J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 23, No. 3, 243-251, 2002

초음파 의료 영상에서 합성 Sinc 음장 집속방법의 실험적 고찰

이광주 · 정목근

대진대학교 전자공학과

(2002년 2월 15일 접수, 2002년 6월 3일 채택)

An Experimental Study of the Synthetic Sinc Wave in Ultrasonic Imaging

Kwang-Ju Lee and Mok-Kun Jeong

Department of Electronic Engineering Daejin University 487-711, Pocheon, Kyeonggi, KOREA

(Received February 15, 2002. Accepted June 3, 2002)

요 약 : 합성 싱크 음장은 선형지연을 가지는 펄스 평면파를 송신한다. 송신집속은 각각 다른 시간에 송신된 진행방향이 다른 평면파들에 대한 수신신호를 모두 저장하고 있다가 합성집속 방법을 이용한다. 이러한 송신 집속 방법은 송신시 전체의 소자를 동시에 사용함으로 높은 SNR을 얻을 수 있고, 양방향 동적집속이 가능하다. 본 논문에서는 합성싱크음장 집속방법을 구현하기위한 문제점을 고찰하고, 5MHz의 선형변환기를 이용한 초음파 영상진단기에서 펜텀과 인체의 영상에 대하여 합성싱크음장 집속방법을 실험으로 검증하였다. 펜텀 영상의 경우 기존의 방법에 비하여 더 좋은 해상도로 더 깊이 영상화 할 수 있었다. 인체 영상의 경우 인체의 움직임과 위상수차(phase aberration) 등으로 인한 효과로 해상도는 떨어지지만, 기존의 집속방법에 대하여 5배 이상의 frame 율의 속도로 영상을 얻어도 기존의 방법과 비슷한 해상도를 얻을 수 있었다.

Abstract : Synthetic sinc wave employs pulsed plane wave as transmit beam with linear time delay curve. The received echoes in different transmit directions at different transmit times are superposed at imaging points with proper time delay compensation using synthetic focusing scheme. This scheme, which uses full aperture in transmit, obtains a high SNR image, and also features high lateral resolution by using two way dynamic focusing at all imaging depths.
In this paper, we consider the problems in realization of synthetic sinc wave. Also, we have applied the scheme to obtain phantom and in-vivo images using a linear array of 5 MHz. In phantom test, experimental images show high resolution over a more extended imaging depth than conventional fixed point transmit and receive dynamic focusing schemes. In-vivo images show that the resolution could not overcome conventional focusing systems because of motion blurring and(or) aberration of tissue, but the frame rate can be increased by a factor of more than 5 compared to conventional focusing schemes, with competitive resolution at all imaging depths.

Key words : Medical ultrasound imaging, Sinc wave, Plane wave, Synthetic focusing

서 론

초음파 의용 진단 시스템의 해상도는 송수신 집속을 수행함으로써 향상된다. 현재 사용되고 있는 집속시스템은, 송신 시에는 이미 송신된 음장은 제어할 수 없으므로 높은 해상도를 원하는 깊이에 빔을 집속시키는 송신 고정 집속(transmit fixed focusing), 수신 시에는 배열 소자에서 수신된 신호에 집속에 필요한 시간 지연을 가하여 모든 영상점에서 집속시키는 수신 동적 집속(receive dynamic focusing)을 행한다. 이러한 집속의 필요성은 초음파 음장이 변환자에서 송신되면 회절하기 때문이다. 회절은 빔이 진행하면서 퍼지는 현상으로 영상영역에서 빔의 폭이 좁아야 측방향 해상도가 향상되며 따라서 집속은 음장의 폭을 줄이기 위한 과정이다. 수신집속은 각각의 배열소자에 수신되는 신호들의 시간지연을 제어함으로써 모든 영상점에서 높는 해상도를 얻을 수 있지만 송신집속의 경우 기존의 시간지연을 이용한 집속방법으로는 하나의 깊이에서만 집속이 가능하다. 따라서 송신 집속의 성능을 향상시켜 모든 영

"이 논문은 2001학년도 대진대학교 학술연구비지원에 의한 것임"
통신저자 : 이광주, (487-711) 경기도 포천군 선단리 산 11-1
대진대학교 전자공학과
Tel. (031)539-1904/535-6761, Fax. (031) 539-1900
E-mail. hzlkj@hanmail.net

상점에서 송신집속이 가능하다면 초음파 영상의 문제점인 영상의 해상도를 증가시킬 수 있게 된다.

송신집속을 위해 널리 알려진 방법에는 소나와 레이더 영상에서 널리 이용되는 합성 개구 집속(synthetic aperture focusing ; SAF) 방법이 있다[1,2]. 이는 배열 변환기에서 송수신시 한 개의 소자만 사용하고, 모든 소자에서 각각 송수신한 데이터를 이용하여, 모든 소자에서 동시에 영상점에 송신한 것과 같은 효과를 가지도록 집속지연시간을 인가한다. 따라서 송수신 동적 집속이 되며 높은 해상도를 얻을 수 있다. 그러나 이러한 방법은 높은 그레이팅 로브 문제와 송신전력이 작아 영상의 SNR이 나빠서 실제로 초음파 영상시스템에 적용되지 못하고 있다. 합성개구집속법에서 SNR 문제를 해결하기 위하여 송신시 여러 개의 송신 소자를 이용하여 마치 한 개의 송신소자에서 음장이 송신되는 것과 같은 효과를 가지도록 지연시간을 인가하는 방법으로 송신전력을 증가시키는 방법이 O'Donnell등에 의하여 소개되었다[3,4]. 이 방법은 여러 개의 송신 소자를 이용하지만 송신 어레이의 전방 혹은 후방에 마치 한개의 송신 소자가 있는 것처럼 가상소자(virtual source)를 구성하여 송신점을 이동시키는 방법이다. 이 방법을 개선하여 현재의 초음파 영상시스템에서 기존의 다배열 변환기의 송신음장을 그대로 이용하면서 합성송신집속 방법을 적용하여 영상의 해상도를 개선하는 방법이 소개되었고 실험에서도 좋은 결과를 보여주었다[5-7].

