

# B-mode 초음파 진단장치에서 합성 집속방법에 의한 해상도 증대에 관한 연구

## A Study on the Improving the Resolution using Synthetic Focusing in B-mode Ultrasound Imaging System

배 무 호\*, 정 목 근\*\*  
(Moo Ho Bae\*, Mok Kun Jeong\*\*)

### 요 약

기존의 널리 사용되는 초음파 영상진단기에서는 수신집속은 모든 점에 대해 행하는 것이 가능하지만 송신집속은 미리 정해진 수 개의 점에 대해서만 행하는 한계가 있다. 본 논문에서는 영상화할 대상이 정지해 있거나 매우 느리게 움직이는 경우에 한하여, 송신음장의 집속은 합성집속방법(synthetic focusing)을 사용하고, 수신집속은 동적 집속(dynamic receive focusing)을 이용함으로써 모든 영상점에서 송수신 집속 하여 측방향 해상도를 향상시키는 방법을 제안하였다. 컴퓨터 시뮬레이션 결과 초점깊이에서와 같은 해상도를 유지하는 음장거리(fields of depth)가 기존의 방법에 비하여 월등히 우수하였으며, 3.5 MHz의 선형배열변환기를 이용하여 펜텀 영상에 대한 실험 결과도 모든 영상 깊이에서 측방향 해상도가 기존의 B-mode의 영상보다 우수하였다.

### ABSTRACT

In presently used ultrasound imaging systems, all imaging points can be focused in receiving, but only a limited number of points can be focused in transmit focusing. In this paper, we propose an all point transmit and receive focusing algorithm by using transmit synthetic focusing and receive dynamic focusing, which can be used in still or slowly moving object. Computer simulation shows that the field of depth is much larger than that of conventional methods, and the experimental results using 3.5 MHz linear array transducer shows the same results in terms of lateral resolution in all imaging depths.

### I. 서 론

초음파 의료영상에서 해상도는 축방향(axial)과 측방향(lateral) 해상도로 구별한다. 일반적으로 축방향의 해상도는 초음파 빔의 스펙트럼의 폭과 관련이 있고, 따라서 축방향의 해상도를 증가시키기 위하여 시간 폭이 작은 펄스 형태의 신호를 사용한다. 측방향 해상도는 일반적으로 mainlobe의 폭에 의하여 결정되는데 트랜듀서의 크기와 사용하는 주파수에 의하여 좌우되며 회절 때문에 초음파가 매질 내를 진행하면서 빔이 퍼지므로 측방향 해상도에 비하여 떨어진다. 이외에 sidelobe의 크기, grating lobe의 크기, 영상에서의 SNR, 스펙클 패턴의 특성 등이 해상도에 영향을 주는 중요한 요인이다. 현재의 시스템의 성능 향상은 일반적으로 측방향 해상도를 증대시키는 것과, 필요한 해상도를 필요한 깊이까지 균일하게 얻는 것을 목적으로 한다. 그러나 초음파의 회절 특성 때문에 측

방향 해상도는 한계가 있으며 이를 회절에 의하여 제한되는(diffraction limited) 해상도라 한다[1]. 초음파 의료 영상에서의 측방향 해상도를 증대시키는 방법으로는 집속방법이 이용된다. 집속에는 일반적으로 다채널의 배열변환기를 이용하며, 각각 다른 시간에 얻은 여러 개의 음장을 중첩하여 합성하는 합성집속(Synthetic Aperture Focusing)방법과, 여러 개의 변환소자를 동시에 이용하여 한번 송신에 하나의 scanline을 얻는 B-mode에서 집속 방법으로 나뉜다.

합성집속방법은 선형배열변환기를 이용하여 한번에 하나의 소자에서 송·수신하여 얻은 A-scan 데이터를 메모리에 모두 저장한 뒤 영상을 합성한다.  $N$ 개의 소자별 가지는 변환기에서 각각의 소자에서 수신한 신호를 집속한, 영상 신호  $a(t)$ 와 방향각  $\theta$ 에 대한 양복음장특성  $k(\theta)$ 를 살펴보면 다음과 같다[2,3].

$$a(t) = \sum_{i=0}^{N-1} s_i(t - \tau_i) \quad (1)$$

$$k(\theta) \approx \frac{\sin(kNd\sin\theta)}{\sin(kd\sin\theta)} \quad (2)$$

\* (주)메디슨 책임연구원

\*\* 대전대학교 전자·통신공학부

접수일자 : 1998년 3월 17일

여기서  $s_i(t)$ 는  $i$ 번째 소자에서의 수신신호,  $\tau_i$ 는  $i$ 번째 소자에서 집속을 위한 지연시간이며  $k=2\pi/\lambda$ ,  $d$ 는 소자의 간격이다. 합성집속방법은 한번에 하나씩의 소자를 이용하므로 간단한 하드웨어로 구성할 수 있으며 송·수신 모두 집속이 가능하다. 따라서 모든 영상점에서 균일한 해상도를 가지지만 송신전력이 작아 영상의 SNR이 낮고 grating lobe가 크게 나타난다. 그리고 data를 얻기 위한 시간이 많이 걸리므로 움직이는 물체를 영상화할 경우 뭉개짐(Blurring)현상이 나타난다[4,5].

B-mode는 여러 개의 송수신 소자를 동시에 사용하여 송·수신하며 수신신호와 음장특성은 다음과 같다[6].

$$a(t) = \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{N-1} s_{ij}(t - \tau_{ij}) \quad (3)$$

$$h(\theta) \approx \frac{\sin^2((k/2)Nd\sin\theta)}{\sin^2((k/2)d\sin\theta)} \quad (4)$$

첨자  $ij$ 는 각각 송신과 수신 소자를 의미하며  $\tau_{ij}$ 는 송신과 수신 집속지연 시간이다. B-mode의 경우 송·수신에 이용하는 소자의 수가 많으므로 신호전력이 커서 합성집속방법보다 영상의 명암도(contrast)가 뛰어나다. 그러나 송신에서의 집속은 한 점의 깊이에서만 가능하며 수신에서는 신호처리에 의하여 모든 영상 깊이에서 집속하는 동적인 집속(dynamic focusing)을 이용한다[7,8]. 따라서 송신집속점 부근에서는 높은 해상도를 나타내지만, 초점을 벗어난 깊이에서는 송신음장이 회절에 의하여 빔의 폭이 넓어지므로 해상도가 떨어진다. 이를 극복하기 위하여 송신 음장이 모든 영상깊이에서 균일한 폭을 갖도록 송신하는 방법이 제안되었는데, 이러한 방법은 관찰하고자 하는 영상깊이에서 균일한 해상도를 얻는 반면 측방향 해상도가 상대적으로 떨어진다[9,10]. 수식(2)와 (4)를 비교하면 합성집속방법이 변환기의 크기가 같을 때 B-mode의 경우보다 mainlobe의 폭이 반으로 줄어들어 해상도가 더 우수함을 알 수 있다.

