

# 相位對比血管攝影

## Phase-Contrast MRA

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 of 153

1

## 回顧：TOF MRA Artifacts

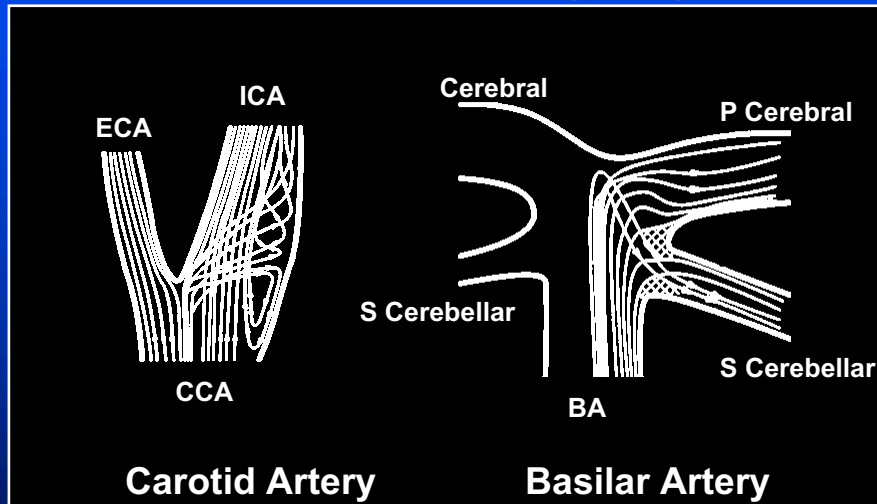
---

- 「像素內失相」引起低信號
  - 流動 + 梯度  $\sim$  相角
  - 流動不均  $\rightarrow$  相角不一  $\rightarrow$  低信號
- 相角可以指示流速？

2 of 153

2

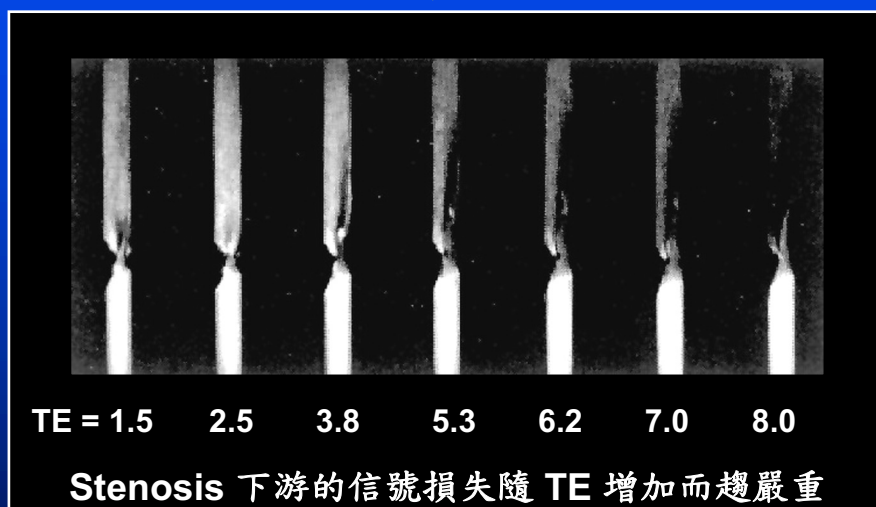
## Turbulent Flow (擾流)



3 of 153

3

## 短 TE 與 GMR 在信號損失的效果



4 of 153

4

## 推論

---

- 像素內如果流速一致
  - 流動 + 梯度  $\sim$  相角
- 取得相位影像 = 流速影像！
  - 相位對比 **MRA** 之基礎

5 of 153

5

## 什麼是相角？

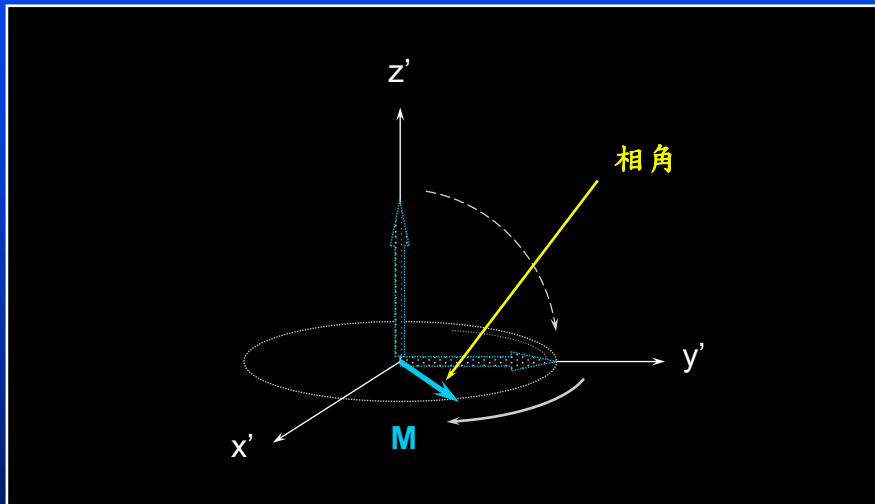
---

- 人體磁鐵激發後，偏離  $y'$  軸的角度

6 of 153

6

## 相角是什麼？



7 of 153

7

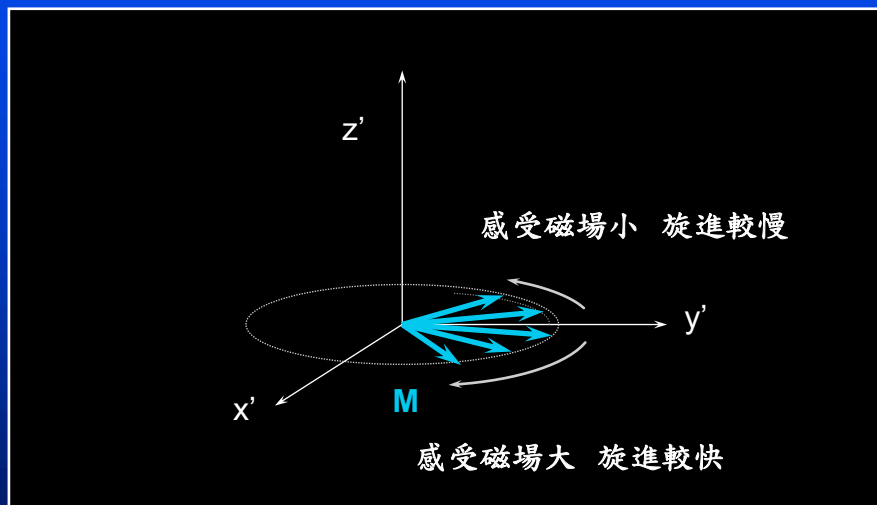
## 為什麼會出現相角？

- 偏離共振頻率 (off-resonance)
  - 均勻主磁場 ( $B_0$ ) 受到改變
  - $\omega = \gamma B$  拉莫方程式
- 例如：梯度就可以造成磁場改變

8 of 153

8

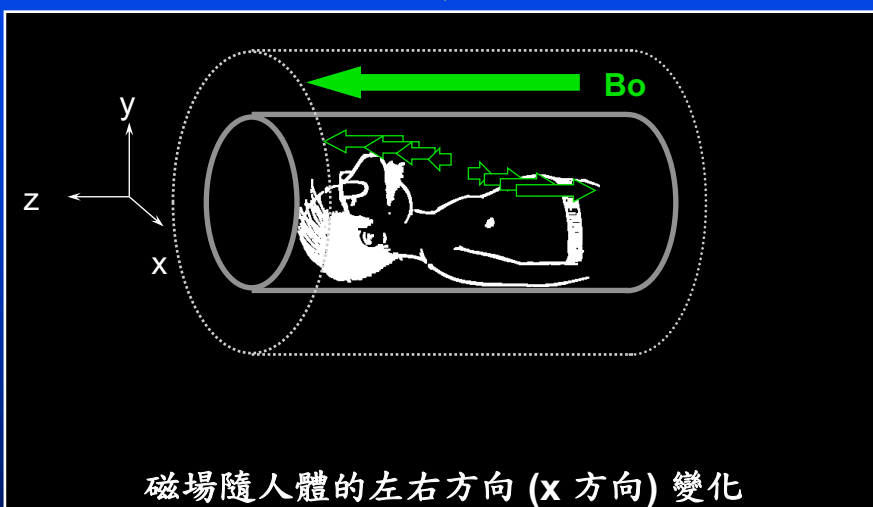
## 磁場影響旋進頻率 造成相角變化



9 of 153

9

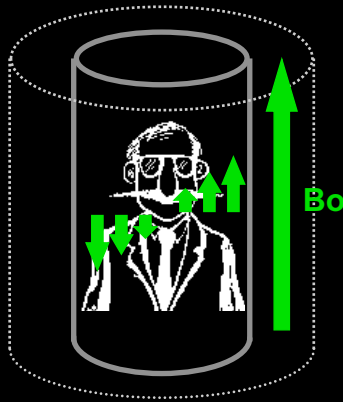
## x 梯度



10 of 153

10

## 轉個方向來看

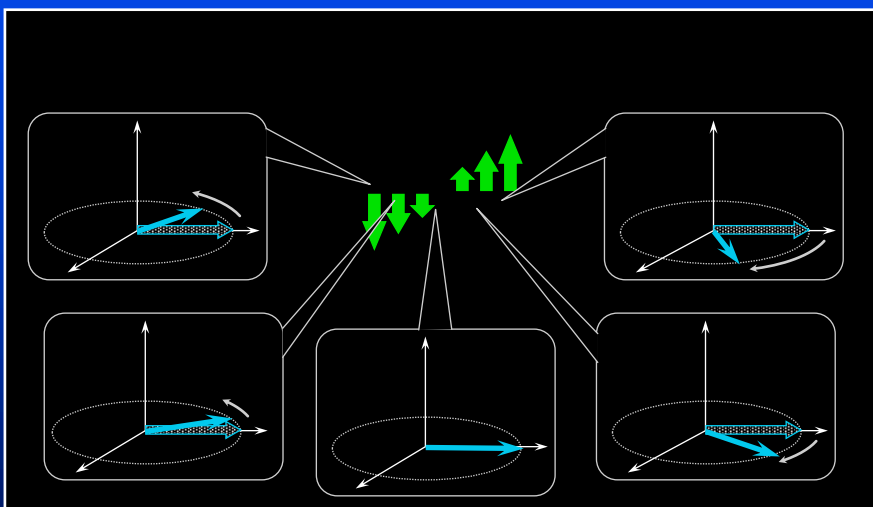


磁場強度隨人體的左右方向 (x 方向) 而變化

11 of 153

11

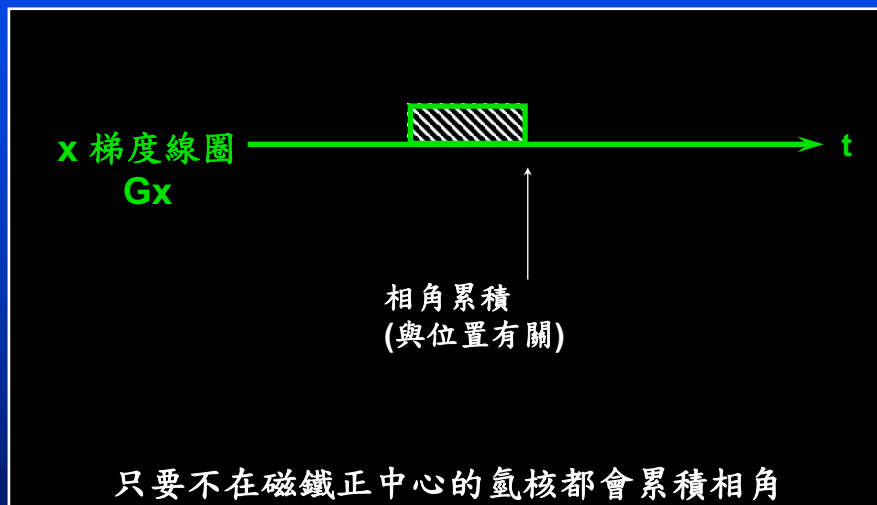
## 旋進頻率變化 造成相角變化



12 of 153

12

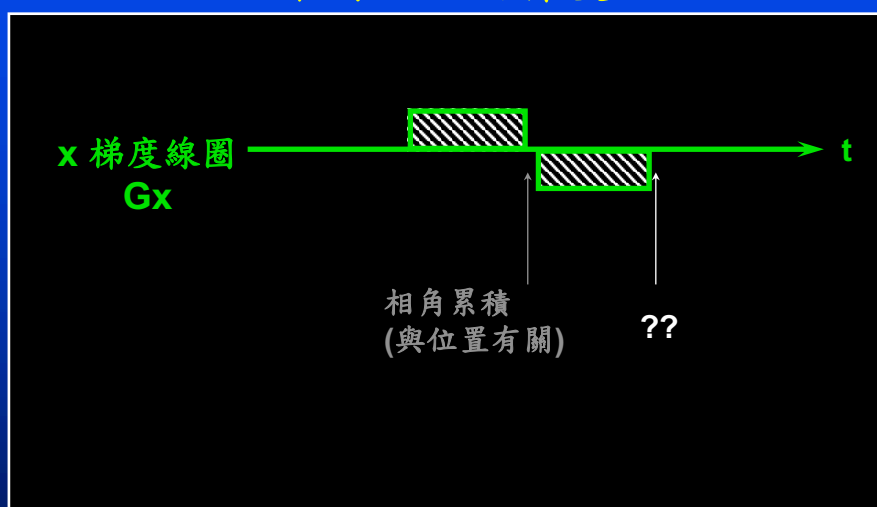
## 開梯度一段時間



13 of 153

13

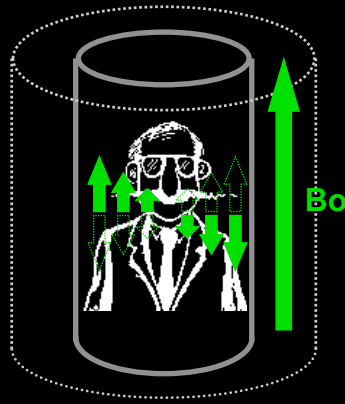
## 如果再加反向梯度 ...



