

감쇠보상 및 해석신호 크기를 이용한 거리 분해능의 향상

(The Enhancement of Range Resolution Using Analytic Signal Magnitude with Attenuation Compensation)

曹 文 鉉*, 金 時 煥*, 崔 宗 秀**

(Moon Hyun Cho, Si Whan Kim and Jong Soo Choi)

要 約

본 논문은 주파수에 의존하는 감쇠를 보상하고 해석신호의 크기를 이용하여 충실하게 포락선 검파를 행하므로써 거리분해능의 향상을 가져올 수 있음을 다룬다.

해석신호의 크기를 계산하는 것이 재래적 방식에 비해서 나은 결과를 보이고 있으며 또한 제안된 방식이 A-mode에서 근접한 두 경계면을 전술한 방식들보다 더 잘 구분할 수 있음을 알 수 있다. 실험결과 3.5MHz의 트랜스듀서를 사용하여 0.5mm의 거리분해능을 얻었다.

이 방식은 의료나 비파괴 검사에 응용될 수 있을 것이다.

Abstract

This paper describes that the compensation of frequency dependent attenuation (F.D.A.) and faithful envelope detection using the analytic signal magnitude (A.S.M.) improve the range resolution in an acoustic medium.

It is shown that a mean of computing the magnitude of analytic signal is better than that of conventional A-mode. In addition, this proposed method is much easier than the above methods to detect two closely spaced interfaces on the A-mode. As the result of experiment, we obtained range resolution of 0.5 mm with transducer of 3.5 MHz.

This method can be applied to medical experiment, diagnostic and nondestructive testing.

I. 序 論

현재의 의용영상장치는 초음파를 이용하는 것(초음파 pulse echo, 초음파 CT)과 방사선에 의한 방법등이 있다. 이중에 초음파 pulse 장치는 1920년 P. Langevin이 초음파를 이용한 깊이 측정장치를 만들었

며, pulse 기법을 초음파에 응용한 개척자들중에 선구자는 F. A. Firestone과 D. O. Sproule이었다. 특히 Firestone이 1945년에 발표한 것은 pulse 기법을 초음파에 응용한 최초의 발표로 알려져 있다. 의료진단에 있어서 초음파의 중요성은 2차대전 이후부터 인식되기 시작했으며, J. J. Wild에 의해 1950년 pulse echo 방법이 매질의 두께를 측정하거나 매질의 밀도변화를 측정하는데 사용될 수 있음이 증명되었다.¹⁾

그러나 초음파 진단장치의 거리 분해능에는 아직도 미흡함이 있고, 따라서 이의 많은 연구가 진행되고 있다.^{2), 3), 4), 5)}

*準會員, **正會員, 中央大學校 工科學 電子工學科
(Dept. of Electron. Eng., Chung-Ang Univ.)

接受日字: 1984年 2月 15日

트랜스듀서로부터 전파된 신호는 매질을 통과해 갈 때 주파수에 의존하는 감쇠(FDA; frequency dependent attenuation)을 받는다. 즉 진폭은 작아지고 파장은 넓어지며 높은 주파수 영역에서 감쇠는 더욱 커진다. 한편, 펄스발생회로, 트랜스듀서, 증폭기와 검파회로 등의 특성들이 반사파의 형태를 결정하고 거리 분해능에 영향을 끼치는 요소들이다. 기존의 초음파진단장치에 사용되는 검파회로방식은 필터가 이상적이지 못한 점에서 충실하게 포락선 검파를 행하지 못한다. 따라서 영상처리시 그 영향이 나타나게 된다. 그러므로 주파수 영역에서 감쇠보상을 행하였고 검파방식을 보완하기 위해서 ASM(analytic signal magnitude) 방식에 관해 검토하였다.

ASM은 1947년 Gabor^[6]에 의해서 analytic signal로써 처음 알려진 비교적 덜 알려진 개념이다. 이것은 P. M. Gammel^[5]에 의해서 검파방식의 개선에 적용되었다. ASM 방식은 반사되어 돌아온 신호를 Hilbert^[7] 변환을 사용하여 실수 신호의 허수부분을 고려한 신호, 즉 해석신호의 크기를 이용하여 근접한 두 경계면을 분리하여 관측하는데 목적이 있다.

