

k-t Oriented Data Sharing Methods

許家碩

話說實驗室出去的投影片...

- 藍底
- 黃色重點
- 黑白相間
- 認真詼諧中帶有一絲絲的無奈...
- 總之就是老闆化.....
- 所以今天也來東施效顰一下...

Outline

- What is Data Sharing?
 - **Static & Non-Static**
- We know k-space, what about k-t?
 - $1 \times k + 1 \times t$
 - $2 \times k + 1 \times t$
- Let's be specific!
 - **Keyhole, UNFOLD, k-t BLAST**
- Combining with Parallel Imaging
 - **k-t SENSE, k-t SMASH**

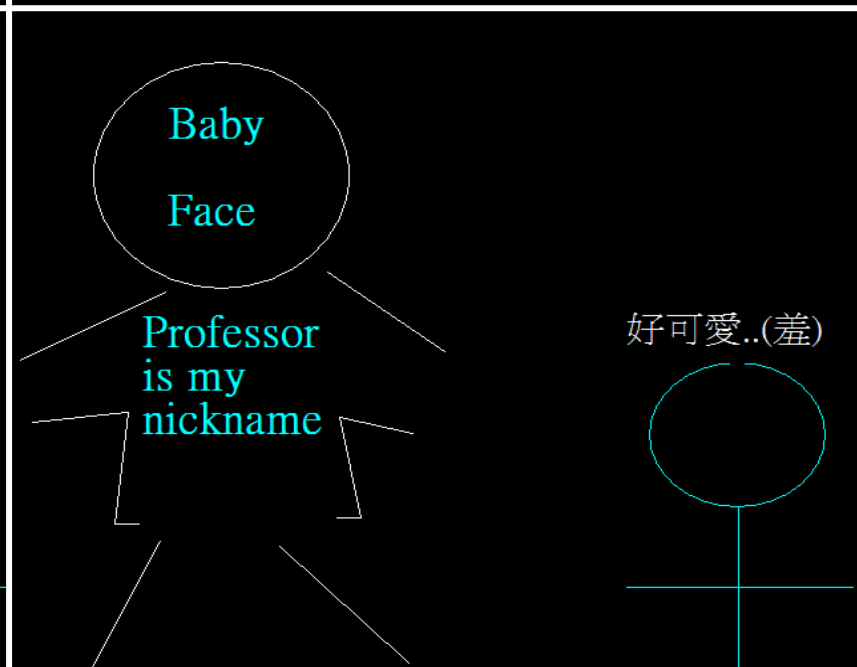
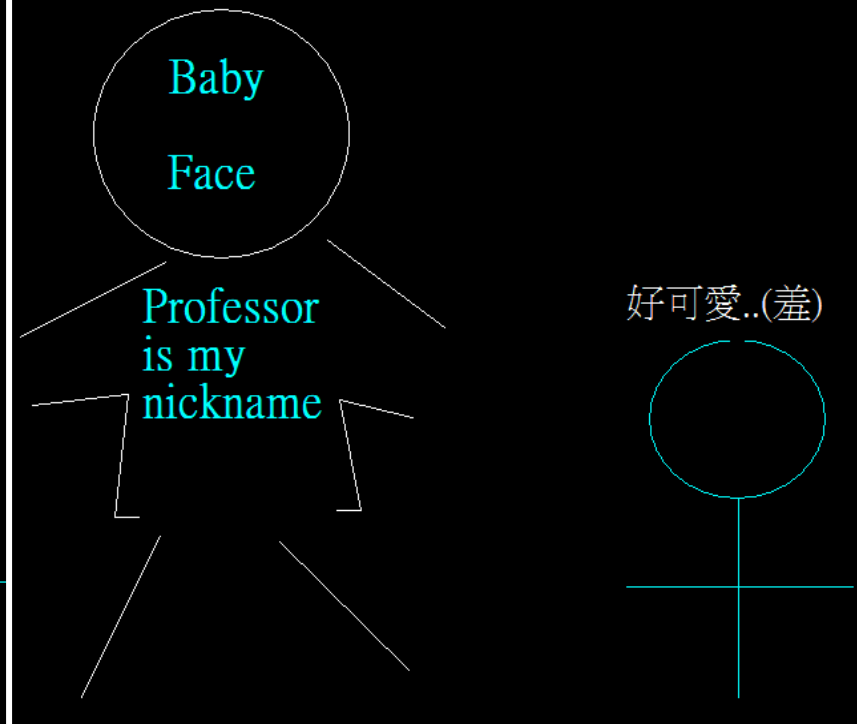
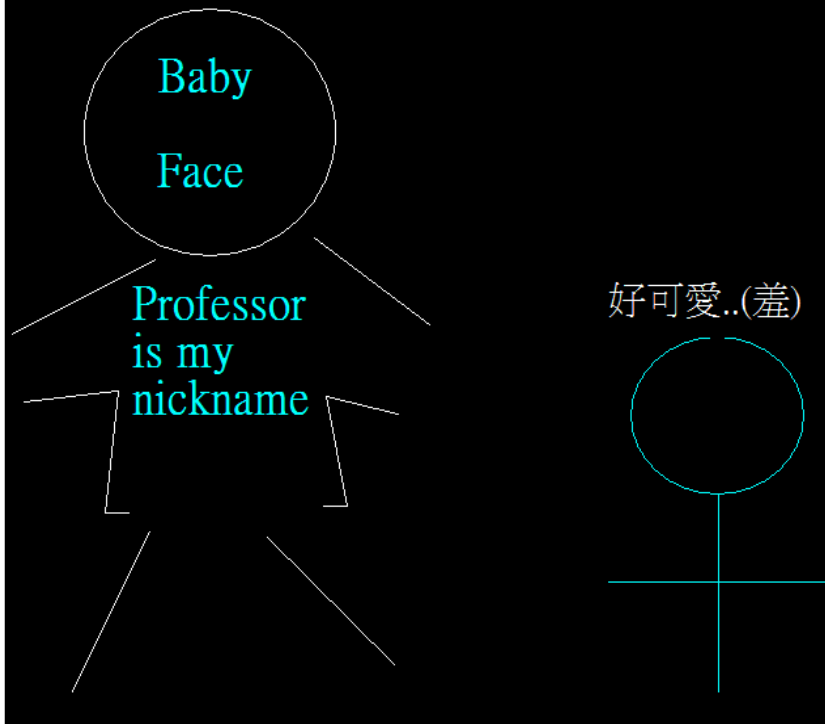
- **What is Data Sharing?**
 - Static
 - Non-Static
- We know k-space, what about k-t?
 - $1*k+1*t$
 - $2*k+1*t$
- Let's be specific!
 - Keyhole, UNFOLD, k-t BLAST
- Combining with Parallel Imaging
 - k-t SENSE, k-t SMASH

甚麼是Data Sharing?

- 資料共享?
- FTP, emule, BitTorrent
- 肇哥的電腦...

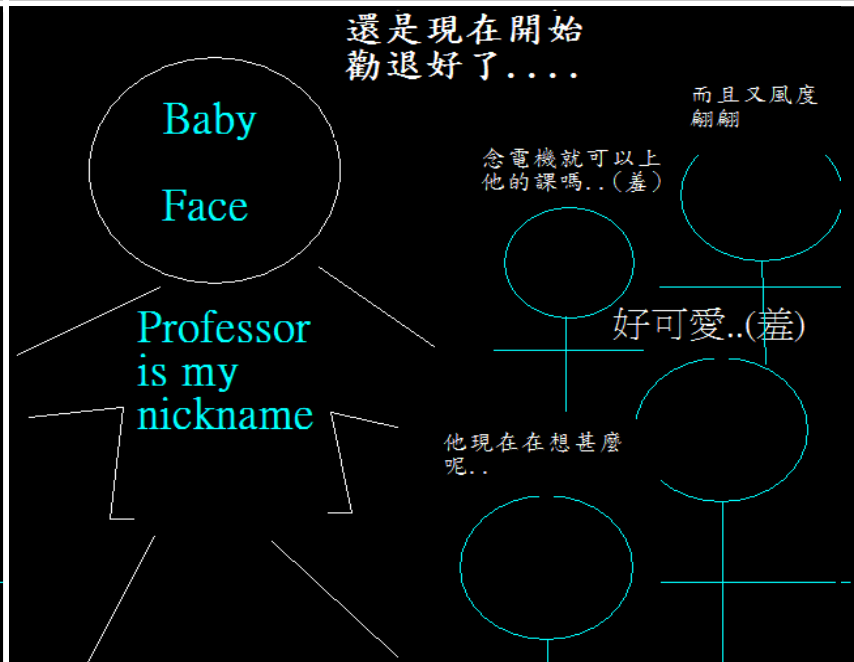
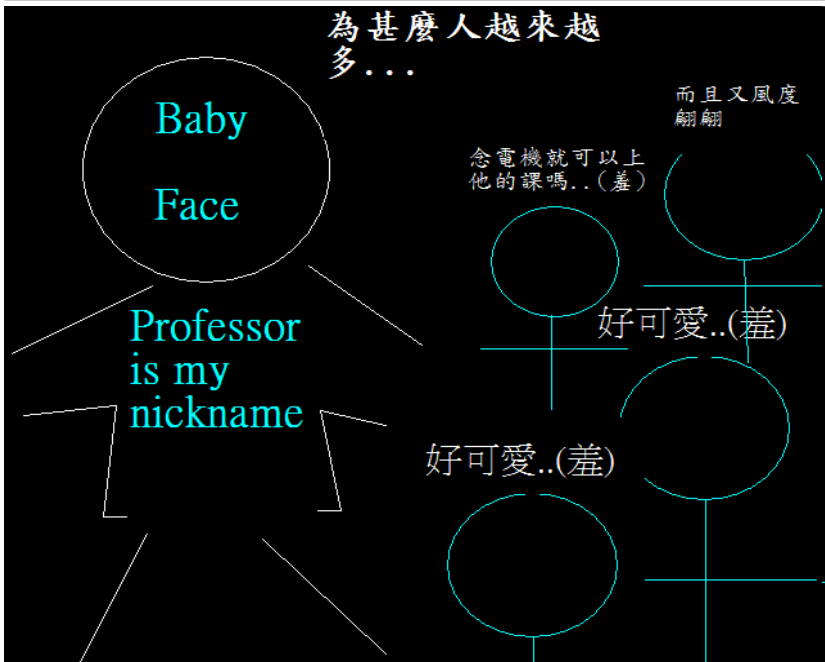
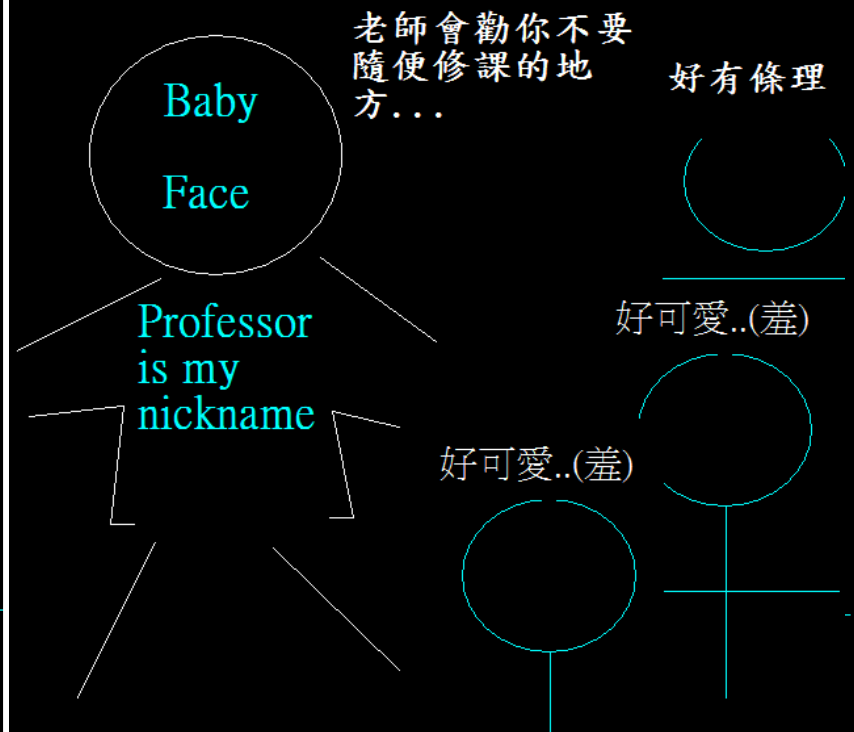
其實意思沒有差很多...

