

# 생체내의 초음파 감쇄계수를 측정하기 위한 초음파 신호스펙트럼 특성에 관한 연구

許 雄

= Abstract =

## A Study on Spectral Characteristics of Ultrasonic Signal for Tissue Attenuation Coefficient Measurement

Woong Huh

In this paper, center frequency down shift of ultrasonic echo signals which for the measurements of frequency dependent attenuation in the biological tissue are estimated.

Center frequency down shift of echo-signals are estimated after signal spectrum analysis of whole echo-signals. In case of signal spectrums are simple, estimation of down shift frequency is very simple and in case of complicate spectrum, estimation of down shift frequency is depend on spectral shape.

In case of unable to estimate, frequency dependence of medium is nonlinear(n) 1), in which upper shift of spectrums are presented. In case of unable to estimate, spectrum analysis are performed at local position. At consquence, we know that spectral dispersions are caused complicately by biological tissue layer.

### 1. 서 론

현재 임상에서 널리 사용되고 있는 초음파영상법은 생체연부조직의 비파괴 검사에 적합하여 널리 보편화 되고 있다.

이 방법은 X-선에 비하여 인체내의 피폭현상이 거의 없는 것으로 알려져 있으며, 펄프-반사파 경우는 실시간측이 가능하며 고속의 정보를 얻을 수 있는 장점등이 있으나 화상의 질이 불량한 점이 있어 이에 대한 많은 연구가 진행되고 있다.

초음파는 생체조직내에서 감쇄, 굴절, 산란과 여러 가지 파동현상이 현저하게 일어 남으로 조직의 상이 에울되거나 허상이 발생하는 현상들이 나타난다.

이러한 여러가지 문제점이 있기 때문에 여러가지 파라미터를 평가하여 좀 더 나은 성능을 얻기 위하여 초음파의 생체내 전파특성과 반사성질에 대하여 이해할 필요가 있다.

생체내의 음초파 파라미터로는 속도, 감쇄, 주파수의존성 산란, 조직의 불균일한 구조등이 있다. 본 논문에서는 감쇄에 관심을 두고 설명하고자 한다.

액체와 생체내의 초음파 전파는 주파수의존성을 갖 으며, 주파수 성분중 높은 주파수 성분이 낮은 쪽의 주파수 성분보다 감쇄가 크게 나타난다. 감쇄의 메카니즘은 일반적으로 2가지로 발생하는데, 하나는 초음파진로(wave path)외부로 산란되는 성분이고, 다른 하나는 조직내의 흡수로 나타난다. 흡수된 에너지는 열로서 소모되며, 외부로 산란되는 량에 비하여 상당히 크다. 따라서 높은 주파수 성분의 많이 감쇄함으로 파의 왜율이 발생한다. 결과적으로 중심주파수가 하강 하게 된다.

감쇄계수의 측정방법으로서는 시간영역에서 측정하

<1983.12.1. 접수>

명지대학교 전자과 조교수(정희원)

Dept. of Electronic eng., Myung Ji University

는 신호진폭의 감쇄측정과 조직체의 각 지점에서 주파수천이를 측정하는 주파수영역 측정방법이 있다.

주파수천이 법에 의한 감쇄계수 측정은 Serabian<sup>1)</sup>에 의하여 1967년경에 처음 시도하였으며, Kuc<sup>2)</sup>에 의하여 확립되었다.

측정방법은 A-모드 베타에 따라 각각의 국부적인 위치에서 반사신호의 스펙트럼의 형태를 측정하였다. 이때는 입사파의 스펙트럼이 Gaussian인 것으로 가정하며 감쇄계수는 주파수의 선형함수 이어서(연부조직의 경우 1-10 MHz내에서) 감쇄된 스펙트럼역시 Gaussian으로하여 측정한다. 측정모드는 반사모드와 투과모드를 사용하는데 투과모드가 펄스의 원상태가 유지될므로 스펙트럼추정이 용이하다. 실제 임상기기에서는 반사모드를 사용하고 있다. 반사모드인 경우는 복잡한 반사와 잡음의 영향으로 스펙트럼추정이 난이한 점이 있다.

