

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

高頻超音波影像系統

High Frequency Ultrasonic Imaging System

研究生 何祚明

中華民國九十一年六月

中文摘要

超音波影像是一種常用的醫學影像工具，而高頻超音波特有良好的解析度特性，可應用在許多如細微組織的診斷及基因研究上。本論文整合各種硬體和多種信號處理方法建立一套具有多種影像格式的高頻超音波影像系統，以期望應用在眼科及皮膚科的臨床診斷、應用小動物之藥物開發、癌症及基因研究上。

現有的高頻超音波影像系統受限於穿透深度較淺和無法動態聚焦的限制，本論文中藉由編碼波形提升發射信號的平均功率提升信號的穿透深度，整合各項高速硬體、配合脈衝壓縮濾波器以增加系統的訊雜比與軸向解析度，並提出以最小均方差(LMSE)為設計原則的最佳化濾波器，結合多重深度掃描技術以提升非聚焦區域的橫向解析度並解決無法動態聚焦的問題。

從實驗結果證明，本論文中所建立的 50 MHz 高頻超音波影像系統，具有 55 dB 的訊雜比和 100 μm 以下的影像解析度。並且利用模擬結果討論最佳化濾波器於單一探頭系統中所遭遇的問題。在未來相關高頻超音波的研究中，可參考本論文中所提出的系統架構及方法，將可針對後續如高頻組織諧波影像、微灌流的計算、高頻對比劑的特性、甚至與其他醫學影像合作等相關領域更進一步地研究，以期對臨床及生物醫學的研究有所貢獻。

關鍵詞：高頻超音波、編碼波形、脈衝壓縮、最佳化濾波器

Abstract

Ultrasound imaging is a well-established imaging modality that provides diagnostic information in the form of cross-sectional images of soft tissue. However, for many clinical applications involving subtle tissue structure, the resolution of the conventional ultrasound imaging system that operates between 2 and 10 MHz is inadequate. Recent developments have taken advantage of the fact that resolution increases linearly with frequency. In this paper, a high frequency ultrasonic imaging system with high resolution and multi-format imaging has been developed for noninvasive imaging of small scale superficial structures such as the skin, the anterior chamber of the eye, and mouse embryos for studies in developmental biology.

The major design problem concerning medical high frequency ultrasonic imaging systems is caused by the strong attenuation of the tissue, which limits the maximum depth of penetration and the achievable signal to noise ratio (SNR). In this paper, the coded excitation and pulse compression techniques, which can increase the average transmitted power, are utilized to increase both the depth of penetration and SNR. In addition, since array transducers with dynamic focusing are not available for high frequency system, the image quality is significantly deteriorated in the out-of-focused region. Hence, a filter-based synthetic aperture focusing technique is employed here to improve the degraded beam quality. Such a filter is designed in the LMSE sense and is also known as the optimal filter. Moreover, depth scan technique is also applied to increase the depth of field for this high frequency system.

The experimental results demonstrate that the 50 MHz ultrasonic imaging system developed in this paper has resolution on the order of 100 μm and a 55-dB SNR. Implementation issues of optimal filter to increase the depth of field for a single crystal transducer system are also discussed. Based on the high frequency ultrasonic imaging system constructed in this paper, advanced high frequency ultrasound research on high frequency tissue harmonics, perfusion blood estimation and contrast agent characteristics could be performed. In addition, combined with other medical imaging systems, this system might be able to provide much more valuable information on clinical diagnostics and biomedical research in the future.

Key words: High frequency ultrasound, Coded excitation, Pulse compression, Optimal filter

目錄

第一章 緒論.....	1
1.1 高頻超音波影像簡介.....	1
1.1.1 高頻超音波影像簡史.....	1
1.1.2 高頻超音波影像應用.....	2
1.2 研究動機與目標.....	8
1.3 論文架構.....	10
第二章 高頻超音波影像特性.....	11
2.1 聲波頻譜.....	11
2.2 超音波成像原理.....	12
2.3 組織衰減效應.....	15
2.4 常見影像格式.....	18
第三章 高頻影像技術.....	21
3.1 編碼發射信號.....	21
3.2 脈衝壓縮技術.....	25
3.2.1 匹配濾波器.....	26
3.2.2 最佳化濾波器設計.....	26
3.3 橫向濾波器.....	28
3.4 馬達掃瞄技術.....	31
3.4.1 多重深度掃瞄.....	31
3.4.2 固定深度影像.....	32
第四章 實驗系統設計.....	33
4.1 實驗系統架構與介面.....	33
4.2 雜訊量測與消除系統.....	37
4.3 影像仿體製作.....	39
4.3.1 線仿體.....	39
4.3.2 組織仿體.....	39
4.3.2 <i>in-vitro</i> 眼睛仿體.....	41

第五章 結果分析與討論	42
5.1 頻率響應.....	42
5.2 雜訊抑制.....	44
5.2.1 量化雜訊分析.....	44
5.2.2 電磁保護屏蔽.....	45
5.2.3 信號平均.....	46
5.2.4 編碼波形及脈衝壓縮	48
5.3 影像解析度.....	51
5.3.1 評估解析度方法.....	51
5.3.2 脈衝壓縮技術.....	51
5.3.3 橫向濾波器.....	54
5.3.3.1 觸發信號錯誤	55
5.3.3.2 馬達位移錯誤	55
5.3.3.3 探頭角度錯誤	56
5.4 穿透深度.....	58
5.4.1 評估穿透深度方法	58
5.4.2 衰減係數.....	58
5.4.3 編碼波形及脈衝壓縮	59
5.5 馬達掃瞄技術與其他影像格式.....	61
5.5.1 多重深度掃瞄.....	61
5.5.2 固定深度掃瞄.....	62
5.5.3 三維影像重建.....	64
5.6 <i>in-vitro</i> 影像	66
5.7 組織諧波影像.....	68
5.8 結論.....	69
5.9 未來工作.....	70
第六章 參考文獻	71

第一章 緒論

1.1 高頻超音波影像簡介

1.1.1 高頻超音波影像簡史

超音波影像具有非侵入、即時反應的特性，在 1980 年代已經有文獻討論藉由高頻超音波作為工業上非破壞性的檢測工作 [1]-[3]，例如對積體電路中細微結構的觀察，此時醫學超音波影像技術也正蓬勃發展，傳統使用低頻(2~10 MHz)的超音波影像系統已經可以應付大多數的臨床需求，但是著眼於高頻超音波良好的解析度，以及許多如眼科、皮膚科等較靠近表面組織的臨床應用需求，全世界也逐漸重視醫學高頻超音波的發展，80 年代的高頻超音波系統多是採用類比式的系統，只能約略、定性地觀察組織的結構 [4]。87 年加拿大的 M. Sherar 和 S. Foster [5]發展醫學用的超音波逆散射顯微系統(Ultrasonic backscatter microscope, UBM)，以及 93 年德國的 C. Passmann 和 H. Ermert [6]-[8]等先進開啟醫學高頻超音波影像系統的大門，其後有許多醫師探討高頻超音波的臨床價值 [9]-[14]。

伴隨高速電子電路技術及高頻探頭製作技術的創新，在高頻超音波領域的研究方向也逐漸有所轉變，從 90 年代高頻超音波探頭的製作及模型探討轉變到信號及影像處理，甚至是諧波影像、都卜勒血流計算及對比劑的研究上。

雖然醫學高頻超音波的發展至今已經約有 15 年的歷史，但是仍有許多應用仍未發展、許多有趣的問題仍等待被解決。隨著近年來電子、生物科技的進步，未來高頻超音波不但可以用於眼科、皮膚科、血管內的臨床診斷用途，甚至高頻超音波顯微鏡(microscope)級精細的解析度可應用在小動物胚胎影像和基因及藥物發展的研究[13]。

1.1.2 高頻超音波影像的應用

醫學超音波影像系統具有非侵入式、即時反映組織特性的優點，因此，醫學超音波影像已經逐漸成為臨床實驗研究及診斷上最常用的醫學影像系統之一。相較於其他醫學影像系統，傳統 2~10 MHz 低頻超音波影像系統的影像解析度不能滿足許多較細微組織結構性的觀察，但是高頻超音波的影像解析度會隨頻率而上升，在 50 MHz 的超音波影像系統中可達到約數十微米精細的空間解析度。

近年來，由於電子元件、電路設計技術的創新，使高速的類比/數位轉換器(analog to digital converter, ADC)等電子電路可方便的取得，高頻超音波技術也逐漸應用於臨床診斷與輔助治療上，各種利用高頻超音波的精準解析度對人體各表層組織的觀察也已廣泛被研究。接下來分別就工業檢測、人體醫學、基因研究三方面的應用加以介紹：

工業非破壞性檢測

高頻超音波顯微術，又稱為掃瞄式聲波顯微術(Scanning acoustic microscopy, SAM)，第一套系統在 1974 年由 Lemons 和 Quate 所提出 [1]，相較於光學、電子顯微鏡，聲波可以在材料中不透光的內側 (interior of opaque) 傳遞，所以超音波應用在接近表面的非破壞性的檢測上，而聲波顯微術中的影像常決定於受測樣品的機械特性，所以聲波顯微術所展現的影像可以表現樣本材料的強度和材質。

聲波顯微術多是採取固定深度掃瞄的影像格式，又因為其景深非常小，主要是觀察在固定深度下，工業產品的結構是否受到破壞，與一般醫學使用的高頻超音波系統相比，其系統架構、功能及目的都有所差異。非破壞性檢測在工業上的應用依照不同的需要，應用不同的聲波頻率，一般觀察較淺(約 1 mm)的樣本如積體電路等 [2]-[3]，大

多使用 100 ~ 200 MHz 的聲波成像；更高頻率(1~2 GHz 以上)的應用則是在觀察薄膜和微裂痕(microcrack)上,如下圖 1(b)中箭頭所指就是無法利用光學顯微鏡所觀察到的微裂縫。

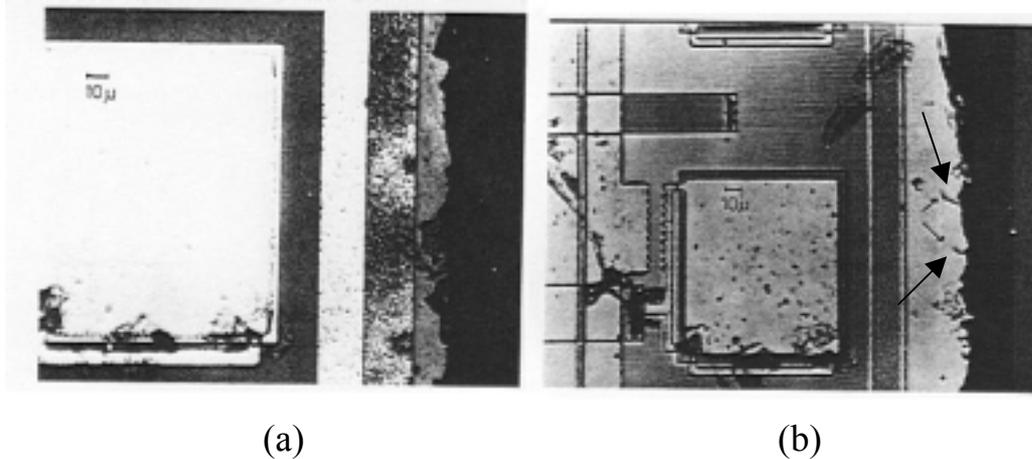
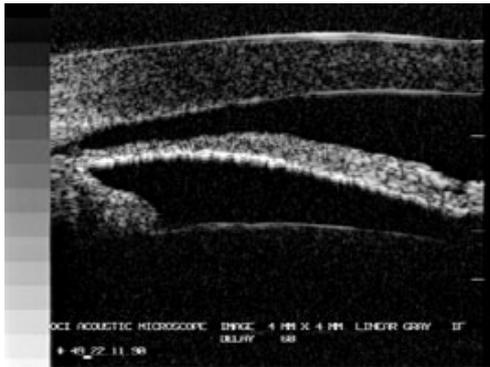


圖 1 (a)光學顯微鏡所看到的 IC 影像(b)聲波顯微鏡所在相同區域中顯現在邊緣區域中的裂縫[3]

人體醫學影像

高頻超音波常在眼科(ophthalmologic)的應用中,例如:虹膜(iris)、角膜(cornea)、鞏膜(sclera)、水晶體表面(lens surface),以及眼球前腔(anterior chamber)中各細微組織變化的觀察,及對於許多型式的青光眼(glaucoma),或角膜過厚(corneal pachymetry)及許多眼球前組織的損害(anterior segment lesions)的觀察和眼睛的外傷(Macular degeneration ocular trauma)做輔助性的診斷[7-14]。

皮膚科(dermatologic)的應用中,表皮(epidermis)層、真皮(dermis)層中組織如黑色素瘤(melanoma)的組織變化及病灶,癌症(cancer),牛皮癬(psoriasis),苔癬病(lichen rubber),藉由高解析度的灰階影像,更可大大地提高臨床的診斷率,達到早期發現的功效 [11],[15]。例如從圖 2(a)中的影像可以分辨出角膜、虹膜的角度關係和計算其厚度,圖 2(b)則是一張對人體皮膚的影像可以分辨表皮及真皮層的結構。



(a)



(b)

圖 2 高頻超音波對人體眼睛(a)及皮膚(b)取得的 B-mode 影像[11]

此外，因為高頻超音波的探頭較低頻探頭小，高頻超音波另一項特殊的應用是血管內或食道內超音波，可利用小型的環形陣列探頭進入血管內對周圍管壁得到組織結構的觀察，此類應用所觀察的組織深度較淺、結構亦比較細微，所以血管內的超音波影像則可對於如動脈剝離和冠狀動脈(coronary arteries)的阻塞及早觀察 [11],[12]。

高頻超音波影像不但可提供非侵入式、安全、正確快速的優點，更可測得人體中表層的組織型態及微血管的血流，例如：皮膚表面的微血管等。高解析度的灰階組織影像配合彩色血流都卜勒影像(color Doppler flow image)，對於以血管掃描為主之超音波，更大大地提高臨床的診斷率，利用超音波對比劑(contrast agent)，更可找到人體中臟器局部缺血，以及細微循環(micro-circulation)障礙位置，不但不具有輻射線的危險，而且將微動脈狹窄處清晰突顯出來，以供尋求病因及治療。

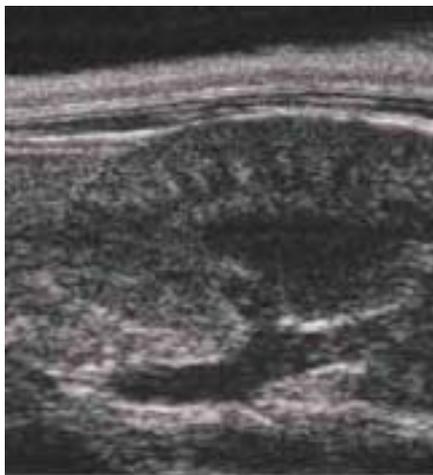
基因研究及藥物發展

在生物技術領域的新世代研究及應用上，例如老鼠在生理上與基因上有許多與人類相似之處，加上容易繁殖和便宜的飼養費用等優點，常被科學家們用來做為替代人類實驗的模型，並規劃用老鼠動物

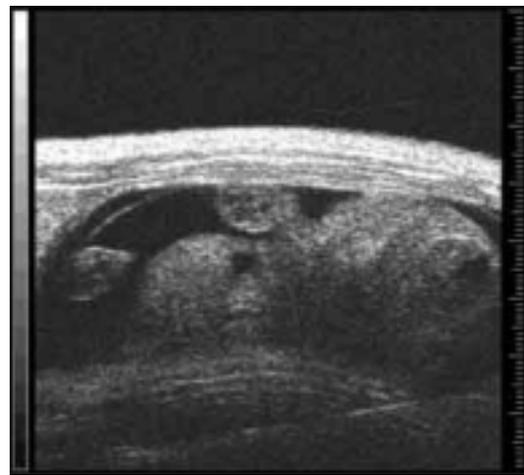
模型來作人類之基因的相關研究 [13]。

由於基因構造之相像，使得專家能利用老鼠實驗來洞悉人類疾病以及進行藥物研究，在老鼠基因相關研究中，高頻超音波影像具有足夠之解析度，可被用來檢視老鼠的基因突變之影響，並允許以非侵入性影像方式觀察從老鼠子宮中由胚胎到成鼠的突變過程，醫學影像科技允許科學家增進他們對老鼠基因的了解，並且做解剖學及生理學之評估。

由於有越來越多的藥物計畫和基因研究利用老鼠，小動物影像系統之需求也預期會有大量的成長。目前每年約有超過五億隻老鼠用在生醫研究，而且其數目呈每年約百分之十五之成長。因此，如何能更人性化、更廉價地以非侵入的方式檢視老鼠與其他小動物是很重要的。這樣的技術無論對藥物發展、基因組研究、心血管研究、發展生物學都有很大的幫助，也可以減少此類研究對動物的之傷害及痛苦。例如圖 3 中在實驗室以高頻超音波 B-mode 影像觀察(a)老鼠的腎臟、(b)母鼠腹中胚胎的發展情形 [7]



(a)



(b)

圖 3 高頻超音波 B-mode 老鼠及胚胎影像[7]

心臟血管研究(Cardiovascular research):

高頻超音波的另一項優點就是可利用彩色都卜勒血流影像輔助對於老鼠等小動物的心臟血管影像研究上。藉由高頻超音波影像系統以觀察懷孕老鼠子宮中的胚胎心房心室及血管的發展情況，並且可利用脈衝波 (pulsed wave) 模式中，高解析度的影像特性以分辨較小的取樣體積中血流的參數，藉以評估心臟的功能和定量分析老鼠心室心房內及主要血管內心臟的物理功能特性。透過此類小動物的模型使得高頻超音波可以用來評估藥物發展對心臟血管的治療成果。例如圖 4 中在實驗室對老鼠以高頻超音波脈衝波模式所得到的 B-mode 影像(a)，和觀察在所限定的閘(gate)血管的流速分析(b)。

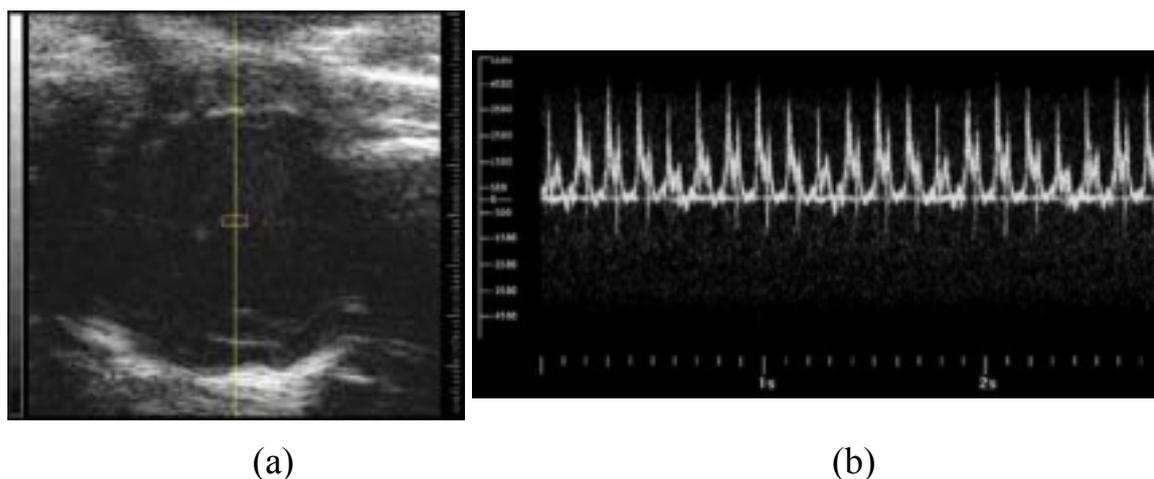


圖 4 高頻脈衝式都卜勒影像和流速[7]

發展生物學(Developmental biology):

胚胎期的老鼠因其具有短暫的懷孕周期，而且基因構造和其他哺乳類動物相似，所以胚胎期老鼠在研究哺乳類動物的生長上是一個被廣泛使用的模型。高頻超音波系統可以用非侵入式的方法觀察從 5.5 天大的胚胎，一直到出生後的幼鼠期，若結合灰階影像和都卜勒系統，即可以評估胚胎新生血管內的血流情形。再者，可以在高頻超音

波影像系統的引導下，於發育中老鼠的特別部位注入基因物質，也可以用相同的方法來觀察老鼠胚胎在不同時間點上的變化 [11]。

隨著科技的進步，人們對生命科學及基因研究更加的重視，更加渴望瞭解生命的奧秘和基因研究。高頻超音波影像系統是一項工具，它除了能提供即時(real-time)之高解析度影像之外，都卜勒血流影像還可以量測血流相關資訊。因此，在使用較少量研究用動物及延長它們的壽命的同時，也可以提供更多之研究資訊，並在更人性化研究環境之下，增進研究價值及提高新產品開發之速度。

1.2 研究動機與目標

雖然現有高頻超音波系統已經可透過各種硬體設計約略的觀察組織的結構及型態，但仍無法有效利用高速取樣電路和數位信號處理的方法，和解決如無法動態聚焦、信號微弱、穿透深度太淺等的限制；因此，在本研究中，試圖以各種信號及影像處理的方法，解決或改善許多已知存在於高頻超音波系統中既有的物理限制問題，並且嘗試分析所提出的信號處理方法的實際效能及其中所隱含的問題，最終希望整合各項硬體及信號處理的技術建立一套在實驗室中可攜式的高頻超音波影像系統。下面就高頻超音波系統中的三個主要問題做進一步的介紹：

動態聚焦與橫向解析度

受限於目前高頻超音波探頭的製作技術，仍無法有效地做出類似於低頻超音波系統的多通道陣列探頭，和使用電子式的波束成形器 (beamformer) 動態聚焦；目前可見的高頻超音波系統多是利用高速的馬達掃描定位系統搭載單一探頭 (single element transducer) 掃描合成各種格式的空間影像。高頻超音波系統為達到精準的空間解析度，在設計訂製高頻探頭時通常會限制其 (F-number, $F^{\#}$) 的大小，具有聚焦品質區域也會因此限制變小。我們可使用多重深度掃描搭配橫向濾波器解決非焦點的區域無法動態聚焦和改善橫向解析度的問題。

組織衰減效應與訊雜比

超音波信號在人體中的衰減與信號頻率成正比，因此隨著超音波頻率越高，傳遞過程中與組織間作用所產生的組織衰減效應也更加嚴重。衰減效應使得超音波信號能量大幅衰減，因此，高頻超音波的信

號較低頻微弱，也較容易受到系統內部及外部雜訊的影像，其訊雜比 (signal-to-noise ratio ,SNR)、靈敏度、動態範圍及穿透深度都受到嚴重的限制。我們可使用編碼波形增加發射信號的平均能量解決組織衰減效應的限制、以合適的硬體設計以增加系統的訊雜比。

脈衝壓縮與縱向解析度

編碼波形的技術常用來提升系統的訊雜比及穿透深度，但是其代價為脈衝寬度較長，又因為超音波影像系統的縱向解析度決定於發射脈衝信號的寬度，若想提升影像的軸向解析度則可以使用脈衝壓縮技術，將平均分佈在較長時間內的功率累積在短脈衝期間內，也就是將平均功率經由脈衝壓縮濾波器轉換成瞬間功率，以提升信號的強度的峰值，進一步得到較好的訊雜比。

規劃此系統架構如圖 4：首先以編碼波形增加發射信號的能量、經由高速的數位/類比轉換器轉為類比的信號，透過高功率放大器經由探頭髮射，再經過合適的硬體設備以降低系統中已存在及外來的雜訊干擾，接收後經過適當的前級放大器放大至最適的類比/數位轉換器取樣範圍而成為一般所稱的 Radio Frequency(RF) data，取樣後再利用兩個不同方向的濾波器處理，以得到良好的影像解析度。

本論文研究的目標是期望以訊號處理方法解決上述的問題，並整合目前所能取得各項的硬體設備建立一縱向解析度小於 100 μm ，橫向解析度小於 100 μm ，且具有多種影像格式的高頻影像系統；以期將來使用於眼科及皮膚科的臨床需要，以及基因定序及藥物開發的研究上，並藉由觀察老鼠等哺乳動物的胚胎建立小動物模型。

