

## 합성구경 기반의 교차어레이를 이용한 실시간 3차원 초음파 영상화 기법 : I. 구형파 송신 방법

김강식, 송태경

서강대학교 전자공학과  
(2004년 7월 19일 접수, 2004년 10월 25일 채택)

### Real-Time 3D Ultrasound Imaging Method Using a Cross Array Based on Synthetic Aperture Focusing : I. Spherical Wave Transmission Approach

Kang-Sik Kim and Tai-Kyong Song

Department of Electronics, Sogang University  
(Received July 19, 2004. Accepted October 25, 2004)

**요약** : 이차원 위상 어레이 변환자를 이용하는 실시간 3차원 영상 시스템은 많은 수의 채널 수를 가지기 때문에 고 비용의 매우 복잡한 빔집속부를 사용하여야 한다. 또한 각 주사선에 대해 초음파를 매번 송수신해야 하므로 볼륨 레이트 또한 낮게 된다. 이를 해결하기 위해 기존에 제안된 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 기법은 실시간 3차원 영상을 위한 고속 주사가 가능하고 측방향으로는 동적집속이 가능하지만, 고도방향으로는 송신집속깊이를 제외하고는 고도방향의 해상도가 저하된다는 문제점이 있다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 본 논문에서는 합성구경 기반의 교차어레이를 사용한 3차원 영상화 기법을 제안한다. 제안한 방법에서는 고도방향으로 놓인 일차원 송신어레이의 각 변환소자를 한번에 하나씩 순차적으로 송신하고, 반사된 신호들을 측방향으로 놓인 일차원 수신어레이의 모든 변환소자를 이용하여 수신하게 된다. 수신시 측방향으로는 동적집속, 고도방향으로는 합성구경 기법을 이용하여 빔을 집중함으로써 모든 영상 점에 대해 측방향과 고도방향 모두 동적집속된 효과를 얻을 수 있다. 또한, 제안한 방법은 고도방향으로 합성구경 기법을 이용함으로써 송신어레이 변환소자 개수만큼의 초음파 송수신 과정을 통해 관심 영역의 입체영상을 임의의 요구되는 단면영상 수를 이용하여 구성할 수 있다. 제안한 방법을 통해 기존의 고정집속 기반의 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 기법과 비교하여 측방향으로는 동일하고 고도방향으로는 훨씬 우수한 해상도의 영상을 획득할 수 있음을 컴퓨터 모사실험을 통해 검증하였다. 또한 동반논문에서는 제안한 방법에 비해 송신전력과 고도방향 해상도를 더욱 향상시킬 수 있는 선형파면 기반의 합성구경 기법을 제안한다.

**Abstract** : 3D imaging systems using 2D phased arrays have a large number of active channels, compelling to use a very expensive and bulky beamforming hardware, and suffer from low volume rate because, in principle, at least one ultrasound transmit-receive event is necessary to construct each scanline. A high speed 3D imaging method using a cross array proposed previously to solve the above limitations can implement fast scanning and dynamic focusing in the lateral direction but suffer from low resolution except at the fixed transmit focusing along the elevational direction. To overcome these limitations, we propose a new real-time volumetric imaging method using a cross array based on the synthetic aperture technique. In the proposed method, ultrasound wave is transmitted successively using each elements of an 1D transmit array transducer, one at a time, which is placed along the elevational direction and for each firing, the returning pulse echoes are received using all elements of an 1D receive array transducer placed along the lateral direction. On receive, by employing the conventional dynamic focusing and synthetic aperture method along lateral and elevational directions, respectively, ultrasound waves can be focused effectively at all imaging points. In addition, in the proposed method, a volume of interest consisting of any required number of slice images, can be constructed with the same number of transmit-receive steps as the total number of transmit array elements. Computer simulation results show that the proposed method can provide the same and greatly improved resolutions in the lateral and elevational directions, respectively, compared with the 3D imaging method using a cross array based on the conventional fixed focusing. In the accompanying paper, we will also propose a new real-time 3D imaging method using a cross array for improving transmit power and elevational spatial resolution, which uses linear wave fronts on transmit.

**Key words** : Medical ultrasound imaging, Real time 3D imaging, Cross Array, Volume Rate, Synthetic Aperture

통신저자 : 송태경(121-741) 서울시 마포구 신수동 1,  
서강대학교 전자공학과  
Tel : 02-705-8907, Fax : 02-707-3008  
E-mail : tksong@ccs.sogang.ac.kr

## 서론

최근의 의료용 초음파 영상 시스템은 어레이 변환자(array transducer)를 사용한 전기적인 빔 집속 시스템의

개발과 디지털 기술의 발전에 따라 양질의 영상을 제공할 수 있게 되었다[1]. 하지만, 현재 대부분의 상용 초음파 진단장치는 일차원 어레이 변환자를 이용한 이차원 단면 영상만을 제공하기 때문에 인체 내부의 임의의 단면을 영상화하기에 불편하고 태아나 심장 등의 입체 영상을 해상도 저하 없이 실시간으로 얻을 수 없다. 즉, 현재의 실시간 3차원 영상의 해상도는 2차원 영상과 비교하여 매우 낮기 때문에 적용 가능한 임상분야가 제한적이다. 또 해상도의 저하를 감수하더라도 현재의 3차원 주사속도는 더욱 개선되어야 한다. 따라서 인체 내부의 3차원 입체 영상을 현재의 실시간 이차원 영상과 같이 얻을 수 있다면 태아 등의 입체적 영상과 인체 내의 임의 각도의 단면 영상 제공이 가능하고 이에 따라 초음파 의료진단의 정확도가 향상되게 된다[2].

이와 같은 이유로 최근에 일차원 어레이나 이차원 어레이를 이용한 3차원 초음파 진단장치에 관한 많은 연구들이 이루어지고 있다[2-16]. 이중 현재 상용화되어 있는 일차원 어레이를 이용한 3차원 초음파 진단장치는 단순히 일차원 어레이 변환자를 기계적인 모터(motor)를 이용하여 고도방향으로 움직이므로 고도방향 해상도는 여전히 기존의 일차원 어레이 변환자를 사용했을 경우와 동일하게 음향 렌즈(acoustic lens)에 의해 제한되게 된다. 또한, 기존의 일차원 위상 어레이 변환자(1-D phased array transducer)를 이차원으로 확장한 일반적인 개념의 이차원 위상 어레이 변환자(2-D phased array transducer)를 이용한 3차원 영상화 방법은 일차원 어레이 변환자를 사용하는 경우보다 활성 소자(active element)의 수가 크게 늘어나 실제 시스템 구현 시 현재의 기술로는 많은 한계를 갖는다. 예를 들어, 64 채널의 일차원 위상 어레이 변환자를 이차원 위상 어레이 변환자로 확장한다면 이때 채널 수는 무려 4096(=64x64)이기 때문에 시스템의 복잡도는 매우 증가하여 구현시 많은 기술적 한계를 갖는다.

한편, 움직이는 물체의 실시간 3차원 입체 영상을 위해서는 높은 볼륨 레이트(volume rate)가 요구되는데 볼륨 레이트(volume/s)는 다음과 같이 결정된다.

$$VR = c / (N_l \cdot N_e \cdot 2 \cdot z_{max}) \quad (1)$$

여기서  $N_e$ 와  $N_l$ 는 각각 한 입체 영상을 이루는 단면영상의 수와 한 단면영상을 이루는 주사선의 수를,  $c$ 와  $z_{max}$ 는 인체 내에서의 초음파 속도와 영상의 최대 깊이를 나타낸다. 따라서 하나의 입체영상이 64개의 단면영상으로 이루어지고 하나의 단면영상이 64개의 주사선으로 이루어진다고 가정하면,  $z_{max} = 20(cm)$ ,  $c = 1540(m/s)$ 일 때 식 (1)에 의해 볼륨 레이트는 대략 1(volume/s)이 된다. 따라서 기존의 일차원 어레이나 이차원 어레이를 이용한 3차원 영상화 방법의 경우에는 입체영상을 이루는 각 주사선 상으로 매번 초음파를 송수신해야 하므로 실시간 입체영상을 위한 높은 볼륨 레이트를 만족하지 못한다.

이러한 문제점을 극복하기 위해 교차어레이(cross array)를 이용한 3차원 영상화 기법이 제안되었다[17]. 그림 1은 기존의 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 기법을 나타낸다. 그림 1에서 보듯이 고도방향(y-축방향)으로 놓인 일차원 송신어레이와 측방향(x-축방향)으로 놓인 일차원 수

신어레이가 2차원 교차어레이를 구성한다. 이러한 교차어레이를 이용하여 송신시 송신어레이를 이용하여 하나의 수평 단면상에 초음파 빔을 집속하게 되고, 수신시 수신어레이를 이용하여 송신 단면에 수직방향으로 초음파 빔을 집속함으로써 하나의 단면영상을 한번의 초음파 송수신 과정을 통해 얻을 수 있다. 하지만, 이러한 방법은 수신시에는 수신어레이의 각 변환소자의 지연 값을 조절하여 측방향으로는 동적집속(dynamic focusing)이 가능하지만, 송신시에는 고도방향으로 고정집속(fixed focusing)하므로, 송신 집속깊이를 제외하고는 고도방향 해상도가 저하되는 단점이 있다.

