

儘管有許多種 MRS 波序可用，最常用的仍為點重解頻譜法 (point resolved spectroscopy ; PRESS) 及受激回音採集模式 (stimulated echo acquisition mode ; STEAM)。前者即為利用自旋回音的第二個回音來做傅立葉轉換計算頻譜，如圖 7-46；後者係利用自旋回音的第一個回音做傅立葉轉換計算頻譜，後面兩個 180° 脈衝都用於空間定位，如圖 7-47。兩者還必須設定諸如 TR、TE、FOV、NEX 和體素尺寸等取樣掃描參數。通常選擇中等長度 TR (1,500~2,000 毫秒) 短 TE (~30 毫秒) 或中等 TE (~144 毫秒) 。

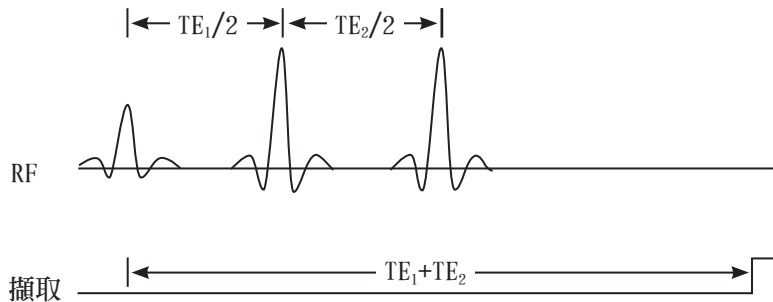


圖 7-46 點重解頻譜法

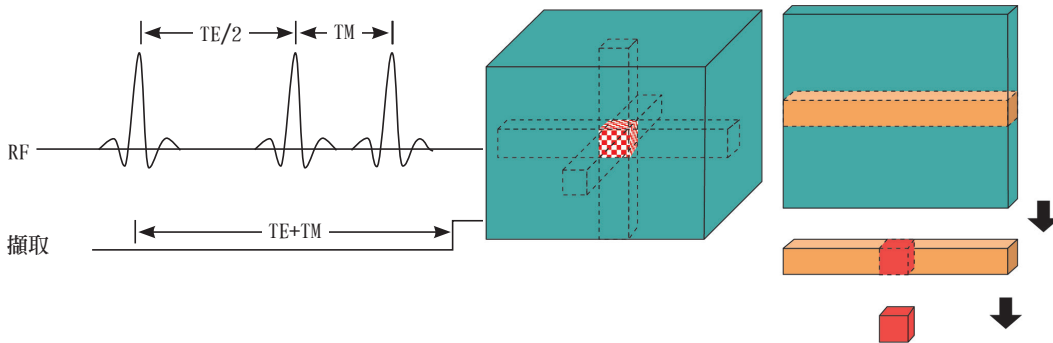


圖 7-47 受激回波採集模式

註：三個 RF 皆為 108° 射頻脈衝，效果將如右圖所示，可以定義只有特定區域的自旋量被激發並感應訊號。

以臨床氫核磁共振頻譜常用來檢測腦部的腫瘤代謝物，這些代謝物包括：(1) 脂質 (lipid ; LIP) δ 為 0.90 ppm/1.30 ppm；(2) 乳酸 (lactate ; LACT) 為雙峰， δ 為 1.35 ppm；(3) 丙氨酸 (alanine ; Ala) 為雙峰， δ 為 1.47 ppm；(4) N-乙酰天冬氨酸和其他含 N-乙酰基化合物 (N-acetylaspartate ; NAA) δ 為 2.02 ppm；(5) 谷氨酸和谷氨酰胺 (glutamine and glutamate ; GLX) δ 為 2.35 ppm；(6) 肌酸加上磷酸肌酸 (creatinine ; Cr) δ 為 3.03 ppm；(7) 膽鹼和其他含三甲胺的化合物 (choline ; CHO) δ 為 3.20 ppm；(8) 甘氨酸或肌醇 (glycine/myo-inositol ; Gly/MI) δ 為 3.55



ppm。通過測量每種代謝物的 ppm，並將其與正常腦組織進行比較，神經放射學家即可確定活體中的腫瘤組織類型，如圖 7-48，可注意每個有特定意義的波峰其所處位置之 ppm 值，會以此來鑑別代謝物種類。

