

A grayscale sagittal MRI scan of a human brain, showing the cerebral cortex, white matter, and ventricular system. The image is used as a background for the title text.

生醫實驗期中報告

- MRI 核磁共振成像介紹

B97901051

B97901074

B97901215

何謂MRI

□ 核磁共振成像

(Nuclear Magnetic Resonance Imaging)

- 利用核磁共振原理，依據所釋放的能量在物質內部不同結構環境中不同的衰減，通過外加梯度磁場檢測所發射出的電磁波，得知構成這一物體原子核的位置和種類，據此繪製成物體內部的結構圖像。



醫學上應用

- 為何適用於人體？

人體含有大量的水和碳氫化合物，而且氫核的核磁共振靈活度高、信號強。

- 對於醫學有何幫助？

因為MRI所獲得的圖像清晰，大大提高了醫生的診斷效率，避免了剖胸或剖腹探查診斷的手術。

醫學上應用

□ 對於人體有傷害嗎？

MRI不使用對人體有害的X射線和易引起過敏反應的造影劑，因此對人體沒有損害。



人類大腦通過MRI獲得的一個連續切片
(由頭頂開始，一直到基部)

優點 V.S 缺點

□ 優點：

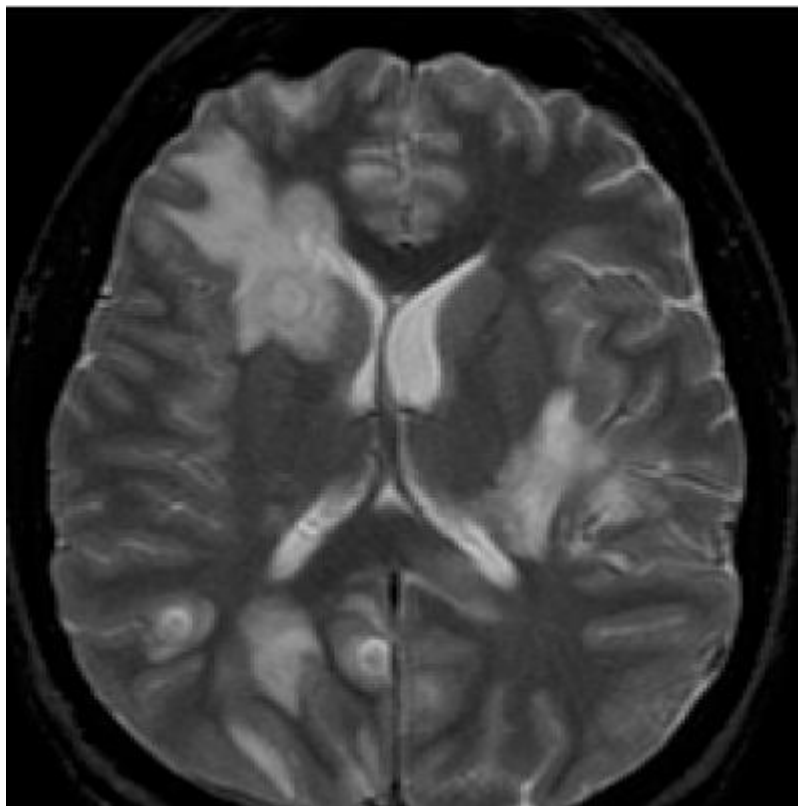
1. 無輻射傷害
2. 多重切面
3. 對軟組織有極好的分辨力
4. 非侵入性檢查
5. 檢查幾乎無任何副作用
6. 對生理解剖上有高度的解像能力
7. 對神經腫瘤診斷提供很好的診斷依據等

