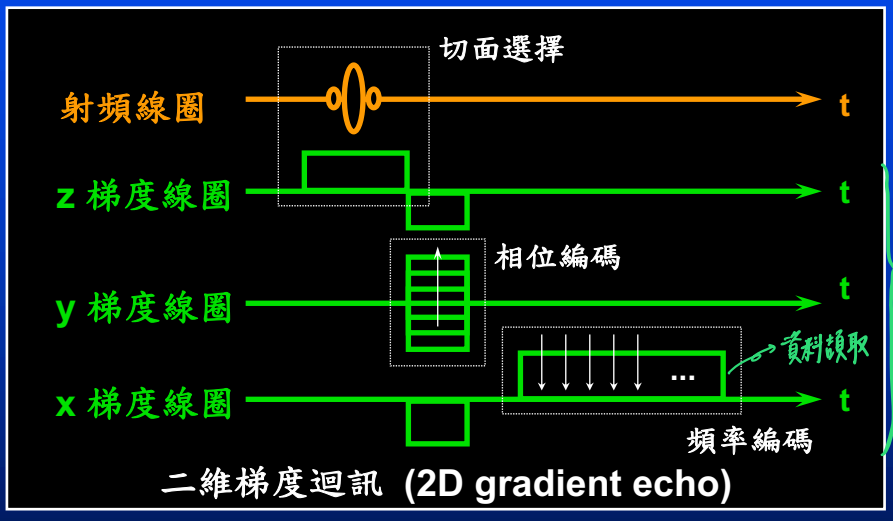
MRI 的空間編碼
Spatial Encoding

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

Logical gradient coodinate
完整的脈衝序列



二維梯度迴訊 (2D gradient echo)

2

固定成這樣方便理解

實際會依切面方向決定xyz軸

2

gradient echo
spin echo

MRI 成像的脈衝序列

- 如何選擇切面？
- 如何做兩個方向的空間編碼？
- 如何做三個方向的空間編碼？

3

3

MRI 成像的脈衝序列

- 切面選擇 (slice selection)
- 相位編碼 (phase encoding)
- 頻率編碼 (frequency encoding)

4

4

MRI 成像的脈衝序列

- 切面選擇 (slice selection)
- 相位編碼 (phase encoding)
- 頻率編碼 (frequency encoding)

5

5

切面選擇

- 目的：信號只從一個平面出來
- 只激發該平面內的氫原子核
- 其他部位不激發

6

6

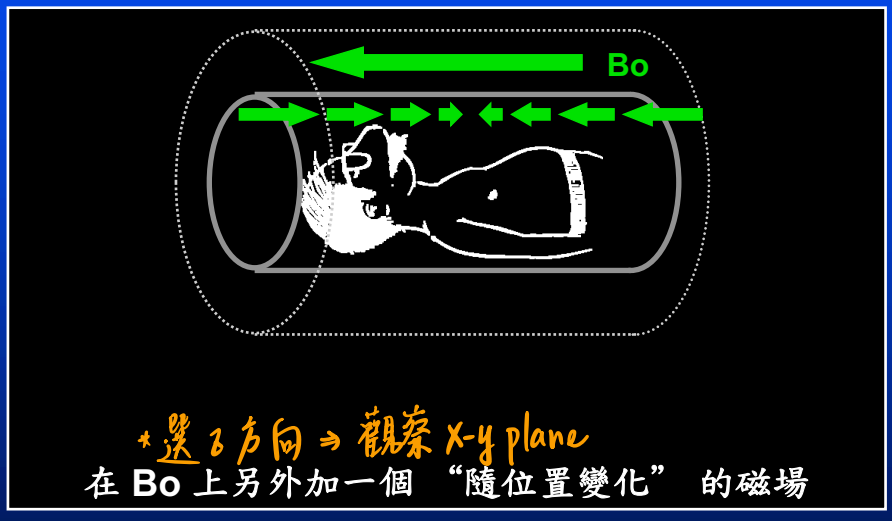
切面選擇的作法

- 激發 -- 利用共振 (resonance)
- 氫原子核旋進頻率 = 射頻脈衝頻率
- 把 B1 頻率調到欲切面的旋進頻率
- 把不要激發的區域的旋進頻率移開

7

7

“隨位置改變” 的磁場 -- 梯度



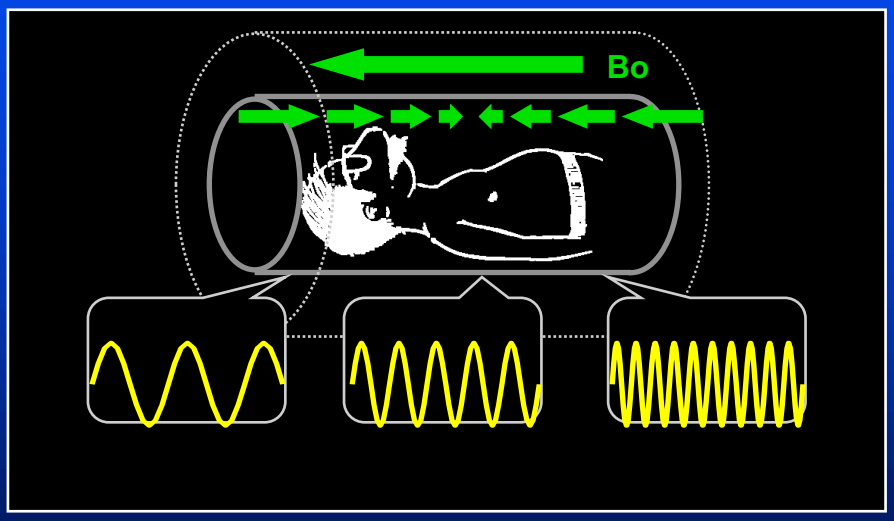
*選z方向 ⇒ 觀察 x-y plane

在 Bo 上另外加一個 “隨位置變化” 的磁場

8

8

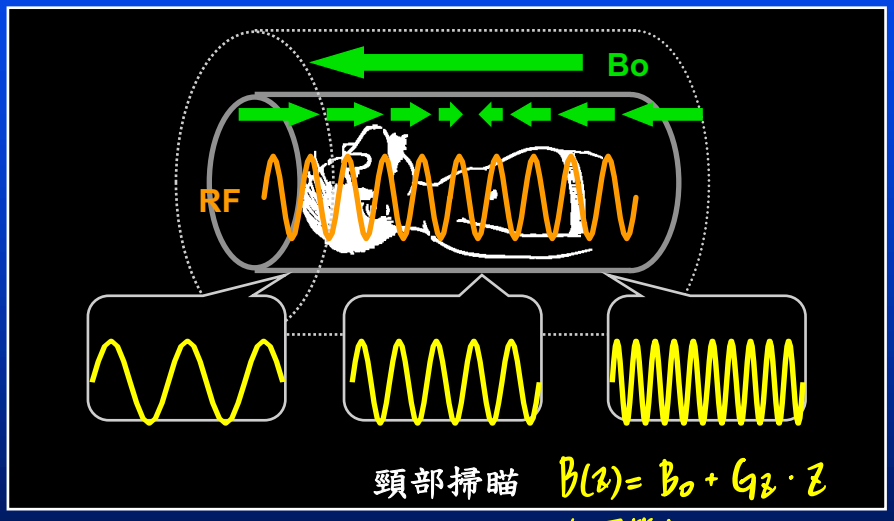
氫原子核旋進頻率因而 “隨位置改變”



9

9

射頻脈衝只激發頻率相同的氫原子核

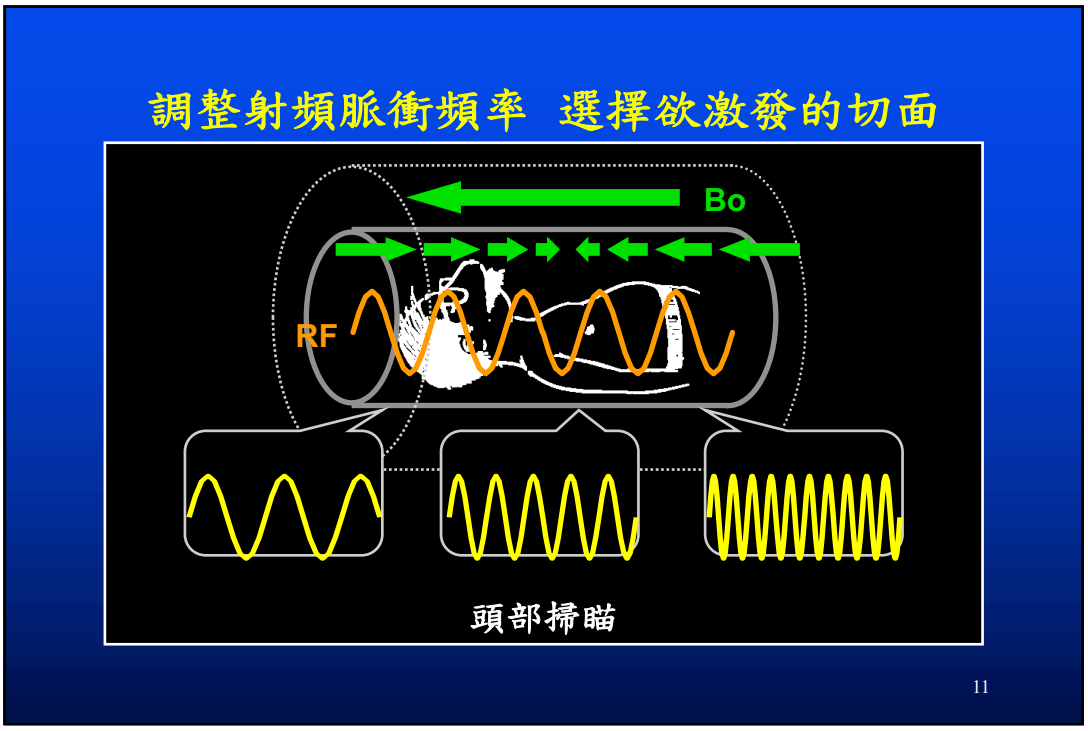


頸部掃瞄 $B(z) = B_0 + G_z \cdot z$

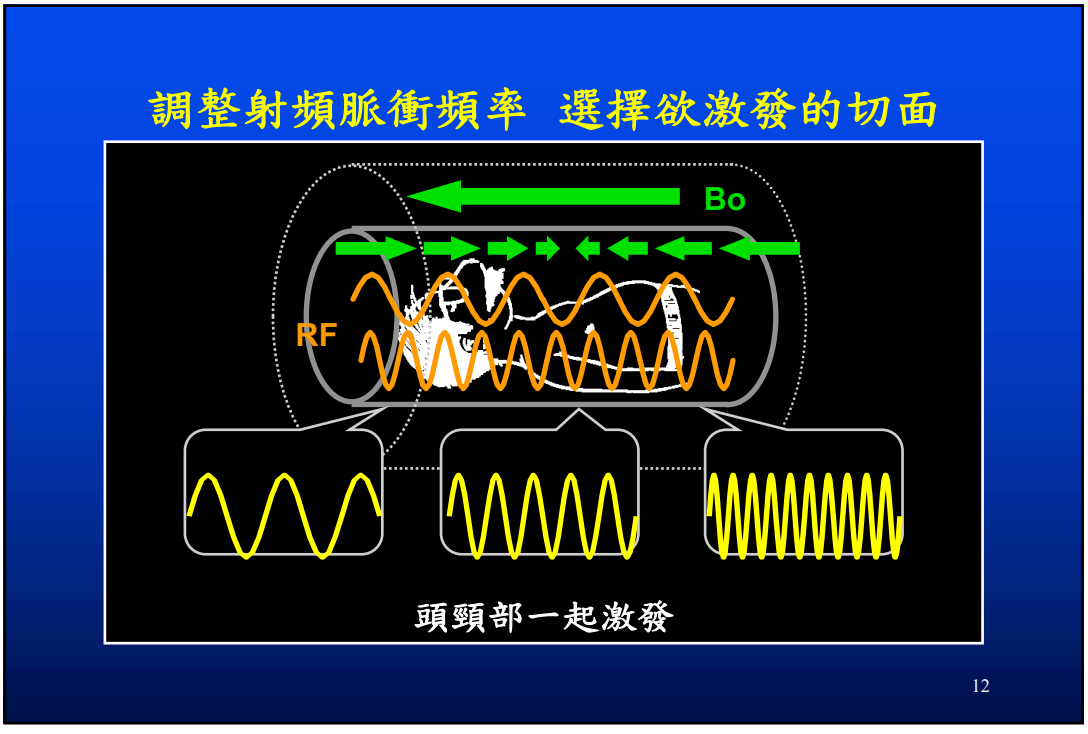
↳可算出

10

10


調整射頻脈衝頻率 選擇欲激發的切面
Bo
RF
頭部掃瞄
11

11


調整射頻脈衝頻率 選擇欲激發的切面
Bo
RF
頭頸部一起激發
12

12

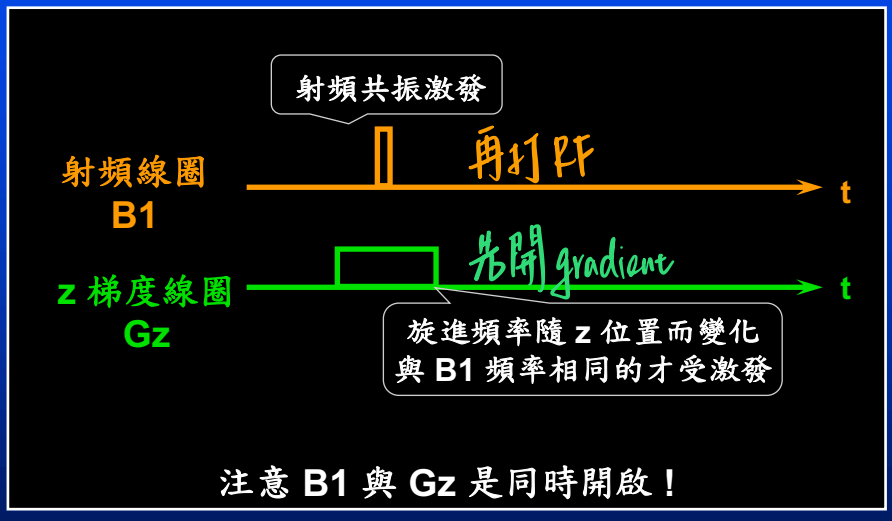
切面位置的控制

- 調整射頻脈衝的頻率
- Larmor equation 拉莫方程式
- $\omega = \gamma B = \gamma (Bo + G_z z)$
- 調整 ω 以控制 z

13

13

脈衝序列中的切面選擇



14

14

切面厚度的控制

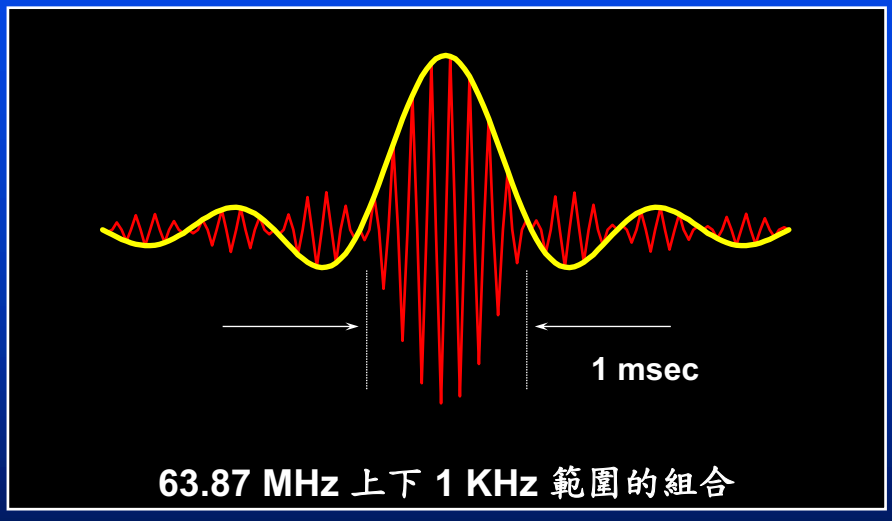
- $\omega = \gamma B = \gamma (Bo + G_z z)$
- 一個 ω 對應到一個 z 位置
- ω 範圍對應到 z 位置的範圍
- $\Delta\omega = \gamma G_z \Delta z$

Δz：一小段厚度

15

15

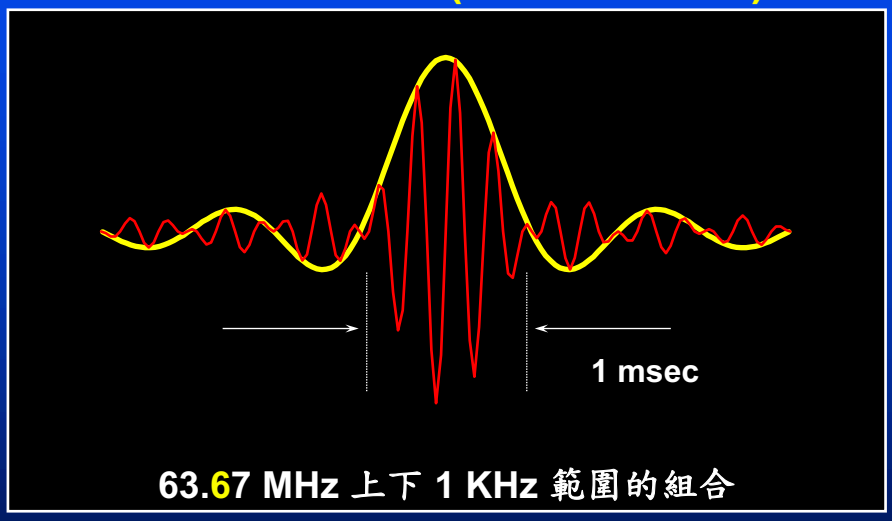
Sinc 射頻脈衝



16

16

Sinc 射頻脈衝 (調整切面位置)



17

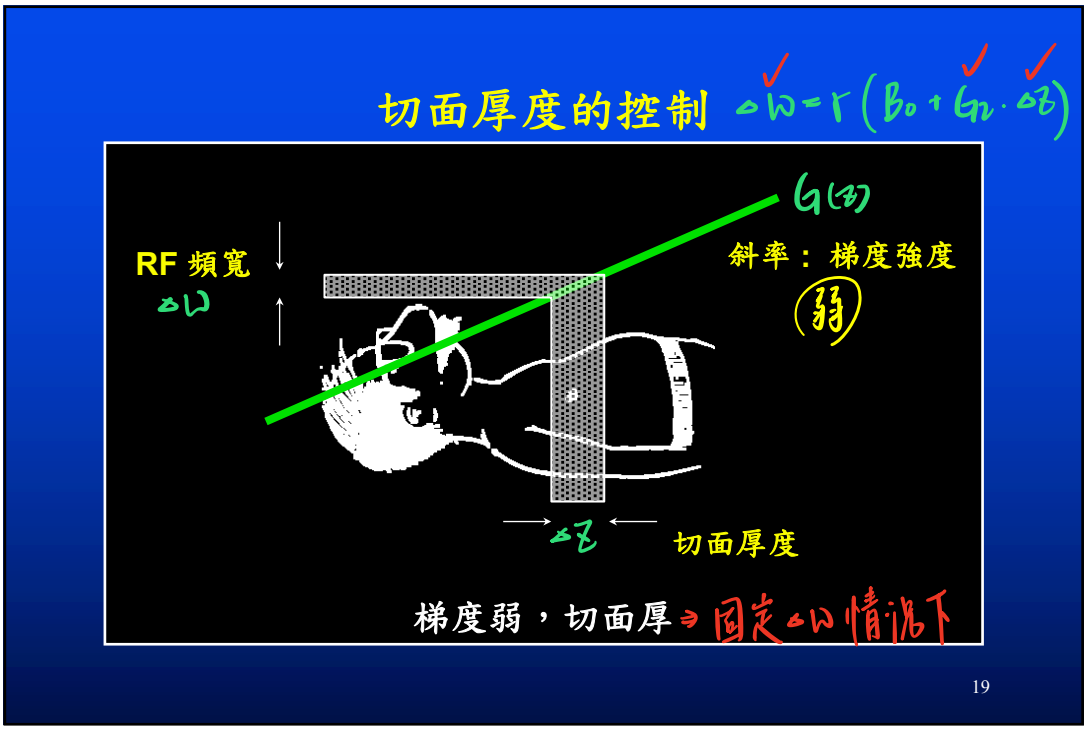
17

切面厚度的控制

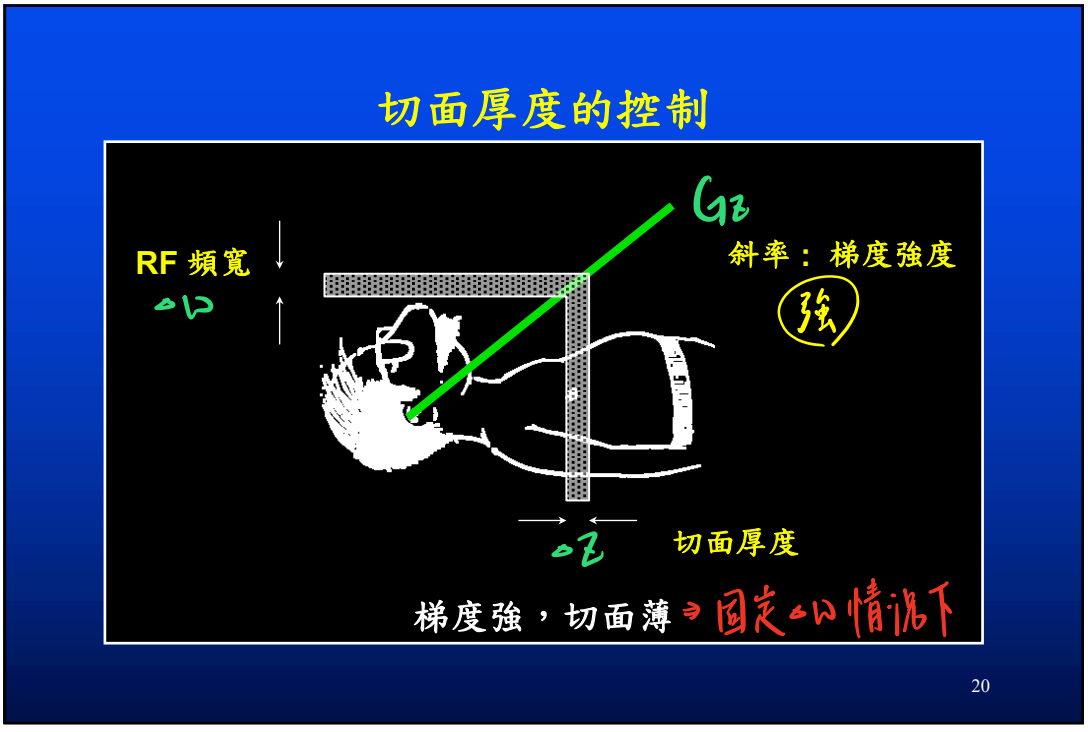
- $\omega = \gamma B = \gamma (Bo + G_z z)$
- 一個 ω 對應到一個 z 位置
- ω 範圍對應到 z 位置的範圍
- $\Delta\omega = \gamma G_z \Delta z$

18

18


切面厚度的控制
Δω=γ(B₀+Gz·Δz)
RF 頻寬
Δω
Gz
斜率：梯度強度
弱
Δz
切面厚度
梯度弱，切面厚⇒固定Δω情況下
19

19


切面厚度的控制
RF 頻寬
Δω
Gz
斜率：梯度強度
強
Δz
切面厚度
梯度強，切面薄⇒固定Δω情況下
20

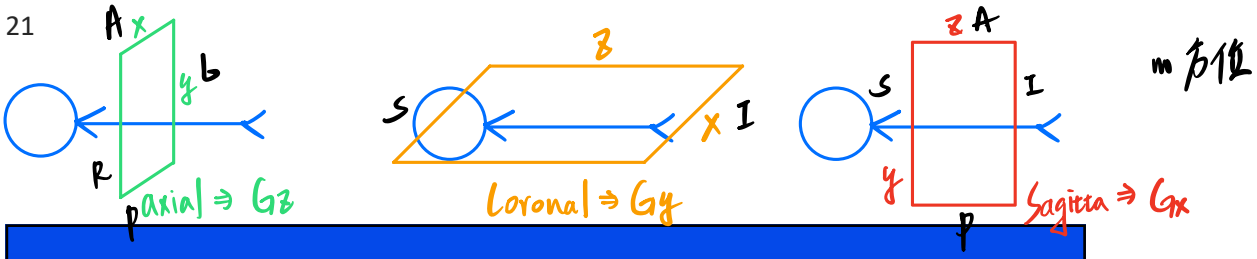
20

高解析度影像

- $\Delta\omega = \gamma G_z \Delta z$
- RF 脈衝頻寬要窄 (長時間)
  - 梯度要強 (硬體限制)

