

MRI的發展過程 與基本原理

野原本基

/ 林裕民

發展過程

早在 1920 年代，科學家們對原子核便有相當的認識，他們知道原子核內的粒子本身會自旋（spin），也會依特定軌道繞核心公轉，而產生角動量（angular momentum）。

1946 年，Felix Block 和 Edward Purcell 發現了核磁共振（Nuclear magnetic resonance 簡稱 NMR）的現象。他們發現，某些原子核當處於強大恆定磁場中時，它們會以特殊頻率（Larmor frequency）依著恆定磁場之軸繞行，我們只能用與 Larmor frequency 相同頻率的能量來激發它，使之偏離原恆定磁場之方向，一旦刺激停止，核子會將原來獲得的能量，同樣以 Larmor frequency 的頻率釋放出來而被偵測到。這樣的現象稱為 NMR。兩位大師也因此發現，而於 1952 年榮獲諾貝爾獎。

最先，NMR 是應用於分析化學物質的結構及原子核之研究。1946 年 Block 首先將 NMR 應用于生物實驗，但尚無法呈像。

1971 年 Domadian 發現良性及惡性細胞其 NMR 之性質不同，於是想到要利用 NMR 來呈像。1976 年 Domadian 首先發表了 NMR 產生老鼠前胸壁癌症之影像，1977 年發表了活人體的 NMR 影像。

1979 年 Haukes 首先應用 NMR 原理產生人體頭部影像。

到了 1980 年以後由於超導磁鐵，電機、電腦等科技的進步，使 NMR 造影快速發展，進入臨床實用的階段。

MR I 的全名應為 Nuclear Magnetic Resonance Imaging，但由於人們恐核的心理，於是 Nuclear 這個字漸不使用，直接以 Magnetic Resonance Imaging 代表，簡稱 MR I。

在介紹 MR I 的原理之前，我們先舉個例子來瞭解磁性物質與磁場之間的關係：羅盤內的磁針與地球磁場便是最好的例子。二者之間的關係大致可歸納為以下三點：

1. 磁針在靜止時，其所指的方向與地磁方向是平行的。
2. 若我們觸碰磁針，相當於給磁針一個刺激，磁針會以地

磁方向為軸來回振動。振動的頻率（natural frequency）與兩個因素有關：

(i) 磁針本身之特性。如其磁化之程度、重量、長度等。

(ii) 地磁之強度。地磁越強，Natural frequency 越高，反之則越低，即 Natural frequency 與地磁強度成正比。

3. 地磁本身並非一均勻磁場，由赤道到地磁兩極，其強度或梯度遞增（gradient）。

（因為 natural frequency 正比於地磁強度）所以磁針的 natural frequency 也會隨之梯度增高。所以當我們得知磁針 Natural frequency 之大小時，我們即可知我們身處位置緯度高低。