優點 V.S 缺點

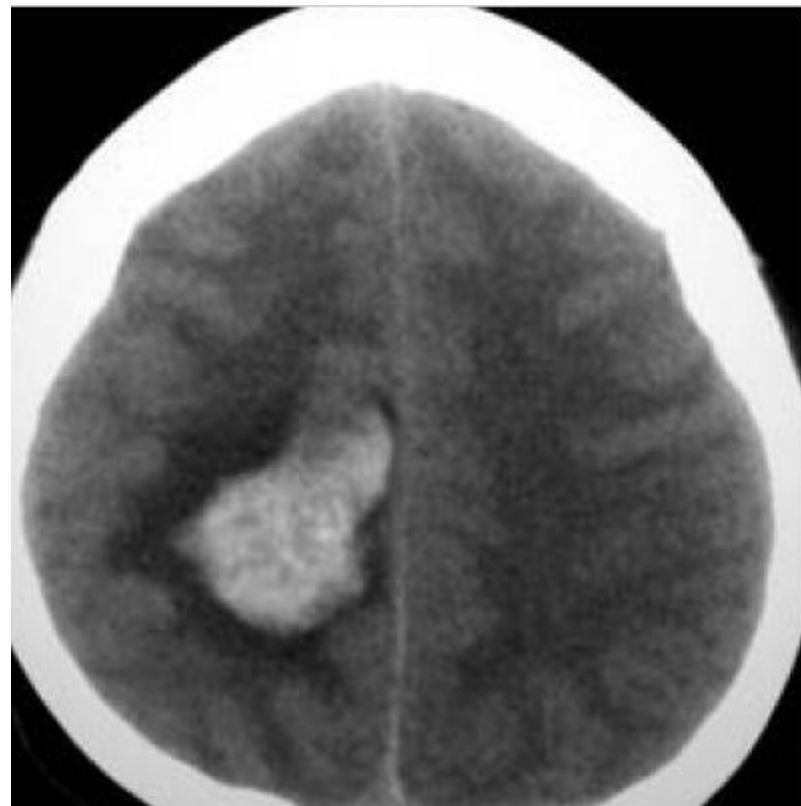
□ 缺點

1. 掃描時間長，空間分辨力不夠理想
2. 費用高昂
3. 對體內有磁金屬或心律調節器的特殊病人不適用
4. 時間變化梯度場：在受試者體內誘導產生電場而興奮神經或肌肉，可能引起心臟方面疾病
5. 運行過程中產生的各種噪音，可能使某些患者的聽力受到損傷

