

# Ultrasound Attenuation Coefficient Estimation

## with Reference Frequency Method

### 超音波衰減係數估算技術：參考頻率法

組別：B267

組員姓名：管振群

指導教授：李夢麟 教授

#### 摘要

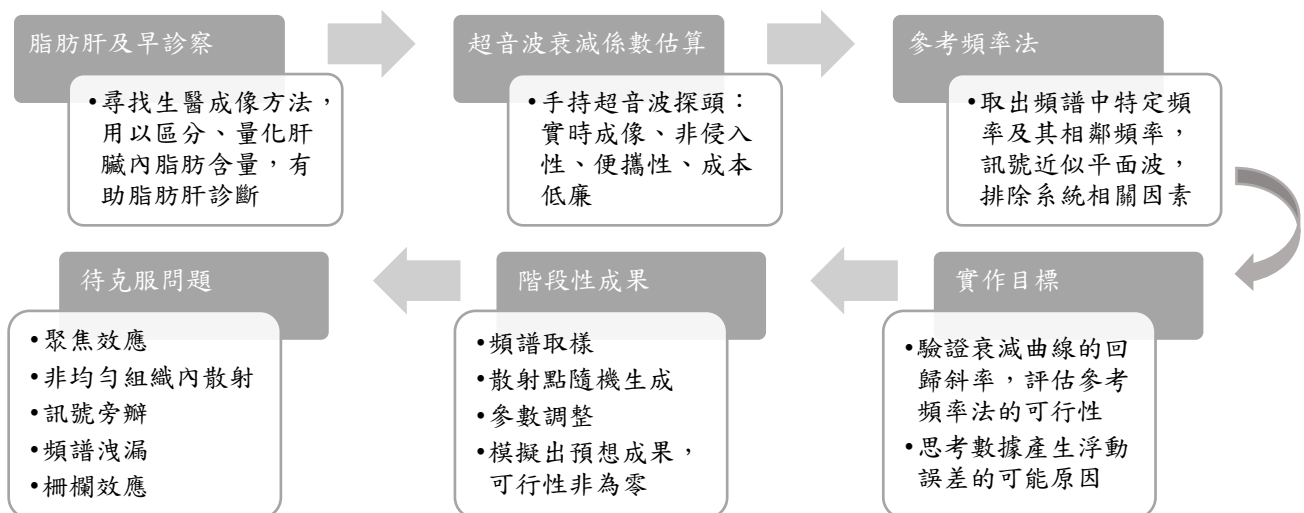
當肝臟內脂肪含量的累積達到肝臟總重量的5~10%，就會造成脂肪肝。這一慢性疾病的初期症狀不明顯，大都直到中重度才發現。因此，我們需要一種隨時隨地都方便進行生醫成像(Biomedical Imaging)的診察方法，才能及早發現脂肪肝並做出應對。

本實作專題中，我們在超音波(Ultrasound)、磁振造影(MRI)、X-Ray、電腦斷層掃描(CT)、核醫學(Nuclear medicine)這些生醫成像手段當中，選用超音波進行實作。手持超音波探頭具有即時成像(快速生成超音波 B-mode 影像)、非侵入性、便攜性、成本低廉的性質，故可望取代當前醫院常用的大型機台。因此，我們嘗試開發「超音波衰減係數估算」(ACE)技術，其在臨床應用中具有診斷潛力，可用以區分、量化肝臟內脂肪含量，有助於脂肪肝的診斷。

根據2019年在 IEEE 發表的文獻[1]，我們嘗試實作「參考頻率法」(Reference frequency method)進行衰減係數估算，嘗試取出頻譜中特定頻率及其相鄰頻率成分。由於該範圍內超音波的取樣體積(sample volume)理論上幾乎無變動，故聚焦(focusing)、繞射(diffraction)、時間增益補償(TGC)這些與系統相關因素的影響便可排除。經由相鄰頻率成分的功率比隨訊號發射至仿體(phantom)深度的變化趨勢，即可估算衰減係數。

我們的目標是驗證衰減曲線中線性回歸斜率的正誤，評估參考頻率法的可行性是否為零，並思考數據產生浮動誤差的可能原因。目前已成功在特定條件下取得階段性成果(衰減係數的預設值與估算值接近)，說明「參考頻率法」的可行性並非為零。