최근에는 C.W도플러 유동메터를 사용한 rf신호의 Zerocrossing의 밀도를 측정하는 방법<sup>4)</sup> 등이 있고, 본 논문에서 스펙트럼 점도에 사용된 단시간 푸리에 해석법(STFA: Short Time Fourier Analysis)<sup>5)</sup>에 의하여 발표된 방법과 동종매질에서 주파수 천이를 계산한 방법<sup>6)</sup> 등이 있다.

본 논문에서는 STFA를 사용하여 조직의 경계면에서 주파수특성을 고찰하고 STFA법에 의한 중심주파수 추정법을 사용한 감쇄도 측정을 고찰하여 문제점을 검토하고자 한다.

조직의 경계면에서의 초음파반사는 음향 임피던스의 값이 다르기 때문에 신호의 반사가 일어나는 것으로 알려져 있으며, 본 논문의 고찰에서는 경계면과 경계면내에서 n값이 달라질 때 주파수천이가 상향하는 경향을 알 수 있으며 경계면에서 스펙트럼의 분리현상이 심한 것을 알 수 있다.

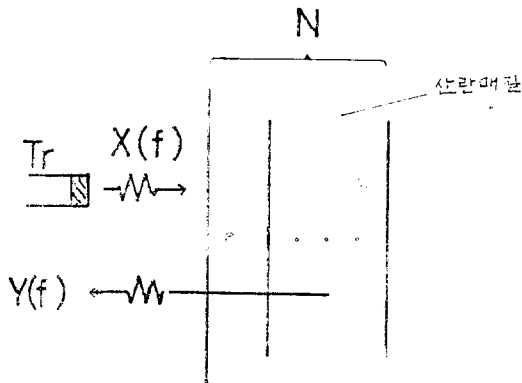


그림 1. 기초모델

## 2. 이 론

### II-1. 기초 모델

그림 1과 같은 산란매질에 초음파를 입사하여 수신된 반사파를 고려하자. 산란매질을 랜덤매질로 고려하면 약한 임펄스 산란의 조화평균은 후면산란을 이르키나 이는 입사파의 농도에 비하여 무시할 정도이다. 또한 모든 측정을 변환기의 초점영역에서 행하기 때문에 변환기의 평면과 진행방향에 벗어나는 회절현상은 무시 하겠다.

기초모델에서는 매질내에서 산란의 주파수의 존재와 주파수 의존감쇄를 생략한 간단한 모델을 고려하면 반사파는 다음과 같다.

$$Y(f) = \sum_{n=0}^N \hat{a}_n e^{i\phi_n(f)} X(f) \quad (1)$$

여기서  $X(f)$  = 입사 펄스의 푸리에 변환

$\phi_n(f)$  = n번째 산란체의 위치에 관계된 주파수 의존

$a_n$  = n번째 산란의 진폭

$N$  = 산란체의 개수

이 반사신호의 PDS(power density spectrum)는 다음과 같다.

$$|Y(f)| = |A(f)| \cdot |X(f)| \quad (2)$$

여기서  $A(f)$ 는 랜덤하게 위치한 임펄스/산란의 합으로 묶은값.  $\{a\}$ 와 산란체가 랜덤하게 분포되어 있고, 그리고 어떠한 주파수 의존성도 무시된다면  $A(f)$ 는 기대값이 주파수에 독립적인 랜덤변수인 것으로 고려된다.<sup>4)</sup> 실제로는 입사펄스의 PDS는 백색잡음을 포함하고 있다. Kak<sup>7)</sup>에 의한 것처럼 입력펄스의 PDS를 Gaussian으로 가정하겠다. 입사펄스의 PDS는 다음과 같다.

$$|X(f)| = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{(f-f_0)^2}{2\sigma^2}\right] \quad (3)$$

여기서  $f_0$  = 변환기의 중심주파수

$\sigma$  = 스펙트럼의 Variance

$\frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}}$  = 진폭계수

따라서 반사신호의 PDS는 다음과 같다.

$$|Y(f)| = |A(f)| \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{(f-f_0)^2}{2\sigma^2}\right] \quad (4)$$