與CT(電腦斷層掃描)比較

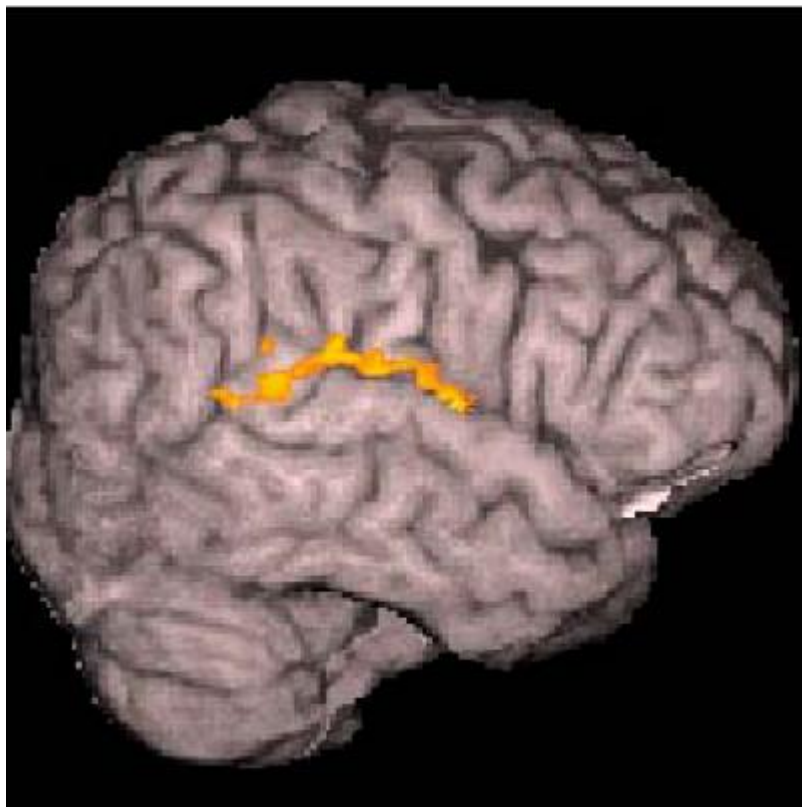


MRI

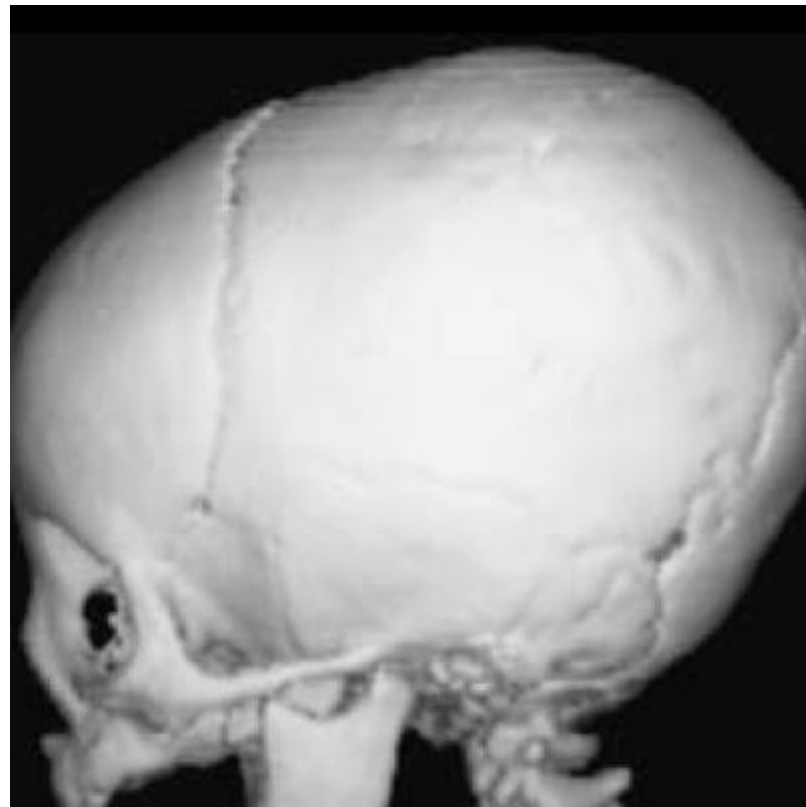


CT

與CT(電腦斷層掃描)比較



MRI



CT

M R I

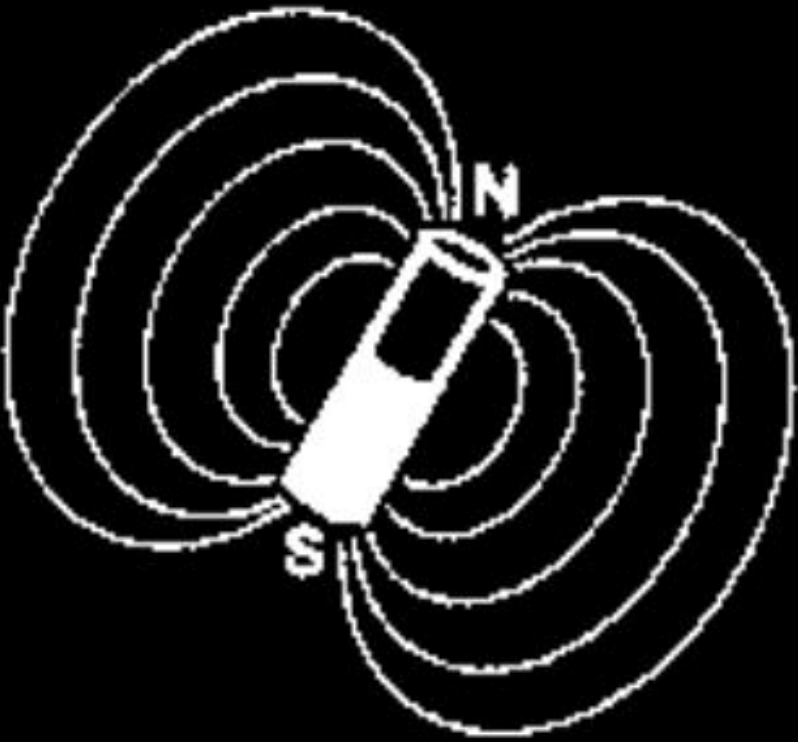
- M (magnetic): 訊號來源，人體中小磁鐵的磁化
- R (resonance): 小磁鐵和射頻脈衝間的交互作用
- I (imaging): 訊號轉為影像的方式

MRI的產生

- 人體 → 磁鐵
- 磁鐵運動 → 感應電流
- 計算 → 影像

自旋

- 電子、質子、中子的一個量子力學特質
→ 類似一個圓球繞著它的軸旋轉。
- 自旋即為粒子的內在角動量



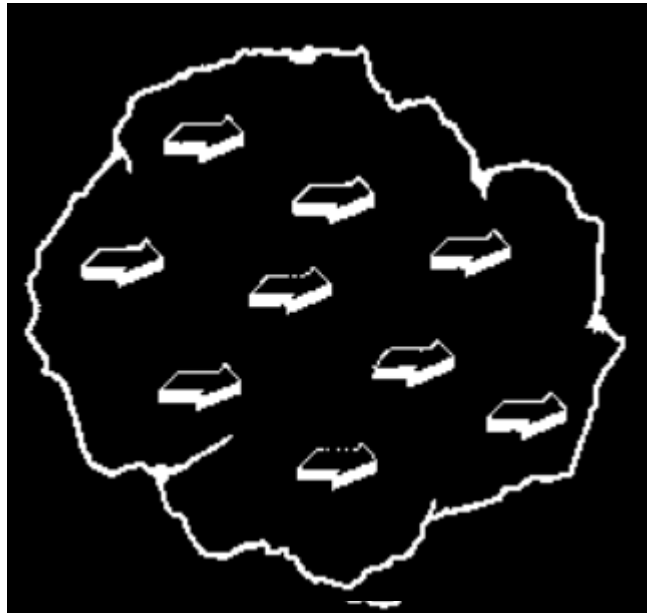
- 偶數個電子，偶數個質子→ spin-up 、 spin-down 相互抵消
- 奇數個電子，奇數個質子→可彰顯自旋現象
- 人體有大約 63%的氫原子(水和脂肪)
→ MRI 所量測的訊號主要由氫原子而來