但試圖推廣至更多種情況時，聚焦效應、非均勻組織內散射、訊號旁瓣(窗函數與補零所致)、頻譜洩漏、柵欄效應，造成衰減係數的錯估。倘若能克服估算精確度問題，ACE 將可能成為當前最便捷的脂肪肝臨床診斷工具。



## 動機與目的

超音波入射至物質內部後，將因為吸收或散射而產生訊號衰減，不同的物質具有不同的聲學性質，故超音波穿透不同物質即有不同衰減程度。倘若能精確估算超音波衰減係數，則可透過衰減係數判別物質種類(如脂肪)，成為診察脂肪肝的新型方案。

本專題運用電機系必修課程「訊號與系統」所學傅立葉轉換和 Matlab 程式，將 2019 年於 IEEE 發表的參考文獻“System-Independent Ultrasound Attenuation Coefficient Estimation Using Spectra Normalization”[1]所講述的核心概念「參考頻率法」(Reference Frequency Method)這一衰減係數估算方法嘗試實作，驗證衰減曲線中線性回歸斜率的正誤，評估參考頻率法的可行性是否為零，並思考數據產生浮動誤差的可能原因。

## 研究方法

表 1 估算式內函數之意義說明

函數	意義
$S$	射頻訊號的功率譜(power spectrum of the backscattered RF signal)
$G$	傳感器的收發響應(transmit and receive transducer responses)
$TGC$	時間增益補償(time gain compensation)，隨深度變化(varying with depth)
$D$	聚焦、繞射、波束成形效應(effects of focusing, diffraction, beamforming)
$BSC$	逆散射係數(backscatter coefficient)，區域 ROI 內均勻(uniform in the local ROI)
$A$	衰減(attenuation)，受頻率影響(frequency-dependent)
$a$	衰減係數(attenuation coefficient)，受頻率影響(frequency-dependent)
$f_i$	頻率成分(frequency component)， $i$ =index
$z_k$	深度(depth)， $k$ =index
$R_s$	訊號功率比(power ratio)，取用相鄰頻率(adjacent frequency)

$S$ 、 $A$  的函式來自文獻[1]定義，各函數意義詳見表1。

$$S(f_i, z_k) = G(f_i) \cdot TGC(z_k) \cdot D(f_i, z_k) \cdot BSC(f_i) \cdot A(f_i, z_k)$$

$$A(f_i, z_k) = \exp(-4a f_i z_k)$$

1. 頻譜中取用特定頻率  $f_i$  及其相鄰頻率成分  $f_{i-1}$  (此即參考頻率)，計算兩者功率比  $Rs$ 。

$$Rs(f_i, z_k) = \frac{S(f_i, z_k)}{S(f_{i-1}, z_k)} = \frac{G(f_i) \cdot TGC(z_k) \cdot D(f_i, z_k) \cdot BSC(f_i) \cdot A(f_i, z_k)}{G(f_{i-1}) \cdot TGC(z_k) \cdot D(f_{i-1}, z_k) \cdot BSC(f_{i-1}) \cdot A(f_{i-1}, z_k)}$$

2.  $f_i \sim f_{i-1}$  的範圍內，超音波近似於未聚焦平面波，因此可盡量排除聚焦、繞射、波束成形的效應  $D$ 。時間增益補償僅取決於深度而非頻率，故  $TGC$  也恰好約分。

$$Rs(f_i, z_k) = \frac{G(f_i) \cdot BSC(f_i) \cdot A(f_i, z_k)}{G(f_{i-1}) \cdot BSC(f_{i-1}) \cdot A(f_{i-1}, z_k)}$$

3. 將算式簡化成單一參數  $a$  即可估算，以便套入最小平方法(LSM)減少誤差。引入參考深度  $z_r$ ，減少空間中訊號干涉所致噪波，即可排除  $G$ 、 $BSC$  (無關深度的未知數)。

$$Rs_{nor}(f_i, z_k, z_r) = \frac{Rs(f_i, z_k)}{Rs(f_i, z_r)} = \frac{A(f_i, z_k)}{A(f_i, z_r)} \frac{A(f_{i-1}, z_r)}{A(f_{i-1}, z_k)}$$

4. 經標準化的功率比  $Rs_{nor}$  取自然對數，獲得可套入 LSM 的線性關係式，進行合併、移項，可得出訊號在仿體(phantom)中隨深度變化的衰減曲線圖。

