

간내의 비정상 조직 검출을 위한 감쇠계수 추정

최 흥 호* · 홍 승 홍*

=Abstract=

Estimation of Attenuation Coefficient for Detection of Abnormal Tissue in Liver

Heung-Ho Choi,* Seung-Hong Hong*

In this paper, the depth and attenuation coefficient are estimated from the multi-layered liver tissue which contained a inhomogeneous one using reflected ultrasonic signals and the abnormal one is detected quantitatively. Regarding a liver tissue as several reflectors, we analyzed each one by the frequency spectral difference method and discussed its attenuation characteristics.

For the verification of this method, the liver phantom and acrylic are used. And also we proved the usefulness through the experiment.

1. 序 論

근대 의료진단기술에 있어서 초음파를 이용한 영상 장치가 급속하게 발전하고 있다. 이들 초음파를 응용한 장치는 X선보다 인체에 해를 끼치지 않고, 비관혈적인 방법이기 때문에 많은 연구가 진행되어져 임상에 응용되고 있다.¹⁾ 그러나 이러한 초음파 영상장치는 분해능이 낮고, 간경변과 같이 조직내의 비정상 조직을 검출해내기 어려운 경우가 있기 때문에 tissue characterization의 입장에서 생체 조직의 부분별 감쇠계수를 추정하여 비동질 조직을 정량적으로 파악할 수 있다.

일반적으로 생체 연부조직의 감쇠계수를 추정하는 방법으로는 초음파 투과법과 초음파 펄스 반사법이 있다.²⁾ 그러나 인체 구조상 초음파가 투과되지 못하는 곳이 많으므로, 초음파 투과법은 적합치 못하다. 그렇기 때문에 초음파 펄스 반사법을 주로 사용하고 있다. 따라서 많은 학자들이 초음파 펄스 반사법을 이용하여 생체 연부조직의 감쇠특성을 측정하는 방법들을 제안하

였다.²⁻⁶⁾ 그 방법으로서는, 시간 영역 측정법과 주파수 영역 측정법이 있다. 시간 영역 측정법으로서는 입사파와 반사파의 peak값을 직접 비교하여 감쇠량을 측정하는 방법, 잡음이 존재하는 경우에는 부정확하지만 가역필터를 이용하는 법(inverse filtering method), 잡음에는 비교적 안정하나, 감쇠가 큰 경우에는 불안정한 Wiener필터법 등이 있으며, 주파수 영역에서의 측정법은 두개의 일정 대역폭 내의 에너지를 비교하는 방법인 에너지 비율법(energy ratio method), 스펙트럼 편이법(spectral shift method) 및 스펙트럼 차분법(spectral difference method) 등이 있다.⁶⁾ 그리고 거리에 따라 트랜스듀서의 빔이 Gaussian의 형태를 유지하지 못하고 조금씩 찌그러지는 현상이 일어나기 때문에 이를 고려하여 트랜스듀서의 빔을 보상해주는 빔교정(beam correction)에 관한 연구가 행하여지고 있다.^{4,8)} 그러나 이 방법들은 대부분이 단일층으로 구성된 조직에 적용되어져 있기 때문에, 비정상 조직이 포함되어 있는 조직에서의 정량적 추출이 요구되고 있다.

따라서 본 논문에서는, 간의 경우에 있어서 조직을 여러개의 반사체로 구성되어 있다고 간주하고, 다층구조로써 해석하여 각각의 부분별 감쇠계수를 스펙트럼

(1985. 11. 26 접수)

* 인하대학교 공과대학 전자공학과

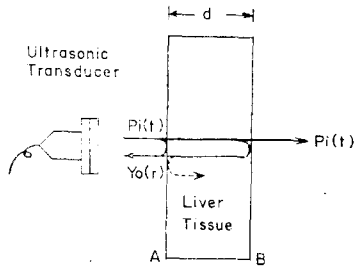
Department of Electronics, Inha University

차분법으로 추정하였다. 그리고 그때의 편차를 구하여 메이터의 신뢰성을 평가했으며 각각의 두께를 측정하여 감쇠특성을 정량적으로 분석하였다.

2. 간조직의 초음파 반사신호 해석

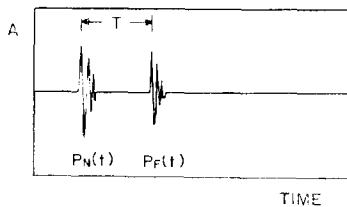
(1) 간조직의 음향감쇠⁶⁾

음향에너지가 분산매질을 전파할 때는 음파의 반사, 회절, 흡수 및 산란 등에 의하여 손실이 생기는데, 이러한 현상을 반사신호에서의 감쇠(attenuation)라고 한다. 간에서도 초음파가 통과할 때 역시 감쇠가 일어난다. 이러한 감쇠의 정도를 추정하기 위하여 다음 그림



(a)

(a) 모델



(b)

(b) 반사신호

그림 1. 간조직의 초음파 반사모델

Fig. 1 A model of reflected ultrasonic model of liver tissue

1과 같이, 수중에 초음파 변환기와 간조직이 직선상에 놓여 있고, 초음파가 조직에 수직 입사하는 모델을 생각하자.

