

초음파를 이용한 3차원 영상 재구성에 관한 연구

(Study of Ultrasonic 3-Dimensional Image Reconstruction)

安昇玉*, 洪起祥**, 羅鍾範**, 趙長熙**

(Ahn, Seung Ok, Hong Ki Sang, Ra, Jong Beom and Cho, Zang-Hee)

要 約

초음파의 반사파와 주행시간을 이용한 초음파 영상 시스템을 개발하고 실제 시스템을 제작하여 실험하였다. 그 실험 결과에서 초음파 단층 촬영 방법의 가능성을 확인하였다. 본 논문에서는 "임의의 ray"에 대한 재구성법을 이용하여 부채꼴의 반사파를 가지고 반사 계수의 분포를 재구성하였다.

그리고 실험 결과와 컴퓨터 시뮬레이션(simulation) 결과를 비교 검토하였다.

Abstract

An ultrasonic imaging system with fan reflection mode time of flight is developed and its performance has been examined by system implementation. Experimental results obtained indicate potential of the method for tomographic imaging.

The basic concept of this method is reconstruction of reflectivity with reflection data collected in fan mode using a new "arbitrary ray" reconstruction algorithm. Computer simulations as well as experimental results are presented.

1. 서 론

현재 사용되고 있는 초음파 진단장치는 거의 전부 B-mode real time 스캐너(scanner)로서 심장의 운동이나 임신부 태아의 운동-을 real time 으로 보여주는 능력을 가지고 있다.^[1] 이러한 초음파 진단장치는 인체에 무해하고, real time 진단을 할 수 있다는 장점으로 발전이 거듭되고 있으며 현재 트랜스듀서(transducer)의 비입(beam) 폭을 줄임으로써 측면 해상도(lateral resolution)를 좋게 하고, 동시에 phased array를 사용하여 비입의 방향조정(steering)과 집속(focusing)을 하려는 연구가 진행되고 있다.

한편 각 분야의 영상 기법에는 1972년에 개발된 X-선 CT 스캐너^[2]로부터 급속히 발전해 온 전산 단층 촬영(computed tomography, CT) 개념이 도입되어

여러 가지의 새로운 기법이 발전되었다. 예를 들어 방사성 핵의학 분야에서 감마선을 이용한 Single Photon Emission CT^[3]나 양전자를 이용한 Positron Emission CT^[4] 등이 발전을 거듭하고 있으며, 최근 핵자기 공명(nuclear magnetic resonance, NMR)을 이용한 CT^[5,6]의 개발이 한창 진행 중이다. 이와 같은 CT의 발전 원인은 CT 영상이 물체의 단면에서의 어떠한 물리량의 분포를 정량적으로 그리고 좋은 해상도를 가지고 보여줄 수 있기 때문이다. 이러한 잇점을 가진 CT 개념을 초음파 진단장치에 응용하려는 연구도 활발히 진행되어 앞에서 말한 real time 스캐너와는 또 다른 연구 분야를 이루고 있다. 이러한 연구 방향에는 대체적으로 두 가지로 나뉘는데, X-선 CT와 같은 원리로 초음파의 감쇄상수의 분포를 보려는 것^[7]과 주행시간(time-of-flight) 측정 방법을 써서 초음파의 굴절율(refractive index)의 분포를 보려는 것이 그것이다. 위 두 가지 방법은 합쳐서 transmission CT라 분류될 수 있다.

* 準會員, 金星通信(株)研究所

** 正會員, 韓國科學技術院 電氣 및 電子工學科
(Dept. of Electrical Science, KAIST)

接受日字: 1981年 1月 5日

본 논문에서는 이와는 달리 초음파의 반사파를 이용하여 물체 단면에서의 상대적인 반사계수의 분포를 얻을 수 있는 방법에 맞는 알고리즘(algorithm)을 개발하였으며, 표준 시스템을 설계 제작하여 양질의 1단계 영상을 얻음으로써 이론의 유효성을 확인하였다. 다음 2장의 1절에서 기본적인 CT 개념과 필터를 통하는 방법에 대해 설명하고, 2절에서는 초음파 영상 재구성을 하기 위해 필요한 기본적인 원리와 3절에서는 개발된 방법과 CT의 차이점을 기술하고, 개발된 방법에서 필요한 가정을 설명하고 그에 따르는 한계점을 기술한다. 3장에서는 시험 제작된 시스템의 설계상수를 기술하고, 그의 개략도와 동작 원리를 보여준다. 4장에서는 얻어진 영상에 대한 분석을 하고, 마지막 5장에서 결론을 내린다.

2. 초음파 단층 촬영의 원리

(1) CT의 기본 원리

X-선 CT는 물체 내에서 직진하는 X-선의 Power 세기가 물체의 밀도 차이에 의해 지수적으로 감소되는 성질을 이용하여 물체 내의 감쇄상수의 분포를 영상화하는 시스템이다. 물체 내에서 X-선의 감쇄는 다음 식으로 표시된다.^[9]

$$I = I_0 \exp\left[-\int_L f(\vec{r}) dl\right] \dots\dots\dots(1)$$

여기서 $f(\vec{r})$ 은 선형 X-선 감쇄상수이고, I_0 는 물체가 없을 때 검출기(detector)에서 받은 신호의 세기이고, I 는 물체가 존재할 때의 세기로 I_0 보다 물체내의 경로 L 상에 존재하는 감쇄상수의 선적분만큼 지수적으로 감소된다. 영상 재구성을 하기 위해 물체에서 얻을 수 있는 데이터는 바로 이 감쇄상수의 선적분된 값인데 이것을 투사(projection) 데이터라 한다.