14 of 153

14

如果再加上反向  $x$  梯度

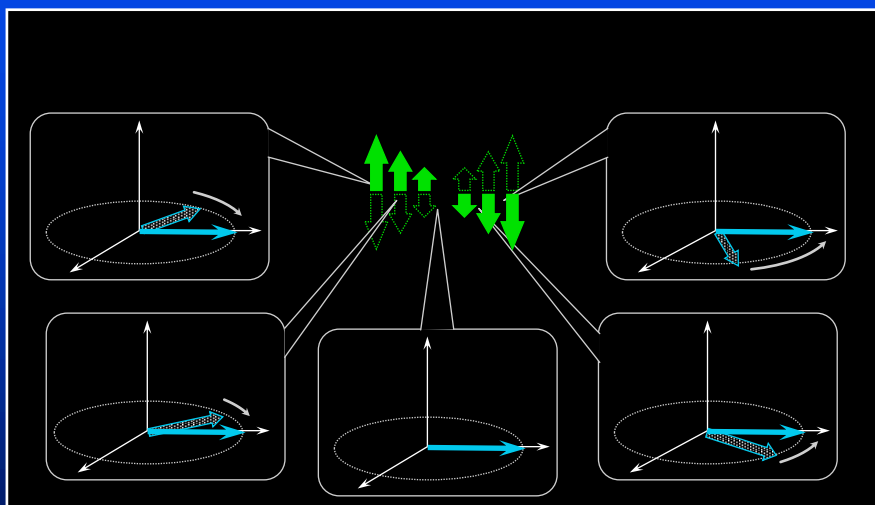


磁場強度隨人體的左右方向 ( $x$  方向) 而變化

15 of 153

15

相角累積 = 0

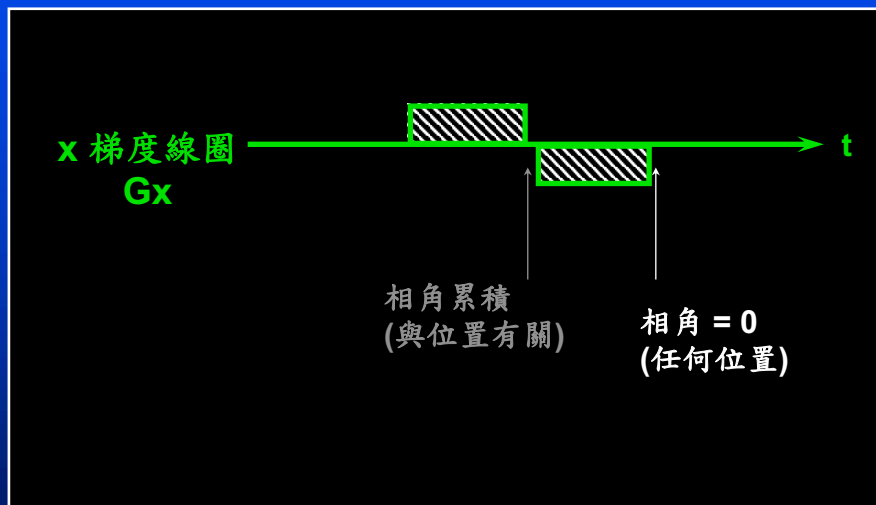


16 of 153

16



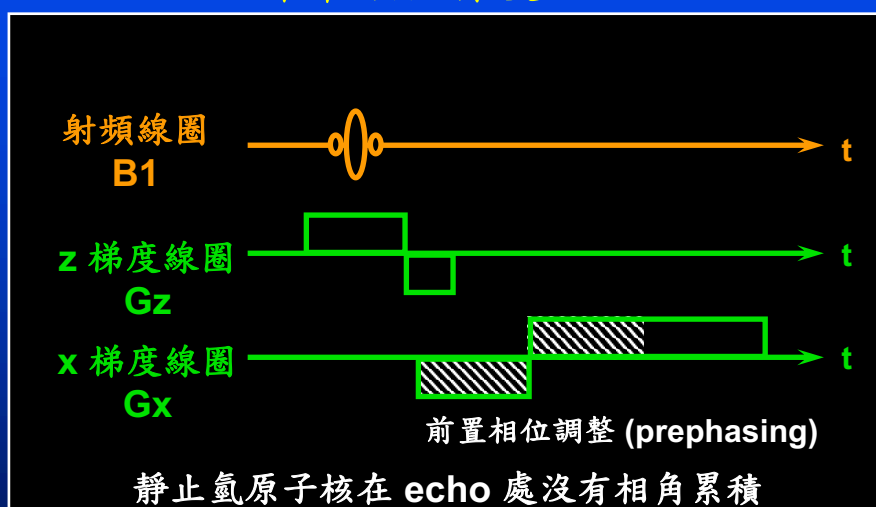
## 如果再加反向梯度 ...



17 of 153

17

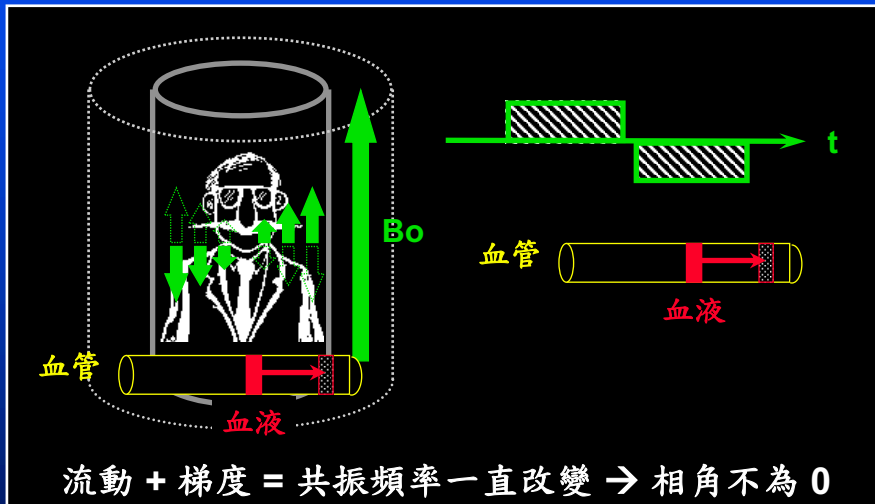
## 非常類似梯度迴訊



18 of 153

18

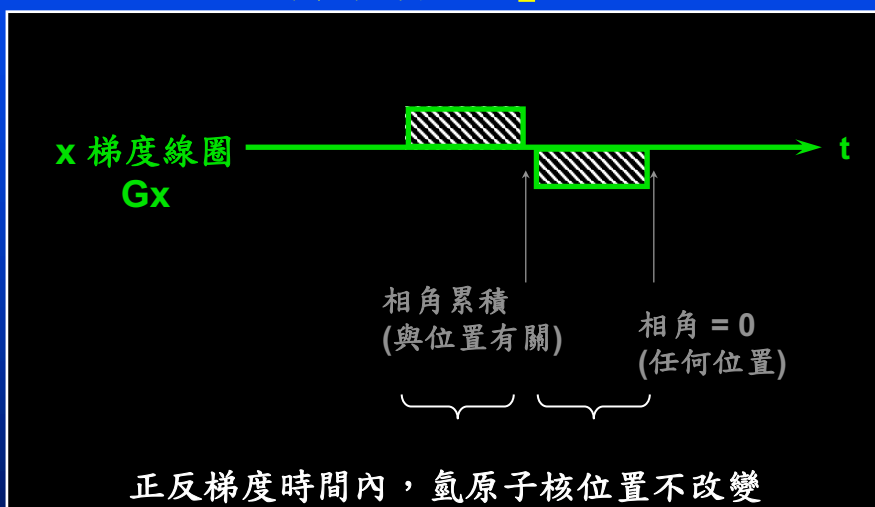
但是如果有流動產生就不同了



19 of 153

19

「相角累積 = 0」的前提



20 of 153

20

## 一些算數

$$\begin{aligned}\phi &= \omega t \\ &= \gamma B t \\ &= \gamma G_x x t \\ &= \gamma G_x v_x t t \\ &= \gamma G_x v_x t^2 = \dots\end{aligned}$$

反正相角與流速成正比就對了

21 of 153

21

## 小結論

---

- 加上 bipolar gradient 之後
  - 靜止氫核相角 = 0
  - 流動氫核相角與流速成正比
- 相位影像反映了速度！

22 of 153

22

## 不僅如此

---

- 正相角 = 正向流速
- 負相角 = 反向流速
- 流動方向亦可得知

23 of 153

23

## Bipolar Gradients

---

- 速度可由相角反推求得
  - 梯度強度及時間均已知
- 流速編碼梯度 (Venc)
  - Velocity encoding gradients

24 of 153

24

## 回頭：為什麼會出現相角？

---

- 偏離共振頻率 (off-resonance)
  - 均勻主磁場 ( $B_0$ ) 受到改變
- 此處我們只想知道因「梯度」和「流速」所造成的相角差

25 of 153

25

## 影響相位角的因素

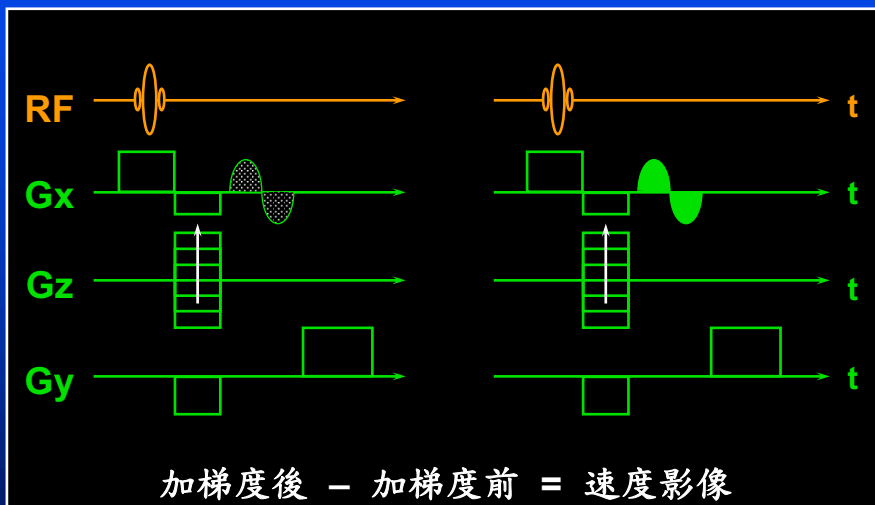
---

- 各種影響共振頻率的都會
  - 渦電流 (eddy current)
  - 梯度開啟關閉的時間不準確
  - 主磁場受磁化率干擾 ...

26 of 153

26

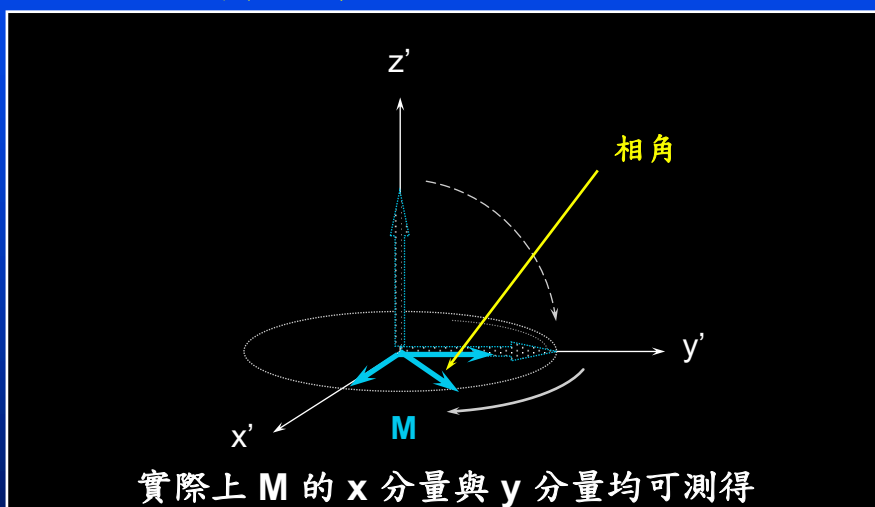
## 去除其他影響相位的因素



27 of 153

27

## 相角是什麼？ 如何求得？



28 of 153

28

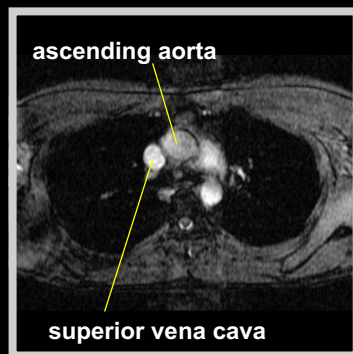
## 相角的空間分佈圖？

- $\tan(\text{相角}) = x\text{分量} / y\text{分量}$
- $x$  &  $y$  兩個分量皆可取得
  - 實數影像 & 虛數影像
  - 相除後取反  $\tan$  函數即得

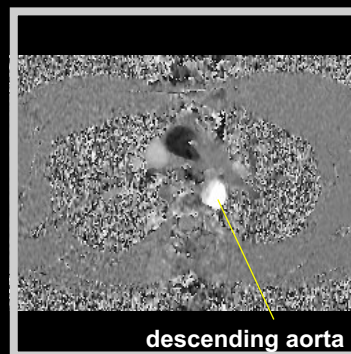
29 of 153

29

## 胸腔經過 bipolar gradient 的影像



普通影像 (magnitude)



相位影像 (phase)

30 of 153

30

## 取個名字吧！

---

- 相位對比 (phase contrast) 影像
- 利用來做 MRA : PC MRA
- 利用來作流速定量分析 : PC Flow analysis

31 of 153

31

## 相位流速影像的特性

---

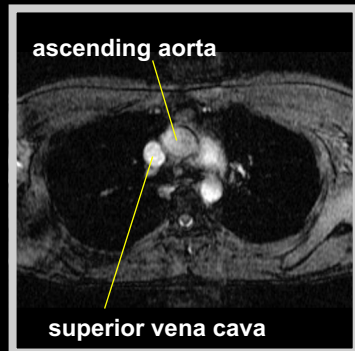
- 具有方向性
  - 對 MIP Angio 有好有壞
- 背景部份亂七八糟
- Venc 與 phase aliasing

32 of 153

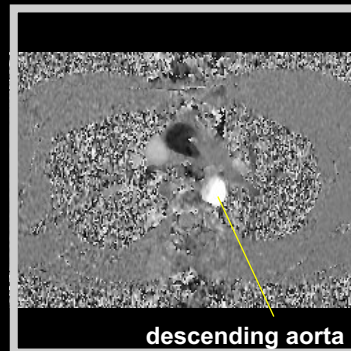
32



## 胸腔經過 bipolar gradient 的影像



普通影像 (magnitude)

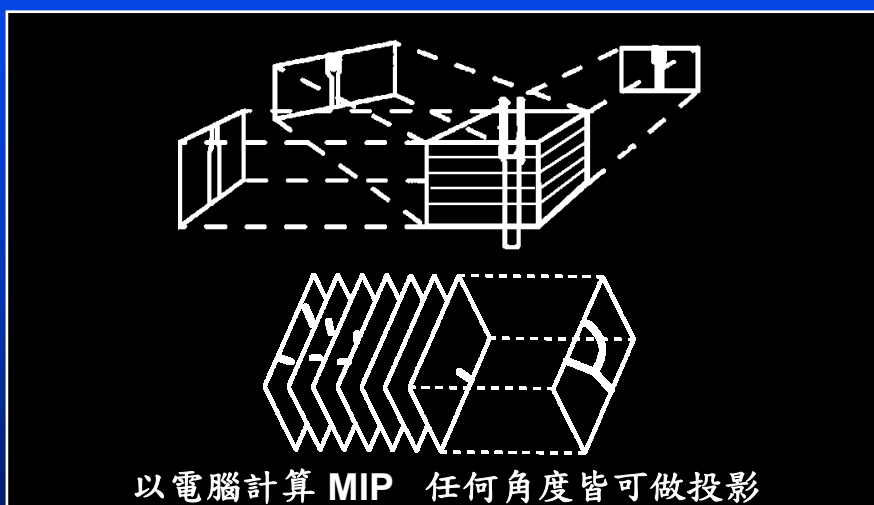


相位影像 (phase)

33 of 153

33

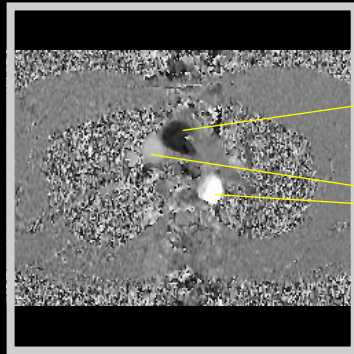
## 如果要投影做 MRA ...



