

## 초음파 영상시스템에서 다수 소자의 역 초점화 방법을 이용한 송수신 양방향 빔집속

이용호\* · 승태경\*\* · 인영복\*

\*건국대학교 공과대학 전자공학과, \*\*서강대학교 공과대학 전자공학과  
(1999년 10월 1일 접수, 1999년 11월 13일 채택)

### Tx/Rx Bi-Directional Focusing by Using Multi-Element Defocusing Method in Ultrasonic Imaging System

Y.H. Lee\*, T.K. Song\*\*, Y.B. Ahn\*

\*Department of Electronic Engineering, Konkuk University

\*\*Department of Electronic Engineering, Sogang University

(Received October 1, 1999. Accepted November 13, 1999)

**요약**: 본 논문에서는 다수의 변환자 소자를 사용해서 빔을 역 초점화하는 새로운 방법을 제안한다. 제안된 방법은 64개의 소자를 사용해서 한 개의 소자에서 얻은 것과 거의 동일한 모양의 구면파를 얻을 수 있다. 이렇게 얻은 구면파는 합성집속에서 영상의 신호 대 잡음비를 높이는데 사용된다. 실험에서 제안된 방법은 영상의 해상도를 저하시키지 않고 신호 대 잡음비를 크게 향상시킬 수 있음을 보여주었다. 특히 제안된 방법은 기존의 역 초점화 방법에 비해 우수한 잡음 특성을 갖는다. 여기서 영상은 송수신의 양방향 빔집속에 의해서 얻었다.

**Abstract**: A new defocusing method using multi-elements is proposed in this paper. The proposed method uses 64 elements to produce a circular transmit beam which is almost identical to one produced by single element. This beam is used to increase the signal to noise ratio(SNR) in the synthetic aperture focusing. The experiments showed that the proposed method do not degrade the resolution of phantom images and increase its SNR. The new defocusing method has the better SNR property than the conventional defocusing method. The images were reconstructed by bi-directional dynamic focusing for transmit and receive.

**Key words**: Ultrasound, Imaging system, Beamforming, Synthetic focusing, Defocusing

## 서 론

초음파 의료영상장치에 있어서 집속(focusing)은 영상의 해상도를 결정하는 가장 중요한 요소이다. 집속은 트랜스듀서 소자에서부터 초점(focal point)까지의 초음파 진행 경로차를 보상해서 각 소자로부터 받은 신호가 동위상(in-phase)으로 상호보강되어 더해지도록 하는 것을 말한다. 기존의 초음파 진단

시스템에서는 송신집속은 한 위치에 고정되어 있고 수신시에만 모든 깊이에 대해 경로차를 보상에 주는 동적집속(dynamic focusing)이 이루어진다. 따라서 송신집속 부근에서는 높은 해상도를 나타내지만, 초점을 벗어난 위치에서는 회절에 의해서 빔의 폭이 넓어지므로 해상도가 급속히 떨어진다. 초음파 의료 영상에서 해상도를 증가시키기 위해서는 동적집속(dynamic focusing)이 송수신 양방향에 대해 요구된다[1].

양방향 동적집속을 적용할 수 있는 방법으로는 일반적으로 Synthetic Aperture Focusing(SAF) 과 Synthetic Focusing(SF)이 있다[2-4]. SAF는 배면 하나의 소자로 송신하고 동일한 소자로 수신을 하는 고전적인 방법이고, SF은 그림 1에서처럼 배면 하나의 소자로 펄스를 송신하고 모든 소자로 반사신호를 수신한다. 이 방법은 송수신 양방향 동적집속을 할 수 있어서 모든 영상점에 대해서 균일한 해상도를 얻을 수 있는 것

본 논문은 98년도 산학지원부의 공기반기술개발사업지원(과제 번호: 19985007)으로 이루어진 연구입니다.

통신저자: 인영복, (143-701) 서울시 광진구 보진동 93-1, 건국대학교 전자공학과

Tel. (02) 455 8530, Fax. 3437-5235

E-mail: ybahn@kkucc.konkuk.ac.kr

이 장적인 반면 N개의 어레이를 사용할 경우 N×N 데이터가 저장되어야하므로 데이터 획득에 하드웨어적인 부담이 커지게 되고, 움직임에 의한 흐려짐(motion artifact) 현상이 나타날 우려가 있다. 또한 초음파 신호 송신시에 하나의 소자만을 사용하기 때문에 신호 대 잡음비(SNR, signal to noise ratio)가 매우 낮은 단점이 있다[2].