- 前後幾組k-space "共享"資料點
- 如此一來速度應該會變快
- 偷工減料?



變動不大的時候很管用

- k-space的低頻管大部分圖像，高頻管細節
- 前幾張掃多一點(256條)，後面的只掃中間就好了(18條)，細部變化影響不大，速度快了好幾倍？
- 可是變動很小的東西，未免太少了...



標的物隨時間而改變

- 大幅度變化，data-sharing根本不管用
- K-space每個點都含有包含整張圖片的訊息，無法鎖定特定位置去做
- 掃很快(EPI)，可如果是要看動態影像(Dynamic MRI)呢？

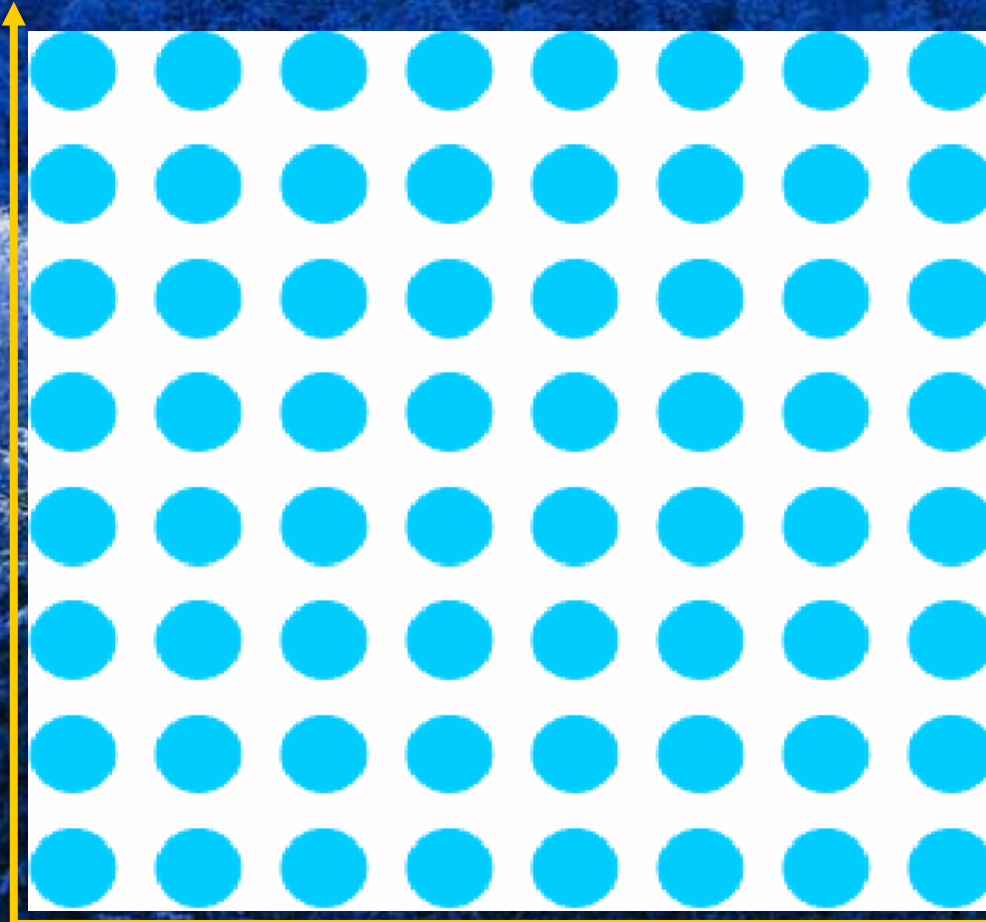
解鈴還需繫鈴人

- 既然圖像隨時間改變，何不做空間對時間的分析？
- 再加一個時間維度進去，傅立葉照轉不誤
- 於是乎有了所謂的**k-t space**

- What is Data Sharing?
 - Static & Non-Static
- **We know k-space, what about k-t?**
 - $1 \times k + 1 \times t$
 - $2 \times k + 1 \times t$
- Let's be specific!
 - Keyhole, UNFOLD, k-t BLAST
- Combining with Parallel Imaging
 - k-t SENSE, k-t SMASH

先看一個維度的空間+時間

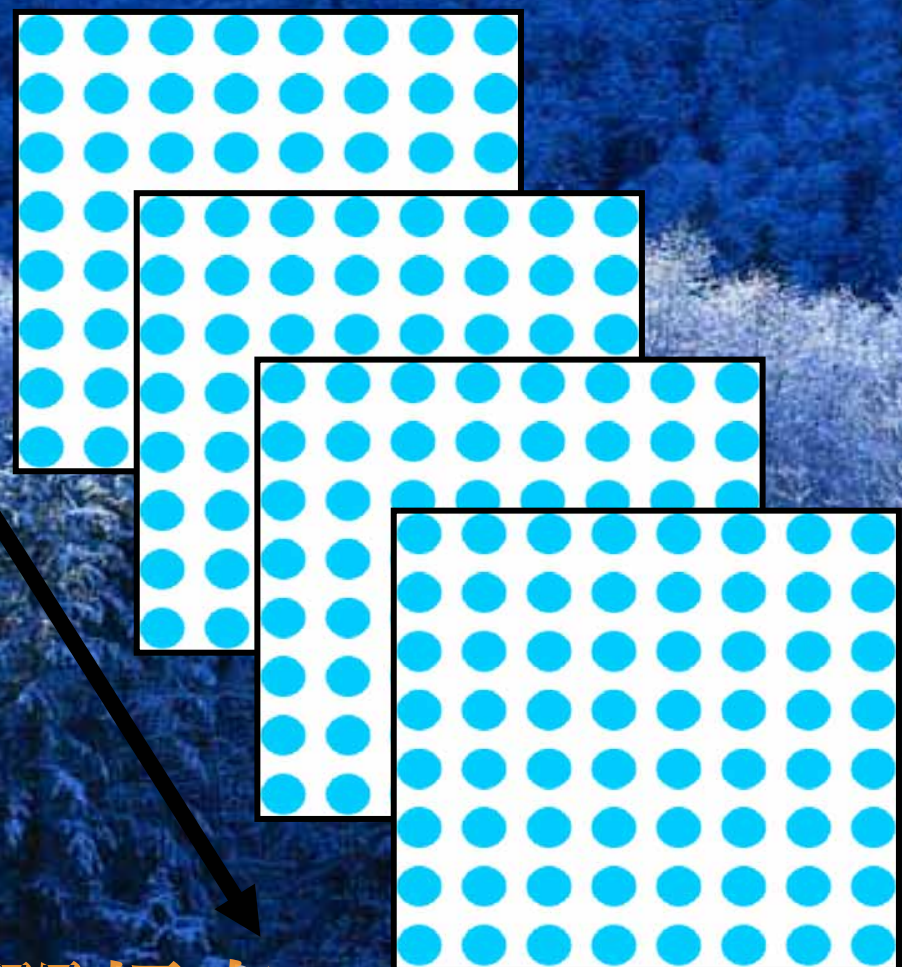
空間頻率
 k



時間頻率 "t"

兩個維度的空間+時間

空間頻率
 k



時間

用EPI, 每個TR取一張

- 就好像高速攝影連拍一樣
- 把數十到數百張的k-space個別轉成一張圖排列在時間軸上
- 再就每個x位置(一維)個別在時間軸上的變化作分析

給定y, 沿著t將一整條x”切下”



疊合成一個新的x-t圖

空間位置

x



時間 "t"

然後就是關鍵的傅立葉轉換!!

- 對時間軸作**Fourier Transform**, 可以得到位置對”時間頻率”的分佈
- 如此就可以看出每個位置的動態分佈!!
- 擅自加一個維度, 真的可以這樣做嗎?

$$S(x, y, f) = \iiint \rho(k_x, k_y, t) e^{-jk_x x} e^{-jk_y y} e^{-j2\pi ft} dk_x dk_y dt$$

For those who need mathematic

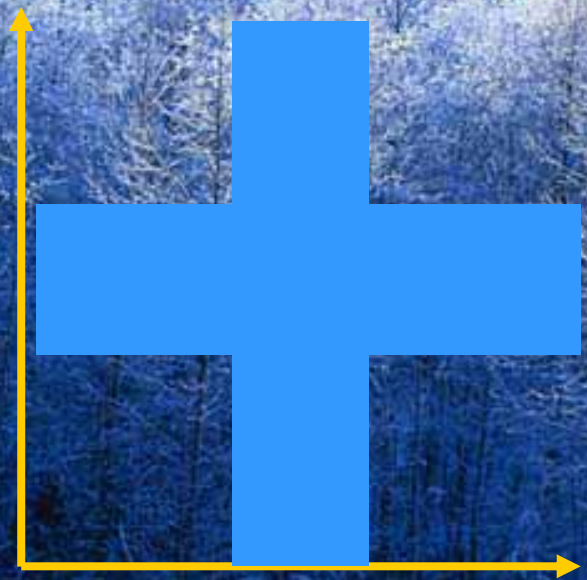
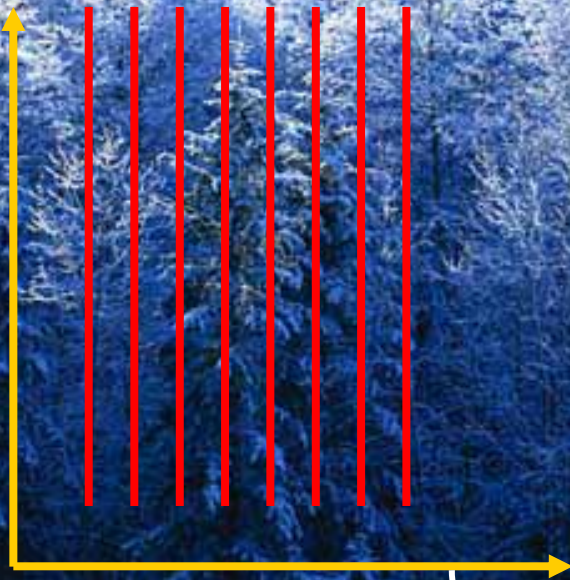
$$S(x, y, f) = \iiint \rho(k_x, k_y, t) e^{-jk_x x} e^{-jk_y y} e^{-j2\pi ft} dk_x dk_y dt$$

