

MRI 的弛緩現象、影像對比、與影像品質

吳明龍 副教授
成大資訊系/醫資所
minglong.wu@csie.ncku.edu.tw
辦公室:資訊系新館12樓

1

1

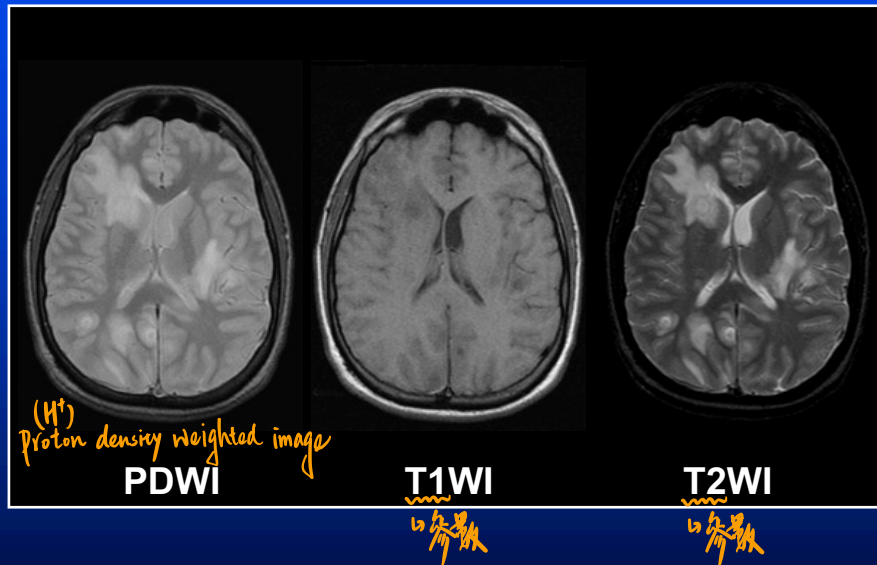
今日上課主題

- 弛緩現象與影像對比
- 影像品質控制

2

2

成像原理相同，為什麼對比不同？



3

3

MRI 的產生

- 人體 = 磁鐵
- 磁鐵運動 = 感應電流
- 偵測前，人體磁鐵發生的變化
- 經過計算 = 影像

4

4

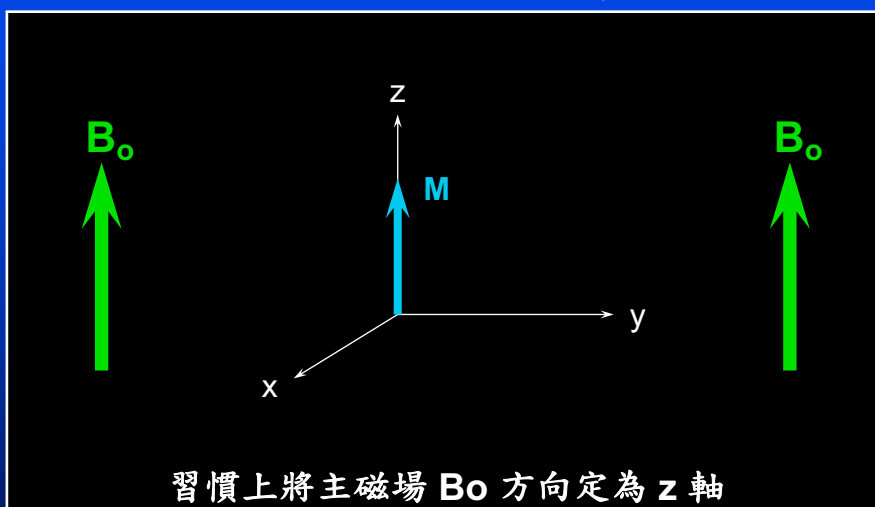
磁性激發後的改變情形

- 弛緩現象 (relaxation)
 - T2 弛緩 (T2 relaxation)
 - T1 弛緩 (T1 relaxation)
- 什麼是弛緩？

5

5

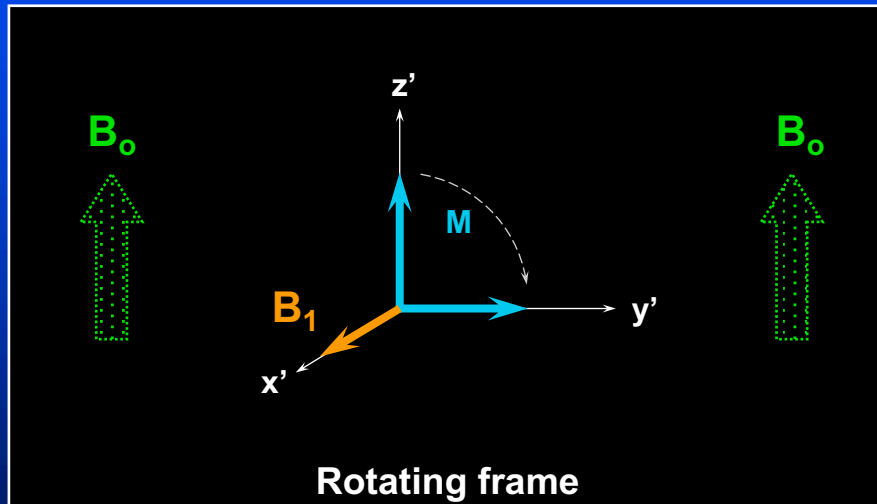
磁化現象畫在座標軸上



6

6

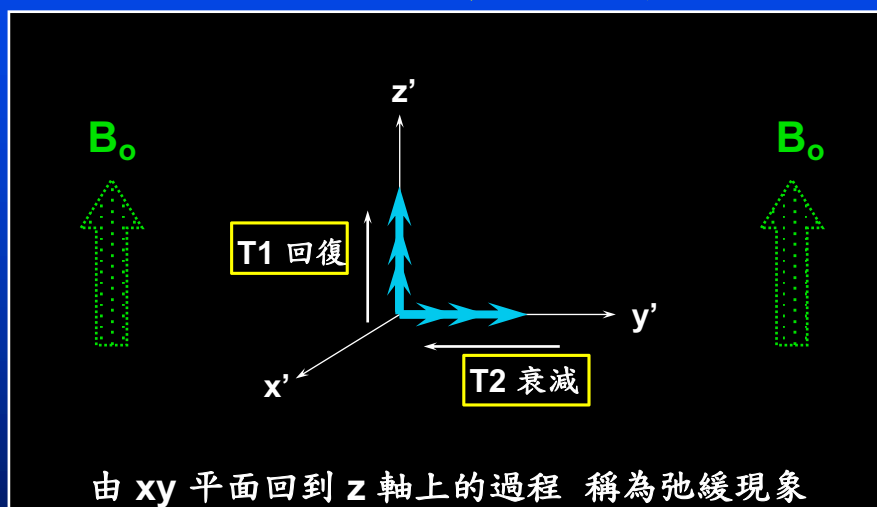
RF Excitation 射頻激發



7

7

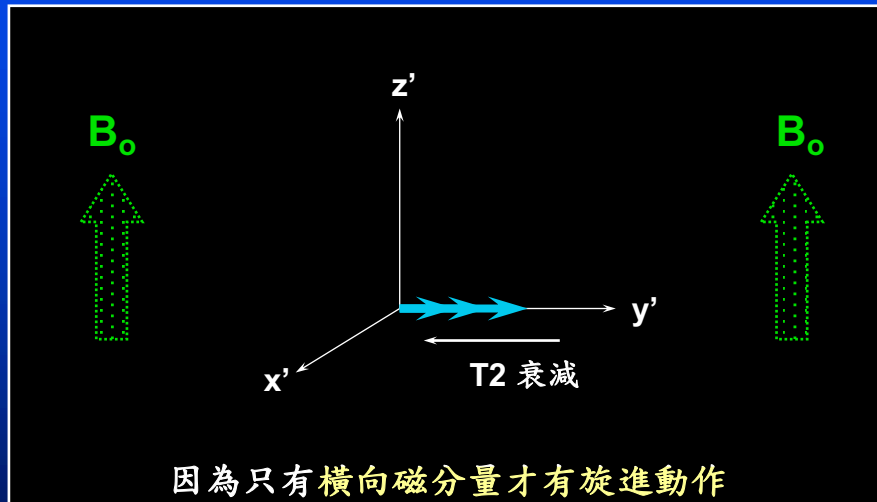
人體磁鐵 M 逐漸返回原來狀態



8

8

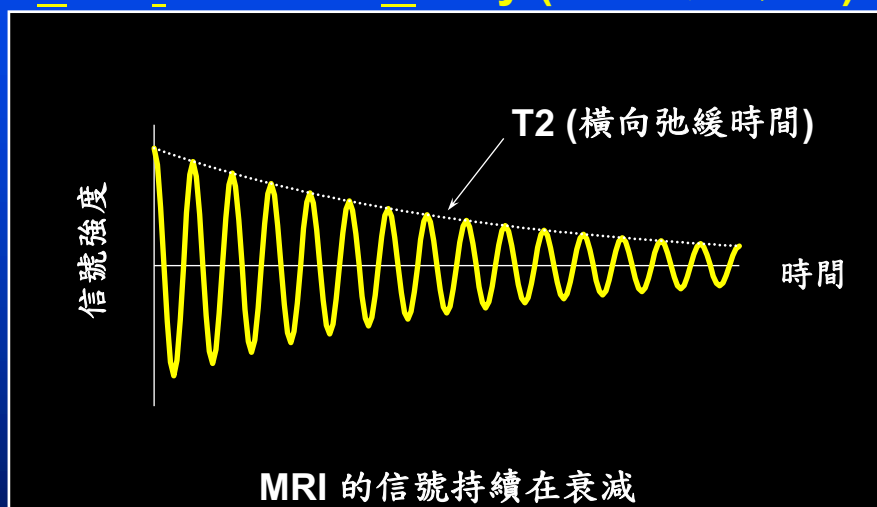
不要忘記 **MRI 信號只拿橫向部分！**



9

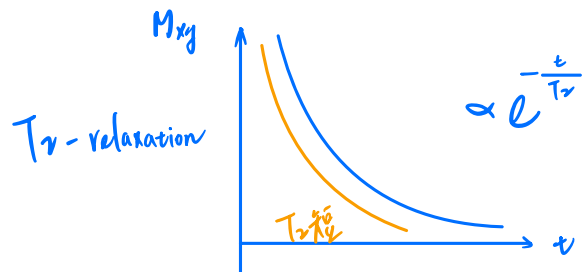
9

Free Induction Decay (自由感應衰減)



10

10



T2 弛緩

- 描述人體磁鐵橫向的衰減情形
- 每經過一個 **T2**，磁鐵衰減到剩下原來的 **三分之一 (37%)** (類似半衰期)
- **T2 愈長，磁鐵衰減愈慢**

11

11

參考

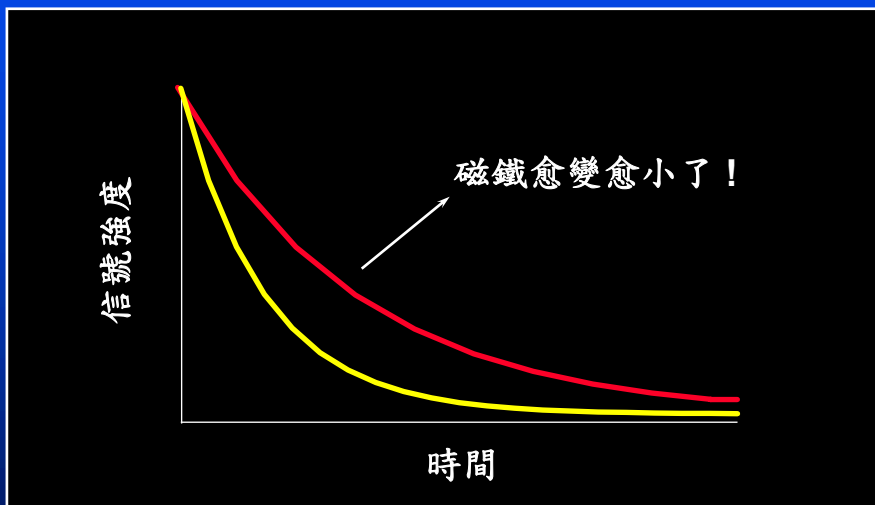
T2 衰減的發生原因

- 磁偶極作用
- 水分子旋轉與滾動
- 大分子蛋白質影響
- 很多很複雜 ... (反正以後再教)

12

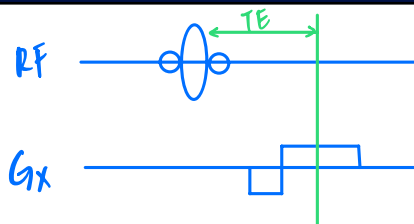
12

組織磁性的 T2 衰減情形

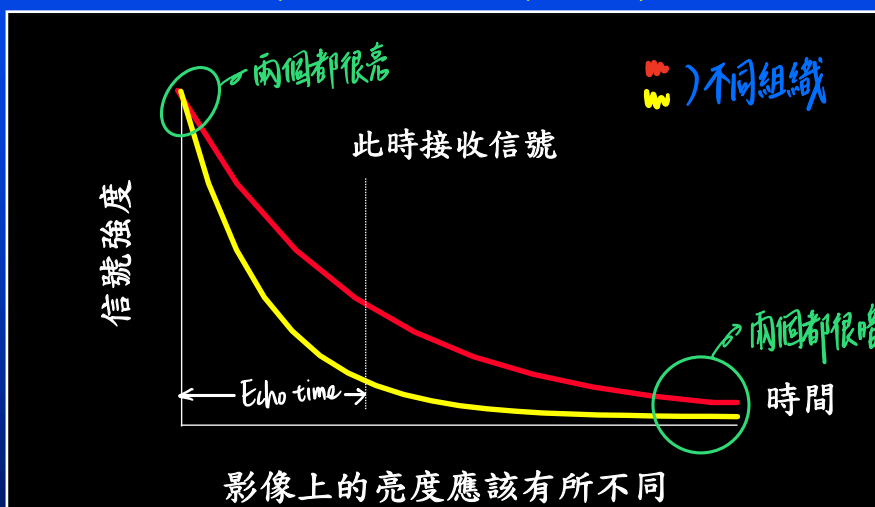


13

13



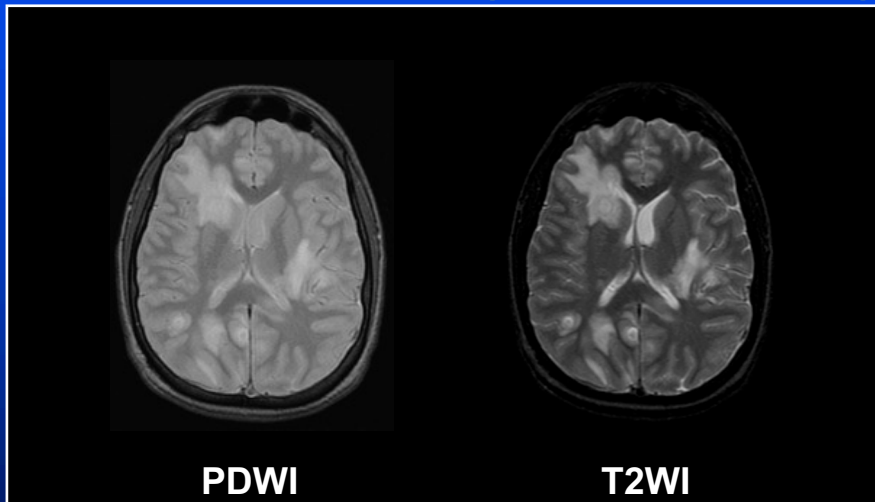
組織磁性的 T2 衰減情形



14

14

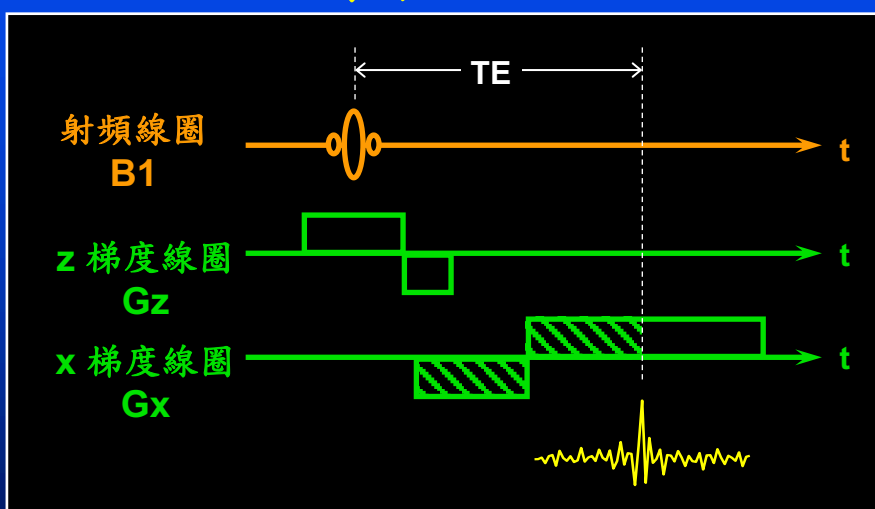
腦部 MRI 的不同對比 (比較 CSF 與白質)



