

磁共振影像
Magnetic Resonance Imaging

莊子肇 副教授
中山電機系

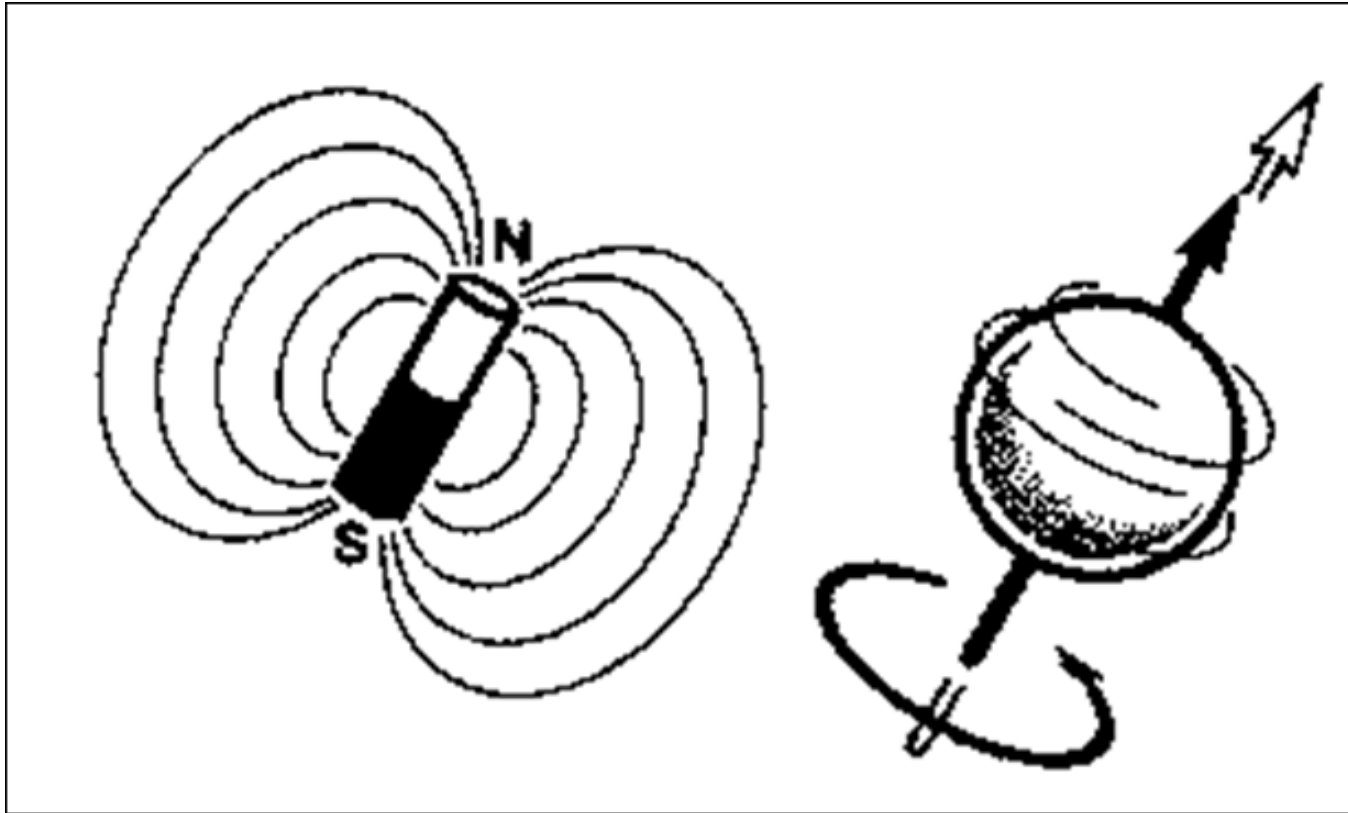
最最基本的概念

- Magnetic : 信號來源 (磁性)
- Resonance : 激發與偵測原理
- Imaging : 將信號位置編碼

核磁共振：物理現象

- Nuclear magnetic resonance
- 起源：具有質量與電荷的旋轉粒子
 - 質量 + 旋轉 = 角動量 (陀螺)
 - 電荷 + 旋轉 = 磁矩 (磁鐵)

氫原子核 = 單一質子



器官內的氫原子核 (水) 酷似小磁鐵

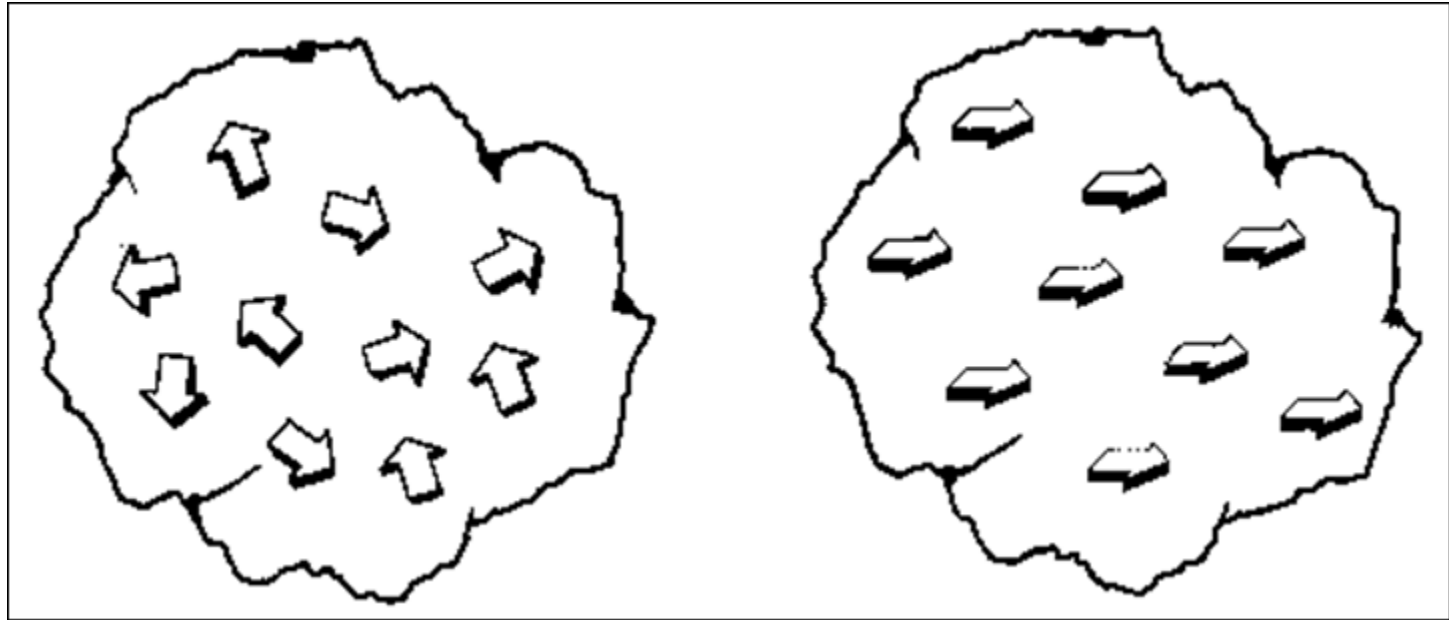
只有氫原子才能拿來做MRI？

- 只要原子序為奇數或質量數為奇數的原子核皆可！
 - 具有非零之角動量
 - NMR-active nuclei: ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{31}P ...

人體內氫原子的來源

- 水 (H₂O)、脂肪、蛋白質...
- 每 18 公克的水含有 $2 \times 6 \times 10^{23}$ 個氫原子！
- 全部加起來，人體就可以吸鐵釘囉？

外加磁場對氫原子核小磁鐵的影響

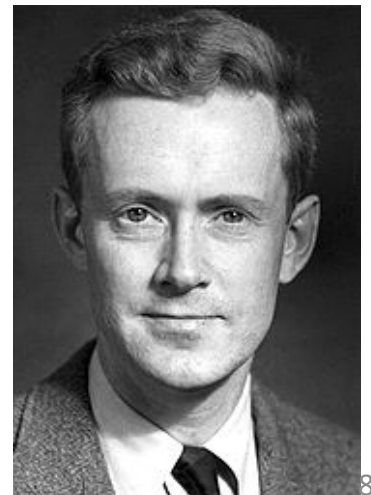


不規則排列

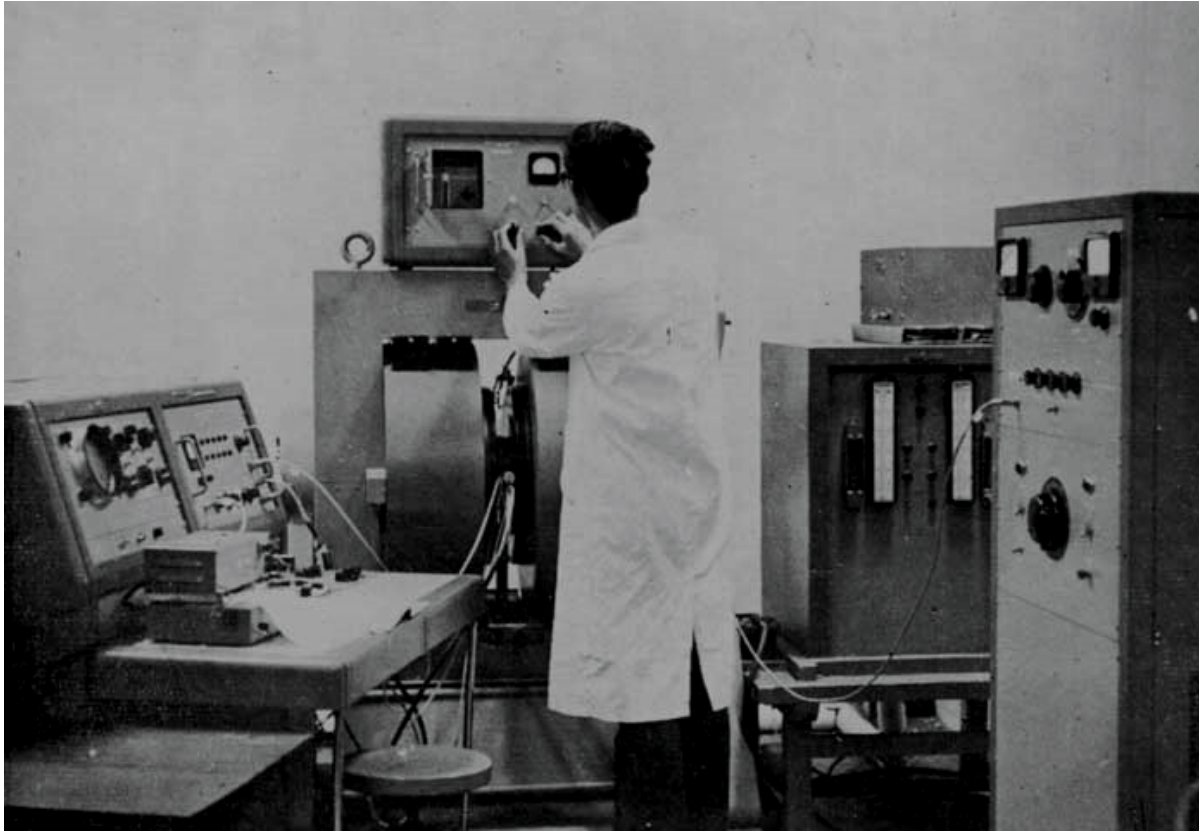
規則的排列

既然是觀察原子核的磁性

- 當然就需要外加磁場了
- Bloch & Purcell：外加磁場後測得原子核之磁性 (1952 Nobel prize)
- MRI 的基本工具之一：磁鐵



早期的核磁共振實驗



1964

外加磁場的影響

- 無外加磁場：氫原子核不規則排列
 - 人體無磁性
- 有外加磁場：氫原子核整齊排列
 - 人體產生磁性 (Nuclear magnetism)

現在人體具有磁性了

- 哇！照完 MRI 之後，鐵釘都會朝著我飛過來？
- 從此以後我只會朝北方走？

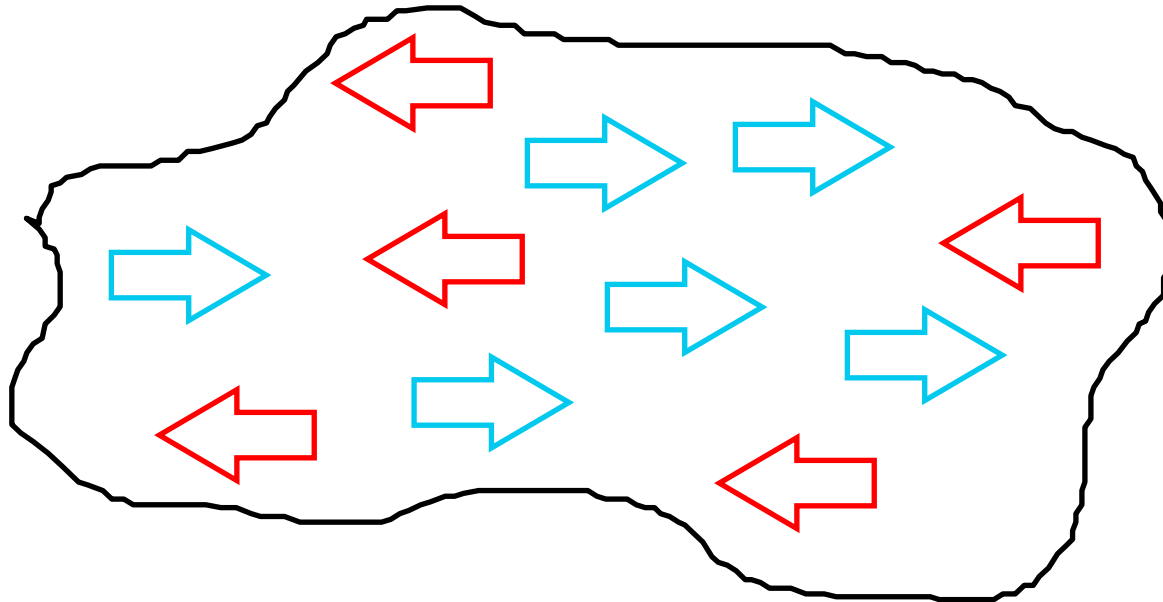
別急，先放心

- 人體磁性非常微弱
 - 不是全部的氫原子核都排列整齊
- 磁性是暫時的
 - 離開 MRI 就恢復原狀

實際的狀況 (量子物理 + 統計力學)



主磁場：1.5 Tesla



每一百萬個氫原子核中只多五六個

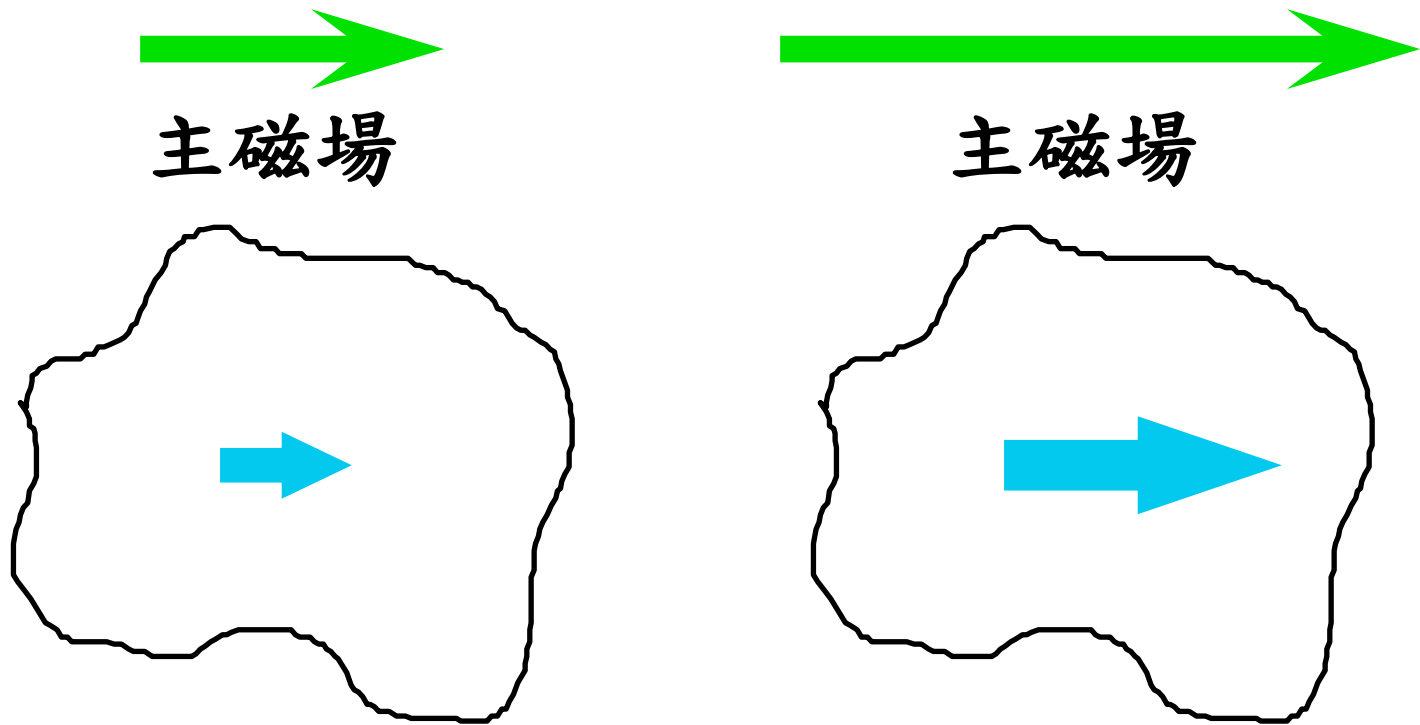
給一個概念

- 外加磁場 = 1.5 Tesla = 地磁三萬倍
- 人體引發的磁鐵 ~ 0.05 Gauss \sim 地磁十分之一
- 離體表愈遠，磁性愈小

MRI 的微弱信號源

- 即使外加地磁三萬倍的磁場，人體磁鐵依然極為微弱
- 可見得在 0.5 Tesla 或 0.3 Tesla 之下，信號將更加微小

磁場強度的影響

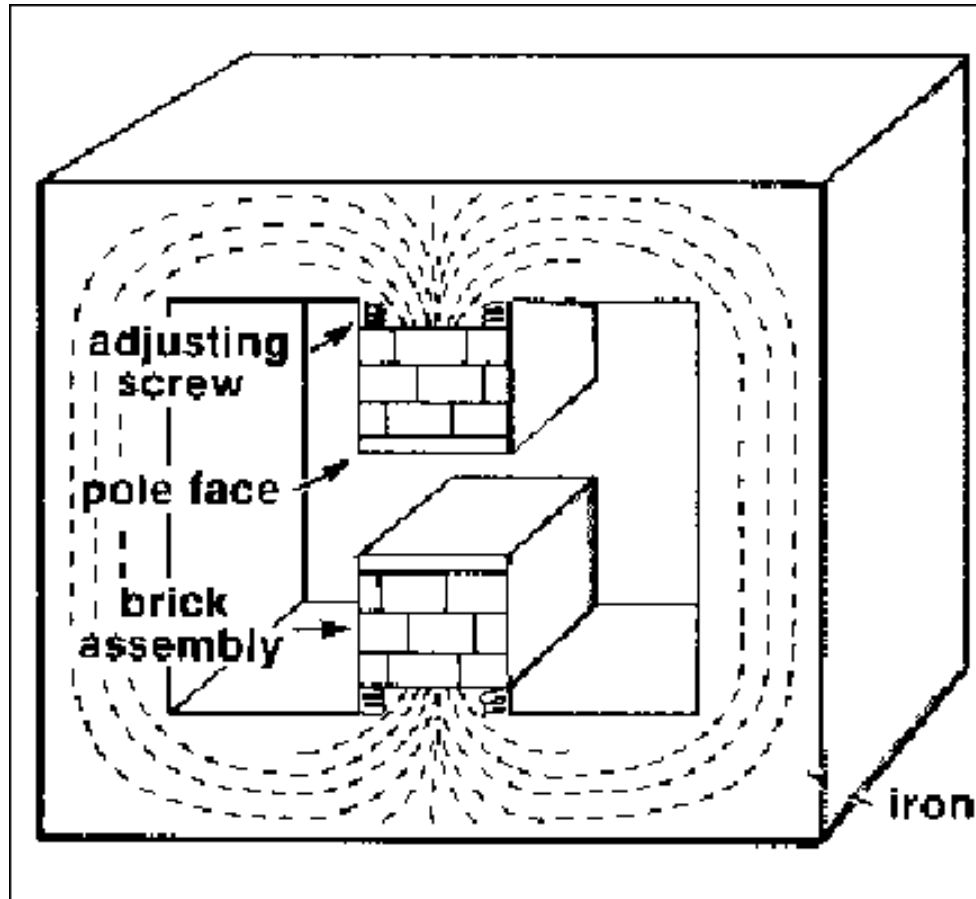


「人體磁鐵」大小與外加磁場幾乎成正比

主磁鐵

- MRI 需要些什麼設備？
 - 強磁鐵，而且是放得下人的
- 用鐵來做成永久磁鐵？
- 線圈通電形成電磁鐵？

永久磁鐵 MRI



磁場強度最大可達 0.3 Tesla

永久磁鐵MRI



Hitachi system

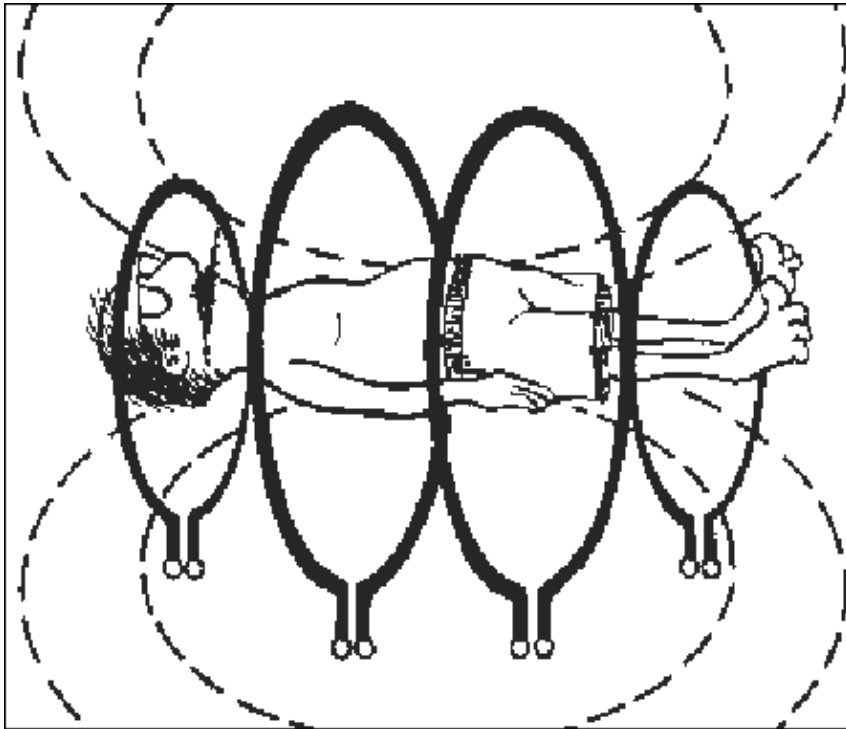
Siemens Magnetom Open



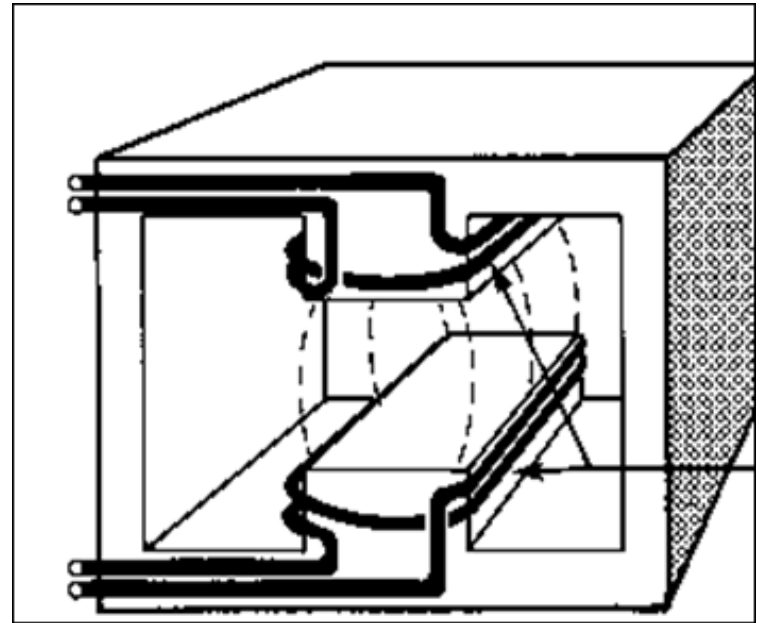
上述方式的優缺點

- 不需電力
- 磁場侷限在儀器內
- 永久磁鐵實在太重 (幾十噸至上百噸)
，地面可能無法承受重量！

電磁鐵 MRI



鐵芯電磁鐵 MRI



略輕，耗電量極高，外洩磁場強

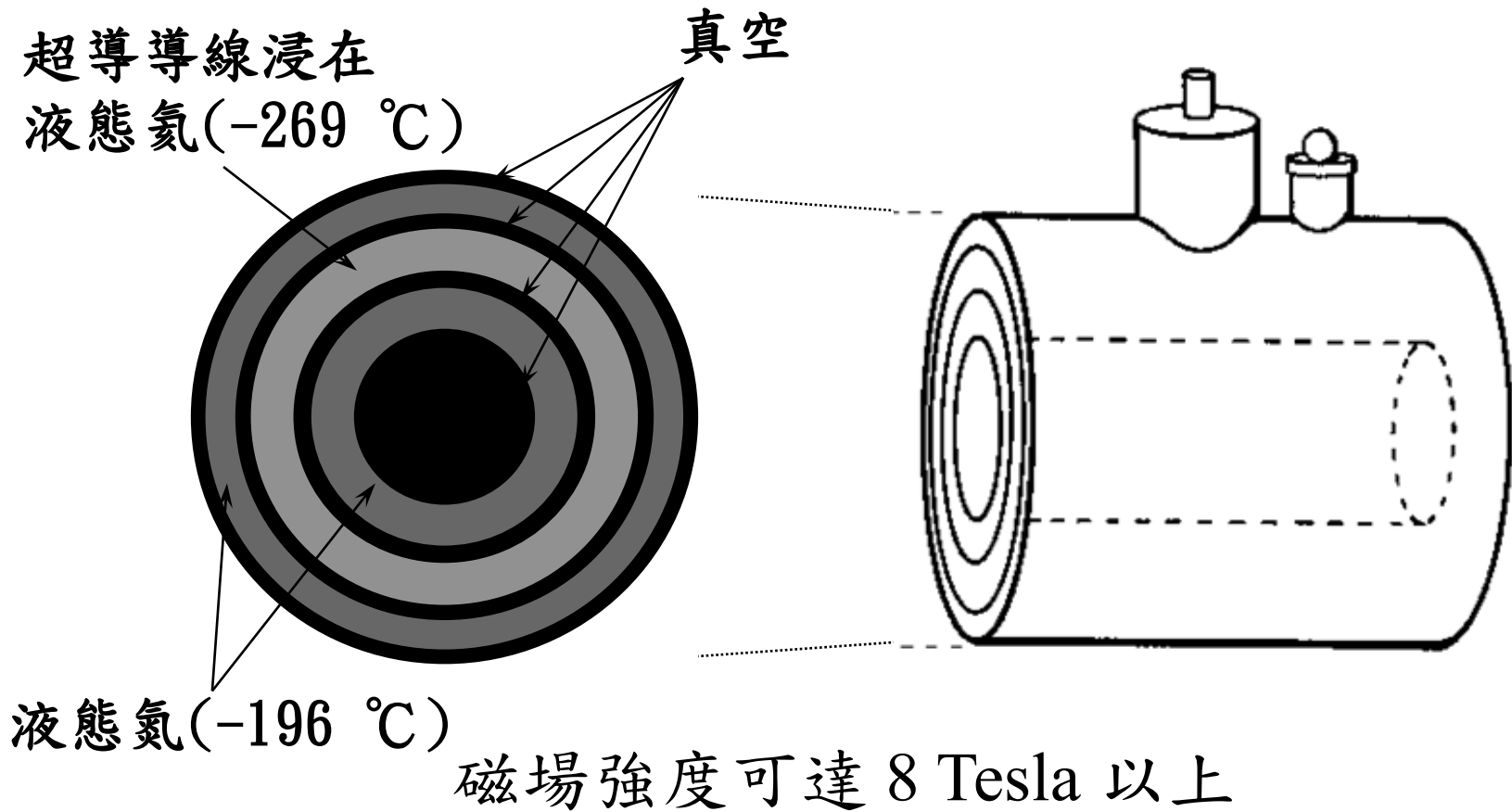
電磁鐵 MRI 的優缺點

- 略輕、略便宜 (唯一優點)
- 強電磁鐵所需電力過大，電費極高，外洩磁場強，且不易維持穩定狀態
- 銅線材質無法承載大電流

超導體線圈電磁鐵

- 金屬在極低溫產生無電阻現象
- 導線浸在液態氦內 ($-269\text{ }^{\circ}\text{C}$)
- 真空隔絕室溫
- 液態氦作另一層隔熱 ($-96\text{ }^{\circ}\text{C}$)

超導體電磁鐵構造 (目前最廣泛使用者)



MRI 超導體電磁鐵實體圖



還沒有漂亮的封裝



安裝完成後 (NTUH)