21

21



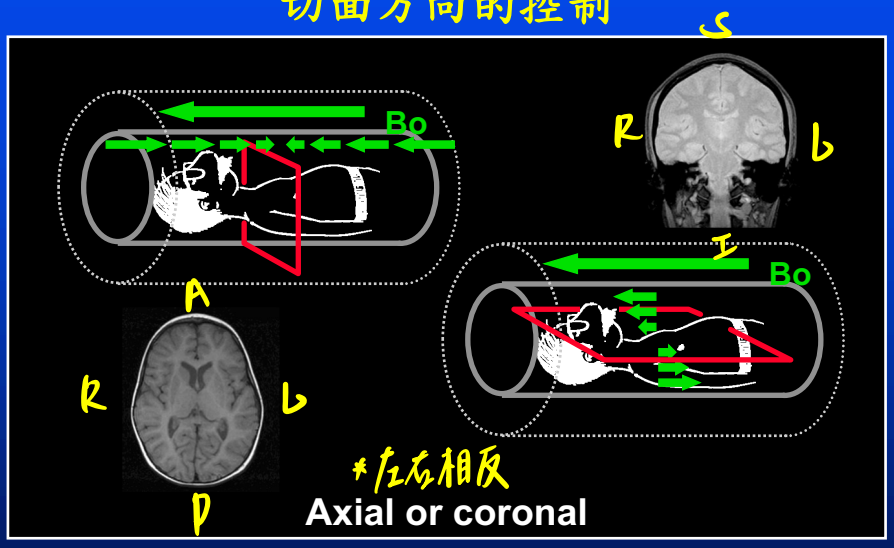
切面方向的控制 (實際上)

- 把 G_z 改成 G_y
  - Axial 就變成 Coronal
- 改成 G_x → Sagittal
- G_z 和 G_y 一起開 → 斜切面

22

22

切面方向的控制



23

23

激發完畢後

- 準備空間編碼

24

24

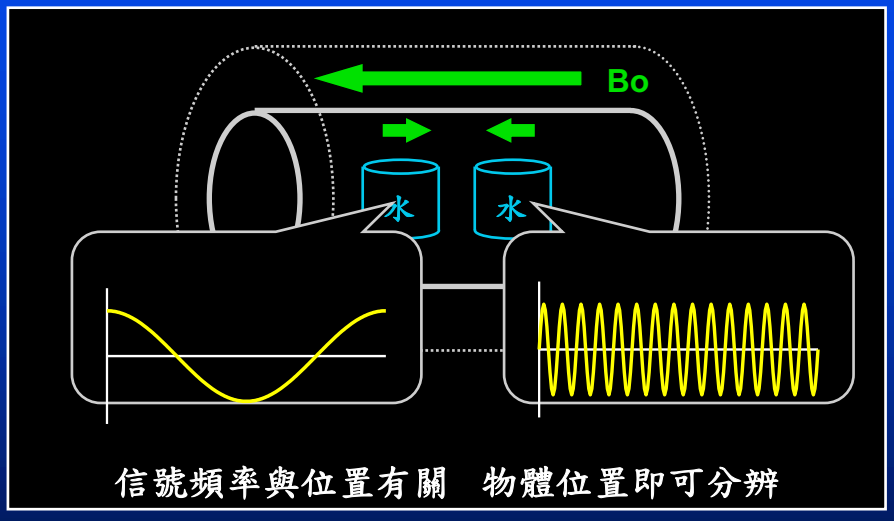
MRI 成像的脈衝序列

- 切面選擇 (slice selection)
- 相位編碼 (phase encoding)
- 頻率編碼 (frequency encoding)

25

25

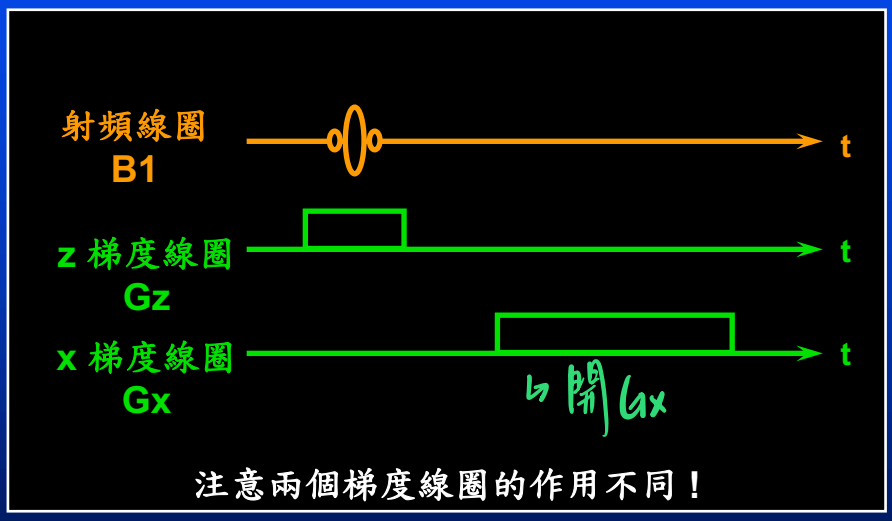
開啟梯度磁場



26

26

脈衝序列中的 切面選擇 與 頻率編碼



27

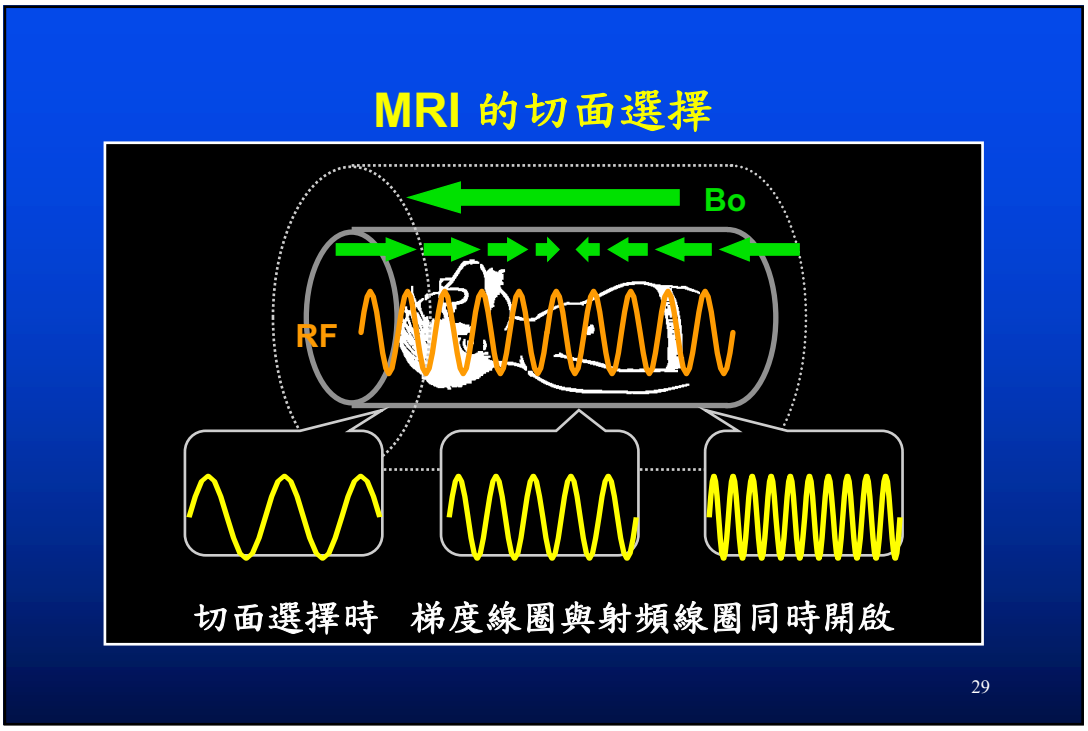
27

切面選擇 與 頻率編碼

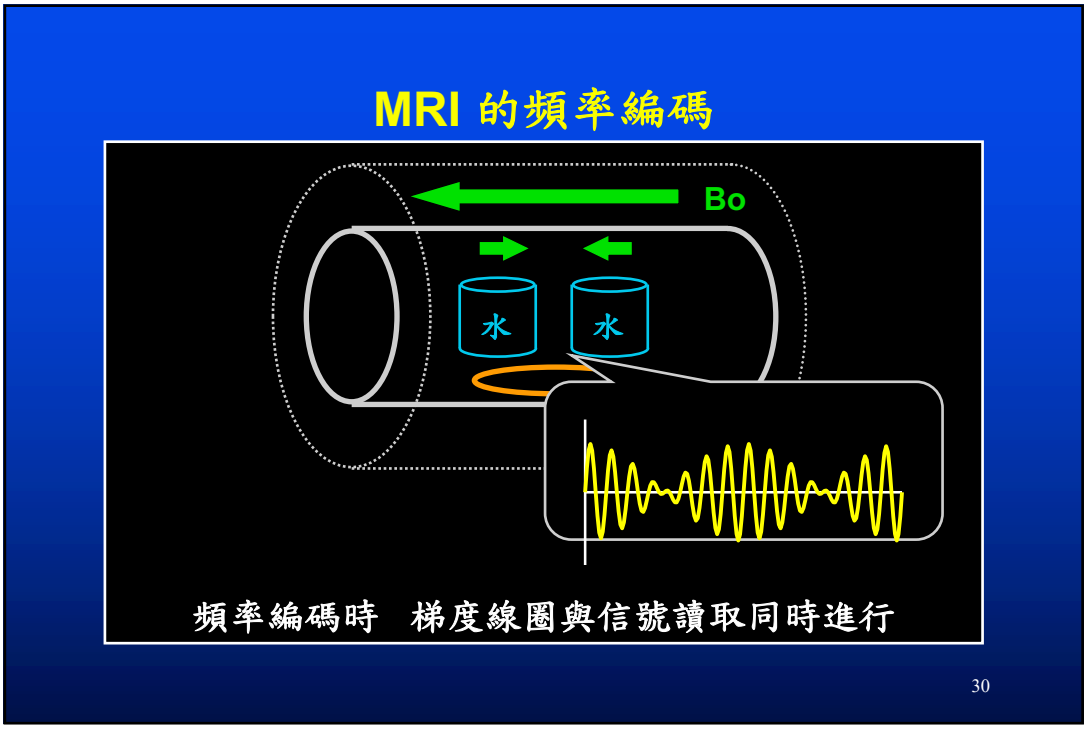
- 同樣是用梯度線圈
- 使用時間不同，功能便不同

28

28

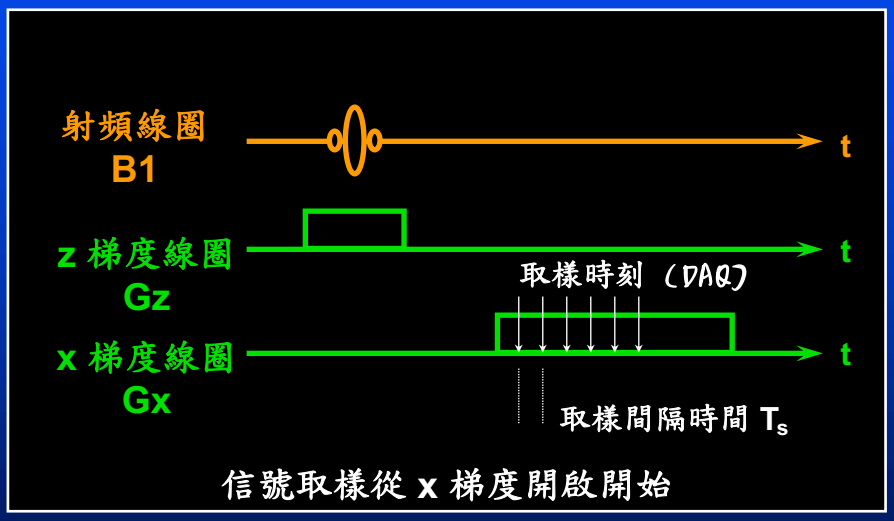

MRI 的切面選擇
Bo
RF
切面選擇時　梯度線圈與射頻線圈同時開啟
29

29


MRI 的頻率編碼
Bo
水
水
頻率編碼時　梯度線圈與信號讀取同時進行
30

30

脈衝序列中的 切面選擇 與 頻率編碼



31

31

從定性到定量

(可視範圍)

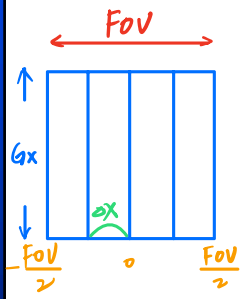
- FOV 與解析度的控制
- 取樣頻率 = 最高信號頻率 2 倍
  - Nyquist 取樣定理
- 相對於 63.87 MHz 而言

32

32

取樣頻率 ω_s

- $\omega = \gamma B = \gamma (Bo + G_x x)$
- $\Delta\omega = \gamma G_x \Delta x$ (相對於中心點) 不看 Bo 了
- $\Delta\omega_{max} = \gamma G_x (FOV/2)$
- $\omega_s = 2 \Delta\omega_{max} = \gamma G_x FOV$
  ↳ Nyquist Theory



33

33

FOV 與梯度的關係

- $\omega_s = \gamma G_x FOV$
- 操作員選擇 FOV
- 根據既定之取樣頻率 ω_s
- 儀器自動計算梯度 G_x

34

34

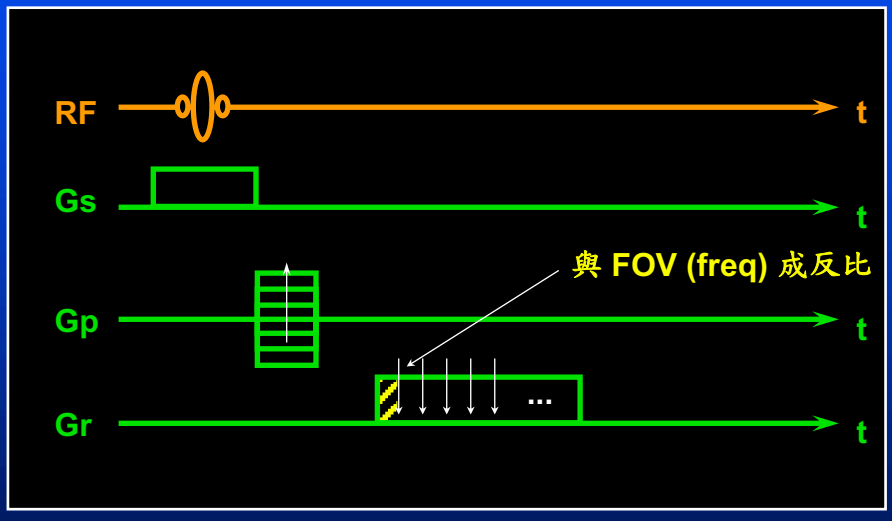
FOV 與梯度的關係

- $T_s = 1/\omega_s = 1 / (\gamma G_x FOV)$
- T_s：取樣間隔時間
- $FOV = 1 / (\gamma G_x T_s) \Rightarrow G_x T_s \propto \frac{1}{FOV}$
- FOV 與 “梯度面積” 成反比！

35

35

簡單的定量原則



36

36

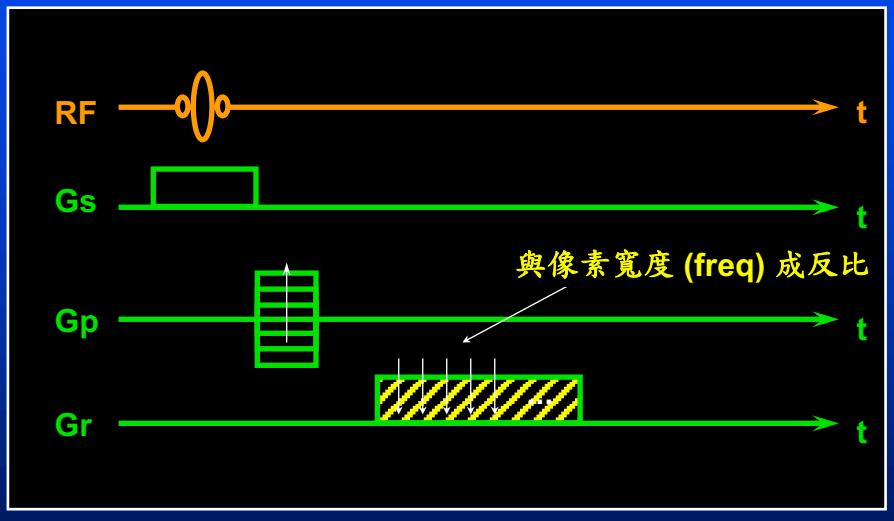
像素寬度與梯度面積

- 像素寬度 = FOV / matrix
- FOV = 1 / (γ G_x T_s)
- FOV / matrix = 1 / (γ G_x T_s matrix)
- 解析度與梯度總面積成正比！

37

37

簡單的定量原則



38

38

高解析度影像

- FOV / matrix = 1 / (γ G_x T_s matrix)
  - 取樣頻率要慢 (長時間)
  - 梯度要強 (硬體限制)

39

39

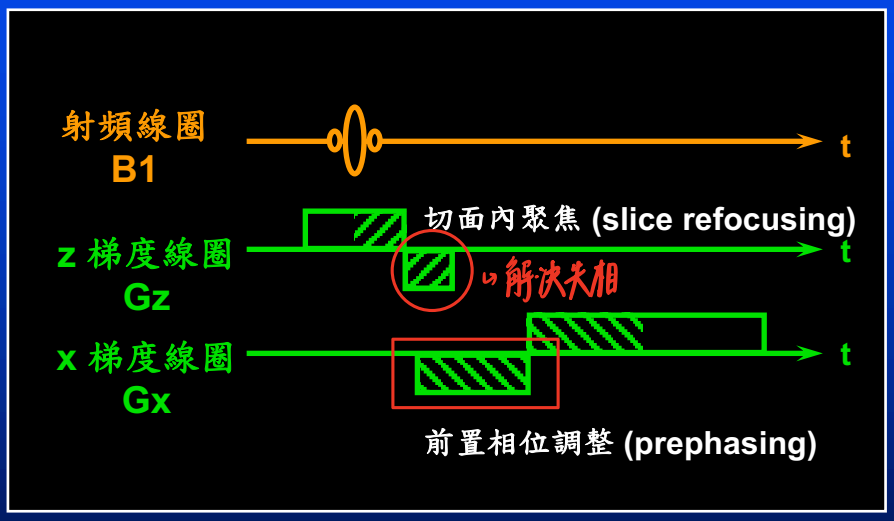
還有補強措施

- 切面內聚焦 (slice refocusing)
  - 加反向梯度補回部份失相
- 前置相位調整 (prephasing)
  - 希望在 x 梯度中央信號最強
  - 預先加反向梯度作反向失相

40

40

脈衝序列的補強



41

41

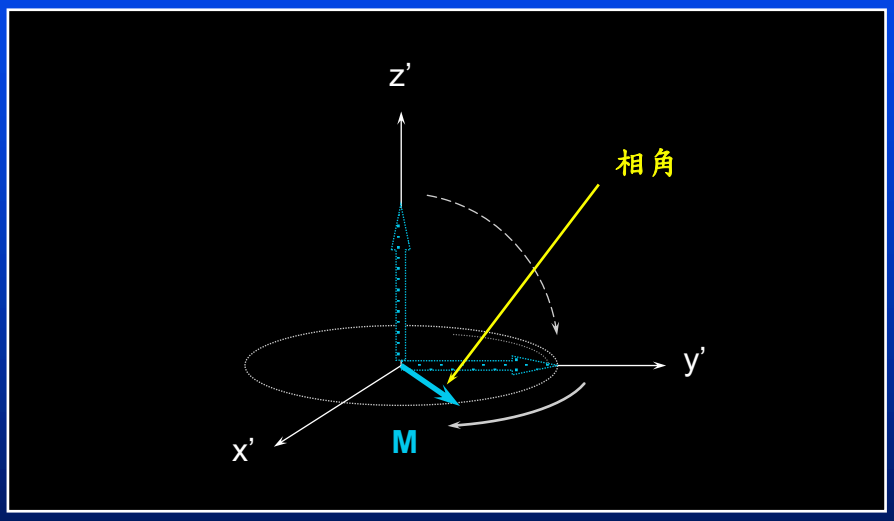
為什麼需要補強措施？

- 切面內聚焦 (slice refocusing)
  - 梯度 -- 磁場不均勻 -- 失相 -- 信號變小
  - 加反向梯度補回部份失相

42

42

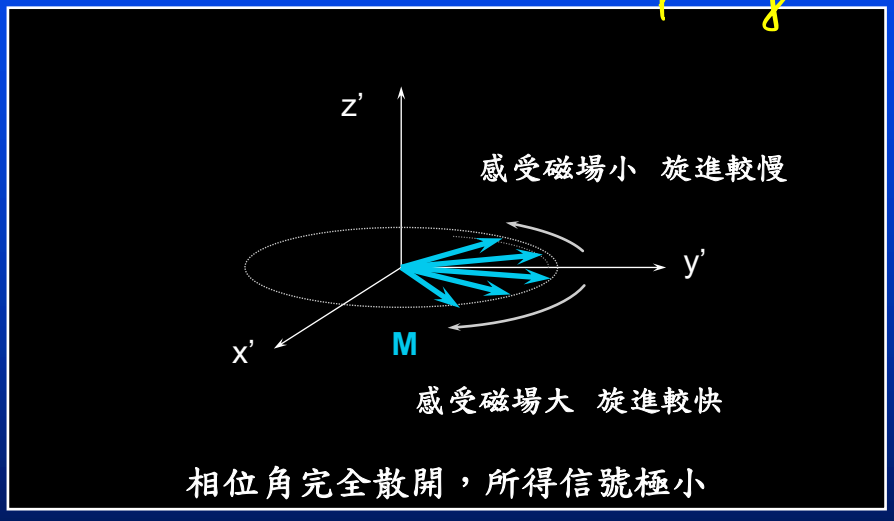
什麼是相角？



43

43

什麼是失相？ dephasing

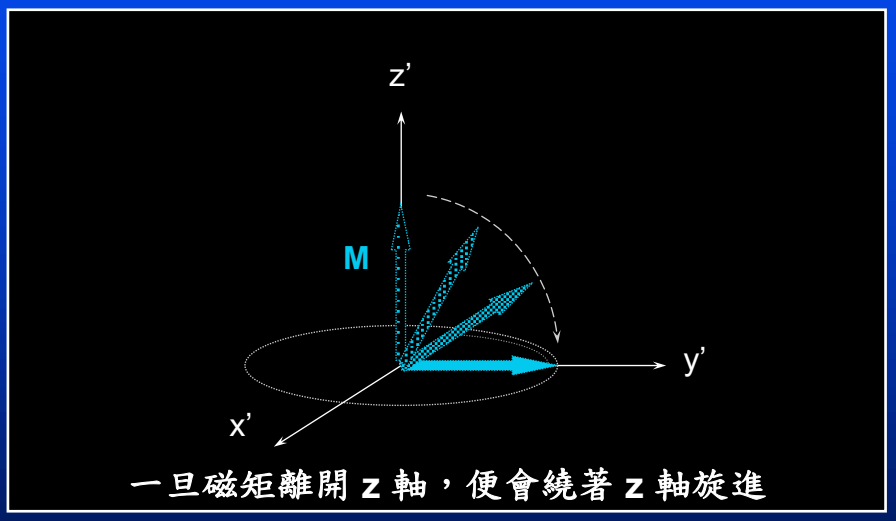


相位角完全散開，所得信號極小

44

44

射頻激發的過程

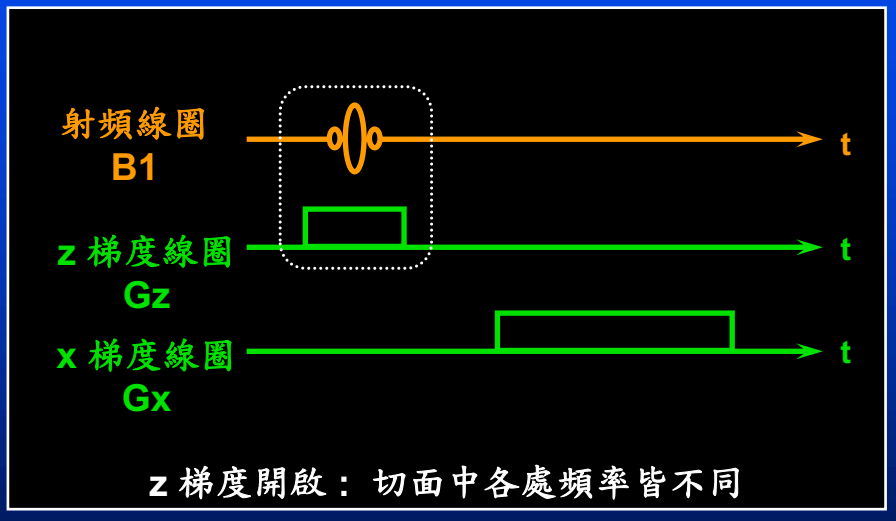


一旦磁矩離開 z 軸，便會繞著 z 軸旋進

45

45

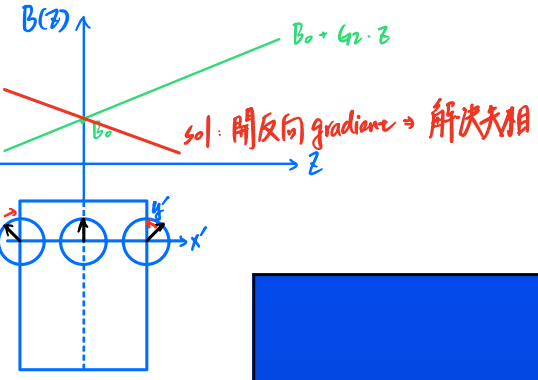
切面選擇過程 ...



