

이차원 곡면 어레이를 이용한 실시간 3차원 초음파 영상화 기법

김강식 · 한호산 · 장성호* · 송태경

서강대학교 전자공학과, (주) 메디슨*

(2002년 8월 27일 접수, 2002년 10월 19일 채택)

Real-Time 3-D Ultrasound Imaging Method using a 2-D Curved Array

Kang-Sik Kim, Ho-San Han, Seong-Ho Chang*, Tai-Kyong Song

Department of Electronics, Sogang University, *Medison Co., Ltd.

(Received August 27, 2002. Accepted October 19, 2002)

요약 : 일차원 어레이 변환자를 기계적으로 움직여 3차원 영상을 얻는 기존의 3차원 초음파 영상 기법은 일차원 배열 변환기가 갖는 고도방향 해상도의 저하를 극복하기 어렵다. 한편 이차원 위상 어레이 변환자를 이용하는 실시간 3차원 영상 시스템은 많은 수의 채널 수를 가지기 때문에 고비용의 매우 큰 빔집속부를 필요로 한다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 본 논문에서는 2차원 곡면 어레이 상에서 256 채널의 송수신 부구경을 전기적으로 움직이면서 관심영역의 입체영상을 얻을 수 있는 3차원 영상화 기법을 제안하였다. 이를 위해 본 논문에서는 상용 3차원 영상 장치에 사용되는 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자와 측방향과 고도방향으로 동일한 시야각을 갖는 이차원 곡면 어레이 변환자를 설계하였다. 또한 제안된 방법에서는 256 개의 채널 수를 이용하면서도 송수신 부구경의 크기를 증가시켜 보다 향상된 해상도의 영상을 구현하기 위해 직사각형 모양의 부구경에서 네 모서리 부분의 어레이 소자들을 적절히 제거한 형태의 부구경을 사용하였다. 특히 수신시는 고도방향이나 측방향으로 한 배열 소자씩 건너뛰는 회박 어레이 기법을 적용하여 수신 부구경의 크기를 증가시켰다. 또한 수신시 회박 어레이로 인한 소자간의 간격 증가로 인해 유발되는 그레이팅 로브 상승을 억제하기 위해 송신시에는 회박 어레이를 적용하지 않고 폴드-오버 어레이 기법을 적용함으로써 송신부구경의 크기를 측방향과 고도방향으로 각각 두배만큼 증가시키는 효과를 얻었다. 제안한 방법을 통해 기존의 기계 주사식 일차원 어레이 변환자를 이용한 실시간 3차원 시스템과 비교하여 측방향으로는 거의 같고 고도방향으로는 훨씬 우수한 해상도의 영상을 획득할 수 있음을 컴퓨터 모사실험을 통해 검증하였다.

Abstract : Conventional 3D ultrasound imaging using mechanical 1D arrays suffers from poor elevation resolution due to the limited depth-of-focus (DOF). On the other hand, 3D imaging systems using 2D phased arrays have a large number of active channels and hence require a very expensive and bulky beamforming hardware. To overcome these limitations, a new real-time volumetric imaging method using curved 2-D arrays is presented, in which a small subaperture, consisting of 256 elements, moves across the array surface to scan a volume of interest. For this purpose, a 2-D curved array is designed, which consists of 90x46 elements with 1.5λ inter-element spacing and has the same view angles along both the lateral and elevation directions as those of a commercial mechanical 1-D array. In the proposed method, transmit and receive subapertures are constructed by cutting the four corners of a rectangular aperture to obtain a required image quality with a small number of active channels. In addition, the receive subaperture size is increased by using a sparse array scheme that uses every other elements in both directions. To suppress the grating lobes elevated due to the increase in element spacing, fold-over array scheme is adopted in transmit, which doubles the effective size of a transmit aperture in each direction. Computer simulation results show that the proposed method can provide almost the same and greatly improved resolutions in the lateral and elevation directions, respectively, compared with the conventional 3D imaging with a mechanical 1-D array.

Key words : Medical ultrasound imaging, Real time 3D imaging, Sparse array, Spatial resolution, 2-D curved array.

서 론

본 연구는 (주)메디슨 지원에 의하여 이루어졌음.

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

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

털 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 입체적 영상을 실시간으로 얻을 수 없다. 즉, 인체 내 기관의 전체 구조, 크기 그리고 정확한 위치 등을 요구하는 임상분야에서는 일차원 어레이 변환자를 이용한 단면 영상의 정보만으로는 질병 등을 정확히 진단하는데 많은 어려움이 있다. 따라서 인체 내부의 3차원 입체 영상을 현재의 실시간 이차원 영상과 같이 얻을 수 있다면 태아 등의 입체적 영상과 인체내의 임의 각도의 단면 영상 제공이 가능하고 이에 따라 초음파 의료진단의 정확도가 향상되게 된다[2].

이와 같은 이유로 최근에 3차원 초음파 진단장치에 관한 많은 연구들이 이루어지고 있다[2-16]. 이중 현재 상용화되어 있는 3차원 초음파 진단장치는 일차원 어레이 변환자를 고도방향(elevation direction)으로 기계적으로 회전시킴으로써 3차원 입체 영상을 제공하고 있다[2]. 하지만 이러한 기계주사식 일차원 어레이 변환자의 경우에는 정확한 위치정보를 알아야 하며 모터(motor)를 이용하여 정확히 제어해야 되는 어려움이 따른다. 또한 이러한 방법은 단순히 일차원 어레이 변환자를 고도 방향으로 움직이므로 고도방향 해상도는 여전히 기존의 일차원 어레이 변환자를 사용했을 경우와 같이 음향 렌즈(acoustic lens)에 의해 제한되게 된다. 즉, 일차원 어레이 변환자를 사용하므로 측방향(lateral direction)으로는 각 변환 소자 별로 다른 시간지연을 가해 빔을 원하는 곳에 동적으로 집속시킬 수 있지만 고도방향으로는 음향 렌즈에 의한 고정 집속(fixed focusing) 효과 밖에 얻을 수 없다. 따라서 일차원 어레이 변환자를 기계적으로 움직여 3차원 영상을 얻는 방법은 기존의 일차원 배열 변환기가 갖는 고도방향 해상도의 저하를 극복할 수 없으며 기계적으로 어레이 변환자를 빠르고 정확히 제어해야 되는 어려움으로 인해 한 장의 입체 영상을 얻는데 많은 시간이 걸림으로써 초음파 진단장치의 가장 큰 장점인 실시간 진단을 하지 못하고 3차원 진단장치에 대한 효율을 크게 떨어뜨리고 있다. 또한 기계적 제어에 따른 기계 부분에 대한 마모는 제품의 사용 기간을 단축시킬 수 있으며 많은 사용상의 문제를 야기한다.

이러한 문제점을 극복하기 위해 최근에 이차원 어레이 변환자를 이용한 3차원 영상화 기법에 관한 많은 연구가 이루어져 왔다[3-15]. 이러한 방법들은 실시간 3차원(또는 4차원) 영상을 얻기 위해 빔의 편향(steering)이 가능한 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 이용한다. 하지만 이 경우 일차원 어레이 변환자를 사용하는 경우보다 활성 소자(active element)의 수가 크게 늘어나 실제 시스템 구현 시 현재의 기술로는 많은 한계를 갖는다. 즉, 일반적으로 초음파 어레이 시스템의 복잡도는 각 주사선을 구성하기 위해 동시에 사용하는 활성 소자의 수를 나타내는 채널 수에 비례하여 증가한다. 한편 영

상의 해상도는 채널 수에 비례하는 음원(aperture)의 크기에 비례한다. 따라서 한번의 송수신 과정으로 하나의 주사선을 구성하는 일반적인 동적집속(CDF: conventional dynamic focusing) 기법에서 초음파 영상 시스템의 복잡도와 해상도는 서로 상충하는 관계를 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 증가하며 사실상 구현 가능성이 없다. 한편 위상 어레이 변환자의 경우 어레이상의 모든 배열소자를 송수신시에 이용하기 때문에 전체 어레이의 총배열소자 수(total number of elements)는 채널 수와 같게 된다. 또한 이러한 이차원 위상 어레이 변환자는 각 주사선을 얻기 위해 빔의 편향을 반드시 필요로 하는데, 이 경우 원치 않는 그레이팅 로브(grating lobe)를 발생시키지 않으려면 각 어레이 변환자의 소자 간격을 0.5λ (λ : 송신 신호의 파장(wavelength)) 이하로 제한하여야 한다. 만약 이러한 상황을 현재의 기술로 구현 가능한 채널 수(예: 256 채널)로 제한한다면 전체 어레이 변환자의 크기가 제한되어 급격한 해상도 저하를 유발하게 된다. 또한 난수 어레이(random array)나 송수신시 서로 다른 형태의 주기적인 희박 어레이(periodic sparse array)를 이용하는 방법을 사용하여 총배열소자 수는 크게 하면서 실제 송수신시 사용되는 채널 수는 어느 정도 줄일 수 있지만 이 경우 빔페턴의 측엽(side lobe)이 상승하여 해상도가 저하되는 단점이 생긴다[6,12].

이러한 문제점을 극복하기 위해 본 논문에서는 이차원 곡면 어레이 변환자(2-D curved array transducer)를 이용한 실시간 3차원 영상화 기법을 제안한다. 제안한 방법은 일차원 곡면 어레이 변환자를 이용한 선형 주사(linear scan) 방법과 동일하게 일정한 총배열소자 수를 갖는 이차원 곡면 어레이 변환자상에서 주어진 채널 수로 이루어진 이차원 송수신 부구경(2-D subaperture)을 전기적으로 주사함으로써 관심영역의 영상을 얻게 된다. 제안한 방법은 빔을 편향하지 않기 때문에 원치 않는 그레이팅 로브를 피하기 위해 소자 간격을 0.5λ 이하로 할 필요가 없으므로 이차원 위상 어레이 변환자보다 적은 채널 수를 가지고 보다 큰 송수신 부구경을 구현하여 개선된 해상도의 영상을 얻을 수 있다. 또한 이차원 평면 어레이 변환자가 아닌 곡면 어레이 변환자를 사용함으로써 관심 영역(region of interest)의 시야(field of view)를 넓힐 수 있고, 희박 어레이(sparse array)기법 사용시 평면 어레이에 비해 그레이팅 로브 상승을 감소시킬 수 있다[17].