그림 1에서 간조직의 A부분에서 반사되어 돌아오는 신호를 $P_N(t)$ 라 하고, B부분에서 반사되는 신호를 P_F

(t)라고 할 때, 각각의 진폭사이에는 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$A_F(f) = A_N(f) \exp[-2\alpha_0^*(f)d] \quad (1)$$

여기서 $\alpha_0^*(f)$ 는 음향 감쇠계수이며, 단위는 [Nepers/cm]이다. 그런데 1[Nepers]=8.686[dB]이므로 다시 쓰면

$$A_F(f) = A_N(f) 10^{-\alpha(f)d/10} \quad (2)$$

이 된다.

한편 간조직의 음향 감쇠계수는 주파수가 증가함에 따라서 거의 선형적으로 변화하는 주파수 의존성을 가지며 식으로 나타내면

$$\alpha(f) = \alpha_0 f^n \quad [\text{dB/cm}], f > 0 \quad (3)$$

와 같이 된다. 여기서 f 는 주파수, α_0, n 은 감쇠 파라미터들이다. 그러므로 어떤 특정한 주파수에서 감쇠계수를 추정하려면 α_0, n 이 결정되어야 한다. 여기서, n 은 주파수 의존지수로서 연부조직에서는 1이며, 감쇠계수의 주파수에 대한 기울기인 α_0 를 얻으므로써 감쇠계수를 추정할 수 있다.

그림(1)의 모델에서 A부분에서의 반사파 $P_N(t)$ 및 B부분에서의 반사파 $P_F(t)$ 의 전력스펙트럼을 각각 $S_N(f), S_F(f)$ 라고 하면, 이들은 다음 관계가 성립한다

$$S_N(f) = |H(f)|^2 S_F(f) \quad (4)$$

여기서 $|H(f)|^2$ 은 간조직 내부의 에너지 전달함수를 나타내며 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$|H(f)|^2 = 10^{(-\alpha(f)2d)/10} = 10^{-0.2\alpha_0 f^n d} \quad (5)$$

그러므로 뒷식으로부터 감쇠계수 $\alpha(f)$ 는 다음 식으로 구할 수 있다.

$$\alpha(f) = \frac{-10 \log_{10} |H(f)|^2}{2d} \quad (6)$$

여기서 $2d$ 는 반사신호에서의 측정이므로 피측정 매질 두께의 2배에 해당한다.

(2) Spectral Difference법

그림 1의 (a)와 같은 모델에서 매질내의 에너지 전달함수는 식(4)에 의거하여

$$|H(f)|^2 = S_N(f)/S_F(f) \quad (7)$$

로 나타낼 수 있다. 이 식의 양변에 log를 취하여 나타내면

$$10 \log_{10} |H(f)|^2 = 10 \log_{10} S_N(f) - 10 \log_{10} S_F(f) \quad (8)$$

와 같이 된다. 또한 식(6)은

$$10 \log_{10} |H(f)|^2 = -2\alpha(f)d \quad (9)$$

이므로, 식(8) 및 식(9)로부터 감쇠계수는

$$\alpha(f) = \frac{S_f}{2d} \quad [\text{dB/cm} \cdot \text{MHz}] \quad (10)$$

의 식으로 구할 수 있다. 여기서 S_f 는

$$S_f = 10 \log_{10} S_N(f) - 10 \log_{10} S_F(f) \quad (11)$$

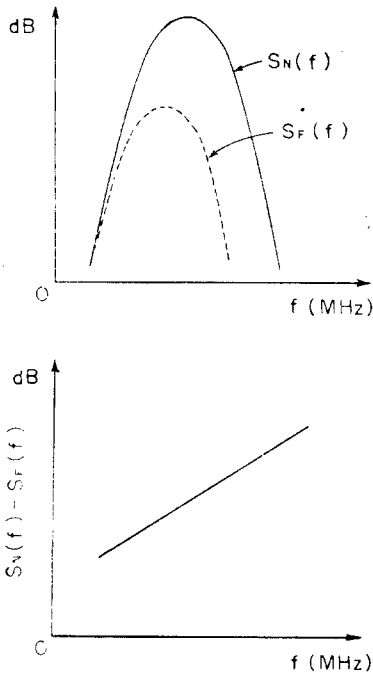


그림 2. 모델에 대한 반사신호의 전력스펙트럼 및 감쇠계수 기울기
Fig. 2. Power spectrum and attenuation coefficient slope of reflected signal from model

이다. 그림 2에 그림 1 (b)신호의 전력 스펙트럼 및 그 차분인 감쇠계수 기울기를 나타내었다.

