

인체간 조직의 비선형 초음파 감쇄상수 추정

이 노 성 · 우 광 방 · 유 형 식*

Estimation of Ultrasound Attenuation Coefficients with Nonlinear Frequency Dependency for Human Liver

No-Sung Lee, Kwang-Bang Woo, and Hyung-Shik Yu

- Abstract -

In this study, the coefficients of ultrasound attenuation for human liver were determined in 6 normal humans and in 38 patients with diffuse liver disease. The coefficients with linear frequency dependency as well as nonlinear frequency dependency were evaluated. Gaussian pulse propagating in a lossy medium suffers downshifting of a center frequency and decreasing in the bandwidth. Such changes in frequency domain spectrum were quantified in terms of changes in the attenuation coefficients with nonlinear dependency, which in turn improve clinical implications of the coefficients.

Statistical analysis shows that the attenuation coefficients evaluated with nonlinear dependency reflect an improved accuracy for the diffuse liver disease than those with linear dependency. The discriminant analysis also indicate the improved classification with nonlinear dependency(75%) than with linear dependency(61%).

1. 서 론

초음파를 이용한 영상장치의 임상응용이 확대되고 있으나 영상의 불분명한 분해능력과 비정상 조직검출이 어렵다. 이에 따라서 조직 특성화(tissue cha-

racterization) 측면에서 비동질 조직의 정량적 파악을 위해 생체 연부조직의 초음파 감쇄 특성의 측정이 검토되고 있다.

감쇄 상수의 추정 방법에서 주파수 영역 스펙트럼의 중심 주파수 하향천이에 의한 생체조직 감쇄상수 추정이 제시되었다.⁵⁾ 이 방법은 입사파가 선형 주파수 의존 감쇄를 나타내는 Gaussian 함수로 가정되어 반사파 역시 전달거리에 선형으로 중심 주파수의 하향천이가 나타난다. 그러나 많은 조직이 비선형 주파수 의존감쇄를 나타내며, 특히 지라에 있어서 주파수 의존 지수는 1.5, 뇌의 백질에서는 2, 지방성 간에서는 1.1~1.4로 밝혀 졌다.^{10, 12)} Ophir과 Jae-

<접수 : 1990년 4월 30일>
연세대학교 전기공학과

Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

*연세암 센터 방사선과

Dept. of Radiology, Yonsei Cancer Center

ger는 이러한 비선형 주파수 의존 감쇄를 나타내는 경우를 고려하여 스펙트럼에서의 중심 주파수 하향 천이를 감쇄상수에 관련시켰다.¹⁴⁾ 또 비선형 주파수 의존 감쇄를 나타내는 일반적인 경우에 대하여 하향 천이된 중심 주파수 및 축소된 대역폭과 전달파에 대한 산술적인 표현이 검토되었다.⁹⁾ 이에 따르면 주파수 의존 지수 n의 값에 상관 없이 Gaussian함수로 가정된 입사파에 대하여 반사파는 Gaussian함수를 유지한다. 또 초음파가 감쇄매질을 통해 투사될 때 발생하는 변화로 중심 주파수의 하향천이와 대역폭의 축소가 일어나게 되며 이 변화는 감쇄상수에 상관된다. 중심 주파수의 하향천이와 대역폭의 축소의 측정으로서 비선형 주파수 의존 감쇄상수를 결정하게 된다.

본 연구에서는 비선형 주파수 의존 감쇄상수를 정상인과 간병변 환자에게 적용하여 인체 간조직에 대하여 정량적으로 평가하였다. 또한 선형 매질로 가정한 경우의 감쇄상수와 비교하고 비선형 주파수 의존 감쇄상수에 의한 간병변의 객관적인 평가를 검토하였다.

2. 초음파 영상처리와 감쇄상수 추정

2.1 기본 모델

생체연부조직에서의 감쇄 현상은 주파수에 따라 증가하기 때문에 초음파신호가 조직을 통과할 때 고주파수 성분은 저주파수 성분보다 감쇄가 크며, 이에 따라 손실 매질을 통과한 후의 스펙트럼 변화가 발생한다. 이러한 스펙트럼 변화에 감쇄상수를 정량적으로 표현하기 위해 파의 형태와 감쇄에 대한 모델이 제안된다. Dine과 Kak¹⁾은 Gaussian함수에 의해 초음파 모델링을, Narayana와 Ophir¹¹⁾ 비선형인 경우의 전달파의 형태를 제시하였다. 본 논문에서는 이러한 가정을 기반으로 하여 입사파에 대하여 Gaussian함수를 적용하고 감쇄에 대하여는 매질에 따라서 규정되는 비선형인 형태로 가정한다.

$$\alpha(f) = \alpha_0 f^n \quad (2.1)$$

여기서 $\alpha(f)$: 주파수 의존 감쇄 함수, α_0 : 감쇄

상수, n : 주파수 의존 지수.