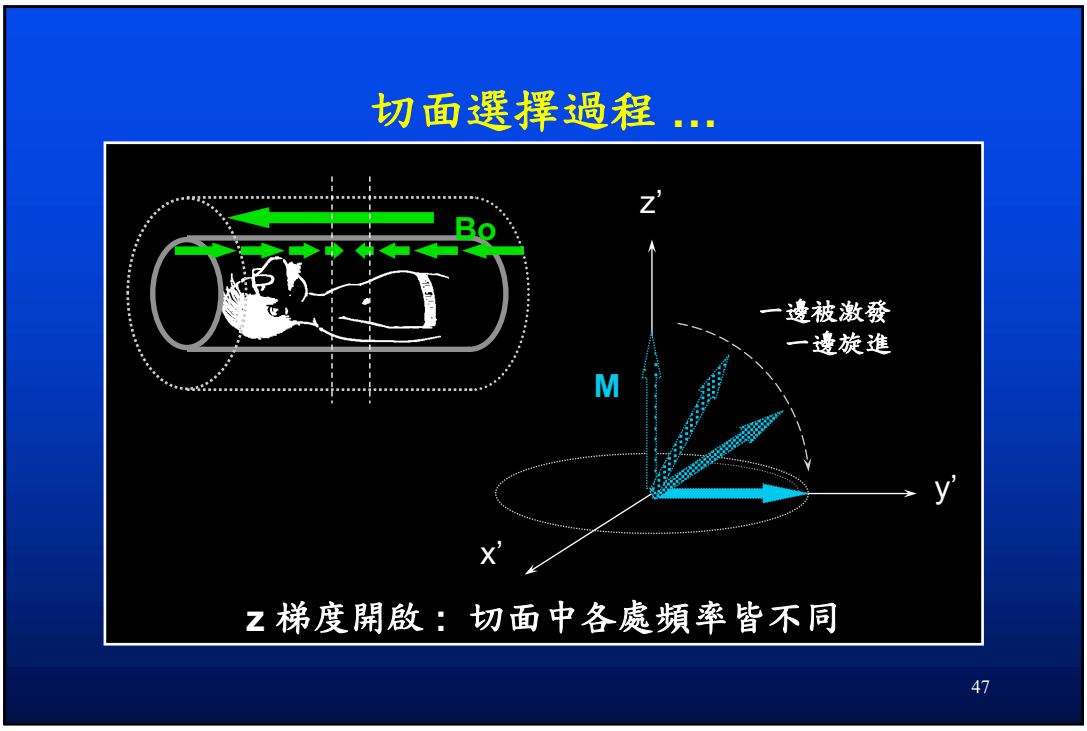
z 梯度開啟： 切面中各處頻率皆不同

46

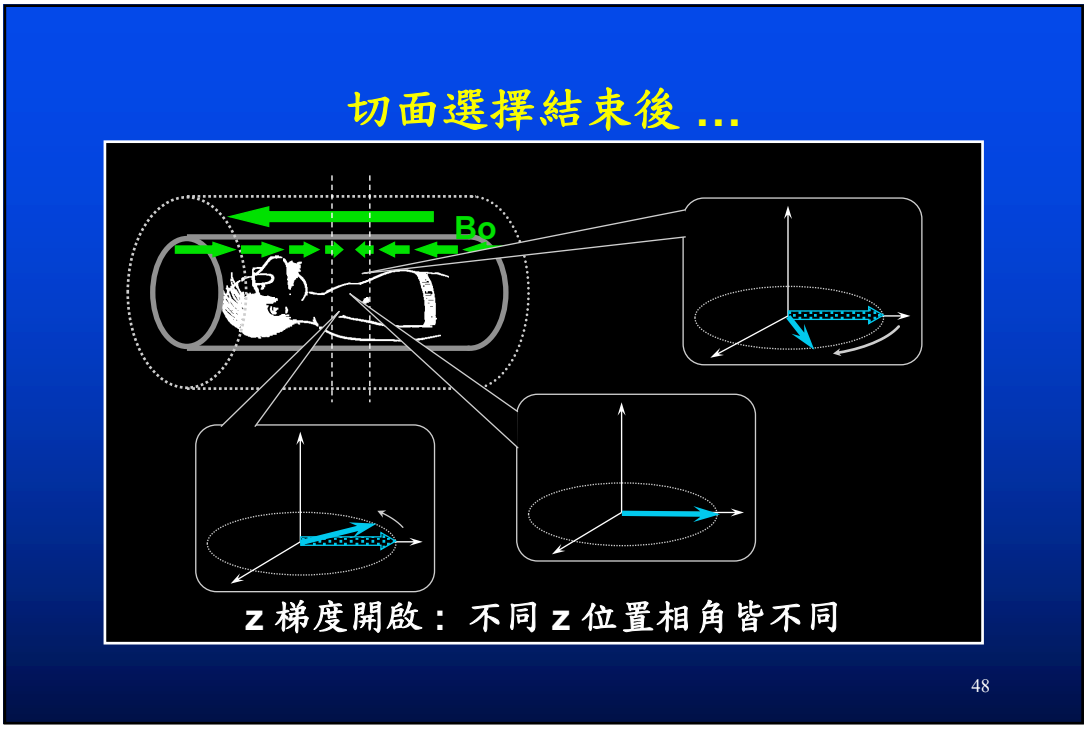
46



sol：開反向 gradient ⇒ 解決失相



47



48

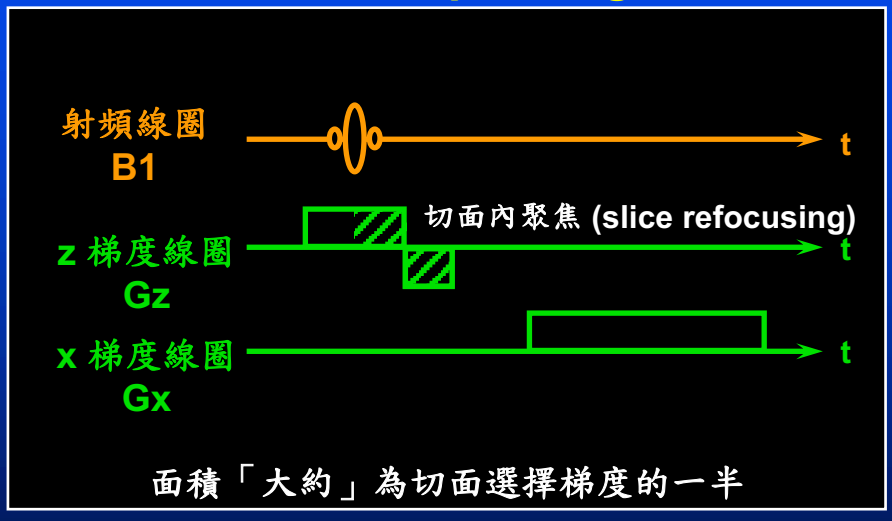
梯度開啟的結果

- 一旦激發完畢 …
- 不同 z 位置的磁矩也散開了
  - 失相造成收到信號極小
- 只好在完畢後用反梯度補回來

49

49

Slice Rephasing



50

50

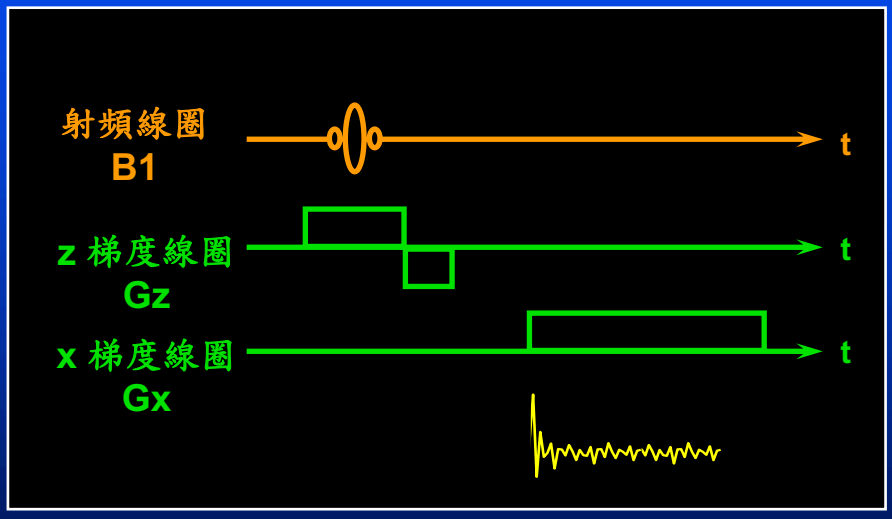
前置相位調整 (prephasing)

- 起因於傅立葉轉換的數據要求
  - 有點太過數學，略過
- 希望在 x 梯度中央信號最強
- 預先加反向梯度作反向失相

51

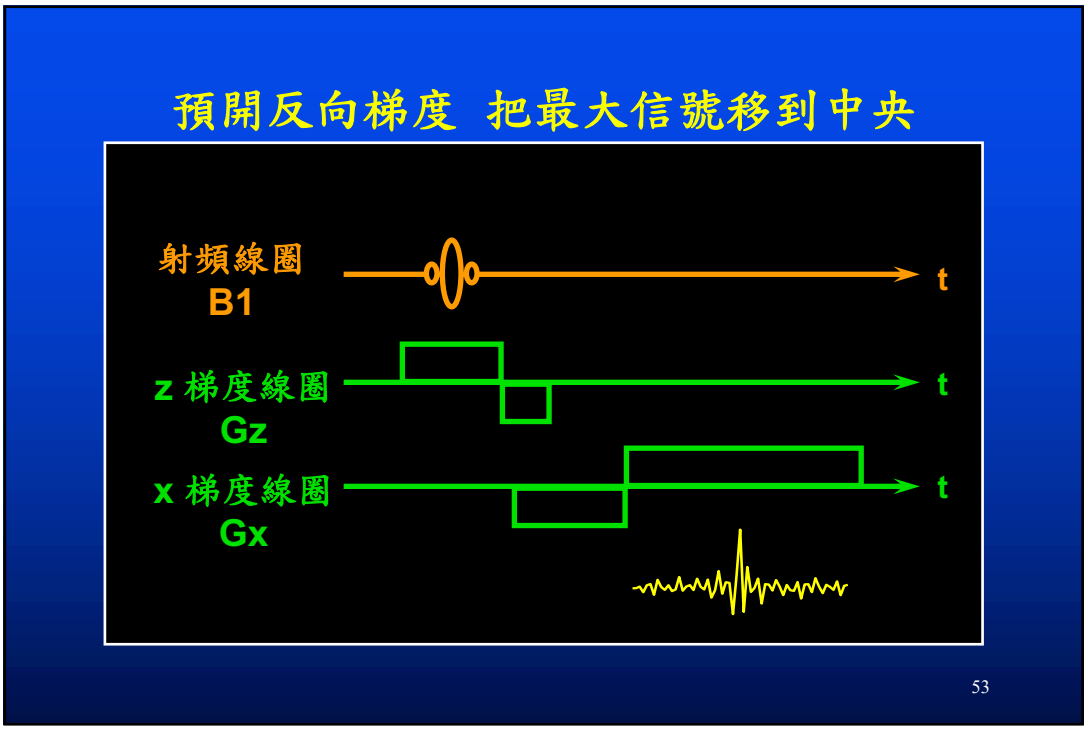
51

開啟梯度後信號持續衰減

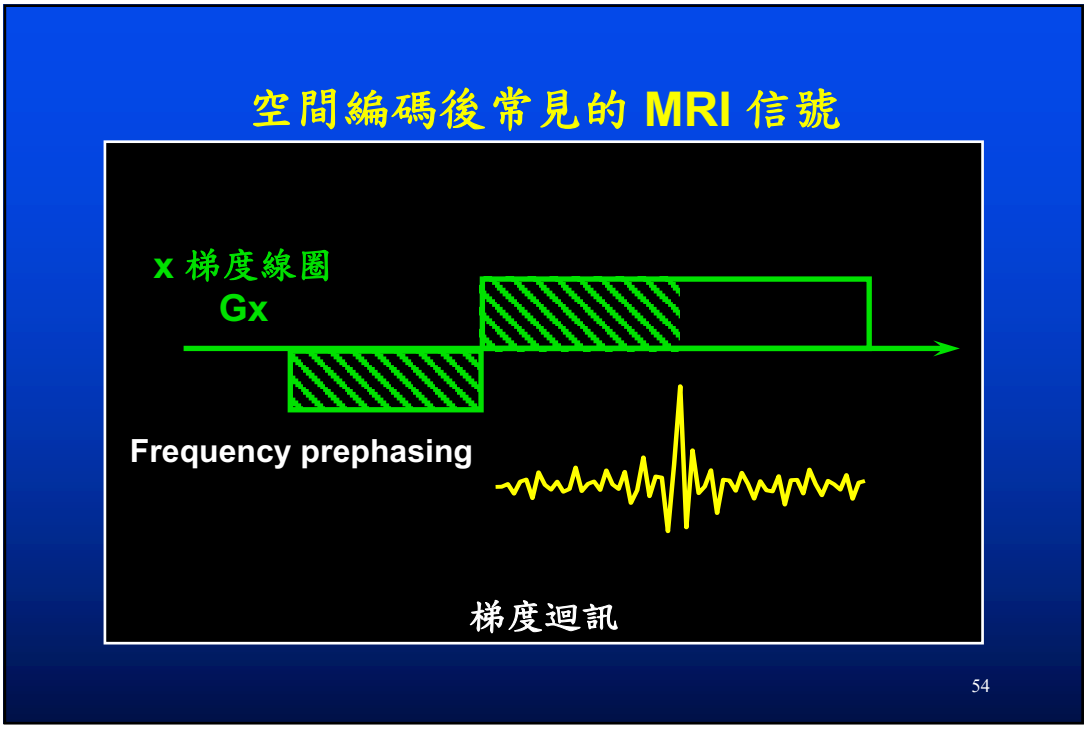


52

52


預開反向梯度 把最大信號移到中央
射頻線圈
B1
t
z 梯度線圈
Gz
t
x 梯度線圈
Gx
t
53

53


空間編碼後常見的 MRI 信號
x 梯度線圈
Gx
Frequency prephasing
梯度迴訊
54

54

梯度迴訊 (gradient echo)

- 加反向梯度 -- 反向失相
- 開頻率編碼梯度 -- 重新聚焦
- 聚焦點：信號最強，看起來像是迴訊 (echo)

55

55

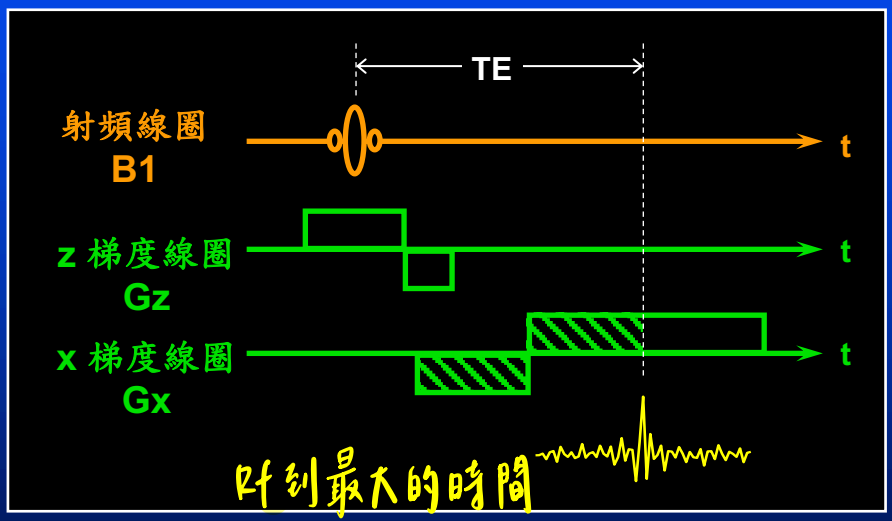
迴訊發生的時間

- 稱為 echo time (TE)
- 表示激發到接收的時間差
- 有關影像對比會再提到

56

56

迴訊時間 Echo Time



57

57

補強措施

- 切面內聚焦 (slice refocusing)
  - 加反向梯度補回部份失相
- 前置相位調整 (prephasing)
  - 希望在 x 梯度中央信號最強
  - 預先加反向梯度作反向失相

58

58

MRI 成像的脈衝序列

- 切面選擇 (slice selection)
- 相位編碼 (phase encoding)
  - 其實和頻率編碼完全一樣
- 頻率編碼 (frequency encoding)

