

醫學顯像專欄(三)

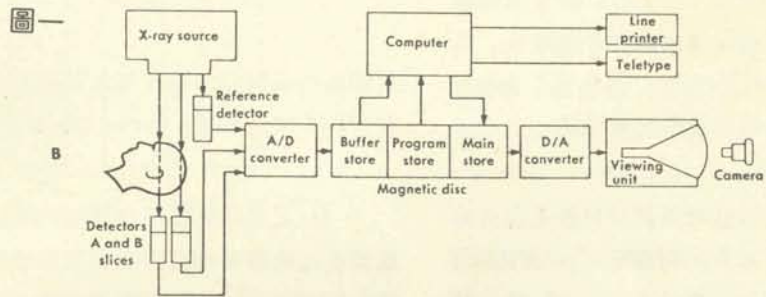
時代之新猷——電腦斷層造影 (Computed Tomography)

公元1972年 英國 EMI (Electro-Musical Incorporation) 高級工程師 G. N. Hounsfield 首先成功推出第一部臨床診斷用的電腦斷層造影掃描機，被譽為從公元 1895 年 Dr. Roentgen 發現 X 光後，放射線界最偉大的發明。

電腦斷層造影 (以下簡稱 CT) 是一種產生人體軸面斷層影像的放射線造影技術。先是以狹窄 X 射線從多角度掃描一片人體組織，而後量度在此斷層內各種不同組織元素的相對線性 X 射線衰減係數 (relative linear attenuation coefficient)，最後再將這些係數重組成一灰色尺度 (gray scale) 的影像而顯現於映像管 (cathode ray tube) 或電視上。CT 有下列之名稱：(1) Computerized axial tomography (CAT) (2) Computer aided tomography (CAT) (3) Computerized transverse axial tomography (CTAT) (4) Reconstructive tomography (RT) (5) Computed transmission tomography (CTT) (6) Computed (Computerized) tomography (CT)。

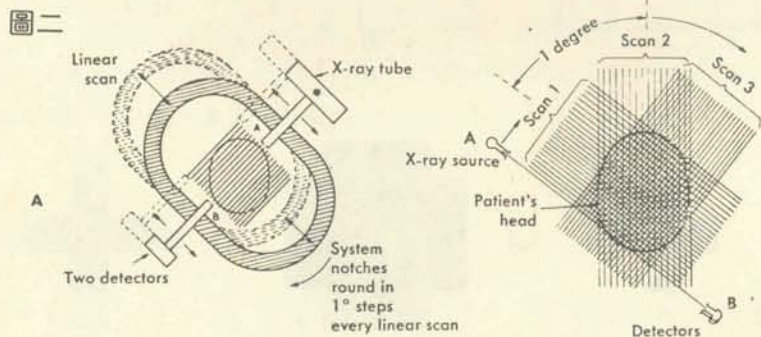
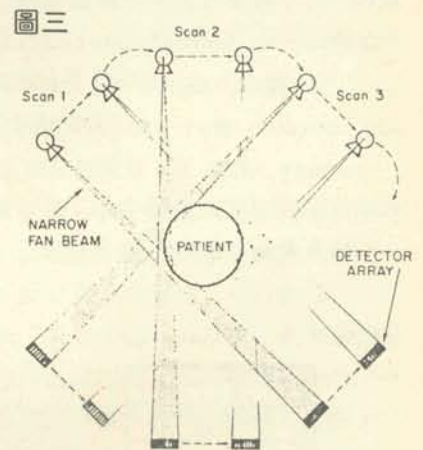
從 1972 年 Hounsfield 推出第一部 CT 掃描機並於隔年發表其臨床研究報告後，各國即爭相研究，1974 年美國 R. S. Ledley 首先推出第一部全身 CT 掃描機，使臨床上的應用由頭部擴展到全身。到 1978 年，CT 掃描機已由第一代進入第四代，掃描時間由原來的 5 分鐘縮短到目前之 2 秒鐘，影像重現亦由原來之 5 分鐘縮短到目前之幾秒鐘。

王家槐 醫八屆
榮民總醫院放射線部主治醫師

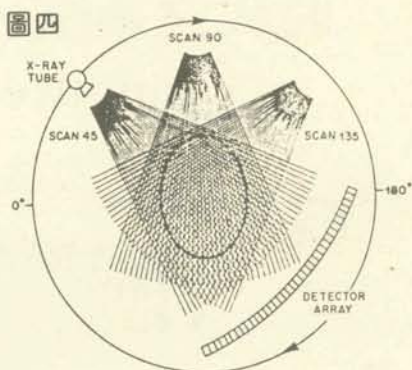


CT 掃描機之系統構造 如圖一所示，由掃描機架 (Scanning gantry)，成像系統 (imaging system) 及電腦系統 (computer system) 組成。