15

15

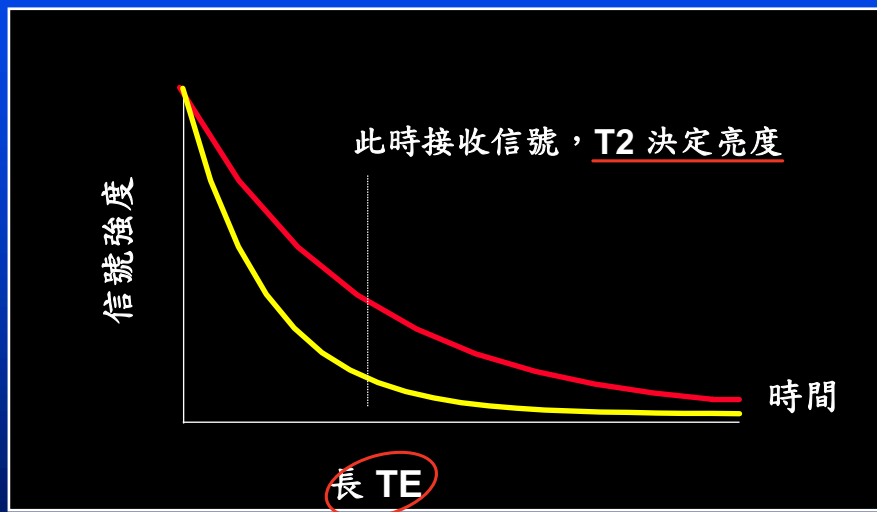
迴訊時間 Echo Time



16

16

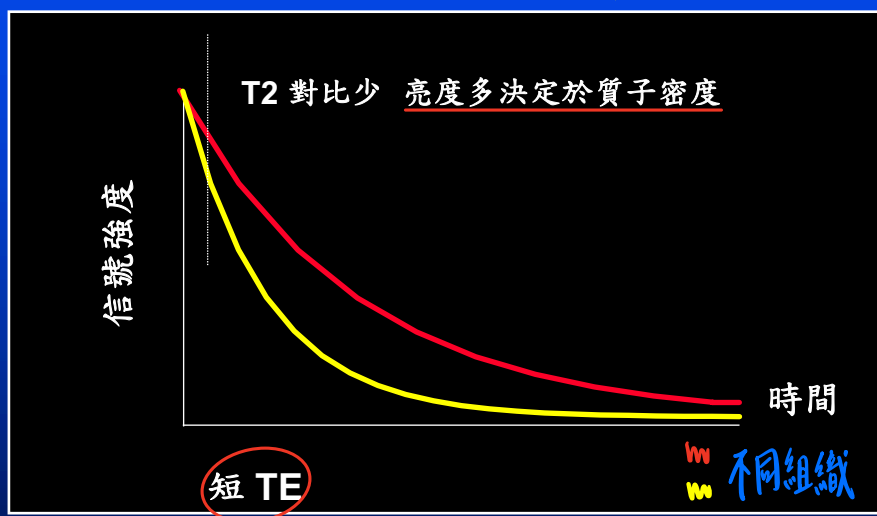
利用 TE 控制 T2 對比



17

17

利用 TE 控制 T2 對比



18

18

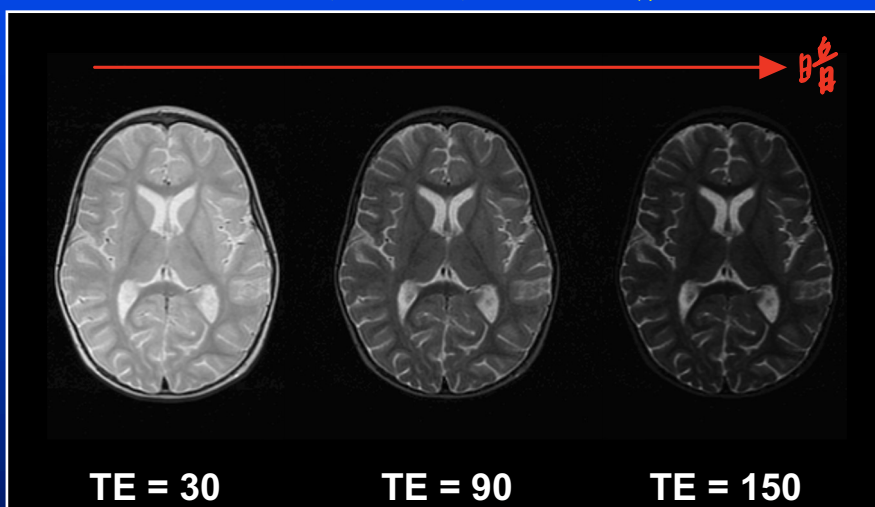
總結一句話

- ★ TE 控制 T2 對比

19

19

TE 對 T2 對比的影響



20

20

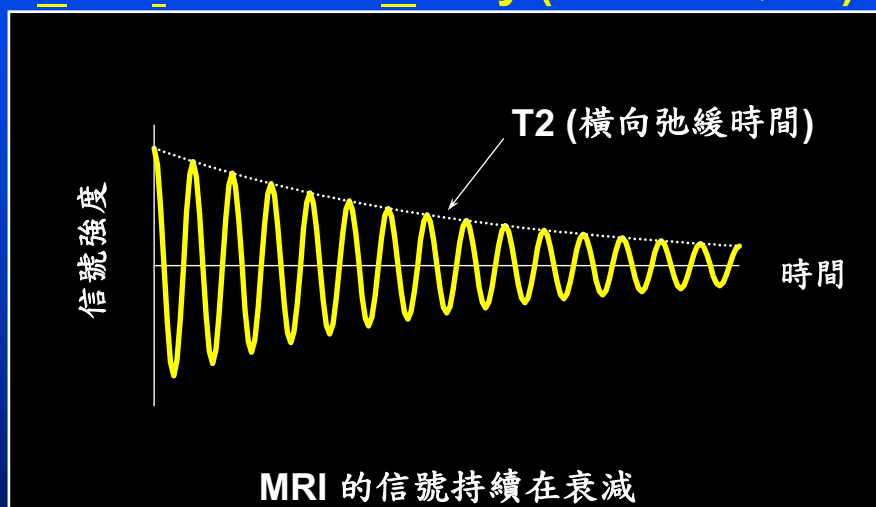
理論與實際

- 實際情況的衰減比預期的 T2 快
- 時間常數比 T2 短
- 稱為 T2* 衰減
 - 為什麼衰減比預期還快？

21

21

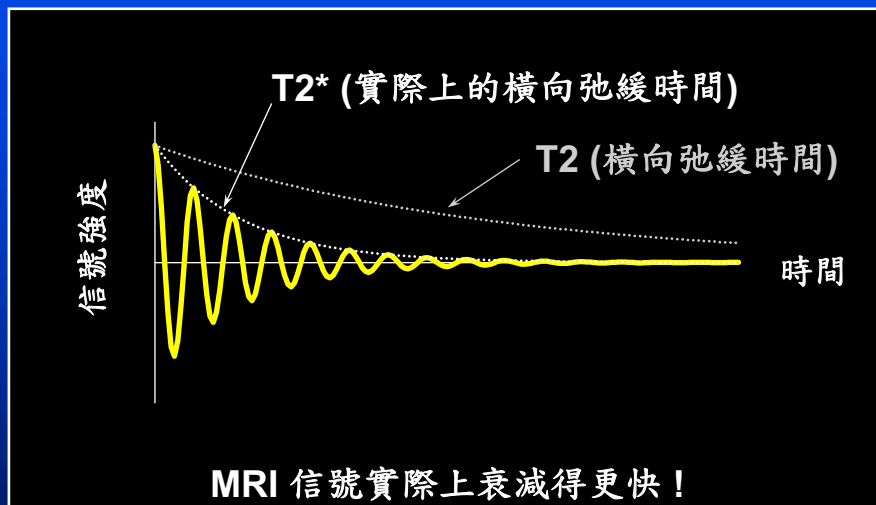
Free Induction Decay (自由感應衰減)



22

22

實際情況卻不是這樣



23

23

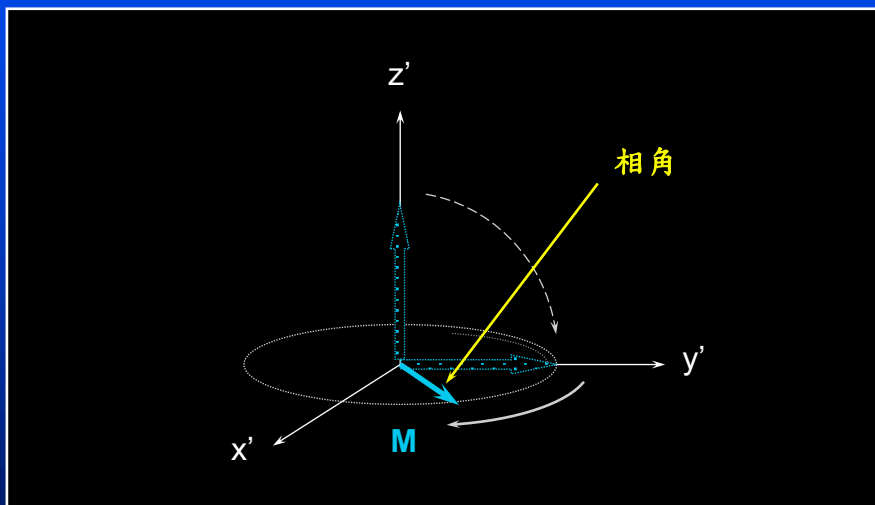
T2 與 T2* 的差別

- T2：無法回復的衰減，與病理有關
- T2*：可回復，與儀器/組織有關
- 信號衰減的原因是什麼？

24

24

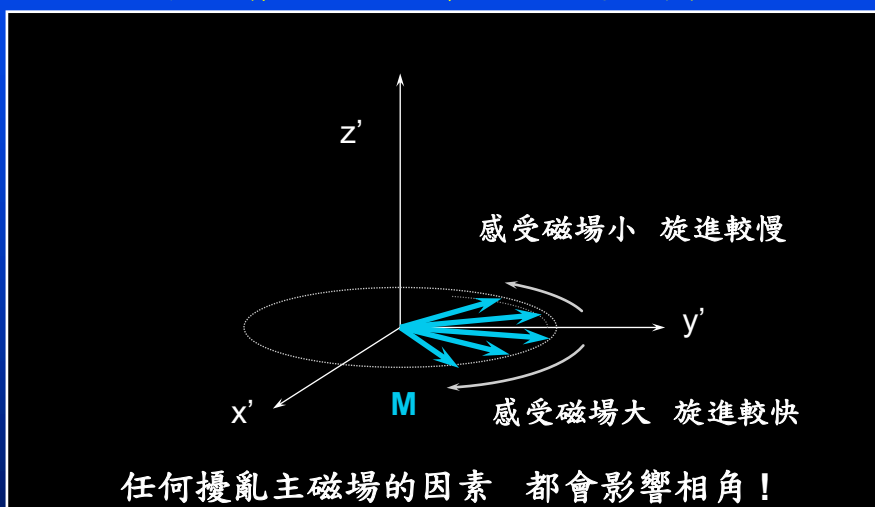
什麼是相角？



25

25

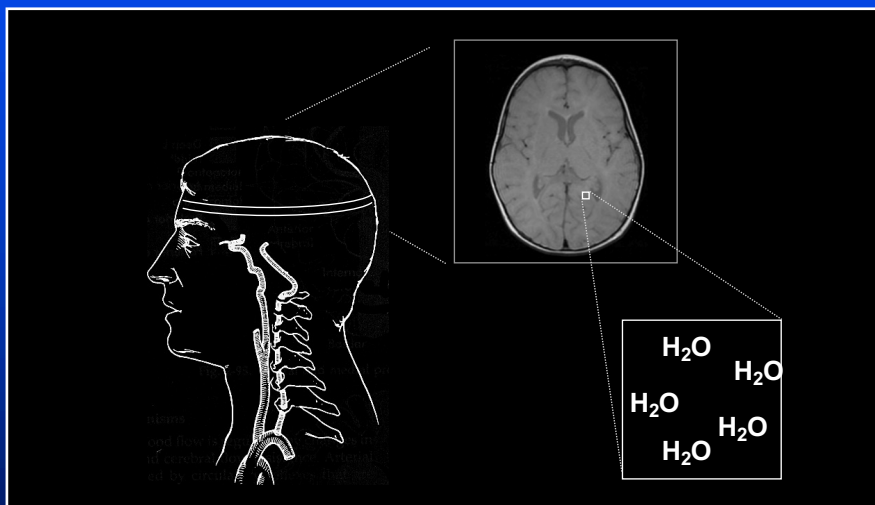
磁場影響旋進頻率 造成相角變化



26

26

影像中每一個點都含有無數個氫原子

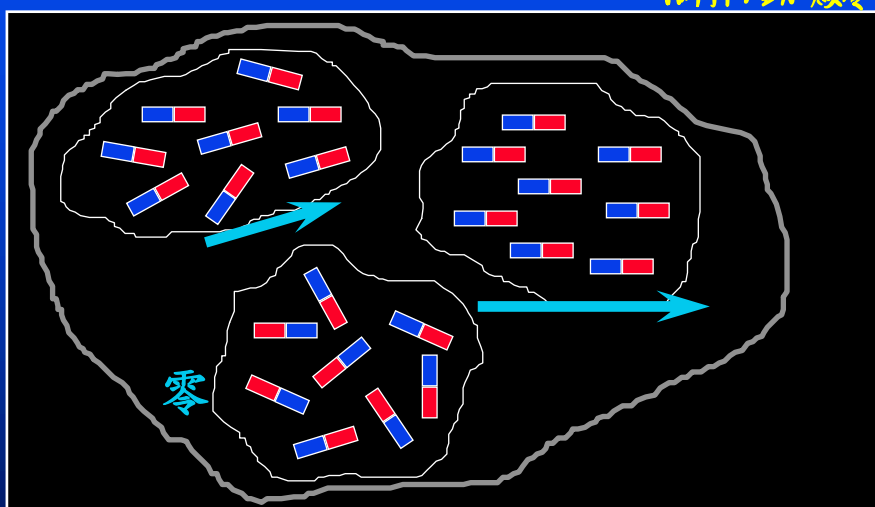


27

27

dephasing

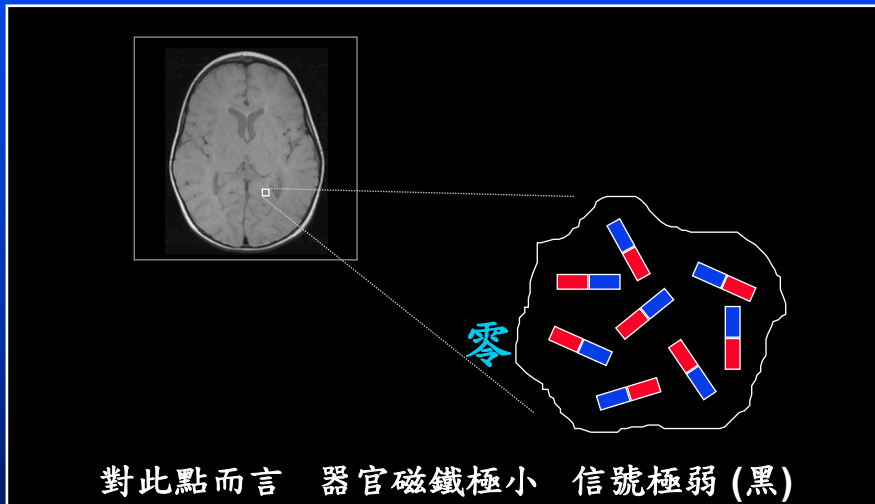
“失相”的效應 \Rightarrow 相角向量和為零



28

28

若在影像的一個點中發生“失相”



29

29

衰減：磁場受擾引發的失相

- 失相的原因包括：
 - 儀器本身主磁場不均勻
 - 組織本身磁化率的影響
 - 水分子或血流的運動 ...

