

第一章 緒論

1-1 超音波影像的基本特性

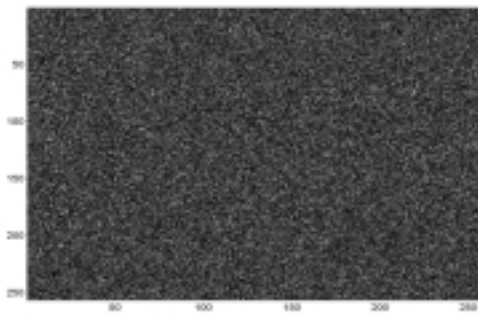
在眾多醫學影像系統中，超音波影像系統常被認為有較低的影像品質及較差的解析度。尤其對於位於較深位置、低對比的組織傷害，常無法有效偵測。因此超音波影像系統在診斷上受到很大的限制。但是以一常用的相位陣列探頭為例，假設其工作頻率為 2MHz、探頭寬度為 3cm，並且聚焦在深度為 7cm 處，其橫向解析度可由波束寬度代表，在聚焦點時波束寬度 = 波長 * 深度 / 探頭大小，由簡單的計算可知橫向解析度約等 1.8mm。又縱向解析度反比於發射脈衝的長度，其關係 = 脈衝長度 * 波速 / 2，假設其脈波之絕對頻寬為 1.5MHz，則其縱向解析度約為 0.5mm。由以上簡單的計算可以知道，超音波影像的解析度在理論上是足夠的。但臨床使用時所得到的解析度常遠低於理論值。而此理論與實際的差異，是和超音波影像成像的方式及人體對聲波所呈現不同的反應有關。

人體組織中的許多結構是小於超音波波長，細胞便是一個例子，所以聲波是以散射（scattering）的方式回到超音波探頭而被接收。由於超音波的成像原理是屬於同調性（coherent imaging），也就是對信號的相位很敏感，所以即使是由均勻分佈的散射體所傳回的信號也會因為他們對探頭位置的遠近差異而在影像中的某些位置形成建設性的干涉，此時這一區在影像上便會比較亮；當然也會在某些區域形成破壞性干涉而使得的影像亮度變暗，因此原本均勻的組織也會呈現亮暗的不規則變化，這樣的現象被稱之為斑點（speckle）[1]。

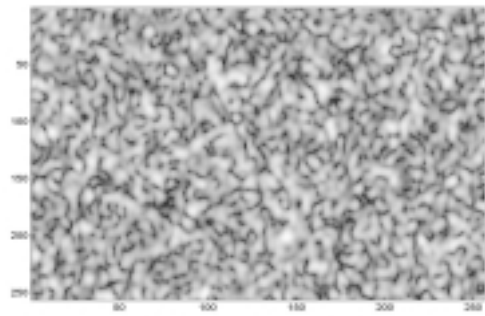
斑點現象減低了超音波系統對低對比組織間的區分能力，這可以用圖（1-1）來說明，左半邊是模擬組織的分佈情形，右半邊為其

超音波影像。最上圖是均勻的組織所呈現的超音波影像，可以清楚看到斑點的分佈；中間圖是有兩種組織的情形，對超音波反射能力較差的組織（如腫瘤）以圓形分佈在中間，對超音波反射能力較強的組織（如正常組織）包圍在外，他們的反射能力差異為 3dB，在其超音波影像中幾乎無法判辨腫瘤的位置；最下圖是反射能力差異達到 6dB 的情形，此時才可以確認腫瘤的位置。

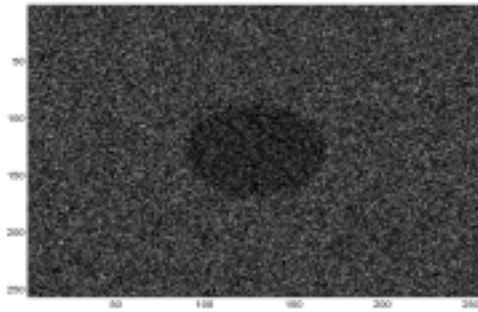
除了斑點所造成的問題外，相同的超音波系統在不同的病人上，往往產生不同的影像品質。這是因為超音波系統在進行成像時必須假設聲波在介質中傳遞的速度為一定值，這樣才能依據反射體和探頭之間的距離計算出時間延遲（time delay），可是實際上人體是由許多不同的組織而來。舉例來說，如果我們要看的是腹部的影像，從體表探頭所發射的聲波會先經過一定厚度的脂肪層才會進入真正的器官（見圖（1-2））。每一種組織的聲速都不相同，這聲波真正傳遞的時間偏離系統原本所預估的值，因此在進行成像時各通道所收到的信號便無法對齊，造成系統聚焦能力以及解析能力下降，這種問題被稱為 phase aberration。目前在修正 phase aberration 現象的方法中[2]-[9]，相關函數法是最常被探討的，相關函數法的基本假設有（1）聚焦品質的變化主要由聲速的變化造成（2）聲速所造成的時間延遲可以由相鄰通道訊號間的時間差得到。在這些假設下，利用相關函數法便可以求出通道間的相位誤差，藉由修正所求得的相位誤差便可以改進影像的品質。不過相關函數法在計算相位誤差時需要相當大的計算量，且在臨床應用上有許多相關問題需要克服。



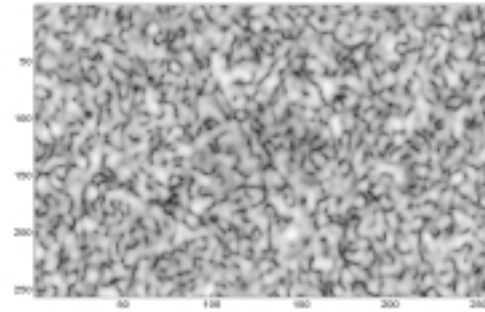
0dB



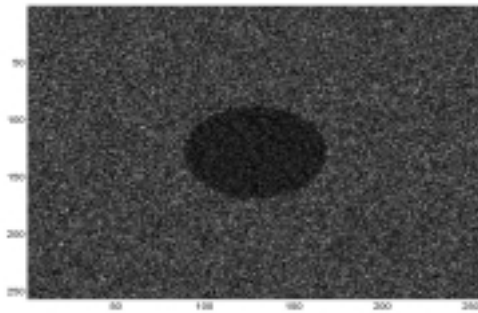
0dB



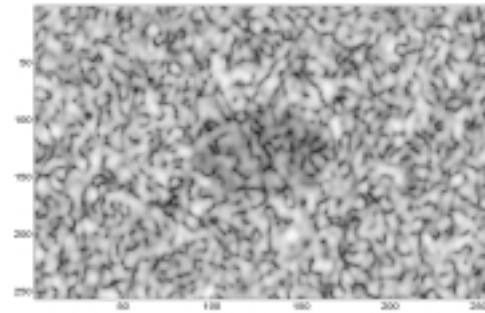
-3dB



-3dB



-6dB



-6dB

圖 (1-1) speckle 現象所造成的效果

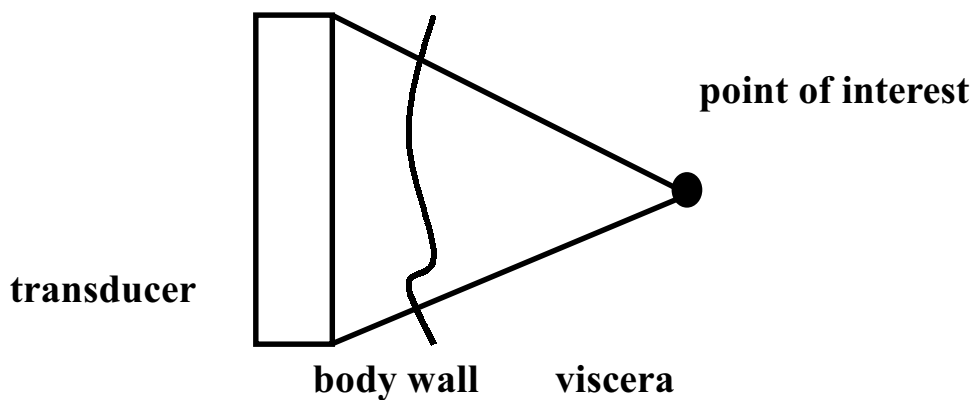


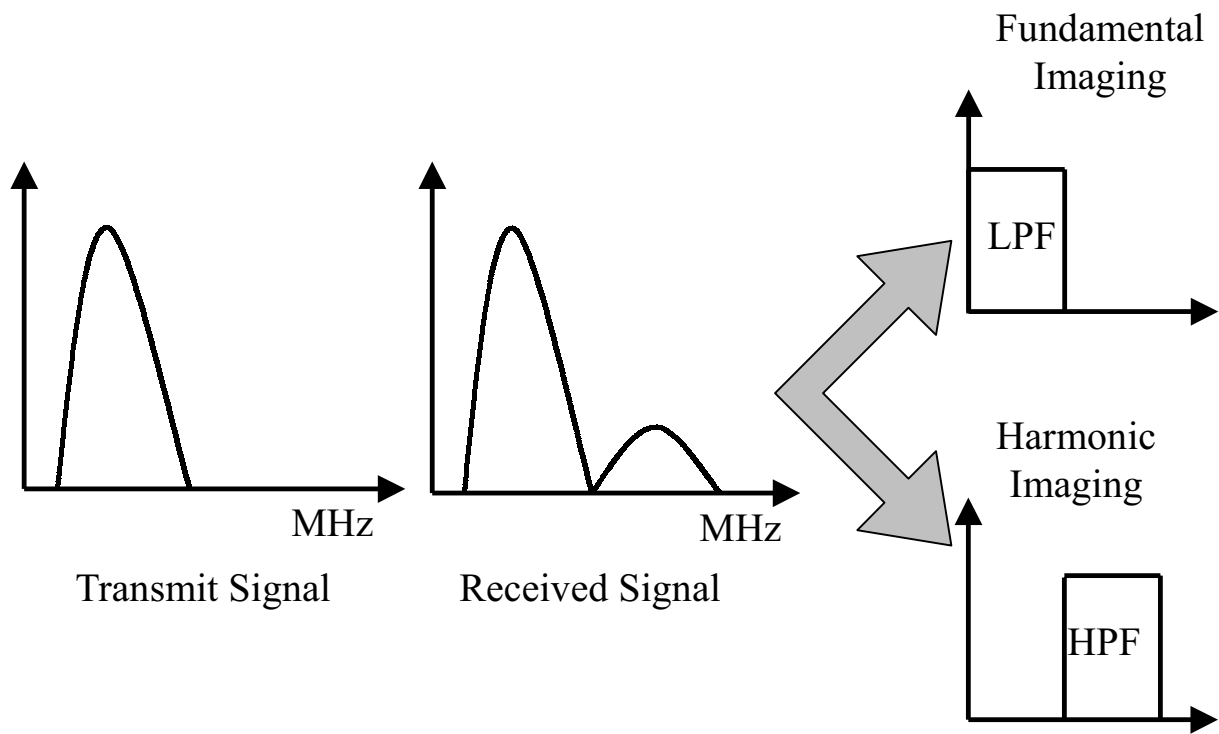
圖 (1-2) 聲波進入人體時會經過各種不同的組織

1-2 超音波諧波影像簡介

由於傳統的超音波影像易受 phase aberration 的影響而造成影像的品質不佳，因此諧波影像 (harmonic imaging) 開始受到重視，以組織諧波影像而言便具有高對比解析度以及較不受 phase aberration 影響的特性，所以在傳統超音波系統中很難成像的病人也可以利用諧波影像獲得清晰的影像。

超音波諧波影像和一般傳統的超音波影像最主要的不同在於所接收信號的頻率範圍。如果所打入人體的超音波信號其頻率為 2MHz，一般的超音波影像便是將收到的回音信號 (echo) 取出 2MHz 的信號進行成像，故被稱為基頻影像 (fundamental imaging) 或是線性影像 (linear imaging)。而所謂的諧波影像是取 2MHz 的諧波成分進行成像，也就是取 4 MHz、6 MHz 甚至 8MHz 的高頻信號來成像。

由於這些諧波信號是由介質對聲波的非線性反應而來，因此諧波影像也可以被稱之為非線性影像（nonlinear imaging）。對同樣一筆超音波訊號而言，只要改變信號處理的方式，例如濾波的頻率範圍，便可以決定最後得到的是基頻或是諧波影像（見圖（1-3））。



圖（1-3） 改變濾波的範圍便可以決定是基頻影像或是諧波影像

目前諧波影像在應用上大致可以分成兩方面，分別為對比劑諧波影像（contrast agent harmonic imaging）以及組織諧波影像（tissue harmonic imaging）。

對比劑影像是利用對比劑來提高影像對比的成像方式，所使用的對比劑是由許多小氣泡構成的，當這些小氣泡被聲波激發時會產生共振，在共振中會產生許多很強諧波的信號傳回探頭，因此如果將對比劑注射進入血管中，此時血液中充滿了微小的氣泡故會產生很強的諧波信號，但是血管外的組織由於並沒有對比劑進入所以產生的諧波很有限，此時兩者諧波的強度便相差，因此取諧波信號成

像可以拉大組織和血液之間的對比，使得血管的位置可以被清楚的定義出來，這就是對比劑諧波影像的原理。

在組織諧波影像中，諧波產生的來源是組織本身，並沒有再施加對比劑以提升諧波的強度。它在臨床上擁有較高的影像品質[10]，這可以用圖（1-4）和圖（1-5）來說明，圖中是兩組超音波影像，第一組為心臟影像，第二組為腎臟影像。原本在傳統超音波影像中，心室、心房以及瓣膜都定義的不夠清楚，腎臟中的組織也無法辨識，但是在組織諧波影像中都獲得很大程度的改善。組織諧波影像之所以能夠大幅提高影像品質是因為具有較高的空間解析度（spatial resolution）以及高抗雜訊的能力，這已經被 Christopher 利用模擬以及實驗加以證明[11]-[12]，不過由於組織諧波信號較微弱，因此組織諧波影像的靈敏度（sensitivity）以及穿透（penetration）均受到相當的影響。

不管諧波信號是由對比劑產生或是由組織產生，其第二諧波信號（second harmonic）都比其他更高頻的諧波信號來的強，因此通常被用以成像的諧波信號也以第二諧波為主。

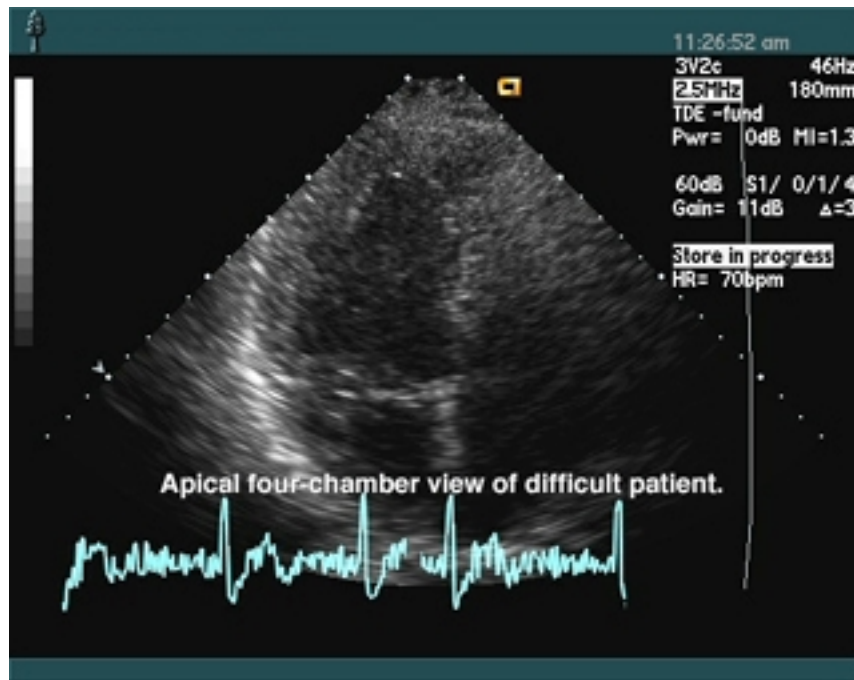
1-3 組織諧波的產生機制

聲波壓力是傳遞介質密度的函數，可以用泰勒展開如式（1-1）所示：

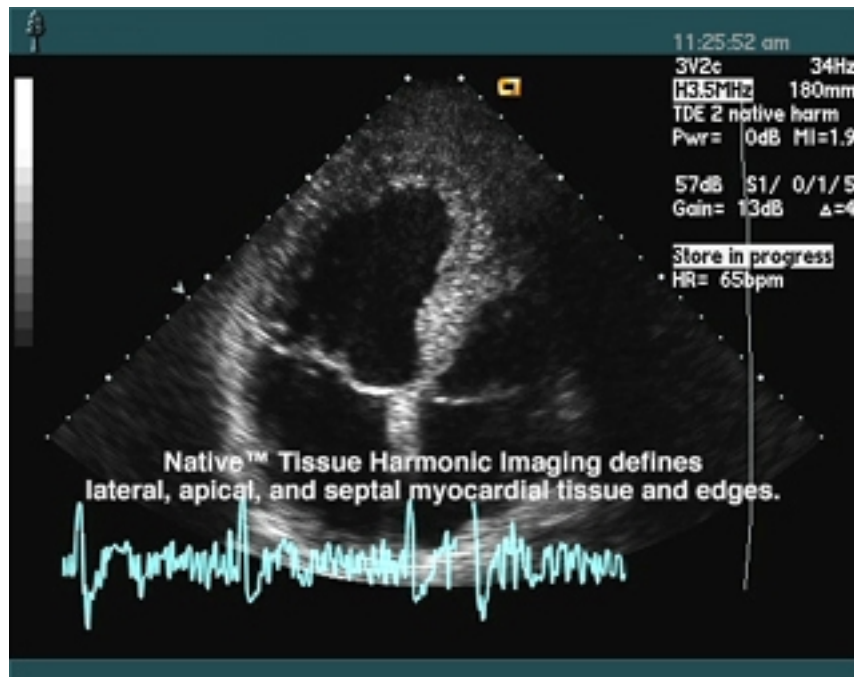
$$P = P_0 + \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{s; \rho = \rho_0} (\rho - \rho_0) + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{s; \rho = \rho_0} (\rho - \rho_0)^2 + \dots \quad \text{式 (1-1)}$$

如果我們將平方項之後都予以忽略，加以整理之後可以得到式（1-2）：

$$P - P_0 = A \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right) + \frac{B}{2} \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right)^2 \quad \text{式 (1-2)}$$



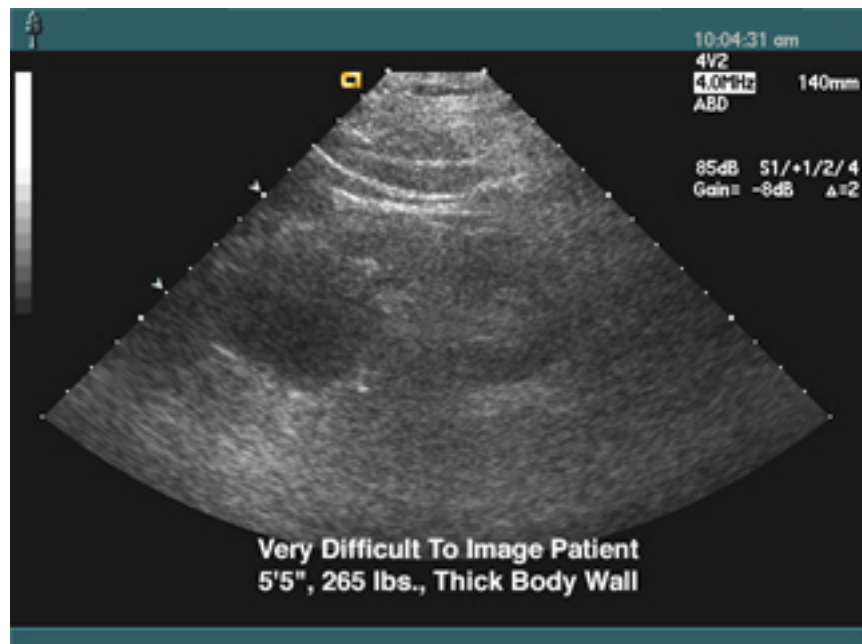
Fundamental image



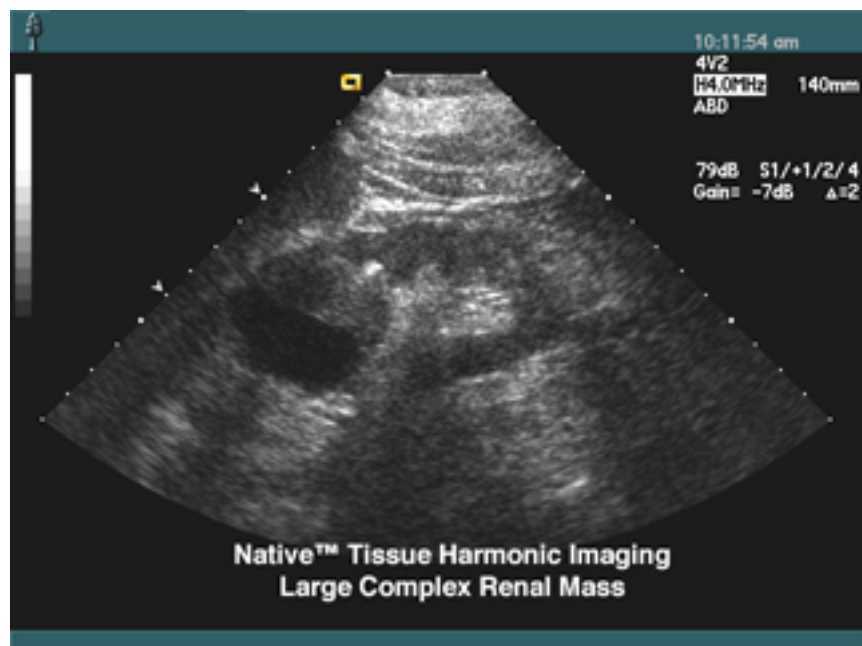
Tissue harmonic image

圖 (1-4) 基頻影像和組織諧波影像的比較：心臟部分

取自 www.acuson.com 網頁



Fundamental image



Tissue harmonic image

圖 (1-5) 基頻影像和組織諧波影像的比較：腎臟部分
取自 www.acuson.com 網頁

由式 (1-2) 可以得到聲速對壓力變化關係

$$c = c_0 + \frac{1}{2\rho_0 c_0} \frac{B}{A} \Delta p \quad \text{式 (1-3)}$$

在式 (1-3) 中， c_0 、 ρ_0 為穩定狀態下的聲速以及密度， B/A 是評估介質非線性的重要參數， Δp 則為瞬間的壓力變化。可以看出聲波在介質中傳遞的速度會隨著瞬時壓力 (instantaneous pressure) 而變化，壓力越大則波速越快。因此在聲波波形的波峰部份由於壓力較大故行進快，波谷則由於壓力低而行進慢，這樣速度的差異會使的波形產生變化而失真 (見圖 (1-6))，這就是有限振幅失真現象 (finite amplitude distortion) [13]-[15]。

