

COMPUTED TOMOGRAPHY

電腦化的物體切層透析法

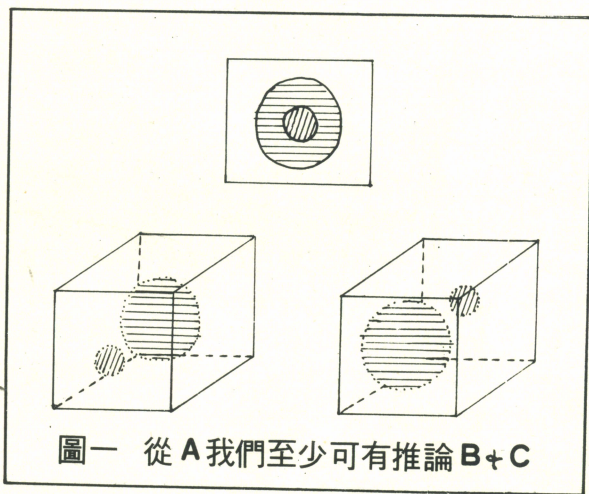
— 梁家驊 —

序言：

電腦在醫學上的發展在國外已有不少日子，但在國內還屬萌芽階段。此文僅屬拋磚引玉之作，謹以此獻與各位有興趣的同學。文後參考書目相信對初瞭解有一定的幫助。

在自然科學研究過程中，一貫以觀察所得為最可靠的判定。對於一般微小的事物，我們可以利用普通的光學顯微鏡。近年來的發展，電子顯微鏡的解像能力有進一步的改善，使細小如細胞器官者亦無所遁形。但這一方面的成就只不過是放大能力的改進，對物體的一般結構瞭解幫助不大。而且必須考慮到，對任何物體進行這一類的觀察時，必須首先要得到樣本切片。於是切割、藥品處理以配合放大方法……等等無可避免，而這些步驟亦可算是對整體的破壞。雖謂極力希望保持原來狀態，然而相當程度的變形是可預測的。幸好切片處理的方法主要是在病理組織的研究，整體形狀的需要並不十分重要。不過我們不難會有這樣的疑問：在原來物體的結構與現時觀察所得究竟有多少差別（IN VIVO & IN VITRO）？

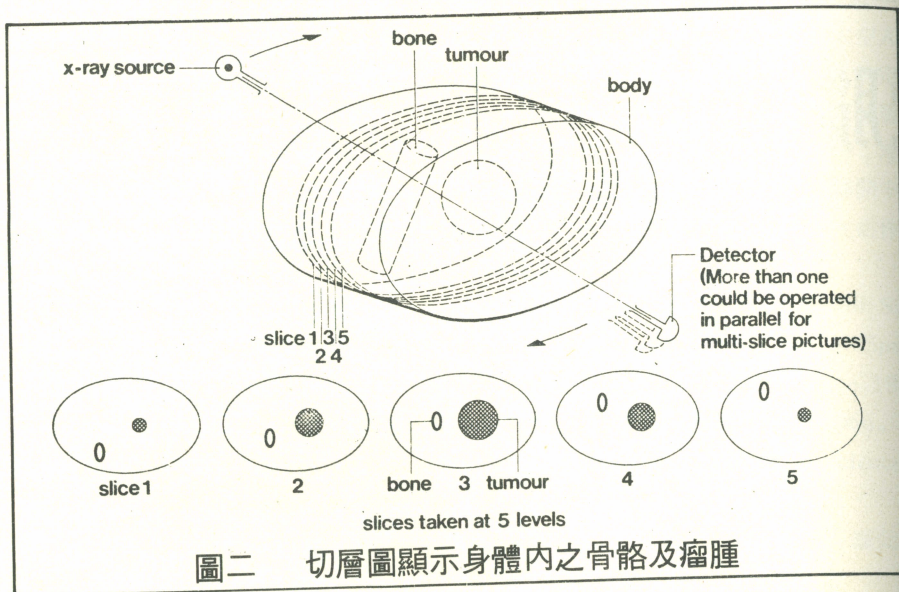
我們觀察物體時，常常會受到許多表面阻礙而未能清楚瞭解，例如物體可能有外殼包圍。X射線的發明提供了透視的方法，使我們能克服外圍的阻擋。但這只解決了問題的一部份，主要因為底片是陳視所有器官的疊影，這樣也構成瞭解的障礙（圖一）。近年來由於電腦已經受到廣泛的應用，使到許多以前不可能的建議也可逐步實現。電腦化的物體切層透析法（COMPUTED