그림 1에서 보는 것과 같이 source와 검출기가 동시에 움직이면서 평행선 투사 데이터를 얻는다. 한쪽 방향에서 일정한 간격 a, b, c, d, e, f, 등으로 투사 데이터를 얻는 데 이를 view라 한다. 한 view에서 다음 view의 투사 데이터를 얻기 위해서는 $\Delta\theta$ 만큼 source와 검출기가 회전하는데 $\Delta\theta$ 는 view수에 관계된다. 이와 같이 투사 데이터는 2차 평면상에서 방사선(ray)의 간격 t 와 view의 각 θ 에 관계하는 함수가 되므로 식으로 표현하면 다음과 같다.^[10]

$$P_\theta(t) = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int_{L_\theta(t)} f(\vec{r}) dl \dots\dots(2)$$

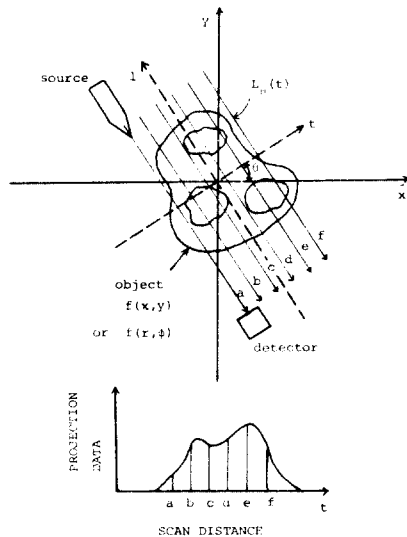


그림 1. X-ray computed tomography
Fig.1. X-ray computed tomography.

여기서 $L_\theta(t)$ 는 법선이 X축과 양의 방향으로 θ 만큼 기울어 지고 원점으로부터의 거리가 t 인 선이며, t 는

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta = r \cos(\phi - \theta) \dots\dots\dots(3)$$

로 주어진다.

이상과 같이 각 view에서 얻어진 투사 데이터를 방사선이 지나온 평면상에 그 방사선의 투사 데이터와 똑같은 크기로 역투사(backprojection)하면 이때 얻어지는 영상은 다음과 같다.

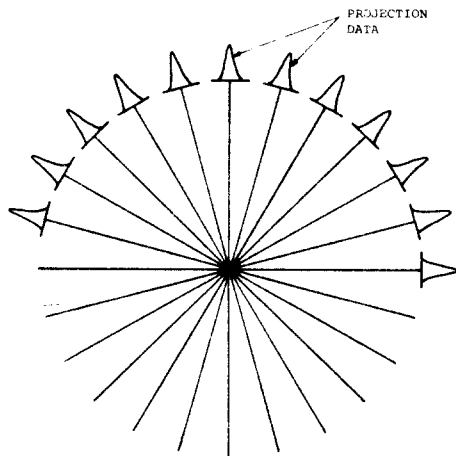


그림 2. 중심에 위치한 delta 함수의 backprojection
Fig.2. Backprojection of centered delta function.

$$g(r, \phi) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi P_\theta(t) d\theta \dots\dots\dots(4)$$

그림 2에서는 단순히 역투사만 하였을 때 생기는 효과를 보기 위해 중앙에 델타(delta) 함수가 존재하는 경우 투사 데이터를 역투사한 결과이다. 여기서 역투사에 대한 point spread 함수는 1/r 에 비례함을 알 수 있다. 즉,

$$\begin{aligned} g_p(r, \phi) &= \frac{1}{\pi} \int_0^\pi \delta \{ r \cos(\phi - \theta) \} d\theta \\ &= \frac{1}{\pi r} \int_0^\pi \delta \{ \cos(\phi - \theta) \} d\theta \\ &= \frac{1}{\pi r} \dots\dots\dots(5) \end{aligned}$$

따라서 역투사를 해서 얻어지는 해서 얻어지는 영상은 본래의 영상과 이 point spread 함수의 convolution 이므로 blur 되어 나타난다,

이와 같이 1/r blur 된 영상을 본래의 영상으로 바꾸기 위해 필터 함수를 사용하게 되는 데 여러 사물들에 의하여 각기 특색이 있는 필터가 제안 사용되고 있다. 필터를 사용하는 데 2가지 방법이 있다. 한가지는 각 view의 1차원 투사 데이터를 필터 함수로 convolution 하여 역투사하는 filtered backprojection 방법이며,^[10] 다른 하나는 단순히 역투사하여 얻은 2차원의 영상에 대해 필터를 통하는 방법이다.^[11]

(가) Filterd backprojection 방법

Fourier 알고리즘을 기초로 한 filtered backprojection의 수학적인 해석은 다음과 같다. 즉 식 2에서의 투사 데이터 $P_\theta(t)$ 를 fourier 변환하면

$$\begin{aligned} \hat{P}_\theta(\rho) &= \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-j\rho t} dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{L_\theta(t)} f(x, y) dl e^{-j\rho t} dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j\rho(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \\ &= \hat{f}(\rho, \theta) \dots\dots\dots(6) \end{aligned}$$

이다. 즉 투사 데이터 $P_\theta(t)$ 의 fourier 변환은 감쇄상수 $f(x, y)$ 의 극좌표계에서의 fourier 변환과 같게 되어, 본래의 영상 $f(x, y)$ 는 $\hat{P}_\theta(\rho)$ 로부터 얻을 수 있다. 즉