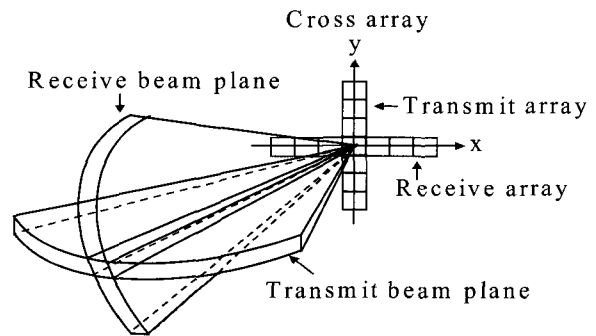


그림 1. 고정집속 기반의 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 기법.  
Fig. 1. 3D imaging method using a cross array based on fixed focusing.

따라서 본 논문에서는 합성구경 집속 기반의 교차어레이를 이용한 실시간 3차원 영상화 기법을 제안한다. 합성구경(SA: synthetic aperture) 기법은 시스템의 복잡도를 증가시키지 않고 높은 해상도를 얻을 수 있기 때문에 90년대 이후 많은 연구가 이루어져 왔다. 합성구경 기법에서는 적은 수의 변환소자로 구성된 부구경(subaperture)들을 이용하여 차례대로 송수신한 후 여러 부구경들의 수신신호들에 적당한 시간지연을 인가하여 결합함으로써 각 주사선을 구성한다[18,19]. 이때 각 주사선을 구성하기 위하여 사용한 부구경들의 전체 크기에 해당하는 합성구경을 이용하여 초음파를 집속한 효과를 얻기 때문에 효과적으로 해상도를 개선할 수 있다. 제안한 방법은 송신시 고도방향으로 놓인 송신어레이를 이용하여 고도방향으로 고정집속하는 것이 아니라, 송신어레이의 각 변환소자를 한번에 하나씩 순차적으로 송신하고, 각각을 측방향으로 놓인 수신어레이의 모든 변환소자를 이용하여 수신한 후, 이들 수신신호들을 이용하여 측방향으로는 동적집속, 고도방향으로는 합성구경 기법을 이용하여 빔을 집속함으로써 모든 영상점에 대해 측방향과 고도방향 모두 동적집속된 효과를 얻을 수 있다. 또한 제안한 방법은 고도방향으로 합성구경 기법을 이용함으로써 송신어레이의 변환소자 개수만큼의 초음파 송수신 과정을 통해 관심 영역의 입체영상을 사용자가 원하는 임의의 단면영상 수(프레임 수)를 이용하여 구성할 수 있다.

하지만 제안한 방법은 송신시 하나의 변환소자에서 발생하는 구면파(spherical wave)를 이용하여 고도방향으로 합성구경 기법을 구현하므로 초음파의 회절현상으로 인해 관찰깊이가 증가함에 따라 빔폭이 증가하게 된다. 또한 송신시 하나의 변환소자만을 사용하므로 송신전력 또한 제한

받게 된다. 동반논문에서는 이를 극복하기 위해 송신서 수평평면에 대해 각기 다른 편향각도를 갖는 선형파면을 송신어레이의 전체 구경을 사용하여 송신하는 선형파면 기반의 합성구경 기법을 제안한다.

한편, 합성구경 기법에서는 하나의 주사선을 구성하기 위하여 인접한 여러 개의 부구경 신호들을 이용하여야 하므로 기존의 송신 고정집속 기법과 달리 초음파 변환기(transducer)의 흔들림, 피검사체의 움직임, 또는 인체 내부 조직의 움직임 등에 상당히 민감할 수 밖에 없다. 이러한 움직임은 인체 조직에서의 음향 특성의 불균일성과 더불어 수신된 에코 신호에 위상 왜곡을 초래하여 초음파 집속 성능을 저하시키는 원인이 된다. 따라서 합성구경 기법을 이용하여 빠르게 움직이는 대상체의 영상을 관찰하기 위해서는 이러한 움직임 결함(motion artifact)을 극복하여야 한다. 하지만, 인체 내에서 가장 움직임이 빠른 심장을 대상으로 합성구경 기법을 적용하였을 때 실제 움직임 결함 문제는 그리 큰 문제가 되지 않음이 실험적으로 검증되었으며[20], 이와 함께 움직임 결함이 발생했을 경우 이를 보상하는 효율적인 알고리즘이 계속 연구되고 있으므로 합성구경 기법에서 움직임 결함문제는 충분히 극복가능하다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 우선 2절에서는 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 방법을 레일리 스칼라 회절공식(Rayleigh scalar wave diffraction formula)을 통해 수학적으로 해석하고 3절에서는 2절에서의 수학적 해석을 바탕으로 제안한 방법을 설명한다. 4절에서 컴퓨터 모사실험을 통해 제안한 방법의 성능을 평가하고 5절에서 결론을 맺는다.

### 교차어레이를 이용한 실시간 3차원 영상화 기법의 음장해석

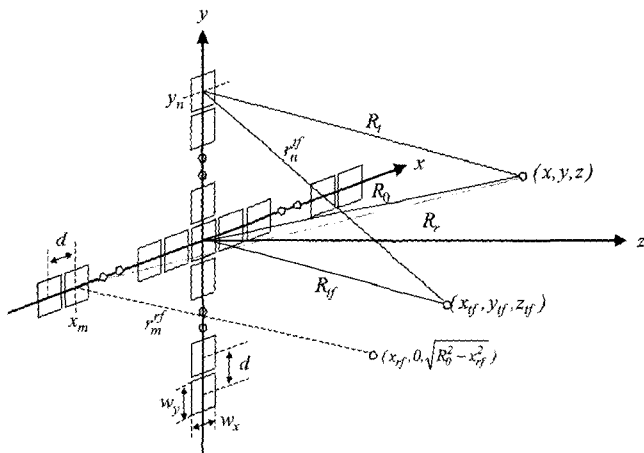


그림 2. 교차어레이의 초음파 음장해석을 위한 송수신 모델.  
Fig. 2. Transmit/receive model for beam pattern analysis of a cross array.

그림 2는 교차어레이를 이용한 초음파 음장특성 해석을 위하여 사용한 송수신 모형으로써 주사선이 교차어레이의 중심에서 축방향과 고도방향으로 일정각도를 갖는 섹터 주사(sector scan)인 경우에 대한 초음파 송수신 과정을 보여주

고 있다. 그림 2에서 x-축과 y-축은 각각 축방향과 고도방향을 나타내고 z-축은 깊이 방향을 나타낸다. 우선 y-축 상에 놓인 일차원 송신어레이를 이용하여 초음파를 송신집속  $(x_{if}, y_{if}, z_{if})$ 에 집속했을 때 임의의 영상점  $(x, y, z)$ 에서의 송신 빔패턴  $\Psi^t(x, y, z)$ 은 식 (2)와 같이 표현할 수 있다.

$$\Psi^t(x, y, z) = \sum_{n=-N}^N \phi_n^{Tx} \cdot e^{-jkr_n^t} \quad (2)$$

여기서  $j^2 = -1$ ,  $k$ 는 송신신호의 파수(wave number)를 나타내고,  $\phi_n^{Tx}$ 는 송신어레이의  $n$  ( $-N \leq n \leq N$ )번째 변환소자를 사용하여 송신했을 때 임의의 영상  $(x, y, z)$ 에서의 송신 빔패턴으로 레일리 스칼라 회절공식을 이용하여 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\phi_n^{Tx} = \frac{1}{j\lambda} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} b'_n(x_0, y_0) \frac{1}{R_t} e^{jkr} dx_0 dy_0 \quad (3)$$

또한,  $r_n^t$ 는 송신집속점을 위한 지연 값으로 송신어레이 상의  $n$ 번째 배열소자의 중심  $(0, y_n, 0)$ 에서 송신집속점  $(x_{if}, y_{if}, z_{if})$ 까지의 거리로 나타낼 수 있으며 이는 프레넬(Fresnel) 근사를 적용하여 다음과 같이 표현가능하다.

$$r_n^t = \sqrt{x_{if}^2 + (y_n - y_{if})^2 + z_{if}^2} \approx R_{if} + \frac{y_n^2}{2R_{if}} - \frac{y_n y_{if}}{R_{if}} \quad (4)$$

여기서  $R_{if}$ 는 교차어레이의 중심  $(0, 0, 0)$ 에서 송신집속점  $(x_{if}, y_{if}, z_{if})$ 까지의 거리를 나타낸다.

