

회박 어레이 기반의 효율적인 양방향 화소단위 집속 기법의 구현

김강식 · 송태경

서강대학교 전자공학과

(2002년 10월 2일 접수, 2002년 11월 22일 채택)

Efficient Implementation of Synthetic Aperture Imaging with Virtual Source Element in B-mode Ultrasound System Based on Sparse Array

Kang-Sik Kim and Tai-Kyong Song

Department of Electronics, Sogang University

(Received October 2, 2002. Accepted November 22, 2002)

요약: 본 논문에서는 양방향 화소단위 집속 기법을 회박 어레이 기법을 사용하여 효율적으로 구현하는 방법에 대해 제안한다. 제안한 방법은 각 주사선을 구성할 때 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격을 멀리함으로써 적은 수의 부구경으로 큰 크기의 합성구경을 형성하여 시스템의 복잡도를 감소시키면서 초음파 영상의 해상도와 프레임율을 향상시키게 된다. 하지만 이때 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격 증가로 인해 그레이팅 로브 값은 상승하게 된다. 이러한 그레이팅 로브는 일반적인 합성구경 기법에서는 제거할 수 있다. 하지만 본 논문에서는 일반적인 합성구경 기법과는 달리 양방향 화소단위 집속 기법에서는 부구경 사이의 간격이 클 경우 발생하는 그레이팅 로브를 제거할 수 없음을 이론적으로 해석하였다. 또한 이러한 그레이팅 로브 값을 송신 집속점을 근거리로 위치시키고 합성에 사용되는 부구경간의 간격을 수신부구경의 크기에 비례하여 적절히 선택함으로써 의료용 초음파 영상에 적합한 -40dB 이하로 억제하는 방법과 조건을 제시하였다. 모의 생체와 실제 인체 실험 결과 제안한 방법을 통해 보다 적은 수의 부구경을 이용하여 더욱 빠른 프레임율의 양방향 화소단위 집속 기법의 구현이 가능함을 확인하였다.

Abstract: In this paper, we propose an efficient method for implementing bi-directional pixel-based focusing (BiPBF) based on a sparse array imaging technique. The proposed method can improve spatial resolution and frame rate of ultrasound imaging with reduced hardware complexity by synthesizing transmit apertures with a small number of sparsely distributed subapertures. As the distance between adjacent subapertures increases, however, the image resolution tends to decrease due to the elevation of grating lobes. Such grating lobes can be eliminated in conventional synthetic aperture imaging techniques. On the contrary, grating lobes arisen from employing sparse synthetic transmit apertures can not be eliminated, which has been shown analytically in this paper. We also propose the condition and method for suppressing the grating lobes below -40dB , which is generally required in practical imaging, by placing the transmit focal depth at a near depth and properly selecting the subaperture distance in proportion to receive aperture size. The results of both the phantom and in vivo experiments show that the proposed method implements two-way dynamic focusing using a smaller number of subapertures, resulting in reduced system complexity and increased frame rate.

Key words: Medical ultrasound imaging, Synthetic aperture, Fast scanning, Spatial resolution, High frame rate.

서 론

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]. 특히 어레이 변환자의 사용은 수신 동적집속(receive dynamic focusing)을 가능하게 함으로써 해상도 증대에 큰 기여를 하였다[2-4]. 일반적으로 초음파 어레이 시스템의 복잡도는 각 주사선을 구성하기 위해 동시에 사용하는 배열소자의 수, 즉 채널(channel) 수에 비례하여 증가한다. 한편, 영상의 해상도는 이러한 배열소자들로 이루어진 전체 구경(full ap-

erture)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.

이에 반하여 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[5,6]. 따라서 각 주사선을 구성하기 위하여 사용한 부구경들의 전체 크기에 비례하는 합성구경을 이용하여 초음파를 집중한 효과를 얻기 때문에 효과적으로 해상도를 개선할 수 있다. 최근에는 2차원 단면 영상의 해상도를 획기적으로 개선할 수 있는 양방향 동적집속과 실시간 3차원 영상 등에 필요한 고속주사를 위한 여러 가지 합성구경 기법들이 개발되었다[5-9].

이러한 합성구경 기법의 하나인 양방향 화소단위 집속(BiPBF: bi-directional pixel based focusing) 기법은 CDF 기법과 동일한 송수신 과정을 통하여 송신 및 수신시 모든 깊이에 대하여 양방향 집속(two-way focusing)을 구현함으로써 초음파 영상의 해상도 및 신호대 잡음비(SNR: signal to noise ratio)를 크게 향상시킬 수 있음이 실험적으로 검증되었다[10-11]. 이때 해상도는 한 주사선을 구성하고자 할 때 합성에 이용되는 인접한 부구경의 수에 비례하게 되므로 BiPBF 기법을 이용하여 초음파 단면 영상의 해상도를 향상시키기 위해서는 많은 수의 인접한 부구경의 신호들을 합성하여야 하는데 이는 시스템의 복잡도를 증가시키게 된다. 또한, 만약 시스템의 복잡도를 감소시키기 위해 각 주사선 구성을 위해 적은 수의 부구경만을 이용한다면 해상도의 향상은 기대할 수 없게 된다.

따라서 본 논문에서는 BiPBF 기법을 적용하여 각 주사선을 구성할 때 적은 수의 인접한 부구경들을 사용하여 시스템의 복잡도를 감소 시키면서 더욱 빠른 프레임율을 가지고 초음파 영상의 해상도를 향상시킬 수 있는 희박 어레이(sparse array) 기반의 효율적인 BiPBF 기법 구현 방법에 대해 제안한다. 제안한 방법은 각 주사선을 구성할 때 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격을 멀리함으로써 적은 수의 부구경으로 원하는 합성구경의 크기를 합성하여 초음파 영상의 해상도와 프레임율을 향상시키게 된다. 하지만, 이때 일정한 간격의 부구경들이 이루는 회박 어레이 특성으로 인해 합성구경 집속시 원치 않는 그레이팅 로브(grating lobe)가 발생하게 된다. 이러한 그레이팅 로브는 각 주사선 구성시 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격이 증가할수록 상승하게되어 초음파 영상의 해상도를 저하시킨다. 일반적으로 동일한 어레이 변환자 상에서 송신시 한 배열소자만을 이용하고 수신시 여러 개의 배열소자를 이용하는 희박 합성구경(sparse synthetic aperture) 기법에서는 수신 부구경의 배열소자 수와 회박 어레이 구현시 사용되는 부구경

사이의 간격을 적절히 조절함으로써 그레이팅 로브를 상쇄시킬 수 있다[12]. 하지만 BiPBF 기법에서는 CDF 기법과 같이 송신시 여러 개의 배열소자를 이용하여 일정한 깊이에 고정 집속(fixed focusing)하게 되고 이때 송신 집속점을 가상 점원(virtual source)으로 가정하여, 송신 집속점에서 한 배열소자만을 이용하여 송신하였다고 가정하기 때문에 송수신 어레이의 기준 깊이가 달라진다. 따라서 이러한 경우 위에서 언급한 방법을 이용하여 그레이팅 로브를 정확히 상쇄시킬 수 없게된다. 하지만, 본 논문에서는 BiPBF 기법 구현시 그 성능을 최대로 하기 위해서는 송신 집속점을 근거리에 위치시키게 되고, 각 주사선은 여러 개의 배열소자로 이루어진 수신 부구경을 이용하여 수신 집중하게 되므로 이러한 그레이팅 로브는 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격을 적절히 선택함으로써 의료용 초음파 영상에 적합한 크기 이하로 감소시킬 수 있음을 음향 해석과 모사실험을 통해 확인하였다.

제안한 방법을 이용하여 기존에 다수의 인접한 부구경들을 이용하여 구성된 BiPBF 영상의 해상도를 보다 적은 수의 부구경과 높은 프레임율로 구현 가능함을 모의 시편 및 실제 인체 데이터를 이용한 실험을 통해 검증하였다. 제안한 방법을 이용한 희박 어레이 기반의 효율적인 BiPBF 기법 구현 방법은 기존의 방법에 비해 훨씬 적은 계산량과 높은 프레임율을 가지므로 실시간 합성구경 영상 및 3차원 영상을 위한 고속주사에 매우 적합하다.

이 논문의 구성은 다음과 같다. 먼저, 다음에서는 일반적인 BiPBF 기법의 원리와 측방향 음장을 해석하고 이후에 제안한 방법을 설명한다. 또한 제안된 기법에 대한 시편 및 실제 인체 영상 실험결과를 보이고 5장에서 결론을 맺는다.