초음파 송신 음장의 회절을 줄임으로써 측방향 음장의 폭을 줄여 해상도를 향상시키기 위한 연구가 최근에 발표되었고 그 중 원형 배열소자와 선형 배열소자를 이용한 방법이 소개되었다[8-10]. 제안된 방법은 진행방향이 다른 다수의 평면파를 이용하여 원하는 집속점에서 위상이 일치되도록 시간지연을 인가하여 중첩시킨다. 중첩된 음장은 비회절, 혹은 원하는 깊이 혹은 거리까지 회절이 적은 제한회절 특성을 가지게 된다. 실제로 초음파 의용영상 시스템에서 사용되는 변환기의 크기가 유한하므로 구현되는 송신음장은 유한 깊이에서 비교적 적은 회절 특성을 가지는 제한회절 음장이 된다. 그러나 이러한 방법은 기존 집속 방법에 비하여 전체 깊이에서 해상도가 떨어지며 송신음장을 만들기 위한 하드웨어가 복잡해지는 단점이 있다.

이를 개선하여 각각의 평면파를 합성집속방법을 이용하여 집속함으로써 제한회절 특성을 가지는 합성 싱크 음장 (synthetic sinc wave) 방법이 제안되었다[11-13]. 이는 선형집속 지연시간을 인가하므로 송신 하드웨어를 간단히 하면서, 모든 영상점에서 송신집속을 할 수 있어 모든 영상깊이에서 균일한 해상도를 가지게 하였다. 이 방법은 송신음장의 해상도를 평면파의 송신각도와 송신회수를 조절하여 임의대로 제어할 수 있지만 합성집속 방법을 이용하므로써 수신 하드웨어가 복잡해지며 움직이는 영상체를 영상화 할 수 없다는 단점을 가지고 있어 인체의 복부 등과 같이 움직임이 적은 부위의 영상에 유용한 방법이 된다.

본 논문에서는 합성싱크음장 집속방법을 구현하기위한 문제점을 고찰하고, 실제 유용성을 검증하였다. 실험을 위하여 메디슨의 초음파 진단장비인 SA-8800 장비에 선형 평면파를 송신할 수 있도록 구조를 개조하여 펜텀과 인체의 데이터를 얻었다. 얻어진 데이터는 수신동적집속 방법으로 영상을 합성하여 해상도 관점에서 프레임율, 최대송신각도, 송신각도 증분 등을 비교하여 유용성을 검증하였다.

합성 Sinc 음장의 구현

본 논문에서 사용한 평면파를 이용한 송신집속방법을 간략히 설명하겠다. 기존의 합성 개구 집속 방법은 각각의 송신에 한 개의 소자만 사용하므로 영상점에 도달하는 음장의 모양은 구형파(spherical wave)의 형태를 가진다. 그러나 제안한 합성된 Sinc 음장(synthetic sinc wave)에서는 모든 배열소자를 이용하여 선형지연을 가지는 음장을 송신하므로 제한된 영역 안에서 평면파의 파면을 가진다. 각각의 송신은 한번에 한 방향으로의 음장만 송신하므로 각각 다른 방향의 음장을 구성하기 위해서는 각각의 방향에 대하여 따로 송수신하여야 한다. 이 때 각각의 송수신에 대하여 저장된 데이터를 이용하여 영상점에서 시간지연이 일치하도록 집속한다.

제안된 방법의 송신 지연시간을 계산하기 위한 모델은 그림 1이다. 그림은 송신 소자에 대하여 음장의 진행방향이 0도 방향과 θ의 각도를 가지는 평면파 두개를 그렸다. 그림 1에서 무한크기의 송신 변환기에서 발사되는 평면파는 다음과 같이 나타난다.

$$\Phi_{\beta} = e^{-i\omega t} e^{ik\beta x} e^{ikvz} \tag{1}$$

여기서 직교좌표계이며 ω는 각주파수, k는 파수(wave number)이며 $\beta = \sin\theta, \nu = \cos\theta$ 이며 θ는 평면파의 진행 방