본 논문에서는 B-mode영상에서 영상화할 대상이 정지해 있거나 매우 느리게 움직일 경우에 한하여, 송신음장은 합성집속방법(synthetic focusing)을 사용하여 집속하고, 수신집속은 기존의 B-mode영상에서와 같이 동적 집속(dynamic receive focusing)하여 송·수신 모두 임의의 영상점에서 집속할 수 있는 방법을 제안하였다. 제안한 방법의 데이터 획득방법은 B-mode의 경우와 같으며 얻어진 모든 RF 데이터를 메모리에 저장한 후, 인접한 각각의 스캔라인의 데이터를 이용하여 합성집속방법에 의하여 영상점을 계산한다. 따라서 실제로 시스템을 구성할 경우 하드웨어가 커지며 계산량이 많이 필요한 단점이 있지만, 모든 영상깊이에서 송수신집속을 하므로 해상도의 향상을 가져온다.

## II. B-mode영상에서의 송신 음장의 진행모델

기존의 B-mode영상에서 사용하는 집속방법은 수신시의 집속은 동적 집속을 하여 scanline상의 모든 점에 초점을 둘 수가 있는데 송신 시는 그렇지 못하다. 그 이유는 한번 변환기를 떠난 초음파는 전기적으로 쉽게 제어할 수가 없기 때문이다. 따라서 송·수신 총합적 해상도가 송신시의 초점 부근에서 가장 좋고 초점에서부터 멀어질수록 점차 나쁘게 된다. 본 장에서는 기존의 B-mode system의 이러한 단점을 극복하여 여러 scanline의 데이터를 사용함으로써, 송신시 가능한 많은 변환기를 동원하여 특정 거리에 집속하게 하여 수신 시와 마찬가지로 초음파가 scanline상의 모든 점에서 집속 되게 하여 우수한 측방향해상도를 얻는 방법을 제안하였다.

배열변환기(array transducer)를 사용하여 초음파 빔(beam)을 송신 집속할 때의 음장(wave-front)의 진행 모양을 그림(1-a)에 나타내었다. 송신집속시는 변환기의 바깥쪽의 소자에서 초음파신호가 먼저 출발하도록 하여 한 점의 초점에서 모두 같은 시간에 도달하여 위상이 같은 상태로 더해지도록 한다. 따라서 초점에서는 초음파가 합쳐지는 시점에서 초음파의 빔폭이 최소가 되므로 진폭이 최대가 된다.

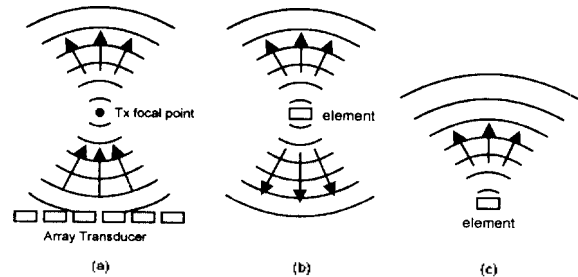


그림 1. Tx focusing시 beam의 진행 (a) B-mode, (b) B-mode의 한 개의 소자 근사, (c) 합성집속방법

Fig. 1 Beam propagation in tx focusing; (a) B-mode, (b) model of one element TX in B-mode, (c) synthetic focusing.

이렇게 송신된 초음파가 대상체 내의 어떤 매질에서 반사 또는 산란된 것을 수신하게 된다. 수신시 또한 집속을 시행하는데, 원리적으로는 송신 때의 동작을 역으로 수행하는 것과 동일하다. 그림(1-a)의 송신음장의 wave-front는 초점에 모였다가 다시 퍼지는 모양이 원호(spherical)의 모양을 갖는다. 이는 마치 초점에 한 개의 송신소자가 있어 그 소자의 양방향으로 음장이 진행하는 것과 같다. 따라서 음장의 진행방향을 고려하지 않는다면 그림(1-b)와 같이 근사화 할 수 있고, 이는 그림(1-c)의 합성집속방법에서의 음장의 진행모양이 앞뒤로 대칭적으로 붙어 있는 것과 같다. 따라서 B-mode에서 scanline을 옮겨가면서 얻은 데이터를 모두 각각 저장해 두면 초점깊이를 중심으로 앞, 뒤면의 음장이 합성집속방법과 같이 되므로 송신시 인접한 scanline상의 모든 소자의 데이터를 동원하여 모든 점에 집속한 것과 같은 효과를 합성해 낼 수 있다. 이를 송신음장 합성집속(Tx Synthesizing)이라 칭

의하였다.

III. 새로운 송신음장 합성집속방법

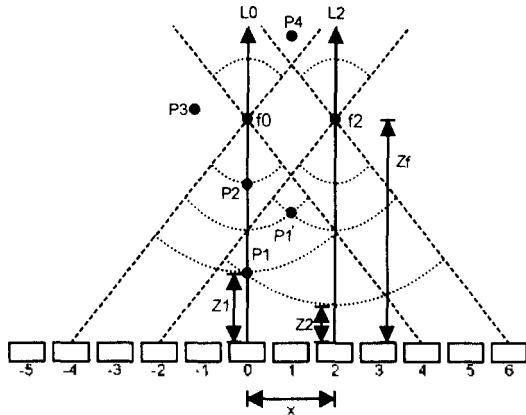


그림 2. 송신음장 합성집속의 원리  
Fig. 2 Principle of Tx synthesizing.