주파수 의존 지수 n은 생체 조직내에서 보통 1과 2사이의 범위에 있으며 조직 상태에 대한 정보를 포함한다.

2.2 비선형인 매질의 감쇄 모델

입사파의 주파수 스펙트럼은

$$|I(f)| = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \text{Exp}(- (f-f_0)^2/2\sigma^2) \quad (2.2)$$

여기서 $|I(f)|$ 는 입사파의 푸리에 진폭 스펙트럼, σ^2 은 스펙트럼의 분산, f_0 는 스펙트럼의 중심 주파수로 주어진다. 신호의 감쇄는 주파수에 따라 비선형적으로 산란되며 다음과 같은 지수 형태로 주어진다.

$$|H(f)| = \text{Exp}(-2\alpha_0 f^n z) \quad (2.3)$$

여기서 $|H(f)|$ 는 주파수 의존 전달 함수, z는 총 신호 전파 거리, α_0 는 매질의 감쇄상수, n은 주파수 의존 지수.

신호가 매질을 통과하면 그 진폭 스펙트럼은 수정되어 다음과 같게 된다.

$$|R(f)| = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \text{Exp}(d) \times \text{Exp}(-\frac{1+2a\sigma^2\alpha_0z}{2\sigma^2} (f - \frac{(f_0-4b\sigma^2\alpha_0z)}{1+4a\sigma^2\alpha_0z})) \quad (2.4)$$

$$\text{여기서 } a = \frac{n(n-1)f_0^{n-2}}{2}, \quad b = n(2-n)f_0^{n-1}$$

$$c = (n^2/2 - 2n + 1) f_0^n,$$

$$d = 4c\sigma^2\alpha_0z - \frac{(f_0 - 4b\sigma^2\alpha_0z)^2}{1 + 4a\sigma^2\alpha_0z} \quad (2.5)$$

따라서 매질과 초음파의 상호관계에 대한 결과로서 중심 주파수와 분산은 변하지만 Gaussian 형태는 유지된다. 식(2.4)는 다음과 같은 중심 주파수와 분산을 가진 Gaussian 함수라고 서술된다.

$$f_c = \frac{f_0 - 2n(2-n)f_0^{n-1}\sigma^2\alpha_0z}{1 + 2n(n-1)f_0^{n-2}\sigma^2\alpha_0z} \quad (2.6)$$

$$\sigma'^2 = \frac{\sigma^2}{1 + 2n(n-1)f_0^{n-2}\sigma^2\alpha_0 z} \quad (2.7)$$

가. 선형인 경우 ($n=1$)
식(2.6)와 (2.7)로 부터

$$f_c = f_0 - 2\alpha_0 z \sigma^2 \quad (2.8)$$

$$\sigma'^2 = \sigma^2 \quad (2.9)$$

이 결과는 Kuc 등에 의해 발표된 것과 일치한다.⁶⁾
나. 제곱인 경우 ($n=2$)
식(2.6)와 (2.7)은 다음과 같이 된다.

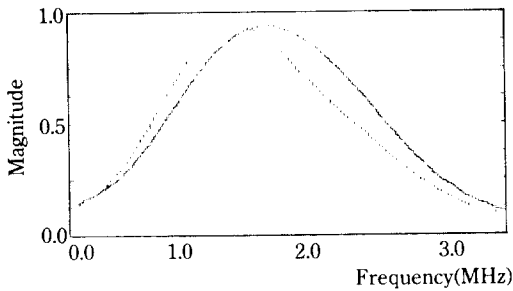


그림 2.1 스펙트럼의 중심 주파수 하향천이 (1.6MHz - 1.31MHz)

Fig. 2.1 The center frequency downshift of the spectrum (1.65MHz-1.31MHz)

