

醫用超音波專題 期末報告

Strain Variation for B-Mode Image

葉文俊、呂仁碩、李承諺

摘要：

在前兩次的報告中，我們探討如何更正確地求得 B-Mode 影像的應變分佈情形，以求得更好的彈性影像。根據之前報告的缺失，需要改進的方向大概有二個地方：第一是希望能改進斑點追蹤的正確性。之前的做法是使用 2 層的 SAD 來計算影像區塊的位移，可是從結果看來似乎有些地方的位移不甚正確，因此我們希望在最後的報告中予以探討位移誤差的原因。第二是希望能根據斑點追蹤的結果，經由更適當的轉換方式來呈現更正確的彈性影像。從之前的結果發現，所計算出來的應變量居然較理論的應變量來得小，這部份應該是由於不正確的斑點追蹤結果所導致，因此我們必須要有更好的位移估測方法才能加以改善，由文獻調查的結果，或許 LSQSE(Least-Squares Strain Estimator)能得到更正確的彈性影像。

改進斑點追蹤的正確性：

關於改進斑點追蹤的正確性部份，之前的做法是使用 2 層的 SAD 來計算影像區塊的位移，但是在上次的研究中發現 2 層式的斑點追蹤方式雖然會簡省計算時間，但是位移的結果仍不是很準確，所以在此做一更細部的驗證。

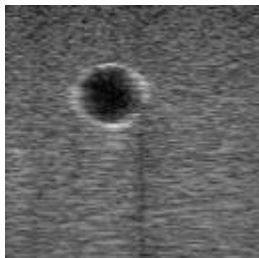


圖 1 (a)

圖 1 (a) 是實際所取得的 breast phantom 影像，而後使用步進馬達每 $500 \mu\text{m}$ 壓此仿體一次，並取得影像，即可得到一系列的實驗影像。

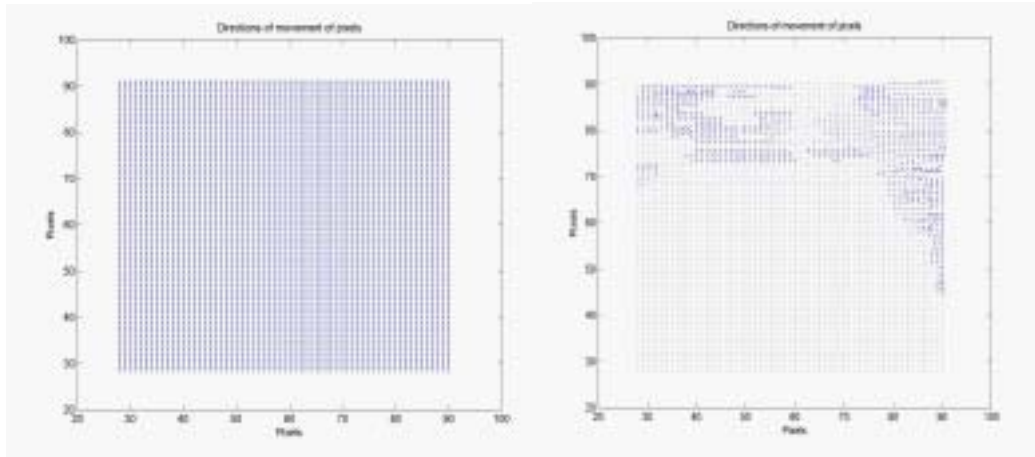


圖 2 (a)

圖 2 (b)

圖 2 (a) 是將上述所取得的沒有壓縮影像以及探頭壓縮仿體 $500\ \mu\text{m}$ (相當於 1.43 pixel) 所取得的影像以 cross correlation 的方式計算的位移結果，可發現每一點的位移計算結果大部份為 1 pixel，雖然和理論值 1.43 pixel 有差距，但這是因為斑點追蹤的方法只能搜尋到整數像素的位移，而從實際的影像上看來，兩張影像間確實是很一致性的產生同方向的位移，因此可推斷圖 2 (a) 的位移是蠻正確的。圖 2 (b) 則是將同樣的兩張影像以 2 層的 SAD 來計算影像區塊的位移，可發現在影像上半部的位移比較部份，很明顯地誤差大了許多。

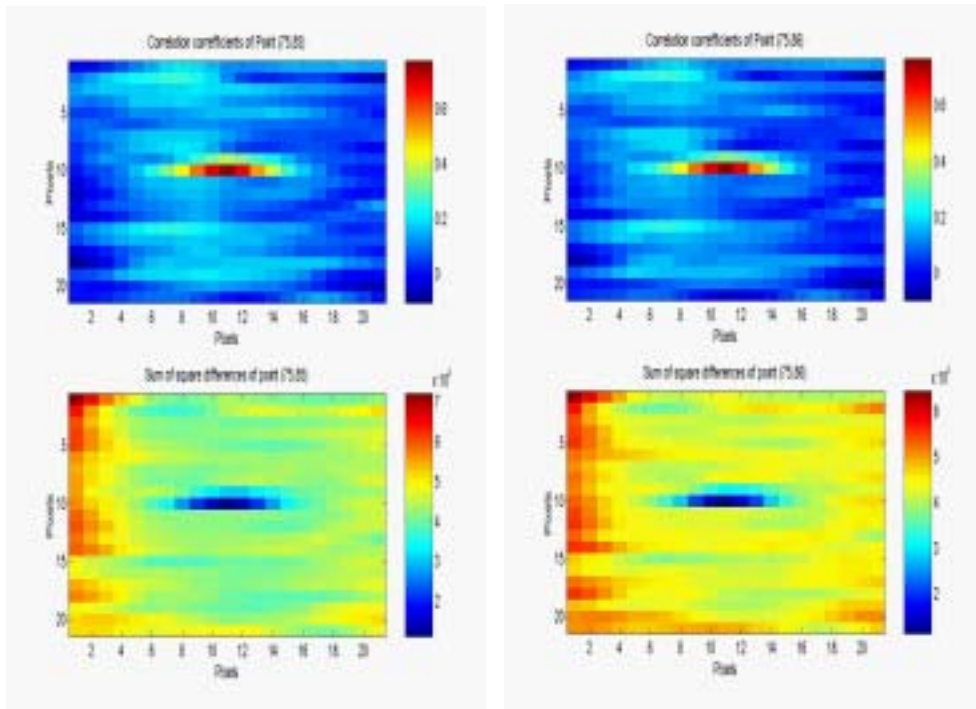


圖 3 (a)

圖 3 (b)

圖 3 比較的是兩張影像所計算而得的相關係數最高的位置以及

Sum of Square Difference 最低的位置，也就是兩個影像區塊間最相似區塊的位置。顯示的是相關係數以及 Sum of Square Difference 的二維分佈圖。