TOMOGRAPHY) 自 HOUNSFIELD 製造成第一部機器，這幾年的發展一日千里，令人注目。早在六十年代已有人提出電腦在醫學上的臨床應用。實際上的使用還要拖延了好幾年。斷層法之所以採用電腦，主要是因為在圖形重組時，每一個點元的數值也需要經過一大串的數學運算，而規則化的運算却是電腦的拿手好戲。電腦還可以迅速地解決模擬問題，這也是重組時所必要在圖形上逐步修改的。順理成章地電腦便給拉進這圈子。

究竟什麼是斷層分析？我們可以圖二來舉例。普通觀察一個物體，X光只可以得到一排疊影。斷層分析却不需把物體切開，而可得到物體的橫切圖片。這方法主

要針對的問題是因為傳統的X光照片供給了許多不需要的資料，但每一張照片却不能給我們最大的測驗結果。這種浪費是必須改善的。



利用照片來重組圖形已是十多年前的建議。基本操作是把兩個偵察裝置安排在物體兩旁作切線移動，這樣便可把物體對放射有吸收的情形紀錄下來。旋轉角度後再重複掃描…，直至物體已旋轉了 180° 。最初的重組方法是將掃描紀錄在陰極射管顯示出來，然後把感光底片對著射管曝光。當顯示另一角度的紀錄時，底片亦隨之旋轉。經過重複的曝光，底片上留下了每一相對角度的陰影而構成了物體的斷層圖。這方法有一個相當嚴重的缺點，就是不能夠預早決定光點的亮度。也就是說我們未能改善照片的明度，這樣拍出來的照片自然是模糊不清。由於這一個缺點干擾了照片的清晰度，KUHL & EDWARDS 便提出了一個利用計算累積辦法來代替最初的重複曝光。

儀器的結構與原來的差不多，只是把偵察裝置改為閃爍計數器。計數器每移動2.5mm便紀錄一下閃爍數次。掃描25cm便可獲到一百個數次。計數器是與紙帶打孔器連接的，每一個數次便在紙帶上打孔紀錄下來。如此一捲紙帶便可儲存為多個角度照射的紀錄。

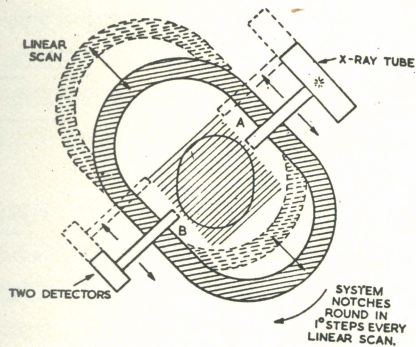
曝光法依然可利用來連組圖形。先把一規則打孔的紙帶連接在陰極射管以控制光點的進行速度，而把剛才的紙帶作為光度控制。這樣每讀完一行紙孔便可組成一次掃描的輪廓。把光度比照調節一下，再將形像拍下來

，然後同樣地處理另一段紀錄；這樣一連串的紀錄曝光便製成了斷層圖。此方法雖然提供了調整光點明度的能力，但實際上每一張照片的製成却需要多次嘗試才能完成，在製作上殊不方便。比較完美的方法是由計算機來重組。首先把每一點元的光度計算出來，然後用螢光屏將這些光點重現出來。把整個螢光屏分為100，將最大中心圓作為有效面積（因為這部份是空氣因素的規則範圍），由二組座標可定義圓內的光點。將所有通過這點的光度平均作為此點的光度。至已計算出所有點元的光度。回復最初的方法，把點元的光度在螢光屏上再顯現出來。電腦已經開始在斷層分析上了，不過這方法的解像效果仍待改進。

