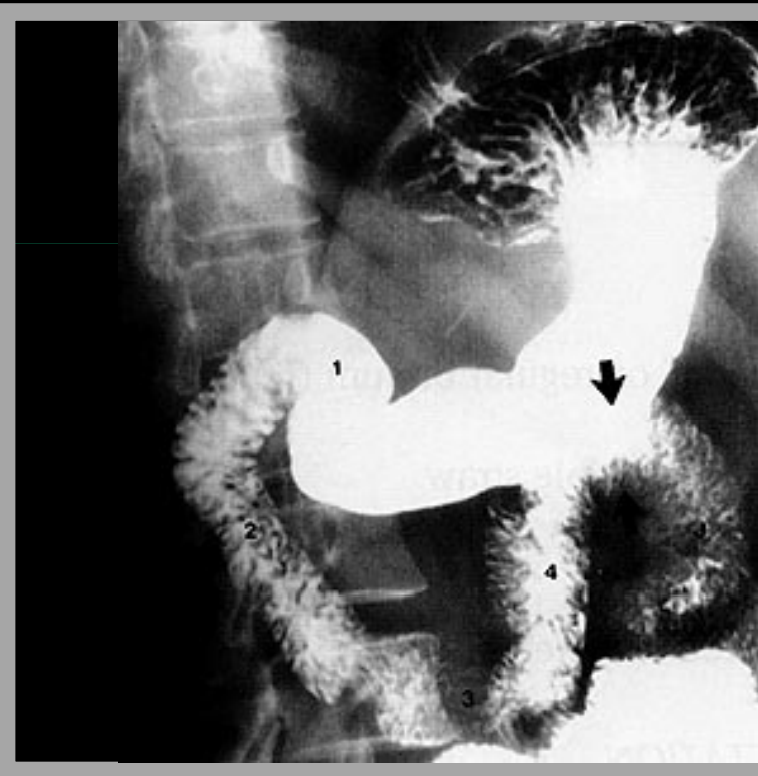
# 檢查方式可以變化多端

- Dynamic contrast uptake
  - X-Ray contrast agent: 高原子序分子化合物，提高放射線衰減量
  - 喝入鋇劑 (barium sulfate,  $\text{BaSO}_4$ )
  - 鋇劑灌腸 (enema) ...
- 不同解剖部位、不同角度

# 銀劑的 GI Fluoroscopic Exams



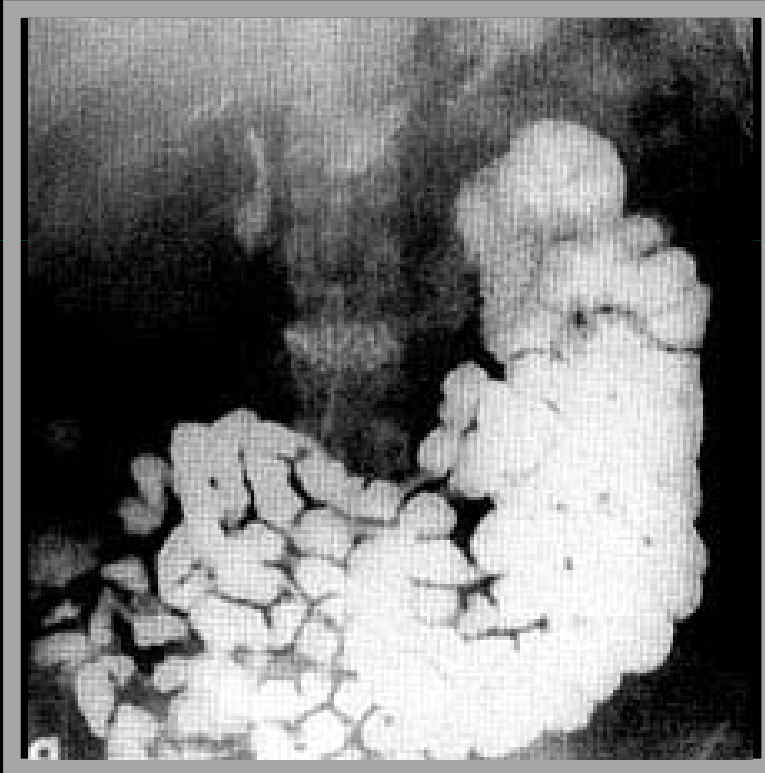
胃部



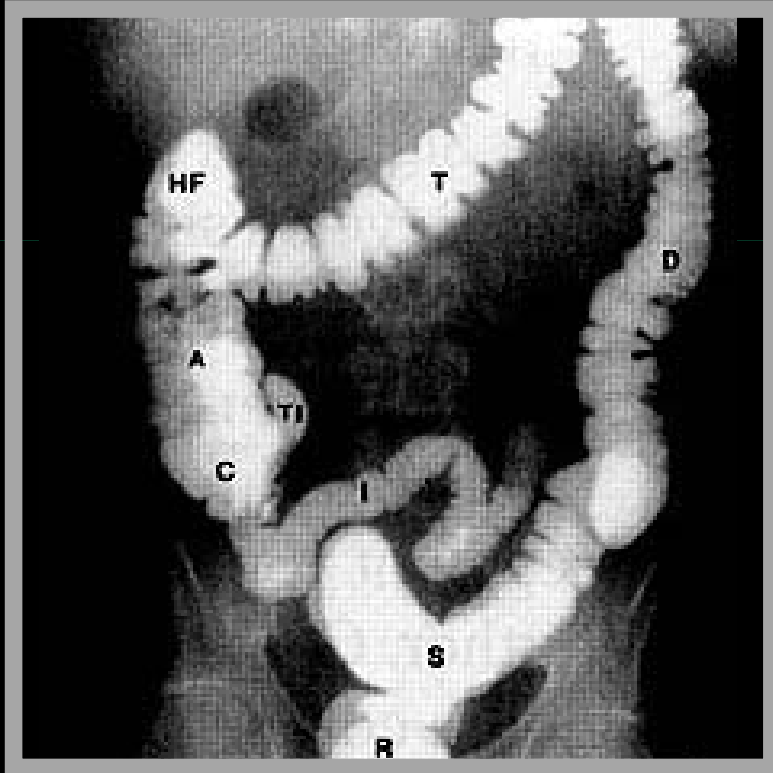
十二指腸



# 鋇劑的 GI Fluoroscopic Exams

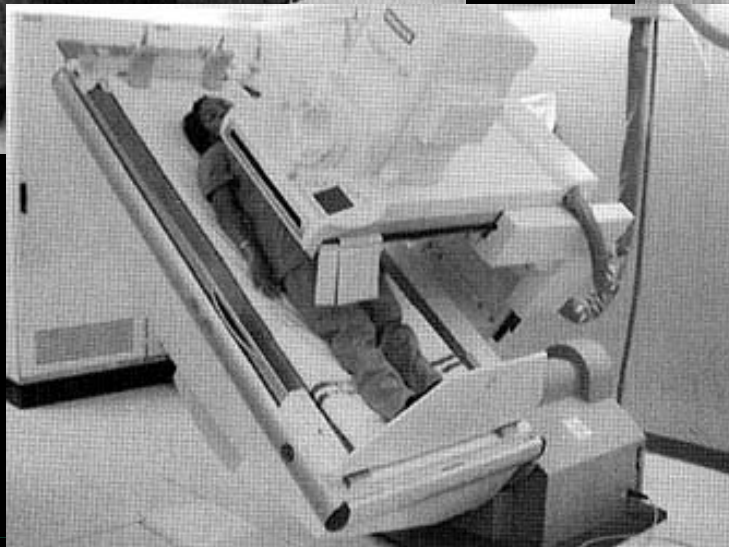
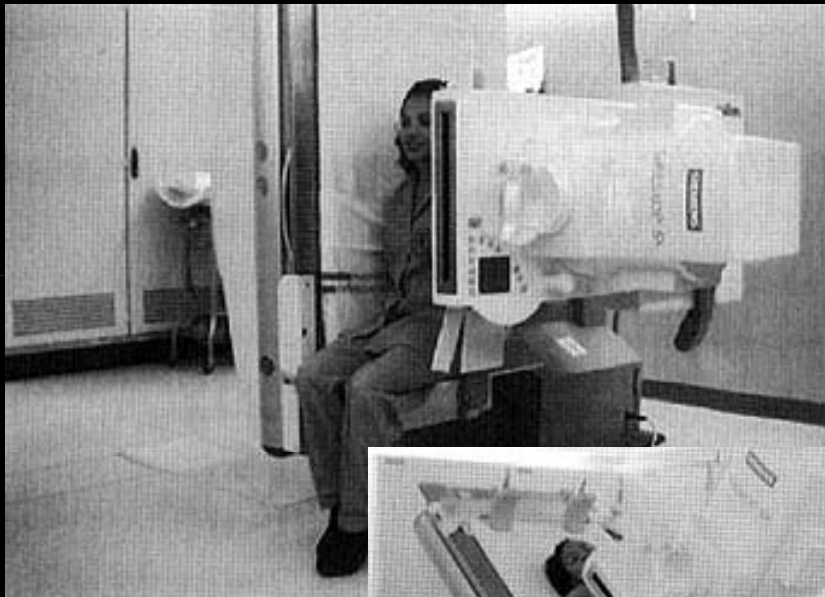


小腸



大腸

# 不同角度的 Fluoroscopy



各有不同適用場合

# Fluoroscopy

- 基本上還是 X 光原理
- 只是臨床上的運用方式不必侷限於傳統 plain film
- 除了對比劑之外，其實十分相近

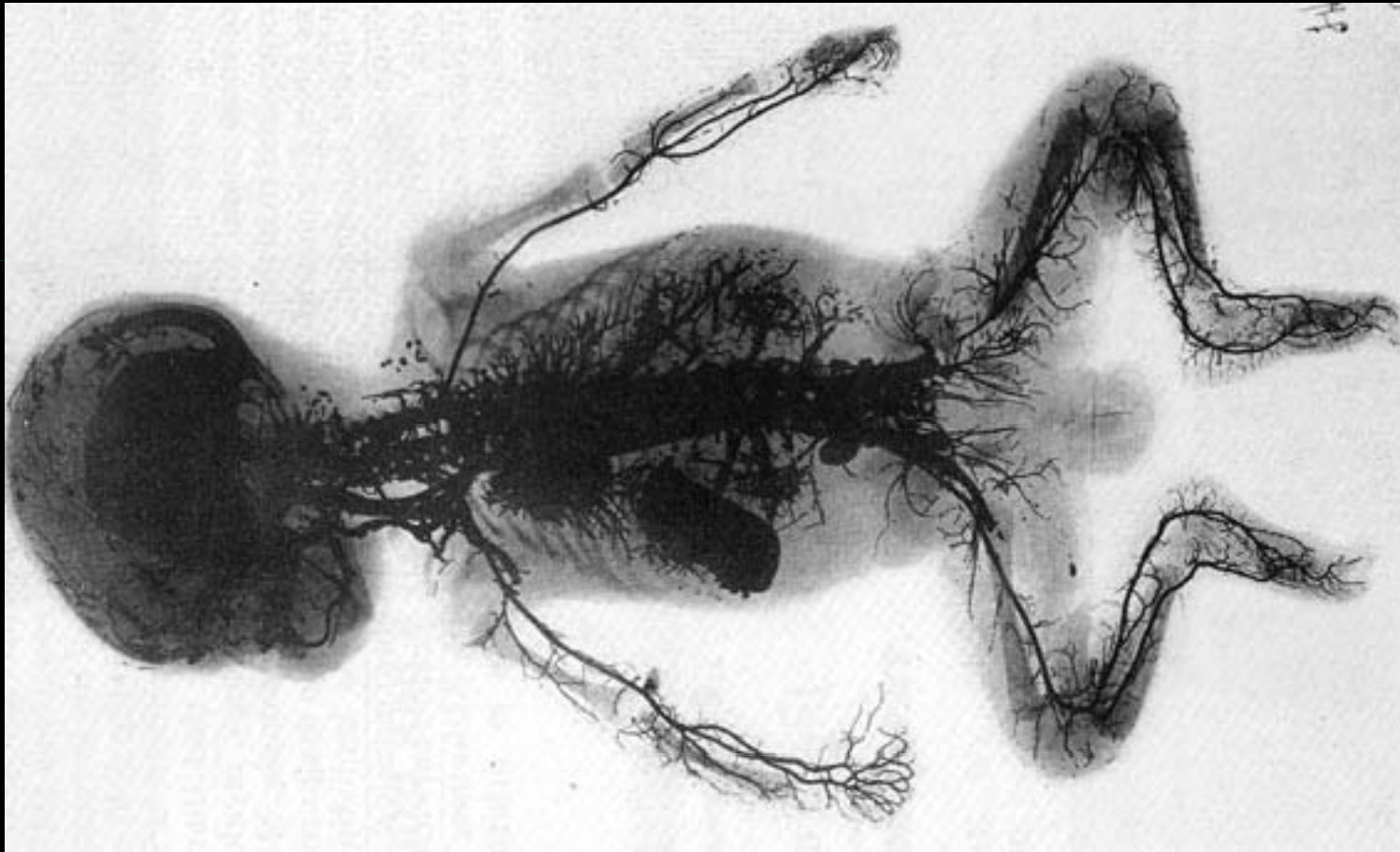
# X光相關技術：血管攝影

## Angiography

# Angiography (血管攝影)

- 同樣是透視人體，現在希望只看到血管，其他組織不重要
- 賦予血管極高的「不透明度」
  - 血管內注射高原子序物質
  - 例如：碘化合物

# 最早期的Angiogram (4 lb. Hg)



1899 (Poor baby...)

# Angiography 原理

- 注射顯影劑前先照一張影像
- 含碘顯影劑動脈注射
  - 導管置入血管內，隨時監控
- 與原始影像相減
  - Subtraction angiography

# Angiography 原理

- 隨時監控：基本上是 fluoroscope
  - 放射科醫師放置導管負擔亦重
- 需做相減：preferably digital
- 病患最好不動，以利相減



# 現在常見的 Angio 儀器



靈活平移轉動的 C-arm 結構

# 現在常見的頭部 Angiogram



頭蓋骨



頭部血管

# 常見的 Angio 使用方式

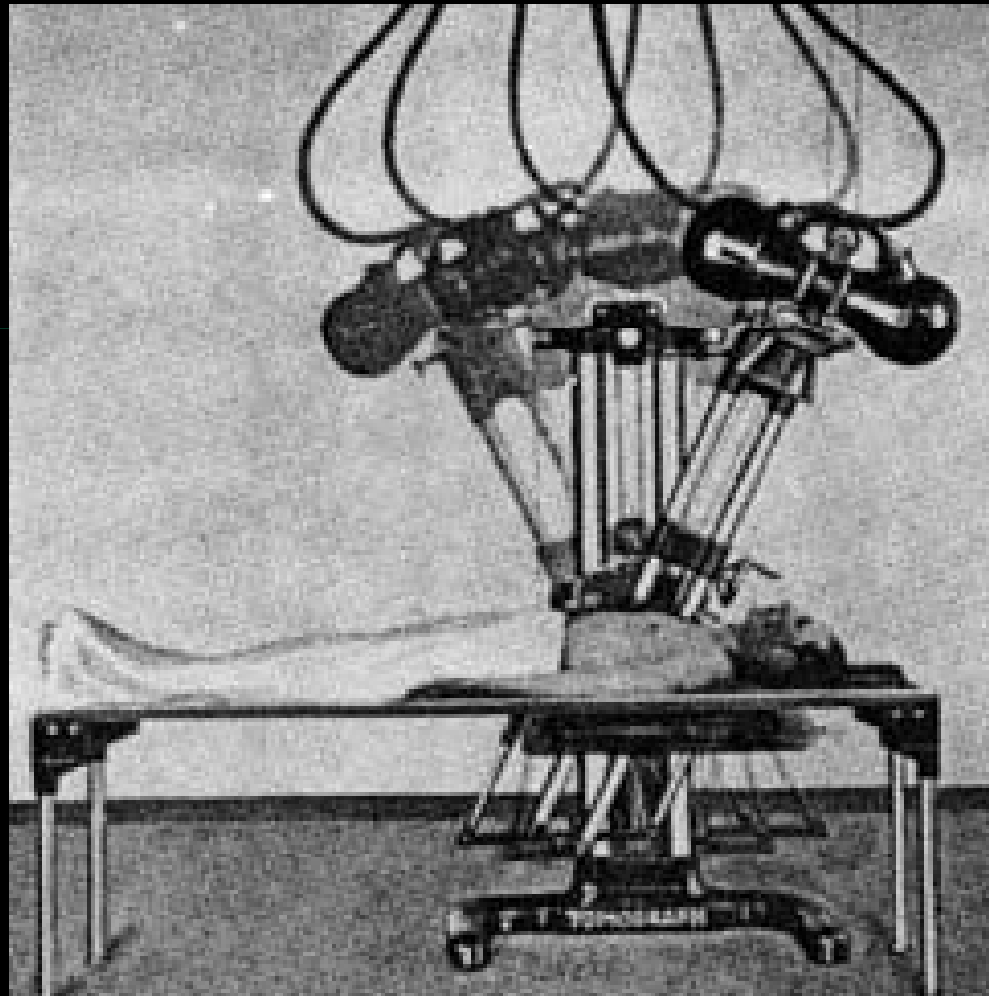
- 也配合治療 (反正已經放導管了)
  - 血管支架 (stent)
  - 溶血栓藥物 (thrombolytic)
- Interventional (介入性) radiology

# X光相關技術：斷層掃描 Tomography

# 斷層掃描 Tomography

- Conventional tomography
  - 幾乎可說已淘汰
- Computed (axial) tomography
  - CT scan, CAT scan, 電腦斷層