### II-2. 주파수 의존 감쇄를 고려한 모델

실제 생체조직등의 매질은 주파수 의존 감쇄가 존재하므로 주파수 의존 감쇄를 고려하면 PDS는 감쇄함에

의하에 변조되게 된다. 매질내에서 초음파의 감쇄를 가정하면 전파는 주파수에 따라 다음과 같은 지수함인 고려되어야 한다.

$$|H(f)| = \exp[-\alpha_0 f^n z] \quad (5)$$

여기서,  $|H(f)|$  = 주파수의존 감쇄 이파기함수,  $n$  = 주파수의존 지수 ( $1 \leq n \leq 2$  연부조직),  $Z$  = 총편스전파거리,  $\alpha_0$  = 매질에 따라 다른 진폭감쇄 주파수 의존계수 (Nepers/cm/MHz) 손실이 있는 매질에서 수신된 반사파의 스펙트럼은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} |Y(f)| &= |A(f)| \cdot |H(f)| \cdot |X(f)| \\ &= \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} |A(f)| \exp[-\alpha_0 f^n z] \exp \\ &\quad [-(f-f_0)^2/2\sigma^2] \\ &= \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} |A(f)| \exp- \\ &\quad \left[ \frac{(f-f_0)^2}{2\sigma^2} + \alpha_0 f^n z \right] \quad (6) \end{aligned}$$

중심주파수  $f_c$ 는 진폭스펙트럼의 기울기가 영인 주파수로 정의함으로 주파수의 하향을 구하기 위해선  $|Y(f)|$ 를 주파수에 대하여 미분하여 영으로 두는 조건에서 구한다. 단, 여기서 잠음함으로 되어 있는  $|A(f)|$ 의 값은 생략한 후 처리 하겠다.

$$\frac{d}{df} |Y(f)|_{f=f_c} = \left\{ \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} \exp - \left[ \frac{(f_c-f_0)^2}{2\sigma^2} + \alpha_0 f^n z \right] \right\} \cdot \left\{ -\frac{(f_c-f_0)}{\sigma^2} - n\alpha_0 Z f^{n-1} \right\} = 0 \quad (7)$$

첫항은 영이 될 수 없으므로 2항을 영으로 두면

$$n\alpha_0 Z \delta^2 f_c^{n-1} + f_c - f_0 = 0 \quad (8)$$

로 되며,  $f_c$ 가  $f_0, \delta^2, \alpha_0, n$ 의 함수로 위치를 나타낸다. 또한  $n$ 의 값은 1 또는 2의는 실제로 존재하지 않으므로, 1과 2의 경우를 고려하면 다음과 같은 두가지 경우가 있다.

**a. 선형경우(n=1)**

식(8)은 다음과 같이 된다.

$$f_c = f_0 - \alpha_0 Z \delta^2 \quad (9)$$

하향된 중심주파수  $f_c$ 는 입사시킨 중심주파수  $f_0$ 보다  $2\alpha_0 Z \delta^2$  적은 것과 같다. 따라서 하향정도는 감쇄상수  $\alpha_0$ 와  $Z$ , Variance  $\delta$ 의 선형함수이다. 입사신호가 CW인 경우( $\delta^2=0$ )는 주파수 천이가 없다는 것을 알 수 있다. 그러나 Flax<sup>4)</sup>의 경우는 CW를 사용하여 ( $f_c = f_0 - \alpha_0 \delta^2 z + 2n\delta^2/f_0$ ) 측정한 결과도 있음.