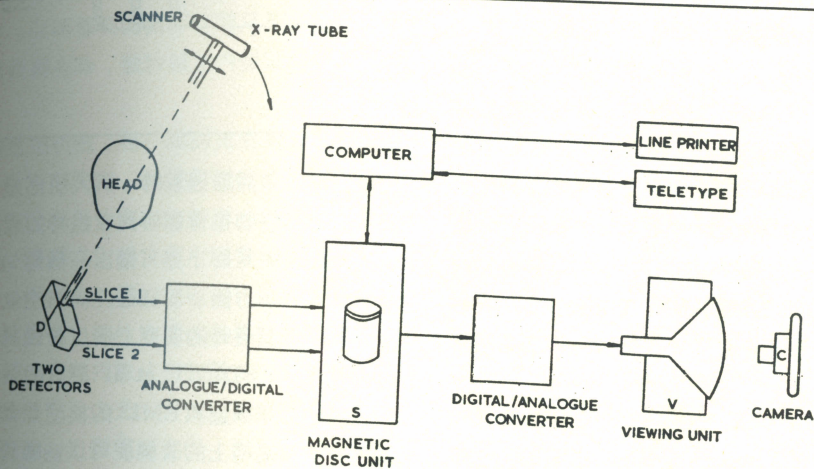
現時世界上採用最多的斷層掃描器，大都脫離EMI的最初模型。雖然這也是七十年代的產品，現時已顯得稍為落後了。不過它的推出解決了許多不能應付的問題，在放射線診斷學掀起了一陣熱潮。它的應用大大的向前邁進一步。

雖然儀器的設計已有很大的改善，但基本上與最初的差不多。在構造上，X射管及受光器（附放射器）安裝在同一骨架上（圖三）。X射線從射管射出，透過物體而由另一端的受光器接收、測量其強度。X射管出口亦同時裝有受光器以獲得其放射強度。

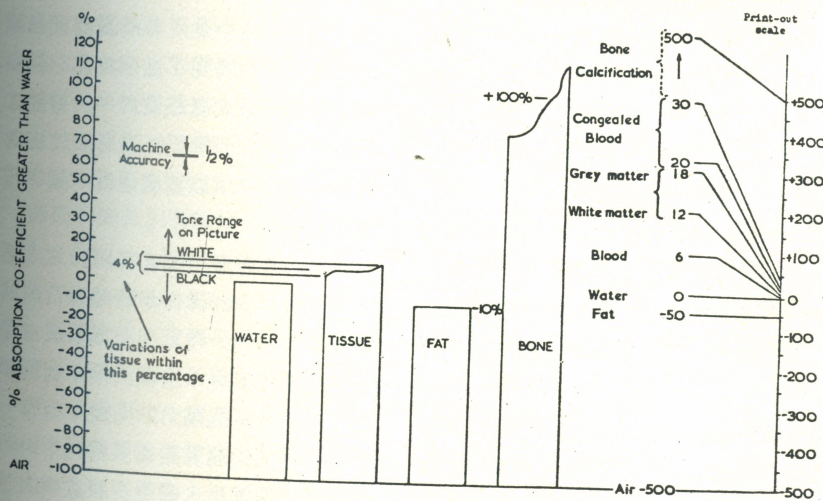
圖三



A. EMI Scanner 的基本構造



B. 機器的操作原理



C. 組織的相對密度圖表

光線途徑上的吸收程度可由下式列出：

$$\text{吸收度} = \log \frac{\text{光源之強度}}{\text{透過物體後之強度}}$$

操作方法是將骨架在一個固定平面上平移，照射160次，也就是說得到了160個讀數。跟著整個骨架在此平面上旋轉一度，再重複整個平移照射。如是直至旋轉了180°，亦即已從各個角度完成了整個物體的掃描。這時我們已得到28800（160 × 180）個讀數。我們假設整個面積由6400個點元組成（80 × 80），而每一點元是有一特定的吸收常數。只要方程式數目多於點元數目，6400個點元的吸收常數定必可解。於是可得到180 × 80的矩陣，而矩陣內每一元素相當於對應點的吸收常數。這個矩陣我們可以用高速打字機輸送出來，也可以在螢光屏表達出來，再拍成照片作永久紀錄。