따라서 본 논문에서는 수신된 신호를 주파수 영역에서 감쇠보상을 행하였고 ASM 방식을 적용하여 충실한 포락선 검파를 수행함으로써 결과적으로 A-mode의 거리 분해능 향상을 가져올 수 있음을 보이고자 한다. 또한 제안된 감쇠보상 및 ASM 방식이 거리 분해능 향상에 유용함을 보이기 위해 모의실험 및 실제 수신된 데이터에 적용하였다.

II. 이 론

1. 해석신호와 에너지와의 관계

간단한 조화함수를 고려하여 반사된 신호 $s(t)$ 가 다음과 같이 주어졌다고 하자.

$$s(t) = a \cos \omega t + b \sin \omega t \quad (1)$$

(단, a, b 는 실수)

이때 (1)식을 복소수 함수 $\phi(t)$ 의 실수부로하여 나타내면

$$\phi(t) = s(t) + i \sigma(t) = (a - ib)e^{i\omega t} \quad (2)$$

와 같이 주어질 수 있다. (2)식에서 $\phi(t)$ 는 Gabor^[6]에 의해서 analytic signal(해석신호)이라고 정의되었다.

이것은 해석신호와 에너지 도달율의 관계로 나타낼 수 있다. 해석신호의 크기의 제곱은 전체 에너지의 순간 도달율에 비례한다.

$$\text{즉 } |\phi(t)|^2 = kr \quad (3)$$

로 나타낼 수 있다. 여기서 비례상수 k 와 전체 에너지의 순간 도달율 r , 그리고 $|\phi(t)|$ 는 해석신호의 크

기이다.

또한 반사된 신호의 제곱은 일부 에너지의 순간 도달율 P 에 비례한다.

$$\text{즉 } |s(t)|^2 = kP \quad (4)$$

로 된다. 이것은 각 성분이 운동에너지 혹은 위치에너지이거나 또는 이들의 어떤 선형적인 관계를 갖는다고 볼 수 있다. (4)식에서 반사된 신호의 제곱은 그 구성에너지의 일부가 0인 어떤 순간에 0이 될 것이고, (3)식에서 $\phi(t)$ 의 제곱은 전체순간에너지(운동에너지 + 위치에너지)가 0인 순간에 0이 될 것이다. 따라서 해석신호의 크기가 에너지 도달율에 직접 관계가 있으므로 이러한 관계로부터 초음파 해석에 있어서, 일반적으로 사용되는 반사신호의 경계면을 위치 측정하는데 한 방법이 될 수 있을 것이다. 이 방법은 트랜스듀서에서의 전체에너지 도달율의 제곱근에 비례하는 신호를 트랜스듀서가 제공한다는 데 기초를 두고 있다.

2. Hilbert 변환의 적용

앞 절의 (1), (2)식에서 간단한 조화함수로 고려된 경우 $\phi(t)$ 는

$$\cos \omega t \rightarrow \sin \omega t$$

$$\sin \omega t \rightarrow \cos \omega t$$

로 바꿈으로써 $s(t)$ 로 부터 얻어낼 수 있다. $\sigma(t)$ 은 위상이 $\pi/2$ 만큼 지연되고 $s(t)$ 에 의해서 나타난다. 만일 $s(t)$ 가 간단한 조화함수가 아니라면 프리에적분과 모든 $\cos \omega t$ 를 $e^{i\omega t}$ 로, 모든 $\sin \omega t$ 를 $e^{-i\omega t}$ 로 두어 $s(t)$ 에 의하여 Hilbert 변환^[7]으로 부터 (2)식의 허수부분 $\sigma(t)$ 를

$$\sigma(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} s(t') \frac{dt'}{t-t'} \quad (5)$$

$$s(t) = -\frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \sigma(t') \frac{dt'}{t-t'}$$

으로 나타낼 수 있으며 다시 (5)식은 Kernel $1/\pi t$ 와 실수부분 $s(t)$ 의 convolution으로 쓸 수 있다.

$$\sigma(t) = \frac{1}{\pi t} * s(t) \quad (6)$$

(6)식에서 $1/\pi t$ 는 주파수 영역에서 $-i \operatorname{sgn}(f)$ 로 되고 $S(f)$ 에 직접 곱해서 $\sigma(t)$ 을 구할 수 있다.