59

59

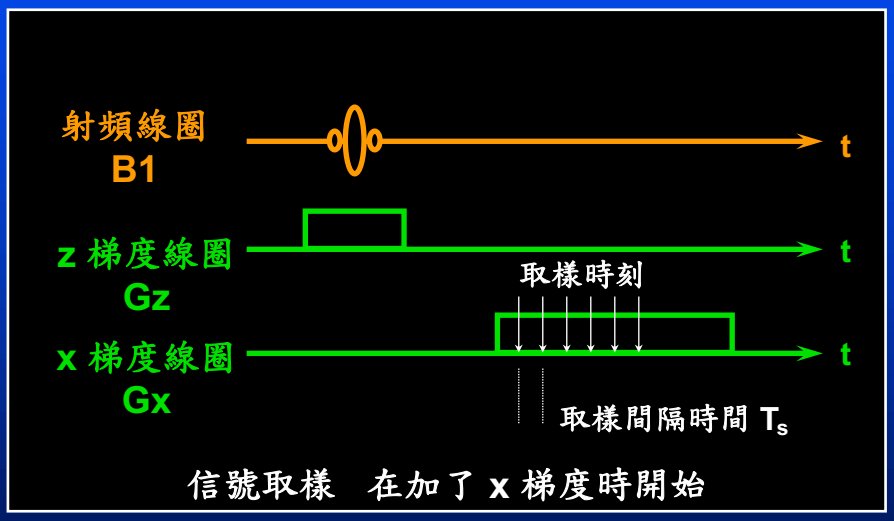
回顧： 頻率編碼

- 選擇激發之後
- 開 x 梯度線圈
- 接收信號 (信號取樣)
- 關 x 梯度線圈

60

60

脈衝序列



61

61

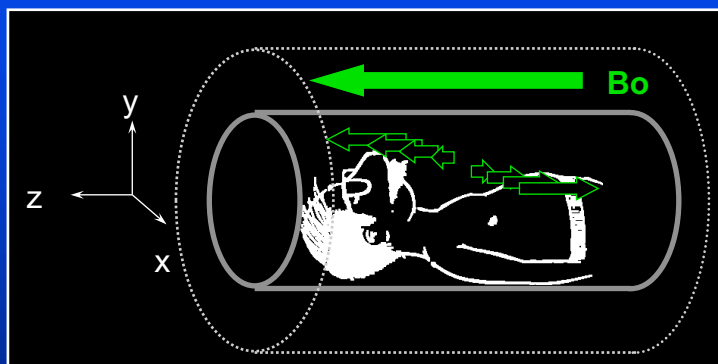
什麼是信號取樣？

- 類似照相機連續拍攝
- 拍照時擺對姿勢就好了
  拍照前後亂動沒關係

62

62

x 梯度

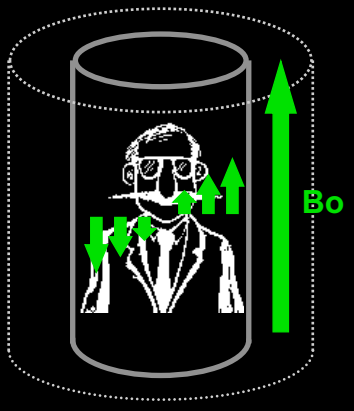


對人體的左右方向 (x 方向) 作編碼

63

63

轉個方向來看

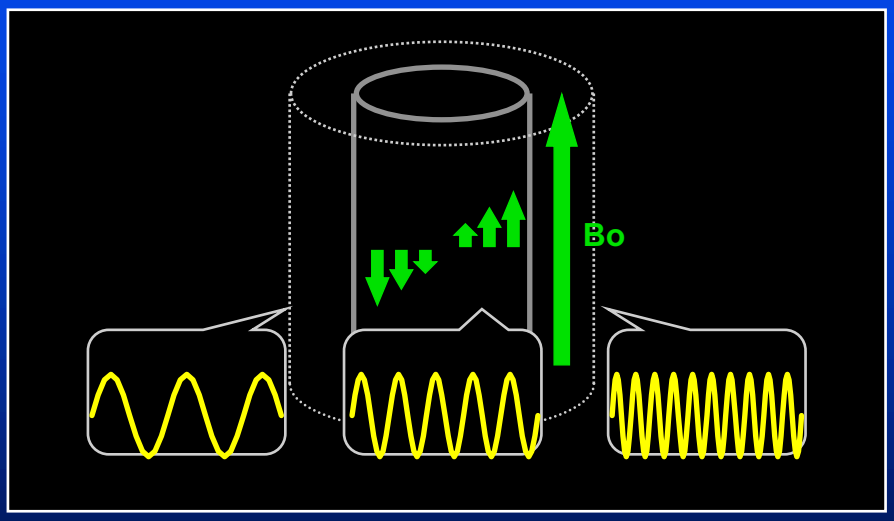


磁場強度隨人體的左右方向 (x 方向) 而變化

64

64

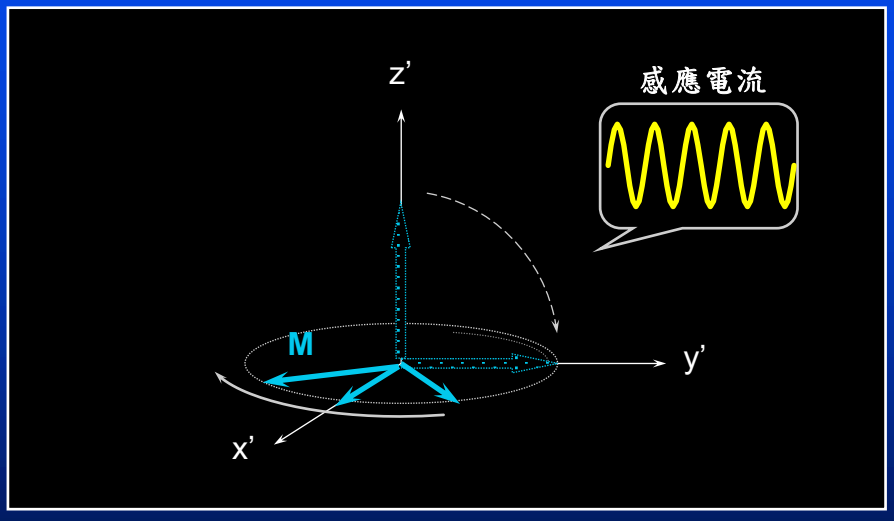
氫原子核旋進頻率隨 x 位置而變化



65

65

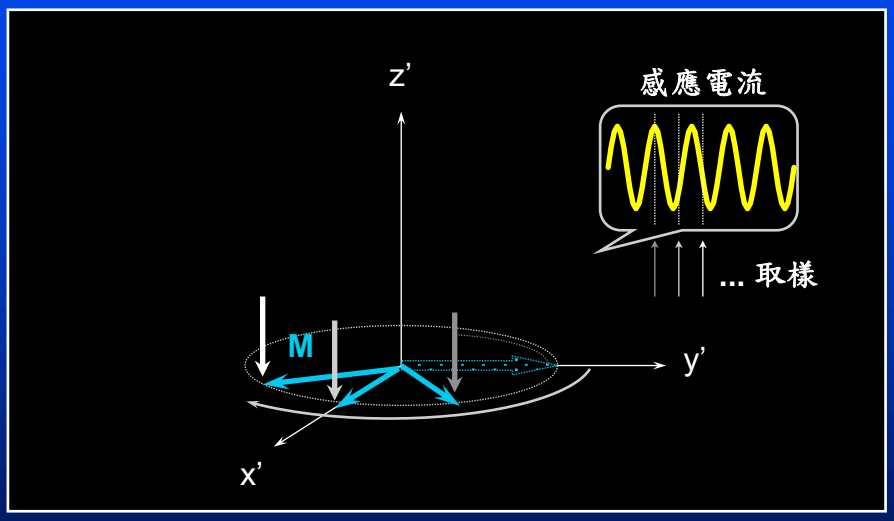
信號的來源： 人體磁鐵的旋進



66

66

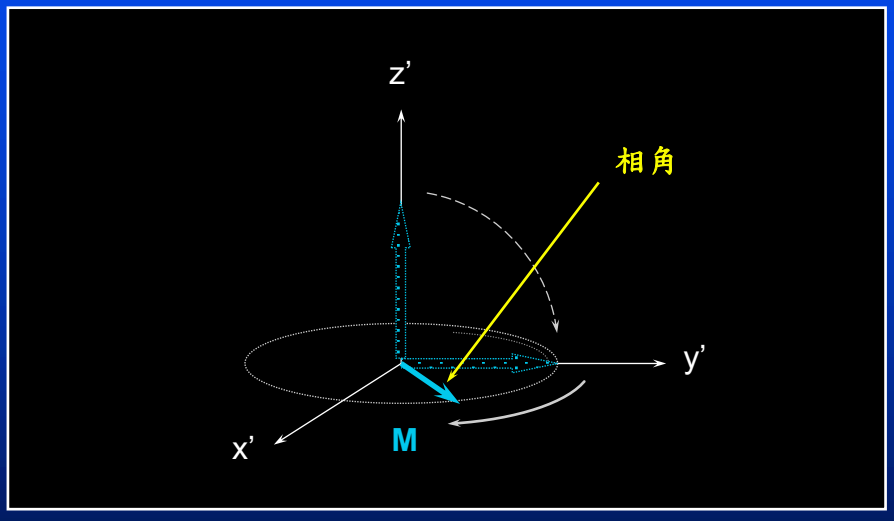
旋進 與 信號取樣



67

67

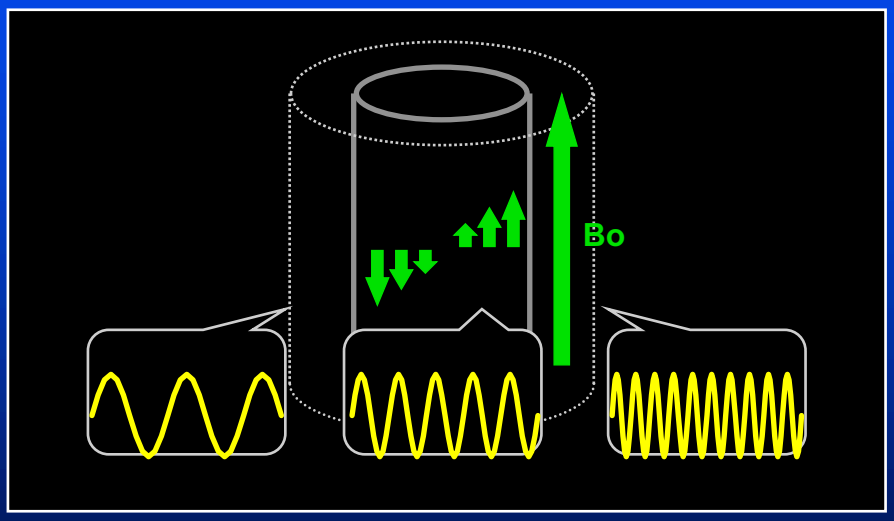
真正取樣到的是 “相角” 的變化！



68

68

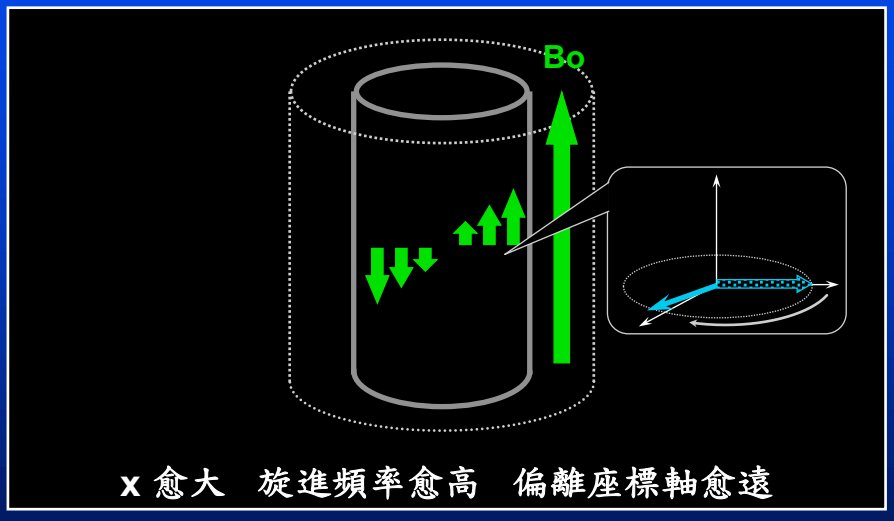
旋進頻率隨 x 位置而變化



69

69

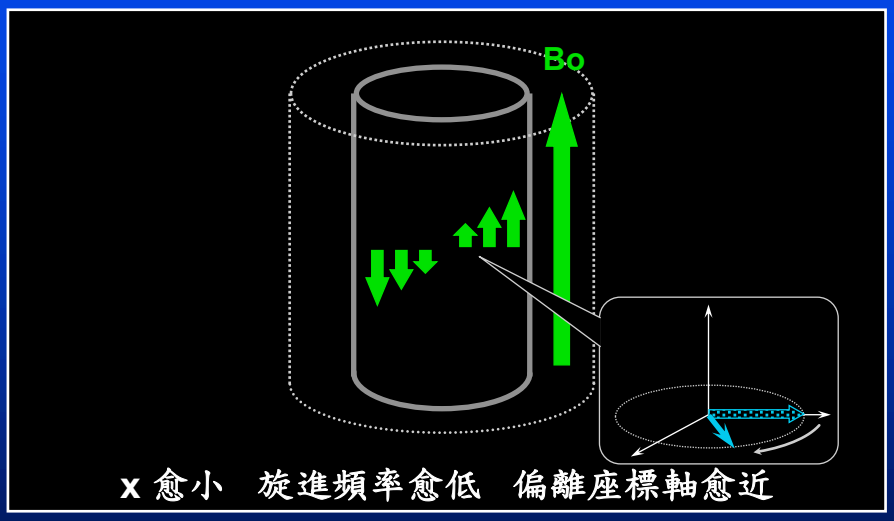
旋進頻率隨 x 位置而變化



70

70

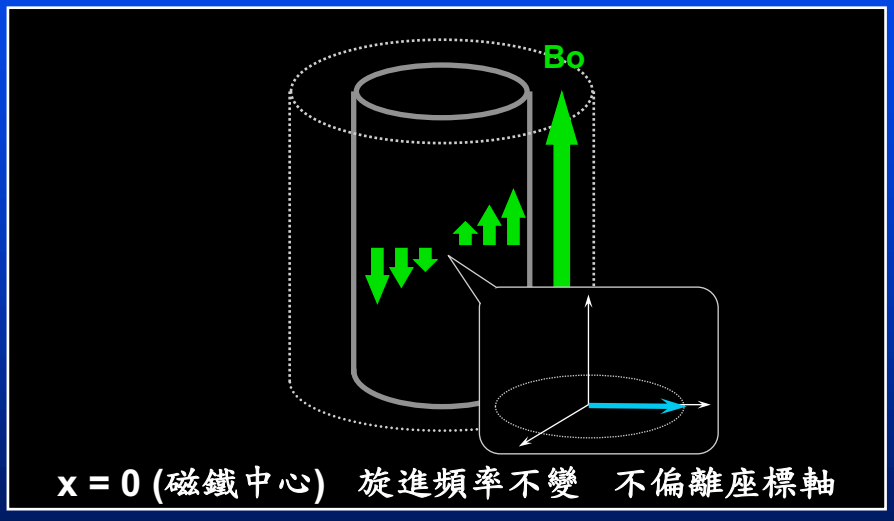
旋進頻率隨 x 位置而變化



71

71

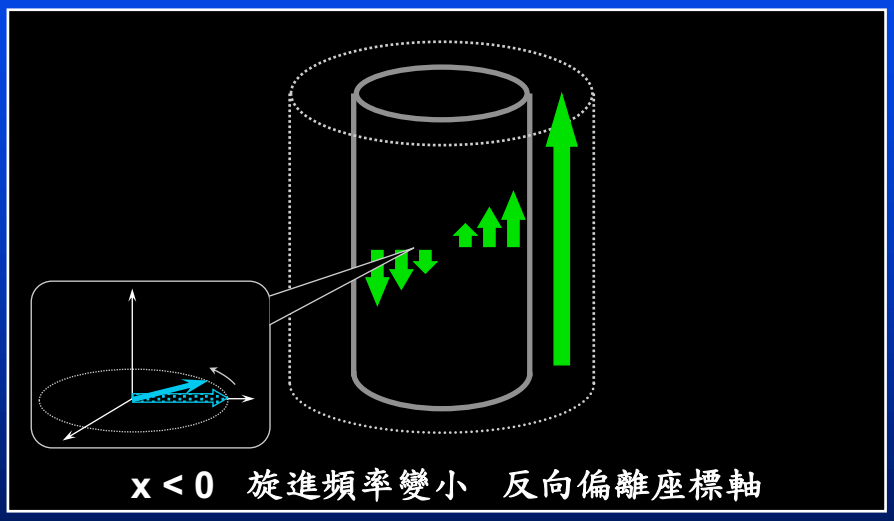
旋進頻率隨 x 位置而變化



72

72

旋進頻率隨 x 位置而變化

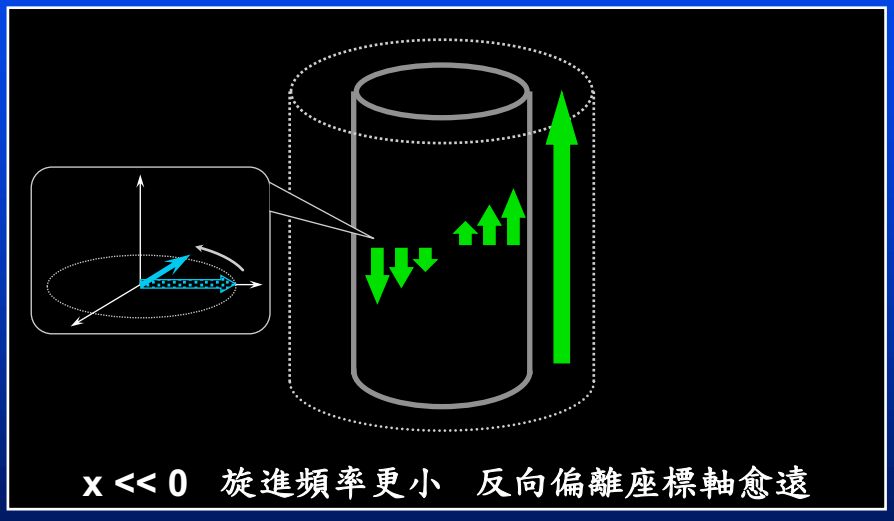


x < 0　旋進頻率變小　反向偏離座標軸

73

73

旋進頻率隨 x 位置而變化

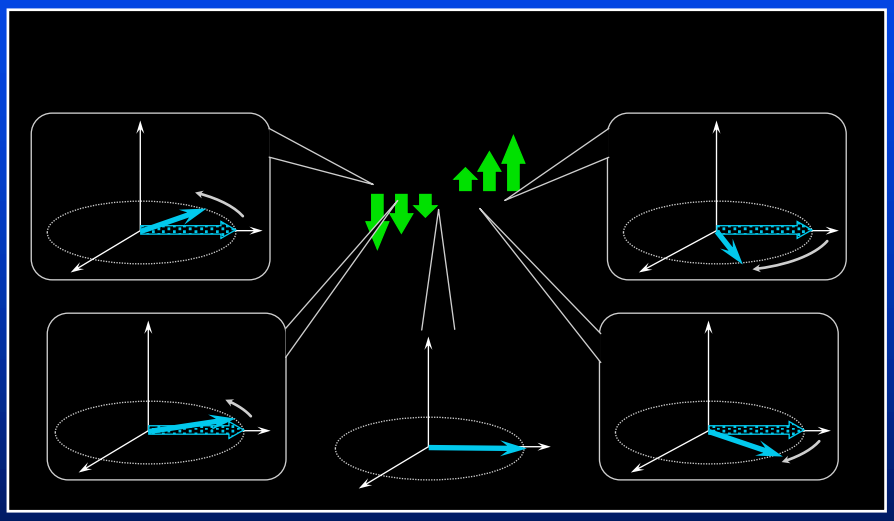


x << 0　旋進頻率更小　反向偏離座標軸愈遠

74

74

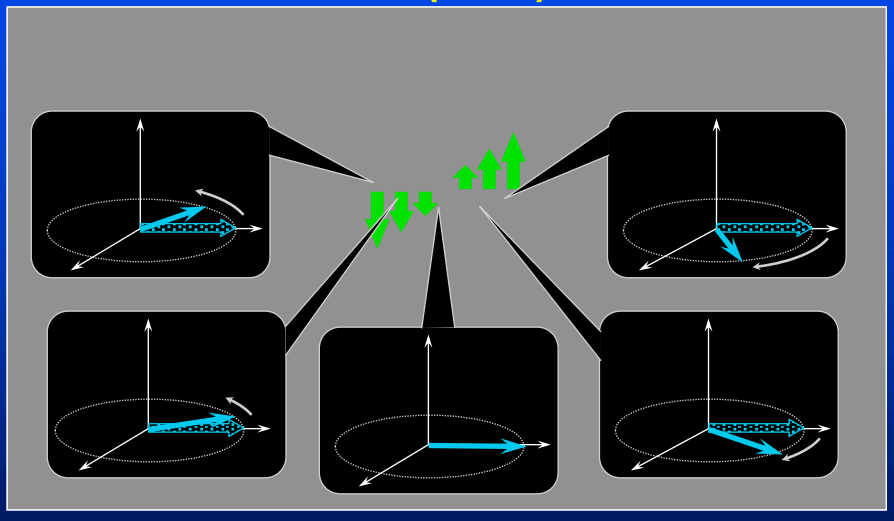
旋進頻率變化　造成相角變化



75

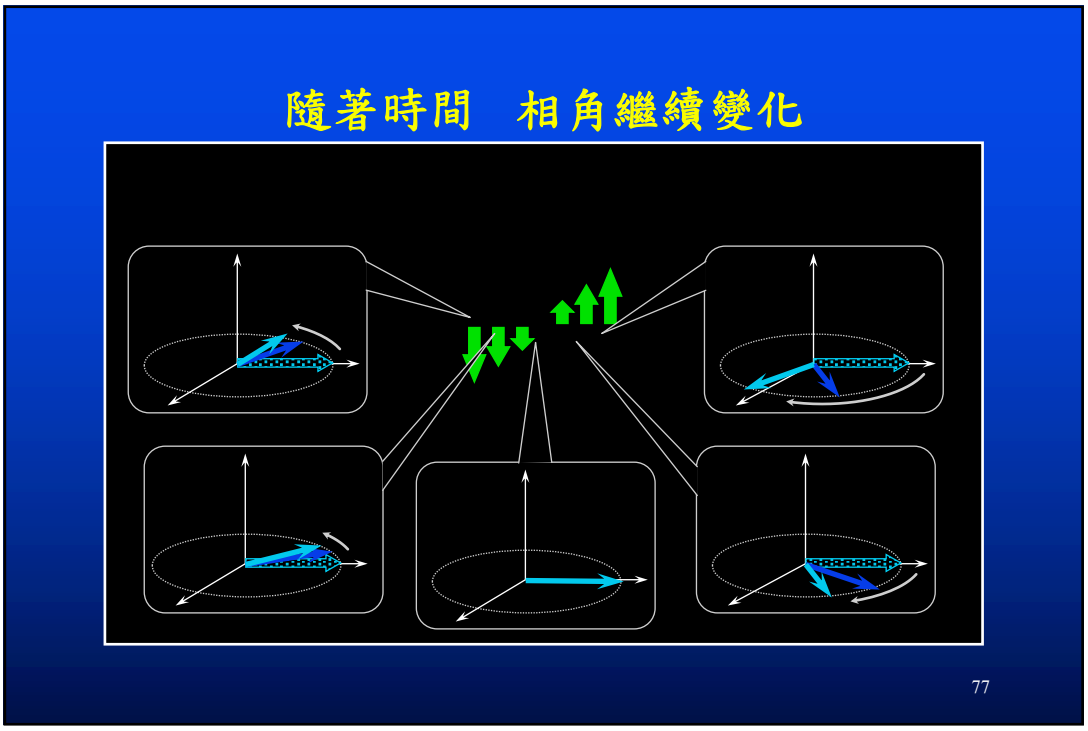
75

取樣 (照相)！

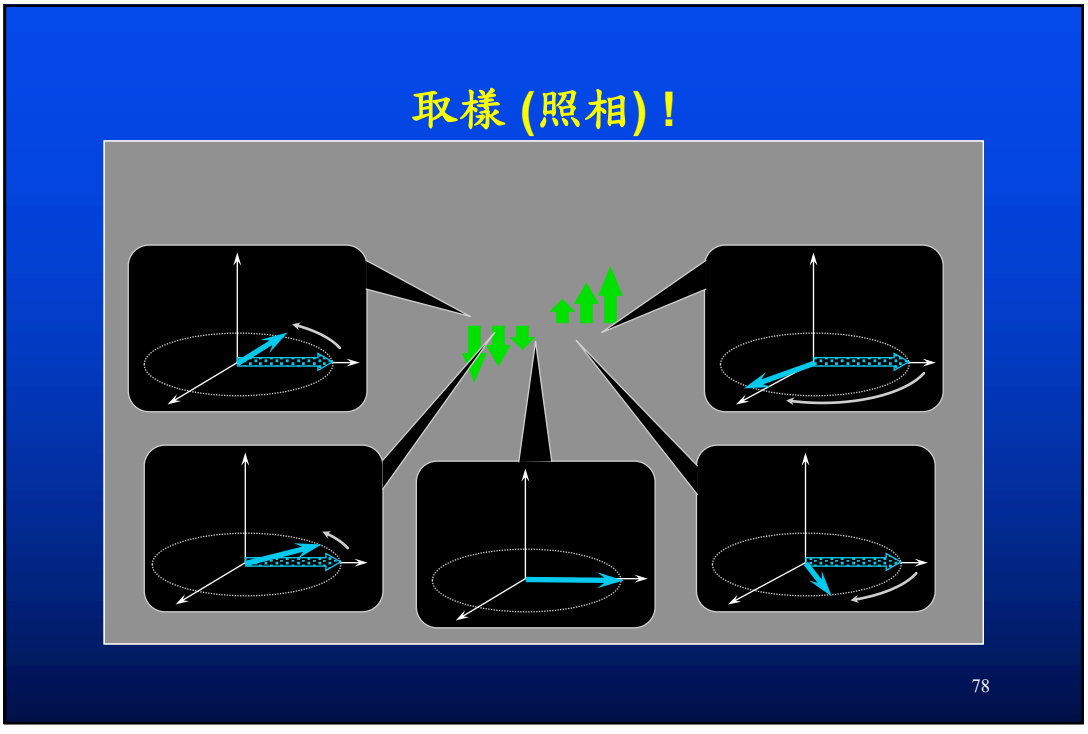


76

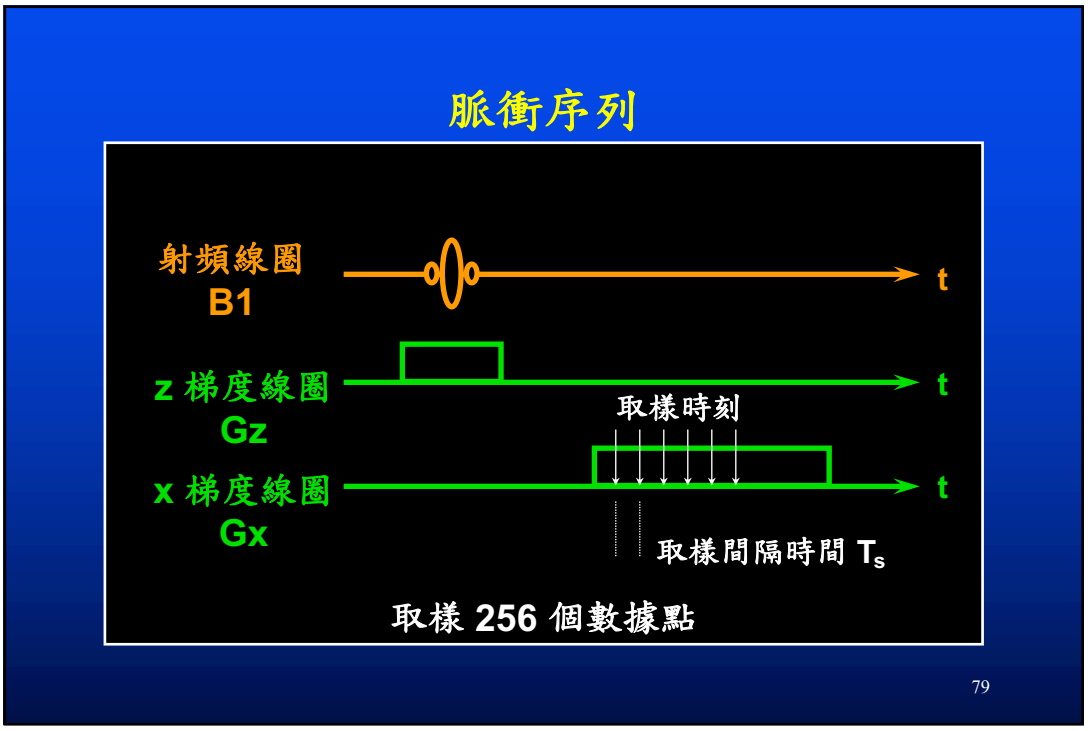
76



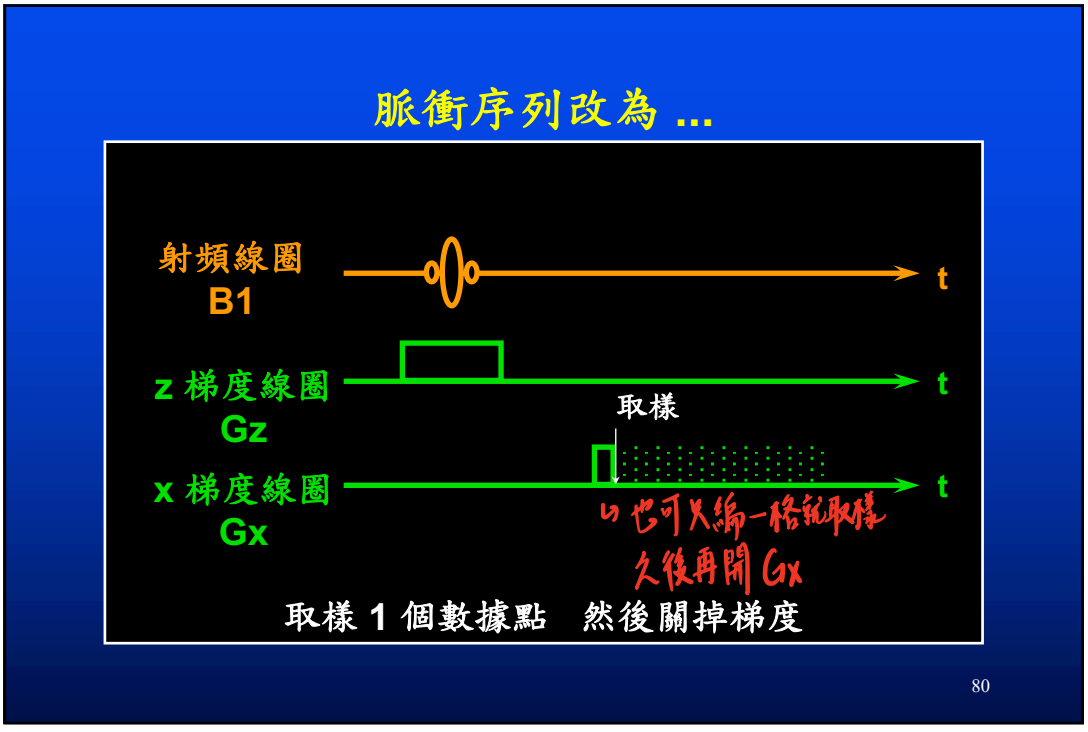
77



78

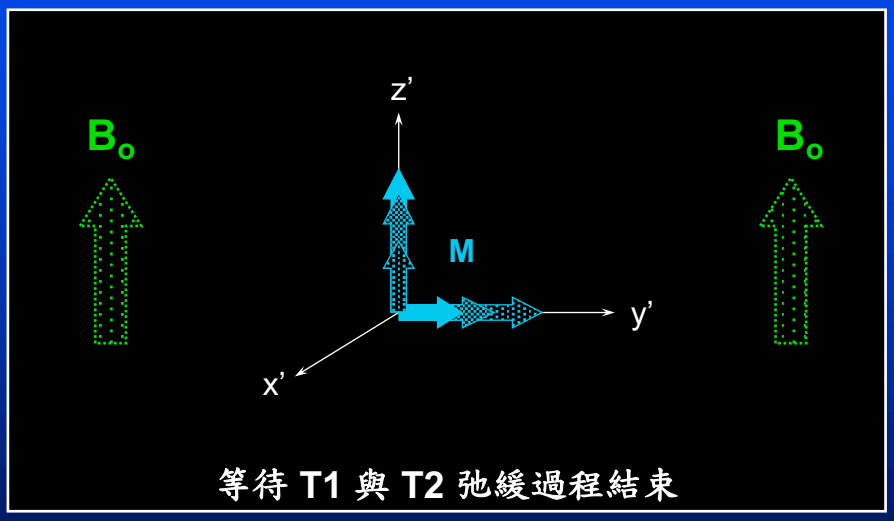

脈衝序列
射頻線圈
B1
t
z 梯度線圈
Gz
t
取樣時刻
x 梯度線圈
Gx
t
取樣間隔時間 Ts
取樣 256 個數據點
79

79


脈衝序列改為 ...
射頻線圈
B1
t
z 梯度線圈
Gz
t
取樣
x 梯度線圈
Gx
t
也可以編一格就取樣
之後再開 Gx
取樣 1 個數據點　然後關掉梯度
80

80

然後不管了 ...