**b. 이차식인 경우 (n=2)**

(8)식은 다음과 같이 된다.

$$n\alpha_0 Z \delta^2 f_c + f_c - f_0 = 0$$

$$f_c = \frac{f_0}{2\alpha_0 Z \delta^2 + 1} \quad (10)$$

중심주파수 하향은  $\alpha_0 Z \delta^2$ 에 의하에 결정되며 비선형이 된다.  $\alpha_0 Z \delta^2$ 의 값은 부호가 -임으로  $f_c$ 는  $f_0$ 보다 상향 할 수 있다. 따라서  $n$ 의 값이 위치에 따라 달라지는 매질에서는 중심주파수의 상향과 하향이 함께 존재함으로 감쇄계수 추정에 문제점으로 있다. 따라서 Ophir<sup>6)</sup>의 방법이나 Flax<sup>4)</sup>의 방법에 의한 비균질매질에서의 감쇄값 측정은 불가능해진다. 실제로 균질물질로 정의하는 연부조직(근육, 간 등)들은 엄밀히 비균질점을 갖고 있음으로 주파수의존 감쇄계수 추정에는 일반적인 방법이 적용되지 못하는 점들이 있다.

$|A(f)|$ 항의 고려는 이 값의 주파수 특성이 중심주파수 성분보다 낮은 부분에 위치함으로 STFA 방법에 의한 처리를 하던 영향을 줄일 수가 있으므로 생략하겠다.

**II-3. STFA(Short Time Fourier Analysis)**

Fink<sup>6)</sup>에 의하여 사용된 방법으로 조직의 국부적인 위치에서 왕복진달함수에 대한 왕복시간으로 주파수 추정에 사용되었다. 여기서는 앞의 이론에 STFA를 적용하겠다.

이 방법은 에코신호를 이동창(Sliding window)을 사용하여 샘플한 신호를 푸리에 변환하여 주파수 스펙트럼을 계산한다.

$$Y(f) = \int Y(t) W(\tau-t) e^{i2\pi f t} dt \quad (11)$$

여기서  $Y(t)$ 는 시간영역의 에코신호이며,  $W$ 는 창함수이고  $\tau$ 는 STFA가 행해지는 시간이다. 먼저 감쇄도를 측정하기 위하여  $|Y(f)|$ 의 주파수 천이를 구하는 방법을 설명하겠다.  $Y(f)$ 에 창함수를 이동시키면서 곱하여 각 부분에서 푸리에 변환을 행한후 각 부분의 스펙트럼상 중심주파수를 구하여 각기 창시간에 대한 중심주파수의 변화를 시간에 대한 주파수변화 기울기로  $|Y(f)|$ 의 주파수천이를 구할 수 있다.

그림 2(a)는 돼지의 근육에서 얻은 반사신호이며 2(b)는  $|Y(f)|$ 의 국부적인 주파수 천이를 보인 것이다.

중심주파수 추정에서는 가장 간단한 방법인 모멘트를 이용하여 추정 하였다.  $n$ 차의 스펙트럼 모멘트는 다음과 같다.

$$m_n(\tau) = \int f^n |Y(f)| df \quad (12)$$

스펙트럼의 중심과 스펙트럼 분산은 다음과 같다.

$$f_0(\tau) = \frac{m_1(\tau)}{m_0(\tau)}, \quad \alpha^2(\tau) = \frac{m_2(\tau)}{m_0(\tau)} - \left( \frac{m_1(\tau)}{m_0(\tau)} \right)^2 \quad (13)$$

(9)식을 사용한 주파수 선형감쇄에서는 다음과 같은 관계가 있다.

$$f_c - f_0 = -\alpha Z \delta^2$$

$$\frac{dfG}{d\tau} = -\alpha_0(\delta^2(\tau)) \quad (14)$$

여기서  $\tau = z/c$ ,  $c$  = 음의 전달속도 따라서, 각부분의 중심주파수 기울기로 감쇄도측정이 가능하다. 그러나, 실제 계측에서는  $n$ 의 값의 변화에 따라 주파수천이기가 달라짐으로 각 부분에서의 스펙트럼을 측정하여 교할 필요가 있다.