功率比的自然對數  $\ln[Rs_{nor}]$ 、相鄰頻率差  $(f_i - f_{i-1})$ 、深度變化  $(z_k - z_r)$ 。將  $\ln[Rs_{nor}] / 4(f_i - f_{i-1})$  作為縱軸，乘上  $(20 \log_{10} e)$  將單位換算成 dB/MHz， $(z_k - z_r)$  作為橫軸，單位為 cm。

$$\ln[Rs_{nor}(f_i, z_k, z_r)] = \ln[A(f_i, z_k)] - \ln[A(f_i, z_r)] + \ln[A(f_{i-1}, z_r)] - \ln[A(f_{i-1}, z_k)]$$

$$\ln[Rs_{nor}(f_i, z_k, z_r)] = -4a(f_i - f_{i-1})(z_k - z_r) \Rightarrow a = \frac{\ln[Rs_{nor}(f_i, z_k, z_r)]}{-4(f_i - f_{i-1})(z_k - z_r)}$$

5. 運用 Matlab 既有的多項式擬合函數，估算該圖線性回歸(linear regression)斜率  $a$ ，即為全域(Global)衰減係數，單位為 dB/cm/MHz。用前述 Field II 模擬程式自訂衰減係數值，即可驗證該線性回歸斜率的正誤，評估參考頻率法的可行性是否為零，並思考數據產生浮動誤差的可能原因。

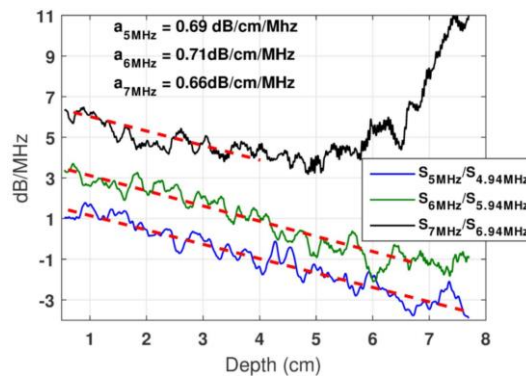


圖 1 不同中心頻率下功率比(dB/MHz)隨深度(cm)衰減曲線示意圖[1]

\* 虛線斜率為估算衰減係數 \* 數據從仿體(經 Fibrosan 校準，0.68 dB/cm/MHz)獲取  
\* 用 Verasonics Vantage system 以 5 MHz 中心頻率對仿體進行未聚焦平面波成像

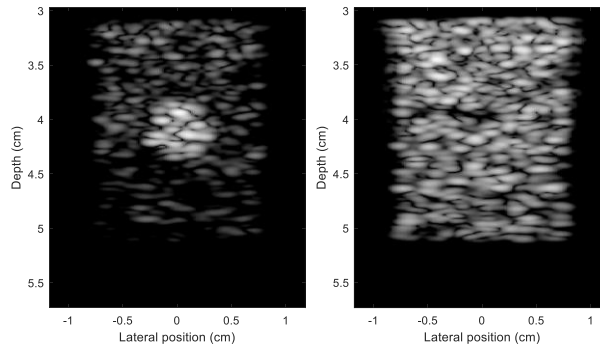


圖 2 自行模擬的仿體 B-mode 影像

\*圖左為直徑5mm 的囊腫(cyst)，右為軟組織

6. 將仿體的原始資料(RF data)依序進行 Envelope detection (作 Hilbert transform 並取絕對值)與 Normalization，並決定 A-line 掃描數量(超音波探頭傳感器的掃描條數)，可得出 B-mode 影像。仿體分為三方向：x 方向的寬度(width)、z 方向的高度(height)、y 方向的橫截寬(transverse width)，其中 y 方向是 B-mode 影像中無法獲取掌握的訊息。

## 結果分析

我們透過散射點隨機生成、頻譜取樣、參數調整，模擬出功率比衰減曲線。如表2中類型 I 所示，滿足特定的隨機數流、忽略仿體橫截寬(B-mode 影像無法掌握的 y 方向仿體資訊)、超音波探頭中心頻率5MHz 這些特定條件時，衰減係數估算符合系統預期，如圖3、表4所示，顯示已達成階段性成果，「參考頻率法」的可行性並非為零。

