

초음파 선형주사 영상을 위한 합성구경 기법의 해석

송 태 경

서강대학교 전자공학과
(1999년 5월 15일 접수, 1999년 8월 9일 채택)

Analysis of Synthetic Aperture Techniques for Ultrasound Linear-scan Imaging

T.K. Song

Dept. of Electronics, Sogang University
(Received May 15, 1999, Accepted August 9, 1999)

요 약 : 본 논문에서는 일반적인 합성구경 기법에 대한 통합 모형을 제시하고 수학적 해석을 통하여 합성구경 기법들에 대한 초음파 빔패턴의 단일 표현식을 유도하였다. 이 결과를 이용하여 기존의 합성구경 기법들에 대한 성능을 분석하고 비교하였으며, 선형주사 영상에 적합한 새로운 합성구경 기법을 제안하였다. 제안된 방법은 모든 영상점에서 양방향 동적집속이 가능하며 이를 실제 영상에 적용하여 의료용 초음파 B-모드 영상의 해상도를 획기적으로 개선할 수 있다. 제안된 방법에 의하여 집속된 초음파 빔패턴은 기존의 방식과 비교하여 주엽의 폭이 절반으로 감소하고 측엽의 크기는 유사하다. 컴퓨터 모사실험을 통하여 본 논문의 해석결과와 제안된 합성구경 기법의 타당성을 검증하였다.

Abstract : A general expression for the beam patterns of various synthetic aperture(SA) techniques was derived based on a unified SA model. This model was used to analyze and compare the performance of existing SA methods. Based on the theoretical studies, we propose a new synthetic aperture technique that is best suitable for the linear-scan imaging. The proposed method enables dynamic two-way focusing in real imaging so that the B-mode image resolution can be greatly improved. Compared to the conventional focusing technique, the focused beam pattern by the proposed method shows the mainlobe width reduced by half and comparable sidelobe levels. Computer simulation results demonstrated the validity of the theoretical analysis and the proposed SA method.

Key words : Medical ultrasound imaging, Synthetic aperture, Ultrasound focusing.

서 론

일반적인 의료용 초음파 B-모드 영상장치는 다수의 주사선(scan line)으로 구성된 단면영상(slice image)을 실시간에 제공한다. 이러한 초음파 영상의 화질을 결정하는 주요 요소들은 해상도(resolution), 신호대잡음비(SNR), 프레임율(초당 화면 수, frame rate) 등이다. 이러한 성능 요소들을 향상시키기 위하여 현재 대부분의 초음파 영상장치들은 배열변환자(array

transducer)를 사용하여 높은 전압의 초음파 펄스를 송신하고 전기적으로 초음파의 집속과 주사를 수행하고 있다[1].

일반적인 배열변환자 시스템에서는 각 주사선을 구성하기 위하여 일정 수의 배열소자(array element)들을 동시에 사용하여 초음파를 송신하고 수신한다. 이렇게 동시에 사용하는 배열소자 수를 채널수(channel number)라고 한다. 일반적으로 채널수가 늘수록 실제 주사에 사용되는 변환자의 구경(aperture)이 커지므로 높은 출력의 초음파를 송신할 수 있고 초음파 신호의 수신 감도를 증가시킬 수 있다. 또한, 변환자의 구경이 클수록 특히 측방향(lateral direction)으로 보다 작은 영역에 초음파를 집속할 수 있으므로 우수한 화질을 얻을 수 있다[2]. 한편 집속점에서 일정거리 이상 떨어진 곳에서의 측방향 해상도는 구경의 크기에 역비례하여 감소하므로, 높은 해상도의 영상을 얻기 위해

<속보 논문>

이 논문은 1998년도 산업자원부 공업기반기술개발사업 지원에 의하여 이루어졌음

통신저자 : 송태경(121-742), 서울시 마포구 신수동 1
Tel. (02)705-8907, Fax. (02)707-3007

서는 모든 영상점에 초음파를 집속하는 동적집속(dynamic focusing)이 요구된다. 또 움직이는 물체의 실시간 영상을 위해서는 높은 프레임율이 요구되는데 프레임율은 다음과 같이 결정된다.

$$FR = c / (N_s \cdot S \cdot 2 \cdot z_{max}) \tag{1}$$

여기서 FR, N_s , S, z_{max} 과 c는 프레임율, 주사선당 송수신 회수, 한 단면의 주사선수, 영상의 최대깊이와 인체 내에서의 초음파 속도를 표시한다. 따라서 관심있는 영역의 실시간 영상을 위해서는 많은 경우 각 주사선마다 한번의 송수신 회수를 $N_s=1$ 로 제한하게 된다. 그 결과 실시간 영상에서 얻을 수 있는 최상의 초음파 빔패턴(beam pattern)은 송신시 고정집속(fixed focusing)에 의한 빔패턴과 수신시의 동적집속 빔패턴의 곱으로 주어진다[3].

90년대에 이르러 실용화된 디지털 집속기법은 수신시 동적집속을 가능하게 하여 초음파 영상의 해상도를 개선하는데 큰 기여를 하였다[3-5]. 실시간 영상에 있어서 초음파 영상의 해상도를 더욱 개선하기 위해서는 송신시 고정집속(fixed focusing)의 한계를 극복하여야 하며, 이를 위한 여러 가지 방법들이 연구되어 왔다[6-8]. 이러한 노력의 하나로 최근에 합성구경(synthetic aperture) 기법에 대한 관심이 증대되어 왔다. 일반적인 합성구경 기법은 배열변환자의 각 소사들을 각각 한번씩 송수신한 후 수신된 신호들로부터 원하는 단면의 영상을 구성하는 것으로 초음파를 단방향 동적집속한 결과를 얻기 때문에 실제 의료 영상에 적용하기는 해상도와 SNR 측면에서 적합하지 않다[9]. 최근까지의 합성구경 기법에 대한 많은 연구들은 눈이나 피부등을 검사하기 위한 근거리 영상이나 초소형 스캐너에 응용하기 위한 목적에서 이루어졌다[10-12]. 합성구경 기법은 또한 3차원 영상에 필요한 고속주사(fast scanning)를 구현하기 위하여 응용되기도 하였으며[12,13], 아주 최근에는 일반적인 2차원 의료 영상에 적용할 수 있는 다양한 방법들이 소개되었다[14-18].

이러한 합성구경 기법들이 실제로 2차원 및 3차원 B-모드 영상에 적용되기 위해서는 기존의 위상배열변환자 영상기법과 비교하여 해상도와 프레임율 면에 있어서는 우수함과 동시에 SNR 측면에서 대등하여야 한다. 이러한 측면에서 이미 소개된 다양한 형태의 합성구경 기법들의 특성을 분석하고 보다 효율적인 방법들을 찾기 위해서는 합성구경 기법에 대하여 엄밀한 이론적인 해석이 선행되어야 한다. 본 논문에서는 이제까지 소개된 모든 합성구경 기법들을 표현할 수 있는 통합 모형을 제시하고, 이 모형에 대한 수학적 해석을 통하여 특히 해상도의 관점에서 여러 기법들의 특성들을 분석하였다. 또한 이러한 분석을 토대로 배열변환자(linear array or convex array)를 사용한 선형주사(linear scan) 영상에 적합한 합성구경 기법을 제안하였다. 제안된 방법에서는 초음파를 송신하고 수신할 때 모두 다수의 배열소자를 사용하여 합성구경 기법과 기존의 배열변환자 집속기법을 병용함으로써 양방향 동적집속을 수행할 수 있다. 따라서 일반적인 위상배열변환자들 이용한 집속기법과 비교

하여 월등한 해상도를 얻을 수 있으며 SNR도 전체 영상 영역에서 평균적으로 대등하게 조절할 수 있다. 의료 초음파 영상에서 합성구경기법은 배열변환자를 이용하여 구현하지만 본 논문의 해석에서는 연속구경영상(continuous aperture imaging)을 가정하였다. 연속구경영상은 연속구경 변환자를 연속적으로 이동하면서 변환자 상의 모든 점에서 필요한 지연조질을 할 수 있는 이론적인 모형으로써 배열변환자를 이용하는 경우보다 초음파 집속 현상과 특성에 대하여 보다 근본적인 해석을 할 수 있는 장점을 갖는다.