(3) 간조직의 다층구조 모델

간조직의 병리학적 형태로서 다층구조를 갖고 있는 경우의 모델을 나타내면 그림 3과 같이 실현시킬 수 있다.

그림에서 반사파 $P_r(t)$ 는 다음과 같다.

$$P_r(t) = P_1(t) + P_2(t) + \dots + P_n(t) + P_{n+1}(t) \quad (12)$$

여기서 조직2의 감쇠계수 $\alpha_2(f)$ 를 측정해보자. 그림에

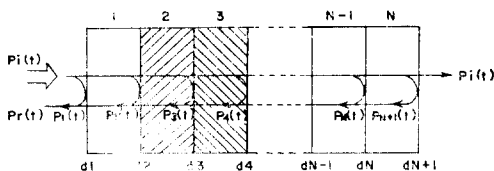


그림 3. 간조직의 다층구조 모델
Fig. 3. A multi-layered model of the liver tissue

서 $P_2(t)$, $P_3(t)$ 를 조직내의 두 계경면에서 반사되는 신호라고 했을 때, 감쇠계수는 식(10)에 의거 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\alpha_2(f) = \frac{S_f'}{2(d_3 - d_2)} \quad (13)$$

여기서 $S_f' = 10 \log_{10} S_2(f) - 10 \log_{10} S_3(f)$ 로써, 두 대수 스펙트럼의 차이이다. 한편 d_2 와 d_3 간의 거리는 다음의 관계로부터 구할 수 있다.

$$2(d_3 - d_2) = cT \quad (14)$$

이 식에서 c 는 간조직내에서의 평균음속($c=1,550\text{m/s}$)이며, T 는 $P_2(t)$ 와 $P_3(t)$ 간의 전파시간이다. 따라서 전체의 간조직으로부터 얻은 반사신호를 부분적으로 선택하여, 그 사이의 감쇠계수를 추정하므로써, 정상조직 내의 비정상조직을 정량적으로 추출해 낼 수 있다.

(4) 데이터 Windowing

일반적인 반사신호에서 우리가 필요로하는 부분의 데이터를 선택할 때 유한폭 시간창(time window)을 사용한다. 이는 전체의 파형중에서 $T_1 < t < T_2$ 만큼에 해당하는 파형 이외에는 전부 0으로 하므로써 실현시킬 수 있다. 이를 식으로 나타내면

$$P_r^M(t) = P_r(t) W^M(t) \quad T_1 < t < T_2 \\ = 0 \quad T_1 > t, T_2 < t \quad (15)$$

와 같이 된다.

창함수의 종류에는 여러가지가 있는데 가장 간단한 방법이 구형창이다. 이는 일정구간의 값만을 1로 놓고 나머지는 0으로 하는 함수이다. 구형창 함수를 나타내는 식은 다음과 같다.

$$W^M(k) = 1 \quad 0 \leq k \leq M-1 \\ = 0 \quad K \geq M-1, K \leq 0 \quad (16)$$

여기서 M 은 창함수의 데이터 수이다. 그러나 구형창을 사용했을 때는 선택한 구간의 시작과 끝 부분의 데이터가 스펙트럼 특성에 영향을 주기 때문에 커다란 결점으로 지적되고 있다. 이러한 영향을 줄이기 위하여 가장 많이 사용되는 창함수가 Hamming창이다. 이 창함수를 식으로 나타내면

$$W^M(k) = 0.54 - 0.46 \cos(2\pi k / M - 1) \quad 0 \leq k \leq M-1 \\ = 0 \quad k \leq 0, k \geq M-1 \quad (17)$$

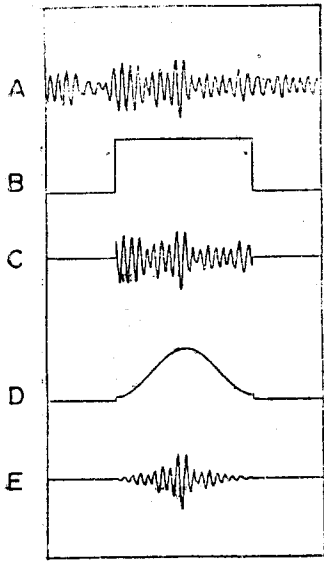
이 된다. 그림 4에 데이터 Windowing 및 전력 스펙트럼의 컴퓨터 시뮬레이션을 나타내었다. 파형 B 및 D는 구형창 및 Hamming창을 나타내며, C와 E는 신호 A를 구형창 및 Hamming창으로 선택한 결과 이고, (b)는 각각의 전력 스펙트럼이다. 여기서도 알 수 있듯이 구형창에 의한 신호의 스펙트럼은 Hamming창에 의한 신호의 스펙트럼보다 양쪽 Side의 특성이 잘 나타나지

않음을 알 수 있다.

