



核子

醫學造影技術

整理 / 李慧嫻
張簡雅青

核醫造影乃是利用某些化合物附着 (Affix) 於人體特定的區域，例如骨骼、血液或腫瘤等，當這些化合物中的某種元素被其放射性同位素取代而帶有放射性之後，放射性同位素所附著的組織變成暫時具有放射性。放射性同位素在此時衰變並釋放 γ 射線，用偵檢器來測定它們的位置及強度，便可獲得有關病情的資料。

在造影時所用的 γ 射線，其能量經常高達 511 keV，這些射線具有很高的穿透力，無法用鏡片使之折射或成像，故我們以重金屬的瞄準器 (Collimator) 來收集選擇之，例如在鉛中有長條形的孔穴，可使直行的 γ 射線通過，而散射的 γ 射線則予以吸收。被收集到的 γ 射線在偵檢器上產生一個記號，由此我們配合一個記憶儲存系統，則可以重建一個表示放射強度及位置的圖像了。

一、安格攝影機 (Anger Camera)

安格攝影機，乃是 γ 射線由體內射出，經過瞄準器的孔徑到達由鉍 (Thallium) 所活化的 NaI 晶體，這種晶體可將 γ 射線的能量轉變為可見的光子，此為閃爍過程 (Scintillation Process)，這些光子再射入一組光電倍增管 (PMT, Photomultiplier tube)，管中的陽極信號由相加 (Summing) 網路得到 x^+ 、 x^- 、 y^+ 、 y^- 四組訊號輸出，這四組訊號分別與 γ 射線射出的位置座標互相對應。

一個光電倍增管的 x^+ 信號強度是與此 γ 射線在 x 軸方向的 γ 射線強度成正比。每當一個閃爍現象時，我們便可根據 $x = (x^+ - x^-) / Z$ ， $y = (y^+ - y^-) / Z$ ， $Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$ 算出 X 座標及 Y 座標的絕對值。當然，如此計算工作是由高速類比網路來完成，此時在 CRT 示幕上即有一個光點來表示此一 γ 射線所造成之確實位置。通常以偏光底片來將連續的顯示下來，得到一幕完整的圖像。

二、正子放射斷層攝影 (Positron Emission Tomography; PET)

有些放射正子 (正電子) 的放射性原子在核醫方面日益重要，當正子在放射位置與電子復合 (Recombination) 時，會放出二向幾乎完全相反的 511 keV 的 γ 射線，偵測這兩條 γ 射線可以定出一個橫穿過病患身體的弦 (chord)，在 PET 系統中不需要用瞄準器， γ 射線是由二個完全相對的偵檢器來接收的，鉛製的吸收器仍是需要的，它可用來限制攝影的區域。

引用正子放射性核種的突出的物理及化學性質使 PET 在運用上有卓越的進步，那些具有短衰期的同位素 (碳-11，氮-13，氧-15，半衰期由 2 到 20 分鐘) 在研究生理反應上有極

性，它們可以與某些適用的藥物相結合，便可順利地追蹤體內的生化反應過程。

此外，一些用氫-18 標示 (Label) 的化合物在生化反應過程中的某一特定點會產生新陳代謝可提供分析過程中一套不同的數據。

PET 目前所碰到的最大困難是在如何沿脊線二條 r 射線來決定正子位置，測量方法是根據二條射線個別到達偵檢器的時間差，來決定正子在體內深度。距離二個相對偵檢器的中點一公分處的 r 射線，到達這二個偵檢器的時間差僅僅只有 66 微秒 ($66 \times 10^{-12} \text{ sec}$)，迄今尚無一種很有效的辦法來測量這麼小的時間差。但使用測量光子的飛行時間 (Time-of-flight) 的技術仍然可以使影像的信號雜訊比 (Signal-noise rate, S/N) 有所改進。

三、單一光子放射電腦斷層攝影 (Single-Photon Emission Computerized Tomography; SPECT)

