

# 平行成像技術 - Parallel imaging

新光醫院放射診斷科  
李正輝

# 影像醫學的巨人---MRI



# 速度--- MRI

- 魚與熊掌
- 速度提升--- 影像品質的犧牲
- MRI掃描速度的公式:

**Scan time = TR x NEX x No. of Phase encoding**

# 縮短檢查時間的方法

- 縮短TR
  - Gradient echo technique
- 減少掃描的次數
- 減少相位編碼的總次數
  - 影響解析度、有可能造成反摺假影
  - Haste
- 增加相位編碼的次數 / TR
  - TSE、EPI
- 平行成像技術



## 小學的數學題...

- 小明想要蓋一棟別墅給阿花住，一個人每天可以完成 $1/20$ 的進度，請問需要幾天可以完成？如果小華一起來幫忙，同樣每天可以完成 $1/20$ 的進度，請問需要幾天可以完成？

(TSE)

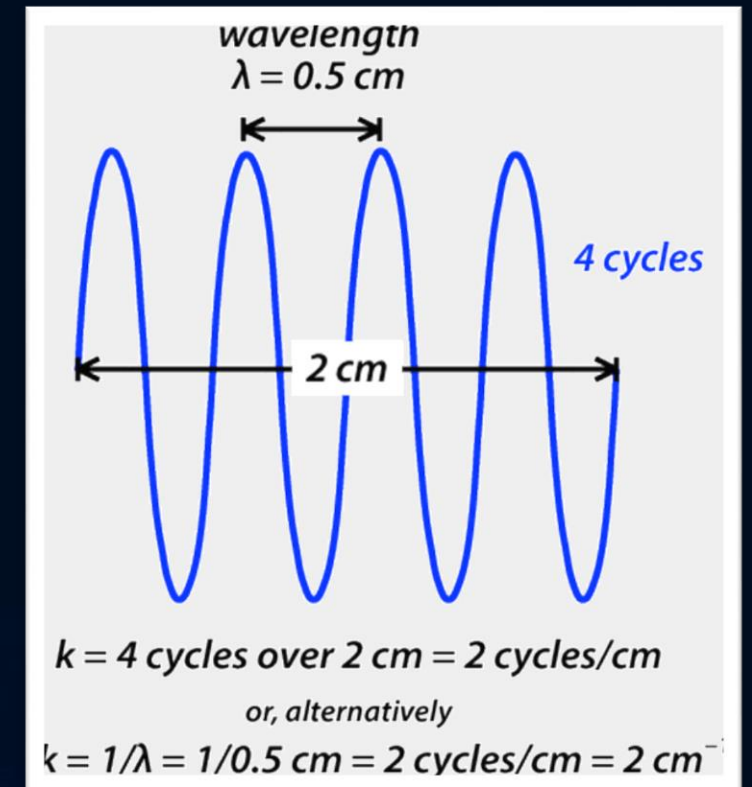
- 愚公想要挖一條隧道，如果從一側開挖，需要10天才能完成，於是愚公叫愚小弟從另外一側同時開挖，如果兩人的速度一樣，請問需要幾天可以完成??

(SENSE)

# 首先要瞭解的事--- K space

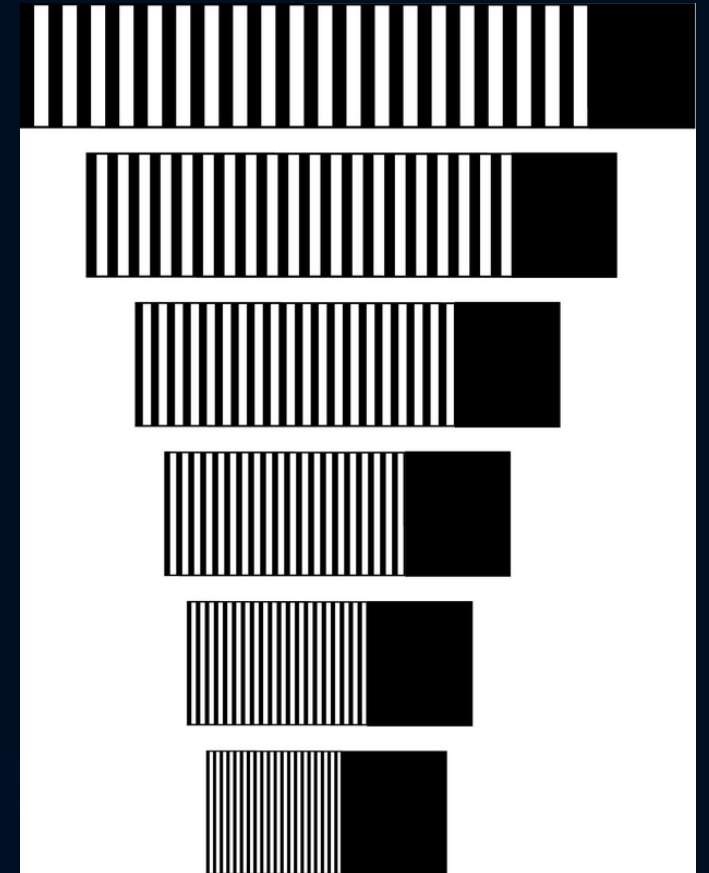
- 應用於光學、聲波、機械學，電磁學 and so on...
- 描述波在不同介質中的空間頻率
- 波長wavelength ( $\lambda$ ): 兩個相鄰峰之間的距離
- 波數wavenumber ( $k$ ): 單位距離內波的數目

$$k = 1/\lambda$$



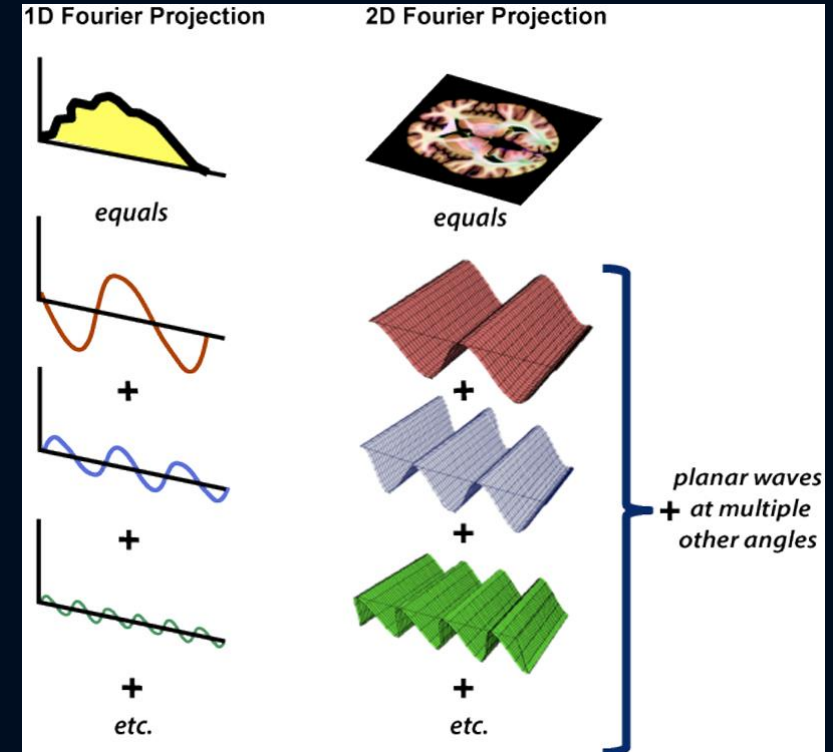
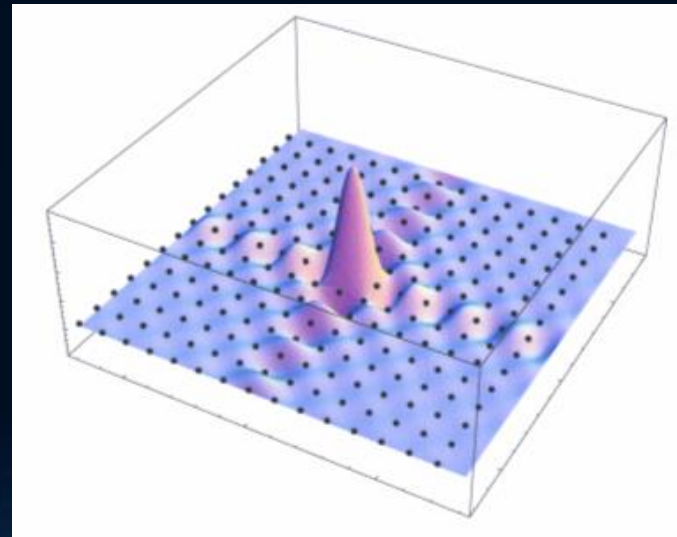
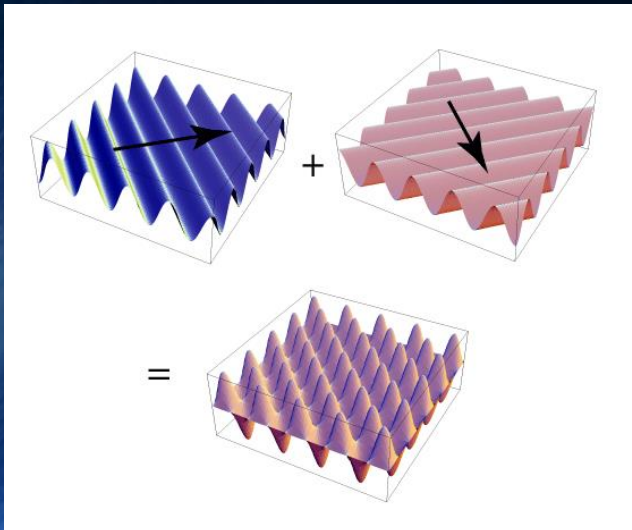
# 空間頻率(Spatial Frequencies)

- 單位距離內的波數
  - 空間頻率高，單位距離內的波數多
  - 可分辨兩點間的距離縮短
  - 高解析度(Resolution)
  - 以 line pairs per mm 為單位



# MRI vs. K space ???

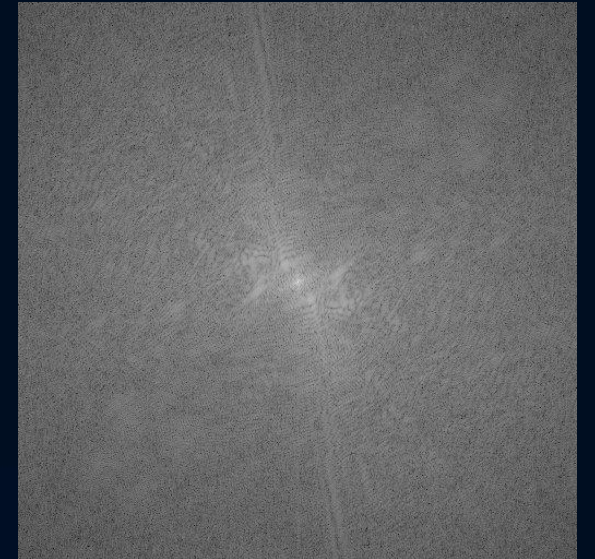
- MRI的訊號--- 一系列的 sine 和 cosine波組成
- 一度空間---線，二度空間--- 平面
- 平面訊號必須由各個不同的方向進行運算





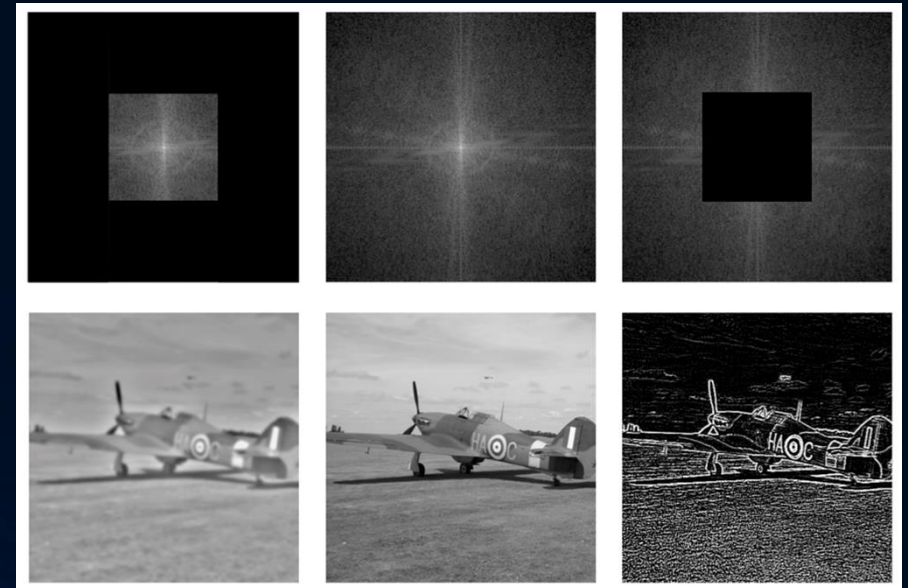
# 也就是說....

- 經由電腦的後處理(傅立葉轉換)，影像可以被分解成具有不同相位(phase)、頻率(frequency)、振幅(amplitude)與方向性(orientation)的訊號集合
- K space
  - 影像的空間諧波含量
  - 諧波特性的集合



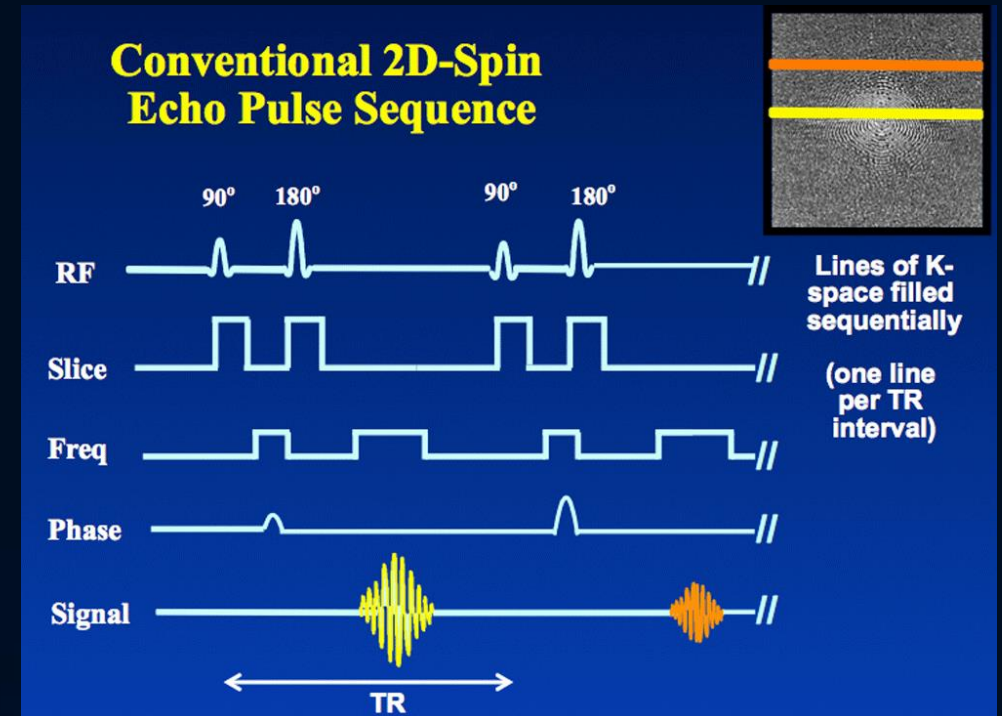
# K space 中不同位置所包含的資訊??

