한국음향학회지 제33권 제3호 pp. 200~209 (2014)
The Journal of the Acoustical Society of Korea Vol.33, No.3 (2014)
http://dx.doi.org/10.7776/ASK.2014.33.3.200

pISSN : 1225-4428
eISSN : 2287-3775

평면파를 이용한 초음파 합성 송신 집속 기법의 해석

Analysis of Ultrasound Synthetic Transmit Focusing Using Plane Waves

이종필, 송재희*, 송태경†

(Jong Pil Lee, Jae Hee Song*, and Tai-Kyong Song†)

서강대학교 전자공학과, *서강대학교 서강미래기술연구원 의료기술연구소

(접수일자: 2014년 2월 10일; 채택일자: 2014년 4월 15일)

초 록: 본 논문에서는 평면파 합성 송신집속 방법의 모델을 제시하고 수학적 해석을 통해 그 특성을 분석하였으며 일반적인 구형파 기반의 집속 방법과 비교하였다. 이를 통하여 평면파를 이용한 합성 송신집속 방법은 거리에 따라 주엽의 폭이 변하지 않는 비회절 빔을 발생함을 확인하였다. 또한 그레이팅 로브의 발생을 억제하며 원하는 주엽 폭을 얻기 위한 평면파 합성 방법, 그리고 비회절 특성이 유지되는 영역을 효과적으로 확장시킬 수 있는 방법을 제시하였다. 제안된 방법과 해석결과들을 컴퓨터 모의실험을 통해 검증하였다.

핵심용어: 초음파 영상, 평면파, 합성 집속, 비회절, 빔패턴

ABSTRACT: In this paper, we present a general model for synthetic transmit focusing method using plane waves (STF-PW) of which the properties are investigated through mathematical analysis and compared with those of the conventional focusing method. The analysis results show that STF-PW produces non-diffracting beams in the sense that their main lobe widths do not change with depth. We also present a method for synthesis of plane waves to obtain a desired main lobe width while preventing grating lobe generation and a method for broadening the region over which the non-diffracting property is maintained. The proposed model and analysis results were validated through computer simulations.

Keywords: Ultrasound imaging, Plane wave, Synthetic focusing, Non-diffraction
PACS numbers: 43.60. Fg

I. 서 론

공간 및 시간 해상도(spatial and temporal resolution), 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR) 그리고 영상 대조도(contrast)는 초음파 영상의 성능을 결정하는 중요한 지표이다.[1] 그중에서 시간 해상도는 획득한 영상들의 시간 간격을 의미하며 다음과 같이 프레임율의 형태로 표현할 수 있다.

$$FR = \frac{c}{N_T \cdot 2 \cdot z_{\max}}, \tag{1}$$

여기서 FR은 프레임율, N_T는 송신 횟수, $z_{\max}$는 최대 영상 깊이 그리고 c는 매질에서 초음파의 진행 속도를 나타낸다. 식(1)을 통해 알 수 있듯이, 초음파 영상의 FR은 송신된 초음파가 깊이 $z_{\max}$까지 왕복한 시간과 영상 단면을 구성하기 위해 필요한 송신 횟수에 의해 결정된다.

평면파 영상 방법은 송신 집속 없이 변환자(tranducer)를 구성하는 모든 배열 소자에서 동시에 초음파를 송신한 후, 수신 집속을 통해 영상 구성에 필요한 모든 주사선을 생성하는 방법이다. 단 한번의 송신만으로($N_T = 1$) 영상 획득이 가능하기 때문에 수~수십 kHz의 높은 프레임율을 얻을 수 있다.

†**Corresponding author:** Tai-Kyong Song (tksong@sogang.ac.kr)
Department of Electronic Engineering, Sogang University, 35 Baekbeom-Ro, Mapo-Gu, Seoul 121-742, Republic of Korea
(Tel: 82-2-705-8907, Fax: 82-2-707-3008)

그 결과, 평면파 영상 방법은 횡탄성 영상(shear wave elastography),[2] 혈류 영상[3] 그리고 심초음파 영상(echocardiography)[4]에서 기존의 영상 방법으로 획득하기 어려운 임상 진단에 유용한 정보들을 제공하는 것이 가능해졌다. 하지만, 평면파 영상 방법은 송신 집속의 부재로 인해 측방향 해상도(lateral resolution), SNR 그리고 대조도가 저하되는 문제가 있다. 이러한 성능 저하를 보상하기 위해 서로 다른 편향각을 갖는 다수의 평면파를 송·수신한 후 합성하는 평면파 합성 송신 집속 방법(Synthetic Transmit Focusing using Plane Wave, STF-PW)이 제안되었다.[5] 그러나 현재까지 STF-PW의 최적의 송신 조건 및 집속 방법을 도출하기 위한 이론적 해석이 수행되지 않고 있다.

평면파를 이용하는 영상 방법의 이론적 기반은 파동(wave)의 회절 특성을 제한하기 위한 비회절 빔(non-diffracting beam)에 대한 연구에서 찾을 수 있다.[6-9] 그 중 Jeong 등[8]은 의료 초음파 영상 시스템에서 가장 널리 사용되는 일차원 배열변환자(1-D array transducer)를 이용해 sinc wave를 생성하기 위해 평면파를 이용하는 방법과 이론적 모델을 제시하였으며, Chang과 Song[9]은 같은 모델을 기반으로 합성 구경 집속 방법에 평면파를 이용함으로써 회절 특성을 억제하는 동시에 양방향 동적 집속(two-way dynamic focusing)이 가능하다는 것을 보여주었다.

본 논문에서는 기존의 모델을 일반화함으로써 STF-PW의 수학적 해석을 위한 모델을 제시하였다. 제시된 모델을 이용하여 STF-PW의 특징과 성능을 분석하였으며 그 결과를 컴퓨터 모의실험을 통하여 검증하였다.