# Conventional Tomography

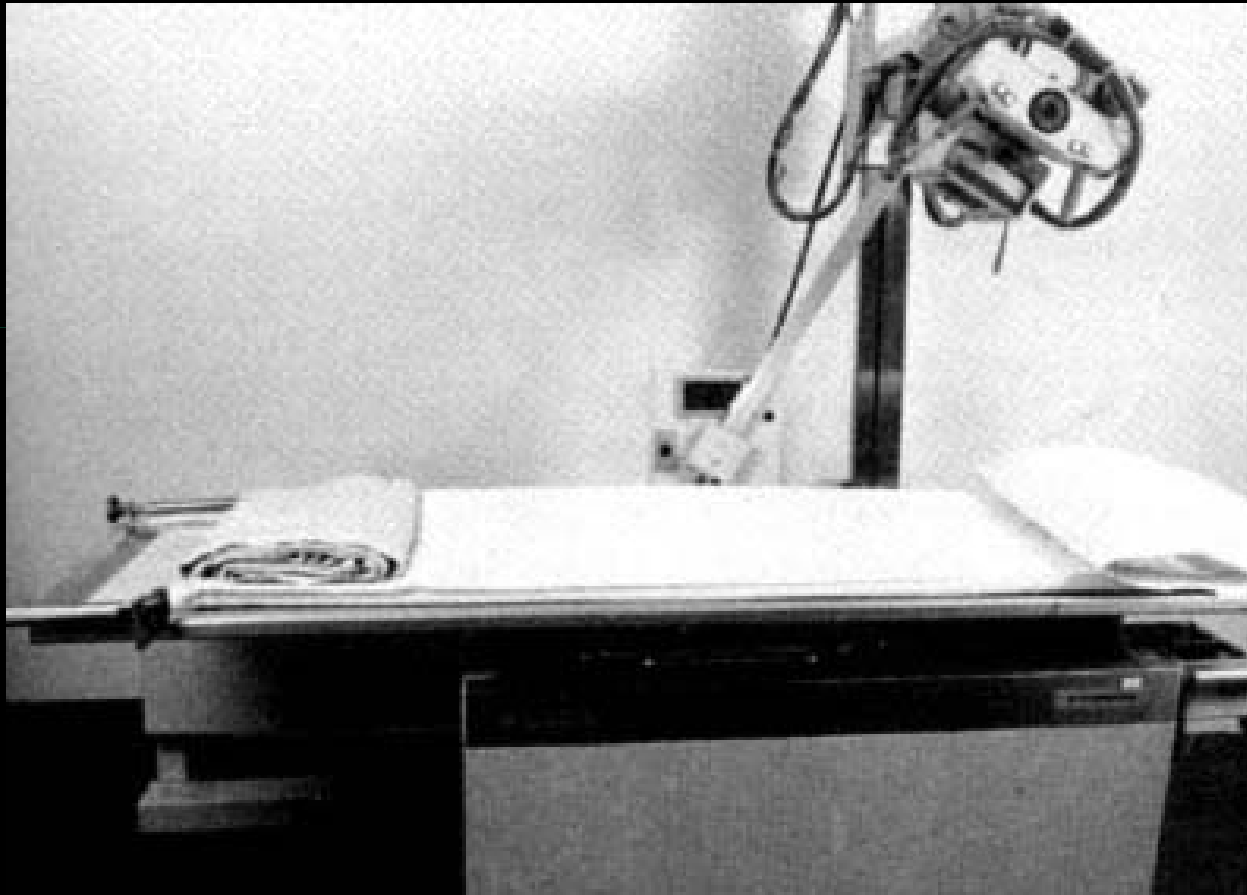


1935

# 傳統線性 Tomography

- 以線性運動 (X 光管與病床)，模糊聚焦平面以外的部分
- 只有單一平面聚焦完善
- 缺點：劑量高，非聚焦處仍有重疊

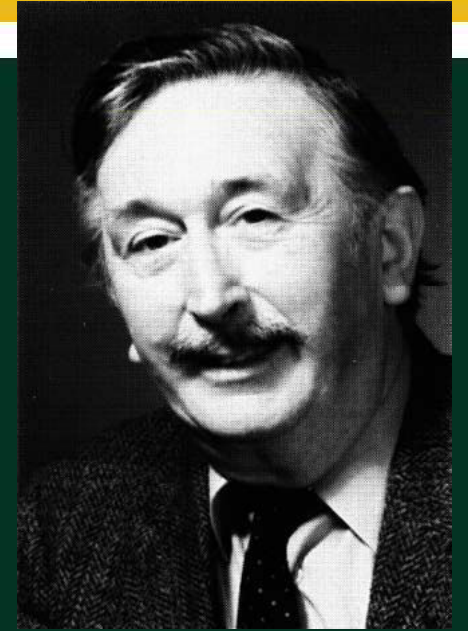
# Conventional Tomography



1988 (其實已經沒什麼人在用了)

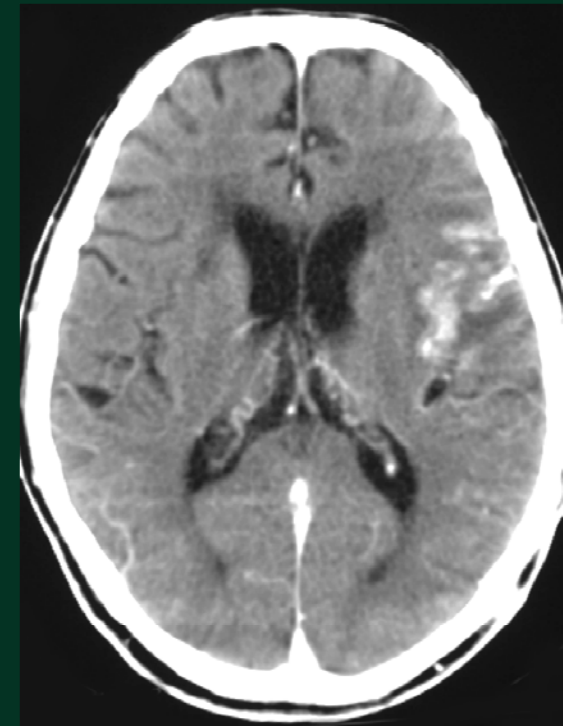
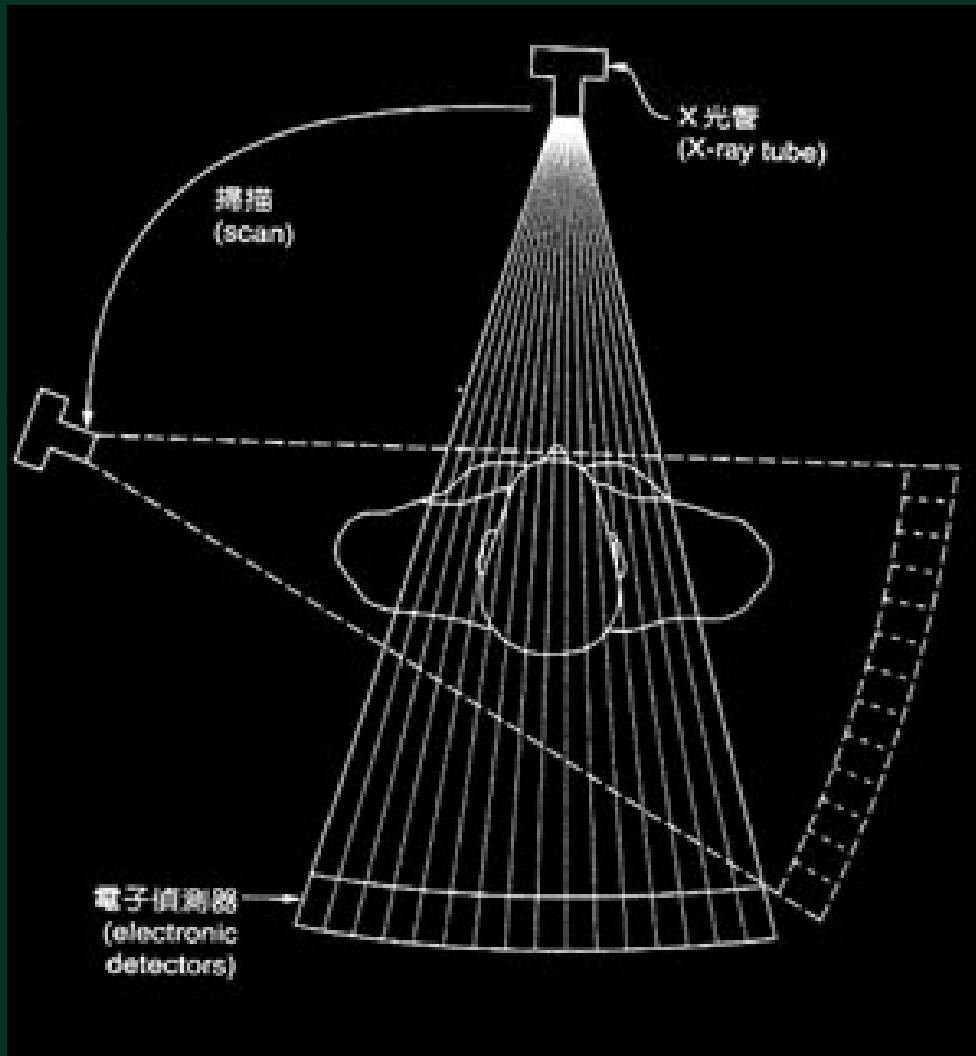


# Computed Tomography

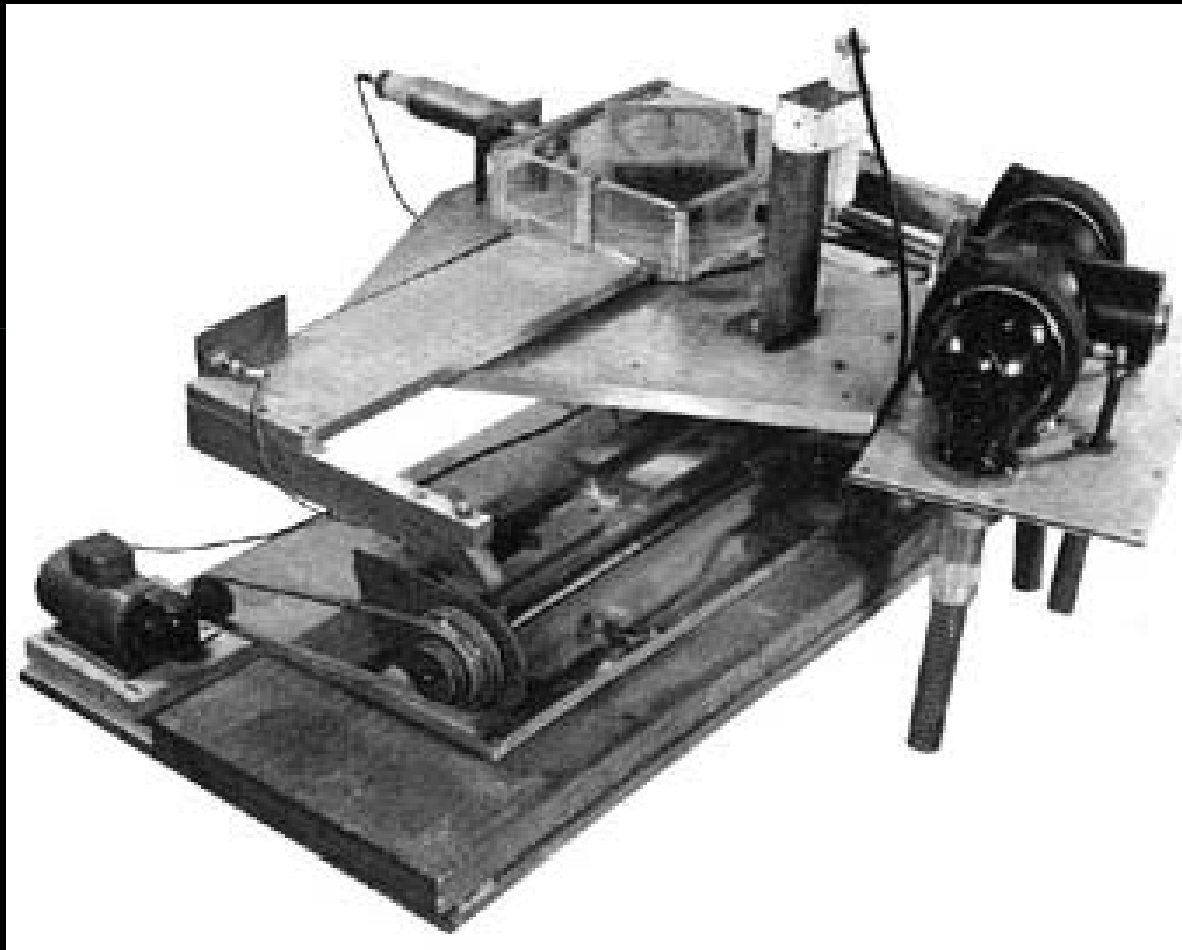


- Hounsfield (1972)
- 以細射束 X 光獲得局部投影
- 多角度的投影計算原始影像
- 「侖琴之後放射線最偉大的進展」
  - “... *It (computerized tomography) literally swept the world.*” by Prof. Greitz at the Nobel prize ceremony in 1979.

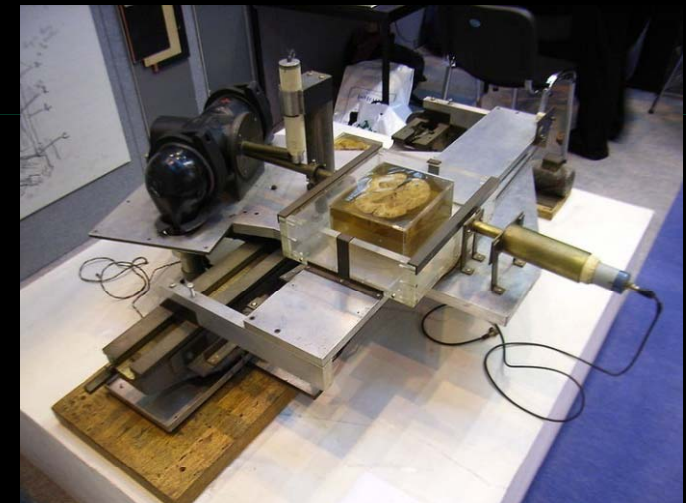
# CT 原理



# EMI-scanner



1972 EMI-scanner (Hounsfield)



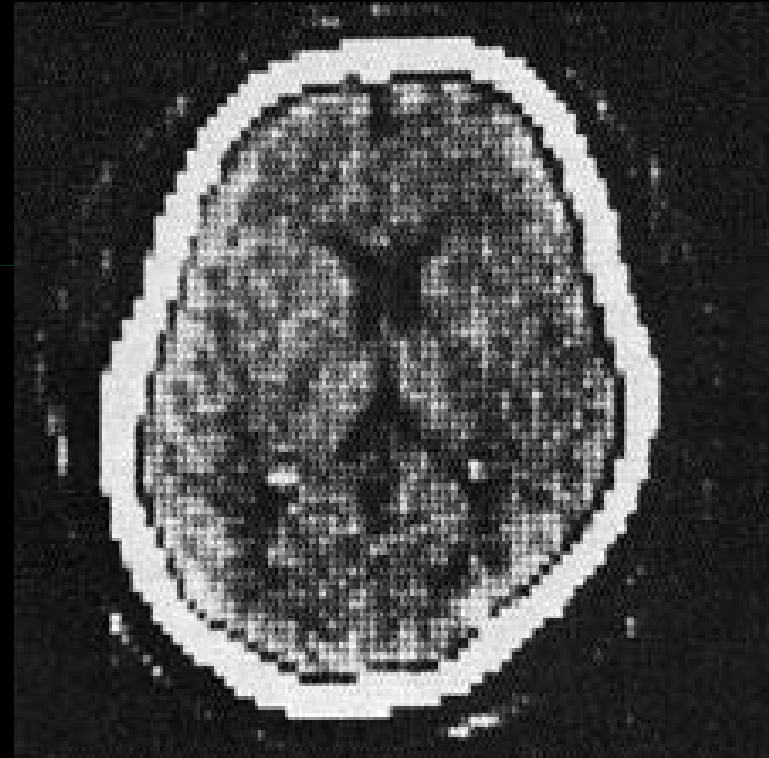
The prototype

EMI = electromagnetic imaging?? = Electronic and musical industries!!