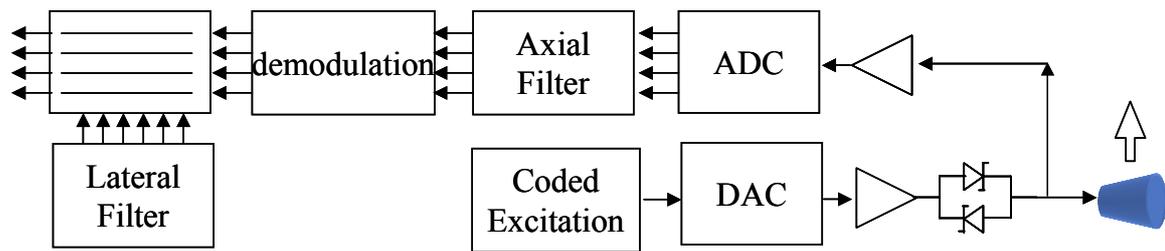


圖 4 高頻超音波系統架構圖

1.3 論文架構

本論文在第一章初步的介紹高頻超音波影像系統的簡史與應用和本論文的研究動機與目標；第二章中，進一步闡述高頻超音波影像的基本特性，內容包括介紹不同頻率聲波的應用範圍、超音波影像的成像原理和在人體中傳遞過程中所造成的組織衰減效應等，並介紹超音波影像中空間解析度的決定因素和各種常見的超音波影像格式；第三章則介紹各種應用於高頻影像的處理技術，內容包括發射信號的設計、脈衝壓縮技術、橫向濾波器設計等增進系統訊雜比、影像解析度的信號處理方法以及適用於高頻超音波的馬達掃瞄技術；第四章為實驗系統架構的設計，內容包括實驗系統裝置的設計與影像仿體的製作；在第五章的內容包括介紹評估影像解析度及穿透深度的方法，並且對實驗結果和所應用的信號處理方法詳細的討論，及勾畫未來工作；最後第六章則是列出相關的參考文獻。

第二章 高頻超音波的特性

2.1. 聲波頻譜

不同頻率的聲波具有不同的特性和機能，人耳所能聽見的聲音頻率範圍約從 20 Hz 至 20 KHz，一般定義是頻率範圍高於此頻帶的聲波即是所謂的『超音波』。超音波的應用範圍很廣，例如：有許多動物利用超音波傳遞訊息、軍事及海洋工程中所使用的聲納系統、工業用的超音波馬達及非破壞性檢測，無線通訊系統中的表面聲波元件等，綜合其應用範圍可畫製如圖 2-1 的聲波頻譜與應用的關係。

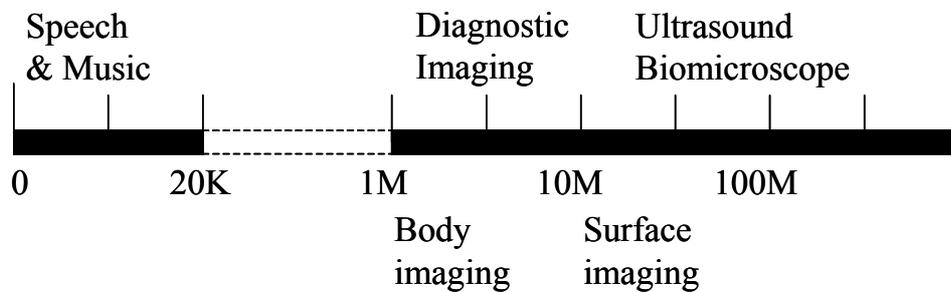


圖 2-1 聲波頻譜與應用[12]

醫學上超音波的應用大致上可分為治療用與診療用兩種，治療用的超音波多是利用超音波傳遞能量進入人體中某部分的組織，藉由熱效應針對部分的組織作用，其操作頻率通常在 1 MHz 以下；診療用的超音波則是利用超音波與人體組織反射與散射的效應成像，希望藉由非侵入性的影像方式，對組織結構、組織的軟硬程度與血流分佈及計算等作進一步的分析和觀察。

一般傳統診斷用的超音波系統會依觀察不同組織時的需要，使用不同頻率的超音波，例如：觀察肝膽、腎臟、心臟、婦產科中所需要觀察的組織距離體表較深，多使用較低頻的超音波影像系統；皮膚科、眼科或觀察血管內組織時所需要觀察的組織距離體表較淺，但組織結構較細微，則多使用較高頻的超音波影像系統。

2.2. 超音波成像原理

如同一般線性非時變系統的假設，給定一個輸入函數 $x(t)$ ，經由系統的脈衝響應 $H(t)$ (impulse response) 旋積(convoluion)後可得到系統的輸出函數 $y(t)$ ，而 $y(t)=x(t)\otimes H(t)$ 。

討論超音波影像的成像原理時，假設被影像的物體是系統的輸入函數 $P(x, y, z)$ ，將此物體分做為數個小單元分析，每一個小單元中包含數個散射信號源，我們稱之為散射子(scatterer)，散射子的分佈函數為 $P(x, y, z)$ ，而超音波系統的脈衝響應 $H(x, y, z)$ 則會因為不同空間位置而有所變化，文獻中稱此函數為點散佈函數(point spread function, PSF)，而一張超音波影像即是由散射子的分佈函數 $P(x, y, z)$ 與點散佈函數 $H(x, y, z)$ 的旋積所得，可以表示如下圖 2-2。分析超音波系統的点散佈函數可分成兩個方向：(1)橫向點散佈函數與(2)縱向點散佈函數。

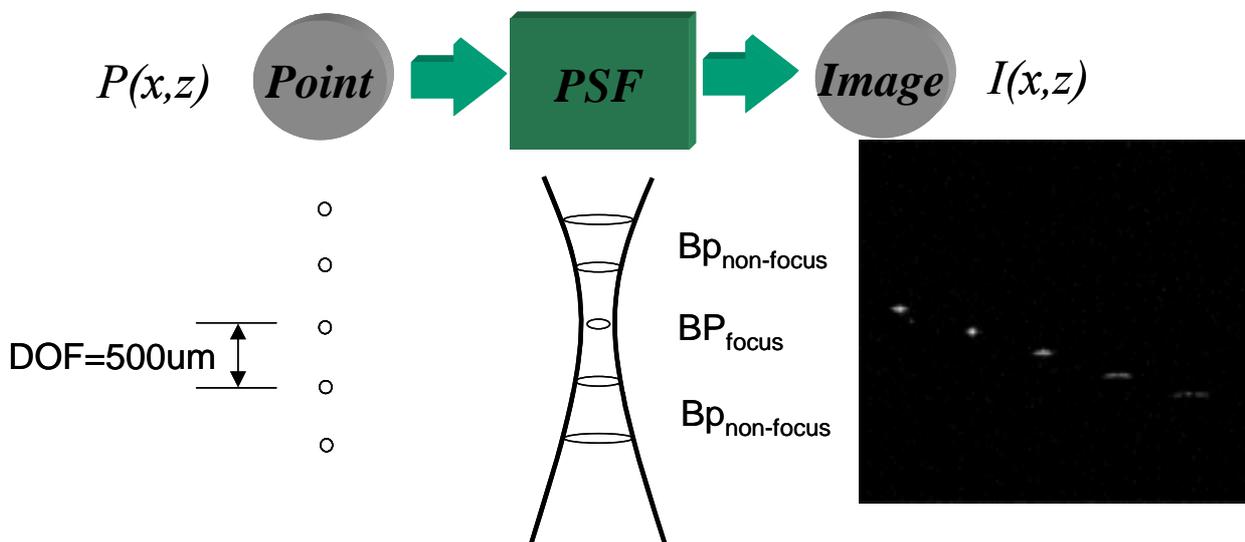


圖 2-2 點散佈函數系統示意圖

(1) 橫向的點散佈函數：

超音波影像的橫向點散佈函數和光學系統中的單狹縫繞射相同。若假設發射信號為連續波(continuous wave)，則可視為光學系統中單

一波長光源的繞射圖形，即其波束(beam pattern)。其中波束的幾何圖形則與發射光源的波長相關，隨著波長縮短，其波束的寬度亦為之縮短。若發射信號為脈衝波(pulse wave)，則可視為多種不同頻率成分的波束加總起來的結果為其波束，其中可以中心頻率為決定橫向空間解析度之重要因素。若給定探頭孔徑大小與聚焦點的深度，即可定義一常用來評估其聚焦強度的參數 $F^\#$ (F-number)，並考慮發射信號的中心頻率後，可定義其聚焦點的FWHM(full width of ultrasound beam at half maximum)為 $F^\#\lambda$ [8]，依此關係，超音波系統的橫向解析度與波長成正比，也就是隨著頻率上升，其橫向解析度越好。

$$F^\# (\text{Fnumber}) = \frac{d(\text{focal_length})}{A(\text{aperture_size})} \quad (2-1)$$

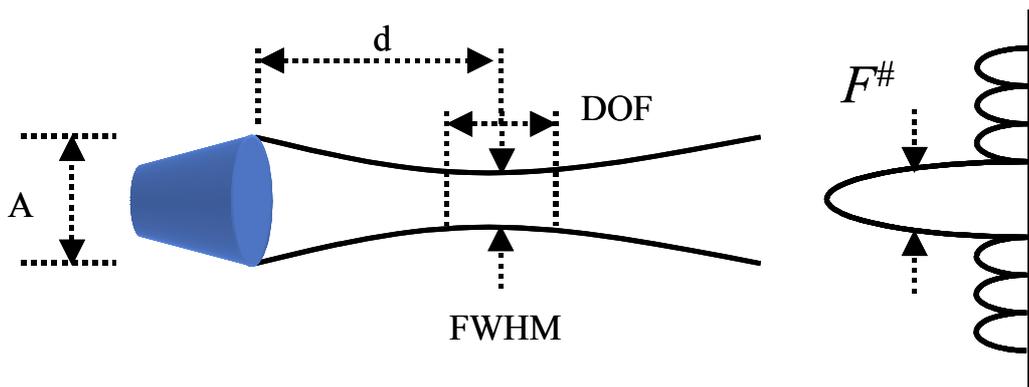


圖2-3 橫向PSF與探頭及聚焦參數示意圖

(2) 縱向的點散佈函數：

超音波影像中的縱向解析度，則和系統發射端中發射信號的脈衝寬度(pulse width)有關。其決定因素為探頭頻率響應所涵蓋的頻率範圍和發射信號設計的頻寬，其頻寬越寬則其影像解析度越好。

若假設發射信號為一連續波，則其頻寬為最小，若採用發射此連續波形式的超音波系統，觀察其接收信號，則完全無法獲得分辨其縱向位置的資訊，即是縱向解析度為最差的情況；隨著頻寬上升，發射信號區間(duration)逐漸縮短成為脈衝信號，又得知影像解析度與脈衝

長度相關，從傅立葉轉換的關係得知，脈衝長度與信號頻寬呈反比。如圖2-4所示，假設發射信號為高斯脈衝信號(Gaussian Pulse)，頻寬越寬則其脈衝越短，系統縱向解析度可視為發射信號在縱向與物體的convolution的結果，即其縱向解析度越好。

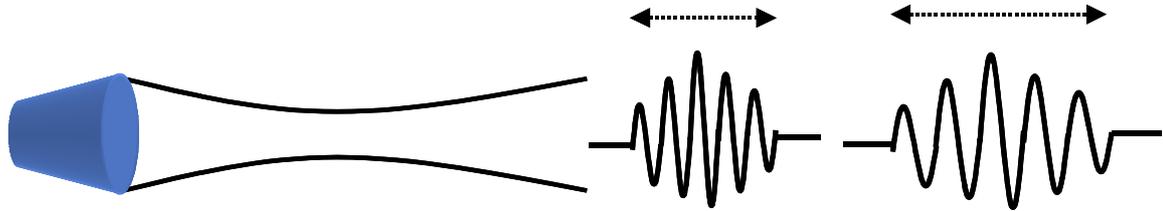


圖2-4 縱向PSF與探頭及聚焦參數示意圖

一般而言，高頻超音波影像系統中的成像方式是將高頻探頭接收的射頻(RF)信號經過前置放大器、帶通濾波器、降頻、高頻濾波和取對數等步驟而成為 Amplitude-mode 信號。再利用機械式的掃瞄，即利用步進馬達等裝置逐步移動探頭，將平面中每一條線的資訊組合起來，以得到一張完整的二維影像，即所謂一般所見的灰階超音波影像。

2.3. 組織衰減效應

音波(Acoustic wave)是需要介質傳遞的壓力波，因為人體中包含大量的水及軟組織，超音波可藉由擾動軟組織作為介質而傳遞。人體組織間傳遞壓力時，因為組織間結構特性的差異，導致在分子間高壓至低壓的能量傳遞過程中，會有部分的能量在壓力舒張(relaxation)的過程中轉變為分子間內部的震動和轉動的能量，而後能量逐漸以熱的型態散逸於組織間，上述組織吸收聲波能量而熱散逸於組織分子間的效應即為一般所稱的組織衰減效應。

此外，另一種造成信號衰減效應則是由組織散射效應所產生，在反射方向上因為散射而產生的相減性的波前而消耗在正方向上的能量亦會造成超音波反射信號的衰減效應。

在一般均勻的組織中，超音波在組織間傳遞的方式可以用較簡單的方程式[8]表示 $\exp(j2\pi fz/c)$ ，而 $\exp(-\alpha fz)$ 代表組織衰減效應所造成的信號衰退，其中 α 項為衰減係數，由此波的傳遞方程式可以寫成

$$H(z, f) = \exp(-\alpha fz + j2\pi fz/c) \quad (2-2)$$

聲波強度隨深度衰減特性則可用下列方程式表示

$$I(z) = I_0 |H(z, f)|^2 = I_0(z) \exp(-2\alpha fz) \quad (2-3)$$

其中 $I(z)$ 為在深度 z 處的聲壓，而 $I_0(z)$ 為在表面的聲壓。

從上面的方程式中得知，隨著穿透深度增加，聲波能量將會以指數函數快速地下降，分析其中的衰減係數(attenuation coefficient)則應包含吸收 α_a (absorption)及散射 α_s (scattering)的效應，即 $\alpha = \alpha_a + \alpha_s$ 。在相同的組織中，其衰減係數則是與頻率呈正比的關係。隨著頻率的上升，聲波壓力的轉換速度也會逐漸上升，組織所吸收的能量會更多，組織衰減效應會更加嚴重。越高的頻率成分的聲波越容易衰減，因此就會造成在一般組織中會有 frequency down-shift 的情況發生。如

下圖 2-5 表示：

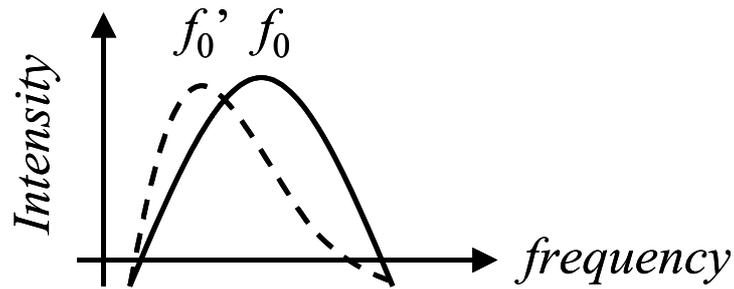


圖 2-5 組織衰減效應與頻率偏移示意圖

從(2-3)中得知，組織衰減效應會與發射信號的頻率以及影像深度有關，若假設發射信號為寬頻的高斯脈衝信號具有如下列方程式的功率頻譜(power spectrum)

$$|S_t(z, f)|^2 = \exp\left(-\left(\frac{f - f_0}{\sigma}\right)^2\right) \quad (2-4)$$

其中 f_0 為中心頻率， σ 為頻寬。考慮超音波在人體內來回間的傳遞效應，則接收信號的功率頻譜為

$$|S_r(z, f)|^2 = |S_t(f)|^2 \exp(-4\alpha Rf) = \exp\left(-\left(\frac{f - f_0}{\sigma}\right)^2 - 4\alpha Rf\right) \quad (2-5)$$

再稍微整理一下上面的方程式，可以得到

$$|S_r(z, f)|^2 = \exp\left(-\left(\frac{f - f_1}{\sigma}\right)^2\right) \exp(-4\alpha R(f_0 - \sigma^2 \alpha R)) \quad (2-6)$$

因組織衰減效應所造成的中心頻率的下降為

$$f_0' = f_0 - 2\sigma^2 \alpha R \quad (2-7)$$

其中分別與發射信號的中心頻率 f_0 、相對頻寬 σ 、穿透深度 R 以及衰減常數 α 有關。由此結論得知，組織衰減效應所得到中心頻率的下降會造成影像橫向解析度的損失，為維持橫向解析度的品質常常必須限制發射信號的頻寬。

通常為了達到較好的軸向解析度，因此在設計超音波系統時會使用頻寬較寬的超音波探頭，並提高發射信號的頻寬。但是從(2-7)中可以看到，當 σ 上升時中心頻率向下偏移的現象就會更加嚴重，對應的橫向解析度就會有所下降，因此，在考慮組織衰減效應時，系統的橫

向及縱向解析度間存在一個取捨(trade-off)。

組織衰減效應所產生最大的問題來自於組織衰減係數與頻率呈正比的關係，隨著頻率上升，系統所接收信號更加微弱，因此高頻超音波系統容易受到各種雜訊的干擾，例如馬達切換電源的高頻雜訊、週圍電子儀器發射的高頻雜訊、時序錯誤雜訊等，另外，超音波影像的觀察範圍，也就是一般所稱的穿透深度，是主要決定於組織衰減效應和系統的安全考量與規範。在不同的臨床應用範圍需要適用不同頻率範圍的超音波系統，所以美國食品及藥物管理局(Food and Drug Administration)在醫療儀器安全使用上的規範亦對超音波發射信號的最大瞬間功率、平均功率等都加以規範。

最後，在高頻超音波的應用範圍中，許多靠近表面的組織是不會藉由血液流動帶走部分被組織所吸收的熱能，因此，安全上的顧慮亦是設計高頻超音波系統中相當重要的考量之一[31]。

2.4. 常見影像格式

醫學超音波影像依其不同應用與需求，具有許多不同的影像格式，例如：婦產科常使用亮度(Brightness-mode)模式、心臟科常使用的移動模式(Motion-mode)、彩色都卜勒模式以及目前眼科常使用的振幅(Amplitude-mode)模式等。

高頻超音波除了包括和一般低頻超音波常用的影像格式外，因為能表現的影像解析度更為細緻，可組合多張二維影像合成高解析度的三維立體影像，此外亦可應用一般在工業中常見非破壞性檢測的模式，稱做固定深度模式(Constant depth mode)

Amplitude-mode image

最初高頻超音波的應用就是在利用振幅模式的高頻超音波來觀察眼球組織 [4]，文獻中以反射信號的傳遞時間(time of flight)約略地觀察角膜的厚度。A-mode影像的好處是他所要分析的資料比較少，分析的方法也較為簡單，使用類比信號處理的方式即可完成處理的工作，不需要經過複雜的數位處理器分析信號。在早期電子技術以及硬體計算能力較弱的時代亦可以約略估計角膜的厚度及位置，缺點是不能利用這種影像模式對組織結構定量地分析。

Brightness-mode image

一般最常見的超音波影像模式就是B-mode影像。此模式可以利用灰階方式的表現組織所反射超音波信號的強弱特性，在前人所建立的高頻超音波系統中，多使用線性馬達帶動超音波探頭而得到數組A-mode信號，利用高速電子電路將其擷取，取樣後將不同位置A-mode的信號組合，經過降頻、低通濾波和影像格式的轉換等處理，即可得到B-mode影像。優點是在於以對數分佈和灰階表示組織影像可定量地分析組織的結構特性，並且大範圍的觀察某個截面的影像以輔助臨床診斷。

Motion-mode image

在人體中有許多會移動的組織，而在固定一個位置每隔一段時間不停的發射超音波，而觀察其反射信號隨時間的變化情形，以描繪組織的移動情形即可合成移動模式的超音波影像。顯示的方式則由明亮或是多條A-mode來表示，如圖2-6。

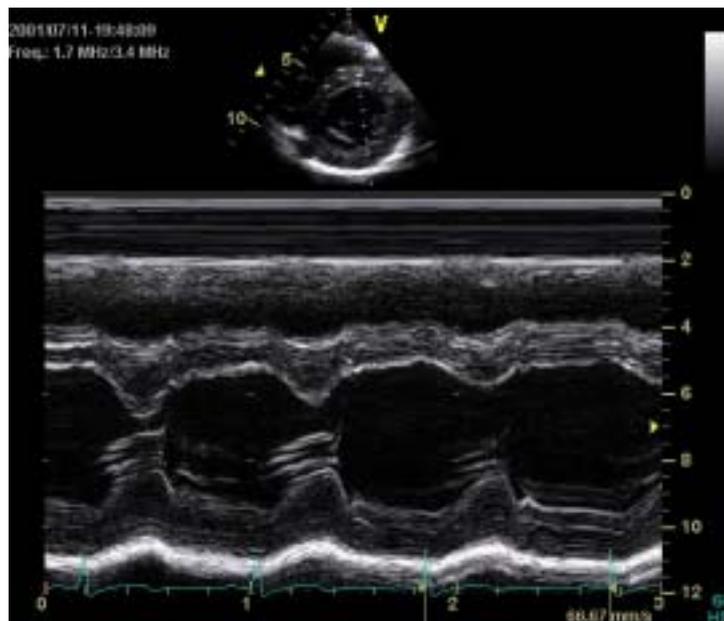


圖2-6 現有商用系統(GE)中所顯示的M-mode影像 [32]

Constant depth-mode image

多數的高頻超音波探頭設計時，通常會設計強聚焦(strongly focused)的高頻探頭，強聚焦的探頭在聚焦點處具有比較強的信號和解析度，代價是景深會相對變小，也因為景深較小的特性，高頻超音波適用於觀察某個影像深度斷層面的結構。

馬達掃瞄的方式則是除了一般在影像平面的線性掃瞄外，在另外在垂直影像平面的方向也多重地加以線性掃瞄。在影像格式處理的方法上，則是將多張的二維影像中某個固定深度的值記錄下來，重新在一個垂直原影像平面的方向利用灰階顯示的方式構成一張固定深度的B-mode影像。[1]-[3],[30]

3-Dimensional image

藉由三維立體超音波影像，能輔助臨床醫師使用更加清楚地分辨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，並可提供一個虛擬實境的空間感，應用於教學或是電腦輔助手術模擬系統，但是現有二維陣列探頭的製作技術尚未成熟且成本太過昂貴，因此現有臨床超音波系統中的三維影像大多採用外加定位裝置的方式組合數張二維影像而成一張三維超音波影像。所以若配合馬達定位系統和多次的線性掃描，將數張二維B-mode影像合成為三維超音波影像，即可充分利用高頻超音波影像精準的解析度特性合成三維超音波影像。

第三章 高頻影像技術

3.1. 編碼發射信號

超音波是藉由組織中壓力的變化，以機械波的方式在人體中傳遞；而人體中的水和軟組織即是超音波傳遞壓力的介質，若傳遞的壓力變化太快，或是阻抗不匹配，使得有較多的能量以熱散逸在組織間，無法有效地反射而被探頭所接收。超音波頻率越高，組織間壓力變化更加快速，能量散失也更加嚴重，所以高頻超音波影像系統必須面臨來自於超音波在組織中傳遞所造成的組織衰減效應，衰減效應使得信號能量大幅衰減，使系統的訊雜比(Signal-to-Noise Ratio, SNR)、靈敏度、動態範圍及穿透深度都受到嚴重的限制。

在超音波影像系統中，為得到較好的系統靈敏度，一般系統中大多已將發射信號的峰值(peak power)增加至達到符合安全性規範的最大值；為了安全性的考量，限制發射信號功率的峰值是為了避免超音波在人體傳遞過程中因為瞬間壓力過大對組織導致的傷害，例如：組織溫度過熱或空洞效應(cavitation)等。除連續波及脈衝波都卜勒模式(continuous wave and pulsed Doppler mode)等計算血流的模式外，發射信號的能量多是受到發射信號功率的峰值的限制，而不是發射信號功率的平均值(average power)所限制。因此，編碼發射信號是能夠增加發射信號的平均功率而不影響發射信號功率的峰值，以得到較佳的系統訊雜比的方法[18]-[20]。

因為組織衰減效應，高頻超音波系統的信號較傳統的低頻超音波系統微弱，在系統雜訊不隨著發射信號改變的假設下，可嘗試增加發射信號的能量而增加高頻超音波影像系統的訊雜比。增加信號能量的方式有兩種，第一是增加發射信號的峰值(peak power)，為得到較好的系統靈敏度，一般 B-mode 影像系統中大多已將發射信號的峰值增加至達到符合安全性規範的最大值；第二種方法則如圖 3-1(b)所示，

拉長信號的持續時間，增加發射信號的平均功率(average power)，期望發射出更多的能量，但是從第二章中軸向解析度的定義得知，越長的發射信號，其解析度越糟。

