

國立臺灣大學電機資訊學院生醫電子與資訊學研究所



碩士論文

Graduate Institute of Biomedical Electronics and Bioinformatics

College of Electrical Engineering and Computer Science

National Taiwan University

Master Thesis

多級中值濾波改善非線性參數估測之雜訊問題

Noise Reduction of Nonlinearity Parameter Estimation

by Multiple Median Filtering

卓志霖

Zhi-Lin Zhuo

指導教授：曹建和 博士

Advisor: Jen-Ho Tsao, Ph.D.

中華民國 105 年 7 月

July 2016

國立臺灣大學碩士學位論文  
口試委員會審定書

多級中值濾波改善非線性參數估測之雜訊問題  
Noise Reduction of Nonlinearity Parameter Estimation by  
Multiple Median Filtering

本論文係卓志霖君（學號 R01945040）在國立臺灣大學生醫電子與資訊學研究所完成之碩士學位論文，於民國 105 年 7 月 30 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

曹建和

（指導教授）

羅子年

曹勝凱

所長：

莊曜亨

## 摘要



「非線性參數」是聲學和超音波學中一個很重要的參數，一般表示為  $B/A$ ，它代表一個介質對聲波造成的非線性影響之程度，當一個介質之  $B/A$  值愈大，則聲波在該介質中傳遞時所產生的二次諧波之振幅也會愈大。

過去一些研究已經證實許多病變的組織其  $B/A$  值都會較正常組織來的高，組織諧波成像技術利用聲波在病變及正常組織中產生的二次諧波振幅之差異，使病灶能呈現在超音波 B-mode 影像上。這個技術雖然已經發展且商業化很久一段時間了，然而有些臨床的研究卻認為此技術在診斷上的幫助並不顯著，主要原因是病變可見度太低的關係。

如前所述，因為  $B/A$  參數可以直接反映組織的健康或病變狀態，因此有愈來愈多的研究想要藉由估測組織的非線性參數做為超音波成像訊號，這種新的超音波成像技術被認為將會比組織諧波成像有更好的病變可見度，因此很有機會取代傳統的超音波成像技術。

而最近被提出用來估測  $B/A$  參數的方法：「延伸比較法」，僅證明了在超音波場可以估測正確，如果想利用 B-mode 影像訊號來估測  $B/A$ ，則必須先解決斑紋雜訊的問題，因此本研究提出了多級中值濾波的架構，當輸入訊雜比夠高時，這種濾波方式對改善  $B/A$  估測的雜訊問題非常有效，而估測得到的  $B/A$  影像其對比度也比組織諧波好，但如果輸入訊雜比太低，則改善的效果非常有限。

**關鍵字：**組織諧波、非線性參數、空間複合、中值濾波、斑紋雜訊





## ABSTRACT



The “nonlinearity parameter” is an important parameter for ultrasonics and acoustics. “B/A” is commonly used to represent this parameter. It can be used to quantify the level of nonlinear response of a medium affected by sound wave interactions. The magnitude of the 2<sup>nd</sup> harmonic generation is proportional to B/A.

Previous studies have demonstrated that many pathological tissues have a higher B/A than do healthy tissue. Tissue harmonic imaging ( THI ) exploits this difference, allowing lesions to be presented on ultrasound B-mode images. Although this technique has been commercially used for a long time, some studies have considered it to be no help in diagnosis because of its poor lesion visibility.

As mentioned above, B/A can directly reflect the healthy or pathological states of tissues. For this reason, increasingly many studies have attempted to use the nonlinearity parameter as a new imaging signal for medical ultrasound imaging. A new technique with lesion visibility better than that of THI is needed, so the technique in question presents our field a rare opportunity to replace traditional ultrasonic technology.

The newest proposed estimation method, “Extended Comparative Method” ( ECM ), has been proposed to estimate B/A correctly in the ultrasound field. ECM can also be applied to B-mode image signals only if speckle noise is suppressed. To address this issue, we propose multiple median filtering as a solution. This filtering method is highly effective when the input signal-to-noise ratio ( SNR ) is sufficiently low, but the performance of this method happens to be restricted by low input SNR.

**Keywords:** Tissue Harmonic, Nonlinearity Parameter, Spatial Compounding, Median Filtering, Speckle Noise



# 目錄



摘要	i
ABSTRACT	iii
目錄	v
圖目錄	vii
表目錄	ix
<b>第1章 緒論</b>	<b>1</b>
1.1. 前言	1
1.2. 研究動機	2
<b>第2章 理論</b>	<b>5</b>
2.1. 非線性聲學	5
2.1.1. 非線性參數 B/A	5
2.1.2. 非線性聲波方程式	8
2.2. 非線性參數估測方法回顧	10
2.2.1. 傳統方法	10
2.2.2. 延伸直接法 ( Extended Direct Method , EDM )	16
2.2.3. 延伸比較法 ( Extended Comparative Method , ECM )	16
2.3. 組織中的隨機散射子	19
2.4. ECM 法於臨床應用之困難	22



<b>第3章 方法</b> .....	<b>25</b>
3.1. 模擬方法與參數設定 .....	25
3.1.1. 模擬軟體 CREANUIS 簡介.....	25
3.1.2. 參數及仿體設定 .....	25
3.1.3. B-mode 影像模擬 .....	28
3.2. 斑紋抑制 (Speckle Reduction).....	30
3.2.1. 空間複合 (Spatial Compounding).....	30
3.2.2. 中值濾波器 (Median Filter).....	32
3.3. 多級中值濾波.....	34
3.3.1. 系統解析度控制 .....	34
3.3.2. 原理及架構 .....	36
<b>第4章 結果與討論</b> .....	<b>39</b>
4.1. 比較聲場比值之理論值與模擬值 .....	39
4.2. 定義 SNR 計算 .....	42
4.3. 空間複合對估測的影響 .....	43
4.4. 多級中值濾波改善成效 .....	47
4.5. 僅使用單一中值濾波之效果 .....	53
<b>第5章 結論與未來工作</b> .....	<b>59</b>
<b>第6章 參考文獻</b> .....	<b>61</b>

## 圖目錄



圖1.1	健康及病變之肝臟分別在基頻及二倍頻上的影像	2
圖1.2	根據測量之結果做規一化	4
圖2.1	基頻頻率為 2.25 MHz 的聲波在 $z=15$ mm 時(上)及在 $z=700$ mm 時(下)的波形和頻譜。	8
圖2.2	非線性參數測量方法	14
圖2.3	聲波之兩種散射情形：(A) 當波傳遞經過粗糙面時，(B) 當物體小於波長時	19
圖2.4	肝小葉細部結構	20
圖2.5	波束成形的過程	21
圖2.6	比較模擬及臨床超音波影像上的斑紋	21
圖2.7	第 $l$ 行矩陣的影像訊號與探頭實際位置	24
圖2.8	超音波場與二倍頻回波訊號比較	24
圖3.1	陣列單元規格	26
圖3.2	仿體之 B/A 及散射子位置	26
圖3.3	設定之散射子位置及振幅被存於矩陣中	27
圖3.4	散射子之位置及反射強度機率分佈	27
圖3.5	本研究模擬的二倍頻影像強度之機率分佈	29
圖3.6	空間複合實作原理	31
圖3.7	每一個像素之鄰域	33
圖3.8	中值濾波器濾波原理	33
圖3.9	鄰域大小與系統解析度保持相同比例	35
圖3.10	ECM 法估測 B/A 的步驟	37
圖3.11	多級中值濾波之影像處理流程	37



圖4.1	$P_{RATIO}$ 理論值計算結果	41
圖4.2	比較模擬值與理論值之差異及標準差	41
圖4.3	輸入及輸出訊雜比隨平均次數的改變	44
圖4.4	比較經過不同平均次數後得到的比值影像	45
圖4.5	顯示經過不同平均次數後得到的 B/A 估測影像	46
圖4.6	不同鄰域大小之輸入訊雜比及輸出訊雜比	48
圖4.7	計算 B/A 影像對比度之目標區及背景區的選定	50
圖4.8	目標區及背景區之 B/A 平均值隨鄰域大小增加之變化	51
圖4.9	對比度隨著鄰域大小增加的變化	52
圖4.10	鄰域大小在 1.8x、2.4x、3.0x 時的 B/A 估測結果	52
圖4.11	經過不同鄰域大小之 $M_1$ 濾波後的二倍頻影像	53
圖4.12	單次中值濾波對 B/A 平均值影響	54
圖4.13	單次中值濾波之對比度改善	55
圖4.14	單次中值濾波對輸入及輸出訊雜比改善	56
圖4.15	使用單次中值濾波之 B/A 影像	57

## 表目錄



表1.1	202 組影像比較結果統計 .....	3
表1.2	不同組織的密度、聲速、衰減和非線性參數 B/A 之量測結果 .....	4
表2.1	人體中不同組織之聲學參數 .....	5
表 3.1	發射聲波相關參數設定 .....	25
表4.1	輸入及輸出訊雜比隨平均次數改變之統計結果 .....	43
表4.2	輸入及輸出訊雜比統計結果 .....	47
表4.3	目標區及背景區之 B/A 平均值不同鄰域大小的統計結果 .....	50
表4.4	單次中值濾波對 B/A 平均值及對比度影響之結果統計 .....	54
表4.5	單次中值濾波對輸入及輸出訊雜比改善結果統計 .....	55





# 第1章 緒論

## 1.1. 前言

當聲波的頻率大於 20 kHz 時，此種聲波即稱之為超音波，聲波具有大部分光波所擁有的特性，像是反射、折射、繞射、散射和衰減等。1794 年義大利生物學家 Lazzaro Spallanzani 用實驗證明蝙蝠能在夜間飛行且不需透過眼睛，這是因為牠能夠發出一種人類看不到也聽不到的波，並藉由這種波來辨識方向，雖然這個發現在科學上留下了一個的謎題，直到 1938 年兩名哈佛大學的學生 Donald Griffin 和 Robert Galambos 用儀器測得這種波就是超音波才解釋了這個問題，過了一個世紀，1942 年 Karl Dussik 將超音波用來幫助診斷，這被認為是超音波診斷的開端。技術不斷的突破使超音波在今日成為極重要的診斷工具。

超音波影像檢查 ( Sonography ) 是一種透過影像來呈現人體內部結構情形的方法，包含肌肉、骨骼、內臟及組織病變等，以影像檢查的方式可以讓醫師判斷對病人進行手術的必要性，進而減少不必要的手術。即使現今已有其它的醫學影像技術，像是磁振造影 ( Magnetic Resonance Imaging , MRI )、電腦斷層 ( Computer Tomography , CT )、正子斷層造影 ( Positron Emission Tomography , PET ) 等，皆具有更好的解析度、對比度、清晰度和訊雜比，但超音波的低成本、診斷快速且無副作用，使超音波診斷有不可被取代的地位。因此經常被醫生做為初步的診斷工具，而許多廠商已開發出具有進階功能的超音波成像技術，像是組織諧波成像 ( Tissue Harmonic Imaging , THI )、Doppler 超音波、脈衝反相技術 ( Pulse Inversion , PI )、脈衝壓縮技術 ( Pulse Compression )、超音波對比劑 ( Ultrasound Contrast Agent , UCA )、彈性影像 ( Elastography )、血管內超音波 ( Intravascular Ultrasound )、..... 等。目的就是要克服超音波使用在不同場合所受到的限制。



## 1.2. 研究動機

過去許多研究不論是實驗或是模擬皆證實，組織諧波成像比起傳統基頻成像具有更高的解析度、訊雜比和對比度，且因其旁瓣 (Side-lobe) 能量較小故可減少影像中的假像 (Artifacts) 干擾，如圖1.1所示，為四張肝臟超音波之影像，上面兩張圖為健康的肝臟，下面兩張圖為肝臟病變。而左邊和右邊則分別代表基頻及二倍頻影像。透過比較這兩種影像，發現在清晰度、對比度確實有明顯的差異，但結構上看不出有何明顯差異，對於病變的可見度仍然不容易看出。

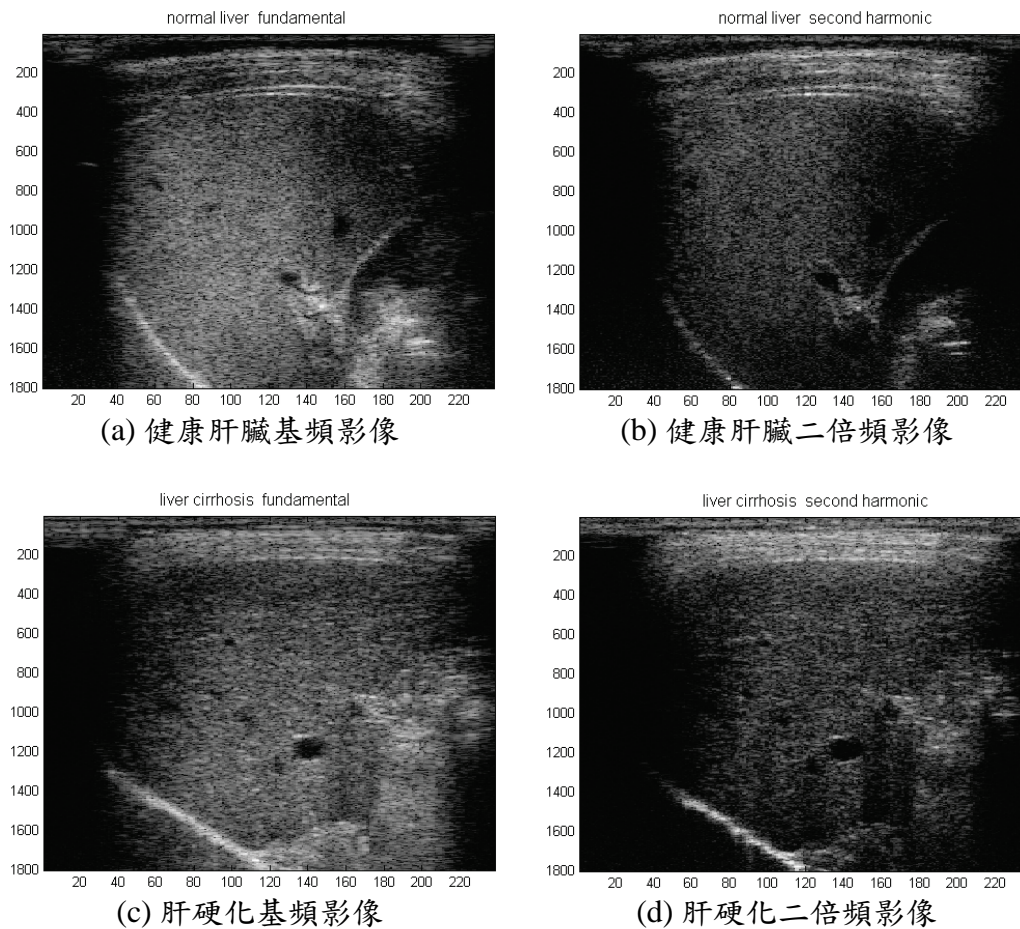


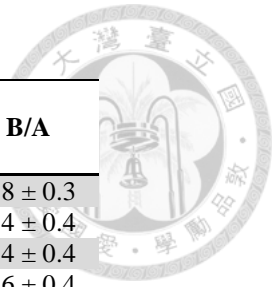
圖1.1  
健康及病變之肝臟分別在基頻及二倍頻上的影像

儘管組織諧波成像技術已被廣泛的應用在臨床診斷上，但在某些情形下，判別正常與異常組織仍有困難，所以只能藉由醫師本身的經驗來判別。根據 [1] 所做的研究，在 100 位病人中被診斷出共計有 202 處腹部異常，所有病人分別接受傳統基頻成像及組織諧波成像超音波檢查後得到的 202 組影像，交由放射科醫師判讀，其比較果結果如表 1.1。可以發現這兩種成像方式在四種病變的可見度比較中，對於 Cyst 和 Echogenic tissue 病變，組織諧波成像確實比基頻成像好，但對於 Solid mass 和 Echotexture abnormality 來說，兩種成像的效果則是不相上下。另外還發現身體質量指數 (Body Mass Index, BMI) 較低的病人，組織諧波成像的 Confidence of diagnosis 及病變的可見度也會低於身體質量指數較高的病人，因此組織諧波成像對診斷的幫助在某些情況下仍然不足。由於這個限制所以激發了我們想要研究新的超音波成像技術的動機。

Lesion characteristic	Harmonic Better than Conventional	Harmonic the Same as Conventional	Harmonic Inferior to Conventional	Total
Cyst	68 (72%)	21 (22%)	6 (6%)	95 (47%)
Echogenic tissue	18 (67%)	7 (26%)	2 (7%)	27 (13%)
Solid mass	35 (50%)	20 (29%)	15 (21%)	70 (35%)
Echotexture abnormality	5 (50%)	4 (40%)	1 (10%)	10 (5%)
<b>Total</b>	<b>126 (62%)</b>	<b>52 (26%)</b>	<b>24 (12%)</b>	<b>202 (100%)</b>

表 1.1  
202 組影像比較結果統計

許多研究 (Sehgal *et al.*, 1986) [2]、(Errabolu *et al.*, 1988) [3] 和 (Liu *et al.*, 1992) [4] 也發現，組織非線性參數 B/A 相較於其它組織參數或許更能提供與組織病變有關的訊息，像是組織結構特徵、組織病態等，根據 (D. Zhang and X. F. Gong, 1998) [5] 的研究，在不同的組織中對其組織衰減係數、密度、聲速和非線性參數 B/A 之量測結果如表 1.2 所示，我們可將其四個參數做規一化後再觀察其變化如圖 1.2 所示，四個參數中只有衰減係數和非線性參數 B/A 較能反應出正常與病變組織的差異。



Phantom	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Velocity (m/s)	Attenuation (dB/cm) at 2MHz	B/A
Healthy liver	1.06	1588	1.08	6.8 ± 0.3
Parasitic hepatitis	1.05	1560	1.14	7.4 ± 0.4
Fibrinoid hepatitis	1.05	1563	1.13	7.4 ± 0.4
Necrotic hepatitis	1.05	1553	1.13	7.6 ± 0.4
Interstitial hepatocirrhosis	1.05	1560	1.09	7.4 ± 0.4
Parasitic hepatocirrhosis	1.05	1527	1.17	7.8 ± 0.5
Biliary hepatocirrhosis	1.05	1533	1.21	8.1 ± 0.5
Fatty liver	1.05	1528	1.20	8.3 ± 0.5
Hepatonecrosis	1.05	1540	1.26	8.5 ± 0.5
Healthy spleen	1.05	1575	1.05	6.9 ± 0.3
Chronic splentis	1.05	1565	1.06	7.1 ± 0.3
Healthy kidney	1.05	1569	1.01	7.1 ± 0.3
Interstitial nephritis	1.05	1545	1.12	7.2 ± 0.3
Red infarct nephritis	1.05	1542	1.10	7.7 ± 0.4
Lipoid nephrosis	1.05	1531	1.15	8.0 ± 0.5
Crescentic nephritis	1.05	1540	1.16	8.1 ± 0.5