여기에서

$$\operatorname{sgn}(f) = \begin{cases} 1 & (0 \leq f) \\ -1 & (0 > f) \end{cases}$$

로 된다.

그림 1에 해석신호 $\phi(t)$, 반사파 $s(t)$, 그리고 $s(t)$ 의 Hilbert 변환인 $\sigma(t)$ 가 보여지고 있다. $s(t)$ 는 시간축과 실수축의 평면에 즉 수직면에 나타나 있고, $\sigma(t)$ 는 시간축과 허수축의 평면인 수평면에 나타나 있다. $\sigma(t)$ 는 진폭 성분은 그대로 있으나 위상 성분은

$-i \operatorname{sgn}(f)$ 에 의해 $s(t)$ 에 비해 $2/\pi$ 만큼 지연되어 나타난다.

본 논문에서는 반사파를 F·F·T한 다음 거기에 $-i \operatorname{sgn}(f)$ 을 곱하고 역변환하여 허수부분을 구하였다. 해석신호의 크기는

$$|\phi(t)| = \sqrt{s^2(t) + \sigma^2(t)} \quad (7)$$

로 계산되어 진다.

그리고 leakage 효과를 줄이기 위해서 hamming window로 처리하였다.

주 이 함수는

$$w(f) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi f}{N-1}\right), \quad 0 \leq f \leq N-1 \quad (8)$$

로 된다. 여기서 N은 차단주파수를 나타낸다.

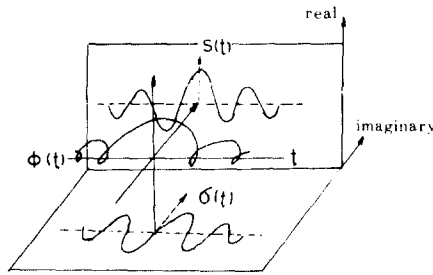


그림 1. $s(t)$, 구적함수 $\sigma(t)$ 그리고 해석신호함수 $\phi(t)$
Fig. 1. $s(t)$, its quadrature function $\sigma(t)$ and analytic signal function $\phi(t)$.

3. ASM과 감쇠보상

일반적으로 피검체를 전파해 가는 펄스파는 주파수에 의존하는 감쇠(FDA)를 받는다. 전파길이 길어질수록 전체 감쇠는 증가하고 높은 주파수에서 상대적으로 감쇠는 더욱 커진다. 연부조직의 경우 감쇠계수는 낮은 주파수 범위에서 주파수의 선형함수로 근사를 시킬 수 있다.

따라서 무손실 매질에서의 반사파를 $x_0(t)$ 라고 하고 생체에서 초음파의 감쇠계수는 주파수 f에 비례한다고 가정하면 매질의 길이 d_1 에서 입사파의 푸리에 변환은

$$x(f) = x_0(f) e^{-\alpha(f)d_1} \quad (9)$$

으로 주어진다. 모의실험의 경우 무손실 매질의 입사파 $x_0(t)$ 를 측정한뒤 이와같이 FDA 보정해서 $x(f)$ 를 추정하였다.

피검체의 어떤 구간 $A[d_1, d_2]$ 내의 반사계수를 고려하여 그 반사계수를 $r(d)$ 라고 하자. 여기서 피검체에서의 위치 d는 그 음속 v 를 사용하여 $d = vt/2$ 의 관

계에서 고려하였다. A 구간내에서 FDA에 의한 파형의 변화가 무시될 수 있을 경우에는 피검체로 부티의 반사파는

$$s(t) = x(t) * r(t) \quad (10)$$

로 나타낼 수 있다. $s(t)$ 는 길이 d_1 에서의 펄스파형을 나타내고, *는 convolution을 나타낸다.

