

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

徒手掃描之三維超音波影像系統

*A Free-Hand 3D Ultrasonic Imaging System*

研究生 李承諺

中華民國九十一年六月

# 中文摘要

三維超音波影像是現今能讓醫師觀察立體解剖資訊的重要技術，傳統三維超音波影像是將許多張二維的超音波影像給予其應有的相對空間位置後，再利用表面成像法或是體積成像法予以成像，然而此方法通常仍需外加的空間定位裝置。常見的定位裝置包含機械定位裝置、磁向定位器或是整合式探頭，由於考量價格以及使用上的便利性，因此，不需額外的空間定位裝置，而以影像處理的方式來取得影像間相對空間位置關係的方法確實有其重要性。

前人在此研究的重點都只著重於如何求得垂直於影像平面的移動距離，而忽略由於影像間的旋轉所造成的影響，導致位移判斷之準確性降低，因此，本篇論文希望能分析前人提出方法的缺失與限制，並探討藉由超音波斑點追蹤以及相關性的分析來求得影像間的相對空間位置關係之可行性。然而因超音波斑點之變異性以及複雜位移所造成的相關係數變異並不能單純地由各個單一位移的相關係數組合而成，因此，徒手掃描之相關性分析在空間位置之計算上仍有其限制，不過相關性分析仍可結合簡易之定位裝置而在成本及效能之間取得一平衡點。

關鍵詞：三維超音波影像、斑點追蹤、自由手動掃描

# ABSTRACT

Three-dimensional ultrasound imaging has become an important tool to visualize the volumetric anatomy information. Conventional 3D ultrasound images are reconstructed from a set of 2D ultrasound images with an external positioning device. Typical positioning devices include the mechanical positioner, the electromagnetic positioner and the integrated probe. With the knowledge of the relative positions of 2D images, both surface and volume rendering could be utilized to provide a 2D display of 3D data. Recently, positioning methods based on image processing have gained wide interest due to its low cost and ease of use.

Previous works only focused on elevational displacement estimation and the rotations between the images were ignored. However, the non-elevational displacements degrade the accuracy of estimation. In this thesis, limitations of the previous approaches are analyzed. A new method using speckle tracking and correlation analysis is employed to improve the positioning accuracy. Results indicate that the speckle variation is the primary limitation of the positioning method. It is also shown that correlation under complex motions cannot be directly derived from a combination of the correlations under simple motions. However, the correlation-based analysis may be combined with a simple positioning device for efficient displacement estimation at low cost.

Keywords : 3D Ultrasound Images, Speckle Tracking, Free-Hand Scan

# 目錄

第一章 緒論.....	5
1.1 三維超音波影像簡介.....	5
1.1.1 定位方式.....	8
1.1.2 三維影像重建之原理.....	10
1.1.3 探頭掃描方式.....	14
1.2 研究動機.....	15
第二章 研究原理.....	16
2.1 文獻回顧.....	16
2.1.1 影像間的空間位置參數.....	16
2.1.2 文獻整理.....	17
2.2 影像平面上的位移 ( $x$ 、 $z$ ) : 斑點追蹤.....	19
2.2.1 超音波影像的斑點特性.....	19
2.2.2 超音波影像斑點追蹤之原理.....	23
2.2.3 參數的分析.....	31
2.3 影像平面外的位移 ( $y$ 、 $\theta$ ) : 相關性分析.....	33
2.3.1 二維超音波影像成像過程.....	33
2.3.2 $y$ 、 $\theta$ 的分析.....	35
2.4 尋找影像相對空間位置的演算法.....	40

第三章 方法.....	45
3.1 模擬方法.....	45
3.2 實驗系統架構.....	48
第四章 結果與討論.....	49
4.1 y方向的位移分析.....	49
4.2 、 、 角度的分析.....	51
4.3 討論.....	52
4.3.1 三維定位方法的正確性分析.....	52
4.3.2 三維定位方法的誤差來源分析.....	57
4.3.3 三維成像系統的整合.....	64
第五章 結論與未來工作.....	66
5.1 結論.....	66
5.2 未來工作.....	67
第六章 參考文獻.....	69
附錄 A.....	72
附錄 B.....	80

# 第一章 緒論

## 1.1 三維超音波影像簡介

在現今醫學的應用上，由於超音波診斷系統具有非侵入性(Noninvasive)、能即時(Real Time)產生器官動態影像以及移動方便等優點，使得它已經成為現代醫學診斷中不可或缺的系統之一，而其中三維超音波影像更為一重要的應用。藉由三維立體成像，能讓人清楚地得知各個器官組織的形狀、大小及位置，以提供在醫學上的疾病判斷指標，因此，三維超音波影像技術有其相當之重要性。

近年來，在臨床的應用上，由於三維超音波成像系統的技術大幅改善，使得許多醫學研究領域不斷地被開發，因而對病人的診斷以及管理上造成很大的影響。到目前為止，胎兒、心臟以及婦科方面等領域最受到大家廣泛的注意，而其它尚在發展中的研究領域有血管剖面影像、前列腺的體積量測、穿刺和導管的引導、新生兒顱內檢查和乳癌的診斷等(Nelson et al., 1998)。

在胎兒方面，包含清楚的臉、軀幹和四肢的三維胎兒影像使得父母能更加明白胎兒發展的過程(Nelson and Pretorius, 1992)。在心臟科的應用上，提供外科醫師一個虛擬的視野使用食道和胸腔的剖面技術，來評估房室瓣的幾何位置及移動，並可計劃手術的流程(Kavic 1996; Fuchs et al., 1996; Vogel et al., 1995; Strasser et al., 1995)。至於婦科上，包含可透過C-plane的視野來評估先天性的子宮異常、檢查子宮內膜的癌症、卵巢囊腫，子宮內避孕器的位置以及濾泡囊腫等(Bonilla-Musoles et al., 1996)。

而其它專門學科上的應用，如在骨骼肌肉上，可觀察腕部的發育障礙情形(Gerscovich et al., 1994)。在皮膚科和眼科方面，更可利用高頻的超音波影像系統來提升空間解析度，以觀察皮膚瘤的再生情形，

視網膜剝離等(Jensen 1992)。在腸胃科方面，如提供較正確的膽囊體積量測、觀察排空現象，以及膽汁流動情形，並將肝臟、胃的體積量測、肝膽方面的疾病與二維的超音波影像資料來做互相比對(Gilja et al., 1996)，而Liess et al. (1994)更證明對於肝臟的損害觀察方面，三維超音波影像可比二維的超音波影像以及CT掃描提供更準確的判斷。此外，配合超音波對比劑以及彩色都卜勒血流的技術，三維超音波影像可清楚的顯示血流的動向(Downey and Fenster 1995; Downey et al., 1996)，更是擴展三維超音波成像的應用範圍。同時三維超音波影像更可能獲得一般傳統二維超音波影像因為病人的位置或解剖學上的限制所不能擷取到的資訊，因而大幅增加三維超音波影像的價值。

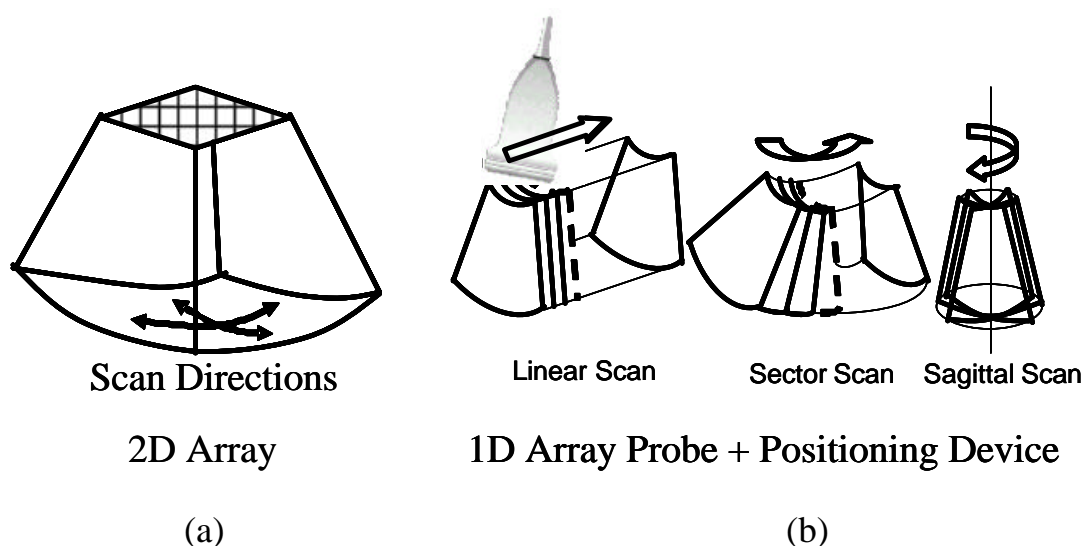


圖 1-1 三維成像示意圖

目前取得三維超音波影像的方法，可使用一維陣列(1D Array)探頭加上定位裝置，或是使用二維陣列(2D Array)探頭來取得一組三維的物體資料後，經由個人電腦或工作站來做三維影像的重建。

如圖1-1 (a)所示，當使用二維陣列探頭時，可針對空間上的每一點做動態聚焦，而取得一組三維的物體資料來做三維成像，但是由於目前動態聚焦的架構非常複雜，在實現上仍困難重重。因此，現今取得三維物體資料的方法還是以一維陣列探頭再加上空間定位裝置為

主，如圖1-1 (b) 所示，使用一維陣列探頭經由不同的掃描方式，即可得到一組連續的二維影像，再利用定位裝置給予每張二維影像適當的空間位置後，即可將每張影像放置於空間上應有的位置，之後使用表面成像法或體積成像法予以成像，下一節會有更詳細的介紹。



### 1.1.1 定位方式

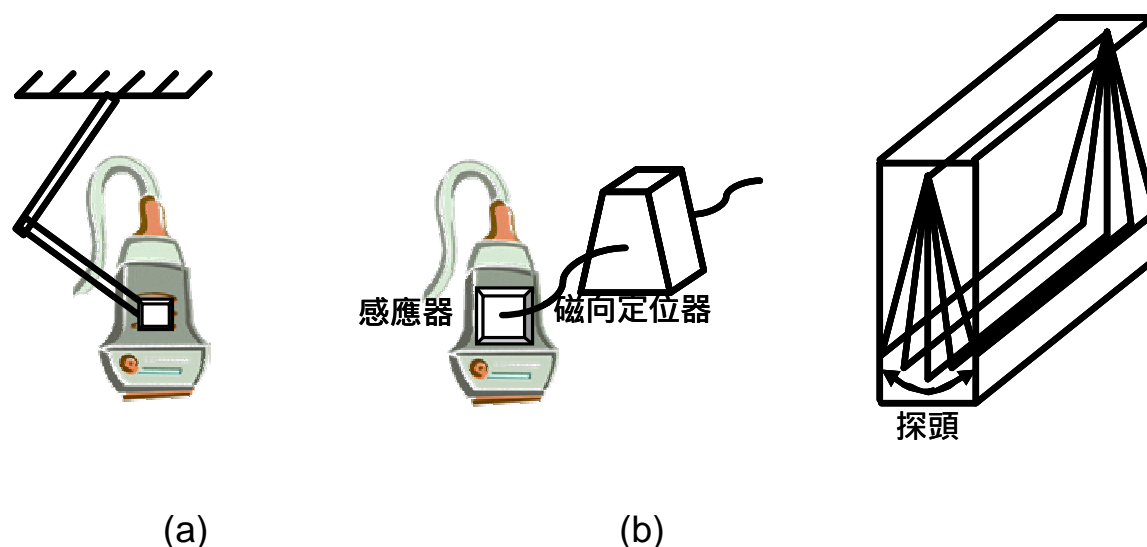


圖 1-2 定位系統

傳統上，取得三維超音波影像的方法，是藉由移動探頭，以線性掃描(Linear Scan)、扇形掃描(Sector Scan)或是箭形掃描(Sagittal Scan)的方式，連續取得多張二維影像後，再給予影像間應有的相對空間位置，最後利用表面成像法或是體積成像法來做三維成像。

由於三維超音波影像是由多張二維影像組合而成的，所以必須知道每張影像間相對的空間位置才能組合出正確的三維影像。目前得知影像彼此對應之位置與方向的方法，傳統上可將探頭加裝上一額外的空間定位系統，當探頭移動時，定位系統即可記錄下探頭移動的位置與方向，再對應於所取得的二維影像。常見的定位系統有 (1) 機械定位裝置，如圖1-2 (a) 所示的機器手臂(Articulated Arm Positioner)，將探頭固定於機械定位裝置上，藉由機械裝置的移動來帶動探頭。(2) 磁向定位器(Electromagnetic Positioner) (如Ascension CO. USA)，利用檢測磁場的方式來決定探頭所在的位置以及方位，如圖1-2 (b) 所示，磁向定位器是一個可以產生隨空間變化之磁場發射器，而將能感應磁場強度變化的感應器黏著於探頭上，當探頭的位置或方位改變時，感應器即能將所測得之相對磁場強度變化轉換為位移或角度。(3)

整合式探頭(Integrated probe) (如Aloka, Japan、Medison, Korea) , 此種探頭內建一旋轉機構來帶動位於探頭內的小探頭, 使用時只要按住探頭不動, 內建的旋轉機構即會帶動小探頭做掃描, 如圖1-2 (c) 所示。

比較上述幾種定位系統, 使用機械定位裝置來定位, 由於移動量是已知的, 所以可以給予影像彼此間非常準確的相對空間位置, 但是使用此方法並不能手持探頭隨意移動, 不便於一般臨床診斷上的使用。而將磁向定位器黏附於探頭上, 雖然可以手持探頭任意地掃描, 以取得想要的影像, 但是磁向定相器極易受到周圍環境的影響, 導致準確性降低, 另外, 產生的磁場會影響超音波探頭的發射訊號, 因此並不適用。關於整合式探頭第三維度的移動, 是藉由探頭內部的機構來帶動, 使用時只要按住探頭不動即可, 因此, 不但能提供準確的相對空間位置, 同時也能手持探頭放置於想要觀察的部位, 在使用上的確有很大的優點。然而, 此類探頭需特別設計及製作, 因此對於傳統的二維超音波影像系統並不適用。

有鑑於一方面上述的額外空間定位裝置非常昂貴, 另一方面醫師還是習慣能夠手拿著探頭做任意的掃描, 因此, 能讓醫師以徒手掃描 (Free-Hand) 來做檢查的方式是本文研究的重點, 也就是針對所擷取的多張二維影像以影像處理的方式來獲得影像間彼此的相對空間位置關係。

## 1.1.2 三維影像重建之原理

經由上述的介紹，可得知在求得二維影像間彼此的相對空間位置後，即可使用表面成像法(Surface Rendering)或體積成像法(Volume Rendering)予以三維影像的重建。



圖 1-3 三維立體成像

表面成像法簡單地說是將物體的表面部份投影到二維平面上，因此在做表面成像之前，必須從每一張二維影像中圈選出感興趣的區域(Region of Interest)，以找出立體物件之表面部份，並將這些表面之曲面利用諸如三角形、矩形或多邊形之貼圖來近似之。如圖1-3 (a) 所示，假設所選用的仿體為一橢圓，以扇形掃描的方式取一組涵蓋整個橢圓的影像，接著以影像分割(Segmentation)的技巧將每張二維影像分割出橢圓的邊緣，再將這些邊緣之間的曲面以三角形的灰色材質(Texture)來貼圖，最後加以光線投影即可呈現如圖1-3 (a) 所示的圖形。表面成像法由於只粹取出物體的表面部份，因此資料量大幅減少，節省許多做三維立體成像的運算時間，但目前最大的瓶頸在於超音波影像要準確地分割出有興趣的部位並不容易，以致於在實際應用上可能會因物體影像的小特徵和分支沒辦法精確的分割出來，而導致產生不正確的表面。同時由於一般在做影像分割時，只粹取出物體邊緣部份，因此對於物體的內部成像或是含有多個物體同時重疊的成像

效果均不易實現。

至於本文所使用的三維影像重建是採用體積成像法，(Alan Watt, 1993)、(Richard S.Wright, Jr. Michael Sweet, 2000)，其成像的主要原理為重新取樣、梯度計算、求明亮度、歸類以及組合成像，詳述如下：

重新取樣：

如圖1-4所示，首先，假設以觀察點為基準朝三維物體作觀測，隨著從觀察點發射的光線前進路線，可以看到光線會通過物體，並且會在物體內部相交，相交處即如下圖所示的‘×’，由於這些相交點常常不會剛好落在三維資料的取樣點上(如下圖所示的‘.’)，因此必須透過鄰近取樣點的灰階值以線性內插的方式來求得可能的灰階值。

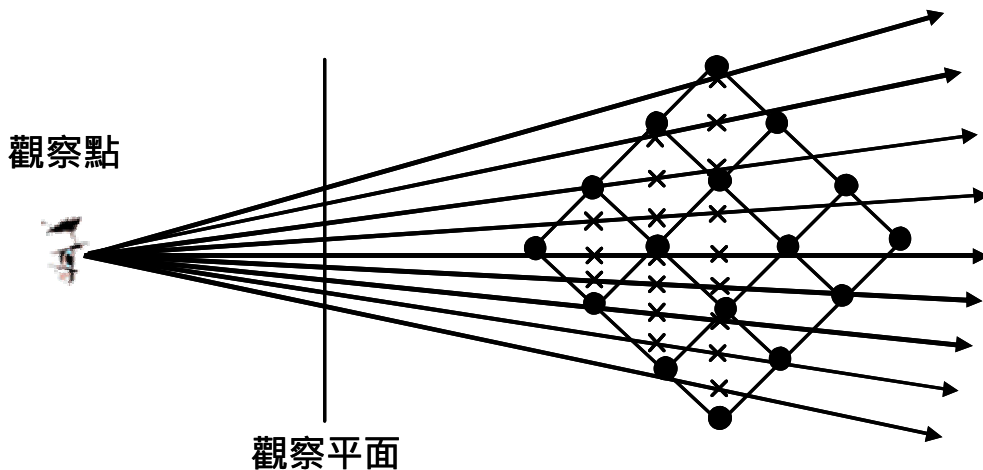


圖 1-4 重新取樣

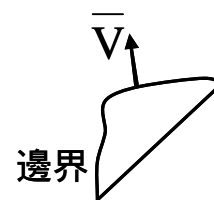
梯度計算(Gradient Computation)：

所謂梯度(Gradient)是表示三維資料上點的明亮強度變化量，同時也可以知道變化的方向，因為梯度方向會垂直於三維物體的表面，此外，在求明亮度(Shading)和歸類(Classification)的動作中，梯度是不可缺少的資訊。

假設梯度的向量為： $\bar{V} = [D_x, D_y, D_z]$

梯度的強度為： $\|\bar{V}\| = \sqrt{D_x^2 + D_y^2 + D_z^2}$

其中  $D_x = f(x+1, y, z) - f(x-1, y, z)$ ， $D_y = f(x, y+1, z) - f(x, y-1, z)$ ，



$D_z = f(x,y,z+1) - f(x,y,z-1)$  ,  $f(x,y,z)$ 表示三維資料點的明亮強度。

### 求明亮度(Shading)：

物體的明亮度主要是受到環境光(Ambient)、光之散射(Diffuse)和光之反射(Specular)三種因素影響。但就實際的觀察而言，只要觀察者觀看的物體方向有些許偏離反射角，則反射光的部份即不會對所觀察的物體明亮度有所貢獻，因此求明亮度時大部份只計算環境光與光之散射部份即可。

本文所採用求明亮度的方法為‘Phong Shading’，如圖1-5所示，先由法向量1及法向量2內插出A點的法向量，由法向量1及法向量3內插出B點的法向量，然後再內插出 $\overline{AB}$ 上各點的法向量，對於所得到的各點法向量利用照明模式對每一個做明亮度計算。

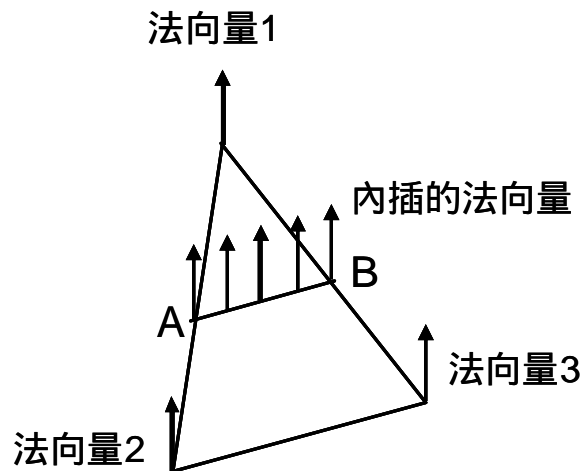


圖 1-5 明亮度的計算

### 歸類(Classification)：

歸類的主要目的在於決定三維資料中各點的不透明度，不透明度的值介於0到1之間，主要的作用在於決定有多少光線會在穿過立體點時被點所吸收，一般是以點的強度或亮度(Intensity)與梯度(Gradient)，來當作決定不透明度的參數。

在顏色上常以alpha值來代表透明度，0表示完全透明，1表示完

全不透明，在螢幕上所呈現的顏色會將來源顏色依據alpha值縮放後，加上1減掉目標的alpha值，簡單的說，就是取一部份目前圖畫的顏色，然後覆蓋(overlap)到螢幕的像素上。

### 組合成像：

最後將所有的三維物體資料放置於影像顯示緩衝區內，以由後到前的組合方式，進而成像在二維的平面螢幕上。此方式是假設光線是由遠方往視平面射過來，因此在到達視平面之前會先射入三維立體資料，而為了確保透明度能正確的顯示出來，必須將所有實體(非透明)物體由後到前依序畫出後，再畫出有透明效果的物體。

綜合以上的觀念，由於三維成像必須要針對每個三維資料點給予適當的明亮度和透明度後，才能使觀察者有一個立體空間的感覺。因此，體積成像法的原理是先將三維物體重新取樣，之後藉由梯度計算來求得三維資料各點的明亮度，並利用歸類來決定每個點的透明程度後，再成像於二維的平面螢幕上。體積成像法的實現結果即如圖1-3 (b)所示，圖中所顯示為將探頭對於一個內部有橢圓物體的仿體做扇形掃描後，將所得到的三維物體資料做體積成像的結果。由於體積成像法必須對三維影像資料上的每一個像素做運算，因此在成像過程中所耗費的時間與記憶體是相當龐大的。不過使用此種方式最大的優點在於能製造出半透明的效果，因此能觀察物體內部的特徵部位。此外，因為在成像時保有所有原始的影像資料，因此容易達到手術模擬的效果。