等待 T1 與 T2 弛緩過程結束

81

81

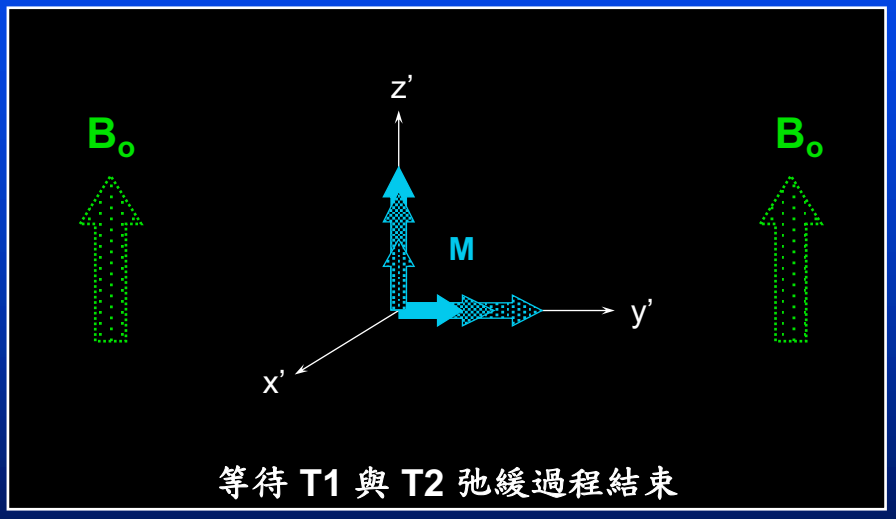
弛緩現象還沒教啊？

- 下次上課就會提到一些
- 現在先相信我： 激發完畢後，只要等得夠久，總會回到熱平衡狀態

82

82

然後不管了 ...

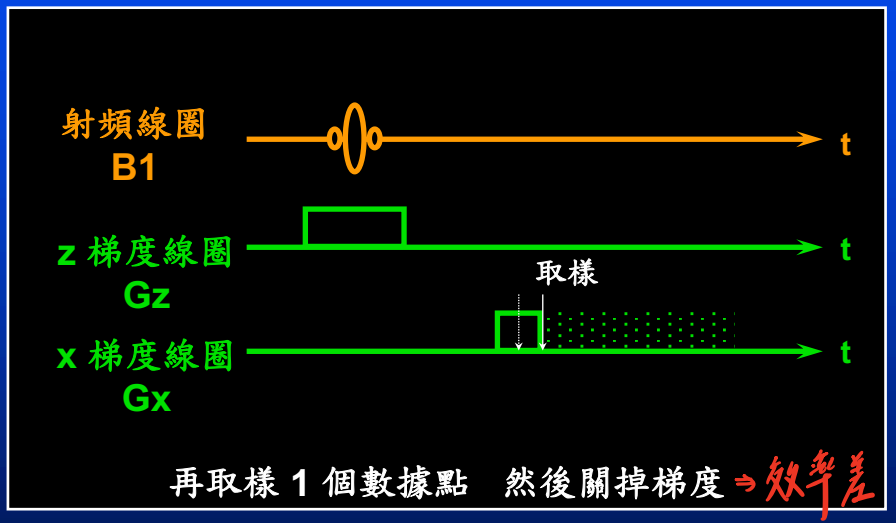


等待 T1 與 T2 弛緩過程結束

83

83

再做第二次激發

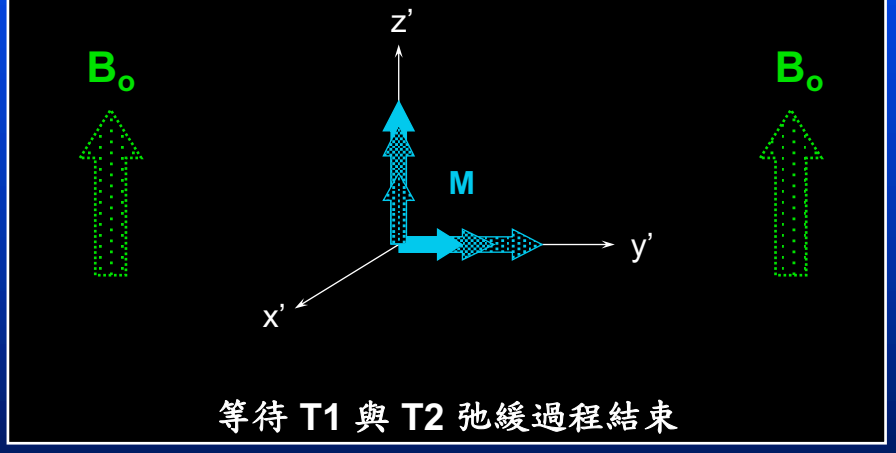


再取樣 1 個數據點　然後關掉梯度 ⇒ 效率差

84

84

然後又不管了 ...

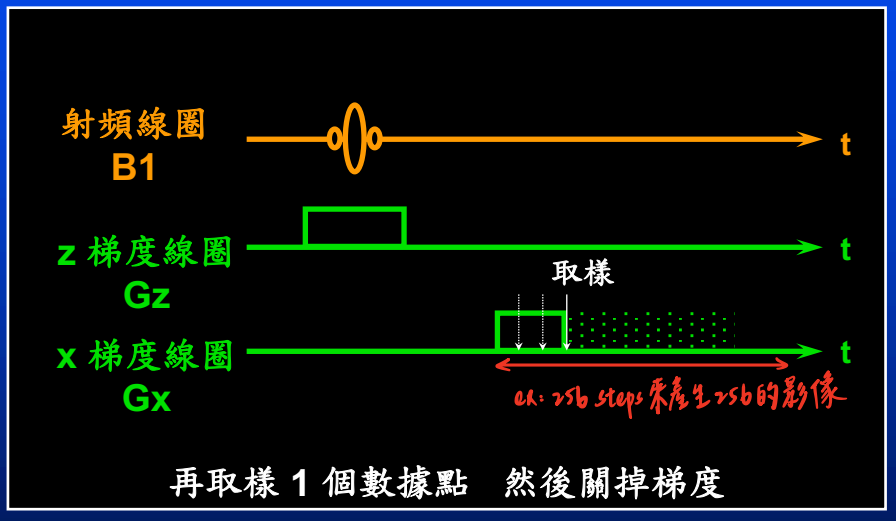


等待 T1 與 T2 弛緩過程結束

85

85

再做第三次激發



再取樣 1 個數據點　然後關掉梯度

86

86

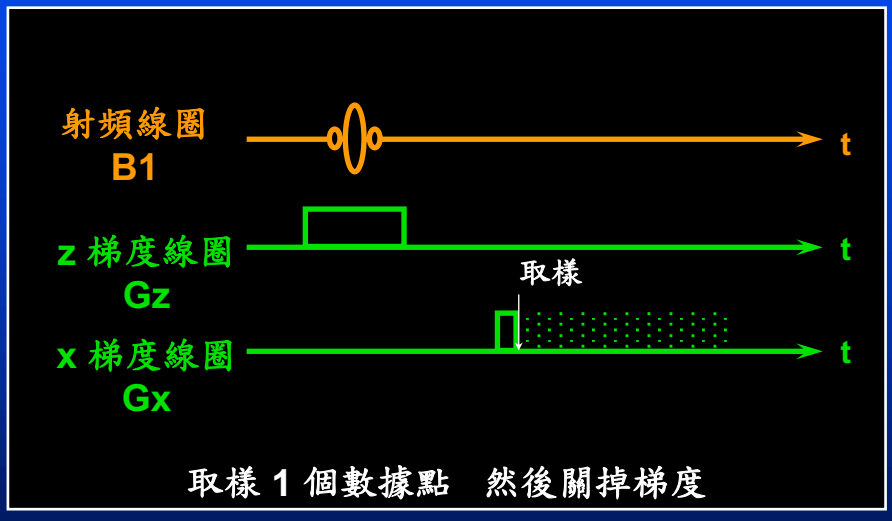
持續反覆這個過程

- 直到取完 256 個數據點為止
- 所取樣得到的 256 個數據，和頻率編碼完全相同！
- 照相時姿勢擺對，其他時間可亂動

87

87

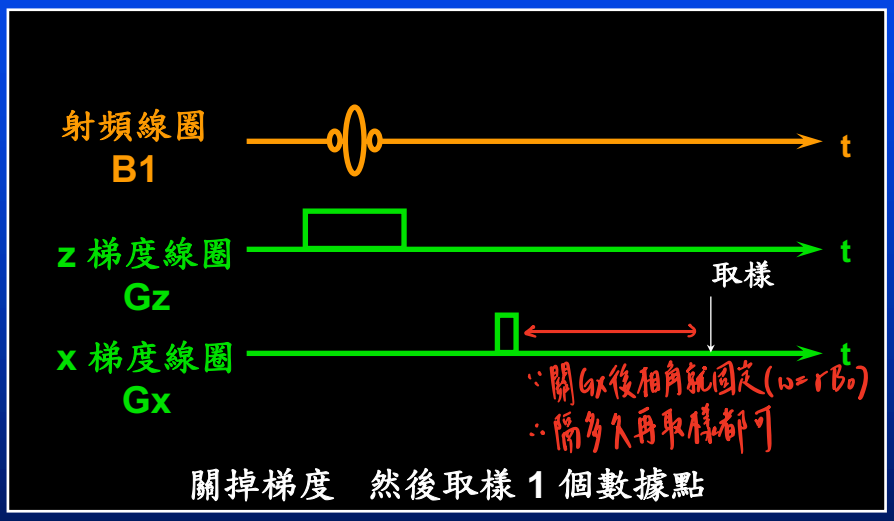
剛才脈衝序列改為 ...



88

88

現在再把脈衝序列改為 ...



89

89

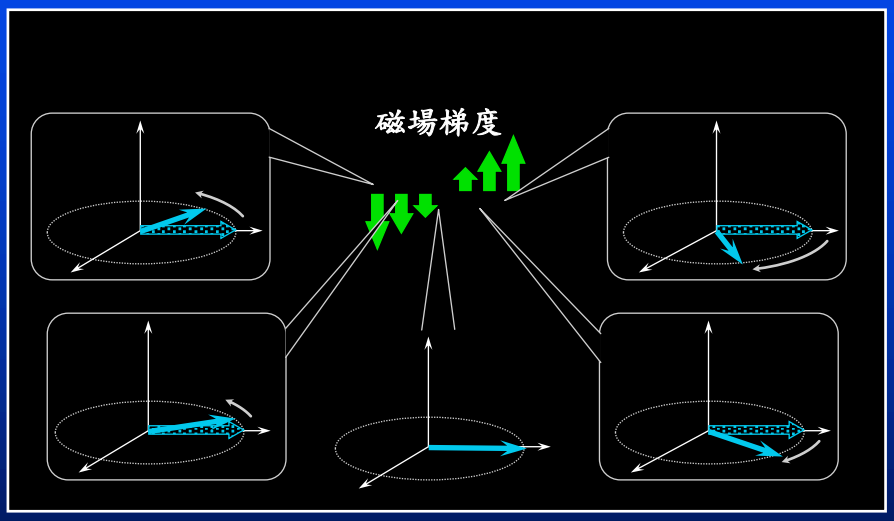
梯度關閉　恢復共振頻率

- 所有氫原子核在旋轉座標系中呈靜止狀態 (相角不改變)
- 取樣得到的數據，仍然和頻率編碼完全相同 (等多久都沒關係)！

90

90

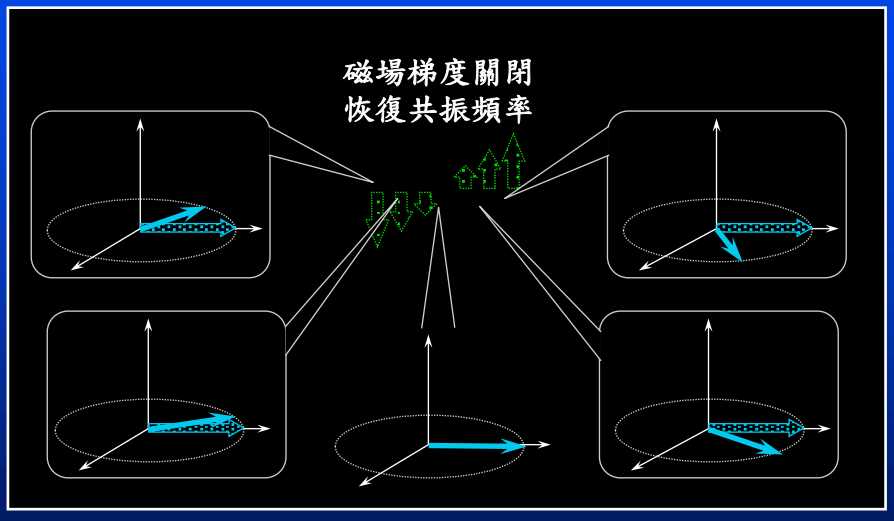
相角因梯度開啟　而持續隨時間變化



91

91

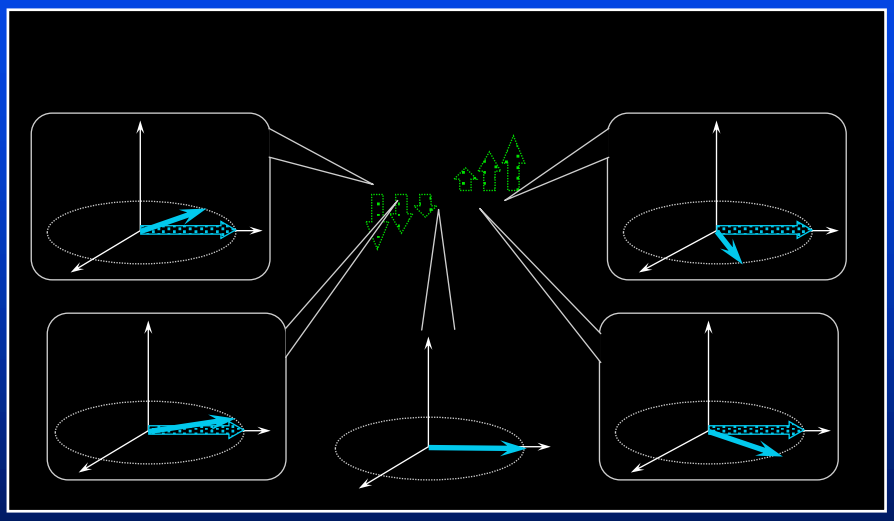
梯度一旦關閉　相角即不再改變



92

92

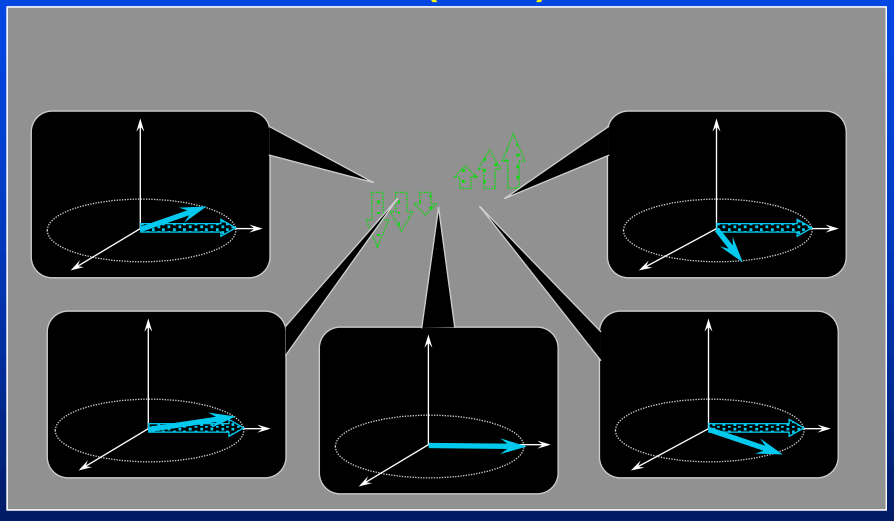
等多久都沒關係 相位角都不再改變



93

93

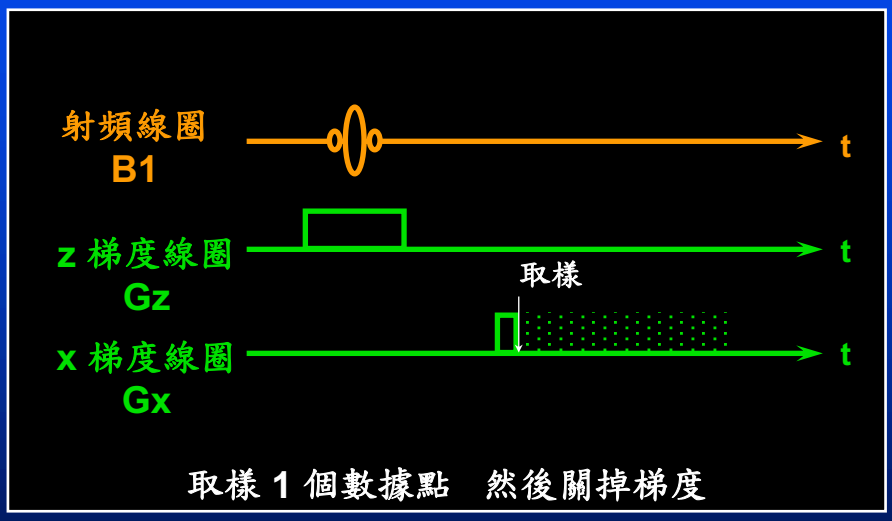
取樣 (照相)!