그림(2)는 Tx synthesizing의 원리도이다. 송신사 초점을 f0으로 하여 9개의 소자를 사용하여 L0 스캔라인에 대해 송신한 것과 초점을 f2로 하여 L2 스캔라인에 대해 송신한 것을 중복해 그렸다. 일반적인 B-mode의 집속방법에 있어서는 P1에 집속하기 위하여 L2에서 송·수신한 신호는 전혀 사용하지 않는다. 우선 수신시의 집속은 하지 않고 소자 0만이 수신한다고 하자. L0에 발사한 송신 신호는 소자 0를 출발한 후 z1을 진행하는 시간이 경과한 후 P1에 도달하고, 다시 그만큼의 시간이 경과한 후 소자 0로 되돌아온다. 한편 L2에서 발사한 송신신호는 소자 2를 출발한 후 z2를 진행하는 시간이 경과하면 P1에 도달한다. 다시 z1을 진행하는 시간이 지난 후 소자 0에 도달한다. 이 두 신호는 P1에서 반사된 신호이므로 서로 같은 시간에 더해 질 수 있도록 지연시간을 조정하여 더한다. 같은 방법으로 인접한 스캔라인의 송신음장 중에서 그림에서 표현하지 않은, P1을 다녀오는 모든 신호를 활용하여 더하면 송신음장이 집속된 것과 같은 효과를 가진다. P2, P3 점의 경우 L2의 송신 음장이 겹치지 않기 때문에 L2는 그들의 신호의 합성에 전혀 도움이 되지 않는다 그러나 P4에 대해서는 다시 음정이 피쳐서 겹치므로 L2가 도움이 된다. 이렇게 합성하면 결과적으로 목적하는 점의 신호는 모두 진폭과 위상이 모두 정렬이 되어 더해지지만 그 밖의 점으로부터의 신호는 상쇄되어 집속의 목적을 달성할 수 있다.

L2를 따라 송신하여 소자 0에서 수신한 신호에 어떠한 시간지연을 가하여야 L0를 따라 송신하고 소자 0에서 수신한 신호에 대하여 송신집속을 할 수 있는지에 대하여 살펴 보자. 그림 (2)에서

$$z_2 = z_f - \sqrt{x^2 + (z_f - z_1)^2} \tag{5}$$

v를 음속도, t를 L0에서 z1까지 왕복시간이라 하면 z1 = vt/2이 되며 보상해야 할 지연시간은

$$t_d(t, x) = \frac{z_1 - z_2}{v} = t/2 - \frac{z_f - \sqrt{x^2 + (z_f - vt/2)^2}}{v} \tag{6}$$

이다. 초점깊이 이후의 깊이에서는 음장의 원호가 반대로 되므로 송신집속 시간은 수식 (6)의 반대부호의 지연을 가하면 된다. 수식(6)은 L0을 위해 소자 0만이 수신하는 경우를 선택하였으나, 참여할 수 있는 모든 인접한 소자들(그림 (2)에서는 소자 -4~4)이 모두 각각 이와 같이 수신하여 L0를 포함한 인접한 scanline에서 송신음장이 겹쳐지는 모든 신호들을 써서 같은 방법으로 L0 scanline의 가능한 모든 깊이에 대한 집속을 합성할 수 있다. 이와 같은 방법으로 송신음장이 중첩되는 인접한 많은 scanline 상에 신호를 모두 활용하면 수신하고자 하는 scanline 상의 모든 점에 초점을 둔 것과 같은 효과를 얻을 수 있다.

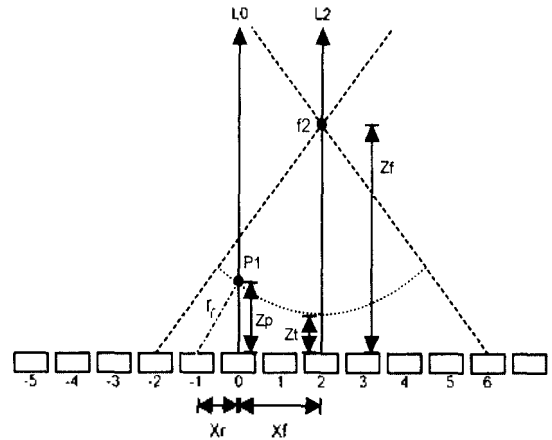


그림 3. 신호 지연시간의 계산모델  
Fig. 3 Model of delay time calculation.

그림 (3)에서 송신집속과 수신집속을 상황적으로 나타내었다. 송신 scanline이 L2이며 (x<sub>f</sub>, 0)를 지나고, 그 초점이 f2이고 f2의 좌표가 (x<sub>f</sub>, z<sub>f</sub>), 또 수신 소자가 (x<sub>r</sub>, 0)에 있으며, 최종적으로 집속할 scanline은 원점을 지난다고 한 때 L0선 상의 P1점의 신호를 보강하기 위한 수신 신호에 가해야 할 지연시간을 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$t_d(P_1, x_f, z_f, x_r) = \frac{2z_p}{v} - \frac{z_1 + r_r}{v} \tag{7}$$

이 때,

$$z_r = z_f - \sqrt{(z_f - z_p)^2 + x_f^2}, \quad r_r = \sqrt{z_p^2 + x_r^2} \tag{8}$$

이므로

$$t_d(P_1, x_f, z_f, x_r) = \quad (9)$$

$$\frac{2z_p}{v} - \left( \frac{z_f - \sqrt{(z_f - z_p)^2 + x_f^2}}{v} + \frac{\sqrt{z_p^2 + x_r^2}}{v} \right)$$

또, scanline상의 영상을 얻기 위하여 P1이  $z_p = \frac{vt}{2}$  로 이동하면

$$t_d(P_1, x_f, z_f, x_r) = \quad (10)$$

$$t - \left( \frac{z_f - \sqrt{(z_f - (vt/2))^2 + x_f^2}}{v} + \frac{\sqrt{(vt/2)^2 + x_r^2}}{v} \right)$$

이다.