<http://mrilab.mc.ntu.edu.tw/about.html>

超導體磁共振影像儀

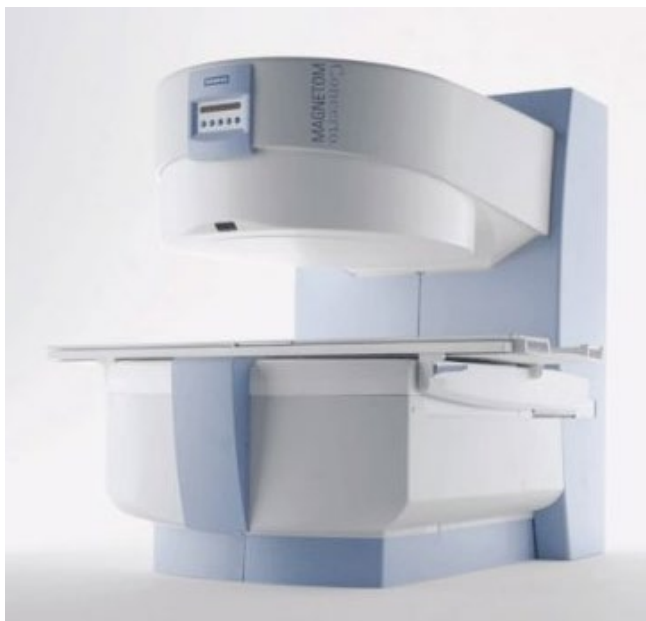


GE Signa 1.5 T



Siemens Trio 3.0 T

超導體開放式 MRI



Siemens Concerto 0.2 T



病患可直立



Table 還可旋轉

優點之一：病症可與姿勢有關



病患平躺 (recumbent)



直立 (weight bearing)

回到最常見的超導電磁鐵

- 磁場強，穩定度高
- 一旦通電後即不需電力
- 比永久磁鐵輕 (6~7 噸左右)
- 儀器外的磁場也很強
- 儀器本身與液態氦價格均高

何以超導磁鐵較受歡迎？

- 外加磁場強 = 信號強 = 好影像
 - 0.3 T 信號 ~ 1.5 T 的 20%
- 儀器穩定度高
- 市場需求推動大量技術發展

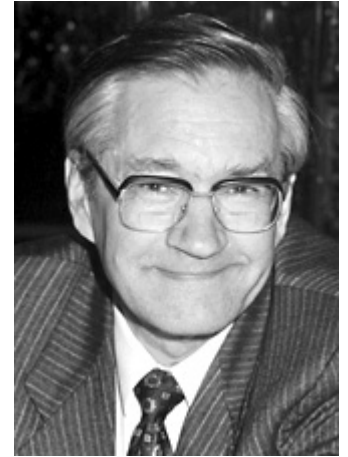
進一步改進超導磁鐵

- 磁屏蔽 (shielding)
 - 避免過大磁場外洩
- 磁場均勻度
 - 在電磁鐵內加上許多小圈
 - 各別控制電流強度
 - 局部補強或削減主磁場: shimming

最最基本的概念

- Magnetic：信號來源(磁性)
- Resonance：激發與偵測原理
- Imaging：將信號位置編碼

磁性存在還不夠

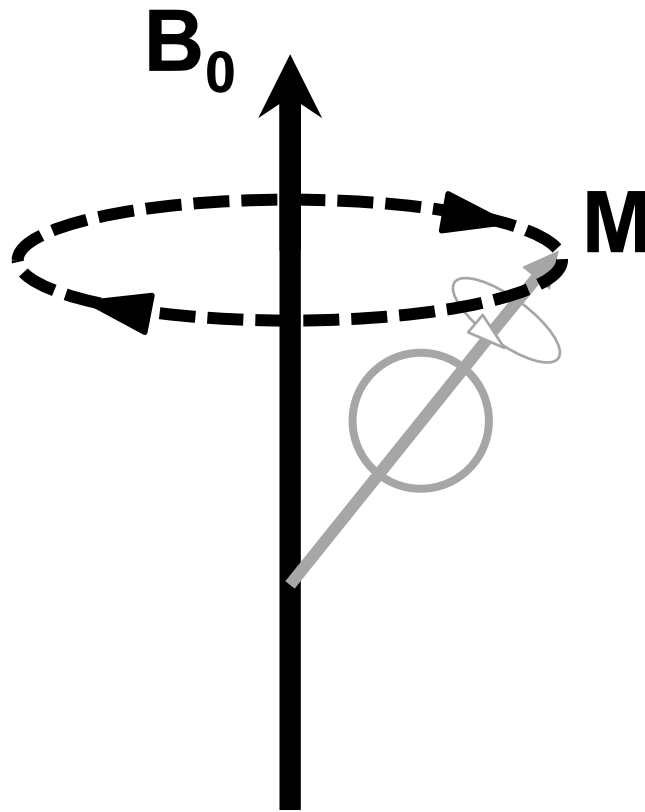


- 磁鐵運動可以產生感應電流
- 經過適當的激發以利信號偵測
- Ernst: Pulsed & FT-NMR (1992 Nobel prize)
- MRI 的基本工具之二：射頻線圈

氫原子核的自轉

- 自轉運動導致：
 - 電荷旋轉：磁化 (受磁力吸引)
 - 質量旋轉：慣性 (抗拒磁力吸引)
- 同時作用 = 因磁場引起之旋進

除了自轉還繞著主磁場旋進



自轉：spin

旋進：precession

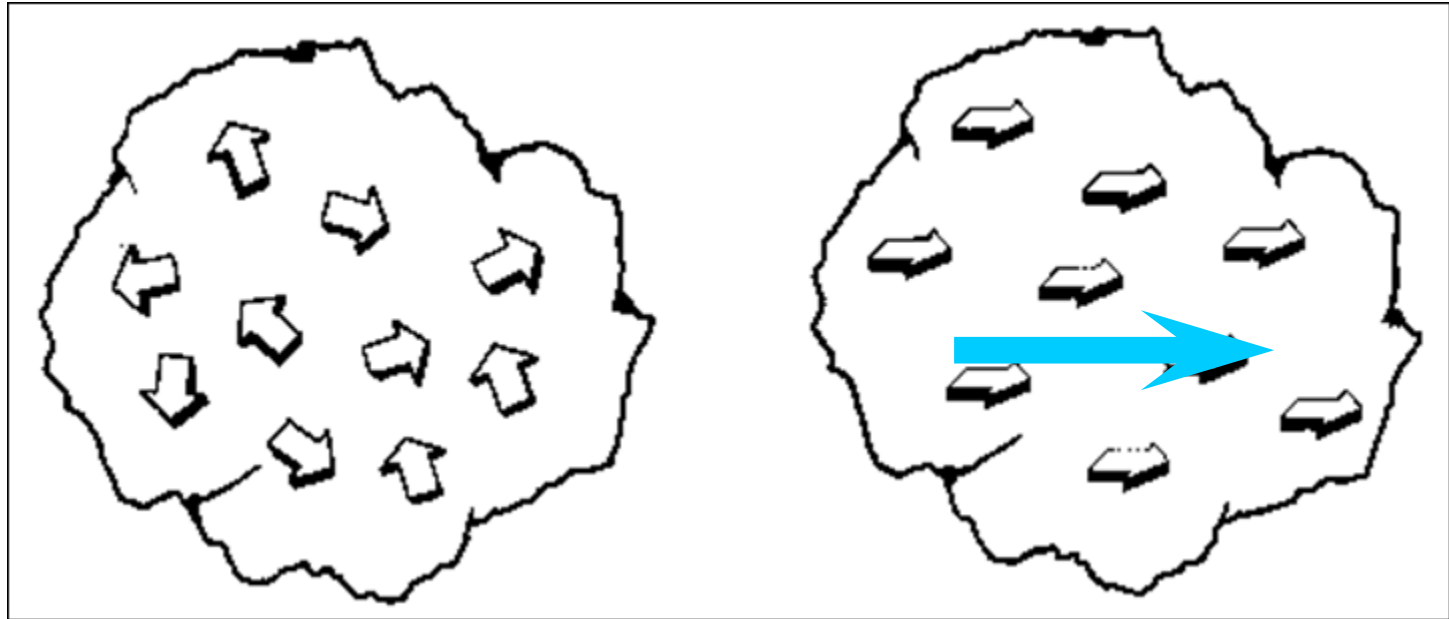
旋進的快慢

- 與磁場成正比 (Larmor equation)
 - ω (頻率) = γ (比例常數) \times B_0 (磁場)
 - γ : 旋磁比 , gyromagnetic ratio
(42.58 MHz/Tesla for proton)
- 磁性旋進 = 感應電流
- 63.87 MHz @ 1.5 Tesla

但是 ...

- 外加磁場，才造成整齊排列
 - 磁性方向顯然一致
- 1.5T 主磁場只負責強化人體磁性，並不提供激發功能

外加磁場 與 引發磁矩向量平行



不規則排列

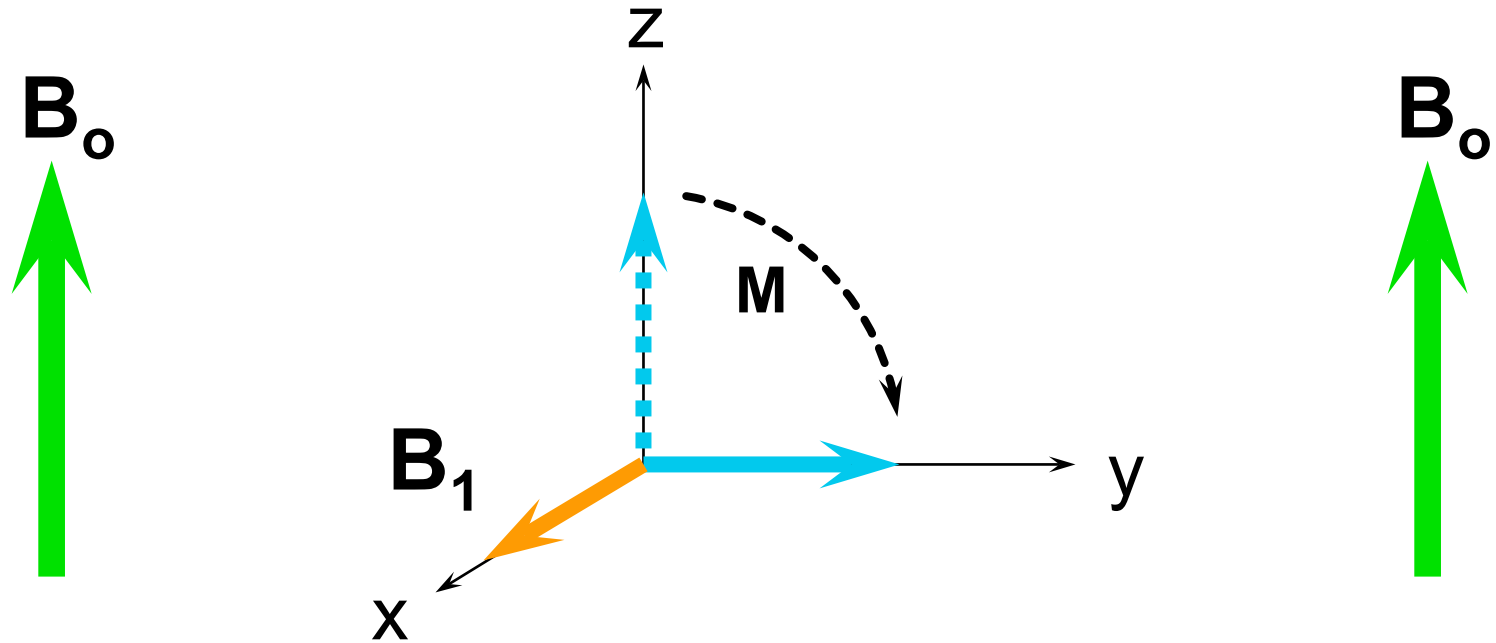
主磁場
規則的排列

換句話說 ...

- 「人體磁鐵」會產生，但不會運動
- 若要產生運動，須靠外力激發

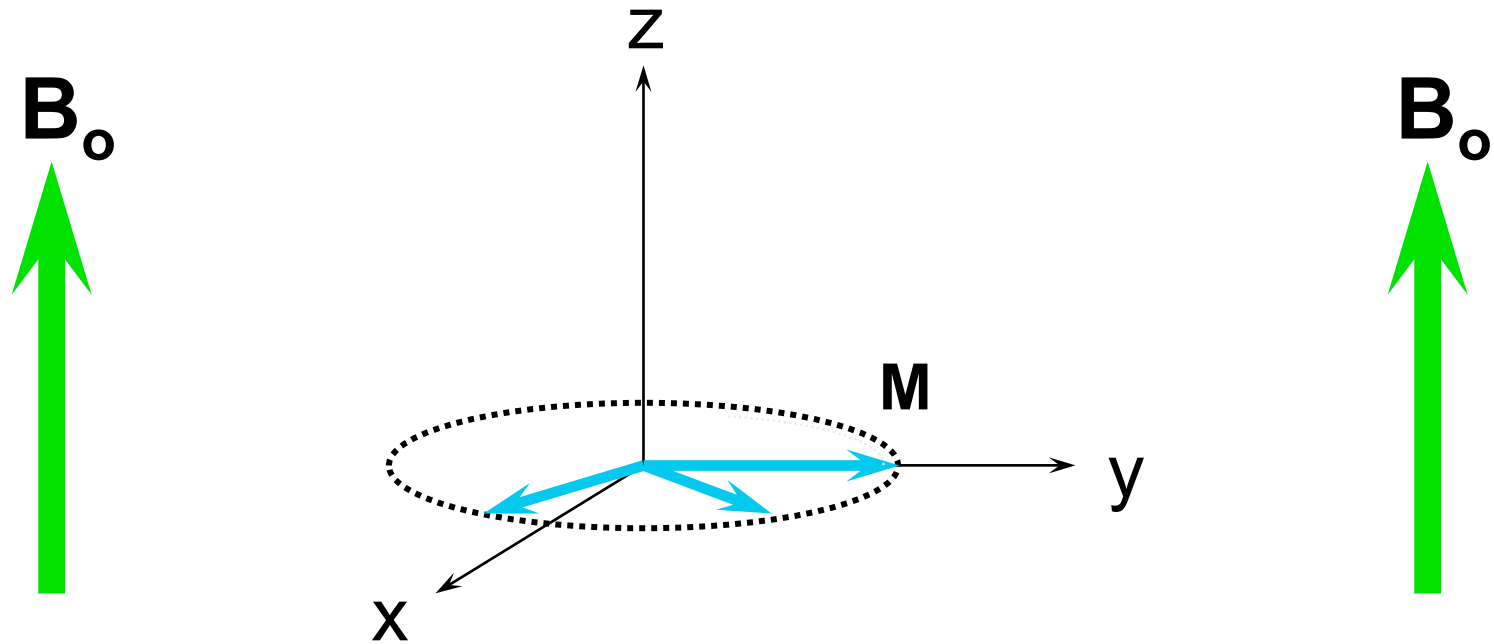
- 迫使磁性運動 = excitation
- 偵測磁性運動方式 = detection

MRI 中的信號激發 (B_1 : 激發磁場)



使用額外的磁場(B_1)來控制磁矩運動

激發脈衝關閉

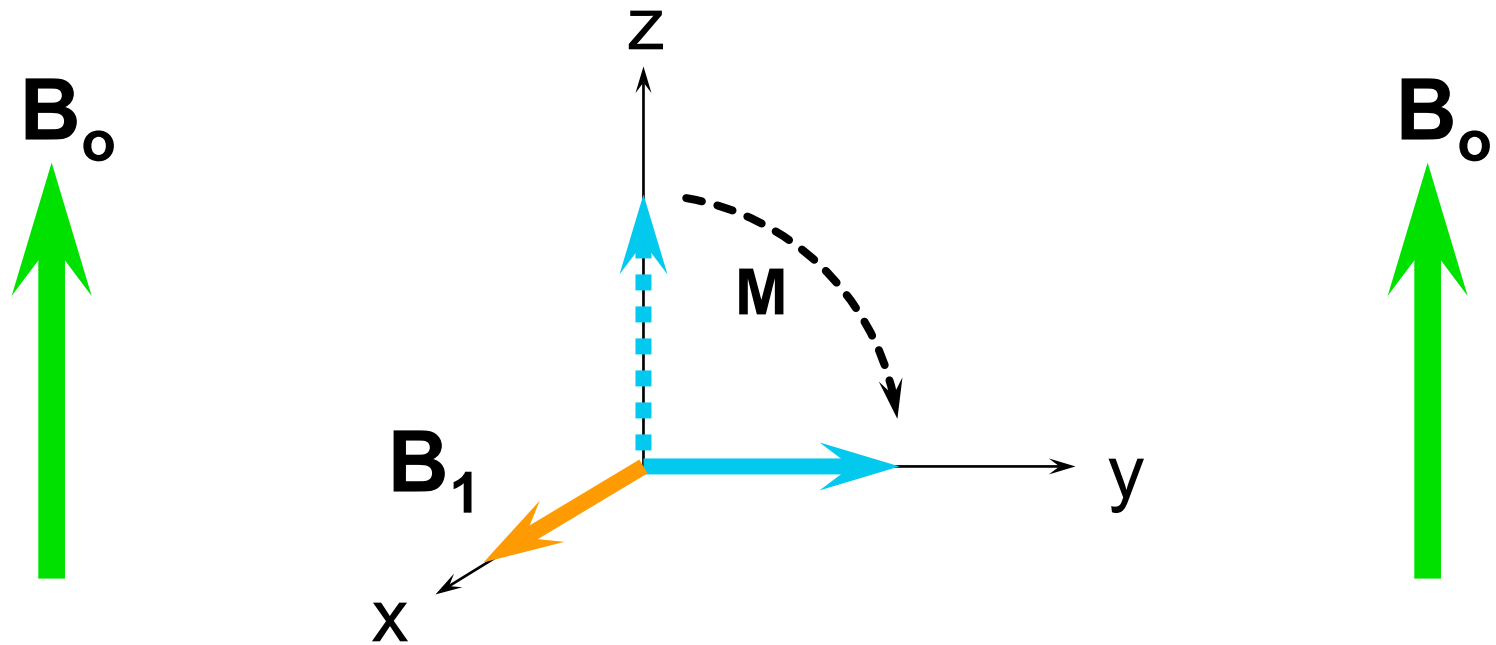


氫原子核磁性開始旋進運動 (63.87 MHz)

信號激發的原理

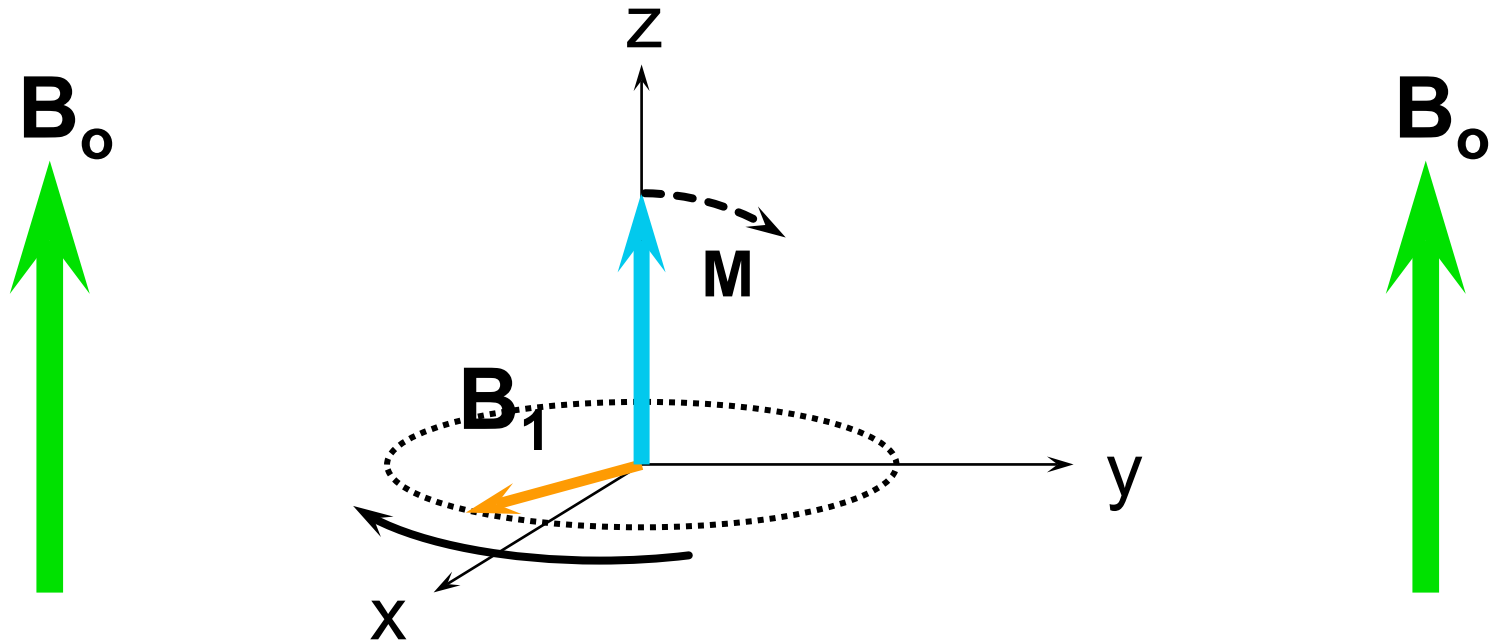
- 呃 ... 說來話長 ...
- 激發磁場 B_1 條件
 - 磁場方向垂直於主磁場 B_0
 - 以 Larmor frequency 旋轉 (RF)

MRI 中的信號激發 (B_1 : 激發磁場)



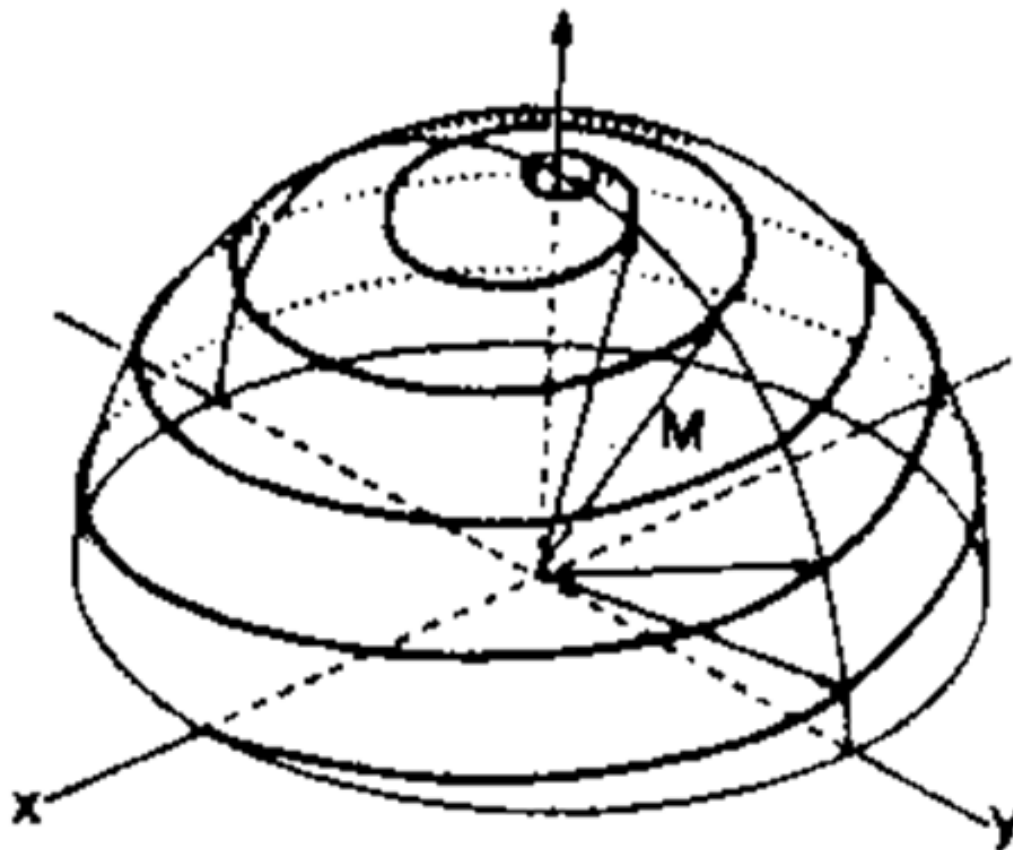
前提：激發脈衝頻率 = 氫原子核旋進頻率 (共振)

實際上大致是這樣的 ...



M 繞行 B_0 與 B_1 的向量和 做旋進動作

磁向量 M 經射頻激發後的運動路徑



螺旋狀軌跡

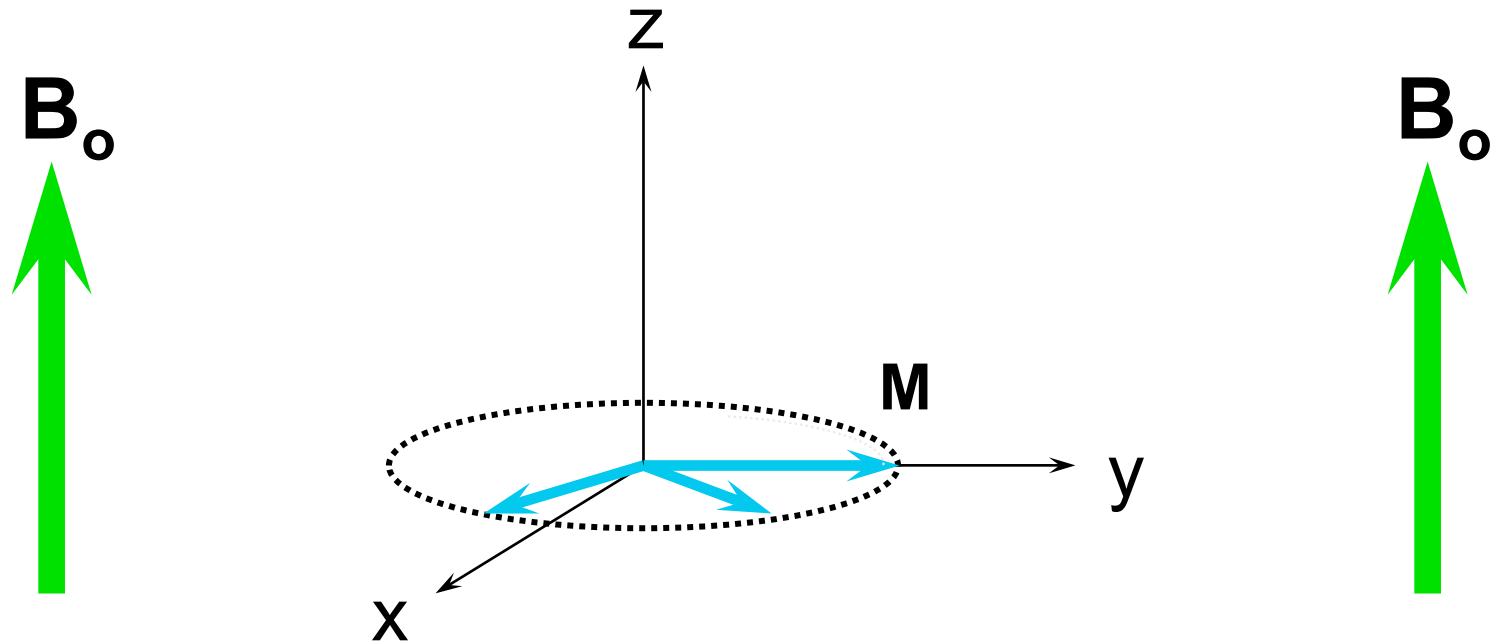
信號激發的儀器 (RF Coil)

- 垂直於 B_0 的高頻率旋轉磁場
- 產生方式：高頻電流通入線圈
 - 只要是繞線線圈都行
 - 配合共振線路：電容電感
 - 在 Larmor frequency 範圍需高效率

激發完畢來看接收

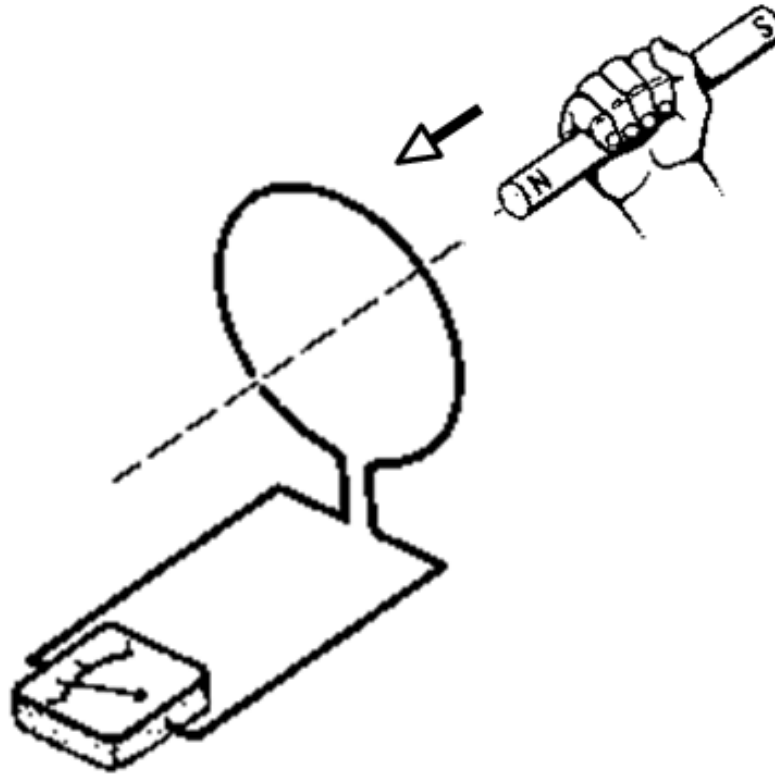
- Faraday's law of induction
- 必須能夠有效收到高頻率信號
 - 激發之後的磁鐵運動仍是在 Larmor frequency 範圍

激發脈衝關閉



氫原子核磁性開始旋進運動 (63.87 MHz)

MRI 信號的偵測



磁生電 (法拉第定律)