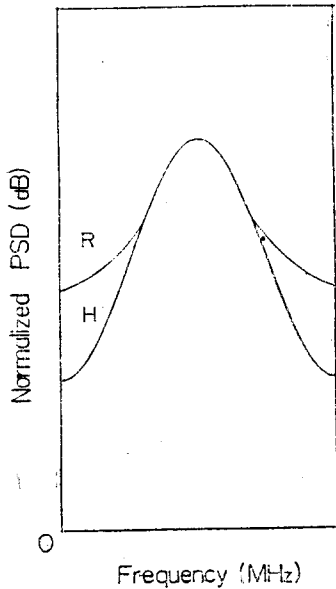
3. 실험

(1) 실험장치의 구성

본 절에서는 다층구조인 간조직에서 초음파 반사신호를 얻기 위한 실험장치의 구성에 대하여 기술한다. 그림 5에 전 system의 구성도를 나타내었다.



(a) 창함수의 파형



(b) 전력 스펙트럼

그림 4. 데이터 windowing 및 전력 스펙트럼
Fig. 4. Data windowing and Power spectrum
 (a) Waveform of window function
 (b) Power spectrum

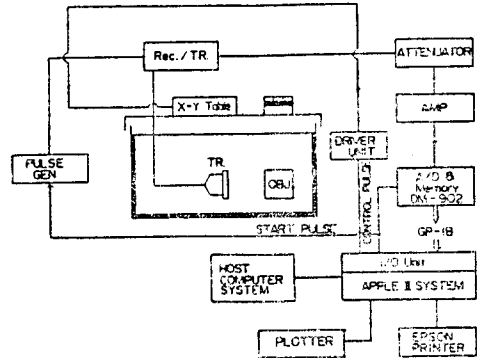


그림 5. 초음파 실험장치의 계통도
Fig. 5. A block diagram of ultrasonic Experimental system

(2) 부분별 사양

① 펄스발생기

구형파 발생 IC(TA7555P)의 출력 및 TTL 레벨의 입력 구동회로로써 변환기(transducer)를 구동시키기 위한 단시간, 고전압의 펄스를 발생시킬 목적으로 제작하였다. 그림 6에 펄스발생 및 송신회로를 블록 다이어그램으로 나타내었다.

구동펄스를 임펄스 형식으로 만들기 위하여 단안정 멀티 바이브레이터로 세단에 걸쳐 파형을 정형시킨 뒤 증폭회로에서는 약 140[V]를 인가하여 펄스폭이 약 0.2[μ s], 100[V]의 펄스까지 얻을 수 있으나, 본 실험에서는 100[V]를 가하여, 약 0.2[μ s], 80[V]의 펄스를

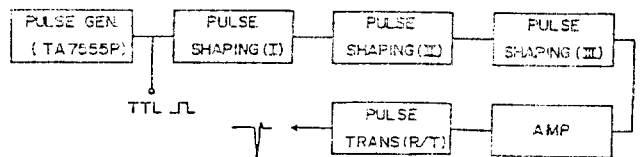


그림 6. 펄스발생 및 송신회로의 계통도
Fig. 6. A block diagram of pulse generator and transmission circuit

사용하였다. 그리고 회로의 소비전력을 고려하여 부필스형식으로 설계하였다. 그림 7은 펄스발생기의 출력파형이다.

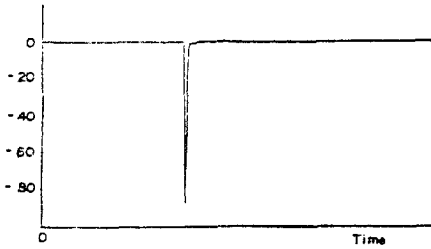


그림 7. 펄스발생기의 출력파형
Fig. 7. Output waveform of the pulse generator

② 초음파 변환기

변환기는 KB-Earotech사 제품 PCT50BN을 사용하였으며, 중심주파수는 5[MHz], 직경6[mm], 내전압 1[kV]이며 재료는 PZT 이다. 그림 8에 초음파 변환기로부터의 출력파형을 나타내었다.

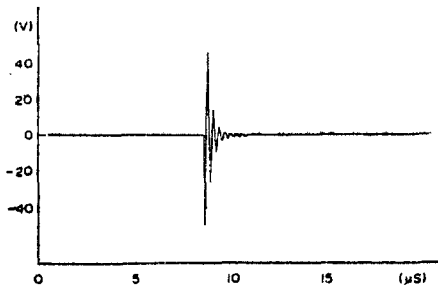


그림 8. 초음파 변환기의 출력파형
Fig. 8. Output waveform of ultrasonic transducer

③ 고속A/D변환기및 메모리

고속 A/D변환기 및 메모리로서는 IWATSU사 제품 DM-902를 사용하였다. 입력전압 범위는 $\pm 50[V] \sim \pm 0.05[V]$ 이며 기억용량은 8 bit 2048 words이다. 시간 지연은 $-1000 \sim +9999$ words까지 설정 가능하며 샘플링 속도는 최대 10[μ Sec/word]까지 가능하다.