각 변을 푸리에변환하면

$$s(f) = x(f) \cdot R(f) = x_0(f) R(f) e^{-\alpha(f)d_1} \quad (11)$$

로 된다. 여기서 감쇠계수 α 는 인체의 경우 평균감쇠도에 의해서 고려한다. 인체의 연부조직에서 감쇠는 0.81 dB/cm·MHz로 나타난다.

따라서 감쇠계수 α 를 안다고 하면 반사파를 푸리에 변환한 실수와 허수부에 각각 $e^{\alpha(f)d_1}$ 을 곱함으로써 감쇠보상을 행할 수 있다.

잡음에 의한 영향을 줄이기 위해 최종결과에 5.8 MHz로 hamming window에 의해 처리하였다.

III. 실험 및 모의실험

1. 모의실험

그림 2 (a), (b)는 각각 중심주파수가 2MHz와 3.5MHz인 트랜스듀서를 사용하여 무손실매질에서 완전 반사체로부터 얻은 반사파이다. 여기서 아크릴판에서 $\alpha = 0.64$ dB/cm·MHz 이므로 (9)식에 의하여 각각의 매질두께 d_1 을 고려하여 대입하면 $x(f)$ 을 구할 수 있다.

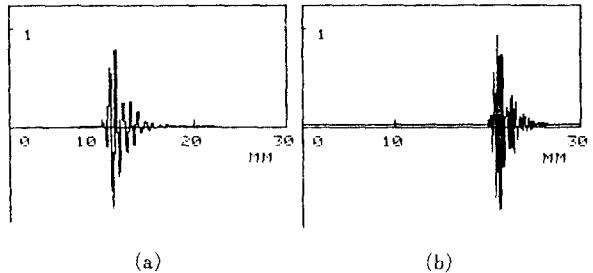


그림 2. 완전 반사체에서의 반사파
(a) 2 MHz의 중심주파수
(b) 3.5MHz의 중심주파수

Fig. 2. Echo signal from perfect reflector.
(a) Central frequency of 2MHz.
(b) Central frequency of 3.5MHz.

그런데 인체의 내부는 여러 단층면으로 구성되어 있다고 볼 수 있고 극히 짧은 시간내에서는 선형 시불변 시스템이라고 볼 수 있다. 그러므로 반사계수에 관계하는 함수를 $r(t)$ 라고 하면 $r(t)$ 는 임펄스함수로써 다음과 같이 표현된다.

$$r(t) = \sum_i c_i \delta(t-t_i) \quad (12)$$

여기에서 t_1 는 반사면의 위치에 관계되는 시간변수이고 c_1 는 반사면의 반사계수이다.

따라서 반사파 $s(t)$ 는 (10)식에 의해서 구해지고 (10)식은 또한

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t-\tau)r(\tau) d\tau = \sum_1 c_1 x(t-t_1) \quad (13)$$

으로 표현될 수 있다.

이 결과 각각의 매질두께에서의 반사파를 구해낼 수 있다. 이 반사신호중 2MHz의 중심주파수의 경우 1.5mm의 분해능을 나타내었고 3.5MHz의 중심주파수의 경우 0.5mm의 거리 분해능을 보였다. 그림 3에 이 결과가 나타나 있다.