따라서 본 논문에서는 현재 상용 3차원 초음파 영상장치에 사용되는 고도방향으로 기계적 회전이 가능한 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자와 측방향과 고도방향 모두 동일한 시야각(view angle)을 가지며 측방향과 고도방향으로 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자를 이용한 3차원 초음파 영상장치보다 우수한 해상도의 영상을 제공할 수 있는 이차원 곡면 어레이 변환자의 구조와 주사방법을 제안하였다. 우선 목표로 하는 시야각을 만족하면서 이차원 어레이 변환자의 총배열소자 수를 최대한 줄이기 위해 가능한 한 배열 소자간의 간격

을 크게하였다. 하지만 소자간의 간격이 커짐에 따라 원치 않는 그레이팅 로브값은 커지게 된다. 제안한 어레이 구조에서는 그레이팅 로브값을 -50dB 이하로 제한하기 위하여 컴퓨터 모사 실험을 통하여 측방향 및 고도방향 모두 소자간격을 1.5λ 로 하였다. 또 이러한 소자 간격으로 측방향과 고도방향으로 각각 90개와 46개의 배열 소자를 사용함으로써 각 방향으로 85.3° 와 70° 의 시야각을 얻도록 하였다. 이 시야각은 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자를 이용한 상용 3차원 초음파 영상장치에서 제공하는 시야각과 동일하다. 또한 $4140(=90 \times 46)$ 개의 총배열소자 수를 갖는 이차원 곡면 어레이 상에서 채널 수는 현재의 기술로 충분히 구현 가능한 256 채널을 목표로 하였다. 실제로 현재 이차원 단면 영상의 고도방향 해상도 개선을 위해 1.5D 변환자를 지원하는 고가의 상위 초음파 시스템에서는 256 채널의 빔 집속기(*beamformer*)를 사용하고 있다.

또한 제안한 방법에서는 채널 수가 256으로 제한된 조건에서 전체 송수신 부구경의 크기를 증가시킴으로써 보다 향상된 해상도의 영상을 구현하기 위해 송수신시에 직사각형 모양의 부구경에서 네 모서리 부분의 배열 소자들을 적절히 제거한 TA(*tapered array*)를 사용하였다. 또한 수신시는 고도방향이나 측방향으로 한 배열 소자씩 건너뛰는, 즉 이차원 수신 부구경상에서 네 개의 배열소자에서 하나의 배열소자만을 사용하는 희박 어레이(SA : *sparse array*) 기법을 적용하여 수신 부구경의 크기를 증가시켰다. 수신시 희박 어레이로 인한 소자 간의 간격 증가로 인해 유발되는 그레이팅 로브 상승을 억제하기 위해 송수신에는 희박 어레이를 적용하지 않고 주어진 채널 수를 가지고 최대한 향상된 빔 패턴을 얻기 위해 폴드-오버 어레이(FA : *fold-over array*) 기법을 적용하였다. 즉, 송수신에는 TA와 FA를 이용한 TFA(*tapered fold-over array*)를, 수신시에는 TA와 SA를 이용한 TSA(*tapered sparse array*)를 이용함으로써 $64 \times 32(=2048)$ 채널 부구경과 거의 유사한 성능을 256 채널로 획득하도록 하였으며 이를 컴퓨터 음장 모사 실험을 통해 검증하였다. 특히 본 논문에서 수신시 적용한 TSA 방법은 FA 기법을 필요로 하지 않기 때문에 측방향이나 고도방향으로 다중빔 집속(*multi-beam focusing*) 기법의 구현을 가능케 하여 높은 볼륨 레이트(*volume rate*)의 실시간 3차

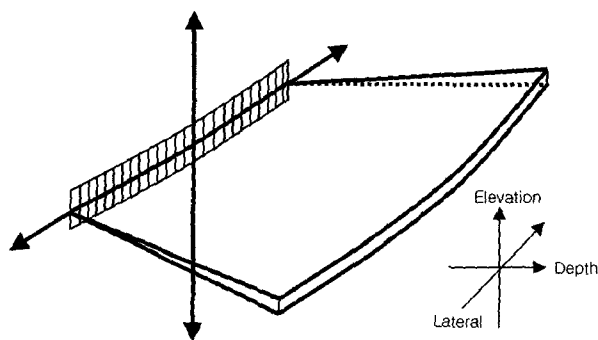


그림 1. 일차원 곡면 어레이 변환자와 주사영역
Fig. 1. 1-D curved array and its field of view

원 영상 장치에 적합하다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 우선 다음장에서는 본 논문에서 제안한 이차원 곡면 어레이 변환자의 설계사양과 주사방법에 대해 설명한다. 또한 컴퓨터 음장 모사 실험을 통해 제안한 방법의 성능을 평가하고, 마지막으로 결론을 맺는다.

이차원 곡면 어레이 변환자의 설계 및 주사방법

A. 이차원 곡면 어레이 변환자의 설계

우선 이차원 곡면 어레이 변환자의 구조를 결정하기 위해 현재 상용화된 3차원 초음파 영상장치에 사용되는 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자를 기준으로 하였다. 그림 1은 일차원 곡면 어레이 변환자와 이를 이용하여 얻을 수 있는 이차원 단면 주사영역을 나타내며, 그림 2는 이차원 곡면 어레이 변환자와 이를 이용하여 얻을 수 있는 3차원 입체 주사영역을 나타낸다. 그림 1에서 보듯이 일차원 어레이 변환자를 이용할 경우에는 이차원 단면 영상밖에 얻을 수 없는 반면, 그림 2와 같은 이차원 어레이를 이용할 경우에는 임의의 입체 영상을 얻을 수 있다. 그림 3은 3차원 영상을 위해 사용되는 일차원 곡면 어레이 변환자의 측방향과 고도방향 단면도를 나타내고 있다. 그림 3(a)는 그림 1의 일차원 곡면 어레이 변환자를 위에서 본 모습으로 측방향으로는 일정한 곡률 반지름(*lateral radius of curvature*)을 갖는 원의 일부분에 변환 소자들이 놓여 있으며, 이러한 변환소자들이 측방향 시야각(*lateral view angle*)을 결정하여 그림 1과 같은 이차원 단면 영상을 제공한다. 따라서 이러한 일차원 어레이를 이용하여 3차원 영상을 얻기 위해서는 그림 3(b)와 같이 어레이를 고도방향으로 회전시켜야만 한다. 그림 3(b)에서 보듯이 고도방향으로는 모터를 이용하여 일정한 각도만큼 회전하면서 각각의 이차원 단면 영상을 얻음으로써 3차원 입체 영상을 구성하게 된다. 따라서 모터의 회전각도에 의해 고도방향 시야각(*elevation view angle*)이 결정되게 된다. 한 예로, Kretz사의 64 채널 상용 3차원 초음파 영상장치(Voluson 530D MT)에서는 중심주파수가 3.5MHz

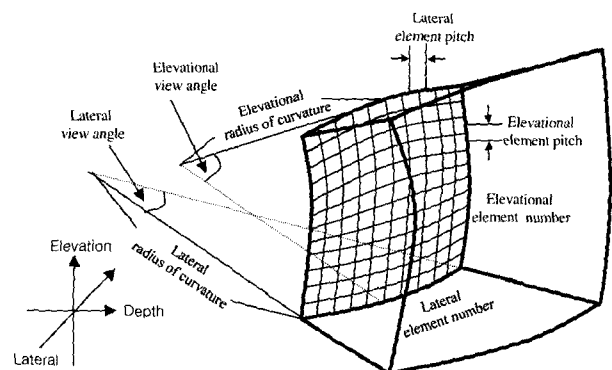


그림 2. 3-D 영상을 위한 이차원 곡면 어레이 변환자의 주사영역 및 설계사양
Fig. 2. Field of view and design parameter of a 2-D curved array for 3-D imaging

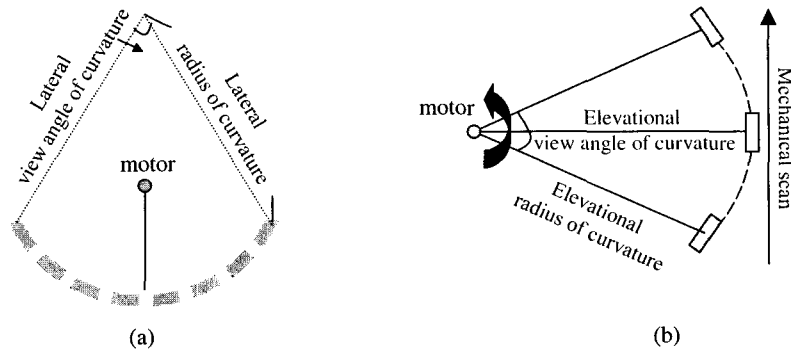


그림 3. 3-D 영상을 위한 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자: (a) 위에서 본 모습, (b) 측방향에서 본 모습
 Fig. 3. Mechanical 1-D curved array transducer for 3-D imaging: (a) vertical view, (b) horizontal view

이고 전체 소자 수가 128개이며 1.1λ의 소자간격을 가지는 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자(VAW 3-5)를 이용하고 있다. 이 변환자는 고도방향으로 13mm의 높이를 가지며 음향 렌즈에 의해 80mm에 고정 집속되어 있다. 또한 측방향으로의 곡률 반지름(lateral radius of curvature)과 시야각(lateral view angle)은 각각 40mm와 85.3°이고, 모터에 의해 회전하는 고도방향으로의 곡률 반지름(elevational radius of curvature)과 시야 각(elevational view angle)은 각각 25.5mm와 70°이다. 표현상의 편리성을 위하여 앞으로 이러한 이차원 곡면 배열 변환자의 측방향과 고도방향 구조를 각각 40R85.3°와 25.5R70°로 표시하도록 한다. 따라서 이와 같은 기계 주사식 일차원 어레이 변환자를 이용한 3차원 영상장치는 측방향으로는 각 변환 소자 별로 다른 시간지연을 가해 빔을 원하는 곳에 동적으로 집속하여 초음파 영상의 측방향 해상도를 향상시킬 수 있지만 고도방향으로는 음향 렌즈에 의한 고정 집속 효과 밖에 얻을 수 없어 고도방향 해상도가 저하되게 된다.