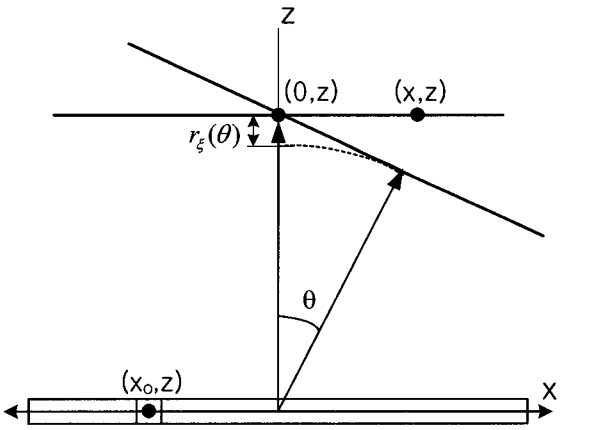


그림 1. 변환기에서 진행하는 두개의 평면파의 중첩 : 송신각도가 0^o와 θ^o

Fig. 1. Superposition of two plane waves propagate at angles of 0^o and θ^o

향이다. 평면파는 해석을 쉽게 하기 위하여 연속파라 가정하였다. 이 때 θ의 각도로 진행하는 평면파가 송신 집속점 $(0,z)$에서 θ가 0일 때 진행하는 평면파와 동시에 도달하기 위하여 진행거리의 차이 $r_\zeta(\theta)=z(1-\cos\theta)$만큼의 거리지연을 보상하면 되는데, 송신 집속위상 지연은 다음과 같이 주어진다.

$$\zeta(\theta)=e^{ikz(1-\cos\theta)}=e^{ikz(1-\nu)} \tag{2}$$

각각 다른 각도를 가지고 진행하는 평면파를 식 (2)의 위상지연을 인가한 후 중첩시키면

$$\begin{aligned}\Phi_{tx}(x,z) &= \int_{-\beta_m}^{\beta_m} A(\beta)\cdot\Phi_\beta(x,z)\cdot\zeta(\beta)d\beta \\ &= e^{i(kz-\omega t)}\int_{-\beta_m}^{\beta_m} A(\beta)\cdot e^{ik\beta x}d\beta\end{aligned} \tag{3}$$

이 된다. 여기서 $\beta_m=\sin\theta_m$ 이며 θ_m은 최대 송신각도이다. 여기서 $A(\beta)$는 송신각에 대한 가중함수이며, $A(\beta)=1$로 하고 적분을 계산하여 측방향 음장의 크기를 구하면 다음과 같다.

$$\Phi_{tx}(x,z)=2\beta_m \mathrm{sinc}\left(\frac{2\beta_m x}{\lambda}\right)e^{i(kz-\omega t)} \tag{4}$$

따라서 (x,z) 깊이에서의 측방향 음장은 깊이 z와 무관한 함수가 되어 회절하지 않는 음장이 된다. 식 (4)의 싱크 함수는 높은 측엽을 가지므로 식 (3)에서 $A(\beta)$함수를 이용하여 송신음장을 apodization하면 사이드로브를 줄일 수 있다. 집속에 필요한 지연시간 식 (2)는 z의 함수로 주어져 영상깊이에 따라 다른 지연값을 인가해야 하기 때문에 수신데이터를 모두 저장한 후 지연시간을 인가한다. 합성된 음장의 메인로브의 첫 번째 영점(null)간의 거리는 (λ/β_m)로 주어지므로 평면파의 송신 주파수와 최대 송신각도가 해상도를 결정한다.

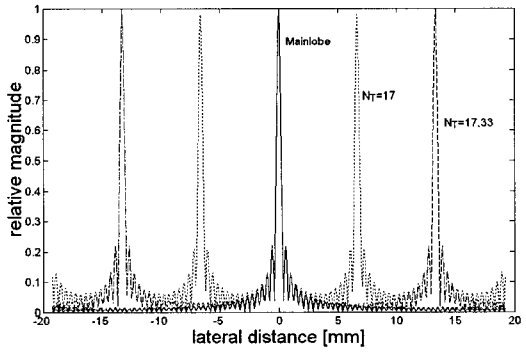


그림 2. $\Delta\theta$의 변화에 대한 연속파 송신 음장특성 : $\theta_m=20^o$, N_T가 각각 129(실선), 65(실선 : 129와 겹침), 33(장점선), 17(단점선)

Fig. 2. Field response of continuous plane wave in terms of $\Delta\theta$: $\theta_m=20^o$, N_T=129(solid), 65(solid), 33(dash-dotted), 17(dotted)

이산 송신각도에 대한 검토

식 (4)의 송신음장은 최대 송신각 범위 이내의 모든 연속각도에서 송신한 경우이다. 실제의 시스템은 이산 각도간격으로 송신할 수 있으므로 이에 대하여 검토하였다. 먼저 식 (3)의 적분을 합으로 바꾸면

$$\Phi_{tx}(x,z)=e^{i(kz-\omega t)}\cdot\sum_{m=-M}^{M}e^{ik\Delta\beta mx} \tag{5}$$

여기서 $A(\beta)=1$로 두었고, 전체 송신회수 $N_T=(2M+1)$이며 최대송신각도 $\pm\beta_m=\pm(M\cdot\Delta\beta)$의 각도범위에서 각도증분이 $\Delta\beta=\sin(\theta_m/M)=\sin(\Delta\theta)$의 등간격의 각도로 송신하게 된다. 식 (5)를 정리하면

$$\begin{aligned}\Phi_{tx}(x,z) &= e^{i(kz-\omega t)}\cdot(2M+1)\left\{\frac{\mathrm{sinc}(\frac{\Delta\beta(2M+1)x}{\lambda})}{\mathrm{sinc}(\frac{\Delta\beta x}{\lambda})}\right\} \\ &\approx e^{i(kz-\omega t)}\cdot N_T\cdot\left\{\frac{\mathrm{sinc}(\frac{2\beta_m x}{\lambda})}{\mathrm{sinc}(\frac{\Delta\beta x}{\lambda})}\right\}\end{aligned} \tag{6}$$