따라서 감쇠보상 및 A. S. M. 방식이 거리분해능을 높이는데 유용함을 알 수 있다. 연부조직에서 3.5MHz의 중심주파수를 갖는 트랜스듀서를 사용할 경우에 25cm를 대상매질로 하면 약 70dB/cm·MHz의 감쇠가 일

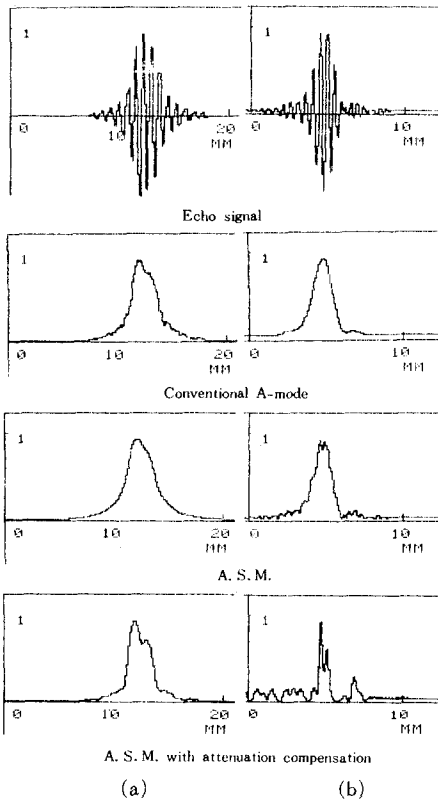


그림 3. 모의 실험결과 (I)

- (a) 1.5mm 매질(2MHz의 중심주파수에서)
- (b) 0.5mm 매질(3.5MHz의 중심주파수에서)

Fig. 3. The result of simulation (I).

- (a) 1.5mm medium(at central frequency of 2MHz).
- (b) 0.5mm medium(at central frequency of 3.5MHz).

어난다. 따라서 이 감쇠의 영향을 무시할 경우 해상도가 크게 나빠질 수 있다. 그러므로 A. S. M. 적용시 감쇠보상을 행할 필요가 있음을 알 수 있다.

2. 실험결과

중심주파수 3.5MHz에 직경 13cm인 평판진동자를 사용하였고 실험시 수온은 18.3℃을 유지시키고 입력의 peak치는 ±2V로 하였고 offset는 0%로 하였다. 물속에서 완전반사체로부터의 반사파를 10ns로 2048 points을 샘플링하여 메모리에 기억시킨다.

그림 4 (a)는 0.5mm의 아크릴판에서의 반사파이고 (b)는 1mm의 아크릴판에서의 반사파로써 재래적 방식

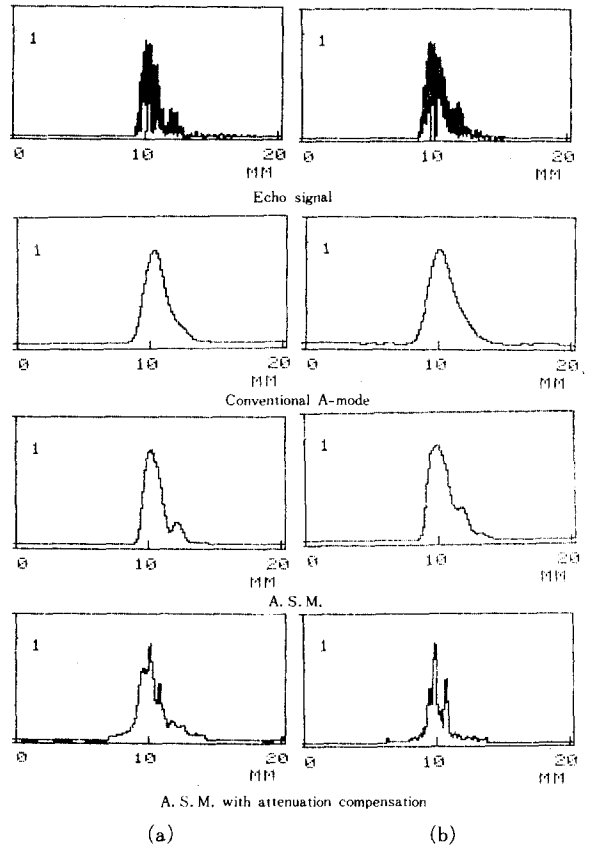


그림 4. 실험결과

- (a) 0.5mm 아크릴판(3.5MHz의 중심주파수에서)
- (b) 1mm 아크릴판(3.5MHz의 중심주파수에서)

Fig. 4. Experimental result.

