

Arterial Spin Labeling

Advanced MRI 第三講

王福年

OUTLINE

- ASL introduction
- CASL
- MT control
- PASL
- 其他影響定量的因素
- 總結與應用

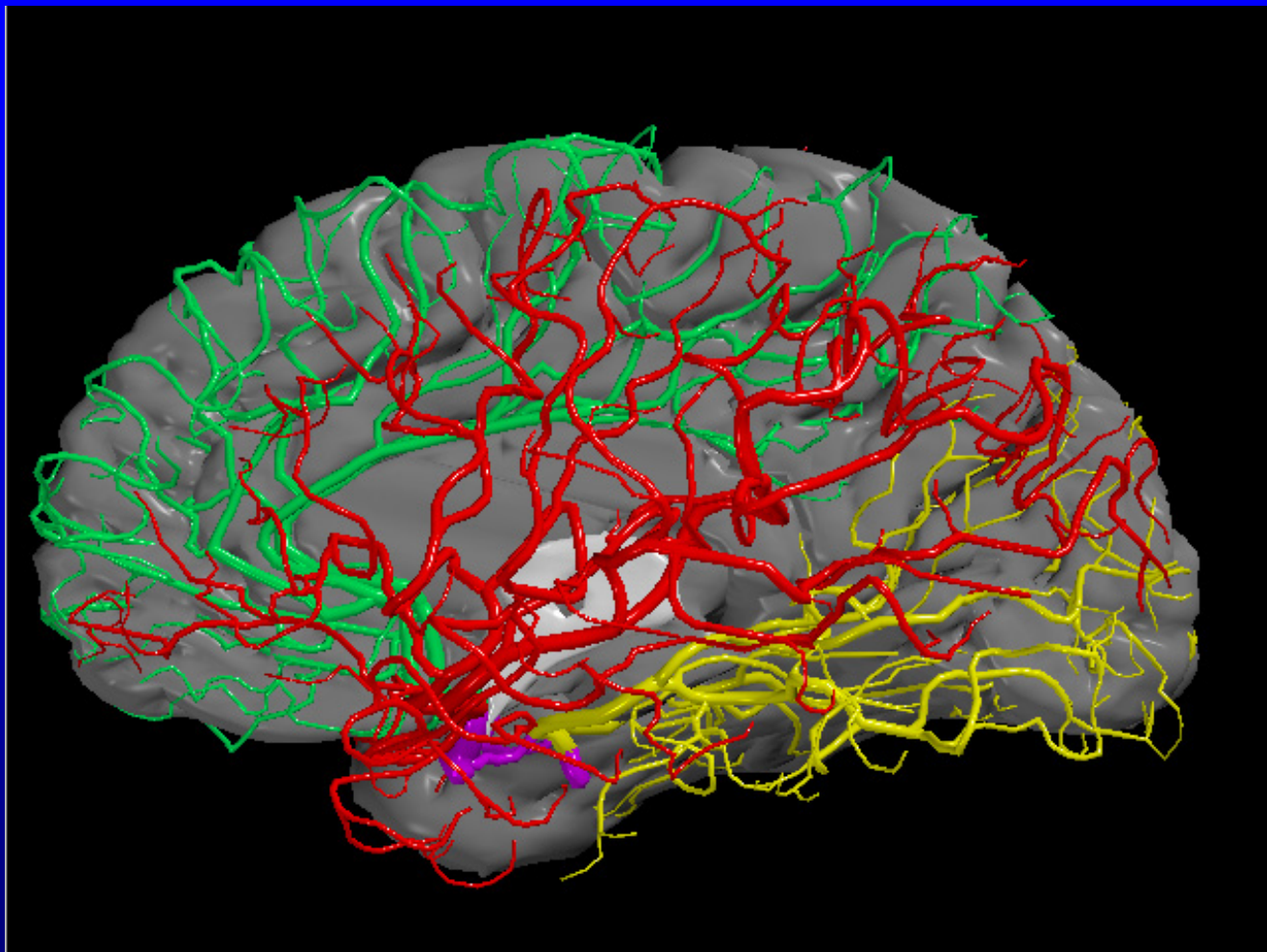
What is ASL?

- 一種量測perfusion的方法
- 不用注射對比劑
- 激發動脈中的質子當作天然對比劑
 - 天然ㄟ尚好!
- Arterial (動脈) Spin(水) labeling(激發)

標記動脈血液

- 飽和或 invert 上游動脈信號
- 讓血液自然流入微血管端
- 組織與微血管水份產生交換
- 組織之 MR 信號因而降低

大腦的血液走向由下而上



首先使動脈上游的信號飽和

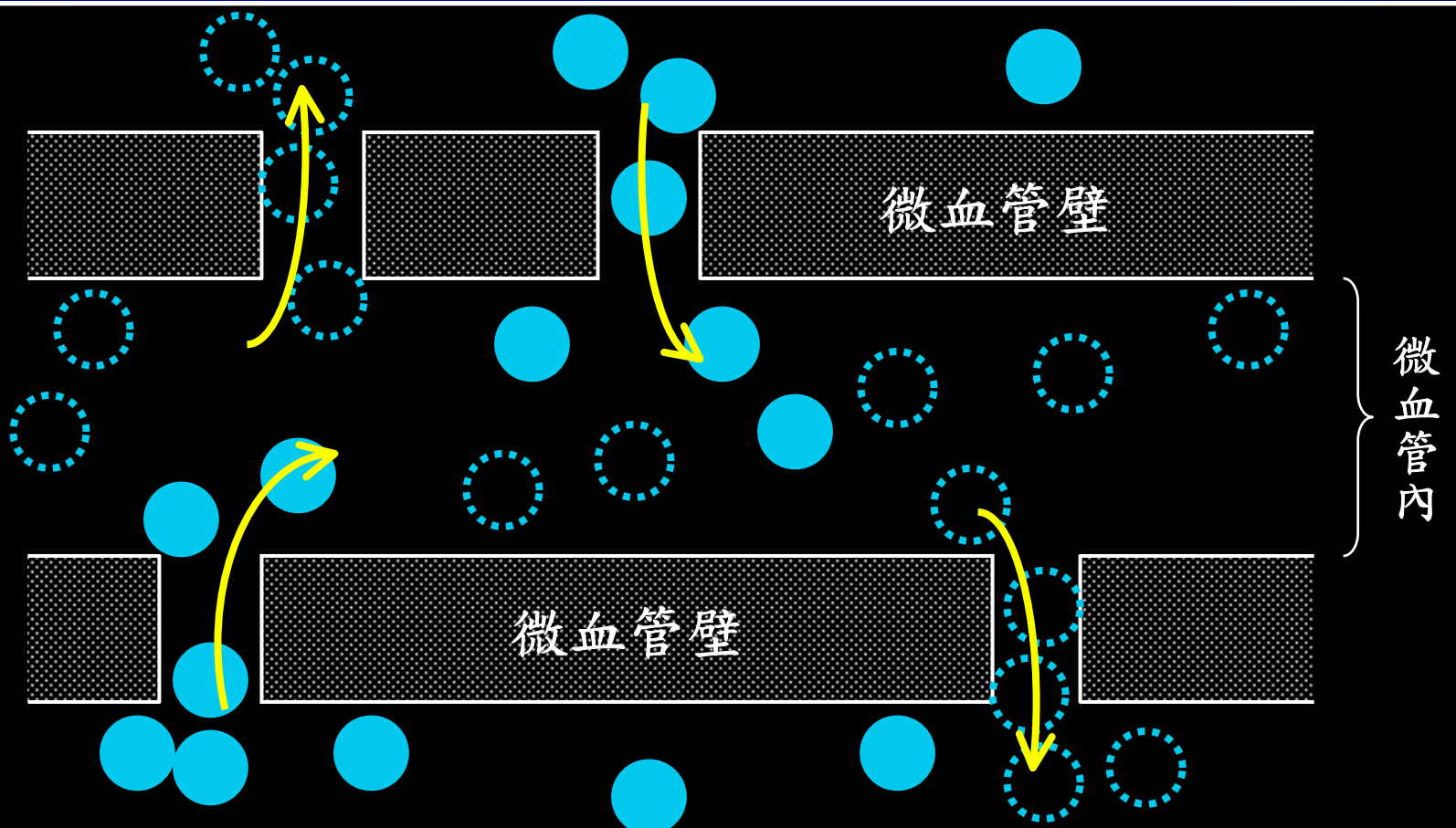
影像切面



90° rf (飽和)

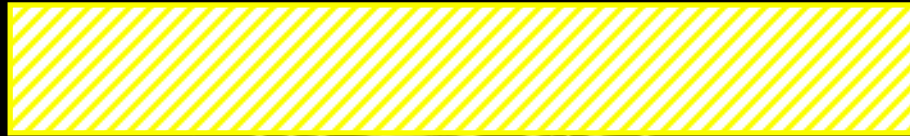
調整射頻脈衝頻率即可做到

微血管中的水與組織中的水交換



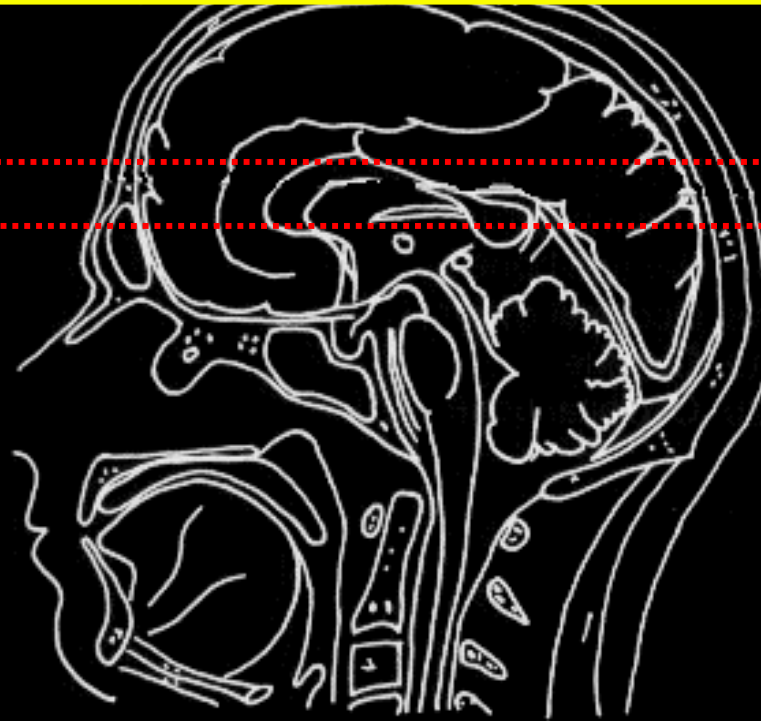
•所謂「交換」，不過是流入流出而已

再掃一張control組(動脈沒有標記到)