<p>散射點 隨機生成</p>	<p>表2顯示 Matlab 隨機數生成函數的兩種類型——</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. rand()或 randn()，特定隨機數流，每次產生的隨機數取自相同數集</li> <li>2. rng('shuffle')，非固定隨機數流，每次產生的隨機數不同</li> </ol> <p>這些函數讓仿體散射點每次生成皆為不同分布位置和大小。程式模擬多次可得多個估算值的平均，可評估不同條件下衰減係數估算的可行性。</p>
<p>頻譜取樣</p>	<p>表3顯示，因頻譜離散分布，中心頻率及其相鄰頻率只能取近似值。Matlab 為離散 FFT，取樣頻率設100MHz，確保實作時符合取樣定理。依圖1從頻譜取出中心頻率 <math>f_c</math> 及其相鄰頻率，以計算功率比。時域補零相當於頻域插值，讓頻譜的離散分布更平滑。取樣頻率範圍內的取樣點數 Npoint，為矩形窗函數寬度與補零數合計。取樣頻率範圍中間定為0Hz，設一個3000個取樣點的頻譜分布。</p>
<p>參數調整</p>	<p>圖3、表4僅列出最接近預想的數據作代表(因程式模擬次數相當多)。將組織模擬仿體、超音波探頭傳感器、預設衰減係數作參數調整。</p>

我們期望「參考頻率法」能應對更多樣的狀況，因此嘗試調整其他參數，並將隨機數流設為非固定，然而發生估算值不減反增的誤差。經過與教授討論，靠大量數據平均，以求接近預想的衰減趨勢，但數據仍然有著不小的浮動，以下進行問題探討。

聚焦效應	表5為不同中心頻率下多次模擬中其中一個衰減曲線。 相鄰頻率無法完全消除聚焦效應。 取用中心頻率高→聚焦所需距離長→超音波能量衰減稍多→SNR 降低→ 功率比衰減曲線錯誤升高→線性回歸斜率錯誤升高→衰減係數低估。
非均勻組織內散射	逆散射係數(BSC)的前提為「區域 ROI 內均勻」(uniform in the local ROI)，然而本報告所估算全域(Global)衰減係數，需要建立在全域 ROI 均勻的前提。仿體作為人體軟組織的模擬，整體看是非均勻的，
訊號旁瓣	表6顯示補零數、窗寬度改動下衰減曲線變化(中心頻率5MHz 下所有參數不變，取樣點數 Npoint 固定)，此處浮動可能源自旁瓣(sidlobe)。 矩形窗函數(rectangular window)的特點在於，雖然訊號主瓣(mainlobe)集中，但其旁瓣也不算非常小，而補零數較多時似乎也會造成旁瓣增加。
頻譜洩漏	頻譜洩漏指實際頻率成分的訊號能量，被分散到相鄰的其他頻率點，故功率比浮動大；柵欄效應指頻域中除了取樣的離散點，其餘部分頻率成分被遮攔，可能遺漏一些重要的頻率成分。受限於頻譜的離散分布，欲取5MHz，實際只能取4.9983MHz，導致這些效應擴大。
柵欄效應	

## 結果圖表

表 2 5MHz 中心頻率下不同類型隨機數流的估算結果

類型	I	II
隨機數流	特定	非固定
仿體橫截長	0 (mm)	10 (mm)
隨機數生成函數	rand('state',12345) randn('state',45678)	rng('shuffle')
模擬次數	3	12
mean()	-0.6903	-0.6548
std()	0.1450	2.4727

表 3 指定頻率、頻譜取用頻率、衰減係數對應表

指定頻率(MHz)	5	4.94	6	5.94	7	6.94
取用頻率(MHz)	4.9983	4.9317	5.9980	5.9314	6.9977	6.9310
Npoint, -fs/2~fs/2	1651	1649	1681	1679	1711	1709
Npoint, 0~fc	151	149	181	179	211	209
衰減係數 (dB/cm/MHz)	預設值	-0.69		-0.71		-0.66
	估算值	-1.385		-0.45565		+0.16504

\*上表中衰減係數估算值係以非固定隨機數流模擬8次後計得

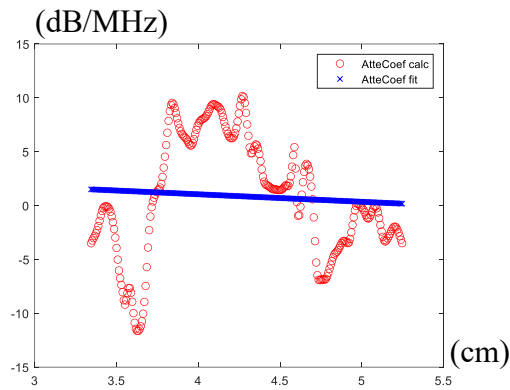


圖 3 5MHz 中心頻率下自行模擬之功率比(dB/MHz)隨深度(cm)衰減曲線  
 \*紅圈為功率比估算值，藍線為線性回歸直線，斜率為估算衰減係數(dB/cm/MHz)