表1.2  
不同組織的密度、聲速、衰減和非線性參數 B/A 之量測結果

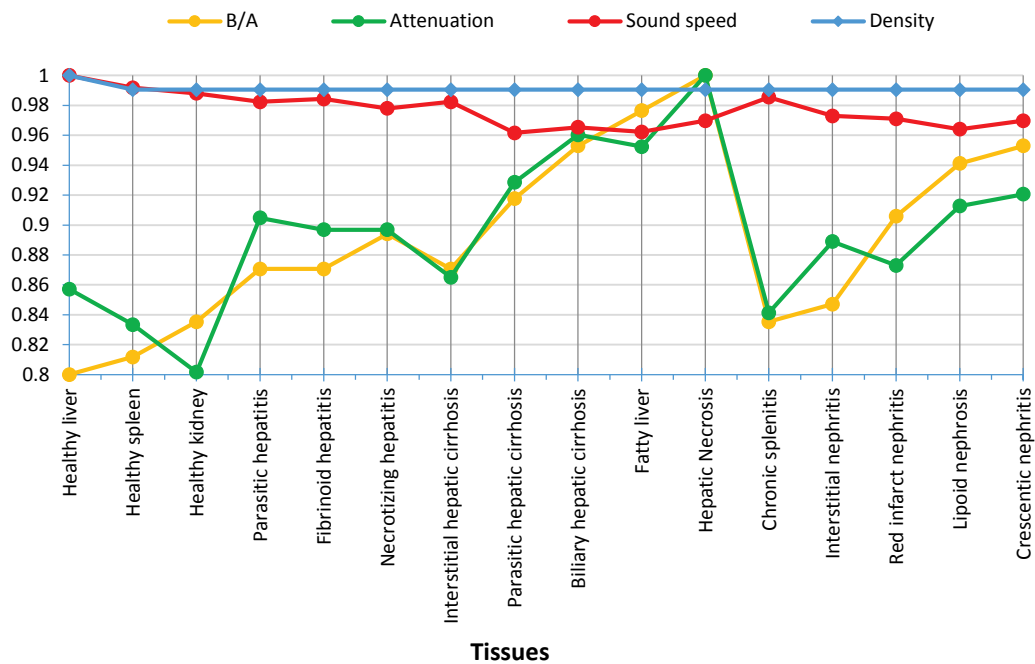


圖1.2  
根據測量之結果做規一化

## 第2章 理論



### 2.1. 非線性聲學

#### 2.1.1. 非線性參數 B/A

當聲波在一個非線性介質中傳遞時，由於聲壓會擠壓介質內部的分子結構，造成密度改變而導致聲速也跟著改變，進一步使波形產生失真，且隨著傳遞距離增加，波形失真程度也會愈來愈嚴重，因而產生基頻本身以外其它頻率的聲波，這些波通常被稱之為諧波 ( Harmonics )。目前已被廣泛應用在臨床上的超音波組織諧波成像技術，即是利用此特性發展而來，以濾波的方式將基頻發射聲波所產生的二倍頻諧波取出來做成像。

非線性參數 B/A 是聲波傳遞過程中與介質特性有關的一個參數，其主要影響為聲波產生諧波的能力。過去一些研究發現其典型值在人體組織中介於 5 至 10 之間，如表2.1 所示。當非線性參數 B/A 愈大，波形失真程度也會越大，則產生的諧波也會愈強 [6]。

Material	Propagation speed, $c$ ( $m \cdot s^{-1}$ )	Characteristic impedance, $Z$ ( $10^6 kg \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$ )	Attenuation coefficient, $\alpha$ at 1 MHz ( $dB \cdot cm^{-1}$ )	Frequency dependence of $\alpha$	Nonlinear parameter, B/A
Air	330	0.0004	1.2	$f^2$	0.4 <sup>1</sup>
Blood	1570	1.61	0.2	$f^{1,3}$	6.1
Brain	1540	1.58	0.9	$f$	6.6
Fat	1450	1.38	0.6	$f$	10
Liver	1550	1.65	0.9	$f$	6.8
Muscle	1590	1.70	1.5-3.5	$f$	7.4
Skull bone	4000	7.80	13	$f^2$	尚無資料
Soft tissue (mean values)	1540	1.63	0.6	$f$	尚無資料
Water	1480	1.48	0.002	$f^2$	5.2

From Duck(1990)、Wells(1977)

表2.1  
人體中不同組織之聲學參數

<sup>1</sup> Beyer, R.T, 2008. The Parameter B/A In Nonlinear Acoustics (eds. Hamilton, M. F., Blackstock, D. T.)

根據 (Beyer, 1960) [7] 對非線性參數 B/A 之定義，首先將聲壓函數  $p(\rho, s)$  做泰勒級數展開：

$$p - p_0 = A \left( \frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right)_{0,s} + \frac{B}{2} \left( \frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right)_{0,s}^2 + \frac{C}{6} \left( \frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right)_{0,s}^3 + \dots \quad (2.1)$$

其中

$$A = \left[ \rho_0 \left( \frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_{s, \rho=\rho_0} \right] \quad (2.2)$$

$$B = \left[ \rho_0^2 \left( \frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_{s, \rho=\rho_0} \right] \quad (2.3)$$

$$C = \left[ \rho_0^3 \left( \frac{\partial^3 p}{\partial \rho^3} \right)_{s, \rho=\rho_0} \right] \quad (2.4)$$

其中  $p_0$ 、 $\rho_0$  為平衡時的壓力和密度， $p$ 、 $\rho$  為瞬時的壓力和密度，下標  $s$ 、 $0$  代表  $s = s_0$  (等熵過程) 及  $\rho = \rho_0$ 。公式 (2.1) 表示聲壓和密度之間的關係，又稱「非線性狀態方程式」，當聲壓  $p$  很小時，可以忽略右邊 2 次方以上的項，近似成線性方程式。在等熵過程中，聲速、聲壓和密度之間的關係如下：

$$c^2 = \left( \frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s \quad (2.5)$$

將公式 (2.3) 和公式 (2.2) 相除，並由公式 (2.5) 可得非線性參數 B/A 如下：

$$\frac{B}{A} = \frac{\rho_0}{c_0^2} \left( \frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_{0,s} \equiv \frac{\rho_0}{c_0^2} \left( \frac{\partial c^2}{\partial \rho} \right)_{0,s} = 2\rho_0 c_0 \left( \frac{\partial c}{\partial \rho} \right)_{0,s} \quad (2.6)$$

有些時候還會定義非線性參數  $C/A$ ，但較少使用在非線性聲學中。此外非線性參數  $B/A$  也經常出現在下面的關係式中：



$$\beta = 1 + \frac{B}{2A} = 1 + \rho_0 c_0 \left( \frac{\partial c}{\partial p} \right)_{0,s} \quad (2.7)$$

公式 (2.7) 代表區域相速度對聲速  $c_0$  的增加率， $\beta$  又稱為「非線性係數」。Hamilton 和 Blackstock 於 1998 年提出了聲波速度與介質運動速度之間的關係如下 [8]：

$$v_t = c_0 + \left( 1 + \frac{B}{2A} \right) u_t = c_0 + \beta u_t \quad (2.8)$$

其中

- $v_t$ ：聲波速度
- $c_0$ ：聲波速度（平衡時）
- $u_t$ ：介質運動速度

由公式 (2.8) 可以看出，聲波速度  $v_t$  受介質運動速度  $u_t$  影響，而非線性參數  $B/A$  值越大則影響越大，聲波受到的形變也越大，因此二次諧波能量隨著傳遞距離增加。如圖 2.1 所示，為模擬一個頻率為 2.25 MHz 的聲波在不同深度下，波形的變化及諧波產生情形，當聲波從探頭 ( $z = 0 \text{ mm}$ ) 發射傳遞至  $z = 15 \text{ mm}$  時 (上)，此時二倍頻還不明顯，當到達  $z = 700 \text{ mm}$  時 (下) 除了二倍頻變強之外，三倍頻及更高倍頻的諧波也出現了。

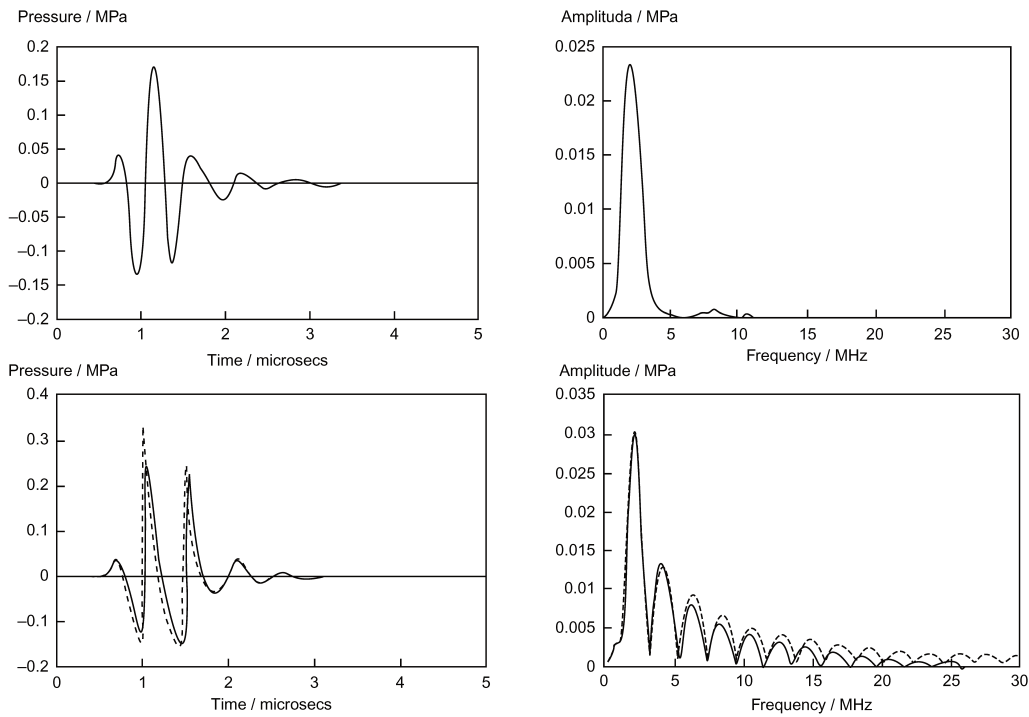


圖2.1<sup>2</sup>

基頻頻率為 2.25 MHz 的聲波在  $z = 15 \text{ mm}$  時 (上) 及在  $z = 700 \text{ mm}$  時 (下) 的波形和頻譜。

### 2.1.2. 非線性聲波方程式

假設聲波在傳遞過程中無熱效應產生，則聲壓、粒子速度、密度之間的關係可由 Euler 方程式來描述如下 [9]：

連續方程式 
$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot \rho \vec{v} = 0 \quad (2.9)$$

動量守恆方程式 
$$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) - \rho \vec{g} + \nabla p + \nabla \cdot \mathbf{T} = 0 \quad (2.10)$$

<sup>2</sup> From Baker and Humphrey (1992), Acoustical society of America



其中

$T$  : 應力張量                       $t$  : 時間  
 $g$  : 重力加速度                     $v$  : 流體速度  
 $p$  : 壓力                                 $\rho$  : 流體密度



當聲波振幅非常小時，可以忽略二階非線性效應，並假設介質為均勻、無黏滯性且不考慮重力，則公式 (2.10) 可簡化為：

$$\frac{\partial(\rho\vec{v})}{\partial t} + \nabla p = 0 \quad (2.11)$$

接著再對公式 (2.9) 和公式 (2.11) 做散度 (Divergence) 運算，可得線性聲波方程式：

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla^2 p \quad (2.12)$$

當聲波為有限振幅平面波 (Finite-amplitude plane waves) 時，並忽略介質對能量造成的衰減，則聲波的非線性傳遞可以用「Burgers 方程式」來描述如下：

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \frac{\beta}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial p^2}{\partial \tau} + \frac{D}{2c_0^3} \frac{\partial^2 p}{\partial \tau^2} \quad (2.13)$$

其中  $D$  是 Sound diffusivity：

$$D = \frac{1}{\rho_0} \left( \frac{4}{3} \mu + \mu_B \right) + \frac{k}{\rho_0} \left( \frac{1}{c_v} - \frac{1}{c_p} \right) \quad (2.14)$$

其中

$\mu$  : Shear viscosity                       $c_v$  : 等容比熱  
 $\mu_B$  : Bulk viscosity                       $c_p$  : 等壓比熱  
 $k$  : Thermal conductivity



然而在實際的超音波應用中，平面波並不存在，因為探頭尺寸必須為無限大，因此為了能描述接近實際的超音波傳遞，由 Burgers 方程式發展出「Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov (KZK) 方程式」，增加了第三項用來描述聲波的繞射現象：

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \frac{\beta}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial p^2}{\partial \tau} + \frac{D}{2c_0^3} \frac{\partial^2 p}{\partial \tau^2} + \frac{c_0}{2} \int_{-\infty}^{\tau} \left( \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} \right) d\tau' \quad (2.15)$$

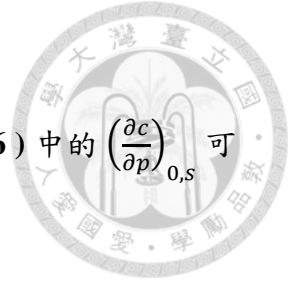
其中

$p$  : 聲壓                                       $D$  : 介質的衰減係數  
 $z$  : 軸向位置                               $\rho_0$  : 介質密度  
 $c_0$  : 聲速

## 2.2. 非線性參數估測方法回顧

### 2.2.1. 傳統方法

本節回顧了過去許多對於非線性參數估測的研究，這些方法主要分為：相位比較法、有限振幅法及熱力學法三大類，雖然研究發現使用熱力學法較有限振幅法來的精確，但因為熱力學法需要較複雜的實驗設計，因此很難應用到臨床上，故本研究不採用此類方法。以下將簡單介紹這三大類方法。



### 2.2.1.1. 熱力學法

根據 (Coppens *et al.*, 1965) [10] 利用熱力學的觀點，公式 (2.6) 中的  $\left(\frac{\partial c}{\partial p}\right)_{0,s}$  可

展開如下：

$$\left(\frac{\partial c}{\partial p}\right)_s = \left(\frac{\partial c}{\partial p}\right)_T + \left(\frac{\partial T}{\partial p}\right)_s \left(\frac{\partial c}{\partial T}\right)_p \quad (2.16)$$

其中

$$\left(\frac{\partial T}{\partial p}\right)_s = \left(\frac{\partial \rho^{-1}}{\partial s}\right)_p = \left(\frac{\partial \rho^{-1}}{\partial T}\right)_p \cdot \left(\frac{\partial T}{\partial s}\right)_p \quad (2.17)$$

最後將公式 (2.17) 及公式 (2.16) 代入公式 (2.6)，可得熱力學法的 B/A 參數公式如下：

$$\frac{B}{A} = 2\rho_0 c_0 \left(\frac{\partial c}{\partial p}\right)_{0,T} + \frac{2c_0 T \mu}{\rho_0 c_p} \left(\frac{\partial c}{\partial T}\right)_{0,p} \equiv \left(\frac{B}{A}\right)' + \left(\frac{B}{A}\right)'' \quad (2.18)$$

其中

$$\mu = \left(\frac{1}{v}\right) \left(\frac{\partial v}{\partial T}\right)_p : \text{體積熱膨脹係數}$$

$c_p$  : 定壓下之比熱

公式 (2.18) 中第一項和第二項代表相速度  $c$  分別對聲壓  $p$  和對溫度  $T$  的變化率，兩項之和即等於非線性參數 B/A。分別計算等溫與等壓時的聲速，即可求得流體的 B/A 值。經由實驗證明第二項會遠小於第一項因此可以將第二項忽略 (Law *et al.*, 1983) [11]。



### 2.2.1.2. 相位比較法

基於前面介紹的熱力學方法，(Zhu *et al.*, 1983) [12] 也提出了更容易計算非線性參數的方法，其分別在一個參考介質和一個待測介質中，利用兩個固定距離  $d$  的探頭，從一端發射一個訊號到達另一端後被接收，可得到聲波傳遞時間差  $\Delta t$  及聲壓差  $\Delta p$ ，且聲速隨聲壓之變化可表示如下：

$$\frac{\partial c}{\partial p} = \frac{-d}{t^2} \left( \frac{\partial t}{\partial p} \right) \quad (2.19)$$

將公式 (2.19) 代入公式 (2.18) 並利用測量得到的時間差及聲壓差可得近似的非線性參數公式：

$$\frac{B}{A} \cong -\frac{2\rho_0 c_0^3}{t} \left( \frac{\Delta t}{\Delta p} \right)_{s,0} \quad (2.20)$$

此公式也被許多的作者簡化，並利用相位差來計算 (Sehgal *et al.*, 1984)、(Sehgal *et al.*, 1985)、(Sehgal *et al.*, 1986)、(Errabolu *et al.*, 1988) [13] [14] [15] [16]：

$$\begin{cases} \frac{B}{A} = \frac{-2\rho_0 c_0^3}{d\omega} \frac{\Delta\varphi_s}{\Delta p} \\ \left( \frac{B}{A} \right)' = \frac{-2\rho_0 c_0^3}{d\omega} \frac{\Delta\varphi_T}{\Delta p} \end{cases} \quad (2.21)$$

其中  $\Delta\varphi_s$  和  $\Delta\varphi_T$  分別為兩次測量的相位差變化，一般來說兩次測量應相隔 1 小時。藉由量測訊號在兩種介質中的相位差  $\varphi$  及聲壓差  $p$ ，並由公式 (2.11) 計算求得非線性參數。

此外 (Everbach and Apfel, 1995) [17] 提出用干涉儀量測速度變化的方法來求得非線參數：

$$\frac{B}{A} = 2\rho_0 c_0 \frac{\Delta c}{\Delta p} = 2\rho_0 c_0^2 \frac{\Delta f}{f_0 \Delta p} \quad (2.22)$$



### 2.2.1.3. 有限振幅法

相較於前面介紹的熱力學法，因為有限振幅法其實驗方法較簡單，因此被大量的研究且許多人提出了不同的公式，而這些方法主要都是透過發射基頻聲波藉由非線性效應所產生的諧波來求得非線性參數。

#### - 直接法

透過求解有限振幅平面波微分方程式 (Thuras *et al.*, 1935) [18] 可得二倍頻公式如下 (假設距離  $z$  趨近於 0，即非常靠近探頭)：

$$p_2 = \left(1 + \frac{B}{2A}\right) \frac{p_0^2 \omega}{2\rho_0 c_0^3} f(z) \quad (2.23)$$

其中

$$f(z) = \frac{e^{-2\alpha_1 z} - e^{-\alpha_2 z}}{\alpha_2 - 2\alpha_1} \quad (2.24)$$

其中  $p_0$  是聲波峰值、 $\omega$  是角頻率、 $\alpha_1$  和  $\alpha_2$  分別是基頻和二倍頻的衰減係數，對公式 (2.23) 移項可得：

$$\frac{B}{A} = \left(\frac{p_2}{p_0}\right) \frac{4\rho_0 c_0^3}{p_0 \omega f(z)} - 2 \quad (2.25)$$



### - 插入取代法

需要有一個已知的非線性係數值的參考介質（下標 0）及一個待測介質（下標  $i$ ）被包含在參考介質內的介質，如圖 2.2 所示，從這兩種介質分別得到  $p_{20}$  和  $p_{2i}$ 。

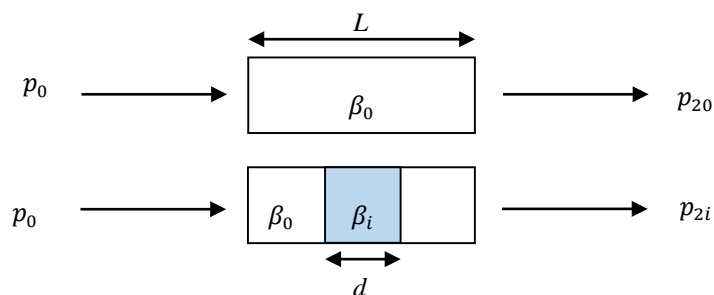


圖 2.2  
非線性參數測量方法

待測介質之非線性係數值可由下面公式求得 (Gong *et al.*, 1984)：

$$\frac{\beta_i}{\beta_0} = \left( \frac{p_{2i}}{p_{20}} \frac{1}{D'D''} \frac{L}{d} - \frac{L}{d} + 1 \right) \frac{(\rho c^3)_i}{(\rho c^3)_0} \frac{1}{D''} \quad (2.26)$$

其中  $D'$  和  $D''$

$$\begin{cases} D' = 2(\rho c)_0 / [(\rho c)_0 + (\rho c)_i] \\ D'' = 2(\rho c)_i / [(\rho c)_0 + (\rho c)_i] \end{cases} \quad (2.27)$$

然而衰減會導致非線性係數估測不準確，因此 (Gong *et al.*, 1989) 修改了公式 (2.26)，得到了新的公式來提升估測的準確性：

$$\frac{\beta_i}{\beta_0} = \left( \frac{p_{2i}}{p_{20}} \frac{L}{d} \frac{1}{I_1 I_2} - \left[ \frac{L}{d} - 1 \right] \frac{I_2}{I_1} D' D'' \right) \frac{(\rho c^3)_i}{(\rho c^3)_0} \frac{1}{(D'')^2 D'} \quad (2.28)$$

其中

$$\begin{cases} I_1 = e^{-\alpha_1 d} \\ I_2 = e^{-\alpha_2 d/2} \end{cases} \quad (2.29)$$