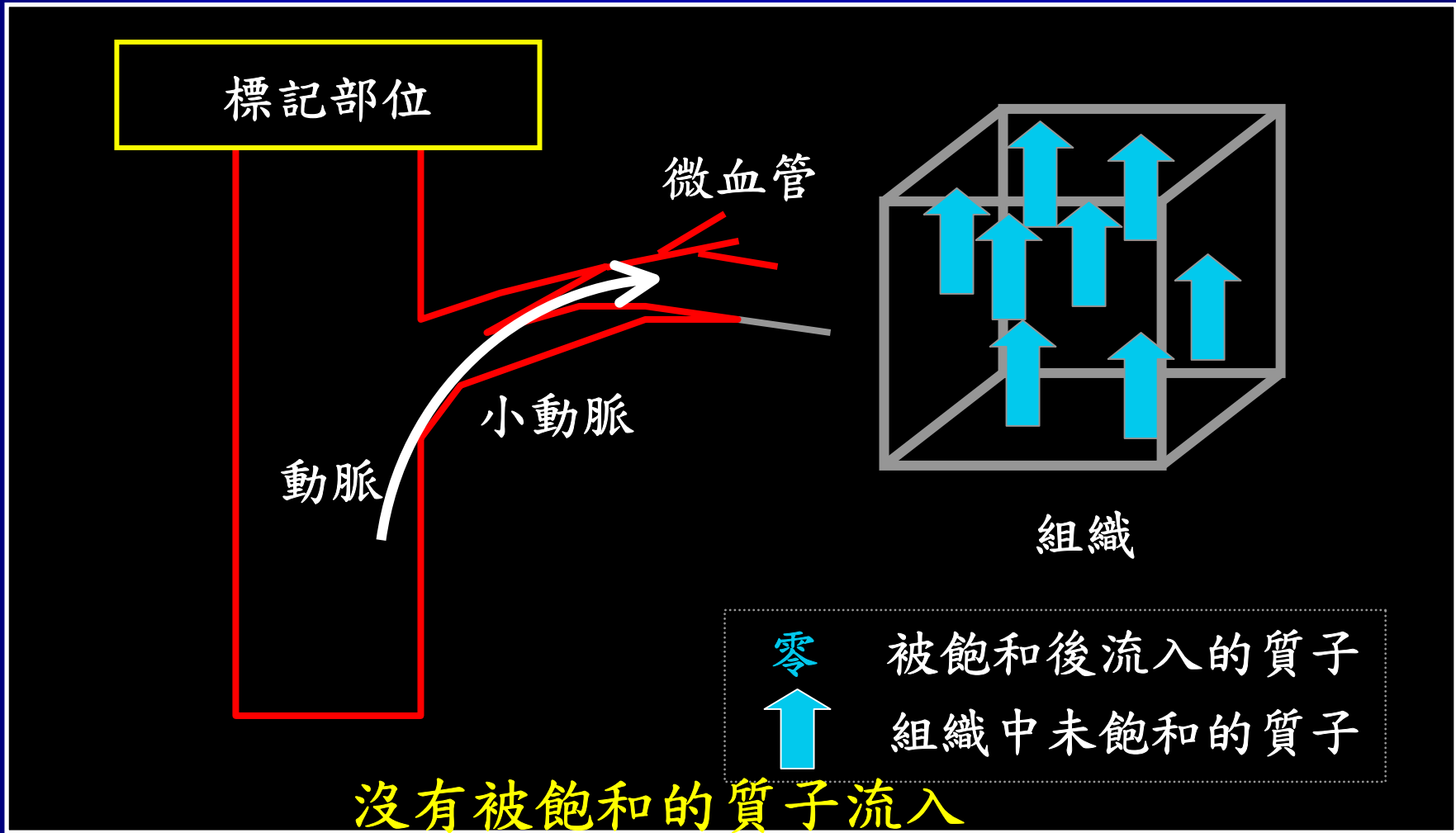


90° rf (飽和)

影像切面



等待血液自然流入微血管(inflow time)



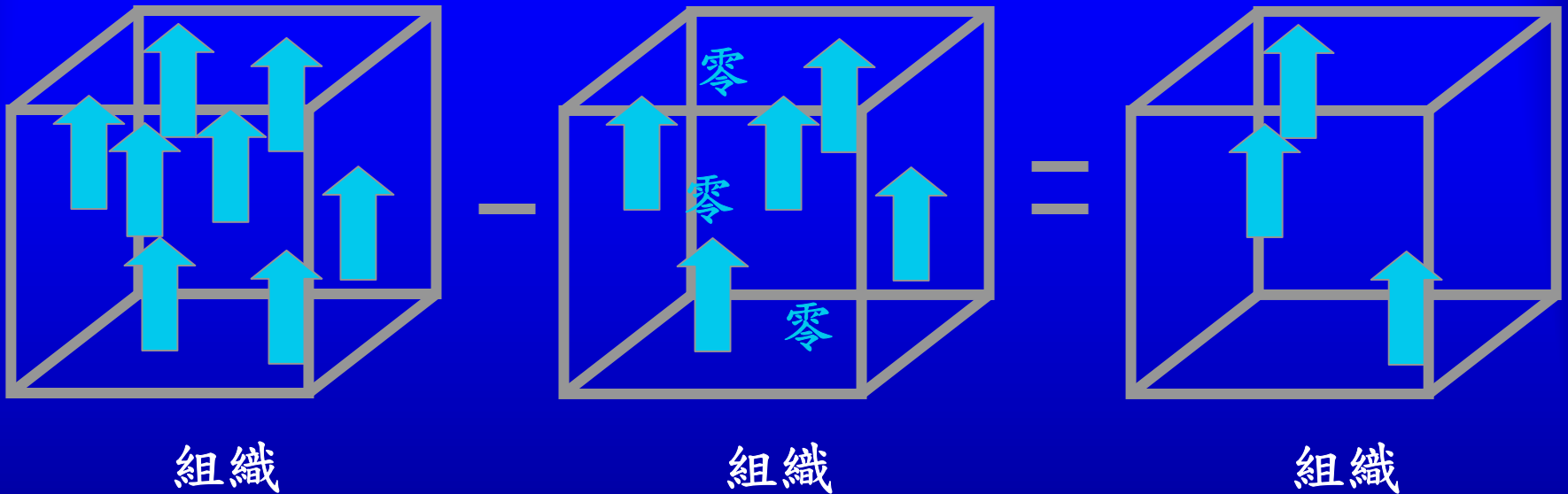
Cerebral Blood Flow

- 影像下降程度只與 partition coefficient、T1、CBF 有關
- 可用相減得出定性的 CBF map

影像亮度差正比於CBF

動脈未飽和

動脈未飽和



- 亮度差在正常大腦組織約為1%左右
- 需要多次平均增加SNR

Modeling the ASL

- 老師說既然是advance就要有數學...
- 考慮voxel內的Bloch equation

$$\frac{dM(t)}{dt} = \frac{M_0 - M(t)}{T_1}$$

- $M(t)$: Mz at time t / g_{tissue}
- M_0 : equilibrium Mz / g_{tissue}

考慮動脈流入與靜脈流出的 Bloch equation

$$\frac{dM(t)}{dt} = \frac{M_0 - M(t)}{T_1} + fM_A(t) - \frac{f}{\lambda}M(t)$$

- f : flow ($\text{ml}_{\text{blood}}/\text{s} \cdot \text{g}_{\text{tissue}}$)
- λ : brain/blood water partition coefficient
– 每g組織中的水量/每ml血液中的水量

動脈流入的Mz

- $fM_A(t)$
 - $M_A(t)$ 為時間 t 時動脈每ml有多少Mz
 - 乘上 f 後為每g組織每秒流入多少Mz
- Saturation: $M_A(t) = 0$

靜脈流出的Mz

- $fMv(t)$
 - 假設流入的血液充分混合
 - 靜脈流出的水中標記的質子比例與組織相同 (single compartment model)
 - $Mv \cdot \lambda = M(t)$
 - $fMv(t) = fM(t) / \lambda$

考慮動脈流入與靜脈流出的 Bloch equation

$$\frac{dM(t)}{dt} = \frac{M_0 - M(t)}{T_1} - \frac{f}{\lambda} M(t)$$

影像下降程度只與 partition coefficient、T1、CBF 有關

- 解方程式

$$f = \frac{\lambda}{T_{1app}} \left(\frac{M_0 - M_{ss}}{M_0} \right)$$

$$\frac{1}{T_{1app}} = \frac{1}{T_1} + \frac{f}{\lambda}$$

- M_b^{ss} 為 steady state 的 M_z ($t=\infty$)
- 與 TR 無關

定量化CBF

- 量測T1, T1app
 - 時間久
 - T1: 沒有flow時?
- 帶入就可算出絕對定量的CBF

實際做法:

Continuous tagging (CASL)

2. control



飽和/invert

影像切面



1. labeling



飽和/invert

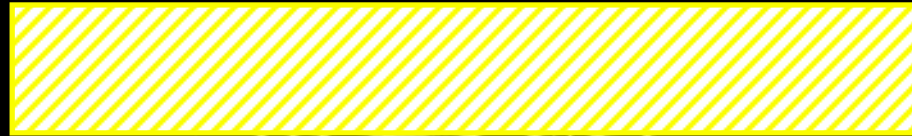
連續激發3-4秒 (T_{RF})