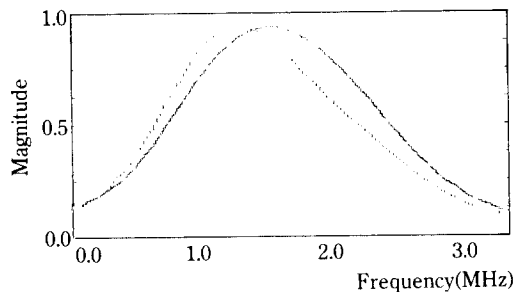


그림 2.2 스펙트럼의 중심 주파수 하향천이와 대역폭의 축소 (1.64MHz-1.41MHz ; 1.54MHz-1.33MHz)

Fig. 2.2 The center frequency downshift and the reduced bandwidth of the spectrum (1.64 MHz-1.41MHz ; 1.54MHz-1.33MHz)

$$f_c = \frac{f_0}{1 + 4\sigma^2\alpha_0 z} \quad (2.10)$$

$$\sigma'^2 = \frac{\sigma^2}{1 + 4\sigma^2\alpha_0 z} \quad (2.11)$$

이 방정식은 Merkuloba에 의해 알려진 것과 일치한다.⁷⁾

2.3 스펙트럼 분석법

본 연구에서는 페리오도그램(Periodogram)방법을 이용한 신호 처리 기법을 반사파의 스펙트럼 분석에 이용한다. 이 방법은 전력 스펙트럼 추정에 FFT 알고리즘을 이용한 Welch의 기법에 기초를 두었으며 이는 계산속도와 저장부분을 줄일 수 있다.

신호 $x(n)$ 이 전력 스펙트럼 $S_{xx}(f)$ 를 갖게되면 $x(n)$ 을 중첩시키면서 세그먼트(segment)의 길이 L 인 K 개의 세그먼트를 취한다. 그리고 길이 L 인 각 세그먼트에 대하여 수정된 페리오도그램을 구한다. 그 다음에 이러한 시퀀스들의 이산 푸리에 변환을 구한다.

$$X_i(f) = \sum_{n=0}^{M-1} X_i(n)wd(n)\text{Exp}\left(-j\frac{2\pi}{M}fn\right) \quad 0 \leq f \leq M-1, 0 \leq i \leq K-1 \quad (2.12)$$

여기서 M 은 FFT 길이이며 $X_i(f)$ 는 FFT를 이용하여 계산한다. i 번째 수정된 페리오도그램은 다음과 같다.

$$S_i(f) = |X_i(f)|^2 \quad 0 \leq f \leq M-1, 0 \leq i \leq K-1 \quad (2.13)$$

스펙트럼 추정을 하기 위하여 레디안 주파수 $2\pi f/M$ 으로 정규화시키고 평균을 취한다.

$$S_{xx}(2\pi f/M) = \frac{1}{KU} \sum_{i=0}^{K-1} S_i(f) \quad 0 \leq f \leq M-1 \quad (2.14)$$

$$U = \sum_{n=0}^{L-1} wd^2(n) \quad (2.15)$$

여기서, L 은 창함수 길이이고 U 는 스펙트럼 추정

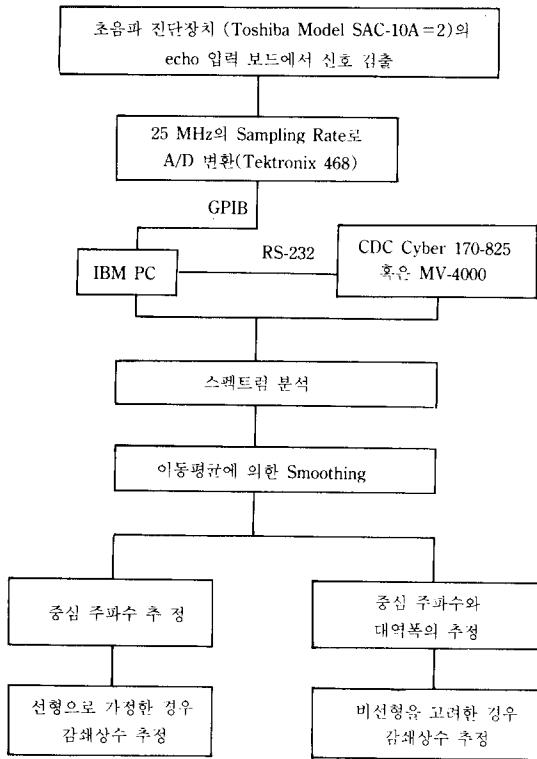


그림 2.3 초음파 감쇄상수추정 블록 선도
Fig. 2.3 Block diagram for estimating the ultrasound attenuation coefficient.