1960年代的核磁共振儀

如何強化人體磁性

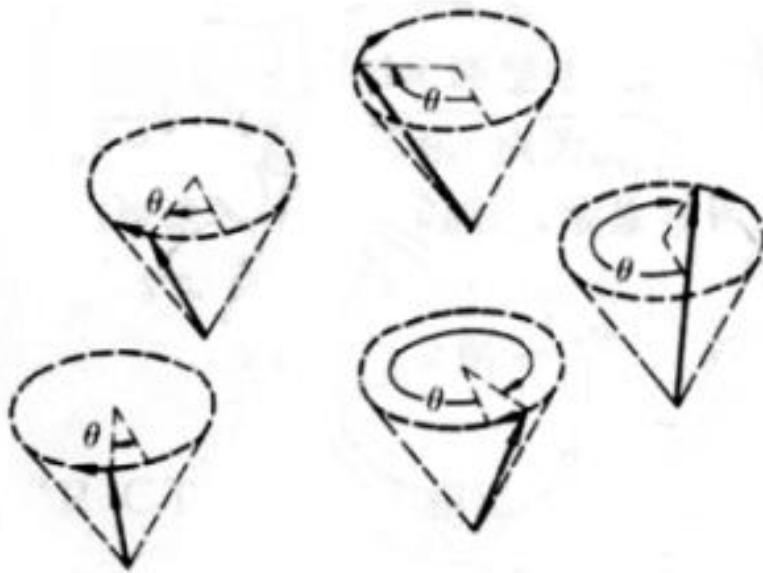
磁場



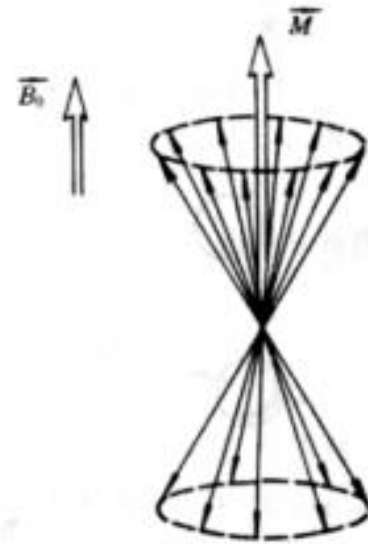
不規則排列

Larmor precession

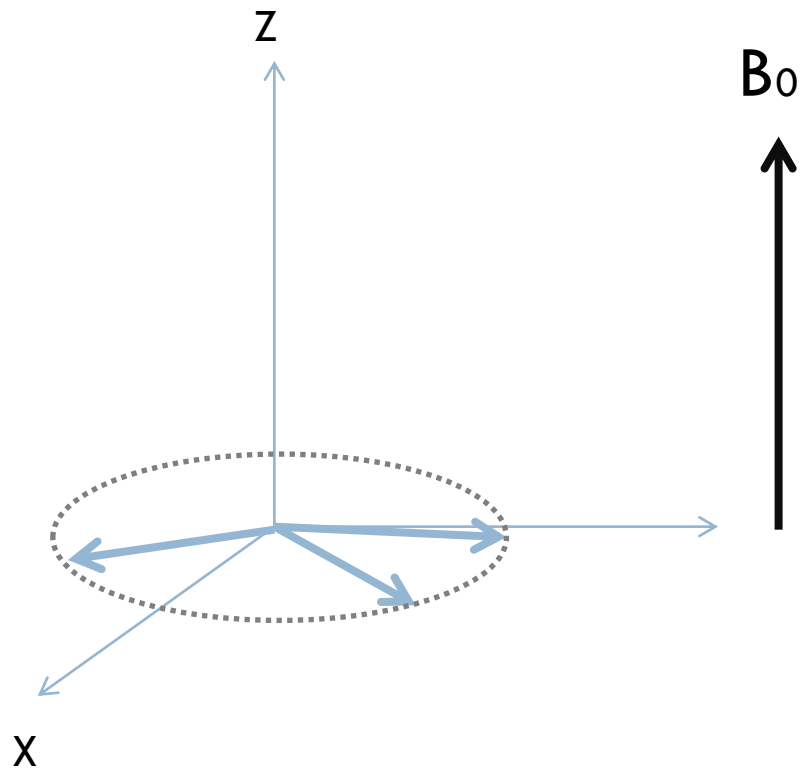
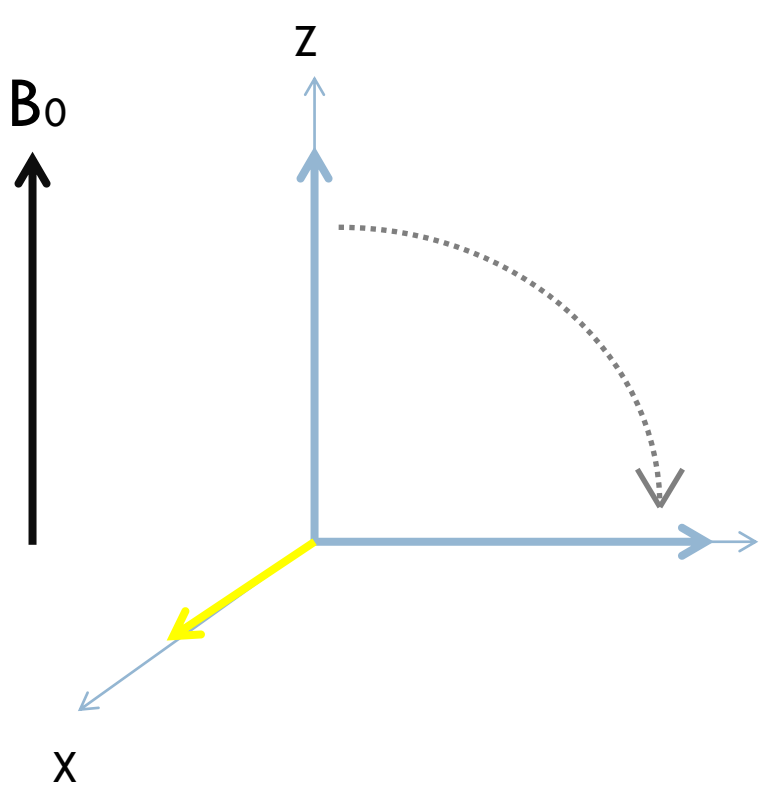
- 旋進頻率與外加靜磁場成正比
- $$W = \gamma \cdot B$$
- 當頻率相同時，產生核磁共振



