

核磁共振影像原理簡介

陳志宏教授

- 一、簡介
- 二、原子核的特性
- 三、在靜磁場中的原子核
- 四、Larmor關係式 (Larmor relation)
- 五、巨觀的淨磁矩
- 六、共振 (Resonance)
- 七、自由旋進
- 八、鬆弛時間 (Relaxation Time)
- 九、成像技術
- 十、儀器裝置
- 十一、結論

一、簡介

核磁共振影像 (Magnetic Resonance Imaging, 簡稱 MRI) 近年來已成為放射診斷醫學上一個重要的工具。MRI 是利用射頻無線電波 (Radio Frequency, 簡稱 RF) 作為刺激, 以觀察特定種類之原子核在強大的靜磁場下, 受到擾動後於恢復平衡過程中, 所發出來的磁矩變化信號。利用法拉第定律, 轉換磁矩變化信號為電信號, 再將收集到的總合信號, 藉由電腦的二維傅立葉轉換 (2

核磁共振影像 原理簡介

dimensional Fourier transform) 運算, 求得物體中原來之原子核密度的影像。這個技術的優點除了不須要侵入人體 (non-invasive), 即可得人體的剖面圖之外, 最重要的是它提供了軟組織 (soft tissue) 任意截面的結構, 及其它衆多的物理參數訊息, 而且尚未發現對人體造成已知的傷害。

台大電機工程
研究所醫工組
教授/陳志宏
研究生/章天祥

^1H 核磁共振 (NMR) 的研究最早是由史丹佛大學的 Felix Bloch 和他的同事, 以及哈佛大學 Edward Purcell 兩團體, 在 1946 所發表, 但是那一段時期有關核磁共振的研究集中於化學位移 (chemical shift), 且是用連續變化的無線電波進行研究。將核磁共振的研究延伸到人體, 可追溯回 1967 年的 Jasper Jackson, 一般相信他是第一個由活體動物得到 NMR 訊號的人。在 1971, Damadian 認為 NMR 可用來診斷癌細胞, 因為癌細胞的 NMR 鬆弛時間 (relaxation time) 特別長。第一張二度空間水標本的氫原子 NMR 影像由在 State University of New York at Stony Brook 的 Paul Lauterbur 所製出。在這之前, Gabillard 做出一度空間的 NMR 訊號分佈。這些實驗最主要共同點是使用具有線性梯度的靜磁場, 這個觀念使 NMR 邁進了 MRI 的領域。

接下來, 我們將簡單的介紹核磁共振原理以及核磁共振影像處理技術。

二、原子核的特性

此處所提出的原子核特性, 是與核磁共振有關的最基本性質。原子核是由一些極微小的基本粒子所構成, 存在於原子的核心部位, 只占了整個原子的極小空間。有一些原子核擁有角動量 (angular momentum), 或者說這些原子核會自旋 (spin)。為了思考方便, 我們可以將其想成微小的自旋粒子。由於原子核帶正電, 所以這些微小的自旋粒子會產生磁矩 (magnetic moment) μ , 所產生的磁場與由一個微小的棒狀磁石所產生的是一樣的 (見 Fig.1)。

Fig. 1 The charged nucleus rotating with angular frequency ($\omega = 2\pi\nu$) creates a magnetic field B and is equivalent to a small bar magnet whose axis is coincident with the spin rotation axis.

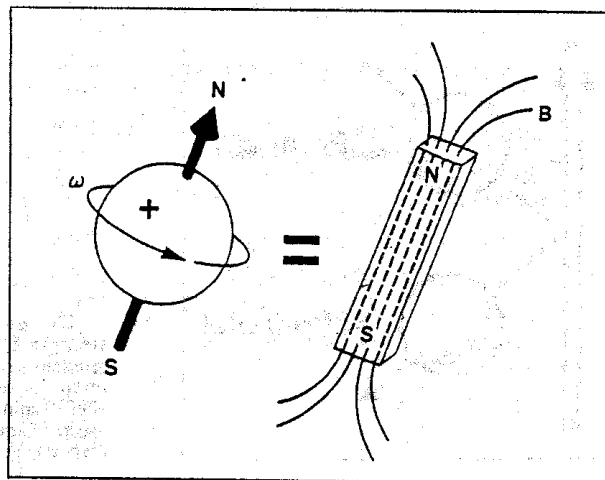
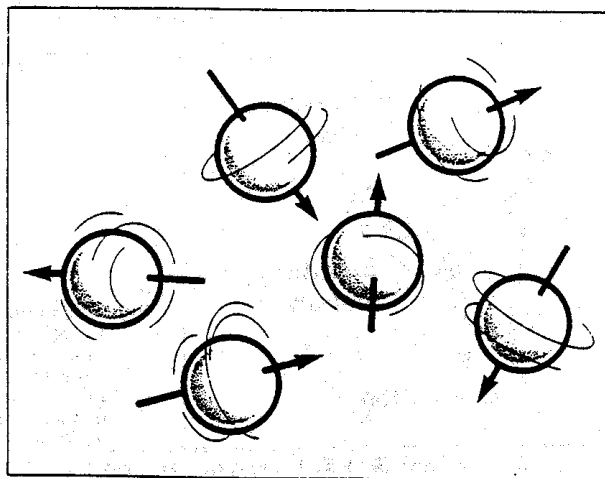


Fig. 2a In the absence of a magnetic field, spins are randomly oriented.



三、在靜磁場中的原子核

若是不加靜磁場，這些磁偶極 (magnetic dipole) 呈不規則的排列 (random distributed)，因此整個物質看起來是沒有任何磁性 (如 Fig. 2a)。但是我們若加上了一個靜磁場，則這些磁偶極與靜磁場作用的結果，會產生一些排列上的改變。以氫原子為例，量子物理告訴我們，這些磁偶極只有兩種可能觀測到的排列方向，一是順磁場排列，另一是反磁場方向排列 (如 Fig. 2b)。順磁場排列者為低能態，逆磁場者為高能態。我們要注意的是，自旋所造成節磁偶極，並不會如指南針在地磁中一般，完全依著外加磁場的方向排列，而是會與外加磁場方向維持某個角度 θ 旋進 (precession)。這個現象很類似在重力場中陀螺儀的旋進現象 (如 Fig. 3)。經過計算，我們知道此一外加靜磁場的大小對旋進的頻率是呈正比的影響，愈大的靜磁場產生愈高的旋進頻率，我們將每一單位磁場所造成的旋進頻率之比稱為磁旋比 (gyromagnetic ratio)，不同的原子核有著不同的磁旋比 (見 Table 1)。

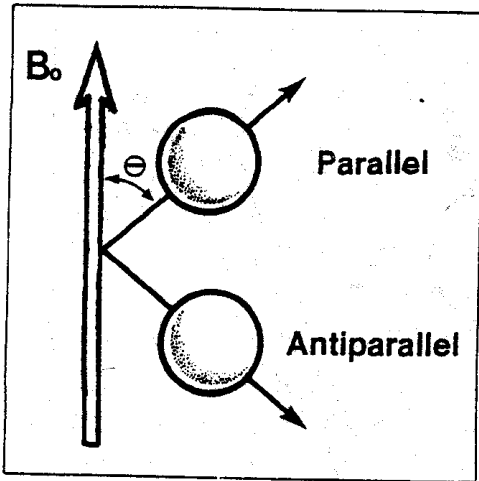


Fig. 2b Exposed to a magnetic field of strength B_0 , each spin of magnetic moment vector can assume two different orientations, denoted "parallel" (spin up) and "antiparallel" (spin down), respectively.