以上這三點特性與 MR I 的

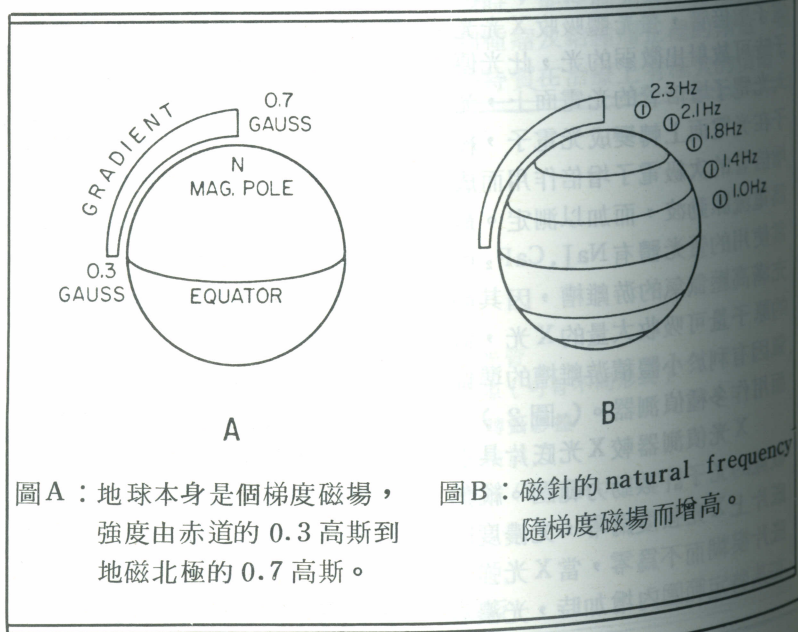


圖 A：地球本身是個梯度磁場，強度由赤道的 0.3 高斯到地磁北極的 0.7 高斯。

圖 B：磁針的 natural frequency 隨梯度磁場而增高。

原理十分相似。

核磁共振

看過上述的例子後，我們要進入微觀世界看看原子核在磁場中的情形。

自然界中，有些原子核具有磁性，稱為magnetic nuclei。那些原子核具有磁性呢？我們知道原子核主要由質子和中子組成，當質子為奇數，或中子為奇數；或質子、中子均為奇數時，這樣的原子核為magnetic nuclei。如： ^1H ， ^{13}C ， ^{14}N 均是。

在MRI的實際應用上，我們是以氫原子核（簡寫 ^1H ）為探

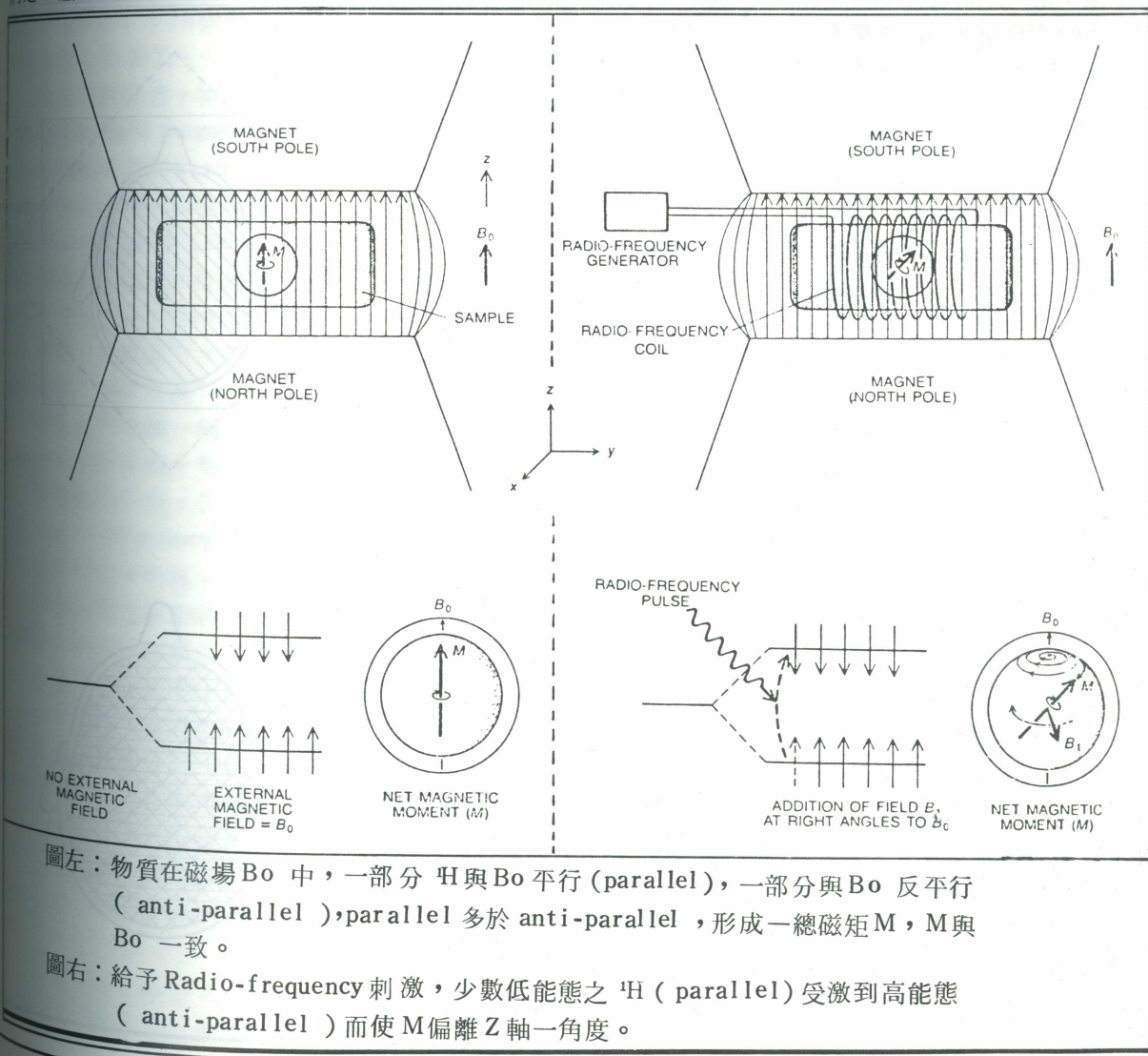
測的工具。原因有三：(1) ^1H 由帶一價正電的質子構成，構造最簡單，研究較容易。(2)在人體中， ^1H 是數量最多的原子核。(3) ^1H 之磁性較強，可得到較強的訊號。以下我們就以 ^1H 為例對NMR原理作一簡單說明。