波形的失真會產生許多原本沒有的頻率成分，組織諧波影像的諧波信號便是這樣產生的。而介質的 B/A 值越大表示波峰和波谷的速度差越大，波形失真的現象就會更嚴重，因此 B/A 值的大小和介質產生諧波的能力成正比。

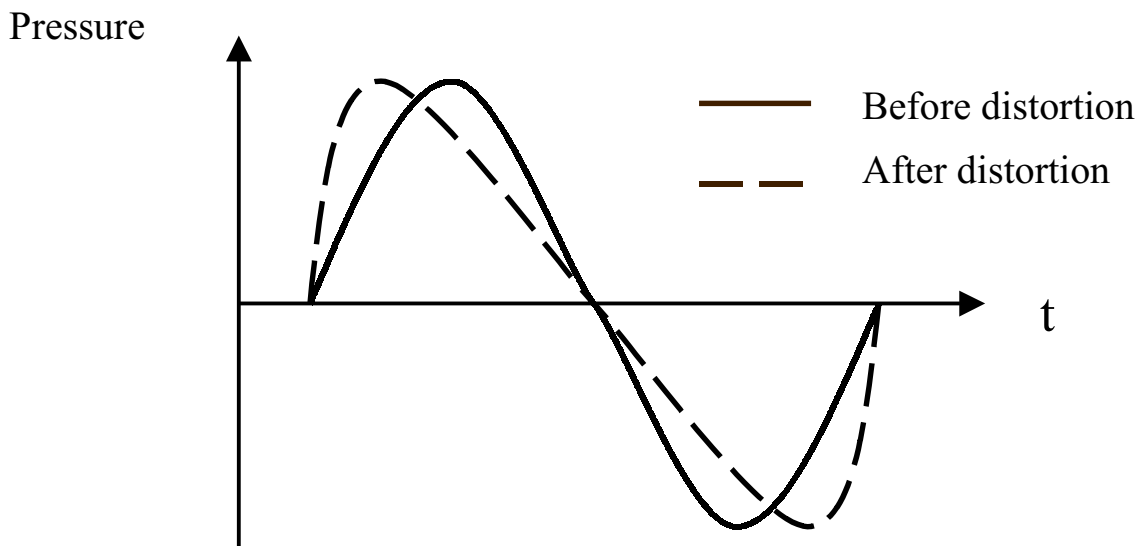


圖 (1-6) 有限振幅失真所造成的波形失真現象

1-4 論文架構

本論文的內容可以分成兩個主題，第一個主題是發射聚焦對於產生第二諧波的影響，主要探討改變聚焦點位置以及多重發射聚焦方法（multiple transmit focusing）所造成的諧波信號分佈以及聲場強度大小的變化。第二個主題是組織諧波影像在諧波溢漏現象（harmonic leakage）下其影像品質惡化的情形，影像品質的好壞可以藉由波束（beam pattern）的品質來比較。

我們先建立了聲場在組織中傳遞的聲場模型，然後運用在這兩部分的研究上，然後再依照各主題的需要來設計實驗。因此在第二章中會先介紹我們的聲場模型，第一部分的研究會在第三章敘述，第四章用來說明第二部分的研究。至於實驗的方法由於各有不同的地方，因此會於第三章及第四章中再分別加以介紹。第五章會對我們的研究作一個總結，並且討論可能的應用以及所衍生出來的問題。

第二章 聲場傳遞模型

2-1 模型簡介

我們模擬超音波傳遞的電腦模型的主要依據是以 angular spectrum[16]-[17]為基礎的線性傳遞方法 (linear propagation)，再加上以 frequency domain solution to Burgers' equation[18]-[19]為基礎的非線性傳遞方法 (nonlinear propagation)。首先我們必先設計發射信號的波形，然後再對此發射信號做傅利葉轉換以求出頻譜，由於 angular spectrum 方法是在頻率域 (frequency domain) 做處理，因此所得到的頻譜必須先加以取樣，也就是將原本連續的頻譜取樣成離散的頻譜。此時原本的發射信號被視為許多單頻的弦波的相加，而這些弦波的頻率則由在頻譜上的取樣點位置決定，每一個取樣點代表在其對應頻率上所發射的信號大小。

在每一傳遞步驟中，不同頻率的聲波先分別經過線性的傳遞之後，再經過非線性的傳遞以產生諧波。如要傳遞較長的距離，只需要重複同樣的步驟。

2-2 線性聲波傳遞

線性傳遞的基本原理就是繞射原理 (diffraction)，當我們只有一個點波源 (point source) 時，此點波源所發射出來的能量便會成漣漪般的向外擴散，距離越遠則能量越低，但是對同一平面上的點而言，由於它們和點波源的距離有遠有近，所以到達這個平面上能量也會有高低的不同。

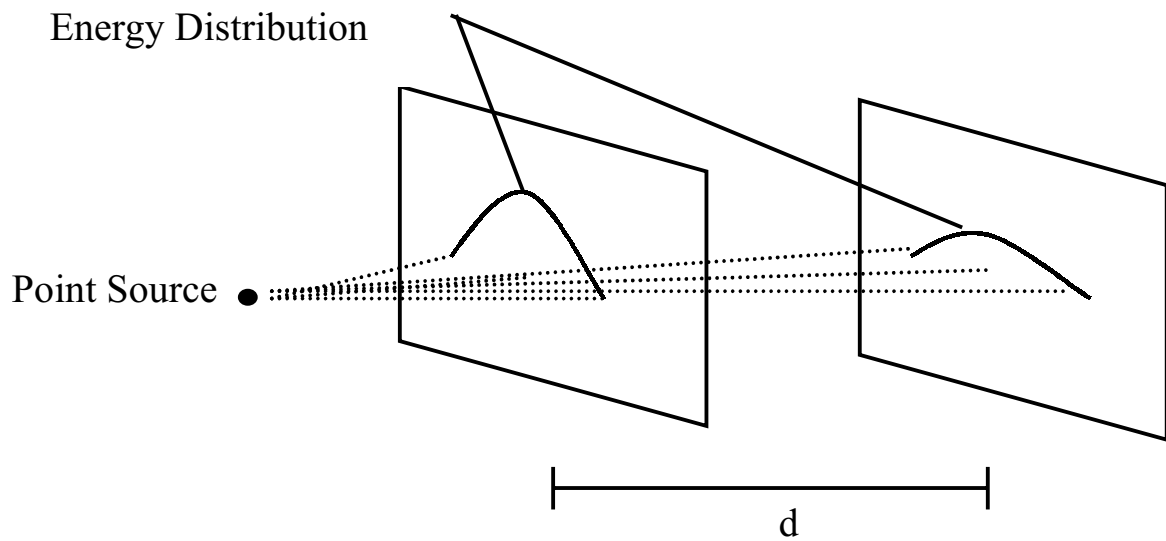


圖 (2-1) 點波源在平面上所造成的聲場分佈

點波源在平面上的投影處由於和波源最接近故能量會最大，其他平面上的位置則會比較小，因此便會形成一定的能量分布形式，這可以用圖 (2-1) 表示。對第一個平面而言，由於和點波源的距離近，假設為 5 公分，則在此平面上距離投影點 1 公分的位置其聲場強度和投影點的聲場強度比例應該和 $5/\sqrt{5^2+1^2}=0.98$ 成正比。

而在第二個較深的平面上，假設為 10 公分，此時比例會變成 $10/\sqrt{10^2+1^2}=0.995$ 的大小。由於不同位置的聲場強度差異變小，所以當點波源的聲場傳到比較深的平面時，聲場分佈的情形會變的平緩。這樣由點波源所造成的的聲場分佈可以用式 (2-1) 用來描述。

$$H(f_x, f_y, z) = e^{jkz\sqrt{1-\lambda^2(f_x^2+f_y^2)}} \quad \text{式 (2-1)}$$

$H(f_x, f_y, z)$: 從 z_0 到 z_0+z 的聲場分布轉移函數

f_x, f_y : x, y 之空間頻率

λ : 波長

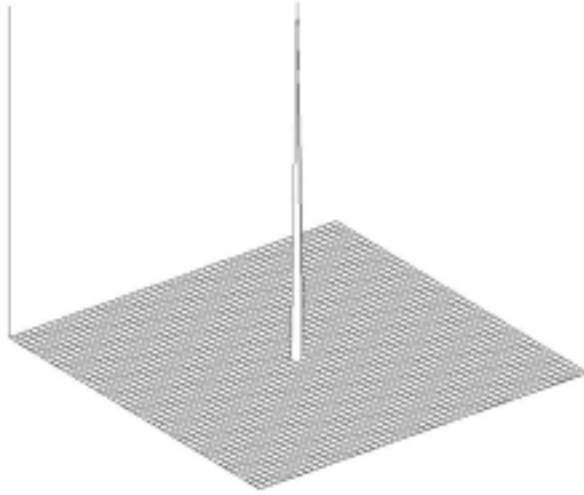
k : 波數

z : 傳遞距離

我們可以將式 (2-1) 視為聲波傳遞的轉換函數 (transfer function)，其輸入輸出分別為原聲場及傳遞後的新聲場分佈，原本的聲場分佈在經過式 (2-1) 的處理後便可以知道向前傳遞 z 距離後的聲場分佈情形，我們的電腦模擬中便是以這個式子來實現聲波的線性傳遞。

聲波傳遞轉換函數其實是一個低通濾波器 (low pass filter)，不過它是在空間頻率域上 (spatial frequency domain) 進行濾波的動作。從式 (2-1) 可以看到：當 f_x, f_y 的平方和大於 λ 分之一時，整個轉換函數變成一個指數衰減的形式 (exponential decay)，也就是對比較高頻的呈分予以衰退；當 f_x, f_y 的平方和小於 λ 分之一時，整個轉換函數則變為複數的型態，也就是只改變輸入聲場的相位但維持其強度不變，因此低頻的信號便被保留。式 (2-1) 的空間濾波效果可以用圖(2-2)說明，原始聲場為一點波源，故以一個在空間域 (spatial domain) 上的 impulse 函數表示 (a)，經過式 (2-1) 傳遞後的空間域聲場分布如 (b)，可以看出的確是低通濾波後的結果。

(a)



(b)

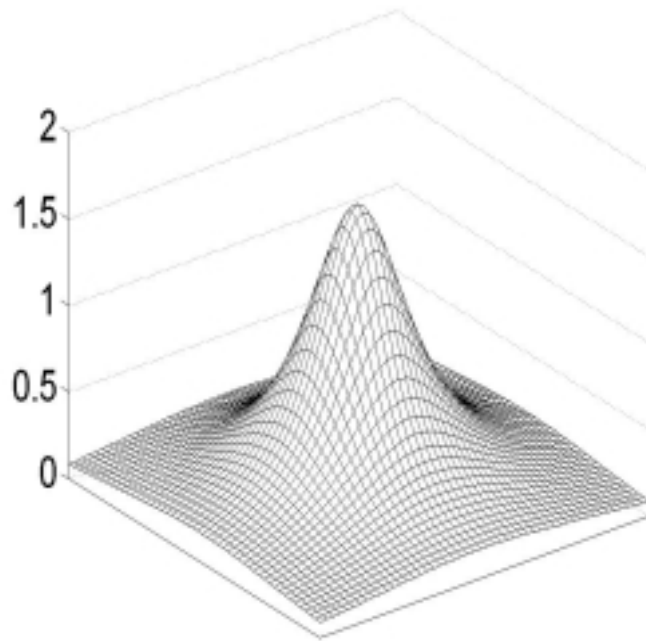


圖 (2-2) 由線性聲場轉換函數所模擬的繞射現象

一般實現線性傳遞的方法可以分為一維 (1-D) 以及二維 (2-D) 兩種。一維的線性傳遞方法是以 Hankel Transform 以及 Inverse Hankel Transform 為基礎的傳遞模型。Hankel Transform 主要運用在圓形對稱 (radially symmetric) 的情形下來求出空間域中空間函數的 angular spectrum (也就是空間角頻譜), Inverse Hankel Transform 則用以求出空間頻率域中頻譜函數所對應到的空間函數, 圓形對稱的特性使得以為 Hankel Transform 基礎的傳遞方式可以簡化成一維的運算, 這使得模擬所需要的時間大大的縮短。

但是並不是所有的模擬都是圓形對稱而可以用一維的模型進行簡化。尤其是在模擬超音波在人體組織中的傳遞時, 由於人體的脂肪、肌肉、器官並沒有真正的圓形對稱存在, 所以二維的線性傳遞仍然是不可缺少的工具。二維模型和一維模型的原理相同, 不過改用二維傅立葉轉換 (2-D Fourier Transform) 以及二維逆傅立葉轉換 (2-D Inverse Fourier Transform) 來取代 Hankel Transform 以及 Inverse Hankel Transform。

對一個任意形狀的波源, 我們都可以將它看作是由許多點波源組合而成, 因此任意波源所造成的聲場強度分布便可以由各點波源所造成的聲場分布相加而成 (見圖 (2-3))。在圖中我們將整個探頭視為由 5 個點波源所構成的, 從每個點波源發射出來的聲場會有自己的強度分布, 因此會有 5 個和圖 (2-2b) 中相似的聲場分布 (以虛線表示), 將虛線相加後便可以得到整個探頭的聲場 (實線)。

圖 (2-3) 可以看出, 整個探頭所產生的聲場其實就是點波源所造成的聲場和探頭的孔徑函數 (aperture function) 進行旋積 (convolution) 後的結果。點波源的能量分布和探頭的孔徑函數都是在空間域的函數, 根據信號處理原理可以知道, 在空間域進行旋積運算等同於在空間頻率域進行相乘。

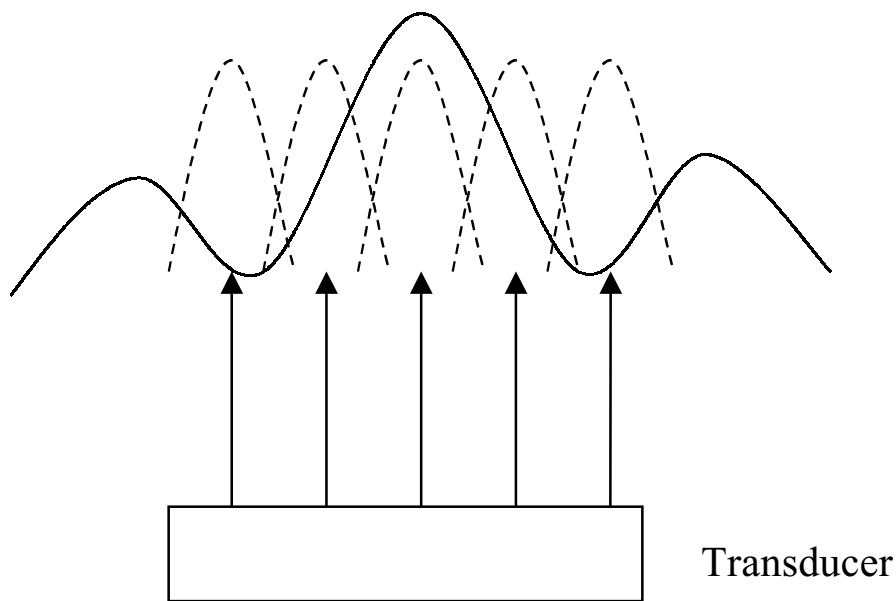


圖 (2-3) 探頭所造成的聲場可以視為點波源的集合

所以超音波聲場傳遞的步驟可以用圖 (2-4) 來表示，其中 $Wave_in(x, y)$ 代表在 xy 平面上任意波源的聲場分布， $Wave_in(fx, fy)$ 代表 $Wave_in(x, y)$ 經過傅立葉轉換後的結果； $Wave_in(fx, fy)$ 在和轉換函數相乘之後就得到 $Wave_out(fx, fy)$ ，再經過逆傅立葉轉換可以得到 $Wave_out(x, y)$ ， $Wave_out(x, y)$ 即為波源聲場經過距離 z 的傳遞後所得到的聲場分布。

我們以一個實際的例子來說明前面的流程 (見圖 (2-5))，聲場的強度以灰階表示，白色代表有聲場而黑色則代表沒有聲場。這個例子裡採用一個正方形的探頭，因為在探頭表面的深度只有探頭才會有聲場存在，所以可以看到一個白色的正方形區域 (左下方)，傳遞後的聲場分佈在右下方，主要的變化在於原本清楚的探頭邊緣被柔化了，這是繞射所造成的低通濾波效果。

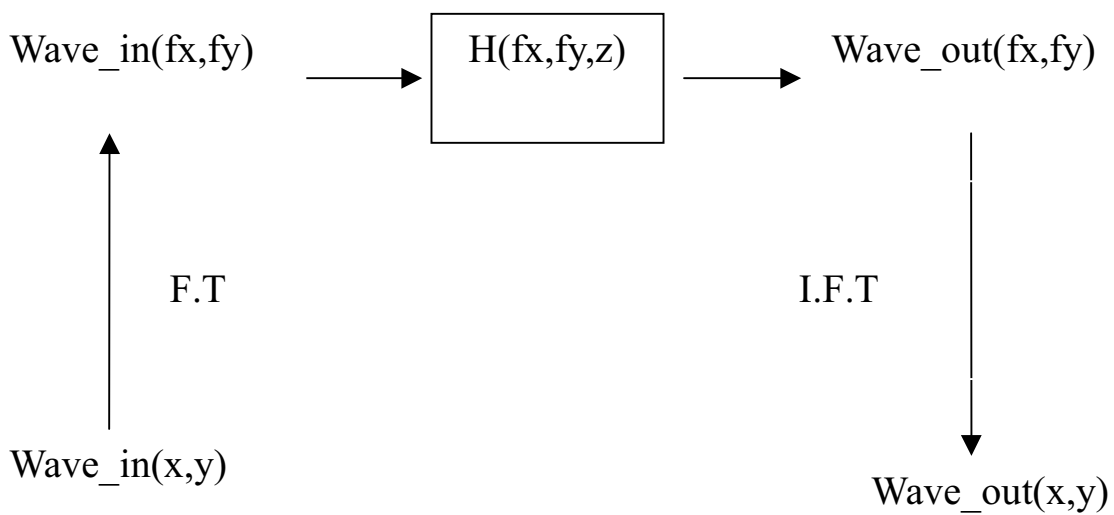


圖 (2-4) 線性聲場傳遞的流程

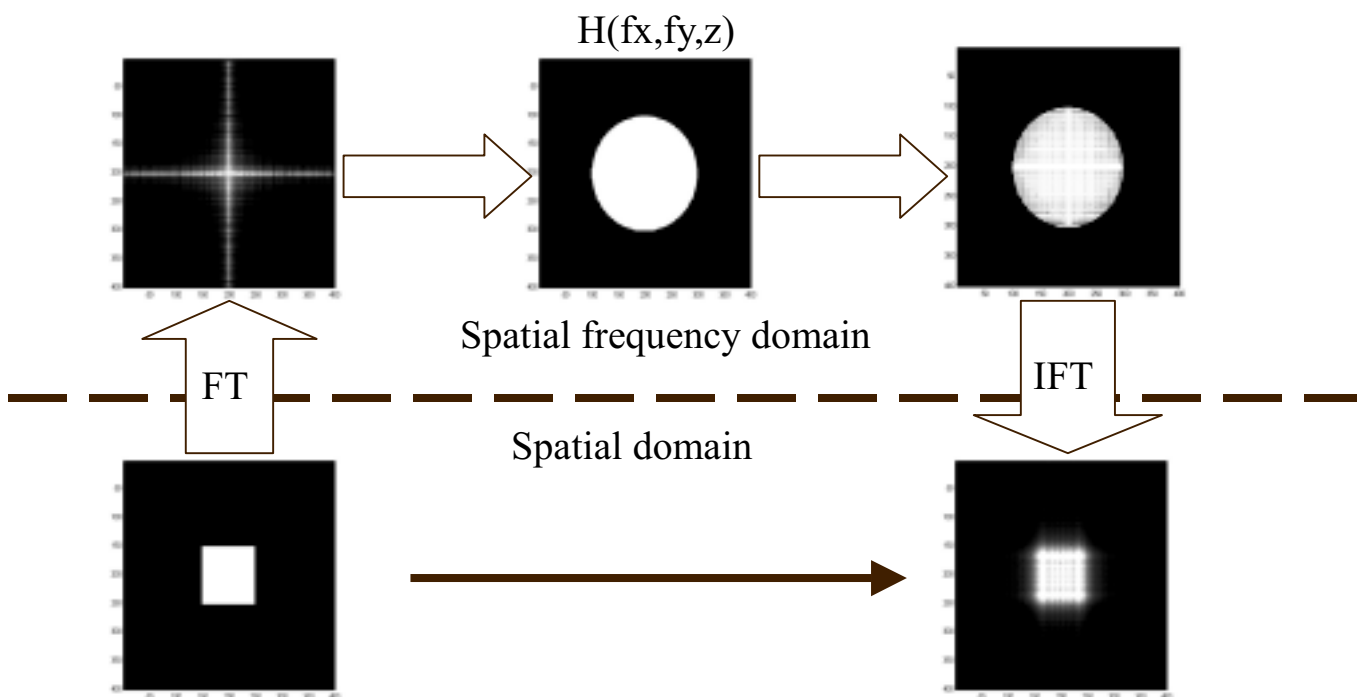


圖 (2-5) 線性聲場傳遞流程的範例

2-3 非線性聲波傳遞

非線性的傳遞主要是將傳遞介質的非線性特性考慮進來，也就是將介質產生諧波的能力加以描述，之前說過介質產生諧波的能力和 B/A 值成正比，但是在這裡為了簡化推導過程，我們採用 β 值來代表介質非線性特性， β 值和 B/A 值的關係為 $\beta = 1 + B/2A$ 。推導過程必須由波動方程式出發，再套入 frequency domain solution to Burgers' equation，便可以解出式 (2-2)：

$$u_n(z + \Delta z, i) = u'_n(z + \Delta z, i) + j \frac{\beta \pi f \Delta z}{2c^2} \left(\sum_{k=1}^{n-1} k u'_k u'_{n-k} + \sum_{k=n}^N n u'_k u_{k-n}^* \right)$$

