

C.T.的歷史 與基本原理

/ 黃照娥

歷史——

旋轉射線攝影術 與電腦斷層攝影術

正統的X射線攝影術在探測體內病害及X光片在記錄保留的功用上自有其重要性，但只能由三度空間的人體上獲得二度空間的影像，無法顯現出立體的形象。當我們所欲偵測的病害前後座落著一個具有強烈的X光吸收性物體時，在影片上就會發生影像重疊，這是因為對比太低的緣故，使得病變處被蒙蔽而無法顯現，這樣可能使我們作下錯誤的診斷。因此，為了避免上述錯誤，一個二度空間的影片最好用來檢查一個二度空間的物體——這就是斷層攝影術的精髓所在。

當拍攝軸向橫斷面X光片時（axial cross section roentgenograms），將X光管繞著人體旋轉並使X光的光扇垂直入射人體體軸。這個方法首次在日本被嘗試，同時在1946年被命名為旋轉射線攝影術（Rotation Radiography）。病人躺在旋轉枱上，X光管及底片繞著被攝人體旋轉從 0° 到 $230^{\circ}\sim 360^{\circ}$ 。底片之前有一鉛製橫隔，上有一狹長隙縫，當X光管繞病人旋轉，底片就在鉛板後滑動，而記錄下被攝體橫斷面的所有訊息。旋轉式的橫斷面射線攝影改良自以往須長期曝露的橫斷面射線攝影，雖然如此，它的低解像度卻無法區分軟組織，而無法在臨床上應

用。（圖1）

豪恩斯夫德（Hounsfield），將入射區域縮小，使得只有薄層的X光束垂直體軸入射，計算光子數目的接受器開口也縮減為 $1.5 \times 1.5 \text{ mm}^2$ 。於是人體各個小區域的光阻參數（attenuation coefficient）可以被計算出來。計算出的光阻參數被做成電訊號，這些電訊號在某個範圍內所形成的密度曲線是直線的。用這個方法，就可列表來顯示一物體的連續密度，於是不同軟組織之間的些微光阻參數差距均可顯現。普通的射線攝影是無法做到這點的。上述方法被命名為計算式斷層攝影（Computed Tomography）簡稱C.T.。柯爾馬克（Cormack）著手從事數學分析，但因電腦尚未發展，故無法應用於臨床。

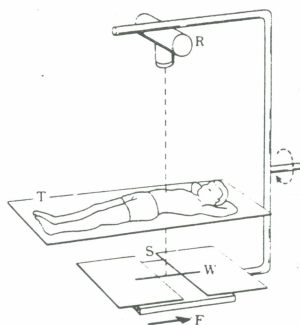
電腦斷層攝影術現已被改良且廣泛使用中，對於醫生在X光診斷及放射線治療上有莫大幫

助。

用途

C.T.可清晰地看出被覆膜及脂肪組織包圍的器官或組織的狀態，可顯出X光弱化下與正常組織只有稍微差異的不正常病灶。一般病灶含有軟部組織，和正常組織的光阻參數即使差異很少，便可能區分出而做正確的診斷。對比劑已用以幫助軟部組織病灶的診斷，如消化道、血管及膀胱等。C.T.的價值已被確認，使其取代了現有的腦部攝影、血管攝影，在診斷腦部疾病方面更具有價值。

C.T.不只幫助診斷而且也協助了治療的計劃，手術前軸向橫斷面攝影有助於減少開刀的範圍，能夠正確地定位；用於放射治療時，能控制光束以使其只覆蓋到腫瘤及給腫瘤正確的劑量，這些特質在治療上有極大的價值。



R: X光管
S: 狹隙 (可有不同形式)
T: 旋轉攝影臺
W: 鉛橫隔
F: 底片 (Takahashi 1957)

圖1:圖示旋轉射線攝影術

基本原理

C.T.最大的特徵和傳統的X光比較，是其能將光阻參數的稍差異顯影出來。其理由第一是因C.T.只照橫切面將影像表現在二度空間上，使多餘的陰影不致重疊。第二是其用一束或多數極細的X光束，使散亂的射線減少。第三是因使用寬範圍對X光強度呈線性反應的X光偵測器。第四是因採用超影像重建的數位電腦系統。

