

國立台灣大學電機工程學研究所碩士論文

指導教授：李百祺 博士

超音波應變複合影像

Strain Compounding in Ultrasonic Imaging

研究生 吳積霖

中華民國九十年六月

中文摘要

醫用超音波影像利用「複合技術」來降低影像的斑點雜訊。複合技術乃針對同一個影像受測物取得具有不同斑點圖形之影像加以平均，因此能使影像的斑點雜訊降低，增加超音波影像的對比解析度。

目前幾種降低斑點雜訊的方法，雖能提高影像的對比解析度，但都必須犧牲影像的空間解析度。因此，我們提出一種較傳統影像複合方法犧牲較少空間解析度，卻能有效提高對比解析度的方法，稱為應變複合影像技術。此方法乃是利用受測物在不同應變狀態之下，其散射子分布情況不同，故聲波斑點雜訊分布模式亦不同的原理，將數張影像複合，以平均的方式降低斑點雜訊。

在本研究中我們先使用電腦模擬，求得理論上影像可獲得的改進，並與傳統影像複合方法於空間解析度犧牲上的作一比較。其次，本研究利用影像仿體與實際人體組織之影像資料來驗證本方法之效能。不論是以單一探頭所取得的原始影像資料或是以商用超音波影像系統所取得二維影像，其結果皆證實以應變狀態差異的影像複合法有其於影像空間與對比解析度間的綜合優勢，可以作為超音波複合影像技術中的新選擇。

ABSTRACT

“ Image Compounding ” is applied to reduce speckle noise in medical ultrasonic imaging. Speckle noise is reduced by incoherently averaging several images of the same image object with different speckle appearance. By reducing the speckle noise, contrast resolution is also improved.

All compounding techniques reduce speckle noise at the price of spatial resolution. In this thesis, we propose a new method called strain compounding, which reduces speckle noise with its degradation in spatial resolution. Strain compounding incoherently averages images of the same object under different strain conditions. Since scatterer distribution changes as the applied strain changes, different speckle images of the same object can be acquired for compounding.

Computer simulations were performed to investigate efficiency and the tradeoff between speckle noise reduction and loss in spatial resolution. Experiments on both phantom and human imaging were also conducted. It is concluded that Strain Compounding provides a better tradeoff between speckle noise reduction and spatial resolution degradation from conventional compounding techniques. Hence the technique provides a

new option for speckle noise reduction.

目錄

第一章 緒論.....	1
1.1 超音波影像的發展背景.....	1
1.2 超音波影像系統的成像原理.....	3
1.2.1 基本成像過程.....	3
1.2.2 PSF與超音波影像空間解析度的探討.....	4
1.2.3 決定超音波影像空間解析度的因素.....	6
1.2.4 決定超音波影像對比解析度的因素.....	9
1.3 本章結語.....	12
第二章 研究動機.....	13
2.1 超音波影像的斑點雜訊.....	13
2.2 斑點雜訊對超音波影像的影響.....	16
2.2.1 斑點雜訊的統計特性.....	16
2.2.2 斑點雜訊對影像的影響.....	19
2.3 改善斑點雜訊的方法.....	21
2.3.1 橫向空間複合法.....	22
2.3.2 高度方向空間複合法.....	24
2.3.3 分頻複合法.....	26

2.4	超音波影像應變複合法.....	28	
第三章 研究原理.....			29
3.1	超音波影像應變複合之原理.....	29	
3.2	位移與應變.....	32	
3.3	影像修正的必要性與作法.....	34	
3.4	超音波影像應變複合之理論評估.....	40	
第四章 實驗設計.....			48
4.1	影像仿體的製作.....	48	
4.2	實驗系統架構.....	50	
第五章 結果與討論.....			55
5.1	一維方向.....	55	
5.1.1	一維複合結果.....	55	
5.1.2	一維複合結果之討論.....	61	
5.2	二維方向.....	63	
5.2.1	二維複合結果.....	63	
5.2.2	二維複合結果之討論.....	71	
5.3	複合張數的選擇.....	78	
第六章 結論與未來工作.....			82
6.1	結論.....	82	
6.2	未來工作.....	83	

第七章 參考文獻

7.1	參考文獻.....	87
-----	-----------	----

第一章 緒論

1.1 超音波影像的發展背景

所有影像系統的主要目的都是在提供受測實體一個能以視覺上瞭解該目標物資訊的途徑，醫用超音波影像系統是以高頻的聲波信號打入人體使信號與人體之間產生交互作用，因此我們能從影像系統中得到人體的組織結構、血液流速，或其他等在臨床診斷上能有所助益的資訊。超音波影像系統是目前世界上使用最廣泛的醫學診斷影像系統之一，灰階影像早在 1970 年代便普遍地被使用。而彩色都卜勒則於 1980 年代在臨床上開始使用。

超音波影像的優點有許多，其中包括非侵入式的資訊取得過程，

能獲得人體組織影像，而使受測者不受傷害。例如血管中的血球，便因其非侵入性而使資料的取得更加容易。其他還包括超音波影像能即時地呈現，系統可攜式極高與成本考量等，都是超音波影像系統於醫學領域廣受重視的原因。

一個簡單的超音波影像系統示意圖如下：

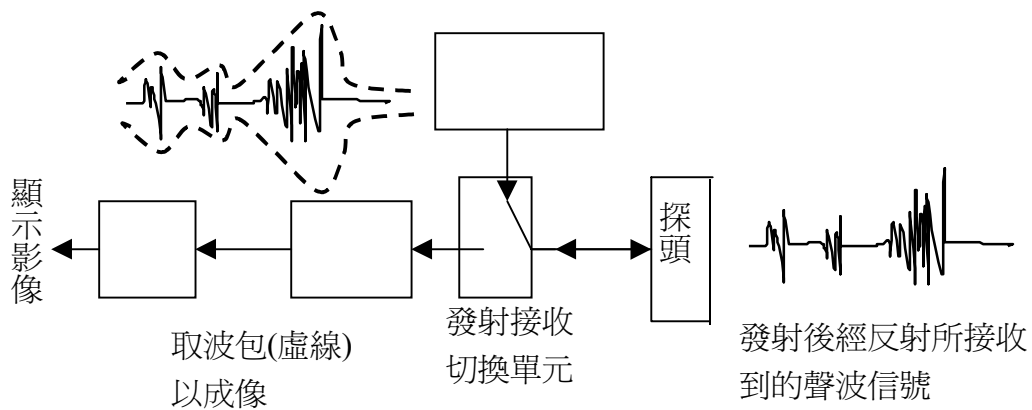
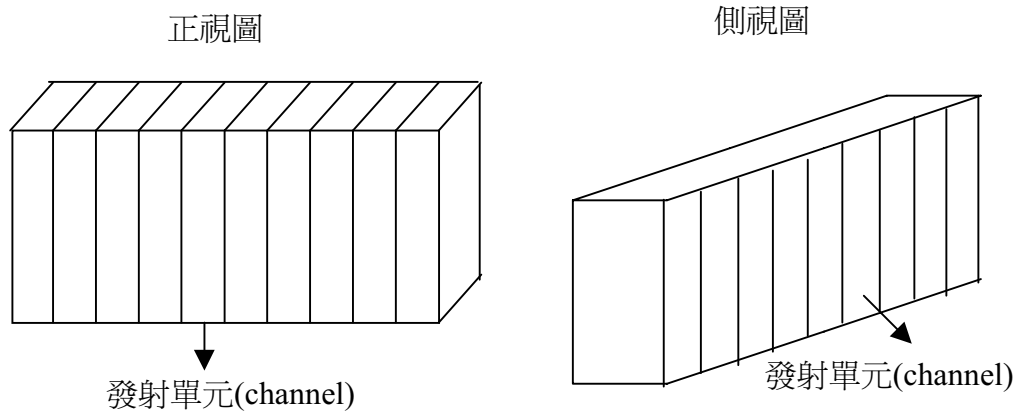


圖 1-1

圖 1-1 中探頭的主要用途在於將電能轉成超音波的能量，往受測物發射，當受測物遇到入射的聲波時，因本身組織結構對聲波有著不同的散射特性，其將入射的聲波以不同的振幅與相位反射回探頭，此時探頭經由系統內部的發射接收切換單元控制，調整成接收模式，接收自受測物反射回來的信號。此信號再經過波包偵測單元，偵測出該信號的強度分布情形，送往顯示單元成像。簡而言之，超音波系統所呈現的影像，是高頻聲波經反射後於不同位置與深度的能量分布情形。目前的超音波影像系統通常是使用由 64 到 256 個發射單元(channel)所組成的陣列探頭(array transducer)來取得二維影像，如圖 1-2 所示。



簡單的陣列探頭示意圖

圖 1-2

1.2 超音波影像系統的成像原理

1.2.1 基本成像過程

在線性系統的觀念裡，我們得知，若 $h(t)$ 為一系統 H 的脈衝響應 (impulse response)， $x(t)$ 為輸入此系統 H 的信號，則該系統相對應於此輸入的輸出 $y(t)$ ，應為 $y(t)=x(t)*h(t)$ ，這是因為脈衝響應可以用來表徵該系統的特性，因此只要了解該系統的脈衝響應，則可以推知在任何輸入 $x(t)$ 狀況之下的輸出 $y(t)$ ，系統輸出為系統輸入與系統脈衝響應特性的旋積 (convolution)。

同樣的道理，應用在超音波影像系統，受測物本身可看成是由許多可散射聲波信號的粒子所組成，稱為散射子 (scatterer) (散射子基

本上只是用來解釋聲波在組織結構間傳遞時因組織特性不相同而產生散射現象之象徵。)，我們可以把受測物內散射子的分布視為系統之輸入 $x(t)$ 。因受測目標物不同，該受測物內散射子分布狀況亦隨之而易，自然受測物對聲波的反射特性亦將不同。這意味著不同的受測物相對於超音波影像系統相當於不同的輸入信號。我們可以用一個函數來描述受測物內散射子分布狀況，此函數稱為散射子分布函數(Scatterer Distribution Function)。

因此我們可以將單一散射子視為是對超音波影像系統的脈衝輸入，而系統對於此單一散射子的脈衝輸入所產生的影像，便可視為是該超音波影像系統的脈衝響應 $h(t)$ ，或者稱其為點分布函數(Point Spread Function, PSF)。

超音波影像系統對任意受測物所產生的輸出信號，則可視為是該系統之輸出 $y(t)$ 。由此對應關係得出，若以 $a(\cdot)$ 代表散射子分布函數，以 $h(\cdot)$ 代表點分布函數 PSF， s 代表該系統所得之輸出信號，則描述任一超音波影像系統成像過程的方程式如下：

$$s(x, y, z) = \iiint_{-\infty}^{\infty} a(x', y', z') h(x - x', y - y', z - z') dx' dy' dz' \quad (1-1)$$

注意式(1-1)，僅是三維旋積(3D-convolution)的另一種表示方法，而所得到的 $s(x, y, z)$ 再經過波包偵測後，以強度成像，便是我們所得到的超音波影像。

必須特別說明的是，上式為簡化說明之結果，實際應用情況下， $h(\cdot)$ 函數將隨不同的位置而變化，例如隨深度不同時，因聲波脈衝的衰減變形，PSF 亦隨之將產生變形，故式(1-1)僅為一簡化說明的工具。於實際上成像時，還需考慮隨位置不同而有些許差異的 PSF

形狀，影像 PSF 形狀的因素，我們將於下節詳敘。

1.2.2 PSF 與超音波影像空間解析度的探討

上節中我們提到，三維空間中的，或是單一散射子，相當於是對影像系統的一個脈衝輸入，經過系統處理後輸出的信號，為該系統的脈衝響應，或稱為 PSF。在理想的狀況下，系統的脈衝響應也是一個單一脈衝。其意即指理想中的影像系統對空間中一個散射子所呈現的影像，應是一個單一的點，但考慮實際的系統狀況，單一散射子所經過系統的輸出影像，並非一點，而是一個擴散開來的區域，見下頁圖 1-3。

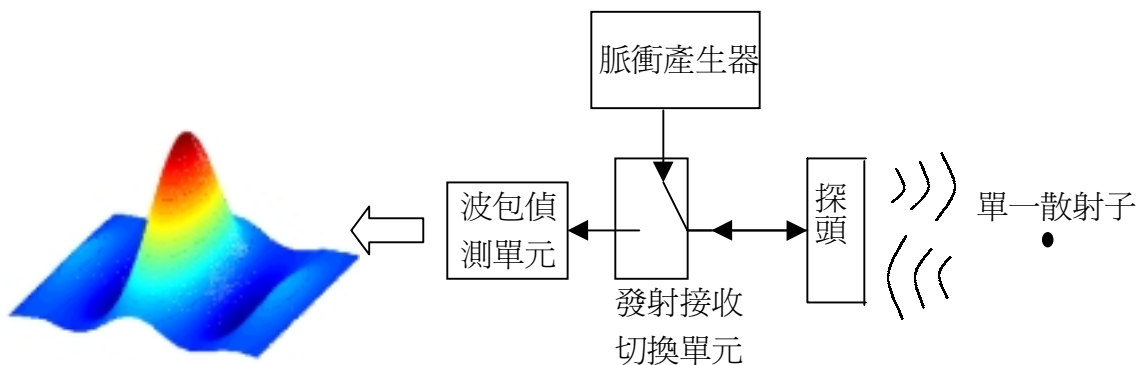


圖 1-3

由於實際上任何的影像系統都有一定的解析度，才會導致點分布函數的出現，顯而易見的，若點分布函數擴散的區域越小，表示對單一點的解析度越佳，也就是對外界的單一脈衝輸入，系統響應的結果越能趨近脈衝輸出，則此系統越理想化，由此，我們便可定

義出超音波影像的空間解析度。

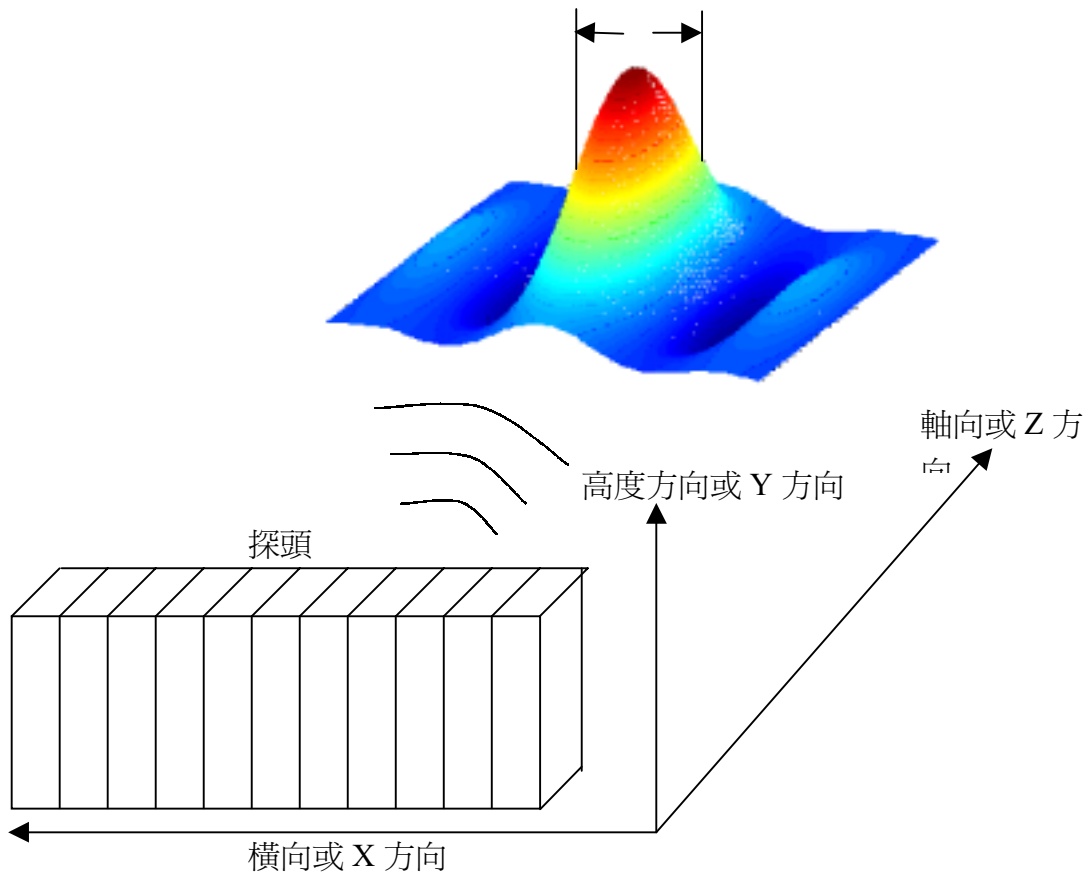


圖 1-4

如圖 1-4 所示，我們可定義出三維方向的解析度，其中高度方向(Elevational)解析度因探頭目前只討論到陣列一維探頭，故我們較少著墨。若我們將 PSF 沿著聲波發射方向切面，或稱軸向切面，我們可定義出此超音波系統於軸向方向的軸向解析度。若我們將 PSF 沿著探頭陣列延伸方向切面，或稱橫向切面，我們可定義出此超音波的橫向解析度。定義系統的解析度時，我們通常取 PSF 的主瓣(main lobe)頂點強度以降，於橫向或軸向切面 6dB 波束寬之處為參考標準，此範圍內的主瓣部分稱為系統之”取樣體積”，此 6dB 波束寬越寬，即代表橫向或軸向解析度越差，反之，解析度佳時，此 6dB 波束寬應越窄，即該系統的取樣體積越小，我們將以此系統的橫向解析度佳或軸向解析度佳等描述方式來形容該系統。

1.2.3 決定超音波影像空間解析度的因素

我們在找出決定超音波影像解析度的因素之前，必須先說明造成 PSF 的成因。當實際應用系統時，系統探頭必為一有限長度之探頭 (例： $x=a$ 到 $x=-a$)。依照海更斯原理，可將沿著探頭陣列延伸方向(x 方向)上的每一個點視做一個獨立的聲波發射點波源。如圖 1-5 為探頭系統由高度方向上俯視的示意圖以說明橫向解析度。

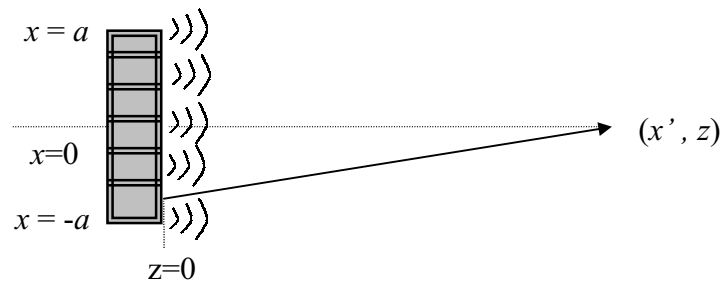


圖 1-5

空間上任一觀察點距離點波源 R 處所觀察到聲波壓力的波動情形，可用方程式簡單表示如下：

$$P(R) = A \frac{e^{jkR}}{R} \quad (1-2)$$

其中 A 為一常數在接下來的討論中將可予以忽略， R 是觀察點離波源的距離，而 k 則為波數 $k=2\pi/\lambda$ ， λ 為波長。

假設所發射的聲波為連續波以方便說明，圖 1-5 中距離探頭中心點 (x', z) 位置處所觀察到的聲波波動應為有限長度探頭沿橫向方向每個點波源造成效應的總和，可以積分式表示如下

$$P(x', z) = A \int_{-a}^a \frac{e^{jkR}}{R} dx \quad (1-3)$$

因為距離 R 可以表示成 x 的函數，經由一連串的推導與簡化，將可以導出

$$| P(x', z) | = \left| \int_{-a}^a e^{-jkx \frac{x'}{z}} dx \right| \quad (1-4)$$

式(1-4)是一個類似將空間變數 x 轉到 x'/z 變數軸上的空間傅利葉轉換。注意圖中可以看出在此為方便說明我們已假設發射探頭本身幾何特性為一簡單的矩形，並不損失其一般性。由上式，我們可以發現，觀察點附近橫向的聲場分布，將因矩形的空間上傳式轉換成為一個 SINC 形狀。如圖 1-5 所示，粗框所圈部分即為前所述之取樣體積橫向剖面。

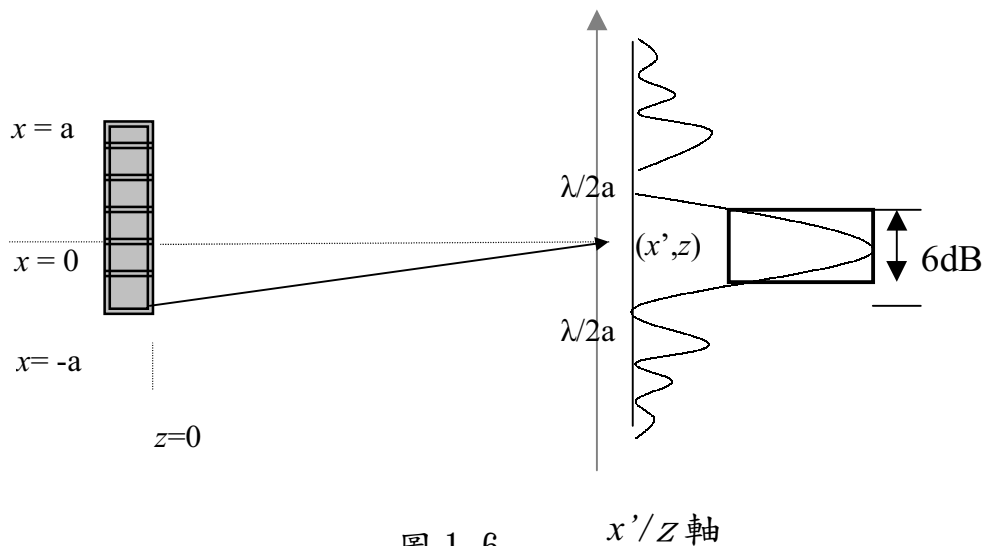


圖 1-6

圖 1-6 中，觀察點附近聲場分布的主瓣部分與 x'/z 軸之交點為 $\lambda/2a$ 這意味著當聲波波長越短時，即聲波中心頻率越高，或者是探

頭在橫向方向上的長度越大，將使取樣體積越小，解析度越好。

在軸向(或稱 Z 方向)上的影像解析度，則可以很直觀地了解到與系統所發射出去的聲波脈衝的長度有關，如圖 1-7 所示，當系統打出去的脈衝越短，將使得聲場於軸向上分布的範圍越小，導致 PSF 於軸向上的切面越窄，取樣體積越小，解析度越好。

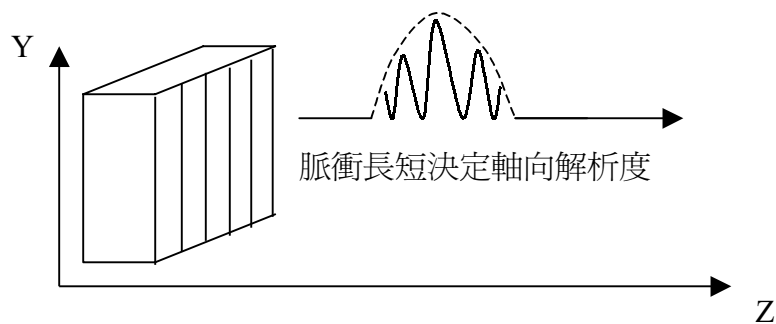


圖 1-7

至於高度方向(Elevational)上的空間解析度，根據與橫向解析度同樣的道理，取決在探頭於高度方向(Y 方向)上的長度與聲波頻率，高度方向上的長度越長，聲波頻率越高，皆能提高 Y 方向的空間解析度。特別說明的是，一般一維陣列探頭出廠時於高度方向上都是採用固定聚焦的方式，聚焦聚得越好，則取樣體積越小，解析度越佳所以於高度方向上的空間解析度，已被大致固定。