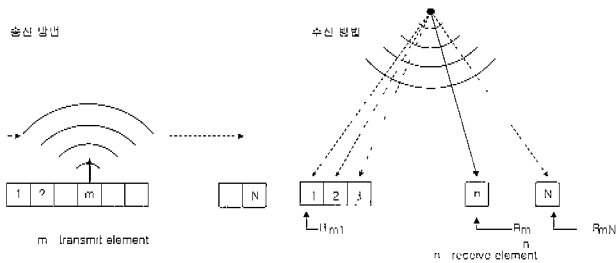


그림 1. 합성집속의 원리  
Fig. 1. Principle of Synthetic Focusing(SF)

본 논문에서는 여러 개의 소자를 동시에 송신함으로써 SF에서 신호 대 잡음비를 증가시키는 새로운 방법을 제안한다. 이는 다중소자에 적절히 위상차이를 주어서 송신하여 비교적 높은 음압(acoustic power)을 나타내면서 하나의 소자를 송신했을 때와 같은 빔패턴을 갖도록 한다. 다중 소자를 이용한 기존의 방법은 빔 송신시 10개 정도만을 사용할 수 있었으나, 본 논문에서는 64개 이상의 경우에도 사용할 수 있도록 한다.

다수의 소자를 이용한 역 초점화

하나의 소자를 송신 할 때보다 여러 소자를 하나의 subaperture로 구성해서 송신하면 SNR이 크게 증가한다. 이때 subaperture내의 각 소자들이 적절한 지연시간을 주어 송신하면 하나의 소자로 부채꼴 모양의 빔을 형성한 것과 같은 효과를 얻을 수 있는데, 이러한 시간지연 방법들을 ‘역 초점화’(defocusing)라고 한다. 그림 2 에서처럼 여러 소자를 역 초점화하여 송신하면 subaperture 중앙지점에서 가장적인 단일 소자로 송신 한 것과 유사한 빔패턴을 가지면서 높은 음압을 나타낸다.

1. 기존의 역 초점화 방법

가상의 소자에서 발생하는 구면파가 넓은 각도로 퍼져나가게 하기 위해 기존에는 다음과 같은 2차 지연 수식을 사용하였다[3].

$$\tau_n = \frac{1}{v} \frac{x_n^2}{2 z_d} \tag{1}$$

식 (1)에서  $\tau_n$ 은 subaperture내의 중심소자로부터 n번째 소자까지의 지연시간이고,  $x_n$ 은 중심소자에서 n번째 소자까지의

거리이며,  $z_d$ 는 subaperture의 중심소자에서 역초점화 지점까지의 거리이며,  $v$ 는 초음파의 진행속도이다. 송신시 빔이 넓은 부채꼴 모양으로 퍼져나가 모든 영상점에 균일한 해상도를 얻기 위해서는 적당한  $z_d$  값이 설정되어야 한다. 역초점 거리  $z_d$ 에 대한 빔의 각도는 아래 식 (3)과 같이 근사적으로 나타낼 수 있다.

$$\theta = 2 \tan^{-1} \left[ \frac{d K_t}{2 z_d} \right] \tag{2}$$

식 (2)에서  $\theta$ 는 송신시 빔의 퍼져 나가는 각도이고,  $d$ 는 소자들 사이의 거리이고,  $K_t$ 는 송신시 역 초점화에 사용하는 subaperture의 소자 개수이다. 한 예로 90° 부채꼴 이미지를 얻는 경우에는  $z_d$ 는  $d K_t/2$ 가 되어야 한다.