此外，為了考慮繞射的問題，Gong 使用了修正項  $F(k, z_0, z)$  來修正繞射對估測的不準確：

$$F(k, z_0, z) = 1 - \frac{2}{z - z_0} \int_{z_0}^z \frac{1 - \xi(z - \mu/2)/2k^2 a^2}{\sqrt{\pi \xi(z - \mu/2)}} d\mu \quad (2.30)$$

其中

$$\xi(z) = k \frac{\sqrt{z^2 + 4a^2} - z}{2} \quad (2.31)$$

因此考慮衰減及繞射修正的公式，最後可表示如下：

$$\frac{\beta_i}{\beta_0} = \left( \frac{p_{2i} L}{p_{20} d} \frac{1}{I_1 I_2} - \left[ \frac{L}{d} - 1 \right] \frac{I_2}{I_1} D' D'' \frac{F(k_0, d, L)}{F(k_0, 0, L)} \right) \times \frac{(\rho c^3)_i}{(\rho c^3)_0} \frac{1}{(D'')^2 D'} \frac{F(k_0, 0, L)}{F(k_0, 0, d)} \quad (2.32)$$

(Varray *et al.*, 2011) [19] 提出了基於有限振幅法之新的估測公式，分別是延伸直接法 (Extended Direct Method, EDM) 和延伸比較法 (Extended Comparative Method, ECM) 可以用來計算非線性參數，然而 EDM 法並不適用在有考慮繞射現象的場，因此本研究採用 ECM 法來做非線性參數的估測，接下來將簡單介紹這兩種方法。



## 2.2.2. 延伸直接法 (Extended Direct Method, EDM)

由 (Zhang and Gong, 1999) 提出的二倍頻聲壓公式 [5] :

$$p_2(z) = \frac{\pi f p_0^2}{\rho_0 c_0^3} \int_0^z \beta(u) e^{\int_0^u -2\alpha_1(v)dv} e^{-\int_u^z \alpha_2(v)dv} du \quad (2.33)$$

可以將公式 (2.33) 移項並對  $z$  微分可得非線性係數公式 :

$$\beta(z) = \frac{\rho_0 c_0^3}{\pi f p_0^2} \left[ \frac{dp_2(z)}{dz} + \alpha_2(z)p_2(z) \right] e^{\int_0^z 2\alpha_1(v)dv} \quad (2.34)$$

其中

$\alpha_1$  : 基頻衰減係數

$\alpha_2$  : 二倍頻衰減係數

最後 EDM 法的非線性參數公式如下 :

$$\frac{B}{A}(z) = 2 \cdot \frac{\rho_0 c_0^3}{\pi f p_0^2} \left[ \frac{dp_2(z)}{dz} + \alpha_2(z)p_2(z) \right] e^{\int_0^z 2\alpha_1(v)dv} - 2 \quad (2.35)$$

## 2.2.3. 延伸比較法 (Extended Comparative Method, ECM)

此方法需要有一個已知 B/A 的介質作為參考 (下標 0 表示), 和一個待測的介質 (下標  $i$  表示), 如同前面插入取代法介紹的實驗方式, 由公式 (2.33) 可得在此兩種介質中之下的二倍頻聲壓公式如下 :

$$p_{20}(z) = \frac{\beta_0 \pi f p_0^2}{\rho_0 c_0^3} I_0(z) \quad (2.36)$$



及

$$p_{2i}(z) = e^{\int_0^z -\alpha_{2i}(v)dv} \int_0^z \beta_i(u) e^{\int_0^z (\alpha_{2i}(v) - 2\alpha_{1i}(v))dv} du \quad (2.37)$$



其中

$$I_0(z) = \frac{e^{-2\alpha_{10}z} - e^{-\alpha_{20}z}}{\alpha_{20} - 2\alpha_{10}} \quad (2.38)$$

將公式 (2.37) 及公式 (2.36) 相除：

$$\frac{p_{2i}(z)}{p_{20}(z)} = \frac{(\rho c^3)_0 e^{\int_0^z -\alpha_{2i}(v)dv} \int_0^z \beta_i(u) e^{\int_0^u (\alpha_{2i}(v) - 2\alpha_{1i}(v))dv} du}{(\rho c^3)_i \beta_0 I_0(z)} \quad (2.39)$$

將上式移項並微分可得非線性係數公式：

$$\frac{\beta_i(z)}{\beta_0} = \frac{(\rho c^3)_i}{(\rho c^3)_0} \left[ V(z) \frac{p_{2i}}{p_{20}} + W(z) \frac{dp_{2i}/p_{20}}{dz} \right] \quad (2.40)$$

其中

$$W(z) = e^{\int_0^z 2\alpha_{1i}(v)dv} I_0(z) \quad (2.41)$$

$$V(z) = \frac{e^{-2\alpha_{10}z}(\alpha_{2i}(z) - 2\alpha_{10}) - e^{-\alpha_{20}z}(\alpha_{2i}(z) - \alpha_{20})}{\alpha_{20} - 2\alpha_{10}} e^{\int_0^z 2\alpha_{1i}(v)dv} \quad (2.42)$$

上式中  $W(z)$  和  $V(z)$  是兩個與衰減係數有關的項，由於模擬軟體本身的限制，只能設定仿體的衰減係數為完全均勻（即仿體的任何一處之衰減係數皆相同），因此衰減項中的  $\alpha_{1i}(v)$  可被視為常數，且正常與病變組織的衰減係數大約在 0.5 ~ 0.6 dB/cm/MHz 之間變化不大，因此模擬時的參考介質（下標 0）和待測介

質（下標  $i$ ）兩者之衰減係數可設為相同，即  $\alpha_{20} = \alpha_{2i}$ 、 $\alpha_{10} = \alpha_{1i}$ ，則衰減項  $V(z)$ 、 $W(z)$  可被簡化如下：



$$W(z) = \frac{e^{2\alpha_{1i}z}(e^{-2\alpha_{10}z} - e^{-\alpha_{20}z})}{\alpha_{20} - 2\alpha_{10}} = \frac{1 - e^{-(\alpha_{20}-2\alpha_{1i})z}}{\alpha_{20} - 2\alpha_{10}} \quad (2.43)$$

$$V(z) = \frac{\alpha_{2i} - 2\alpha_{10}}{\alpha_{20} - 2\alpha_{10}} = 1 \quad (2.44)$$

當假設衰減係數與頻率的關係趨近線性變化時，此時二倍頻衰減  $\alpha_{2(0/i)}$  會趨近於 2 倍的基頻衰減  $\alpha_{1(0/i)}$ ，則  $W(z)$  可再利用 *L'Hôpital's* 法則化簡如下：

$$W(z) = ze^{-(\alpha_{20}-2\alpha_{1i})z} \cong z \quad (2.45)$$

當上述條件成立時，則公式 (2.40) 可被化簡為：

$$\frac{\beta_i(z)}{\beta_0} = \frac{(\rho c^3)_i}{(\rho c^3)_0} \left[ 1 \cdot \frac{p_{2i}}{p_{20}} + z \cdot \frac{dp_{2i}/p_{20}}{dz} \right] \quad (2.46)$$

最後待測介質之非線性參數  $(B/A)_i$  公式如下：

$$\left(\frac{B}{A}\right)_i = 2 \cdot \left(1 + \left(\frac{B}{2A}\right)_0\right) \frac{(\rho c^3)_i}{(\rho c^3)_0} \left[ z \cdot \frac{dp_{2i}/p_{20}}{dz} + 1 \cdot \frac{p_{2i}}{p_{20}} \right] - 2 \quad (2.47)$$



### 2.3. 組織中的隨機散射子

當聲波在一個均勻介質中傳遞時，如果介質中某處的密度或聲學阻抗 (Acoustic impedance) 發生改變，亦或是有任何異質物存在，則聲波的傳遞路徑會在該處發生變化，如：反射、折射、散射 (Scattering)。第一種情形是，當波的入射面為粗糙面 (如:不同組織或器官之間的界面) 時，如圖2.3(a) 所有的波會往多個方向反射回去。第二種情形是，當一個均勻介質中存在異質物，且大小 (或直徑) 小於聲波的波長 (如：紅血球、微血管等)，此時波的傳遞路徑變化如圖2.3(b)，一小部份的能量被反射朝向四面八方，且每一個方向的強度不均等，其餘的波則會繼續往前傳遞。

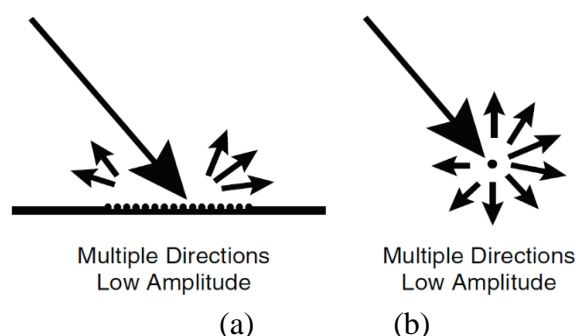
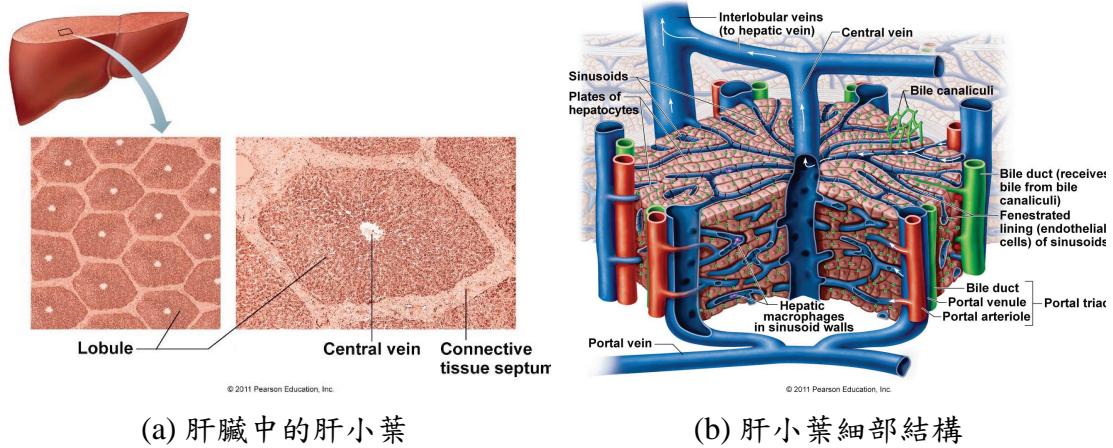


圖2.3<sup>3</sup>

聲波之兩種散射情形：(a) 當波傳遞經過粗糙面時，(b) 當物體小於波長時

<sup>3</sup> From <http://usra.ca/echoreflection.php>

至於人體組織中的散射來源，以肝臟來說，其由許多形狀為六角形的肝小葉 (Hepatic lobules) 透過結締組織相連所組成，如圖2.4(a)，每個肝小葉中包含許多大大小小的血管如圖2.4(b)，而中央靜脈 (Central veins) 和肝門靜脈 (Hepatic portal veins) 為主要的散射來源 [20]，這些散射源也被稱為散射子 (Scatterers)。



(a) 肝臟中的肝小葉

(b) 肝小葉細部結構

圖2.4<sup>4</sup>  
肝小葉細部結構

如圖2.5 所示 [21]，組織中的所有散射子反射的回波訊號，在到達超音波探頭上的每一個陣列單元 (Element) 前，這些訊號會在傳遞過程中會互相干涉，被記錄下來的訊號，還會經過一次波束成型 (Beamforming) 處理，形成 2D 影像上的一條影像訊號線 (Lines)，因此最後得到的影像會出現密密麻麻且亮暗不一的斑紋 (Speckle)，如圖2.6(a) 所示。而圖2.6(b) 為一張臨床的超音波影像。臨床上醫生經常利用這些影像中的斑紋之粗細程度來判斷肝臟之健康情形，一般來說健康之肝臟其斑紋分佈較病變時來的均勻。

<sup>4</sup> From [https://cms.webstudy.com/WebstudyFileSystem/testovaci/GetFile/293875/Ch%202022/Ch22b/Ch22b\\_print.html](https://cms.webstudy.com/WebstudyFileSystem/testovaci/GetFile/293875/Ch%202022/Ch22b/Ch22b_print.html)

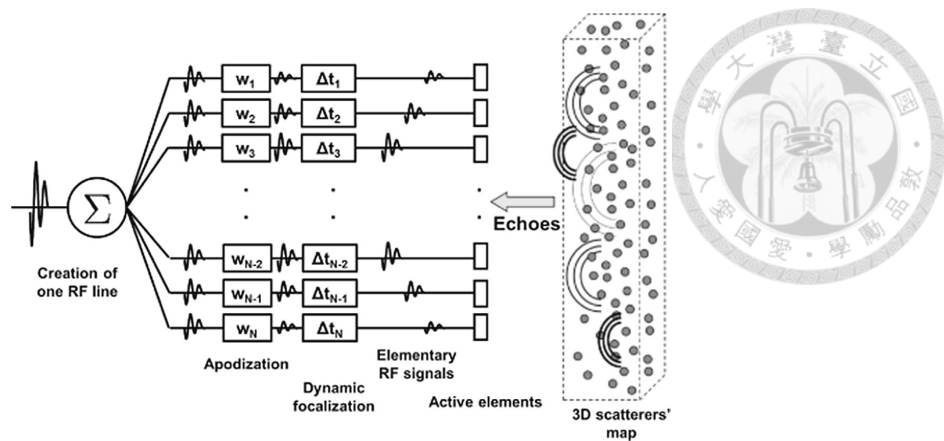
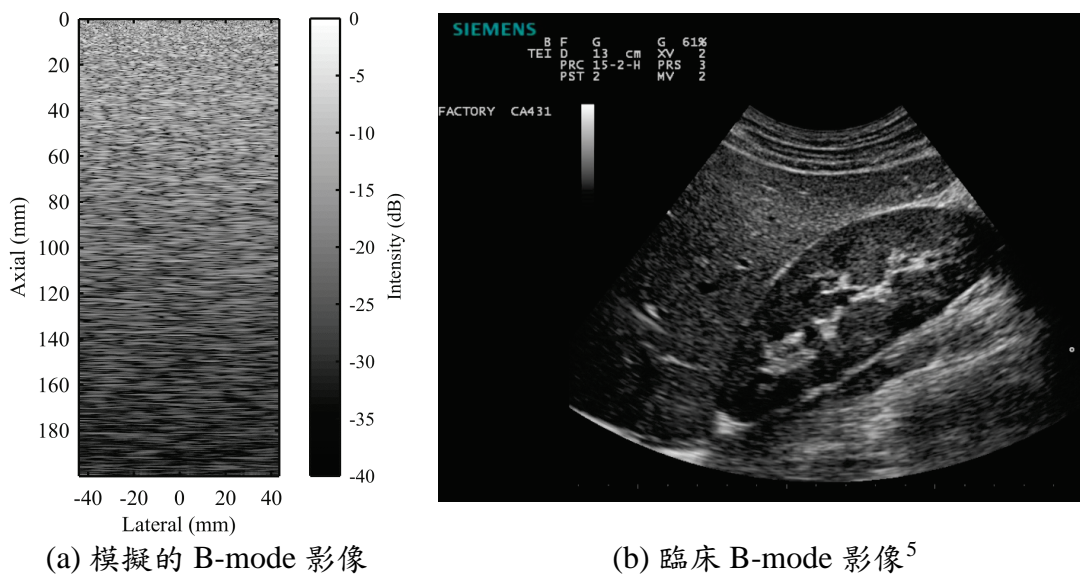


圖2.5  
波束成形的過程



(a) 模擬的 B-mode 影像

(b) 臨床 B-mode 影像<sup>5</sup>

圖2.6  
比較模擬及臨床超音波影像上的斑紋

<sup>5</sup> From <http://www.p300ultrasound.com/>



## 2.4. ECM 法於臨床應用之困難

根據 ECM 公式可知，要能正確求出 B/A 值的關鍵在於是否能得到正確的場比值  $\frac{p_{2i}}{p_{20}}$ ，然而目前還沒有技術可以得到超音波在人體內的聲場，因此必須透過 B-mode 影像訊號求得。首先需要瞭解場和影像間的關係，如圖 2.7(b) 所示為一張二倍頻 B-mode 影像是由一超音波探頭如圖 2.7(a)，由左往由右依序掃描得到，探頭掃描位置在  $x_i$  時所接收到的訊號儲存在影像矩陣 (Matrix) 的第  $i$  行並對應到空間位置  $x_i$ ，而訊號經過取樣後依序儲存在該行的第  $j$  列上，並對應到空間位置  $z_j$ ，將二倍頻之 B-mode 影像表示為  $B_2(x_i, z_j)$  其中  $x_i$  代表在影像上橫向 (Lateral) 第  $i$  個畫素對應到空間上的橫向座標， $z_j$  代表在影像上軸向 (Axial) 第  $j$  個畫素對應到空間上的軸向座標，令 B-mode 影像上的第  $i$  條訊號，表示為  $B_2^i(z)$  如圖 2.8(b) 而其所對應的場表示為  $p_2^i(z)$  如圖 2.8(a)，則我們假設兩種介質之場和影像之間的關係如下：

$$B_{20}^i(z) = X_{20}^i(z) \cdot (p_{20}^i(z) + \Delta p_{20}^i(z)) / k_{20} \quad (2.48)$$

$$B_{2i}^i(z) = X_{2i}^i(z) \cdot (p_{2i}^i(z) + \Delta p_{2i}^i(z)) / k_{2i} \quad (2.49)$$

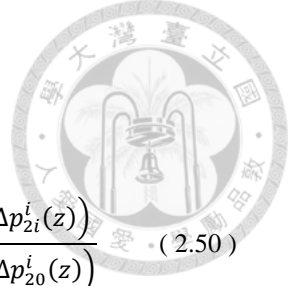
其中

$B_{20}^i(z)$ 、 $B_{2i}^i(z)$ ：表示參考及待測之 B-mode 影像上的第  $i$  條訊號。

$X_{20}^i(z)$ 、 $X_{2i}^i(z)$ ：為互相獨立且期望值為 1 的隨機變數，代表 Speckle noise。

$k_{20}$ 、 $k_{2i}$ ：代表與散射子之反射係數有關的常數，且兩者應相當接近故可視為相等。

$\Delta p_{20}^i(z)$ 、 $\Delta p_{2i}^i(z)$ ：分別代表兩種介質的場，因為波束成形使場的強度改變，導致的偏差量。



將公式 (2.49) 除以公式 (2.48)，可得  $\frac{B_{2i}^i(z)}{B_{20}^i(z)}$  如下：

$$\frac{B_{2i}^i(z)}{B_{20}^i(z)} = \frac{X_{2i}^i(z) \cdot (p_{2i}^i(z) + \Delta p_{2i}^i(z)) / k_{2i}}{X_{20}^i(z) \cdot (p_{20}^i(z) + \Delta p_{20}^i(z)) / k_{20}} \cong \frac{X_{2i}^i(z) \cdot (p_{2i}^i(z) + \Delta p_{2i}^i(z))}{X_{20}^i(z) \cdot (p_{20}^i(z) + \Delta p_{20}^i(z))} \quad (2.50)$$

我們可看到上式中因為有隨機變數存在，當隨機變數的變異數 (Variance) 太大會導致  $\frac{B_{2i}^i(z)}{B_{20}^i(z)}$  無法近似成  $\frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)}$ ，因此 ECM 法就不能用來估測 B/A，假如我們能分別求得  $B_{20}^i(z)$  及  $B_{2i}^i(z)$  之期望值，則公式中的隨機變數可被消除：

$$\frac{E[B_{2i}^i(z)]}{E[B_{20}^i(z)]} = \frac{p_{2i}^i(z) + \Delta p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z) + \Delta p_{20}^i(z)} = \frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)} + \Delta \frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)} \quad (2.51)$$

其中  $\Delta \frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)}$  代表  $\frac{E[B_{2i}^i(z)]}{E[B_{20}^i(z)]}$  和  $\frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)}$  之間的的偏差誤差值 (Bias)。當公式 (2.51)

中的  $\Delta \frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)}$  假設非常小時則可近似如下：

$$\frac{E[B_{2i}^i(z)]}{E[B_{20}^i(z)]} \cong \frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)} \quad (2.52)$$