식 (3)에서  $\lambda$ 는 사용된 신호의 파장(wavelength)을,  $b'_n(x_0, y_0)$ 는 송신어레이상의  $n$ 번째 변환소자의 구경을 나타내는 함수로써 본 논문에서는 축방향과 고도방향으로 각각  $W_x, W_y$ 의 크기를 갖는 사각 창(rectangular window) 함수를 가정하였다.

$$b'_n(x_0, y_0) = \text{rect}\left(\frac{x_0}{W_x}\right) \cdot \text{rect}\left(\frac{y_0 - y_n}{W_y}\right) \quad (5)$$

또한  $R_t$ 는 송신어레이상의 임의의 위치  $(x_0, y_0, 0)$ 에서 영상점  $(x, y, z)$ 까지의 거리로 프레넬 근사를 적용하여 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$R_t = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + z^2} \\ = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2 + x_0^2 + y_0^2 - 2xx_0 - 2yy_0} \quad (6)$$

$$\approx R_0 + \frac{x_0^2}{2R_0} + \frac{y_0^2}{2R_0} - \frac{xx_0}{R_0} - \frac{yy_0}{R_0}$$

여기서  $R_0$ 는 교차어레이의 중심  $(0, 0, 0)$ 에서 영상점  $(x, y, z)$ 까지의 거리를 나타낸다. 따라서 식 (5)와 식 (6)을 식 (3)에 대입하면  $\phi_n^{Tx}$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} \phi_n^{Tx} &= \frac{1}{j\lambda} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} p_n(x_0, y_0) \frac{1}{R_0} e^{ikR_0} dx_0 dy_0 \\ &= c_0 \cdot \frac{1}{R_0} \cdot e^{jk\frac{y_n^2}{2R_0}} \cdot e^{-jk\frac{yy_n}{R_0}} \cdot \\ &\int_{-\frac{W_x}{2}}^{\frac{W_x}{2}} e^{-jk\frac{x}{R_0} x_\xi} e^{jk\frac{x_\xi^2}{2R_0}} dx_\xi \cdot \int_{-\frac{W_y}{2}}^{\frac{W_y}{2}} e^{-jk\frac{y-y_n}{R_0} y_\xi} e^{jk\frac{y_\xi^2}{2R_0}} dy_\xi \end{aligned} \quad (7)$$

이때 식 (7)의 전개과정에서 다음과 같은 변수치환을 사용하였다.

$$\begin{aligned} x_0 &= x_\xi, \quad -\frac{W_x}{2} \leq x_\xi \leq \frac{W_x}{2} \\ y_0 &= y_n + y_\xi, \quad -\frac{W_y}{2} \leq y_\xi \leq \frac{W_y}{2} \end{aligned} \quad (8)$$

식 (7)에서 이중적분 안의 음파의 거리에 따른 감쇠를 나타내는  $1/R_0$  항은 위상에 크게 영향을 끼치지 않으므로  $1/R_0$ 로 근사화하였다. 앞으로 논문에서는 수식 전개상 나타나는 수학적 또는 물리적 의미를 가지지 않는 상수항들을 통칭하여  $c_n$ ( $n$ :정수)으로 표현한다. 식 (7)의 최종식에서  $x_\xi^2/2R_0$ ,  $y_\xi^2/2R_0$  항들은  $x_\xi, y_\xi \ll R_0$  임을 가정하여 0으로 근사화할 수 있다. 따라서 식 (7)은 아래와 같이 표현가능하다.

$$\begin{aligned} \phi_n^{Tx} &= c_0 \cdot \frac{1}{R_0} \cdot e^{jk\frac{y_n^2}{2R_0}} \cdot e^{-jk\frac{yy_n}{R_0}} \cdot \\ &\int_{-\frac{W_x}{2}}^{\frac{W_x}{2}} e^{-jk\frac{x}{R_0} x_\xi} dx_\xi \cdot \int_{-\frac{W_y}{2}}^{\frac{W_y}{2}} e^{-jk\frac{y-y_n}{R_0} y_\xi} dy_\xi \\ &= c_1 e^{jk\frac{y_n^2}{2R_0}} e^{-jk\frac{yy_n}{R_0}} \sin c\left(W_x \frac{x}{\lambda R_0}\right) \sin c\left(W_y \frac{y-y_n}{\lambda R_0}\right) \end{aligned} \quad (9)$$

식 (9)에서  $y$ -축 방향으로의 변환소자의 길이  $W_y$ 는 원치않는 그레이팅 로브(grating lobe)를 피하기 위해 0.5λ 이하의 작은 값을 사용하게 되고 송신어레이 배열소자의 고도방향 위치를 나타내는  $y_n$  또한 제한된 값을 갖기 때문에 다음과 같은 근사식을 이용할 수 있다.

$$\sin c\left(W_y \frac{y-y_n}{\lambda R_0}\right) \approx \sin c\left(W_y \frac{y}{\lambda R_0}\right) \quad (10)$$

즉, 식 (9)는 식 (10)의 근사화를 사용하여 최종적으로 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\phi_n^{Tx} = c_1 \cdot e^{jk\frac{y_n^2}{2R_0}} \cdot e^{-jk\frac{yy_n}{R_0}} \cdot \sin c\left(W_x \frac{x}{\lambda R_0}\right) \cdot \sin c\left(W_y \frac{y}{\lambda R_0}\right) \quad (11)$$

따라서 마지막으로 식 (4)와 식 (11)을 식 (2)에 대입하

면 최종 송신빔패턴은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi^t(x, y, z) &= \sum_{n=-N}^N \phi_n^{Tx} \cdot e^{-jkr_n^z} \\ &= c_2 \cdot \sin c\left(W_x \frac{x}{\lambda R_0}\right) \cdot \sin c\left(W_y \frac{y}{\lambda R_0}\right) \cdot \\ &\sum_{n=-N}^N e^{jk\left(\frac{1}{2R_0} - \frac{1}{2R_y}\right)y_n^2} \cdot e^{-jk\left(\frac{y}{R_0} - \frac{y_n}{R_y}\right)y_n} \end{aligned} \quad (12)$$

한편, 그림 2에서 임의의 영상  $(x, y, z)$ 에서 반사된 신호는 측방향으로 놓여있는 수신어레이를 통해 수신되며 이렇게 수신된 신호를 이용하여 교차어레이의 중심에서  $R_0$ 만큼 떨어진  $x-z$  평면상의  $(x_{rf}, 0, \sqrt{R_0^2 - x_{rf}^2})$ 에 집속하게 되면 영상점  $(x, y, z)$ 에서의 수신 빔패턴  $\Psi^r(x, y, z)$ 는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\Psi^r(x, y, z) = \sum_{m=-M}^M \phi_m^{Rx} \cdot e^{-jkr_m^z} \quad (13)$$

여기서,  $\phi_m^{Rx}$ 은 수신어레이의  $m$ ( $-M \leq m \leq M$ )번째 변환소자를 사용하여 수신했을 때의 임의의 영상  $(x, y, z)$ 에서의 수신 빔패턴으로 레일리 스칼라 회절공식을 이용하여 식 (14)와 같이 표현된다.

$$\phi_m^{Rx} = \frac{1}{j\lambda} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} p_m^r(x_0, y_0) \frac{1}{R_r} e^{ikR_r} dx_0 dy_0 \quad (14)$$

식 (13)의  $r_m^{zf}$ 는 수신집속을 위한 지연값으로 수신어레이상의  $m$ 번째 배열소자의 중심  $(x_m, 0, 0)$ 에서 수신집속점  $(x_{rf}, 0, \sqrt{R_0^2 - x_{rf}^2})$ 까지의 거리로 나타낼 수 있으며 이는 프레넬 근사를 적용하여 다음과 같이 표현가능하다.

$$r_m^{zf} = \sqrt{(x_m - x_{rf})^2 + (R_0^2 - x_{rf}^2)} \approx R_0 + \frac{x_m^2}{2R_0} - \frac{x_m x_{rf}}{R_0} \quad (15)$$

식 (14)에서  $p_m^r(x_0, y_0)$ 는 수신어레이상의  $m$ 번째 배열소자의 구경을 나타내는 함수로써 본 논문에서는 다음과 같이 표현되는 사각 창함수를 가정하였다.

$$p_m^r(x_0, y_0) = \text{rect}\left(\frac{y_0}{W_y}\right) \cdot \text{rect}\left(\frac{x_0 - x_m}{W_x}\right) \quad (16)$$

또한  $R_r$ 는 수신어레이상의 임의의 위치  $(x_0, y_0, 0)$ 에서 영상점  $(x, y, z)$ 까지의 거리로 식 (6)과 동일하게 표현할 수 있다.

이제, 앞서 송신 빔패턴을 구하는 과정과 동일한 방법을 사용하여 식을 전개하면  $\phi_m^{Rx}$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$\phi_m^{Rx} = c_3 e^{jk \frac{x_m^2}{2R_0}} e^{-jk \frac{xx_m}{R_0}} \sin c(W_x \frac{x}{\lambda R_0}) \sin c(W_y \frac{y}{\lambda R_0}) \quad (17)$$

또 식 (15)와 식 (17)을 식 (13)에 대입하고  $x_m = md$  ( $d$  : 배열소자간 간격)의 관계를 이용하면 최종 수신빔패턴은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi^r(x, y, z) &= \sum_{m=-M}^M \phi_m^{Rx} \cdot e^{-jk r_m^r} \\ &= c_4 \cdot \sin c(W_x \frac{x}{\lambda R_0}) \cdot \sin c(W_y \frac{y}{\lambda R_0}) \cdot \sum_{m=-M}^M e^{-jk \frac{x_m}{R_0}(x-x_{rf})} \\ &= c_4 \cdot \sin c(W_x \frac{x}{\lambda R_0}) \cdot \sin c(W_y \frac{y}{\lambda R_0}) \cdot \sum_{m=-M}^M e^{-jk(x-x_{rf}) \frac{d}{R_0} m} \\ &= c_4 \cdot \sin c(W_x \frac{x}{\lambda R_0}) \cdot \sin c(W_y \frac{y}{\lambda R_0}) \cdot \frac{\sin(kd \frac{2M+1}{2R_0}(x-x_{rf}))}{\sin(kd \frac{1}{2R_0}(x-x_{rf}))} \end{aligned} \quad (18)$$