- **t(時間)**和**空間**為**orthogonal**的**element**, 加上來作沒問題
-**orthogonal**...這說法也不太精準就想成兩個是**independent**的變數,

轉換成新的x-f圖

空間位置

x

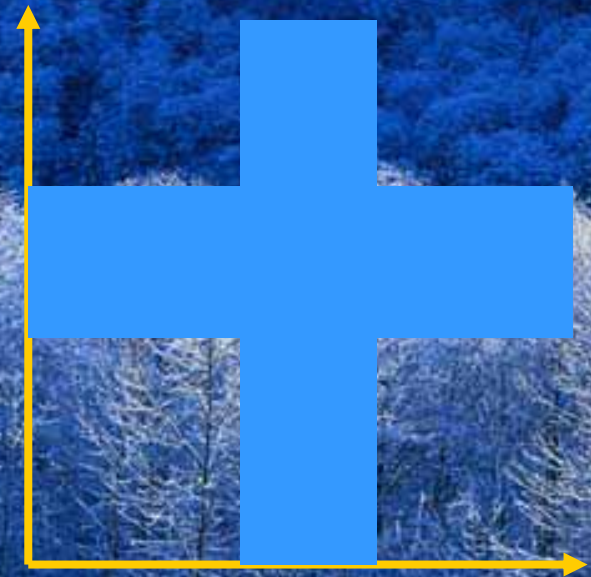


時間 "t"

時間頻率 "f"

變動大，spectrum也寬

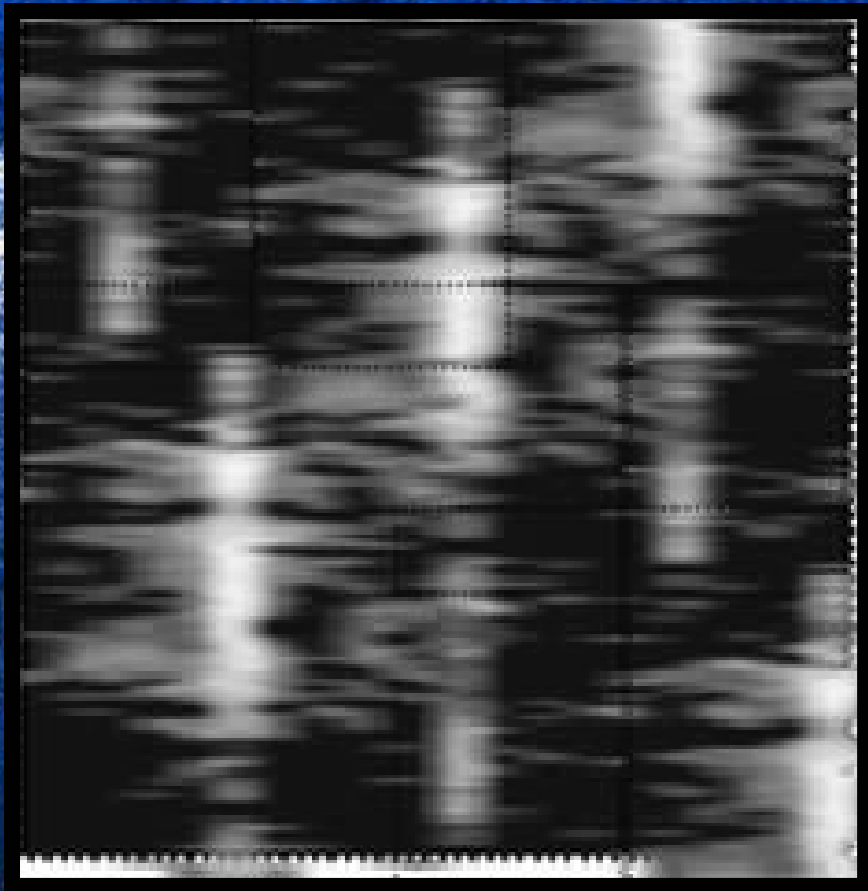
空間 x, y



時間頻率 " f "



其實就是典型的**Cardiac Imaging**！



典型Cardiac Imaging的長相

- 中央心臟部分的動態相對劇烈，形成十字形的**spectrum**
- 能還原就能成像
- 那還等甚麼？

多一個維度，多很多問題

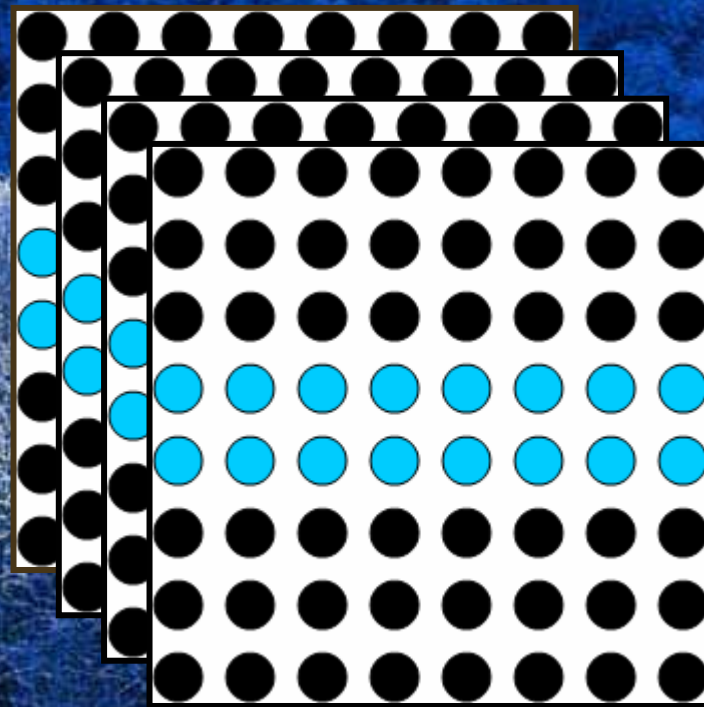
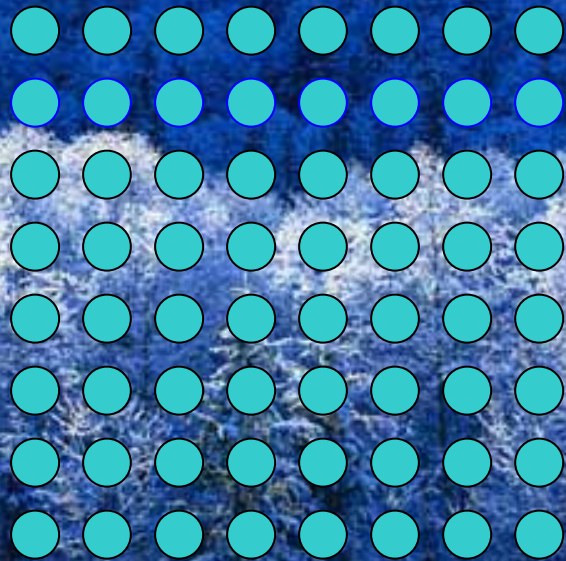
- 一個維度就一個**aliasing**，還原上更加複雜
- **Spectrum**只要一**spread**開，**temporal resolution**變的更為吃緊
- 以**128*128**為例，**TR**約**40ms**，取**200**張~**8**秒，而且**RF**連擊，時間會更長.....
- 該**Data Sharing**上場了

- What is Data Sharing?
 - Static & Non-Static
- We know k-space, what about k-t?
 - $1 \times k + 1 \times t$
 - $2 \times k + 1 \times t$
- Let's be specific!
 - **Keyhole, UNFOLD, k-t BLAST**
- Combining with Parallel Imaging
 - k-t SENSE, k-t SMASH

Keyhole

- 最前面或最後面取完整(如**256**)
- 其餘的取低頻就好(如正九負九條)，高頻的部分用完整那幾張的代替
- **K-space**長的像鑰匙孔，故名之

有像鑰匙孔嗎？



結果如何呢？

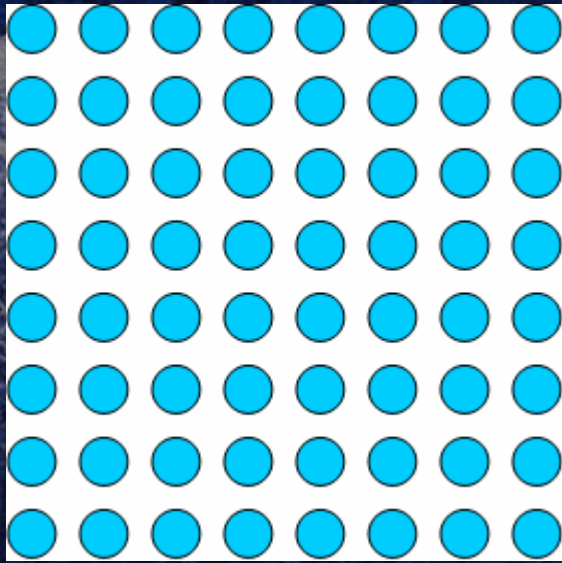
- 省了不少，快是夠快了.....
- **Temporal resolution**還行，但是**spatial resolution**就.....
- **Share**高頻對很多**pattern**不特定的影像並不適用，有沒有別的方法？

K-space取的規矩一點的話..

- 一張只取奇數($2n+1$)線，一張只取偶數線($2n$)，交替的取
- 空間上的解析度增加，影像也正確許多
- 可以有將近兩倍的加速，代價是有 **aliasing**，那麼**aliasing**的**pattern**是？

未加速的取法

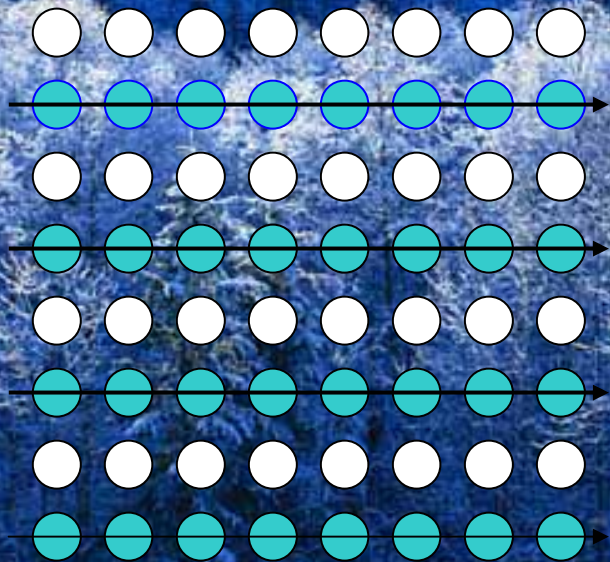
- **Full k-space**



- 大家的好朋友頭



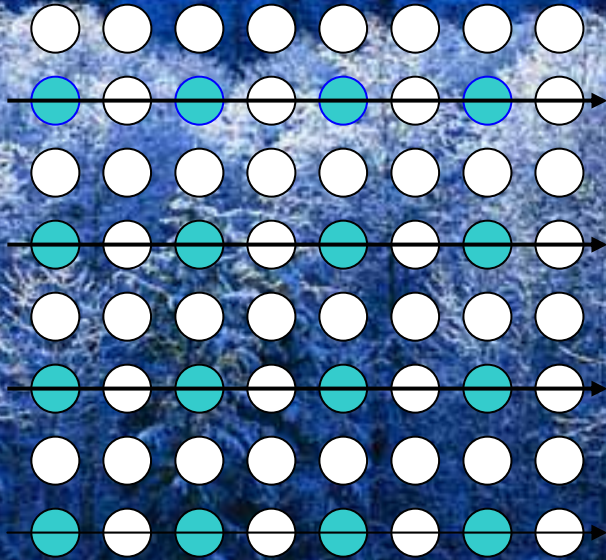
只取一半的話.....



