

放射診斷影像簡介：

X 光相關技術

鍾孝文 副教授

台大電機系 三軍總醫院放射線部

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」

X 光的發現者

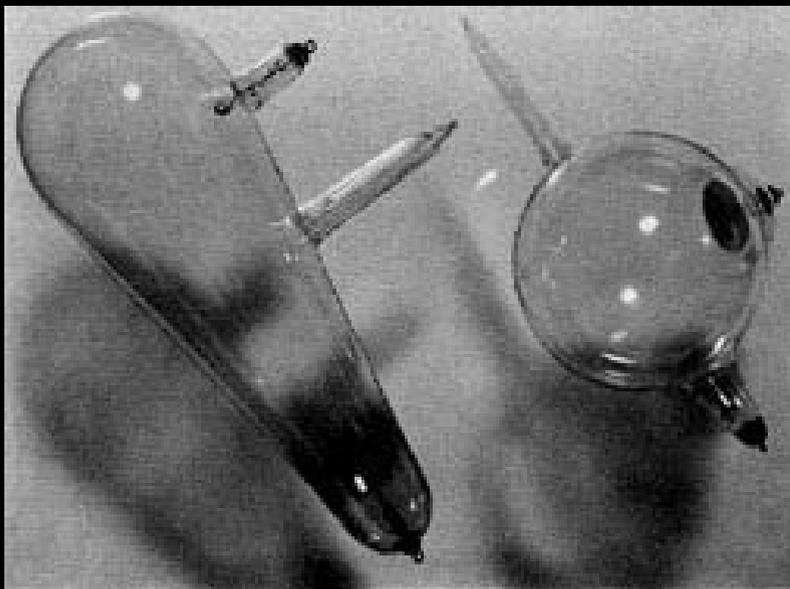


倫琴 (1845-1923)



倫琴夫人的手

倫琴所使用的 X 光管



1895



1895-1896

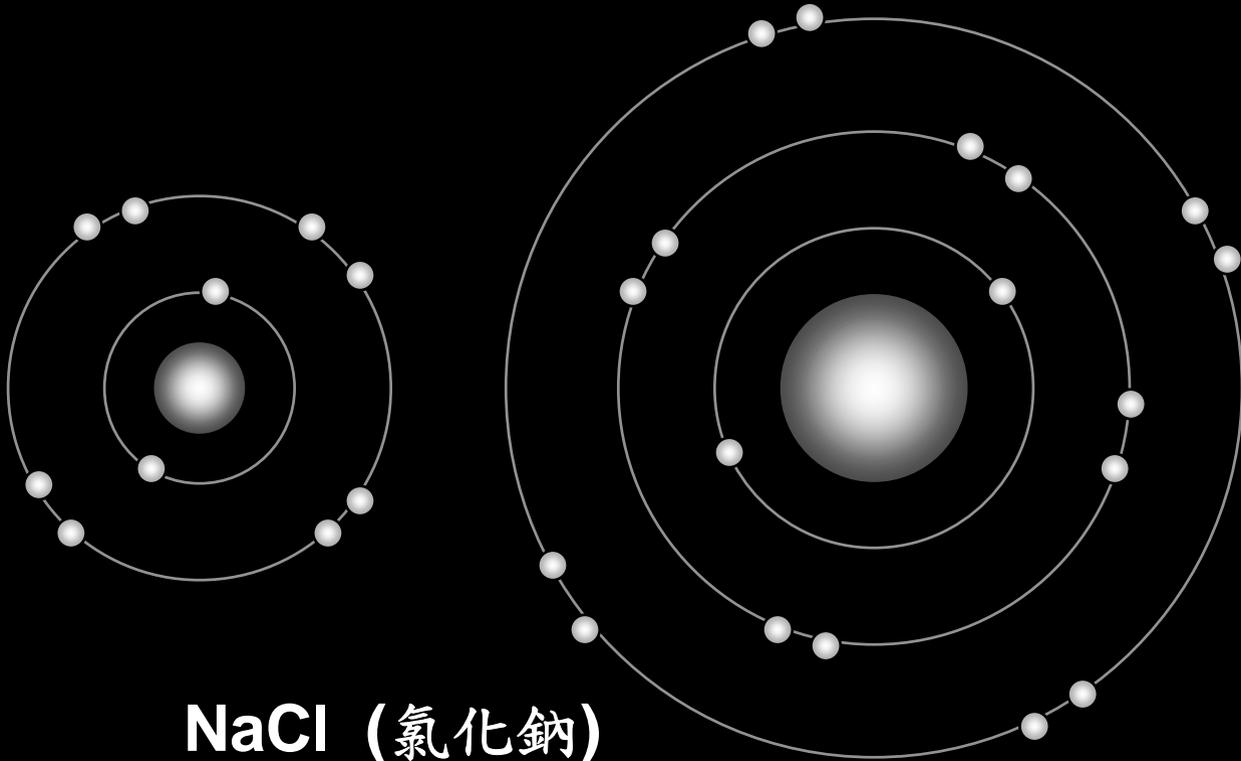
什麼是 X 光？

- “X”：表示「未知」
 - “... an active agent (ray) ...”
- 極短波長的電磁波 (~ angstrom)
- Angstrom：大約原子大小等級

為什麼可以穿透多種物質？

- 在 **angstrom** 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



NaCl (氯化鈉)

「物質」的大部分都是空的

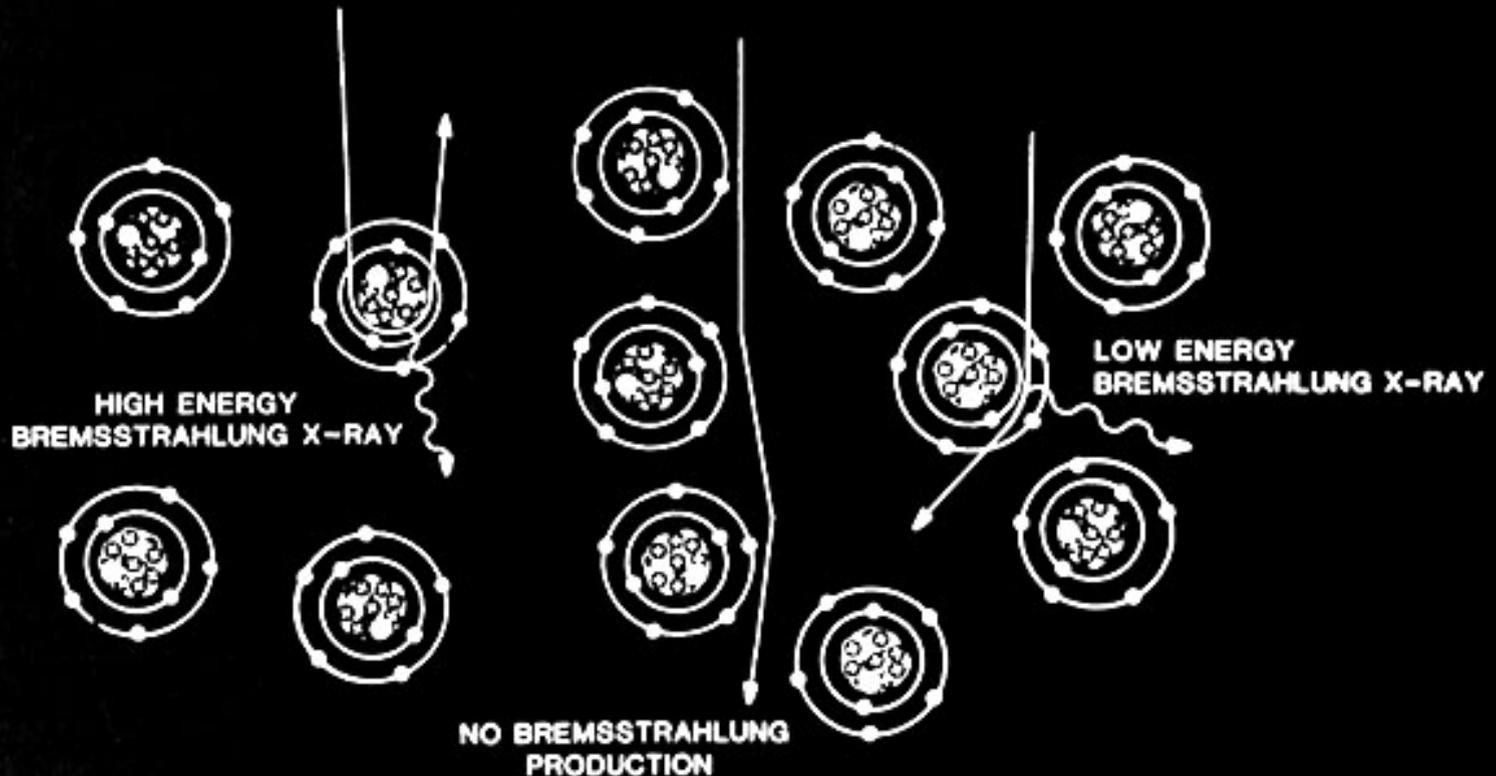
為什麼骨骼「不透明」？

- 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？

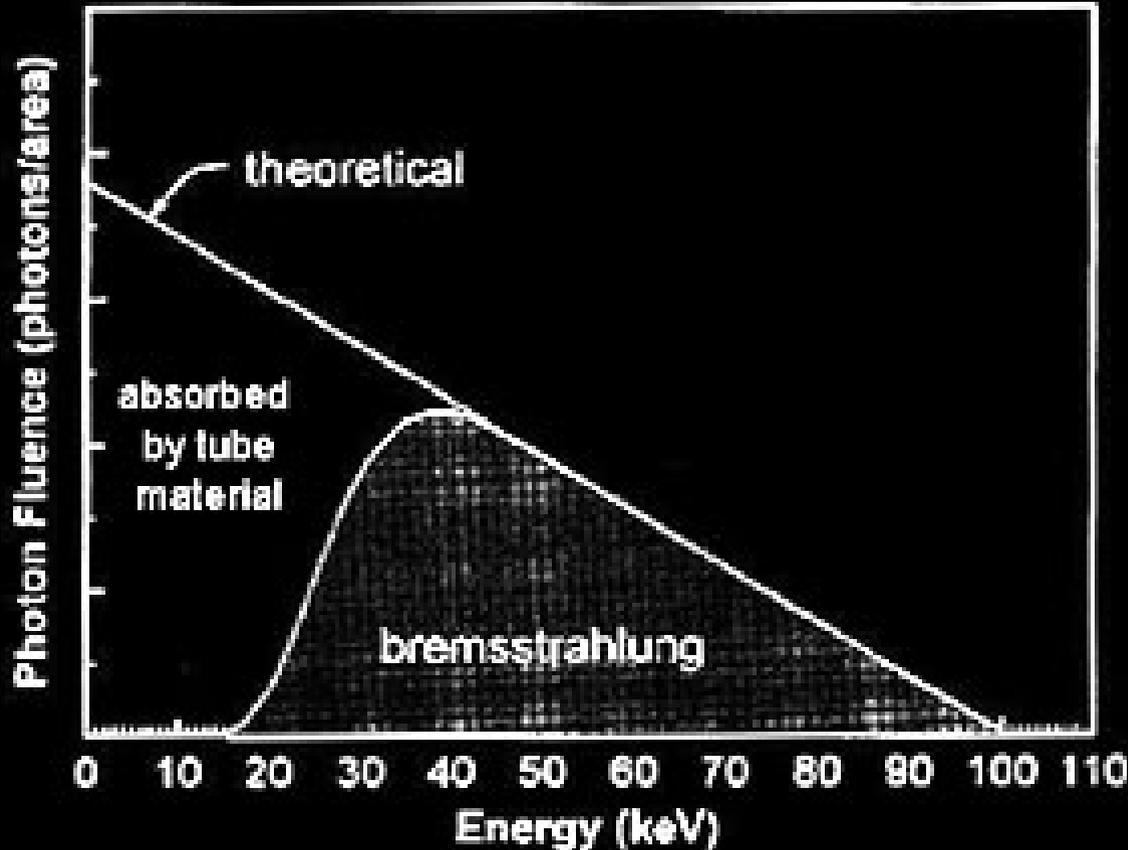
- 只要使高速電子瞬間減速即可
 - 動能損失以電磁波形式釋出
 - **Bremsstrahlung** (煞車效應)
- 其他產生方式待敘

煞車效應 (Bremsstrahlung)



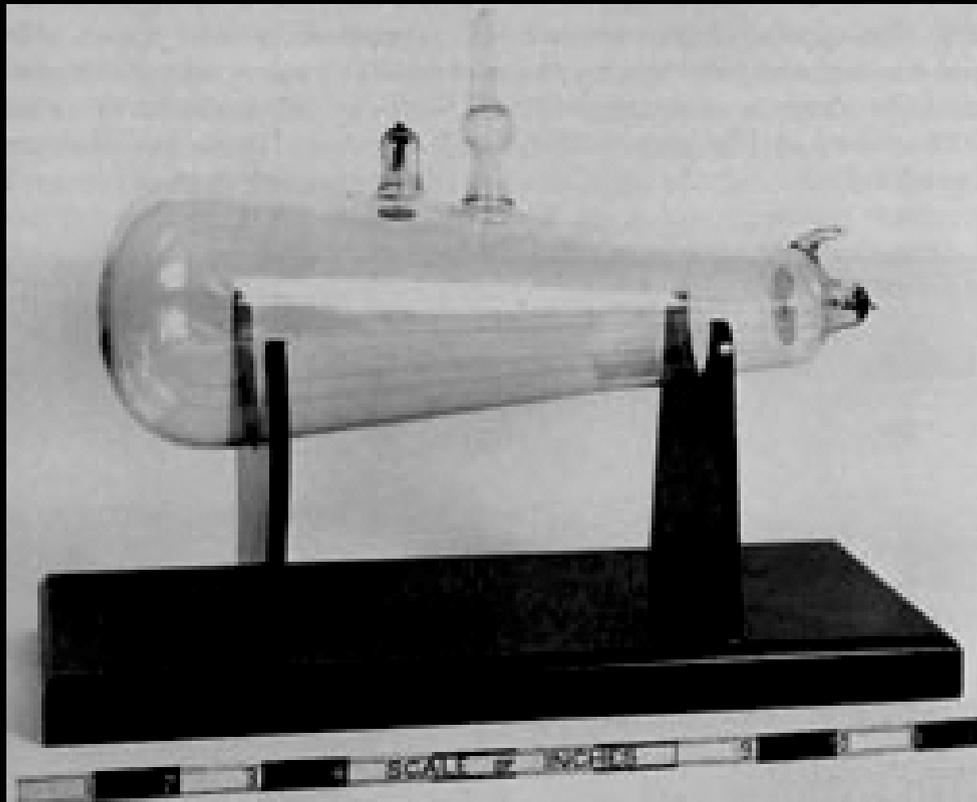
能量損失以輻射形式釋出

煞車效應的 X 光頻譜



顯然能量愈低的 X 光 產生機率愈多

倫琴時代的 X 光管原理

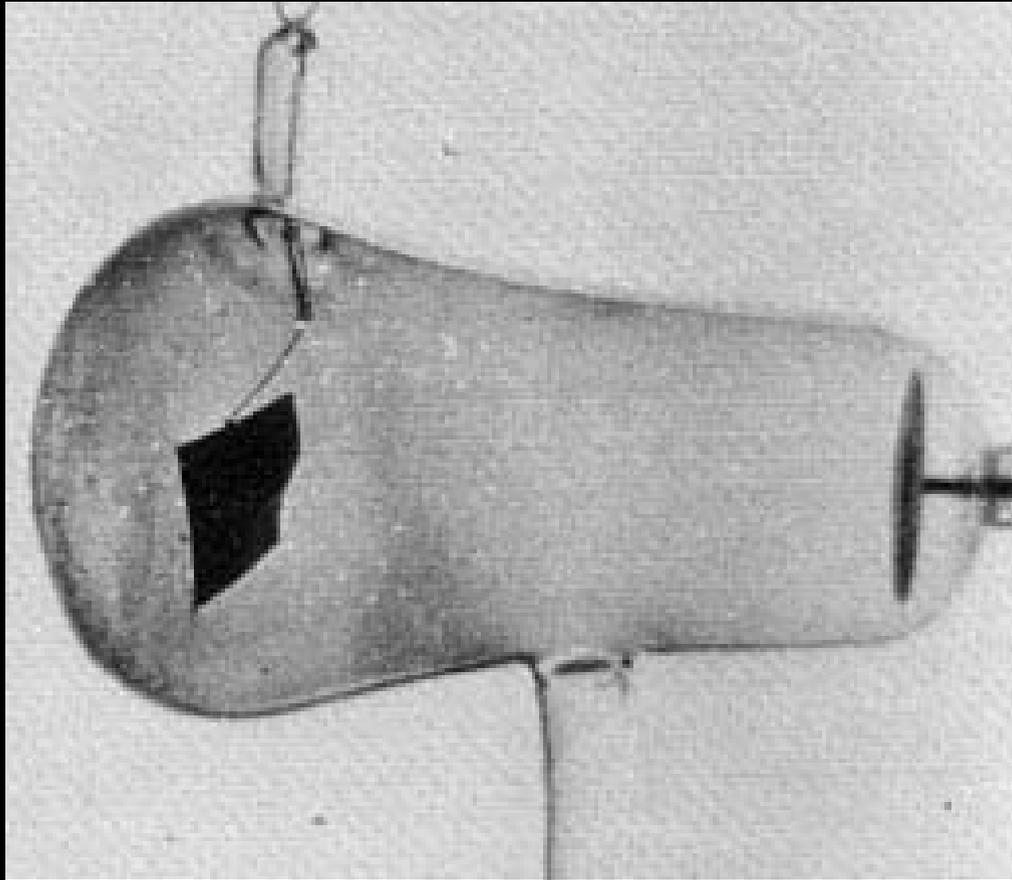


Crookes tube (1896)

提升 X 光的產生效率

- 煞車效應由原子核正電吸引力產生
 - 庫侖力 (Coulombic attraction)
- 正電愈多效應愈明顯？
 - 重金屬撞擊靶

加上白金 (鉑) 撞擊靶的 X 光管



C Swinton (1896)

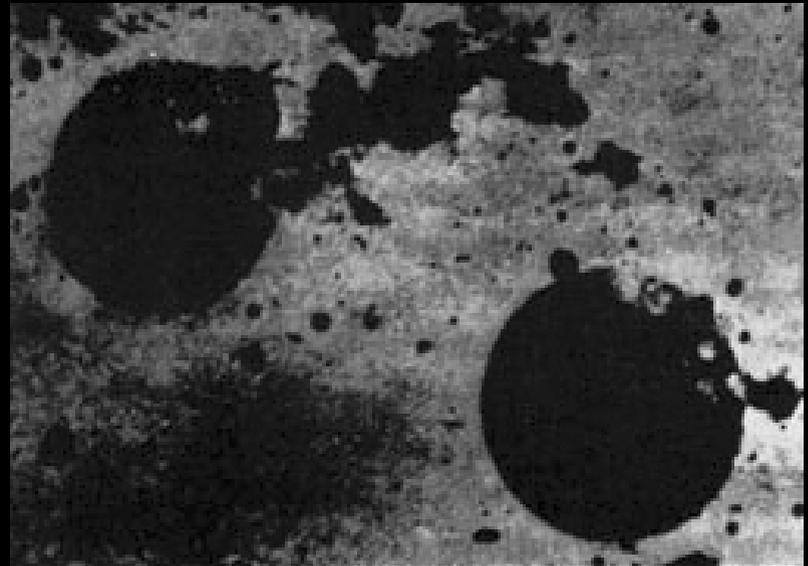
倫琴其實不是唯一的發現者

- **Sir Crookes W**
 - 游離氣體管附近的照相底片曝光
- **Goodspeed AW (1890)**
 - 拍攝電刷游離產生的火花

其他 X 光的記載



Sir W. Crookes



Goodspeed 的照片

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)

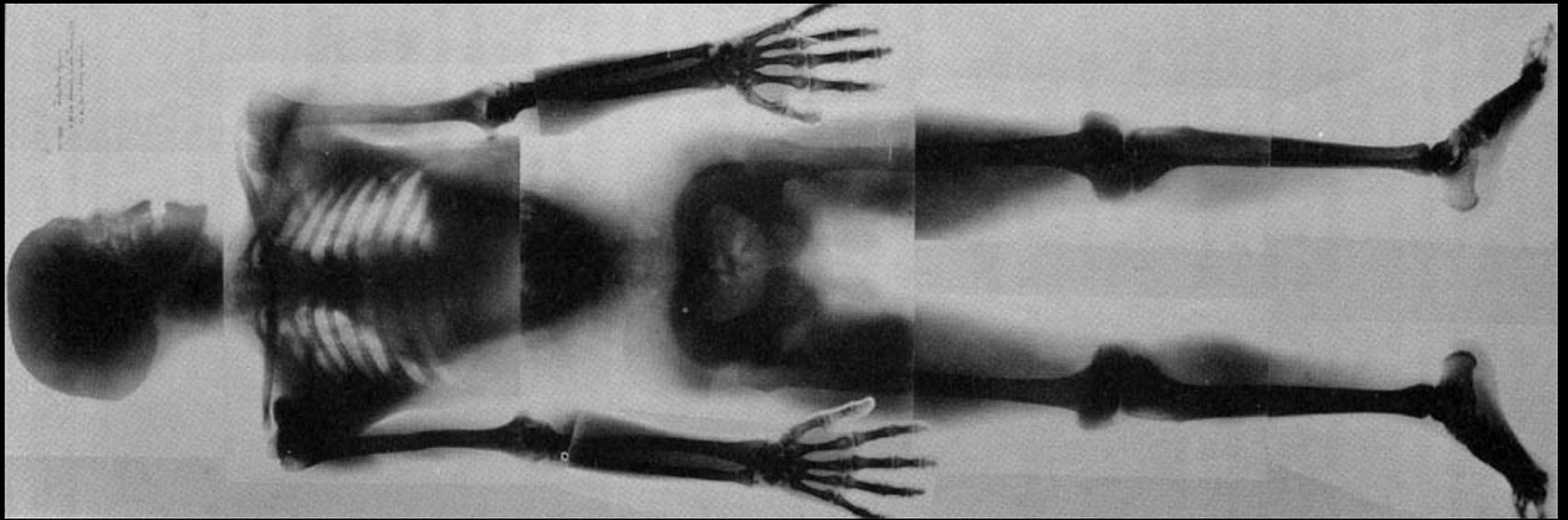


1896



1898

透視人體 (屍體)



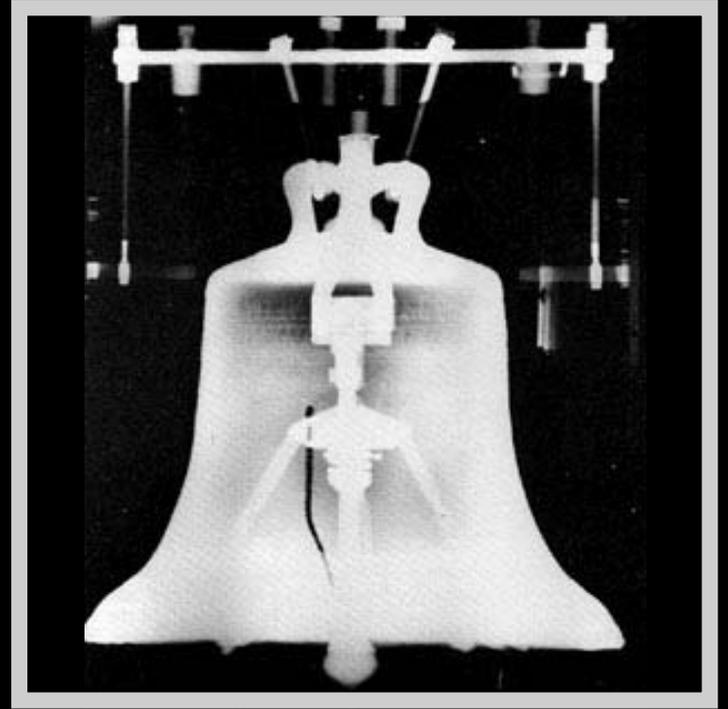
1896 (5 min/film)

早期的放射治療 (X ray)



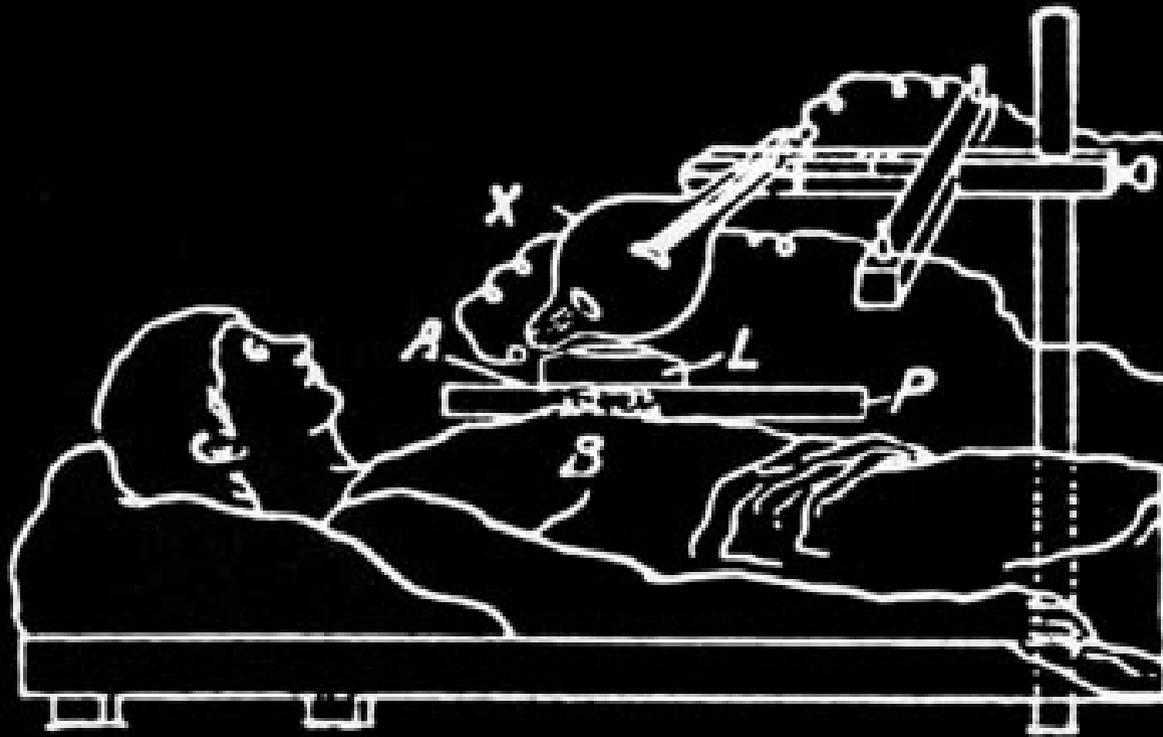
潰瘍組織 (1899)