그림 2에 이차원 곡면 어레이 변환자의 구조와 결정해야 할 설계사항을 함께 나타내었다. 즉, 이차원 어레이 변환자의 경우 그림 3(b)의 일차원 어레이 변환자와는 달리 그림 2처럼 고도방향으로도 여러 개의 변환소자가 있어 이차원 송수신 부구경을 이용하여 기계적 움직임 없이 전기적 주사(electric scan)가 가능하다. 따라서 고도방향으로 송수신 부구경의 각 배열소자에 서로 다른 집속 시간 지연을 가함으로써 고도방향으로도 동적집속(dynamic focusing)이 가능하다. 이차원 곡면 어레이 변환자 설계시 결정해야 할 설계사항들은 그림 2에 정의되어 있는 측방향과 고도방향으로의 곡률 반지름(lateral/elevational radius of curvature)과 시야각(lateral/elevational view angle), 측방향과 고도방향으로의 소자 수(lateral/elevational element number)와 소자간격(lateral/elevational element pitch) 등이다.

본 논문에서 제안한 이차원 곡면 어레이 변환자의 구체적인 설계 사양을 앞서 언급한 3차원 영상을 위한 상용 일차원 곡면 어레이 변환자와 비교하여 표 1에 나타내었다. 표 1에 나타낸 설계 변수 값의 정의는 그림 2와 그림 3에 각각 정의되어 있다. 표 1에서 보듯이 이차원 곡면 어레이 변환자를 설계시

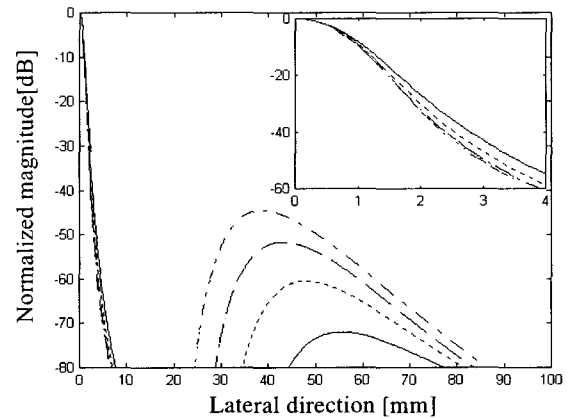


그림 4. 64×32 부구경의 소자간격에 따른 70mm에서의 측방향 송수신 빔 패턴의 비교: 1.1λ (실선), 1.3λ (점선), 1.5λ (쇄선), 1.7λ (일점쇄선). 그림 안의 작은 패널은 주엽폭의 확대 영상을 나타낸다
 Fig. 4. Comparison of Transmit/Receive beam pattern for different element pitch at 70mm using 64×32 subaperture: 1.1λ (solid line), 1.3λ (dotted line), 1.5λ (dashed line), 1.7λ (dash-dotted line). Small panel in the figure shows the magnified beam pattern for each case around its mainlobe peak

측방향과 고도방향으로 기존의 3차원 영상을 위한 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자와 동일한 곡률 반지름(radius of curvature)과 시야각(view angle)을 갖도록 어레이 변환자를 설계하였다.

한편 목표로 하는 시야각을 만족하면서 전체 이차원 곡면 어레이 변환자의 수를 최대한 줄이기 위해서는 배열 소자 간의 간격을 가능한 한 크게 하여야 한다. 하지만 소자간격이 커짐에 따라 원치 않는 그레이팅 로브값은 커지게 된다. 일반적으로 빔의 편향을 필요로 하지 않는 전기적인 선형 주사를 사용하는 초음파 시스템에서 어레이 배열 소자 간의 간격이 주어진 송신 신호의 중심주파수에 대응하는 파장보다 클 경우 원치 않는 그레이팅 로브가 발생하게 된다. 하지만 실제 빔 패

턴의 지향성(directionality), 어레이 소자 내의 양자화 오차와 광대역(wide band)의 송신 신호 사용 등을 고려하면 이러한 조건은 어느 정도 완화된다. 또한 일반적으로 선형 어레이 변환자(linear array transducer)보다 곡면 어레이 변환자를 사용할 경우 이러한 그레이팅 로브는 더 감소한다고 알려져 있으며 [17] 송수신시 각 부구경의 어레이 소자들의 신호들에 적절한 크기의 가중치를 적용하는 방법(amplitude apodization)을 이용하면 이러한 그레이팅 로브 크기는 더욱 감소시킬 수 있다. 따라서 실제 상용 어레이 변환자는 대부분 주어진 중심주파수의 파장보다 조금 큰 소자 간의 간격을 갖는다.

본 논문에서 제안한 이차원 곡면 어레이 변환자의 소자 간격은 컴퓨터 모사실험을 통하여 결정하였다. 그림 4는 이차원 곡면 어레이 변환자의 소자간격에 따른 송수신 빔패턴을 나타낸다. 모사실험을 위해 측방향으로 40R85.3°, 고도방향으로 25.5R70°인 이차원 곡면 어레이 상에서 64×32(측방향 변환소자 개수×고도방향 변환소자 개수) 부구경을 이용하여 70mm에 송수신 집속을 하였고, 송수신시 해닝(Hanning) 창함수를 이용하여 각 어레이 변환 소자에 크기 가중치를 적용하였으며 송신 신호로 3.5MHz의 중심주파수를 가지며 -6dB 대역폭이 80%인 광대역(wide band) 신호를 이용하였다. 또한 소자 간격은 1.1λ에서 1.7λ까지 가변시켰다. 즉, 그림 4에서 실선은 소자간격이 1.1λ인 경우를, 점선은 소자간격이 1.3λ인 경우를, 쇄선은 소자간격이 1.5λ인 경우를, 점쇄선은 소자간격이 1.7λ인 경우를 나타낸다. 우선 동일한 채널 수(64×32) 하에서 소자 간격이 증가함에 따라 송수신 부구경의 크기가 커져 주엽폭은 조금씩 좁아진다. 또한 그림 4에서 보듯이 소자 간의 간격이 1.1λ에서 1.7λ로 일정하게 증가함에 따라 그레이팅 로브의 크기는 증가한다. 이러한 그레이팅 로브 값을 초음파 영상화를 위해 어느 값 이하로 제한되어야 한다. 본 논문에서는 그

림 4의 모사실험 결과를 토대로 그레이팅 로브값을 -50dB 이하로 제한하면서 최대한 총배열소자 수를 줄이고 채널 수를 256으로 제한하면서도 기존의 상용 제품보다 우수한 해상도를 갖도록 하기 위해 이차원 곡면 어레이 변환자의 소자 간격을 측방향과 고도방향 모두 1.5λ로 하였다. 또한 이러한 소자 간의 간격하에서 기계 주사식 일차원 어레이를 사용한 3차원 영상장치의 시야각을 만족하기 위해 측방향과 고도방향으로 각각 90개와 46개의 배열 소자를 사용하였다. 이때 전체 배열 소자의 수는 4140개로 이는 현재의 이차원 어레이 제작 기술로 충분히 구현 가능하다.

B. 송수신 부구경을 이용한 이차원 주사방법

표 1과 같은 설계 사양을 가지고 설계된 90×46 이차원 곡면 어레이 변환자상에 제한된 256개의 어레이 배열소자(채널 수)로 이루어진 송수신 부구경을 이용하여 이차원 곡면 어레이 변환자 상을 측방향이나 고도방향으로 전기적인 스위치(switch)를 사용하여 이동하며 주어진 관심영역을 이차원적으로 주사함으로써 실시간 3차원 입체 영상을 구성할 수 있다. 하지만 이때 256으로 제한된 송수신 부구경의 채널 수를 이용하여 일반적인 방법으로 영상을 구성하는 경우 원하는 해상도를 얻는 데 어려움이 생긴다. 예를 들어 256 채널을 측방향과 고도방향으로 동일한 해상도를 구현하기 위해 측방향이나 고도방향으로 각각 16개의 배열소자로 구성된 16×16의 송수신 부구경을 구성하는 경우를 생각할 수 있다. 이러한 경우 고도방향으로는 표 1의 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자의 경우 13mm의 높이를 갖는 반면 앞서 제안한 표 1의 이차원 곡면 어레이 상에서 고도방향으로 16개의 배열소자를 이용한 16x16 이차원 부구경의 경우 부구경의 높이가 10.6mm이기 때문에 원거리(far field)에서의 해상도 향상은 기대할 수 없지만

표 1. 3-D 영상을 위한 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자와 제안된 이차원 곡면 어레이 변환자의 설계 사양

Table 1. Design specification: A commercial mechanical 1-D curved array for 3D imaging versus the proposed 2-D curved array transducer

Design Parameter	1-D curved array	2-D curved array
Center frequency	3.5 MHz	3.5 MHz
lateral radius of curvature	40 mm	40 mm
lateral view angle	85.3 degree	85.3 degree
elevational radius of curvature	25.5 mm	25.5 mm
elevational view angle	70 degree	70 degree
lateral element number	128	90
elevational element number	1	46
lateral element pitch	1.1 lamdda	1.5 lamdda
elevational element pitch	-	1.5 lamdda
lateral element width	0.95 lateral element pitch	0.95 lateral element pitch
elevational element width	13 mm	0.95 lateral element pitch
elevaional lense focal point	80 mm	-
ACC(Active Channel Count)	64	256

* 1-D array : VAW 3-5(Kretz Inc.) 기준

근거리(near field)에서는 동적 집속으로 인해 고도방향의 해상도를 향상시킬 수 있다. 하지만 측방향으로는 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자를 이용한 64 채널 상용 3차원 시스템과 비교하여 채널 수가 1/4로 감소하여 측방향 해상도가 급격히 저하되게 된다.