컴퓨터를 이용한 빔 시뮬레이션을 통하여 본 논문에서 수행한 해석과 제안한 방식을 검증하였다.

합성구경 기법의 통합 모형 및 음장 해석

그림 1은 본 논문에서 합성구경 기법의 해석을 위하여 사용한 모형으로써 주사선이 Z-축과 평행인 선형주사 경우에 대한 송수신 과정을 보여 주고 있다. 일반적으로 합성구경 기법은 초음파 변환자를 변환자축(X-축)과 나란히 이동하면서 초음파 송수신 과정을 반복하고 이러한 과정을 거쳐 수신된 신호들로부터 일련의 집속과정을 거쳐 각 주사선을 구성한다. 그림 1은 초음파 변환자가 $X=\xi$ 에 위치할 때의 송신과정(그림 1(a))과 수신과정(그림 1(b))을 보여 주고 있다. 여러 가지 형태의 합성구경 기법들을 표현하기 위하여 그림 1(a)에서 송신변환자는 Z-축상의 임의의 좌표 z_0 에 위치하며 변환자의 중심선 상의 거리 r , 즉 (ξ, f) 의 점에 집속되어 있다고 가정하였다. 그림 1(b)에서 수신변환자는 $Z=0$ 에 위치하고 있으며 $X=0$ 인 주사선(Z-축)을 구성하기 위하여 송신시와는 달리 변환자의 위치에 상관없이 Z-축 상의 모든 영상점 $(0, z)$ 에 동적집속되어 있다. 그림 1에서는 또한 송신변환자와 수신변환자 상의 좌표들 x_0 와 x'_0 으로 구분하여 표시하였다.

이제 $X=\xi$ 에 위치한 송수신 변환자에 의한 그림 1의 (x, z) 에 위치한 점반사체(point reflector)로부터 수신된 초음파 신호의 표현식을 구하여 보자. 송신변환자가 (ξ, f) 에 수변환자가 영상점 $(0, z)$ 에 집속되었을 경우 영상면(imaging plane, $Z=z$)에서의 2차원 공간(X-Z 평면) 상의 송신 빔 패턴 $\Psi'_s(x, z)$ 와 수신 빔 패턴 $\Psi'_r(x, z)$ 의 표현식은 Rayleigh scalar wave 회절 공식을 이용하여 다음과 같이 표현된다[19].

$$\Psi'_s(x, z) = \frac{1}{j\lambda} \int_{-\infty}^{\infty} p_s(x_0 - \xi) \frac{1}{r_1} e^{jk(r_1 - r_1 + z)} dx_0 \tag{2}$$

$$\approx \frac{1}{j\lambda z} e^{jkz} \int_{-\infty}^{\infty} p_s(x_0 - \xi) e^{jk[(x-x_0)^2 + z^2 - (x_0 - \xi)^2] / 2z} dx_0$$

$$\Psi'_r(x, z) \approx -\frac{1}{j\lambda z} e^{jkz} \int_{-\infty}^{\infty} p_r(x'_0 - \xi) e^{jk[(x-x'_0)^2 - x_0'^2] / 2z} dx'_0 \tag{3}$$

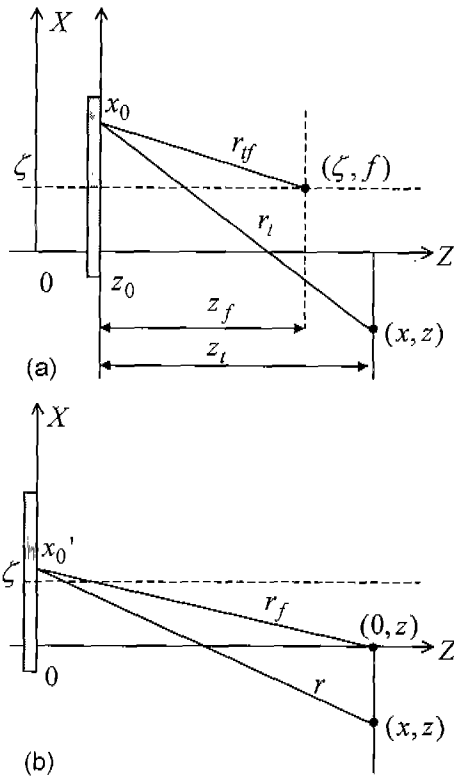


그림 1. 합성구경 기법의 통합 모형
 (a) 송신모형 (b) 수신모형
 Fig. 1. Unified SA model
 (a) Transmit model (b) Receive model

식 (1)과 (2)는 그림 1에 표시된 거리 변수들에 대하여 다음과 같이 Fresnel 근사를 적용한 결과로써 송신 및 수신 집속 지연을 포함하고 있다 [20].

$$r_1 \approx z_0 + \frac{(x-x_0)^2}{2z_0}, \quad r_{1f} = \sqrt{(f-z_0)^2 + (x_0-\zeta)^2} \approx z_f + \frac{(x_0-\zeta)^2}{2z_f} \quad (4)$$

$$r \approx z + \frac{(x-x_0')^2}{2z}, \quad r_f = \sqrt{z^2 + x_0'^2} \approx z + \frac{x_0'^2}{2z} \quad (5)$$

또한 $b(\cdot)$ 과 $b_r(\cdot)$ 는 각각 송신 및 수신변환자의 구경 (pupil or aperture)을 나타내는 함수이다. 이제 (x, z) 에 위치한 점반사체로부터 수신된 신호의 빔 패턴은 식 (2)와 (3)을 결합하여 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_f(x, z) &= \Psi_f^t(x, z) \cdot \Psi_f^r(x, z) \\ &= c_0 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) e^{jk\frac{x}{z}\zeta} \int_{-\infty}^{\infty} b_t(x_0-\zeta) \\ &\quad e^{jk\{x x_0'^2/2z_0 - (x_0-\zeta)^2/2z_f\}} dx_0 \end{aligned} \quad (6)$$

여기서 $k (= 2\pi/\lambda)$ 는 파수(wave number)이며

$$c_0 = -\frac{1}{\lambda^2 \cdot z \cdot z_0} e^{jk(z+z_0+x^2/2z)} \quad (7)$$

$$Pr\left(\frac{x}{\lambda z}\right) = F[p_r(x_0')]_{x/\lambda z} = \int_{-\infty}^{\infty} p_r(x_0') e^{-2\pi\frac{x}{\lambda z}x_0'} dx_0 \quad (8)$$

식 (8)의 $P_r(x/\lambda z)$ 는 $X=\zeta=0$ 에 위치한 수신변환자를 영상점 $(0, z)$ 에 집속하였을 경우의 빔 패턴이다.

합성구경 기법에서는 초음파 변환자를 이동하면서 송수신한 초음파 신호를 결합함으로써 그 이동한 정도 만큼 초음파 변환자의 크기를 증대시키는 효과를 얻게 된다. 따라서 합성구경 방식에 의하여 집속된 초음파 빔 패턴은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_f(x, z) &= \int_{-\infty}^{\infty} p_t(\zeta) \cdot \Psi_f(x, z) \cdot l(\zeta) d\zeta \\ &= c_0 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} p_t(x_0-\zeta) e^{jk\{x(x-x_0)^2/2z_0 - (x_0-\zeta)^2/2z_f\}} \right. \\ &\quad \left. p_t(\zeta) l(\zeta) e^{-jk\frac{x}{z}\zeta} d\zeta \right] \end{aligned} \quad (9)$$

식 (9)에서 $l(\zeta)$ 는 합성구경 영상시 송수신변환자와 영상점 $(0, z)$ 사이의 거리를 고려하여 인가하는 합성 송신지연 함수 (Synthetic transmit delay function)이다. 또 $p_t(\zeta)$ 는 합성구경을 위하여 사용되는 $\Psi_f(\cdot)$ 의 ζ 범위 및 합성시 가중치를 나타내는 함수로써 합성창틀함수 (Synthetic window function)라고 명명하기로 한다. 이제 $x_0-\zeta=\eta$ 의 변수치환을 이용하여 식 (9)는 다음과 같이 고쳐 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_f(x, z) &= c_0 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} p_t(\eta) e^{jk\beta\eta^2} e^{-jk\frac{x-\zeta}{z_0}\eta} d\eta \right] \\ &\quad p_t(\zeta) l(\zeta) e^{jk\frac{x^2}{2z_0}} e^{-jk\left(\frac{x}{z_0} + \frac{\zeta}{z}\right)\zeta} d\zeta \end{aligned} \quad (10)$$