30

30

T2 與 T2* 的差別

- T2：無法回復的衰減，與病理有關
- T2*：可回復，與儀器/組織有關
- 不希望 T2* 干擾 T2 所提供的訊息！

31

31

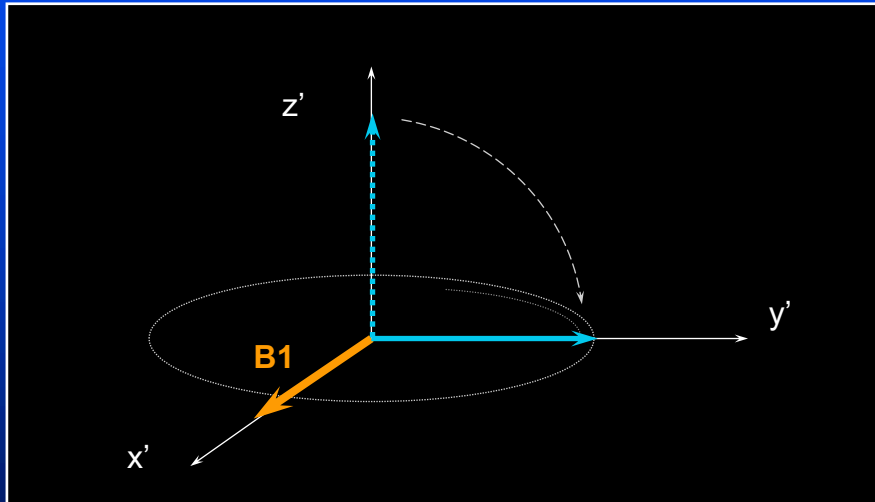
自旋迴訊 (Spin echo)