做法是先在未移動的影像選取中心位置為 (i, j) 的參考區塊，則在移動後的影像選取中心位置為 $(i \pm 10, j \pm 10)$ 的候選區塊來和參考區塊一一做相關係數以及 Sum of Square Difference 的計算，結果即如圖 3 (a)、(b)所示，圖 3 (a)、(b)代表在未移動的影像選取不同中心位置的參考區塊。

由圖 3 的結果可以發現，當使用 2 層的搜尋方式時，由於第一層只是以九宮格的分法計算影像上九個點，相關係數最高的位置以及 Sum of Square Difference 最低的位置並不會剛好落於第一層所選取的 9 個點上，即使只有相差 1 個像素的距離，所計算而得的相關係數以及 Sum of Square Difference 也可能會有很明顯地不同，因此很容易造成位移判斷的誤差。如表 1 所示的圖 3 (a)相關係數表格，方格內所示為九宮點所計算得到的相關係數值，實際上相關係數值的最大值(0.7736)在九宮格中間點的上邊一個像素位置，可是在九宮格中間點位置的相關係數值卻只有 0.1378，差距蠻大的，而且如果以此九點位置的相關係數來找最大值的話，也會選擇錯誤的位置(0.1586)，因此多層式的搜尋並不是很適合於斑點追蹤上。

圖 3 (a) Sum of Square Difference

475311	427026	456354
	(111365 : min)	
479950	421806	423350
500169	405354	405057

圖 3 (a) Correlation Coefficient

0.1438	0.1397	0.0552
	(0.7736 : max)	
0.1021	0.1378	0.0935
0.0486	0.1856	0.1605

圖 3 (b) Sum of Square Difference

451723	426930	457179
	(111516 : min)	
451620	427890	424554
482545	413751	411719

圖 3 (b) Correlation Coefficient

0.1463	0.1166	0.0326
	(0.7655 : max)	
0.1353	0.0969	0.0751
0.0804	0.1434	0.1265

表 1

如果以 full search 的方式來計算 Sum of Square Difference，其結果如圖 3 所示，幾乎會和 cross correlation 的結果完全相同，所以，在簡省計算時間以及兼顧位移計算正確性的考量下，決定改採用 full search 的方式，以 Sum of Square Difference 來求得影像間的位移。

呈現更正確的彈性影像：

由前一次的討論，發現所計算出來的應變量居然較理論的應變量來得小，這部份應該是由於不正確的斑點追蹤結果所導致，因此我們必須要有更好的位移估測方法才能加以改善，由文獻調查的結果，如使用 LSQSE(Least-Squares Strain Estimator)，或許能得到更正確的彈性影像。



圖 4 (a)



圖 4 (b)

圖 4 (a)、(b) 表示為 2 張具有不同外力壓縮後的影像，觀察此兩張影像，可發現在壓縮過程中，影像上半部的變動很明顯地比下半部來得小，因此可推測影像上半部應該是腫瘤所在之處。

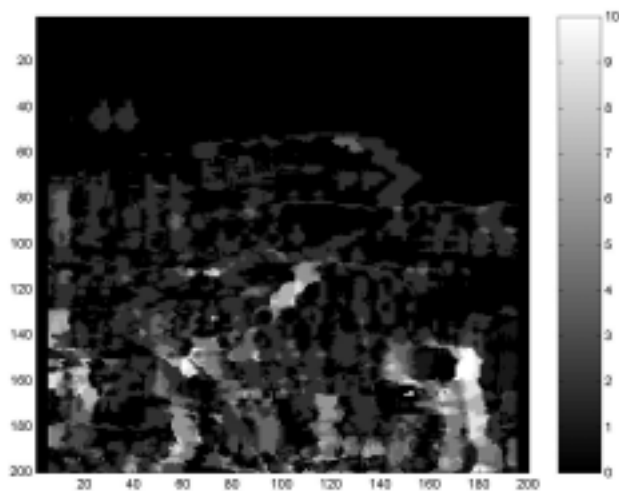


圖 5

圖 5 是以 full search 的方式，利用 Sum of Square Difference 來求得 2 張影像間的應變變化量，應變變化量的計算方法是以上次報告所採用的近似方法，即將影像軸向上相距某個距離的兩個像素點，其斑點追蹤後的結果相減來當作應變量。