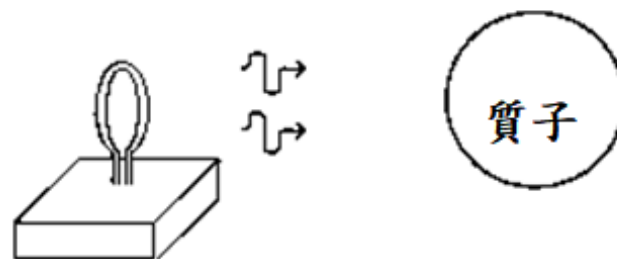
接收 MRI 信號的設備

- 仍然是類似螺線管線圈
- 必須能夠有效收到高頻率信號
- 所以接收線圈可以用激發線圈
- 也可以分別製作，接近人體

無線電天線的類比



MRI 射頻激發



嚴格說來雖不完全相同但也相當類似

表面線圈 (Surface coils)



大小和形狀可以根據觀測部位來設計

各式 MRI RF Coils

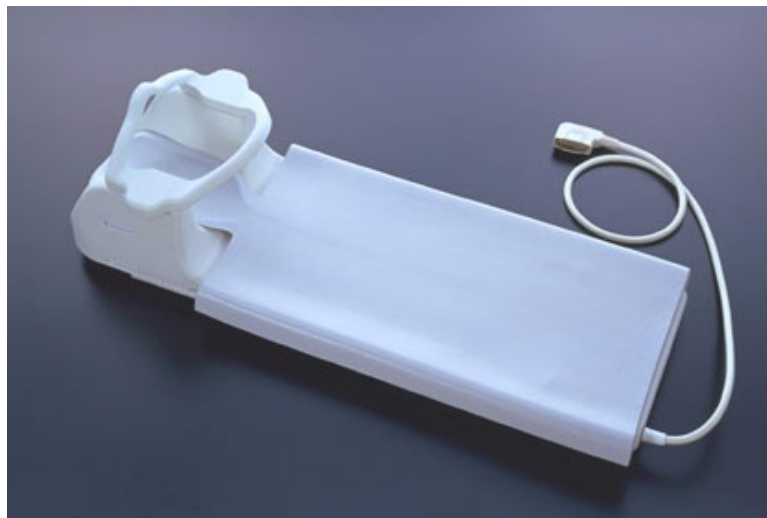
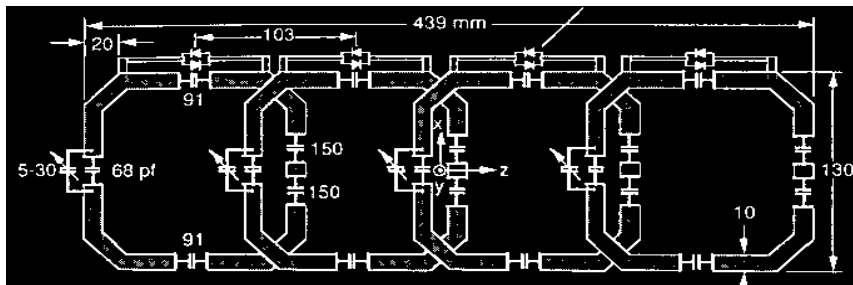


Head coil

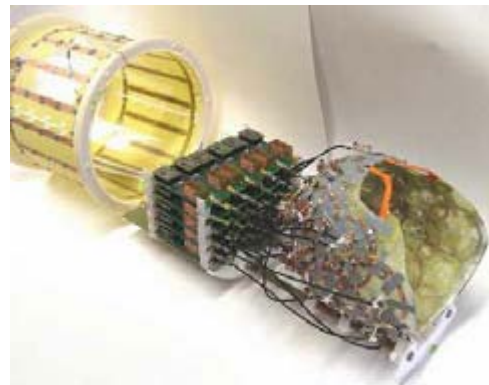


Knee coil

有效結合數個表面線圈：陣列線圈



Spine phased array



Head phased array

最最基本的概念

- Magnetic : 信號來源 (磁性)
- Resonance : 激發與偵測原理
- Imaging : 將信號位置編碼

如果局部變化磁場強度

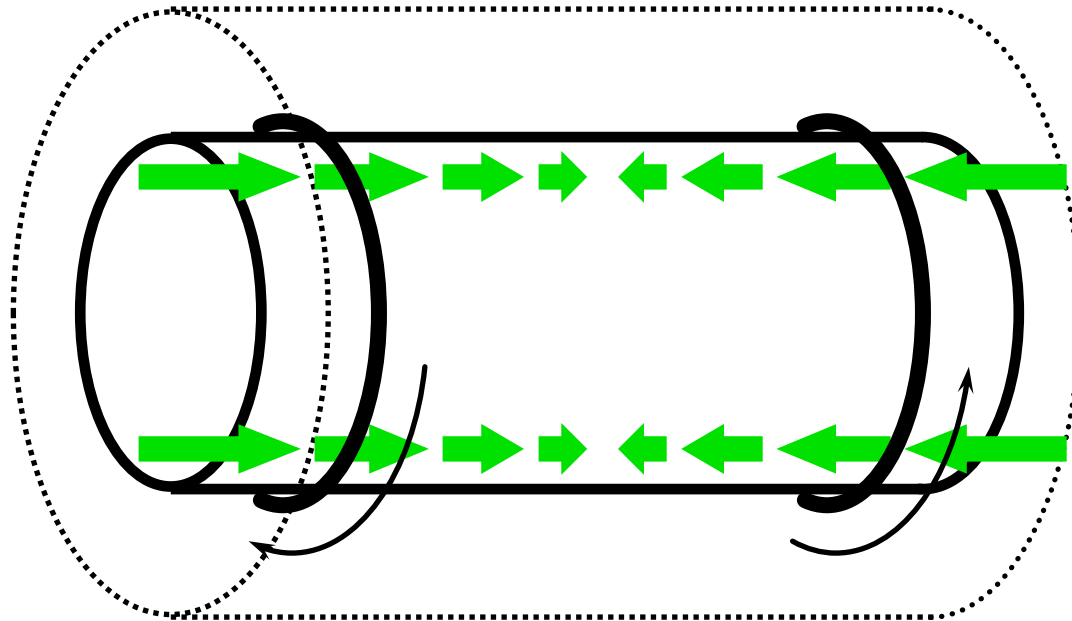
- 原子核的反應也各處不同
- P. Lauterbur: 以磁場梯度分辨出兩支含水試管的位置 (2003 Nobel prize)
- MRI 的基本工具之三：梯度線圈



回憶：旋進的快慢

- 與磁場成正比 (Larmor equation)
 - ω (頻率) = γ (比例常數) B_0 (磁場)
- 磁性旋進 = 感應電流
- 63.87 MHz @ 1.5 Tesla

如何製造「隨位置改變」的磁場？

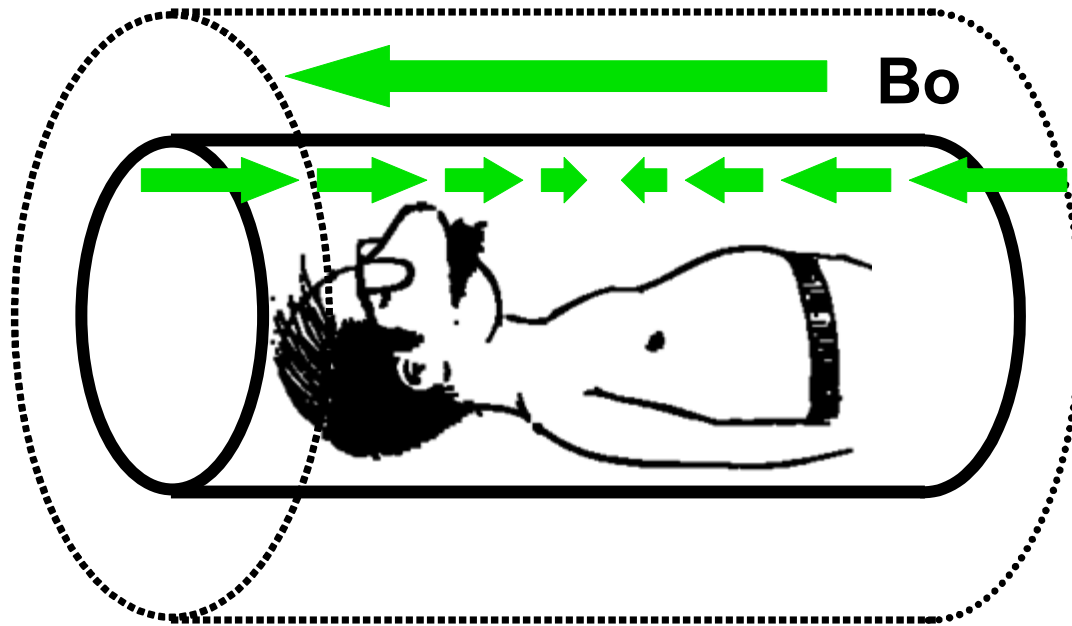


Maxwell pair

局部變化磁場的目的

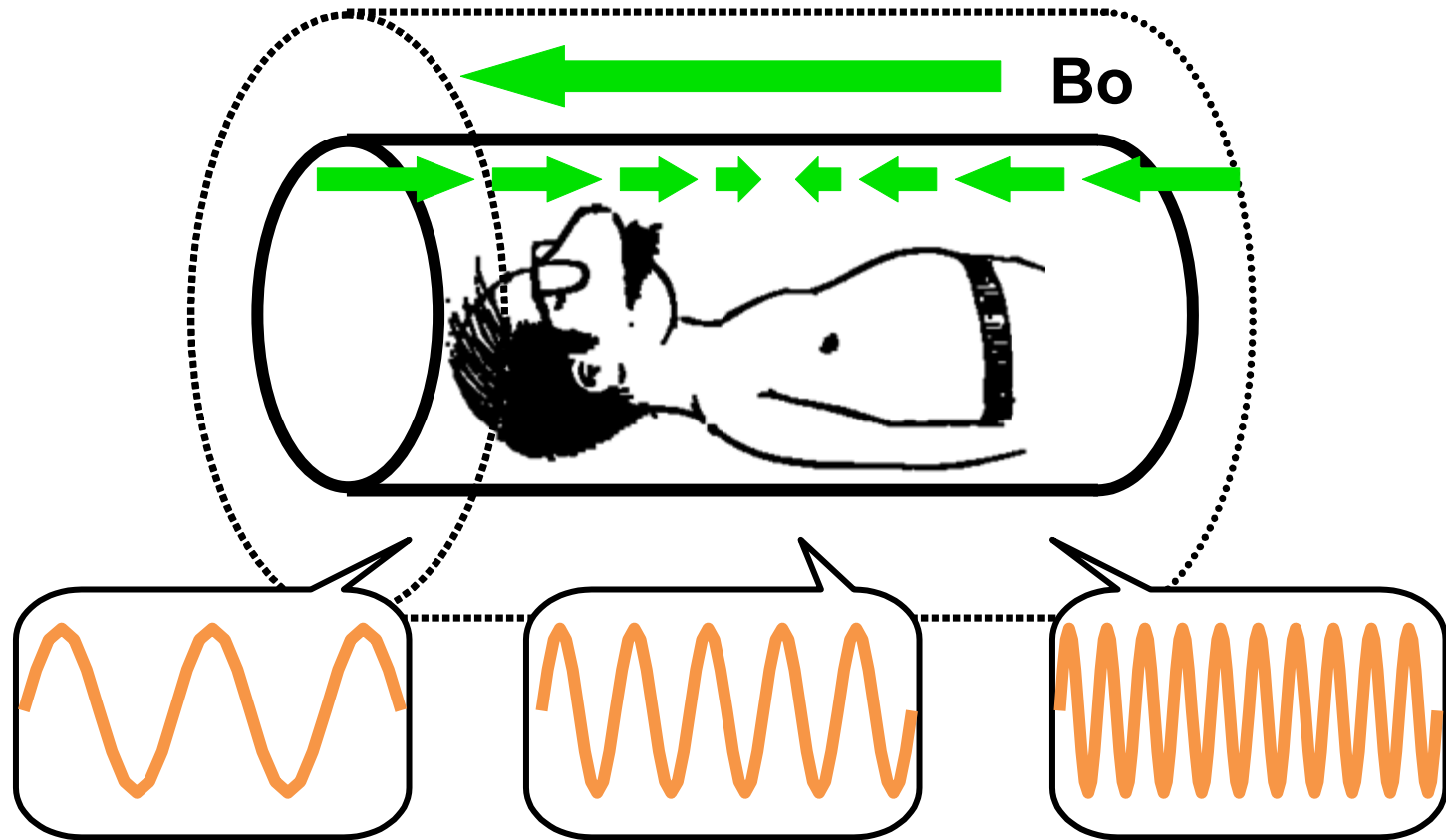
- 旋進頻率正比於磁場強度
 - 磁場強度隨位置變化時，Larmor freq. 處處不同
- 選擇性激發單一切面 (斷層掃描)
- 接收信號時，讓頻率隨位置變化
 - 計算頻譜 = 計算影像

製造「隨位置改變」的磁場

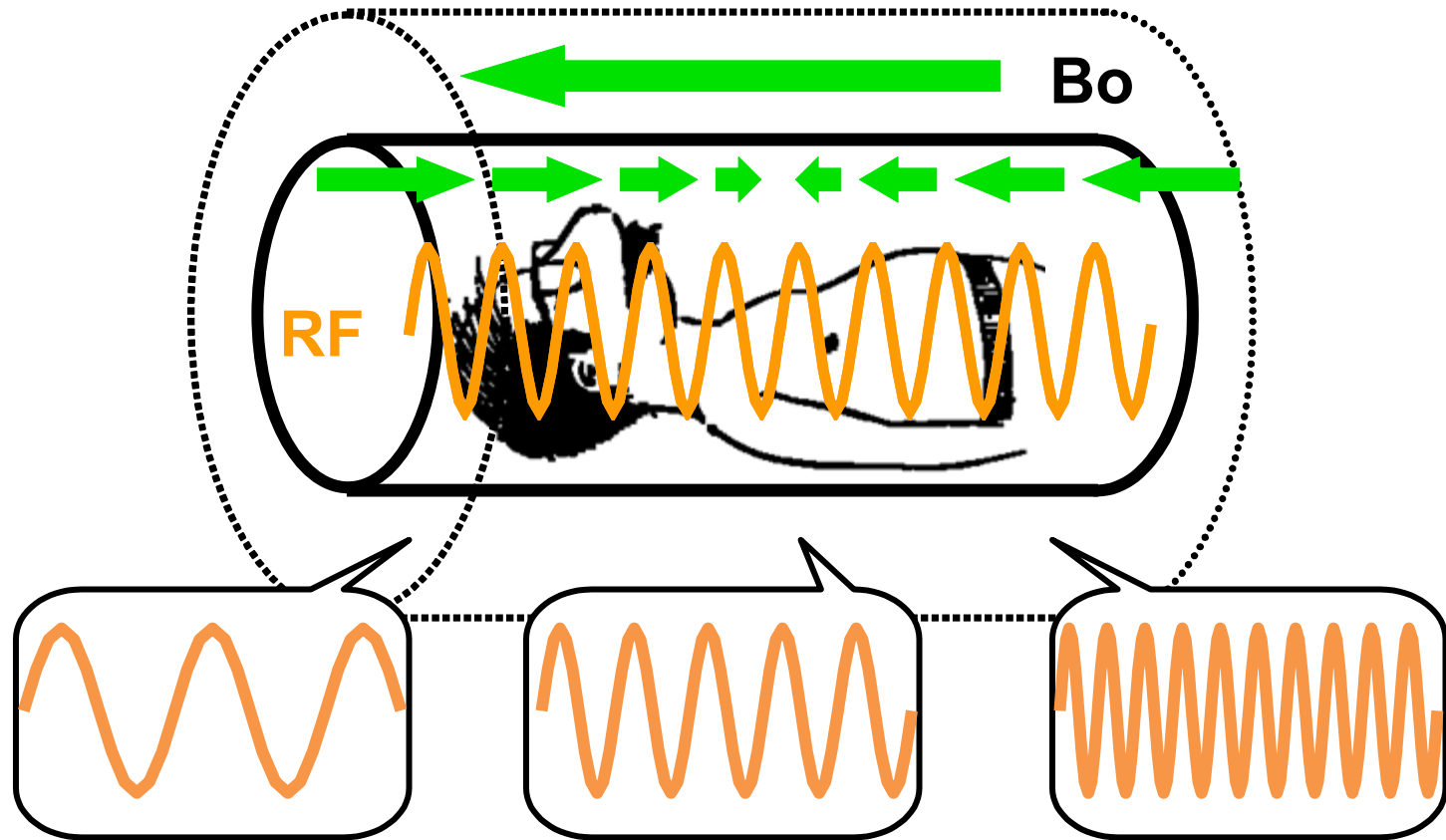


在 B_0 上另外加一個「隨位置變化」的磁場

共振頻率因而亦「隨位置改變」

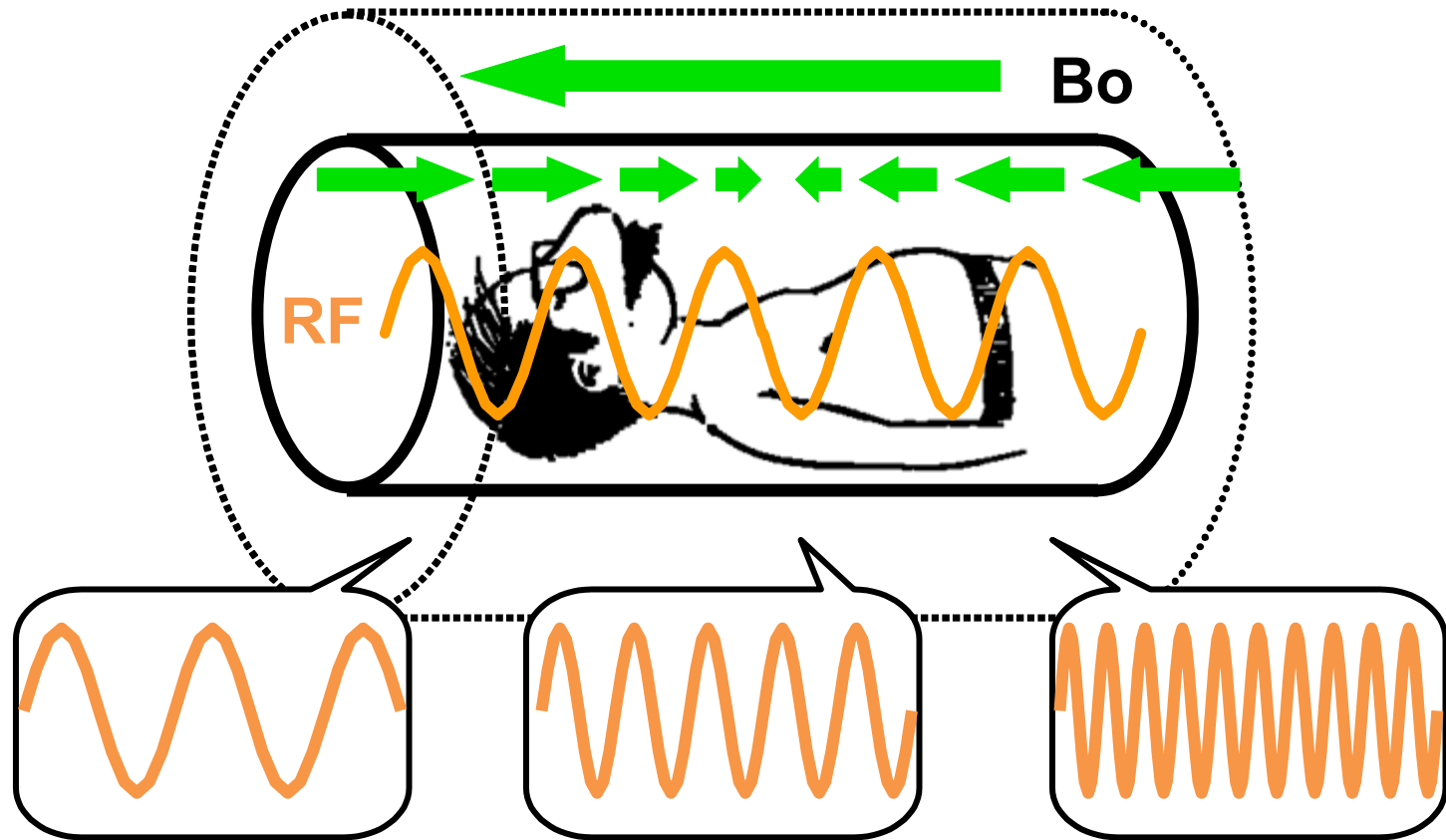


射頻脈衝只激發頻率相同的氫原子核



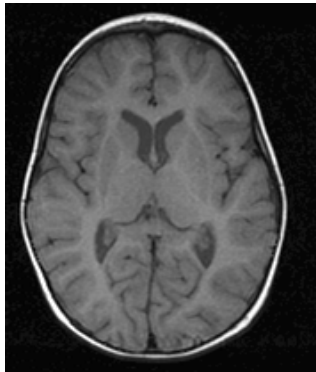
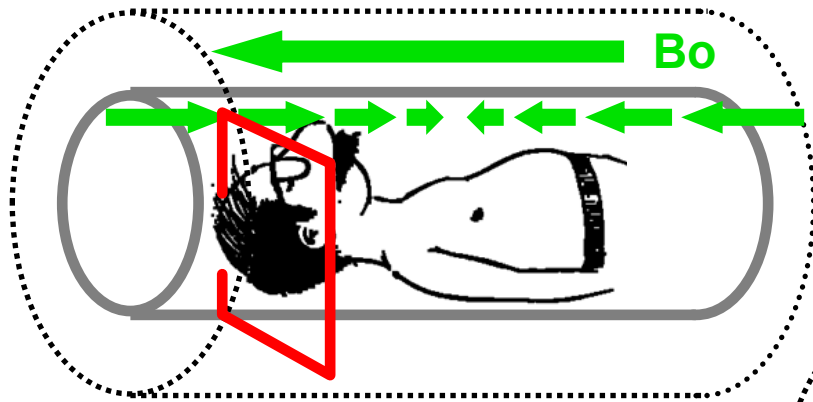
頸部掃描

調整射頻脈衝頻率 選擇欲激發的切面

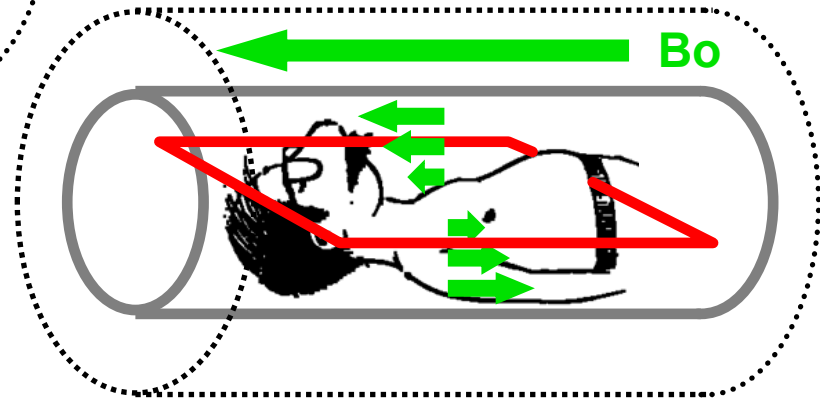
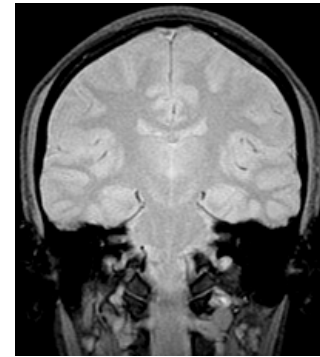


頭部掃描

切面方向彈性也大



Transaxial

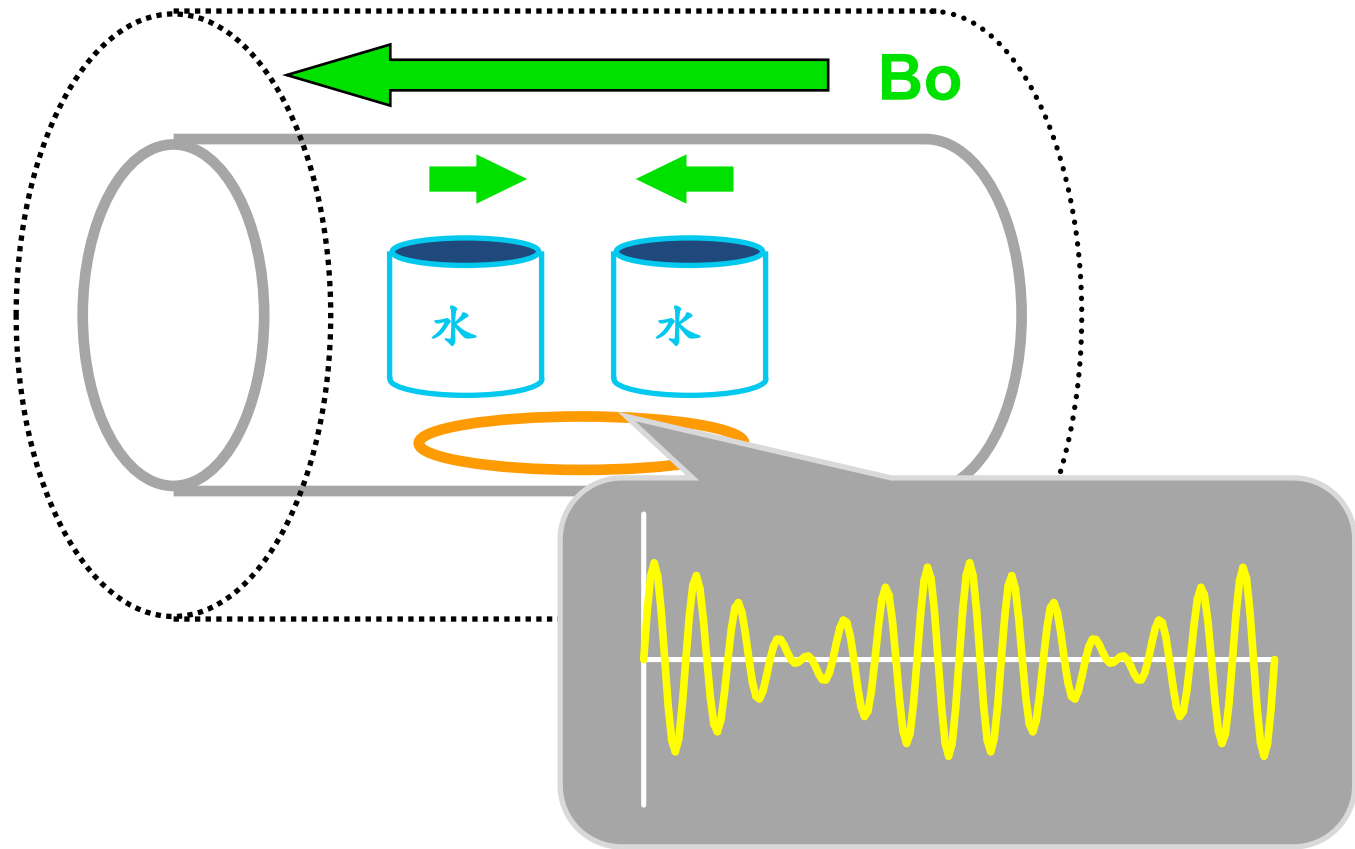


Coronal

信號接收的空間編碼

- 所接收信號的頻率 = 磁鐵旋進頻率
- 磁場強度隨位置變化時，旋進頻率也處處不同
- 位置訊息融入頻率中
- 計算頻譜以獲得影像

線圈收到的 MRI 信號



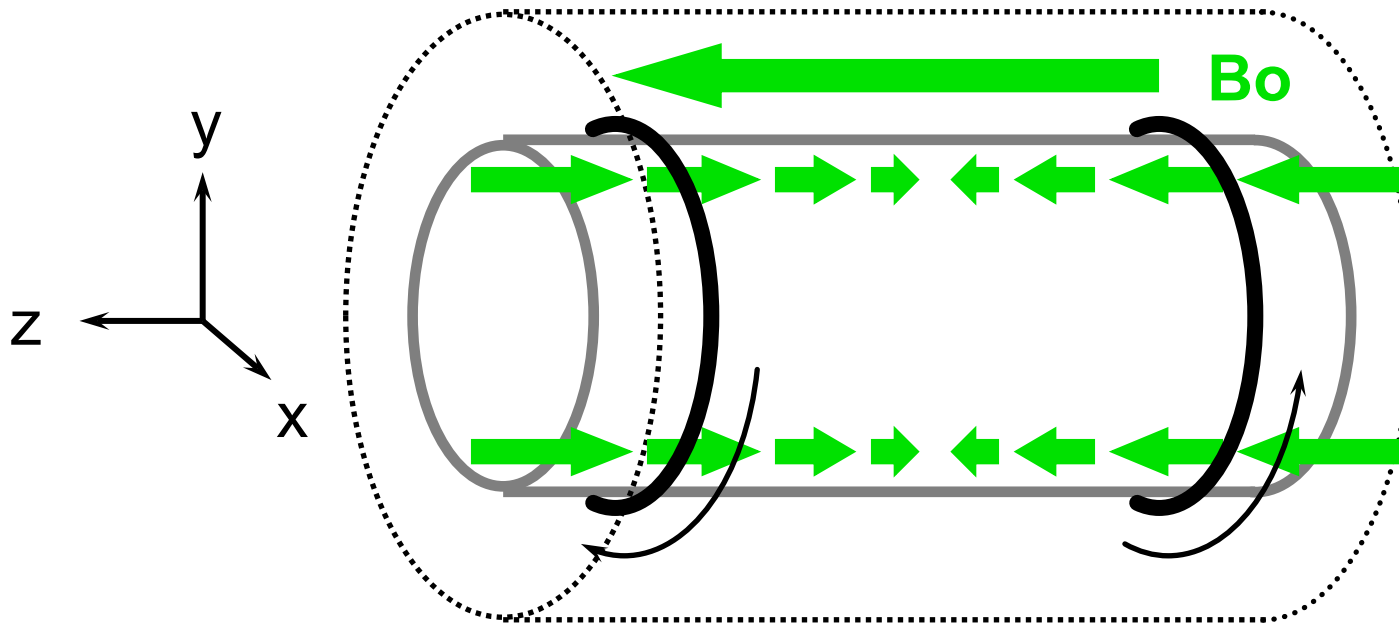
如何計算 MR 影像？

- 頻率 = 位置
- 計算頻譜 = 計算影像
- 傅立葉轉換 Fourier transform
- 一般使用 array processor

局部變化磁場強度的儀器

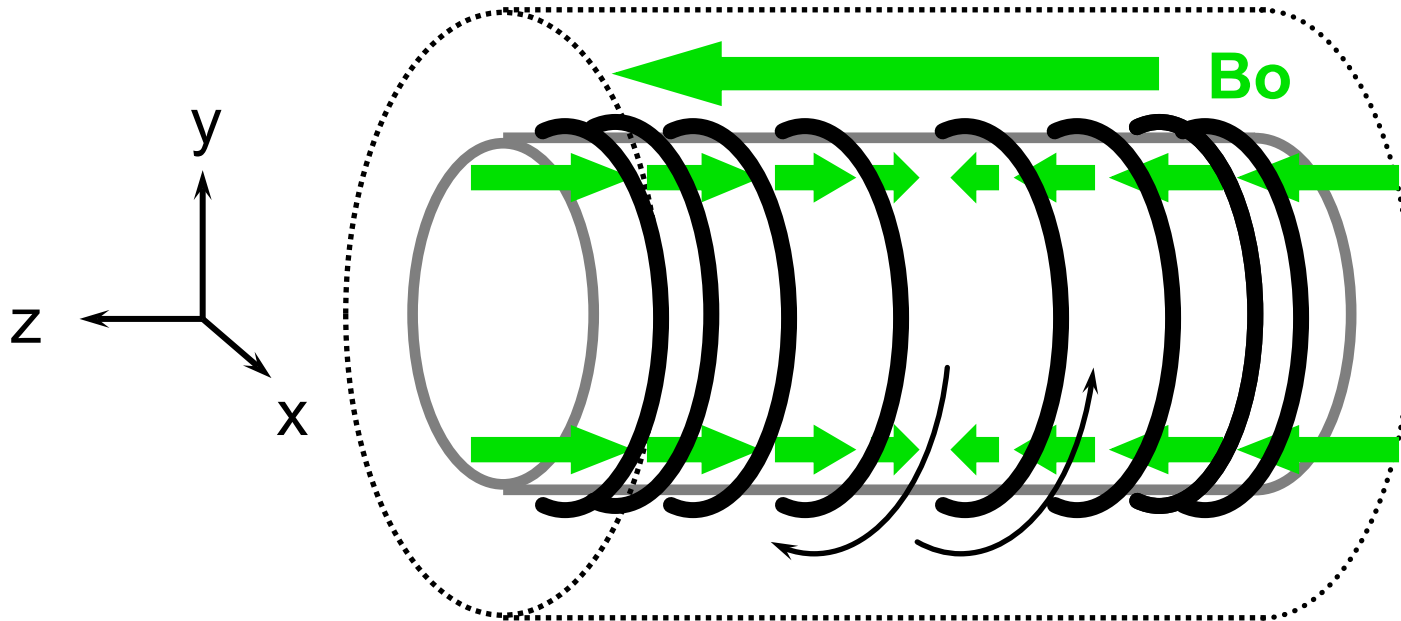
- 梯度線圈 (gradient coils)
- 仍然是電磁鐵，不過繞線方式隨位置而變化
- x, y, z 三方向各有一個