### 1.1.3 探頭掃描方式

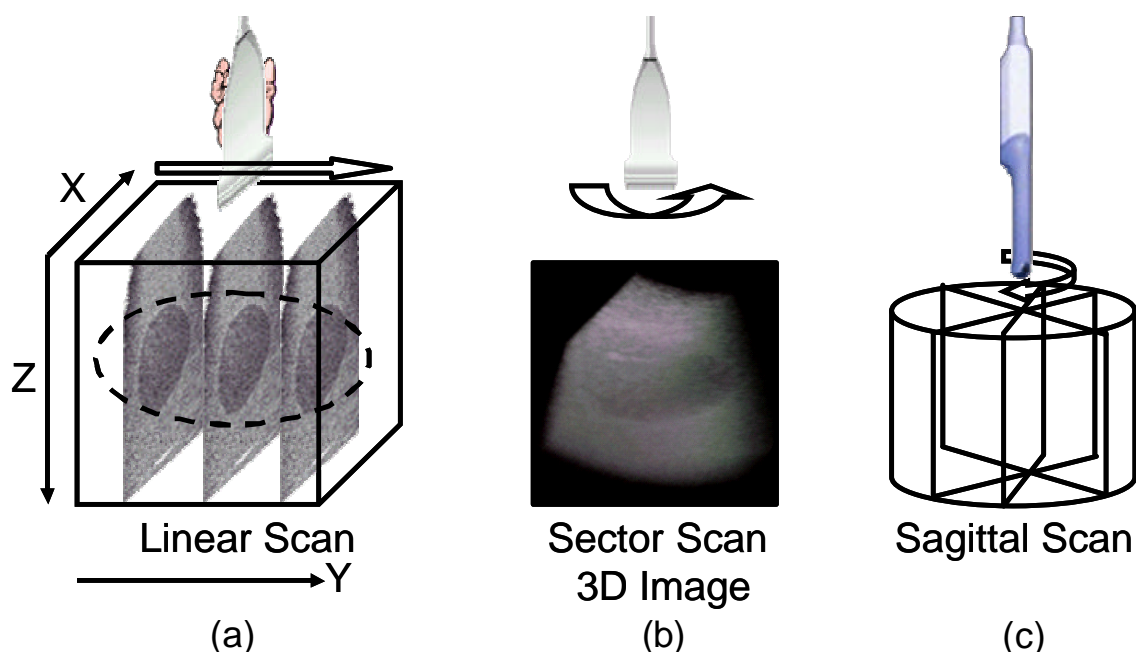


圖 1-6 超音波探頭掃描方式

目前影像間常見的相對空間位置關係，主要是由圖1-6所列出三種常見的掃描方式來獲得。圖1-6 (a) 將探頭在高度方向(或稱做非掃描方向、垂直於影像平面的方向，本文定義為y方向)做直線移動，此種掃描方式所得到的二維影像彼此是互相平行的，所以稱為線性掃描 (Linear Scan)。圖1-6 (b) 將探頭以扇形方式移動，所以稱為扇形掃描 (Sector Scan)。以上兩種掃描方式是最為常見的，一般用於腹部超音波掃描，如對於膽囊體積的量測、觀察排空現象，以及膽汁流動情形時。圖1-6 (c) 是以探頭中心軸來做旋轉的掃描方式，稱為箭形掃描 (Sagittal Scan)，此種掃描方式較為特殊，一般用於婦科的超音波掃描，如檢查子宮內膜的癌症、卵巢囊腫，子宮內避孕器的位置以及濾泡囊腫等。

由於目前最常見的掃描方式之一為線性掃描，因此，前人的研究也就著重於在線性掃描情況下，如何求得影像間的相對空間位置關係。所以，本文的主要研究動機也就在於如何分析徒手線性掃描所取得的影像間，彼此正確的空間位置。

## 1.2 研究動機

經過以上的討論，可得知目前取得三維超音波影像的關鍵之一在於如何正確地取得影像間的相對空間位置關係，而目前大家研究的重點也在於此。因此，本篇論文的研究動機是希望在不考慮系統變異的情況下，是否能分析出前人研究中所未考慮到的缺失，並嘗試以影像處理的方式來尋找影像間的空間定位，或是以簡單、便宜的定位裝置來做輔助之用，以期能整合出一套能徒手掃描的三維超音波影像系統。

本文嘗試算出影像間的空間位置關係的方法，是利用兩張影像間，由於相對移動而造成超音波斑點雜訊統計特性的改變，如果能分析出這種變化，即可反推回影像間的相對移動。這種方法雖然仍會存在誤差，但一來可隨意移動探頭，二來也不需額外增加儀器設備，因此也可以適用於現有的二維影像系統。



## 第二章 研究原理

### 2.1 文獻回顧

#### 2.1.1 影像間的空間位置參數

如圖 2-1 所示，就影像間的相對空間位置，本文中定義了六個參數來代表影像間的相對空間位置關係。圖中  $x$  代表兩張影像間具有橫向(Lateral)上的位移， $z$  代表軸向(Axial)上的位移， $x$  和  $z$  即代表影像平面上的移動，而  $\theta$  代表影像平面上的旋轉， $y$  代表非掃描方向或高度方向，亦即線性掃描的方向，而  $\alpha$ 、 $\beta$  分別代表以  $O$  點為中心，在  $yz$  平面上以及  $xy$  平面上，兩張影像間相差的角度，亦即在做線性掃描時，因為手的抖動而造成影像間的角度差。假設現在有兩張影像，第一張影像的中心位置在  $O$  點，而第二張影像相對於第一張影像的空間位置關係，可由第二張影像的中心位置距離  $O$  點多少  $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、 $\theta$ 、 $\alpha$  以及  $\beta$  此六個參數來表示。

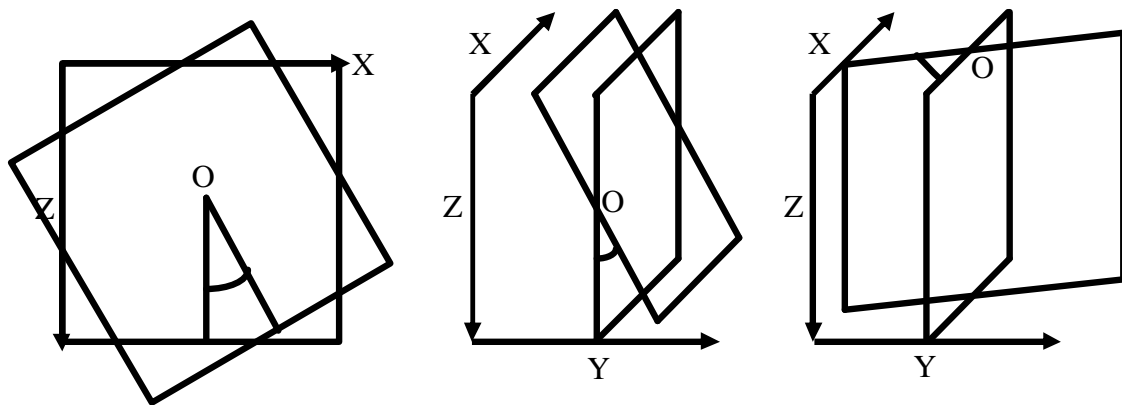


圖 2-1 影像空間定位參數

## 2.1.2 文獻整理

前人的研究中，不使用額外的空間定位裝置，而以影像處理的方式來分析影像間的相對空間位置關係的文獻有：Tuthill 等人根據影像間具有的  $y$  方向位移與所測量得到的相關係數之間的關係，來分析影像間具有多少  $y$  方向的位移；Barry 等人對於  $x$  和  $z$  是利用超音波斑點追蹤(Speckle Tracking)的方式來求得，而  $y$  方向的位移分析和 Tuthill 等人採用相同的方法，但  $\theta$ 、 $\alpha$  和  $\beta$  參數仍是以額外的空間定位裝置來獲得；Ming Li 除了使用上述相同的方法分析  $x$ 、 $y$ 、 $z$ ，關於  $\theta$  角度的分析，則是使用斑點追蹤的方式，如圖 2-2 所示：

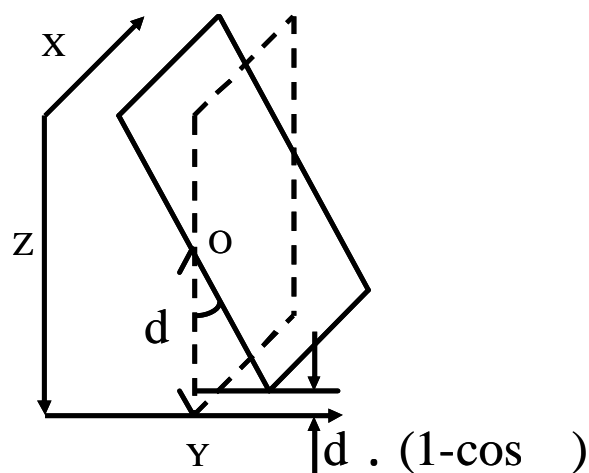


圖 2-2 角度的斑點追蹤分析

當兩張影像間有  $\theta$  角度旋轉的關係時，在軸向會造成  $d \cdot (1 - \cos \theta)$  的位移， $d$  表示為影像寬度值的一半，由於  $d$  是已知，因此可以反推求得  $\theta$ ，但是此種方法的限制在於  $\theta$  角度不能太小，不然會因為  $d \cdot (1 - \cos \theta)$  趨近於 0 而得不到  $\theta$  角度。假設影像的大小為 128 點像素乘以 128 點像素， $d$  即為 64，則  $\theta$  必須要超過 10 度， $d \cdot (1 - \cos \theta)$  的位移才會大於 1，而且當  $\theta$  角度過大時，影像間的相關係數值會過低，使用斑點追蹤所求得的位移並不會完全正確；至於 Larry 等人使用與前人相同的方法來分析  $x$ 、 $y$  和  $z$ ， $\theta$ 、 $\alpha$  和  $\beta$  參數

則認為是可以忽略。上述所提到的前人研究均會在往後的章節有更詳細的說明。除此之外，值得注意的是前人的研究均有探討 y 方向上的位移，也就是線性掃描情況下，兩張影像間最常見的空間位置關係。

然而前人的研究中，均只有一次探討一個位置參數變異情形下所產生的效應，並沒有做整合所有參數情況下的分析。因此，本文的研究動機是希望在不考慮系統變異的前提下，能否分析出當其它位置參數有所變異時，對於 y 方向位移判斷結果的影響，同時並希望能夠在不使用額外的空間定位裝置下，是否能以影像處理的方式來求得影像間所有可能的六個位置參數，並分析其正確性。

至於往後章節所討論的分析方法，均是在不考慮系統變異的前提下，以純斑點的超音波影像來進行討論。對於 x、z 和 此三個影像平面上的位移或旋轉，本文以超音波斑點追蹤(Trahey et al. 1987)的方法來處理，至於 y、 和 此三個影像平面外的位移或旋轉，本文是以相關性的分析來處理。

## 2.2 影像平面上的位移(x、z、 )：斑點追蹤

### 2.2.1 超音波影像的斑點特性

由於本文所討論的分析方法，均是在不考慮系統變異的前提下，以純斑點的超音波影像來進行討論，所以在此介紹斑點的統計模型以及特性，其它較複雜之物體結構不在主要之討論範圍內。

所謂純斑點的超音波影像，即整張影像完全由斑點構成，而不包含複雜的物體結構。斑點呈現的方式為影像中一個一個亮暗不定的點，形成的原因如下所述：

當超音波在身體組織中傳遞，會遇到被組織散射的情形。散射的發生乃是被影像物體的大小比超音波的波長短得許多，而不均勻處數量眾多時就會產生散射現象，一般定義將產生散射的地方稱為散射子(Scatterer)。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。

至於斑點的成因，乃是由於超音波影像系統有限大小的PSF所構成。由於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，稱之為點分布函數(Point Spread Function,或簡稱PSF)。此函數可以代表超音波影像系統的特性，而PSF的大小即是一般所稱的取樣體積(sample volume)，取樣體積越小，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，無法具有無限小的取樣體積，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起來呈現。每一個取樣體積中，眾多散射子的位置分布並不相同，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，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，此信號經過振幅偵測 (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。

## 斑點雜訊的統計特性

如前所述，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 2-3 中眾多不規則分布的虛線信號所示，每一個向量成份，相當於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，這些向量成份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。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，即如圖 2-3 所示的實線信號。

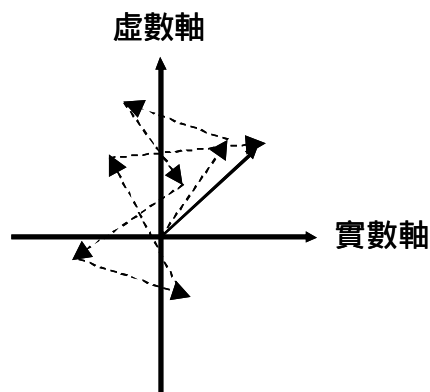


圖 2-3 斑點的成因

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  $q_k$ ，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  $-p$  到  $p$  之間。

若滿足以上兩條件，則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：

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

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

如果  $N$  趨近於無窮大，則由中央極限定理可得知  $\operatorname{Re}\{A\}$  和  $\operatorname{Im}\{A\}$  會近似於高斯分佈，該和向量  $A$  的強度分布函數即如下所示：

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

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， $E \equiv \sqrt{I}$  則為其信號振幅的分佈函數：

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

2-4 式為一 Rayleigh 分佈之形式。

## 2.2.2 超音波影像斑點追蹤之原理

對於尋找兩張影像間 $x$ 、 $z$ 以及此三個參數的方法，本文使用超音波斑點追蹤的方法。傳統的斑點追蹤方法，即為「影像區塊比對法」(Trahey et al. 1987)。如圖2-4 (a) 所示，原本探頭所產生的影像為正方形的虛線，中間有一橢圓仿體，將探頭往 $x$ 方向移動  $d$  的距離後，所產生的影像為正方形的實線，由於橢圓仿體並不會因探頭移動而改變其位置，因此在探頭往 $x$ 方向移動後的影像中，橢圓仿體會在此影像中間偏左  $d$  的距離，如果使用斑點追蹤的方法能找出這個  $d$  的移動距離，即能夠了解探頭是往 $x$ 方向移動  $d$  的距離，進而得到兩張影像間彼此在影像平面上的位移關係。

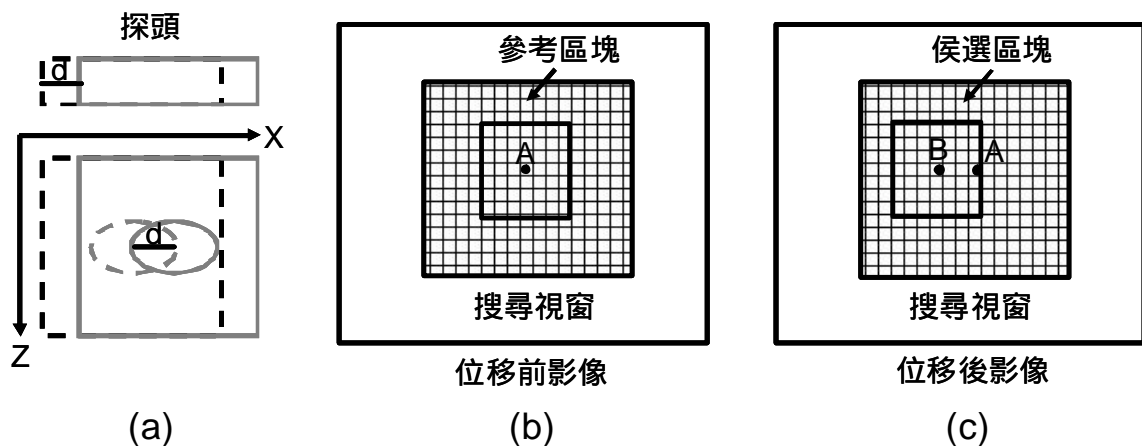


圖 2-4 影像區塊比對法

所謂的影像區塊比對法，即是尋找出兩張影像最相似的區塊間，彼此相距的位移，如圖 2-4 (b)、(c) 所示，首先在探頭未移動時所取得的影像上選取一參考區塊，如圖 2-4 (b) 所示，接著在探頭經過影像平面上移動後所取得的影像中，對原本參考區塊的中心位置周圍取一搜尋視窗，再對搜尋視窗上的每一個像素周圍取一候選區塊，候選區塊的大小等同於參考區塊，之後將所有的候選區塊，一一與參考區塊做相關係數的計算，關於相關係數的定義如下：



$$\frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (x_i(m,n) - \bar{m}_i) \cdot (x_j(m,n) - \bar{m}_j)}{\left( \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (x_i(m,n) - \bar{m}_i)^2 \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (x_j(m,n) - \bar{m}_j)^2 \right)^{1/2}} \quad (2-5)$$

i 和 j 代表第 i 張影像以及第 j 張影像，m 和 n 代表像素(Pixel)的座標值， $x_i(m,n)$  代表第 i 張影像在(m, n)處的影像亮度值(Intensity)，M 和 N 代表所選取的範圍， $\bar{m}_i$  代表第 i 張影像在 M 乘以 N 的區塊內，所有影像亮度值平均後的結果。

若兩張影像間的相关係數越大，表示彼此之間信號相似性越高。與參考區塊相關係數最大的侯選區塊，其中心位置與參考區塊中心位置的差距，即為兩張影像間在影像平面上相距的位移，亦即探頭所移動的距離。

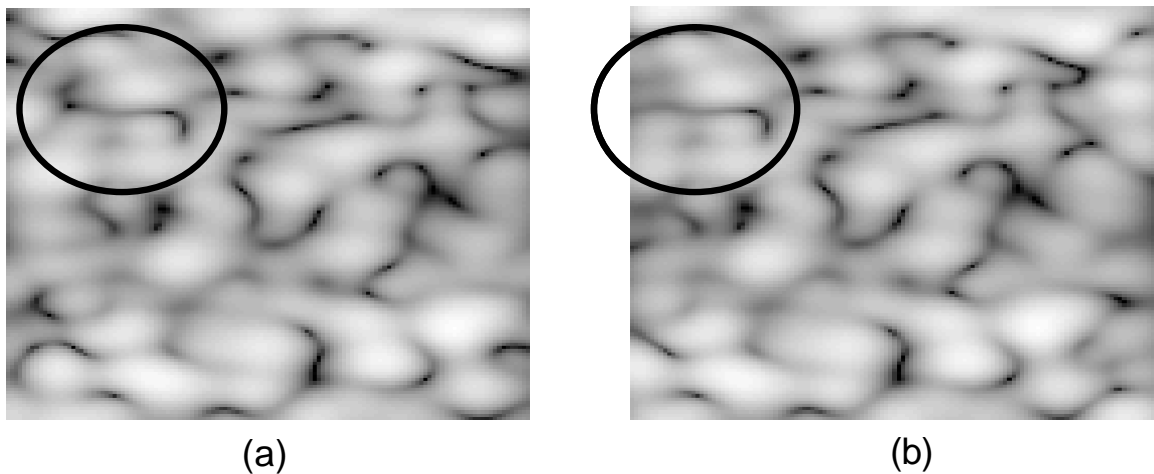


圖 2-5 超音波斑點的特性

而與一般的視訊影像做影像區塊比對法不同的地方為超音波影像成像上的特性。當超音波在身體組織中傳遞時，會遇到被組織散射的情形。散射之發生乃是影像物體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，而產生此現象的地方稱為散射子。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的散射波，便是構成超音波影像的主要信號。一般可將每個散射子傳送給探頭的散射波定義為  $A \cdot e^{j\theta}$ ，當中 A 為散射子的振幅，即散射波信號的強度， $\theta$  為散射子的相位角，

其算法為根據散射子與探頭間的距離除以聲波波長後的餘數，若等於 0.5 倍的波長，則散射子的相位角為  $180^\circ$ ，以此類推。因此，當散射子與探頭間的距離有所改變時，散射子的相位角也會隨之改變，造成同一散射子所產生的散射波信號會因探頭的移動或旋轉而產生變化，所呈現出來的影像自然也會有所差異。圖 2-5 (a) 為探頭未移動時所取得的影像，而圖 2-5 (b) 則為探頭往右移動後的影像，可發現同一物體所呈現的影像會因距離探頭的位置不同而有所改變，甚至不同的物體有時所呈現的影像彼此也會很相像。由於斑點具有此特性，所以會造成斑點追蹤時的位移計算誤差。

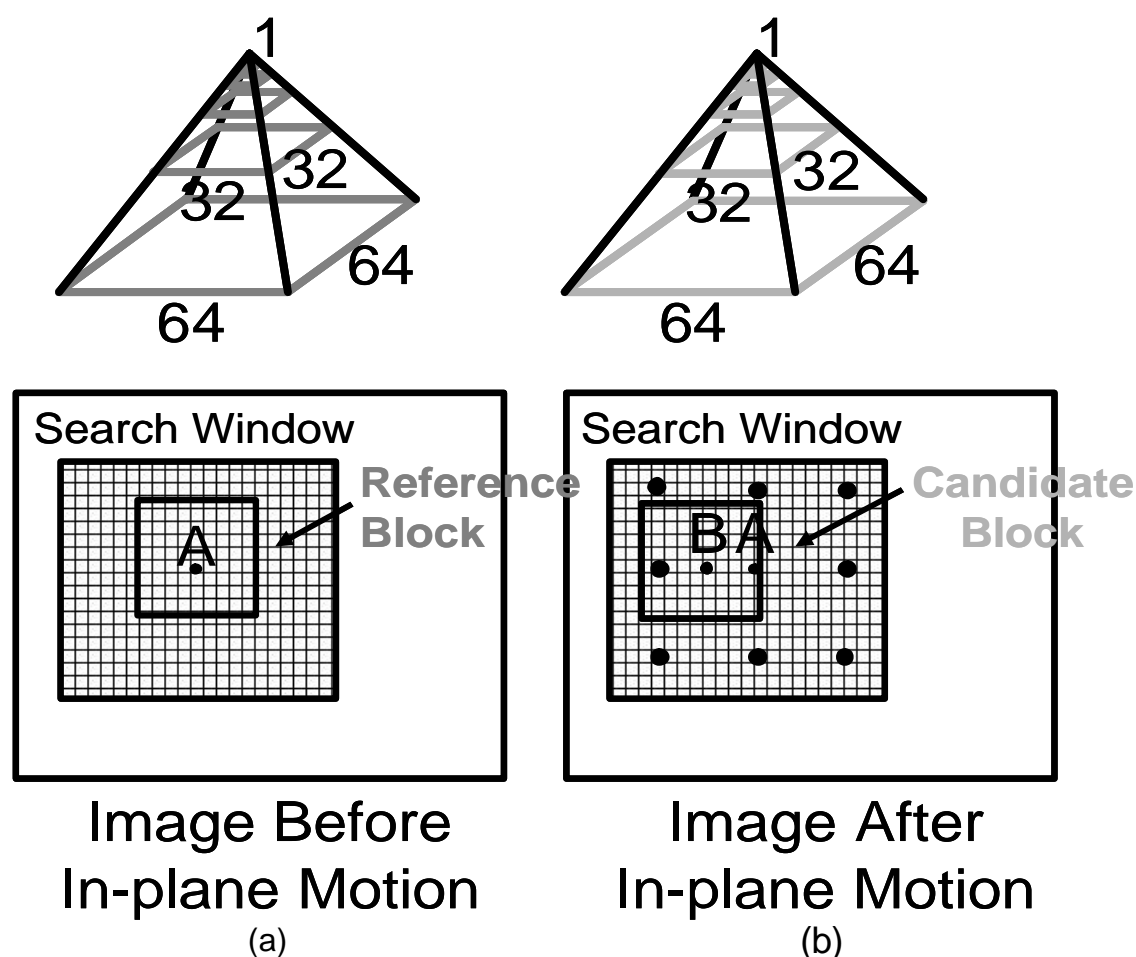


圖 2-6 改善斑點追蹤速度的方法

為了增進斑點追蹤的速度，因此，本文不採用傳統的影像區塊比對法，而以金字塔區塊加總法(Block Sum Pyramid) (Chen Y.S. et al. 2001)以及多層區塊比對法(Multi-Level Block Matching) (Yeung et al.