由圖可知，影像在下半部份的確具有較大的應變變化量，而上半部很明顯地沒有太大的應變變化量，故結果和從影像觀察的情形蠻一

致的。

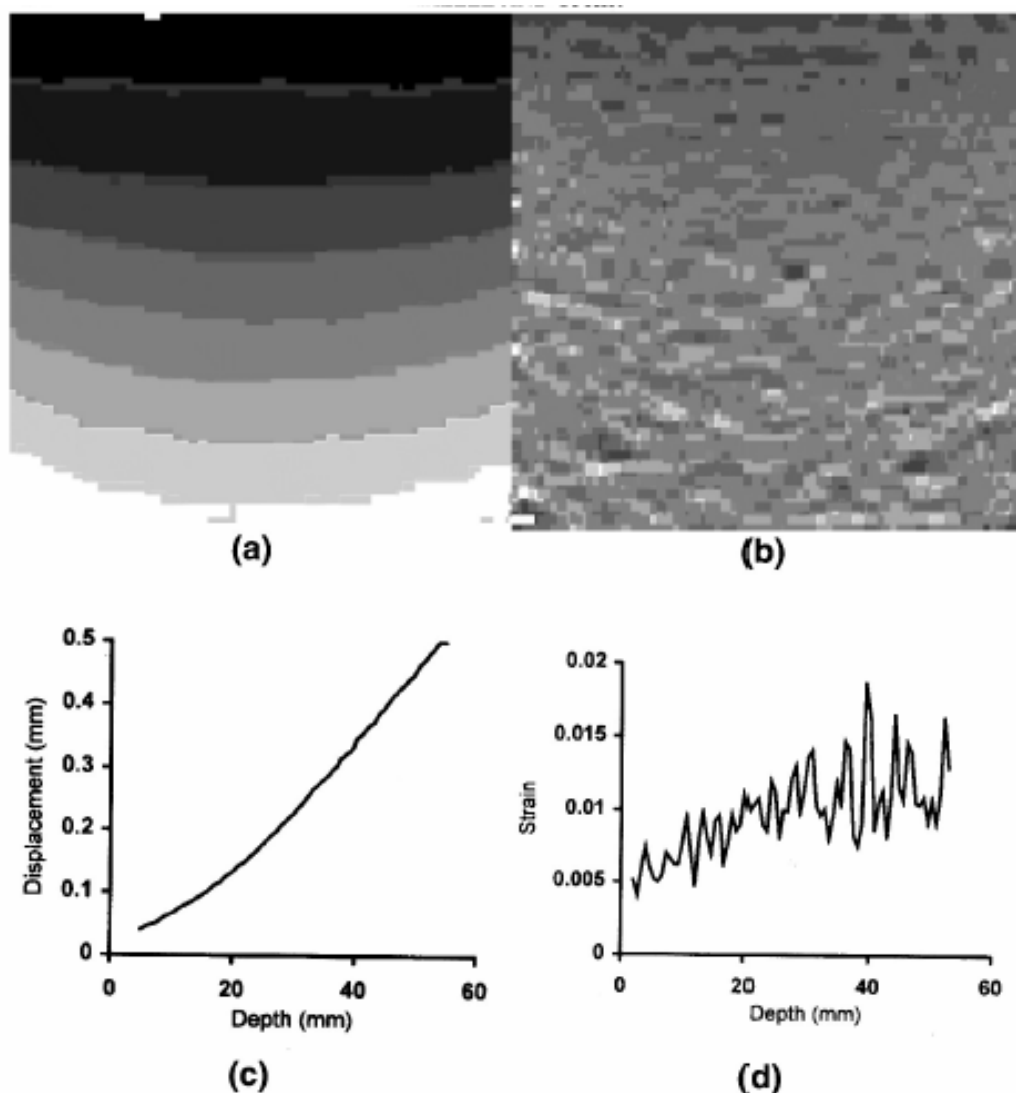


FIG. 1 Experimental illustration of the displacement noise amplification in the strain image result of the gradient operation. (a) Gray level image of the axial displacement field of the gel phantom resulting from 1% applied compression. This displacement field is computed using 2 mm window size and a 0.5 mm window shift (84% window overlap). (b) Strain profile obtained by taking the gradient of the displacement field. Observe the noise amplification in the strain image. (c) Plot of the middle column from the displacement field. (d) Plot of the middle column from the strain image.

為了使較小的應變量能夠偵測出來，也就是提高應變的動態範圍，Kallel 等人於 1997 年提出以一個新的估算應變的偵測方法，稱做 Least-Square Strain Estimator(LSQSE)，其動機如 FIG. 1 所示，FIG. 1 (a)為將 1% 的應變加在一均質的膠狀仿體上，整張影像的位移改變情形，FIG. 1 (c)為 FIG. 1 (a)的中間軸向切線，FIG. 1 (b)則是使用我們之前所探討的估測應變的方法所產生的應變影像，而 FIG. 1 (d)為 FIG. 1 (b)的中間軸向切線。

由 FIG. 1 (d)可知，應變的結果受到不規則的雜訊所影響，因而影響所產生的應變影像。

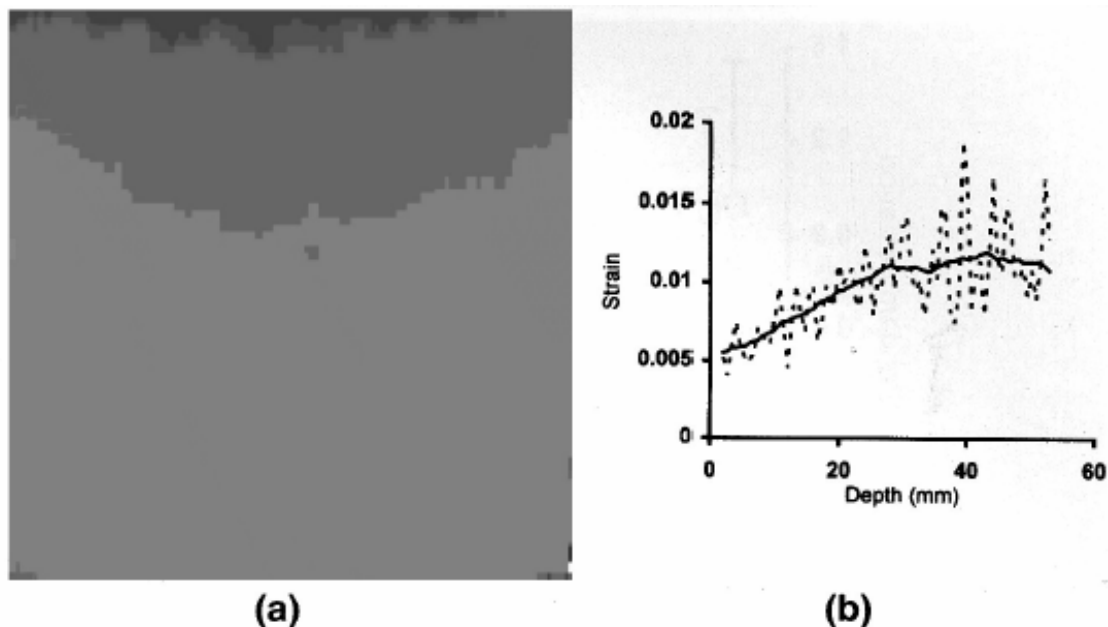


FIG. 3 Elastogram obtained using the LSQSE applied to the displacement of figure 1a using 7 points data kernel. (a) Image of the LSQ strain image. (b) Plot of the middle column from the LSQ strain image (—) compared to the same column (---) from the gradient strain image shown in figure 1b. Observe the important reduction of the variance of the strain and therefore the increase in SNR_r .

為了減少雜訊對於應變結果的影響，如 FIG. 3 (b) 所示，虛線為原本應變的變化情形，實線則是使用線性回歸的方式去逼近的結果，如果對整張影像的每條縱軸均以線性回歸處理，即可得到如 FIG. 3 (a)所示的結果，與之前未經過線性回歸的 FIG. 1 (b) 相比較，FIG. 3 (a)的圖形顯然較平滑，但是與 FIG. 1 (a)的情形相比，仍無法有效地顯示出不同的應變情形，因此並不能如所預期地偵測出細微的應變變化情形。