94

94

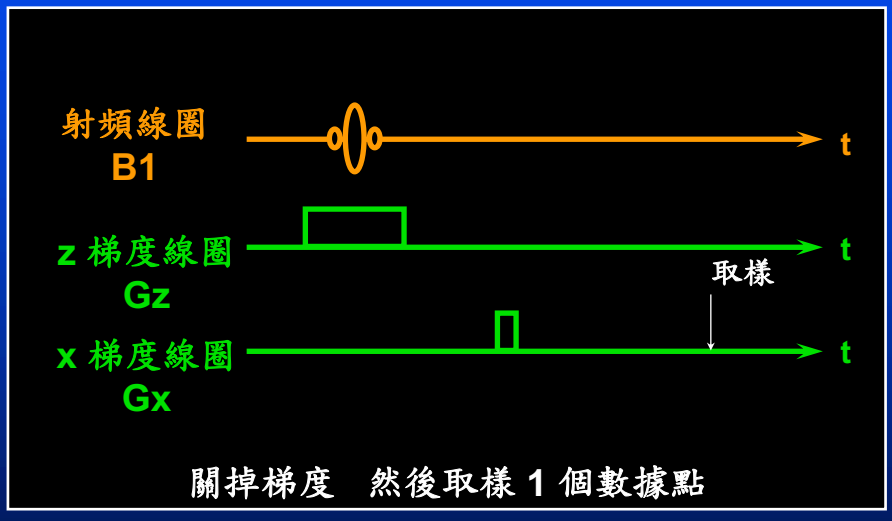
比較兩個脈衝序列



95

95

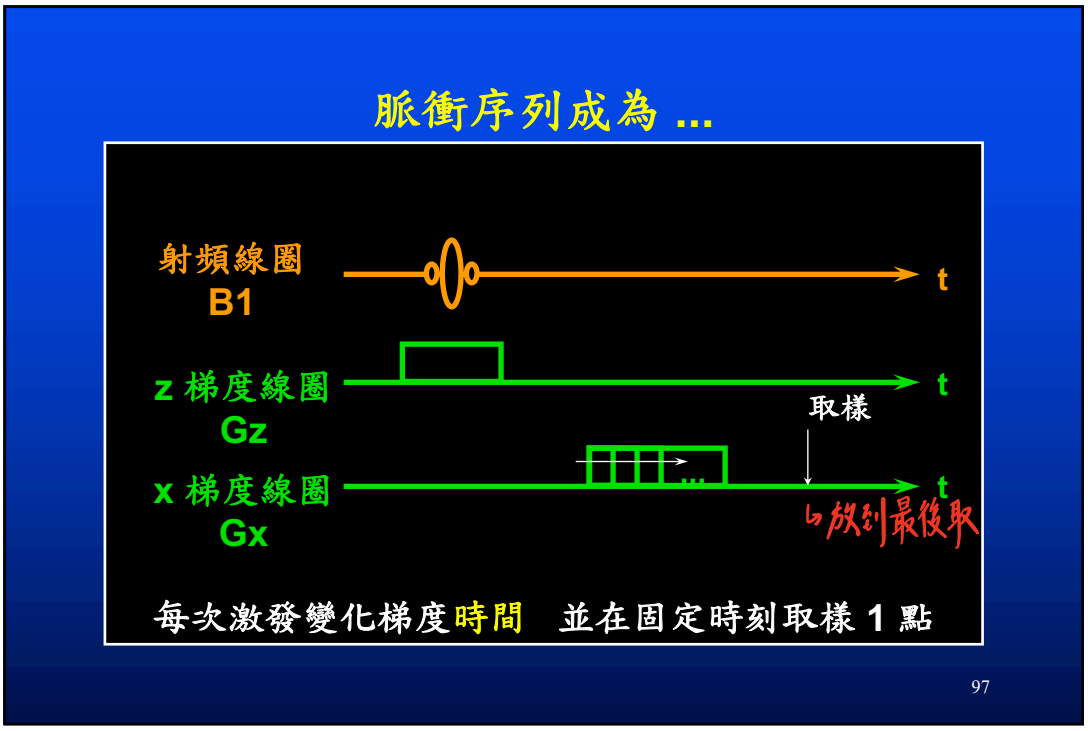
所得數據 不受取樣點的時間而影響



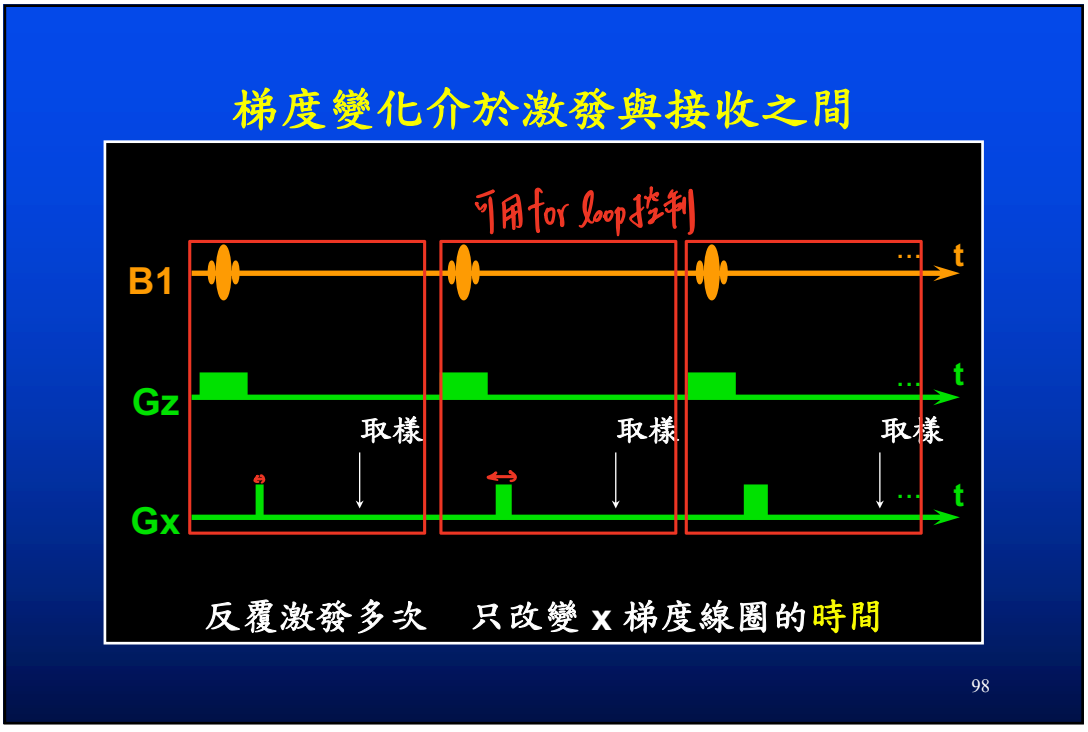
96

96

↳ P95、P96 效果一樣

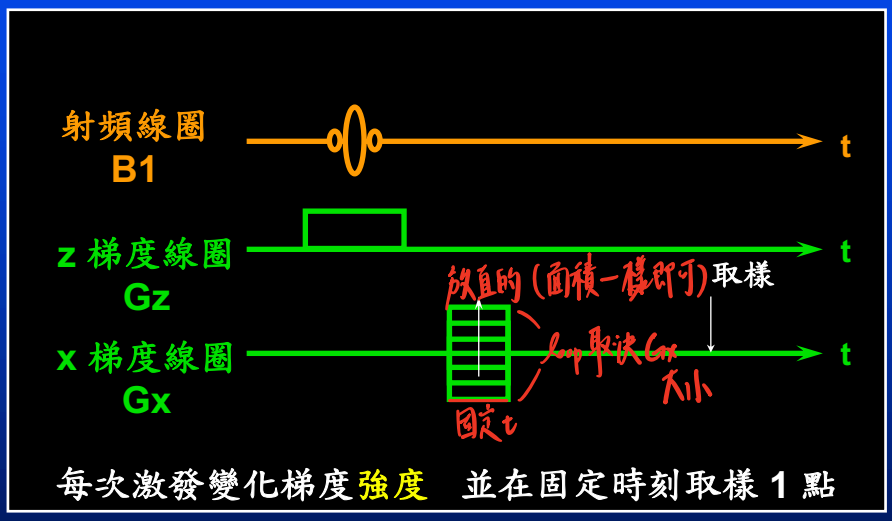

脈衝序列成為 ...
射頻線圈
B1
t
z 梯度線圈
Gz
t
取樣
x 梯度線圈
Gx
t
放到最後取
每次激發變化梯度時間　並在固定時刻取樣 1 點
97

97


梯度變化介於激發與接收之間
可用 for loop 控制
B1
Gz
Gx
t
取樣
取樣
取樣
反覆激發多次　只改變 x 梯度線圈的時間
98

98

現在普遍的使用方式

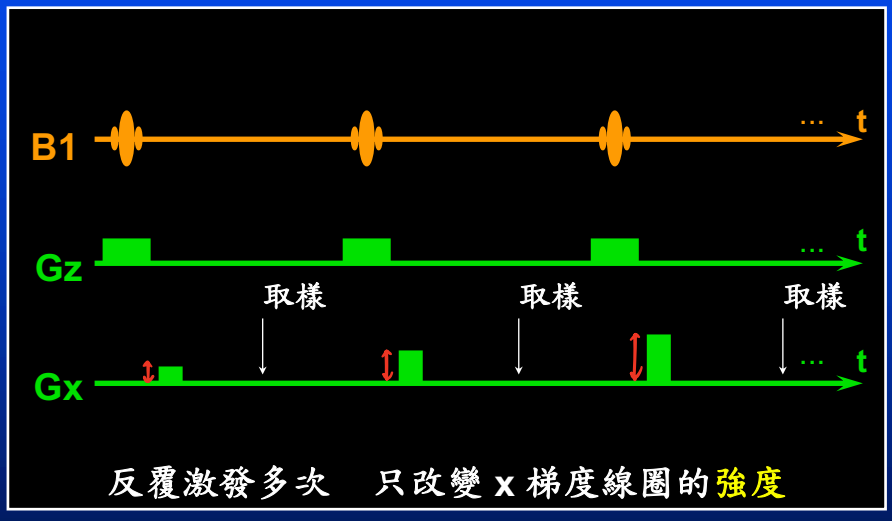


每次激發變化梯度強度　並在固定時刻取樣 1 點

99

99

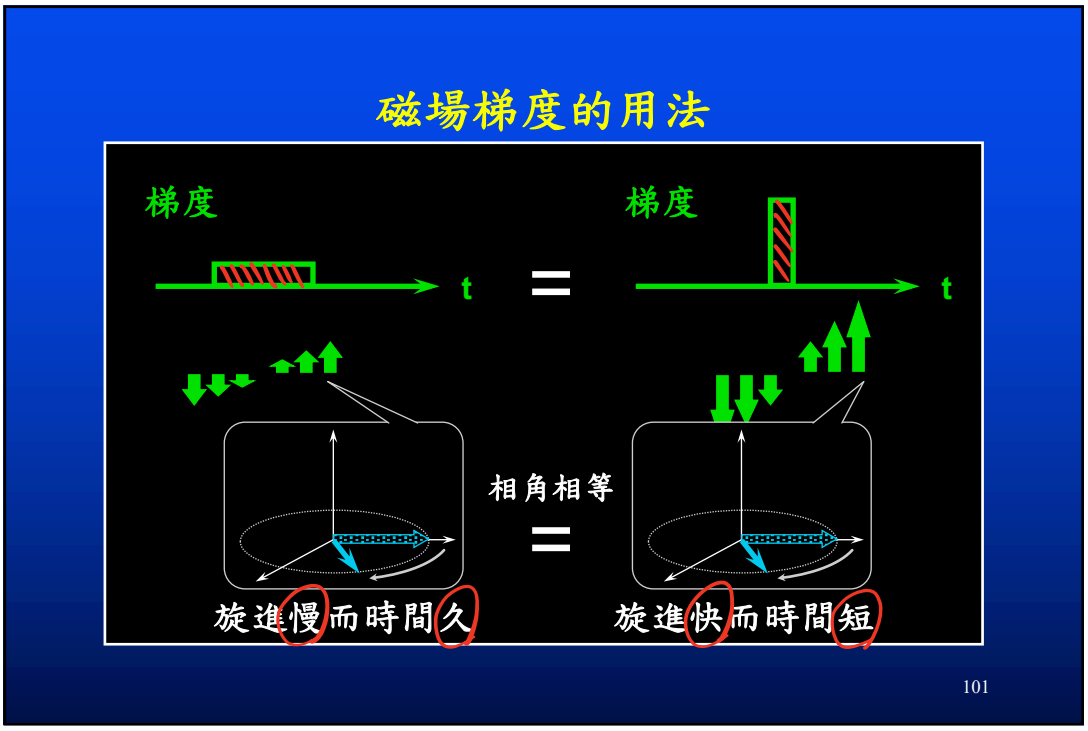
脈衝序列圖



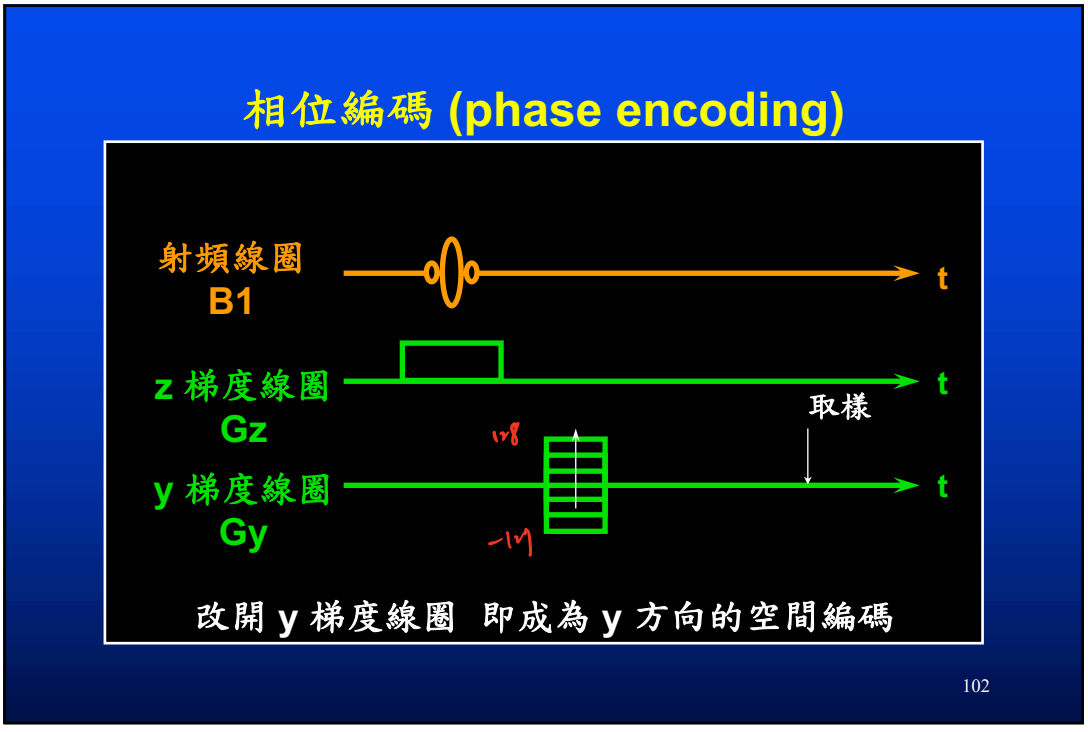
反覆激發多次　只改變 x 梯度線圈的強度

100

100


磁場梯度的用法
梯度
t
=
梯度
t
相角相等
=
旋進慢而時間久
旋進快而時間短
101

101


相位編碼 (phase encoding)
射頻線圈
B1
t
z 梯度線圈
Gz
t
取樣
y 梯度線圈
Gy
t
改開 y 梯度線圈 即成為 y 方向的空間編碼
102

102

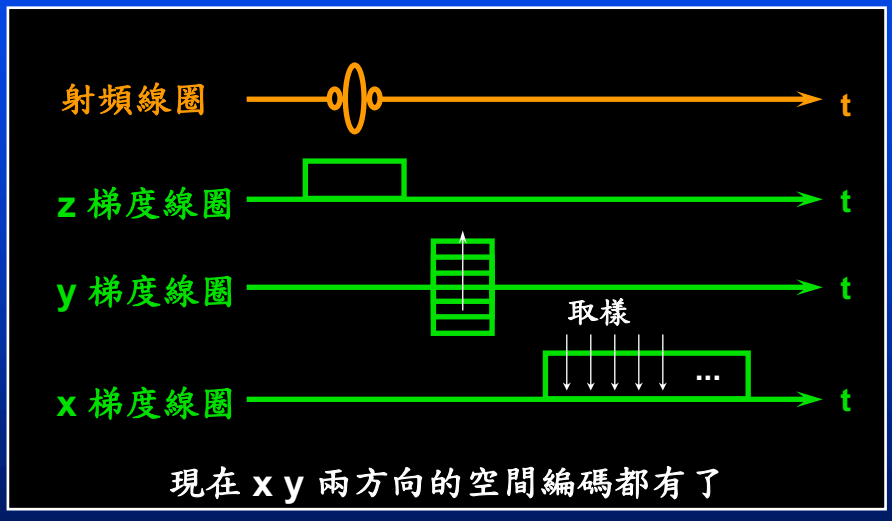
相位編碼

- 利用梯度使相角隨位置改變
- 原理其實和 (頻率編碼 + 取樣) 相同
- 一直反覆並改變梯度強度
- 在「激發後、接收前」調整梯度

103

103

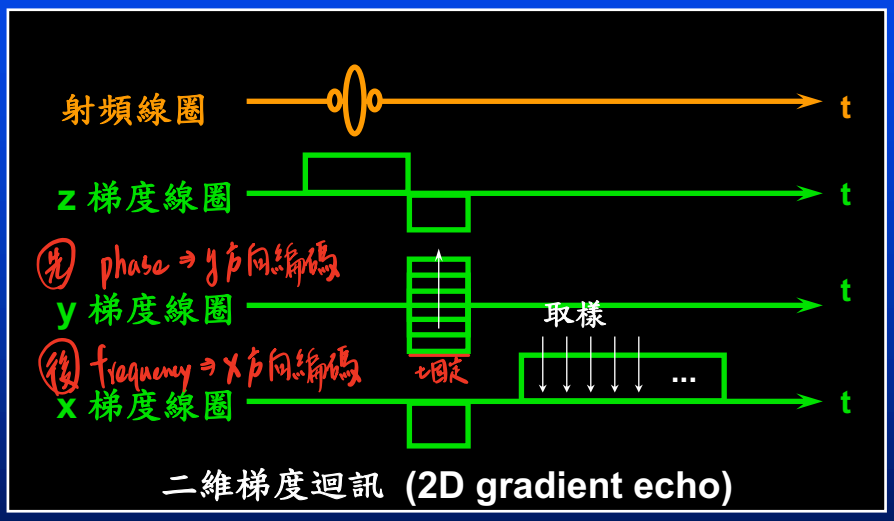
合併頻率編碼



104

104

再加上補強措施 ...



先後：z→y→x

105

105

原來掃瞄需要反覆多次

- 反覆的間隔時間
- 稱為 repetition time (TR)
- 允許磁矩返回熱平衡狀態
  - 弛緩 (relaxation) 過程

for loop 次數

兩次RF pulse 的時間差

106

106

Scan Time 的計算

- TR * 相位編碼數 * 信號平均數
- TR = 2000 → 八分鐘一張影像
  - TR 的選擇與縮短以後再談
- 256x128： 256 一律設為 freq

107

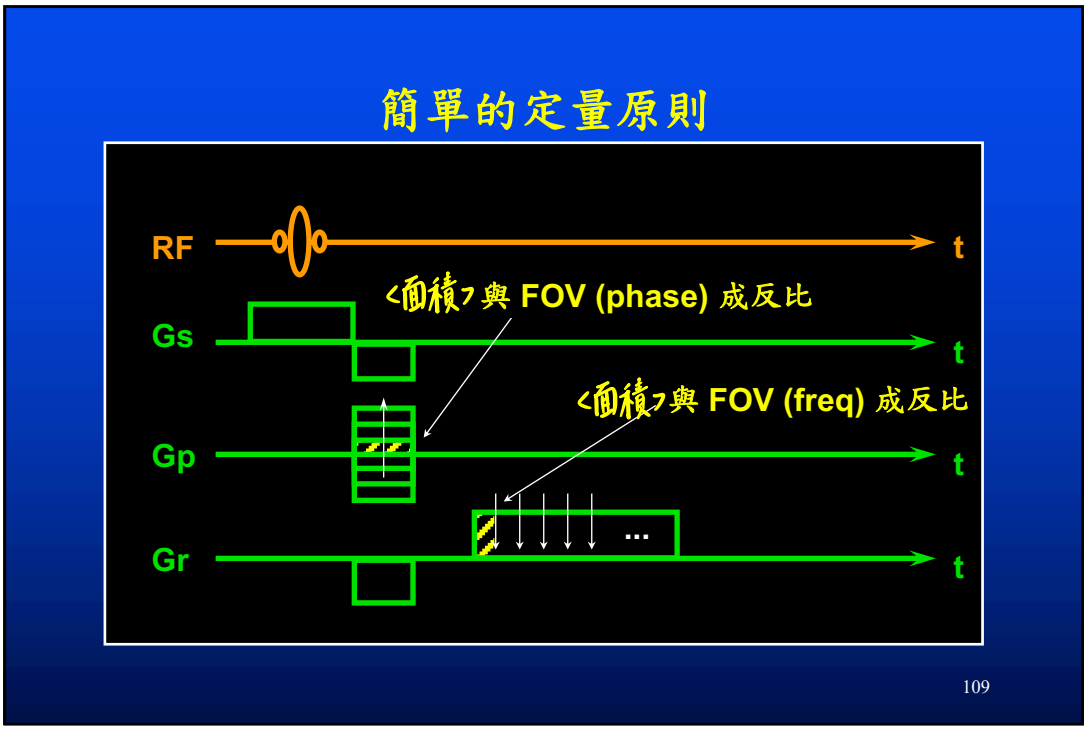
107

FOV 與梯度的關係

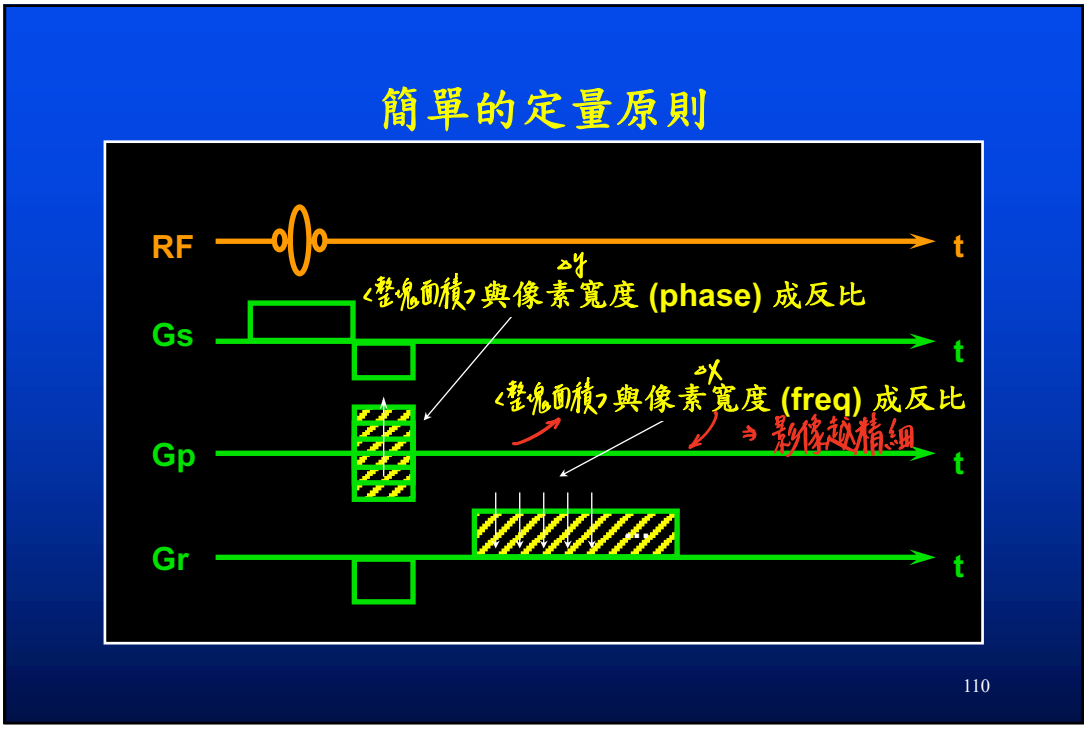
- 既然原理和頻率編碼一樣
- 定量原則就也一樣
- FOV 與梯度面積成反比
- 解析度與梯度總面積成正比

108

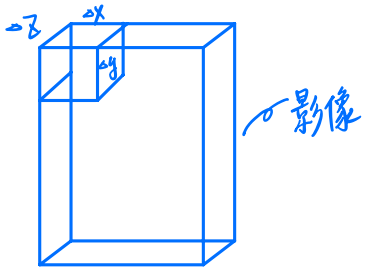
108


簡單的定量原則
RF
t
<面積>與 FOV (phase) 成反比
Gs
t
<面積>與 FOV (freq) 成反比
Gp
t
...
Gr
t
109

109


簡單的定量原則
RF
t
Δy
<整張面積>與像素寬度 (phase) 成反比
Gs
t
Δx
<整張面積>與像素寬度 (freq) 成反比
⇒ 影像越精細
Gp
t
Gr
t
110

110


Δz
Δx
Δy
影像

高解析度影像

- 在相位編碼方向
- 還是梯度要強 (硬體限制)
- Gradient strength： 影響 MRI 解析度的重要 規格

111

111

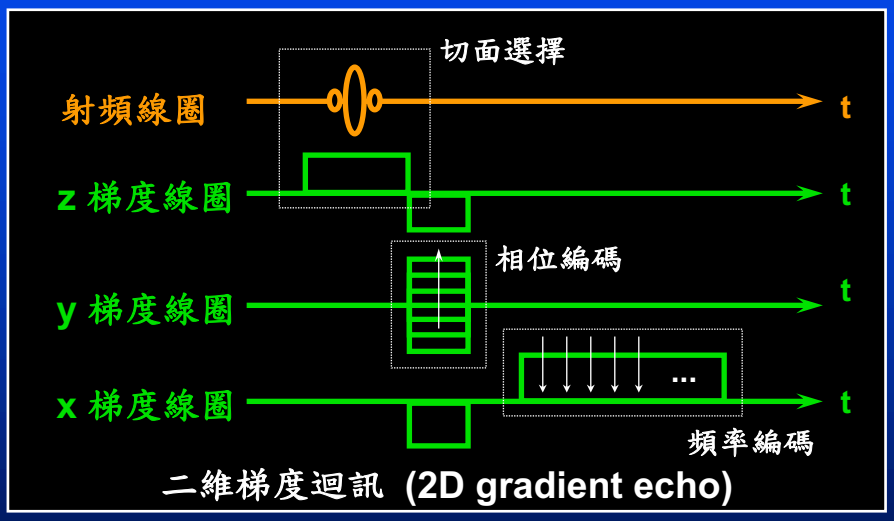
MRI 成像的脈衝序列

- 切面選擇 (slice selection)
- 相位編碼 (phase encoding)
- 頻率編碼 (frequency encoding)