1998)來做斑點追蹤。

首先，如果傳統的影像區塊比對法是比較 64 點乘以 64 點的影像區塊，並以 SAD(Sum of Absolute Difference)的方式來評估相似性的話，則每一個位置的比對所需計算的運算量為：

$$SAD(i, j) = \sum_{m=-31}^{32} \sum_{n=-31}^{32} |x(i+m, j+n) - y(i+m, j+n)| \quad (2-6)$$

$x$  代表參考區塊(Reference Block)， $y$  代表候選區塊(Candidate Block)， $i$  和  $j$  代表欲比對區塊的中心座標值，取周圍座標從  $(i-31, j-31)$  到  $(i+32, j+32)$  的區塊來做計算， $x(i, j)$  代表參考區塊在  $(i, j)$  處的影像亮度值(Intensity)。

金字塔區塊加總法的方法如圖 2-6 所示，先將原本 64 點乘以 64 點的影像區塊，每四個相鄰像素的亮度值相加，則可得到一個 32 點乘以 32 點的影像區塊，以此類推即可建立從第 0 層到第 6 層的資料，共 7 層，每一層大小分別為  $2^0 \cdot 2^0$ 、 $2^1 \cdot 2^1$ 、... $2^6 \cdot 2^6$ 。下式即為層與層之間的轉換關係，其中  $m$  代表層數， $i, j$  代表影像平面上的座標， $x(i, j)$  代表影像在  $(i, j)$  處的亮度值。

$$x^{m-1}(i, j) = x^m(2i-1, 2j-1) + x^m(2i-1, 2j) + x^m(2i, 2j-1) + x^m(2i, 2j)$$

建立此七層資料後，即可進行區塊間的相似性比較，方法是先針對第 6 層(64 點乘以 64 點的影像區塊)設定一個閾值(Threshold)，如 2-7 式所示，此閾值可以所欲比對的兩張影像  $x$ 、 $y$  上，相同影像座標值  $(i, j)$  附近的 64 點乘以 64 點的影像區塊所計算而得的 SAD 值來當做預設值。

$$SAD^{threshold}(i, j) = \sum_{m=-31}^{32} \sum_{n=-31}^{32} |x(i+m, j+n) - y(i+m, j+n)| \quad (2-7)$$

在搜尋的過程中，如果有比此預設閾值更小的 SAD 值出現時，則將閾值更新成此更小的 SAD 值。

舉例來說，如果想找出  $y$  影像上哪一個區塊(假設為以座標值  $(i', j')$  為中心的 64 點乘以 64 點的影像區塊)和  $x$  影像上以座標值  $(i, j)$  為中心的 64 點乘以 64 點的影像區塊最相似，則先計算此兩個區塊間的第 0 層 SAD，如 2-8 式所示：

$$SAD^0(i', j') = |x(i, j) - y(i', j')| \quad (2-8)$$

若此第 0 層 SAD 小於原本所預設的第 6 層閾值，則表示此兩個區塊在第 0 層很相似，並進一步改用較大的區塊範圍來繼續做比對，直到確定對於第 6 層(64 點乘以 64 點的影像區塊)所計算出的 SAD 也小於原本所預設的第 6 層閾值時，則表示此兩區塊間是目前為此最為相似的，並將此兩區塊的第 6 層 SAD 值取代原先的閾值以及 y 影像和 x 影像以座標值(i, j)為中心的 64 點乘以 64 點的影像區塊最相似的位置從(i, j)改成(i', j')，然後繼續搜尋其它位置，檢查是否有比此新閾值更小的位置區塊出現；反過來說，如果兩個區塊間某一層的 SAD 大於第 6 層所預設的閾值，則表示此兩個區塊並不相似，可以捨棄此位置而搜尋其它位置區塊。在比對上，能以較小的區塊來代替原本 64 點乘以 64 點影像區塊的原因如 2-9 式所示：

$$SAD^m(i, j) \geq SAD^{m-1}(i, j) \geq SAD^{m-2}(i, j) \geq \dots \geq SAD^0(i, j) \quad (2-9)$$

(證明：

$$\begin{aligned} SAD^{m+1}(i, j) &= \sum_{a=1}^{2^{m+1}} \sum_{b=1}^{2^{m+1}} |x^{m+1}(i, j) - y^{m+1}(i, j)| = \\ &\sum_{i=1}^{2^m} \sum_{j=1}^{2^m} \{ |x^{m+1}(2i-1, 2j-1) - y^{m+1}(2i-1, 2j-1)| + \\ &|x^{m+1}(2i-1, 2j) - y^{m+1}(2i-1, 2j)| + \\ &|x^{m+1}(2i, 2j-1) - y^{m+1}(2i, 2j-1)| + \\ &|x^{m+1}(2i, 2j) - y^{m+1}(2i, 2j)| \} \end{aligned}$$

根據建立金字塔各層區塊的定義，即可得證：

$$SAD^{m+1}(i, j) \geq \sum_{i=1}^{2^m} \sum_{j=1}^{2^m} |x^m(i, j) - y^m(i, j)| = SAD^m(i, j)$$

2-9 式表示如果較小的區塊所計算得到的 SAD 大於所設定的閾值，則更大的區塊所計算的 SAD 也一定會大於所設定的閾值，因此

在比對上,如果兩個區塊間某一層的 SAD 大於第 6 層所預設的閾值,則可以捨棄此位置而搜尋其它位置區塊。

以所選取的超音波影像而言,通常只需計算到第三層即可判斷出區塊間的相似性,即使如此,在做影像間相似性比對時的計算運算量仍較傳統的影像區塊比對法減少數倍,使得演算法速度得以改善。另一方面,多層區塊比對法則是將原本針對搜尋視窗內的每一個像素點均做相似性的比對,改成每相隔幾點做一次搜尋,如圖 2-6 (b) 所示的黑點,由於搜尋點數大為減小,因而增進計算時間。

至於金字塔區塊加總法和傳統影像區塊比對法的運算量比較,本文以所需的運算數目來做為評估。

#### 金字塔區塊加總法：

假設原本所選取的候選區塊和參考區塊為 64 點乘以 64 點的影像區塊,將矩陣內每四個相鄰像素的亮度值相加,即可建立從第 0 層到第 6 層的資料,每層大小分別為  $2^0 \cdot 2^0$ 、 $2^1 \cdot 2^1$ 、... $2^6 \cdot 2^6$ , 2-10 式即為層與層之間的轉換關係,其中  $m$  代表層數, $i$   $j$  代表影像平面上的座標, $x(i, j)$  代表影像在  $(i, j)$  處的亮度值。

$$x^{m-1}(i, j) = x^m(2i-1, 2j-1) + x^m(2i-1, 2j) + x^m(2i, 2j-1) + x^m(2i, 2j) \quad (2-10)$$

2-11 式表示對 64 點乘以 64 點的候選區塊和同樣大小的參考區塊,個別建立 7 層金字塔需用的加法總數：

$$3 \cdot \sum_{n=1}^6 2^{m-1} \cdot 2^{m-1} \cdot 2 = 4095 \cdot 2 \quad (2-11)$$

關於 SAD 的運算量,本文將減法和取絕對值的計算時間均當成 1 個單位,因此,如果  $SAD^m(x, y) = \sum_{i=1}^{2^m} \sum_{j=1}^{2^m} |x^m(i, j) - y^m(i, j)|$ , 則從第 0 層計算至第  $m$  層所需的 SAD 總運算數目： $\sum_{n=0}^6 (3 \cdot 2^{2^m} - 1)$ 。

下表是對於 64 點乘以 64 點的候選區塊與同樣大小的參考區塊之間,使用金字塔區塊加總法所需的 SAD 總運算量：

	加法	減法	絕對值	總數
0- level	0	1	1	2
1- level	3	4	4	11
2- level	15	16	16	47
3- level	63	64	64	191
4- level	255	256	256	767
5- level	1023	1024	1024	3071
6- level	4095	4096	4096	12287

建立各層金字塔：4095\*2

$$\text{SAD 比較} : \sum_{n=0}^6 (3 \cdot 2^{2m} - 1)$$

$$\text{總計運算量} : 4095*2 + \sum_{n=0}^6 (3 \cdot 2^{2m} - 1)$$

傳統影像區塊比對法：

由於運算量只有 64 點乘以 64 點的候選區塊與同樣大小的參考區塊之間做 SAD 的計算，因此，總運算數目為 4095+4096\*2=12287，其中加法數為 4095，減法數為 4096，最後取上 4096 個絕對值，由上表可知，傳統影像區塊比對法的總運算量等同於金字塔區塊加總法第六層的運算量。

比較上述兩種方法，由於實際應用在超音波影像時，金字塔區塊加總法通常必須要比較到第 3 層才能判斷出候選區塊與參考區塊之間是否相似，因此，一般情況下的總計運算為：

$$4095*2 + \sum_{n=0}^3 (3 \cdot 2^{2m} - 1) = 4095*2 + 251$$

此值與傳統影像區塊比對法的總運算量 4095+4096\*2 約少 16.32 倍，不過因為金字塔區塊加總法還需要做許多條件比較的動作來判斷候選區塊與參考區塊之間是否相似，因此，實際上以 C 語言實現此

演算法的結果，金字塔區塊加總法約比傳統影像區塊比對法快了 8 倍左右的時間。

至於多層區塊比對法的計算時間，則會隨著整張影像的大小、所選取的層數而有所改變，本文為了兼顧正確性以及計算時間，因此，只以 2 層的方式來做搜尋，第一層為選取影像上的九點來搜尋，找到大致上影像位移的趨勢後，第二層則是針對第一層所決定的區塊，附近的每一像素點做搜尋。

經由金字塔區塊加總法和多層區塊比對法的處理，使得斑點追蹤的速度較傳統的影像區塊比對法約簡省 30 倍的計算時間。

### 2.2.3 參數的分析

對於影像平面上的位移(x、z)使用上述所謂斑點追蹤的方法即可求得，如果影像間存在的是角度的旋轉，由於同樣也是會造成影像平面上的移動，因此也可使用斑點追蹤的方法來求得，如圖 2-7 所示：

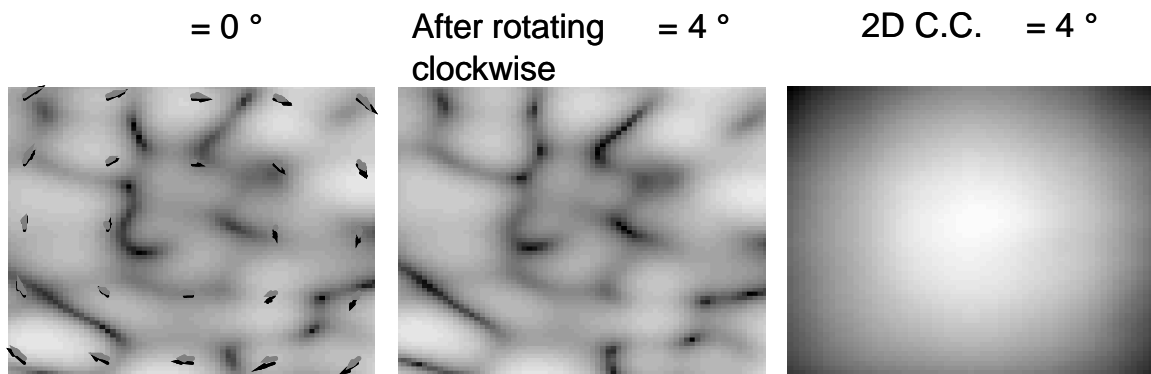


圖 2-7 角度的斑點追蹤

圖 2-7 (a)為沒有角度旋轉的模擬影像，圖 2-7 (b) 則是將圖 2-7 (a) 順時針旋轉 4°後的模擬影像，在圖 2-7 (a) 上挑選 25 個像素，黑色箭頭所指的地方為所挑選的像素經順時針旋轉 4°後，理論上應移動至的地方，所謂理論值即將所挑選的像素座標乘上一  $\begin{bmatrix} \cos q & -\sin q \\ \sin q & \cos q \end{bmatrix}$  等於 4°的旋轉矩陣：

$\begin{bmatrix} \cos q & -\sin q \\ \sin q & \cos q \end{bmatrix}$ 後所得到的新座標值，而灰色箭頭所指的地方則為將圖

2-7 (a) 和 (b) 做斑點追蹤後的結果，從圖 2-7 (a) 可發現理論值(黑色箭頭)與斑點追蹤的結果(灰色箭頭)之間存在著些許誤差，其原因如前述的超音波影像成像特性。如圖 2-7 (a) 和 (b) 所示，可發現同一物體所呈現的影像會因為旋轉前、後距離探頭的位置不同而有所改變，因此造成斑點追蹤時的位移判斷誤差。

雖然對彼此間有角度旋轉的影像做斑點追蹤會產生誤差，但是這樣的誤差會隨著角度的增加而增大，因此，仍可由量化此誤差位移來反推回影像間具有多少角度的旋轉。



此外，如果將圖 2-7 (a) 和 (b) 影像間相對應的空間位置區域做相關係數的計算，則會得到如圖 2-7 (c) 的圖，圖上亮度愈亮的部份代表相關係數值愈大，由圖上得知，這樣的二維相關係數分佈情況會以圓形對稱方式分佈，因此角度的旋轉會對以相關性分析的位置參數( $y$ 、 $x$ 、 $\theta$ )在判斷上產生影響。

## 2.3 影像平面外的位移( $y$ 、 $z$ 、 $x$ )：相關性分析

### 2.3.1 二維超音波影像成像過程

在探討如何求得影像間  $y$ 、 $z$ 、 $x$  三個參數之前，必須先了解二維的超音波影像是怎樣產生的。假設有一個三維的物體，其中隨機分佈著許多散射子(Scatterers)，使用線性探頭對此三維物體做掃描，由於取樣體積(Sample Volume)為一三維函數，所以同樣也會掃描到一個三維的物體區域，但是就一維的探頭而言，因為僅能呈現出二維的影像，所以目前商用的超音波影像診斷系統會將所取得的三維物體資料轉換成二維的影像，其機制如圖 2-8 所示：

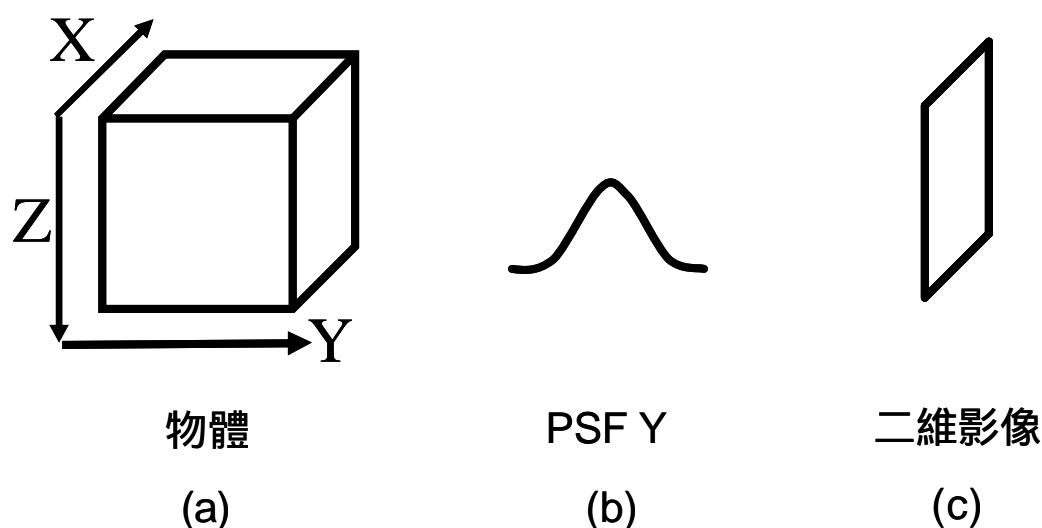


圖 2-8 二維超音波影像成像過程

假設圖 2-8 (a) 實線正方體即為探頭所掃描到的三維物體區域，圖中  $x$  代表橫向， $z$  代表軸向， $x$  和  $z$  平面即代表二維影像平面， $y$  代表非掃描方向或高度方向。圖 2-8 (b) 為系統在  $y$  方向上的脈衝響應(Impulse Response)，或稱為點分佈函數(Point Spread Function，簡稱 PSF)。接著在非掃描方向上(即  $y$  方向)，取出三維物體內，擁有相同  $x$  和  $z$  座標的  $y$  方向上各個散射子，將其散射波信號值和  $y$  方向上的點分佈函數直接相乘，把相乘後的結果沿  $y$  方向加總起來後，即成

為二維物體資料。由於系統脈衝響應是三度空間的，所以必須將此二維物體資料分別與  $x$  和  $z$  方向上的系統脈衝響應做迴旋積分 (Convolution) 後，再經過振幅偵測 (Detection)，取出其波包 (Envelope) 即產生超音波系統上所見之二維影像。

### 2.3.2 $y$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ 的分析

了解超音波影像成像原理之後，就 $y$ 方向的位移來說，如果在小距離內的移動，斑點追蹤的結果應為0，但是如果 $y$ 方向的位移太大，造成兩張影像間的相關性太低，則斑點追蹤的結果會產生很大的誤差，因此並不是很適合用斑點追蹤的方法來分析，至於 $\theta$ 和 $\phi$ 角度的旋轉，則如前述所討論Ming Li的方法，也不是很適合用斑點追蹤。因此，本文是以純斑點超音波影像間的相關性分析來求得 $y$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ 三個參數，而不考慮其它非斑點之影像圖形。首先，如果影像間有 $y$ 方向的位移關係，則組織(Tissue)位移而造成相關係數改變的情形(Li, P. C. et al., 2001)，可由下列算式推導而得：

假設超音波系統的聲場具線性及不隨空間變異的特性，則接收的超音波信號將以聲場與散射體分佈(Scatterer Distribution Function)之旋積(Convolution)表示：

$$s(u) = \int_{-\infty}^{\infty} a(u')b(u-u')du' \quad (2-12)$$

其中 $s(\cdot)$ 是接收的信號， $a(\cdot)$ 為散射體分佈函數， $b(\cdot)$ 是聲場分佈函數(Point Spread Function)。

所有函數皆為複數且 $u$ 表示三維空間向量( $x, y, z$ )，則兩次接收之信號( $s_1, s_2$ )間的互相關函數(Cross Correlation)為：

$$c(u_1, u_2) \equiv \langle s_1(u_1)s_2^*(u_2) \rangle = \int \int_{-\infty}^{\infty} \langle a(u')a^*(u''-u_0) \rangle b(u_1-u')b^*(u_2-u'')du'du'' \quad (2-13)$$

其中 $\langle \cdot \rangle$ 表示平均(Ensemble Average)。

假設取樣範圍內的散射體分佈為均質(Homogeneous)，而平均散射強度為 $a_0$ ，則散射體的自相關函數(Auto-Correlation)為：

$$\langle a(u')a^*(u''-u_0) \rangle = a_0^2 d(u'-u''+u_0) \quad (2-14)$$

其中 $d(\cdot)$ 為三維空間之 Dirac-Delta Function，則接收信號間的互相關函數可寫成：

$$c(u_1, u_2) = a_0^2 \int_{-\infty}^{\infty} b(u_1 - u') b^*(u_2 - u' - u_0) du' \quad (2-15)$$

由於本文假設聲場分佈具線性及不隨空間變異的特性， $b(\cdot)$ 和 $b^*(\cdot)$ 僅是彼此在空間上不對齊，也就是 $u_1 = u_2$ ，所以，接收信號間的互相關函數可寫成：

$$c(u_1, u_1) = a_0^2 \int_{-\infty}^{\infty} b(u_1 - u') b(u_1 - u' - u_0) du' = a_0^2 \int_{-\infty}^{\infty} b(u''') b(u''' - u_0) du''' \quad (2-16)$$