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\rho_x, \rho_y) \\ &\quad e^{+j(\rho_x x + \rho_y y)} d\rho_x d\rho_y \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\rho, \theta) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &e^{j\rho(x \cos \theta + y \sin \theta)} |\rho| d\rho \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_\theta(\rho) e^{j\rho t} \hat{\psi}(\rho) d\rho \\ &\dots\dots\dots(7) \end{aligned}$$

이다. 여기서 $\hat{\psi}(\rho) = |\rho|$ 는 직각좌표계를 극좌표계로 변환할 때 생기는 Jacobian으로 필터 함수가 되며, 가운데 적분은 공간영역에서 convolution으로 구해질 수 있다. 이 필터에서 ρ 는 무한대까지 퍼져 가므로 적당한 apodizing 함수를 곱함으로써 분해능과 잡음을 절충시킬 수 있다.

(나) 2차원 filtering 방법과 개선

단순한 역투사를 한 영상은 1/r 로 blur 되어 있다. 그러므로 이 1/r blurring 함수를 2차 fourier 변환하면

$$F_2 \left[\frac{1}{r} \right] = 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} r^{-1} J_0(2\pi \rho r) dr = \frac{1}{\rho} \dots\dots\dots(8)$$

이 된다. 여기서 J_0 는 zero order Bessel 함수이고 ρ 는 극좌표계에서의 주파수 변경이다. 따라서 역투사 영상에 대한 deblurring 함수는 ρ 형태로 rho - 필터라 한다. 필터를 통하는 방법은 공간영역에서는 ρ 의 역 fourier 변환으로 convolution 해야 하나 주파수 영역에서는 곱셈으로 간단하게 처리할 수 있다. 즉 역투사 영상을 FFT 하여 rho-필터를 곱한 다음 역 FFT함으로써 filtering 이 이루어진다.

지금까지의 방법은 영상 영역내에만 역투사하여 얻은 영상을 2차원 필터를 통하였다. 그러나 실제로 역투사를 하면 영상 영역 밖에서도 그 값이 영(zero)이 아니기 때문에 그것을 무시하면 절단(truncation) 효과로 인하여 제한된 부분에서 ringing artifact 가 나타나 영상의 질이 매우 나빠진다.^[11]

따라서 영상 영역보다 더 크게 역투사하여 2차원 필터를 통합함으로써 영상의 질을 훨씬 개선할 수 있음을 발견하였다. 이 경우 aliasing 효과가 나타나지만 그 효과는 분해능과는 무관하고 감쇄상수의 크기가 1% 미만의 오차가 생기게 되나 무시될 수 있다. 필터 함수의 경우도 rho-필터는 심각한 artifact 를 나타내므로 rho - 필터에 Hamming 이나 Hanning window 함수로 사용한다. Hamming 이나 Hanning window 는 고주파 영역을 제한하는 low-pass 필터형이므로 잡음은 많이 없거나 분해능은 떨어지게 되어 경우에 따라 차단 주파수의 조정으로 최적화 시킬 수 있

다. 그림 3 에서는 rho -필터에 Hamming window를 사용한 2 차원 필터 함수를 30°로 투시한 모양이다.

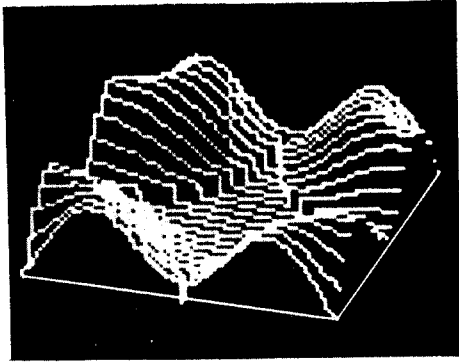


그림 3. Hamming window 를 사용한 2 차원 rho-filter 의 투시도

Fig. 3. Perspective view of 2-D rho-filter using Hamming window.

(다) 임의의 ray에 대한 확장

(나) 항에서와 같이 2 차원 필터를 통하는 방법이 개선됨에 따라 그 동안 고려되기 힘은 어떠한 형태의 투사 데이터도 backprojection - 2 차원 filtering 으로 영상화하여 영상의 질을 높일 수 있다. 즉 투사 데이터를 어떠한 형태의 방사선에 대해서도 그 방사선을 따라 적분된 값을 그 방사선을 따라 역투사를 한다. 그 결과 얻어진 영상의 point spread 함수가 $1/r$ 이면 개선된 2 차원 필터를 통하는 방법에 의하여 본래의 영상으로 복원 수 있다.

(2) 초음파의 특성

초음파 영상을 얻기 위해 필요한 초음파와 트랜스듀서의 특성을 살펴보기로 한다.⁽¹²⁾

초음파는 물체사이의 경계면에서 탄성(elastic)과 음향학적 불연속 즉 음향 임피던스 차이에 의해 반사가 일어난다. 음향 임피던스(acoustic impedance)는 물체의 밀도 ρ_0 와 압축률 K에 의해 $Z = \sqrt{\rho_0 K}$ 로 주어진다. 그리고 반사의 크기는 경계면에서의 반사계수 R 로 결정된다. 음향 임피던스가 Z_1 과 Z_2 인 경계면에 수직으로 입사된 초음파의 반사계수 R_{21} 은

$$R_{21} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \dots\dots\dots(9)$$

으로 주어지며, 반사된 power 의 크기는 R_{21}^2 에 비례한다.