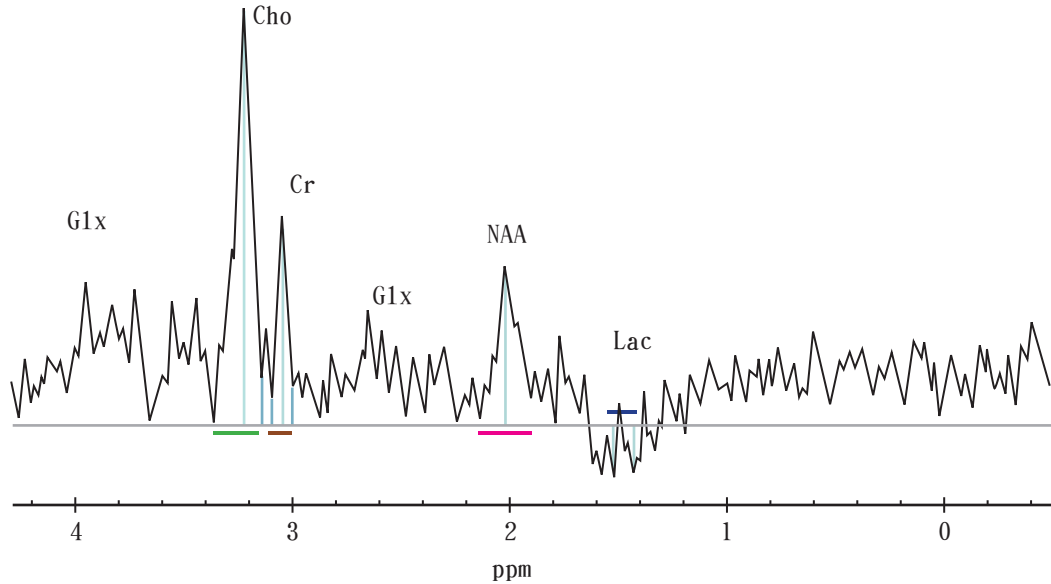


圖 7-48 轉移性腦腫瘤的 MRS

註：注意其中 N-乙酰天冬氨酸 (NAA) 波峰較低，因 N-乙酰天冬氨酸為神經元細胞特有的代謝物，其他部位轉移而來的腫瘤細胞缺乏此一特徵。

參、功能性磁振造影

功能性磁振造影 (functional magnetic resonance imaging ; fMRI) 的原理主要以血氧濃度依存 (blood oxygenation level dependent ; BOLD) 理論最為普及，乃是因含氧血紅素 (oxy-hemoglobin) 內含 Fe^{+2} 鐵離子，有一個不成對電子，對磁場磁力線表現呈反磁性；而去氧血紅素 (deoxy-hemoglobin) 因為少掉氧離子結合， Fe^{+2} 鐵離子有四個不成對電子裸露，對磁場磁力線表現呈順磁性，所以兩者的磁化率 (susceptibility) 會有所差異，造成磁振訊號的改變，對比差異主要是因去氧血紅素為順磁性物質，可產生橫向弛豫時間 T_2 縮短效應 (preferential T_2 proton relaxation effect) 造成訊號量下降。

腦部血管中血液氧氣含量的改變與腦部神經元活化有關，當神經元細胞活化興奮時，會消耗能量與氧氣造成腦血流量增加，腦內局部去氧血紅素與含氧血紅素比例的改變使得磁振造影訊號強度產生變化。通常活化發生時，會耗費氧氣，

使掃描體素內含去氧血紅素比例上升，致使訊號下降，然而此非主要的目標，隨即腦內之血流機制會快速供應此活化區更多的含氧血，而因神經細胞所消耗的會小於瞬間補充過來之部分，因此活化後產生神經衝動的體素區域中，含氧血紅素大於去氧血紅素，使此體素在 BOLD 對比影像中表現出較高的訊號。但是這種訊號對比極為微小，幾乎和背景雜訊無異，根據統計，3 T 的磁振造影儀大約只能偵測到 BOLD 訊號比背景值多約 6%；因此，大部分的 fMRI 需要做重複測試，使其反覆多次刺激並接收訊號，再利用複雜的統計模式分析各個像素的時間與空間相關性，才能判斷各像素（或腦回區域）與實驗設計的刺激間相關性多寡，再將結果呈現在另一組精細的解剖影像上。