양방향 화소단위 집속(BiPBF) 기법의 원리 및 해석

다양한 SA 기법 가운데 하나인 BiPBF 기법은 CDF 기법과 동일한 송수신 과정을 통하여 송신 및 수신시 모든 깊이에 대하여 양방향 집속을 구현함으로써 초음파 영상의 해상도 및 신호대 잡음비를 크게 향상시킬 수 있다는 장점이 있다. 이러한 BiPBF 기법의 원리를 그림 1에 나타내었다. 즉, CDF 기법에서는 i 번째 주사선을 구성하기 위해 송신시 i 번째 주사선을 중심으로 여러 개의 배열소자들로 이루어진 부구경(i -th subaperture)을 이용하여 일정 깊이에 고정집속(fixed focusing)하게 된다. 또한, 수신시 동일한 부구경(i -th subaperture)의 배열소자들에 수신된 신호들에 적절한 시간 지연을 가함으로써 i 번째 주사선의 모든 영상점들에 동적집속하게 된다. 하지만, 그림 1에서 보듯이 l 번째 주사선을 구성하기 위해 사용되는 l 번째 부구경(l -th subaperture)에서 송신된 초음파 빔의 파면(wavefront) 역시 i 번째 주사선상(예: i 번째 주사선상의 n 번째 영상점)을 지나가고 있음을 알 수 있다. 따라서 l 번째 부구경에 수신된 RF 데이터에 적절한 시간 지연을 가함으로써 i 번째 주사선을 구성할 수 있다. 즉, BiPBF 기법은 i 번째 주사선을 구성하기 위해서 i 번째 부

구경을 이용하여 집속한 신호에 인접한 주사선의 부구경을 이용하여 집속한 신호를 더함으로써 신호들의 보강간섭을 이끌어 내어 초음파 영상의 해상도 및 신호대 잡음비를 향상시키게 된다.

즉, 기존의 일반적인 BiPBF 기법을 이용한 합성구경 영상에 있어서 i 번째 주사선 상의 n 번째 영상점에 대한 집속신호 $S_{BiPBF}(i, n)$ 은 아래 식 (1)과 같이 표현할 수 있다.

$$S_{BiPBF}(i, n) = \sum_{l=-M}^{M-1} S_{i+l}(i, n), \quad (M-1=0, \text{ if } M=0) \quad (1)$$

여기서 $2M$ 은 각 주사선 집속시 합성에 이용되는 부구경의 수를 나타내고, $S(i, n)$ 은 그 중심이 l 번째 주사선 상에 위치하는 부구경(l 번째 부구경)에 의하여 송신된 후 같은 부구경의 각 소자에 의하여 수신된 신호들을 i 번째 주사선 상의 n 번째 영상점에 집속한 신호로써 송신 합성지연[10]이 고려된 신호를 나타낸다. 참고로 CDF에 의하여 구성된 i 번째 주사선에 대한 RF 신호는 식 (1)에서 $M=0$ 을 대입하여 구할 수 있다.

식 (1)에 의해 구성된 일반적인 BiPBF 기법의 원거리(far field) 깊이 z 에서의 측방향(x 방향) 음장 $\Phi_{BiPBF}(x, z)$ 는 송신 집속점을 그림 1에 나타낸 것과 같이 가상의 음원(virtual source)으로 가정하여 송신시 가상의 음원에서 한 배열소자를 이용하여 송신하고, 수신시 다수의 배열소자로 이루어진 수신 부구경을 이용하여 수신한 합성구경 기법으로 모델링하여 식 (2)와 같이 표현할 수 있다[12,16].

$$\begin{aligned} \Phi_{BiPBF}(x, z) &= \sum_{l=-M}^{M-1} \phi_l(x, z) \\ &\propto \sum_{l=-M}^{M-1} \frac{\sin(\pi \frac{Nd}{\lambda z} x)}{\sin(\pi \frac{d}{\lambda z} x)} \exp(-j\pi \frac{ld}{\lambda z_l} x) \\ &\propto \frac{\sin(\pi \frac{Nd}{\lambda z} x)}{\sin(\pi \frac{d}{\lambda z} x)} \frac{\sin(\pi \frac{Md}{\lambda z_{eq}} x)}{\sin(\pi \frac{d}{\lambda z_{eq}} x)} \end{aligned} \quad (2)$$

여기서 $\phi_l(x, z)$ 는 구성하려는 주사선과 ld 만큼 떨어진 주사선에 해당하는 부구경을 이용하여 집속했을때의 음장을 나타내고, N 은 수신 부구경의 배열소자 수(채널 수)를, $2M$ 은 한 주사선을 구성하고자 할 때 합성에 이용되는 인접한 주사선의 부구경들의 수를 나타낸다. 또한, λ 는 송신 신호의 파장(wavelength)을, d 는 배열 소자간격(또는 각 주사선 간격)을 나타낸다. 또한, 식 (2)에서 z_{eq} 는 어레이 변환자가 위치한 깊이($z=0$)에서 관찰 깊이까지의 거리 z 와 송신 기준점에 해당하는 송신 집속점의 깊이($z=z_l$)에서 관찰 깊이까지의 거리 $z_l(=z-z_l)$ 의 함수로 식 (3)과 같이 표현된다. 본 논문에서는 z_{eq} 를 등가 깊이(equivalent distance)로 부르기로 한다.

$$z_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{z} + \frac{1}{z_l}} = z/z_l \quad (3)$$

한편, 식 (2)의 최종식에서 첫 번째 항은 수신 동적집속에 의한 수신 빔패턴(receiving beam pattern)을 나타내고, 두 번째 항은 각 송수신 부구경의 합성에 의한 합성 송신 빔패턴(synthetic transmit beam pattern)을 나타낸다. 즉, BiPBF 기법 구현시 인접한 부구경을 이용하여 구성하려는 주사선에 집속할 때, 일반적인 수신 집속에 의한 수신 빔패턴과 더불어 구성하려는 주사선과 합성에 이용되는 부구경 사이의 거리 $ld(-M \leq l \leq M-1)$ 에 의한 위상(phase)항 $\exp(-jkldx/z_{eq})$ 이 생기는 것을 알 수 있다. 따라서 BiPBF 기법에서는 이러한 서로 다른 위상을 갖는 인접한 부구경들의 수신 빔패턴이 더해져 합성 송신 빔패턴이 형성되고 따라서 양방향 집속이 가능해진다.

그림 2는 식 (2)로 표현되는 일반적인 BiPBF 기법의 측방향 음장 특성을 나타낸다. 그림 2에서 점선은 합성 송신 빔패턴을 나타내고, 실선은 수신 빔패턴을 나타내며 실제 최종 빔패턴은 식 (2)의 합성 송신 빔패턴과 수신 빔패턴의 곱으로 나타내게 된다. 이때 식 (2)의 수신 빔패턴의 제로점(null point)은 식 (4)와 같이 표현된다.

$$x = n \frac{\lambda z_{eq}}{Nd}, \quad n = \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (4)$$

또한 식 (2)의 수신 빔패턴 특성상 수신 빔패턴은 $\lambda z/d$ 간격으로 반복하게되지만 실제 어레이 배열소자간의 간격을 λ 이하로 제한 한다면 관심영역에서의 수신 빔 패턴의 반복은 생기지 않게 된다[12]. 따라서 일반적으로 소자간격이 λ 로 주어지는 선형 주사에 사용되는 상용 배열 어레이를 사용할 경우에 수신 빔패턴은 그레이팅로브를 발생시키지 않고 그림 2에서와 같이 sinc 함수 형태를 갖게 된다.

한편, 식 (2)의 합성 송신 빔패턴의 첫 번째 제로점(null

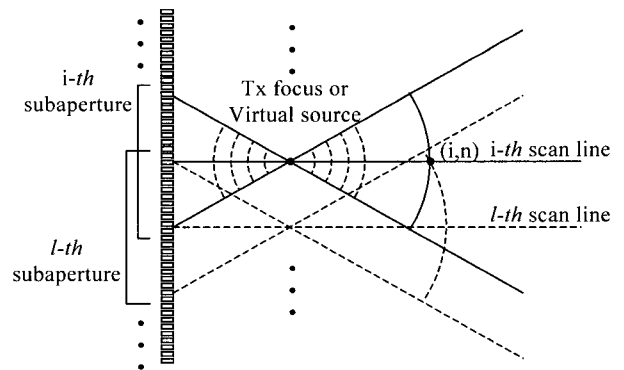


그림 1. 양방향 화소단위 집속 기법의 원리
Fig. 1. Principle of bi-directional pixel based focusing(BiPBF) technique

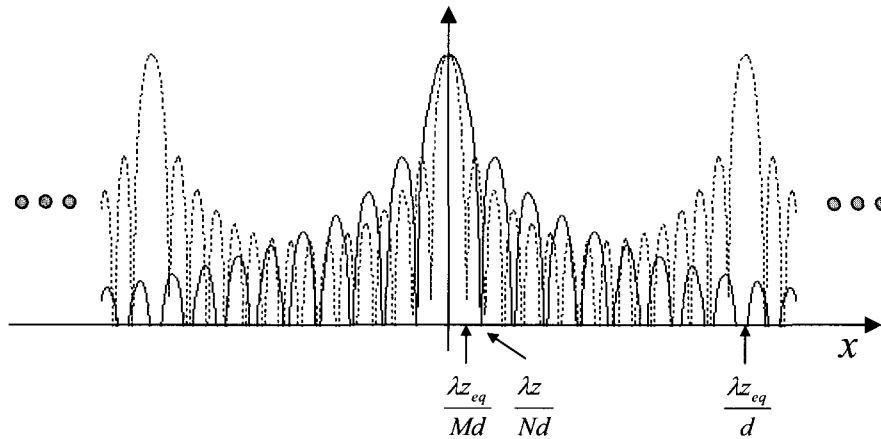


그림 2. 일반적인 BiPBF 기법의 수신 빔패턴(실선)과 합성 송신 빔 패턴(점선)
 Fig. 2. Receive beam pattern(solid line) and synthetic transmit beam pattern(dotted line) of conventional BiPBF technique