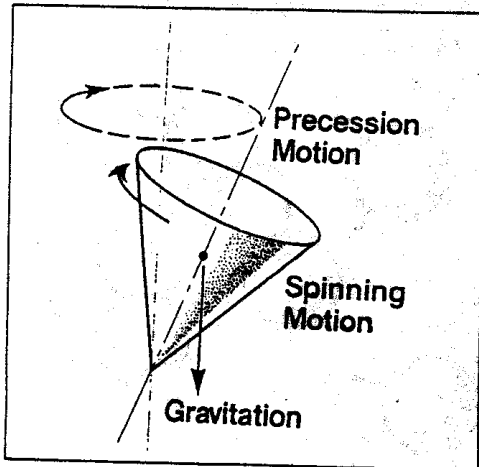


Fig. 3 Spinning top. Gravitation exerts a torque and thus forces the top into a precessional motion. For magnetic nuclei, the torque is created by the interaction of the magnetic moments with the external magnetic field.

四、Larmor 關係式 (Larmor relation)

在上一小節所說的外加磁場 B_0 與旋進頻率 ω 的關係，可寫成如下式所表示，稱為 Larmor 關係式：

$$\omega = -\gamma B_0$$

其中 γ 為磁旋比，負號代表旋進方向與外加磁場方向係遵守左手定則。

五、巨觀的淨磁矩

若我們將一杯水放進一個靜磁場中，這杯水中的每個氫原子，將受到外加磁場的影響而依上述現象重新排列。我們現在定義外加磁場的方向為 Z 軸，則這杯水中的氫原子會順著正方向或負方向的 Z 軸遵守左手定則旋進。（大拇指為 Z 軸，則四指為旋進方向）。因在 XY 平面上的磁矩為完全對稱，故 XY 平面上之淨磁矩 M_{xy} 為零（如 Fig. 4a），但在 Z 軸上的磁矩則因依照熱平衡分佈的關係，順著正方向 Z 軸的磁矩比負方向 Z 軸的磁矩數目要多。因此，巨觀上，這杯水在正 Z 軸方向會產生淨磁矩 M (magnetization)（如 Fig. 4b）。

TABLE 1

Magnetic resonance properties of some diagnostically relevant nuclei.

Nucleus	Rel. Abundance (%)	Relative Sensitivity*	Magneto-gyric Ratio (MHz/Tesla)
¹ H	99.98	1	42.58
² H	0.015	9.65×10^{-3}	6.53
¹³ C	1.11	0.016	10.71
¹⁹ F	100	0.830	40.05
²³ Na	100	0.093	11.26
³¹ P	100	6.6×10^{-2}	17.23
³⁹ K	93.1	5.08×10^{-4}	1.99

*at constant field for equal number of nuclei

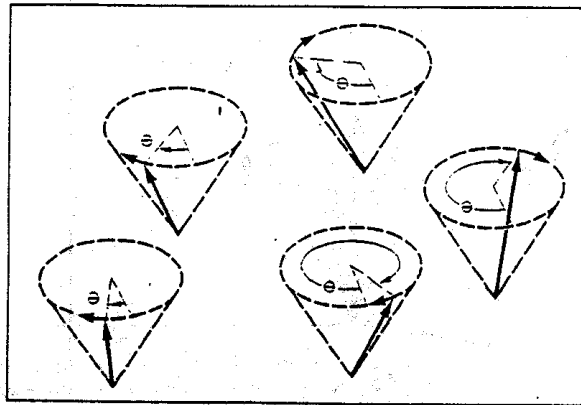


Fig. 4a Assembly of (parallel) spins precessing at random phase. Note that the phase angle θ for each spin vector is different at a given point in time.

六、共振 (Resonance)

當我們將一個射頻 (radio frequency) 電磁波 B_1 ，以垂直於靜磁場的方向施於已經有淨磁矩自旋的物質，(這個射頻電磁波的變化磁場和外加磁場方向垂直)，這時，若射頻電磁波的頻率和靜磁場中自旋之旋進頻率是一樣的，此 B_1 對自旋平衡系統將造成擾動 (perturbation)，此即所謂共振現象。

在這裡，我們通常會引入旋轉坐標系的觀念來看此系統。相對於旋轉坐標系的是實驗室坐標系，為觀察者身在實驗室中來看此系統。旋轉坐標系則是將觀察者置於此自旋系統中，以旋進頻率 (即 Larmor Frequency) 與旋進同向而作旋轉，通過這樣的觀察方式，可以大大地簡化複雜度，有助於我們對此系統之思考與解釋。此後，若無特別說明，我們將以旋轉坐標系之模式解釋。

當共振現象產生時，(如 Fig. 5a，此圖是以實驗室坐標系來看)，射頻電磁波所產生的高頻磁場 B_1 會和小磁矩做同步旋轉。換成旋轉坐標系來看 (如 Fig. 5b)，則每一個磁矩會感受到射頻 (RF) 影響，並且遵守 Larmor Relation，依 RF 方向遵照左手定則旋轉，此時，巨觀上的淨磁矩便由 Z 軸向

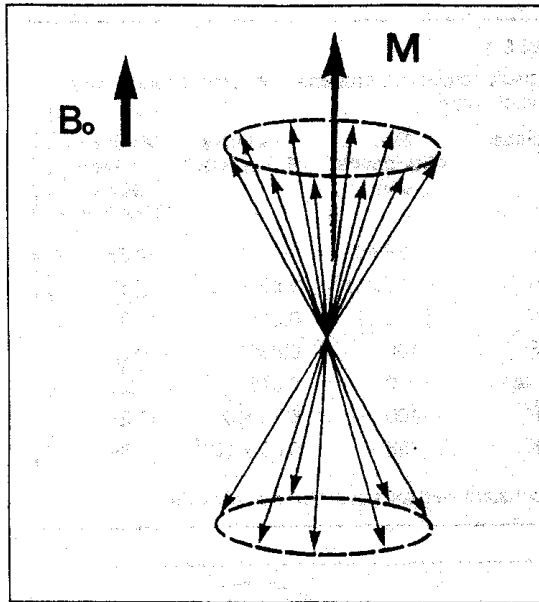


Fig. 4b Alignment of the individual magnetic moments creates a macroscopic magnetization pointing along the axis of the external field. Note that due to the random phases, the transverse components of the individual spins cancel out.