△C.T.顯影的原理

C.T.攝影是把精細調整的X光束射入人體，光束由電子偵測器接收，散亂的X光因此調整而減少。

物體放在X光管及偵測器間，X光在掃描的方向上變細成2-3毫米，然後以偵測器測量，在第一次掃描完成後，可得到穿透X光的一度空間分佈強度的投影輪廓，然後X光管及偵測器以特定的角度圍繞病人旋轉，而獲得第二次投影的輪廓，以180°的範圍重覆此過程。

X光偵測器含有螢光體及光電子倍增管，螢光體吸收X光光子時可放射出微弱的光，此光傳入光電子倍增管的光電面上，光子在光電面上轉變成光電子，經倍增管的次級電子倍增作用而成為電流脈動波，而加以測定。最常使用的螢光體有NaI, CaF₂或充滿高壓氬氣的游離槽，因其高的原子量可吸收大量的X光，氬氣因有利於小體積游離槽的準備而用作多種偵測器。(圖2)

X光偵測器較X光底片具有較寬的光子計數動力範圍。縱然底片上X光強度為零，光濃度因底片模糊而不為零，當X光強度在某特定範圍內增加時，光濃度

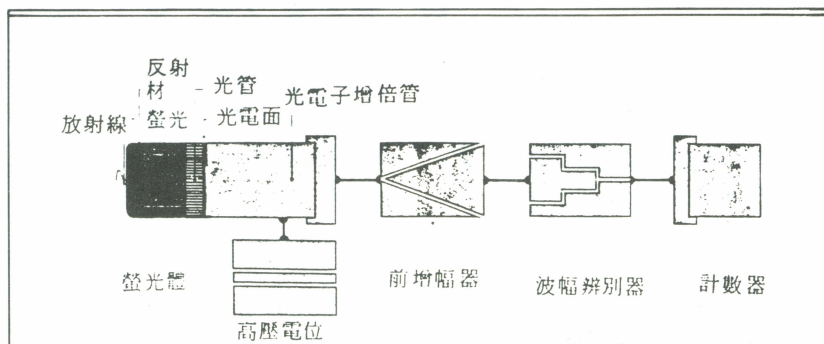


圖2：螢光計數器的構造圖

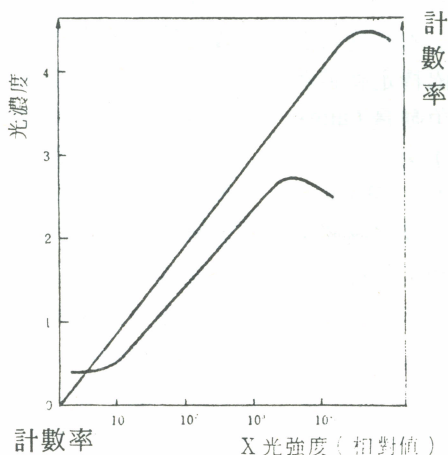


圖3：X光偵測器輸出反應及底片特徵曲線的比較

下曲線：底片的特徵曲線，其線性範圍通常為1：100

上曲線：螢光計數器的輸出反應，其線性範圍為1：10000

和其正比例地線性上升，當強度極大時，光濃度為飽和而不再增加，線性範圍限制是在濃度約1：100，此是底片的“動力範圍”，另一方面，對於X光強度的線性反應約1：10000的線性範圍。C.T.偵測器的動力範圍要夠寬以包括自骨頭至空氣穿透的X光強度範圍，才能有好的濃度解像力。(圖3)

△C.T.影像及其評估

C.T.在放射學上巨大影響的主要理由是其高解像力，能區分出組織減弱係數間的差異，此稱為濃度分辨力。當水的減弱係數為零時，各種組織的相對減弱係數稱為CT值，如下所述：

$$CT值 = \frac{U_t - U_w}{U_w} \times K$$

此處 U_t 代表組織的減弱係數， U_w 是水的減弱係數， K 為一常數，當 K 為500時，CT值稱為EMI值，當 K 為1000時，稱為豪恩斯夫德單位(Hounsfield Unit)。當診斷大腦疾病時，必須區分出水及灰質間光阻係數的差異，二者的差異約為4%（水的EMI為零，而灰質的EMI為18），CT的濃度分辨力為±0.5%，使區分水份和大腦實質間相當容易，傳統的X光無法做到此區分，故CT被認為是創時代的發明。