112

112

完整的脈衝序列



113

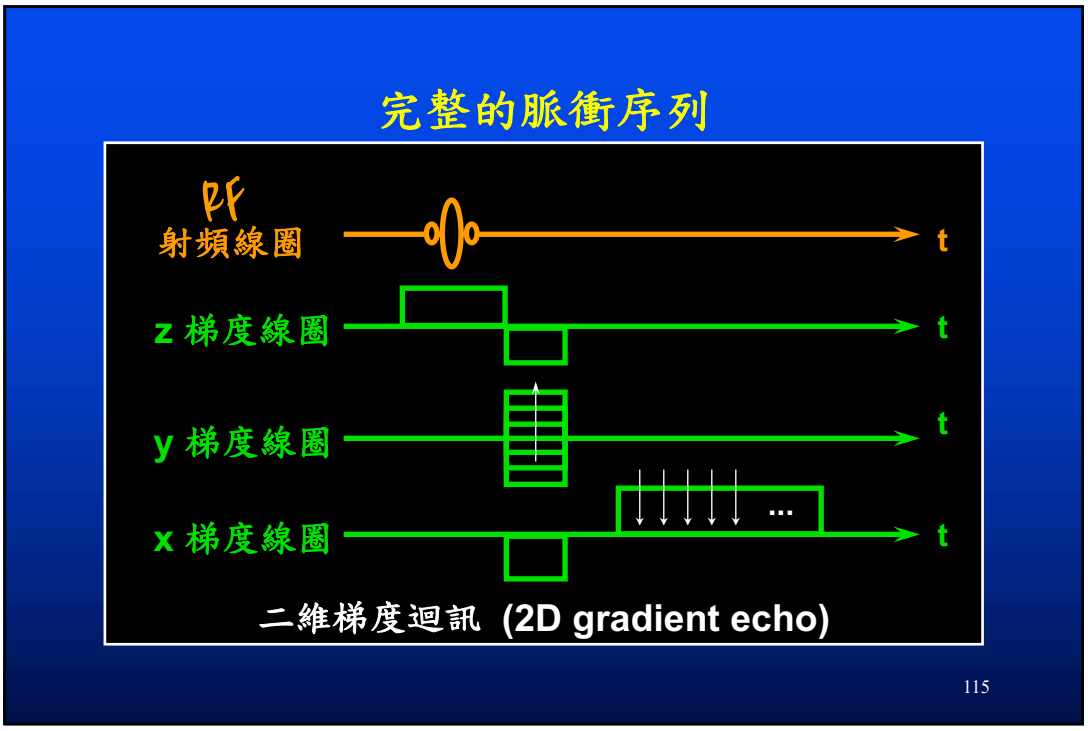
113

基本成像序列的其他變化

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

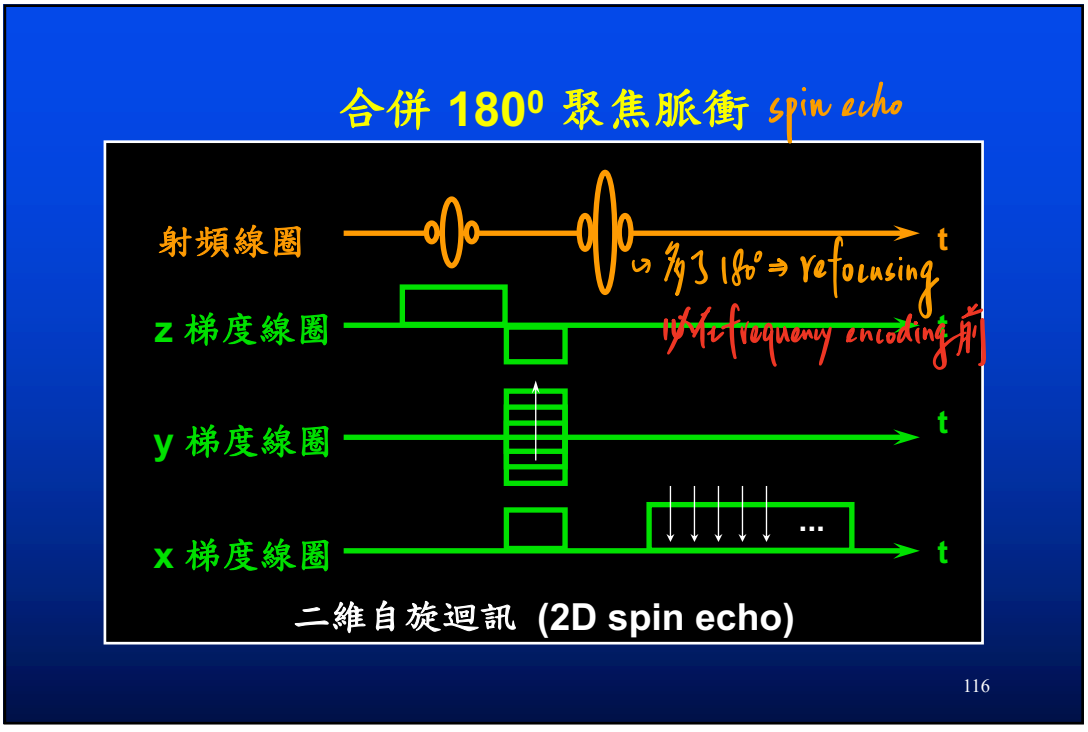
114

114



115

gradient echo：只有一個 (10°~90°)
spin echo：90° + 180°



116

Spin Echo 也還沒教啊？

- 別急，下次上課內容

117

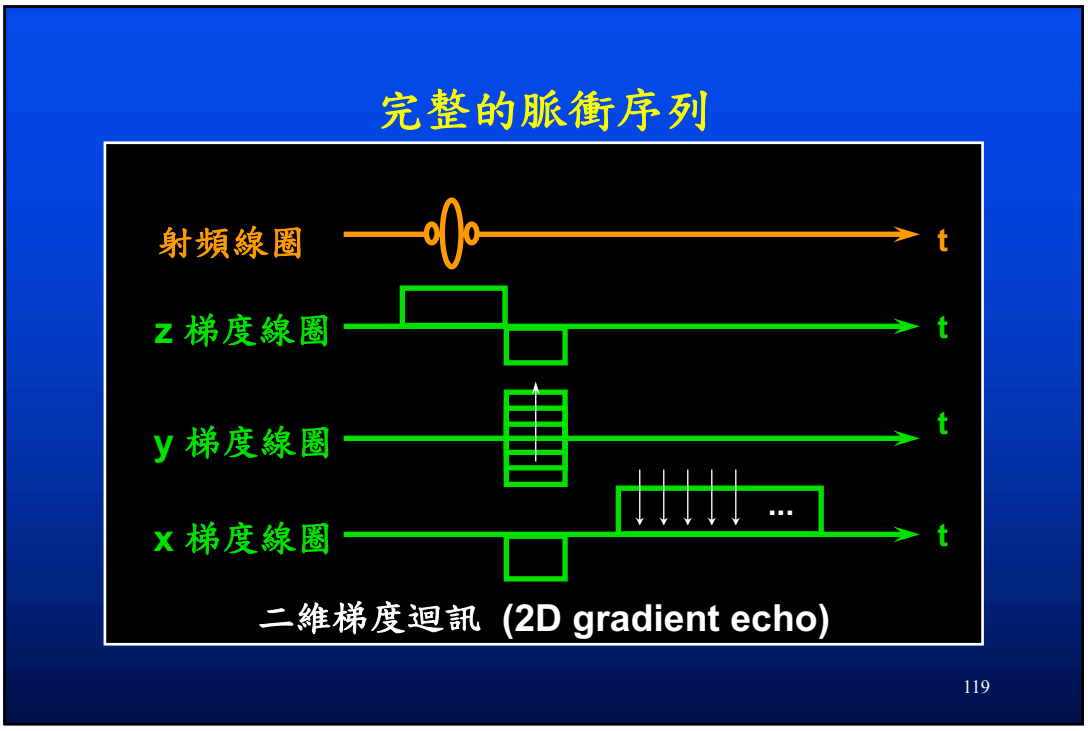
117

基本成像序列的其他變化

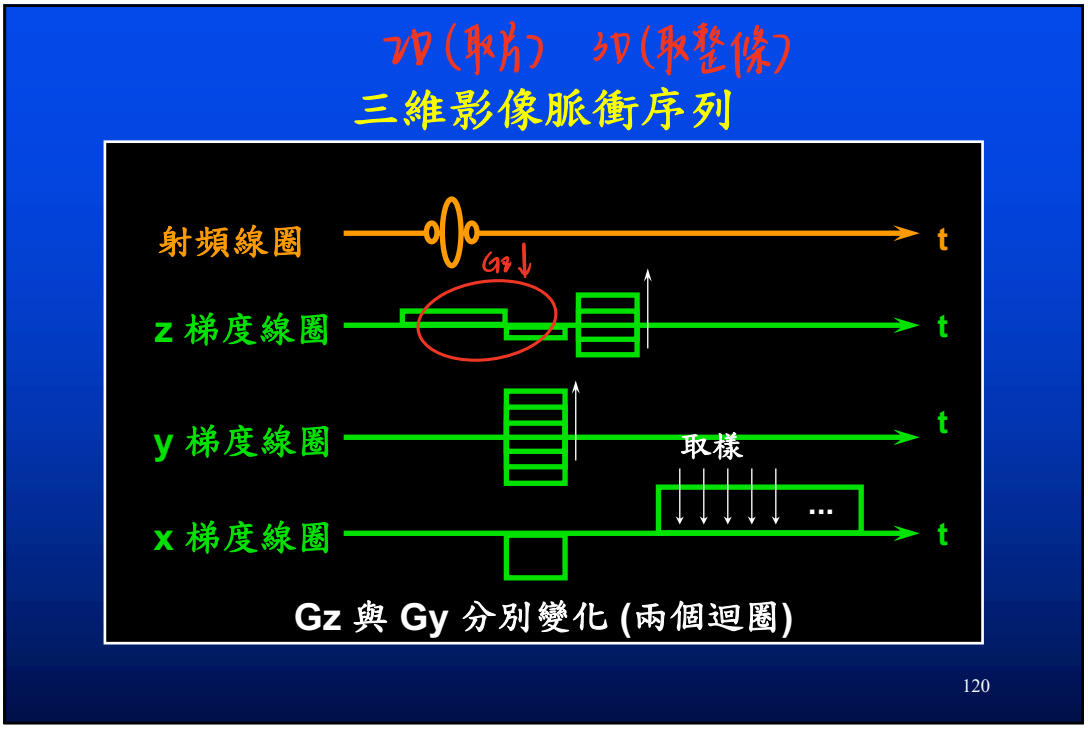
- Spin-echo 脈衝序列
- 3D 脈衝序列
- Multi-slice imaging
- Multi-echo imaging

118

118

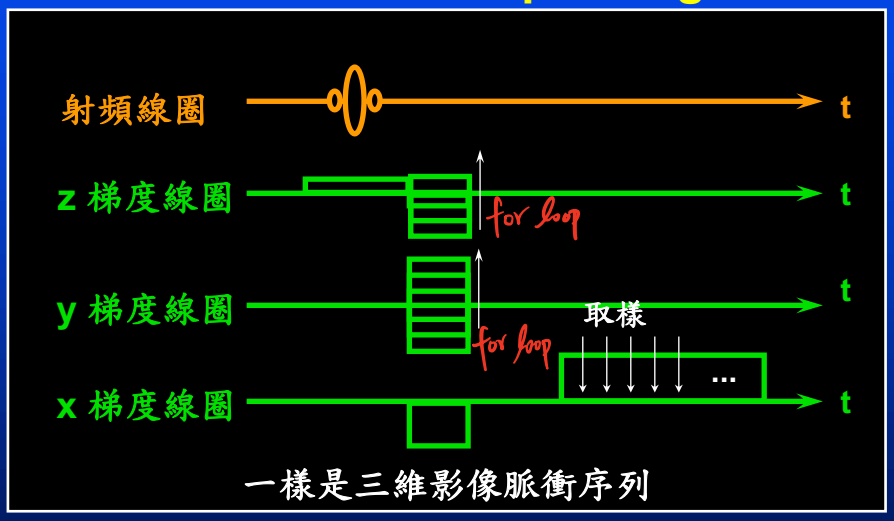

完整的脈衝序列
射頻線圈
z 梯度線圈
y 梯度線圈
x 梯度線圈
t
...
二維梯度迴訊 (2D gradient echo)
119

119


加(取片) 加(取整像)
三維影像脈衝序列
射頻線圈
z 梯度線圈
y 梯度線圈
x 梯度線圈
Gz↓
取樣
t
...
Gz 與 Gy 分別變化 (兩個迴圈)
120

120

切面相位編碼併入 rephasing 梯度



121

121

三維影像 ⇒ 病者動了就完了 (切片要拾棄壞掉部分即可)

- 選擇一片超厚的切面 (slab)
- 一個方向做頻率編碼
- 再用兩個迴圈做相位編碼
  - Scan time = TR * 128 * 32

122

122

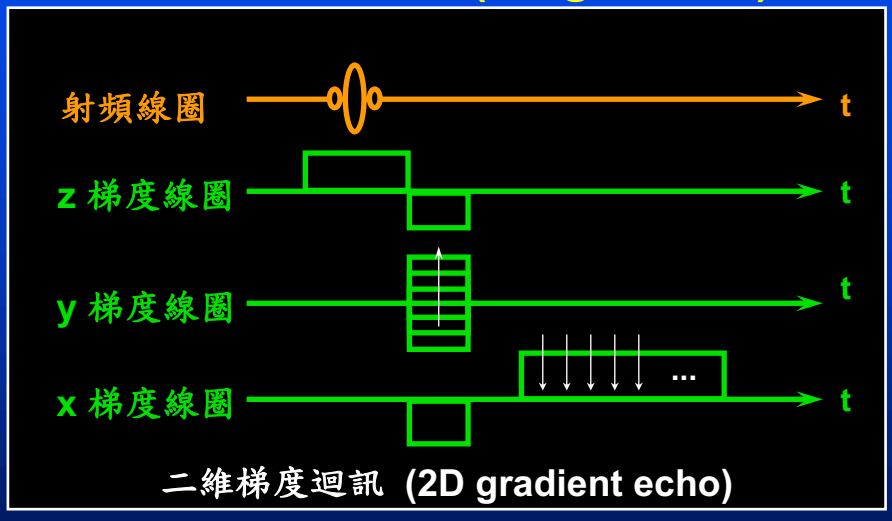
基本成像序列的其他變化

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

123

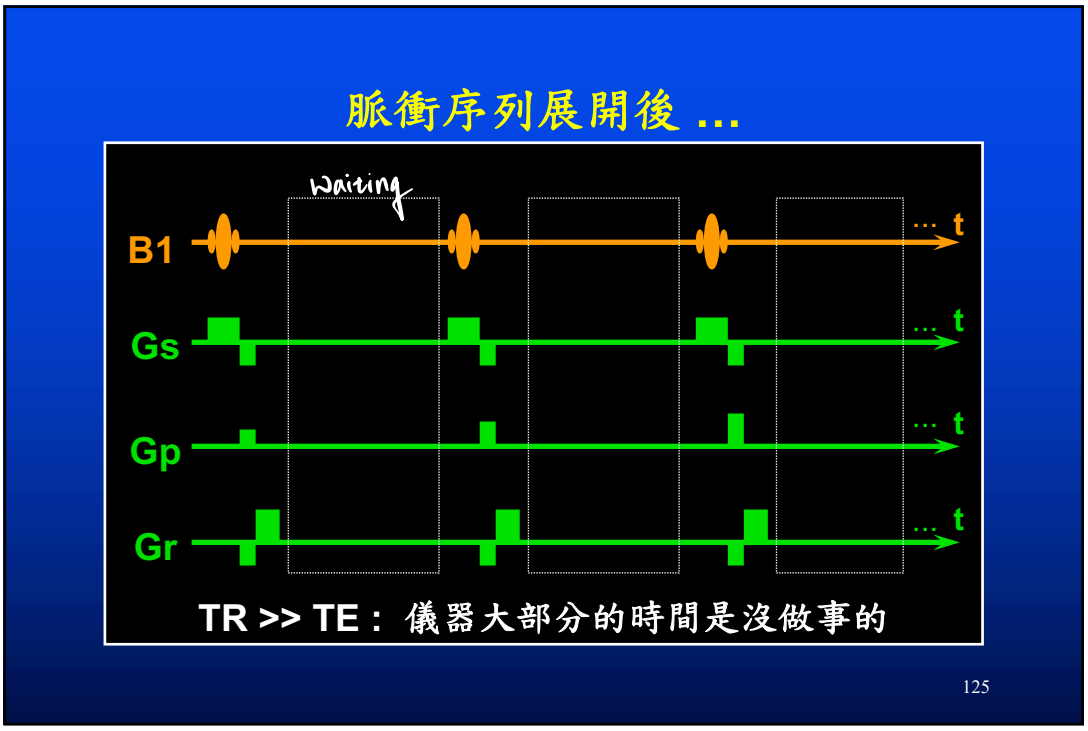
123

完整的脈衝序列 (Single Slice)