여기서 α 와 β 는 다음과 같이 표현되는 양이다.

$$\alpha = c_0 e^{jkx^2/2z_0} = -\frac{1}{\lambda^2 \cdot z \cdot z_0} e^{jk(z+z_0+x^2/2(z+z_0))} \quad (11)$$

$$\beta = \frac{1}{2z_0} - \frac{1}{2z_f} \quad (12)$$

식 (10)에서 $\exp(jk\zeta^2/2z_0)$ 항은 $\exp\{jk\sqrt{z^2+\zeta^2}-z_0\}$ 을 근사화한 것으로 그림 1에서 임의의 위치의 송신 변환자의 중심과 영상점 $(0, z)$ 사이의 상대적인 거리차에 따른 위상지연을 나타낸다. 이제 식 (13)과 같이 합성 송신지연 함수를 선택하면 그림 1의 합성구경 모델의 빔 패턴은 식 (14)와 같이 표현된다.

$$l(\zeta) = \exp(-jk\zeta^2/2z_0) \quad (13)$$

$$\begin{aligned} \Psi(x, z) &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} b_r(\xi) P_i^p\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_i}\right) e^{-jk\frac{x}{z} + \frac{x}{z}k} d\xi \quad (14) \\ &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} b_r(\xi) P_i^p\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_i}\right) e^{-jk\frac{\nu x}{z_i}} d\xi \end{aligned}$$

여기서 $\nu = 1 + z_i/z$ 이고 $P_i^p(x/\lambda z_i)$ 는 식 (15)로 주어지는 일반적인 송신 빔 패턴임을 알 수 있다[2,20].

$$P_i^p\left(\frac{x}{\lambda z_i}\right) = F[b_r(\eta) e^{jk\beta\eta^2}]_{x/\lambda z_i} = \int_{-\infty}^{\infty} b_r(\eta) e^{jk\beta\eta^2} e^{-jk\frac{x}{z_i}\eta} d\eta \quad (15)$$

식 (14)는 합성영상 기법에 의한 최종 빔 패턴으로써 $\xi=0$ 에 대응하는 수신변환자의 동적집속 빔 패턴 $P_r(x/\lambda z)$ 과 $b_r(\xi) \cdot P_i^p((x-\xi)/\lambda z_i)$ 의 푸리에 변환의 곱으로 나타난다.

식 (14)에 의한 빔 패턴의 특성을 조사하기 위하여 이제 다음과 같은 두가지 상반된 경우에 대하여 살펴 보자. 먼저, 식 (16)과 같은 조건이 만족되는 경우에 식 (14)는 근사적으로 식 (17)과 같이 고쳐 쓸 수 있다.

$$b_r(\xi) P_i^p\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_i}\right) \approx b_r(\xi) \quad (16)$$

$$\begin{aligned} \Psi(x, z) &\approx c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} b_r(\xi) e^{-jk\frac{\nu x}{\lambda z_i}} d\xi \quad (17) \\ &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) F[b_r(\xi)]_{f_s = \nu x/\lambda z_i} = c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \cdot P\left(\frac{\nu x}{\lambda z_i}\right) \end{aligned}$$

즉, $P_i^p((x-\xi)/\lambda z_i)$ 이 $b_r(\xi)$ 과 비교하여 그 폭이 매우 넓고 $b_r(\xi)$ 가 정의되는 ξ 구간에서 이 함수의 크기가 비교적 균일한 값을 가질 경우, 빔 패턴은 모든 거리 z 에서 $b_r(x_0')$ 과 $b_r(\xi)$ 각각의 푸리에 변환의 곱으로 주어진다. 식 (16)이 만족되는 실제적인 경우는 영상점이 송신변환자의 초점거리 f 에서 멀리 떨어져 있거나 배열변환자를 사용하는 경우 하나의 소자(single element)를 사용하여 초음파를 송신할 때이다. 단일소자를 사용하는 경우에는 초음파를 집중할 수 없으므로 모든 식에서 $f=\infty$ 즉 $\beta=1/2z_i$ 를 사용하여야 한다. 이 경우 식 (15)로 주어지는 송신 빔 패턴은 점원(point source)에 의한 구형파와 같게 되므로 식 (16)이 만족된다. 식 (17)의 빔 패턴은 모든 거리에서 수신변환자와 합성구경 함수에 의한 양방향 집중 패턴을 나타낸다고 해석할 수 있으므로, 사용된 합성구경 모델로 얻을 수 있는 최상의 빔 패턴이라고 정의할 수 있다.

이와 반대의 경우, 즉 식 (18)의 조건이 성립할 경우에, 식 (14)는 식 (19)와 같이 간략화 된다.

$$b_r(\xi) P_i^p\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_i}\right) \approx P_i^p\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_i}\right) \quad (18)$$

$$\Psi(x, z) \approx c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} b_r\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_i}\right) e^{-jk\frac{\nu x}{\lambda z_i}} d\xi$$

$$= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \cdot p_r(\nu x) \quad (19)$$

식 (18)의 조건이 성립되기 위해서는 $P_i^p(\xi/\lambda z_i)$ 의 폭이 $b_r(\xi)$ 보다 매우 작아야 하므로, 일반적으로 폭이 큰 송신변환자 $b_r(\xi)$ 를 사용하였을 때 $z=f$ 근처에서 식 (19)의 빔 패턴이 발생한다. 또 $z=z_i$ 일 때 $\nu=2$ 이므로 이 빔 패턴은 주사선(Z축) 근처에서 $\Psi(x, z) \approx c_1 P_r(x/\lambda z)$ 로 표현할 수 있다. 식 (19)는 단방향 집중 패턴을 의미하므로 바람직하지 않은 경우이다.

선형주사를 위한 최적 합성구경 기법

본 논문에서 사용한 합성구경 모형(그림 1)은 일반적인(conventional) 초음파 집중기법과 이제까지 제안된 여러 가지 합성구경 기법들을 표현할 수 있으며 식 (14)로부터 이들 모두의 빔 패턴들을 해석할 수 있으며 우수한 성능의 새로운 합성구경 기법을 유도하는데 사용되었다. 즉, 다양한 형태의 합성구경 기법들이 송수신시에 사용하는 변환자의 구경함수 $b_r(x_0)$ 또는 $b_r(x_0')$ 와 합성 창틀함수 $b_r(\xi)$ 의 선택과 송신변환자의 위치 z_0 에 따라 구분되며 각각의 빔폭과 축엽의 크기 등이 조절되어 진다.

1. 초음파 집중 기법의 구분 및 구현

그림 1의 모형으로 표현이 가능한 초음파 집중 또는 영상 기법들을 요약하면 표 1과 같다. 표 1에서 CF(conventional focusing)는 배열변환자를 이용한 일반적인 초음파 집중기법으로써 합성구경 기법들과의 비교를 위하여 포함시켰다. SF는 CF 방식을 합성 방식으로 구현하는 기법[17]이고, SA(PAT/PAR)은 가장 일반적인 SA 방식과 최근에 소개된 가상소자(virtual source) 기법[12]의 해석 모형으로 사용될 수 있다. 가상소자의 경우에는 실제로 송수신에 사용하는 변환자는 $Z=0$ 에 위치한 FA(finite aperture)이며 가상적으로 송수신변환자가 모두 $Z=f=z_0$ 에 위치한 PA(point aperture)로 가정하므로 앞 절의 모든 해석에서 $z=z_0$ 로 대치하여야 한다. 표 1의 마지막 행(column)에는 이들 방식들을 어레이 변환자를 이용하여 구현하는 경우으로써 그 송수신 과정을 그림 2에 도시하였다. 그림 2는 표 2에 포함된 네가지 방법에 대하여 단면영상을 얻기 위한 주사과정을 송신(좌측 그림)과 수신(우측 그림)으로 구분하여 보여 주고 있으며 주사선의 간격은 하나의 소자간격으로 정하였다. 그림에서 주사선이 (좌측에서 우측으로) 이동할 때마다 송수신 변환자의 위치가 한 소자간격씩 이동하는 것을 확인할 수 있다. 각 그림에서 송신변환자는 어떻게 음영진 네모로 표시된 단일소자 또는 다수의 소자들로 수신시 사용되는 소자들은 빗금 친 네모로 표시하였다. 그림 2의 (c)와 (d)는 SF 방식에 대한 송수신과정으로써 다른 방식들과는 달리 하나의 주사선을 구성하기 위하여 다수의(그림에서는 5번) 송수신 과정을 거쳐야 한