- 中央部分--- 低頻資訊(low spatial frequency information)  
--- 包含影像的對比、亮度以及外形
- 外圍部分---高頻資訊(high spatial frequency information)  
---包含影像的邊界、細節以及銳利度



# 空間編碼

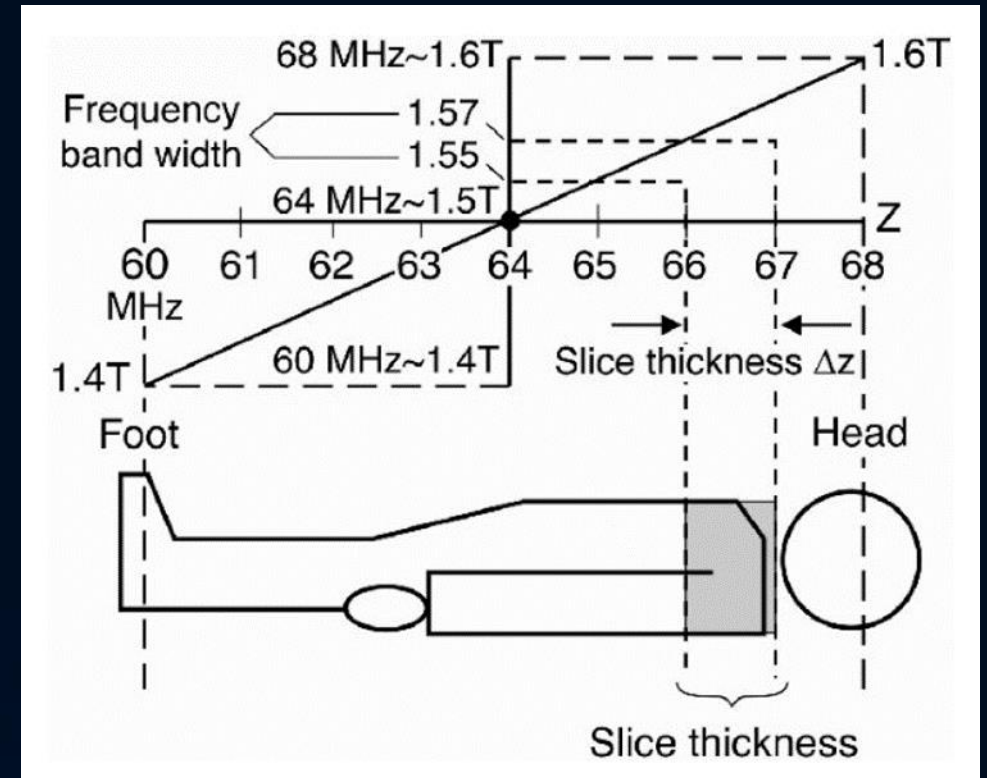
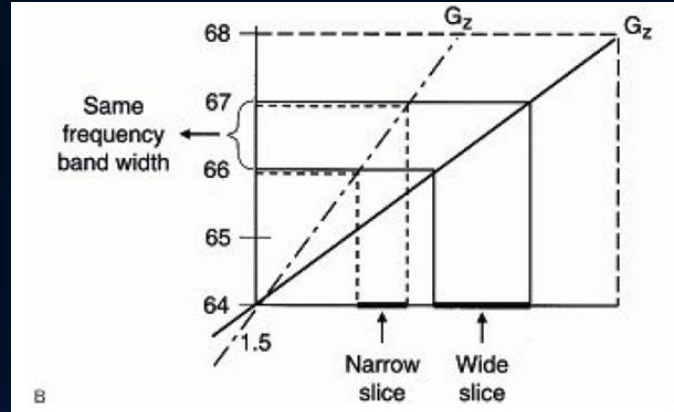
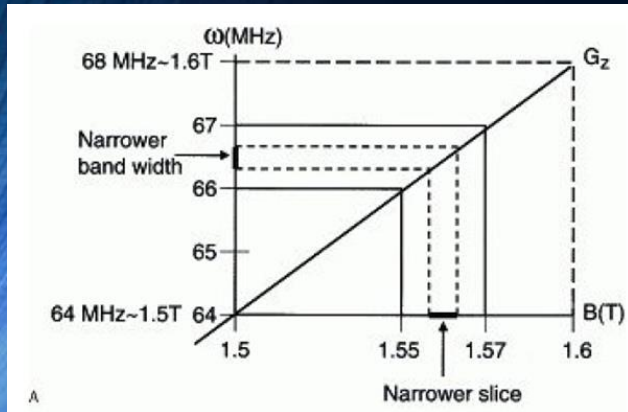
- 藉由不同強度與方向性的梯度磁場組合
- 利用磁度磁場產生的訊號頻率
- 將"位置"的訊號特性進行擷取
- 包含三個重要的編碼方向:
  - 切面選擇(Slice selection)
  - 相位編碼(Phase encoding)
  - 頻率編碼(Frequency encoding)





# 切面選擇(Slice selection)

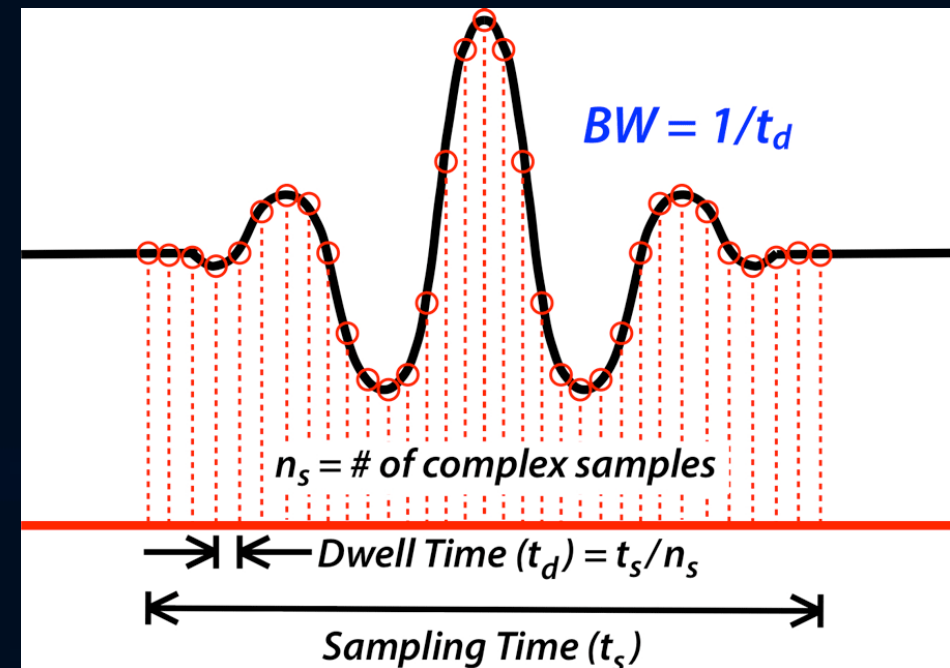
- 決定所需擷取的切面位置與厚度
- 施加梯度磁場
- 只激發特定的頻寬內的氫原子核





# 頻率編碼(Frequency encoding)

- 運用梯度磁場
- 依據所定義的取樣間隔
- 將訊號進行區隔並讀出
- 頻率編碼次數---解析度



# 相位編碼(Phase encoding)

- 訊號的來源
- 藉由相位的改變，將所得到的訊號，填入K space 中特定的位置
- 相位編碼次數越多，訊號越好
- 每次改變相位並填入 K space 所需的時間--- TR

$$\underline{\text{掃描時間} = \text{TR} \times \text{NEX} \times \text{相位編碼的次數}}$$

- 決定整體掃描時間的重要因素

# 常規成像技術 vs. 平行成像技術

- 常規成像技術(以TSE為例，ETL=16)

$$\text{掃描時間} = (\text{TR} \times \text{NEX} \times \text{相位編碼的次數}) / (\text{ETL})$$

TR=3000ms、NEX=1、相位編碼的次數=256、ETL=16

Scan time = 48000ms = 48s

- 平行成像技術

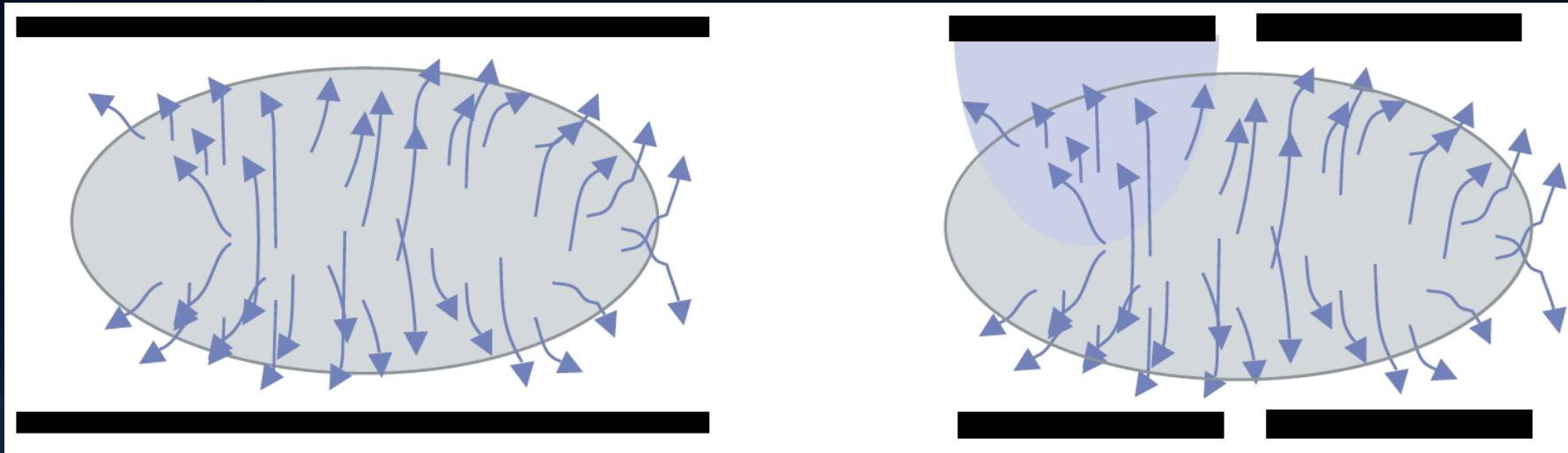
$$\text{掃描時間} = (\text{TR} \times \text{NEX} \times \text{相位編碼的次數}) / (\text{ETL} \times \text{加速因子})$$

Scan time = 48000ms/2 = 24s

- 加速因子--- 藉由減少相位編碼的次數，降低掃描時間

# 關於平行成像技術

- 運用多重元件(elements)組成的相位陣列線圈( phased array coil)

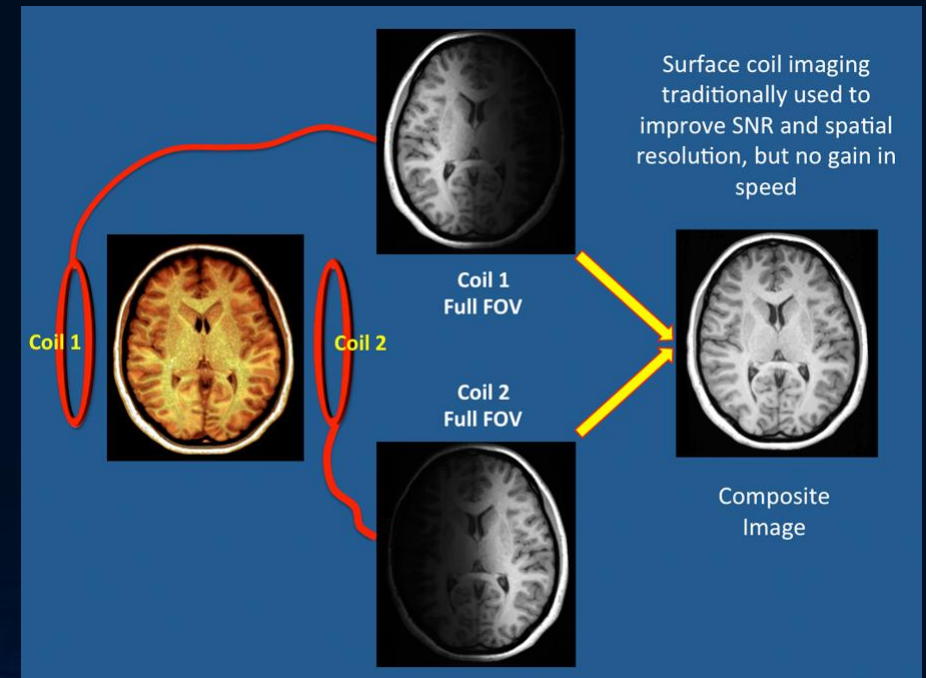
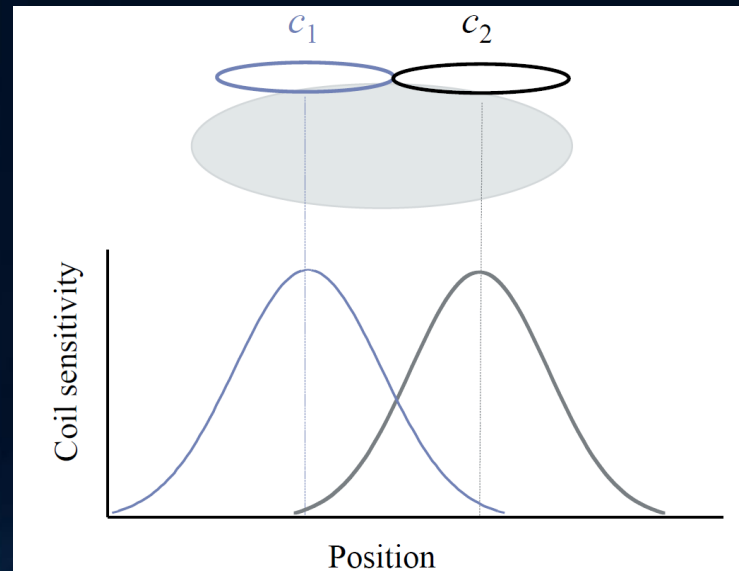


- 較大的單一元件(element)線圈相較於多重元件(elements)組成的相位陣列線圈接收較多的雜訊
- SNR 提升



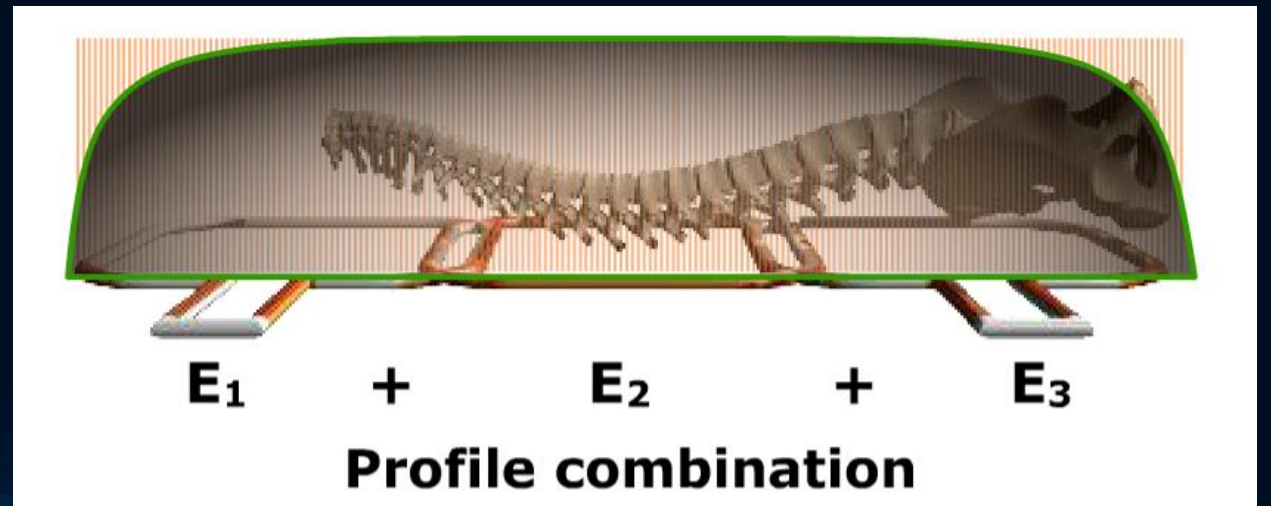
## 關於平行成像技術

- 傳統上使用相位陣列線圈( phased array coil)中，各獨立的元件(element)接收訊號並組成最終的影像
- 每一獨立元件(element)依其位置的不同對訊號的接收效率也有所不同--- 線圈敏感度(Coil sensitivity)



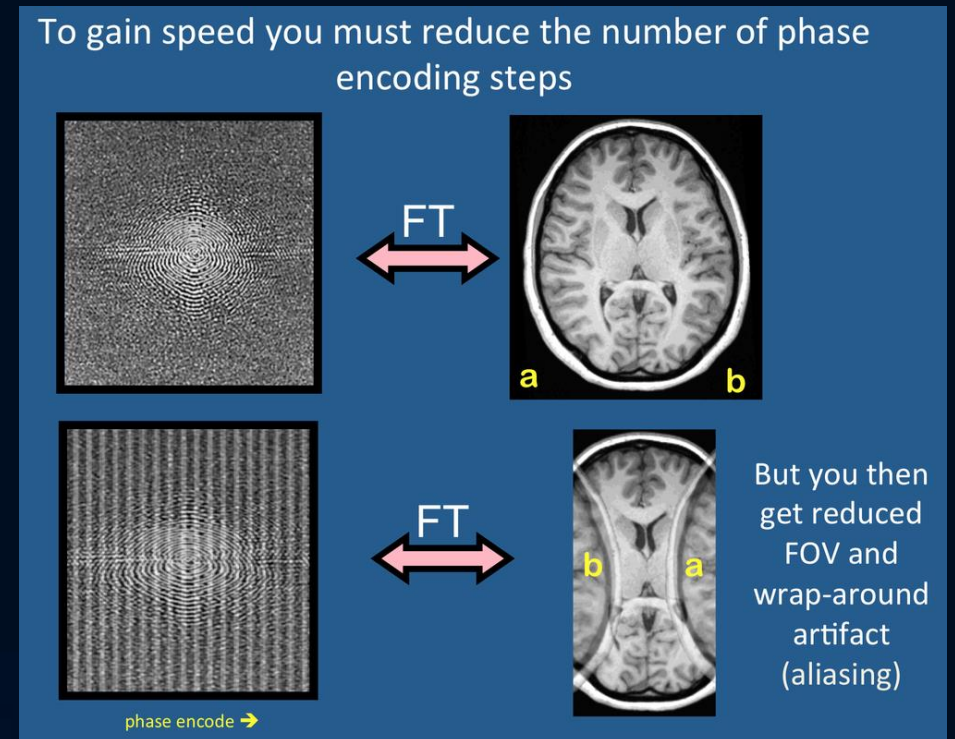
# 關於相位陣列線圈( phased array coil)

- 為表面線圈( surface coil )的一種(具訊號接收功能，但通常不具RF發送功能)
- 由多個表面線圈組合而成
- 保留小線圈的sensitivity，但可涵蓋較大範圍的掃描空間