工業用途例



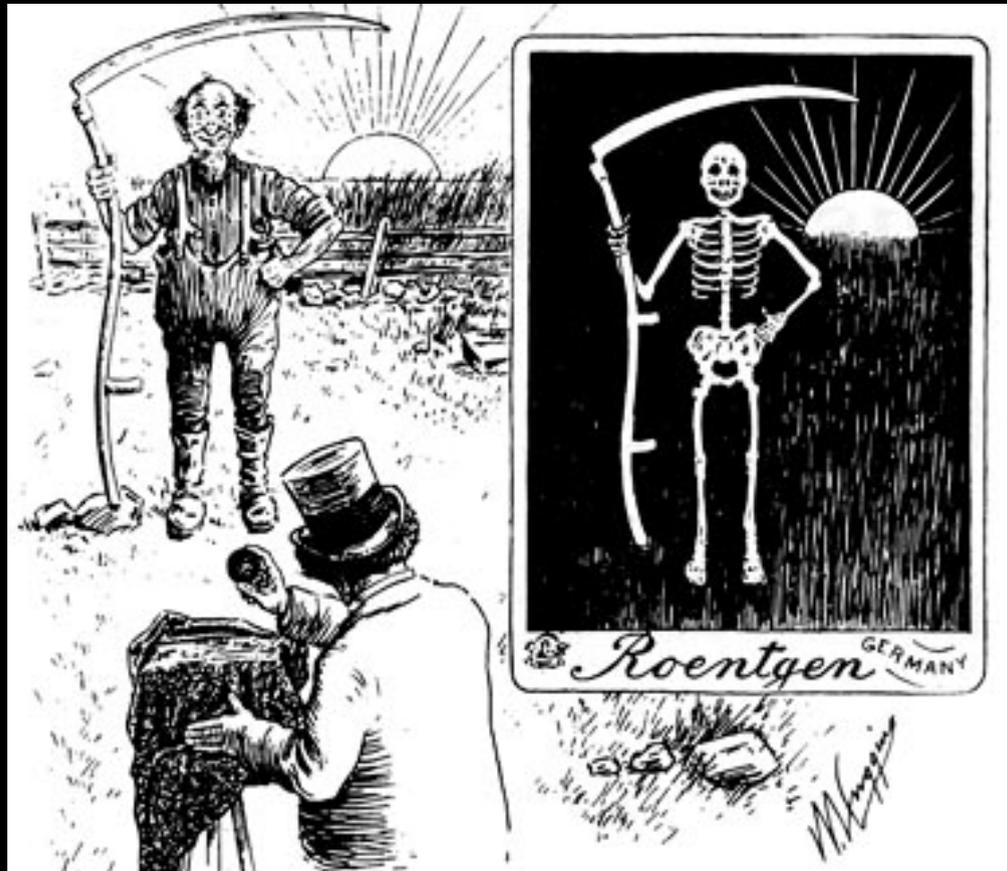
自由鐘 (費城)

早期的 X 光儀器專利



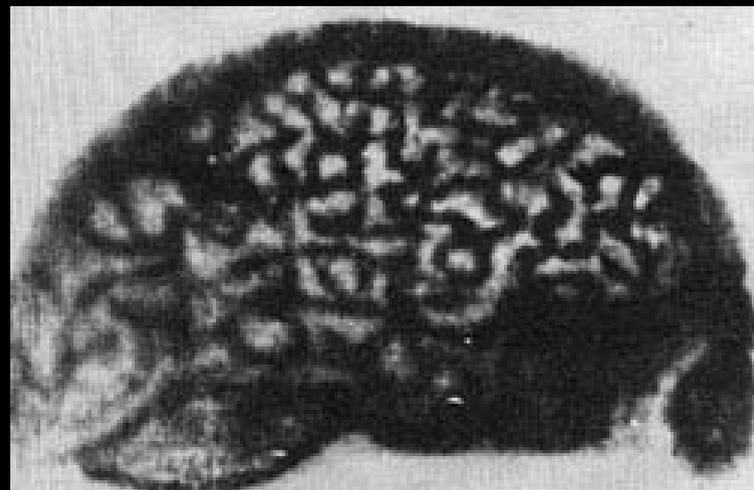
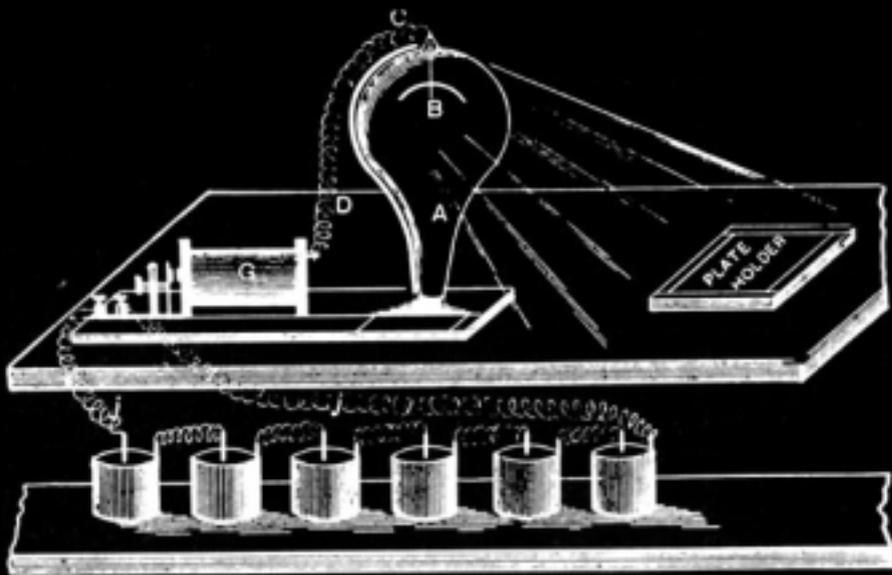
Charles Johnson (1900)

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



穿透頭骨獲得腦組織影像 ??

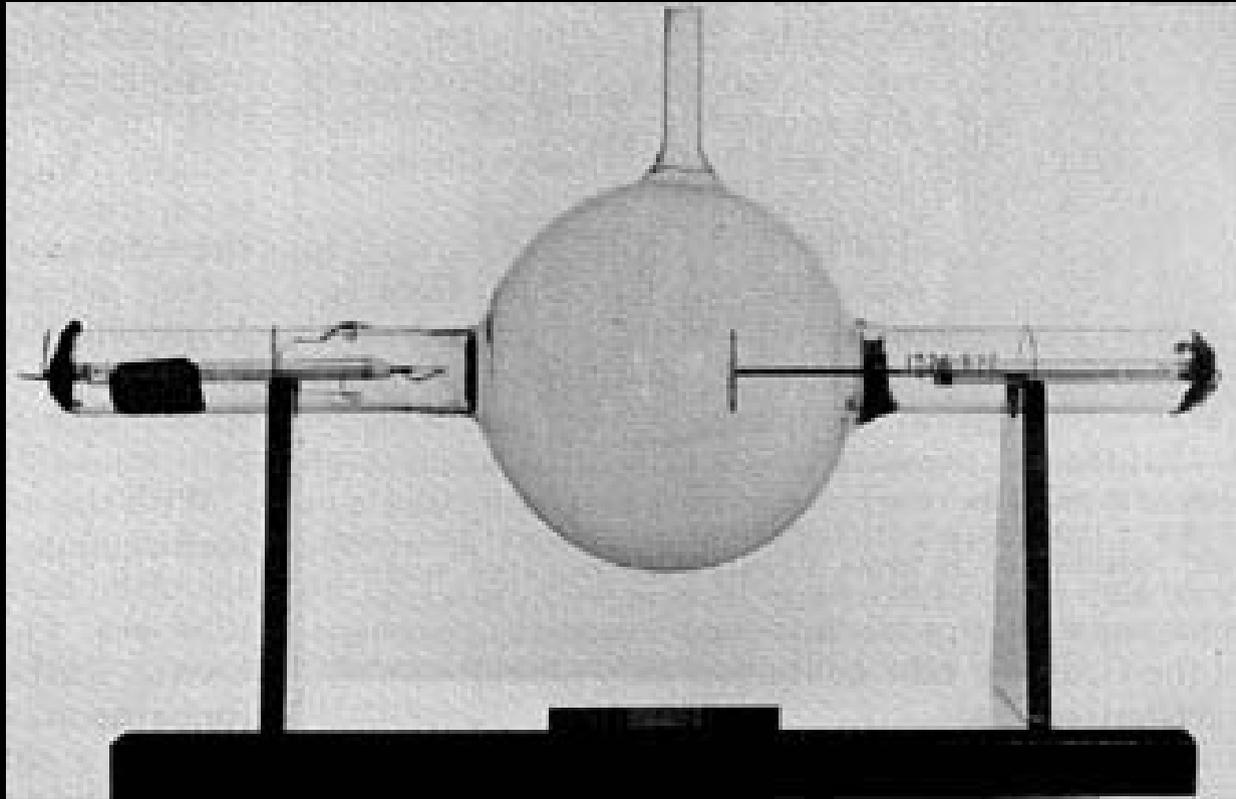
回頭：如何產生 X 光？

- 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
- 沒有人規定一定要游離氣體
 - **Hot cathode tube**

X 光儀器的進展

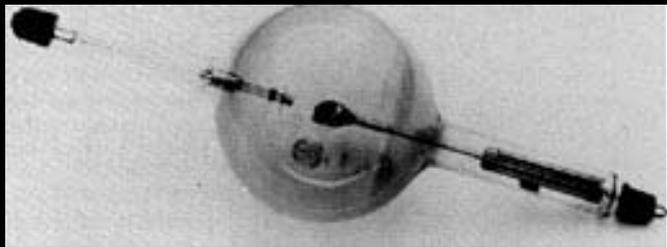
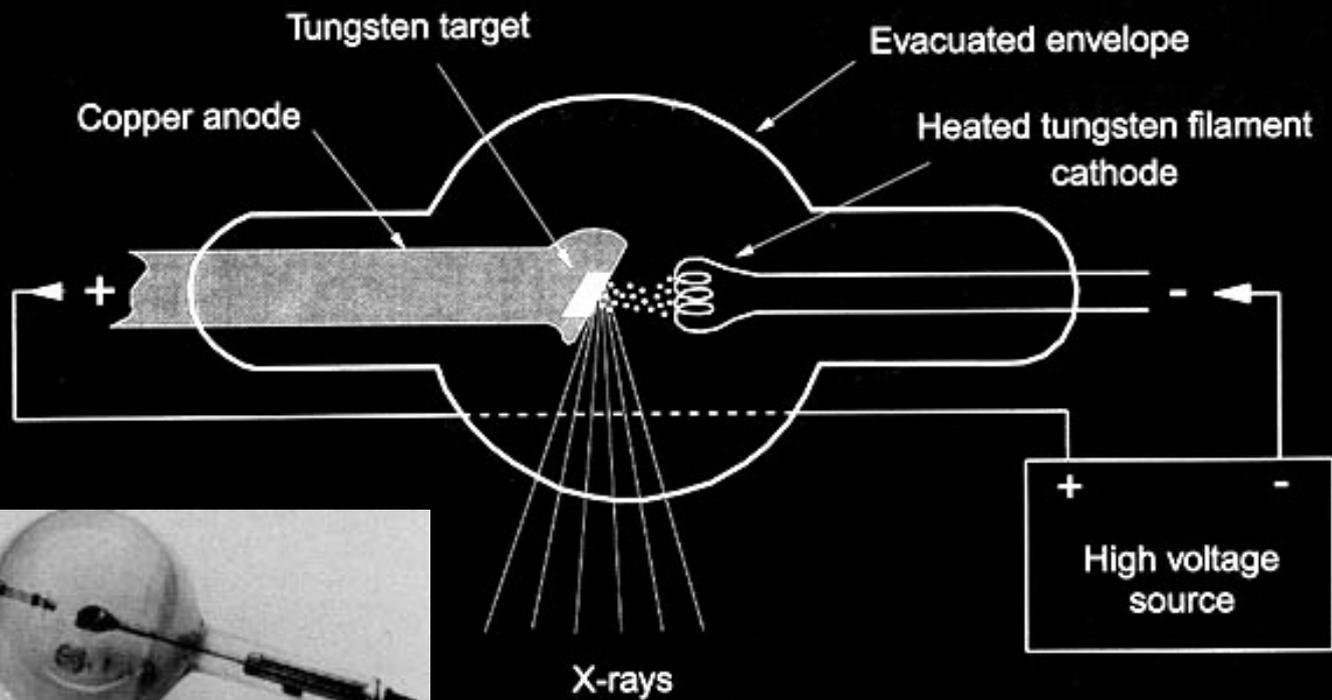
- **Richardson (1902) : Thermoionic emission at $\sim 2300^{\circ}\text{C}$**
- 已可製作 100 倍高倍真空管
- **Collidge WD (1913) : 熱陰極管**
- 仍舊是今日臨床儀器所採用的架構

Hot Cathode X-ray Tube



Collidge (Generic Electric 1913)

Hot Cathode X-ray Tube 原理

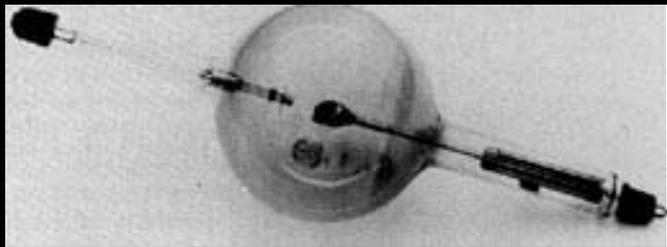
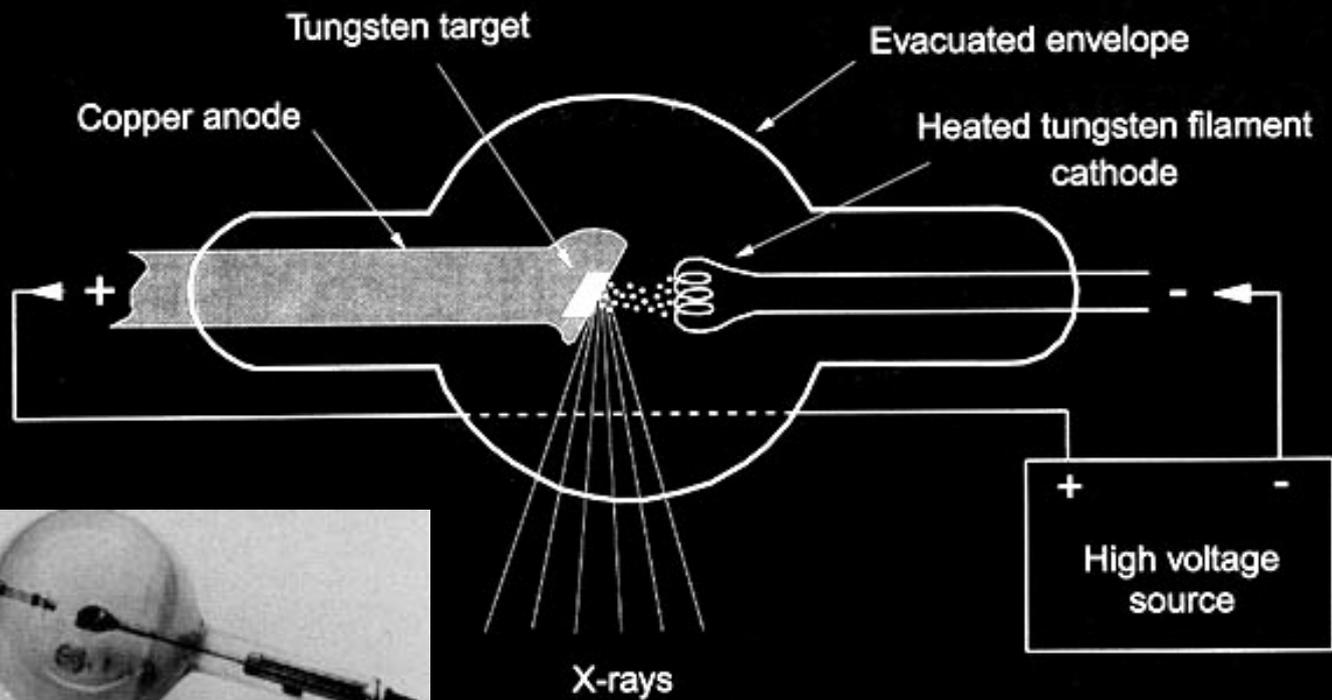


至今仍是普遍採用的結構

Hot cathode tube 特性

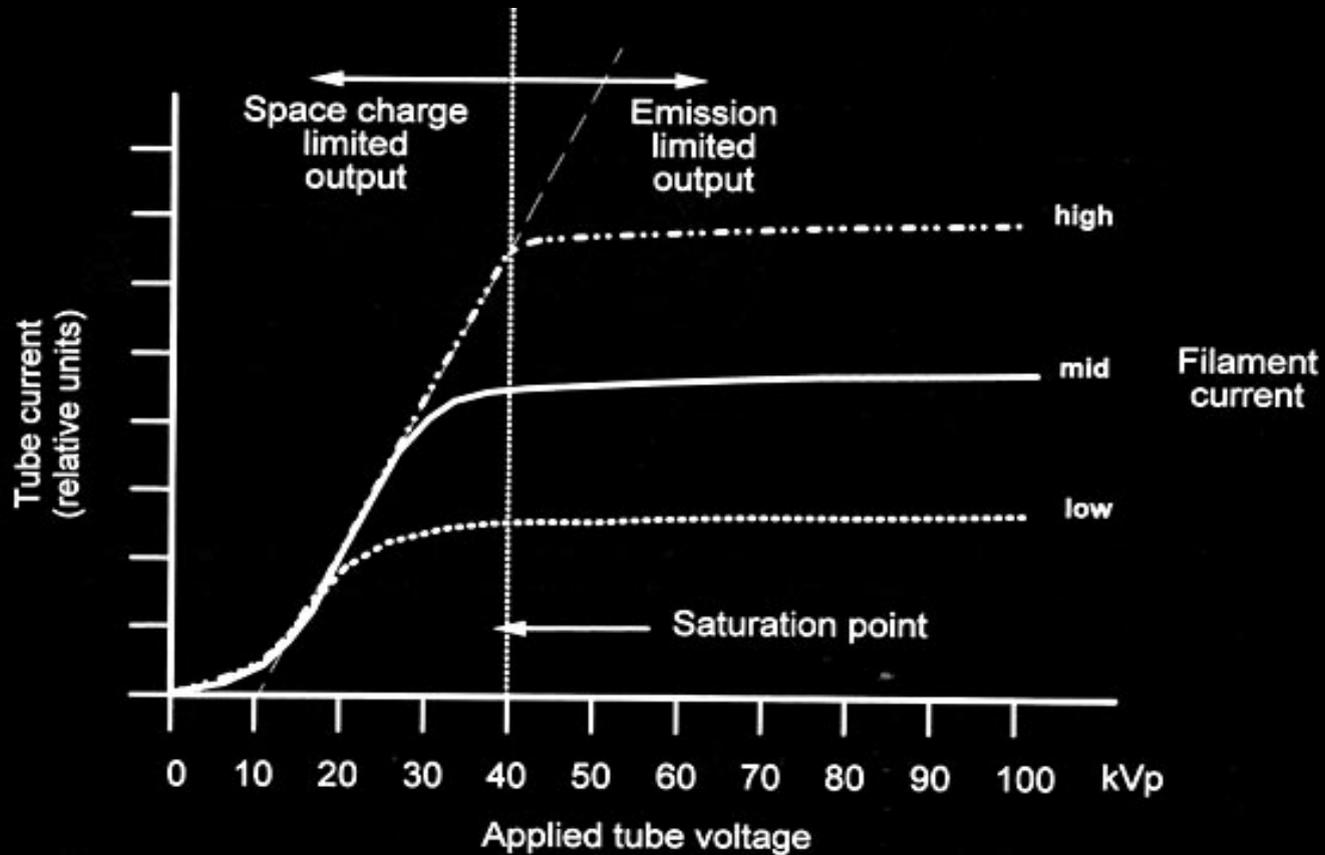
- 陰陽極之間電位差增加，電子束電流立刻達到最大值，不再更動
- 陰極溫度增加，熱電子釋出亦增加
- X 光能量與強度的獨立控制

Hot Cathode X-ray Tube 原理



至今仍是普遍採用的結構

X 光能量與強度的獨立控制



Saturation current (理由待敘)

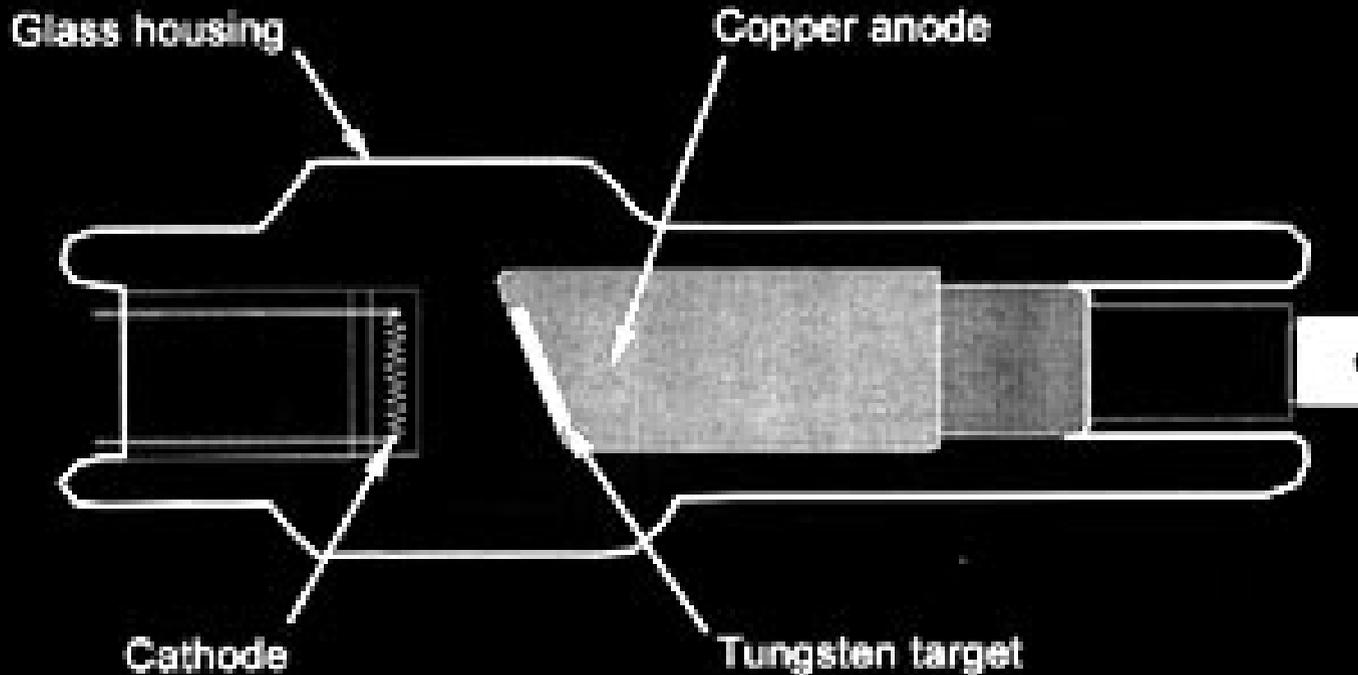
即使如此還不夠

- 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

進一步改進 X 光管

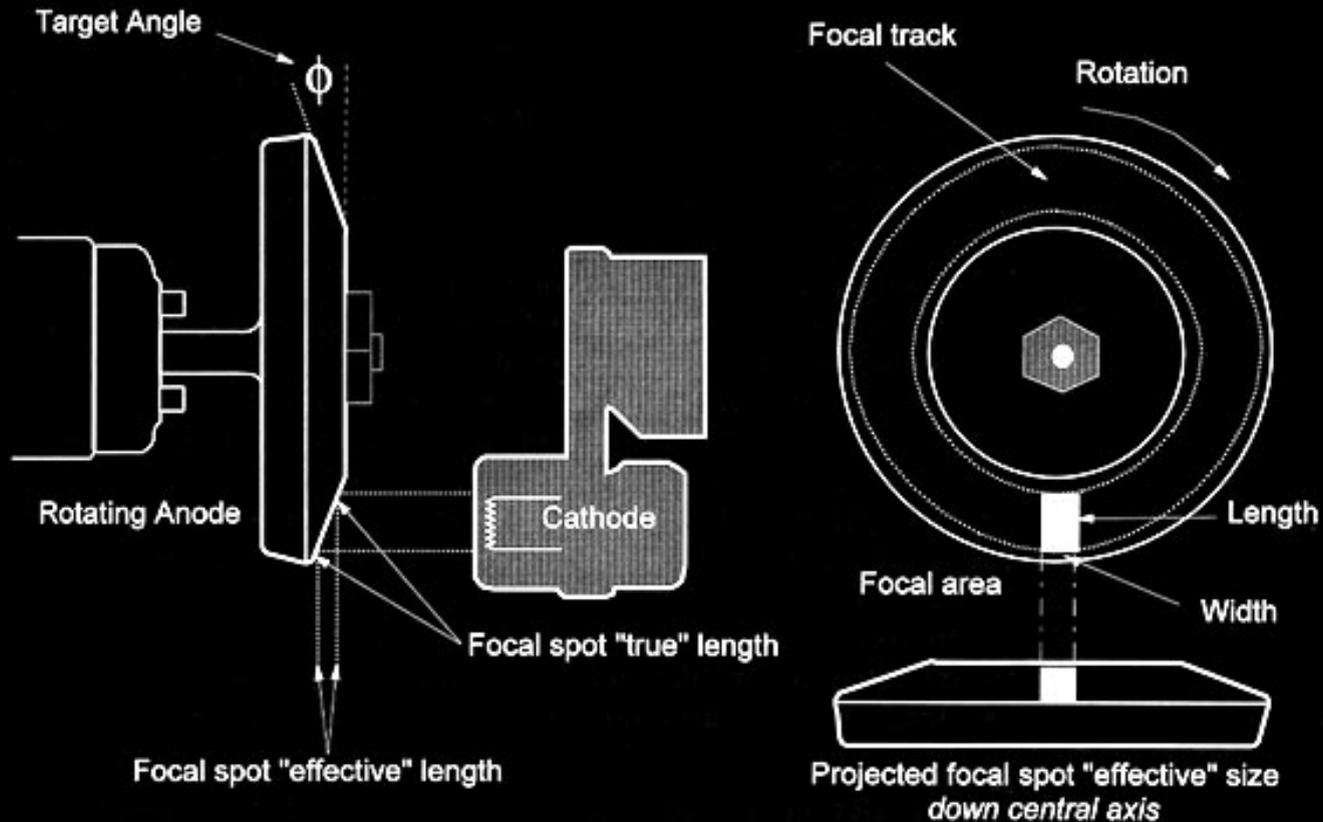
- 銅質 mounting 散熱
- 旋轉式撞擊靶
- 陽極角度 (anode angle)
 - **Effective focal spot size**