위와 같이 송신한 경우 ( $x_r = 0$ )에 있는 소자에서 수신한 신호를  $s(t, x_f, z_f, x_r)$ 이라 하면 최종 f집속의 결과 신호  $s_{focused}(t)$ 는

$$s_{focused}(t) = \sum_x \sum_{x_f} (A(t, x_r, x_f) \cdot s(t - t_d(t, x_f, z_f, x_r))) \quad (11)$$

로 표현된다. 이 때  $A(t, x_r, x_f)$ 는 apodization factor이다. 또 ( $t, x_r, x_f$ )는 송신음장이 겹치는 적절한 범위 내에서 변화시키면서 더한다. 최종적으로 더해진 결과는 임의의 모든 영상점에서 송·수신 집속이 가능하다. 따라서 제안한 방법을 송신과 수신 양방향에서 모두 집속할 수 있다는 의미에서 Bi-Directional Pixel Based Focusing(BiPBF)이라 정의하였다.

#### IV. 컴퓨터 simulation

앞장에서 제안한 이론을 검증하기 위하여 컴퓨터 simulation을 하였다. simulation 조건으로 중심주파수 3.5 MHz, 크기가 85 mm인 128 소자의 선형 배열변환기를 이용하였다. 소자의 수직(elevation) 방향의 음장은 소자가 수직 방향으로 충분히 크다고 가정하여 근거리 근사에 의하여 무시하였다. B-mode의 경우 하나의 스캔라인에 대하여 64채널로 영상을 구성하였고 송신음장의 초점 깊이를 60 mm에 두었다. 사용한 펄스의 모양은 진폭을 Gaussian함수로 구성하였고, 포락선 계산의 편의를 위하여 수식(12)의 복소수로 가정하였으며 그림 (4)에 모양을 도시하였다.

$$p(t) = \exp[-(\omega_s t / \sigma)^2] \cdot \exp(j\omega_0 t) \quad (12)$$

여기서 펄스의 폭을 의미하는 상수  $\sigma$ 는  $2.5\pi$ 로 하였다. 한 개의 소자의 빔의 지향성(directivity pattern)을 수식(13)에서와 같이 고려하였으며 그림 (5)에 도시하였다.

$$A(\theta) = A_0 \frac{\sin(\frac{kd}{2} \sin \theta)}{(\frac{kd}{2} \sin \theta)} \cdot \cos \theta \quad (13)$$

여기서  $k$ 는 wave number이며  $d$ 는 한 개 소자의 폭,  $\theta$ 는 빔이 소자에서 진행하는 각도이다.

초음파가 진행함에 따라 퍼져서 약화되는 Fall-off항을 수식(14)과 같이 고려하였다[11].

$$Fall_{off} = \frac{1}{\sqrt{r}} \quad (14)$$

여기서  $r$ 은 빔의 왕복 진행거리이다.

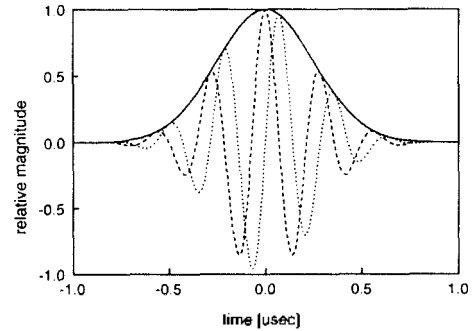


그림 4. 송신 펄스의 모양. 상점선: inphase 신호, 단점선: quadrature신호

Fig. 4 (x) pulse waveform. dashed line: inphase signal, dotted line: quadrature signal.

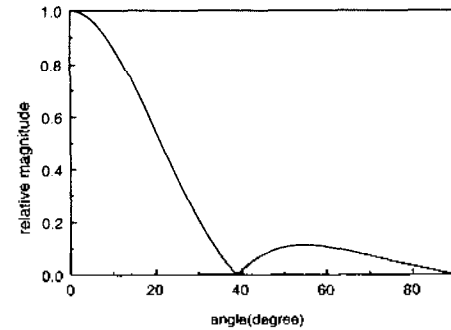


그림 5. 배열변환기 소자의 지향성 함수

Fig. 5 Directivity pattern of one element in linear array transducer.

시뮬레이션은 B-mode에서 이용하는 한점에서 송신집속, 수신시 동적집속하는 기존의 방법과, 합성집속방법에 의하여 모든 깊이에서 송신집속한 BiPBF의 point spread 함수(PSF)를 구하여 비교하였다. 컴퓨터 상에서 구현한 집속의 신호식은 식(3)을 delay and sum 방법을 이용하여 식(15)와

같이 적용하였다.

$$a(x, z, \tau_n = 0) = \sum_i \sum_j r(x, y) \cdot p_{ij}(t_n - (2z/c + \tau_i + \tau_j + \tau_0)) \cdot A(\theta_i)A(\theta_j) \cdot Fall_{off}(r_{ij}) \quad (15)$$

여기서  $a(x, z)$ 는 영상점  $(x, z)$ 에 있는 반사체  $r(x, y)$ 에서 반사된 신호를 집속한 신호. 첨자  $i, j$ 는 각각 송신과 수신 소자의 번호이며  $p_{ij}$ 는  $i$ 번 째 소자에서 송신하여  $j$ 번 째 소자에서 수신한 신호.  $t_n$ 는 빔의 왕복시간,  $\tau_i$ 는 송신집속지연시간으로 고정된 값이며  $\tau_j$ 는 수신집속지연시간으로 영상깊이  $z$ 에 따라 가변된다.  $A(\cdot)$ 는 소자의 지향성특성,  $\theta_i, \theta_j$ 는 송수신소자의 수직방향에 영상점 방향과 이루는 각도,  $Fall_{off}(\cdot)$ 는 거리에 따른 감쇠항,  $r_{ij}$ 는 빔의 왕복 거리이다. BiPBF의 경우는 인접한 스캔라인의 데이터가 다시 더해지므로

$$a_{BiPBF}(x, y) = \sum_k a_k(x, y, \tau_{ik}) \quad (16)$$

이 되며  $M$ 개의 인접한 스캔라인 중에  $k$ 번째 스캔라인의 데이터를 더할 때 송신집속에 필요한 지연시간  $\tau_{ik}$ 가 인가되어 모든 깊이에서 송신음장이 집속된다.  $\tau_{ik}$ 는 영상점의 위치와 사용하는 스캔라인에 따라 달라진다.