我們可以用 r 射線源，再配合瞄準器，依放射源在人體內的不同深度來進行斷層攝影。這種系統中影像重建部份的數學機構，可以將 r 射線的放射分成若干不同的層面。

另一種可行的方法是用「平行孔徑瞄準器」(Parallel-hole Collimator) 攝影機，即重金屬製成的瞄準器中孔徑全是平行的，它可圍繞著病人來取得同位素靜態分布的單一 r 射線圖像，並且可配合標準的電腦斷層影像重建機構；亦可用一個或二個大視野的 r 射線攝影機及瞄準器進行 SPECT，此乃目前極可行的辦法。在繞行病人 360 度之後，即可取得全部數據。

在半動態 (Quasistatic) 同位素分布的分析上，SPECT 經常被使用，尤其是腫瘤定位的應用方面。

四、核磁共振儀 (Nuclear Magnetic Resonance; NMR)

在醫學造影上的一種新方法是利用原子核的核磁共振現象，這種方法最大的好處是不必使病人受到輻射線的照射。NMR 在物理及化學上是一個很有用的分析工具，但目前在醫學上的應用尚未完全發展成熟。它的工作原理是基於任何原子核均有角動量及自旋的現象，只要中子數和質子數兩者，出現一個偶數和一個奇數時，角動量及自旋動量可以測出，測定的方法是將樣本放入一個均勻且強大的磁場之中，磁場作用使粒子的自旋平行或反平行 (Antiparallel) 於這個磁場，然後再加上一個射

頻 (Radio-frequency, RF) 訊號於樣本，當射頻訊號配合磁場頻率，使粒子產生自旋，能階所提升的能量正好等於頻率所供給的能量 ($E=h\nu$ ， h 是普朗克常數， ν 是頻率)，被吸收的能量可經由射頻電路測出。

由 NMR 所得到的分析數據是二個衰減時間常數 T_1 和 T_2 ，這是自旋晶格 (Spin lattice) 與自旋間緩和 (Spin-Spin relaxation) 時間，這些可由量子力學計算分析，獲得有關分子結構的重要資料。而這二個時間常數可由脈衝式 (Pulsed) 射頻電路來測定。

NMR 在醫學造影上最初應用是測定組織液中質子濃度 (水中的氫原子)，但 NMR 的輸出信號對 T_1 和 T_2 很敏感，在穩定的射頻中，NMR 的能量吸收與 $\rho T_1/T_2$ 成正比 (ρ 是質子密度)，軟組織中 $T_1 \approx T_2$ ，固體組織中 $T_2 \ll T_1$ ，中等硬度的組織 (如肌肉和肌腱) 可得到中等的 T_1 和 T_2 比值。

所以 NMR 在醫學造影中的組織定性乃是基於 T_1 和 T_2 的比例 (各組織均不相同)。目前有充份的臨床證據顯示在癌症腫瘤中的 T_1 和 T_2 比值約是正常軟組織的兩倍。由於 T_1 及 T_2 均較長，所以 NMR 在癌症檢查診斷是採用脈衝式的射頻，而不

採用平穩態的射頻能量吸收方式。

五、核子醫學造影中所冒危險

無可置疑，注入人體的放射性藥物有某種的危險性，因此在選擇此類藥物以及注射的大小，均須十分謹慎地控制。核子醫學乃是線臨床診斷的數十年經驗發展而來，胸部 X 射線檢查的輻射劑量大約是 50 毫侖目，牙科 X 射線到面部及頸部的劑量是 50~500 毫侖目，一說，只要不是時常照射 X 光，這種劑量是沒問題的，在放射線環境的工作者所能承受的劑量是 3 侖目 (全身)、5 侖目 (皮膚)、25 侖目 (局部)，每年自然界中的輻射劑量大約是 150 毫侖目 (X 射線電腦斷層的劑量大約是 1~3 毫侖目，視儀器系統及照射器官組織深度而定)，核子醫學操作人員將儘可能在此標準之下。

摘譯自 IEEE Spectrum July 1980
pp 33~43.