因此當變異數有辦法降到足夠小及偏差誤差  $\Delta \frac{p_{2i}^i(z)}{p_{20}^i(z)}$  非常小的假設成立時，我們就可以透過 B-mode 影像來估測非線性參數 B/A。

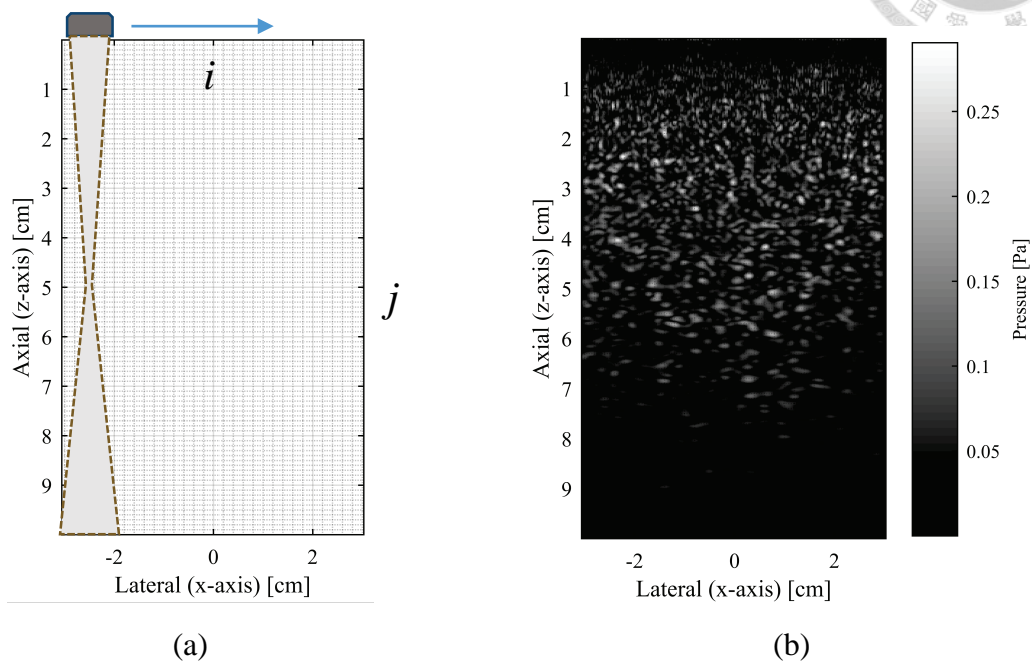


圖2.7  
第  $i$  行矩陣的影像訊號與探頭實際位置

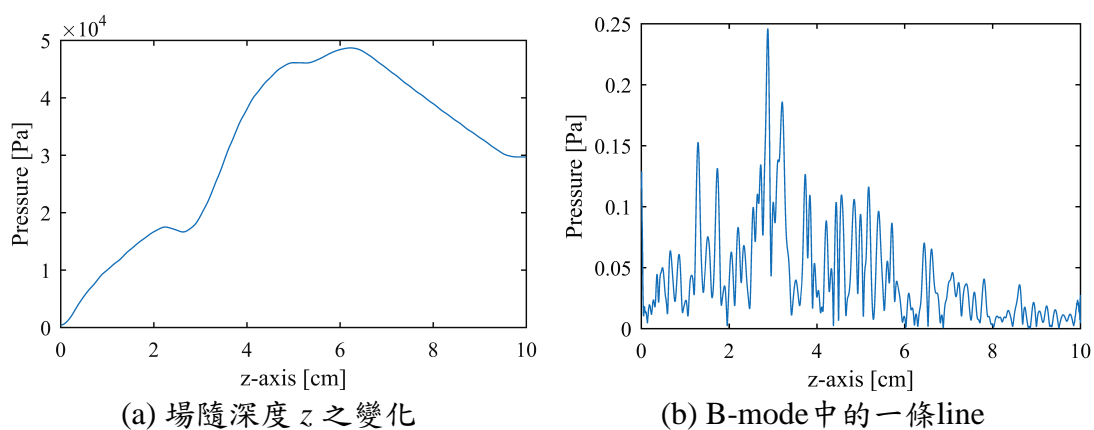


圖2.8  
超音波場與二倍頻回波訊號比較



## 第3章 方法



### 3.1. 模擬方法與參數設定

#### 3.1.1. 模擬軟體 CREANUIS 簡介

本研究主要是以模擬軟體 CREANUIS 進行研究，並使用 MATLAB 數值計算軟體做訊號處理。CREANUIS 是由法國 CREATIS 實驗室<sup>6</sup>開發的超音波影像模擬軟體，由 F. Varray 等人於 2013 年發表在國際期刊上 [21]，並公開免費下載，可以模擬基頻和二倍頻超音波場，並有設定不同的非線性參數 B/A 的功能，還能模擬包含散射子反射的 RF 影像。我們利用模擬軟體模擬含有病變的組織二倍頻影像，然後從這些模擬得到的影像去研究 ECM 法應用在二倍頻 B-mode 影像上的可行性，本節將詳細說明模擬的步驟及相關參數設定。

#### 3.1.2. 參數及仿體設定

本研究模擬使用之探頭為一維線性陣列超音波探頭，尺寸、規格及相關訊號參數如下表及圖3.1 所示：

Transducer					
<b>Pitch</b>	50 ( $\mu\text{m}$ )	<b>Kerf</b>	290 ( $\mu\text{m}$ )	<b>Height</b>	12.5 ( $\mu\text{m}$ )
<b>Number of active elements</b>	64	<b>Number of lines</b>	210		
Phantom					
<b>Density</b>	1000 $\text{kg}/\text{m}^3$	<b>Sound speed</b>	1540 $\text{m}/\text{s}$	<b>Elevation</b>	5 $\text{cm}$
<b>Attenuation <math>\alpha_0</math></b>			0.05 $\text{dB}/\text{MHz}/\text{cm}$	<b>Lateral</b>	6 $\text{cm}$
<b>Gamma</b>			1	<b>Axial</b>	10 $\text{cm}$
Transmission Signal					
<b>Number of cycles</b>	5	<b>Transmission signal</b>	Sinusoidal pulse		
<b>Initial pressure</b>	1000 $\text{kPa}$	<b>Central frequency</b>	2 $\text{MHz}$		
<b>Window</b>	Hanning	<b>Sampling rate</b>	32 $\text{MHz}$		
<b>Focus [ x , y , z ]</b>	[ 0 , 0 , 60 ] ( $\text{mm}$ )				

表 3.1  
發射聲波相關參數設定

<sup>6</sup> Website: <https://www.creatis.insa-lyon.fr/>

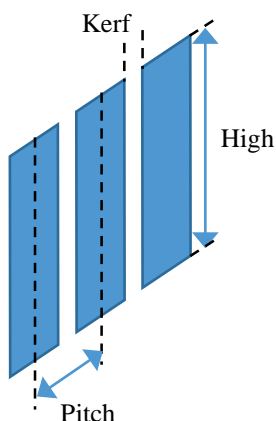
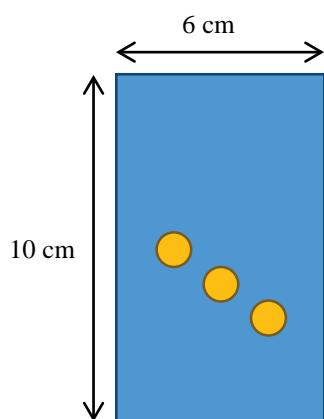
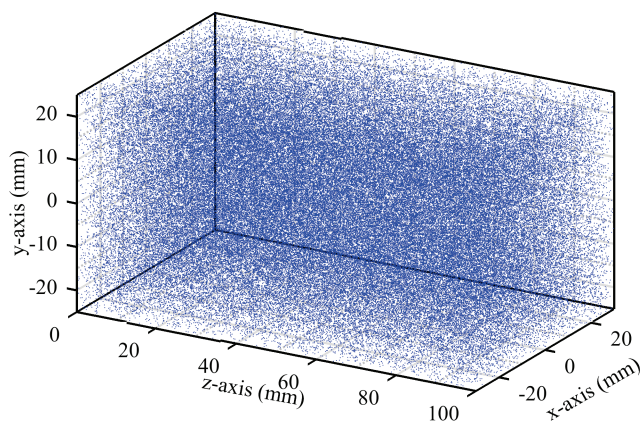


圖 3.1  
陣列單元規格



(a) 病變區設定



(b) 設定之隨機散射子位置

圖 3.2  
仿體之 B/A 及散射子位置

模擬使用的非線性參數仿體為一個長度、寬度及高度分別為 10 cm、6 cm 及 5 cm 的矩形仿體，其背景 B/A 值為 5，代表正常組織，並包含三個圓形病變區 B/A 值為 10，代表組織局部病變，如圖 3.2(a) 所示，為了模擬超音波 B-mode 影像中的斑紋情形，首先必須在模擬參數中加入散射子，其原理是先建立一個  $N \times 3$  的二維矩陣（ $N$  代表散射子總數），矩陣中的 3 個行向量分別描述每一個散射子位置的分量  $x_n$ 、 $y_n$  和  $z_n$  ( $n = 1, 2, 3, \dots, N$ )，因此每一列就代表一個散射子的座標如圖 3.3 所示；而第二個  $N \times 1$  矩陣代表對應的反射係數強度  $r_n$ ，模擬



程式藉由這兩個矩陣去計算每一個散射子在其位置上所產生的反射訊號，接收訊號後經過波束成型產生的影像就會出現斑紋，而散射子在仿體中的分佈情形如圖3.2(b)所示。

	$x_n$	$y_n$	$z_n$
1	$x_1$	$y_1$	$z_1$
2	$x_2$	$y_2$	$z_2$
3	$x_3$	$y_3$	$z_3$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$N$	$x_N$	$y_N$	$z_N$

	$r_n$
1	$r_1$
2	$r_2$
3	$r_3$
$\vdots$	$\vdots$
$N$	$r_N$

圖3.3  
設定之散射子位置及振幅被存於矩陣中

隨機產生的散射子位置的3個分量都是以均勻分佈去產生，至於反射強度則是常態分佈如圖3.4所示。

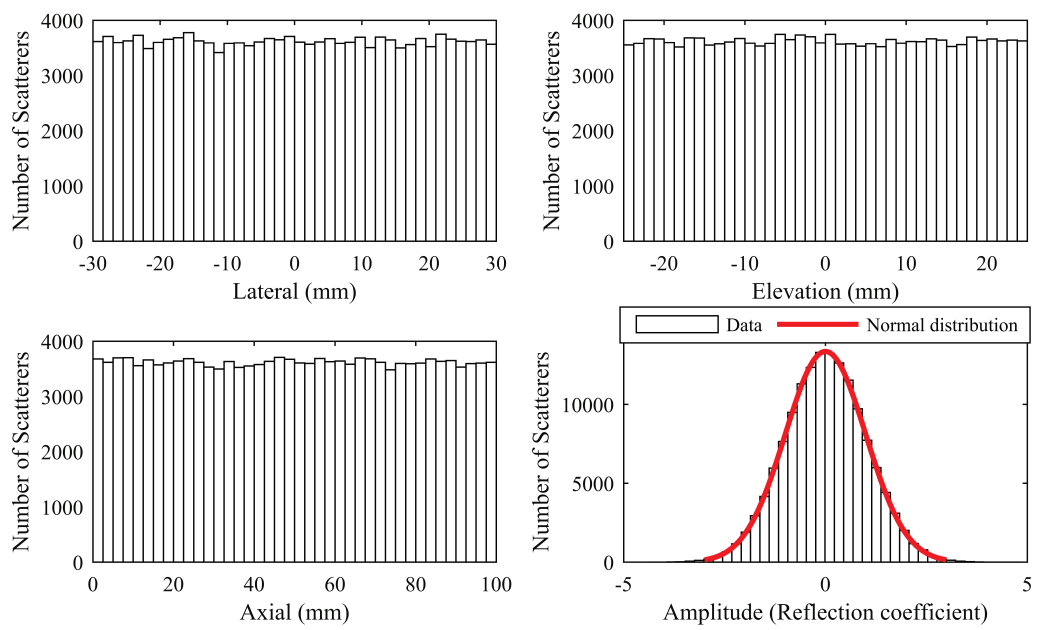


圖3.4  
散射子之位置及反射強度機率分佈



### 3.1.3. B-mode 影像模擬

根據 ( Burckhardt , 1978 ) [22] , 從 B-Mode 影像中發現 , 當解析區 ( Resolution cell ) 中的隨機散射子數量夠大 , 且位置呈隨機分佈 , 加上散射截面均勻時 , 則回波訊號的包絡值強度之機率密度分佈會呈現 Rayleigh 分佈 , 又稱之為「完全發展斑紋」 ( Fully-developed speckle ) 。當超音波場作用在解析區中的所有散射子之回波訊號回傳到達探頭時 , 其疊加後的散射訊號可表示為 :

$$s(t) = \text{Re}[Ae^{i\varphi} e^{i2\pi f_0 t}] \quad (3.1)$$

其中  $\text{Re}$  代表取實部。而  $Ae^{i\varphi}$  為所有散射子之回波訊號互相干涉後的振幅及相位差 , 可表示如下 :

$$Ae^{i\varphi} = A_r + iA_i = \sum_{j=1}^N a_j \quad (3.2)$$

其中  $a_j$  為第  $j$  個散射子之複數回波振幅。當散射滿足完全發展斑紋時 , 根據中央極限定理 , 其散射回波訊號可表示為 :

$$s(t) = X \cos(\omega_0 t) - Y \sin(\omega_0 t) \quad (3.3)$$

其中  $X$  為實數振幅、 $Y$  為虛數振幅。 $X$  和  $Y$  的機率密度函數為互相獨立之高斯分佈。其包絡訊號為 :

$$R = \sqrt{X^2 + Y^2} \quad (3.4)$$

此時  $R$  之機率密度函數將呈現 Rayleigh 分佈。根據 ( van Wijk and Thijssen ,

2002) [23]，當解析區的散射子大於 10 時，則斑紋之強度機率分佈會呈 Rayleigh 分佈，而解析區大小可由下式來計算：

$$V_{cell} = FWHM \cdot c_0 \cdot 1.02\lambda \frac{F_{axial}}{L} \cdot 1.02\lambda \frac{F_{elevation}}{H} \quad (3.5)$$



其中

$FWHM$ ：半幅全寬 ( Full Width at Half Maximum )

$L$ ：探頭的橫向大小

$F_{axial}$ ：探頭之相位聚焦

$H$ ：探頭的高度大小

$F_{elevation}$ ：探頭之垂直面聚焦

本研究設定之散射子密度為解析區大小包含 20 個散射子，而模擬得到的 B-mode 影像之斑紋強度分佈如圖 3.5 所示有符合 Rayleigh 分佈。

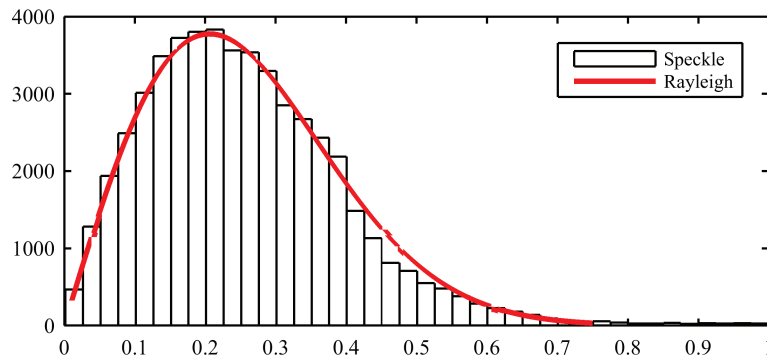


圖 3.5

本研究模擬的二倍頻影像強度之機率分佈

B-mode 影像掃描方式如圖 2.7(a) 所示，超音波探頭會由左到右掃描，每一條掃描線的間距等於探頭 Pitch 的大小，每掃描一次就會得到一條 RF 訊號線，若要完全將仿體掃描使影像可以完全呈現所需的最低掃描數，我們可以由下面公式來計算：

$$N_{min} = \frac{W_p}{Pitch} \quad (3.6)$$

公式 (3.6) 表示若掃描數大於  $N_{min}$  則仿體可以完全被掃描進入 B-Mode 影像中。而本研究設定的仿體大小  $W_p$  為 60 mm 因此需要至少 207 條才能將仿體完全地掃描進影像中。

## 3.2. 斑紋抑制 (Speckle Reduction)

第 2 章說明了 ECM 法應用於臨床 B-mode 影像，會因為影像的斑紋雜訊導致估測失敗，因此 B-mode 影像需要先經過斑紋抑制使變異數降低，才不會使最後求出的 B/A 影像 SNR 過低導致估測失敗，而本研究使用了空間複合 (Spatial Compounding) 和中值濾波 (Median Filtering) 兩種技術進行斑紋抑制，接下來將簡短介紹。

### 3.2.1. 空間複合 (Spatial Compounding)

空間複合是一種用來抑制超音波影像中的斑紋，使影像更平滑的技術，最近 30 年來已被大量研究證明有降低紋斑雜訊的能力 [24] [25]，其原理是利用發射多次的超音波脈衝並同時改變超音波束和散射子之間相對位置來得到多張影像，由於散射子相對位置的改變，使得到的每一張影像上的斑紋有不同的分佈，最後再將這些影像透過影像重建的方法合成一張影像，藉由相位差的不同，這些斑紋的強度也會變得較平均，使影像看起來較為平滑，而空間複合的做法有許

多種，例如：利用將線性陣列探頭分成多組次陣列 ( Sub-array )、波束轉向 ( Steering )、斷層掃描 ( Ultrasonic Tomography ) [26]，一般來說，探頭改變的角度愈大各影像之間的相關性 ( Correlation ) 愈低，所以斑紋分佈的差異也愈大，而斑紋抑制的效果也會愈好，如圖3.6 為一個線性陣列探頭實作空間複合的方法 [27]，利用發射多個不同角度的波束得到多張影像，最後再將這些影像平均。

而在本研究中模擬空間複合的方法，是利用 CREANUIS 軟體產生 N 張的 B-mode 影像，且在模擬每一張影像之前皆重新產生新的散射子分佈，這樣一來每一張影像的雜訊都是互相獨立的，最後將這些影像平均。根據大數法則 ( Law of Large Numbers )，當 N 愈大，則平均後的影像  $\bar{B}_{2i}$ 、 $\bar{B}_{20}$  愈接近期望值  $E[B_{2i}]$ 、 $E[B_{20}]$ ，而影像平均後的變異數  $Var(\bar{B}_{2i})$  及  $Var(\bar{B}_{20})$  愈接近 0，當  $\bar{B}_{2i} \rightarrow E[B_{2i}]$  及  $\bar{B}_{20} \rightarrow E[B_{20}]$  條件成立時，則  $\frac{\bar{B}_{2i}}{\bar{B}_{20}} \approx \frac{p_{2i}}{p_{20}}$  因此可以利用  $\frac{\bar{B}_{2i}}{\bar{B}_{20}}$  代入 ECM 公式估測非線性參數 B/A 影像。

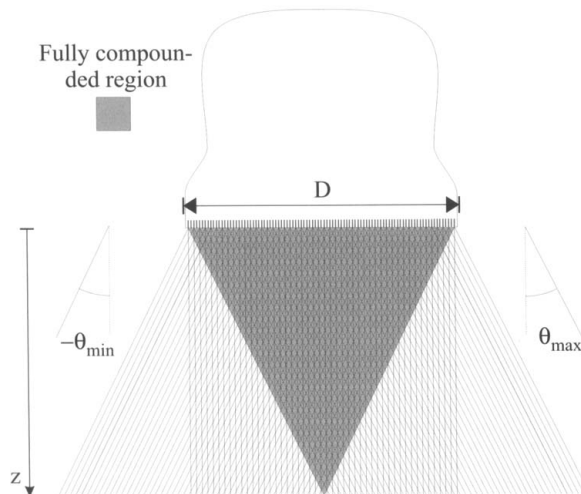


圖3.6  
空間複合實作原理

### 3.2.2. 中值濾波器 (Median Filter)

中值濾波器是一種統計非線性濾波器，經常被用來處理鹽-胡椒雜訊 (Salt-pepper noise)，鹽代表影像上的白色雜訊點，胡椒則代表影像上的黑色雜訊點，此外也被用來抑制超音波影像中的斑紋雜訊 [28]，一般認為中值濾波器有以下三個優點：