II. 평면파 합성 집속 방법의 모델 및 해석

Fig. 1은 STF-PW의 해석을 위해 사용한 모델을 보여주고 있다. 여기서 X축과 Z축은 각각 측 방향과 깊이 방향을 나타내며 x_s와 θ_s는 송신 집속을 수행하는 주사선의 X축 위치와 편향 각도를 의미한다. 길이가 무한한 변환자에서 X축에 대해 $\theta = \sin^{-1}\alpha$의 각도로 송신된 평면파에 의해 형성되는 음장(acoustic field)은 다음과 같이 나타낼 수 있다.[8,9]

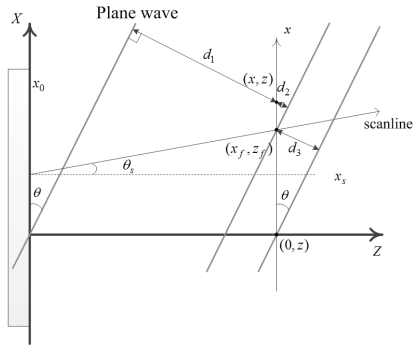


Fig. 1. A geometrical model for theoretical analysis of the proposed STF-PW method.

$$\begin{aligned}\phi_\alpha^t(x,z) &= e^{-jwt}e^{jkd_1} = e^{-jwt}e^{-jkx\alpha}e^{jkz\beta} \\ &= e^{-jwt}\psi_\alpha^t(x,z),\end{aligned} \tag{2}$$

여기서 $k = 2\pi/\lambda$는 파수(wave number), λ는 파장(wavelength), d_1은 평면파가 임의의 지점 (x, z)까지 전파된 거리, $\beta = \cos\theta = \sqrt{1-\alpha^2}$ 그리고 $\psi_\alpha^t(x, z)$는 $X-Z$ 평면상의 빔패턴(beam pattern)을 의미한다.

STF-PW의 빔집속 과정은 식(2)을 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\psi^t(x,z) = e^{-j\omega t}\cdot\int_{-\infty}^{\infty} p_S(\alpha)\cdot e^{-jkx\alpha}e^{jkz\beta}\cdot t(\alpha)\,d\alpha, \tag{3}$$

여기서 $\psi^t(x, z)$는 평면파 합성 집속을 이용해 형성된 빔패턴, $p_s(\alpha)$는 합성 창틀 함수 그리고 $t(\alpha)$는 합성 시간 지연 함수를 의미한다. 이때, 합성 집속을 위해서는 집속점 (x_f, z_f)에 도달하는 평면파의 위상을 모두 일치시켜야 하기 때문에 각 평면파가 (x_f, z_f)까지 이동한 거리, $d_1 + d_2$를 합성 시간 지연 $t(\alpha)$를 이용해 다음과 같이 보상해 주어야 한다.

$$\begin{aligned}t(\alpha) &= e^{-jk(d_1+d_2)} = e^{-jk(z\cos\theta - d_3)} \\ &= e^{-jk(z\cos\theta - x_f\sin\theta)} = e^{-jkz\beta}e^{jk(x_s + z\tan\theta_s)\alpha}.\end{aligned} \tag{4}$$

따라서 식(4)을 식(3)에 대입함으로써 다음과 같이 STF-PW의 송신 빔 패턴을 획득할 수 있다.

$$\begin{aligned}\psi^t(x,z) &= \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\alpha)\cdot e^{-jk(x-x_s+z\tan\theta_s)\alpha}d\alpha \\ &= FT\{p_s(\alpha)\}_{f_x=\frac{x'}{\lambda}} \\ &= P_s\left(\frac{x'}{\lambda}\right), \quad x' = x - x_s + z\tan\theta_s,\end{aligned} \tag{5}$$

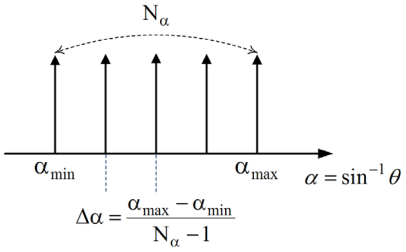


Fig. 2. A synthetic window function used for STF-PW.

여기서 $FT\{\bullet\}$는 Fourier transform, $f_x = x'/\lambda$는 X-축 방향으로의 공간주파수를 의미한다. 식(5)로부터 합성된 빔 패턴은 주사선 상에 합성 창틀 함수 $p_s(\alpha)$의 Fourier transform 형태로 나타난다는 것을 알 수 있으며, 구형파 기반의 집속 방법과 다르게 빔패턴이 깊이, z에 독립적인 것을 알 수 있다.

STF-PW의 실질적인 사용을 위해서는 사용되는 평면파의 수가 제한되기 때문에, Fig. 2에서 볼 수 있듯이 표본화(sampling)된 합성 창틀 함수가 사용되어야만 하며 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$p_s(\alpha) = \sum_{n=0}^{N_a-1} \delta(\alpha - \alpha_n), \tag{6}$$

$$\alpha_n = \frac{\alpha_{max} - \alpha_{min}}{N_a - 1} n + \alpha_{min}, \quad (n = 0 \quad \cdots \quad N_a - 1), \tag{7}$$

여기서 N_a은 총 합성 횟수를 의미하며, 이 때의 합성 송신 패턴은 식(7)을 식(6)에 대입함으로써 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{aligned}\psi^t(x,z) &= c_1 \cdot \sum_{n=0}^{N_a-1} e^{-jkx'\frac{\alpha_{max}-\alpha_{min}}{N-1}n} = c_1 \cdot \sum_{n=0}^{N_a-1} e^{-jkx'\Delta\alpha \cdot n} \\ &= c_2 \cdot \frac{\sin\left(\pi \frac{x' \cdot N_a \cdot \Delta\alpha}{\lambda}\right)}{\sin\left(\pi \frac{x' \cdot \Delta\alpha}{\lambda}\right)}.\end{aligned} \tag{8}$$

$$\Delta\alpha = \frac{\alpha_{max} - \alpha_{min}}{N_a - 1}, \quad c_1 = e^{-jkx'\alpha_{min}}, \quad c_2 = e^{-jkx'\frac{\alpha_{min}+\alpha_{max}}{2}}. \tag{9}$$

III. 평면파 합성 집속 방법의 특징 분석

이 장에서는 빔 패턴 해석 결과를 기반으로 제안하는 STF-PW의 특징을 수학적으로 분석하고 구면파를 이용한 집속 방법과 비교하였다. 그리고 그 결과를 Rayleigh-Somerfeld integral[10]을 이용한 연속파(Continuous Wave, CW) 모의실험을 통해 검증하였다.