式 (2-2)

$$n=1, 2, \dots, N$$

u'_n ：線性傳遞後在頻率為 nf 之結果

u_n ：包含線性及非線性在頻率 nf 之結果

β ：非線性參數 f ：基礎頻率 i ：空間座標

c ：聲波傳遞速度 Δz ：傳遞距離

由非線性傳遞的公式可以看出：非線性現象的產生是由信號各頻率成份之間的相乘作用而來。由於單一頻率的信號就是一個弦波信號，當兩個弦波信號相乘時會產生兩種不同頻率成份的弦波，其頻率分別為原本兩弦波頻率之和以及之差。因此在經過一段距離的傳遞之後，原本發射波形頻譜以外的高頻成份便會有明顯的增加，這就是我們所要利用於成像的諧波信號。圖 (2-6) 顯示的便是非線性傳遞中產生諧波的現象：原本信號的頻譜在高頻並沒有能量，但是在經過非線性處理後其頻譜的分佈出現變化，出現了高頻的諧波信號。

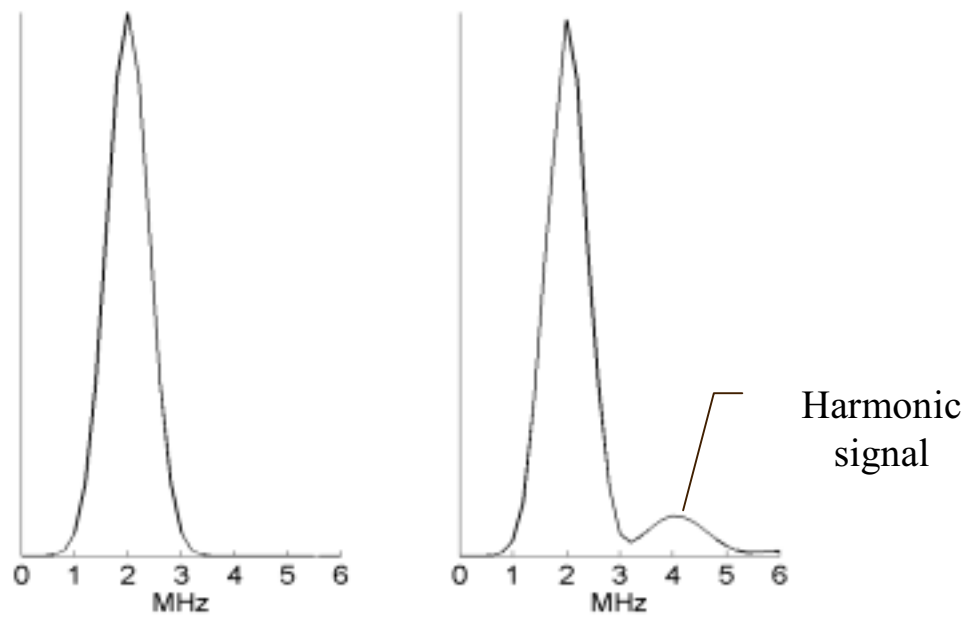


圖 (2-6) 非線性傳遞在頻譜上所造成的效果

第三章 發射聚焦對於組織諧波強度的影響

3-1 研究目的

組織諧波是介質產生的信號，當聲波在介質中傳遞時這些諧波會不斷地被產生，其信號強度是必須慢慢累積起來的。因此在探頭表面由於還沒有經過任何介質的傳遞所以並不會有任何的組織諧波信號，即使到較接近探頭的近場（near field）區域，通常累積的諧波強度仍然很小（和基頻信號相比），其強度會在聚焦點達到最大值並且在聚焦點後也隨著基頻信號強度的衰退而下降。

諧波信號的強弱會影響影像的訊雜比（SNR），因此整個系統的靈敏度（sensitivity）以及穿透能力（penetration）都會受到限制。一般拉高訊雜比的方式最簡單的直接增強發射信號的功率，但是在醫用超音波的使用上必須考慮高能聲波可能在人體內產生的不良效應，例如高能聲波會在組織中產生熱能而破壞了正常的組織，因此我們的研究希望在符合安全規範的條件下盡量拉高諧波信號的強度。由於基頻信號通常高於諧波甚多，整體聲波的強度是由基頻信號決定，所以我們只要確定基頻信號強度小於安全界線，便可以符合安全規範的要求。

除了提升諧波強度外，加大景深（depth of field）也是增加諧波影像品質的方法。景深指的是聲波在一定強度以上的深度範圍，景深越長代表聲場夠強的區域較大，因此在影像中有足夠 SNR 的範圍便會比較廣，能夠提供較多的診療資訊。我們通常將聲場強度對傳遞方向（通常稱為軸向或 z 方向）的變化加以做圖，然後取最強信

號(聚焦深度的信號)的-3dB 值作為 threshold,信號強度高於 threshold 的深度便被視為景深的範圍。

3-2 f/number對諧波強度的影響

f/number的定義如式 (3-1)。在聚焦點固定的情況下，f/number 越大代表所使用的探頭越小，如果所使用的是陣列探頭的話就代表有用到的通道數較少。較大的f/number會造成比較長的景深，但是所造成的聚焦效果會比較差，其橫向解析度 (lateral resolution) 也會較差。

$$f / number = \frac{depth_of_focus}{size_of_transducer} \quad \text{式 (3-1)}$$

由於諧波信號是由基頻信號經由非線性傳遞而得，所以當基頻信號的景深隨著f/number改變時，諧波信號的景深也應該會隨之變化。我們分別進行了模擬以及實驗來看諧波強度的景深。圖 (3-1) 是模擬的結果，我們固定探頭的孔徑大小，利用變化聚焦點的位置來改變f/number，可以看出諧波信號與基頻信號都會隨著f/number的變大而拉長其景深。當f/number為2，基頻及諧波的景深差不多小，但是當f/number加大到4時，雖然兩者景深都有增加，但是諧波的景深已經大過基頻信號，因此改變f/number對諧波信號景深有比較大的影響力。這是因為逐漸累積增強的諧波信號其聚焦點會比基頻來的深，因此實際上諧波信號的f/number會比基頻來的大，故其景深又再被拉長。

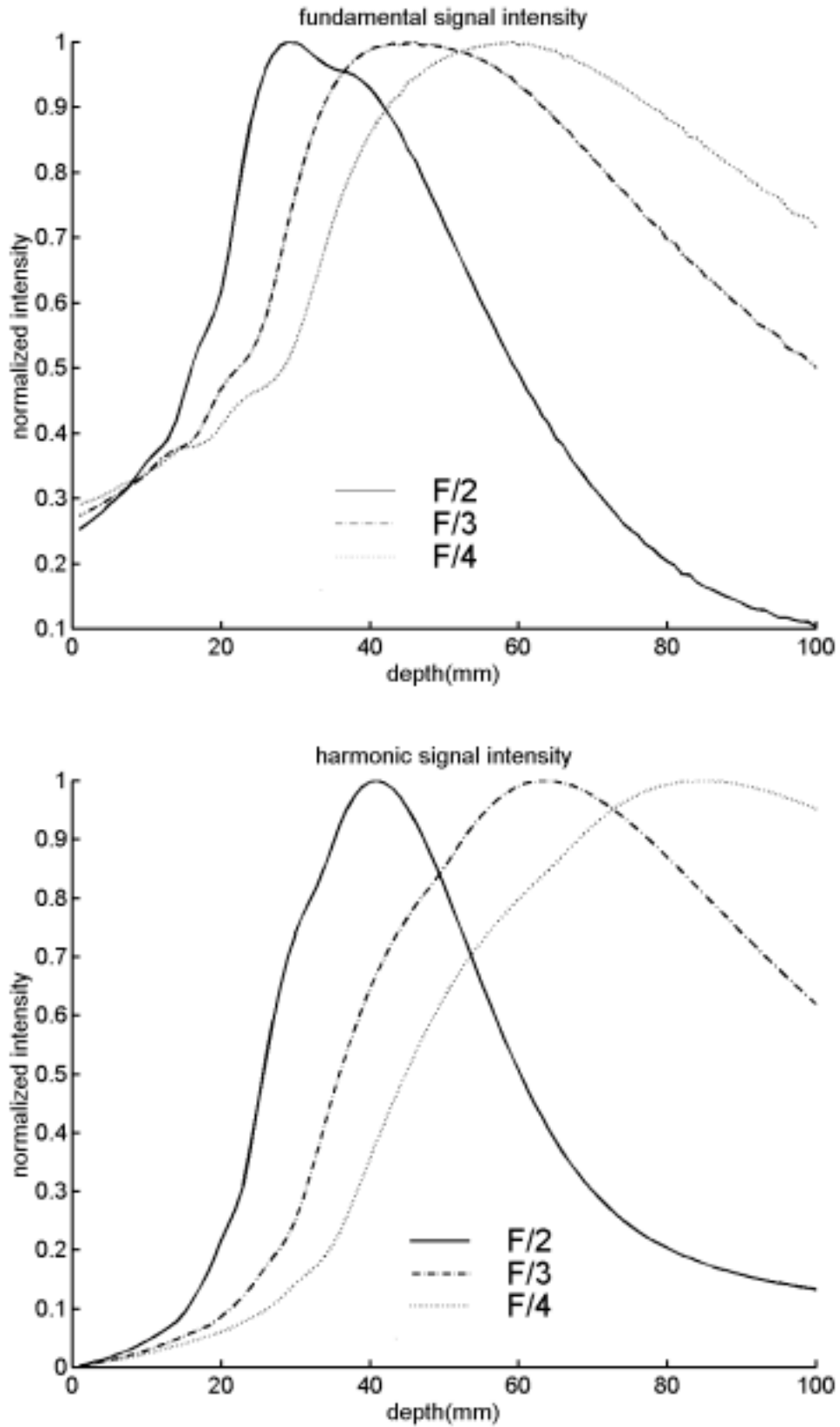


圖 (3-1) 模擬 f/number 所造成的景深變化

我們實驗架構的設計如圖 (3-2) 以進行不同 f/number 下的聲場量測，實驗是在水箱中進行。為了準確的量出不同深度平面上各點的聲場強度，我們使用了水聽筒 (hydrophone) 來接收從探頭髮射出來的聲波信號，並且用三維的定位馬達系統來控制水聽筒的位置以及深度；此外我們也對發射的高斯脈衝 (Gaussian pulse) 波形進行設計，其中心頻率為 2MHz，頻寬為 30%，這樣的波形設計可以確保發射信號中不會有中心頻率的諧波成分，如 4MHz，這樣我們用水聽筒所量到的諧波信號便完全是經由非線性傳遞的效應產生的，這使得我們比較容易掌握諧波信號的特性。

我們的整個實驗系統圖如下，其中任意波形產生器 (AFG)、類比轉數位資料擷取器 (digitizer) 以及定位馬達的控制都整合在 HP 的 VEE 程式中，當定位馬達將水聽筒移動到定點之後，digitizer 便可接受發射脈衝的觸發而開始擷取固定長度的資料，當資料擷取完畢，定位馬達就會移動到下一個定點並且開始重複整個程序，我們對每一個深度都量測一個 $10\text{mm} \times 10\text{mm}$ 平面的大小，每個量測點的間距為 0.15mm，量測完畢之後對每一深度平面取出最大的信號便可以找出深度對信號強度的關係。

圖 (3-3) 是我們在聚焦點量測到的信號頻譜和原始發射信號頻譜的比較，實線表示量測到的信號，點虛線則為原設計的信號頻譜。原發射信號的頻寬不大，故其頻譜在 3MHz 以上並沒有能量，但是當傳遞到聚焦點時，諧波信號便明顯的可以看出來，其強度約比基頻信號低 25dB，這說明了我們的確可以量測到由水的非線性產生的諧波信號。

對 f/number 的實驗結果如圖 (3-4)。在這裡我們以改變聚焦點位置的方式來變化 f/number ，所使用的單一聚焦探頭其直徑為 29mm，聚焦深度則為 70mm 處，此時的 f/number 為 2.4。為了使得同一個探頭可以有不同的聚焦深度，我們以聲波傳播速度較慢的

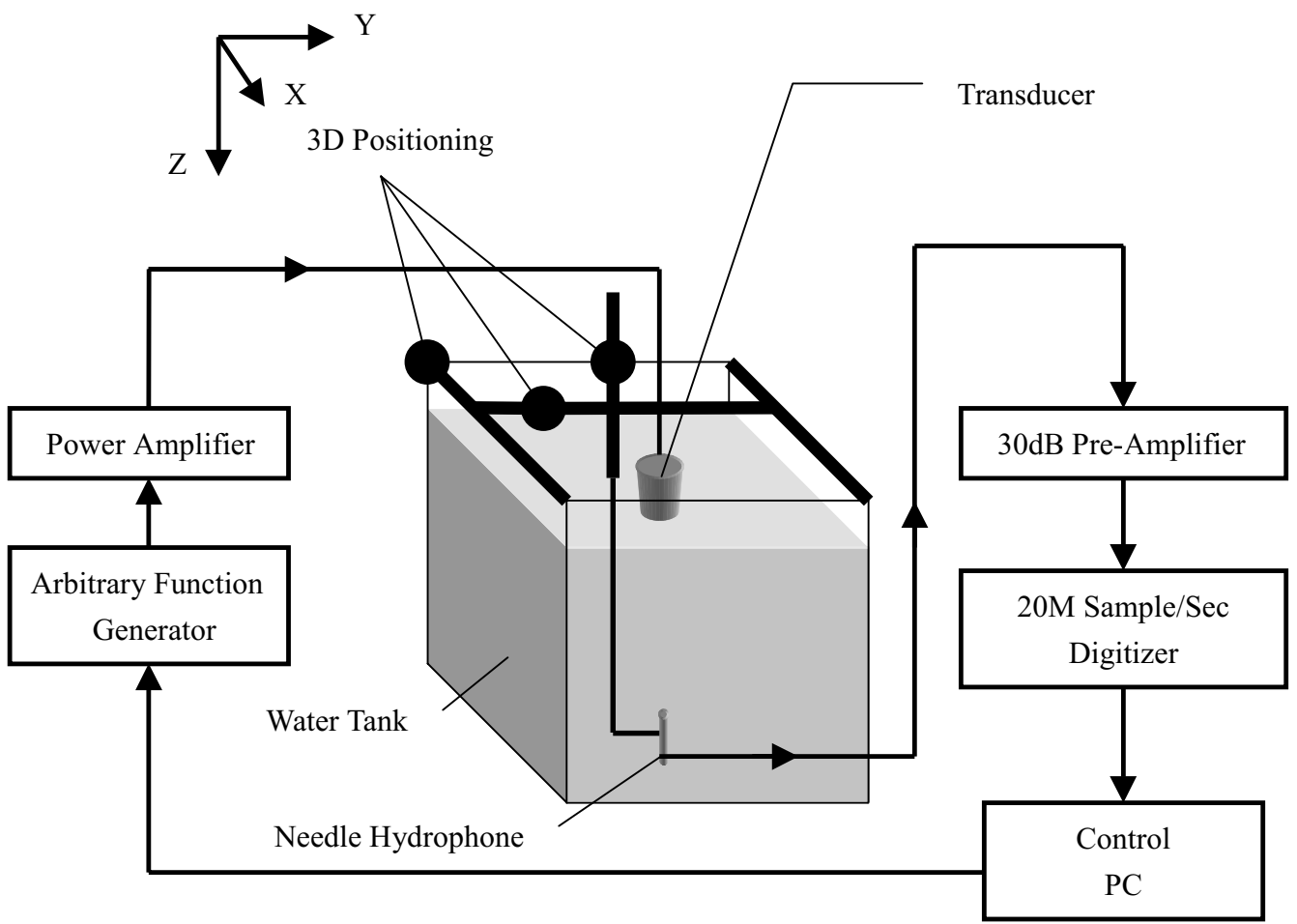


圖 (3-2) 聲場強度的量測實驗架構圖

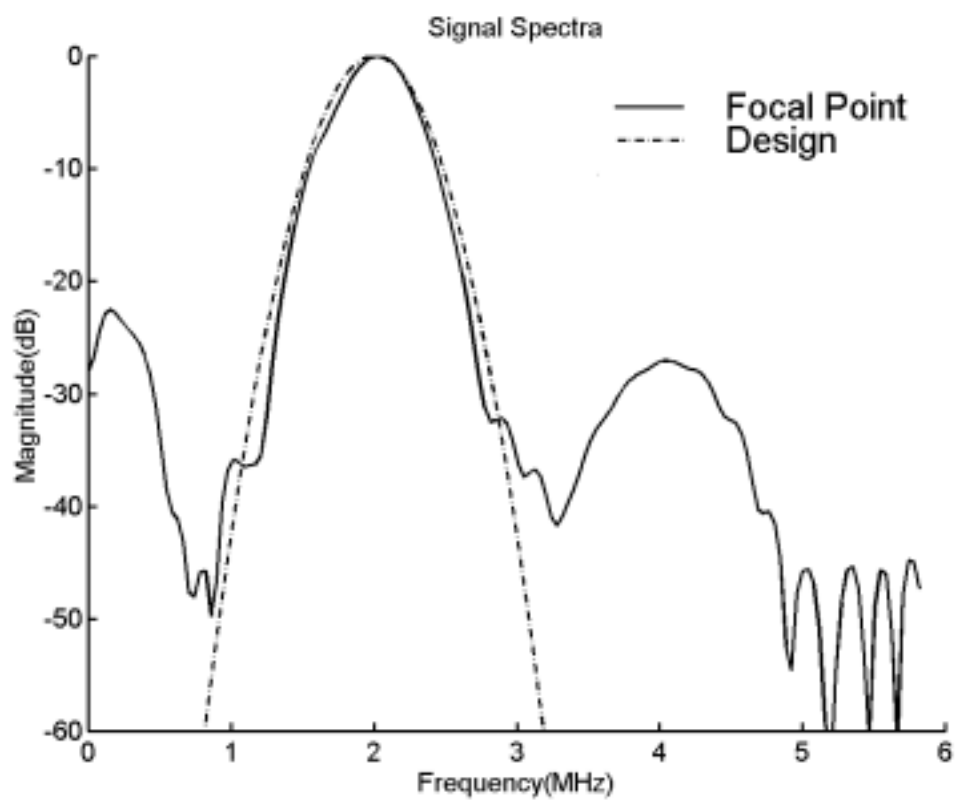


圖 (3-3) 比較原設計波形和所量得的波形頻譜

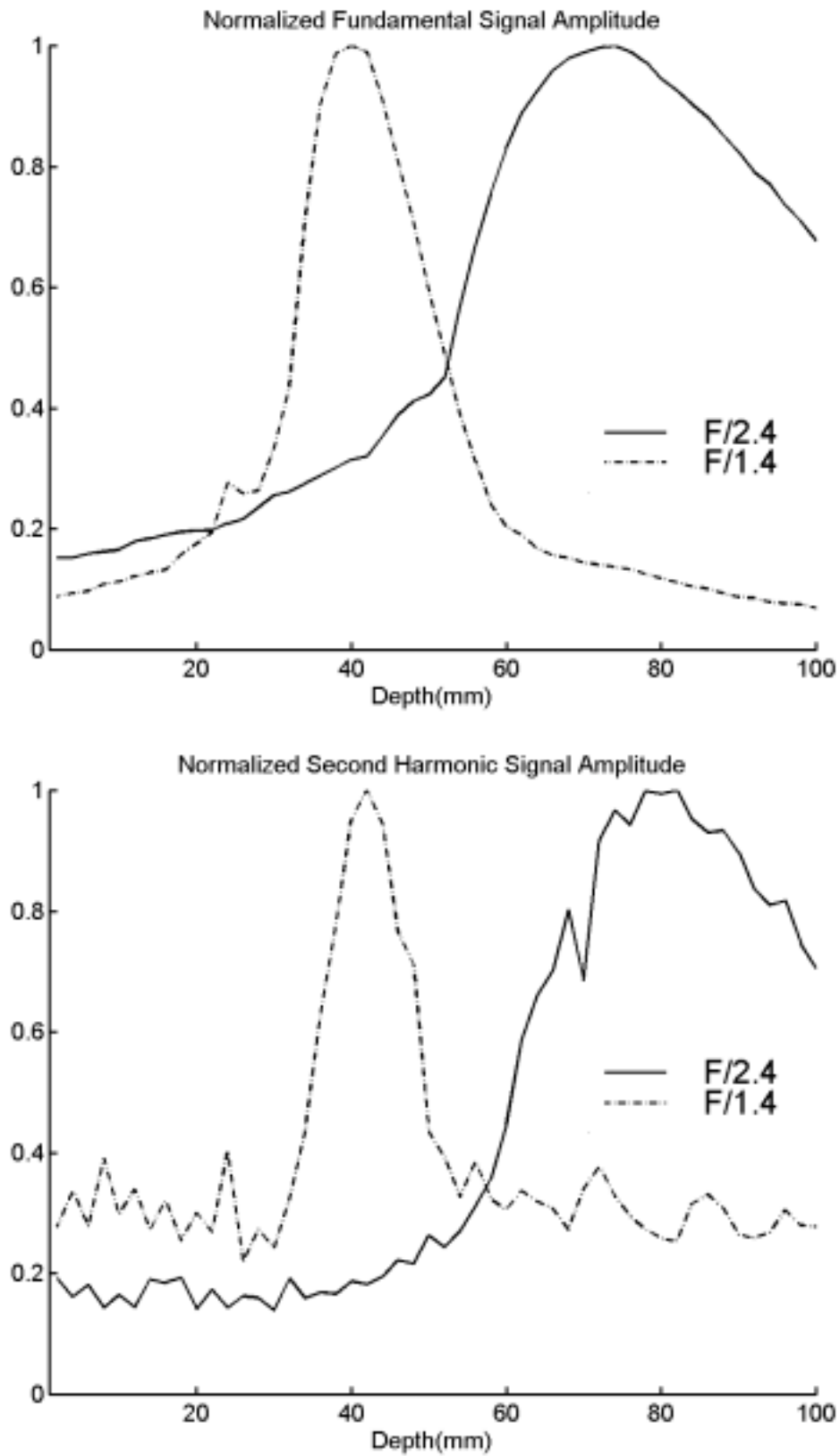


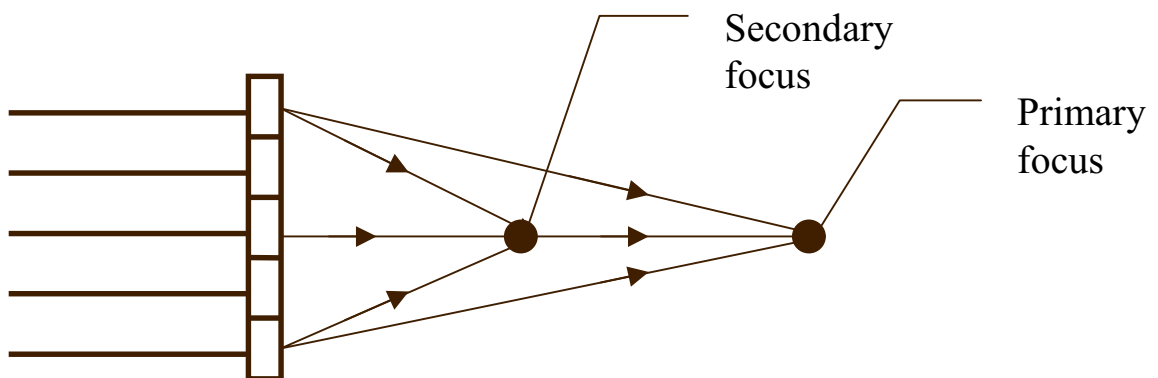
圖 (3-4) f/number 所造成景深變化的實驗結果

silicone rubber 塗佈於整個探頭表面，經由量測後得知其聚焦在 40mm 處，所以其 f/number 變為 1.4，這樣便可以得到不同的 f/number。由圖中可以看出當 f/number 由 1.4 變大到 2.4 時，所量測到的諧波信號景深的確有增加。