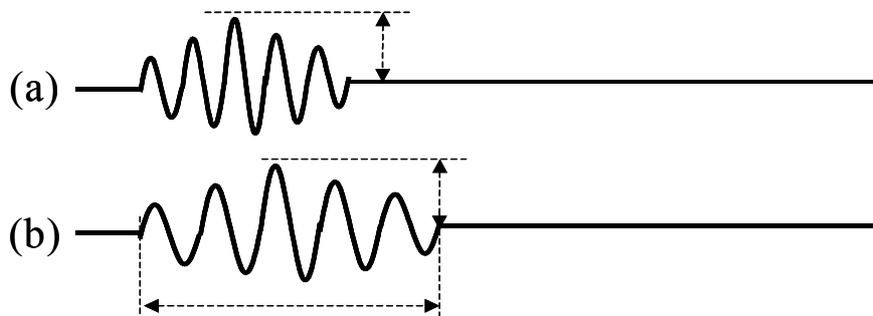


圖 3-1 發射信號的瞬間功率與平均功率

若分析超音波系統中的發射信號端，發射信號的頻率和頻寬除了受到設計波形的限制外，高頻超音波探頭本身只對有限頻帶的超音波反應，此為決定發射信號的中心頻率與頻寬的因素。一般超音波系統常見的發射信號，例如：高斯脈衝信號(Gaussian pulse)；如果進一步地將高斯脈衝信號在時域上分析，表示如圖 3-2(a)，將其分成載波部分(carrier part)和其封包強度部分(envelope part)，高斯脈衝信號的載波部分為固定頻率的連續波，而其封包強度為高斯函數，依其傅立葉轉換得知其頻譜特性表示則如圖 3-2(b)，載波部分固定頻率連續波的頻譜為一脈衝函數(delta function)，而其封包頻譜亦為高斯函數，又從基本的傅立葉轉換性質得知，有限頻寬(band limited)的信號其時域上會呈有限期間(limit duration)的表現，如果較長的持續時間的信號，則其對應頻寬越小，即可定義高斯脈衝具有固定的 time bandwidth product。

本研究中所使用的編碼技術，是利用頻率調變(frequency modulation, FM)的載波訊號，如圖 3-2(c)所示，設定載波也具有一定範圍的頻寬，使得發射信號擁有有較大的 time bandwidth product，如圖 3-2(d)以維持相同的發射頻寬，並達到在充分利用探頭髮射效率、發射更大能量的結果和預期經過後續的信號處理後，在不失真的條件

下，將系統的軸向解析度最佳化。

而此編碼技術一般稱為高斯啾聲脈衝(Gaussian Chirp pulse)，其數學式表示為如下列方程式

$$S(t) = S_0(t) \cos\left(2\pi\left(f_0 - \frac{\Delta f}{2}\right)t + \frac{\alpha}{2}t^2\right) \quad (3-1)$$

其中 $S_0(t)$ 為 Envelope 函數， f 為中心頻率， Δf 為頻寬， α 為其壓縮比常數。

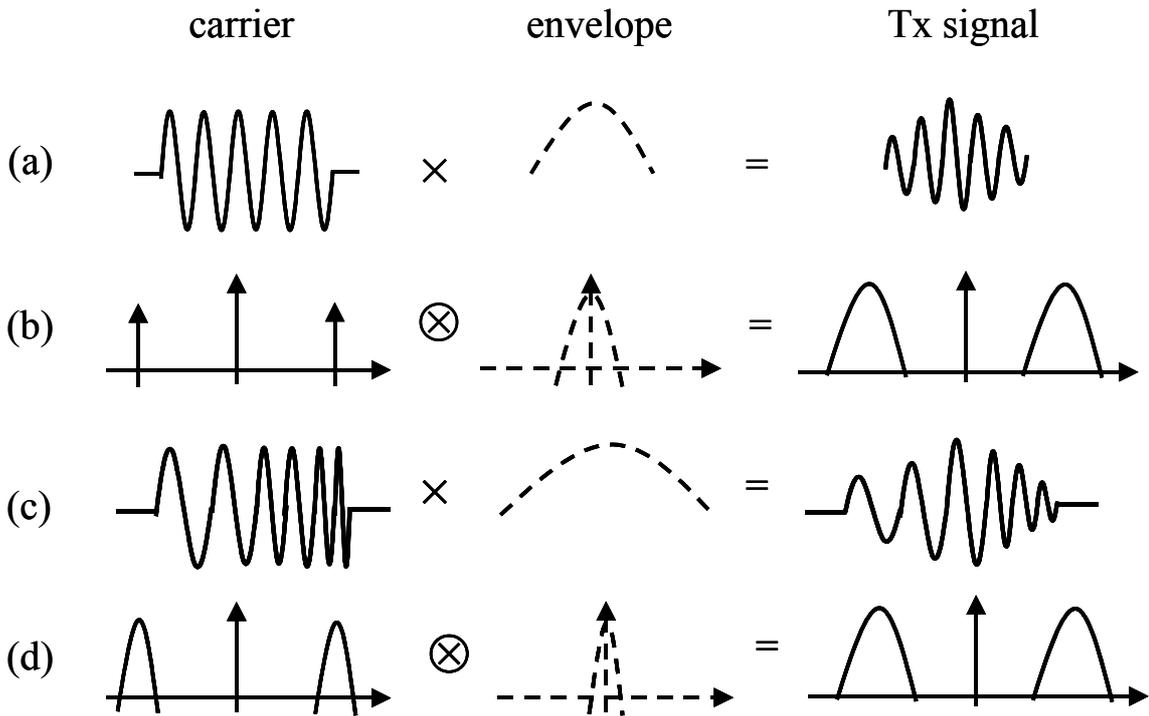


圖 3-2 發射信號的頻譜分析

所以即使其封包強度應拉長 N 倍，因為頻率調變載波，具有一定範圍的頻寬，因此可調整載波中頻率調變的參數 α ，而達到控制 time bandwidth product 的結果，並且使發射信號頻寬一直維持在探頭的整個頻率響應範圍，而達到最好的系統訊雜比。如果以頻譜相位的角度觀察，因為載波部分在頻率調變的處理過程中，頻率隨時間上升會產生伴隨的非線性相位效應。

假設高斯脈衝信號的載波頻率為 f ，可對應不變的角頻率為 ω ，則其角度 $\phi = \omega t$ ，具有線性的相位特性如圖 3-3(a)；而高斯啾聲脈

衝的載波頻率會隨時間改變，所以會對應到一非線性的相位特性如圖 3-3(b)。

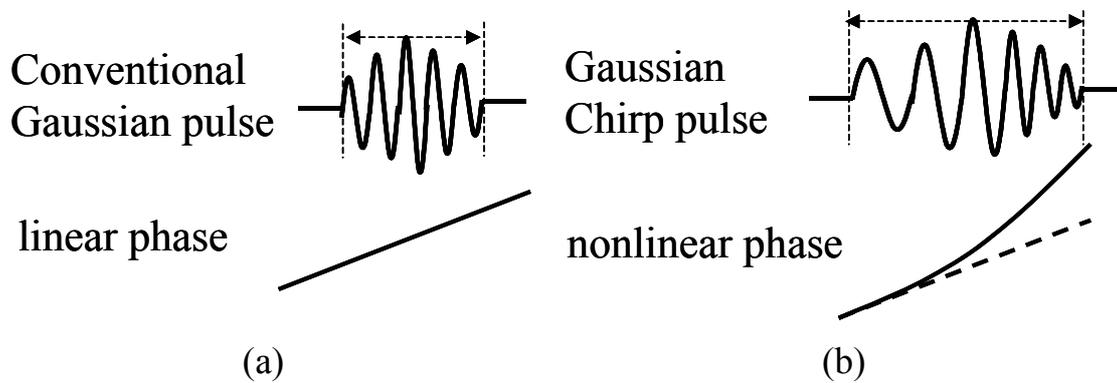


圖 3-3 高斯脈衝的線性相位特性與高斯啾聲脈衝的非線性相位特性

3.2. 脈衝壓縮技術

在第二章中曾提到，超音波影像系統的軸向解析度決定於發射信號的寬度，若想提升影像的軸向解析度則可以使用脈衝壓縮技術。在過去的研究中，利用發射編碼波形提升發射信號的平均功率，再搭配使用脈衝壓縮技術以維持系統的影像解析度被認為是一項非常好的方法，此方法現在已經被廣泛地使用在高階超音波影像系統[18-20]。

前一節所提到發射編碼波形，可提升發射信號的平均功率、改善系統的訊雜比，其代價是較差的軸向解析度。而脈衝壓縮技術就是在已知發射信號的特性時，在時域(time domain)設計一個和發射信號相關的脈衝壓縮濾波器，可應用於接收信號處理的最前端，以達到改善軸向解析度與信號強度的效果。

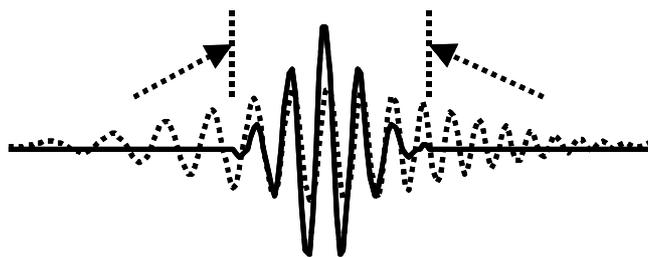


圖 3-4 以濾波器將平均功率壓縮轉換為瞬間功率以提升訊雜比

在本論文中，使用高斯啾聲脈衝(Gaussian Chirp pulse)，利用 N 倍的封包長度及適當的載波頻率調變即可在相同頻寬下獲得更長的信號週期，進而提升發射信號的平均功率。一般傳統的雷達及超音波系統中，為了同時達到良好的系統訊雜比及空間解析度，脈衝壓縮技術常應用於消除此非線性的相位特性。此種處理方法可稱做相位修正濾波器，常用的如匹配濾波器(matched filter)及反相濾波器(inverse filter)等 [18]。

3.2.1. 匹配濾波器

從前人的研究中，利用匹配濾波器(matched filter)等方法，以消除在編碼波形時所造成脈衝長度的延長，即消除非線性的相位響應，一般常見的設計方法都是在時域上設計。又因為一般雷達和超音波系統中普遍重視訊雜比的問題，所以多使用匹配濾波器強迫消除其非線性相位，但是此種匹配濾波器雖然可以使得非線性相位消失，但是其 range sidelobe 的表現比較差[19]。若假設發射信號為 $A(t)$ ，則其濾波器函數 Y 可表示成 $A^*(-t)$ ， $Y = A(t) * A^*(-t)$ 則為脈衝壓縮後的信號。

3.2.2. 最佳化濾波器設計

在此亦可使用以 LMSE 為基礎的最佳化濾波器來做脈衝壓縮，其推導過程簡述如下：假設行向量(column vector) \underline{b} 是個 m 點的數列，代表未經脈衝壓縮的信號。要設計出濾波器 \underline{f} (n 點的行向量)使得濾波器的輸出 \underline{y} ($m+n-1$ 點的行向量)與預先設計出的聚焦波束 \underline{d} 間能符合 LMSE 的原則。因 \underline{y} 為 \underline{b} 與 \underline{f} 的旋積，可以表示成下矩陣形式為： $\underline{y} = B\underline{f}$ 其中 B 為 $(m+n-1)*n$ 的矩陣，也就是 convolution matrix。由上式，濾波器輸出 \underline{y} 與預先設計出的理想脈衝(ideal pulse) \underline{d} 間的均方差(mean square error)可表示為 $\varepsilon = (B\underline{f} - \underline{d})^H (B\underline{f} - \underline{d})$ 其中 H 表示 Hermitian conjugate。因此最佳化濾波器可由將 ε 對 \underline{f} 的一階微分設為零求出。所以最佳化濾波器為

$$\underline{f}^{opt} = (B^H B)^{-1} B^H \underline{d} = (B^+)^{-1} \underline{d} \quad (3-2)$$

其中 $(B^+)^{-1}$ 為 B 的 pseudo inverse, \underline{f}^{opt} 即為所求的濾波器係數[22],[23]。

如果利用模擬的訊號以驗證濾波器的效能，產生的高斯啾聲發射信號如圖 3-5(a)，圖中縱軸皆為正規化後的振幅，橫軸為時間(單位為 ns)，相同頻寬條件下高斯脈衝信號如圖 3-5(b)所示，經由此種最佳化濾波器處理後可使脈衝壓縮達到如圖 3-5(c)的效果，與理想的高斯脈衝信號相差甚小。

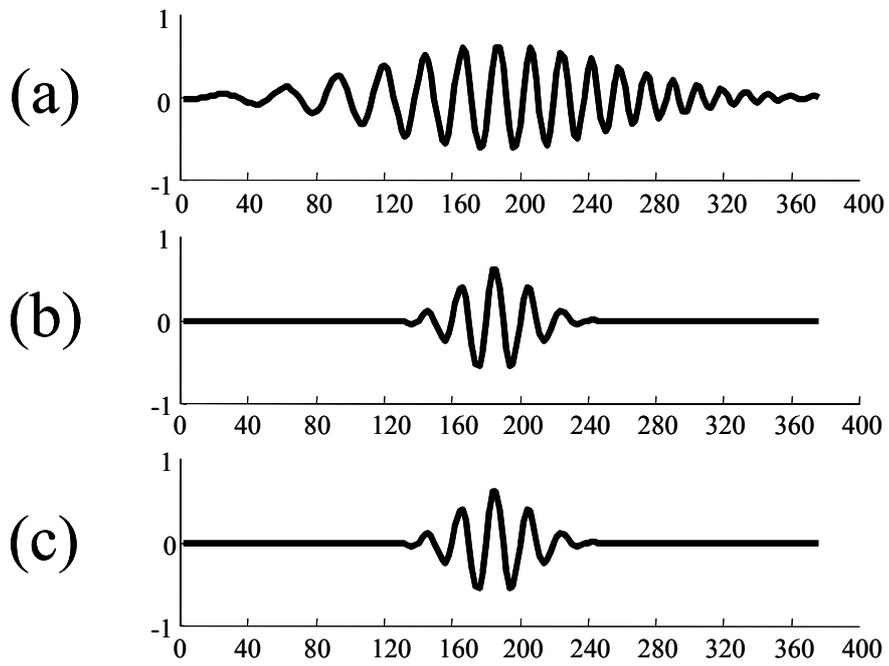


圖 3-5 (a)模擬的高斯啾聲發射信號, (b)模擬的高斯發射信號, (c)為(a)經過最佳化濾波器壓縮後所得到的結果

3.3. 橫向濾波器

在第二章中曾討論，高頻超音波影像系統的橫向解析度決定於探頭的孔徑大小、聚焦深度和發射信號的中心頻率。與傳統低頻超音波影像系統不同，以現有的高頻超音波探頭製作技術，多通道的高頻陣列探頭製作仍有困難 [32]，因此高頻超音波影像系統無法使用陣列探頭與動態聚焦的方式，使得整張影像平面的橫向解析度都具有聚焦的效果。

另外，在考量設計高頻超音波探頭時，必須包括探頭的靈敏度、孔徑大小、聚焦深度、頻率響應和輸入散逸(insertion loss)等，為達到較佳的影像解析度，高頻探頭多屬強聚焦($F^\#$ 比較小)的探頭，又隨著頻率上升，高頻超音波的波長較短，因此高頻超音波影像的景深(depth of field, $D.O.F. = 4F^2\lambda$)[34]都非常短，也就是在高頻超音波影像系統中影像解析度會隨著相對於聚焦點的距離大幅度而且快速的下降。若不經過接收動態聚焦的處理，可以想像整張二維超音波影像只有某個深度的區域比較清楚且明亮，在景深之外的區域則是模糊不清的。

在本研究中期望利用在不同深度所設計的橫向濾波器以達到接近動態聚焦的效果，以改善非聚焦區域的橫向解析度。如第二章提到，給定一已知孔徑函數(aperture function)，則超音波在橫向的投影稱為波束(beam pattern)，也就是點散佈函數(point spread function)，其形成原理與傅氏光學中的繞射現象類似，孔徑函數與波束間存在著傅立葉轉換的關係。 [16]

在聚焦點 z 的波束，所對應到有效孔徑函數為

$$C(x) = |C(x)| \exp\left(\frac{jkx^2}{2z}\right) \quad (3-3)$$

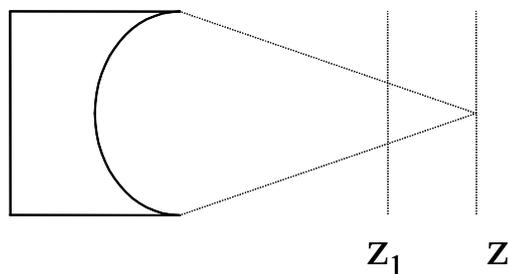


圖 3-6，聚焦點與非聚焦點所對應的有效孔徑不同

但是非聚焦區域的波束，其孔徑函數為

$$C'(x) = |C(x)| \exp\left(\frac{jkx^2}{2}\right) \left(\frac{1}{z_1} - \frac{1}{z}\right) \quad (3-4)$$

和聚焦區域的孔徑函數相比較，他們的相位有所差異，若能將此相位差異修正，即可達到聚焦效果。因此，此處所討論的橫向濾波器與前節所述的脈衝壓縮濾波器同屬於相位修正的濾波器。

濾波器設計方法

一般影像系統所得影像出現的瑕疵可使用各種信號處理的方法來解決。這些方法通常是先對造成影像瑕疵的成因有所了解再以解旋積(deconvolution)的運算移除。同樣地，此概念亦可應用於超音波影像。已知影像解析度下降是因系統聚焦失敗，便可將聚焦失敗的相位錯誤去除以提高影像品質。超音波影像系統所得影像於橫向上可表示為欲觀察區域物體分布與超音波波束之旋積(convolution):

$$S \otimes B \quad (3-5)$$

其中 S 為欲觀察區域物體的分布， B 為超音波波束，而 \otimes 表示旋積的運算。上式中之波束若為聚焦波束，即得完美聚焦影像;同理，若為

非聚焦波束，使得非聚焦區域的影像。已知非聚焦區域之超音波影像品質的下降是由非聚焦波束造成，又超音波探頭的孔徑函數與波束彼此間存在著傅利葉轉換關係，便可使用反向濾波器(inverse filter)對非聚焦波束進行解旋積以產生聚焦波束：

$$(S \otimes B_{oof}) \otimes (B_{ideal} \otimes^{-1} B_{oof}) = S \otimes B_{ideal}$$

非聚焦區域影像 反向濾波器 聚焦影像

(3-6)

其中 B_{ideal} 為聚焦波束， B_{oof} 為非聚焦波束，而 \otimes^{-1} 表示解旋積的運算。

然而反向濾波器在合成聚焦波束時，而且會受到 zero point 的影響容易將系統雜訊放大，因此選擇以最佳化濾波器(optimal filter)取代反向濾波器來進行解旋積。

最佳化濾波器的設計是基於最小均方差(LMSE, least mean square error)的原則。換句話說，即是使濾波器的輸出與預先設計想要之信號間的均方差最小。若行向量(column vector) d 表示預先設計之聚焦波束，行向量 b 表示非聚焦區域之波束，而行向量 f 為濾波器係數，則濾波器的輸出與預先設計之聚焦波束間的均方差可表示如下：

$$\varepsilon = (Bf - d)^H (Bf - d)$$
(3-7)

其中 H 為矩陣轉置後再取共軛複數的運算(Hermitian conjugate)，而 Bf 為 b 與 f 旋積運算的矩陣表示法。因此最佳化濾波器可由將 ε 對 f 的一階微分設為零求出。所以最佳化濾波器便可表示為：

$$\underline{f}^{opt} = (B^H B)^{-1} B^H d$$
(3-8)

又因為繞射波束(diffraction beam pattern)會隨著不同深度改變其寬度，所以在離聚焦點愈遠區域所需的最佳化濾波器長度愈長，即此濾波器的係數及其聚焦效果與影像深度相關。

3.4. 馬達掃瞄技術

因為高頻超音波影像必須搭配類似馬達的系統掃瞄以取得影像資訊。所以除了信號處理的技術外，利用馬達掃瞄方式的改變也可以使高頻影像有更好的品質及更大的彈性。

3.4.1. 多重深度掃瞄

高頻超音波探頭在設計時為達到較佳的影像解析度及訊雜比，高頻探頭多屬強聚焦($F^\#$ 比較小)的探頭，又隨著頻率上升，高頻超音波的波長較短，因此高頻超音波影像的景深(depth of field)都非常短，也就是在高頻超音波影像系統中，影像解析度會隨著相對於聚焦點的距離大幅度而且快速的下降。

1996年德國的 Passmann 和 Ermert 提出了使用多重深度掃瞄 [6-8] 的方法，在不同深度以多次的線性掃瞄(如圖 3-7)得到在不同聚焦深度的效果，取得聚焦區域的信號後，再利用線性組合的方式將多張影像融合為一張多個聚焦區域的影像，而不是使用陣列探頭系統中加入不同的延遲時間以得到不同聚焦深度的方法，所以此方法可以使得具有聚焦品質的區域擴張，卻必須花費更多的掃瞄時間以取得影像。

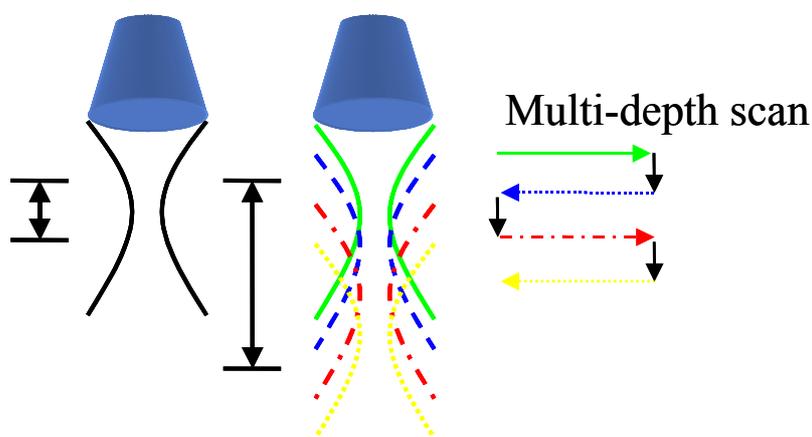


圖 3-7 多重深度掃瞄方式

在實際合成影像的技術上，則是使用線性融合的方式將聚焦區域影像重疊的部分線性組合成像，示意圖如圖 3-8

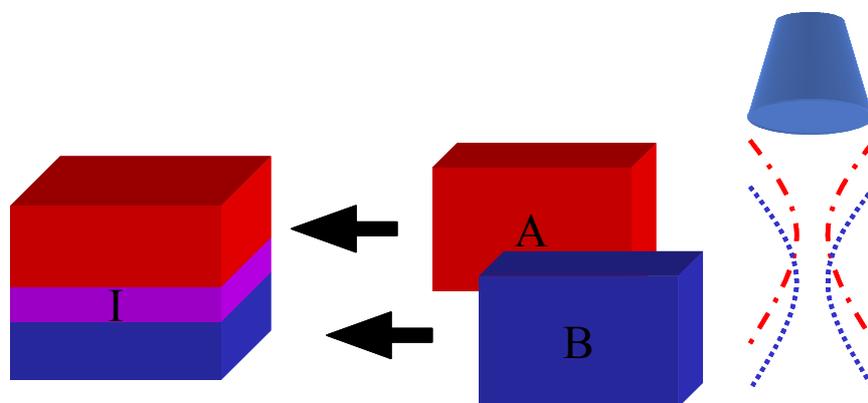


圖 3-8 固定深度掃瞄方式

而其線性融合的關係式(3-9)為

$$I(x, y) = (1 - y_n)A(x, y) + y_nB(x, y) \quad (3-9)$$

其中 x, y 影像中的座標值， y_n 會隨著深度增加而增加分佈在 $[0, 1]$ 之間，目的為依照不同深度給予其相對的權重，而 $A(x, y)$ 為在較淺區域線性掃瞄所取得的影像， $B(x, y)$ 為探頭在不同深度(移動一個 DOF)後所取得的影像。後經由如(3-9)式所表示的線性融合方程將聚焦區域影像重疊的部分線性組合成像。

如果被影像物體在空間上有很大的分佈範圍，則可以嘗試結合多重深度掃瞄及橫向濾波器的技術。在距離聚焦點較遠的區域則可使用此類多重深度掃瞄的技術，使得在其位於真正的聚焦點區域內，反覆多重深度掃瞄以得到影像資訊；在距離聚焦點較近的區域可應用 3.3 節中所討論的橫向濾波器，以修正其相位誤差，達到接近聚焦的效果。

3.4.2. 固定深度掃瞄

如第一章所提到，高頻超音波可應用於工業用非破壞性的檢測，在作為工業上的檢測時，常使用固定深度掃瞄(Constant depth scan)的技術。和一般醫學超音波線性掃瞄方式相異，固定深度掃瞄主要是希望應用高頻超音波較佳的影像解析度，以期對某個固定深度的組織就橫切面的方向加以觀察。掃瞄的方式如圖 3-9 中所示，是除了一般在影像平面的掃瞄外，再另外在垂直影像平面的方向也加以掃瞄。在影像處理的方法，則是將多張的 B-mode 影像某個固定深度的值記錄下來，重新在一個垂直原影像平面的方向構成一張以灰階顯示的固定深度影像。