銅質導熱與 Anode angle



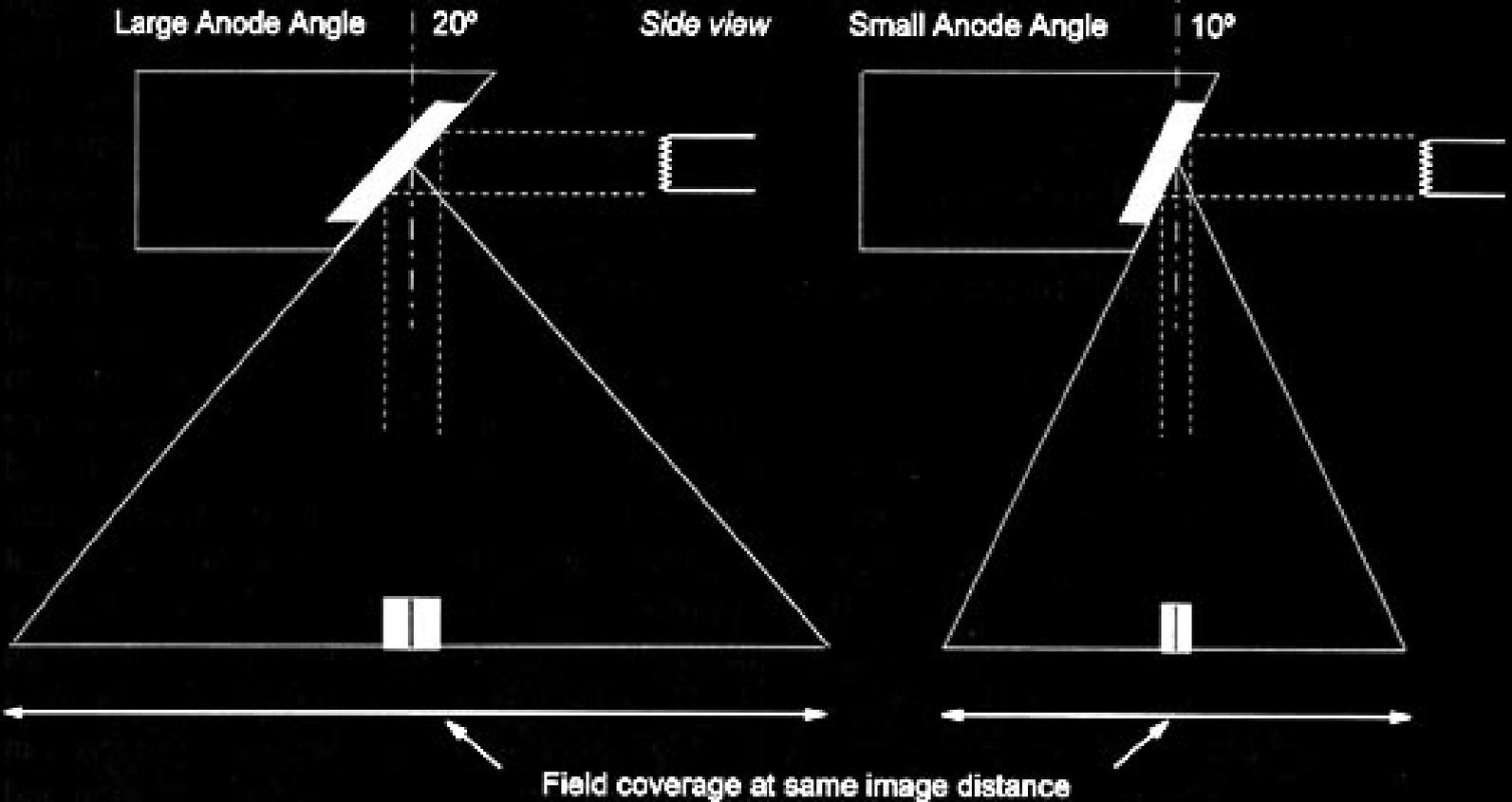
今日的固定靶 X 光管結構

旋轉撞擊靶的結構



較為昂貴

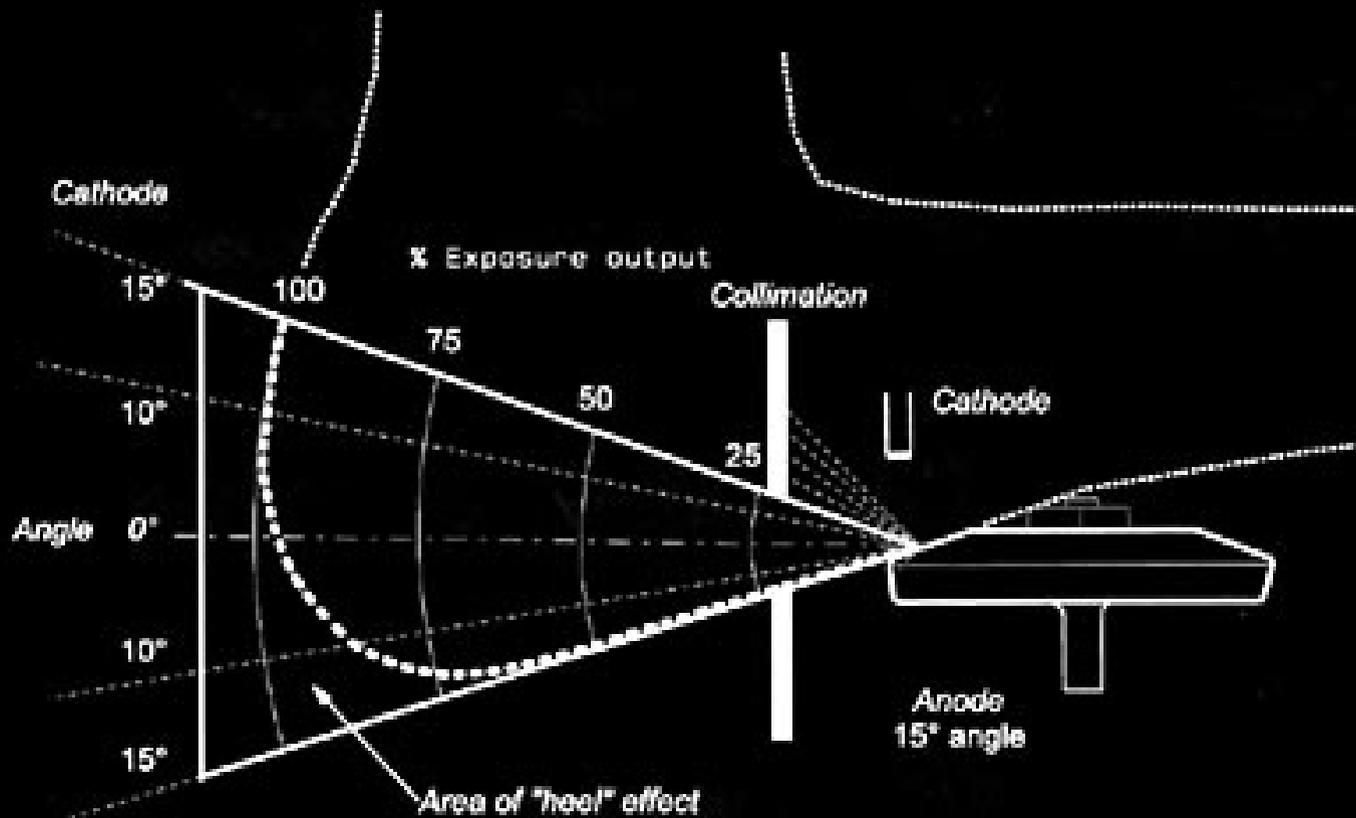
Anode Angle & Effective Focal Spot



大角度：視野寬

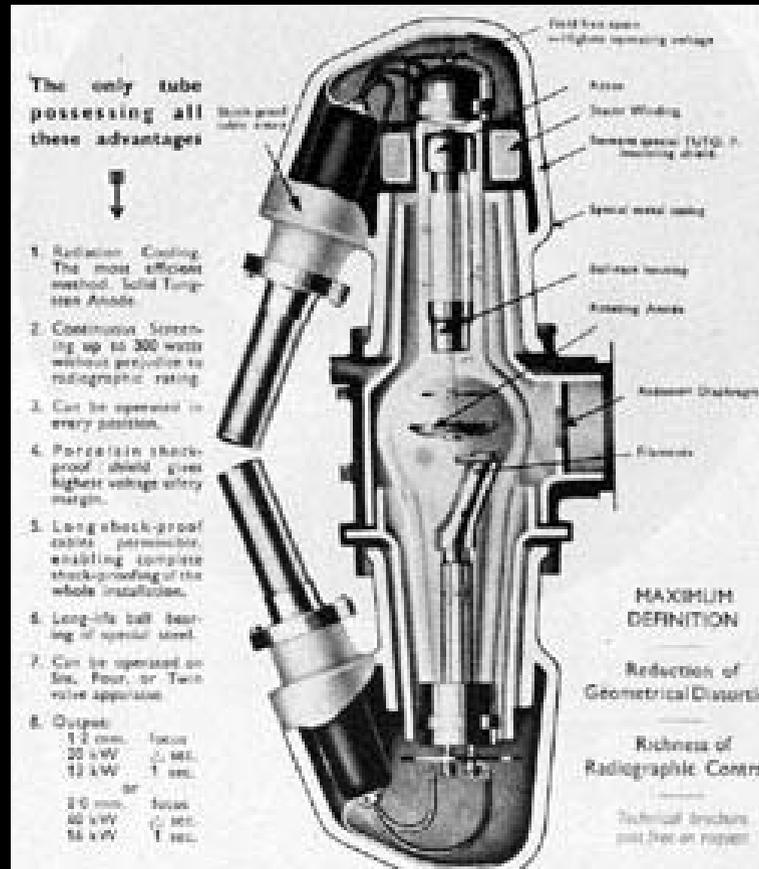
小角度：高度聚焦

Heel Effect (腳跟效應)



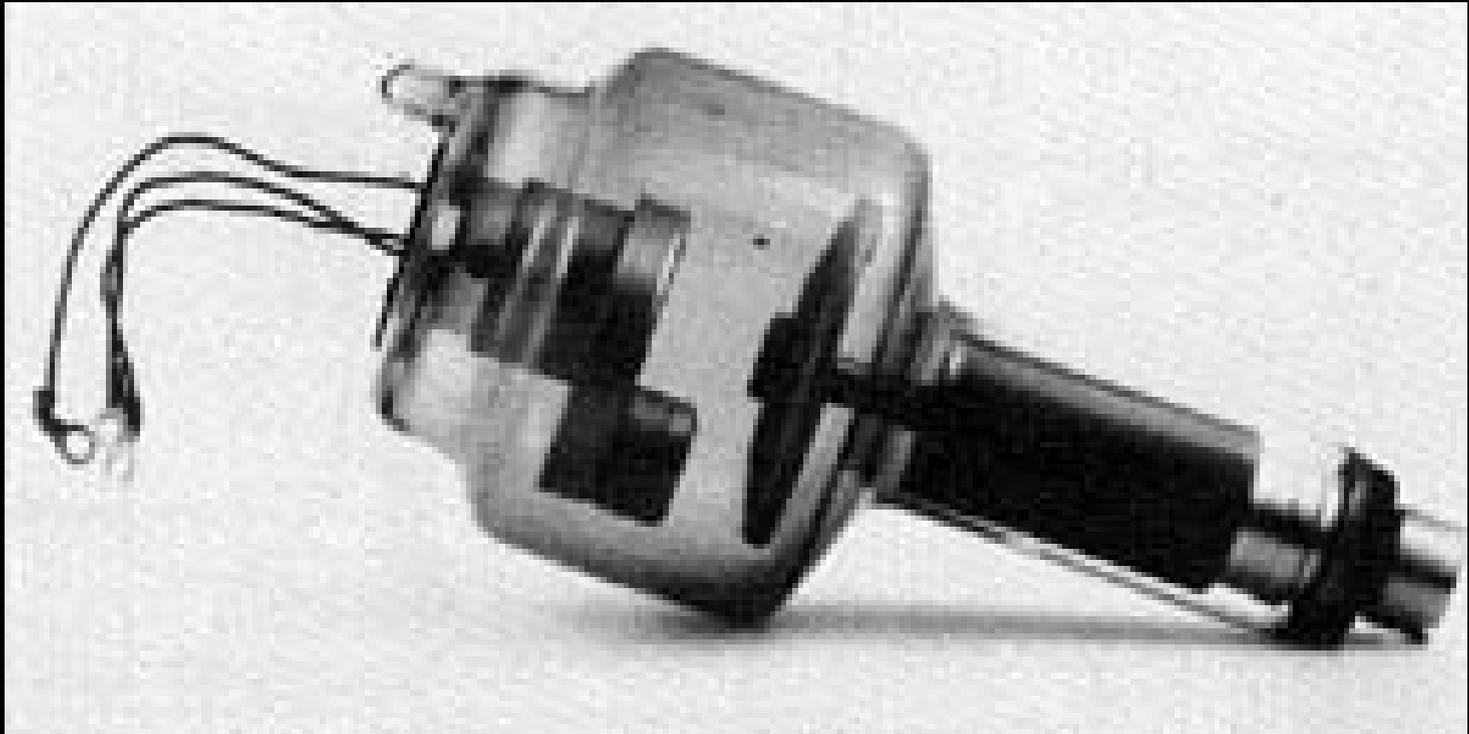
Loss of some X-ray

旋轉撞擊靶的 X 光管



Siemens Medical System (1936)

今日常見的 X 光管

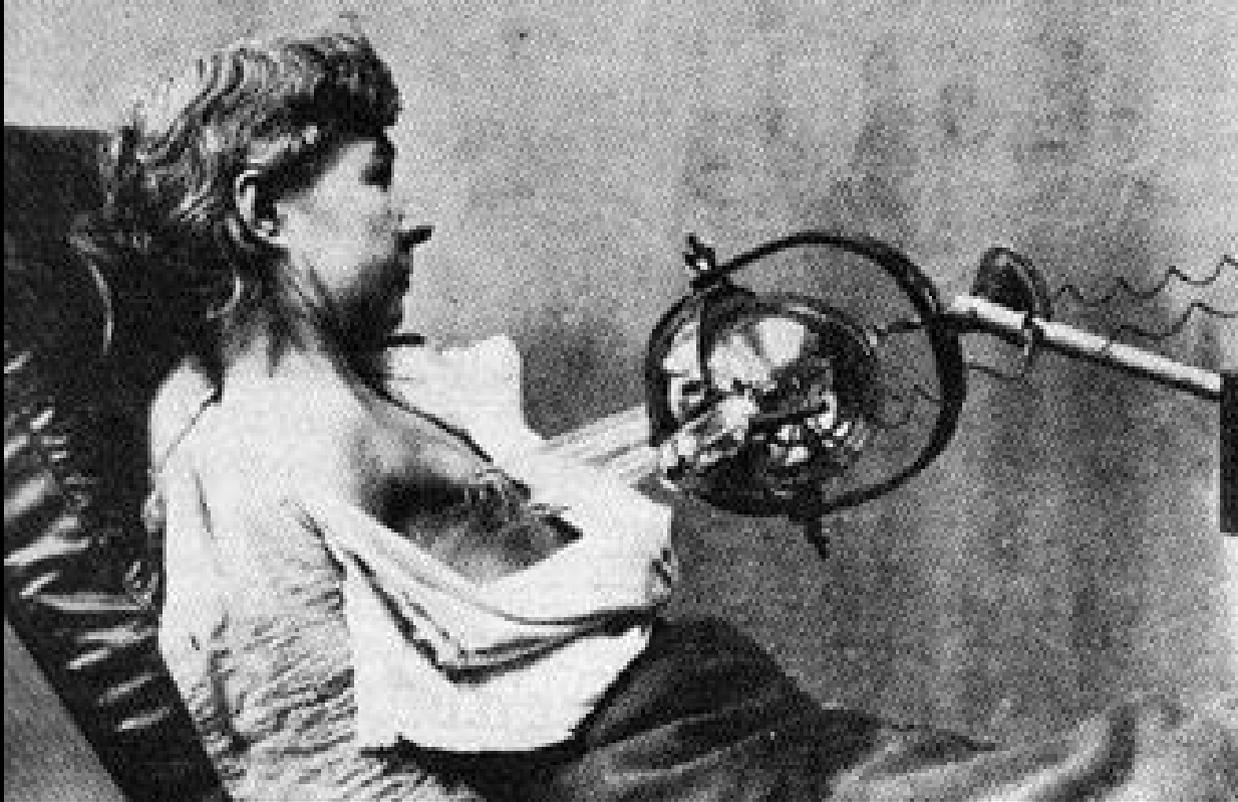


Philips Medical System (1989)

其他進一步改進

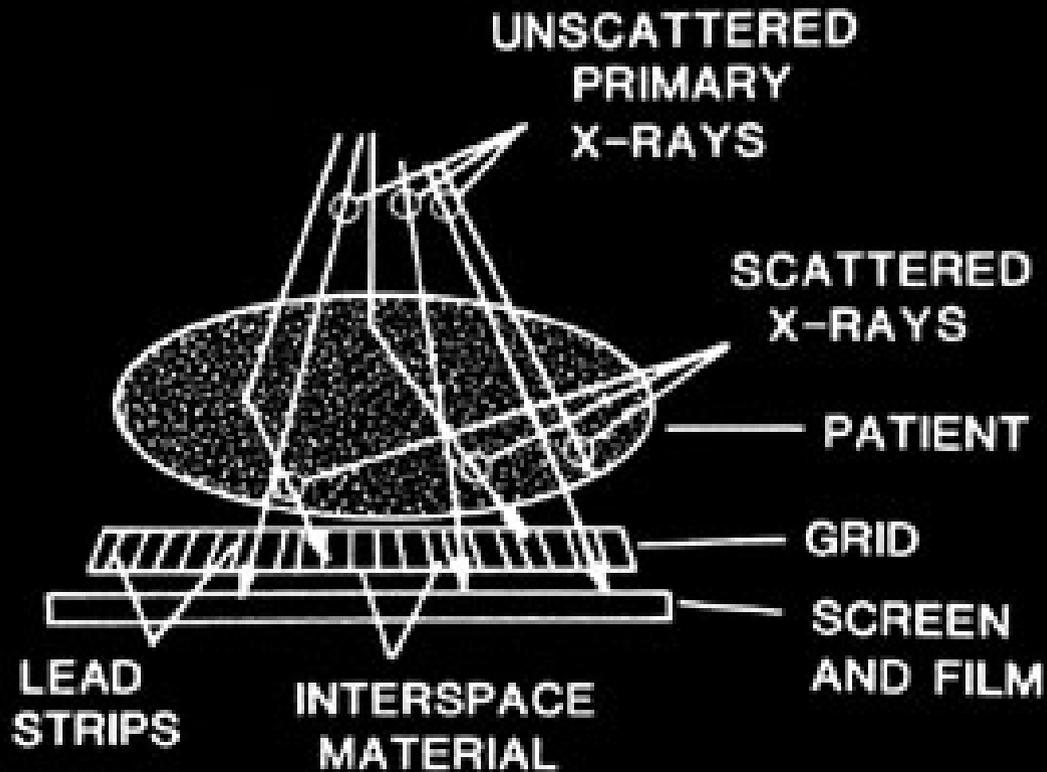
- 鋁金屬 **filtering**
 - 過低能量的 X 光很少到達偵測端
 - 只會增加病人輻射劑量 (待敘)
- 準直儀 (**collimator**) 減低散射

什麼是「準直」 (Collimation) ?



1903 (不過如果不是鉛玻璃就沒用了)

Collimation 原理



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 光的能量與強度

- 能量 (kVp) 決定影像對比
 - 牽涉到 X 光與物質的作用
 - 光電效應與康普吞散射
- 強度 (mAs) 決定影像亮度與劑量

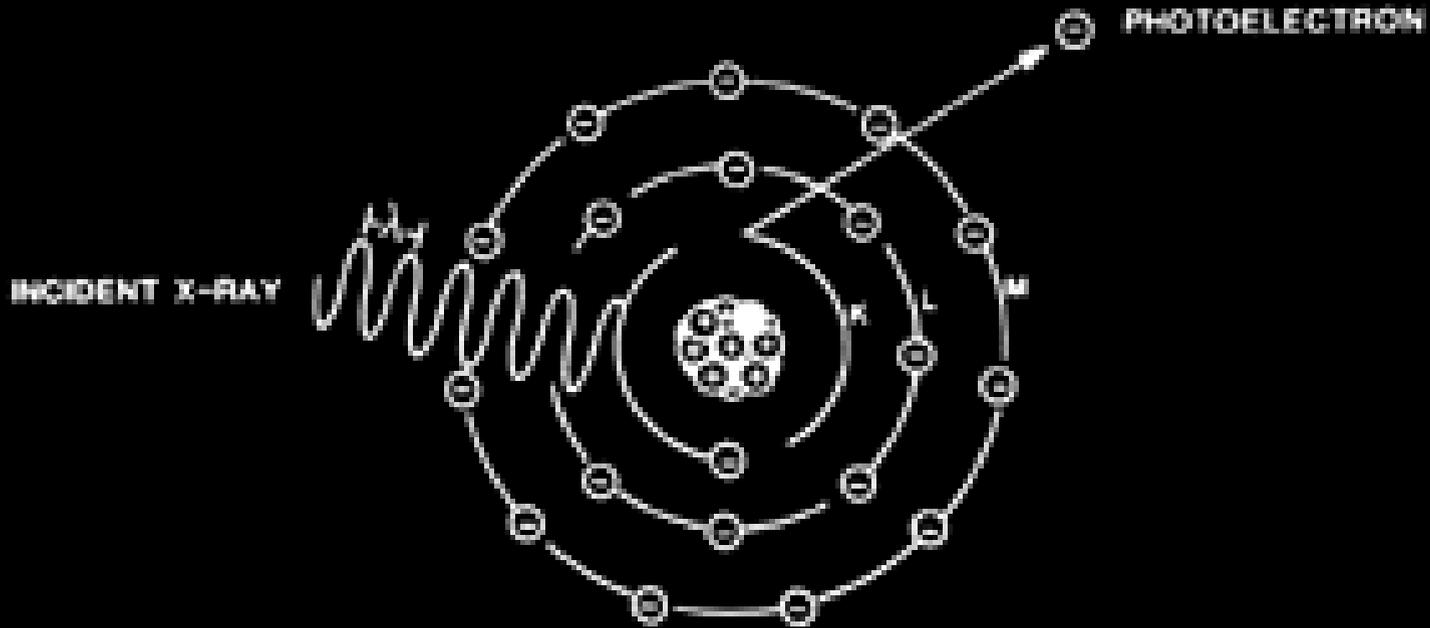
X 光與物質的作用

- 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，對比較高

Photoelectric absorption

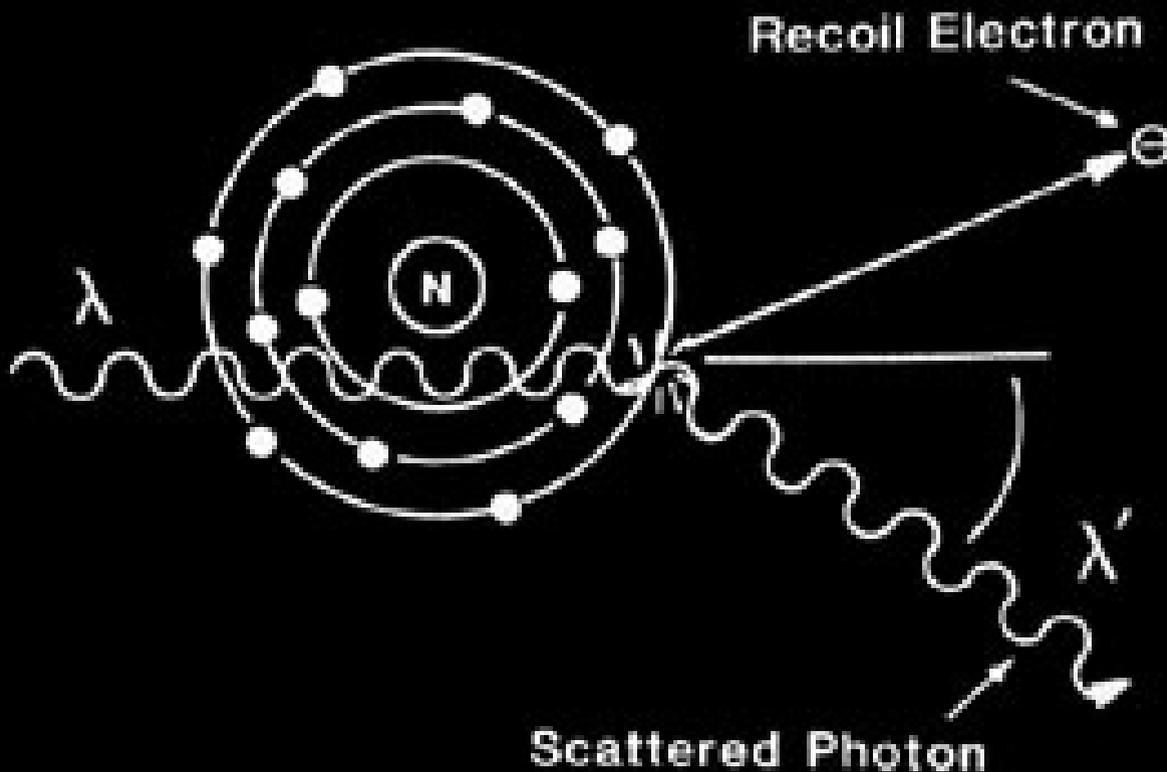


對骨骼等影像尤其重要

Compton 散射

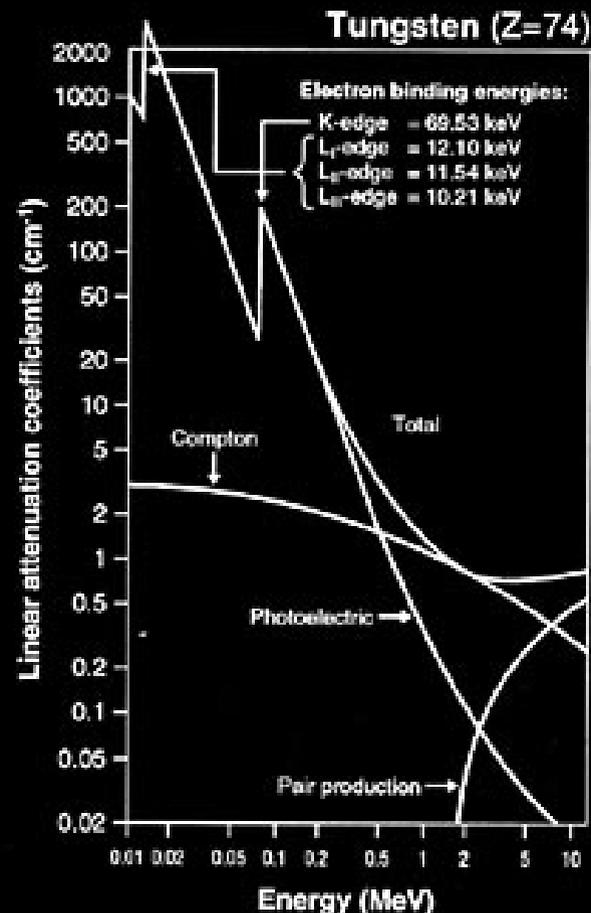
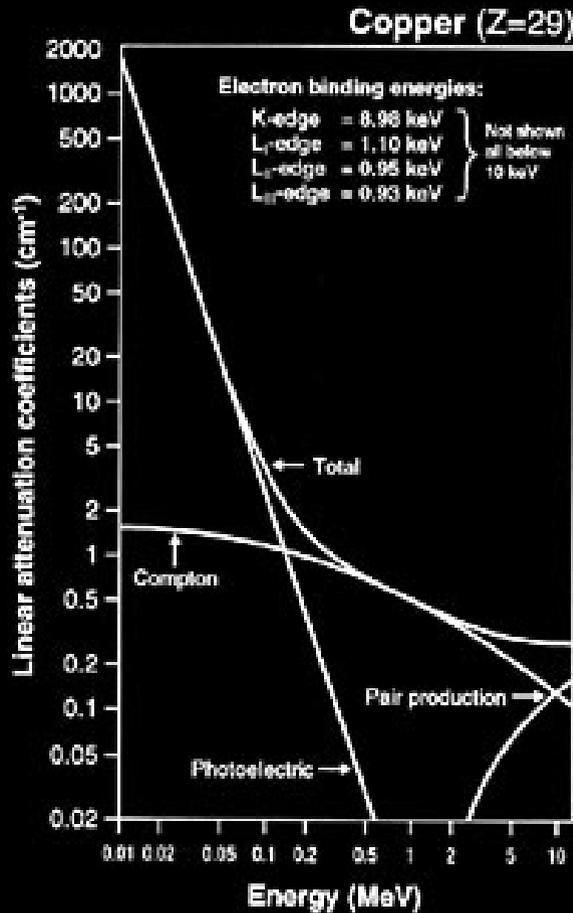
- X 光能量部分轉移至外層，產生正離子、電子、與長波長輻射
- 主要發生於較高能量 X 光
- 因產生散射 X 光，對比較低

