

# 醫用超音波專題期末進度報告

## **Ultrasonic imaging parameters**

*---Attenuation Coefficient*

電機所

R90921025 楊美茹

R90921028 李維寧

## 壹、專利技術及論文分析

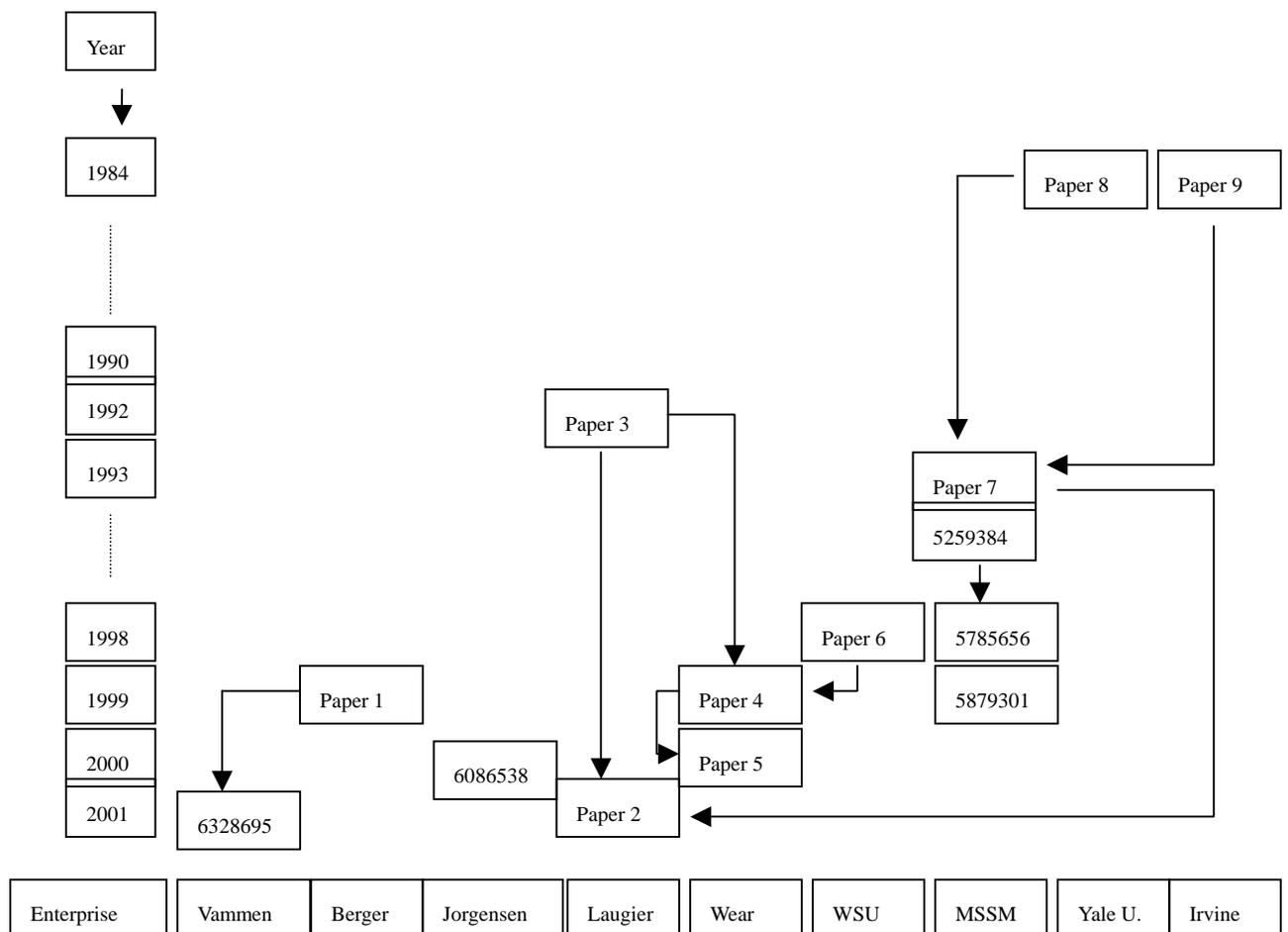
### 一、<標的分析統計表>

	Device	Circuit	Method	Apparatus	System	Process	Total
Attenuation coefficient	1	0	31	17	0	1	50