圖 7-49 為一個簡單的圖形記憶 fMRI 實驗設計，此是利用螢幕投影影像到磁體內讓受測者能接受指令與問題（這部分已有許多廠商開發實驗套件），畫面一開始會有準備的空白背景時間，這時快速的 EPI 波序已經開始連續掃描，接著開始連續播放四個不同的圖形讓受測者記憶，再接著給予問題，請受測者回憶第二組是否為圓形，立刻反應對與錯（可以用專屬按鍵回應或其他方式記錄），如此為一個循環，並重複此過程十次，在整個過程中受測者接受刺激並做出反應，EPI 波序不斷記錄整個過程的腦皮質影像，最後所得到可能是上百組的全腦 T_2^* 加權影像，如圖 7-50，最後進入統計過程。

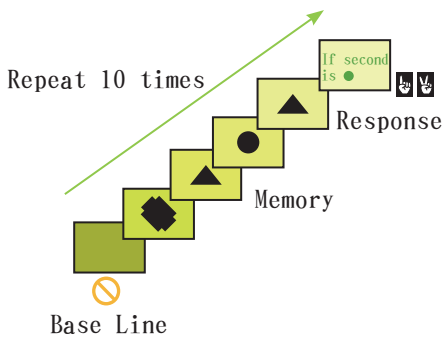


圖 7-49 典型的圖形記憶 fMRI 實驗設計

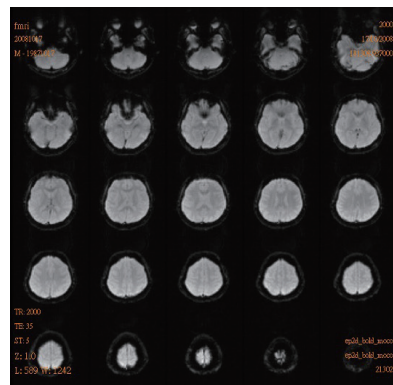


圖 7-50 TR 時間內的全腦影像

以最普遍的統計參數映射分析圖 (statistical parametric mapping ; SPM，目前最新為 2014 年釋出的 SPM12 版本) 分析模式論，上述的上百組全腦 T_2^* 加權影像將經過 slice timing、realignment、coregister、normalise、smooth 等步驟的前處理，再利用 paired t-test 統計各個像素的時間相關性，最後可以呈現成二維平面或三維的立體腦區，幫助判斷活化區域（如圖 7-51）。

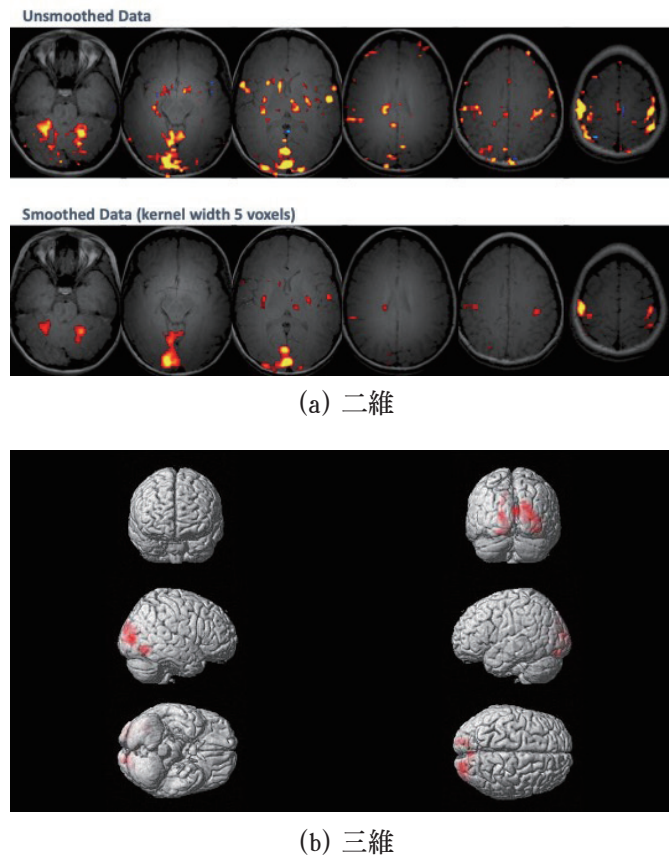
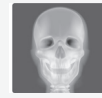