표 1. 초음파 집속기법의 구분

Table 1. Classification of ultrasound focusing techniques

구분	$p(x)$	$p_r(x'_r)$	$p_s(\xi)$	어레이 시스템
CF	$rect(x_0/D_r)$	$rect(x'_0/D_r)$	$\delta(\xi)$	CF(MET/MER)
SF	$\delta(x_0-\xi)$	$rect(x'_0/D_r)$	$rect(\xi/D_s)$	SA(SET/MER)
SA(PAT/PAR)	$\delta(x_0-\xi)$	$\delta(x'_0-\xi)$	$rect(\xi/D_s)$	SA(SET/SER)
SA(PAT/FAR)	$\delta(x_0-\xi)$	$rect((x'_0-\xi)/D_r)$	$rect(\xi/D_s)$	SA(SET/MER)
SA(FAT/PAR)	$rect((x_0-\xi)/D_r)$	$\delta(x'_0-\xi)$	$rect(\xi/D_s)$	SA(MET/SER)
SA(FAT/FAR)	$rect((x_0-\xi)/D_r)$	$rect((x'_0-\xi)/D_r)$	$rect(\xi/D_s)$	SA(MET/MER)

CF : Conventional focusing, SF: Synthetic focusing, SA: Synthetic aperture,
 FAT(R) : Finite-aperture transmit(receive), PAT(R) : Point-aperture transmit(receive),
 MFT(R) : Multi-element transmit(receive), SET(R) : Single-element transmit(receive).

표 2. 초음파 집속 기법들의 특성

Table 2. Performance comparison of ultrasound focusing techniques

구분	Half mainlobe width ($x/\lambda z$)	Sidelobe level	Relative SNR	Frame rate
CF	$\min(1/D_r, 1/D_s), z=1$	$\text{sinc}^2(\cdot)$	$D_r^2 \cdot \sqrt{D_s}$	Normal
	$1/D_r, z-f \gg 0$	$\text{sinc}(\cdot)$	$\sqrt{D_r \cdot D_s}$	Normal
SF	$\min(1/D_s, 1/D_r)$	$\text{sinc}^2(\cdot)$	$\frac{\sqrt{D_r \cdot D_s}}{(\sqrt{D_{sf} \cdot D_r \cdot D_s})}$	Very low
SA(PAT/PAR)	$1/2D_s$	$\text{sinc}(\cdot)$	$\sqrt{D_s}$	Normal
SA(PAT/FAR)	$\min(1/D_r, 1/2D_s)$	$\text{sinc}^2(\cdot)$	$\frac{\sqrt{D_r \cdot D_s}}{(\sqrt{D_{sf} \cdot D_r \cdot D_s})}$	Highest
SA(FAT/PAR)	Best : $1/2D_s$	$\text{sinc}(\cdot)$	$\sqrt{D_r \cdot D_s \cdot D_s}$	Normal
SA(FAT/FAR)	Best : $\min(1/D_r, 1/2D_s)$	$\text{sinc}^2(\cdot)$	$\sqrt{D_r \cdot D_r \cdot D_r \cdot D_s}$	High
	Worst : $1/D_r$	$\text{sinc}(\cdot)$	$> D_r \sqrt{D_r \cdot D_r \cdot D_s}$	

다. SA(PAT/PAR) 방식은 그림 2(e)와 2(h)의 송신 및 수신 과정으로 구현된다.

2. 합성구경 기법의 특성

표 1의 여러 가지 집속기법들에 의한 빔 패턴은 식 (7), 식 (13)-(18)로부터 다음과 같이 구할 수 있다.

$$CF \Psi(x, z) = c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) P_t^p\left(-\frac{x}{\lambda z}\right) \text{ if } z=z_0 \quad (20)$$

$$= c_1 D_r^2 \cdot D_s \cdot \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/D_r}\right) \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/D_r}\right) \text{ at } z=f$$

$$SF \Psi(x, z) = c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) P_t^p\left(\frac{x-\xi}{\lambda z}\right) e^{-jk\frac{\nu x}{z}} d\xi \quad (21)$$

$$= c_1 D_r^2 \cdot D_s \cdot \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/D_r}\right) \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/D_s}\right) \text{ for all } z$$

$$PAT/PAR \Psi(x, z) = c_1 D_s \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/\nu D_s}\right)$$

$$= c_1 D_s \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z_s z / (z+z_s) D_s}\right) \quad (22)$$

$$PAT/FAR \Psi(x, z) = c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) e^{-jk\frac{\nu x}{z}} d\xi$$

$$= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \cdot P_s\left(\frac{\nu x}{\lambda z_s}\right)$$

$$= c_1 D_r D_s \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/D_r}\right) \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/\nu D_s}\right) \quad (23)$$

$$= c_1 D_r D_s \text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z/D_r}\right)$$

$$\text{sinc}\left(\frac{x}{\lambda z_s z / (z+z_s) D_s}\right) \text{ for } z=z_0$$

$$FAT/PAR \Psi(x, z) = c_1 \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) P_t^p\left(\frac{x-\xi}{\lambda z}\right) e^{-jk\frac{\nu x}{z}} d\xi \quad (24)$$

$$\approx \begin{cases} c_1 D_r P_r\left(\frac{\nu x}{\lambda z_s}\right) \text{ 식 (16)의 조건에서} \\ c_1 D_r P_r(\nu x) \text{ 식 (18)의 조건에서} \end{cases}$$

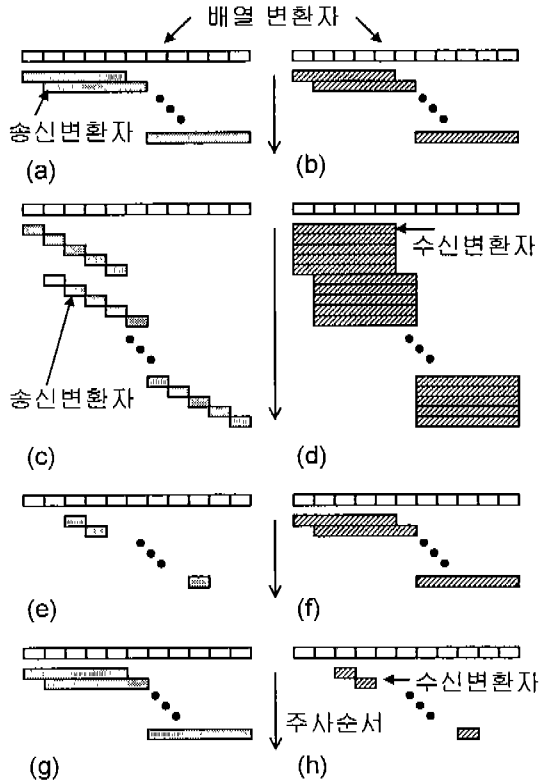


그림 2. 초음파 송수신 (주사) 과정
 Fig. 2. Ultrasound scanning sequence
 (a),(b) : CF, SA(FAT/FAR)
 (c),(d) : SF, (e),(f) : SA(PAT/FAR)
 (g),(h) : SA(FAT/PAR)

$$\begin{aligned}
 \text{FAT/FAR } \Psi(x, z) &= c_1 P_r \left(\frac{x}{\lambda z} \right) \int_{-\infty}^{\infty} P_t(\xi) P_r' \left(\frac{x-\xi}{\lambda z} \right) \\
 & e^{-jk \frac{\nu x}{z}} d\xi \quad (25) \\
 & \approx \begin{cases} c_1 D_r D_t D_s \text{sinc} \left(\frac{x}{\lambda z / D_r} \right) \text{sinc} \left(\frac{\nu x}{\lambda z / D_s} \right) \text{ 또는} \\ c_1 D_r D_t D_s \text{sinc} \left(\frac{x}{\lambda z / D_r} \right) b(\nu x) \end{cases}
 \end{aligned}$$

위의 해석에서 $\text{sinc}(\cdot)$ 함수 앞의 D_r, D_t, D_s 들의 조합으로 이루어진 계수는 각 방식에 의해서 집속된 신호의 상대적인 크기를 의미하며 식 (14)를 푸는 과정에서 얻어진 값을 그대로 표현하였다. 즉, PAT의 경우의 송신된 초음파 신호의 크기를 1로 할 때 FAT 방식의 초음파 송신 신호의 크기는 같은 영상점에서 D_r 로 주어진다. 수신시의 신호의 크기도 마찬가지로 계산하였다. 단, 식 (20)의 경우에는 송신된 초음파를 집속한 크기이므로 상대적으로 D_t 배만큼 더 커지는 현상을 반영하여 P_t^2 으로 표시하였다. 그러나, CF의 경우에도 $z=f$ 에서 멀리 떨어진 곳에서는 D_t 의 크기를 갖는다. SF의 경우에 있어서는 수신 변환자가 이동하지 않고 한 위치에 있으므로 식 (6)에서 $\exp(-jk$

$x_s^2/z)$ 이 발생하지 않는다. 따라서 식 (21)의 결과를 얻게 된다.