시뮬레이션은 각각 송신음장, 송수신음장, 깊이에 따른 6dB mainlobe의 폭과 빔의 중심축상의 빔의 세기를 구하였다. 그림(6)은 기존의 방법에서 송신음장과 BiPBF에서 집속된 송신음장을 -60dB까지 도시하였다. 그림은 각각 위에서부터 120, 90, 60, 30 mm 깊이에서의 음장을 20mm×10mm 크기로 나타내었다. 초점 깊이에서는 양 방법 모두 각 소자에서 진행한 음장의 위상이 모두 일치하므로 한 점에 가장 신호가 크게 집중되며, 초점 이외의 깊이에서 기존의 방법은 음장이 초점을 중심으로하는 원호모양으로 퍼진다. 그러나 원호모양의 송신음장들을 합성한 BiPBF는 모든 깊이에서 초점에서와 같이 집중된 모양의 음장 특성을 나타내며 mainlobe의 폭이 일정하게 유지된다.

그림(7)은 위에서부터 차례로 120, 90, 60, 30 mm 깊이에서의 송수신 왕복음장(PSF)을 10mm×5 mm 크기로 나타내었다. 왼쪽 그림인 기존의 방법의 경우 초점깊이 이외에서 mainlobe가 굵어지고 sidelobe가 크게 나타나 빔이 퍼짐을 알 수 있다. 그러나 오른쪽의 제안한 방법의 경우 mainlobe의 크기가 모든 깊이에서 초점깊이와 비슷하게 나타나며 sidelobe가 크게 줄어들었다. 120 mm 깊이에서 sidelobe의 크기가 가장 줄어들어 나타나는 것은 초점에서 멀어질수록 음장이 퍼져서 음장계산에 동원되는 스캔라인의 수가 많아지므로 또한 유효한 소자의 개수가 많아지기 때문이다. 30mm 깊이에서 효과가 크게 나타나지 않는데 이는 빔의 지향성 때문에 동원될 수 있는 스캔라인의 수보다 적은 부분만이 빔패턴 형성에 이용될 수 있기 때문이다.

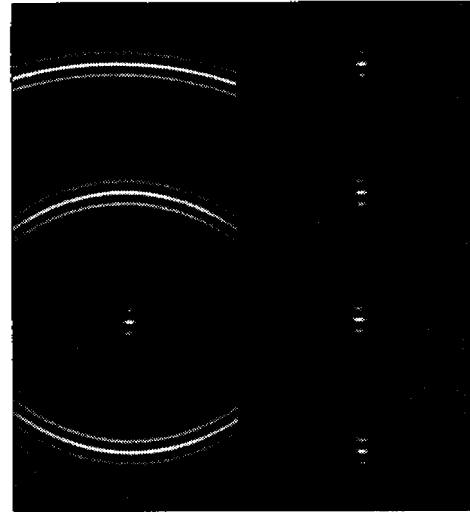


그림 6. 송신음장. 왼쪽:기존의 방법, 오른쪽:합성송신집속방법 위부터 차례로 120mm, 90mm, 60mm, 30 mm의 깊이(송신집속깊이 60mm)

Fig. 6 Transmit field. left image: conventional method, right image: Tx synthesizing method, images of 120mm, 90 mm, 60mm, and 30mm depth from top to bottom (transmit focal depth at 60mm).

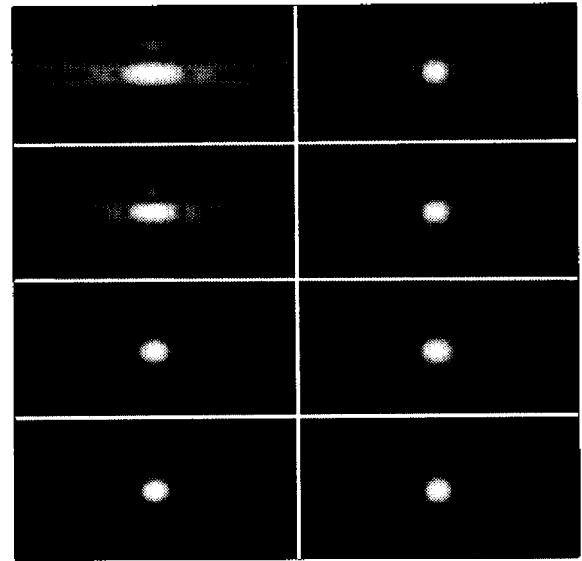


그림 7. 송수신음장특성. 왼쪽:기존의 방법, 오른쪽:합성집속방법, 위부터 차례로 120mm, 90mm, 60mm, 30 mm의 깊이 (송신집속깊이 60mm)

Fig. 7 Transmit and receive field response. left: conventional method, right: BiPBF images of 120mm, 90mm, 60 mm, and 30mm depth from top to bottom (transmit focal depth at 60mm).

그림 (8, 9)은 각 깊이에서 그림 (7)의 측방향 음장의 모양을 다시 dB 단위로 비교하였다. 송신시 초점 깊이는 60 mm이며 각각 상점선이 30mm, 실선이 60 mm, 상단점선이 90mm, 중단점이 120 mm 깊이에서의 음장특성

이다. 그림 (8)은 송신시 60mm 깊이에 집속하고 수신시 동적집속을 하는 기존의 방법으로서 mainlobe의 폭과 sidelobe의 크기가 초점 깊이에서 멀어질수록 커지고 있다. 그러나 제안한 방법을 적용한 그림 (9)의 경우 mainlobe의 폭은 모든 깊이에서 비슷하며 sidelobe도 기존의 방법에 비하여 10dB 이상 작은 결과를 보인다.