여기서 M이 충분히 크다고 가정하여 분자항의 $(2M+1)$을 $2M$으로 근사하였다. 따라서 $\Delta\beta$가 적은 경우 측방향음장은 식 (4)와 같지만 $\Delta\beta$가 큰 경우 식 (6)의 분모의 값이 1보다 작아져서 이산각도의 합성송신음장은 $\Delta\beta$의 영향을 받게 된다. 식 (6)의 분모의 싱크함수는 $\Delta\beta$가 커질수록 영점이 메

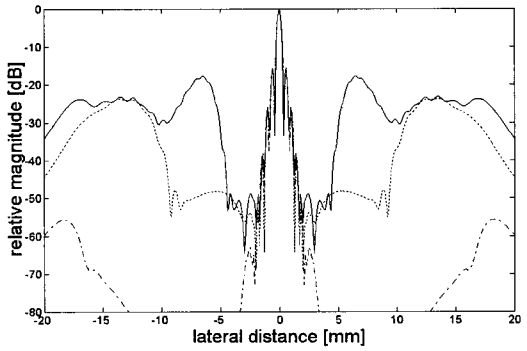


그림 3. 펄스파에서 $\Delta\theta$의 변화에 대한 송신음장특성 : $\theta_m=20°$, N_T가 각각 65(장-단점선), 33(점선), 17(실선)

Fig. 3. Field response of pulsed plane wave in terms of $\Delta\theta$: $\theta_m=20^o$, N_T=65(dash-dotted),33(dotted), 17(solid)

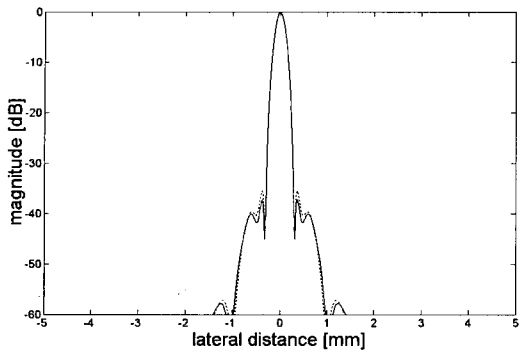


그림 4. 합성싱크음장과 수신동적집속을 결합한 송수신 음장 특성: $\theta_m = 20^o$, N_T가 각각 33(실선), 17(점선)
Fig. 4. Field response of transmit synthetic sinc wave and receive dynamic focusing: $\theta_m = 20^o$, N_T =33(solid), 17(dotted)

인로브에 가까워지게 되며 영점에서 사이드로브가 나타난다. 식 (6)에서 $\Delta\beta$의 영향을 보기위하여 $\theta_m = \sin^{-1}\beta_m = 20^o$로 고정시키고 $\Delta\beta$를 가변한 경우를 그림 2에서 보였다. N_T가 129(실선), 65(실선; 129와 겹침), 33(장점선), 17(단점선)의 경우에 대하여 음장을 그린 것이다. 메인로브의 특성은 $\Delta\beta$의 영향을 거의 받지 않아 N_T에 상관없이 거의 겹쳐져서 구분이 되지 않으며, N_T가 33과 17에서 분모의 영점에 의한 사이드로브가 나타난다. 그림 2는 연속파에 대한 결과이며 실제 시스템에서 사용되는 펄스파의 경우를 그림 3에서 N_T가 65(장-단점선),33(단점선),17(실선)의 경우에 대하여 로그단위로 그렸다. 펄스파 음장의 경우에도 메인로브의 특성은 N_T에 상관없이 거의 같이 나타나고 사이드로브는 연속파의 음장에 비하여 줄어들며, N_T가 33의 경우 메인로브에서 13mm 거리에 -23.7dB, N_T가 17의 경우 6.5mm 근처에서 -17.8dB의 사이드로브 로브가 발생한 것이 관찰된다. 그러나 이러한 사이드로브는 합성송신집속이 동적수신집속방법과 결합하면 억제시킬 수 있다. 그림 4는 128소자 선형변환기에서 펄스파를 이용한 N_T가 17과 33의 경우에 대한 25 mm 깊이에서의 합성송수신 음장 특성으로서 사이드로브는 모두 -60dB 이하로 떨어지고 있으며 메인로브는 모두 같이 나타난다. 따라서 송신회수 N_T와 $\Delta\beta$는 해상도에 큰 영향을 미치지 않음을 알 수 있다.

양방향 동적집속

위의 방법은 동적수신집속과 결합하여 양방향 동적집속이 가능하다. 합성집속을 위해서는 저장된 수신 데이터로부터 집속을 위한 지연시간을 계산한다. 그림 1에서 θ_{tx} 각도로 송신한 평면파를 $(x_o, 0)$ 위치에 있는 수신소자에서 수신할 때

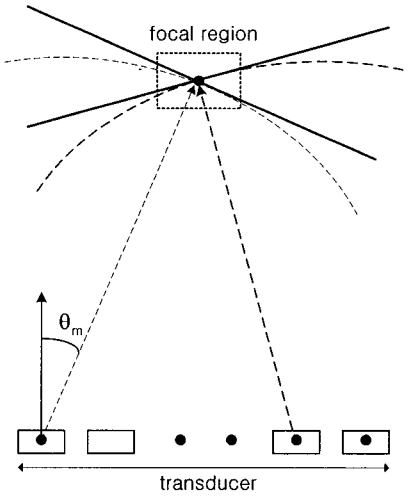


그림 5. 구형파 음장의 초점 근처에서의 평면파 근사
Fig. 5. Plane wave approximation of spherical wave near the focal point