2-16式即說明了對於擁有相同取樣體積的訊號間，可藉由系統的自相關函數來表示相關性，但是，2-16式僅表示散射子之間的位移，而沒有考慮到散射子間旋轉的問題。

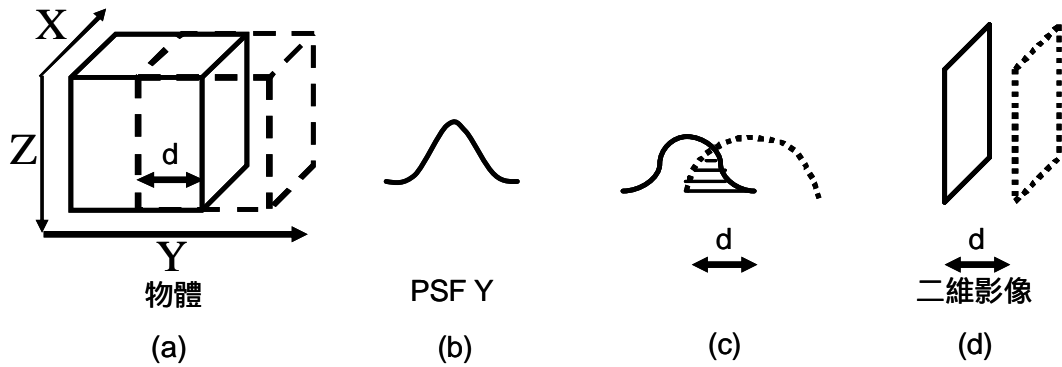


圖 2-9 Y 方向上的相關係數分析

假設圖 2-9 (a) 中  $x$  代表橫向， $z$  代表軸向， $x$  和  $z$  平面即代表二維影像平面， $y$  代表非掃描方向或高度方向，實線正方體為探頭所掃描到的三維物體區域，虛線正方體為探頭在  $y$  方向上移動  $d$  距離後所掃描到的三維物體區域。圖 2-9 (b) 為系統在  $y$  方向上的波束圖形 (Beam Pattern)。接著在非掃描方向上 (即  $y$  方向)，取實線與虛線的三維物體內，擁有相同  $x$  和  $z$  座標的  $y$  方向上各個散射子其散射波信號值和  $y$  方向上的點分佈函數直接相乘所產生的波形來分析。圖 2-9 (c) 表示為某一  $(x, z)$  座標處  $y$  方向上的散射子散射波信號值和  $y$  方向上的點分佈函數相乘後的結果，斜線部份為移動前、後波形交集的部份，由此可知，交集的部份會隨著  $y$  方向上移動距離的多寡而有所不同，如果能分析出  $y$  方向的位移量和波形間有交集部份彼此的關係，

則可得知影像間有多少  $y$  方向上的位移。但是在一般商用的超音波系統上並不能取得如圖 2-9 (c) 所述的波形，而只能得到此波形再經過振幅偵測後，取出其波包而得到的影像，如圖 2-9 (d) 所示。因此對於  $y$  參數的分析，本文是將二張有  $y$  方向位移關係的影像，對彼此影像平面上相同位置的區塊計算相關係數，藉由相關係數的數值高低，來判斷有多少  $y$  方向的位移，而此法也就是 Tuthill 等人對於  $y$  方向位移的分析方法。

如果兩張影像間沒有  $y$  方向的位移，則相關係數計算的結果即等於 1，若有  $y$  方向的位移，則相關係數會隨著  $y$  方向的位移增加而下降。因此可根據此一關係，建立一組相關係數相對於  $y$  方向位移的對照表，之後只要求出任意兩張影像間的相關係數，即可依據此對照表的關係，反推回  $y$  方向上的位移。圖 4-1 所示為相關係數隨著  $y$  方向的位移增加而下降關係圖，可發現  $y$  方向位移大於某個數值後，相關係數並不會繼續下降，而是幾乎保持一定值，因此，當所測量得到的影像間相關係數過低時，並不能很正確地根據如圖 4-1 的關係來求得  $y$  方向位移，所以此分析方法並不適用於  $y$  方向位移過大的情形，而有一定的限制範圍。

對於  $\alpha$ 、 $\beta$  此二參數，同樣可使用相關係數分析的方法來求得，如圖 2-10 所示：

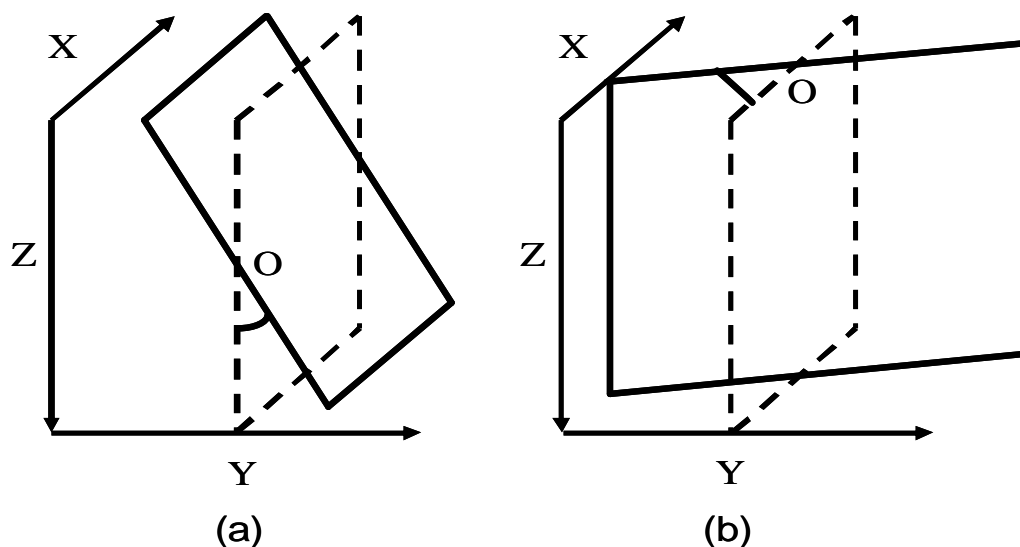


圖 2-10 、 角度旋轉的相關係數分析

如同之前的表示方式，圖2-10中x代表橫向，z代表軸向，x和z平面即代表二維影像平面，y代表非掃描方向或高度方向，而、分別代表以O點為中心，在yz平面上以及xy平面上旋轉的角度。由之前的觀念可得知當兩張影像彼此空間上對應的區塊間，其相關係數會和相隔y方向上的距離有著一定的關係，由圖2-10 (a) 觀察，假設實線和虛線所圍成的方框為彼此有 角度旋轉關係的影像，則由於兩張影像在中間橫向上的區域有所交集，因此相關係數較大，而在兩張影像上下邊緣處，由於有著很明顯y方向上的距離，因此相關係數相對來說會較小。同理，在圖2-10 (b) 中，假設實線和虛線所圍成的方框為彼此有 角度旋轉關係的影像，則由於兩張影像在中間縱向上的區域有所交集，因此相關係數較大，而在兩張影像左右邊緣處，由於有著很明顯y方向上的距離，因此相關係數相對來說會較小。若將二張影像間，所有在空間上相對應區塊彼此間的相關係數值計算出來，則可得到圖2-11的結果：

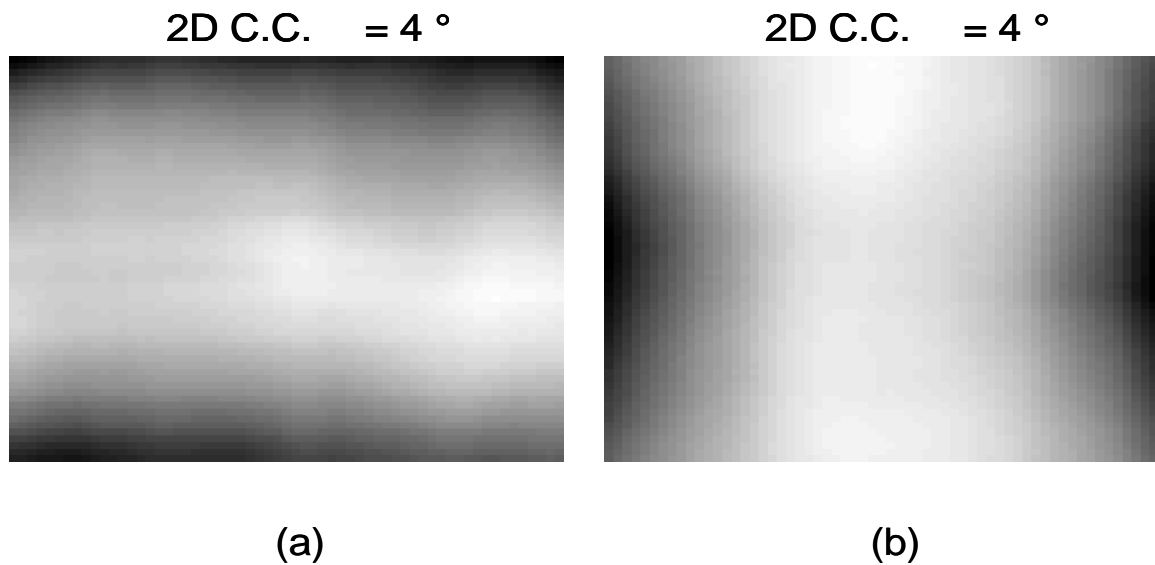


圖 2-11 、 角度的二維相關係數分析

圖2-11是將20組具有圖2-10所示兩張影像間相隔、角度=4°旋轉的模擬影像，計算出所有在空間上相對應區塊彼此間的相關係數值，加以平均後，再予以成像，影像上亮度愈亮代表相關係數值愈高。如前所述，以角度的旋轉來說，中間橫向上的相關係數值會比影像上、下兩側的相關係數值來得高，因此會有如圖2-11 (a) 所示的相關係數分佈情形，同理，對於角度的旋轉來說，中間軸向上的相關係數值會比影像左、右兩側的相關係數值來得高，因此會有如圖2-11 (b) 所示的相關係數分佈情形。更進一步可將此角度變化對應於相關係數的關係建立一組對照表，之後只要求出任意兩張影像間，所有在空間上相對應區塊彼此的二維相關係數分佈，即可依據此對照表的關係，反推回或旋轉的角度。

此外，由圖2-7 (c) 及2-11 (a)、(b) 可得知當影像間具有、或角度的變化時，均會對相關係數造成改變，因而也會影響y方向上位移判斷的結果，所以，對於從相關係數的變化關係來求得影像間位移的方法中，必須要加以考慮、或角度變化所造成的影響。



## 2.4 尋找影像相對空間位置的演算法

除了分析其它參數對於 y 方向位移判斷所造成的影響，本研究也嘗試根據上述針對六個參數分析方法，來提出一個包含所有六個參數的三維定位演算法來求得影像間的相對位置：

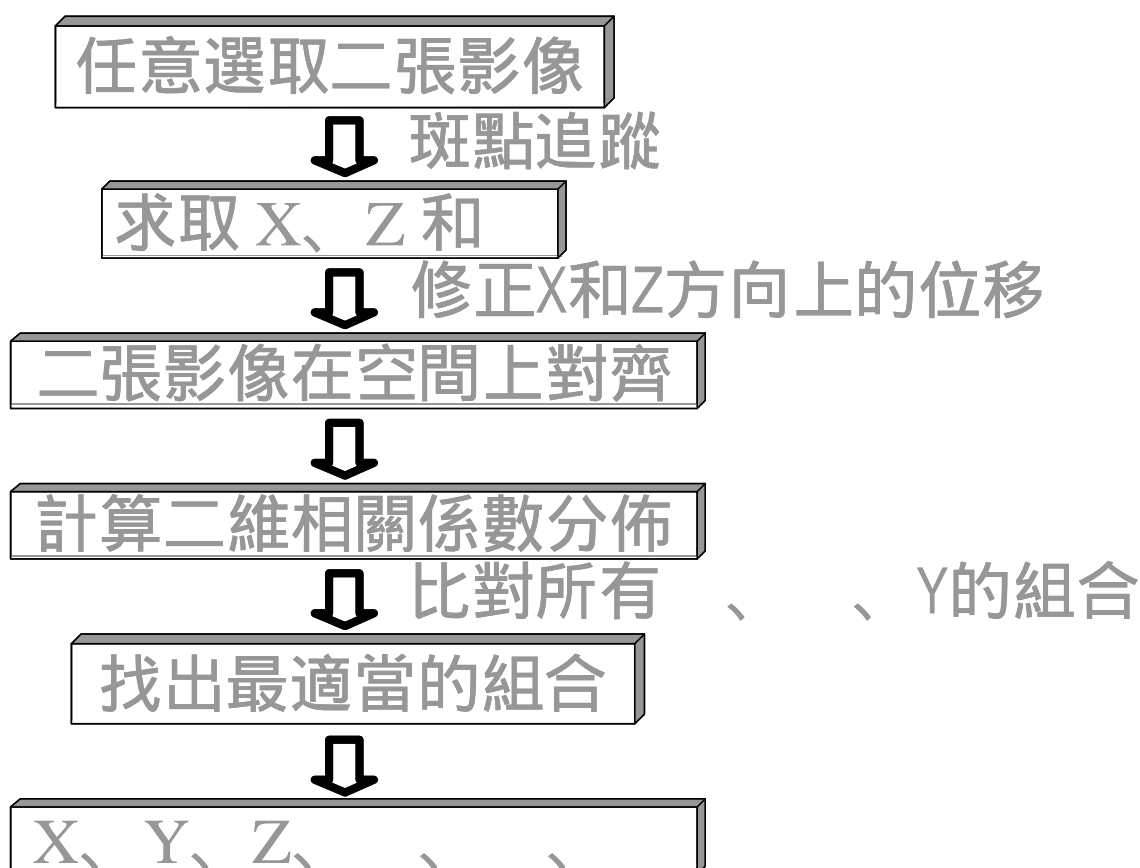


圖 2-12 三維定位演算法

首先，第一步驟是以多組影像建立上述所謂  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  角度變化或 y 方向位移對應於相關係數關係的對照表： $C_x$ 、 $C_y$ 、 $C_z$ 、 $C_{xy}$ 。結果如圖 2-13 所示：

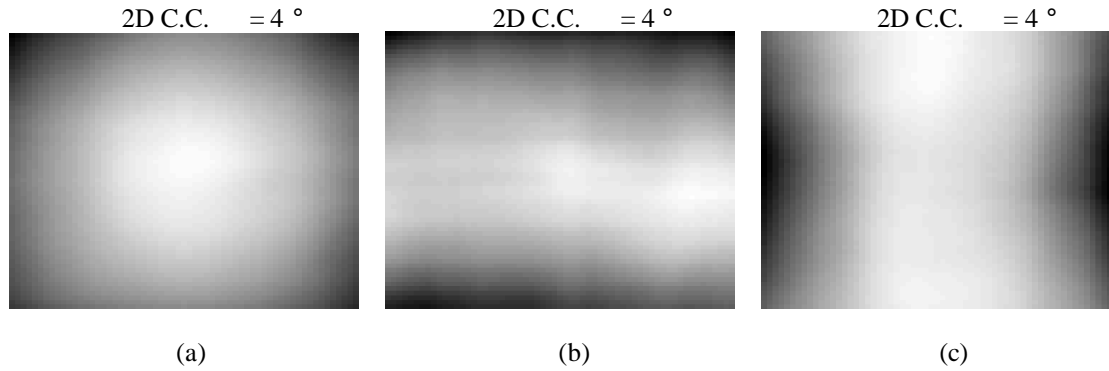


圖 2-13  $\theta_x$ 、 $\theta_y$ 、 $\theta_z$  角度旋轉的二維相關係數分佈

圖 2-13 (a)、(b)、(c) 是將 20 組影像間，具有  $\theta_x$ 、 $\theta_y$ 、 $\theta_z$  角度=4° 旋轉的模擬影像，計算出所有在空間上相對應區塊彼此間的相關係數值，加以平均後，再予以成像，本文將此  $\theta_x$ 、 $\theta_y$ 、 $\theta_z$  角度變化對應於二維相關係數分佈的關係定義為  $C_x$ 、 $C_y$ 、 $C_z$ ，均為隨著不同  $\theta_x$ 、 $\theta_y$ 、 $\theta_z$  角度變異而改變的二維資料。而由於本文所使用的探頭是在商用系統上常見的一維探頭，因此探頭在橫向上的每個小單位(Elements)都是相同的，所以對於  $C_y$  的求取，只需要針對不同軸向上的位置分別計算相關係數值(探頭在軸向上有聚焦)，亦即  $C_y$  是為一個隨著不同 Y 方向位移的變異而改變的一維相關係數資料，在往後的章節會有更詳細的說明。

若探頭在 x 和 z 方向上有所移動，根據之前的觀念，探頭經移動後，散射子相對應於探頭的距離自然而然會改變，所產生的影像當然也會有所差異，因此同樣會造成相關係數的變異，但由於所造成的相關係數改變甚小，以及為了簡化演算法的複雜度，所以忽略 x, z 造成的相關係數變化，亦即將  $C_x$ 、 $C_z$  設成 1。

第二步驟是根據前述的斑點追蹤方法來求得兩張影像間的  $x$ 、 $z$  以及  $\theta$ 。首先，選取任意兩張影像，將探頭未移動時取得的影像上等間隔選取 25 處位置(取的位置多寡由自己決定)，如圖 2-14 (a) 所示黑點，接著在探頭移動後所取得的影像上，以斑點追蹤的方式來求得與圖 2-14 (a) 黑點最相近的區域，如此即可求得影像平面上的位移。由於本文所定義的  $\theta_x$ 、 $\theta_y$ 、 $\theta_z$  均以前述影像中心為圓心來旋轉，所以必須修

正兩張影像間在影像平面上的位移，使得兩張影像在空間上對齊。之後，即可根據 25 處斑點追蹤的結果來求得 角度，如圖 2-14 (b) 所示，為兩張影像間具有 角度時，使用斑點追蹤所取得的位移結果，箭頭所指的位置即為圖 2-14 (a) 的黑點經過 角度旋轉後的位置。因為  $y$  方向上的位移並不會造成任何影像平面上的移動，而且 、 角度在小幅度的變化下，所造成影像平面上的位移會非常小(圖 2-14 (c)、(d) 表示對有 、 角度變化的影像間，使用斑點追蹤所取得的位移結果)，所以即使兩張影像間具有  $y$ 、 、 和 的變異，還是可以將所計算得到的斑點追蹤結果，當成完全是由 角度旋轉所造成。

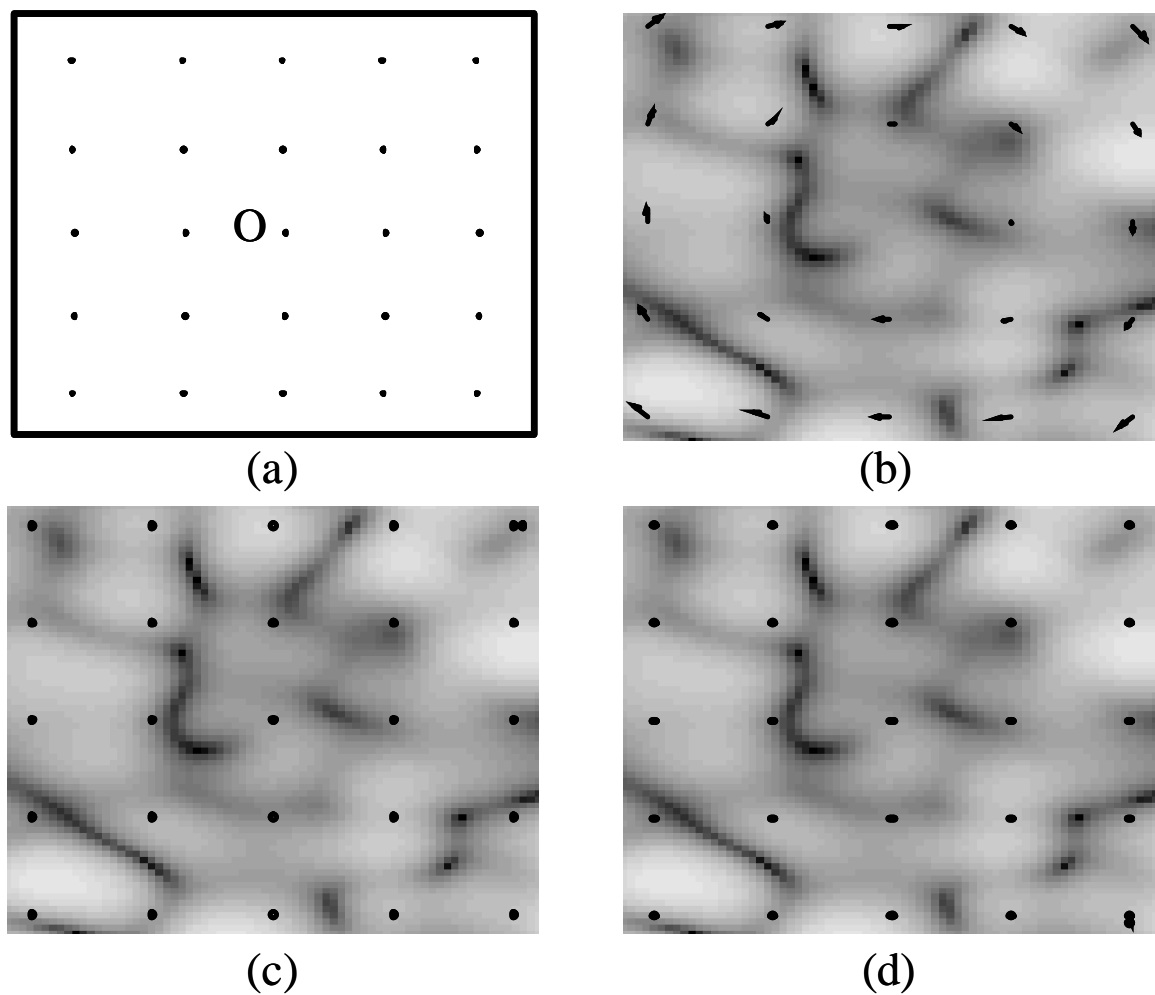


圖 2-14 影像平面上的斑點追蹤結果

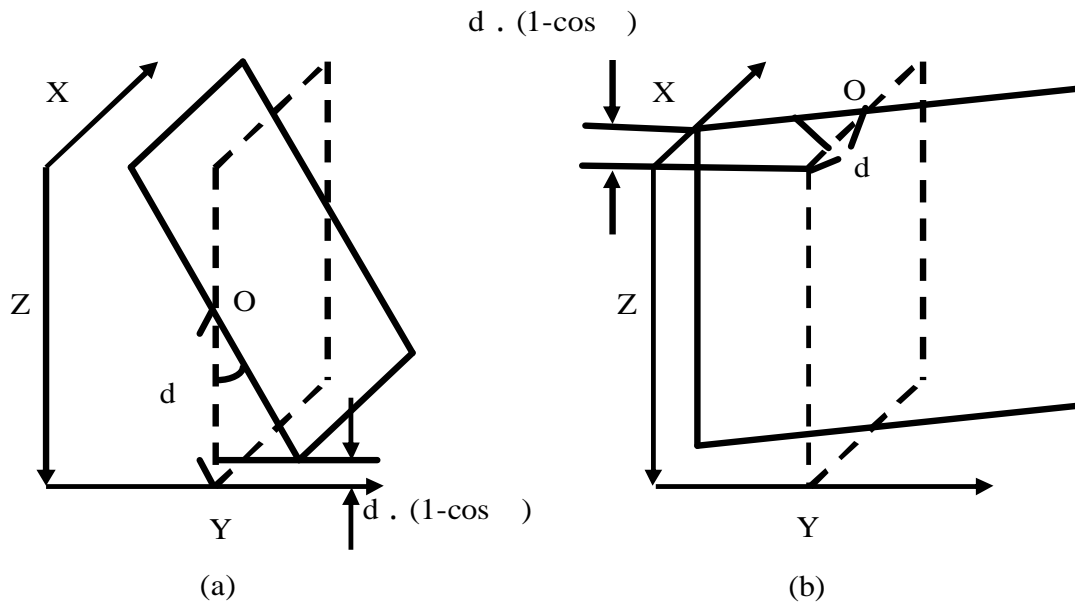


圖 2-15 、 角度旋轉造成影像平面上的位移

當兩張影像間有 或 角度旋轉的關係時，如圖 2-15 所示，在軸向或橫向上會造成  $d \cdot (1 - \cos \theta)$  或  $d \cdot (1 - \cos \theta)$  的位移，Ming Li 等人於 1996 年的研究即以此位移來求得 角度。但是假設影像的大小為 128 點像素乘以 128 點像素， $d$  即為 64，則 或 必須要超過 10 度， $d \cdot (1 - \cos \theta)$  或  $d \cdot (1 - \cos \theta)$  的位移才會大於 1，而且當角度過大時，影像間的相關係數值會過低，仍不適合使用斑點追蹤來求得影像間的位移關係，所以本文對於 和 角度旋轉是以影像間的相關性來分析，而不採用 Ming Li 等人的方法。至於本文所分析的情形則為 或 角度變異很小的情況，亦即在做徒手掃描時，因為手的一些微抖動而造成 或 的小角度改變，由於在 或 是小角度的變化下， $d \cdot (1 - \cos \theta)$  或  $d \cdot (1 - \cos \theta)$  均會趨近於 0，亦即幾乎不造成任何影像平面上的位移，因此當兩張影像在空間上的位置是互相對齊時，任何影像平面上之位移都是 角度旋轉所造成的，如此才能以影像平面上斑點追蹤的結果來反推回 角度。