而且不論由模擬及實驗的結果看來，都可以發現：對聚焦點後的景深而言，諧波信號受到 f/number 影響的程度大於基頻信號。由於諧波其 SNR 較差，因此在近場所收到的其實是雜訊，不過由於景深的範圍都在信號較強的聚焦點附近，所以在景深的判斷上並不會受到雜訊的影響。

3-3 多重發射聚焦對諧波信號強弱的影響

由於諧波信號在聚焦點之前的近場區域其強度比較微弱，因此如果發射信號能夠同時對兩個以上的深度進行聚焦，就可以針對需要加強的區域來設定聚焦點，這樣便可以拉高特定深度的諧波強度。我們把這樣的聚焦方式稱之為多重發射聚焦（multiple transmit focusing），它的示意圖如圖（3-5）。



圖（3-5） 多重發射聚焦的示意圖

這樣的方式和商品化系統中之 multi zone focus 功能並不相同，一般所稱的 multi zone focus 將整個影像深度範圍劃分為幾個區域，首先將聚焦點設在深度較淺的區域然後進行成像，接著將聚焦點往下一個較深的區域移動後再一次成像，重複完這樣的步驟後將每一區域的影像重疊在一起便可以得到一張完整的影像。這樣的方式雖然可以使得整張影像中的任何深度都維持聚焦點的高影像品質，但是由於對每一個區域都必須做一次成像，所以完成整個影像會多花好幾倍的時間，深度上劃分的區域越多則成像時間也越長，故其 frame rate 會大幅降低。而我們提出的多重發射聚焦是對數個聚焦深度同時聚焦，總共只經過一次的發射接收，因此系統的 frame rate 完全不會受到影響。

由於我們的模擬著重於近場諧波信號的加強，因此除了設定在 60mm 深的主聚焦點外，第二聚焦點均設於 60mm 之前的深度，在兩個聚焦點的能量分配上則令主聚焦點的聲場較強。在所有模擬以及實驗中均將基頻聲場能量的最大值調整為一致以確保送入人體的最強聲場相同，這樣可以使得有第二聚焦點和沒有第二聚焦點兩者是在同樣符合安全規範下所做的比較，否則一味增強基頻信號強度則其諧波信號也必然增加，但是這樣的方法不能實際運用在醫用超音波上，所以不同情況間的比較便會失去意義。

在主聚焦點以及第二聚焦點的 f/number 都固定為 2 的情形下(由於主聚焦點較深，所以探頭全部的通道均用來對主聚焦點發射，而只有中間部份通道對第二聚焦點發射)，我們模擬了第二聚焦點度在 20mm 及 30mm 的情形，其基頻及諧波信號強度隨深度的變化如圖 (3-6)，圖中點虛線以及虛線分別代表第二聚焦點在 20mm 及 30mm，實線代表只有主聚焦點的單一聚焦情形。

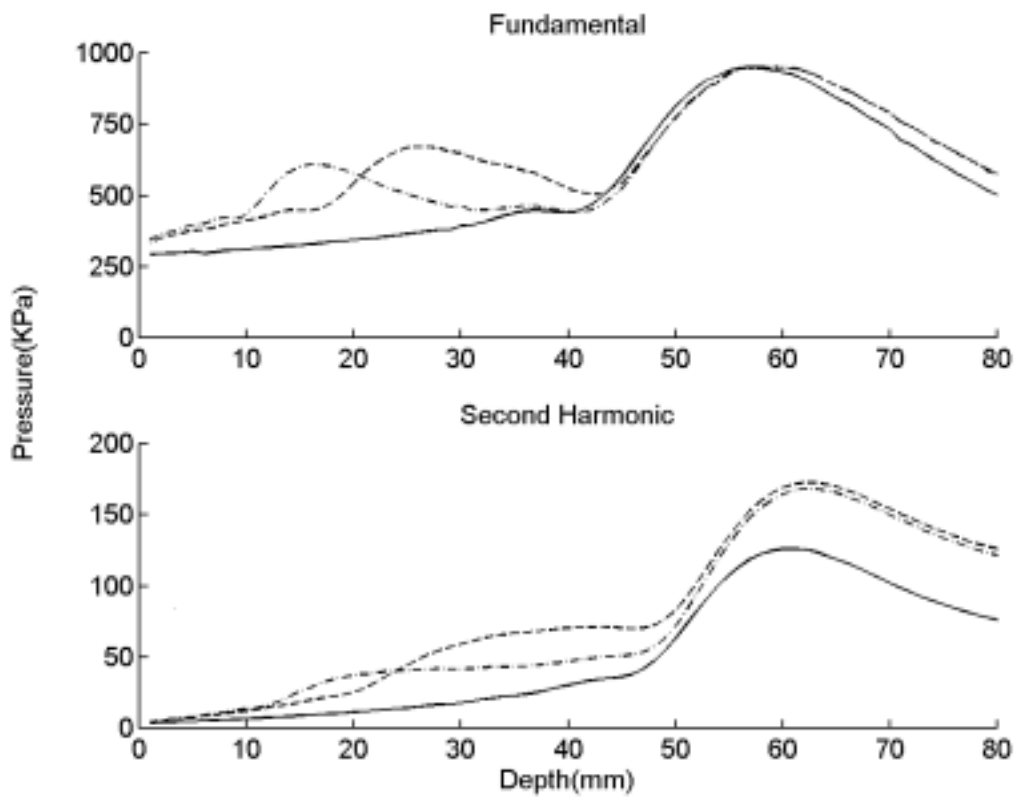


圖 (3-6) 模擬不同深度第二聚焦點所造成的聲場強度變化

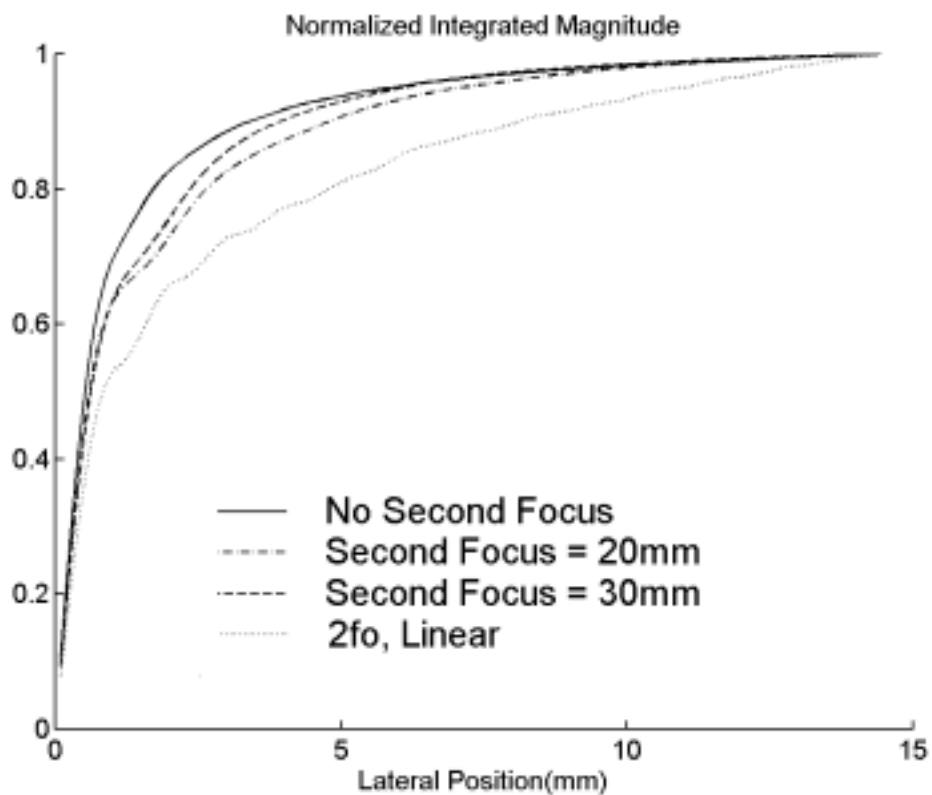


圖 (3-7) 模擬不同深度第二聚焦點所造成的波束積分圖

上半圖顯示了基頻信號的強度變化，請注意主聚焦點處的信號強度已經調整成一致，可以看到 20mm 或 30mm 處有明顯的突起，這便是第二聚焦點所造成的信號增強效果。基頻信號的增強會增加產生的諧波信號，從下半圖的諧波信號變化可以看出第二聚焦點的加入不但在近場拉高了諧波的強度，這些增加的諧波信號更會一直往下累積，因此在第二聚焦點後所有深度的諧波強度都有顯著增加的現象，因此大幅提昇了諧波信號的靈敏度及穿透度。

改變第二聚焦點的位置可以決定在近場的主要增強位置，若將第二聚焦設於 20mm 處，則在此深度便會有最大的增強效果，因此我們只要知道哪一個深度最需要加強，就可以藉著適當的設定聚焦位置來達成。此外，由於諧波具有累積產生的特性，聚焦於較深處的情形可以累積較多的諧波，所以在強度的比較上，第二聚焦點設在 30mm 處的諧波強度會比設在 20mm 處的情形高。

多重發射聚焦的缺點是諧波信號波束旁瓣 (sidelobe) 的升高，旁瓣越高則對比解析度 (contrast resolution) 會下降，這可以由圖 (3-7) 中的波束積分圖看出。在這裡，波束積分圖是將主聚焦點處的波束從波束中心點開始沿著橫向 (lateral direction) 積分至 15mm 的位置，並且加以正規化 (normalized)。在波束積分圖中，越快上升趨近於飽和值的曲線代表其旁瓣較低，因此會有比較好的對比解析度表現。圖 (3-7) 中的點虛線及虛線上升的速度都比實線來的慢，這代表多重發射聚焦降低了對比解析度，這個現象是因為第二聚焦點的波束和主聚焦點波束互相干擾而造成主聚焦點處波束旁瓣的上升。不過，和只經由線性傳遞的同頻率信號 (點線) 相較，採用多重發射聚焦的情形仍然有較低的旁瓣，也就是說多重聚焦可以在加強信號強度的同時也維持組織諧波影像的對比解析力。

F/number 對於第二焦點的影響也值得探討。將第二焦點固定於 30mm 的深度，改變參與發射的通道數目來調整 f/number，主聚焦仍然位於 60mm 處，其 f/number 固定維持 2。聲場模擬的結果如圖 (3-8)，圖中點虛線以及虛線分別代表第二焦點的 f/number 為 2 和 3 的情形，實線代表單一聚焦。可以發現當第二聚焦的 f/number 為 2 時，由於此時用到的探頭面積較大故所造成的信號增強效果也比較明顯。

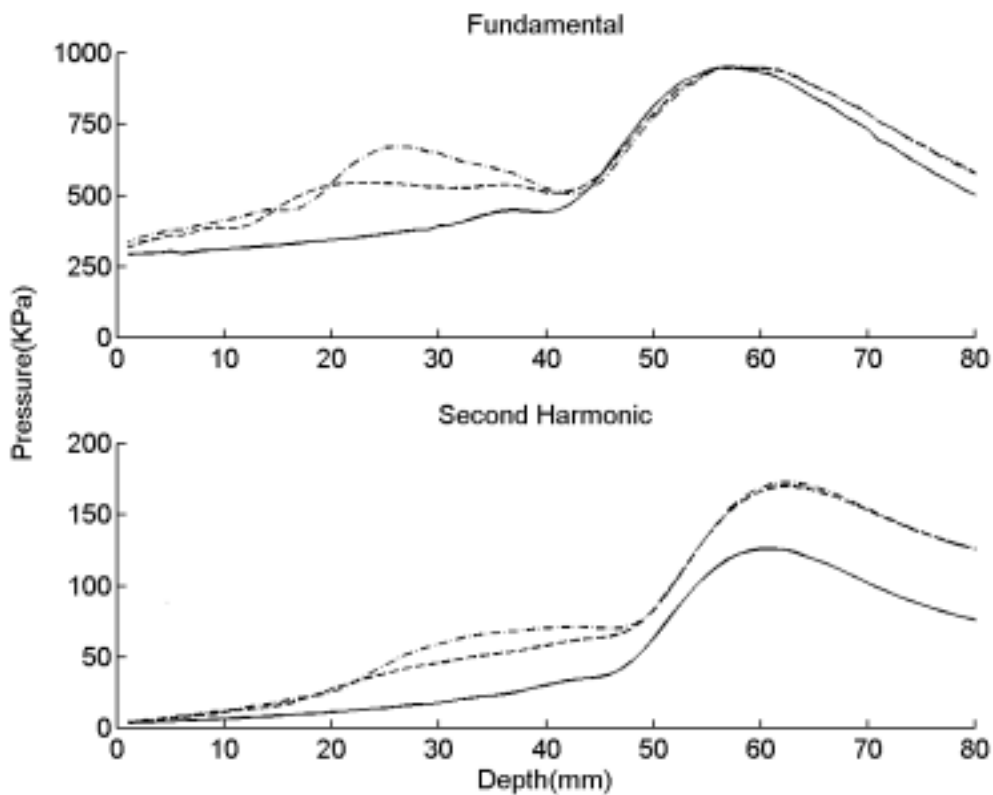


圖 (3-8) 模擬不同 f/number 第二焦點所造成的聲場強度變化

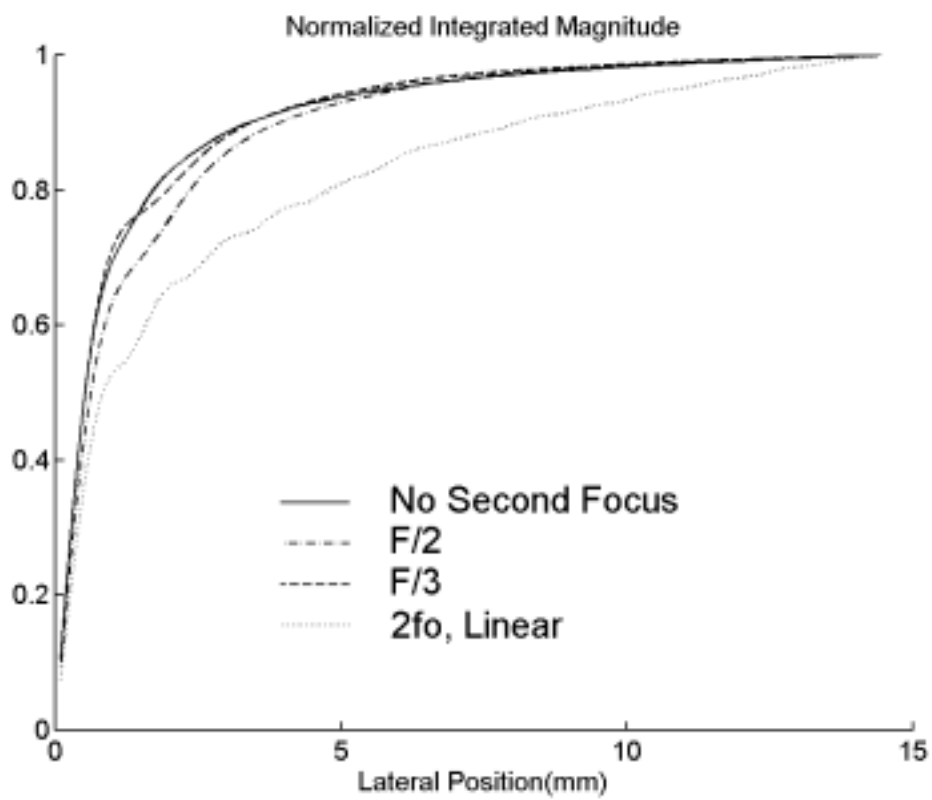


圖 (3-9) 模擬不同 f/number 第二聚焦點所造成的波束積分圖

圖 (3-9) 將圖 (3-8) 中的聚焦點波束加以積分，結果旁瓣上升的現象依然存在，但是 f/number 等於 2 時的旁瓣比 f/number 等於 3 的情形還高，這是因為小 f/number 的情形雖然聚焦效果強，可有效的提昇諧波強度，但其波束在過了聚焦點後發散的比較快，所以在 f/number 等於 2 的情形下所傳到主聚焦處的第二聚焦點波束是品質比較差的，使的主聚焦處旁瓣上升的現象更嚴重。

在實驗驗證部份，為了得到有兩個聚焦點的探頭，我們採用的方式和前面改變探頭聚焦深度以變化 f/number 的方法相同，也就是將單一聚焦點的圓形探頭中央部份用 Silicon rubber 覆蓋，由於聲波在 Silicon 中的傳播速度約 $1054\text{m}/\text{sec}$ ，低於水中的聲速 $1540\text{cm}/\text{sec}$ ，經由司乃爾定律 (Snell's Law) 的計算可以發現：被 Silicon rubber 覆蓋的區域聚焦在較淺的深度，而沒有被覆蓋的環形區域則聚焦在較深的原聚焦點。探頭完成後的外觀如圖 (3-10)。

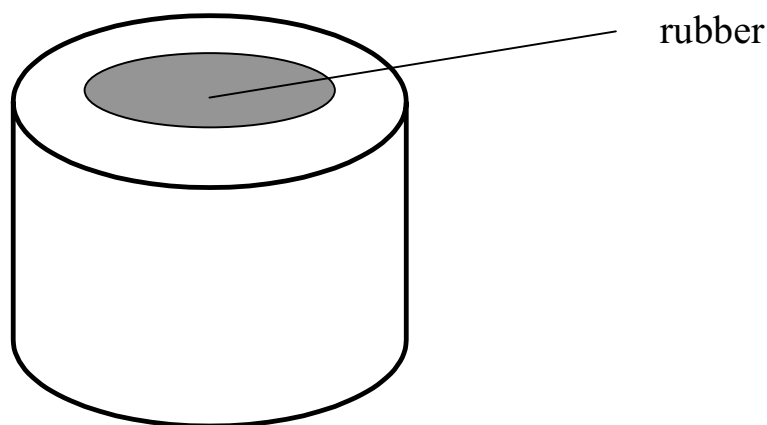


圖 (3-10) 多重聚焦探頭的製作方法

圖 (3-11) 是單一聚焦探頭和雙聚焦探頭的聲場量測結果，量測系統的架構如同圖 (3-2) 所示。

圖(3-11)的上半圖是基頻信號的量測結果，諧波信號的量測結果則以下半圖表示。在上圖中可以在30mm附近明顯看到由第二聚焦點所造成的信號增強效果，而且主聚焦點也從70mm處向前偏移到60mm處，主聚焦點的偏移是因為我們所使用的探頭表面並不是完美的球面，沒有被Silicon rubber覆蓋的外環區域其曲率較大故聚焦在較淺的深度。

由於雙聚焦以及單一聚焦探頭的主聚焦點並不在同一個位置，所以下圖中的諧波強度分布並沒有出現之前模擬中的景深拉長以及信號強度增強效果，這是由於組織諧波信號是藉由發射信號在組織中傳遞時所累積下來的失真而來，因此在組織中傳遞的距離也會影響波形失真的程度，也就是會影響到諧波信號的強度，傳遞的距離越短則能夠累積到的諧波強度也越少。雙聚焦點探頭的主聚焦點因為向前偏移而位在比較淺的深度，故其諧波強度會比單一聚焦的情形還來得低，此外由於第二聚焦點處的強度較低，所以也看不出在近場的諧波強度上有明顯峰值(peak)出現。

而且，主聚焦點的向前偏移會造成景深變小(f /number變小)，這使的聚焦點後的信號強度下降較快，因此會對較深位置的訊雜比有不良的影響。

圖(3-12)則是在聚焦平面的聲場分布，其中(a)(c)為單一聚焦探頭的聲場分布，(b)(d)則為雙聚焦探頭的聲場分布，(a)(b)為基頻信號，(c)(d)為諧波信號。從圖中可以看出聲場圓形對稱的特性，此外由(a)(b)的比較可以看出雙聚焦點探頭會有較大的旁瓣，雖然理論上由諧波信號而來的(c)(d)應該也可以看到同樣的現象，不過由於諧波比較微弱以致於旁瓣升高的現象被背景雜訊掩蓋了。