34 of 153

34

## 經過 S/I bipolar gradient 的影像



最小亮度投影：  
ascending aorta

最大亮度投影：  
descending aorta  
superior vena cava

相位影像 (phase) → 相位對比血管攝影

35 of 153

35

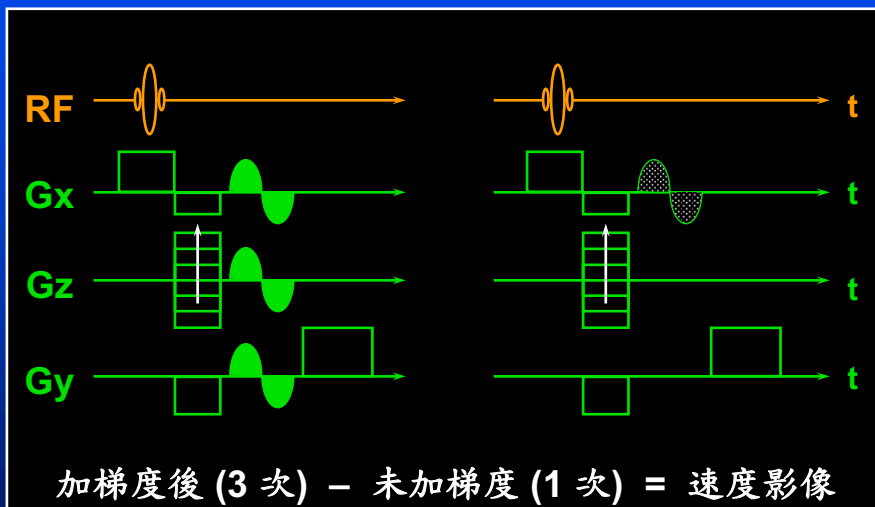
## 流速編碼梯度的方向

- 三個梯度線圈 (x, y, z)
- 開一個梯度，只得到該方向的流速
- 可做選擇性的流速分析
- 整體流速 - 重複三次 + 一次參考點

36 of 153

36

## 不同方向的流速編碼



37 of 153

37

## 不同方向的流速編碼



38 of 153

38

$$V^2 = V_x^2 + V_y^2 + V_z^2$$



GE Signa 1.5 Tesla  
3D SPGR (FLASH)

20 slices  
TR/TE = 35/9.1  
flip angle = 20  
1.5 mm slice

真正的流速 (向量) 必須包含三個分量

39 of 153

39

## 您明顯知道缺點了

- 四次掃描才能完整組合 PC MRA
  - 三個方向 + 一個參考點
- Scan time 略長
- 但也有獨特優勢，馬上會提到

40 of 153

40

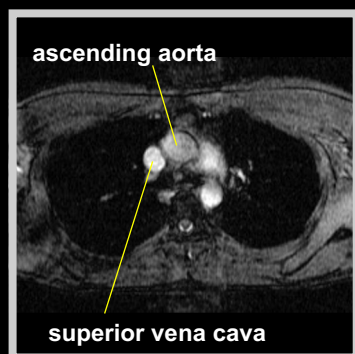
## 相位流速影像的特性

- 具有方向性
  - 對 MIP Angio 有好有壞
- 背景部份亂七八糟
- Venc 與 phase aliasing

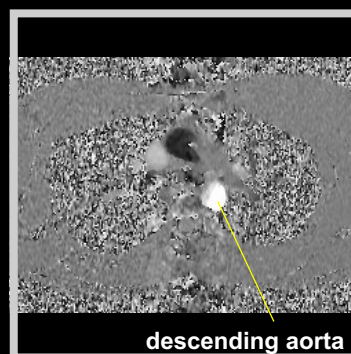
41 of 153

41

## 胸腔經過 bipolar gradient 的影像



普通影像 (magnitude)

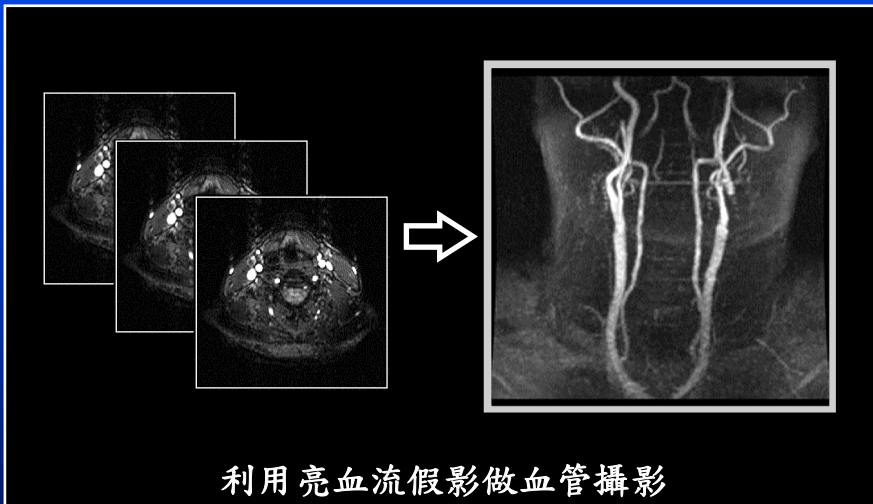


相位影像 (phase)

42 of 153

42

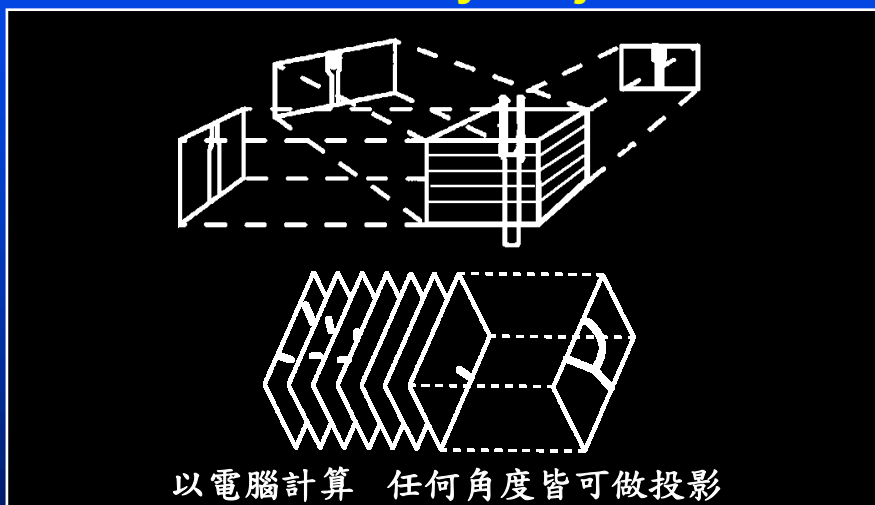
## 回顧：從 FRE 到 TOF MRA



43 of 153

43

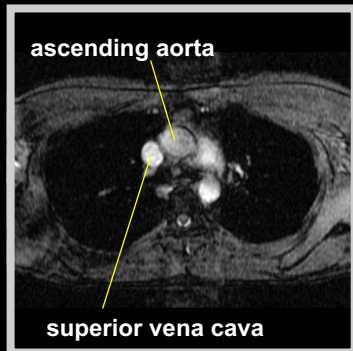
## Maximum Intensity Projection 原理



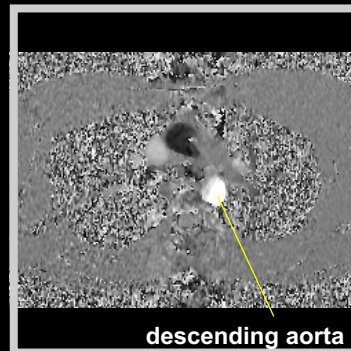
44 of 153

44

## 背景這麼亂，怎麼做投影？



普通影像 (magnitude)



相位影像 (phase)

45 of 153

45

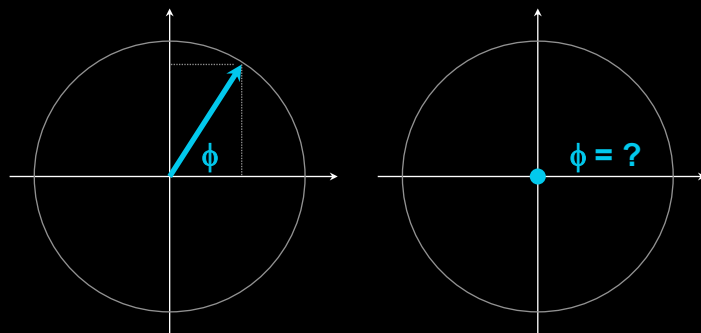
## 相位影像的背景部份

- 看起來很像超高雜訊
- 原因：沒有信號的部份無法求相角
  - 一點雜訊就使相角計算變化極大
- 解決之道：利用原始影像作 mask

46 of 153

46

## 背景部份相位極亂的原因

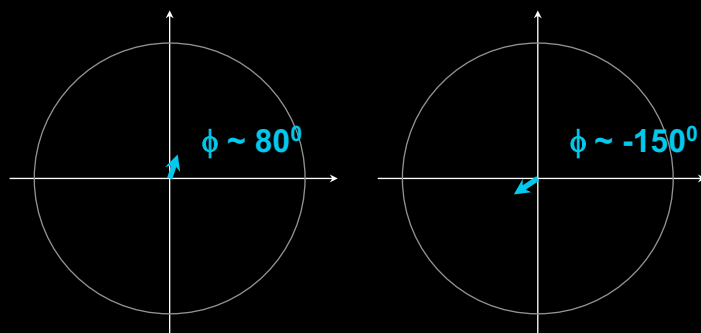


連信號都沒了 怎麼計算相角？  $0/0 = ?$

47 of 153

47

## 背景部份相位極亂的原因



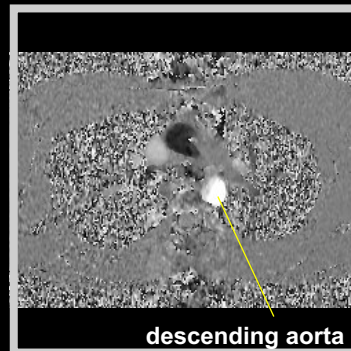
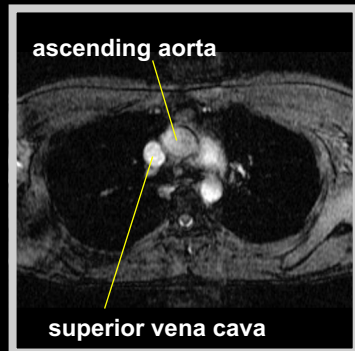
信號極低時 雜訊對相角的影響相當大

48 of 153

48



## 相位影像的「超亂雜訊」部分都來自背景



普通影像低信號處，相位影像就亂七八糟

49 of 153

49

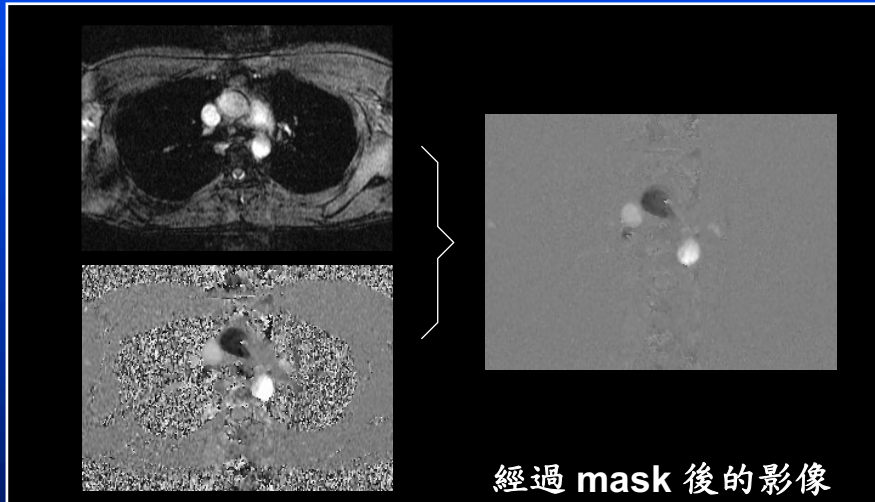
## Mask 抑制背景相位

- 既然是因為信號小，那就相乘吧
- 有效抑制背景相位
- 所得影像亮度 與 信號強度和速度的乘積成正比

50 of 153

50

## 胸腔經過 bipolar gradient 的影像



經過 mask 後的影像

51 of 153

51

## 相位流速影像的特性

- 具有方向性
  - 對 MIP Angio 有好有壞
- 背景部份亂七八糟
- Venc 與 phase aliasing

52 of 153

52

## Venc 與 Phase Aliasing

- 流速與相角成正比
- 流速可以快
- 角度卻永遠只有  $360^\circ$  的範圍  
–  $+180^\circ \sim -180^\circ$  之間

53 of 153

53

### 一些算數

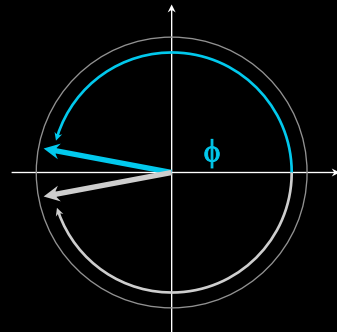
$$\begin{aligned}\phi &= \omega t \\ &= \gamma B t \\ &= \gamma G_x x t \\ &= \gamma G_x v_x t t \\ &= \gamma G_x v_x t^2 = \dots\end{aligned}$$

相角與流速成正比

54 of 153

54

## Venc 可分析到的流速範圍



$180^\circ$ ：正向最大流速

$-180^\circ$ ：反向最大流速

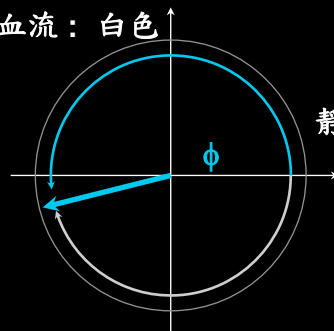
不論梯度如何變 角度永遠只有  $360^\circ$  的範圍

55 of 153

55

## 流速超出上限之後的結果

正向血流：白色



靜止組織：灰色

正向血流：黑色

到底這個血流是哪一種？

56 of 153

56

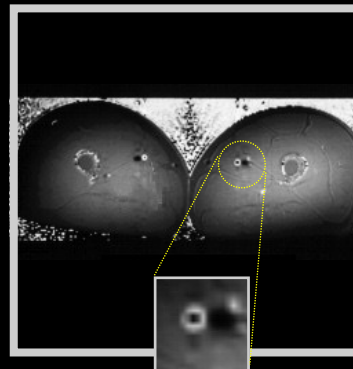
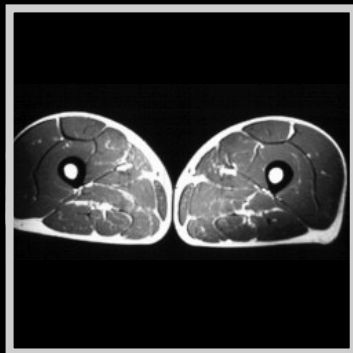
## Venc 與 Phase Aliasing

- 角度永遠只有  $360^\circ$  的範圍
  - $+180^\circ \sim -180^\circ$  之間
- 超出之後便無法分辨
  - $+190^\circ = -170^\circ$  ???

