

第一章 緒論

1.1 超音波彈性影像的發展背景及理論基礎

這裡先簡述彈性影像技術中幾個基礎領域的成果：

1.1.1 組織彈性常數的研究（生物力學）

對大部分的組織而言，其應力（stress）-應變（strain）的關係是非線性的，而且在週期性加壓及減壓的情況下，迴圈曲線呈現彈滯現象，並且在應變固定時，應力會隨著時間而漸漸減小。許多關於應力應變的模型，是根據Voigt、Maxwell及Kelvin提出的黏彈性線性理論。Buchthal及Kaiser（1951）將前者加以改良以構成他們的模型[1]。Viidik（1966）依照Kelvin的型式建構一非線性理論[2]。Fung（1981）則以公式表示軟組織幾乎線性的黏彈性理論；他主張，線性黏彈性理論能應用在平衡狀態附近的小振動，而且，他的理論說明有限的形變下之非線性的應力-應變特性[3]。Truong（1971）量測沿著細肌肉傳遞的縱波之速度以及衰退係數，並指出這些常數與頻率之間的相依性[4]。Taber（1984）研究豬眼球的彈性行為，觀察到極為非線性的應力-應變關係[5]。Levinson（1987）則是研究青

蛙縫匠肌樣本中超音波的傳遞速度，以及提出截面上等向的線性模型[6]。Parker et al. (1993) 量測犬以及人類前列腺樣本的線性與非線性楊氏模數值[7]。

1.1.2 利用影像系統研究組織的移動

Oestreicher et al. (Oestreicher 1951 ; Von Gierke et al. 1952) 研究人類體表承受聲場或機械性振動下的行為，利用頻閃觀測器以及照相術取得表面波的傳遞圖形，由此得到波長及波速，從其實驗資料也可計算剪向模數；他們也以公式解釋當頻率增加時，組織的阻抗也增加的理論[8][9]。Wilson及Robinson (1982) 提出一信號處理技術用來量測由主動脈脈動以及血管直徑變化所導致的肝組織之小位移，他們取得RF (radio frequency) M-mode信號，參考圖1-1，假設組織跟著相位固定的點，他們從一個相位固定的點其軌道計算組織移動的速度，再將速度依時間積分以粗略估計位移值[10]。

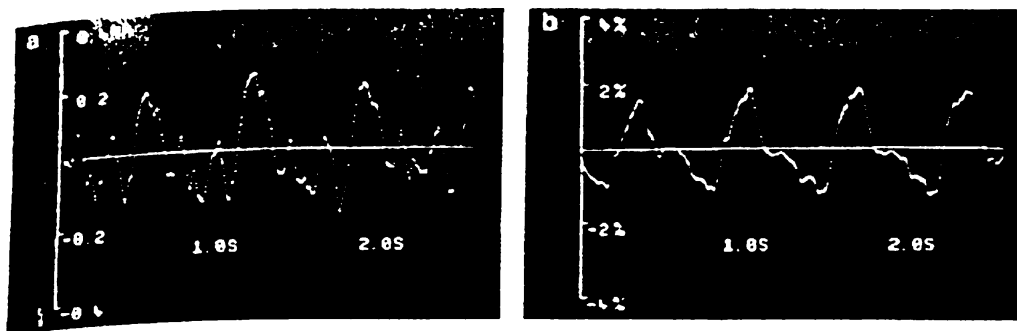


圖1-1：(*Ultrasonic Imaging* 1992；4：71-82，Figure 5a.)

Dickinson及Hill（1982）在連續兩A-scan間使用相關係數估計組織移動的振幅及頻率，他們設立一相關參數用來量測兩連續A-scan間的變化，對靜止狀態的組織而言，此相關參數值為1，隨著組織移動的增加而呈單調性減少，並假設只在位移非常小的情況下，相關參數與位移成反比關係[11]。Tristram et al.（1986，1988）更進一步發展此技術用以觀察正常肝及癌肝對於心臟活動的不同反應，發現相關曲線上的一些特色可以區別正常肝以及癌肝，那些特色包含：癌肝通常具有較小的最大值、較少的峰值以及較具有規律性等等[12][13]。

de Jong et al.（1990）利用修正過的相關技術量測組織的移動，由此，他們藉內插演算法找到互相關的最大值，互相關函數的峰值位置也可由其他方法求出，例如：過度取樣、sinc內插以及在互相關函數峰值的鄰近區域配合其他曲線，例如拋物線；de Jong et al.（1990）的方法侷限於窄頻帶信號，此時，餘弦函數的近似仍佳[14]。胎兒的肺之彈性是其成熟度的重要指標，已用來評估肺是否正常發展。Birnholtz及Farrell（1985）嘗試藉由超音波B-scan來定性決定胎兒肺的硬度，藉此可以看到因心臟脈動而被壓縮的肺；他們主張，肺組織傳送心臟脈動時，硬的區域其移動特性是整塊而非區域性的形變，然而軟的區域則會被壓縮變形，且剛好鄰接心臟的部位有最大的形變量[15]。Alder et al.（1989，1990）完成更多定量的評估，他們

應用相關技術將M-mode影像數位化，並估計幅度參數 $\langle r \rangle$ （描述胎兒肺中傳送的心臟運動，也就是心外膜於每單位移動時間、空間，心臟從收縮到舒張的形變量）[16][17]。Eisensher et al.（1983）以1.5-Hz振動源施加於肝臟以及乳房組織，並使用M-mode超音波觀看此被引發的、微小到幾乎靜態的壓縮，發現從良性腫瘤而來的反應其特徵是餘弦函數，而那些從惡性腫瘤來者，則趨向於較為平坦，亦即，較為非線性反應[18]。Krouskop et al.（1987）發表以GP（gated pulsed）Doppler來定量量測組織的彈性，有關組織特性及其活動方程組，在等向以及不可壓縮性的假設之下，簡化為幾個非常簡單的形式，所以找出組織彈性的問題，遂簡化為量測組織峰值的位移及其梯度；他們的實驗利用A-line GP Doppler設備量測在外部振動影響下，組織中幾個特定點的移動實際值，並估計出非常小區域內（ $0.5 \times 0.5 \text{ mm}$ ）的組織硬度[19]。

1.1.3 利用連續發射研究振動標的物

雷射、聲納及超音波已用來擷取一振動標的物的移動參數，其應用包含軍事目標以及非破壞性元件測試，典型的特定參數為位移的振幅、相位及頻率；傳統的醫學都卜勒超音波設計來描述穩定及變化緩慢的血流，並不適用於振動標的物的偵測，大部分關於血流量測的早期技術是利用頻域都卜勒的頻

譜分析，描述血流速度為心臟週期的函數，而振動標的物的位移及頻率偵測則需要一不同的偵測演算法。從振動標的物而來的超音波散射信號，其都卜勒頻譜與某些條件下的頻率調變處理者相似，於載波頻率附近對稱的side harmonic間之頻域等於標的物的振動頻率，harmonic振幅則由連續的第一類Bessel函數求得，信號的表示式為（Taylor 1976）：

$$s_r(t) = A \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n(\beta) \cos[\omega_0 t + n(\omega_L t + \phi)] \quad (1-1)$$

Bessel函數的調頻參數 β 正比於標的物的振動振幅， ω_0 為超音波信號的中心角頻率， ω_L 為標的物的振動角頻率以及 ϕ 為其振動相位[20]。Holen et al.（1985）利用都卜勒超音波檢查反常擺動的心臟瓣膜，觀察此特有的Bessel-band都卜勒頻譜，發現當快速傅利葉轉換的時間與振動標的物頻率的乘積從小於1變動到大於1，其都卜勒頻譜劇烈變化；當此乘積大於1時，心臟瓣膜的振動頻率由都卜勒頻譜中harmonic間之頻域決定，significant harmonic的數目則用來估計振動振幅，其值正比於振動振幅之調頻頻帶寬的近似值[21]。Cox及Rogers（1987）研究魚的聽覺器官對於低頻聲場都卜勒超音波的反應，由比較都卜勒頻譜載波及first side band的比例決定聽覺器官的振動振幅[22]；以上描述的技術都可歸納為比例法，因為它們均與某些harmonic的振幅比例有關。Huang et al.（1990）應用一估計

子來量測振動-振幅-聲波彈性影像的都卜勒頻譜分佈（或變異）[23]。

幾個世紀以來，臨床醫師利用觸診方式來偵測楊氏模數（硬度）增加的異常部位作為癌症的指標。彈性影像的概念即發展一定性及量化的技術去對應組織的彈性，所以，它為超音波、電腦斷層掃描以及其他掃描方式的詮釋，補充有用的臨床資訊。接下來，敘述幾個彈性影像技術：

各種彈性影像技術已發展成不同的形式（超音波、核磁共振影像以及光學系統），也使用不同的組織刺激以及擷取不同的組織運動參數，為了更了解他們的區別，我們提出下列學術用語：

1. 彈性影像（elastography）：指彈性成像的一般領域。
2. 聲波彈性影像（sonoelastography）：指利用超音波方式使組織的彈性參數成像。

以上兩個術語均能再加上導致組織形變的方法以及成像的參數：

1. 組織形變的方法：振動（透過組織的振動傳遞）、壓縮（靜態或是近靜態壓縮組織）、半靜態（非常低頻（少於10Hz）的振動）。

2.成像參數：影像顯示的參數，例如組織的應變、應力，組織移動的速度、振幅、相位，或是利用導函數、積分或函數值。

依情形可再加上其他變因。

1.1.3.1 振動-振幅-聲波彈性影像

Lerner及Parker於1987年發表振動-振幅-聲波彈性影像的初步工作；由外部施加低頻振動(20-1000Hz)以刺激組織內部，軟組織中的不同硬質內含物於振動特徵形態圖形中會顯示出一不同的形態，此時，都卜勒偵測演算法則是用來建造即時的振動影像。某些器官的形態圖形可補充組織中剪向聲波波速的資訊（Parker及Lerner 1992）[24]。Lerner及Parker（1987）提出第一張振動-振幅-聲波彈性影像[25]，Lerner et al.（1988）又再度發表，圖1-2為其簡化的實驗架構示意圖[26]，

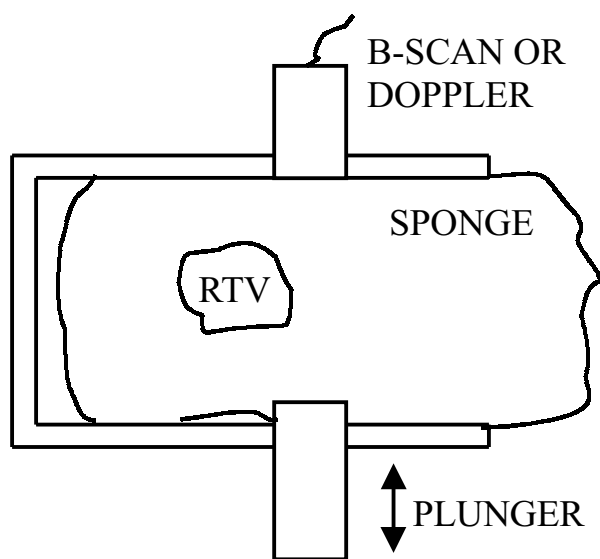


圖1-2

內含一硬質的海綿，由其底部施加振動，以RG (range-gated) Doppler決定其內部的振動振幅，其影像顯示出海綿內部振動的結果。在1990年之前，Rochester大學的研究小組利用修正後的color Doppler設備來建構即時的振動-振幅-聲波彈性影像，只要振動程度一超過某閾值便以深紅色呈現；1990年的報告中敘述到組織彈性常數的量測、振動-振幅-聲波彈性影像的有限元素模型、以及仿體與離體研究的成果 (Lerner et al. 1990; Parker et al. 1990) [27][28]。1992年之前，就發表肝臟、乳房、腎臟、以及完成離體前列腺癌症偵測的研究 (Lee et al.1991; Parker及Lerner 1992) [29][24]。1994年當時，已完成即時的前列腺試管研究，驗證振動-振幅-聲波彈性影像的確比單獨使用灰階影像有更好的敏感度及預測值 (Rubens et al. 1995) [30]。且同時於當年完成一個振動-振幅-聲波彈性影像的數學模型 (Gao et al. 1995)；以聲波彈性Born近似法解非均質、等向傳導體中的波動方程式，傳導體內的總波場可表示為：

$$\Phi_{total} = \Phi_i + \Phi_s \quad (1-2)$$

其中， Φ_i 為均質場， Φ_s 則為非均質的散射場，它們分別滿足：

$$(\nabla^2 + k)\Phi_i = 0 \quad (1-3)$$

$$(\nabla^2 + k)\Phi_s = \alpha(x) \quad (1-4)$$

$\alpha(x)$ 為非均質的特性函數。其影像顯示硬的及軟的腫瘤，在規律的振動圖形中出現一不同形態的情況，與周圍傳導體作比較，硬的腫瘤顯示出較小的振動振幅（病理學上已有惡性腫瘤的實例，此腫瘤在聲波彈性影像上沒有振動情形）；另一方面，軟的腫瘤則顯示出較大的振動振幅[31]。振動-振幅-聲波彈性影像另外要考慮的為信號處理的問題；Huang et al.（1990）提出一個從頻譜分佈估計 β 的技術（有關於第(1-1)式），他們找到 β （正比於標的物振動的振幅）與頻譜分佈 σ_w 間的簡單關係式為：

$$\beta = \sqrt{2}(\sigma_w / \omega_L) \quad (1-5)$$

其中， ω_L 為標的物的振動頻率，這是Bessel都卜勒函數很有用的特殊性質；他們也研究雜訊、取樣以及估計方面非線性的效應[23]。Huang et al.（1992）後來發表的一篇文章中推廣即時的估計子，使其能應用在各種振動-聲波彈性影像技術中的振動振幅、相位及頻率[32]。在振動-振幅-聲波彈性影像中，經由觀看振動圖形上的振幅形態來偵測惡性腫瘤，可觀察到一個有趣的現象，即是某些器官的振動形態圖形，可產生組織特性量化的應用。實際上，較優先選擇最低頻模式，因為它們的刺激以及詮釋方式均最為簡單。應用各種時間及頻率的估計子，以使此技術成為即時性的診斷工具。目前，振動-振幅-聲

波彈性影像仍是處於使用即時的影像技術以及活體嘗試的早期階段。

1.1.3.2 振動-相位-梯度-聲波彈性影像

Sato et al. (1985) 研究超音波與較低頻波間於組織中非線性的互動關係[33]，當時，Parker、Lerner、Krouskop及Levinson使用線性方法研究組織內部振動的傳遞。1980年代晚期，Sato (Yamakoshi et al. 1990) 以其他研究者以及他早期的工作為基礎，為聲波彈性影像發展一振動-相位-梯度的方法；以組織內的振幅對應到低頻波傳遞的相位，並從這些對應中，推導波的傳遞速度以及其散亂特性，這些參數與組織的彈性及黏滯性有直接的關連；因為從弦波方式振動之物體返回的信號，其調相 (PM) Doppler頻譜與調頻 (FM) 處理者相似，組織振動的振幅及其移動的相位可由鄰近的harmonic比例估計；由第(1-1)式，鄰近的Bessel頻帶間之振幅比值為：

$$A_{i+1} / A_i = |J_{i+1}(\beta) / J_i(\beta)| \quad (1-6)$$

若 A_{i+1} / A_i 事先計算得知為 β 的函數，則 β 可由實驗的資料估計求得。相位與振幅的對應構成一時間的函數，使能顯示波的傳遞以形成動態的影像，其簡化的實驗架構示意圖請參考圖1-3。

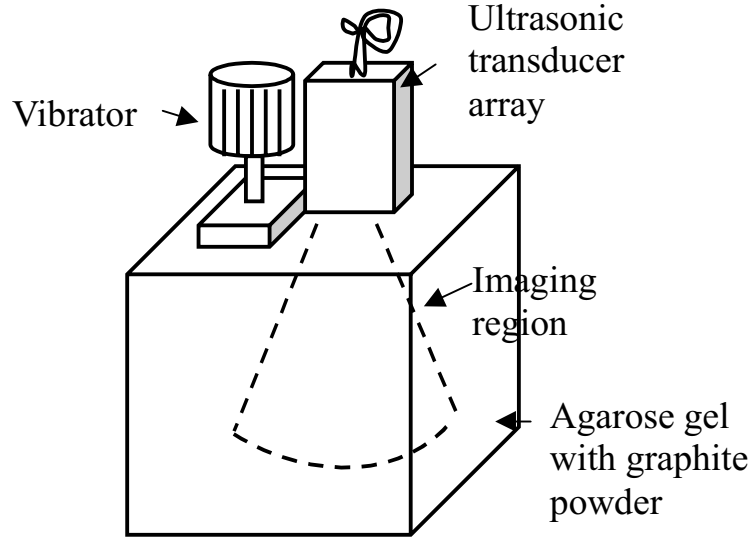


圖1-3

有關振幅與相位的影像，使用最小平方誤差演算法離線計算，以估計波傳遞的方向以及計算這個方向的相位及振幅梯度，在剪向黏滯性效應可忽略的假設下，已證實低頻時初步的活體結果（Yamakoshi et al. 1990）[34]。Levinson（1995）利用較為一般化的組織黏彈性模型，加上以三次B-曲線函數為基礎的線性遞回濾波演算法來改善Sato的技術（Yamakoshi et al.1990）；他發現，對於線性、均質、等向的黏彈性材料，取其波動方程式的Fourier轉換，則頻域的位移可由下式求得：

$$-\rho\omega^2 U = (\mu + i\omega\eta)\nabla^2 U + [(\mu + \lambda) + i\omega(\eta + \kappa)]\nabla \nabla \cdot U \quad (1-7)$$

其中， U 為組織內部位移量的時域Fourier轉換， ρ 為密度， μ 與 λ 為彈性之剪向及縱向模數（亦為Lamé常數）， η 與 κ 則分

別為黏滯性之剪向及縱向係數。由此方程式可知， μ 、 η 與波數及波的衰退係數有關，雖然目前估計三維的Laplacian方法並不存在，所以建議這些模數值直接由第（1-7）式計算。在低頻時黏滯性可略以及剪向波為主的假設之下，Levinson et al.（1995）進行一系列人類大腿四頭肌群的實驗；在大腿肌肉主動收縮的情形下，可從相位-梯度影像中計算楊氏模數值；實驗中，以滑輪設備控制施加於肌肉的張力，如所預期的，當肌肉回彈施加於其上的負載時，量測得的振動傳遞速度與計算得的楊氏模數值，會隨著收縮程度的增加而增加，其聲速資料請參考圖1-4[35]。

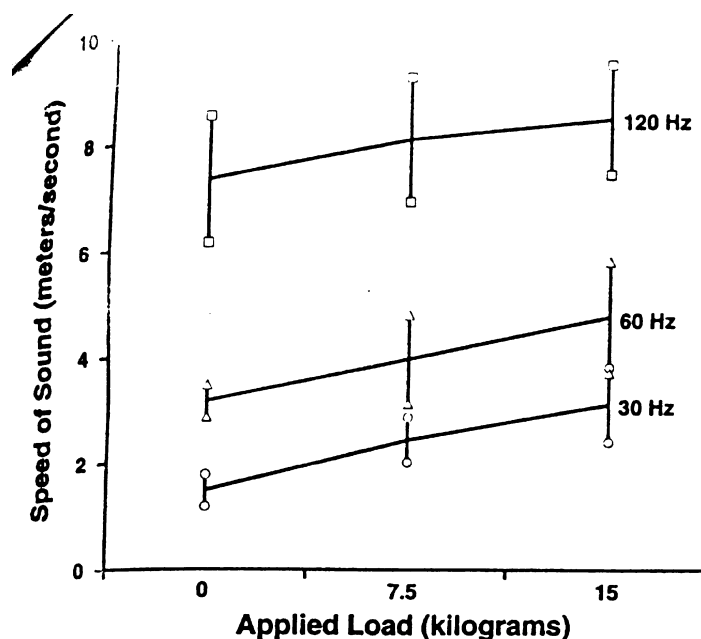


圖1-4 人類活體肌肉於不同頻率、負載條件下量測到的聲速
（參考文獻[35]）

1.1.3.3 壓縮-應變-聲波彈性影像

Ophir et al. (Ophir et al.1991) 以線性、等向之彈性材料的靜態形變為基礎，發展一影像技術（他們命名為彈性影像 (elastography)）；由外部對組織進行壓縮，並於壓縮前與壓縮後的連續兩A-line間以互相關作分析，從這些資料，能計算組織內沿著探頭軸向的應變量；他們量測探頭表面附近的應力場，並修正組織內的非均勻場；有了應變以及應力場，便可計算組織的彈性模數，並將這些資訊顯示為彈性影像。實驗中，探頭先輕微地壓縮標的物以確定良好的接觸，以此得到第一個RF A-line，而第二個A-line是沿軸向壓縮標的物一個增量 dz 後獲得（通常 dz 約為標的物長度的1%），這些返回的信號被分解為較小而有重疊的區段（每4mm區段就重疊1或2mm，Ophir et al. (1991)），壓縮後的A-line比壓縮前A-line短 $2dz/c$ ，（ c 為超音波於標的物中的傳遞速率），所以，於壓縮後的A-line添補zero使其與壓縮前的A-line有相同長度，互相關則應用在連續兩A-line中這些長度一致的區段間；互相關函數最大值之時間即為此兩區段間的時差，時差值的大小與它們至探頭表面的距離成正比；所以，時差值從A-line最初位置的0開始，並逐漸增加至最後的 $2dz/c$ ；如果沿著line某處的彈性模數不同，則有關此處的一些區段時差值較小或是沒有增加的情形；處理連續兩A-line後，其對應的應變曲線，顯示出標的物中應變為深度的