영상점 (x, z)를 얻기 위하여 가해지는 지연시간은 음장의 이동거리로부터 구해진다. 각각 송수신음장의 진행거리는

$$r_{tx} = \sqrt{x^2 + z^2} \cdot \cos(\theta_{tx} - atan(x/z))$$
$$r_{rx} = \sqrt{(x - x_o)^2 + z^2} \quad (7)$$

이며 영상점에서의 신호는

$$t_{foc} = (r_{tx} + r_{rx})/c_o \quad (8)$$

시간 후에 수신소자에 도착한다. 위의 계산을 각각의 송신 데이터에 대하여 모든 영상점에서 동시에 이루어져야 하므로 실시간으로 계산하기에는 하드웨어의 부담이 너무 커서 수신된 데이터를 모두 저장한 후 계산하며, 수신시 수신 소자를 모두 이용할 경우 그 데이터량 또한 매우 크다. 따라서 수신 집속시 수신소자의 수를 줄여 sparse-array, 혹은 기존의 합성 개구집속 방법과 같이 한개의 소자만 이용함으로써 데이터량과 하드웨어의 복잡성을 줄일 수 있다[13]. 일단 저장된 데이터에서는 임의의 지연을 인가하여 집속을 할 수 있으므로 양방향 집속은 물론 영상의 확대, 축소 등의 작업도 행할 수 있다[14]. 본 논문의 실험에서는 수신시 128 소자 모두 사용하여 영상을 구성하였다.

기존의 송신 방법과의 비교

기존의 초음파 의료 영상의 송수신 집속 시스템은 송신 고정 집속, 수신 동적 집속을 이용한다. 송수신 음장은 송신음장과 수신 음장의 곱으로 주어지므로 송신 집속점에서 해상도가 가장 좋으며 송신 집속점에서 멀어질수록 측방향 해상도가 떨

어진다. 이 장에서는 기존의 초음파 영상시스템에서 사용되는 송신집속방법과 본 논문에서 사용한 방법의 측방향 해상도를 정성적으로 비교하고자 한다. 먼저 기존의 방법의 경우 송신 음장의 측방향 음장특성은 초점에서 변환기 모양의 푸리에 변환형태로 나타나서 다음과 같다[15].

$$\sin c(\frac{Dx}{\lambda z}) \tag{9}$$

여기서 D는 변환기의 크기를 나타내며 변환기의 높이(elevation) 방향과 거리에 따른 감쇄 등의 영향은 무시하였다. 또한 연속파 음장(continuous wave)를 가정하였다. 그림 5와 같이 기존의 송신 고정 집속의 경우를 Sinc wave와 같은 근사를 하여보자. 송신시 개개의 소자는 독립적으로 송신 음장이 발사되며 각각은 송신 초점에서 서로 더해진다. 송신 초점은 각각의 소자의 크기에 비하여 멀리 떨어져 있으므로 한 개의 소자에서 발사되는 음장은 초점 근처에서 구면파(spherical wave)가 된다. 그러나 초점과 송신소자 사이의 거리가 멀 경우 음장의 파면(wave front)은 초점 근처의 좁은 영역에서 근사적으로 평면파로 가정할 수 있다. 따라서 모든 소자에서의 송신음장의 위상을 송신 집속점에서 일치시키면 각각의 음장은 Sinc wave와 같이 평면파의 중첩으로 근사화 될 수 있다. 한점송신 집속에서 배열변환기의 제일 바깥쪽의 소자에서 송신되는 음장의 송신각도는 싱크음장의 평면파의 최대송신각도인 θ_m에 대응되므로, 이를 계산하면 어레이 크기 D가 38.4 mm, 영상깊이 z가 25mm의 경우에 θ_m= 37.5도가 된다. 이는 실험에서 사용한 Sinc 음장의 θ_m= 20도 보다 큰 송신각도를 가지게 된다. 따라서 기존의 고정 집속방법이 송신 초점 근처에서 Sinc wave보다 측방향 해상도가 우수함을 알 수 있다. 그러나 기존 방법의 송신 집속은 집속지연이 초점에서만 유효하므로 높은 해상도를 초점 근처에서만 얻을 수 있고 초점에서 멀어지면 빔의 폭이 넓어져 전체 깊이에서의 영상의 해상도가 균일하지 않게 된다. 합성싱크 음장의 경우도 유한크기의 변환기를 이용할 경우 모든 평면파가 중첩되는 영상깊이(depth of field)는 변환기의 크기와 θ_m에 의하여 제한되며 이 거리는 θ_m에 반비례한다[3]. 따라서 유한크기의 변환기에서 해상도를 올리기 위하여 θ_m을 증가시키면 영상영역은 감소하게 된다. 그림 6은 5MHz 선형변환기에서 기존의 송신 고정집속음장과 합성 싱크 송신음장의 측방향 음장의 -6dB 폭을 깊이에 따라 비교하였다. 기존의 방법(실선)의 경우 25 mm에 송신집속을 하였고, 합성싱크음장은 $\Delta\theta$를 0.3125o 로 고정시키고 θ_m을 각각 20도(단점선), 10도(장-단점선), 5도(장점선)로 하여 메인로브가 -6 dB가 되는 폭을 깊이에 따라 표시하였다. 싱크 음장의 경우 θ_m이 20도에서 영상깊이는 52.7mm이므로 50mm깊이 근처부터 빔의 폭이 커지고 있으며 5도와 10도의 경우 모든 깊이에서 균일함을 알 수 있다. 기존의 방법에서는 초점 부근에서만 빔폭이 싱크음장보다 줄어들었고 멀어지면서 회절한다. 따라서 싱크 음장의 경우 초점근처를 제외한 모든 영상깊이에서 기존의 방법보다 좋은 측방향 음장 특성을 나타낸다.