隨機相位做自旋的集合



多個磁矩排列形成



高頻旋轉磁場產生激發後產生磁性的旋進

MRI的產生

- 人體 → 磁鐵
- 磁鐵運動 → 感應電流
- 計算 → 影像

激發

- 原因：
 - 氫原子核的靜磁化強度 \ll 外加磁場強度
 - 無法在 z 方向量測氫原子核靜磁化強度變化
 - 在 x - y 平面上進行MRI 訊號的量測
 - 平衡時， x - y 平面上的磁偶極分量互相抵消
 - 必須先將淨磁化強度的方向移開 z 軸，使得淨磁化強度在 x - y 平面上有分量可供測量。
- 使淨磁化強度偏離主磁場 B_0 需外加能量，稱此過程為激發 (excited state)

激發

□ 方法:

在線圈中通一與 B_0 產生的 Larmor frequency 相同頻率的交流電，其產生的磁場變化頻率也會是 Larmor frequency，使氫原子核得到能量，進而使淨磁化強度偏離 Z 軸。

接收

- 弛緩：磁偶極方向偏離主磁場方向之後，若激發磁場關閉，將釋放能量，回到低能量狀態，與主磁場方向對齊
- 若在此平面上放一個垂直的線圈，將因磁場變化而產生感應電流，接收到淨磁化強度變化的訊號。所量到 X-Y 分量隨時間減弱的訊號稱為 **free induction decay(FID)** 。

弛緩

- 在 B_1 關閉後，氫原子核要從激發狀態回到平衡狀態，與主磁場對齊
- 兩個互相獨立的歷程組成：
 1. 自旋晶格弛緩(spin-lattice relaxation):
 - Z 分量的回復
 - T1 弛緩
 2. 自旋自旋弛緩(spin-spin relaxation):
 - X-Y 分量的歸零
 - T2 弛緩

對比

- 透過各組織間 T1 弛緩或 T2 弛緩的不同，形成可區分不同組織的影像。
- Ex :
 - Z 分量回復量: T1 短的組織 > T1 長的組織
→ 訊號較強，在影像上會較亮
 - X-Y 分量衰減量: T2 長的組織 < T2 短的組織
→ 訊號也較強，所以在影像上會較亮。