57 of 153

57

## Phase Aliasing 現象



腿部橫切面 (magnitude)    腿部橫切面 (phase)

58 of 153

58

## 流速編碼的範圍

---

- 同一種 bipolar 梯度之下，流速編碼只能到達  $+180^\circ \sim -180^\circ$  之間
- 稱為 Venc (velocity encoded) 值  
— 也就是  $180^\circ$  相角的流速

59 of 153

59

## Venc 值的適當選取

---

- Venc = 該梯度下所能求的最大流速
- 例：Venc = 50 cm/s, 可準確算出  $\pm 50$  cm/s 之內的流速
- 根據流速範圍選取最適當 Venc 值

60 of 153

60

## 實際上就是在調整梯度

- 調 **Venc** 等於調 **bipolar** 梯度
- **Bipolar** 梯度是產生相角的主因
- 同一流速，梯度愈強相角愈大
  - 梯度愈強，**Venc** 愈小

61 of 153

61

## 一些算數

$$\begin{aligned}\phi &= \omega t \\ &= \gamma B t \\ &= \gamma G_x x t \\ &= \gamma G_x v_x t t \\ &= \gamma \boxed{G_x t^2} v_x = \dots\end{aligned}$$

相角與流速的正比程度 與梯度值有關

62 of 153

62

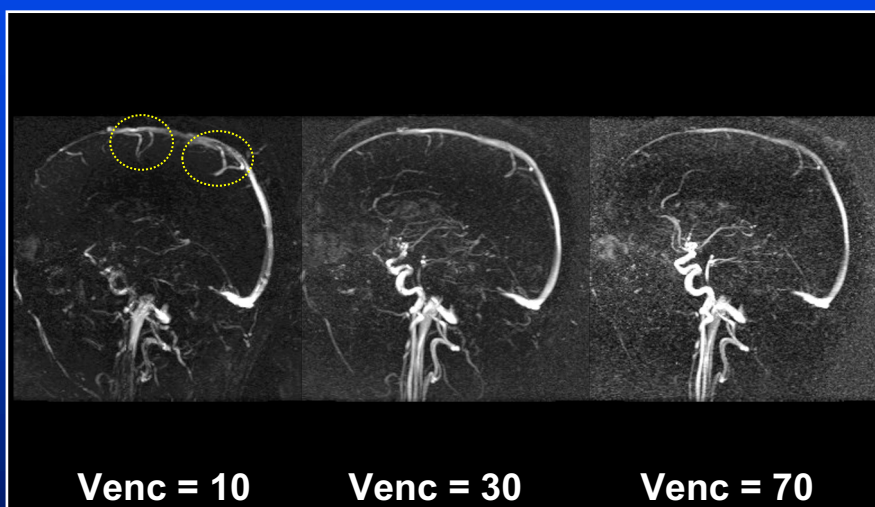
## 根據預期流速範圍選 Venc

- 預期最快流速，再加一些
  - 病人流速或許會變
- Venc 太高：慢血流看不清楚
- Venc 太低：phase aliasing !

63 of 153

63

## 不同 Venc 的比較



64 of 153

64



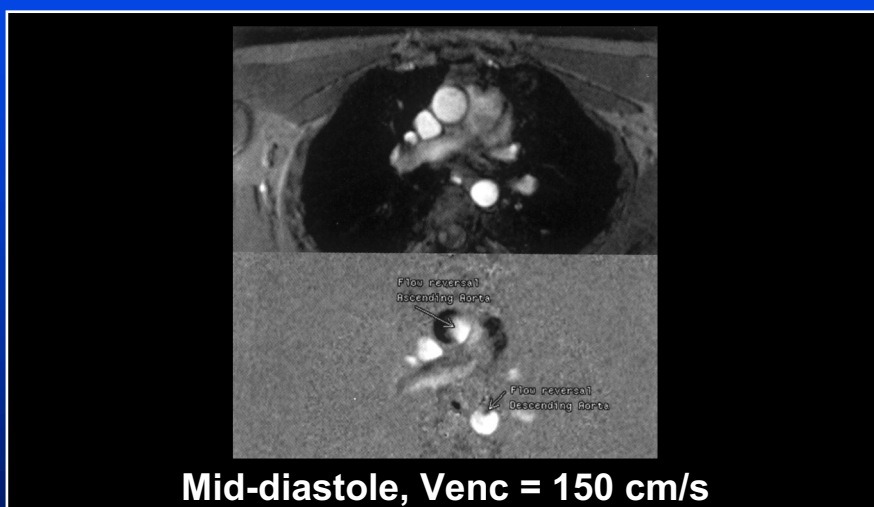
## Phase Aliasing 的特性

- 原因：流速超出  $V_{enc}$ 
  - 旁邊亦應有頗高流速
  - 白到黑的突然改變
- 若是白  $\rightarrow$  灰  $\rightarrow$  黑：流向改變

65 of 153

65

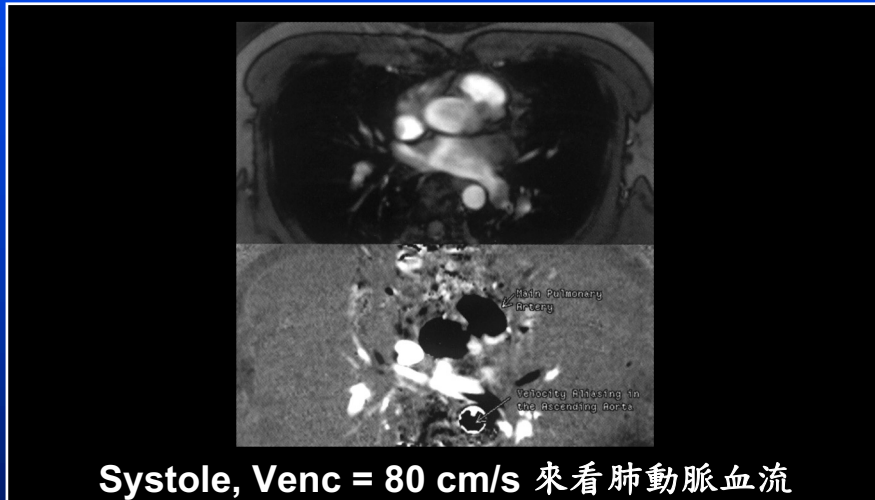
## Flow Reversal in Aorta



66 of 153

66

## Phase Aliasing : Descending Aorta



67 of 153

67

## 相位流速影像的 Artifacts

- 像素內流速一致，就可做流速影像
- 像素內流速不一致 → 低信號
  - Intravoxel phase dispersion
- 因直接使用相角，程度也算嚴重

68 of 153

68

## 回憶一下

---

- 像素內如果流速一致
  - 流動 + 梯度  $\sim$  相角
- 流速如果不一致，相位角所反映的流速就不精確了

69 of 153

69

## 解決方法

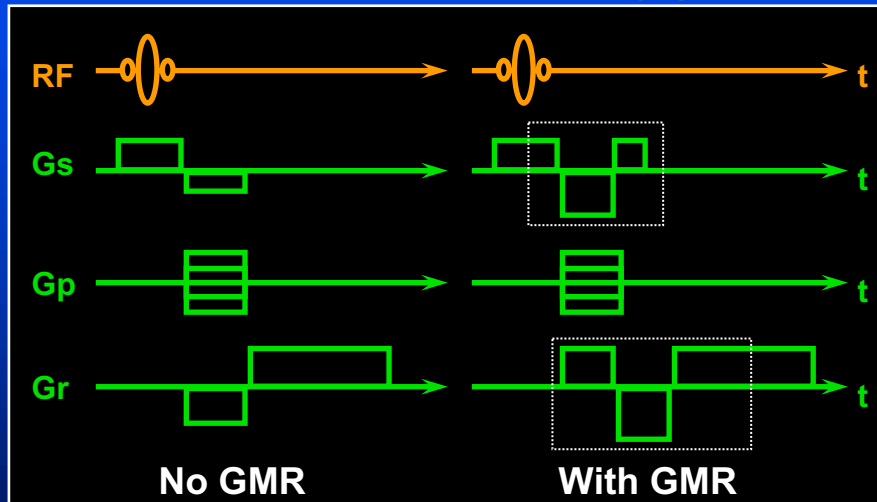
---

- 高解析度：減低像素體積，使像素內流速儘可能一致
- 縮短 TE，使失相程度降低
- 配合 flow compensation

70 of 153

70

## Gradient Moment Rephasing (還會再提)



71 of 153

71

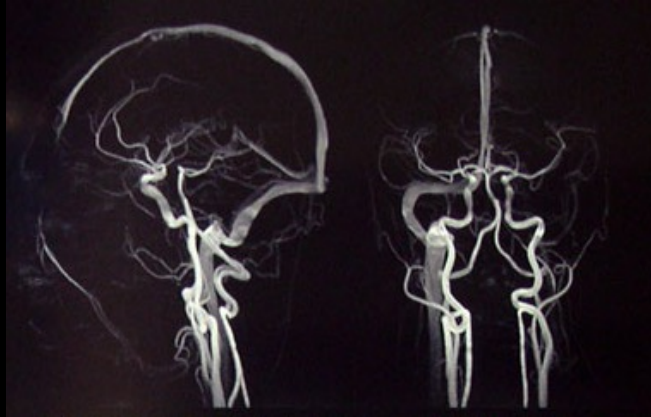
## 相位對比的應用

- 多切面 → PC MRA
- 定量分析流速
- 合併流速定量與血管攝影
- 彈性影像 (elastography)

72 of 153

72

## 今日 Phase Contrast MRA 的品質



節錄自廠商 demo case (8-min protocol)

73 of 153

73

## 相位對比流速分析 PC Flow Analysis

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

74 of 153

74

## 相位對比流速分析

---

- 只是去分析血流速度分佈圖
  - **PC** : 相角與流速成正比 !
- 任何成像方式 + **Venc gradient**
- 相同技術的不同應用層面

75 of 153

75

## 原理和 **PC MRA** 完全一樣

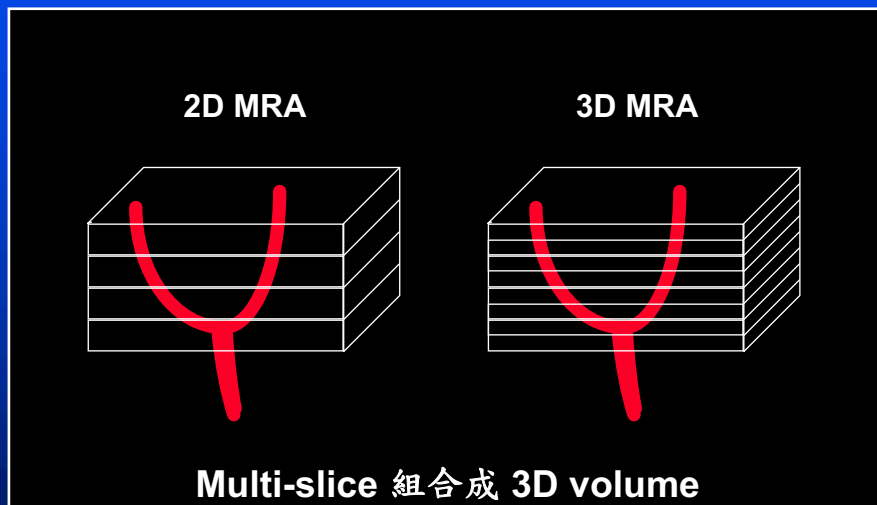
---

- 只是不作 **multi-slice** 或 **MIP** 投影
  - 也不需要 **mask**
- 通常是對特定位置分析
- 可作 **CINE** 動態流速量測

76 of 153

76

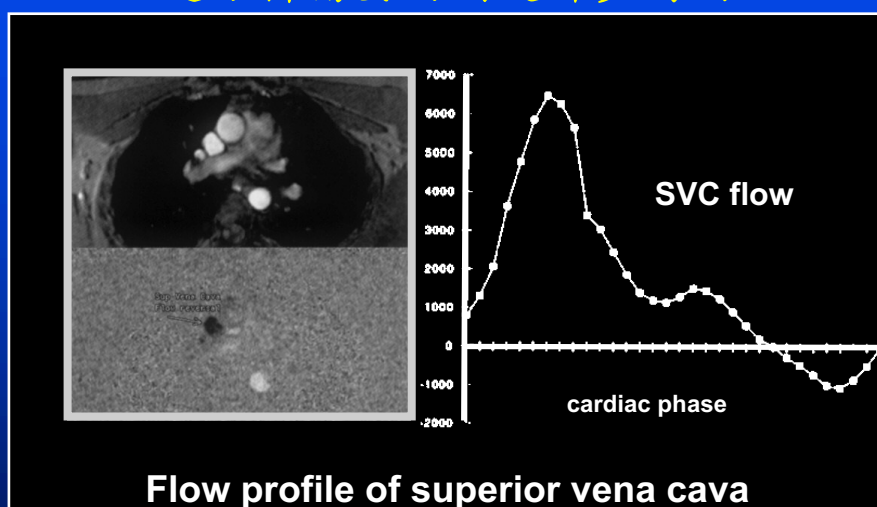
## MRA 需要 3D 的數據以做投影



77 of 153

77

## 流速分析需要的則是許多時間點



78 of 153

78

## PC MRA 與流速分析的差別

---

- MRA : 3D volume + 單一時間點
- 流速分析 : 多個 cardiac phases
  - 經常導致只能做單一切面
- 但光是這樣就夠麻煩的了