3.1 주엽의 폭 및 Grating lobe 위치

식(5)로부터 STF-PW의 측방향 빔패턴은 합성 창틀 함수, $p_s(\alpha)$의 Fourier transform의 형태로 결정된다는 것을 알 수 있었다. 따라서 $p_s(\alpha)$가 Fig. 2와 같은 구형(rectangular) 함수일 때, 빔 패턴은 sinc 함수의 형태가 된다. 예로서, $p_s(\alpha) = rect(\alpha/2\alpha_m)$일 경우 빔 패턴은 주엽의 폭이 $x'/\lambda = 1/2\alpha_m$인 sinc 함수로 주어지며 거리에 따라 변화하지 않는다. 하지만, 식(6)과 같이 사용하는 평면파의 각도가 비연속적으로 일정 간격을 가질 경우에는 합성된 송신 빔의 주엽(Main Lobe, ML)의 폭과 Grating Lobe(GL)의 위치는 식(8)을 이용해 다음과 같이 계산할 수 있다.

ML null point: $$x' = \frac{\lambda}{N_a \cdot \Delta\alpha}, \tag{10}$$

GL positions: $$x' = \frac{\lambda}{\Delta\alpha} \cdot n, \tag{11}$$

여기서 n은 0이 아닌 정수이다. 식(10)로부터 이산 각도의 평면파를 사용할 때에도 주엽의 폭은 거리에 상관없이 일정하게 유지되며, 사용한 평면파의 편향 각도의 차이, $N_\alpha \cdot \Delta\alpha$가 증가할 수록 STF-PW의 측방향 해상도가 향상된다는 것을 알 수 있다. 또한 연속된 두 평면파의 편향각의 차이, $\Delta\alpha$가 클 수록 GL의 간격이 좁아진다는 것을 알 수 있다.

Fig. 3은 STF-PW의 ML 및 GL 특성을 보여주기 위한 CW 실험 결과로써 편향 각도의 총 변화량, $N_\alpha \bullet \Delta\alpha$에 따른 빔패턴을 보여주고 있다. 이때, 발생된 GL의 위치가 동일하도록, 즉 $\Delta\alpha$=0.052로 고정하였고 합성 횟수 N_α를 3(점선), 5(쇄선), 그리고 9(실선)로 설정하였다. Fig. 3에서 볼 수 있듯이, $\Delta\alpha$가 같기 때문에 세 경우 모두 동일한 위치(약 6 mm)에서 GL가 발생했으며 $N_\alpha \bullet \Delta\alpha$가 증가함에 따라 주엽의 폭이 점점 좁아지는 것을 확인할 수 있다. 그 중,

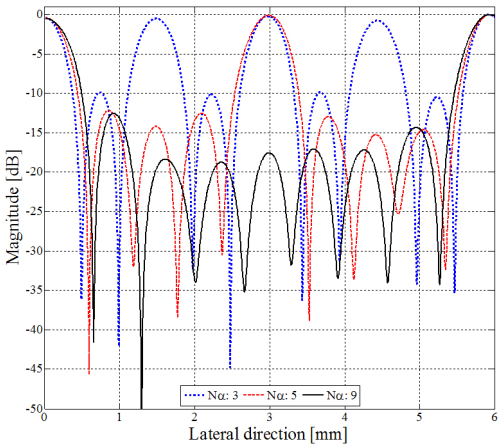


Fig. 3. Simulated lateral beam patterns of STF-PW when N_α were 3 (dotted line), 5 (dashed line) and 9 (solid line). For three simulations, $\Delta\alpha$= 0.052 was used.

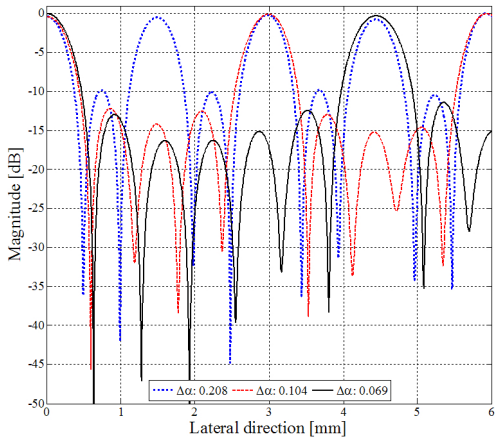


Fig. 4. Simulated lateral beam patterns of STF-PW when $\Delta\alpha$were 0.208 (dotted line), 0.104 (dashed line) and 0.052 (solid line). For three simulations, θ_{max} and θ_{min} were 12° and -12°, respectively.

N_α =9일 때, 이론적인 주엽의 첫 번째 null point 지점은 식(10)에 따라 약 0.658 mm가 되며 모의 실험의 결과와 일치함을 확인할 수 있다.

Fig. 4는 편향 각도의 변화량, $N_\alpha \cdot \Delta\alpha$의 크기가 일정할 때 N_α에 따른 GL의 위치 변화를 보여 준다. N_α가 증가함에 따라 $\Delta\alpha$가 감소하기 때문에 식(11)에 따라 발생되는 GL의 위치가 주엽으로부터 점점 멀어지는 것을 볼 수 있다. 뿐만 아니라 $\alpha_{max}-\alpha_{min}$ 크기가 일정하면 주엽의 폭은 $(N_a-1)/N_\alpha$에 비례하기 때문에 N_α가 증가할 수록 주엽의 폭이 증가하는 것 또한 확인할 수 있다.