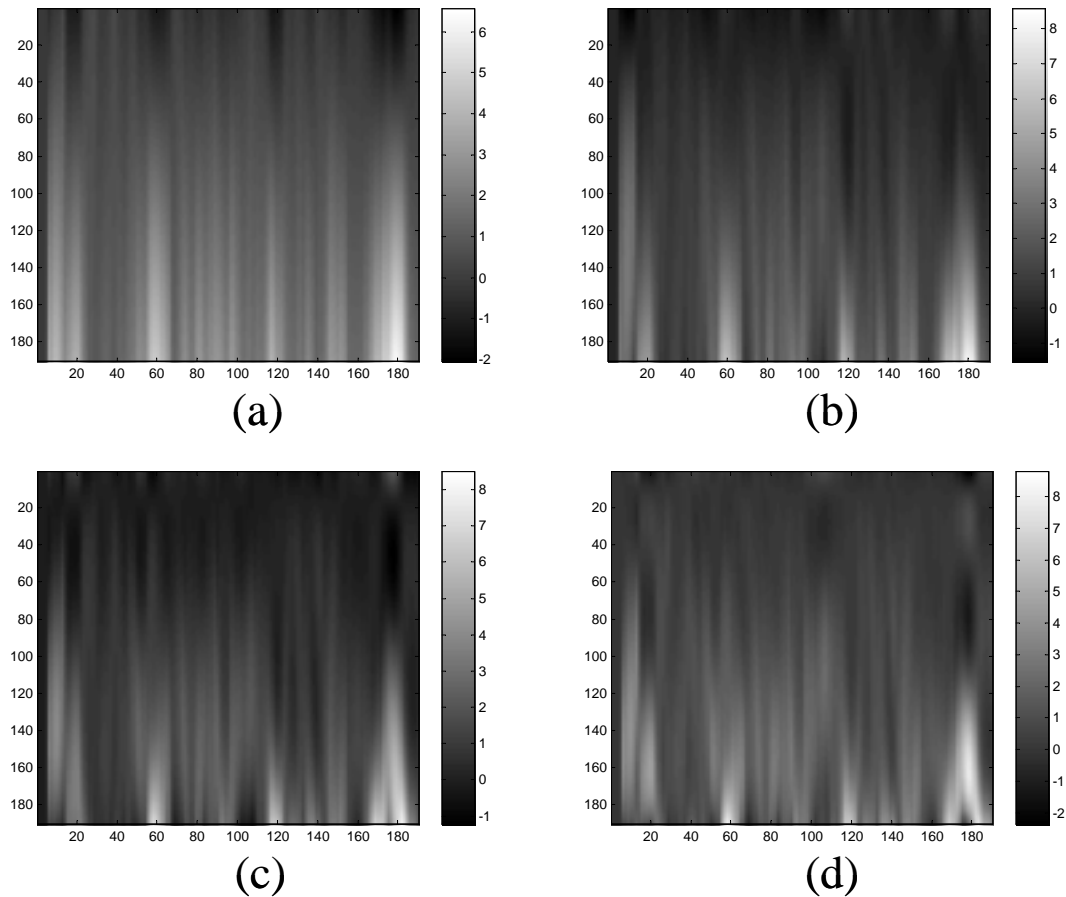


圖 6

圖 6 是將圖 5 以文獻所提的 LSQSE 方式計算後的結果，圖(a)、(b)、(c)、(d)分別是以 1、2、3、4 階的線性回歸方式來逼近影像的每一條縱軸，因此圖形看起來才會像一條條的絲狀。比較此 4 個圖，由於在壓縮過程中，影像上半部的變動很明顯地比下半部來得小，因此可推測影像上半部應該是腫瘤所在之處，亦即影像在下半部份的確具有較大的應變變化量，而上半部很明顯地沒有太大的應變變化量，根據此原則，可發現以 3 階的線性回歸處理後的結果影像的上半部與下半部之間的差異會較大，較符合所預期的結果，因此，線性回歸的階數選擇對於結果會有蠻大的影響。而對於其所宣稱能偵測出較小的應變量部份，結果如同文獻上所提的結果一樣，似乎不能對於細微的應變量有更好的呈現效果，只能表現出大致上的應變趨勢。

FFT-based Speckle Analysis

為了解決 Speckle tracking 所遭遇的問題，本組於進度報告時，即提出以 FFT 為基礎之斑點分析方法。經過更多的模擬研究、論文閱讀後，茲就下列數點報告：

- ◆ 原理說明—FFT 之特性及優點。
- ◆ 文獻參考—Temporal Stretch Method。
- ◆ 方法與步驟。
- ◆ 結果與討論。

1. 原理說明—FFT 之特性及優點：

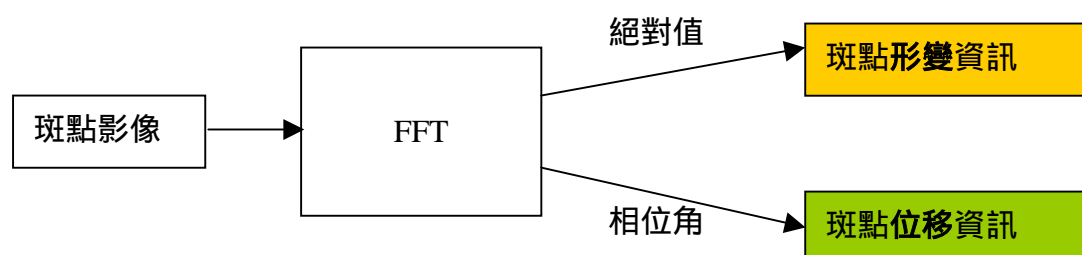
在研究超音波影像的「斑點追蹤」過程中，可以發現傳統使用的如平方差、相關係數等 matching criterion，都具有其先天的限制：包括 speckle decorrelation、intra-window compression、以及需以大量差補點換取解析度等問題。

在數位影像領域中用到的「動態追蹤」技術，其原理與斑點追蹤大同小異，可以提供我們相當高的參考價值。但因為其著重於提高「影像壓縮比」非我們所著重的提高「結構形變量估計準確度」，故很多演算法「精神」不能共用、甚至是互斥的。

以工程的角度，利用 transform，從不同 domain 來解決問題是很直覺的想法...

Transform 的方法很多，也各有其特性。富利葉轉換是其中相當古老、相當經典的一種，而我們認為在斑點分析中能展現效果，其具有下列特性、優點：

- 有快速演算法：即 FFT。
- 有 translation invariant 特性：
當我們把富利葉轉換後的結果分為「絕對值」、「相位角」後，絕對值部分具有 translation invariant 特性，此一特性常被用於 pattern recognition。
從另外一個角度，translation 資訊都包含在相位角部分！
- 示意圖如下；