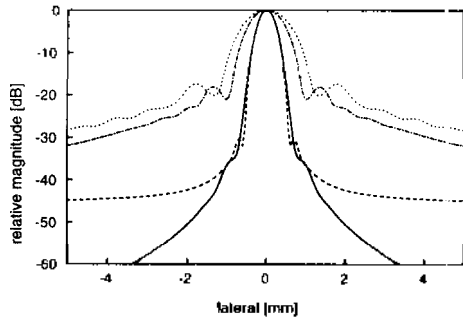


그림 8. 측방향음장특성: 기존의 방법, 장점선이 30mm, 실선이 60 mm, 장-단점선이 90mm, 단점선이 120 mm깊이(초점깊이 60 mm)

Fig. 8 Lateral field response: conventional method. Dashed line for 30mm, solid line for 60 mm, dash-dotted line for 90 mm, and dotted line for 120 mm depth (focal depth at 60mm).

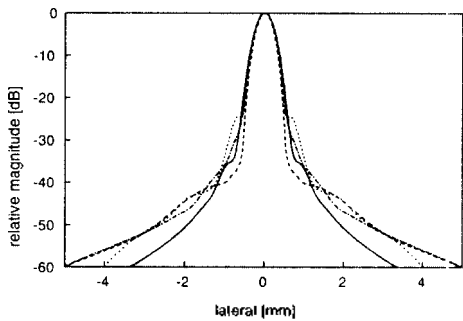


그림 9. 측방향음장특성: BiPBF, 장점선이 30mm, 실선이 60 mm, 장-단점선이 90mm, 단점선이 120 mm깊이 (송신초점깊이 60 mm)

Fig. 9 Lateral field response: BiPBF. Dashed line for 30mm, solid line for 60 mm, dash-dotted line for 90 mm, and dotted line for 120 mm depth (transmit focal depth at 60mm).

그림 (10)은 mainlobe가 최대 진폭의 절반이 되는 6 dB 빔폭(Full Width Half Maximum)을 깊이에 따라 그렸다. 기존의 방법인 점선의 경우 초점 깊이에서 0.59 mm의 빔 폭을 가지며 가장 좋은 특성을 보이지만 초점에서 멀어질수록 mainlobe의 폭이 넓어진다. 그러나 제안한 방법은 모든 깊이에서 기존의 방법보다 좋은 특성을 가지며 거의 균일한 빔 폭을 나타낸다. 특히 120mm 근처에서는 가장 많은 스캐라인의 송신음장이 중첩되므로 집속효과가

가장 크게 나타나 mainlobe의 폭이 가장 작게 나타난다.

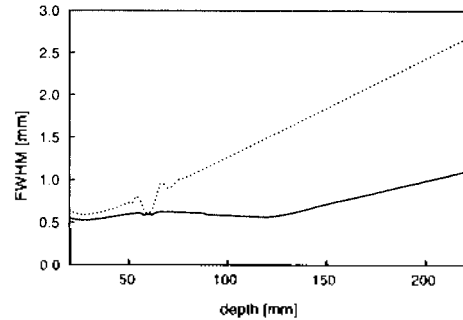


그림 10. -6dB 주엽의 폭: 점선이 기존의 방법, 실선이 BiPBF  
Fig. 10 -6dB beam width of mainlobe: dotted line for conventional method, and solid line for BiPBF.

그림 (11)은 빔의 중심축상(On-axis)의 신호의 세기를 나타내었다. 기존의 방법의 경우 송신초점 깊이에서 가장 큰 전력집중이 나타나지만, 제안한 방법은 송신초점 이외의 깊이에서 음장의 중첩으로 인하여 초점보다 더 큰 진폭이 나타난다. 이와 같이 깊이에 따라 신호크기가 불균일하면 영상의 밝기가 깊이에 따라 변한다. 일반적으로 기존의 집속방법은 해상도가 가장 좋은 초점깊이에서 가장 밝은 영상을 보여주지만 TGC(time gain compensation) 증폭기와 영상밝기 조절을 이용하여 전체적으로 균일한 밝기의 영상을 얻는다. 그러나 BiPBF는 송신초점 깊이에서 가장 어두운 영상을 나타낸다. 이는 영상의 밝기를 정규화(normalizing)함으로써 전체적으로 균일하게 만들 필요가 있음을 의미한다.

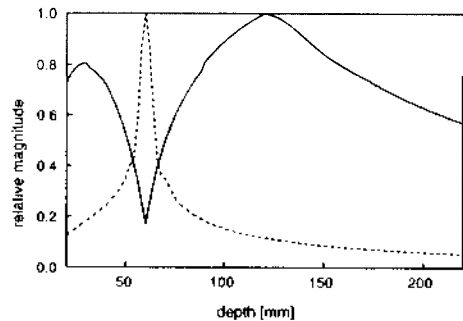


그림 11. 깊이에 따른 측방향 음장의 세기: 점선이 기존의 방법, 실선이 BiPBF

Fig. 11 On-axis magnitude with depth: dotted line for conventional method, and solid line for BiPBF.

### V. 실험

제안한 알고리즘의 유효성을 검증하기 위하여 영상패턴

에 대한 실험을 하였다. 조건은 시뮬레이션에서와 같이 3.5 MHz, 85 mm 크기의 128소자 선형배열변환기를 이용하였다. 데이터는 O'Donnell의 실험방법[12]을 이용하여 각각 하나씩의 송·수신소자 조합으로 얻을 수 있는 A-scan의 모든 RF 신호를 얻었다. 데이터는 100mm 깊이까지의 반사신호를 8 bits, 16 MHz로 샘플링하였으며 2배 보간하여 32 MHz의 샘플링 신호로 변환하였다. 그림 (12)이 실험장치의 개략도이다. 선형배열변환기의 각각의 소자는 고압스위치에 의하여 송신과 수신 소자를 선택할 수 있고, 수신된 신호는 시간가변이득률보상증폭기(Time Gain Compensation amp), 2-5MHz의 대역통과필터(BPF)를 거쳐 샘플링된 신호를 PC에서 읽어들이며 시스템의 모든 동작은 PC에서 제어된다. 얻어진 RF 데이터는 송신과 수신집속이 되지 않은 것이므로, 임의대로 컴퓨터 상에서 수직 (15)에서 송수신 지연시간을 적용하여 영상을 합성한 수 있다. 사용한 영상센텀은 미국 ATS사의 ATS-539모델로서 0.5dB/MHz·cm의 감쇠를 갖는 균일 매질에 신호를 강하게 반사하는 0.12mm 굵기의 점탄사체(nylon wire)가 일정한 모양으로 심어져 있다. 수직방향으로 나열된 점탄사체는 10 mm 간격이다.