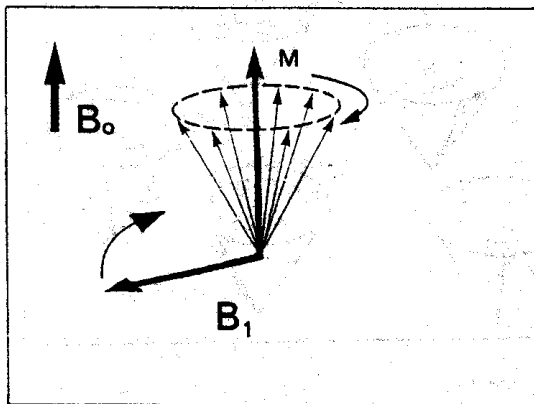


Fig. 5a Transverse magnetization is induced by a radio frequency field B_1 rotating synchronously with the precessing spins.

Y 軸轉動（假定在旋轉坐標系中 RF 的磁場在 X 軸，如 Fig. 6）。以量子觀念來看，這是原來存在於低能態的原子核，因吸收能量，而使其分佈偏向高能態（稱為被 FR 所激發，如 Fig. 7.8），此一轉動的角度 $\theta = \omega t$ ，因為 $\omega = \gamma B_1$ ，所以我們得到在此一特定的 RF 下，靜磁矩將被旋轉 θ 角度，其 $\theta = \gamma B_1 t$ （如 Fig. 6）。所以，我們可以控制 RF 的時間（duration）或是 B_1 的強度，使得 θ 等於 90 度（如此的 RF 我們稱為 90 度的 RF），同理，180 度的 RF，將使得靜磁矩旋轉至負 Z 軸方向（如 Fig. 6）。

七、自由旋進

當我們把 RF 關掉，在實驗室坐標系來看，此時的淨磁矩只受到靜磁場的影響，於是淨磁矩會繞著靜磁場在 XY 平面旋進，此時我們若在 XY 平面放一

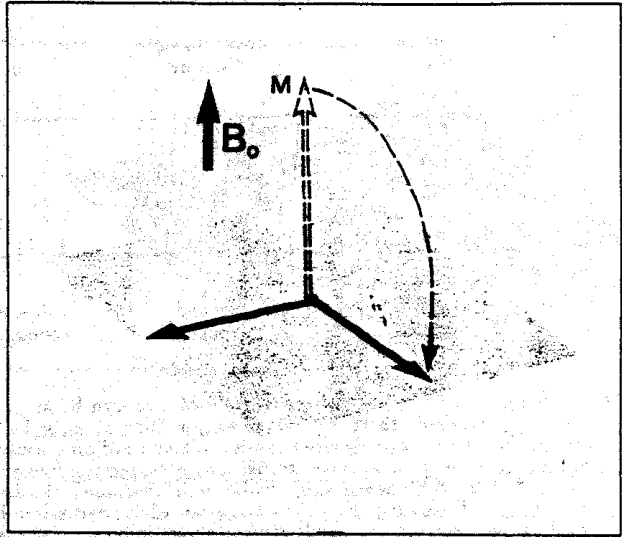


Fig. 5b If the duration of the B_1 field is sufficient to nutate the magnetization by an angle of 90° , the entire magnetization ends up in the transverse plane.

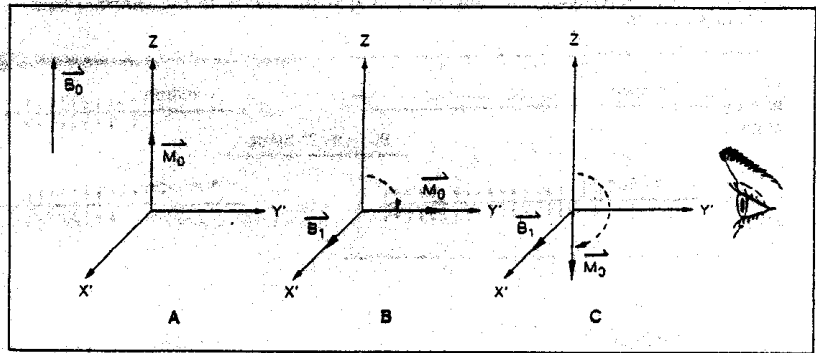


Fig. 6 Rotation of the magnetization \vec{M} in the rotating coordinate system that rotates about the Z axis at the nuclear magnetic resonance instrument's operating frequency. A. spin system at equilibrium in \vec{B}_0 magnetic field; B. application of a 90° (or $\pi/2$) B_1 pulse.

個接放線圈，則因為此一磁場在時間上有變化，依法拉第定律在線圈上會產生出電動勢（AC 訊號），藉此，我們即可偵測到 XY 平面上淨磁矩的存在（如 Fig.9）。

但是此一被旋轉到 XY 平面的淨磁矩會隨著時間而減少，這個衰減的信號稱為 **Free Induction Decay**（簡稱 FID，Fig.10），在 XY 平面上的淨磁矩減少的時間常數是 T_2 （Fig.11b）。另外，在 Z 軸方向之淨磁矩會隨時間而恢復至熱平衡狀態之 M_z 值，此過程之時間常數稱為 T_1 （如 Fig.11a）。

八、鬆弛時間 (Relaxation Time)

在液體自旋系統中，原子核會因布朗運動而呈雜亂之位移或轉動，由於原子核帶電，此一高頻運動將對周遭之原子核產生磁場變化，造成類似 RF 磁場 B_1 之影響。此種源於物理系統本身環境之刺激擾動，誘發了各方向淨磁矩之

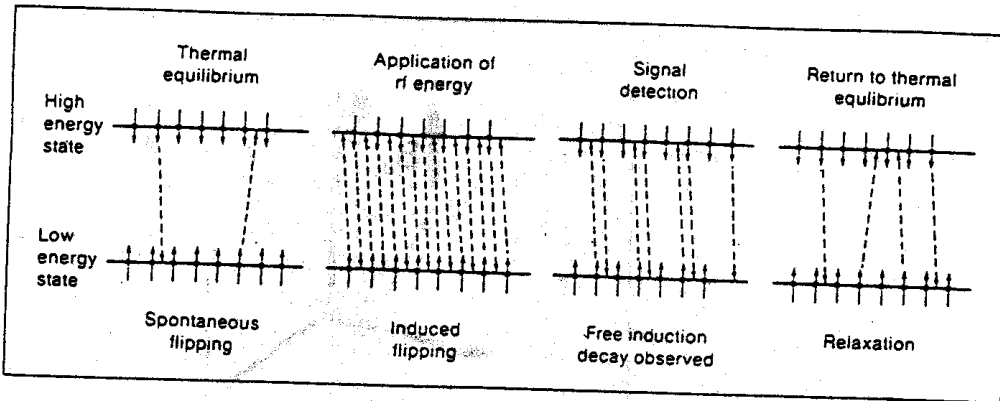


Fig. 7 For nuclei ($T = \frac{1}{2}$) in a magnetic field of strength B , at thermal equilibrium, i. e., unperturbed, there will be infrequent flips of individual nuclear spins between the two different energy levels. When a radiofrequency (RF) pulse with appropriate energy is applied, transitions between the two energy levels will be induced, i. e., the nuclear spin system will "resonate": the spin system absorbs the energy. Following the RF pulse, a signal termed a free induction decay or FID can be detected as a result of the voltage induced in the sample by the energy absorption. Eventually the nuclear spin system relaxes to the thermal equilibrium situation.