### 二、<分類>

Field	篇數
Ultrasound attenuation in bones (two transducers)	14
Ultrasound attenuation in bones (one transducer)	3
Ultrasound attenuation in other tissues (breast dermis...)	4
Attenuation predicted by Biot's theory (for bone)	9
Ultrasound attenuation in signal processing	9

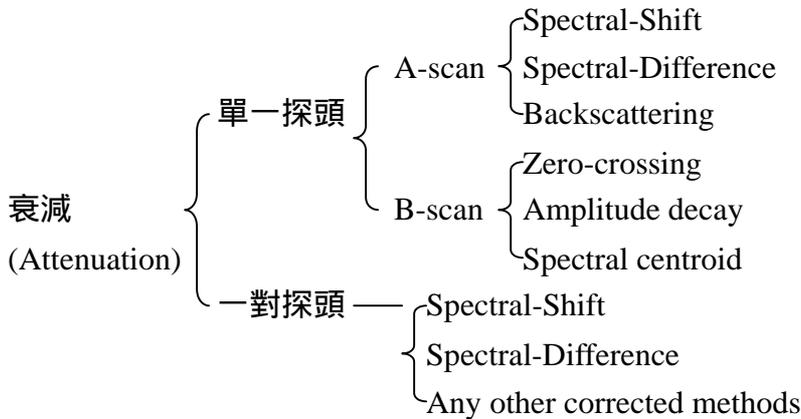
### 三、<引證族譜圖>



## 貳、專題主題

本次期末專題主題為衰減係數之量測及估計。在描述超音波訊號於組織內的傳播特徵時，衰減不啻為一相當重要的參數。生物組織呈三維結構而且被描述為密度、壓縮性和吸收變動(absorption fluctuations)的分佈狀況，換句話說，即可以速度、阻抗和吸收變動性來描繪。當超音波脈衝訊號通過一介質時，聲波能量將會轉換成其他能量形式，例如：熱，並且亦會變換其行進方向，其能量轉換的過程就是所謂的吸收，而方向改變的情形即稱為散射。簡言之，衰減就是吸收以及散射的效應，而衰減量為每單位長度下，向前傳遞能量所減少的數量。

一般來說，衰減的量測方式及信號處理部分可以整理如下樹狀圖：



### 一、採用單一探頭來量取衰減係數

#### (一)單一探頭法

##### 1.單一探頭法探頭法的特性

使用一個探頭量測的優點是可以使實驗設備簡單，易處理，可時也可避免對焦不正確的情形。同時在做活體實驗時，可以辨別出各個組織層間的衰減係數，而不是一個加成的效應。但是只用一個探頭來量測衰減係數時，在觀測信號上會有因為各層組織間重複反射，或是反射回來的波又經由探頭表面反射出去，造成辨識信號上的困難，故這是個值得注意的問題。

##### 2.信號處理方法

###### (1) Spectral shift

利用中心頻率下降來計算衰減係數。

$$P_t(f) = c_i e^{-[2\pi T(f-f_r)]^2}, \quad f > 0$$

$$|H(f)|^2 = e^{-4\pi\beta f d}, \quad f > 0$$

$$P_r(f) = |H(f)|^2 P_t(f) = c_0 e^{-[2\pi T(f-f_r)]^2}$$

$$f_r = f_i - \frac{\beta d}{2\pi T^2} \Rightarrow \beta = \frac{2\pi T^2 (f_i - f_r)}{d}$$