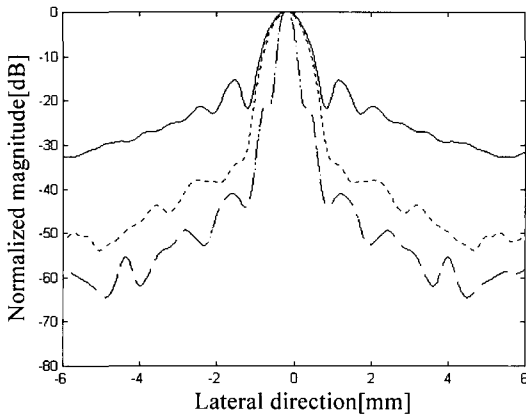


그림 3. 각 주사선 구성시 합성에 이용되는 인접한 부구경 수 2M에 따른 BiPBF 기법의 60mm에서의 측방향 빔 패턴 (M=0(실선), M=8(점선), M=32(쇄선))
 Fig. 3. Lateral beam patterns of BiPBF at a depth of 60mm for different subaperture numbers(2M) (M=0(solid line), M=8(dotted line), M=32(dashed line))

point)에 해당하는 주엽(main lobe)폭은 식 (5)를 이용하여 구할 수 있다.

$$x = \frac{\lambda z_{eq}}{Md} \tag{5}$$

즉, BiPBF 기법에서 합성 송신 빔패턴의 주엽폭은 합성에 사용된 부구경들이 이루는 합성구경의 크기 (Md)에 반비례하게 된다. 따라서 일반적인 BiPBF 기법의 해상도는 각 주사선 구성시 합성에 이용되는 인접한 주사선의 부구경 수 $2M$ 을 늘릴수록 향상되게 된다. 한편, 식 (2)의 합성 송신 빔패턴은 sinc 함수가 $\lambda z_{eq}/d$ 간격으로 반복하는 형태를 갖게 되므로

그레이팅 로브의 위치는 식 (6)과 같이 표현된다.

$$x = n \frac{\lambda z_{eq}}{d}, \quad n = \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \tag{6}$$

하지만, 일반적인 BiPBF 기법에서는 $d = \lambda$ 인 경우에 식 (6)에서 관찰점으로부터 충분히 멀리 떨어진 $x = \pm z_{eq}$ 에 위치하게 되는 첫 번째 그레이팅 로브가 관찰점 ($x=0$)에서 측방향으로 멀어 질수록 크기가 감소하게 되는 sinc 함수 형태의 수신 빔 패턴에 의해 곱해지게 되므로 그레이팅 로브의 크기는 충분히 작게 되어 영상의 해상도에 영향을 주지 않게 된다. 이에 대한 더욱 엄밀한 해석은 다음장에서 제안한 방법과 비교하여 언급할 것이다.

한편, 일반적인 BiPBF 기법에서 각 주사선 구성시 합성에 사용되는 인접한 주사선의 부구경 수에 따른 BiPBF 기법의 측방향 해상도를 살펴보기 위한 모사실험을 수행하였다. 모사실험을 위해 7.5MHz의 중심주파수와 192개의 변환소자를 갖는 선형 어레이를 사용하였고 어레이 소자간의 간격은 0.2mm, 송신 집속점은 20mm, 관찰깊이는 60mm, 송수신 채널 수는 64로 하였다. 그림 3은 모사실험 결과로 실선은 식 (1)에서 M=0인 CDF 경우를 나타내고, 점선은 M=8, 쇄선은 M=32인 경우를 나타낸다. 그림 3의 결과에서 볼 수 있듯이 M=32인 BiPBF 기법 적용시 주엽폭은 좁아지고 측엽값은 감소하여 해상도가 CDF 기법에 비해 월등히 향상되는 것을 알 수 있다. 하지만 M=8인 BiPBF 기법의 경우에는 CDF 기법과 거의 동일한 주엽폭을 갖음을 알 수 있다. 따라서 일반적인 BiPBF 기법을 이용하여 보다 향상된 해상도의 초음파 영상을 구성하기 위해서는 합성에 사용되는 인접한 주사선의 부구경의 수를 증가시켜야 하는데, 이는 시스템의 복잡도를 증가시키게 된다. 예를들어 64개의 인접한 부구경을 이용하여 하나의 주사선을 구성할 경우(M=32인 경우) 한 주사선을 구성하기 위해 64개의

부구경의 신호들을 이용하여 수신 집속해야 하므로 CDF 기법 (M=0)에 비해 수신 빔집속부의 수는 64배만큼 비례하여 증가 되게 된다. 또한 시스템의 복잡도를 감소 시키기 위해 합성에 사용되는 부구경의 수를 제한 한다면 해상도의 향상은 기대할 수 없게 된다. 따라서 BiPBF 기법에서 시스템의 복잡도와 해상도는 상충하는 관계를 갖게 된다.

회박 어레이 기반의 양방향 화소단위 집속 (sparse-BiPBF) 기법

A. Sparse-BiPBF 기법의 원리 및 해석

일반적으로 합성구경 기법에서는 각 주사선을 구성하기 위하여 합성에 사용된 부구경들의 전체 크기에 해당하는 합성구경의 크기에 비례하여 초음파 영상의 해상도가 향상된다. 따라서 합성에 사용되는 부구경들의 중심 사이의 간격이 어레이 배열소자 간격인 d 로 주어지는 일반적인 BiPBF 기법에서는 큰 합성구경을 형성하기 위해서 많은 수의 인접한 부구경을 사용하여야 한다. 그런데 만약 각 주사선 구성시 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격을 d 에서 Pd (P : 자연수)로 증가시킨다면 일반적인 BiPBF 기법에서 많은 수의 인접한 부구경들로 구성된 합성구경의 크기를 보다 적은 수의 인접한 부구경으로 합성할 수 있다. 또한, 이때 프레임율은 일반적인 BiPBF 기법과 비교하여 합성에 사용되는 부구경들이 이루는 간격 P 에 비례하여 증가하게 된다. 본 논문에서는 보다 적은 수의 부구경을 이용하여 BiPBF 기법의 해상도와 프레임율을 향상시키고 시스템의 복잡도를 감소시키기 위해 합성에 사용되는 부구경들 사이의 간격을 증가시키는 회박 어레이 기반의 효율적인 BiPBF 기법을 제안한다(sparse-BiPBF).

즉, 이러한 회박 어레이 기법을 이용한 sparse-BiPBF 영상에 있어서 i 번째 주사선 상의 n 번째 영상점에 대한 집속 신호 $S_{sparse-BiPBF}(i, n)$ 는 식 (1)을 일반화하여 아래 식 (7)과

같이 표현할 수 있다.

$$S_{sparse-BiPBF}(i, n) = \sum_{l=-M}^{M-1} S_{i+Pl}(i, n), \quad (7)$$

$(M-1=0, \text{ if } M=0)$

여기서 $2M$ 는 합성에 사용되는 부구경의 수를 나타내며 Pd 는 합성에 사용되는 부구경들간의 거리를 나타낸다. 즉, $P=1$ 일 경우 각 주사선 구성을 위해 사용되는 인접한 주사선의 부구경 중심 간의 간격은 배열 소자 간격인 d 가 되어 식 (1)의 일반적인 BiPBF 기법에 의해 구성된 신호를 나타낸다. 따라서 식 (2)와 달리 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격이 Pd 일 때 식 (7)과 같이 표현되는 sparse-BiPBF의 음장은 식 (8)과 같이 표현 가능하다.

$$\begin{aligned} \Phi_{sparse-BiPBF}(x, z) &= \sum_{l=-M}^{M-1} \phi_p(x, z) \\ &\propto \sum_{l=-M}^{M-1} \frac{\sin(\pi \frac{Nd}{\lambda z} x)}{\sin(\pi \frac{d}{\lambda z} x)} \exp(-j2\pi \frac{Pld}{\lambda z_{eq}} x) \\ &\propto \frac{\sin(\pi \frac{Nd}{\lambda z} x)}{\sin(\pi \frac{d}{\lambda z} x)} \frac{\sin(\pi \frac{M'Pd}{\lambda z_{eq}} x)}{\sin(\pi \frac{Pd}{\lambda z_{eq}} x)} \end{aligned} \quad (8)$$

즉, 식 (2)의 일반적인 BiPBF 기법과 달리 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격증가로 인해 각 부구경 사이의 위상차 또한 $\exp(-jkPldx/z_{eq})$ 로 증가했음을 알 수 있다. 한편, 식 (2)의 일반적인 BiPBF 기법의 경우와 마찬가지로 식 (8)의 최종식에서 첫 번째 항은 수신 동적집속에 의한 수신 빔패턴을 나타내고, 두 번째 항은 각 송수신 부구경의 합성에 의한 합성 송신 빔패턴을 나타낸다. 또한, 식 (2)의 일반적인 BiPBF 기법