이를 극복하는 방법으로 일부 중저가의 상용 초음파 시스템에서 사용하는 폴드-오버 어레이(FA : fold-over array) 기법을 생각할 수 있다. 이러한 폴드-오버 어레이 기법을 사용하는 단일빔(single beam) 시스템을 그림 5에 나타내었다. 즉, 일반적인 단일빔 시스템에서는 송수신 부구경을 이용하여 한번의 송수신 과정을 통해 하나의 주사선상을 구성하게 된다. 즉, 그림 5에서 보듯이 i 번째 주사선상의 n 번째 영상점에 대해 수신

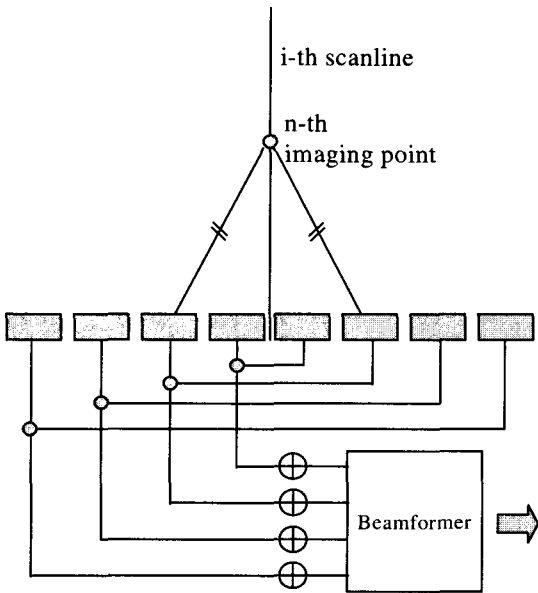


그림 5. 폴드-오버가 가능한 단일빔 시스템
Fig. 5. Single-beam system with fold-over array technique

집속을 수행하는 경우 주사선 양쪽에 동일한 집속 지연 값을 갖는 소자들의 쌍들이 존재한다. 따라서 동일한 집속 지연 값을 갖는 채널들을 빔 집속전에 미리 더하면 실제 빔 집속부의 채널 수의 두 배만큼의 성능을 구현할 수 있다. 즉, 32 채널 수신 빔 집속기로 FA 기법을 통해 64 채널 시스템의 성능을 합성해 내는 것이 가능하다. 이를 이차원적으로 확장하여 이차원 곡면 어레이 변환자에 적용할 수 있다.

즉, 이차원 곡면 어레이의 경우 특정 주사선을 기준으로 각 채널들은 측방향이나 고도방향으로 동일한 시간 지연 값을 가진다. 따라서 빔 집속전에 이러한 동일한 지연값을 갖는 집속 채널들에 대한 신호를 미리 더함으로써 빔 집속기의 채널 수를 감소시킬 수 있다. 그림 6은 이차원 어레이 상에서 이러한 FA 방법을 적용한 경우를 나타낸다. 그림 6(a)는 고도방향으로 FA 기법을 적용한 경우로 각 주사선을 기준으로 고도방향으로 동일한 집속 지연 값을 갖는 배열 소자들의 수신 신호들을 빔 집속전에 미리 더함으로써 채널 수를 1/2로 줄이는 경우를 보여준다. 따라서 고도방향으로 이러한 FA 방법을 적용한다면 고도방향으로 8 채널을 이용하여 16 채널의 성능을 구현할 수 있으므로 실제 $32 \times 16 (=512)$ 채널의 부구경을 이용한 것과 같은 해상도를 256 채널로 구현해 낼 수 있다.

또한 그림 6(b)는 측방향과 고도방향 모두 FA 기법을 적용한 경우로 각 주사선을 기준으로 측방향과 고도방향으로 동일한 집속 지연 값을 갖는 배열 소자들의 수신 신호를 빔 집속전에 미리 더함으로써 채널 수를 1/4로 줄이는 경우를 보여준다. 즉, 측방향과 고도방향 모두 FA 기법을 적용한다면 측방향과 고도방향으로 각각 32 채널과 8 채널을 이용하여 64 채널과 16 채널을 성능을 구현할 수 있으므로 실제 256 채널 시스템으로 $64 \times 16 (=1024)$ 채널의 송수신 부구경의 성능을 구현해낼 수 있다. 따라서 이 경우 측방향으로는 64 채널의 송수신 부구경을 이용한 것과 동일하게 되어 기존의 일차원 곡면 어레이 변환자를 이용한 64 채널 기계 주사식 3차원 초음파 시스템과 동일한 해상도의 구현이 가능해지고 고도방향으로는 동

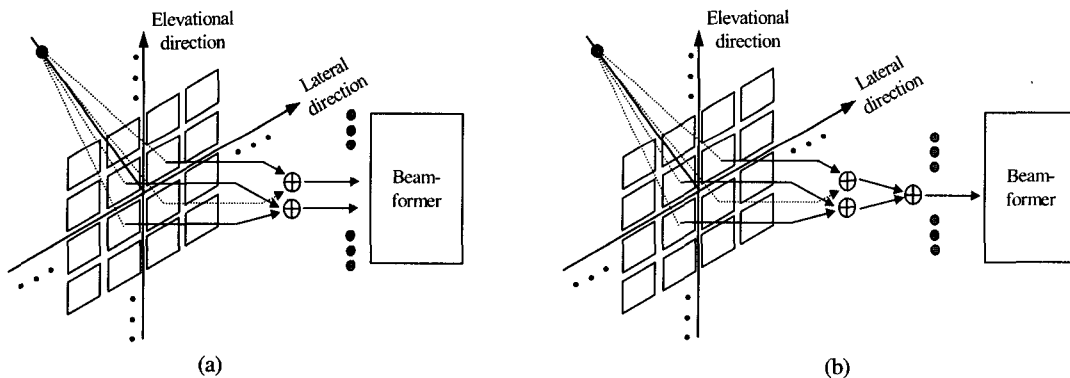


그림 6. 이차원 어레이에 폴드-오버 어레이를 적용한 경우. (a) 고도 방향으로 폴드-오버 어레이를 적용한 경우. (b) 측방향과 고도 방향으로 폴드-오버 어레이를 적용한 경우

Fig. 6. 2-D array with fold-over array technique. (a) 2-D array with fold-over array technique applied along elevational direction. (b) 2-D array with fold-over array technique applied along both elevational and lateral direction

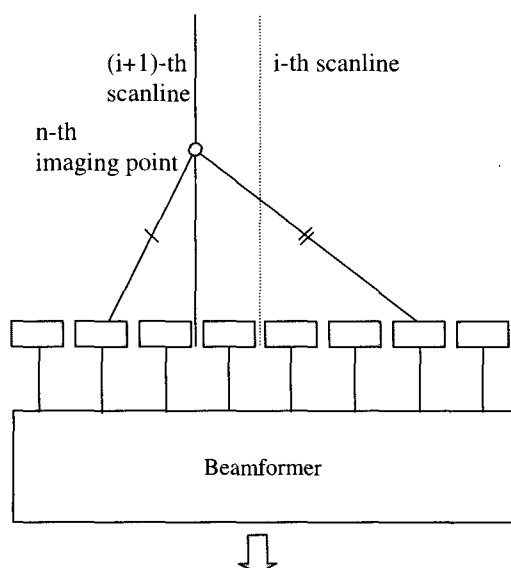


그림 7. 폴드-오버가 불가능한 다중빔 시스템
 Fig. 7. Multi-beam system without fold-over array technique

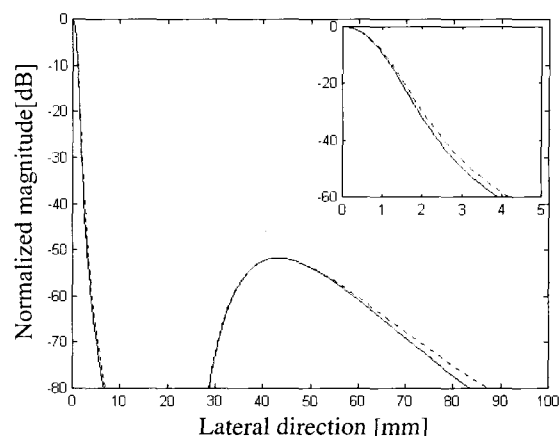


그림 9. 64×32 FSA와 64×32 TA의 70mm에서의 송수신 측방향 빔 패턴 비교 : 64×32 FSA(실선), 64×32 TA(점선). 그림 안의 작은 패널은 주엽폭의 확대 영상을 나타낸다
 Fig. 9. Comparison of lateral transmit/receive beam pattern at 70 mm between 64×32 FSA and 64×32 TA : 64×32 FSA(solid line) and 64×32 TA(dotted line). Small panel in the figure represents a magnified mainlobe region

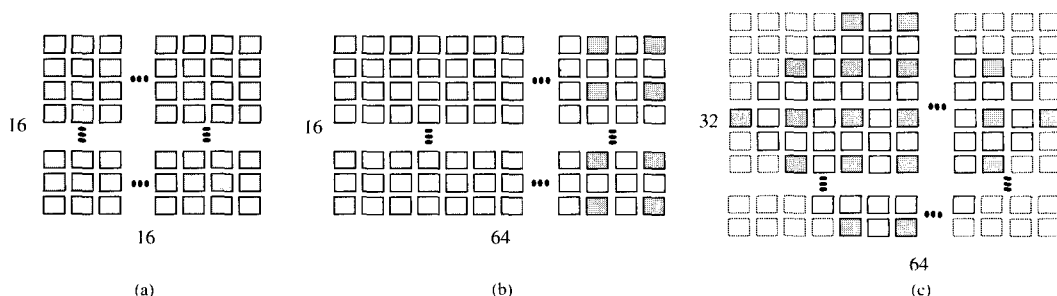


그림 8. 여러 형태의 어레이 변환자 : (a) 일반적인 16×16 어레이, (b) 희박 어레이를 적용한 64×16 어레이, (c) 희박 어레이와 테이퍼링을 적용한 64×32 어레이

Fig. 8. Illustration of several array transducers : (a) fully sampled 16×16 array(16×16 FSA), (b) sparse 64×16 array(64×16 SA), and (c) tapered-sparse 64×32 array(64×32 TSA)

적 집속을 통해 근거리에서 일차원 곡면 어레이 변환자보다 우수한 고도방향의 해상도를 기대할 수 있다.