Compton 散射



對肺部胸腔組織等尤其重要

診斷用 X 光與物質的主要反應方式



低能量：光電效應

高能量：康普吞散射

影像比較：kVp



60 kVp

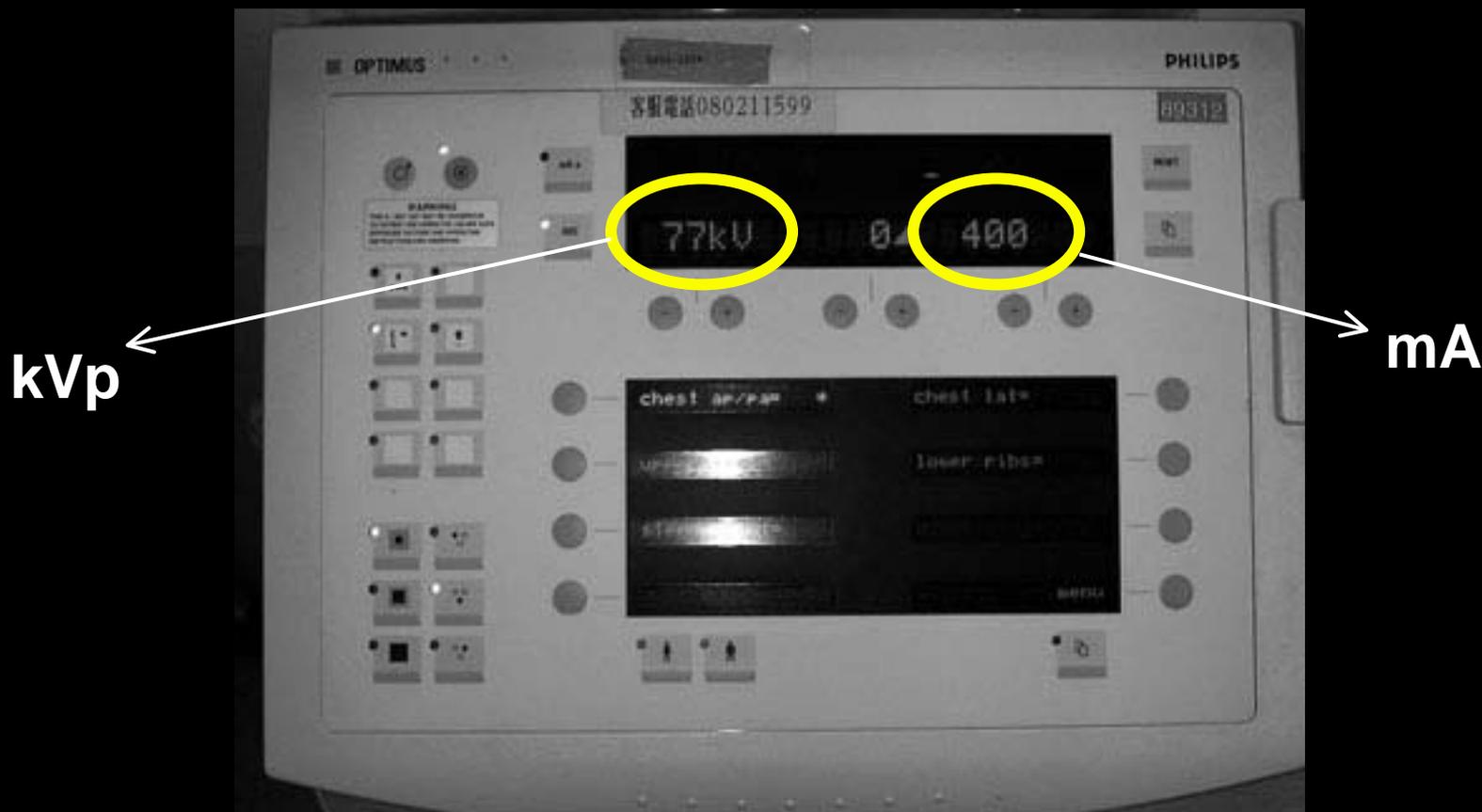


120 kVp

X 光的能量與強度

- 能量 (kVp) 決定影像對比
- 強度 (mAs) 決定影像亮度與劑量
- 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



典型的 X 光影像

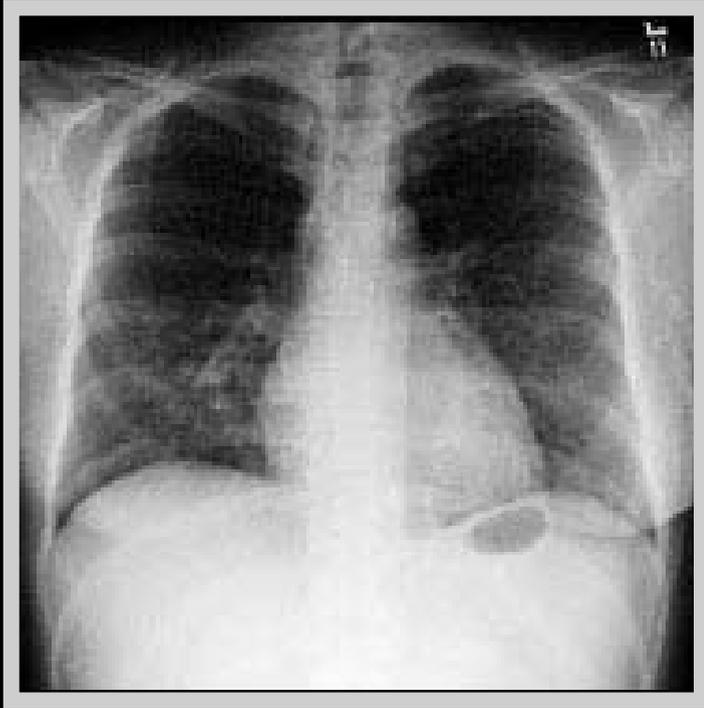


頭顱 (頭骨)

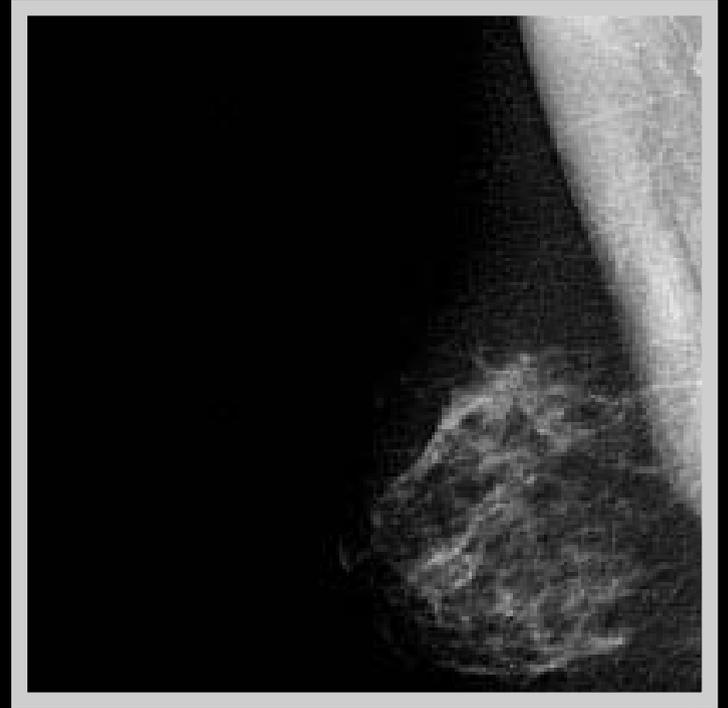


人工植入物

典型的 X 光影像



胸部 X 光



乳房攝影

其他 X 光診斷技術的發展

- **Mammography**
- **Fluoroscopy**
- **Angiography**
- **Tomography**

X 光相關技術： 乳房攝影 (Mammo)

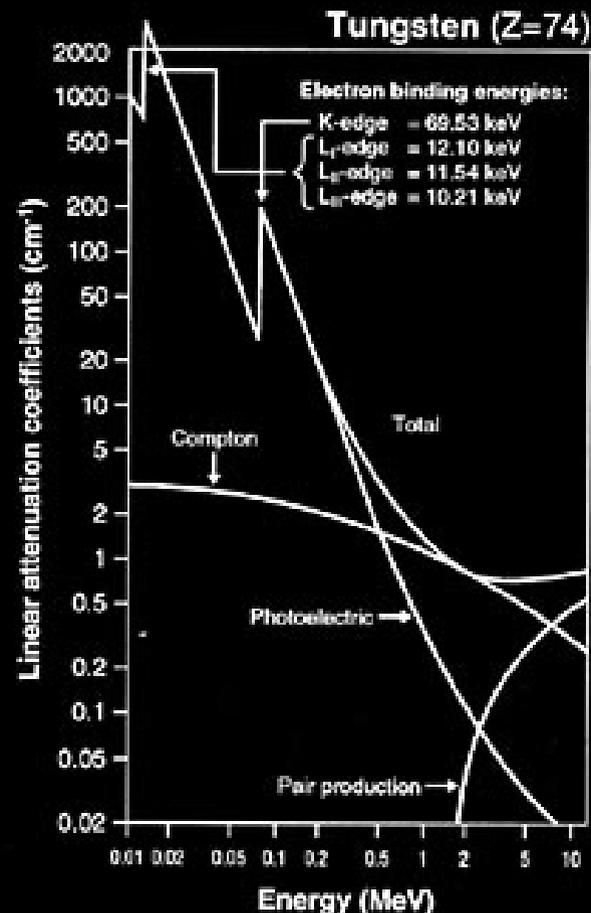
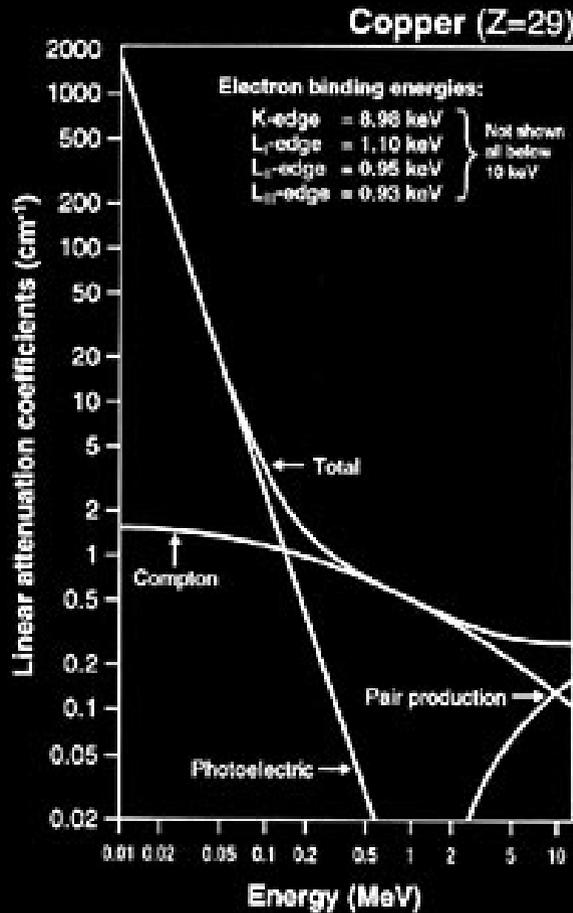
鍾孝文 副教授

台大電機系 三軍總醫院放射線部

Mammography

- 只是把 X 光拿來做乳房攝影而已
 - 軟組織 (脂肪) + 微小鈣化組織
- kVp 愈高、影像對比愈低
- kVp 愈低、輻射劑量愈高

診斷用 X 光與物質的主要反應方式



低能量：光電效應

高能量：康普吞散射

Screening Mammography

- 輻射劑量最主要的考量原因
- 1/9 女性一生中可能發現乳癌
- 例行檢查引發的乳癌機率 > 例行檢查所偵測出可早期治療的乳癌 ??

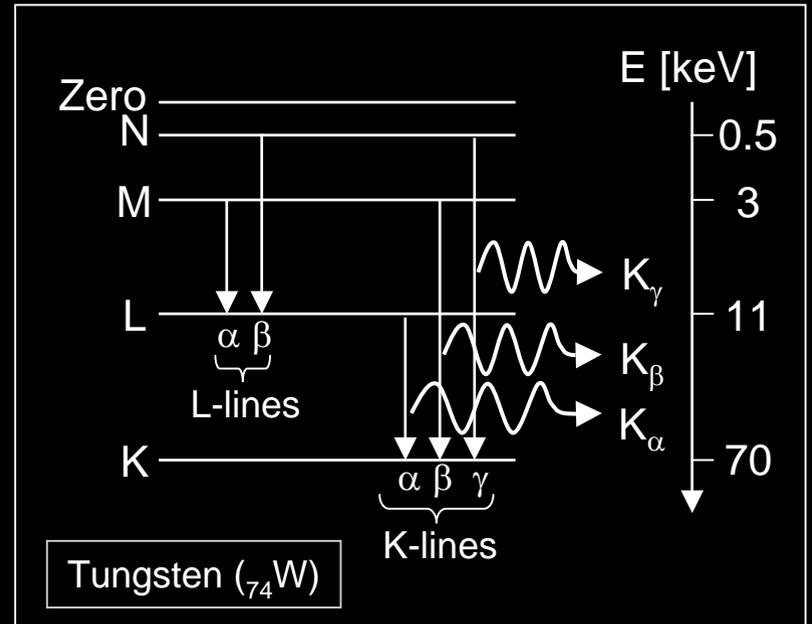
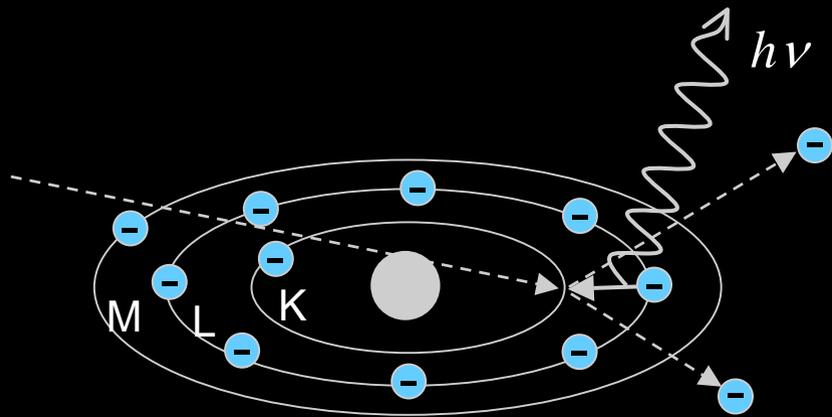
乳房攝影最佳 X 光源

- **Monoenergetic source**
 - **Characteristic X-ray**
- **17 ~ 25 kVp**
 - **Molybdenum (鉬) 作為撞擊靶**

什麼是特性輻射？

- 電子束撞擊金屬靶，剔除內層電子
- 外層電子被 **capture** 入內層
- 位能損失以輻射形式釋出
- 能階固定，頻譜呈現不連續現象

Characteristic Radiation

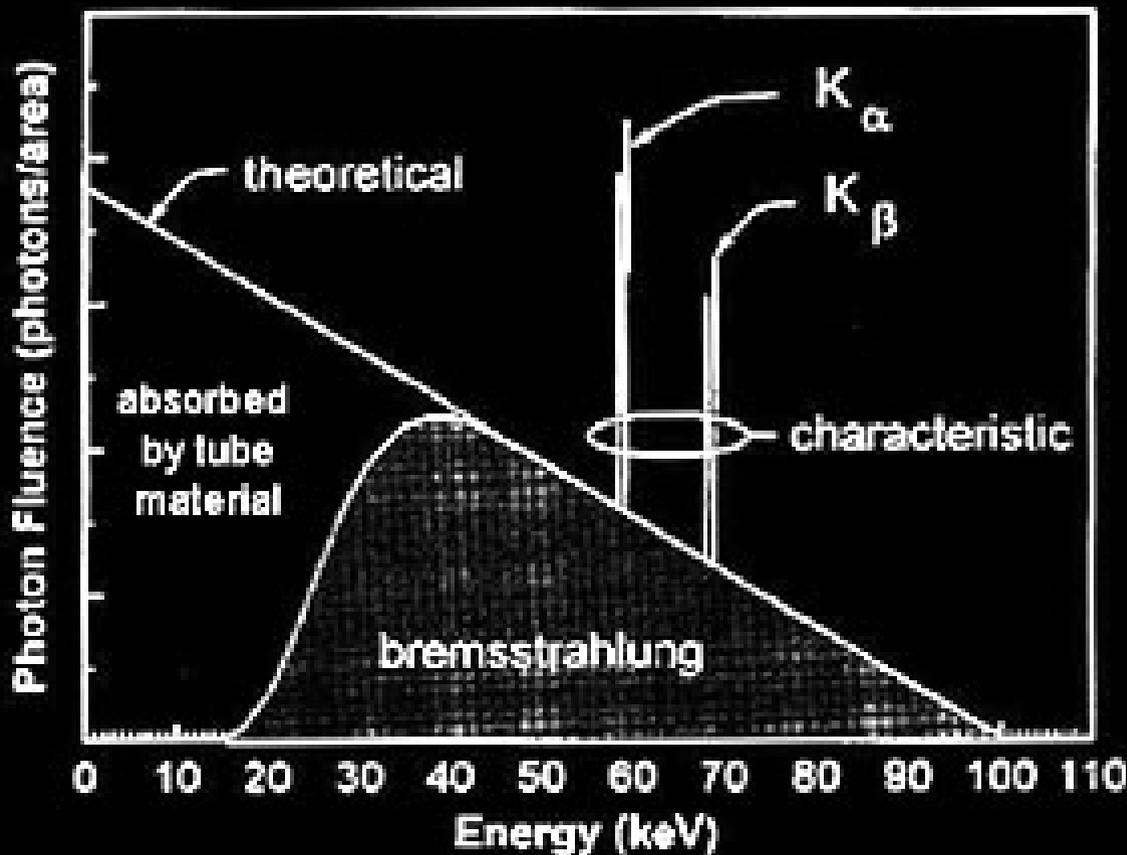


產生固定能量的 X 光

鉬原子的特性輻射

- $K_{\alpha 1}$: 17.48 KeV
 - $K_{\alpha 2}$: 17.37 KeV
 - $K_{\beta 1}$: 19.61 KeV
 - Rhodium (銻) 也是選擇之一
- } → 非常適合

特性輻射加煞車效應的 X 光頻譜

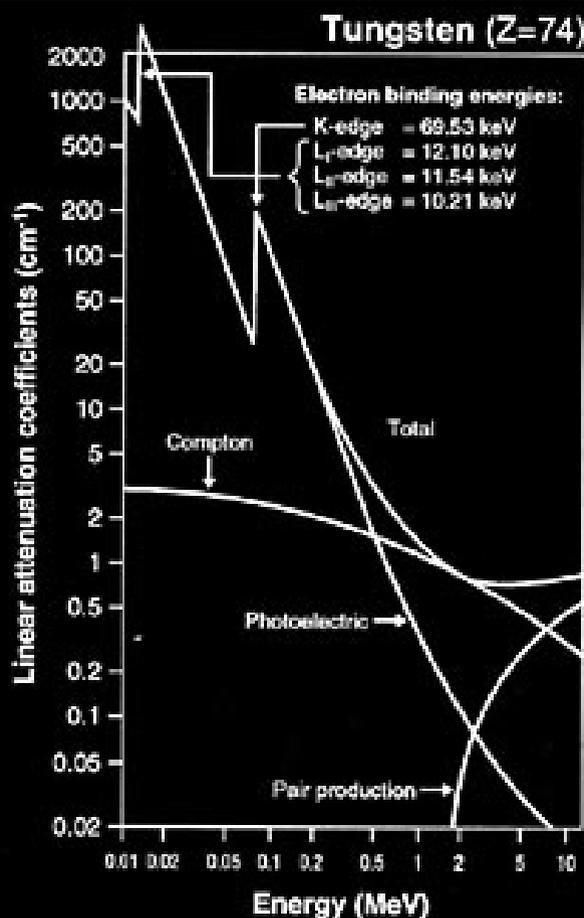
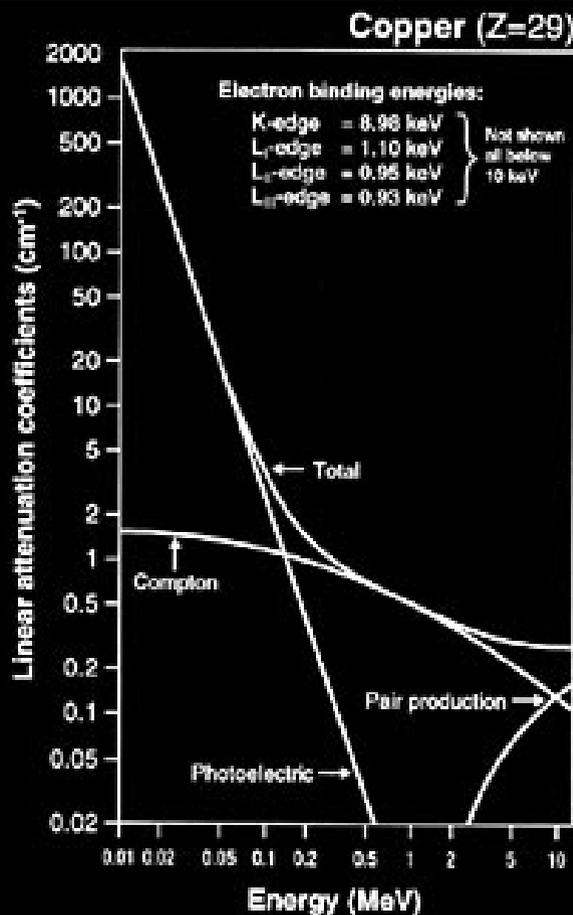


其他能量的 X 光不想要，如何去除？

K-edge Absorption

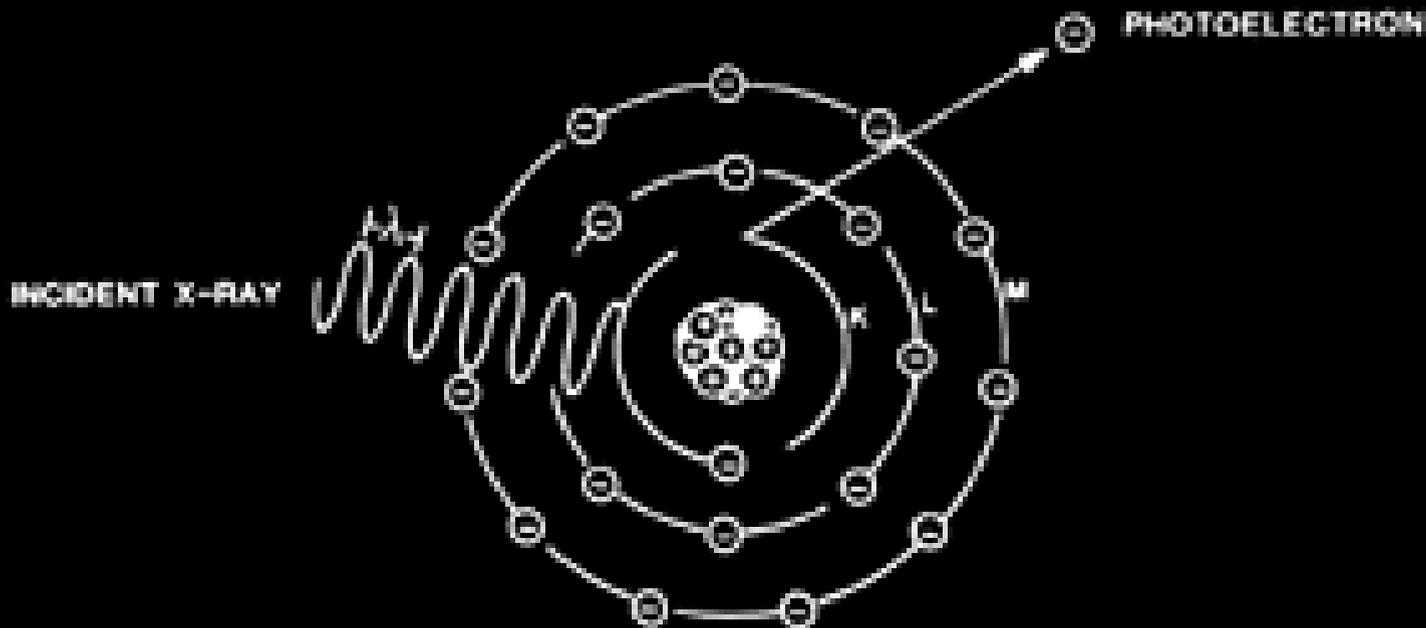
- X 光射入物質的反應：
- 大致上，能量愈高穿透愈多
 - 除非進入 **Compton** 散射區
- 光電效應導致不連續吸收譜