3.2 GL 발생 방지 조건

STF-PW를 위해 구경의 크기가 D인 선형 변환자가 사용되었다고 가정하면 관심 영역은 $-D/2 \le x_s \le D/2$같이 표현될 수 있다. 식(11)에서 볼 수 있듯이, $1/\Delta\alpha$ 간격으로 GL가 반복적으로 발생하기 때문에 관심 영역 내에 GL가 발생하는 것을 방지하기 위해서는 첫 번째 GL가 관심 영역 외부에 존재해야 한다. 즉, 다음과 같이 주엽과 첫 번째 GL의 거리 차이가 구경의 크기보다 큰 조건을 만족하면 관심 영역 내에 GL가 존재하지 않게 된다.

$$\begin{aligned} &\lambda/\Delta\alpha \ge D \\ &N_a \ge D\cdot(\alpha_{max}-\alpha_{min})/\lambda+1 . \end{aligned} \tag{12}$$

따라서 식(12)의 조건을 만족하도록 송신 횟수, N_α 조절함으로써 GL의 발생을 방지할 수 있다.

3.3 제한된 비회절 특성 및 영역

식(10)에서 볼 수 있듯이, STF-PW의 측방향 해상도는 편향 각도의 변화량과 파장의 길이에 의해 결정되며 구형파를 이용한 집속 방법(Conventional Focusing, CF)[1, 11]과 다르게 영상 깊이 z에 영향을 받지 않는다. STF-PW의 비회절 특성을 관찰하기 위해 CW 모의실험을 수행하였다. 실험에 사용된 중심주파수는 5 MHz, 구경의 크기는 40 mm 그리고 편향 각도의 범위, (θ_{min}, θ_{max})를 각각 (-10°, 10°) , (-15°, 15°) 그리고 (-20°, 20°)를 사용하였다. Fig. 5는 STF-PW와 CF에 의해 형성된 음장(acoustic field)의 -3 dB와 -10 dB 윤곽(contour)을 보여준다. 이 결과는 집속 방법과 집속된 빔의 깊이에 따른 회절 특성을 비교하는 것이 목적이기 때문에 CF에는 동적 집속을 적용하였다. STF-PW의 경우, 편향 각도의 폭에 비례해서 주엽의 폭이 점점 좁아지는 것과 특정 깊이에서 주엽의 폭이 유지되는 것, 즉 제한된 비회절(limited non-diffraction) 특성을 확인할 수 있다.[8,9] 비회절 특성이 제한적인 것은, Fig. 6에서 볼 수 있듯이, 편향 각도에 따라 모든 평면파가 중첩될 수 있는 영역, 즉 비회절 특성이 유지되는 영역(Non Spreading Region, NSR)이 결정되기 때문이다. NSR을 제외한 다른 영역에서는

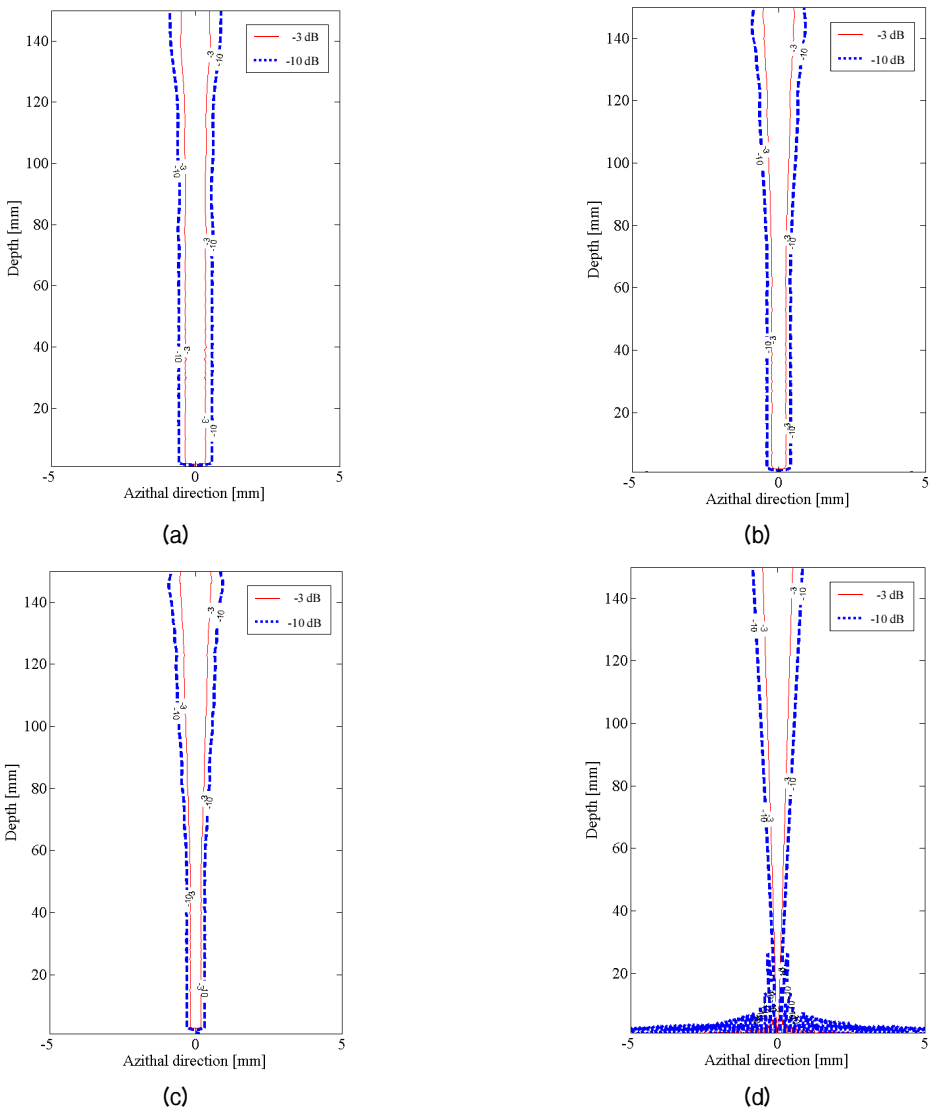


Fig. 5. Contour plots of acoustic field (−3 dB and −10 dB) induced by STF-PW and CF. The maximum and minimum steering angles of plane waves, (θ_{min},θ_{max}) were (a) (−10°, 10°), (b) (−15°, 15°) and (c) (−20°, 20°). (d) Dynamic focusing technique was applied to CF to show different diffraction characteristics of STF-PW and CF.