하지만 이러한 방법은 실시간 3차원 입체 영상 획득에 많은 어려움을 유발시킨다. 즉, 실시간 3차원 초음파 영상에서는 아주 빠른 주사선 구성이 필수적이다. 예를 들어, 한 입체 영상이 64개의 프레임으로 구성되어 있고 각 프레임이 64개의 주사선으로 구성되어 있을 때, 즉 한 입체 영상이 4K개의 주사선으로 구성되어 있을 때, 최대 관심 깊이 영역을 20cm로 인체내의 초음파 전파 속도를 1540m/s로 가정할 때 얻을 수 있는 볼륨 레이트는 1 volum/s 에 불과하여 인체 내를 실시간으로 관찰하기에 많은 어려움이 따른다. 이를 위해 대부분의 3차원 초음파 영상 장치에서는 한번의 송수신으로 여러 주사선을 동시에 구성하는 다중 빔 집속(multi-beam focusing) 방법을 사용하고 있다[18]. 그림 7은 이러한 다중빔 집속의 원리를 보

여 주고 있다. 그림 7에서 보듯이 다중빔 집속 기법을 적용할 경우(i 번째 주사선과 더불어 i+1 번째 주사선을 구성할 경우) 각 부구경의 중심을 기준으로 각 채널의 수신 지연 값이 대칭이 아니다. 따라서 위에서 언급한 FA 기법을 사용할 경우에는 이러한 다중빔 집속의 적용이 불가능해져 실시간 3차원 영상 구성이 불가능해진다.

이러한 문제점을 극복하기 위해 본 논문에서는 수신 부구경에 대해 FA 기법을 적용하지 않는 방법을 제안한다. 즉, FA 기법을 사용하지 않는 대신 수신 부구경에 희박 어레이(SA : sparse array) 기법을 적용하였다. 또한 송수신 부경의 내개의 모서리 부분의 배열 소자들을 적절히 제거한 TA(tapered array)를 사용함으로써 채널 수를 감소시킬 수 있다. 그림 8에 이러한 어레이들을 나타내었다. 그림 8(a)는 256 채널을 측방향과 고도방향으로 각각 16개씩 배열한 16×16 FSA(fully

sampled array)를 나타낸다. 그림 8(b)는 측방향이나 고도방향으로 한 배열소자씩을 사용하지 않는, 즉 이차원 수신 부구경 상에서 네 개의 배열소자에서 하나의 배열소자만을 사용하는 SA를 나타낸다. 그림 8(b)에서 볼 수 있듯이 SA를 통해 256 채널로 $64 \times 16 (=1024)$ 채널의 부구경을 합성해 낼 수 있으며, 이를 64×16 SA라고 부르기로 한다. 그림 8(c)는 그림 8(b)의 직사각형 모양의 부구경에서 네 모서리 부분의 소자들을 적절히 제거함으로써 이차원 수신 부구경의 크기를 고도방향으로 더욱 확장시킨 TSA(tapered sparse array) 경우를 보여주고 있다. 본 논문에서는 이러한 과정을 통해 $64 \times 32 (=2048)$ 채널의 부구경을 256 채널로 구현하였으며, 이를 64×32 TSA로 칭할 것이다.

본 논문에서 사용한 TA 기법의 영향을 분석하기 위해 컴퓨터 모사실험을 수행하였다. 그림 9는 TA와 FSA의 70mm에서의 송수신 빔 패턴을 나타낸다. 이때 모사실험을 위해 표 1의 이차원 곡면 어레이 상에서 64×32 부구경을 이용하여 70mm에 송수신 집속을 하였고, 송수신시 해닝(Hanning) 창함수를 이용하여 각 어레이 변환 소자에 크기 가중치를 적용하였으며, -6 dB 대역폭이 80%인 광대역(wide band) 신호를 이용하였다. 즉, 그림 9에서 실선은 64×32 FSA를 이용한 경우를 나타내고 점선은 64×32 FSA에서 네 모서리 부분의 배열소자들을 적절히 제거한 64×32 TA의 경우를 나타낸다. 그림 9의 결과에서 볼 수 있듯이 TA의 경우가 FSA에 비해 주엽폭이 조금 저하된다. 하지만 이러한 차이는 그림 9의 결과에서 볼 수 있듯이 무시할 만한 수준이며 따라서 TA를 통해 커다란 해상도 저하 없이 부구경의 소자 수를 효율적으로 줄일 수 있다.

또한 제안한 방법은 그림 8(c)에서 보듯이 수신시 SA를 적용하였기 때문에 측방향과 고도방향으로 어레이 소자 간의 간격은 두 배로 늘어나게 되어 3λ 가 된다. 이러한 경우 어레이 소자 간격의 증가로 인해 그레이팅 로브 문제가 더욱 심하게 발생한다. 하지만 송신시에 SA를 사용하지 않는다면 최종 송수신 빔패턴의 곱에서는 이러한 그레이팅 로브를 어느 정도 제한할 수 있을 것이다. 이를 검증하기 위해 모사실험을 수행하였다. 이때 모사실험을 위해 표 1의 이차원 곡면 어레이 상에서 64×32 부구경을 이용하여 70mm에 송수신 집속을 하였고, 송수신시 해닝(Hanning) 창함수를 이용하여 각 어레이 변환 소자에 크기 가중치를 적용하였으며 송신 신호로 -6 dB 대역폭이 80%인 광대역(wide band) 신호를 이용하였다. 즉 그림 10에서 점선은 송수신시 모두 1.5λ 의 소자간격을 갖는 64×32 FSA 상에서 그림 8(b)에 표시한 64×32 SA를 적용한 경우이고, 실선은 수신시는 64×32 SA를 이용하고 송신시는 64×32 FSA를 이용한 경우를 나타낸다. 그림 10의 결과에서 볼 수 있듯이 주엽폭은 두 방법에서 큰 차이가 나지 않는다. 하지만 그림에서 보듯이 송수신 부구경의 배열 소자간격이 모두 3λ 인 경우(점선)에는 그레이팅 로브 값이 대략 -26 dB로 매우 상승한다. 하지만 송신시 SA를 사용하지 않는 경우에는 그레이팅 로브값을 -50 dB 이하로 제한할 수 있음을 알 수 있다. 즉 송신시는 SA 기법을 사용하지 않고 FSA를 사용하면

로써 결과적인 송수신 빔 패턴의 곱에서는 그레이팅 로브를 -50 dB 이하로 억제가능함을 그림 10의 모사실험을 통해 확인할 수 있다.

제안한 방법에서는 송신시에 SA를 적용하지 않기 때문에 송수신 빔 집속기의 채널 수는 TA를 통해 감소된 효과밖에 기대할 수 없다. 하지만 송신시는 빔을 편향할 필요가 없기 때문에 앞에서 언급한 FA 기법을 적용할 수 있고, 이를 TA와 함께 적용하면 송신시 역시 256 채널의 송수신집속기로 64×32 부구경의 송수신집속을 할 수 있다. 즉, 64×32 FSA 상에서 송신시에는 TA와 FA를 적용하여 64×32 TFA(tapered fold-over array)를, 수신시에는 TA와 SA를 적용하여 64×32 TSA(tapered sparse array)를 사용함으로써 각각 $64 \times 32 (=2048)$ 채널 부구경의 성능을 합성해 낼 수 있다(64×32 TFA-TSA). 특히 본 논문에서 수신시 적용한 64×32 TSA 방법은 FA 기법을 필요로 하지 않기 때문에 측방향이나 고도방향으로 다중빔 집속 기법의 구현을 가능케 하여 높은 볼륨 레이트의 영상 구현이 가능하다. 즉, 앞서 언급한 조건과 같이 한 입체 영상이 64개의 프레임으로 구성되어 있고 각 프레임이 64개의 주사선으로 구성되어 있을 때 최대 관심 깊이 깊이를 20cm, 초음파의 인체내 전파 속도를 1540 m/s로 가정하고 수신시 측방향이나 고도방향으로 한번에 4개씩의 주사선을 구성한다면 16volume/s의 볼륨 레이트를 얻을 수 있기 때문에 인체 내 3차원 입체 영상의 실시간 제공을 가능케 한다.

실험 및 고찰

제안한 방법의 성능을 검증하기 위해 컴퓨터 음장 모사실험 (beam simulation)을 수행하였다. 모사 실험에 사용된 일차원 곡면 어레이 변환자와 이차원 곡면 어레이 변환자의 사양은

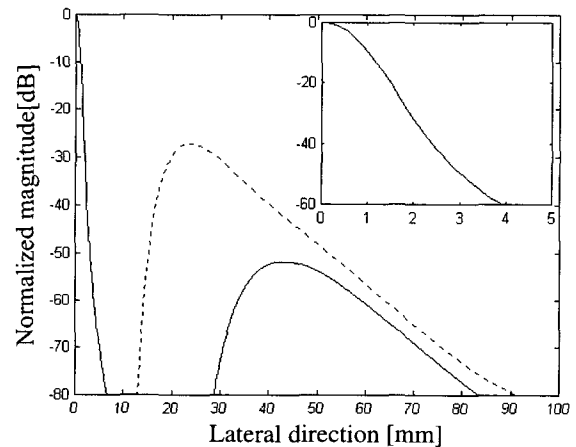


그림 10. 64×32 FSA(송신)- 64×32 SA(수신)(실선)와 64×32 SA(송신)- 64×32 SA(수신)(점선)의 70mm에서의 측방향 송수신 빔 패턴 비교

Fig. 10. Comparison of lateral transmit/receive beam patterns for 64×32 SA(Tx)- 64×32 SA(Rx)(dotted line) and 64×32 FSA(Tx)- 64×32 SA(Rx)(solid line) at 70mm

각각 표 1에 나타낸 것과 같다. 송신 집속점은 이차원 곡면 어레이와 이차원 곡면 어레이 모두 축방향과 고도방향으로 70mm에 고정하였다. 또한 송수신시 해닝 창함수를 이용하여 각 배열 소자의 신호에 크기 가중치를 적용하고, 동적 구경(dynamic aperture)을 위해 f-number는 1.5로 하여 수신 동적 집속(dynamic focusing)을 수행하였다. 또한 송신 신호로 -6dB