MRI的產生

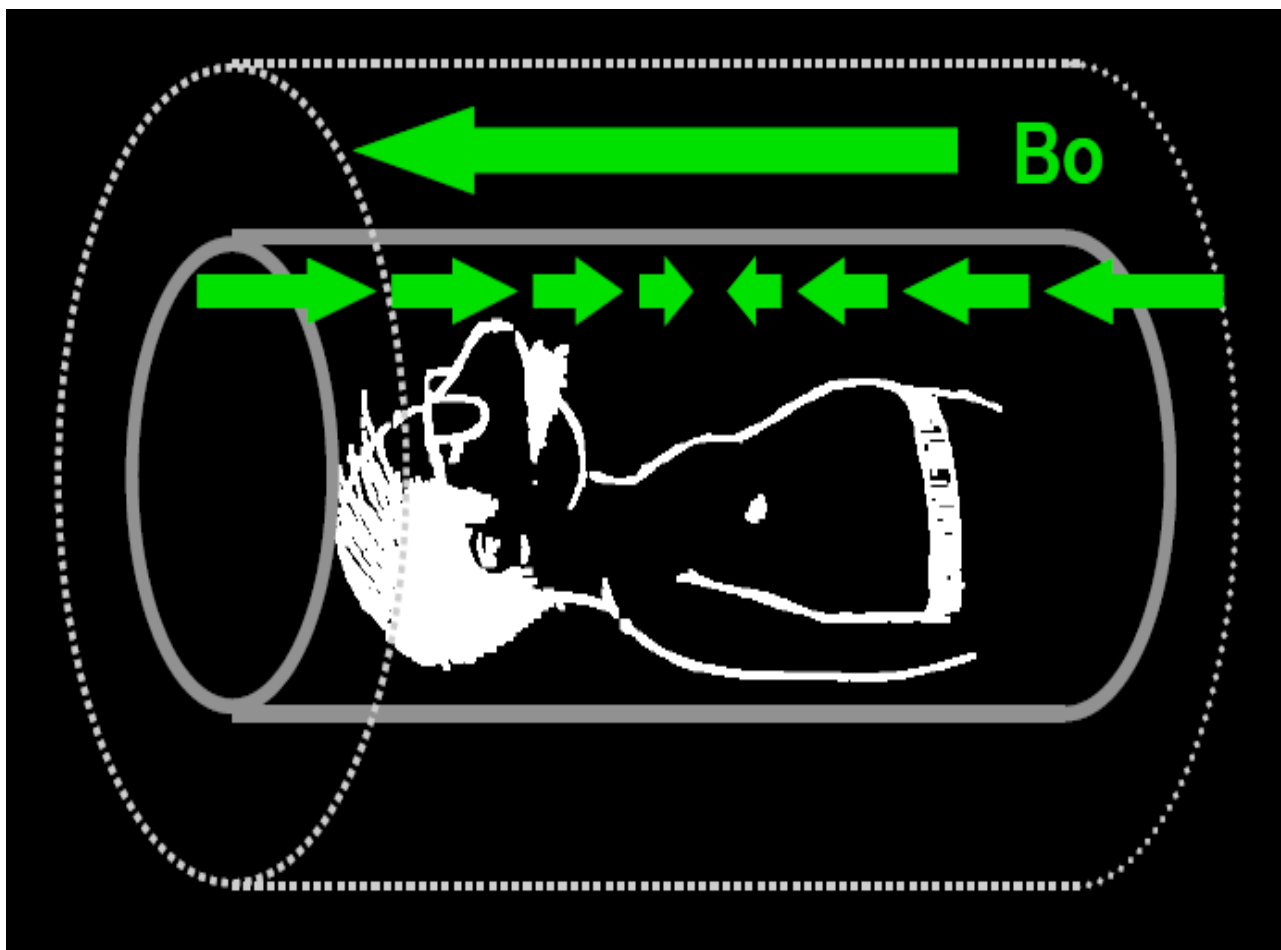
- 人體 → 磁鐵
- 磁鐵運動 → 感應電流
- 計算 → 影像

成像(空間編碼)

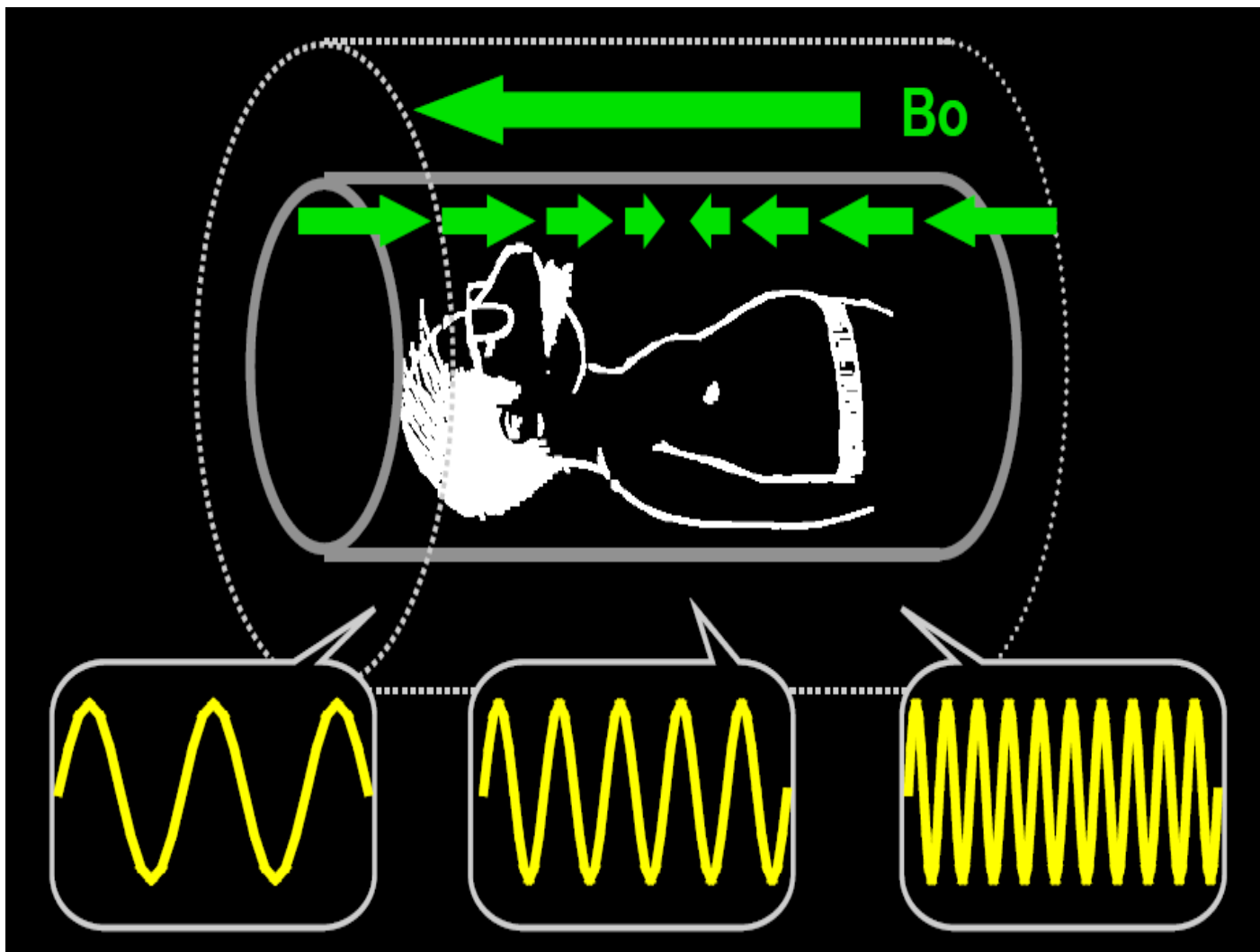
- 目前所量測到的只是人體某一區塊中的所有氫原子核激發、弛緩的訊號。
- 要了解人腦中不同位置的結構或功能性變化
→ 必須在訊號中加入空間位置的訊息。