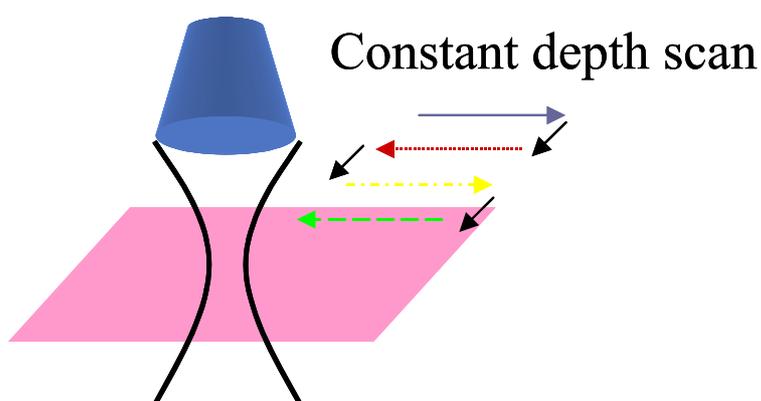


圖 3-9 固定深度掃瞄方式

第四章 實驗系統設計

4.1 實驗系統架構與介面

隨著電子技術的發展，硬體的計算速度及效率已經大幅提昇，因此自 80 年代開始，醫學超音波影像系統逐漸由傳統類比式的系統轉變成全數位(fully digital)的架構(如圖 4-1)，和早期架構中以類比信號處理為主的計算方式不同。在較高階的數位系統中，只有在系統的前端為類比的信號傳遞(analog signal path)，例如：在發射端中以數位方式產生任意波形經過數位類比轉換器(digital-to-analog converter, DAC)後的部分，包括功率放大器、expander 以及高頻探頭等，以及接收端經過類比數位轉換器(analog-to-digital converter, ADC)取樣之前的部分，包括 limiter、射頻濾波器、前級放大器等。

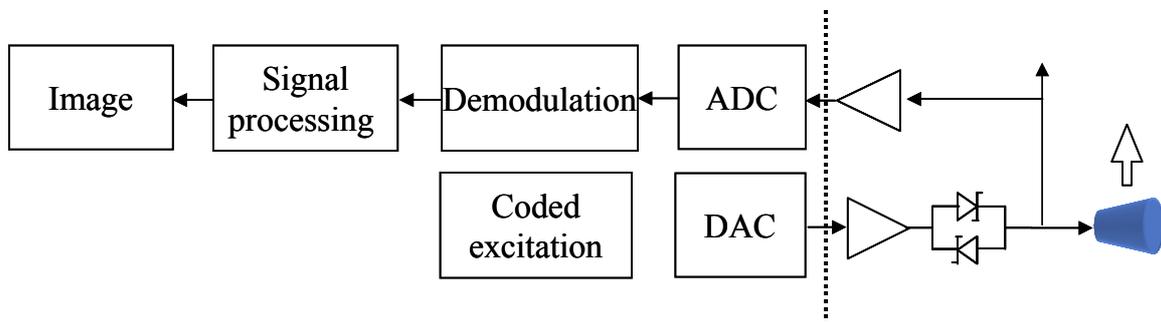


圖 4-1 全數位式的超音波系統

因此，本研究中高頻超音波實驗系統設計上，期望在符合系統要求的條件下(例如：取樣定理、維持良好的系統靈敏度)，使用以目前所能取得最適合的硬體，將其整合成一高頻超音波三維機械掃描系統，可以擷取任意一維至三維各式超音波影像。所謂機械掃描乃利用步進馬達及伺服馬達等裝置完成三維空間定位系統。舉二維 B-mode 影像為例，利用馬達逐步線性移動探頭，將平面中每一條線的資訊組合起來，即可得到一張完整的原始影像資料(image raw data)。

本研究中所使用的高頻超音波探頭是由美國賓州州立大學熊克平教授(Professor Kirk K. Shung) 研究團隊所製作;此探頭是以 lithium niobate 為基礎的材料所設計製造的,具有 50 MHz 的中心頻率、相對頻寬約為 50%的頻譜特性,其孔徑大小為 6 mm,聚焦深度為 12 mm,嵌入損失(insertion loss)為 10 dB。此外,搭配一條阻抗匹配的信號線以避免高頻信號反射所造成信號的失真和干擾。

所使用之器材包含 500 Msample/s. 2-Channel 8-bit amplitude resolution 的高速取樣電路(model PDA500, Signatec Inc., CA, USA)和 200 Msample/s. 8-bit amplitude resolution 的任意波形產生器(model DAC200, Signatec Inc., CA, USA),其中 DAC200 可以產生各種不同型態的發射信號和控制發射信號的發射週期(Pulse Repetition Interval, PRI),而 PDA500 則可以和 DAC200 同步,並且依需要以不同的延遲時間、取樣頻率和取樣長度將超音波探頭接收到的信號轉換為數位格式,儀器亦包含功率放大器(Power Amplifier, model 25A250A, Amplifier Research Inc., CA, USA)及低雜訊放大器(model LN-1000A, Amplifier Research Inc., CA, USA)、高頻濾波器 RF filter (model PR5900, Penemetrics, MI, USA)。

使用軟體所預先設計的任意波形先經過高速的數位類比轉換器轉換成類比訊號,後經由功率放大器產生高電壓(>100 Volt.)脈衝,並經過二極體電路(expander) [24]抑制發射端雜訊的作用,而激發高頻超音波探頭發出信號,和被影像物體作用後,接收端首先經過射頻濾波器和前級放大器將探頭接收回來的微弱訊號加以放大(26~40 dB)至能滿足高速取樣電路的取樣擺幅(voltage swing)且具有最適當雜訊反應的訊號範圍,以利之後使用高速的類比數位轉換器與量化雜訊的抑制。經由此架構即可高速擷取射頻信號,再經過後續的信號處理及配合馬達掃瞄技術即可成像。在定位方面,則是利用兩個伺服馬達與一個步進馬達帶動探頭在 X,Y 和 Z 方向移動,以達到三維空間定位的要求,其最小移動距離可以達到 10 μm ,後經由準度為 1 μm 的光學尺迴授定位座標即可即時得到空間定位的資訊。馬達定位及詳細參數

的設定則是使用個人電腦配合 Labview 5.0 來控制，如圖 4-2(c)。

而由高速取樣電路所取樣的每一個位置的信號資料必須經過降頻、帶通濾波和取對數等步驟才能成為一般所見的超音波影像，其他的影像格式例如：多重深度掃描、固定深度影像、及三維成像等，除了以上步驟還需要將每張二維影像儲存，配合相對應的程式合成為所需要的影像格式。這些功能則是使用離線分析方式實現，而整個探頭移動、資料擷取、和結果影像顯示的流程，則由個人電腦配合 Visual C++ 6.0 控制其實驗介面如圖 4-2(a)與(b)，訊號處理及影像合成的流程則是使用個人電腦配合 Matlab 5.3 分析。

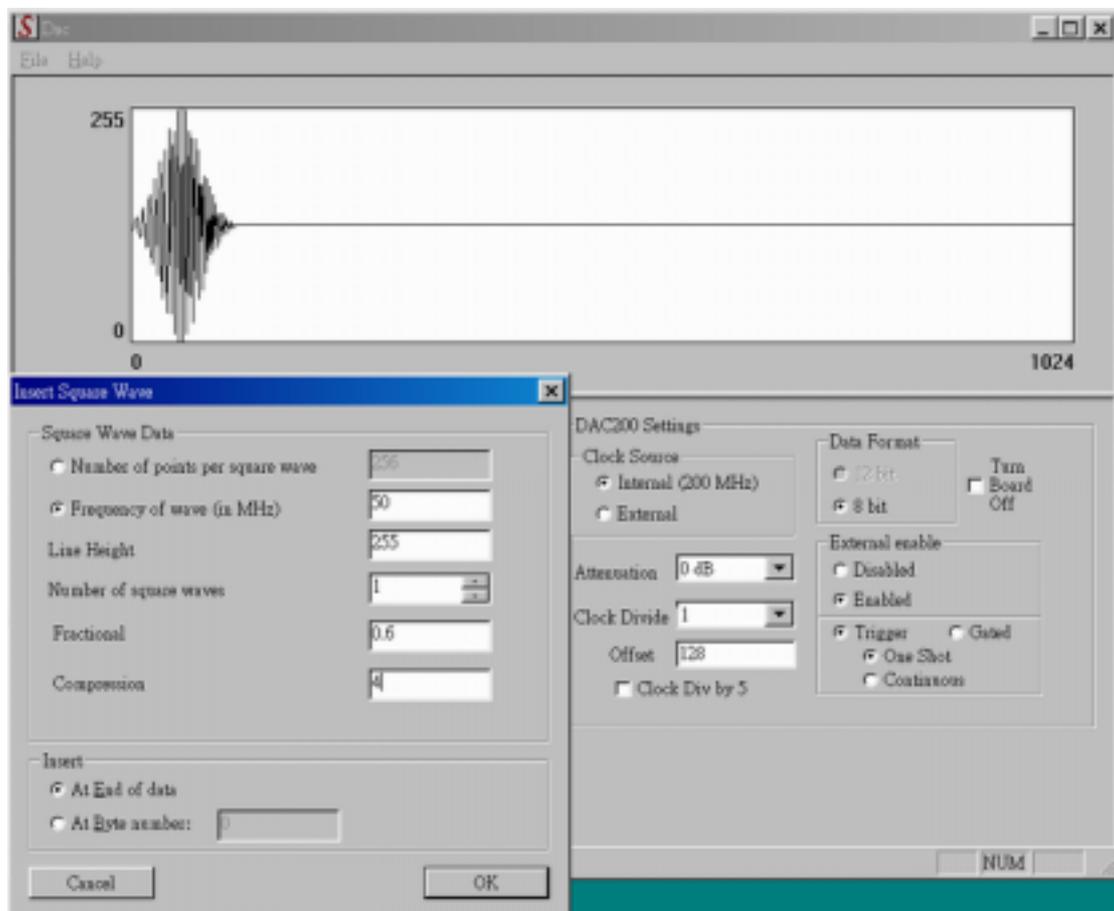


圖 4-2(a)發射信號設計程式介面

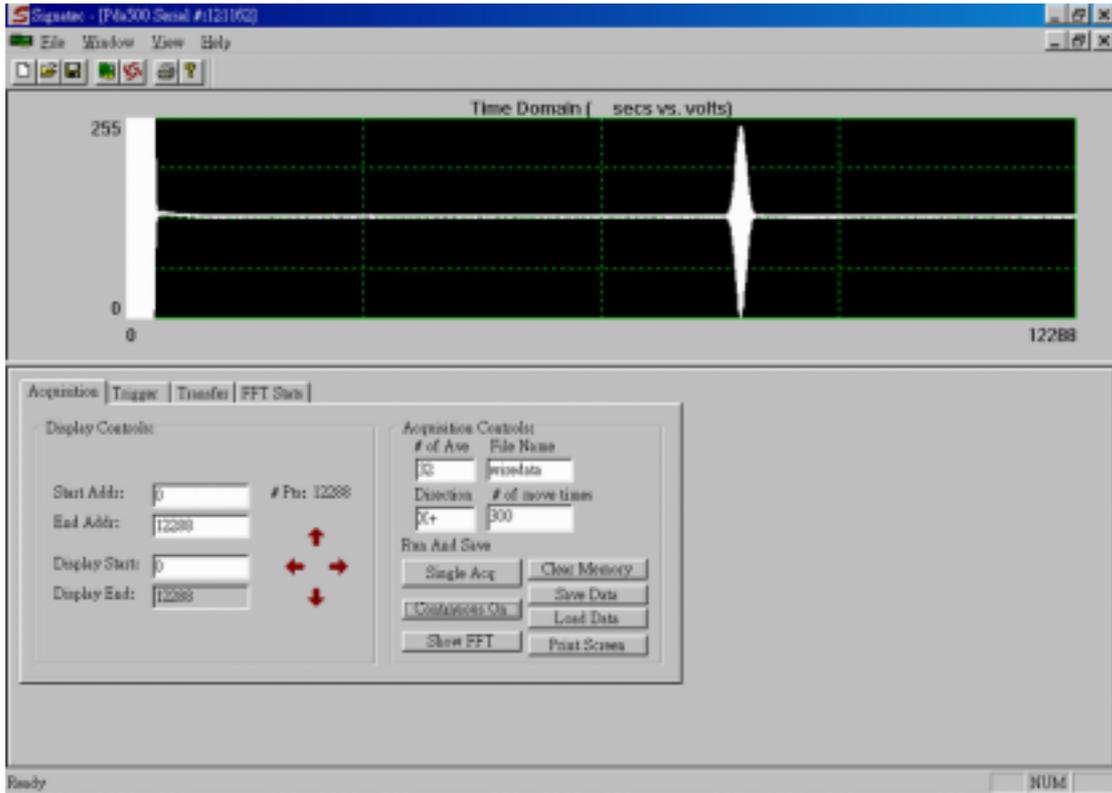


圖 4-2(b)接收信號設定、馬達掃描控制介面

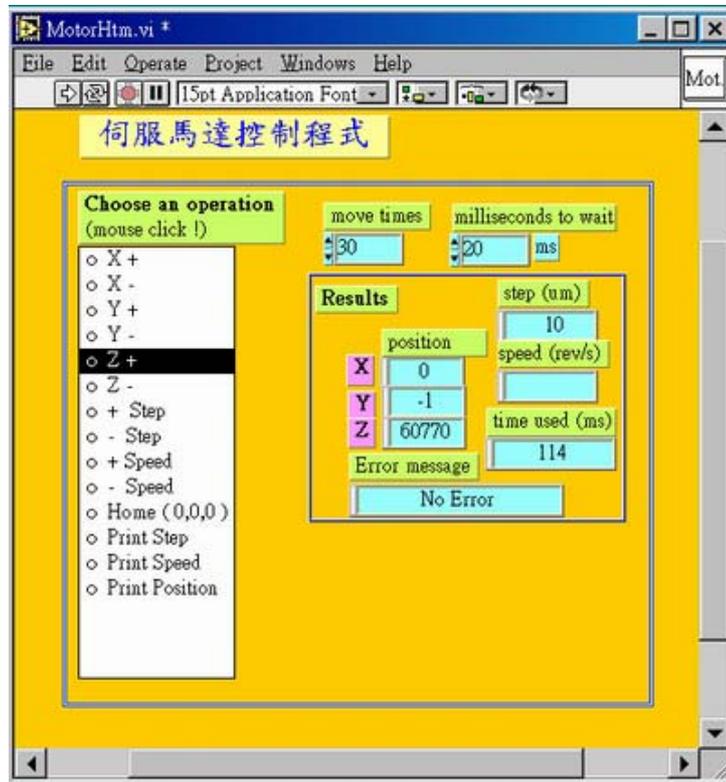


圖 4-2(c) 馬達掃描控制介面

4.2 雜訊消除系統

一般的通訊系統及醫學影像系統中，常使用帶通濾波器隔絕其他不屬於系統中信號頻帶的雜訊，假若雜訊所分佈的頻寬與信號分佈的頻帶重疊，則無法使用帶通濾波器。與傳統低頻系統相比，高頻超音波所分佈的頻率範圍較廣，更加容易受到與信號相同頻帶的雜訊影響影像品質。因此，除了使用帶通濾波器以隔絕其他頻帶雜訊的影響及干擾外，亦可使用雜訊消除電路及良好的電磁保護以隔絕相同頻帶中無法經由濾波器濾除的雜訊源。

如圖 4-3，如果從系統產生發射信號開始分析，在數位類比轉換器中就包含一個鏡像消除濾波器(image rejection filter)以濾除非發射信號的頻帶，使得 image term 對所設計的類比訊號影響減低，後經過一個由蕭基二極體(Schottky diode, IN914)所組成的 expander[24,25]，配合接收端的限制器(limiter)即可將震幅小於約 1.4V 的雜訊加以去除，並且可以阻絕發射信號直接穿透至接收端。

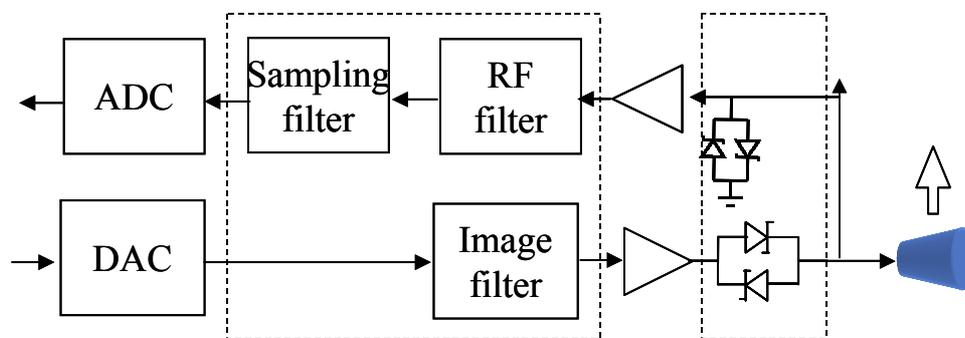


圖 4-3 雜訊消除濾波器架構圖

在接收端方面，非接收信號頻帶的雜訊可使用前級的射頻濾波器(RF filter)加以濾除，接收信號反射、震盪對接收端的影響，則可使用適當的接收信號線長度 $\lambda/4$ ，並且配合高頻探頭的阻抗匹配解決，最後在取樣電路的開始，預先設計一個隔絕取樣頻率範圍外雜訊的取樣濾波器(sampling filter)，而在多級放大器的設計上，除了考慮應當操作於輸入電壓與放大器的線性區域關係以避免諧波失真所造成的雜

訊外，盡量降低使用衰減器(attenuator)倍率也可以達到減低的熱雜訊進入系統的誤差。

在此使用蕭基二極體是因為蕭基二極體具有快速反應、低截止電壓的特點，較適用於高頻信號的系統，其缺點是會造成部分信號的失真。此二極體電路(expander)的工作原理為，一般發射信號在經過功率放大器後的峰值(peak to peak voltage)都是約 100V 的信號，但是高功率的功率放大器一般的雜訊參數(noise figure)較高，所以其熱雜訊便會加成在發射信號上，若使用如圖 4-4 的二極體電路，則在發射端電壓小於 1.4V 時二極體 a 不會導通，大於 -1.4V 時二極體 b 不會導通，如此即可將小於 $\pm 1.4V$ 的雜訊消除。

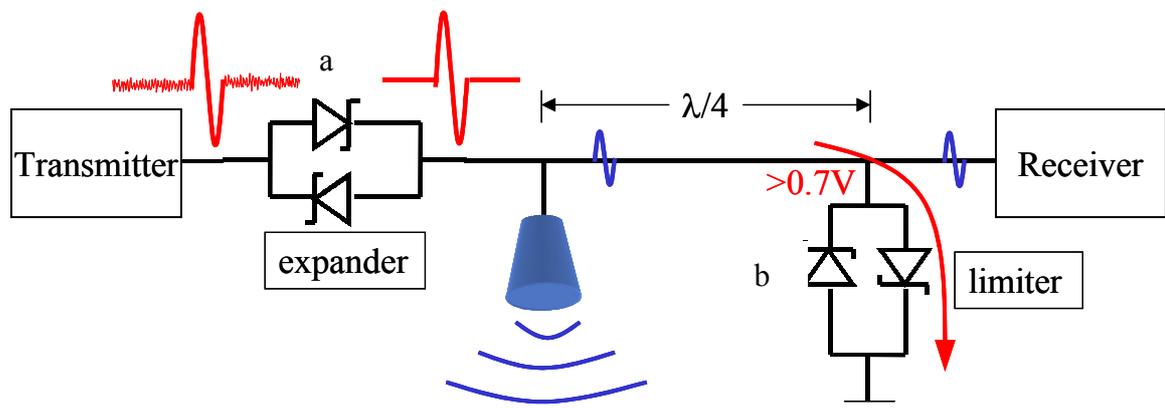


圖 4-4 二極體電路及 $\lambda/4$ 接收線雜訊消除電路

4.3 影像仿體製作

4.3.1 線仿體

在研究超音波影像的程序中，線仿體可作為分析系統中空間解析度、系統雜訊及動態範圍等各項參數良好的參考仿體，因為超音波在人體中的傳遞速度約為 $1.4 \sim 1.5 \text{ mm}/\mu\text{s}$ [8]，在發射信號頻率約為 $35 \sim 65 \text{ MHz}$ 時，其對應的波長約為 $23 \sim 43 \mu\text{m}$ 。因此，在本研究中使用直徑大小與波長相仿的線仿體，其直徑約為 $52 \mu\text{m}$ 的尼龍線仿體 (model 0.1, Daiwa, Japan)，並且利用硬塑膠板將數條尼龍線仿體固定 (如圖 4-5)，使其保有固定的位置及鬆緊度。

但因為超音波是以旋積的方式與線仿體作用，經過與線仿體作用後，接收的訊號應該會較原本發射信號的脈衝寬度大，所以利用此線仿體驗證影像解析度的時候，應該要考慮線仿體本身的寬度對於驗證影像解析度的影響。

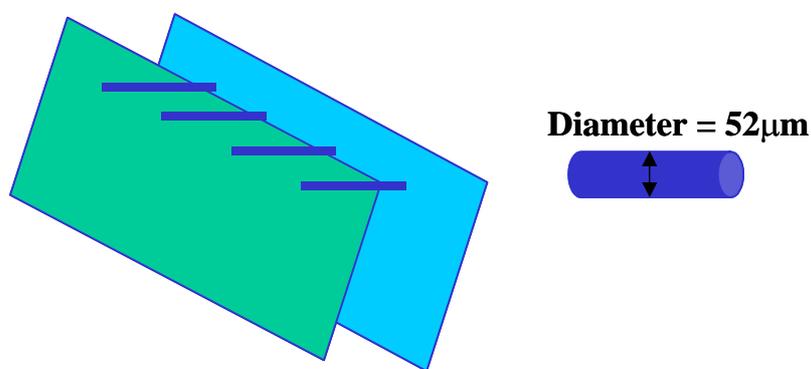


圖 4-5 線仿體示意圖

4.3.2 組織仿體

組織仿體可作為分析系統對比解析度、組織散射效應及穿透深度等各項參數的良好工具。亦可用於驗證信號處理方法的成效及系統影像解析度等。

組織仿體主要用來模擬人體的軟組織構成，因人體軟組織內有百

分之七十以上為水所構成。而仿體則是以 gelatin 熱溶膠凝固而成，其內部亦是包含大量的水，故以仿體來初步試驗模擬人體組織的效果應該是適當的。

本研究中是採用 gelatin 粉與水混合的濃度來控制所欲模擬的軟組織硬度，若 gelatin 粉熱溶液的濃度越高，代表著凝結後此仿體的硬度越硬，可以代表越硬的人體組織，反之濃度越低則代表組織越軟。此外，在仿體內部還要加入直徑約為數微米的石墨粉顆粒(1 ~2 μm , Aldrich, Milwaukee, WI, U.S.A.)(如圖 4-6)[27]。因為，石墨粉能對超音波信號給予有效的散射，藉此來模擬人體中不規則分布的散射子。另外，因為需要利用仿體驗證此系統對人體中空洞區域的偵測能力，如腔室、血管等，所以，欲製作的是一塊圓形或方形的仿體，中央有一 cyst 以代表空洞無反射信號的組織。

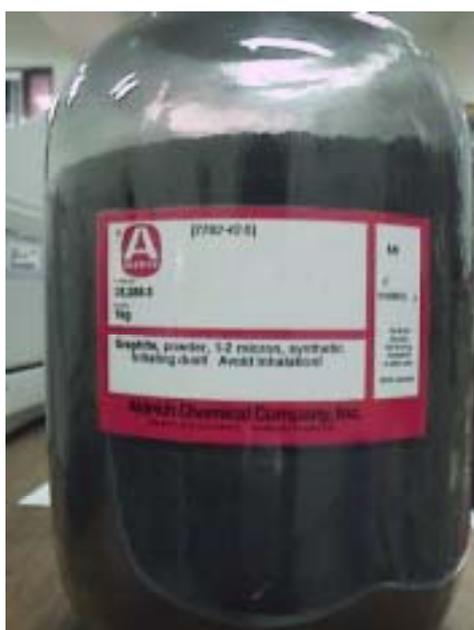


圖 4-6 石墨粉外觀

製作的方法是先製好周圍代表正常組織的仿體部分，濃度大約是以 1000 公克的水加上 90 公克的 gelatin 粉末，並加上 5 ~ 10 公克左右的石墨粉顆粒作為散射子，模擬正常人體軟組織中的細胞。待上述所製熱溶膠液體冷卻凝結之後(約需 5-6 小時)，將其中心挖空出一個