組織的吸收常數是以純水作為標準，儀器分析之精確度可達千分之五。腦部組織之吸收介乎水之百分之四左右，也就是說我們得到的構圖將有八個程度的顯示。

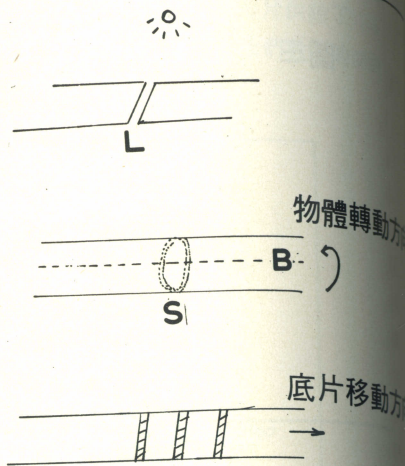
在掃描過程中，為了避免病人頭部的移動而引起影像的模糊不清，病人頭上是罩以可灌滿液體的膠套。當液體充滿了膠套時，病人將受到輕微的逼壓而不能移動。而另一方面，膠套內的液體環繞著整個頭部，在重現時構成一個均勻的外邊。

SMITH, PETERS & GORDON 在大約相同時間提出了另一個方法與 HOUNSFIELD 所設計的比較。他們的方法可以圖四闡釋。假設有一物體B而我們正要獲得在部位S的漸層圖。我們在X射管的開口裝置一塊有線縫的屏擋。因物體每部份對X射線的吸收各有不同，當我們在另一端放置感光底片，我們可得到一份有明暗分佈的底片，而其明暗分佈與物體的一維吸收分佈比例。跟著我們把底片移過一格，而物體亦在固定的水平軸旋轉一特定角度（原來的透縫依然照射在已經照射的單片上），再拍照……直至物體已旋轉180°。這樣我們亦得到了一連串單縫式的X光照片。不過這樣的一排單維光暗顯示紀錄對普通閱讀者是無意義的。在進一步整理之前，必須先把這一串的底片轉變成可理解的資料。由於是打算使用電腦來作資料整理的，脈沖才是我們需要的。

在光源與光電池之間把已獲得的X照片橫移，由於光暗度改變的關係，光電池受到不同強度的刺激而比例地引起一連串的脈沖。連串的脈沖就是原來物體從不同角度拍照的紀錄，此時的資料更可由電腦加以分析。

在 HOUNSFIELD 的設計中，主要應用是局限在

圖四



頭部方面。在掃描過程時，病人頭部幾乎要保持不動，輕微的移動也會影響到重組時的精確程度。病人頭部有固定的幫助，亦可襯出一個均勻的外邊，但起十分多的不方便。而且體腔內有空氣的存在，限制了掃描器調整時的廣度，所以身體其他各部的掃描未能進行。LEDLEY et al 設計的 ACTA SCANNER 大致構造與 EMI 的模型類似，但應用範圍廣泛多了。結構上的改變使可以適應於觀察身體的一部份。掃描途程可從24 cm調節至48 cm，而掃描的時間亦由五分鐘至六分鐘（24 cm—48 cm 整個掃描平面更可傾斜至30°以獲得適當切面的掃描）。放射劑量小是所有掃描器所必須具有的條件。掃描器同樣地表現了這個特點。每一次掃描進行時所受到的輻射大概相當於一次普通X光拍照的劑量（rad.）。但由於輻射範圍局限於皮膚表面，及每一表面也不同，所以連續進行一連串掃描後，皮膚所受的輻射總量依然很小。

以二萬多個方程式來解出六千多個基本點元的能力，所需要的操作步驟超過百萬次，我們不能說那是多繁複的一件工作。如果沒有電腦的協助，那美妙的理論基礎，也發展不了這門學問。甚至用這樣的方法，一萬個點元的光度，但每一點是24次，而每一個的運算是需要翻找2400個數字……多的數字運算是人類所不願意做的，但電腦只需十五分鐘的工作便可全部完成。無論在可行性及觀點來說，電腦是不可缺小的。