$P_i$  : transmitting pulse power spectrum

$P_r$  : receiving pulse power spectrum

T : time constant

(2) Spectral difference

$$Y(f) = T^4 e^{-2d\alpha(f)} X(f)$$

$Y(f)$  : power spectra recorded with the bone sample

$X(f)$  : power spectra recorded without the bone sample

$d$  : the thickness of the bone sample

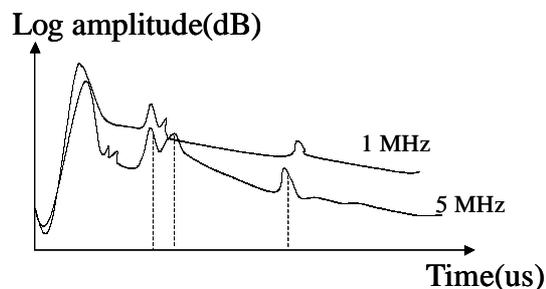
$\alpha(f)$  : the frequency - dependent attenuation coefficient

$T$  : the amplitude transmission coefficient at each bone/water interface  
if transmission losses are negligible

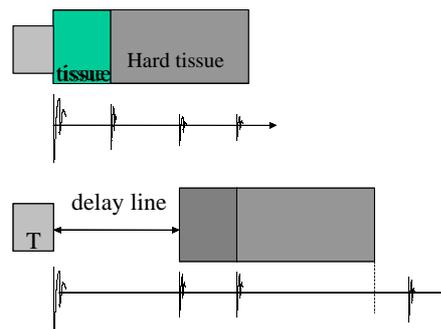
$$\Rightarrow \alpha(f) = \frac{1}{2d} [\ln X(f) - \ln Y(f)]$$

(3) Amplitude decay

在這裡的分析信號的方式是觀察反射信號的波形。對其反射回來的波形振幅取 log 並與時間做圖，可到一系列的 pulse echo。對其反射回來的波形觀察其振幅大小，可得到類似下圖的 traces。



之前曾提到用單一探頭法會有多層反射導致無法分辨造成判斷上的困難，在此的作法是不要讓探頭直接接觸皮膚表面，把探頭拉遠使之與觀測物有一段約 5 公分的距離，如此因為多從反射的 pulse 就會落在觀測時間外，如果就可分把此不要的 pulse 去除。



#### (4) Wave dispersion

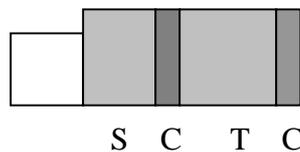
隨頻率改變之衰減會使發射的波形失真。

$$v(f) = \frac{1}{(1/v_{water}) - [\phi(f)/2\pi fd]}$$

$$\phi(f) = \tan^{-1}\left(\frac{A_o(f)}{A_{water}(f)}\right)$$

### (二)實驗架構圖

把超音波探頭放在人體皮膚上，首先波會穿透一層軟組織，然後再進入骨頭的部位，示意圖如下：



## 二、聲波參數之估計—衰減及分散量測

### (一)理論

聲波衰減參數在超音波組織特徵和非破壞性物質測試之應用上非常重要。對大部分的物質而言（包括軟組織），衰減隨頻率提高而增加，並且遵循  $\alpha = \beta f^n$  定律，本篇利用脈衝之振幅和相位並且藉由最小平方數學觀念來估計  $\alpha$ 、 $n$  二參數，由於此參數模型加入額外限制，所以可減少水與物質界面間之反射係數對估計參數帶來的影響以及提升估計準確性。假設忽略水的衰減效應，則我們插入之物質樣本之衰減函數可以表示如下：

$$\alpha(f) = \frac{1}{L} \ln(1 - R^2) + \frac{1}{L} \ln \left[ \frac{A_w(f)}{A_s(f)} \right] \quad (1)$$

R：水與物體界面之反射係數

L：物體厚度

$A_w(f)$ ： $P_w(t)$ 的振幅頻譜

$A_s(f)$ ： $P_s(t)$ 的振幅頻譜

(1) 式中，由於難以得到正確的反射係數，因此在此定義一新函數  $P(f)$  以消除反射係數效應。

$$P(f) = \alpha(f)\alpha(f_0) = \frac{1}{L} \ln \left[ \frac{A_w(f)A_s(f_0)}{A_s(f)A_w(f_0)} \right] \quad (2)$$