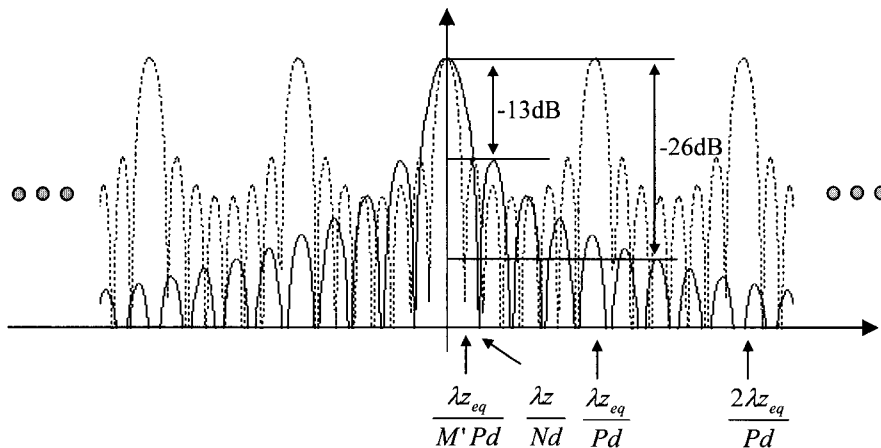


그림 4. Sparse-BiPBF 기법의 수신 빔패턴(실선)과 합성 송신 빔 패턴(점선)

Fig. 4. Receive beam pattern(solid line) and synthetic transmit beam pattern(dotted line) of sparse-BiPBF technique

의 음장과 비교하면, 수신 빔패턴은 동일하고 합성 송신 빔패턴만이 다른 것을 알 수 있는데 이때 합성 송신 빔패턴의 첫 번째 제로점에 해당하는 주엽폭은 식 (9)와 같이 표현된다.

$$x = \frac{\lambda z_{eq}}{M P d} \quad (9)$$

따라서 sparse-BiPBF 기법의 해상도는 합성에 사용되는 전체 부구경이 이루는 합성구경의 크기($M P d$)에 비례함을 알 수 있다. 즉, 합성에 이용되는 부구경의 수($2M$)를 줄이더라도 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격 Pd 를 증가시킴으로써 원하는 합성구경의 크기를 합성해 낼 수 있다. 예를 들어, 식 (5)와 식 (9)를 통해 64개의 인접한 부구경($M=32, P=1$)을 이용하여 구성된 일반적인 BiPBF 영상의 합성 송신 빔패턴의 주엽폭을 각 부구경 사이의 간격이 4배만큼 증가된 16개의 부구경($M=8, P=4$)만을 이용하여 구현할 수 있음을 알 수 있다.

하지만, 본 논문에서 제안하는 sparse-BiPBF 기법에서는 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격 증가로 인한 회박 어레이 특성으로 합성 송신 빔패턴에서 그레이팅 로브가 더욱 심하게 발생하게 된다. 이를 설명하기 위해 그림 4에 식 (8)과 같이 표현되는 sparse-BiPBF 기법의 측방향 음장 특성을 나타내었다. 그림 4에서 점선은 합성 송신 빔패턴을 나타내고, 실선은 수신 빔패턴을 나타낸다. 한편, 그림 4에서 볼 수 있듯이 식 (8)에서 합성 송신 빔패턴의 첫 번째 제로점에 해당하는 주엽폭은 식 (9)와 같이 주어지며 그레이팅 로브의 위치는 아래 식 (10)과 같이 주어진다.

$$x = n \frac{\lambda z_{eq}}{P d}, \quad n = \pm 1, \pm 2, \dots \quad (10)$$

즉, 식 (10)에서 일반적으로 $d = \lambda$ 인 경우에 sparse-BiPBF 기법의 첫 번째 그레이팅 로브는 $x = z_{eq}/P$ 에 위치하게 된다. 따라서 sparse-BiPBF 기법에서는 식 (10)에서 $P=1$ 로 주어지는 일반적인 BiPBF 기법에 비해 관찰점으로부터 측방향으로 P 배 가까운 위치에 그레이팅 로브가 생기게 되므로 부구경 사이의 간격 P 가 증가함에 따라 더욱 많은 수의 그레이팅 로브가 실제 주엽(mainlobe)과 인접한 위치에 생겨 합성구경 영상의 해상도가 저하되게 된다.

한편, 송신시 고정집속을 수행하지 않고 한 배열 소자만을 사용하여 송신하고, 수신시 다수의 배열소자를 이용하여 수신하는 일반적인 회박 합성구경 기법의 경우에는 식 (3)에서 $z_r = z$ 이므로 식 (10)에서 $z_{eq} = 2z$ 가 되어 합성 송신 빔패턴의 그레이팅 로브 위치는 식 (11)과 같이 표현된다.

$$x = n \frac{2\lambda z}{P d}, \quad n = \pm 1, \pm 2, \dots \quad (11)$$

따라서 이 경우에는 식 (11)의 그레이팅 로브의 위치에 식 의공학회지: 제23권, 제6호, 2002

(4)로 주어지는 식 (8)의 수신 빔패턴의 제로점($x = n\lambda z/Nd, n = \pm 1, \pm 2, \dots$)을 위치시킴으로써 식 (11)의 위치에 발생하는 그레이팅 로브를 완전히 제거할 수 있다[12]. 즉, 그레이팅 로브를 상쇄시키기 위한 관계식은 식 (12)와 같다.

$$N = 2nP \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (12)$$

하지만, BiPBF와 sparse-BiPBF 기법에서는 송수신 기준 깊이가 다르기 때문에, 즉 식 (3)에서 $z \neq z_r$ 이므로, 식 (12)의 조건을 이용하여 그레이팅 로브를 완전히 제거 할 수 없다. 그런데 식 (8)에서 sparse-BiPBF 기법의 음장은 그레이팅 로브를 발생시키는 송신 합성 빔패턴과 sinc 함수 형태의 수신 빔패턴의 곱으로 이루어져 있음을 알 수 있다. 즉, 수신 빔패턴은 측방향으로 멀어짐에 따라 계속 감소하는 성질을 갖기 때문에 sparse-BiPBF 기법 적용시 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격(P)이 작아 송신 합성 빔패턴에 의해 발생하는 그레이팅 로브가 관찰점(주엽)에서 충분히 멀리 떨어진 곳에 위치한다면 이러한 그레이팅 로브는 완전히 상쇄되지는 않아도 상당히 감쇄시킬 수 있게 된다.

한편, 초음파 영상에서 그레이팅 로브는 영상의 해상도 저하를 유발하므로 적절한 값 이하로 제한하여야 한다. 일반적으로 연속파(continuous wave, CW)를 사용하여 CDF 기법을 적용하였을 때의 수신 빔패턴과 송신 집속점에서의 빔패턴은 각각 식 (2)의 sinc 함수 형태의 수신 빔패턴으로 표현되므로 송신 집속점에서의 최종 빔패턴은 $\text{sinc}^2(\cdot)$ 형태의 함수로 주어진다. 또한, 이때 각각의 sinc 함수의 최대 측엽 값은 그림 4에 나타난 것처럼 대략 -13dB로 주어지므로 CDF 기법을 적용하였을 때 송신 집속점에서의 최종 빔패턴에서 최대 측엽의 크기는 대략 -26dB이다. 따라서 연속파를 사용할 경우 그레이팅 로브가 CDF 기법의 송신 집속점에서의 최대 측엽에 해당하는 -26dB 이하가 되면 이는 초음파 영상에 적합할 수 있다. 즉, 연속파를 사용했을 경우 -26dB 이하의 그레이팅 로브 값을 갖는다면 실제 광대역(wide band) 신호를 사용하는 초음파 영상 장치에서는 이러한 그레이팅 로브 값은 현저히 줄어들게 되어 실제 초음파 영상에 적합한 값 (예: -40dB)이하로 제한할 수 있음을 위의 모사실험에서 보일 것이다.

따라서 제안한 sparse-BiPBF 기법에서 합성 송신 빔패턴에 의해 발생하는 그레이팅 로브 값을 수신 빔패턴을 사용하여 -26dB 이하로 억제할 수 있다면, 실제 영상에서 그레이팅 로브에 의한 해상도 저하를 피할 수 있다. 즉, 합성 송신 빔패턴의 첫 번째 그레이팅 로브 위치가 수신 빔패턴이 -26dB가 되는 곳보다 멀리 떨어져 있으면 sparse-BiPBF 기법에서 식 (10)의 위치에 발생하는 모든 그레이팅 로브값은 -26dB 이하로 제한된다. 한편, 식 (8)의 sinc 함수 형태의 수신 빔패턴은 그림 4에 나타내었듯이 근사적으로 6번째 제로점에 해당하는 지점에서 대략 -26dB 값을 가지므로 sparse-BiPBF 기법에서 그레이팅 로브를 -26dB 이하로 제한하기 위한 대략적인 조건식은 아래 식 (13)과 같다.

$$6 \frac{\lambda z}{Nd} \leq \frac{\lambda z_{eq}}{Pd} \tag{13}$$

즉 수신 빔패턴의 6번째 제로점의 위치가 합성 송신 빔패턴의 첫 번째 그레이팅 로브 위치보다 가까우면 그레이팅 로브는 -26dB 이하로 제한된다. 따라서 일반적으로 시스템에서 주어진 수신 채널 수 N과, 관심영역 부근의 깊이 z에 대해 등가 깊이 z_{eq} 에 관계되는 송신 집속점과 수신부구경의 간격 P를 식 (13)을 만족하도록 선택함으로써 sparse-BiPBF 기법 적용시 그레이팅 로브를 적절한 값 이하로 제한할 수 있다. 한편, 식 (8)에서 P=1로 주어지는 일반적인 BiPBF 기법에서는 식 (13)의 조건을 대부분 만족하므로 그레이팅 문제는 발생하지 않게 된다.