이상의 해석으로부터 각 집속기법들의 특성을 표 2와 같이 요약할 수 있다. 이 표에서는 $z=z(\nu=2)$ 즉 $z_0=0$ 인 경우에 대하여 주엽폭(Mainlobe width)을 계산하였다. 표 2에서 측엽의 크기(Sidelobe level)가 $\text{sinc}^2(\cdot)$ 일때는 양방향 집속된 경우를 $\text{sinc}(\cdot)$ 는 단방향 집속된 경우를 의미한다. 양방향 집속이 가능한 기법들 중에서 송신 및 수신 변환자 그리고 합성창틀함수의 폭이 같은 경우에, 즉 $D_t=D_r=D_s=D_s$, 주엽의 폭이 가장 적은 경우는 SA(PAT/FAR)와 SA(FAT/FAR)의 경우이다. 이 두가지 합성구경 기법들의 측방향 해상도(또는 주엽의 폭)는 $x = \lambda z / 2D$ 로써 송신집속면에서의 CF 방식의 해상도 $x = \lambda z / D$ 보다 두배 향상된 결과를 보여 주고 있다. 특히, 이들 두 합성집속 방식들은 CF 방식과는 달리 모든 거리에서 초음파가 양방향 집속되어 있음을 알 수 있다. 즉, 이 기법들은 양방향 동적집속(two-way dynamic focusing)된 영상을 제공할 수 있다.

SNR 측면에서는 송신 집속거리에서의 CF 방식과 SA(FAT/FAR) 방식이 가장 우수함을 알 수 있다. SA(PAT/FAR) 방식은 송신되는 초음파 신호의 크기가 작아 이들보다 \sqrt{D} 만큼 낮은 SNR을 갖는다. 표 2의 SNR 항에서 작은 괄호 안의 값은 송신시 PAT(또는 SET) 대신 폭이 D_{ti} 인 구경을 사용하여 초음파를 디포커스(defocus)하여 송신할 때에 대한 것으로, 이 경우 송신되는 초음파 신호의 크기는 $\sqrt{D_{ti}}$ 만큼 증가한다 [16,17]. 디포커스 송신 파형을 이용하는 경우에 SA(PAT/FAR) 기법의 SNR은 D_{ti} 의 크기에 따라 실제 영상에서 필요한 값을 갖도록 조절할 수 있다. 표 2에서 SA(PAT/FAR) 기법은 SF 방식과 동일한 SNR을 갖으며 CF 방식에 대해서는 그 송신 집속면과 이로부터 멀리 떨어진 지점 사이의 SNR 값을 갖는다. 실제로 표 2에서 PAT를 사용하는 모든 기법에 대하여 디포커스 송신 파형을 사용하는 것이 바람직하다.

표 2의 마지막 행은 그림 2에 도시한 송수신과정에 따른 여러 집속기법들의 프레임율을 CF 방식을 기준으로 비교한 것이다. 이 그림에서 SF 방식은 한 주사선을 구성하기 위하여 사용하는 변환자의 소자수만큼 송신과정을 반복하여야 하므로 최하의 프레임율을 갖는다. 기본적으로 SA 방식은 한 프레임의 영상 전체를 얻기 위하여 CF 방식과 동일한 회수의 송수신 과정을 수행한다. 특별히 SA(PAT/FAR)과 SA(FAT/FAR) 방식에 대해서는 일부의 주사선만을 주사하여 얻은 데이터들로부터 모든 주사선 상의 영상신호를 구성하는 방법을 적용할 수 있다 [21]. 이때에 SA(FAT/FAR) 방식은 다음 절의 해석 결과와 같이 주사 가능 영역이 제한되기 때문에 실제로 주사하여야 하는 주사선 수가 SA(PAT/FAR) 방식보다 많게 되므로 프레임율이 SA(PAT/FAR) 방식보다는 떨어진다.

이상의 해석 결과로부터 빔 패턴(또는 해상도)의 측면에서는 PAT/FAR과 FAT/FAR 방식의 SA 기법들이 가장 우수함을 알 수 있다. 이들 기법의 빔 패턴은 수신구경 함수의 CF 빔 패턴과 합성창틀함수에 대한 SA(PAT/PAR) 빔패턴의 곱을 포

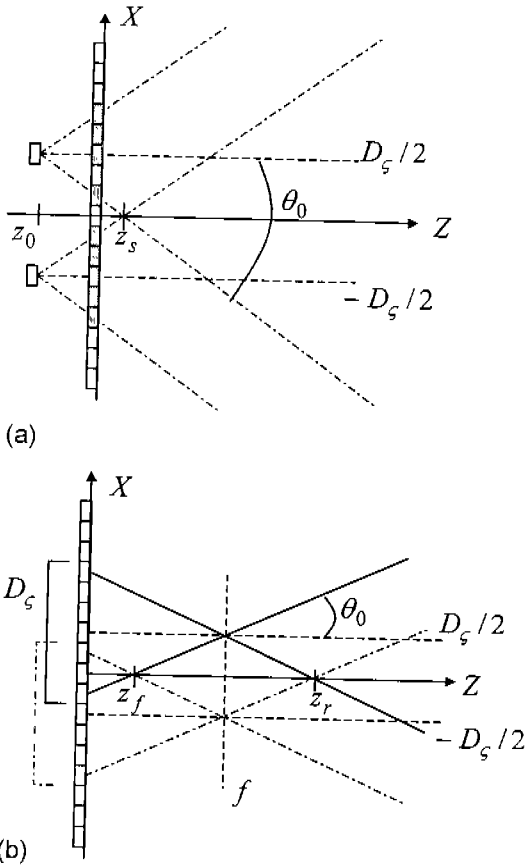


그림 3. (a) PAT/FAR과 (b) FAT/FAR 합성구경 기법들의 주사 가능 영역
 Fig. 3. Field of scanning for (a) PAT/FAR and (b) FAT/FAR SA methods

함한다. 즉, 이들 기법의 측방향 해상도는 수신변환자와 합성구경 창틀함수에 의하여 결정되며 기존의 CF 방식보다 두배 향상된다. 또 송신변환자는 측방향 해상도에는 직접적인 영향을 끼치지 않으며 (FAT/FAR의 경우는 식 (16)의 조건에서) 집중된 신호의 SNR을 결정하는 요소로 작용한다.

FAT/FAR 방식은 최근에 소개된 BiPBF[18]와 동일한 것으로 본 논문에서는 이 기법의 이론적인 해석을 수행하였으며, 다음 절에서 선형주사의 관련된 기타 성능에 대한 추가적인 분석을 하였다. PAT/FAR 방식은 초소형 초음파 영상장치를 위하여 제안된 다소자(multi-element) 합성구경 기법 (MESA)과 유사한 방식이다[17]. MESA 기법에 대한 연구는 적은 수의 소자를 갖는 소형 시스템에서 기존의 CF 방식과 근접한 해상도의 영상을 얻기 위한 목적이었으며 낮은 SNR의 문제를 해결치 못하였고 이론적인 해석을 통한 정확한 특성 분석이 수행되지 않았다. 본 논문에서 제안하는 PAT/FAR 방법은 MESA 방식과는 달리 송신 및 수신시 다른 크기의 구경을 이용하고 수신시 기존의 CF 방식과 같은 채널수를 사용하여 초음파를 집중시켜 선형주사 방식에 의한 합성구경을 수행함으로써 해상도와 SNR이 훨씬 우수한 영상을 얻을 수 있다.