直徑約 1 ~ 3 mm 的圓洞，作為 cyst 的區域，此仿體便告完成。

4.3.3 *in-vitro* 仿體

在醫學影像研究的程序中，除了線仿體、組織仿體等各種影像參數的驗證外，*in-vitro* 仿體實驗是輔助評估醫學影像系統的臨床可行性的重要程序之一。本論文中所討論及使用的 *in-vitro* 仿體是利用死亡約一至三小時新鮮的豬眼睛，製作適當大小凝固的 gelatin 以輔助其固定位置及深度。希望藉由高頻超音波的解析度，觀察眼睛中比較靠近表面的組織，例如：角膜(cornea)、眼前腔(anterior chamber)、虹膜(Iris)、水晶體表面(lens surface)等。因此，在製作實驗仿體時，眼球的擺設角度也需要加以考量。*in-vitro* 仿體的實驗設計則是使用先前所建立的高頻影像系統，配合高解析度的三維定位系統，得到各種形式的影像資訊，其實驗裝置如圖 4-7。

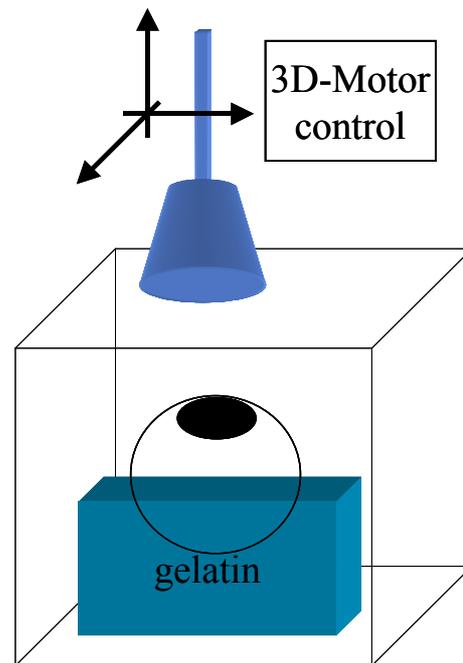


圖 4-7 *in-vitro* 實驗裝置示意圖

第五章 結果分析與討論

5.1 頻率響應

決定超音波系統頻率響應的參數很多，例如：發射信號的中心頻率和頻寬、系統硬體的取樣頻率以及發射超音波的探頭等，而其中又以探頭的限制最為重要。因此，討論高頻超音波系統中的頻率響應 (Frequency response) 時，我們設計適用的硬體和不同頻帶的發射信號用來驗證系統的頻率響應，並且依此結果推論出發射信號合適的中心頻率與頻寬。第一個實驗是利用鋁塊作為反射體，使用高頻脈衝產生接收器 (pulsar/receiver, model PR5900, Penemetrics, MI, USA) 產生一個高頻的短脈衝以刺激探頭髮射超音波，亦使用此儀器接收並放大至適當範圍後由高速 500M sample/s 的取樣電路 (model PDA500, Signatec Inc., CA, USA) 轉換為數位信號。

本研究中所使用的高頻超音波探頭是由美國賓州州立大學熊克平教授 (Professor Kirk K. Shung) 研究團隊所製作；此探頭是以 lithium niobate 為基礎的材料所設計製造的，具有 50 MHz 的中心頻率、相對頻寬約為 50% 的頻譜特性，其幾何孔徑大小為 6 mm，聚焦深度為 12 mm。

第二個實驗的架構如第四章曾描述的標準實驗系統，使用不同發射頻率及頻寬的高斯脈衝信號以測試本實驗系統的頻率響應。從圖 5-1(a) 信號的頻譜中可以看到虛線為使用一般的脈衝產生器 (model PR5900, Penemetrics, MI, USA) 發射/接收信號所量得的頻譜，結果為頻寬較寬的頻率響應，但若考慮如式(2-7) 中軸向及橫向解析度的 trade-off，並期望能以較高的中心頻率成像，所以仍選擇中心頻率為 50 MHz 發射信號，點線為中心頻率為 50 MHz、40% 相對頻寬 (fractional bandwidth) 發射信號所量得的頻譜，實線為中心頻率為 50 MHz、60% 相對頻寬發射信號所量得的頻譜，將頻寬為 40% 和 60% 寬

頻的信號的頻譜與一般能量較弱的脈衝產生器所得到的頻譜相比較，50 MHz，60%相對頻寬的信號擁有比較大的有效頻帶和比較強的能量，從此實驗結果中得知，在後續的實驗中所設計較合適的發射信號為 50 MHz，60%相對頻寬的信號。

此外，使用第三章中所述的高斯啾聲信號(Gaussian Chirp pulse)作為探頭頻寬的測試信號則會得到如圖 5-1(b)的結果，與高斯脈衝信號的特性相似，50 MHz，60%相對頻寬的信號較可充分利用此高頻探頭的頻譜效率。

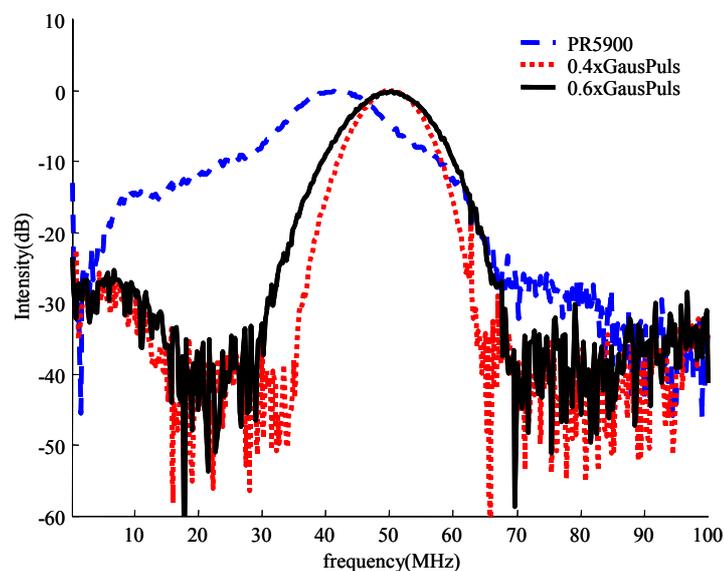


圖 5-1(a) 以高斯脈衝訊號測試系統頻率響應

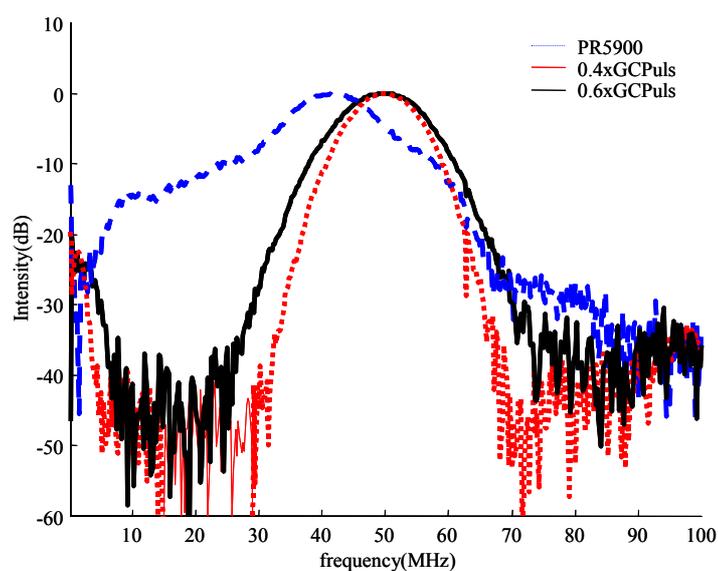


圖 5-1(b) 以高斯啾聲脈衝訊號測試系統頻率響應

5.2 雜訊抑制

一般而言，數位超音波系統中的雜訊區分可大致分為外界雜訊、熱雜訊以及量化雜訊等。其中外界雜訊(outside noise)如無線電磁波的干擾、周邊其他電子儀器所耦合的雜訊等，熱雜訊(thermal noise)則是與環境溫度、電子電路所使用的元件及電路設計有關，量化雜訊(quantization noise)則是與系統中取樣電路的振幅解析度呈反比。

高頻超音波系統中，常因為組織衰減效應等因素所造成接收到的信號較一般系統微弱，更加容易受到周圍雜訊的干擾影響系統的影像品質，因此在建立高頻超音波系統時，首要目標就是利用硬體設計與信號處理等方法抑制系統中可能出現的雜訊來源。

5.2.1 熱雜訊

在許多電子通訊系統中，雜訊抑制的最終限制常常會被系統所在的環境所限制，也限制了系統的動態範圍。而雜訊出現中與溫度相關的即是一般所稱的熱雜訊(thermal noise)，熱雜訊的造成是因為在系統中電子隨機的移動所產生，而此移動所造成的電場則可能造成些許的共振現象進而產生隨機變動的雜訊，導體信號的表現。

所以若進一步計算雜訊的功率(noise power)，則必須從以統計的方式分析電子隨著溫度上升的物理機制。假設在系統中所傳遞信號所佔的頻寬為 B Hz 而分析的信號在 Δt 的時間範圍內，依據取樣定理此信號可以用 $2B\Delta t$ 個取樣點(sample point)無失真的表示，也就是此雜訊信號會有用 $2B\Delta t$ 個自由度(degree of freedom)，依據統計力學中的波斯曼理論(Boltzmann's Law)，任何移動的自由度所造成的平均動能(average kinetic energy) E 為

$$E = \frac{1}{2} kT \quad (5-1)$$

其中波斯曼常數 k 為 1.38×10^{-23} J/°K。將自由度與每個自由所對應的平均動一起考慮，即可得到雜訊信號的平均能量為

$$\text{Noise Energy} = 2B\Delta t \times \frac{1}{2} kT = B\Delta t kT \quad (5-2)$$

進一步考慮單位時間、單位頻率的能量(power per unit of bandwidth)，即熱雜訊信號的power spectral density 會得到 $P=kT$ (watts)，所以熱雜訊的功率會隨著溫度上升而增加。又從(5-2)式中得知，雜訊的能量會隨著頻寬的增加而累積，在高頻超音波系統中，雖然相對頻寬仍為60%，但是其絕對頻寬(50 MHz*60%=30 MHz)較低頻超音波系統相同相對頻寬(5 MHz*60%=3 MHz)的信號有更多的熱雜訊影響。

5.2.2 量化雜訊

在硬體設計的考量上，所選用的取樣電路和被利用到的輸入範圍即決定了量化雜訊的物理限制，而在數位超音波系統中，前級取樣電路所造成量化雜訊，通常限定了系統中經過各種信號處理後最佳的訊雜比。以目前電子技術，在取樣頻率約為 500M samples/second 的 ADC 架構下，只有約 8-bits 的振幅解析度(amplitude resolution)。以下則簡單推導及定量分析取樣電路中所造成的量化雜訊。

假設取樣電路中利用 N 個位元表示輸入的類比信號，而其最大的電壓擺幅(voltage swing)為 V_{ref} ，則輸入的類比信號可以用數位的 $[0,1]$ $b_1, b_2, b_3, \dots, b_N$ 表示如 $V_{in} = V_{ref} (b_1 2^{-1} + b_2 2^{-2} + b_3 2^{-3} + \dots + b_N 2^{-N})$ ，此表示式中所表示最小位元的電壓定義為 V_{LSB} ，其中量化雜訊 V_Q 可以用下面的圖 5-2 所表示。

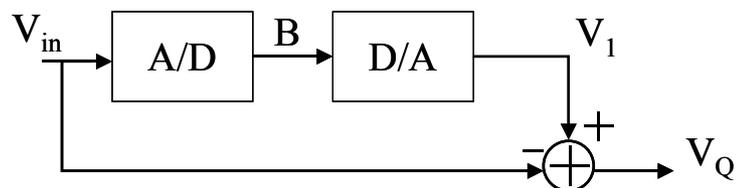


圖 5-2 量化雜訊分析

假設輸入信號 V_{in} 為一類似弦波信號(sinusoidal signal)，其交流功率的均方根值為

$$V_{in(rms)} = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} x^2 f_Q(x) dx} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} V_{ref} \times \cos\left(\frac{2\pi}{T} t\right) dt} = \frac{V_{ref}}{2\sqrt{2}} \quad (5-3)$$

若量化雜訊 V_Q 的機率分佈如圖 5-3，而其均方根值應為

$$V_{Q(rms)} = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} x^2 f_Q(x) dx} = \sqrt{\frac{1}{V_{LSB}} \int_{-\frac{V_{LSB}}{2}}^{\frac{V_{LSB}}{2}} x^2 dx} = \frac{V_{LSB}}{\sqrt{12}} \quad (5-4)$$

所以在取樣電路為 N 位元的系統，其訊雜比為

$$SNR = 20 \log\left(\frac{V_{in(rms)}}{V_{Q(rms)}}\right) = 20 \log\left(\frac{V_{ref}}{2\sqrt{2}} / \frac{V_{LSB}}{\sqrt{12}}\right) = 20 \log\left(\sqrt{\frac{3}{2}} 2^N\right) = 6.02N + 1.76dB$$

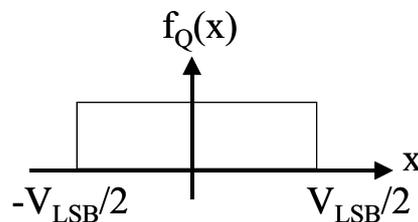


圖 5-3 量化雜訊機率分佈圖(probability density function)

5.2.3 電磁保護屏蔽

在第四章曾提到，在高頻超音波影像系統中常使用二極體電路 (expander) 抑制功率放大器中所產生的熱雜訊，此外加的二極體電路雖然可以將放大器後的雜訊抑制，但是此電路卻容易受到周遭電磁波的影響，尤以驅動步進馬達的切換性雜訊最為嚴重。此外，在系統信號傳遞路徑 (signal path) 中，也容易因為電磁屏蔽不理想而導致路徑中的信號線也會接收部分的外界雜訊加入系統中。所以，建立系統時，我們則在容易耦合雜訊的部分利用錫箔紙包覆以避免電磁雜訊耦合。

在此可利用簡單的尼龍線仿體驗證電磁雜訊的干擾，首先將探頭移至相對此線仿體為聚焦處的位置，將電磁保護的裝置拿掉並將信號繪製如圖 5-4(a) 中虛線的部分，而後裝置上電磁保護的屏蔽裝置並將信號繪製如圖 5-4(a) 中的實線，比較如圖 5-4(b) 頻域上的特性，可發現未經電磁保護的信號在無信號反射區域受到外界電磁波的影響而產生了一個強大的脈衝波，表現在頻譜響應上則為一寬頻雜訊，主要

頻率約為 10 ~ 20 MHz，且會對於主要信號頻帶的頻譜亦有所影響。從實驗結果中得知，高頻超音波系統信號傳遞的過程中，相當容易受到馬達和外界雜訊的干擾。

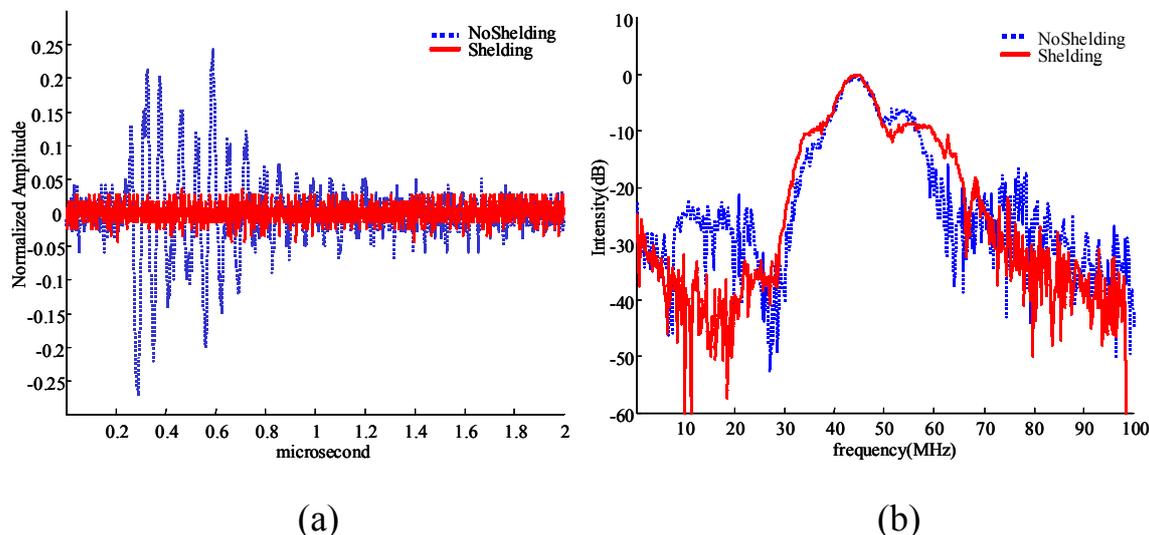


圖 5-4 外加屏蔽對於系統雜訊的表現

5.2.4 信號平均

在許多醫學影像系統中，為了得到更好的訊雜比，常常會使用信號平均的方式用來提升影像品質。但是，使用信號平均必須滿足幾個條件(1)信號必須能重複地出現(2)雜訊必須是無關於信號且是隨機產生的。

在本論文所探討的高頻超音波系統中，我們在同一個位置每隔 PRI (pulse repetition interval) 的時間發射訊號，若發射信號為 $S(t)$ ，系統雜訊為 $N(t)$ ，則系統每次發射所接收到的信號為 $f(t)$ ，可表示為

$$f(t) = S(t) + N(t) \quad (5-3)$$

每隔 PRI 時間後重新取得信號

$$f(iT) = S(iT) + N(iT) \quad (5-4)$$

經過 m 組 PRI 後再經過時序修正即可得到：

$$\sum_{k=1}^m f(iT) = \sum_{k=1}^m S(iT) + \sum_{k=1}^m N(iT), \text{ for } i = 1, 2, 3, \dots, n \quad (5-5)$$

若信號為重複性的出現，則經過 m 個週期後信號放大 m 倍，

$$\sum_{k=1}^m S(iT) = mS(iT) \quad (5-6)$$

雜訊則因為彼此不相關，經過 m 個週期後其標準差 σ_n 放大 \sqrt{m} 倍，

$$\sum_{k=1}^m N(iT) = \sqrt{m\sigma_n^2} = \sqrt{m}\sigma_n \quad (5-7)$$

依照訊雜比(SNR)的定義，即可得到

$$SNR_m = \frac{mS(iT)}{\sqrt{m}\sigma_n} = \sqrt{m}SNR \quad (5-8)$$

從上述的方程式推導得到如下的結論：平均 m 次後，訊雜比會提高 $10\log_{10}m$ (dB)。舉例來說，平均 16 次訊雜比約有 $10\log_{10}(16)=12$ dB 的提升，平均 32 次訊雜比約有 $10\log_{10}(32)=15$ dB 的提升。

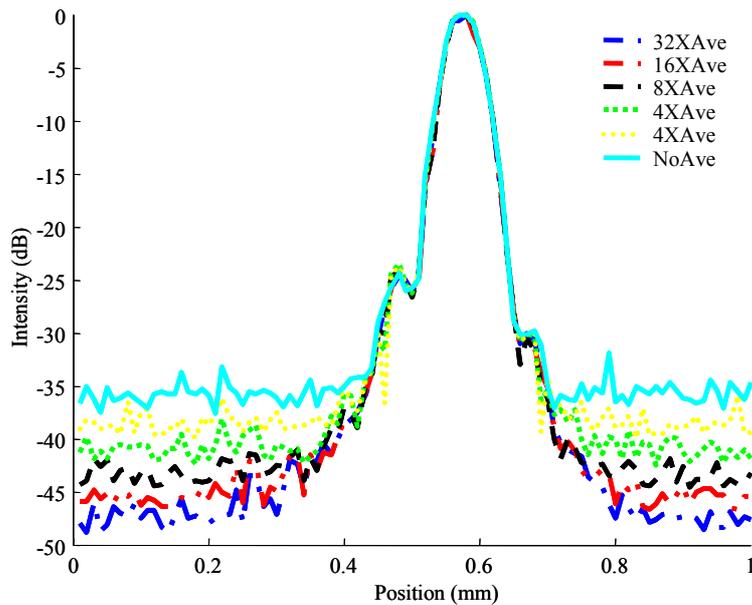


圖 5-5 信號平均次數對系統訊雜比的表現

在此驗證信號平均對於系統訊雜比的影響，則是採取一般評估超音波系統中訊雜比(signal-to-noise ratio, SNR)和解析度的波束(beam pattern)來比較其訊雜比。和前一個實驗相同，在此仍可用簡單的尼龍線配合以馬達系統的線性掃瞄帶動單一探頭取得不同位置的信號，結果如圖 5-5，所表示為線仿體在聚焦點所量得的波束圖形，圖中的橫

軸為影像橫方向的位置，縱軸為以最強信號經過正規化並以對數表示，其中實線為不平均所得到的波束投影，虛線及各種的點虛線則為不同平均次數所得到的波束投影，平均次數增加對於系統的訊雜比表現有所幫助，但和訊雜比理論上的助益則略有不同，應是在高頻實驗系統中的誤差有關。

從實驗的結果中驗證信號平均可以將系統中的熱雜訊和電磁干擾雜訊等影響減低，在需要高對比品質的影像需求條件時，信號平均是一項可行的方法，但是其缺點為所需要花的時間較長。從圖 5-5 中得知，平均 32 次後，系統的訊雜比已經降到約 50 dB，幾已達到取樣電路中量化雜訊的限制，但此時影像的時間解析度就降為原來的 1/32。此外，信號平均亦不適用於都卜勒流速計算影像的模式，原因為反射信號會隨血液移動而不會再重複出現。

5.2.5 編碼波形及脈衝壓縮

除了上述的方法，在系統雜訊不會因發射信號改變的假設下，高頻超音波系統中常使用編碼波形以提升發射信號的平均功率，增加發射信號的能量和系統的訊雜比。

相較於一般的高斯脈衝信號，本實驗採用比高斯脈衝長 4 倍及 6 倍的的高斯啾聲脈衝(Gaussian Chirp pulse)信號以期發射更多的能量，經過超音波探頭接收後先經過脈衝壓縮濾波器將平均分佈在較長時間區域(time duration)內的功率累積在其對應的高斯脈衝時間區域內，也就是將平均功率經由脈衝壓縮濾波器轉換成瞬間功率，由提升信號強度的峰值，進一步得到較好的訊雜比。

本節所設計的實驗和前兩個實驗相似，仍是以聚焦點的線仿體作為被影像的物體，比較在高斯脈衝信號、高斯啾聲信號、以最佳化脈衝壓縮後、以匹配脈衝壓縮後其頻譜響應，結果如圖 5-6 所表示；圖中的實線為高斯脈衝信號所得到的頻譜，而虛線為高斯啾聲信號、點虛線為匹配濾波器，從圖 5-6 中訊雜比在 10 ~ 30 MHz 的頻帶有比較

高的雜訊；圖中點線為經過最佳化濾波器的結果，在超過 70 MHz 的頻帶範圍時其雜訊的能量亦被大幅度的抑制，而得到較好的訊雜比。也就是說，圖中可以比較出最佳化濾波器的結果相較於其他信號頻譜而言，使用最佳化濾波器壓縮後的信號增強了發射信號在可通頻帶 (passband) 的瞬間能量。

若以影像中的最大值正規化雜訊的大小，如表 5-7 獨立分析其訊雜比，橫軸為不同的信號處理技巧，縱軸為相對影像最大值的訊雜比，表中第一列為 6 倍於高斯脈衝長度的高斯啾聲信號，而第二列為 4 倍於高斯脈衝長度的高斯啾聲信號，從結果得知，使用高斯啾聲信號、以最佳化脈衝壓縮後可以有約 10 dB 的改善，更須一提的是，此處的訊雜比雖為 55 dB 並非打破先前所述的量化雜訊限制，而是利用濾波器累積能量增加信號的強度所造成。