函數，第(1-8)式所示的值是第*i*個深度增量中之局部應變估計：

$$s_i = \frac{t_{i+1} - t_i}{2dz/c} \quad (1-8)$$

其中， t_i 為區段*i*的時差；對含所有A-line的陣列重複此計算過程後，即獲得受壓標的物的應變影像。有關應力分佈，Ophir et al. (1991) 最初使用非均勻模型[36]；後來，這些研究者 (Ponnekanti et al.1992) 以Saada的理論 (1974) [37]為基礎發展一更符合實際的模型，此模型敘述到應力隨著遠離壓縮器而呈現衰退的變化，而當接近標的物的底部時又再度增加；由於應變值的範圍是由零開始，所以他們決定於影像中顯示彈性模數的倒數，以使其為一有限的範圍[38]；一些仿體的試管及活體實驗結果，顯示某些在傳統的灰階影像上並未出現的彈性構造 (Ce'spedes et al.1993)。對於可壓縮之軟組織，此技術能用來偵測其內部較硬的腫瘤。有關上面提到的互相關方法，有幾個信號處理以及雜訊 (artifact) 現象的問題，當視窗內有大封包振幅的區域時，才較有利於時差值的估計。Ce'spedes及Ophir (1993) 提出一前互相關-壓縮-振幅技術以減少此雜訊現象，他們也提出一個信號拉長 (stretch) 的方法；在此技術中，互相關用來分析連續兩A-line以得到應變的資訊，為了最後彈性的重建，必須假設組織中某種近似的應力分佈，此基本模型是二維的，資料處理為離線操作，一些初步的活體結果發表於

Ce'spedes et al. (1993) [39][40]。

1.1.3.4 多步壓縮-應變-聲波彈性影像

關於壓縮-應變-聲波彈性影像，O'Donnell帶領的密西根大學研究小組發展出一方法，他們提出一個二維的分析模型（O'Donnell et al.1994；Skovoroda et al.1994）：給定楊氏模數為一位置的函數，預測於特定施力及邊界條件之下組織內的應變分佈。從牛頓第二定律、不可壓縮性以及應力-應變的關係推導出，等向、具黏彈性及不可壓縮之傳導體於靜態形變時的支配方程式，其簡化的二維形式如下：

$$\frac{\partial p}{\partial x_1} + 2 \frac{\partial}{\partial x_1} \left(\mu \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right) + \frac{\partial}{\partial x_2} \left[\mu \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right) \right] = 0 \quad (1-9a)$$

$$\frac{\partial p}{\partial x_2} + 2 \frac{\partial}{\partial x_2} \left(\mu \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right) + \frac{\partial}{\partial x_1} \left[\mu \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right) \right] + f_2 = 0 \quad (1-9b)$$

$$\frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} = 0 \quad (1-9c)$$

其用來測試此模型的實驗設備簡示圖請參考圖1-5，

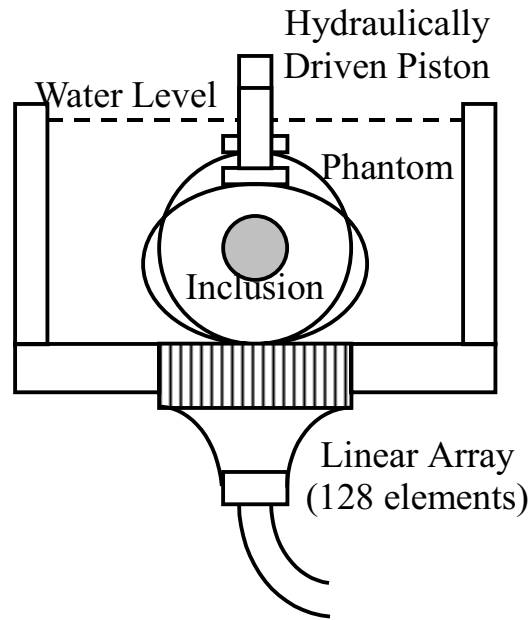


圖1-5

其中， x_1 沿壓縮器的橫向，而 x_2 則沿壓縮器的軸向， u_1 、 u_2 分別是每個點沿 x_1 及 x_2 方向的位移量， μ 正比於楊氏模數， p 為內部的靜態壓力， f_2 為體施力；除了少數極端的情況之外，此邊界值問題不能加以分析求解，所以以反覆地使用差分方法來求其解；此技術以超音波A-line之互相關為基礎，用來偵測形變後傳導體內部的應變分佈。O'Donnell et al. (O'Donnell et al.1994；Skovoroda et al.1994) 提議由外部施加大的形變量，以使位移的訊雜比以及應變估計達到最大值；然而，大的位移量（超過載波信號的十個波長）會導致大的內部應變，進而改變影像區域內散射子的空間分佈，所以減少用來進行互相關的斑點（speckle）圖形間之相關性，因此，他們利用多次小步的

形變量（每一步小於一個波長）來構成一個大的總形變，然後累加每個小形變間的位移來計算總位移量；關於信號處理，他們利用基頻信號（非RF）的互相關計算每個小形變後組織內部的位移量，形變前後信號間的時差值，可由其zero-lag相關函數之相位項估計：

$$t_{BB} = \frac{\tan^{-1} \left[\frac{\text{Im}(\tilde{C}(0))}{\text{Re}(\tilde{C}(0))} \right]}{\omega_0} \quad (1-10)$$

其中， $\tilde{C}$ 為基頻信號的相關函數。關於相位處理方面有一個限制，如果位移量超過超音波波長的四分之一（亦即 $\lambda/4$ ），將會發生aliasing，為了克服這個限制，他們估計垂直方向鄰近圖素間的微分位移值，然後從一已知的位置開始積分，相位偵測之前先低通濾波通常能得到較好的估計結果；垂直的應變量為垂直位移的空間導函數，此實例中，因為微分位移已計算出，所以不難求得應變值[41][42]。O'Donnell et al.（O'Donnell et al.1994；Skovoroda et al.1994）也提出關於倒數的問題：給定應變影像以建立楊氏模數影像，當此技術利用有限差分計算，如果初始預測不充分，求得的解可能不收斂。由其發表的其他文章中了解到一些初步的彈性影像重建結果，（O'Donnell et al.1993）[43]。Kallel et al.（1994）提出其他的重建系統；連續兩A-line之間使用基頻信號的互相關以估計位移值，使用多

步壓縮以增進斑點間的相關性效應，其基本模型是二維的，資料處理為離線操作，已提出仿體以及一些活體的結果[44]。

1.1.3.5 應變-彈性影像

Bertrand et al. (1989) 提出一個使用灰階資訊及光量演算法的生物力學應變計量器，對於灰階影像上組織連續的形變，建立一線性轉換的模型 (Bertrand et al. 1989；Kallel及Bertrand 1993；Meunier et al.1989)；這些線性轉換能分解為旋轉矩陣及雙軸的轉換矩陣，在小區域中計算這些矩陣的特徵值，就能求得此小區域中的應變值，他們建議更進一步應用此技術來估計骨骼肌的彈性，同時也描述在組織旋轉期間，斑點明顯移動的人為雜訊 (Kallel et al.1994) [45][46][47][44]。

1.1.3.6 斑點追蹤組織的移動

Trahey et al. (Bohs及Trahey 1991) 發展一個二維的斑點追蹤技術來量測血流及軟組織內部的移動，此斑點追蹤系統利用絕對差分總和方法 (SAD) 估計二維的組織移動；最先得到大小為 $m \times n$ 之二維核心區域 $k(i, j)$ 的echo資料，接下來，取得包圍它之欲探究區域 $s(i, j)$ 的資料，下式對每一個 α 及 β 求其值，直到 $\varepsilon(\alpha, \beta)$ 的最小值產生：

$$\varepsilon(\alpha, \beta) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n |k(i, j) - s(i + \alpha, j + \beta)| \quad (1-11)$$

然後， (α, β) 即表示核心區域於第一次及第二次資料獲取之時間內的活動[48]。

下面舉出振動-振幅-聲波彈性影像的一個應用。Walker et al. (1993) 量測由外部施加振動的組織移動情形，他們的系統主要包括三個部份：刺激組織移動的電動振動器，可輸出RF或可偵測echo資料的超音波掃描器，以及一個用來估計組織移動的斑點追蹤系統；協調三個部份使之具有同步性，以保存相位的資訊；此二維的位移資訊以顏色對應後，作即時的方式顯示為影像[49]。

1.1.3.7 將組織特性量化的其他技術

接下來，我們概述幾個其他有關彈性影像，或量測局部彈性特性及組織移動之研究近來的發展。

1. 彈性血管的特性

Berrios及Pedersen (1994) 研究彈性管的彈性參數，即表面順從性 (apparent compliance)。他們由外部施加時變壓力於管狀器官，並以超音波pulse-echo量測其直徑的變化；在此實驗中，於大氣壓之下，他們先用pulse-echo擷取到從植物乳液管前後壁返回的信號，以這些信號作為參考信號，然後施加弦波形式變化的壓力於此管狀器官，於echo信號與參考信號間應

用互相關；若給定超音波的傳遞速度，利用這些互相關就不難估計出管狀器官的直徑變化。Berrios及Pedersen（1994）以一支20公分長的管狀器官，於不同的施力頻率下做量測，得到一些有趣的現象：（1）管狀器官有明顯的共振頻率；以及（2）在硬度增加的部位，直徑的變化較少。管狀器官的硬度局部增加情形可提供血管病徵（例如動脈硬化）的簡單模型[50]。Toronto的Foster et al.（Ryan et al.1992，1993）也研究施加壓力下的管壁位移；在他們的實驗中，將一放射狀的42 MHz單一探頭置於管狀器官的內部，以旋轉探頭的外罩360度取得完整的橫斷面掃描，相關法則用來估計管壁的位移；其系統偵測的敏感度沿超音波波束之軸向為 $10\mu m$ 、橫向為 $20\mu m$ ，包含資料處理以及相關法則的應用為離線操作[51][52]。

2.胎兒的活動

有關胎兒肺的活動之研究已有更進一步的發展。胎兒的活動反應出胎兒及其神經中樞的情況，對此活動作評估，對管理高風險懷孕具有其價值性。Shinozuka et al.（Shinozuka及Yamakoshi 1993；Shinozuka et al.1994）以多通道pulsed Doppler系統監視胎兒的活動；沿著超音波的波束方向，每一個通道處理從胎兒內某一點返回的echo信號，點與點之間的間隔為1.5cm，以arc-tangent方法估計位移量，也就是，從信號相位相

差90度的成份計算其相位的轉移：

$$\Delta\chi = \frac{c}{2\omega} \left[\tan^{-1} \left(\frac{Q(t)}{I(t)} \right) \pm n\pi \right] \quad (1-12)$$

其中， c 為超音波的波速， ω 為頻率， $Q(t)$ 及 $I(t)$ 為信號相位相差90度的兩個成份， $n\pi$ 用來抵消 $I(t)$ 交於零點的位移。這些研究者根據活動的不同頻率及振幅範圍，也歸類出三種不同性質的活動：1.胎兒的呼吸活動(FBM)；2.胎兒顯著的活動(FGM)；以及3.胎兒的心臟活動(FHM)；他們利用最大熵值方法區分此三種不同的活動類型[53][54]。

3.眼內壓的量測

Richards et al. (Alam et al.1992, 1994)以偵測眼內壓(IOP)為目的，將振動-振幅-聲波彈性影像應用在眼球上，其基本假設是鞏膜為一堅韌、具非線性彈性的球殼，眼球的自然共振可在不同的頻率下被刺激，並由都卜勒超音波偵測；當IOP增加時，鞏膜就變硬幾分，轉移了眼球的共振頻率。初步的試管及活體結果已支持此基本概念[55][56]；然而，此技術臨床用途的精確性仍有待研究。

組織的彈性特性一直為醫學及生物領域的重要概念，結合此概念以及現代的醫學影像系統遂產生了彈性影像技術；雖然這些技術仍然有待更進一步的發展以成為可靠的形式，迄今的

成果已證實它們的確具有提供可用之臨床診斷資訊的潛力，而且這些資訊是傳統的醫學影像所不能獲得的。

第二章 研究動機

2.1 超音波彈性影像的研究動機

超音波灰階影像辨識兩種不同的組織，是依據它們逆散射特性的差異，但是當這兩種組織逆散射的特性接近時，就不易由影像上將它們分辨出來；然而，此時這兩種組織卻有可能具有極為不同的力學特性，而力學特性其中之一即是彈性特性。一般說來，組織在發生病變後，其力學性質常常會跟著一起改變；換句話說，組織的彈性在發生病變後，與其鄰近的正常組織相較之下，會變得較硬或是較軟。一個經驗豐富的臨床醫師，常常可以藉由觸摸方式感覺皮下組織或器官的軟硬度來診斷疾病，幾個常見的例子包括良性或惡性腫瘤的區別、異位性鈣化、以及肝硬化等等。雖然觸診方式在臨床醫學檢查上，是一種沿用良久而且也非常有用的技巧，但是流於主觀，而且缺乏數量化比較的根據，再加上無法探測較深部位的組織器官等等，都是觸診檢測方式的主要缺點。設法將組織器官的相對軟硬度呈現在醫學影像上為解決的方法之一。所以，近年來有不少的研究，針對例如超音波影像等等一些可以探測組織移動的影像檢查工具，提出組織內的彈性模數(modulus of elasticity，或

Young's modulus)或是剪向模數(shear modulus)的理論以及計算方法，用以重建並且數量化整個組織的彈性分佈情形(elasticity distribution)，以提高影像的組織鑑別能力。

2.1.1 以彈性模數為成像參數的原因

我們知道，超音波灰階影像的成像原理，是利用組織間音抗(acoustic impedance)的差異來產生echo信號；音抗值的表示式為 $Z = B/c$ ，其中， B 為容積模數(bulk modulus)， c 表超音波在人體內傳遞的速度；所以，組織的音抗值主要由容積模數 B 來決定。而彈性模數，在組織的不可壓縮性之假設下，可近似為 $E \approx 3\mu$ ，所以主要是由剪向模數 μ 所決定。參考圖2-1，可清楚看到，就軟組織而言，因為容積模數的值都很大，而且在不同的軟組織之間，其容積模數值的差別都不超過幾個百分比，因此，組織間音抗值的差異性非常低，這常常使得超音波灰階影像的對比效果不理想，而限制了藉由影像來鑑別組織的能力。但是，剪向模數的動態範圍就明顯地大於容積模數，因其組織間的值差異性較大，所以，若能利用它來重建組織的影像，理論上應該會有比較理想的對比效果。

此研究除了嘗試利用組織之彈性特性，以期降低斑點雜訊的程度之外，並利用不同組織具不同的彈性特性來改善超音波影像的對比解析度，達到以其輔助灰階影像區別不同組織的研

究目的。

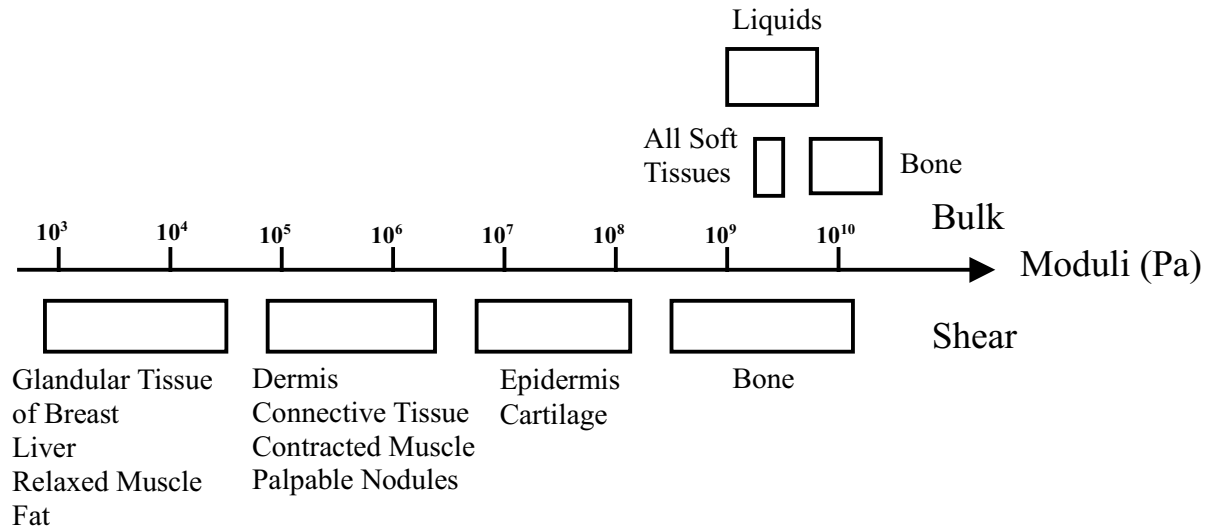


圖2-1

2.1.2 超音波彈性影像具發展潛力的原因

超音波灰階影像除了上述的因素，造成了對比效果沒有彈性影像來得好之外，它還有另外一個缺點；由於超音波的成像是機械波在人體內部作用的結果，因此，它的信號中含有人體組織的物理性質，但是因為超音波的工作頻率遠較人體組織於日常生活中的活動頻率為高，所以，用此高頻的機械波所量測得到的物理性質，與組織在實際日常生活中的物理性質並無多大的相關。但是相對的，超音波彈性影像在軟組織特徵化的發展潛力就比灰階影像要來得大；因為，即使在量測上有點誤差，軟組織間的彈性模數（在組織中與剪向模數成正比關係）的差

異性還是非常可觀，假如能利用它來重建組織的影像，則理論上，應該會得到比較理想的對比效果。

前面曾提到，使用一些可以探測組織移動的影像檢查工具，例如超音波影像等等，來重建並且數量化整個組織的彈性分佈情形，用以提高影像的組織鑑別能力，經由這種方法所得到的影像，便稱為彈性影像(elastogram，或elasticity image)。其影像的亮度或是色彩即代表該部位彈性的大小；尚有另一種影像，稱為應變影像(strain image)，其成像方法，是在組織受到外力之後，量測各部位應變量(strain)分佈的情形。有關取得彈性影像的整體技術便稱為彈性影像學(elastography)。

不論是彈性影像，或者是應變影像，它們在診斷性檢查方面的最大優點，即它們不只是可以提供組織的生物力學(biomechanics)性質，而且也可以明顯區分不同的組織而提高影像對組織的鑑別能力，亦即提高軟組織特徵化的能力(soft tissue characterization)，讓臨床醫師可以直接看到組織的軟硬程度。這項功能，對於評估組織纖維化的程度或是良性、惡性腫瘤的鑑別診斷特別有用。而超音波影像，其針對軟組織的診斷性檢查，具有即時性(real-time)、非侵入性、方便性、以及可以任意調整探測方向等等的優點；因此，超音波彈性影像於近年來被認為在輔助醫學診斷上具有相當大的潛力。

2.2 斑點問題

2.2.1 斑點形成的原因

斑點 (speckle) 一直是超音波灰階影像中無法避免的人為雜訊 (artificial noise)，它使得影像的亮度產生不均勻的變化，其程度嚴重時，甚至讓操作者無法經由影像辨認出不同的組織。

斑點產生的原因，是當超音波在人體內傳遞時，遇到組織不均勻處，就會產生反射現象 (reflection)；如果不均勻處的大小比超音波的波長還要小，此時，就會產生散射效應 (Rayleigh scattering)，此產生散射效應的點，我們稱之為散射子 (scatterer)，其大小的範圍須滿足下式：

$$ka \ll 1 \quad (2-1)$$

其中， $k = 2\pi / \lambda$ (波數)， λ 為超音波的波長， a 則為散射子的半徑。超音波遇到散射子產生散射效應時，其散射波是沿著各方向傳遞，其中，沿著原來入射方向反向折回的散射波 (back-scattering)，因為會被探頭接收以形成影像，在此稱為 echo。超音波影像中每一個圖素的信號，是由一個取樣體積內所有散射子的 echo 信號相加而成的，每一個取樣體積內有眾多散射子，由於每個散射子與探頭表面之間的距離不同，所以，

它們的echo信號相位也不同，如果將它們的echo信號相加時，會因為相位差的關係，而有不同的加成效果。在建設性相加的信號比較多的取樣體積，其形成的圖素較為明亮；而在破壞性相加的信號比較多的取樣體積，其圖素則是較為灰暗，這使得影像最後呈現明暗不均勻的分佈，此即為超音波灰階影像中斑點的來源。理論上，散射子是隨機分佈的，所以，斑點的產生，主要與影像的系統設計以及標的物與探頭表面之間的距離有關；其形成原因簡示於圖2-2。