Continuous ASL

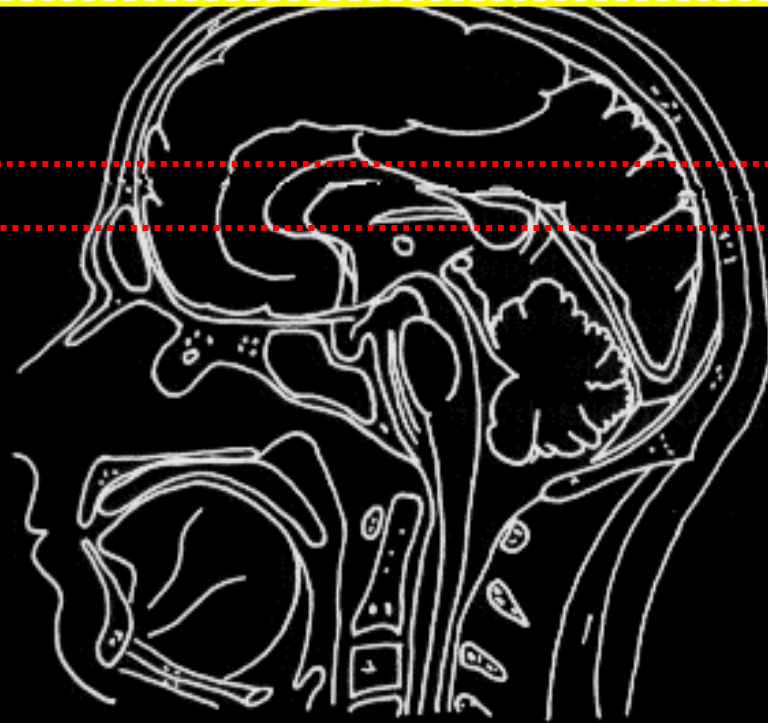
- 相當於標記一長度為3~4秒的bolus
- 同時掃描影像
- control組
 - 動脈血液沒有被標記
 - 靜態的質子訊號應該和標記時完全一樣

為何對照組還需要打rf？

影像切面



90° rf (飽和)

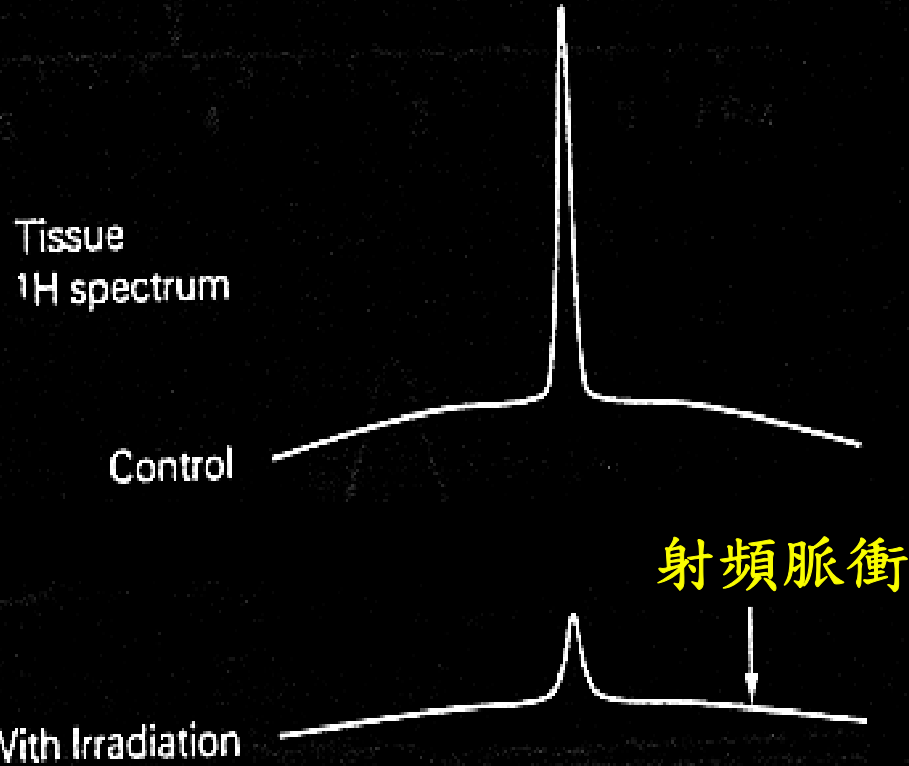


調整射頻脈衝頻率或是開相反梯度磁場即可做到

Magnetization transfer effect

- Bounded water的共振頻譜較寬
- 會被off-Resonance的rf激發
- 再與其他water exchange
- 結果image plane的質子訊號減低

Off-Resonance RF 的 MT 效應



只有蛋白質分子受到激發，水分子卻也受到影響

Off-reson RF

- “有 tagging - 無 tagging” 之後，影像中勢必含有磁轉移成分
- MTC : 20~30%, CBF : ~1%
- 必須去除磁轉移影響

動脈標記法中的 MT Control

影像切面
與兩者等
距離



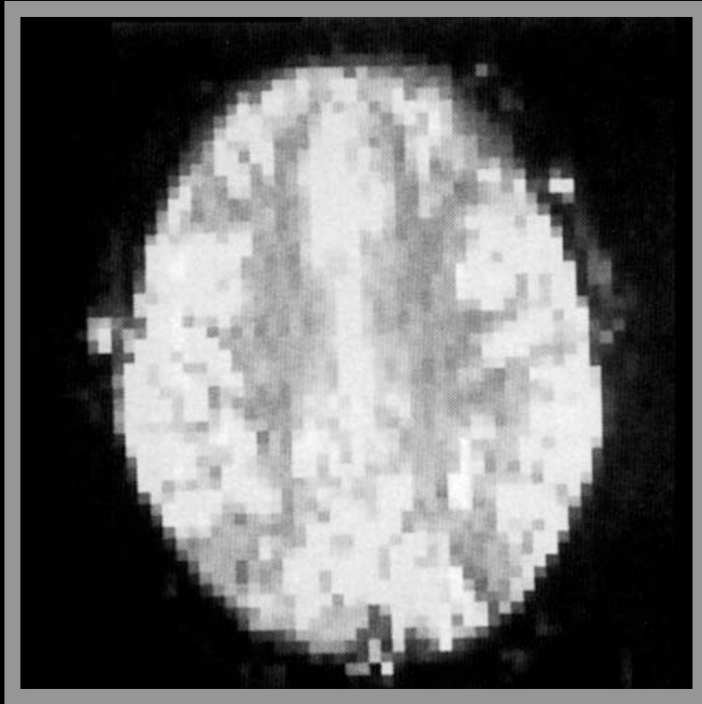
control



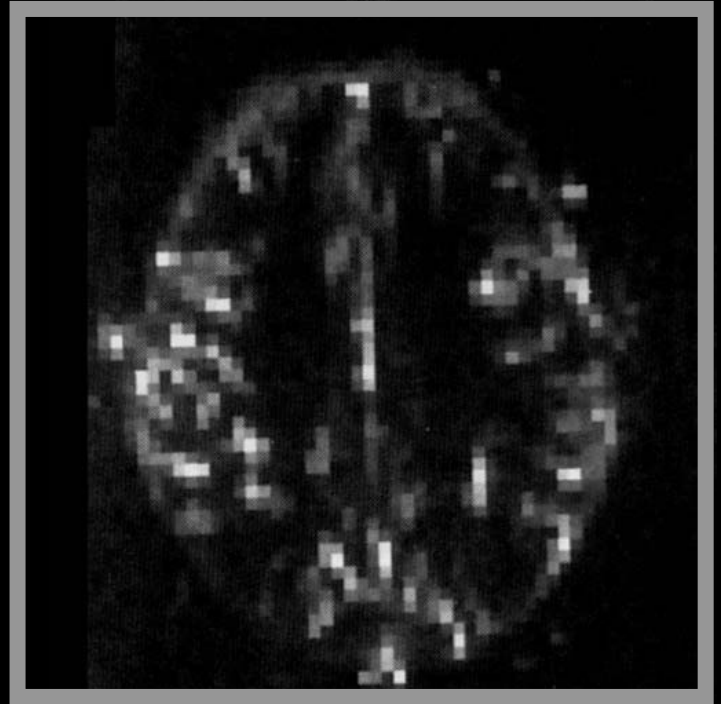
Tagging
部位

下游的飽和脈衝只有磁轉移效應

MT Control 的比較

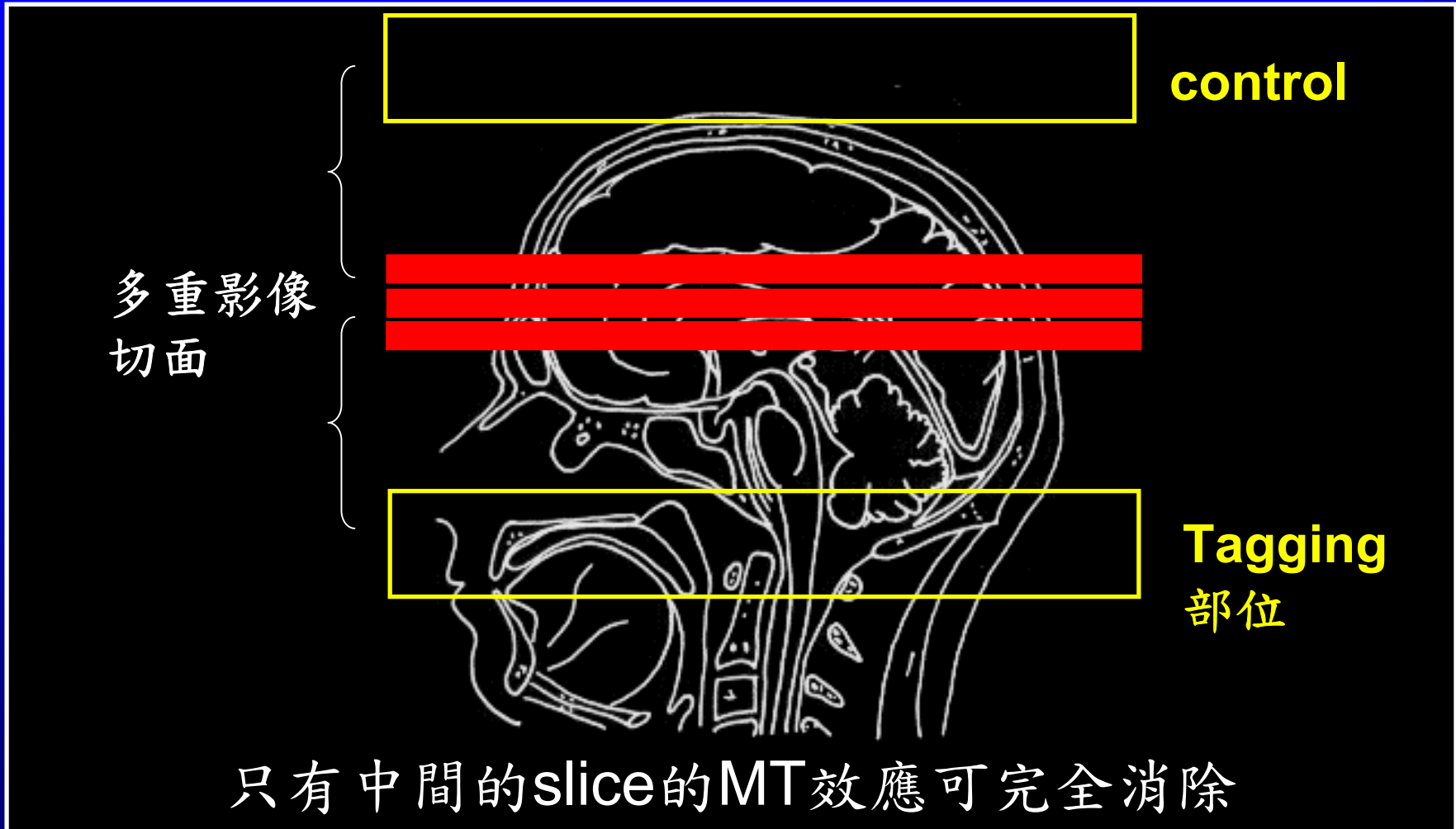


無 MT control



有 MT control

Multi-slice 怎麼辦？



另一種消除MT效應的方法

- 將tagging的位置放的夠遠
 - 用另外的coil激發頸部的動脈
 - 同時需要兩組coil
 - 可避免multi-slice時不對稱的control組
 - 可選擇不同分枝的動脈??