3. 선형주사를 위한 합성구경 기법

본 논문에서는 이상의 결과를 토대로 PAT/FAR과 FAT/FAR 방식을 의료용 초음파 영상장치에서 가장 널리 사용하고 있는 선형주사 방식을 위한 최적의 합성구경 기법으로 제안하며, 실제 영상에 적용하기 위하여 고려할 사항들과 결과적인 성능에 대하여 분석하였다. 본 논문에서 의미하는 선형주사 방식은 초음파를 편향 (steering)하지 않는 주사방법으로써, 일반적으로 가장 널리 사용하고 있는 선형 어레이와 콘벡스 어레이를 이용하는 경우를 주 대상으로 한다. 본 논문에서는 편위상 선형 어레이만을 대상으로 하며 콘벡스 어레이에 대해서도 동일한 해석을 용이하게 할 수 있다.

그림 3은 영상하고자 하는 주사선이 Z-축(X=0) 일때 PAT/FAR과 FAT/FAR 두 SA 방식들을 이용하여 합성할 수 있는 (거리) 영역을 계산하기 위한 그림이다. 합성에 사용되는 인접 주사선들의 범위가 $\pm D_s/2$ 일때 주사가 가능한 영역은 $X=\pm D_s/2$ 의 주사선들을 위하여 송신된 초음파가 Z-축 상에서 관찰되는 곳이다. 그림에서 송신변환자는 $z_0 < 0$ 인 곳에 위치하는 것으로 표시되어 있는데 이를 가상소자(virtual element)라고 부른다. 실제의 경우에는 이 가상소자로부터 전파되는 구형파를 그림 3(a)에서 $z=0$ 인 곳에 위치한 배열변환자의 소자들을 이용하여 합성한다. 즉, 이 소자들에 앞서 언급한 디포커스 지연을 인가하여 구동함으로써 가상소자에서 구형파를 전송한 효과를 얻게 된다 [15]. 이렇게 합성된 송신 초음파가 구형파의 특성을 갖는 전파 각도를 $\pm \theta_0$ 라고 할 때 주사가 가능 영역은 다음과 같이 주어진다.

$$z \geq z_s = D_s / (2 \tan \theta_0) - |z_0| \tag{26}$$

예로써 $\theta_0 = \pi/6$ 일 때 $z_s < D_s - |z_0|$ 로써 PAT/FAR 방식은 거의 모든 영역에서 제한없이 주사 가능하다. 한편 FAT/FAR 방식에서 초음파 전파 각도는 근사적으로 다음과 같이 주어진다[12,18].

$$\theta_0 = \tan^{-1}(D_s/2f) \tag{27}$$

식 (16)의 조건이 만족되지 않는 영역을 $z_{s1} \leq z \leq z_{s2}$ 으로 가정할 때 FAT/FAR 방식의 주사 가능 영역은 그림 3(b)로부터 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{cases} z < \min(z_f, z_{s1}) & z_r = \frac{D_s - D_s}{2 \tan \theta_0} \\ z > \min(z_r, z_{s2}) & z_r = \frac{D_s - D_s}{2 \tan \theta_0} \end{cases} \tag{28}$$

식 (26)과 (28)에서 D_s 를 조절함으로써 z_s 의 값을 증가시키고 z_0 과 z 의 값을 감소함으로써 주사 가능 영역을 확장할 수 있

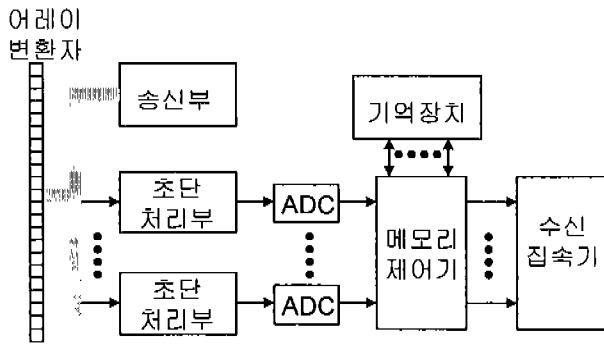


그림 4. SA(PAT/FAR) 방식의 초단부 구조
Fig. 4. Front-end architecture of SA(PAT/FAR)

유를 주목하라. 식 (28)에서 주사 영역이 z_s 과 z_r 에 의하여 결정될 때 또는 송신 집속거리 근방에서는 식 (19)와 같은 형태의 빔 패턴을 얻게 되므로 이 영역에서는 기존의 CF 방식으로 영상을 구성하는 것이 바람직하다.

제안된 SA 방식에서는 한 주사선을 구성하기 위하여 다수의 송수신 과정에서 수신된 신호를 사용하므로 CF 방식과는 달리 수신부에 사용된 어레이 변환자의 각 소자에서 수신된 rf 신호를 저장하기 위한 기억 장치가 필요하다. 그림 4는 이러한 시스템의 구성에 대한 예시도로서 각 수신 소자에서 수신된 신호들을 초단처리한 후 샘플링된 rf 데이터를 저장하기 위하여 디지털 메모리 소자를 사용하였다. 그림에서 메모리 제어기는 이들 입력 데이터를 순차적으로 저장하고 각 주사선을 구성하기 위하여 필요한 순서대로 저장된 데이터를 출력하여 수신집속기에 공급하여야 한다. 제안된 SA 방식은 앞서 설명한 것과 같이 한 단면의 영상을 얻기 위한 데이터 획득 관점에서의 프레임율은 CF 방식과 동일하지만 한 주사선을 구성하기 위하여 다수의 송수신 과정에서 획득한 신호들을 이용하여야 하므로 최종적인 프레임율의 저하를 막기 위해서는 수신집속기의 처리속도가 $b(\xi)$ 의 폭 D_s 에 포함되는 주사선수 만큼 높아야 한다. 이를 위해서는 다중 빔 집속이 가능한 수신집속기를 사용함과 동시에 이 집속기의 데이터 처리 속도를 데이터의 변환을 이상으로 높이는 것이 필요하다. 따라서 시스템의 복잡도는 기존의 CF 시스템보다 증가하게 된다. 그러나, 앞에서 해석한 것과 같이 모든 영상점에서 초음파를 양방향 집속하므로써 훨씬 개선된 영상을 제공할 수 있다.

실험 및 토론

본 논문에서 제시된 일반적인 합성구경 기법의 해석과 제안된 SA 방법을 검증하기 위하여 컴퓨터 모사실험과 팬텀을 이용한 영상실험을 실시하였다. 앞서 선형주사 영상을 위하여 최적의 합성구경 방법 중 하나로 제시된 SA(FAT/FAR)에 대해서는 이에 대한 실험 결과들이 이미 보고되었고 [17,18] 그 결과가 본 논문의 해석과 잘 일치함을 확인할 수 있었으므로 본 논문

서는 이에 대한 검증 및 비교는 생략하였다.

그림 5와 6은 CF, SA(PAT/PAR), SA(PAT/FAR)와 SA(FAT/PAR) 기법들에 대한 본 논문의 해석결과를 검증하기 위하여 실제 변환자에 의한 정확한 음장을 수치해석에 의하여 계산함으로써 구하였다[19]. 모든 모사실험에서 중심주파수가 3.5 MHz인 정현파와 소자의 크기(d)가 0.5λ 인 선형 배열변환자를 사용하였다. 단일소자를 사용하지 않는 경우에 사용한 송신 및 수신 변환자의 소자는 63개이며 ($D_s = D_r = 63d$), 모든 SA 방법들에 있어서 $D_s = 63d$ 로 설정하였다. 즉 각 주사선들은 자신과 그 좌우로 31개씩의 주사선들에 대한 수신신호들을 이용하여 합성되었다. 또 $D_s = 63d$ 인 CF와 SA(FAT/PAR) 방식에 있어서 송신 초점거리는 $f = 6cm$ 로 정하였다.