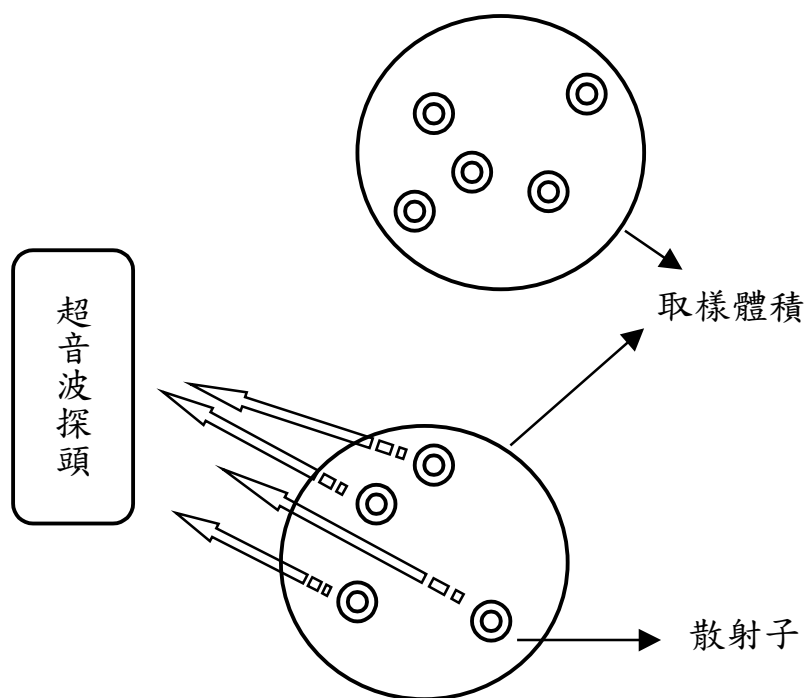


圖2-2

圖2-2中，小同心圓代表散射子，大圓代表取樣體積。對超音波探頭而言，每一個取樣體積內含有許多散射子，這些散射子與超音波探頭表面之間的距離不盡相同，但是因為它們在同一個取樣體積內，所以其圖素的信號是它們同相干涉加成的結果。圖中的兩個取樣體積可能物質組成相同，但是因為其散射子與探頭表面之間距離的分佈不同，所以產生的echo信號也不相同，遂形成影像上的斑點雜訊。有關斑點圖形的統計特性請參考附錄一的內容。

2.2.2 斑點圖形的影響

由以上的敘述可知，斑點既不表示任何組織原有的特性，且又降低了超音波影像的對比效果，它對影像的影響，可由圖2-3中了解，圖2-3的左列為模擬實際軟組織的情形，右列則為其對應的超音波灰階影像；最上面的情形為整塊均勻的軟組織，可觀察到，斑點圖形已使其影像上的亮度分佈無規則性；再來看最下面的情形，均勻的軟組織中，有一塊類似腫瘤的不同區域，兩者信號的強度相差6dB，但是，在斑點的影響下，只能隱約的見到影像中心有一塊稍暗的區域；然而在中間的情形時，均勻軟組織與位於其中心的腫瘤，實際上兩者信號的強度相差3dB，卻幾乎無法由其灰階影像上分辨出此不同的兩種組織。

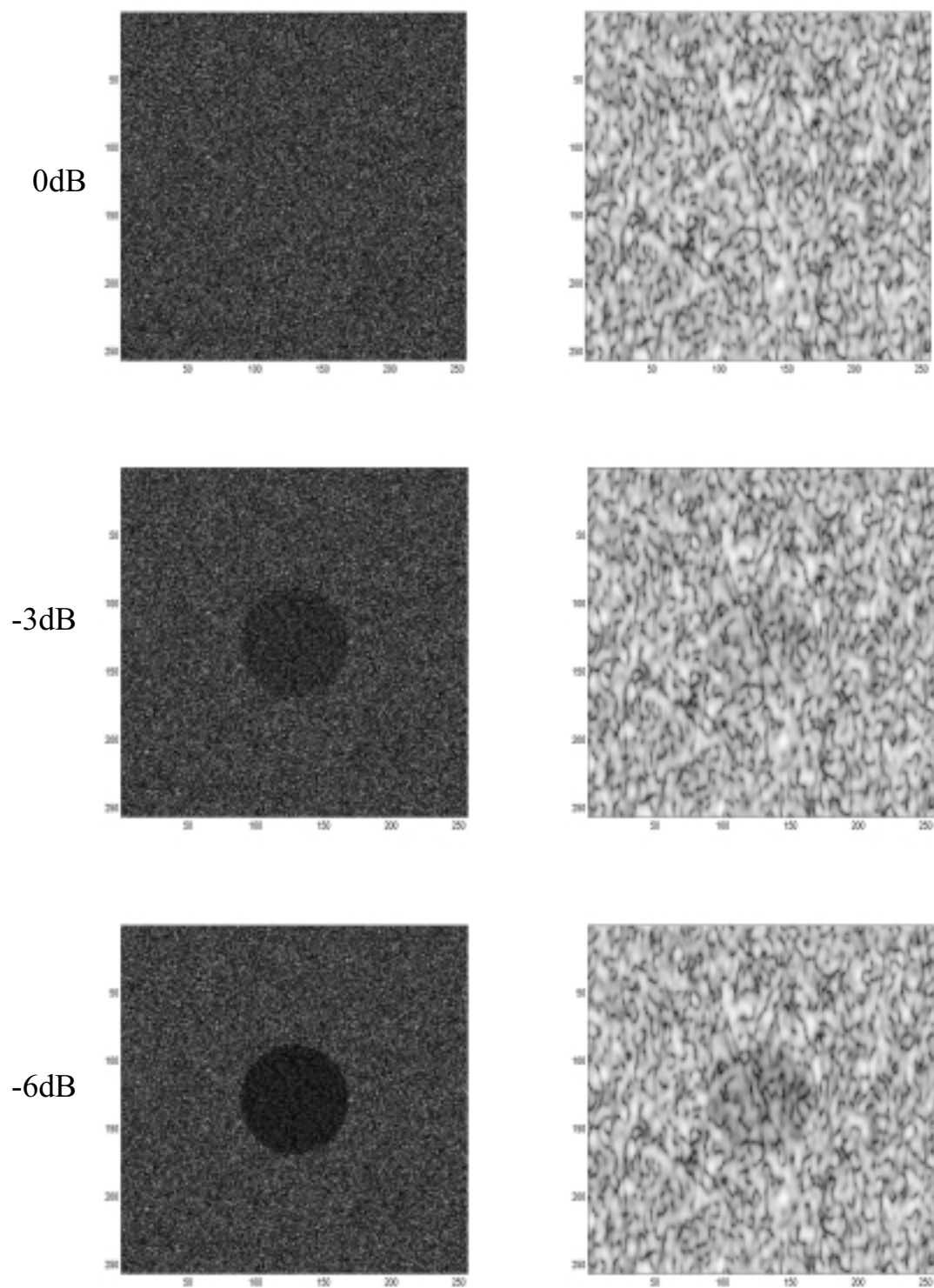


圖2-3

2.2.3 降低斑點雜訊的動機

斑點起源於一取樣體積內眾多散射子的同相 (coherent) 干涉。上一節中討論到斑點圖形對超音波灰階影像的影響，其程度嚴重時，所產生的斑駁現象常使得影像中的物體模糊不清，遂令我們不易辨識影像中的不同組織，即降低了灰階影像的對比解析度。由此可知，斑點限制了診斷性超音波於低對比物體間的偵測能力。

所以，此研究的另一個主題，如聲波彈性影像 (sonoelastography) 中以外力造成不同的應變情況，乃利用這些情況下導致信號間相關性減少 (decorrelation) 的特性；亦即在外力影響下，物體發生形變而致散射子沿著三維方向移動，進而改變斑點的特性。複合影像 (compound image) 即結合此物體於不同應變情況下的影像所產生的一斑點變動較少的新影像。複合方法以不影響原始的強度對比下，將同一影像物體的幾個部分相關的量測結果加以平均。因為一張斑點影像的整體平均等同於原始物體的非同相 (incoherent) 平均，因此降低了斑點變動的程​​度，進而改善傳統灰階影像的對比解析度；然而，這通常也以空間解析度作為代價。

第三章 研究原理

3.1 受壓標的物位移量與應變的計算方法

前面曾敘述到，斑點雖然是不受歡迎的雜訊，但是形成斑點的散射子卻是組織內部的微細構造，如果將它們當作標記，追蹤它們在組織受到壓縮之前與之後位置的改變，進而計算出組織的形變量，再應用彈性力學中的應變-應力分析，最後，將可獲得此組織之彈性特性；而經由這種觀念發展出來的演算法，統稱為斑點追蹤演算法（speckle tracking algorithm）。

此研究採用斑點追蹤演算法中的基頻信號互相關法（base-band cross-correlation）來量測組織受壓前、後之形變量，其原理及方法如下：

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

$$S_1(t) = A(t - \tau_1) e^{j\omega(t - \tau_1)} \quad (3-1)$$

$$S_2(t) = A(t - \tau_2) e^{j\omega(t - \tau_2)} \quad (3-2)$$

其中， A 為echo信號的envelope； ω 為超音波載波的角頻率，

且 $\omega = 2\pi f_0$ ， f_0 為載波頻率，亦即為超音波的中心頻率； τ_1 與 τ_2 則分別為壓縮前與壓縮後，此散射子與探頭表面間之距離所產生的時間延遲（time delay）；然後將它們各自經過解調程序（base-band demodulation），使其頻譜上的中心頻率移到基頻帶的DC位置，則得到的基頻信號分別為：

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

$$B_2(t) = S_2(t)e^{-j\omega t} = A(t - \tau_2)e^{-j\omega\tau_2} \quad (3-4)$$

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

$$C(t) = \int_{-\infty}^{\infty} B_1(t + \tau)B_2^*(\tau)d\tau \quad (3-5)$$

其中，*表取其共軛複數函數。取函數的zero-lag值，

$$C(0) = \int_{-\infty}^{\infty} B_1(\tau)B_2^*(\tau)d\tau = \left[\int_{-\infty}^{\infty} A(\tau - \tau_1)A(\tau - \tau_2)d\tau \right] e^{j\omega(\tau_2 - \tau_1)} \quad (3-6)$$

所以， $\tau_2 - \tau_1 = \frac{\angle C(0)}{\omega}$ 表示壓縮前、後echo信號的時差，其中 $\angle C(t)$ 為互相關函數的相位項。如果超音波波速為 c ，則壓縮前、後組織的形變量為 $c(\tau_1 - \tau_2)/2$ ，除以2的原因乃是因為信號行走的路徑為往返兩次。

接著，應變量的估計，則為 $\angle C(0)$ 對施力方向，即軸向，先行微分後，再與 $c/2\omega_0\Delta y$ 相乘，其中， Δy 表圖素間距。

以下舉出一個二層仿體的位移量計算結果，其實驗方法將於第四章中介紹。圖3-1為兩張各取自軟（上圖）、硬（下圖）兩層，在此仿體受到同一個外力壓縮的影響下，分別計算出的位移量分佈；由其壓縮量達最大時，即累積至第20次小壓縮時所對應的位移值，可知兩者在同一個外力的影響下，其最大的形變量不同（軟層的最大形變量約為0.72mm，而硬層的最大形變量則在0.3mm左右）。

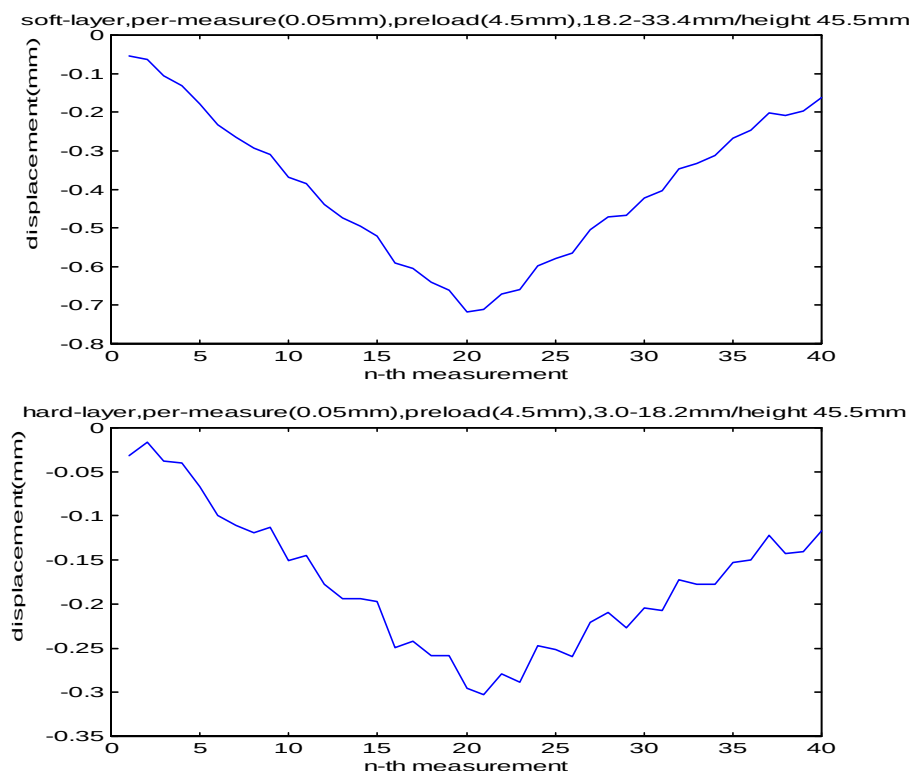


圖 3-1

上述的方法，因為以時差的計算為基礎，再來推導出位移量及應變分佈，所以我們又稱為 Time delay-based strain estimation (TDSE)。

3.2 壓縮前與壓縮後信號間相關性的探討

3.2.1 壓縮後信號變形的影響

3.2.1.1 對應變估計的影響

如圖 3-2 所示，當標的物受外力被壓縮之後，壓縮後的信號（虛線）約可看成為壓縮前的信號（實線）整段往探頭方向平移一個值，因為所施加的應變值不大，所以其形狀上大致近似，但是仍有某種程度上的變形；這是因為當標的物被壓縮時，其內部散射子是沿三維方向移動，而單一探頭擷取到的信號乃是沿探頭軸向的一維方向。這種壓縮後信號的變形會影響我們估計的應變值，所以，我們將提出幾個方法以增進壓縮前與壓縮後信號間的相關性，進而增加應變估計的準確性。

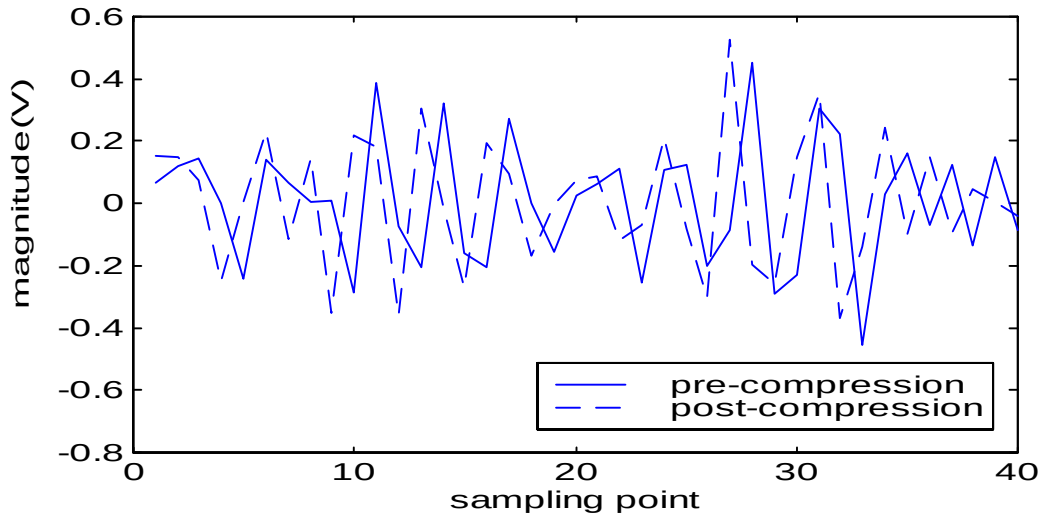


圖 3-2

3.2.1.2 對灰階複合影像的影響

另外，為了降低斑點雜訊的程度，所以我們將不同應變情況下的灰階影像加以複合（compound），即利用信號之間的相關性因標的物被壓縮之後減少（speckle decorrelation）的性質，來降低斑點的變動程度。以複合方式處理的原因說明如下：

以下為針對一塊均質的仿體，找出其最佳壓縮程度的方法：以第一次壓縮後的信號envelope為比較基準，各找一次較大壓縮量後之信號的envelope與第一次的相差最小以及最大者，再分別計算它們與第一次的平均值，圖3-3的左列為相差最小者，而右列則為相差最大者，下方的曲線則分別為其與第一次信號間的平均值。

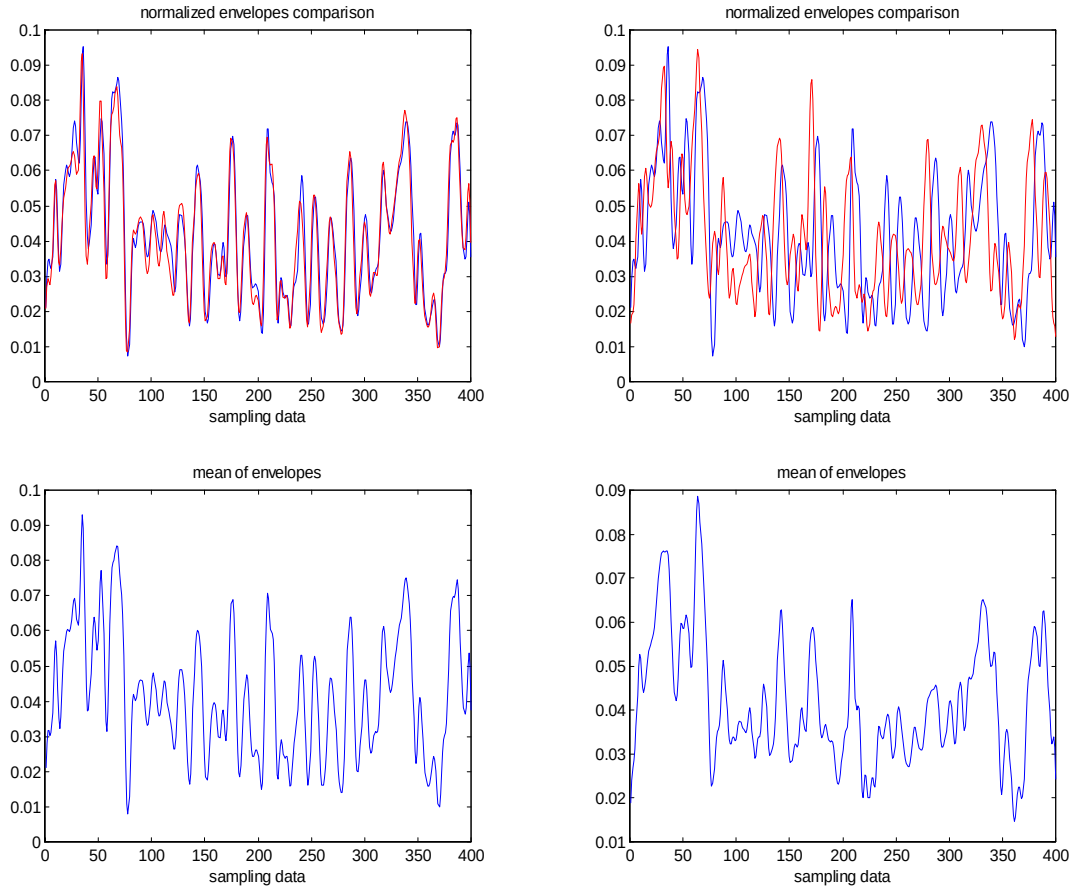


圖3-3

其結果顯示出，當壓縮量到達某一程度時，其信號的 envelope 波峰、波谷多填滿第一次壓縮後信號的波谷、波峰者，所求得平均值其標準差達到最小，此可由其平均後的曲線看出，此時波形變化的頻率降低許多。根據對比解析度（contrast resolution）與 $\text{mean}(I)/\text{std}(I)$ 的正比相關性（ I 表示信號的強度）得知，此時斑點雜訊降低的程度最大，我們稱此時的壓縮程度為最佳壓縮。對一硬度不同的二層仿體施加同一個外力，當對於其中一層而言為最佳壓縮，同時，對於另一層就不是最佳壓縮，此時兩層中 $\text{mean}(I)/\text{std}(I)$ 增加的幅度不同；圖3-4中顯示，

二層仿體於受到同一個外力壓縮的情況下，軟層的 $\text{mean(I)}/\text{std(I)}$ 增加的幅度比硬層者來的大；另外，此兩層的曲線起始值，即 SNR 最小值均在 1.91 左右，此與附錄一中(7)式推導的結果不謀而合。