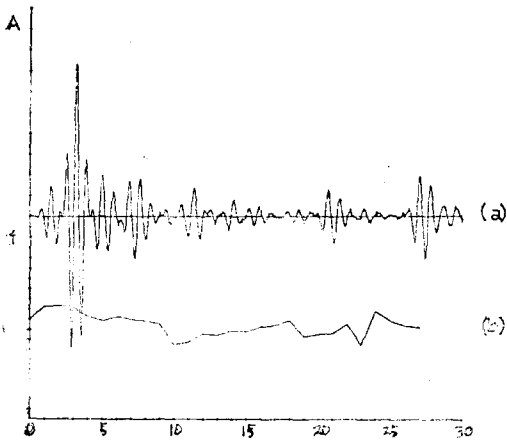


그림 (2) (a) 돼지근육에서의 에코파  
(b) STFA를 이용한  $fG(\tau)$ 의 변화

### 3. 실험 및 결과

#### III-1. 실험장치

사용한 산란매질은 돼지의 근육과 간을 사용하였음. 사용된 초음파변환기는 PZT(지르콘산 티탄산납) 변환기이며, 중심주파수는 2.0 MHz의 펄스형이다. 수신된 신호는 LWAIZU 디지털디지타이저를 사용 A/D했으며, 샘플주파수는 100 MHz, 데이터길이는 2048 bit 이므로 30 mm 정도의 배열데이터를 얻었음. 데이터처리는 Apple II 마이크로컴퓨터로 처리했으며 출력을 X-Y plotter(Watanabe 4675)로 플로트했음.

입사파의 모양과 그 스펙트럼은 그림 3에서 보였다.