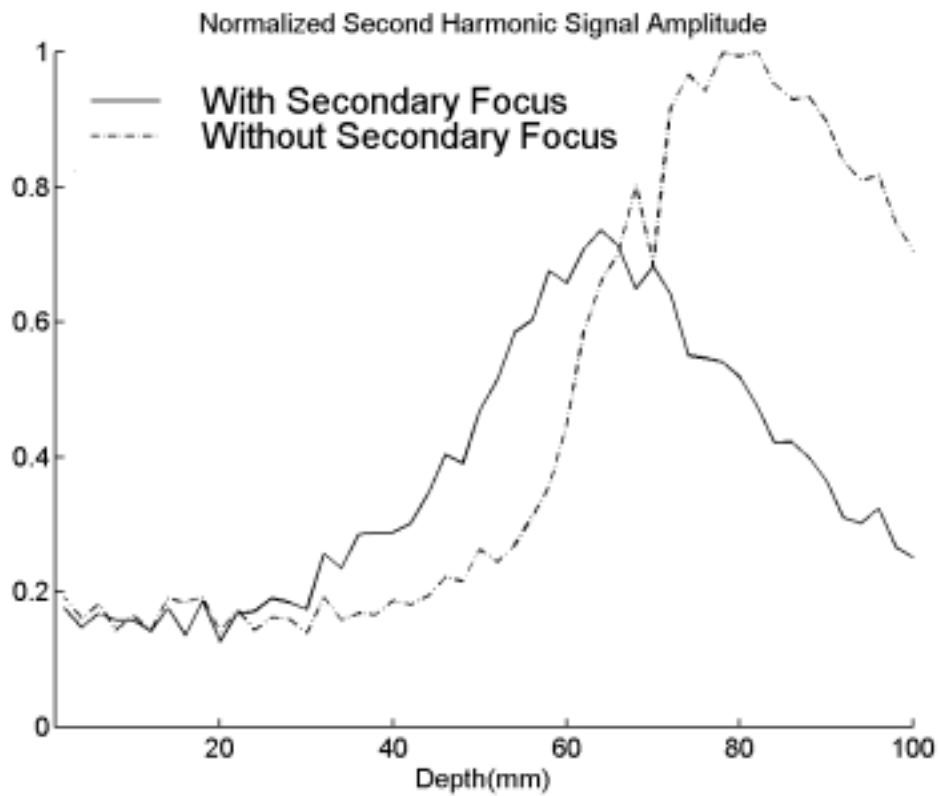
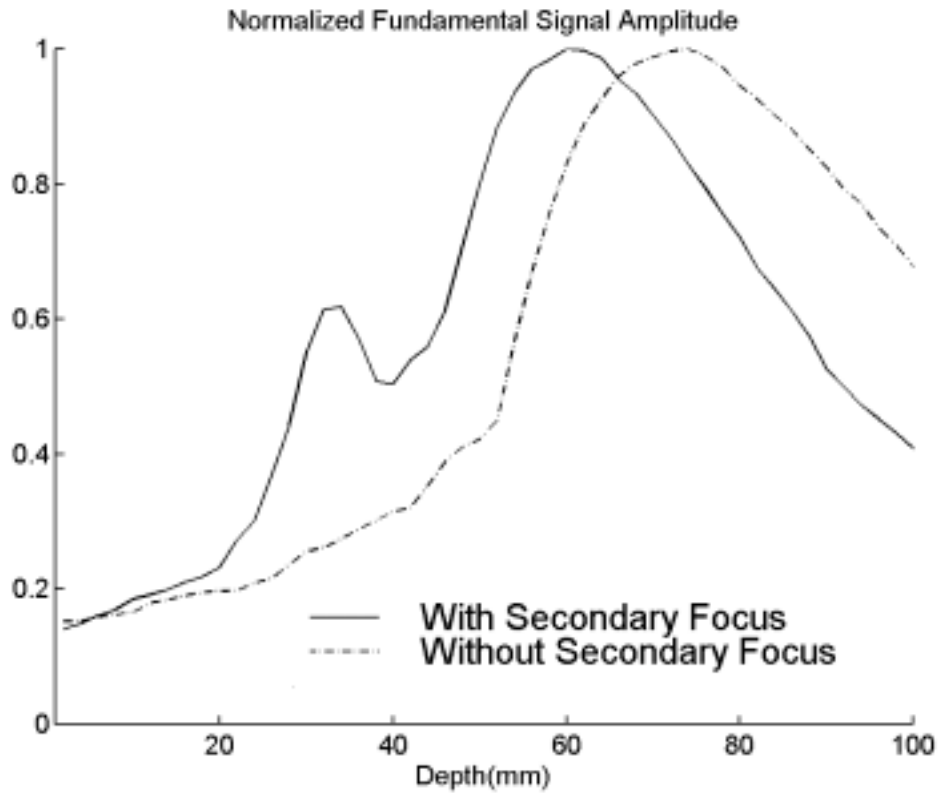


圖 (3-11) 以實驗結果說明多重聚焦的聲場強度變化

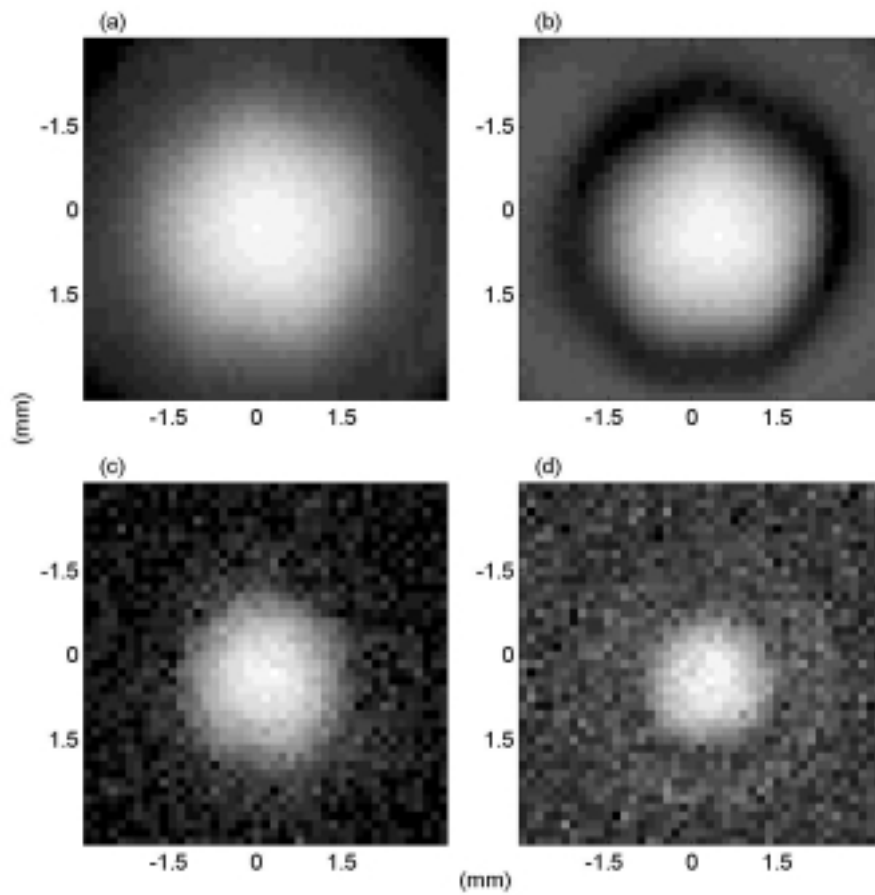


圖 (3-12) 以灰階圖表示所量測到的圓形對稱聲場

3-4 仿體影像

除了水聽筒的聲場量測外，我們也將多重發射聚焦運用在仿體成像上。這部分的實驗架構如圖（3-13）所示，大部分的安排和水聽筒實驗相同，不同的是目前的探頭是同時擔任發射以及接收的工作。由於此探頭的中心頻率在3.5MHz，為了將基頻信號以及諧波信號都納入此探頭的頻寬，我們設計的發射信號是2.25MHz的高斯脈衝，-6dB頻寬為42%，這樣諧波頻譜會在4.5MHz附近，所以還可以被3.5MHz的探頭有效地接收。另外一點不同之處在於增加了一對反接的二極體，它可以隔離功率放大器所產生的雜訊，以減低對本來就很微弱的仿體反射信號的影響。

仿體的製作方法如下：將吉利丁粉末（gelatin）加水煮熱使之溶解，然後再加入細小玻璃珠（glass beads），其平均半徑小於106 μ m，所以其對聲波的反應是散射現象，為了使的glass beads能夠均勻的分佈在吉利丁凝膠中，在溶液凝固時必須加以持續的攪動直到完全凝固為止。

我們在仿體中挖了一個和仿體表面平行的圓柱形隧道，中間以清水充填，水對於聲波並不會有信號反射，所以隧道區便形成了無反射區（anechoic）。成像的方式是將探頭以機械式移動的方式橫切過無反射隧道，整張影像由50條掃瞄線構成，對每一次掃瞄都會進行1000次平均以降低雜訊，將回音信號分別濾波之後所得到的基頻及諧波超音波影像如圖（3-14）及（3-15）。

每一張圖的上半為單一聚焦探頭的結果，下半為雙聚焦探頭結果，在圖形的右方都可以看到無反射隧道所造成的暗區。諧波成像的speckle pattern和基頻成像比較起來較為細膩，這證明了諧波成像擁有較高解析度，此外有第二聚焦的影像其最亮處均在60mm左右，這是主焦點從70mm向前偏移的結果，而且在焦點後的信號也下

降的比單一聚焦快，這些現象都和水聽筒聲場量測的結果符合。

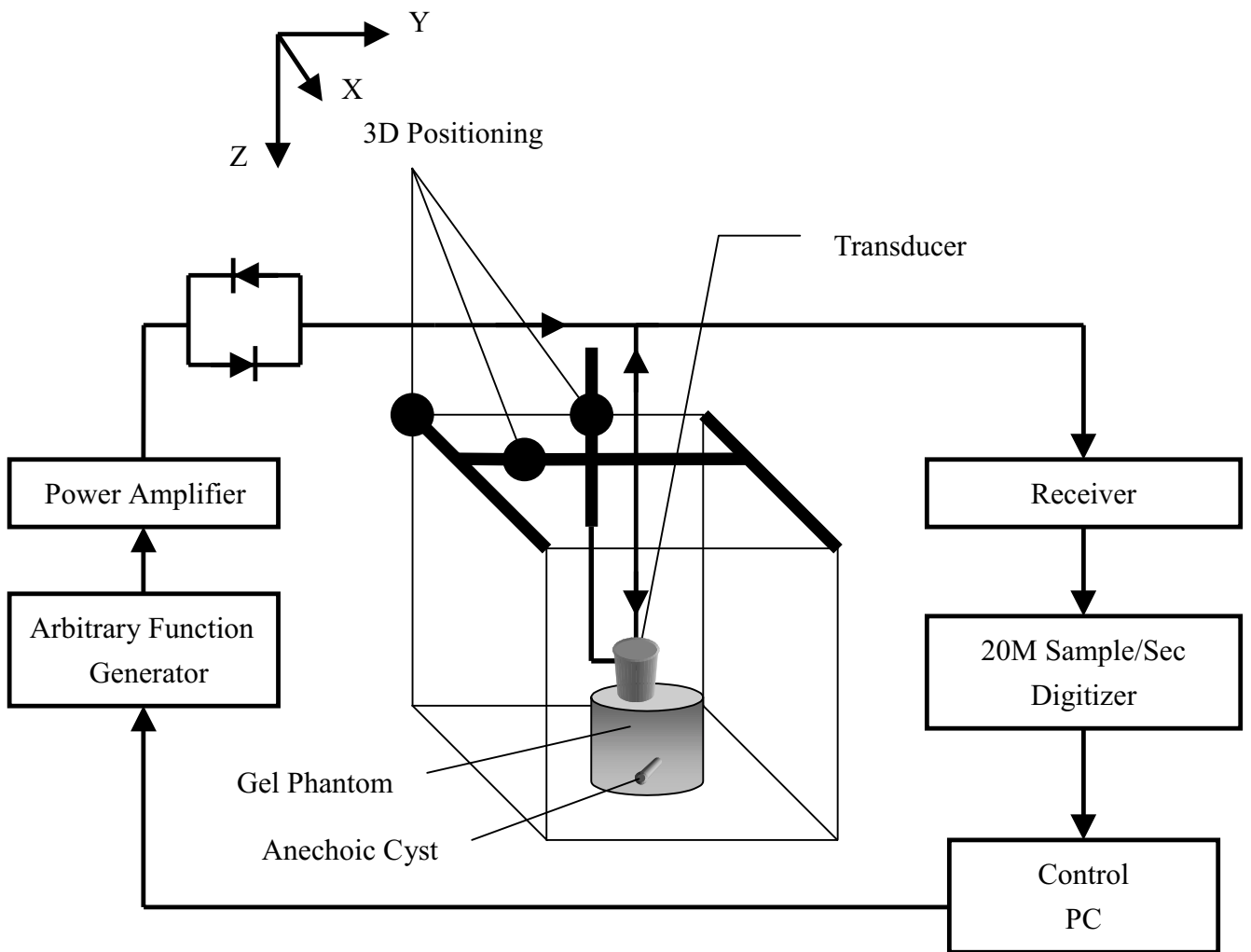


圖 (3-13) 對仿體進行成像的實驗架構

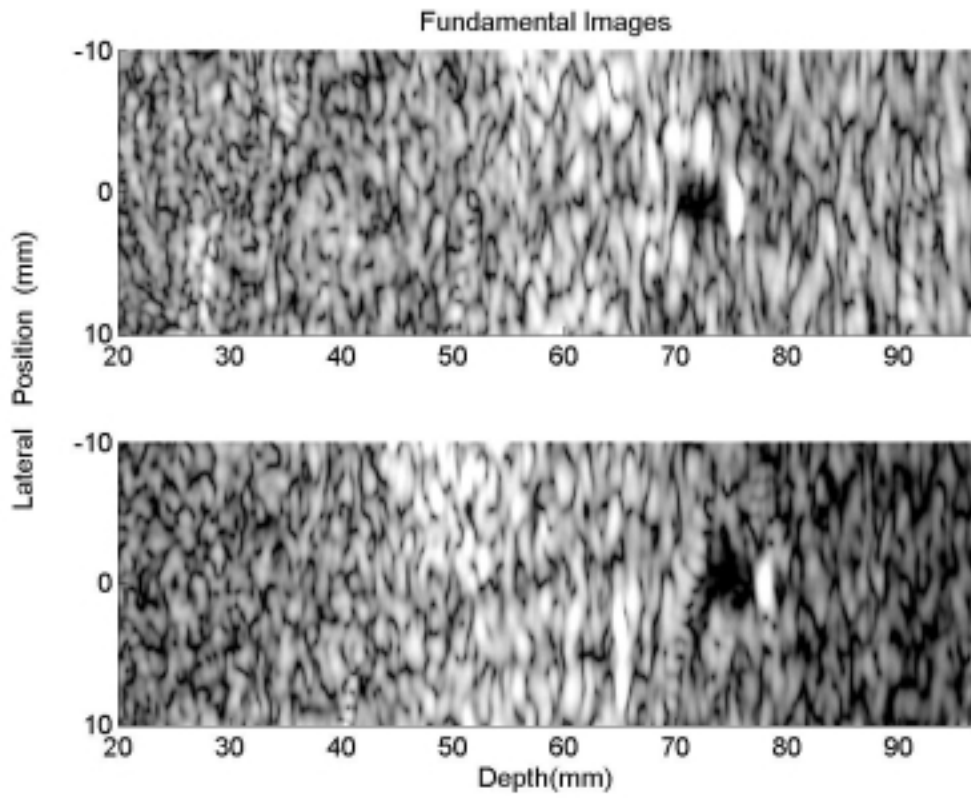


圖 (3-14) 仿體的基頻影像

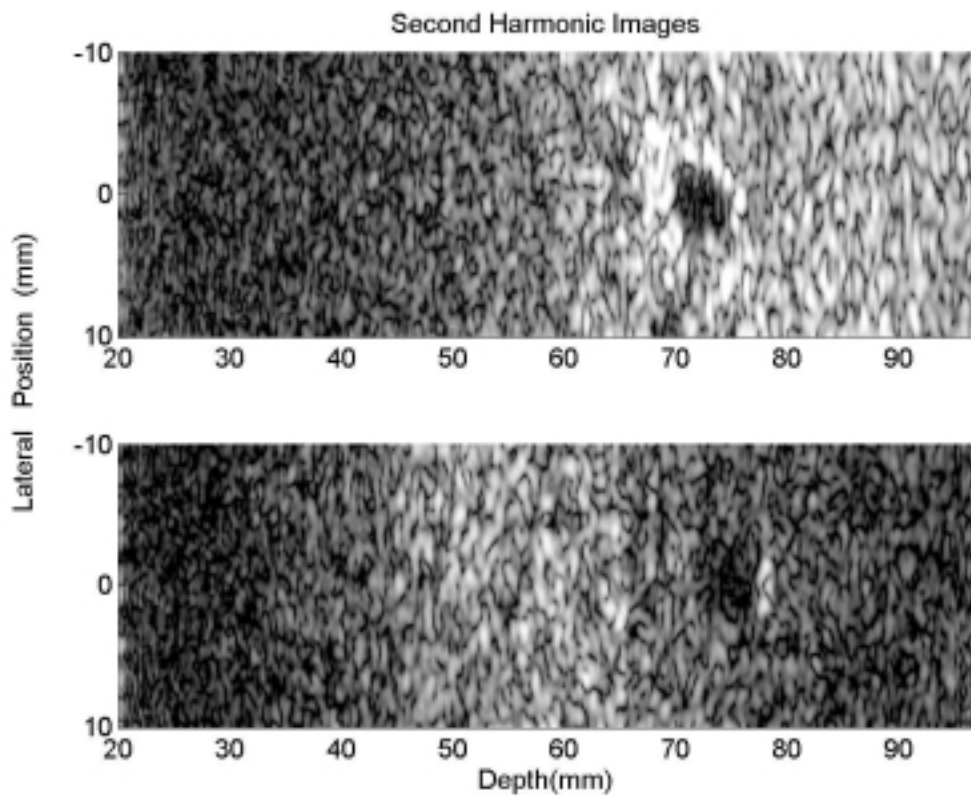


圖 (3-15) 仿體的諧波影像

第四章 諧波溢漏現象對於組織諧波影像品質的影響

4-1 研究目的

由有限振幅失真現象而來的組織諧波影像 (tissue harmonic imaging) 已經被證實具有較好的影像解析度，這是因為由非線性傳遞 (nonlinear propagation) 所產生的諧波信號和由線性傳遞 (linear propagation) 而來的同頻率信號相比較起來，諧波信號可以在成像時提供較低的旁瓣強度，而且不管聲波傳遞經過的是均勻的介質 (tissue homogeneity) 或是由數種組織共構成的不均勻介質 (tissue inhomogeneity)，都可以觀察到同樣的現象。而在超音波影像中，低旁瓣代表的就是高對比解析度，因此組織諧波影像比傳統的基頻影像有著更好的對比，因此可以在腫瘤病變治療上提供醫生更明確的診斷資訊。

雖然只有組織非線性而產生的諧波信號才具有比較優異的成像品質，不過實際上利用超音波探頭所接收回來的信號並不是都由組織的非線性特性而來，系統本身也可能產生諧波信號，而且系統產生的諧波信號和由組織產生的諧波信號是互相獨立的。換句話說，在距離探頭一定距離之後所探測到的諧波信號事實上是由兩種來源不同的諧波混合而成，其中之一是透過傳遞介質中的有限振幅失真 (finite amplitude distortion) 而來，另外一部份則是在聲波傳遞之前便存在於超音波影像系統，我們將這種諧波信號的來源稱之為「諧波溢漏」(harmonic leakage)。當諧波溢漏現象發生時，系統所發射出去的信號便已經含有諧波的成分，其頻譜會如圖 (4-1)。

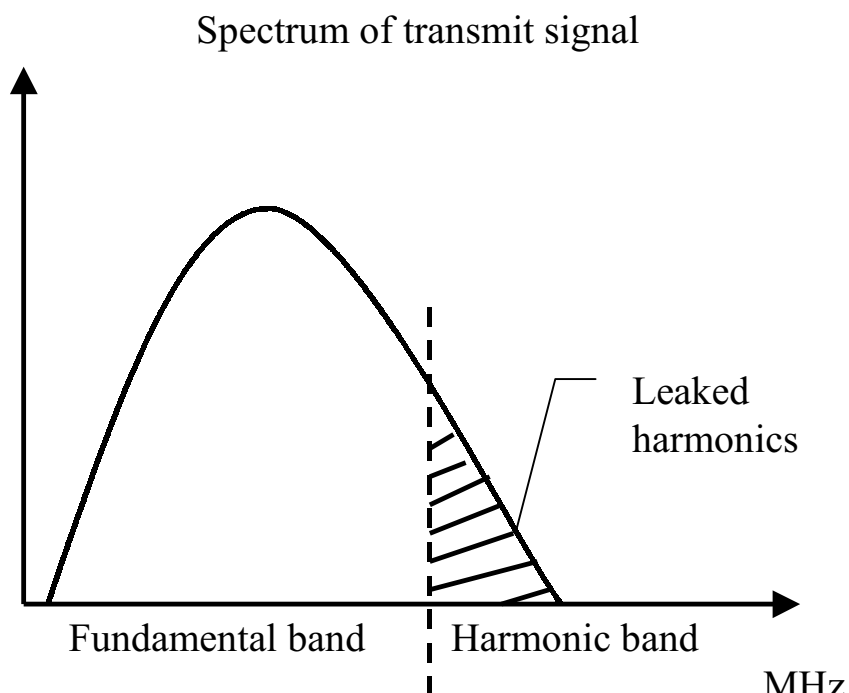


圖 (4-1) 諧波溢漏現象的示意圖

由於系統產生的諧波信號其成像特性和一般由組織產生的諧波不同，可是這兩種來源的諧波信號又有同樣的頻率範圍，無法用濾波的方式來區分他們，因此組織諧波信號無可避免地會加入系統溢漏的諧波，所以我們希望在這部分的研究中探討諧波溢漏對於組織諧波影像品質的影響。

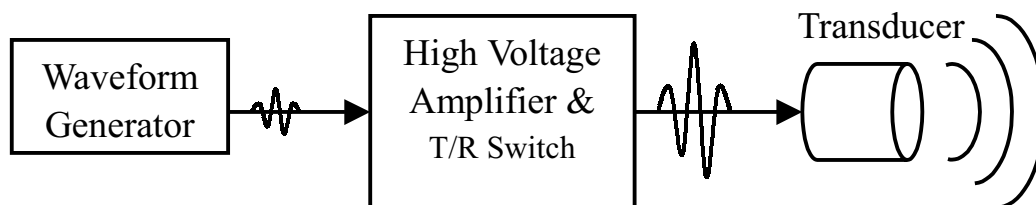


圖 (4-2) 典型超音波發射系統的方塊圖

典型的超音波發射系統可以用圖（4-2）中的方塊圖表示，首先利用波形產生器（waveform generator）來產生所設計好的發射波形，波形隨後被高電壓放大器（high voltage amplifier）放大到數十伏特甚至上百伏特，然後再用以驅動超音波探頭，探頭是由壓電材料（piezoelectric material）所製成，可以將電訊號轉換成聲波脈衝發射出去。在上述的方塊圖中，每一個階段都有可能產生諧波信號：

- 第一、 由波形產生器出來的脈衝本身就可能在比較高頻的諧波頻帶（harmonic band）有相當的能量。一般而言，如果脈衝的封包（envelope）比較平滑則其頻譜在高頻部分便會有比較少的諧波溢漏，例如高斯脈衝的封包為平緩的高斯函數，其高頻區信號強度便可以很快的下降。反之，固定週期數的正弦波其封包為方波，其頻譜在高頻便還有很強的信號。除了封包的特性外，發射脈衝的頻寬也會影響諧波溢漏的程度，頻寬大的信號便會在基礎頻帶（fundamental band）以及諧波頻帶之間有較多的重疊，因此使得諧波溢漏的現象更明顯。
- 第二、 在進行高電壓放大的時候，線性度不佳的放大器也會造成被放大後的波形失真，因此而在諧波頻帶加入原本沒有的信號。
- 第三、 電信號轉換成聲波靠的是探頭表面的高頻震動，其能量轉換的過程也無法做到完全的線性，因此會造成波形更進一步的失真。

以目前超音波探頭的製作技術而言，一般所使用到的驅動電壓所造成的波形失真十分有限，因此第一部分以及第二部分所造成的諧波應該是諧波溢漏現象的主要成因。綜合以上各部分諧波溢漏的

來源之後可以發現：即使不考慮聲波傳遞，在探頭表面便已經有相當強度的諧波溢漏信號存在，而在經過一段距離的傳遞之後，諧波溢漏信號便會和傳遞過程中加入的組織諧波信號互相結合而影響到組織諧波影像的品質。