그리고 초음파가 물체내를 전파할 때 감쇄가 일어난다. 그 감쇄는 점성도와 압축되는 동안의 열전도도와 분자 진동 등에 의해 일어나나 주로 점성도에 의해 좌

우된다. 또 감쇄는 주파수의 증가에 따라 선형적으로 증가한다. 물체내에서의 전파되는 위상속도는 $V_{ph} = 1/\sqrt{\rho_0 K}$ 로 주어진다. 이상과 같은 초음파에 대한 물체의 acoustic 상수가 표 1에 있다.

표 1. Acoustic parameters

Table 1. Acoustic parameters.

매질	밀도 ρ_0 (g/cm ³)	속도 V_{ph} (cm/sec)	감쇄상수 $f = 1$ MHz (cm ⁻¹)
Water	.998	1.483×10^5	.00025
Brain	1.03	1.51×10^5	.11
Muscle	1.07	1.57×10^5	.13
Fat	.97	1.44×10^5	.05
Bone	1.7	3.36×10^5	1.3
Hemoglobin (13g/100cm ³ blood)	-	1.54×10^5	.013
Lung	-	-	5.0
Castor Oil	.952	1.494×10^5	.096

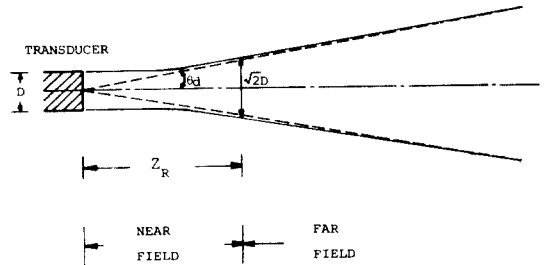


그림 4. Transducer 의 beam 형태

Fig. 4. Beam pattern of transducer.

그림 4 에서와 같이 트랜스듀서의 특성을 결정하는 것은 변이거리(transition distance) Z_R 과 far field 퍼짐각(divergence angle) θ_d 이다. 여기서

$$Z_R = \frac{D^2}{4\lambda} \dots\dots\dots(10)$$

으로 주어지며, Z_R 에 의해 far field 와 near field 로 구분된다. 또 원형판 트랜스듀서에 대하여

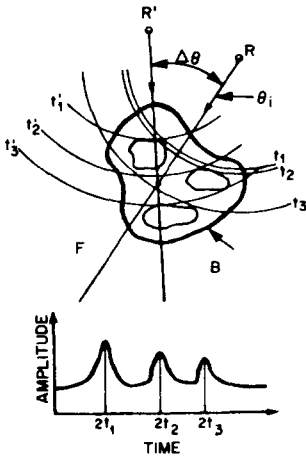
$$\theta_d = \sin^{-1} (1.22 \lambda/D) \dots\dots\dots(11)$$

으로 주어지며, θ_d 에 의해 far field 에서의 비임이 퍼지는 정도를 결정한다. 그러나 점원(point source)에서 전파되는 wave front는 구형이다.

(3) 초음파 영상에 CT 개념 도입

X-선 CT에서 사용된 CT 개념을 초음파 영상에 적용하여 초음파 CT를 개발하였다. 본 논문에서는 반

사파를 이용하고, curved-ray 와 같은 방법으로 투사 데이터가 wave front 상에 있는 반사체(reflector)의 곡선상 적분으로 얻어진다.



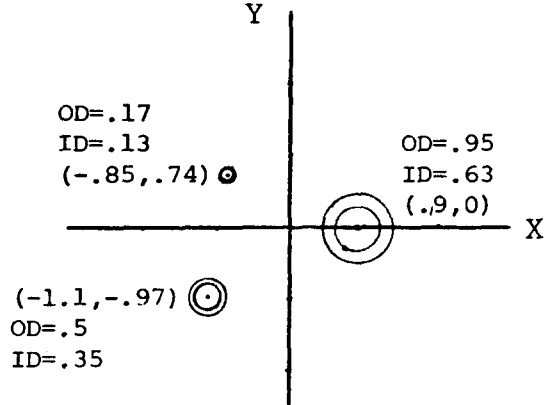
- R: Transducer
- B: Object
- F: Fluid(Water)

그림 5. 초음파 CT algorithm

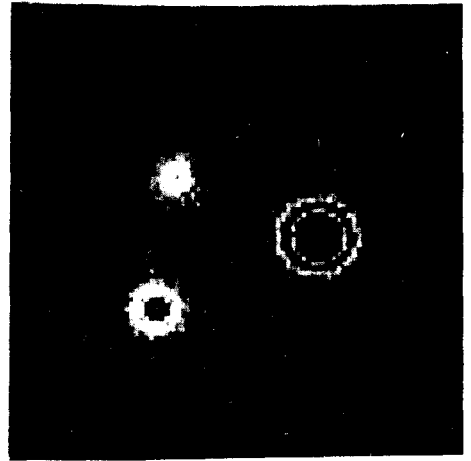
Fig.5. Ultrasonic CT algorithm.