을 위하여 무편향(unbias)되는 것이 필요하다. 따라서 스펙트럼의 추정은 이러한 페리오도그램의 평균이다.

Window의 종류로는 스펙트럼 창함수의 엽(lobe)을 줄이기 위하여 다음의 Hamming 창함수를 사용한다.

$$Wd(n) = \begin{cases} 0.54 - 0.46 * \text{COS}(8 * \text{ATAN}(1.0) * (n-1)/(L-1)) & 0 < n < L-1 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2.16)$$

2.4 스펙트럼의 평활화

평활화(smoothing)는 random error 즉 본래 데이터의 분산을 보다 적게하기 위해 사용되어 진다. 따라서 본 연구에서는 스펙트럼에 대하여 다음과 같은

이동 평균에 의한 평활화를 한다. 관찰치가 y_{m+1}, \dots, y_{T-m} 과 같이 주어졌을때 t에서의 평활화한 값은 다음과 같이 된다.

$$y_t^* = \sum_{s=-m}^m c_s y_{t+s} \quad t=m+1, \dots, T-m \quad (2.17)$$

이 값은 t에서의 m 시간내에 있는 관찰치 y의 가중평균을 나타내고, 따라서 c는 다음과 같이 규준화된다.

$$\sum_{s=-m}^m c_s = 1$$

이렇게 구해진 $y_{m+1}^*, \dots, y_{T-m}^*$ 는 원래의 관찰치 {y}의 이동 평균이라 한다. 다시 말하면 평활화 과정은 차수 P인 다항식을 전체 데이터에 맞추는 대신에 $2m+1$ 개의 연속된 데이터를 P차인 다항식에 맞춰서 중앙값에서 평활화된 값(trend)을 추정하기 위해 이 다항식을 이용하는 것이다.

3. 임상 실험

3.1 실험 장치의 구성

본 연구에 사용된 초음파 진단기기는 연세 압센터의 Toshiba Model SAC-10A=2 (compound type)로 접촉 주사와 리니아 전자주사가 겸용된 장치이며 모든 실험에 직경과 중심 주파수가 각각 13mm, 2.25MHz이고, PZT를 재료로 한 트랜스듀서(transducer)를 사용한다.

매질로부터 반사되는 파형을 측정하기 위해 A/D 변환기가 내장된 Digital Storage Oscilloscope 468 (Tektronix)이 사용되며 RAM 속에 저장된 데이터를 IBM PC에 옮기기 위해 National Instrument의 GPIB(General Purpose Interface Bus)를 이용한다.

여기서 얻어진 데이터는 RS-232 방식의 RMF 소프트웨어를 이용하여 컴퓨터 CDC CYBER 170-825에 입력하여 스펙트럼이나 그 밖의 분석을 행하였다. 전체 실험장치는 사진 3-1에 나타나 있다.

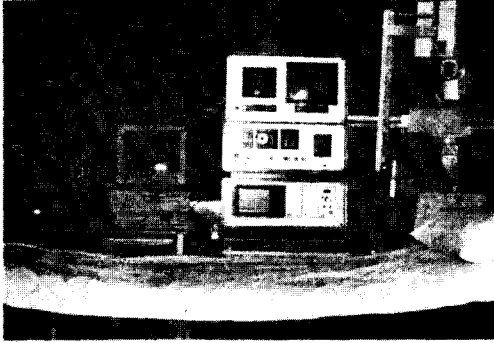


사진 3.1 실험 장치

Photo.3.1 Experimental instrumentation

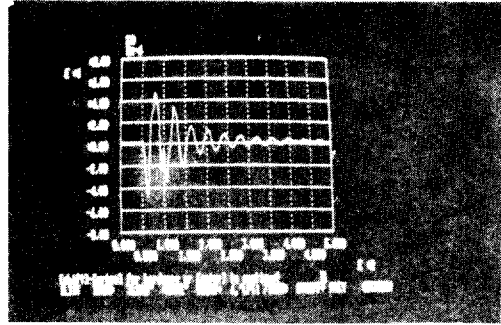


사진 3.2 입사 신호, 20 V/div., 1 us/div.