諧波溢漏最開始被注意到是在使用對比劑的諧波影像上(contrast agent based harmonic imaging)。當由微小氣泡所構成的對比劑被聲場激發而產生共振現象時(resonance)便會有大量的諧波信號從對比劑反射回來，以我們所最使用的第二諧波信號(second harmonic signal)而言，對比劑產生的量便比一般組織高數個數量級，因此對比劑可以大大提升影像的對比解析度。不過如果系統發射出去的信號本身就有大量的諧波存在，一般組織也會將這些諧波反射回來，此時從對比劑而來的諧波和從組織而來的諧波信號之間的差異便會下降。因此諧波溢漏會降低對比劑諧波影像的對比解析度[21]。

組織諧波影像目前被認為是極具潛力的超音波影像模式，因此諧波溢漏對組織諧波影像有什麼樣的影響是值得深入研究的課題。

4-2 發射波形對諧波波束的影響

在這一節中所使用的聲場模型和第三章所使用的相同，也就是利用角頻率法(angular spectrum method)來模擬線性的聲場傳遞，在非線性的聲場部分則以頻率域的 Burgers' equation 解(frequency domain solution to Burgers' equation)來描述，因此在這裡就不再重複介紹。

我們所模擬的一維探頭有 96 個通道(channel)，相鄰通道間的距離為 0.25mm，聚焦深度設定在 55mm 處；為了模擬清水的非線性特性，所以將非線性參數 β 設為 3.5。探頭本身有其頻率響應，其中

心頻率為 3MHz，頻寬為 80%。

我們考慮了三種不同種類的發射波形，分別是高斯脈衝 (Gaussian)、固定週期正弦脈衝 (gated sine) 以及固定週期方波脈衝 (gated square)。正弦脈衝以及方波脈衝的振幅均為固定值，也就是說他們的封包是一個方波的型態，這樣的波形很容易產生；相反的，高斯脈衝則複雜的多，一般而言需要數位波形緩衝存儲器 (digital waveform buffer) 以及數位類比轉換器 (D/A converter) 才能夠產生出高斯脈衝。

在圖 (4-3) 的上半圖中顯示的是這三種波形，下半圖則是它們對應的頻譜，所有波形的中心頻率均為 2MHz，其 -6dB 頻寬均設為 25%，探頭本身的頻率響應也已經被考慮。在頻譜中可以看出正弦脈衝以及方波脈衝都有較高的高頻諧波能量，而高斯脈衝在高於 3MHz 以上的頻帶已經沒有信號存在了。這些在諧波能量上的差異主要是由波形封包 (envelope) 的平緩程度不同所造成的。

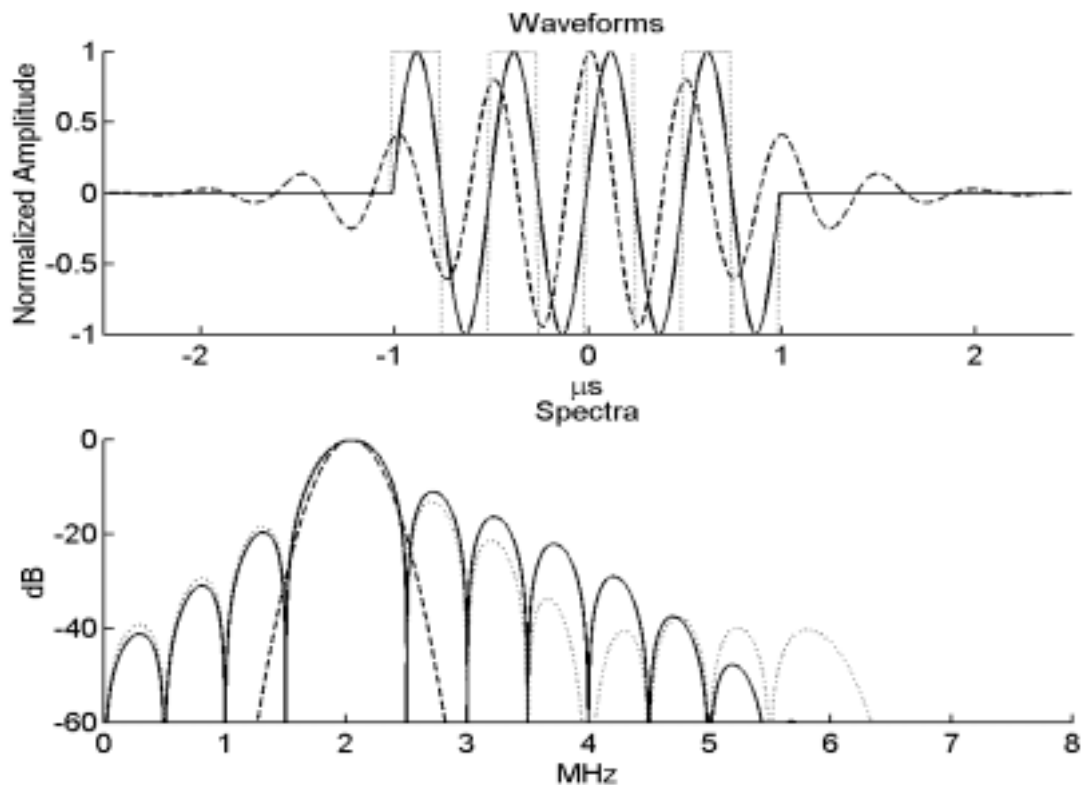


圖 (4-3) 三種主要發射波形以及其頻譜，頻寬為 25%

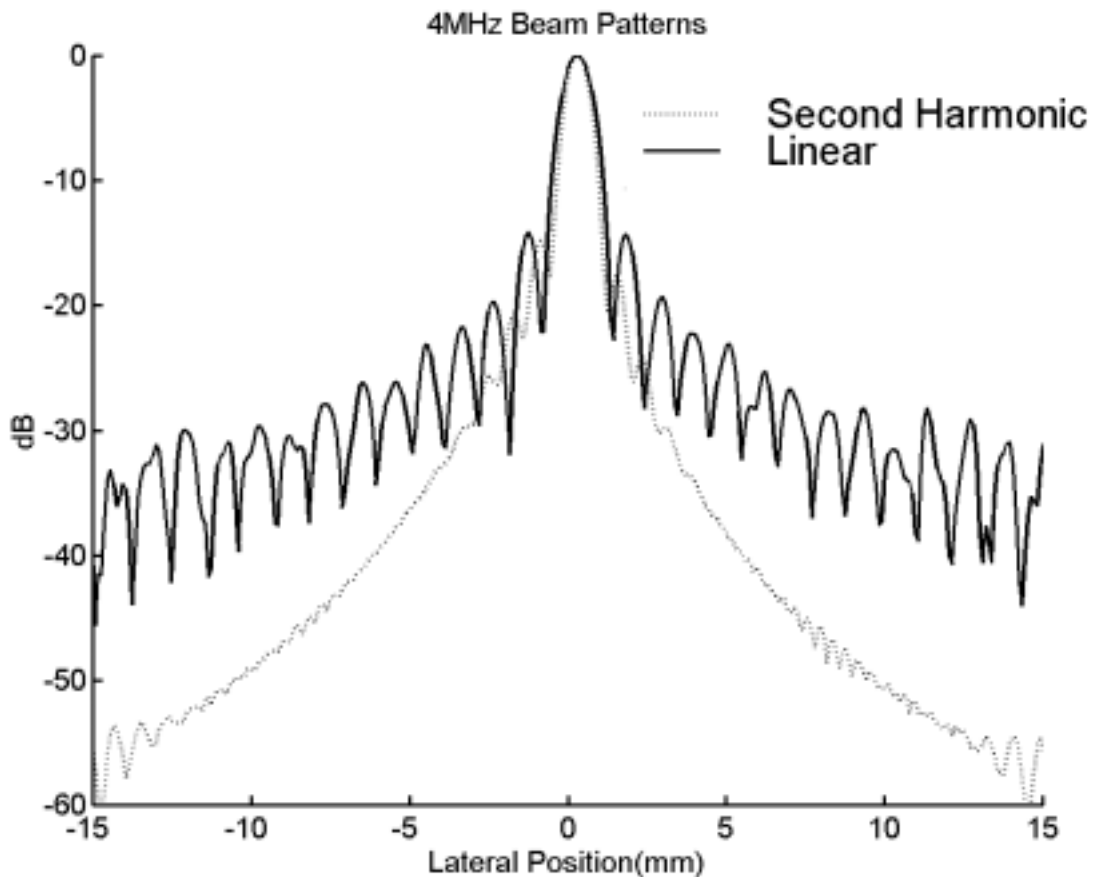


圖 (4-4) 組織諧波信號和只有線性傳遞的溢漏諧波信號所造成的波束比較

為了顯示這些溢漏出來的諧波能量對影像品質的影響，我們在圖(4-4)比較了同樣頻率下傳遞方式不同的兩種波束，實線代表 4MHz 的高斯脈衝由線性傳遞後所造成的波束，點線則是 2MHz 的高斯脈衝在經過非線性傳遞之後產生的第二諧波波束 (second harmonic beam pattern)，因此其頻率也是 4MHz。圖中可以看出：線性波束很明顯比非線性波束有著比較高的旁瓣，這表示一旦超音波系統中有諧波溢漏現象，非線性傳遞產生的諧波波束由於會和溢漏諧波經由線性傳遞產生的波束互相混合，所以整體諧波的旁瓣會被拉高。

前面所提到的三種發射波形其諧波波束表示在圖 (4-5a)，圖 (4-5b) 則是波束積分圖。在圖 (4-5) 中發現高斯脈衝有著相當低的旁瓣，高斯脈衝和其他波形的旁瓣差異可以到 20dB 以上，而另外兩種波形之間的旁瓣值差異不大。因此如果在組織諧波影像中使用高斯脈衝這一類的發射信號的話，影像的對比解析度可以大大的提昇。

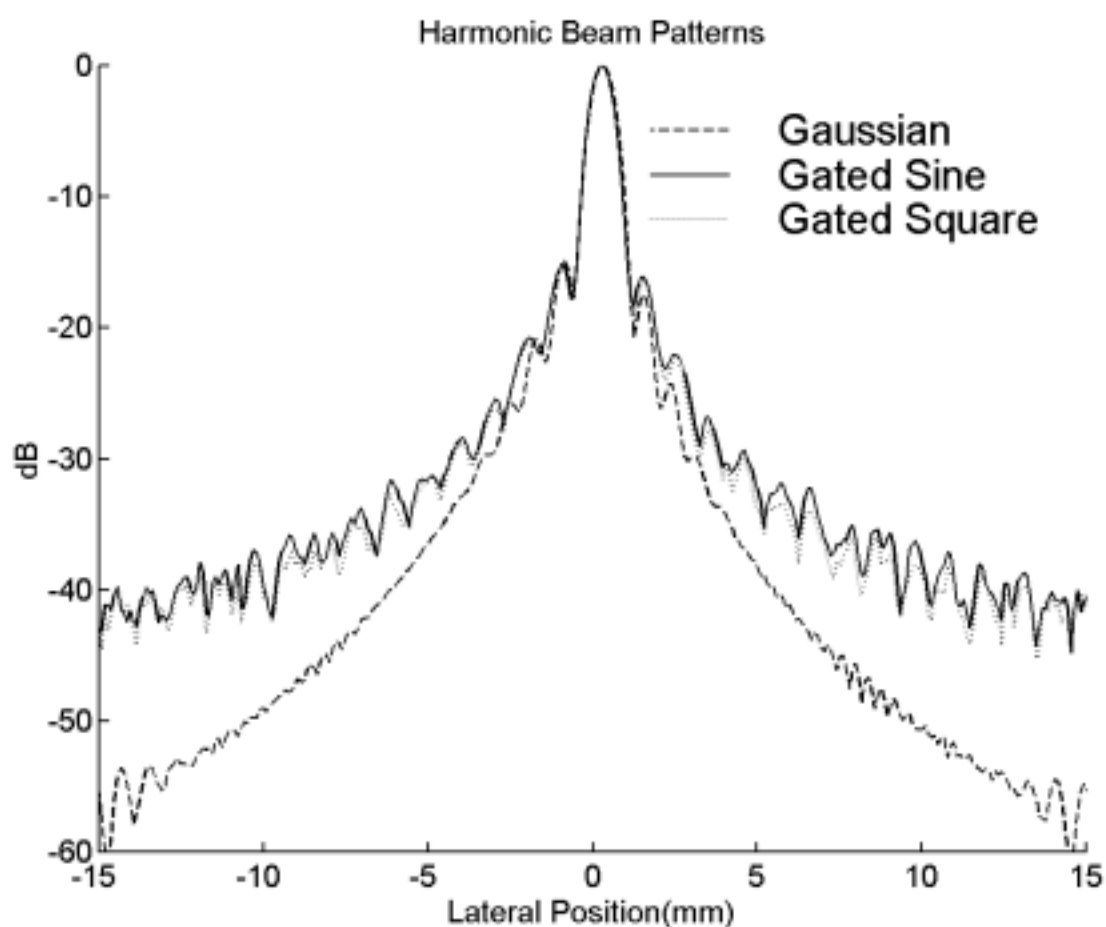


圖 (4-5a) 三種主要發射波形所造成的波束，頻寬為 25%

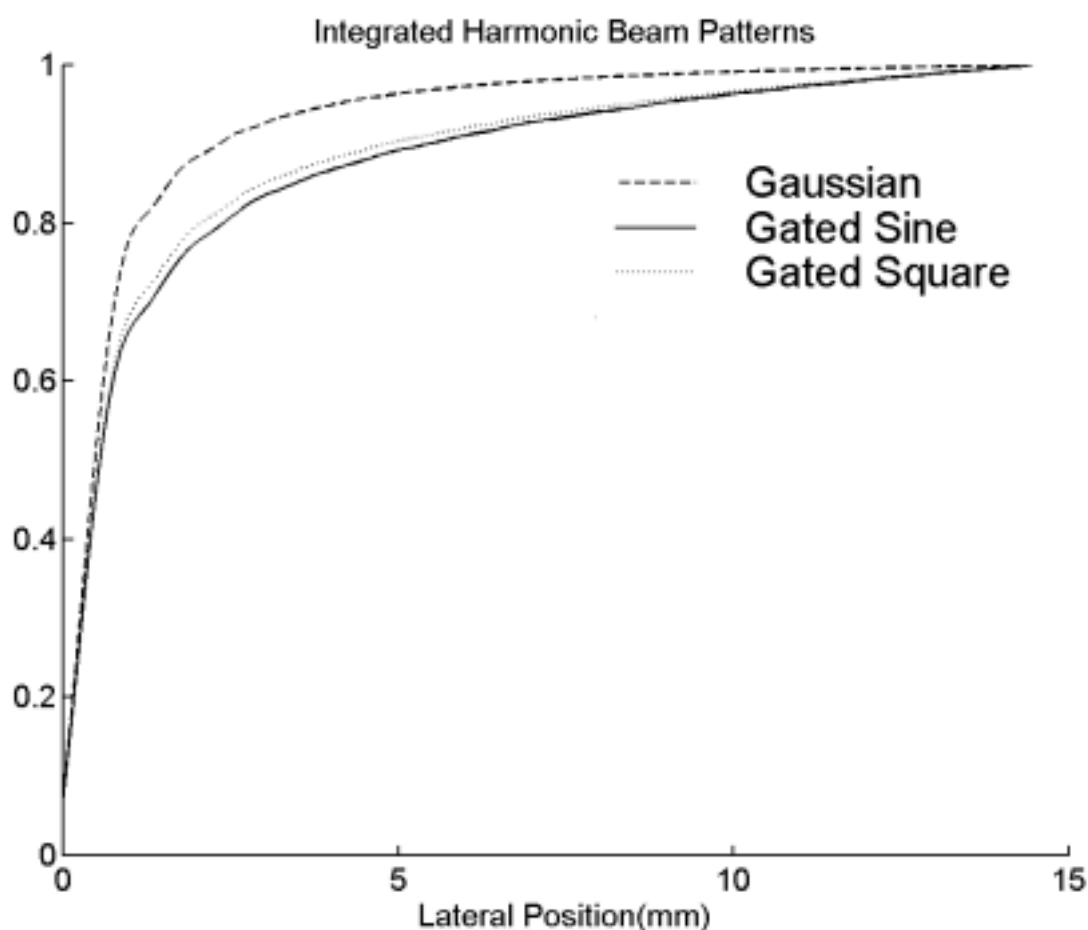


圖 (4-5b) 三種主要發射波形所造成的波束積分圖，頻寬為 25%

發射信號的頻寬也會影響諧波溢漏的程度，圖 (4-6) 是兩個不同頻寬的高斯脈衝頻譜，頻寬分別是 25% 和 50% 頻寬的，中心頻率仍為 2MHz。當頻寬增加之後，頻譜中比較高頻的部分便會進入諧波頻帶，溢漏出去的諧波因此而增加；此外，50% 頻寬的中心頻率有明顯向高頻偏移的現象，這是因為在進行諧波成像時，必須將發射波形的頻率(例如 2MHz)設計低於探頭的中心頻率(例如 3MHz)，這樣所接收的諧波信號頻率(例如 4MHz)才能維持在探頭的 pass band 之內。因此當發射波形頻寬較寬時，由於發射時受到探頭的頻率響應影響，所以中心頻率偏移的現象便會比較明顯。

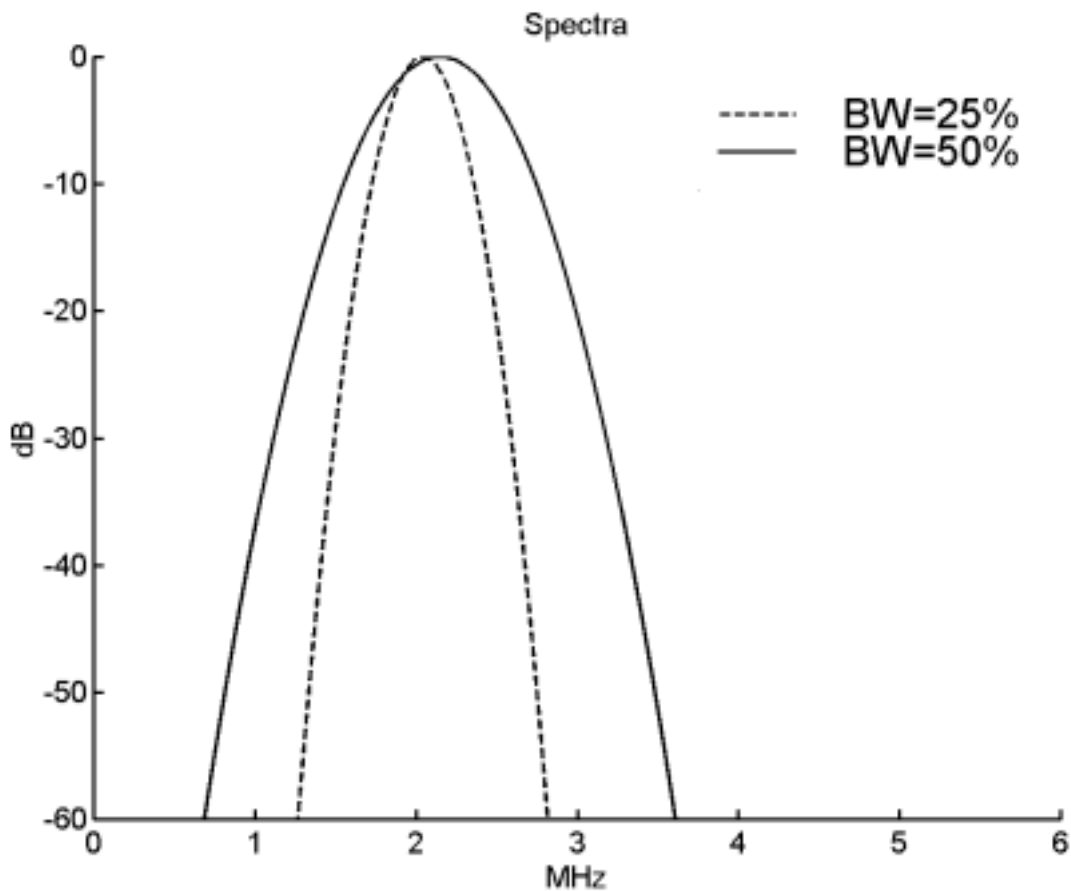


圖 (4-6) 兩個不同頻寬高斯脈衝的頻譜，頻寬分別為 25% 及 50%

這兩個不同頻寬的高斯脈衝所產生的諧波波束可以用圖 (4-7) 表示。和圖 (4-5) 相同，圖 (4-7a) 和圖 (4-7b) 分別顯示了諧波波束圖以及諧波波束積分圖。由圖中可以知道比較小的頻寬由於諧波溢漏比較輕微，因此造成其旁瓣強度比較低。不過雖然這樣可以提升對比解析度，但是頻寬小的信號在時間上的信號長度 (time duration) 會比較長，這會造成超音波影像的軸向解析度 (axial resolution) 下降，因此當改變信號頻寬時候必須考慮到軸向解析度和對比解析度之間的 trade-off 關係。