대역폭이 80%인 광대역(wide band) 신호를 사용하였다

40mm, 70mm, 150mm 관찰 깊이에서의 모사실험 결과를 그림 11, 그림 12, 그림 13에 각각 나타내었다. 각 그림에서 가장 윗 패널((a),(b))들은 64 채널을 이용한 이차원 곡면 어레이 변환자의 경우를 나타내고(64×1 1-D), 가운데 패널((c),(d))들은 일반적인 64×32 FSA의 경우를 뎀 아래 패널((e),(f))들은

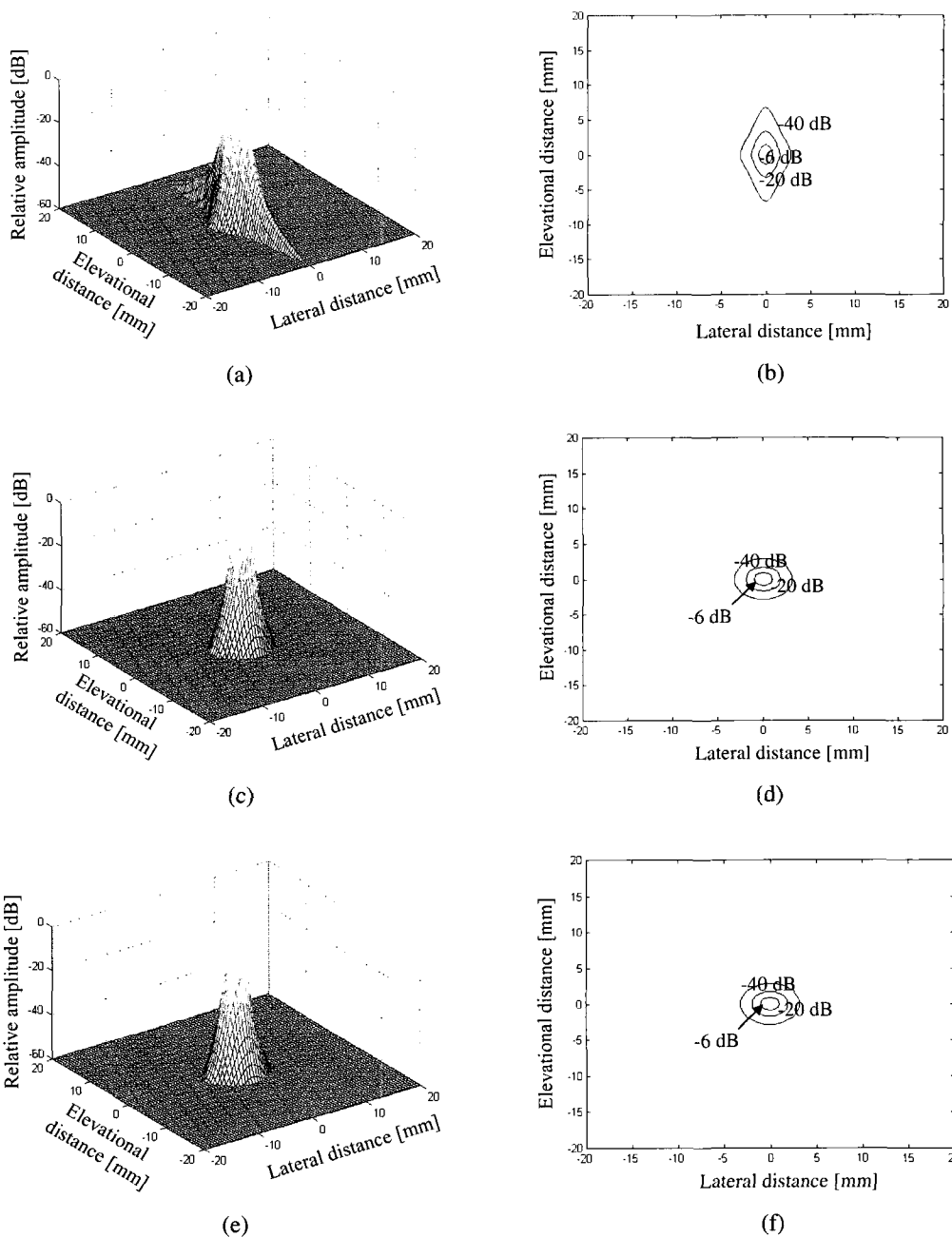


그림 11. 40 mm 깊이에서의 3차원 빔패턴 및 등고선:(a), (b) 이차원 곡면 어레이 변환자의 3차원 빔패턴(a) 및 등고선(b); (c), (d) 64×32 FSA의 3차원 빔패턴(c) 및 등고선 (d); (e), (f) 제안한 64x32 TFA-TSA의 3차원 빔패턴(e) 및 등고선(f)

Fig. 11. 3-D beam pattern and contour plot at 40mm:(a), (b) 3-D beam pattern(a) and contour plot(b) of 64×1 1-D array; (c), (d) 3-D beam pattern(c) and contour plot(d) of 64x32 FSA; and (e), (f) 3-D beam pattern(e) and contour plot(f) of 64×32 TFA-TSA

64×32 FSA 상에서 송신시 TFA를 이용하고, 수신시 TSA를 이용한 64×32 TFA-TSA 경우를 나타낸다. 또한 각 경우에 왼쪽 패턴들은 3차원 빔 패턴을 오른쪽 패턴들은 이 3차원 빔 패턴의 -6dB, -20dB, 40dB 등고선을 나타낸다. 또한 보다 정량적인 비교를 위해 각 등고선에서 측방향, 고도방향, 45°대

각선방향에서의 -6dB, -20dB, -40dB에서의 빔 폭을 표 2에 나타내었다.

그림 11은 근거리(40mm)에서의 빔 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 우선 64×1 1-D 어레이와 64×32 FSA를 비교하면, 두 방법 모두 근거리에서 수신 동적 구경을 통한 동일한 크기의

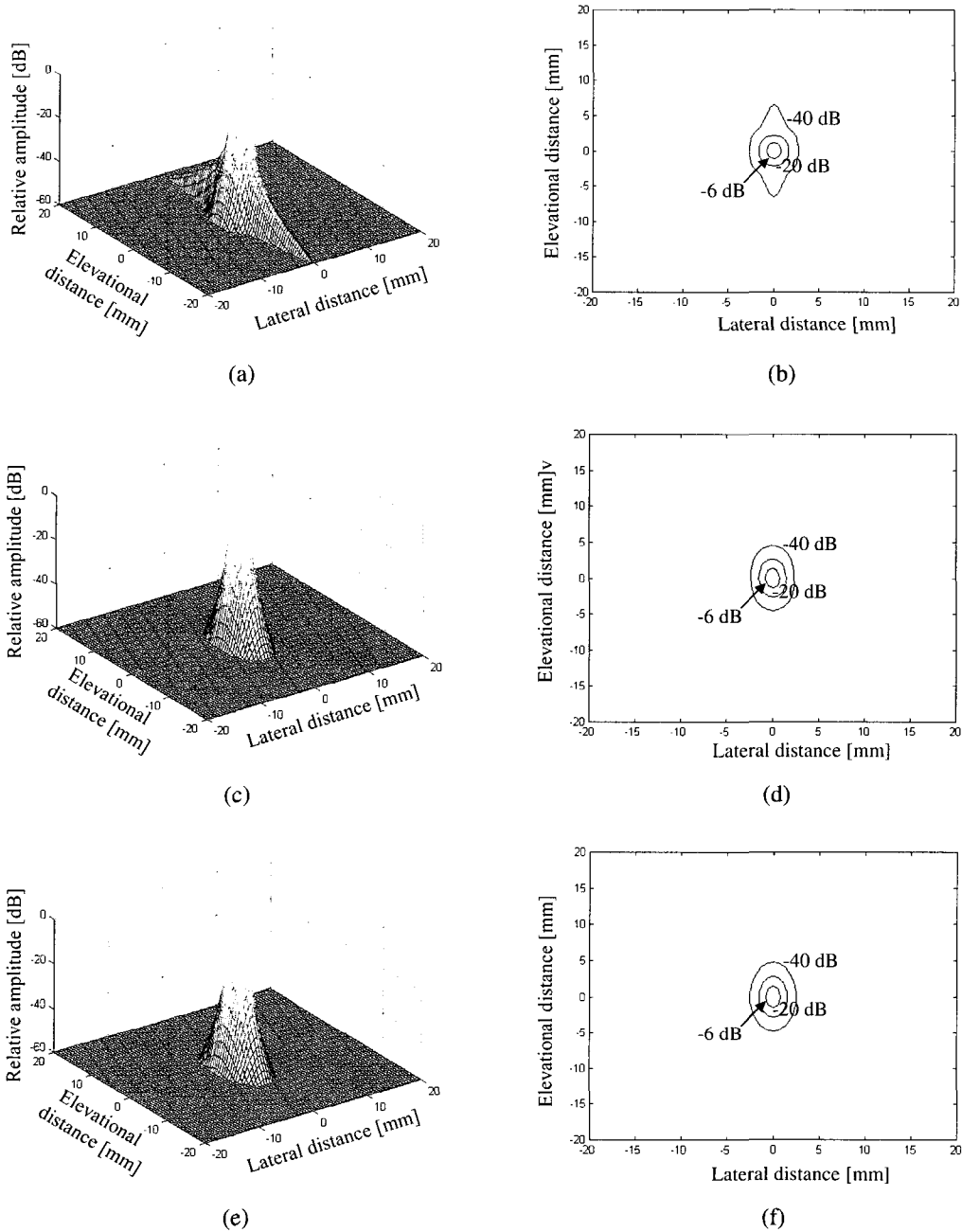


그림 12. 70mm 깊이에서의 3차원 빔패턴 및 등고선 : (a), (b) 일차원 곡면 어레이 변환자의 3차원 빔패턴(a) 및 등고선(b) : (c), (d) 64×32 FSA의 3차원 빔패턴(c) 및 등고선 (d) : (e), (f) 제한한 64×32 TFA-TSA의 3차원 빔패턴(e) 및 등고선(f)