## 關於平行成像技術

- 減少相位編碼的次數(under sampling)
  - 減少掃描時間
- 產生反摺假影(wrap-around artifact)
- 影像重建(reconstruction)
  - 傅立葉轉換後(image domain)進行的重建 :SENSE, mSENSE
  - 傅立葉轉換前(frequency domain )進行的重建 :SMASH, GRAPPA)

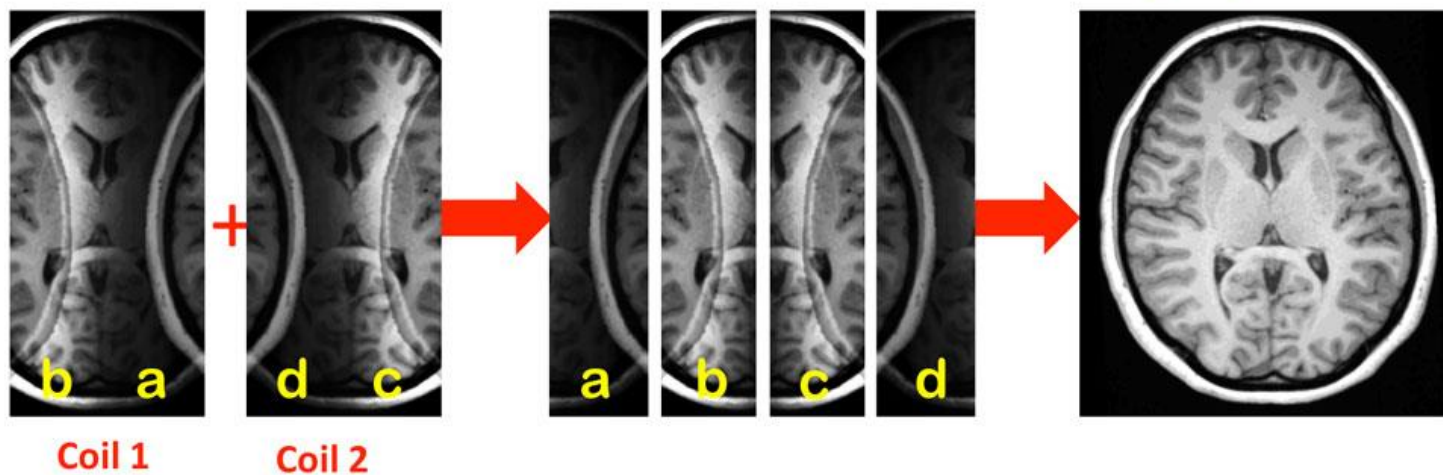




# 影像的重建

Folded/wrapped  
data from each coil

## The “Unfolding” Problem in Parallel Imaging



How to get  
from this...

To this...

To this



# 傅立葉轉換後(image domain)進行的重建

- SENSE(SENSitivity Encoding)

- 最先發展的平行成像技術

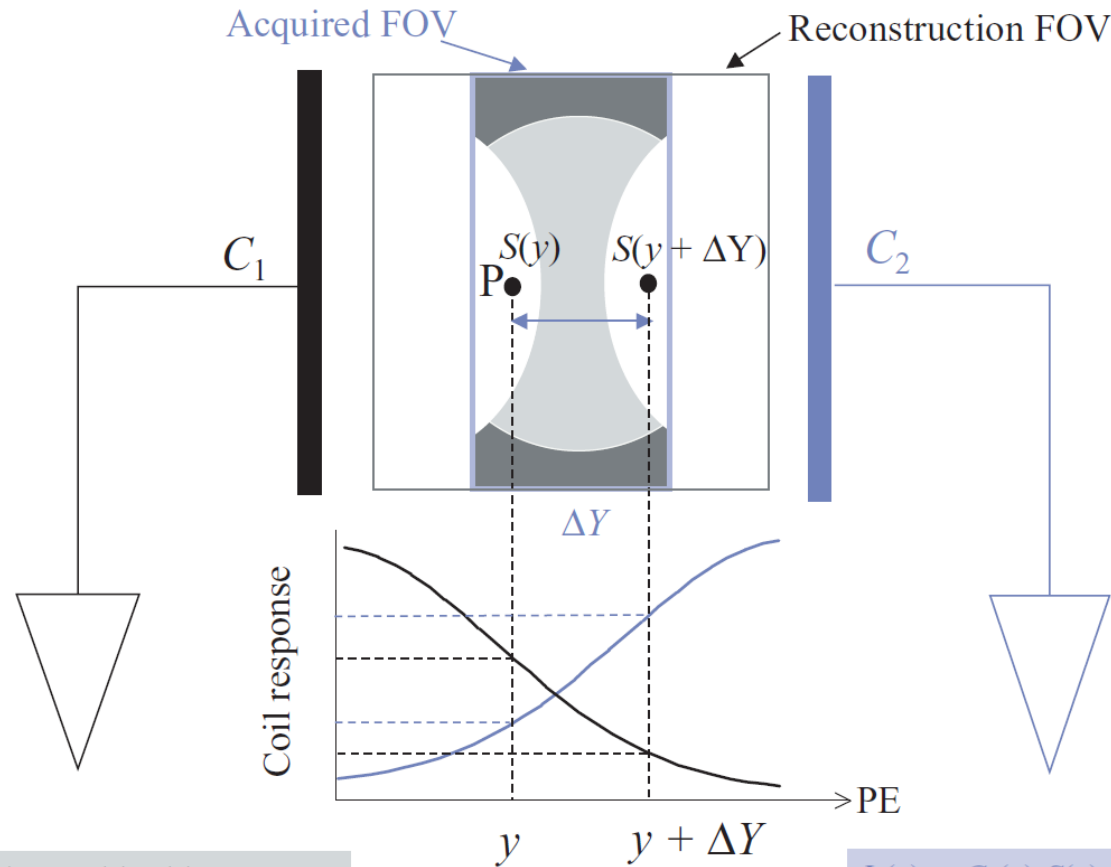
- 藉由跳躍式進行相位編碼的方式以減少影像擷取的時間

- 取得反摺的影像

- 運用 coil sensitivity 的資訊(Reference images)將反摺影像重組

- 完成無反摺假影的影像

# SENSE 成像(加速因子=2)

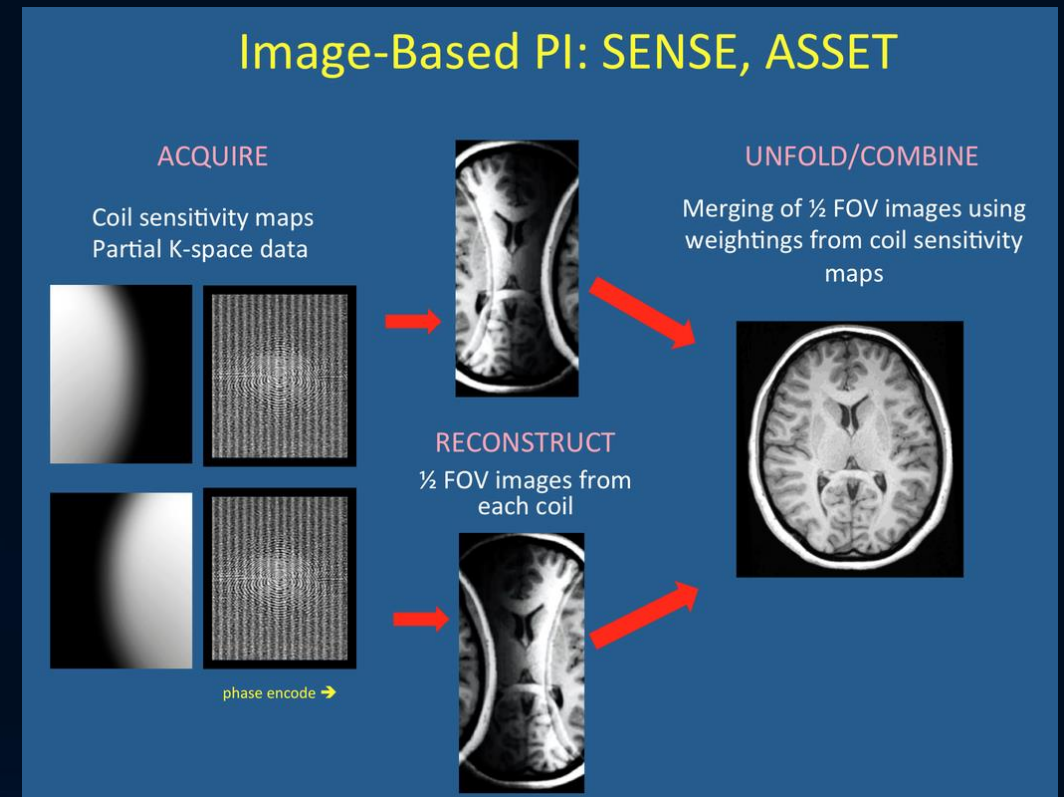


$$I_1(y) = C_1(y) S(y) + C_1(y + \Delta Y) S(y + Y)$$

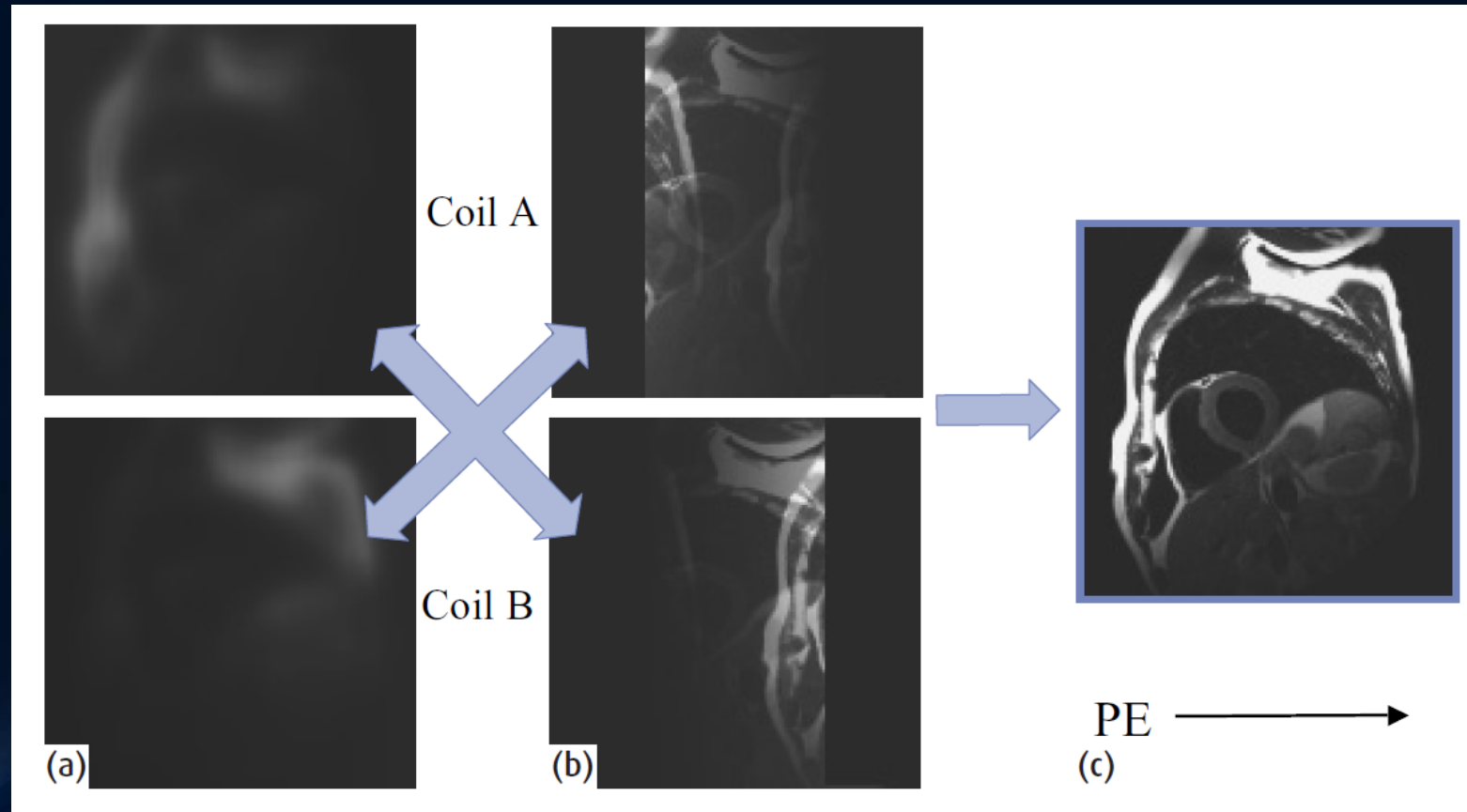
$$I_2(y) = C_2(y) S(y) + C_2(y + \Delta Y) S(y + Y)$$

# SENSE 作用的四個步驟

- 產生 coil sensitivity map
- 取得部分 K space 的 MR data
- 從個別得線圈中重建部分 K space 的 MR data
- 藉由矩陣的反推運算解反摺並組成影像



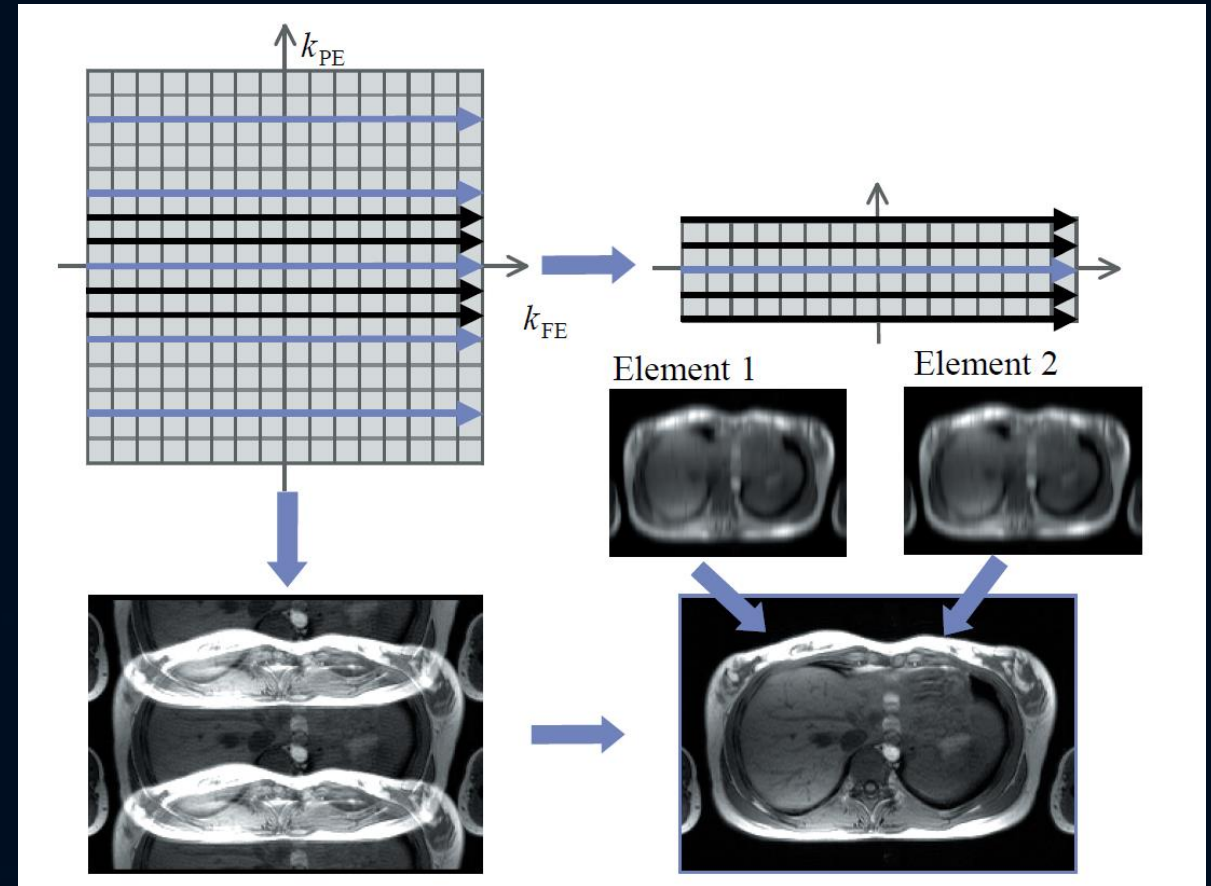
# Reference images and Aliased images





# mSENSE(Modified SENSE)

- 不另外產生Reference images
- 在取正常診斷用影像時，在K空間的中央部分額外取數條訊號
- 此額外取得之訊號由各獨立之線圈(or element)分別取得
- 產生低解析度、無反摺之影像作為Reference images