최종적으로 송신어레이를 이용하여 송신집속점  $(x_{rf}, y_{rf}, z_{rf})$ 에 고정집속하고, 수신어레이를 이용하여  $(x_{rf}, 0, \sqrt{R_0^2 - x_{rf}^2})$ 에 집속했을 때 임의의 점  $(x, y, z)$ 에서의 송수신 빔패턴  $\Psi_{CA-FF}(x, y, z)$ 은 식 (12)와 식 (18)로 나타나는 송신 및 수신 빔패턴의 곱으로 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \Psi_{CA-FF}(x, y, z) &= \Psi^t(x, y, z) \cdot \Psi^r(x, y, z) \\ &= c_5 \cdot \sin c^2(W_x \frac{x}{\lambda R_0}) \cdot \sin c^2(W_y \frac{y}{\lambda R_0}) \cdot \\ &\quad \frac{\sin(kd \frac{2M+1}{2R_0}(x-x_{rf}))}{\sin(kd \frac{1}{2R_0}(x-x_{rf}))} \sum_{n=-N}^N e^{jkx_n^t(\frac{1}{2R_0} - \frac{1}{2R_r})} e^{-jk y_n^t(\frac{y}{R_0} - \frac{y_r}{R_r})} \end{aligned} \quad (19)$$

식 (19)에서 볼 수 있듯이 일반적인 고정집속 기반의 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 기법(CA-FF: cross array using fixed focusing)의 최종 송수신 빔패턴은 고도방향으로 나타나는 송신어레이의 고정집속 빔패턴과 측방향으로 나타나는 수신어레이의 동적집속 빔패턴의 곱으로 나타남을 알 수 있다. 따라서 만약 관찰평면을 송신집속점이 위치하는 곳으로 하면 식 (19)에서  $R_0 = R_{rf}$  이므로 최종 빔패턴은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_{CA-FF}(x, y, z) \Big|_{R_0=R_{rf}} &= \\ &= c_5 \cdot \sin c^2(W_x \frac{x}{\lambda R_0}) \cdot \sin c^2(W_y \frac{y}{\lambda R_0}) \cdot \\ &\quad \frac{\sin(kd \frac{2M+1}{2R_0}(x-x_{rf}))}{\sin(kd \frac{1}{2R_0}(x-x_{rf}))} \cdot \frac{\sin(kd \frac{2N+1}{2R_0}(y-y_{rf}))}{\sin(kd \frac{1}{2R_0}(y-y_{rf}))} \end{aligned} \quad (20)$$

식 (20)에서  $\sin(\cdot)/\sin(\cdot)$ 는  $\sin c(\cdot)$ 함수 형태의 동적 집속된 빔패턴을 나타낸다. 즉, 기존의 CA-FF 방법은 송신 집속깊이에서는 식 (20)과 같이 측방향과 고도방향으로 모두  $\sin(\cdot)/\sin(\cdot)$  함수 형태의 동적집속된 효과를 나타내지만 송신집속 이외의 깊이에서는 식 (19)와 같이 고도방향 해상도가 저하되는 단점이 있다. 한편 식 (20)에서 측방향과 고도방향으로 첫 번째 제로점에 해당하는 측방향 빔폭  $x_{bw}$ 과 고도방향 빔폭  $y_{bw}$ 는 다음과 같다.

$$x_{bw} = \frac{\lambda R_0}{(2M+1)d}, \quad y_{bw} = \frac{\lambda R_0}{(2N+1)d} \quad (21)$$

즉, 고도방향과 측방향 해상도는 각각 송수신어레이의 구경크기  $(2M+1)d$  그리고  $(2N+1)d$ 에 비례하여 향상됨을 알 수 있다. 또한, 식 (21)은 그림 3의 구면 좌표계를 이용하여 아래와 같이 바꾸어 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_{CA-FF}(u, v) \Big|_{R_0=R_r} &= \\ &= c_5 \cdot \sin c^2(W_x \frac{u}{\lambda}) \cdot \sin c^2(W_y \frac{v}{\lambda}) \cdot \\ &\quad \frac{\sin(kd \frac{2M+1}{2}(u-u_0))}{\sin(kd \frac{1}{2}(u-u_0))} \cdot \frac{\sin(kd \frac{2N+1}{2}(v-v_0))}{\sin(kd \frac{1}{2}(v-v_0))} \end{aligned} \quad (22)$$

여기서  $u_0, v_0, u, v$ 는 각각 다음과 같이 정의된다.

$$u_0 = \frac{x_{rf}}{R_0}, \quad v_0 = \frac{y_{rf}}{R_0} \quad (23)$$

$$u = \frac{x}{R_0} = \sin \theta \cdot \cos \phi, \quad v = \frac{y}{R_0} = \sin \theta \cdot \sin \phi \quad (24)$$

여기서  $\theta$ 와  $\phi$ 는 각각 측방향과 고도방향으로의 방위각 (azimuthal angle)을 나타낸다. 따라서 식 (22)에서 주엽의 오른쪽과 왼쪽에 위치하는 첫 번째 그레이팅로브의 위치는 다음과 같이 결정된다.

$$u = \pm \frac{\lambda}{d} \mp u_0 \quad (25)$$

하지만, 식 (23)에서  $-1 \leq u_0, v_0 \leq 1$ 이고, 관심영역도  $-1 \leq u, v \leq 1$ 로 정의되므로 식 (25)에서  $d \leq \lambda/2$ 를 만족하

면, 관심영역에서 모든 그레이팅로브 발생은 피할 수 있으며, 이는 일반적인 일차원 위상 어레이 변환자를 이용한 섹터 주사인 경우와 동일함을 알 수 있다.

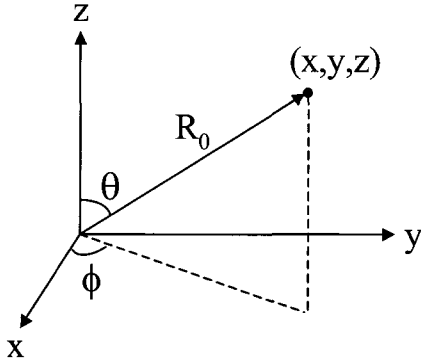


그림 3. 구면 좌표계.  
Fig. 3. Spherical coordinate system.

### 합성구경 기반의 교차어레이를 이용한 실시간 3차원 영상화 기법

본 논문에서 제안하는 합성구경 기반의 교차어레이를 이용한 실시간 3차원 영상화 기법(CA-SA: cross array using synthetic aperture)은 고도방향으로 놓인 송신어레이를 이용하여 고도방향으로 고정집속하는 것이 아니라, 송신어레이의 각 변환소자를 한번에 하나씩 순차적으로 송신하고, 각각을 측방향으로 놓인 수신어레이의 모든 변환소자를 이용하여 수신한 후, 이들 수신신호를 이용하여 측방향으로는 동적집속, 고도방향으로 합성구경 기법을 이용하여 빔을 집속함으로써 모든 영상점에 대해 측방향과 고도방향 모두 동적집속된 효과를 얻는다. 그림 2에서 y-축 상에 놓인 일차원 송신어레이상의 n번째 변환 소자를 이용하여 초음파를 송신할 때, 임의의 영상점 (x, y, z)에서의 송신 빔패턴  $\Psi_n^t(x, y, z)$ 은 식 (11)과 동일하게 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\Psi_n^t(x, y, z) = c_1 \cdot e^{jk \frac{y_n^2}{2R_0}} \cdot e^{-jk \frac{yy_n}{R_0}} \cdot \sin c \left( W_x \frac{x}{\lambda R_0} \right) \cdot \sin c \left( W_y \frac{y}{\lambda R_0} \right) \quad (26)$$

한편, 영상점 (x, y, z)에서 반사된 신호는 측방향 x-방향)으로 놓여있는 수신어레이를 통해 수신되며, 이렇게 수신된 신호를 이용하여 (x<sub>rf</sub>, 0, √(R<sub>0</sub><sup>2</sup> - x<sub>rf</sub><sup>2</sup>))에 집속하게 되면 영상점 (x, y, z)에서의 수신 빔패턴은 식 (18)과 동일하게 주어진다. 따라서 송신어레이상의 n(-N ≤ n ≤ N)번째 변환 소자에서 초음파를 송신하고 (2M+1)개의 변환소자로 이루어진 수신어레이를 이용하여 (x<sub>rf</sub>, 0, √(R<sub>0</sub><sup>2</sup> - x<sub>rf</sub><sup>2</sup>))에 집속

했을 때, 임의의 점 (x, y, z)에서 빔패턴은 식 (26)과 식 (18)로 나타나는 송신 및 수신 빔패턴의 곱으로 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_n^{tr}(x, y, z) &= \Psi_n^t(x, y, z) \cdot \Psi^r(x, y, z) \\ &= c_1 \cdot e^{jk \frac{y_n^2}{2R_0}} \cdot e^{-jk \frac{yy_n}{R_0}} \cdot \sin c^2 \left( W_x \frac{x}{\lambda R_0} \right) \cdot \sin c^2 \left( W_y \frac{y}{\lambda R_0} \right) \cdot \frac{\sin \left( kd \frac{2M+1}{2R_0} (x-x_{rf}) \right)}{\sin \left( kd \frac{1}{2R_0} (x-x_{rf}) \right)} \end{aligned} \quad (27)$$

즉, CA-SA 기법은 x-축으로 놓인 수신어레이를 통해 측방향으로 동적 집속이 가능하므로 CA-FF 방법과 마찬가지로 측방향으로는 sin(·)/sin(·) 함수 형태의 동적 집속된 빔패턴을 얻을 수 있음을 알 수 있다.