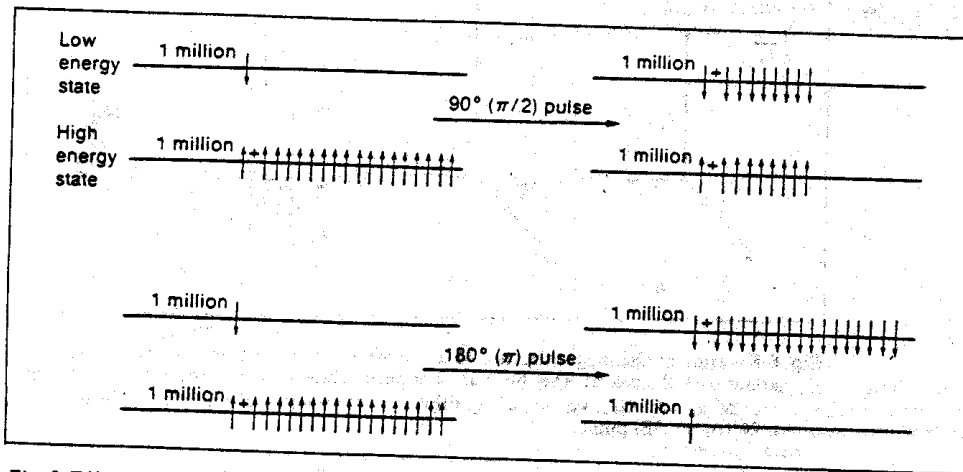


Fig. 8 Effect of 90° and 180° radiofrequency pulses on the population of nuclear spins in a sample of about two million protons in a magnetic field $B_0 = 2.35T$

變化。如果我們假設此一過程為一次微分方程式，我們可以用一個時間常數來代表它們。通常我們以 T_1 代表 M_z 變化之時間常數，而用 T_2 代表 M_{xy} 變化之時間常數。

Fig. 9 Following the RF pulse the transverse magnetization M_{xy} precesses around the axis of the external field, thereby inducing an a. c. signal in the receiver coil situated in the transverse plane.

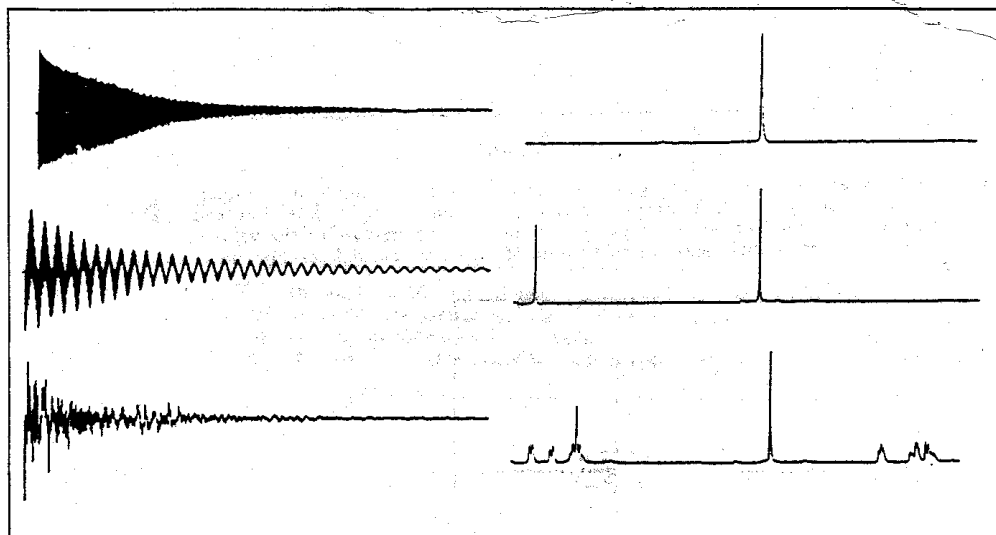
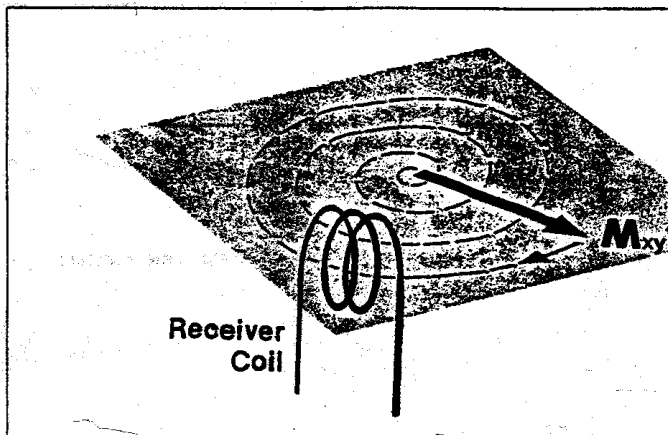


Fig. 10 The free induction decay (FID) is on the left and its Fourier transform (usual frequency spectrum) is on the right.

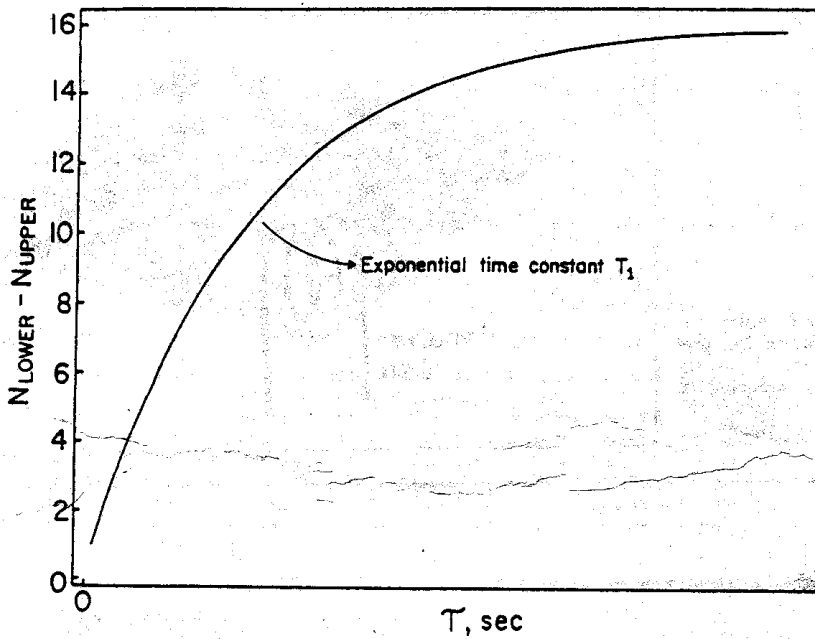


Fig. 11a Spin-lattice relaxation of a group of 2,000,016 hydrogen nuclei in a magnetic field of strength 2.35 T after saturation of the spin system. The time constant is T_1 for the exponential relaxation of the spin system toward the value of 16, the population difference for that group of nuclei at thermal equilibrium.