B. 컴퓨터 음장 모사 실험

제안한 sparse-BiPBF 기법에서 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격 P에 따른 그레이팅 로브의 크기를 살펴보기 위해

모사실험을 수행하였다. 그림 5는 sparse-BiPBF 기법 구현시 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격, P에 따른 연속파 측방향 음장을 나타낸다. 모사실험을 위해 송신 집속점을 가상의 점원으로 가정하고, 7.5MHz의 중심주파수와 0.2mm의 소자 간격을 갖는 선형 어레이를 사용하였다. 또한, 가상 점원(송신 집속점)의 위치는 20mm, 관찰 깊이는 60mm, 수신 채널 수는 64로 하였다. 그림 5(a)는 식 (7)에서 P=1, M=32인 일반적인 BiPBF 기법의 경우를 나타내고, 그림 5(b), 그림 5(c), 그림 5(d)는 각각 식 (7)에서 P=2, M'=16과 P=4, M'=8과 P=8, M'=4인 sparse-BiPBF 기법의 경우를 나타낸다. 우선 그림 5의 결과에서 보듯이 주엽폭은 합성에 사용되는 부구경의 수 $2M'$ 값에 관계없이 식 (9)와 같이 $M'P$ 에 비례하여 동일한 것을 볼 수 있다. 한편, 그림 5의 결과에서 볼 수 있듯이 그레이팅 로브는 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격 P가 증가할수록 관심영역 내에 더욱 많은 수가 더 큰 값을 가지고 형성되는 것을 알 수 있다. 또한, 식 (10)에 의해 P=1, P=2, P=4, P=8 각각의 경우에 첫 번째 그레이팅 로브의 위치는 각각 24mm, 12mm, 6mm, 3mm로 그림 5의 결과와 일치한다. 따라

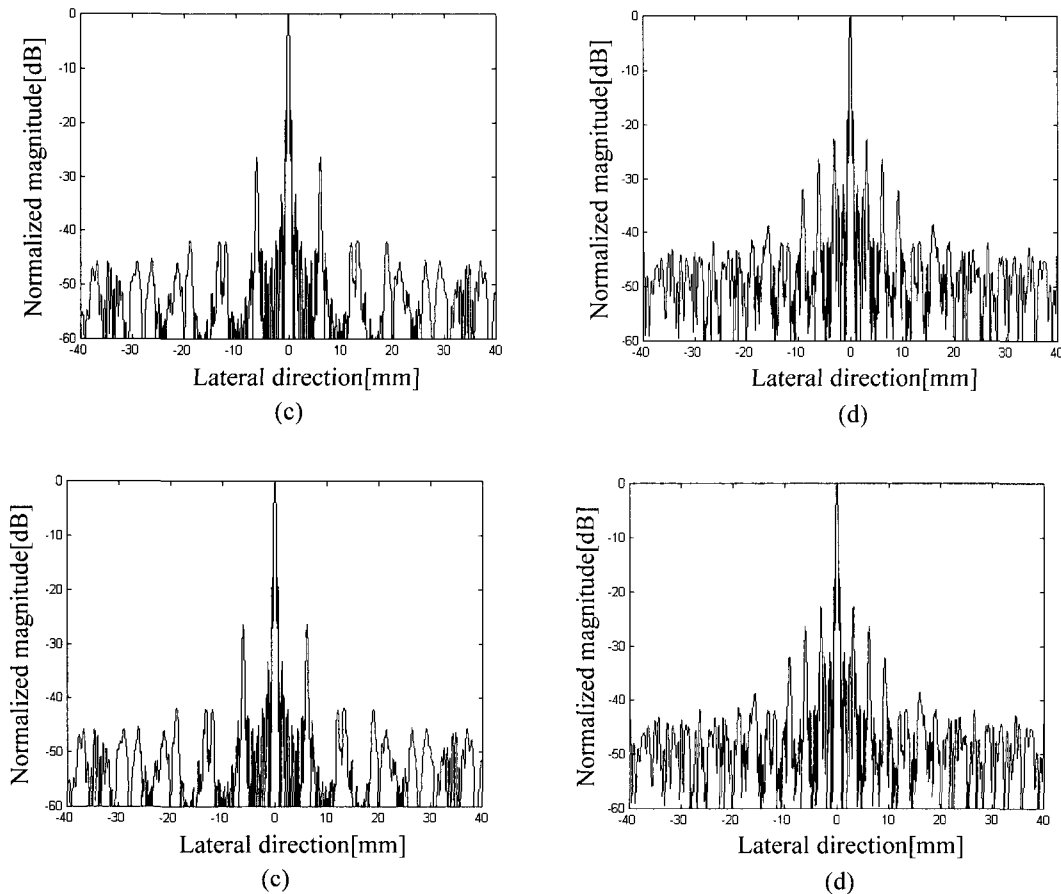


그림 5. BiPBF 기법 구현시 합성에 사용되는 부구경의 간격(P)에 따른 sparse-BiPBF 기법의 60mm에서의 연속파 측방향 빔패턴 : (a) $M'=32, P=1$, (b) $M'=16, P=2$, (c) $M'=8, P=4$, (d) $M'=4, P=8$

Fig. 5. CW lateral beam patterns of sparse-BiPBF technique at 60mm for different intervals(P) between adjacent subapertures : (a) $M'=32, P=1$, (b) $M'=16, P=2$, (c) $M'=8, P=4$, and (d) $M'=4, P=8$

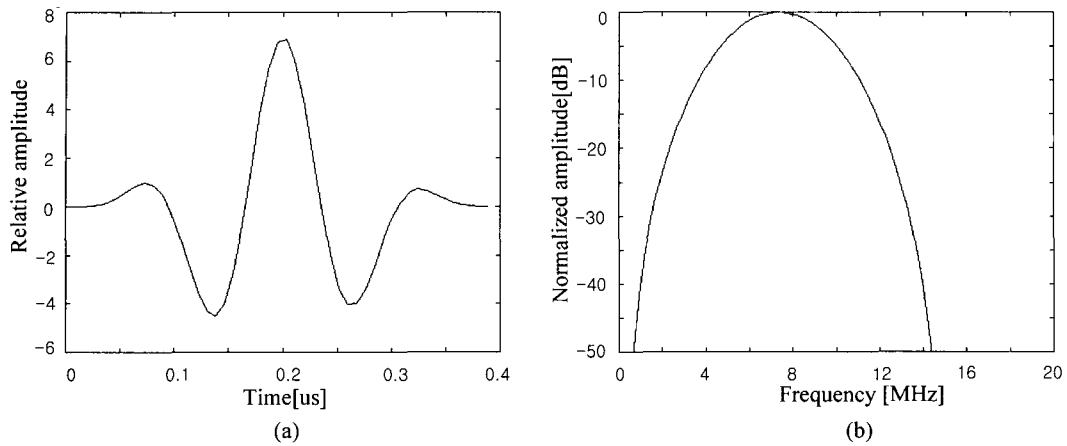


그림 6. 그림 7의 모사실험에 사용된 펄스 신호의 시간축(a)과 주파수 축(b)에서의 특성
 Fig. 6. Time domain(a) and frequency domain(b) characteristics of the pulsed wave signal in simulations for Fig. 7

서 그림 5의 모사실험에서 식 (13)을 만족하는 $P \leq 4$ 인 경우에는 그레이팅 로브값이 -26dB 이하로 이는 실제 광대역 신호를 사용하는 경우를 고려하면 초음파 영상에 적용할 수 있을 만한 수준임을 알 수 있다.