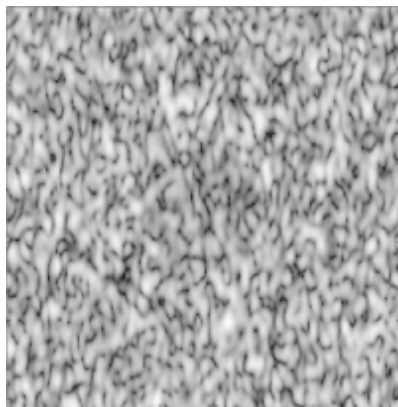
1.2.4 決定超音波影像對比解析度的因素

以上我們大致介紹了超音波影像系統於空間上的解析度定義，

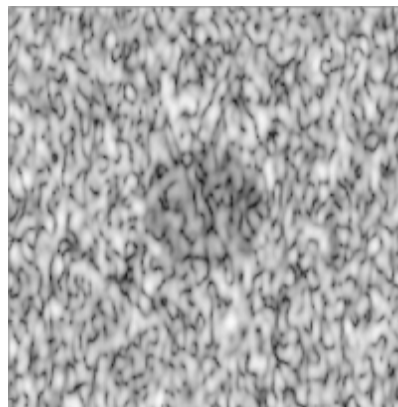
接下來我們將提到的是於影像成像之後，對於影像本身所呈現對比特性的衡量標準，稱為對比解析度。

若系統成像後之影像中有一塊我們較感興趣的部分，例如是某組織器官上的腫瘤，硬塊等病變區域，因為我們希望能藉由影像，將此區域辨認出來，以方便進行診斷，故此區域稱為 Region Of Interest。或簡稱 R.O.I。一張品質越好的影像，合理來說，對 ROI 的辨認能力應是十分良好的，如此在臨床診斷上才能發揮影像系統的效益。

ROI 與其周圍的背景組織性質類似，反射特性差異不大時，若能從影像中輕易地辨認出 ROI，我們可以形容此張影像的對比特性甚佳。例如圖 1-8，兩張影像的中心部分，其實都有著較深色的圓形區塊。但因左邊的影像與背景環境的反射性質差異不大，故此圓形區域的 ROI 很難被區分出來，此張影像的對比特性甚差。相對的，右邊的影像因中心區域與背景有著較強烈的反射特性差異，故 ROI 能被很輕易與背景分別辨認出來。



對比特性較差的影像



對比特性稍佳的影像

圖 1-8

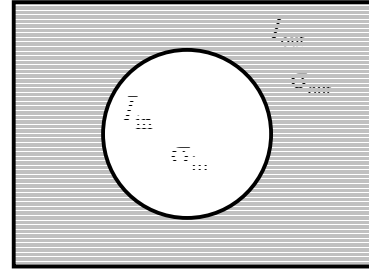
影響影像對比特性的原因很多，其中主要的則是斑點雜訊現象 (speckle noise)，斑點雜訊的成因我們將在下文中詳述。斑點的現象可由圖 1-8 中來加以說明，圖 1-8 中的左圖，便是因為中心的 ROI 與背景信號差別不夠大，以致影像中黑白閃爍的斑點掩蓋了原本的可鑑別度，而右圖便是因加大了中心的 ROI 與背景信號的強度差，故可以克服斑點閃爍的現象增加 ROI 可鑑別度。由此可知，增加影像對比特性可由降低斑點現象的方向著手，這也是本研究的中心精神，我們將於往後詳細探討。

一張對比特性佳的影像，能幫助治療者於臨床上做早期的診斷，讓患者於病變初期，病變區域與周圍正常的組織細胞沒有產生重大的散射特性差異時，及早發現該區域的存在，給予具效果的治療，因此，改善影像的對比特性便成為醫療影像研究者所要探討的重要課題。

衡量影像的對比品質，需要一個客觀的指標，稱為對比雜訊率 (Contrast-to-Noise Ratio，簡稱為 CNR)，此衡量指標的數值越高，便代表著影像的對比品質越佳，或由影像解析度的角度來形容，我們稱此影像的對比解析度 (Contrast Resolution) 越好。

若影像中一 ROI 區域，其信號平均強度為 I_{in} ，信號標準差為 σ_{in} ，ROI 外的部分視為背景區域，其信號平均強度為 I_{out} ，標準差為 σ_{out} ，則 CNR 的定義如下：

$$CNR \equiv \frac{|I_{in} - I_{out}|}{\sigma_{in} + \sigma_{out}} \quad (1-5)$$



式(1-5)是一個十分直觀的定義式，由式中可看出當 I_{in} 與 I_{out} 相差越大，即表示 ROI 區域的信號強度與周圍背景信號強度差別愈大，因此越容易自影像中將 ROI 辨認出來，故 CNR 的指標值越大，代表影像的對比解析度越好。

此外，標準差的意義是信號分布狀態離信號平均值的變動情形衡量，因此我們可以用標準差之值來代表於此信號範圍內的雜訊大小。從 CNR 定義式也可看出，無論是 ROI 或背景環境範圍內雜訊情況的降低，都有助於影像對比的判斷，會使對比解析度提高。

1.3 本章結語

至此我們已經將與本論文研究相關的超音波系統成像方式與背景知識予以簡略介紹，並將超音波影像中的空間解析度與對比解析度兩個用來衡量超音波影像品質的指標加以概述。在下一章中，我們將提到，本論文研究之目的，便是希望能提高超音波影像的成像

品質，提高影像的對比解析度。

然而提高對比解析度的過程中，往往會伴隨著空間解析度的降低，於空間解析度與對比解析度之間的取捨，端視影像的用途與診斷者之需要。在下章中，我們將提到，影響影像中空間解析度與對比解析度的因素及改善的方法，原則上我們將往降低斑點雜訊的目標著手，因斑點雜訊降低後，影像的對比解析度將隨之提高，然而這樣的過程卻會因需改變系統本身之特性而導致空間解析度的喪失，故提出一個可以犧牲較少空間解析度以換得更佳對比解析度的方法，便成為本研究探討的主題。

第二章 研究動機

2.1 超音波影像的斑點雜訊

超音波影像構成中有一種雜訊是無可避免的，稱為斑點雜訊 (speckle noise)。斑點雜訊呈現的方式為一個一個亮暗不定的斑點，因此其常會造成我們對影像資訊判讀的困擾，尤其是當我們所欲判

讀的影像在感興趣的區域，具有極低的分辨率時，或該影像具有低的對比解析度時，斑點雜訊的消除，變成為我們需要努力的課題 (Smith et al. 1983)。

當超音波在身體組織中傳遞，會遇到被組織散射的情形。散射之發生乃是被影像物體的大小比超音波的波長短得甚多，且不均勻處數量眾多時就會產生散射現象，我們將發生散射的該處稱為散射子。當超音波遇到散射子時，其散射出來的聲波是往四面八方傳遞，而沿著原來入射方向反向折回(backscattering)的散射波，便是構成超音波影像的主要信號。

斑點雜訊的成因，乃是由於超音波影像系統有限大小的 PSF 所構成。如同前章所敘，超音波影像系統本身相當於是一個低通系統，因此對於單一個散射子所反射回來的點狀信號會呈現擴散開來的情況，也就是該系統的脈衝響應(impulse response)不再是一個理想的脈衝，我們將之稱為點分布函數(Point Spread Function,或簡稱 PSF)。此函數可以表徵超音波影像系統的特性，而 PSF 的大小即是我們一般所稱的取樣體積(sample volume), 取樣體積越小，即代表該超音波影像系統有越好的解析度。

由於系統的非理想特性，使得系統具有一定限度，無法更小的取樣體積。因此，在一個取樣體積中，通常包含了數十個以上的散射子，這使得原本系統之聲波打到單一散射子的響應，要考慮到在同一取樣體積中的其他散射子，並把這些散射子的散射效應加總來呈現。

每一個取樣體積中，眾多散射子的位置分布不同，且其分布幾

近於隨機。因此，對於所打入聲波的回音信號，隨著每個散射子與探頭表面間的距離不同，使得回音信號的振幅與相位亦跟著變化。由於這些回音信號的反射特性必須對探頭或系統加總起來呈現。這些幾近於隨機的振幅與相位信號，於相加之後，因為其中隨機的建設性與破壞性干涉將使得該取樣體積反射回探頭的信號成為一個振幅不定的信號，如前章所敘，這個信號再經過振幅偵測(Detection)後，取出其波包(Envelope)，便成為超音波系統上所看到的影像。因為波包的振幅大小為隨機，所以在影像上便構成亮暗不定的斑點，這就是所謂的斑點雜訊。於此特別強調的是，斑點雜訊的來源是導因於系統的有限大小的 PSF，便與人體或受測物本身的性質無關，斑點雜訊從此一角度來看，是不帶有判讀資訊之用途的，故我們稱之為雜訊，並希望能將其濾除以增進影像品質。

如圖 2-1 所示，在取樣體積中有數十個不同位置分布的散射子，取樣體積中之散射子因距離探頭的幾何位置分布不同，而導致該取樣體積被系統接收到的數個反射信號振幅與相位不同，這些反射信號間所產生的隨機建設性與破壞性干涉，將使系統接收到取樣體積中的所有散射子反射回的不規則加總波形，如圖中所繪之粗實線。當系統從探頭接收到此總和波形後，對其作振幅偵測，以其波包強度構成影像，而因粗實線信號為數十個隨機分布之反射信號相加之總和，故波包的振幅亦為隨機高低不定的信號，呈現在影像上，便是許許多多無規則排列的斑點，此種斑點效應將會造成對比解析度的降低。如圖 2-1 所示，原始待測物體於成像前，中心 ROI 處與周圍背景環境信號平均相差 6dB 強度，原本 ROI 處可清晰辨認，但

經成像後，因斑點效應的存在，使偵測能力變差。

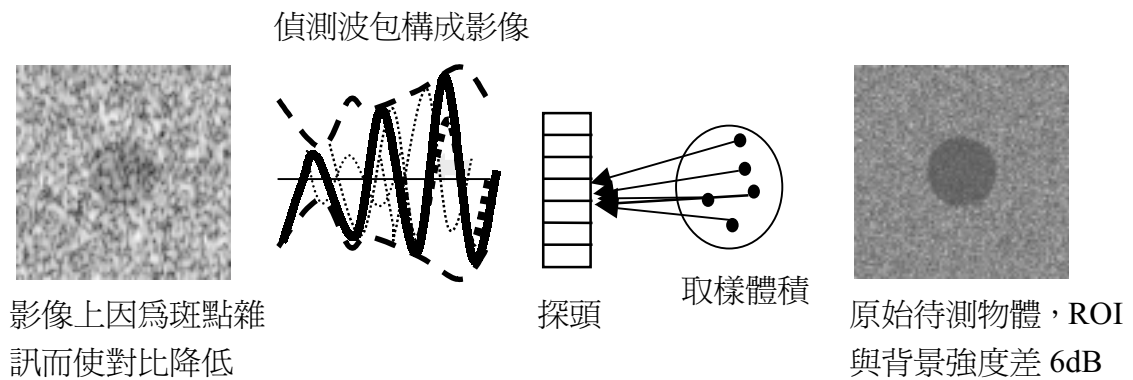


圖 2-1

2.2 斑點雜訊對超音波影像的影響

2.2.1 斑點雜訊的統計特性

由前節所敘，我們得知，斑點的成因可看成同一取樣體積內眾多散射子反射信號的加總效果。取像體積中每一個散射子散射回探

頭表面的信號會有不同振幅與相位，如圖 2-2 中眾多不規則分布的虛線信號所示，不同虛線信號代表不同散射子散射回探頭的聲波信號，其強度與相位則由該散射子與探頭表面的距離決定。而同一取樣體積內散射子所散射回來的聲波信號對於系統而言必須加總呈現，此種情形相當於在複數平面上將這些散射回來的信號依向量加法相加，如下圖 2-2 所示。圖中每一個向量成分，相當於是探頭接收到從某一取樣體積中的一個散射子反射回來的回音信號。這些向量成分的長度大小反應出從某一散射子反射回來的信號振幅強弱，其與信號傳遞時衰減的情形有關，而向量的相位則與該散射子距離探頭表面之遠近有關。這些不同振幅與相位的成分依向量加法，構成了最終的和向量。此和向量便是該取樣體積對超音波影像系統所呈現的反射信號。

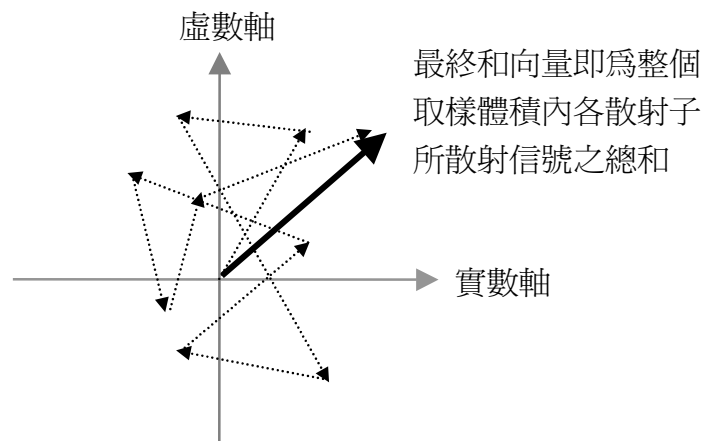


圖 2-2

假設某一取樣體積中有 N 個散射子，若 $a_k (1 \leq k \leq N)$ 表示從取樣體積中某一散射子反射回來的信號，相位為 θ_k ，並滿足下列的條件：

1. a_k 的大小與相位之間互相獨立，也與其他的 $a_j (j \neq k, 1 \leq j \leq N)$ 的大小，相位互相獨立。

2. 取樣體積中有許多的散射子，其位置為隨機分布，故其相位亦均勻分布於 $-\pi$ 到 π 之間。

若滿足以上兩條件，我們可將該取樣體積內所有的反射信號之和向量 A 表示成下列二式：

$$\operatorname{Re}\{A\} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{k=1}^N |a_k| \cos \theta_k \quad (2-1)$$

$$\operatorname{Im}\{A\} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{k=1}^N |a_k| \sin \theta_k \quad (2-2)$$

經由一連串的推導，由中央極限定理，當取樣體積中散射子的數目超過數十個的等級時，可得到該和向量的強度分布函數如下：

$$p_I = \frac{1}{2\sigma^2} e^{-\frac{I}{2\sigma^2}} \quad (2-3)$$

其中 $I \equiv \operatorname{Re}\{A\}^2 + \operatorname{Im}\{A\}^2$ 為該和向量(即取樣體積內散射子的加總信號)之信號強度(Intensity)，取其平方根， $E \equiv \sqrt{I}$ 則可得其信號振幅的分布函數：

$$p_E = \frac{E}{\sigma^2} e^{-\frac{E^2}{2\sigma^2}} \quad (2-4)$$

(2-4)式為一 Rayleigh 分佈之形式，若由式(2-3)與式(2-4)來觀察，可以發現信號振幅與雜訊將有一與影像顯示上相關之統計特性。

$$\operatorname{SNR}_I \equiv \frac{\langle I \rangle}{\sigma_I} = 1 \quad (2-5)$$

$$SNR_E \equiv \frac{\langle E \rangle}{\sigma_E} = \frac{\left(\frac{\pi\sigma^2}{2}\right)^{\frac{1}{2}}}{\left(\frac{(4-\pi)\sigma^2}{2}\right)^{\frac{1}{2}}} \approx 1.91 \quad (2-6)$$

此即意謂著當信號強度增強時，雜訊強度亦跟著增強，成為一個固定的比例，也就是我們無法藉由加大超音波的發射信號來提高 SNR。SNR 即信號與雜訊比(Signal-to-Noise Ratio)，通常以信號的平均強度除以信號標準差(Mean / Stand Deviation)來計算，SNR 越大表示信號品質越好，因相較於雜訊，主要信號仍能被辨認突顯。因為此時斑點雜訊亦會隨著信號成比例增加。若將影像信號取對數方式呈現，此即為一般顯示超音波影像的方式。將可得到下式：

$$D(dB) = f(I) \equiv 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (2-7)$$

將 D 對振幅的平均值 $\langle I \rangle$ 作泰勒級數展開，則其標準差(代表此對數影像 D 的雜訊)經過推導可得其為：

$$\sigma_D^2 \approx f'(\langle I \rangle)^2 \sigma_I^2 = \left(\frac{10}{\ln 10} \right)^2 \frac{\sigma_I^2}{\langle I \rangle^2} \quad (2-8)$$

注意其後半部為式(2-5)，近似常數為 1，因此 $\sigma_D \approx 4.34(dB)$ ，此即意謂著斑點雜訊跟著影像信號經過對數處理後，成為一個固定以 4.34dB 存在於影像信號上的相加性雜訊。此將使得影像上若有一區域 ROI 與周圍背景信號振幅相差小於 4.34dB 時，此 ROI 將因斑點雜訊而難以被辨認，此現象限制了超音波於診斷用途上對於低對比標的物之偵測能力。

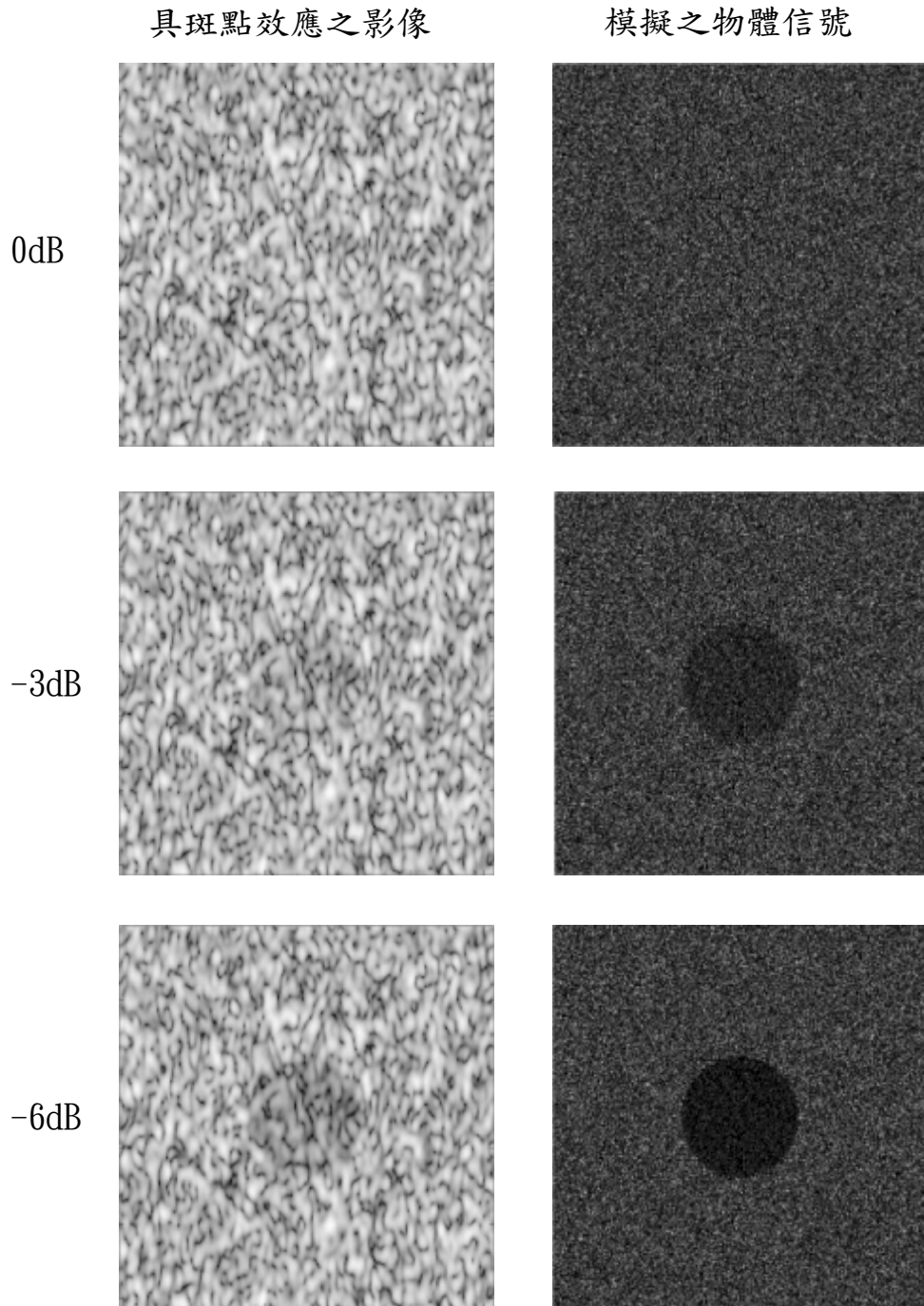
2.2.2 斑點雜訊對影像的影響

如下頁圖 2-3，右行三圖分別代表三個由程式產生的物體信號

以用來模擬人體軟組織於構成超音波灰階影像時的情況。物體的中心部分設定為我們感興趣的區域，以說明其影像的對比特性，由上到下分別代表各物體中心 ROI 區域的強度與周圍背景信號強度相差為 0dB，-3dB，-6dB 的情況。而左行則是模擬一般超音波系統於取得各物體灰階影像時之結果，由影像上斑點效應的呈現，說明斑點現象對於降低影像對比解析度的影響。因此，就內外區域相差為 0dB 的上圖而言，物體所代表的應為一均質組織的情況，可是當斑點效應呈現於影像上時，將使該均質組織的超音波灰階影像亮度分布不再均勻，而有明顯的斑點紋路覆蓋其上。

下圖情況為模擬軟組織中有一區域因產生病變，例如腫瘤，而使得該病變區域的反射特性與周圍背景不同的狀況，中心 ROI 區域即代表該病變特徵，ROI 外部則代表腫瘤周圍正常之軟組織。既使內外區域強度差別已達 6dB 的情況，依然能夠看出斑點雜訊明顯降低影像對比解析度的情況，在物體信號中，ROI 區域與周圍背景能清晰地被辨認分別，但於灰階影像中，卻因斑點雜訊的存在使其內外區域之差別不再如此顯而易見。中圖的內外區域信號強度相差僅-3dB。誠如先前所敘，斑點雜訊是一個固定以 4.34dB 存在於影像上之加法性雜訊。因此當內外區域亮度相差在 4.34dB 以內時，超音波灰階影像上該 ROI 區域將因斑點雜訊的作用使得其難以被辨認出來，於實際情況上而言，此種現象代表著因斑點效應的存在，某些低對比的病理特徵將無法於超音波影像中被判讀。特別說明的是，4.34dB 的雜訊值是由理論推導所得的結果，因此即使於成像時在系統端改變影像的圖映成像方式(Mapping)，欲減低斑點雜訊於成像時

的 dB 值，也會同時改變影像信號本身 dB 值，依然無法增進原始信號的可鑑別性。



2.3 改善斑點雜訊的方法^{圖2.3}

因為斑點雜訊的產生是來自隨機的信號波包分布，因此，若能找到同一個受測物不同的另一個隨機信號波包分布模式，將兩個信

號波包相加，便能將該斑點雜訊予以平均抵銷，降低雜訊強度。如圖 2-4 所示：

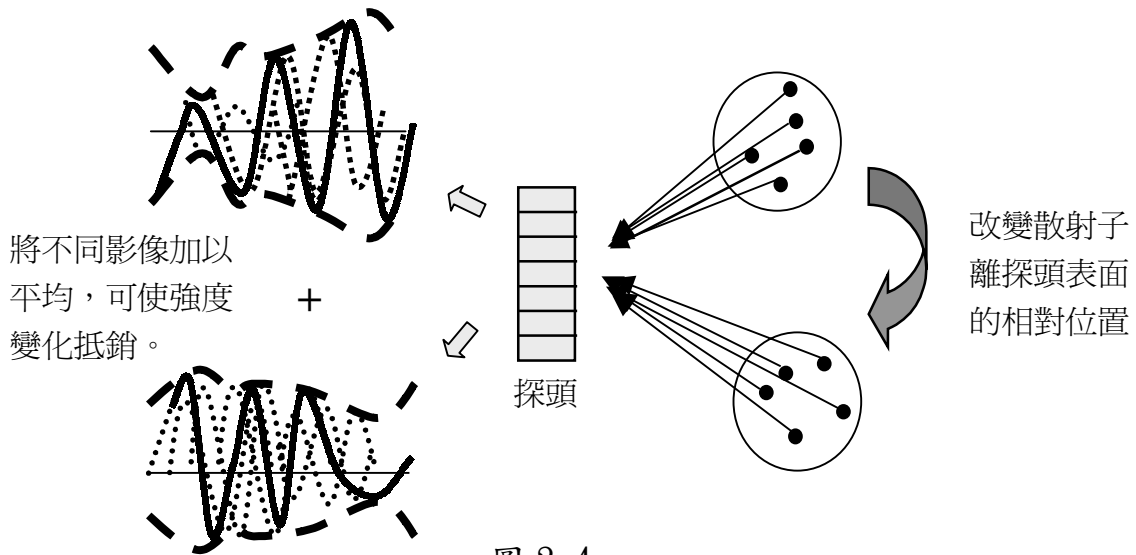


圖 2-4

圖 2-4 中若能將原本取樣體積中的散射子相對於探頭的位置分布加以改變，便能對同一個受測物取得不同的另一張影像得以相加，藉此抵銷原本影像中隨機分布的強度變化，即斑點雜訊能夠被抵銷降低。改變散射子離探頭表面相對位置的方法可以是移動探頭本身的位置，或是實際地去改變取樣體積內散射子的分布情形，我們將在下文中詳述。