Photo.3.2 Source signal, 20 V/div., 1 us/div.

3-2. 간병변 환자의 선택

본 연구에 참여한 정상인과 간병변 환자는 연세 암센터에서 초음파 검사 및 Gammer scanner 환자중 전문 의료진들에 의하여 수술, 복각경 검사, 침생검법(needle biopsy) 및 임상검사 소견의 종합으로 확인된 44명의 환자를 대상으로 한다. 본 연구에 참여한 간병변 환자의 종류는 표 3.1과 같다.

표 3.1 실험 대상

Table 3.1 Experimental material

병 명	환자수
정 상 인 (normal patient)	6
간 염 (hepatitis)	4
간 경 화 (cirrhosis)	14
간 암 (hepatoma)	14
지방성간 (fatty liver)	6

3.3 실험 과정

트랜스듀스로 주사되는 초음파 입사 신호를 측정하기 위해 반사 계수가 큰 강철을 통속에 넣고 그 위에 물을 부은 후 초음파를 시료에 주사한다. 이 때 강철에서 반사된 신호를 TGC(Time Gain Control) 이전의 Echo 입력에서 측정한다(사진 3.2).

먼저 정상인을 대상으로한 실험에서 일단 B scan 영상을 통해 대상인의 간부위를 확인하고 확인된 부위에 충분히 Jelly를 바른후 부위에 수직으로 초음파를 주사하여 되돌아 온 초음파 반사 신호를 파형기억장치(Tektronix 468)에 내장된 8bit의 A/D 변환기에 의해 40ns의 샘플링 간격으로 변환하고, 이 때의 데이터는 GPIB를 통하여 IBM PC의 디스크에 저장시킨다.

간염, 간 경화, 지방성 간등과 같은 미만성 간질환 환자는 간 전체에 증세가 나타나므로 정상인과 유사한 과정을 거쳤으나, 간암 환자에 대해서는 전문 의료진의 지원으로 종양의 위치 및 크기를 초음파 진단기 Disonic model DRF-11(sector type)과 Toshiba model SAC-30A(Linear type)의 B scan을 통하여 대략 윤곽을 파악한 후 종양 중앙 부위에 초음파 신호를 주사하여 반사 신호를 검출한다. 사진 3.3과 사진 3.4는 각각 정상인 간의 근거리 영역과 원거리 영역에서 반사되는 초음파 반사신호를 A/D변환한 후 GPIB를 이용하여 IBM PC로 전송한 다음 IBM PC에서 그린 그림의 사진을 나타내고 있다.

4. 실험 결과 및 고찰

본 연구에서는 인체 간 조직에 대해 선형 주파수 의존 감쇄를 고려하고 또한 비선형 주파수 의존 감쇄를 고려한 감쇄상수를 각각 추정하고 그 결과를 비교 분석한다.

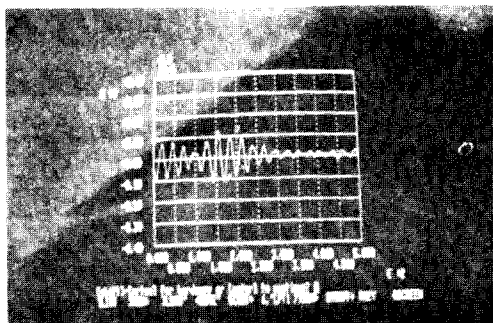


사진 3.3 정상인 간의 근거리 영역에서의 초음파 반사신호 (0.1 V/div., 1 us/div.)

Photo.3.3 Ultrasound reflection signal from the near region of the normal human liver (0.1 V/div., 1 us/div.)

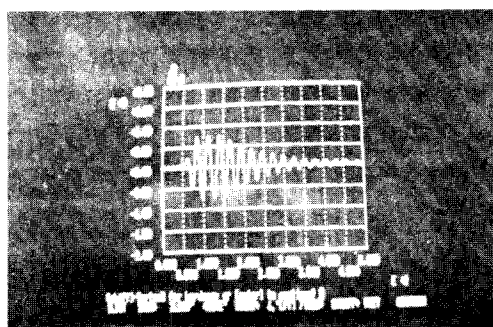


사진 3.4 정상인 간의 원거리 영역에서의 초음파 반사신호 (50 mV/div., 1 us/div.)