이를 검증하기 위해 실제 초음파 영상 장치에서 사용하는 광대역 펄스 파(pulsed wave, PW)를 이용하여 모사실험을 수행하였다. 송신 신호로 6dB 대역폭이 70%인 펄스 신호를 사용한 것을 제외하고는 그림 5의 모사실험 조건과 동일하다. 그림 6은 모사실험에 사용한 광대역 펄스 파를 시간축과 주파수 축에서 나타낸 것이다. 한편 그림 7에서 실선은 식 (7)에서 $P=1, M=32$ 인 일반적인 BiPBF 기법의 경우를 나타내고, 점선은 식 (7)에서 $P=4, M'=8$ 인 sparse-BiPBF 기법의 경우를, 쇄선은 $P=8, M'=4$ 인 sparse-BiPBF 경우의 측방향 빔 패턴을 나타낸다. 그림 7의 결과에서 볼 수 있듯이 합성에 이용되는 부구경의 간격, P가 증가할수록 더욱 많은 그레이팅 로브들이 주엽폭의 근거리에서 발생하며 그 값 또한 상승하는 것을 알 수 있다. 하지만, 여러 주파수 성분을 포함하는 광대역 신호를 사용함에 따라 그림 5의 연속파를 사용했을 경우보다 그레이팅 로브 값은 감소됨을 알 수 있다. 특히 $P=4$ 인 경우에는 첫 번째 그레이팅 로브가 $P=8$ 인 경우의 두 번째 그레이팅 로브 위치에 생기며 그 크기가 -40dB 이하로 실제 초음파 영상에 적용할 수 있는 크기 범위에서 생기는 것을 알 수 있다. 또한, 그림 7의 결과에서 보듯이 주엽폭은 합성에 사용되는 부구경의 수 $2M'$ 값에 관계없이 식 (9)와 같이 $2M'P$ 에 비례하여 동일한 것을 볼 수 있다. 즉, sparse-BiPBF 기법에서의 주엽폭은 합성에 사용되는 부구경의 수에 관계없이 합성에 사용되는 부구경들이 이루는 합성구경의 길이에만 관계됨을 알 수 있다. 따라서 실제 응용에 따라 합성에 사용되는 부구경간의 간격 P를 적절히 선택함으로써 시스템의 복잡도를 감소시키면서 적은 수의 부구경만을 사용하여 BiPBF 기법의 해상도를 향상시킬 수 있음을 알 수 있다. 즉 그림 7의 결과에서 보듯이 기존에 64개의 이웃한 부구경을 사용하여 얻을 수 있는 일반적인

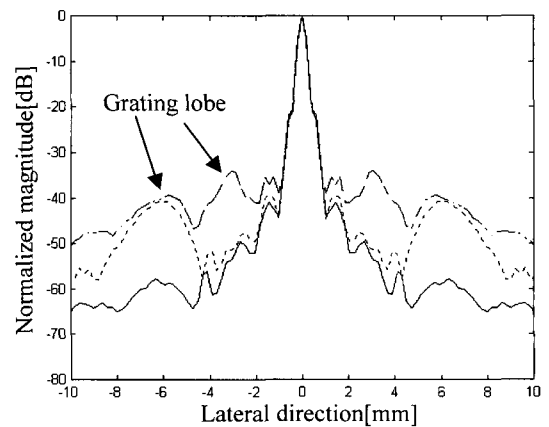


그림 7. BiPBF 기법 구현시 합성에 사용되는 부구경간의 간격(P)에 따른 BiPBF 기법의 60mm에서의 펄스파 측방향 빔패턴 ($M'=32, P=1$ (실선), $M'=8, P=4$ (점선), $M'=4, P=8$ (쇄선))
 Fig. 7. PW lateral beam patterns of BiPBF at 60mm for different intervals(P) between adjacent subapertures ($M'=32, P=1$ (solid line), $M'=8, P=4$ (dotted line), $M'=4, P=8$ (dashed line))

BiPBF 기법의 해상도를 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격을 4배 증가 시킨 sparse-BiPBF 기법을 이용하여 단지 16개의 부구경의 신호들만을 이용하여 구현할 수 있다.

앞서 설명한 그림 5와 그림 7의 모사실험은 집속점이 근거리인 20mm에 위치한 경우에 대해 모사실험을 수행한 결과로 $P=4$ 인 경우에는 그레이팅 로브를 -40dB 이하로 제한할 수 있음을 보였다. 하지만, 송신 집속점이 더 깊은 곳에 위치한다면 식 (13)에서 등가깊이 z_{eq} 값이 더 작게 되어 그레이팅 로브는 주엽과 더욱 인접한 곳에 생겨 $P=4$ 인 경우에도 그레이팅 로브값을 적절한 값(예: -40dB) 이하로 제한할 수 없게 된다. 하지만, BiPBF 기법의 성능을 최대로 하기 위해서는 송신 집

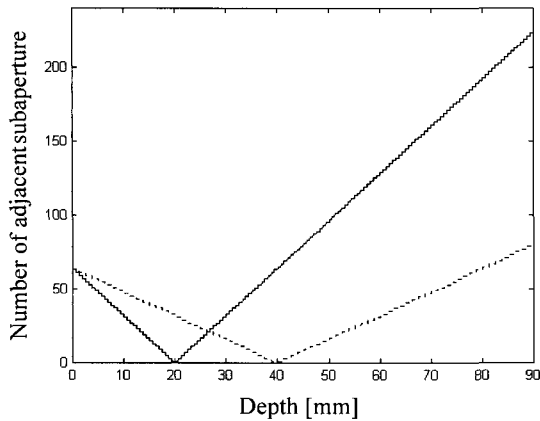


그림 8. 송신 집속점의 위치에 따른 BiPBF 기법 구현시 이용할 수 있는 인접한 부구경의 개수 (송신 집속점=20mm(실선), 송신 집속점=40mm(점선))
 Fig. 8. The number of useable adjacent subapertures for differnt transmit focal depths in BiPBF technique (focal depth=20mm(solid line), focal depth=40mm(dotted line))

속점을 근거리에 위치시켜야만 한다. 즉, 그림 1에서 송신 집속점이 변환자와 가까울수록 각 부구경의 송신 빔이 중첩되는 영역이 많아져 더욱 많은 수의 인접한 부구경의 신호들을 이용할 수 있어 BiPBF 기법의 해상도를 향상시킬 수 있게 된다.

그림 8은 7.5MHz의 중심 주파수, λ 의 배열 소자간격과 64개의 송신 채널을 사용할 경우에 송신 집속점의 위치가 변환에 따라 각 깊이에 대해서 BiPBF 기법 구현시 이용할 수 있는 인접한 부구경의 개수를 나타낸다. 그림 8에서 실선은 송신 집속점이 20mm인 경우를, 점선은 송신 집속점이 40mm인 경우를 나타낸다. 그림 8의 결과에서 볼 수 있듯이 송신 집속점이 40mm인 경우에는 각 주사선 구성시 이용할 수 있는 인접한 부구경의 수가 상당히 제한됨을 알 수 있다. 즉, 해상도 향상을 위해 각 주사선 구성시 합성에 사용되는 인접한 부구경 개수를 64로 가정한다면 송신 집속점이 40mm인 경우에는 64개의 부구경을 모두 이용하여 집속할 수 있는 깊이는 80mm 이상이 됨을 알 수 있다. 반면, 송신 집속점이 20mm인 경우에는 40mm 깊이 이상에서 64개의 인접한 부구경을 이용하여 집속할 수 있다. 따라서 sparse-BiPBF 기법을 사용할 때에는 식 (13)을 만족하기 위해 송신 집속점을 가능한한 근거리에 위치

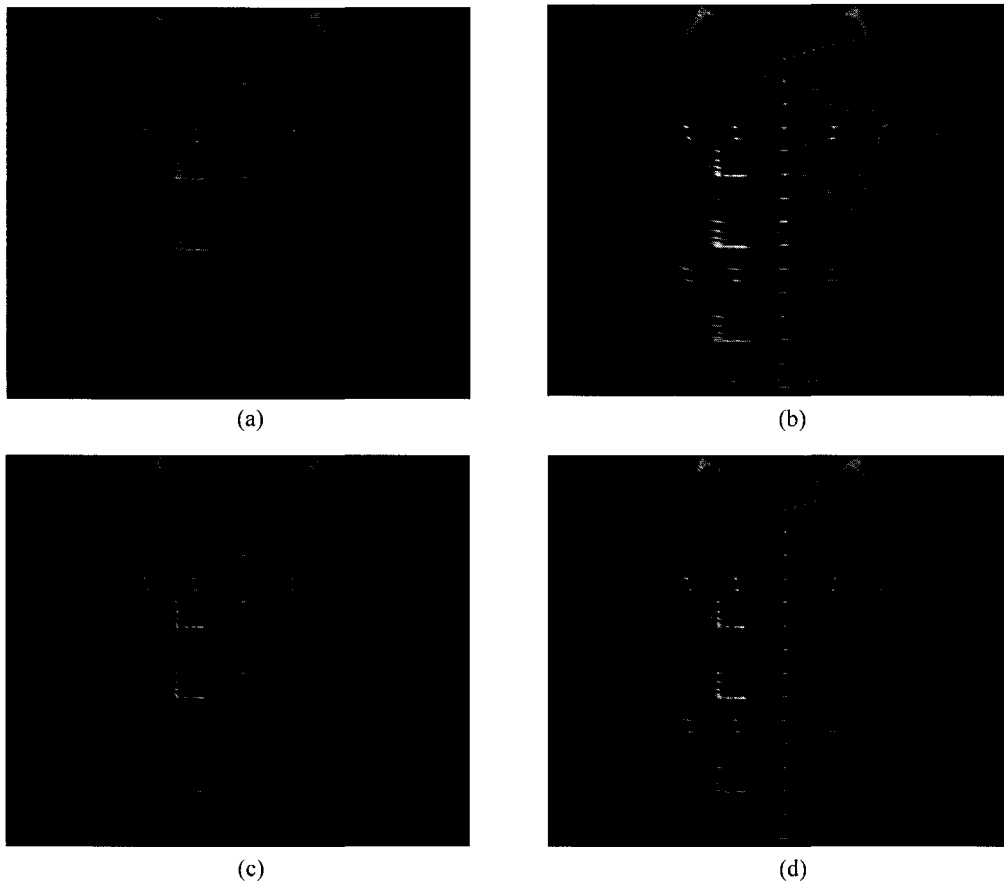


그림 9. 초음파 팬텀 영상 : (a) CDF(M=0), (b) 일반적인 BiPBF(M=8), (c) 일반적인 BiPBF(M=32), (d) sparse-BiPBF(M'=8, P=4)
 Fig. 9. Experimental results with a commercial phantom : (a) CDF(M=0), (b) conventional BiPBF(M=8), (c) conventional BiPBF(M=32), and (d) sparse-BiPBF(M'=8, P=4)

시켜야 하며, 이를 통해 sparse-BiPBF 기법 적용시 그레이팅 로브 값을 적절한 값 이하로 제한할 수 있다.