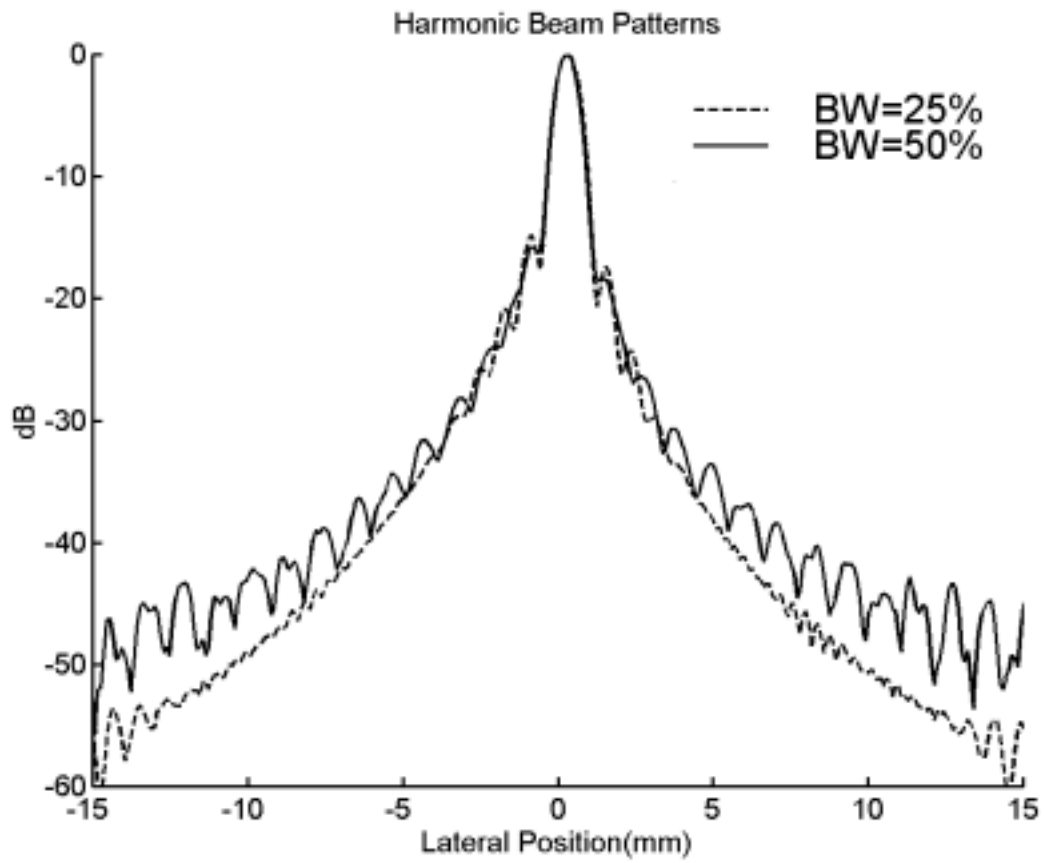


圖 (4-7a) 兩個不同頻寬高斯脈衝所造成的波束頻寬分別為 25%及 50%

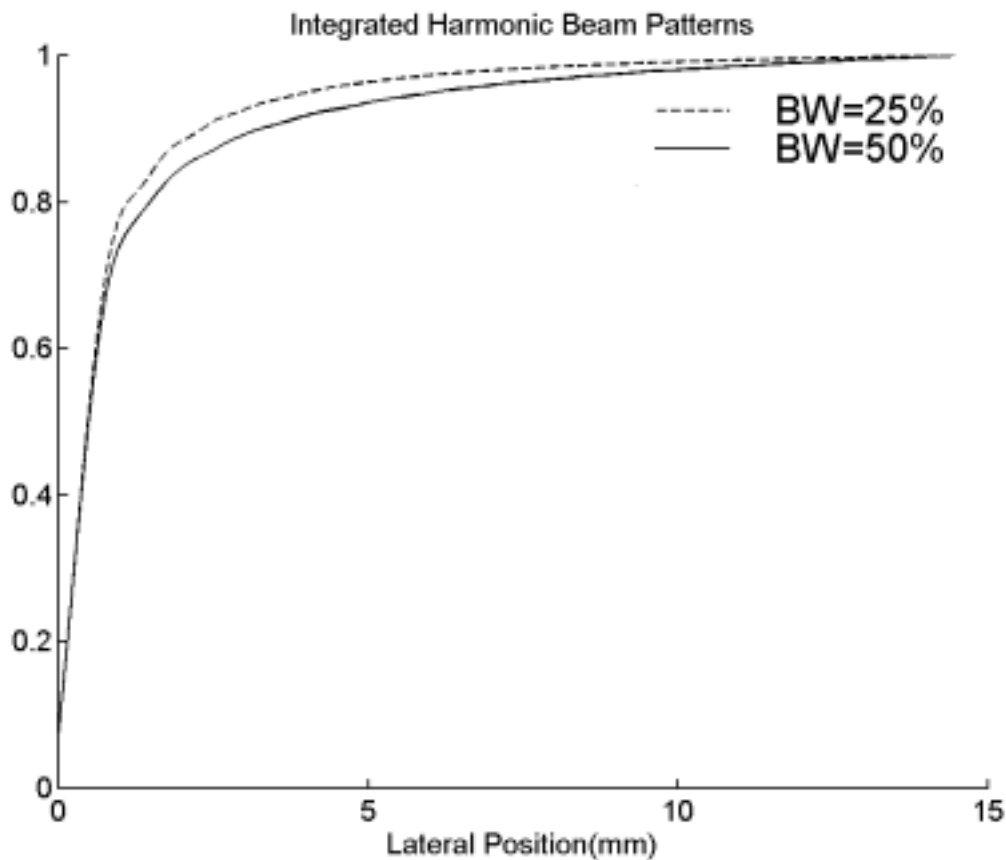


圖 (4-7b) 兩個不同頻寬高斯脈衝所造成的波束積分圖，
頻寬分別為 25% 及 50%

在 B-mode 影像模式下，通常會採用較高頻寬的發射信號以維持一定的軸向解析度，因此我們比較了 50% 頻寬的不同發射波形所產生的諧波波束，發射波形分別為高斯脈衝、正弦脈衝以及方波脈衝，由於頻寬被訂在 50%，因此封包內的載波為 2 個週期。比較的結果在圖 (4-8)，其顯示的格式和圖 (4-5) 相同，唯一不同的是增加了 4MHz 的線性波束。和 25% 頻寬的情形比較起來，每一種波形的諧波溢漏都大幅地隨頻寬而增加，因此原本高斯脈衝的旁瓣可以比另外兩種波形低 20dB 以上 (見圖 (4-5))，但是在 50% 頻寬的情形下，

高斯脈衝在低旁瓣上優勢就沒有那麼明顯，也就是說當以軸向解析度為主要考慮而拉高頻寬時，由於任何高頻寬信號本身都會有相當的諧波溢漏，即使採用有平緩封包的高斯脈衝也無法完全防止諧波的溢漏，因此便限制了高頻寬的高斯脈衝對於提昇對比解析度的能力。不過高斯脈衝仍然有較低的旁瓣，因此其對比解析度仍會比其他兩種波形好。不過三種波形和同頻率的4MHz 線性波束比較之後可以知道，即使拉高頻寬會降低對比解析度，但是其對比解析度仍然都比線性影像來的好。

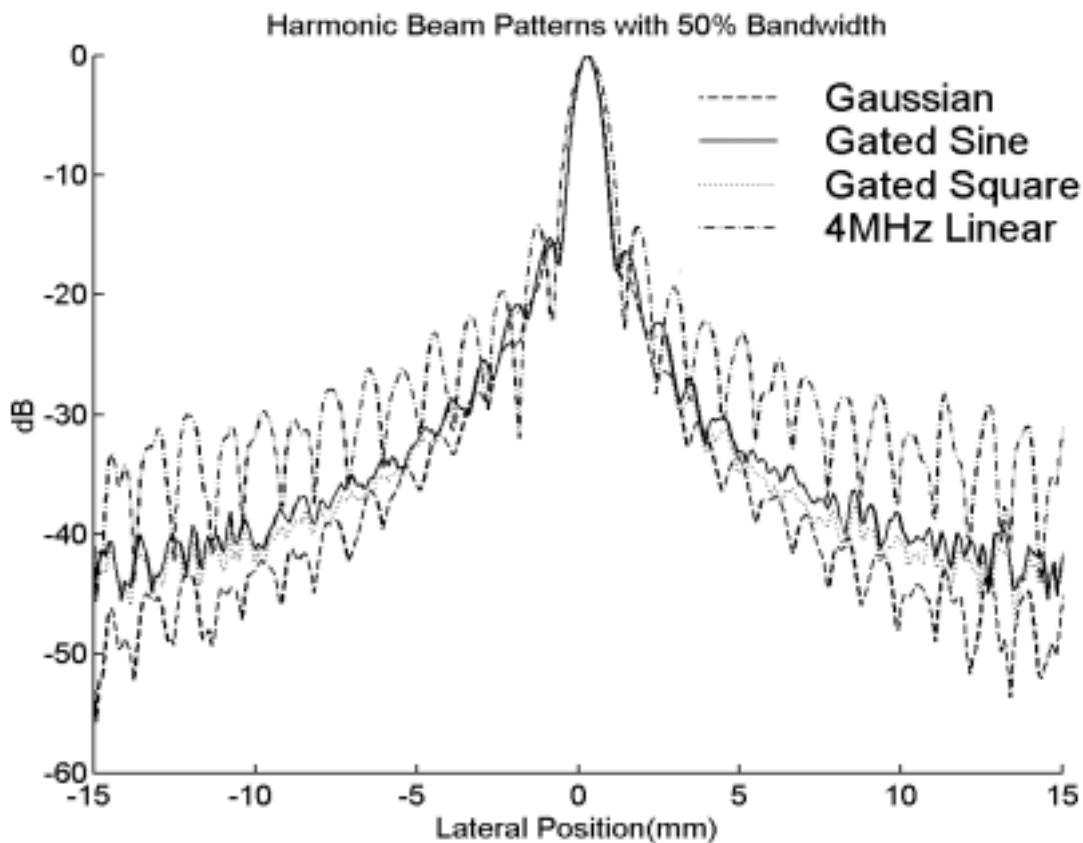


圖 (4-8a) 三種主要發射波形所造成的波束，頻寬為 50%

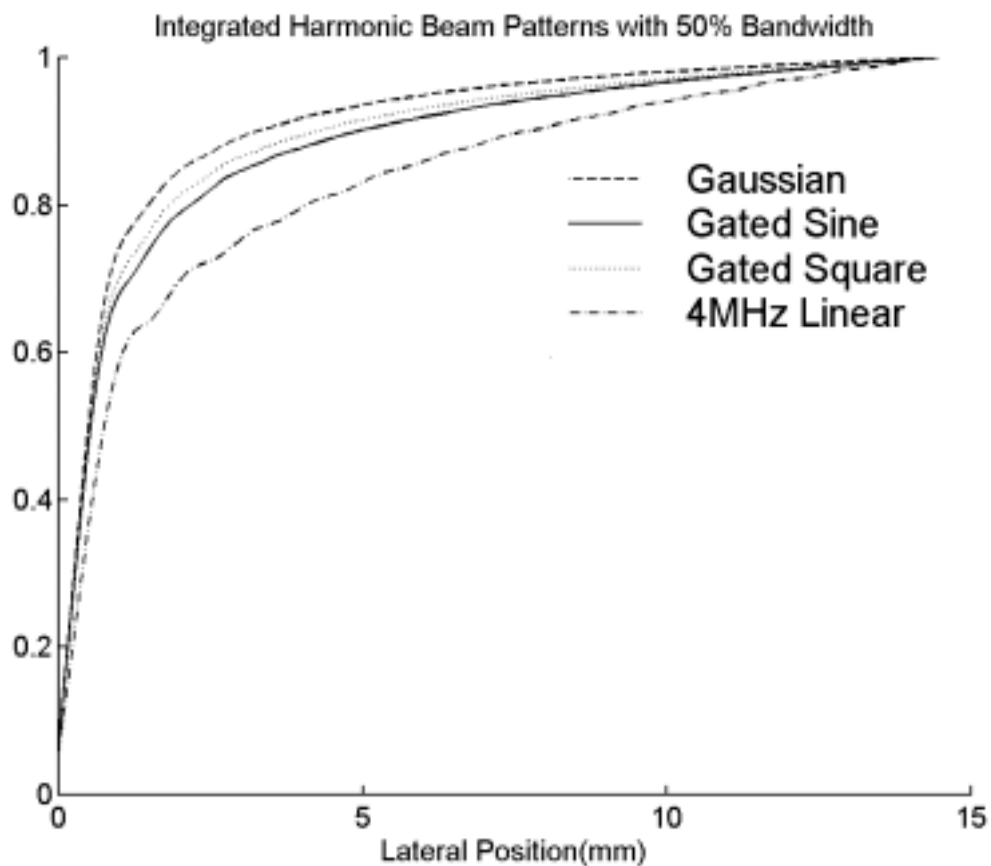


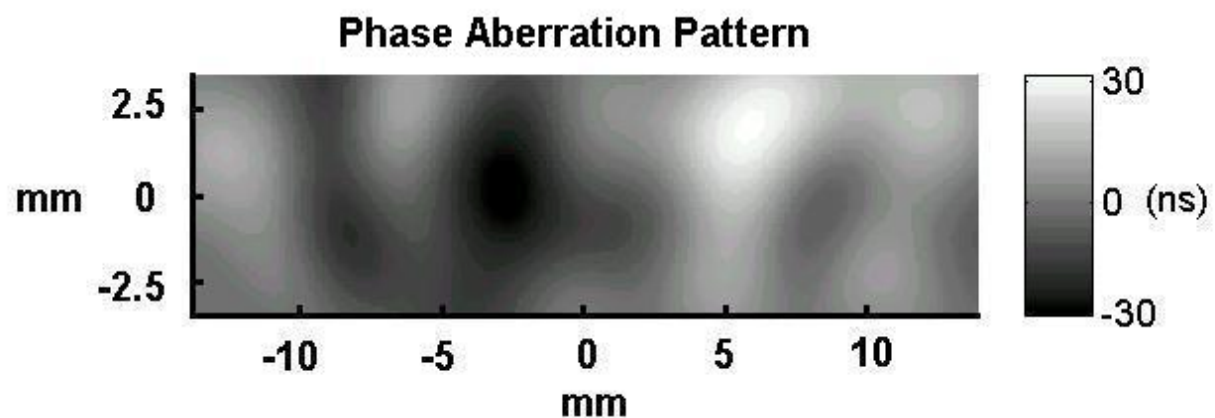
圖 (4-8b) 三種主要發射波形所造成的波束積分圖，頻寬為 50%

4-3 在不均勻組織中的諧波溢漏效應

之前的模擬都是在均勻介質中傳遞聲波的結果，但是在大多數的臨床應用上，打入人體的超音波是會經過許多不同種類的組織，這些組織都會有各自的聲波特性和特性，例如不同的聲速以及不同的非線性特性，不同組織間的聲速變化尤其會對波束的品質產生不良的影響，因為行進速率散亂的聲波減低了聚焦能力，因此有許多研究是

針對這個課題進行的[2]-[9]。而在組織諧波影像部分，它已經被證實可以比較不受到聲速變異的影響[11]-[12]，這也是為何組織諧波影像被認為在臨床上極具價值的原因，因此我們希望在考慮不均勻組織（inhomogeneous tissue）的情況下，繼續探討諧波溢漏對組織諧波影像的影響。

由於在以相關函數法計算 phase aberration 問題時是將聲速的變異當成在探頭表面的相位差，在這樣假設下，相鄰通道的信號相關度應該很高，因此信號間只有在時間上偏移的現象，但是此假設在某些特定情況下無法成立。例如在作腹腔掃瞄時，脂肪層厚度在 1-3 公分不等，因此相位誤差實際上並不在探頭表面而在距探頭 1-3 公分之處，所以我們應該對距探頭一段距離處的聲場施加相位誤差，這樣才能真正模擬脂肪的影響。位移相位幕（displaced phase screen）可以對已經傳遞一段距離的聲場施加相位誤差，因此是最常被用來模擬聲速變異的方式[4]。



圖（4-9） 我們所使用的 phase aberration pattern

在我們的模型中假設聲場會穿過兩種不同的組織，第一種組織和探頭表面接觸以模擬體表的脂肪層，它的厚度均勻為 15mm，聲速為 $1.45\text{mm}/\mu\text{s}$ ，其非線性參數 β 設為 6，以上的設定都和真正脂肪組織相同。第二種組織位於第一種組織後，它的厚度為 65mm，聲速為 $1.54\text{mm}/\mu\text{s}$ ，其非線性參數 β 設為 3.5，這樣的聲速和 β 值和清水相同。位移相位幕便是被放在兩種介質中間以模擬交界面上不規則的脂肪厚度，此位移相位幕的相關長度 (correlation length) 為 5mm，所能造成的最大時間誤差為 30ns，圖 (4-9) 顯示了此位移相位幕在空間上分佈的樣式 (pattern)，白色表示會造成正的時間誤差而黑色表示負的時間誤差。因此從探頭髮射出來的聲波會先進入脂肪中傳遞 15mm 之後，經由相位幕給予不規則的時間誤差後再繼續傳遞到清水中，並且聚焦於距離探頭 55mm 處。

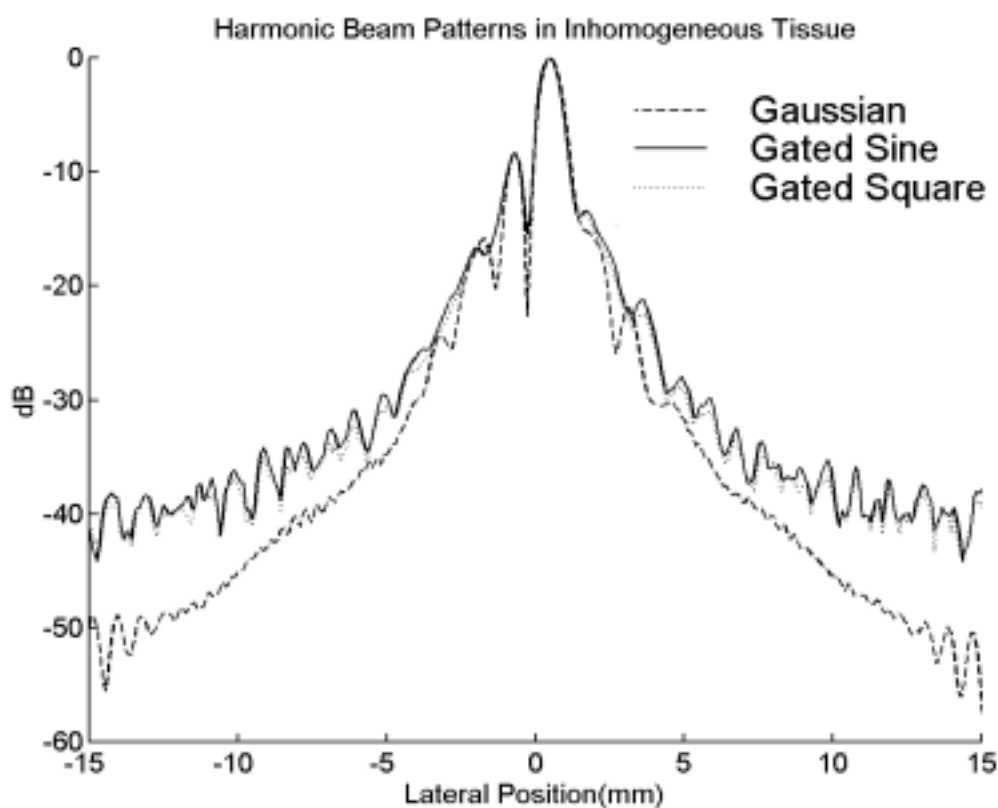


圖 (4-10a) 在 phase aberration 下的波束，頻寬為 25%

我們對 25% 頻寬、中心頻率 2MHz 的高斯脈衝、正弦脈衝以及方波脈衝再次進行比較，其諧波波束以及波束積分圖分別顯示於圖 (4-10a) 及圖 (4-10b)。和圖 (4-5) 比較起來 (就是有相同頻率及頻寬的發射信號，但是為組織均勻的情形)，高斯脈衝的旁瓣仍然比較低，不過和另外兩種波形旁瓣的差異已經縮小，也就是組織非均勻性會抵銷高斯波形在對比解析度上的提昇能力。

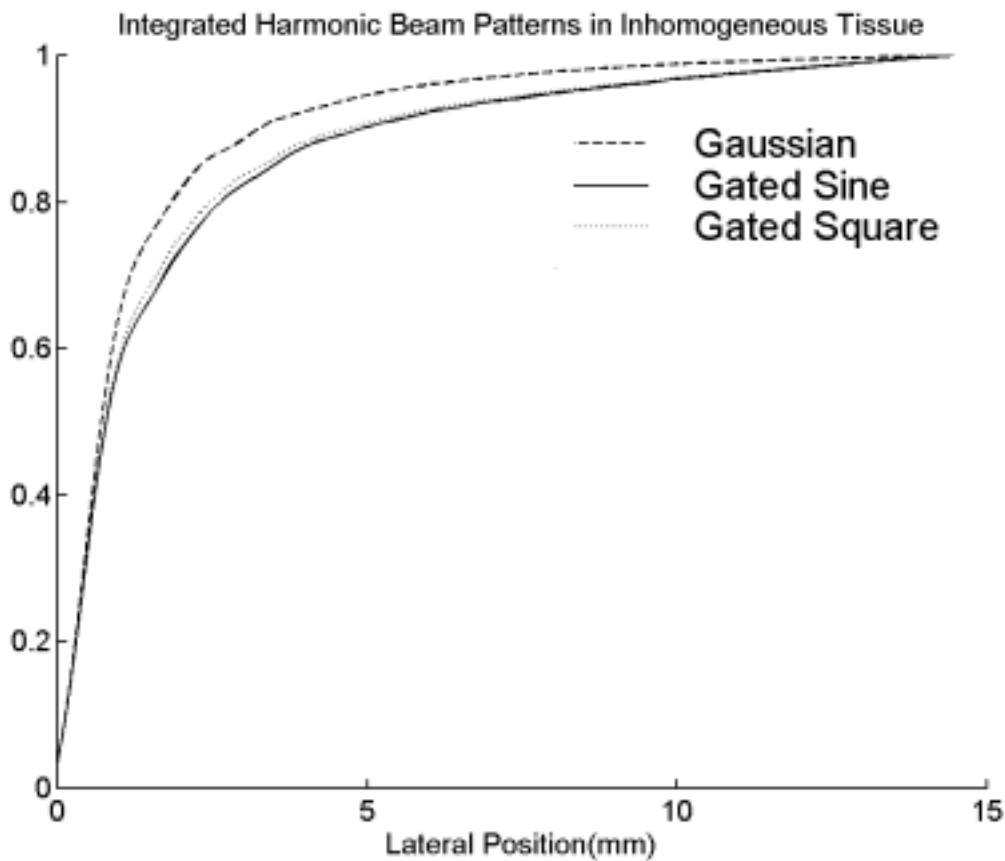
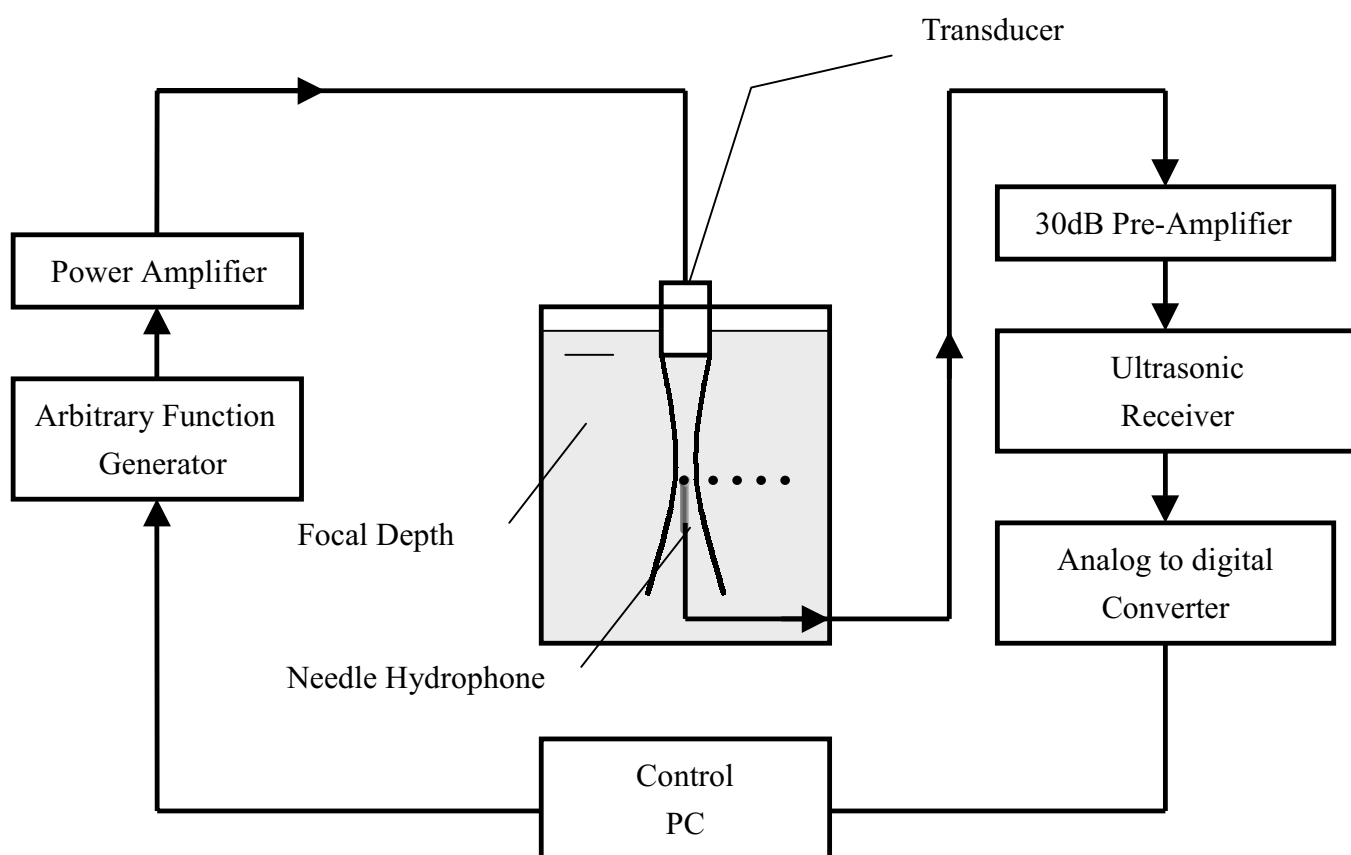