Z gradient



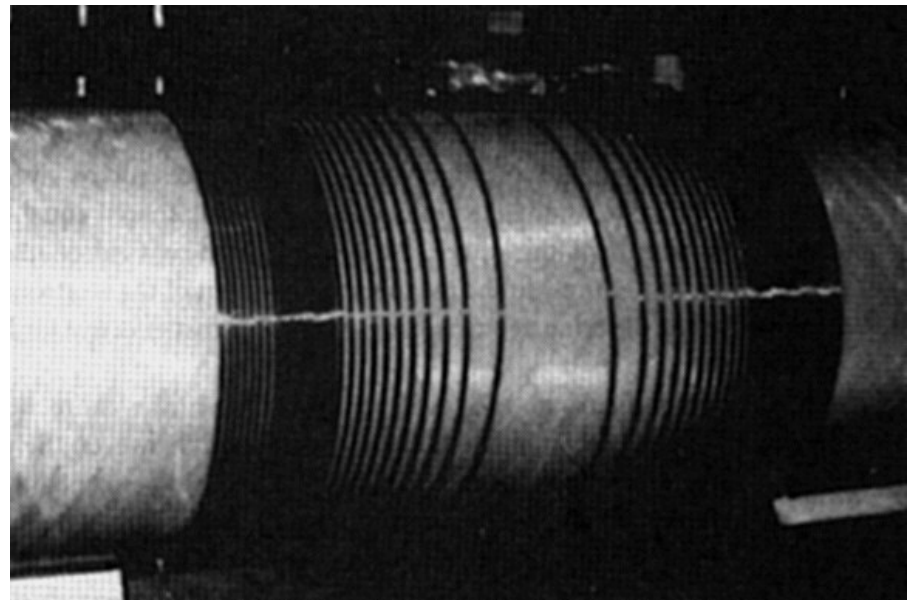
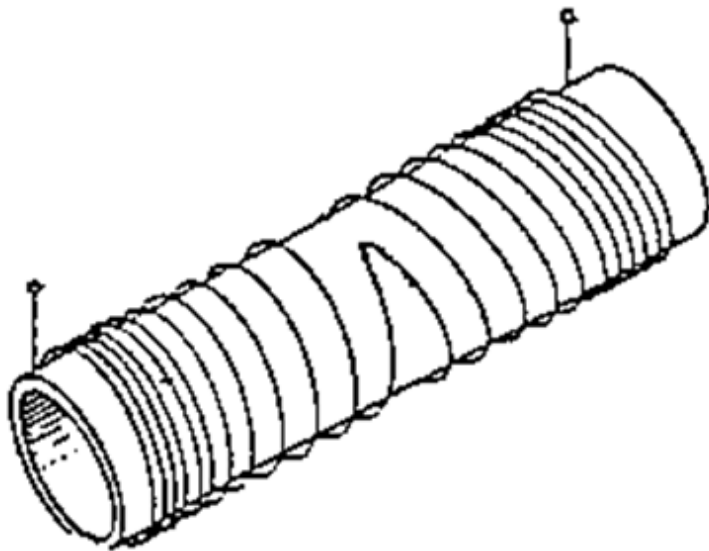
磁場朝 z 方向 磁場變化也朝 z 方向

更精確一點



Z 梯度線圈原理

梯度線圈繞線 與 梯度線圈實體圖

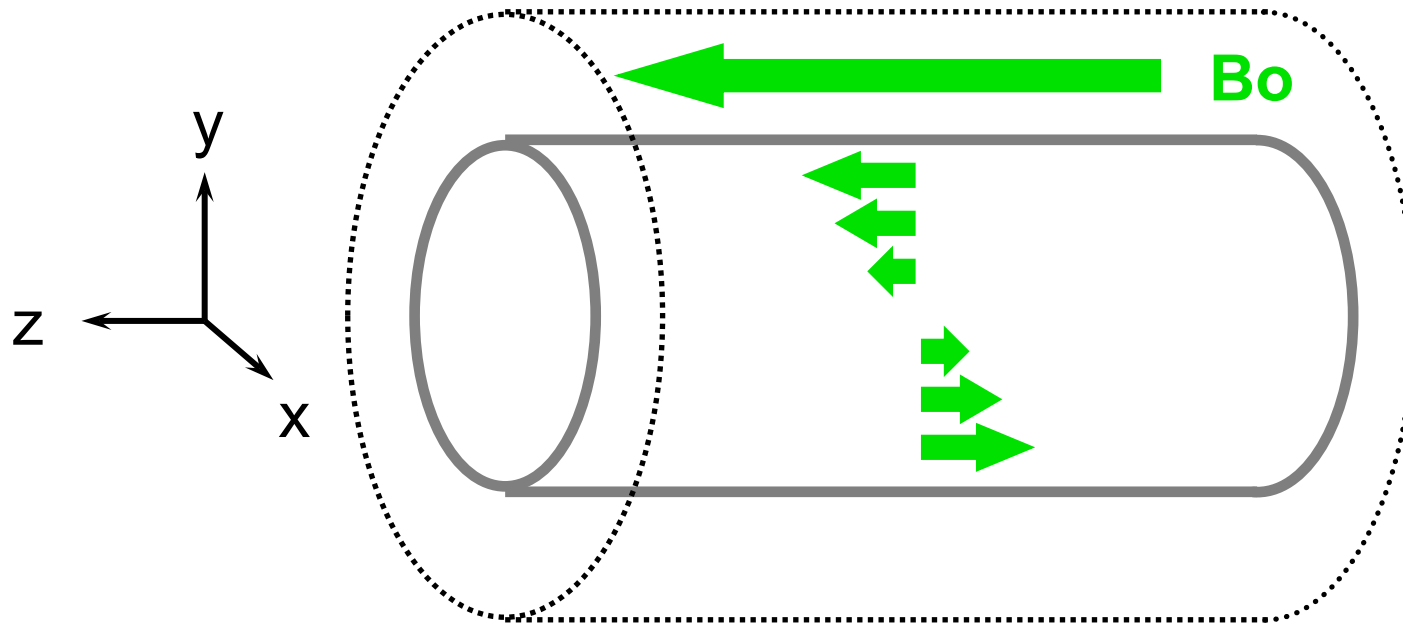


Z gradient coil

梯度線圈的「方向」

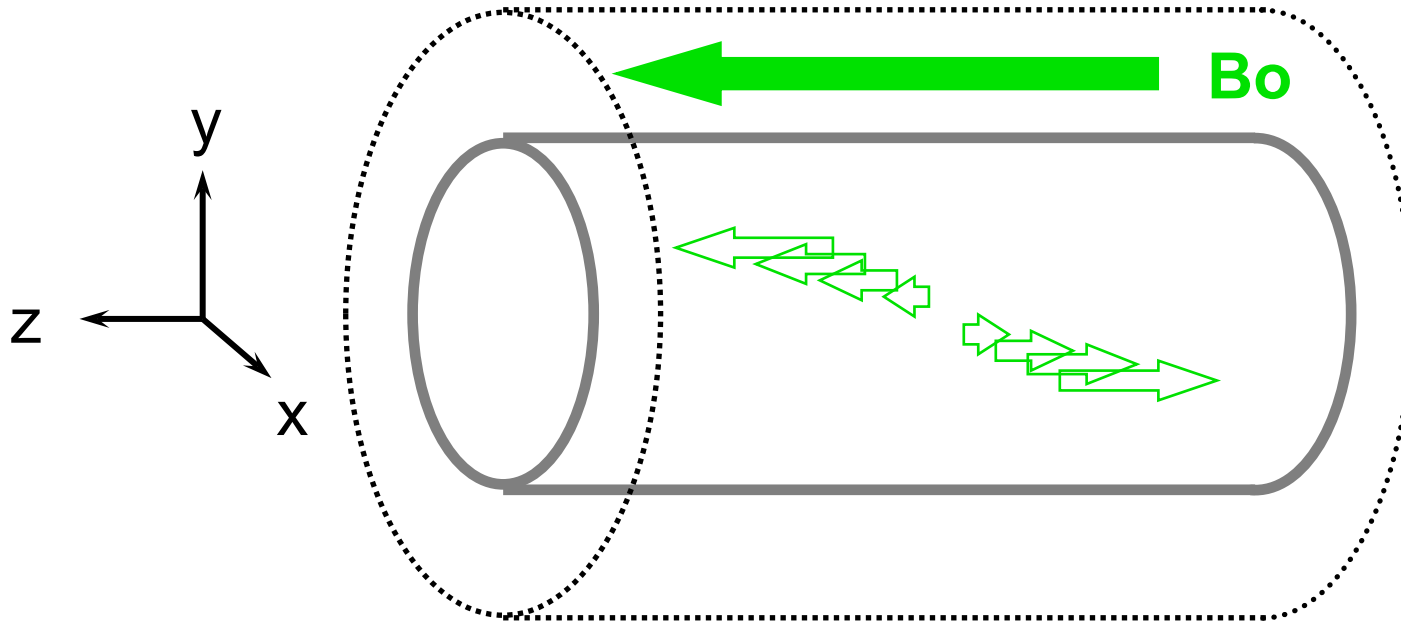
- 磁場仍是朝著 z 方向
- 只是磁場大小隨著某個方向變化
- x 梯度係指 “ z 方向磁場隨 x 方向位置不同而改變”

Y gradient



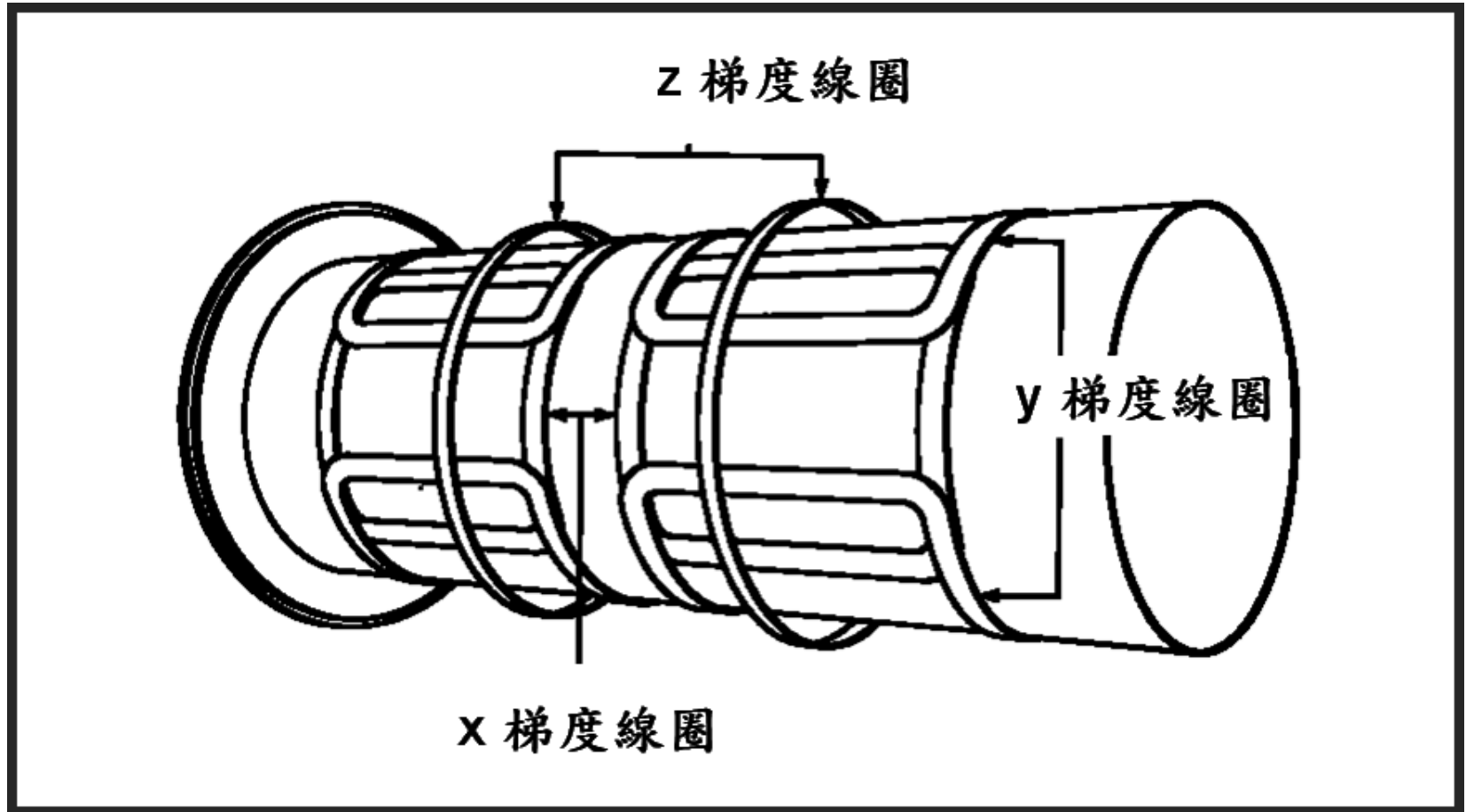
磁場朝 z 方向 磁場變化朝 y 方向

X gradient



磁場朝 z 方向 磁場變化朝 x 方向

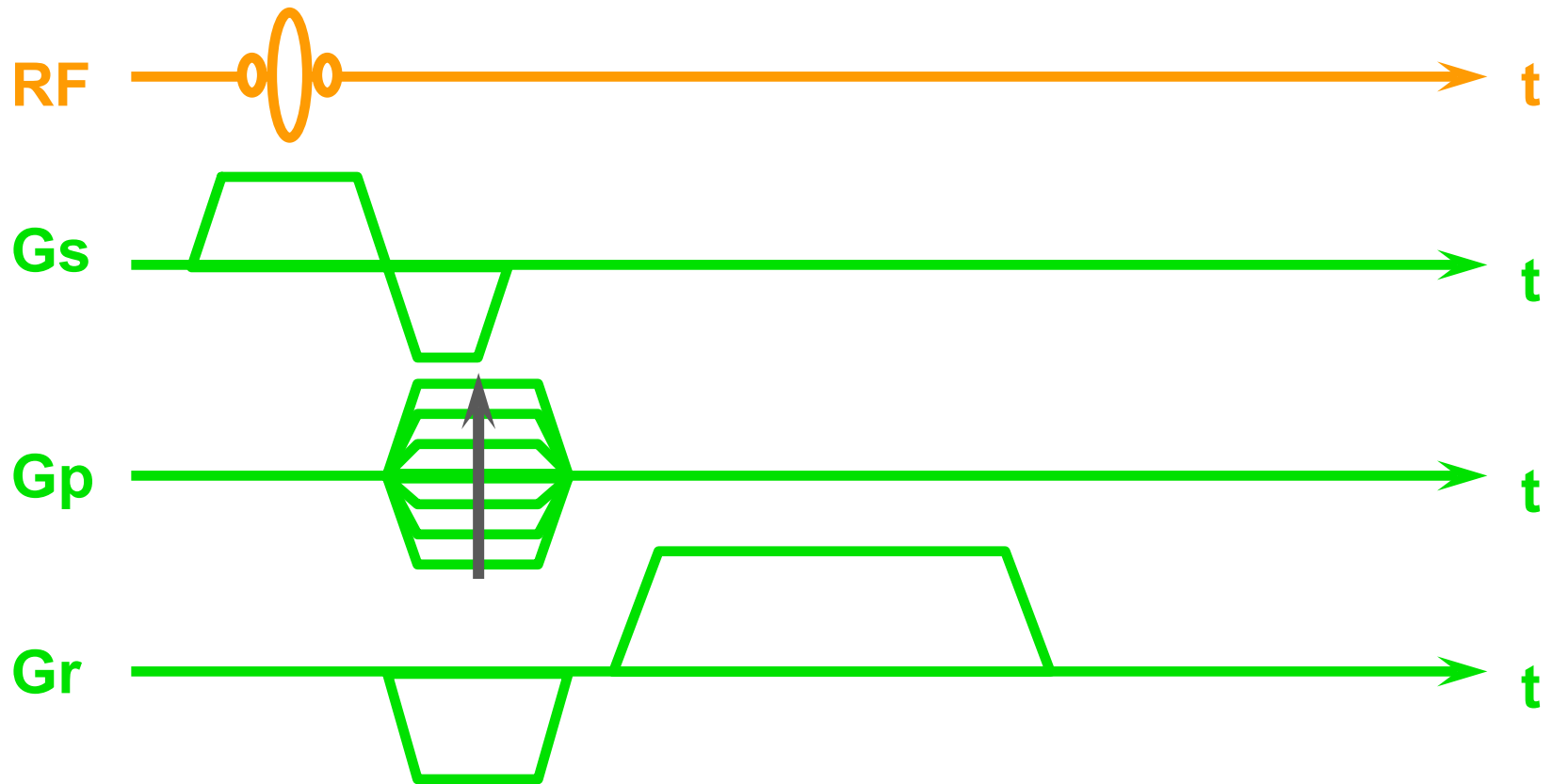
x, y, z 梯度線圈組的裝置情形



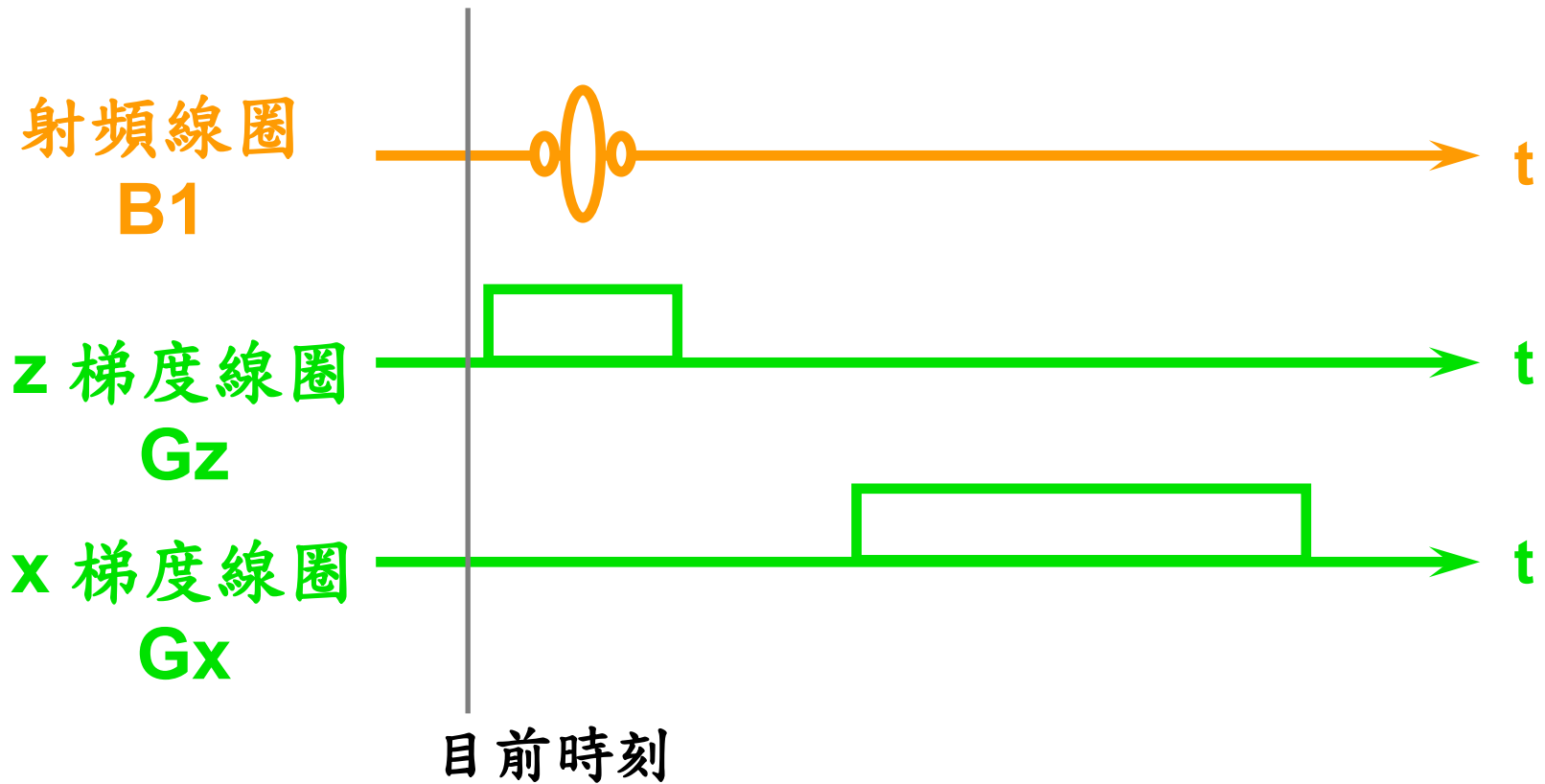
激發與接收之間的配合

- 激發與接收同樣利用局部變化磁場，如何加以區隔？
- 別急，不同時間開啟關閉就好了
- Pulse sequence (脈衝序列)

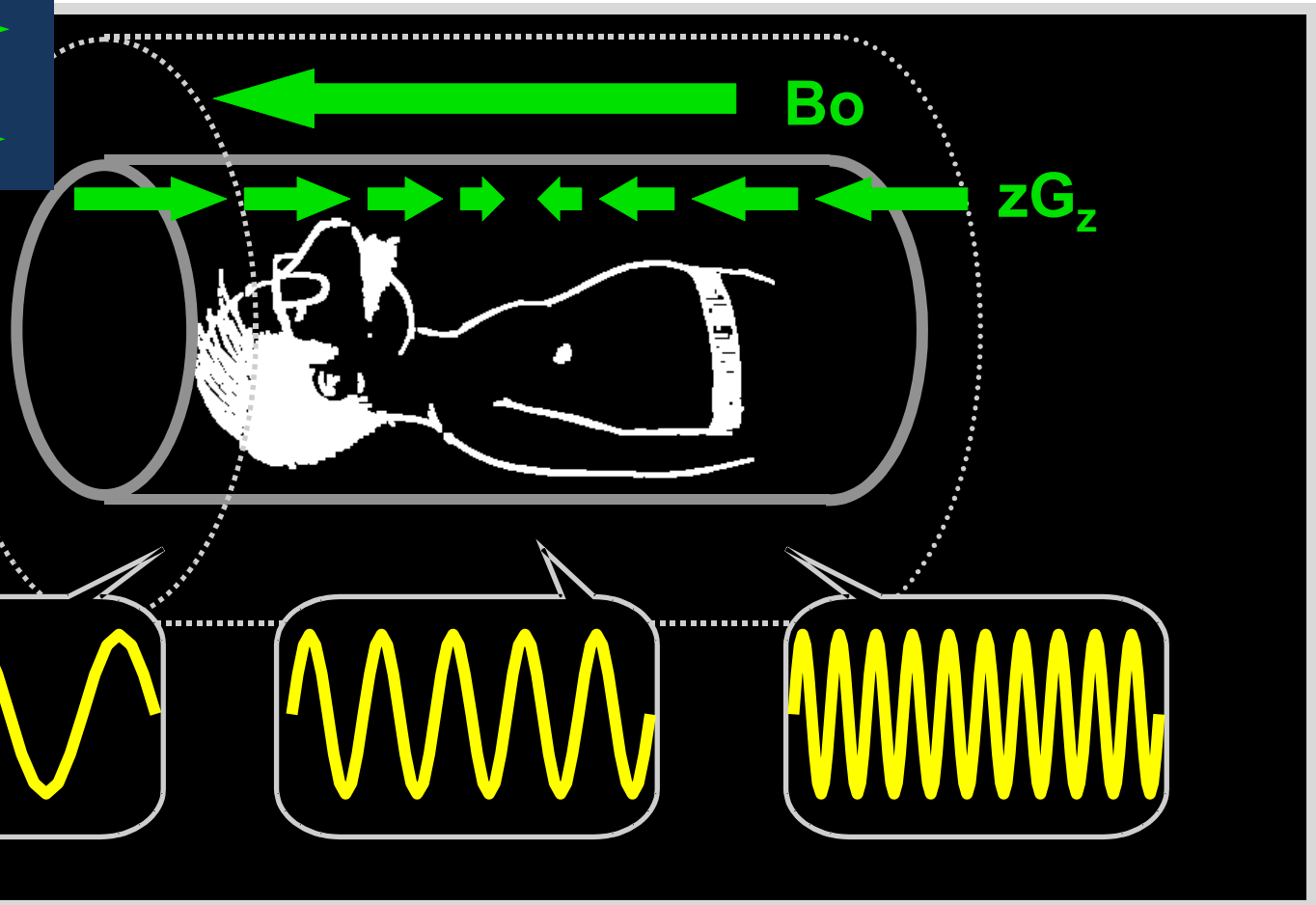
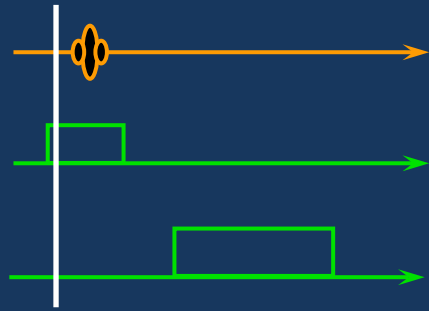
梯度迴訊 (Gradient Echo)