氫原子核 ^1H ，具一個質子，帶一價正電，正常狀態下它會繞著固定的軸（axis），不停旋轉（spin）而產生磁矩，所以每一個 ^1H 均可視為超小型磁針。在人體組織中有大量的 ^1H ，散亂排列，彼此磁場會相互抵消，所以不具磁性，總磁矩為0，但當我們給予一外在恆定磁場時（external static field），則產生

變化，這些變化與前面所舉之例一“磁針與地磁之關係”十分相似：

1. ^1H 進入一外加的恆定磁場後（external static field，以下以 B_0 表示）它們會重新排列，一部分的 ^1H 其旋轉軸（spin axis）排列會與 B_0 之磁力線一致（parallel），另一部分之spin axis排列則與 B_0 之磁力線成 180° 相反（anti-parallel）。

這兩種排列方式其能態（energy state）稍有差異，parallel之能態略低於anti-parallel之能態而就



數量而言，parallel 的數量略多於 anti-parallel (大約每 10^8 個原子中即多一個)。H 重新排列的結果，使物質被磁化，而具有磁性，總磁矩 (bulk magnetization) 不為 0，我們以 M 表示，M 與 B_0 平行，我們將之定於 Z 軸。(圖左)

2. 重新排列的 H 會以 B_0 之方向為軸而旋轉，其頻率即為共振頻率 (resonant frequency)，特稱為 Larmor frequency。

若我們以垂直於 Z 軸的方向 (即 x-y 平面) 給予 H 刺激，則一些低能態 (parallel) 的 H 會受激到高能態 (anti-parallel)，而使得總磁矩 M 偏離 B_0 (Z-axis) 一個角度，當刺激停止後，受激的 H 會將能量釋出而回到原狀態 (parallel)，即偏離的 M 會依 Z 軸繞行 (precession)，並釋出能量最後 M 又回到 Z 軸，而其繞行 (precession) 的頻率即等於 Larmor frequency。在此我們必須加以說明的是，激發與釋出的能量，其頻率一定都等於 Larmor frequency。

在 MRI 的實際運作上，我們是利用線圈 (coil) 加裝在 x-y 平面上，使產生無線電頻 (radio-frequency)，來激發物質使其 M 偏離 Z 軸一角度，停止刺激後，M 會依 Z 軸繞旋 (precession) 而放出能量，可被接收器接收到訊號而加以分析。再次強調，物質只有在當無線電頻等於 Larmor frequency 時才受激發，而刺激停止後其所放出之能量之