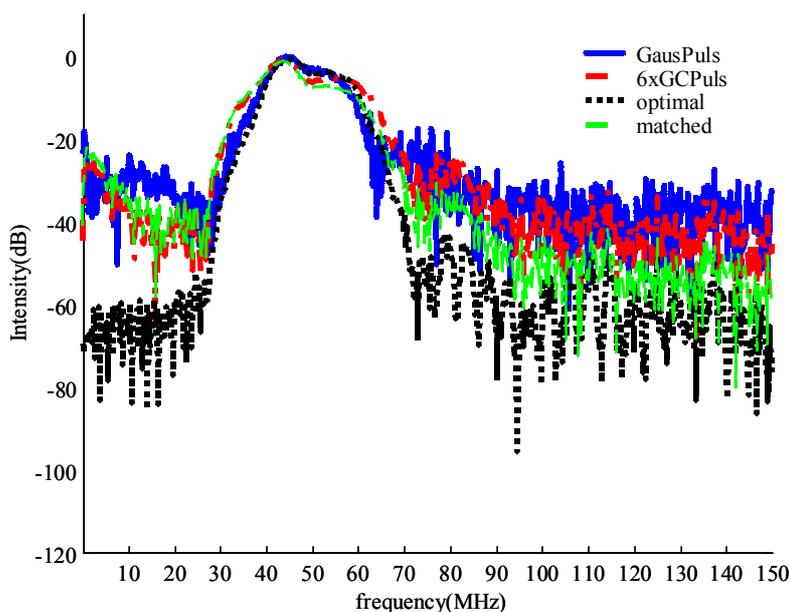


圖 5-6 編碼波形與壓縮濾波器後的系統頻譜響應

SNR	Gaussian pulse	GCP	Optimal filter	Marched filter
4xGCP	45.07	51.84	54.98	51.92
6xGCP	45.07	52.49	56.71	52.84

表 5-7 編碼波形與壓縮濾波器對系統訊雜比的表現

5.3 影像解析度

5.3.1 評估影像解析度方法

本研究中所討論的影像解析度，是利用直徑約為 52 μm 尼龍製的線仿體作為評估影像解析度的一個參考，並觀察在聚焦點處即空間解析度最佳的區域，其反射波經過降頻 低通濾波後所得到的 B-mode 影像，以其相對的封包寬度定義其橫向與縱向點散佈函數(PSF)所對應的空間解析度。

5.3.2 脈衝壓縮技術

從 5.2.3 的討論中得知，編碼波形配合脈衝壓縮濾波器可增加系統的訊雜比，其中高斯啾聲信號的平均功率較大，缺點為脈衝時間較長，因此其軸向解析度越差，但可經由預先設計的濾波器將平均在較長時間區域內的功率累積(壓縮)在其對應的高斯脈衝時間區域內，其縱向解析度仍然維持與先前高斯脈衝信號近似的結果，還可以得到更深的穿透深度和較好的訊雜比。

為驗證本系統的影像解析度，本節中所設計的實驗是使用不同的發射波形對深度約在聚焦處的線仿體利用步進馬達對其沿著橫向 (lateral) 方向掃描，將其 B-mode 影像繪製如圖 5-8(a)，將脈衝壓縮後的影像繪製如圖 5-8(b)。圖中的橫軸為掃描的位置，縱軸為距離探頭表面的相對深度，觀察圖中無反射區的亮度可以清楚地觀察到訊雜比有明顯的改善，但是圖 5-8(b) 中線仿體的影像前緣有部分約 -40 dB 的軸向旁瓣(range sidelobe) 產生；為評估影像的空間解析度，可分別就橫向及軸向繪製圖 5-8 的投影量(最大值)加以比較，如圖 5-9(a) 及 (b) 所表示。圖 5-9(a)(b) 中實線為高斯脈衝信號對線仿體作用後所得到的封包強度訊號，而點虛線所代表的是高斯啾聲脈衝信號對線仿體作用後所得到的封包強度訊號，點線為高斯啾聲脈衝信號對線仿體作用後所得到的封包強度訊號經過最佳化脈衝壓縮濾波器所得到的結果脈

衝寬度，觀察圖中曲線的寬度發現，經過濾波器壓縮後可得到與高斯脈衝幾近相同的解析度，若觀察比較各曲線-6 dB 寬度，所以則可製作高斯脈衝、高斯啾聲脈衝與經過脈衝壓縮後的結果在橫向上分別是 $59.6\ \mu\text{m}$ 、 $64.4\ \mu\text{m}$ 及 $59.8\ \mu\text{m}$ ，軸向為 $49\ \mu\text{m}$ 、 $86\ \mu\text{m}$ 及 $44\ \mu\text{m}$ ，所以影像的空間解析度中其橫向解析度約為 $60\ \mu\text{m}$ 、軸向解析度約為 $50\ \mu\text{m}$ 。

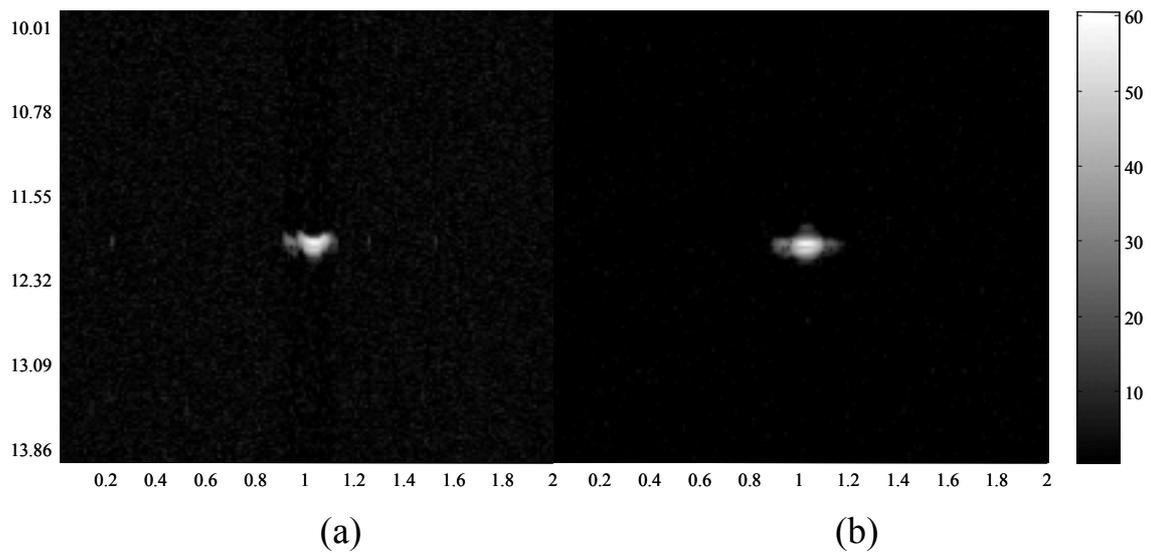


圖 5-8 線仿體(a)以高斯脈衝信號(b)經由脈衝壓縮後的 B-mode 影像

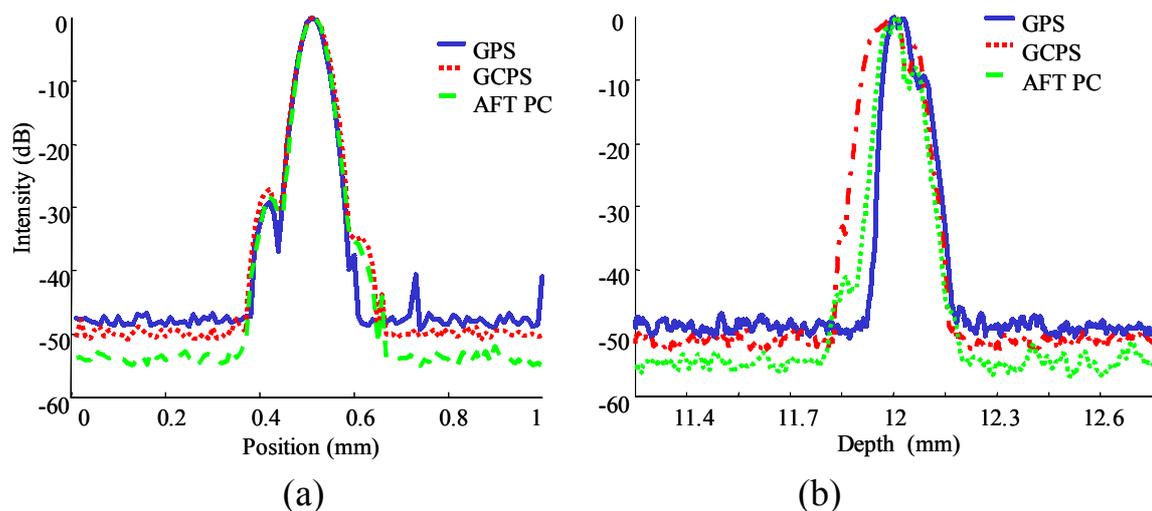


圖 5-9 利用不同發射信號所得(a)橫向及(b)軸向的封包強度曲線

除了以線仿體的實驗外，本節中亦討論 4.3.2 中所提到以石墨顆

粒作為散射子仿體驗證影像解析度與脈衝壓縮濾波器的效能，以 6 倍長度的高斯啾聲脈衝為發射信號得到的 B-mode 影像如圖 5-10(a)，從圖中的影像中可以清楚的見到散射條紋，而經過最佳化軸向濾波器壓縮後即可得到影像如圖 5-10(b)，圖中散射條紋變的更佳銳利(sharp)，又因為散射子有部分的非均勻性，如圖中右下角部分的團塊區域，可以明顯的分辨圖 5-10(a)(b)間因為脈衝壓縮濾波器改善其縱向解析度。

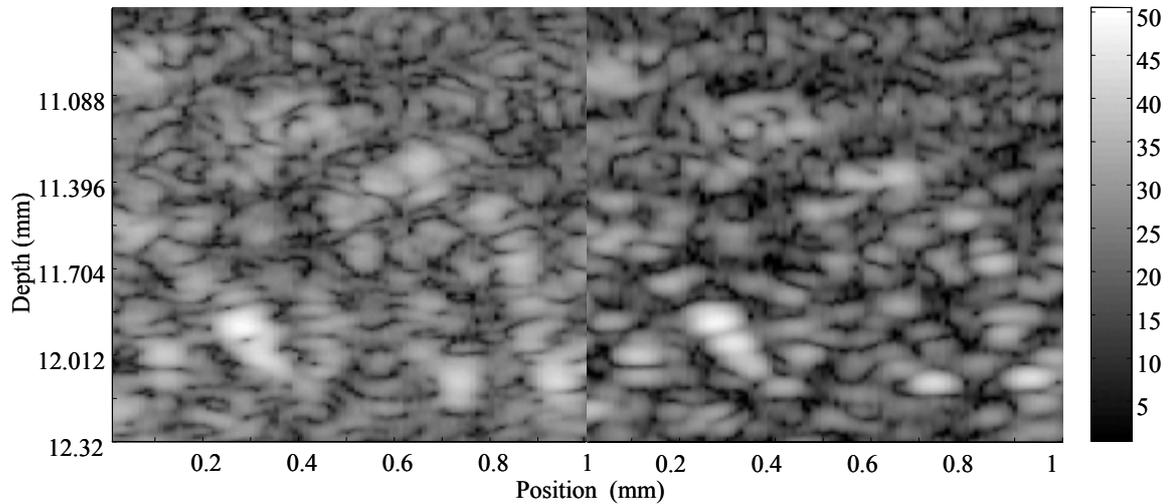


圖 5-10 散射子仿體(a)以高斯啾聲脈衝信號(b)經由脈衝壓縮後的 B-mode 影像

5.3.3 橫向濾波器

一般而言，高頻超音波系統中仍無法使用動態聚焦等技術，在此嘗試討論使用橫向濾波器改善非聚焦區域的影像品質，雖然前人的研究中曾提出在現在的陣列探頭超音波系統中以橫向濾波器的技術解決動態聚焦架構中複雜的硬體負擔[23]。

依第三章說明的 LMSE 演算法，可以針對非聚焦點區域的影像設計在不同深度的濾波器函數，此濾波器可修正非聚焦區域波傳遞所造成二次項的相位延遲，以達到近似聚焦的效果。如圖 5-11 中所表示，實線為模擬得到在距離聚焦深度兩倍景深的波束 (beam pattern)，點虛線為以相同孔徑大小模擬在該深度所得到的波束，而點線為經由最佳化橫向濾波器所得到的波束，圖中的縱軸為正規化後相對的強度，橫軸為不同的橫向空間位置。

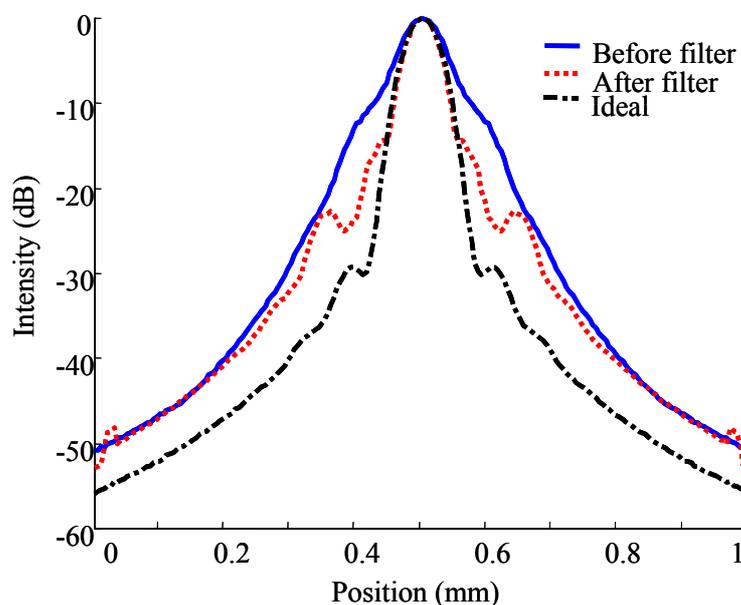


圖 5-11 最佳化濾波器的表現與濾波器長度對效能的影響

此外，實際在選取橫向濾波器長度時，可利用改變不同濾波器長度計算經過橫向濾波器處理後的波束與理想波束間的最小均方差以評估較為恰當的濾波器長度。模擬在不同深度的橫向濾波器長度與最

小平方差的關係可得到如圖 5-12 的結果，圖中的實線、虛線及點虛線分別表示在距離聚焦點處一倍至三倍景深的變化曲線，當濾波器長度為 7 時實線的最小均方差已收斂，而虛線及點虛線則分別在濾波器長度為 15、31 時才收斂，但是過長的濾波器可能會導致系統的複雜度增加，以及會引進部分雜訊失真的可能，所以實際在選擇橫向濾波器時，應考慮在不同的深度設計不同長度的濾波器。

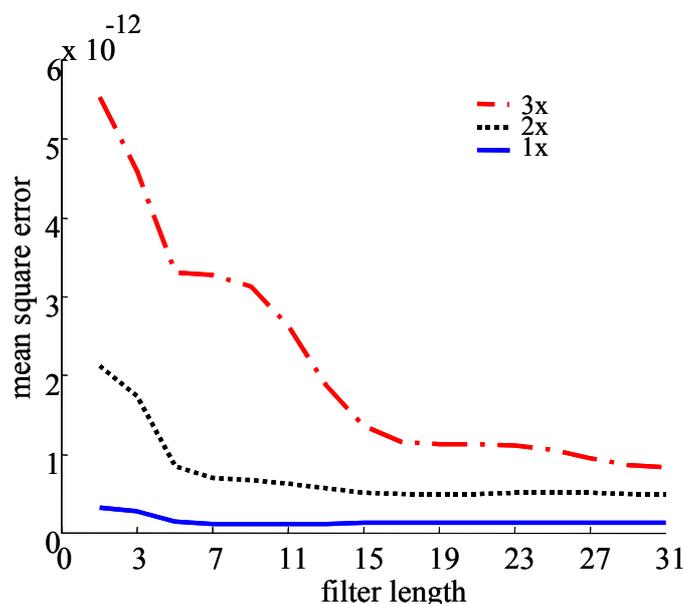


圖 5-12 最佳化濾波器的表現與濾波器長度對效能的影響

但因為高頻陣列探頭的製作仍有其困難，在本研究中所討論的高頻超音波系統中，仍是以單一探頭所構成的影像系統，使用此類單一探頭的影像系統則容易受到(1)觸發信號的時序錯誤(2)馬達位移不準的錯誤(3)探頭角度錯誤的影響，使得接收信號無法使用橫向濾波器改善其影像品質。

5.3.3.1 觸發信號錯誤

在本研究中所討論的單一探頭超音波影像系統中，常會因為每個位置的觸發信號無法正確同步，而造成時序錯誤和非理想性的相位改

變，在原本計畫使用橫向濾波器修正其聚焦相位的方法中，就會對濾波器的表現有所影響。而在架設本高頻超音波實驗系統及操作的經驗中估計，系統的時序錯誤約在 10 ~ 20 ns(5~10 clock cycles)左右，在此也模擬了在時序錯誤約為 10 ns 對於橫向濾波器的影響；雖然時序錯誤對於相位調整會有所影響，但是在經過相鄰位置間互相關函數(cross-correlation function)的計算以及相關係數(correlation coefficient)的比對，可以將時序錯誤的問題減低到最小。

5.3.3.2 馬達位移錯誤

在本研究中所討論的馬達定位系統，是由一個精度約為 10 μm 的伺服馬達定位，再經過準度為 1 μm 的光學尺迴授經過軟體讀取顯示每次移動傳回的值，在第二章中曾提及在中心頻率約為 50 MHz 的系統中，配合本實驗所使用的高頻超音波探頭($F^\#$ 為 2)，也就是在聚焦點深處其橫向解析度約為 60 μm 。因此，在取得研究中的實驗數據時，都是以馬達的最小精度為移動步距，希望降低誤差來源。

觀察實驗過程中每次光學尺所傳回的值和所設定希望馬達的移動步距相比較，每次移動兩者約有 10 %~20 %的誤差，但是當移動步數上升時，卻發現此移動錯誤並不會累積，由此可見是類似於亂數雜訊(random noise)的特性。因此，為了研究馬達位移錯誤對橫向濾波器所造成的影響，在模擬影像時即加入約 10%亂數產生的馬達移動錯誤，並且觀察移動錯誤的增加對橫向濾波器的影響程度；其結果如圖 5-13，其中實線為模擬所得非聚焦點的波束圖形投影，虛線為模擬所得角度誤差對波束的影響，但因為圖中所畫之波束為影像之投影，所以與無角度誤差時無異，而點線則為經過橫向濾波器的結果，由此可見馬達位移錯誤對於橫向濾波器在訊雜比和 sidelobe level 的部分會有比較大的影響，至於 mainlobe 的影響則比較小。

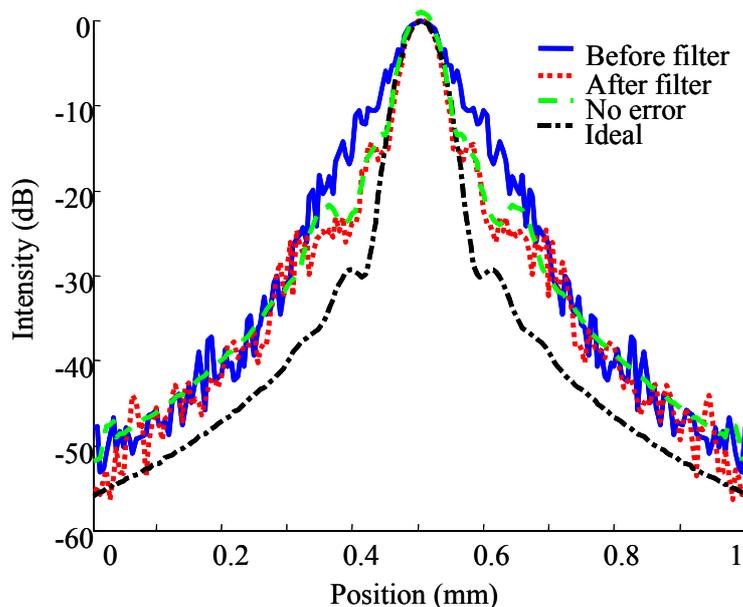


圖 5-13 馬達位移錯誤於橫向濾波器效能的影響

5.3.3.3 探頭角度錯誤

影響橫向濾波器效能最嚴重的因素是單一探頭中的探頭角度錯誤問題。可參考附錄 A 中孔徑函數與波束的關係推導，此假設成立在波束與探頭孔徑相平行的假設下，若馬達為水平移動，則探頭所傾斜的角度則會構成與被影像物體的交角，此角度誤差會使孔徑函數中

$$C'(x) = |C(x)| \exp\left(\frac{jkx^2}{2}\right) \left(\frac{1}{z_1} - \frac{1}{z}\right) \quad (5-9)$$

的二次相位項延遲函數不再成立，必須加入考慮探頭角度對於此相位的影響。在本研究中，期望利用模擬的方式將探頭角度的誤差對於橫向濾波器效能所造成影響程度加以分析討論。

即使在實驗系統中配合良好夾具機構的設計，探頭仍有可能因為步進馬達的移動所造成探頭本身的震動而導致些微角度的偏移，再加上夾具本身的誤差和人為因素的誤差，將探頭角度的偏移加以模擬，在馬達角度誤差為 1° 時得到一個非聚焦點的影像，與原先模擬的影像比較，得到如圖 5-14 的結果，圖中實線為模擬所得到非聚焦點的波束圖形投影，虛線為模擬所得到角度誤差對波束的影響，但因為圖中

所畫之波束為影像之投影，所以與無角度誤差時無異，而點線則為經過橫向濾波器的結果，從模擬結果中可以觀察到只要有很小的角度偏移錯誤就會對影像有所影響。

在本研究所討論的實驗系統中，雖然每次取得實驗數據前，都會以手動微調和細微的馬達微調以求得較好的實驗數據，但是，仍然難以保證探頭完全垂直於水面，粗略估計應該有 $1^{\circ} \sim 5^{\circ}$ 的誤差，而從模擬結果中看到，即使是在角度為 1° 時，仍然會造成最佳化濾波器濾完後 mainlobe 不會變窄，sidelobe 不會降低的情形，也就是此時最佳化濾波器失效；若考慮其他如時序錯誤的因素，此時橫向最佳化濾波器較不適用於單一探頭系統。

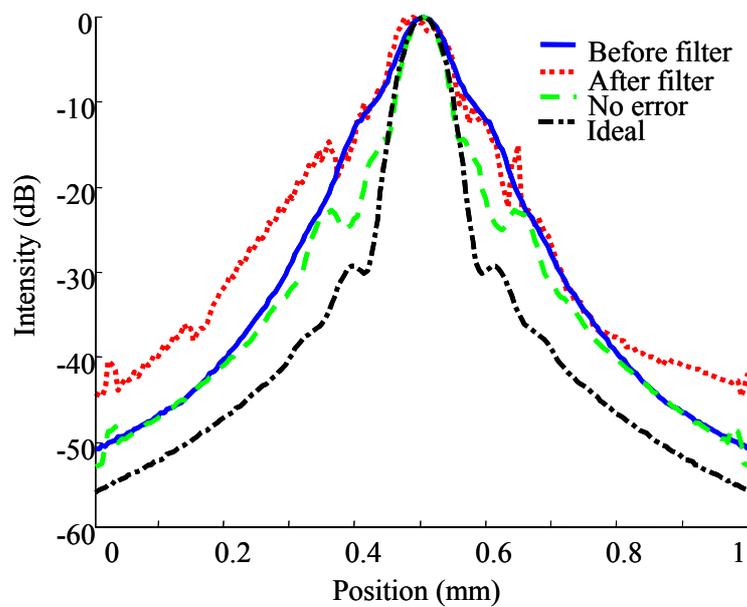


圖 5-14 探頭角度錯誤對於橫向濾波器效能的影響

5.4 穿透深度

5.4.1 評估穿透深度方法

本研究是利用相鄰位置間的相關係數以評估高頻超音波的穿透深度。若假設影像平面中不同位置間雜訊的相關程度較低，也就是不同位置間的雜訊是彼此獨立的，並且在實際掃瞄間距約為最窄的波束寬度(*beam width*)的六分之一，所以可選擇合適的參考區間(*reference window*)長度計算相鄰位置間的相關係數。

本文中選取約 10 倍波長的區域為參考區間，並分別計算兩兩相鄰位置信號在不同深度參考區間的相關係數，最後再以不同位置間取相同深度相關係數的平均值評估影像的穿透深度。圖 5-15 是表示因為組織衰減效應在較深的區域中信號已經有相當程度的衰減，使得兩條波束間的相關性有所下降，因為實驗中實際掃瞄間距約為 $10\ \mu\text{m}$ ，是最窄的波束寬度(*beam width*)的六分之一，其相鄰波束的相關係數理論值約為 0.8，在本此則定義相關係數高於 0.7 時以認定仍為影像的穿透深度範圍。