또한, 그림 5와 그림 7의 모사실험 결과는 송신 집속점으로 부터 상당히 떨어진 곳($z=60mm$)에서의 음장을 나타낸다. 즉, 송신 집속점 부근에서는 그림 5와 그림 7의 모사실험 결과와는 달리 식 (13)의 조건을 만족하지 못하게 되므로 그레이팅 로브가 다소 상승하게 된다. 하지만, 송신 집속점 근처의 근거리에서는 CDF 기법의 해상도 또한 양방향 집속으로 우수하기 때문에 이러한 영역에서는 반드시 합성구경기법을 사용할 필요가 없게 된다.

실험 결과

제안한 방법의 성능 및 효과를 살펴 보기 위한 실험을 수행 하였다. 이를 위하여 상용 초음파 영상장치(SA9900, (주)메디슨, Korea)를 개조하여 모든 어레이 변환자 소자들에 수신된 RF 샘플들을 주사선 별로 저장할 수 있도록 하였다. 실험을 위해 중심주파수 3.5MHz, 192개의 변환소자, 0.44mm의 배열 소자 간격, 반지름 50mm 및 진단 각도 77.5° 의 곡면 배열

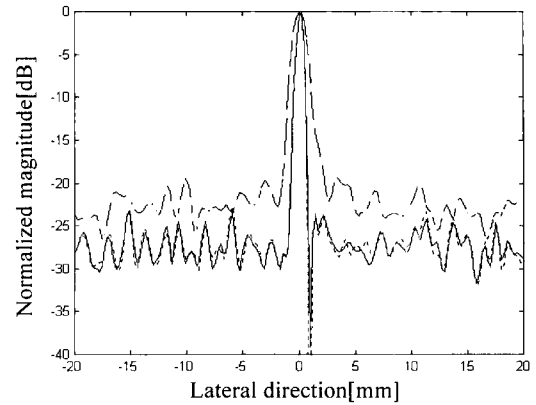


그림 10. 그림 9의 70mm 선 대상체의 측방향 해상도 비교(송신 집속점 = 20mm)
(쇄선, 실선, 점선은 각각 그림 9(a), 그림 9(c), 그림 9(d)를 나타낸다.)

Fig. 10. Comparison of lateral beam patterns for the wire target at 70mm in Fig. 9(transmitting focal depth=20mm)
(Dashed line, solid line, and dotted lines correspond to Figs. 9(a), 9(c), and 9(d), respectively.)

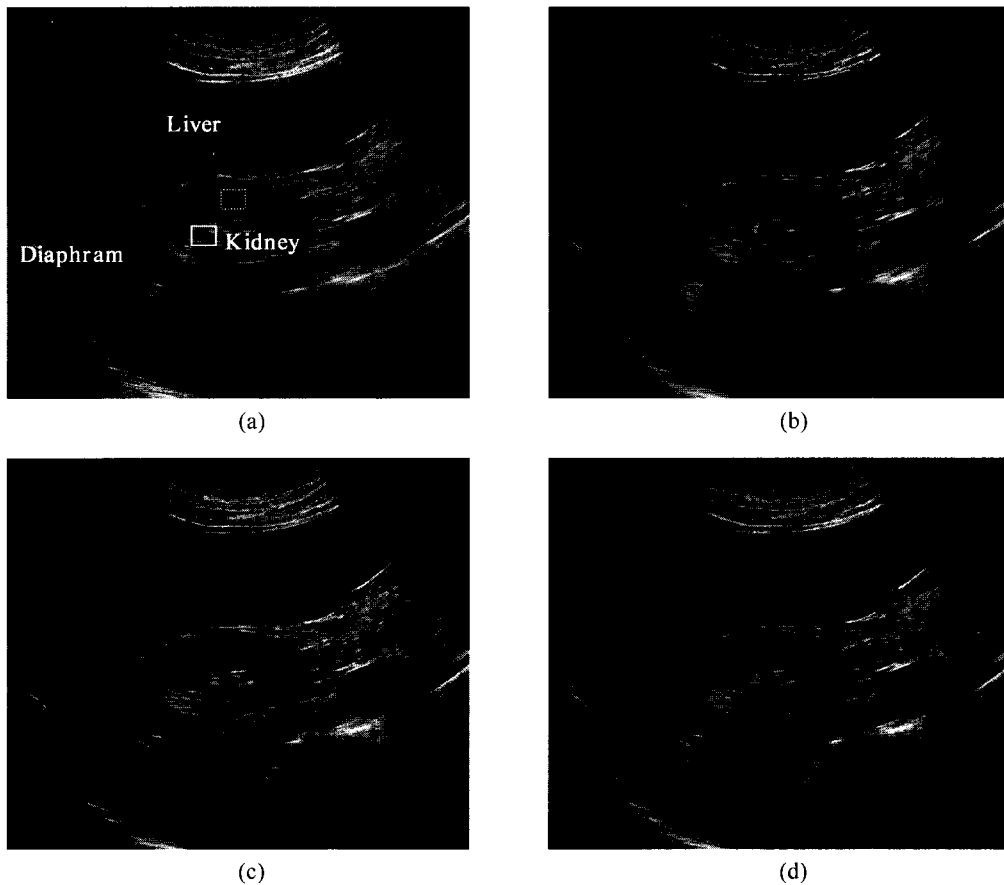


그림 11. 인체 실험 결과 : (a) CDF(M=0), (b) 일반적인 BiPBF(M=8), (c) 일반적인 BiPBF(M=32), (d) sparse-BiPBF(M'=8, P=4)
Fig. 11. In-vivo experimental results : (a) CDF(M=0), (b) conventional BiPBF(M=8), (c) conventional BiPBF(M=32), and (d) sparse-BiPBF(M'=8, P=4)

변환기(curved or convex array)를 사용하였다. 이렇게 저장된 샘플들을 외부 컴퓨터로 전송하여 처리하였다. 이때 송신 접속점은 20mm 깊이에 고정하였고 모든 영상을 나타낼 때 최대 깊이는 150mm, 동적 범위(dynamic range)는 60dB로 하였다.

그림 9는 상용 초음파 팬텀(ATS modified multipurpose phantom, ATS lab, www.atlabs.com)에 대해 얻은 영상의 예를 보여주고 있다. 구체적으로 그림 9(a)는 식 (1)에서 $M=0$ 인 CDF 영상을 나타내고 그림 9(b)는 식 (1)에서 $M=8$ 인, 그림 9(c)는 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 영상을 나타낸다. 반면에 그림 9(d)는 식 (7)에서 $M'=8, P=4$ 인 sparse-BiPBF 영상을 나타낸다. 먼저, 그림 9(a),(b),(c)를 살펴보면, 일반적인 BiPBF 기법 구현시 합성에 이용되는 부구경의 개수 M 이 증가함에 해상도 및 신호대 잡음비가 향상되는 것을 볼 수 있다. 즉, M 이 증가함에 따라 모의 생체내의 선 대상체(wire target)와 홀(hole)이 명확히 표현됨을 알 수 있다. 특히 그림 9(a)의 CDF 영상에서 낮은 SNR로 인해 표현되지 않았던 홀이 그림 9(c)의 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 영상에서는 명확히 표현됨을 알 수 있다. 반면 본 논문에서 제안한 sparse-BiPBF 방법을 통해 구현한 그림 9(d)를 살펴보면 그림 9(c)의 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 기법과 비교하여 해상도 측면에서 큰 차이가 없음을 알 수 있다. 보다 정량적인 비교를 위해 70mm에 위치한 선 대상체(wire target)의 축방향 해상도를 그림 10에 나타내었다. 그림 10에서 쇠선은 그림 9(a)의 $M=0$ 인 CDF 경우를, 실선은 그림 9(c)의 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF의 경우를, 점선은 그림 9(d)의 $M'=8, P=4$ 인 sparse-BiPBF의 경우를 나타낸다. 그림 10의 결과에서 볼 수 있듯이 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 기법 적용시 주엽폭이 좁아지고 축엽값은 낮아져 CDF 기법에 비해 해상도가 월등히 향상되는 것을 볼 수 있다. 또한, $M'=8, P=4$ 인 sparse-BiPBF 기법과 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 기법 사이에는 해상도 차이가 거의 없음을 알 수 있다. 한편, 모의 생체 영상의 왼쪽 홀 부근을 보면 sparse-BiPBF 기법을 적용한 그림 9(d)의 영상에서 홀의 경계 부근이 그림 9(c)에 비해 다소 불분명하게 표현됨을 알 수 있다. 이는 sparse-BiPBF 기법의 경우 합성에 사용되는 부구경의 개수 감소로 인해 SNR이 다소 저하되었기 때문이다. 하지만, 이러한 차이는 실제 영상에서 그리 크지 않으며 전체 영상의 해상도에 커다란 저하를 유발하지 않음을 알 수 있다. 또한, 그림 9(d)의 제안한 방법은 동일한 개수의 부구경을 사용한 그림 9(b)의 일반적인 BiPBF 기법에 비해 월등히 향상된 해상도의 영상을 제공함을 알 수 있다. 즉, 그림 9(d)의 sparse BiPBF 영상은 합성에 이용되는 부구경 사이의 간격을 일반적인 BiPBF 기법에 비해 4배 증가시켰으므로 그림 9(c)보다 4배 적은 16개의 이웃한 인접 부구경을 사용하여 64개의 인접한 부구경을 사용한 그림 9(c)의 영상과 거의 동일한 해상도의 BiPBF 영상을 4배 빠른 프레임율로 구현해 낼 수 있음을 보여준다. 한편, 위의 실험 조건에서 식 (13)을 만족하는 최소 깊이는 대략 50mm 부근이다. 따라서 송신 접속점이 위치한 근