그 외에, 필요로하는 파형 이외의 반사파가 잡음으로서 측정되는 것을 막기 위하여 흡음재를 사용하였으며, 데이터 수집과 처리에는 APPLE II 퍼스널 컴퓨터, 반사신호의 표시를 위하여 Watanabe WX-4675 플로터를 사용하였다.

(3) 초음파 반사신호의 수집

그림 5와 같은 시스템을 이용하여 초음파 반사신호를 수집하였다. 이 시스템은 APPLE II 개인 컴퓨터에

의하여 제어되기 때문에 우선 기기제어용 프로그램을 LOAD시킨다. 그러므로써 GP-IB를 통하여 고속A/D변환기 DM-902가 초기화되고 WAIT의 상태로 된다. 이때 펄스발생기로부터 펄스가 트랜스듀서로 보내지면 수중의 시료를 향하여 초음파 신호가 방사된다. 시료로부터 반사된 파형을 같은 변환기로 수신하여 신호의 레벨에 대하여 적절하게 감쇠 및 증폭시킨 후 고속A/D변환기로 변환시키고 메모리시킨다. 이 때의 데이터를 GP-IB를 통하여 APPLE II 컴퓨터의 메모리로 옮긴 후 floppy disc에 저장시킨다. 또한 처리의 필요에 따라 데이터를 대형 컴퓨터 시스템으로 전송하여 처리한다.

본 시스템은 초음파로써 반사파를 얻기 위한 충분한 특성을 갖고 있으며, 초음파를 이용하여 대상물체의 내부정보를 얻는다는 목적에 부응하여 반사파를 얻었다.

4. 데이터 처리 및 결과

다중구조인 간조직의 감쇠계수를 추정하기 위하여 몇 가지의 팬텀을 사용하여 반사신호를 얻었으며, 스펙트랄 차분법에 의하여 감쇠계수를 추정하였다. 데이터 수집시, 데이터의 크기는 8[bit] 2048[point]이며, 반사신호를 100MHz로 샘플링하였다. 그리고, 거리에 따른 빔의 특성은 Gaussian으로 일정하다고 가정하였다. 그림 9에 스펙트랄 차분법에 의한 감쇠계수 추정의 데이터 처리과정을 나타내었다.

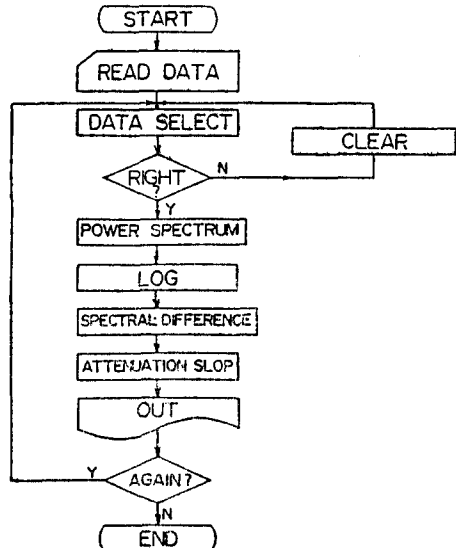


그림 9. 신호처리과정의 흐름도
Fig. 9. Flowchart of signal processing

(1) 아크릴 판

생체조직의 반사파로서 감쇠계수를 추정할 때 실제의 조직에서 실험을 하기 이전에 먼저 팬텀을 사용하여 알고리즘을 적용시켜 유용성을 입증한다. 그 팬텀으로써 주로 사용되는 것이 아크릴이다. 따라서 본 실험에서도 두께가 5[mm]인 아크릴을 사용하였다. 수조 속에서 초음파 변환기와 아크릴판을 일직선 상으로 위치하게 하여, 초음파를 아크릴판에 수직 입사

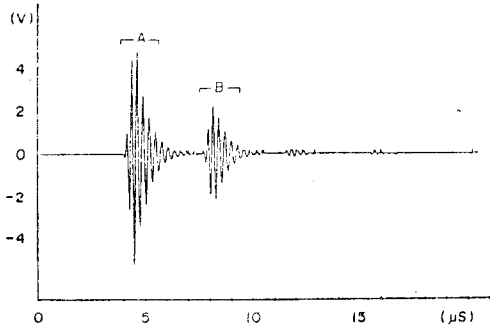


그림 10. 아크릴 판으로부터의 반사신호
Fig. 10. Reflected signal from acryle plate

시킨 후 같은 초음파 변환기로 반사파를 얻었다. 이때 얻어진 신호의 파형을 그림 10에 나타내었다.