X 光衰減係數頻譜



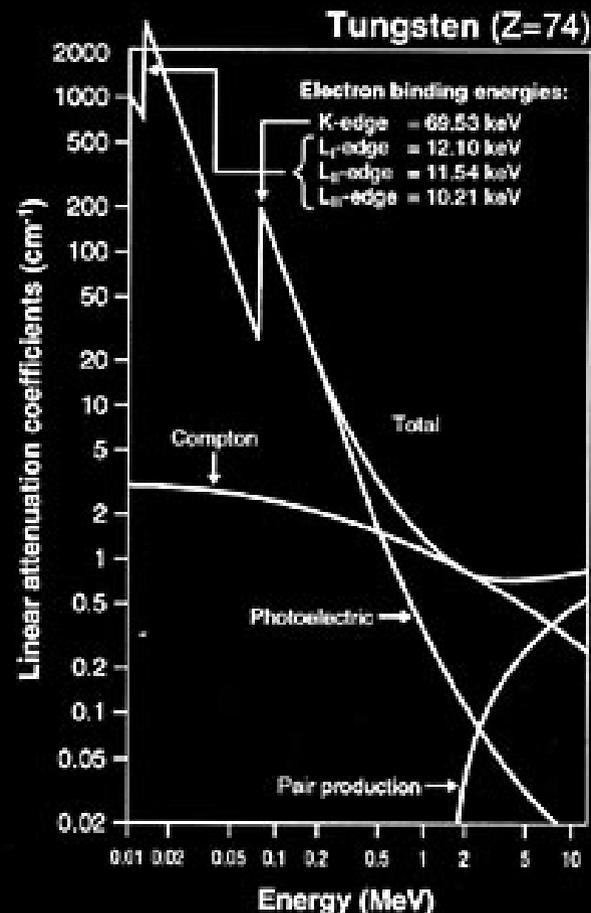
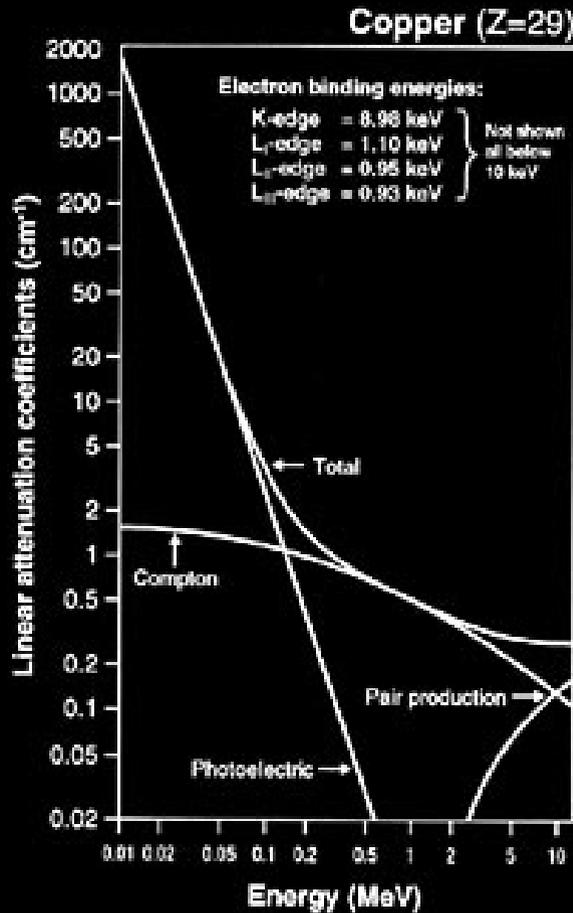
大致上隨能量增高而降低 (穿透多)

再回憶光電效應



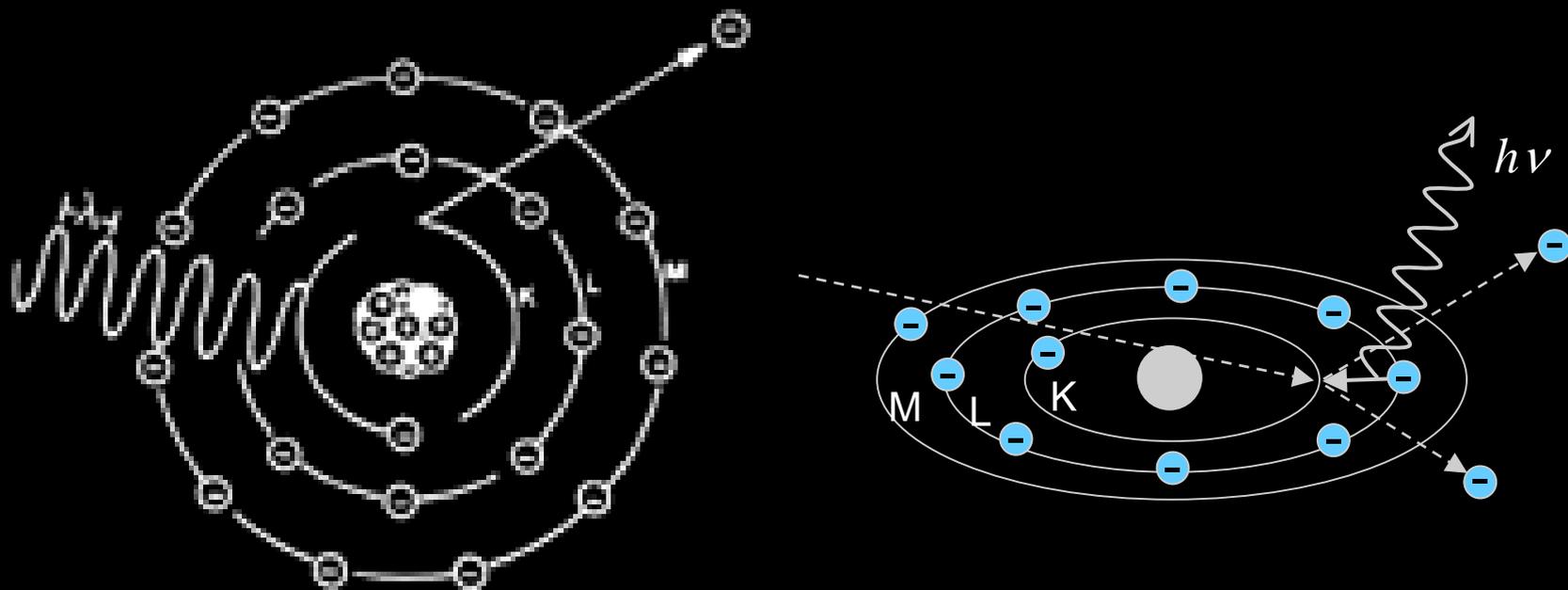
超過 **binding energy** 可產生光電效應

X 光衰減係數頻譜



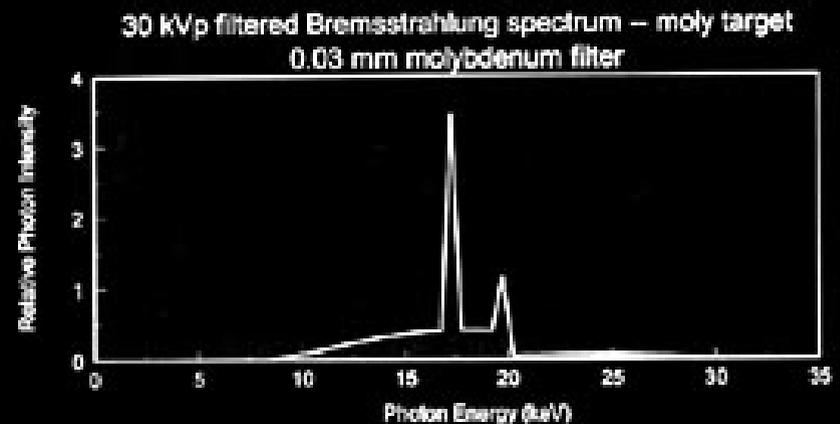
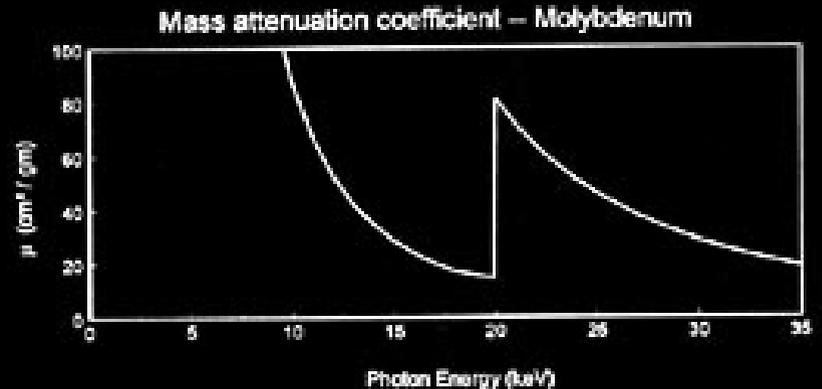
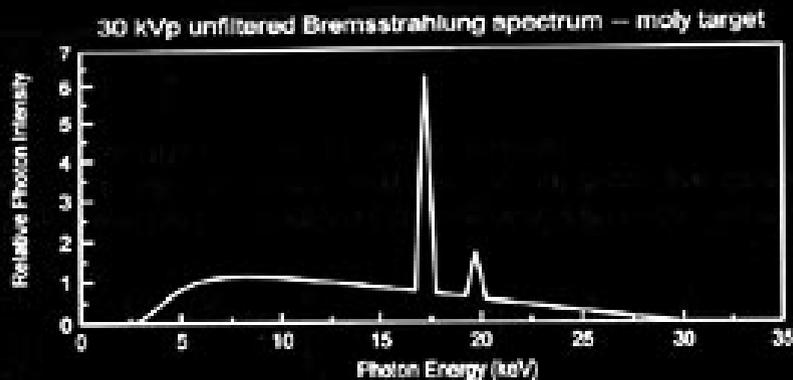
實際上形成不連續頻譜

光電效應 與 特性輻射



K-edge 能量 略高於 特性輻射能量

利用 K-edge Absorption 做 Filtering



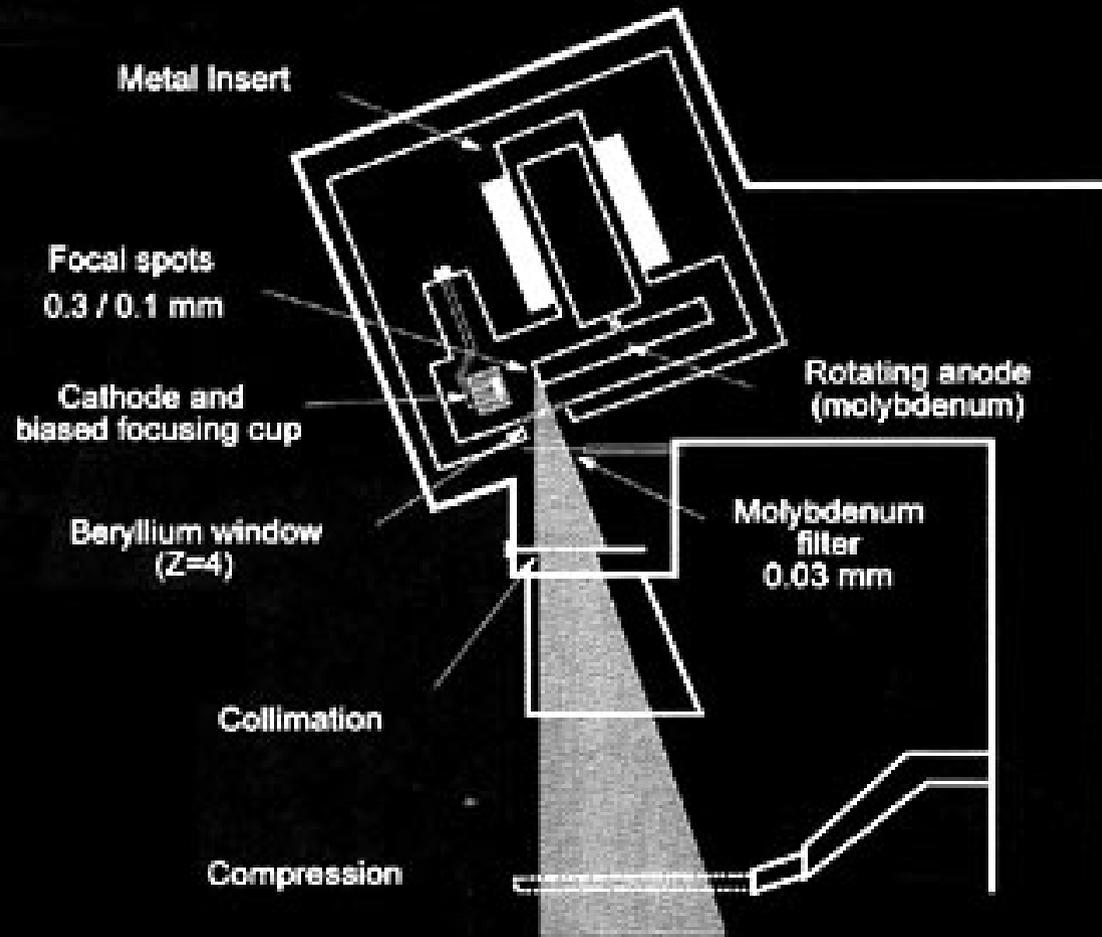
K-edge Filtering

- 利用金屬靶物質本身的 **K-edge** 吸收特性，直接用同一種物質做濾器
- **Filter** 之後大多數只剩下特性輻射
- 正好適合作 **mammography**

再配合 Compression

- 使器官成均勻厚度
 - 痛 ... &@%\$!# ...
- **Viewing** 方向由上至下
- 穿透影像更顯客觀

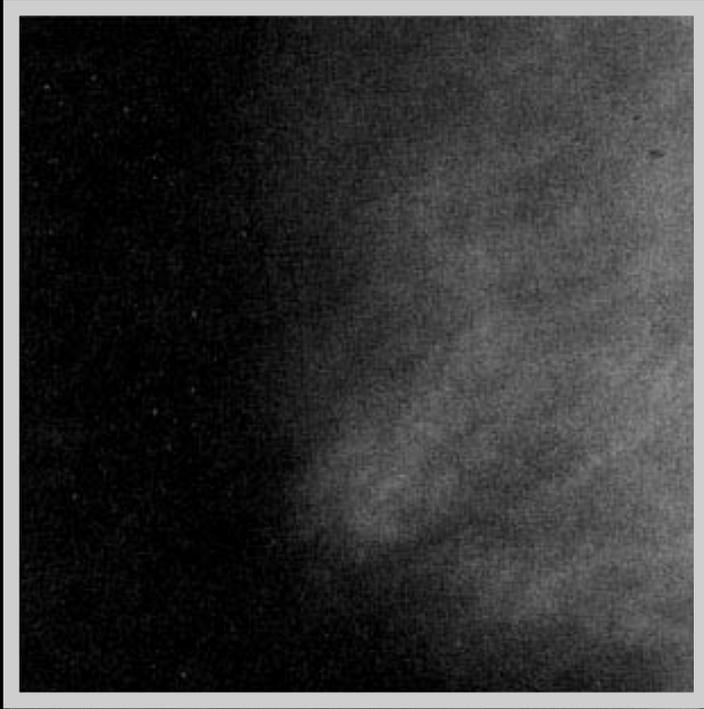
現在常見的 Mammo 儀器結構



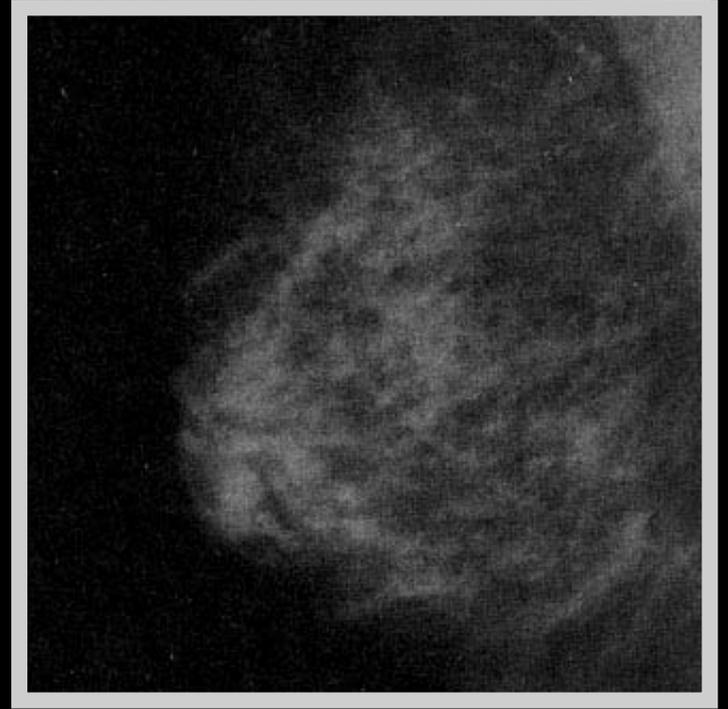
現在常見的 Mammo 儀器



Mammogram 的演進



1980



1990

X 光相關技術： 螢光攝影 (Fluoro)

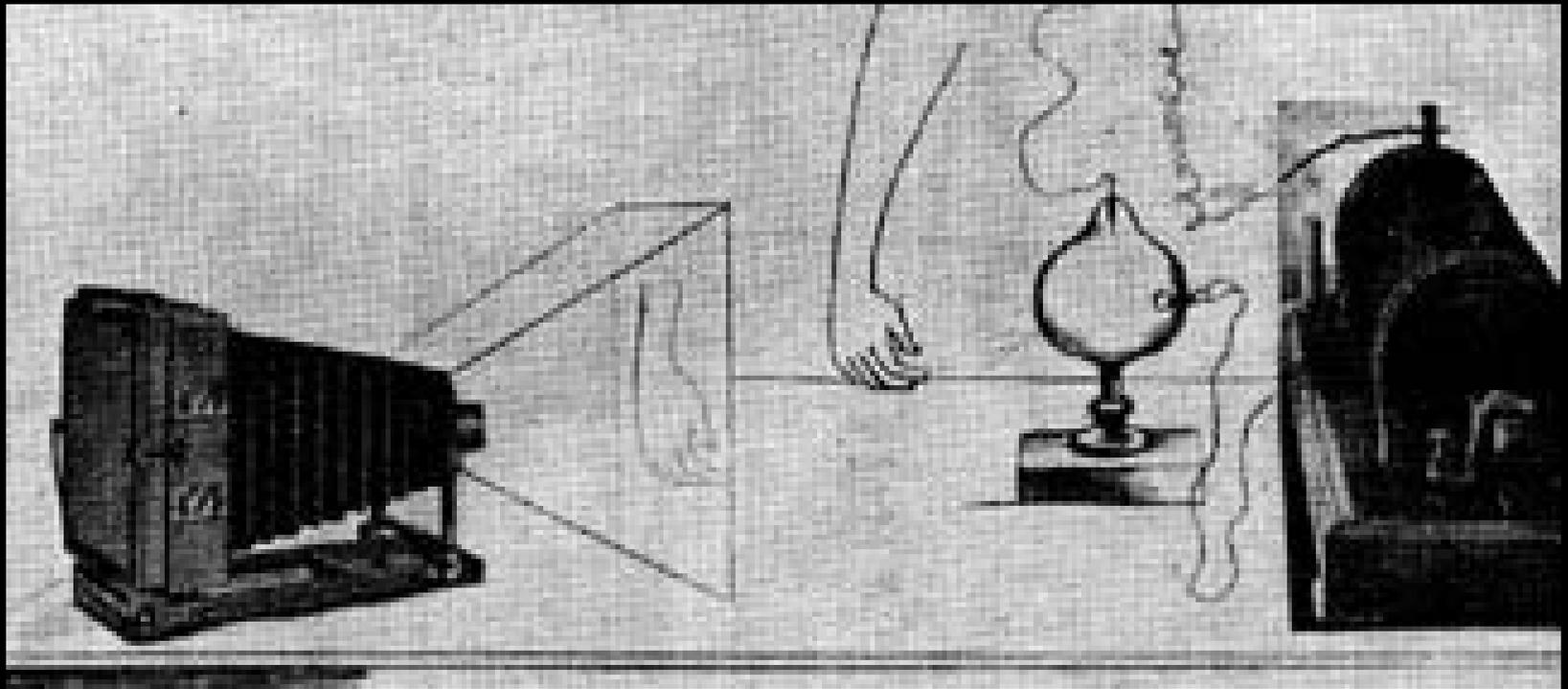
鍾孝文 副教授

台大電機系 三軍總醫院放射線部

Fluoroscope (螢光攝影)

- 以螢光屏取代照相底片
 - 「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

1896 年附近的 Fluoroscope



(註：倫琴 1895 年十一月發現 X 光)

感光材質的測試

- 愛迪生 (Thomas Edison)
 - 1896 年四月之前，已經測試超過 1800 種材質的感光特性
- Cryptoscope, Edison fluoroscope

愛迪生的 Fluoroscope (Feb 1896)

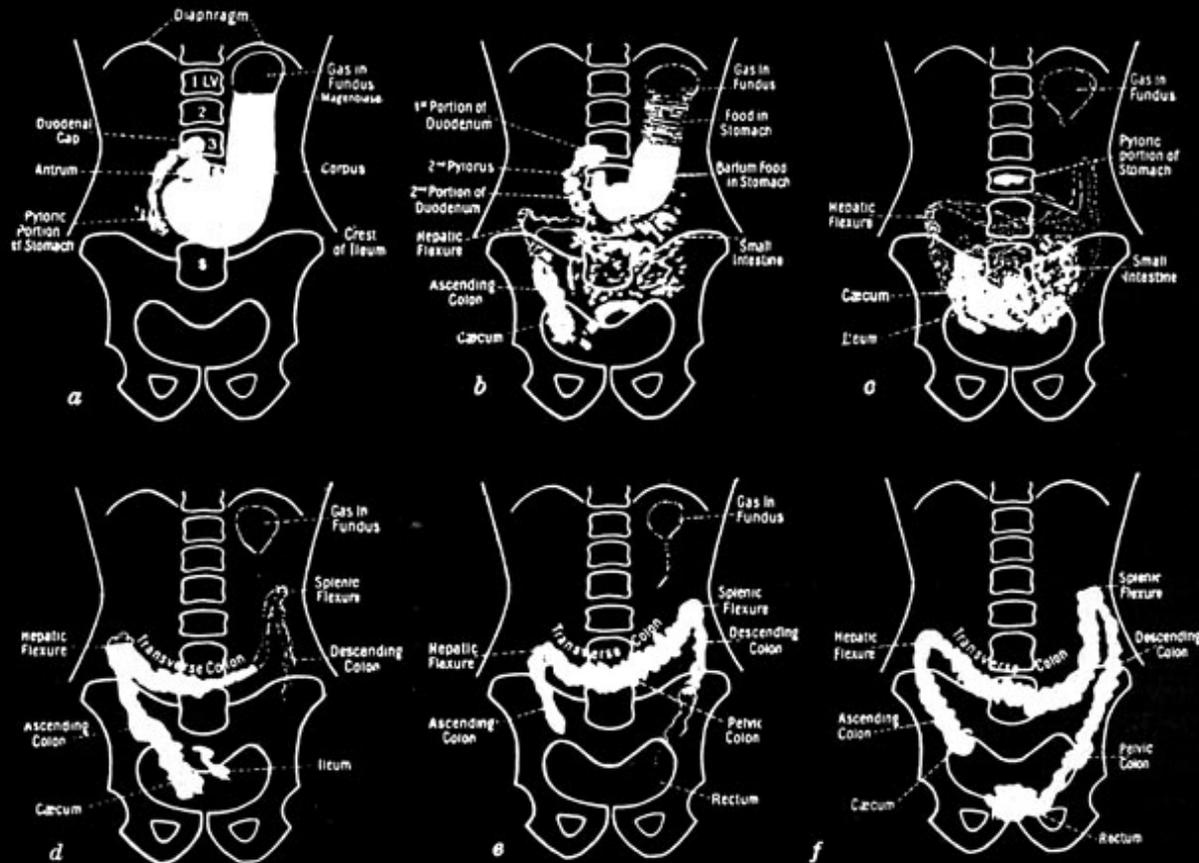


Thomas Edison



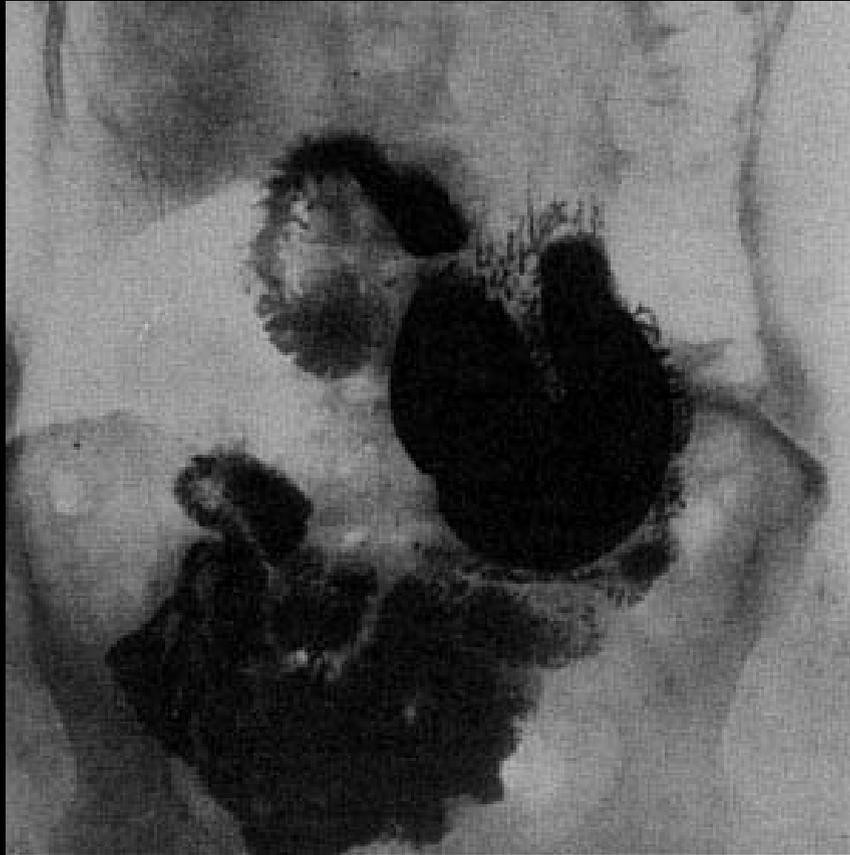
Skiascope

Fluoroscopic Exams 1923



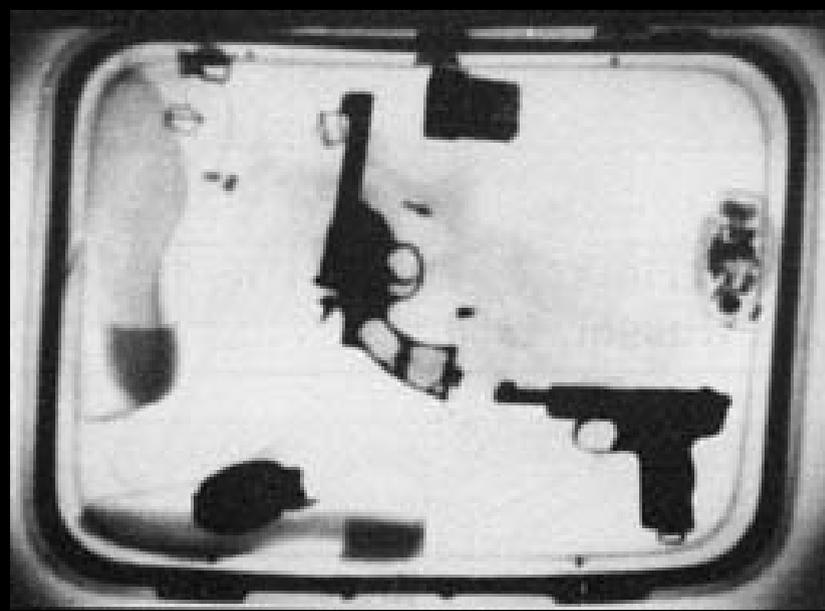
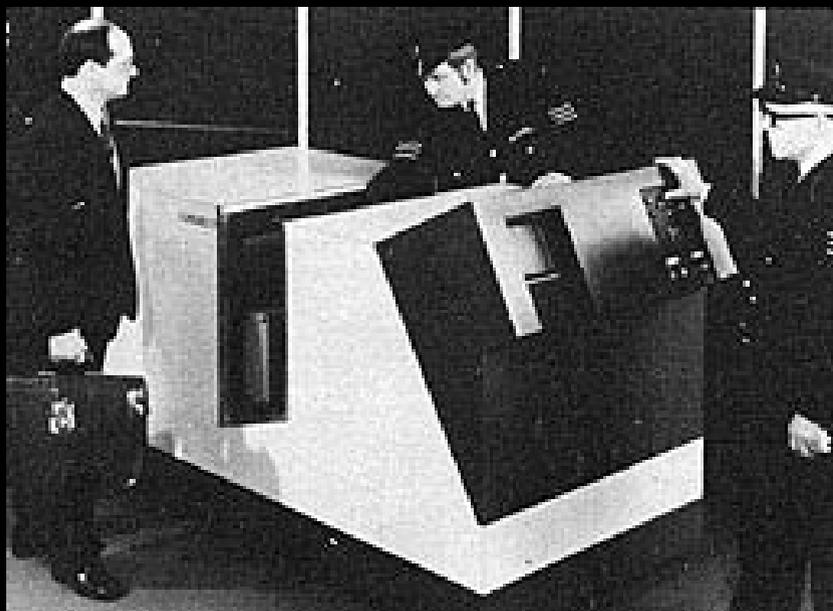
鉍劑 (Bismuth meal for GI tract)