第三步驟是計算兩張影像間的二維相關係數分佈。做法是將二張影像於空間上對齊後，分別在兩張影像上等間隔選取 25 個相同位置之區塊(選取位置多寡由自己決定)，如以圖 2-14 (a) 中的黑點當作區塊中心，在其周圍取一能表現斑點統計特性的區塊，一般是以包含

10 個斑點以上的區塊較能表現出斑點的統計特性，之後再計算兩張影像上，相同空間位置區塊的相關係數，即為所測量得到之兩張影像間的二維相關係數分佈。

第四步驟是根據第二步驟所算出的  $C$ ，以及第一步驟的  $C$  中，取得影像間因為旋轉而造成的相關係數下降值，假設為  $C'$ ，再將  $C'$  乘上  $x$ 、 $y$ 、 $z$  此 3 個參數所造成的  $C''$ 、 $C'''$ 、 $C^{(y)}$  相關係數值，並和第三步驟所測量得到的影像二維相關係數值做比較，從兩者差異性最小的組合中，即可求得  $x$ 、 $y$  和  $z$ 。此外，並假設  $x$  和  $z$  不會對相關係數造成影響。

第五步驟是從上述所求得的  $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ ，換算出每張影像的四個角落座標值，即可求得兩張影像間的相對空間位置。假設兩張影像空間上的六個參數經上述演算法所得的結果為  $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ ，影像原始的角落座標設為  $(x_0, y_0, z_0)$ ，則經過位移或旋轉後的新座標為  $(x'_0, y'_0, z'_0)$ ，如下式所示：

$$\begin{pmatrix} x'_0 \\ y'_0 \\ z'_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha & 0 & -\sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (2-10)$$

根據以上的轉換，即可求得每張影像的四個角落座標值，亦即得知影像間的相對空間位置關係，以利後續的三維影像重建。

## 第三章 方法

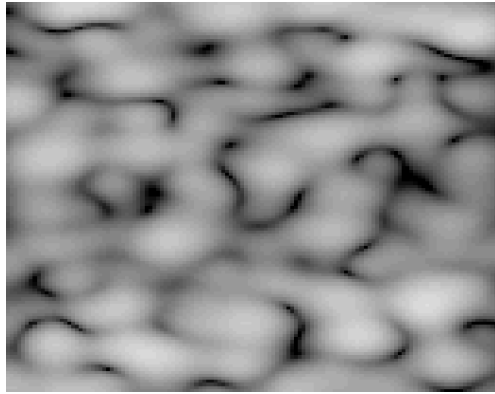
### 3.1 模擬方法

為了驗證所提出之三維空間定位演算法的正確性，本文以模擬以及實驗所取得的影像加以佐證。對於模擬影像的取得，本文是根據 Meunier 和 Bertrand 於 1995 提出的模型。首先，產生一個類似人體軟組織的訊號，其由許多於立體空間隨機存在的散射子構成，每個散射子由於距離探頭的位置均有所不同，因此所反射超音波訊號的強度也會隨之改變，這象徵著散射子的隨機特性。各散射子之間最小的距離設定為 0.02mm，與人體內散射子的分佈極為相近。並產生一個高斯形式的信號，以代表系統的脈衝響應，亦即系統的點分佈函數(PSF)，其數學式表示如下：

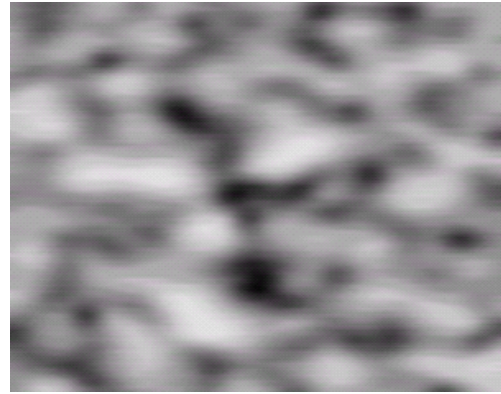
$$PSF(x, y, z) = e^{-p \left( \frac{x^2}{s_x^2} + \frac{y^2}{s_y^2} + \frac{z^2}{s_z^2} \right)} \cos(2pf_0z) \quad (3-1)$$

其中  $f_0$  是系統設定的中心頻率為 5 MHz， $s_x$ ， $s_y$  and  $s_z$  分別為三個方向 PSF 在 -6.82 dB 時的波束寬(Beam Width)，x 和 z 方向的 PSF 波束寬設定為 0.3 mm，而 y 方向的 PSF 波束寬則根據實驗上線性探頭量測後的結果，對不同深度給予 y 方向的 PSF 不同的波束寬。因此為了得到二維 B-mode 影像，PSF 與前述模擬軟組織的信號作二維(x, z)方向上的迴旋積分，Y 方向上則是將所有信號效應加總以成為二維影像。最後在成像之前，必須對該信號取波包(Envelope)，本文以 Hilbert Transform 的方式完成，即將原始信號經過 Hilbert Transform 後，在頻域上頻率小於零的部分變號，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 後的信號之間會差一個虛數 j。如 3-2 式所示，將原始信號加上該信號的 Hilbert Transform 乘上虛數 j 倍後，使得頻譜上負頻率的部分得以抵銷，再對其和取絕對值除以 2，即為影像強度(Intensity)。

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



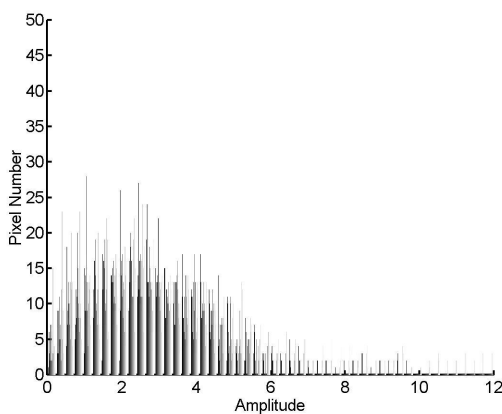
模擬的影像



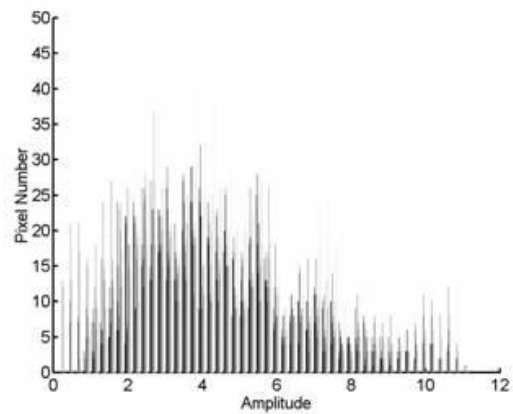
實際的影像

圖 3-1 模擬和實際的影像比較

圖3-1顯示根據上述方法所獲得的模擬影像以及使用商用超音波診斷儀所得的實際影像。



(a)



(b)

圖 3-2 模擬和實際影像的統計圖

圖3-2表示分別對兩張影像做Histogram的統計分析，圖3-2 (a) 表示模擬影像，圖3-2 (b) 表示以超音波診斷儀取得的影像，橫軸代表影像的強度值(Amplitude)，取dB後即為影像的亮度值(Intensity)，而

縱軸代表某一強度值所對應的像素個數，可發現兩者均近似於 Rayleigh分佈。因此，本文以此模型所產生的模擬影像來做分析。



## 3.2 實驗系統架構

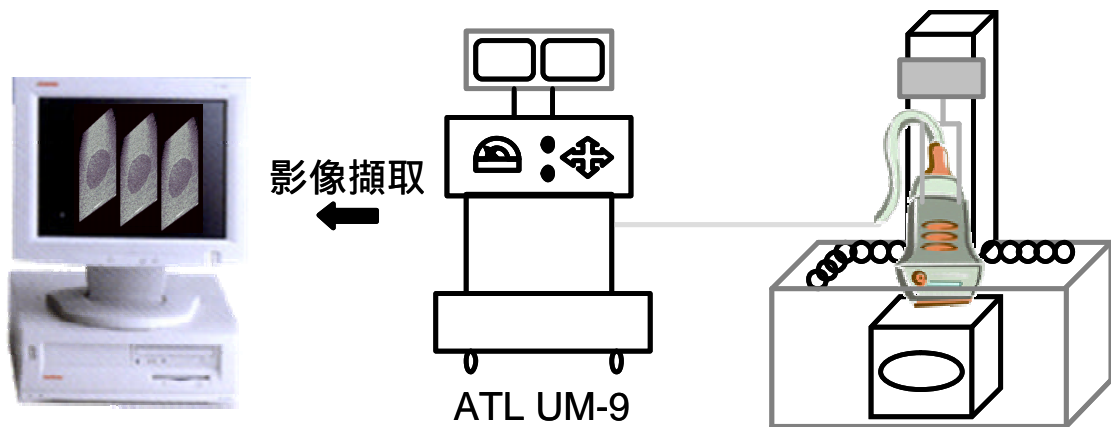


圖 3-3 實驗系統架構

對於實際超音波影像的取得，本文採取如圖3-3的實驗系統架構。在此選取的仿體為三維的標準仿體(CIRS, INC., Norfolk, Virginia, U.S.A)，仿體中間有一橢圓物體。擷取影像的流程如下，首先將中心頻率為7MHz的線性探頭(ATL L7-4, Bothell, Washington, U.S.A)固定在一個四軸，能做出任意方位移動的步進馬達(Q-Sync, Hsin-Chu, Taiwan, R.O.C.)上，接著藉由電腦程式控制步進馬達的的偏移量，來帶動探頭移動，步進馬達每偏移一次，即擷取一張影像，因此可得知兩張影像間正確的相對空間位置關係，而二維的影像資料是以ATL Ultramark-9 (Bothell, Washington, U.S.A)取得後，由系統輸出至個人電腦上的影像擷取卡(Mutech M-Vision 500, Billerica, U.S.A)，之後擷取成256像素乘以256像素的16bit BMP灰階影像格式以方便後續的三維定位方法處理。

## 第四章 結果與討論

### 4.1 y方向的位移分析

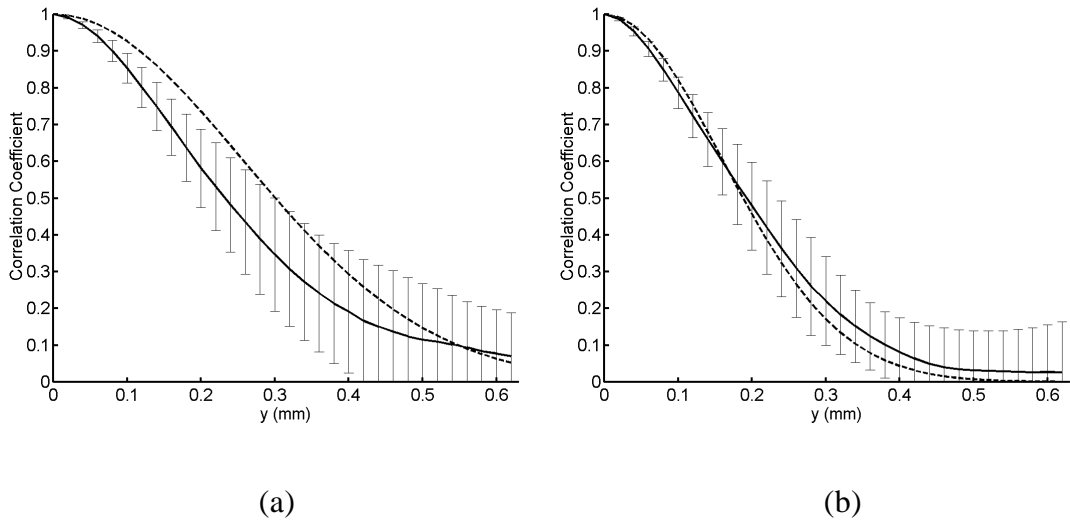


圖 4-1 y 方向位移相對於相關係數改變的關係圖

如果影像間只存在垂直於影像平面的位移(即y方向上的位移), 則造成影像間相關性變化的原因, 只會根據影像間不同的相對位移而有所改變, 也就是當影像間的相對位置不變時, 由於斑點並不會改變, 因此並不會造成相關係數的差異。至於所使用的純斑點影像, 是根據一群擁有均勻的散射強度以及彼此互相獨立的均質 (Homogeneous) 分佈散射子所構成, 也就是在取樣體積內的眾多散射子其位置為隨機分布, 而且彼此的散射強度和相位大小均為互相獨立。對於此類純斑點影像, 如果要獲得一致性的斑點統計特性, 則必須要使用整體平均(Ensemble Average), 也就是要將多組彼此互相獨立的斑點分佈結果平均後, 才能使斑點較不具變異性。

圖4-1表示以模擬影像來求得不同的y方向位移所造成相關係數變化的關係圖。圖4-1 (a) 的虛線代表將y方向上的波束(Elevational Beam)做正歸化(Normalized)的結果, 此y方向上的波束在-6.82 dB時的

波束寬(Beam Width)為0.64mm，而實線則代表相關係數下降的趨勢，也就是斑點的去相關性(Speckle Decorrelation)。同理，圖4-1 (b) 的虛線代表將y方向上的波束(Elevational Beam)做正歸化(Normalized)的結果，此y方向上的波束在-6.82 dB時的波束寬(Beam Width)為0.4mm，而實線也代表相關係數下降的趨勢。由於2-16式的推導是根據複數資料計算所得的結果，與實際的Post-Detection結果並不相同，因此，無法使用2-16式的結果來驗證Post-Detection的影像間所測量得到的相關係數下降曲線。此外，由於圖4-1 (a)的波束寬較圖4-1 (b)大，因此當移動相同的y方向位移時，前者所改變的y方向波束交集部份會較後者小，反應到影像間的相關係數下降曲線也較平緩。

在Tuthill等人於1998的研究中，探討兩張影像間具有多少y方向的位移方法，即是根據圖4-1所示的關係圖，也就是先計算出兩張影像間具有的相關係數後，再根據此一關係圖反推回兩張影像間具有多少y方向的位移。然而，這樣取得的y方向位移僅只是相對的位移，不是絕對的位移，原因有三：首先，不同的探頭在y方向上的點分佈函數會有所不同，因而相關係數下降的曲線會有所差異；其次，對於不同的仿體，會計算出不同的相關係數分佈曲線；最後，由於斑點的變異性，也會造成相關係數的改變。如圖4-1實線所示，橫軸上每個y方向位移值所對應的相關係數，是將具有相同y方向位移值的20組彼此斑點分佈互相獨立的影像，取其相關係數平均的結果，由圖得知每個位移值所計算出的相關係數間存在著蠻大的變異性，因此會造成y方向位移判斷上的誤差。在前述所提的空間定位方法中，即是以圖4-1所示的相關係數平均值來做為判斷y方向位移值的依據。

## 4.2 、 、 角度的分析

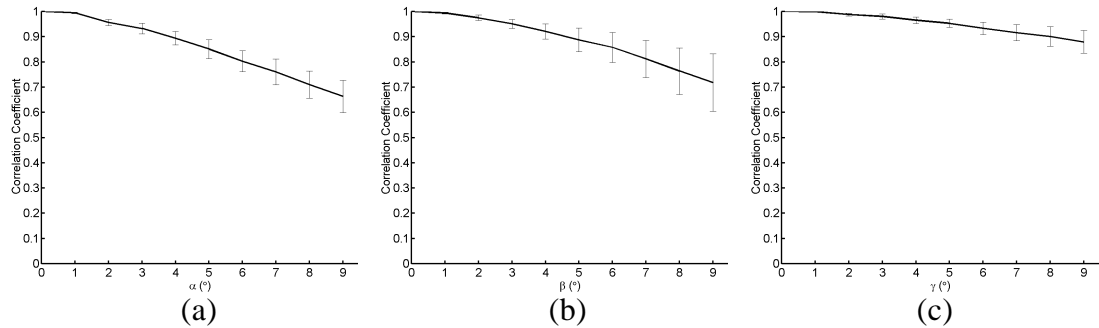


圖 4-2 、 、 角度旋轉相對於相關係數改變的關係圖

對於 、 、 三個角度的分析，如果影像間只存在著不同角度的差異，則造成影像間相關性變化的原因，只會根據影像間不同的角度而有所改變，也就是當影像間的相對位置不變時，由於斑點並不會改變，因此並不會造成相關係數的差異。如同對於y方向位移的分析，同樣也可求出因為 、 、 角度旋轉而造成相關係數改變的關係圖。圖4-2 (a)、(b)、(c) 的橫軸分別代表兩張影像間相差的 、 、

角度，縱軸則代表相關係數的變化量，而對於每個角度所計算出的相關係數，是以影像最中間的區域來做分析，並對10組彼此斑點分佈互相獨立的影像所求得的相關係數做平均。如同y方向的位移，由圖4-2得知每個角度值所計算出的相關係數間存在著變異性，因此會造成 、 、 角度判斷上的誤差。而前述所提的空間定位方法中，角度的判斷是來自於斑點追蹤的分析，但是其對於整張影像的相關係數分佈是有影響的，因此必須加以考慮。至於 、 和 角度的旋轉，同樣也是會對整張影像的相關係數有所影響，因此對於 和 的判斷，也是以整個平面上的相關係數來分析。

## 4.3 討論

### 4.3.1 三維定位方法的正確性分析

在不考慮系統變異的前提下，如果兩張影像間，只存在一種位移參數的變動，則分析兩張影像間位移的方法，對於x、z以及 $\theta$ 此三個在影像平面上移動或旋轉的參數而言，是以斑點追蹤的方式來取得，而對於y、 $\alpha$ 以及 $\beta$ 此三個在影像平面外移動或旋轉的參數來說，則是以圖4-1和4-2的關係圖來求得，也就是計算出兩張影像間彼此最中間區域的相關係數後，再根據圖4-1和4-2的關係圖反推回兩張影像間具有多少y、 $\alpha$ 以及 $\beta$ 的變動。以下是選取其中幾種模擬以及實驗取得之影像分析的結果：

x或z (模擬影像)：誤差 =  $0.0016 \pm 0.0004$  mm

x或z (實驗影像)：誤差 =  $0.02 \pm 0.006$  mm

y (模擬影像)：誤差 =  $0.002 \pm 0.01$  mm

y (實驗影像)：誤差 =  $0.01 \pm 0.032$  mm

(模擬影像)：誤差 =  $0.13^\circ \pm 0.3^\circ$

誤差產生的原因，就x、z和 $\theta$ 來說，因為超音波成像上的特性，使得同一物體會因距離探頭位置不同而呈現出不同的影像，因而造成斑點追蹤上的錯誤。此外，考慮x和z方向上的移動，因為將探頭由三叉夾固定於步進馬達時，在對齊步進馬達的座標軸時會產生些許誤差，使得探頭並不是正確地往x或z方向移動，因而產生偏移，導致實驗結果誤差稍大於模擬結果誤差。模擬影像所使用的探頭中心頻率為5MHz，波長即為0.3mm，而實驗所使用的線性探頭中心頻率為7MHz，波長即為0.22mm，由以上分析的結果可發現誤差相對於波長都是非常的小。