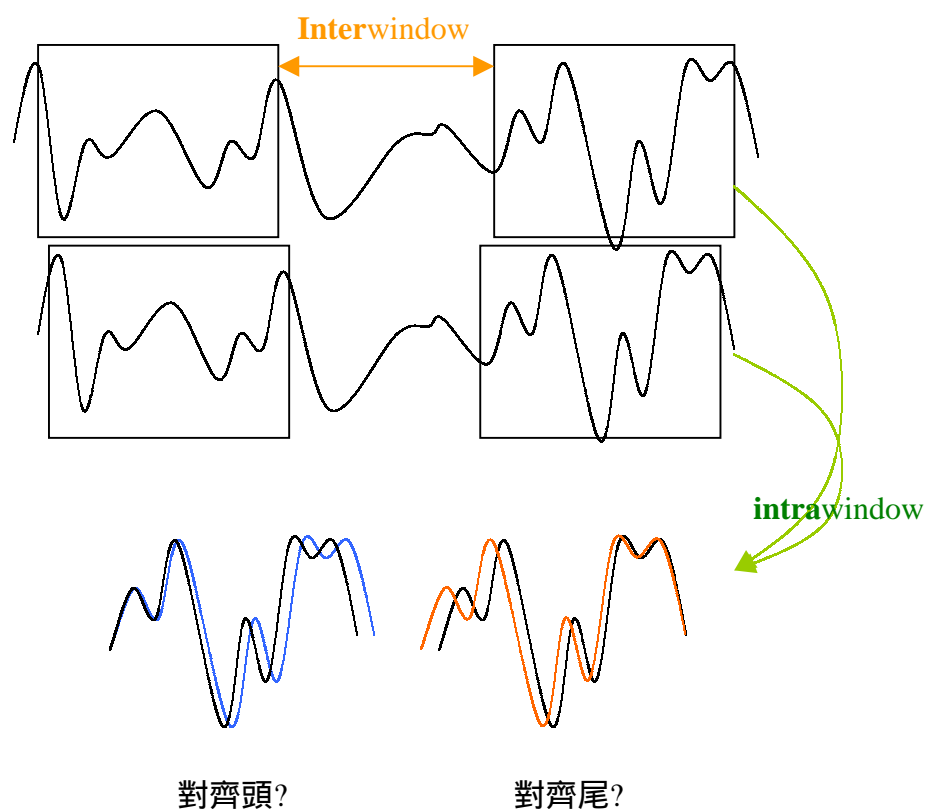


2. 文獻參考—Temporal Stretch Method :

從所閱讀的參考論文中，並沒有找到與「FFT-based speckle analysis」相似的報告。真是憂喜參半...喜的是新方法總有新價值，憂的是幾乎沒有供參考步驟方法、結果討論，也無法確定所走的是不是一條可行之路。

由 Ophir group 所發表的一篇論文「Reduction of image noise in elastography」，其中提到了 temporal stretch 的觀念，是略有相關的主題：

論文中分析的是 A-line RF signal，作者指出：壓縮同時會造成 inter-以及 intra-window compression。inter-的部分反應的是 strain signal；而 intra-部分造成 noise。如下圖所示：



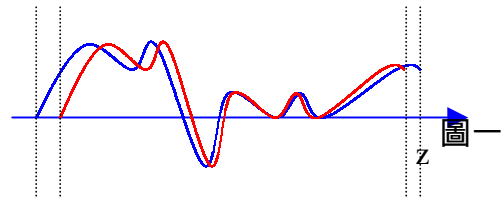
因為 Intrawindow 的形變，使得在做比對時無法確定 window 對齊的位置，(實際上受 matching criterion 影響；如果使用平方差，通常會對齊 peak)，此一變因便直接加成到 interwindow 的形變量上，造成 noise。

但這點似乎暗示我們使用頻域分析法的可行性☺

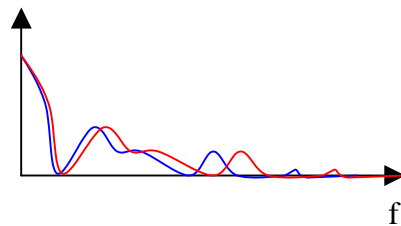
3. 方法與步驟：

a. 形變分析

假設 Z 軸方向的一段組織反射信號經過 beamformer、envelope detection 後而得的信號如圖一藍線；此一組織因受力而在 Z 軸方向形變為紅線(假設縮短為 0.95 倍)



根據信號與系統理論可知此兩信號在頻域上的關係如右圖二所示：



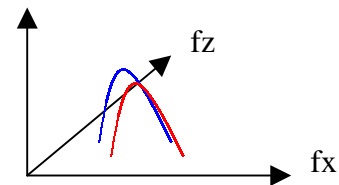
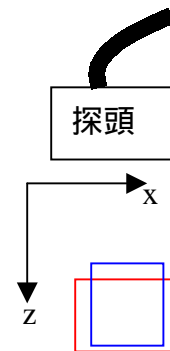
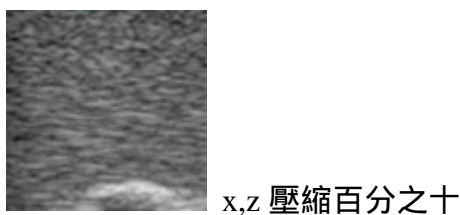
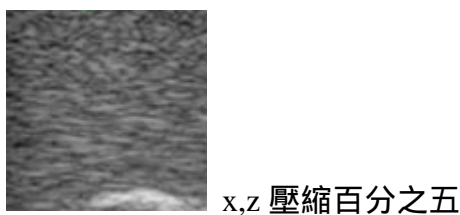
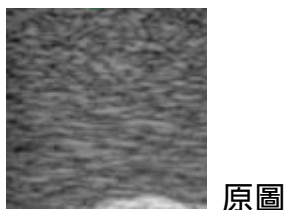
$$\begin{aligned} a(z) &\rightarrow A(f) \\ a(kz) &\rightarrow A(f/k) \end{aligned}$$

頻率向高頻移動 (相對於 $f=0$ 軸放大為 ~ 1.05 倍)

圖二

將此方法推廣至二維，如圖三所示。

以下使用一系列以 photoshop 進行縮放調整之 speckle 影像進行模擬：



圖三

(全部為壓縮率 0% ~ 10% 分別為 frame 1~11 共十一張)

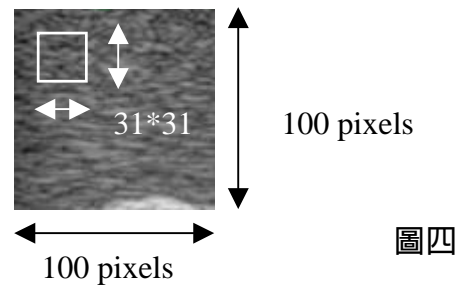
將每張影像取出 31*31 pixels 部分進行分析，相關尺寸如右圖四。

取 hann window, 進行 128 點二維富利葉轉換後，只保留正頻率之 magnitude 部分資訊。

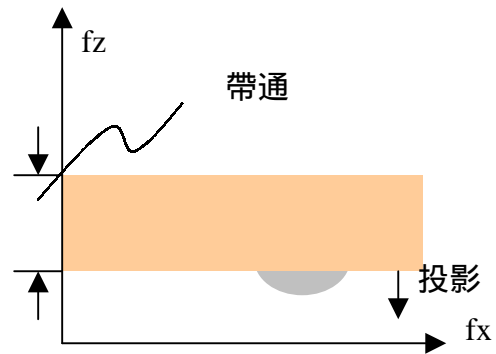
所得之頻域資訊，經過帶通、投影後，用來分析相鄰 frame 之間，是否有頻率 shift 現象。