# 最早期商品化的醫用 Tomography



EMI CT1010 (1976)

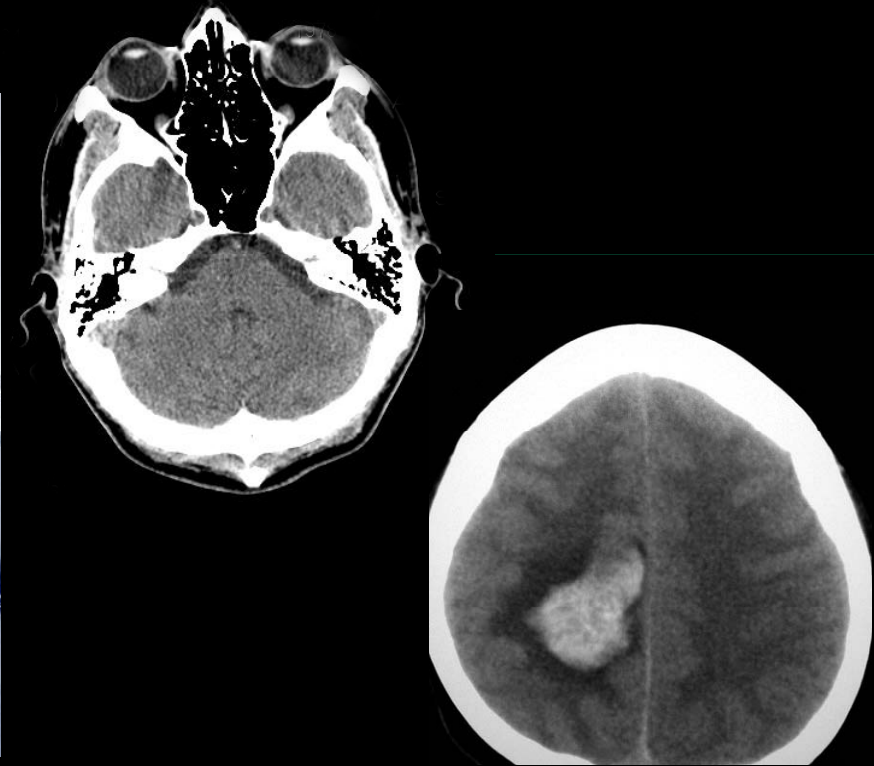


A head scan (80x80)

# 如今常用的醫用 Tomography



A CT scanner



A head scan

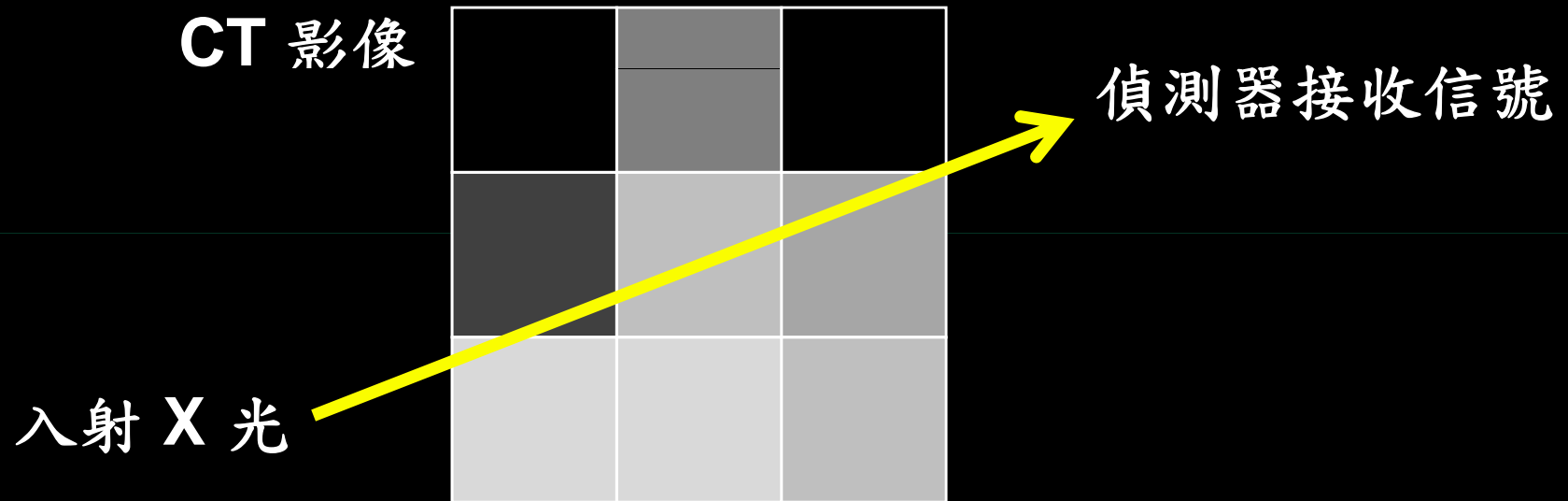
# CT 的「發明」

- Hounsfield & Cormack
  - 1979 Nobel prize in Medicine
- Oldendorf 1961：仿體實驗
- Radon 1917：由投影重建影像

# 如何重建影像？

- 解聯立方程式：反矩陣運算
- 疊代法
- 傅立葉轉換：Projection slice theorem
- 反向投影法：Filtered back projection

# Reconstruction from projections



$$\text{signal} = I_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

偵測器收到的信號 ~ 原始 pixel value 的線性組合



# 寫成矩陣數學形式...

$$\begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \\ \dots \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_{11} & X_{12} & X_{13} & \dots \\ X_{21} & X_{22} & X_{23} & \\ X_{31} & \dots & & \\ X_{41} & \dots & & \\ X_{51} & \dots & & \\ X_{61} & \dots & & \\ \dots & & & \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mu_1 \\ \mu_2 \\ \mu_3 \\ \mu_4 \\ \mu_5 \\ \mu_6 \\ \dots \end{pmatrix}$$

↓  
可測得

已知

↓  
欲求 (影像)

解反矩陣就對了啦！

# 矩陣特性

- X 光走直線、所以只經過少數點
- Sparse matrix  $\rightarrow$  可簡化
  - Jordan canonical form
  - Singular value decomposition

# 解反矩陣的困難

- 影像 =  $512 \times 512$
- 矩陣 =  $262144 \times 262144$  !!
- 可行性到今天也只有在  $16 \times 16$  的影像上證實過

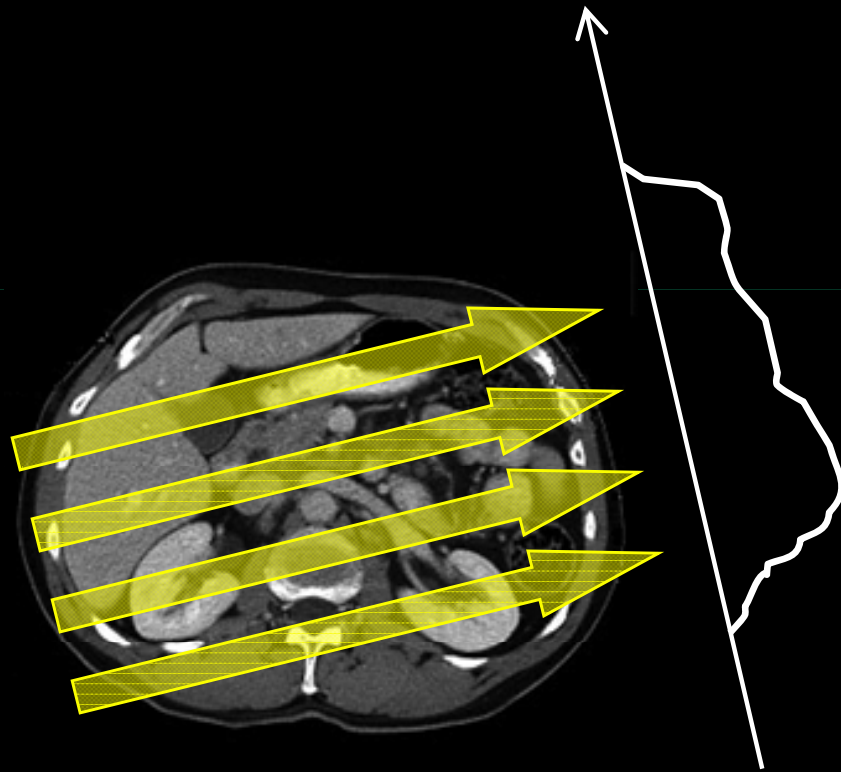
# 如何重建影像？

- 解聯立方程式：反矩陣運算
- 疊代法
- 傅立葉轉換：Projection slice theorem
- 反向投影法：Filtered back projection

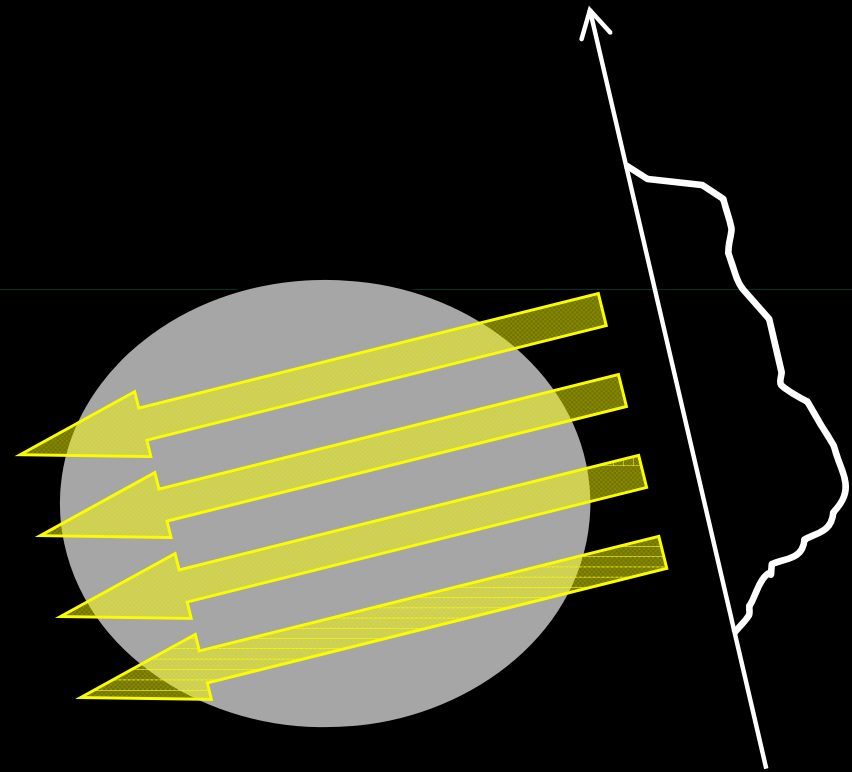
# 疊代法 (Iteration)

- Algebraic Reconstruction Technique
- 任意假設一影像作起始值
- 求 projection 並與數據比較
- 根據比較誤差修正影像
- 反覆計算非常多次直到收斂

# Algebraic Reconstruction Technique



原始物體 (未知)



任意起始影像

# 疊代法的缺點

- 計算量龐大，費時甚久
- 演算法不保證收斂
- 與商用軟體計算結果差異有限
- 號稱精確但醫界不太重視

# 如何重建影像？

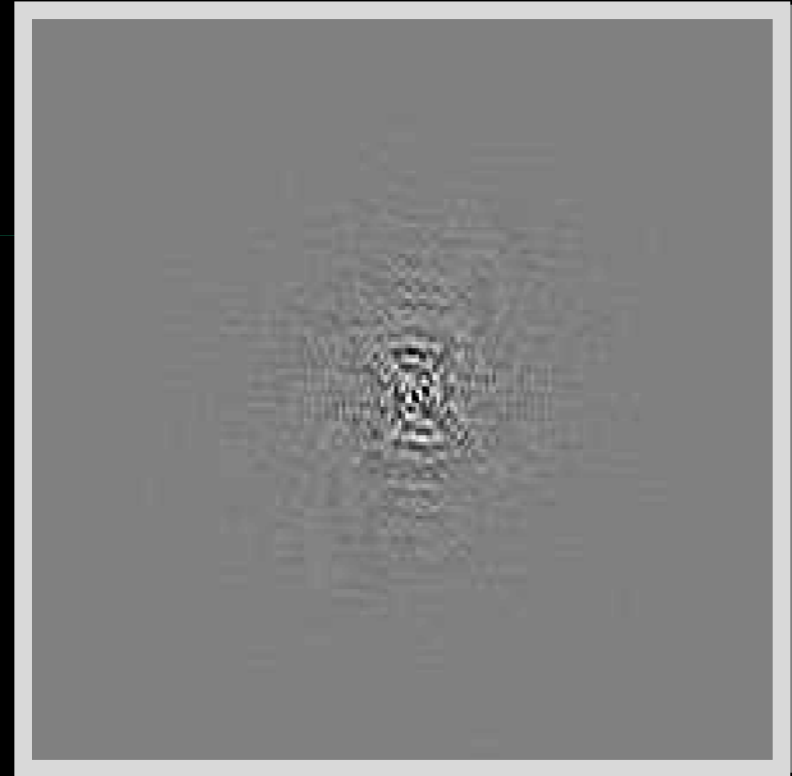
- 解聯立方程式：反矩陣運算
- 疊代法
- 傅立葉轉換：Projection slice theorem
- 反向投射法：Filtered back projection



# Fourier Transform 重建 CT 影像



原始物體影像



二維傅立葉轉換

# 二維傅立葉轉換法

- 影像與傅立葉轉換(空間頻譜)為一對一對應
- 只要能取得空間頻譜，就能使用 inverse FT 計算到影像
- CT 投影與空間頻譜的關係？

# 投影定理

- Projection-slice theorem
  - 也稱為 central slice theorem, Fourier slice theorem
- 影像沿著某一方向的投影，經過 1D FT 之後，對應 2D FT 平面的一條線

# 數學證明

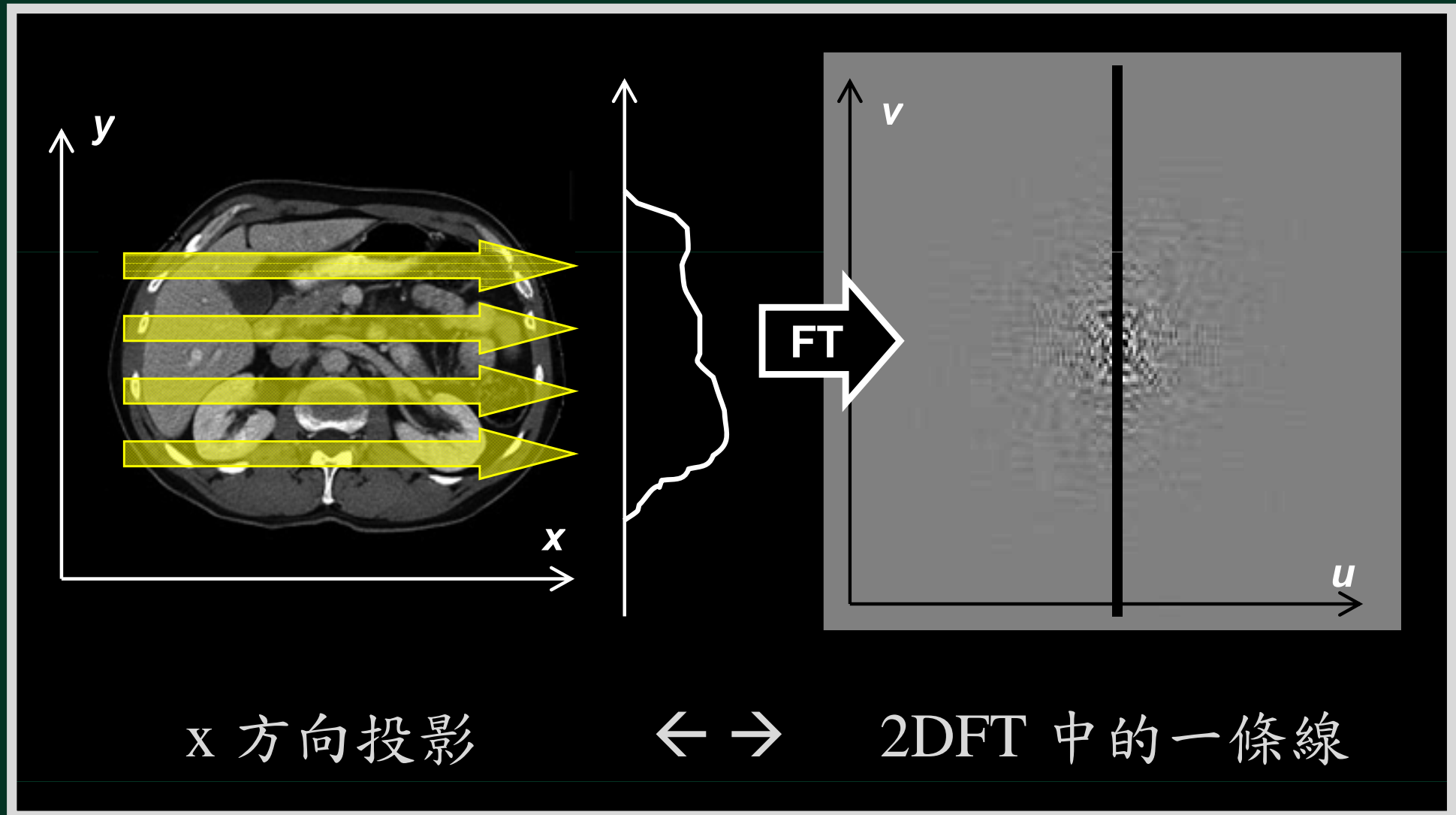
$$F(u, v) = \iint f(x, y) \cdot e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy$$

$$F(0, v) = \iint f(x, y) \cdot e^{-j2\pi vy} dx dy$$

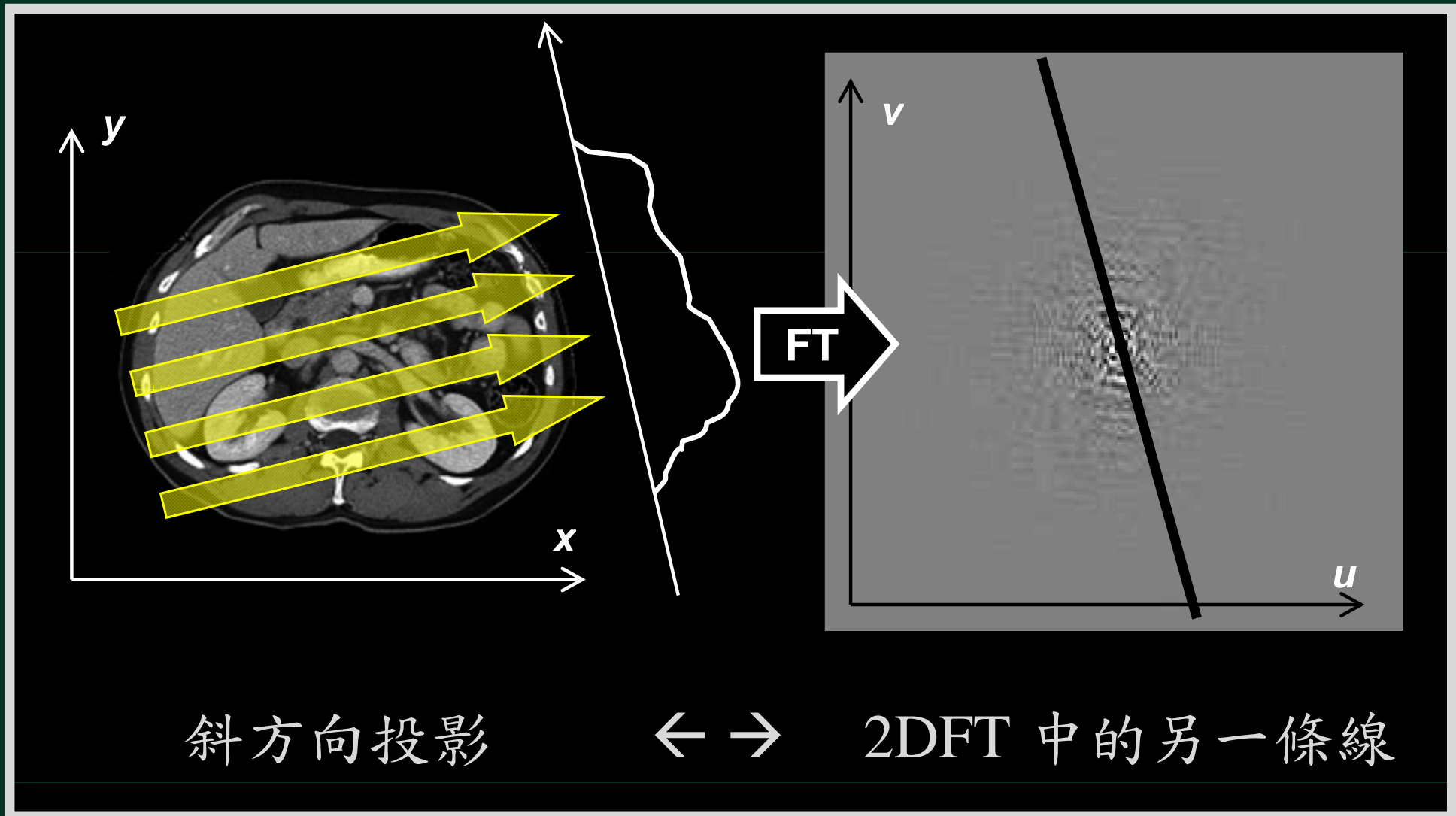
$$F(0, v) = \underbrace{\int f(x, y) dx}_{\text{yellow box}} \cdot e^{-j2\pi vy} dy$$