頻率也等於 Larmor frequency。(圖右)

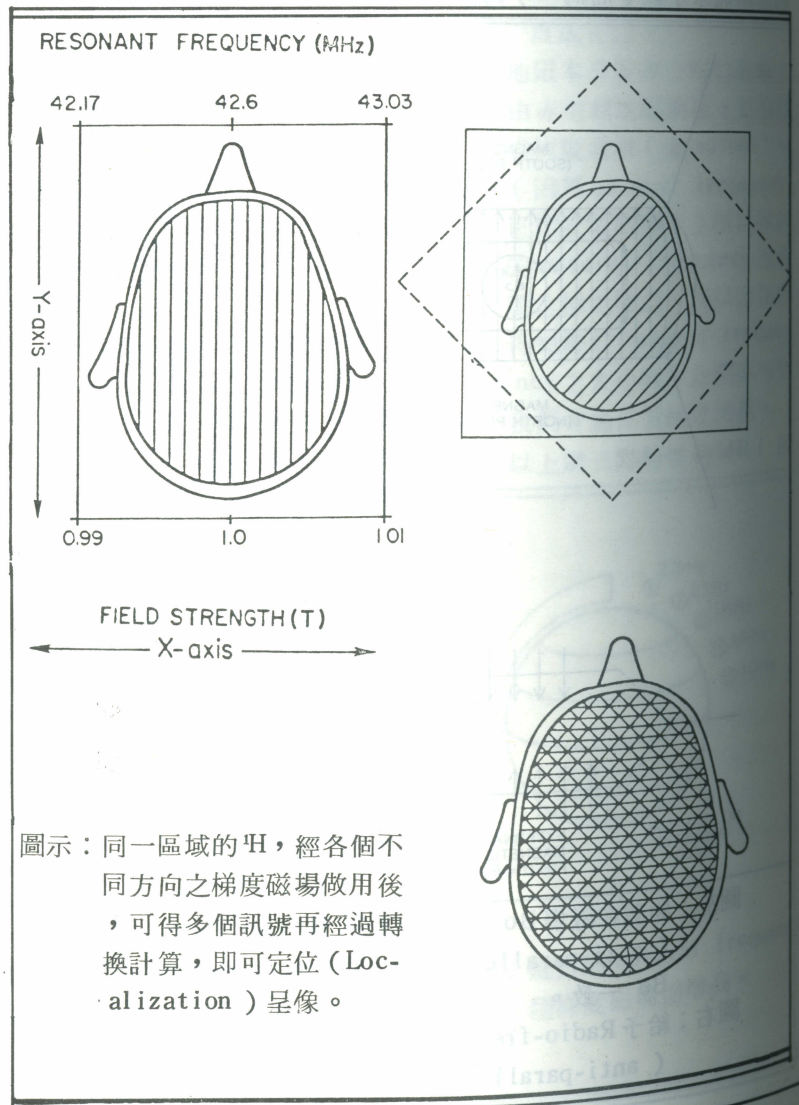
Larmor frequency 決定於兩個因素：

(1) 原子本身之特性。在相同磁場中，不同的原子核有不同的 Larmor frequency。如在 1 Tesla 的磁場強度下 (tesla 為磁場強度單位，1 tesla = 10^4 gauss) H 之 Larmor frequency 為 42.6 MHz (百萬轉/秒)， ^{31}P 為 17.24 MHz， ^{23}Na 為 11.26 MHz。

(2) 外在磁場強度，即 B_0 。

Larmor frequency 與 B_0 成正比。在 MRI 中，其所使用的恆定磁場強度 B_0 約在 0.5 ~ 2 Tesla 之間，原子核在如此的磁場中，其 Larmor frequency 也多在 10^7 hertz 左右，和 x-ray 比起來，相當低，對人體不會構成危害，也就是說 MRI 之安全性較佳。