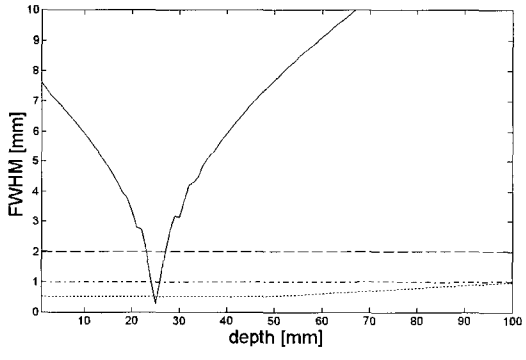


그림 6. 송신음장의 -6dB빔폭 비교: 송신고정집속(실선)과 합성싱크 음장, $\Delta\theta$는 모두 0.3125도 : $\Delta\theta$=20°(단점선), 10(장-단점선), 5(장점선)

Fig. 6. Comparison of -6dB mainlobe width: transmit fixed focusing(solid) and synthetic sinc wave, : $\Delta\theta$= 20°(dotted), 10°(dash-dotted), 5°(dashed)

실험 및 고찰

합성싱크음장 집속방법을 펄스모드에서 구현하기 위해서는 식 (8)의 시간지연으로 인가하여야 하며 이 값은 모든 영상점에서 다른 값을 가진다. 따라서 실제로 구현하기 위해서는 이 값을 실시간으로 계산하거나 미리 계산한 후 메모리에 저장하고 이를 읽어내기 위한 하드웨어가 필요하다. 실험에서는 초음파 데이터를 모두 얻은 후 컴퓨터에서 계산하였다.

합성싱크함수 집속방법을 실험하기 위하여 데이터 획득 시스템을 제작하였다. 시스템은 상용의 초음파 진단기(SA-8800)의 신호선을 외부의 메모리 보드에 연결하여, 변환기의 모든 소자에서 수신된 rf 데이터를 실시간으로 저장한다. 실험 장치의 구성도는 그림 7에 나타내었다. 사용한 변환기는 128소자의 5 MHz 선형변환기를 이용하였고, 61.6MHz의 샘플링 속도로,

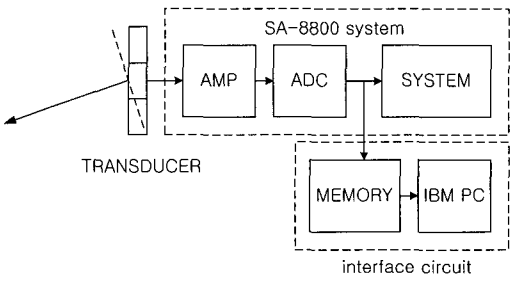


그림 7. 실험 장치 구성도

Fig. 7. Experimental setup

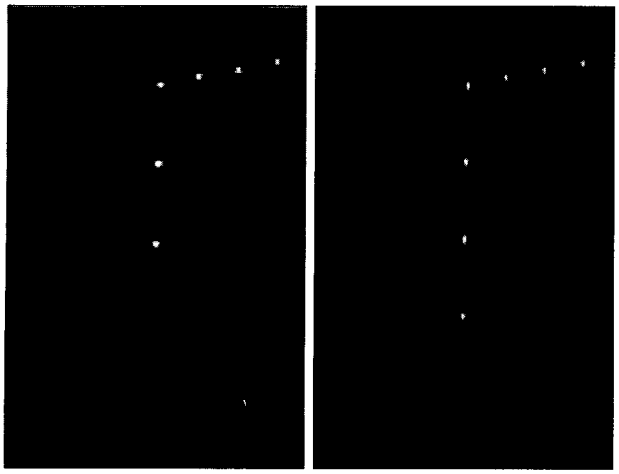


그림 8. wire 펜텀 영상. 왼쪽은 기존의 초음파 시스템 영상, 오른쪽은 합성싱크집속 영상, θ_m=20°

Fig. 8. Wire phantom image: the left is the image obtained from conventional ultrasound system and the right is the synthetic sinc wave image, θ_m=°

128소자 모두의 수신데이터를 하드디스크에 저장하는데, 최대로 2 Gbyte의 데이터를 저장할 수 있다. 평면파 송신시 θ_m이 20도가 되게 하여 $\Delta\theta$를 0.1563도로 하여 모두 257개의 송신에 대한 rf 데이터를 얻었다. 이 때 음장이 모두 겹치는 거리인 영상깊이는 52.8mm가 되어 인체의 목 부분 등의 영상에는 충분한 깊이가 된다. 실험은 ATS lab.의 다목적 펜텀 model-539에서 wire와 cyst, 그리고 인체의 목 부분의 갑상선 영상에 대한 데이터를 얻었다. 얻어진 데이터는 PC에 전송되어 송신시 합성싱크음장 집속 알고리즘과 수신시 동적수신집속을 하여 양방향 집속 영상을 구성하였고 수신시 128소자를 모두 이용하였다. 알고리즘의 검증은 θ_m과 $\Delta\theta$ 간격과 영상의 해상도의 상관관계를 검토하였고 합성된 영상은 초음파 영상시스템에서 얻은 영상과 비교하였다. 초음파 시스템 영상은 송수신시 64 소자만 이용하여 얻은 영상이며 송신 초점깊이는 26mm 에 두었다. 따라서 128소자를 이용한 합성싱크집속 영상보다 측방향 해상도가 떨어진다.