79 of 153

79

## PC 流速分析的注意事項

---

- 影像擷取參數選擇
- 流速分析精確度
- 後續分析注意事項

80 of 153

80



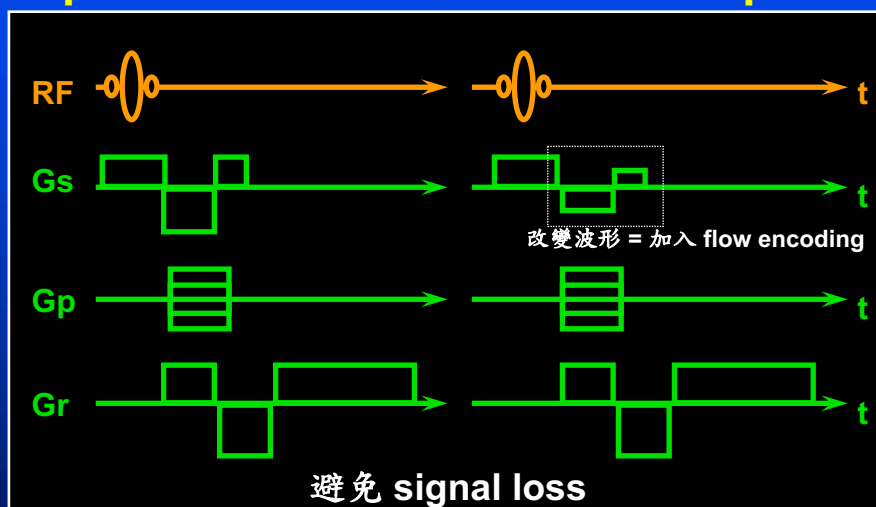
## 影像擷取之選項

- 通常需合併 flow compensation
  - 避免失相造成 signal loss
  - 強信號有利於明確定義相角
  - Gd 通常可以幫忙

81 of 153

81

## Bipolar Gradient 併於 Flow Comp 之中



82 of 153

82

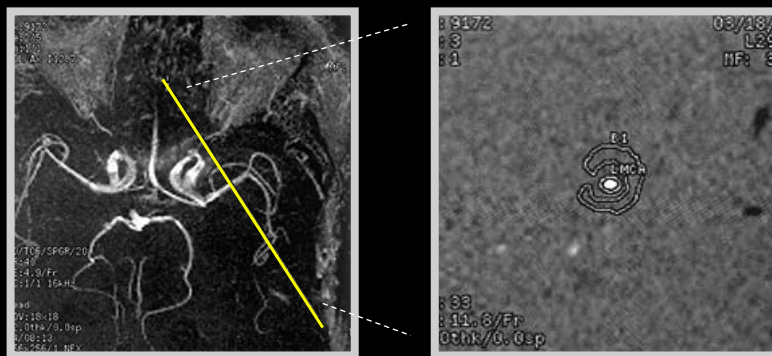
## 影像擷取之選項

- 選擇與血管垂直的切面
  - MR 相位流速分析通常只對切面方向做 **flow encoding**
- 原因待會兒詳述

83 of 153

83

## 流速分析的影像切面和血管垂直



Proximal left middle cerebral artery

84 of 153

84

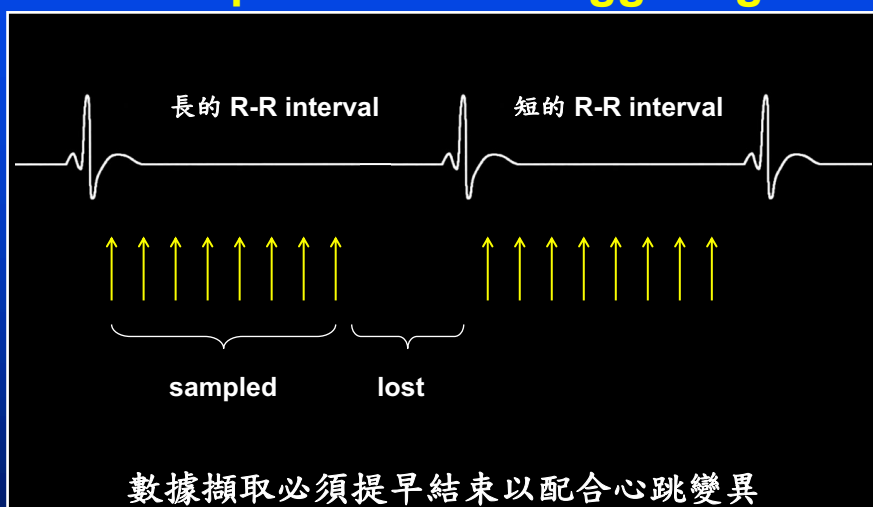
## 影像擷取之選項

- CINE 動態流速分析的心跳同步方式
  - Prospective ECG triggering
  - Retrospective ECG gating
- 後者較好，數值量測差異不大

85 of 153

85

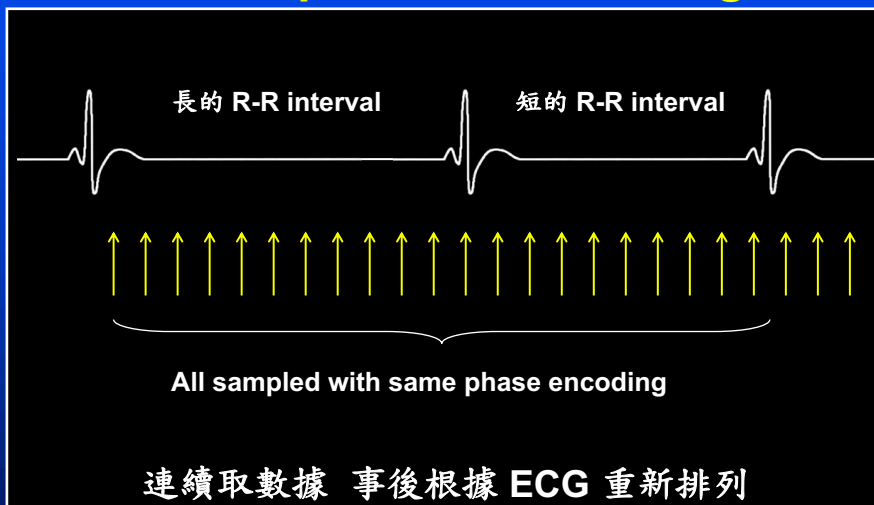
## Prospective ECG Triggering



86 of 153

86

## Retrospective ECG Gating



87 of 153

87

## PC 流速分析的注意事項

- 影像擷取參數選擇
- 流速分析精確度
- 後續分析注意事項

88 of 153

88

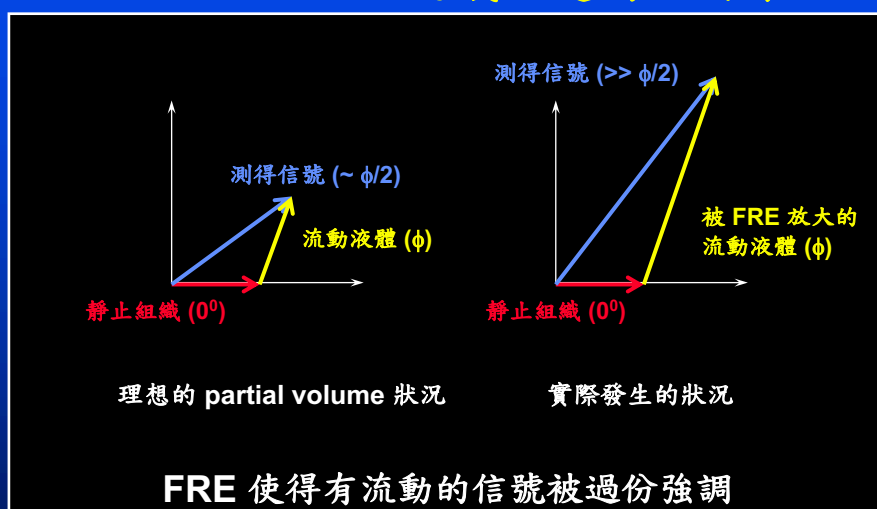
## 流速分析的精確度

- Partial volume 造成流速的 over-estimation
  - Flow-Related Enhancement
- Eddy current 亦可引起誤差

89 of 153

89

## Partial Volume 造成流速高估的原因



90 of 153

90

## 避免 Partial Volume 誤差

---

- 提高解析度 (受限於 SNR)
- 切面儘可能垂直於血管
- 廠商不提供 in-plane 流速分析 (?)
  - In-plane PC 只作 visualization

91 of 153

91

## PC 流速分析的注意事項

---

- 影像擷取參數選擇
- 流速分析精確度
- 後續分析注意事項

92 of 153

92

## 分析注意事項

- 絕對不用 **masked** 影像
- **Phase aliasing** 絕對要避免
- **Flow rate** 的精確度高於 **velocity**
- 以靜止組織的 **phase** 作為參考值
- **Reproducibility assessment**

93 of 153

93

## Masked 影像的信號並不與速度成正比



94 of 153

94

## 分析注意事項

---

- 絕對不用 **masked** 影像
- **Phase aliasing** 絕對要避免
- **Flow rate** 的精確度高於 **velocity**
- 以靜止組織的 **phase** 作為參考值
- **Reproducibility assessment**

95 of 153

95

## 避免 Phase Aliasing

---

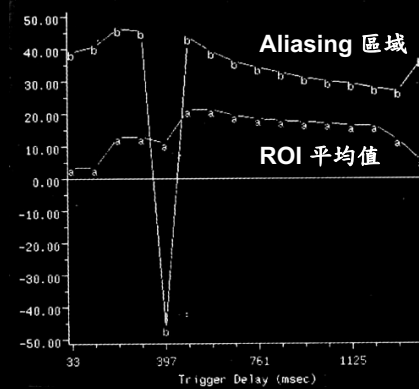
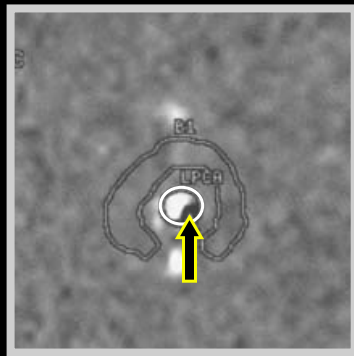
- 沒有人會故意去圈選 **aliasing** 區域
- 流速分析經常是針對 **pulsatile flow**
  - 例如一個心跳週期內的變化
- 先選一張，再自動分析其他 **frame** ？

96 of 153

96



## Phase Aliasing 造成的極大誤差



注意如果只有小部分產生 aliasing 則不易察覺

97 of 153

97

## 分析注意事項

- 絕對不用 masked 影像
- Phase aliasing 絕對要避免
- Flow rate 的精確度高於 velocity
- 以靜止組織的 phase 作為參考值
- Reproducibility assessment

98 of 153

98

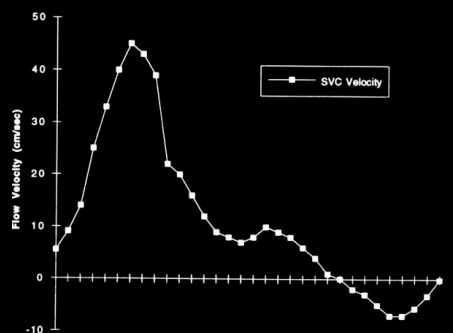
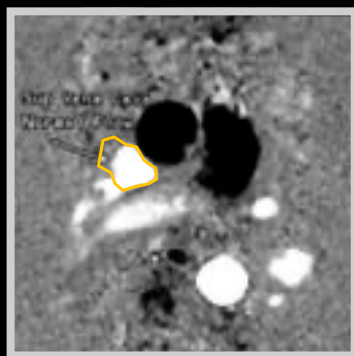
## Flow 與 Velocity

- 速度量測值大致準確
  - 但是受到 ROI 圈選的影響很大
- Flow 指的是單位時間流過的體積
  - ROI 圈到靜止組織比較不受影響

99 of 153

99

## 以 Flow Rate 定量較不受 ROI 圈選影響



MR 廠商所提供的流速多為 ROI 平均值

100 of 153

100

## 分析注意事項

---

- 絕對不用 **masked** 影像
- **Phase aliasing** 絕對要避免
- **Flow rate** 的精確度高於 **velocity**
- 以靜止組織的 **phase** 作為參考值
- **Reproducibility assessment**