3. 在例子中我們曾提過，地磁是成梯度遞增的磁場 (gradient field)，磁針的振動頻率 (natural frequency) 也隨緯度增高而加快，



利用此特點，我們可以知道所在位置。

相同的道理也應用在MR I。在MR I 機器中我們利用線圈來造成梯度磁場 (gradient field) 當H進入梯度磁場後，我們即可利用其共振頻率 (Larmor frequency) 之高低，而知道其所在的位置 (Localization)

Relaxation Time:

T_1 與 T_2

前面所提的是核磁共振 (NMR) 的基本原理。接下來我們要談談MR I 中兩個很重要的時間常數： T_1 和 T_2 。

前面已經提過，當氫原子核的總磁矩 bulk magnetization (M) 受到無線電頻 (radio-frequency) 刺激後，M 會偏離恆定磁場 static field (B_0) 一角度，刺激越久，偏離角度越大。例如偏離 90° 時，此 radio-frequency 稱為“90度波”，偏離 180° 度時稱為“180度波”。

現在我們想像一個三度空間，將 B_0 定於 Z 軸，物質進入 B_0 後，M 會與 B_0 一致，若我們給予一個 radio-frequency 刺激，則 M 會偏離 Z 軸 α 角度，因此在 x-y 平面上會有投影的分向量，radio-frequency 停止後，M 會依 Z 軸繞行， α 會變小，因此 x-y 平面上的分向量也變小，最後變為 0；反觀 Z 軸，其投影會漸漸恢復，最後回到原來的大小。

x-y 平面上的分量衰退 (decay) 我們以 T_2 來說明，而 Z 軸上分量的恢復，我們以 T_1 來解釋。

首先談談什麼是 T_2 。 T_2 是指當 Radio-frequency 刺激停止後

M 在 x-y 平面上之分量會逐漸減少，我們規定當減少至原來分量的 37% 時，此段時間為 T_2 。

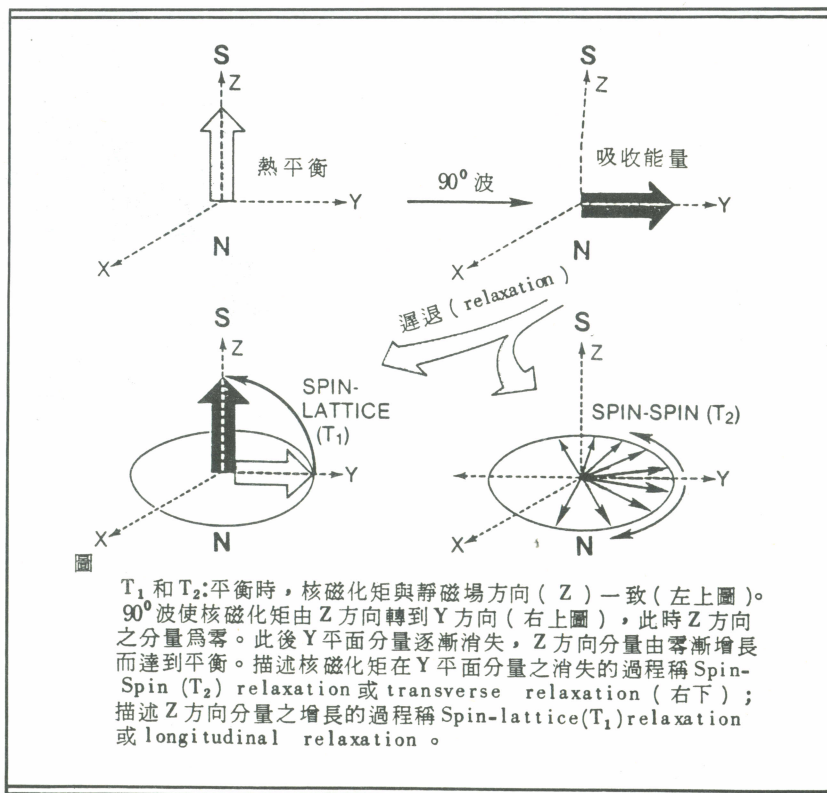
T_2 簡單說明如下：當 radio-frequency 刺激剛停止時，此時 x-y 平面 M 的分量為最大，也就是說，整體而言，氫原子核振動的頻率及方向或多或少具有一致性 (in phase)。當一段時間後，每一個氫原子核，由於其周圍環境不同，分別受到外在磁場，H 與 H 之間，H 與其他原子核之間的相互影響，使得局部磁場環境改變，各個 H 的繞行頻率 (precessional frequencies) 也發生改變於是一致性被打破 (out of phase)，所以 x-y 平面的訊號也逐漸減少，當減少至最大值的 37% 時，所經的時間定為 T_2 。由於 T_2 主要是指臨近原子核間的相互影響，所以也稱為“spin-spin relaxation time”又因 T_2 是描述 M 在 x-y 平面其分量衰退的過程所以也稱為“transverse relaxation time”。