- $F(0, v) = \underbrace{x \text{ 方向投影}}_{\text{yellow underline}} \text{ 的 } \underbrace{1\text{D-FT}}_{\text{red underline}}$

# Central slice theorem



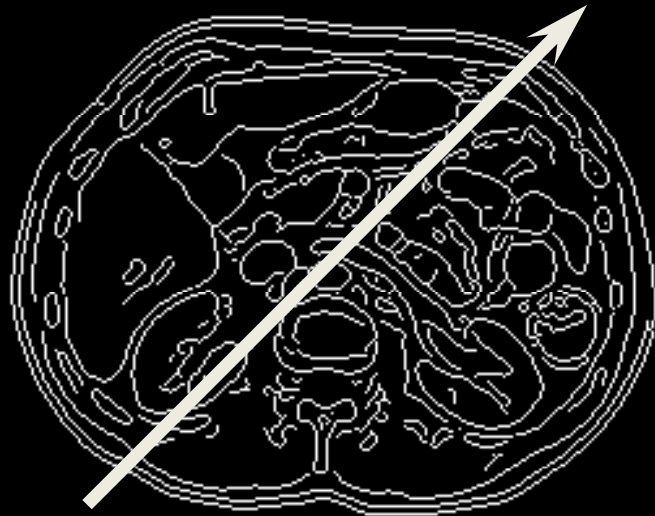
# Central slice theorem



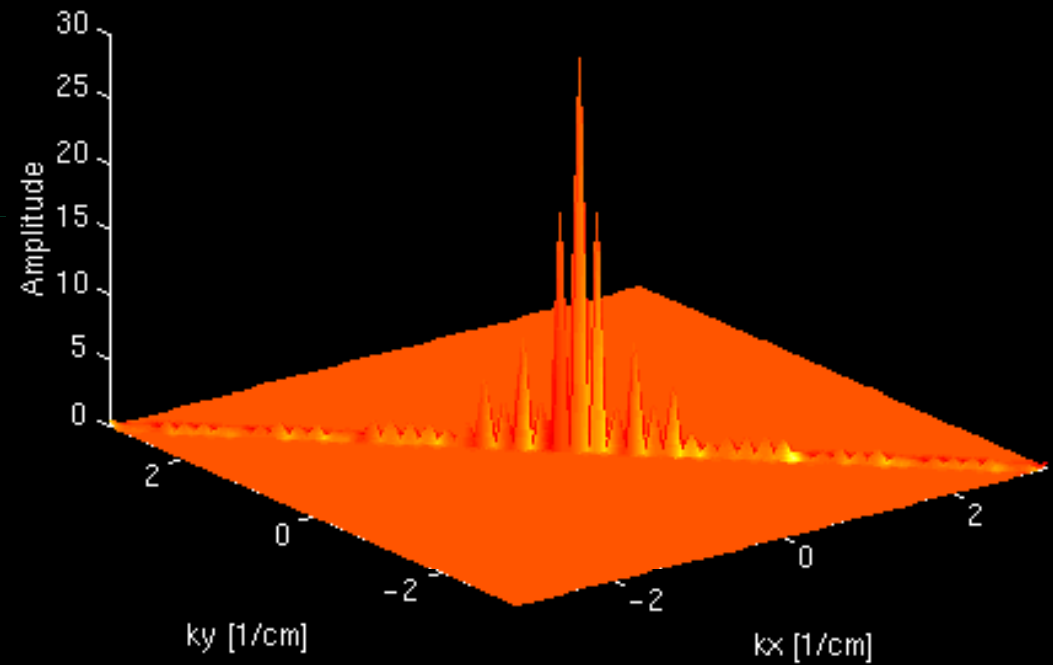
# 那就容易了啊

- CT 掃描過程 = 收集各角度投影
- 每一投影都計算 1D FT
- 彙整 = 極座標 2D FT 平面
- Inverse 2D FT 算回影像

# 2D Fourier Transform 過程



1 acquisition



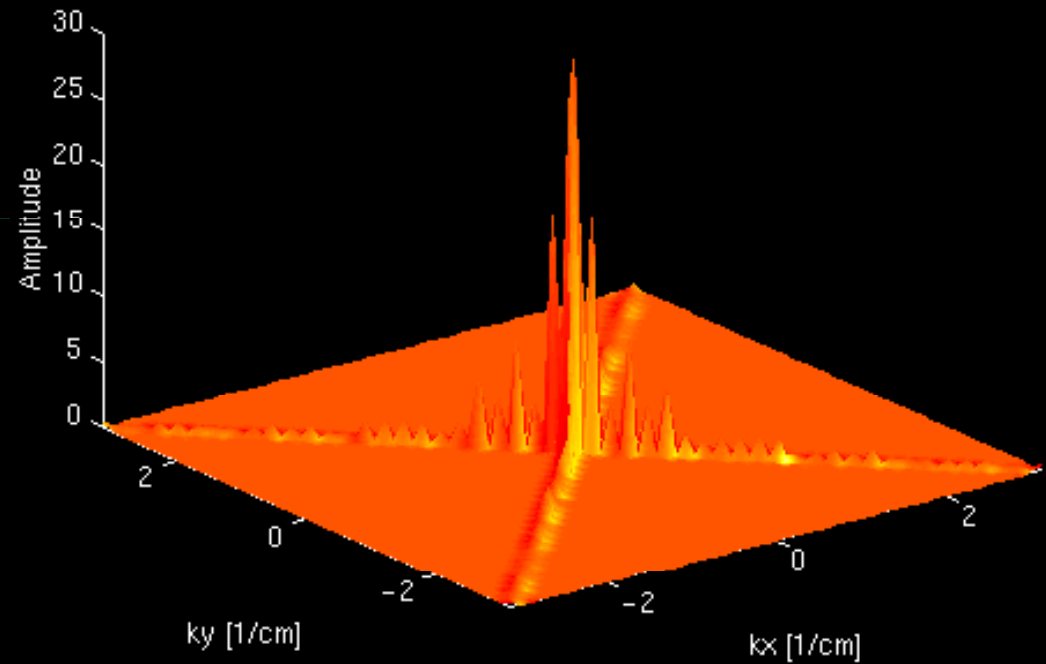
k-space



# 2D Fourier Transform 過程

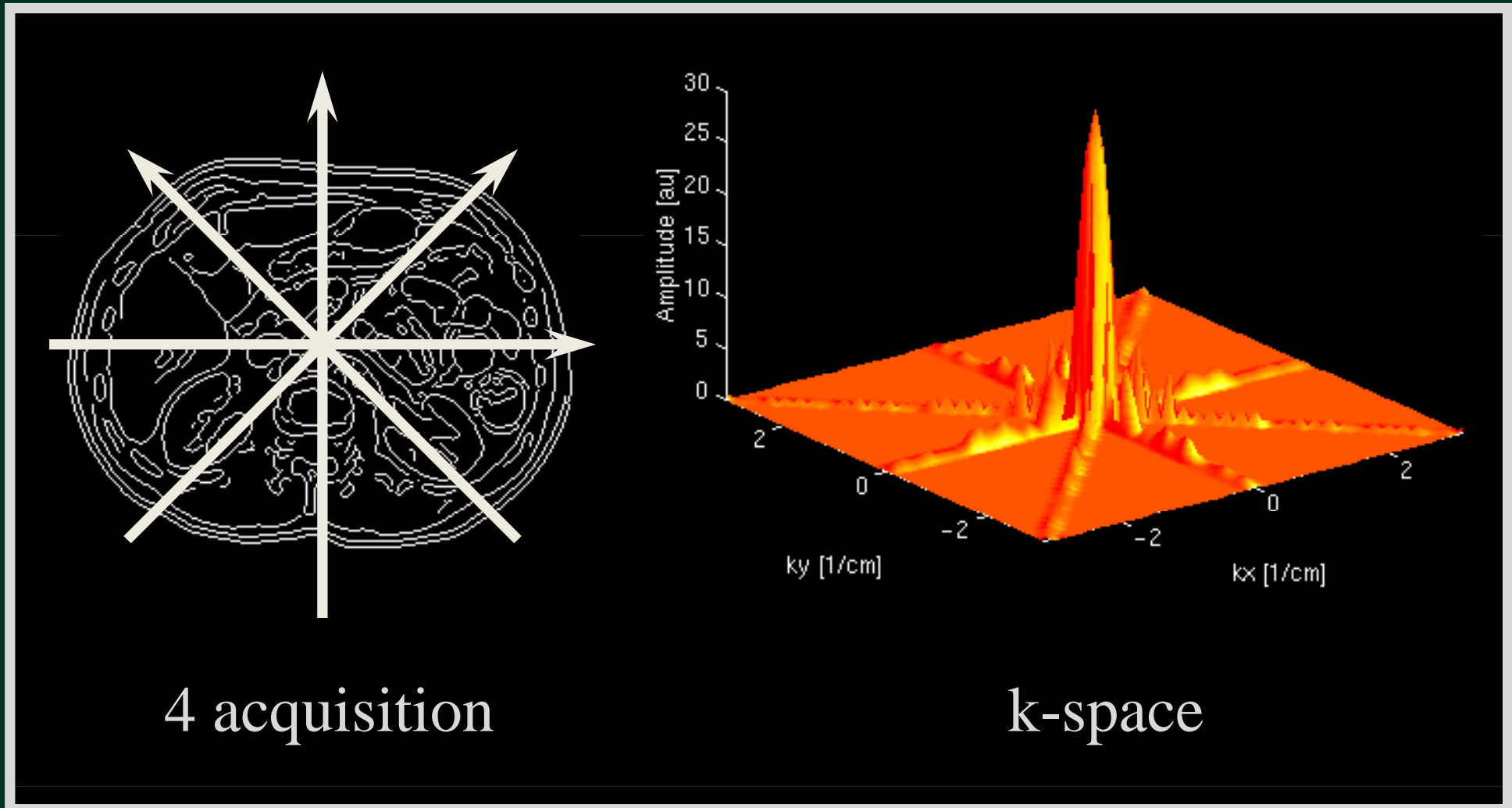


2 acquisition

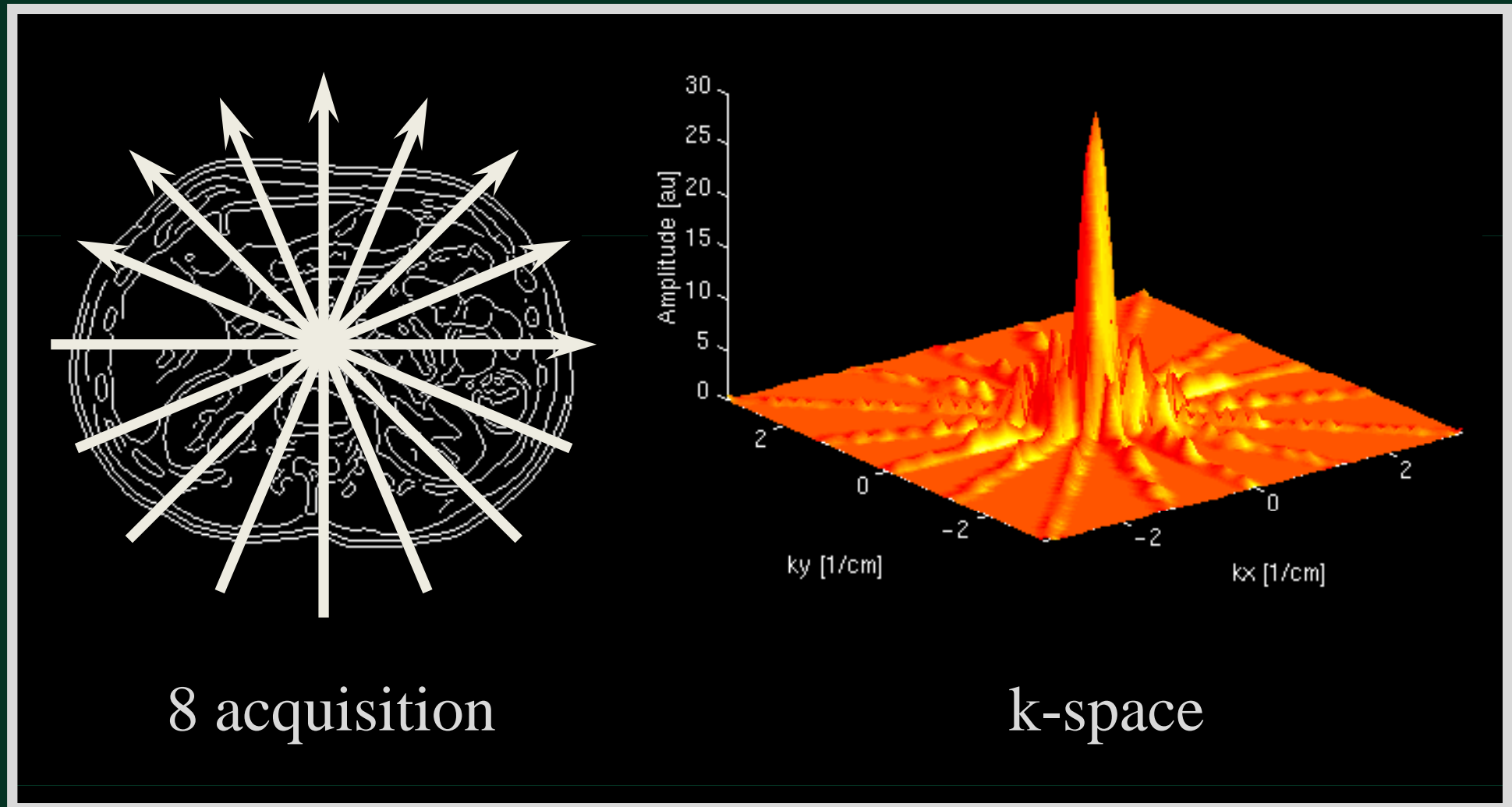


k-space

# 2D Fourier Transform 過程



# 2D Fourier Transform 過程

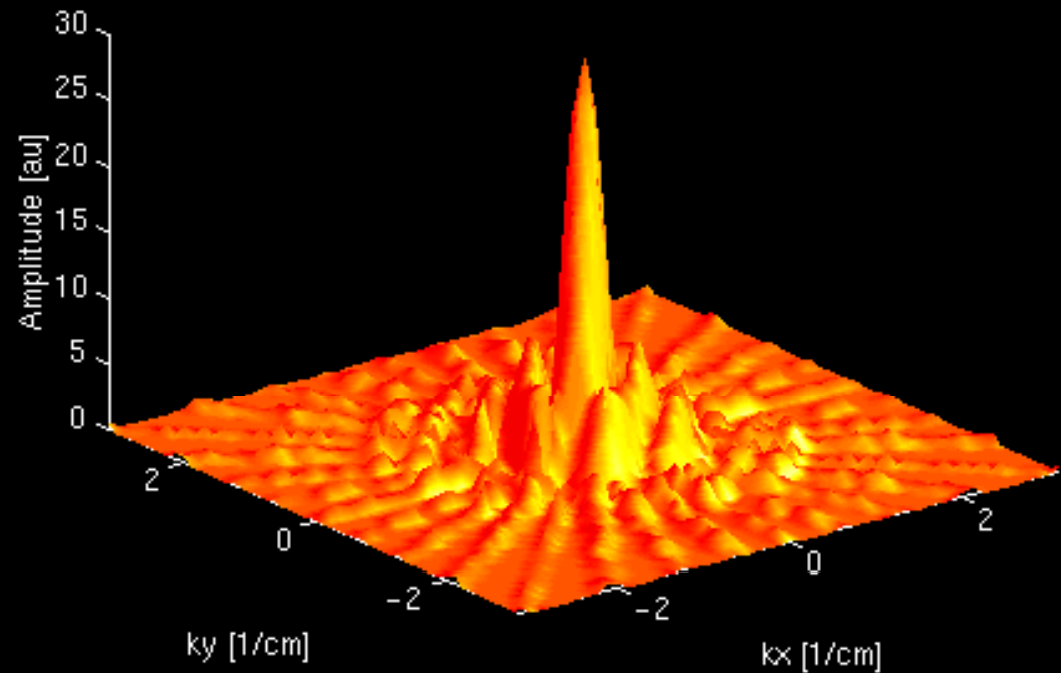


# 2D Fourier Transform 過程



畫不下了 ...