한편, 합성구경 기법에서는 초음파 변환자를 이동하면서 송수신한 초음파 신호를 결합함으로써 그 이동한 정도만큼 초음파 변화자의 크기를 증대시키는 효과를 얻게 된다. 따라서 합성구경 방식에 의하여 집속된 초음파 빔패턴  $\Psi_{CA-SF}(x, y, z)$ 는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_{CA-SF}(x, y, z) &= \sum_{n=-\infty}^{\infty} p_s(y_n) \Psi_n^{tr}(x, y, z) e^{-jk t(y_n)} \\ &= c_2 \cdot \sin c^2 \left( W_x \frac{x}{\lambda R_0} \right) \cdot \sin c^2 \left( W_y \frac{y}{\lambda R_0} \right) \cdot \frac{\sin \left( kd \frac{2M+1}{2R_0} (x-x_{rf}) \right)}{\sin \left( kd \frac{1}{2R_0} (x-x_{rf}) \right)} \cdot \sum_{m=-N}^N e^{-jk \frac{y_n}{R_0} (y-y_{tf})} \\ &= c_2 \cdot \sin c^2 \left( W_x \frac{x}{\lambda R_0} \right) \cdot \sin c^2 \left( W_y \frac{y}{\lambda R_0} \right) \cdot \frac{\sin \left( kd \frac{2M+1}{2R_0} (x-x_{rf}) \right)}{\sin \left( kd \frac{1}{2R_0} (x-x_{rf}) \right)} \cdot \frac{\sin \left( kd \frac{2N+1}{2R_0} (y-y_{tf}) \right)}{\sin \left( kd \frac{1}{2R_0} (y-y_{tf}) \right)} \end{aligned} \quad (28)$$

여기서 t(y<sub>n</sub>)는 합성구경 영상시 송신변환자 (0, y<sub>n</sub>, 0)와 합성구경 기법을 이용하여 집속하고자 하는 영상점 (0, y<sub>tf</sub>, √(R<sub>0</sub><sup>2</sup> - y<sub>tf</sub><sup>2</sup>))사이의 거리를 고려하여 인가하는 합성 송신지연 함수(synthetic transmit delay function)로 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} t(y_n) &= \sqrt{(y_n - y_{tf})^2 + (R_0^2 - y_{tf}^2)} \\ &\simeq R_0 + \frac{y_n^2}{2R_0} - \frac{y_n y_{tf}}{R_0} \end{aligned} \quad (29)$$

또한  $p_s(y_n)$ 는 합성구경을 위하여 사용되는  $y_n$ 의 범위 및 합성시 가중치를 나타내는 합성창틀함수(synthetic window function)으로 본 논문에서는 CA-FF 기법의 송신 구경과 마찬가지로 길이가  $(2N+1)d$ 인 사각 창 함수를 가정하였다.

$$p_s(y_n) = \text{rect}\left(\frac{y_n}{(2N+1)d}\right) \quad (30)$$

한편, 식 (28)에서 측방향과 고도방향으로 첫 번째 제로점에 해당하는 측방향 빔폭  $x_{bw}$ 과 고도방향 빔폭  $y_{bw}$ 는 식 (21)과 동일하게 주어진다. 또한 식 (22)의 CA-FF 기법과 마찬가지로 식 (28)을 그림 3의 구면 좌표계를 이용하여 아래와 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_{CA-SF}(u, v) &= c_2 \cdot \text{sinc}^2\left(W_x \frac{u}{\lambda}\right) \cdot \text{sinc}^2\left(W_y \frac{v}{\lambda}\right) \cdot \\ &\frac{\sin\left(kd \frac{2M+1}{2}(u-u_0)\right)}{\sin\left(kd \frac{1}{2}(u-u_0)\right)} \cdot \frac{\sin\left(kd \frac{2N+1}{2}(v-v_0)\right)}{\sin\left(kd \frac{1}{2}(v-v_0)\right)} \end{aligned} \quad (31)$$

여기서,  $u, v, u_0, v_0$ 는 각각 식 (23)과 식(24)과 동일하게 정의된다. 즉, CA-SA 기법은 식 (22)의 CA-FF 기법과 마찬가지로 교차레이의 배열소자 간격이  $d \leq \lambda/2$ 를 만족하면 관심영역에서 그레이팅로브 결함을 피할 수 있다. 따라서 본 논문에서 제안하는 CA-SA 기법은 CA-FF(식 (19)) 기법과 달리 송신 집속깊이 뿐만 아니라 모든 영상점에 대해서 측방향과 고도방향으로  $\text{sinc}(\cdot)/\text{sinc}(\cdot)$ 함수 형태의 동적 집속된 빔패턴을 제공할 수 있다.

이상의 해석으로부터 CA-FF와 CA-SA 기법의 특성을 표 1과 같이 요약할 수 있다. 우선 각 기법을 해상도 측면에서 살펴보면, 측방향으로는 첫 번째 제로점에 해당하는 주엽폭이 CA-FF(식 (19)), CA-SA(식 (28)) 기법 모두 모든 깊이에서 수신 부구경의 크  $(2M+1)d$ 에 반비례하여  $\lambda R_0/(2M+1)d$ 로 주어지며 이때 빔패턴은  $\text{sinc}(\cdot)/\text{sinc}(\cdot)$ 로 동적집속된  $\text{sinc}(\cdot)$  함수 형태로 주어짐을 알 수 있다. 그러나 고도방향으로 살펴보면, CA-FF 방법은 송신집속 깊  $(R_0=R_{ff})$ 에서만 주엽폭이  $\lambda R_0/(2N+1)d$ 인  $\text{sinc}(\cdot)/\text{sinc}(\cdot)$ 함수 형태의 동적집속된 빔패턴을 제공하는 반면 CA-SA 방법은 모든 깊이에서 주엽폭이  $\lambda R_0/(2N+1)d$ 인  $\text{sinc}(\cdot)/\text{sinc}(\cdot)$ 함수 형태의 동적집속된 빔패턴을 제공할 수 있다. 즉, 제안한 CA-SA 방법은 모든 깊이에서 측방향과 고도방

향 모두 동적 집속된 영상을 제공한다.

또한, CA-FF(식 (19)), CA-SA(식 (28)) 기법의 해석에서  $\text{sinc}(\cdot)/\text{sinc}(\cdot)$ 함수의 분자항의 계수  $(2N+1), (2M+1)$ 는 각 방식에 의해서 집속된 신호의 상대적인 크기를 의미한다. 즉, 구경의 크기가 1인 단위 변환 변환소자를 이용하여 송신한 초음파 신호의 크기를 1로 할 때, 배열소자가 M개인 경우의 초음파 송신 신호의 크기는 같은 영상점에서  $\sqrt{M}$ 으로 주어진다[19]. 수신시의 신호의 크기도 마찬가지로 계산할 수 있다. 단, CA-FF의 송신 집속점에서는 송신된 초음파를 집속한 크기이므로 상대적으로 송신레이의 구경 크기만큼 더 커지는 현상을 반영하여 표 1에  $(2N+1)$ 로 표시하였다. 따라서 신호대 잡음비(SNR:signal to noise ratio) 측면에서는 CA-FF 방법이 송신시 고정 집속을 하므로 CA-FF 기법의 송신 집속점에서는 CA-FF 기법의 SNR이 CA-SA 기법에 비해  $\sqrt{2N+1}$ 배 높은 것을 알 수 있다. 하지만 송신 집속점 이외의 깊이에서는 두 방법 모두 동일한 SNR을 제공할 수 있다.

표 1의 마지막 행은 각 집속기법들의 볼륨 레이트를 나타낸 것이다. CA-FF 방법은 한번의 송수신으로 볼륨영상을 구성하는 한 프레임영상을 얻을 수 있기 때문에, 볼륨 레이트는 하나의 볼륨영상을 구성하는 프레임 수  $N_e$ 에 반

비례하게 된다. 반면, 본 논문에서 제안한 CA-SA 방법은 사용하는 송신레이의 변환 소자 수만큼 송수신 과정을 반복하여야 하므로 볼륨 레이트는 송신 변환소자 수에 해당하는  $(2N+1)$ 에 반비례하게 된다. 즉, 각각 65개의 변환소자로 이루어진 송수신 어레이로 이루어진 교차레이를 사용하여 하나의 입체영상을 128개의 단면영상으로 구성한다고 가정할 때, CA-FF 방법은 128번의 초음파 송수신 과정이 필요한 반면에 제안한 CA-SA 방법은 송신 어레이 변환소자의 개수인 65번의 송수신만을 필요로 한다.

즉, CA-FF 방법은 하나의 입체 영상을 구성하고자 할 때 필요한 2차원 단면상으로 초음파를 매번 송수신 해야 하므로, 많은 수의 단면영상으로 입체영상을 구성하고자 할 때 발생하는 볼륨 레이트의 저하를 피할 수 없다. 이에 반해, CA-SA 방법은 송신레이의 변환소자 개수만큼의 송수신 과정을 통하여 인체 내 관심영역의 반사계수 정보를 모두 얻을 수 있고, 반사계수 정보를 담고 있는 수신에코 신호들에 합성구경 기법을 적용하여 고도방향으로 집속하므로 송신 변환자 수만큼 송수신 과정을 통해 사용자가 원하는 임의의 단면 영상 수를 이용하여 하나의 입체 영상을 구성할 수 있다. 따라서 본 논문에서 제안하는 CA-SA 방법은 볼륨 레이트 저하 없이 고속의 실시간 3차원 영상을 많은 수의 2차원 프레임 영상을 사용하여 구성할 수 있다.

표 15. CA-FF와 CA-SA 기법의 특성 비교.

Table 1. Performance comparison of CA-FF and CA-SA method.