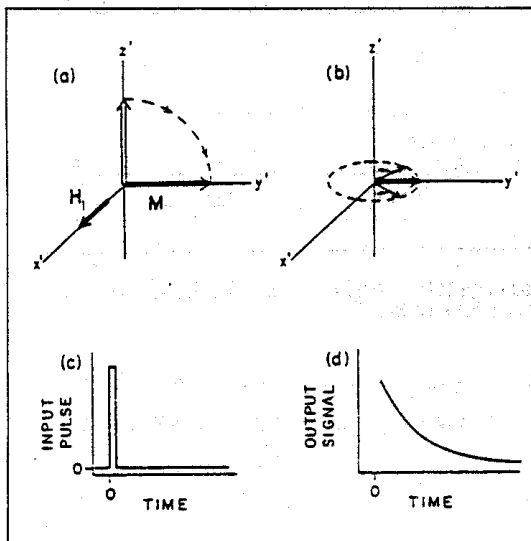


Fig. 11b (a) A 90° pulse along x' rotates M from the equilibrium position to the y' axis. (b) M decreases as magnetic moments dephase. (c) Input signal, a 90° pulse, corresponding to (a). (d) Exponential free induction decay, corresponding to (b).

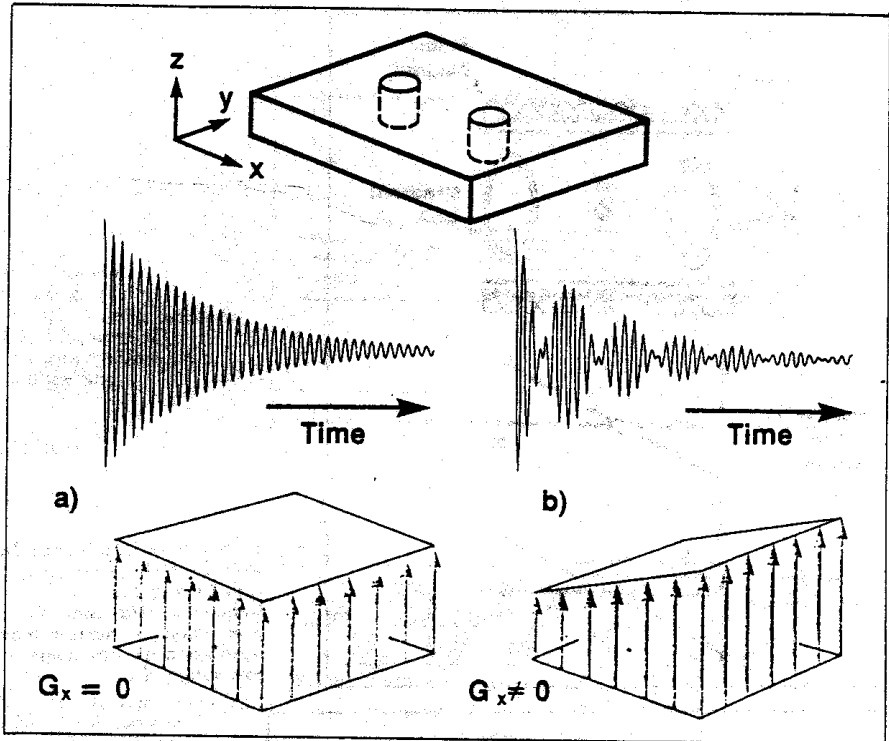


Fig. 12 In the absence of the field gradient ($G_x = G_y = G_z = 0$) both samples sense the same field; the free induction decay therefore consists of a single frequency (Fig. a). In the presence of a gradient G_x , the two samples sense different fields, resulting in a free induction signal consisting of two frequencies (Fig. b)

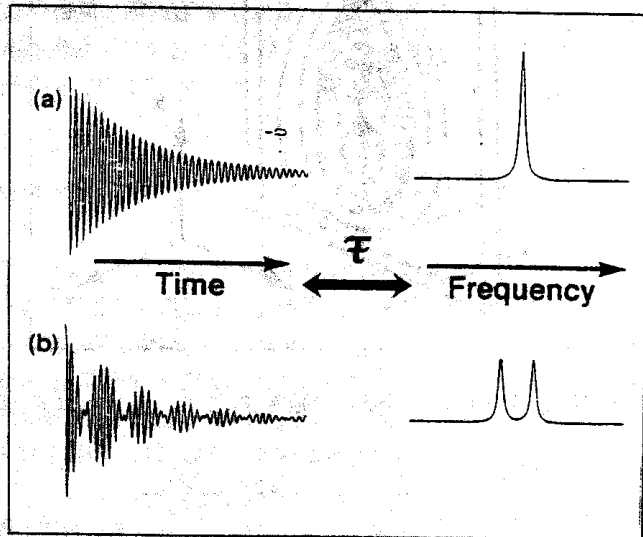


Fig. 13 Free induction decay and its frequency domain analog for a) a single frequency; b) two different frequencies. The symbol \mathcal{F} implies the two domains are related by a Fourier transformation.

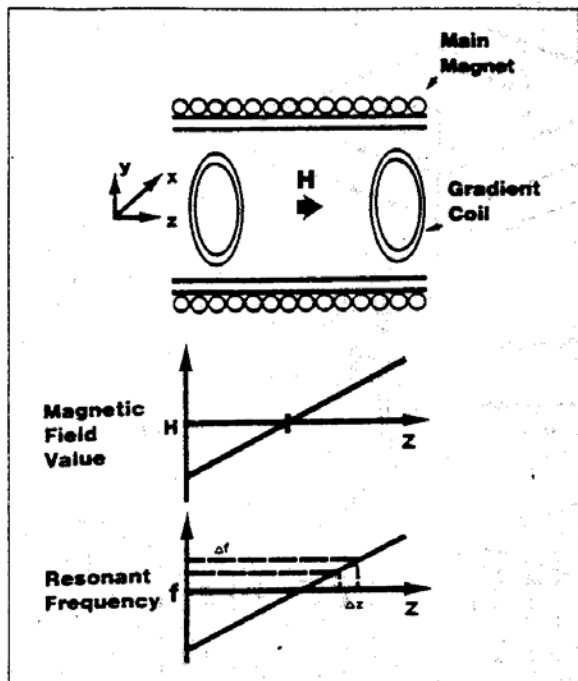


Fig. 14 Selective irradiation. In a magnetic field that changes along the z axis (a z gradient), the resonant frequency also changes in direct proportion. A narrow band of RF irradiation excites nuclei in a narrow range of z.