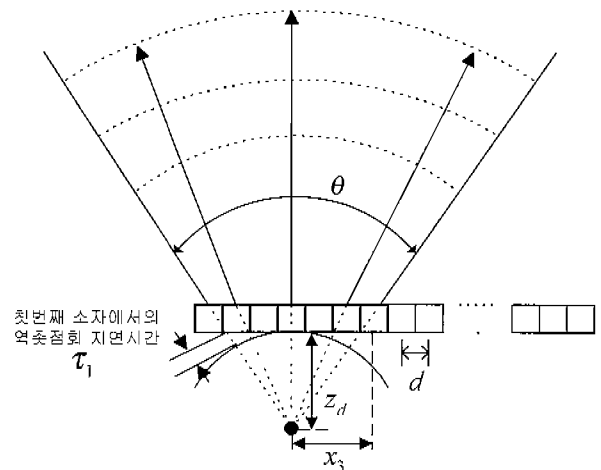


그림 2. 송신시의 역 초점화 방법  
Fig. 2. Defocusing method in transmit

역 초점화 방식의 경우 송신 음장은 subaperture내 각각의 소자에 주어진 역 초점화 지연시간에 의한 필드의 합으로 나타난다. 그림 3 에서 각기 다른 송신 방법에 대한 빔패턴에 대한 시뮬레이션 결과를 보였다. 시뮬레이션에서는 Gaussian pulse를 사용하여 각기 다른 소자 개수를 역 초점화 지연시간을 주었을 때와 그렇지 않고 동시에 송신하였을 때를 비교하였다. 그림 3(a)는 하나의 소자를 송신했을 때의 빔패턴이다. 그림 3(b)는 7개 소자를 역 초점화 지연시간 없이 동시에 송신했을 경우의 빔패턴을 나타내며, (c)는 식 (1)의 2차 지연을 갖도록 역 초점화해서 송신했을 경우의 빔패턴을 나타낸다. 그림 3(d)와 (e)는 18개 소자를 이용한 경우이다. 그림 3으로부터 여러 개의 소자를 사용하는 경우에 역 초점화 지연시간을 주면 단일 소자를 송신했을 때와 유사하게 빔이 구형의 패턴으로 퍼져나감을 알 수 있다. 그러나 그림 3(c)에서 보이는 바와 같이 소자