圖 7-51 二維及三維方式展示腦活化區域

肆、擴散加權影像

施泰斯卡爾 (Stejskal) 和坦納 (Tanner) 於 1965 年最先提出擴散加權影像 (diffusion weighted imaging ; DWI) 波序，他們應用自旋回音波序再結合一對完全相同的梯度脈衝 (bipolar magnetic field gradient pulses) 來對水分子擴散編碼，以偵測出體內水分子擴散運動情形。擴散本身為基礎物理現象，和物體結構及溫度相關，並不受 MRI 強大磁場影響，水分子擴散會使訊號降低，擴散運動愈快，信號衰減愈厲害，只要在擴散加權影像中藉由一對大的脈衝梯度來放大此效果，使梯度夠強即可看到 MRI 信號因擴散所產生的衰減，稱為擴散敏感梯度 (diffusion sensitizing gradients)，即 b 值 (b-Value)。

因為在 180°RF 脈衝的前後加一對 (bipolar) 相同梯度，如果是靜止的水分子氫核自旋磁矩在 180°RF 前造成的相位差異，會因為 180°RF 後的梯度脈衝而抵銷相位差異；反之，會擴散或流動的水分子氫核自旋磁矩則因空間位置有所變化，

所處的梯度磁場改變，在 180° RF 後便無法獲得完全相同的相位差來抵銷，甚至會因第二次的梯度脈衝而擴大相位差造成的衰減量，讓靜止水分子和擴散移動水分子產生影像對比差異。簡而言之，靜止的組織能夠抵銷相位差而保留原本的橫向磁矩量，感應訊號強度較好，擴散愈強的組織則相反，因為無法抵消相位差異而橫向磁矩量衰減，訊號變低。早期使用自旋回音波序成像速度不夠快，後來因為硬體設備改良，目前幾乎都以 EPI 波序來完成擴散加權影像掃描，如圖 7-52 所示的 DWI-EPI 波序，可以在 10 秒左右完成 20~30 張橫切面的腦部水分子擴散加權影像，這對臨床診斷急性期梗塞型腦中風極具價值，如圖 7-53。

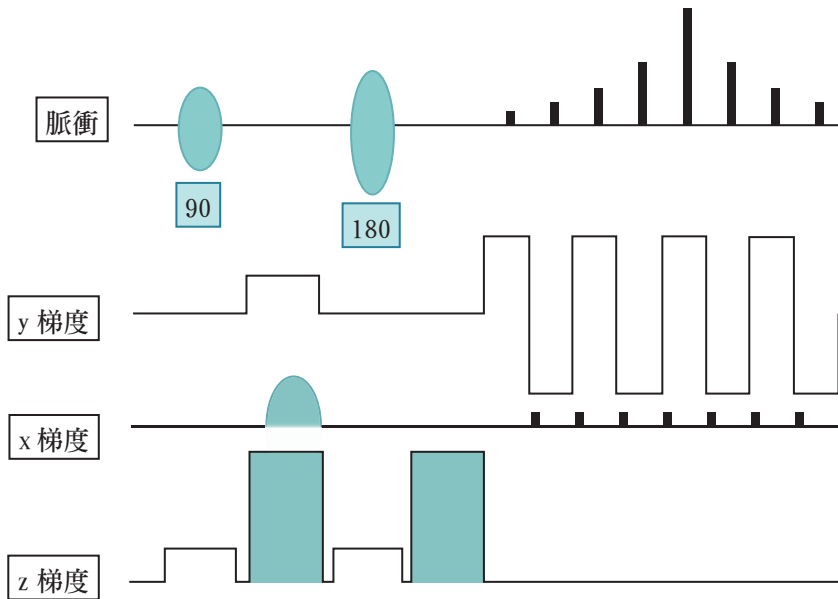
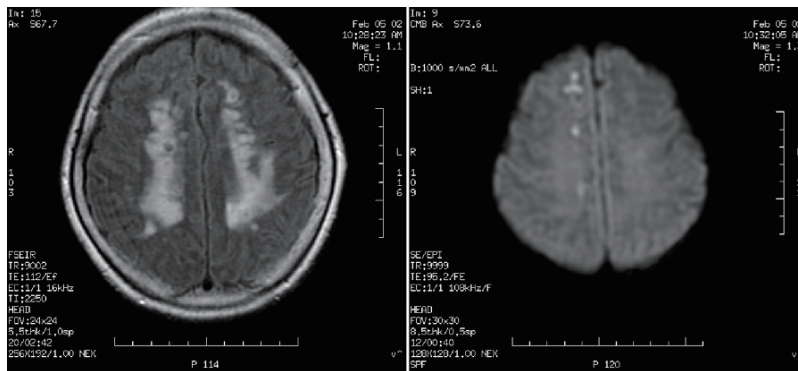