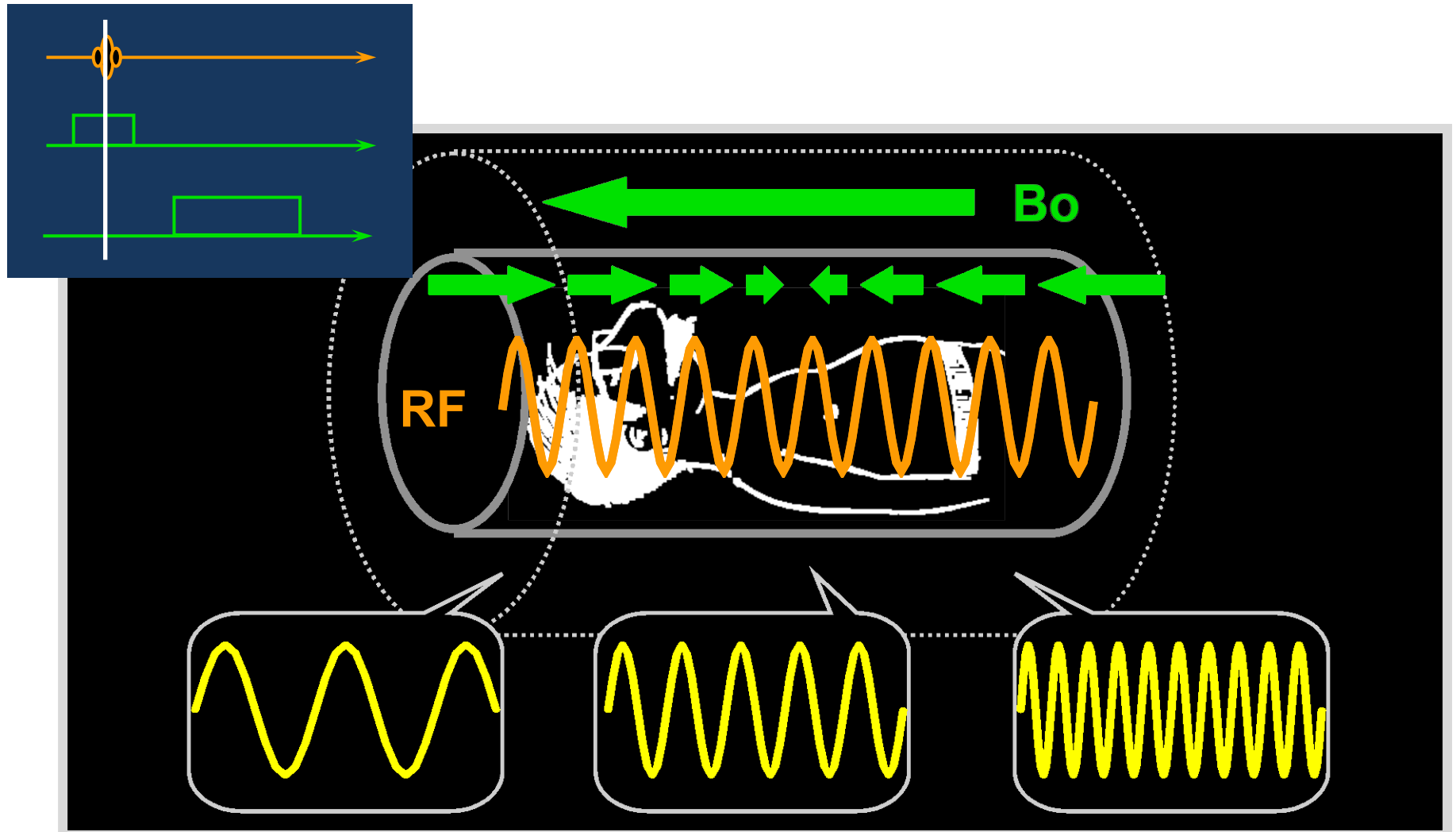
稍微簡化一下



共振頻率隨 z 位置改變

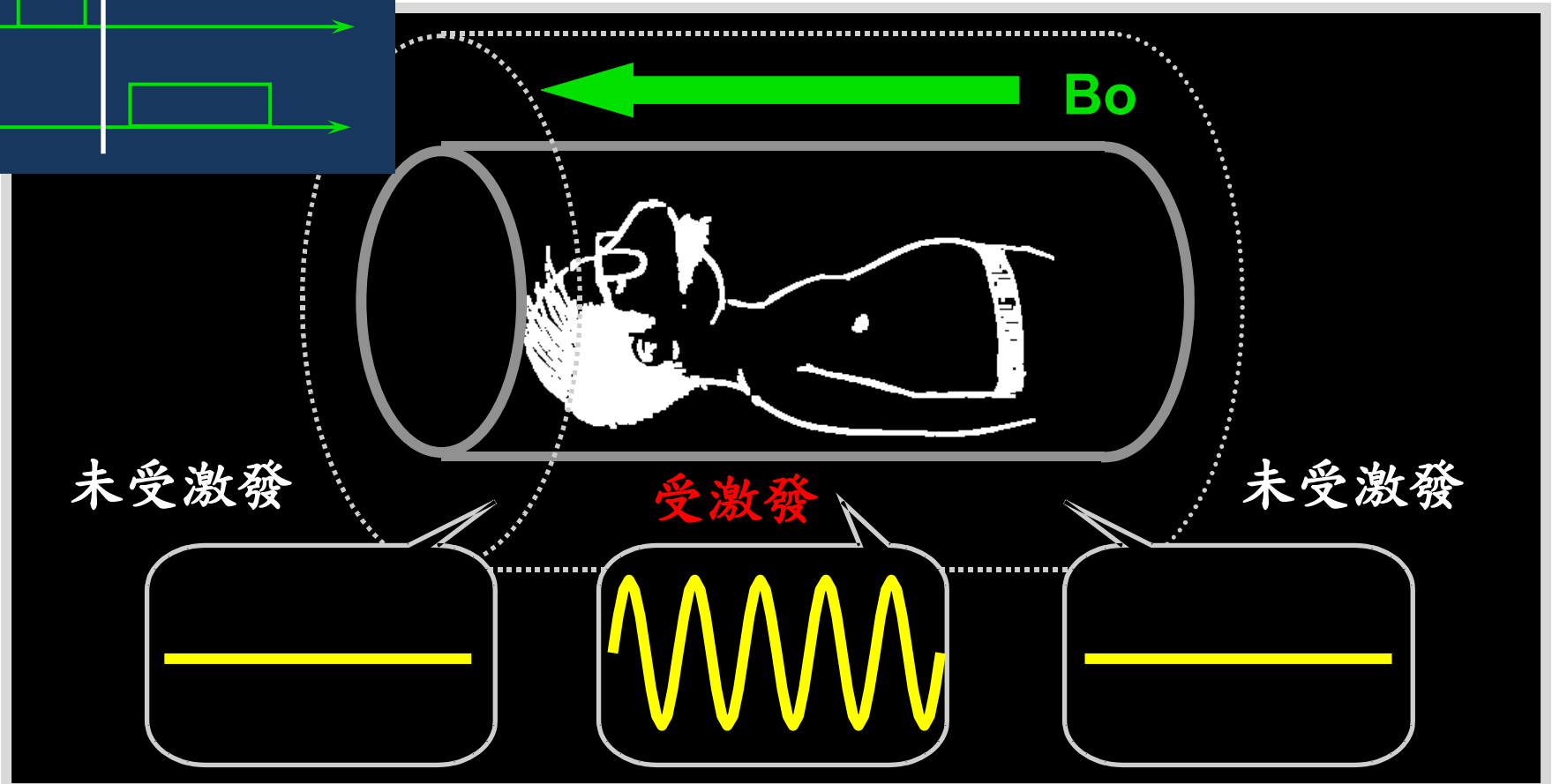
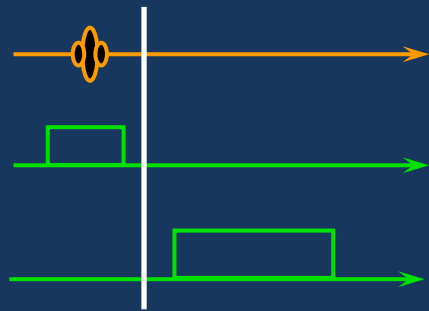


射頻脈衝激發特定切面



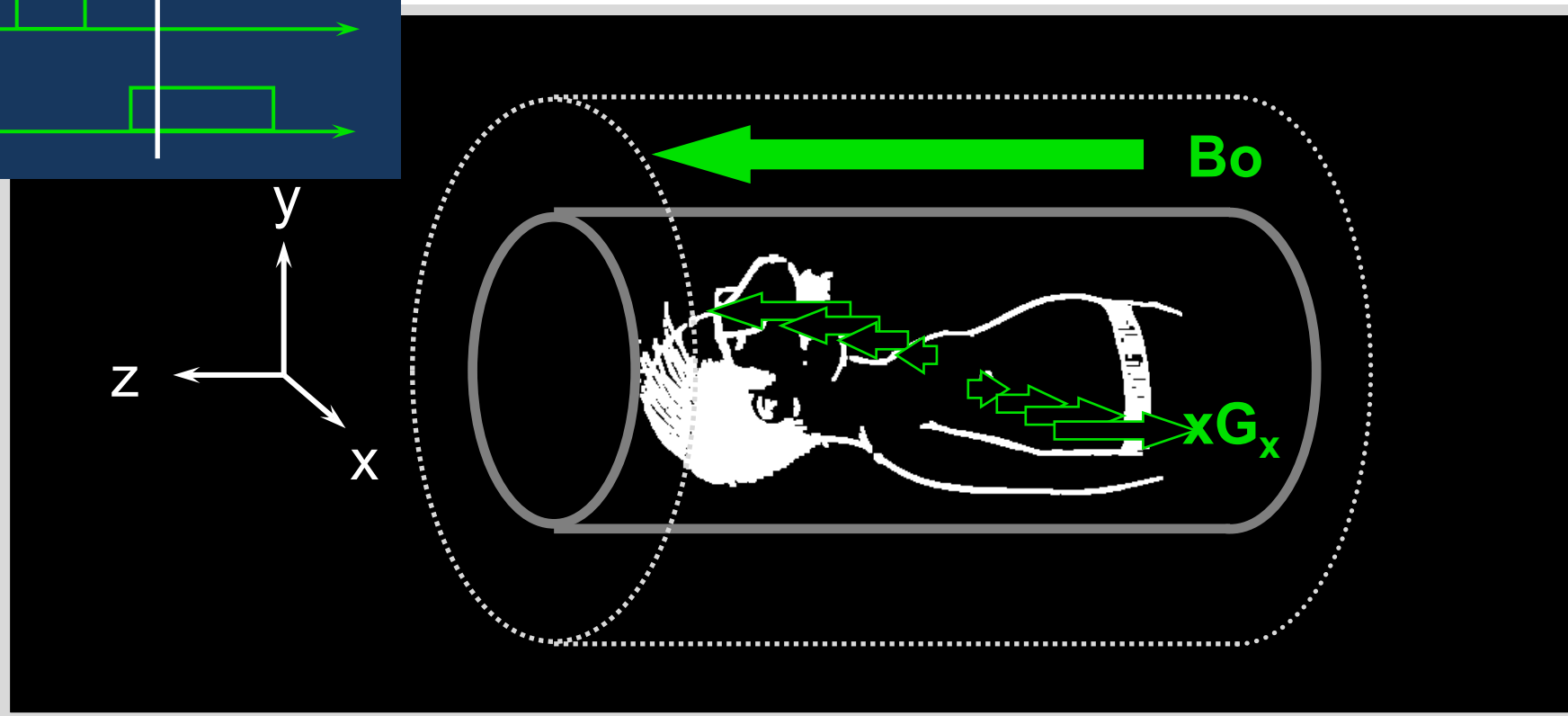
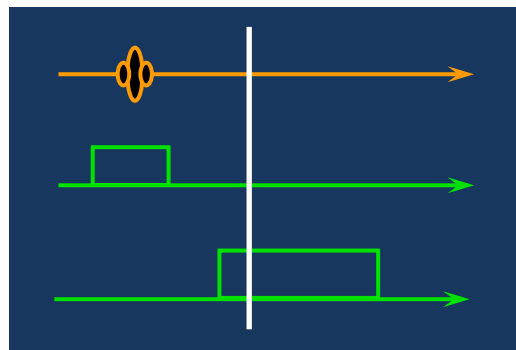
頸部掃描

z 梯度關閉，共振頻率回歸統一



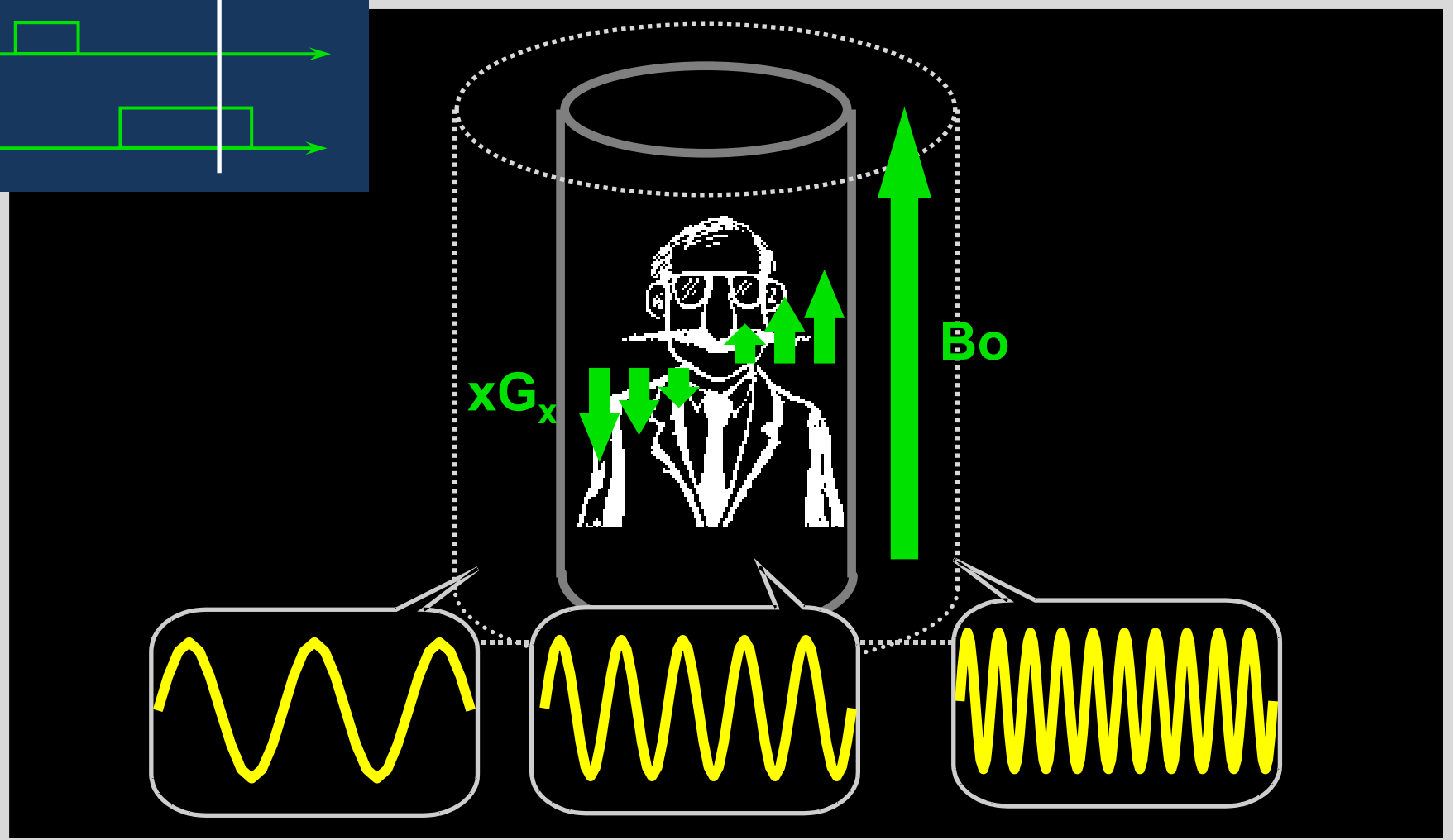
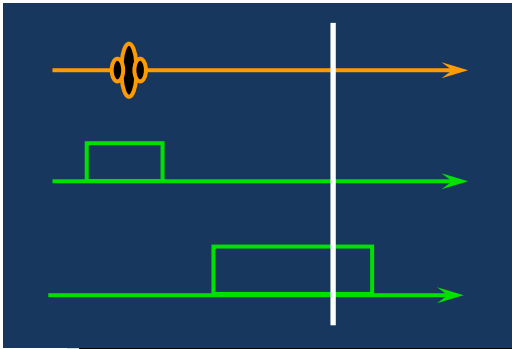
注意：以後收到的信號 都是由所選擇切面而來