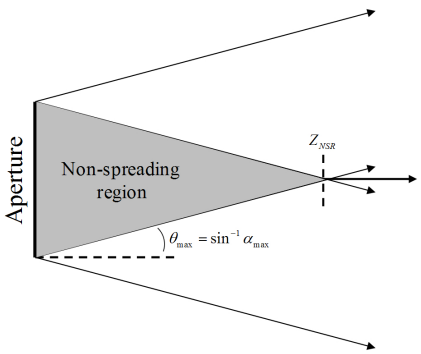


Fig. 6. Illustration of how non-spreading region is determined by the plane wave steering angle.

송신에 사용된 평면파 중 일부만 중첩이 되어 $N_\alpha \cdot \Delta\alpha$가 작아지는 효과가 나타나기 때문에 주엽의 폭이 증가하기 때문이다. 모의실험에 사용된 3가지 조건에서 Z_{NSR}은 각각 약 113 mm, 75 mm 그리고 55 mm가 되며 Fig. 5에서 볼 수 있듯이, 각 Z_{NSR} 이후에서 주엽의 폭이 증가하는 현상을 확인할 수 있다.

V. 결 과

제안된 모델을 검증하고 다양한 송신 조건에 따른 STF-PW의 성능을 평가하기 위해 Field II software[11]를 이용한 모의실험을 수행하였다. 실험에는 측방향 해상도와 SNR을 평가하기 위해 점 반사체(point target)로 구성된 모의 팬텀(phantom)이 사용되었으며 그밖에 사용된 실험 변수는 Table 1에 정리하였다. 획득한 데이터는 빔집속(beamforming) 및 신호처리(echo processing) 과정을 통해 영상으로 구성되었다. 빔집속 과정에서 수신 동적 집속(receive dynamic focusing)과 해밍 창(hamming window) 함수를 이용한 apodization이 적용하였으며 영상의 동적영역(Dynamic Range,DR)를 50 dB로 압축하였다.

Fig. 7은 점 반사체로 구성된 모의 팬텀으로부터 획득한 영상이다. Fig. 7(b)는 송신 집속점이 45 mm인 CF방법의 영상이며, Figs. 7(c) - 6(e)는 $(N_\alpha, \theta_{\min}, \theta_{\max})$가 각각 (3, -3°, 3°), (3, -12°, 12°) 그리고 (9, -12°, 12°)인 STF-PW영상이다. 영상 내부의 점선은 sinc wave가 보존되는 영역, 즉 NSR의 경계를 보여준다. 집속 방법 및 깊이에 따른 측방향 해상도를 평가하기 위해 영상의 중앙에 있는 8개의 점 반사체에서 각각 해상도 기준이 되는 -6 dB폭을 측정하였고 그 결과를 Fig. 8에 나타내었다. CF의 경우, 송신 집속점에서 주엽의 폭이 가장 좁게 나타났지만, 회절 현상으로 인해 깊이에 따라 주엽의 폭이 증가하는 것을 볼 수 있다. 이와 다르게 (3, -12°, 12°)와 (9, -12°, 12°)인 STF-PW영상에서는 주엽의 폭이 깊이에 따라 일정할 뿐만 아니라 편향 각도 범위가 같기 때문에 합성 횟수에 관계없이 주엽의 폭이 동일하다. (3, -3°, 3°)인 STF-PW 영상에서 주엽의 폭이 깊이에 따라 증가하는 것은 STF-PW의 주엽의 폭(약 5.88 mm)이 수신 빔패턴(90 mm 깊이에서 약 1.46 mm) 보다 넓기 때문에 수신 빔

Table 1. Parameters for point target imaging simulation using Field II.

Parameters	Values
Center frequency	5 MHz
Fraction bandwidth	70 % at -6 dB
Sampling frequency	40 MHz
Number of elements	128
Element pitch	300 μm
Element width	270 μm
Sound speed	1540 m/s
Dynamic range	50 dB