”。

再來談到 T_1 。 T_1 是指當 radio-frequency 刺激停止後，M 會逐漸回到 Z 軸，我們規定當回到原 Z 軸向量的 63% 時，這段時間稱為 T_1 。

T_1 的簡單說明如下：當 radio-frequency 刺激結束時，此時物質中 H 由低能態被激發到高能態之數量達到最多；此後，受激的 H 會放出能量而回到低能態，當有 63% 的 H 回到基態時即釋出 63% 的能量，所經的時間即為 T_1 。由於 T_1 主要是指原子核由激態返回基態，與晶格 (lattice) 達成平衡，所以也稱為“spin-lattice relaxation time”又因 T_1 是描述 M 在 Z 軸恢復的過程，所以也稱為“Longitudinal relaxation time”。

一般而言 T_2 小於 T_1 ，不同的物質其 T_1 與 T_2 也各不相同，例如液體水其 T_2 可達數秒，而固體之 T_2 則僅有數微秒 (microseconds) 又如水之 T_1 為數秒，而固體之



T_1 則可達數小時。所以利用此特性，我們可以分辨出不同的物質。

機器與成像

△機器

MR I 的機器主要由下列組成

- 1.磁鐵：它是用來產生一恆定磁場（即 B_0 ），過去使用的是永久磁鐵或電磁鐵，穩定性較差，且不夠均勻，自從超導磁鐵發明後，此狀況已改善了許多。
超導磁鐵是利用某些物質，在極低溫度時其電阻為 0，如此通入電流後可產生很大的磁場。
- 2.梯度線圈（Gradient coil）：這是用來產生梯度磁場的裝置。物質在梯度磁場中，不同部位其共振頻率不同，可接收不同的訊號，如此可分辨出物質的不同部位（Localization）。

3.無線電頻線圈（Radio frequency coil）：這是用來使物質總磁矩 M 偏離主磁場 B_0 的設備。臨床上使用的範圍約在 1 ~ 100 MHz。另外，我們也利用此裝備來接收 M 在 $x - y$ 平面之分量衰退時所造成的 NMR 訊號。