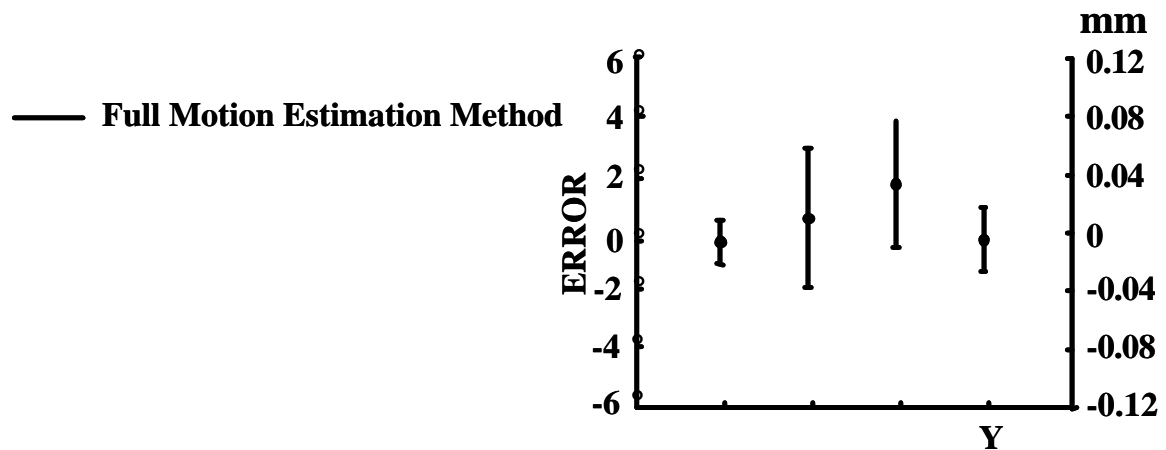


圖 4-3 三維定位方法的正確性分析

至於以徒手掃描(Free-Hand)方式所取得的影像，兩張影像間的相對空間位置關係可能會包含多種位移參數變動的情況，然而實驗上，以徒手掃描方式所取得的影像並不能得知兩張影像正確的相對空間位置關係，因此本文是在不考慮系統變異的前提下，以一組包含  $y$  方向位移從 0 mm、0.02 mm ~ 0.08 mm， $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  角度從  $-4^\circ$ 、 $-3^\circ$  ~  $4^\circ$  變動的純斑點模擬影像來分析(亦即有  $5 \cdot 9 \cdot 9 \cdot 9 = 3645$  組影像)。圖 4-3 的黑線代表將此組影像根據之前所歸納出的三維空間定位方法分析後的結果，橫軸代表 4 個參數  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  以及  $y$ ，而縱軸代表所計算出的誤差， $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  是以左邊的縱軸來分析，而  $y$  是以右邊的縱軸來分析，縱軸所代表的誤差是將三維空間定位方法所計算出的角度或位移減去兩張影像間實際具有的角度或位移，因此如果所計算得到的角度或位移值是正確的，縱軸應為 0。觀察圖 4-3，得知三維定位方法對於  $y$  和  $\alpha$  的判斷較為正確，而對於  $\beta$  和  $\gamma$  角度的判斷誤差明顯地大了許多，由於  $\beta$  和  $\gamma$  角度的變異是在做線性掃描時最常見的誤差產生來源，因此可嘗試結合能偵測出  $\beta$  和  $\gamma$  角度變動的定位裝置如磁向定位器，以提高定位的準確性(Barry et al. 1997)。至於本文則是希望能結合一簡單且便宜的定位裝置來求得  $\beta$  和  $\gamma$  角度的變動，如使用迴轉儀(Gyro, GWS PG-03)，迴轉儀的原理於附錄 B 會有詳細的說明。

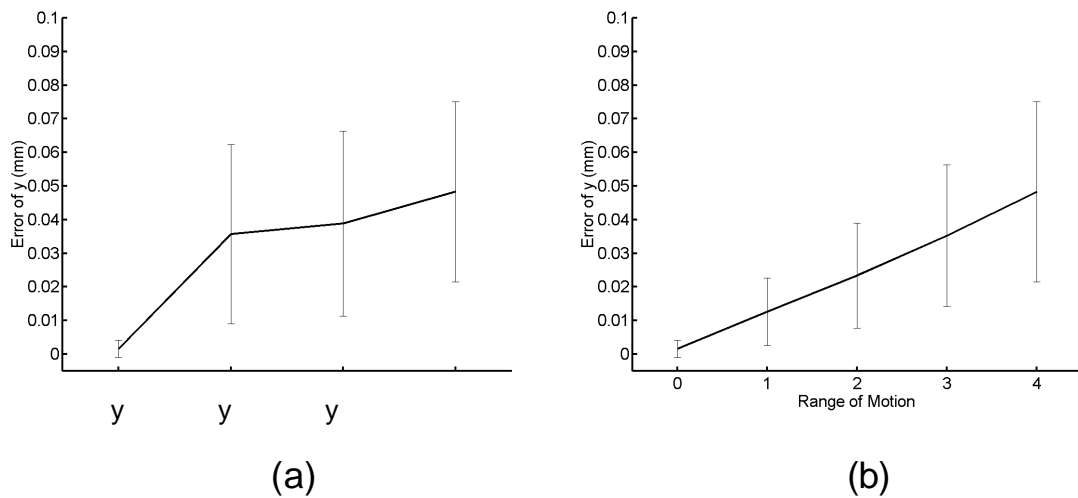


圖 4-4 前人研究方法的正確性分析

前人的研究中，由於並沒有考慮  $\alpha$ 、 $\beta$  對於相關係數的影響，因此，對所有取得的影像均只以  $C_y$ (即  $y$  方向位移的變動對於相關係數改變的關係圖)來分析。然而此種處理方法在實際徒手掃描所取得的影像分析上會產生很大的誤差。圖 4-4 (a) 橫軸代表具有  $y$ 、 $x$ 、 $y$ 、 $\alpha$  以及  $y$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$  等位置參數變動的影像，而縱軸則代表針對這些變動情況的影像，只以  $C_y$  來分析，所求得的  $y$  方向位移上的誤差，所謂誤差即表示由  $C_y$  所求得的  $y$  方向位移減去兩張影像間實際具有的  $y$  方向上的位移。由圖可知，當影像間只有  $y$  方向位移變動的關係時，只以  $C_y$  來分析空間位置還蠻正確的，可是一但分別加入  $\alpha$ 、 $\beta$  和  $x$  角度的變動時，判斷的誤差就會急劇增加，此時只以  $C_y$  來分析影像間的相對空間位置關係並不適當。圖 4-4 (b) 橫軸代表影像間具有  $\alpha$ 、 $\beta$  從  $0^\circ$ 、 $\pm 1^\circ$  到  $\pm 4^\circ$  變化，縱軸仍代表只以  $C_y$  來計算  $y$  方向位移所產生的誤差結果，由圖可知，當兩張影像間具有的  $\alpha$ 、 $\beta$  和  $x$  角度愈大時，亦即在做徒手掃描時，手抖動的程度愈大時，若只以  $C_y$  來分析  $y$  方向上的位移，其判斷誤差也會隨之增大。所以，只以  $C_y$  來分析影像間的相對位移，除了影像間只具有  $y$  方向位移的情況較為準確外，在其它情況下之誤差明顯地大了許多。因此，對於前人研究中，以相關性的分析來判斷影像間  $y$  方向位移的部份，必須考慮到  $\alpha$ 、 $\beta$  對於相關係數的影響。

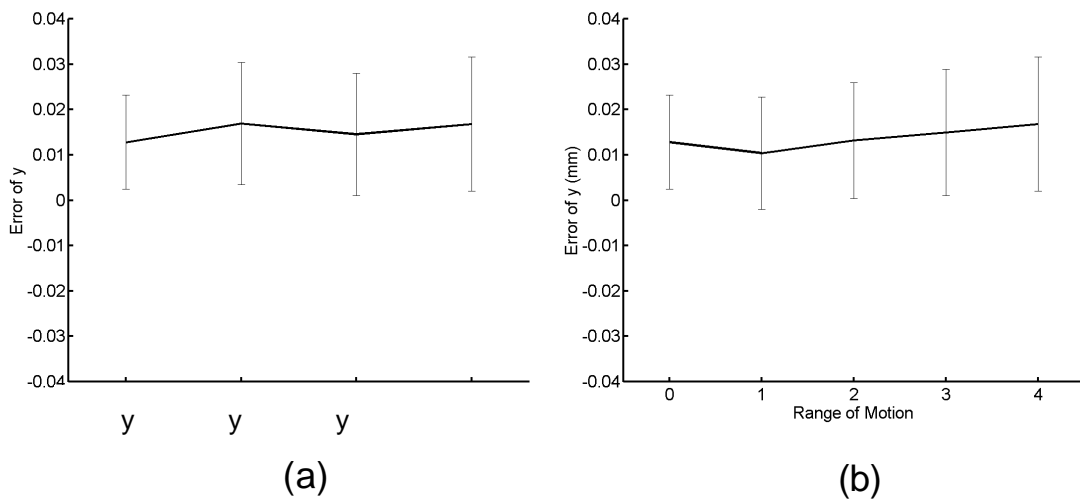


圖 4-5 三維定位方法對於 y 方向位移的正確性分析

就目前常見的掃描方式來說，線性掃描是最普遍被人使用的方式，因此，目前大家研究的重點也在於如何求得線性掃描情況下，所取得影像間的相對空間位置關係。而線性掃描的方向即為本文所定義的 y 方向上的位移，圖 4-5 所代表的是以本文所提出之三維定位方法對於 y 方向位移的正確性分析。圖 4-5 (a) 橫軸代表具有  $y$ 、 $y$ 、 $y$ 、 $y$ 、 $y$  以及  $y$ 、 $y$ 、 $y$  等位置參數變動的影像，而縱軸則代表針對這些變動情況的影像，以所提出之三維定位方法來分析，所求得的 y 方向位移上的誤差，所謂誤差即表示將三維定位方法所求得的 y 方向位移減去兩張影像間實際具有的 y 方向上的位移。由圖可知，當影像間具有的空間位置參數變動愈多，使用三維定位方法所求得的 y 方向位移誤差也會隨之增大，但誤差增加的比例蠻小的，而圖 4-5 (b) 橫軸代表影像間具有  $\theta$ 、 $\theta$ 、 $\theta$  從  $0^\circ$ 、 $\pm 1^\circ$  到  $\pm 4^\circ$  變化，縱軸仍代表以所提出之三維定位方法來計算 y 方向位移上的誤差，由圖可知，當兩張影像間具有的  $\theta$ 、 $\theta$  和  $\theta$  角度愈大時，亦即在做徒手掃描時，手抖動的程​​度愈大時，則使用三維定位方法所求得的 y 方向位移誤差也會隨之增加。



## 定量的討論：

至於如何定量地評估三維定位方法的正確性，由於將影像間六個參數算出來後，最終的成像還是一個三維的物體，因此，以物體所包含的體積來做為三維定位方法的定量討論是較理想的方式(Barry et al., 1997)。但由於目前醫學影像的分割是非常困難的，所以，在實現上不容易，而且使用體積來評估的缺點如圖 4-6 所示，

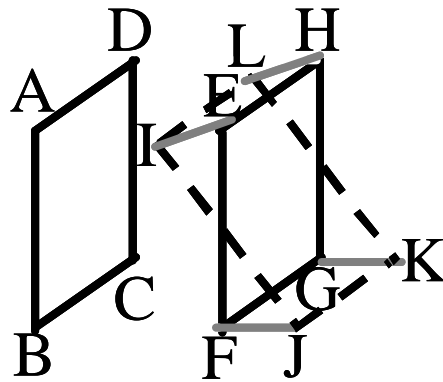


圖 4-6 三維定位方法的定量分析

假設實線正方形 ABCD、EFGH 代表兩張影像，虛線正方形 IJKL 代表經由三維定位方法後，將正方形 EFGH 位移或旋轉後的位置，如果正方形 ABCD 和 EFGH 所在之處為影像間正確的空間位置，則兩者所包含的體積(正方體)與正方形 ABCD 和 IJKL 所包含的體積(梯形體積)有可能會相同，如此一來反而會誤判三維定位方法所計算的結果完全正確。所以，本文所採取的定量討論方式是先將影像間六個參數算出來之後，再計算出影像間的 4 個角落座標值，而將此 4 個座標值和影像在正確位置情況下 4 個角落座標值所相隔的距離(即 Euclidean distance)加總起來，如圖 4-6 所示的  $\overline{IE}$ 、 $\overline{JF}$ 、 $\overline{KG}$ 、 $\overline{LH}$ ，以作為評估三維定位方法正確性的定量討論(Shekhar, R., Zagrodsky, V., 2002)。經過計算結果發現，就一般的情況而言，本文所提出之三維定位方法計算出來的座標誤差值會較沒有使用任何定位方法的結果有些許改進。

### 4.3.2 三維定位方法的誤差來源分析

由圖4-3可發現在不考慮系統變異的前提下，以相關性為基礎的三維定位方法對於純斑點的超音波影像分析的結果中，對於  $\theta$  以及  $\phi$  的角度判斷誤差頗大，因此，本文嘗試分析所提出之三維定位方法之誤差產生來源。由分析三維定位方法的每一個步驟結果，可歸納出誤差的主要來源有二：一是各個位移參數之間的獨立性，二是斑點的變異性。

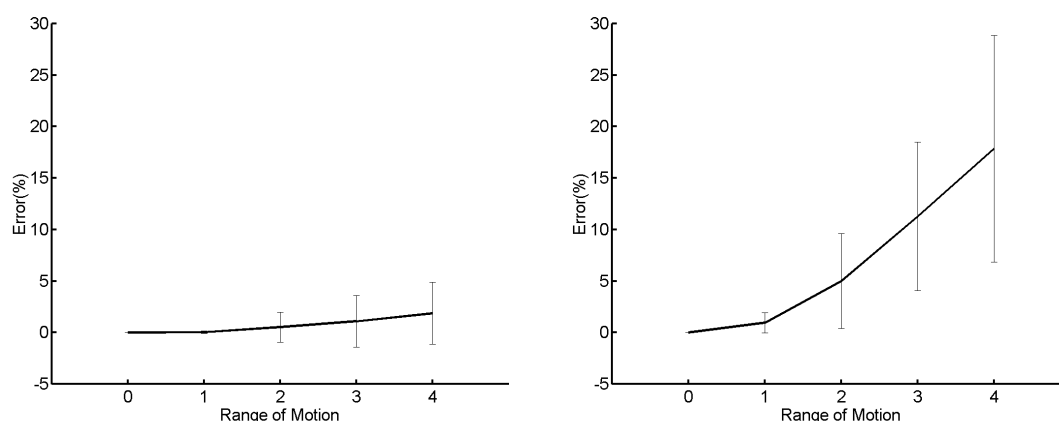


圖 4-7 各個位移參數之間的獨立性：(a)  $y$  和  $\theta$ ，(b)  $y$ 、 $\theta$ 、 $\phi$  和  $\psi$

在本文所提出之三維定位方法中，如果兩張影像間具有  $y$  和  $\theta$  參數的變動，並假設  $y$  和  $\theta$  參數之間是彼此獨立，則兩張影像所計算出來整個平面上的二維相關係數值(假設為  $C_{yg}$ )會等於個別的  $C_y$  乘上  $C_\theta$ 。然而實際上，所測量得到的二維相關係數值與個別的相關係數分佈曲線相乘後的結果並不會完全相同。圖4-7 (a) 即表示兩者之間的差異，縱軸代表兩者之間的誤差百分比，即  $\frac{C_{yg} - C_y \cdot C_\theta}{C_{yg}}$ ，橫軸代表參數的變異程度，例如橫軸4的話，即代表兩張影像間具有  $y$  和  $\theta$  各4個單位的變異。由圖可知，當位置參數的變異程度愈大，則縱軸的誤差百分比愈大，因而造成三維定位方法判斷上的誤差。而圖4-7 (b)

則是代表兩張影像間具有  $y$ 、 $\theta$  和  $\phi$  參數的變動，縱軸也是代表所測量得到的二維相關係數值與個別的相关係數分佈曲線之間的誤差百分比，亦即  $\frac{C_{yabg} - C_y \cdot C_a \cdot C_b \cdot C_g}{C_{yabg}}$ ，由圖可知，誤差甚至會高達 30% 以上。因此，如果要增進演算法的正確性，必須加以改善此方面的誤差，而這方面如果能直接針對每種情況做出相關係數對照表，還是可以克服的。如對於影像間具有  $y$  和  $\theta$  參數變動的情況，可將測量得到的二維相關係數分佈值代入事先建立的  $C_y$  對照表以尋找出  $y$  和  $\theta$ 。雖然這樣的做法的確能有效減小誤差，但是所需建立的資料量實在太大，而且在實際實驗上可能會因為不同的物體而造成所有相關係數分佈需隨之改變，因此在實現上仍有所困難。

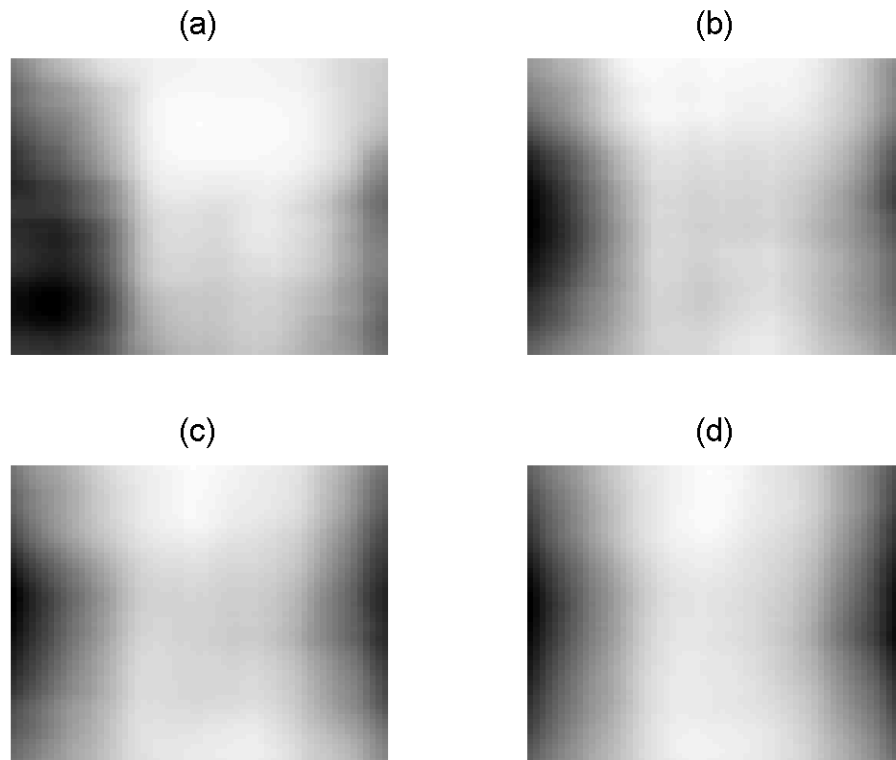


圖 4-8 超音波斑點的變異性 ( )

第二個造成三維定位方法誤差的原因是超音波斑點的變異性。圖 4-8 (a)、(b)、(c)、(d) 為模擬兩張影像間具有  $\theta$  角度等於  $4^\circ$  變異的影像，並取二維相關係數分佈的結果，其差別在於取 1、5、10、20 筆不同的斑點分佈情況做平均。由圖可知，如果兩張影像間具有  $\theta$  角度的變異，則兩張影像的中間縱軸部份會有交集，因此，取得的二維相

關係數分佈結果理論上是中間縱軸部份的相關係數值較高(即圖 4-8 亮度較亮的部份), 而愈往兩旁相關係數愈低。就圖 4-8 (a) 到 (d) 而言, 可發現圖 4-8 (d) 的分佈情況較符合預期, 亦即需要 20 筆不同的斑點分佈平均後的結果才能達到所期望的二維相關係數分佈情況。然而實際在做徒手掃描時, 一次卻只能得到 1 筆斑點分佈的結果, 如圖 4-8 (a) 所示。由於這樣的分佈情況與三維定位方法所預設的理論值(即如圖 4-8 (d) 分佈的情況)並不相同, 因而造成判斷上的誤差。

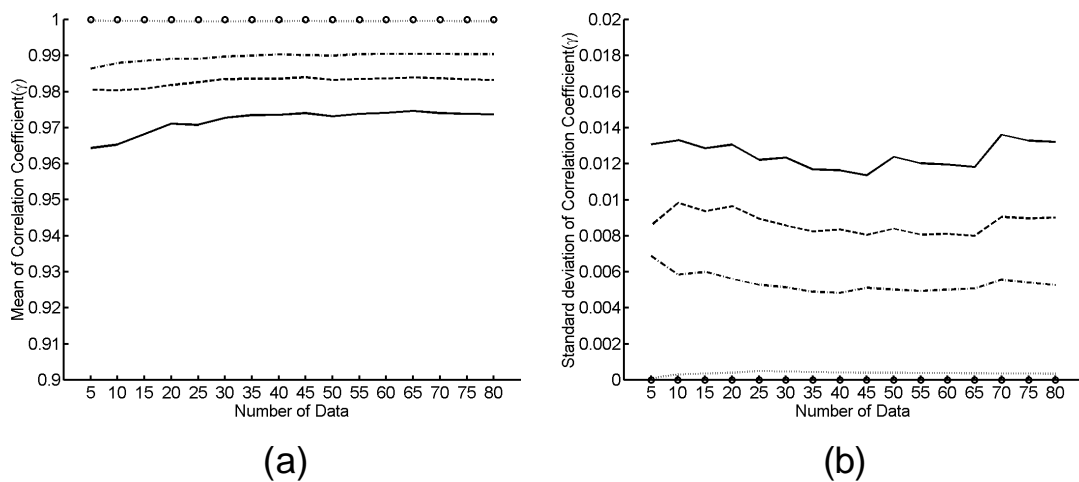


圖 4-9 相關係數相對於平均的資料量 ( )

圖 4-9 是以模擬的影像來分析相關係數與平均資料量之間的關係。圖上圓圈、點線、虛點線、虛線以及實線分別代表兩張影像間具有角度等於  $0^\circ$ 、 $1^\circ$ 、 $2^\circ$ 、 $3^\circ$ 、 $4^\circ$  的變異。圖 4-9 (a) 的橫軸代表對於影像間具有角度變異情況下, 所取的不同斑點分佈情況資料量, 而縱軸代表計算影像間的相關係數所得到的平均值; 圖 4-9 (b) 的縱軸是相關係數間的標準差。由圖可知, 相關係數間的標準差並不太會隨著所選取的資料數量多寡有很明顯的改變, 但相關係數間的平均值則有較明顯的改變, 根據圖 4-9 (a) 的結果, 應取 20 筆以上的相關係數平均的結果才能使相關係數分佈達到一穩定值, 亦同於圖 4-8 所示的結果, 然而這方面的誤差屬於超音波斑點的特性, 因此很難加以改進。