Photo.3.4 Ultrasound reflection signal from the far region of the normal human liver (50 mV/div., 1 us/div.)

4.1 정상인 및 간병변 환자의 실험 결과

가. 선형인 경우 (n=1)

표 4.1에서 보는바와 같이 선형인 경우 정상인 및 간병변 환자의 감쇄상수는 간암, 간경화, 정상인 간, 지방성 간, 간염의 순으로 높게 나타났다. 즉 간암, 간경화의 경우 정상인 간보다 높게, 지방성 간, 간염의 경우는 정상인보다 낮게 나타난다. 간경화 환자의 감쇄상수 추정치가 정상인의 감쇄상수 추정치

표 4.1 선형인 경우의 초음파 감쇄상수 추정값

Table 4.1 Ultrasound attenuation coefficients with linearity (dB/cm. MHz)

	범 위	평균	표준 편차
간 암	0.0365-0.0510	0.0440	0.0050
간 염	0.0082-0.0092	0.0087	0.0003
지방성간	0.0092-0.0137	0.0109	0.0013
간 경 화	0.0164-0.0452	0.0282	0.0092
정상인간	0.0102-0.0303	0.0190	0.0072

표 4.2 비선형인 경우의 초음파 감쇄상수 추정값

Table 4.2 Ultrasound attenuation coefficients with nonlinearity (dB/cm. MHz)

	범 위	평균	표준 편차
간 암	0.0282-0.0371	0.0334	0.0040
간 염	0.0027-0.0049	0.0039	0.0011
지방성간	0.0055-0.0071	0.0063	0.0006
간 경 화	0.0140-0.0228	0.0178	0.0035
정상인간	0.0071-0.0247	0.0155	0.0062

보다 높은 것은 간경화의 섬유 조직의 양이 정상인의 간에 비해 많기 때문이다. 간암의 경우 종양에 대한 감쇄상수의 추정치와 일반 생체 조직에 대한 감쇄상수 추정치와의 차이때문에 높은 것으로 판단된다.

표 4.2와 같이 비선형인 경우에서의 감쇄상수 추정치는 간암, 간경화, 정상인 간, 지방성간, 간염의 순으로 높게 나타났으며 이는 표 4.1에 나타난 선형일 때의 감쇄 상수와 비교할 때 전반적으로 낮은 분포를 보이지만 동일한 크기 순서를 나타내고 있다. 비선형 주파수 의존 감쇄상수에 따른 주파수 의존 지수를 추정하고 그 상관 관계를 알기위해 감쇄상수와 주파수 의존 지수의 관계를 나타내는 회귀방정식을 이용하여 회귀분석하였으며 주파수의존 지수의 추정치는 표 4.3과 같다.

표 4.3에서 간염의 경우 감쇄상수와 주파수 의존 지수와는 90.18%의 높은 상관 관계를 나타내고 있으나 지방성 간 및 정상인의 경우 각각 60.44%, 57.52%의 상관 관계를 나타내며 간암 및 간경화의 경

표 4.3 주파수의존 지수의 추정값, n

Table 4.3 Exponents of frequency dependence, n

	기울기	절편	표준 오차	비선형 지수	상관 관계
간 암	8.6558	1.3911	0.2091	1.68	0.1635
간 염	-12.2595	1.8330	0.0411	1.55	0.9013
지방성간	165.5155	0.2724	0.1481	1.31	0.6044
간 경화	6.9919	1.2882	0.1428	1.41	0.1703
정상인간	31.6613	0.8219	0.2805	1.31	0.5752

우는 각각 16.35%, 17.03%의 낮은 상관 관계를 나타내고 있다. 이는 간염의 경우를 제외한 모든 경우에 감쇄상수와 주파수의존 지수와의 유의있는 관계가 아니라는 것이다. 주파수의존 지수는 간암, 간염, 간경화, 그리고 지방성 간과 정상인의 순으로 높게 나타났으며, 생체 연부조직에 대해 주파수 의존 지수가 1과 2사이에 분포의 예상과 일치한다. 지방성간의 경우 알려진 바와 같이 1.1과 1.4사이의 분포와 유사한 값을 보이고 있다.