開啟 X gradient

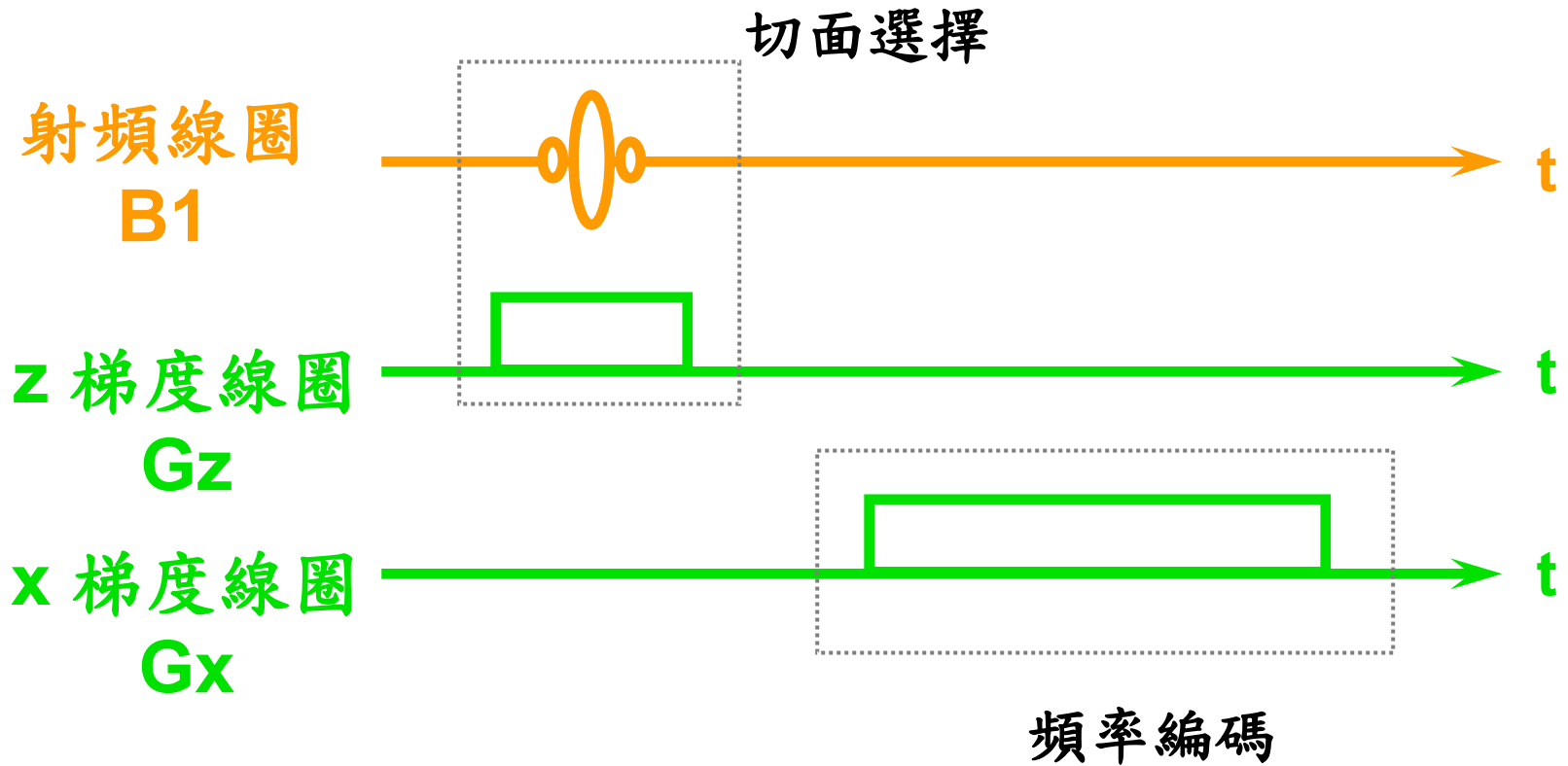


對人體的左右方向 (x 方向) 作編碼

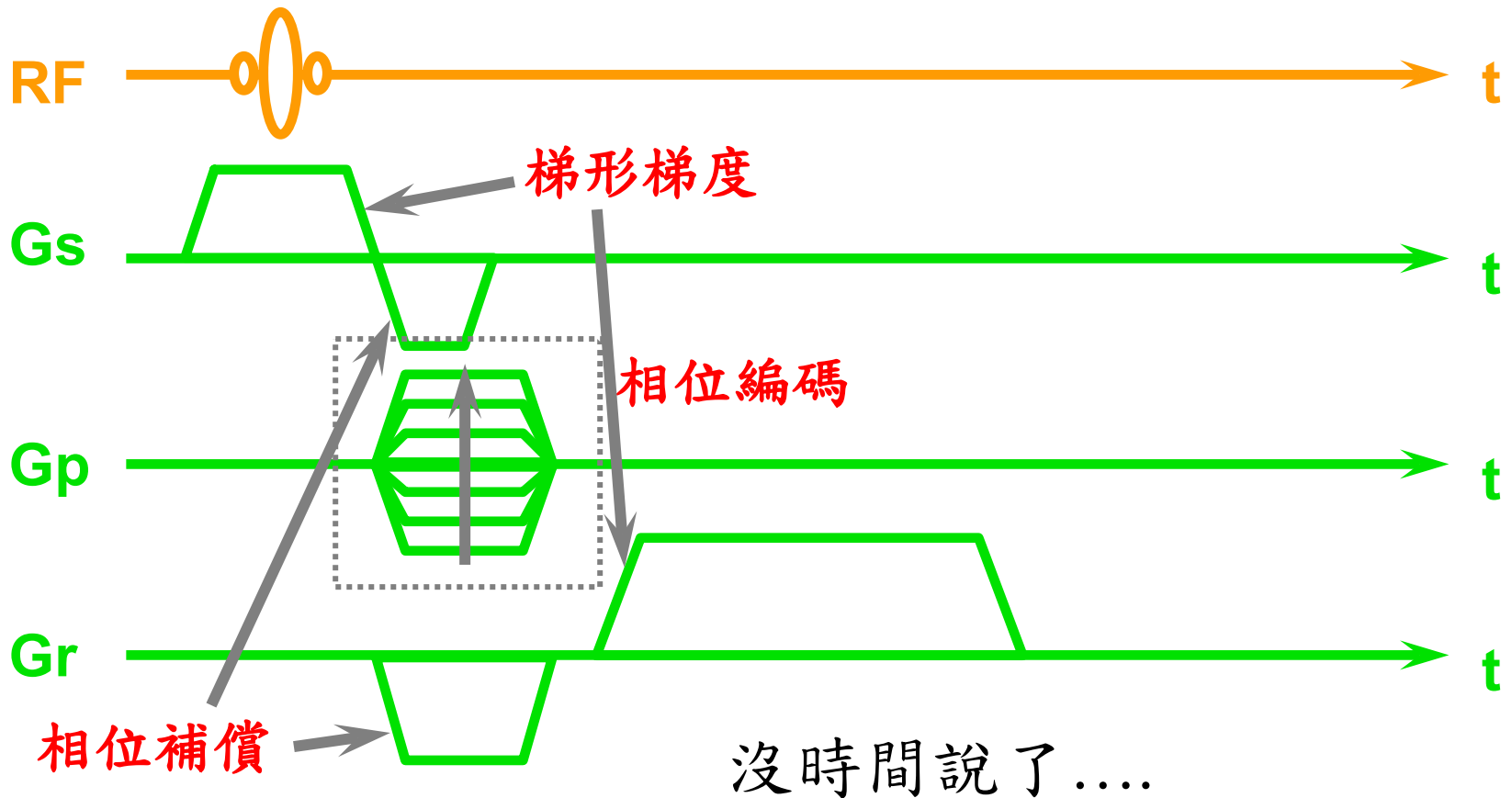
轉個方向來看



Pulse sequence



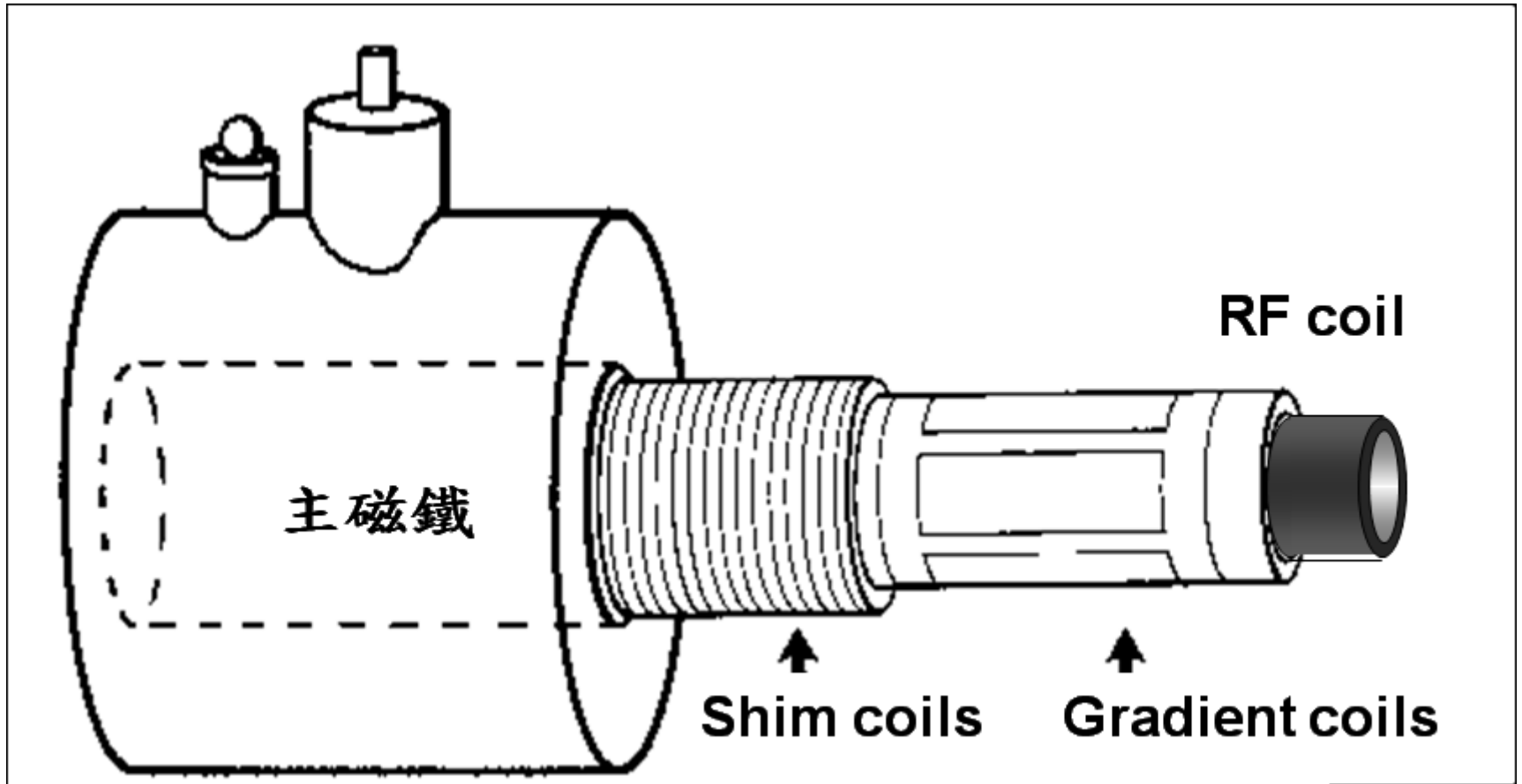
Gradient Echo 完整版



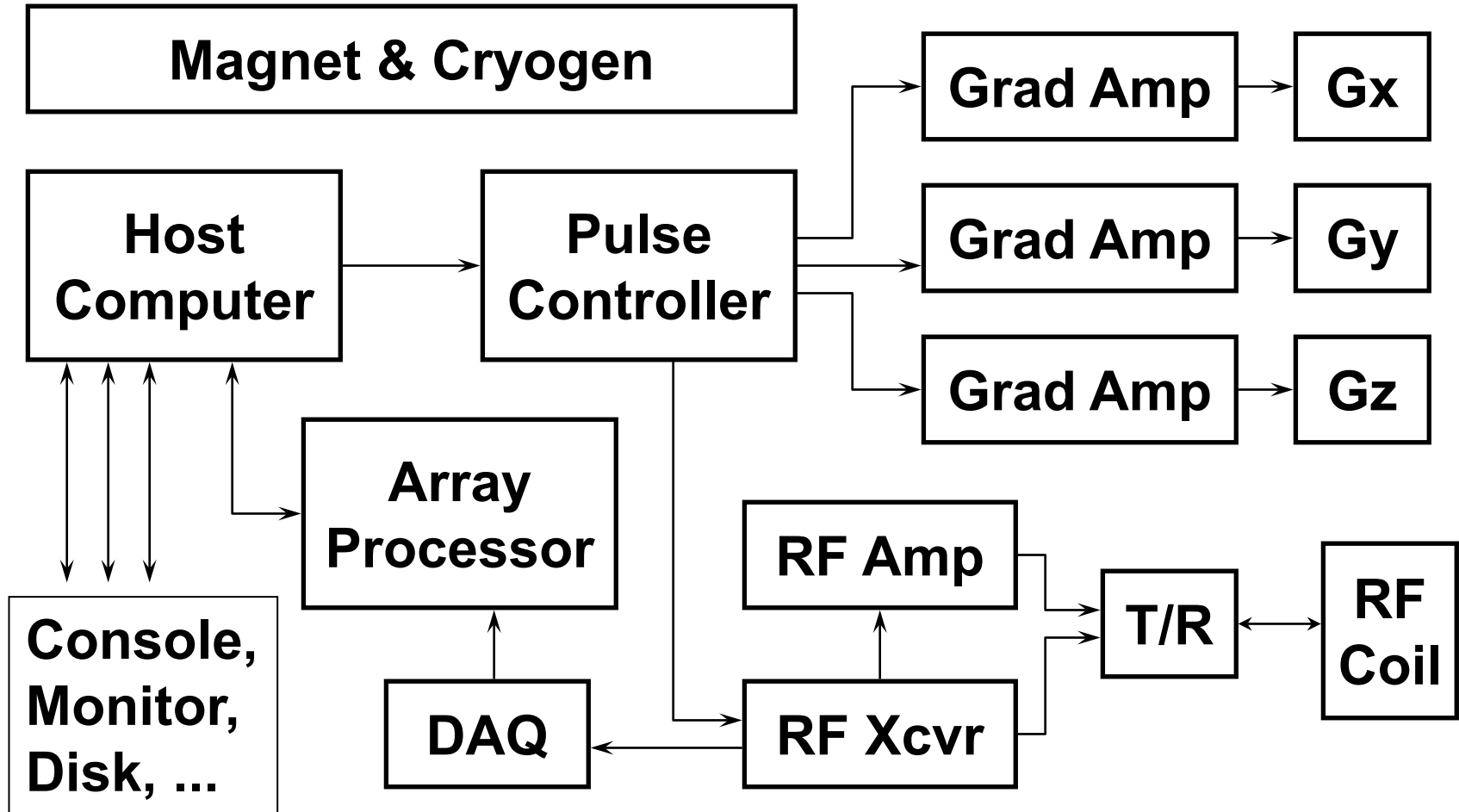
最最基本的概念

- Magnetic : 信號來源 (磁性)
- Resonance : 激發與偵測原理
- Imaging : 將信號位置編碼

MRI 主要儀器元件



MRI 系統架構



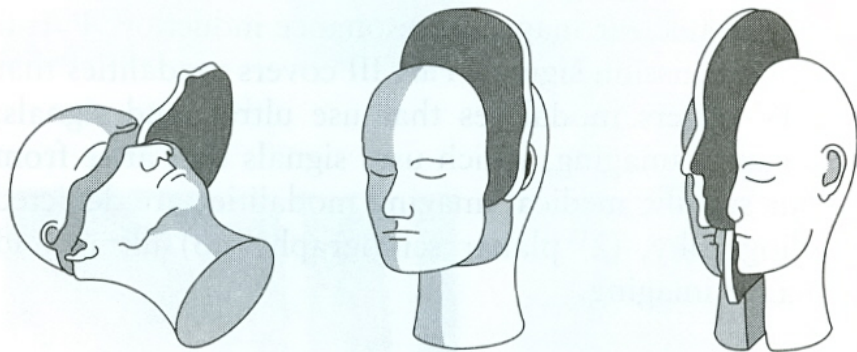
MRI影像對比與應用

磁共振影像特性

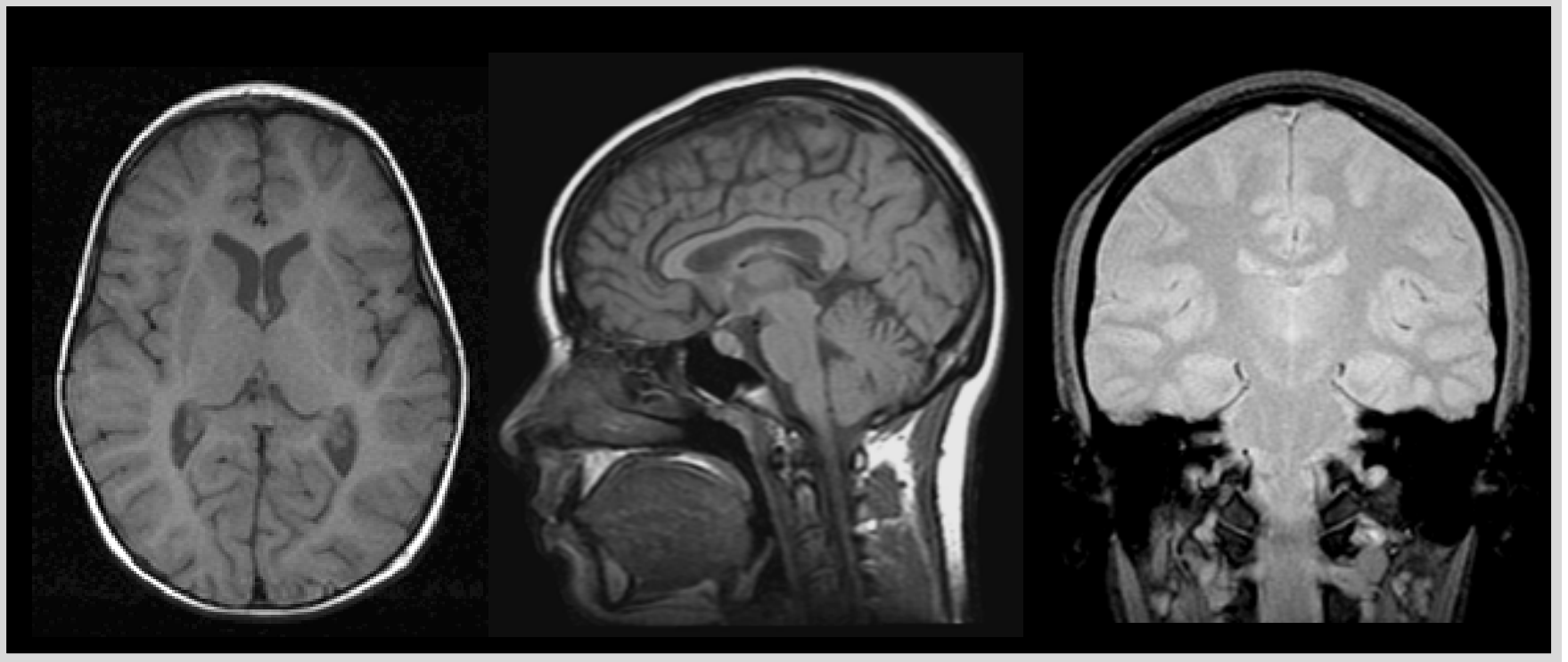
- 多方向性的多切面 (multi-slice) 能力
- 成像速度 vs. 影像解析度
- 豐富的影像對比
 - Proton density, T1 weighted, T2 weighted...
 - Contrast agent, fat/water separation, perfusion, diffusion, flow related,...

磁共振影像特性：型態

- 型態是最基本的診斷根據
- 多方向的斷層掃描提供方便的 view
 - Transaxial、Coronal、Sagittal、甚至斜角度、多角度切面



MRI 的多方向掃描

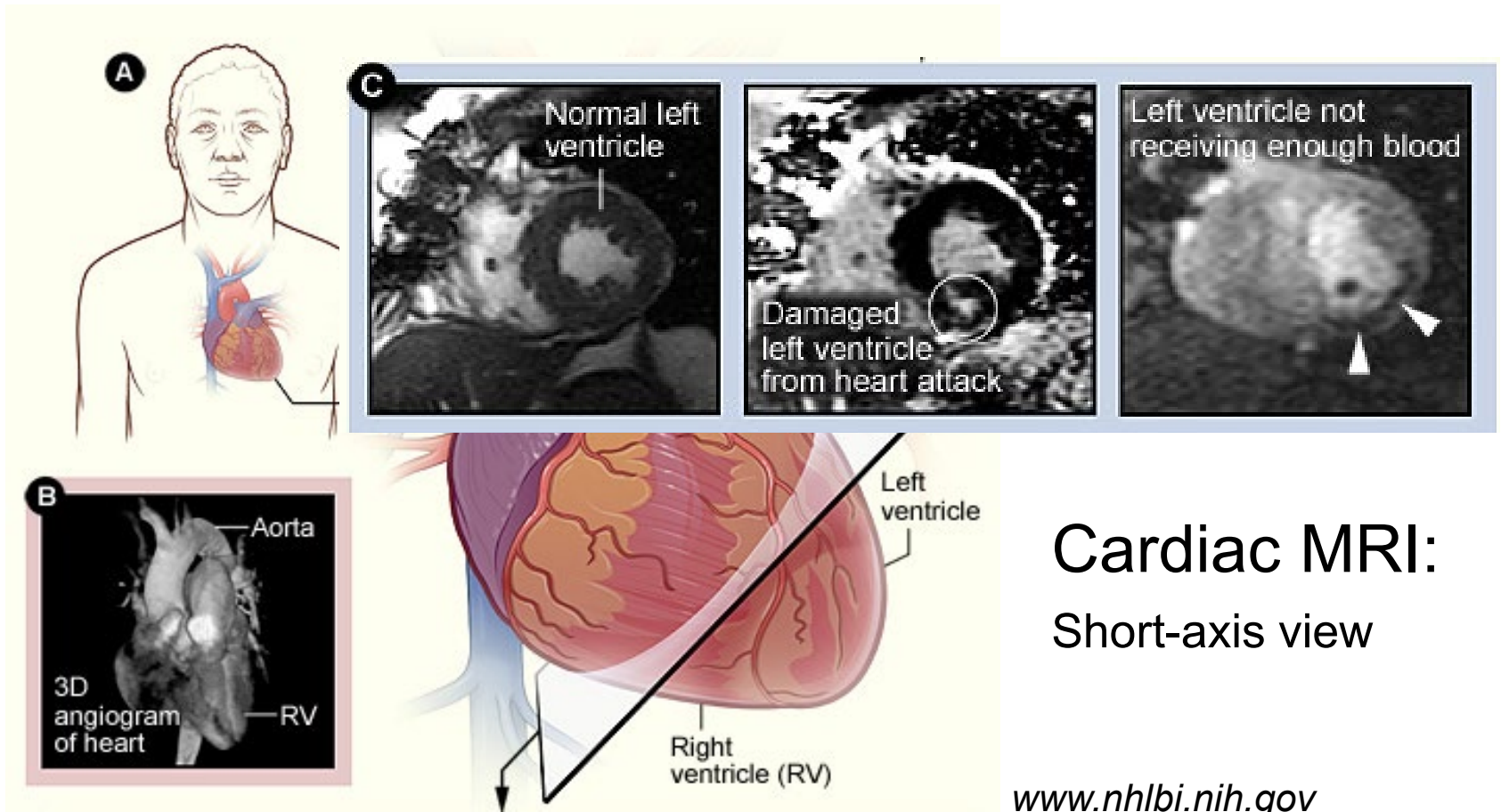


Axial

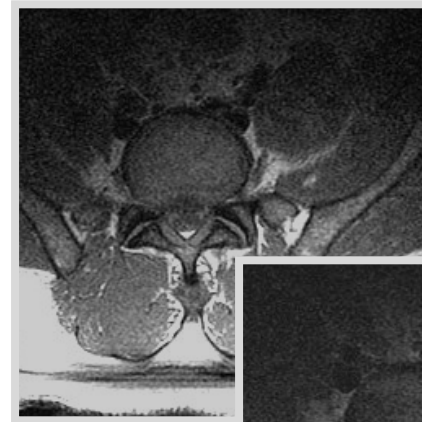
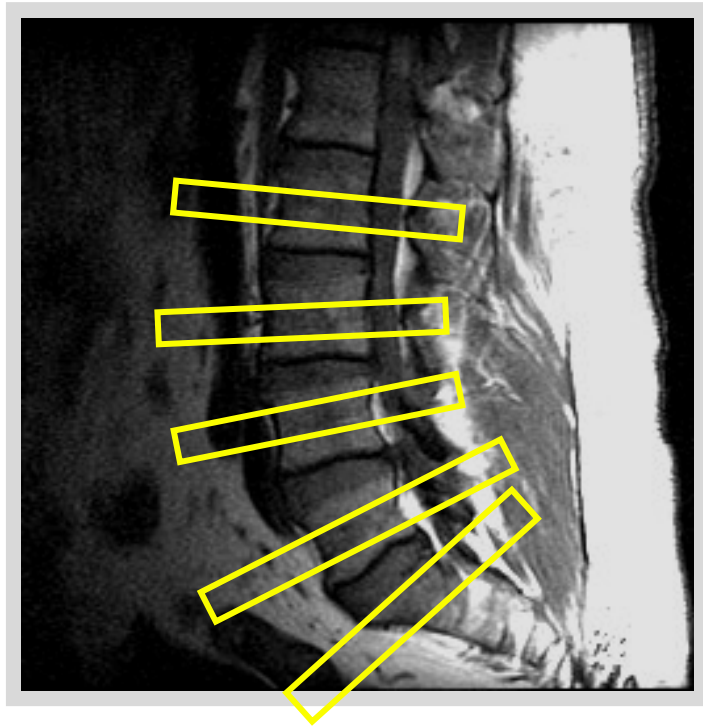
Sagittal

Coronal

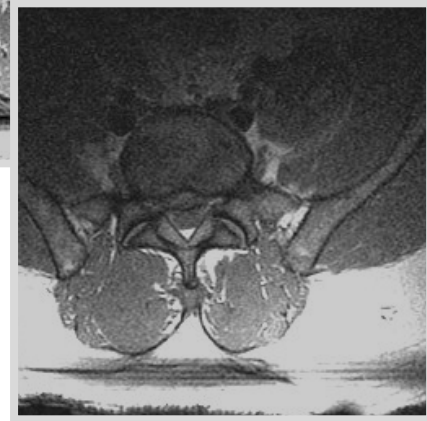
MRI 的多方向掃描



甚至可以同一次內多角度掃瞄



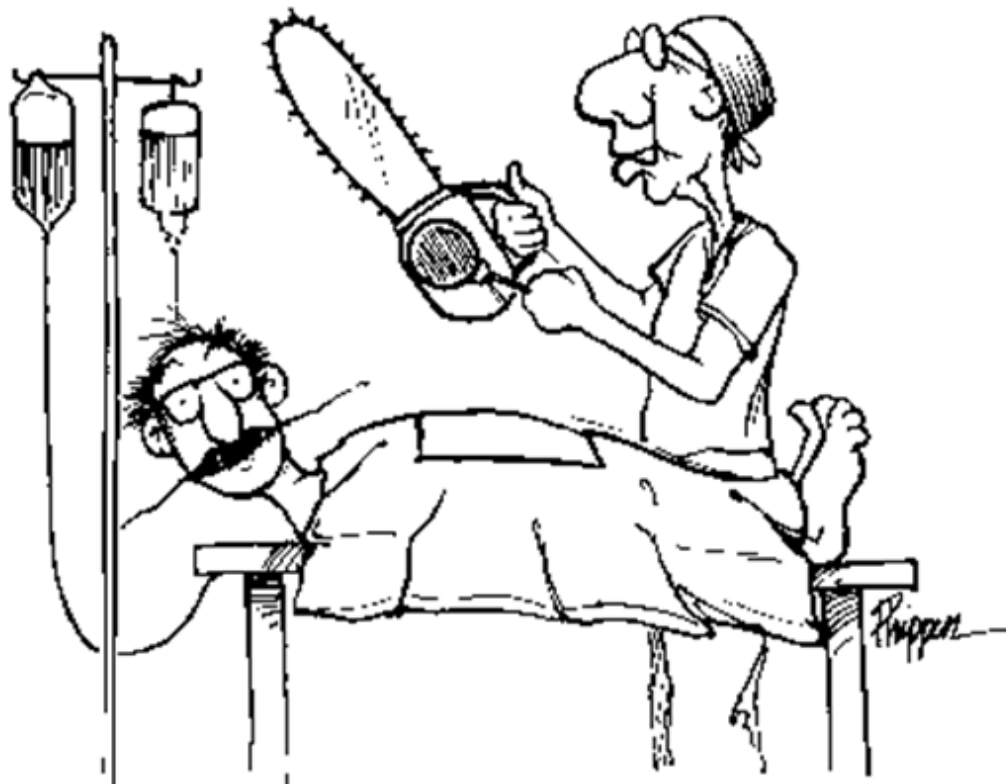
lumbar



sacrum

對脊椎掃瞄特別有用

而且還不用經過這種手續 ...

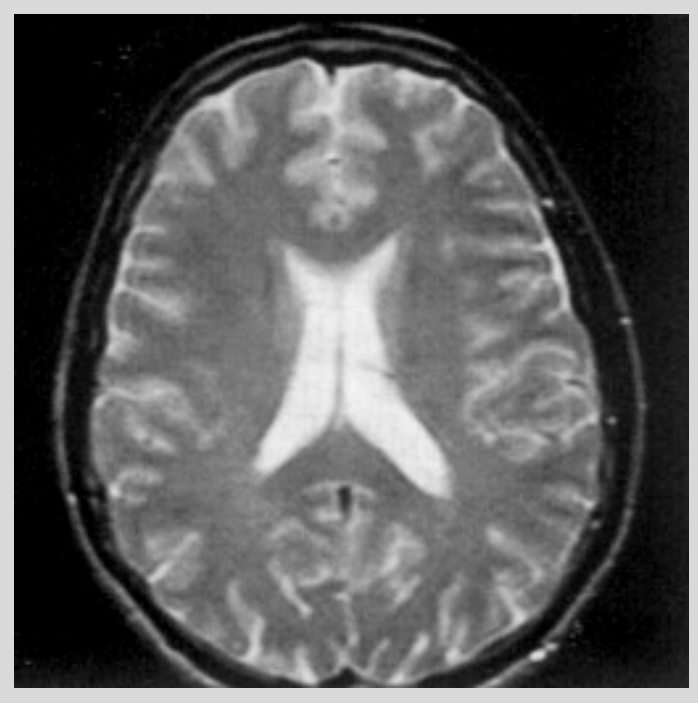


來！我們看看你的心臟是否正常 ... 看一下就好

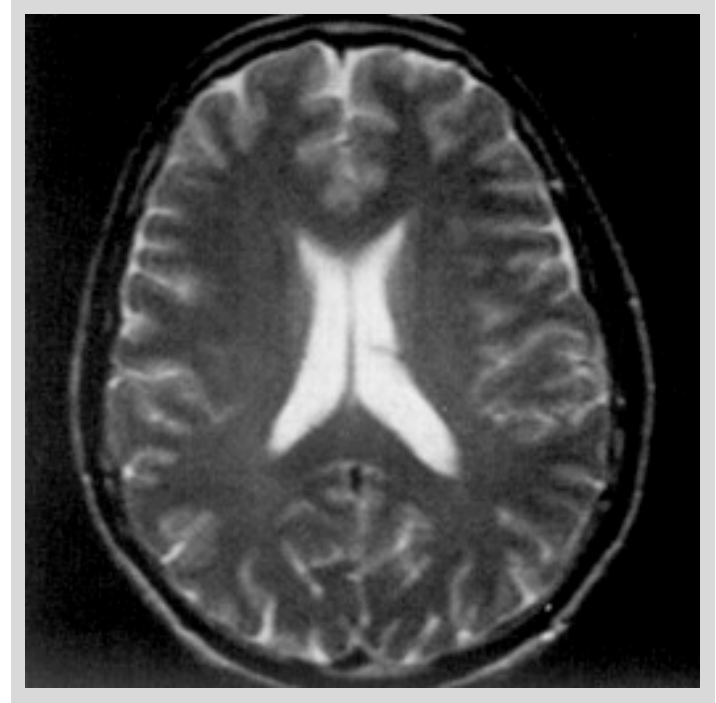
成像速度 vs. 空間解析度

- 空間解析度越高代表...
 - Pixel size 越小
 - 根據傅利葉轉換，所需取樣時間越長
 - 成像速度慢
 - SNR 越低 (proton 數量正比於 pixel size)

掃描速度的改進 (標準 T2 影像)



SE (8 min)

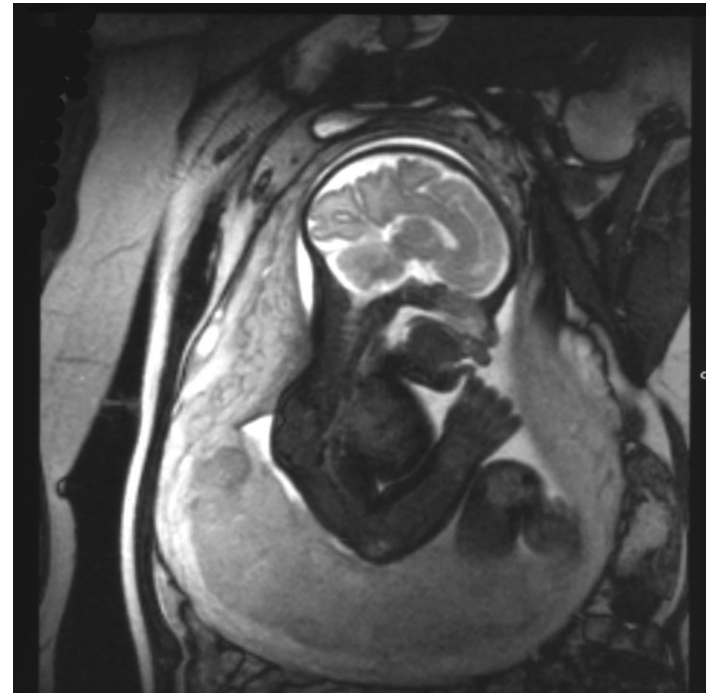


TSE (30 sec)

掃瞄速度的改進 (< 1 sec)

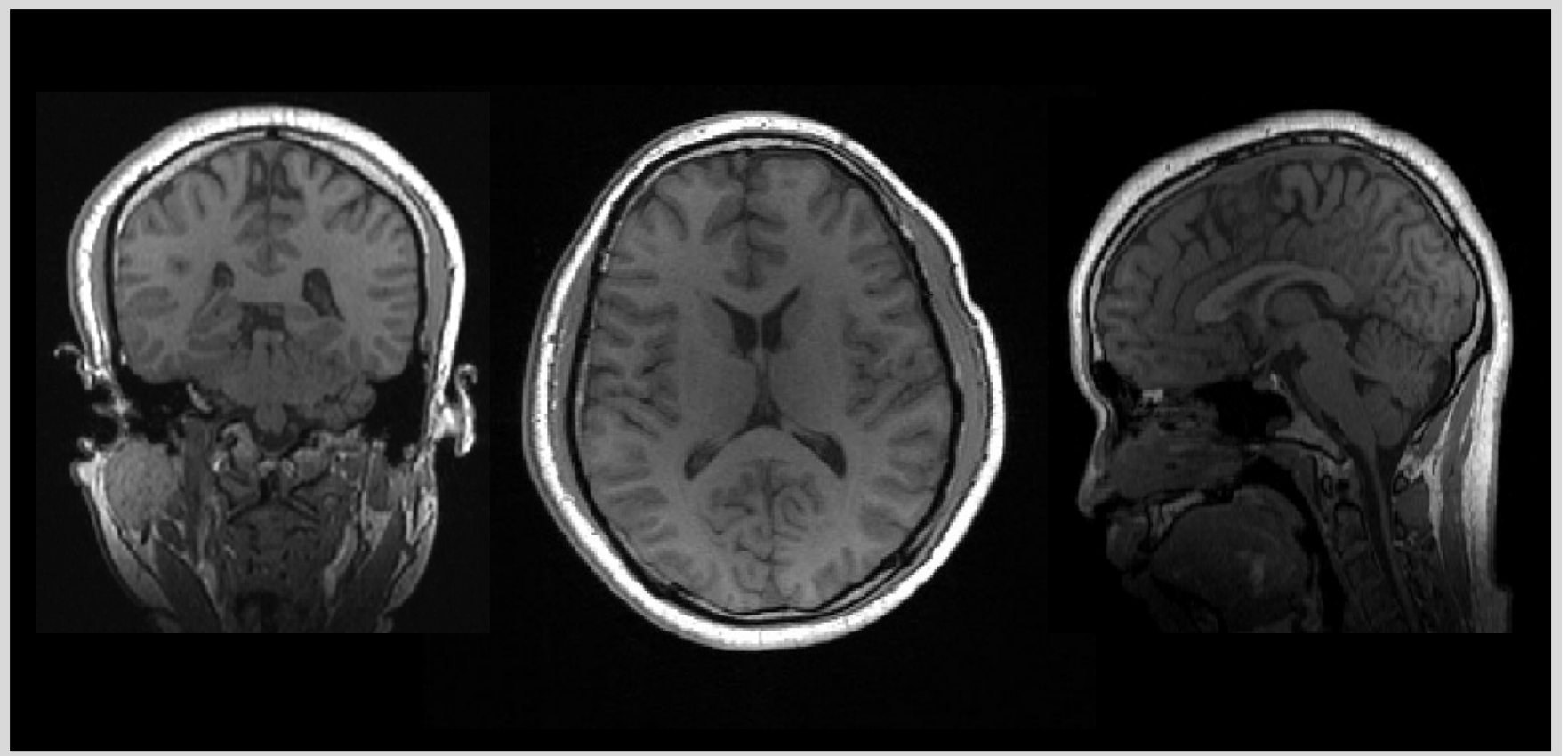


Fetal Coronal View



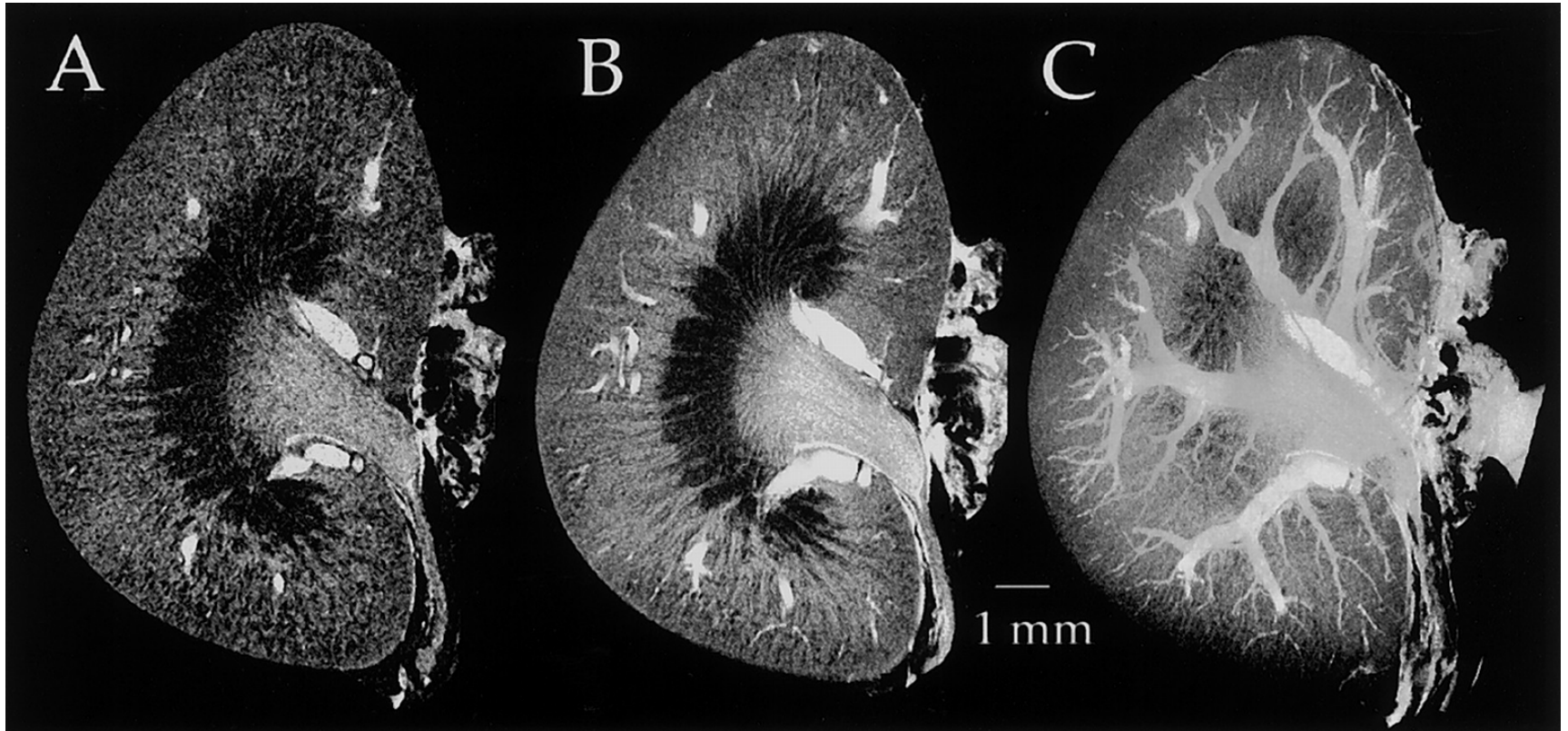
嗯！手好好吃啲！

影像解析度



Routine 3D Brain ($0.98 \times 0.98 \times 1.3 \text{ mm}^3$ voxel)

影像解析度的提升 (25 μm)



Rat kidney (7 Tesla)

MRI 提供的診斷資訊

- 多樣化的軟組織對比 (例如：腦部)
 - T1、T2、質子密度 ...
 - 與 CT 提供不同的資訊
- 獨特之鑑別病灶能力

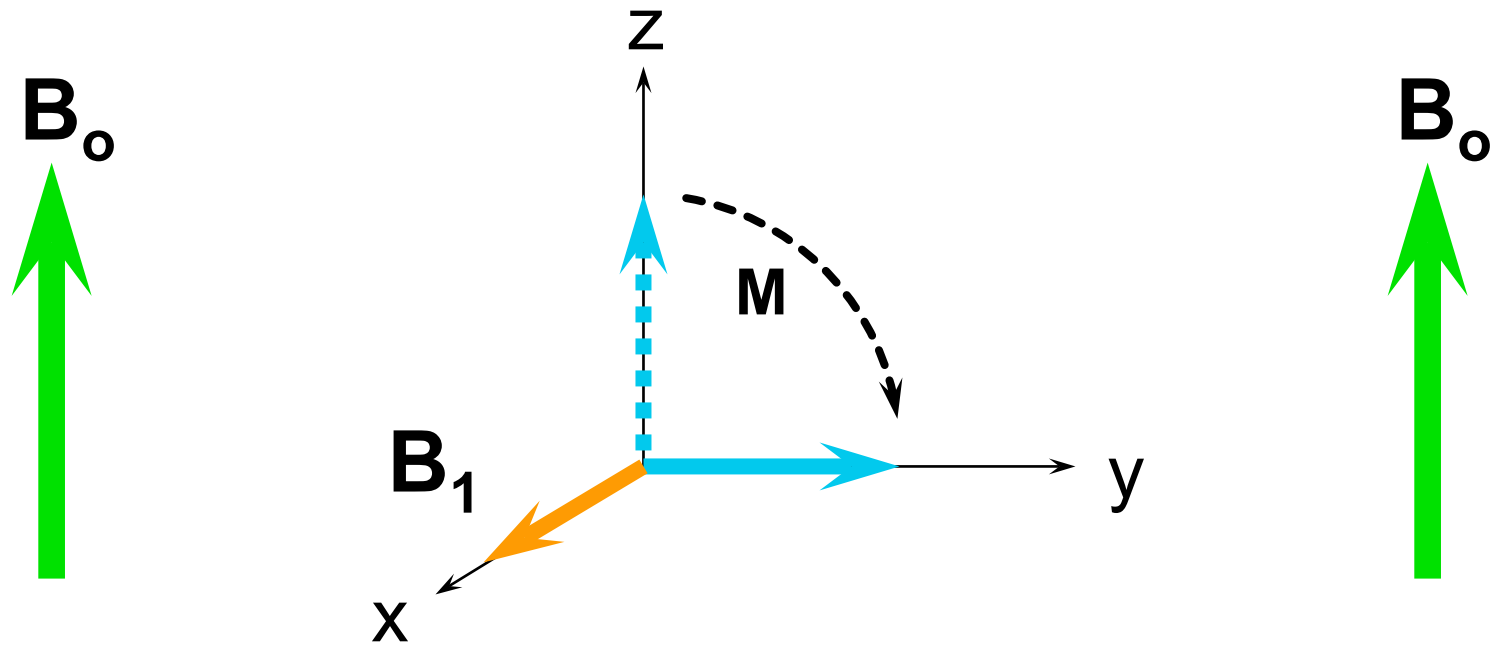
MRI 的影像對比來源

- 質子密度 (proton density)：水多水少
- 弛緩效應 (relaxation)
- 顯影劑注射
- 血液流動
- 水分子擴散
- 血氧濃度...