要不要先休息一下??

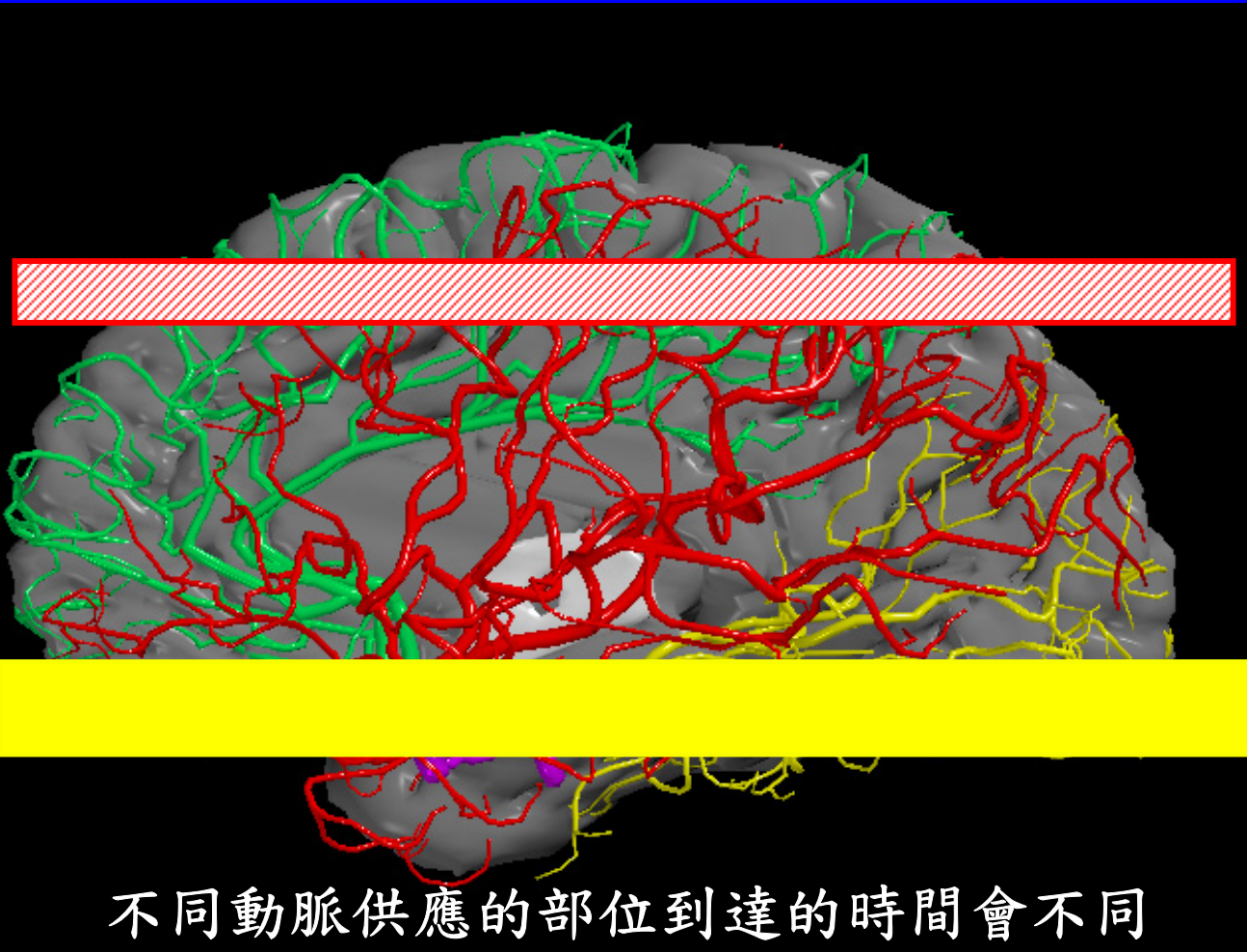
再幫鍾老師宣傳一次:

雖然加退選過了,根據我本人的
經驗,還是可以去求研教組...



Transit delay

Image
plane



Tagging
plane

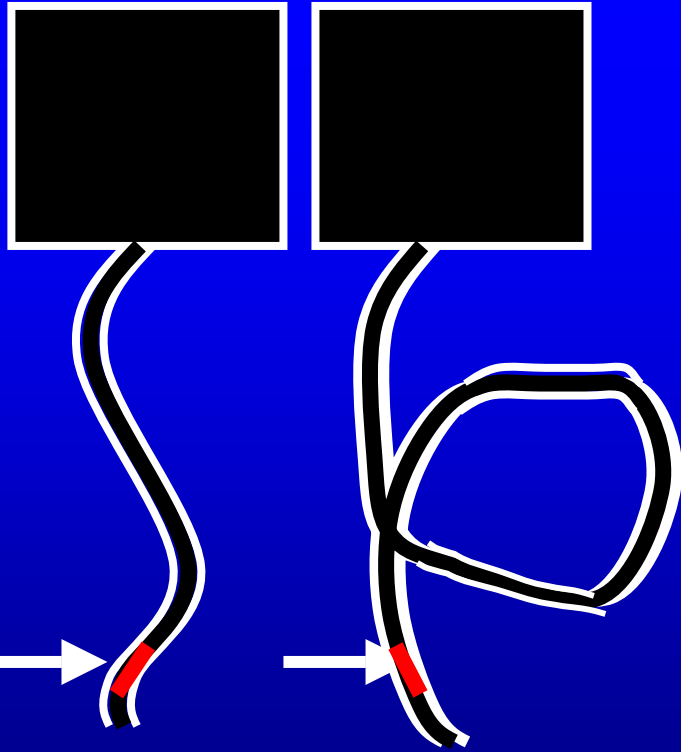
不同動脈供應的部位到達的時間會不同

Transit delay

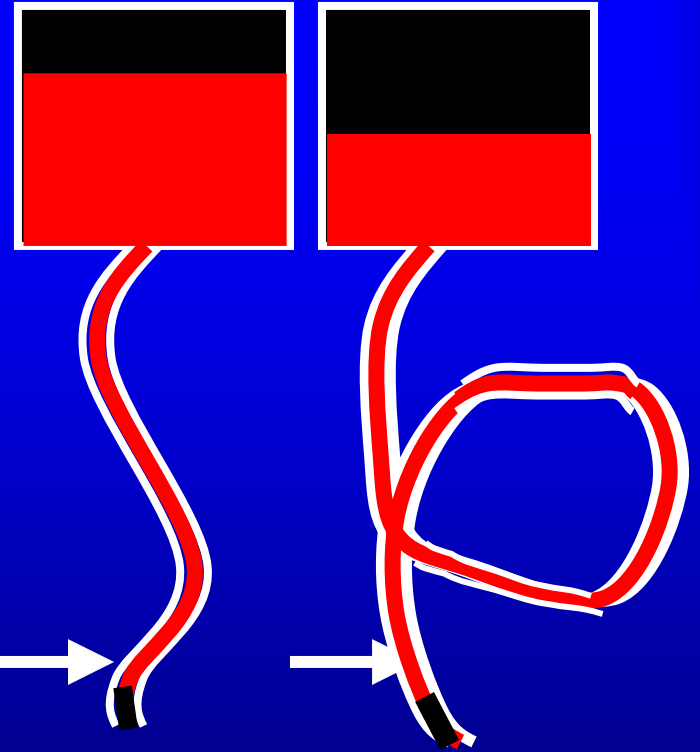


- 有那麼嚴重嗎?
 - 正常人最多差0.5左右
- 跟血液的T1比起來,有!