4.2 통계적 결과 분석

가. 분산 분석 (analysis of variance)

정상인 및 간병변 환자를 대상으로 하는 실험 결과치의 분석을 위하여 SPSS의 통계처리 기법을 이용한다. 감쇄상수 및 주파수 의존 지수를 정상인 및 간 병변 환자에 따른 5개의 집단으로 나누어 각 집단의 감쇄상수간에 차이의 검증을 위해 분산 분석을 사용한다. 여기서 영가설 부정 확률 수준(rejection level)은 $P < 0.05$ 로 설정한다.

선형인 경우의 분산 분석에서 $F=84.067$, $P=0.001$ 이며 집단간에 차이가 있음을 보여준다. 따라서 선형인 경우 간 병변에 따라 감쇄상수가 유의적 차이가 있다.

비선형인 경우 감쇄상수에 대한 분산 분석에서 $F=54.938$, $P=0.001$ 이며 각 집단에 따라 감쇄 상수가 유의적 차이가 있음을 판정할 수 있다. 또 주파수 의존지수에 대한 분산 분석은 $F=3.441$, $P=0.023$ 로서 각 집단에 따라 주파수 의존 지수가 다르다고 판정할 수 있다.

나. 판별 분석 (discriminant analysis)

판별 요인에 의해 집단이 구별될 수 있는 정도를 검증하는 판별 분석을 이용하여 정상인 및 간 병변 집단을 판별한다. 표 4.4는 선형인 경우 감쇄상수에 따른 판별분석을 나타내고 있다.

표 4.4의 분류 결과표는 총 44명의 표본을 5개의 집단으로 나눈 상태에서 판별값이 과연 얼마나 정확하게 5개의 집단에 포함될 수 있나를 보여 준다. 간암, 간염, 지방성 간의 경우는 높은 판별율을 나타내지만 간 경화와 정상인 간의 경우 다른 집단으로 예측될 가능성이 더 높은 것으로 나타난다. 전체적

표 4.4 선형인 경우 초음파 감쇄상수에 대한 판별 분석 분류결과

Table 4.4 Classification result based on the discriminant analysis of ultrasound attenuation coefficient with linearity

실제 집단	환자수	예측된 집단				
		간 암	간 염	지방성 간	간경변	정상인 간
간 암	14	14(100.0)	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
간 염	4	0 (0.0)	4(100.0)	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
지방성간	6	0 (0.0)	2(33.3)	4(66.7)	0(0.0)	0(0.0)
간 경화	14	4 (28.6)	0(0.0)	0(0.0)	4(28.6)	6(42.9)
정상인간	6	0 (0.0)	0(0.0)	3(50.0)	2(33.3)	1(16.7)

표 4.5 비선형인 경우 초음파 감쇄상수에 대한 판별분석 분류결과

Table 4.5 Classification result based on the discriminant analysis of ultrasound attenuation coefficient with nonlinearity

실제 집단	환자수	예측된 집단				
		간 암	간 염	지방성 간	간경변	정상인 간
간 암	14	14(100.0)	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
간 염	4	0 (0.0)	4(100.0)	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
지방성간	6	0 (0.0)	1(16.7)	5(83.3)	0(0.0)	0(0.0)
간 경화	14	0 (0.0)	0(0.0)	0(0.0)	8(57.1)	6(42.9)
정상인간	6	0 (0.0)	0(0.0)	1(16.7)	3(50.0)	2(33.3)

으로 실제 집단에 정확하게 분류된 사례들은 44명중 27명으로 전체의 61.3%에 달한다. 표 4.5는 비선형인 경우 감쇄상수에 대한 판별분석을 나타낸다.

표 4.5에서 간암과 간염은 매우 정확한 판별(100%)이 가능하며 지방성 간과 간경화는 높은 판별률을 보인다. 그러나 정상인의 경우 간 경화로 판정될 사례가 50%에 이른다. 전체적으로 실제 집단에 정확히 분류된 사례는 44명중 33명으로 75.0%에 이르며 이것은 감쇄상수와 주파수 의존 지수에 의하여 간병변을 비교적 정확히 구별할 수 있음을 알 수 있다. 이는 표 4.4에서의 61.3%에 비해 높은 값으로 나타났으며 따라서 선형인 경우보다 비선형인 경우 더 정확하게 간병변을 구별해 낼 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 6명의 정상인과 38명의 간병변 환자를 대상으로 초음파 반사신호의 감쇄효과가 주파수와의 선형성 및 비선형성인 경우에 대하여 초음파 감쇄상수 및 주파수의존 지수를 추정하고 통계기법을 이용하여 결과분석하였다.