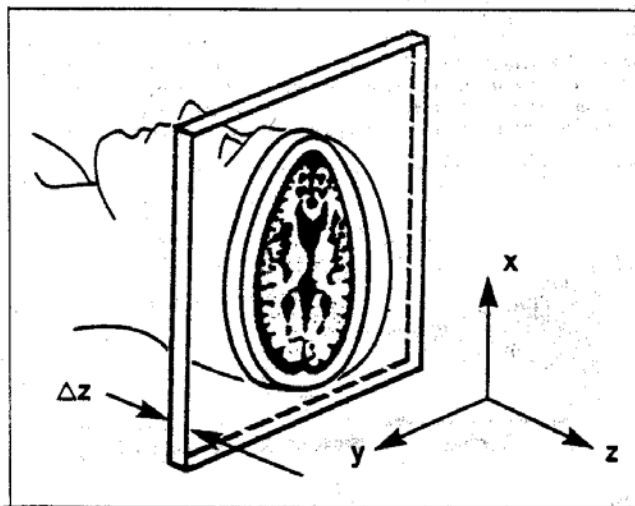


Fig. 15 By combining a frequency selective pulse in the presence of a z gradient, excitation can be confined to a slice of thickness Δz .

根據此一簡化模型，分子之鬆弛時 T_1 和 T_2 ，可以由以下的近似公式求得

$$\frac{1}{T_1} = G(0)\gamma^2 \overline{b_{xy}^2} \frac{2\tau_c}{1 + (\omega_0\tau_c)^2}$$

$$\frac{1}{T_2} = G(0)\gamma^2 (\overline{b_z^2}\tau_c + \overline{b_{xy}^2} \frac{\tau_c}{1 + (\omega_0\tau_c)^2})$$

Fig. 16 Scanning patterns in the k plane:

- (a) projection reconstruction method;
- (b) line scan method;
- (c) Fourier imaging;
- (d) echo planar imaging method;
- (e) modified EPI method;
- (f) modified projection reconstruction method.

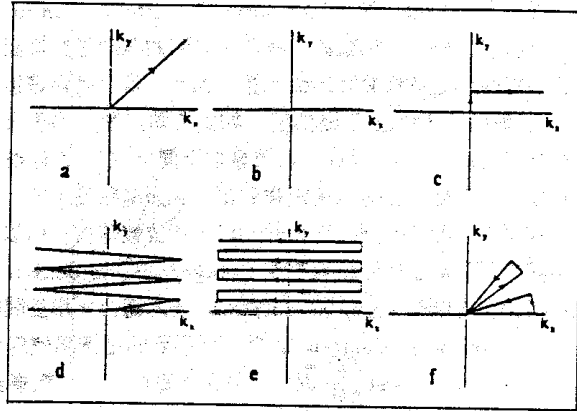
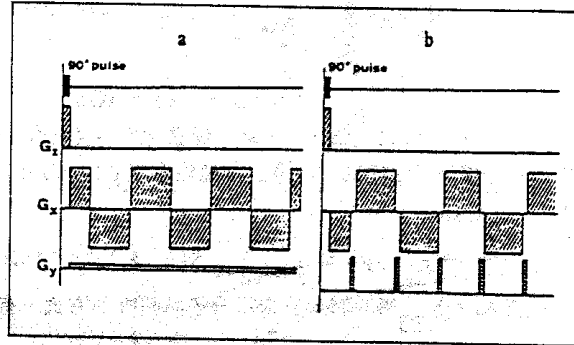


Fig. 17 Gradient switching scheme in
(a) the EPI method and
(b) the modified EPI method.



其中 τ_c 為此分子在特定溫度下之 correlation time，而 b_x 、 b_z 為旋轉坐標上原子核受到其原子核運動產生之磁場擾動強度（分別為 xy 平面、 z 軸之分量）。此處我們注意到鬆弛時間和分子種類、環境溫度（決定 τ_c ），以及外加磁場大小（決定 ω_0 ）有關。對於純水而言， $T_1 = T_2 = 3$ 秒鐘，對於生物組織中之 T_1 、 T_2 ，依所用之靜磁場及分子 τ_c 之不同， T_1 、 T_2 可以從 10ms 至 1000ms 不等。

九、成像技術

A. 建立磁場梯度

在核磁共振儀裡面不同位置的氫原子，如果所感受到的外加磁場大小都一樣，則都具有相同的 Larmor frequency，因此，我們只會得到同一頻率上之光譜，無法得到相對位置。但是如果外加磁場有一個微小的磁場梯度，則不同位置的氫原子將有微小的 Larmor frequency 的差別。這樣，我們所得到共振訊號，在經過傅立葉轉換（Fourier Transform）之後，我們可以看到淨磁矩之頻譜分佈圖。由於此時頻率和位置有線性關係，所以我們看到的事實上是淨磁矩之位置分佈圖（Fig. 12, 13）。

同樣道理，如我們想獲得身體某部份的橫截面，我們可以在縱軸（ Z 軸）加上磁場梯度，使用一個窄頻 90 度的 RF，只激發在此相關截面上的氫原子，而得到此截面的訊號（如 Fig. 14, 15）。

B. 二維傅立葉轉換成像 (2D Fourier Transformation imaging)

當我們選好了一個截面，我們所得到的訊號是此截面上所有淨磁矩的總合，並不能看到這個橫截面的構造圖。因此，當我們選好這截面之後，再於此截面的 X 軸和 Y 軸加上磁場梯度，如此不同位置上的氫原子因其共振頻率也會有微小的差別，使其 NMR 訊號會依不同之 X、Y 坐標軸而具有不同的頻率及相位差。例如，在靜磁場較強的點，其頻率較高，所以經過同樣時間之後，相位較領先，而位於靜磁場較弱的點，相位較落後。所以我們所收到的訊號等於：在不同位置上的淨磁矩密度 (magnetization density or spin density) 經過與其坐標有關的 phase modulation 之後的總合。用空間頻率坐標來想，特定 X、Y 之 phase modulation 狀態下所得到的這個訊號就是在空間頻率坐標 (spatial frequency or K-space) 上的某個點的值。以數學表示：

$$S(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) e^{i\gamma(xG_x t_x + yG_y t_y)} dx dy$$

$$k_x = \gamma G_x t_x, \quad k_y = \gamma G_y t_y$$

其中， G_x 、 G_y 分別為 x、y 軸上靜磁場的梯度強度， t_x 、 t_y 分別為加上 x、y 方向磁場梯度之時間。注意此淨磁矩密度 $\rho(x, y)$ 可以寫成 $S(k_x, k_y)$ 之 2D Fourier transform：

$$\rho(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(k_x, k_y) e^{-i(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y$$