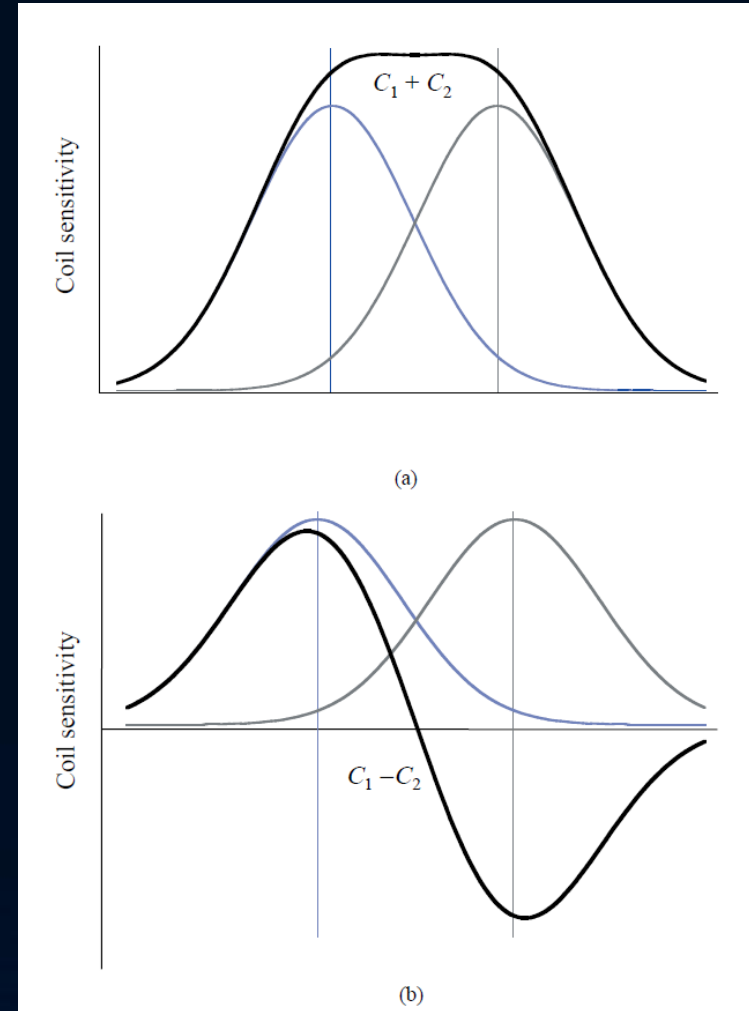


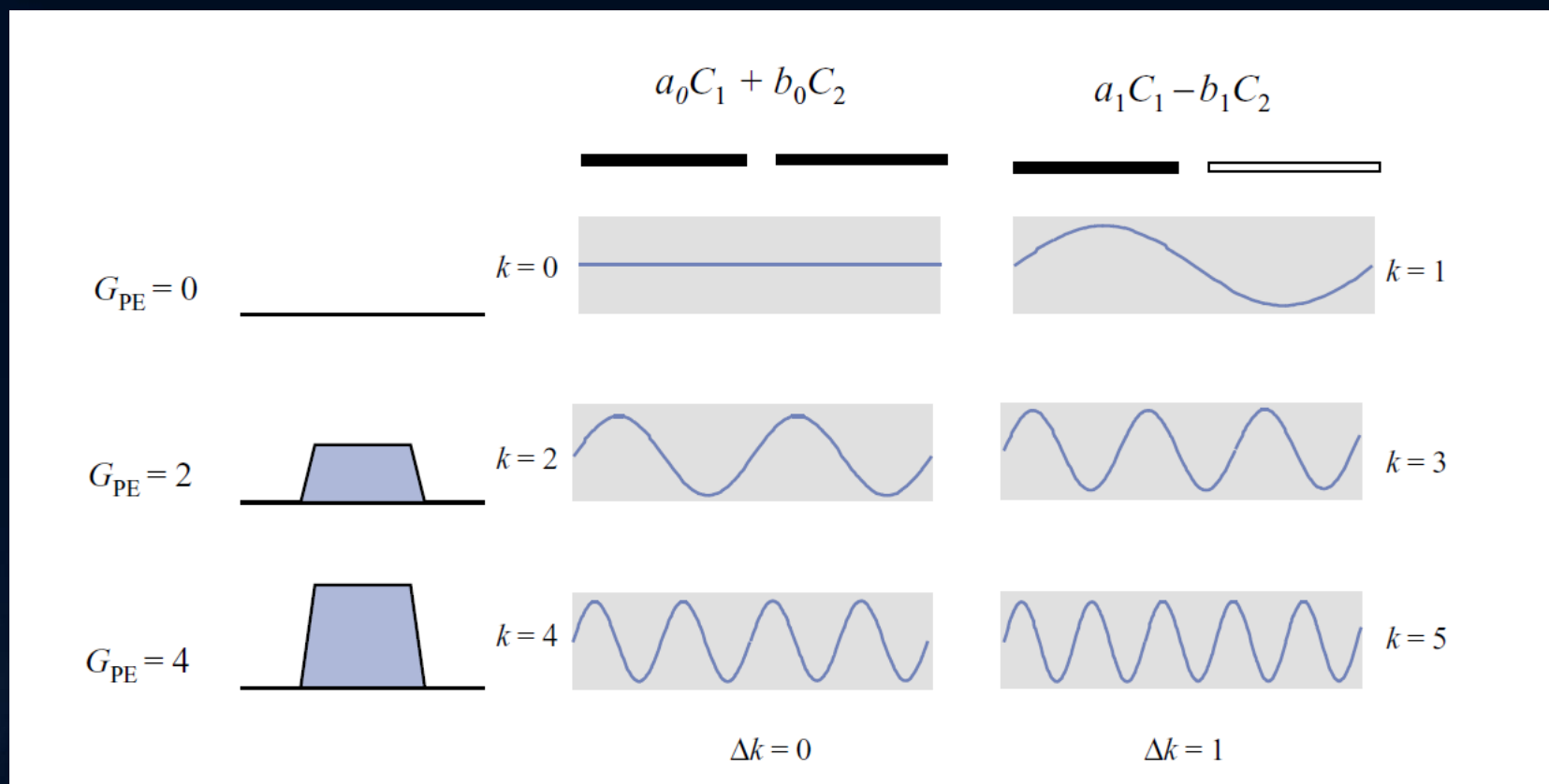
## 傅立葉轉換前(frequency domain )進行的重建

- SMASH (SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics)
- **Auto-calibrating SMASH**
- Variable density Auto-SMASH (VD-Auto-SMASH)
- GRAPPA (GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions)

# SMASH (SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics)

- 第一代的平行成像技術
- 作用在 K space 的層面
- 藉由發送RF並接收相關的空間資訊，產生一組與真實訊號相似的假性 k-space 相位編碼訊號
- 也就是說，在適當的運用來自不同線圈元件的信號的組合，以產生均勻(相加)或不均勻(相減)的空間頻率
- 同時使用coil sensitivities 來產生不同權重的組合





結合梯度改變與線圈相位編碼排列在3次訊號擷取中產生6條Kspace lines



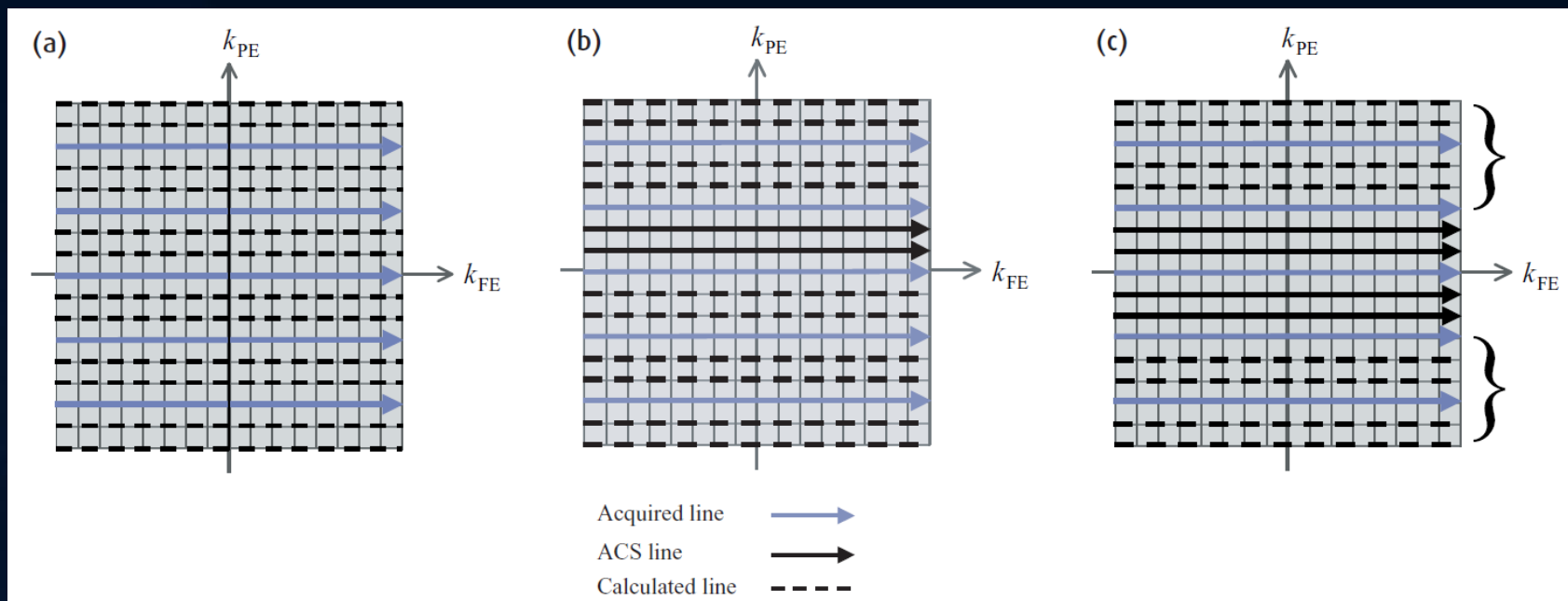
# Auto-calibrating SMASH

- 取得部分 K space 的 MR data
- 在接近中心部分取得 auto-calibrating signal' (ACS) lines
- 計算最接近 ACS 的K space 訊號並與ACS 訊號進行對比
- 將所得到的有效參數結果套用到其他取得的部分 K space MR data中

# Variable density Auto-SMASH (VD-Auto-SMASH)

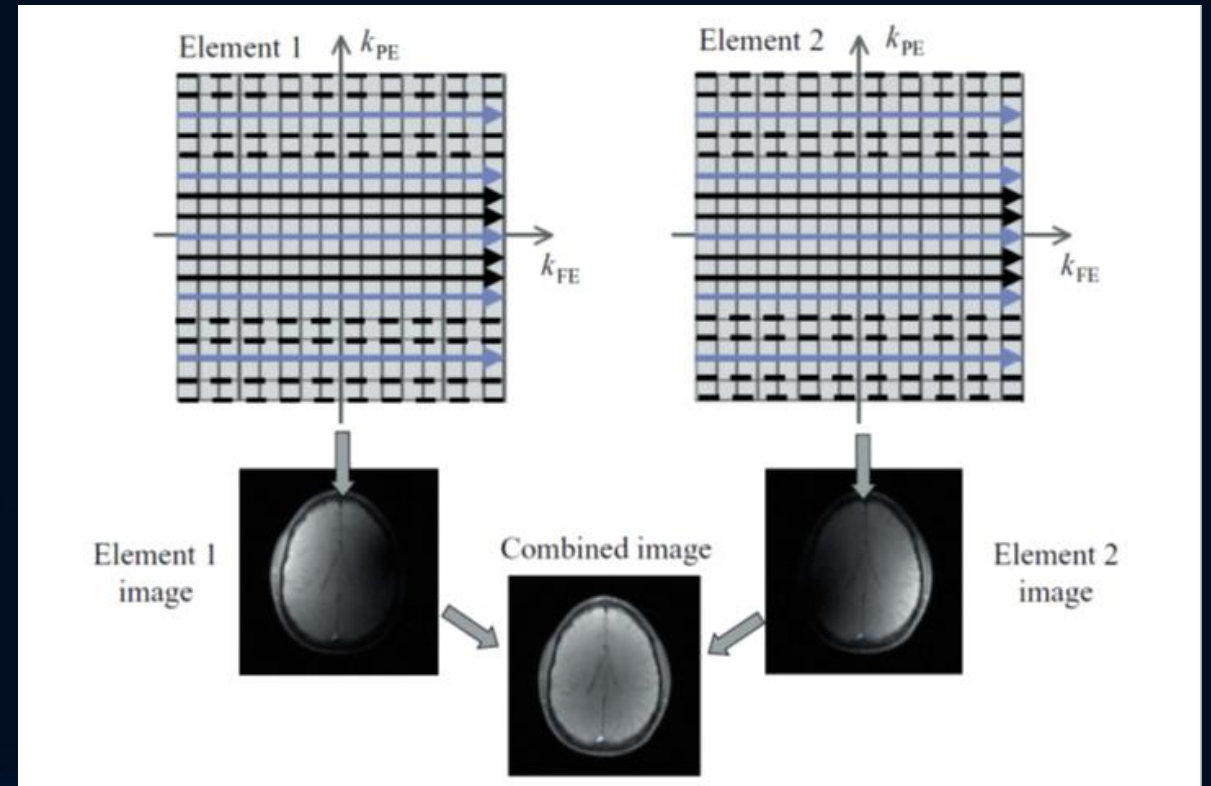
- 在中心部分取得更多的 auto-calibrating signal' (ACS) lines
- 減少假影(artifacts)及重組時的錯誤
- 相較於**Auto-calibrating SMASH**，scan time 較長

# SMASH vs. Auto-SMASH vs. VD-auto SMASH



# GRAPPA (GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions)

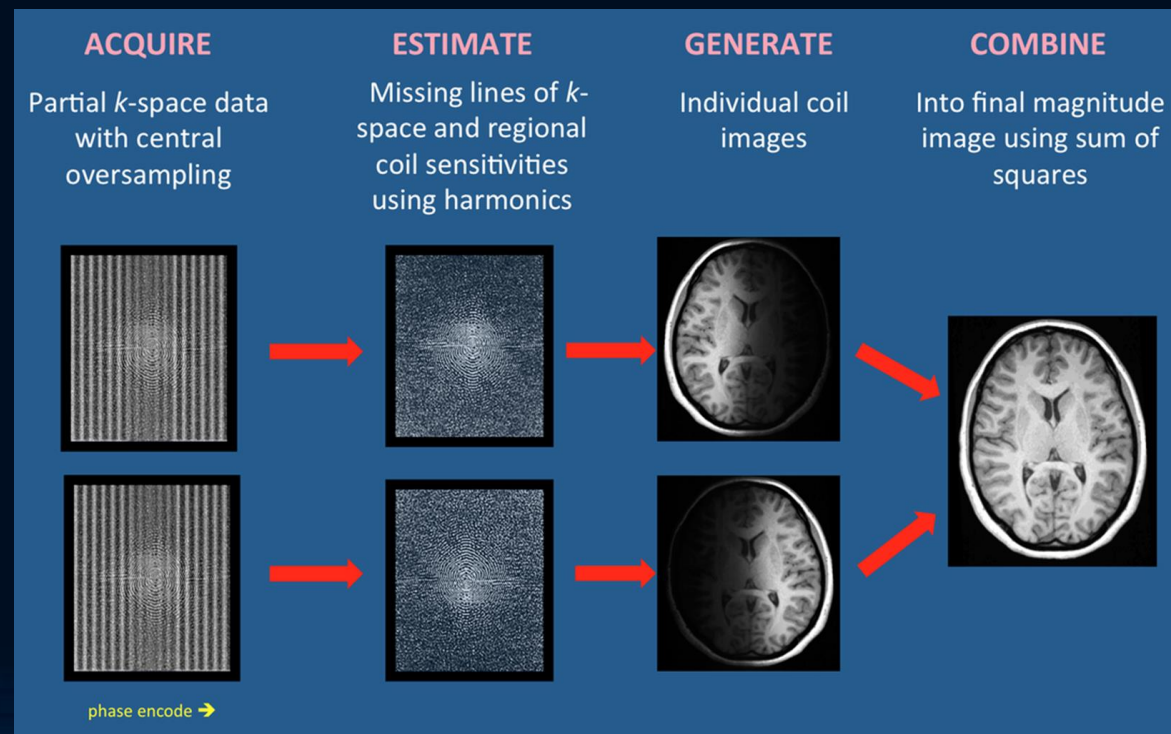
- Auto-SMASH 進階版
- 由個別線圈各自產生獨立的 ACS line
- 各自對個別線圈所產生的訊號進行校正並進行重組