합성 집속 방법에서 측방향 해상도는 θ_m에 의해 결정된다. 이때 $\Delta\theta$를 얼마씩 증가시키는가에 따라 송신 회수가 결정되고, 적은 송신 회수는 frame율을 증가 시키는 중요한 요소가 되지만, 합성된 신호의 송신전력이 감소하므로 수신 신호의 SNR을 떨어뜨린다. 따라서 영상의 비교는 θ_m, $\Delta\theta$ 혹은 N_T 등의 값과 영상의 해상도를 검토하였다.

펜텀 실험

먼저, 깊이 방향으로 wire가 10mm 간격으로 놓여 있는 wire 펜텀의 영상을 합성하고 50dB의 log compression을 하였다. 그림 8의 왼쪽은 초음파 영상시스템의 모니터에서 영상

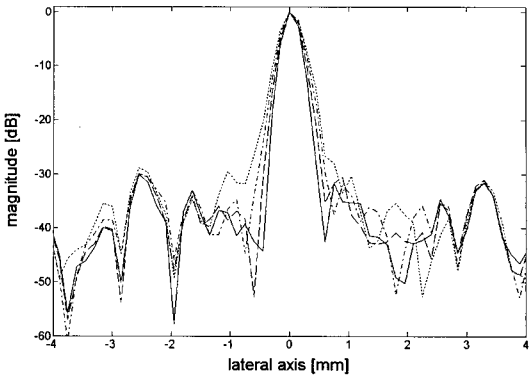


그림 9. 30mm 깊이에 있는 wire의 음장 : θ_m=20°(실선), 15°(장점선), 10°(일점쇄선), 5°(단점선)

Fig. 9. Field response of wire at 30 mm depth : θ_m= 20°(solid), 15°(dashed), 10°(dash-dotted), 5°(dotted line)

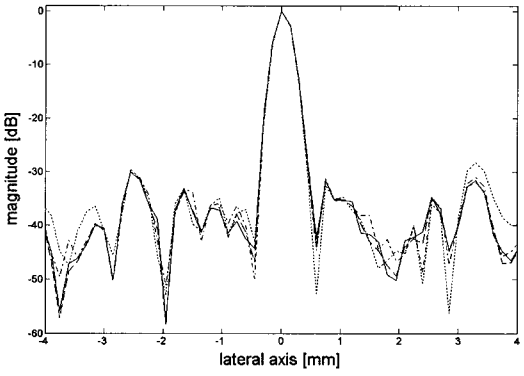
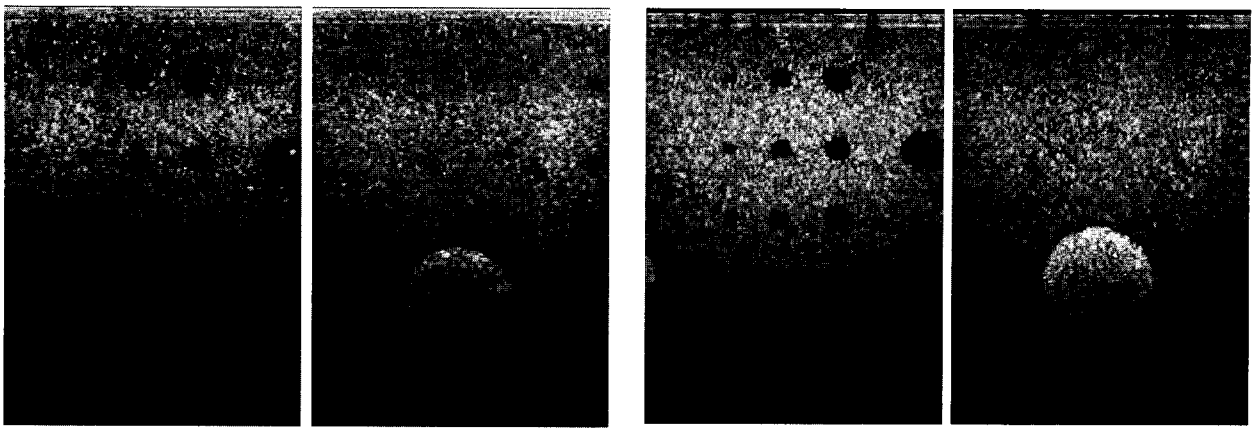


그림 10. 30mm깊이의 wire의 음장; θ_m=20°, 전체 송신 회수가 각각 257(실선), 65(장점선), 17(일점쇄선), 9(단점선)

Fig. 10. Field response of wire at 30 mm depth; θ_m= 20°, the number of transmission events are 257(solid), 65(dashed), 17(dash-dotted), and 9(dotted line)