- **Aliase**了



取的更少的話.....

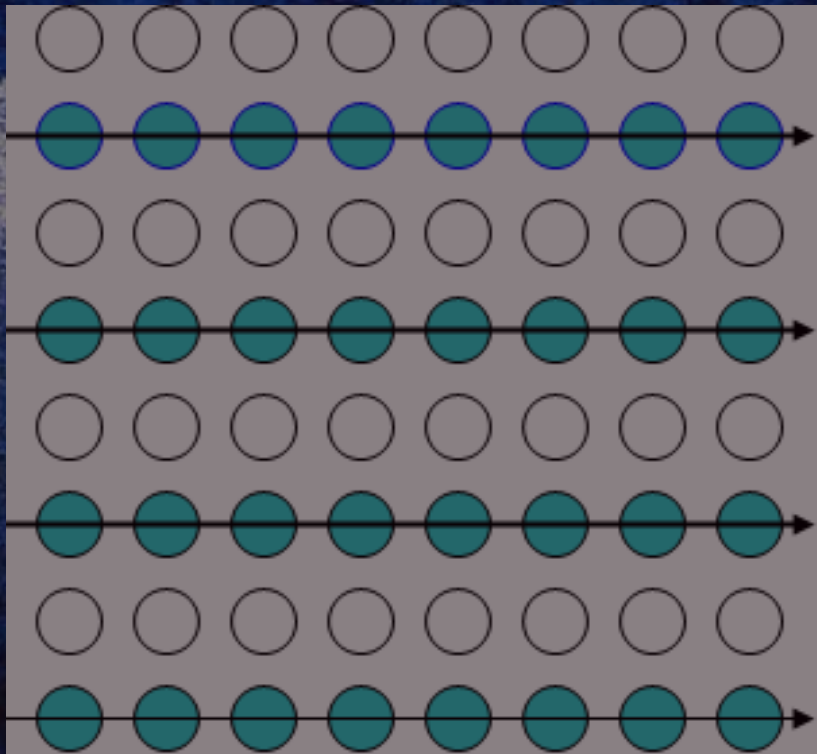


差在aliasing的pattern不同

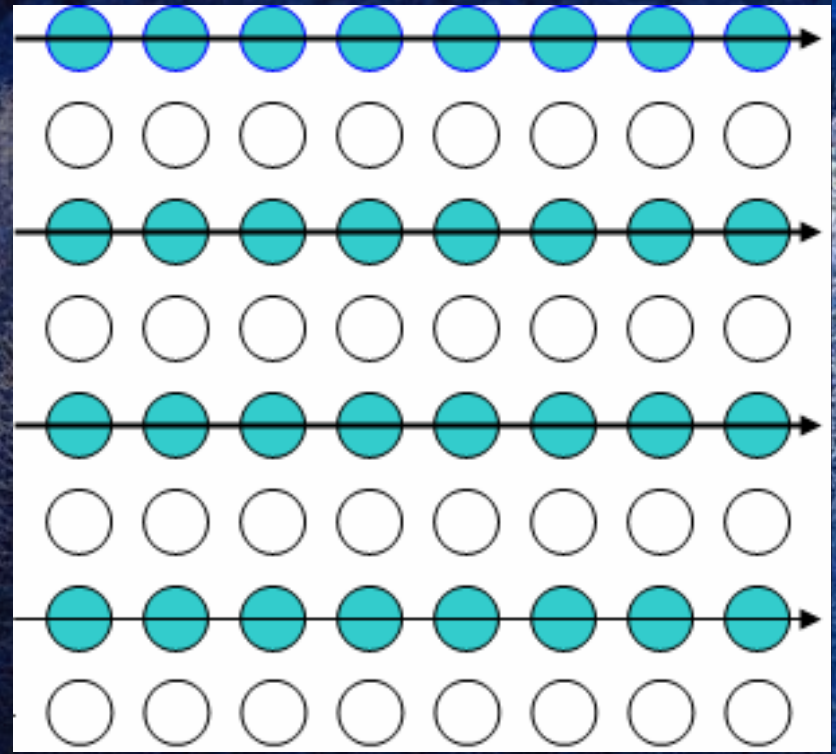
- 點取的越**sparse**, **aliasing**的間隔就越密
- 二維的**aliasing**概念上和一維並無二致
所以只要條件符合，一樣可以還原
- 那現在就來取取看吧

現在來取取看吧

- 先取奇數條 k-line

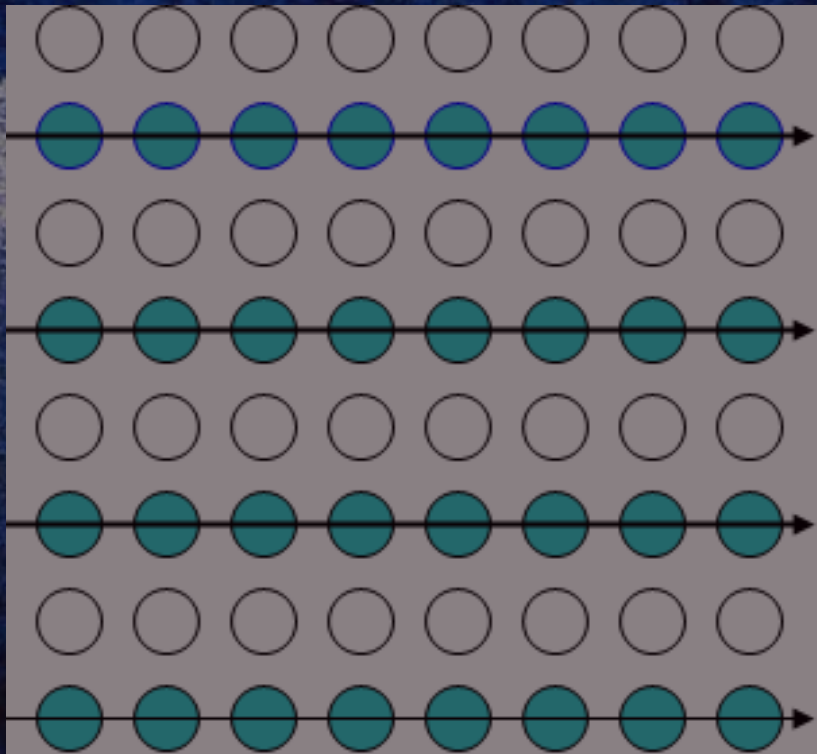


- 再取偶數條 k-line

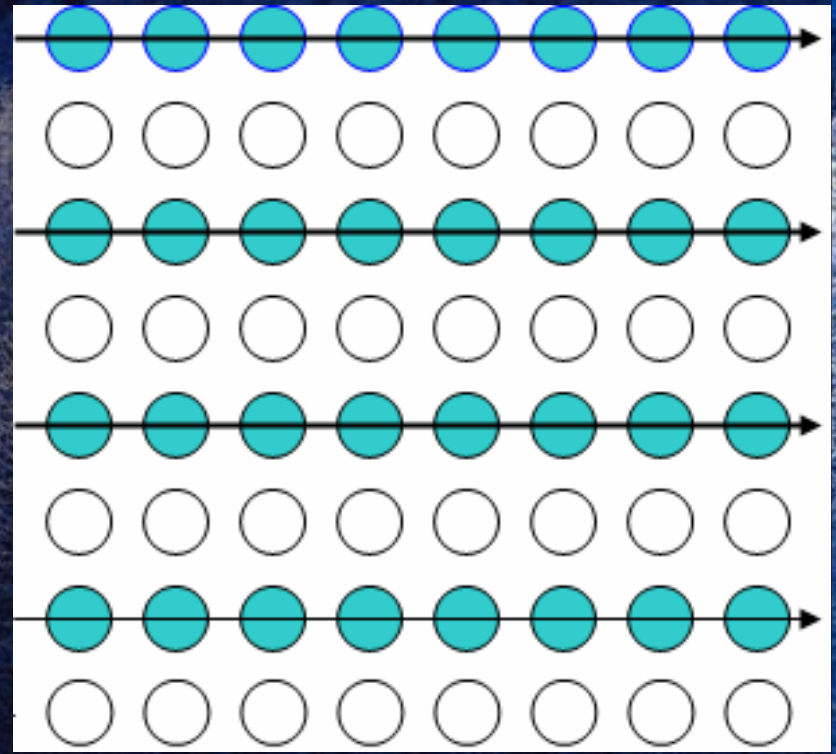


繼續取.....