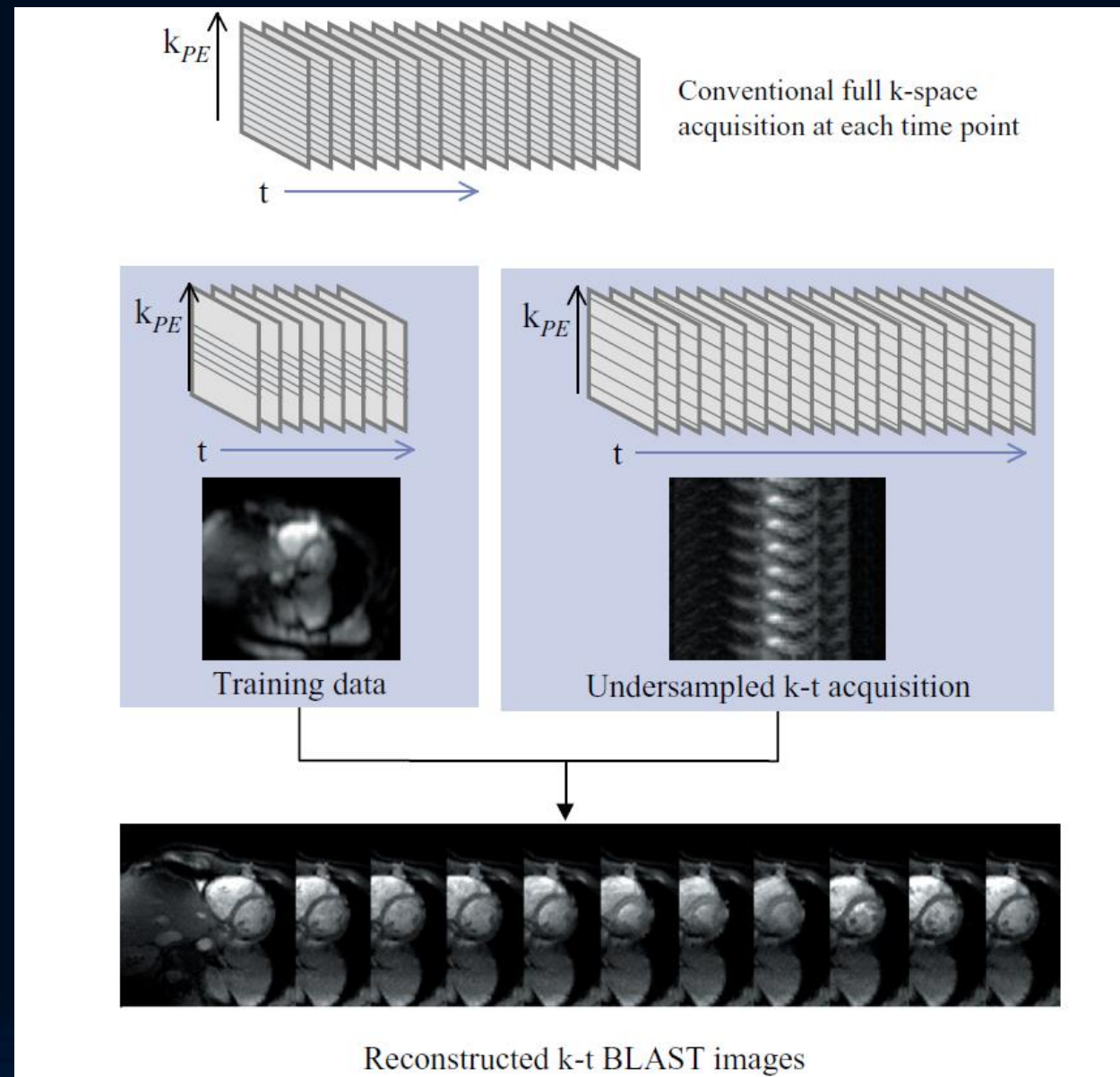
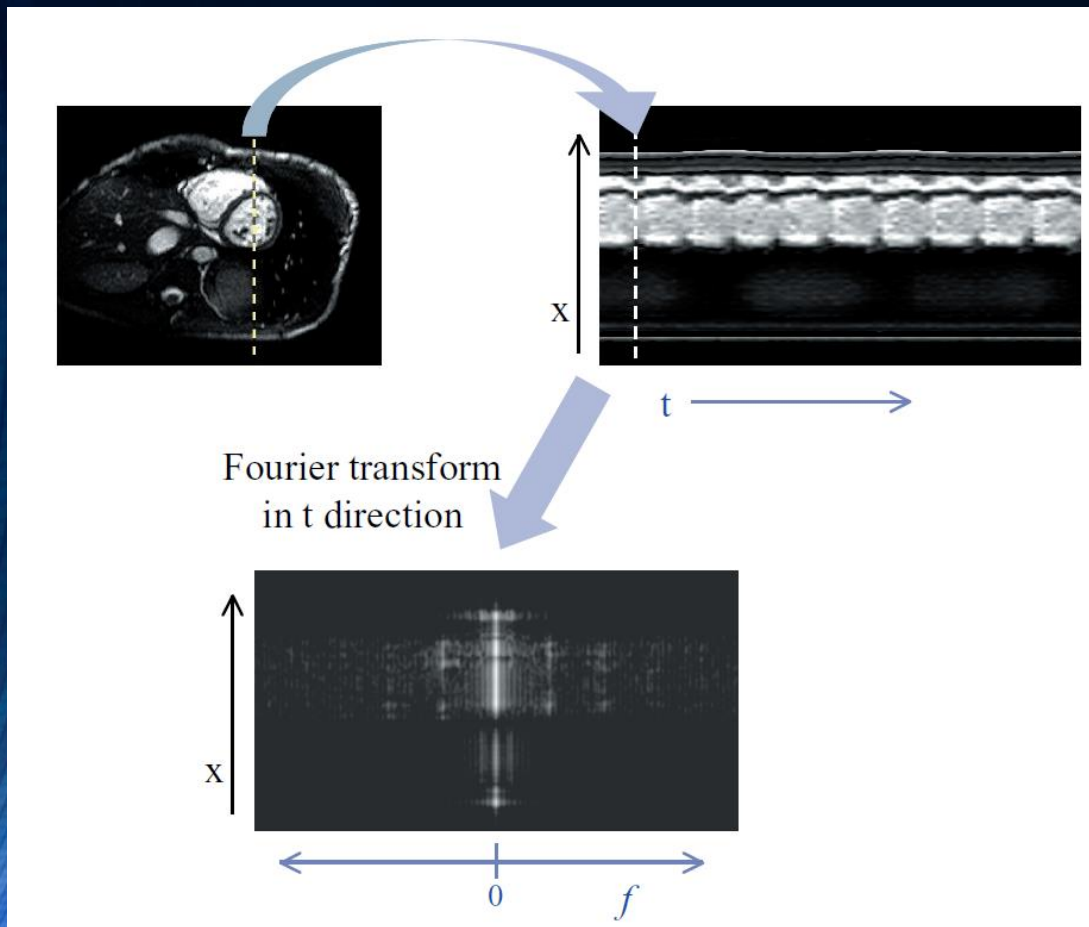
# GRAPPA 作用的四個步驟

- 部分 K space MR data 的取得
- 建立遺失的 K space MR data
- 產生由個別線圈所組成的影像
- 組成完整的影像



# k-t BLAST (Broad-use Linear Acquisition Speed-up Technique)

- 運用於單一切面中的動態造影(dynamic techniques)
- 原理: (以心臟動態造影為例)
  - 胸壁、肺臟、脊椎、肌肉等組織在造影過程中並無太大變化
  - 偷懶一下... 周圍組織只做一次，只針對移動的心臟進行完整掃描
- 快速、高時間及空間解析度
- 可與SENSE技術結合，實施快速、多切面、高時間及空間解析度造影
- Training data: 一組低解析度的連續影像(只要幾張就夠了...)

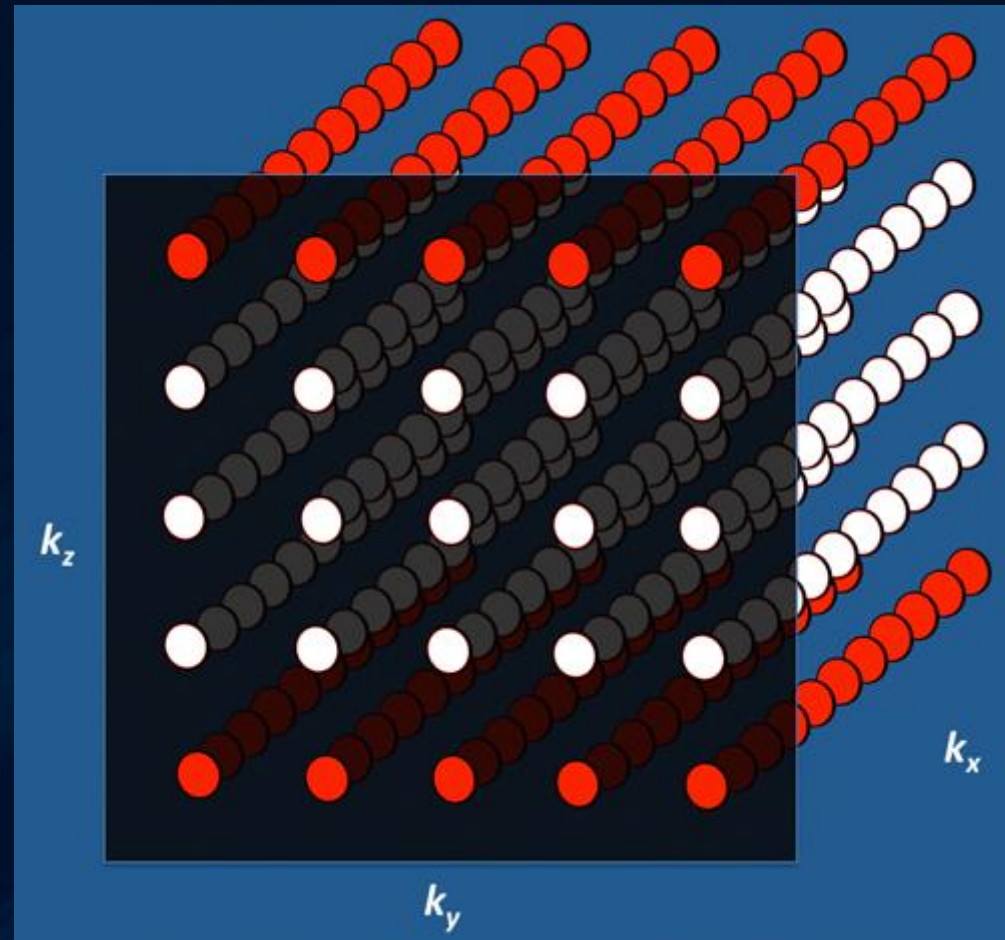


# CAIPIRINHA

- **Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration**
- 用於3D 閉氣快速造影
- 運用特殊的K space 填充方式來增加掃描速度



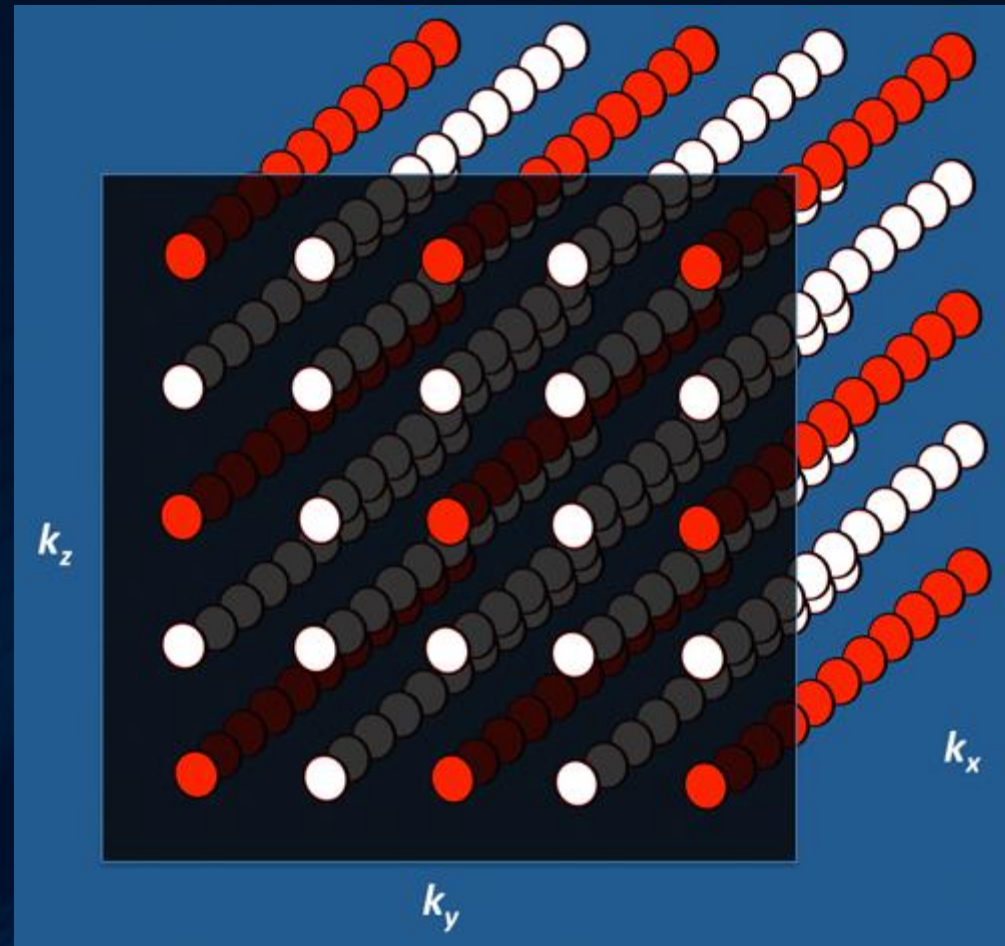
- 在單一方向進行4倍加速的影像擷取：  
快速但雜訊較高，同時仍有殘存的反摺假影



Acceleration in a single direction (R=4)

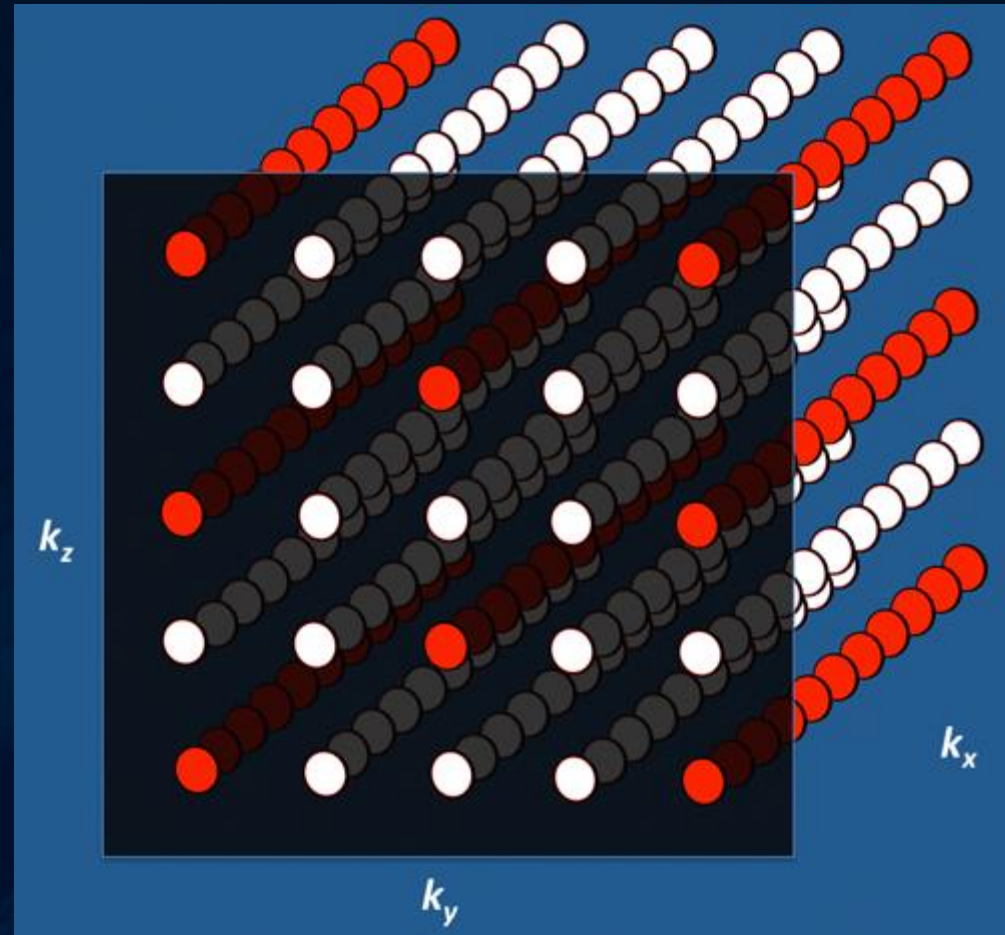
在兩個方向進行4倍  
加速的影像擷取：

具有較佳的相位排列方式，仍  
維持4倍的加速因子



Acceleration in two directions ( $R = 2 \times 2 = 4$ )

- CAIPIRINHA  
在兩個方向進行2倍  
加速的影像擷取  
藉由相位偏移維持4倍加速效果  
降低雜訊與反摺假影  
常用於3D 肝臟造影、DWI、  
MRA