這點和用 X 光繞射圖形去求得分子晶體排列方式，有異曲同工之妙。

C. 成像掃描與 K-space

一個 MR 影像的成像過程，即在獲得以上所述之 K-space 信號值。通常我們以改變 X 軸或 Y 軸的梯度強度或是改變磁場梯度的時間，來完成一整個 K-space 之掃描。再利用電腦做 2D FFT 運算，我們就可以得到所選擇截面的構造圖。

至於 K-space 之掃描方式，可以有許多種 (如 Fig. 16, 17 所示)，在此不作詳述。

D. T_1 、 T_2 與影像對比之關係

生物體內不同的組織環境，造成相同氫原子有不同的 T_1 和 T_2 。而核磁共振影像的最大特點，就是可利用不同的成像時間參數突顯出不同組織或產生不同對比度的影像。以 Fig. 18, 19 為例，大腦中氫原子的 T_1 比腦脊髓液 (Cerebro Spinal Fluid, CSF) 中氫原子的 T_1 短。為了利用 T_1 之不同來突顯此二組織的對比，我們必需選擇適當的間隔時間 τ (如 Fig. 18 (b))；在 Fig. 19 中，我們以 $\theta = 180^\circ$ pulse 激發自旋，由於動態範圍 (dynamic range) 之變大，我們可以得到對比更明顯的影像。

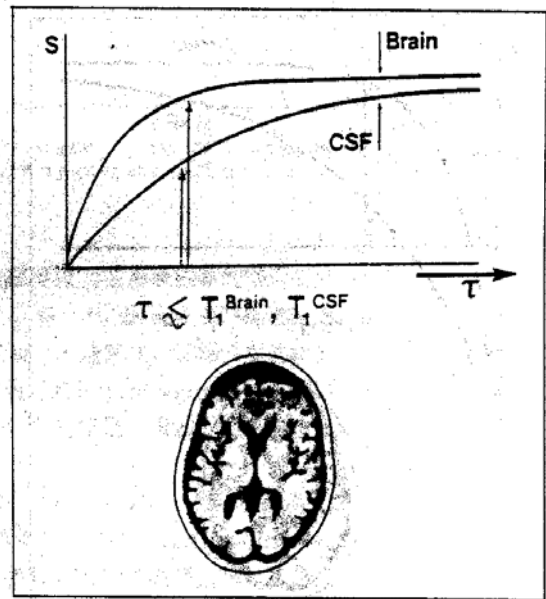
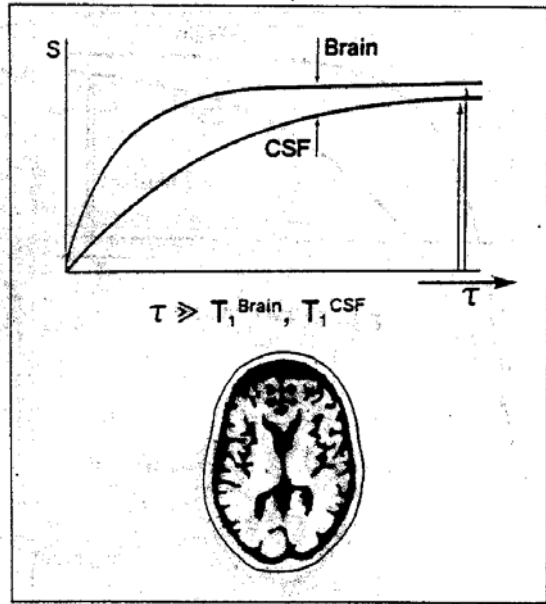


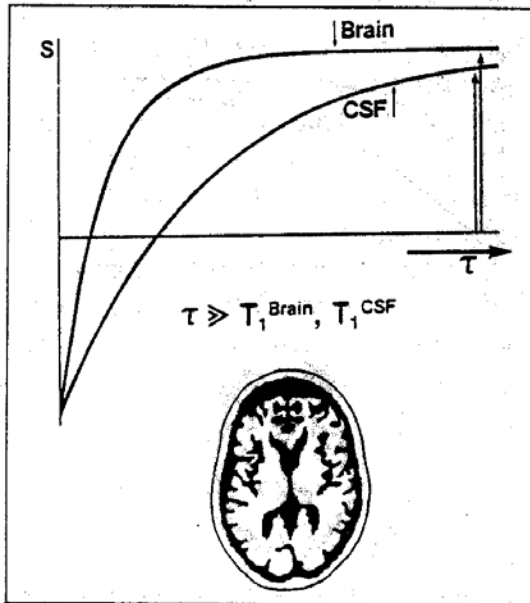
Fig. 18 The achievable contrast for tissues differing in their spin-lattice relaxation times (for example brain and CSF) in a simple partial saturation experiment depends of the choice of the repetition time τ . Figure a) and b) show the differential contrast obtainable depending upon the choice of pulse interval. Note that the pixel value is proportional to $s(\tau)$.

十、儀器裝置

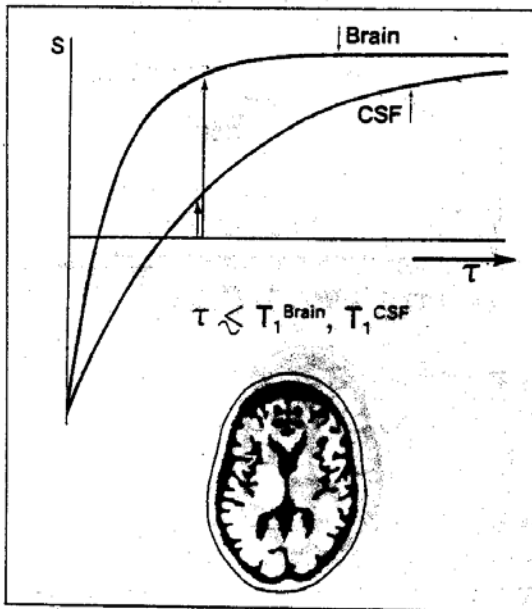
核磁共振影像儀器的主要裝置，可分為幾大部分（見 Fig. 20）：

A. 靜磁場

一般而言，磁場愈強，影像的信號會愈強，所需掃描的時間會愈短。現在常用的磁場有超導磁場（superconducting magnet）、及永久磁場（perma-



(a)



(b)

Fig. 19. Effect of choice of inter-pulse interval in an inversion-recovery experiment on contrast. in (b) contrast is increased because of enhanced attenuation of the proton signal pertaining to CSF.

nent magnet)。通常超導磁場有較好之均質性與穩定性 (homogeneity and stability)，且可產生較高磁場，但售價較貴、體積大，且需液態氮及液態氦以保持導線之超導性。永久磁場則較便宜、體積小、開放性較佳，不需要冷凝劑 (cryogen) 之供給，其缺點則在磁場之穩定性較差，及不易製造高磁場之永久磁鐵，現有之永久磁鐵系統多半在 0.3 Tesla 以下。