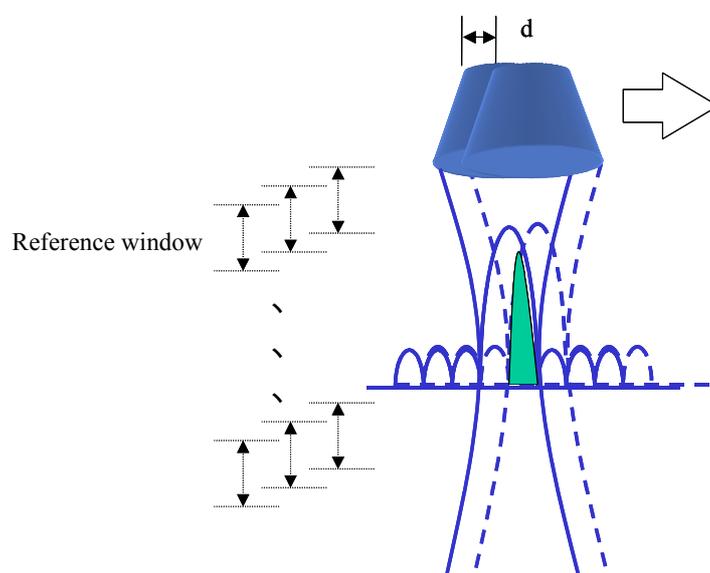


圖 5-15 計算穿透深度與相關係數的示意圖

5.4.2 衰減係數

在實際臨床評估穿透深度的效果前，在本研究中用來評估穿透深度的仿體是第四章中曾提到的石墨(graphite)散射子仿體，並以攪拌器使石墨粒子盡量均勻分佈吉利丁(gelatin)溶液中，在其冷卻凝固後即為適合此處所使用的組織仿體。在評估衰減係數的實驗中，於水箱中先放置一均質的鋁塊，其上放置厚度經過商用超音波系統的驗證約為 $10\text{mm}\pm 0.1\text{mm}$ 的組織仿體，再每隔 1mm 分別在5次不同的位置取得其反射信號，最後將仿體移開，比較前後反射信號的強弱關係以估計其衰減係數。結果如下表 5-16。

(dB/mm)@50MHz	平均值	標準差
衰減係數	1.153	0.09

表 5-16 不同散射子分佈在相同的發射信號下衰減係數結果

5.4.3 編碼波形及脈衝壓縮

如前所述，高斯啾聲脈衝信號的平均功率較大，在遇到相同組織衰減效應的問題時，因為其發射的能量較大，可以穿透至較深的組織，並可透過脈衝壓縮濾波器維持良好的影像解析度得到更強的信號。在本節的實驗中，是藉由散射子仿體評估編碼波形對於穿透深度的提升效果。

在本節的實驗中，採用散射子仿體作為被影像的物體。觀察在高斯脈衝信號、高斯啾聲脈衝信號和經過脈衝壓縮濾波器後所得到的 B-mode 影像，如圖 5-16(a)(b)(c)。結果如圖 5-17，使用高斯啾聲脈衝信號和濾波器的確可以在維持良好的解析度條件下，觀察到較深的組織部分，圖 5-17 為脈衝壓縮後的 B-mode 影像，在影像較淺的部分為仿體所浸泡的水，其後為仿體影像，圖中隨著距離聚焦點越近其亮度越強；如果進一步使用 5.4.1 中所述相關係數的方法評估高斯脈衝信

號、高斯啾聲脈衝信號和經過脈衝壓縮濾波器後所得到的 B-mode 影像的穿透深度，則其相關係數隨深度的變化情形繪製如圖 5-18，會發現使用高斯啾聲脈衝信號和濾波器的方法的確可以將深度擴展到更深的部分，若假定相關係數在 0.7 以下時，為超音波信號的穿透深度，則經過編碼波形和脈衝壓縮的處理後，穿透深度擴張了 1.5mm。

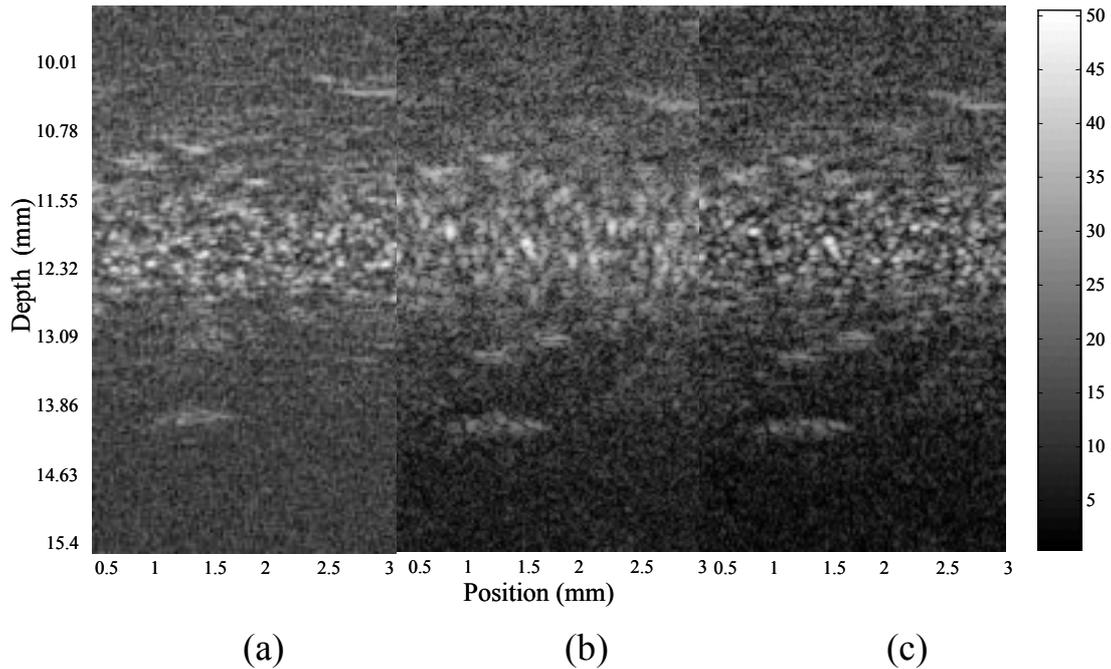


圖 5-17 以不同發射信號及經過脈衝壓縮後所得到的 B-mode 影像

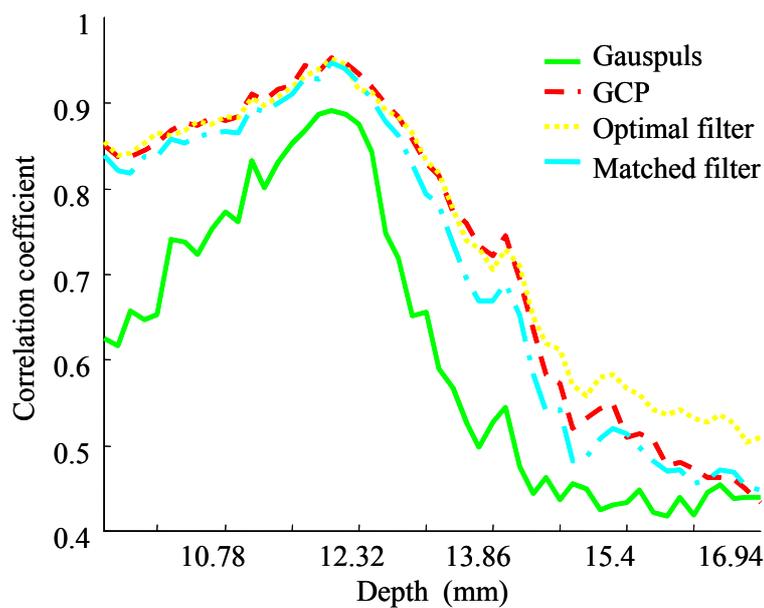


圖 5-18 利用編碼波形所得到深度與相關係數的示意圖

5.5 馬達掃瞄技術與其他影像格式

5.5.1 多重深度掃瞄

因為高頻超音波探頭的景深(depth of field)都非常短，也就是在高頻超音波影像系統中，橫向解析度會隨著相對於聚焦點的距離增加而快速的下降，除了使用傳統的線性掃瞄成像外，高頻超音波系統常用多重深度掃瞄以解決景深較短的問題。利用在不同深度多次的線性掃瞄的方式即可把聚焦區域的寬度加以擴張，取得聚焦區域的信號後，再利用線性組合的方式將多張影像融合為一張多個聚焦區域的影像。此種方法可以使得具有聚焦品質的區域擴張，卻必須花費更多的掃瞄時間以取得影像。

圖 5-19(a)中被影像的物體為不同深度的線仿體，經由線性掃瞄成像後發現在不同深度會對應不同的點散佈函數，遠離聚焦區域的點則會大幅衰退，但是若使用多重深度掃瞄的方式複合影像，得到如圖 5-19(b)的影像，則可以在每個深度都達到聚焦效果。

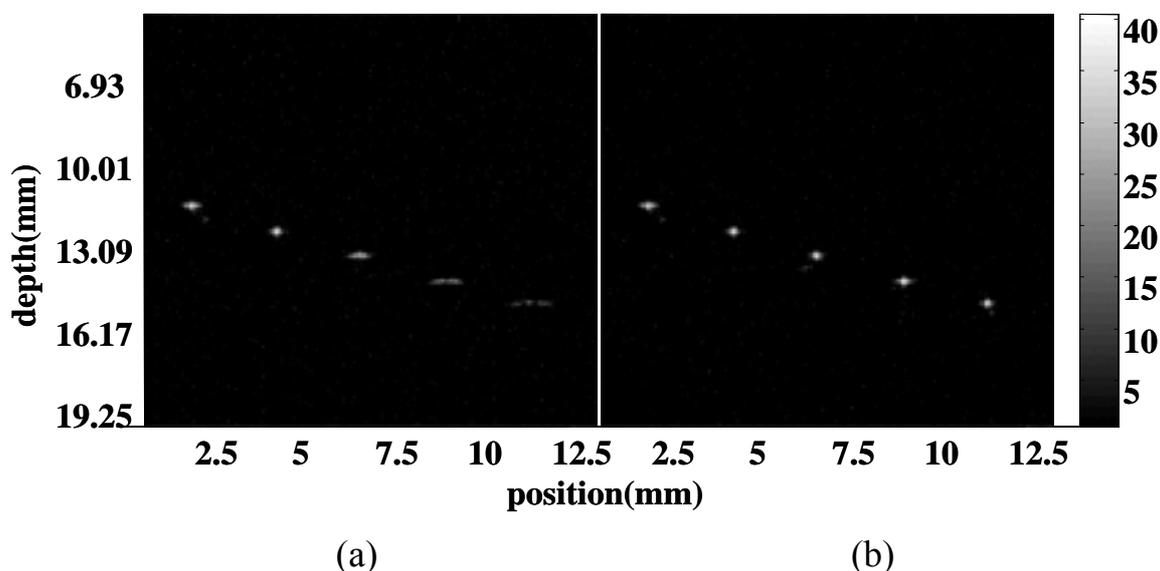


圖 5-19 一般線性掃瞄及多重深度掃瞄的 B-mode 影像

除了以線仿體驗證多重深度掃瞄得到對於聚焦區域的擴展，在此我們也設計了以石墨散射子仿體的實驗，在實驗中我們所採用三次的

多重深度掃描，深度方向則是間隔兩倍景深長度(約為 0.1 mm)，利用第三章所述的線性融合方式將影像重疊區域內插所得到的影像如圖 5-20。

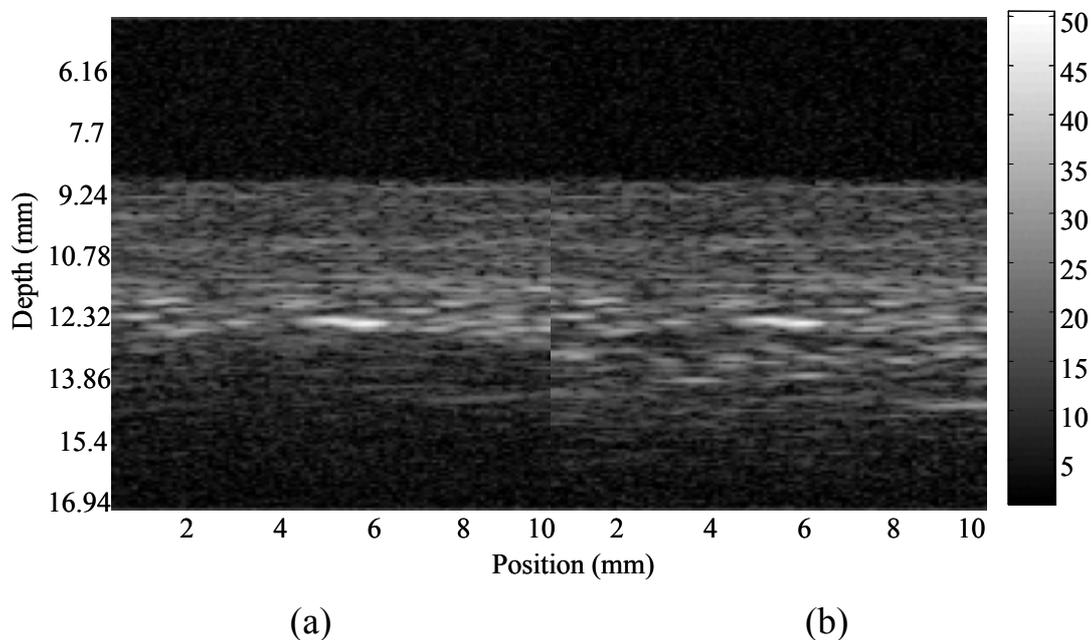


圖 5-20 一般線性掃描及多重深度掃描的散射子 B-mode 影像

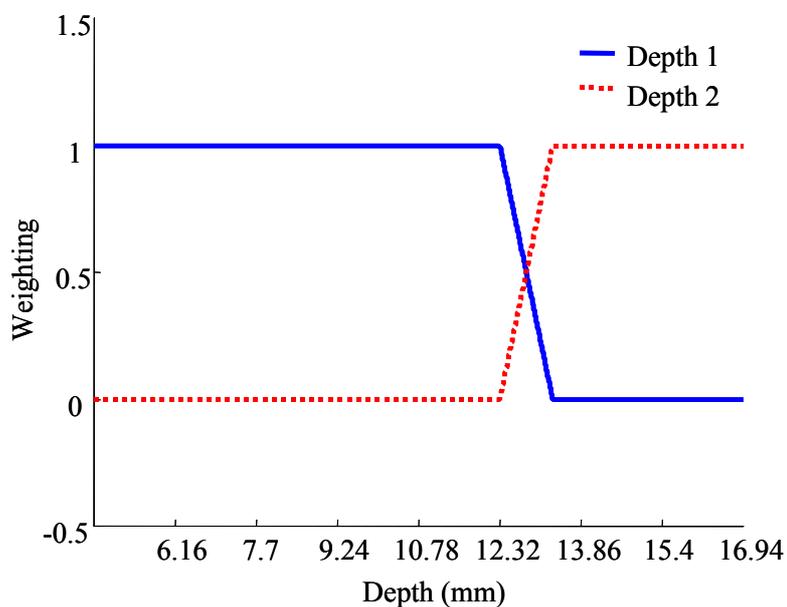


圖 5-21 線性融合兩張不同深度影像的加權曲線

從圖 5-20 中的結果得知，兩次深度掃描的間距在等於兩倍探頭的景深時亦可使用線性融合的方法結合在不同深度取得的影像，並且可以得到較平滑的結果。若直接選用較靠近區域將影像結合，則會得到

如圖 5-22(a)的結果，比較使用線性融合所得到的影像圖 5-22(b)可以發現，在圖 5-22(b)的影像中間的白色團狀物體會因為線性融合而保有原來的形狀，但是使用一般結合方式的影像如圖 5-22(a)則會有不連續的情形發生。

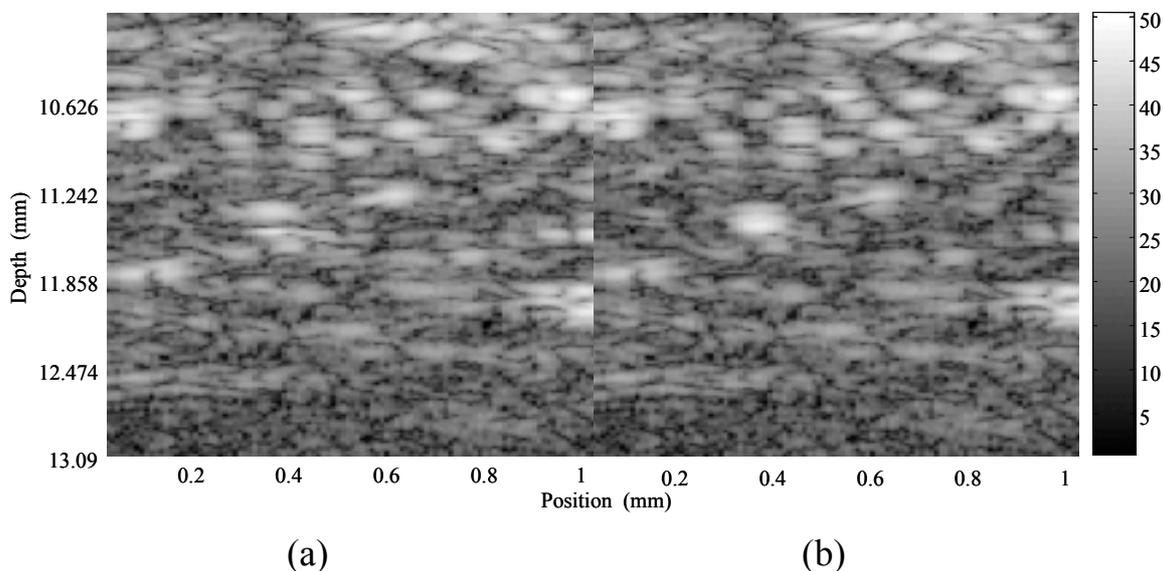


圖 5-22 直接組合影像及線性融合 B-mode 影像

如果需要觀察的被影像物體有很大的分佈範圍，則可以嘗試結合多重深度掃瞄及橫向濾波器的技術。在距離聚焦點較遠的區域則可使用此類多重深度掃瞄的技術使得在其位於真正的聚焦點區域內，反覆多重深度掃瞄以得到影像資訊；在距離聚焦點較近的區域可應用橫向濾波器，以修正其相位誤差，達到接近聚焦的效果。

5.5.2 固定深度掃瞄

使用如前幾章所提到的，固定深度掃瞄多用於工業上非破壞性的檢測工作，但就醫學高頻超音波影像的應用而言，如果使用傳統的線性掃瞄成像，容易受到面頰骨的阻擋而限制其視角，若能夠加入固定深度掃瞄的觀念，將可觀察與眼睛表面平行的結構。

和一般醫學超音波線性掃瞄方式相異，固定深度掃瞄主要是希望應用高頻超音波較佳的影像解析度，以期對某個固定深度的組織就橫

切面的方向加以觀察。掃瞄的方式則是除了一般在影像平面的掃瞄外，在另外在垂直影像平面的方向也加以掃瞄。

從本章 5.3 節所顯示影像可驗證本研究所建立的高頻超音波系統可以正常表示一般常見的 B-mode 影像。為驗證各種影像格式的正确性，在此實驗設計乃是用石墨粉為散射子的 gelatin 作為被影像的仿體並且在其中挖設一個長條形的空洞，以模擬人體中的 cyst，並可用來驗證各種影像格式的正确性。影像仿體的示意圖如圖 5-23，圖中藍色部分為水箱，粉紅色部分為石墨粉為散射子的 gelatin，其中有一長條形狀的 cyst 空洞。

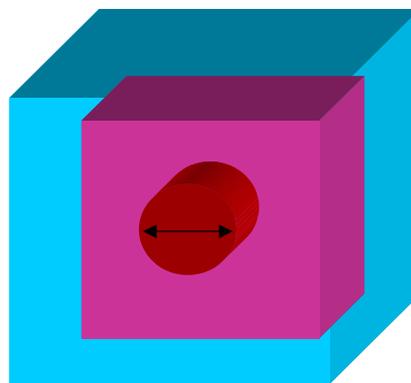


圖 5-23 cyst 仿體示意圖

依照如圖 5-23 裝置的 cyst 仿體，在 x 方向使用步進馬達帶動高頻探頭線性掃瞄經處理後即可得到如圖 5-24 的一般 B-mode 影像。

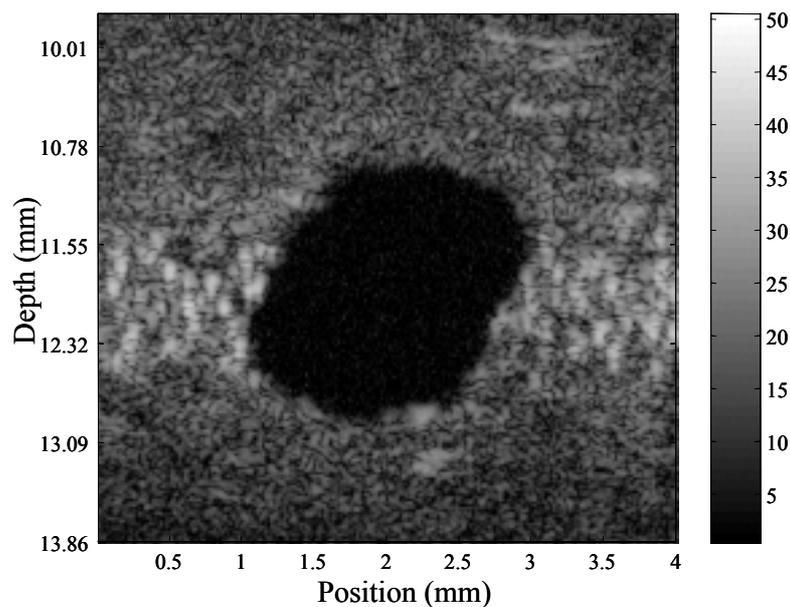


圖 5-24 cyst 仿體 B-mode 影像

除了在原影像平面(x,z)方向的掃瞄外，在與影像平面垂直 y 方向的掃瞄是以略為小於橫向解析度的 50 μm 作為掃瞄間距，並將多張二維影像中某個固定深度的值記錄下來，重新在一個垂直於原影像平面的方向以灰階顯示的固定深度影像，實際可以在不同深度繪製如圖 5-25 的固定深度影像。

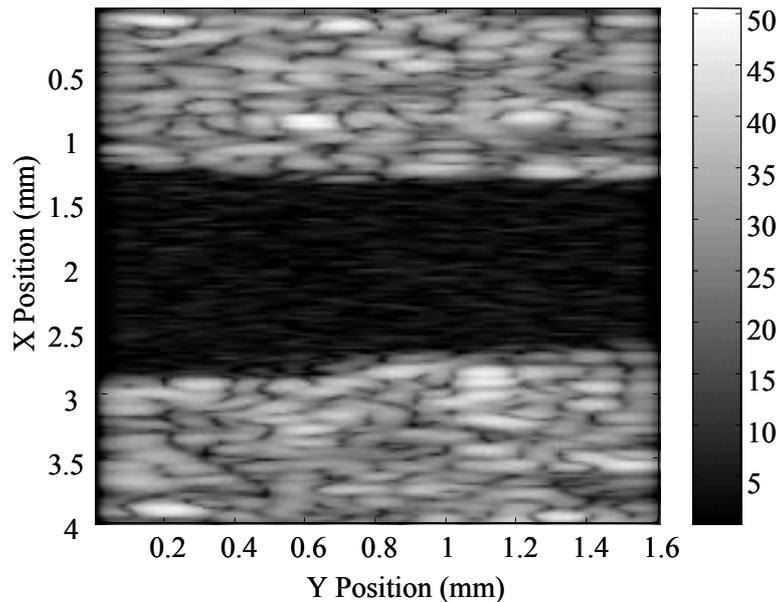


圖 5-25 由數張二維 B-mode 影像所合成的固定深度掃瞄影像

5.5.3 三維影像重建

以單一探頭為基礎，配合 x 方向掃瞄可得到一般二維 B-mode 影像，並配合與此二維影像平面垂直 y 方向的掃瞄即可完整收集構成重建三維影像所需的資訊。

藉由三維立體超音波影像，能輔助臨床醫師使用更加清楚地分辨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，所以若配合馬達定位系統和多次的線性掃瞄，將數張二維影像合成為三維超音波影像，即可充分利用高頻超音波影像精準的解析度特性合成高解析度的三維超音波影像。圖 5-26 中為表示多張二維影像合成三維影像的示意圖，利用以 OpenGL 為基礎的函式庫將此多張二