101 of 153

101

## 以靜止組織作參考值

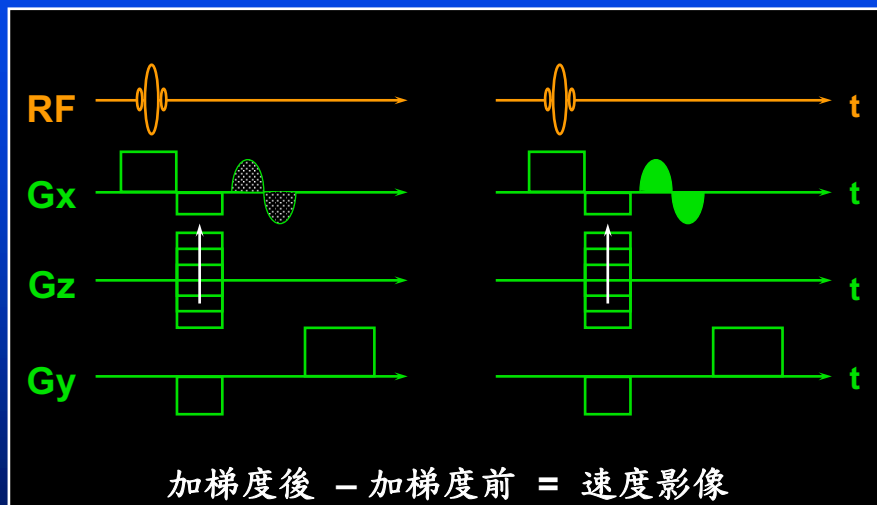
---

- 靜止組織的 **phase** 應該已經等於零了，為什麼還要扣除？
- 因為實際上靜止組織的 **phase** 就是不會等於零

102 of 153

102

## 去除其他影響相位的因素



103 of 153

103

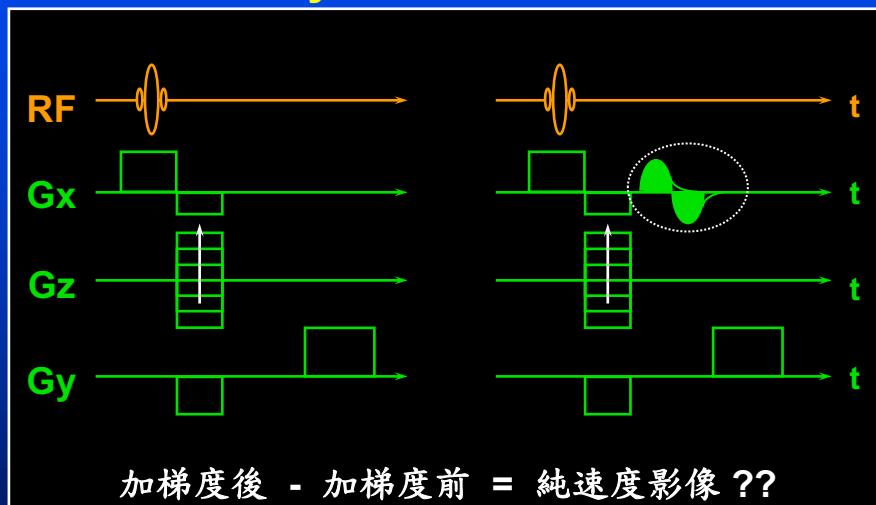
## 但即使如此

- 梯度「開」與「關」之間的不一致性仍可造成誤差
- 典型的例子：Eddy current
  - 開梯度有渦電流，不開就沒有

104 of 153

104

## Eddy Current 的影響



105 of 153

105

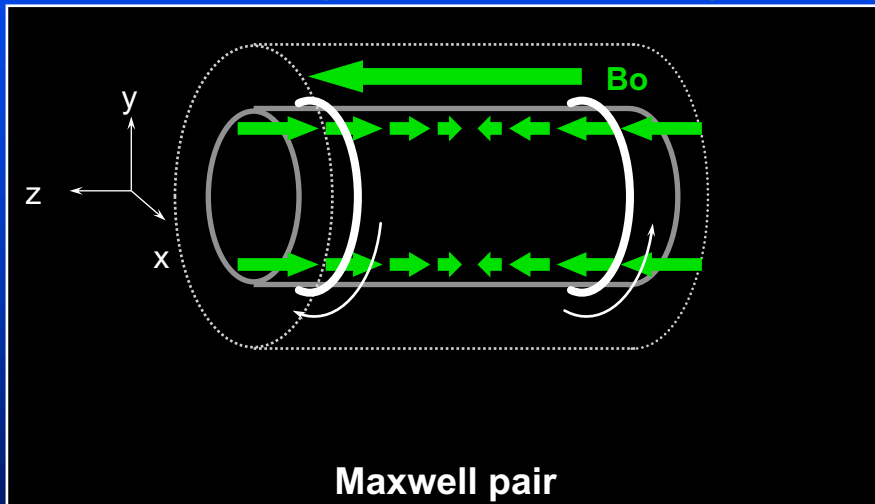
## 如果您要採購儀器 ...

- 對相位對比而言，**shielded gradient coils** 便相形重要
- 不管買了沒有，也要記得用靜止組織的相角做修正

106 of 153

106

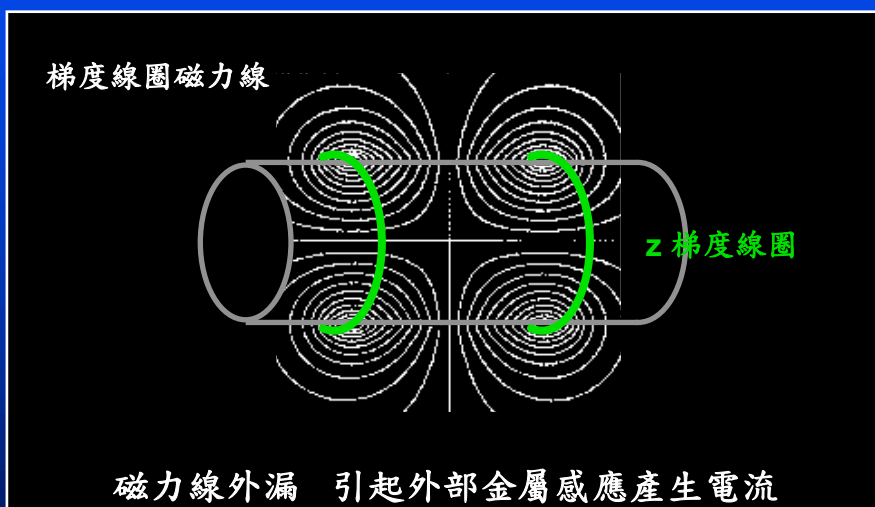
## z 梯度 (還有可能記得嗎?)



107 of 153

107

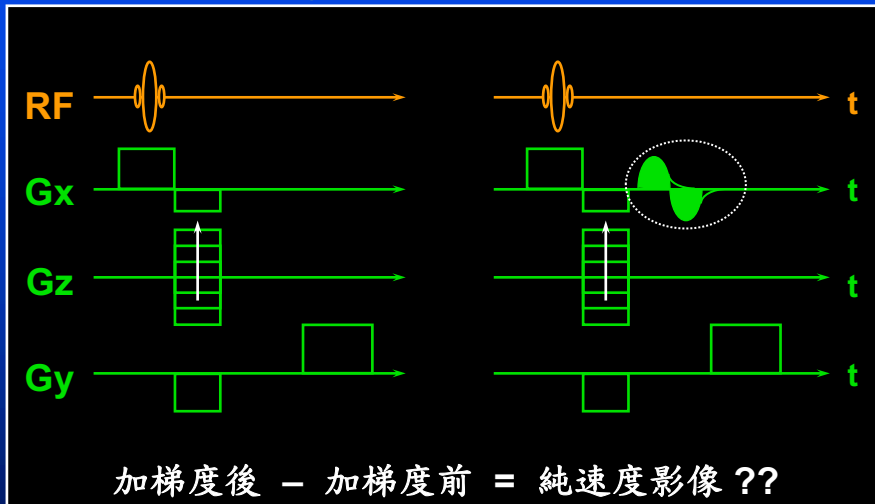
## 渦電流的產生



108 of 153

108

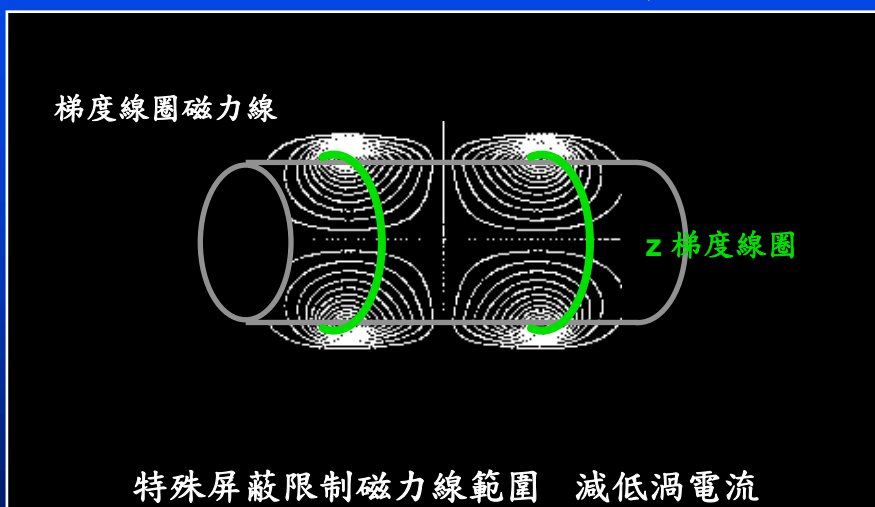
## Eddy Current 的影響



109 of 153

109

## Shielded Gradient 磁力線範圍控制



110 of 153

110

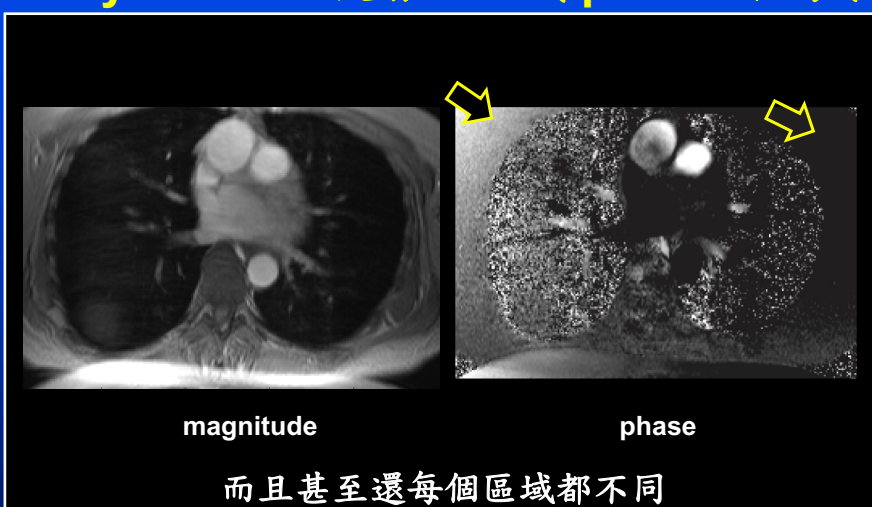
## 如果您不要採購儀器 ...

- 對相位對比而言，**shielded gradient coils** 便相形重要
- 不管買了沒有，也要記得用靜止組織的相角做修正

111 of 153

111

## Eddy Current 使靜止組織 phase 不為零

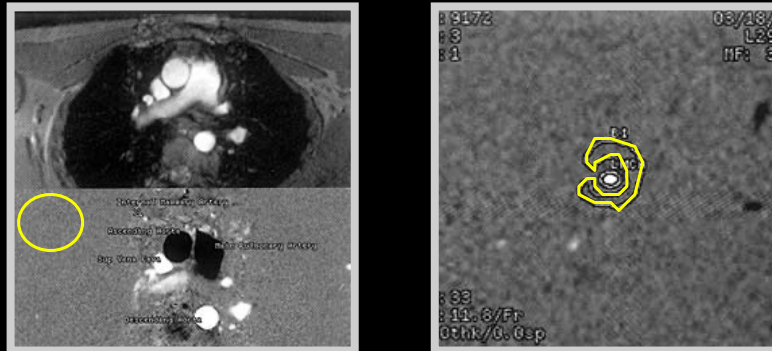


112 of 153

112



## 以靜止組織的 Phase 作為 Reference



以求得「相對於靜止組織」的流速

113 of 153

113

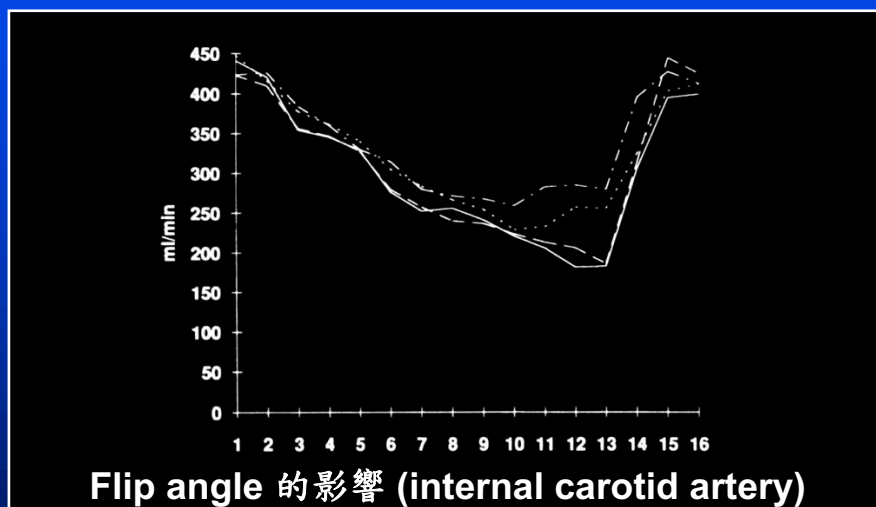
## 分析注意事項

- 絕對不用 **masked** 影像
- **Phase aliasing** 絕對要避免
- **Flow rate** 的精確度高於 **velocity**
- 以靜止組織的 **phase** 作為參考值
- **Reproducibility assessment**

114 of 153

114

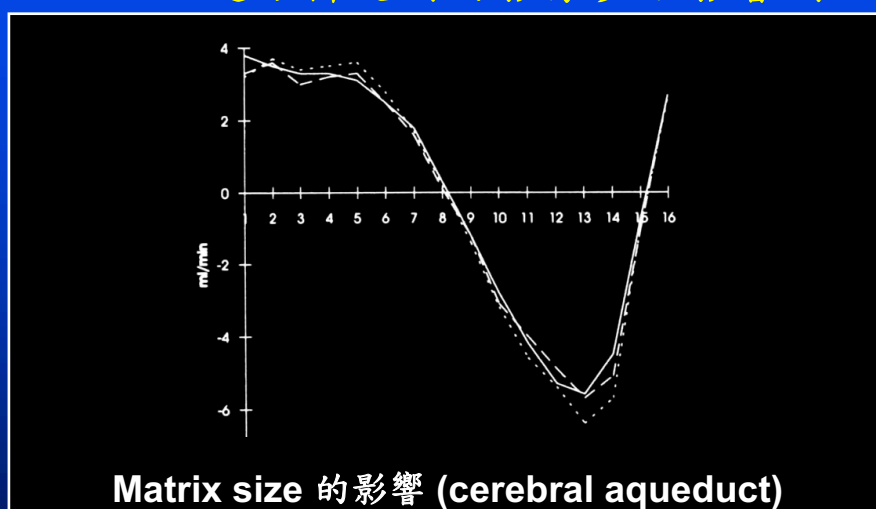
## MR 流速分析受到的影像參數影響例



115 of 153

115

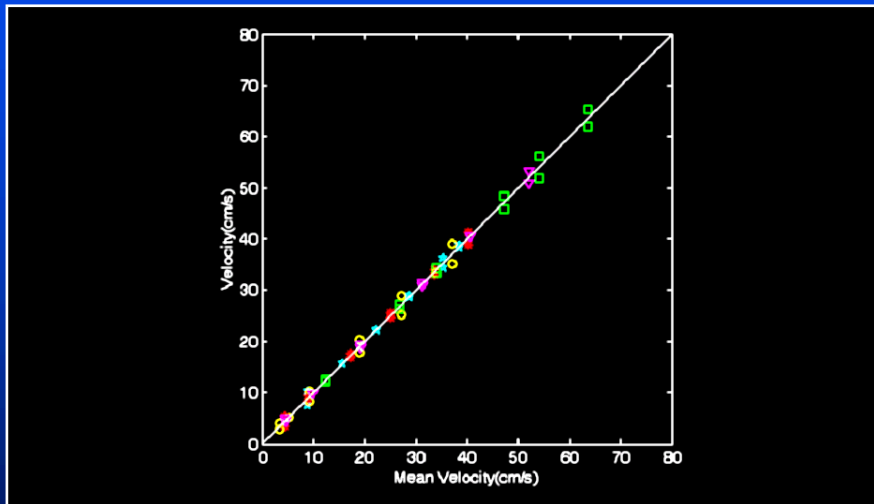
## MR 流速分析受到的影像參數影響例



116 of 153

116

## 速度量測的可重複性檢驗



117 of 153

117

## PC Flow Analysis 的缺失

- 通常是做 cardiac cycle 之內不同 cardiac phase 間流速的變化
- 時間解析度要求高，就沒辦法作 multi-slice 了 (除非做多次)