MRI 的影像對比來源

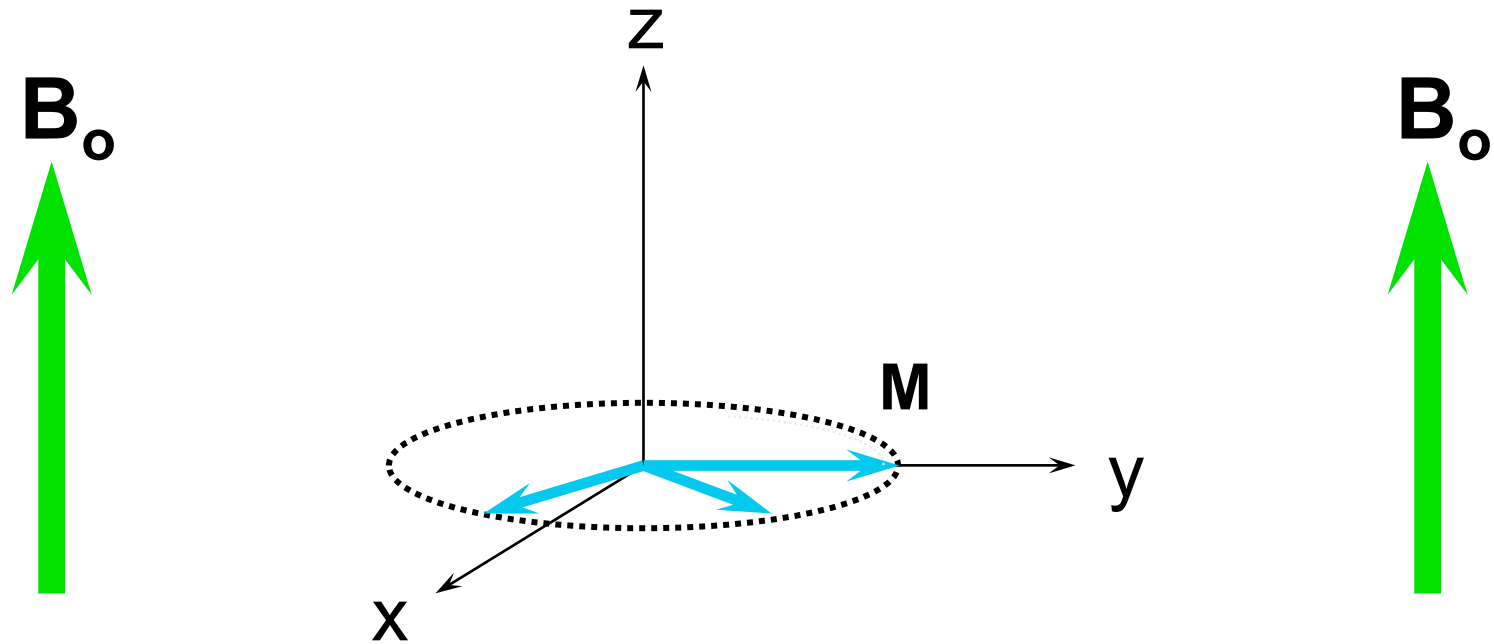
- 質子密度 (proton density) : 水多水少
- 弛緩效應 (relaxation)
- 顯影劑注射
- 血液流動
- 水分子擴散
- 血氧濃度...

MRI 中的信號激發 (B_1 : 激發磁場)



使用額外的磁場(B_1)來控制磁矩運動

激發脈衝關閉

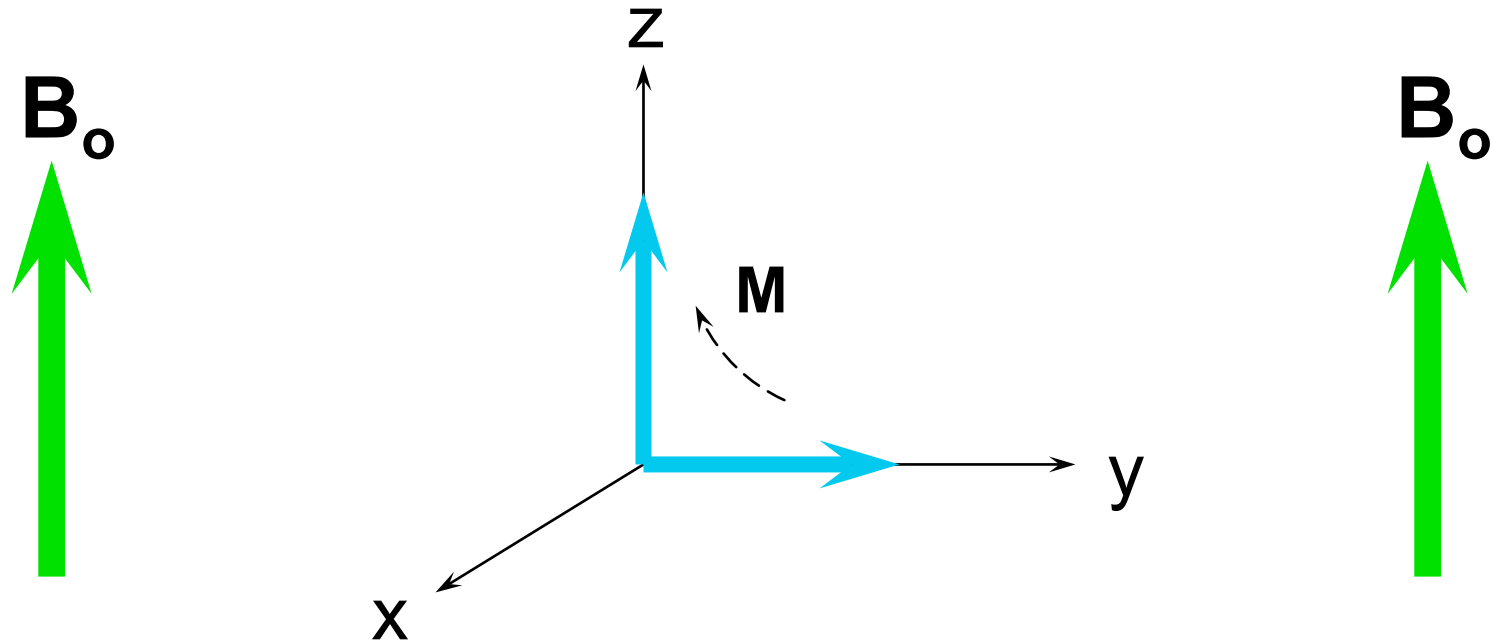


氫原子核磁性開始旋進運動 (63.87 MHz)

不是這樣就結束了

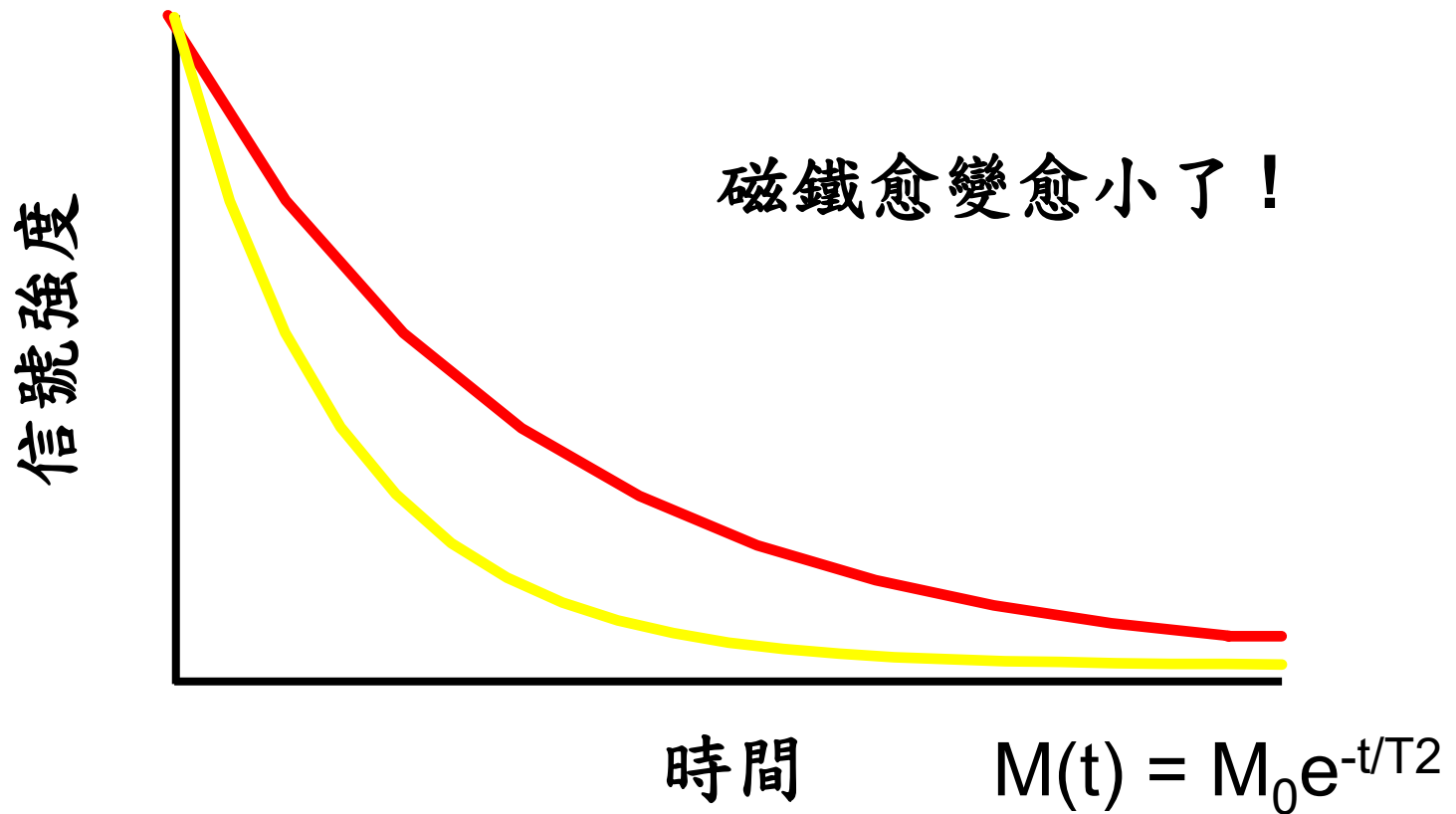
- 經過激發的磁性，會在時間久了之後恢復原狀 (熱平衡)
 - 縱向磁矩恢復：T1 relaxation
 - 橫向磁矩衰減：T2 relaxation

MRI relaxation

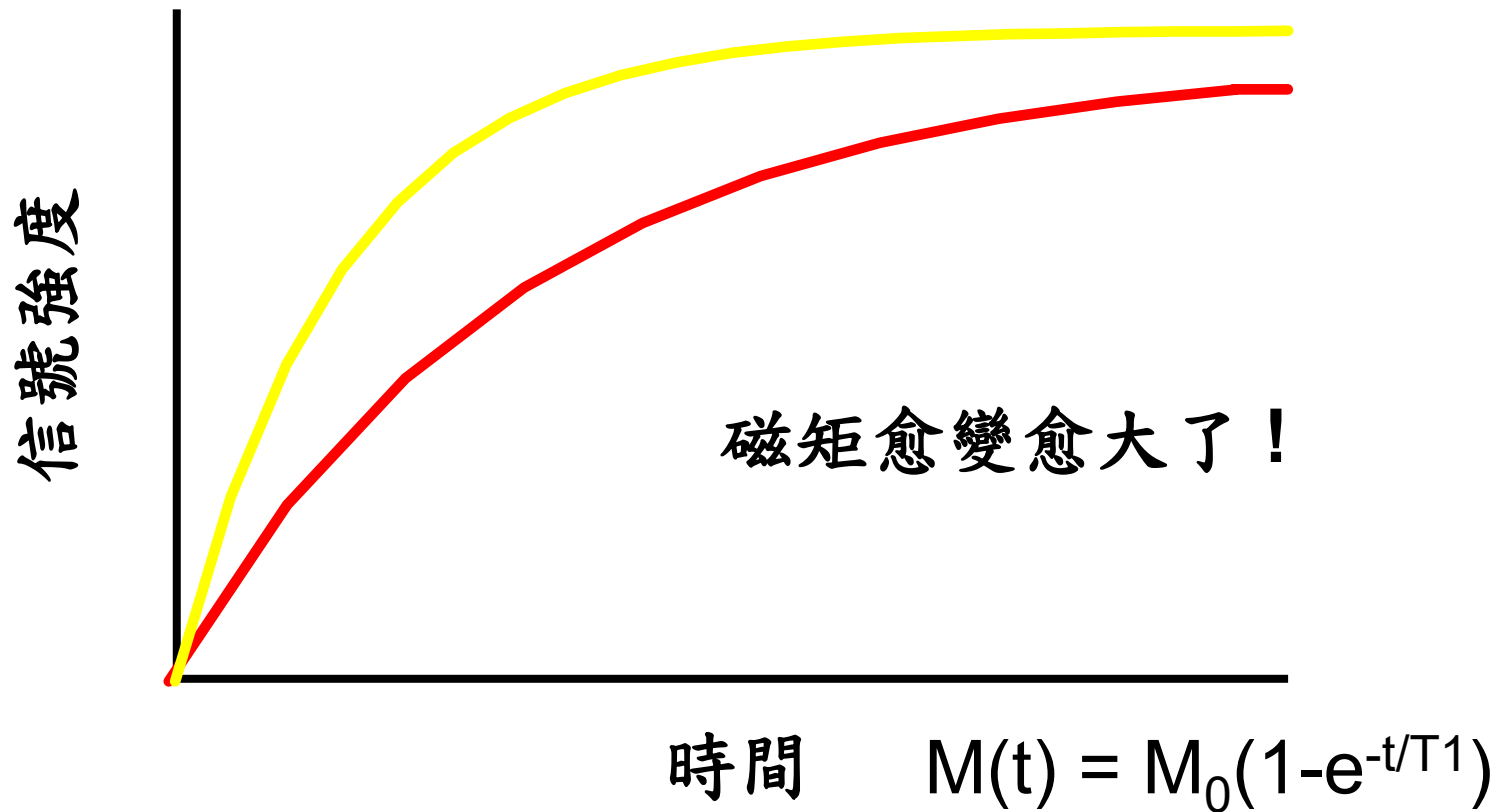


時間一久，磁性恢復與主磁場平行

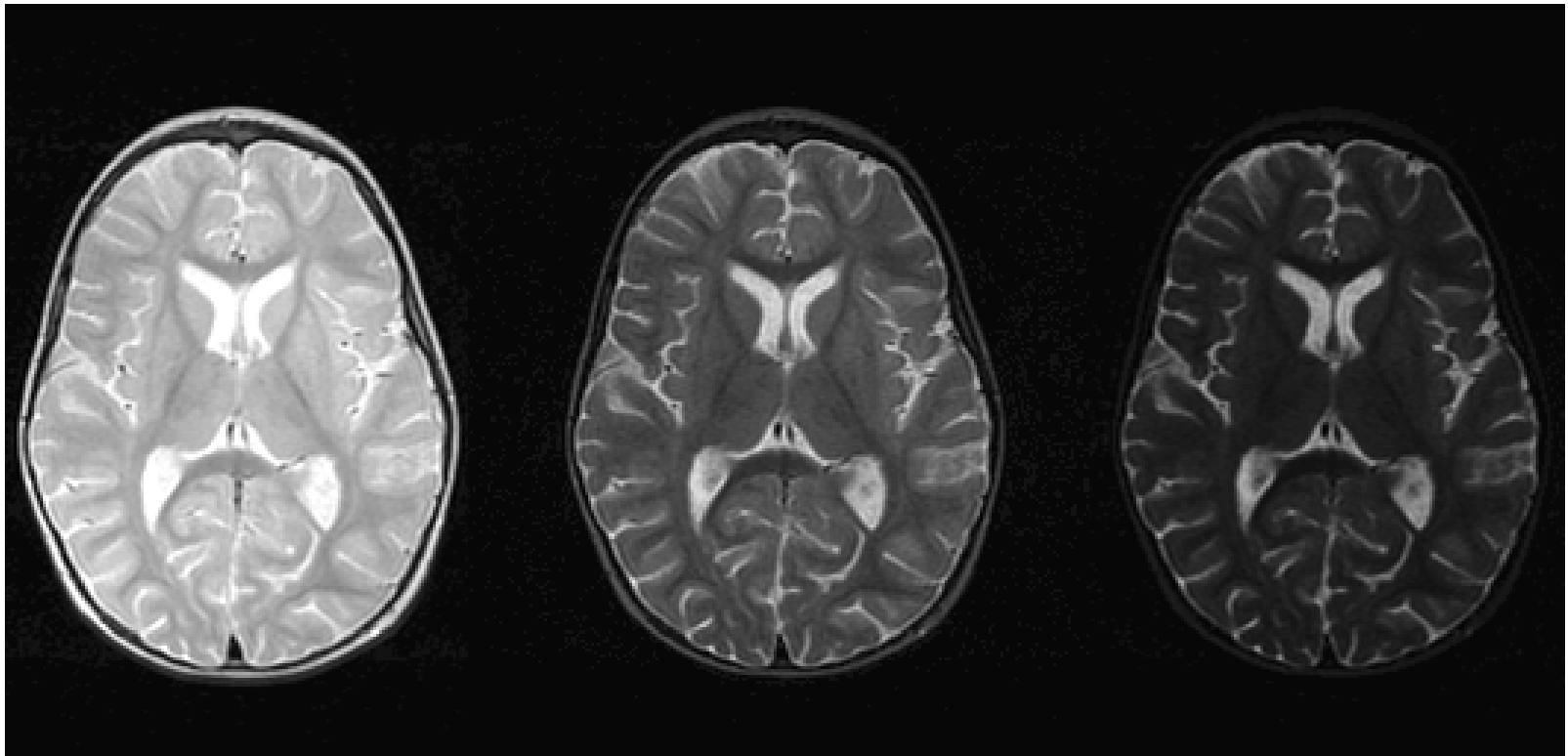
T2 relaxation/decay (XY-plane)



T1 relaxation/recovery (Z-axis)



改變參數(TE)對T2對比的影響



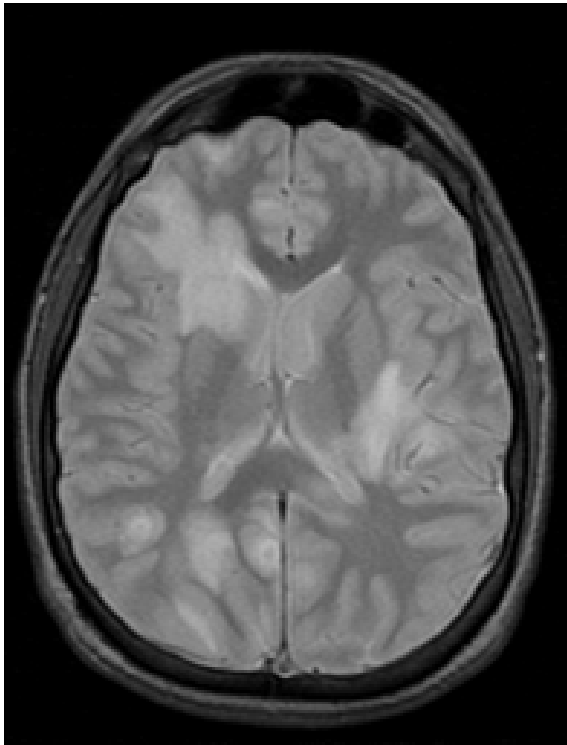
TE = 30 ms

TE = 90 ms

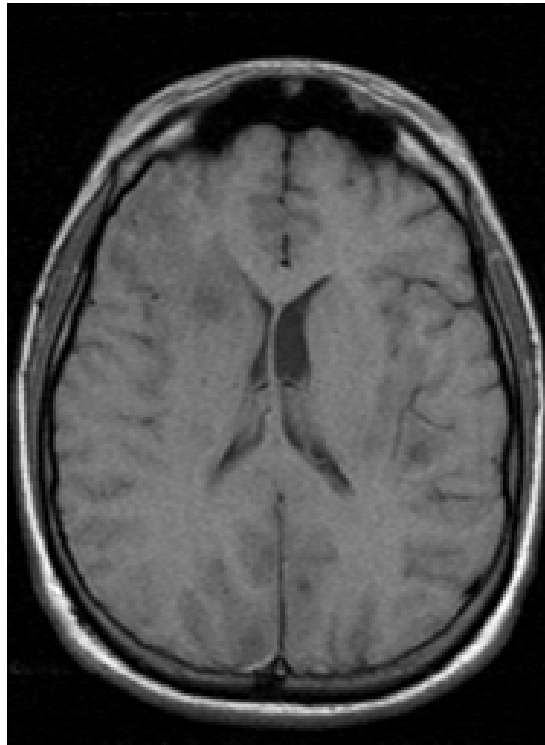
TE = 150 ms

各種影像對比

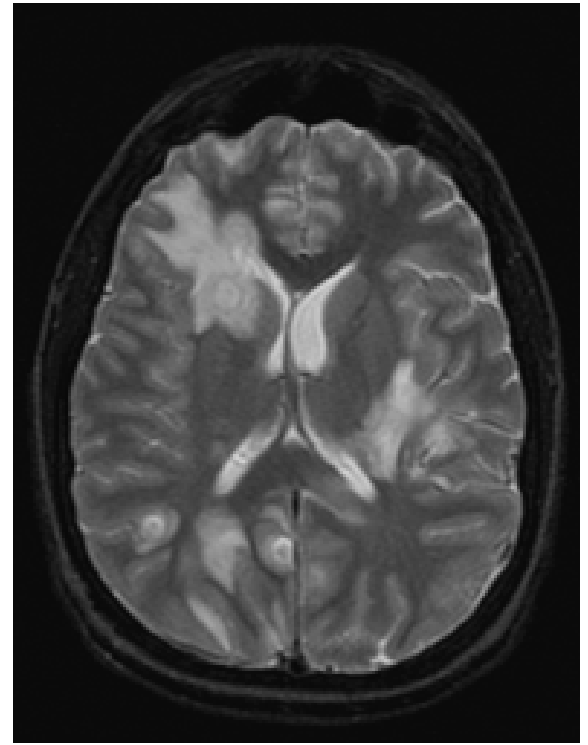
PDWI



T1WI



T2WI



常用來分辨病灶

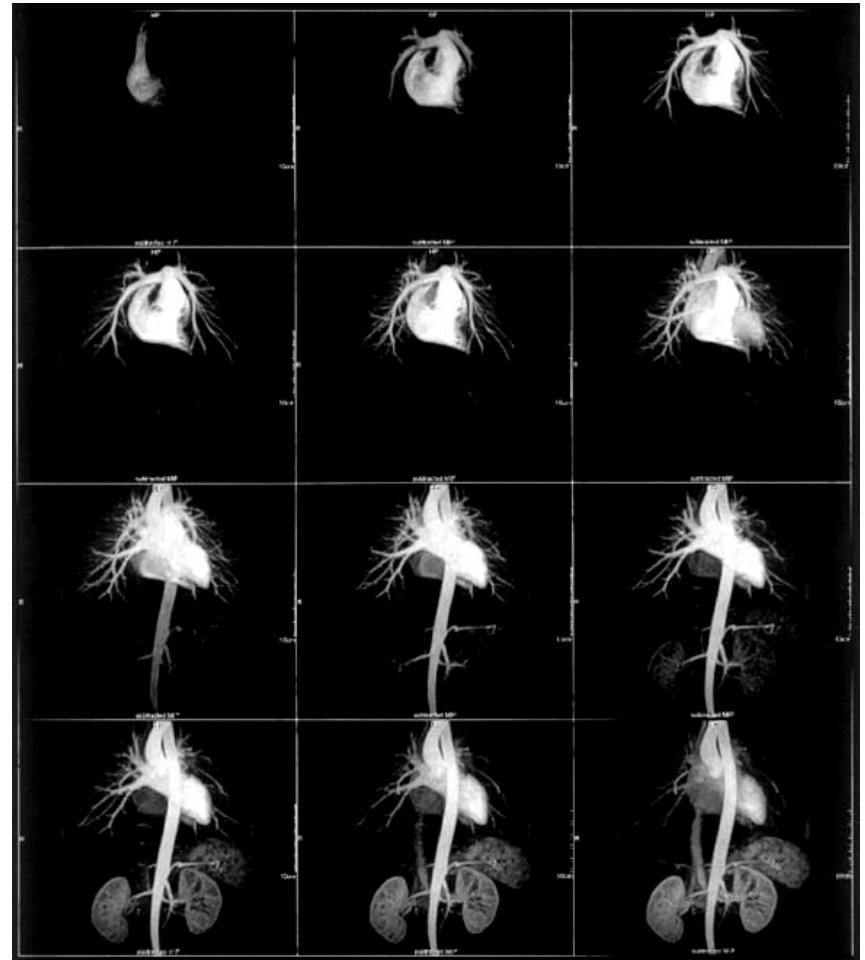
MRI 的影像對比來源

- 質子密度 (proton density)：水多水少
- 弛緩效應 (relaxation)
- 顯影劑注射
- 血液流動
- 水分子擴散
- 血氧濃度...