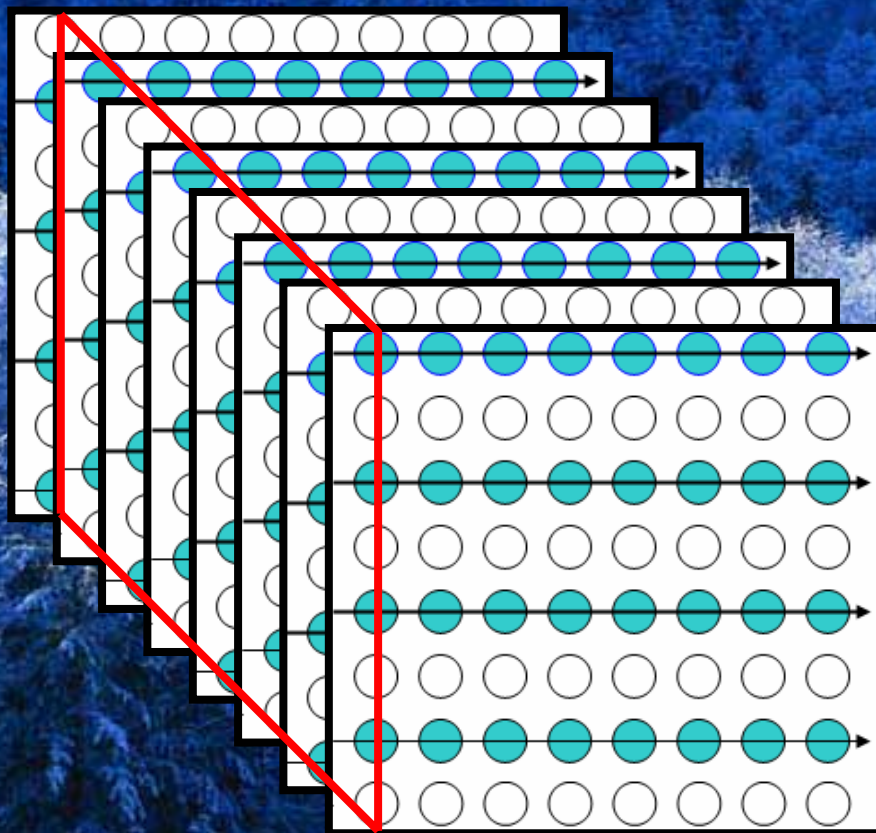
- 先取奇數條 k-line



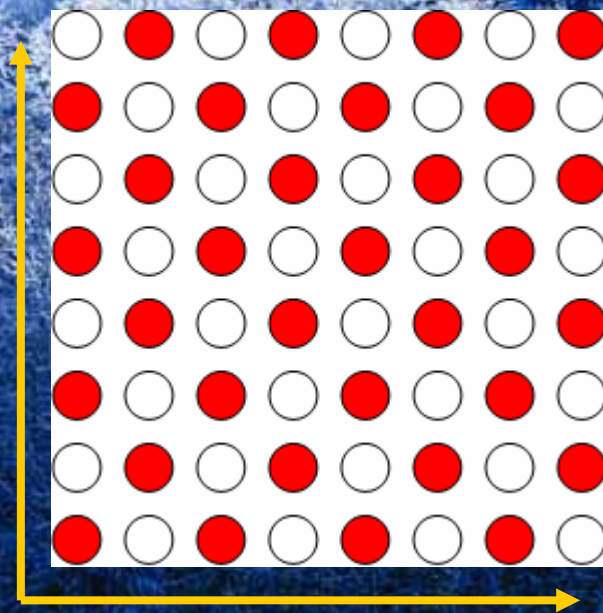
- 再取偶數條 k-line



沿著t軸，對一個維度的k作切割



咦？不是Cartesian？

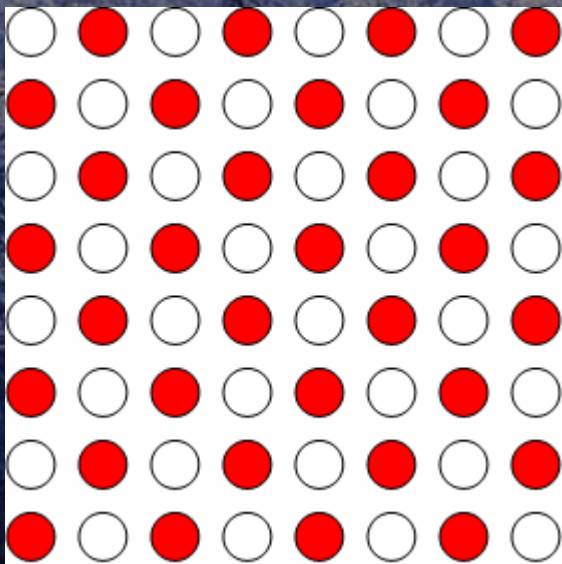


Non-Cartesian的aliasing

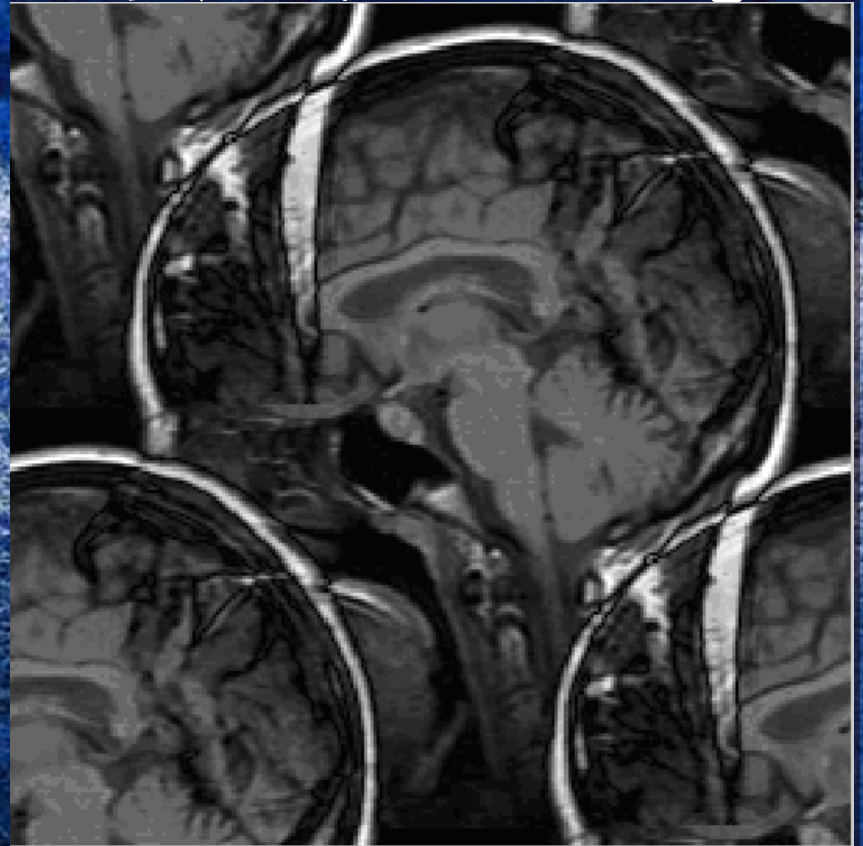
- 和**Cartesian**比起來有甚麼不同
- 有特殊的用途，還是隨便取？
- 先不要用**k-t space**, 而是大家熟悉的**k-space**來看看吧!!

如果這樣取的話

- **Checker-pattern**



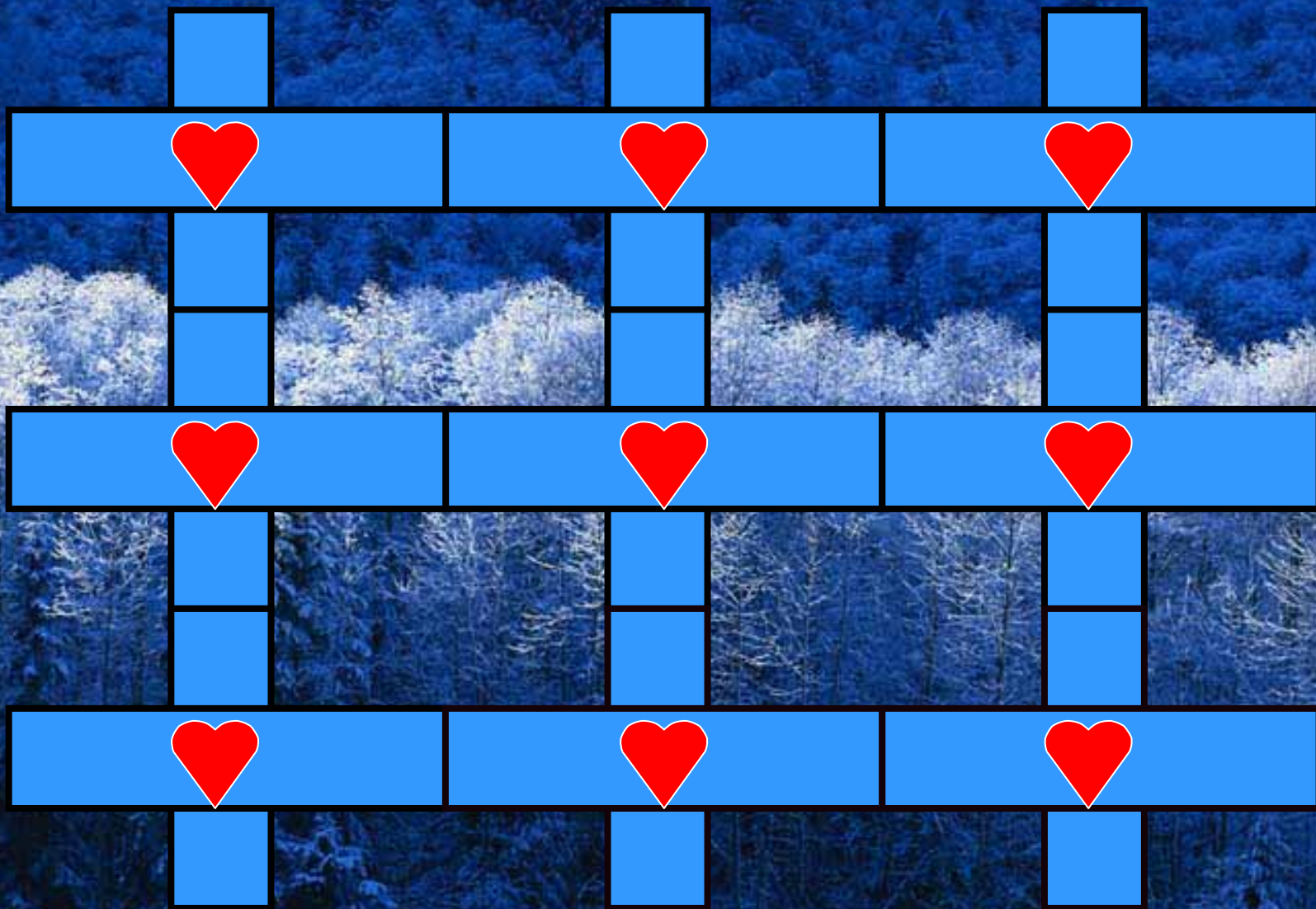
- **變成X狀的aliasing!!!**



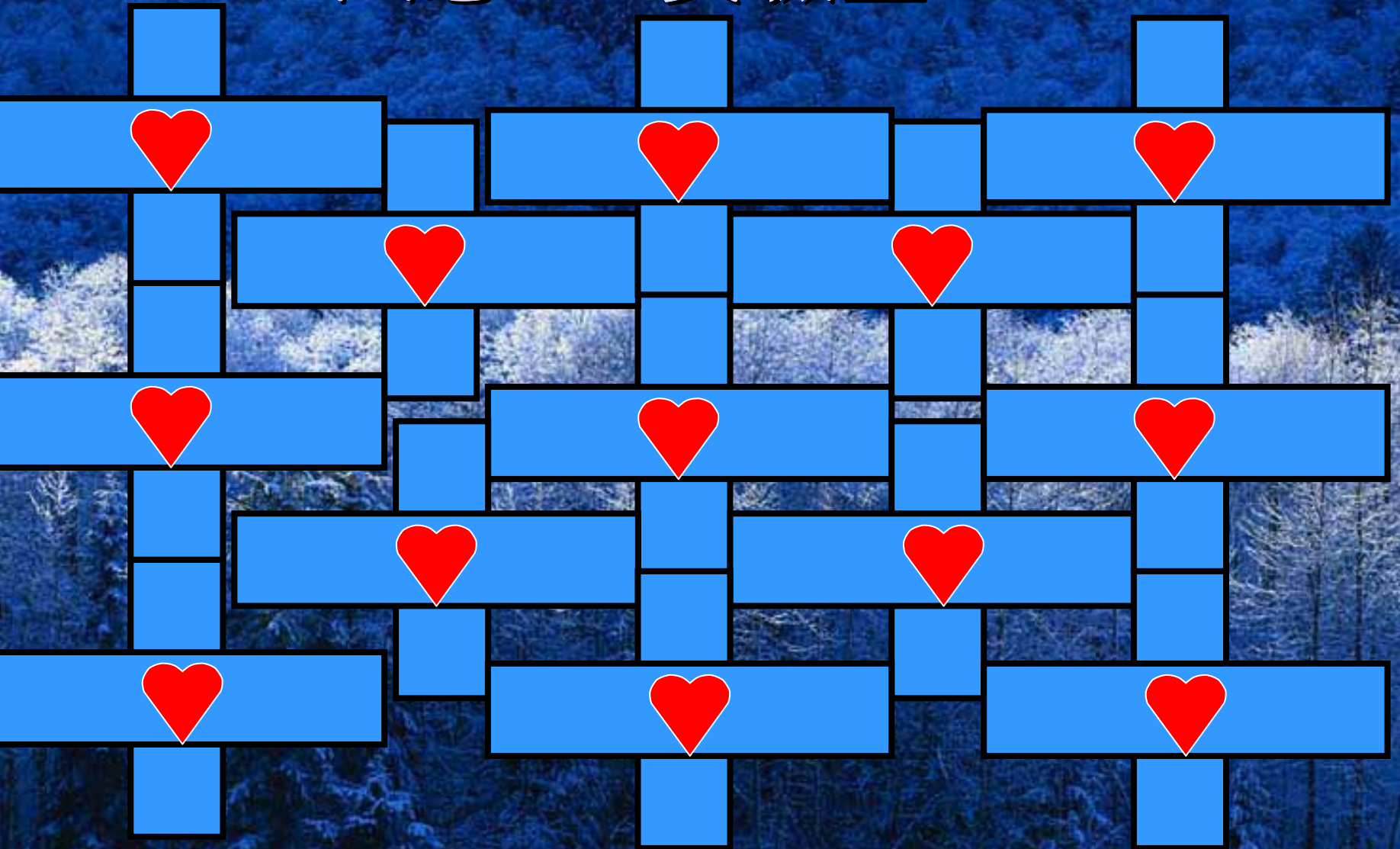
這樣有好處嗎？

- 沒有的話我就不會站在這裡了....
- 有些物體的動態分佈(如**cardiac**)非常傾向左右上下的**spread**(十字狀)
- 針對這樣的特性，可以將**aliasing**在**Bandwidth**上作比較有效的”填充”

307實驗室般的空間感



固態451實驗室.....