개발된 초음파 CT의 알고리즘에 대한 그림이 그림 5에 있다.^[13] 즉 한개의 트랜스듀서 R에서 펄스로 구동되어 wave front가 구형으로 전파된다. 그리고 음향 임피던스 차이가 있는 경계면이 존재하면 반사가 일어나고, 반사된 신호가 source로 사용한 같은 트랜스듀서 R에서 $2t_1, 2t_2, 2t_3$ 등으로 검출된다. source와 경계면 사이가 d만큼 떨어져 있다면 검출되는 신호의 시간은 $t_n = d / \sqrt{V_{ph}}$ 로 주어진다. 이리하여 같은 wave front 상에 존재하는 경계면들에서의 반사파는 같은 시간에 트랜스듀서 R에 도달하게 되어 반시계수가 곡선상에서 적분된 투사 데이터를 얻게 된다. 여기서 X-선 CT에서는 X-선의 경로에 따라 감쇄 상수가 평행선으로 적분된 투사 데이터를 얻으나, 초음파 CT는 wave front 상의 반사체가 곡선으로 적분된 형태로 투사 데이터를 얻는 방법에 있어서 X-선 CT와 초음파 CT의 차이점이다. 즉 CT는 그 투사 데이터를 얻는 방법에 의하여 알고리즘상의 차이점이 있으나 CT 개념상의 차이점은 없다.

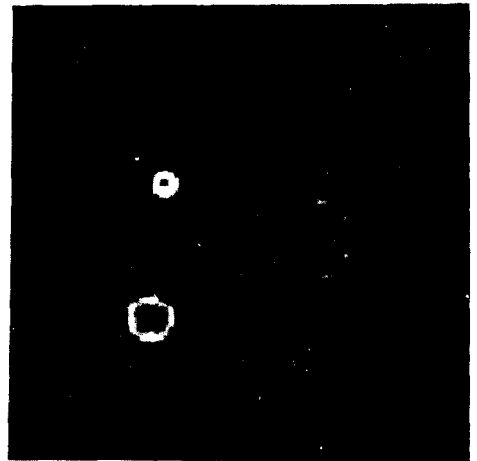
한 view에서 위와 같은 시간 함수의 신호를 sampling하여 discrete한 데이터로 바꾸어 컴퓨터 메모리에 기억 시킨다. 그리고 물체를 중심으로 $\Delta\theta$ 만큼 회전하여 R^1 에서 다음 view에 대한 데이터를 얻는다.



(a) Phantom



(b) Backprojection



(c) 2-D filtering

그림 6. Simulation 결과

Fig. 6. Simulation result.

같은 방법으로 모든 view 에 대한 데이터를 가지고 컴퓨터 영상 재구성을 한다.

본 논문에 있어서의 초음파 CT는 curved-ray 와 같은 투사 데이터므로 (1) 절에서 기술한 것과 같이 평행선에 의한 filtered backprojection 을 사용하는 것보다 새로 개선했던 2차원 filtering 방법을 사용하여 영상의 질을 높일 수 있다. 2차원 필터를 통할 수 있는 것은 curved-ray와 같이 역투사를 한 경우에도 point spread 함수가 $1/r$ 의 특성을 가지기 때문이다.

이상과 같이 개발된 초음파 CT에 대하여 다음 두 가지 가정을 하였다.

첫째, wave front가 물체내에서도 항상 왜곡되지 않은 곡선으로 전파된다는 것이다. 실제로는 물체의 각 부분에서의 속도차이 때문에 wave front가 변화한다. 그리하여 속도차이가 적은 물체에 사용하는 경우 이 가정은 큰 오차없이 성립하지만, 속도차이가 매우 큰 물체의 경우에는 이 가정이 엄밀하게 성립하지 않으므로 영상의 질이 저하된다.

둘째, 물체내에서의 감쇄는 고려하지 않았다. 실제 시스템에서는 이 감쇄를 보상해 주어 영상의 질을 높

일 수가 있다. 그러나 감쇄가 매우 큰 부위의 영상화는 대단히 어렵다. 그것은 감쇄가 너무 큰 경우 물체 깊숙한 부분에서 반사되는 신호를 검출하기 힘들기 때문이다. 감쇄는 (2)절에서 설명한 것과 같이 주파수에 따라서 선형적으로 변화하게 된다. 그리고 분해능은 신호의 파장에 의해 좌우된다. 그러므로 파장을 짧게 하면 분해능은 증가하나 감쇄가 상당히 심해지게 되어 SNR이 작아진다. 이리하여 SNR과 분해능을 절충해야 한다.

이와 같이 개발된 초음파 CT에 대해 modeling 및 컴퓨터 시뮬레이션을 실시한 결과가 그림 6에 있다.

3. 시스템 설계 및 실험

시스템 설계에 사용한 트랜스듀서는 Panametric사의 방수형의 넓은 대역폭(low Q)을 가진 트랜스듀서이며, 직경이 0.5 in(1.27cm)이고 주파수는 2.25 MHz ($\lambda = 0.67$ mm)이다. 식 10에 의하여 $Z_R = 6.02$

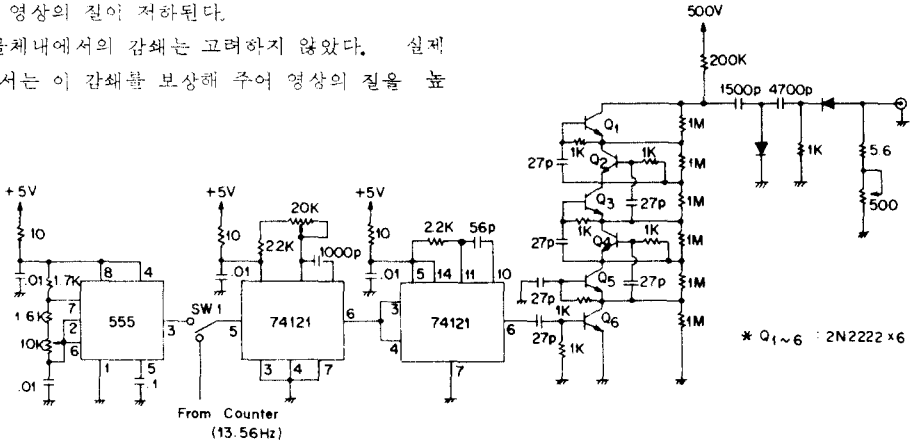


그림 7. Pulser-receiver 회로도

Fig. 7. Pulser-receiver circuit diagram.