圖 (4-10b) 在 phase aberration 下的波束積分圖，頻寬為 25%

4-4 實驗結果

我們使用水聽筒（hydrophone）來進行聲場的量測，實驗的架構如圖（4-11）所示。我們使用任意波形產生器（arbitrary function generator）來產生所設計好的發射波形，然後再由功率放大器（power amplifier）加以放大以驅動一個中心頻率為 3.5MHz 的圓形探頭，其聚焦點為 70mm 深，直徑為 19mm。

一個 PVDF 水聽筒被用來量測水箱中的聲場分佈，水聽筒的位置由三維的步進馬達定位系統控制，而收回來的信號先由前置放大器固定放大 30dB。而收回來的信號先由前置放大器固定放大 30dB。



圖（4-11） 波束量測的實驗架構圖

在這裡的實驗架構和圖(3-2)的主要不同在於信號的強弱，第三章中的實驗以求聲場強度對深度的分佈為目的，因此重要的量測信號皆在軸線上，故其信號都有足夠的強度。但是在這裡我們必須能夠量測到完整的波束，因此即使是旁瓣信號也必須小心地擷取，而一般旁瓣的信號十分微弱，很容易受到量測系統的雜訊以及 A/D 卡的量化誤差所掩蓋，所以我們多加了一個超音波接收器 (ultrasonic receiver) 來進行進一步的放大，這樣便可以充分利用 A/D 卡的動態範圍 (dynamic range) 以減小量化誤差的影響，這是兩組實驗第一個不同的地方。

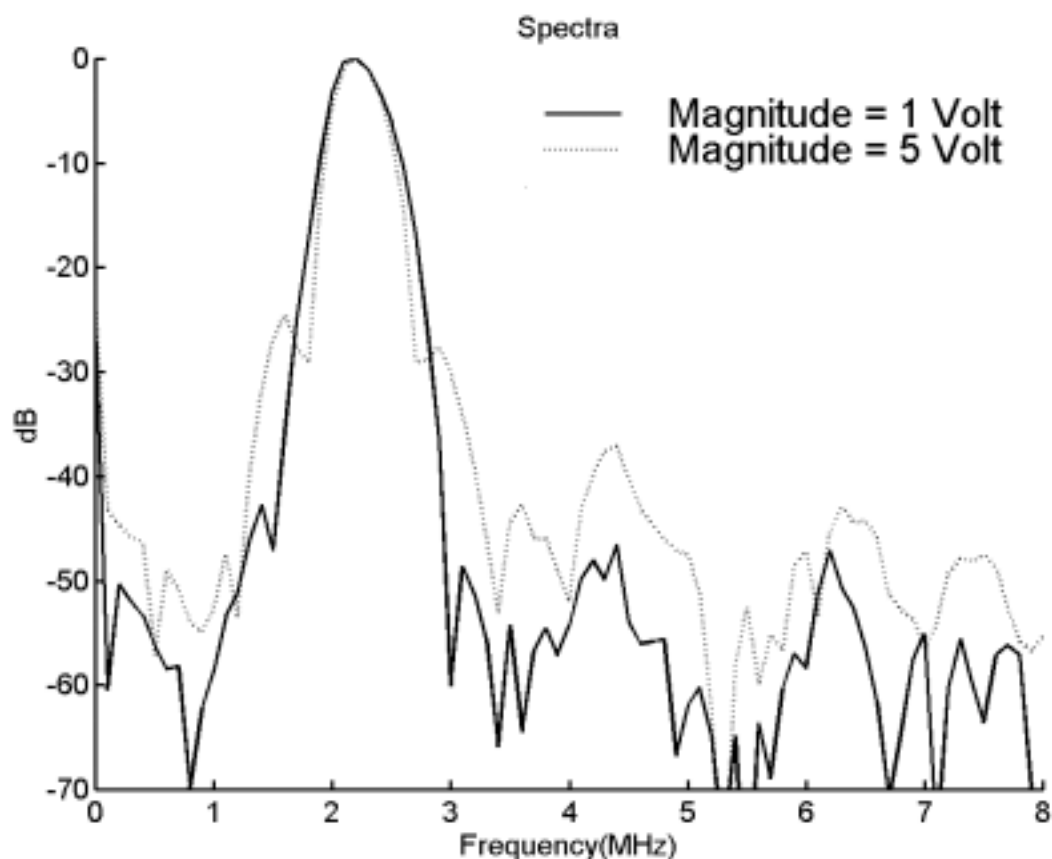
由於所使用的探頭是圓形對稱的固定聚焦探頭，所產生的波束也會呈現圓形對稱的分佈，因此我們只需進行一維的量測即可，也就是從軸心開始向外進行量測，而在圖(3-2)中則是對所有深度作整個平面的量測，這是兩組實驗第二個不同的地方。

我們每隔 0.1mm 的距離來量測聲場波束的信號，我們在每一個量測點都擷取 1000 次重複的波形以供離線 (off-line) 平均以減低雜訊的干擾，此外為了避免由步進馬達所造成的位置誤差，當我們需要對不同發射條件進行波束量測時會讓水聽筒停留在同一位置，等到所有不同的發射波形都被發射接收後再移動水聽筒到下一個定位。

由於系統的非線性特性無法用電腦模擬做精準的描述，之前的模擬都沒有將系統非線性考慮在內，也就是探頭以及發射端都假設是完全線性的，因此所有溢漏的諧波都是由發射波形所造成的，並不會有其他的來源，但是實際上系統的非線性是不能忽略的，為了證明系統非線性潛在的影響，我們使用兩個振幅不同的高斯脈衝當作發射信號，其餘所有參數均相同，如頻寬、中心頻率均為 25% 以及 2.25MHz，其中一個脈衝在任意波形產生器輸出時的峰值振幅 (peak amplitude) 為 1 Volt，另外一個則為 5 Volt，而在放大之後實際驅動

探頭的電壓大小約為波形產生器輸出的 20 倍。由於一般系統的非線性通常都存在著和輸出成正比的關係，因此我們預期 5 Volt 的波形會受到較大的系統非線性影響。

我們先量測探頭表面的信號以驗證系統非線性的強弱關係，其信號的頻譜以圖（4-12）顯示，實線代表代表的是 1 Volt 信號的頻譜而點線代表 5 Volt 信號的頻譜，由於 25% 頻寬的高斯脈衝幾乎沒有諧波溢漏的情形，而且在探頭表面所收到的信號尚未經過介質的傳遞，不可能受到介質非線性的影響，因此圖（4-12）中所出現的諧波信號應該主要是由系統的非線性特性所造成的。可以看出：當發射信號的振幅增加時，諧波信號的大小約從 -50dB 上升到 -40dB 的水準。



圖（4-12） 改變發射系統的非線性度，所量測到探頭表面信號的頻譜

其聚焦平面的波束量測結果如圖 (4-13)，實線帶星的線條用以表示 1 Volt 信號的基頻波束，實線帶圓的線條則表示 5 Volt 信號的基頻波束，這兩條線幾乎重疊在一起，這表示系統非線性所造成的諧波溢漏並不影響基頻影像的影像品質。相反的，即使探頭表面的溢漏諧波並不強（比基頻信號低-40dB 到-50dB），但是所造成的諧波波束已經明顯的不同，在圖中可以看出 5 Volt 信號的波束（以點線表示）其旁瓣一直高於 1 Volt 信號的波束（以實線表示）。因此當系統的非線性增加時，組織諧波影像的對比解析度的確會下降。

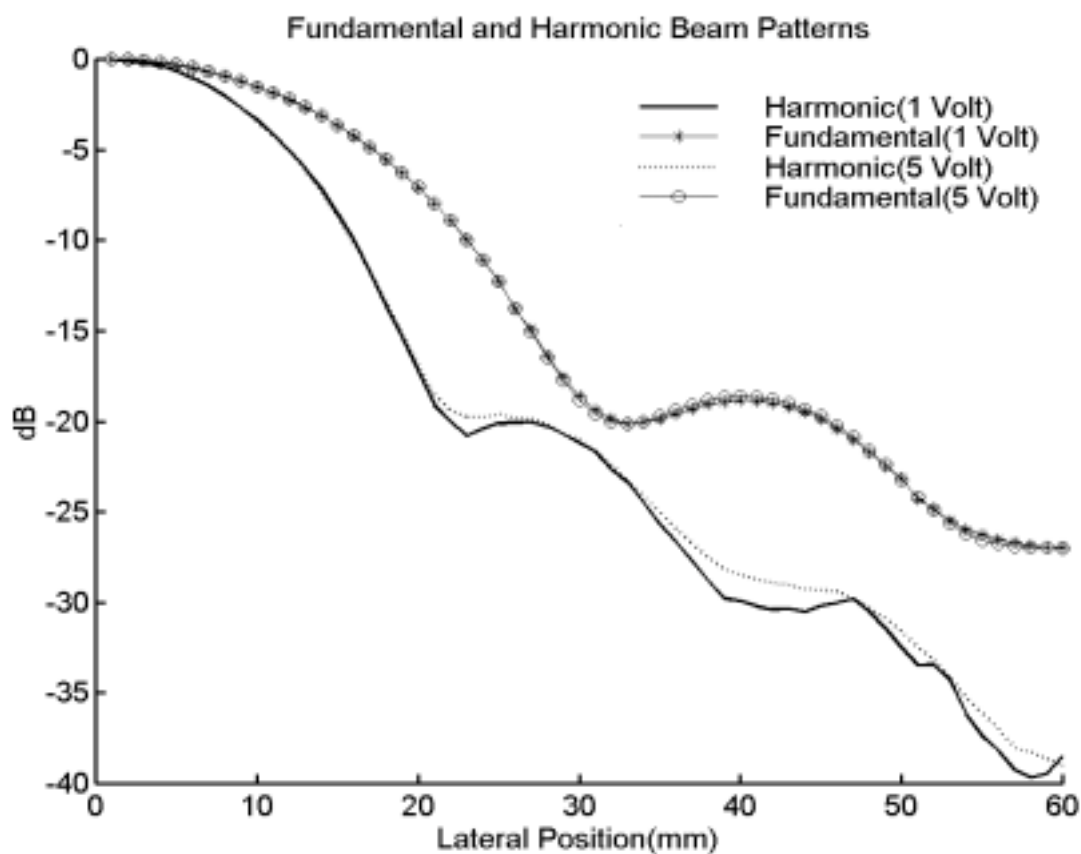


圖 (4-13) 改變發射系統的非線性度所量測到的波束

除了系統非線性之外，信號頻寬的影響也以實驗來探討。不同頻寬的 2.25MHz 高斯脈衝被選來比較，為了避免前面所說的系統非線性影響，所以從波形產生器的輸出電壓都為較低的 1 Volt，量測結果如圖 (4-14) 及圖 (4-15)，實線表示 25% 頻寬的情形，點線表示 50% 頻寬的情形。圖 (4-14) 是探頭表面的信號頻譜，可以看出頻寬增加對於諧波溢漏的影響很明顯。圖 (4-15) 為諧波波束圖，點線 (50% 頻寬) 的旁瓣高於實線，也就是說頻寬增加使得諧波波束旁瓣上升，這和我們電腦模擬的結果相符合。

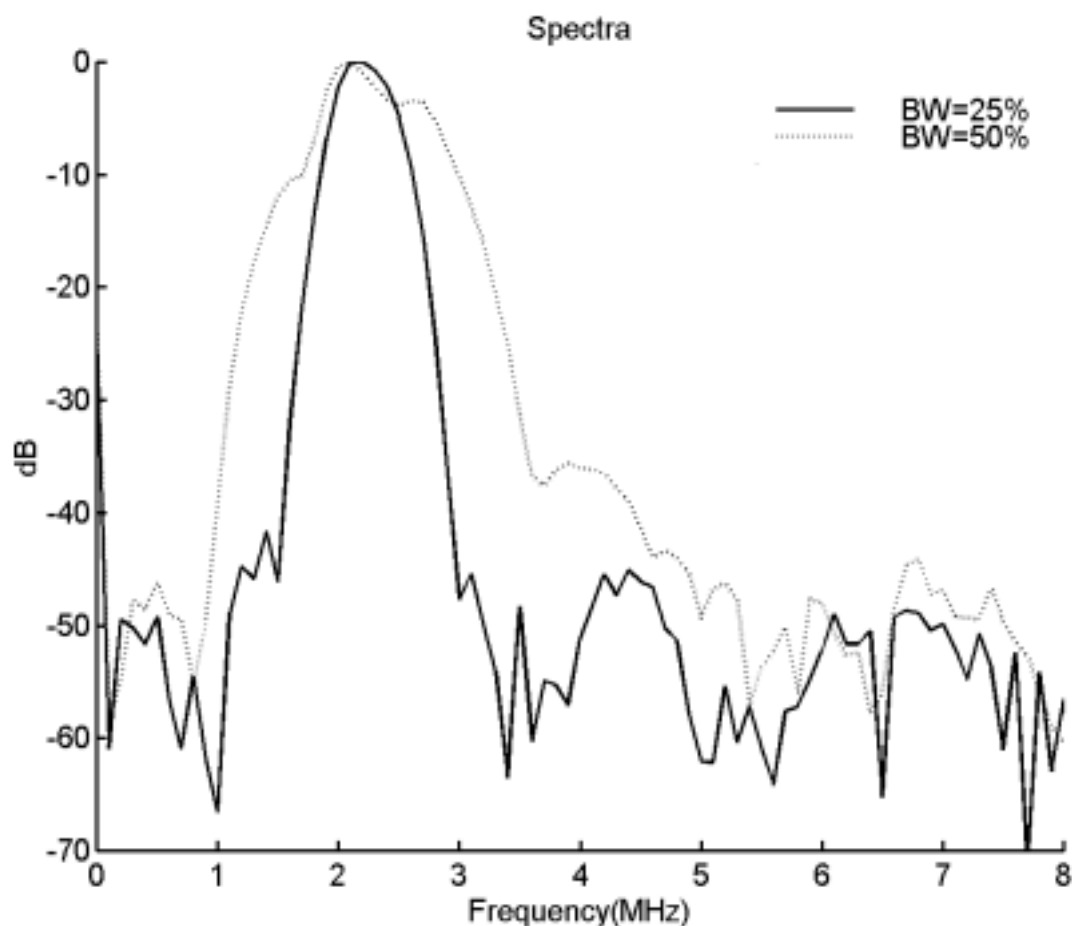


圖 (4-14) 改變發射信號的頻寬的探頭表面信號頻譜

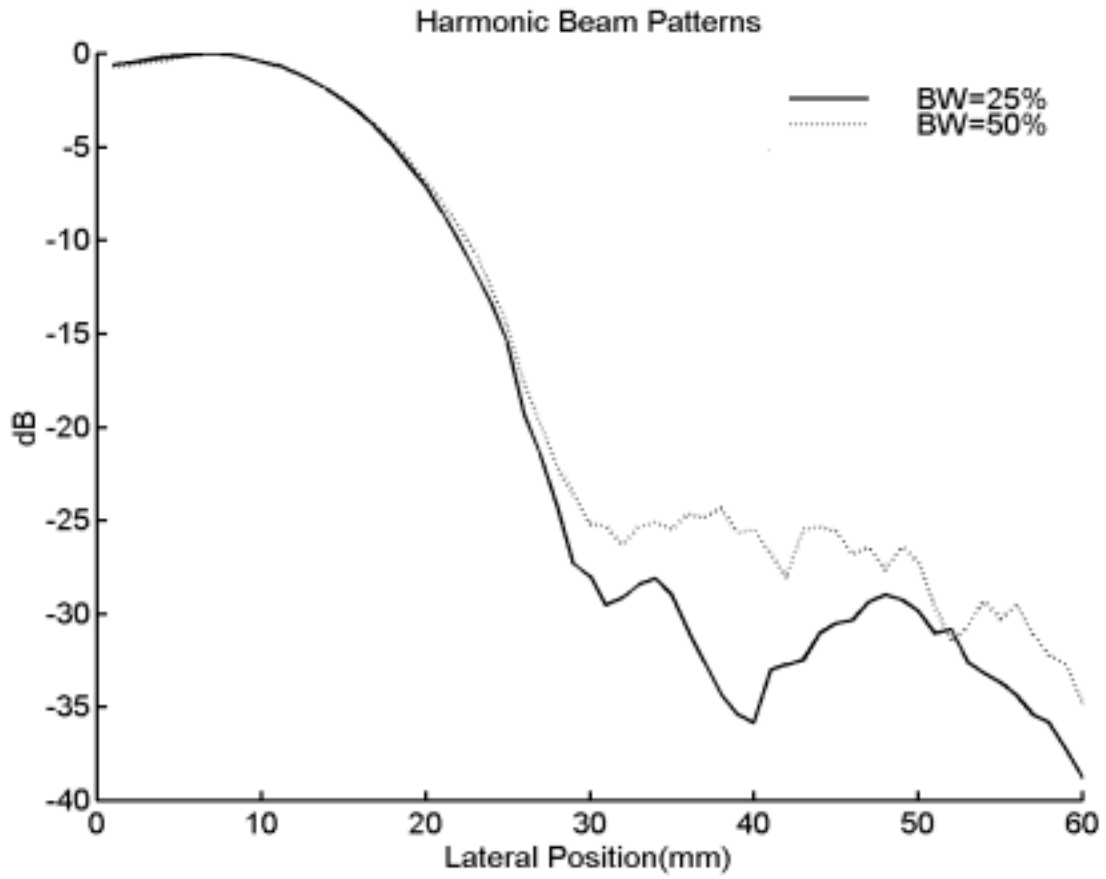


圖 (4-15) 改變發射信號的頻寬所量測到的波束

第五章 結論與討論

在我們的研究中發現：多重發射聚焦技術（multiple transmit focusing technique）可以對整張組織諧波影像的信號強度作大幅的提昇，因此可以增加系統的靈敏度及穿透度，雖然它會造成旁瓣的上生而式的對比解析度有下降的情形，不過由於組織諧波本身的旁瓣就很低，因此即使在多重聚焦下仍然可以保有比傳統基頻影像還要好的對比解析度。

對於對比劑諧波影像而言，瞭解組織諧波的強度變化也非常有用，因為組織諧波會和由對比劑產生的諧波混和，所以如果組織諧波太強便會降低有對比劑存在的血液和沒有對比劑存在的組織之間的對比。如果將聚焦點設在較深的位置，由於聚焦點前的組織諧波強度有限，在聚焦點前的區域進行對比劑諧波影像可以有比較好的對比。

而在諧波溢漏現象（harmonic leakage）的研究上，我們利用電腦模擬以及水箱實驗驗證了諧波溢漏對於對比解析度（contrast resolution）的潛在影響，包括針對不同波形以及頻寬的發射信號所做的模擬顯示了：不管在均勻或不均勻的組織中，對比解析度和諧波溢漏的程度都有直接關係，但是由平緩封包（需要較精密的發射器）所提供的對比改善能力在不均勻組織中以及在頻寬加大時會下降，我們也討論了對比解析度和軸向解析度（axial resolution）之間的 trade-off 關係。以上的研究結果使得我們更加瞭解組織諧波影像在影像品質上的相關表現。

顯然如果要進一步提升組織諧波影像的對比能力，諧波溢漏必須盡量的減少，目前已經有一些影像方法可以用以抑制諧波溢漏（harmonic leakage suppression），例如 Krishnan 以及 O'Donnell 所提出的 alternate phasing 方法[21]，這個方法可以改善在對比劑諧波影

像上的對比能力。不過由於在組織諧波影像中，由於諧波波束是由基頻波束經由非線性傳遞而來，因此基頻波束的品質（例如主瓣的寬度以及旁瓣的高低）會決定諧波波束的品質，而 alternate phasing 方法會對基頻波束有不良的影響故運用在組織諧波影像上仍然有許多問題，因此發展一套能有效在組織諧波影像上使用的抑制諧波溢漏方法是亟待研究的課題。

未來工作

目前在超音波領域上對於由非同調性（incoherent）的聲源所發出的信號在空間上所造成的空間互相關性（spatial covariance），都取用光學原理的 Van Cittert-Zernike theorem 來解釋：由於人體中有許多大小短於工作波長的散射體存在，當它們被入射聲波激發之後便會形成一個非同調性的聲源向外發射，由於我們所看到的散射體分佈情形會隨著接收位置的不同而變化，因此即使是在相鄰的位置來接收其信號的相關性也會下降，位置差異越大則信號的相關程度越低而成一個線性的變化。

由於組織諧波影像所產生的波束和一般的線性影像不同，它的旁瓣較低而主瓣略寬（和同頻率的基頻影像比較），因此會對受激發的散射體區域產生影響，這樣的現象可能會影響到原本的空間互相關性的變化趨勢，因此我們希望對這個方面進行研究以及瞭解。