Fig. 12. 3-D beam pattern and contour plot at 70mm : (a), (b) 3-D beam pattern(a) and contour plot(b) of 64×1 1-D array : (c), (d) 3-D beam pattern(c) and contour plot(d) of 64×32 FSA : and (e), (f) 3-D beam pattern(e) and contour plot(f) of 64×32 TFA-TSA

측방향 부구경을 이용하여 수신 집중하여 측방향 해상도는 큰 차이가 없다. 다만 64×32 FSA의 경우가 보다 큰 배열소자 사용으로 인한 근거리에서의 배열소자 내의 양자화 오차 증가로 인해 64×1 ID에 비해 해상도가 조금 저하된다. 하지만 64×32 FSA의 경우 이차원 어레이를 사용하여 고도방향으로 동적집속이 가능하므로 64×1 1-D 어레이에 비해 고도방향 해상

도가 월등히 향상된다. 또한 대각선 방향으로의 해상도는 64×32 FSA와 64×1 ID의 경우가 거의 유사함을 알 수 있다. 즉 대각선 방향으로의 해상도는 고도방향의 해상도보다 측방향으로의 해상도에 더 큰 영향을 받아 그 차이가 고도방향만큼은 크지 않게 된다. 한편 제안한 64×32 TFA-TSA 방법은 64×32 FSA에 비해 해상도가 다소 저하되지만 64×32 FSA와 마

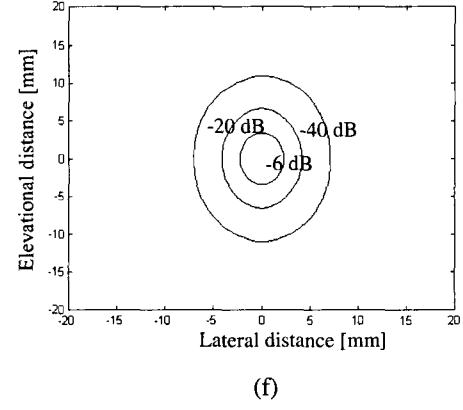
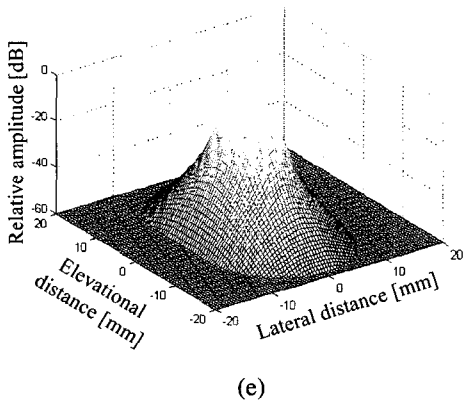
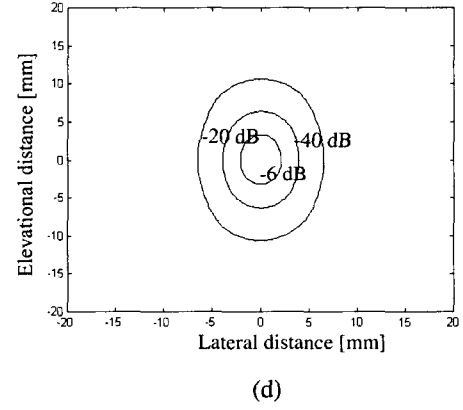
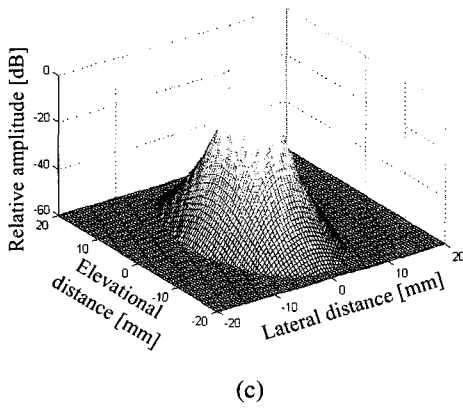
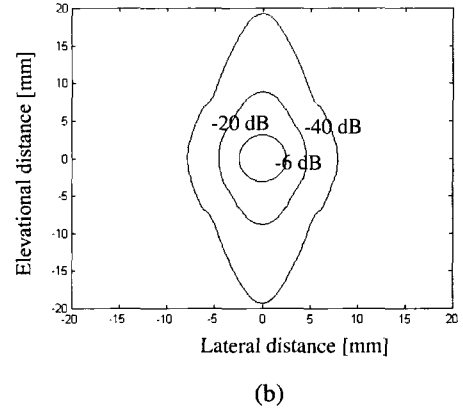
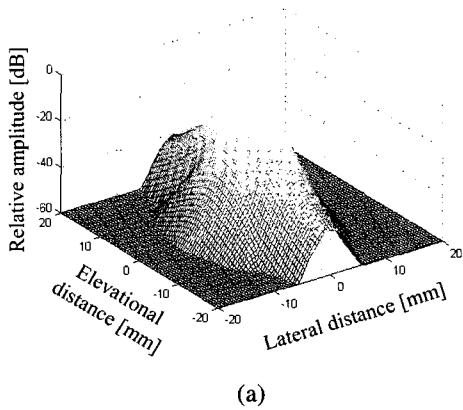


그림 13. 150mm 깊이에서의 3차원 빔패턴 및 등고선 : (a), (b) 일차원 곡면 어레이 변환자의 3차원 빔패턴(a) 및 등고선(b) : (c), (d) 64×32 FSA의 3차원 빔패턴(c) 및 등고선 (d) : (e), (f) 제안한 64×32 TFA-TSA의 3차원 빔패턴(e) 및 등고선(f)
 Fig. 13. 3-D beam pattern and contour plot at 150mm : (a), (b) 3-D beam pattern(a) and contour plot(b) of 64×1 1-D array; (c), (d) 3-D beam pattern(c) and contour plot(d) of 64×32 FSA; and (e), (f) 3-D beam pattern(e) and contour plot(f) of 64×32 TFA-TSA

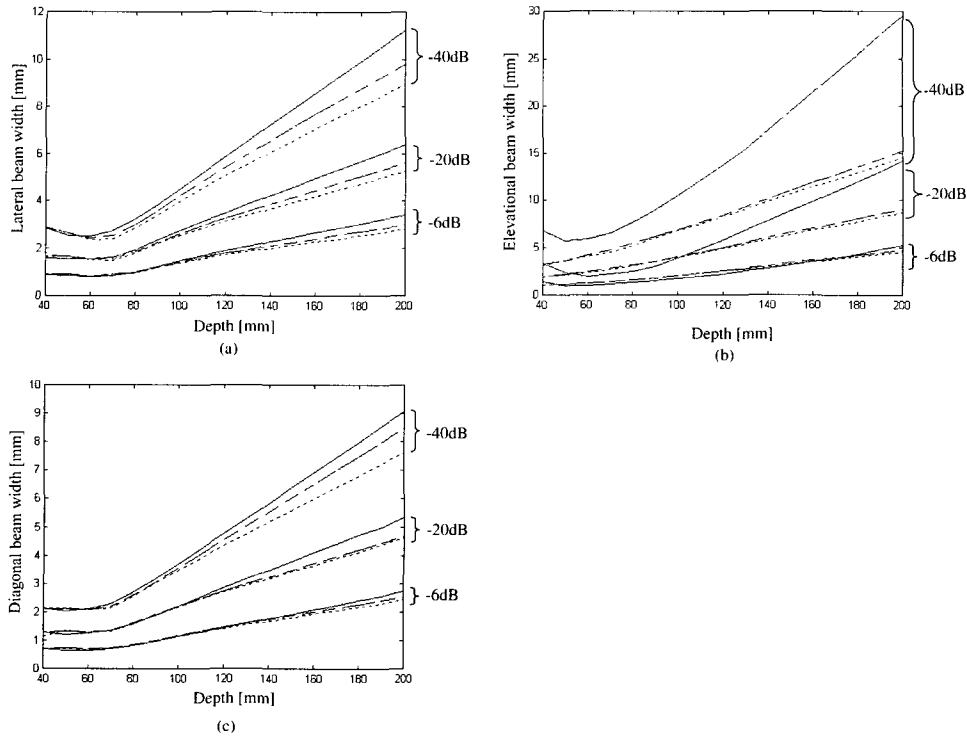


그림 14. 깊이에 따른 각 방법의 해상도 비교 : 64x1 1-D (실선), 64x32 FSA(점선), 제안한 64x32 TFA-TSA(쇄선). (a) 측방향 해상도. (b) 고도방향 해상도. (c) 대각선 방향의 해상도

Fig. 14. Comparison of the spatial resolutions of 64x1 1-D(solid line), 64x32 FSA(dotted line), and the proposed 64x32 TFA-TSA(dashed line): (a) lateral resolution, (b) elevational resolution, and (c) diagonal resolution

참가지로 고도 방향으로의 동적 집속으로 인해 64x1 1-D 어레이에 비해 고도방향 해상도가 월등히 향상됨을 알 수 있다.

그림 12는 측방향과 고도방향으로의 송신 집속점이 위치한 70mm에서의 빔 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 우선 측방향 빔 폭은 64x32 FSA 경우가 가장 좋고, 제안한 64x32 TFA-TSA 방법이 이보다 조금 저하된 해상도를 보여주지만 여전히 64x1 1-D 어레이에 비해서는 조금 향상됨을 알 수 있다. 고도방향의 해상도를 살펴보면 64x1 1-D 어레이 변

자의 경우가 -6dB, -20dB 빔 폭에서 가장 우수한 해상도를 갖는다. 이는 70mm 깊이가 64x1 1-D 곡면 어레이 변환자의 음향 렌즈의 집속점이고, 또한 이차원 어레이 변환자의 경우에는 고도방향으로 각 배열 소자의 신호에 크기 가중치를 적용한 반면, 일차원 어레이 변환자는 고도방향으로 배열 소자에 크기 가중치를 적용할 수 없기 때문이다. 즉, 일반적으로 각 배열 소자의 신호에 크기 가중치를 적용할 경우 주엽폭은 늘어나는 반면 측엽은 감소하게 된다[9]. 따라서 표 2의 결과에

표 2. 측방향, 고도방향, 대각선 방향의 -6dB, -20dB, -40dB 빔 폭

Table 2. Lateral, elevational, and diagonal beamwidths at -6, -20, and -40dB for each method in Figs. 11 - 13.