그림 5는 CF(점선)와 SA 방식들 중 PAT/FAR(실선), PAT/PAR(쇄선), FAT/PAR(일점쇄선)들의 여러 깊이에서의 측방향 빔 패턴을 보여 주고 있다. 먼저 PAT/FAR 방식과 PAT/PAR 방식은 모든 거리에서 거의 동일한 값의 주엽폭을 가지며 집중되어 있는 것을 확인할 수 있다. 또한 이들 두 SA 방식들은 CF와 비교하여 모든 거리에서 식 (20), (22), (23)의 해석 결과와 같이 1/2의 (null-to-null) 주엽폭을 갖음을 알 수 있다. PSL에 있어서 먼저 PAT/PAR과 PAT/FAR 두 SA 기법들은 모든 거리에서 각각 -13 dB와 -21 dB로 일정하며 CF는 거리에 따라 변화함을 보여 주고 있다. 이러한 결과들은 PAT/PAR과 PAT/FAR 방식들이 모든 거리에서 각각 단방향과 양방향 집중된 빔 패턴을 가지며, 이 두 SA 방식들의 송신 빔 패턴들은 합성창틀함수 $b(\xi)$ 를 푸리에 변환한 것으로 이때의 공간주파수 $f_s = \nu x / \lambda z_s = 2x / \lambda z$ ($\nu = 2, z = z_s$)는 CF 방식의 공간 주파수 $x / \lambda z$ 보다 두배가 되어 주엽의 폭이 반으로 줄기 때문이다. 따라서 SA(PAT/FAR) 방식은 모든 거리에서 주엽폭과 측엽의 크기 모두 면에서 CF 방식보다 우수함을 그림 5에서 확인할 수 있다. 한편 CF 방식은 송신집속면($z = f = 6cm$)에서 양방향 집중이 되므로 PSL = -26dB로 SA(PAT/PAR) 방식보다 우수하다. 그러나 송신집속점에서 멀어질수록 SA(PAT/PAR) 방식보다 PSL이 증가하게 된다. 실제로 그림에서 $z = 4cm$ 와 $z = 14cm$ 에서 이들 두 방식의 측엽의 크기가 거의 같게 됨을 관찰할 수 있다. 한편 SA(FAT/PAR) 방식의 빔패턴은 거리에 따라 크게 변화함을 알 수 있다. 식 (24)는 SA(FAT/PAR) 방식이 갖을 수 있는 최고의 빔 패턴은 식 (18)의 조건이 만족될 때 SA(PAT/PAR) 방식과 동일한 빔 패턴임을 표현하고 있다. 그림 5에서 SA(FAT/PAR)은 $z = 16cm$ 일 때 주엽의 폭과 측엽의 크기가 SA(PAT/PAR) 방식에 접근해 감을 볼 수 있으며 그 이외의 거리에서는 식 (21)에서 식 (16)이 만족될 때의 결과와 같이 초음파 에너지가 빔 중앙부에 구형함수 형태로 균일하게 분포함을 보여 주고 있다.

이상의 모든 결과들은 컴퓨터 모사실험에 의한 여러 집속 기법들의 특징들이 본 논문의 해석에서 예측한 것과 잘 일치함을 나타내고 있다. 그림 6은 그림 5와 같은 조건에서 계산된 CF

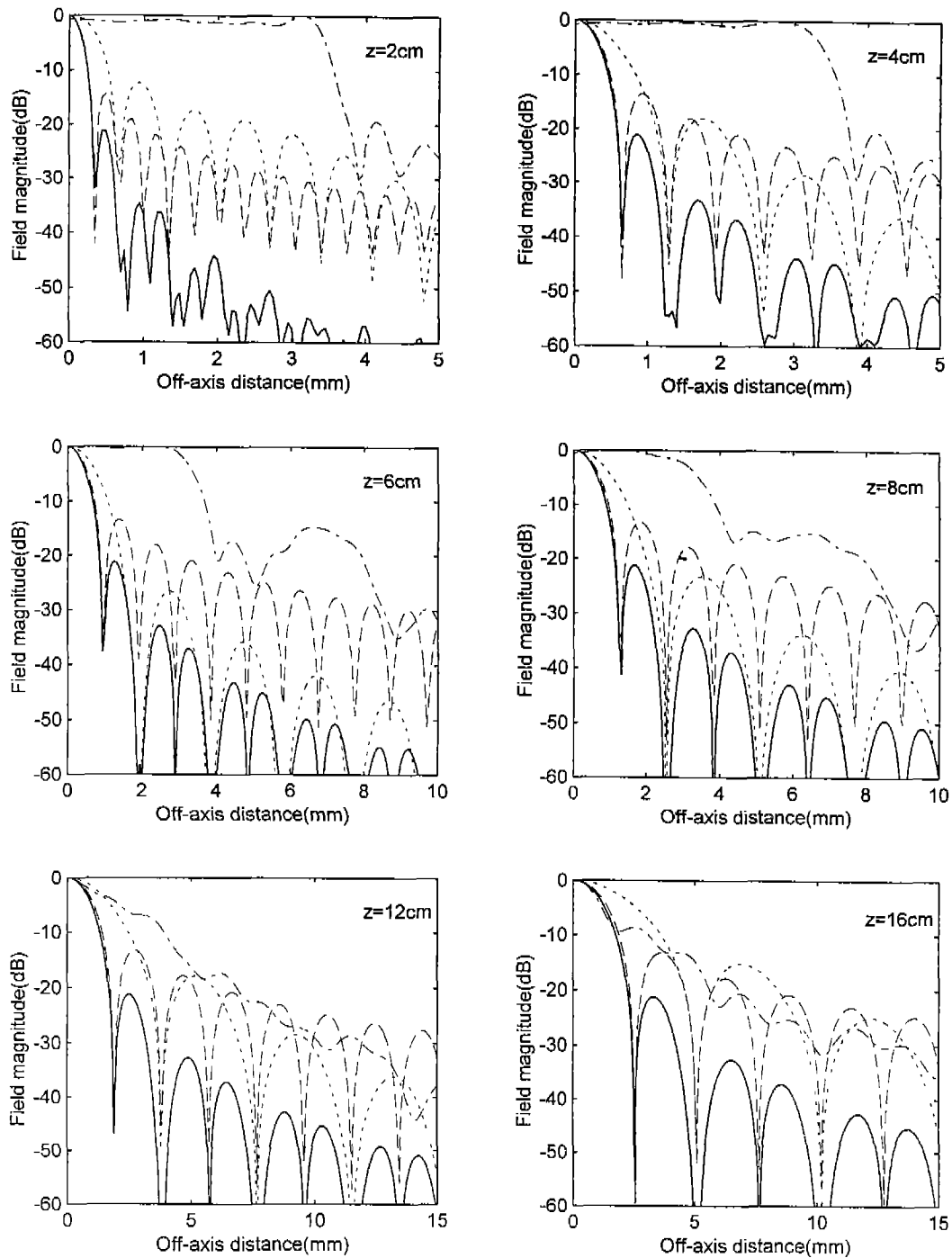


그림 5. CF와 SA 방식들에 의한 초음파 빔 패턴
 Fig. 5. Ultrasound beam patterns of CF and some SA techniques

(점선), PAT/FAR(실선), PAT/PAR(쇄선) 방식들의 6 dB 주엽폭과 PSL의 거리(또는 깊이)에 따른 변화를 보여 주고 있다. 그림 6(a)으로부터 SA 방식들은 모두 모든 거리에서 PSL이 균일하게 유지되지만 CF 방식은 송신 집중점 근처에서 최소 값을 가지며 거리에 따라 크게 변동함을 관찰할 수 있다. 즉

SA(PAT/PAR) 방식은 단방향 동적집속, SA(PAT/FAR)은 양방향 동적집속에 의하여 각각 -13 dB, -21 dB의 PSL을 거의 모든 영상 영역에서 유지한다. 대조적으로 CF 방식은 송신 시 초음파 집중점이 $z=f$ 에 고정되어 있기 때문에 $z=f$ 에서 가장 낮은 PSL 값을 갖으며 송신 초점거리에서 멀어질수록 그 값이 증가함을 보여 주고 있다. 한편 그림 6(b)에 표시된 -6dB