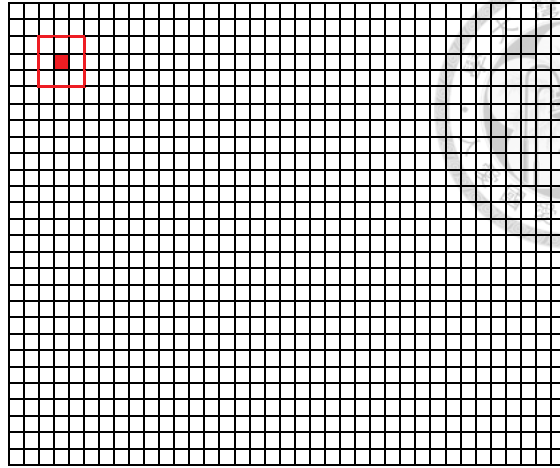
1. 實作簡單。
2. 保留影像邊緣的能力優於其它濾波器。
3. 適合處理脈衝型雜訊。

但缺點是必須犧牲相當程度的影像細節 (Image Detail) 或對比來換取相對的雜訊抑制效果。其原理如圖3.7(b)所示，假設為一張影像，上面的每一個方格代表影像之像素，使用中值濾器的第一步是先決定鄰域 (Neighborhood) 的大小  $M \times N$  (紅色框所包圍的矩陣)，並在原始影像中對每一個像素都建立一個各自的鄰域並以該像素為中心如圖3.7(a)，最後計算該鄰域所包圍的所有像素之中值，先將像素以遞增 (或遞減) 的方式排序，取最中間的值即是中值 [29]，如圖3.8所示，依序把每個像素以計算得到的中值取代，雜訊就會被移除，可以看到矩陣中的 128 和 172 是影像中特別大的值，被取代為 24 和 31 較接近周圍的值，而 24 被取代為 31 則變化不大。因此可以看出中值濾器的特性即是，把相對於影像過大或過小的值取代為較接近的值。



	18	22	33	25	32
	34	128	24	172	26
	22	19	32	31	28

(a)



(b)

圖3.7  
每一個像素之鄰域

18	22	33	25	32
34	128	24	172	26
22	19	32	31	28

$$\text{Median}\{18, 19, 22, 22, 24, 32, 33, 34, 128\} = 24$$

18	22	33	25	32
34	128	24	172	26
22	19	32	31	28

$$\text{Median}\{19, 22, 24, 25, 31, 32, 33, 128, 172\} = 31$$

18	22	33	25	32
34	128	24	172	26
22	19	32	31	28

$$\text{Median}\{24, 25, 26, 28, 31, 32, 32, 33, 172\} = 31$$

18	22	33	25	32
34	128	24	172	26
22	19	32	31	28



18	22	33	25	32
34	24	31	31	26
22	19	32	31	28

圖3.8  
中值濾波器濾波原理



### 3.3. 多級中值濾波

許多的影像濾波器都會有「雜訊移除與細節保留取捨之問題」(Trade-off between noise removal and detail preservation) 包括中值濾波器也無法避免，故本論文提出一個可應用至 ECM 法的多級中值濾波之架構，主要目的是要利用較小鄰域之多個中值濾波器取代僅用一個較大鄰域之中值濾波器，而這樣的做法因為使用小鄰域不僅更能保留影像細節，且由於使用了多個中值濾波器所以抑制雜訊效果反而比僅用單一中值濾波好。

#### 3.3.1. 系統解析度控制

由前一節的介紹知道，使用中值濾波器來做斑紋抑制，第一步需要先決定鄰域的大小，而鄰域大小的選擇，需要考慮超音波系統的空間解析度，即橫向解析度 (Lateral Resolution) 及軸向解析度 (Axial Resolution)，一般來說長寬之比例等於系統解析度之比例會有較佳的雜訊移除效果，解析度代表超音波系統有能力辨別兩物體之下的最小距離，分別為軸向解析度及橫向解析度，主要由探頭的規格決定，軸向解析度一般被定義為發射脈衝訊號之長度的一半，橫向解析度定義為波束的寬度，在不同距離之下的橫向解析度如下：

- (1) 在靠近探頭處，其解析度幾乎等於探頭寬度。
- (2) 在位置漸漸遠離探頭時，波束的寬度會愈來愈窄，解析度也愈佳，當到達最小寬度時，此範圍稱之為近場 (Near-zone)。
- (3) 持續遠離探頭時寬度又會漸漸變大，而寬度由小變大的區域稱之為遠場 (Far-zone)。

若考慮一線性陣列超音波探頭其橫向解析度可由下式計算 [30]：

Lateral resolution

$$\Delta x \approx \frac{F \times \lambda}{D} \quad (3.7)$$

Axial resolution

$$\Delta z \approx \frac{\text{Cycles} \times \lambda}{2} \quad (3.8)$$

其中  $F$  代表聚焦深度， $\lambda$  代表波長， $D$  代表超音波探頭寬度， $\text{Cycles}$  代表發射訊號週期數。根據模擬設定之參數，代入上面的公式後可得系統解析度為  $\Delta x = 2.49 \text{ mm}$ 、 $\Delta z = 1.925 \text{ mm}$ 。而本研究的中值濾波器之鄰域大小選擇會根據系統解析度之比例成常數倍，如圖3.9所示，藍色矩形代表系統解析度，而紅色虛線代表鄰域之大小。

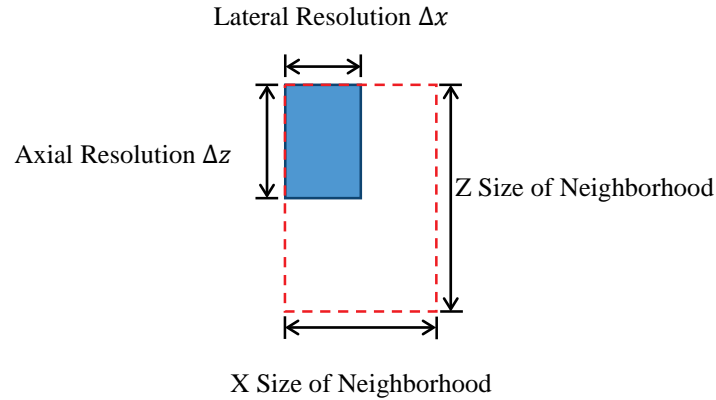


圖3.9  
鄰域大小與系統解析度保持相同比例

### 3.3.2. 原理及架構

傳統上利用中值濾波器移除影像雜訊，主要由鄰域之大小決定雜訊抑制效果，一般來說，當鄰域愈大時，雜訊抑制效果愈佳，但影像的解析度及目標-背景對比度 (Target-to-Background Contrast, T-B Contrast) 卻也跟著降低，因此目標區若太小會使目標區被抹除，故雜訊雖然被移除了，但二倍頻影像的實際值也被改變，最後無法估測出正確的 B/A 值，所以在使用中值濾波時，我們希望鄰域儘可能在很小的情形下就能達到雜訊要求，但是鄰域太小抑制雜訊的能力就愈差，為了解決這個問題，本研究提出了使用多級中值濾波來取代單次中值濾波，此想法是根據 ECM 估測方法本身的特性而來，如圖3.10 所示，為 ECM 法估測的過程，從原先的兩張 B-mode 影像  $B_{20}$  及  $B_{2i}$ ，經過相除再經微分又多出了兩張影像  $\frac{B_{2i}}{B_{20}}$  及  $\frac{d}{dz} \frac{B_{2i}}{B_{20}}$ ，而這兩張影像因為相除和微分的關係，使雜訊被放大，所以我們可以對這兩張影像用中值濾波器來將低雜訊，如此一來就達到多級中值濾波的目的，這樣的好處是比起單次中值濾波可以使用更小的鄰域但確有更好的濾波效果，如圖3.11 所示為此方法的訊號處理流程。

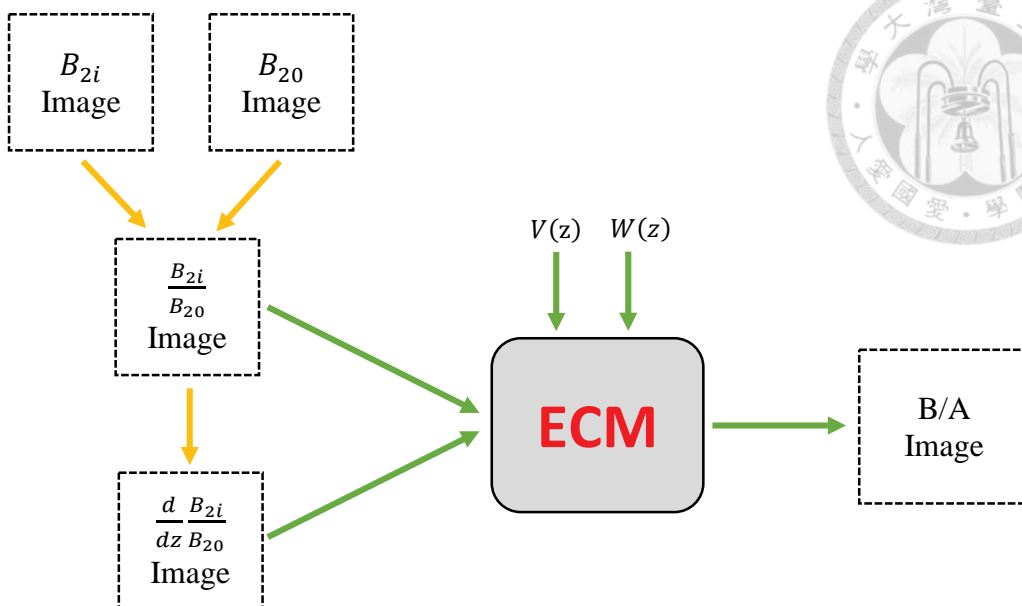


圖3.10  
ECM 法估測  $B/A$  的步驟

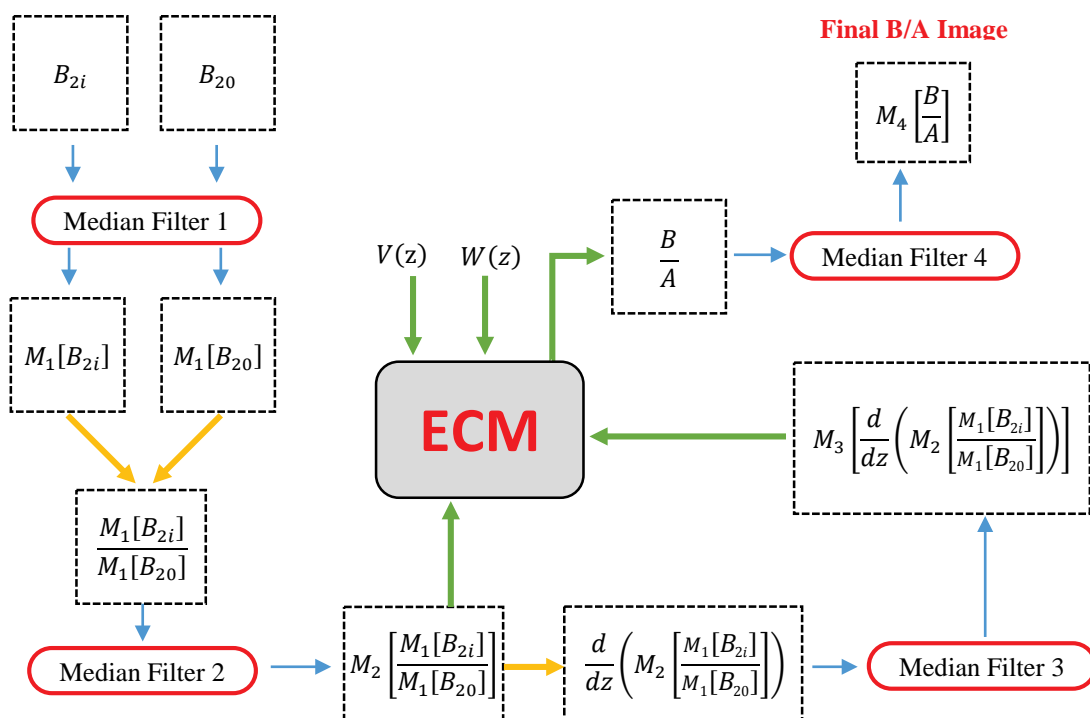
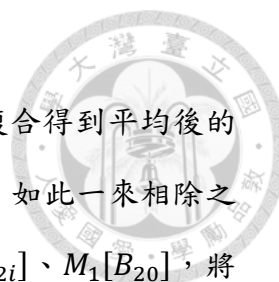


圖3.11  
多級中值濾波之影像處理流程



### Median Filter 1 (斑紋抑制):

第一個中值濾波器先將待測及參考介質的兩個影像經過空間複合得到平均後的影像  $B_{2i}$ 、 $B_{20}$  的斑紋做抑制，這樣可以降低兩張影像的雜訊。如此一來相除之後的雜訊會比較小，而經過中值濾波後的影像可表示為  $M_1[B_{2i}]$ 、 $M_1[B_{20}]$ ，將這兩張影像相除得到比值影像可表示為  $\frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]}$ 。

### Median Filter 2 (比值影像濾波):

新產生的比值影像  $\frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]}$  因為經過相除的關係，會使雜訊被放大到比原來的  $M_1[B_{2i}]$ 、 $M_1[B_{20}]$  還大數倍，故 Median Filter 2 的目的是要將相除後增加的雜訊降低，經過濾波後的影像可表示為  $M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right]$ 。

### Median Filter 3 (微分影像濾波):

將經過 Median Filter 2 抑制雜訊後的影像  $M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right]$  微分，因此會產生一個  $\frac{d}{dz} \left( M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right] \right)$  的影像，而微分使  $M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right]$  本身的雜訊又再度被放大，因此 Median Filter 3 可以降低  $\frac{d}{dz} \left( M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right] \right)$  所產生的雜訊。經過 Median Filter 3 濾波後的影像可表示為  $M_3 \left[ \frac{d}{dz} \left( M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right] \right) \right]$ 。

### Median Filter 4 (B/A 影像濾波):

最後將兩個經過雜訊抑制的影像  $M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right]$  及  $M_3 \left[ \frac{d}{dz} \left( M_2 \left[ \frac{M_1[B_{2i}]}{M_1[B_{20}]} \right] \right) \right]$  代入 ECM 公式求得 B/A 影像，然後再經由 Median Filter 4 做最後一次的中值濾波。ECM 法是利用原始 B-mode 影像經過多個程序最後得到 B/A 影像，但每一個程序都會使雜訊大幅增加，因此我們在每一個程序進行之前都先將雜訊抑制，用這樣的方式能使雜訊有效降低。

## 第4章 結果與討論

由前面第 2 章的介紹，我們已知 ECM 法應用至臨床上必須先解決斑紋雜訊的問題。而本研究除了使用了空間複合降低影像的斑紋雜訊，為了能更有效的提昇 SNR，搭配使用中值濾波器，並且嘗試了在 ECM 法估測的過程中再額外加上中值濾波器變成多級中值濾波。因此在本章中將討論兩種濾波方法：空間複合、多級中值濾波，以及這兩種方法合併使用時，對雜訊的抑制和 B/A 估測結果的改善之效能。及這些方法應用至臨床的可行性。

### 4.1. 比較聲場比值之理論值與模擬值

由於 ECM 法是從平面波聲場公式推導得到的，但因為模擬為非平面波，且實際上也不存在平面波，因此本節想要探討 ECM 公式中的聲場比值  $\frac{p_i}{p_0}$  之理論值

$\left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_T$  與模擬值  $\left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_S$  的差異，首先理論值  $\left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_T$  可從 ECM 公式推導求出，

先令  $p_{ratio} = p_{2i}/p_{20}$  並取代入 ECM 公式，則公式可化簡如下：

$$\frac{\beta_i(z)}{\beta_0} = \frac{(\rho c^3)_i}{(\rho c^3)_0} \left[ z \cdot \frac{dp_{ratio}}{dz} + 1 \cdot p_{ratio} \right] \quad (4.1)$$

假設兩種介質之密度  $\rho$  及聲速  $c$  皆相同，且利用微積分之性質，則上式可變成：

$$\frac{\beta_i(z)}{\beta_0} = \frac{d}{dz} (z \cdot p_{ratio}) \quad (4.2)$$

接著將變數分離並對兩邊積分：

$$\frac{1}{\beta_0} \int \beta_i(z) dz = \int d(z \cdot p_{ratio}) \quad (4.3)$$



最後求得  $p_{ratio}$  的公式：

$$p_{ratio} = \frac{1}{z\beta_0} \int \beta_i(z) dz \quad (4.4)$$

則  $p_{ratio}$  與 B/A 之關係為：

$$p_{ratio} = \frac{1}{z \cdot \left[1 + \left(\frac{B}{2A}\right)_0\right]} \int \left[1 + \left(\frac{B}{2A}\right)_i(z)\right] dz \quad (4.5)$$

當有一個組織之 B/A 值變化如圖4.1(a)所示，我們可以利用公式(4.5)求得對應的  $p_{ratio}$  如圖4.1(b)所示，接著比較從模擬及理論公式得到的  $p_{ratio}$  如圖4.2(a)所示，發現兩者差異有些大，大約從3公分處開始產生差異，而在3到3.5公分處兩者的斜率有較明顯的差異，而3.5到10公分之間的斜率則較一致，這些變化經過微分之後會更加顯著如圖4.2(b)，最後比較這兩種  $p_{ratio}$  所得到的 B/A 值如圖4.2(c)所示，在 B/A 值上升處估測的誤差最大。因此可以預期這將會導致 ECM 估測 B/A 時存在一個不可必免的誤差。



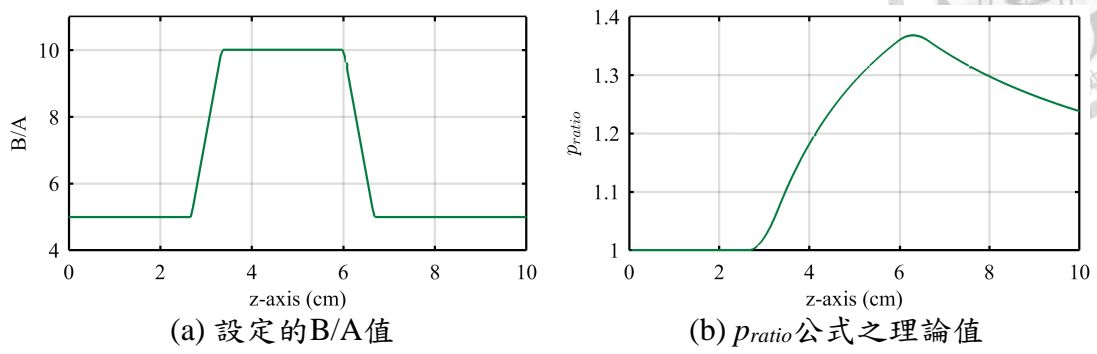
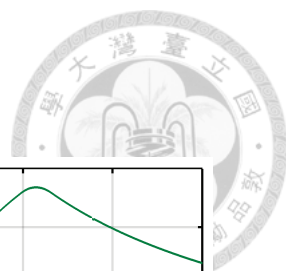