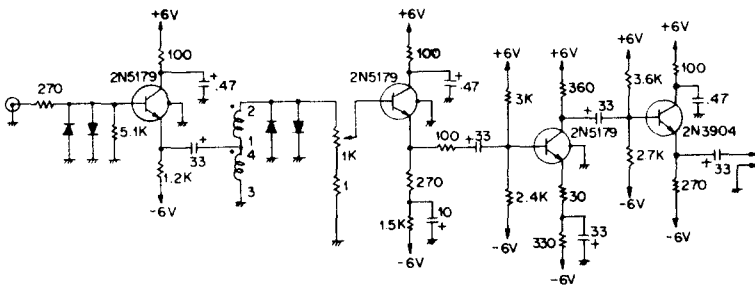


그림 8. Preamplifier 회로도

Fig. 8. Preamplifier circuit diagram.

cm가 된다. far field 반사파를 이용하기 위하여 트랜스듀서와 물체사이의 거리를 30 cm로 정했다. 또 식 11에 의하여 $\theta_d = 3.7^\circ$ 가 된다. 그래서 30 cm 떨어진 곳에서 영상화 할 수 있는 물체의 크기는 직경이 4 cm가 된다.

그림 7, 8과 같이 트랜스듀서를 구동하는 pulser receiver와 검출된 신호를 증폭하기 위한 preamp 및 앰프는 실제로 시스템에 맞게 제작하였다.^[14] Pulser는 고전압을 500 V나 1000 V를 선택할 수 있게 만들고, preamp는 한개의 트랜스듀서를 사용하므로 pulser에 의해 트랜스듀서를 구동한 고전압 펄스를 없애고 나중에 들어오는 신호만을 증폭할 수 있게 하여 이득은 10 배로 하고, 앰프는 대역폭이 넓은 증폭기로 이득을 가변할 수 있게 하였다. 실제로 제작한 시스템에서 트랜스듀서의 특성을 알기 위하여 0.7 mm 동선

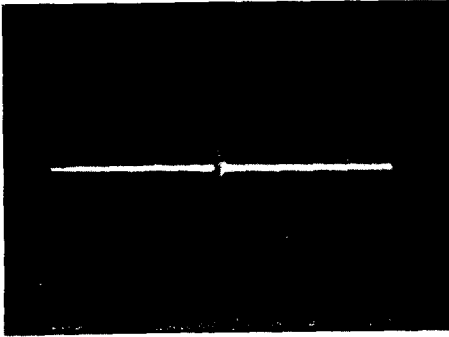


그림 9. Transducer의 특성
Fig. 9. Transducer characteristic

을 사용하여 검출된 신호는 그림 9와 같이 oscilloscope 상에 나타난다. 여기서 보이는 ringing은 트랜스듀서의 특성에 의해 생기며, 그 주파수도 트랜스듀서의 주파수와 같은 2.25 MHz이고, 트랜스듀서가 대역폭이 넓어 Q가 작으므로 감소되는 정도는 매우 빠르다.

그리고 시간축 상에서 sampling 비율을 Nyquist sampling보다 더 큰 13.56 MHz로 하여 한 view당 얻은 투사 데이터 수를 1 K byte로 하였다. 이 sampling 범위는 물체를 영상화하기에 충분하도록 5 cm로 하였다. 이 실험에서는 source인 트랜스듀서를 고정하고 물체를 스텝모터로 회전시켰다. 회전각도는 view 수를 100으로 하여 3.6° 씩 회전시켰다. 이 시스템은 빠른 속도의 데이터 acquisition이므로 이에 충분한 30 megasamples per second (MSPS)이고 8 bit resolution인 TRW 1007 PCB A/D 변환기와

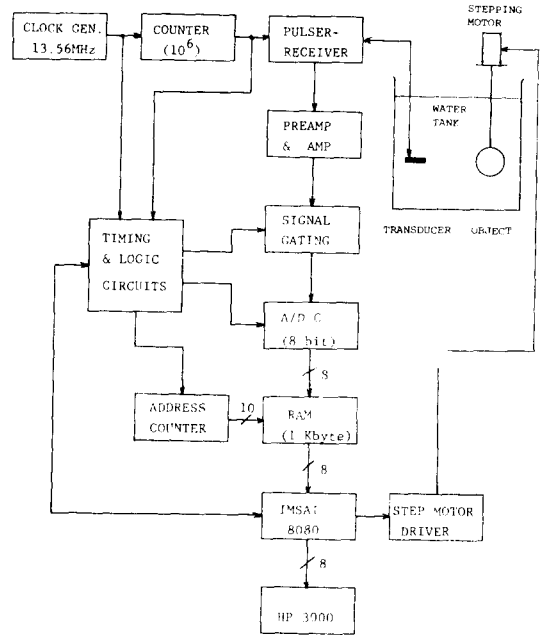


그림 10. System block diagram
Fig. 10. System block diagram.