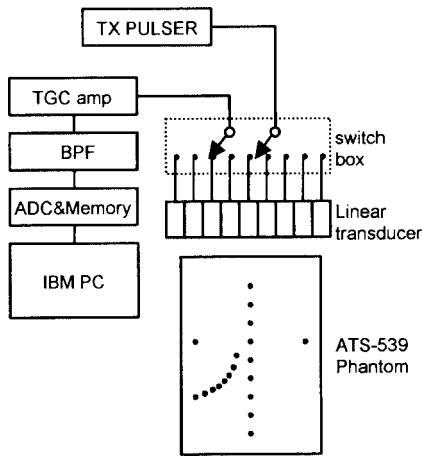


그림 12. 실험 장치  
Fig. 12 Experimental system.

그림 (13)의 합성된 팬텀 영상에서 밝은 점이 점탄사체가 있는 부분이다. 그림(13)의 위쪽은 32 채널의 영상이며 아래는 48 채널의 영상으로서 -40 dB 밝기까지 영상화하였다. 각각 왼쪽은 일반적으로 사용되는 기존의 B-mode영상이며, 가운데 영상은 주어진 소자크기에서 모든 영상깊이에서 송·수신 모두 집중하여 어른적으로 얻을 수 있는 해상도를 최대로 얻은 gold standard(GS) 영상이다[13]. 오른쪽 그림이 제안한 알고리즘을 적용한 BiPBF 영상이다. 기존의 영상의 송신집속은 초점 깊이에만 하므로, 초점 깊이에서 가장 좋은 해상도를 보여주지만 이외의 깊이에서는 mainlobe가 굵어지기 때문에 해상도가 떨어진다. 또한 초점깊이에서 얻어질수록 sidelobe가 나타나

다. BiPBF영상은 그림 (11)에서와 같이 초점 깊이에서 가장 어두우므로 얻어진 영상도 송신부의 초점 깊이에서 가장 이롭게 나타난다. 따라서 밝기가 모든 깊이에서 균일하도록 다시 규격화하였다. BiPBF영상은 GS영상에 비하여 모든 깊이에서 해상도가 균일하게 나타나며 초점깊이 이후에는 오히려 GS영상보다 해상도가 좋아졌다. 이는 BiPBF 영상을 구성하는데 동원되는 유효한 배열변환기의 크기가 사용한 채널수보다 최대한 두배로 증가하기 때문이다. 또한 같은 이유로 스페클 패턴의 크기에서 BiPBF가 가장 좋은 결과를 보여준다.

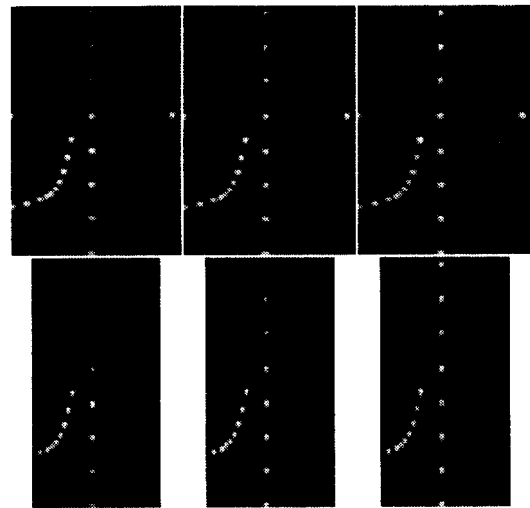


그림 13. 실험 영상. 위:32, 아래:48 소자 영상. 왼쪽:기존영상, 가운데:GS 영상, 오른쪽:BiPBF  
Fig. 13 Experimental images: upper using 32 and lower using 48 channels. left:conventional image, medium:gold standard image, and right:BiPBF.

### VI. SNR 비교

초음파 영상에서 병변의 미세한 부분을 진단하기 위해서는 영상의 SNR이 높아야 한다. 본 장에서는 기존의 영상방법에 대하여 BiPBF의 SNR의 향상에 대하여 질성적으로 고찰하였다. 먼저 합성집속방법에서의 SNR을 살펴보자[14]. 한 개의 변환기에서 송수신하여 받은 초음파 신호를  $s$ , 이 때 발생하는 노이즈를  $n$ 이라 하면  $SNR_1$ 은

$$SNR_1 = \frac{\text{signal power}}{\text{noise power}} = \frac{\bar{s}^2}{\bar{n}^2} \quad (15)$$

이 된다. 여기서  $\bar{s}$ 와  $\bar{n}$ 는 각각 평균을 의미한다. 합성집속방법에서 수신된 신호는 N개의 소자를 이용하므로 합성된 영상 신호의 크기는  $Ns$ 이며 각각의 채널에서 발생하는 노이즈는 평균이 영이며 통계적 특성이 서로 독립(i.i.d)이라 가정하면, 더해진 노이즈는  $n_o = \sum_{j=1}^N n_j$ 가

된다. 이때의 평균 전력은

$$\text{noise power} = (\sum n_i)^2 = \sum n_i^2 + \sum_{i \neq k} n_i n_k \approx N \bar{n}^2 \quad (16)$$