圖4.1  
 $p_{ratio}$  理論值計算結果

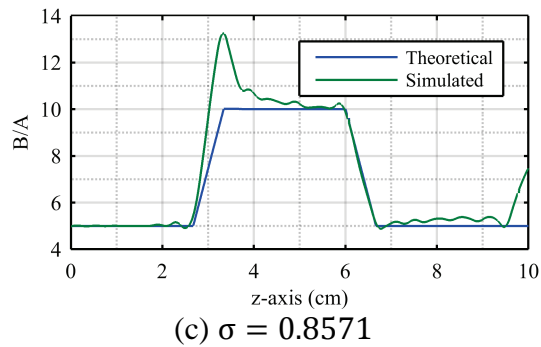
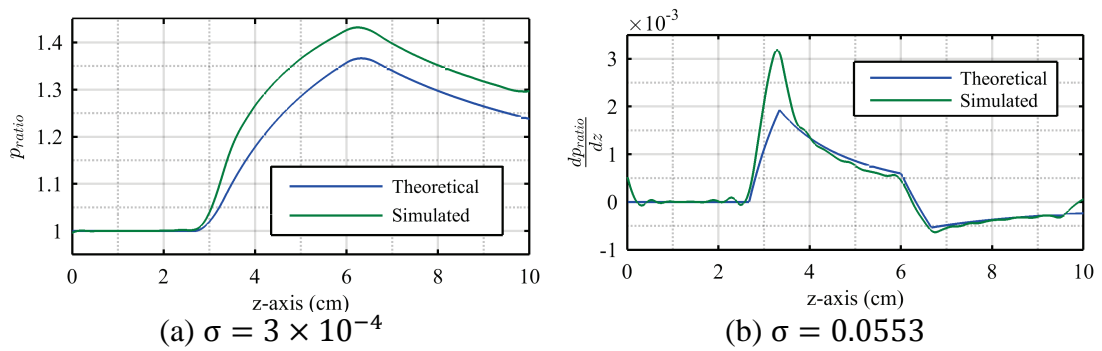


圖4.2  
比較模擬值與理論值之差異及標準差



## 4.2. 定義 SNR 計算

為了評估這些方法對 SNR 的改善成效，這裡需先定義 SNR 計算方式，我們將 SNR 分為輸入訊雜比  $SNR_{in}$  及輸出訊雜比  $SNR_{out}$ 。輸入訊雜比代表比值影像

$\frac{B_{2i}}{B_{20}}$  之 SNR，輸出訊雜比代表非線性參數  $\frac{B}{A}$  影像之 SNR，根據前一節的結果，

模擬的  $\left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_S$  跟理論的  $\left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_T$  會有些微誤差，因此為了讓訊雜比計算更準確，

將輸入訊雜比之訊號定義為  $\left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_T$ ，即利用公式 (4.5) 求得的  $p_{ratio}$ ，將輸入

SNR 之計算方式定義如下：

$$SNR_{in} = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{\left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_T}{\left| \frac{B_{2i}}{B_{20}} - \left(\frac{p_{2i}}{p_{20}}\right)_T \right|} \right) \quad (4.6)$$

輸出 SNR 之計算方式定義如下：

$$SNR_{out} = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{\left(\frac{B}{A}\right)_{set}}{\left| \left(\frac{B}{A}\right)_E - \left(\frac{B}{A}\right)_{set} \right|} \right) \quad (4.7)$$

其中  $\left(\frac{B}{A}\right)_E$  代表估測得到的 B/A 影像， $\left(\frac{B}{A}\right)_{set}$  代表 B/A 參數的設定值。



### 4.3. 空間複合對估測的影響

為了探討影像平均次數  $N$  與 SNR 變化的關係，我們用 CREANUIS 模擬所得到的 200 組 B-mode 影像，統計其不同平均次數  $N$  在 1、10、20、.....、200 之下的 SNR 如表 4.1 所示，將這些結果以圖表示於圖 4.3 可以發現平均次數  $N$  從 1 增加到 10，SNR 改善效果最顯著，訊雜比  $SNR_{in}$  及  $SNR_{out}$  分別提昇了 14.9 dB 及 24 dB，但是隨著  $N$  的增加，要達到相同的效果則需要更大的  $N$ ，例如當平均次數  $N$  從 10 增加到 20 時，訊雜比  $SNR_{in}$  及  $SNR_{out}$  僅分別提昇了 3.3 dB 及 3.5 dB。即便  $N$  從 10 增加至 200 時  $SNR_{in}$  及  $SNR_{out}$  分別提昇 13.4 dB 及 13.8 dB，也還是低於  $N$  從 1 至 10 時，這表示空間複合在平均次數低時效果非常好，當平均次數變多時，不僅效果有限且需要更多影像來平均，因此效能已經下降非常多，如圖 4.4 所示為當  $N = 1、10、100、200$  時，其平均後的比值  $\frac{B_{2i}}{B_{20}}$  影像結果，這些結果顯示，當  $N = 1$  時因為影像上的雜訊動態範圍過大，導致影像上看不到任何東西，當  $N = 100$  時才稍微能看到病變區，雖然輪廓還不是很清楚。當  $N = 200$  時，改善的程度更小，病變可見度幾乎跟  $N = 100$  時一樣。

Averaged Frames N	1	10	20	30	40	50	60	70	80	90
$SNR_{in} (dB)$	-2.2	12.7	16.0	17.6	19.0	20.0	20.8	21.5	22.1	22.7
$SNR_{out} (dB)$	-53.2	-29.2	-25.7	-23.9	-22.6	-21.7	-20.8	-20.2	-19.5	-19.0

Averaged Frames N	100	110	120	130	140	150	160	170	180	190	200
$SNR_{in} (dB)$	23.1	23.6	24.0	24.3	24.6	24.9	25.1	25.4	25.7	25.9	26.1
$SNR_{out} (dB)$	-18.6	-18.1	-17.7	-17.3	-17.0	-16.7	-16.4	-16.1	-15.9	-15.7	-15.4

表 4.1  
輸入及輸出訊雜比隨平均次數改變之統計結果

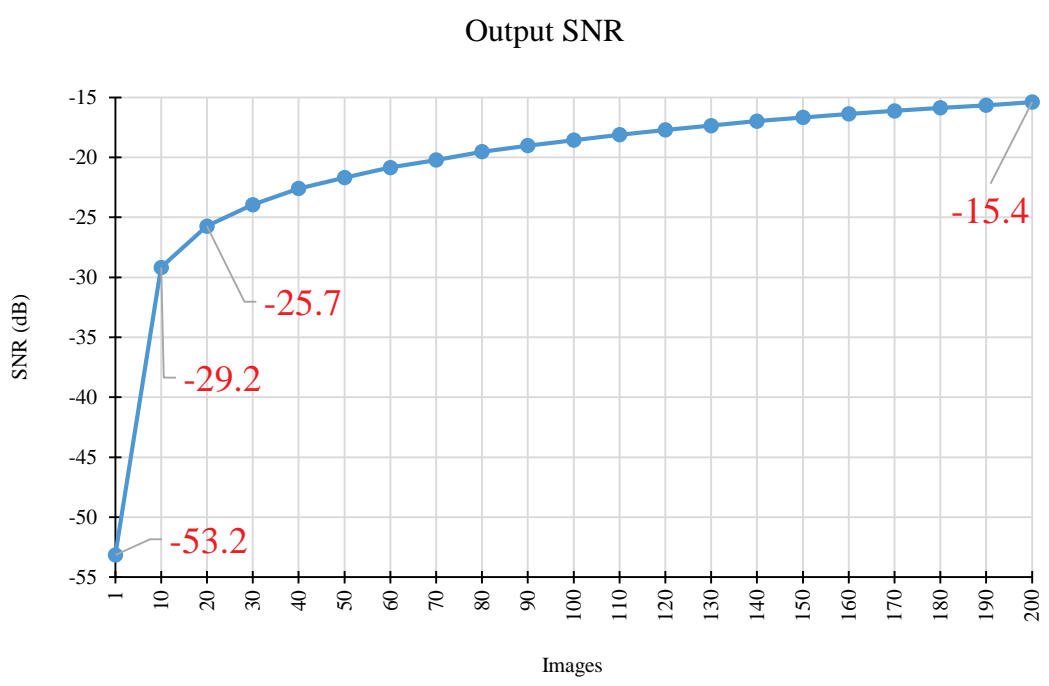
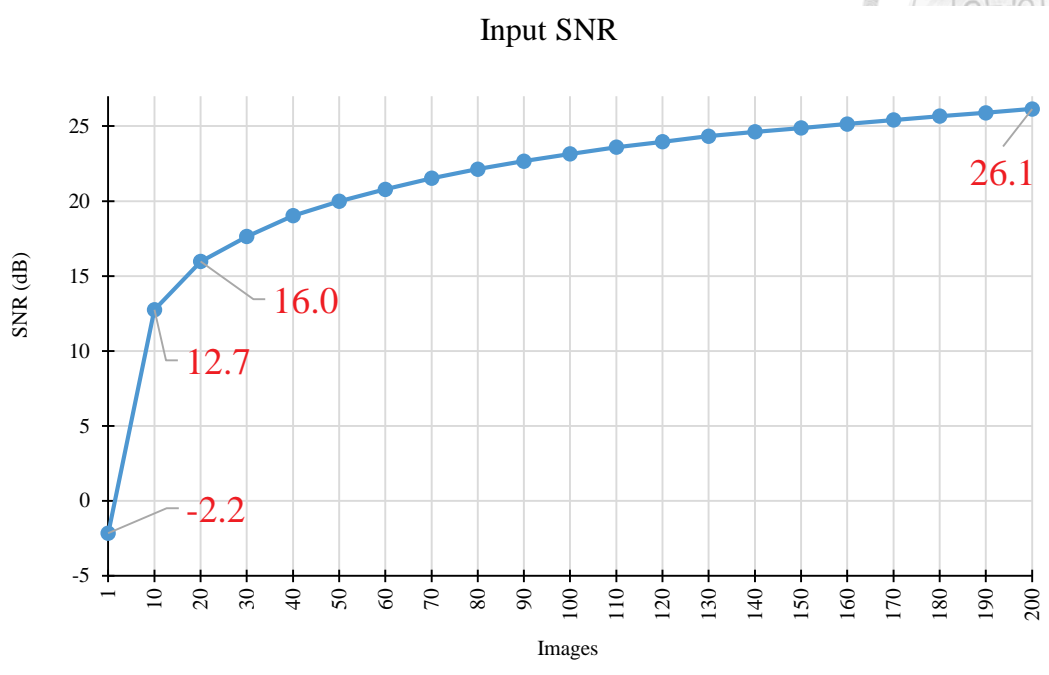
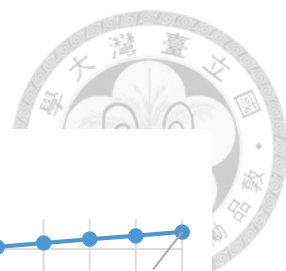


圖4.3 輸入及輸出訊雜比隨平均次數的改變

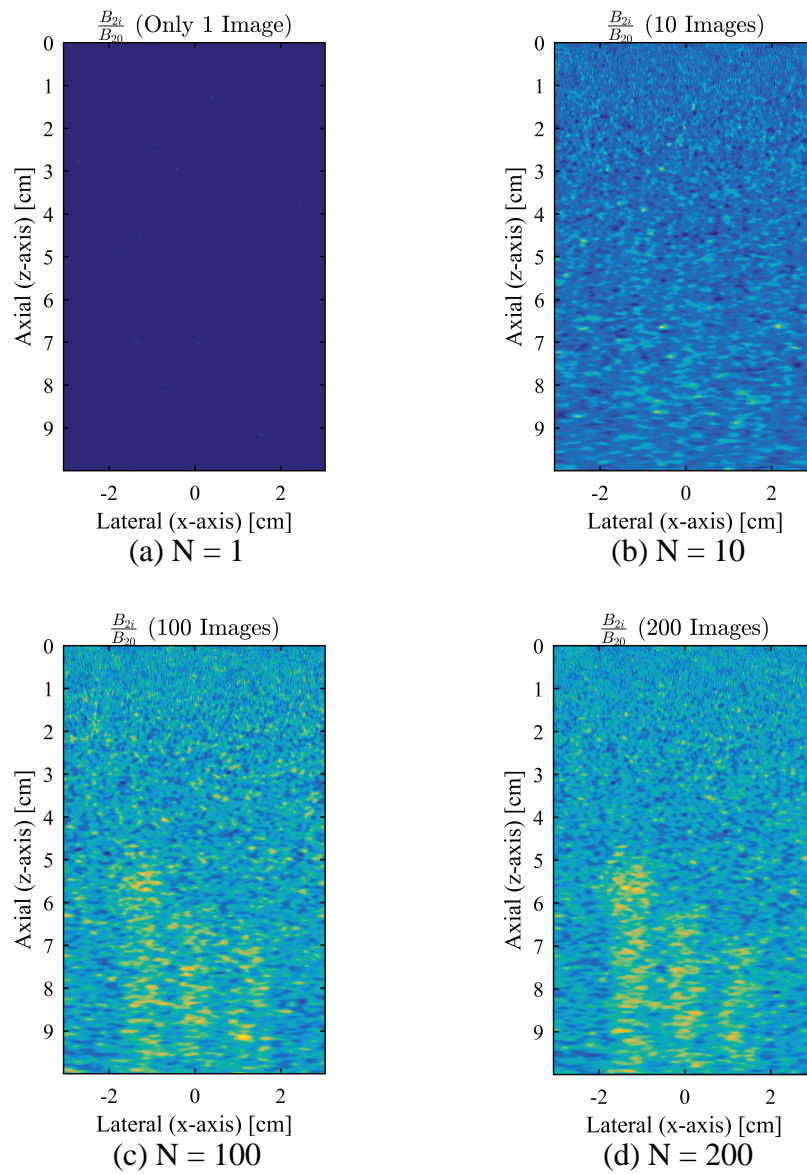


圖4.4  
比較經過不同平均次數後得到的比值影像

而空間複合對改善對 B/A 估測的結果，如圖4.5 所示，比較當  $N = 1$ 、200 時，對改善估測的 B/A 影像，SNR 從 -53.2 dB 提昇至 -15.4 dB，增加了 37.8 dB，其實改善成效非常大，但這樣的 SNR 仍然是不足的，以至於估測出的 B/A 影像完全被雜訊淹沒。這也說明了 ECM 法的缺點就是會把雜訊放大，如果從圖4.3 的 SNR 與平均次數的關係來看，SNR 要達到 ECM 法所需的 SNR 估計也許要到  $N = 10000$ ，然而要利用模擬的方式得到 10000 張影像需要非常久的時間且也沒有意義，因為臨床上不可能靠空間複合技術得到 10000 張散射子分佈互相獨立的影像。因此單靠空間複合是不足以解決 ECM 法在應用上的困難。而下一節將分析這些經過平均後的影像如果再配合使用多級中值濾波，其對 B/A 估測結果的改善成效。

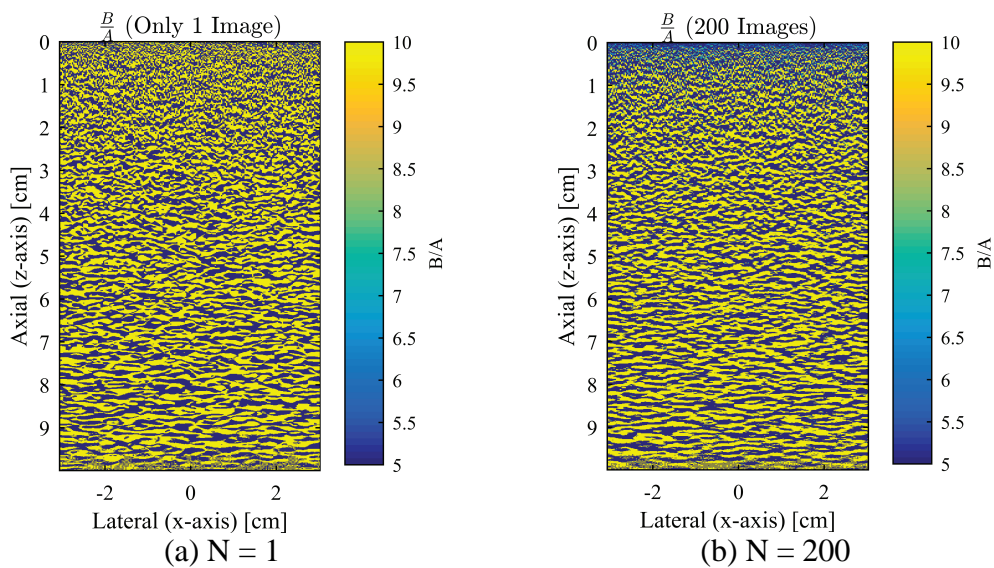


圖4.5  
顯示經過不同平均次數後得到的 B/A 估測影像



#### 4.4. 多級中值濾波改善成效

根據中值濾波器本身的特性，中值濾波器的鄰域大小愈大對於雜訊抑制的能力愈強，即愈能提昇訊雜比，但相對的也會使目標區（病變區）被抹除的程度愈嚴重，而使目標-背景對比度（Target-to-Background Contrast）過低。相反的如果要保留較高對比度則必須犧牲較高的訊雜比，而本論文提出的多級中值濾波架構，可以使用比單次中值濾波更小的鄰域，且能達到更好的雜訊抑制效果，因而保留較高的對比度。而適當的鄰域大小也很重要必須要能兼顧對比度及訊雜比，本研究先將 200 張影像平均成一張影像，再經由多級中值濾波降雜訊，並統計不同的鄰域大小之濾波效果，改變鄰域大小從 1 倍的系統解析度增加至 4.4 倍，每一次增加 0.2 倍，計算 SNR 之結果如表 4.2 所示。並將這些數值結果以圖顯示如圖 4.6。

<b>Neighborhood Size</b>	1.0x	1.2x	1.4x	1.6x	1.8x	2.0x	2.2x	2.4x	2.6x
<b>Lateral Pixels</b>	9	11	13	14	16	18	19	21	23
<b>Axial Pixels</b>	81	97	113	129	145	161	177	193	209
<b>SNR<sub>in</sub> (dB)</b>	33.2	34.3	35.2	35.8	36.6	37.2	37.5	38	38.3
<b>SNR<sub>out</sub> (dB)</b>	10	12.3	14.2	15.5	16.9	18.1	19.1	19.8	20.4
<b>Neighborhood Size</b>	2.8x	3.0x	3.2x	3.4x	3.6x	3.8x	4.0x	4.2x	4.4x
<b>Lateral Pixels</b>	25	26	28	30	31	33	35	37	38
<b>Axial Pixels</b>	225	241	257	273	289	305	321	337	353
<b>SNR<sub>in</sub> (dB)</b>	38.6	38.6	38.8	39	39.1	39.2	39.2	39.1	39.1
<b>SNR<sub>out</sub> (dB)</b>	20.9	20.9	21.3	21.6	21.9	22.1	22.3	22.3	22.4