- 將可回復的失相重新聚焦
- 去除 T2* 衰減，提供純 T2 訊息
- 方法：加入 180° 脈衝

32

32

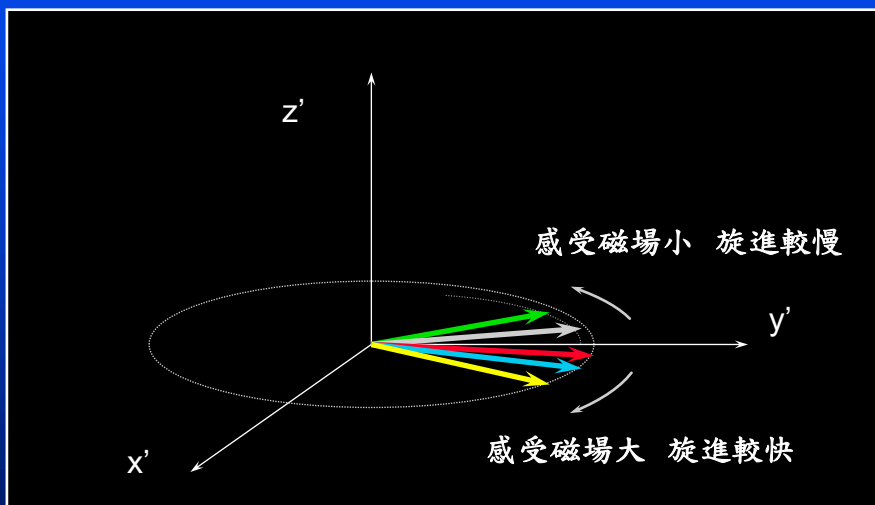
自旋迴訊的過程



33

33

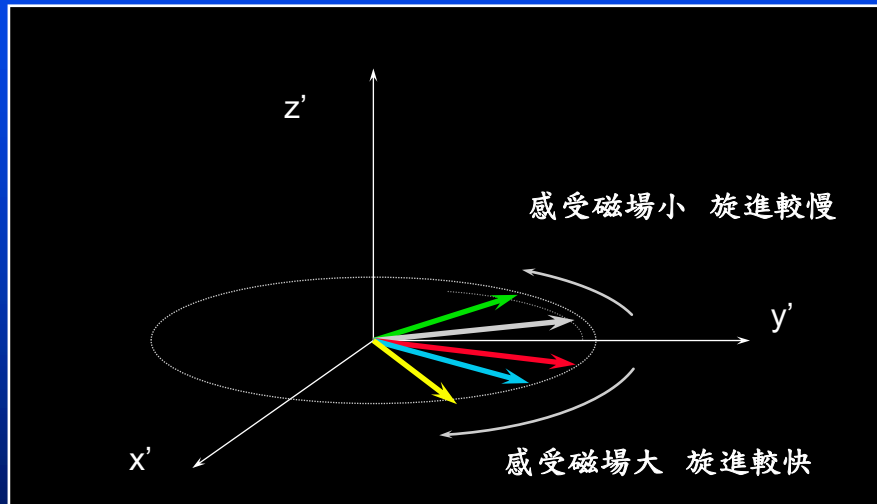
自旋迴訊的過程



34

34

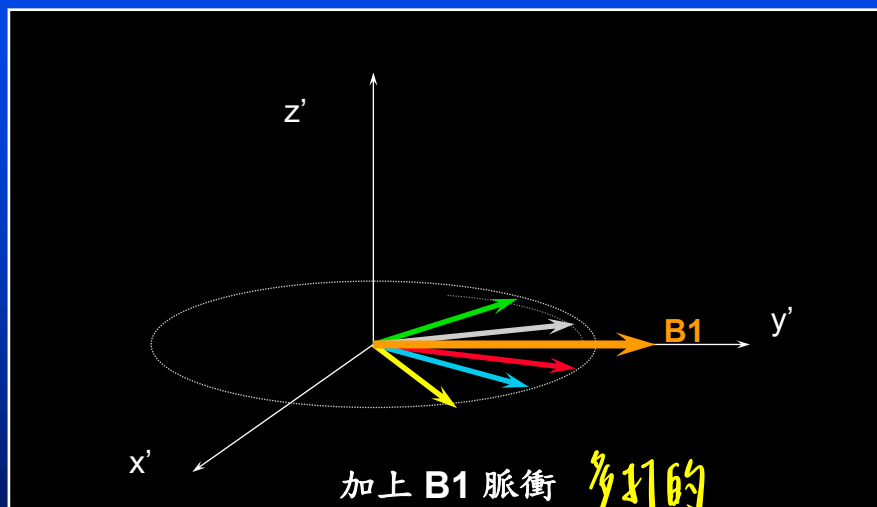
自旋迴訊的過程



35

35

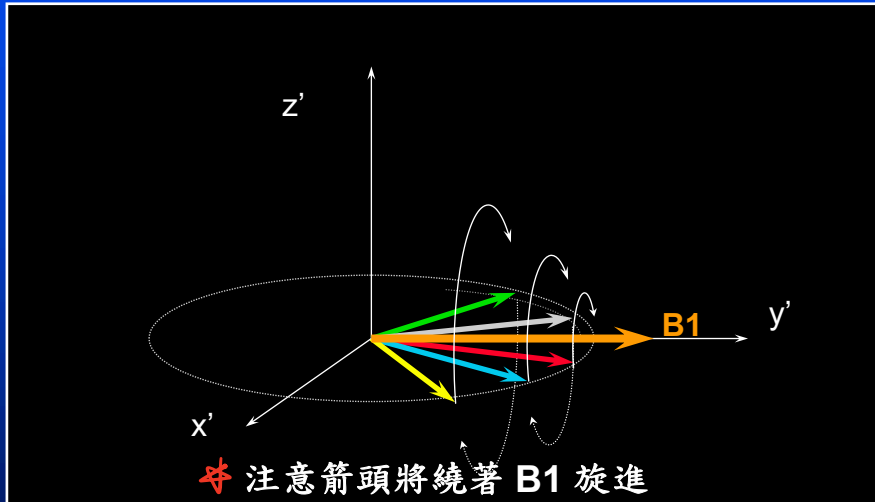
自旋迴訊的過程



36

36

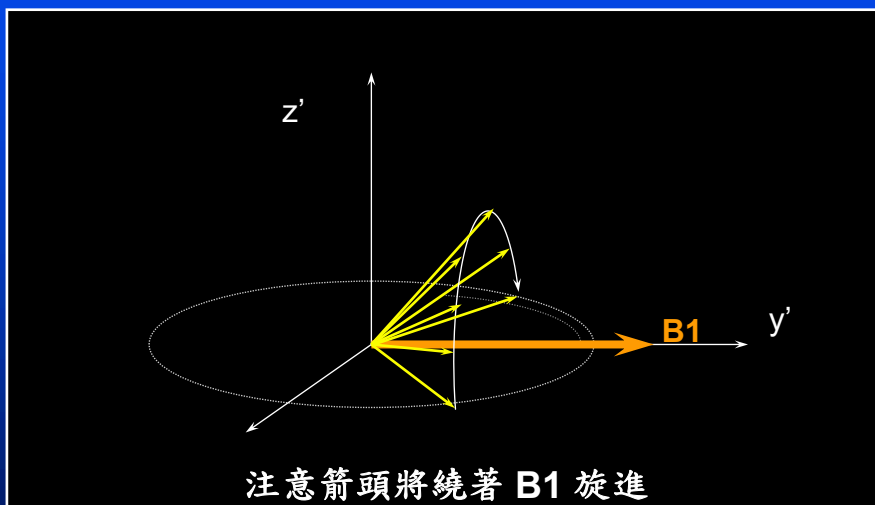
自旋迴訊的過程



37

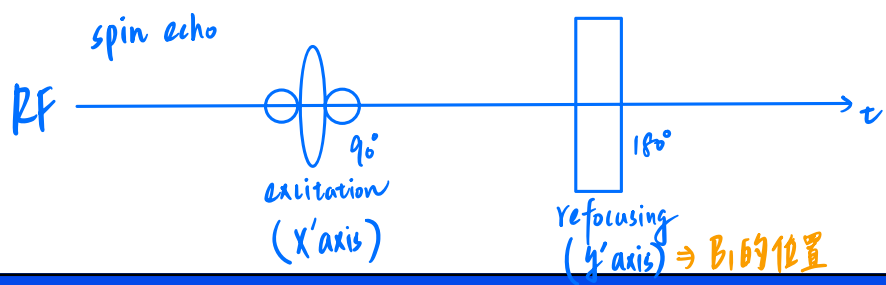
37

自旋迴訊的过程

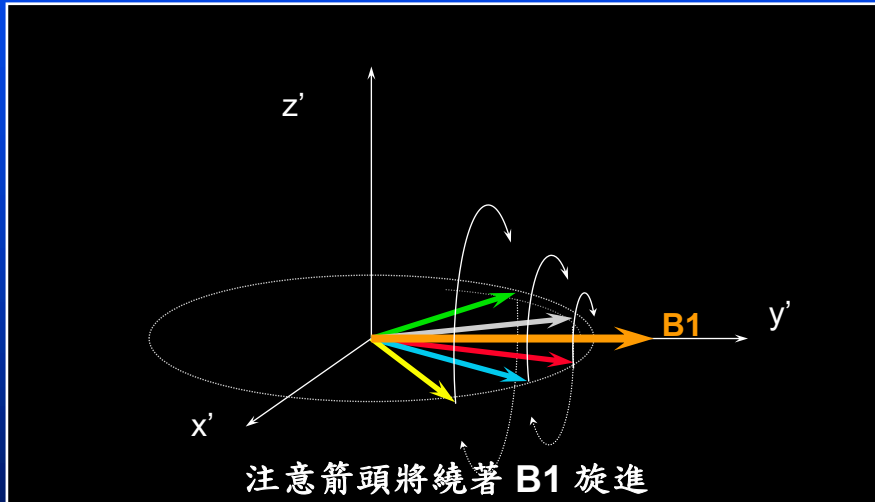


38

38



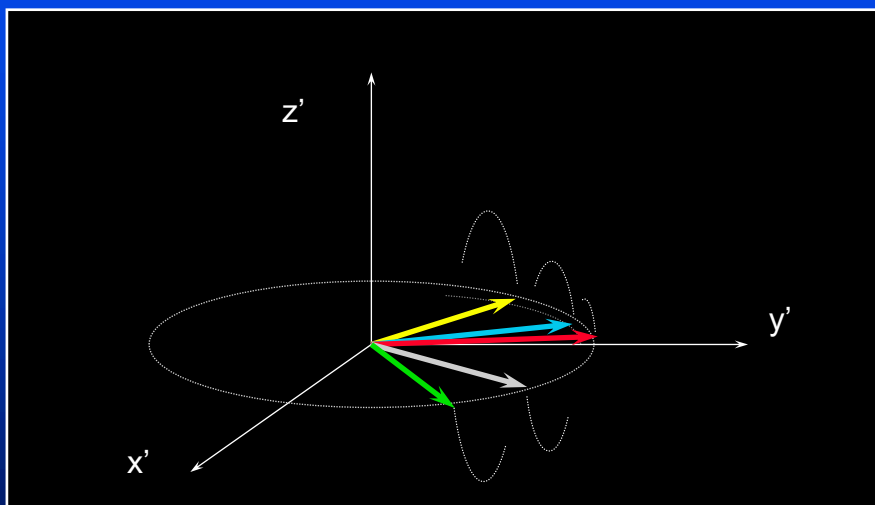
自旋迴訊的過程



39

39

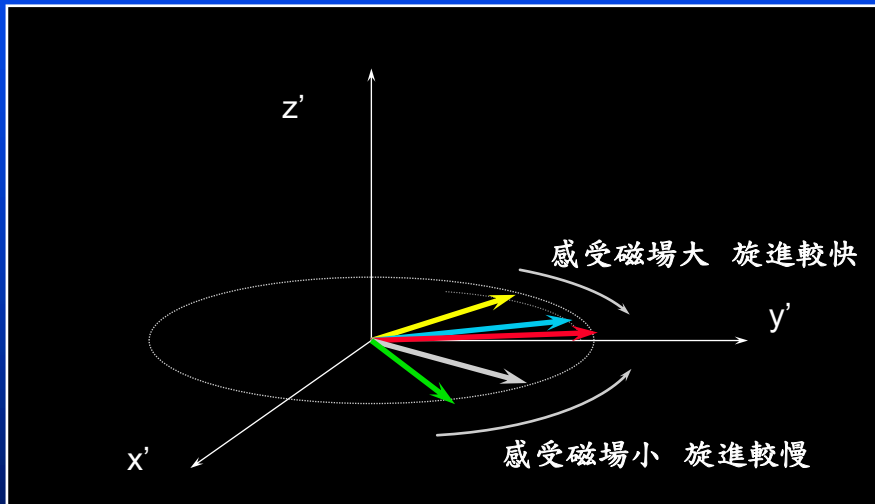
自旋迴訊的過程



40

40

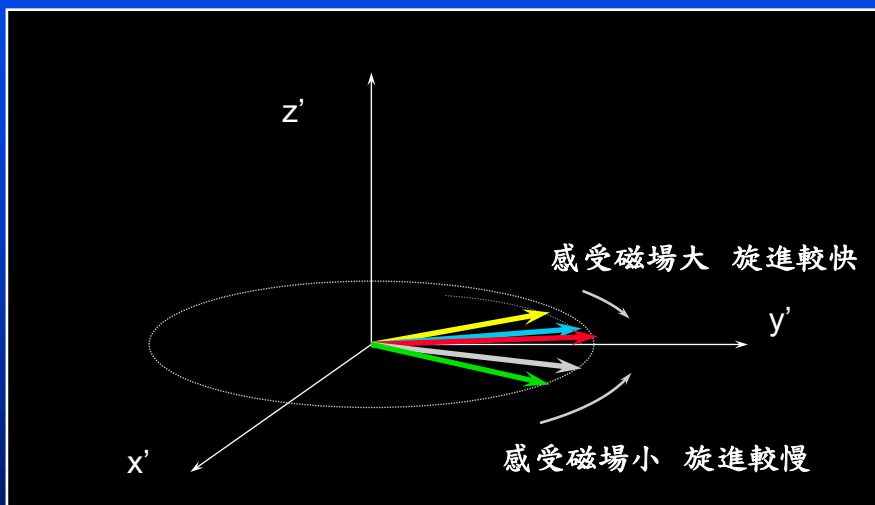
自旋迴訊的過程



41

41

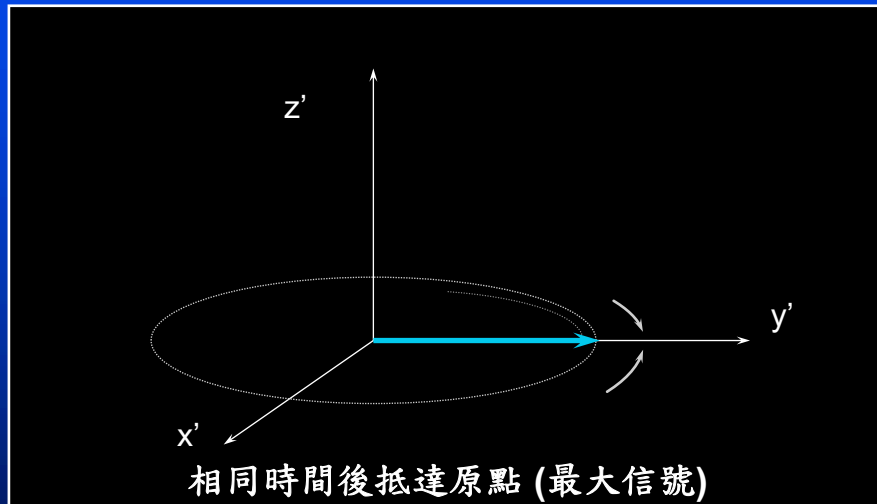
自旋迴訊的過程



42

42

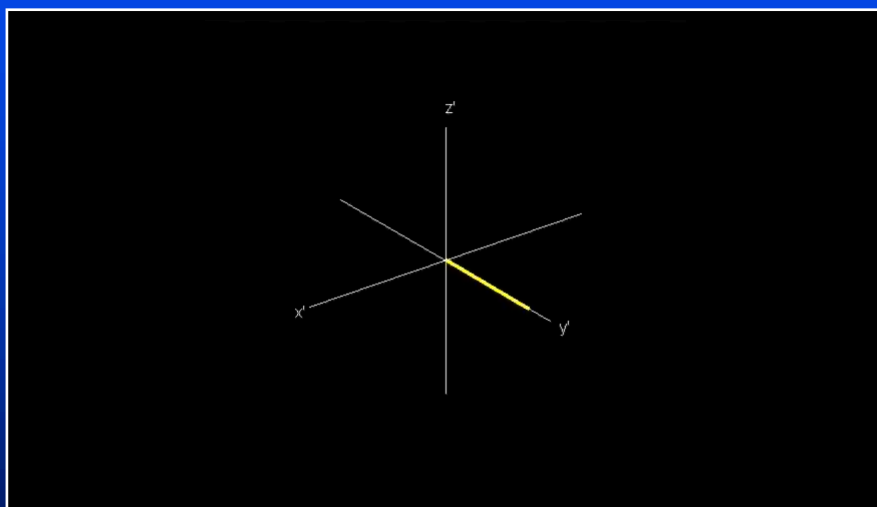
自旋迴訊的過程



43

43

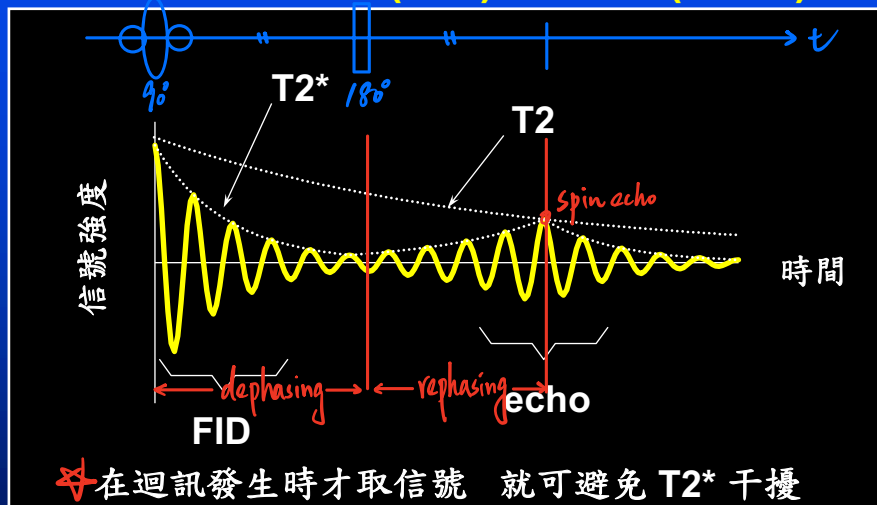
動畫版自旋迴訊



44

44

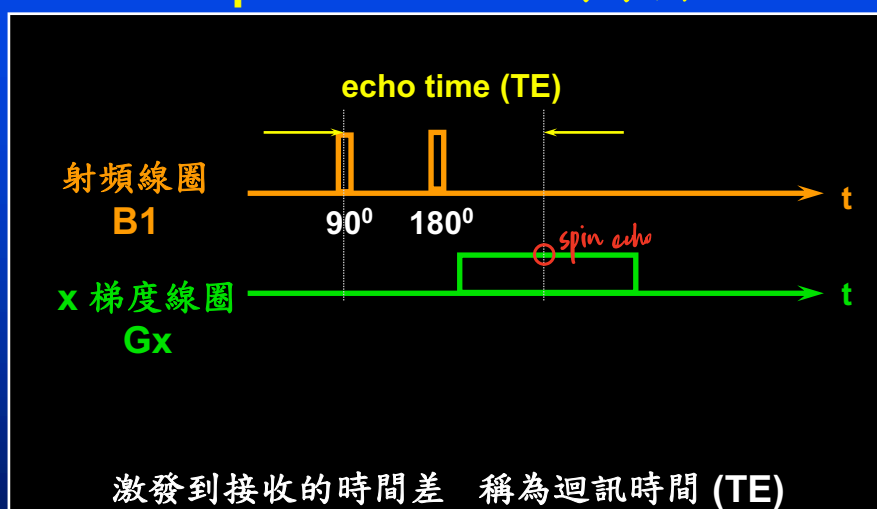
自由感應衰減 (FID) 與迴訊 (echo)



45

45

Spin-Echo MRI 時序圖



46

46

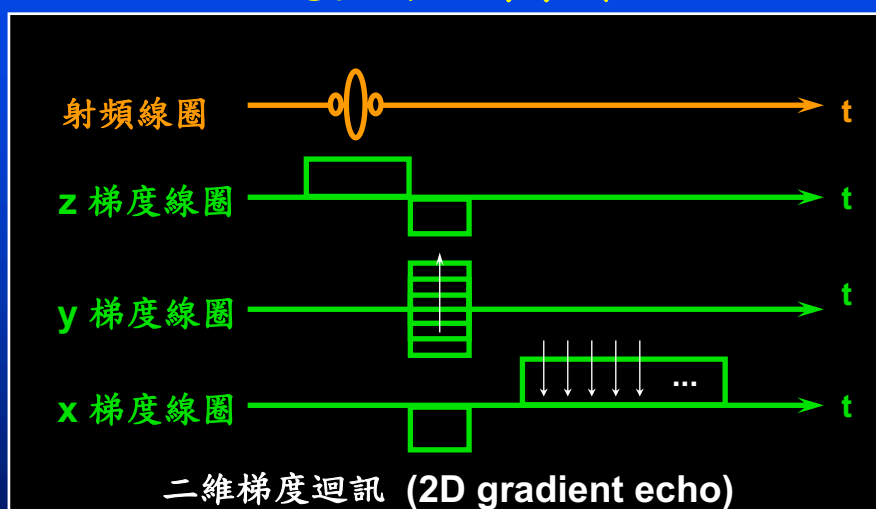
自旋迴訊 (Spin echo)

- 將可回復的失相重新聚焦
- 去除 T_2^* 衰減，提供純 T_2 訊息
- 方法：加入 180° 脈衝

47

47

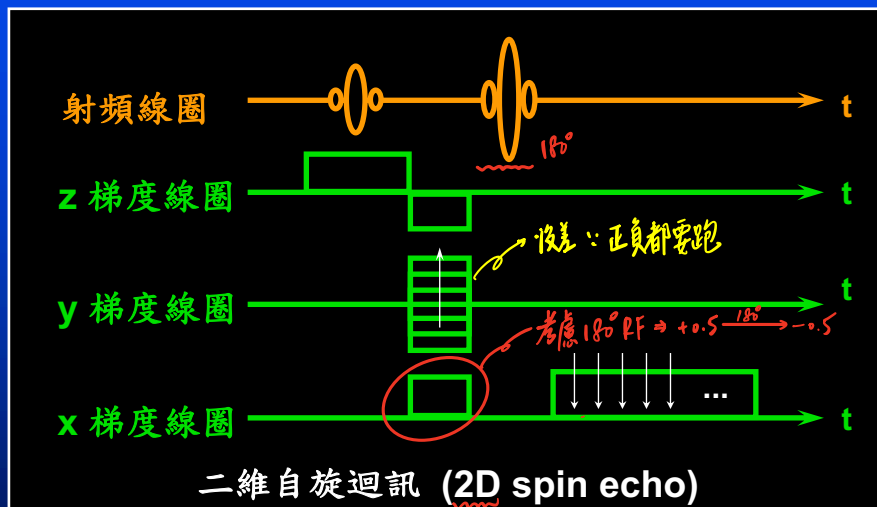
完整的脈衝序列



48

48

合併 180° 聚焦脈衝



49

49

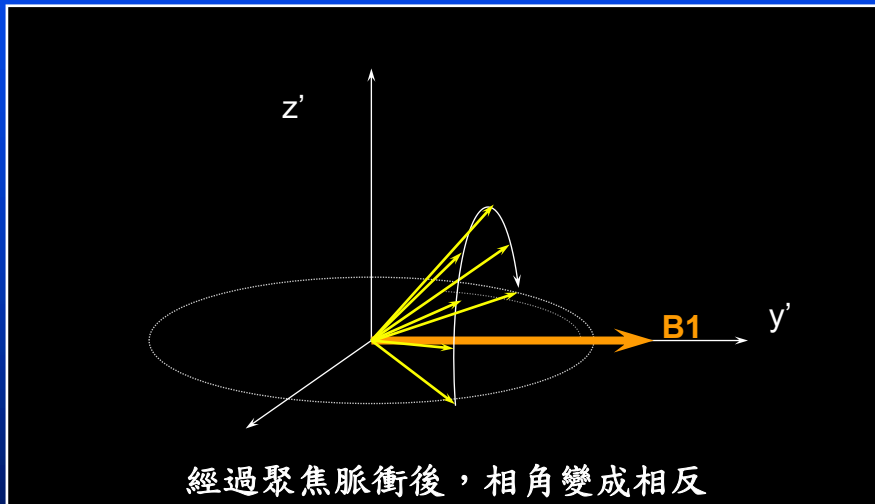
2D Spin-Echo 序列

- 和梯度迴訊完全一樣，只不過加入 180° 脈衝做聚焦
- **Prephasing gradient 反向：** 因為聚焦脈衝使相位角反向

50

50

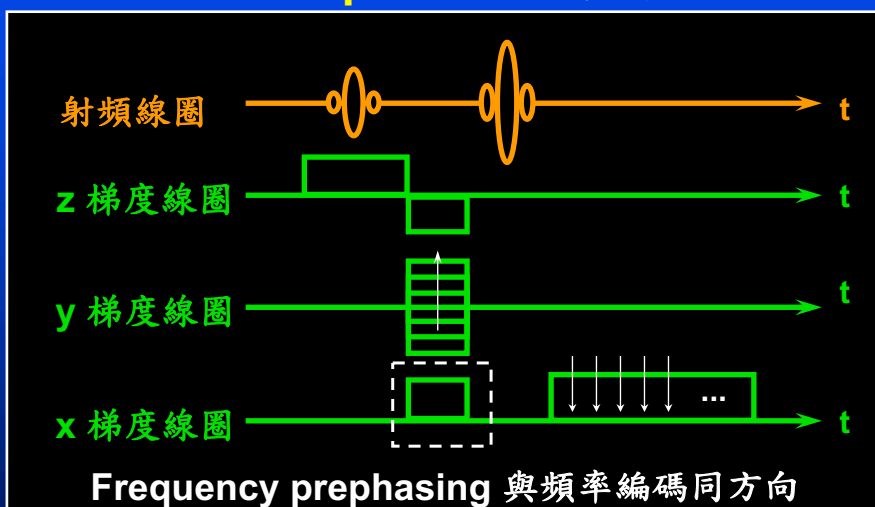
自旋迴訊的過程



51

51

2D Spin-Echo 序列



52

52

回頭：T2 與 T2* 的差別

- 180° 脈衝能夠聚焦的前提：
 - 聚焦前後的 off-resonance 一致
 - Motion + 磁場不均 (梯度) = 失相
- T2：無法回復的衰減，與病理有關
- T2*：可回復，與儀器/組織有關