GI Fluoroscopic Exam



1919

旅遊者最常見到的 Fluoroscope

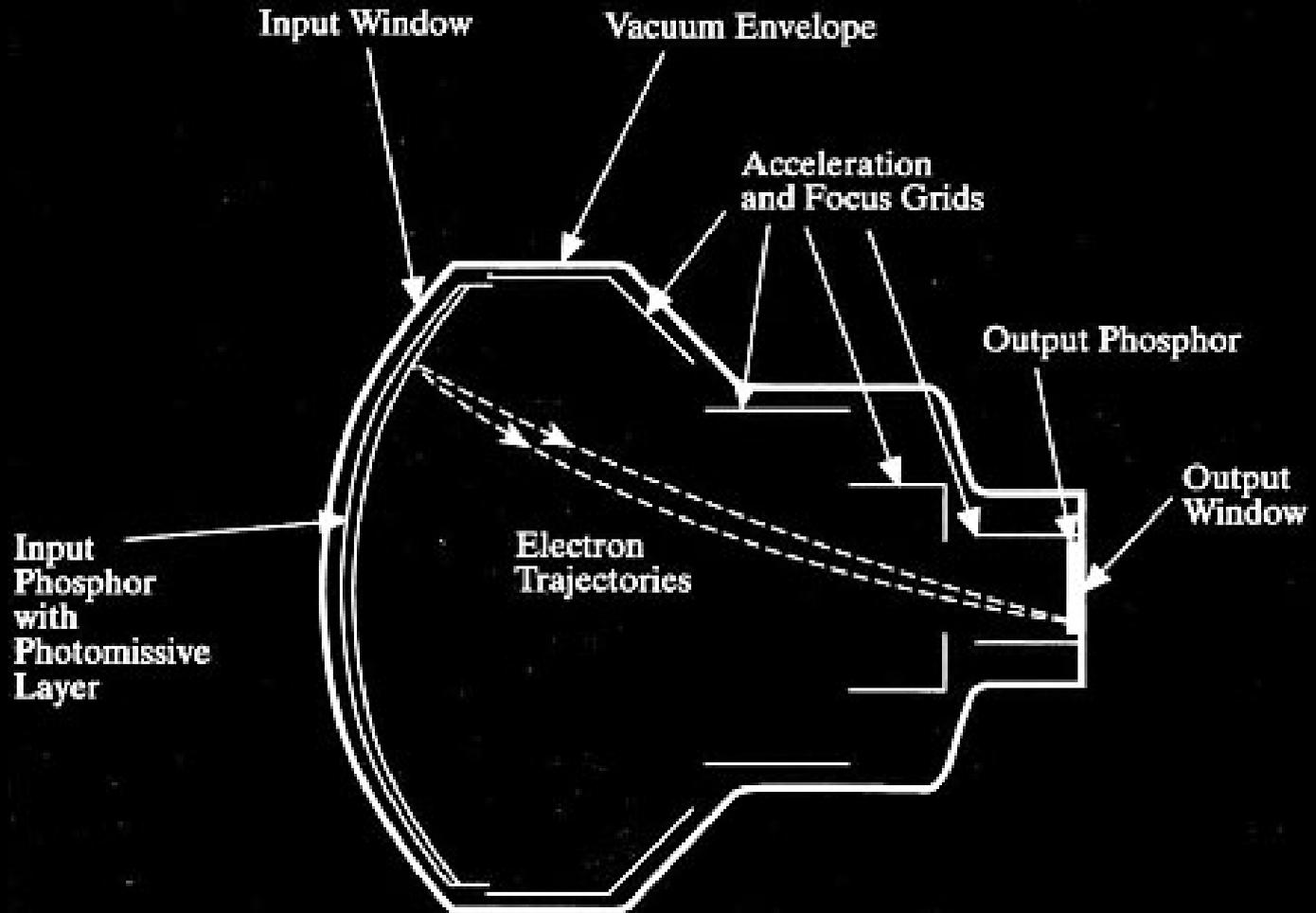


機場行李檢查

現在的 Fluoroscope

- 長時間照射 (live)，X 光強度需低
 - ~ 200 times lower
 - 總輻射劑量 ~ 30 倍
- 放大/立即顯像：image intensifier

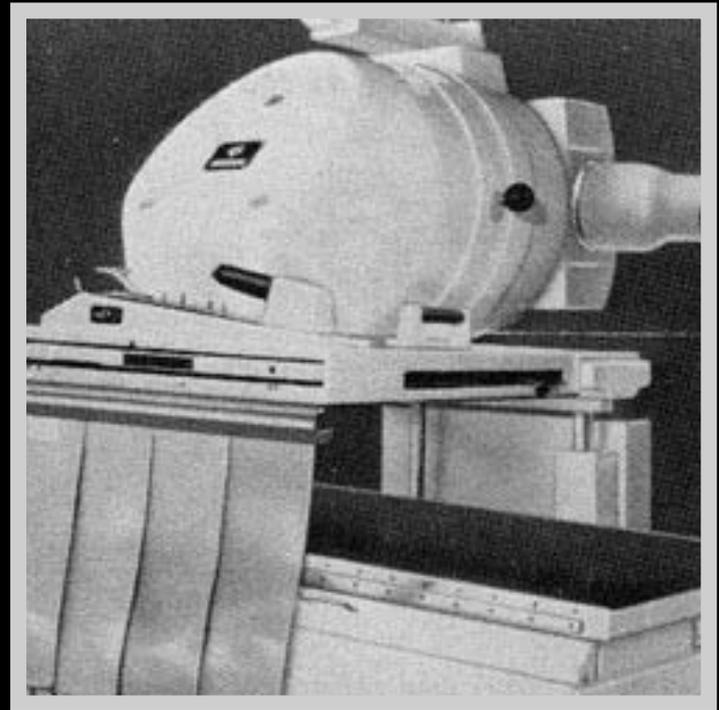
Image Intensifier for Fluoroscopy



Fluoroscope 的演進



1902

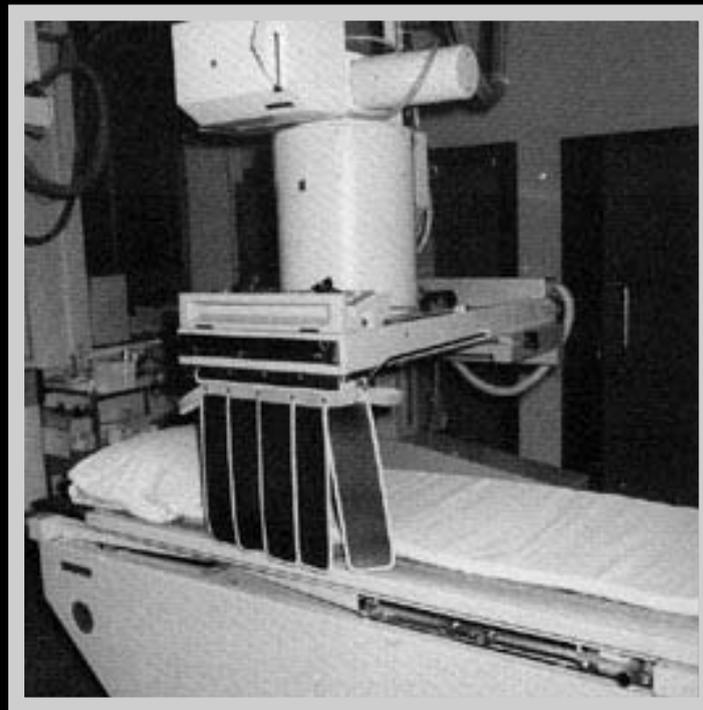


1962

更進步的 Fluoroscope



1972

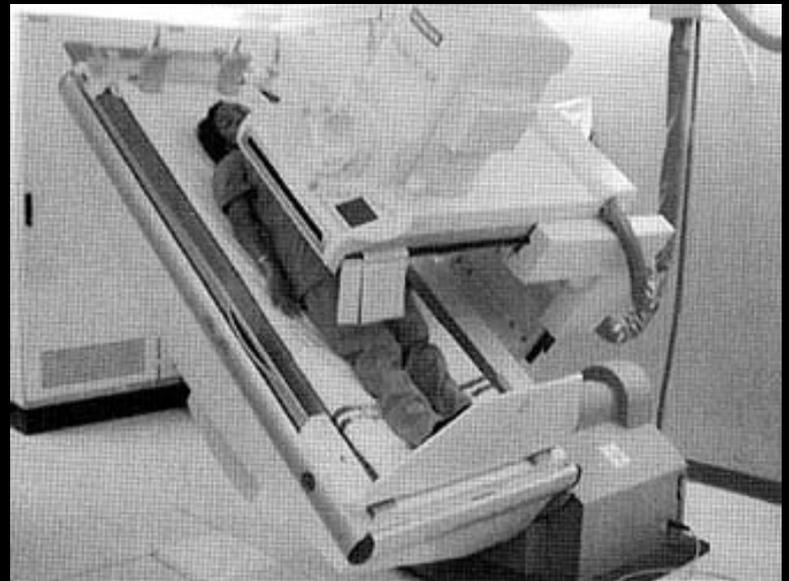
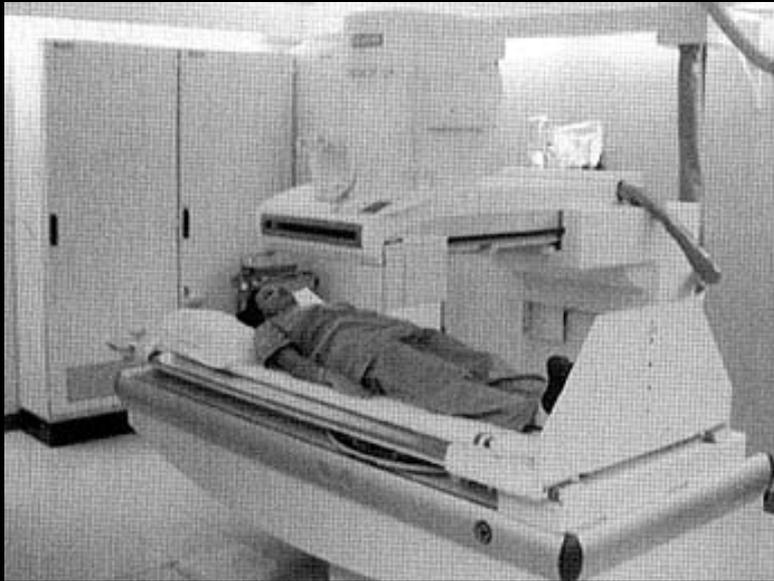


1990

檢查方式可以變化多端

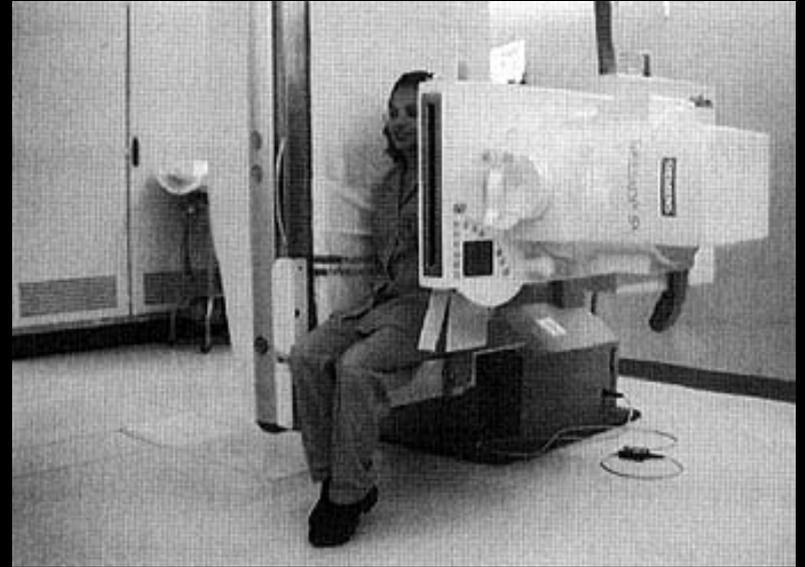
- **Dynamic contrast uptake**
 - 喝入鋇劑 (barium sulfate)
 - 灌腸 (enema) ...
- 不同解剖部位、不同角度

不同角度的 Fluoroscopy



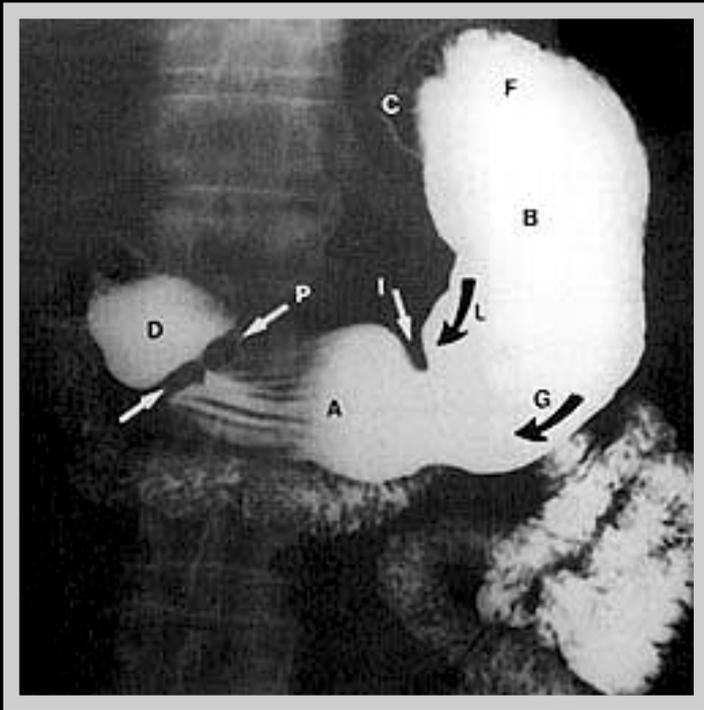
各有不同適用場合

不同角度的 Fluoroscopy

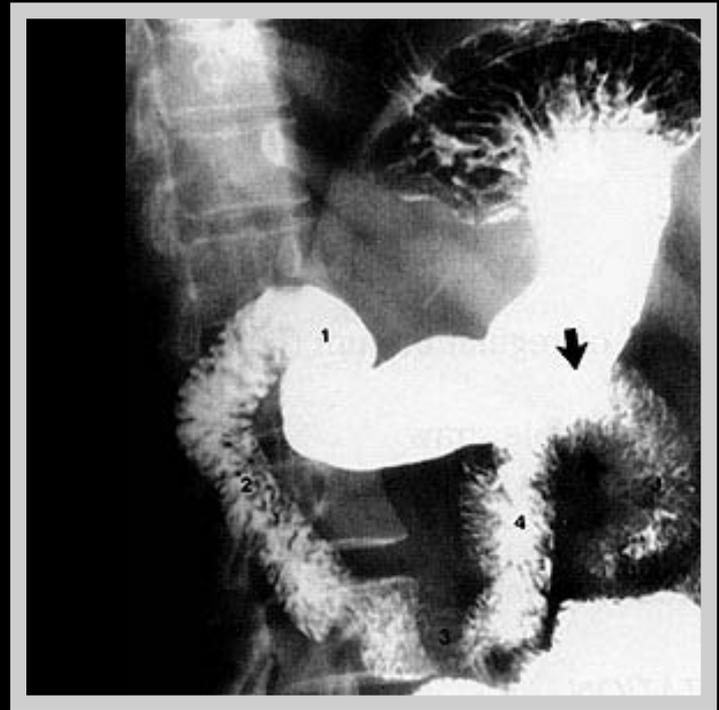


各有不同適用場合

鋇劑的 GI Fluoroscopic Exams

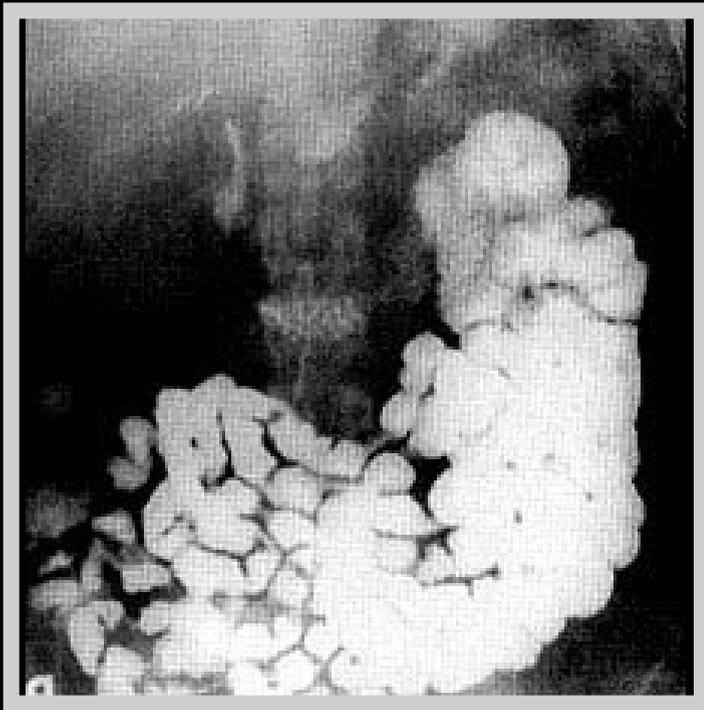


胃部



十二指腸

鋇劑的 GI Fluoroscopic Exams



小腸

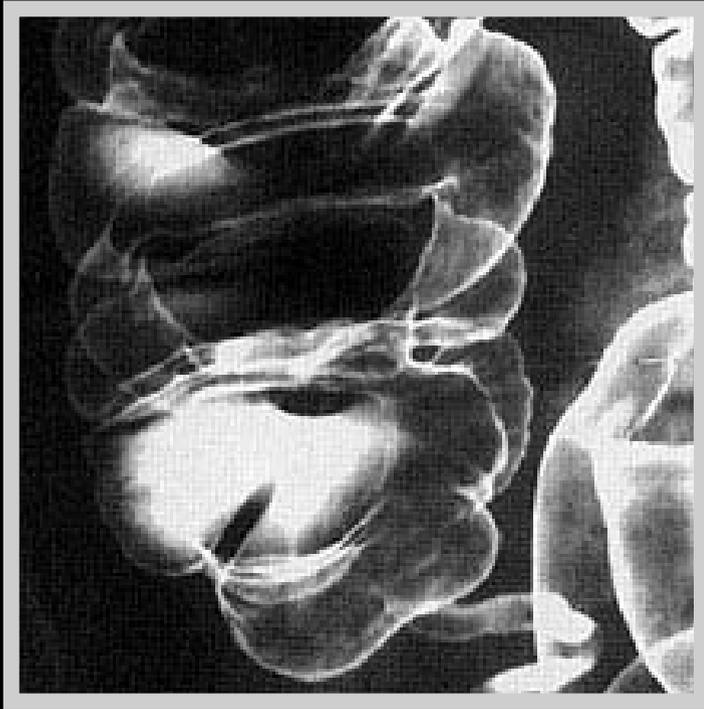


大腸

檢查方式可以變化多端

- 喝入鋇劑 (barium sulfate)
- 鋇劑灌腸 (enema)
- 導管注射 (enteroclysis)
- 雙對比顯像

鋇劑灌腸的 Dual Contrast Fluoroscopy

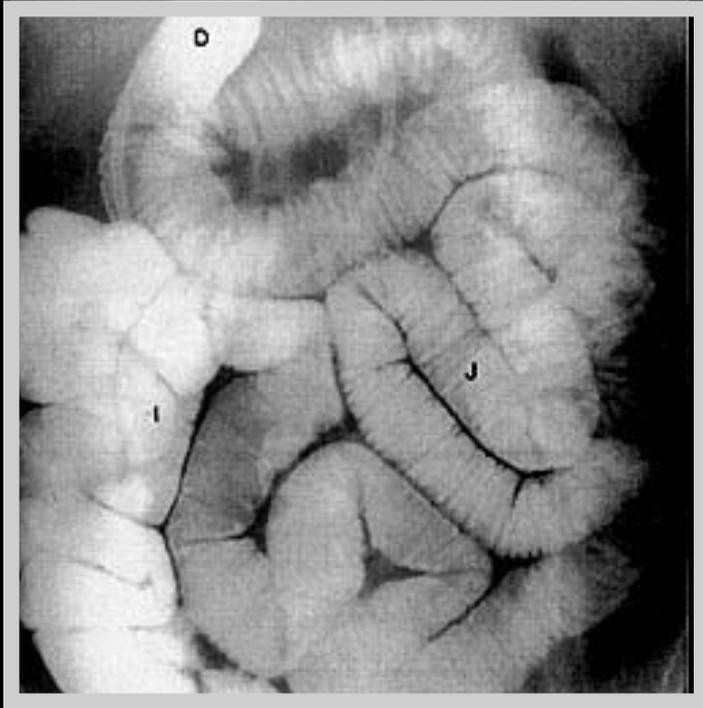


盲腸

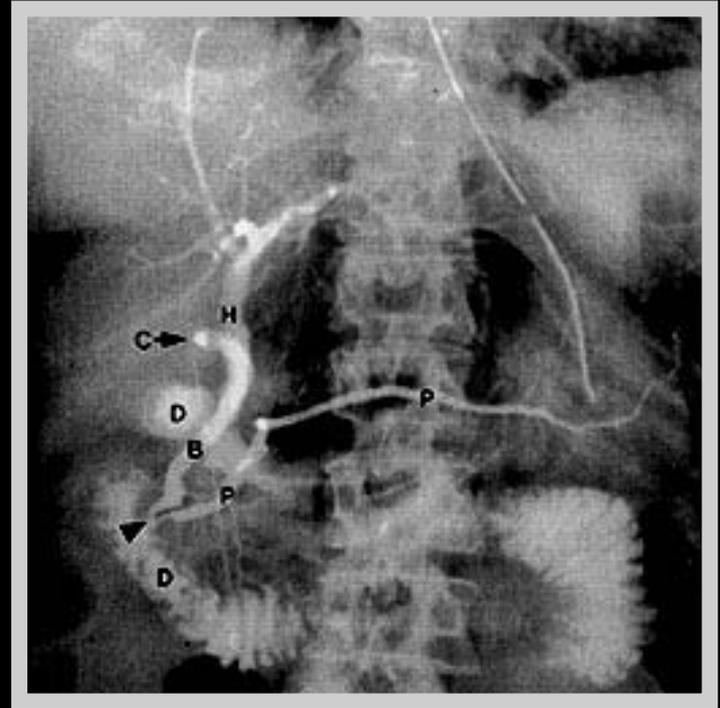


直腸

其他 Fluoroscopic Exams



Dual Contrast 腸道



膽道攝影 (ERCP)

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 (Angio)