Method	Direction	Half mainlobe width	Sidelobe level	Relative SNR	Volume rate
CA-FF	lateral	$\lambda R_0/(2M+1)d$	$\text{sinc}(\cdot)$	$\frac{(2N+1) \cdot \sqrt{(2M+1)}}{(R_0=R_{ff})}$ $\frac{\sqrt{(2N+1) \cdot (2M+1)}}{(R_0 \neq R_{ff})}$	$\propto \frac{1}{N_e}$
	elevation	$\frac{\lambda R_0}{(2N+1)d}$ $(R_0=R_{ff})$	$\text{sinc}(\cdot)$		
CA-SA	lateral	$\lambda R_0/(2M+1)d$	$\text{sinc}(\cdot)$	$\sqrt{(2N+1) \cdot (2M+1)}$	$\propto \frac{1}{(2N+1)}$
	elevation	$\lambda R_0/(2N+1)d$	$\text{sinc}(\cdot)$		

실험 및 결과

제안한 방법의 성능을 검증하기 위해 컴퓨터 음장 모사 실험(beam simulation)을 연속파(continuous wave)와 펄스파(pulsed wave) 신호를 사용하여 수행하였다. 모사 실험을 위해 3.5MHz의 중심주파수에 측방향과 고도방향 모두 65개의 변환소자를 갖고 변환소자 간의 간격은  $0.5\lambda$ 인  $65 \times 65$  교차어레이를 사용하였다. 또한, 점 대상체에 대한 펄스파 음장 모사실험을 위해 송신 신호로 -6dB 대역폭이 70%인 광대역(wide band) 신호를 사용하였다. 한편, 모든 모사실험은 본 논문의 수학적 해석 결과가 아닌 레일리 스칼라 회절 공식을 이용하여 실제 초음파 신호를 교차어레이를 이용하여 송신 및 수신 하는 경우를 모델링하여 수행하였으며, 이때 매질 내 비선형성과 깊이에 따른 주파수 감쇄현상은 무시하였다.

그림 4는 연속파를 사용한 실험결과를 나타낸다. 그림 4에서 CA-FF 방법인 경우에는 송신 집속점을 80mm에 고정시키고 관찰깊이는 각각 40mm, 80mm, 120mm, 160mm, 200mm로 하였다. 또한 그림 4의 왼쪽 패널과 오른쪽 패널은 각각 측방향과 고도방향 빔패턴을 나타내며 각 그림에서 쇠선은 CA-FF 기법을, 실선은 CA-SA 기법을 나타낸다.

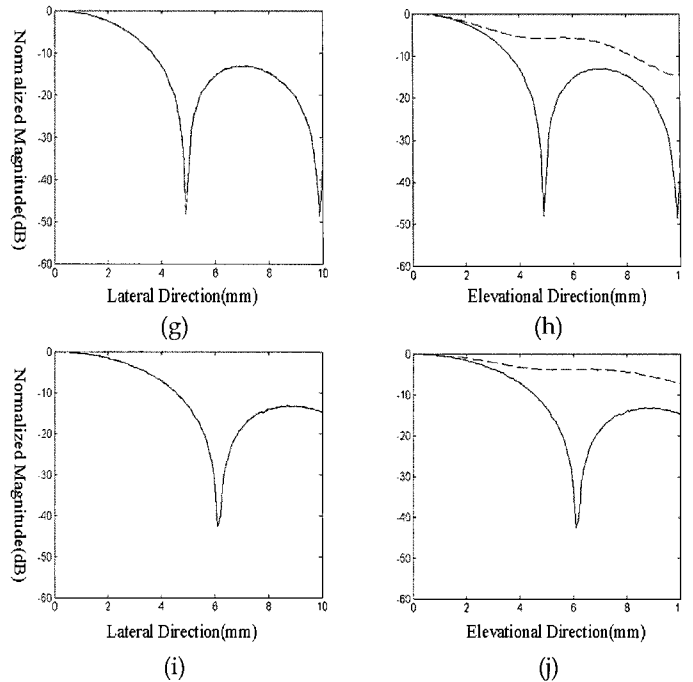
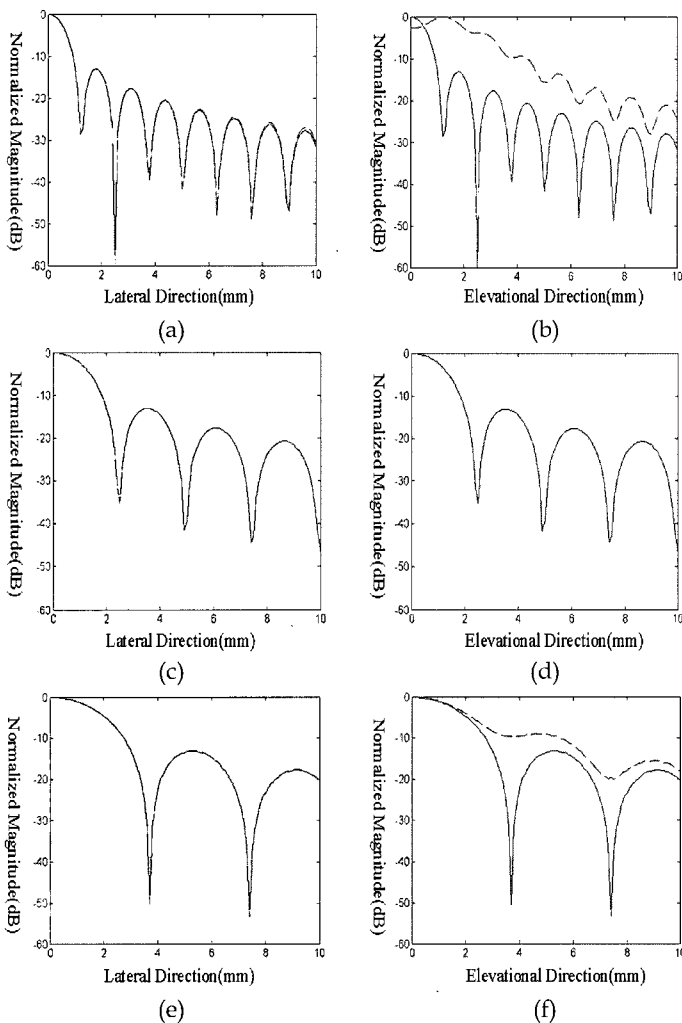


그림 4. CA-FF와 CA-SA 기법의 연속파 빔패턴 비교: 40mm깊이에서의 측방향 빔패턴(a)과 고도방향 빔패턴(b), 80mm깊이에서의 측방향 빔패턴(c)과 고도방향 빔패턴(d), 120mm깊이에서의 측방향 빔패턴(e)과 고도방향 빔패턴(f), 160mm깊이에서의 측방향 빔패턴(g)과 고도방향 빔패턴(h), 200mm깊이에서의 측방향 빔패턴(i)과 고도방향 빔패턴(j)(쇠선: CA-FF 방법, 실선: CA-SA 방법).

Fig. 4. Comparison of CW beam patterns of CA-FF and CA-SA: Lateral(a) and elevational(b) beam patterns at 40mm depth, lateral(c) and elevational(d) beam patterns at 80mm depth, lateral(e) and elevational(f) beam patterns at 120mm depth, lateral(g) and elevational(h) beam patterns at 160mm depth, and lateral(i) and elevational(j) beam patterns at 200mm depth(dashed line: CA-FF, solid line: CA-SA method).

그림 4(a)와 그림 4(b)는 근거리인 40mm깊이에서의 빔 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 우선 CA-FF, CA-SA 방법 모두 측방향으로의 동적집속으로 인해 측방향 해상도는 동일함을 알 수 있다. 하지만, 그림 4(b)의 고도방향 해상도를 살펴보면 기존의 CA-FF 방법은 송신 집속점(80mm)에서 멀리 떨어져 있어 집속이 안 되고 빔폭이 넓게 퍼져있는 반면 제안한 CA-SA 기법은 측방향과 마찬가지로 합성구경 기법을 통해 초음파 빔이 집속되어 있음을 알 수 있다.

그림 4(c)와 그림 4 (d)는 CA-FF 방법의 송신집속 깊이인 80mm에서의 결과를 나타낸다. 우선 측방향으로는 그림 4(a)와 마찬가지로 두 방법 모두  $\sin c(\cdot)$  함수 형태의 집속된 빔패턴을 보여준다. 또한, 그림 4(d)에서 보듯이 고도방향으로도 그림 4(b)와 달리 CA-FF 방법 또한 CA-SA 기법과 마찬가지로 집속된 형태의 빔패턴을 보여주는데, 이는 80mm 깊이가 CA-FF 방법의 송신집속 깊이이기 때문이다.

그림 4(e)와 그림 4(f)는 원거리인 120mm에서의 결과를



보여준다. 측방향으로는 그림 4(a),4(c)와 같이 두 방법 모두 집속된 빔패턴을 보여준다. 하지만, 그림 4(f)의 고도방향 빔패턴을 살펴보면 본 논문에서 제안한 CA-SA 방법은 동적 집속된  $\sin c(\cdot)$  함수 형태의 빔패턴을 보여주는 반면, 기존의 CA-FF 방법은 초음파 빔이 넓게 퍼져있는 것을 보여준다.