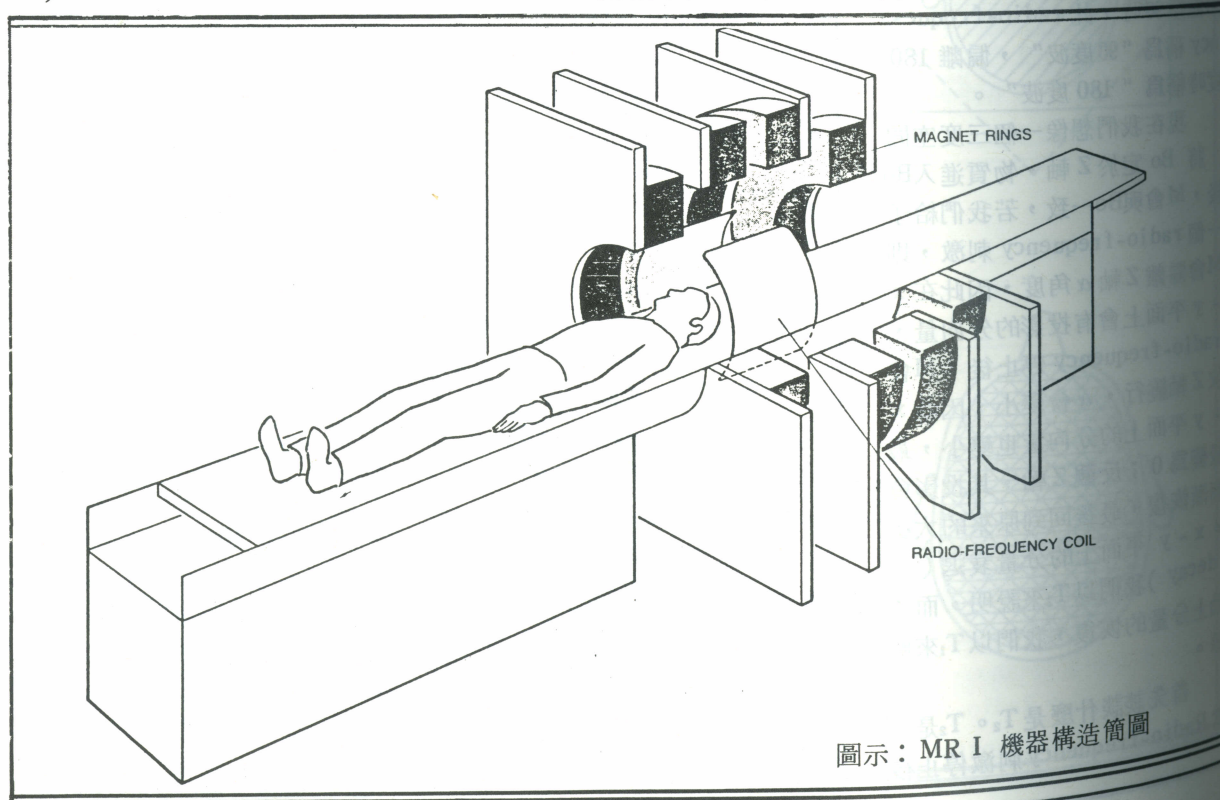
4.電機（Electronics）：這是用來使 Radiofrequency coil 產生無線電波，接收 NMR 之訊號，並記錄、分析資料的裝置。包括發送器（transmitter）和接受器（receiver）兩大部分，前者包含電波產生器（pulse generator）和無線電放大器（Radio frequency amplifier）。後者包括放大器（amplifier），數字化機（digitizer），Fourier 轉換器（Fourier transformer），電腦顯示器（display）。

△成像

MR I 的成像與 CT 的原理

相似，物體進入 MR I 機器後，其總磁矩 M 會與主磁場 B_0 一致；經過梯度磁場的作用後，會使物體在不同的切面，其 H 的共振頻率也不相同，如此可將物體各個部位定位出來；給予 radio frequency，使 M 偏離 B_0 ，當 radiofrequency 停止後 M 會繞著 B_0 旋轉而回到原狀態，並放出訊號而被我們接收到；在同一個平面上，我們可利用各個方向的梯度磁場，再利用 radio-frequency 的刺激，使得同一區域可產生多個 NMR 的訊號，這些訊號收集起來經過 Fourier 轉換，再經電腦處理，可呈現我們所須要的影像。

給予 radio-frequency 時；有各種不同的方法（pulse patterns）；例如自旋回波法（spin echo），反轉恢復法（inversion recovery）等，這些技術可強調出不同組織間其 T_1 或 T_2 之差異，使 MR I 的影像呈現出明暗對比，分辨不同組織。



圖示：MR I 機器構造簡圖