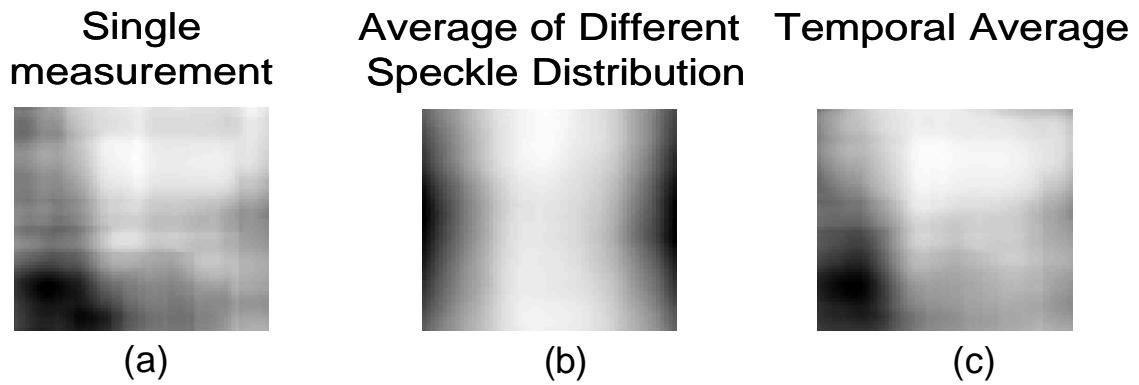


圖 4-10 時間軸上的考量

為了克服斑點的變異性造成的三維定位方法判斷誤差，因此，本文考慮到由於在做徒手掃描時，擷取時間軸上連續的影像間，其位置參數的變異應該也是呈連續性的變化，所以採用移動平均濾波器 (Moving Average Filter) 的方式，來對所測量到的二維相關係數分佈做一個平均的處理，希望能使徒手掃描方式所獲得的 1 筆二維相關係數分佈更接近理論值的情形。

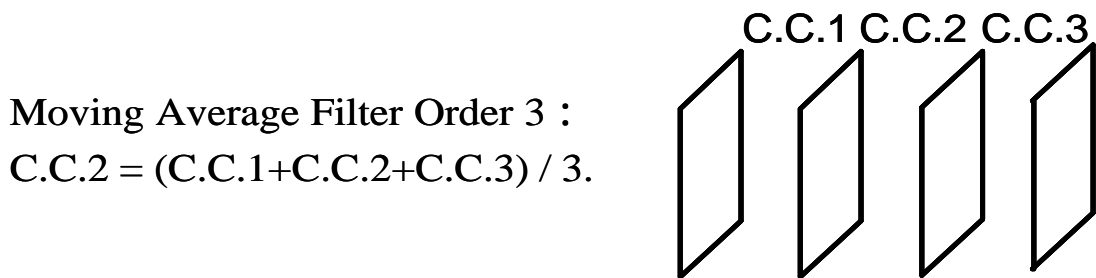


圖 4-11 移動平均濾波器

所謂移動平均濾波器即如圖 4-11 所示，假設現在有 4 張時間軸上連續的影像，則兩兩之間可計算出 3 組相關係數：C.C.1、C.C.2、C.C.3，3 階的移動平均濾波器表示將 C.C.1、C.C.2 和 C.C.3 平均後，來取代中間的相關係數(即 C.C.2)。圖 4-10 (b) 表示兩張影像間具有角度變異之情況下，二維相關係數理論上的分佈情形，圖 4-10 (a) 表示以徒手掃描方式所測量得到的 1 筆二維相關係數分佈圖，而圖 4-10 (c) 則代表經過 3 階的移動平均濾波器處理後所獲得的二維相關係數分佈情形。由圖上觀察得知，即使考慮時間軸上的平均後，所得的二維相關係數分佈結果仍然和理論值(圖 4-10 (b))有所差別，因此並不能有效改進三維定位方法的正確性。

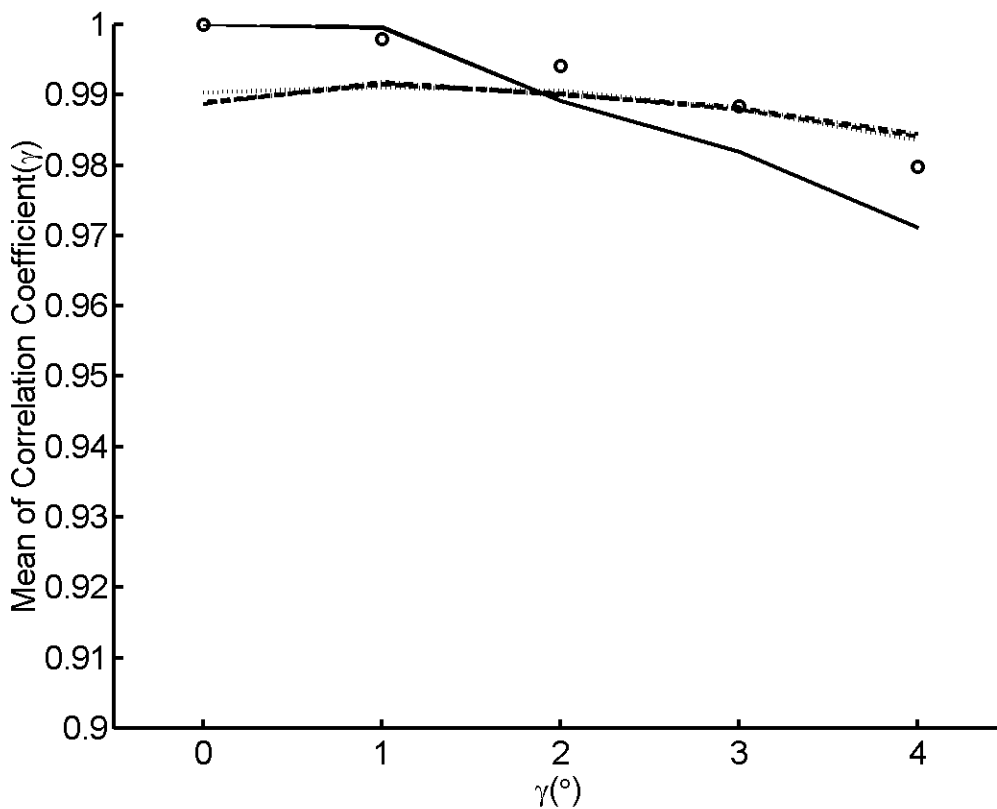


圖 4-12 移動平均濾波器的作用分析

為了更進一步了解移動平均濾波器的作用，以及無法改善誤差的原因，因此以圖 4-12 來做更一步的分析，圖 4-12 的實線代表在三維定位方法中，事先計算得到的 角度變異造成相關係數改變的關係曲線(即 C )，此曲線為 20 筆不同的斑點分佈情況平均後的結果，並且只取兩張影像彼此最中間區域所計算出的相關係數值，因此為一維數值，而不是二維的相關係數分佈曲線。圓圈代表以徒手掃描方式所測量得到的 1 筆相關係數曲線，而點線、虛點線、虛線為測量得到的相關係數做 3、5、7 階的移動平均濾波器處理後的結果，從實線和圓圈的曲線來看，C 與徒手掃描方式所測量得到的相關係數曲線之間並不相同，原因在於超音波斑點的變異性。從點線、虛點線、虛線來看，將相關係數經過移動平均濾波器處理後，反而會把各角度間的相關係數差距縮小，在角度的判斷上反而會造成更大的誤差，因此，並不適合使用移動平均濾波器來改善超音波斑點的變異性。

### 複雜結構的影像：

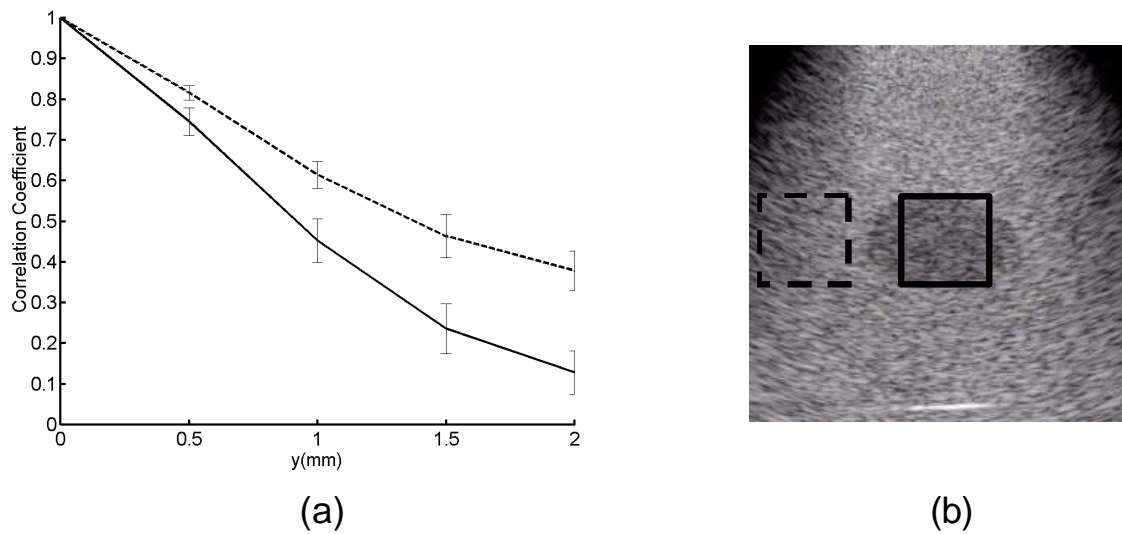


圖 4-13 複雜結構的影像分析

在前述的章節中，均是以不考慮系統變異的前提下，利用相關性為基礎的三維定位方法對於純斑點的超音波影像進行討論。由於系統的變異並不在本文的討論範圍內，所以在此僅探討當影像中具有複雜結構時，對於以相關性為基礎的定位方法是否有所差異。圖 4-13 (a) 即為針對複雜結構的影像所做的影像間  $y$  方向位移變化相對於相關係數改變量的關係圖，所選取的一系列複雜結構的影像大致上為影像中間有一橢圓的物體，而其它地方仍為純斑點的區域，圖 4-13 (b) 所示為其中一張影像，圖 4-13 (a) 的實線和虛線分別為根據圖 4-13 (b) 的實線和虛線方框所在位置區塊計算所得的結果。由於所採用的探頭為一維的線性探頭，所以理論上在同一深度所計算的相關係數結果應該都要一致，然而圖 4-13 (a) 的實線和虛線結果明顯地有很大的不同，因此可得知當影像具有複雜結構時，所計算得到的相關係數結果會和純斑點的影像間可能會有蠻大的差異，也就是相關係數的分佈情況會隨著不同的物體而有所不同，所以將來應用在人體上的試驗時，除了要考慮之前只以純斑點分析的簡單架構所遭遇到的誤差產生來源外，還要探討具有複雜結構的影像對於相關係數分佈改變的影響，並做適當的修正，以期使相關性為基礎的定位方法仍能適用。

此外，對於具有複雜物體結構的超音波影像斑點追蹤，可加入物體形狀的資訊，並結合原本以區塊為基礎(Block-Based)的搜尋方式，使得三維定位方法能求得更正確的影像平面位移(x、z)。

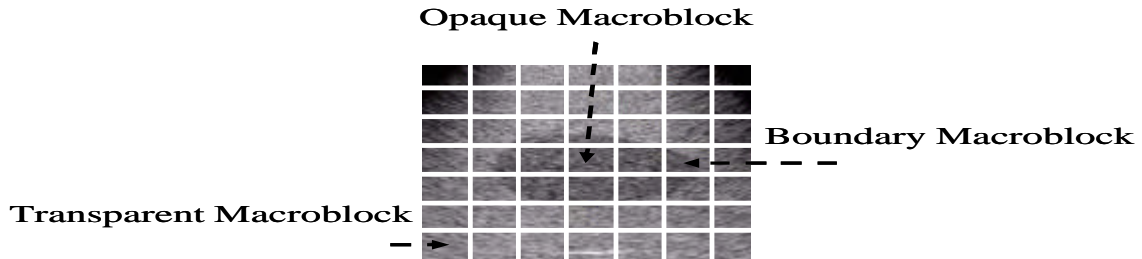


圖 4-14 以物體為基礎的斑點追蹤

以物體形狀為基礎的搜尋方式，為 Mpeg4 中所採用的標準。方法如圖 4-14 所示，首先將影像區分成 3 種區塊：Opaque、Boundary 和 Transparent Macroblock。在超音波影像之應用中，Opaque Macroblock 可代表整個區塊內均為複雜物體的部份，Transparent Macroblock 可代表整個區塊內均為純斑點，而 Boundary Macroblock 則代表整個區塊內含有物體的邊界。就 Opaque 和 Transparent Macroblock 的搜尋方式而言，其做法和一般傳統的影像區塊比對法並無不同，至於 Boundary Macroblock 的搜尋方式，則是將傳統的影像區塊比對法再加上物體形狀的資訊。

對於傳統的影像區塊比對法來說，會將影像分割成一個一個小區塊分別做搜尋，因此影像中的物體結構會包含許多小區塊，當物體有影像平面上的移動時，則這些屬於物體部份結構的小區塊(如 Boundary Macroblock)理論上會有相同的移動方向，所以可藉由觀察這些小區塊的位移結果，修正其中不合理的位移，以求得更好的斑點追蹤結果。

至於如何判斷位移的合理性，可以相關係數的方式來評估影像區塊間的相似程度，一般認為當影像間的相關係數值大於 0.7 時，表示兩張影像蠻相似的，對於所計算得到的位移結果也較為可信，反之，如果影像間的相關係數值小於 0.7 時，則可能會得到不正確的位移結果，此時可根據相鄰區塊的位移結果來做修正，使得同一物體所包含的小區塊彼此位移趨近於一致，以求得較正確的影像平面位移。



### 4.3.3 三維成像系統的整合

經由前述的三維定位方法，可求得以徒手掃描方式擷取的影像間相對空間位置關係，並求出 6 個空間位置參數。接著以第一張影像的中心點當成(0, 0, 0)的座標位置，其它影像即可根據影像間的相對空間位置關係換算出每張影像的 4 個角落座標，之後交由三維成像程式來處理。

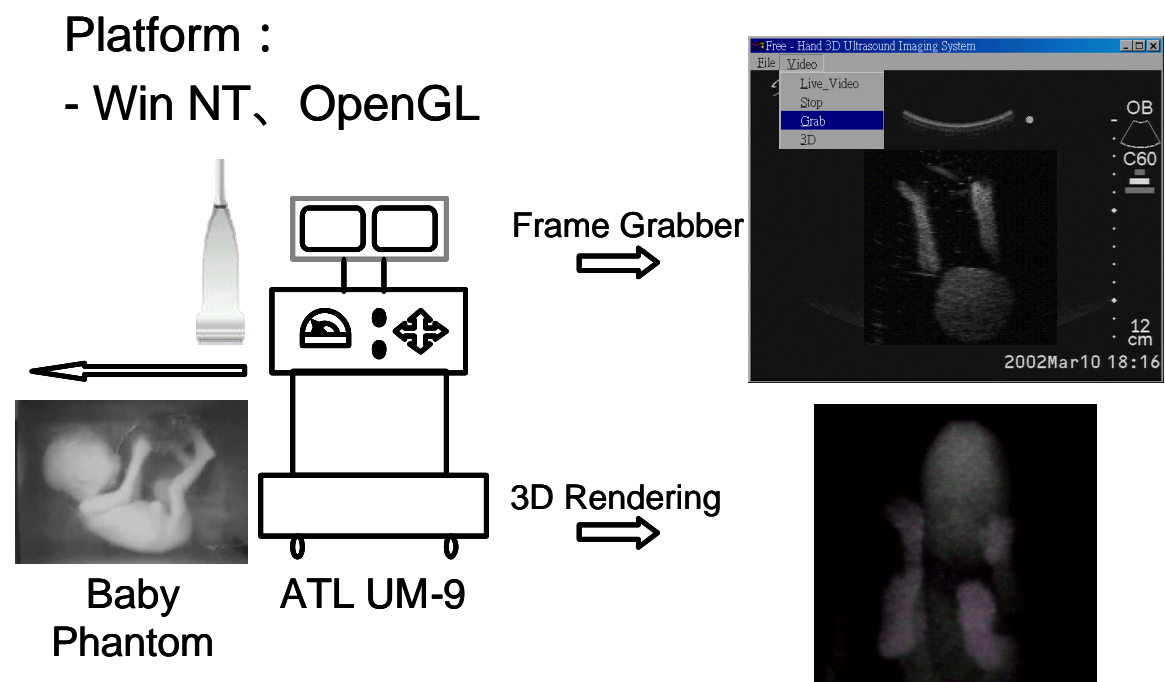


圖 4-15 三維成像系統

最後，本文嘗試建立一套徒手掃描的三維超音波影像系統。從撰寫影像擷取的程式介面，利用三維定位方法來分析擷取的影像，最後使用 OpenGL™ 來做三維影像的重建。整個三維成像系統如圖4-15所示，首先將探頭從腳到頭對嬰兒仿體做線性掃描，二維影像資料由 ATL Ultramark-9 (Bothell, Washington, U.S.A)取得後，由系統輸出至個人電腦上的影像擷取卡(Mutech M-Vision 500, Billerica, U.S.A)，藉由影像擷取卡所附之軟體發展工具(Software Development Kits)來撰寫能將影像一張張以BMP格式擷取至硬碟的程式，並且可以設定每

秒所需擷取的張數。圖4-15之右上圖顯示經由影像擷取到的部份，為嬰兒手和軀幹部位的橫切面。至於三維影像重建上，本文採用 OpenGL™ 圖形程式語言來實現，作法是將每一張二維影像當成一張材質(Texture)，依照影像間實際應有的相對空間位置關係將所有材質擺放於顯示影像的緩衝區內，再根據於第一章所述的三維成像原理以 OpenGL™ 內附的函式庫加上C語言的程式撰寫來實現體積成像法，進而建構出嬰兒的三維影像。圖4-15右下圖所顯示的為嬰兒的正面，可發現嬰兒的臉、手和腳等特徵部位均是十分清楚可見。

然而這樣的三維成像系統，在使用上有些限制，因為對於 y 方向的位移來說，對於實驗取得的影像，大約每兩張影像間 y 方向位移的間距必須在 0.05cm 以內，如此求得之相關係數才有意義(相關係數大於 0.3)。所以，如果以每秒 30 張影像的速度來擷取影像，那麼使用者在做線性掃描時，移動探頭的速度每秒必須在 y 方向上小於 1.5cm 左右。同樣也是為了相關係數值上的考量，每兩張影像間的  $\Delta x$ 、 $\Delta y$ 、 $\Delta z$  角度變動也要小於  $\pm 5^\circ$  左右。這三個參數產生的原因都是因為手的抖動所造成，因此理論上並不會太大，所以還可以符合相關係數所能判斷的範圍內。

## 第五章 結論與未來工作

### 5.1 結論

由之前的探討可得知，因為  $\theta$ 、 $\phi$ 、 $\alpha$  角度變動而造成相關係數改變的情形，會對y方向上的位移判斷產生很大的誤差，因此，前人的研究中，對於y方向上位移的探討，必須對於  $\theta$ 、 $\phi$ 、 $\alpha$  角度變動所造成相關係數改變的情況加以考慮。

由於相關係數分佈的情形會因為針對不同的仿體而有所差異，因此，將來應用在人體上的試驗時，必須修正相關係數對照表，以使得所提出之三維定位方法仍能適用。

關於三維定位方法的正確性分析，可得知在判斷  $\theta$  和  $\phi$  的角度變異上，所得到的判斷誤差比較大，因此，如果能在這兩個角度的判斷部份，使用便宜的額外空間定位裝置來加以偵測，那麼是有可能較正確地求出影像間的相對空間位置關係。

最後，本文嘗試建立一套徒手掃描的三維超音波影像系統，從撰寫影像擷取的程式介面，使用三維定位方法來分析所擷取的影像，最後使用OpenGL來做三維影像的重建。而這樣的系統，也可應用於目前大多數沒有三維成像功能的超音波診斷儀器上。

## 5.2 未來工作

經過前面幾章的探討，可得知本文所提出之三維定位方法在位置參數的判斷上仍有一定的誤差，因此，未來的改進方向包含如何改善三維定位方法的正確性以及計算時間。

就改進三維定位方法的正確性而言，造成三維定位方法判斷上的誤差原因，主要是來自於超音波斑點的變異性以及各個位置參數之間的獨立性，由於超音波斑點的變異性是屬於超音波影像先天上的特性，因此在這方面並無法加以改善，即使在使用移動平均濾波器的處理後，仍無法有效的改進。而另一方面，由之前對於各個位置參數之間的獨立性探討，可發現並不能單純的將所測量得到的相關係數分佈與個別的相關係數對照表之間的乘積劃上等號。所以，可針對每種位置變化的組合均建立一組對照表來做比對，雖然這樣的做法的確能有效減小誤差，但是所需建立的資料量實在太大，而且在實際實驗上可能會因為不同的物體而造成所有相關係數分佈改變，因此仍必須加以評估其可行性。

就前述的討論中可得知，目前三維定位方法對於角度上的判斷(如、)誤差較大，因此，將來也可嘗試結合簡單、便宜的定位裝置，如使用能偵測出角度變化的迴轉儀(Gyro)來做為輔助定位，這樣一來，勢必可大幅提高定位的準確性。

至於改進三維定位方法的計算時間部份，由於本文對於三維定位方法中，計算最耗時的斑點追蹤部份採用金字塔區塊加總法的架構(Block Sum Pyramid)以及多層(Multi-Level)斑點追蹤法，使得計算時間遠較傳統的區塊比對(Block Matching)斑點追蹤法來得快。在使用CPU：P 667MHz的個人電腦下，求出兩張影像間所有六個位置參數的時間約為0.2秒，由於斑點追蹤演算法的改進是日新月異，因此將來可能有更快速的方法加以改善計算時間。

除此之外，關於三維成像程式的改進，可增加目前商用超音波診斷儀所具有的三維成像功能，如可顯示彩色都卜勒血流、單張影像對應於三維物體的哪個位置、各切面的剖面圖以及表面成像，最終並可做徒手掃描的系統測試。

## 第六章 參考文獻

1. Barry, C. D., Allott, C. P., John, N. W., et al, Three-dimensional freehand ultrasound: Image reconstruction and volume analysis, *Ultrasound Med. Biol.* 23, 1209-1224 (1997).
2. Nelson, T. R., Pretorius, D. H., Three-dimensional ultrasound imaging, *Ultrasound Med. Biol.* 24, 1243-1270 (1998).
3. Light, E. D., Davidsen, R. E., Fiering, J. O., Hruschka, T. A. and Smith, S. W., “Progress in two dimensional arrays for real time volumetric imaging”, *Ultrasonic Imaging*, vol. 20, no. 1, pp. 1-16, 1998.
4. Tuthill, T. A., Krucker, J. F., Flowlkes, J. B. et al, Automated three-dimensional US frame positioning computed from elevational speckle decorrelation, *Radiology* 209, 575-582 (1998).
5. Larry, Y. L., Hatfield, W. T., Miller, S. C., Method and apparatus for tracking scan plane motion in free-hand three-dimensional ultrasound scanning using adaptive speckle correlation, *United States Patent*, 6, 012, 458 (2000).
6. Barry, H. F., Lee, W., Teo, T. J., 3-dimensional compound ultrasound filed of view, *United States Patent*, 5, 655, 535 (1997).
7. Li, M., System and method for 3-d medical imaging using 2-d scan data, *United States Patent*, 5, 582, 173 (1996).