그림 4(g),4(h)와 그림 4(i),4(j)는 각각 160mm와 200mm에서의 빔패턴을 보여준다. 그림 4(a),4(c),4(e)에서와 마찬가지로 측방향으로는 두 방법 모두 동일한 빔패턴을 보여준다. 한편 고도방향으로 살펴보면 본 논문에서 제안한 CA-SA 방법은 동적 집속된  $\sin c(\cdot)$  함수 형태의 빔패턴을 보여주는 반면, 기존의 CA-FF 방법은 초음파 빔이 넓게 퍼져있는 것을 보여준다.

또한, 그림 4(c)에서  $\sin c(\cdot)$  함수 형태로 주어지는 CA-FF 방법과 CA-SA 방법의 측방향 빔패턴과 CA-SA 방법(그림 4(d))의 고도방향 빔패턴에서 첫 번째 제로 점(null point)에 해당하는 빔폭은 식 (21)로부터 다음과 같이 구할 수 있다.

$$x_{BW} = \frac{\lambda R_0}{(2M+1)d} = \frac{80\lambda}{65 \cdot 0.5 \cdot \lambda} = 2.46mm \tag{32}$$

실제로 그림 4(c)의  $\sin c(\cdot)$  함수에서 첫 번째 제로 점은 2.5mm로 식 (32)로 주어지는 본 논문의 해석 결과와 거의 일치한다. 따라서 본 논문에서 수행한 수학적 해석 결과가 타당함을 알 수 있다.

즉, 그림 4에서 CA-FF와 CA-SA 방법 모두 측방향으로는 모든 깊이에서 동적 집속된 동일한 빔패턴을 제공할 수 있다. 그러나 고도방향으로 살펴보면 CA-FF 기법은 송신 집속 깊이에서만 동적 집속된 빔패턴을 제공하는 반면, 제안한 CA-SA 기법은 모든 깊이에서 동적 집속된 빔패턴을 제공할 수 있다.

이를 구체적으로 살펴보기 위해 그림 5에 10mm에서 200mm까지 관찰 깊이를 증가 시키면서 CA-FF, CA-SA 기법의 측방향과 고도방향 빔폭을 -6dB를 기준으로 나타내었다. 그림 5(a)와 그림 5(b)는 각각 측방향과 고도방향 빔폭을 나타내며, 그림에서 쇄선은 CA-FF, 실선은 CA-SA 기법을 나타낸다. 그림 5(a)를 살펴보면 측방향으로는 모든 기법이 동일한 빔폭을 갖는 것을 볼 수 있으며, 깊이가 증가함에 따라 초음파의 회절현상으로 인해 빔폭이 깊이에 비례하여 증가함을 알 수 있다. 한편, 5(b)의 고도방향 빔폭을 살펴보면 CA-FF 기법은 송신집속점 부근에서만 좁은 빔폭을 제공하는 반면 CA-SA 기법은 모든 깊이에서 CA-FF 기법에 비해 좁은 빔폭을 제공하는 것을 알 수 있다.

한편, 그림 6은 펄스파를 사용했을 경우의 점대상체 실험결과를 나타낸다. 실험을 위해 점대상체를 각각 40mm, 80mm, 120mm, 160mm, 200mm에 위치시키고 영상의 동적범위(dynamic range)는 40dB로 하였다 또한 앞의 실험과 동일하게 CA-FF 방법의 경우에는 송신 집속점을 80mm에 고정시켰다.

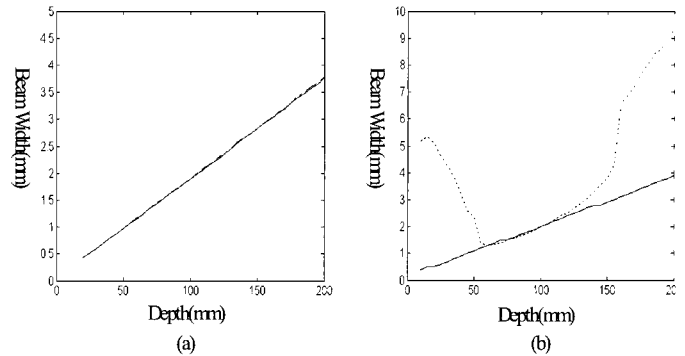


그림 5. CA-FF와 CA-SA 기법의 거리에 따른 측방향(a)과 고도방향(b) -6dB 빔폭(CA-FF: 쇄선, CA-SA: 실선).  
Fig. 5. -6dB lateral(a) and elevational(b) beam widths of CA-FF and CA-SA methods(CA-FF: dashed line, CA-SF: solid line).

그림 6(a)와 6(c)는 각각 CA-FF, CA-SA 기법의 측방향 해상도를 나타낸다. 그림 5의 결과에서와 마찬가지로 측방향으로는 두 방법 모두 동적 집속된 효과를 나타내므로 측방향 해상도는 동일함을 알 수 있다. 한편, 그림 6(b)와 6(d)는 각각 CA-FF, CA-SA 기법의 고도방향 해상도를 나타낸다. 우선 첫 번째 40mm 깊이를 보면, CA-SA 기법의 고도방향 해상도가 CA-FF에 비해 월등히 우수함을 쉽게 알 수 있다. 또한 가장 원거리에 위치한 200mm를 살펴보면, CA-SA 기법의 축점이 CA-FF 기법에 대해 감소하여 보다 적은 빔폭을 제공할 수 있다. 즉, 고도방향으로는 CA-SA 방법이 CA-FF 방법에 비해 향상된 해상도를 제공할 수 있다.

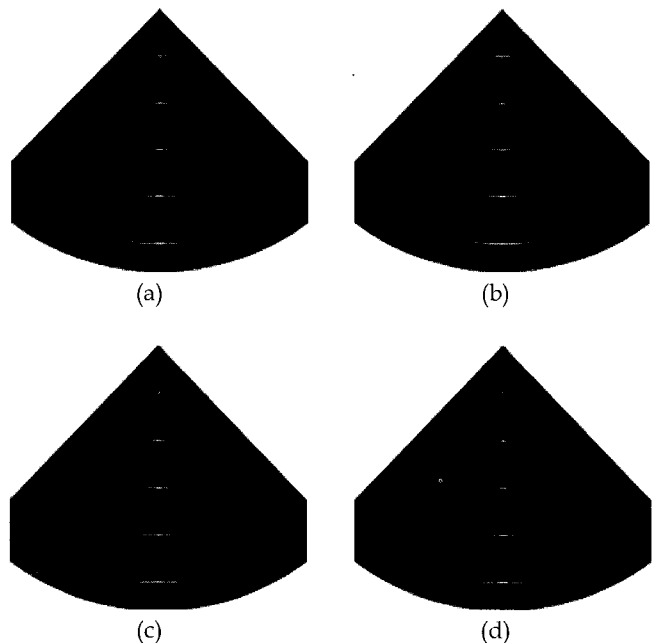


그림 6. CA-FF와 CA-SF 기법의 점대상체 모사실험 결과: CA-FF 방법의 측방향 빔패턴(a)과 CA-SF 방법의 고도방향 빔패턴(b), (c), (d) CA-SF 방법의 측방향 빔패턴(c)과 CA-SF 방법의 고도방향 빔패턴(d).

Fig. 6. Simulation results of CA-FF and CA-SF for point targets: Lateral beam pattern(a) and elevation beam pattern(b) of CA-FF method and lateral beam pattern(c) and elevation beam pattern(d) of CA-SA method.

이를 보다 정량적으로 살펴보기 위해 각 깊이에서의 측방향 및 고도방향 빔패턴을 그림 7에 나타내었다. 측방향 빔패턴을 나타내는 그림 7의 왼쪽 패널(그림 7(a),(c),(e),(g),(i))에서 볼 수 있듯이 측방향으로는 두 방법 모두 동일한 해상도를 보여준다. 하지만, 그림 7의 오른쪽 패널(그림 7(b),(d),(f),(h),(j))에서 볼 수 있듯이 고도방향으로는 제안한 CA-SA 방법이 기존의 CA-FF 방법에 비해 월등히 향상된 빔패턴을 보여주는 것을 알 수 있다.