維影像給定恰當的參數設定後實際可繪製如圖 5-27

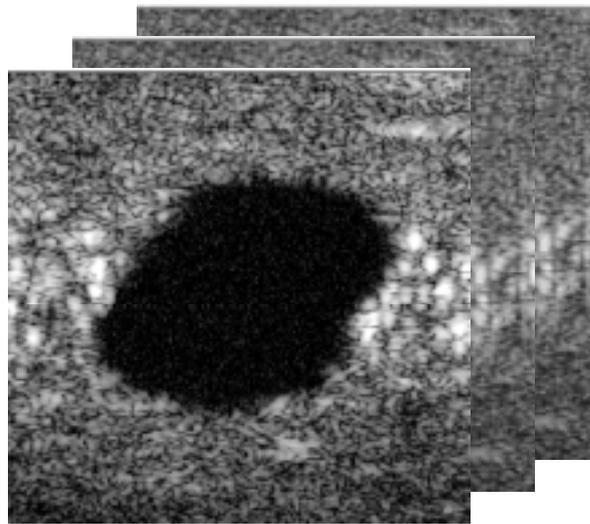


圖 5-26 將多張二維影像重建為三維立體影像示意圖

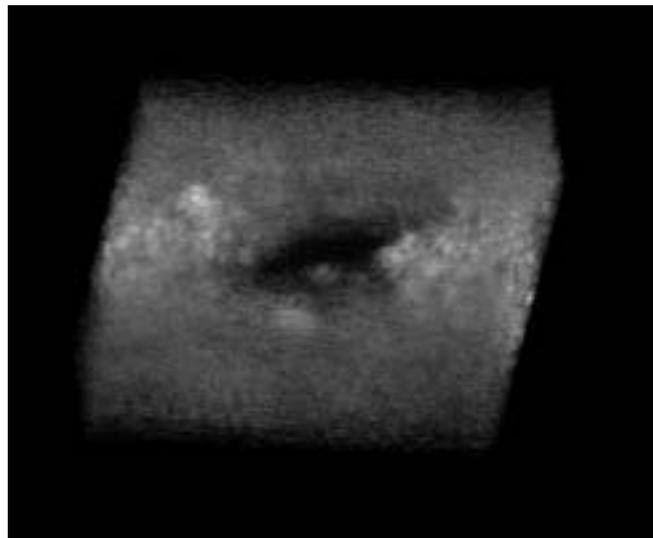


圖 5-27 依體積成像法將多張二維影像所重建的三維立體影像

5.6 *in-vitro* 影像

在設計 *in-vitro* 的實驗中，利用死亡約三小時新鮮的豬眼睛，製作適當大小凝固的 gelatin 以輔助固定其位置及深度。希望藉由高頻超音波的解析度，觀察眼睛中比較靠近表面的組織，例如：角膜 (cornea)、眼前腔 (anterior chamber)、虹膜 (Iris)、水晶體表面 (lens surface) 等。此外，在製作實驗仿體時，眼球的擺設角度也需要加以考量才能觀察到所恰當的眼球組織結構。

利用高頻探頭配合 x 方項的線性掃描後，即可得到如圖 5-28 的眼睛組織 B-mode 影像。

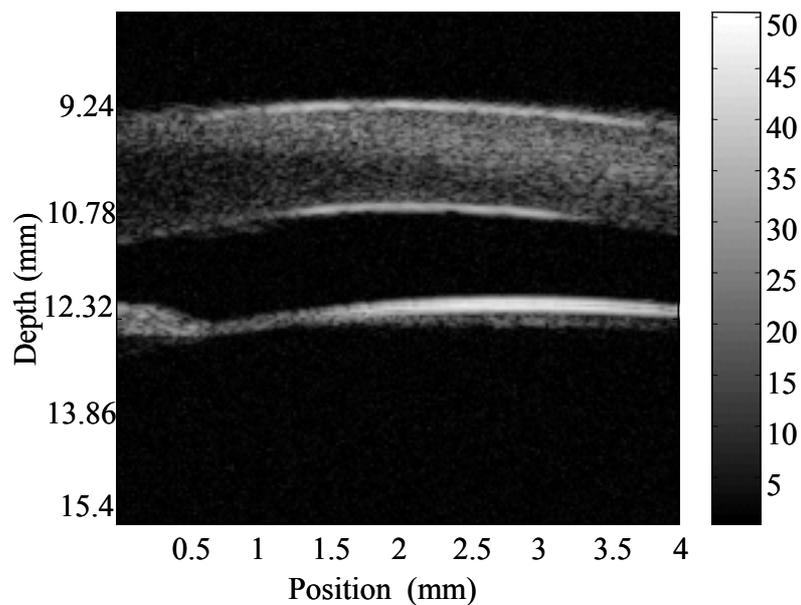


圖 5-28 對部分豬眼睛掃描所得到的 B-mode 影像

同理，若將觀察區域擴大至整個眼球，則可得到如圖 5-29 的 B-mode 影像。

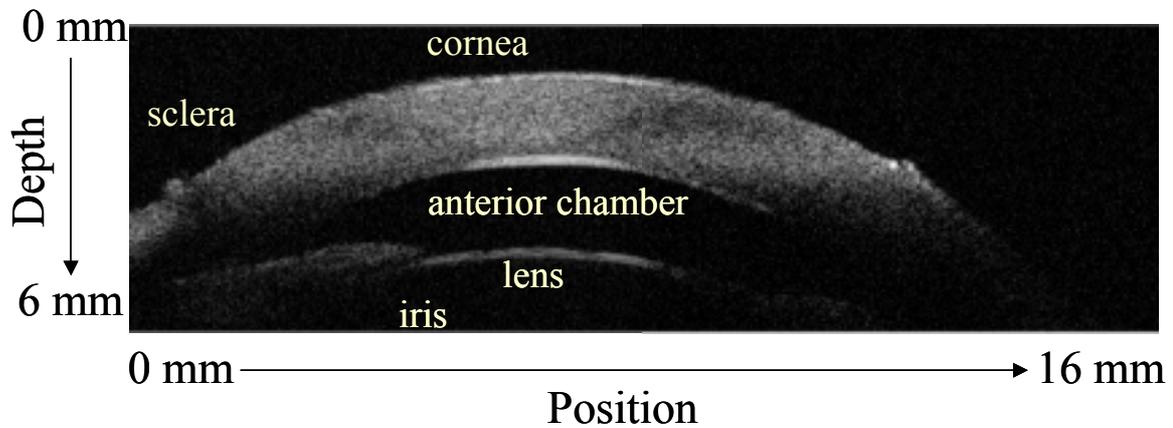


圖 5-29 包含整個豬眼睛切面的 B-mode 影像

雖從上述的眼睛影像結果中觀察到眼睛的結構與組織的散射條紋和對比，但進一步 *in-vivo* 影像還需要考量發射信號的能量與安全顧慮，在陣列探頭和扇形掃瞄等高速成像還未發展前，人眼的顫動和位移失真等因素亦會造成影像品質下降的結果。

此外，高頻超音波影像用於實際臨床眼科使用時，必須考慮其安全規範以避免對於組織的傷害，因為高頻超音波多用來觀察分佈於接近體表的組織，但是眼部許多如角膜、水晶體等組織中多為沒有血管分佈的組織，所以超音波所造成的熱效應不會經由血液帶走，因此在 FDA 的相關規定中，高頻超音波的安全規範是較為嚴格的。根據文獻的記載[31]，其 ISPPA 約為 28 W/cm^2 、ISPTA 約為 17 mW/cm^2 、MI(mechanical index)為 0.23，但此規定是於 1976 所制訂，後於 1981 年修改而成，而當時醫學用的高頻超音波系統卻仍未發展完成，可望未來相關機構能針對醫學高頻超音波中許多特殊應用的安全性標準能更進一步評估其正確性。

5.7 組織諧波影像

超音波在傳遞過程中因為壓力變化所造成的有限振幅失真(finite amplitude distortion)也就是所謂的超音波傳遞的非線性效應，首先由 1997 年 Christopher 將此現象用於探討改善醫用超音波的影像品質，從文獻中的結果得知組織諧波影像預期會有較好的空間解析度與對比解析度[35,36]。

假設發射脈衝為 $p(t)$ ，所接收的信號為 $\text{Echo}\{p(t)\}$ ，而此接收信號可以由其冪級數(power series)所表示：

$$\text{Echo}\{p(t)\} = \sum_{m=0}^{\infty} a_m p^m(t) \quad (5-10)$$

可以分別以奇次項及偶次項表示，其中所有的奇次項為

$$\text{odd}(t) = \sum_{m=0}^{\infty} a_{2m+1} p^{2m+1}(t) \quad (5-11)$$

其中所有的偶次項

$$\text{even}(t) = \sum_{m=0}^{\infty} a_{2m} p^{2m}(t) \quad (5-12)$$

且超音波的散射及反射回波會滿足

$$\text{Echo}\{-p(t)\} = -\text{Echo}\{p(t)\} \quad (5-13)$$

所以其接收訊號的奇次項為

$$\text{odd}(t) = -\sum_{m=0}^{\infty} a_{2m+1} p^{2m+1}(t) \quad (5-14)$$

從上述的數學式中說明，若將正、負脈衝的接收訊號相加，即可得到(5-14)可與(5-11)相消的結果，若配合脈衝反相波形(pulse inversion)的技術發射負脈衝所得的信號 $\text{Echo}\{-p(t)\}$ 可與正脈衝反射訊號中的奇次項相消，留下接收訊號中的偶次項，即為利用反相脈衝取得諧波影像的方法。

一般的諧波超音波影像系統中，常使用脈衝反相波形去除一般的基頻信號與系統非由組織傳遞所產生的非線性信號，在此則是使用類似前述的 cyst 散射子仿體取得影像，為驗證低頻時 sidelobe 對於影像的影響，所以此處的 cyst 大小約為 300 μm ，以 25 MHz 的高斯脈衝發射成像，即可得到如圖 5-30(a)的結果。

加入脈衝反相波形的技術以消除基頻信號的影響，即可得到如圖

5-30(b)的結果。圖 5-30(a)影像中心空洞中的對比解析較差，是因為基頻影像的頻率相對較低、橫向解析度較差與 sidelobe level 較高所造成。而諧波影像中的縱像條紋則歸因於諧波影像的信號相對雜訊較弱，因而會有經過帶通濾波器後仍呈隨機分佈的雜訊出現。

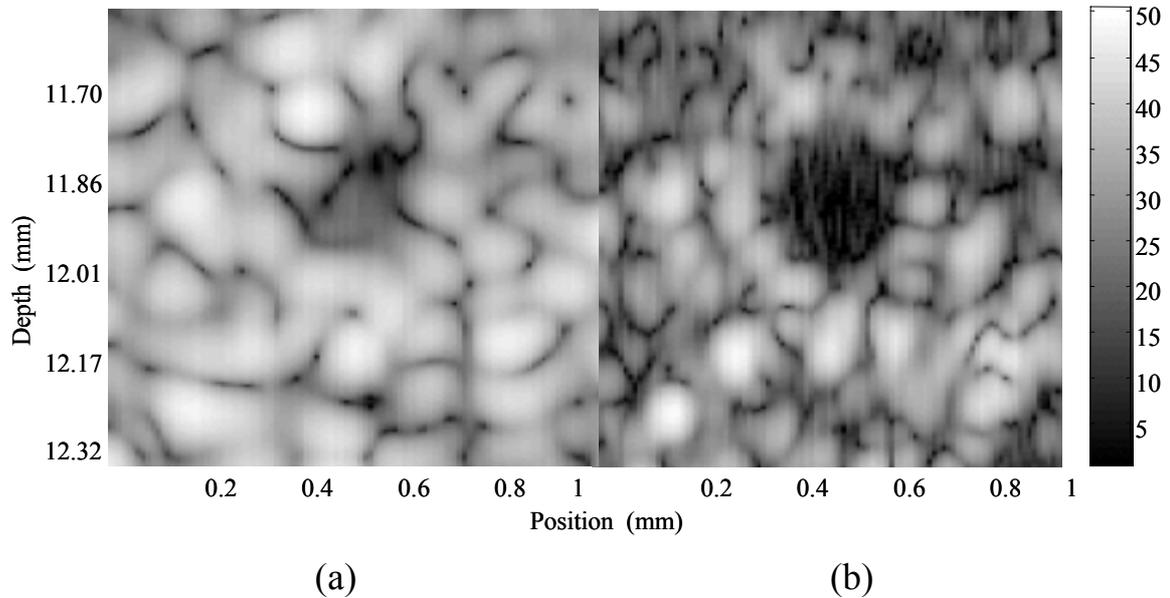


圖 5-30 基頻(25 MHz)影像與諧波(50 MHz)的 B-mode 影像

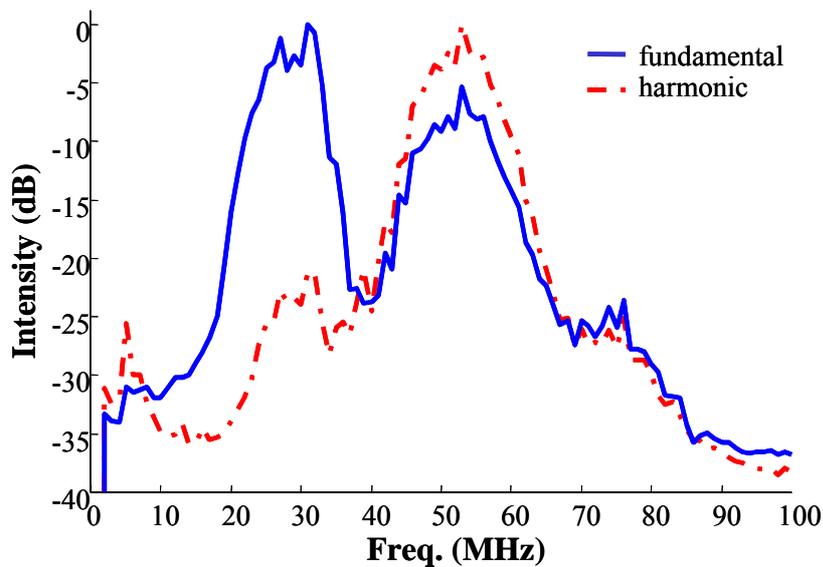


圖 5-31 基頻與諧波信號所對應的頻譜

5.8 結論

從本研究中的實驗結果及討論中可發現，在本研究中所提出的系統架構適用於中心頻率 50 MHz 以上的超音波探頭，利用多項的硬體整合、雜訊消除以及編碼波形的方式，將系統的訊雜比提高至超過 55 dB 的動態範圍；並透過編碼波形、脈衝壓縮和多重深度掃描的方法，處理後可以將信號的穿透深度擴展約 1 ~ 2mm，並且已經完成影像解析度小於 100 μm 的高頻超音波系統。

在單一探頭系統中解決無法動態聚焦的問題討論中，則對橫向濾波器的適用情形分別就觸發信號、馬達位移、和探頭角度的非理想性以模擬加以評估；觸發信號的問題已經可透過互相關函數的演算法加以解決，預期未來若使用精度更小的馬達定位系統或定速馬達系統以減小定位誤差問題，即可藉由橫向濾波器改善影像品質的效果；探頭角度誤差的問題則較為嚴重，但配合定速馬達系統和良好夾具機構的設計則可將角度誤差減至最低，若配合良好的校正系統，此問題預期能夠被解決。

在未來相關高頻超音波的研究中，可參考本論文中所提出的系統架構及方法，將可針對後續如高頻組織諧波影像、微灌流的計算、高頻對比劑的特性 甚至與其他醫學影像合作等相關領域更進一步地研究，以期對臨床及生物醫學的研究上有所貢獻。

5.9 未來工作

本論文中，嘗試了多種信號處理的方法，以改善高頻超音波系統中既有的物理限制問題，並且整合各項硬體及一些信號處理的技術建立一套在實驗室中可攜式的高頻超音波影像系統。在未來高頻超音波的研究領域中，可參考本論文中所提出的系統架構及方法，完成一高頻超音波系統。未來的後續研究工作則包括如：

Higher frequency imaging

第二章中曾提到，超音波影像系統中的空間解析度與中心頻率呈反比，所以在未來的研究中，可以使用本研究中所建立的硬體架構，加入更高解析度或更高取樣頻率的高速取樣電路，配合新發展更高頻的探頭以獲得更高的影像解析度。

High frequency array imaging

在本論文的結果中指出，單一探頭所造成探頭角度、馬達位移錯誤所造成的誤差會大幅地限制以橫向濾波器改善影像解析度的效能。未來若能以陣列探頭的方式，就可避免上述的兩個問題，在只有一組取樣電路的系統中，仍然可以使用本論文中所提及的最佳化濾波器，在非焦點的區域達到更好的影像解析度。

此外，高頻陣列探頭還可以改善現有系統中成像速度較慢的問題，即時的高頻超音波影像可以應用在眼科、皮膚科和實驗室的研究用途，讓生物組織特性能立即呈現。

High speed real-time imaging

使用較短的PRI與配合定速移動的馬達定位系統或小範圍的高速扇形(sector)掃描[26]，以縮短掃描廣大影像區域的時間，進而提升影像的每秒張數(frame rate)；又因為高頻超音波所觀察的深度較淺，亦

可採取較短的PRI以獲得較快的成像時間。

Tissue Harmonic imaging

未來，配合本實驗室所發展組織諧波影像的技術，亦可應用於高頻超音波系統中，利用超音波在傳遞過程中因為壓力變化所造成的有限振幅失真 (finite amplitude distortion) 配合脈衝反相波形 (pulse inversion) 設計，在現有的低頻系統中已經逐漸有組織諧波影像的功能出現，所以可預期在未來高頻超音波的發展中，利用組織諧波較低的sidelobe、較清楚的影像定義、比較不容易受到脂肪層的影響等的特性，將高頻超音波的品質更進一步的向上推展。

Blood estimation

從本論文的結果分析中，50 MHz的高頻超音波在一般組織的穿透深度約為1~2 cm，在如此深度的範圍內，人體表面存在有許多細微的血流，特別是人體中的微慣流(perfusion)現象，未來可以應用高頻超音波作為觀察及分析其流速與流量等血流參數的定量計算。

in-vivo and small animal imaging

在本論文的研究結果中，已經分別就線仿體、散射子、以及*in-vitro*等影像驗證高頻超音波影像系統的特性，若考量未來將此系統用於真正臨床診斷及研究，希望能進行對小動物如老鼠的活體實驗，與*in-vivo*人體實驗的驗證和評估其結果，也希望未來能對高頻超音波系統特殊的安全規範進一步地評估和考量。

Combine with other medical imaging systems

最後，雖然超音波具有許多優點，但是對於骨骼、空氣和許多組織的臨床應用仍有先天的限制，我們期望未來能和其他醫學影像合作，除了臨床醫學的應用外，還能以非侵入性的方式輔助分析基因在胚胎發育期的表現及針對基因所開發新藥物的研究等，也是高頻超音波影像在未來可應用的範圍之一。

第六章 參考文獻

- [1] “Acoustic Microscopy by mechanical scanning” *Applied Physics Letter*, Vol. 24, pp.163-164, 1974.
- [2] Ian R. Smith et al. “An Acoustic Microscope for Industrial Applications” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. SU-32, No. 2, March 1985.
- [3] Andrew J. Miller “Scanning Acoustic Microscopy in Eletronics Research” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. SU-32, No. 2, March 1985.
- [4] Geoff R. Lockwood , D.H. Turnbull D.A. Christopher and F. Stuart Foster ,”Beyond 30MHz, applications of high-frequency Ultrasound Imaging” *IEEE engineering in Medicine and Biology* Nov. 1996
- [5] Sherar MD, Noss MB, Foster FS, “Ultrasound Backscatter microscopy images the internal structure of living tumour spheroids ” *Nature*, Vol. 26, 330, pp. 493-495, 1987.
- [6] C. Passmann and H. Ermert et al. , “In Vivo Ultrasound Biomicroscopy” *1993 IEEE Ultrasonics Symposium*
- [7] C. Passmann and H. Ermert , “Adaptive 150MHz Ultrasound Imaging of the Skin and the Eye using an Optimal combination of Shor Pulse Mode and Pulse Compression Mode” *1995 IEEE Ultrasonics Symposium*
- [8] C. Passmann et al. , “A 100-MHz Ultrasound Imaging System for Dermatologic and Ophthalmologic Diagnostics,” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 41, No. 5, Jan. 1996.
- [9] F. Stuart Foster, Charles J. Palvin , Kasia A. Harasiewicz, Donald A. Christopher , and Daniel H. Turnbull , “Advances in Ultrasound

- biomicroscopy” *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 26, No. 1, pp. 1-27, 2000.
- [10] Donald A. Knapik, Brian Starkoski, Charles J. Pavlin, and F. Stuart Foster ,”A 100-200 MHz Ultrasound Biomicroscope” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 47, No. 6, Nov. 2000.
- [11] <http://www.visualsonics.com/>
- [12] Charles J. Pavlin and F. Stuart Foster ,“Ultrasound Biomicroscopy of the Eye” *Springer-Verlag Press* 1995
- [13] Marshall, “The Rise Of The Mouse: Biomedicine's Model Mammal”, *Science*, vol. 288, pp. 248-257, 2000.
- [14] S. G. Ye, K. A. Harasiewicz, C.J. Pavlin, Stuart Foster et al. ,“Ultrasound Characterization of Normal Ocular Tissue in the Frequency Range form 50 MHz to 100 MHz” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 42, No. 1, Jan. 1995.
- [15] Geoff R. Lockwood , D.H. Turnbull D.A. Christopher and F. Stuart Foster ,”A 40-100 MHz B-scan Ultrasound backscatter microscope for skin imaging” *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 21, No. 1, pp. 79-88, 1995.
- [16] Pai-Chi Li, “Diffraction and Beam formation Using arrays,” *醫用超音波原理及技術*, pp. 36-51, 2000.
- [17] F. Stuart Foster et al. ,“Principles and Applications of Ultrasound Backscatter Micorscopy” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 38, No. 1, Sep. 1993.
- [18] Pai-Chi Li, “Pulse Compression for Finite Amplitude Distortion Based Harmonic Imaging Using Coded Waveforms”, *Ultrasonic Imaging*, Vol. 21, pp. 1-16, 1999..
- [19]M. O'Donnell et al. ,“Coded excitation system for improving the

- penetration of real-time phased-array imaging systems,” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 38, No. 1, Jan. 1992.
- [20] Pai-Chi Li, Emad Ebbini and Matthew O’Donnell ,”A New Filter Design Technique for Coded Excitation Systems” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 39, No. 6, Sep. 1992.
- [21] Martin Pollakowski and Helmut Ermert ,”Chirp Signal Matching and Signal Power Optimization in Pulse-Echo Mode Ultrasonic Nondestructive Testing” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 41, No. 5, Sep. 1994.
- [22] S. Freeman, Pai-Chi Li and M. O’Donnell, “Retrospective dynamic transmit focusing,” *Ultrasonic Imaging*, Vol. 17, pp. 173-196, 1995.
- [23] Meng-Lin Li, Pai-Chi. Li, “Filter-based synthetic transmit and receive focusing,” *Ultrasonic Imaging*, Vol. 23, pp. 73-89, 2001.
- [24]Geoff R. Lockwood, John W. Hunt and F. Stuart Foster ,“The Design of Protection Circuitry for High-Frequency Ultrasound Imaging Systems” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 38, No. 1, Jan. 1991.
- [25]Geoff R. Lockwood and F. Stuart Foster ,“Modeling and Optimization of High-Frequency Ultrasound Transducers” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 38, No. 1, Jan. 1991.
- [26] W. H. Chen, E. J. Gottlieb, J. M. Cannata, Y. F. Chen and K. K. Shung ,”Development of sector scanning Ultrasonic Backscatter Microscope” *2001 IEEE Ultrasonics Symposium*
- [27] N. Abraham Cohn, Stanislav Y. Emelianov, Mark A. Lubinski, Matthew O’Donnell,”An Elasticity Microscope. Part I: Methods” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 44,

- No. 6, Jan. 1997.
- [28] Robert F. Wagner, Stephen W. Smith, John M. Sandrik and Hector Lopez ,”Statistics of speckle in Ultrasound B-Scans” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 30, No. 3, Sep. 1983.
- [29] S.-H. Wang, K. K. Shung “In Vivo Measurements of Ultrasonic Backscattering in Blood” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 48, No. 2, March 2001.
- [30] “Clinical scanner for B-, C- and Reflex Transmission imaging” *1992 IEEE Ultrasonics Symposium*, 1119-1123.
- [31] “Safety Levels for Exposure of Cornea and Lens to Very High-Frequency Ultrasound” *Journal of Ultrasound Med* Vol.20 pp.979-986 2001
- [32] “A 30-MHz Piezo-Composite Ultrasound Array for Medical Imaging Applications” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 49, No. 2, Feb. 2002.
- [33] <http://www.gemedicalsystems.com/rad/us/>
- [34] J. Nelson Wright “Image Formation in Diagnostic Ultrasound” *1997 IEEE Ultrasonics Symposium Short Course*
- [35] “Experimental investigation of finite amplitude distortion-based second harmonic pulse echo ultrasonic imaging” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 45, No. 1, Jan. 1998.
- [36] “Finite amplitude distortion-based inhormogeneous pulse echo ultrasonic imaging” *IEEE Trans. On Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 44, No. 1, Jan. 1997.