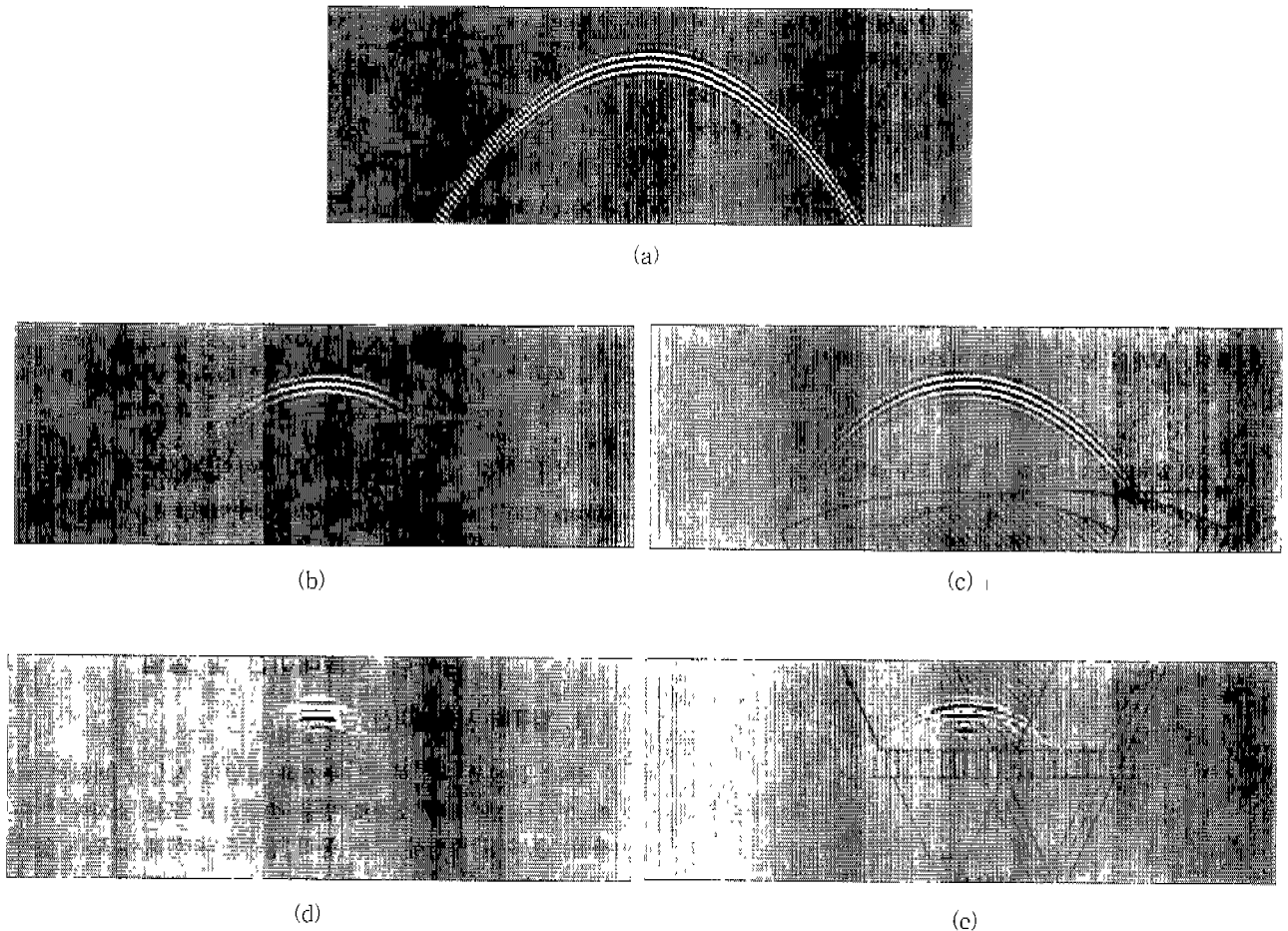


그림 3. 역 초점화에 의한 송신 빔 패턴; (a) 단일 소자를 송신, (b)7개의 소자를 동시에 송신, (c) 7개의 소자론 역 초점화, (d) 18개의 소자를 동시에 송신, (e) 18개의 소자론 역 초점화

Fig. 3. Transmit beam pattern produced by defocusing; (a) single element, (b) 7 elements simultaneously fired, (c) 7 elements defocused, (d) 18 elements simultaneously fired, (e) 18 elements defocused

의 수가 7개인 경우에는 빔이 비교적 단일 소자에서 송신한 것처럼 만들어 졌으나 (e)에서 보이는 바와 같이 18개를 사용하는 경우에는 단일 소자에서 얻는 것과 같은 빔 형태를 얻기 어렵다[3]. 즉, 식 (1)을 사용하여 역 초점화를 하는 경우에는 역 초점화에 사용되는 소자의 개수가 증가 할 수록 빔의 위상이 왜곡되는 것을 볼 수 있다. 실험적으로  $d$ 가 0.2mm 라고 가정 하면 소자의 개수가 12개를 넘을 경우 위의 역 초점화의 효과를 얻기는 힘들다.

기존에 사용되는 역 초점화 방법은 subaperture에 식 (1)에서와 같은 시간 지연 패턴을 사용하였다. 이 수식을 사용하면 빔이 구면파의 형태로 퍼져 나가는 각도를 넓힐 수 있는 장점이 있으나 subaperture의 수가 증가하면 빔이 구면파 형태를 갖지 못하고 심한 위상 왜곡 현상이 발생하여 영상에 side lobe가 커진다. 그리고 빔이 넓게 퍼지는 것도 영상을 넓게 볼 수 있다는 장점이 있으나 에너지가 분산되어 신호대 잡음비가 떨어지는 요인이 된다.

## 2. 새로운 역 초점화 방법

식 (1)을 이용하여 소자의 수를 12개 이상으로 역 초점화를 하면, subaperture의 폭이 넓어져 2차 지연 수식에 의한 지연시간이 급격히 커진다. 그 결과, 원하는 모양의 구면파의 합성이 불가능하고 위상이 흐트러지게 된다. 또, 1개의 소자에서 발생한 필드와 비슷한 회절각을 가지기 위해 역 초점화거리를 가깝게 하였는데, 이 또한 회절각이 커질수록 구형파를 왜곡시키는 요인이 된다.

본 논문에서는 다수의 소자를 이용하여 역 초점화를 구현시키기 위해서는 식 (3)과 같이 2차식이 아닌 구형에 대한 역 초점화 방식을 적용시켜서 식질하게 가상 초점거리를 조절하여 음파의 회절각도를 줄인다. 이 방법을 사용하면 64개 이상의 소자의 수를 사용해도 기존의 방법에 비해 왜곡이 적은 부채꼴 형태의 빔을 만들 수 있다. 회절각이 제한되면 빔이 집중되는 범위 밖의 정보를 제거하여 side lobe 억제에 도움을 주는데,