	Depth (mm)	64x1 1D	Proposed 64x32 TFA-TSA	64x32 FSA
Lateral	40	(0.88, 1.62, 2.86)	(0.92, 1.69, 2.90)	(0.91, 1.67, 2.89)
	70	(0.85, 1.63, 2.73)	(0.83, 1.55, 2.54)	(0.80, 1.48, 2.39)
	150	(2.47, 4.59, 7.89)	(2.26, 4.16, 7.11)	(2.13, 3.94, 6.56)
Elevation	40	(1.45, 3.31, 6.76)	(1.05, 1.94, 3.22)	(1.03, 1.92, 3.19)
	70	(1.12, 2.17, 6.53)	(1.43, 2.79, 4.79)	(1.38, 2.67, 4.52)
	150	(3.15, 8.86, 19.36)	(3.39, 6.57, 10.99)	(3.29, 6.35, 10.63)
Diagonal	40	(0.69, 1.29, 2.16)	(0.70, 1.30, 2.12)	(0.70, 1.31, 2.14)
	70	(0.69, 1.35, 2.30)	(0.72, 1.35, 2.21)	(0.70, 1.31, 2.14)
	150	(1.92, 3.79, 6.38)	(1.87, 3.47, 6.03)	(1.80, 3.42, 5.59)

*(-6dB, -20dB, -40dB) beamwidth (mm)

서도 볼 수 있듯이 축엽에 해당하는 -40dB 고도방향 빔폭은 이차원 어레이(64×32 FSA 또는 64×32 TFA-TSA)의 경우가 64×1 1-D 어레이의 경우보다 우수하다.

그림 13은 송신 집속점에서 멀리 떨어진 150mm에서의 빔시뮬레이션 결과를 나타낸다. 70mm에서의 결과와 마찬가지로 축방향 빔 폭은 64×32 FSA 경우가 가장 좋고, 제안한 64×32 TFA-TSA 방법이 이보다 조금 저하된 해상도를 보여주지만 여전히 64×1 1-D 어레이에 비해서는 조금 향상된다. 또한 -6dB 고도방향 빔폭에서는 64×1 1-D 곡면어레이 변환자가 가장 우수하다. 하지만 -20dB 고도방향 빔 폭에서는 이차원 곡면어레이 변환자(64×32 FSA 또는 64×32 TFA-TSA)의 경우가 64×1 1-D 어레이에 비해 우수함을 알 수 있고, 특히 -40dB 빔 폭에서는 이차원 곡면 어레이 변환자의 경우가 64×1 1-D 어레이에 비해 월등히 우수하다.

한편 그림 14에 40mm 깊이에서 200mm 깊이까지의 축방향(그림 14(a)), 고도방향(그림 14(b)), 대각선 방향(그림 14(c))의 해상도를 -6dB, -20dB, -40dB 빔폭을 기준으로 64×1 1-D 어레이, 64×32 FSA, 본 논문에서 제안한 64×32 TFA-TSA 방법에 대해 비교하여 나타내었다. 각 그림에서 실선은 64×1 1-D 어레이의 경우를, 점선은 64×32 FSA의 경우를, 쇄선은 제안한 64×32 TFA-TSA 방법의 경우를 나타낸다.

우선 그림 14(a)의 거리에 따른 축방향 해상도를 살펴보면, 모든 방법의 경우 축방향 집속점이 위치한 70mm 깊이에서 빔폭이 가장 좁아 해상도가 가장 우수하다. 또한 깊이가 증가함에 따라 즉, 송신 집속점을 멀리 벗어나며 따라 축방향 해상도는 모든 방법의 경우 점차 저하된다. 하지만 각 방법을 비교하면 64×32 FSA의 경우 축방향으로 64×1 1-D 어레이보다 큰 소자간격을 갖는 동일한 채널 수(64 채널)를 이용하기 때문에 축방향으로 더 큰 부구경을 형성하여 전반적으로 64×1 1-D 어레이 경우보다 향상된 축방향 해상도를 보여준다. 한편 본 논문에서 제안한 64×32 TFA-TSA 방법은 64×32 FSA에 비해 다소 저하된 해상도를 보여 주지만 여전히 64×1 1-D 어레이에 비해서는 해상도가 우수하다.

한편 그림 14(b)의 거리에 따른 고도방향 해상도를 살펴 보면 64×1 1-D 어레이의 경우에는 고도방향 집속점이 위치한 70mm에서 빔폭이 가장 좁게 나타나지 않는 것을 알 수 있다. 이는 고도방향으로는 송신 집속점이 f-number가 큰 깊이에 위치하기 때문이다. 한편 64×32 FSA나 제안한 64×32 TFA-TSA 방법의 경우에도 송신 집속점이 위치한 70mm 깊이에서 빔폭이 가장 좁게 나타나지 않는데 이 역시 고도방향으로 송수신 부구경이 집속점에 비해 많이 작기 때문이다. 우선 -6dB 빔폭을 비교하면 45mm 까지는 64×32 FSA의 경우가 고도방향으로의 동적집속으로 인해 고도방향 해상도가 가장 좋다. 하지만 거리가 멀어짐에 따라 64×1 1-D 어레이의 -6dB 빔폭이 가장 좁은 것을 알 수 있다. 이는 고도방향으로 구경의 크기가 작아 어느 깊이 이상에서는 64×1 1-D 어레이 역시 집속된 것처럼 나타나기 때문이다. 더욱이 64×1 1-D 어레이의 경우에는 고도방향으로 각 배열소자에 크기 가중치를 적용할 수

없기 때문에 주엽폭(-6dB 빔폭)은 가장 좁게 나타난다. 이러한 경향은 -20dB 빔폭의 변화에서도 동일하게 나타나지만 100mm 이후에서는 이차원 곡면어레이 변환자(64×32 FSA 또는 64×32 TFA-TSA)의 경우가 64×1 1-D 어레이에 비해 우수함을 알 수 있다. 하지만 축엽에 해당하는 40dB 빔폭에서는 동적 집속이 가능한 이차원 어레이의 경우가 64×1 1-D 어레이에 비해 월등히 향상됨을 알 수 있다. 일반적으로 각 배열 소자의 신호에 크기 가중치를 적용할 경우 주엽폭은 늘어나는 반면 축엽은 감소하게 된다. 따라서 현재의 상용 초음파 시스템에서는 축엽값을 더욱 감소시켜 영상의 대조 해상도(contrast resolution)를 증가 시키기 위해 각 배열 소자의 신호에 크기 가중치를 적용하는 방법을 필수적으로 사용한다. 한편 제안한 64×32 TFA-TSA 방법은 64×32 FSA에 비해 다소 저하된 해상도를 보여주지만 그 차이는 그림 14(b)의 결과에서 볼 수 있듯이 무시할 만하다. 마지막으로 그림 14(c)는 깊이에 따른 45°대각선 방향의 해상도를 나타낸다. 대각선 방향의 해상도는 고도방향보다 축방향 해상도의 영향을 많이 받아 축방향 해상도의 경우와 유사하게 나타남을 알 수 있다.

결론

본 논문에서는 우선 현재 상용 3차원 영상장치에 사용되는 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자와 축방향과 고도방향으로 동일한 시야각을 갖도록 이차원 곡면 어레이 변환자를 설계하고, 256 채널로 기계 주사식 일차원 어레이 변환자를 사용한 3차원 영상시스템보다 우수한 해상도를 구현하기 위한 주사 방법을 제안하였다. 이차원 곡면 어레이 변환자의 총 배열소자 수를 최대한 줄이면서 기계 주사식 일차원 곡면 어레이 변환자와 축방향과 고도방향으로 동일한 시야각을 확보하기 위하여 축방향과 고도방향으로 각각 90개와 46개의 배열소자를 배치하고 이때 배열 소자간격은 1.5λ로 하여 그레이팅 로브를 -50dB이하로 억제하였다.

제안한 방법에서는 이와 같이 설계된 90×46 이차원 곡면 어레이 변환자 상에서 256 채널로 이루어진 송수신 부구경을 전기적으로 움직여 이동함으로써 관심영역을 주사하게 된다. 이때 256으로 제한된 송수신 채널 수를 이용하여 전체 송수신 부구경의 크기를 증가시켜 보다 향상된 해상도의 영상을 얻기 위해 본 논문에서는 수신시에 직사각형 모양의 부구경에서 네 모서리 부분의 어레이 소자들을 적절히 제거한 TA와 이차원 부구경상에서 네 개의 배열소자에서 하나의 배열소자만을 사용하는 회박어레이(SA)를 적용한 64×32 TSA를 사용하였다. 수신시 SA 적용으로 인한 그레이팅 로브 상승을 억제하기 위해 송신시에는 SA 기법을 사용하지 않고, 대신 TA와 고도방향과 축방향으로 폴드-오버 어레이(FA)를 적용하여 64×32 TFA를 사용하였다.

컴퓨터 음장 모사실험 결과 제안한 방법은 송신시 64×32 TFA를 사용하고, 수신시 64×32 TSA를 사용함으로써 64×32 FSA 부구경과 거의 유사한 성능을 256 채널로 구현하여

기존의 기계 주사식 일차원 어레이를 사용한 3차원 영상장치보다 우수한 해상도의 영상을 제공할 수 있음을 검증하였다. 특히 제안한 64×32 TFA-TSA 방법은 고도방향으로의 동적 집속으로 인해 1D 어레이에 비해 월등히 우수한 고도방향 해상도를 제공한다.

본 논문에서 수신시 사용한 64×32 TSA 방법은 FA를 필요로 하지 않기 때문에 다중빔 집속이 가능하고 따라서 제안한 방법은 높은 볼륨 레이트를 필요로 하는 실시간 3차원 초음파 영상 장치에 적합하다.

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. S. Holm, "Sparse and irregular sampling in array processing," Proc. IEEE Ultrason. Sym., pp. 3850-3853, 2000
18. D.P. Shattuck et al., "Explososcan : A parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 75, No. 4, pp. 1273-1282, 1984