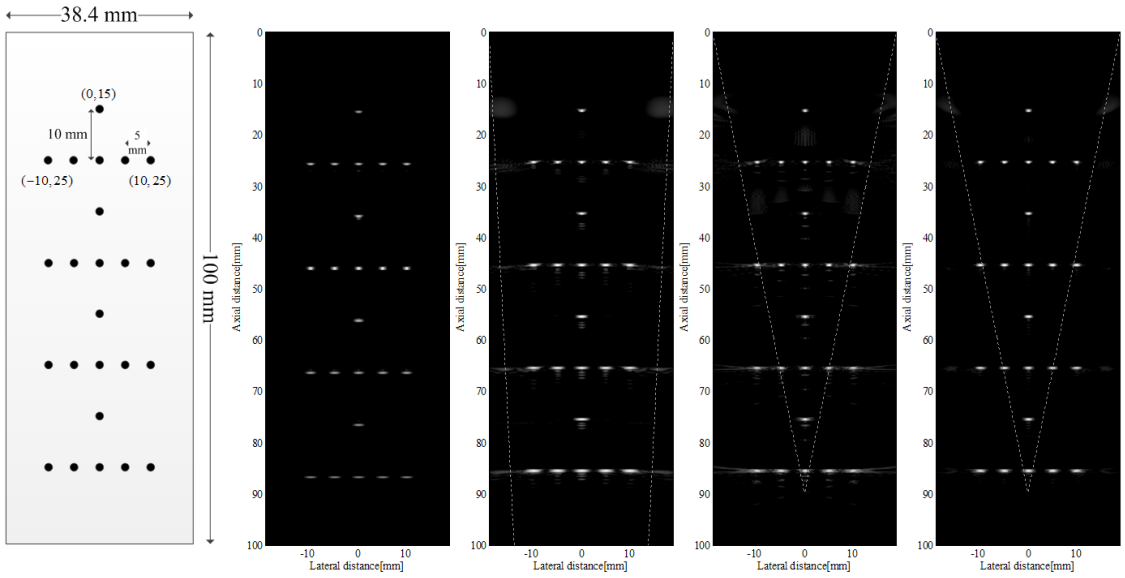


Fig. 7. (a) Image of point target phantom and B-mode images obtained by: (b) CF, (c) STF-PW (3, -3°, 3°), (d) STF-PW (3, -12°,12°) and (e) STF-PW (9, -12°, 12°). White dotted lines indicate boundary of non-spreading regions.

패턴의 회절 특성이 최종 빔패턴에 반영된 결과이다.

모의실험을 통해 획득한 초음파 신호에는 잡음이 존재하지 않기 때문에 SNR 평가를 위해 초음파 신호에 대해 상대적 크기(-40 dB)를 알고 있는 백색 가우시안 잡음(white Gaussian noise)을 생성하였다. 초음파 신호와 잡음에 대해 빔집속을 수행한 뒤, 측방향 0 mm 에 위치한 반사체 영역에서 초음파 신호의 파워, P_{signal}와 잡음의 파워 P_{noise}를 계산함으로써 SNR 을 측정하였다.

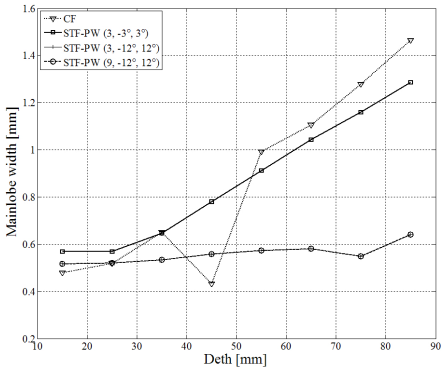
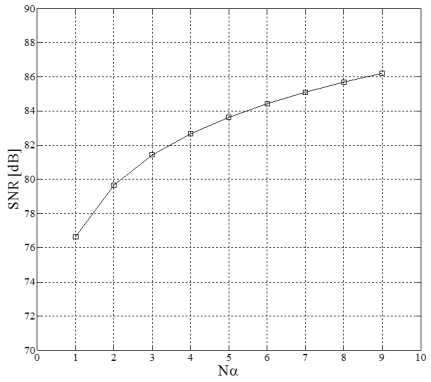
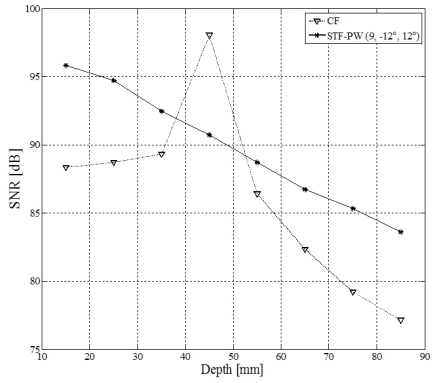


Fig. 8. The full width at half maximum (FWHM) of CF and STF-PW methods.



(a)



(b)

Fig. 9. SNR variations with (a) synthesized number of plane waves (i.e., N_α) and (b) depth.

Fig. 9 은 합성 횟수, 집속 방법 그리고 깊이에 따른 SNR 의 변화를 보여준다. 그림에서 볼 수 있듯이, STF-PW 의 SNR 은 합성 횟수에 따라 증가하며 깊이에 따라 감소하는 것을 볼 수 있다. 특히 제한된 회절 특성으로 인해 SNR 의 감소가 CF 보다 완만하다. 반면 CF 의 경우, 집속점 이후에서 급격히 회절하는 구형파의 특성 때문에 집속점을 제외한 영역에서 SNR 이 빠르게 감소하는 것을 볼 수 있다.

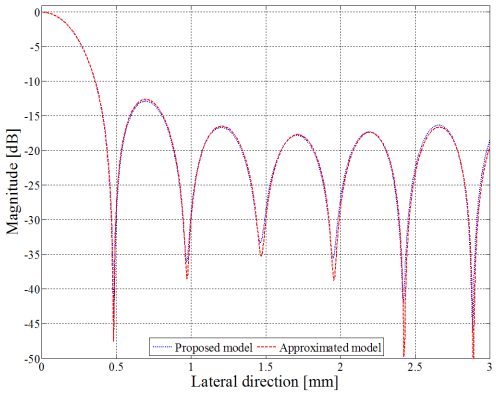
V. 토 의

Bercoff 등[3]과 Denarie 등[4]이 제안한 기존 영상 방법에서는 편향각에 따른 합성(angle compounding)을 적용하기 위해 $\theta = \sin^{-1}\alpha \approx \alpha$로 근사화한 편향각을 사용하였다. Fig. 10에서 볼 수 있듯이, 편향각 θ가 충분히 작을 경우(예, 16.5°) 근사화에 따른 오차 없이 영상을 획득할 수 있지만, 해상도 향상을 위해 편향각을 증가 시키면(예, 35°) 빔패턴에 오차가 발생하는 것을 볼 수 있다. 따라서 평면파 기반의 고해상도 영상을 얻기 위해서는 제안된 모델을 이용해 편향각이 조절되어야 한다.