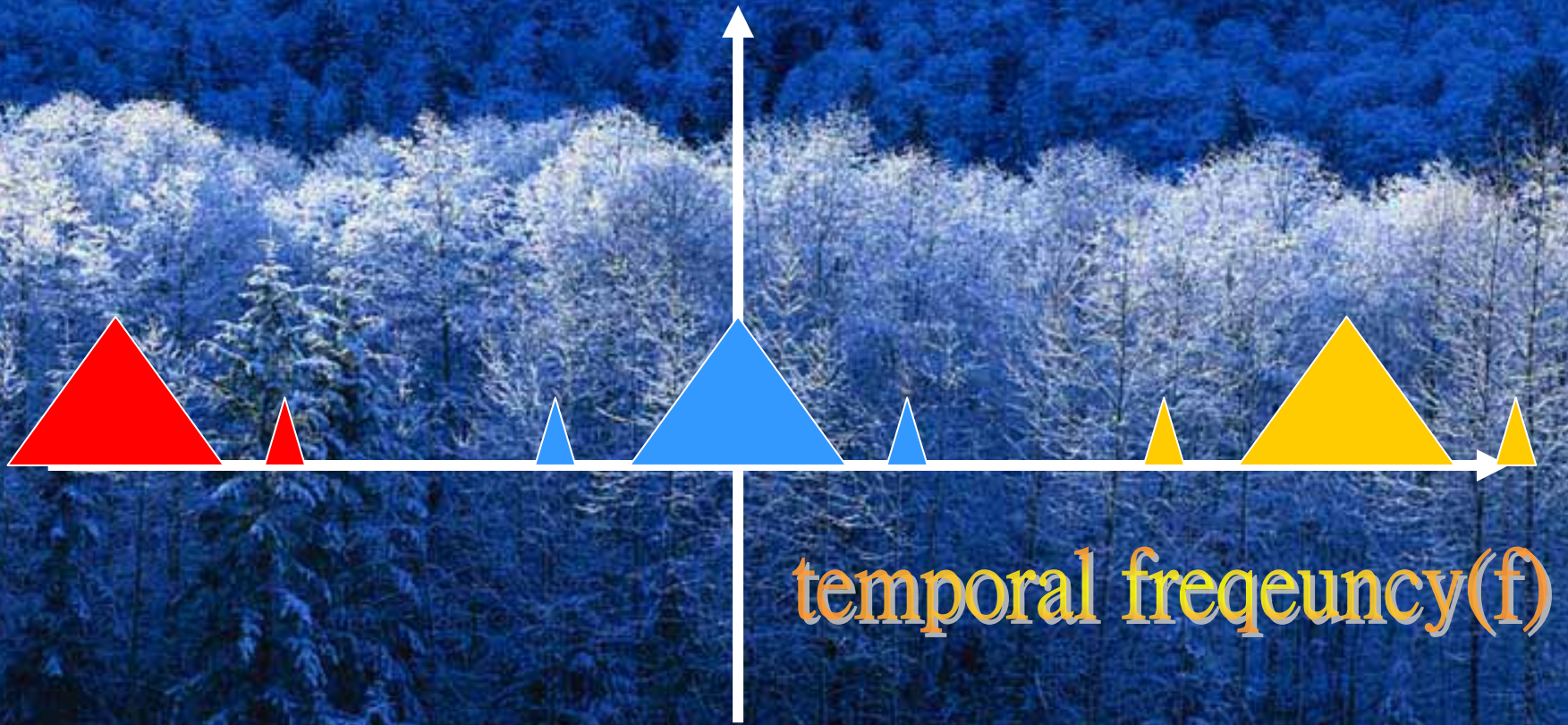
不過頻寬跟空間感要求不同

- 單位頻寬內自然是利用率越高越好
- 取樣點數不變，但是**non-cartesian**在**cardiac imaging**上比**cartesian**利用率更高!
- 針對特定**pattern**，研究最有效率的**alias**排列(**packing**)，就是**Lattice Grid Theory!!**

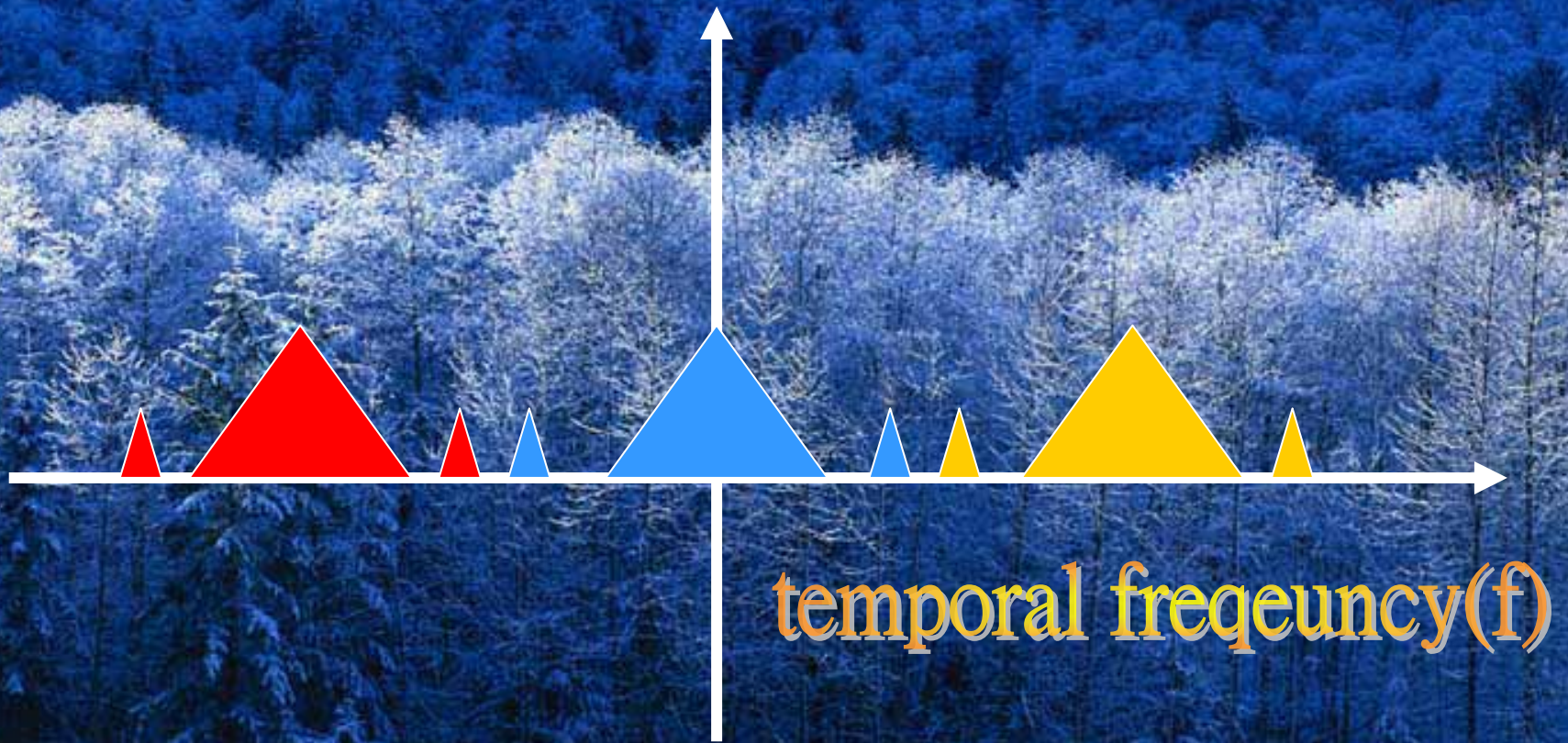
同樣的道理用在fMRI

- 每個**paradigm**所佔的**temporal bandwidth**可能比實際上小的多
- 週期性的**paradigm**, 頻譜就像是以單一**paradigm**的頻譜為**basis**, 在時間軸上**spread**開來!
- 取的少一點, 塞的緊一點, 一樣可以還原

大家相敬如賓



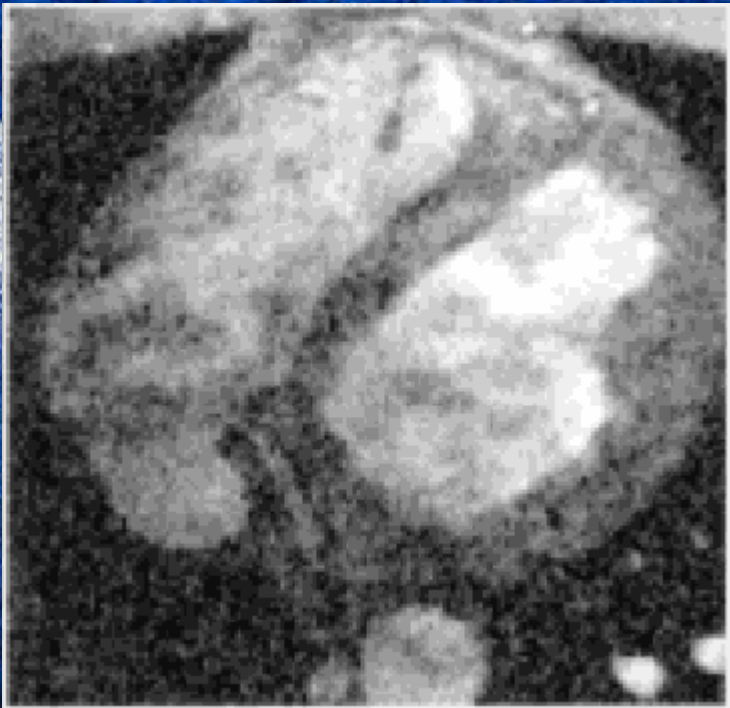
擠一擠吧，資源有限



要出Paper就要取個Acronym

- **UNFOLD**(**UN**aliasing by **F**ourier-encoding the **O**verlaps using the tempora**L** **D**imension)
- Bruno Madore, 1999 ISMRM young investigator's moore award paper
- 宣稱可達到**cardiac**兩倍，**fMRI** 8倍的加速!