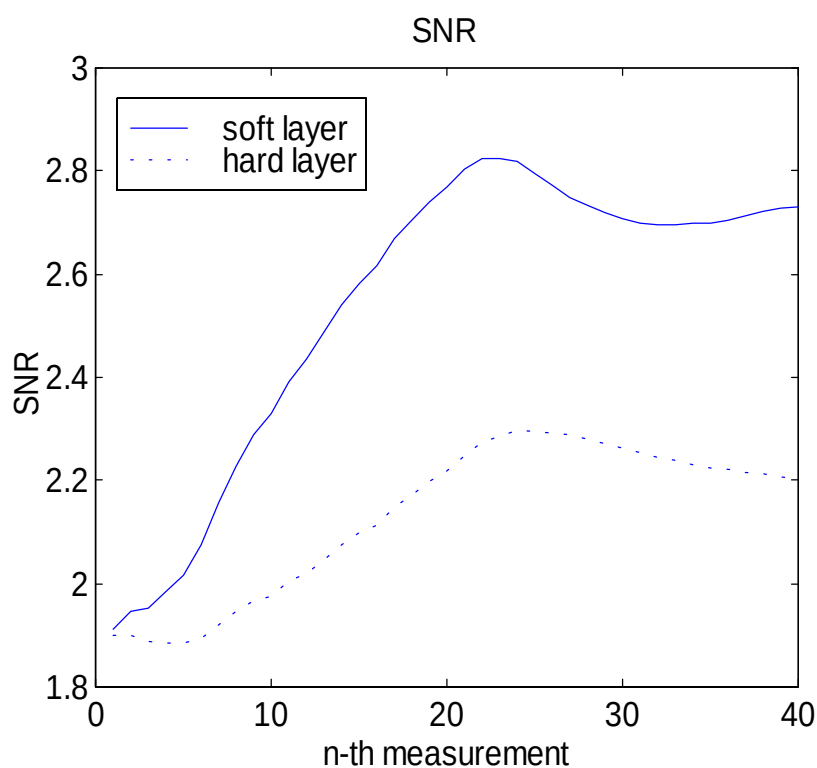


圖3-4

再參考圖3-5，可觀察到，兩層信號經平均後的結果，其波形變化的頻率趨向緩和的程度不同。軟層（20至40mm）的變化頻率明顯的較硬層（0至20mm）者小，此時即具有辨識的效果。

由此可知，複合程序的確能使得灰階影像的斑點變動程度降低，而且藉由斑點雜訊降低程度的不同可用來辨識不同硬度的組織。

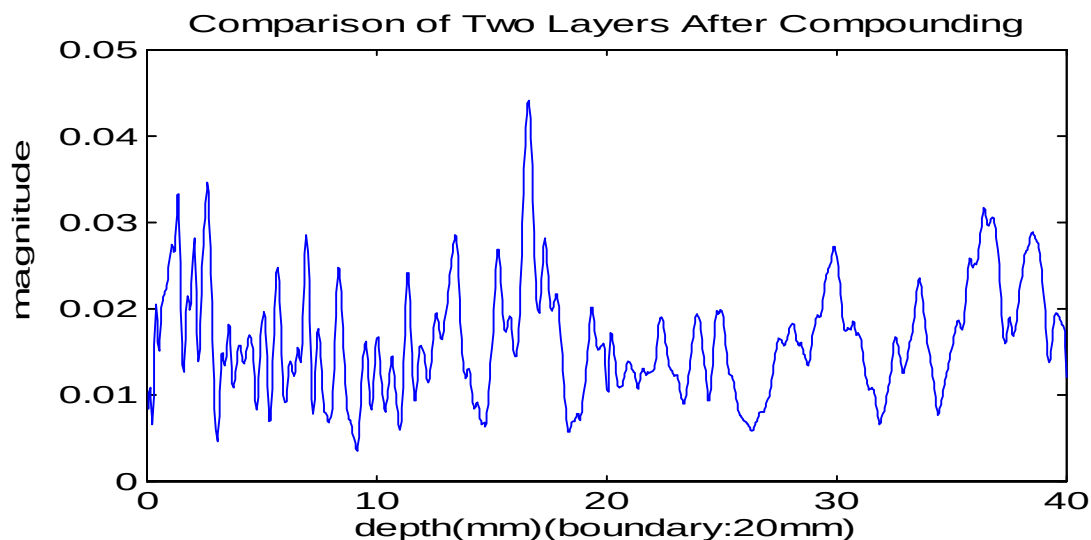


圖3-5

但同時，有一個需要考慮的問題，也因為每張用來複合的影像其外界施加的壓縮程度不同，用來平均的信號長度不一致，結果將使得複合影像的邊界定義（edge definition）顯得模糊不清；我們將應用 3.2.2.1 節中的方法，即 temporal stretching，於複合的灰階影像，此部分的結果將放在彈性影像之後來探討。

3.2.1.3 對應變複合影像的影響

另一方面，邊界定義的模糊化也出現在複合的應變影像；我們將應用 3.3 節敘述的所有方法來解決這個問題，並於結果中比較這幾種方法的應變複合影像。

3.2.2 增加壓縮前後信號間相關性的方法

當超音波在組織中傳遞，假設它為一群隨機分佈，與波動交互作用一次的散射子集合，亦即忽略多重散射的情形；則沿著軸向，壓縮前逆散射的 RF 信號可表示為：

$$r_1(x) = s(x) * p(x) + n_1(x) \quad (3-7)$$

其中， $s(x)$ 為組織的散射函數， $p(x)$ 為超音波系統的脈衝響應， $n_1(x)$ 則為不相關的隨機雜訊， $*$ 表旋積符號。

當一彈性標的物被壓縮，例如組織，其組織中隨機分佈的散射子將沿著三維方向位移（軸向、橫向以及縱向）；假設組織沿著橫向及縱向的位移量跟軸向的比較起來要來的少，則沿著軸向，壓縮後的 RF 信號可表示為：

$$r_2(x) = s\left(\frac{x}{\alpha}\right) * p(x) + n_2(x) \quad (3-8)$$

其中， $\alpha = 1 - s$ ，而 s 為外部施加的應變值。

將壓縮後的信號加以 temporal stretching 或是將壓縮前的信號 Wavelet-based shortening，都能大大地改善壓縮前以及壓

縮後信號間的相關性。

根據這兩種方法分別敘述如下：

3.2.2.1 方法一：Temporal Stretching 方法

以 α 為係數，將壓縮後信號整段沿時軸作內插拉長為 $1/\alpha$ 倍，使其與壓縮前信號等長。則經過此 temporal stretching 程序的壓縮後 RF 信號可表示為：

$$r_3(x) = s(x) * p(\alpha x) + n_2(\alpha x) \quad (3-9)$$

3.2.2.2 方法二：Wavelet-based Shortening 方法

同樣以 α 為係數，與上述的 temporal stretching 方法相反操作。將壓縮前信號整段沿時軸作抽樣縮短為 α 倍，使其與壓縮後信號等長。則經過此 Wavelet-based shortening 程序的壓縮前 RF 信號可表示為：

$$r_4 = s(x) * p\left(\frac{x}{\alpha}\right) + n_1\left(\frac{x}{\alpha}\right) \quad (3-10)$$

此將整段壓縮前信號以一固定係數縮短的方法，為鄭耿璽學長建議而加以採用。

3.2.3 信號間相關性程度的指標

相關係數指出壓縮前與壓縮後 RF 信號之間的相似性，可

定義為

$$\rho_{ij} = \frac{C_{ij}}{\sqrt{R_{ii}R_{jj}}} \quad (3-11)$$

如果接收到的 RF 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（CCF）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最大值。

若採用 temporal stretching 方法處理接收到的 RF 信號，則 C_{ij} 為壓縮前信號與 temporal stretching 之壓縮後信號的 CCF 最大值， R_{ii} 為壓縮前信號的自相關函數最大值，而 R_{jj} 則為 temporal stretching 之壓縮後信號的自相關函數最大值。

但是若採用 Wavelet-based shortening 方法處理接收到的 RF 信號，則 C_{ij} 為壓縮後信號與 Wavelet-based shortening 之壓縮前信號的 CCF 最大值， R_{ii} 為 Wavelet-based shortening 之壓縮前信號的自相關函數最大值，而 R_{jj} 則為壓縮後信號的自相關函數最大值。

3.3 複合應變影像配合增進信號相關性的方法

因為彈性影像的成像方式，須經由外界施加一外力使標的物產生形變，再估計出其位移量以及應變分佈。但是因為外部施加的應變，使得壓縮後的信號產生形變，因此降低了壓縮前以及壓縮後信號之間的相關性，此效應影響我們估計標的物內部之應變分佈的準確性。此研究中，我們採用 3.2.2.1 及 3.2.2.2 敘述的兩種方法來提高信號間之相關性，再利用 3.1 節中介紹的應變估計方法，即 TDSE；並介紹另一種 Wavelet transform-based strain estimation (WTSE) 的應變估計方法。各種方法的處理方式簡單說明如下：

3.3.1 Time Delay-based Strain Estimation (TDSE)

此方法的細節已詳細說明於3.1節，請參考前文內容，這裡便不再贅述。

3.3.2 Temporal Stretching配合TDSE

將不同應變情況下接收到的原始RF信號，沿時軸整段拉長 (stretching)，使其均與應變量最小時的原始RF信號長度相同後，以此為資料庫，再以TDSE方法估計應變量。

3.3.3 Wavelet-based Shortening配合TDSE

與3.3.2方法的原理類似，只是處理方法剛好相反。將不同應變情況下接收到的原始RF信號，沿時軸整段縮短（shortening），使其均與應變量達最大時的原始RF信號長度相同後，以此為資料庫，再以TDSE方法估計應變量。

3.3.4 Wavelet Transform-based Strain Estimation (WTSE)

上述的 temporal stretching 以及 Wavelet-based shortening 方法乃是假設在均勻的應變分佈情況下。換句話說，沿著時軸方向整個範圍應用一固定的拉長或是縮短係數。然而實際上，應變場可能並非定值，所以，此係數必須依局部的應變分佈而有所不同。因為係數的值等於 $1 - \text{應變值}$ 再取倒數，所以，必須先計算應變場的最理想係數以防影像沒有對齊。

WTSE 則是以原始信號經TDSE方法估計出的應變分佈作為資料庫（亦即3.3.1方法的結果），以Wavelet-based shortening為基礎，再利用可適性（adaptive）的方式，搜尋window中最適當的應變值為估計結果。WTSE的作用為將TDSE應變估計的結果加以精準化。圖3-6為WTSE的應變估計流程圖，說明如下：

r_i 為壓縮前接收到的RF信號， r_{ii} 為壓縮後接收到的RF信號， w 表window函數。將壓縮前後的原始RF信號分別以此window函數加以區段。同時也將TDSE的估計結果以相同的window函數區段，再以此window內的所有應變值 $\hat{s}$ ，依 $\hat{\alpha}=1-\hat{s}$ 換算成Wavelet-based shortening的係數，此係數用來縮短對應window內的壓縮前RF信號，對應window的壓縮後RF信號則以前者縮短後的長度為準取等長的前幾個取樣點，然後將此兩段長度相同的信號計算互相關函數值，並且須乘以 $1/\sqrt{\alpha}$ 。此種形式的函數正好即為Wavelet Transform函數：

$$WT_{\varphi}(g)=\frac{1}{\sqrt{\alpha}}\int dt\varphi\left(\frac{t+\tau}{\alpha}\right)g(t) \quad (3-12)$$

代入window中所有的 $\hat{\alpha}$ 值，使上式達最大值的 $\tilde{\alpha}$ 即為我們所求，將其依 $\tilde{s}=1-\tilde{\alpha}$ 反向換算所得的 $\tilde{s}$ ，以此應變值視為此window的估計值。

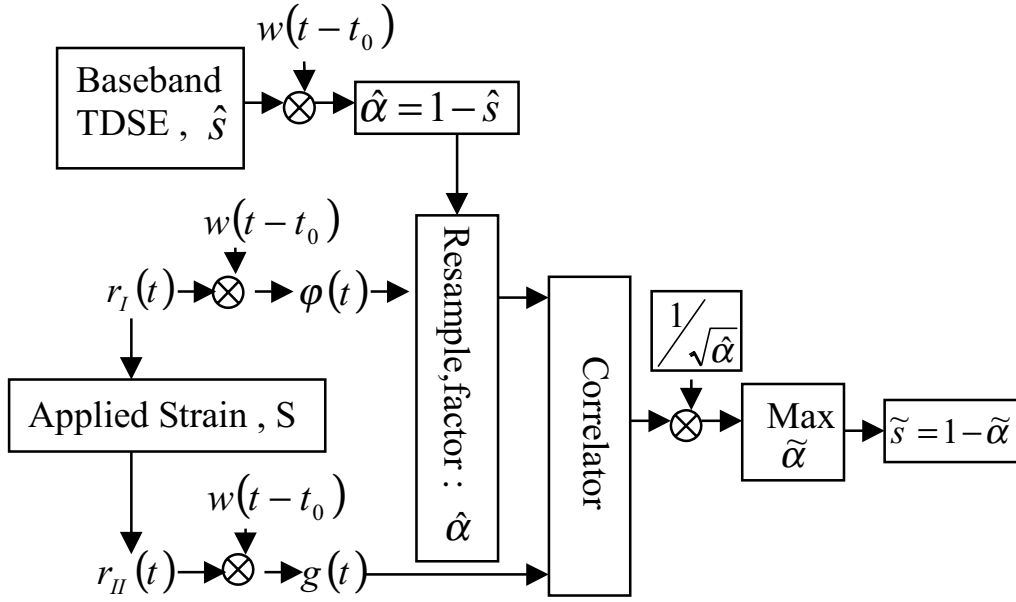


圖3-6

上述四種方法估計出來的應變分佈，將不同應變情況下的結果再加以複合，便成為最後的複合應變影像。

3.4 複合灰階影像配合增進信號相關性的方法

在此提出一種新的複合技術用來降低超音波灰階影像中的斑點變動程度。一如聲波彈性影像(sonoelastography)中以外力造成不同的應變情況，此法乃利用這些情況下導致信號間減少

的相關性(decorrelation)；亦即在外力影響下，物體發生形變，導致散射子沿著三維方向移動，進而改變斑點特性。所以，結合此物體於不同應變情況下的影像以產生一斑點變動較少的新影像。然而，由於散射子移動，標的物的同一部位在影像中的位置可能不同，為了減少此雜訊(artifact)現象，於影像結合前，針對不同的應變情況，將此受壓標的物的影像資料沿著軸向加以拉長(stretch)，而此拉長係數(stretching factor)則直接與應變的分佈相關。雖然拉長程序使得複合影像間的相關性增加，但是因為只沿一維方向拉長，而散射子是沿三維方向移動，所以減少的相關性仍存在。經由軸向拉長減少未對齊影像所造成的雜訊現象；換句話說，此法具有在空間解析度降低最少的情況下而能改善對比解析度的潛力。

3.4.1 對比解析度的指標

對比解析度可用對比雜訊比(CNR)加以定量化，定義如下：

$$CNR \equiv \frac{|m_{in} - m_{out}|}{\sigma_{in} + \sigma_{out}} \quad (3-13)$$

其中， m_{in} 及 m_{out} 分別為感興趣部位裡面及外面的亮度平均值；同樣地， σ_{in} 及 σ_{out} 則分別為其裡面及外面的亮度標準差。所有數值均於計算後再換算成 dB 值以形成最後的影像。

第四章 實驗方法

彈性影像的基本方法，依其對受測物所施加的外力方式，分為動態與靜態兩種，此研究所採用的均為靜態的方式；亦即施加外力靜止後，發射信號並接收信號完畢，才再繼續施加下一次的外力。此研究的兩大主題為 1.彈性影像；以及 2.降低斑點雜訊，分別敘述如下：

1.彈性影像

這是一種辨識不同組織的方法，乃是利用組織在受到外力的影響下產生位移，量測位移量後並進一步估計其應變分佈；最後，再由給定的邊界條件以及應力分佈來重建彈性模數，若不同組織具有不同之彈性特性，則在受到相同外力之影響下，將會產生不同的位移，因此，其應變分佈也就不同；如此，便可利用應變分佈的變化來達到組織鑑別的目的。

2.降低斑點雜訊

此技術以不影響原始的強度對比之下，將同一影像物體的幾個部分相關的量測結果加以平均。因為一張斑點影像的整體平均等同於原始物體的非同相(incoherent)平均，因此降低斑點

變動的程度，進而改善了對比解析度，為了保有影像的特色，於複合前需先將軸向及橫向的組織移動加以修正；另一方面，縱向的移動則不修正。結合這幾張影像可降低斑點變動的程
度。因為此法使用整個孔徑以及全部的頻帶寬，所以並沒有降低空間解析度。

為驗證上述兩種研究之可行性，我們的實行步驟分為影像仿體的製作、接著對仿體進行彈性量測、然後施加外力於其上並同時擷取信號，將信號處理以及橫向掃描以建構二維影像四個步驟。

4.1 影像仿體的製作

實驗之前，先製作模仿軟組織特性的仿體（phantom）。其基質主要由凝膠（gelatin）構成。以控制凝膠熱溶液的濃度來達到不同硬度的要求，並於溶液未凝固之前，加入 106 微米或更細微的玻璃小球（Sigma G4649, St. Louis, MO, U.S.A.），以攪拌器攪拌使其均勻分佈，以產生超音波的散射以及吸收特性，這裡的玻璃小球扮演散射子（scatterer）的角色；目前已能製作出軟、硬接面無肉眼可見之反射信號的仿體，而可達的最大硬度，其凝膠熱溶液的濃度為 700 毫升的溶液中含有 160

克的凝膠粉末，而最小硬度則為 600 毫升的溶液中含有 40 克的粉末。此研究中，製作出的仿體分為均質（homogeneous）、二層（two layer）以及具圓柱狀不同質內含物（inclusion）等三種仿體；其詳細的製作方法請參考附錄二的敘述。

4.2 仿體之彈性量測

此方法是為了驗證，在原始的斑點信號類似之情形下，利用彈性特性將軟、硬不同的二層仿體區分出來之可行性。測量彈性模數的實驗方法簡示於圖4-1。

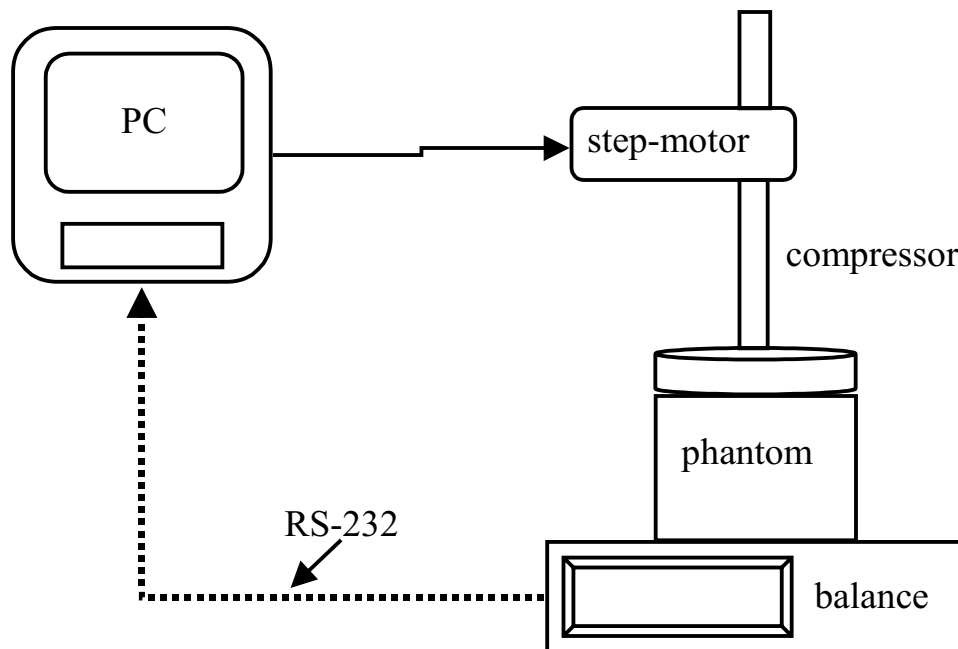


圖4-1

以兩塊不同硬度的均質仿體，分別去進行以下的量測，以求其個別的彈性模數值；由電腦控制步進馬達（Q-Sync, Hsine-Chu, Taiwan, R.O.C.）每次沿Z軸轉動的步數，步進馬達再帶動固定於其上的壓縮器（compressor）移動，壓縮器再行壓縮置於其下方的仿體，同時藉由RS-232將電子秤的讀數取回電腦。應力值由電子秤的讀數除以仿體底面積求得，而應變值則得自於步進馬達的轉動步數，亦即為壓縮器的壓縮程度，再利用應力-應變的關係式， $E \equiv T/S$ （ T ：應力， S ：應變），便可計算出此受測物之彈性模數。本實驗在開始進行週期性加壓及減壓之前，使壓縮器先行壓縮仿體一個preload值，我們通常取仿體高度的4%為基準，並取仿體高度的10%為週期性壓縮的peak-peak值，在peak-peak之間分成五等分分次壓縮，此即為多次小步的壓縮以達到大的總壓縮量之方法，如此進行連續往下壓縮五次，再連續往上提五次的週期。

4.3 施加外力並同時擷取信號

參考圖4-2，固定一中心頻率3.5MHz探頭的壓縮器用來壓縮軟硬不同的二層仿體，HP VEE軟體控制步進馬達沿Z軸轉動的步數，帶動固定於其上的壓縮器移動，壓縮器再行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function generator (Hewlett-Packard E1445A, Palo Alto, CA, U.S.A.) 模組產生方波信號去觸發pulser產生一負振幅的脈衝，經探頭將此脈衝傳入仿體內，探頭也接收反射回來的echo信號，將其送入receiver (Panametrics Model 5072PR, Waltham, MA, U.S.A.) 加以放大，並經過VXI的A/D卡 (Hewlett-Packard E1429A, Palo Alto, CA, U.S.A.)，再將data傳回電腦以進行分析。