表 4.2  
輸入及輸出訊雜比統計結果

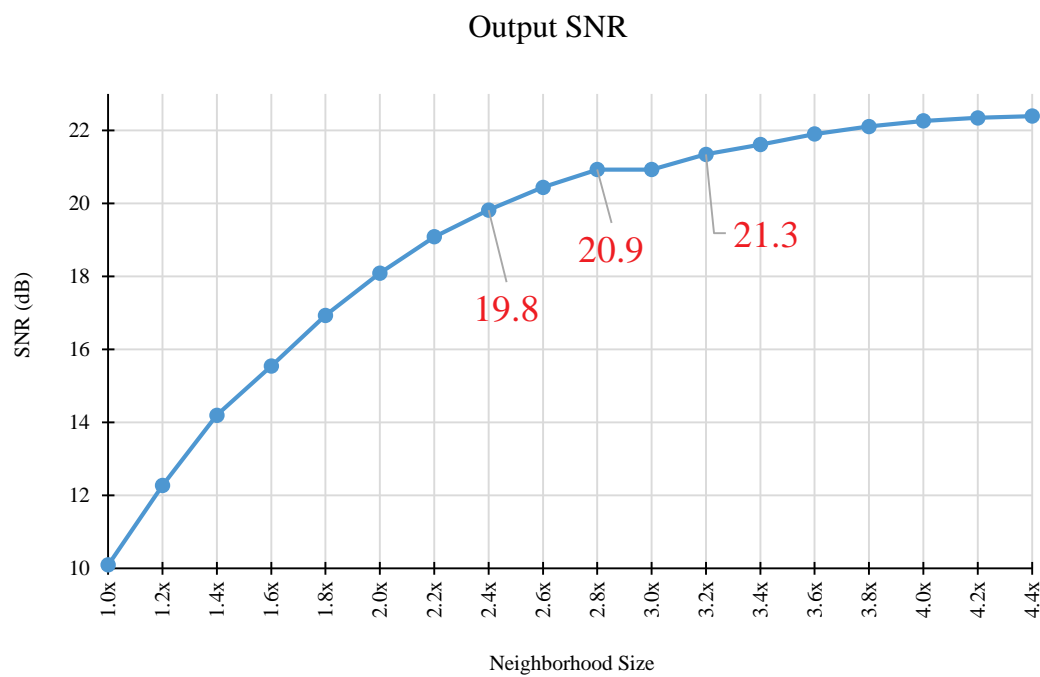
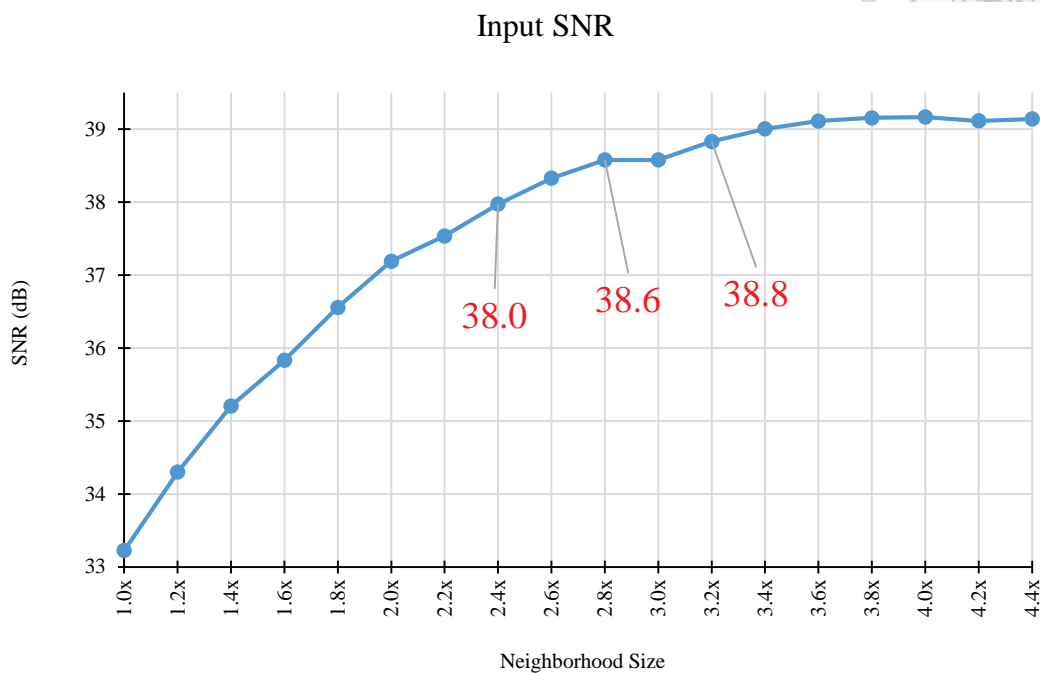


圖4.6  
不同鄰域大小之輸入訊雜比及輸出訊雜比



根據前面的結果，使用 SNR 來決定最佳鄰域大小並不是一個很好的方式，從圖 4.6 可以發現，在鄰域很小時，B/A 估測結果之 SNR 上升幅度，隨著鄰域大小的增加而快速減緩，從 2.8x 開始最明顯，這是因為當鄰域很小時雜訊太強，導致 B/A 估測結果含有大量的雜訊，這時誤差非常大，因此中值濾波的效果就非常不好，到了 2.8x 時因為大部分的雜訊幾乎被移除，所以即使鄰域大小繼續增加，對於雜訊的抑制已經沒有顯著的效果，此時若持續增加鄰域大小 SNR 的改善也非常不明顯，但卻把目標區抹除了，反而降低病變可見度。另一個較佳的定量方式，是使用 B/A 影像之目標-背景平均值對比，即利用 B/A 影像之目標區及背景區之 B/A 平均值之比值，如圖 4.7 所示，將估測得到的 B/A 影像（圖 4.7(a)）按照仿體的設定分成背景區（圖 4.7(b)）及目標區（圖 4.7(c)），而背景區僅選取病變區的周圍附近（紅色虛線所包圍），因為病變可見度主要是病變區要能和周圍組織區別，若包括整個區域會使計算出來的對比度與實際情形不符，此外背景區只考慮 B/A 值大於 5 的像素，因為背景區造成對比下降的是 B/A 大於 5 以上的，B/A 小於 5 則不影響，如果將小於 5 的部份考慮進去會使背景 B/A 平均值變低，導致對比度被高估，因此 B/A 影像之目標-背景平均值對比定義如下：

$$C_{T-B} = \frac{\bar{B}}{\bar{A}_T} \bigg|_{\substack{\bar{B} \\ \bar{A}_B | \frac{B}{A} \geq 5}} \quad (4.8)$$

其中  $\frac{\bar{B}}{A_T}$  及  $\frac{\bar{B}}{A_B}$  分別表示目標區及背景區之 B/A 平均值。

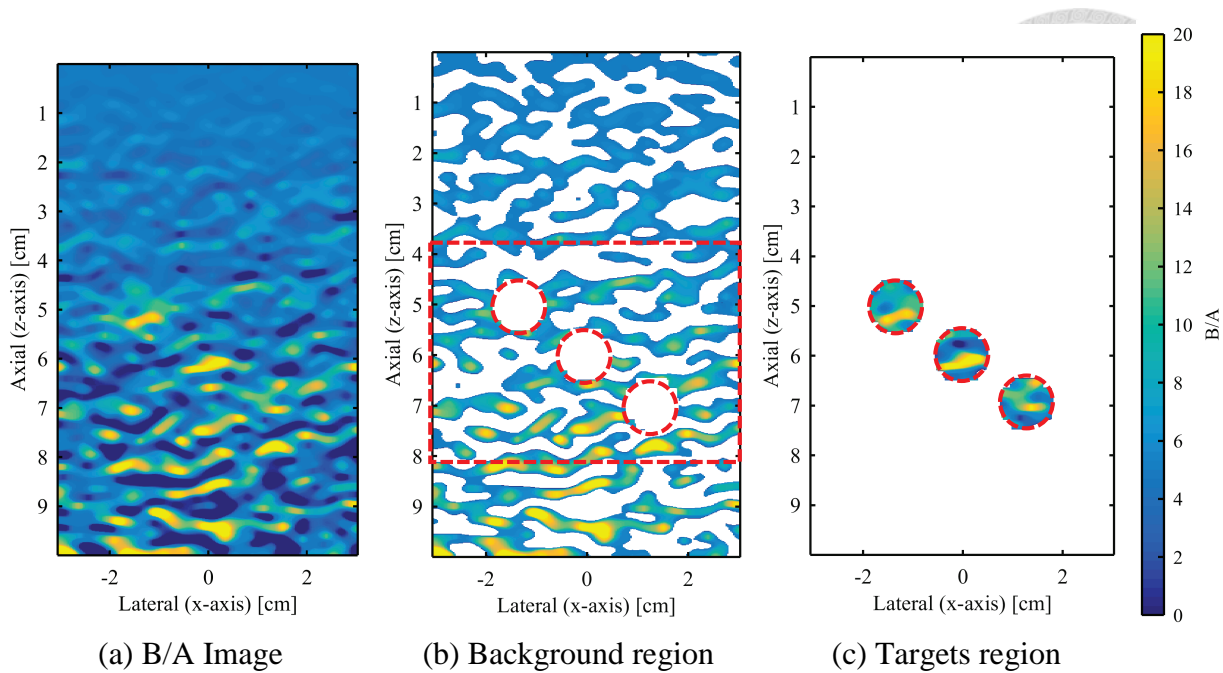


圖4.7

計算 B/A 影像對比度之目標區及背景區的選定

<b>Neighborhood Size</b>	1.0x	1.2x	1.4x	1.6x	1.8x	2.0x	2.2x	2.4x	2.6x
<b>Lateral Pixels</b>	9	11	13	14	16	18	19	21	23
<b>Axial Pixels</b>	81	97	113	129	145	161	177	193	209
<b>B/A of Target 1</b>	10.05	9.90	9.73	9.59	9.62	9.66	9.51	9.44	9.28
<b>B/A of Target 2</b>	8.44	8.24	8.12	7.91	7.67	7.39	7.41	7.35	7.22
<b>B/A of Target 3</b>	8.06	7.83	7.92	7.76	7.69	7.73	7.83	7.67	7.50
<b>Average of all Targets</b>	8.85	8.66	8.59	8.42	8.33	8.26	8.25	8.15	8.00
<b>B/A of Background</b>	8.09	7.43	6.95	6.69	6.45	6.30	6.17	6.08	6.00
<b>T-B Contrast</b>	1.09	1.17	1.24	1.26	1.29	1.31	1.34	1.34	1.33
<b>Neighborhood Size</b>	2.8x	3.0x	3.2x	3.4x	3.6x	3.8x	4.0x	4.2x	4.4x
<b>Lateral Pixels</b>	25	26	28	30	31	33	35	37	38
<b>Axial Pixels</b>	225	241	257	273	289	305	321	337	353
<b>B/A of Target 1</b>	9.09	8.95	8.72	8.5	8.29	8.07	7.88	7.69	7.53
<b>B/A of Target 2</b>	7.12	6.98	6.92	6.85	6.86	6.83	6.82	6.80	6.77
<b>B/A of Target 3</b>	7.37	7.14	6.94	6.78	6.73	6.72	6.80	6.87	6.84
<b>Average of all Targets</b>	7.86	7.69	7.53	7.38	7.29	7.20	7.17	7.12	7.05
<b>B/A of Background</b>	5.93	5.87	5.83	5.78	5.77	5.77	5.78	5.78	5.78
<b>T-B Contrast</b>	1.33	1.31	1.29	1.28	1.26	1.25	1.24	1.23	1.22

表4.3

目標區及背景區之 B/A 平均值不同鄰域大小的統計結果

從表4.3 將三個目標區 Target 1、Target 2、Target 3 的 B/A 估測值繪成曲線圖如圖4.8 所示，從 1.2x 開始三個目標區的 B/A 平均值，都低於設定值 10，且隨著鄰域增加，會越偏離設定值，只有背景 B/A 平均值越來越接近設定值 5，這正好符合中值濾波器使目標區被抹除的特性，目標-背景對比度如圖4.9，當鄰域大小在 2.4 倍的系統解析度時有最高的對比度，當 1.8x、2.4x、3.0x 時的 B/A 估測影像如圖4.10，在 1.8x 時目標區及背景區有許多不該出現的誤差，而 2.4x 時背景誤差已降低許多，但仍保留住目標區，到了 3.0x 連同目標區也受影響。圖4.11 為 1.8x、2.4x、3.0x 時的二倍頻影像，這三個影像的差異就沒有像 B/A 影像差異這麼大了，因為二倍頻影像的 SNR 原本就比 B/A 影像高非常多，所以經過中值濾波後差異不大，但是對比度比較低，所以影像上的病變區並不明顯。

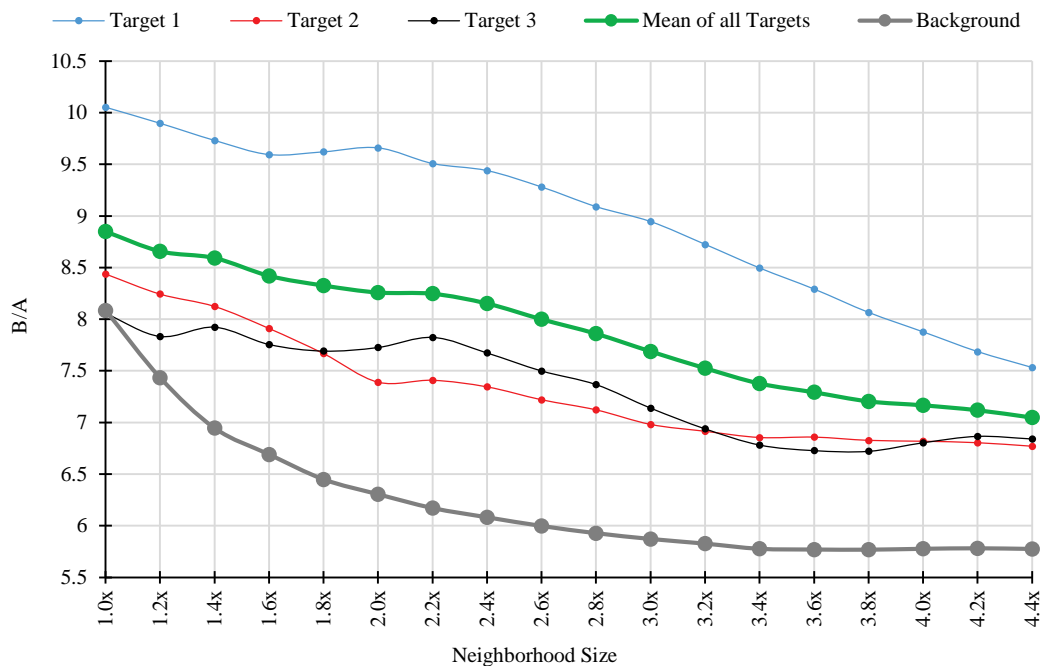


圖4.8  
目標區及背景區之 B/A 平均值隨鄰域大小增加之變化

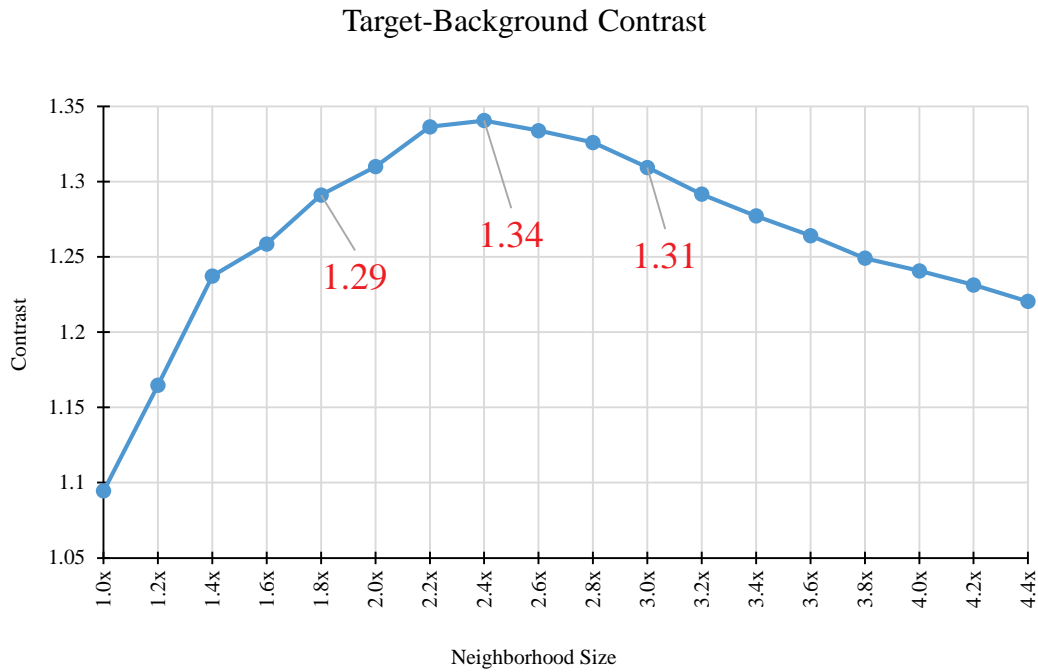


圖4.9  
對比度隨著鄰域大小增加的變化

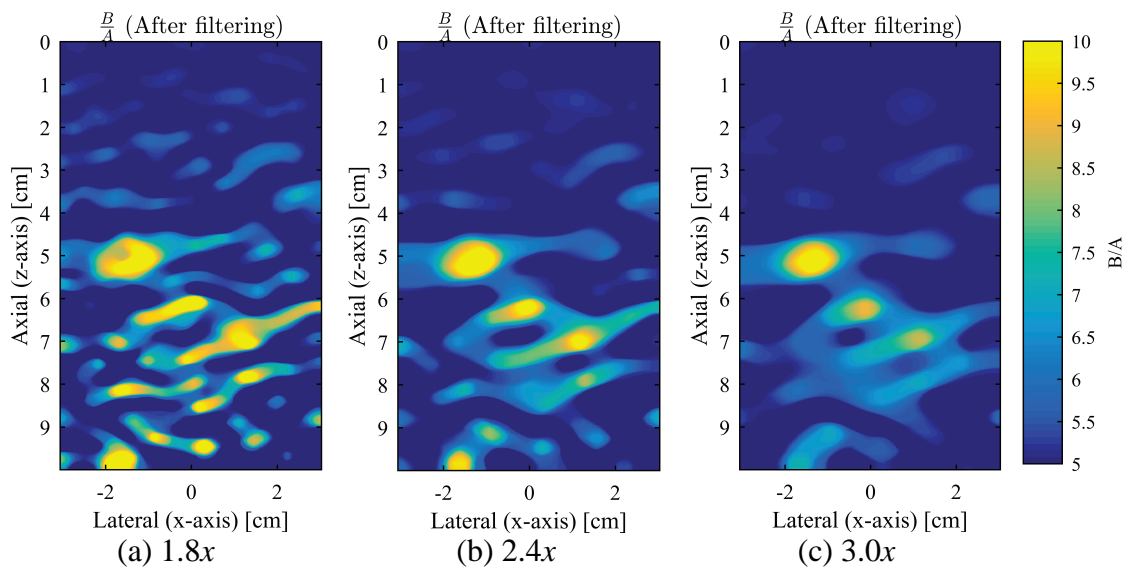


圖4.10  
鄰域大小在 1.8x、2.4x、3.0x 時的 B/A 估測結果

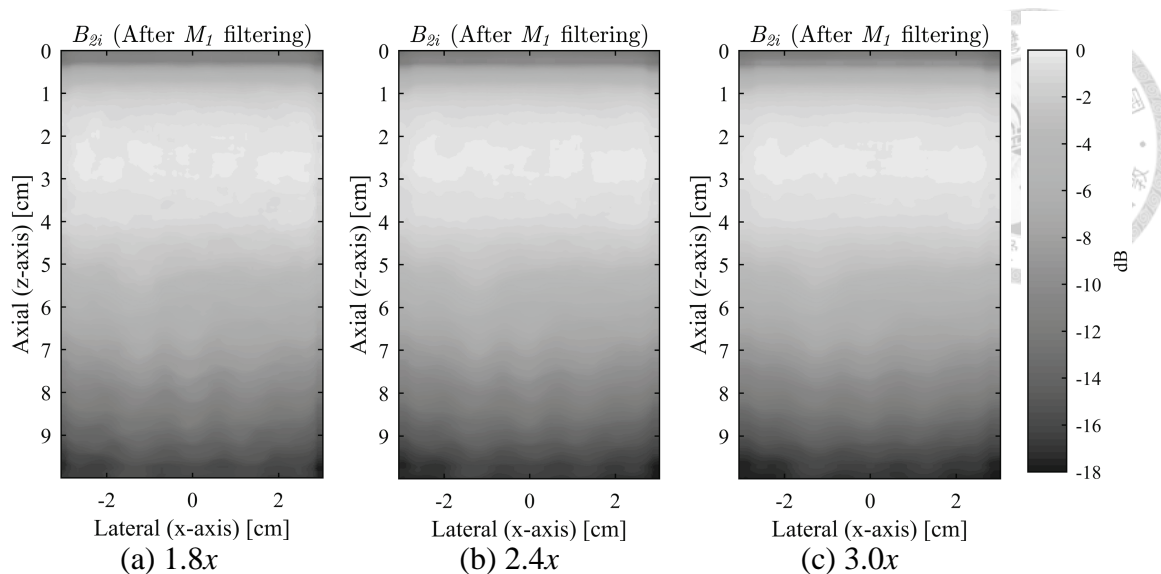


圖4.11

經過不同鄰域大小之  $M_1$  濾波後的二倍頻影像

#### 4.5. 僅使用單一中值濾波之效果

為了證明多級中值濾波比起單一中值濾波有更佳的濾波效果，因此本節將呈現僅使用單一中值濾波之濾波結果，並討論這兩種方式的效能差異，根據圖3.11的多級中值濾波架構，我們將 Median Filter 1 保留，其它三個濾波器拿掉，這樣表示我們只對二倍頻影像做斑紋抑制，用前面 200 張平均後的影像，經過 Median Filter 1 濾波，然後用濾波後的影像估測 B/A 參數，並統計在不同鄰域大小 (3.2x、3.6x、……、10.0x) 之結果，在 B/A 平均值及對比度方面，結果如表 4.4 所示，目標及背景平均值之變化如圖 4.12，可以看到三個目標區之 B/A 平均值和背景 B/A 平均值非常接近，目標-背景對比如圖 4.13 所示，對比度在 4.4x 時為最高但卻只有 0.93，比前一節多級中值濾波之對比度的最低值還要低。在輸入及輸出訊雜比方面其結果列於表 4.5，並顯示於圖 4.14，在 4.4x 時有最高的輸入訊雜比 37.7 dB，而在 10.0x 有最高的輸出訊雜比 10.1 dB，跟前一節的結果比較，輸入訊雜比還算可以接受，但輸出訊雜比明顯有很大的不足，最後比較當 3.2x、4.4x、10.0x 的 B/A 估測結果如圖 4.15 所示。可以發現我們已經無法再藉由調大鄰域來得到更強的濾波效果。故多級中值濾波是非常有效的方法。