16 acquisition



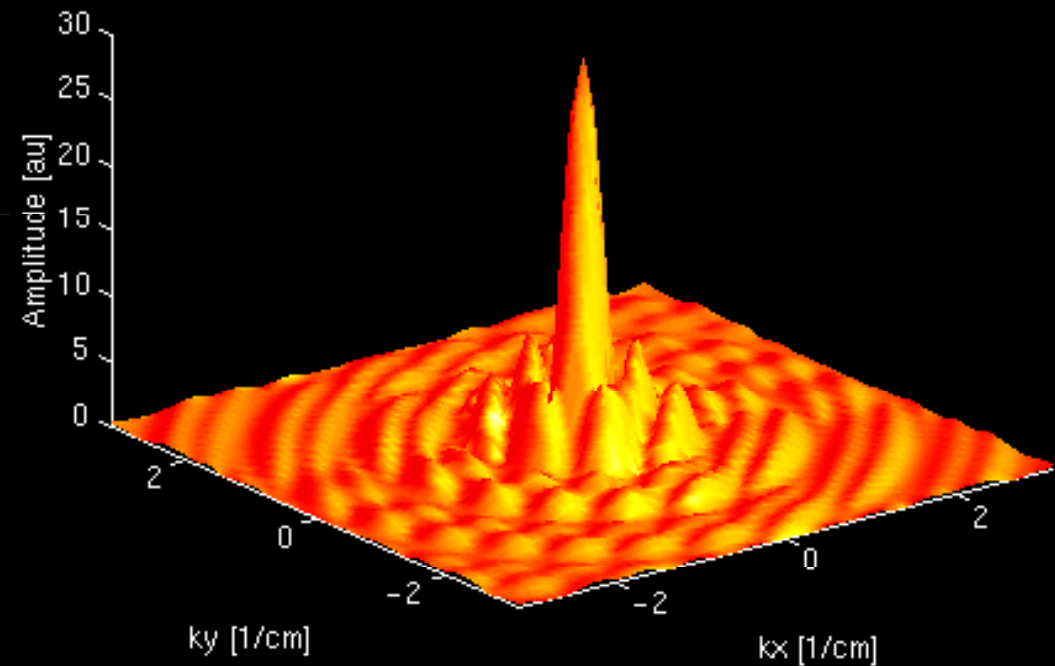
k-space

# 2D Fourier Transform 過程



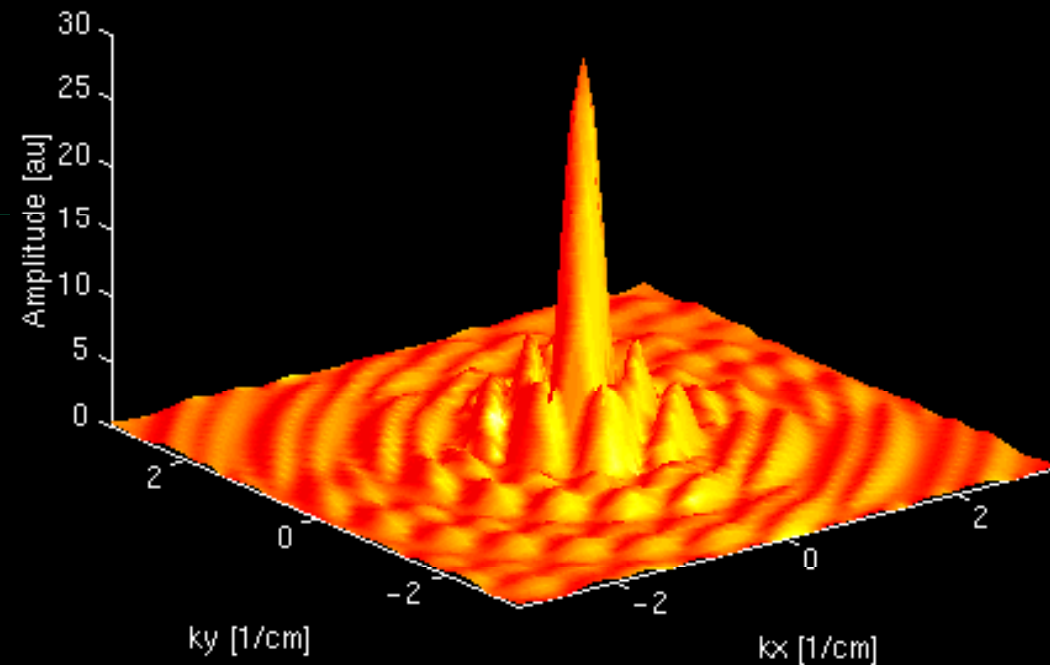
反正就是繞完了一圈

1 acquisition



k-space

# 2D Fourier Transform 過程



計算回影像

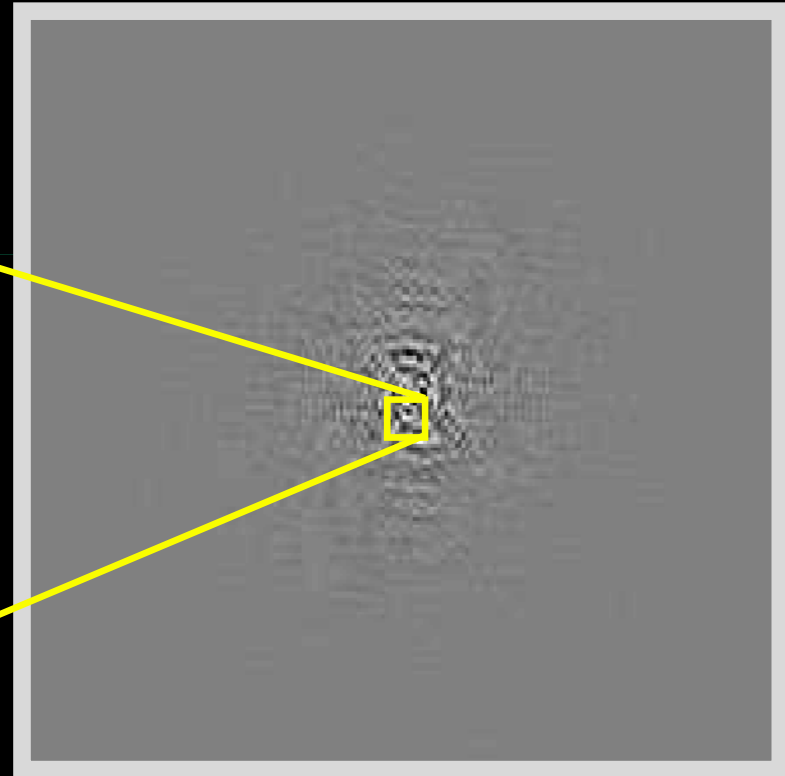
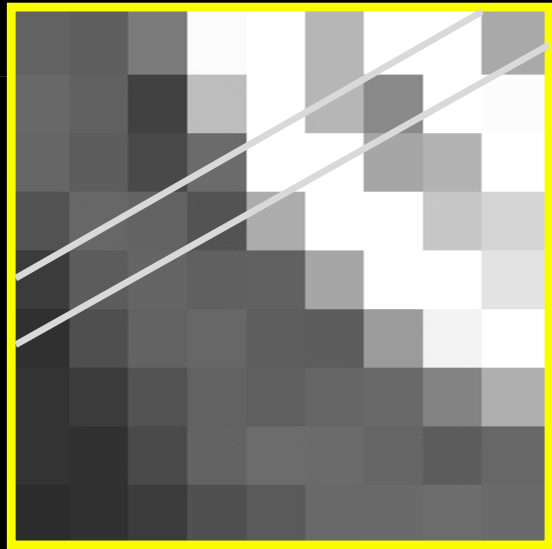


Fourier-space

# 看似容易，其實不然

- 2D FT 在空間頻譜中也是典型的 Cartesian 座標系統
  - 和數位影像一樣的規則格子點 (grid)
- 但是極座標投影是斜向 → re-grid

# 2D-FT法需先做re-gridding



投射數據位置？

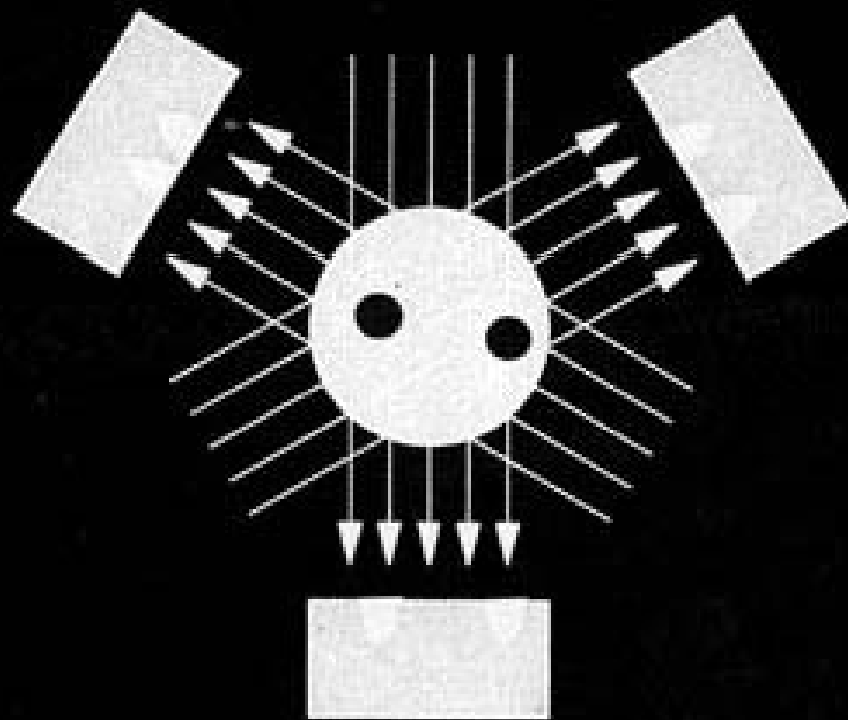
二維傅立葉轉換



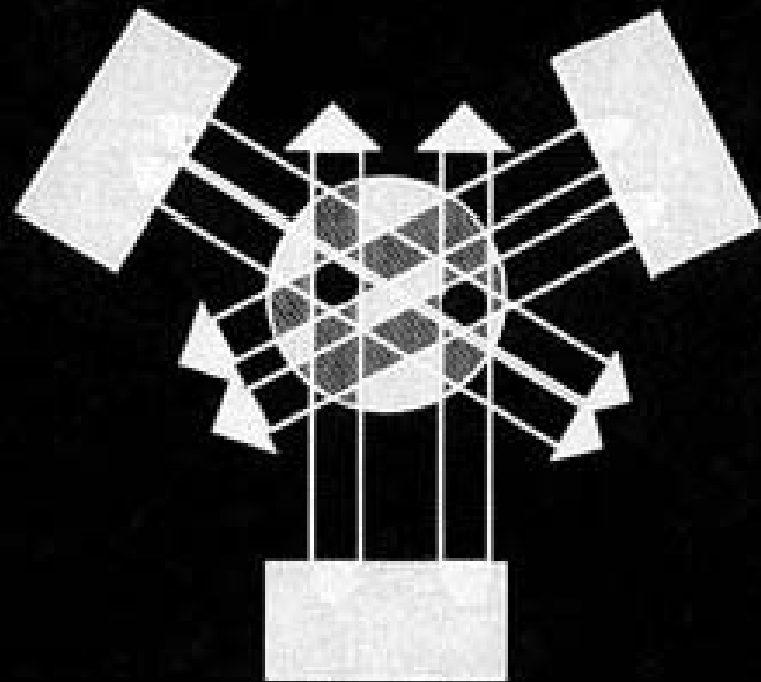
# 如何重建影像？

- 解聯立方程式：反矩陣運算
- 疊代法
- 傅立葉轉換：Projection slice theorem
- 反向投射法：Filtered back projection

# Back projection 原理



Acquisition

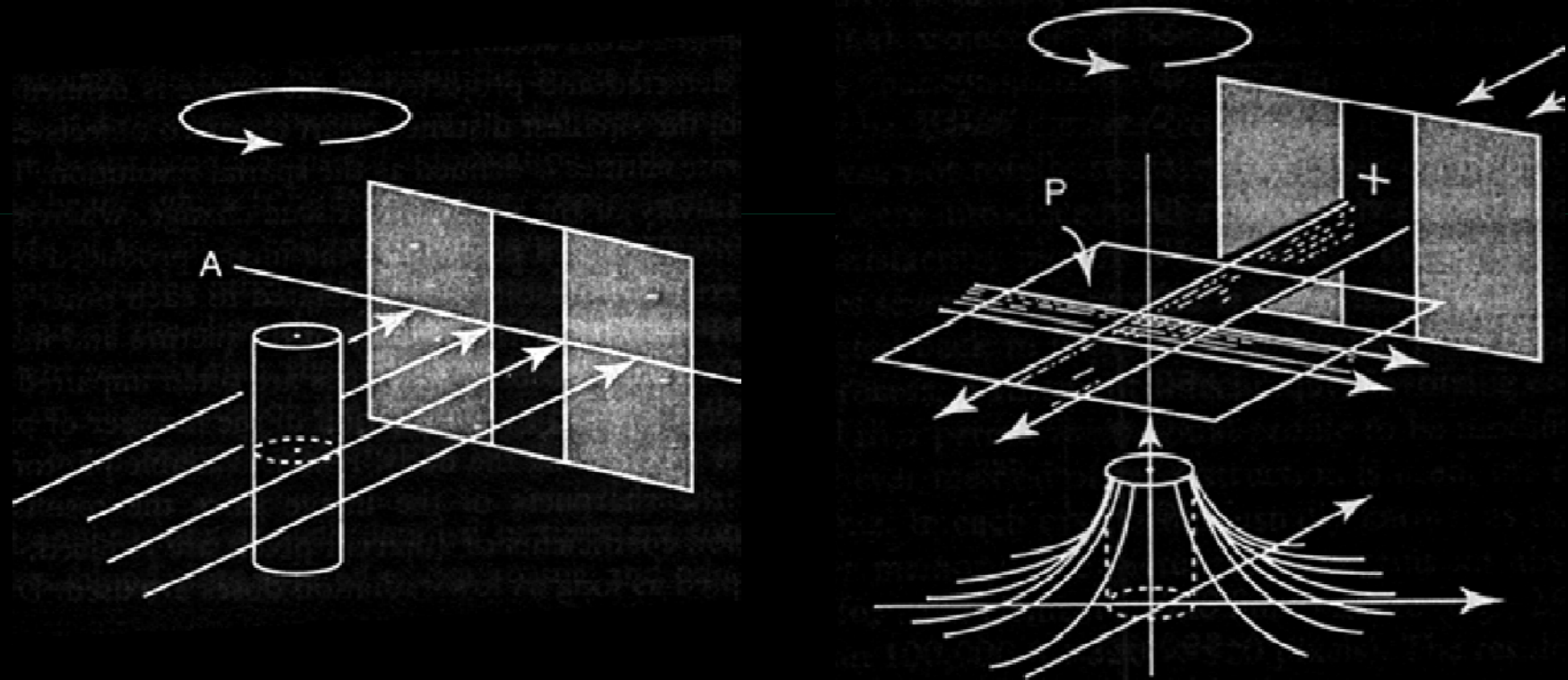


Back projection

# 但有個問題

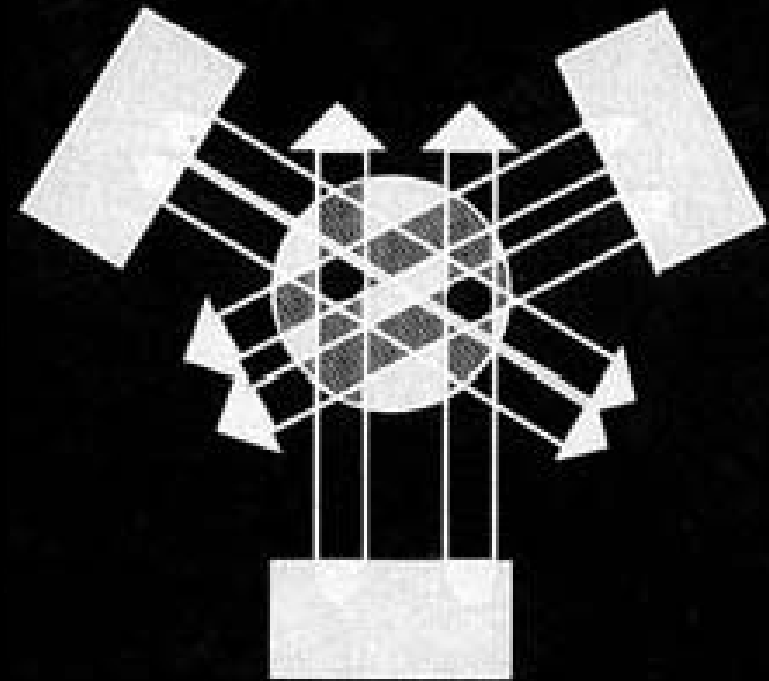
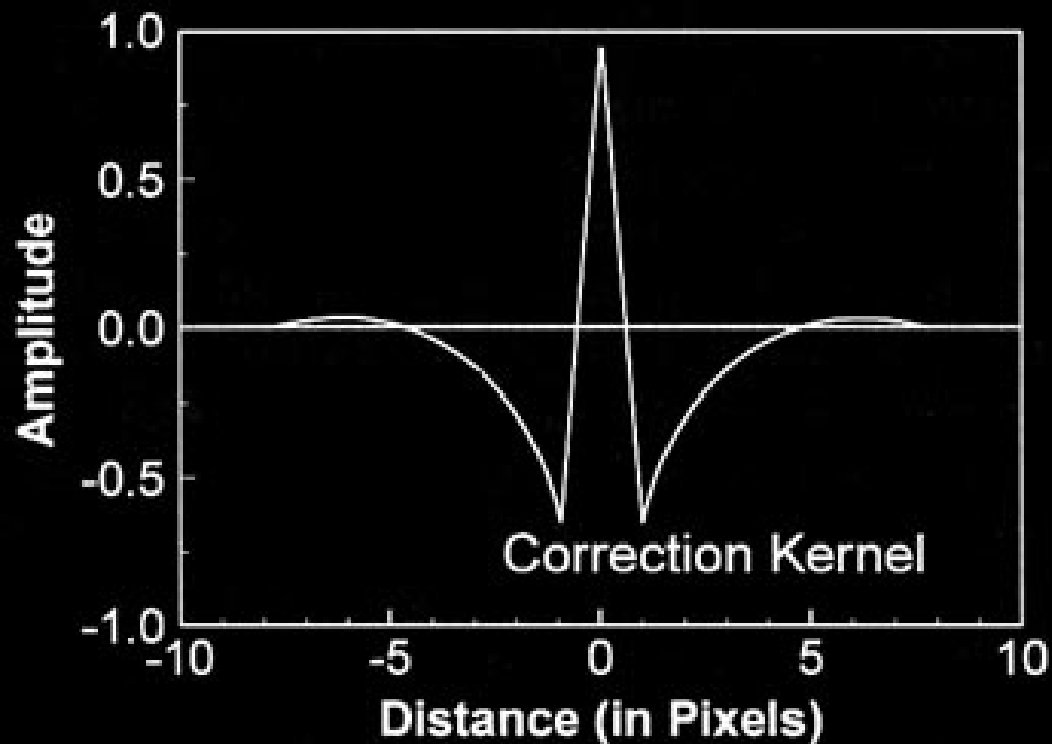
- 投射回去的投影線數據是有寬度的
  - 邊界周圍將模糊化
  - Point spread function blurring
- 投射前需先做濾波