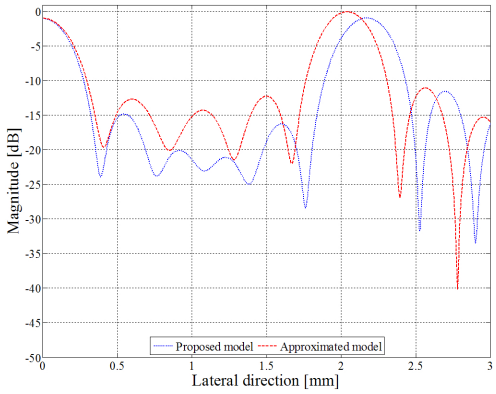
STF-PW가 CF보다 향상된 해상도를 제공하기 위해서는, CF의 집속점에서 주엽의 폭은 $\lambda z/D$이기(D는 구경의 크기) 때문에 다음의 조건을 만족시키면 된다.[1,12]

$$N_\alpha \cdot \Delta\alpha \geq D/z. \tag{13}$$

식(13)을 이용해 편향 각도의 범위를 결정한 후, GL가 발생하지 않기 위한 최소 송신 횟수, N_α를 식(12)로부터 구할 수 있다. 예를 들어, 구경이 40 mm, 파장이 300 μm 그리고 CF의 송신 집속점이 40 mm라고 할 때, 편향각의 폭은 30° 그리고 송신 횟수는 최소 135회가 되어야 한다. 일반적으로 CF의 송신 횟수는 128 이상을 사용하고 STF-PW는 모든 영상점에 송신 집속이 가능하기 때문에 CF에 비교하여 시간 해상



(a)



(b)

Fig. 10. Simulated lateral beam patterns with approximated model and the proposed model when (N_a, $\theta_{\min}$, $\theta_{\max}$) were (a) (9, −16.5°, 16.5°) and (b) (9, −35°, 35°).

도의 손실 없이 향상된 공간 해상도를 제공할 수 있는 방법이 될 수 있다. 뿐만 아니라 희박 어레이(sparse array)[13]와 같은 방법을 이용해 STF-PW의 GL를 효과적으로 억제한다면 시간 해상도의 향상도 가능할 것이다.

해석된 결과를 바탕으로 STF-PW의 시간 및 공간 해상도 그리고 침투도(penetration)와 같은 성능 지표가 독립적이지 않고 상반(trade off) 관계에 있다는 것을 알 수 있다. 또한 의료 초음파 영상은 사용되는 임상 분야(clinical application)에 따라 우선적으로 요구되는 성능이 같지 않다. 따라서 STF-PW을 위한 최적의 송신 조건은 응용 분야에 따라 다르게 결정되어야 할 것이다. 특히 심초음파 영상과 다양한 횡탄성 영상[5,14,15]에서는 매우 높은 프레임율이 필요하기 때문에 N_α가 제한된다. 그 결과, 해상도의 저하 또는

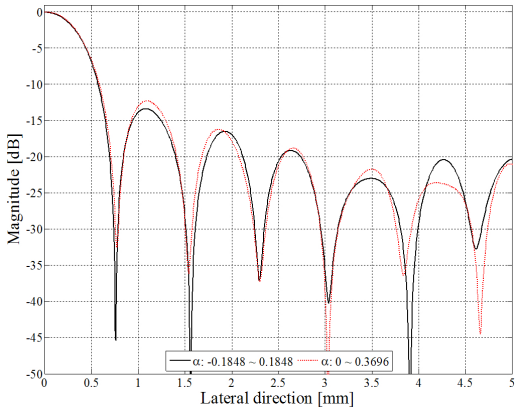


Fig. 11. Simulated lateral beam pattern of STF-PW with different ranges of steering angle. It can be seen that main lobe widths of both beam patterns are equivalent since the value of $\alpha_{\max}-\alpha_{\min}$ is the same for both cases.

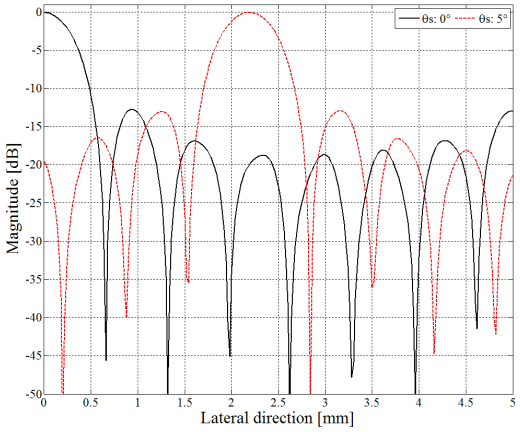


Fig. 12. Simulated lateral beam patterns of STF-PW when θ_s were 0°(solid line) and 5°(dashed line), respectively.

GL의 발생을 회피할 수 없다. 따라서 해상도 저하를 막기 위해서는 효과적으로 GL를 제거할 수 있는 방법에 대한 연구가 필요하다. 해상도 뿐만 아니라, 송신 횟수의 제한은 SNR과 침투도의 떨어뜨리지만 코드화 여기(coded excitation) 기법[16-18]을 이용해 보상이 가능할 것이다.

식(10)에서 볼 수 있듯이, STF-PW의 해상도는 편향각의 폭과 파장에 의해 결정된다. 특히, 편향각이 대칭이 않아도 편향각의 폭이 동일하다면 동일한 주엽의 폭을 갖는다는 것을 Fig. 11의 CW 모의실험을 통해 확인할 수 있다. 또한 제안된 모델을 사용하면, Fig. 12에서 볼 수 있듯이, 주사선 위치, x_s와 주사선

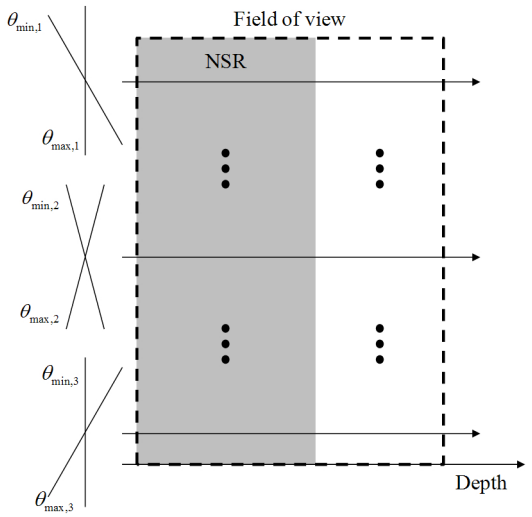


Fig. 13. Illustration of the method to effectively broaden non-spreading region.