- (a) 0.5mm acrylic plate(at central frequency of 3.5MHz).
- (b) 1mm acrylic plate(at central frequency of 3.5MHz).

과 A. S. M. 방식 그리고 감쇠보상 및 A. S. M. 방식의 결과가 나타나 있다.

여기서 해석신호의 크기를 계산하는 것이 재래적 방식에 비해 나은 결과를 보이고 제안된 방식이 A-mode에서 근접한 두 경계면을 선술한 방식들보다 더 잘 구분함을 알 수 있다. 따라서 A. S. M. 적용시 감쇠보상을 행하는 방식이 거리분해능 향상에 유용함을 알 수 있다.

실험결과 3.5MHz의 중심주파수를 사용할 경우에 0.5mm의 거리분해능을 얻었다. 잡음을 제거하기 위해 최종결과에는 hamming window에 의해 처리되었다.

IV. 검토 및 고찰

모의실험을 통해 비교적 높은 중심주파수를 갖는 트랜스듀서를 사용할 경우에는 초음파 펄스의 파장이 더욱 짧아지므로 더 나은 분해능을 얻을 수 있었다. 또한 실험에 사용된 것은 아크릴판으로써 물속에서의 속도에 비해 아크릴속에서의 진행속도가 빠르므로 연부조직에 적용시 더욱 나은 분해능을 얻을 수 있을 것이다. 실제의 경우 생체조직에서 감쇠의 주파수 의존치는 한정된 범위에서만 주파수에 선형적이다. 그러나 연부조직의 경우 스펙트럼이 그 범위에 집중하므로 큰 문제는 없다.

본 실험 및 모의실험을 통해 A. S. M. 만을 적용할 때의 결과가 재래적 방식에 비해서 별로 나아 보이지 않는다. 일반적으로 해상도는 wave-train-length의 1/2 정도, 즉 $2 \sim 2.5 \lambda$ 정도으로써 아크릴에서 속도를 2650m/sec로 고려할때 파장은 0.757mm(중심 주파수가 3.5MHz 일때), 1.32mm(2MHz 일때)로 나타난다. 따라서 일반적으로 해상도는 1.51mm~1.89mm(3.5MHz 일때), 2.64~3.3mm(2MHz 일 때) 정도이다. 그러므로 0.5mm와 1mm의 실험데이터에서 A. S. M. 만으로 두경계를 구분하지 못하였다.

한편 A. S. M. 방식이 충실한 포락선 검파임을 보이기 위해 모의실험을 행하였다. 식(2)의 임펄스의 크기는 반사계수 R과 투과계수 T의 관계에 의해 고려하였다.

$$R = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \quad (14)$$

$$T = \frac{2z_2}{z_2 + z_1} \quad (15)$$

3차 혹은 그 이상의 다중반사는 고려하지 않았다. 선술한 방법과 같이 신호합성을 하였으며 $\alpha = 0.64 \text{ dB/MHz} \cdot \text{cm}$ 로 감쇠시켰다.

모의 실험결과 A. S. M. 만 사용한 경우 1.6mm(2MHz 일 때), 1.2mm(3.5MHz 일 때)에서 포락선 검파

의 유용성이 그림 5에 나타나 있다.

또한 이 감쇠보상의 방법이 생체조직에서의 모든 경우에 적용되기 위해서는 모의실험에서는 현재 나와 있는 평균감쇠계수를 기준으로 하였으나 보다 확실하게 하기 위해서는 비교적 감쇠계수가 상이하지 않는 매질을 대상으로하여 조직특성(tissue characterization)을 파악하고 그에 따른 보상을 조직의 특정부분에 행하는 방식이 검토된다면 보다 나은 결과를 가져 올 것이다. 이점은 앞으로의 과제로 연구를 계속하겠다.