如上所敘，對同一受測物體改變散射子的相對位置再取得影像後，將所取得的影像平均以降低斑點效應的過程，稱做複合 (Compounding)。

2.3.1 橫向空間複合法(Lateral Spatial Compounding)

影像空間複合法(Spatial Compounding)，是一個利用影像於空間上差異以建立不同影像的方法，可分為橫向取像與高度方向上取像兩種方式。

橫向取像的方式是利用探頭中發射元素(channel)構成的陣列(array)來完成。其觀念是藉由啟動與關閉某些相對應位置上的發射元素，將陣列探頭分成若干長度較短的子探頭，並依次改變欲啟動發射元素的順序，達到相當於子探頭於橫向上移動取像的效果(Shattuck and von Ramm 1982; Trahey et al. 1986a, 1986b; O'Donnell and Silverstein 1988)。如圖 2-5 所示，假設子探頭長選擇為五個發射元素長，且子探頭每次移動三個發射元素長，藉由先打開由陣列左側算來第 1-5 號元素(圖中以半深色填滿的元素部分)，其餘關閉，可取得第一張影像。之後再關閉第 1-3 號元素，開啟 4-8 號元素，亦關閉 9-11 號元素，則可造成子探頭由陣列左側邊緣右移相當三個元素長的距離之效果，以此取得第二張影像。以此類推，將可得知，在陣列探頭有 11 個發射元素長，子探頭為五個元素長，移動距離定為三元素長時，此方式將可於橫向取得三張影像來複合。因在此種等效移動探頭的技巧下，將使子探頭對受測物能從不同角度取得影像，故因散射子相對於探頭表面的距離改變，可得到不同的斑點雜訊分布模式，將此三張影像加以平均後，將因抵銷斑點雜訊而得到較高的影像 SNR，並使 ROI 的邊緣定義(Edge Definition)改進，提高可偵測性。

以橫向取像的方式能取得幾張影像來複合，決定在原本陣列探頭的長度，子探頭長度，以及等效子探頭移動距離。

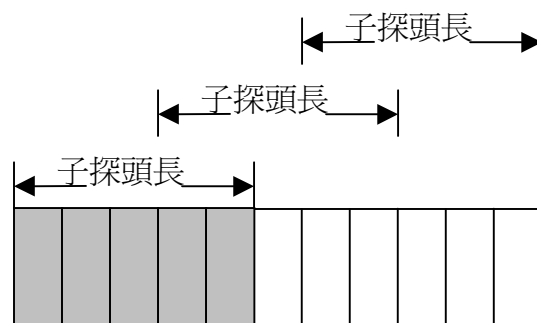


圖 2-5

橫向取像的方法，原則上當子探頭間移動的距離越長時，因散射子離探頭表面距離分布狀態的類似性越低，可得到越不同的斑點雜訊模式，故影像平均後可得到越佳的 SNR 或 CNR 提昇。

當移動距離增大時，在固定的陣列探頭長度下，會使能取得的影像數減少，故相加後雜訊抵銷的效果也會降低，此其中有取捨(Trade Off)的關係。除此以外，因為此法將原本夠長的陣列探頭，分成長度較短的子探頭，依據我們前章所述，超音波影像的空間解析度是正比於探頭長度的觀點，此法將會使取得的損失影像空間解析度，使得影像較模糊。

在理論上此法可對 SNR 改進的極限，依據 Trahey 等學者於 1986 所做的研究，假設子探頭長度為原陣列探頭的一半，子探頭可掃描的距離定為原探頭長度之兩倍時，因相隔最遠的兩張影像之間也只有相當於一個陣列探頭探頭之長度，因此，當 SNR 增加到原本的 80% 左右時，即使將子探頭間移動的距離縮短以增加複合影像張數，並

無法再對 SNR 的改進增進多大的效果，這是因為影像間的相關性太高太過類似造成的。此時若想要再提高 SNR 的改進，便需要再降低子探頭的長度或增加原始陣列長，在實際應用上便已無法接受。

2.3.2 高度方向空間複合(Elevational Spatial Compounding)

由 Li and O' Donnell 等學者於 1994 年提出的高度方向影像複合法，是利用 1.5D 的相位陣列探頭，於高度方向上將探頭所打出的超音波波束藉由時間延遲(Time Delay)控制，略為旋轉波束於高度方向上的行進方向，藉由高度方向上所取得不同方向的反射訊號(影像)加以複合，此法的優點在於能不犧牲二維影像中影像平面的解析度，卻也能換得該影像平面斑點雜訊的消除與 CNR 或 SNR 的提昇(Li and O' Donnell 1994)。

原來 1.5D 相位探頭的用途是在高度方向上對音波加以略為聚焦，以使 PSF 於高度方向上的剖面能較小，降低系統於高度方向上的取樣體積。因此，此種陣列探頭雖在高度方向上還作不到掃描(Scan)，無法作成三維超音波影像，但已可以藉由向上的時間延遲控制，做到在高度方向上轉向(Steering)的效果，此也是該種探頭稱為 1.5D 之意義。

藉由在高度方向上波束的轉向，可使探頭得到從不同角度看受測物的效果，便可從不同角度取得影像，這些影像之間的斑點雜訊模式也將有不同的形式，再將這些擁有不同斑點雜訊的影像平均，便可以得到更佳的 SNR 與 CNR。如此的做法因為在橫向上的探頭

長度保持固定，且不影響到打出去的聲波脈衝長度，故此法不會影響到二維的影像平面，不損失橫向與軸向空間解析度。

該方法的原理如圖 2-6 所示，利用一個 1.5D 的相位探頭將打出去的超音波波束於高度方向上改變方向，以取得不同影像加以複合。

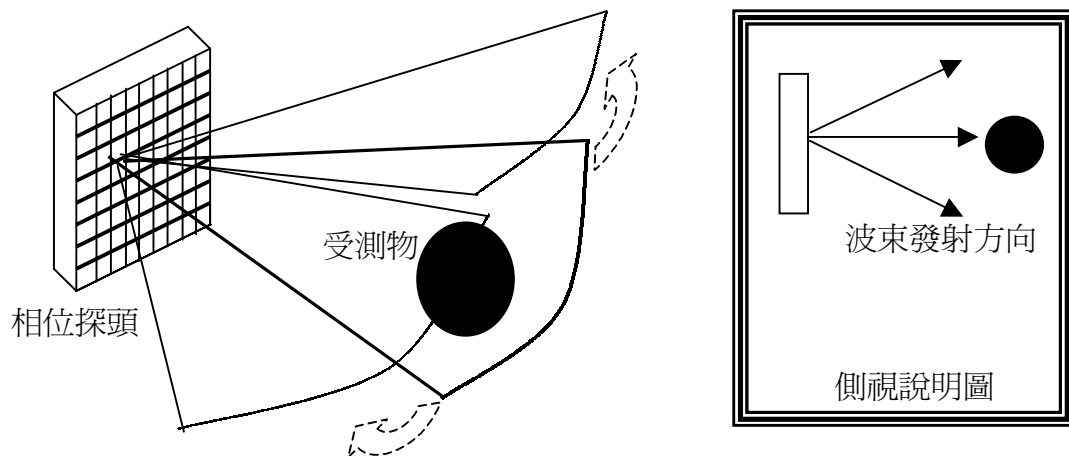


圖 2-6

此法的缺點在於，因為將打出去的波束略為轉向，故在原本影像平面上的高度方向取樣體積因為取該傾斜波束面幾何分量之故將略為擴大，意即高度方向的空間解析度將降低以做為對比解析度增加的代價。

此法於影像 CNR 提昇亦有其限制。若欲使影像 CNR 提昇更高，則波束於高度方向旋轉角度應越大，使旋轉前後所取兩張影像其相關性越小以相加，但太大的旋轉角度會導致影像因所取的方向與原本差異甚巨而使前後兩張影像中受測物形狀發生變化。

此外，當縱向旋轉角度大到使打出之波束已脫離原來影像平面波束的高度方向波束寬(Beamwidth)範圍，表示取得的兩張影像之間

已是完全無關，此時再加大旋轉角度並不能使複合後影像之效果有更佳之改進。

2.3.3 分頻取像複合法(Frequency Compounding)

分頻取像複合法為一早期提出的影像複合方式，其原理為將系統發射出去的聲波脈衝自頻域上分成幾個較窄的子頻帶，藉由不同頻帶所取得的影像加以複合，以取得 CNR 之提昇(Silverstein and O'Donnell 1987a, 1987b; Magnin et al. 1982; Melton and Magnin 1984)。

如圖 2-7 所示，分頻取像法將發射聲波脈衝分成不同子頻帶以成像，由於打到散射子之聲波頻率不同，使得受測物中即使同一個散射子反射回系統的聲波相位亦不同，故能得到不同的斑點雜訊分布模式，以此不同的斑點雜訊模式加以複合。

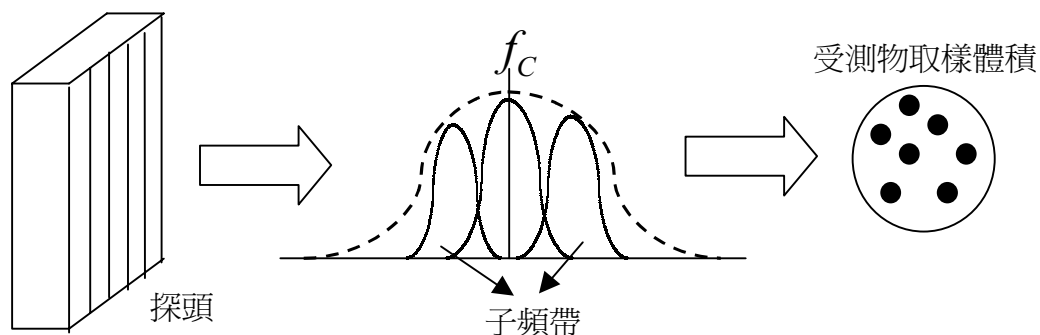


圖 2-7

此法因為將原聲波脈衝分解為頻帶組成，故將原始脈衝於頻域上縮短，此相當於時域上將聲波脈衝拉長，使取樣體積於軸向上變

大，此舉會損失影像之軸向空間解析度。因此雖然分頻取像後可以獲得多張影像以複合，但這數張影像本身軸向的空間解析度已經降低。這種方式也是犧牲軸向空間解析度以換得影像對比解析度，提高 SNR 或 CNR 的方法。

2.4 超音波影像應變複合法

綜上所敘，傳統的超音波影像複合法是在空間解析度與對比解

析度之間作取捨，以空間解析度的降低提高對比解析度。我們的目的是希望能找到一個方法能達到更好的空間解析度與對比解析度之間取捨(Trade Off)。

傳統的複合法都是藉由更改系統的特性，使系統與受測物散射子間的交互作用(Interaction)特徵改變，例如使反射回來聲波相位產生差異，以取得不同影像。從另一角度思考，若能藉由改變受測物本身之特性，使反射回來的聲波相位改變而取得不同影像，應該亦能達成複合目的。

如此的思考脈絡下，我們提出一想法：於取得影像過程中若能對受測物施予外力使受測物散射子於空間上的位置分布能實際發生改變，而不是藉由系統所打出的信號特性改變以取得不同影像，如此便可以減少系統空間解析度的損失也能達到影像間斑點雜訊模式的非相關程度，而能達到複合後應有的效果。

因此，超音波影像應變複合法(Stain Compounding)的原理為，藉由受測物於不同應變狀況下的散射子位置分布不同，而得到相異的斑點雜訊分布模式加以複合，詳細的原理，我們將於下章介紹(Li and Chen 2000)。

第三章 研究原理

3.1 超音波影像應變複合之原理

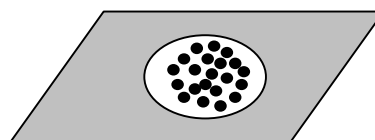
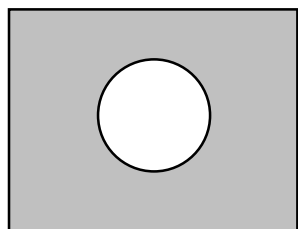
在前面章節中我們已提到，傳統的影像複合方法往往都是採犧牲系統特性的方式以取得不同影像加以複合。在提高超音波影像對比解析度的過程中，另一個思考方向是在取得不同影像以複合的過程中，放棄自系統面的特性改變為主要手段，而從受測物方著手。超音波影像應變複合的主要原理便是在不犧牲系統特性的情況下，利用外力對受測物施予形變(Ophir et al. 1991; Céspedes et al. 1993; O'Donnell et al. 1994)，使受測物中散射子的幾何分布改變，以取得不同斑點雜訊分布模式加以複合。超音波影像應變複合的程序如下：

1. 首先對原始未經壓縮的受測物體取得基準影像
2. 其後對受測物體施加以外力，使物體產生形變，以取得不同影像複合。
3. 對於複合用之影像，需對其於影像平面上的形變予以修正，否則複合後之影像將因複合用影像與基準影像彼此之間形狀不同而有所失真，亦會令 ROI 的邊緣定義降低。
4. 將複合用影像之形變修正完成後，與原始影像複合平均。

在施予外力改變散射子位置分布後，我們仍然要將其形變修正回來，如此一來複合效果主要是產生在因外力施予散射子時，散射子是往立體三維方向移動。而我們對影像修正，使壓縮後影像與基準影像間受測物體形狀能一致，則是只需在影像平面上修正即可。因兩者之間只需在影像平面上位置對應，形狀相符，在複合之後便不會使二維平面影像失真，也能達到斑點雜訊消除的效果(Kallel et al. 1994; Meunier et al. 1989)。因此，即使形變的效應已被修正，仍能

使散射子整體位置分布與原本影像不同。此外，經過形變修正前後的影像，影像平面上的 PSF 大小也已產生變化(容後詳述)，此也是複合產生效果的主要因素之一。整個過程圖述說明如下：

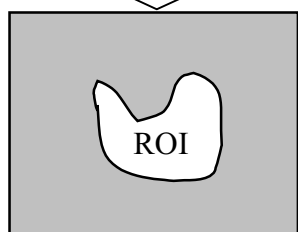
1.



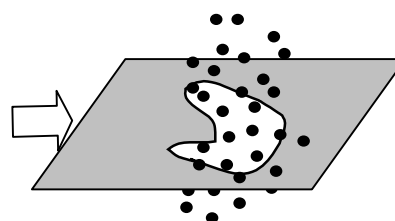
未施予外力前

2.

施予外力

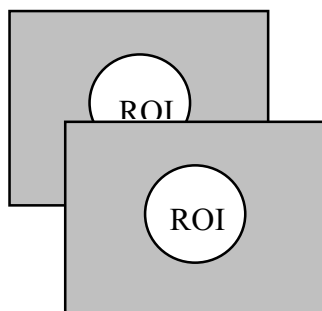


壓縮後影像，
ROI 已變形。

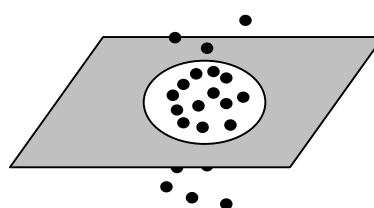


施予外力後散射子
往三維方向移動

3.



修正形變後影像，
將兩者對應複合。



於影像平面修正形狀後

圖 3-1

以上的方法，我們可藉由受測物散射子真正的位移分布差異而取得不同的影像，且經由形變修正後，影像平面 PSF 大小發生改變，

因此我們可以取得不同取樣體積大小的影像加以複合，這種在不同取樣體積大小下複合的方式，會使得我們可以較傳統的複合方法犧牲較少的空間解析度，也能換得同等的對比解析度增進，我們將在下面的章節詳述。

3.2 位移與應變

物體受外力時會產生位移與形變，而所謂應變便是指位移隨著

位置的變化情形，以運算式表示如下：

$$S \equiv \frac{\partial w}{\partial z} \quad (3-1)$$

其中 w 即表示該受壓物於位置 z 處所產生的位移或形變。因此， S 即為該受壓物於 z 處的應變。即應變是觀察受壓物於某位置上形變的情況。若受壓物為一均質彈性物體，則物體受外力後於某處形變或位移的量，將正比於某處之位置，意即均質彈性受力物其內部各點應變量 S 為常數。但以上所敘之性質僅限於物體為彈性體時適用，不適用於剛體，剛體本身不具有應變特性(因其不具彈性)。

例如下圖 3-2 所示，假設一圓柱形均質彈性仿體力立於一水平剛體面(桌面)上，受一由上往下壓的外力，將導致仿體高度縮短，為簡化說明，忽略高度縮短時圓柱面積往平面方向擴張，即令此仿體為完全可壓縮性。假設其原高 10 cm，受上方壓力後，高度將縮為 9 cm。假設此外力是平均作用在仿體頂面之圓形表面上以簡化說明，則同一高度平面上各點應變量均為相同，應變方向為往下。我們可拿邊緣上一點來做說明，不失其一般性。如圖所示，因位於仿體底部之點其為整個仿體之支撐點，故不論上方壓力多大，底部表面各點位移為零，故底部各點之應變為零。而位於仿體頂面之點，其位移或形變為最大，足有 1 cm 之量。由此可知，對一均質彈性體而言，當其受外力壓縮時，並非內部各點位移量皆相同，反之，其應呈現一遞增之關係，為研究位移量隨著不同位置觀察點之關係，於是有了應變的觀念。以此均質彈性物受外力壓縮的例子，原本距離固定點 10 cm 位置處之觀察點形變為 1 cm，而距離固定點 0 cm 位置處之觀察點其形變為 0。離固定點越近，該點之位移將越小。這

觀察點其形變為 0。離固定點越近，該點之位移將越小。這是因為對於均質彈性體而言，其內部每點應變量皆相同，故位移隨位置而遞增。

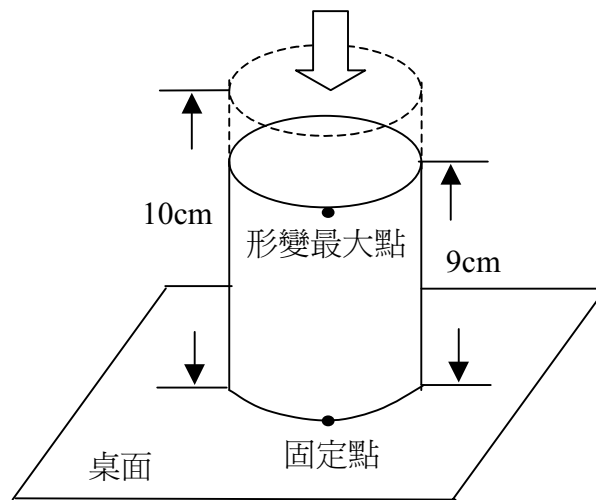


圖 3-2

3.3 影像修正的必要性與作法

既然應變複合法的程序中，必須將受測物的形狀加以改變，使散射子的位置分布於施力前後有不同模式是應變複合法的基本原理，便不能疏忽最重要的一點：被壓縮後的受測物影像已與原壓縮前影像形狀不同，對壓縮後影像的修正是必須的，否則複合後的影像即使斑點雜訊降低，亦會使 ROI 邊緣定義模糊，因為基本上此時的影像是錯誤的結果。形變修正的概念簡單的來說就如下圖 3-3 所示，我們先將問題簡化成一維信號的修正處理，再將此概念更詳細地擴展到二維的影像信號。如圖 3-3 中，下方為壓縮前信號，上方為受壓後長度縮短的信號，若欲將上方信號修正回壓縮前狀況，只要將受壓後信號上各點如 P_1 ， P_2 與 P_3 等其所代表的影像值一一設回原本於壓縮前信號上相對應的位置，便能完成信號形變的修正。唯要注意的是，將一長度較短的信號設成長度較長的信號時，勢必會經過內插程序，因為原本構成兩信號的點數必不相同，長信號多出來的點值須經由內插獲得。這也是應變複合方法中唯一會損失空間解析度之處，即對信號的內插，因該程序相當於將影像的 PSF 範圍擴大，放大了取樣體積(Varghese and Ophir 1996; Talhami et al. 1994)。

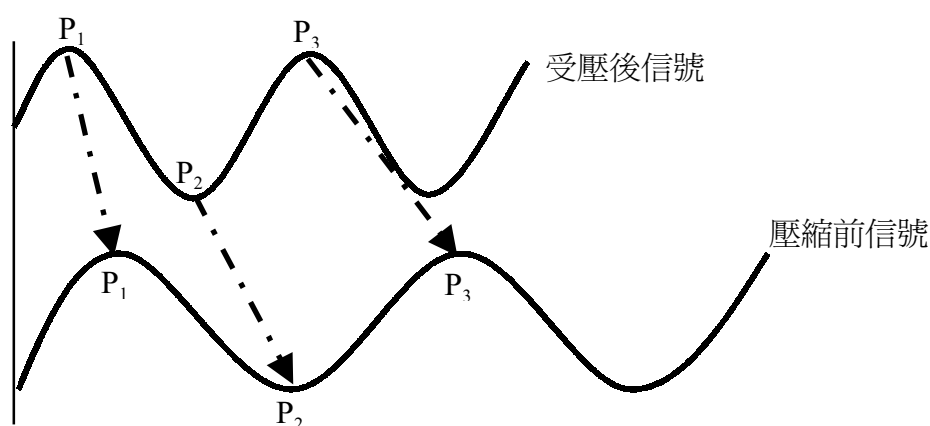


圖 3-3

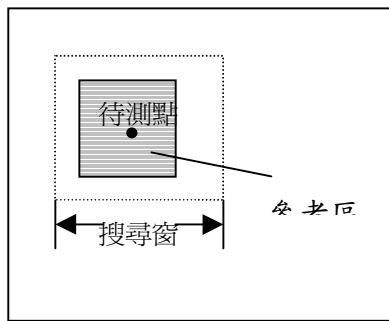
關於空間解析度的損失，稍後我們會有更詳細的討論。上面所討論修正形變的方法暗示著，我們必須求出信號上各點受外力壓縮後的「位移」，才能將位移後的信號值設回其原本的位置上。

而在二維影像上求取位移的作法，我們則使用「影像區塊比對法」來達到斑點追蹤(Speckle tracking)的目的(Trahey et al. 1987; Yeung et al. 1998)。「影像區塊比對法」的原理，是在原來的影像上取出一個「參考區塊」後，在受壓後的影像之中找到此參考區塊受壓移動後的位置，其乃是利用比對的方式找出與原參考區塊吻合的區塊，稱為「目標區塊」，將此所求得目標區塊的位置與參考區塊在原本影像的位置加以比較，便能求出經過壓縮後，該區塊移動了多少位移。

在此斑點追蹤的方法中，我們直觀的假設原來的參考區塊與受壓縮後的目標區塊之間存在著高度的相關性，意即我們將該區塊於壓縮前(即參考區塊)與壓縮後(即目標區塊)之間求相關係數之值，會比其它於壓縮後影像上所任意取出的區塊為高。以此來作為在壓縮後影像搜尋目標區塊的標準。我們將此步驟流程說明如下：