표 1. 그림 11의 영상들의 CNR 비교

Table 1. Comparison of CNRs of images in Fig. 11

	그림 11(a)	그림 11(b)	그림 11(c)	그림 11(d)
CNRs	1.656	2.073	2.318	2.217

거리에서는 그레이팅 로브 결합이 발생하지만 그림 9(d)의 결과를 통해 이는 실제 영상에서 무시할 만한 수준임을 알 수 있다.

그림 11은 실제 20대 건강한 남성의 간(liver)과 신장(kidney) 부위를 대상으로 실험한 결과를 나타낸다. 구체적으로 그림 11(a)는 식 (1)에서 $M=0$ 인 CDF 영상을 나타내고 그림 11(b)는 식 (1)에서 $M=8$ 인, 그림 11(c)는 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 영상을 나타낸다. 반면에 그림 11(d)는 식 (7)에서 $M'=8, P=4$ 인 sparse-BiPBF 영상을 나타낸다. 먼저, BiPBF 영상(그림 11(a), 11(b), 11(c))들로부터 모의 생체를 이용한 실험결과에서와 마찬가지로 M 이 증가할수록 영상의 해상도와 신호대 잡음비가 증가하여 간의 실질(parenchyma) 조직이 명확히 표현됨을 알 수 있다. 특히 신장 내 피질(cortex) 및 수질(medulla)이 그림 11(c)의 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 영상에서 보다 선명하게 표현됨을 알 수 있다. 또한, 제안한 방법을 이용한 그림 11(d)의 sparse BiPBF 영상은 그림 11(c)의 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 영상과 큰 차이가 없음을 알 수 있다. 특히 제안한 방법은 동일한 개수의 부구경을 사용한 그림 11(b)에 비해 외곽 및 횡격막(diaphragm)이 보다 명확히 표현됨을 알 수 있다. 보다 정량적인 비교를 위해 신장 내 피질 부위(그림 11(a)의 실선으로 표시한 사각형)와 인접한 조직(그림 11(a)의 점선으로 표시한 사각형)간의 대조비(CNR: contrast to noise ratio)를 표 1에 나타내었다. 즉, 그림 11(d)의 sparse-BiPBF의 CNR은 2.217로 그림 11(c)의 $M=32$ 인 일반적인 BiPBF 영상에 비해서는 다소 저하되지만 같은 개수의 부구경을 사용한 그림 11(b)에 비해서는 향상됨을 알 수 있다. 이러한 CNR의 저하는 합성에 사용되는 부구경의 개수 차이에 기인한다. 즉, 본 논문에서 제안한 sparse-BiPBF 방법은 적은 수의 부구경을 사용하여 기존의 보다 많은 수의 부구경을 이용한 일반적인 BiPBF 영상의 해상도를 보다 빠른 프레임율로 구현할 수 있지만 합성에 사용되는 부구경의 개수 감소로 인해 CNR은 다소 낮아지게 된다.

결론

본 논문에서는 BiPBF 기법을 적용하여 각 주사선을 구성할 때 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격을 크게 함으로써 적은 수의 부구경만으로 큰 합성구경을 형성하여 더욱 빠른 프레임율을 가지고 BiPBF 영상의 해상도를 향상시킬 수 있는 희박 어레이 기반의 sparse-BiPBF 기법을 제안하였다. 우선 sparse-BiPBF 기법의 음상 해석을 통해 BiPBF 기법의 주엽폭은 합성에 사용되는 부구경들이 이루는 합성구경의 크기에만

관계됨을 보였다. 따라서 많은 수의 인접한 부구경을 사용하는 기존의 일반적인 BiPBF 기법의 해상도를 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격을 증가시킴으로써 보다 적은 수의 부구경만으로 구현할 수 있었다. 하지만, 이때 부구경 사이의 간격증가로 인한 회박 어레이 특성으로 인해 원치 않는 그레이팅 로브가 합성에 사용되는 부구경 사이의 간격에 비례하여 실제 주엽폭과 인접한 곳에 큰 값을 가지고 생기게 된다. 그런데 제안한 sparse-BiPBF 기법에서는 송수신 어레이의 기준 깊이가 달라지게 됨에 따라 송수신 어레이의 기준깊이가 같은 일반적인 합성구경과 달리 이러한 그레이팅 로브를 완전히 제거할 수 없게 된다. 하지만, 제안한 sparse-BiPBF 기법의 음장은 수신 동적 집속에 의한 수신 빔패턴과 인접한 부구경의 합성에 의한 송신 합성 빔패턴으로 표현되므로, 합성 송신 빔패턴의 첫 번째 그레이팅 로브 위치를 수신 빔 패턴의 6번째 제로점보다 멀리 위치시킴으로써 그레이팅 로브 값을 의료용 초음파 영상에 적합한 -40dB 이하로 억제할 수 있었다. 모의 생체와 실제 인체 실험 결과 어레이 변환자의 변환소자 간격이 λ 이고, 송신 집속점이 20mm , 수신 채널 수가 64인 경우에 각 주사선 구성을 위해 64개의 인접한 부구경을 사용하는 일반적인 BiPBF 영상의 해상도를 제안한 방법을 통해 4배 적은 16개의 부구경을 이용하여 4배 빠른 프레임율로 구현할 수 있음을 확인하였다.

따라서 제안한 방법을 이용한 sparse-BiPBF 기법은 기존의 방법에 비해 훨씬 적은 계산량과 높은 프레임율을 가지므로 실시간 합성구경 영상 및 3차원 영상을 위한 고속 주사에 매우 적합하다.

참 고 문 헌

1. A. Macovski, "Medical Imaging Systems", Prentice Hall, pp. 73-224, 1983
2. 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
3. T.K. Song and S.B. Park, "A new digital array system for dynamic focusing and steering with reduced sampling rate", Ultrason. Imaging, vol. 12, pp. 1-16, 1990
4. M. O'Donnell, et al., "Real-time phased array imaging using digital beam forming and autonomous channel control", IEEE Ultrason. Symp., pp. 1499-1502, 1990
5. M. Karaman and M. O'Donnell, "Subaperture processing for ultrasonic imaging", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 42, pp. 126-135, 1998
6. T.K. Song, "Analysis of synthetic aperture techniques for ultrasound linear-scan imaging", J. Biomed. Eng.

- Res. Vol. 20, No. 4, pp. 503-513, 1999
7. J.T. Ylitalo and H. Ermert, "Ultrasound synthetic aperture imaging: Monostatic approach", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 41, pp. 333-339, 1994
8. G.R. Lockwood, J.R. Talman, and S.S. Brunke, "Realtime 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 45, no. 4, pp. 980-988, 1998
9. M. Karaman, P.-C. Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 42, pp. 429-442, 1995
10. M.-H. Bae, M.-K. Jeong, "A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 47, pp. 1510-1519, 2000
11. M.H. Bae and M.K. Jeong, "Bidirectional pixel based focusing in conventional B-mode ultrasound imaging", Elec. Letters, vol. 24, no. 22, pp. 2105-2107, 1998
12. C.Y. Rew, "A Study on Grating Lobe Elimination in Synthetic Focusing Imaging and Its Application to Three Dimensional Ultrasonic Imaging System" Ph.D. dissertation, Dept. Elec. Eng., KAIST, 1995
13. G.E. Trahey and L.F. Nock, "Synthetic receive aperture imaging with phase correction for motion and for tissue inhomogeneities-Part II: Basic principles", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 39, pp. 496-501, 1992
14. Mustafa Karaman, Hasan S. Bilge, and Matthew O'Donnell, "Adaptive Multi-element Synthetic Aperture Imaging with Motion and Phase Aberration Correction", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 45, no. 4, pp. 1077-1087, 1998
15. K.S. Kim, J.S. Hwang, J.S. Jeong, and T.K. Song, "An Efficient Motion Estimation and Compensation Method for Ultrasound Synthetic Aperture Imaging", Journal of Biomedical Engineering Research, vol. 23, no. 2, 2002
16. J.H. Chang, J.S. Hwang, T.K. Song, "Application of a Unified Synthetic Aperture Model for Analysis of Bidirectional Pixel-Based Focusing Scheme", Proceedings of the 22nd spring conferences of Korea Society of Medical & Biological Engineering, pp. 69-70, 2000