表 4 模擬參數調整表 (圖 3 使用的數值)

參數	意義	單位	數值	參數	意義	單位	數值
x_size	仿體寬度	mm	15	Rfocus	傳感器焦半徑	mm	50
y_size	仿體橫截寬		0	fc	中心頻率	MHz	5
z_size	仿體高度		20	f_cmp(1)	頻率成分		4.9983
z_start	仿體表層位置		30	f_cmp(2)	相鄰頻率	4.9317	
Nstep	A-line 掃描數	#	151	atte	預設衰減係數	dB/cm/	-0.69
N	散射點數		5000	fit(1)	估算衰減係數	MHz	-0.6972

\*隨機數流為特定：rand('state',12345)、randn('state',45678)

表 5 模擬參數調整與衰減曲線表 (僅列出相較於表 4 改變的參數)

參數	單位	數值		
y_size	mm	10		
Nstep	#	159		
fc	MHz	5	6	7
f_cmp(1)		4.9983	5.9980	6.9977
f_cmp(2)		4.9317	5.9314	6.9310
atte	dB/cm/	-0.68		
fit(1)	MHz	-0.9033	-0.5554	+0.0898
衰減曲線作圖 縱軸: (dB/MHz) 橫軸: (cm)				

\*隨機數流為非固定：rng('shuffle')。

\*紅圈為功率比估算值，藍線為線性回歸直線，斜率為估算衰減係數(dB/cm/MHz)。

表 6 補零數與窗寬度造成衰減曲線估算變化

少←	補零數	→多
寬←	窗寬度	→窄
疏←	頻譜點	→密
難←	頻率分辨	→易
錯誤下降←	功率比	→錯誤升高
下降←	線性回歸斜率	→升高
高估←	估算衰減係數	→低估

## 總結

本專題的目標，乃驗證衰減曲線中線性回歸斜率的正誤，評估參考頻率法的可行性是否為零，並思考數據產生浮動誤差的可能原因。先前特定條件下的階段性成果，衰減係數的預設值與估算值相當接近，說明「參考頻率法」進行超音波衰減係數估算的可行性並非為零，具有嘗試的價值。

不過，若要將該方法推廣至更多情況，則聚焦效應、組織非均勻、窗函數與補零所致訊號旁瓣、頻譜洩漏、柵欄效應，這些問題探討中的誤差要素，是往後延伸該方法時需突破的障礙。如欲達成精確的衰減係數估算技術，仍有漫長的研究路程要走。

超音波作為常見生醫成像手段，其優勢不在解析度、精準醫療，而在於便攜性、實時成像、初步診察，故未來的發展性、實用性仍不可小覷。當超音波衰減係數能精確估算，足以用來判別物質的種類，則以脂肪肝為代表、在體內某處堆積物質的慢性疾病將可及早發現，更加裨益社會大眾的健康。

## 參考文獻

[1] P. Gong, P. Song, C. Huang, J. Trzasko and S. Chen, "System-Independent Ultrasound Attenuation Coefficient Estimation Using Spectra Normalization," in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 66, no. 5, pp. 867-875, May 2019, doi: 10.1109/TUFFC.2019.2903010.

## 心得感想

約莫兩個學期的這段期間，依循流程與教授進行每週的專題討論，學習許多艱澀的專有名詞，以及未接觸過的 Matlab 與 Field II 模擬程式。雖然專題過程困難重重，失敗才是常態，但確認專題有所進展的那一刻仍舊令人喜悅。

經由本次專題的訓練，曾經學過的傅立葉轉換不再僅限於紙上談兵，而是真的能實際運用在程式語言。此外，由教授指導的另一位同學陳宇恆，具有豐富的 Matlab 操作經驗，給予我許多專業知識的協助。

最終，在特定條件下取得階段性成果，說明用參考頻率法進行係數估算的可行性並非為零，這一切多虧教授和同學在這段期間對我的耐心指導，讓我獲益匪淺，在此表達誠摯的感謝。