1. 首先必須選定參考區塊與搜尋窗的大小，若參考區塊越大，則比對時能建立較準確的參考值，因為區塊範圍增大。但也會導致因為信號過長，而加進了許多因為信號被壓縮後受力不均勻與受測物本身亦不均質所產生的信號不規則變化情形，此會造成信號於壓縮前後的斑點非相關性(Speckle Decorrelation)。而搜尋窗則是越小越好，這樣可以減低運算的時間，因為我們是要在搜尋窗中的每個 pixel 去加以運算比對。但是搜尋窗的至少須大於每張影像中信號移動的最小距離，否則會搜尋不到。

2. 如圖 3-4 所示，我們在原始影像上依序對每個像素(待測點)之周圍取參考區塊，此為稍後在壓縮後影像上比對的標準。



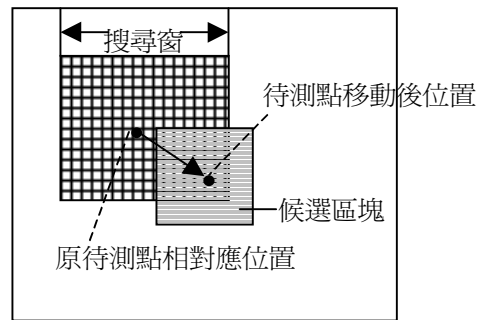
壓縮前影像

圖片說明：

1. 壓縮前影像的每個點(像素)都是待測點。

圖片說明：

2. 循序在搜尋窗中的每個點取候選區塊來比對搜尋，誤差最小者即為所求。



壓縮後影像

圖 3-4

3. 以原始影像上欲搜尋位移的該點，在壓縮後影像上之相對應位置為中心，周圍一個搜尋窗的大小為搜尋範圍。並對在壓縮後影像上搜尋窗中的每個像素周圍，取同等於參考區塊大小的「候選區塊」，候選區塊的中心(稱為「目標點」)，便是我們認為原始影像上欲求位移的該點(待測點)，將移到壓縮後影像上此點(目標點)的可能候選值。

4. 將候選區塊與參考區塊相減後，求得「區塊候選誤差值」。

5. 對搜尋窗中的每個區塊候選誤差值紀錄，並加以比較，找出平方誤差值最小的像素，該像素的位置便是待測點由原始影像，移動到壓縮後影像的此處。在此要附帶一提的是，原本應是求參考區塊與候選區塊之間相關係數最大者，但是為了節省硬體運算時間，我們以最小平方誤差來代替，此不失其準確性。

6. 將前後位置相減，便是壓縮前後該點的位移。

整個程序我們以流程圖，圖 3-5 說明於文後。

當依序對原始影像中的每個像素求出位移後，接下來是位移校正與篩選的工作。因為在比對的過程中，有時會出現不同的幾個待測點同時比對到同一個目標點，也會有出現幾個待測點沒有比對到目標點情況。因此我們必須對這些「遺落點」作校正的工作。

首先，我們在之前的比對工作中已經將每個點比對之後的誤差值，位移值，以及該待測點將映對(map)到壓縮後影像的何個目標點予以紀錄下來，因此我們對全部映對的結果加以比較。若發現有兩個以上的待測點映對到同一個目標點的現象，此時再度比較這些待測點與該目標點比對之後的誤差值，並將目標點設給誤差值最小的待測點，其餘的待測點，我們將其標記成「未找到」或稱「遺落」，這些未完成映對的點，稍後我們將以內插處理。

當整張影像完成映對整理後，我們必須處理遺落點。方法是找尋距離遺落點最近的兩個點，將此兩點的位移值拿來相對於兩點之間遺落的點數做線性內插，如此我們可以完成所有遺落點的位移補正工作。

最後的工作是完成整張壓縮後影像的拉伸程序。所謂拉伸，便是把被壓縮後的信號拉長成與壓縮前同樣的長度，這也是我們要求每一個待測點被壓縮到哪一個目標點的目的。因為我們只要依序將目標點的值，設回原本待測點的位置，即可完成拉伸工作。但在拉伸時我們有一個小技巧需要注意，如前述，我們對遺落點的位移採取了內插的步驟，因此這些經過內插的遺落點位移值，不會是整數

個格子點，因為我們以映對方式所求的位移應是以某某個像素為最小單位(即某某個格子點)，所以當出現非整數個像素的位移值時，我們將面對不知道要以那個目標點之值設回此點的狀況。此時，我們就必須將其兩旁的格子點像素之影像值(RGB 值)就其分別距離本遺落點的長度，再作一次內插。

我們必須再強調兩次內插的不同以避免混淆，第一次內插為的是要找出遺落點的位移值，以決定要將哪個目標點的影像值設回遺落點。第二次內插是為了找出位移值並非格子點，找不到目標點設回的遺落點，其拉伸後應有的影像值。此過程請參見後頁圖 3-6。

綜合之前所敘，我們在此要對應變複合此方法的重要特性下一個註腳。

當壓縮前後影像之間形變的程度越顯著，例如對同一受測物施予更大的壓縮外力，使其壓縮後的影像與壓縮前影像信號相關性越低，則因兩者之間斑點雜訊的分布模式將越不相同，則影像複合之後斑點相互抵銷的效果將越明顯，及複合後影像的 SNR 與 CNR 提高程度將越顯著。然而形變不能無所節制地加大，因為如此將使壓縮前與壓縮後的影像信號差異越大，即斑點信號非相關性越高，此將增加形變修正的困難，即複合後影像經過內插的痕跡將更顯著，這可能會失去某些程度的影像資訊，也會犧牲更多的空間解析度。

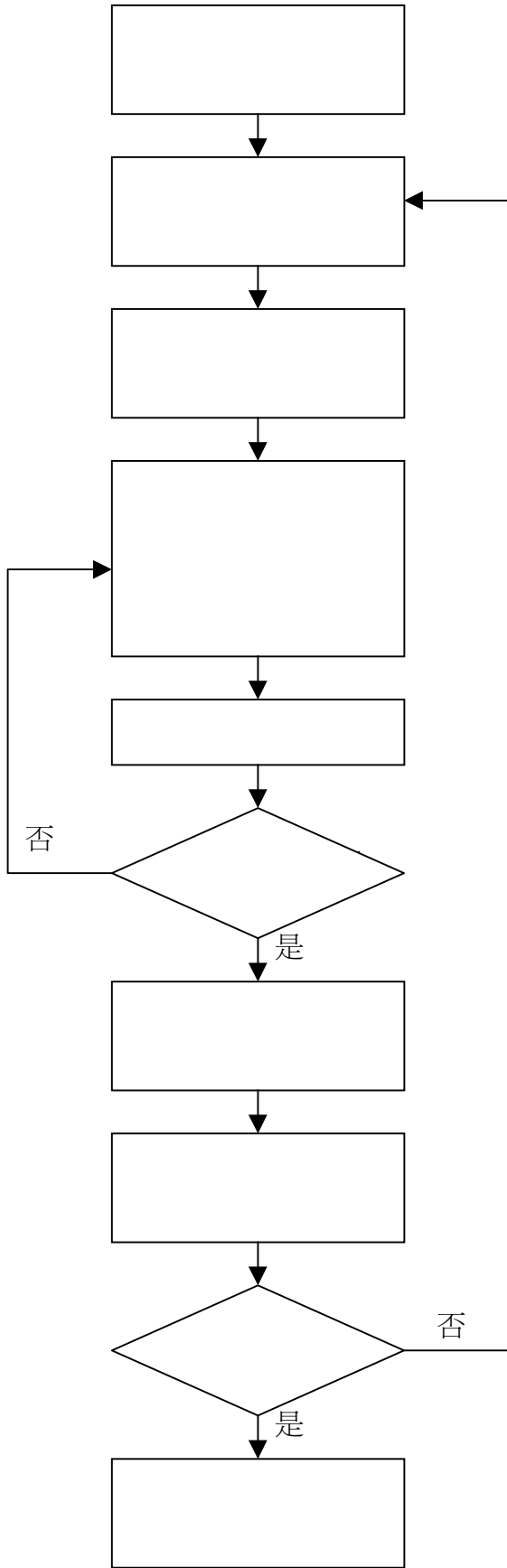


圖 3-5

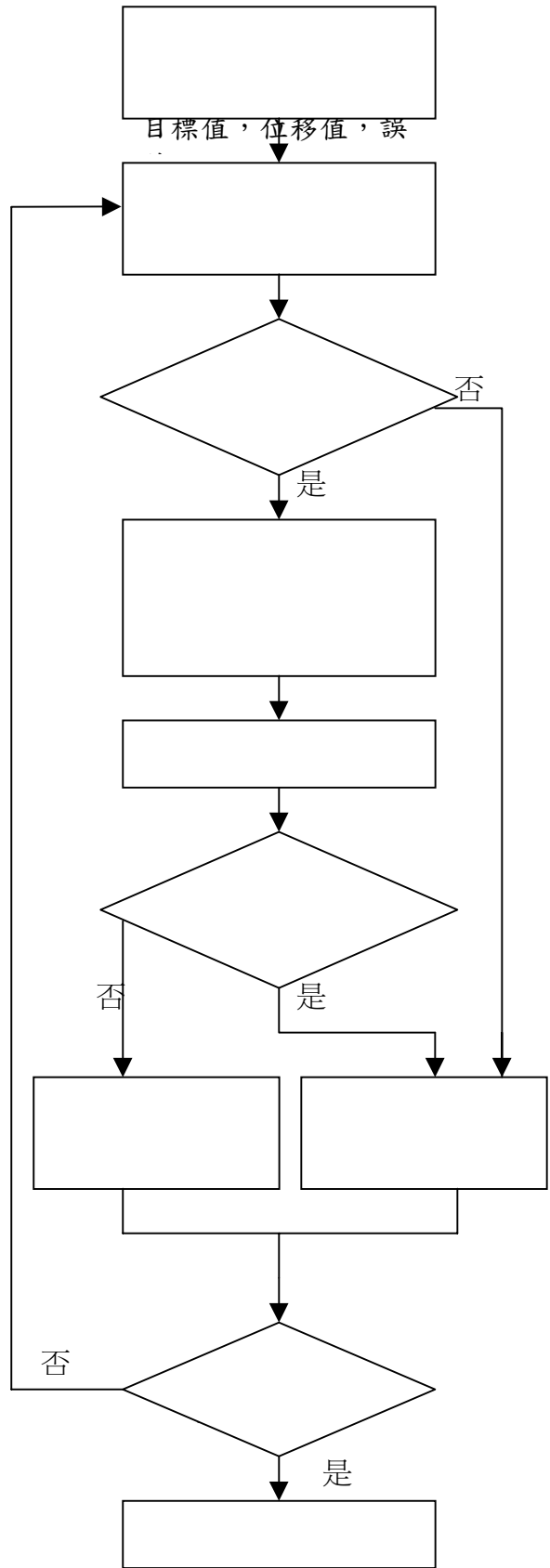


圖 3-6

3.4 超音波影像應變複合之理論評估

我們已提到超音波影像應變複合方法的優點在於採取外力壓縮受測物並修正的方式，使複合時的影像分別有不同的取樣體積，如此可以減少空間解析度的損失。原本因整個過程中我們僅對受測物的外觀作處理，沒有更動到系統，應是不會犧牲到空間解析度。然而由於我們修正形變時，採用了內插的程序，影像平面的空間解析度於此時將有所損失。一個概略的估計是，當我們於軸向施予受測物 5%的形變時，軸向解析度亦將下降 5%左右，同理於橫向施予受測物 5%的形變時，橫向解析度亦將下降 5%左右。

一個重要的程序是比較影像採用應變複合時與傳統的複合方法之間差異，以證明應變複合的處理方式的確更有空間解析度與對比解析度之間的取捨價值。我們採用信號模擬的程序於理論上來比較應變複合的方法與傳統複合方法之間於空間解析度與對比解析度之間的取捨關係。

根據 Meunier and Bertrand 於 1995 提出的模型，我們利用程式產生一個類似人體軟組織的信號，由數千個於立體空間隨機存在的散射子構成，其擁有其各自的位置與振幅，以象徵散射子的隨機特性，並設定其於受壓時於三維空間可往各方向自由移動，各散射子之間最小的距離為 0.02mm，與人體內散射子的分布極為相近。並產生一個高斯型式的信號，以代表系統的 PSF，以數學式表示如下：

$$PSF(x, y, z) = e^{-\pi\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2} + \frac{z^2}{\sigma_z^2}\right)} \cos(2\pi f_0 z) \quad (3-2)$$

其中 f_0 是設定系統中心頻率為 5 MHz， σ_x ， σ_y and σ_z 分別

為三個方向的 -6.82 dB 波束寬，此波束寬我們全部設為 0.3 mm。

為了得到二維 B-mode 影像，PSF 與前述模擬軟組織的信號作二維(x, z) 方向上的 2D-convolution，Y 方向上則是將所有信號效應加總以成為二維影像。最後成像之前，必須對該信號取波包(Envelope)，我們以 Hilbert Transform 的方式完成。Hilbert Transform 的意義，簡單的說，便是原始信號在經過 Hilbert Transform 後，在頻域上頻率小於零的部分將變號，大於零的部分其頻譜則與原始信號頻譜相同不變，且原始信號與經 Hilbert Transform 後的信號之間並差上一個虛數 j 倍。所以如(3-3)式，若將原始信號加上該信號的 Hilbert Transform 乘上虛數 j 倍後，將使頻譜上負頻率的部分得以抵銷。再對其和取絕對值除以 2，即是影像強度，也就是所成的影像信號。

$$\begin{aligned} S(t) + j \cdot H.T.\{S(t)\} &= 2A(t)e^{j2\pi f_0 t} \\ D(t) &= \text{abs}(S(t) + j \cdot H.T.\{S(t)\})/2 \end{aligned} \quad (3-3)$$

在模擬散射子受壓後位移情形時，我們將原始的散射子位置設為 (x_i, y_i, z_i) 經過壓縮後則移動至 (x'_i, y'_i, z'_i) 處，之間的關係則可以下式表達：

$$(x'_i, y'_i, z'_i) = (\alpha x_i, \beta y_i, \gamma z_i) \quad (3-4)$$

為了確保組織的不可壓縮性，也就是組織經過壓縮之後不改變其總體積，此大致上符合於人體的實際情況，故於 x, y, z 三方向上的應變係數乘積必須為單位乘積，即 $\alpha\beta\gamma=1$ 。此外，並加以考慮物體的等向性，即若組織於軸向上被施予了 $1-\alpha$ 的應變，則另外於 β 、 γ 兩方向上的應變係數需相等，即 $\beta = \gamma = \alpha^{-0.5}$ 。

而於影像平面上之修正，則利用 α 、 β 兩係數來進行，因其分別代表於橫向與軸向的應變估計。假設原本影像有 W 乘 L 的大小，經於軸向受力壓縮後，大小將成為 αW 乘 βL ，故影像修正乃是將受壓後影像於軸向內插拉伸為 α^{-1} 倍，於橫向則需壓縮為原來的 β^{-1} 倍。

我們欲將影像應變複合的方法與傳統的方法作比較，比較的指標為影像之間的相關係數(Correlation Coefficient)與影像的取樣體積。

相關係數指出壓縮前與壓縮後影像信號之間的相似性，可定義為

$$\rho_{ij} = \frac{C_{ij}}{\sqrt{R_{ii}R_{jj}}} \quad (3-5)$$

如果接收到的影像信號沒有先經過處理，則 C_{ij} 為壓縮前與壓縮後信號的互相關函數(Cross Correlation)最大值，而 R_{ii} 以及 R_{jj} 則分別為壓縮前、壓縮後信號的自相關函數(Self Correlation Coefficient)。換言之，若兩張影像間的相關係數越大，表示彼此之間信號相似性越高。相似性越高的信號複合之後，因斑點雜訊模式相近，則抵銷的效果較差。相關係數性越低的信號則因斑點雜訊分布模式差異較大，複合之後可以使斑點雜訊降得較低。

假設受測物自軸向受外力壓縮產生應變 $(1-\alpha)$ ，則其取樣體積的改變量為 $\alpha^{-1}\beta^{-1} = \alpha^{-0.5}$ 。此外，因為縱向上的應變未被修正，故取樣體積於縱向上該維度會拉長 $\gamma = \alpha^{-0.5}$ 倍，總和考慮後，其取樣體積

經由影像平面修正程序將變大為 $\alpha^{-1}\beta^{-1}\gamma = \alpha^{-1}$ 倍。而討論影像複合時，我們是把修正後影像與原始影像相加，故複合後取樣體積的平均改變量應為 $(1+\alpha^{-1})/2$ 倍。注意因為取樣體積的改變量可以表示成軸向應變係數 α 的函數，我們便可以從施予的應變與取樣體積改變找出相對關係，取樣體積的改變代表了空間解析度的犧牲。

而傳統的影像複合之特點是複合時所有影像皆在同一大小的取樣體積下，相較於應變複合隨著不同外力造成的應變量不同，可在不等的影像取樣體積下複合。因此，估計傳統影像複合方法的空間解析度喪失是十分直接的，舉橫向空間影像複合為例，若將探頭自橫向上分成兩個大小相等的子探頭，因兩子探頭所發射出的超音波束此時毫無重疊，故子探頭所分別取得的兩張影像間相關係數為零，斑點雜訊的消除此時應最具效果，但此時探頭長度將成為原始的一半，空間解析度喪失了兩倍。同此理，我們可將傳統的影像複合方法，於空間上的解析度喪失估計為當影像取樣體積從原本的 1 倍增為 2 倍時，相關係數從 1 線性地遞減至 0 (參見 Trahey et al. 1986)。而軸向與縱向上複合的空間解析度損失亦能以相同方法估計。故我們能比較出應變複合影像與傳統複合影像間於空間解析度與斑點雜訊消除程度彼此之間的取捨。

如下頁圖 3-7，我們把應變複合方法中，壓縮前與壓縮後經過影像平面位移修正的兩張模擬信號複合平均後與原始影像間的相關係數，對取樣體積大小彼此的對應關係畫為實線，傳統影像複合方法畫為參考虛線，以作比較。此實線資料採用了 20 組模擬數據加以

平均而畫出，並標出此 20 組數據的標準差畫成誤差長條圖(Error Bar)。

圖中橫軸所謂正規化取樣體積(Normalized sample volume)指的是以原始影像取樣體積為 1，採用影像複合方式後取樣體積會放大的程度，例如橫軸取樣體積 1.2 代表若採用影像複合方法，複合後的取樣體積會成為原始影像的 1.2 倍，即犧牲了 20%的空間解析度。

從圖中可以看出來，採用影像應變的複合法與傳統方法相較，當取樣體積的大小相等時，應變複合的方法其相關係數下降的較低。換句話說，在犧牲同樣的空間解析度下，應變影像複合可以使斑點雜訊的抵銷較顯著，CNR 提昇較高。

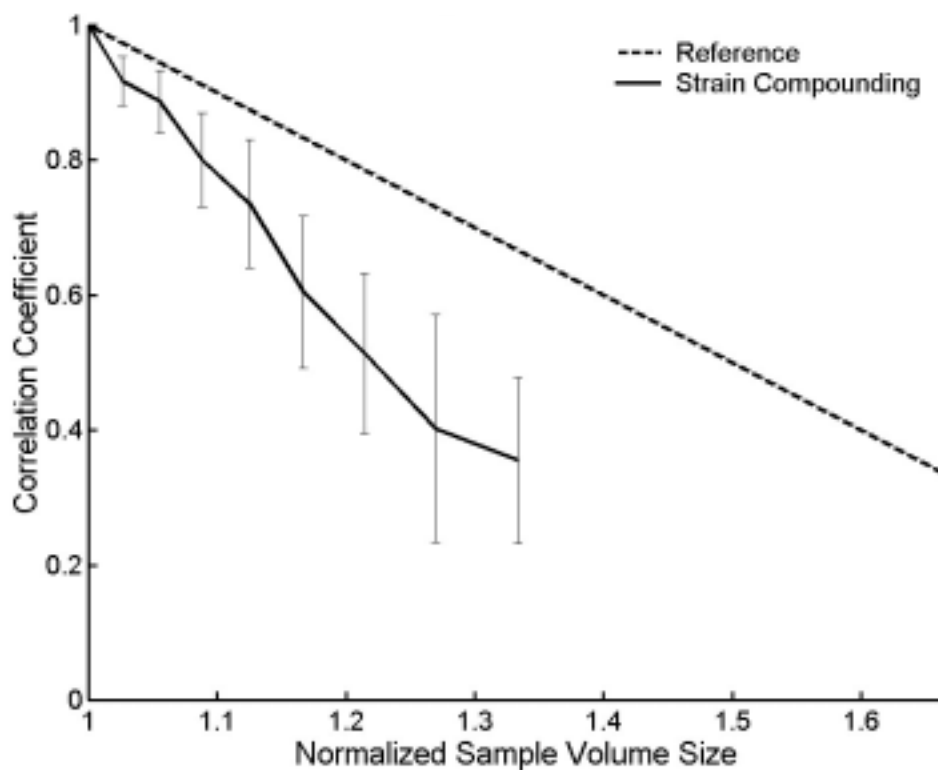


圖 3-7

為了說明在影像應變複合中，影像於壓縮形變後經過我們斑點追蹤的步驟，的確能使壓縮後影像將形變修正，使壓縮前後之影像相對應位置能對齊，我們亦將不同應變情況下的模擬信號，對原始未受壓的信號作相關係數分析，得到下頁圖 3-8。虛線為不同應變下受壓後的信號與壓縮前信號的相關係數，實線則是將受壓後影像形變於影像平面加以修正其形狀後並與原始信號作相關性分析的結果。

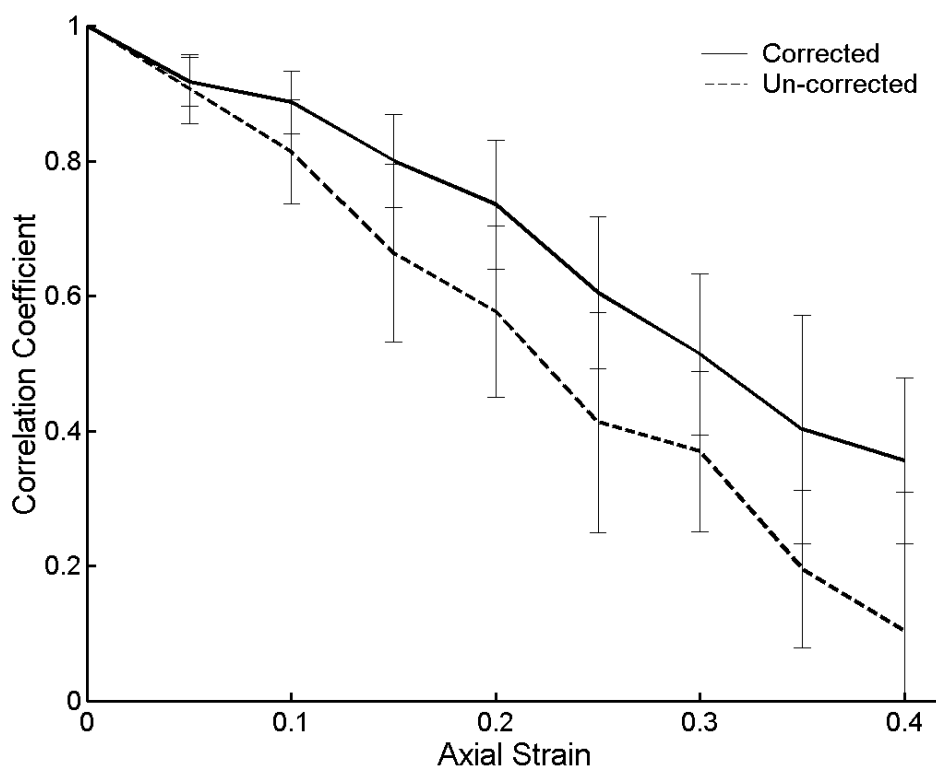


圖 3-8

由圖 3-8 可見，經過影像平面修正後，能將影像間彼此的相關係數顯著提高，此代表著我們於壓縮前後影像作形變修正之程序的確產生效果。

影像應變複合的原理既然是基於高度方向上沒有經過修正的散射子位置分布移動改變而成，則除了之前的相關係數與修正效果分析外，仍有一點於理論上需要分析釐清。如圖 3-9 中，若系統發射信號於高度方向上的波束寬較窄，會否造成散射子受壓後於高度方向上的移動可立即脫出影像平面，使得此受壓後信號與受壓前信號的相關係數降得較低，複合後效果較佳。但當高度方向波束寬增加時，如圖 3-9 中虛線，在相等的壓縮外力下，散射子將較不容易於影像平面中脫離，是否會導致影像複合效果降低？