# Back Projection 造成的模糊現象



華盛頓紀念碑變成富士山了

# Filtered back projection

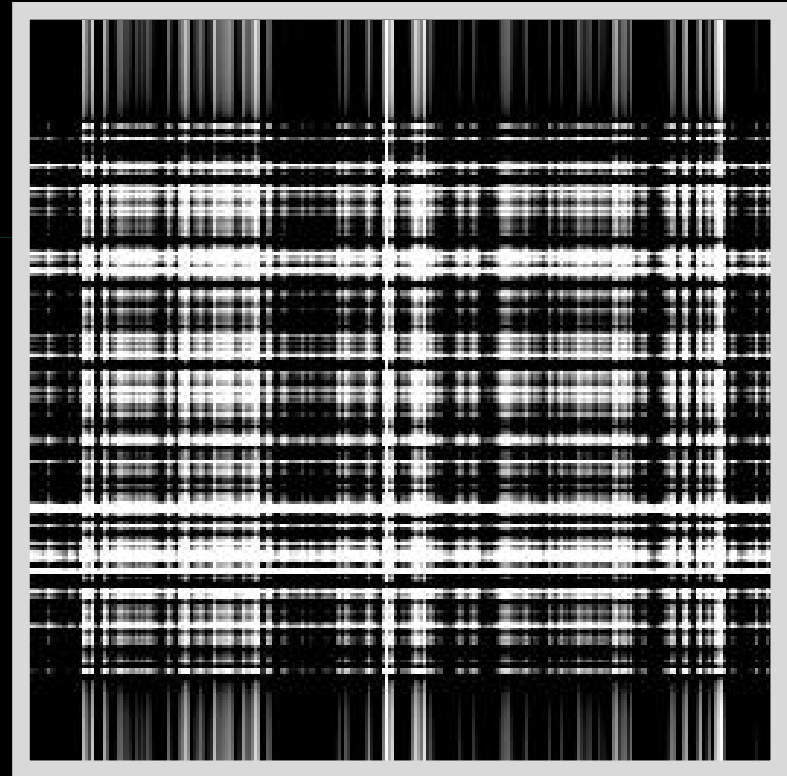


投射回去時乘上一個 kernel function

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像

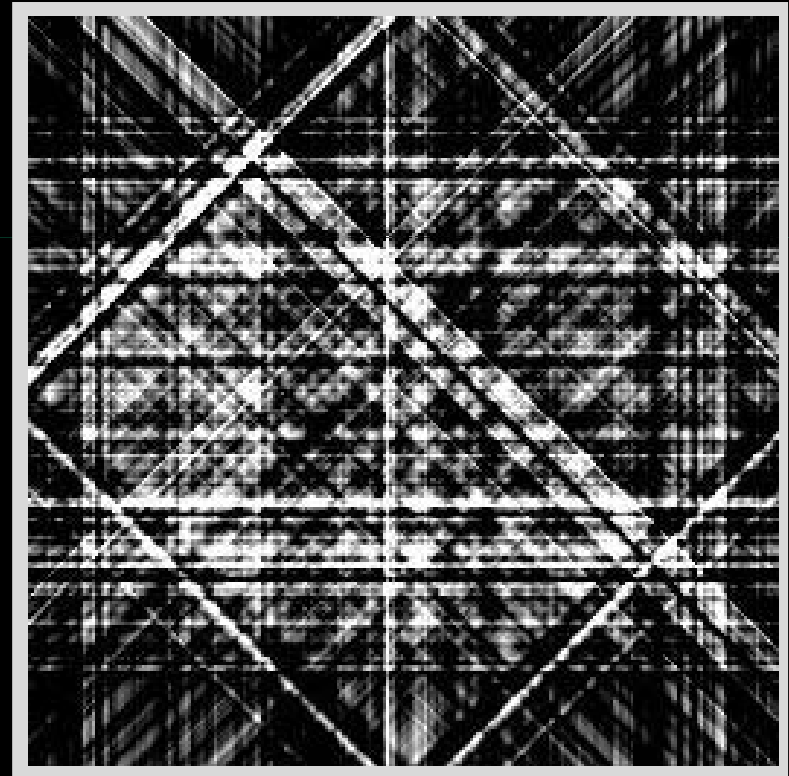


2個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像

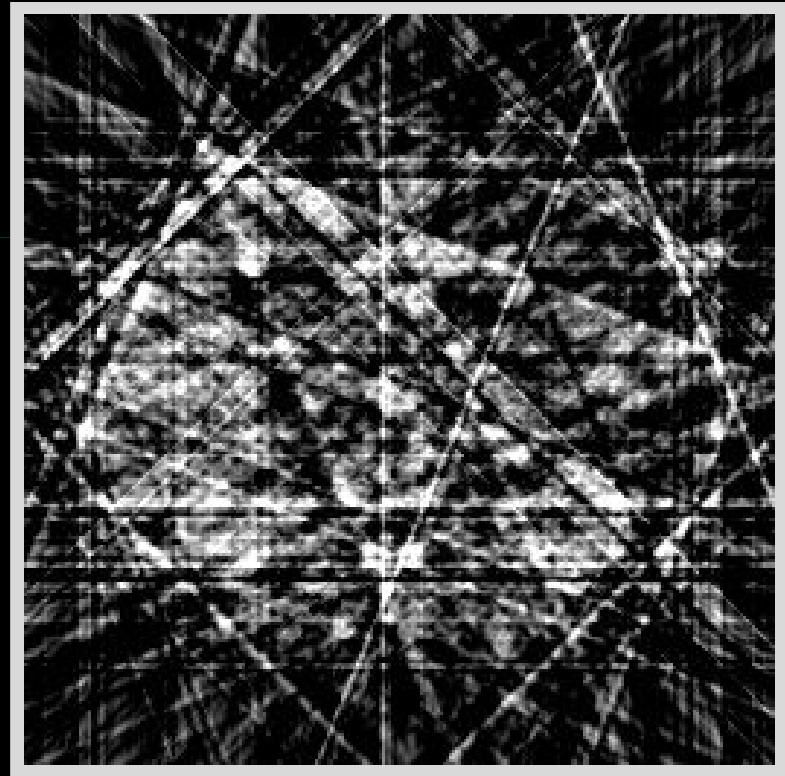


4個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像



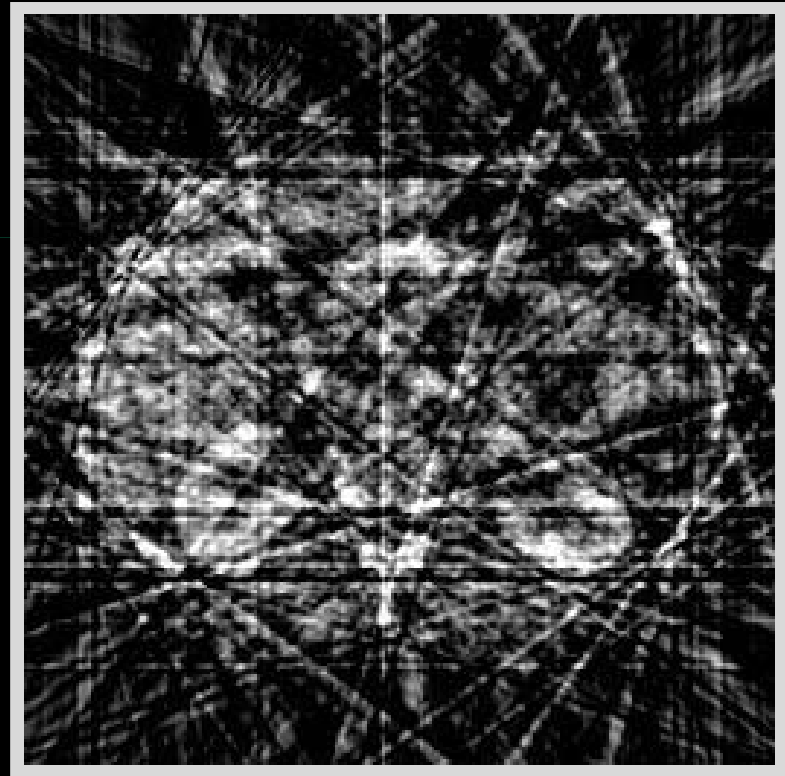
8個投影角度



# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像

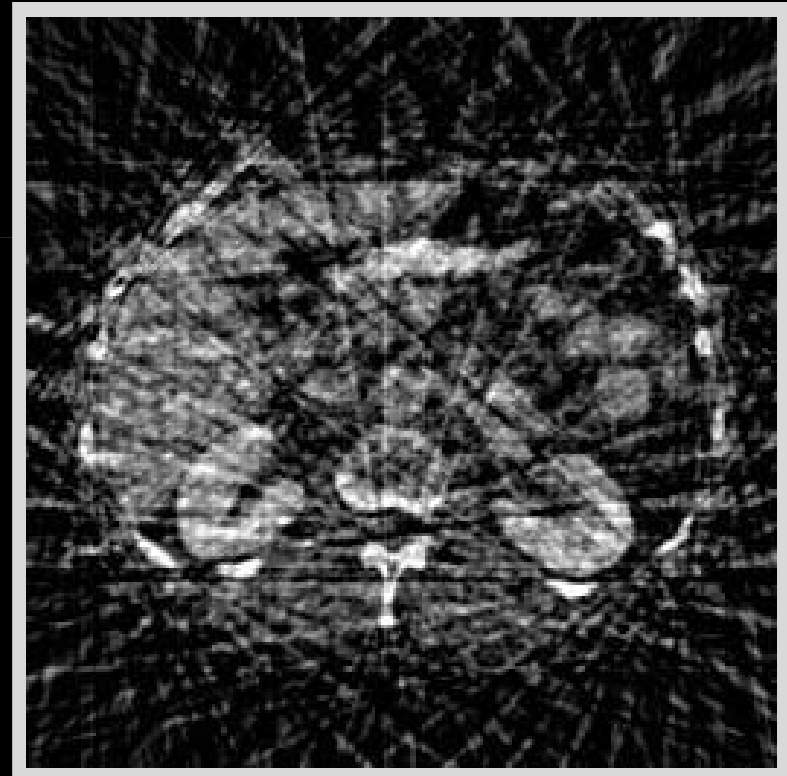


10個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像

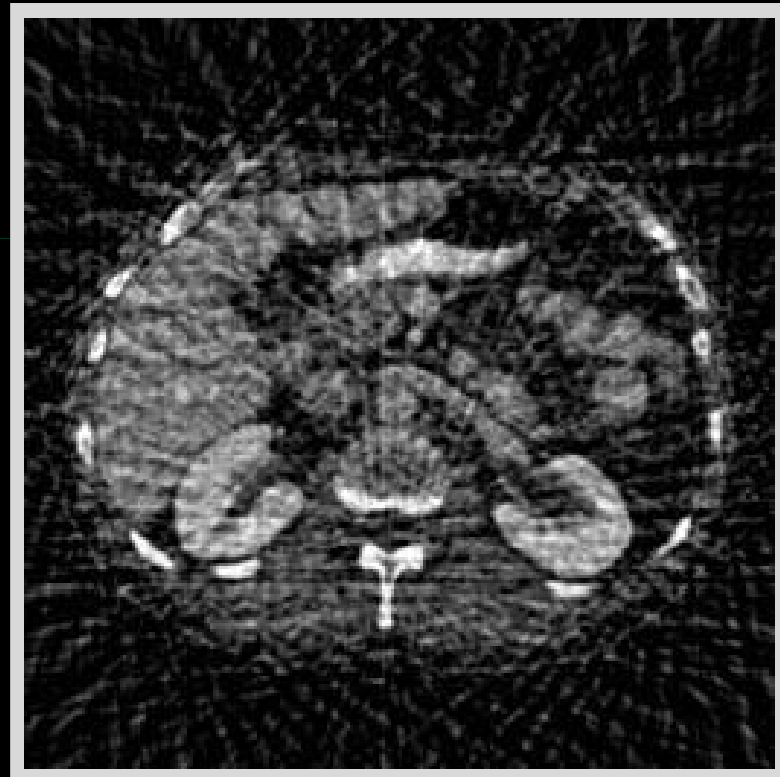


20個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像



30個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像

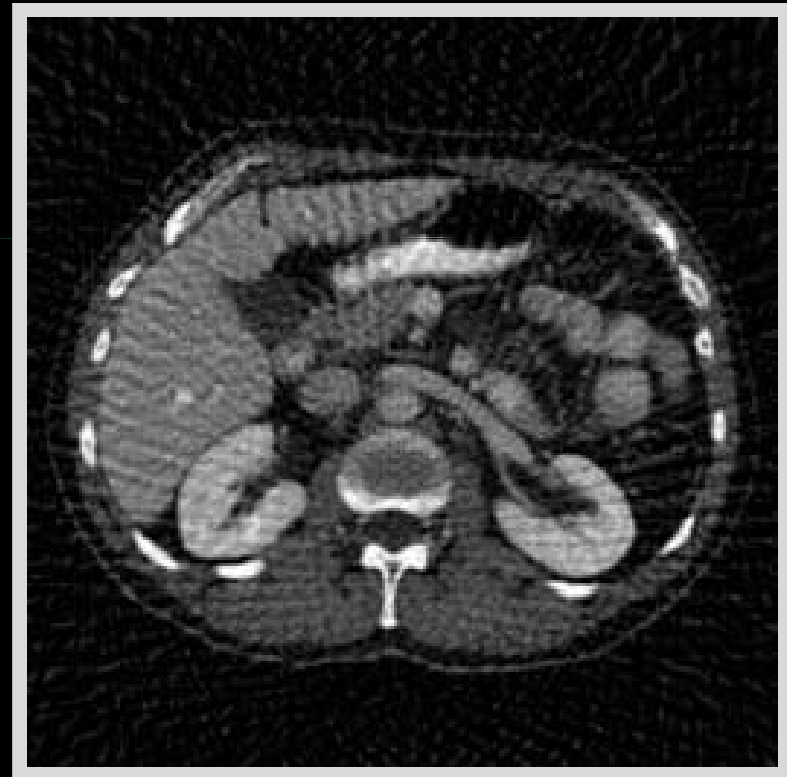


45個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像

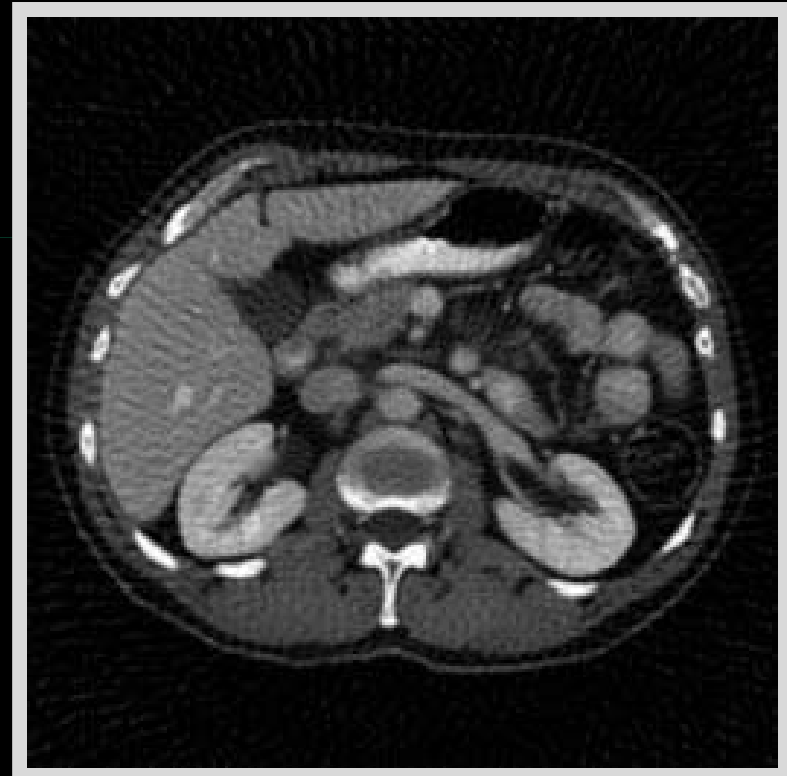


60個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像

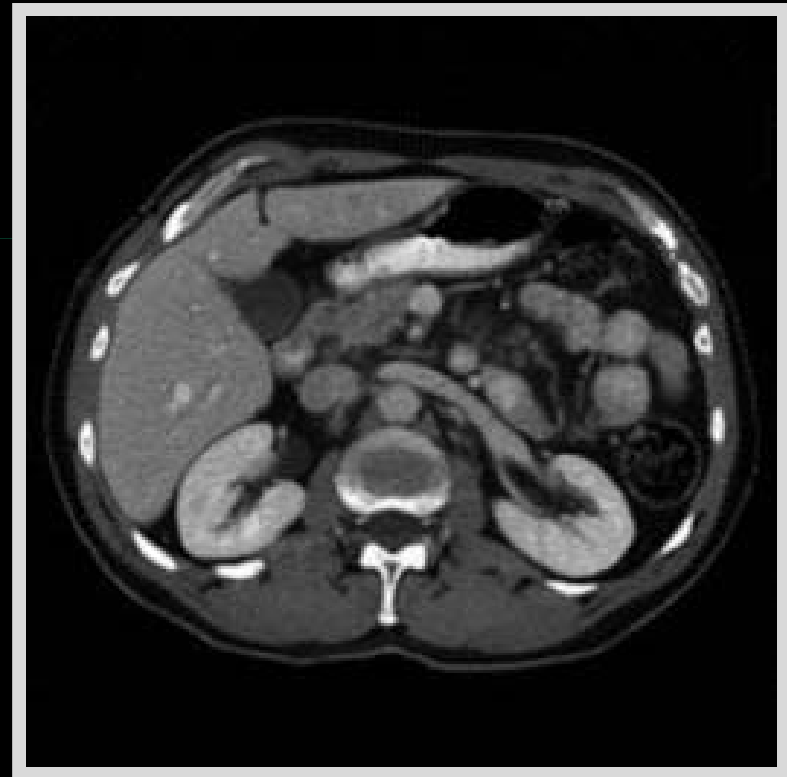


90個投影角度

# Filtered Back Projection 的過程



原始物體影像



180個投影角度

# 數據點的多寡

- 原始發明 (1972)
  - 160 rays, 180 views = 28,800 點
  - 5.7/pixel @ 80x80 matrix
  - 2.5 hrs for algebraic reconstruction
- “Over-determined” system