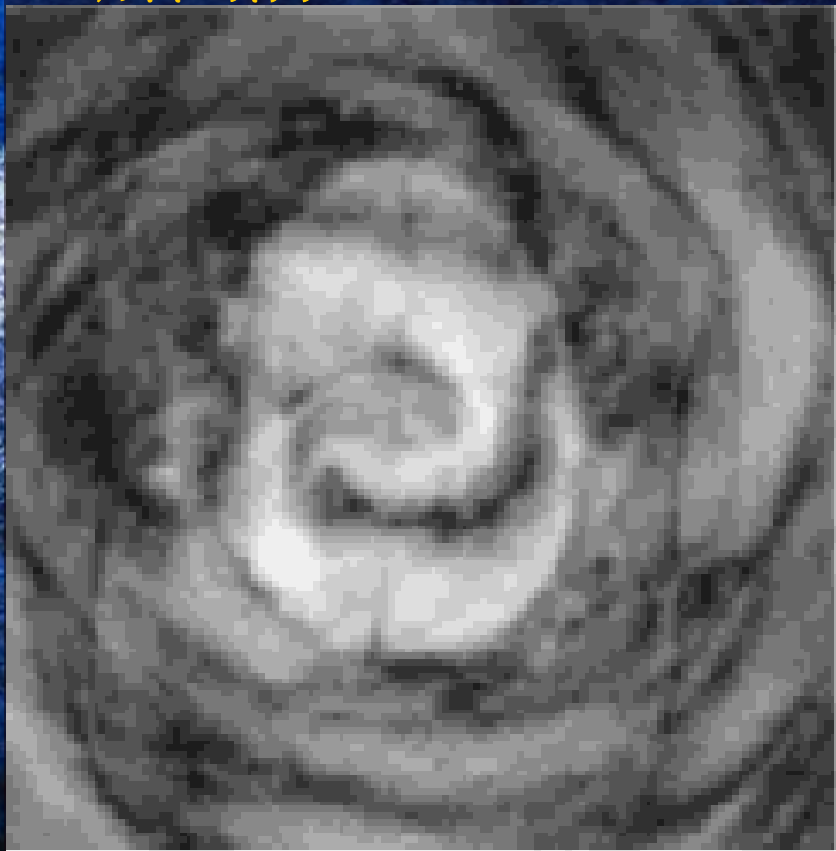
Cardiac Image by UNFOLD



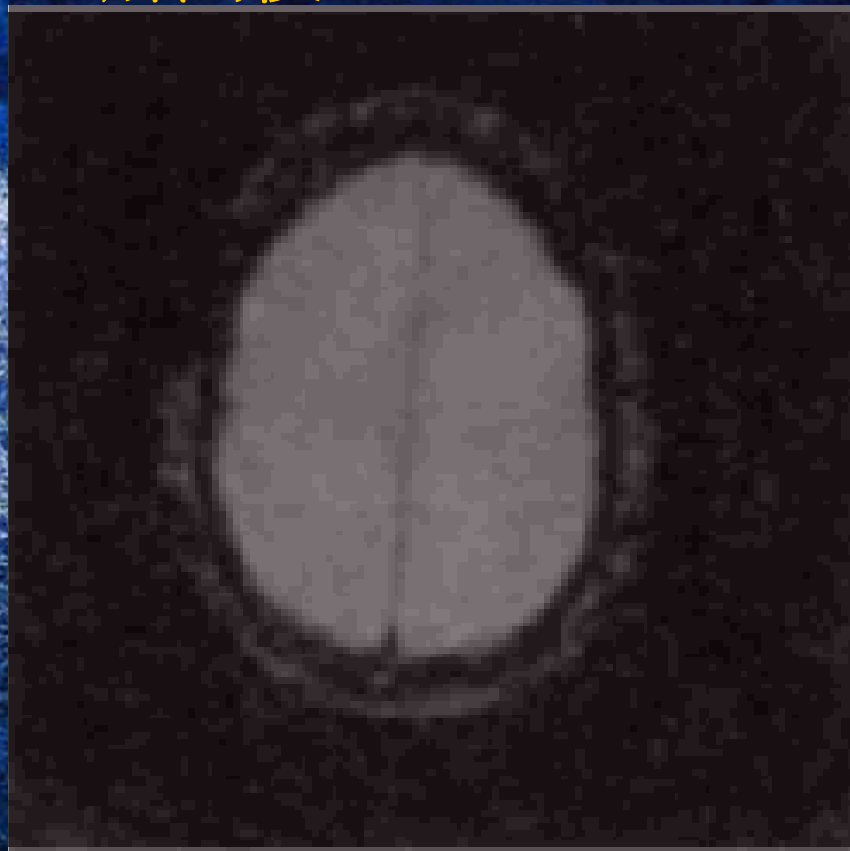
- TR= 8.6 msec, TE5 3.6 msec, 20° flip angle
- 5-mm slice thickness, 8 ky lines per segment, 128 ky lines
- 22 cm by 11 cm FOV, 15 cardiac phases, data acquired over 16 heartbeats while the volunteer holds her breath

fMRI

- 解開前



- 解開後



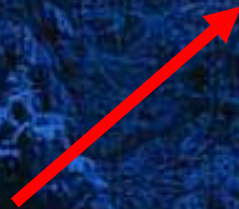
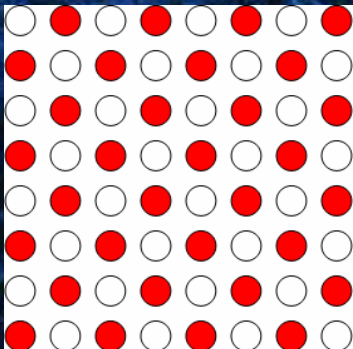
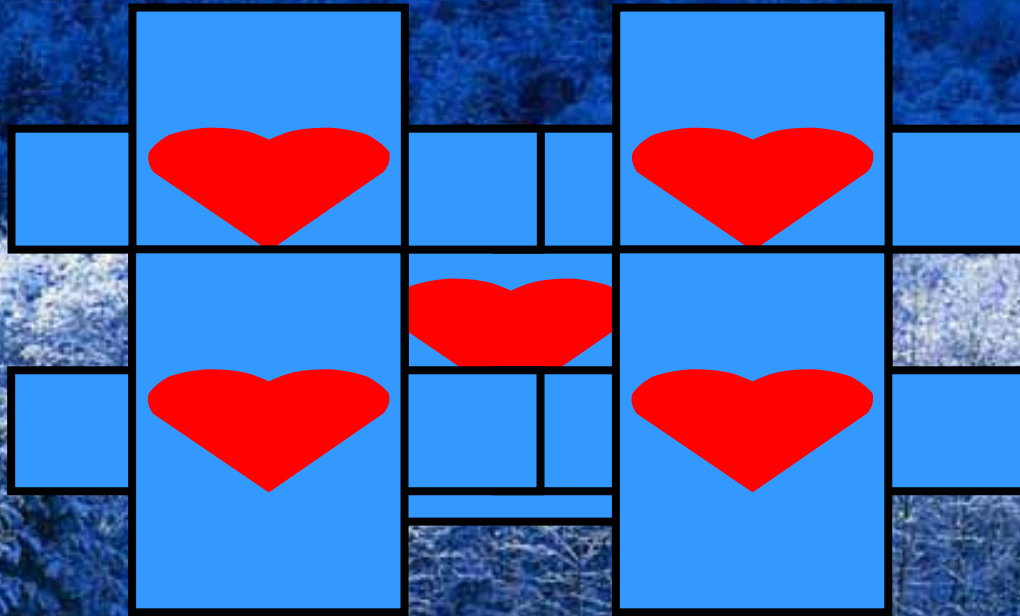
還是有缺點

- 兩倍還是不夠快
- 主動態物體不能在**FOV**裡佔太大比例(**1/4**)
不然很容易就**aliasing**了
- 理想上是正十字形，但是實際上一定不是
- 有別的方法嗎？

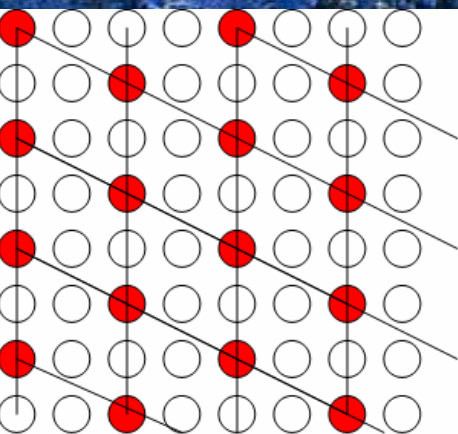
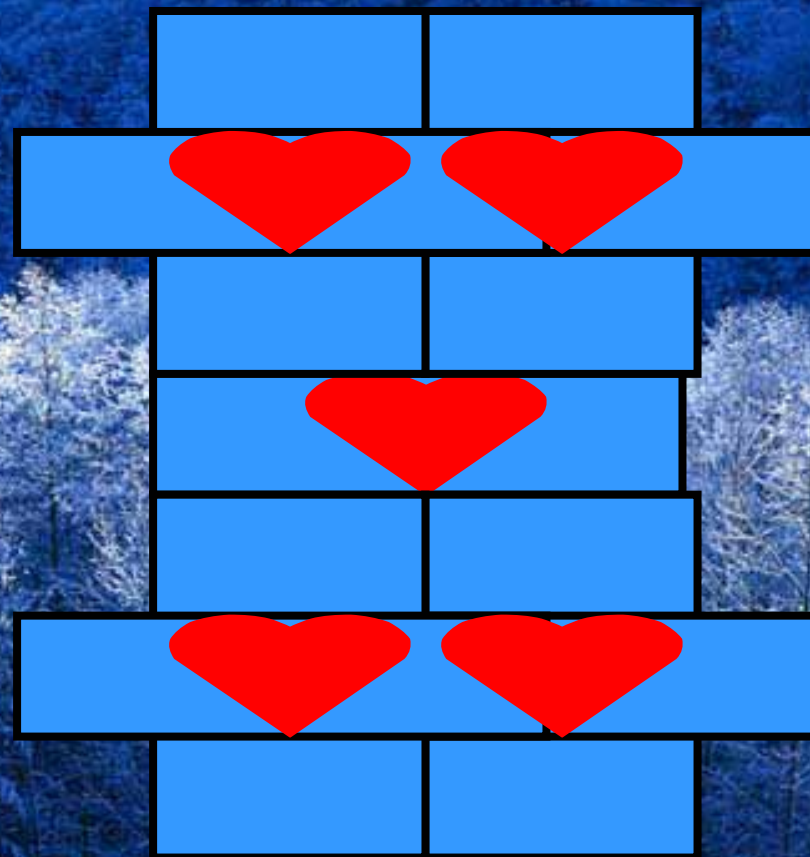
所謂歷史，有一就有二