圖六、圖七分別為不同帶通部分的投影對各個 frame 做圖。

可以看到頻率分量隨著各個 frame 壓縮，依序放大的現象



圖四



圖五

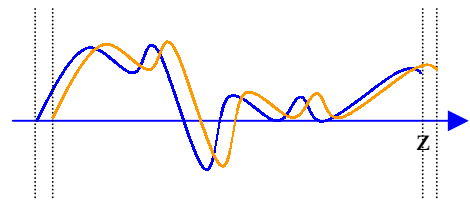
spectrum

frame

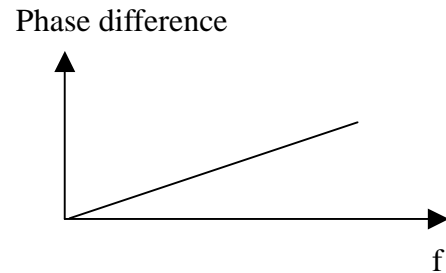
圖六

a. 位移分析

假設 Z 軸方向的一段組織反射信號經過 beamformer、envelope detection 後而得的信號如圖一藍線；此一組織因受力而在 Z 軸方向位移為紅線（假設位移 Z ）。

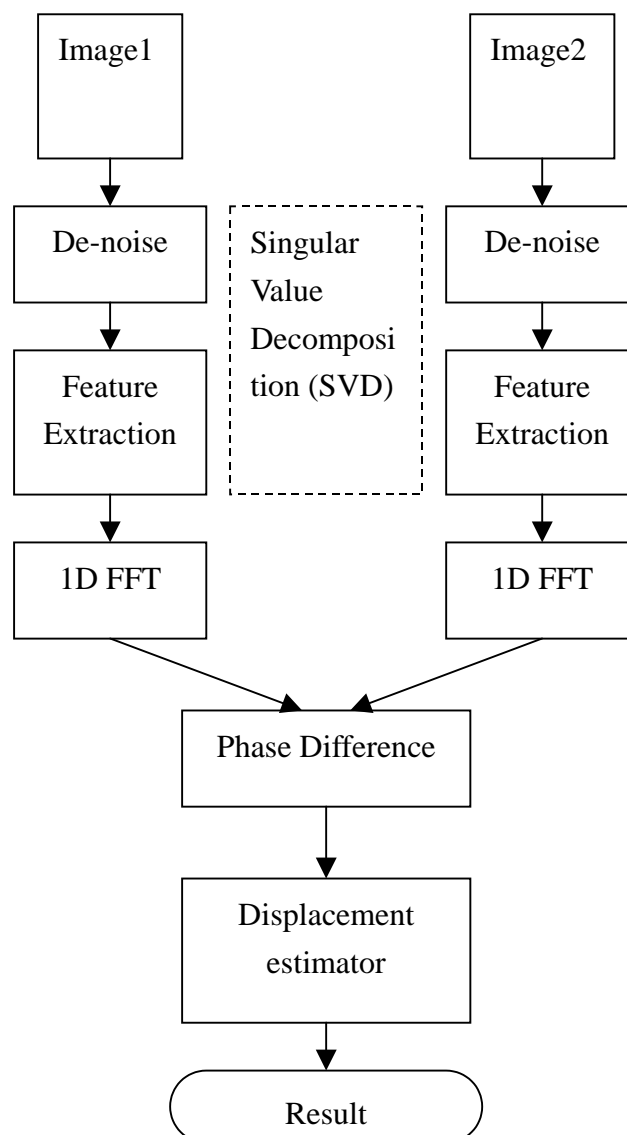


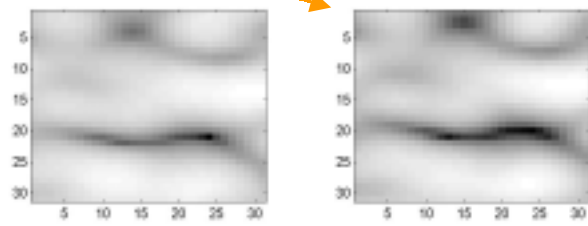
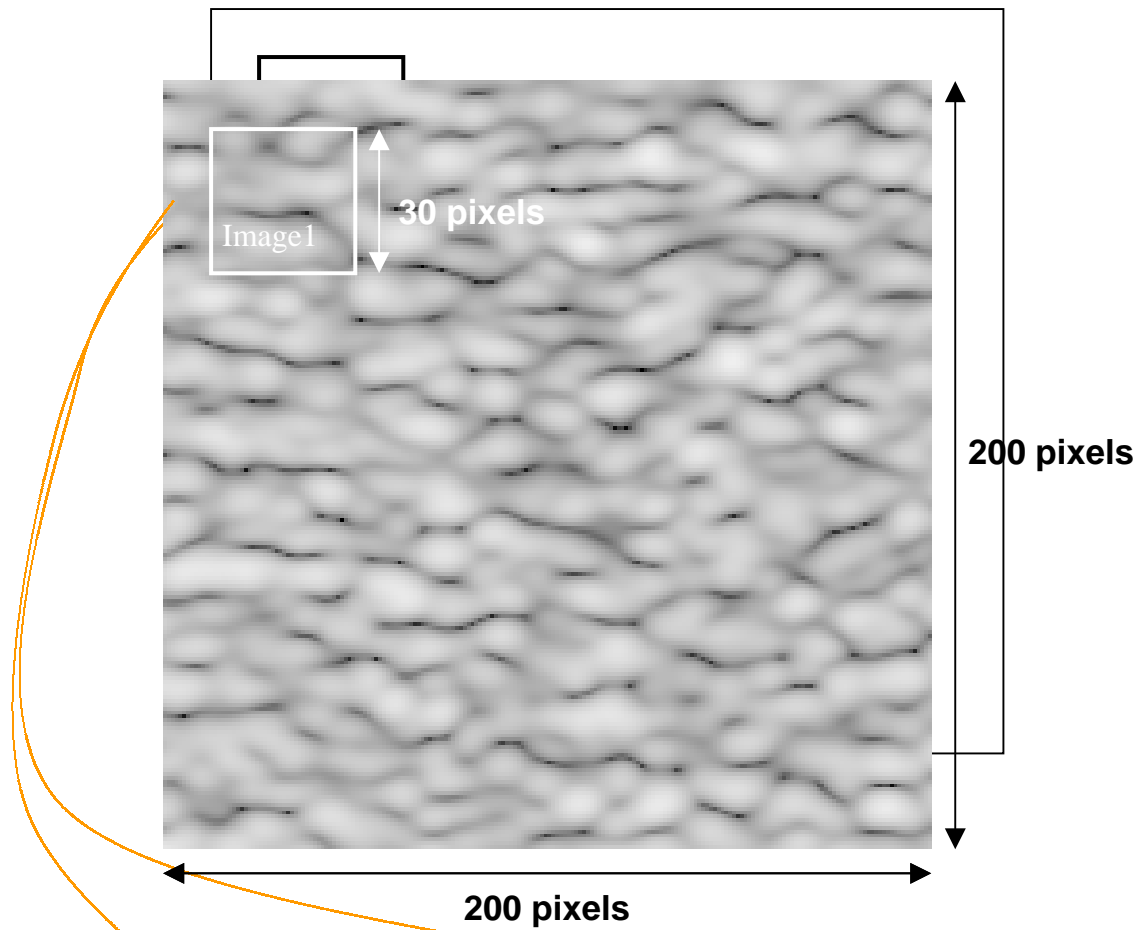
根據信號與系統理論可知此兩信號在頻域上的相位角關係如右圖所示：藍色領先紅色呈現一 linear phase 變化。