118 of 153

118

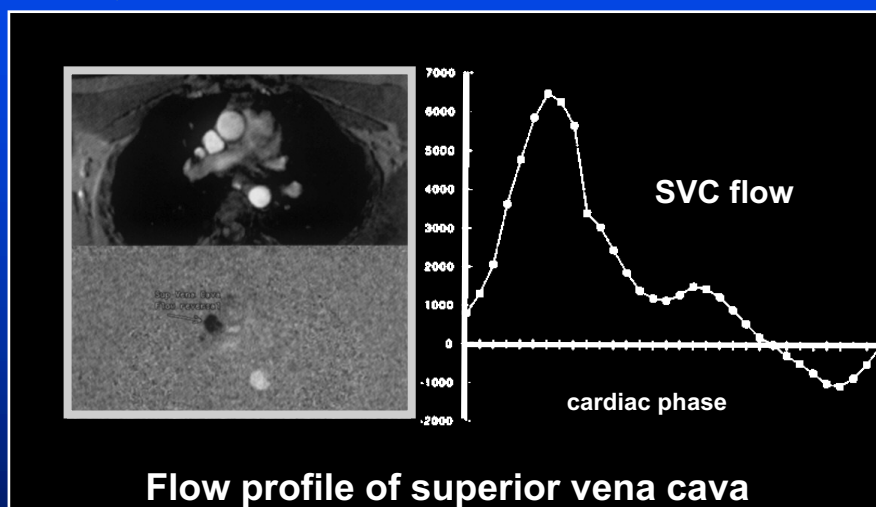
## 一些流速分析的例子

- Intracranial flow
- CSF flow dynamics
- Renal artery
- Portal vein ...

119 of 153

119

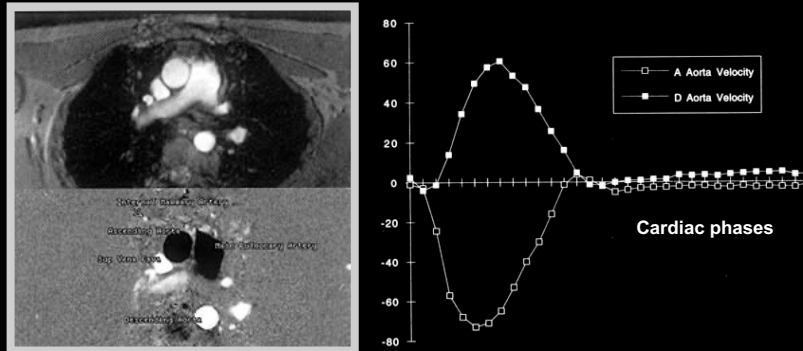
## 例 : Flow Quantification in Chest



120 of 153

120

## MR Phase Contrast 流速分析的例子



Ascending 與 descending aorta

121 of 153

121

## MR Phase Contrast 流速分析的例子

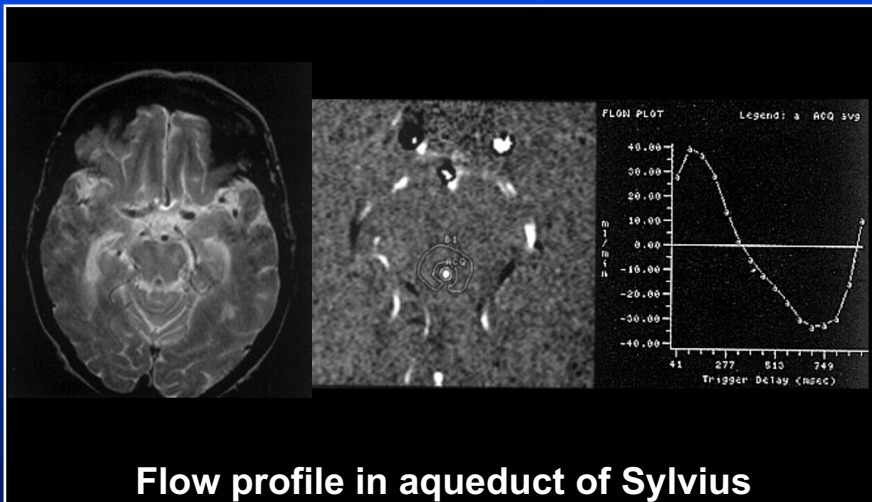


頸動脈與椎動脈

122 of 153

122

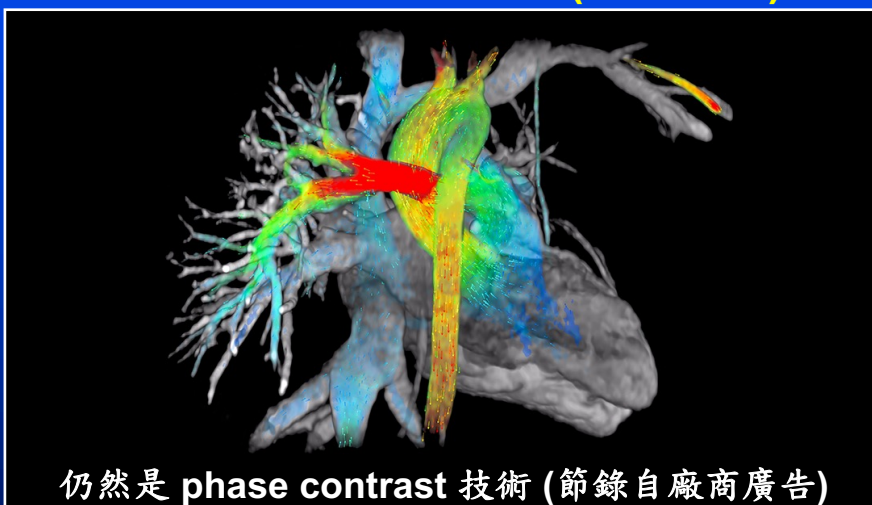
## 例：CSF Flow Dynamics



123 of 153

123

## 玩到極致就變成這樣囉 (4D Flow) !



124 of 153

124

## 同樣是相位對比原理

---

- 既然可以看 flow，那是否也可以看其他的 motion？
- Soft tissue motion → 研究中
- Vibration → MR elastography！

125 of 153

125

## 磁振造影彈性影像 MR Elastography

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

126 of 153

126

## 還是利用相位對比原理

---

- 掃描同時給予外力刺激、振動組織
  - 梯度正負極性切換並與振動同步
- 由剪力波波長變化，反推計算硬度
- 磁振彈性影像 (MR elastography)

127 of 153

127

## 什麼是剪力波？

---

- **Shear force**：剪力
  - 把正方形拉成平行四邊形
- **Shear wave**：剪力波
  - 剪力來回運動 (振動) 傳遞到深層

128 of 153

128



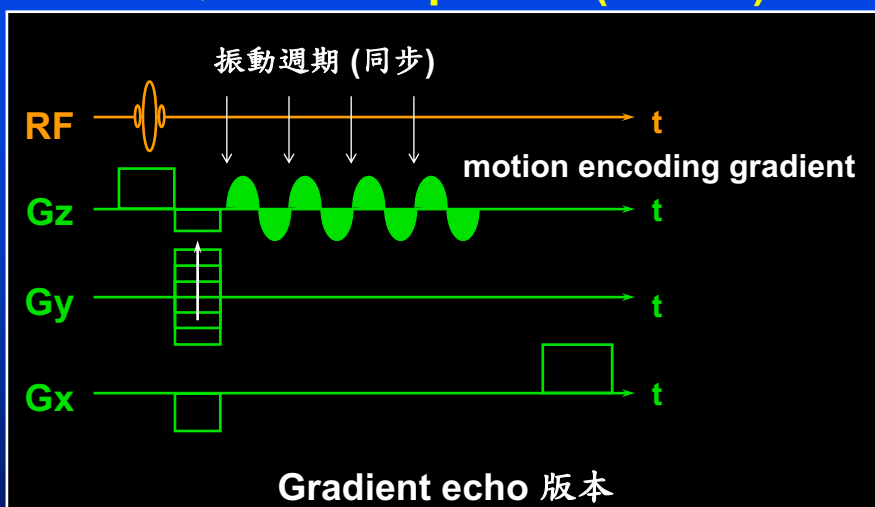
因此需要連接 **Driver** (有點類似音響喇叭)



129 of 153

129

先看 **MRE Sequence** (示意圖)



130 of 153

130

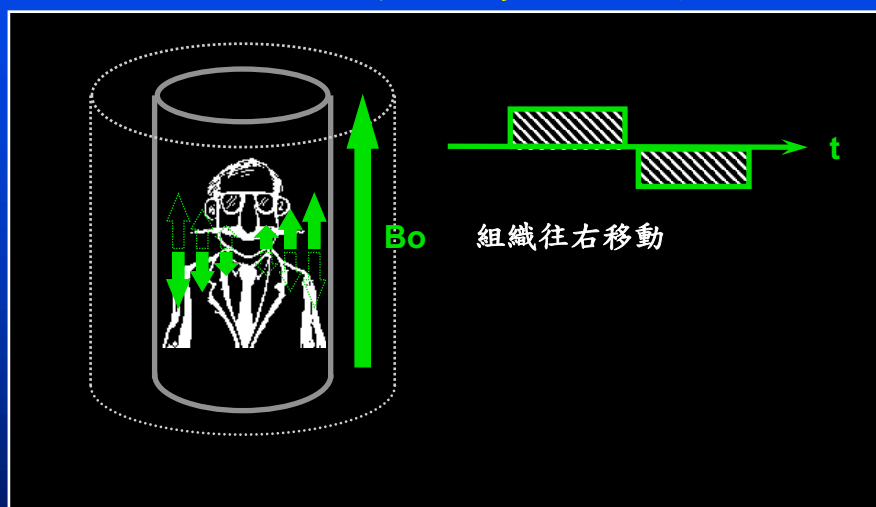
## MEG 同步正負切換的目的

- 小幅振動：相位角累積持續增加
  - 反向振動：持續負向增加
- 相位影像 ~ 組織振動幅度
- 振動傳遞過程 → 條紋狀相位影像

131 of 153

131

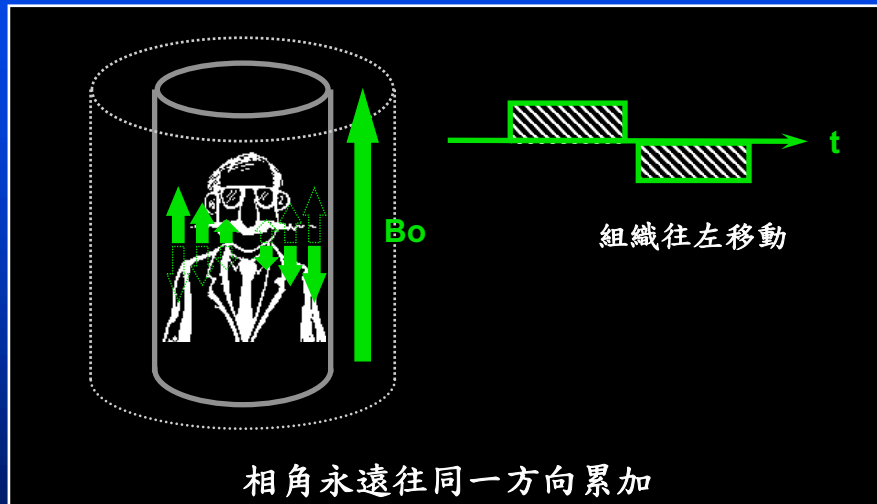
## 振動與梯度同步的意義



132 of 153

132

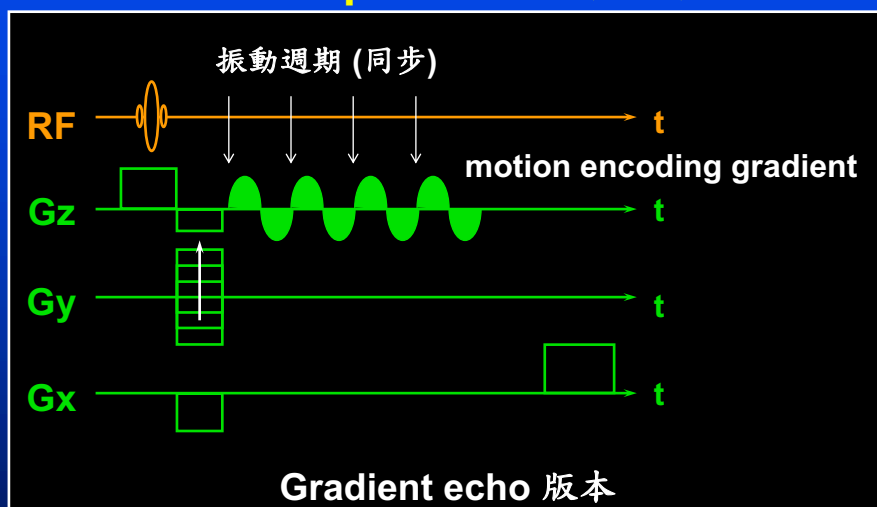
## 振動與梯度同步的意義



133 of 153

133

## MRE Sequence 的關鍵部分



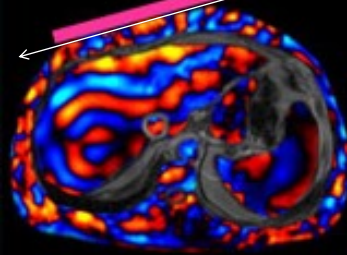
134 of 153

134

## 不同深度組織，振動方向導致相角不同

driver 位置

振動方向 (slice 方向亦可)