同樣的CBF的情況下



$t=0$



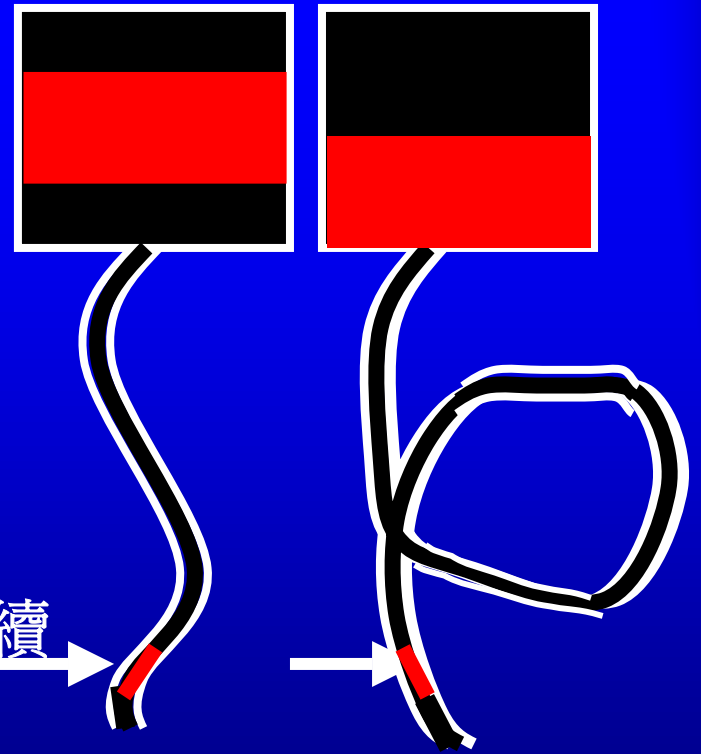
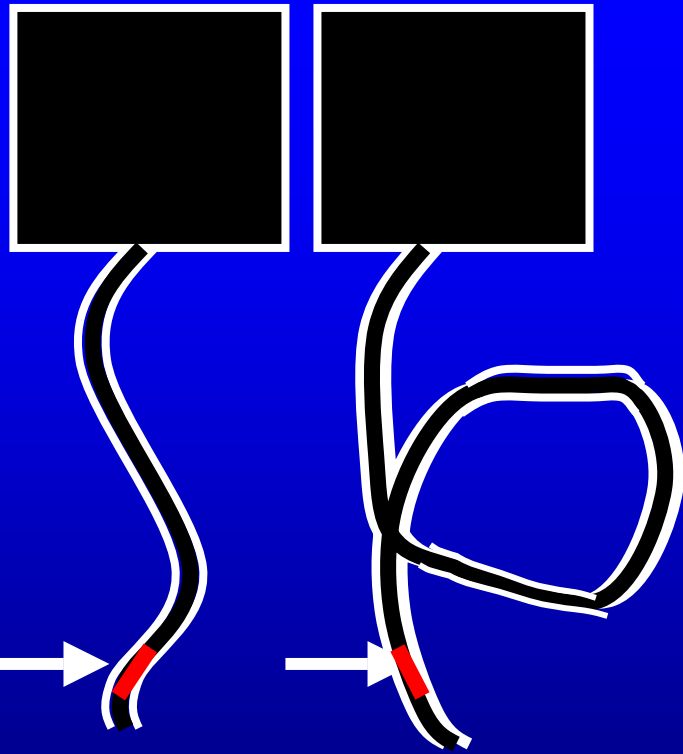
$t=TI$ (取影像)



CASL with delay

- 血液較快到達的部位會累積較多 saturated spin
 - Overestimated CBF
- 在連續的rf中加入一段delay time w
 - $\Delta t >$ 所有voxel的transit time
 - 所有voxel累積相同的saturated spin

同樣的CBF的情況下



$t=0$

$t=w$ 時停止標記

$t=T_{RF}$ (取影像)



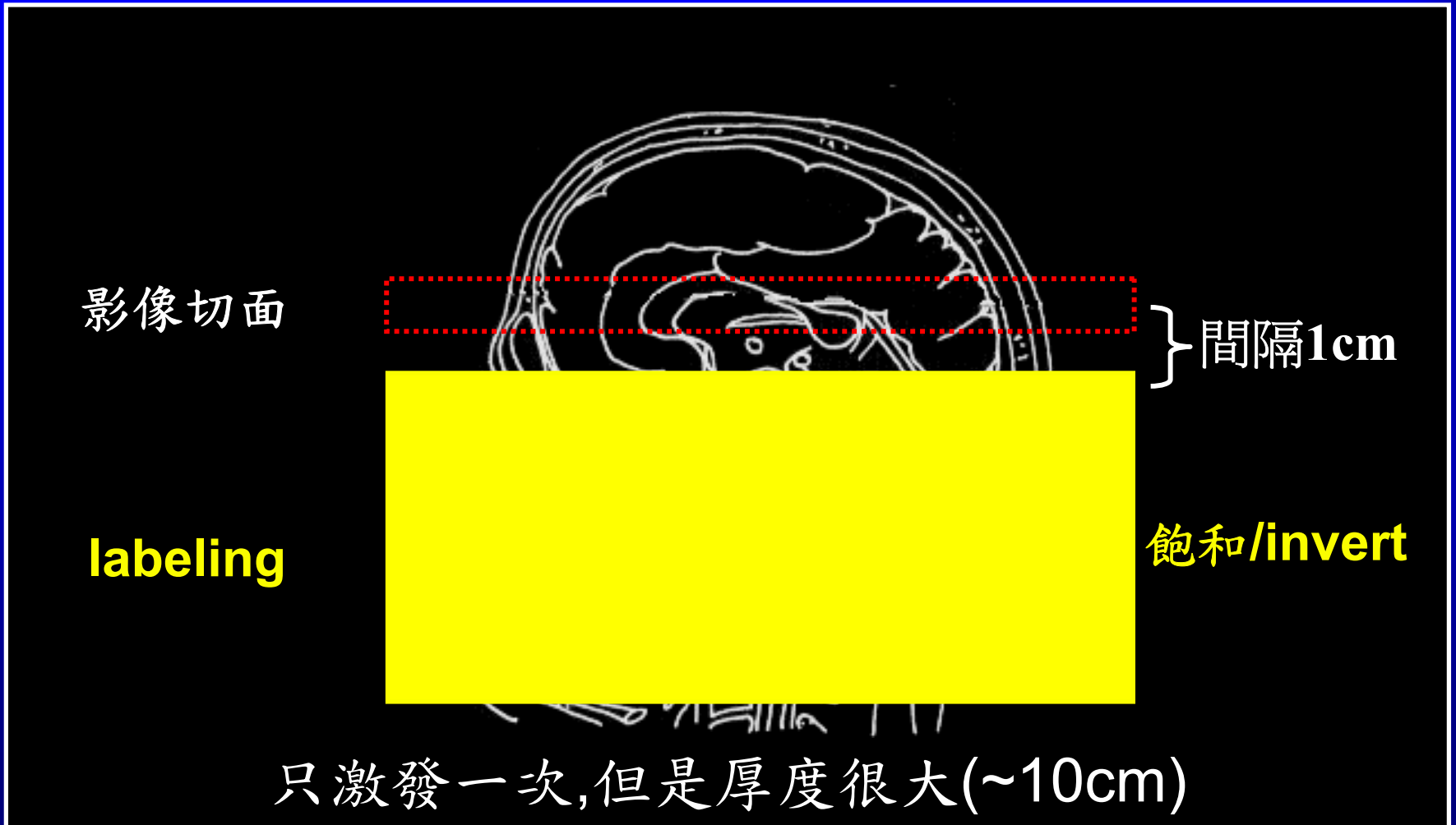
CASL的其他問題

- Incomplete inversion
- Relaxation
 - 流到image slice前血液的relaxation
 - 與組織交換後的relaxation
- 大血管的訊號

Pulsed ASL

- tagging 只打一次 rf 的方法
- EPISTAR
- FAIR
- PICORE
- QUIPSS II, Q2TIPS
- 族繁不及備載

EPISTAR



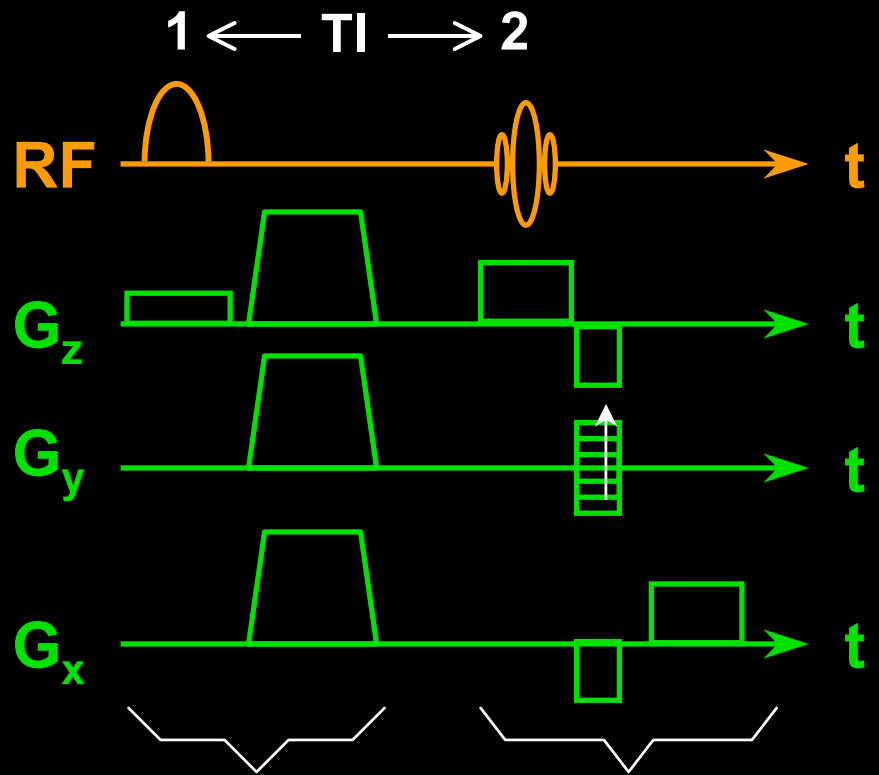
Echo Planar Imaging and Signal Targeting with Alternating Radiofrequency