이는 회절각을 줄임으로써 부가적으로 얻을 수 있는 효과이다. 그림 4는 빔의 회절 각도  $\theta$ 에 따라 합성영상을 얻을 때 빔이 서로 겹치는 부분을 나타낸 것이다. 빔의  $\theta$ 를  $60^\circ$ 로 하면 적어도  $60^\circ$ 의 부채꼴 이미지를 합성 할 수 있다. 실제로 64개의 소자로 역 초점화를 수행하였을 경우  $60^\circ$  정도의 회절 각까지 좋은 성능을 내었다.

$$\tau_n = \sqrt{z_d^2 + x_n^2} - z_d \quad (3)$$

기존의 초음파 진단장치는 어레이의 모든 소자에서 송신과 수신을 한다.  $N$ 개의 소자를 가진 어레이에 대해서, A-scan 신호

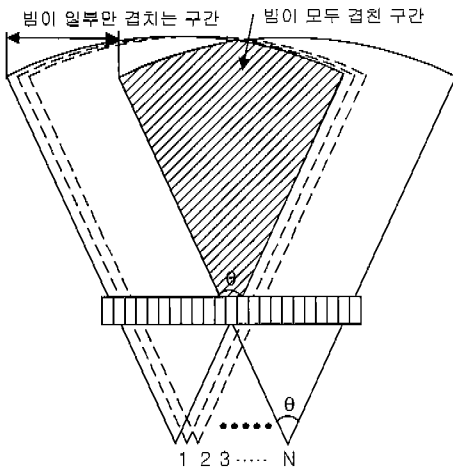


그림 4. 합성영상에서 역 초점화된 빔이 겹치는 구간  
Fig. 4. Region overlapped by defocused beam in synthetic focusing

호  $a(t)$ 는 식 (4)와 같이 나타낼 수 있다.

$$a(t) = \sum_i^N \sum_j^N S_{i,j}(t - \tau_{i,j}) \quad (4)$$

식 (4)에서  $S_{i,j}(t)$ 와  $\tau_{i,j}$ 는  $i$ 번째 수신하고,  $j$ 번째 송신 소자에 대한 반사 신호와 그에 대한 집속 지연시간이다. 이에 반해 subaperture를 역 초점화한 경우에 A-SCAN 신호  $a(t)$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$a(t) = \sum_i^{N-K_i} \sum_n^N \sum_m^{K_i} S_{i+n,i+m}(t - \tau_{i+n,i} - \delta_m) \quad (5)$$

식 (5)에서  $N_i$ 는 역 초점화 소자의 개수이고,  $K_i$ 는 송신 subaperture에서 사용하는 소자의 개수이며,  $\delta_m$ 은  $m$ 번째 채널에 대한 역 초점화 지연시간이다[3].

### 컴퓨터 시뮬레이션 및 실험

#### 1. 컴퓨터 시뮬레이션

본 논문에서 제안한 역 초점화 방법의 성능을 비교하기 위해 송신시 한 개의 소자로 빔을 송신하고 모든 소자에서 수신하여, 송/수신 양방향 모두 동적 집속을 수행해서 모든 영상점에서 가장 높은 해상도를 갖는 이미지를 편의상 황금표준(gold standard) 영상이라 한다. 또한 송신집속은 한 점에 고정되고 수신시만 동적집속을 수행한 이미지를 기존영상이라 한다. 초음파 RF 데이터를 얻는 과정은 그림 5와 같다.

송신시 subaperture내의 소자의 개수를  $K_i$  개로 하여 각각

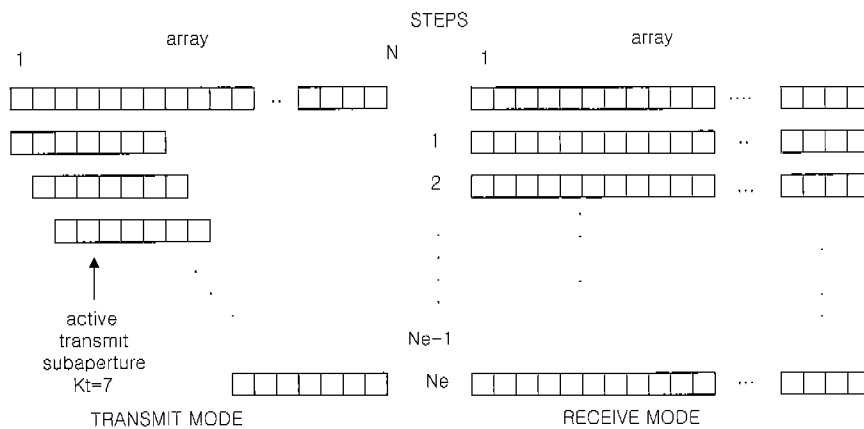


그림 5. 역 초점화에 의한 RF 데이터 획득 방법  
Fig. 5. RF data acquisition method using defocusing