$F_0$ ：在  $A_w(f)$ 、 $A_s(f)$  有效頻率範圍內之參考頻率

此處亦定義另一函數  $Q(f)$  來描述相位速度(phase velocity)的改變。

$$Q(f) = \frac{1}{V_p(f_0)} - \frac{1}{V_p(f)} = \frac{\phi_w(f_0) - \phi_s(f_0)}{2\pi f_0 L} - \frac{\phi_w(f) - \phi_s(f)}{2\pi f L} \quad (3)$$

## (二)模型

根據衰減函數， $P(f)$ 的模式修正如下：

$$P^*(f) = \beta(f^n - f_0^n) \quad (4)$$

$$Q^*(f) = -\frac{\beta}{2\pi} \tan\left(\frac{n\pi}{2}\right)(f^{n-1} - f_0^{n-1}) \quad (5)$$

由(2)至(5)式，定義一平方誤差函數(total squared error, TSE)：

$$TSE = k \frac{\sum_{i=1}^m [p(f_i) - p^*(f_i)]^2}{\sum_{i=1}^m [p(f_i)]^2} + (1-k) \frac{\sum_{i=1}^m [Q(f_i) - Q^*(f_i)]^2}{\sum_{i=1}^m [Q(f_i)]^2} \quad (6)$$

其中， $0 < k < 1$ ，在這次的研究裡，使用  $k=0.5$ ，代表參數估計中衰減與分散含相同的比重。上述數學式含兩個未知數  $\beta$ 、 $n$ ，若最小化 TSE，即可求得此二參數之最佳值，至於最小化方式，我們採用的是給定一  $n$  值，進而求出單一變數  $\beta$ ，即衰減係數。

## (三)實驗架構

傳統活體實驗採用穿透傳送方法(through-transmission method)，如圖，一探頭用以發射、另一用以接收。本實驗取得兩組資料，第一是兩探頭間只有純水介質，第二是於兩探頭間放入一樣本物體，由此實驗架構，我們可以得到兩種脈衝振幅頻譜。

## 三、繞射修正法—超音波衰減估計

### (一)理論

此篇採用插入樣本物體技術來描述繞射效應對衰減係數估計的影響，亦即比較純水介質和同時含純水與物體時的狀況，如果水及樣本物體內的聲速差異很大，繞射就會對衰減估計造成極大的影響。因此便提出兩種修正技術，一為 TDC (theoretical diffraction correction)，其利用數值電腦模擬得到的反繞射轉換函數(inverse diffraction transfer function)修正頻譜；另一則為 EDC (experimental diffraction correction)，此使用參考介質的頻譜來修正衰減。假如不考慮繞射效應，則衰減係數計算公式：

$$\hat{\beta} = \frac{-20[\log_{10} A_e(f, z) - \log A_r(f, z)]}{|f|d}$$

然而，繞射係數實際值應為

$$\beta = \frac{-20[\log_{10} A_e(f, z) - \log_{10} A_r(f, z) - \log_{10} A_d(f, z)]}{|f|d}$$

$A_e(f, z)$  : 插入樣本物體時，接收訊號的振幅頻譜

$A_r(f, z)$  : 純水介質時，接收訊號的振幅頻譜

$A_d(f, z)$  : diffraction magnitude transfer function

$d$  : 樣本厚度

## (二)模型

在此次專題中，進階討論衰減係數計算部分，我們將只採用其中一種方法，即 EDC。

假設已知含水與樣本時的 Fresnel parameter  $S = S_a = z_a^2/a^2$ 、 $Z_a$  為有樣本時的探頭間距，那麼只經純水的繞射修正探頭間距是  $z_w^*$ ，

使得  $S_w^* = z_w^* \lambda_w / a^2 = S_a$ ，由左式可得到  $z_w^* = \frac{\lambda_w(z_a - d) + \lambda_s d}{\lambda_w}$ ，這