이 그림에서와 같이 반사신호는 아크릴판의 양쪽면에서 강한 것을 알 수 있으며, 뒤이어 잔향의 영향이 나타나는 것을 알 수 있다. 이 파형의 포락선이 최고가 되는 지점을 중심으로 256점의 Hamming창으로 A 및 B부분의 데이터를 선택하였다. 선택한 A 및 B부분의 전력스펙트럼을 그림 11에 나타내었다. 또한 그림 12는 대수 전력스펙트럼의 차분인 감쇠계수 기울기를 최소자승거리법에 의하여 fitting시킨 것을 나타내

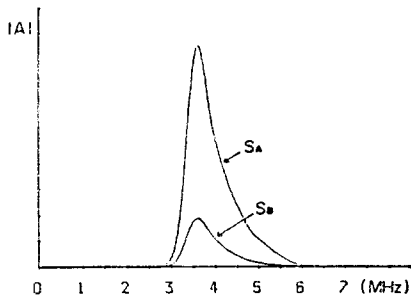


그림 11. 아크릴판 반사신호의 전력스펙트럼
Fig. 11. Power spectrum of reflected signal from acryle plate

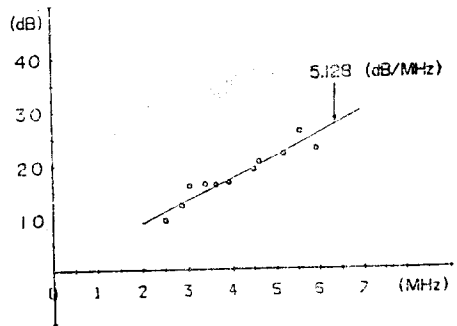


그림 12. 아크릴판의 감쇠계수 기울기
Fig. 12. Attenuation coefficient slope of acryle plate

고 있다. 이때의 감쇠계수 기울기는 5.128[dB/MHz] 이고, 식 14로부터 구한 두께는 0.5735[cm]이다.

(2) 모의간

간에서의 감쇠계수를 추정하기 위하여 감쇠특성이 간과 비슷한 모의간을 사용하였다. 이 모의간은 Ernest L. Madson 등이 제안한 방법⁷⁾에 의하여 제작되었으며 구성요소로는 분말흑연(Powdered graphite)50 (g), 아가(agar) 15(g), 증류수 400(cc) 및 n-propyl 알콜 45(cc) 등이다. 제작방법은 팬틀에 의하여 85°C로 가열한 증류수에 아가와 n-propyl알콜, 흑연을 동시에 넣고 온도를 85°C로 유지한 채 15분간 마그네틱 막대로 짓는다. 완성된 젤(Gel) 상태의 현탁액을 밀폐된 용기 안에서 서서히 식혀서 굳힌다.

이렇게 만든 모의간으로부터 얻은 반사신호를 그림 13에 나타내었으며, 데이터의 수집방법은 아크릴의 경우와 동일하다. 이 신호중 A 및 B부분의 전력스펙트럼을 그림 14에 나타내었으며, 두 대수 전력스펙트럼의 차분을 구하여 이를 Fitting시킨 감쇠계수 기울기가 그림 15에 나타나 있다. 이때의 감쇠계수 기울기는 1.32

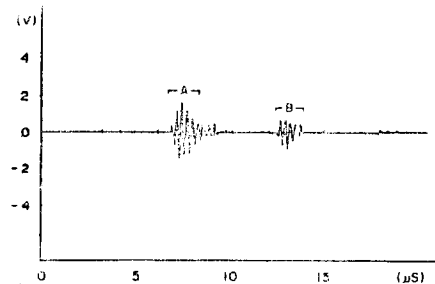


그림 13. 모의간으로부터의 초음파 반사신호
Fig. 13. Reflected ultrasonic signal from liver phantom

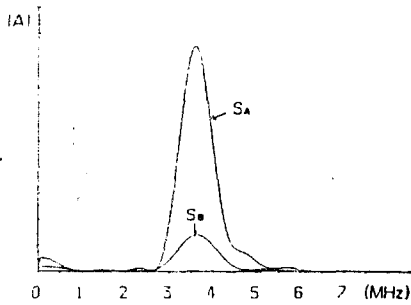


그림 14. 모의간으로부터 얻은 신호의 전력스펙트럼
Fig. 14. Power spectrum of reflected signal from liver phantom

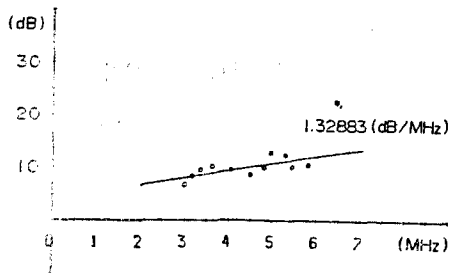


그림 15. 모의간의 감쇠계수 기울기
Fig. 15. Attenuation coefficient slope of liver phantom

88[dB/MHz]이고, 측정된 모의간의 두께는 0.8668 [cm]이다.