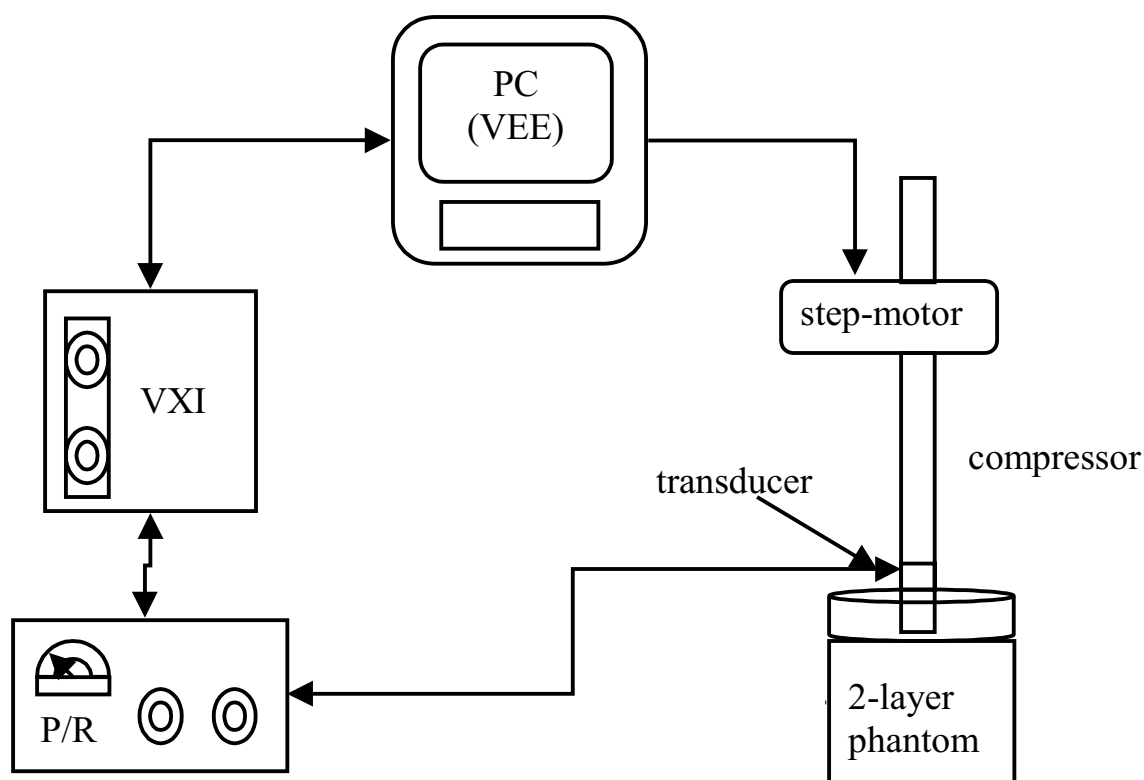


圖4-2

步進馬達的壓縮方式與彈性量測實驗者相似，皆以多次小步壓縮達到一個大的總壓縮量之方式，但是本實驗中則是連續往下壓縮20次，再連續往上提20次，每個小壓縮為0.1mm；每次小壓縮之後發射脈衝並接收信號，等到接收到之後，步進馬達才進行下一次的小壓縮；所以每一次小壓縮之後接收到一條A-line，將這些A-line進行base-band cross-correlation處理，以求得仿體內部的形變量，並分析軟、硬兩層於壓縮後，在A-line上變化的差異。

4.4 橫向掃描以建構二維影像

實驗前，先製作完成含一圓柱狀不同硬度之內含物的仿體，以上述的實驗方法再加上探頭橫向掃描的方式，以擷取軸向以及橫向的信號，參考示意圖 4-3；本實驗用來評估此研究方法形成二維影像的可能性。同樣以 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。此實驗與上述實驗，除多了橫向掃描之外，不同之處尚有兩點：1.沒有以壓縮器去壓縮仿體，而是直接以固定於步進馬達上之探頭表面對仿體進行壓縮；2.探頭的中心頻率改為 5MHz (Panametrics V310, Waltham, MA, U.S.A.) 者。

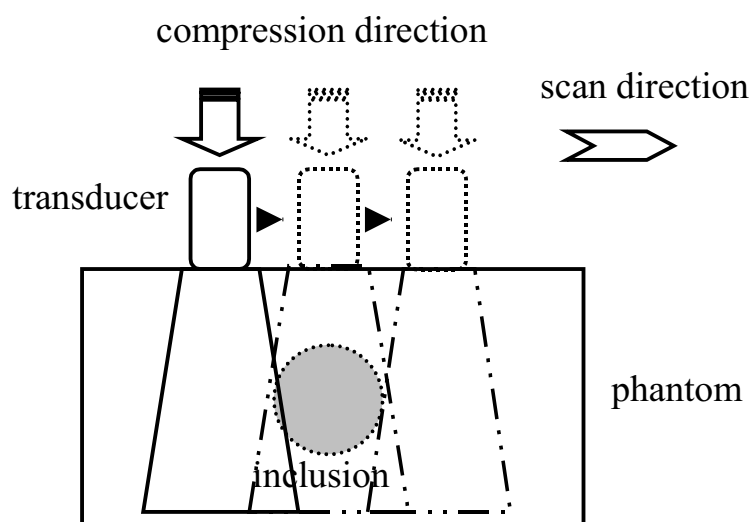


圖4-3

第五章 結果與討論

5.1 彈性的量測

量測兩塊硬度不同的均質仿體，將實驗的結果繪成應變vs應力的曲線圖5-1。每一個週期量測到的曲線實際上是由一個迴圈（loop）構成，此即是所謂的彈滯（hysteresis）現象。實線表示硬的均質仿體，虛線表示軟的均質仿體；再利用應力-應變的關係，即彈性模數的定義，以應變量最大以及最小時計算此兩塊均質仿體的彈性模數，亦即其迴圈曲線兩端點之間的斜率值，分別量測16個週期，將計算結果示於圖5-2。

由圖5-2得到，在量測的週期次數增加之後，兩仿體的彈性模數均各自趨近於某一穩定值。實線表示硬的均質仿體，其模數值趨近於24KPa；虛線表示軟的均質仿體，結果則是趨近於12KPa。所以，硬的均質仿體其硬度約為軟者之2倍。

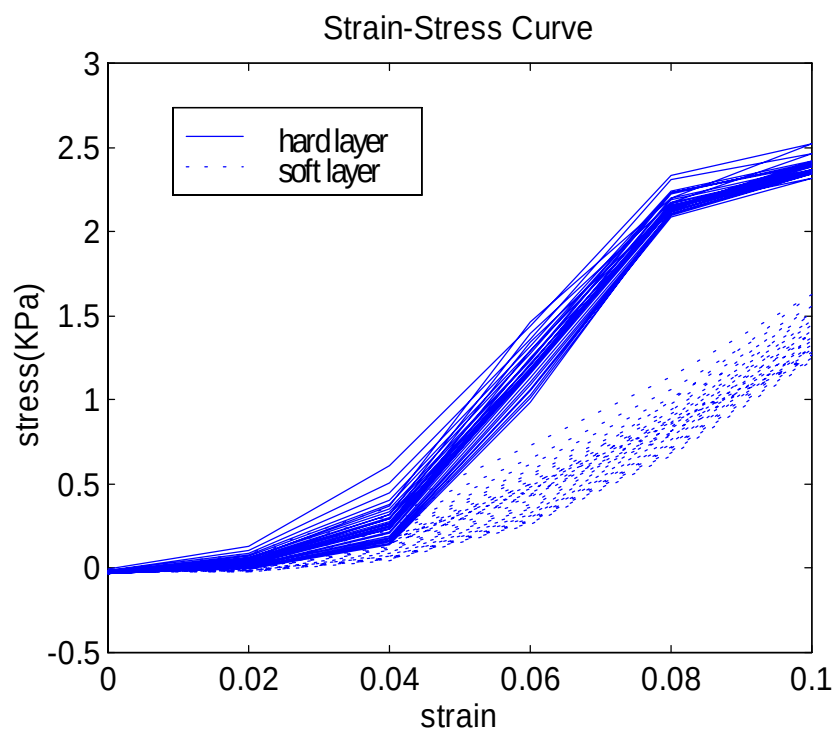


圖 5-1

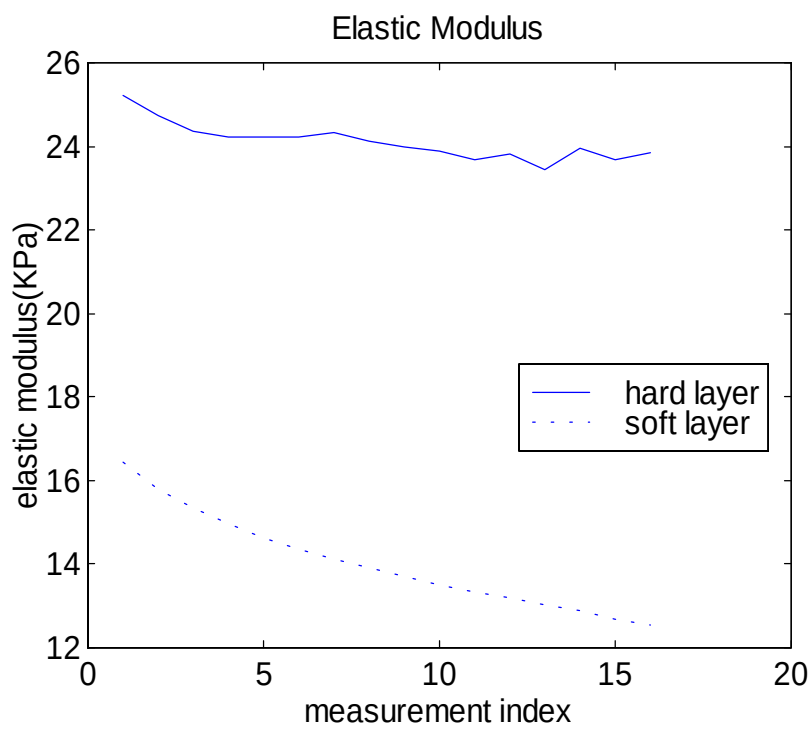


圖 5-2

5.2 彈性影像的處理

接下來討論的是彈性影像的一種，乃是利用應變分佈來成像以利辨識不同的組織，即應變影像（strain image）。

實驗進行之前，先製作完成兩塊仿體，一塊為兩層彈性模數不同的二層仿體，將各層分別進行彈性的量測，計算得的彈性模數值，結果為圖5-2中所示，所以兩層的硬度相差約2倍；另一塊則為對照用的均質仿體。接著，將兩塊仿體各加以軸向壓縮及橫向掃描並擷取信號。圖5-3為壓縮前兩塊仿體的灰階影像，顯示的動態範圍均為30dB；左圖為二層仿體的灰階影

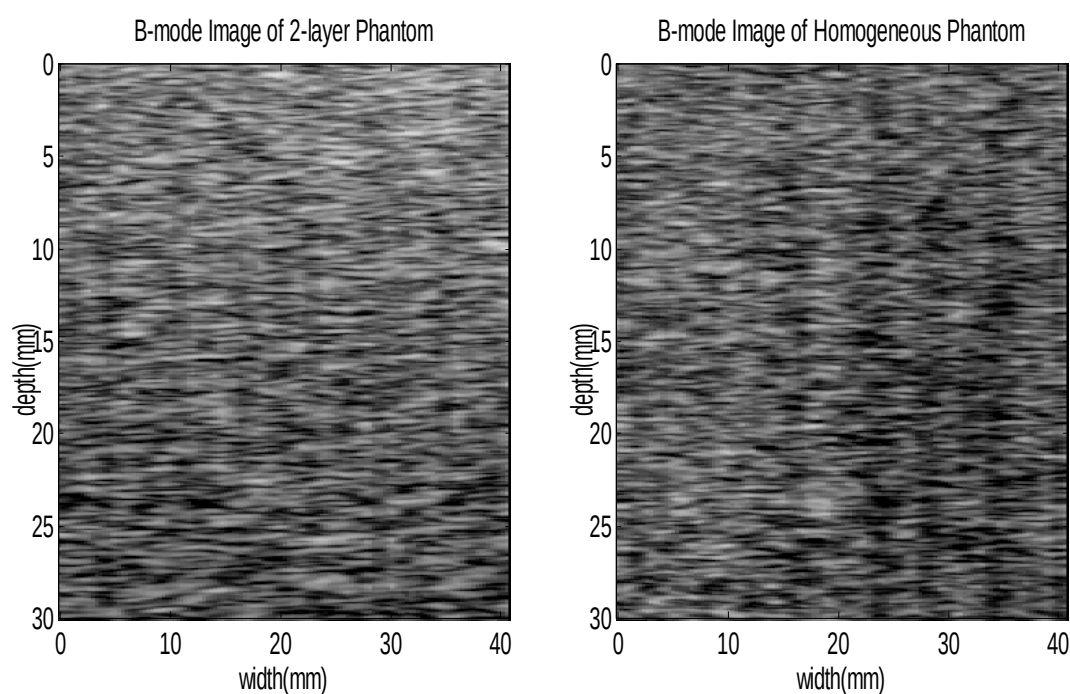


圖5-3

像，因為兩層的散射特性相似，所以，我們幾乎無法由灰階影像上看到兩層間的分界面；甚至與右圖均質仿體的灰階影像比較起來，並沒有差異。接著，我們將擷取到的信號進行處理，以TDSE的估計方法計算受測物被壓縮過程中的位移量分佈。圖5-4為一次小壓縮量的情況下，兩塊仿體中的位移量與深度的關係，兩條曲線均為42條橫向掃描平均過後的結果，上部曲線表示均質仿體，而下部曲線則表示二層仿體，垂直線為二層仿體中兩層間的分界面。可觀察到，均質仿體的位移量分佈隨著深度成一斜率值線性增加，而二層仿體則是在分界面（深度約8mm處）上下分別呈現不同的斜率線性增加。

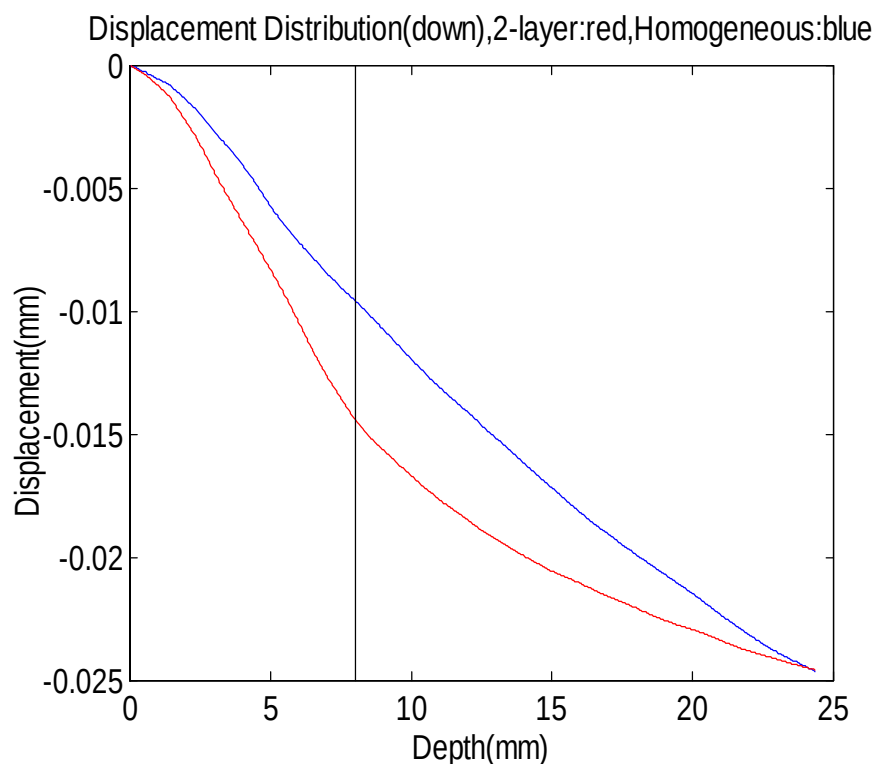


圖5-4

若以TDSE估計方法進一步計算其應變值，則得到圖5-5的應變分佈曲線。同樣地，曲線均為42條橫向掃描平均過後的結果，較平坦的曲線表示均質仿體，而另一條曲線則表示二層仿體，垂直線為二層仿體中兩層間的分界面。可清楚的看出，二層仿體於分界面（深度約8mm處）上下應變分佈所呈現的落差（-0.02%至-0.15%）遠大於均質仿體（-0.04%至-0.105%）。

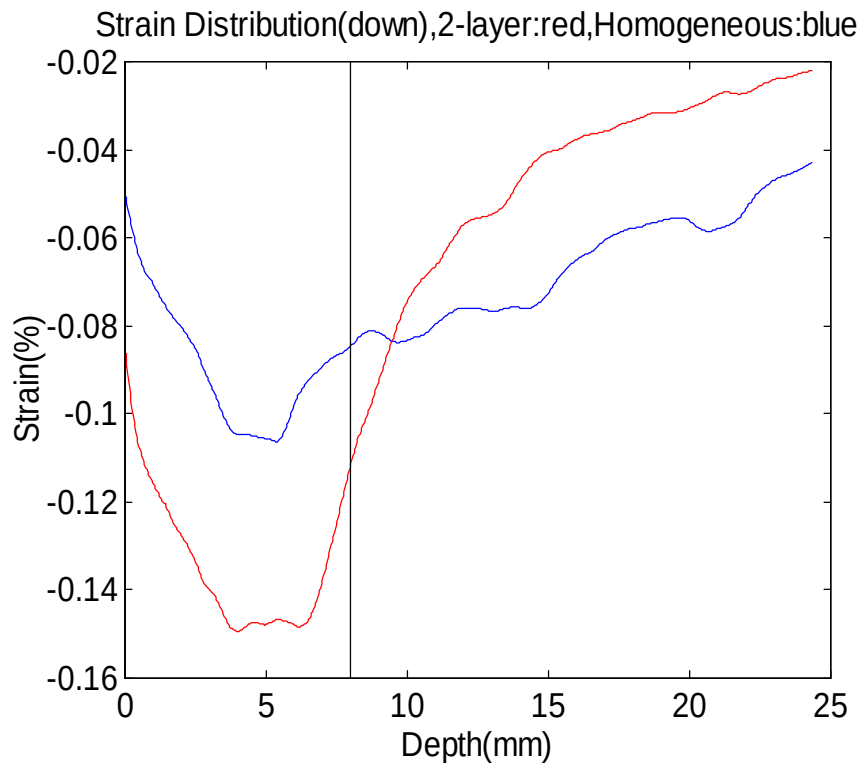


圖5-5

以上所討論的均是將受測物施加軸向壓縮的情形。接下來，我們討論當受測物被壓縮到最大程度之後再沿軸向升回的情形。同樣地，以TDSE的估計方法計算，先將一次小升回量情況下的位移量與深度的關係示於圖5-6，曲線也是經過42條橫向掃描平均過後的結果。下部曲線表示均質仿體，而上部曲線則表示二層仿體，垂直線為二層仿體中兩層間的分界面。我們也得到一樣的結果，即均質仿體的位移量隨深度呈一斜率值線性增加，而二層仿體的位移量則在分界面（深度約8mm處）上下分別沿不同的斜率線性增加。

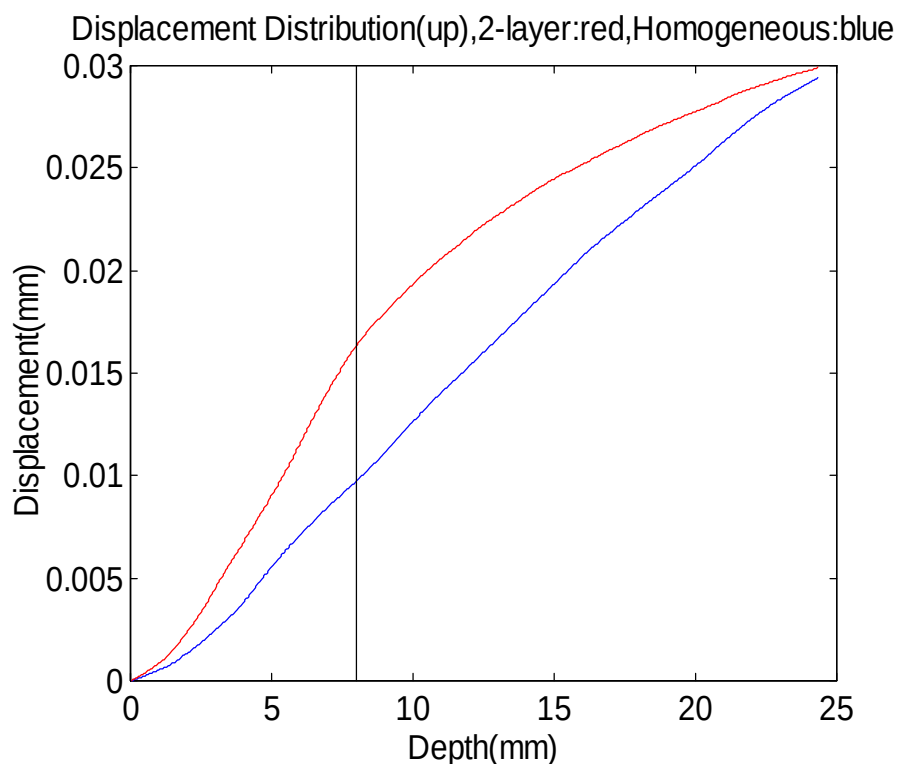


圖5-6

同樣地，以TDSE估計方法計算其應變分佈，將42條橫向掃描的平均結果繪成曲線圖5-7，較平坦的曲線表示均質仿體，另一條曲線則表示二層仿體，而垂直線為二層仿體中兩層間的分界面；又得到一樣的結果，即與均質仿體的結果（0.05%至0.11%）比較起來，二層仿體的應變分佈在分界面（深度約8mm處）上下呈現較大的落差（0.03%至0.18%）。