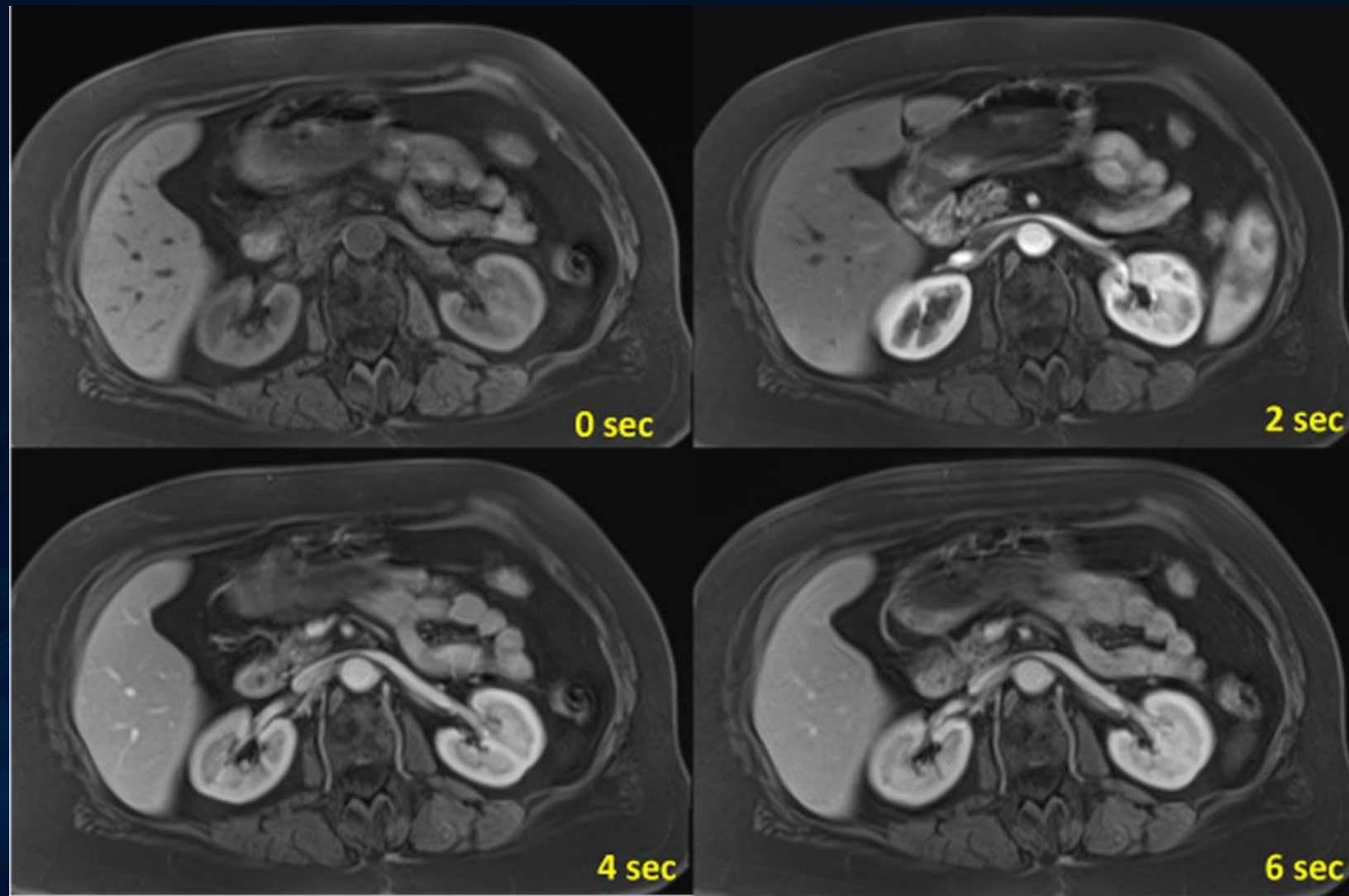


CAIPIRINHA pattern with acceleration in two directions plus phase shift of alternate rows



## 3D 肝臟造影

3D T1-VIBE using CAIPIRINHA with acceleration factor (R) = 4. A set of 72 slices (3-mm-thick) through the entire liver are repeatedly acquired every 2 sec in a single breath hold during dynamic passage of contrast.





# 平行造影技術中的雜訊

- 減少相位編碼的次數  $\longrightarrow$  SNR降低
- 加速因子(R)增加，SNR下降

例子:  $R=2$ ，掃描時間降為1/2

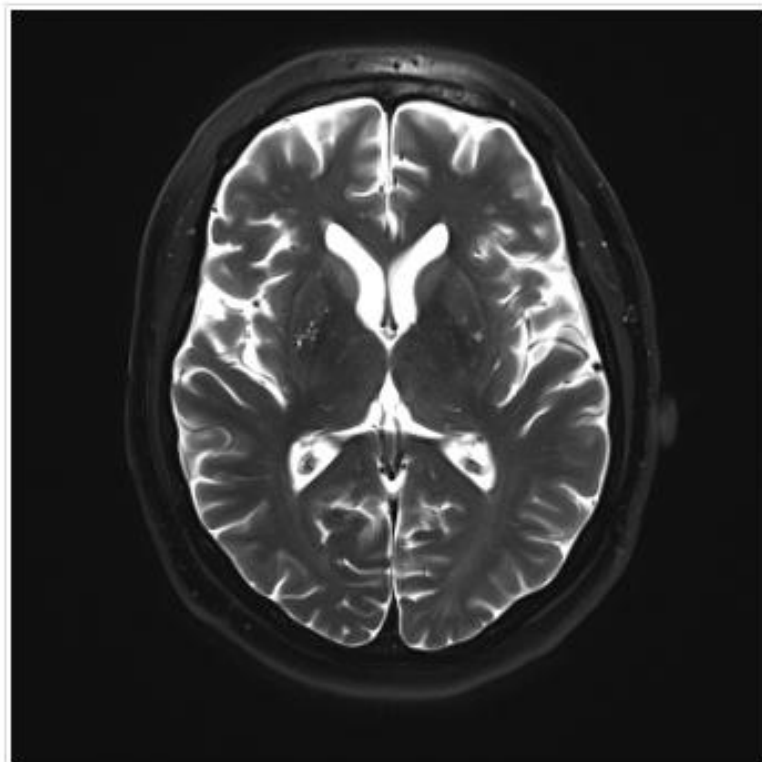
• SNR 降為  $1/\sqrt{2} \approx 0.71$

- 幾何因子(g): 與反摺點的數量與線圈敏感度的差異有關
  - 表面線圈的數量與位置
  - 切面選擇與phase encoding 的方向

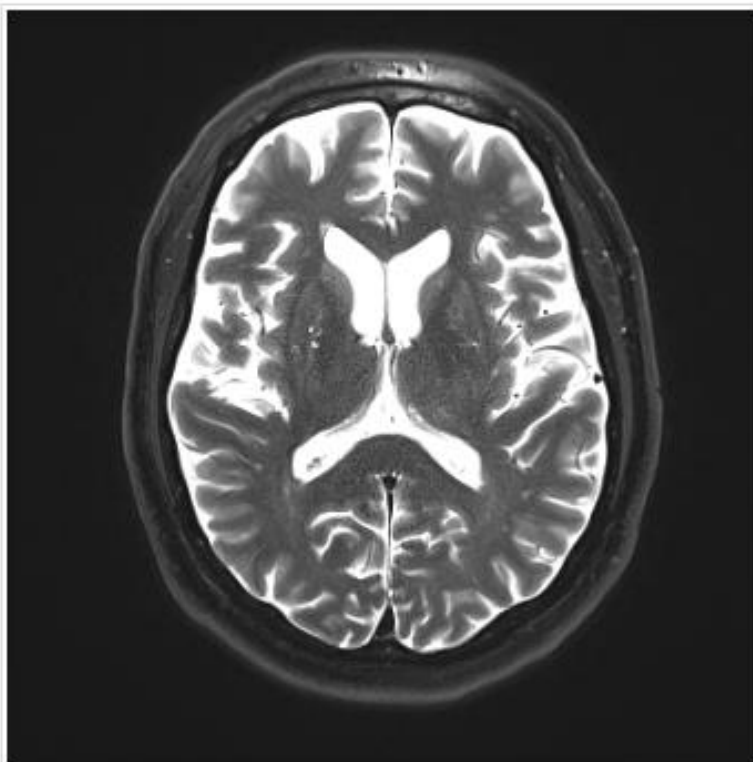
$$SNR_{parallel} = \frac{SNR}{g\sqrt{R}}$$

***R***: reduction or acceleration factor  
***g***: geometry factor

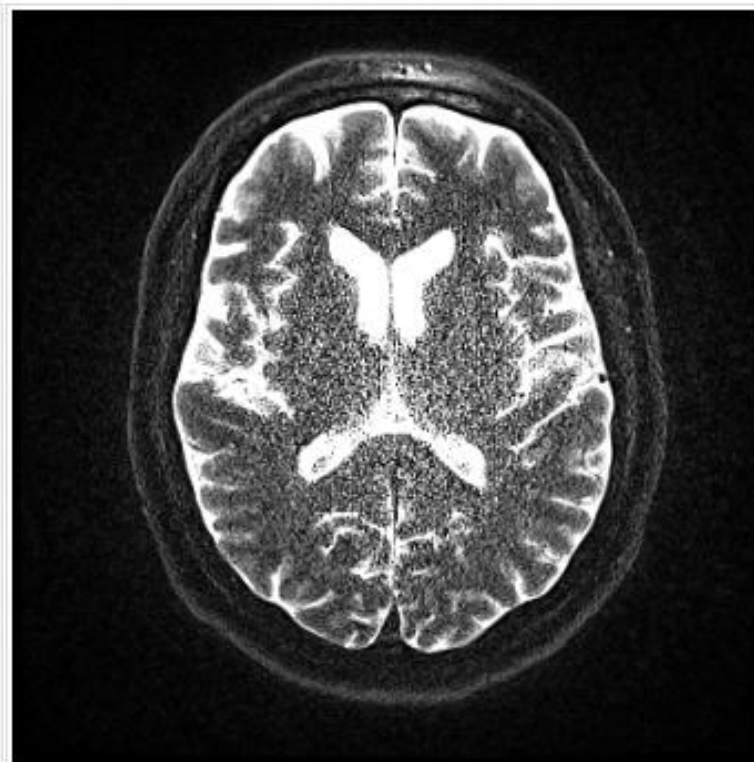
# 加速因子(R)與雜訊



No acceleration (R=1)



Acceleration factor R=3



Acceleration factor R=6

# 平行造影技術中的假影

- 傳統非平行造影技術中的假影

- noise, motion, aliasing, chemical shift, Gibbs, susceptibility, RF-interference, etc.

- 不同於傳統非平行造影技術中的假影

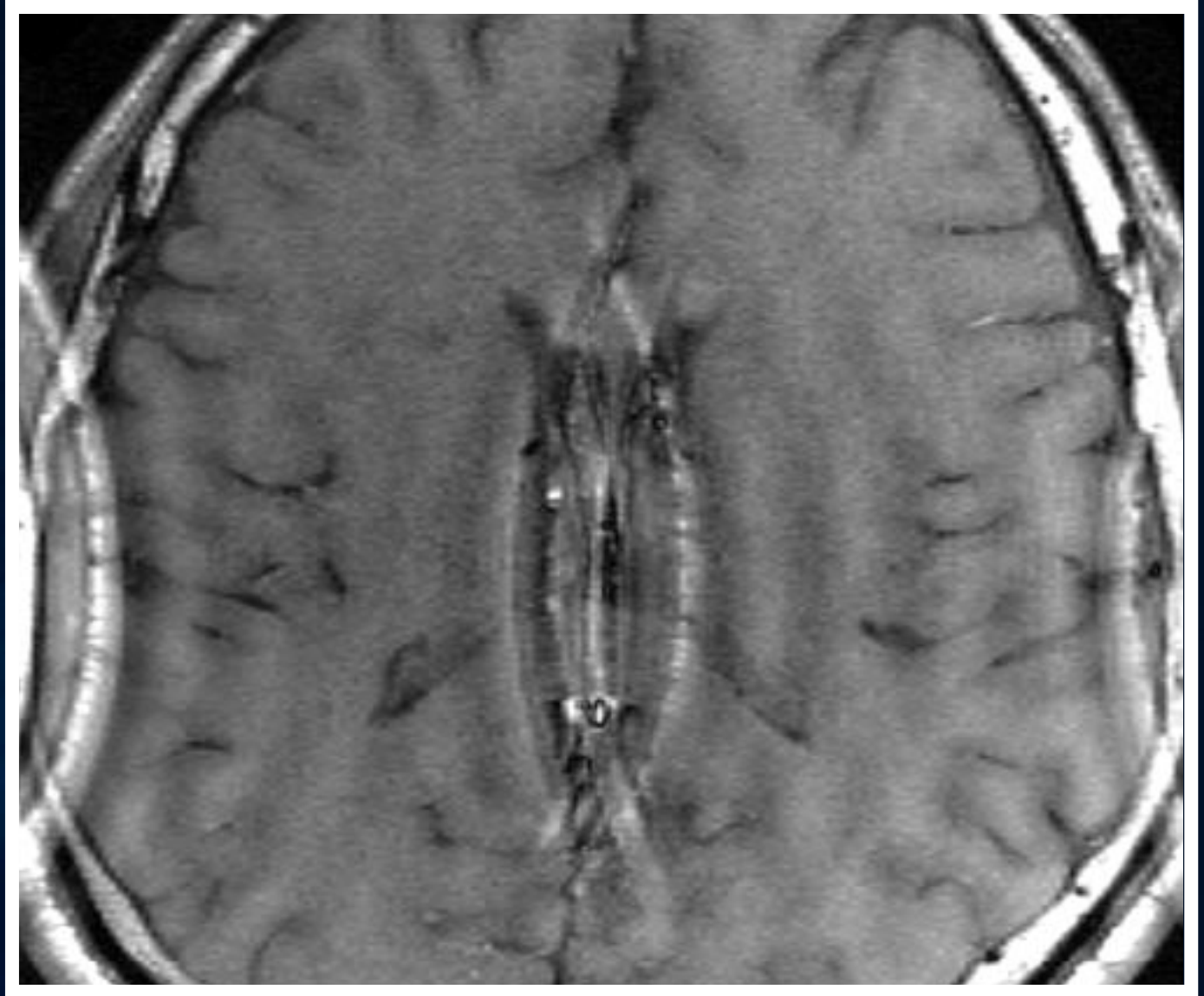
- **SENSE ghost:** 取樣不足產生的反摺假影，發生於影像中央

- **Motion artifacts:** 發生於calibration scan 與 image acquisition間

- **Noise:** 因幾何因子( $g$ )產生的假影

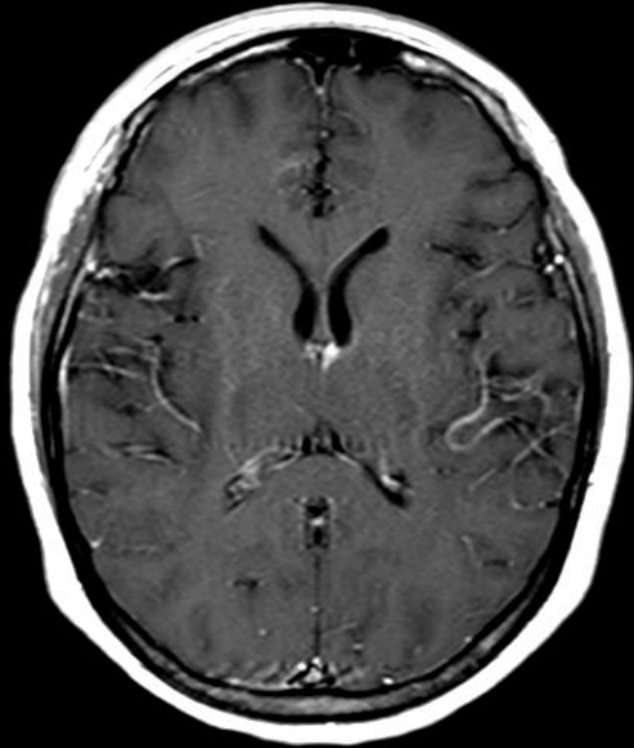
# SENSE ghost

- 加大FOV
- Over Sampling
- 降低加速因子(R)