#### III-2. 데이터처리 결과

##### a. 돼지근육의 결과

이 경우의 신호는 그림 2(a)와 같으며 각부분에서의 스펙트럼을 2-D로 그림 4에 도시하였다. 창함수의 폭

은 256점으로 하고 이동거리를 68포인트(실거리 약 1 mm)로 하였으며 창함수는 Hamming의 창을 사용하여

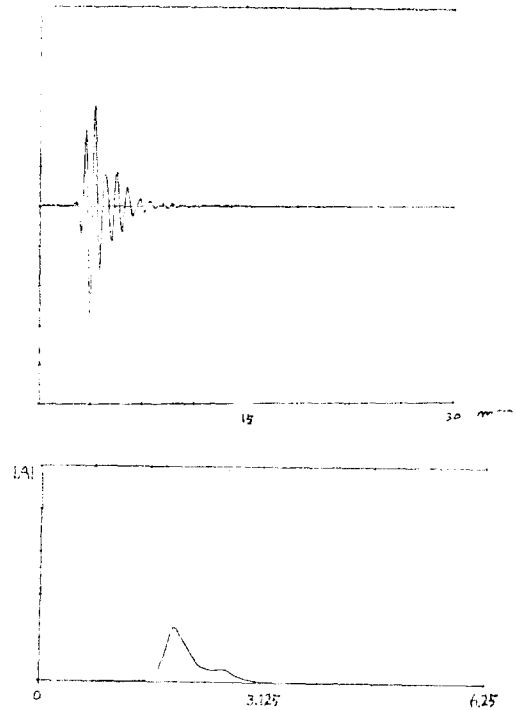


그림 3. (a) 초음파변환기의 출력파형(무손실 매질에서 반사파를 얻은 것임)  
(b) 그 스펙트럼

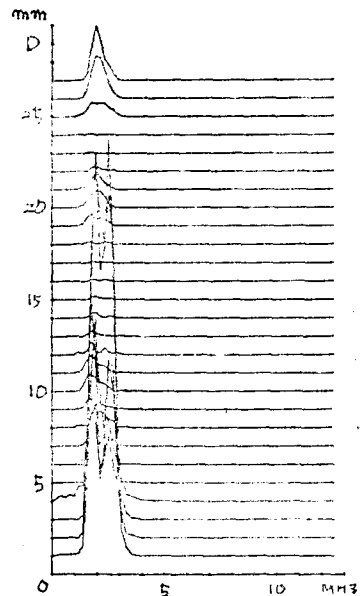


그림 4. 그림 2(a) 신호의 각부스펙트럼을 2-D로 플로트한 그림

스펙트럼바이어스를 줄였다. 또한 스펙트럼의 분해능을 높이기 위하여 256점 양쪽에 128점씩 영의 값을 포함시켜 512점 FFT를 행하였다. 먼저 수신된 신호의 2048점에 대한 스펙트럼을 고려해 보면 비교적 스펙트럼분포(그림 5)가 단순한 셈인데 중심주파수보다 낮은 부분과 높은 부분으로 양분되나 두개의 첨두점 사이에 적은 첨두점이 입사파의 중심주파수에 해당된다. 이 경우 높은 쪽의 주파수 성분이 존재하는 것은 근육의 경우,  $n$ 의 값이 1보다 큰 부분이 있다는 것을 말해준다. 따라서 이 부분을 해석하기 위해서는 각부분의 스펙트럼을 확대하여 별개로 27개 부분으로 다시 그려서 고찰해보면 그림 6과 같다. 각 그림의 숫자는 대략의 신호위치를 표시한다. (1mm 간격) 4, 5, 6부분에서 주파수의 분리현상이(scalloping) 심화되어있으나 입사파보다 낮은 주파수 성분이 주로 분포되어 있으므로 스펙트럼 추정상에 큰 문제가 발생하지 않으므로 그림 2(b)처럼 중심주파수 치이기울기를 비교적 쉽게 찾을 수 있다.

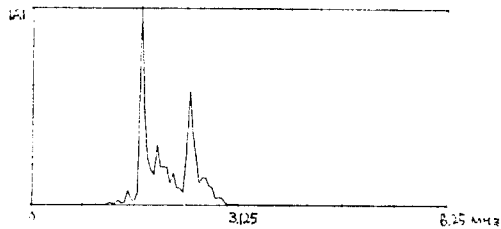


그림 5. 그림 2(a)의 2048점 FFT 스펙트럼

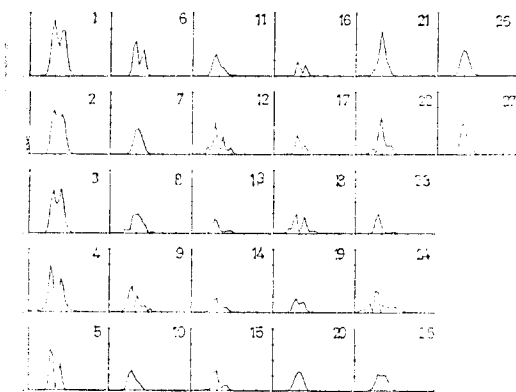


그림 6. 그림 4를 확대한 그림

**b. 돼지간의 경우**

반사신호는 그림 7과 같으며 각점에서의 STFT스펙트럼의 2-D 그림은 그림 8과 같다. 이 신호의 2048점에 대한 스펙트럼은 그림 9와 같다. 이 스펙트럼의 분포는 진폭이 비슷한 상당히 많은 주파수성분을 나타내

고 있으므로 스펙트럼 추정이기가 난해해진다. 각부분의 스펙트럼을 확대하여 살펴보면 5~10mm부분에서 높은 주파수성분이 많이 나타나므로 이들 위치의  $n$ 값이 1보다 큰점이 아닐까 고려된다. 이러한 신호를 각점에 따라 스펙트럼 추정을 해보면 그림 10과 같다. 추정이 불가능해짐으로 스펙트럼 추정을 비선형방법으로 하지 않으면 안된다.