個數值可以確保通過純水與含樣本者之超音波訊號有著相等的繞射效應，如此，便可以利用調整純水路徑長來修正繞射效應，因而，經繞射修正之衰減係數變為

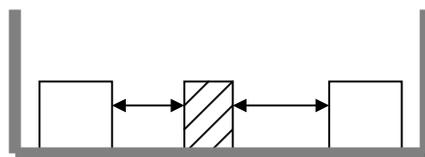
$$\beta_{EDC} = \frac{-20[\log_{10} A_e(f, z) - \log_{10} A_r(f, z_w^*)]}{|f|d}$$

$\lambda_w$  : 超音波在水中的波長

$\lambda_s$  : 超音波在樣本中的波長

## (三)實驗架構

兩個相同探頭同軸排列，如圖。



$$T = t_1/2 + t_s + t_2/2$$

$$L = \frac{t_1 \cdot v_w}{2} + t_s \cdot v_s + \frac{t_2 \cdot v_w}{2}$$

$$v_s = ?$$

## 參、實驗器材

探頭：3.5 MHz(V381)、5 MHz(V308)、7.5 MHz(V321)各一對

pulse receiver，示波器，乳房仿體

A/D 卡：GaGe, sampling rate 100 MHz

LabView 程式

#### 肆、實驗進行時遭遇到的問題

##### (一)理論值

在找到的資料中，並沒有發現有哪一種模型可以對所有的物體建立出一套衰減係數的演算法。有建立理論模型的大部分都是針對骨頭來建立的，且需要知道很多骨頭的參數。如：bulk modulus， shear modulus 等。因為我們沒有要做骨頭的衰減係數，所以這個模型就用不上了。

##### (二)仿體的問題

實驗室中有三個仿體，其中兩個有附衰減係數的理論值，但是因為仿體的厚度太厚所以在用兩個探頭法時，聲波穿透不過去，在實驗時接收端根本量測不到穿透過來的信號。所以只好拿沒有附衰減係數的 breast phantom 來做實驗，所以實驗量測出來的的衰減係數並沒有一個標準值可以做比較。

#### 伍、解決方式

##### (一)定性的方式

因為量測到的數據無法和理論值比較，所以計畫用定性的方式針對不同仿體(如：石頭，石墨仿體，乳房仿體等)做一個相對性的比較。另外在每個仿體也會採用幾組不同頻率的探頭，分別量測各個頻率之下，物體衰減係數變化的情形，以期能觀察到頻率和衰減係數的關係。而在實驗進行的過程中，對於每一個感興趣的區域，會量取五筆以上的資料來作分析，利用平均的方式把雜訊的成分降低。