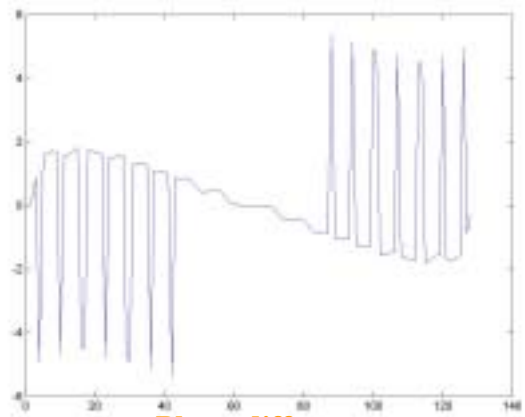
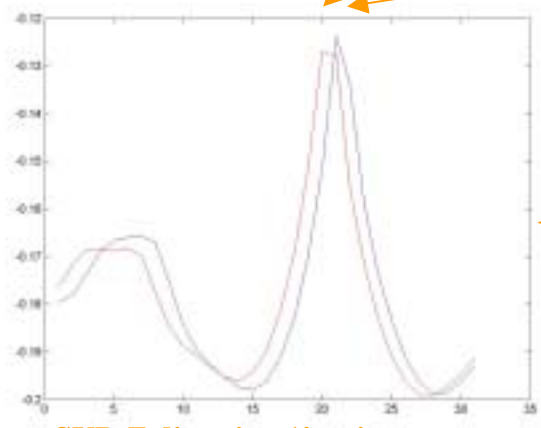
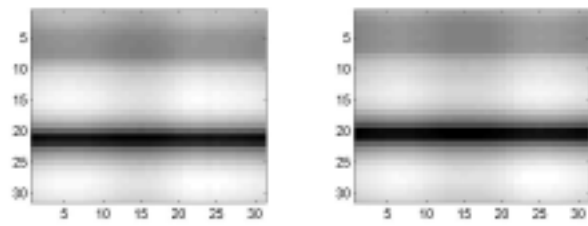
其中 $\Delta \phi = 2\pi \cdot Z \cdot f$