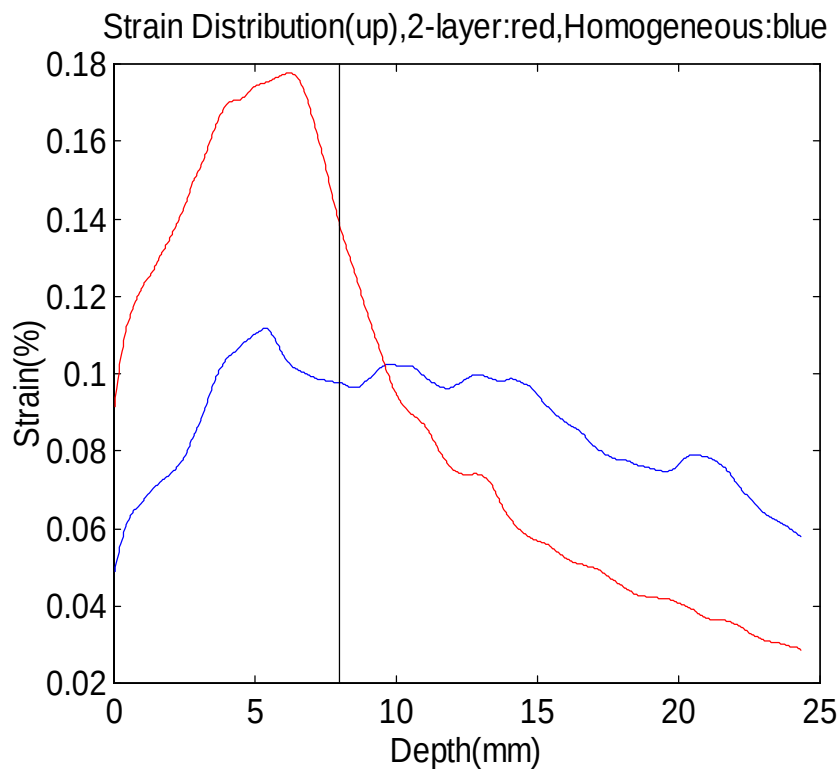


圖5-7

圖5-8是以位移量為成像參數的影像，兩張影像均經過moving filter作空間的平均處理；左圖為二層仿體的影像，於兩層分界面（深度約8mm處）上下的色階變化速度不同，分界面以上的變化速度明顯地大於分界面以下者；而右圖為均質仿體的影像，其色階的變化速度則較為固定。影像中顏色越深的部位表示其位移量越大。

圖5-9是將計算求得的應變值作為成像參數，再將十九張不同應變情況下的影像加以複合成為一張新的影像；左圖表示二層仿體的應變影像，而右圖則表示均質仿體的應變影像。與均質仿體的應變影像相較之下，二層仿體的應變影像則明顯的將其彈性模數不同的兩層區分出來，且兩層的分界面果然約在深度8mm處。影像中顏色越深的部位表示其應變值越大。

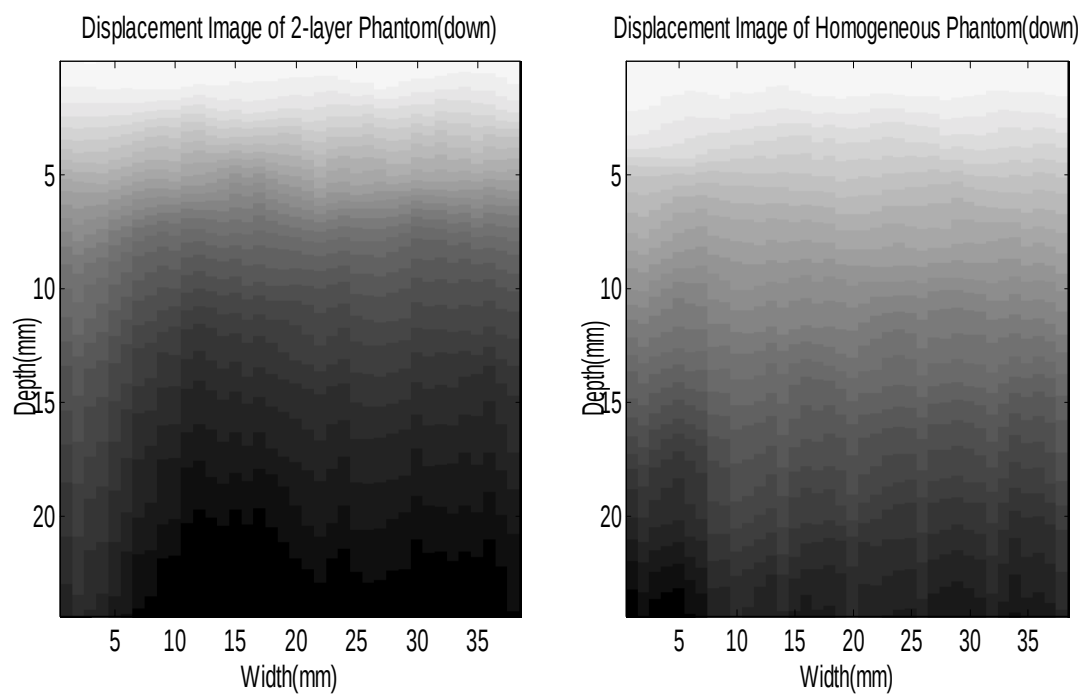


圖 5-8

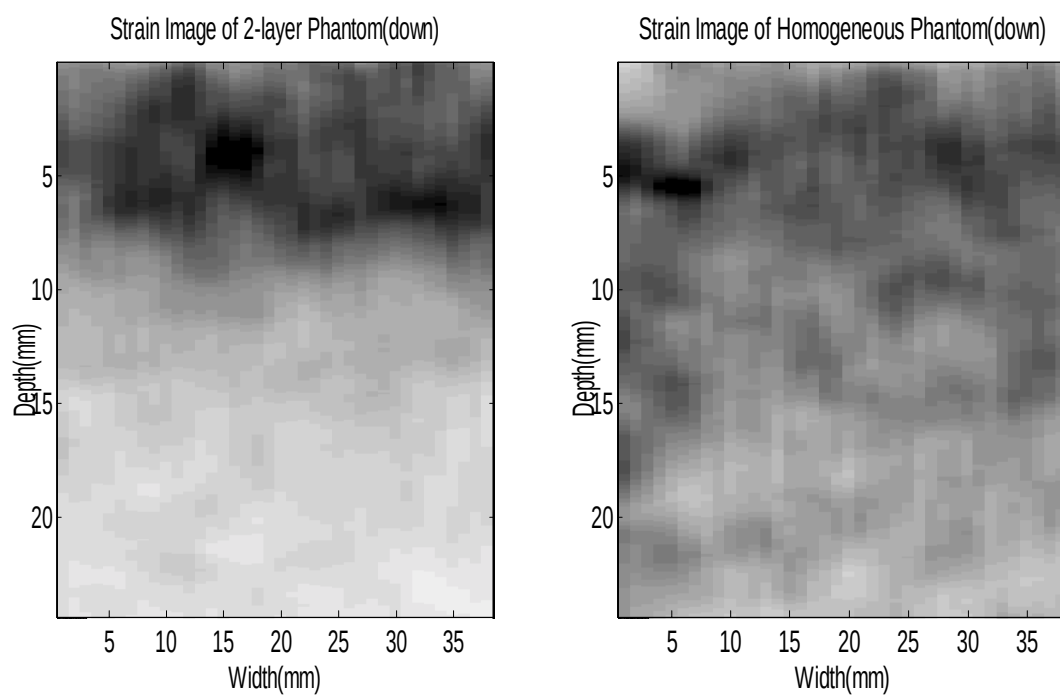


圖 5-9

同樣地，將沿著軸向升回的位移量作為成像參數，其所建構的影像如圖5-10所示，影像均經過moving filter作空間的平均處理。左圖為二層仿體的影像，右圖為均質仿體的影像；與往下壓縮的情形相似，於軟硬兩層分界面上下的色階變化速度不同，分界面以上的變化速度明顯地大於分界面以下的變化速度；但是均質仿體的影像，色階的變化速度則較為規律。影像中顏色越淺的部位表示其位移量越大。

接著，以應變分佈成像，再將十九張不同應變情況下的影像加以複合成為一張新的影像；圖5-11中的左圖為二層仿體的應變影像，與右圖均質仿體的應變影像相較之下，它的軟硬兩層很明顯地被區分出來。影像中顏色越淺的部位表示應變值越大。

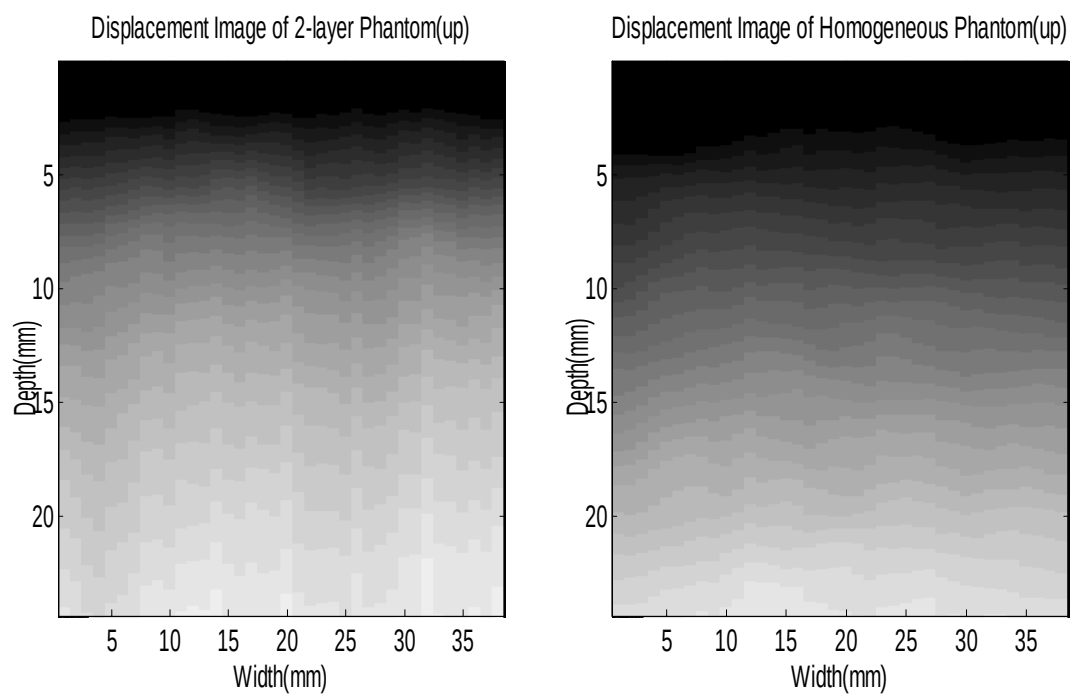


圖 5-10

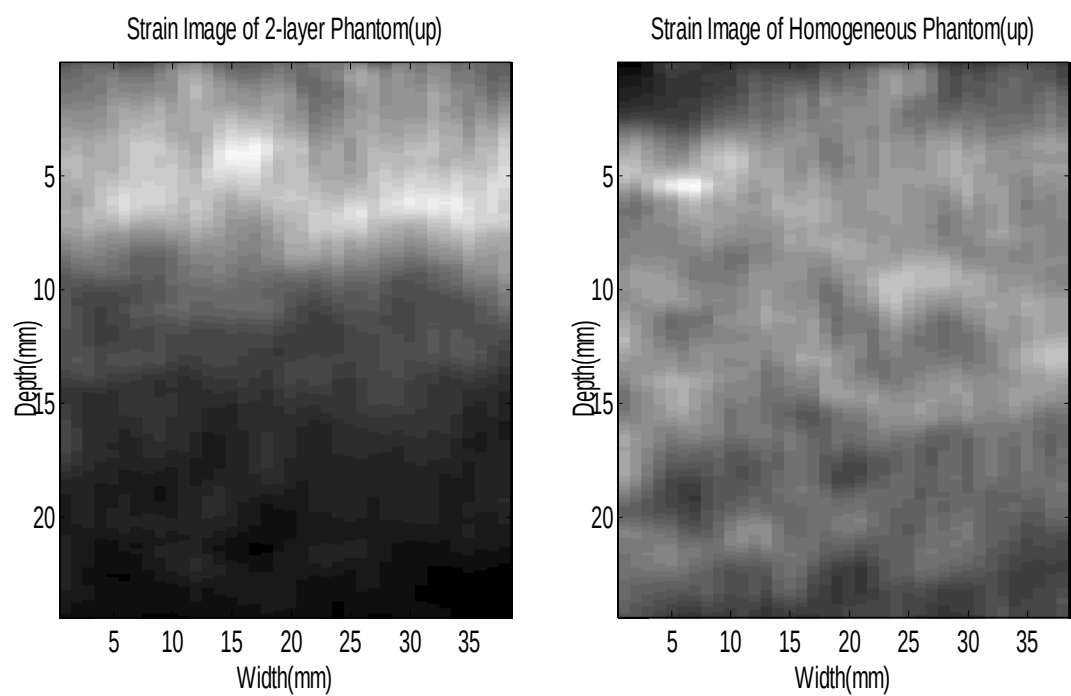


圖 5-11

5.3 比較各種估計方法的複合應變影像

利用3.3節中敘述的四種應變值估計方法，實驗材料為均質仿體以及二層仿體，我們將計算得的應變分佈顯示為應變影像，並將不同應變情況下的影像資訊加以複合以比較這四種方法的影像優劣。接著針對這四種方法分析其估計值的準確性。

圖5-12為同一塊均質仿體的複合應變影像。左上圖為RF信號以TDSE估計的應變分佈，左下圖為RF信號先經過temporal stretching程序處理之後再以TDSE計算的結果，右上圖則為RF信號先經過Wavelet-based shortening程序處理之後也是再以TDSE計算的應變分佈，而右下圖則是WTSE方法的結果。Temporal stretching以及Wavelet-based shortening分別以應變量最小以及最大時的RF信號長度為基準。四張影像分別是以十九張不同應變情況下的影像加以複合的結果，且動態範圍均是顯示-0.0074至0.0024間的應變值，再將最後的複合影像以moving filter作空間的平均處理。

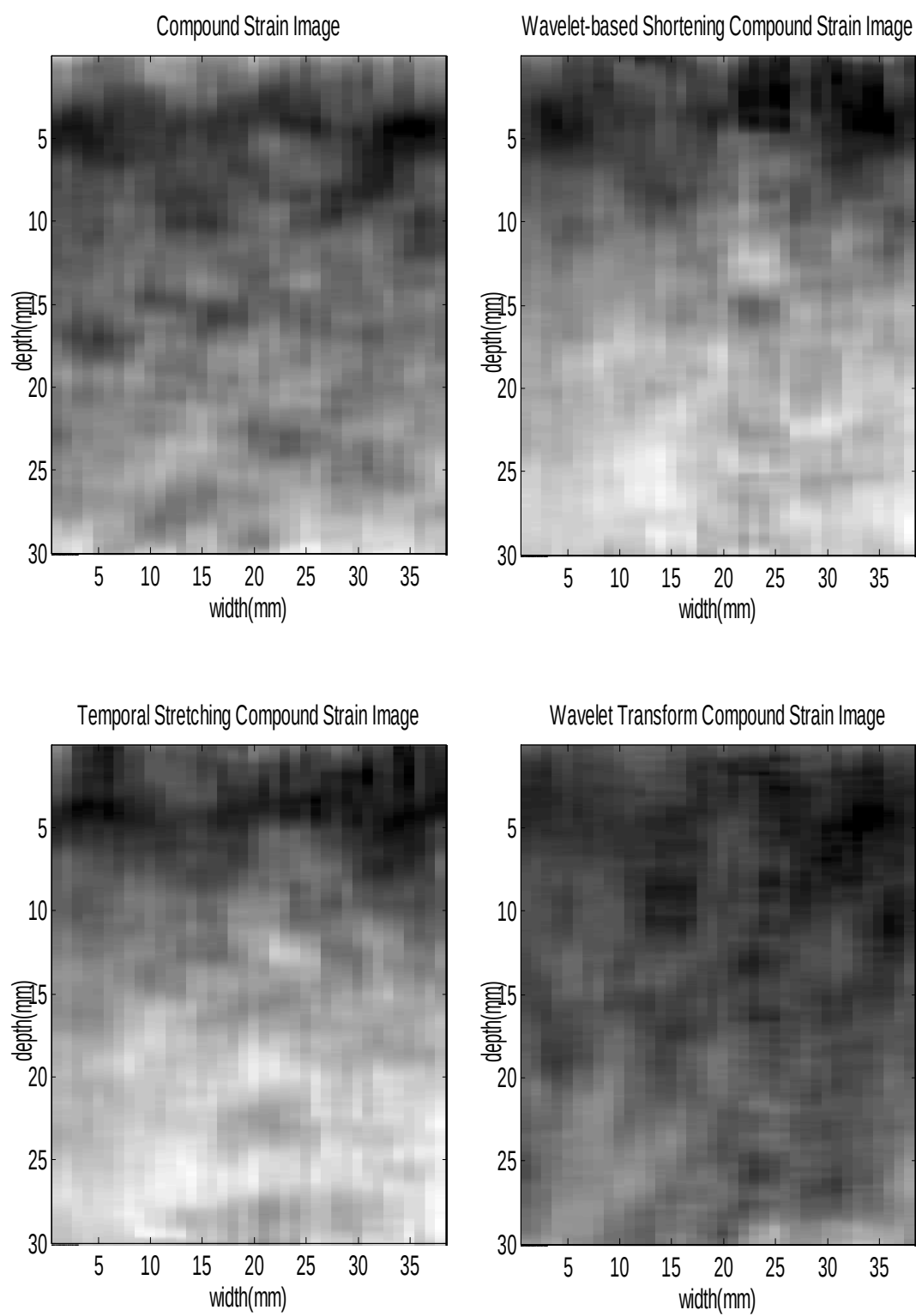


圖 5-12

可觀察到，整張影像色階的變化，以WTSE的結果最為平滑（smooth）；另外，temporal stretching 配合 TDSE 以及 Wavelet-based shortening 配合 TDSE 這兩張影像有偏明亮的趨勢，也就是這兩種將整段信號拉長或縮短以使信號間相關性提升的方法，將使得應變估計的結果發生bias的現象。

圖5-13則是將同一塊二層仿體在十九種不同應變情況下的影像資訊加以複合的應變影像。同樣地，左上圖為RF信號以TDSE估計的結果，左下圖為RF信號先經過temporal stretching 程序處理之後再以TDSE估計的應變分佈，右上圖則為RF信號先經過Wavelet-based shortening程序處理之後再以TDSE計算應變量，右下圖則是WTSE的應變影像。Temporal stretching以及Wavelet-based shortening分別以應變量最小以及最大時的RF信號長度為基準，所顯示的動態範圍均為-0.0063至0.0037之間的應變值，且複合影像也經過moving filter作空間的平均處理。