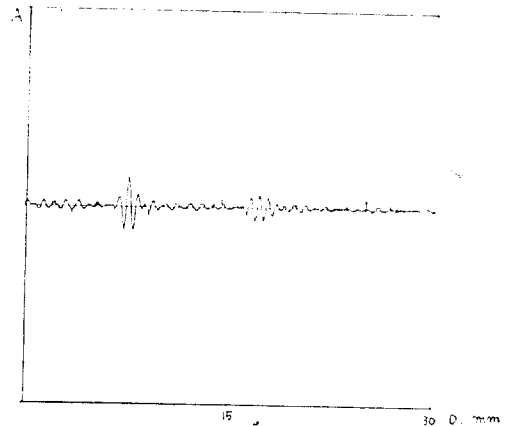


그림 7. 돼지간의 반사신호

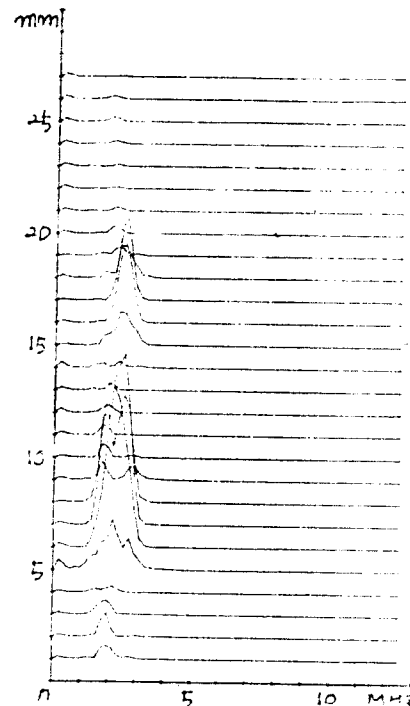


그림 8. 그림 7의 국부위치에서의 스펙트럼을 2-D로 표시

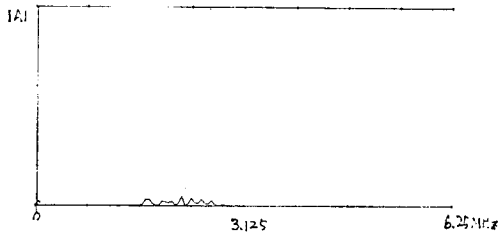


그림 9. 그림 7의 스펙트럼

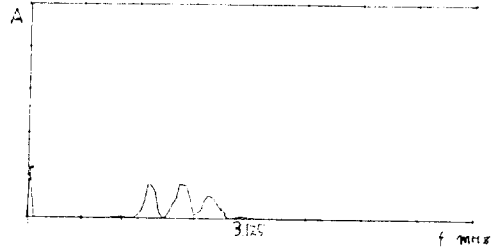


그림 12. 그림 11신호의 스펙트럼

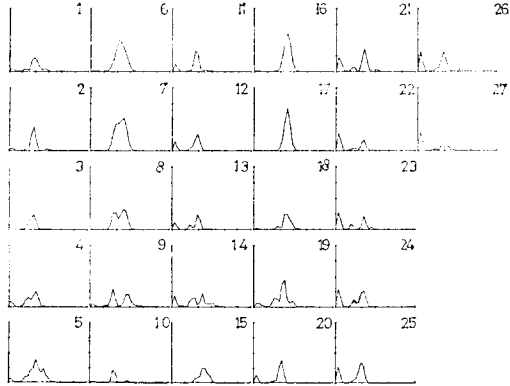


그림 10. 그림 8의 국부적인 스펙트럼을 확대한 그림

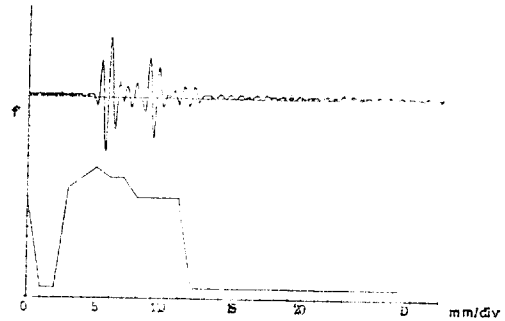


그림 13. 그림 11의 주파수 차이 그림

**c. 스펙트럼분포가 단순한 아크릴판의 경우**

사용된 아크릴판의 두께는 약 3mm의 것으로 이를 사용한 반사파신호는 그림 11과 같으며 2048점의 스펙트럼은 그림 12와 같다. 스펙트럼이 단순함으로 각 점에서 중심주파수의 차이는 그림 13처럼 5~11 사이에서 추정이 비교적 용이하다. 그외의 부분은 스펙트럼 정보가 무의미하다.