(3) 모의간—아크릴 판

생체조직과 같이 다층구조를 하고 있는 조직에서의 감쇠계수를 추정하기 위해서 제작된 모의간과 아크릴 판을 붙인 팬텀을 사용하였다. 측정된 각각의 두께는 모의간이 0.9269[cm], 아크릴 판이 0.5682[cm]이었다. 이 팬텀으로부터 얻은 반사신호를 그림 16에 나타내었다.

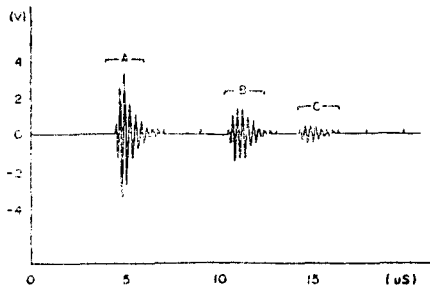


그림 16. 모의간—아크릴판의 초음파 반사신호
Fig. 16. Reflected ultrasonic signal from liver phantomacryle plate

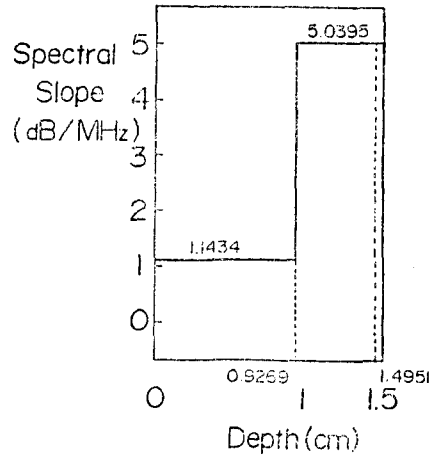


그림 17. 정규화시킨 감쇠 계수 기울기
Fig. 17. Normalized attenuation coefficient slope

그리고 아크릴 판과 같은 과정으로 얻어진 감쇠계수 기울기는 A-B간이 1.1434[dB/MHz]이고, B-C간이 5.0395[dB/MHz]이다. 이를 정규화시켜 거리별로 나타내면 그림 17와 같다.

(4) 돼지간(생간—굳은간)

실제의 간조직에서 감쇠계수를 추정하기 위하여 폐지의 간을 선택하였다. 또한 간경변과 같은 비정상조직을 검출해 내기 위하여 굳은 돼지간과 생간의 두 종류를 사용하였다. 아크릴판과 같은 방법으로 구한 각각의 감쇠계수 기울기는 생간이 1.66313[dB/MHz]이고, 굳은 간이 1.8952[dB/MHz]이었다. 그리고 돼지의 생간사이에 굳은 간을 넣은 시료로부터 얻은 반사신호가 그림 18에 나타나 있다.

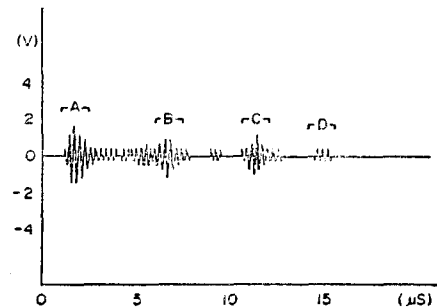


그림 18. 돼지간(생간—굳은간)으로부터의 반사신호
Fig. 18. Reflected signal from pig liver (raw-hard liver)

이 신호로부터 A, B, C, D부분을 각각 선택하여 감쇠계수를 추정한 것이 그림 19에 나타나있다. 이들을 정규

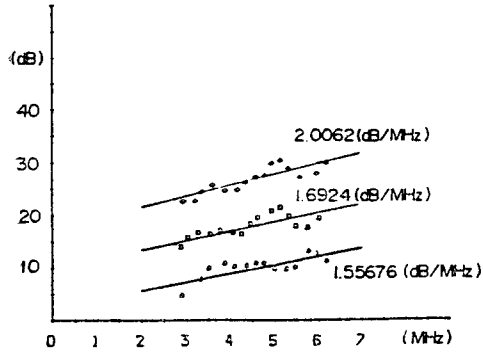


그림 19. 돼지간(생간—굳은간) 신호의 감쇠계수 기울기
Fig. 19. Attenuation coefficient slopes of pig liver signal

화시킨 감쇠계수 기울기가 그림 20에 나타내어져 있다. 이 그림으로 보아 A-B간은 생간, B-C간은 굳은 간,

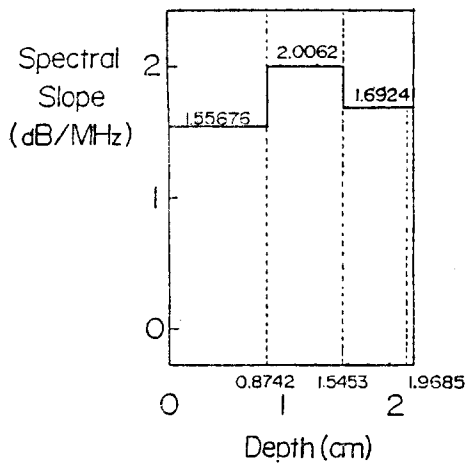


그림 20. 정규화된 감쇠계수 기울기
Fig. 20. Normalized attenuation coefficient slope

CD간은 생간인 것을 알 수 있다. 따라서 전체 간조직의 두께 1.9685[cm]중에서 굳은 간이 0.6711[cm]의 두께로 함유되어 있음을 검출해 낼 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 초음파 진단 영상장치로써 판별이 어려운 간조직에서의 비정상 조직을 스펙트럼 차분법에 의하여 감쇠계수를 추정하므로써 정량적으로 추출하는 방법을 제시하였다. 또한 생체모델로써 다층모델을 적