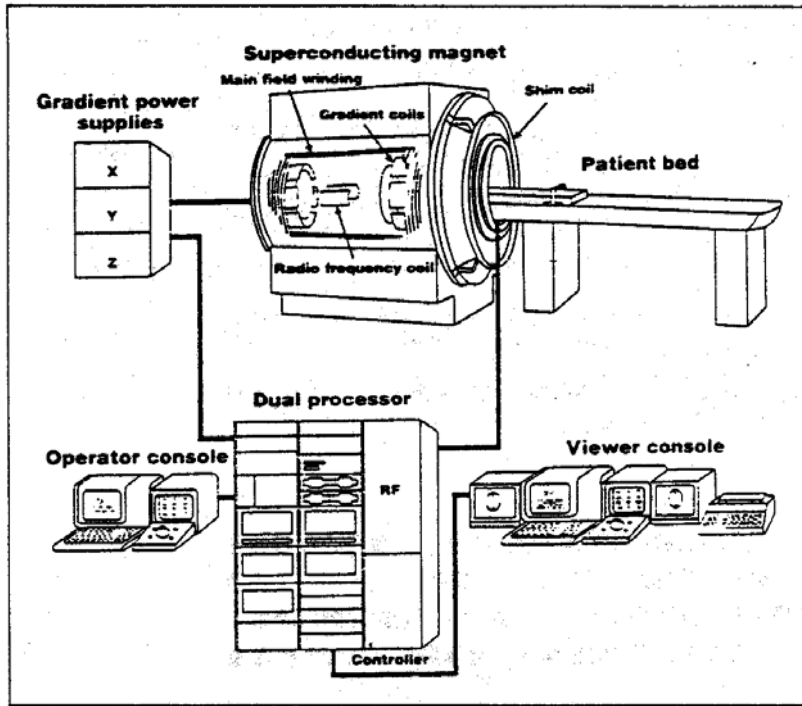


Fig. 20 The basic components of a nuclear magnetic resonance imaging system. The two large coils outside of the magnet are used for field uniformity corrections.

B. 磁場梯度系統

我們已經提過，產生 MRI 影像必須要有磁場梯度在影像掃描的時候不斷地做適當的改變。此系統有三個 Power supply (G_x 、 G_y 及 G_z) 及特殊纏繞之線圈，其開關及強度則由主電腦來控制。在技術上，通常要求磁場梯度的線性。近年來，由於快速影像方法的產生，對渦形電 (Eddy current，因快速的磁場梯度變化所引起) 之抑制有相當大的要求，以保持所需梯度波形之正確性。

C. RF 線圈

這是發出 RF pulses 以及收集 FID 訊號的裝置，通常是由馬鞍型線圈 (Saddle coil) 或表面線圈 (surface coil) 與兩個垂直方向之 coil (quadrature coil) 之設計組合，可以依照不同外形設計的線圈而獲得不同解剖部位的最佳影像信號雜音比。

D. 發射系統 (Transmitter)

Transmitter 是指供應 RF 線圈的放大器。它除了要能供應一個穩定的射頻 (radiofrequency)，將時間控制的恰到好處外，還要能產生不同形狀之 pulses。近年來，已漸漸改採數位系統之發射器，以求得更精確的 RF pulses 波形。

E. 接收系統 (Receiver)

接收器將所接收到極微小的 FID 訊號，（通常是幾個 μV ），經過放大器，再經過類比數位轉換器取樣，轉成數位訊號，輸入進電腦運算。

F. 電腦部份

電腦除了擁有一個很大的記憶空間以儲存接收器所傳來的訊號，它還具有很快的運算速度以處理龐大的資料量，通常由向量運算器（array processor）來執行運算。此外，它還有一個成像時間序列控制器，以控制梯度波形及 RF 系統之適時開關。

G. 輸出部份

運算結果可以呈現在監視器上、相紙輸出設備，或是以磁帶儲存，近年來光碟已成為影像儀中之標準儲存方式。

其它如系統之安裝，靜磁場之阻絕與外在環境 RF 通訊信號之抑制（EM suppression），都是工程上努力之方向與重點。

十一、結 論

核磁共振影像技術是一項快速發展中的新科技，它除了不會造成輻射傷害的優點外，其產生的影像更有良好的對比與三度空間之關係。在技術上，我們還可依不同的需要，改變某些成像程序參數，（例如使用不同對比劑以產生不同 T_1 和 T_2 ），而將之用於活體的血液流速影像、血管攝影圖、生化分析影像及代謝影像等等。

核磁共振影像儀器至今仍是價位極高的醫療儀器，隨著電腦技術的發展，高溫超導體的開發，以及工程技術的進步，價格可望日趨降低，再加上體積減小，更開放式的設計，在可預見的未來，MRI 將日益普及成為醫學影像的主流；加上發展中的 MR Spectroscopic Imaging 可提供組織器官功能性障礙或代謝性障礙的臨床診斷，用來研究生理和生化的反應。使得 MRI 除了有好的影像對此外，也漸漸達到所謂功能性影像（functional imaging）的終極目標。

目前在亞洲，除了日本有極佳之生產環境及諸多品牌生產之外，韓國有自己的系統，大陸今年（1992）也與外國合作，開使生產 MR 影像儀。反觀國內，各項研究方才開展不久，需要大量之人才、經費、及全國通力之合作。希望各方面之人才，不論在磁鐵製造方面、在 RF 電路系統方面、在線圈設計方面、在臨床應用方面以及基礎研究方面，都能組成一個跨工業、學術界的一個研究群，恆常地為國內的醫學儀器，包括核磁共振儀，而共同努力。藉以帶動其他相關工業，培育人才，繼而一步步建立本土之醫學儀器工業及標準，以增進全民醫療水準，並節省大量向外採購醫學儀器之外匯。

參考資料

1. James, T. L. and Margulis, A. R., *Biomedical Magnetic Resonance*, 1984, Radiology Reserach and Education Foundation, San Francisco.
2. "NMR: A Perspective on Imaging", GE company, 1984.

3. Farrar, T. C. and Becker, E. D., *Pulse and Fourier Transform NMR*, 1971, Academic press, New York.
4. Gadian, D. G., *Nuclear Magnetic Resonance and Its Applications to Living Systems*, 1982, Oxford University Press, New York.
5. Ljunggren, S., "A Simple Graphical Representation of Fourier-Based Imaging Methods", *J. of Magn. Reson.*, Vol. 54, 338-343(1983).
6. Nalcioglu, O., "Mathematical Aspects of NMR Tomography", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. NS-31, No.4, pp. 983-989, August 1984.
7. Twieg, D. B., "Generalized Fourier Nuclear Magnetic Resonance Image Methods", *Application of Optical Instrumentation in Medicine X* (1982), *SPIE Vol. 347*, pp. 354-364.