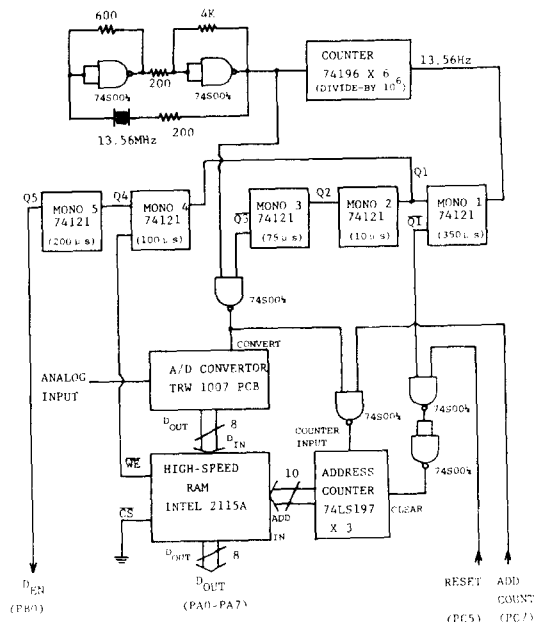
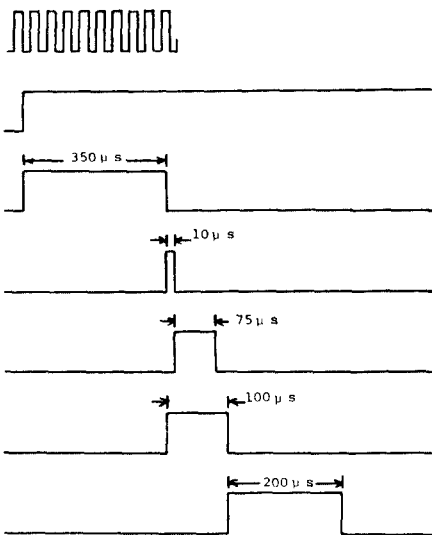


그림 11. Data acquisition diagram
Fig. 11. Data acquisition diagram.

access time 이 30 nsec 인 Intel 2115 A RAM을 사용하였다.

그리고 시스템의 제어는 IMSAI 8080 micro-computer 로 하고 빠른 속도의 RAM에 저장되어 있는 투사 데이터를 우선 IMDOS floppy disc 에 저장시키고, 모든 view에 대하여 얻은 데이터를 소프트웨어로 연결되어 있는 HP 3000 mini-computer 로 데이터를 옮겼다. 그다음 backprojection - 2 차원 filtering 재구성 방법을 HP 3000 에서 행하였다.

이상의 시스템 구성도는 그림 10 에 있고 자세한 timing 과 논리 회로도 는 그림 11 에 있다. 시스템의 timing chart 는 그림 12 에 있다. 실험장치의 실제 모양은 그림 13 에 있다.



- a) CLOCK GEN : 13.56 MHz (73.75 ns)
- b) COUNTER OUT : 13.56 Hz (73.75 ms)
: system period (one view)
- c) MONOSTABLE Q 1 : 350 μs
: waiting for sampling region
- d) MONOSTABLE Q 2 : 10 μs
: blanking
- e) MONOSTABLE Q 3 : 75 μs
: signal gating
- f) MONOSTABLE Q 4 : 100 μs
: RAM WE signal
- g) MONOSTABLE Q 5 : 200 μs
: end of conversion

그림 12. Timing chart
Fig 12. Timing chart.



그림 13. 실험 장치
Fig 13. Experimental setup.

4. 실험 결과

제작된 시스템으로부터 얻은 실험 결과는 그림 14 에 있다. (a)는 사용한 phantom의 사진이다. 이 phantom은 크기가 서로 다른 3개의 아크릴판으로 그 직경은 그림 6 에 있는 시뮬레이션 phantom의 판직경과 같고 그 길이는 10 cm 이다. 이 세개의 판은 직경 4 cm 되는 원판에 고정시켰다. (b)는 실제로 실험에서 얻어진 투사 데이터를 curved-ray 알고리즘과 같이 역투사한 결과이다. (c)는 (b)의 영상을 Hamming window를 씌운 rho-필터로 2 차원 filtering 한 것으로 영상이 많이 개선됨을 알 수 있다.

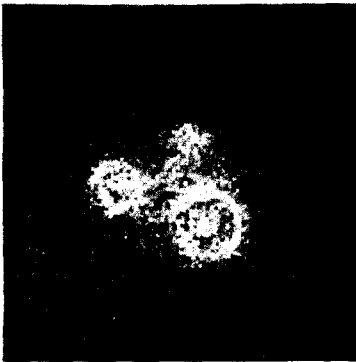
Sampling 범위는 5 cm 이고 이것을 64 × 64 평면에 나타냈으므로 pixel 한 개의 크기는 0.78 mm × 0.78 mm 이다. 이것을 기준으로 그림 14 (c)를 보면 가장 작은 판이 직경 1.7 mm 이고 내경이 1.3 mm 인데 그 판의 두께는 나타나지 않고 1.7 mm의 크기만 나타났다. 이것은 그림 9에서 보인 것과 같이 트랜스듀서에서의 ringing에 의하여 분해능이 1.4 mm 정도로 두파장이다. 그러므로 ringing의 효과를 하드웨어나 소프트웨어로 줄임으로써 분해능을 더욱 향상시킬 수 있다.