소자에 역 초점 지연시간을 준 뒤 송신하고 반사된 신호를 모든 소자로 수신하고 저장한다. 다시 송신 subaperture를 하나의 소자만큼 옮기고 후에 위의 과정을 반복해서 수행한다. 이러한 과정을  $N_s = N - K_t + 1$  번만큼 계속한다. 시뮬레이션을 위해 중심 주파수 3.5MHz, 64개의 소자로 이루어진 선형트랜듀서를 이용하였다. 각 소자의 길이는 0.22mm이다. 송신 신호는 편의상 Gaussian 펄스를 사용하였다. 2차원 빔 패턴에 대한 시뮬레이션은 역 초점화는  $N_s = 32$ 개의 소자를 이용해서 만들었다. 그림 6은 (a) 기존의 빔집속 영상[5-7], (b) 제안된 방법, (c) gold standard 경우에 대해 깊이 축으로 30mm, 100mm, 150mm에서 얻은 빔 패턴을 나타낸다. 제안된 방법은 main lobe의 폭과 side lobe의 크기가 gold standard와 유사한 패턴을 나타내고 기존의 빔포보다 우수한 패턴을 보여주고 있다.

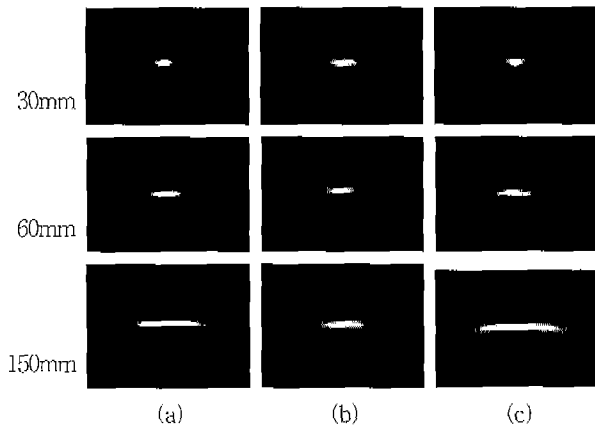


그림 6. (a) 기존의 방법 (b) 제안된 방법 (c) gold standard의 2차원 빔 패턴  
 Fig. 6. 2-dimensional beam patterns obtained by (a) conventional method (b) proposed method (c) gold standard

성능을 자세히 관찰하기 위해서 그림 7에서 측방향 해상도를 비교하였다. 그림 7의 가로축은 시뮬레이션에서 얻은 데이터의 위치를 의미한다. 그림 7(a)에서 점선은 총 소자의 수가  $N = 64$ 일 때 30mm의 위치에서 기존의 빔집속 방법으로 얻은 빔패턴이고 실선은  $K_t = 32$ 의 소자를 이용해서 제안된 방법으로 역초점화 하여 합성빔집속으로 얻은 빔패턴이다. 그림 (b)는 위치가 100mm라는 것은 제외하고는 (a)와 동일한 조건에서 얻은 결과이다. 그림 (c)와 (d)는  $N = 128$ ,  $K_t = 64$ 이라는 조건을 제외하고 각각 (a)와 (b)의 조건과 동일한 조건 하에서 얻은 결과이다. 그림 6에서와 같이 그림 7에서도 제안된 방법으로 얻은 합성영상의 빔 패턴의 해상도가 기존의 해상도보다 우수한 것으로 나타났다. 특히 그림 7(d)는 제안된 방법으로 역 초점화하는 소자의 수를 64개까지 늘려도 기존의 방법에 비해 해상도가 떨어지지 않는다는 것을 보여준다.