53

53

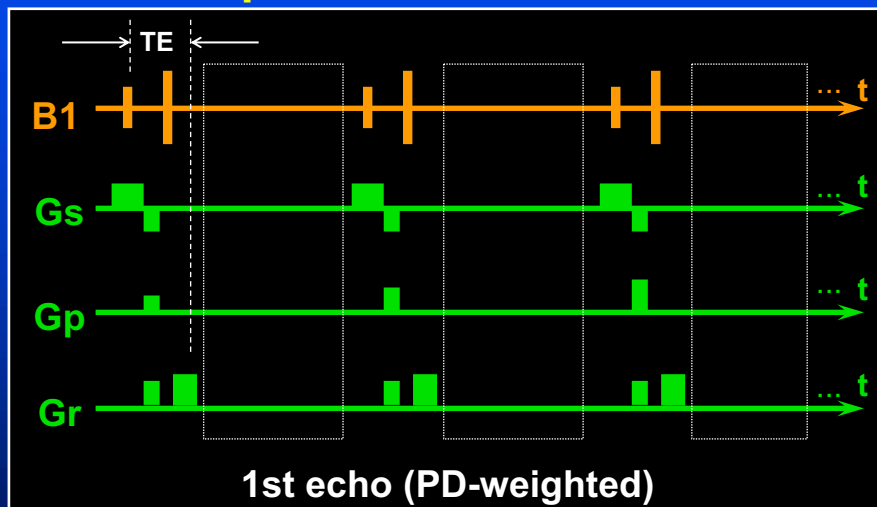
回顧：成像序列的變化

- Spin-echo 脈衝序列
- 3D 脈衝序列
- Multi-slice imaging
- Multi-echo imaging

54

54

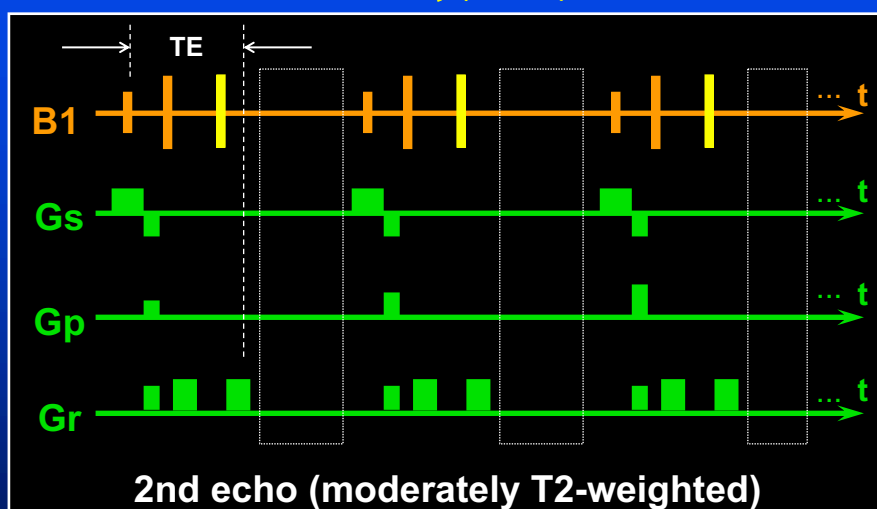
善用 Spin-Echo 的儀器偷懶時間



55

55

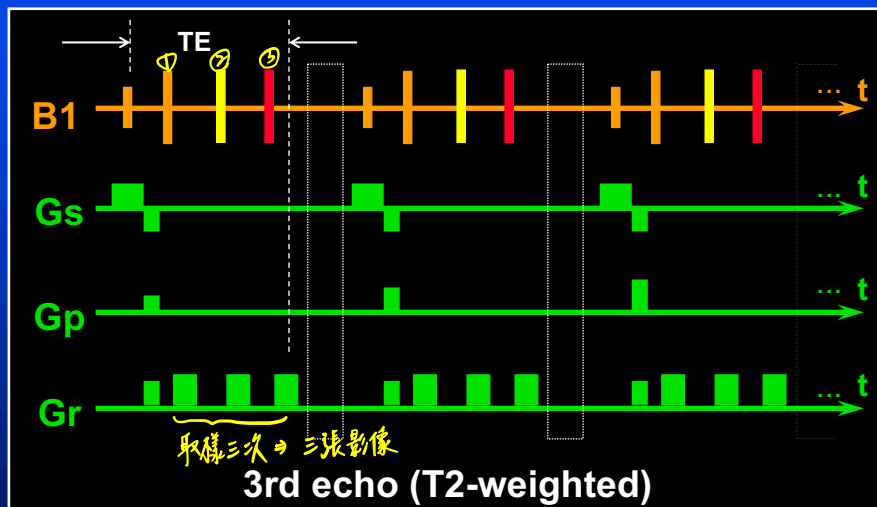
也可以加入其他的 Echo



56

56

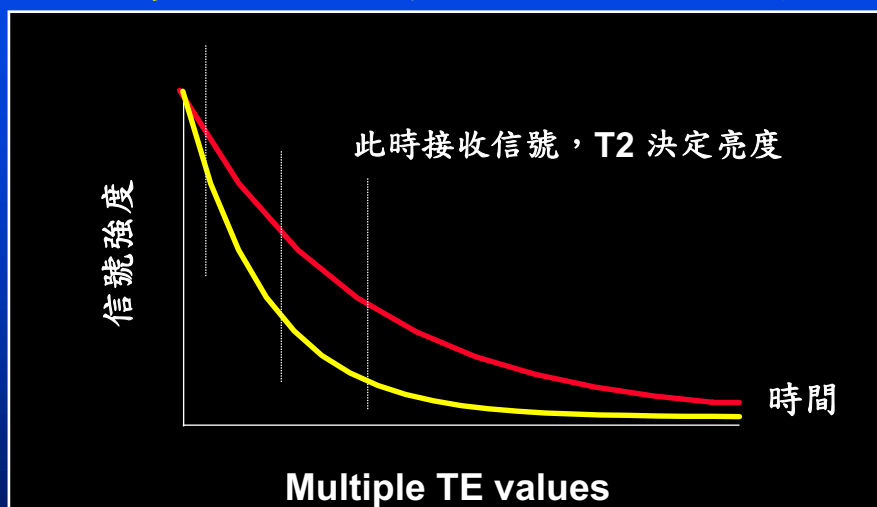
也可以加入其他的 Echo



57

57

利用多個 TE 同時得到不同的 T2 對比



58

58

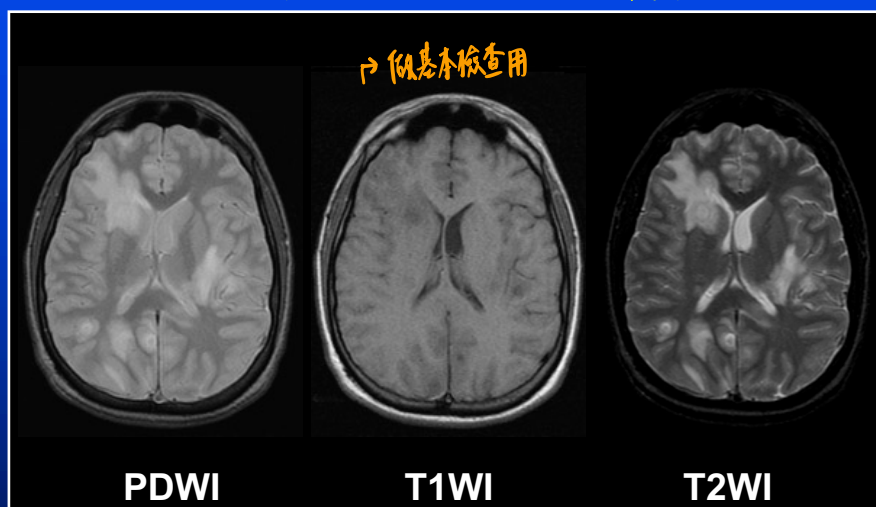
2D Multiple Spin-Echo

- TE = 10~150 msec 得到不同對比
- TR ~ 2500 msec (通常)
- Multi-echo 不影響 scan time !
- 而且一樣可以做 multi-slice

59

59

不同對比 = 不同的診斷資訊



60

60

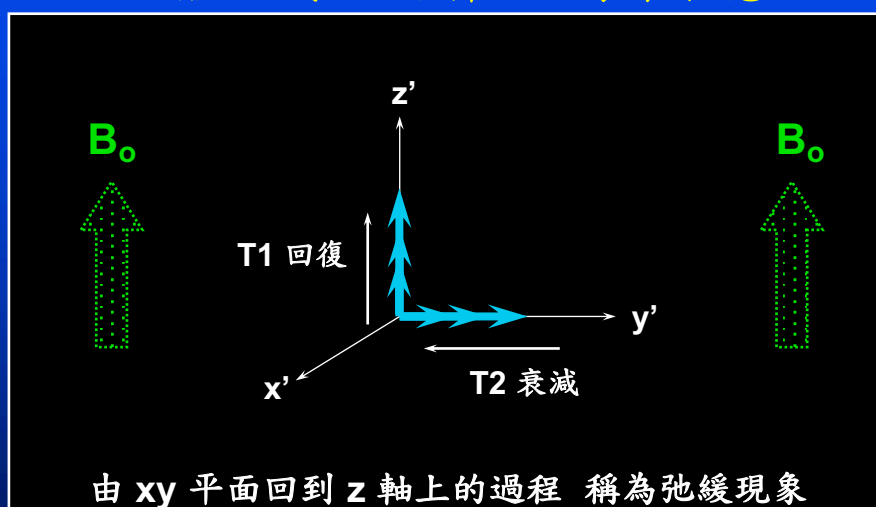
磁性激發後的改變情形

- 弛緩現象 (relaxation)
 - T2 弛緩 (T2 relaxation)
 - T1 弛緩 (T1 relaxation)

61

61

人體磁鐵 M 逐漸返回原來狀態



62

62

T1 弛緩

- 描述人體磁鐵縱向的回復情形
- 每經過一個 T1，磁鐵回復到最後的三分之二 (63%)
- T1 愈長，磁鐵回復愈慢

63

63

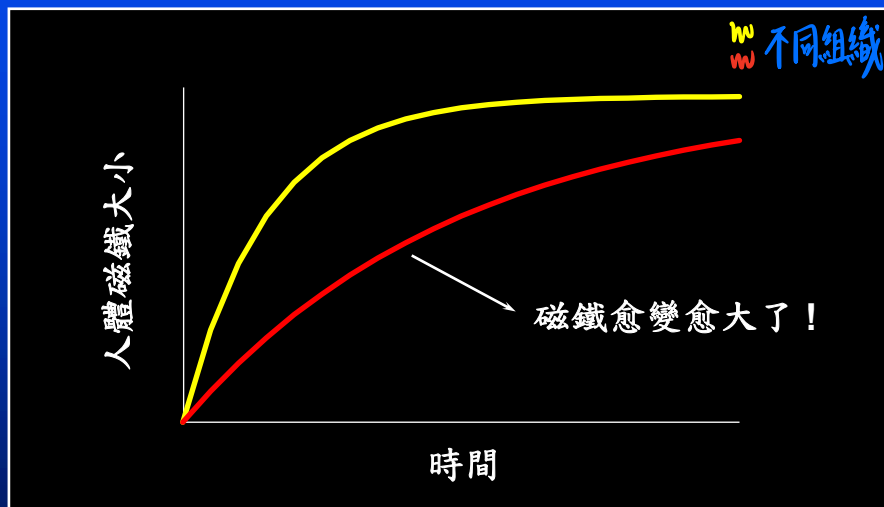
T1 弛緩的發生原因

- 氫原子核受激發 = 得到能量
- 分子運動失去能量 (釋放到晶格)
- 時間一久即恢復原來狀態
- T1 永遠大於 T2

64

64

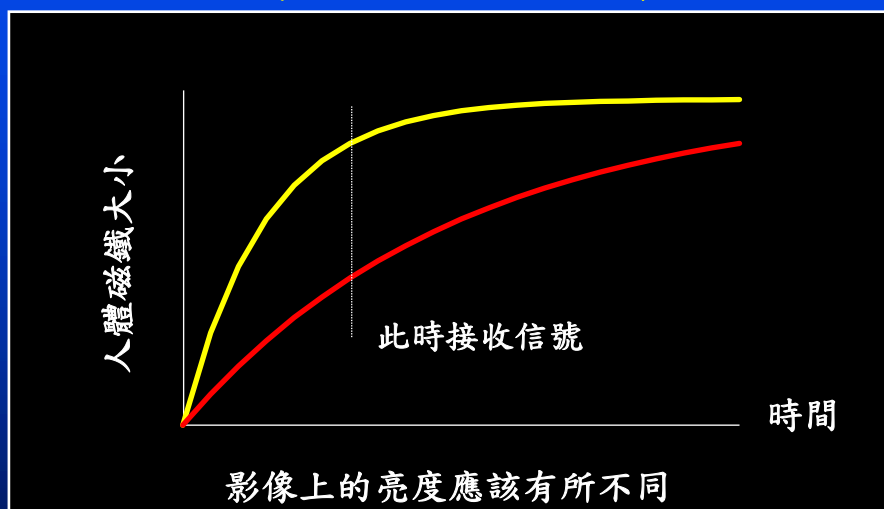
組織磁性的 T1 回復情形



65

65

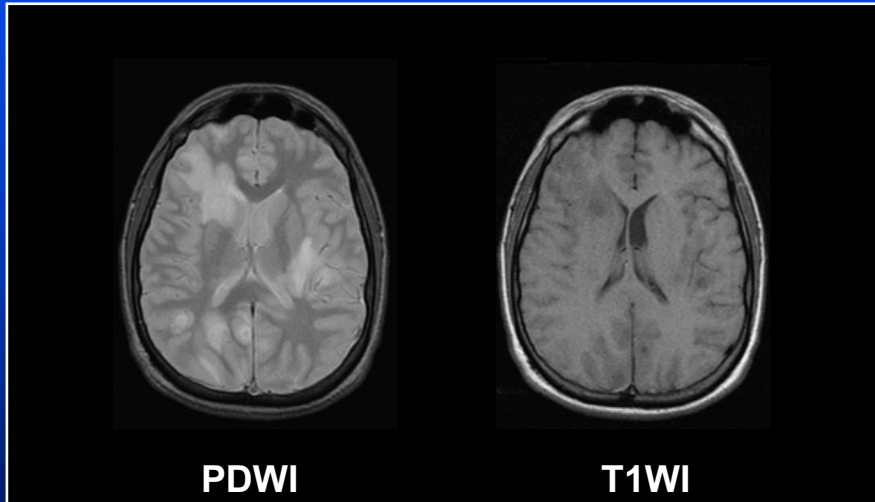
組織磁性的 T1 回復情形



66

66

腦部 MRI 的不同對比 (比較 CSF 與白質)