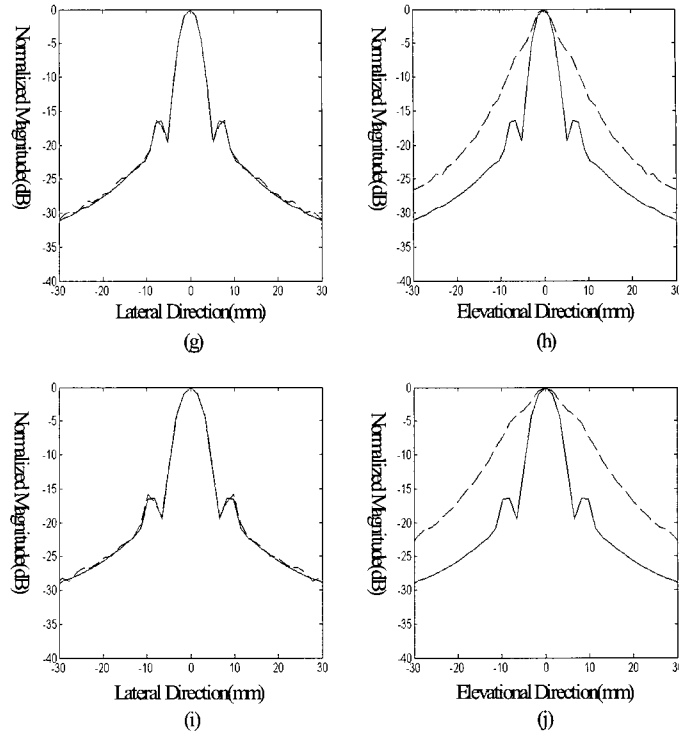
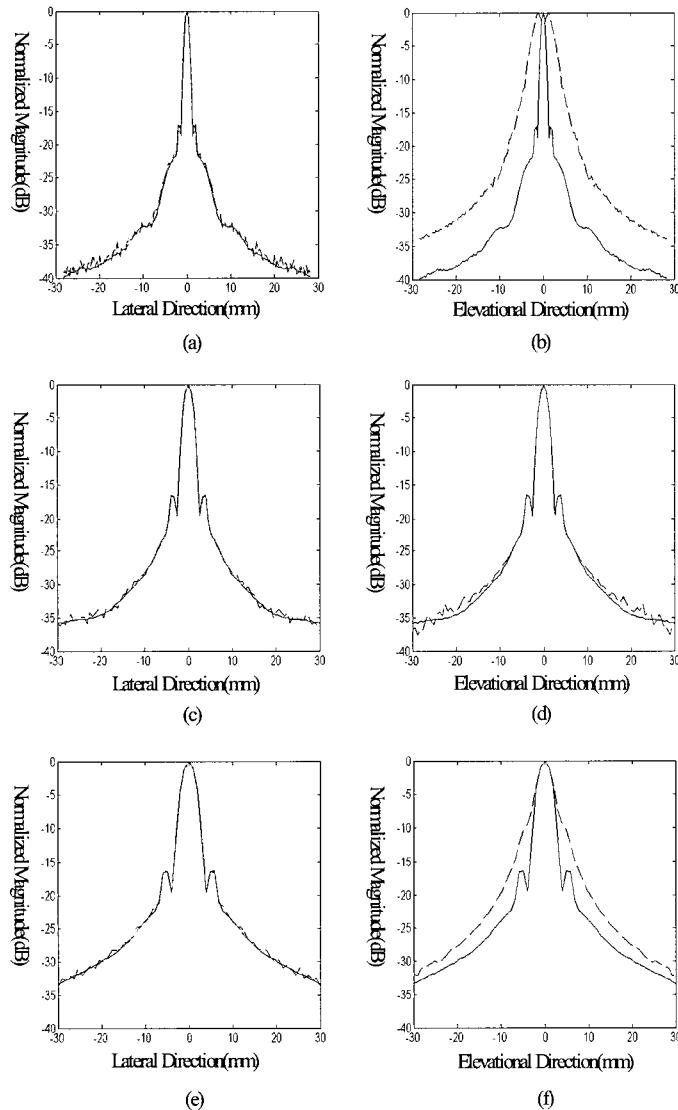


그림 7. 그림 6의 실험결과의 측방향 빔패턴과 고도방향 빔패턴: 40mm깊이에서의 측방향(a)과 고도방향(b) 빔패턴, 80mm깊이에서의 측방향(c)과 고도방향(d) 빔패턴, 120mm깊이에서의 측방향(e)과 고도방향(f) 빔패턴, 160mm깊이에서의 측방향(g)과 고도방향(h) 빔패턴, 200mm깊이에서의 측방향(i)과 고도방향(j) 빔패턴(CA-FF: 쇄선, CA-SA: 실선).

Fig. 7. Lateral and elevational beam patterns of Fig. 6: Lateral(a) and elevational(b) beam patterns at 40mm, lateral(c) and elevational(d) beam patterns at 80mm, lateral(e) and elevational(f) beam patterns at 120mm, lateral(g) and elevational(h) beam patterns at 160mm, and lateral(i) and elevational(j) beam patterns at 200mm(CA-FF: dashed line, CA-SA: solid line).

### 결론

본 논문에서는 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 기법에 대한 수학적 해석을 수행하고 모든 영상점에 대해 측방향과 고도방향으로 동적 집속가능한 합성구경 기반의 교차어레이를 이용한 3차원 영상화 기법을 제안하였다. 우선 기존의 고정 집속 기반의 교차어레이를 이용한 3차원 영상 기법의 수학적 해석을 통해 송신집속 깊이에서는 고도방향으로 집속된 빔패턴을 얻을 수 있지만 송신집속 이외의 깊이에서는 빔폭이 넓어지는 것을 살펴보았다. 이를 극복하기 위해 본 논문에서는 고도방향으로 합성구경 기법을 적용하여 송신시 하나의 배열 소자를 이용하여 초음파 빔을 송신하고 수신시 수신어레이에 수신된 신호들을 이용하여 측방향으로 동적집속 기법을 적용하고, 고도방향으로 합성구경 집속 함으로써 모든 영상점에 대해 측방향과 고도방향 모두  $\sin c(\cdot)$  함수 형태의 집속된 빔패턴을 얻을 수

있음을 수학적으로 해석하였다. 이때 측방향과 고도방향 해상도는 각각 교차어레이의 송신 어레이와 수신어레이의 구경 크기에 비례하여 향상되게 된다. 또한 65x65 교차어레이에서 연속파와 펄스파를 이용한 컴퓨터 음장 모사실험 결과 본 논문에서 수행한 수학적 해석이 실험 결과와 일치함을 확인하였다. 특히 제안한 방법은 기존의 방법에 비해 측방향으로는 동일하고, 고도방향으로의 동적집속으로 인해 기존의 방법에 비해 월등히 우수한 고도방향 해상도를 제공함을 확인하였다. 또한 제안한 방법은 하나의 입체 영상을 이루는 이차원 단면 영상의 수에 관계없이 송신 어레이의 배열 소자만큼의 송수신 과정을 통해 하나의 입체 영상을 얻기 때문에 고속의 실시간 3차원 입체 영상에 적합하다.

하지만 제안한 방법은 송신시 하나의 배열 소자에서 발생하는 구면파를 이용하여 고도방향으로 합성구경 집속기법을 구현하므로 초음파의 회절현상으로 인해 관찰깊이가 증가함에 따라 빔폭이 증가하게 된다. 또한 송신시 하나의 배열 소자만을 사용하므로 송신전력 또한 제한되게 된다. 이어서 게재하는 동반논문에서는 이를 극복하기 위해 송신시 수평평면에 대해 각기 다른 편향각도를 갖는 선형파면을 송신어레이의 전체 구경을 사용하여 송신하는 선형파면 기반의 합성구경 기법을 제안한다.

### 참 고 문 헌

1. A. Macovski, "Medical Imaging Systems", Prentice Hall, pp. 73-224, 1983
2. A.Fenster and D. B. Downey, "3-D ultrasound imaging: A Review", IEEE Eng. Med., vol. 15, pp. 41-51, Nov. 1996
3. S.W. Smith, H.E. Pavy, and O. T. von Ramm, "High-speed ultrasound volumetric imaging system-part I: Transducer design and beam steering", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 38, no. 2, pp. 100-108, 1991
4. O. T. von Ramm, S.W. Smith, and H.E. Pavy, "High-speed ultrasound volumetric imaging system-part II: Parallel processing and image display", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 38, no. 2, pp. 109-115, 1991
5. J.T. Yen, and S.W. Smith, "Real-Time Rectilinear Volumetric Imaging", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 49, no. 1, pp. 114-124, 2002
6. J.T. Yen, J.P. Steinberg, and S.W. Smith, "Sparse 2-D array design for real-time rectilinear volumetric imaging", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 47, no. 1, pp. 93-110, 2000
7. T.K Song and S.H. Chang, "Method and apparatus for forming ultrasonic three-dimensional images using cross array", U.S. patent 5,901,708, 1999
8. S.S. Brunke and G.R. Lockwood, "Broad-bandwidth radiation patterns of sparse two dimensional vernier arrays", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 44, no. 5, pp. 1101-1109, 1997
9. D.H. Turnbull and F.S. Foster, "Beam steering with two-dimensional Transducer arrays", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 38, no. 4, pp. 320-333, 1991
10. M. Mooney, "Ultrasound trasducer for three-dimensional imaging", U.S. patent 6,102,860, 2000
11. A. Austeng and S. Holm, "Sparse arrays of real-time 3D imaging, simulated and experimental results", Proc. IEEE Ultrason. Sym., 2000
12. G.R. Lockwood and F.S. Foster, "Optimizing the radiation pattern of sparse periodic two-dimensional arrays", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 43, no. 1, pp. 15-19, 1996
13. L.J. Busse, "Three-dimensional imaging using a frequency-domain synthetic aperture focusing technique", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 39, no. 2, pp. 174-179, 1992
14. J.T. Yen and S.W. Smith, "Real-time curvilinear and improved rectilinear volumetric imaging", Proc. IEEE Ultrason. Sym., pp. 1117-1122, 2000
15. Jian-yu Lu, "2D and 3D high frame rate imaging with limited diffraction beams", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 44, no. 4, pp. 839-856, July, 1997
16. G. R. Lockwood, J.R Talman and S.S. Brunke, "Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 45, no. 4, pp. 980-988, July, 1998
17. Method and apparatus for forming ultrasonic three-demensional images using cross array, 특허번호 5,901,708,1999
18. M. Karaman and M. O'Donnell, "Subaperture processing for ultrasonic imaging", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 42, pp. 126-135, 1998
19. 송태경, "초음파 선형주사 영상을 위한 합성구경 기법의 해석 및 응용", 대한의공학회지, 제 20권, 제 4호, pp. 503-513, 1999
20. 김강식, 황재섭, 정중섭, 송태경, "초음파 합성구경 영상을 위한 효율적인 움직임 추정 및 보상 기법", 대한의공학회지, 제23권, 제2호, pp. 87-99, 2002