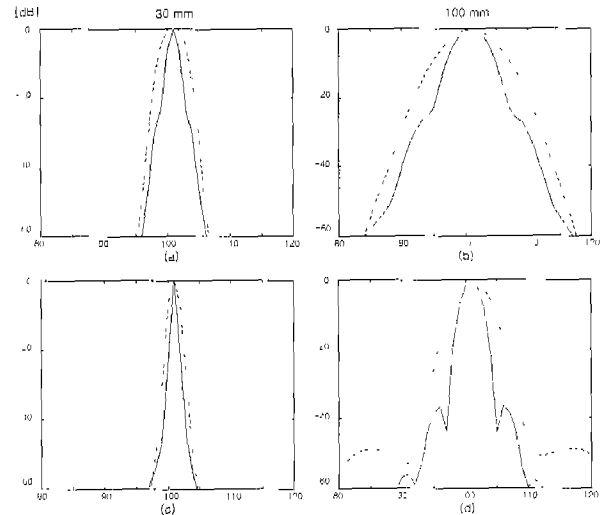


그림 7. 측방향 빔 패턴 (실선 : 제안된 방법, 점선 : 기존의 방법에 의한 측방향 빔 패턴)

Fig. 7. Lateral beam patterns obtained by proposed method (solid line) and conventional method (dotted line)

- (a)  $N = 64$ ,  $K_t = 32$ ,  $depth : 30\text{ mm}$ ,
- (b)  $N = 64$ ,  $K_t = 32$ ,  $depth : 100\text{ mm}$
- (c)  $N = 128$ ,  $K_t = 64$ ,  $depth : 30\text{ mm}$ ,
- (d)  $N = 128$ ,  $K_t = 64$ ,  $depth : 100\text{ mm}$

2. 실험

제안된 방법의 성능을 평가하기 위해 실험을 하였으며 실험에 사용한 장비들의 사양은 표 1과 같다.

표 1. 실험 사양  
 Table 1. Experimental specification

|                        |               |
|------------------------|---------------|
| 채널의 갯수                 | 128 개         |
| 트랜스듀서의 중심 주파수          | 3.5 MHz       |
| A/D 변환기의 샘플링 주파수       | 13.8889 MHz   |
| Time offset            | 29.488 usec   |
| 각 채널당 저장되는 샘플의 갯수      | 2048 개        |
| 각 샘플당 비트수              | 2 byte        |
| 트랜스듀서 각 element 사이의 거리 | 0.22 mm       |
| 초음파 속도                 | 1,480 mm/usec |

한 소자에서 초음파를 송신하고 다른 한 소자에서 RF 신호를 수신하여 ADC로 샘플링하여 디지털 데이터를 얻었다. 이러

한 과정으로 데이터를 검출하면 한 데이터 파일 내부에 아래와 같은 형태의 데이터 블록들이 발생하게 된다. 그러므로 128개의 채널을 사용하는 경우 파일 내에 저장되는 총 블록의 개수는 128 x 128개가 된다. 역 초점화를 수행 할 때는 그림 5에서 데이터를 구성한 것과 동일한 과정을 거쳤나[8-9].

|      |   |   |   |   |     |   |     |     |     |     |     |                |
|------|---|---|---|---|-----|---|-----|-----|-----|-----|-----|----------------|
| 파일   | 1 | 2 | 3 | 4 | ... | N | N+1 | N+2 | ... | N+N | ... | N <sup>2</sup> |
| 블록   | 1 | 2 | 3 | 4 | ... | N | N+1 | N+2 | ... | N+N | ... | N <sup>2</sup> |
| 송신채널 | 1 | 1 | 1 | 1 | ... | 1 | 2   | 2   | ... | 2   | ... | N              |
| 수신채널 | 1 | 2 | 3 | 4 | ... | N | 1   | 2   | ... | N   | ... | N              |

그림 8(a)는 기존의 빔포밍 방법을 이용해서 얻은 실험영상이다. 그림 8(b), (c), (d) 각각 7, 21, 32개의 소자를 이용해 subaperture를 구성하여 역 초점화 한 실험결과이다. 그림 8(c)는 gold standard 영상이다. 결과들 자세히 관찰하기 위해 영상의 일부분을 가로 세로 각각 1.7배 확대하여 표시하였다. 실험 결과들을 보면 제안된 방법을 사용할 경우에 소자가 7개인 경우는 물론 32개로 증가한 경우에도 영상의 해상도는 gold

standard와 거의 비슷하다. 기존의 빔포밍 방법과 비교해 보면 제안한 방법으로 얻은 영상은 기존의 빔집속 방법으로 얻은 영상에 비해 side lobe가 작고, main lobe도 훨씬 좁아져서 해상도가 크게 증가한 것을 볼 수 있다.