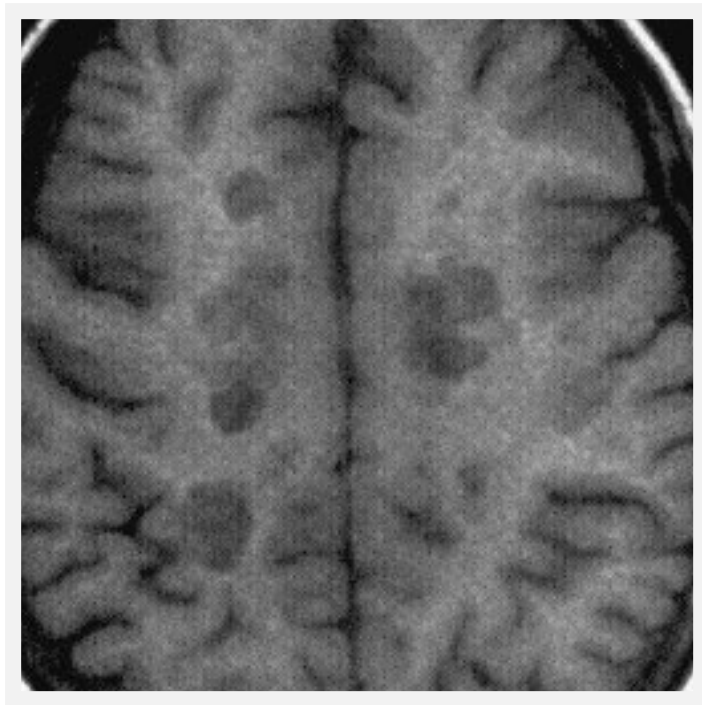
MRI 顯影劑

- 改變影像對比
- 順磁性重金屬離子 (Gd^{3+} : gadolinium)
- 當然需要螯合物包裝以降低毒性
- 大幅縮減 T1 relaxation
 - 所以也屬於改變組織的弛緩效應

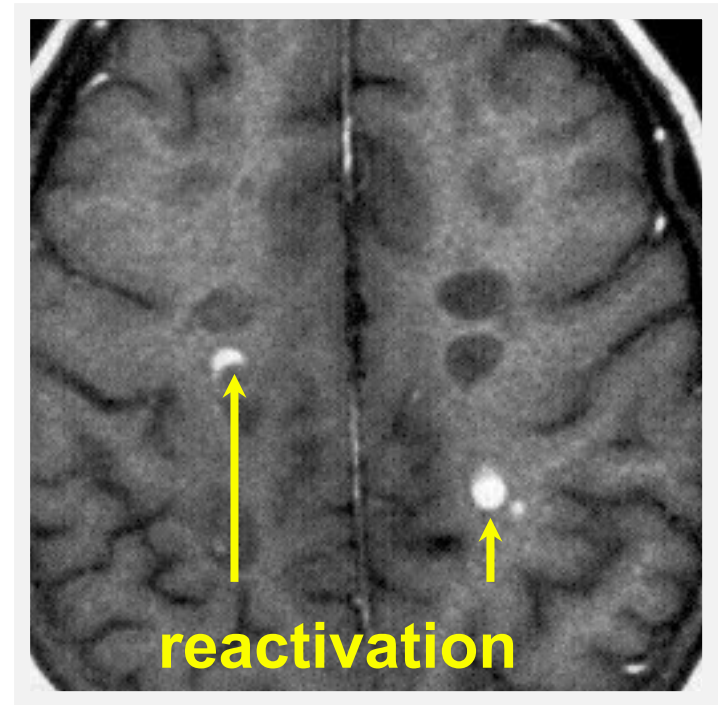
動態血管攝影



Multiple Sclerosis



Pre-contrast



Post-contrast

MRI 的影像對比來源

- 質子密度 (proton density)：水多水少
- 弛緩效應 (relaxation)
- 顯影劑注射
- 血液流動、水分子擴散、血氧濃度...
 - 非常非常非常多
 - 皆可透過改變脈衝序列來獲得！

「脂肪抑制」與「水抑制」

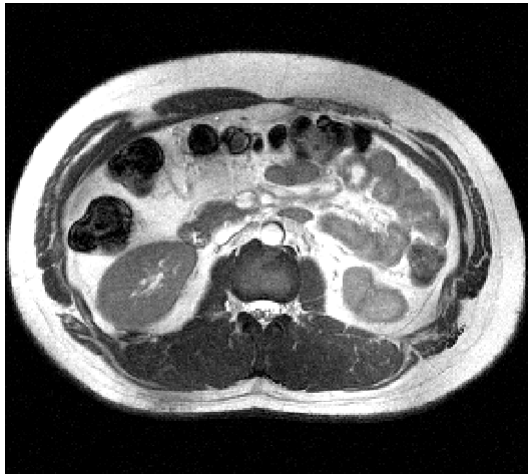


原本影像

Fat-SAT

Water-SAT

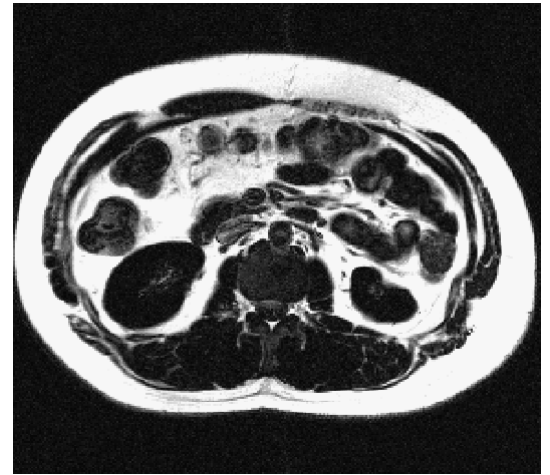
水影像 及 脂肪影像



綜合影像

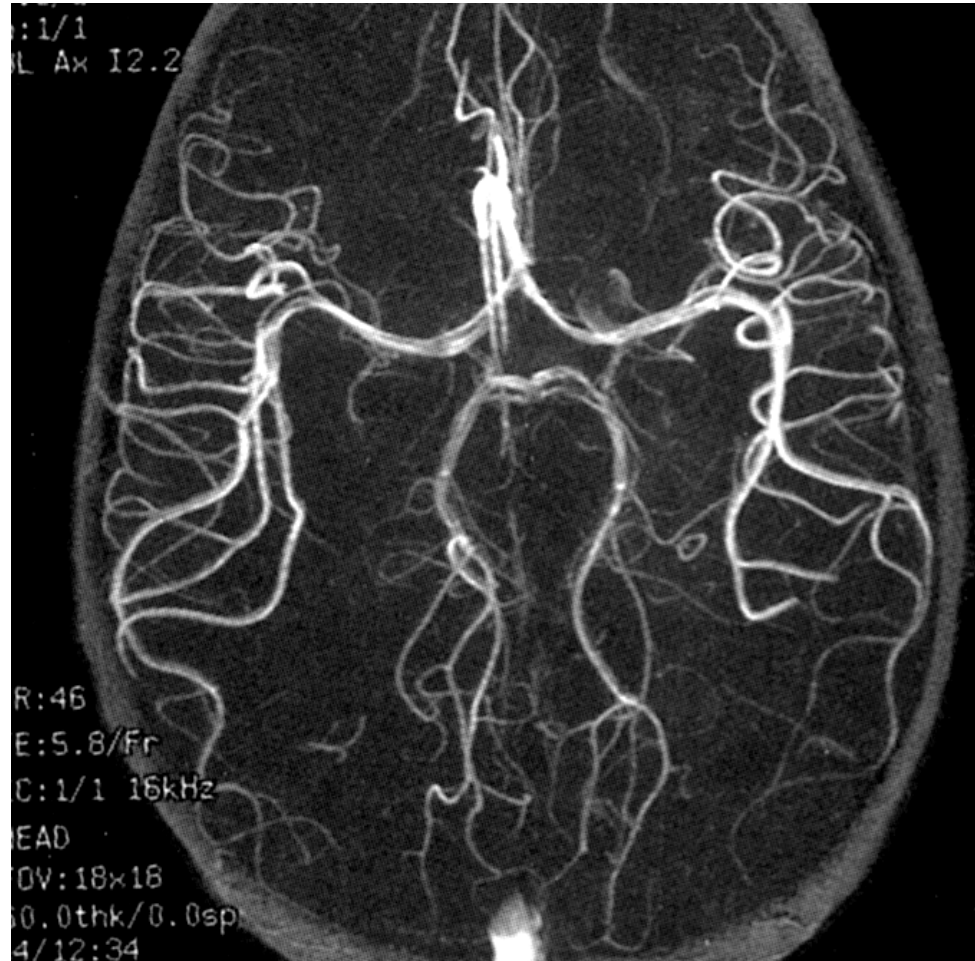


水影像



脂肪影像

3D Time-Of-Flight MRA

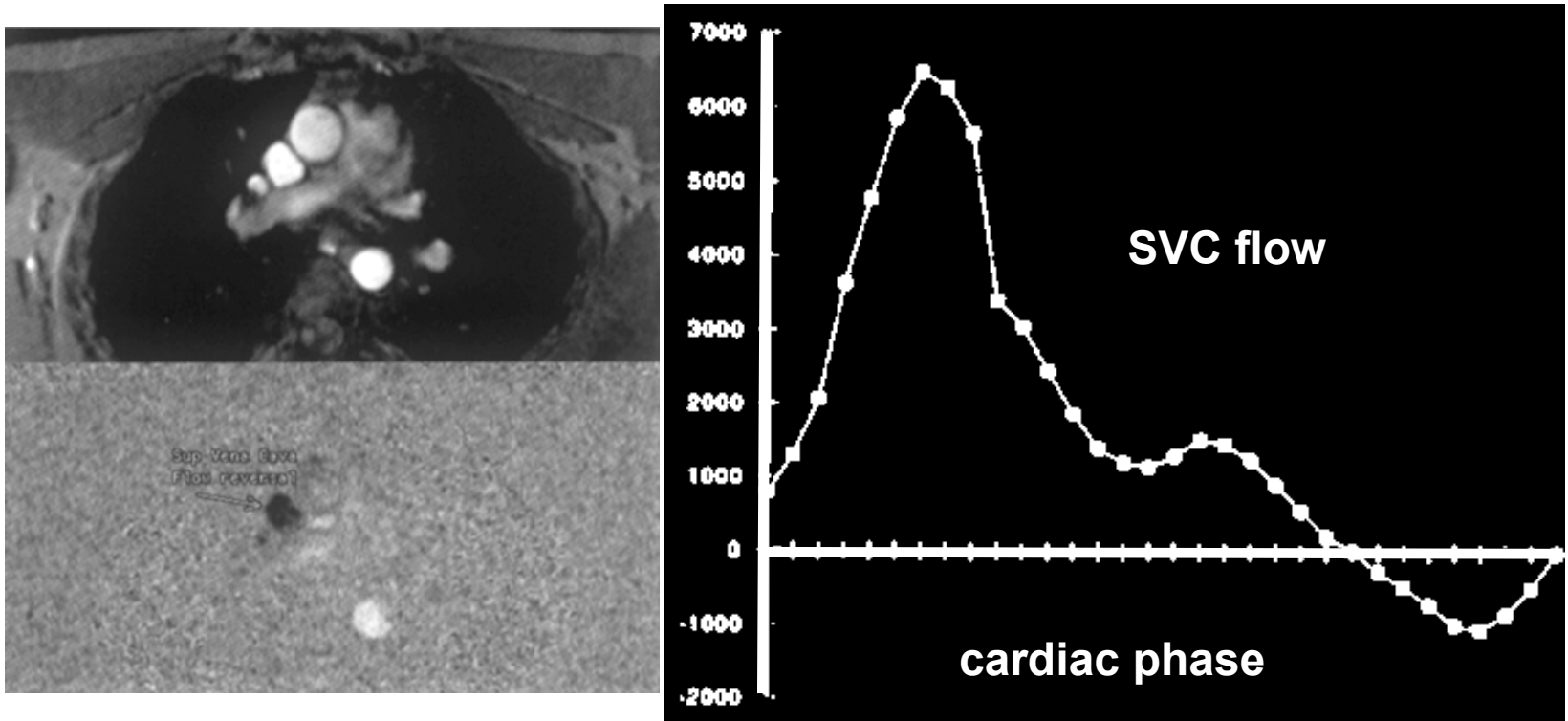


不用對比劑也可以看血管

我要的更多：功能性影像

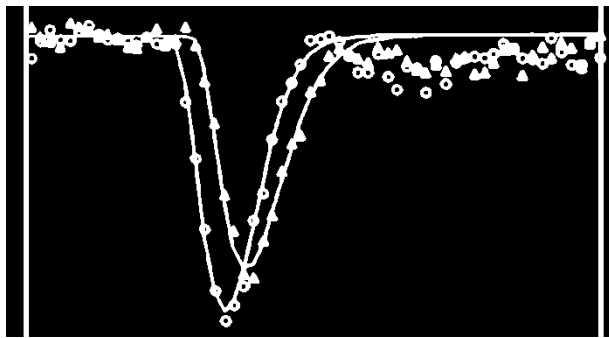
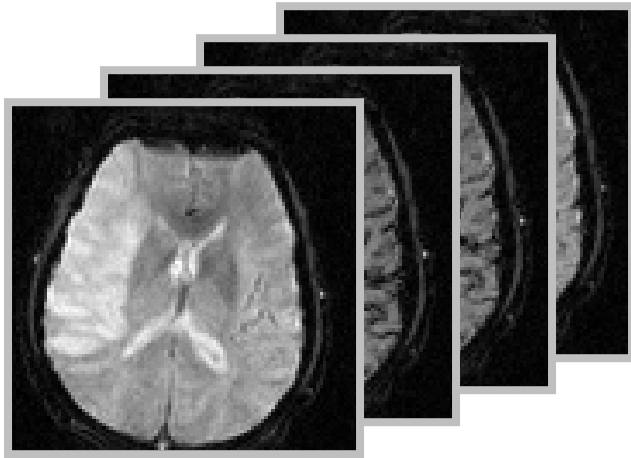
- 流速定量分析
- 微灌流影像
- 水分子擴散影像
- 神經纖維追蹤
- 合併頻譜...

血流流速偵測：上腔大靜脈回流

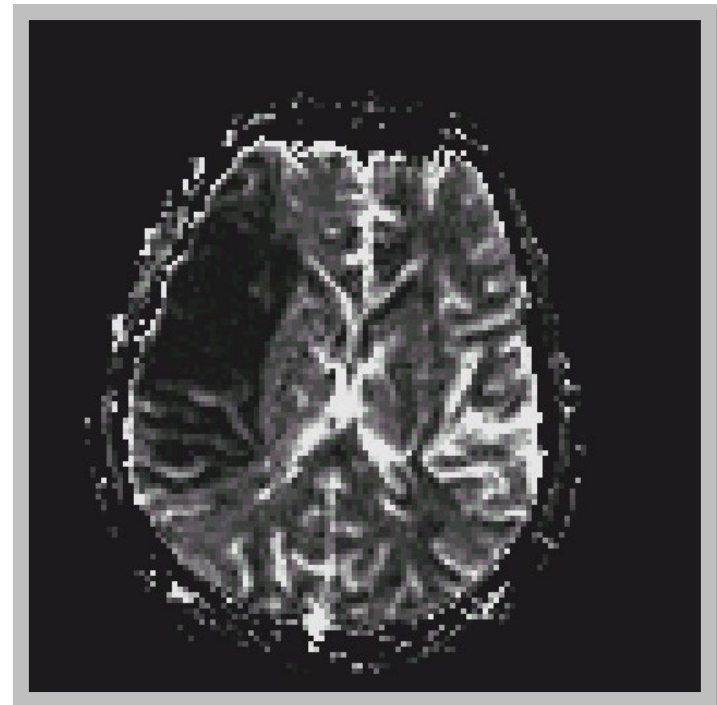
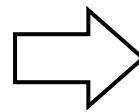


SVC flow profile in one cardiac cycle

腦部動態微灌流影像 (Perfusion)

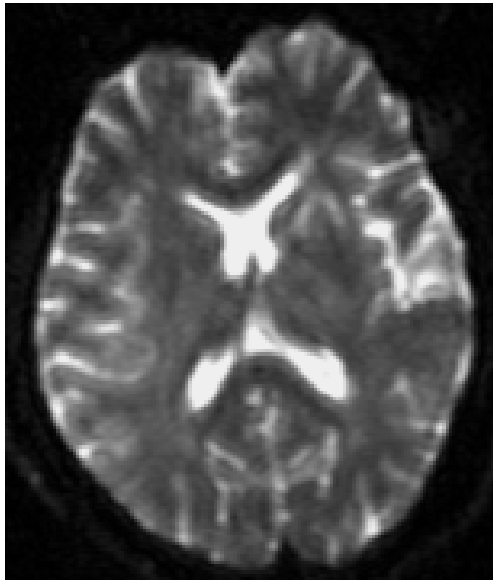


動態影像系列



腦血量影像 (CBV)

水分子擴散影像 (Diffusion)



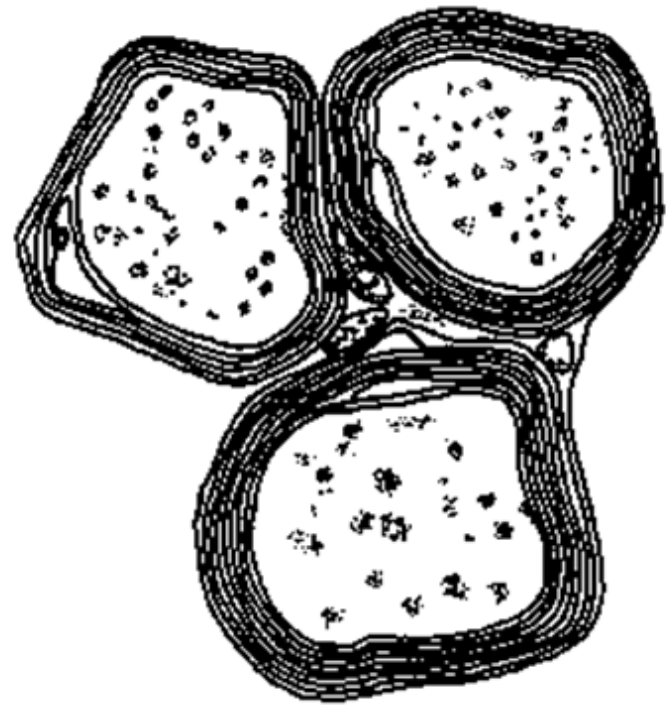
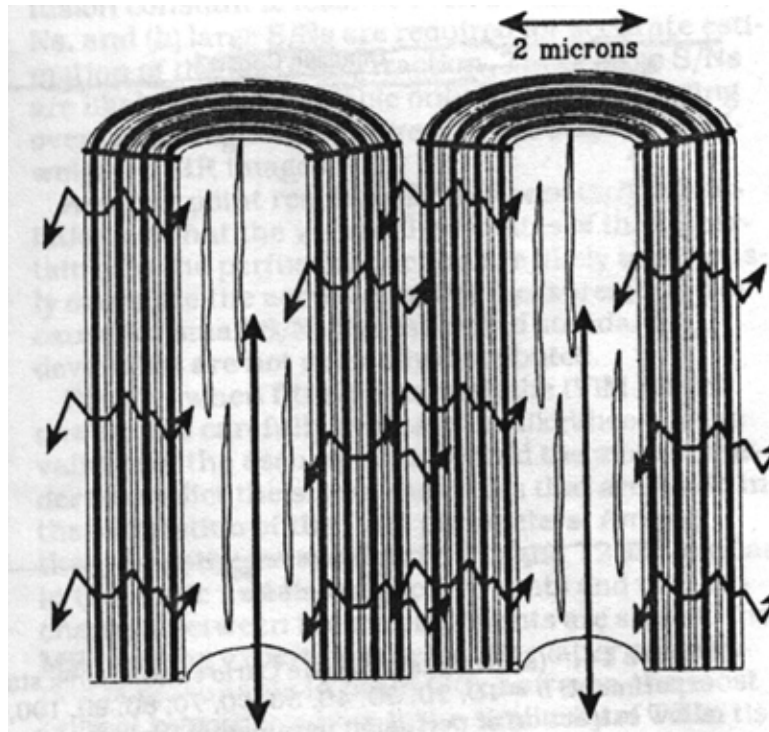
T2 影像



擴散權重影像

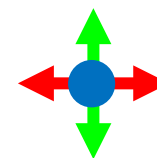
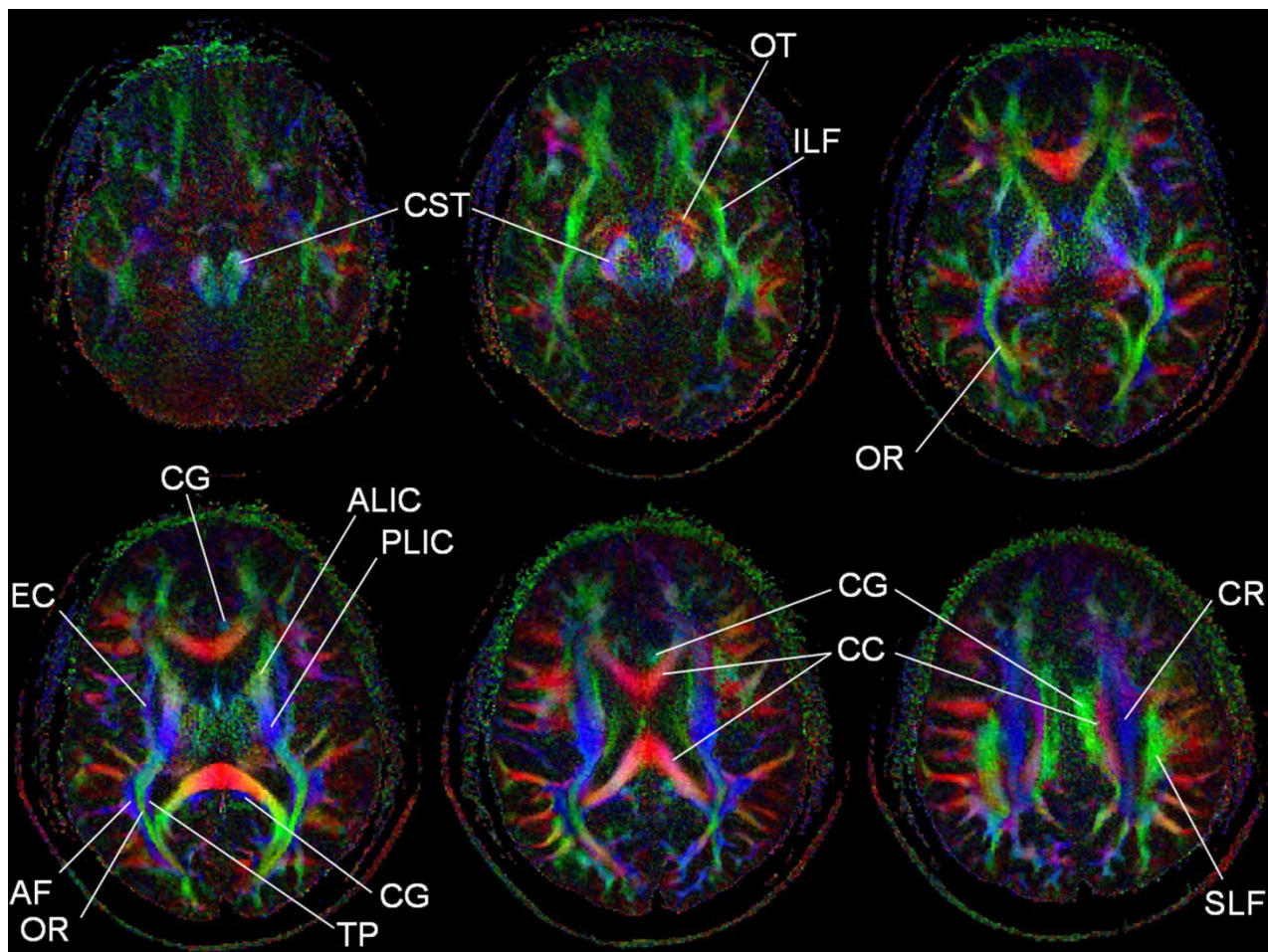
急性缺血性中風: 5 hours after symptom onset

神經纖維中的擴散不等向性

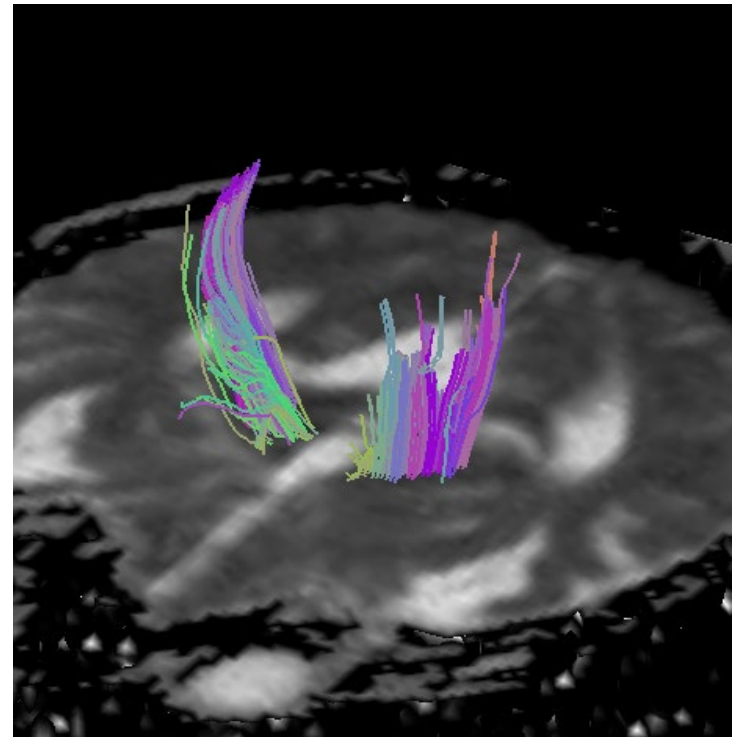
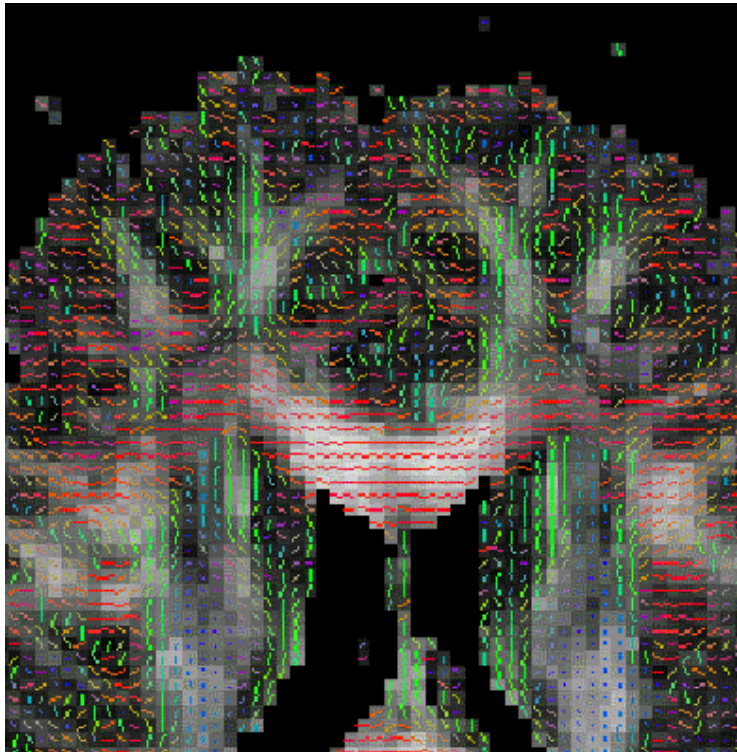


水分子擴散運動 以順著纖維方向最大

Colored Fractional Anisotropy



神經纖維追蹤

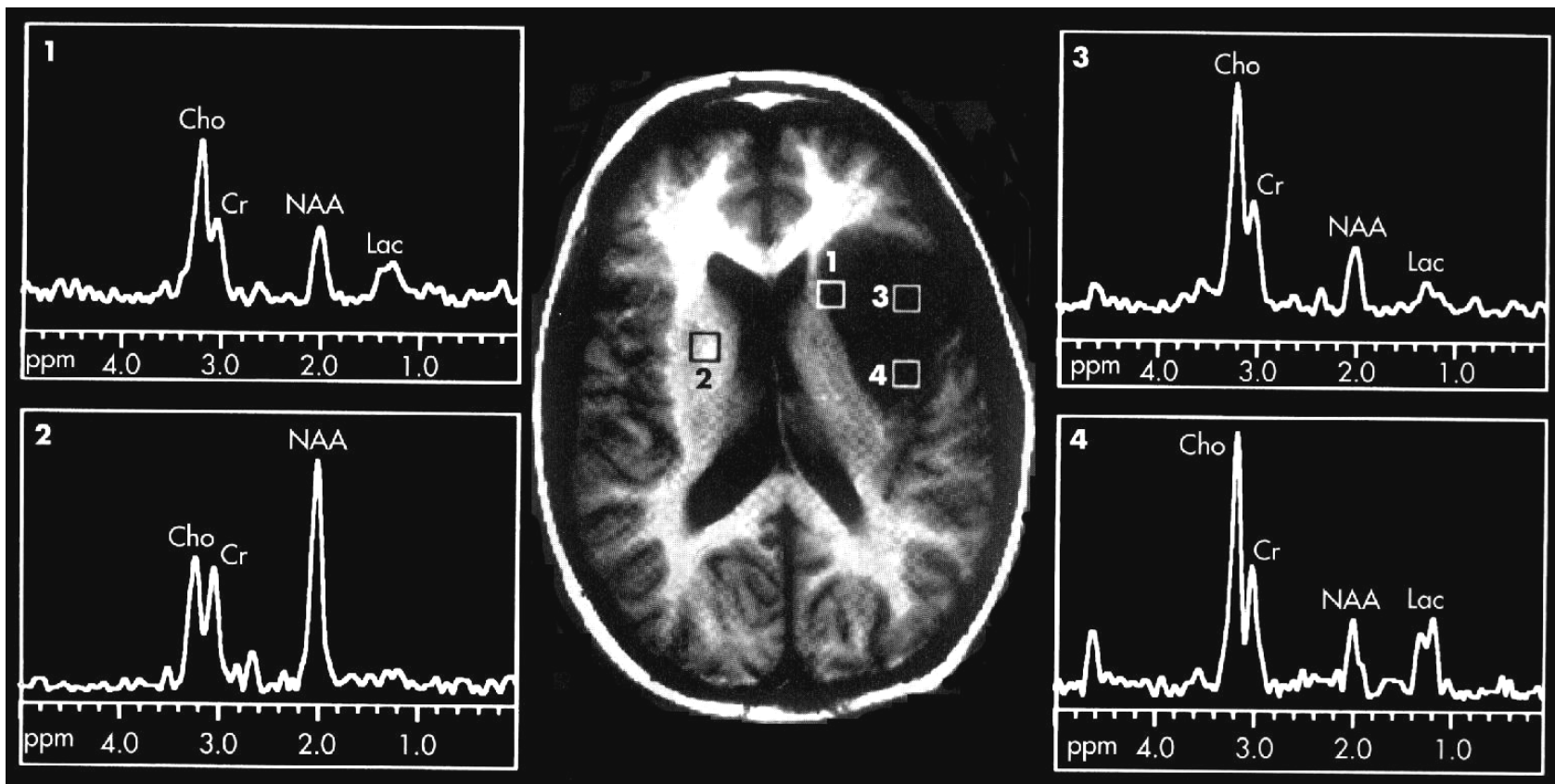


每個vector代表擴散方向性 連起來就可追蹤神經纖維走向

合併頻譜

- 不同代謝物都有自己的共振頻率
 - 除了水以外還有許多含H原子核的代謝物
 - 化學鍵結、電子雲分佈不同所造成
- MRI 的影像中，每個部位的代謝物
 - Chemical shift imaging (CSI)
- 型態 + 功能 + 代謝 = 綜合性診斷？

腦中每個部位的代謝物組成



區域核磁共振頻譜

你要這麼多幹什麼？

- 診斷性資訊永遠是不夠的！
- 唯有資訊愈多，診斷才能愈完整
- Differential diagnosis 鑑別診斷
- 給予治療最佳建議

MRI 的持續發展

- 我想是講不完的
- 但是這絕不代表 MRI 有多好
- 各種醫學儀器都有特定適用場合
- 但如果你要，MR 絕對還有更多

Review: 磁共振造影

- 主磁場產生人體磁鐵
- 射頻線圈激發並接收訊號
- 利用磁場梯度作位置編碼
- 計算頻譜以獲得影像
- 特性：無輻射性、良好的空間解析度、多元化的影像對比

醫學影像系統：磁共振影像