- 標記一段長度為10cm的Bolus
- rf profile不完美
 - 間隔image slice 1cm
- Control組與CASL的方法相同

Arterial Spin Tagging sequence



脈衝 1 & 2 頻率不同



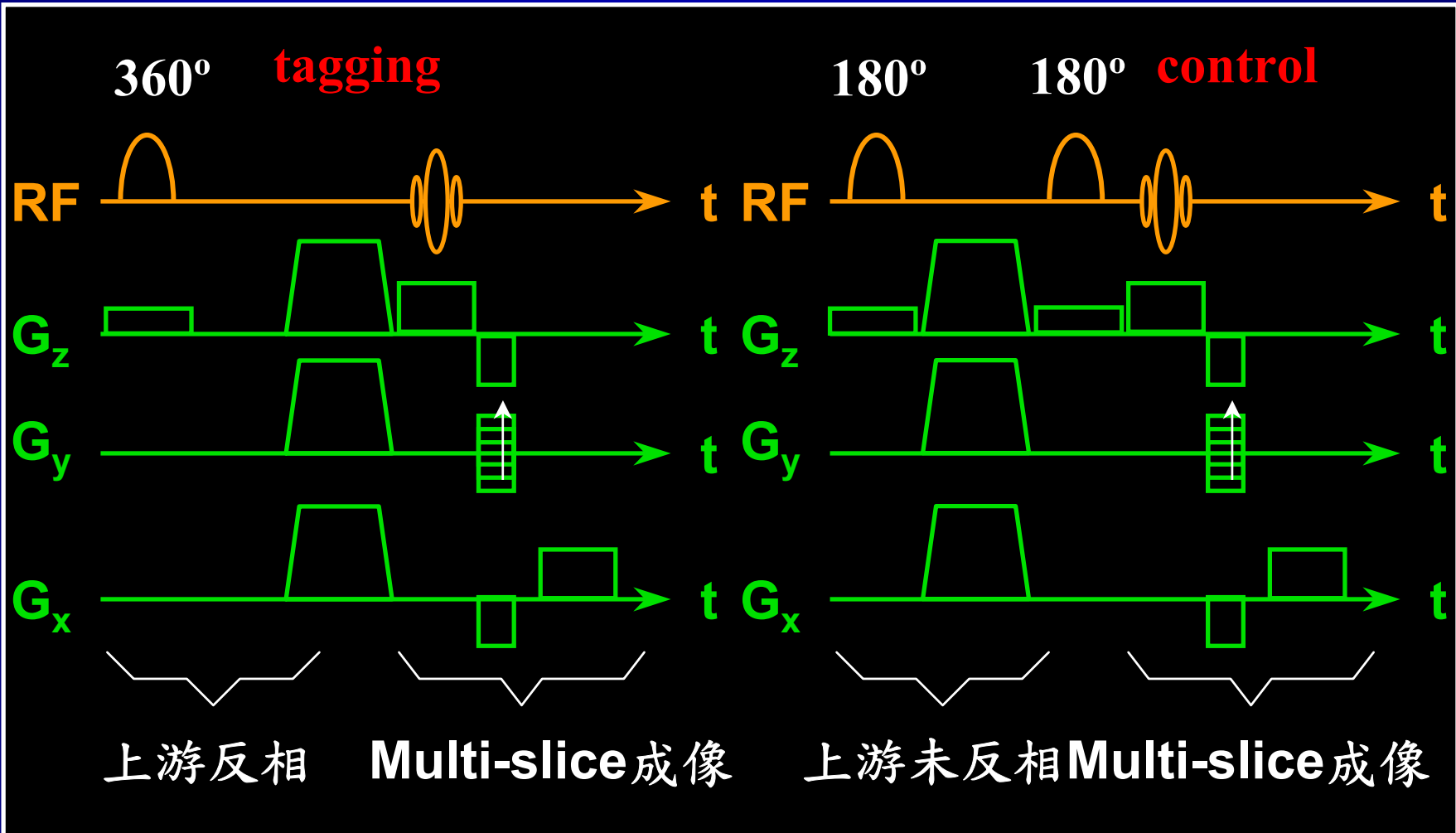
上游飽和

一般成像

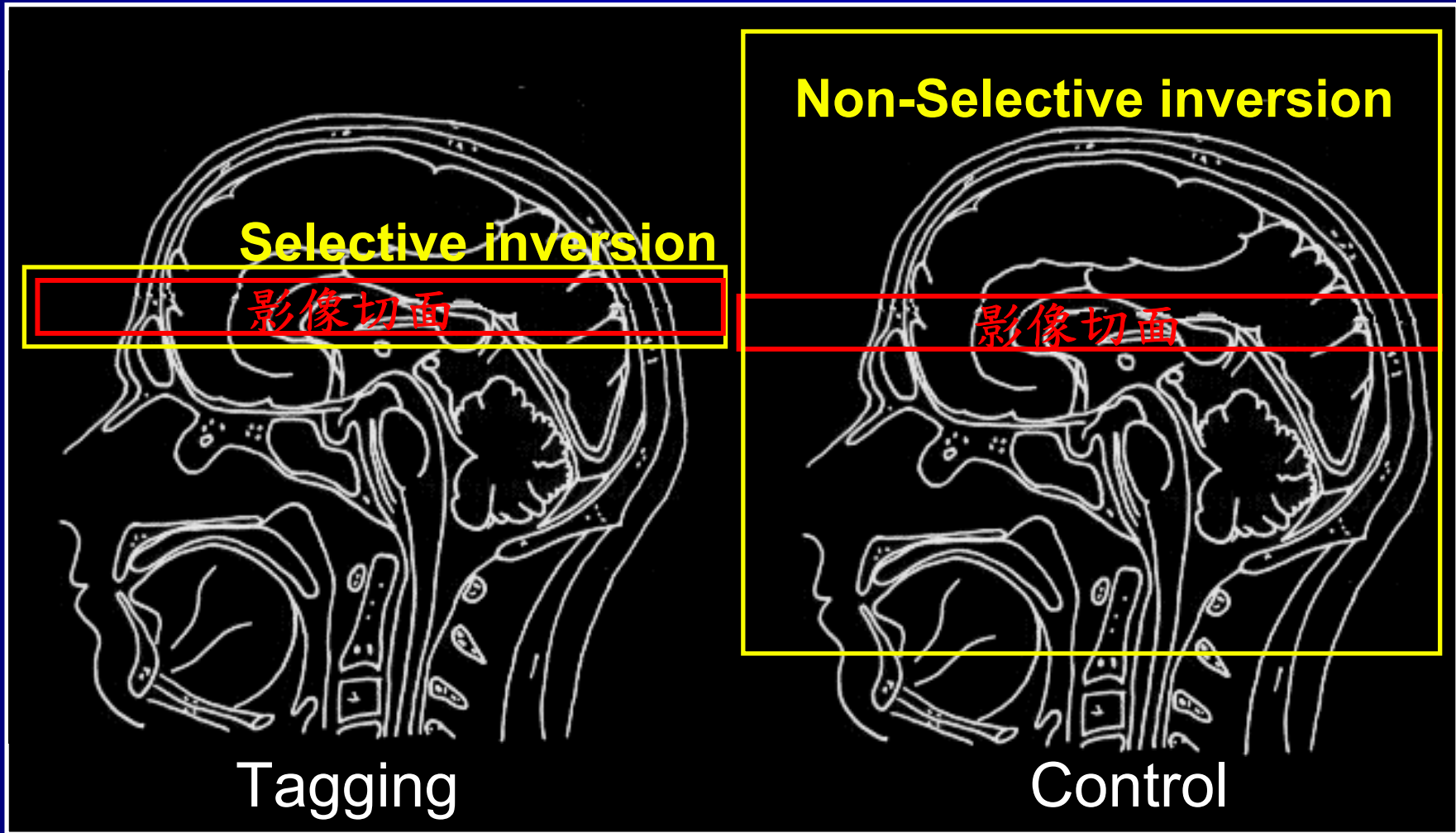
Multi-slice EPISTAR

- Adiabatic pulse
 - 最多打到 180°
- Tagging: 360° adiabatic pulse
- Control: 同樣位置打兩次 180° rf
 - 不會有不對稱的 off-resonance

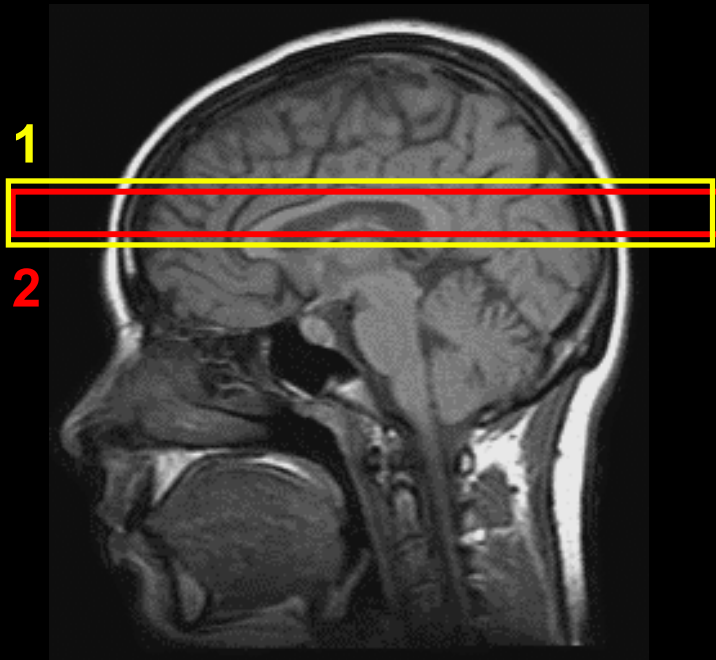
Multi-slice EPISTAR



Flow –sensitive Alternating Inversion Recovery

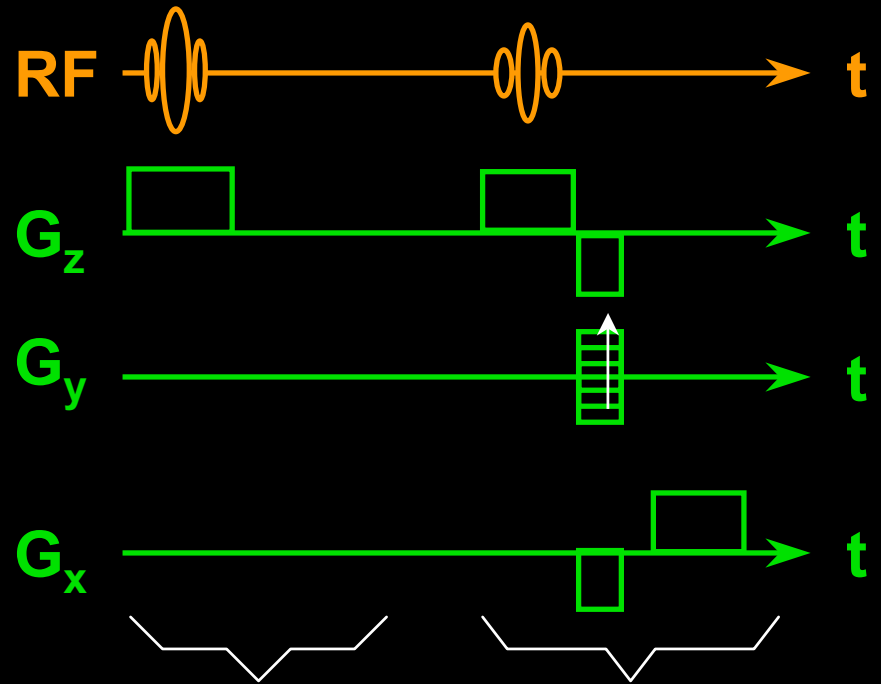


FAIR 脈衝序列 (Selective Inversion)