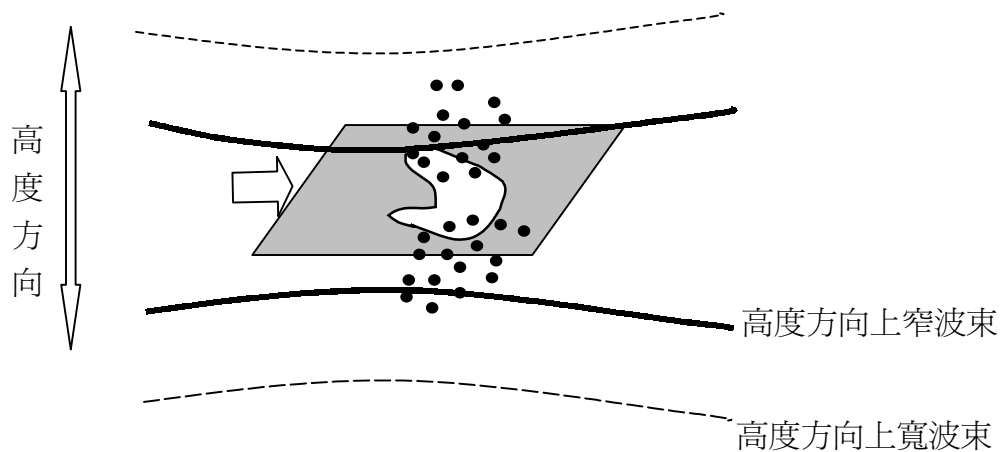


圖 3-9

理論上而言，高度方向上的波束寬度應當不會影響複合結果，因為我們利用的是散射子於高度方向上的”應變”來加以達成散射子分布不同的效果。雖然高度方向上不同位置上的散射子其位移不同，

但理論上其應變應為相等(若受測物為均質)，或是相差不多(受測物近似均質)。因此散射子於高度方向上的位移會隨其高度方向位置成正比，亦即，雖然寬波束感覺上可容納較大的散射子位移，但高度方向上位置較高的散射子其移動位移亦應較大，仍舊較易脫離高度方向上的波束範圍，移出影像平面。因此推論，高度方向上波束寬窄不會影響壓縮前後影像間相關係數，亦不會對複合結果產生影響，這是基於均質受測物其各處應變應相等的觀念。

由上所述，為了證明應變相等導致高度方向上波束寬對壓縮前後影像相關係數無影響的結果。我們改變高度方向上波束寬自一倍放大到四倍的大小，將被壓縮後的信號與壓縮前的原始信號作相關係數分析，結果發現，無論高度方向上波束寬多窄，皆不會影響壓縮前後的相關係數，此印證我們對該想法的推論。

結果請見下圖 3-10。

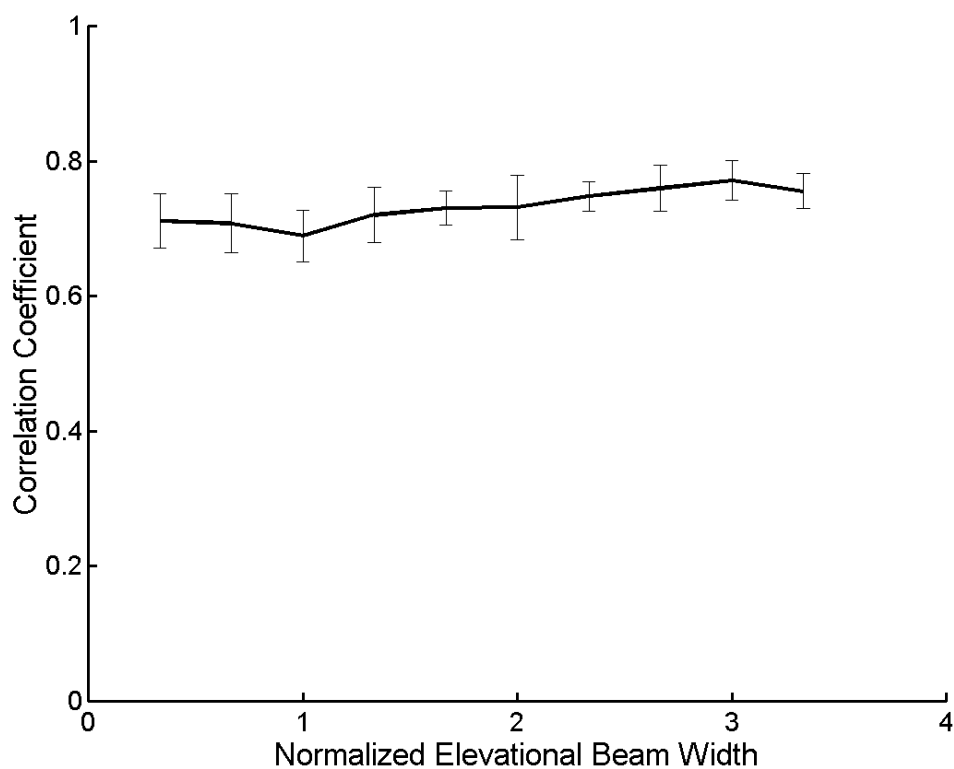


圖 3-10

第四章 實驗設計

4.1 影像仿體的製作

在進行超音波影像應變複合的研究程序時，我們採用先於仿體上驗證此方法有基本成效後，再進入人體影像做實際軟組織處理。因此必須先製作出仿體以擷取信號數據。

仿體的作用主要用來模擬人體的軟組織構成，因人體軟組織內有百分之七十以上為水所構成。而仿體則是以gelatin 固而成，其內部亦是涵容著大部分的水份，故以仿體來初步試驗應變複合法對人體組織的效果是符合需求的。

我們採用gelatin 與水混合的濃度來控制所欲模擬的軟組織硬度，若gelatin 液的濃度最高，代表著凝結後此仿體的硬度越硬，可以代表越硬的人體組織，反之濃度越低則代表組織越軟。此外，在仿體內部還要加入直徑106微米或更細微的玻璃小球（Sigma G4649, St. Louis, MO, U.S.A.）。因為，玻璃小球能對超音波信號給予有效的散射，藉此來模擬人體中不規則分布的散射子。由於我們希望能夠模擬的情況是人體組織中有病變區塊出現的狀況，例如腫瘤的發生，所以，欲製作的是一塊方形的仿體，中央有一ROI部分以代表病變組織。

製作的方法是先製好周圍代表正常組織的仿體部分，濃度大約是以1000公克的水加上90公克的gelatin ，並加上10公克左右的玻璃小球，作為背景部分，模擬正常的人體軟組織。待上述所製熱液體冷卻凝結之後(約需5-6小時)，將其中心挖空出一個直徑約17mm的圓洞，作為ROI預備製作的區域。

再配製出另一熱溶膠溶液，是以1000公克的水加上180公克的gelatin ，並加上20公克左右的玻璃小球，作為ROI部分，模擬產生硬化病變的非正常組織或腫瘤。再將此熱溶液倒入原先製成的方形仿體中央空洞，待其凝結，此仿體便告完成。

我們雖預期這樣的濃度配合能製作出模擬中央ROI部分與周圍背景不論在硬度或是在影像亮度上都相差兩倍的模擬實驗，但由於製作仿體的加熱過程中，水分會視加熱速度不斷蒸發，且影像亮度與溶液濃度之間也並非是完美的線性關係，故最後取得的影像中心ROI

區域與周圍不見得會是兩倍的亮度差。但這不影響我們的實驗結果，真正重要的是採用應變複合方法後，影像對比解析度的增進程度。

4.2 實驗系統架構

實驗架構包括了三個部分。其中第一階段是以單一探頭以步進馬達(Q-Sync, Hsine-Chu, Taiwan, R.O.C.)橫向移動帶動探頭掃瞄以構成簡單的二維影像，如下圖 4-1 所示。此階段的目的是，在於必須先證明影像應變複合的方法之可行性(proof of principle)，再將其擴展至商用二維影像系統。採用單一探頭所取得的資料，為未經系統處理過的 RF 資料，此有助於我們探討原始信號在壓縮前後位移的計算結果是否準確，有助於信號處理時的偵錯過程(debug) (Li and Chen

2000)。當於一維信號複合的結果可如預期後，我們便可進入商用的超音波二維影像系統上對商用影像加以處理，以探討應變複合方法的效果。

一維掃瞄之實驗乃以步進馬達於橫向帶動單一探頭掃描的方式，以構成二維影像的信號。以HP VEE軟體同時控制壓縮程度以及信號的發射與擷取，另外，它也控制橫向掃描的間距。且直接以固定於步進馬達上之探頭表面對仿體進行壓縮，如圖4-1所示。

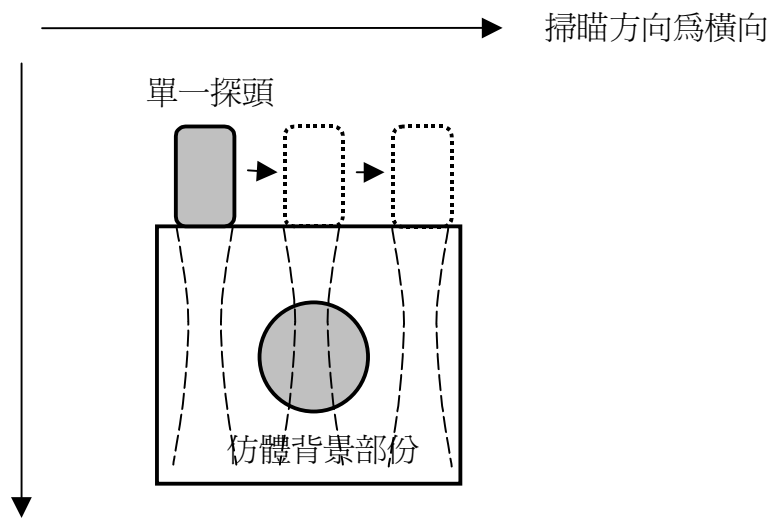


圖 4-1

圖4-2 是整體的單一探頭掃瞄實驗架構，固定一中心頻率 5 MHz 探頭的壓縮器用來壓縮中間具有一ROI區域的仿體，HP VEE軟體透過PC控制步進馬達沿橫向轉動的步數，帶動固定於其上的探頭移動，而探頭此時充當壓縮器壓縮置於其下方的仿體，同時它也按照設定好的時間間隔，促使VXI (Hewlett-Packard E1401B, Palo Alto, CA,

U.S.A.) 的信號產生器模組(Hewlett-Packard E1445A, Palo Alto, CA, U.S.A.)產生方波信號去觸發脈衝收發器產生一負振幅的脈衝，自探頭髮射將此脈衝傳入仿體內，探頭也接收反射回來的聲波信號，將其送入脈衝收發器 (Panametrics Model 5072PR, Waltham, MA, U.S.A.)後放大，經過VXI的A/D卡模組 (Hewlett-Packard E1429A, Palo Alto, CA, U.S.A.)，再將data傳回電腦以進行分析。

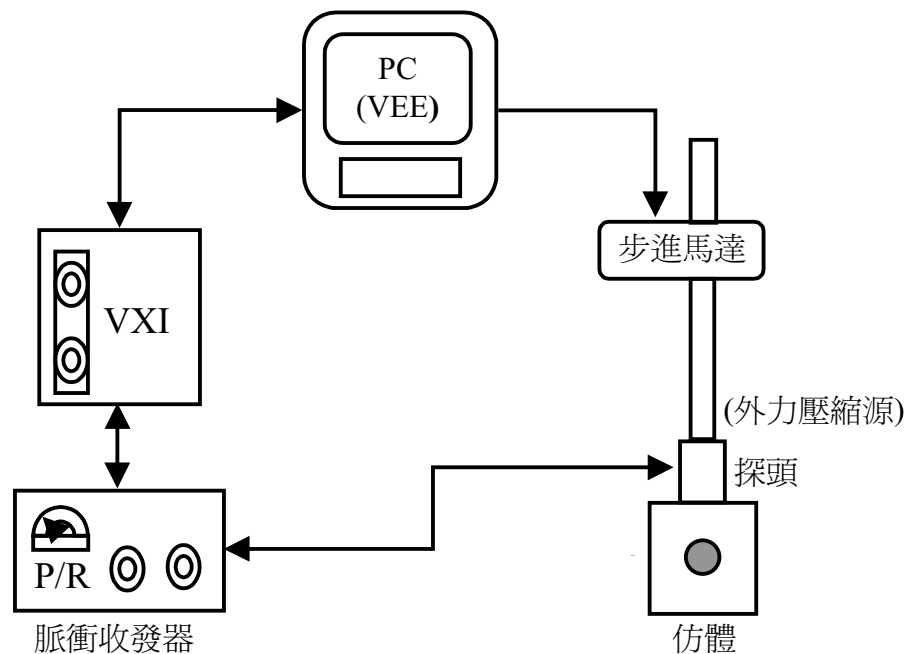


圖 4-2

此外則是以商用超音波系統所取得的二維影像實驗數據，目的是欲了解現行的超音波商用影像系統使用我們的應變複合方法效果

如何。首先是以商用系統取仿體影像，仿體的製作參數如4-1節所描述，ROI的亮度與強度大致以背景2倍設定，實驗架構如下圖4-3所示：

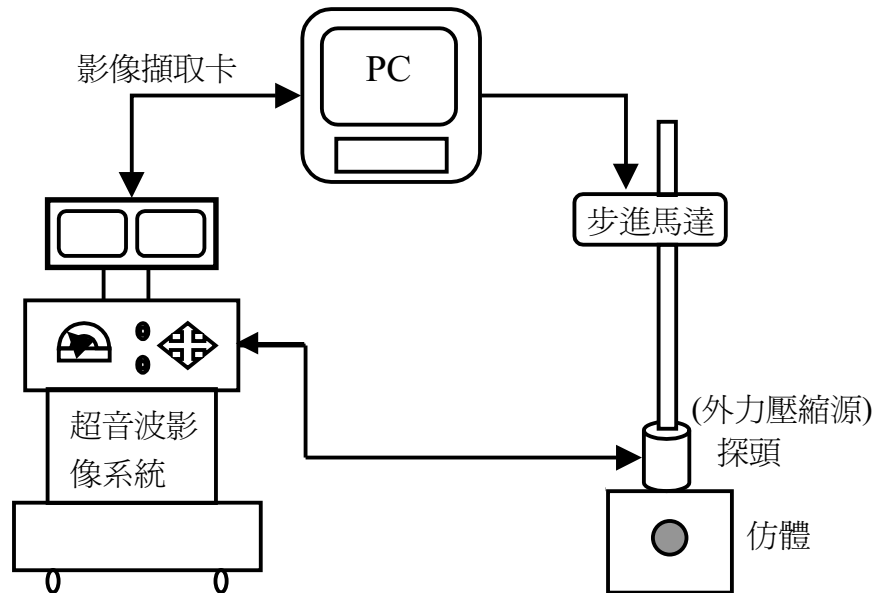


圖 4-3

首先為了了解形變程度對仿體的影像信號於壓縮前後相關性的關係，我們以步進馬達帶動探頭，以探頭充當壓縮器直接壓縮仿體。因為我們可以電腦程式直接控制步進馬達的壓縮程度，得到設定好的形變量。但若是取人體影像時，便不能如此設計，因為人體影像的壓縮很難以如此初步的實驗儀器控制其壓縮距離，我們於稍後詳述。

超音波影像系統將控制探頭的發射與接收聲波信號，此處使用的探頭為中心頻率4 MHz（用於肝臟影像）與7 MHz（用於甲狀腺影

像)(ATL C4-2 以及L7-4, Bothell, Washington, U. S. A.)的線性陣列探頭。影像資料則是以ATL Ultramark-9 (Bothell, Washington, U. S. A.)取得後,再由系統輸出至PC上的影像擷取卡(Upmost UPG401B, Taipei, Taiwan, R. O. C.),擷取成BMP的灰階影像格式以方便程式處理。

若是要取得人體影像作分析,則無法以步進馬達帶動探頭,因為人體不規則的表面曲線無法使探頭具有良好的位置固定。此外,以徒手控制探頭方向的取影像方式,更貼近臨床上的應用情況(free hand)。

故我們採用人工控制探頭壓縮的方式,以確保探頭方向不致於壓縮時偏斜。整體架構如圖4-4所示:

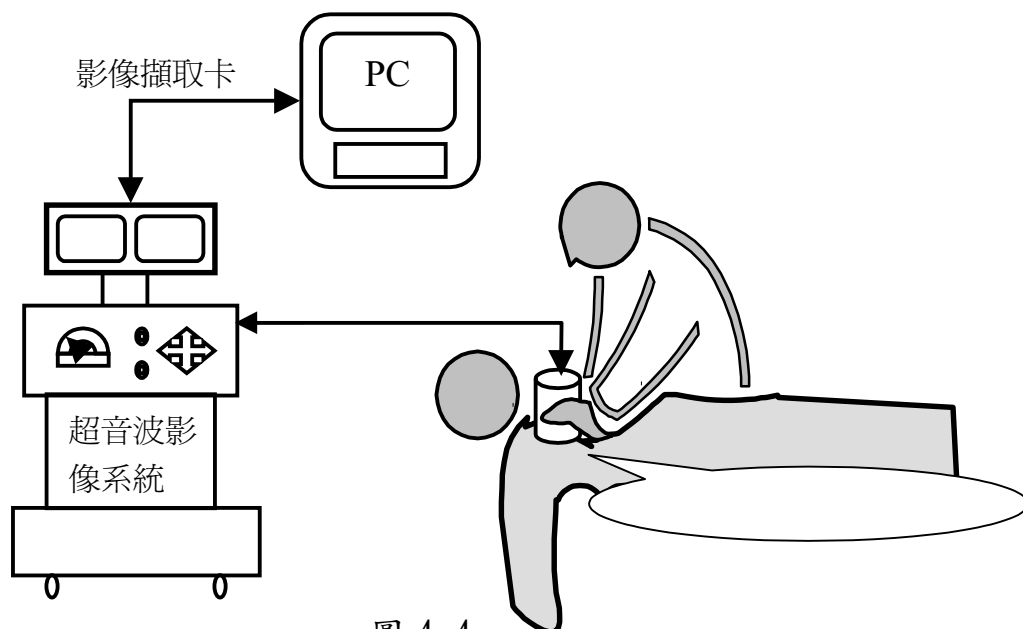


圖 4-4

我們請有經驗的醫師以手持探頭壓縮受測者的方式，壓縮其甲狀腺體與肝臟等器官，甲狀腺體因離人體體表較近故壓縮與接收影像時使用較高頻探頭(ATL L7-4, Bothell, Washington, U.S.A.)，肝的部分因為位居體內深處，採用較低頻的探頭(ATL C4-2, Bothell, Washington, U.S.A.)。而醫師是採取一次壓縮到底的方式約在3秒以內完成整個壓縮程序，影像自系統端經由影像擷取卡傳送至電腦，以影片片段的方式將整段形變壓縮過程錄下。再經由影像處理軟體將影片片段的動態檔，以每秒30張影像的方式(frame rate= 30 frames/s)，將動態影片檔切割成一張一張的單張影像以便處理。

以上所得的每張影像中每一像素的影像值以8 bits 儲存，即256階的灰階影像像素值，而每張影像則為640*480像素大小。

第五章 結果與討論

5.1 一維方向

5.1.1 一維複合結果

如前章所敘，以一維探頭於橫向掃描所取得的組合式二維影像資料，我們作影像位移修正分析時，也只能在一維的方向上計算其壓縮後位移再予以修正，相當於只是將一組平行的信號各自於一維方向內插拉長，此受限於影像資料的取得特性。雖然如此，我們仍能從此一維修正的結果看出一些觀念的印證。不同於商用二維影像，對於一維信號上乃採用基頻信號互相關法（base-band cross-correlation）來達到斑點追蹤之目的，其原理如下：

令 S_1 、 S_2 分別表壓縮前後某一散射子的echo信號，其可表示為：

$$S_1(t) = A(t - \tau_1)e^{j\omega(t - \tau_1)} \quad (5-1)$$

$$S_2(t) = A(t - \tau_2)e^{j\omega(t - \tau_2)} \quad (5-2)$$

其中， A 為超音波信號波包， ω 為 $\omega = 2\pi f_0$ ， f_0 為超音波中心頻率； τ_1 與 τ_2 則分別為壓縮前後，該散射子與探頭表面間之距離所產

生的時間延遲 (time delay)；將兩式解調 (base-band demodulation)，使其中心頻率降到DC，得到下兩式：

$$B_1(t) = S_1(t)e^{-j\omega t} = A(t - \tau_1)e^{-j\omega\tau_1} \quad (5-3)$$

$$B_2(t) = S_2(t)e^{-j\omega t} = A(t - \tau_2)e^{-j\omega\tau_2} \quad (5-4)$$

求 $B_1(t)$ 與 $B_2(t)$ 的互相關函數表示式 (cross-correlation function)：

$$X(t) = \int_{-\infty}^{\infty} B_1(t + \tau)B_2^*(\tau)d\tau \quad (5-5)$$

*表取其共軛複數函數。取函數的zero-lag值，

$$X(0) = \int_{-\infty}^{\infty} B_1(\tau)B_2^*(\tau)d\tau = \left[\int_{-\infty}^{\infty} A(\tau - \tau_1)A(\tau - \tau_2)d\tau \right] e^{j\omega(\tau_2 - \tau_1)} \quad (5-6)$$

所以， $\tau_2 - \tau_1 = \frac{\angle X(0)}{\omega}$ 表示壓縮前、後echo信號的時間差，其中 $\angle X(t)$

為互相關函數的相位。如果超音波波速為 c ，則壓縮前後組織的形變

量為 $c(\tau_1 - \tau_2)/2 = \frac{c\angle X(0)}{2\omega}$ ，因信號為往返雙程(Round-trip故除以2)。由

上式得知信號上某點的形變量後，便能如前所敘，將壓縮後該點的

像素值根據形變量設回壓縮前其所在位置，完成形變修正。

我們對一個高約 50mm，且中心含 ROI 區域的受測仿體先取得其原始影像後，設定其為第一張影像，再分別給予其約 2%，4%，6% 的壓縮應變後，取得第二，第三，與第四張影像。利用第三章提到的基頻信號互相關法求出其後三張影像的壓縮後形變位移，予以內

插修正，再將此四張影像以 $1+2$ ， $1+2+3$ ， $1+2+3+4$ ，等不同張數的影像相加後與原始影像比較得到結果如圖 5-1 所示，由左上至左下以順時鐘方向排列的四個圖，分別是 1 ， $1+2$ ， $1+2+3$ ， $1+2+3+4$ ，後的結果。

由圖 5-1 中，我們比較四個圖的結果，我們可以發現，每多加一張影像，便會使其圖中的斑點閃動情形減低，此即是減低了影像的標準差，抵銷了斑點雜訊。我們亦可發現，中心 ROI 的可辨別程度越來越高，且整張影像隨著所加影像越多，有越來越變白的感覺。此並非是因影像相加後絕對值變大使影像變亮之結果，而是因為斑點雜訊被減低後的影像相對呈現效果更佳。我們於相加的過程中，已將影像的強度加以平均過，故每張複合後影像的強度應為一致。