# 現在的數據點

- 750 rays, 600 views = 450,000 點
- 1.7/pixel @ 512x512 matrix
- 影像解析度更加提高
- 重建計算的假影也愈趨減少

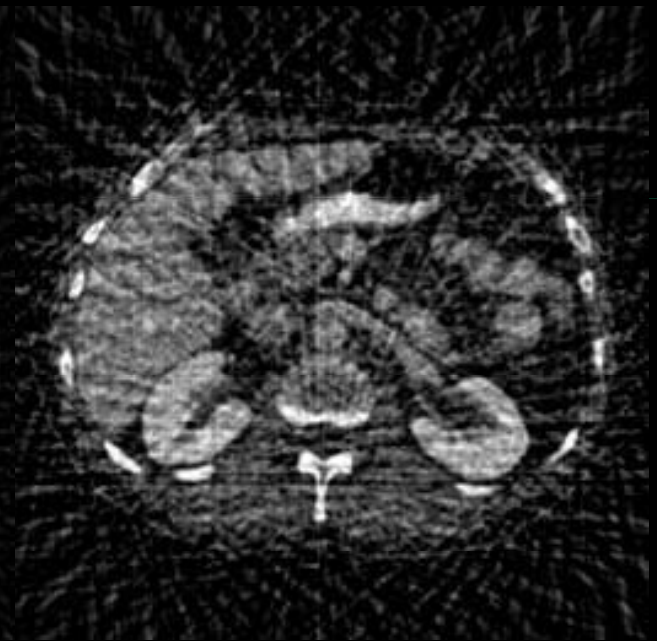
# 數據多寡對 CT 影像的影響 (370 rays)



180 views



60 views



30 views

# 數據多寡對 CT 影像的影響 (180 views)



370 rays



185 rays



120 rays

# Modern State-of-the-art

- Filtered back projection 已商品化
- 其他方式仍有研發，差異有限
- 但醫學診斷並不仰賴微小差異
- 影像重建仍有人在研究，但非瓶頸

# CT 影像的明暗

- 直接反應該處的 X 光衰減程度

- Hounsfield Units, CT number

- $$\text{HU} = \frac{\mu_x - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O} - \mu_{air}} \times 1000$$

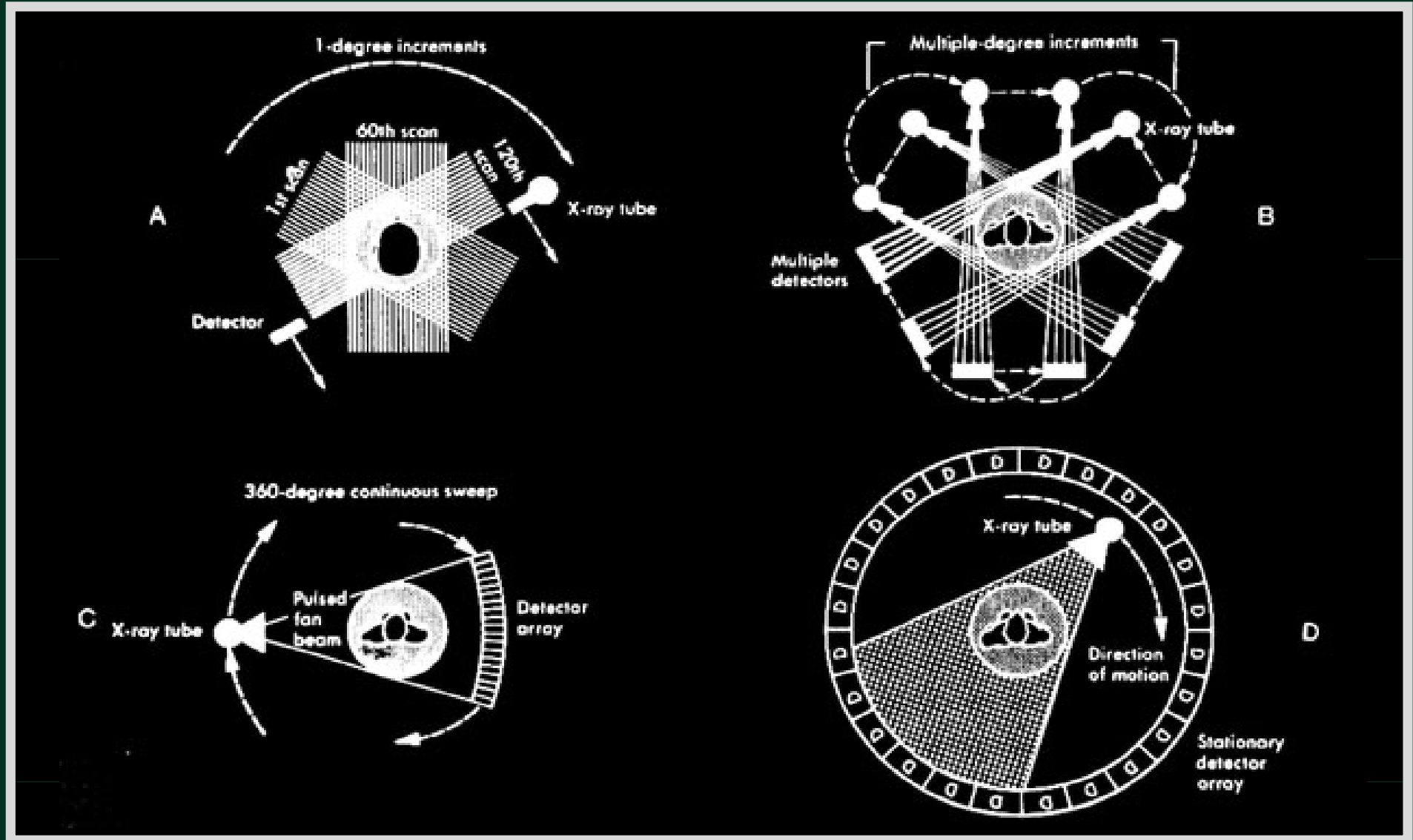
- 也就是原子序與密度
- 基本上還是 X-ray 影像對比

Substance	HU
Air	-1000
Fat	-120
Water	0
Muscle	+40
Contrast	+130
Bone	+400 or more

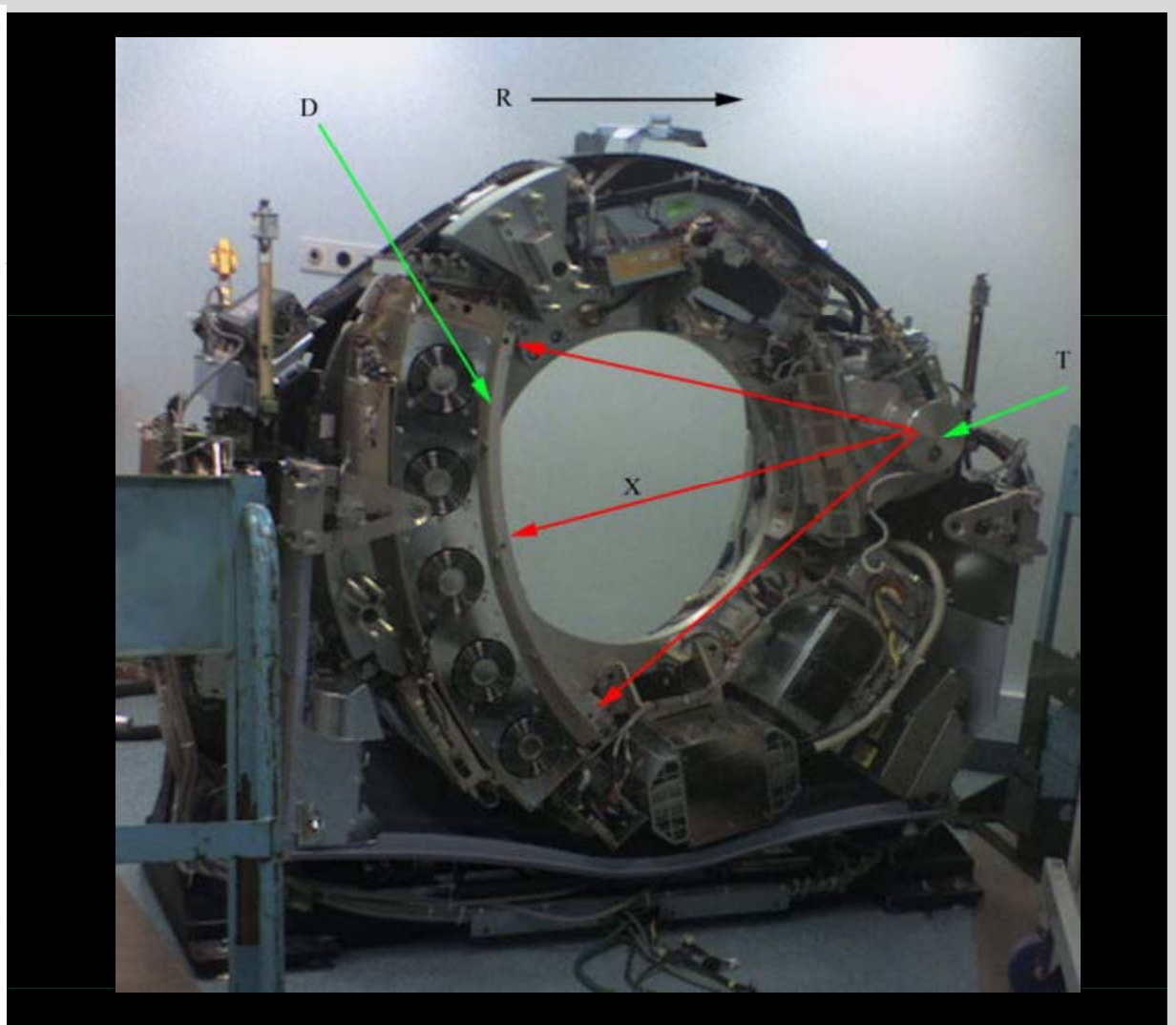
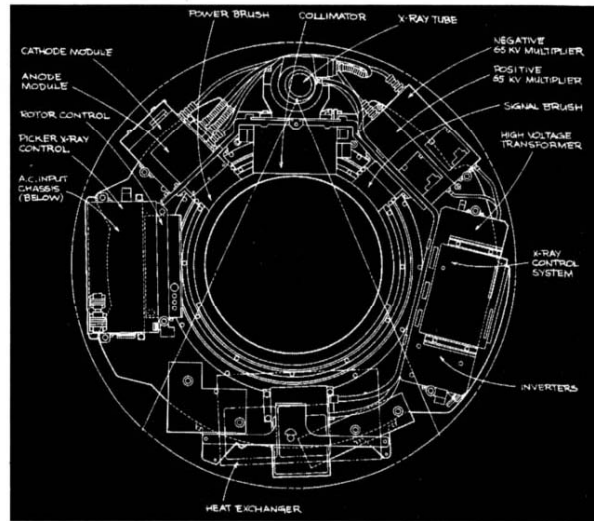
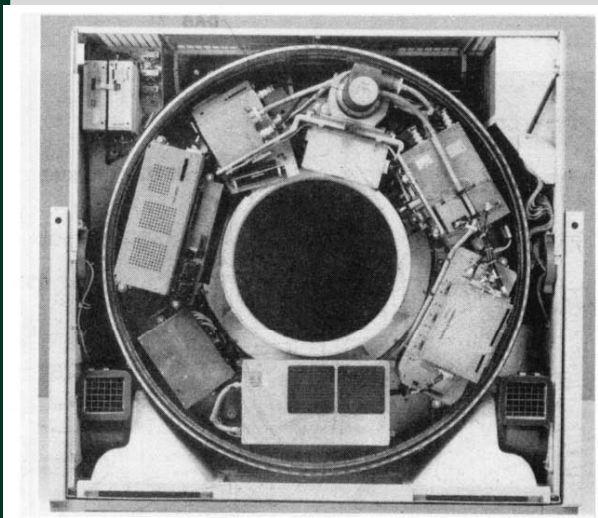
# CT 的進展 (取像速度)