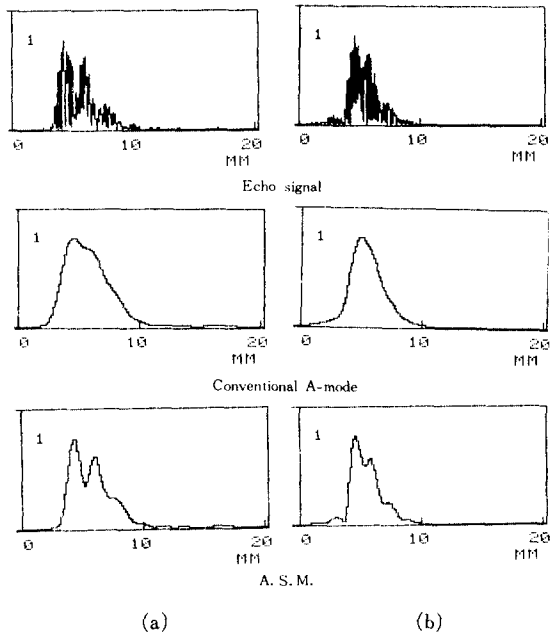


그림 5. 모의실험결과 (II)

- (a) 1.6mm 매질(2MHz의 중심 주파수에서)
- (b) 1.2mm 매질(3.5MHz의 중심 주파수에서)

Fig. 5. The result of simulation (II).

- (a) 1.6mm medium(at central frequency of 2MHz).
- (b) 1.2mm medium(at central frequency of 3.5MHz).

V. 結 論

본 논문에서는 A. S. M. 방식과 감쇠보상 및 A. S. M. 방식이 A-mode의 거리분해능의 향상에 유용함을 모의실험 결과와 실험결과를 통하여 보았다.

이 결과 모의실험을 통해 2MHz의 중심주파수를 사용시 1.5mm의 거리분해능을 얻었다. 또한 모의실험 및 실험을 통해 3.5MHz의 중심주파수의 트랜스듀서를 사용시 0.5mm의 거리분해능을 얻었다.

A. S. M. 을 이용하는 방식이 충실한 포락선 검파를 수행함을 알 수 있다. 따라서 A. S. M. 을 적용할때 주파수 영역에서 감쇠보상을 행하므로써 거리분해능의 향상을 가져올 수 있었다. 앞으로 이 방법은 의로나 비파괴검사에 응용할 수 있으리라 생각된다. 끝으로 실험에 협조해 주신 Aloka(주), 연구소 T. Itoh 씨에 깊은 감사의 뜻을 전한다.

參 考 文 獻

- [1] P.N.T. Wells., *Physical Principles of Ultrasonic Diagonosis*. University of Bristol and United Bristol Hospitals, Bristol, England, 1969.
- [2] 정 종남, 최 중수, "외삽행렬을 이용한 시간 제한신호의 재생과 그 응용", 대한전자공학회지, 제21권, 1호, pp. 25~31, 1984.
- [3] 김 선일, 민 병구, 고 명삼, "회귀방법에 의한 초음파 진단기의 측면 해상도 개선에 관한 연구", 대한전기학회지, 제31권, 3호, pp. 204~208, 1982.
- [4] E.E. Hundt and E.A. Trautenberg, "Digital processing of ultrasonic data by deconvolution," *IEEE Trans. Son. Ultrason.*, vol. SU-27, pp. 249-252, 1980.
- [5] P.M. Gammell, "Improved ultrasonic detection using the analytic signal magnitude," *Ultrasonics*, pp. 73-76, March, 1981.
- [6] D. Gabor, *Theory of Communication*. J. Inst Electrical Engrs. (London) 93, pp. 429-457, 1946.
- [7] R. Bracewell, *The Fourier Transform and its Applications*. New York, McGraw-Hill, pp. 267-272, 1965.
- [8] A. Papoulis and C. Chamzas, "Improvement of range resolution by spectral extrapolation," *Ultrasonic Image*, vol. 1, pp. 121-135, 1979.
- [9] 望月剛, 伊藤貴司, 河西千廣, "감쇠를 고려한 Deconvolution에 의한 초음파 반사신호의 분해능 향상", 일본 초음파의 학회강연논문집, 42-A-43, pp. 219-220, 1983.