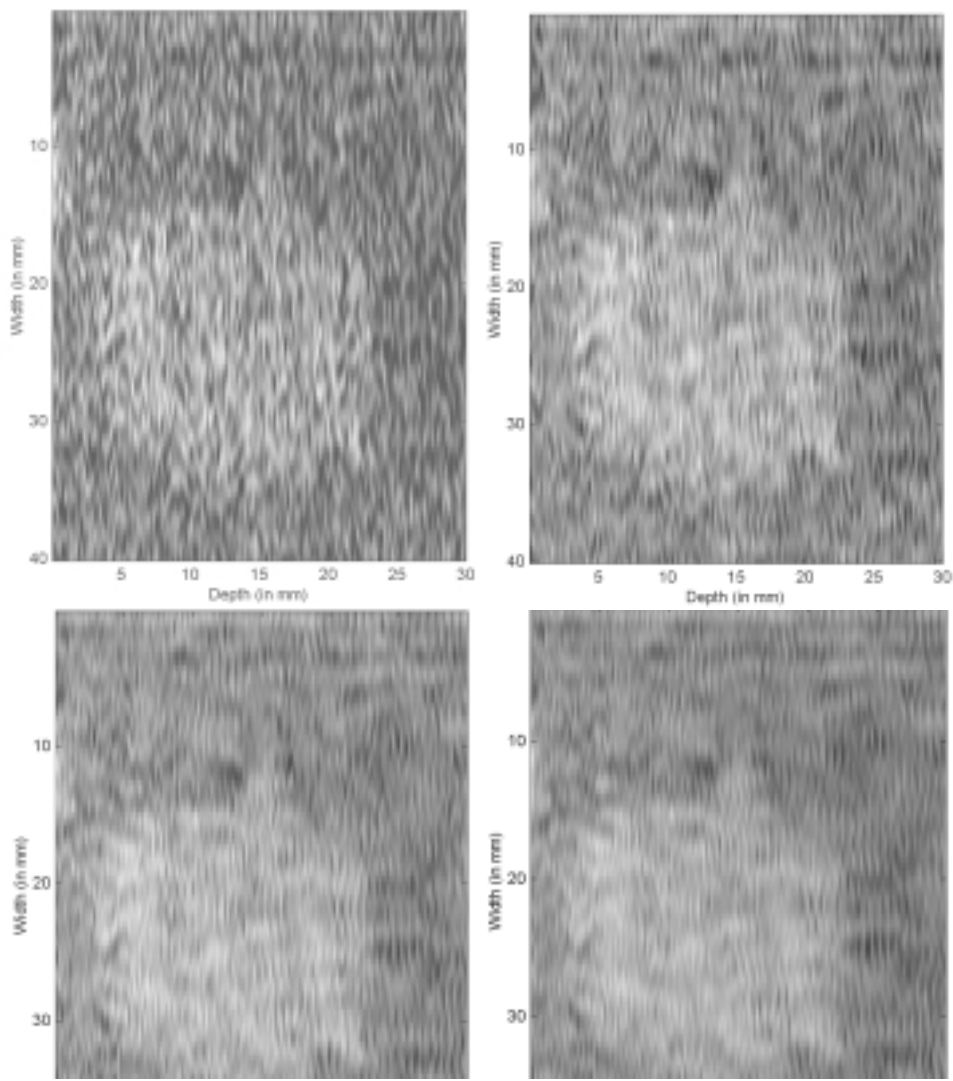


圖 5-1

由上圖可看出，中心 ROI 區域除了鑑別度較高外，邊緣定義也變佳了。這是因為原始影像的邊緣被斑點雜訊所掩蓋，經複合之後，斑點雜訊減輕了，邊緣便能被突顯出來。此證明了利用影像應變複合法，的確能將影像品質大幅改進。

圖 5-2 用來觀察影像於複合前後的 CNR 增進幅度，探討應變影像複合的效率。CNR 的計算請詳見 1.2.3 節。

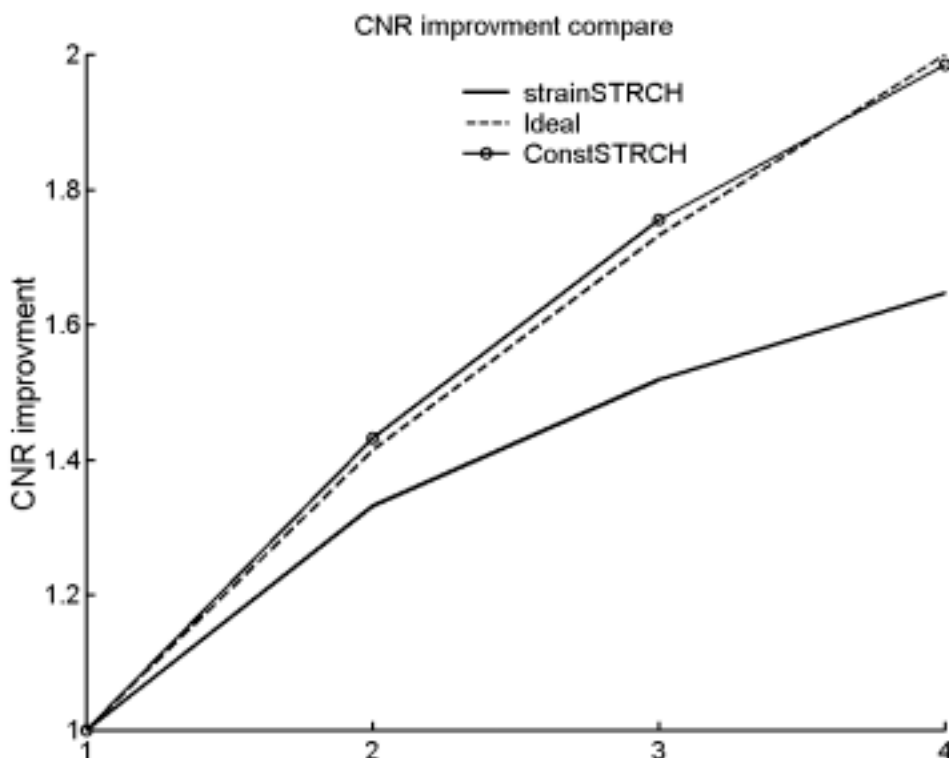
為了證實斑點追蹤的演算法，的確能找出斑點經過壓縮後產生的不均勻位移與應變，故除了基頻信號相關法以追蹤斑點位移外，我們特地對相同的數據不作斑點追蹤，而直接將原始之一維信號重新多速率取樣(resample)。例如：若我們施予受測物 2% 的壓縮應變，則我們就直接對受壓後的影像，加以內插拉長成原始信號的 100/98 倍。也就是我們將受壓物當成了均質的受測物，其內部斑點移動情形如理論所描述的位移與位置成正比，只需要單純內插，而不需作斑點追蹤找出每個點因不均勻特性產生的不規則位移。當然如此單純內插的做法對物體應變修正會比較不準確，誤差亦會很大。

如下圖 5-2 所示，虛線代表理論上完全無關的不同張數的影像複合之後其 CNR 應提高的程度。根據理論，N 個不同且完全無關的信號相加平均後，其信號的 SNR 或 CNR 應可提高為原始單一信號

的 \sqrt{N} 倍，故自虛線中可讀出，假使將原始的單張影像之 CNR 正規化(Normalized)為 1，當兩張影像複合時，其 CNR 應可提高為原始的 1.414 倍，而當有四張影像複合時，其 CNR 便可成為原始的 $\sqrt{4}=2$ 倍。即於理論上在 4 張影像複合後 CNR 的提高可達 100%。

先看圖中的 ConstSTRCH，代表的即是我們於前段所提到的單純內插方式修正，我們發現到，因單純內插修正的結果誤差十分可觀，使得修正後的信號相加後與完全無相關的信號複合效果之間幾乎相差無幾，雖然複合效果不錯，但此乃因我們只概略對影像作單純內插修正，故複合後的影像失真會較嚴重。

其次是圖中的 strainSTRCH，此代表我們的應變斑點追蹤修正法，乃是詳細地去追蹤出信號中每點的位移與應變加以修正，如此才能使影像的對位良好，複合後不失真。雖然 CNR 的改進，並不如完全不相關的信號予以相加後效果為佳，但效果仍非常顯著，可達 60%以上，且影像形變修正的過程是防止影像失真所必須作的，即使犧牲了某些對比解析度的改進。

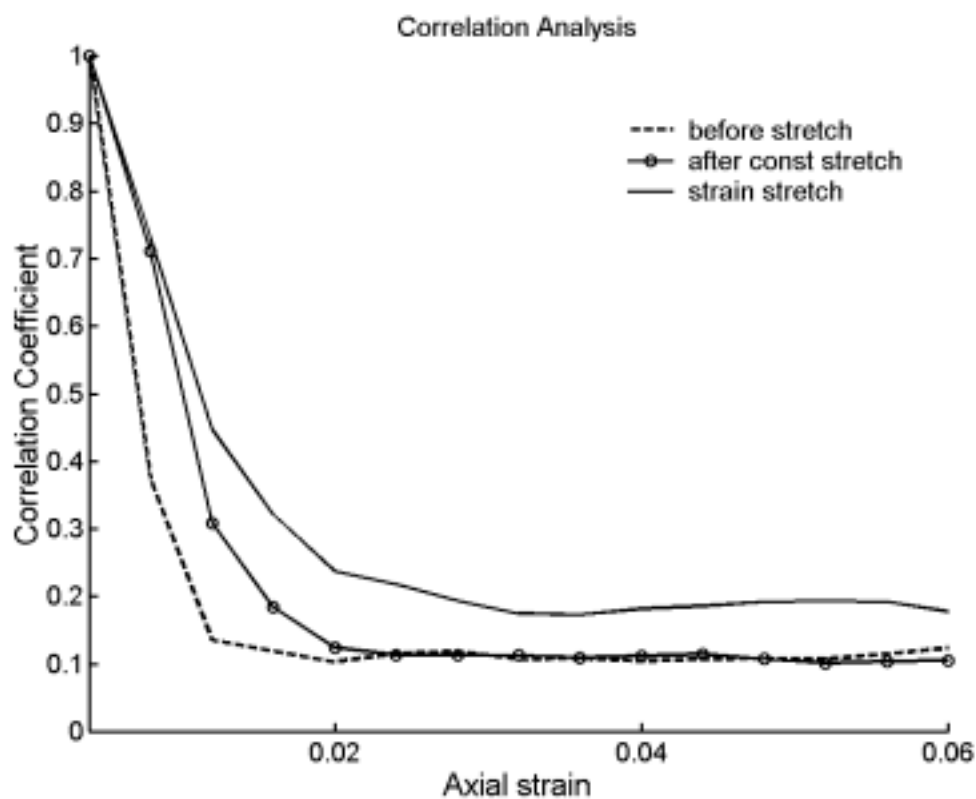


另一個說明我們的形變修正產生效果的依據，可見圖 5-3，逐漸加大影像所受應變，並將不同應變狀態下的受壓影像與原始影像作相關係數分析，如同前例，亦分成影像不作修正，影像作理論修正，與影像作實際斑點追蹤修正等三種情形，再對原始影像作相關係數分析。換言之，若兩張影像間的相關係數越大，表示彼此之間信號相似性越高，即彼此的相對位置越能夠對齊。

圖中三條曲線的相關係數值都隨所施予應變遞增，而從 1 漸減直到逼近於相關係數等於 0.1 左右，此代表當不施予應變時，壓縮信號與原未受壓信號一模一樣，是故相關係數為 1。隨著應變增加，被壓之影像與原始影像間信號越不相似，且超過一定的壓縮應變後，例如對虛線而言施予應變超過 0.01(1%)後，可看成被壓縮後之信號已與原信號完全無相關，之後再增加的壓縮形變並不能再使相關係數降低。特別說明，此處相關係數值的大小於往後商用二維影像將不再適用，原因是在此實驗架構下並無對橫向上的壓縮位移修正，所以相關係數下降較快，且以一維探頭構成二維影像本就有相當誤差，故在此的相關係數值的部分將與下文商用二維影像實驗不同，但趨勢可參考。

圖中虛線部分代表受壓縮後之仿體不經過修正與原始受壓縮前

影像做相關性分析的結果。可看出，相關係數的降低最快且降得最低，這代表未經形變修正之結果確使得壓縮前後的影像信號差異最大，即影像較不相像，相關係數的落差十分明顯而迅速。同理，比較單純內插拉伸(constant stretch)與斑點追蹤法於細部每點拉伸修正(strain stretch)之結果，亦能明顯看出斑點追蹤法對於形變的修正較為準確，使得相關係數的降低速度較慢，且降幅亦沒有那麼大。注意我們選 2%，4%，6%來加以應變複合的原因：當施予應變大約至 2%後，會使相關係數下降至一定的程度，使複合程序此時較有效率。若再取更大的應變，例如 20%，因相關係數已降無可降，並不能使複合後效果較 2%的應變後影像複合有更明顯之改善，此會耗損系統資源與運算時間而徒勞無功。此外有趣的一點是，單純內插拉伸的曲線當其到應變大小達到 2%左右時，其曲線將十分貼近毫無應變修正的原始信號組(虛線)。此結果十分與圖 5-2 契合，可看出即使以單純內插法修正應變，影像之間形狀誤差仍大，雖能令複合之後 CNR 提高效果極佳，其結果卻不可信任。



5.1.2 一維複合結果之討論

上節中，我們討論到以一維方向壓縮修正為主的複合影像結果，我們從圖中的結果可發現，似乎只需施予 6% 左右的應變，便能使影像的 CNR 大幅提高 70%。但必須注意的是，正確的影像受壓時散射子是往三維方向移動，而非單純只在受壓縮的直線上移動，因此，若要修正應變，只在直線上作內插拉伸，誤差會很大，至少需在影像平面上作二維修正，也就是我們於第三章所提的二維斑點雜訊修正法。

如此一來，則可以推論，當我們將斑點追蹤法用於二維平面時，因為此時位移或應變的修正比單純一維方向拉伸較正確，因此，修正後的影像跟原始未壓縮前影像的相似程度會更提高，即相關係數變大，因此複合之後，CNR 提昇的效果應較差。換言之，當修正方法用在二維平面上時，獲得的影像應較一維修正的結果準確，但斑點雜訊的降低效果亦會打折扣。雖然如此，二維的影像修正是必須得作的，因為我們還是必須以影像形狀的正確性為第一考量，否則複合程序就失去了價值。如此的取捨，可以用一個非常直觀的方法解決：加大施予原始受測物的應變。當然，誠如我們之前所敘的，應變的施予並非可以無限量地加大壓縮以達到斑點消除的目的，因為應變越大，則原始受測物的形變越大越難加以修正，或修正之後

仍有不小的形狀誤差。而就我們於二維影像修正的經驗歸納出，若欲達到 CNR 的改善能達 60%~70%左右，能與一維修正的效果相比美，則需加大外力應變至 20%~30%左右，其結果我們將於下文中詳述。

本研究先採用一維取影像方式來進行實驗的原因，乃是我們必須先證明影像應變複合的方法之可行性，再將其擴展至商用二維影像系統。此外，採用單一探頭所取得的資料為未經系統處理過的 RF 資料，此有助於探討原始信號在壓縮前後位移的計算結果是否準確並有助於信號處理時的偵錯過程。使用單一探頭也能使實驗過程中對壓縮量與壓縮的方向較能掌握，也有助於探討相關變數對實驗結果的影響性。當於一維信號複合的結果可如預期後，便可進入商用的超音波二維影像系統上對商用影像加以處理，以探討應變複合方法的效果。

5.2 二維方向

5.2.1 二維複合結果

採用商用超音波影像系統所取得的影像作斑點追蹤而複合的程序，就如同於我們於 3-3 節所提到的，是利用區塊相關係數比較法所得為形變修正之依據。如此的修正方法將使得影像平面上的位移修正較正確，卻也降低了斑點雜訊之抵銷效果。

為了表明二維修正方法的可靠性，我們同樣先壓縮自製仿體為受測物取得影像，再加以修正複合。仿體的製造參數與方法請參造第四章，我們將中心 ROI 與周圍的背景雜訊設定亮度大約 2 倍上下。

並利用步進馬達帶動探頭直接壓縮仿體，探頭本身為壓縮源，故影像之最上端，抑就是探頭與受測物的相接觸該點，應變與位移為零，應變並往下遞增。我們一共施予仿體受測物 20% 的應變，並在 3 秒內完成整個壓縮程序，並將整個壓縮過程錄成 AVI 檔，再用影像軟體分割成靜態影像。如此方便我們在進行人體實驗時的環境，因為人體的不規則形狀，較難利用步進馬達去壓縮人體，且於臨床應用上徒手壓縮以取得人體影像應較為實用。

下圖 5-4 是仿體實驗的結果，兩張圖的顯示動態範圍為 40dB，左圖是從商用機器上取得的單一 B-mode 影像，我們可以觀察到，左圖很難從影像中區分出，中間有亮度較亮的 ROI 區域，右圖則是四張影像複合的結果，我們可以看出右圖的中心 ROI 區域已較能被分辨出來，而邊緣定義也較原來的圖明顯，影像的對比解析度已有提昇，經過計算，CNR 提昇 57% 左右，雖然比一維的位移修正效果有些差距，但其實已有明顯提昇。在影像上可能會覺得複合後對比效果不顯著的原因，是因為在於仿體本身在製作時邊界與對比就刻意作得很不明顯，以呈現影像經過複合後之效果的確能使 ROI 浮現出來。

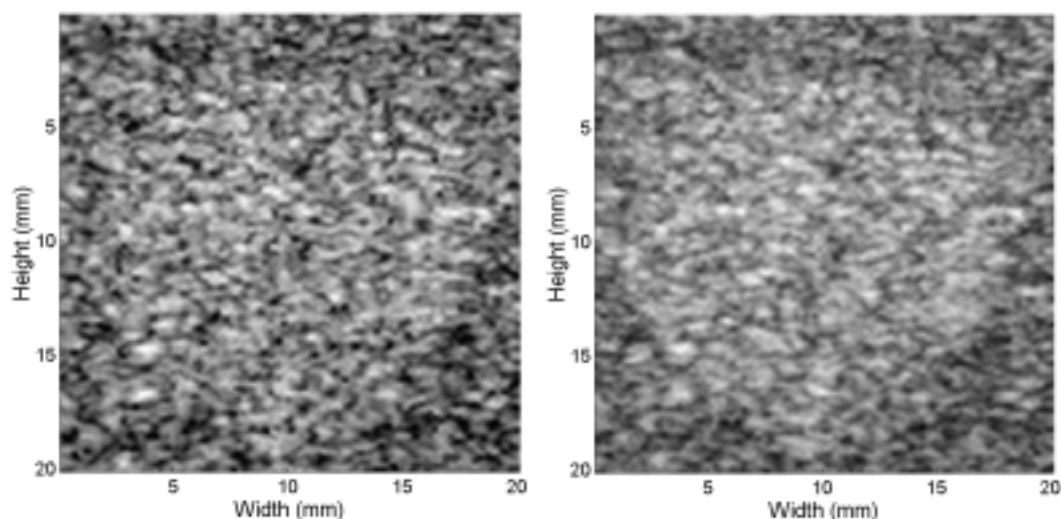


圖 5-4

圖 5-5 則是將影像應變複合法利用在人身實驗上的結果，受測部分為人體的頸部與甲狀腺(Thyroid)周圍。之前已提到，為了配合臨床應用上的取像條件，作為壓縮源的探頭是由有經驗的醫師徒手控制方向與壓縮大小，以估計的方式在 3 秒內壓縮若干距離(約莫 20%~30%的軸向應變)，再將動態檔分解為單張的影片序列將序列中取出四張影像複合。影像顯示動態範圍為 40dB，灰階影像。

由於此影像採自正常人體，其沒有病變組織，故我們無法找出反射特性於背景環境有異的 R.O.I，故我們以計算 SNR 的方式來代替 CNR 表示影像的改進程度。SNR 與 CNR 雖然計算上絕對數值不盡然相同，但基本上 CNR 是受 SNR 所影響，兩者成一正比關係，故採 SNR 來代替 CNR，表徵影像品質的改進是合理的。

圖 5-5 左是甲狀腺部分單張影像，右是複合後影像，此受測者為 24 歲男性，身體健康，無甲狀腺方面相關疾病。圖中 T 為人體的甲狀腺(Thyroid)，J 為頸靜脈(jugular vein)，C 為頸動脈(carotid artery)。比較左右圖，可發現左圖的斑點效應較明顯遍佈影像，並會影響組織交界處的判斷，讓界線模糊。而右圖則令斑點的閃爍變得較平滑，讓斑點雜訊明顯降低。此外，組織交界處也變得更銳利，界線比複合前更清晰，由此可見，影像複合的確能產生我們預期的效果，其中複合後的影像 SNR 提昇 67.15%。

但如前所敘，降低斑點的代價是空間解析度的略為下降，複合

後影像可能略顯得稍微模糊，但仍在可接受的範圍內。而且，當影像若有低對比的 ROI 部分時，將其病變部分的偵測為第一要務，此時的斑點降低與組織交界線突顯，應是第一考量。

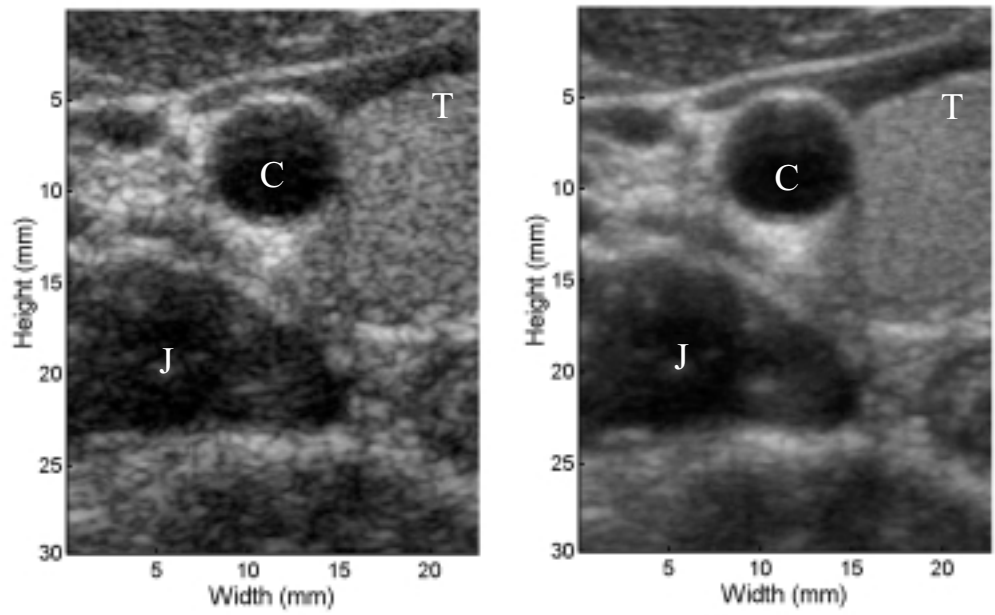


圖 5-5

此外，變換不同受測者的人體資料與變換處理範圍，以說明本方法的一般性，圖 5-6 為另一 28 歲健康男性受測者的單張影像與四張影像複合之結果，我們並集中於甲狀腺部分處理，依然能看出斑