1. 선형인 경우의 감쇄상수의 평균은 간암 0.0440, 간염 0.0087, 지방성 간 0.0109, 간경화 0.0282, 정상인 간 0.0190으로 각각 나타났다. 비선형인 경우의 평균은 간암 0.0334, 간염 0.0039, 지방성 간 0.0063, 간경화 0.0178, 정상인 간 0.0155로 각각 나타났다. 따라서 선형 및 비선형인 경우 간암, 간 경화, 정상인간, 지방성 간, 간염의 순으로 높게 나타났으며 선형인 경우가 비선형인 경우보다 전체적으로 비교적 높은 감쇄상수가 측정되었다.

2. 비선형인 경우의 주파수의존 지수는 간암은 1.68, 간염은 1.55, 지방성 간은 1.31, 간 경화는 1.41, 정상인 간은 1.31을 나타냈다.

3. 비선형인 경우 감쇄상수와 주파수 의존 지수에 대한 각각의 분산 분석에서 각 집단간의 유의적 차이가 있음을 보였다($P < 0.05$).

4. 정상인과 간 병변 환자의 초음파 감쇄상수에 대한 판별분석에서 비선형인 경우의 판별율(33/44)이 선형인 경우 판별율(27/44)보다 높게 나타났다.

사의: 이 논문은 아산사회복지사업재단의 1987년도 연구비 지원에 의하여 이루어졌음.

참 고 문 헌

- 1) Dine K. A. and Kak A. C., Ultrasonic attenuation tomography of soft tissue, Ultrasonic imaging Vol. 1, No. 1, 1979.
- 2) Ferrari L. and Jones J. P., The propagation of gaussian modulated pulses in dissipative and/or dispersive media such as tissue, Ultrasound in Med. or Biol, Vol. 11, No. 2, pp. 299-305, 1985.
- 3) Flax S. W., et. al., Spectral characterization and attenuation measurements in ultrasound, Ultrasonic Imaging, Vol. 5, pp.95-116, 1983.
- 4) Kuc R., Clinical application of an ultrasound attenuation coefficient estimation technique for liver pathology characterization, IEEE Trans. Bio. Eng., Vol. BME-27, no.6, 1980.
- 5) Kuc R. Schwartz M., Estimating the acoustic attenuation coefficient slope from reflected ultrasound signal, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, Vol. 26, pp.353-362, Sep. 1979.
- 6) Kuc R., Schwartz M. and von Micsky L., Parametric estimation of the acoustic attenuation coefficient slope for soft tissue, IEEE Ultrasonic Symposium Proceedings, pp.44-47, 1976.
- 7) Merkulova V. M., Accuracy of the pulse method for measuring the attenuation and velocity of ultrasound, Soviet Physics-Acoustics 12, pp.411-413 1967.
- 8) Meyer C. R., Estimation of ultrasonic attenuation and mean backscatter size via digital signal processing, Ultrasonic Imaging 6, pp.13-23 1984.
- 9) Narayana P. A. and Ophir J., A closed form method for the measurement of attenuation in nonlinearly dispersive media, Ultrasonic Imaging 5,17-21, 1983.

- 10) Narayana P. A. and Ophir J., On the frequency dependence of attenuation in normal and fatty liver, IEEE Trans. Sonic and Ultrasonics, VOL. su-30, NO. 6, NOVEMBER 1983.
- 11) Narayana P. A. and Ophir J., Spectral Shifts of ultrasonic propagation : a study of theoretical and expermental models, Ultrasonic Imaging 5, 22-29, 1983.
- 12) Nicholas D., Evaluation of backscattering coefficient for excised human tissue : Results, interpretation and associated measurements, Ultrasound in Med. and Biol. 8, pp.17-28, '1982.
- 13) 이성모, 인체 간 조직에 대한 초음파 반사 신호의 감쇄상수 추정, 석사 학위논문, 연세대학교 대학원, 1985.