比較這四種方法的結果，雖然它們的複合應變影像均能將這不同彈性模數的兩層區分出來，但是，就品質上來說，以WTSE方法估計的應變影像較為平滑。

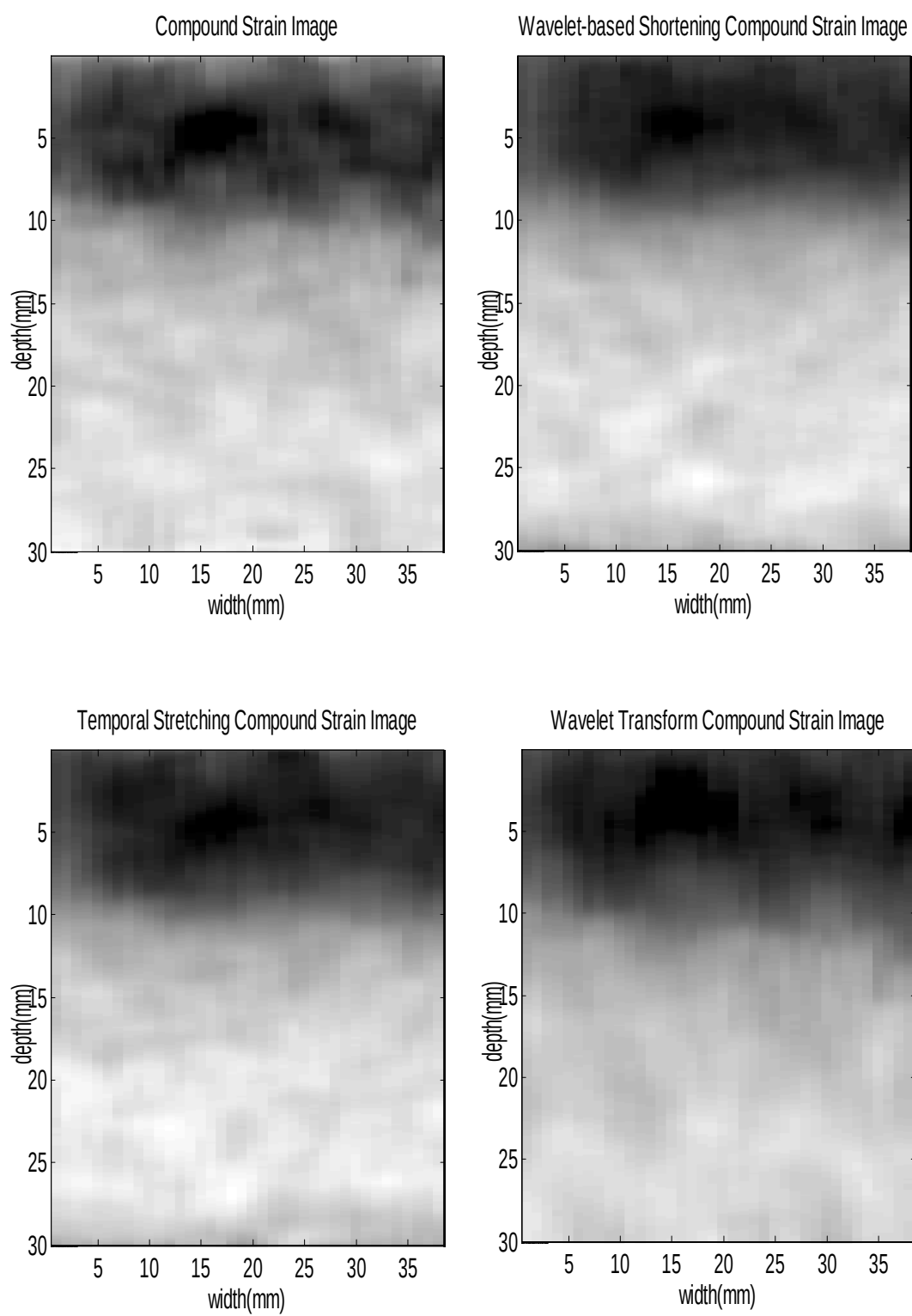


圖 5-13

圖5-14為這四種應變值估計方法的準確性。顯示不同應變情況下，應變估計值的標準差。實線表示TDSE、"o"表示temporal stretching 配合 TDSE 、"x"表示 Wavelet-based shortening 配合 TDSE以及虛線表示WTSE的結果。在施加的應變量大小約為0.004以下的情況時，以temporal stretching 配合 TDSE 以及 Wavelet-based shortening配合TDSE這兩種方法的估計結果準確性較高，但是於應變量大於0.04以上的情況時，這兩種方法的準確性則比TDSE及WTSE還要低；另外，無論應變量的大小，WTSE的估計值一直比TDSE方法還準確。

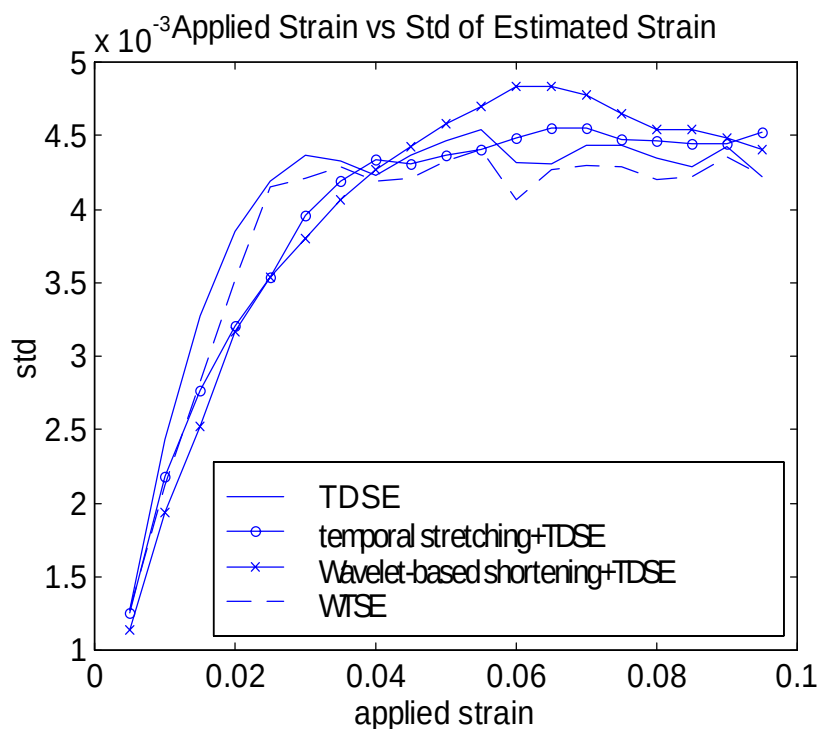


圖5-14

由以上的結果推論，比較這四種方法的複合應變影像，無論是均質仿體亦或是非均質仿體，以WTSE估計其應變分佈均有不錯的結果。至於WTSE方法估計出來的結果較佳的原因，乃是因為仿體受到外力產生形變後，其內部的應變分佈可能處處不同，若整段信號以某一固定係數拉長或是縮短後再行估計應變值，則例如二層仿體的情形，硬層部份的信號可能被拉長或是縮短過多，反之，軟層則是被拉長或縮短得不夠，所以無法真的使信號間相關性按實際狀況提升，導致其估計結果仍有某種程度上的誤差。但反觀WTSE的方法，它以可適性（adaptive）的方式去調整每個window內取樣點的縮短係數，亦即搜尋每個window內最適當的應變值作為其估計值，所以理論上，其結果應該較接近實際的應變分佈狀況。

5.4 降低斑點雜訊的處理

依據 3.2.3 節中定義的相關係數，可推得下列的形式。令 $x_i(n)$ ($n=1$ 至 N) 表第 i 次小壓縮接收到的 RF 信號，在 $E[x_i(n)]=0$ 的假設之下，則第 1 次與第 i 次量測的相關係數，依下式計算：

$$c_{1i} \equiv \max_m \frac{\sum_{n=1}^N x_1(n) \cdot x_i(n+m)}{\left(\sum_{n=1}^N x_1(n)^2 \sum_{n=1}^N x_i(n)^2 \right)^{1/2}} \quad (5-1)$$

圖5-15的曲線顯示不同壓縮程度下擷取到的RF信號，與第一次小壓縮後接收到的RF信號間之相關係數。虛線表示不同的應變情況下接收到的RF信號 $x_i(n)$ ，與第一次小壓縮之RF信號 $x_1(n)$ 間的相關係數；實線則表示原始RF信號 $x_1(n)$ ，與經過temporal stretching程序處理後之各應變情況下RF信號 $x'_i(n)$ 間的相關係數 c'_{1i} 。

此拉長係數 α 等於 $1/(1-\varepsilon)$ ，其中 ε 表全部的應變量。令 $\alpha = M/L$ ， L 、 M 均為整數，表示 $x_i(n)$ 先升頻 M 倍再降頻 L 倍後即得到 $x'_i(n)$ 。

由曲線結果看出，經過temporal stretching程序處理之後，信號間的相關程度均比未處理者高。在應變值很小時，圖5-15中的兩條曲線極為相似；但是，未經過temporal stretching程序的實例中，相關係數立即減到0.15；另一方面，有經過temporal stretching程序處理者其相關係數下降得則相對地較為緩慢，當應變值為2%時，相關係數才減少到約0.3左右。換句話說，雖然temporal stretching的處理程序常使得信號間的相關性增加，但是以非同相平均來降低斑點雜訊的方法則仍為可行。

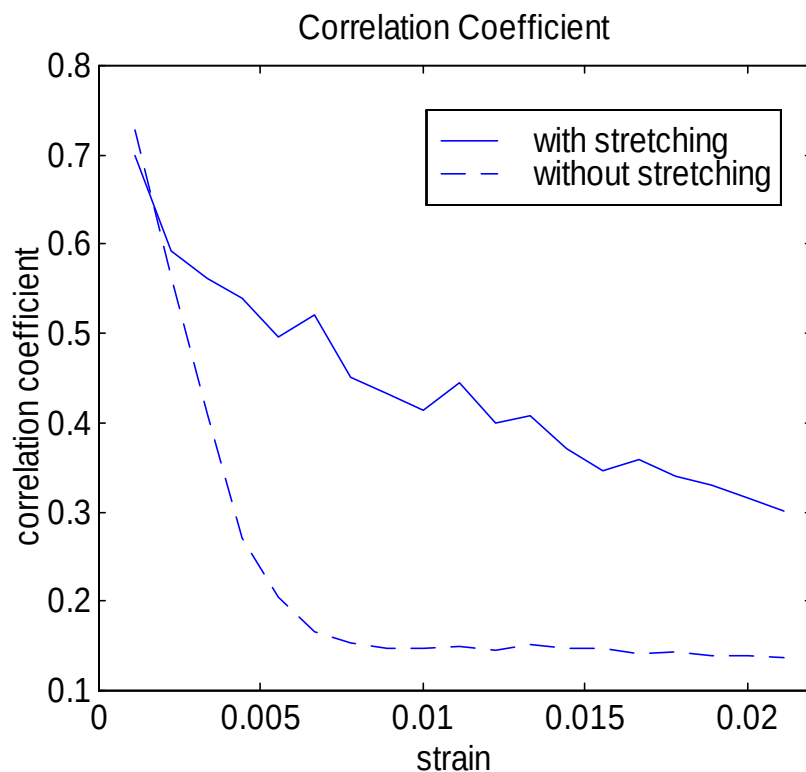


圖5-15

圖5-16為斑點SNR值的計算結果。實線表示有經過temporal stretching程序的信號；虛線則表示未經處理過的原始信號。由曲線結果可知，經過temporal stretching程序處理之信號的SNR值均比未處理者來的小。斑點雜訊降低的效果也示於此圖，圖中曲線的結果乃是根據斑點的訊雜比(SNR)。

斑點的SNR值定義為，偵測到信號的平均值與標準差的比值。對於完全形成的斑點，可以Rayleigh機率密度函數來描述偵測到信號的振幅。

於此實例中，斑點的SNR值等於1.91。如圖5-16中所示，

斑點的SNR值由接近1.91處開始，當施加的應變量增加時，SNR值也跟著增加。換句話說，當兩信號間的相關性減少，於複合後，斑點變動的程度則會降低，因而改善影像的對比解析度。

圖 5-15 中，由於未經過 temporal stretching 程序處理的信號間相關性較低，其斑點的 SNR 曲線(虛線)比經過 temporal stretching 程序處理者(實線)隨應變值增加的速度還要來得快，也就是 temporal stretching 的處理程序降低了斑點雜訊。圖 5-16 中顯示，當應變值為 2%(即 1mm 的形變量)時，經過 temporal stretching 程序處理後的斑點雜訊可減少約 20%。

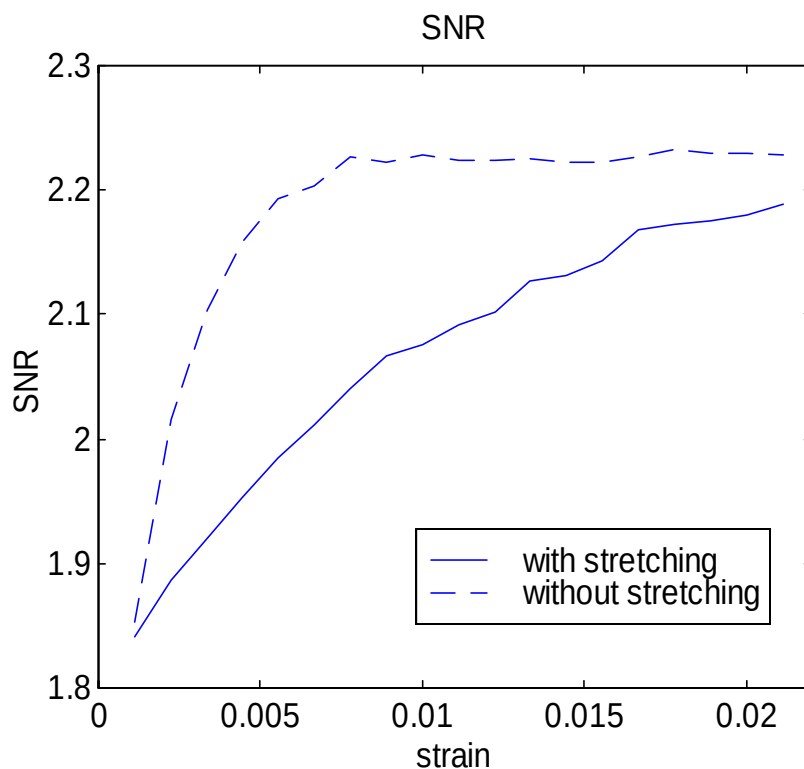


圖5-16

圖5-17的左圖為均質仿體的原始灰階影像，右圖為其複合灰階影像。複合灰階影像只利用原始影像以及實驗中應變量達最大值時的影像。圖中兩張影像均顯示20dB的動態範圍。

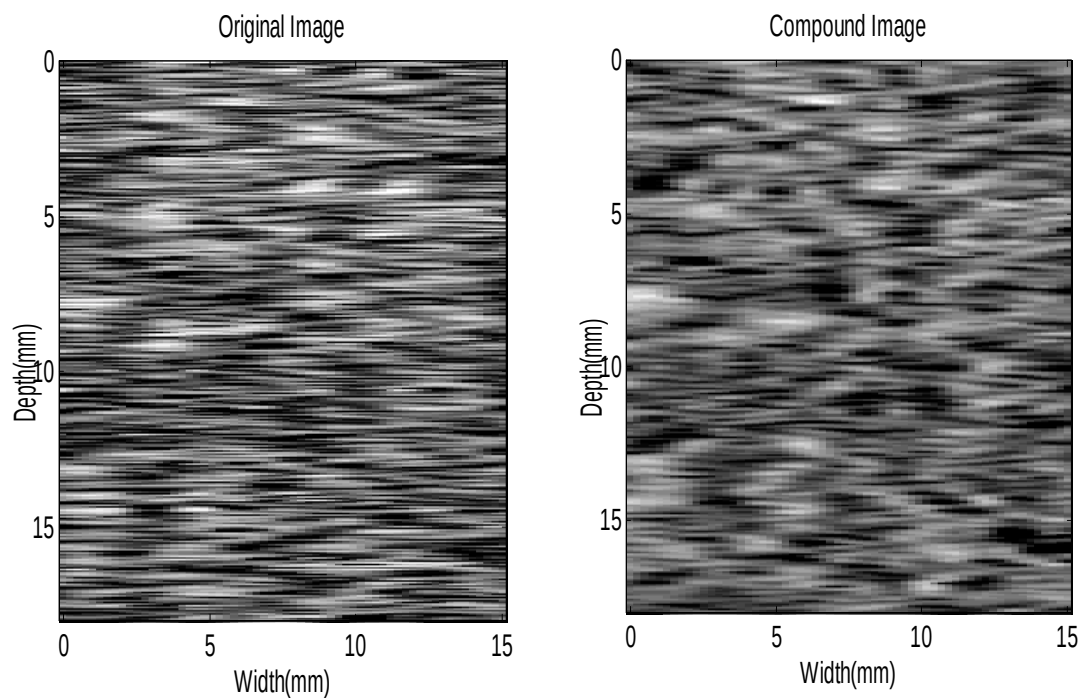


圖5-17

我們也以含一圓柱狀不同對比的仿體來測試複合方法。其對比由玻璃小球的濃度來決定，換句話說，一具有較高濃度之內含物便在影像平面上形成一圓形、高回音(hyperechoic)的物體。

圖5-18的左圖為高回音內含物仿體的原始灰階影像，右圖則為其複合灰階影像。複合灰階影像利用原始影像、應變量對

相關係數曲線達轉折點的影像以及其後等應變間距的兩張影像，用以複合的影像總共有四張。圖中兩張影像均顯示30dB的動態範圍。

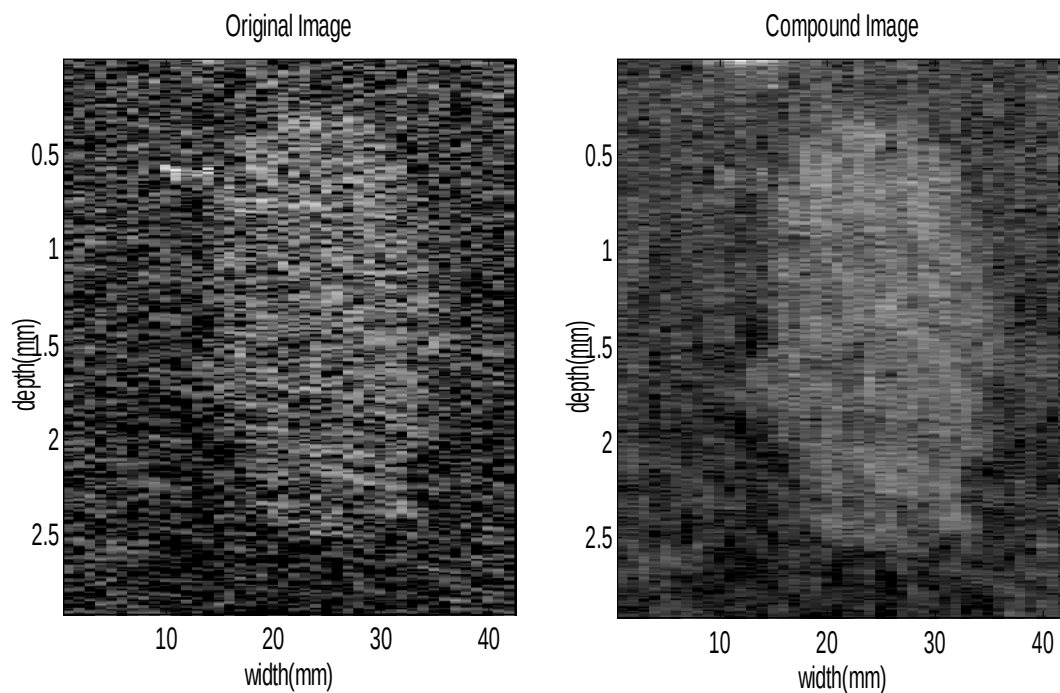


圖5-18

依據 3.4.1 節中定義的斑點 CNR 值計算，原始影像的 CNR 值為 0.41，而複合影像的 CNR 值則為 0.97，整整差了兩倍多，所以影像的對比解析度獲得明顯的改善。另外，因為 temporal stretching 的拉長係數乃依據仿體各部位的應變分佈選取，所以四張影像間的對位良好，使得最後的複合影像邊界定義也比原始的灰階影像還要清楚。

第六章 結論與未來展望

就彈性影像方面的研究，由結果發現，當相鄰不同硬度的組織具有相似的散射特性時，我們就不容易藉由傳統的超音波灰階影像來做區分。但是，若適當地壓縮掃描部位，則在同一施力的影響下，不同硬度的組織中應變的分佈就會不同。以應變值作為成像的參數，則可輕易地將它們分辨出來。而且，在比較各種應變估計的方法後，我們以可適性方式找出最準確估計值的方法，能得到最佳的應變影像。若我們於現有的影像中加入應變的資訊，則更有助於辨識不同的組織，以達到其輔助超音波灰階影像診斷能力的目的。

就降低斑點雜訊方面的研究，由結果發現，將不同應變情況下的影像資訊經過處理，使其壓縮前與壓縮後信號間的相關性提升，然後將這些部分相關的影像加以複合，此時產生的新影像不只是邊界定義清楚，斑點雜訊也明顯地降低許多；換句話說，即在空間解析度降低最少的情況下，對比解析度獲得不錯的改善。

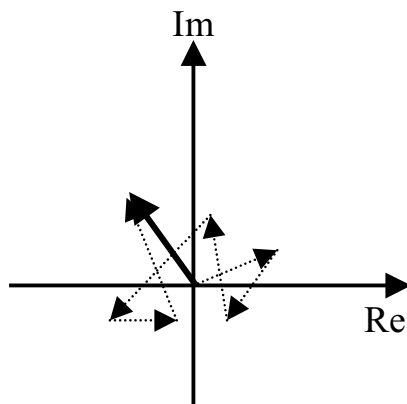
我們的未來工作在於如何由給定的邊界條件及應力分佈，再來與估計出來的應變分佈重建彈性模數，以彈性模數作為成