67

67

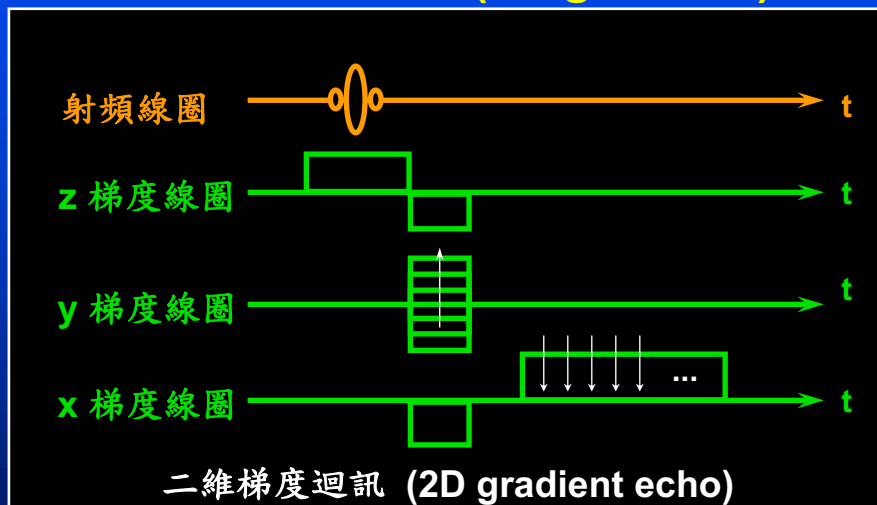
為什麼 T1 會影響信號？

- 因為 MRI 的激發有很多次
 - 重複所需時間稱為 TR
- TR 長短決定 T1 回復多寡
- 也決定下次可激發的信號大小

68

68

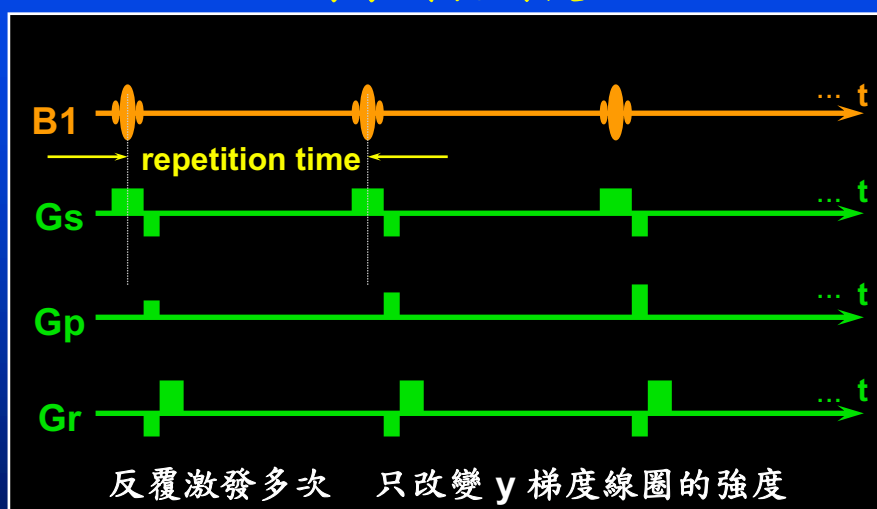
完整的脈衝序列 (Single Slice)



69

69

脈衝序列展開後 ...