이며 식(16)에서 제곱항만 남으므로  $SNR_N$ 은

$$SNR_N = \frac{N^2 \bar{s}^2}{N \bar{n}^2} = N \cdot SNR_1 \quad (17)$$

B-mode 영상에서는 집속 깊이마다 집속에 동원되는 소자의 비율이 다르다. 따라서 SNR이 가장 높을 것으로 생각되는 초점 깊이에서 살펴보자. 송신과 수신에 각각 N개의 소자가 동원되므로 수신된 신호의 크기는  $N^2 s$ 가 된다. 출력 노이즈는

$$\text{output noise} = \sum_i \sum_j n_{ij} \quad (18)$$

이다. 여기서 첨자 i, j는 각각 송신과 수신시의 소자를 나타낸다. 따라서 출력노이즈 전력은

$$\text{noise power} = (\sum_i \sum_j n_{ij})^2 \geq \sum n_{ii}^2 = N \bar{n}^2 \quad (19)$$

이며 B-mode의  $SNR_{NN}$ 은

$$SNR_{NN} = \frac{N^4 \bar{s}^2}{N \bar{n}^2} = N^3 \cdot SNR_1 \quad (20)$$

이 된다. 이는 초점 깊이에서의 SNR의 최대 값이며 초점 깊이 이외에서는 송신유장에 동원되는 소자의 개수가 적어지므로 이보다 낮아진다. 따라서 B-mode의 경우 합성 집속방법보다 SNR이 최대  $N^2$ 배 증가한다. 제한한 BiPBF의 경우, SNR이 초점깊이에서는 B-mode와 같다. 초점 이외의 깊이에서는 인접한 스캔라인의 데이터를 이용하여 송신음장을 합성하므로 송신음장의 진력이 커지더라도 수신 시에도 유효한 소자가 최대로  $2N$ 배까지 증가한다. 따라서 수신유장만 고려하더라도 최소한 8배 이상 B-mode보다 SNR이 좋게 나타날 것으로 추정된다.

## VII. 결 론

기존의 B-mode 영상에서 얻은 데이터를 이용하여 송신과 수신에서 임의의 모든 깊이에서 집속이 가능한 새로운 합성송신집속방법을 제안하였다. 선형 배열변환기를 이용한 컴퓨터 실험 결과, 송신집속의 경우 초점 이외의 깊이에서도 mainlobe의 폭이 일정하게 유지되며 sidelobe도 기존의 방법에 비하여 크게 줄어든다. 이를 수신동적 집속과 같이 사용하여 6dB의 mainlobe의 폭과 sidelobe의 크기가 모든 영상깊이에서 기존의 방법보다 좋은 특성을 나타내었다. 펜텀영상에 대한 실험결과는 GS영상에 필

적하는 좋은 결과를 보였다. 제한한 방법은 인접한 여러 scanline의 RF 데이터를 이용함으로써 SNR의 향상과 스펙트럼의 감소효과도 얻을 수 있다. 그러나 송신음장을 집속하기 위하여 인접한 여러 scanline의 데이터를 이용함으로써 데이터 획득시간이 기존의 방법보다 길어진다. 따라서 움직이는 물체를 영상화하는 경우 뭉개짐(blurring)현상을 가져온다. 또 한가지 단점은 데이터 획득시스템의 복잡함과 계산시간이 많이 든다는 점이다. 이러한 단점은 하드웨어의 발달로 극복될 수 있을 것이다.

## 참 고 문 헌

1. Joseph W. Goodman, Introduction to Fourier Optics, McGraw-Hill
2. C. W. Sherwin, J. P. Ruina, and R. D. Rawcliffe, "Some early developments in synthetic aperture radar systems", IEEE Trans. Military Electron., vol. 6, pp. 111-115, Apr. 1962.
3. W.C.Curtis, "Synthetic aperture fundamentals," in Radar Technology, Artech House, 1978, chap. 16. pp.231-237.
4. G.S. Kino, P.D. Corl, S.Bennet, and K. Peterson, "Real time synthetic aperture imaging system," IEEE ultrasonic Symposium. pp.722-731, 1980.
5. P.D.Corl, G.S.Kino, C.S.Desilet, and P.M.Grant, "A digital synthetic focus imaging system," in Acoustical Holography, vol. 8, A.F.Metherell, ed. New York:Plenum, 1980, pp. 39-53.
6. T.A.Shoup and J. Hart, "Ultrasonic Imaging Systems", in Proc. 1988 IEEE Ultrason. Symp., 1988, pp.863-871.
7. B. D. Steinberg, "Digital beamforming in ultrasound," IEEE Trans UFFC, vol. 39, pp.716-721, Nov. 1992.
8. J. H. Kim, T.K. Song, and S.B. Park, "A pipelined sampling delay focusing in ultrasonic imaging systems," Ultrason. Imaging, vol. 9, pp. 75-91, 1987.
9. Jeong M.K., et al., "Generation of Sinc wave by a one dimensional array for applications in ultrasonic imaging", IEEE UFFC, vol.43, no.2, March, 1996.
10. J.A. Hossack, "Extended focal depth Imaging for Medical Ultrasound," IEEE Ultrasonic symposium, 5th. Nov. 1996.
11. Olaf T. Von Ramm and Stephen W. Smith, "Beam Steering with Linear Arrays", IEEE Trans. on Biomedical Eng. vol. BMF-30, no. 8. August, 1983.
12. S.W.Flux, M. O'Donnell, "Phase-Aberration Correction using Signals from Point reflectors and Diffuse Scatterers:Basic Principles," IEEE UFFC vol. 35, no. 6 Nov. 1988.
13. M. Karaman, P.C. Li, M O'Donnell, "Synthetic Aperture Imaging for small scale systems", IEEE UFFC, vol. 42, no. 3, May, 1995.
14. G. D. Steinberg, "Principles of Aperture and Array System Design", John Wiley & Sons.



**▲배 무 호(Bae Moo-Ho)**

1986년: 서울대 전기공학과 학사

1988년: KAIST 전기 및 전자공학과 석사

1992년: KAIST 전기 및 전자공학과 박사

1998년~현재: (주)메디슨 책임연구원

※주관심분야: 디지털신호처리, 초음파 영상시스템

**▲정 목 근(Jeong Mok-Kun)**

1988년: 서울대 전기공학과 학사

1990년: KAIST 전기 및 전자공학과 석사

1995년: KAIST 전기 및 전자공학과 박사

1998년~현재: 대전대학교 전자·통신공학부 조교수

※주관심분야: 디지털신호처리, 초음파 영상시스템