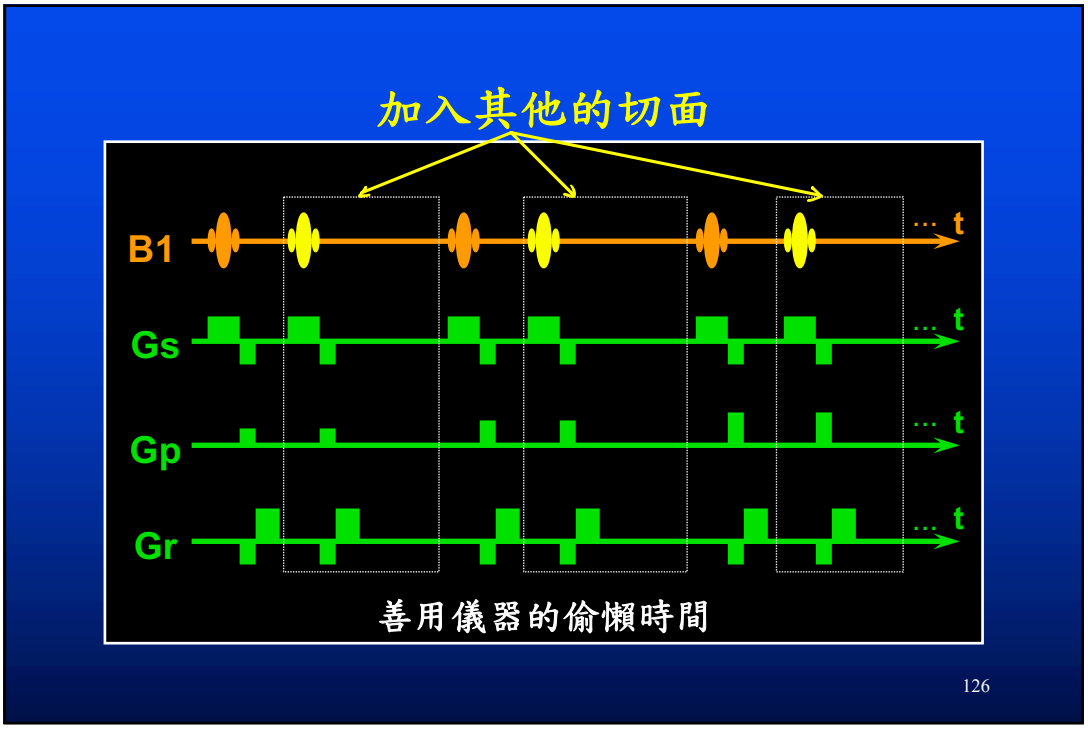


124

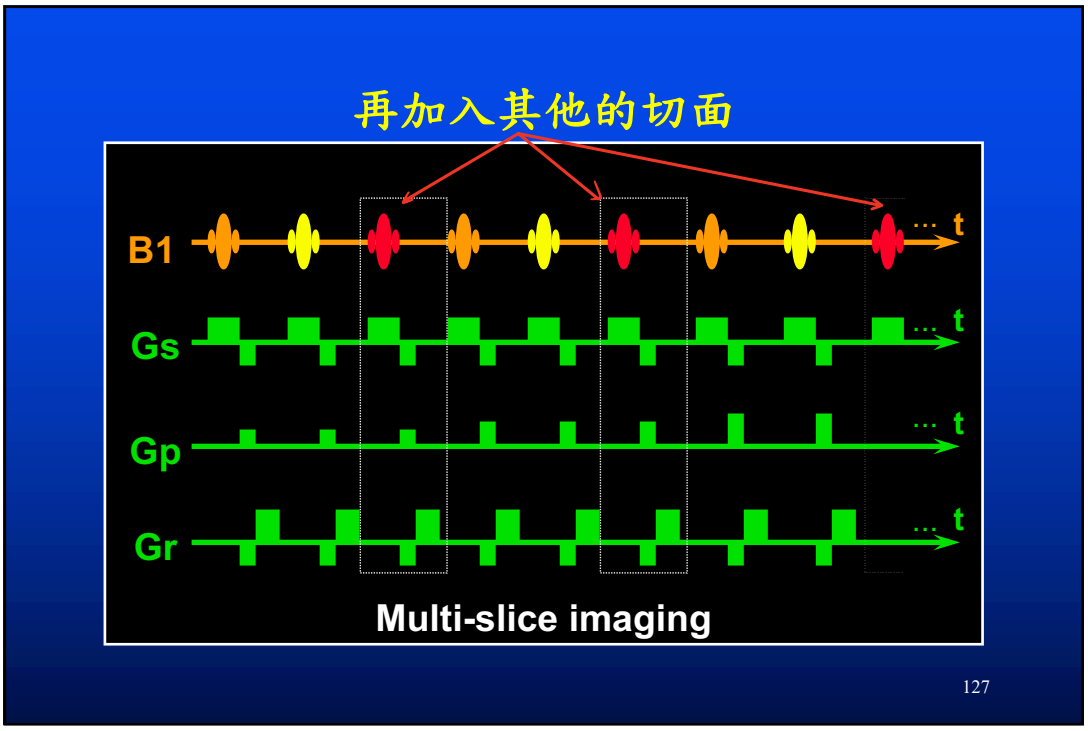
124


脈衝序列展開後 ...
Waiting
B1
Gs
Gp
Gr
t
TR >> TE： 儀器大部分的時間是沒做事的
125

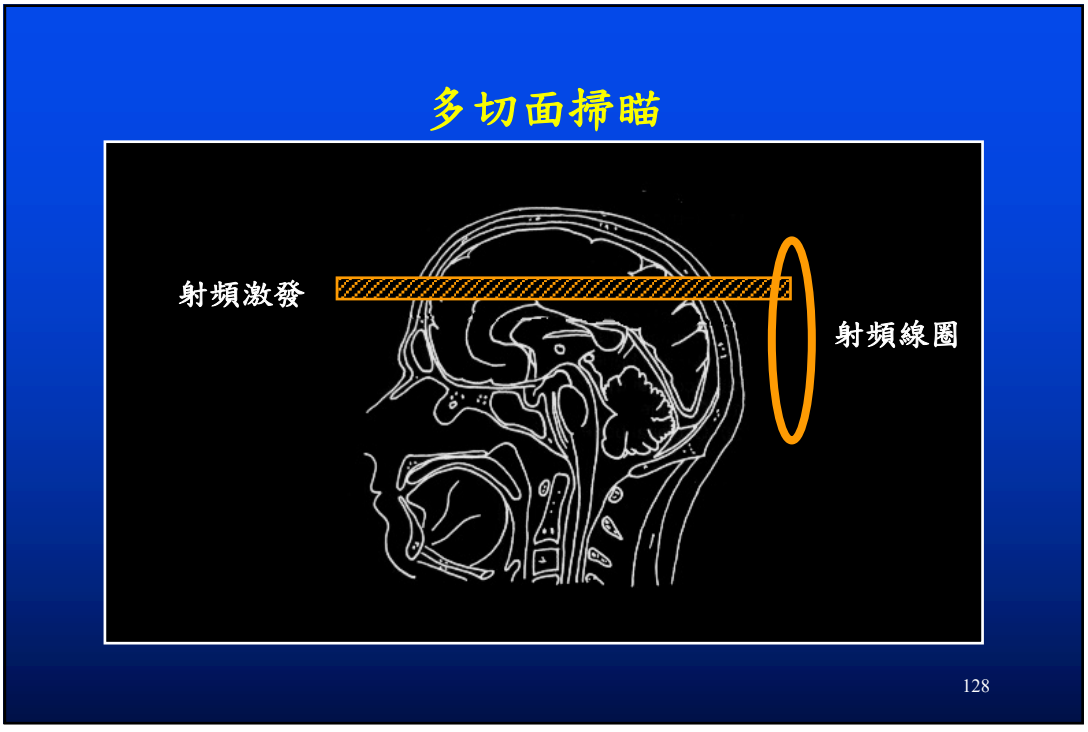
125


加入其他的切面
B1
Gs
Gp
Gr
t
善用儀器的偷懶時間
126

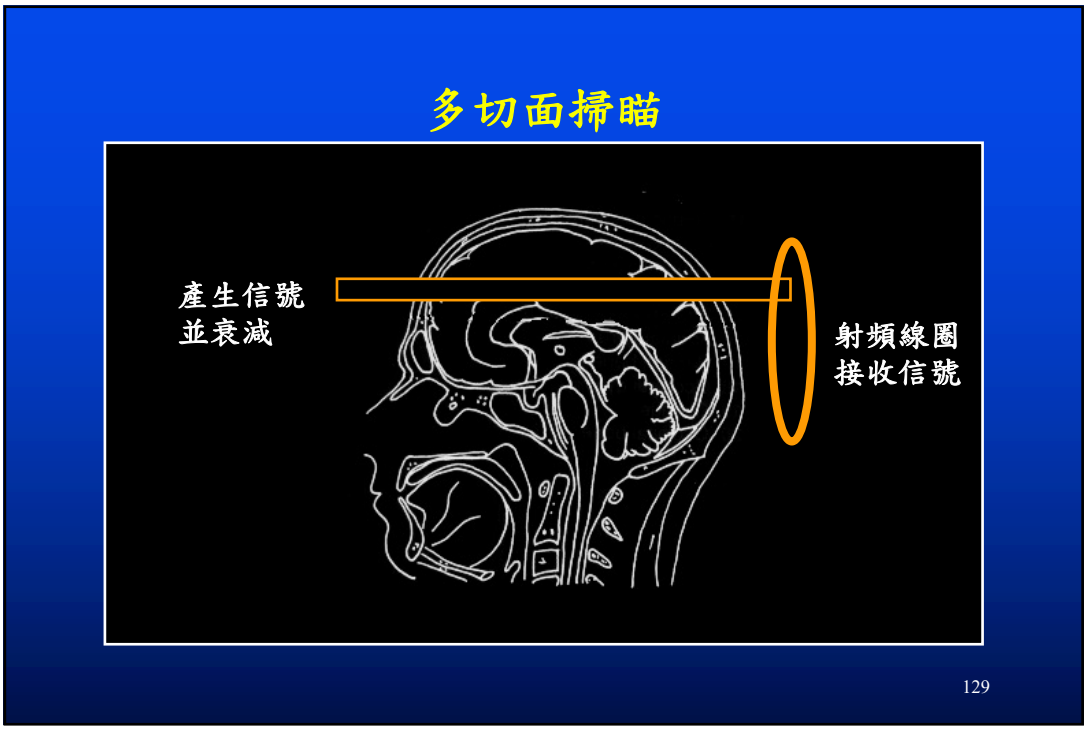
126


再加入其他的切面
B1
Gs
Gp
Gr
t
Multi-slice imaging
127

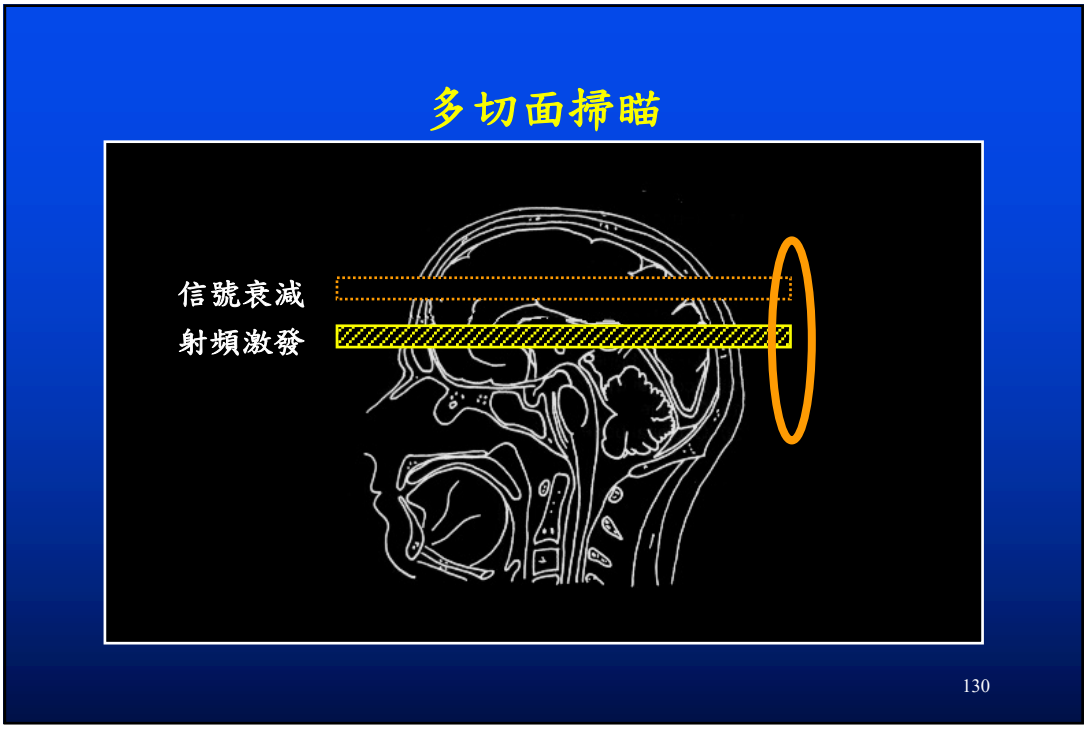
127


多切面掃瞄
射頻激發
射頻線圈
128

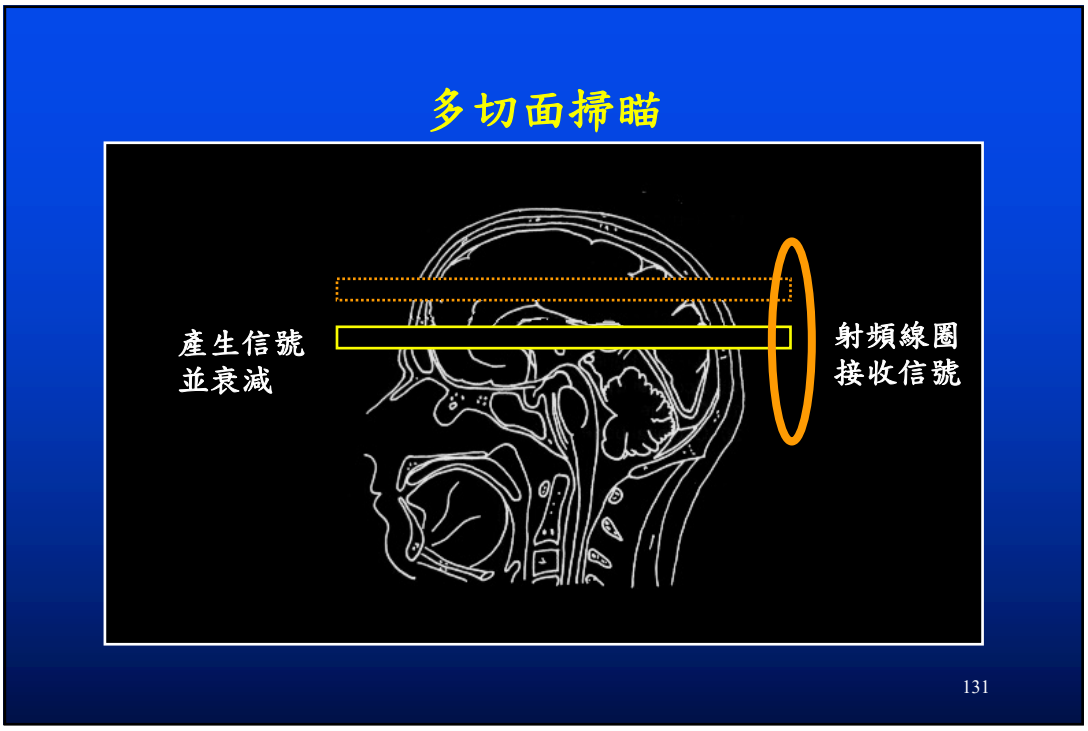
128



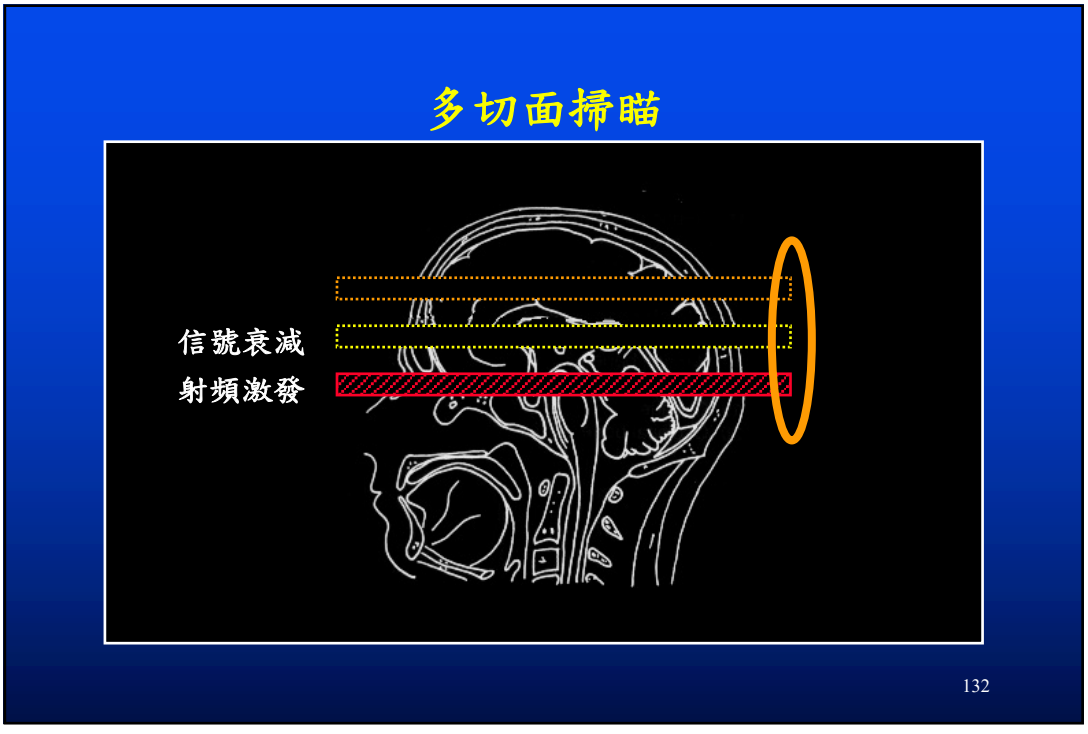
129



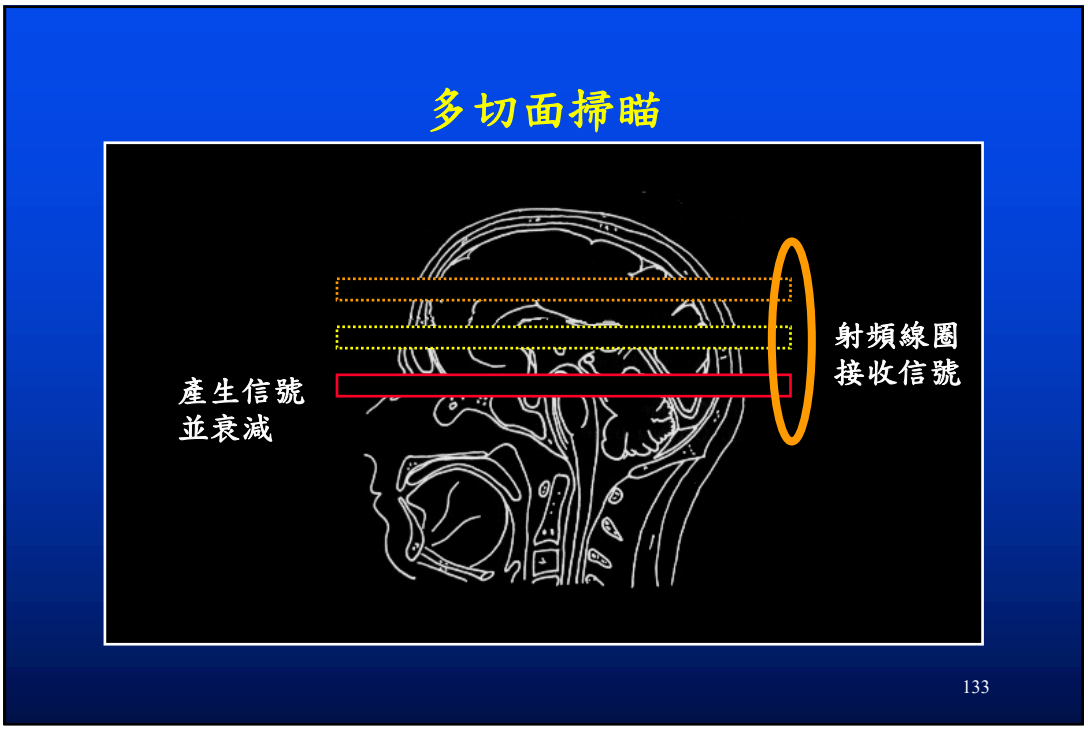
130



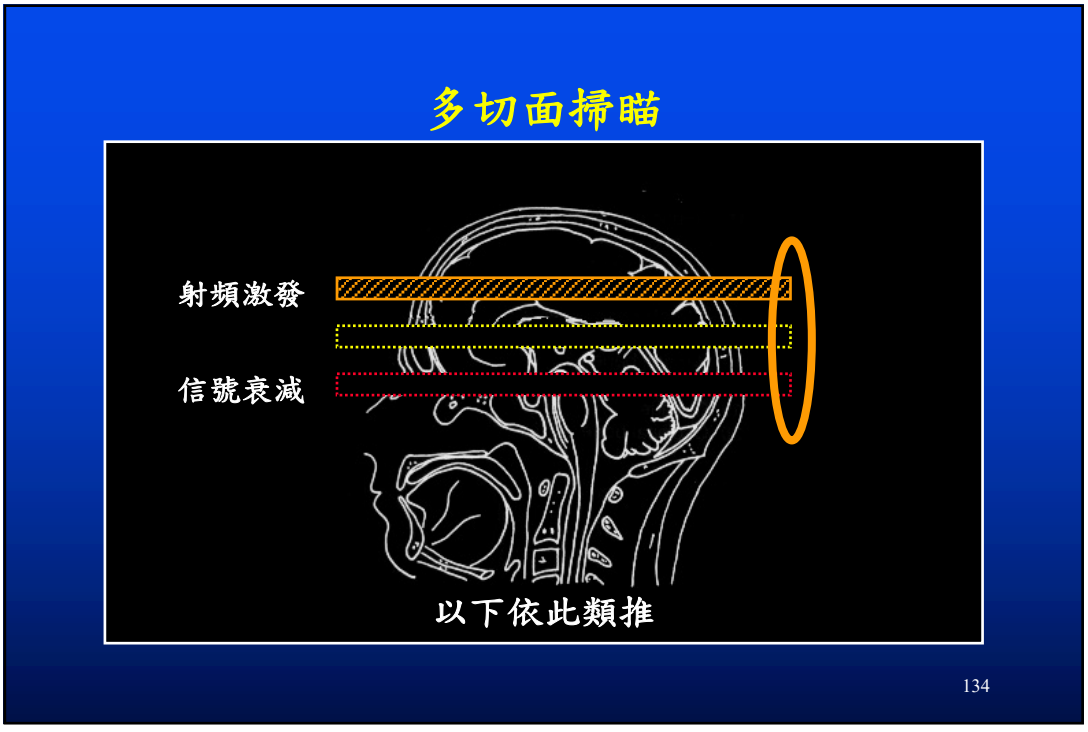
131



132

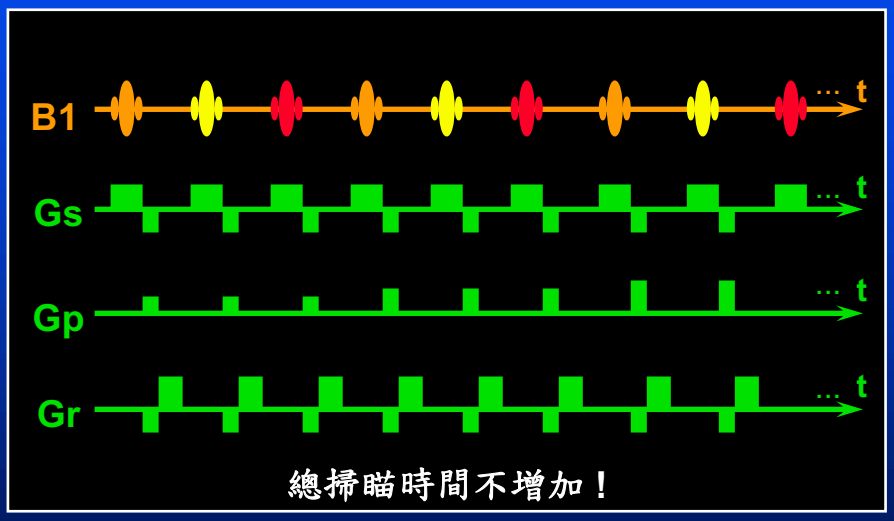


133



134

多切面掃瞄脈衝序列



135

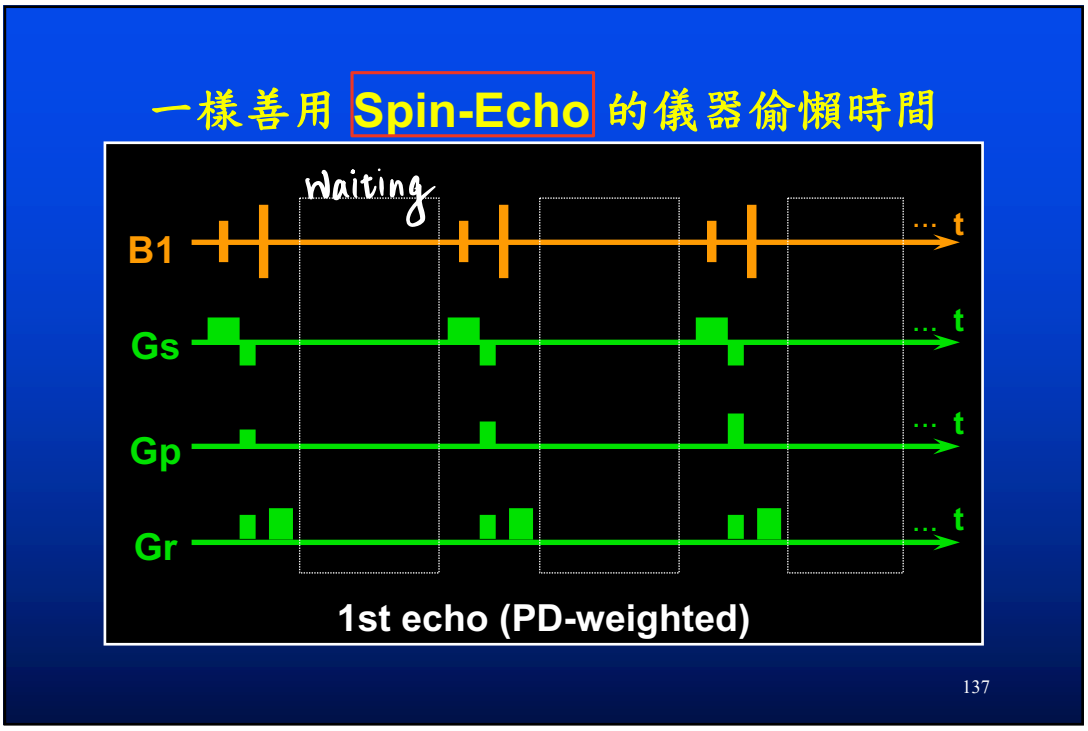
135

基本成像序列的其他變化

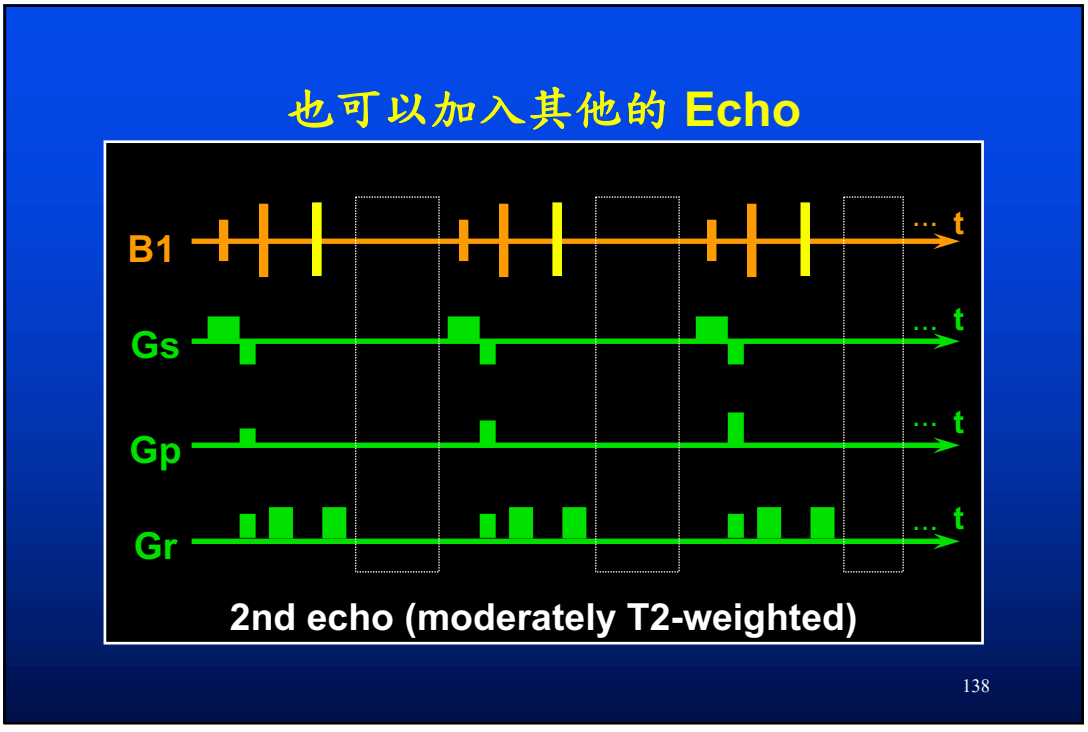
- Spin-echo 脈衝序列
- 3D 脈衝序列
- Multi-slice imaging
- Multi-echo imaging

136

136

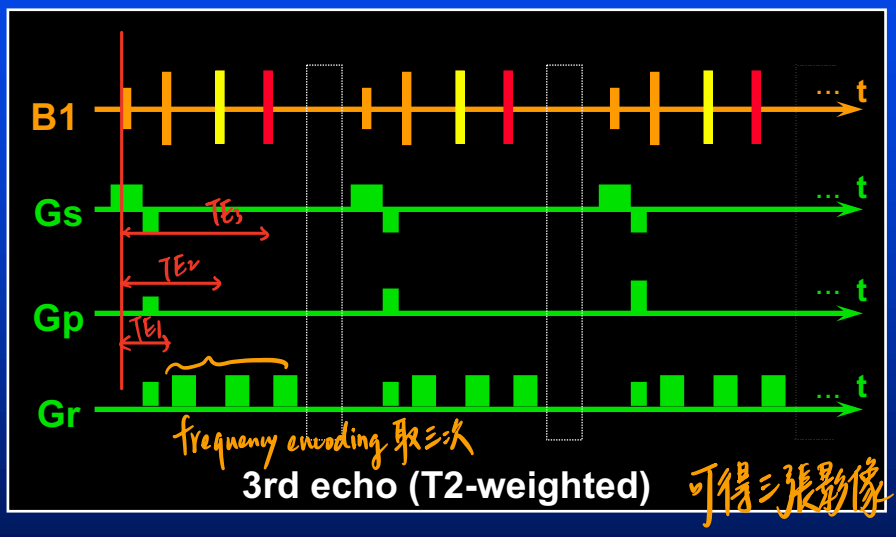

一樣善用 Spin-Echo 的儀器偷懶時間
Waiting
B1
Gs
Gp
Gr
t
1st echo (PD-weighted)
137

137


也可以加入其他的 Echo
B1
Gs
Gp
Gr
t
2nd echo (moderately T2-weighted)
138

138

也可以加入其他的 Echo



139

139

2D Spin-Echo

- TE = 10~150 msec
- TR = 600~2500 msec
- Multi-echo 與 multi-slice 不影響 scan time !

140

140

基本成像序列的其他變化

- Spin-echo 脈衝序列
- 3D 脈衝序列
- Multi-slice imaging 不同位置
- Multi-echo imaging 同位置、對比不同

141

141

摘要： MRI 的空間編碼

- 切面選擇 (slice selection)
- 相位編碼 (phase encoding)
- 頻率編碼 (frequency encoding)

142

142

摘要： 切面選擇 (axial)

- 開 z 梯度線圈
- Sinc 形射頻脈衝
- 關 z 梯度線圈

143

143

摘要： 頻率編碼

- 選擇激發之後
- 開 x 梯度線圈
- 接收信號 (取樣)
- 關 x 梯度線圈

144

144

摘要： 相位編碼

- 利用多次反覆 + 改變梯度值，取代頻率編碼中的信號取樣動作
- 在「激發後、接收前」進行
- 允許多重迴圈 (3D)

145

145