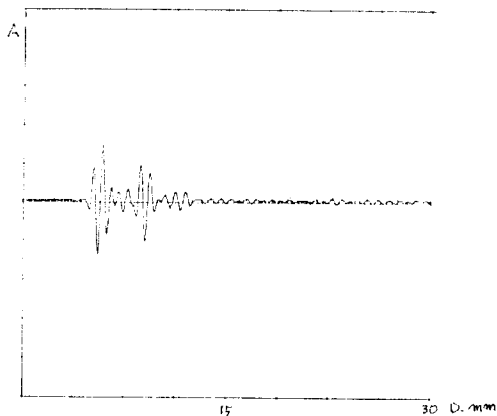


그림 11. 아크릴판(3mm)에서 얻은 반사파 신호

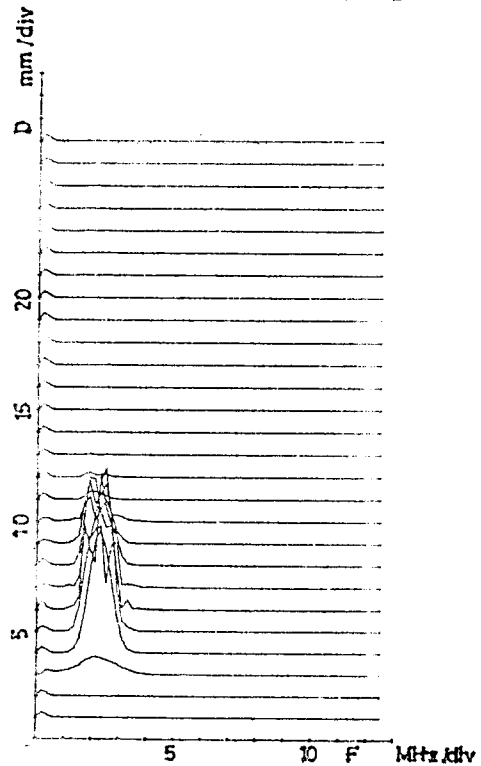


그림 14. 그림 11 신호의 국부적 스펙트럼의 2-D 표시

#### 4. 결 론

앞에서의 결과는 산란매질의 음파 통로가 비교적 짧은 경우(약 3cm)의 결과인데, Fink<sup>5)</sup>의 경우는 15cm의 매질을 사용하였으므로 결과가 비교적 좋은편이나, 스펙트럼 분포가 비교적 균일한 phantom을 사용하였다. 본 논문의 방법은 먼저 처리할 에코신호의 스펙트럼의 분포가 비교적 단순하거나 또는 복잡한 경우 진폭의 차이가 뚜렷한 경우는 스펙트럼 추정이 용이하나, 스펙트럼이 넓은 대역에서 진폭이 비슷한 경우는 비선형 추정방법을 사용해야 한다. 이점은 앞으로의 과제로 연구를 계속하겠다.

#### REFERENCES

- 1) Serabian, S.,: *Influence of attenuation upon the frequency content of a stress wave packet in graphite*, *J. Acoust. Soc. Am.* 42, 1052—1059(1967)
- 2) Kuc, R., Schwartz, M., and Von Micsky, L.,: *Parametric estimation of the acoustic attenuation coefficient slop for soft tissue*, in 1976 *IEE Ultrasonic Symposium Proceeding*. pp44—47
- 3) Kuc, R. and Schwartz, M.,: *Estimating the acoustic attenuation coefficient slop for liver from reflected ultrasound signals*. *IEE Trans. Sonics Ultrasonics*. SU-26 pp.352—362(1979)
- 4) Flax, S.W., Pelc, N. J., Glover, G. H.,: *Spectral characterizatin and attenuation measurements in ultrasound*, *Ultrasonic Imaging*, 5, pp.95—116(1983)
- 5) Fink, M., Hotter, F., Gardoso, J. F.,: *Ultrasonic signal processing for IN VIVO attenuation measurement; Short time fourier analysis*, *Ultrasonic Imaging*, 5, pp.117—135(1983)
- 6) Ophir, J. and Jarger, P. M.,: *Spectral shifts of ultrasonic propagation through media whith non-linear dispersive attenuation*, *Ultrasonic Imaging*, 4, pp. 282—289(1982)
- 7) Dines, K.A. and Kak, A. C.,: *Ultrasonic attenuation tomography of soft tissue*, *Ultrasonic Imaging*, 1, pp.16—33 (1979)