像參數，以使影像能即時顯示出組織的彈性模數值。最後，將彈性影像與傳統的灰階影像結合以提供更多醫學上有用的臨床資訊。

附錄一 斑點圖形的統計特性

根據J. W. Goodman的研究，因為：1.軟組織中大部分的散射子大小小於 $100\mu m$ ，所以，通常小於一個超音波的波長；2.典型的取樣體積大小在 mm 等級，所以一個取樣體積內含有許多散射子。在滿足以上兩種情況下，斑點圖形的統計特性與散射構造無關，而只是影像系統以及探頭表面與標的物間相對距離的函數。

斑點可以看成是複數平面上的一個random walk，這個walk的每個組成成份表示探頭從取樣體積內的單一散射子接收到的信號，因為這些散射子均位於同一個取樣體積內，所以當系統接收到這些信號便將它們依相位相加，其相加結果可以表示為複數平面上的一個向量（walk），其原理簡示於下圖；



每一個組成成份的大小表示來自某一散射子信號的強度，而其

相位則與此散射子到探頭表面之間的距離有關，我們可以得到下列的結果：

若 a_k ($1 \leq k \leq N$) 表示從某一散射子接收到的信號，相位為 θ_k ，則某一取樣體積內所有echo信號相加之後的總和 A 滿足下列二式：

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

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

並假設下列的統計特性成立：

1. 大小 a_k 與相位 θ_k 間互為獨立，而且也與所有其他組成成份的大小、相位互為獨立。

2. 取樣體積內有許多散射子，而且它們的位置為隨機分佈；所以，相位 θ_k 均勻分佈在 $-\pi$ 到 π 之間。

然後，由中央極限定理，當 $N \rightarrow \infty$ （差不多 $N \geq 10$ ）， $\text{Re}\{A\}$ 與 $\text{Im}\{A\}$ 漸近 Gaussian 分佈，我們可得到 $\text{Re}\{A\}$ 與 $\text{Im}\{A\}$ 的聯合機率密度函數為：

$$p_{\text{Re}\{A\}, \text{Im}\{A\}} = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{\text{Re}\{A\}^2 + \text{Im}\{A\}^2}{2\sigma^2}} \quad (3)$$

其中， $\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |a_k|^2$ ，此函數也就是 circular Gaussian density

function。由此可以清楚的知道，加成信號的強度 $I \equiv \text{Re}\{A\}^2 + \text{Im}\{A\}^2$ ($I \geq 0$) 為級數分佈，亦即

$$p_I = \frac{1}{2\sigma^2} e^{-\frac{I}{2\sigma^2}} \quad (4)$$

而其振幅 $E \equiv \sqrt{I}$ 為Rayleigh分佈，亦即

$$p_E = \frac{E}{\sigma^2} e^{-\frac{E^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

以上(4)與(5)式，滿足下列的統計特性：

$$SNR_I \equiv \frac{\langle I \rangle}{\sigma_I} = 1 \quad (6)$$

$$SNR_E \equiv \frac{\langle E \rangle}{\sigma_E} = \frac{\left(\pi\sigma^2/2\right)^{1/2}}{\left((4-\pi)\sigma^2/2\right)^{1/2}} \approx 1.91 \quad (7)$$

其中， σ_I 與 σ_E 分別為強度與振幅的標準差。由(6)及(7)式知道，當信號的平均值增加，雜訊也增加；所以斑點雜訊可看成是具加法性的雜訊；也就是說，較強的信號也遭受到較多的雜訊。

為了使大動態範圍的信號能夠同時顯示出來，超音波影像通常以對數方式顯示，而且在以對數方式表示時，斑點雜訊也成為具有加法性。定義 D 為

$$D(\text{dB}) = f(I) \equiv 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (8)$$

其中， I_0 為任一參考信號。將函數 f 對平均值 $\langle I \rangle$ 作 Taylor 級數展開：

$$D = f(\langle I \rangle) + (I - \langle I \rangle)f'(\langle I \rangle) + R \quad (9)$$

其中， R 為餘數。省略 R ，我們可得到：

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

$$\sigma_D \approx 4.34(dB) \quad (11)$$

換句話說，斑點雜訊經過對數處理的顯示方式，便成為一固定的加法性雜訊；此雜訊（4.34dB）根本上限制了診斷性超音波對於低對比標的物的偵測能力。

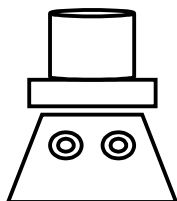
附錄二 影像仿體的製作方法

（一）一層仿體的製作：

- 1.先計算好欲完成的仿體總體積以及濃度。
- 2.量取適量的吉利丁粉（gelatin powder）重量。
- 3.鍋子中加入多於仿體體積的水（通常約多加 200ml，此為煮的過程中約散發掉的水蒸汽量;若是即將使用攪拌器，因為底部須切除至少旋轉棒的直徑高度，則必須加入更多水量，但此種情況下，吉利丁粉也需要多加入等比例的量）。
- 4.倒入粉末煮到沸騰。
- 5.將結塊的粉末攪勻，直到眼測確定沒有結塊，便將熱溶液倒入量杯。
- 6.觀看量杯上的刻度，若熱溶液多於仿體體積則倒回鍋中再煮，若少於仿體體積則加適量的水再煮。
- 7.直到熱溶液的量達到仿體總體積的大小，再倒入容器（或模具）中。
- 8.將事先量取並研磨均勻的適量玻璃小球（glass beads），加入熱溶液中。

9.以棒子稍微攪拌後，便將整個容器置於攪拌器之上，慢慢放入旋轉棒，調整到適當的旋轉速度（觀察溶液表面下一點點範圍的玻璃小球，使其可以維持在這個高度旋轉即可）。

裝置如下圖所示：



10.以勺子沿著容器邊緣將氣泡推上來並舀出溶液表面。

11.使其攪拌直到旋轉棒不再轉動為止，此時凝膠溶液已凝固。

12.容器加上蓋子後，將其整個放入冷藏庫。

13.取出使用時，將底部含旋轉棒的部份切除（通常會切除更多，原因是旋轉棒附近區域的玻璃小球較容易被旋轉成漩渦狀分佈，這就不滿足散射子隨機分佈的情形了）。

（二）二層仿體的製作：

1.通常是軟的部份（濃度較小的部份）依前述的方式先製作並已凝固好。

2.在與另一部份的接觸面上，輕輕地沿各方向刮出深約 1mm

的溝，使其密佈在整個表面，但儘可能不要刮太深，以免將來另一部份的溶液若沒有進入這些坑洞，這些坑洞將會形成一個個不小的氣泡，這會造成強反射區域，而且兩個部份也因此接觸不良而容易斷裂。

3.再依前述的方法也完成硬的部份之熱溶液，將適量並且研磨好的玻璃小球加入熱溶液中，以棒子攪拌使其均勻分佈。

4.將此熱溶液倒至軟的部份之接觸面上，再以棒子稍微攪拌一下以使熱溶液與軟的部份表面接觸良好。

5.同樣的，用勺子將容器邊緣或是溶液表面的氣泡推上來並且舀出。

6.儘快放入冷藏庫或是冷凍庫（若是放入冷凍庫，則必須注意時間以免仿體結凍而致前功盡棄）。

（三）具圓柱狀內含物仿體的製作：

1.同樣地，先以一層均質仿體的製作方式完成外圍的部份。

2.待外圍部份冷卻凝固後，以內徑為 17mm 之空心金屬管於適當部位挖洞。

附註：洞的直徑盡量不要超過 30mm，此直徑範圍符合實際

情況下的腫瘤大小。

3.圓柱狀的洞挖好後，同樣地，將洞的內面以棒子輕輕地沿各方向刮出深約 1mm 的溝，使其密佈在整個表面，但儘可能不要刮太深，以免將來另一部份的溶液若沒有進入這些坑洞，這些坑洞將會形成一個個不小的氣泡而形成強反射區域，而且兩個部份的接觸面也容易斷裂。

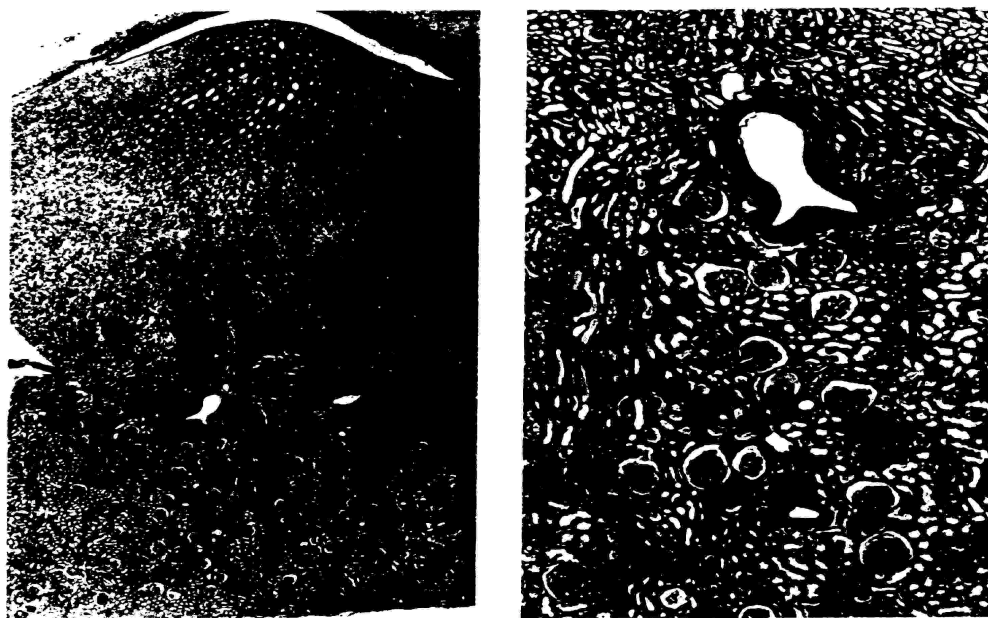
4.再製作另一種凝膠濃度或是玻璃小球濃度的溶液，以棒子攪拌使溶液內的玻璃小球均勻分佈。

5.將此熱溶液倒入洞中，也以棒子稍微攪拌以趕出洞中的氣泡。

6.待此圓柱狀部位冷卻之後，即可進行信號擷取的實驗。

附錄三 影像仿體與實際軟組織的探討

雖然影像仿體以模擬實際的軟組織為訴求，但是，產生散射作用的組織細胞，其構造以及細胞間的連結，比於凝膠溶液中均勻摻入玻璃小球的情形還要複雜，所以其相似性仍有某種程度上的不同。如下圖所示，圖中所示的組織為新生兒的腎臟，右圖為此腎臟組織微觀下細胞的組成情形。



這裡比較影像仿體與實際軟組織受到外力產生形變之後，其對於超音波的影響以及本身特性的改變，藉此瞭解兩者之間的差異。

就影像仿體而言，若其邊界沒有被限定住，在受到外力壓縮的情況下，散射子將沿著三維方向位移，若位於原來A-line

上的散射子沿著垂直軸向的方向偏移而消失，這種情形將使得壓縮後擷取到的一維信號產生形變，因此壓縮前後信號間的相關程度降低。但是，就實際的軟組織而言，散射子偏移的情況則不一樣。

另一方面，實際的軟組織在受到外力壓縮之後，細胞很有可能產生形變，但是，影像仿體於外力壓縮之後，其中的散射子，即玻璃小球，則仍維持原來的球狀，這也是兩者之間最明顯的不同。

參考文獻

- [1] Buchthal F , Kaiser E . The rheology of the cross striated muscle fibre with particular reference to isotonic conditions . Det K Dan Vidensk Selsk Copenhagen Dan Biol Med 1951 ; 21:328 .
- [2] Viidik A . Biomechanics and functional adaptation of tendons and joint ligaments . In : Evans FG , ed . Studies on the anatomy and function of bone and joints . New York : Springer-Verlag , 1966:17-39 .
- [3] Fung YC . Biomechanics-mechanical properties of living tissues . New York : Springer-Verlag Inc . , 1981 .
- [4] Truong XT . Extensional wave-propagation characteristics in striated muscle . J Acoust Soc Am 1971 ; 51:1352-1356 .
- [5] Taber LA . Large deformation mechanics of the enucleated eyeball . J Biomech Eng 1984 ; 106:229-234 .
- [6] Levinson SF . Ultrasound propagation in anisotropic soft tissues : The application of linear elastic theory . J Biomech 1987 ; 20:251-260 .
- [7] Parker KJ , Huang SR , Lerner RM , Lee F Jr , Rubens D ,

Roach D . Elastic and ultrasonic properties of the prostate .
Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium ,1993 : 1035-1037 .

[8] Oestreicher HL . Field and impedance of an oscillating sphere
in a viscoelastic medium with an application to biophysics . J
Acoust Soc Am 1951 ; 23:707-714 .

[9] Von Gierke HE , Oestreicher HL , Franke EK , Parrack HO ,
Von Wittern WW . Physics of vibrations in living tissues . J Appl
Physiol 1952 ; 4:886-900 .

[10] Wilson LS , Robinson DE . Ultrasonic measurement of small
displacements and deformations of tissue . Ultrason Imaging 1982 ;
4:71-82 .

[11] Dickinson RJ , Hill CR . Measurement of soft tissue motion
using correlation between A-scans . Ultrasound Med Biol 1982 ;
8:263-271 .

[12] Tristam M , Barbosa DC , Cosgrove DO , Nassiri DK ,
Bamber JC , Hill CR . Ultrasonic study of in vivo kinetic
characteristics of human tissues . Ultrasound Med Biol 1986 ;
12:927-937 .

[13] Tristam M , Barbosa DC , Cosgrove DO , Nassiri DK ,

Bamber JC , Hill CR . Application of Fourier analysis to clinical study of patterns of tissue movement . Ultrasound Med Biol 1988 ; 14:695-707 .

[14] de Jong PGM , Arts T , Hoeks APG , Reneman RS . Determination of tissue motion velocity by correlation interpolation of pulsed ultrasonic echo signals . Ultrason Imaging 1990 ; 12:84-98 .

[15] Birnholz JC , Farrell EE . Fetal lung development : Compressibility as a measure of maturity . Radiology 1985 ; 157:495-498 .

[16] Adler R , Rubin JM , Bland P , Carson P . Characterization of transmitted motion in fetal lung : Quantitative analysis . Med Phys 1989 ; 16:333-337 .

[17] Adler RS , Barbosa DC , Cosgrove DO , Nassiri DK , Bamber JC , Hill CR . Quantitative tissue motion analysis of digitized M-mode images : Gestational differences of fetal lung . Ultrasound Med Biol 1990 ; 16:561-569 .

[18] Eisensher A , Schweg-Toffler E , Pelletier G , Jacquemard G . La palpation e'chographique rythme'e-echosismographie . J Radiol

1983 ; 64:255-261 .

[19] Krouskop TA , Dougherty DR , Levinson SF . A pulsed Doppler ultrasonic system for making noninvasive measurements of the mechanical properties of soft tissues . J Rehabil Res Biol 1987 ; 14:1-8 .

[20] Taylor KJ . Absolute measurement of acoustic particle velocity . J Acoust Soc Am 1976 ; 59:691-694 .

[21] Holen J , Waag RC , Gramiak R . Representation of rapidly oscillating structures on the Doppler display . Ultrasound Med Biol 1985 ; 11:267-272 .

[22] Cox M , Rogers PH . Automated noninvasive motion measurement of auditory organs in fish using ultrasound . J Vibrat Acoust Stress Reliabil Des 1987 ; 109:55-59 .

[23] Huang SR , Lerner RM , Parker KJ . On estimating the amplitude of harmonic vibration from the Doppler spectrum of reflected signals . J Acoust Soc Am 1990 ; 88:310-317 .

[24] Parker KJ , Lerner RM . Sonoelasticity of organs : Shear waves ring a bell . J Ultrasound Med 1992 ; 11:387-392 .

[25] Lerner RM . Parker KJ . Sonoelasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated targets . In : Tjissen J , ed . Proceedings of the Seventh European Communities Workshop . Nijmegen . The Netherlands ,1987 .

[26] Lerner RM . Parker KJ , Holen J , Gramiak R , Waag RC . Sono-elasticity : Medical elasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated targets . Acoust Imaging 1988 ; 16:317-327 .

[27] Lerner RM . Huang SR , Parker KJ . Sonoelasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues . Ultrasound Med Biol 1990 ; 16:231-239 .

[28] Parker KJ , Huang SR , Musulin RA . Tissue response to mechanical vibrations for sonoelasticity imaging . Ultrasound Med Biol 1990 ; 16:241-246 .

[29] Lee F , Bronson JP , Lerner RM , Parker KJ , Huang SR , Roach DJ . Sonoelasticity imaging : Results in in vitro tissue specimens . Radiology 1991 ; 181:237-239 .

[30] Rubens DJ , Hadley MA , Alam SK , Gao L , Mayer RD , Parker KJ . Sonoelastic imaging of prostate cancer : In vitro

results . Radiology , 1995 ; 195:379-383 .

[31] Gao L , Alam SK , Lerner RM , Parker KJ . Sonoelasticity imaging : Theory and experimental verification . J Acoust Soc Am , 1995 ; 97:3875-3886 .

[32] Huang SR , Lerner RM , Parker KJ . Time domain Doppler estimators of the amplitude of vibrating targets . J Acoust Soc Am 1992 ; 91:965-974 .

[33] Sato T , Fukusima A , Ichida N , Ishikawa H , Miwa H , Igarashi Y , Shimura T , Murakami K . Nonlinear parameter tomography system using counterpropagating probe and pump waves . Ultrason Imaging 1985 ; 7:49-59 .

[34] Yamakoshi Y , Sato J , Sato T . Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration . IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 1990 ; 37:45-53 .

[35] Levinson SF , Shinagawa M , Sato T . Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity . J Biomech 1995 ; 28:1145-54 .

[36] Ophir J , Ce'spedes I , Ponnekanti H , Yazdi Y , Li X . Elastography : A quantitative method for imaging the elasticity of

biological tissues . Ultrason Imaging 1991 ; 13:111-134 .

[37] Saada AS . Elasticity , theory and applications . New York : Pergamon Press , 1974:395-428 .

[38] Ponnekanti H , Ophir J , Ce'spedes I . Axial stress distributions between coaxial compressors in elastography : An analytical model . Ultrasound Med Biol 1992 ; 18:667-673 .

[39] Ce'spedes I , Ophir J . Reduction of image noise in elastography . Ultrason Imaging 1993 ; 15:89-102 .

[40] Ce'spedes I , Ophir J , Ponnekanti H , Maklad N . Elastography : Elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo . Ultrason Imaging 1993 ; 15:73-88 .

[41] O'Donnell M , Skovoroda AR , Shapo BM , Emelianov SY . Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking . IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 1994 ; 41:314-325 .

[42] Skovoroda AR , Emelianov SY , Lubinski MA , Sarvazyan AP , O'Donnell M . Theoretical analysis and verification of ultrasound displacement and strain imaging . IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 1994 ; 41:302-313 .

- [43] O'Donnell M , Emelianov SY , Skovoroda AR , Lubinski MA , Weitzel WF , Wiggins RC . Quantitative elasticity imaging . Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium ,1993:893-903 .
- [44] Kallel F , Bertrand M , Meunier J . Speckle motion artifact under tissue rotation . IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 1994 ; 41:105-122 .
- [45] Bertrand M , Meunier J , Doucet M , Ferland G . Ultrasonic biomechanical strain gauge based on speckle tracking . Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium , 1989:859-863 .
- [46] Kallel F , Bertrand M . A note on strain estimation using correlation techniques . Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium ,1993:883-887 .
- [47] Meunier J , Bertrand M , Faouzi K . A model of speckle motion artifacts occurring under tissue linear transformation . Ultrason Imaging 1989 ; 11:133 .
- [48] Bohs LN , Trahey GE . A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion . IEEE Trans Biomed Eng 1991 ; BME-38:280-286 .
- [49] Walker WF , Friemel BH , Laurence NB , Trahey GE . Real-

time imaging of tissue vibration using a two-dimensional speckle tracking system . Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium , 1993:873-877 .

[50] Berrios JC , Pedersen PC . Ultrasonic measurement of forced diameter variations in an elastic tube . Ultrason Imaging 1994 ; 16:124-142 .

[51] Ryan LK , Lockwood GR , Starkoski BG , Holdsworth DW , Rickey DW , Drangova M , Fenster A , Foster FS . A high frequency intravascular imaging system for investigation of vessel wall properties . Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium , 1992:1101-1105 .

[52] Ryan LK , Lockwood GR , Bloomfield TS , Foster FS . Speckle tracking in high frequency ultrasound images with application to intravascular imaging . Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium , 1993:889-892 .

[53] Shinozuka N , Yamakoshi Y . Measurement of fetal movements using multichannel ultrasound pulsed Doppler : Autorecognition of fetal movements by maximum entropy method . Med Biol Eng Comput 1993 ; 31:S59-S66 .

[54] Shinozuka N , Yamakoshi Y , Taketani Y . New method for tracking fetal breathing movements using real-time pulsed Doppler ultrasonographic displacement measurement . J Ultrasound Med 1994 ; 13:19-25 .

[55] Alam SK , Richards DW , Parker KJ . Detection of intraocular pressure change in a human eye model using sonoelastic Doppler ultrasound . Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium , 1992:1057-1060 .

[56] Alam SK , Richards DW , Parker KJ . Detection of intraocular pressure change in the eye using sonoelastic Doppler ultrasound . Ultrasound Med Biol 1994 ; 20:751-758 .