8. Meunier J., Bertrand M., Ultrasonic Texture Motion Analysis : Theory and Simulation, *IEEE Trans. Med. Imag.* 14, 293-300 (1995).
9. Trahey, G. E., Allison, J. W., Ramm, O. T. V., Angle independent ultrasonic detection of blood flow, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 34, 965-967 (1987).
10. O' Donnell M., Skovoroda A.R., Shapo B.M., et al, Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 41, 314-325 (1994).
11. P.-C. Li, C.-J. Cheng, C.-C. Shen, Doppler Angle Estimation Using Correlation, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 47, 188-196 (2000).
12. Li, P. C., Cheng, C. J., Yeh, C. K., On the velocity estimation using speckle decorrelation, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* 48-4, 1084-1091 (2001).
13. Li, P. C., Chen, M. J., Strain compounding: a new approach for speckle reduction, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* 49-1, 39-46 (2002).
14. Kerr A. T. and Hunt, J. W., A method for computer simulation of ultrasound Doppler color flow images – II. Simulation results,” *Ultrasound Med. Biol.* 18-10, 873–879 (1992).

15. Trahey, G. E., Smith, S. W., von Ramm, O. T., Speckle pattern correlation with lateral aperture translation: experimental results and implications for spatial compounding, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 33-3, 257-264 (1986).
16. Yeung, F., Levinson, S. F., Parker, K. J., Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms, *Ultrason. Med. Biol.* 24, 427-441 (1998).
17. Chang-Hsing Lee, Ling-Hwei Chen, A Fast Motion Estimation Algorithm Based on the Block Sum Pyramid, *IEEE Trans. on Image Processing* 6, 1587-1591 (1997).
18. Yong-Sheng Chen, Yi-Ping Hung, Chiou-Shann Fuh, Fast Block Matching Algorithm Based on the Winner-Update Strategy, *IEEE Trans. on Image Processing* 10, 1212-1222 (2001).
19. Shekhar, R., Zagrodsky, V., Mutual Information-Based Rigid and Nonrigid Registration of Ultrasound Volumes, *IEEE Trans. on Medical Imaging* 21, 9-22 (2002)
20. Three-Dimensional Ultrasound, by Thomas Nelson, et al (Lippincott Williams & Wilkins Publishers, May 1999).
21. 3D Computer Graphics, by Alan Watt. (Addison – Wesley, 1993).
22. OpenGL Superbible, by Richard S. Wright, Jr. Michael Sweet (Waite Group, 2000).



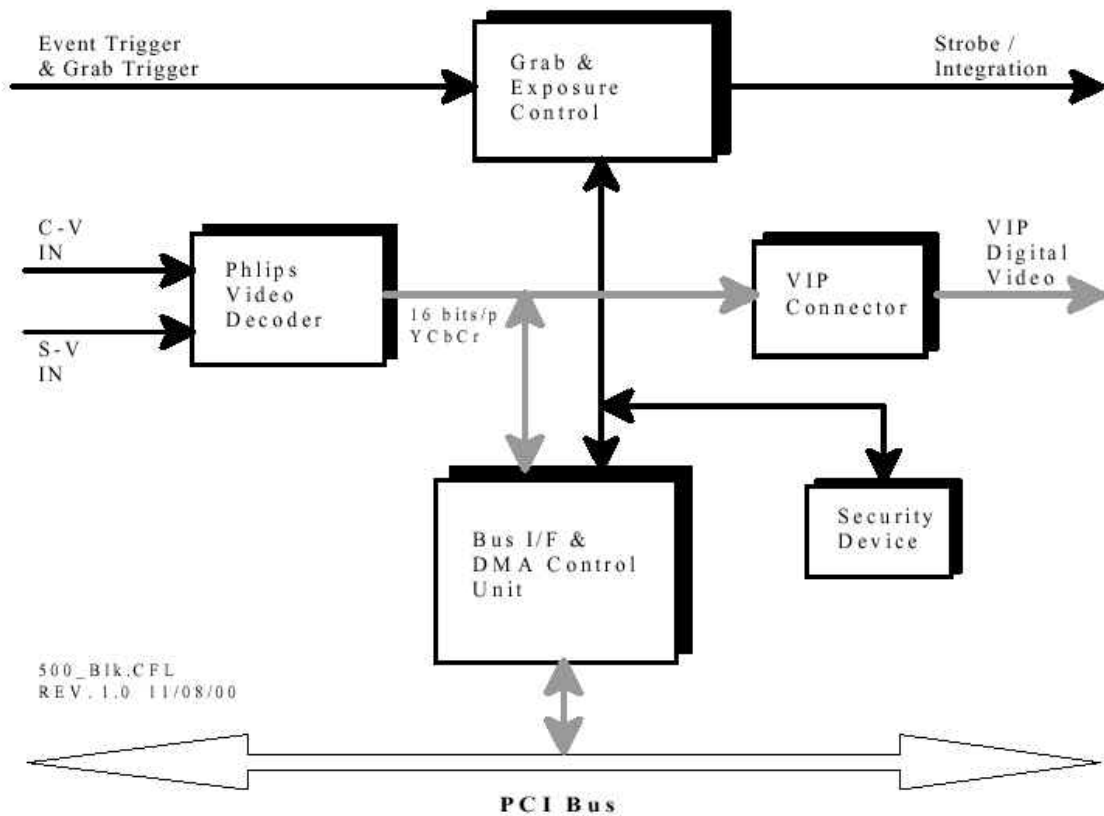
## 附錄 A

為了發展一套實驗室自己的三維超音波影像系統，本文嘗試以 C 語言、OpenGL 以及視窗程式的撰寫，並配合影像擷取卡的程式發展工具來整合出一套能包含影像擷取和三維影像重建功能的應用程式介面，以下為目前成果的報告：

### 超音波三維影像重建 — PC Implementation

## 影像擷取卡：

關於影像擷取部份，本文使用的影像擷取卡為：Mutech M-Vision 500，Billerica，U.S.A，以 NTSC 的格式經由 S-Vide o 端子將影像從超音波診斷儀傳送至個人電腦上做處理。



上圖是影像擷取卡的架構示意圖，主要是由 Video Decoder、Bus Interface and Central Control Unit、General Logic Control Unit、VIP Interface 等幾個主要方塊圖構成。

### 三維影像重建原理：

關於體積成像法的三維影像重建原理，已於第一章詳述，由於三維成像必須要針對每個三維資料點給予適當的明亮度和透明度後，才能使觀察者有一個立體空間的感覺，因此，體積成像法的原理是先將三維物體重新取樣，之後藉由梯度計算來求得三維資料各點的明亮度，並利用歸類來決定每個點的透明程度後，再成像於二維的平面螢幕上。

就實現上，本文採取 OpenGL 的函式庫來執行上述的成像步驟：

“ GL\_MODELVIEW ” 函式可依據眼睛位置、場景中心位置對三維物體做重新取樣，來定義視角轉換。

“ glLightfv ” 函式求得三維資料各點的明亮度值，可設定環境光 (Ambient)、光之散射(Diffuse)和光之反射(Specular)的成份大小，並能指定光源的位置。

“ glColor ” 函式可指定影像上每個像素點的透明值，數值範圍介於 0 到 1，0 表示完全透明，1 表示完全不透明。

經由應用上述的函式庫並配合 C 語言以及視窗程式的撰寫，即可建構出一套三維成像程式。

### 程式碼：

```
//負責畫面顯示的函式
void Redraw(void)
{
// 將畫面清除成黑色、不透明背景
glClearColor(0.0, 0.0, 0.0, 1.0);
//清除立體緩衝區的資料
glClear(GL_COLOR_BUFFER_BIT|GL_DEPTH_BUFFER_BIT);
//設定視埠大小
glViewport(0, 0, 512, 512);
```

```

//設定投影矩陣
glMatrixMode(GL_PROJECTION);
//載入單位矩陣
glLoadIdentity();
//設定三維顯示緩衝區的大小
glOrtho (-256 , 256 , -256 , 256 , -256 , 256);
//定義視角轉換
glMatrixMode(GL_MODELVIEW);
//開啟支援立體緩衝區
glEnable(GL_DEPTH_TEST);
//設定物體的正面
glFrontFace(GL_CCW);
//計算物體的透明度
glBlendFunc(GL_SRC_ALPHA , GL_ONE_MINUS_SRC_ALPHA);
//開啟混色的功能
glEnable(GL_BLEND);
//切換緩衝區的資料
glutSwapBuffers();
glFinish();
}

//負責光線設定的函式
void SetupRC()
{
//設定光線的大小以及位置
GLfloat  ambientLight[] = {0.4f, 0.4f, 0.4f, 1.0f };
GLfloat  diffuseLight[] = {0.7f, 0.7f, 0.7f, 1.0f };
GLfloat  specular[] = { 0.9f, 0.9f, 0.9f, 1.0f};
GLfloat  lightPos[] = { -50.0f, 200.0f, 200.0f, 1.0f };

```

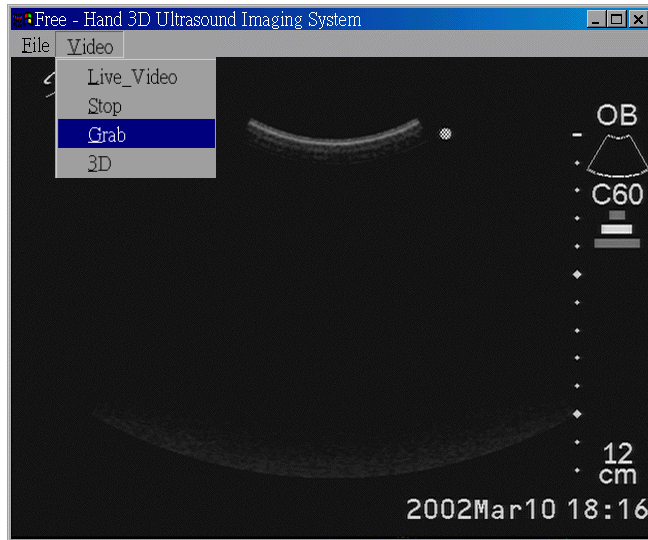
```

GLfloat  specref[] = { 0.6f, 0.6f, 0.6f, 1.0f };
//移除隱藏的表面資料
glEnable(GL_DEPTH_TEST);
//不計算物體內部的資料
glEnable(GL_CULL_FACE);
glFrontFace(GL_CCW);
//開啟光線設定
glEnable(GL_LIGHTING);
//設定光線
glLightModelfv(GL_LIGHT_MODEL_AMBIENT,ambientLight);
//設定環境光(Ambient)
glLightfv(GL_LIGHT0,GL_AMBIENT,ambientLight);
//設定光之散射(Diffuse)
glLightfv(GL_LIGHT0,GL_DIFFUSE,diffuseLight);
//設定光之反射(Specular)
glLightfv(GL_LIGHT0,GL_SPECULAR,specular);
//設定光線發射位置
glLightfv(GL_LIGHT0,GL_POSITION,lightPos);
glEnable(GL_LIGHT0);
//開啟顏色追蹤
glEnable(GL_COLOR_MATERIAL);
//使物體特性和 glColor 的設定值彼此一致
glColorMaterial(GL_FRONT, GL_AMBIENT_AND_DIFFUSE);
//使所有物體均能有適當的光反射效果
glMaterialfv(GL_FRONT, GL_SPECULAR,specref);
glMateriali(GL_FRONT,GL_SHININESS,64);
glClearColor(0.0f, 0.0f, 0.0f, 1.0f );
}

```

```
//主程式
int main(int argc , char *argv[])
{
    glutInit(&argc, argv);
    //顯示畫面的初始值設定
    glutInitDisplayMode(GLUT_RGB | GLUT_DOUBLE |
    GLUT_DEPTH);
    //設定顯示畫面的大小
    glutInitWindowSize(512, 512);
    //產生視窗
    glutCreateWindow("3D Rendering");
    //調整視窗大小
    glutReshapeFunc(Resize);
    //負責畫面顯示
    glutDisplayFunc(Redraw);
    //負責光線設定
    SetupRC();
    glutMainLoop();
    return (0);
}
```

## 使用者操作介面：



本文將影像擷取、三維定位演算法以及三維成像程式，在個人電腦的平台下，以 Windows NT 為作業系統，整合出一套使用者介面程式，外觀如上圖所示。

### 操作方面：

按下選單的“ Live\_Video ”：則畫面會顯示動態的影像，此時即可藉由探頭的移動，得知所想要擷取物體大致上的位置。

按下選單的“ Stop ”：則畫面會靜止不動。

按下選單的“ Grab ”：則會開始做影像擷取的動作，目前程式內部預設值是以每秒鐘 10 張影像的速度做擷取，可因應不同的需求而做修改。由於影像存取上的考量，因此推薦使用 SCSI 硬碟，最後存放至硬碟上的檔案格式為 256 像素乘以 256 像素，16 bits 的 BMP 圖檔。如果要停止擷取影像，則可按一下鍵盤上的“ ESC ”鈕。

按下選單的“ 3D ”：則程式內部即會載入所擷取到的影像，依據三維定位方法的原理，計算出影像間的相對空間位置，最後利用體積成像法在畫面上秀出三維成像後的結果。

三維成像的結果：



左圖顯示嬰兒仿體的正面，右圖則為嬰兒仿體的側面，可發現嬰兒的臉、手和腳等特徵部位均是十分清楚可見。



## 附錄 B

就前述的討論中可得知，所提出之三維定位方法對於角度上的判斷(如 、 )誤差較大，因此，可嘗試結合簡單、便宜的定位裝置，如使用能偵測出角度變化的迴轉儀(Gyro)來做為輔助定位，以提高定位的準確性，以下將介紹迴轉儀的工作原理。

### 迴轉儀(Gyro)的工作原理

## GWS PG-03 PIEZO GYRO INSTRUCTIONS

Note: Please read the instruction manual thoroughly before operation.

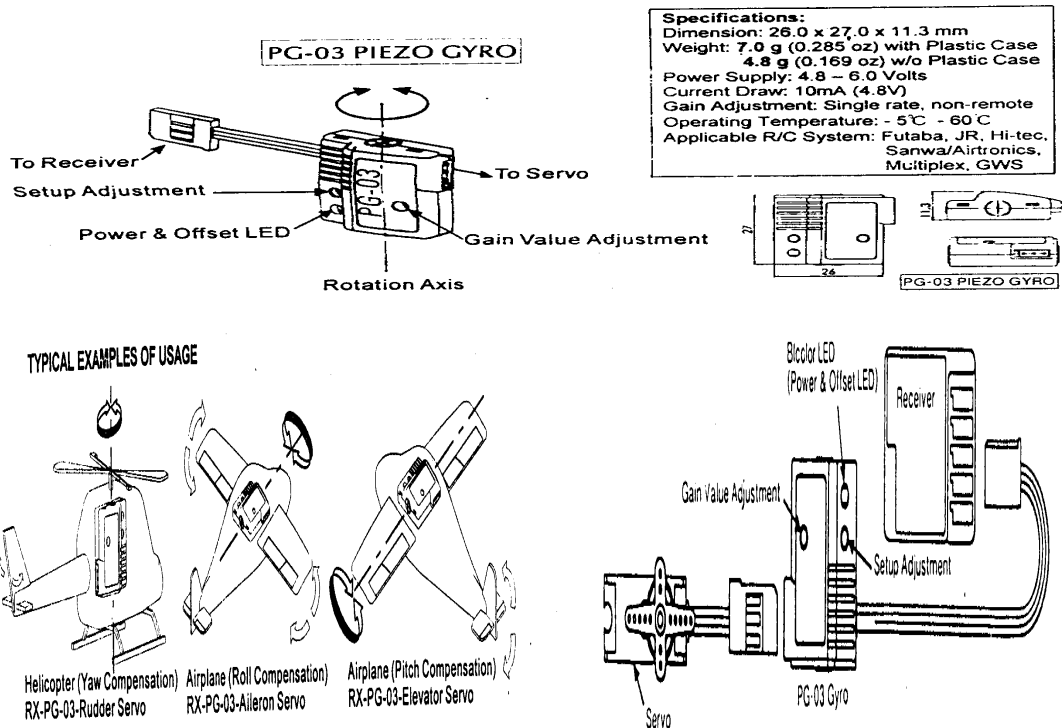


圖 A 迴轉儀構造圖

本文所預計使用的迴轉儀為 PG-03, 圖 A 為此迴轉儀的構造圖, 原本的用途是用於搖控飛機的飛行定向, 但由於其價格低廉, 同時體積很小, 可黏附於探頭上, 因此仍能讓使用者做徒手掃描, 所以希望將來能整合此迴轉儀在三維成像系統上, 以做為輔助定位。

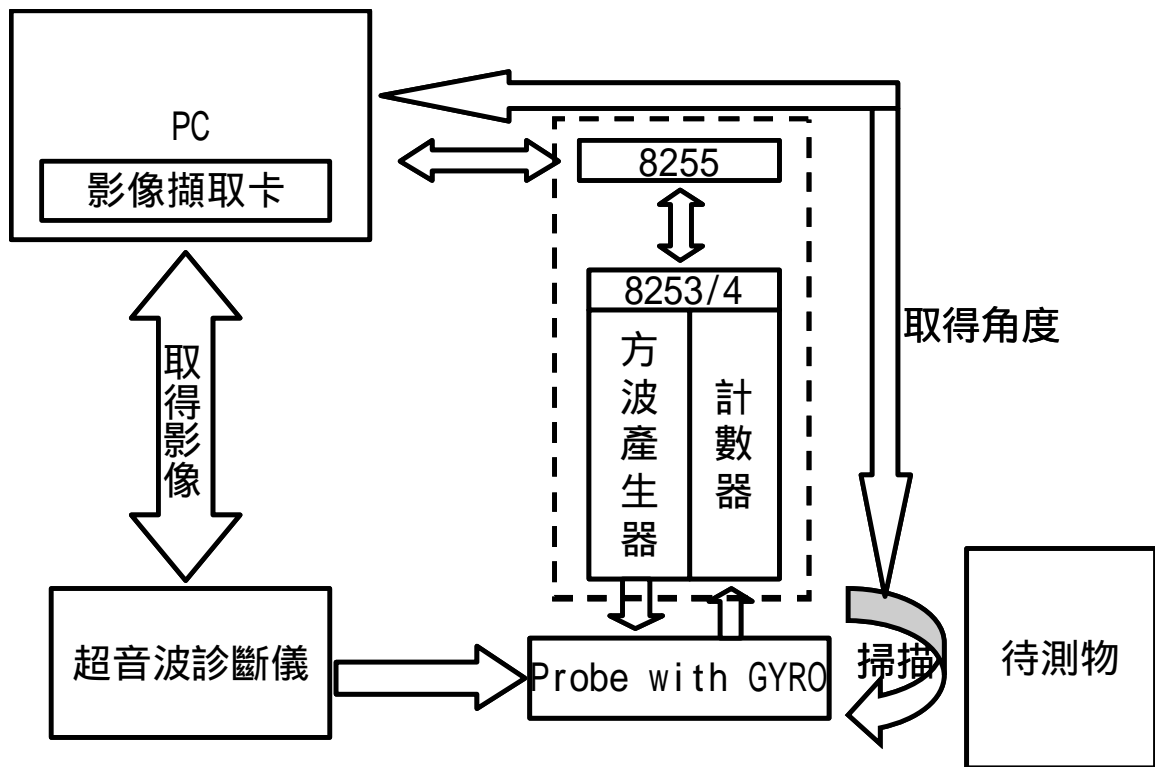


圖 B 三維定位系統

圖 B 為結合迴轉儀的三維定位系統，首先，將迴轉儀黏附於探頭上，當使用者開始做徒手掃描時，迴轉儀即會將所偵測到的角度資訊回傳至個人電腦上，之後將所擷取到的影像根據迴轉儀所回傳的角度值給予適當的角度變化，再利用所提出之三維定位方法求出其它位移資訊，即可求得影像間的相對空間位置。

圖 B 的虛線方框即為迴轉儀產生角度資訊的機制，首先，利用 8253 處理器擷取主機板的外頻頻率，然後把這個頻率除以 4，再以這個頻率送出方波到迴轉儀內部。在迴轉儀完全靜止時，這個方波的 duty cycle 是一個定值，把這個比例記錄下來，然後再把迴轉儀旋轉一個角度（假設為  $X$  rad），此時送進迴轉儀的方波，其 duty cycle 會發生變化，而其變化量大約和  $X$  成正比。換句話說，只要得知 duty cycle 的變化量，再求出和  $X$  之間的關係，就能以迴轉儀得到旋轉角度的資訊。

為了得知 duty cycle 的變化量，可以測量 high voltage 的持續時間。在 8253 送出前述的方波的同時（其頻率為外頻除以 4），8253

又會送出一個頻率為（外頻除以 55）的方波，然後把這兩個方波作 AND 的邏輯運算，再送回 8253 之內。如果兩個方波重疊時，logic 會等於 1，8253 的計數器就會去計算。所以，8253 累計出來的數值，就大約可以代表 high voltage 的持續時間，也就能算出 duty cycle。再把這個值和迴轉儀靜止時得到的數值互相比較，即可得知 duty cycle 的變化量。最後，再依據實驗數據，就可以得到 duty cycle 變化量和迴轉儀旋轉角度之間的關係，進而求得兩張影像間所相隔的角度，以輔助三維定位。

### **8253 功能簡介：**

8253 是一個可程式規劃的計數器，一般是使用在 Intel 公司的微電腦系統上作為周邊設備。它包含了三個獨立的 16 位元計數器，每一個的計數頻率可以達到 2.6MHz，其計數模式可以用程式規劃。

8253 有四個 I/O port，包括前述的三個計數器以及一個暫存器。三個計數器分別為 counter0、counter1、counter2。在本系統架構中，8253 先由 counter0 擷取系統的外頻，然後由 counter1 送出頻率為外頻除以 55 之方波至迴轉儀。當迴轉儀偵測到角度變化，就會改變這個方波的寬度；這個被改變的方波會送進 counter2。同時從 counter0 會有一個外頻除以 4 的方波送出到 counter2，當 counter2 偵測到這個方波的高位時，就會同時把由迴轉儀送出的方波讀進來，然後將此兩個方波做 And 的動作。8253 會將 And 的計數結果存在暫存器內，然後由 Address 來讀取暫存器上的結果，送到 8255，再送到個人電腦。