欲應用此一方法於二維影像，設計了以下之運算方法：

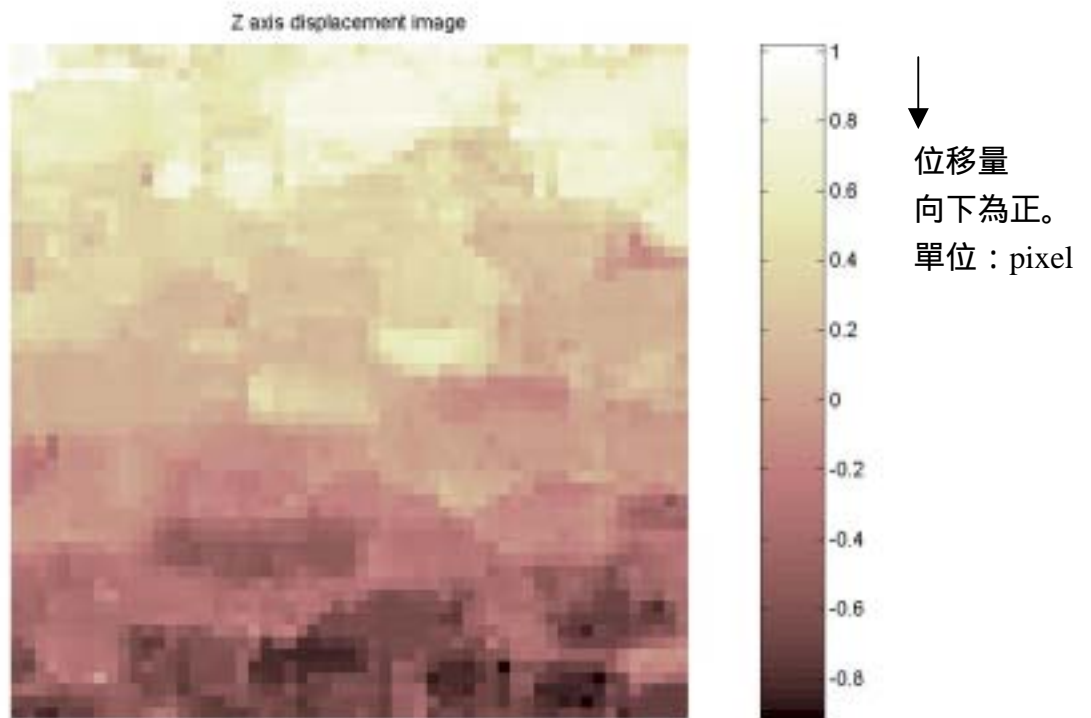




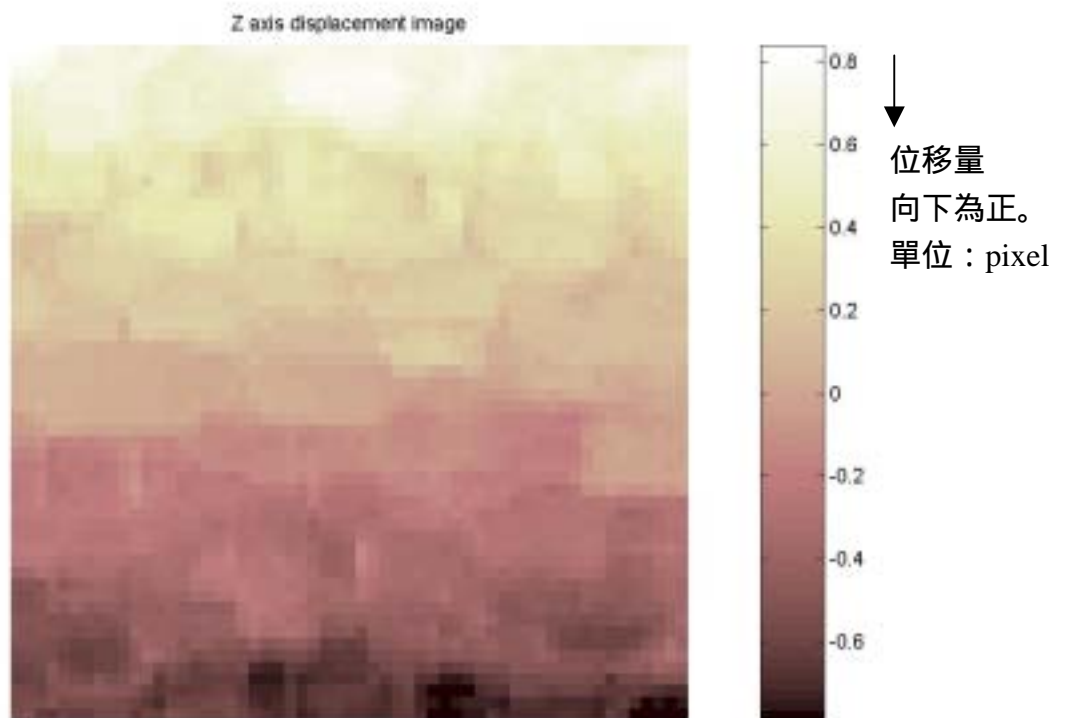
SVD
1'st eigen
image



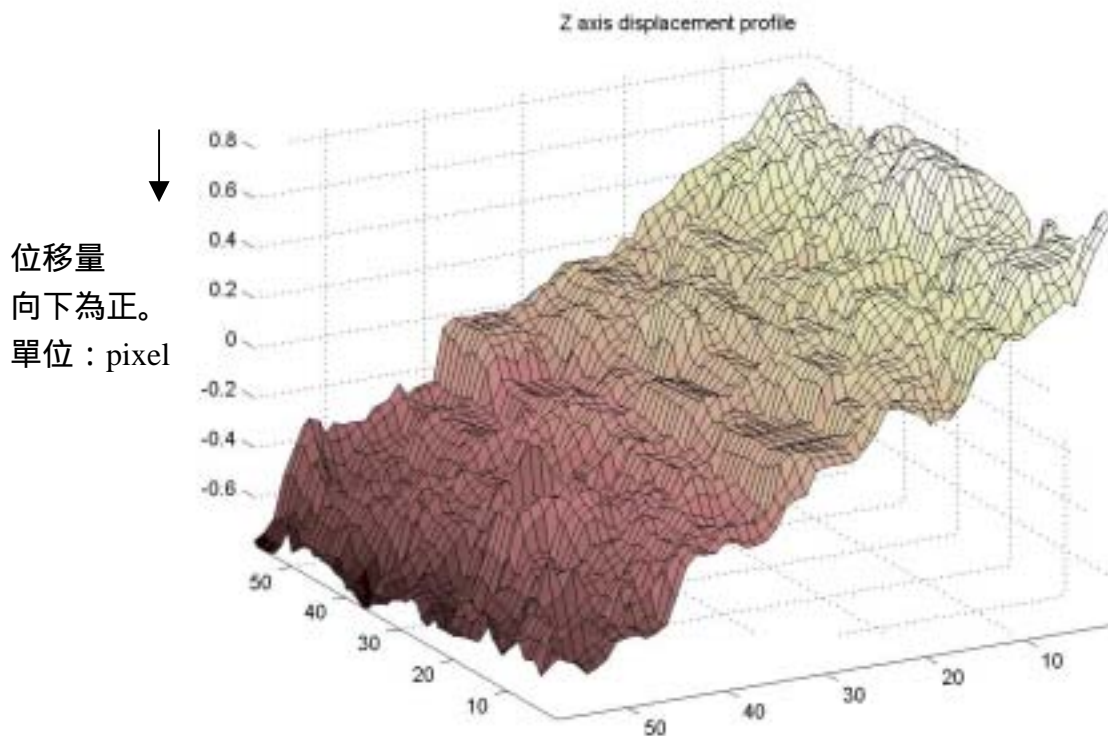
phase difference 經過 curve fitting 後, 估計 Z 方向位移, window 每次移動 3pixels, 結果如下圖 :



以兩張相鄰 strain \sim 1% 之影像計算所得結果。



以十一張相鄰 strain \sim 1% 之影像計算所得結果。
(十張 displacement 影像複合之結果)



同上一結果（十一張相鄰像計算所得），
以 profile 表示，可以看出其線性程度。

討論：

1. 形變分析部分沒有重大進展，且沒有想出較好的量化方式。
2. 位移分析則有令人興奮的結果，對於壓縮 1% 的 200*200 模擬影像，確實可以偵測出 ± 1 pixel 漸層變化的位移量。
3. 所有 spatial domain 的 filter、constrain 都尚未派上用場，如果加入應能使輸出更理想。
4. strain 基本上是位移量的微分，雖然未完成但可預見初步效果亦不錯。
5. 位移分析中，SVD 的運算量應遠大於 FFT。故如果有簡便之類似運算可代替 SVD 使用，這樣的分析方法可比傳統 speckle tracking 方法大幅節省運算量。

結論：

關於改進斑點追蹤的正確性部份，由討論中發現多層式 SAD 的搜尋方式對於超音波影像不是很適當，因此仍必須以 full search 的方式，配合相關係數或是 SAD 的方法才能求得較正確的斑點追蹤結果。

為了呈現更正確的彈性影像，我們探討了 LSQSE 的方法，試著提高應變影像的動態範圍，可是從結果來看，此方法對於均質的物體而言，會有較好的結果，然而就實驗取得的非均質影像來說，應變影像的 SNR 與空間解析度和對比之間存在著取捨問題，因此在這方面勢必需要做一動態的調整，以期能獲得較好的應變影像。

Reference :

1. Yong-Sheng Chen, Yi-Ping Hung, Chiou-Shann Fuh "Fast Block Matching Algorithm Based on the Winner-Update Strategy "IEEE Trans on Image Processing 2001 ; 10 (8): 1212-1222.
2. Yeung F, Levinson SF, Parker KJ. Multiplevel and motion model-based ultrasonic Speckle tracking algorithms. *Ultrasound in Med. & Biol* 1998; 24(3): 427-441.
3. Gao L, Parker KJ, Lerner RM, Levinson SF. Imaging of the elastic properties of tissue-a review. *Ultrasound in Med. & Biol* 1996; 22(8): 959-977.
4. Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging* 1991;13;111-134.
5. O'Donnell M, Skovoroda AR, Shapo BM, Emelianov SY. Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect Freq. Contr.* 1994;41(3):314-325.
6. Faouzi Kallel, Jonathan Ophir. A Least-Squares Strain Estimator for Elastography. *Ultrasonic Imaging* 1997;19;195-208.