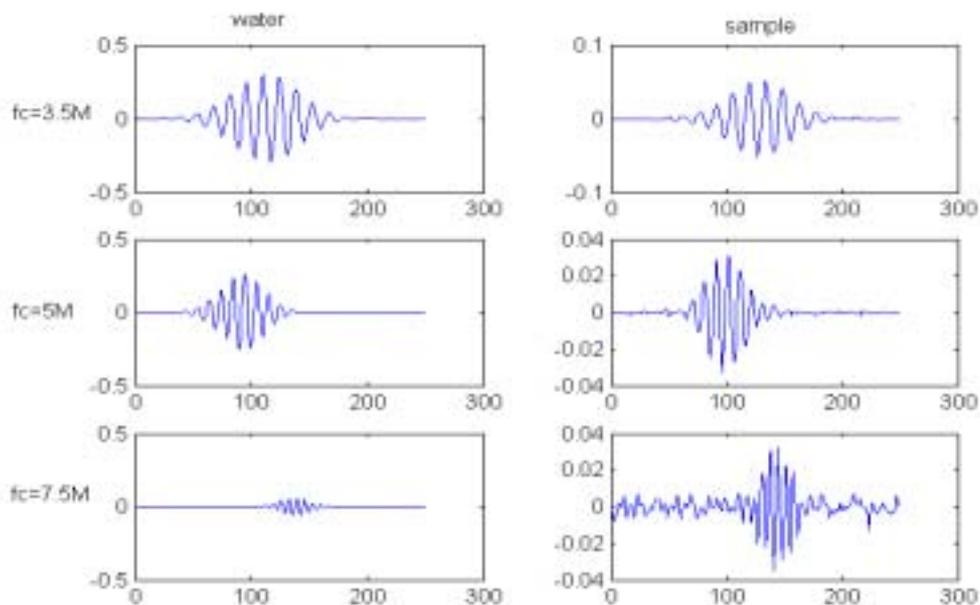
##### (二)信號處理的方式

在上述的信號分析方法中，有提到修正繞射現象和散射引起衰減係數不準的問題。在這裡也希望針對這些問題作一個修正前和修正後的比較，基本上，修正過後的衰減應該比修正前者小。

#### 陸、實驗初步測試結果

使用國衛院已建立好的兩個探頭成像儀器來量取接收的聲波強度。分別用 3.5、5、7.5 MHz 中心頻率的探頭來量取接收信號，結果如下圖。由上到下依序是探頭中心頻率為 3.5M、5M、7.5 MHz，左邊的圖皆為在兩個探頭中間只有水的情形，右邊的圖是有放 breast phantom 後接收到的信號。由圖上可以發現當頻率上昇時，信號很明顯的變弱了，有符合頻率上昇衰減變大的趨勢。但是在有放仿體時，5M 和 7.5M 的頻率下所量到的信號似乎差不多。因為這是一次嘗試性的試驗，所以每個情形下只量取一筆資料，所以有問題的資料可能是當時儀器沒有設定好就抓取接收信號的緣故。此外，在衰減係數公式中，無論是何模型，都必須有物體厚度數值，因此，後來想利用 pulse-echo 的模式來量取 phantom 的厚度，然而，卻出了一點技術上的問題，一直無法量取到我們要的信號，所以目前暫未計算出仿體厚度，也就無法算

出衰減係數的值了。



## 柒、討論

目前已嘗試過如何以 through-transmission 架構量測衰減效應，從擷取的信號可以看出取得的應為正確的信號，不過還沒有應用進階的信號處理方式來計算出衰減係數數值。然而，於運用信號處理方法前，我們還需要得知仿體的厚度、超音波於仿體中的速度等參數，在在皆需要以額外的相關文獻、及實驗經驗做為輔助，此為我們有待增進之處。

## 捌、參考資料

- [1] “Attenuation coefficient and speed of sound in immature and mature rat cartilage: a study in the 30-70 MHz frequency range,” IEEE Ultra. Sym.1999.
- [2] “Prediction of ultrasound attenuation in cancellous bones using poroelasticity and scattering theories,” IEEE Ultra. Sym., 2001.
- [3] “Ultrasonic wave propagation in cancellous and cortical bone: prediction of some experimental results by Biot’s theory,” J. Acous. Soc. Am. ,Vol. 91, pp. 1106-1111, 1992.
- [4] “Frequency dependence of ultrasonic backscatter from human trabecular bone: Theory and experiment,” J. Acous. Soc. Am. Vol.106, pp. 3659-3664, 1999
- [5] “Anisotropy of attenuation and backscatter in cancellous bone” IEEE Ultra. Sym., pp. 1325-1328, 1999.
- [6] Ping He, “Acoustic parameter estimation based on attenuation and dispersion measurements,” Proc. IEEE/EMBS, Oct. 29, Nov. 1, 1998

- [7] Wei Xu, Jonathan J. Kaufman, "Diffraction correction methods for insertion ultrasound attenuation estimation," *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, vol. 40, No. 6, June 1993
- [8] Roman Kuc, "Estimating acoustic attenuation from reflected ultrasound signals: comparison of spectral-shift and spectral-difference approaches," *IEEE Trans. On Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol. ASSP-32, No. 1, Feb. 1984
- [9] Leeman, Ferrari, Jones, and Fink, "Perspectives on attenuation estimation from pulse-echo signals," *IEEE Trans. On Sonics and Ultrasonics*, Vol. SU-31, No. 4, July 1984
- [10] Parker, Lerner, and Waag, "Comparison of techniques for in vivo attenuation measurements," *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, vol. 36, No. 12, Dec 1988