- 兵法有云：以正合，以奇勝
- 用看起來較不規則的取法，混合一些技巧
- 善加觀察**pattern**的特性，可以再榨出一些時間跟頻寬

原本checker board取法



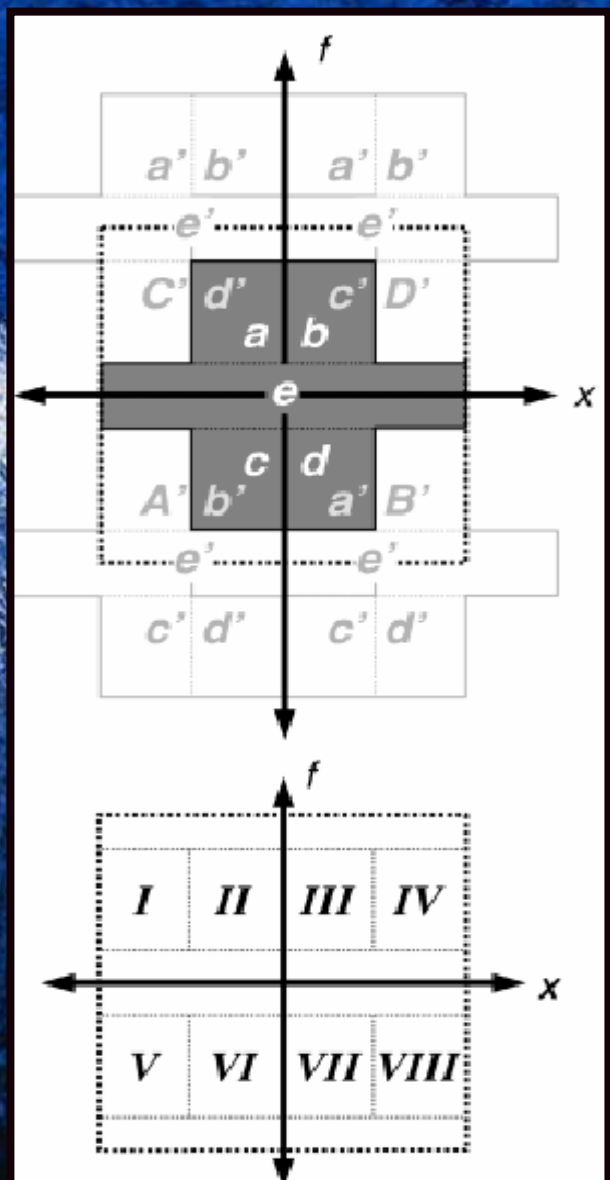
稍微取的偏一點(**shear grid**)的話...



Overlap的狀況是好多了

- 但還是有啊，怎麼辦？
- 大致上規則的區域，可以割成好幾個**block**
- 用線性代數解，方法類似**SENSE**

八個區域，其中四個為零



$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & w^* & 0 \\ 1 & 0 & 0 & w^* \\ 0 & 1 & w & 0 \\ 0 & 0 & 0 & w \\ w^* & 0 & 0 & 0 \\ 0 & w^* & 1 & 0 \\ w & 0 & 0 & 1 \\ 0 & w & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I \\ II \\ III \\ IV \\ V \\ VI \\ VII \\ VIII \end{bmatrix}$$

綜合以上可以看出幾個大方向

- 取樣的**點數**”合理”，到達合理加速
- 取樣的**pattern**依動態分佈特性調整
- 配合上**既有的技巧和成像方式**，綜合使用

又到了取名字的時間

- k-t **BLAST**(**B**road-use **L**inear **A**cquisition **S**peed-up **T**echnique),
Jeffrey Tsao 2003
- k-t **SENSE**, k-t **SMASH**
- 把既有的東西整合，到達**4-8**倍加速

我猜還是有人想看數學

- **k-t BLAST**

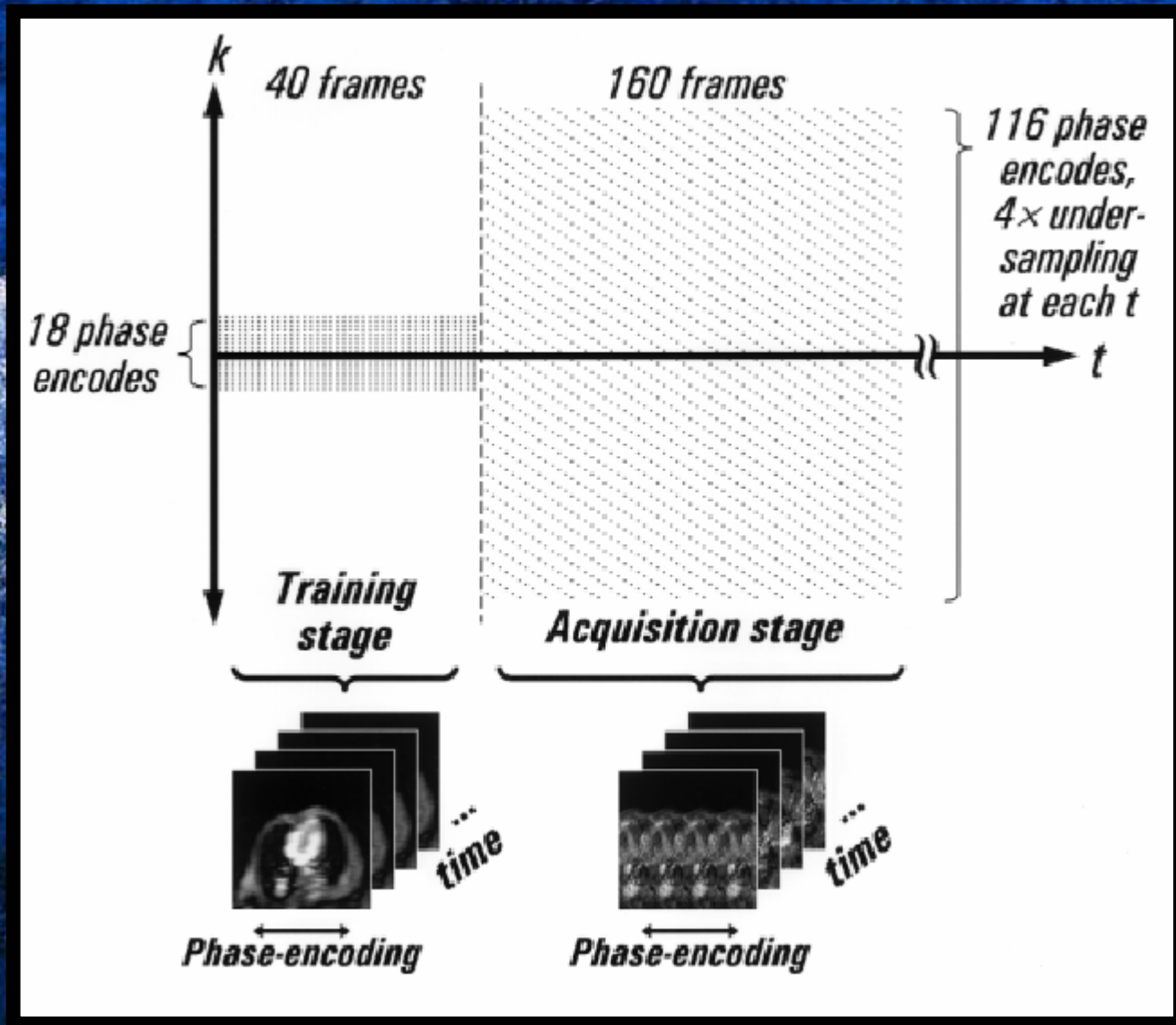
$$\underline{\rho} = \underline{\rho} + M^2 1^H (1M^2 1^H + \psi)^{-1} (\rho_{alias} - 1\underline{\rho})$$

- **k-t SENSE**

$$\underline{\rho} = \underline{\rho} + M^2 S^H (SM^2 S^H + \psi)^{-1} (\rho_{alias} - 1\underline{\rho})$$

- **k-t SMASH**

還是來看看實作好了...



Training Stage

1.取四十張(中間18條)(要注意**correct for normalizations of any applied filter**)

要

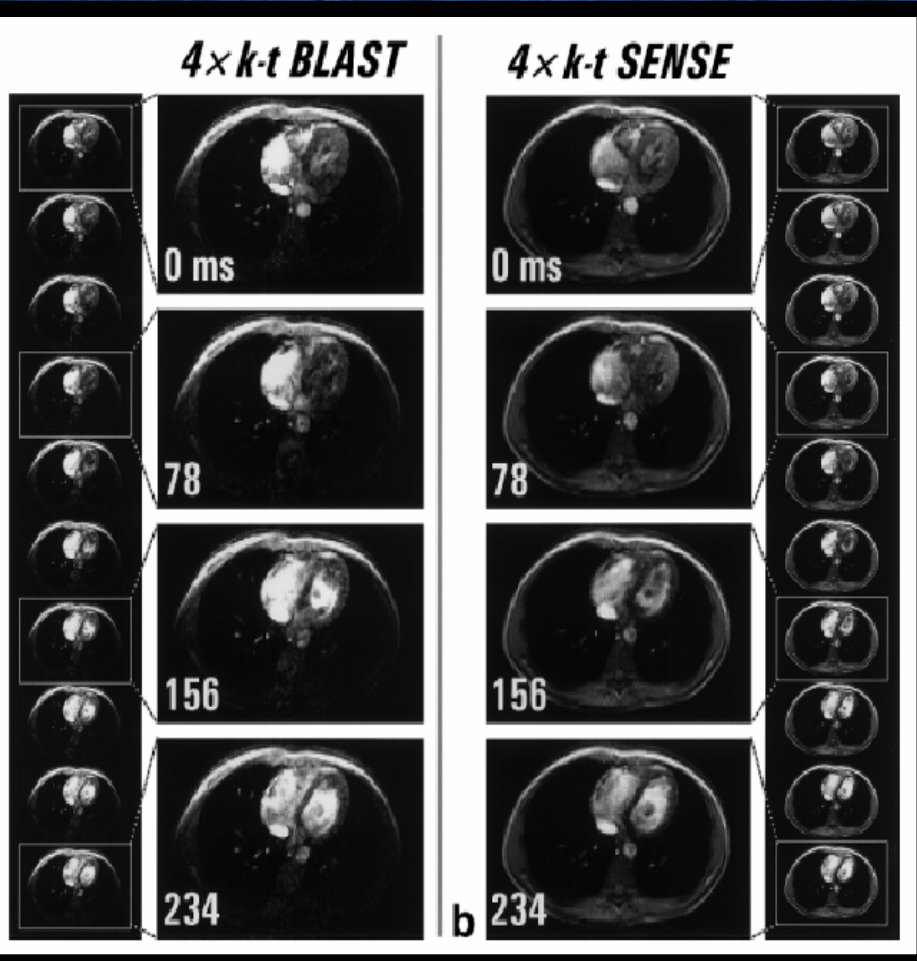
2.得到**x-f**圖，先將**f=0(DC)**直接幹掉(**temporal**上的**DC**)，把高頻濾掉

3.乘一個**safety margin**，再求**cov.matrix M**

Acquisition Stage

1. 按04261537取8個seg. EPI，其中兩張時間相鄰的frame合成一張，effective $TR=13*2=26ms$
2. 把每張單獨影像(共160張)和t. avg相減
將t. avg那張轉成x-f, 只把中間f=0處留下
來當DC term
3. 剩下的difference data(和t. avg相減後)，和DC term一同經k-t BLAST的公式得解

fMRI



- TR=13ms, TE=6.2ms
- ETL = 9
- FOV: 310x210.5mm²
- Slice: 10 mm
- Seg.order(04261537)

How About SNR?

-佛曰不可說.....
- 子曰: 巧言令色, 鮮矣仁
- 道可道, 非常道....?

不講就是很差的意思嘛

- **Spatial** 和 **temporal resolution** 難以兼顧
- 平行影像 **linear dependency** 原本就高，用來作 **covariance Matrix** 解效果不大
- 再加上 **sensitivity** 的問題

k-t Oriented Data Sharing Methods

許家碩