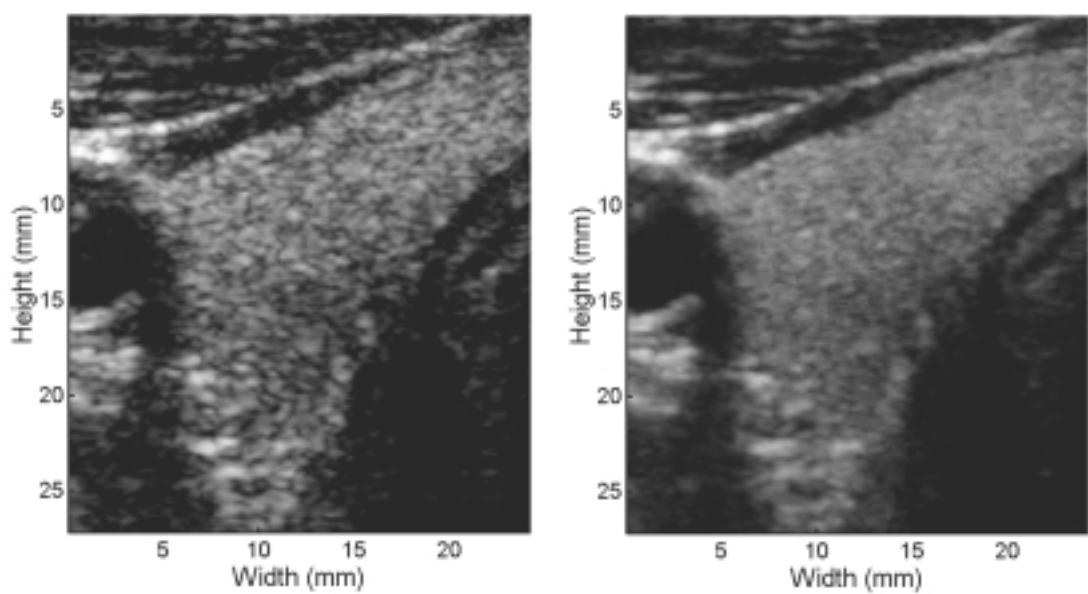


圖 5-6

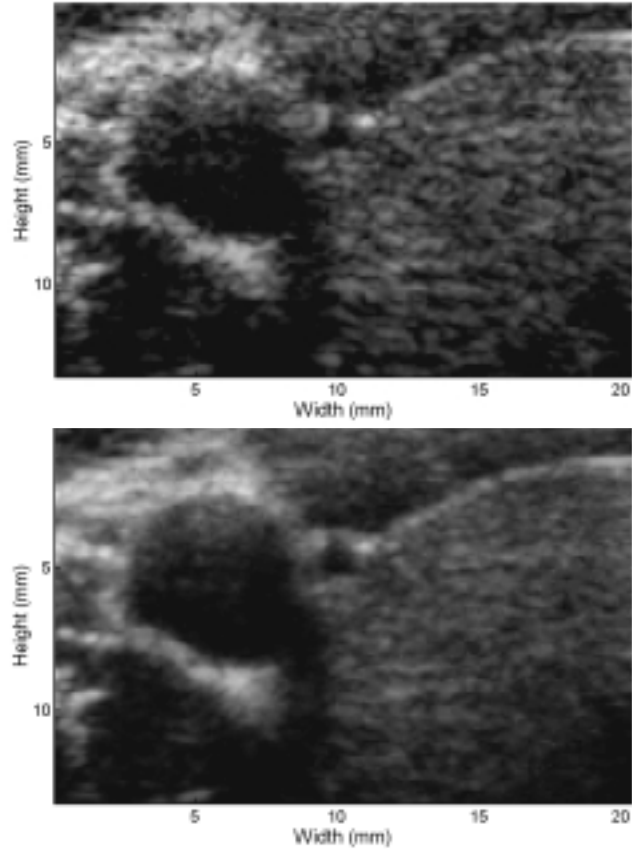


圖 5-7，則是另一組數據，25 歲男性，健康無甲狀腺相關疾病，且稍微放大影像處理範圍的結果。上方為處理前的影像，下方為四張影像複合處理後的影像。CNR 的提昇大約亦在 65% 上下。

圖 5-7

圖 5-8 資料取自 25 歲健康男性，除了改變受測者與影像處理範圍之外，我們並於處理前後的影像中各取一條影像資料線以分析我們對影像形變的修正效果，其結果於圖 5-9 中討論。

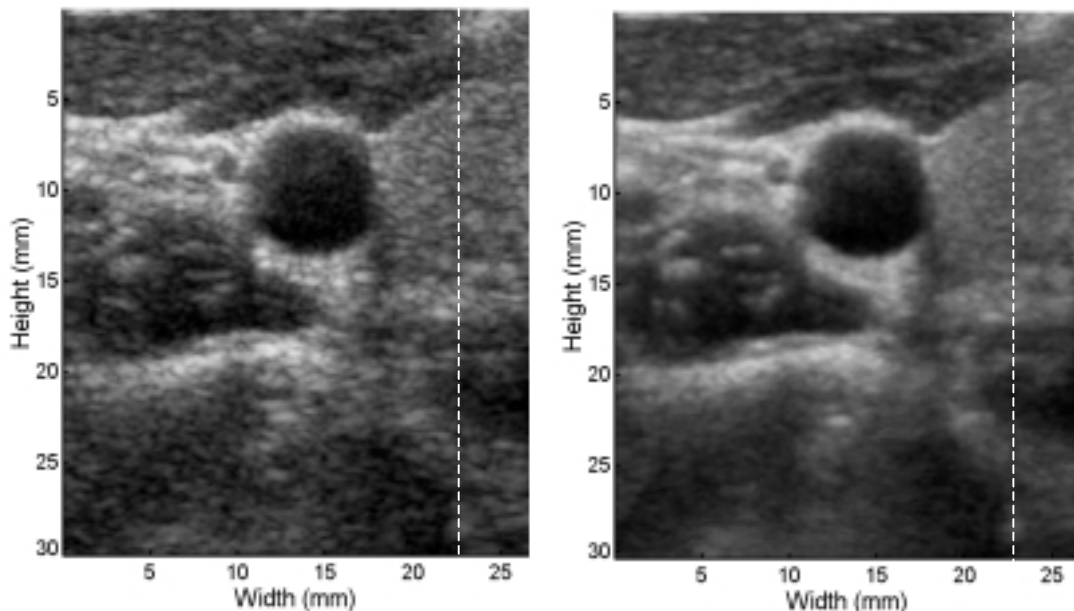


圖 5-8

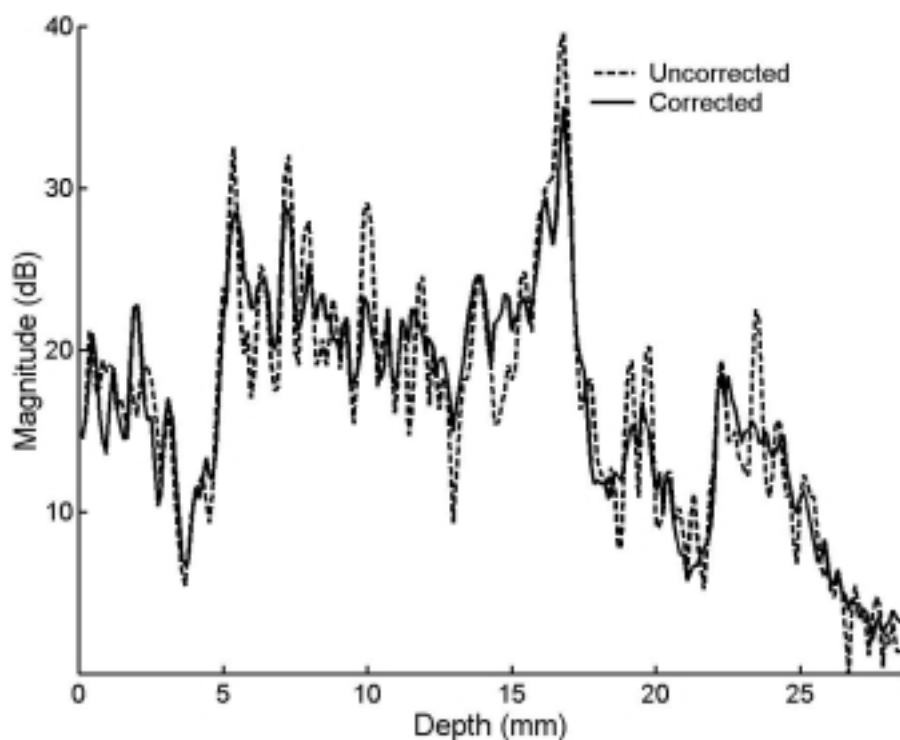


圖 5-9

圖 5-9 乃是於圖 5-8 兩側之右方取一條影像資料線，以探討影像修正的效果，虛線為影像複合前的資料信號，實線為四張影像加總後複合信號。從中可以看出，虛線信號的起伏較大，標準差較大，此象徵著單張影像的斑點雜訊閃爍，經複合後，其實線的信號起伏明顯較小，此代表複合發生效果。此外，注意信號中振幅高低落差很大之處，此部份代表甲狀腺與其他組織之交界，我們可以看出此交界之位置於影像複合前後，實線與虛線之位置均十分吻合，沒有偏移的情況發生。此代表著雖然我們在複合之前對不同的影像給予不同的應變壓縮，但經過影像修正的程序之後，已能把所施予的影

像形變有效率地修正成功，使重要交界處能前後吻合，減少複合失真。

此外，除了甲狀腺之外，我們亦取得幾組肝臟影像以作影像複合，由於肝臟位於腹腔較深處，雖然取樣醫師已經於體表外以探頭對受測者施予壓力，基於不令受測者太過不適的理由，取樣者施力有一定限制，故於體表即使施予 30% 左右的軸向應變，傳至體內深處時，壓縮形變的效應會明顯衰減，此導致於體表施力予肝臟，應變效果不彰，將連帶影響複合結果。下圖 5-10 至 5-12 為肝臟影像複合結果。分別為不同受測者所取得的肝臟影像，三組皆為 4 張複合之結果，SNR 提昇僅 35%-45% 之間，且空間解析度被犧牲得較為嚴重，即複合後影像看起來較模糊，這是因為欲取得位於體內較深處的肝臟影像，必須使用解析度較差的低頻曲面探頭，原本影像系統解析度便較差，再加上曲面構造的影像呈現方式，亦會增加影像修正時內插的困難，造成較大的修正誤差，故空間解析度降低的程度明顯，所換得的對比解析度卻不高。

觀察圖 5-10(25 歲男性，無相關肝疾)可發現，雖然整張影像空間解析度下降，變得比較霧化而模糊，但卻能將肝動脈邊界較清楚的呈現，左邊為單張肝臟影像，右邊為 4 張複合後影像，其 SNR 較複合前提昇 39.54%。單張影像肝動脈邊界似乎被中斷，經複合後邊界被重現(即圖中圓圈處)。為證明其重現之邊界原本的確存在，我們審閱過參考影像旁鄰近幾組應變狀態下之影像，確定該邊界原本應存在，只是經壓縮後被其他組織變形之訊號與斑點雜訊掩蓋而變得若隱若顯，經過複合後其邊界因斑點雜訊減低，而能重新浮現。

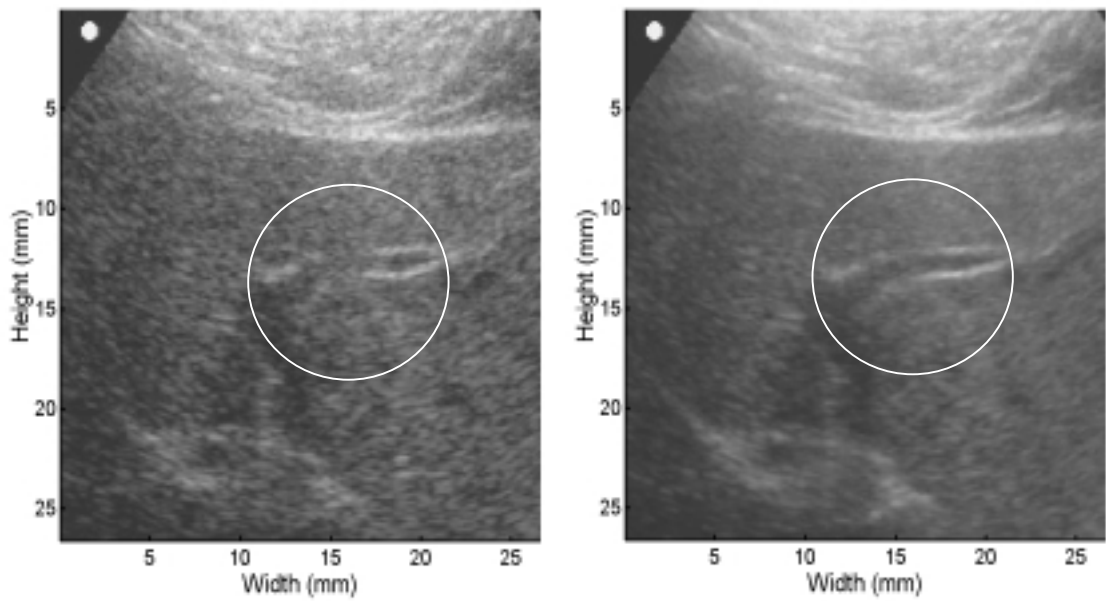
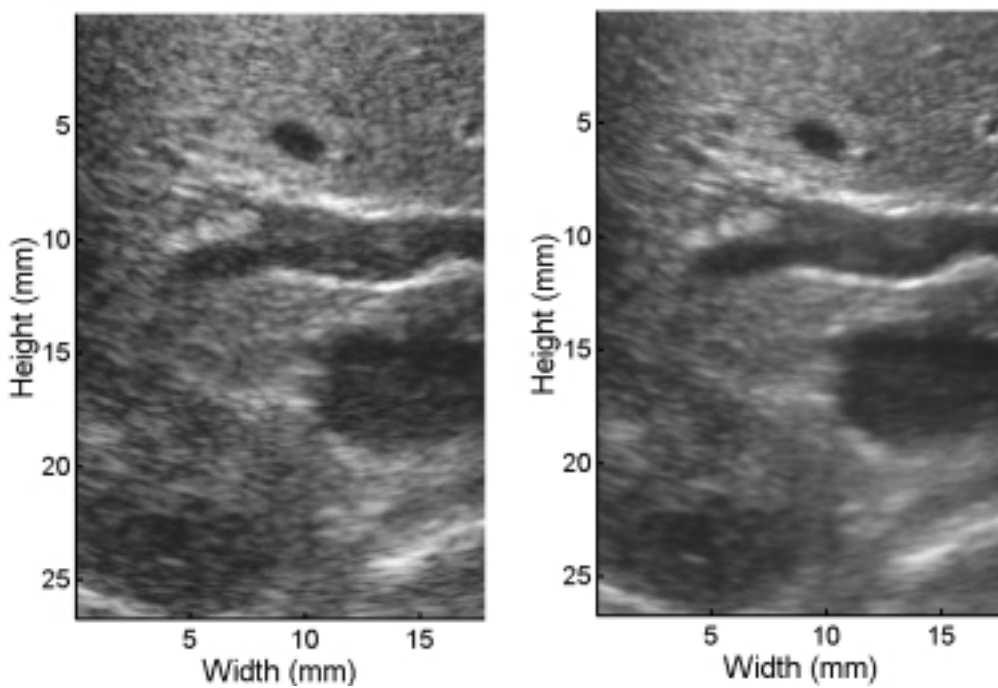


圖 5-10

下頁圖 5-11(24 歲，健康，男性)與圖 5-12(28 歲，健康，男性)則為另外兩組肝臟影像，複合後影像較霧化效果較差，但依然能看出某些邊界部分有增強之效果。



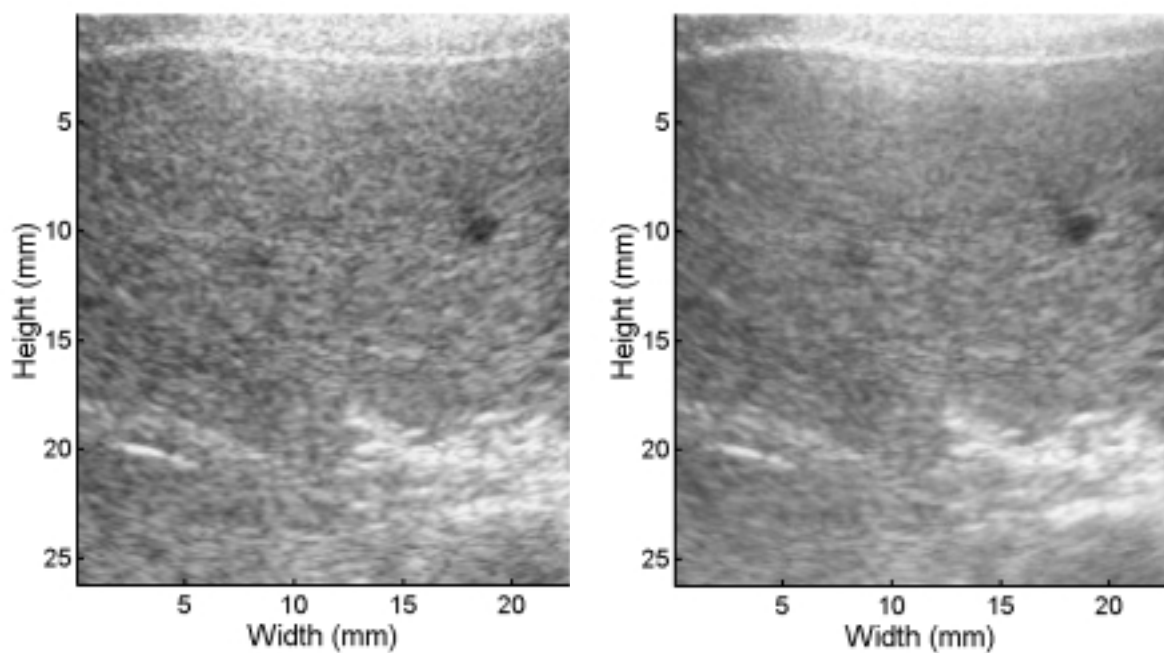


圖 5-12

5.2.2 二維複合結果之討論

如前節所提，利用二維斑點追蹤演算法，可以找出受測物經壓縮後的形變予以修正，修正的結果將明顯影響影像複合的效果。尤其當形變的修正不正確時，將嚴重影響我們的影像品質。由實驗結果歸納，假使施予受測人體 20%-30%的應變後，對人體較淺層的組

織如甲狀腺，採取四張左右的影像複合，可使複合後之影像 SNR 提高 60%-70%左右，而對於人體較深層的組織，如肝臟影像，則可使複合後之影像 SNR 提高 35%-45%左右。

在實際從事實驗時，我們通常施予受測者 20%-30%的外力軸向應變，但因人體本身並非是均質受測物，受壓後體內各點的位移或應變將不相同，隨組織本身之結構而異，這使我們在修正位移時遭遇困難。為了找出斑點的位移大小以修正，在選擇搜尋窗的大小上，需要經過一些評估，為了不使搜尋結果產生誤差，需要將搜尋窗設定為比組織所有點中最大的位移還要大，通常為了遷就少數某些位移特別大的點，搜尋窗便加得很大，影響了計算時間，如同我們之前所敘，位移是隨著位置大致成正比的。然而，若搜尋窗取得不夠大，會發生影像對位不佳，複合後失真的問題。

此外，修正影像時，有一個非常棘手的問題是有些組織區域會因遭壓縮而縮小，甚或消失，也有些組織會因壓縮形變而進入波束發射平面，從無到有，出現在壓縮後的影像中。如：圖 5-13 所示，圖 5-13 中左為壓縮前影像，右為壓縮後影像，比較兩圖，可以發現被壓縮後的右圖，大黑點部分由大而變小，但是小黑點部分，卻似乎從無到有，或是變得比原本明顯許多。這種區域變化過劇的情況已遠超過單純的形變修正難度，理論上來說，原始存在後來卻消失的區域是無法以斑點追蹤的方式來修正的，此種影像即使給予修正，也會造成複合後影像的可觀誤差。

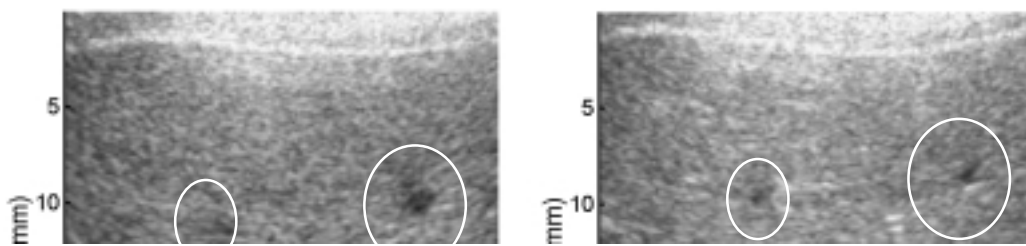


圖 5-13

面對這種影像區域劇烈變化的情形，初步的解決方法只是很簡單地利用人眼觀察壓縮後影像與經過修正後影像，將產生此種誤差現象的影像剔除，不要將其複合。然而此種方法畢竟無法適用於實際儀器的設計上，未來應將其以程式自動判斷的方式實現，此可以利用我們於第四章的相關係數驗證標準來達成，利用參考區域與候選區域之間的相關係數比較，如果其已是整張需修正影像中，與原參考區域相關最高的區域但其相關係數仍然過低(例如：其他候選區域皆是 0.1，而此區域是 0.2)，若照傳統的斑點追蹤方法，此點仍被我們選成是追蹤完成的結果，然而此明顯為誤，此種現象最易發生在斑點無中生有或突然消失的場合，故此時應利用一定的相關係數數值作為門檻指標(criterion)，高於此門檻才視為追蹤成功(例如：參考區域與候選區域相關係數需 0.7 以上)，否則此區應認為判認失敗並予以剔除，放棄其區域修正或不參與複合。

與此相關的現象，如圖 5-10 的「邊界補強現象」，由於原始肝臟影像於肝門動脈的邊界處在壓縮前的影像中較為不明顯，主要原

因應是該邊界於取像時恰巧因角度的略為偏差使得該邊界處跑出探頭所發射的超音波波束之外，因而邊界較不清楚。而經過壓縮後，邊界又進入影像平面內，因此同組中鄰近該影像的其他單張影像，邊界會顯得較明顯，經過複合後，其他的影像中同樣位置上的邊界會將該單張影像上不明顯的邊界加以補強，使得影像的邊界定義更好，便如圖 5-10 所示的結果，複合後肝門動脈的邊界更為清楚。這種因為壓縮前後影像中組織的移動或形變，使得同一位置所看到的組織構造有所不同，經過複合後會互相干擾的現象，在圖 5-10 的例子是一個有幫助的影響，因為其令邊界定義更明顯了。然若從另一角度看，是否原始邊界定義佳的影像在壓縮後若邊界定義變差了，則壓縮前後複合之結果，也會導致影像邊界定義品質下降？關於此點，因為「斑點追蹤演算法」，目的是要找到壓縮後的影像與壓縮前影像參考區塊最相似之處，再修正回壓縮前影像，然後加以複合。因此，所欲追蹤的目標影像是「壓縮前影像」，當壓縮前的邊界定義較差，壓縮後較好時，在追蹤時，會將壓縮後邊界定義較好的區域修正回原始的邊界定義較差的位置，複合後會使邊界定義補強，此是好的結果，亦即圖 5-10 中的情形。而相反的情況，壓縮前邊界定義佳，壓縮後邊界定義較差時，在追蹤時該邊界較佳的部分將會被判定為追蹤失敗，其影像像素值則由周圍追蹤成功的邊界部份以內插方式補齊，因此修正後的影像邊界仍會產生，只是不如原始影像那麼好，大體而言，邊界補強現象對複合效果的影響仍是益處大於害處，雖不能說完全無害。

此外，在前文我們亦談過，影像複合的方法是在影像間的相關

性與斑點雜訊的差異之間作取捨，當影像間相關性越低時複合越有效果，然而複合後影像誤差卻也越大，因為相關性低時影像修正的困難性加高。目前已經想到一個解決的方法，如圖 5-14 所示。