第一次掃描 tagging

1 ← TI → 2

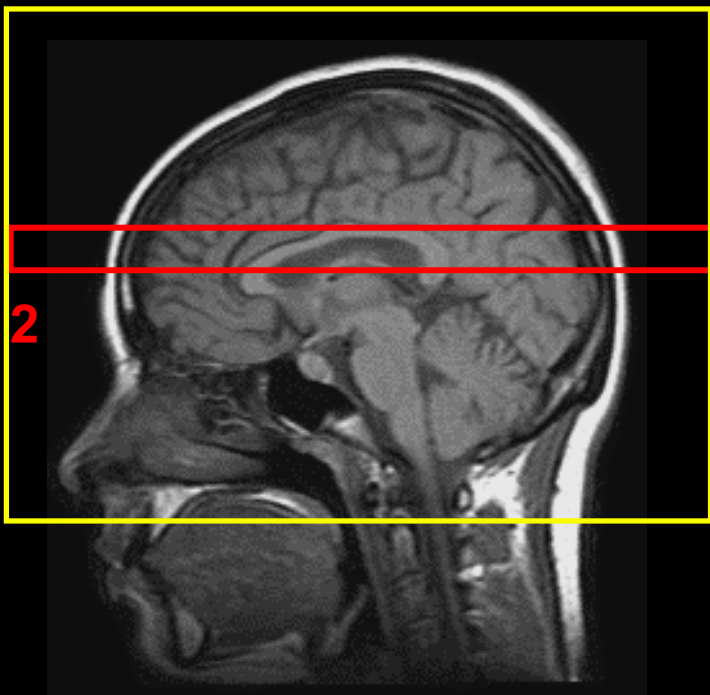


反轉

一般成像

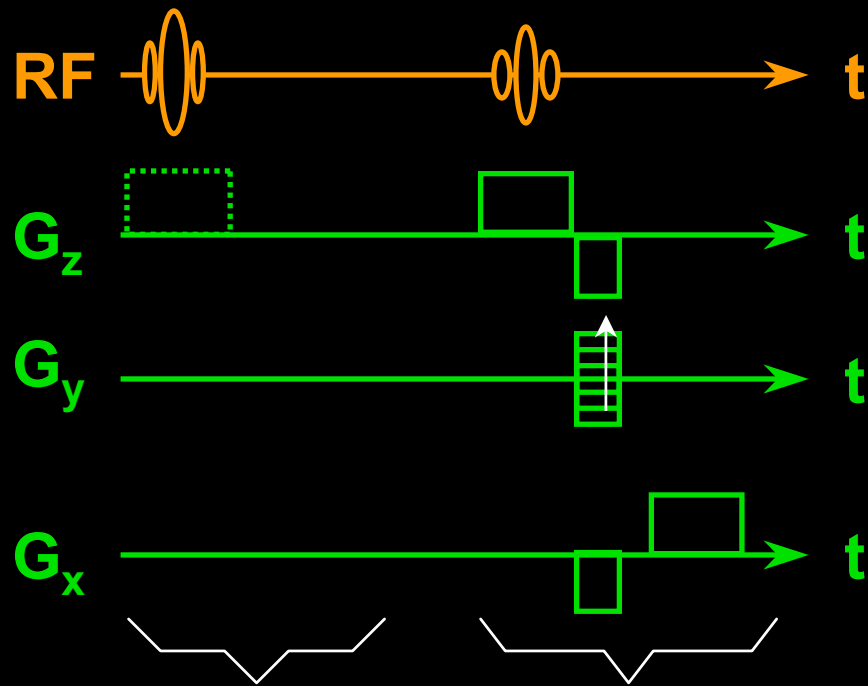
FAIR 脈衝序列 (Nonselective Inversion)

1



第二次掃描 control

1 \leftarrow TI \rightarrow 2



反轉

一般成像

FAIR

- 沒有 off-resonance rf
 - 沒有 MT 效應
- 靜脈也會有訊號
 - 從上方流進來的 spin 也有標記到
- Imperfect rf profile
 - Selective inversion slice 要比 image slice 厚一些

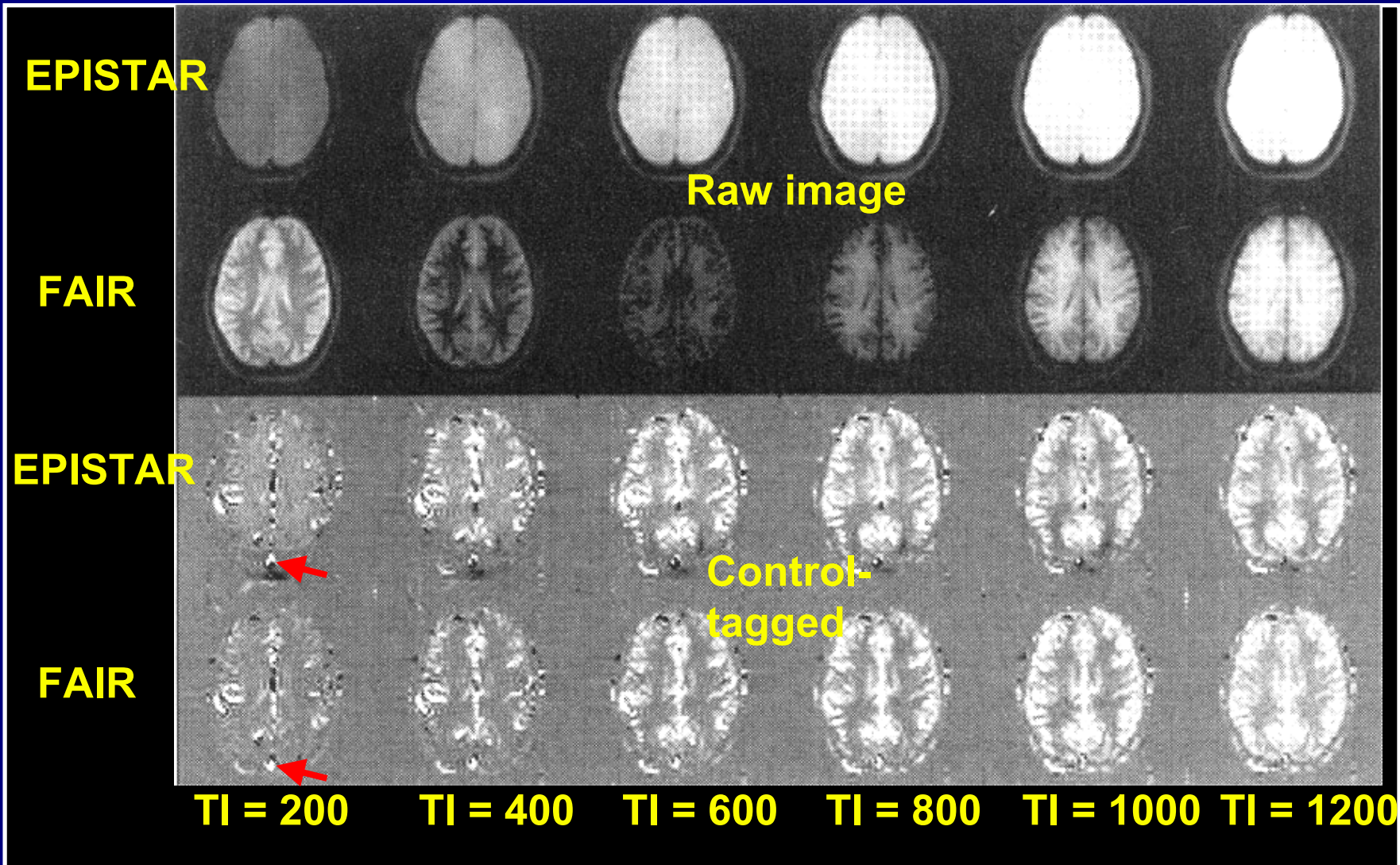
PICORE

- Proximal Inversion with a Control for Off-Resonance Effects
- 與EPISTAR只有control組不同
- 開off-resonance rf時不開gradient也可以做MT control

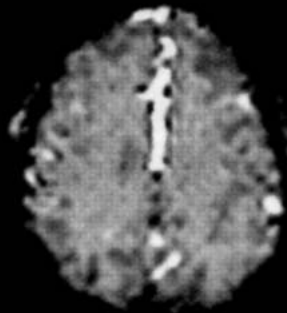
Inflow Time

- 不同TI時會有不同的flow weighting
- 受標記的血液尚未流入組織
- 常用的TI 1~1.6 s
 - 與血液的T1有關 (depend on B_0)