결론

보다 우수한 해상도를 갖는 초음파 의료영상을 얻기 위해서는 송수신 양방향 동적 집속이 이루어져야 하는데, 기존의 합성집속 방법은 SNR이 매우 낮아 현실적으로 사용하기 어렵다. 이를 해결하기 위해 역 초점화를 이용해서 구면파를 만드는 방법이 제안된 바 있으나 이 방법도 subaperture에 사용하는 소자의 수가 10개 이상으로 증가하면 구면파의 위상이 왜곡되어 합성집속이 잘되지 않는 문제가 있었다.

본 논문에서는 소자의 수가 크게 증가해도 위상 왜곡이 현저히 작은 새로운 역 초점화 방법을 제안하였다. 컴퓨터 시뮬레이션과 실험을 통해 제안된 방법의 성능을 평가하였다. 시뮬레이션에서 소자의 수를 64개로 했을 경우에도 구면파의 위상이 기존의 역 초점화 방법에 비해 크게 개선됨을 보였다. 또한 실험에서는 역 초점화 소자를 32개까지 사용하여 제안된 방법으로 영상을 얻은 결과 gold standard 영상과 해상도가 거의 유사하여 위상 왜곡이 거의 발생하지 않았음을 증명하였다. 따라서 제안된 방법은 송/수신 양방향 빔집속을 위해 사용되는 합성집속에서 영상의 SNR을 크게 높이는데 사용될 수 있을 것으로 보인다.

참고 문헌

1. Albert Macovski "Medical Imaging System", Prentice-Hall, INC., New Jersey, 1983
2. Kazuhirp, Takuya Noda "The effect of delay error on the sidelobe level in synthetic aperture imaging" IEEE Ultrasonic Symposium, 1996
3. Mustafa Karaman, Pai Chi Li, Matthew O'Donnell "Synthetic aperture imaging for small scale systems" IEEE UPFC Vol. 42, No. 3 May, 1995
4. Sverre Holm, Hongxia Yao "Improved framerate with synthetic transmit aperture imaging using prefocused subaperture" IEEE Symposium, 1996
5. Albert Macovski, "Ultrasonic Imaging Using Arrays", Proceedings of the IEEE, Vol 67, No. 4, Apr. 1979, pp. 484-495
6. J. H. Kim and T. K. Song and S. B. Park, "A Pipelined sampled delay focusing in ultrasound imaging systems", Ultrasonic imaging, vol. 9, 1987
7. 메디슨, "디지털 빔포밍 방식의 고품위 초음파진단기 개발에 관한 연구", 보건복지부 연차실적, 계획시
8. Matthew O'Donnell, L. J. Thomas "Efficient synthetic

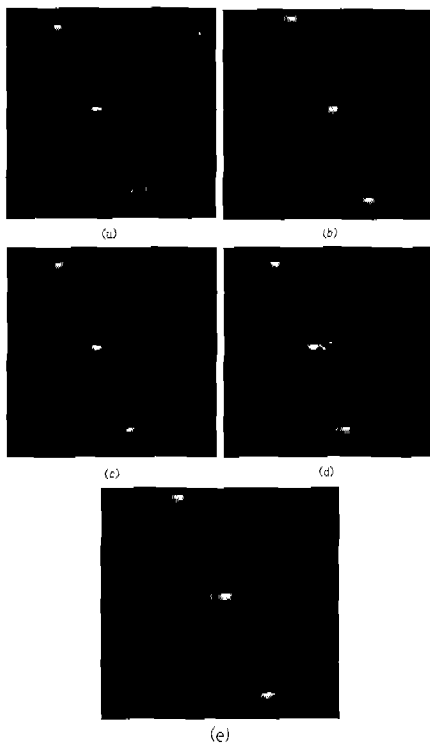


그림 8. 실험 영상 (a) 기존 빔집속 방법, (b)-(d) 제안된 방법 (각각  $K_t = 7$ ,  $K_t = 21$ ,  $K_t = 32$ 인 경우), (e) gold standard  
 Fig. 8. Experimental Images (a) conventional beamforming method, (b)-(d) proposed method( $K_t = 7$ ,  $K_t = 21$ ,  $K_t = 32$ , respectively), (e) gold standard

*aperture imaging from a circular aperture with possible application to catheter imaging*" IEEE UFFC Vol. 39, No. 3, May, 1992

9. J. F. Havlice, J. C. Tacnzer, "Medical Ultrasonic Imaging: An Overview of Principles and Instrumentation", Proceedings of the IEEE, Vol. 67, No. 4, Apr., pp. 620-640, 1979