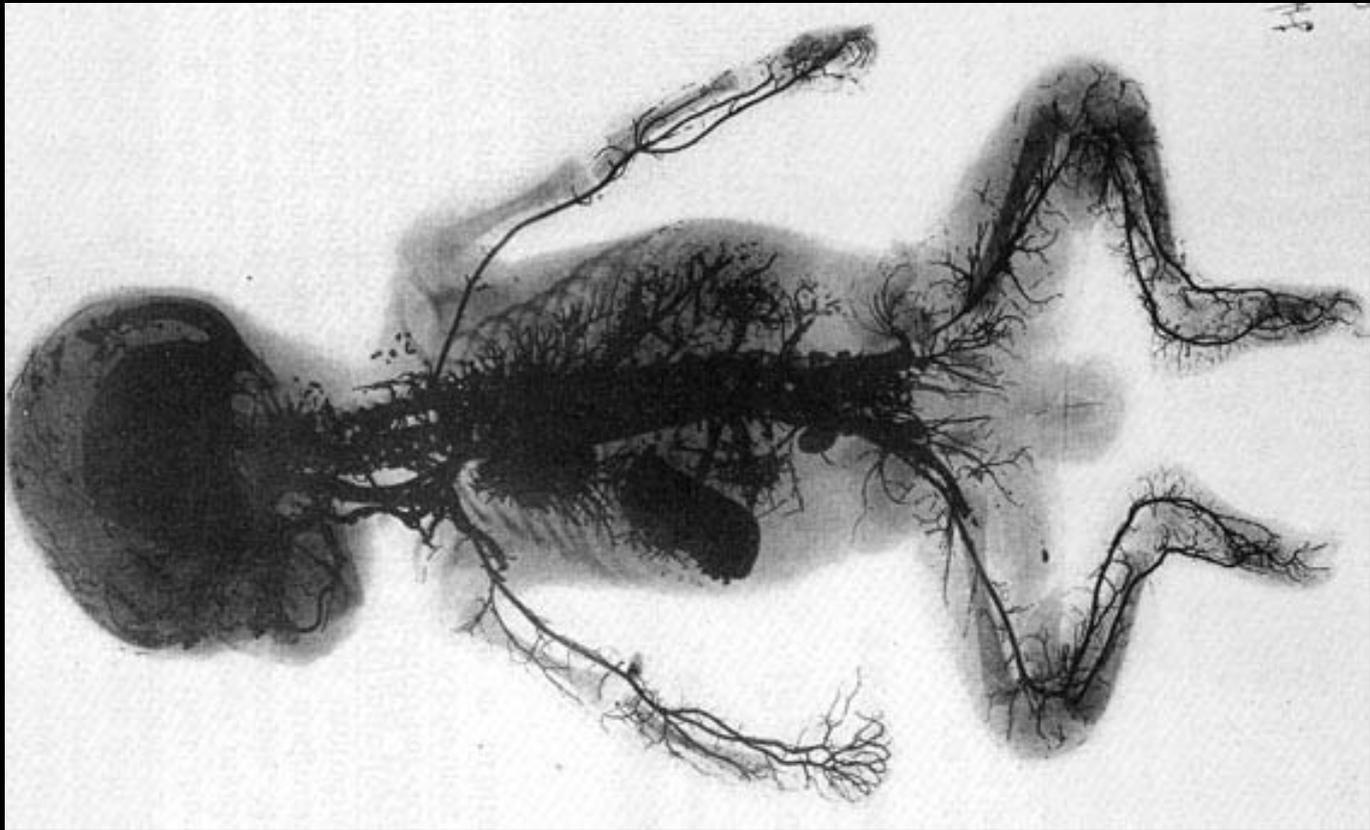
鍾孝文 副教授

台大電機系 三軍總醫院放射線部

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

最早期的 Angiogram (4 lb. Hg)



1899 (可憐的 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

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

Fluoroscope 可做 Angiography 使用



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： 斷層攝影 (Tomo)

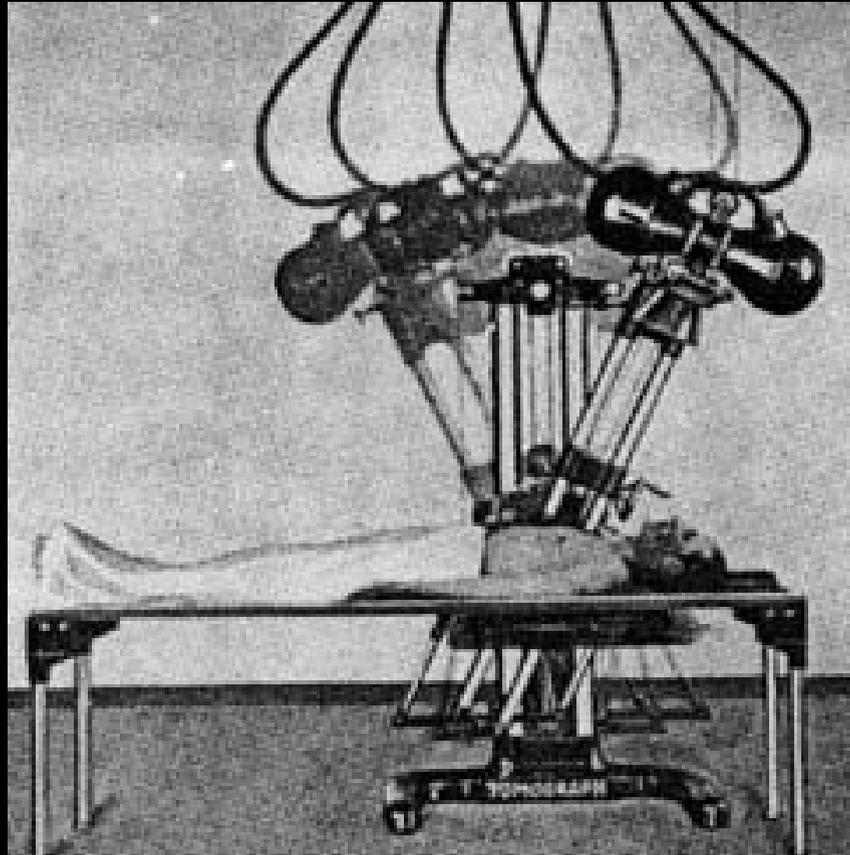
鍾孝文 副教授

台大電機系 三軍總醫院放射線部

斷層掃描 Tomography

- **Conventional tomography**
 - 幾乎可說已淘汰
- **Computer axial tomography**
 - CT scan, CAT scan, 電腦斷層

Conventional Tomography

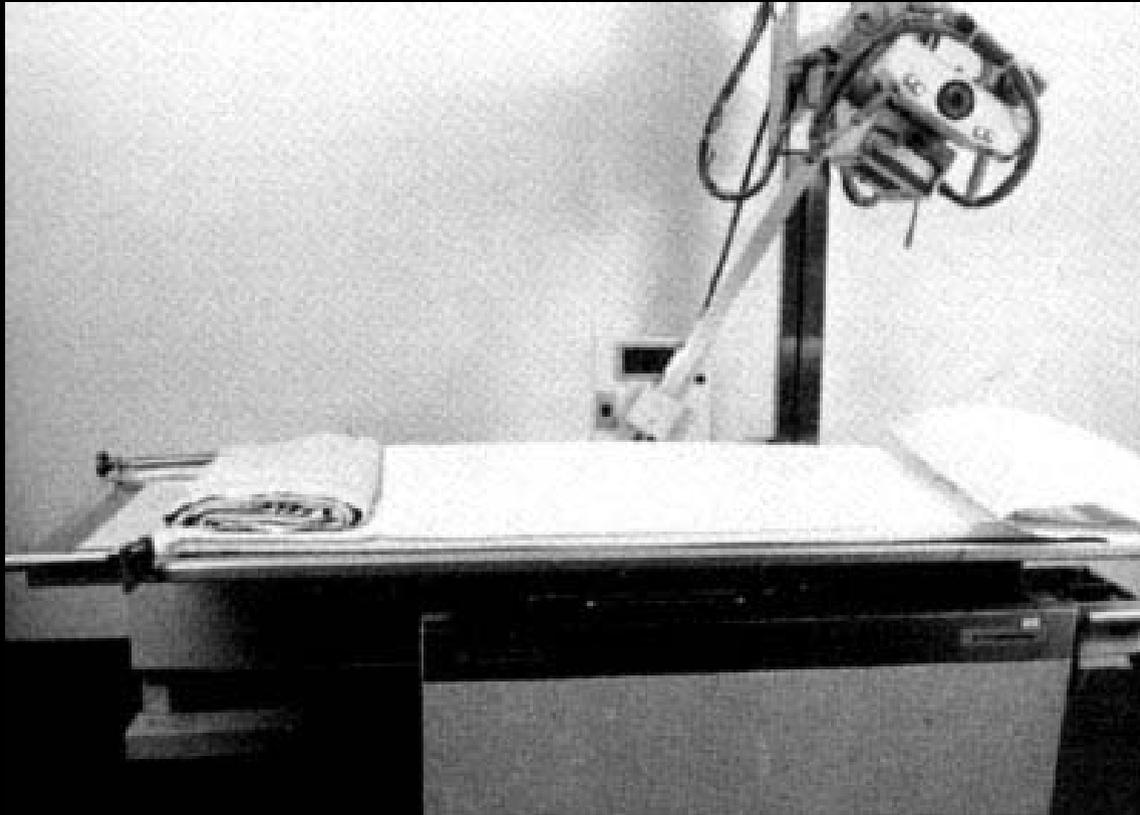


1935

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 Tomogram

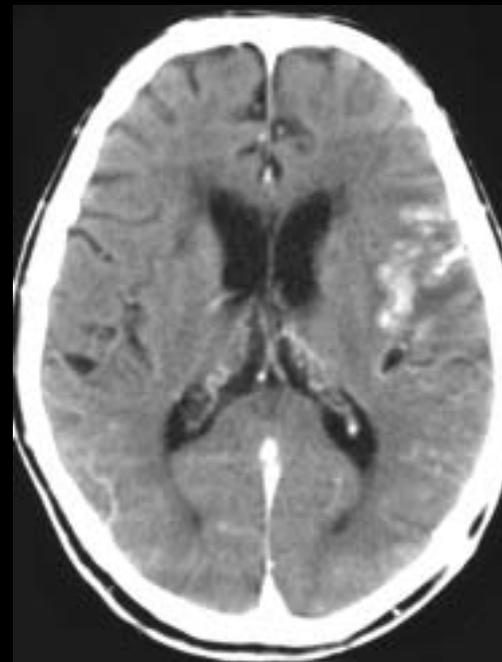
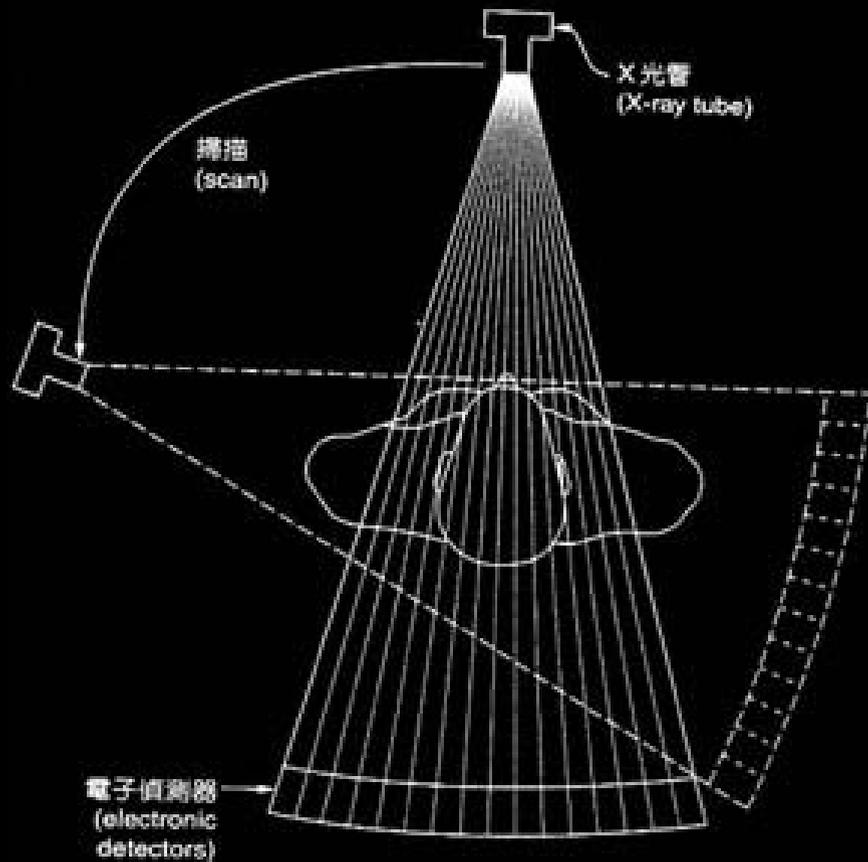


1988 (其實沒什麼人在用了)

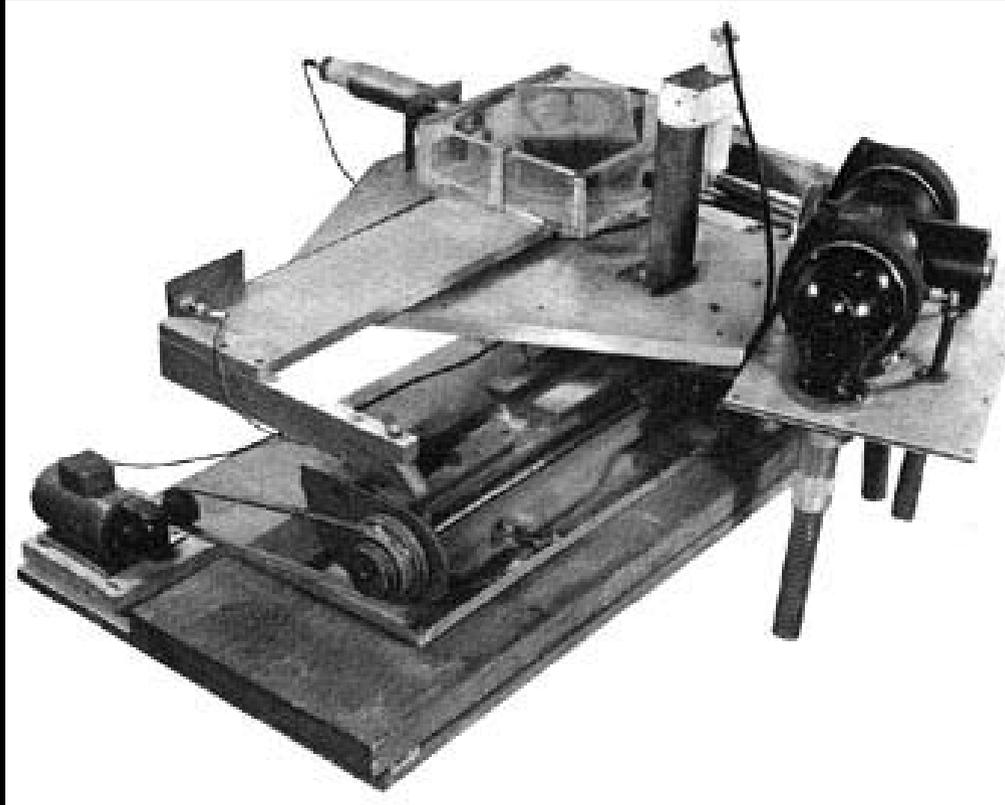
Computer Tomography

- 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」

CT 原理



最早期的 Tomography

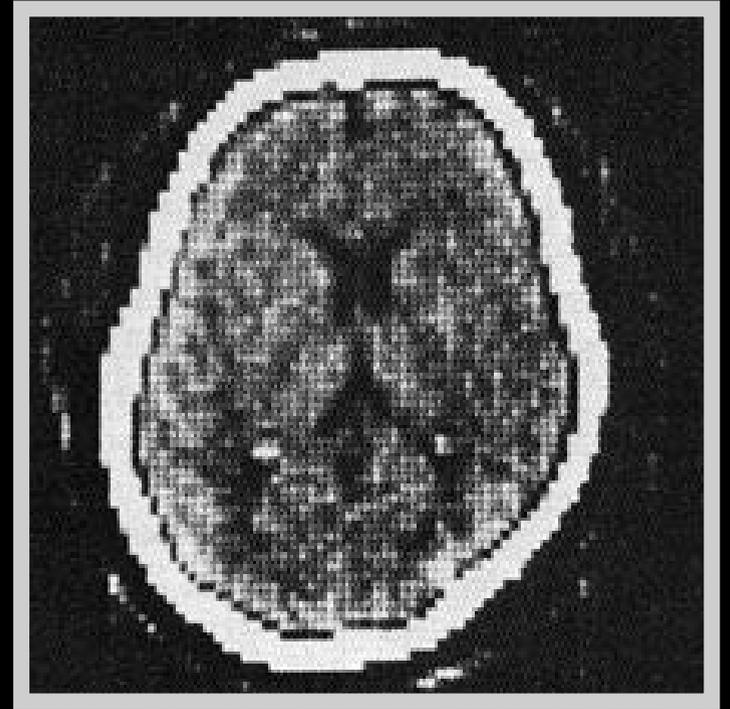


1972 EMI (Hounsfield)

最早期商品化的醫用 Tomography



EMI CT1010 (1976)



A head scan

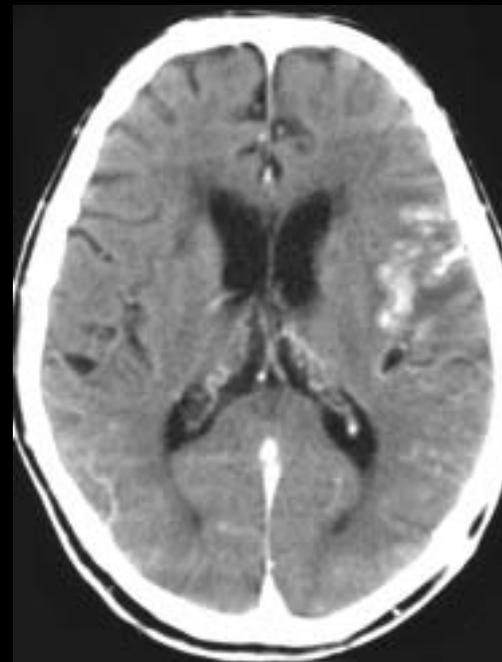
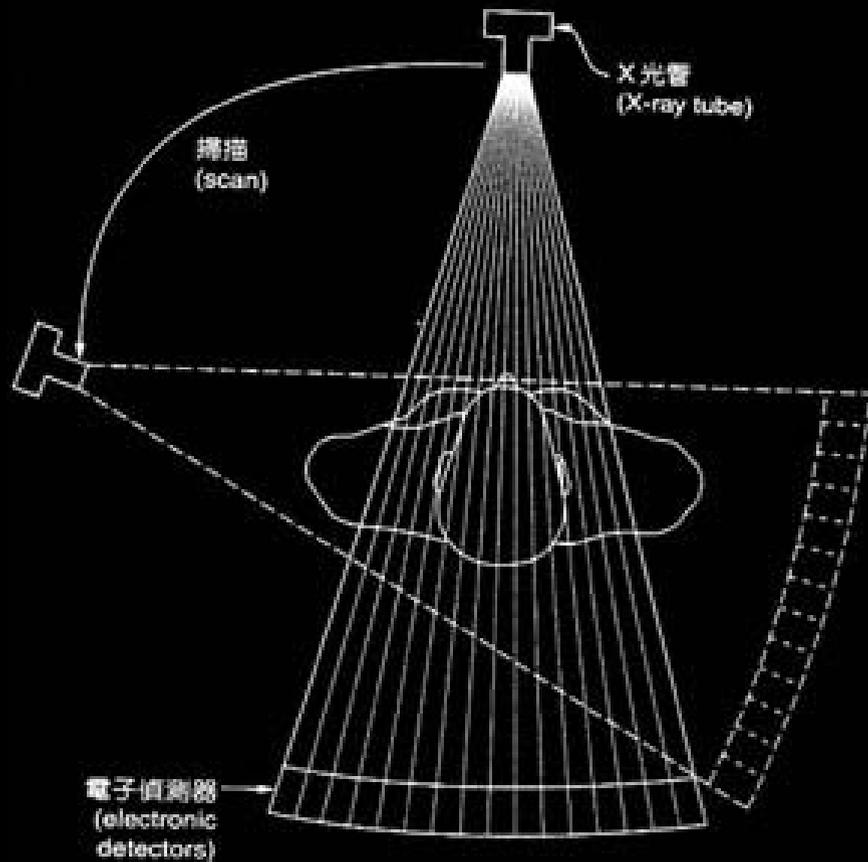
CT 的「發明」

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

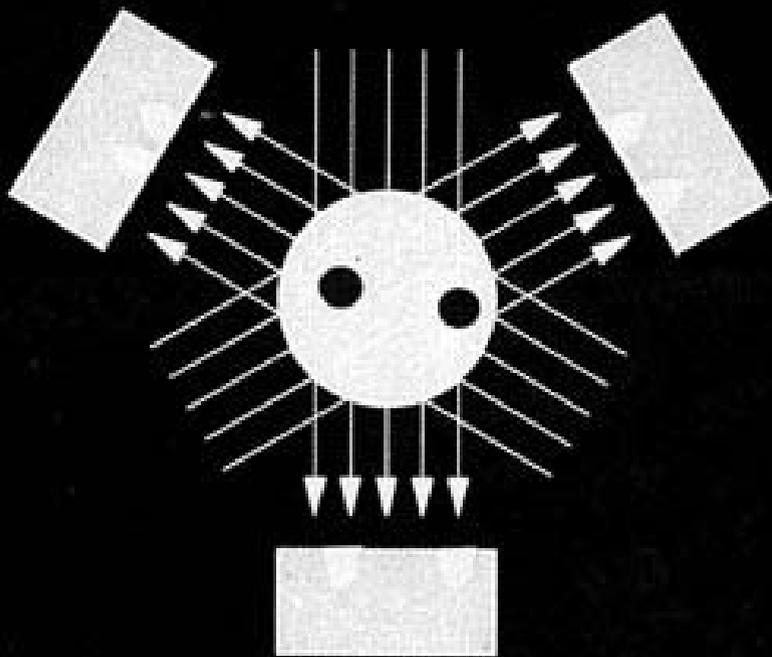
如何重建影像？

- 解方程式計算過於龐大
- 疊代法 (仍有不同在研究中)
- **(Filtered) back projection**
 - 以原投影數據投射回去

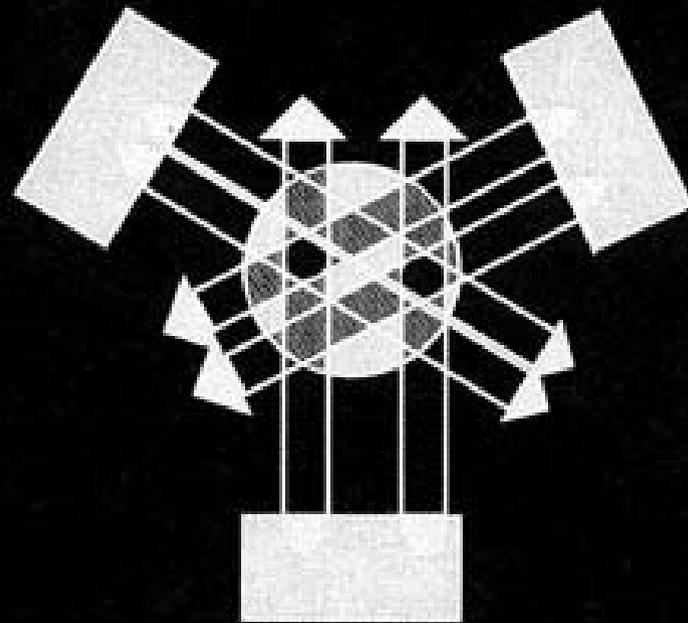
CT 原理



Back Projection 原理

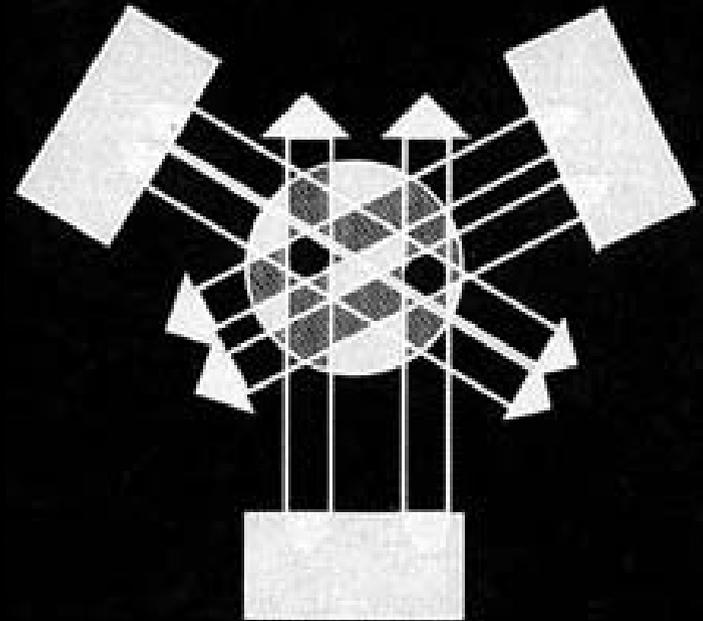
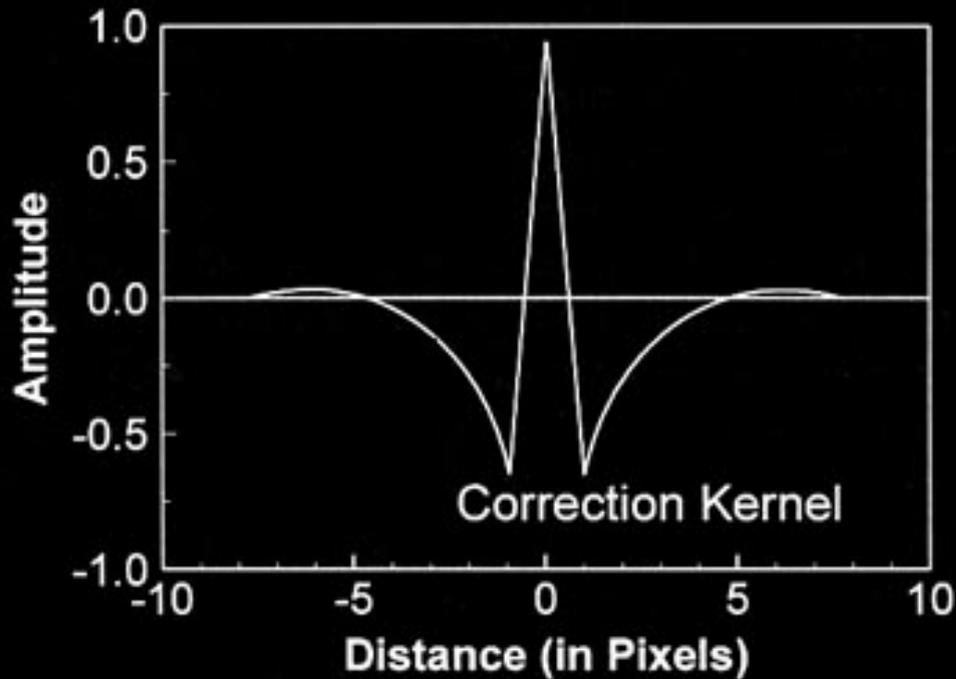