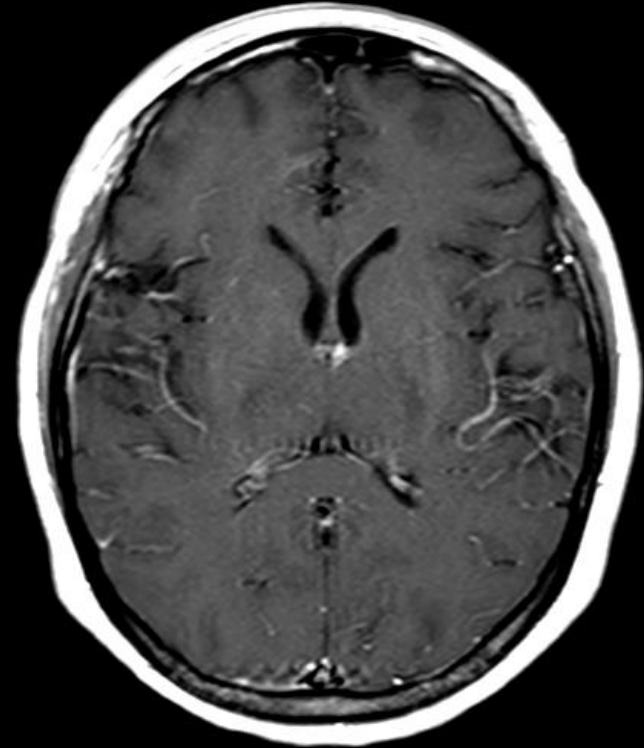


Sc 9  
TSE/M  
SI 13



PE=200, SENSE=2

Sc 11  
TSE/M  
SI 13



PE=200, SENSE=1.25



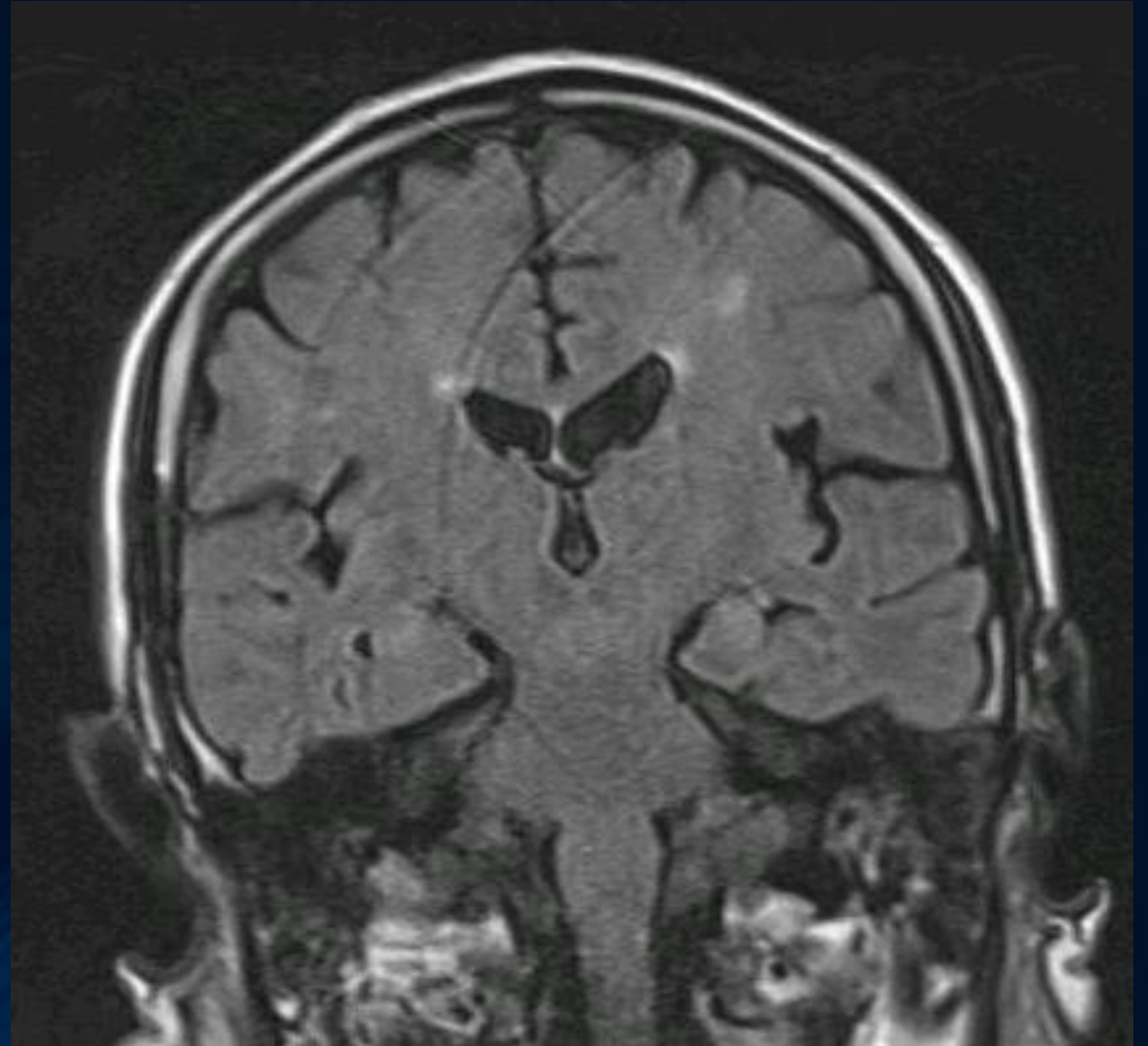
initial	geometry	contrast	motion	dyn/ang	postproc	offc/ang	coils	conflicts
Uniformity		CLEAR						
FOV	RL (mm)	400						
	AP (mm)	310						
	FH (mm)	180						
Voxel size	RL (mm)	1.5						
	AP (mm)	1.5						
	FH (mm)	2.25						
Recon voxel size (mm)	1							
Fold-over suppression	no							
Slice oversampling	default							
Reconstruction matrix	400							
SENSE	yes							
	P reduction (AP)	2						
	S reduction (FH)	1.5						
Overcontiguous slices	yes							
Stacks	1							
	slices	80						
	slice orientation	transverse						
	fold-over direction	AP						
	fat shift direction	L						
Chunks	1							
PlanAlign	no							
Total scan duration		00:14.3						
Rel. signal level (%)		100						
Act. TR/TE (ms)		4.1 / 1.97						
Scan time / BH		00:14.3						
Time to k0		00:05.1						
ACQ matrix M x P		268 x 206						
ACQ voxel MPS (mm)		1.49 / 1.51 / 4.50						
REC voxel MPS (mm)		1.00 / 1.00 / 2.25						
Scan percentage (%)		99.1						
TFE factor		32						
TFE dur. shot / acq (ms)		172.2 / 133.0						
Act. WFS (pix) / BW (Hz)		0.503 / 431.9						
Min. WFS (pix) / Max. B...		0.152 / 1429.8						
SPAIR TR (ms)		172.17						
SPAIR inv. delay (ms)		74.08						
SAR / head		< 6%						
Whole body / level		0.0 W/kg / normal						
Scan SED		< 0.5 J/kg						
B1 rms		1.24 uT						
PNS / level		67% / normal						
Sound Pressure Level (...)		20.9						



initial	geometry	contrast	motion	dyn/ang	postproc	offc/ang	coils	conflicts		
Uniformity		CLEAR		Total scan duration		00:17.1				
FOV	RL (mm)	400		Rel. signal level (%)		106.7				
	<b>AP (mm)</b>	<b>350 (310)</b>		Act. TR/TE (ms)		4.1 / 1.97				
	FH (mm)	180		Scan time / BH		00:17.1				
Voxel size	RL (mm)	1.5		Time to k0		00:05.9				
	AP (mm)	1.5		ACQ matrix M x P		268 x 233				
	FH (mm)	2.25		ACQ voxel MPS (mm)		1.49 / 1.51 / 4.50				
Recon voxel size (mm)	1		REC voxel MPS (mm)		1.00 / 1.00 / 2.25					
Fold-over suppression	no		Scan percentage (%)		98.8					
Slice oversampling	default		TFE factor		24					
Reconstruction matrix	400		TFE dur. shot / acq (ms)		139.0 / 99.9					
SENSE	yes		Act. WFS (pix) / BW (Hz)		0.503 / 431.9					
<b>P reduction (AP)</b>	<b>1.5 (2)</b>		Min. WFS (pix) / Max. B...		0.152 / 1429.8					
<b>S reduction (FH)</b>	<b>2 (1.5)</b>		SPAIR TR (ms)		139.04					
Overcontiguous slices	yes		SPAIR inv. delay (ms)		60.44					
Stacks	1		SAR / head		< 7%					
slices	80		Whole body / level		0.0 W/kg / normal					
slice orientation	transverse		Scan SED		< 0.6 J/kg					
fold-over direction	AP		B1 rms		1.28 uT					
fat shift direction	L		PNS / level		67% / normal					
Chunks	1		Sound Pressure Level (...)		20.7					
PlanAlign	no									

# Motion artifacts

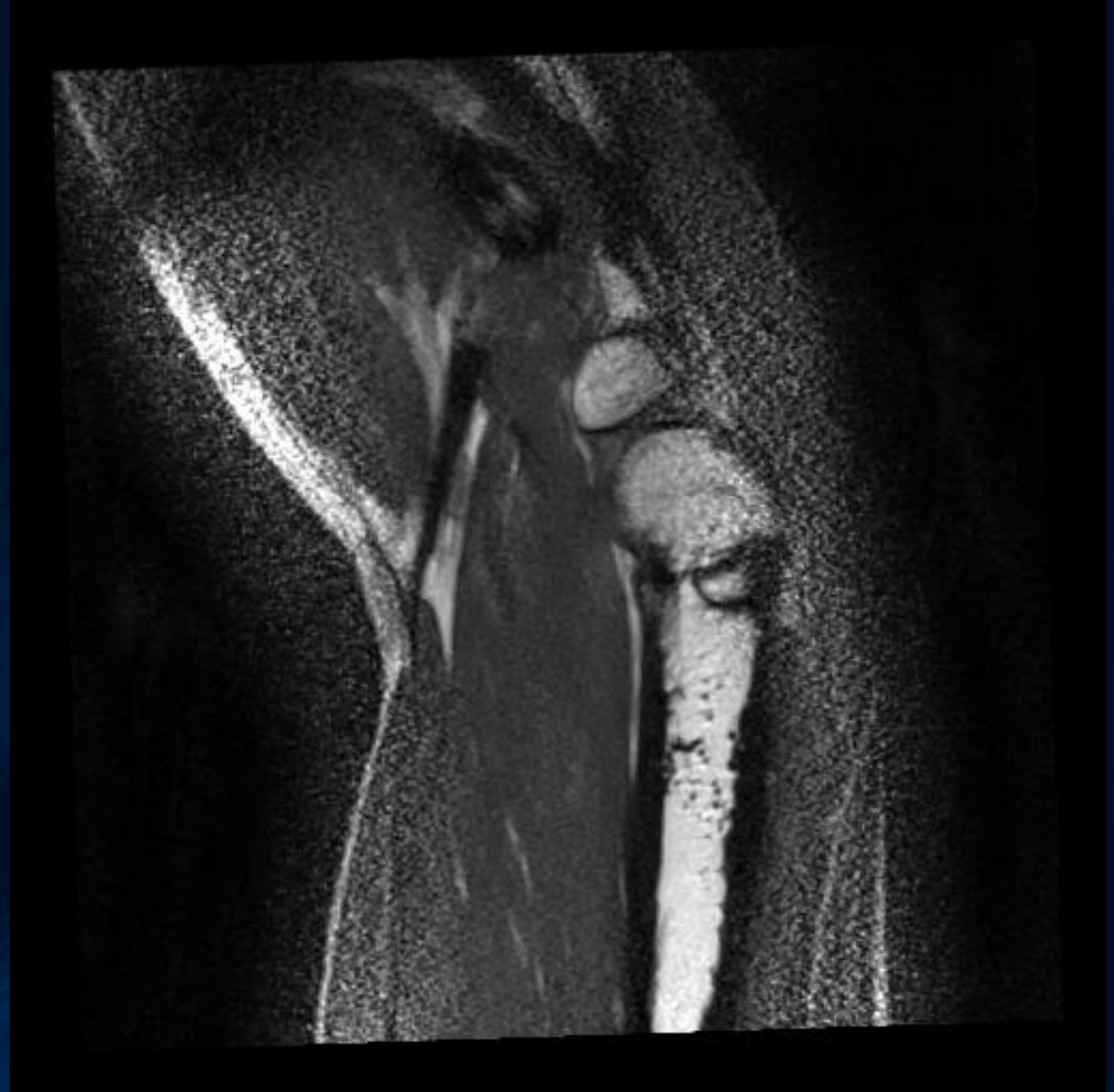
- 常見於高訊號組織(FAT)
- 重新固定病患後再次執行掃描
- 使用自動校準平行加速技術( mSENSE)





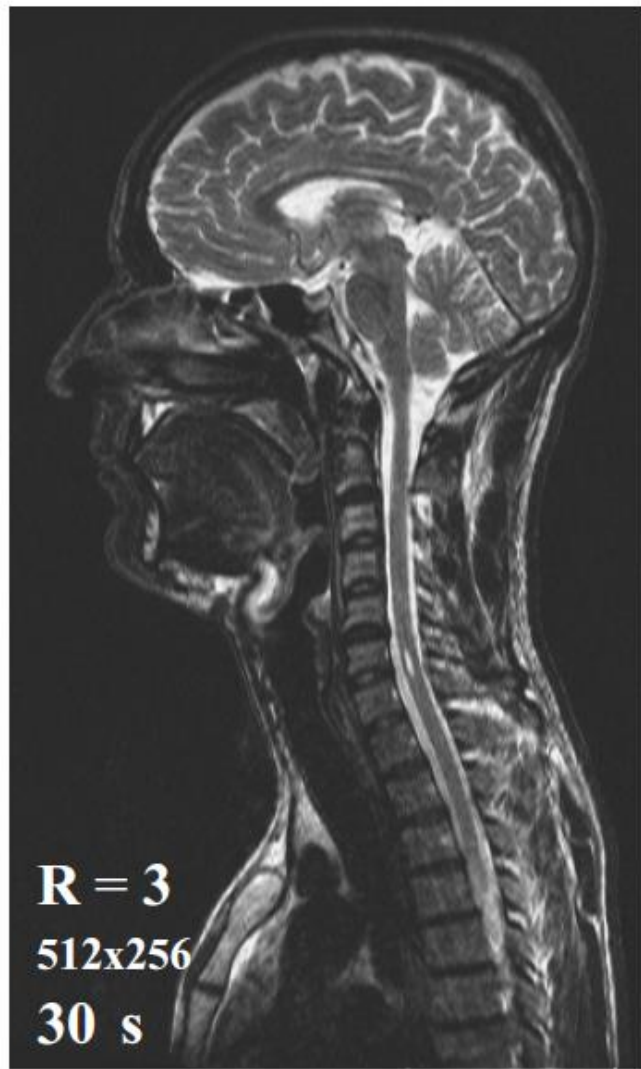
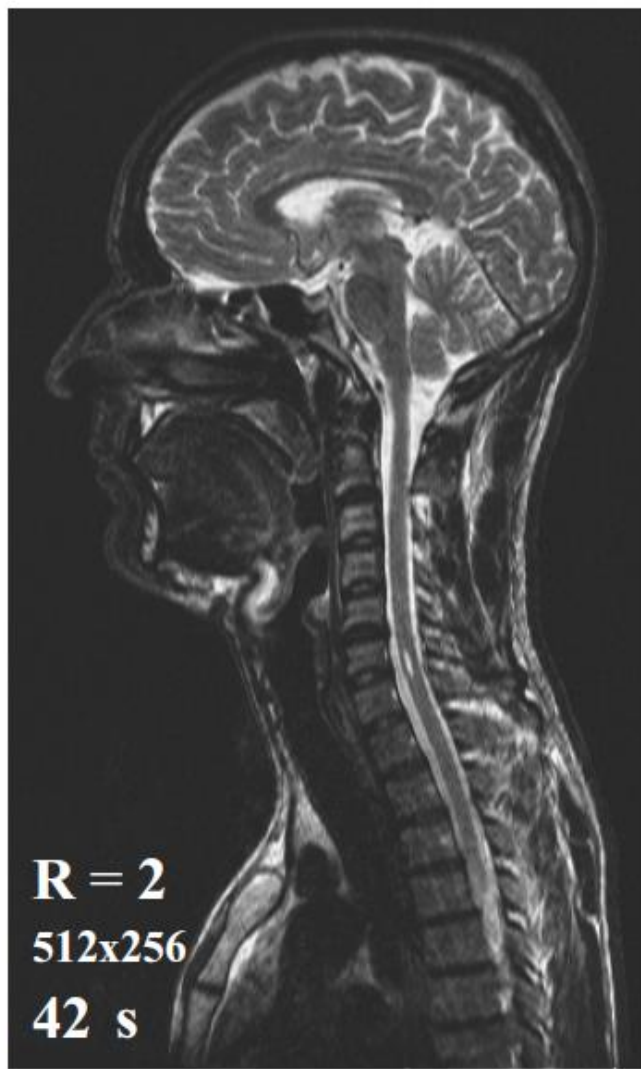
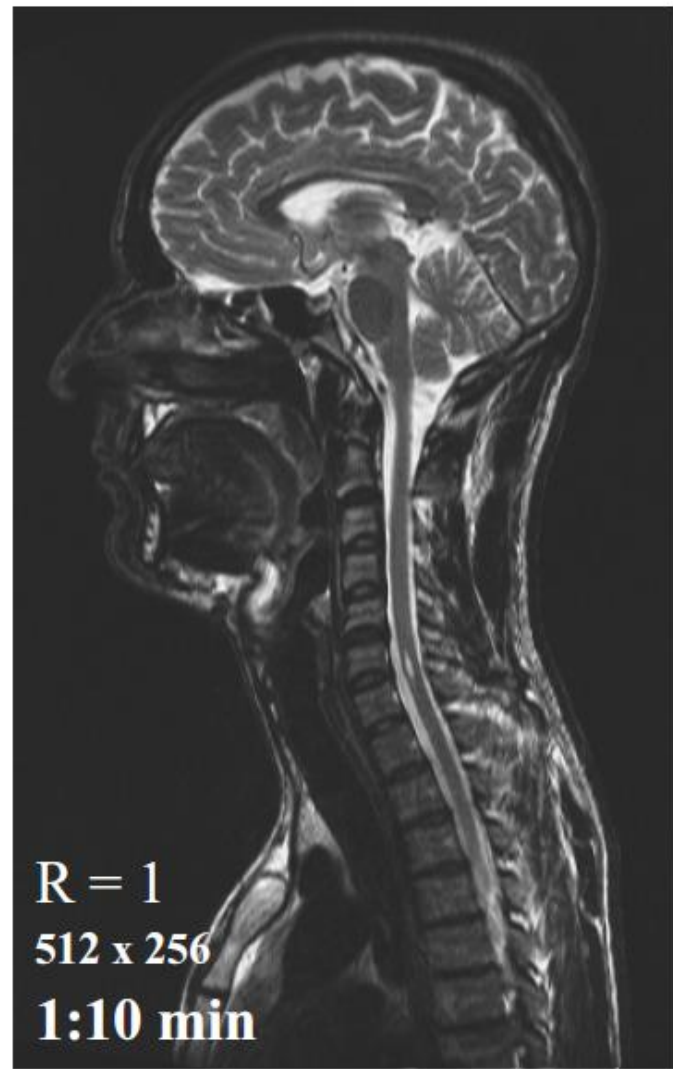
# Noise in SENSE