70

70

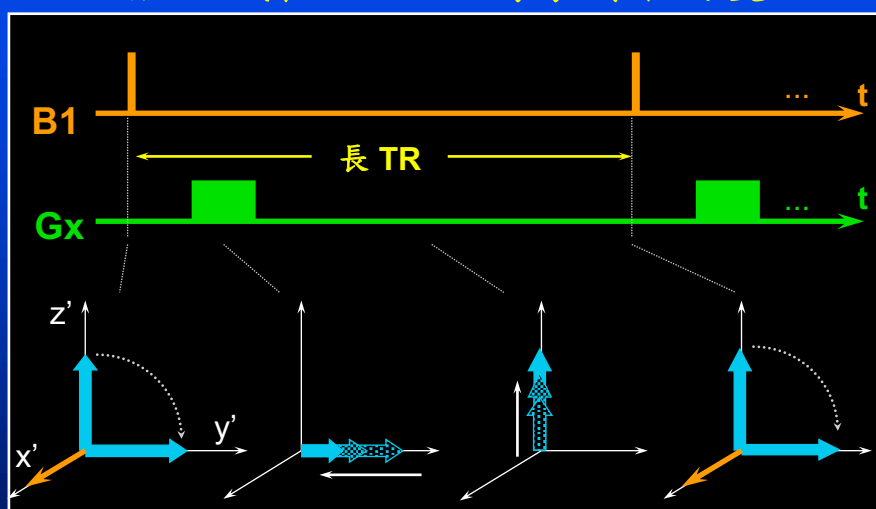
反覆 RF 激發

- 相位編碼的需要
- 重複次數大約 128~256 次
- 每次間隔時間：TR
 - **Scan time = TR * 128**

71

71

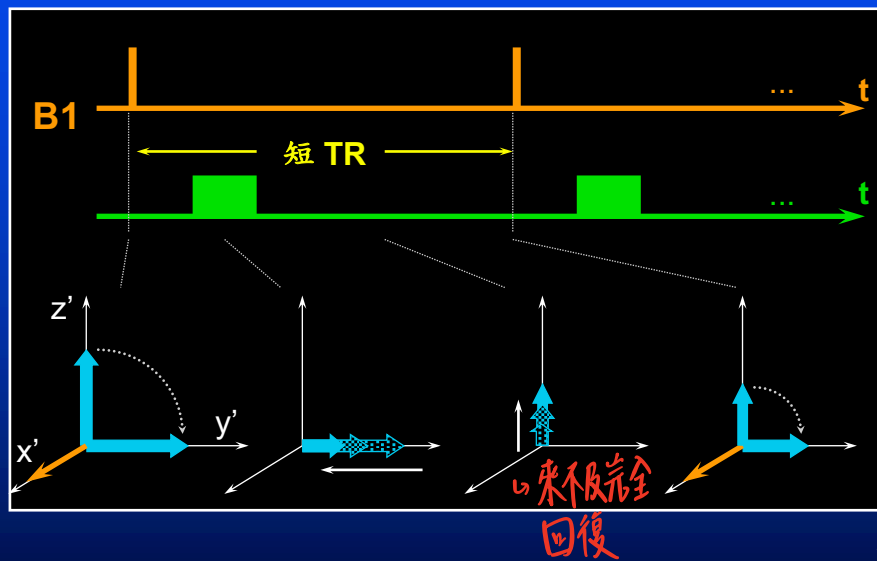
人體磁鐵在 MRI 脈衝序列中的變化



72

72

人體磁鐵在 MRI 脈衝序列中的變化



73

反覆 RF 激發

- 重複次數大約 128~256 次
- 除了第一次 RF 激發之外，其他一兩百次信號大小都會受到「不完全 T1 回復」的影響

74

74

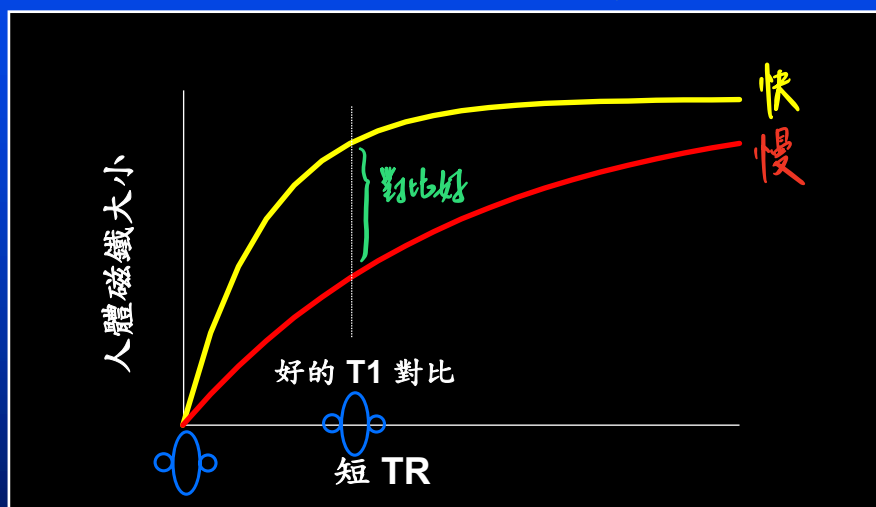
不同 T1 組織的信號強度

- 長 T1 組織：回復慢，信號低
- 短 T1 組織：回復快，信號強
- 只要 TR 別太長

75

75

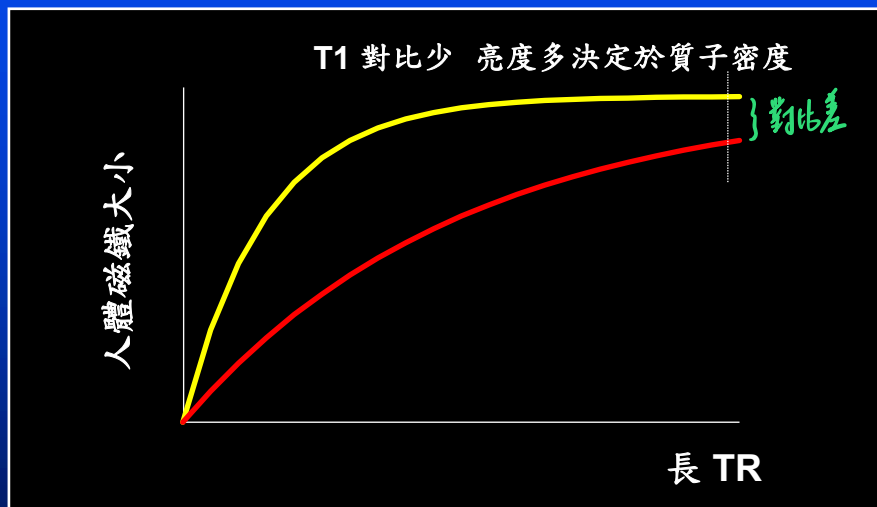
利用 TR 控制 T1 對比



76

76

利用 TR 控制 T1 對比



77

77

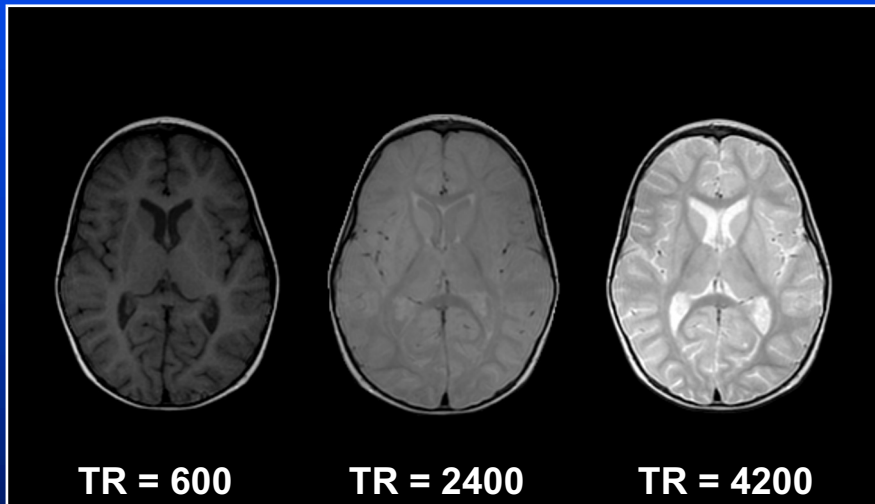
總結一句話

- TR 控制 T1 對比
- * $T_E \rightarrow T_2$ 對比

78

78

TR 對 T1 對比的影響



79

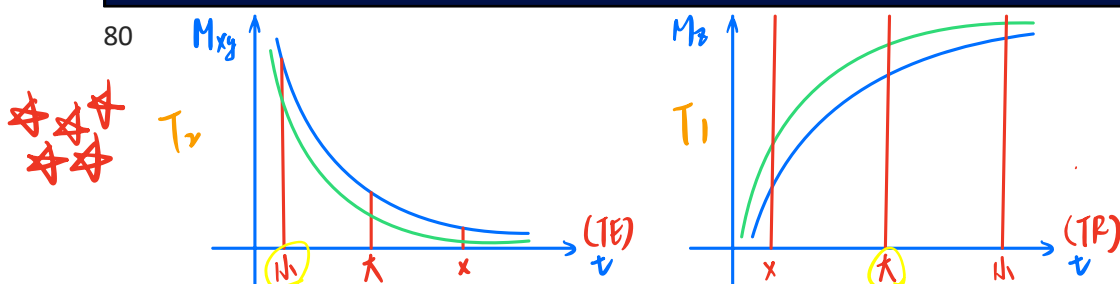
79

影像對比綜合討論

- T1 影像
 - 減短 TR 以加重 T1 對比
 - 減短 TE 以減少 T2 影響
- 短 TR，短 TE

80

T1 比重多



T1WI: TE短, TR短
T2WI: TE長, TR長
PDWI: TE短, TR長

40

影像對比綜合討論

- T2 影像
 - 加長 TE 以加重 T2 對比
 - 加長 TR 以減少 T1 影響
- 長 TR，長 TE

81

81

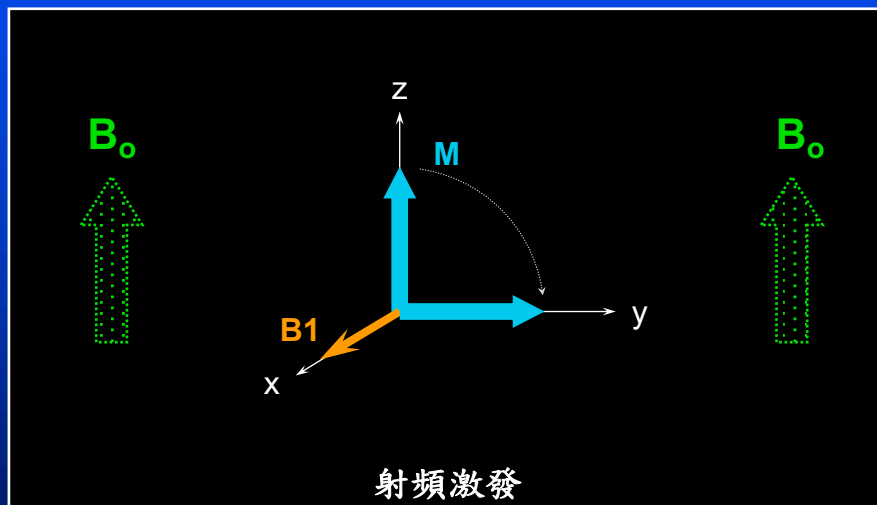
影像對比綜合討論

- 質子密度影像
 - 加長 TR 以減少 T1 影響
 - 減短 TE 以減少 T2 影響
- 長 TR，短 TE

82

82

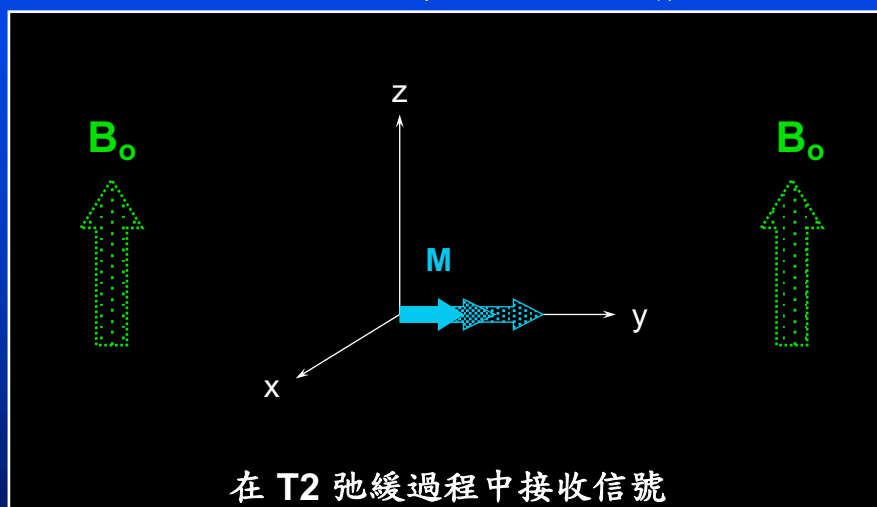
弛緩對影像強度的影響



83

83

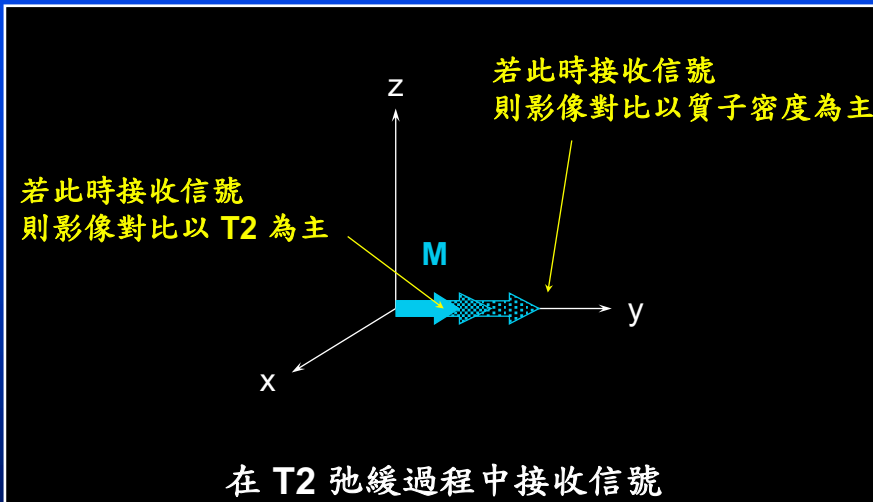
弛緩對影像強度的影響



84

84

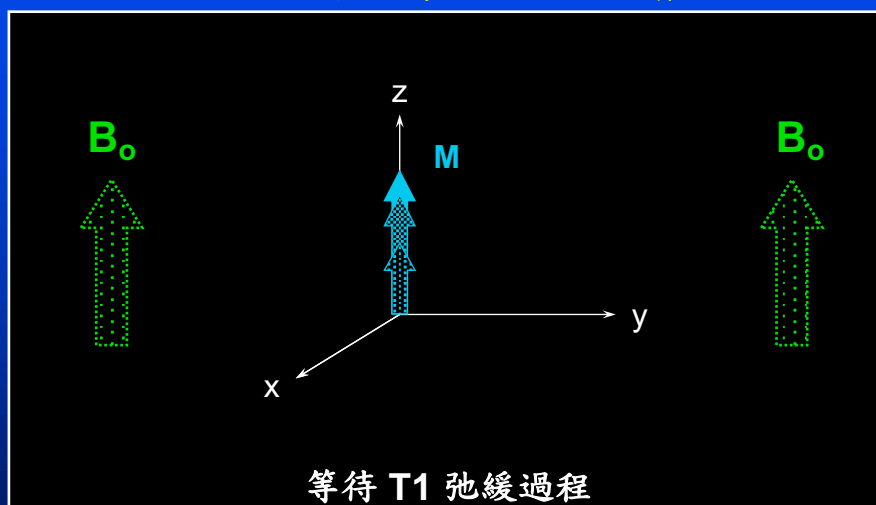
弛緩對影像強度的影響



85

85

弛緩對影像強度的影響

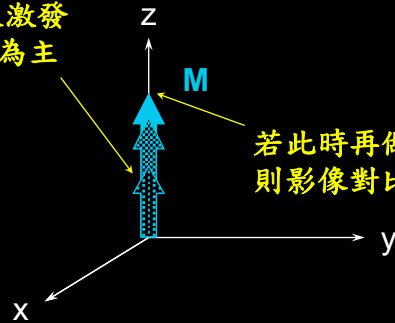


86

86

弛緩對影像強度的影響

此時即做下一次激發
影像對比以 T1 為主



若此時再做下一次激發
則影像對比以質子密度為主

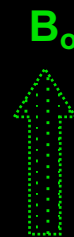
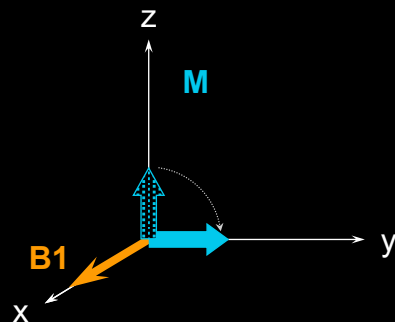
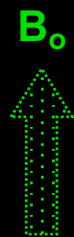
影響下一次
flip 的量

等待 T1 弛緩過程

87

87

弛緩對影像強度的影響



下次射頻激發

88

88

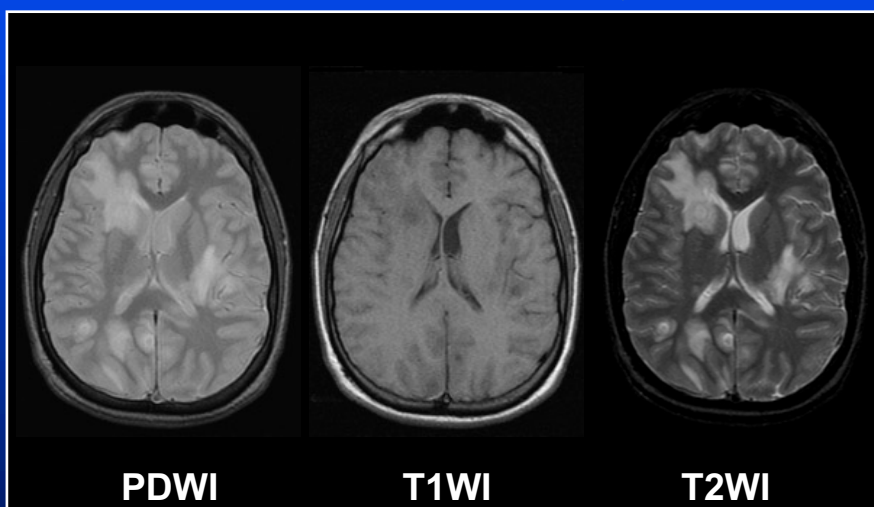
影像對比的控制

- T1：短 TR，短 TE
- T2：長 TR，長 TE
- PD：長 TR，短 TE
- TR：500~2500; TE：10~150

89

89

Brain MRI 的不同對比



90

90

今日上課主題

- 弛緩現象與影像對比
- 影像品質控制

91

91

MRI 影像的形成

- 信號的來源、激發、與接收
- 空間編碼、影像計算
- 影像的 PD、T1、T2 對比
- 如何照一張清楚的影像？

92

92

什麼是“清楚”的影像？

- 夠細 -- 高解析度
- 雜訊小 -- 高信雜比
- 突顯病灶 -- 高對比
- 不幸這些因素經常相互抵觸！

93

93

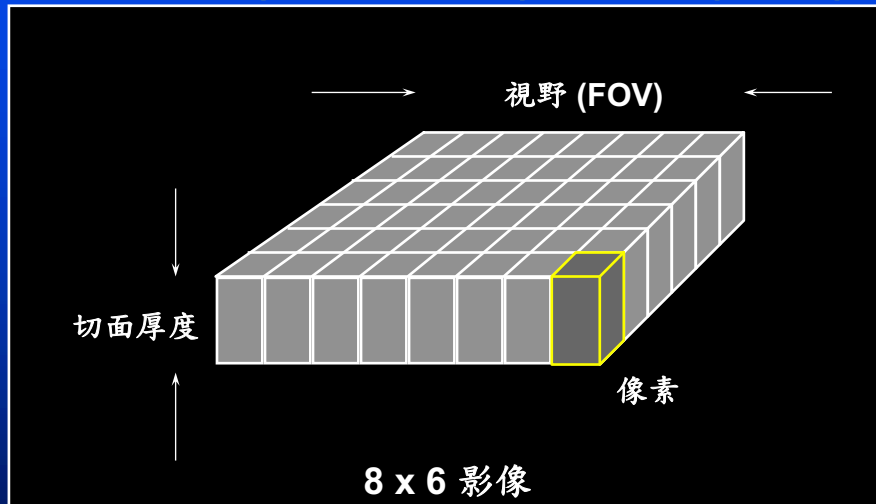
什麼是“清楚”的影像？

- 夠細 -- 高解析度
- 雜訊小 -- 高信雜比
- 突顯病灶 -- 高對比

94

94

影像矩陣 (Matrix Size) 與像素 (Pixel)



95

95

影像解析度 (resolution)

- 能夠分辨的最小組織大小
- 影像由許多小點 (像素; pixel) 組成
- 點愈細、愈多，解析度愈高
 - 256 x 256 → 1024 x 1024 ?

96

96

為什麼不做 1024 影像？

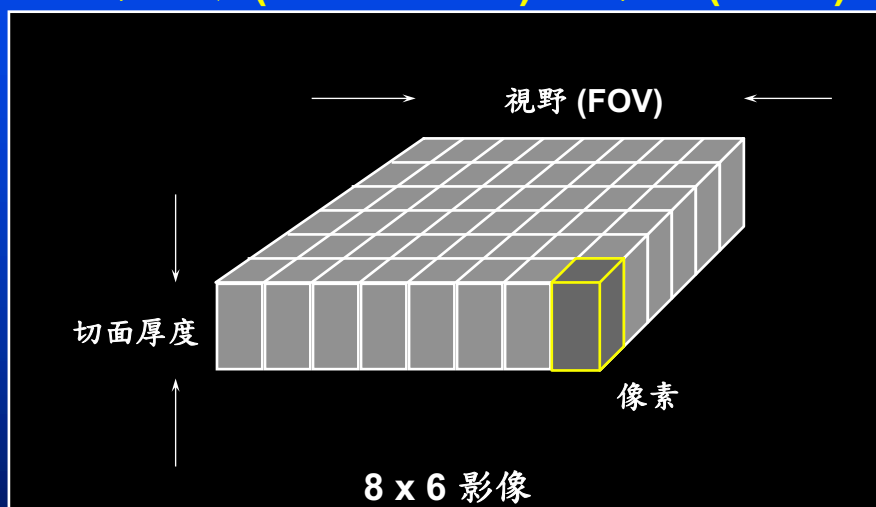
臨床多用 256x256

- FOV = 24 cm → 分辨 0.24 mm 的微小組織！
- 雜訊超級強 (SNR 降低) 缺
- 掃瞄超級久 (TR * 1024) 缺

97

97

影像矩陣 (Matrix Size) 與像素 (Pixel)



98

98

什麼是“清楚”的影像？

- 夠細 -- 高解析度
- 雜訊小 -- 高信雜比
- 突顯病灶 -- 高對比
- 實際些 -- 短時間

99

99

什麼是“清楚”的影像？

- 夠細 -- 高解析度
- 雜訊小 -- 高信雜比
- 突顯病灶 -- 高對比
- 實際些 -- 短時間

100

100

什麼是信雜比 (SNR) ?

- 表示信號的相對強度
- **Signal-to-Noise Ratio**
- 信號強度 除以 雜訊強度
- 愈大愈好
 <10 表示不太好

$$\frac{\text{signal}}{\text{noise}}$$

↳ 對 noise 定義不同

101

101

信雜比的決定因素

- 氫原子核的多寡 (像素體積)
- **TR 與 TE (T1 與 T2)**
- 取樣點多寡 ex: 128×128 v.s. 256×256

102

102

信雜比的決定因素

- 信號平均次數 (NSA, NEX, NA ...)
- 射頻線圈之使用
- 取樣頻率 (readout bandwidth)

103

103

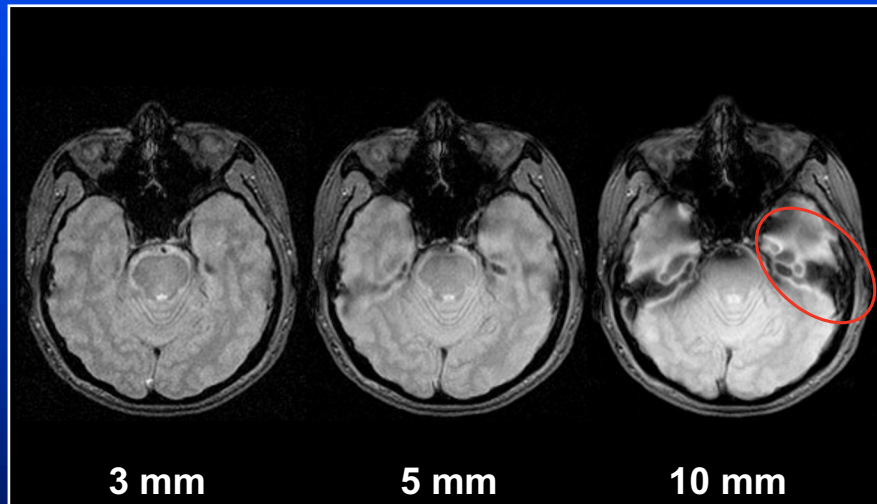
氫原子核的多寡 (像素體積)

- 切面厚度愈厚：
 - 像素體積愈大，含氫原子核愈多
 - 信雜比 (SNR) 愈高
 - 解析度變低！

104

104

切面厚度的影響



105

105

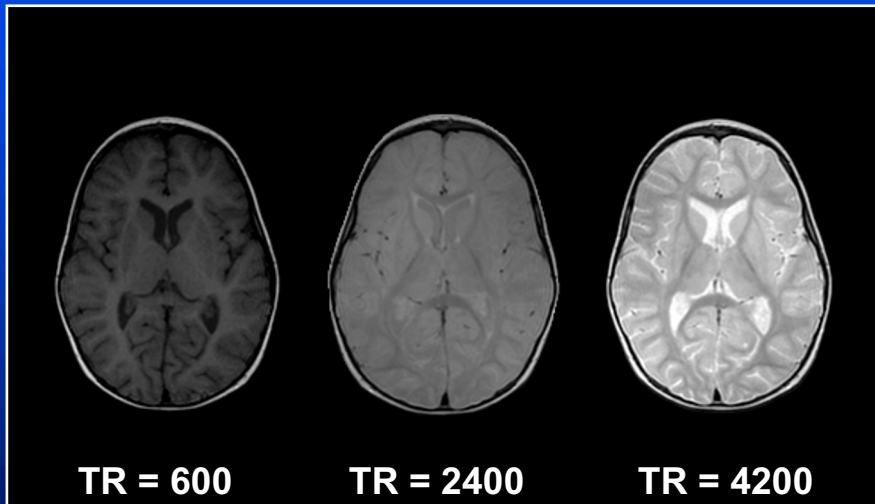
TR 與 TE (T1 與 T2)

- TR 愈長，T1 回復多，SNR 高
 - T1 比重少，掃描時間長
- TE 愈短，T2 衰減少，SNR 高
 - T2 比重少

106

106

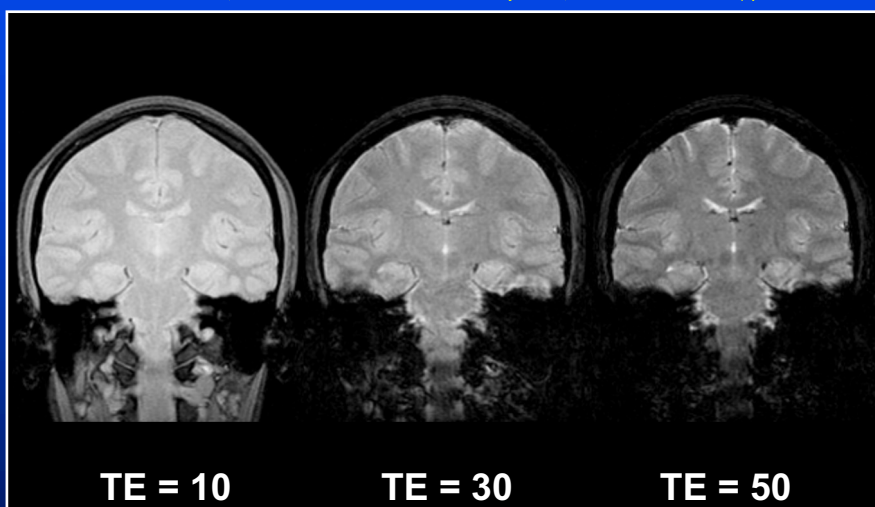
TR 對 T1 對比的影響



107

107

TE 對信雜比及影像對比的影響 $\Rightarrow T_2$



108

108

什麼是“清楚”的影像？

- 夠細 -- 高解析度
- 雜訊小 -- 高信雜比
- 突顯病灶 -- 高對比
- 實際些 -- 短時間

109

109

取樣點 (影像矩陣) 多寡

- 取樣點愈多，信雜比愈高
 - 若 FOV 不變，解析度也高
 - 像素體積變小，SNR 變低！
- 須綜合考量

110

110

例：FOV = 24 cm

- 256 x 128 提高至 256 x 256

– 取樣點 2 倍，SNR 提高 40% $1: \sqrt{2}$

– 像素體積減半，SNR 降一半 $\frac{240}{128} : \frac{240}{256}$

- 信雜比降為 70% !