각도, θ_s에 따라 임의의 행태로 주사선을 구성하는 것이 가능하다. 상기 두 가지를 사실을 이용하면, 생성하는 주사선의 위치에 맞춰 평면파를 선택적으로 합성함으로써 Fig. 13와 같이 NSR을 효과적으로 확장할 수 있다.

VI. 결 론

본 논문에서는 STF-PW의 수학적 해석을 위한 모델을 제시하였고, 해석된 결과를 바탕으로 STF-PW가 갖는 특성을 도출하였다. 그 결과, 측방향 해상도를 결정하기 위한 조건과 GL의 발생을 방지할 수 있는 조건을 유도할 수 있었다. 또한 STF-PW의 제한된 비회절 특성을 확인할 수 있었으며, 그 특성이 유지되는 영역, 즉 NSR을 효과적으로 확장시킬 수 있는 방법도 제안하였다. 제안된 모델과 획득한 결과는 컴퓨터 모의실험을 통해 검증하였다.

감사의 글

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2014-H0401-14-1002).

References

1. T. K. Song, “Analysis of synthetic aperture techniques for ultrasound linear-scan imaging,” J. Biomed. Eng. Res. **20**, 503-513 (1999).
2. J. Bercoff, M. Tanter and M. Fink, “Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **51**, 396-409 (2004).
3. J. Bercoff, G. Montaldo, T. Loupas, D. Savery, F. Mézière, M. Fink and M. Tanter, “Ultrafast compounding Doppler imaging: Providing full blood flow characterization,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **58**, 134-147(2011).
4. B. Denarie, T. A. Tangen, I. K. Ekroll, N. Rolim, H. Torp, T. Bjåstad and L. Lovstakken, “Coherent plane wave compounding for very high frame ultrasonography of rapidly moving targets,” IEEE Trans. Med. Imaging, **32**, 1265-1276(2013).
5. G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N. Benech and M. Fink, “Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **56**, 489-506(2009).
6. J. Durnin, “Exact solutions for nondiffracting beam. I. The scalar theroy,” J. Opt. Soc. Amer. **4**, 2081-2091(1987).
7. J.-Y. Lu and J. F. Greenleaf, “Nondiffracting X waves - Exact solutions to free-space scalar wave equation and their finite aperture realizations,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **39**, 19-31(1992).
8. M. K. Jeong, T. K. Song, S. B. Park and J. B. Ra, “Generation of sinc wave by a one-dimensional array for applications in ultrasonic imaging,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **43**, 285-295(1996).
9. J. H. Chang and T.-K. Song, “A new synthetic aperture focusing method to suppress the diffraction of ultrasound,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **58**, 327- 337 (2011).
10. K. B. Ocheltree and L. A. Frizzell, “Sound field calculation for rectangular sources,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **36**, 242-248(1989).
11. J. A. Jensen, “Field: a program for simulating ultrasound system,” Med. Biol. Eng. Comp. **4**, Suppl. 1, 351-353 (1996).
12. A. Macovski, “Ultrasonic imaging using arrays,” Proc. IEEE, **67**, 484-495(1979).
13. G.-D. Kim, *A study on the optimum design of periodic sparse arrays for ultrasound imaging*, (PhD thesis, Graduate School of Sogang University, 2008).
14. P. Song, M. W. Urban, A. Manduca, H. Zhao, J. F. Greenleaf and S. Chen, “Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE) with various ultrasound push beams,” IEEE Trans. Med. Imaging, **32**, 1435-1447(2013).
15. N. C. Rouze, M. H. Wang, M. L. Palmeri and K. R. Nightingale, “Parameters affecting the resolution and

accuracy of 2-D quantitative shear wave images," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **59**, 1729-1740 (2012).
16. R. Y. Chiao and X. Hao, "Coded excitation for diagnostic ultrasound: A system developer's perspective," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **52**, 160-170(2005).
17. B.-H. Kim, G.-D. Kim and T.-K. Song, "A post-compression based ultrasound imaging technique for simultaneous transmit multi-zone focusing," Ultrasonics, **46**, 148-154 (2007).
18. J. Song, S. Kim, H.-Y. Sohn, T.-K. Song and Y. M. Yoo, "Coded excitation for ultrasound tissue harmonic imaging," Ultrasonics, **50**, 613-619(2010).

저자 약력

▸ 이 종 필(Jong Pil Lee)

2012년 2월: 서강대학교 전자공학과 (공학사)
2014년 2월: 서강대학교 전자공학과 (공학석사)
2014년 3월 ~ 현재: 서강미래기술연구원 의료기술연구소

▸ 송 재 희(Jae Hee Song)

2004년 2월: 서강대학교 컴퓨터공학과 (공학사)
2006년 8월: 서강대학교 전자공학과 (공학석사)
2012년 2월: 서강대학교 바이오융합기술 협동과정(공학박사)
2012년 ~ 현재: 서강미래기술연구원 의료기술연구소

▸ 송 태 경(Tai-Kyong Song)

1984년 2월: 서강대학교 전자공학과 (공학사)
1990년 2월: 한국과학기술원 전기·전자공학과(공학박사)
1995년 6월 ~ 1997년 8월: Siemens Medical-System Inc., Ultrasound Group, Issaquah, WA98027, USA, Staff Scientist
1997년 9월 ~ 현재: 서강대학교 전자공학과, 교수
2010년 7월 ~ 현재: 서강대학교 의료기술연구소, 소장
2011년 ~ 현재: 대한초음파의료기기연구회, 회장