<b>Neighborhood Size</b>	3.2x	3.6x	4.0x	4.4x	4.8x	5.2x	5.6x	6.0x	6.4x
<b>Lateral Pixels</b>	28	31	35	38	42	45	49	52	55
<b>Axial Pixels</b>	257	289	321	353	385	417	449	481	531
<b>B/A of Target 1</b>	10.77	10.53	10.23	10.06	9.87	9.70	9.55	9.45	9.34
<b>B/A of Target 2</b>	9.04	8.83	8.61	8.49	8.28	8.14	7.99	7.87	7.75
<b>B/A of Target 3</b>	9.48	9.38	9.08	8.87	8.64	8.50	8.31	8.16	8.07
<b>Average of all Targets</b>	9.76	9.58	9.31	9.14	8.93	8.78	8.62	8.49	8.39
<b>B/A of Background</b>	10.82	10.47	10.12	9.86	9.65	9.53	9.39	9.30	9.23
<b>T-B Contrast</b>	0.90	0.91	0.92	0.93	0.93	0.92	0.92	0.91	0.91

<b>Neighborhood Size</b>	6.8x	7.2x	7.6x	8.0x	8.4x	8.8x	9.2x	9.6x	10.0x
<b>Lateral Pixels</b>	59	62	66	69	73	76	79	83	86
<b>Axial Pixels</b>	545	577	609	641	673	705	737	769	801
<b>B/A of Target 1</b>	9.21	9.11	8.98	8.88	8.74	8.65	8.56	8.43	8.33
<b>B/A of Target 2</b>	7.61	7.51	7.37	7.25	7.11	7.02	6.92	6.80	6.72
<b>B/A of Target 3</b>	7.92	7.82	7.72	7.68	7.59	7.50	7.46	7.38	7.29
<b>Average of all Targets</b>	8.25	8.14	8.02	7.94	7.82	7.72	7.65	7.54	7.44
<b>B/A of Background</b>	9.12	9.04	8.95	8.89	8.81	8.76	8.70	8.64	8.60
<b>T-B Contrast</b>	0.90	0.90	0.90	0.89	0.89	0.88	0.88	0.87	0.87

表4.4  
單次中值濾波對 B/A 平均值及對比度影響之結果統計



圖4.12  
單次中值濾波對 B/A 平均值影響

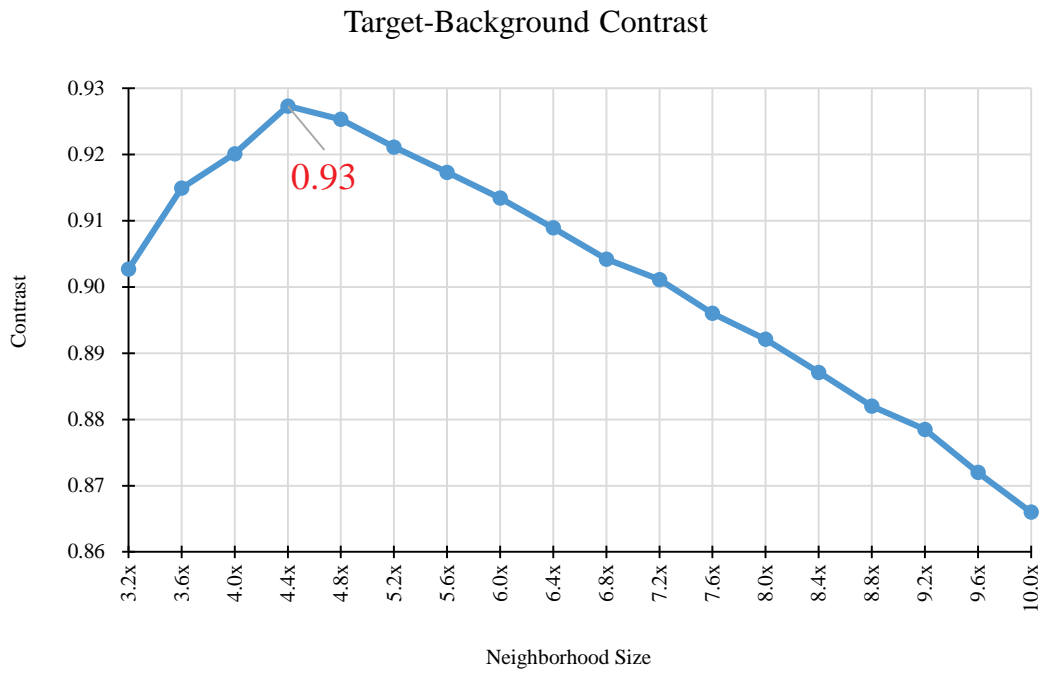
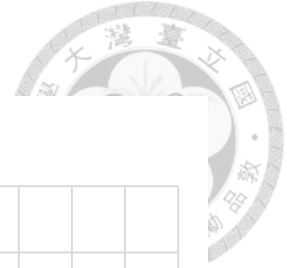


圖4.13  
單次中值濾波之對比度改善

<b>Neighborhood Size</b>	3.2x	3.6x	4.0x	4.4x	4.8x	5.2x	5.6x	6.0x	6.4x
<b>Lateral Pixels</b>	28	31	35	38	42	45	49	52	55
<b>Axial Pixels</b>	257	289	321	353	385	417	449	481	531
<b><math>SNR_{in}</math> (dB)</b>	37.0	37.3	37.5	37.7	37.7	37.6	37.4	37.2	37.1
<b><math>SNR_{out}</math> (dB)</b>	5.1	5.8	6.5	7.0	7.4	7.7	8.1	8.3	8.5

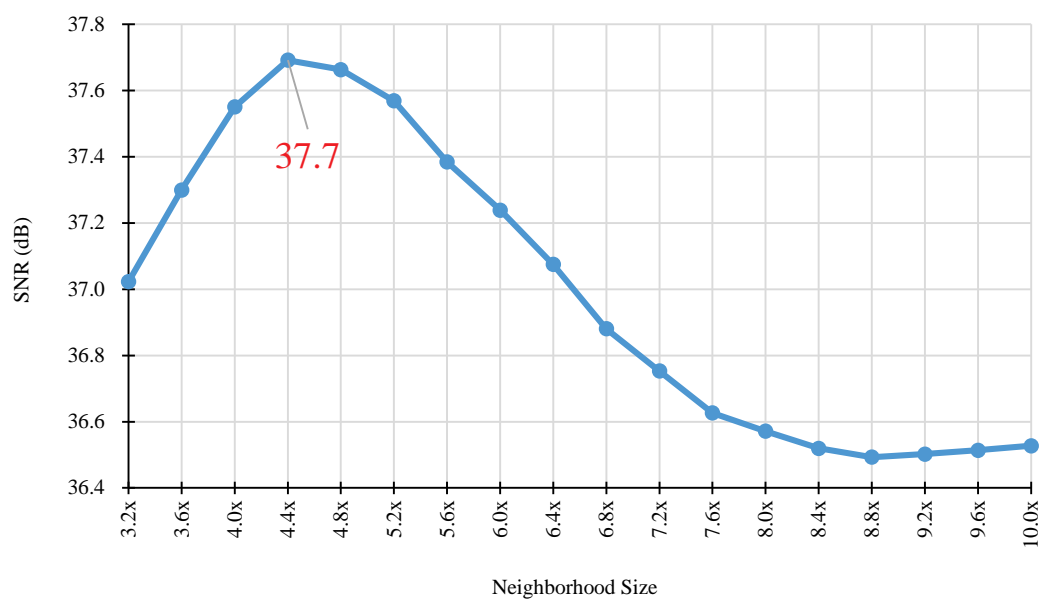
  

<b>Neighborhood Size</b>	6.8x	7.2x	7.6x	8.0x	8.4x	8.8x	9.2x	9.6x	10.0x
<b>Lateral Pixels</b>	59	62	66	69	73	76	79	83	86
<b>Axial Pixels</b>	545	577	609	641	673	705	737	769	801
<b><math>SNR_{in}</math> (dB)</b>	36.9	36.8	36.6	36.6	36.5	36.5	36.5	36.5	36.5
<b><math>SNR_{out}</math> (dB)</b>	8.8	9.0	9.2	9.3	9.5	9.7	9.8	10.0	10.1

表4.5  
單次中值濾波對輸入及輸出訊雜比改善結果統計



### Input SNR



### Output SNR

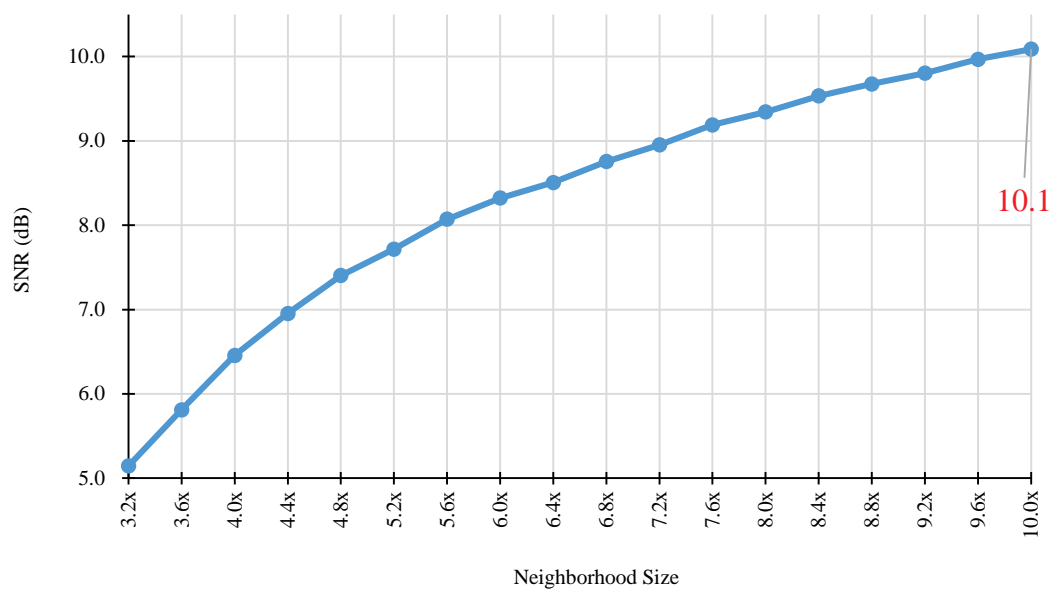


圖4.14 單次中值濾波對輸入及輸出訊雜比改善



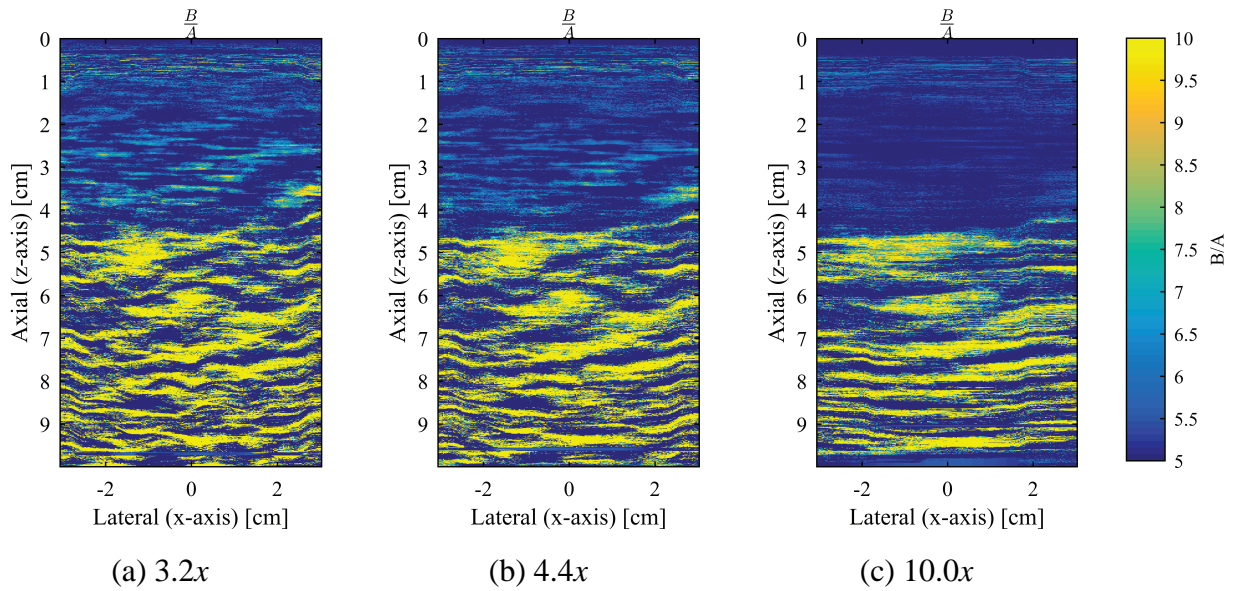


圖4.15  
使用單次中值濾波之 B/A 影像



## 第5章 結論與未來工作



本研究利用模擬的方式來探討 ECM 法應用於臨床的可行性，從模擬的結果可發現 ECM 法對於輸入訊雜比的要求非常高，而本研究使用空間複合及多級中值濾波的概念，這兩種方法各有優劣，單獨以空間複合來降低雜訊可以保留 B/A 之目標區（病變區），但缺點是需要非常大量的影像平均（N 可能大於 10000），這已經超出目前的技術，因此已經沒有應用的價值，而中值濾波器的介入可以減少 N 值，鄰域大小愈大對雜訊抑制效果愈佳，但也犧牲了對比度，而本研究提出了多級中值濾波，利用較小的鄰域，不但比單次中值濾波更能保留對比度，雜訊抑制效果也更佳，但是對於輸入 SNR 還是要足夠高，否則會導致最後的輸出 SNR 過低，B/A 估測失敗。

對於更進一步的研究，可以嘗試利用其它的效果更佳的影像濾波器，因為中值濾波器適合處理脈衝雜訊，但超音波的斑紋雜訊並不是脈衝雜訊，然後再搭配這種多級濾波的方式，或許會有更好的效果。



## 第6章 參考文獻



- [1] S. Choudhry, "Comparison of tissue harmonic imaging with conventional US in abdominal disease," *Radiographics*, pp. 1127-1153, 2000.
- [2] C. M. Sehgal, G. M. Brown, R. C. Bahn and J. F. Greenleaf, "Measurement and use of acoustic nonlinearity and sound speed to estimate composition of excised livers.," *Ultrasound in Medicine and Biology*, pp. 865-874, 1986.
- [3] R. L. Errabolu, C. M. Sehgal and J. F. Greenleaf, "Measurement of ultrasonic nonlinear parameter in excised fat tissue.," *Ultrasound in Medicine and Biology*, pp. 137-146, 1988.
- [4] X. Z. Liu, X. F. Gong and D. Zhang, "Dependence of B/A parameter on composition and structure for pathological tissues," *Acoustica*, 1992.
- [5] D. Zhang and X. F. Gong, "Experimental investigation of the acoustic nonlinearity parameter tomography for excised pathological biological tissues," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 25, no. 4, pp. 593-599, 1999.
- [6] F. A. Duck, "Nonlinear acoustics in diagnostic ultrasound," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 28, no. 1, pp. 1-18, 2002.
- [7] R. T. Beyer, "Parameter of nonlinearity in fluids," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 32, no. 6, pp. 719-721, June 1960.
- [8] F. M. Hamilton and T. D. Blackstock, *Nonlinear acoustics*, San Diego: Academic Press, 1998.
- [9] F. M. Hamilton and T. D. Blackstock, "On the coefficient of nonlinearity beta in nonlinear acoustics," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 1, pp. 74-77, 1988.



- [10] A. B. Coppens., R. T. Beyer., M. B. Seiden., J. Donohue., F. Guepin., R. H. Hodson. and C. Townsend., "Parameter of nonlinearity in fluids. II," pp. 797-804, 19 July 1965.
- [11] W. K. Law., L. A. Frizzell. and F. Dunk., "Comparison of thermodynamic and finite amplitude methods of B/A measurement in biological materials," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 74, no. 4, pp. 1295-1297, 1983.
- [12] Z. Zhu., M. S. Roos., W. N. Cobb. and K. Jensen, "Determination of the acoustic nonlinearity parameter B/A from phase measurements," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 74, no. 5, pp. 1518-1521, 1983.
- [13] C. M. Sehgal, R. C. Bahn and J. F. Greenleaf, "Measurement of the acoustic nonlinearity parameter B/A in human tissues by a thermodynamic method," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 76, no. 4, pp. 1023-1029, 1984.
- [14] C. Sehgal, B. Porter and J. Greenleaf, "Relationship between acoustic nonlinearity and the bound and the unbound states of water," *IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 883-886, 1985.
- [15] C. M. Sehgal, B. R. Porter and J. F. Greenleaf, "Ultrasonic nonlinear parameters and sound speed of alcohol–water mixtures," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 79, no. 2, pp. 566-570, 1986.



- [16] R. L. Errabolu, C. M. Sehgal, R. C. Bahn and J. F. Greenleaf, "Measurement of ultrasonic nonlinear parameter in excised fat tissues," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 14, no. 2, pp. 137-146, 1988.
- [17] C. E. Everbach and E. R. Apfel, "An interferometric technique for B/A measurement," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 6, p. 3428–3438, 1995.
- [18] L. A. Thuras, T. R. Jenkins and T. H. O’Neil, "Extraneous frequencies generated in air carrying intense sound waves," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 3, pp. 173-180, 1935.
- [19] F. Varray, O. Basset, P. Tortoli and C. Cachard, "Extensions of Nonlinear B/A Parameter Imaging Methods for Echo Mode," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 58, no. 6, pp. 1232-1244, 6 2011.
- [20] Y. Wataru, I. Yu, Y. Tadashi and H. Hiroyuki, "Scatterer distribution model for B-mode image of various fibrotic livers," in *Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics*, 2010.
- [21] F. Varray, O. Basset, P. Tortoli and C. Cachard, "CREANUIS: A nonlinear radio frequency ultrasound image simulator," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 39, no. 10, pp. 1915-1924, 2013.
- [22] C. B. Burckhardt, "Speckle in ultrasound B-mode scans," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, Vols. SU-25, pp. 1-6, January 1978.



- [23] M. C. van Wijk and J. M. Thijssen, "Performance testing of medical ultrasound equipment: fundamental vs. harmonic mode," *Ultrasonics*, vol. 40, pp. 585-591, 2002.
- [24] D. A. Carpenter, M. J. Dadd and G. Kossoff, "A multimode real time scanner," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 6, pp. 279-284, 1980.
- [25] J. M. Thijssen, "Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization," *Pattern Recognition Letters*, no. 24, pp. 659-675, 2003.
- [26] H. Ermert and G. Röhrlein, "Ultrasound reflection-mode computerized tomography for in-vivo imaging of small organs," in *IEEE Ultrasonic Symposium*, 1986.
- [27] S. K. Jespersen, J. E. Wilhjelm and H. Sillesen, "Multi-angle compound imaging," *Ultrasonic Imaging*, pp. 81-102, 1998.
- [28] R. Maini and H. Aggarwal, "Performance evaluation of various speckle noise reduction filters on medical images," *International Journal of Recent Trends in Engineering*, vol. 2, no. 4, pp. 22-25, 2009.
- [29] S. Jayaraman, T. Veerakumar and S. Esakkirajan, *Digital image processing*, New Delhi: Tata McGraw Hill Education, 2009, pp. 270-273.
- [30] A. Ng and J. Swanevelder, "Resolution in ultrasound imaging," in *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*, 2011.