용하였기 때문에 간조직 내의 비동질매질을 분석하기에 용이하였다. 그리고 추정된 감쇠계수 곡선으로부터 감쇠계수 기울기를 정확하게 구하기 위하여 데이터 Fitting기법을 사용하였고, 이때의 편차를 구하였으며, 편차의 값은 데이터로서의 신뢰성을 나타낸다. 그리고 제시된 방법의 유용성을 입증하기 위하여 몇가지 팬텀을 사용하여 감쇠계수 기울기를 추정하였다. 또한 실제의 간에 적용시키기 위하여 돼지의 간을 시료로써 사용하였고, 비정상조직의 검출을 위하여 굳은 간을 사용하였다. 이들의 감쇠계수 및 두께를 표 1에 나타내었다. 이 결과에서 실제 돼지 간의 감쇠계수 기울기는 1.663 ± 0.26 [dB/MHz]로 J. Ophir 등의 1.67 ± 0.31 [dB/MHz] 및 D.E. Robinson 등의 1.58 [dB/MHz]와 비교적 잘 일치하는 것을 알 수 있다. 따라서 생체의 간조

표 1. 각각의 신호로부터 얻은 감쇠계수 기울기 및 두께

Table 1. Attenuation coefficient slopes and depths of each signal

	감쇠계수 기울기	두께 (cm)
아크릴	5.128 ± 0.04	0.5735
모의간	1.3288 ± 0.19	0.8688
모의간—아크릴	1.1434 ± 0.17	0.9269
	5.0395 ± 0.11	0.5682
돼지의 생간	1.66313 ± 0.26	2.0088
돼지의 굳은간	1.8952 ± 0.27	1.9189
돼지의 생간—굳은간—	1.55676 ± 0.32	0.8742
생간	2.0062 ± 0.37	0.67115
	1.6724 ± 0.36	0.4232

직을 정량적으로 진단하는 데 유용하며 발전이 기대되거나 실시간으로의 측정 및 정성적인 분석등이 요구된다.

한편 본 논문에서는 몇가지 팬텀과 돼지 간으로부터 감쇠계수를 추정하였으나 실제로 인간의 간조직을 대상으로 한 in vivo 실험 및 이를 실용화시킬 수 있는 장치의 개발 등이 차후의 과제가 되겠다.

참 고 문 헌

- 1) P.N.T. Wells, "Biomedical Ultrasonics", Academic Press Inc., New York 1977.
- 2) A.C. Kak and Kris A. Dines, "Signal Processing of Broadband Pulsed Ultrasound: Measurement of Attenuation of Soft Biological Tissues," IEE

- E Trans. Biomedical Eng., Vol. BME-25, No. 4, pp. 321~334, July, 1978.*
- 3) Roman Kuc, "Estimating Reflected Ultrasound Spectra from Quantized Signals," *IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol. BME-32, No. 2, pp. 105~112, Feb. 1985.*
- 4) L.S. Wilson, D.E. Robinson and B.D. Doust, "Frequency Domain Processing for Ultrasonic Attenuation Measurement in Liver", *Ultrasonic Imaging 6, pp. 278~292, 1984.*
- 5) J. Ophir, R.E. Mcwhirt, N.F. Maklad and P.M. Jaeger, "A Narrowband Pulse-Echo Technique for In Vivo Ultrasonic Attenuation Estimationn," *IEEE Trans. Biomedical Eng., Vol. BME-32 No. 3, pp. 205~212, Mar., 1985.*
- 6) Roman Kuc, "Bounds on Estimation of Small Tissue regions from Reflected Ultrasound," *IE EE Proceeding Vol. 73, No. 7, pp. 1159~1168, July, 1985.*
- 7) Michele M. Burlew, Ernest L. Madson, James A. Zagzebski, Richard A. Banjavic and Stephen W. Sum, "A New Ultrasound Tissue-Equivalent Material," *Radiation Phys., pp. 517~520, Feb., 1980.*
- 8) D.E. Robinson, L.S. Wilson and T. Bianchi, "Beam Pattern(Diffraction) Correction for Ultrasonic Attenuation Measurement," *Ultrasonic Imaging 6, pp. 293~303, 1984.*
-