Acquisition



Back projection

Filtered Back Projection



投射回去時乘上一個 **kernel function**

數據點的多寡

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

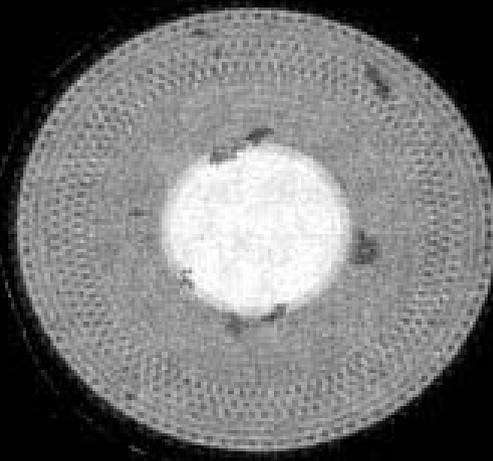
現在的數據點

- 750 rays, 600 views = 450,000 點
- 2.8/pixel @ 512x512 matrix
- 為什麼需要那麼多數據？
 - 影像解析度與假影

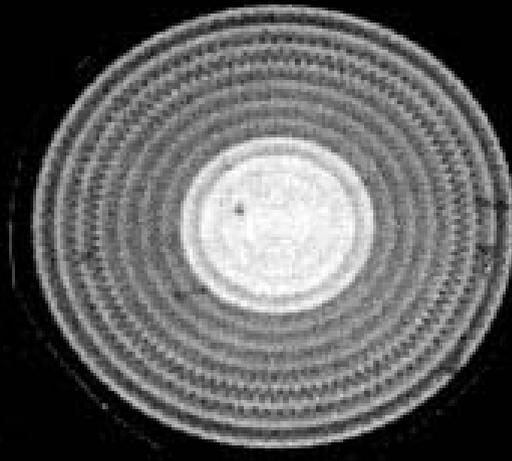
數據多寡對 CT 影像的影響 (100 views)



200 rays

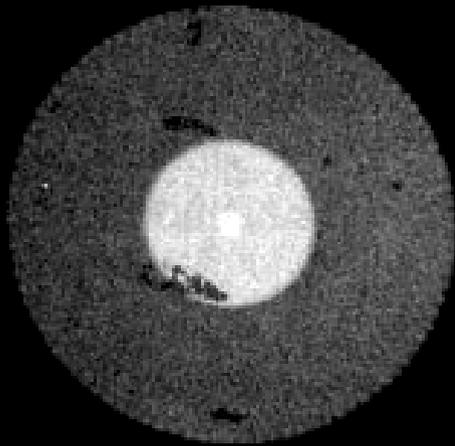


50 rays

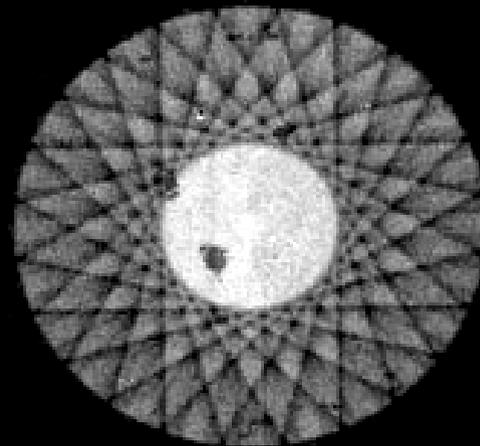


25 rays

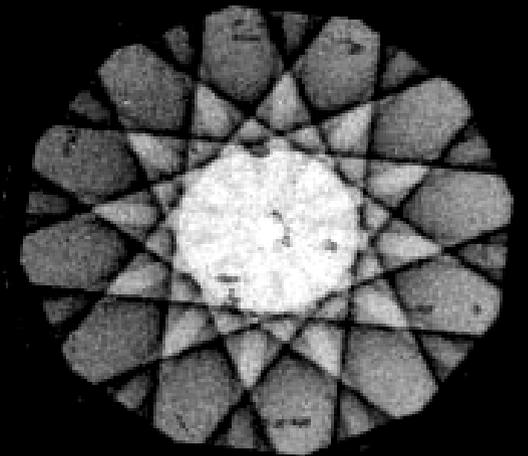
數據多寡對 CT 影像的影響 (200 rays)



96 views



24 views



12 views

CT 影像的明暗

- 直接反應該處的 X 光衰減程度
 - Hounsfield Units, CT number
- 也就是原子序與密度
- 基本上還是 X-ray 影像對比

投影造成的 CT 假影之一

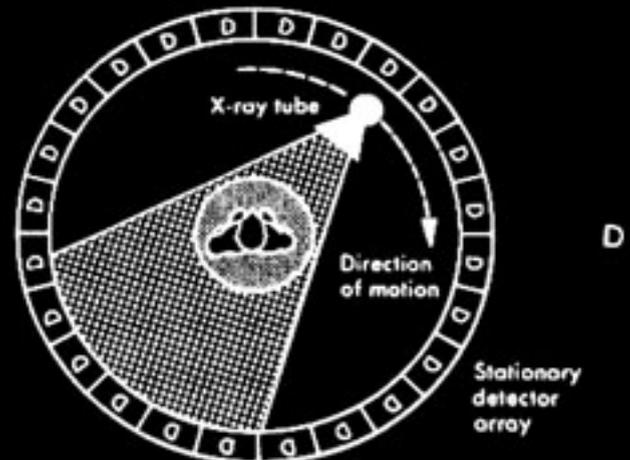
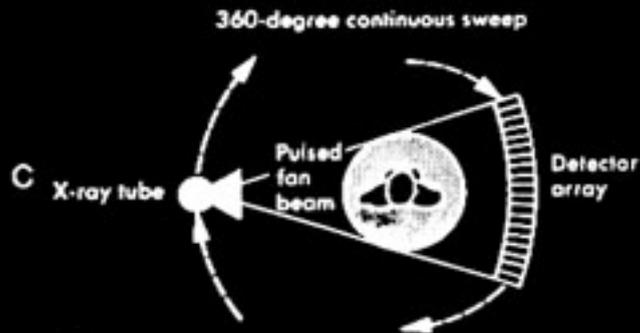
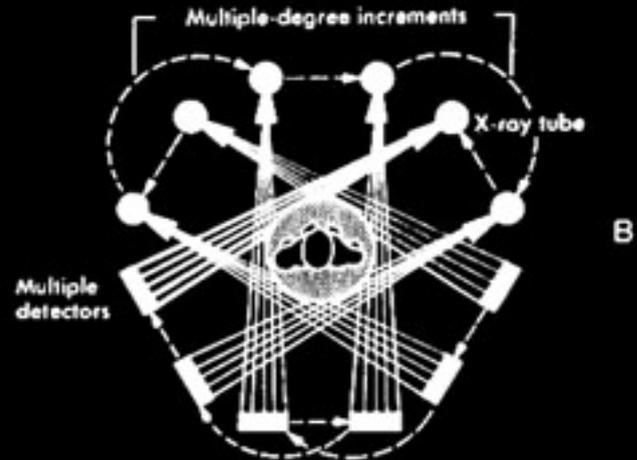
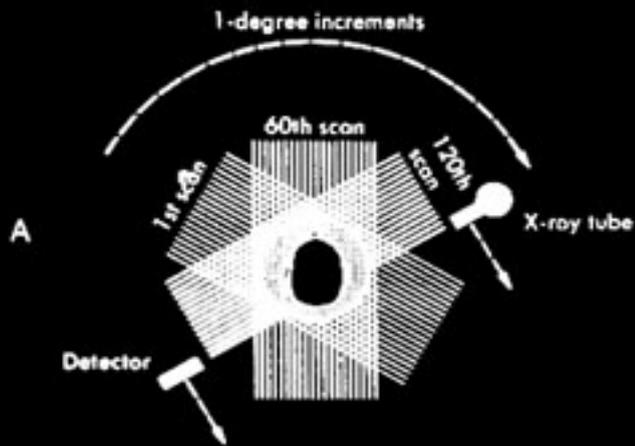


Beam Hardening Artifact

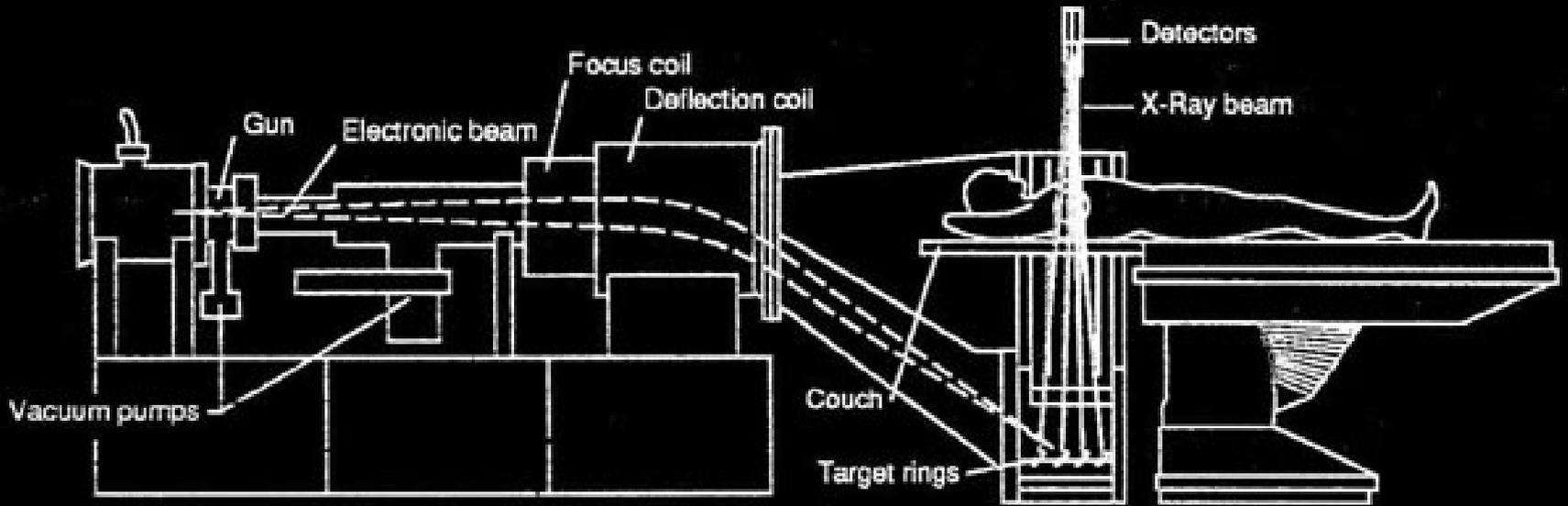
CT 的進展 (取像速度)

- 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



Electron Beam CT 原理



Imatron (Siemens) ultrafast CT

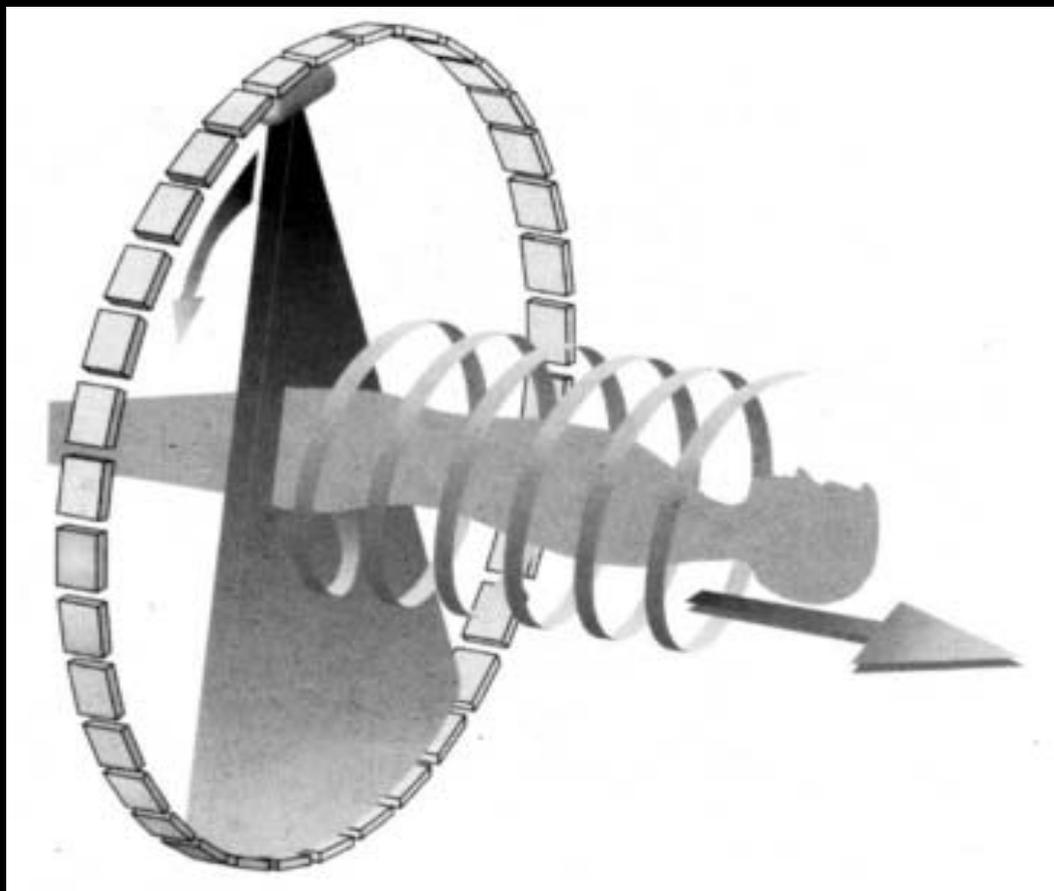
Electron Beam CT 的優勢

- 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 原理

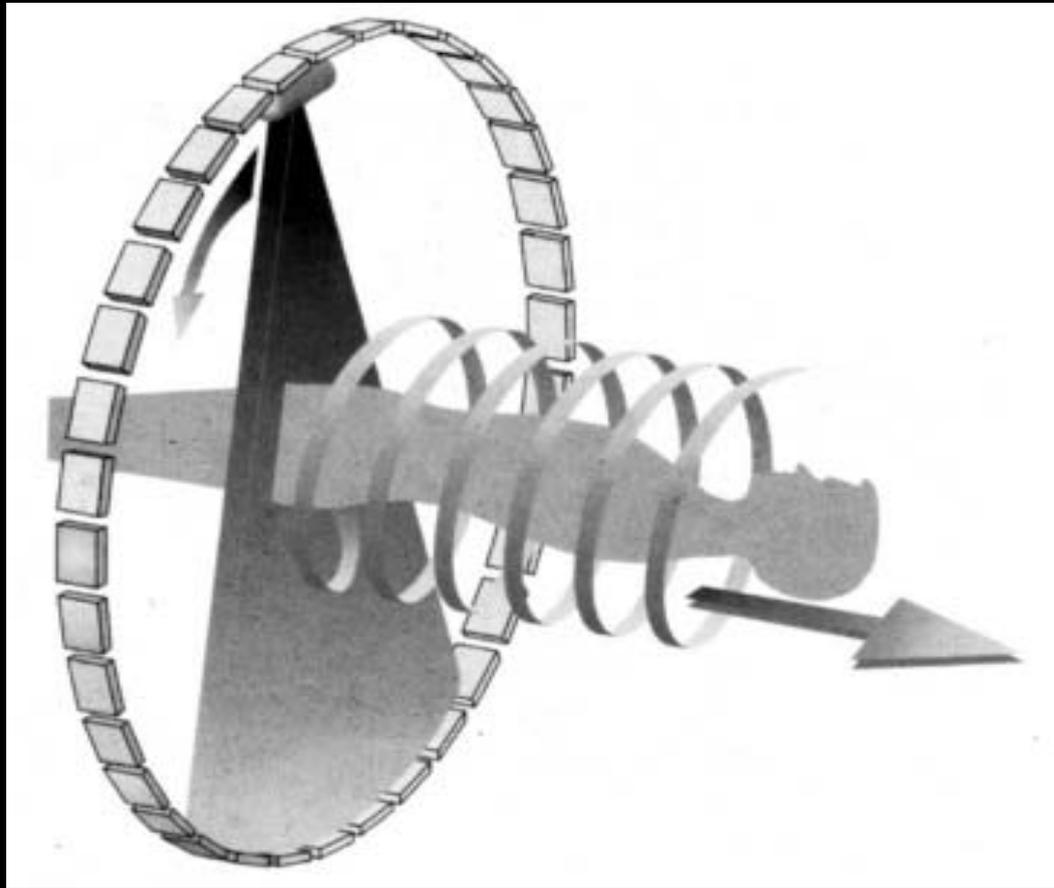


螺旋狀軌跡 (相對於病人)

The “Pitch”

- 每 360° 旋轉的 **table** 行進距離 / **slice thickness**
- **Pitch > 1.0 : Data skipped**
- **Pitch < 1.0 : Over-sampled**

Pitch 與 Spiral CT

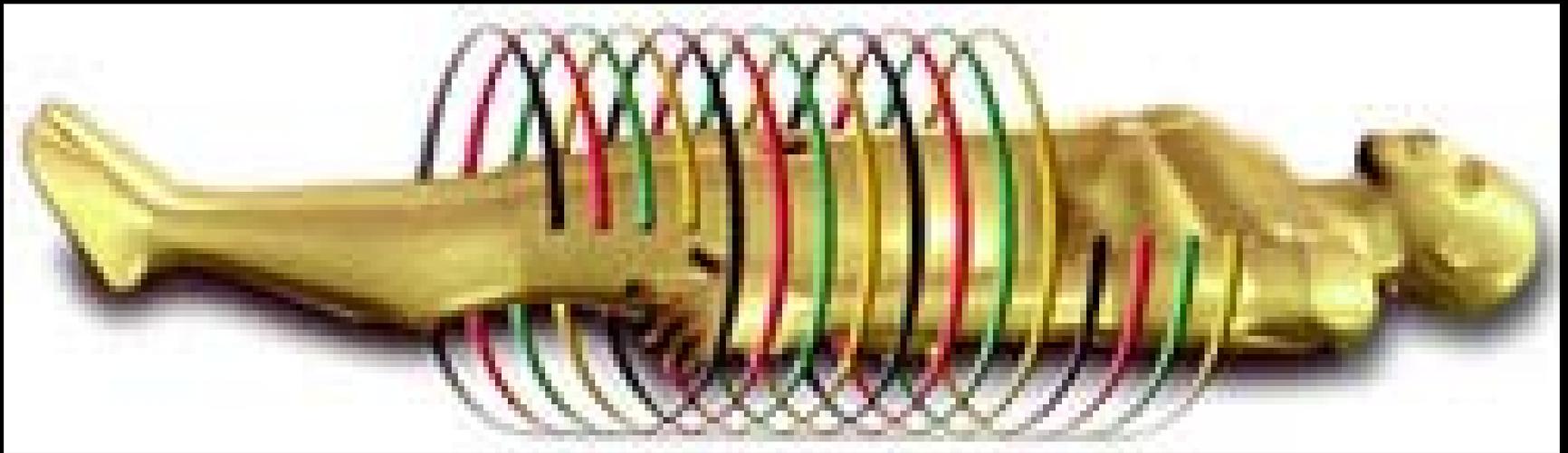


Pitch = 360° table 行進距離 / 切面厚度

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 原理

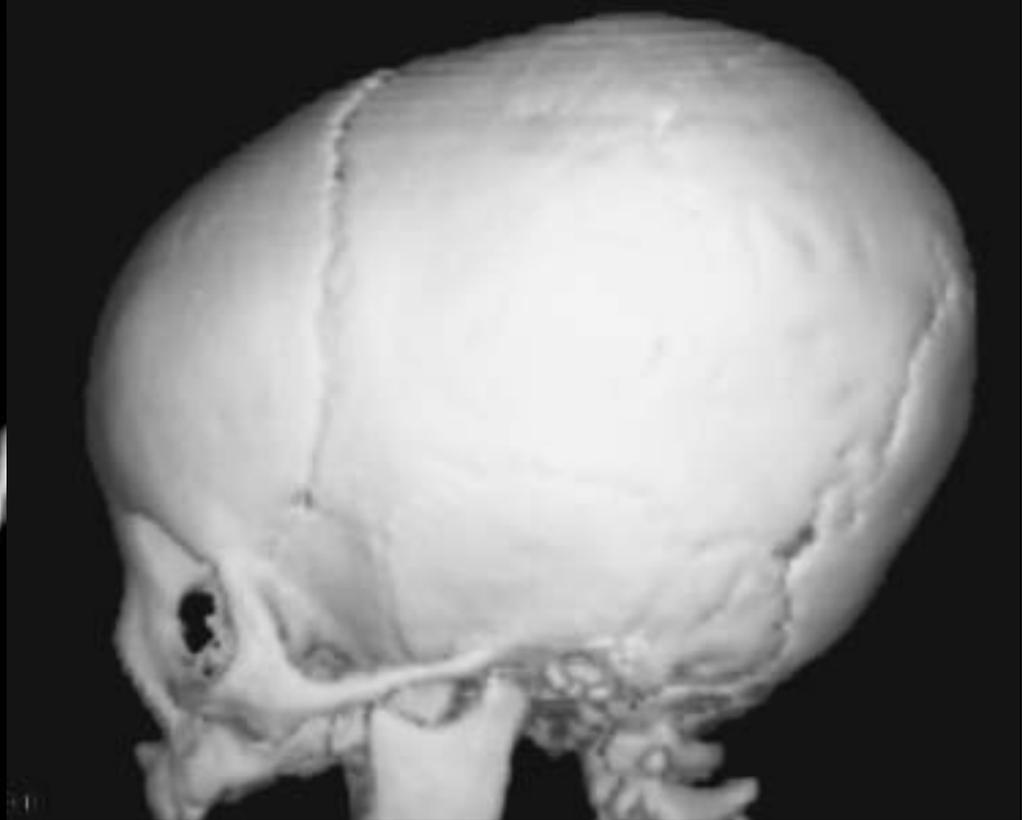


Multi-detector 形成多重螺旋軌跡，換取時間

Multi-slice Spiral CT

- 目前最為風行的新穎機種
 - The “state-of-the-art”
- 其他另有高解析度 CT (HRCT) 等
 - 1024x1024 matrix

CT 的發展與三維重建

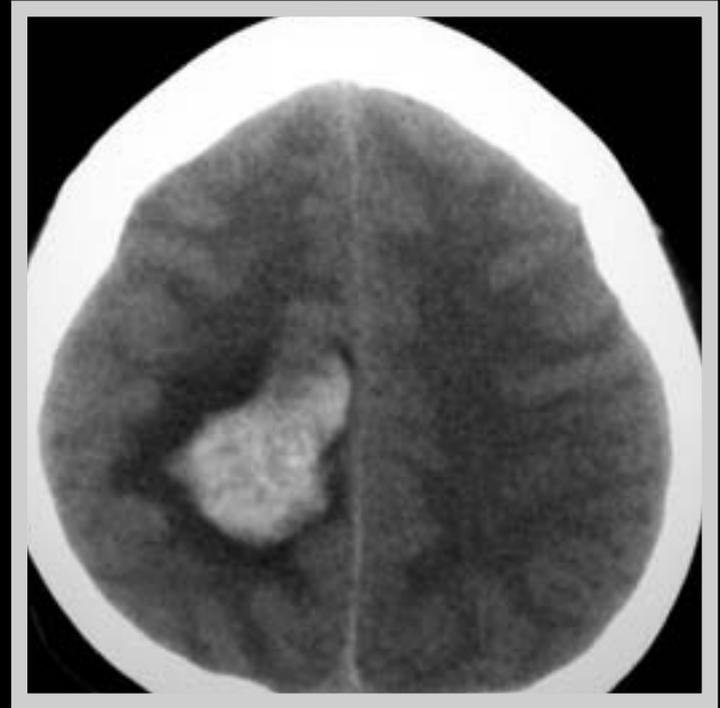


更直接的 visualization

如今常見的醫用 Tomography



A CT scanner

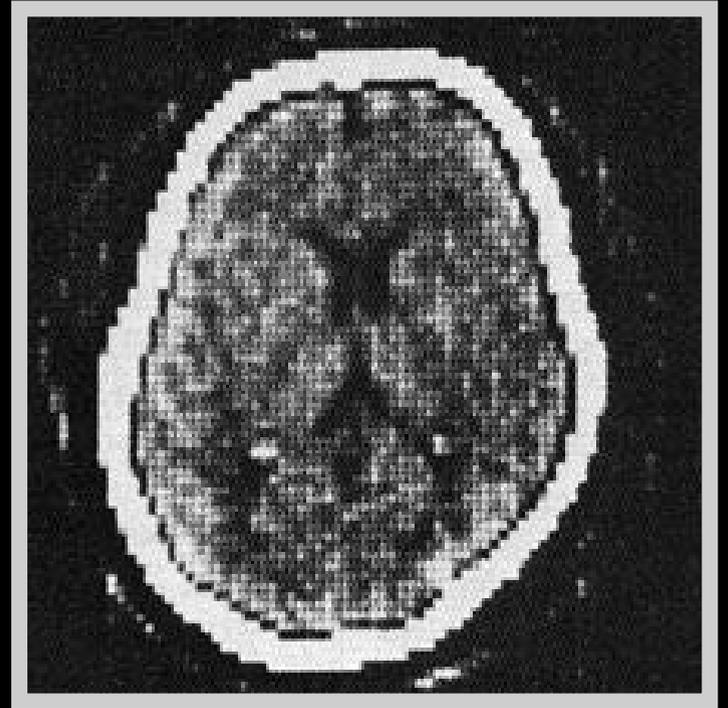


A head scan

比較最早期的醫用 Tomography

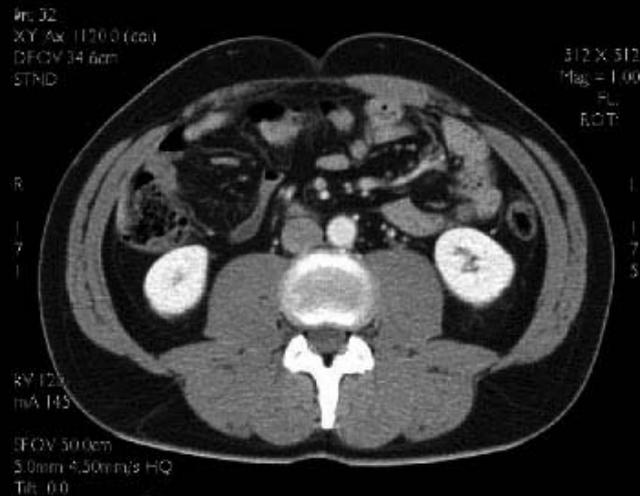


EMI CT1010 (1976)



A head scan

如今常見的 Tomograms



CT 的持續發展

- 更快掃描、更高解析度、更多張 **slice**、功能訊息 ...
- 沒有太多時間著墨
- 一小時絕對上不完

好累啲！
要不要下課了？

鍾孝文 副教授

台大電機系 三軍總醫院放射線部