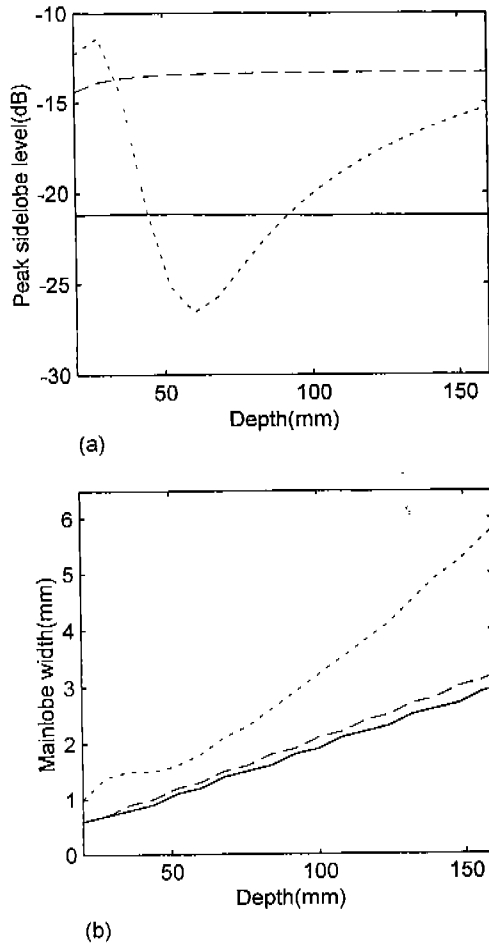


그림 6. SA(PAT/PAR), SA(PAT/FAR), CF에 대한 (a) PSL 및 (b) 6 dB 주엽폭의 거리에 따른 궤적
Fig. 6. Loci of (a) PSL and (b) 6 dB mainlobe width of CF, SA (PAT/PAR), SA(PAT/FAR) schemes

주엽폭은 두 SA 방식들에 있어서 유사한 값을 가지며 CF 방식은 이들에 비하여 거의 두배 정도 큰 주엽폭을 갖음을 알 수 있다. 모든 방식들의 주엽폭은 거리에 따라 증가하고 있음을 또한 확인할 수 있다. 그림 6도 그림 5와 같이 SA(PAT/FAR) 방식이 가장 우수한 해상도를 제공함을 나타내고 있다.

결 론

본 논문에서는 의료용 초음파 영상을 위한 합성구경 기법에 대한 모형을 제시하고 수학적 해석을 수행하였다. 특히 제시된 모형이 표현할 수 있는 모든 합성구경 기법들에 대한 초음파 빔 패턴의 단일 표현식을 구하였다. 이러한 해석의 결과를 이용하여 각 방식들의 성능을 분석하고 비교하였으며 선형주사 영상에 적합한 새로운 합성구경 기법을 제안하였다. 제안된 방법은 일반적인 선형배열자 집속기법에 의하여 양방향으로 집속된 결

과보다 해상(null-to-null 주엽폭)도 면에서 두배 우수하다. 또한 일반적인 선형배열자 시스템에서는 송신집속점에 해당하는 거리에서만 양방향 집속이 가능한 것에 반하여 제안된 합성구경 기법은 모든 영상점에서 양방향 집속이 가능하므로 영상의 해상도를 현저히 증대시킬 수 있다. 합성구경 기법에 대한 해석과 해상도 측면에서의 제안된 방법의 우수성을 컴퓨터 모사실험에 의하여 검증하였다. 각 방식에 대하여 컴퓨터를 이용한 빔 패턴들(그림 5와 6)은 이론적인 해석에서 예측한 결과와 잘 일치함을 확인하였다. 일반적으로 합성구경 기법들의 가장 중요한 제한점은 집속 성능이 목표물의 움직임 정도에 영향을 받는 것이다. 제안된 방법은 일반적인 합성구경 기법보다 빠른 속도로 영상을 구성할 수 있으므로 움직임에 대한 결함이 상대적으로 적으나 주사속도를 증대시킬수록 SNR이 저하되게 된다. 따라서 매우 빠르게 움직이는 물체의 영상을 위해서는 다른 합성구경들에서와 같이 움직임을 보상하는 방법을 사용하여야 한다[17, 22]. 제안된 방법은 기존의 초음파 영상장치에 비하여 수신부 하드웨어의 복잡도가 증대되지만 영상의 해상도 증대와 고속주사가 가능한 장점에 비하여 무시될 수 있다.

참 고 문 헌

1. D. L. Hykes, W. R. Hedrick, and D. E. Starchman "Ultrasound physics and instrumentation", Mosby Year Book, 1992
2. A. Macovsky, "Ultrasonic imaging using arrays", Proc. IEEE, vol. 67, pp. 484-495, Apr. 1979
3. Tai K. Song and Song B. Park, "A new digital array system for dynamic focusing and steering with reduced sampling rate", Ultrasonic Imaging, vol. 12, pp. 1-16, 1990
4. M. O'Donnell, "Efficient parallel receive beam forming for phased array imaging using phase rotation", 1990 IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1495-1498, 1990
5. M. O'Donnell, et al., "Real-time phased array imaging using digital beam forming and autonomous channel control", 1990 IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1499-1502, 1990
6. Jeong M. K., et al., "Generation of Sinc wave by a one dimensional array for applications in ultrasonic imaging", IEEE Trans. UFFC, vol.43, no.2, pp. 285 - 295, 1996
7. A. Drukarev, K. Konstantinides, and G. Seroussi, "Beam transformation techniques for ultrasonic medical imaging", IEEE Trans. UFFC vol. 40, no. 6, pp. 717-726, 1993
8. J. Lu, "2D and 3D High frame rate imaging with limited diffraction beams", IEEE Trans. UFFC, vol. 44, no. 4, pp. 839-856, 1997
9. P. D. Corl, G. S. Kino, C. S. Desilet, and P. M. Grant,

- "A digital synthetic focus imaging system", Acoustical Holography, vol. 8, pp. 39-53, New York:Plenum, 1980
10. M. Karaman, Pai -chi Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems", IEEE Trans. UFFC, vol. 42, no. 3, pp. 429-442, 1995
 11. C. Passmann and H. Ermert, "Adaptive 150 MHz ultrasound imaging of the skin and the eye using an optimal combination of short pulse mode and pulse compression mode", 1995 IEEE Ultrasonic Symposium, pp. 1291-1295, 1995
 12. C. H. Frazier and W. D. O'Brien, Jr., "Synthetic aperture techniques with a virtual source element", IEEE Trans. UFFC, vol. 45, no. 1, pp. 196-207, 1998
 13. G. R. Lockwood, J. R. Talman, and S. S. Brunke, "Realtime 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", IEEE Trans. UFFC, vol. 45, no. 4, pp. 980-988, 1998
 14. J. T. Ylitalo and H. Ermert, "Ultrasound Synthetic Aperture Imaging: Monostatic Approach", IEEE Trans. UFFC, vol. 41, no. 3, pp. 333~339, 1994
 15. Y. Ozaki, H. Sumitani, T. Tomoda, and M. Tanaka, "A New System for Real-Time Synthetic Aperture Ultrasonic Imaging", IEEE Trans. UFFC, vol. 35, no. 6, pp. 828~838, 1988
 16. M. Karaman, and M. O'Donnell, "Subaperture Processing for Ultrasonic Imaging", IEEE Trans. UFFC, vol. 45, no. 1, pp. 126~135, 1998
 17. M. Karaman, H. . Bilge, and M. O'Donnell, "Adaptive Multi-element Synthetic Aperture Imaging with Motion and Phase Aberration Correction", IEEE Trans. UFFC, vol. 45, no. 4, pp. 1077~1087, 1998
 18. 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
 19. N. Denisenko, G. Scarano, M. Matteucci, and M. Pappalardo, "An Approximate Solution of the Transient Acoustic Field", IEEE Trans. Sonics and Ultrason., vol. SU-32, no. 6, pp. 821~827, 1985
 20. Joseph W. Goodman, "Introduction to Fourier Optics," McGraw-Hill, 1968.
 21. 송태경외 3인, "3차원 영상을 위한 초음파 합성구경 영상 기법", 대한의공학회지 제출 예정, 1999
 22. L. F. Nock and G. E. Trahey, "Synthetic receive aperture imaging with phase correlation for motion and for tissue inhomogeneities - Part II: Effects of and correction for motion", IEEE Trans. UFFC, vol. 39, no. 4, pp. 496-501, 1992