成像(空間編碼)

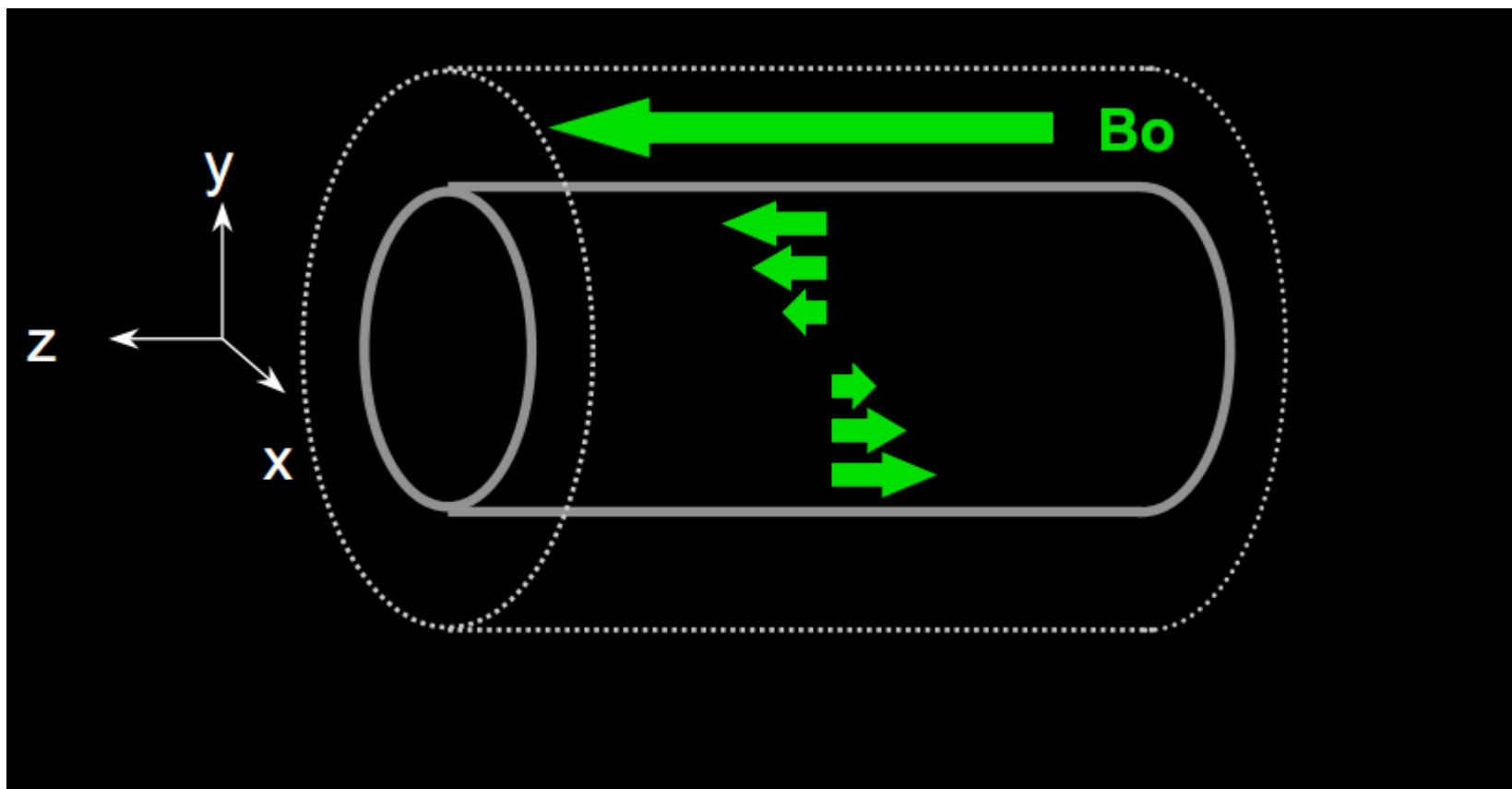
- 概念：梯度磁場(gradient)
- 技術：切面選擇(slice selection)
頻率編碼(frequency encoding)
相位編碼(phase encoding)