- 重新進行校正(calibration)
  - 重覆coil sensitivity mapping
  - Acquiring more ACS lines
- 改變相位編碼方向
- 降低加速因子(R)



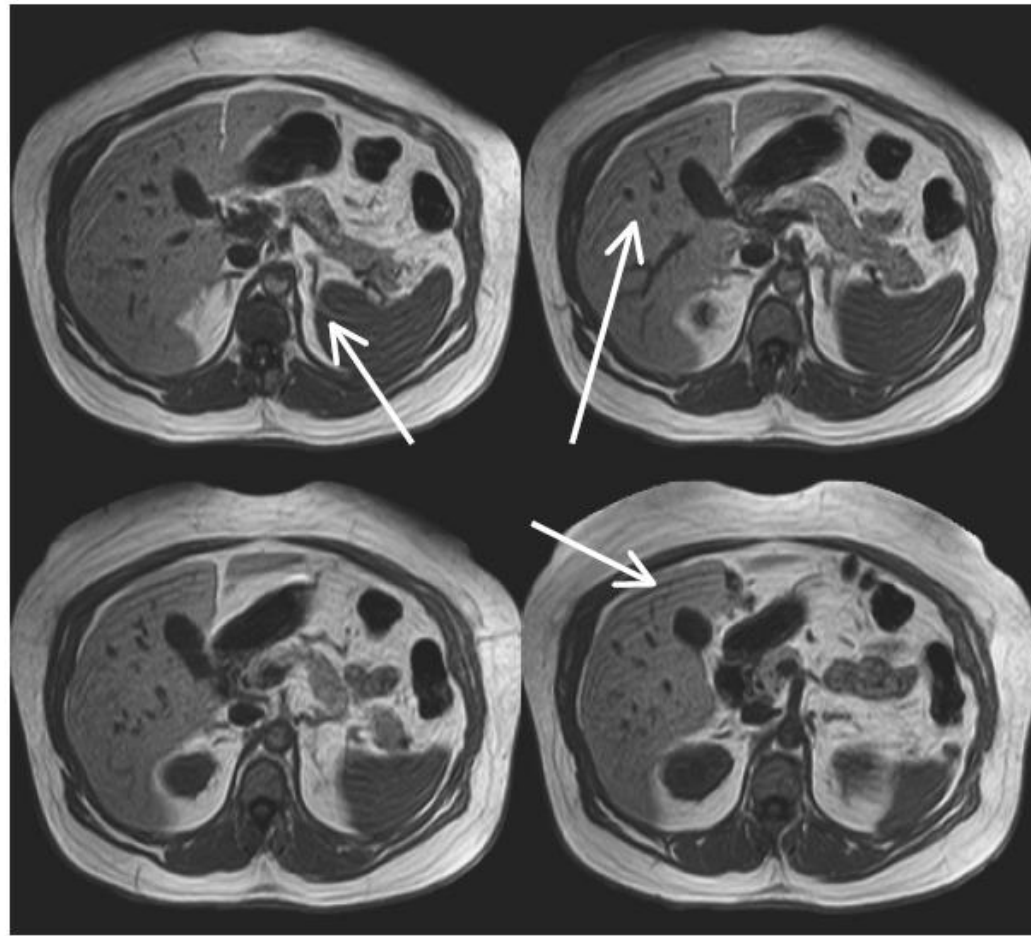
# 平行造影技術在臨床使用的優勢

- 減低掃描時間
- 閉氣時間減少，降低移動假影
- 合理時間內取得高解析度影像
- EPI成像的應用
  - 縮短echo train length (increasing the PE bandwidth)
  - 減少susceptibility distortions
- 降低HASTE影像中的邊緣霧化(減少echo spacing)

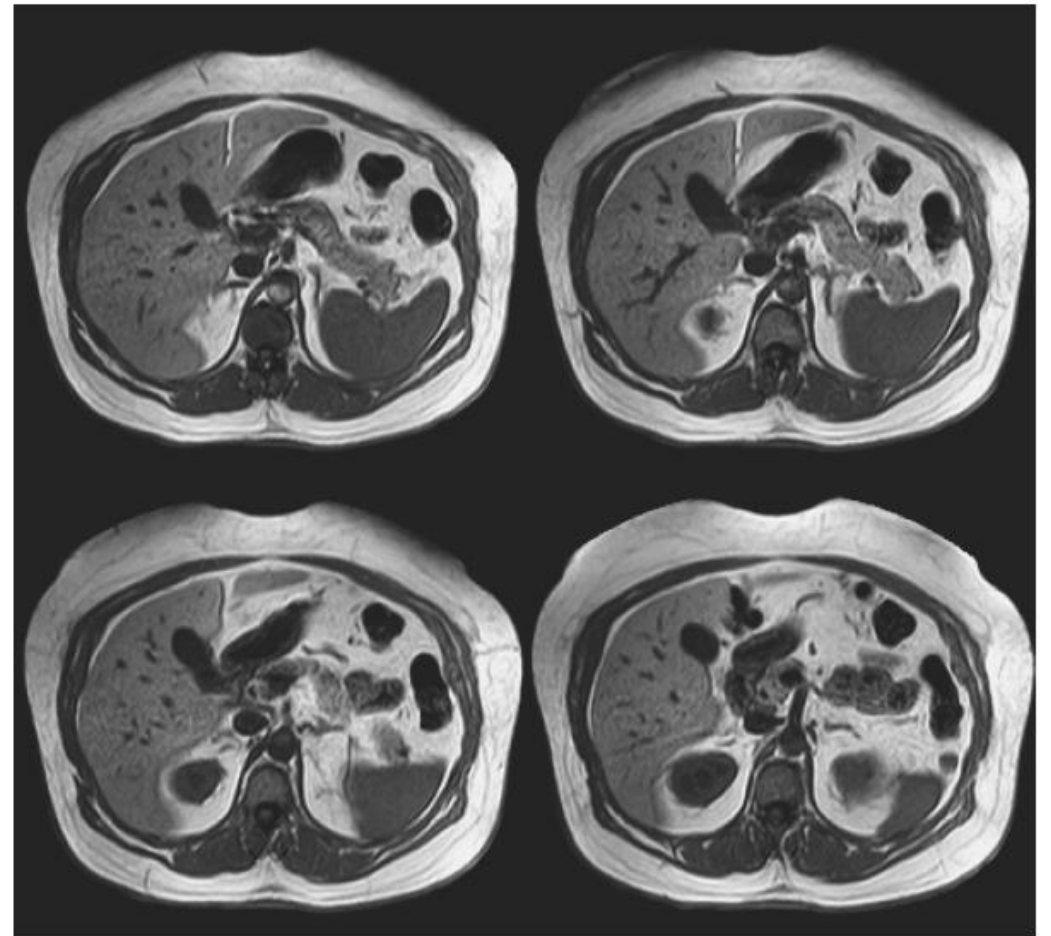


不同加速因子對掃描時間的影響





(a)



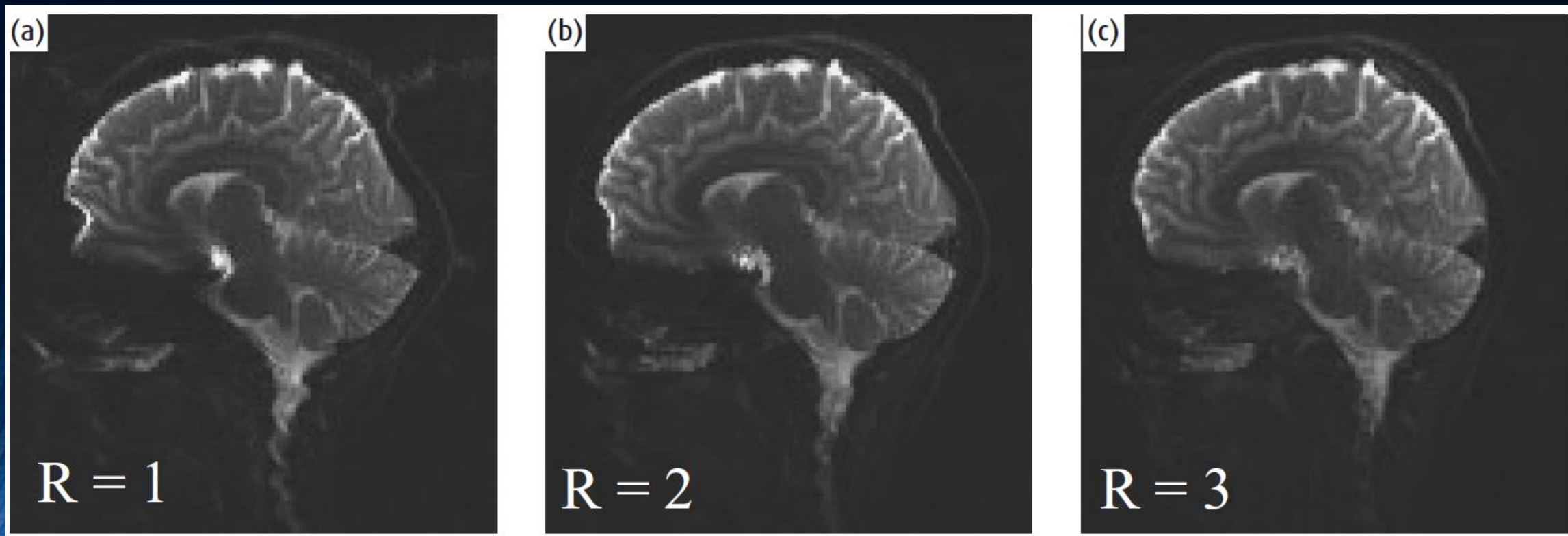
(b)

SENSE 在降低呼吸假影的應用(25s vs. 13s)

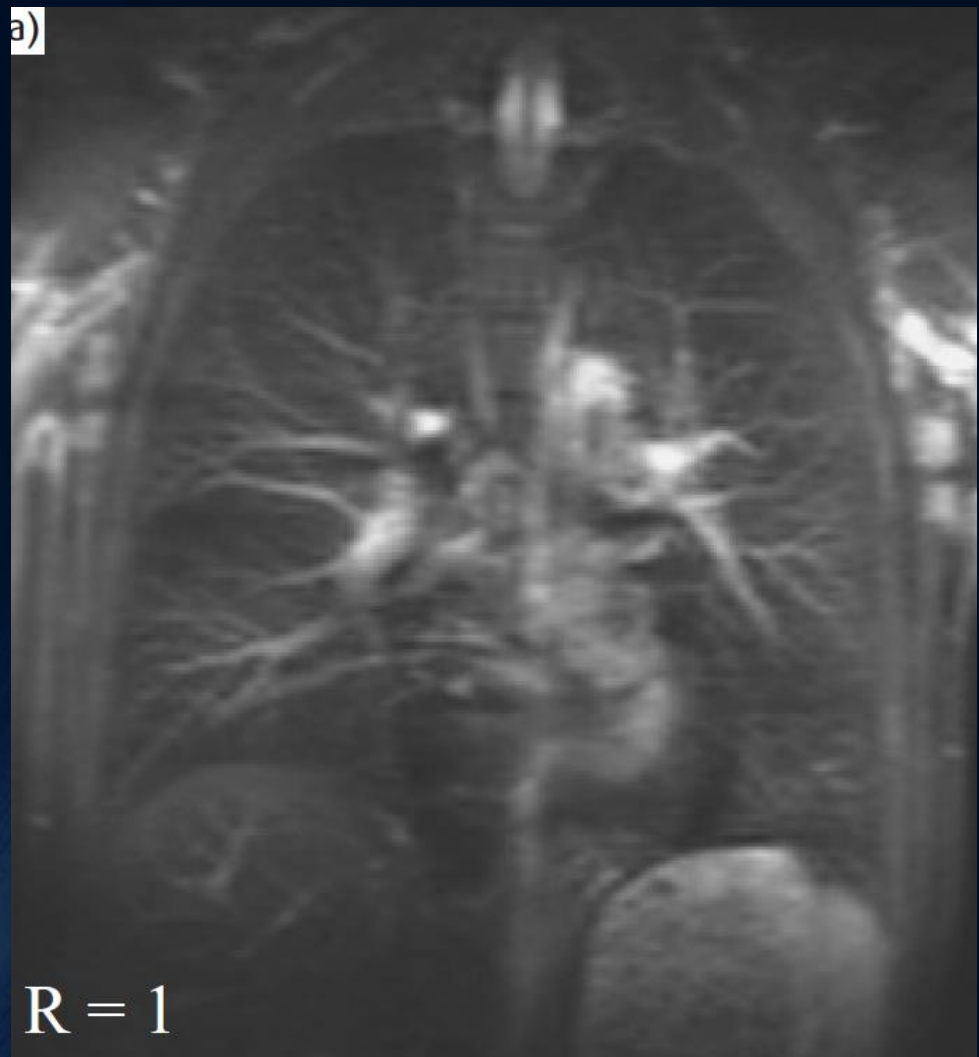


# 高解析度影像 (1024)





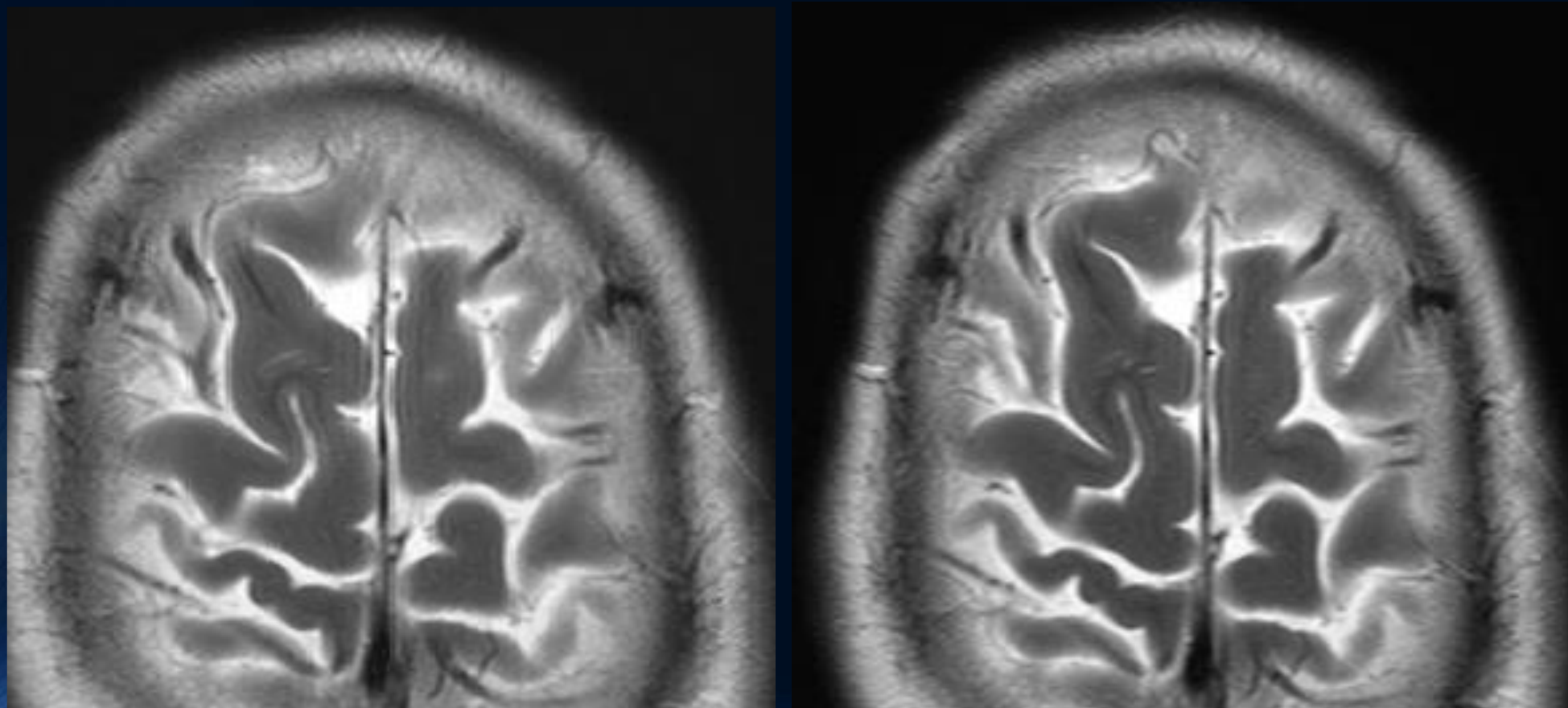
EPI成像的應用---減少susceptibility distortions



降低HASTE影像中的邊緣霧化



# SENSE在流動假影抑制的應用





科學的全部不過就是  
日常思考的提煉

The whole of science is nothing more  
than a refinement of everyday thinking.