組織也跟著來回振動  
深層部分慢一點開始振動  
振動於是開始往下傳  
相位角也出現正負變化

藍紅色系代表不同方向的振動

135 of 153

135

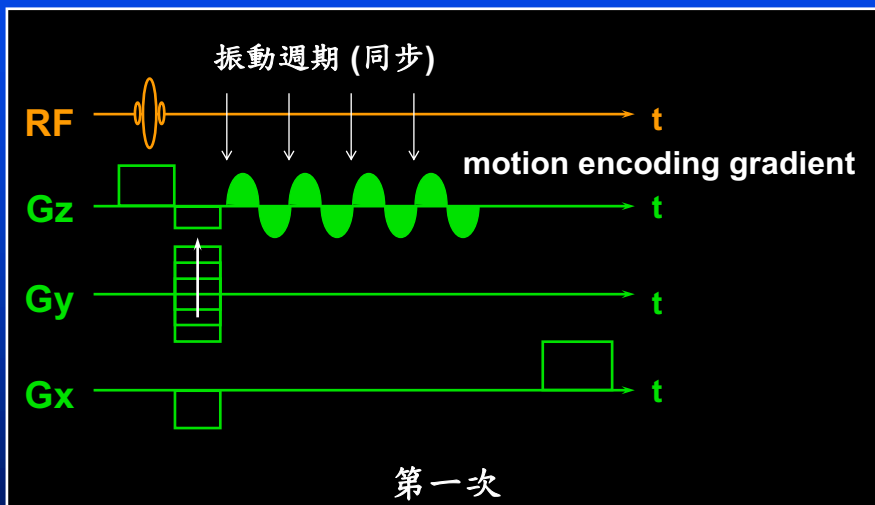
## 這樣還不夠

- 以動畫方式看到波的傳遞
  - 給予不同的梯度時間差
  - 重複掃描多次 (4~8)
- 同時也輔助分辨軟硬組織邊界

136 of 153

136

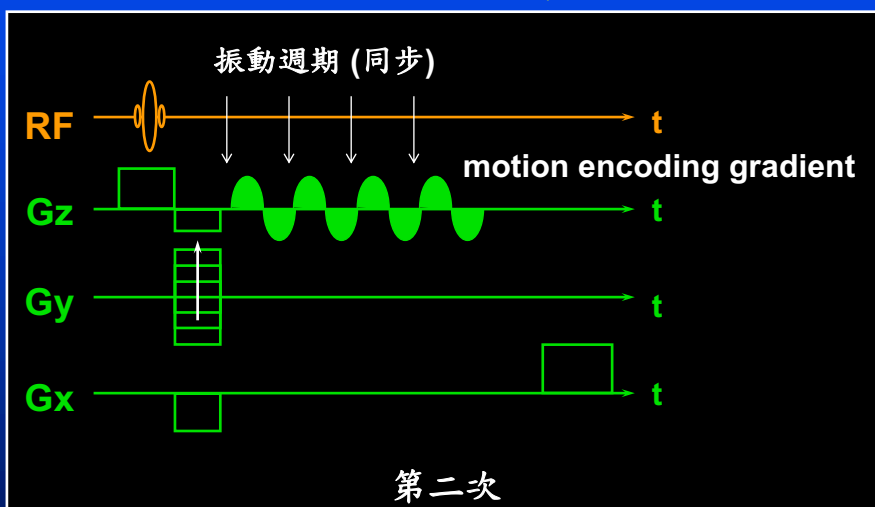
## 調整 MEG 的時間差



137 of 153

137

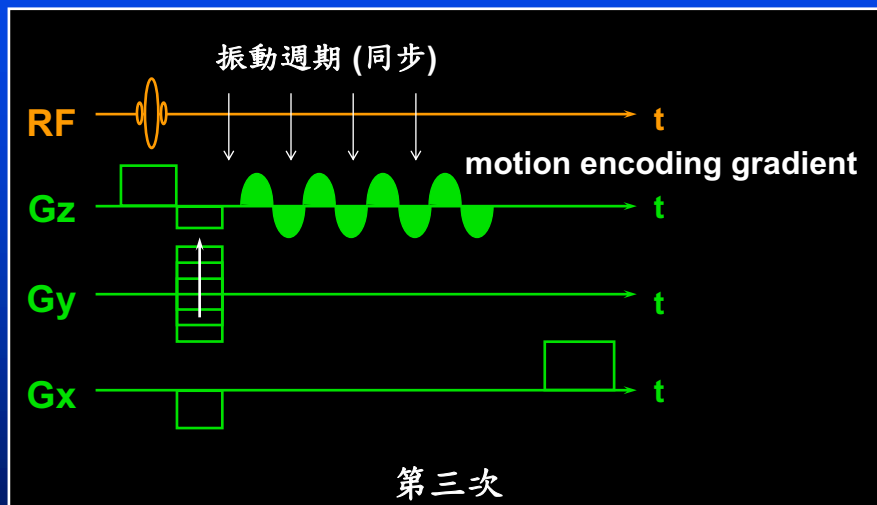
## 調整 MEG 的時間差



138 of 153

138

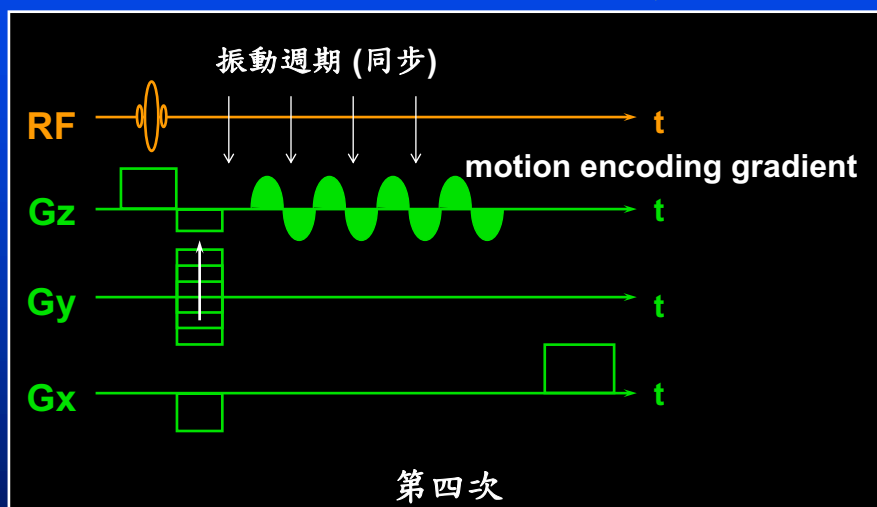
## 調整 MEG 的時間差



139 of 153

139

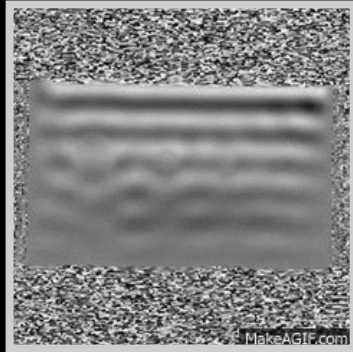
## ... 直到涵蓋一個週期為止



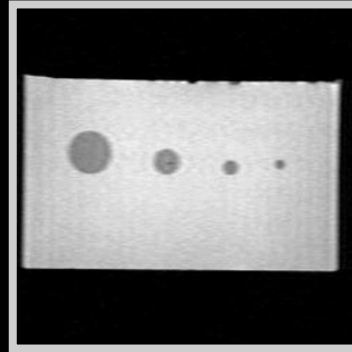
140 of 153

140

得出來的影像大概像這樣 (仿體實驗)



剪力波傳遞影像



原始 MR 影像

141 of 153

141

## 剪力波的傳遞特性

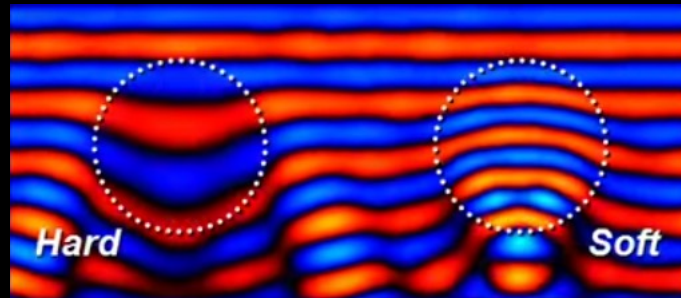
---

- 愈硬的物體，剪力波的波長愈長
  - 從波長長短分辨組織彈性
- 所以肉眼就看得一些軟硬差別
- 再用演算法反推到組織彈性

142 of 153

142

組織硬度由波長的寬窄得知

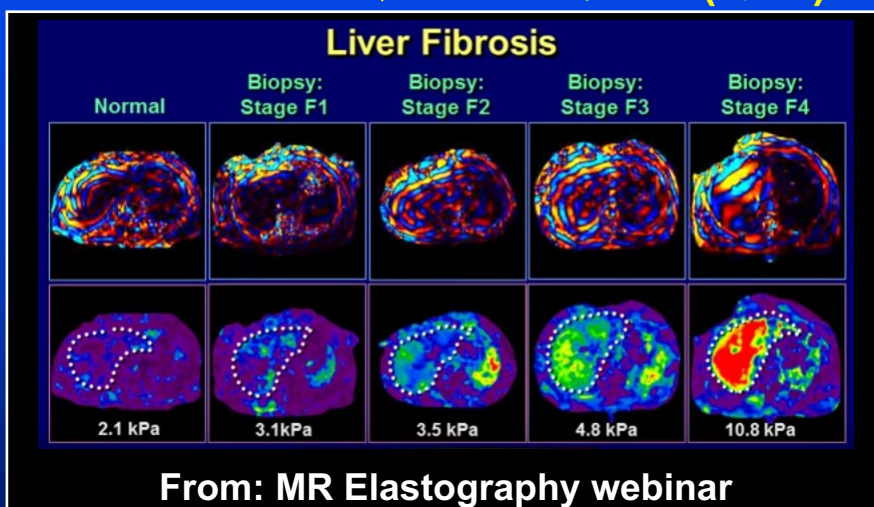


From: MR Elastography webinar

143 of 153

143

因此可以反推計算出組織硬度 (彈性)



144 of 153

144



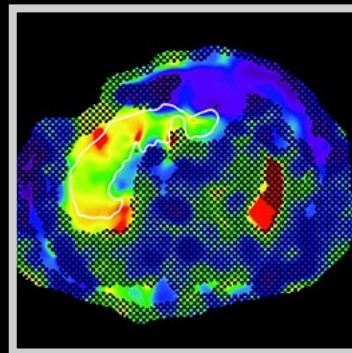
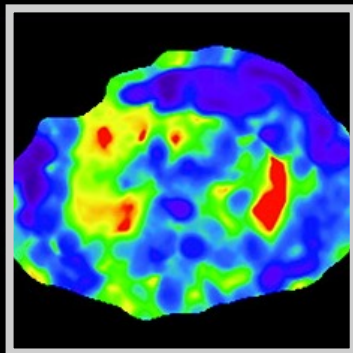
## 彈性的計算

- 就沒那麼直接了 (至今仍不完美)
  - 用黑點顯示信心指數不高
- 1995 年就有條紋動畫了，2015 年前後才賣到國內 ...

145 of 153

145

## 如今的商品化 MRE 顯示 (AJR)



一來負責、二來遮掩演算法不完美之處

146 of 153

146

## 「我覺得還不夠 ...」

---

- 力學參數不會只有彈性！
- 那只好把整套彈性力學搬出來
- **Complex shear modulus**
  - 剪力係數 (複數) :  $G^* = G' + i G''$

147 of 153

147

## 解釋名詞

---

- 實部 : **storage** 係數 (彈簧 → 硬化 ?)
- 虛部 : **loss** 係數 (阻尼 → 發炎 ?)
- 比例 : **damping ratio** ...
- 臨床鑑別用途就仍有待開發了

148 of 153

148

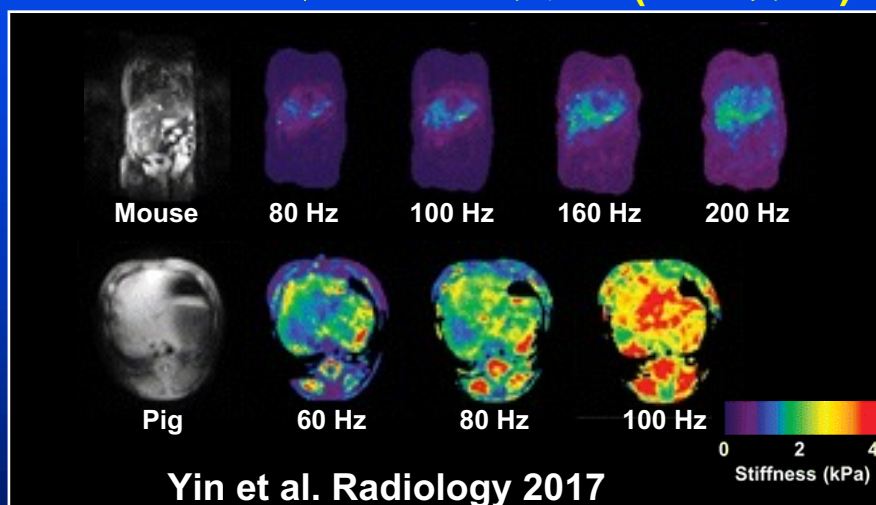
## 再進一步

- 組織振動特性，隨頻率而不同
- **Multi-frequency MR elastography**
- 變化振動與 **MEG** 頻率、多次掃描
- 單次掃描複雜振動模式 + 拆解影像

149 of 153

149

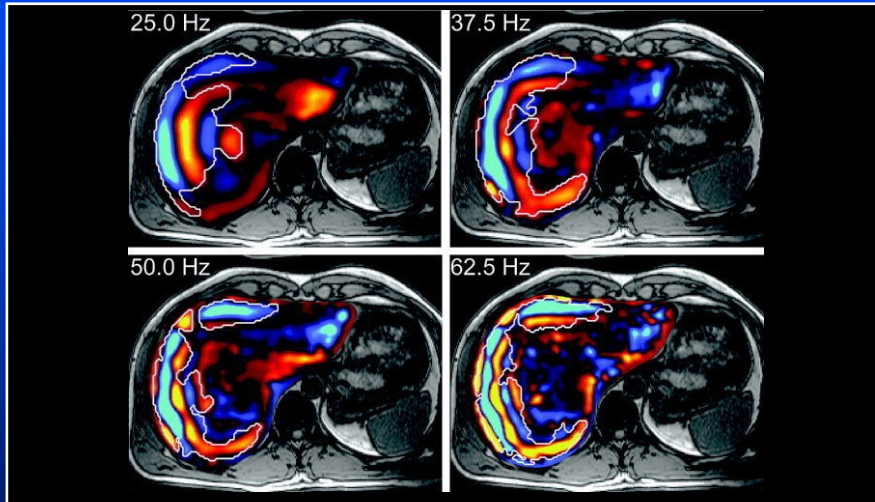
## 不同振動頻率下的組織彈性 (動物實驗)



150 of 153

150

## 單次掃描的 Multi-frequency MRE (MRM)



151 of 153

151

## MRE 的臨床應用

- 從影像品質不難猜出穩定性
  - 估算誤差、SNR、閉氣 ...
- 廠商敢推出商品自然有它的道理
- 可靠與否就靠各位提供自身經驗了

152 of 153

152