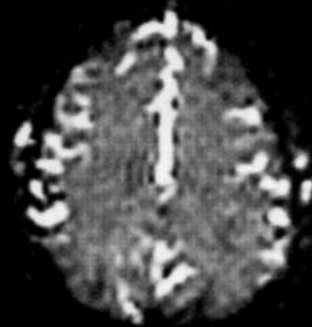
TI 的影響



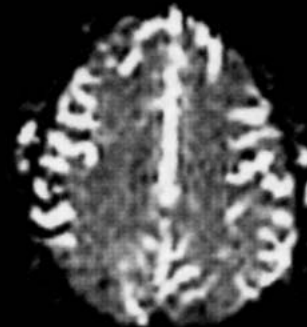
TI 的影響



TI = 200



TI = 400



TI = 600



TI = 800



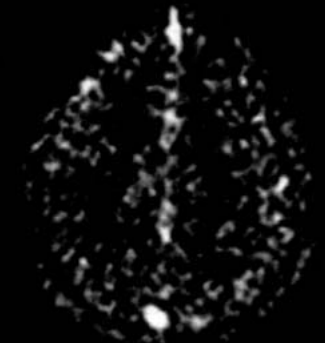
TI = 1000



TI = 1500



TI = 2000



TI = 3000

TI 增加，影像由 arterial 到 venous phase

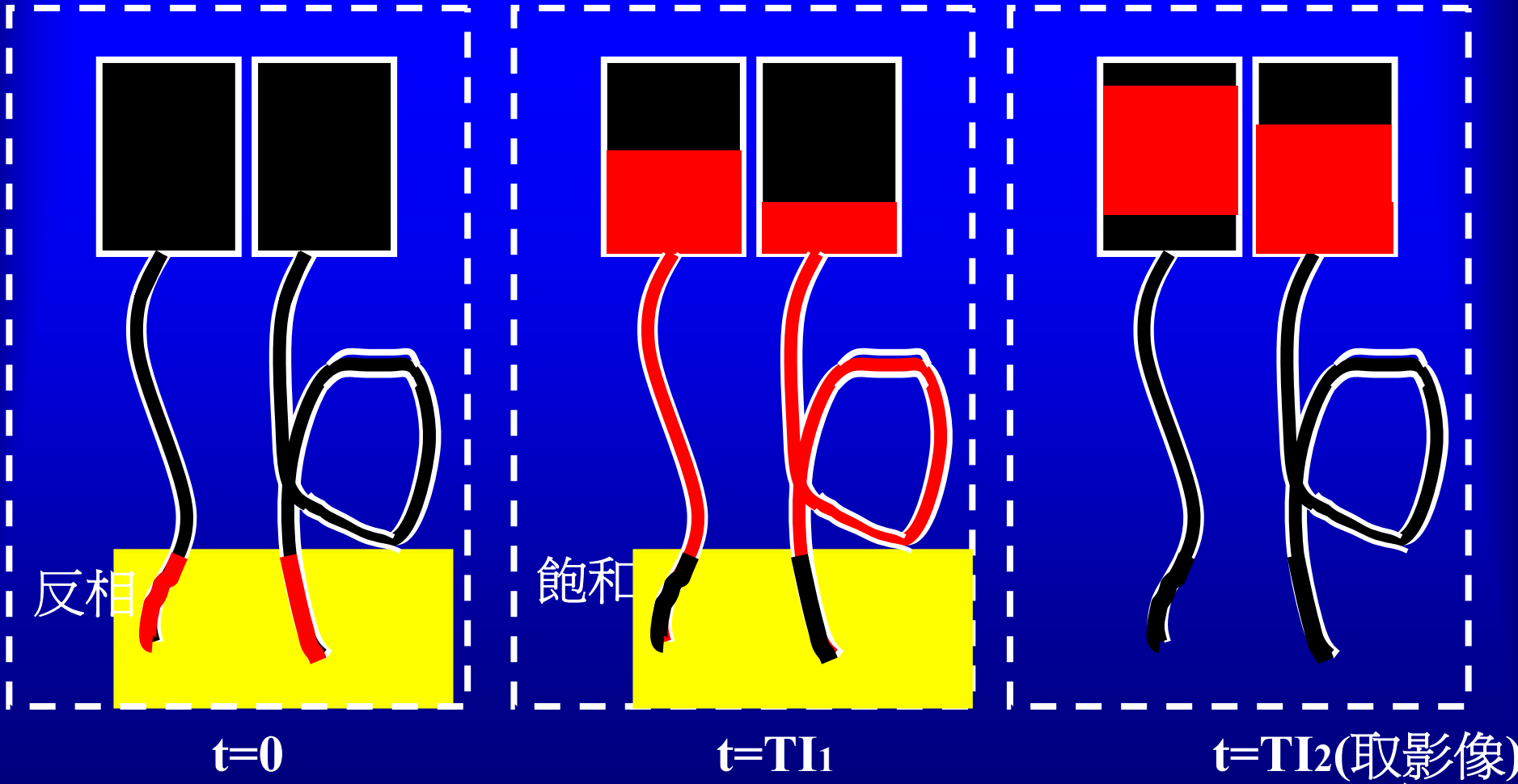
Transit delay的問題

- Tagging plane與image slice有一小段距離
- 流速快的會累積較多tagged spin
 - 與CASL的問題相同
 - 無法做到CBF定量

改良方法: QUIPSS II

- Quantitative Imaging of Perfusion with a Single Subtraction, version 2
- 改良版的EPISTAR
- 與CASL加入delay的概念類似
- Tagging時invert固定體積的血液
- 在全部流出tagging area前saturate

同樣的CBF的情況下



TI1的選擇: 比transit delay長,但是又不能讓所有的tagged spin流出

QUIPSS II

- 等到TI2(就是之前的TI)再收取訊號
- 可以量化
 - 不考慮血液與組織的relaxation
- Q2TIPS
 - Quipss 2 with slice TI1 Periodic Saturation
 - TI1時改用thin slice連續saturation
- CASL與PASL越來越像了...

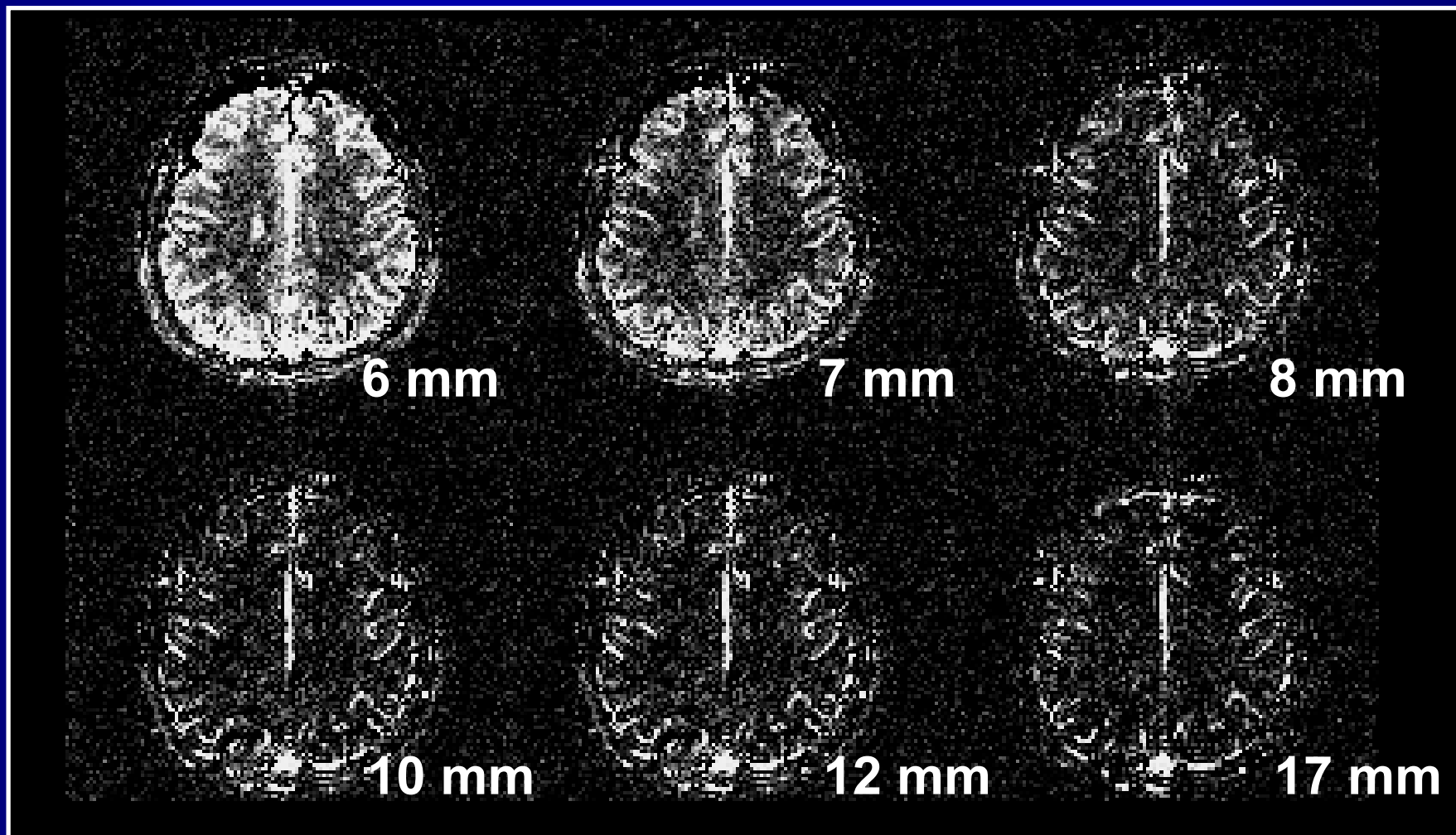
消除動脈信號

- 動脈裡的血液充滿tagged spin
- 相減後大動脈很亮
- 小動脈會有partial volume
- 加上diffusion gradient消除流動訊號
- 但是...到底多大的動脈不算CBF?

rf profile的影響

- 邊緣不夠sharp
 - 影響transit delay
 - EPISTAR : tagging band與image slice間隔
 - FAIR: selective inversion slice較厚
- 運用profile比較好的rf
 - 如:FOCI

Inversion RF 厚度的比較 (5mm, TSGH)



總結:CASL與PASL的比較

- CASL
 - 連續tagging,SNR較大
 - 時間久
 - Tagging efficiency 低
 - MT effect
 - 高SAR
 - 另一組coil做tagging (option)
- PASL
 - Relaxation,SNR較低
 - 時間短
 - Tagging efficiency 高
 - MT effect 低
 - 受Slice profile影響大
- 其實兩者目前差不多

其他應用： perfusion based-fMRI

- 優點

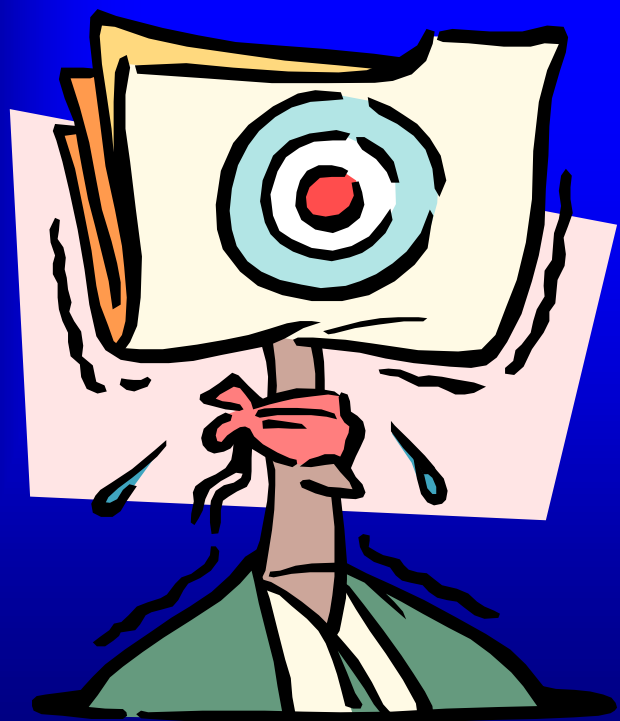
- 量測單一生理參數
- 靠近神經活化區
- 訊號變化率與參數無關
- 可以定量化

- 缺點

- 訊號較小
- 速度慢
- Slice數目有限 (T1的限制)

- 量測CMRO₂變化: that's another story...

疲勞轟炸結束了!



有問題請趕快問
我週末和下星期一
都會盡量不出現...