圖 7-52 擴散加權平面回音影像波序 (DWI-EPI)

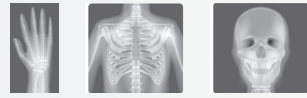


(a) 腦部 FLAIR 影像

(b) 腦部 DWI 影像

圖 7-53 相同病人的腦部 FLAIR 影像和 DWI 影像

註：(a) 中有大量腦白質退化病變所造成的白色訊號，使其無法辨認出腦梗塞區域，使用 (b) 則可以針對中風初期造成的細胞水腫區域產生明顯亮訊號，因為此區域水分子被限制擴散作用，訊號衰減少，相對高訊號。



b 值 (b-value) 的大小是依據擴散梯度強度 (G)、擴散梯度的持續時間 (δ) (gradient duration) 和兩相同擴散梯度脈衝之間的時間間隔 (Δ) 而定，b 值愈大，信號衰減愈多，如式 7-9：

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3) \quad (\text{式 7-9})$$

註： γ 為氫原子核旋磁比。

梯度的持續時間 (δ) 會直接影響 TE 長短，當 b 值固定時，擴散梯度強度 (g) 增加，梯度持續時間 (δ) 便減少；b 值愈大時，愈能壓制水分子流動組織的訊號，所得訊號如式 7-10：

$$S_1 = S_0 \times e^{-bD} \quad (\text{式 7-10})$$

註： S_1 為有擴散梯度的影像訊號大小； S_0 為沒有施加擴散梯度的訊號大小 ($b=0$ ，即為 T2 影像)。

一般臨床用的擴散加權影像波序會設定成同時完成兩組 EPI 掃描，腦部檢查常用 $b=0, 1,000$ ，而得到兩組同切面位置不同擴散對比的影像。依式 7-10，可由兩個不同的 b 值影像擴散衰減差異計算出表面擴散係數 D (apparent diffusion coefficient；ADC)，結果如式 7-11：

$$ADC = -b \times \ln\left(\frac{S_1}{S_0}\right) \quad (\text{式 7-11})$$

此處之 S 值可為兩組影像點對點的比較，或圈選 ROI 來比較計算之。臨床上也會將影像矩陣上每個點的 ADC 值計算出後再回填到影像矩陣，形成所謂的 ADC map，如圖 7-54 所示。

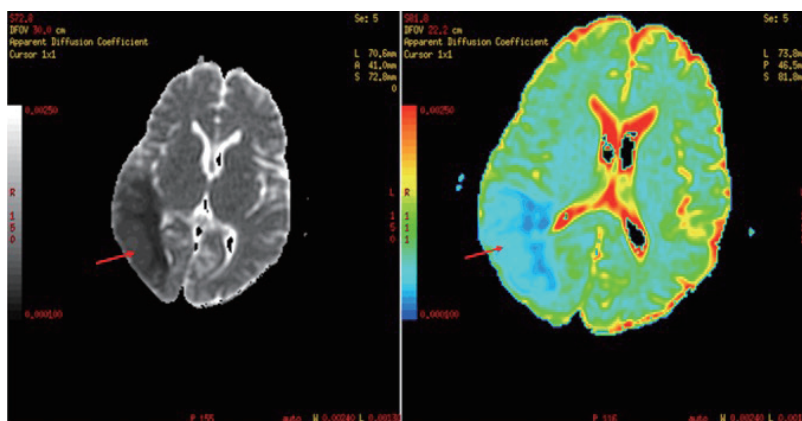


圖 7-54 梗塞型腦中風病人的 ADC map 影像

註：左圖中的紅色箭頭低訊號區為病灶區域，因為梗塞病灶發生細胞水腫現象，水分子擴散減弱，計算出的 ADC 值較低，但由於灰階影像較難以顯示，故常轉化為右圖的 ADC 彩色圖像，即可清楚看出一樣紅色箭頭指出的病灶區域，在診斷上較為容易。