有一個比較簡單的程式 (ART)，是以模擬方法來構圖。首先假設一個二維矩陣，從某一角度作假想照射，把假想得來的結果與原來結果比較，使差值平分至每一被照射點；這樣再從另一方向照射，重複又重複……電腦應付這類模擬問題是非常簡單的工作，但對人類來說却是空中樓閣了。

電腦除了提供方法以解決光點的計算問題外，對於影像重組方法上也有極大的幫助。在螢光屏上可以光度強弱來表示；或者用電動打字機把整個圖形在紙上顯示出來；又或者以彩色顯像管以各種顏色構圖，這樣使精確度有最大的發揮。此外，電腦用的磁帶、磁碟亦是最佳的資料儲存地方。我們可以想一想，每張照片有二萬多個點元的數字，但所需要的儲存空間只不過是數立方吋而已。如有需要翻查時，數秒鐘之內便可把整個圖片重構出來。

在最早的切層透析法，每一點的光度是以所有通過這點光線的亮度平均來決定。這樣得到的最後結果是比較模糊的。可是在沒有其他方法的情形，它却有簡單而效果不錯的優點。將聯立方程式應用到分析每點光度是最完美的方法了。假設每一點的吸收能力是不變的，這樣大量獲得掃描結果後，線性地聯結起點元的吸收能力及掃描結果的關係。方程式數比未知數多，方程數定必可解。由解出的每一點元之光度再來重組圖形，得出來的結果當然是完美的。(對電腦來說，二萬多個方程式也是相當麻煩的。有另一個數值解決方法可見參考項目一。這主要是討論重組時的數學理論，對應用無大幫助。)

CT 最大的優點是它的靈敏度。EMI 的最初產品便已經可以偵察到組織內有 0.5% 的改變。HOUNSFIELD 的報告說，儀器是可偵察極小的密度改變，它的靈敏度比傳統方法高出一百倍。這樣好的效能已是相當令人滿意了。CT 的應用是革命性的創舉，最初主要集中於腦部的研究，腦部組織是相當細緻與 CT 密度相類似。近期由於廣泛的受到注意，CT 的應用更趨多面化。例如在眼部的病變 (retroocular diseases)，CT 的輔助觀察更為有效。泛此種種，我們是可以預期到這麼有效的研究工具，將來的應用必定是更廣泛。

值得一提的是，在以往的研究中經常由於需要觀察輕微的改變而把一些有阻隔作用的液體注射入病人體內，用以提高 X 光照片的對比。這樣的方法通常是需要一段準備時間的，尤其是可能給與病人相當大的痛苦，CT

却可完全避免了這方面的弊端。如果把注射法跟 CT 結合使用，CT 的能力將更加提高。而且由於 CT 的侵害力 (指放射性而言) 是最小，但靈敏度却特高，使可以在更早期便進行對類瘤腫的檢查。

Reference :

- 1/ Cho & Ahn: Computer Algorithm for the Tomographic Image Reconstruction with X-ray transmission scan. Computers in Biomedical Research, 8, 8-25, Feb, 1975.
- 2/ Cho et al: Computerized image reconstruction method with multiple photon/X-ray transmission scanning. Physics Med. Biol., 19, 4, 511 (1974)
- 3/ Kuhl & Edwards: Reorganizing data from T. S. scans of the brain using digital processing. Radiology, 91, 975, Nov, 1968.
- 4/ Brown: Digital Computer Analysis and Display of the Radionuclide scan. J. Nuclear Med., 7, 740-753, Oct, 1966.
- 5/ Nagai et al: Image reconstruction in radioisotope imaging systems. Phys. Med. Biol., 12, 501 (1967)
- 6/ Ledley et al: Computerized X-ray tomography of the human body. Science, 186: 207-212, 1974.
- 7/ G.N. Hounsfield: Description of Systems; J. Ambrose: Clinical Applications. Br. J. Radiol, 46: 1016-1047, 1973.
- 8/ Peters et al: Computer Aided Transverse Body-section Radiography. Br. J. Radiol., 46: 314-317, 1973.