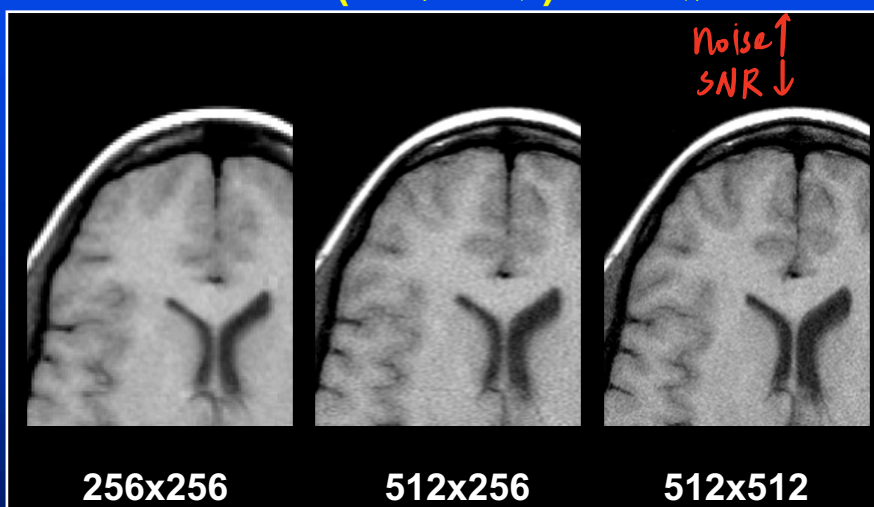
$= 7 : 1$

$1 \times 2 : 1 \times \sqrt{2}$

111

111

取樣點 (影像矩陣) 的影響



112

112

信號平均次數 (NEX)

- 一次做不好，多做幾次
- 平均愈多次，**SNR** 愈高
- 掃瞄時間也愈長
- 病人如果動了就白做了

113

113

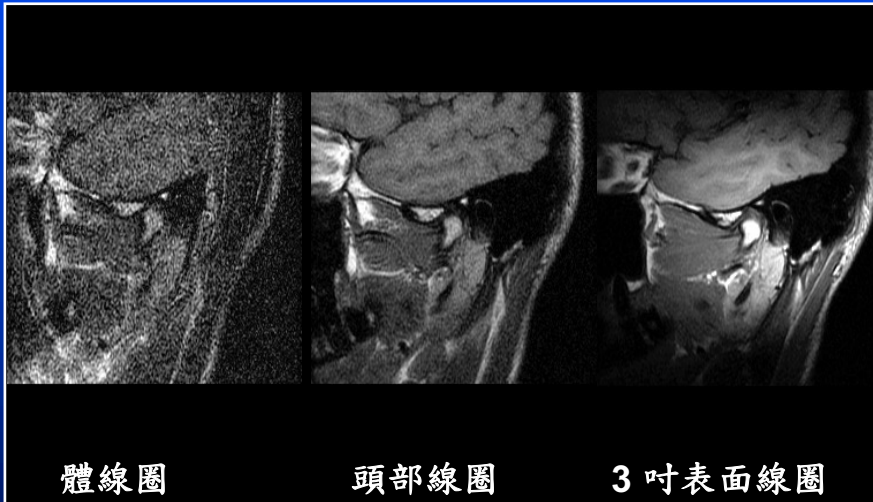
線圈之使用

- 在可以涵蓋的情況下，選擇最小的線圈 (導線本身最接近人體)

114

114

線圈對信雜比的影響



115

115

取樣頻率

- 取樣頻率愈高，取得雜訊愈多
- 其他影響暫時不提
 - 最小 TE 值、化學位移假影 ...
- 操作員一般不需更動

116

116

總之 ...

中中中
中中

SNR 正比於：

氫原子核數目

切面厚度 $\Delta x, \Delta y, \Delta z$

像素寬度 (兩方向)

$\sqrt{\text{影像矩陣 (兩方向)}}$

$\sqrt{\text{信號平均次數}}$

$1 / \sqrt{\text{取樣頻率}}$

另受 T1, T2, TR, TE 之影響

另受射頻線圈之影響

117

117

什麼是“清楚”的影像？

- 夠細 -- 高解析度
- 雜訊小 -- 高信雜比
- 突顯病灶 -- 高對比
- 實際些 -- 短時間

118

118

突顯病灶 -- 影像對比

- 了解病灶的弛緩特性
- 選擇適當 TR、TE 等參數
- 製造其他對比 (血流、擴散 ...)
- 利用對比劑

119

119

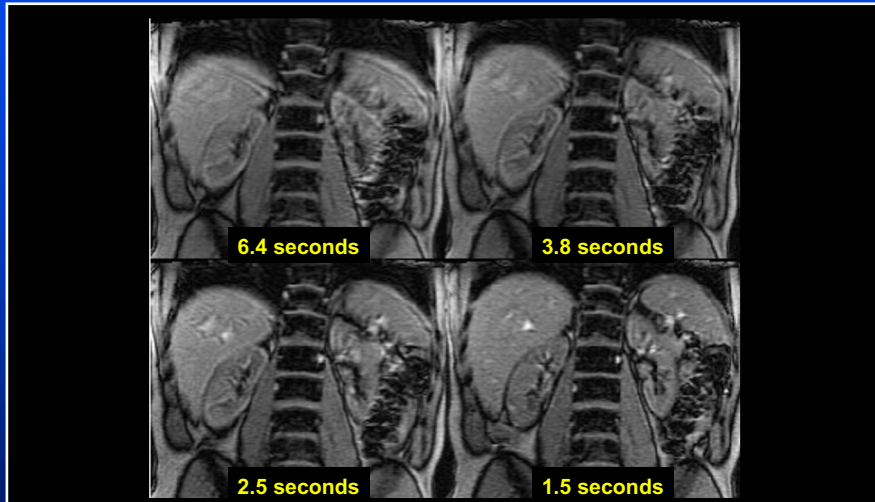
掃描時間的考量

- **(TR) x (相位編碼數) x (NEX)**
- 病人舒適
- 儀器使用效率
- 移動假影 (motion artifacts)

120

120

掃描時間的影響



121

121

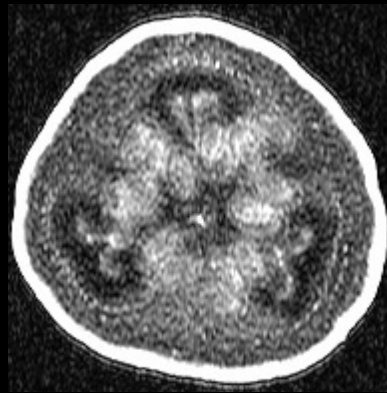
練習：如何照張清楚的 MRI

- 與臨床檢測無關
- 純粹練習 期末考

122

122

絲瓜橫截面



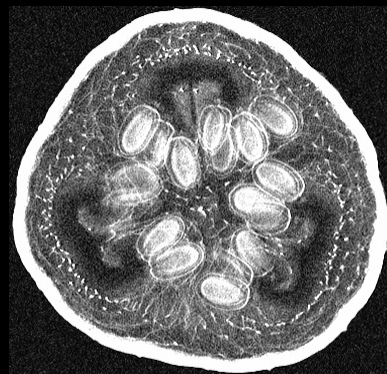
1.5 Tesla (GE)
Head Coil
SE/300/15
12cm/0.5cm
16KHz/256x128
NEX=0.75
30 sec scan

影像品質如何？建議如何改進？

123

123

絲瓜橫截面 (參考)



1.5 Tesla (GE)
Head Coil
SE/1000/30
12cm/0.3cm
12.8KHz/512x512
NSA=4
34 min scan

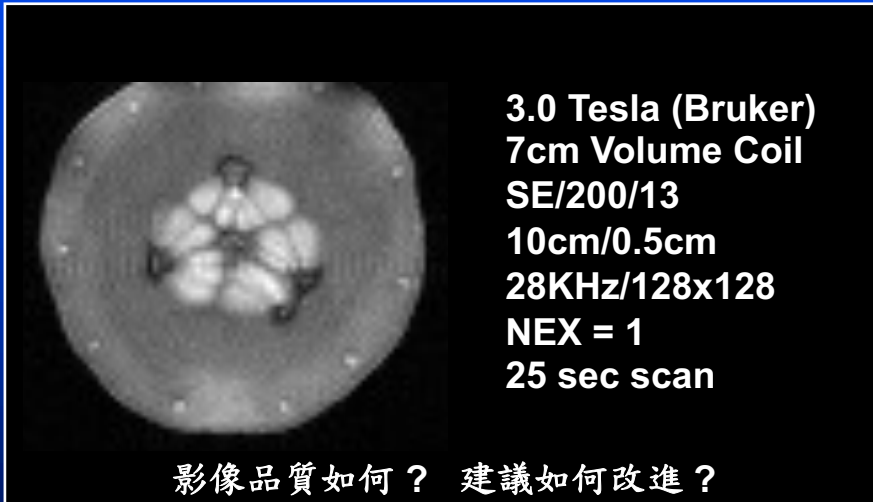
影像品質如何？建議如何改進？

⇒ SNR ↓

124

124

黃瓜橫切面



125

125

黃瓜橫切面



126

126

黃瓜橫切面



127

127

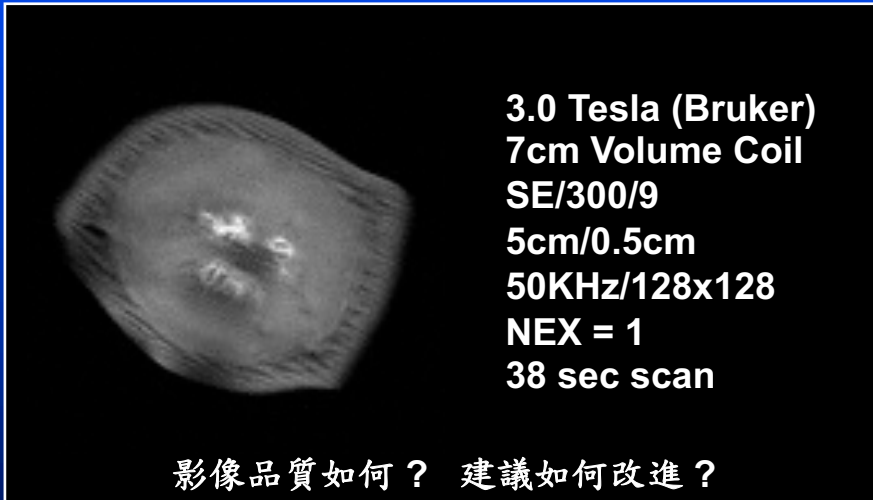
黃瓜橫切面



128

128

香蕉橫切面



129

129

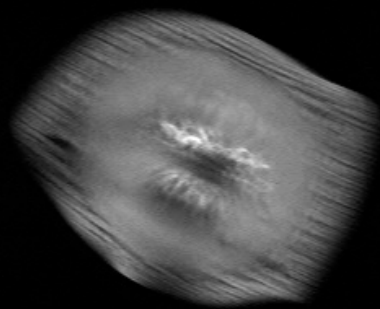
香蕉橫切面



130

130

香蕉橫切面



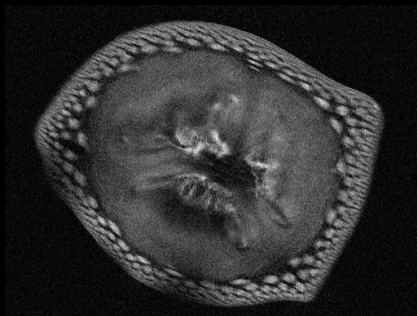
3.0 Tesla (Bruker)
7cm Volume Coil
SE/300/9
5cm/1.0cm
50KHz/256x128
NEX = 3
1:55 scan

太厚的 slice 導致嚴重的 partial volume effects

131

131

香蕉橫切面



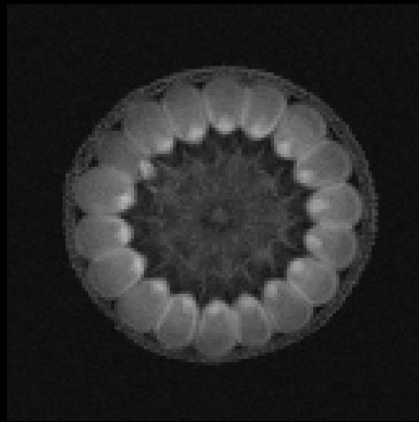
3.0 Tesla (Bruker)
7cm Volume Coil
SE/400/25
5cm/0.2cm
50KHz/512x384
NEX = 12
30 min scan

提高解析度，增加對比與 SNR，犧牲時間！

132

132

玉米橫切面



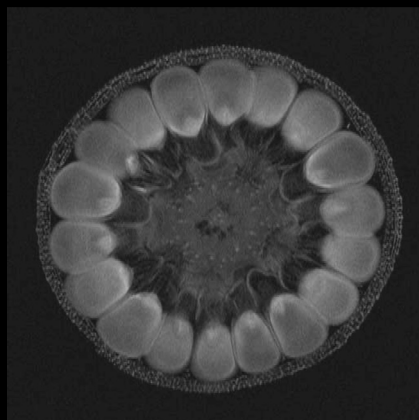
3.0 Tesla (Bruker)
7cm Volume Coil
SE/300/9
6cm/0.5cm
50KHz/128x128
NEX = 1
38 sec scan

影像品質如何？建議如何改進？

133

133

玉米橫切面



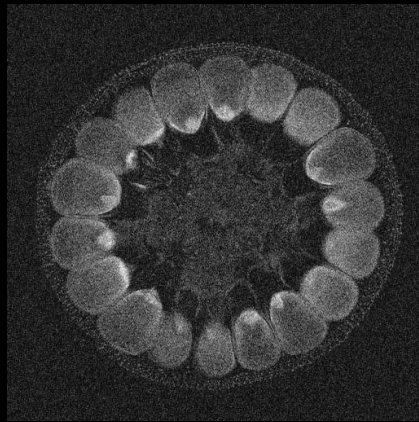
3.0 Tesla (Bruker)
7cm Volume Coil
SE/500/12
6cm/0.2cm
50KHz/384x192
NEX = 16
25 min scan

解析度的改進適當就好 ...

134

134

玉米橫切面



3.0 Tesla (Bruker)
7cm Volume Coil
SE/300/14
6cm/0.1cm
50KHz/512x384
NEX = 10
19:12 scan

... 以免適得其反

135

135