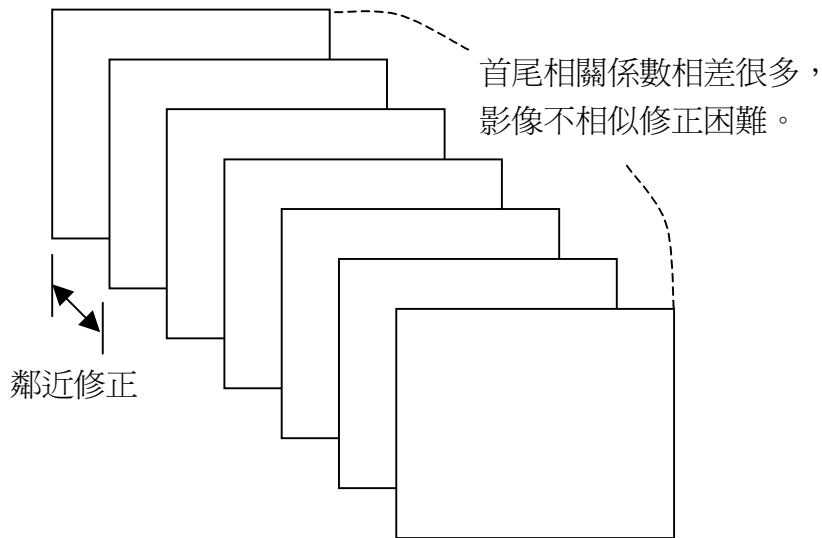


圖 5-14

圖 5-14 中假設我們的目的乃是要將第七張影像修正回與第一張影像相同的形狀，原本的修正方法應是將第一張與第七張比對，再將第七張修正回第一張。但為了減少修正誤差，我們可改用”漸層修正”的方式，先將第七張影像，利用第七張與第六張的相關係數，將第七張影像修正回相當於第六張的位階，稱為 $7'$ 。再利用第六張與第五張的相關係數，將適才經修正後的 $7'$ ，再修正回相當第五張影像的位階，稱為 $7''$ ，以此類推，將第七張影像連續經過六次修正後，可獲得與第一張影像相當位階的完全修正影像。

這樣的修正方法，優點是藉由相鄰兩張影像間其應變與位移較相似，此時利用相關係數為基礎的斑點追蹤法，將能有誤差較小的

斑點追蹤，便可以改善我們之前提到的取捨問題：要在追蹤精確度與複合後效果之間衝突。此外，如此的方法也能加快程式效率，因為這樣做會使搜尋窗的範圍減小。如前所敘，搜尋窗的大小必須大於兩張影像間的最大位移，否則會搜尋失敗。因此，如果原始的直接比對法，搜尋窗的大小定為 24 個像素，當利用”漸層比對法”時，因為影像間的位移量會減低，約莫只需要 $24/6=4$ 個像素大小的搜尋窗。換言之，搜尋窗小了 6 倍，相鄰影像間搜尋時間便少了 36 倍，但因要增加影像間比對的次數成為”直接比對法”的 6 倍，故整個計算時間節省 $(1/6)^2 * 6 = 1/6$ ，即時間節省 1/6 倍。換言之，採用漸層比對法，乍看之下需要增加影像比對次數，但因每次比對時間是以平方次數減少，故其實是可以節省運算時間的。

但漸層比對法並非完全無缺點，最大的缺點是影像之間比對的誤差會累積。若使用首尾直接比對法，只需承受一次影像比對的誤差，採用”漸層修正”，需承受多次的比對誤差。實際上，幾乎可以說，只要有影像比對的程序，就一定會產生比對誤差，這是難以避免的，且只要於比對過程中某一步驟，或某一個像素點於斑點追蹤時發生誤差(例如追蹤成影像上其他的像素點)，則往後步驟中與此點相關的追蹤結果都會受影響，因此，影像比對追蹤的程序越多次，誤差越容易累積，這也是為什麼我們最後並沒有選擇使用漸層比對法，只採用直接頭尾比對法的原因，因為實際上我們採用漸層比對法之後的影像，會在結果中出現許多與鄰近像素值不連續的影像奇異點，這些不連續的影像值都是因為在多次的比對誤差中累積的結果。雖然如此，漸層影像比對法並非是無法改進的，我們將於未來

工作中加以討論。

在增加運算速度的考量上，還可以採用分層斑點追蹤法(Multi-Level Block Matching)(Yeung et al. 1998)的方法來節省搜尋窗的大小，加快搜尋時間。此法的大致原理是先將搜尋窗的大小選定為較大的搜尋區塊，以較大的間隔於大搜尋窗中先大致找出一個可能的目標區域，再於此目標區域中再取出較小的搜尋窗，以較小的搜尋間隔搜尋該區域，於其中尋找更精細的目標區域，找到該更精細的目標區域後，再於其中更縮小搜尋範圍與搜尋間隔，依此類推，直到找出位移後的目標點為止。因為在過程中，不斷地縮小搜尋範圍與搜尋間隔，此法可以減少相當程度因為搜尋窗開得太大而損失的運算時間，不過因此法並非對每個像素都有作到搜尋比對，在不斷縮小搜尋窗與搜尋間隔的過程中，會略過許多像素沒有被詳細比對，因此，整張影像在比對完後其誤差會比我們用的單一層二維斑點追蹤法有稍大的誤差。

此外，由於組織的運動情形有連續關係，鄰近的組織點之間在接受同一外力壓縮時，其位移情況應大致相同，即移動方向與位移於相鄰組織間應有連續情況，因此，我們也可利用這個特性來加快影像的斑點追蹤運算時間。例如於程式中加上運動連續性判斷條件式，當鄰近的影像像素點的運動方向都指向某特定方向時，對於接下來要追蹤的点，我們只需去追蹤原選定搜尋窗範圍中的與該特定方向有關的區域來做像素比對以追蹤斑點即可，不必再對搜尋窗中其他較遠的位置做搜尋比對，此亦可大幅減低搜尋窗中所要比對的像素數量，可以節省倍數以上的運算時間，此當視連續條件的選定

程度而異。

5.3 複合張數的選擇

最後在影像應變複合方法的實際應用上，我們將遇到一個很直接的問題—要用幾張複合，影像之間的應變又是相差多少，才有最

好的效果？為了探討這個問題，我們以電腦模擬人體散射子的移動方式，詳細模擬方式如同 3-4 節所敘，只是修改所要討論的變數以取得影像。我們以五組數據作為平均結果，每組固定施予受測物 20% 的應變，並將此壓縮應變過程分成十步(即每張影像間應變間隔約為 2% 左右)，改變每次複合時的影像間隔，例如：若將影像序列每隔 1 張複合，則可取得全部 10 張影像複合。若每隔 2 張以複合，則可取得 1、3、5、7、9 等五張影像複合。這也是圖 5-16 實線上 10+，5+ 所標示的意義，實線則為計算複合後的影像 CNR 提昇。此外虛線則是表示相對應於該複合間隔，所需要的影像比對斑點追蹤次數，用來表徵進行修正動作需要的計算時間。

在考慮影像比對次數時，我們有特別考慮到當影像間隔超過 3 張時，根據之前的模擬，影像之間的相關係數將下降至 0.8 以下，故此時比對誤差將很大，修正效果不佳，則我們必須在兩張影像其中穿插中介影像作”漸層修正”，以增加影像修正準確性，而此會增加比對次數，加大運算時間。

從圖 5-15 的結果，我們可以發現，當影像複合間隔超過 5 張時，我們只能拿到兩張影像來作複合，故計算時間(虛線)到後來都相差不遠，因為兩張影像間隔的較遠，故複合後 CNR 提昇的效果落差很大，很不穩定。最後的高 CNR 改進值我們認為是因影像信號間差異太大，故複合效果甚佳，但如此一來影像複合後空間解析度喪失與失真亦會增加，故我們不考慮單純兩張相加複合的情形，因為結果不穩定。

而觀察相隔 5 張以下的前段複合結果，發現並非影像複合張數

越多越好，理論上來說，越多張數複合影像效果會越好，但若影像之間隔太小，信號都很相似，複合之後對斑點雜訊而言不會有良好的抵銷效果，這也是為何前段將 3 張到 10 張影像複合後的其效果差不多的原因。

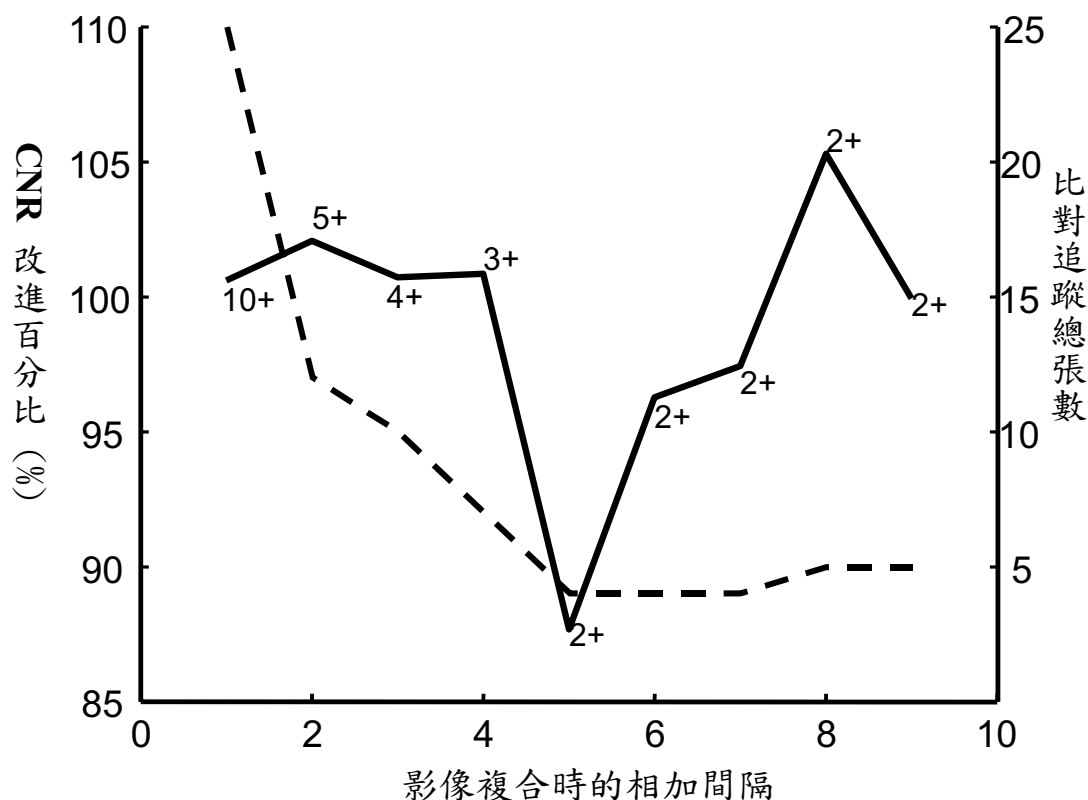
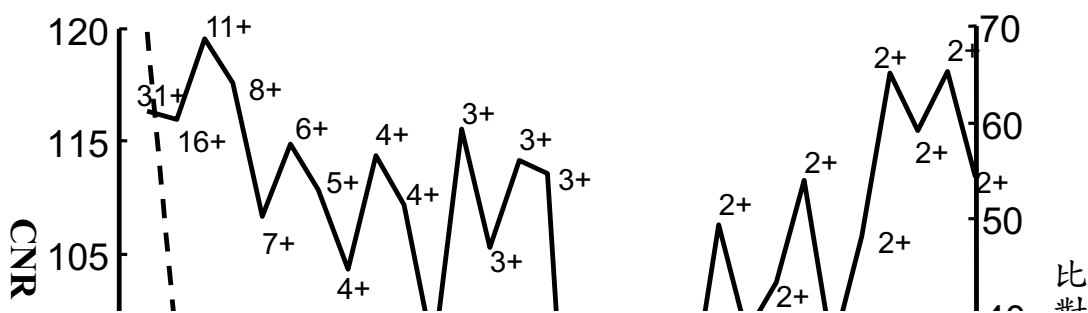


圖 5-15

若將原本 20% 的總應變分為 30 張(每張影像應變間隔 0.6%)，依同樣程序分析，目的是為了證明改變影像間隔應變時，也可以得到近似的結果，則如圖 5-16 所示。此外，我們亦改變了不同組的隨機散射子分布，及其他組不同的應變間隔來作相同的模擬，其結果與此兩圖大同小異。



由上敘的模擬，我們可以做出一個初步的歸納，無論影像之間間隔多少，若我們取四張左右的影像來複合，會取得不錯的 CNR 提昇，且不須花費大量的形變修正運算時間。

之前我們已有提過，實際的實驗結果，影像對比解析度的改進程度會依應變量隨深度傳遞的衰減而有異，雖然模擬信號的複合結果，在四張影像複合時可使複合後的影像 CNR 提高至 2 倍的大小，但是於實際人體應用上，因為無法於體表便給予體內深處組織信號的足夠的應變量，故無法達到如此高的影像效果提昇，因此，當我們對甲狀腺影像採取四張複合時，SNR 僅提高 70%，而肝臟影像之 SNR 則只提高 45%。

此外，電腦模擬的驗證過程中，我們其實作了很多理想假設，如組織的不可壓縮性與假設組織為受力均勻的均質標的物，但實際上並不然，尤其是在臨床上我們以陣列探頭壓縮人體時，並無法如

模擬信號中所象徵的完美地往預期方向施力，而是有一些偏移，此取決於徒手壓縮方向的準確性與探頭表面的幾何形狀，也會與受測人體的組織彈性有關，故組織於受力後形變移動的方向並非沿著我們原本所預期，而是往各方向分散移動，各有其位移分量，此也會讓我們所施的應變效果降低。

因此，雖然實際上我們做到的影像 SNR 改善無法如模擬結果般有超過倍數的數值改進，但對於模擬的結果，其趨勢卻可用來參考。例如，我們可從中歸納出，在有限的應變條件下，並非複合張數越多越好，其影像之改善有一定極限，且在考慮形變修正運算時間與複合後影像改善效果之間的取捨時，也不允許我們無節制地增加複合張數。故從圖中來判斷大致取四到五張影像來複合，便能得到穩定的改善表現，若取二張到三張則其影像改善結果起伏太大，並不夠穩定，且因影像間隔大也會有修正不易，產生可觀之影像誤差的情況。這也是為何我們於舉例說明影像複合結果時，大部分都是取四張到五張影像來複合，便可得到不錯的 SNR 提昇。

第六章 結論與未來工作

6.1 結論

在本論文中，我們針對幾種影像複合法的缺點，提出以目標物受外力應變為基礎，而取得不同斑點雜訊模式而加以複合的方法。

相較於傳統的複合方法乃在空間解析度上犧牲以換取影像對比解析度的方法，應變複合影像最重要的特點在於影像乃是在不同的取樣體積下加以複合，這是傳統複合法未曾嘗試過的概念。

經由不同的取樣體積複合，可使空間解析度的喪失因影像複合時能被多張不同取樣體積的影像平均而減低，於是便不須犧牲如傳統複合法的解析度減損程度，也能有更佳的空間解析度與對比解析度間的取捨效率(Better Tradeoff)。經由信號模擬，亦證明影像應變複合法於空間與對比解析度間之取捨，的確比傳統複合方法具有優勢。

採用應變複合方法之超音波影像，能降低影像的斑點雜訊，使影像呈現清晰。影像中感興趣的部位，其邊界定義會因斑點雜訊的減低而更為清晰，如此能使影像的對比解析度提高，加強感興趣部位的影像鑑別能力，對於臨床診斷上的貢獻，最直接的便是能使組織病變的狀況於早期被發現，能幫助腫瘤或肝硬化病人即時接受適當治療，防止病症惡化。

唯一遺憾的是當此法用在距離體表較深的臟器影像時，因不易使臟器目標物產生有效形變，會導致複合改進較不明顯，但依然可見其效果。

6.2 未來工作

我們已經於前面幾章，證明了超音波影像應變複合的方法，的確有其值得嘗試的優點與效果。然而，可惜的是當此法用於人體深部臟器時，影像的效果不如預期的好。問題的原因在於應變無法有效率地經由體表壓縮傳導致內部臟器。因此，未來改進的方法應著重強化形變修正的演算法，使其斑點追蹤的能更準確，此外，便是提昇應變複合的成像速度。

由於我們於研究中採用的區塊比對斑點追蹤法(Block Matching Speckle Tracking)，只使用到最基本的概念。此方法其實可以再精緻化，即原理依然建立在原本的區塊比對斑點追蹤法上，但只要再加上某些技巧，便能減低影像修正時的追蹤誤差與運算時間。例如我們於 5-2 節中所談到的，當影像劇烈變動時，區域信號從有到無的情況，可以藉由門檻指標將認定為判斷誤差的像素點找出來並予以剔除。此外，在漸層比較法中，影像誤差像素會累積的情況，也可以利用類似的方法解決，即只要於每次的追蹤過程中，加上一個連續限制條件，即唯有當周圍鄰近此點的其他影像像素之位移與此點經追蹤後之位移是連續(此很直觀：因為影像上鄰近的像素點，受壓後應是往同一方向移動，且移動距離也不會相差太遠)時，我們才認為此點經追蹤後的位移是正確的，才能以此位移來修正形變，如此可避免多重影像比對時像素誤差的累積，也可以增進單次影像比對時的正確率。

此外，我們也有提到，位移估計誤差太大的點，即追蹤失敗的點，我們必須將其剔除。所謂剔除，其實就是我們在第 3-3 節中提到「遺落點」的觀念，即是找不到修正像素值來填的影像空洞，這

些空洞，我們皆是以線性內插的方式來補償其影像數值，這樣的簡單補償方法，當遺落的不只是一個單純的像素點，而是一整塊區域時(遺落區)時，如此線性補償會產生重大誤差，畢竟人體的散射構造不是線性內插方式存在的。因此，若在影像遺落部分的補償上，若能採用一些更精密補值方法，會比單純的線性內插有更顯著的追蹤正確性。

解決了漸層追蹤法的誤差累積問題後，自然可以提昇影像複合的效果，也能加快運算速度，若再加上一些其他的斑點追蹤加快技巧，如「分層斑點追蹤法」，或者是以連續條件來追蹤位移(當周圍鄰近點的位移都指向某一特定方向時，我們只需去比對該方向上的候選區塊，而不須比對搜尋窗內所有的候選區塊)，運算速度其實仍可大大提昇。因為我們的目標是希望將應變複合影像能做到即時的成像，因此，運算速度的提昇便是十分重要的未來工作。

此外，本研究在從事二維影像的斑點追蹤工作時，都是在經過振幅偵測成像之後以區塊比對法追蹤，此時的影像已經過系統內建的濾波器作用，使得原始信號上的資訊有某種程度上的喪失，因此斑點追蹤的效果上也會有些許的誤差。如果我們能針對系統所收到的原始信號(RF data)來作斑點追蹤，便能增進追蹤的效果，而以較正確的追蹤效果成像後再以複合，直觀上能增進複合效率，因為形變修正的工作是在影像喪失某些特定資訊之前所作，會使形變修正效果更佳，從而增進複合後影像品質。而之前已有提到，在我們實驗的第一階段，有取得一維影像上的 RF 原始信號，對此信號我們只在一維的方向上作斑點追蹤，因此會使影像的誤差較大。而在將

來的工作裡，我們希望能對 RF 原始信號，作較為準確的二維追蹤，因此便需要更為準確的斑點追蹤方法。

目前可行的方法，可以參考 Lubinski 於 1996 年提出的，利用組織的不可壓縮性性質，來追蹤受壓後組織於橫向位移的做法。原理是假設因組織的不可壓縮性，使得組織受壓時整體體積並無改變，因此當假設影像平面外的形變位移為均勻一致時，則高度方向上應變為零，以簡化說明且不失一般性。此時可得在影像橫向位移分量 u 與縱向位移分量 v ，對位置的偏微分為零，即兩方向上應變總和為零。

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0 \quad (6-1)$$

換言之，縱向上與橫向上的應變大小相等，方向相反，因此，我們可以藉由已得知的縱向上的應變或位移，而推算出橫向上的斑點位移完成形變修正，如式(5-8)所示。

$$u(x, y_0) = \int_{x_0}^x [-E_{yy}(x', y_0)] dx' + u(x_0, y_0) \quad (6-2)$$

其中， $u(x_0, y_0)$ 為某參考位置 (x_0, y_0) 上之橫向位移分量， $u(x, y_0)$ 則是我們所欲求的 (x, y_0) 上的橫向位移分量， $E_{yy}(x', y_0)$ 則是已知的軸向應變。式(5-8)其實僅是式(5-7)對 x 積分之結果。

由以上的方法，根據 Lubinski 於其研究中實驗的結果，發現以此軸向應變推算橫向位移之估計法，所推算出的橫向位移，較「相關係數比對」的方法還要來得準確，這是因為影像在橫向上有一定程度的訊雜比限制，此訊雜比並與 f/number 有關，在此訊雜比的限制之下，以斑點的相關係數比對法，其估計的位移準確性會受到限

制(詳參閱 Lubinski et al. 1996,appendix)。而利用已知的軸向應變，其訊雜比較高，可比對得較準確，再以此應變值去推算橫向位移，便會使橫向位移所估計的準確性提高。因此，整體而言，採用 RF 原始信號作斑點追蹤找出軸向位移與應變後，再於橫向上以不可壓縮性估計出橫向位移，應會使複合效果提昇，使呈現的影像更正確。

第七章 參考文獻

1. Céspedes I., Ophir J., Ponnekanti H., and Maklad N.. Elastography: elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo. *Ultrason Imaging* 1993;15:73-88.
2. Kallel F., Bertrand M., and Meunier J.. Speckle motion artifact under tissue rotation. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 1994;41:105-122.
3. Li P.-C. and Chen M.-J.. A New Compounding Approach for Speckle Reduction. 2000 IEEE Ultrasonics Symposium, Puerto Rico, 2000.
4. Li P.-C. and O'Donnell M.. Elevational spatial compounding. *Ultrason Imaging* 1994;16: 176-189.
5. Magnin P.A., Ramm O.T. von, and Thurstone F.L.. Frequency compounding for speckle contrast reduction in phased array images. *Ultrason Imaging* 1982;4:267-281.
6. Melton H E. and Magnin P.A.. A-mode speckle reduction with compound frequencies and compound bandwidths. *Ultrason Imaging* 1984;6:159-173.
7. Meunier J. and Bertrand M.. Ultrasonic Texture Motion Analysis:Theory and Simulation. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1995;14:293-300.

8. Meunier J., Bertrand M., and Faouzi K.. A model of speckle motion artifacts occurring under tissue linear transformation. *Ultrason Imaging* 1989;11:133.
9. O'Donnell M., Skovoroda A.R., Shapo B.M., and Emelianov S.Y.. Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 1994;41:314-325.
10. O'Donnell M. and Silverstein S.D.. Optimum displacement for compound image generation in medical ultrasound. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq., Contr.* 1988;35:470-476.
11. Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y., and Li X.. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991;13: 111-134.
12. Varghese T. and Ophir. J.. Performance optimization in elastography: multicompression with temporal stretching. *Ultrason Imaging* 1996;18:193-214.
13. Shattuck D.P. and Ramm O.T. von. Compound scanning with a phased array. *Ultrason Imaging* 1982;4:93-107.
14. Silverstein S.D. and O'Donnell M.. Frequency and temporal compounding of partially correlated signals: speckle suppression and image resolution. *Proc. SPIE 845 Visual Communications and Image Processing II* 1987b:188-194.

15. Silverstein S.D. and O'Donnell M.. Speckle reduction using correlated mixed-integration techniques. Proc. SPIE 768 Pattern Recognition and Acoustical Imaging 1987a:168-172.
16. Talhami H.E., Wilson L.S. and Neale M.L.. Spectral tissue strain: A new technique for imaging tissue strain using intravascular ultrasound. Ultrason. Med. Biol. 1994;20(8):759-772.
17. Trahey G.E., Allison J.W. and Ramm O.T. von. Angle independent ultrasonic detection of blood flow. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1987;34:965-967.
18. Trahey G.E., Allison J.W., Smith S.W., and Ramm O.T. von. A quantitative approach to speckle reduction via frequency compounding. Ultrason Imaging 1986a;8:151-164.
19. Trahey G.E., Smith S.W., and Ramm O. T. von. Speckle pattern correlation with lateral aperture translation: experimental results and implications for spatial compounding. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr. 1986b;33:257-264.
20. Yeung F., Levinson S.F., and Parker K.J.. Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms. Ultrason. Med. Biol. 1998;24:427-441.
21. Lubinski, Emelianov, Raghavan, Yagle, Skovoroda, and O'Donnell. Lateral displacement estimation using tissue incompressibility. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr. 1996;43:247-256.