5. 결 론

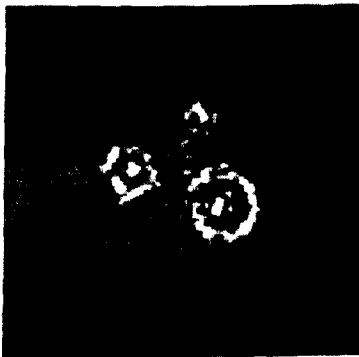
그림 14 (c)에서 볼 수 있듯이 반사체의 위치만을 일대일 대응에 의하여 얻은 B-mode real time scan 영상과는 달리, 본 논문에도 도입된 CT 개념을 이용한 영상 재구성법은 단면의 영상을 얻음으로써 위치나 모양, 크기 등에 대한 더욱 정밀하고 정량적인 정보를 제공한다는 장점을 가지고 있다. 그리고 초음파의 비임형태를 고려한 curved-ray 영상 재구성 개념을 사용하여 영상의 질을 높일 수 있었다.



(a) Real phantom



(b) Curved backprojection



(c) 2 - D filtering result

그림 14. 실험 결과

Fig. 14. Experiment result.

그림 6에서의 시뮬레이션 영상은 점원(point source)를 가정하고, 물체내에서의 속도차이나 복잡한 반사등 실제로 modeling 하기 힘든 부분은 고려하지 않고 시행하여 얻은 결과이다. 실험에 의한 결과는 위의 영향

들이 포함되고 시스템의 잡음까지 합쳐져서 나타난다. 그러나 두 결과를 비교할 때 위의 점들을 고려한다면 서로의 영상 차이는 큰 것이 아니다.

2 장 (3)절에서 wave front 가 왜곡되지 않은 곡선이고 물체내에서의 감쇄를 무시하는 가정을 세웠다. 그러나 wave front 가 왜곡된다면 2 차원 filtering 에서는 "입의의 ray"에 대해 영상화 할 수 있으므로 ray 추적 방법이 가능한 경우는 영상화 할 수 있다. 그리고 물체내의 감쇄도 보상하면 더 좋은 영상을 얻을 수 있다. 또한 트랜스듀서의 ringing 을 줄임으로써 분해능을 증가시킬 수 있다.

인체에 적용할 경우는 점원(point source)으로 영상화할 수 있는 범위를 늘려야 하며, 이 경우에 있어서 트랜스듀서에 음향 렌즈를 부착시킴으로써 field-of-view를 넓힐 수 있다. 이러한 시스템의 실제적인 적용은 우선 mammography 에서 부터 시작할 수 있겠다.

참 고 문 헌

1. K. R. Erikson, F. J. Fry and J. P. Jones, "Ultrasound in Medicine-A Review," IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-21, No. 3, pp 144-170, July 1974.
2. G. N. Hounsfield, "A Method of and Apparatus for Examination of a Body by Radiation such as X or Gamma Radiation," Patent Specification 1283915 (EMI Scanner), Patent Office, London, England, 1972.
3. M. E. Phelps, "Emission Computed Tomography", Seminars in Nuclear Medicine, Vol. 7, No. 4, pp 337-365, Oct. 1977.
4. Z. H. Cho, J. Chan and L. Eriksson, "Circular Ring Transverse Axial Positron Camera (CRT APC) for 3 - D Reconstruction of Radionuclides Distribution," IEEE Trans. on Nucl. Sci., NS-23, No. 1, pp 613-622, 1976.
5. C. M. Lai, W. House and P. Lauterbur, "Nuclear Magnetic Resonance Zeugmatography for Medical Imaging," Presented at session 30, "Technology for Noninvasive Monitoring of Physiological Phenomena," Electro/78, Sponsored by IEEE, ERA, Boston, May 1978.
6. G. N. Holland, W. S. Moore and R. C. Hawkes, "Nuclear Magnetic Resonance Tomography of the Brain," J. of Computer Assisted Tomogra-

- phy, Vol. 4, No. 1, pp 1 - 4, Feb. 1980.
7. J. G. Miller et al., "Reconstructive Tomography Based on Ultrasonic Attenuation," Computer Aided Tomography and Ultrasonics in Medicine, North-Holland Publishing Co., pp 151 - 163, 1979.
 8. J. F. Greenleaf, S. A. Johnson, W. F. Samayoa and F. A. Duck, "Algebraic Reconstruction of Spatial Distribution of Acoustic Velocities in Tissue from their Time of Flight Profiles," Acoustic Holography, Vol. 6, N. Booth, Editor, Plenum Press, New York, pp 71 - 90, 1975.
 9. H. H. Barrett and W. Swidell, "Analog Reconstruction Method for Transaxial Tomography," Proceeding of the IEEE, Vol. 65, No. 1, pp 89 - 107, Jan. 1977.
 10. L. A. Shepp and B. F. Logan, "The Fourier Reconstruction of a Head Section," IEEE Trans. on Nucl. Sci., Vol. NS - 21, PP 21-43, June 1974
 11. H. S. Lee, "Development of Two Dimensional Filter for the Reconstructive Image Processing," ISS LAB. Report No. 1, Korea Advanced Institute of Science, Korea, Sep. 1979.
 12. D. A. Christensen, "Ultrasonic Bioinstrumentation: Theory and Application, Textbook of Dept. of Bioengineering, University of Utah, Winter 1980.
 13. G. Wade and Z. H. Cho, "Ultrasonic Computer Tomography," NSF proposal, University of California, July 1977.
 14. Magnaflux Instruction Manual, U. S. A.