掃描機架主要由 X 射線球管 (X-ray tube) 及偵測器構成，兩者皆有調節柵 (collimators) 之裝置以控制 X 射線散射現象 (scatter radiation)；掃描機架為一圓型中空之機架，置病人受檢部位於機架中央圓洞內，而 X 射線球管及偵測器置於



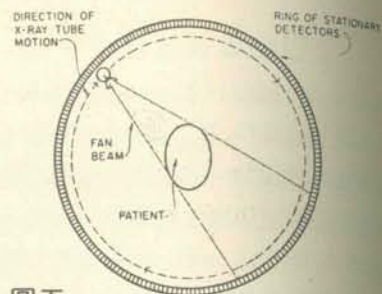
其內，分別主司產生X射線及量度X射線通過人體組織後之衰減強度。由於掃描機架內掃描運動方式不同，CT掃描機可分為三種：(1)平移旋轉式(translational-rotational)，為第一代CT掃描機(圖二)及第二代CT掃描機(圖三)(2)固定旋轉式(fixed beam-rotational)為第三代CT掃描機(圖四)(3)靜態偵測器排列及一移動寬大扇形X射線柱，為第四代CT掃描機(圖五)；也因而影響其掃描及影像重建時間。



軟體則為電腦控制系統程式及用來重建CT影像的程式(programs)。

CT之基本原理 為物體的內部結構能從此物體多個投影而加以影像重建(圖六)。CT掃描機雖已進入第四代，不過其基本原理都是相同的，因此我以Hounsfield之第一部CT掃描機來簡單說明其原理。

CT對同一人體斷面因掃描角度



圖五

不同而得到不同的X射線衰減側影，即(圖七)

$$N = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_{80})x}$$

e : 自然對數之底(2.718)

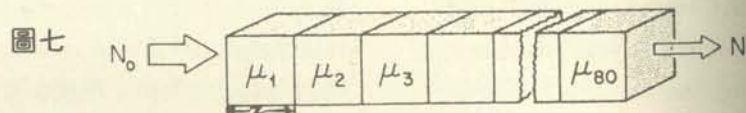
N_0 : 入射X射線光子數目

N : 偵測器上X射線光子數目

x : 各小立體元件寬度

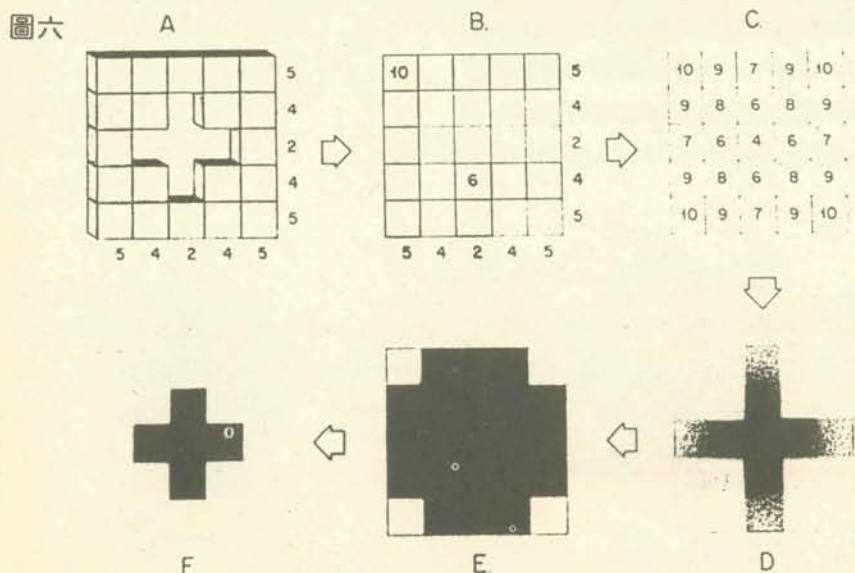
$\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_{80}$: 各小立體元件之X射線衰減係數

($\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_{80} = \text{ray sum}$)