- 第一代到第四代 CT
- Electron beam CT
- Spiral (螺旋式) CT
- Multi-slice spiral CT

# CT儀器的進展

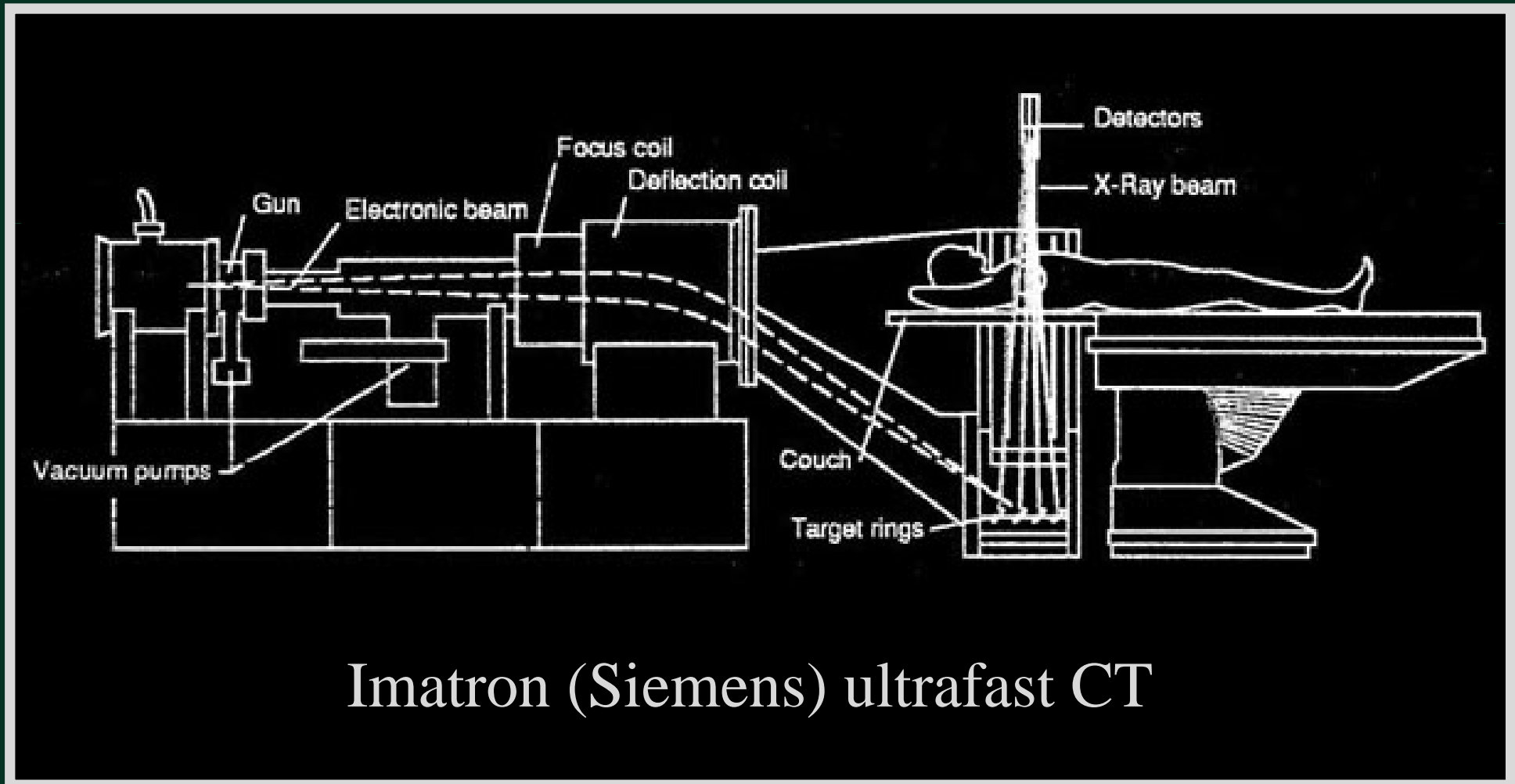


# CT儀器內部





# Electron Beam CT 原理



Imatron (Siemens) ultrafast CT

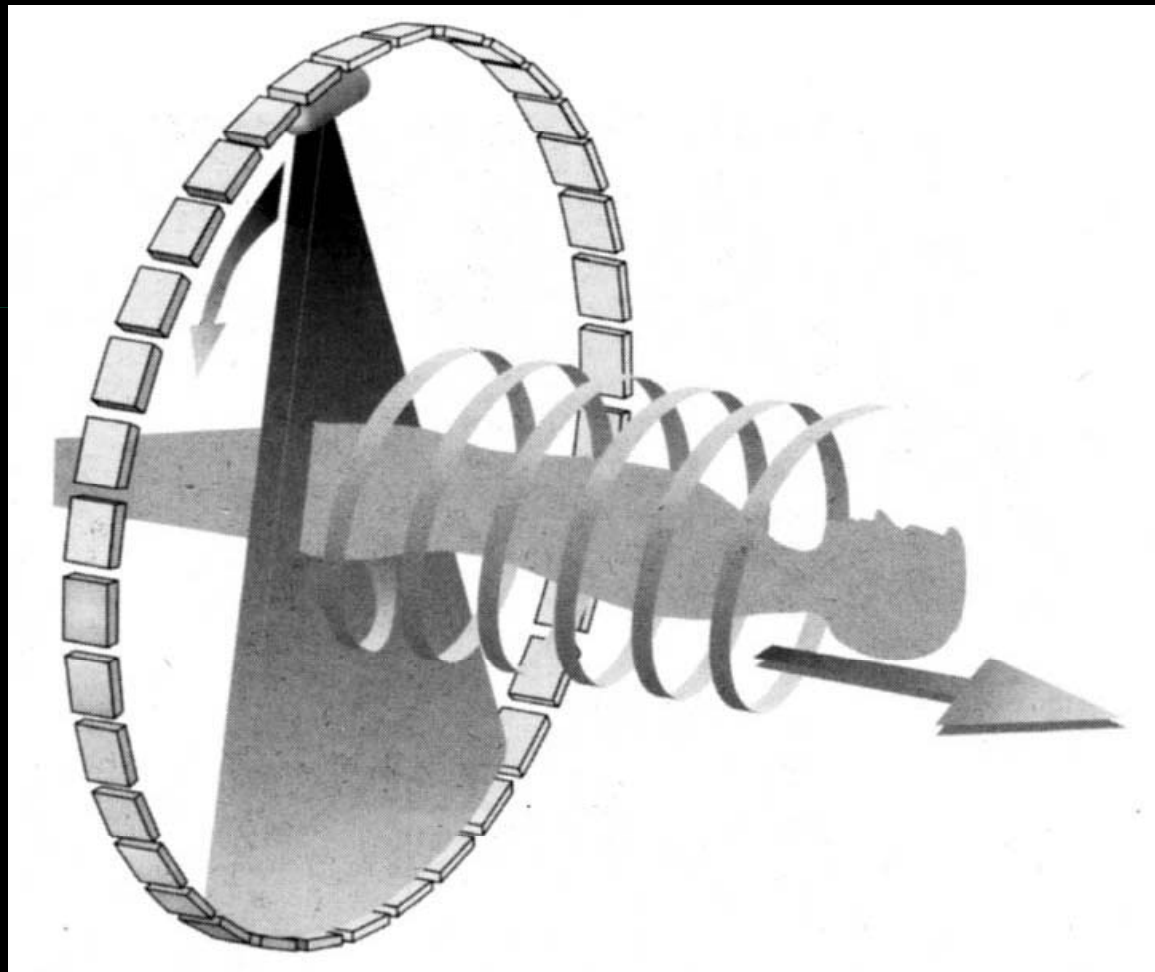
# Electron Beam CT 的優勢

- No moving parts at all !
- Fastest-ever scan (< 50 msec)
- Multiple targets = multi-slice
- 不怕持續運動的器官 (如心臟)

# Electron Beam CT 的劣勢

- 龐大電子槍的結構難以完美
- X 光輸出穩定性與效率
- 商業競爭下目前處於劣勢
- 僅能主要針對 cardiology 市場

# Spiral (Helical) CT的原理

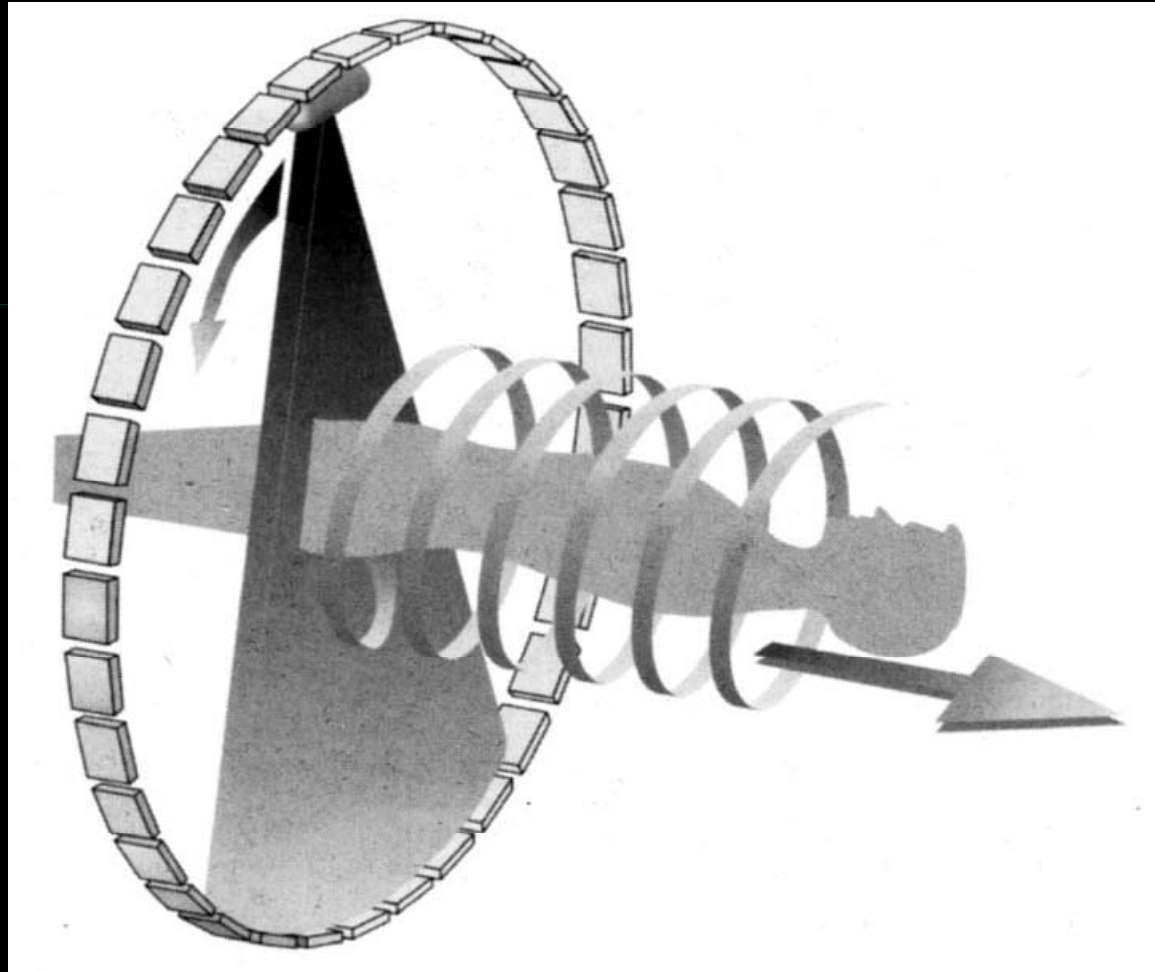


螺旋狀軌跡（相對於病人）

# The “Pitch”

- 每  $360^\circ$  旋轉的 table 行進距離 / slice thickness
- Pitch  $> 1.0$  : Data skipped
- Pitch  $< 1.0$  : Over-sampled

# Pitch and Spiral CT

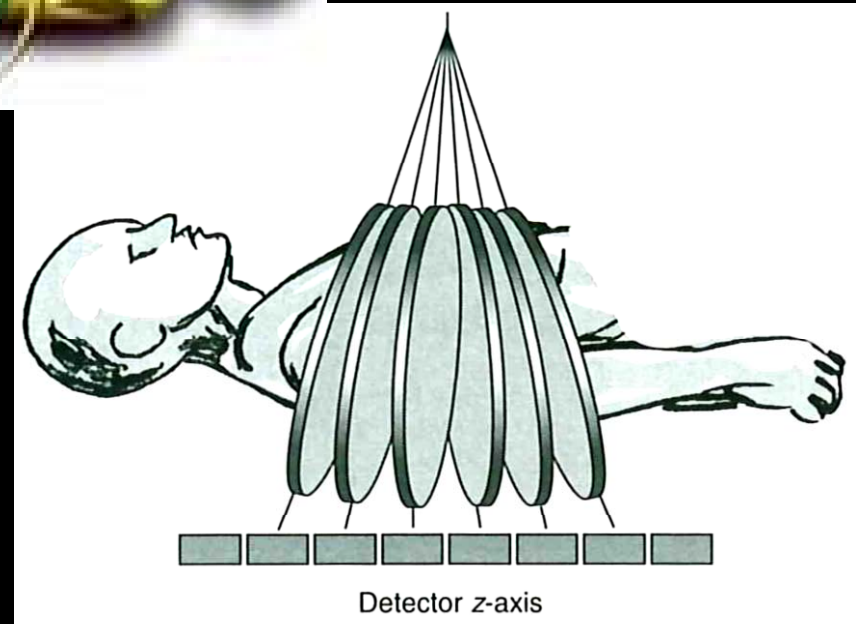
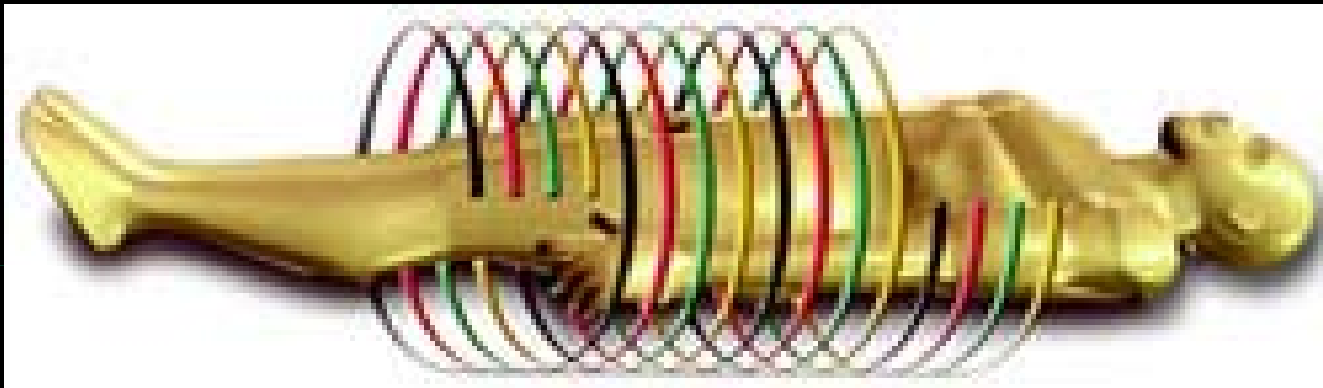


Pitch =  $360^\circ$  table 行進距離 / 切面厚度

# Spiral CT 的影像重建

- 不用說，當然需要特殊內插方式
- 但在目前商品化臨床 CT 中不太是個嚴重問題
- Pitch 的適當選取

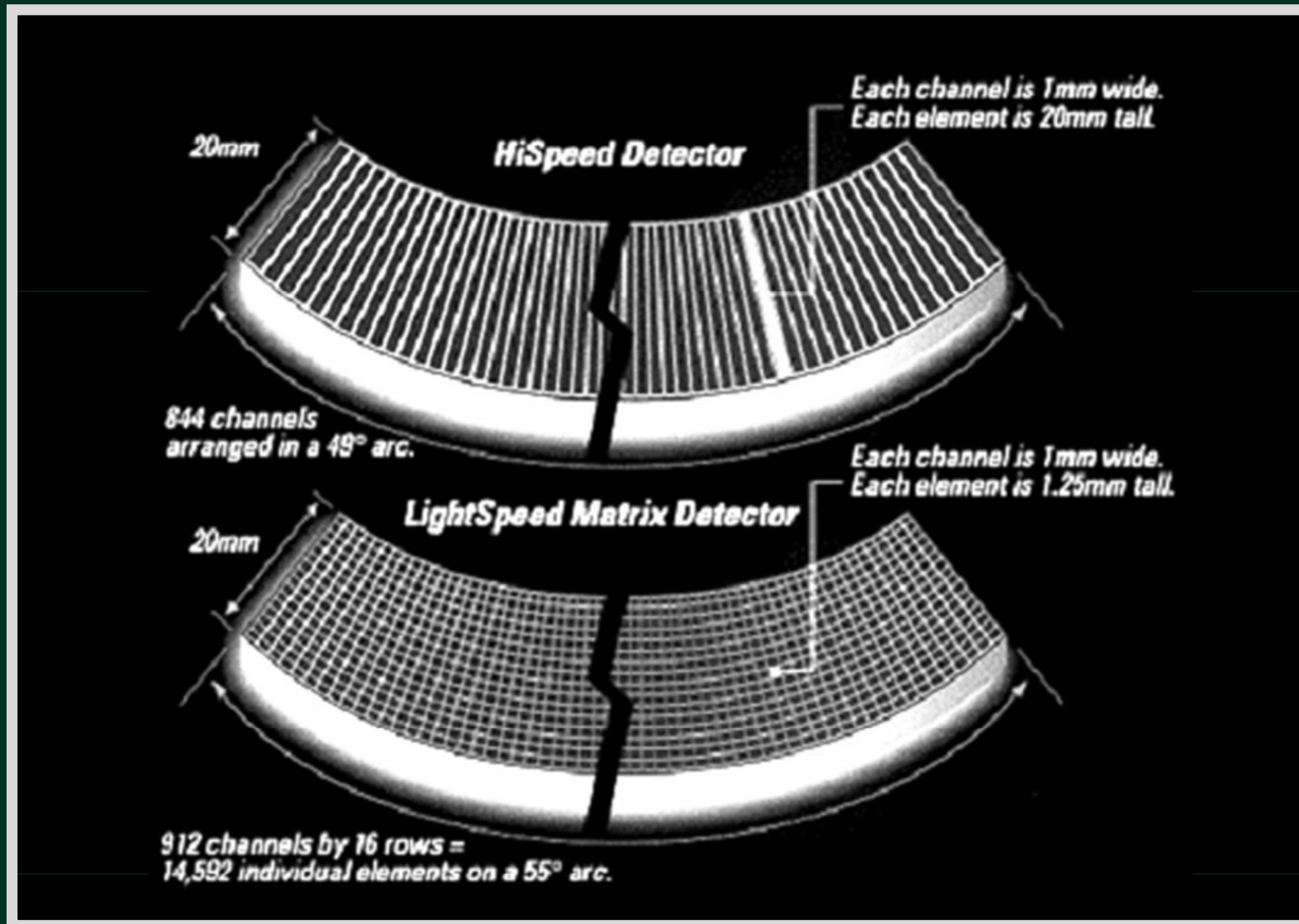
# Multi-slice Spiral CT的原理



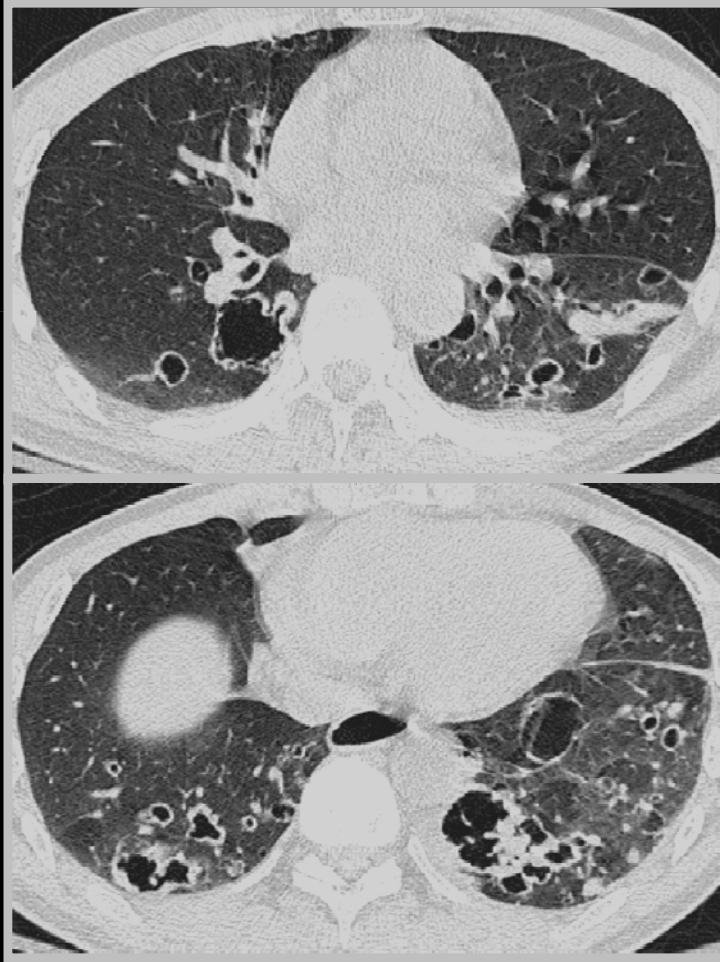
Multi-detector 形成多重螺旋軌跡，換取時間



# 多切面：detector多加幾排



如今的掃瞄速度：360 in 10 sec



16-cut CT

# Multi-slice Spiral CT

- 目前最為風行的新穎機種
  - The “state-of-the-art”: 256+ 切
- 其他另有高解析度 CT (HRCT) 等
  - 1024 × 1024 matrix
- 配合三維影像視覺化工具
  - Visualization/rendering : 之後會提一些...

# 如今常見的CT



<http://www.radiologyinfo.org/>



臨床應用非常廣泛

# 星狀假影：Streaking artifact



Dental fillings



Metal implants

# CT 的持續發展

- 更快掃瞄、更高解析度、更多張 slice  
、功能訊息 ...
- 基本上是形態方面最具優勢的技術
- 但是還是考慮輻射劑量

醫學影像系統：

X光相關技術與斷層掃描