在主磁場加上一個隨著位置線性變化的小磁場

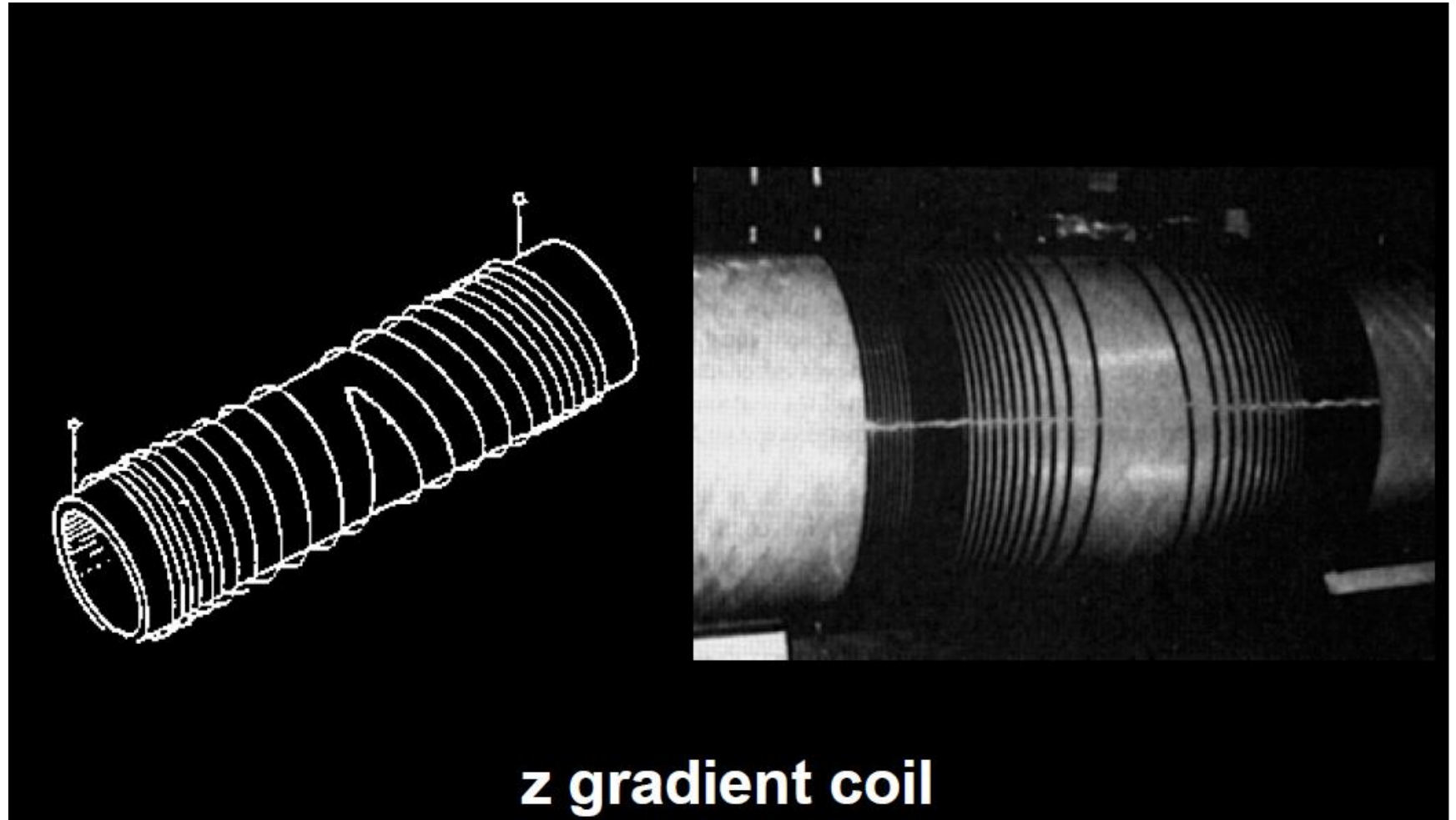


共振頻率也將隨位置變化



y 梯度：磁場朝 z 方向 磁場變化朝 y 方向

MRI的梯度線圈 (Gradient Coil)



成像(空間編碼)

- 概念：梯度磁場(gradient)
- 技術：切面選擇(slice selection)
頻率編碼(frequency encoding)
相位編碼(phase encoding)

切面選擇

- 用途: 分辨 x - y 平面上的位置
- 方法:
 - 開啟梯度磁場
 - z 軸上不同位置的氫原子核進動頻率不同
 - 再利用某一頻率的射頻脈衝，選擇性激發某一切面的氫原子核
 - 在此切面的另兩個軸向加上空間訊息
- 梯度變化越大、脈衝頻寬越窄會使得切面越薄

成像(空間編碼)

- 概念：梯度磁場(gradient)
- 技術：切面選擇(slice selection)
頻率編碼(frequency encoding)
相位編碼(phase encoding)

頻率編碼

- 在切面上的X or Y軸進行頻率編碼，加入位置訊息。
- 方法：
 - 選好切面
 - 開啟一個X or Y方向的梯度磁場
 - 此時不同位置的氫原子核感受到的磁場略有不同，也有不同的頻率進動
 - 實際量測到的訊號是不同位置的訊號加總，不同頻率代表不同的位置
 - 傅利葉轉換分析
 - 分離出不同位置的訊息。

成像(空間編碼)

- 概念：梯度磁場(gradient)
- 技術：切面選擇(slice selection)
頻率編碼(frequency encoding)
相位編碼(phase encoding)

相位編碼

- 在切面上的另一個軸進行，加入位置訊息。
- 方法：選好切面
 - 開啟一個 Y 方向的梯度磁場
 - 改變磁場的強度可使磁場關閉的瞬間，Y 軸上不同位置的氫原子核指向的差異增大或減小，而產生不同的相位編碼
 - 傅利葉轉換分離出位置訊息

成像(空間編碼)

□ 步驟：

1. 開啟 z 梯度磁場，激發所選的切面。
2. 取樣完畢後，再選用另一個射頻來激發另一個切面的氫原子核，取得此一切面的空間。
3. 進行二維傅利葉轉換
4. 將相位差異和頻率的訊息轉換成在 x - y 平面上不同位置的訊號強弱
5. MRI影像

MRI的多方面掃描