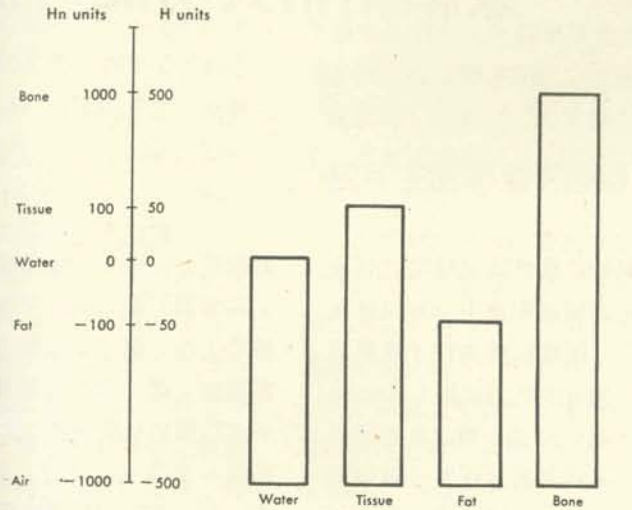
圖七

電腦及成像系統係記錄所通過組織之X射線衰減的側影(profiles)，且轉變這些衰減值成CT影像，係由硬體(hardware)及軟體(software)兩部份組成。硬體包括中央處理單位(central processing unit)、輸入及輸出設備(input and output devices)和記憶單位(memory unit)，分別擔任負責整個電腦的運算及控制工作、負責資料的輸入及輸出和負責資料儲存。



由多個不同角度之掃描可得到多個不同如上列之方程式，最後方程式之數目比變數多，如Hounsfield之CT掃描機即有 160×180 (28,800) 個方程式，然後利用電腦解這些聯立方程式，即可得 $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots$

圖八



μ_{80} ，這些係數在映像管上就成灰色尺度之黑白影像。但 μ 是一種物理量，為區分物體密度的不同；一般臨床上常把量度出來的線性 X 射線衰減係數 (μ_p) 與水的線性 X 射線衰減係數 (μ_w) 標準化，再放大成一整數，稱為 CT number，即 CT number = $K(\frac{\mu_p - \mu_w}{\mu_w})$ ，此處 K 為放大常數，如取 500 則為舊 Hounsfield units (H units)，如取 1000 則為新 Hounsfield units (Hn units)；如骨為 + 500 H units 或 + 1000 Hn units，空氣為 - 500 H units 或 - 1000 Hn units。一般人體內組織之 CT number 如圖八。

CT 影像重建 (image recon-

struction) 係採取數學方法 (algorithms)，使用於 CT 者有下列方法：(1) 反投影 (back projection) (2) 重複方法 (iterative method)，又分為 (a) 同時重建 (simultaneous reconstruction) (b) X 射線柱一一修正 (ray-by-ray correction) (c) 一點一點修正 (point-by-point correction) (3) 解析方法 (analytic method)，又分為 (a) 二次元富氏解析 (two-dimensional Fourier analysis) (b) 過濾反投影 (filtered back projection)。目前 CT 大部份採用解析方法。

初期 CT 祇限於頭部之檢查，在全身 CT 掃描機問世後，已把檢查範圍擴展到肝膽系統、胰臟、脾臟、泌

尿系統、後腹膜腔、腹膜腔、骨盆及胸頸部等；近幾年來新式 CT 掃描機出現後，更把其用途由診斷擴展到治療（如體內腫瘤之活體抽取病理檢查、體內膿腫之引流及體內腫瘤放射線治療之定位等）。

在判讀 CT 影像時，除了要熟知人體斷面解剖外，還要特別注意下列幾點：(1) 小心操作窗寬及窗中心 (window width and center point) (2) 熟知假影 (artifacts) 之種類及成因 (3) 部份體積效果 (partial volume effect) 即病灶祇有一部分出現在一掃描斷面上或病灶太小祇佔一掃描斷面一部份，因此其 X 射線衰減係數為此病灶與鄰近正常組織之平均值 (4) 對比劑 (contrast media) 之適時使用。

CT 掃描機從 1972 年問世以來，短短 8 年間已由第一代進入第四代，而且尚方興未艾，不久的將來定會進入第五代甚至第六代。更重要的是由於它之出現，勢必影響醫學院未來解剖及病理的教學，強調人體橫斷面解剖 (transverse-sectional anatomy)，甚至矢狀面及冠狀面解剖 (sagittal-and-coronal-sectional anatomy)。