을 캡쳐한 것이며 오른쪽이 송신각은 θ_m이 20도에서 257회 송신음장을 모두 이용하여 합성된 영상이다. 밝은 점이 wire가 있는 위치이며 깊이 방향으로 정렬된 wire의 굵기가 깊이에 따라 크게 증가하지 않으며 50 mm 이상의 깊이까지 wire가 관찰된다. 영상깊이(depth of field)가 52.8mm 이므로, 그 이상의 깊이에서는 겹쳐지는 송신음장이 줄어들어 영상이 전반적으로 어두워진다. 그림 9에서 θ_m의 변화에 따른 해상도 변화를 관찰하기 위하여 각각 θ_m이 20, 15, 10, 5 도에서 30mm 깊이의 wire의 측방향 음장의 폭을 비교하였다. 메인로브의 -6dB폭이 θ_m이 20, 15, 10, 5도에서 각각 0.35, 0.39, 0.43, 0.47㎜이다. θ_m이 증가 할수록 측방향 빔폭이 감소하여 해상도가 좋아진다. 하지만 $\Delta\theta$을 모두 동일하게 했으므로 송신회수 N_T는 각각 257, 193, 129, 65회가 되어 θ_m이 증가 할수



(a) (b)

그림 11. cyst의 영상. (a) 기존의 초음파 시스템 영상, (b) 합성싱크음장 영상
Fig. 11. Cyst phantom image. (a) the image obtained from conventional ultrasound system, (b) the synthetic sinc wave image

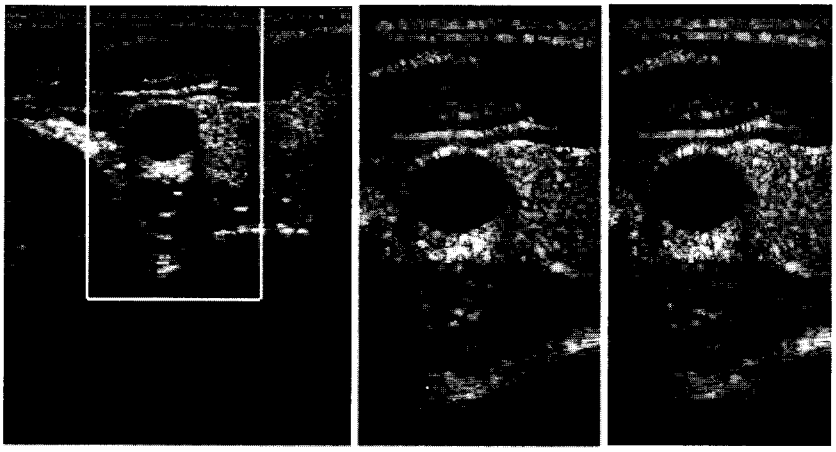


그림 12. 목의 영상. 왼쪽이 기존의 초음파 시스템 영상, 왼쪽의 흰색 표시 부분을 확대한 합성싱크음장 영상이 가운데($\theta_{max}=15°$, $N_T=193$) 와 오른쪽($\theta_{max}=15°$, $N_T=49$)
Fig. 12. Neck image: the left is the image obtained from conventional ultrasound system and the synthetic sinc wave image within the box area in left image enlarged are showed in center($\theta_{max}=15°$, $N_T=193$) and right($\theta_{max}=15°$, $N_T=49$)

록 송신 횟수가 많아지게 된다. 음파의 속도가 연조직에서 1540m/s이므로 100mm 깊이까지 영상화 한다면 1회 송신에 0.13ms가 소요되므로 257회 송신에서 한 장의 영상을 구성할 경우에도 초당 최대 30 frame까지 영상을 얻을 수 있어 충분히 실시간 동영상을 구성할 수 있다.

두 번째는 최소한의 송신 회수를 찾기 위해 θ_m를 20도로 고정하고 N_T를 257회, 65회, 17회, 9회로 해서 실험했다. 즉 $\Delta\theta$이 0.156도, 0.625도, 2.5도, 5도가 되도록 송신 데이터를 솎아 내었다. 실험 결과를 그림 10에 나타냈다. 그림 10에서 측방향 빔폭은 θ_m이 같으므로 4가지 경우 모두 동일한 결과였으며, 바탕 노이즈의 크기는 9회 송신시 약간 증가하지만 그 이상의 경우 거의 같은 값을 가진다. 따라서 해상도를 감소시키지 않고 영상의 frame율을 올리기 위해서는 θ_m을 최대한으로 하고 $\Delta\theta$을 크게 하여 송신 회수를 줄일 수 있다. 17회 송신의 경우 앞과 같은 조건에서 450 frame이상의 영상을 얻을 수 있다. 그림 11은 cyst에서의 영상이다. 위쪽은 기존의 방법의 영상이며 아래쪽 두 그림이 257 개의 송신 데이터를 모두 사용한 합성싱크음장 영상이다. 영상은 균일한 해상도로 모든 깊이에서 cyst의 경계를 잘 보여주고 있어 깊은 부위의 영상에서도 높은 SNR을 얻을 수 있음을 알 수 있다. 50mm 이후의 깊이에서는 송신음장의 겹치는 부분이 줄어들므로 영상이 어두워진다.

펜텀 실험결과 데이터 획득시스템이 인터페이스 보드를 연결함으로써 노이즈가 증가하여 초음파 영상시스템의 영상이 노이즈가 많이 보이고, 송수신시 64소자를 이용하고 있어 합성싱크 음장 집속방법과 절대적인 비교가 되지 못한다. 초음파 시스템 영상은 초점깊이 26mm 근처에서 가장 좋은 해상도를

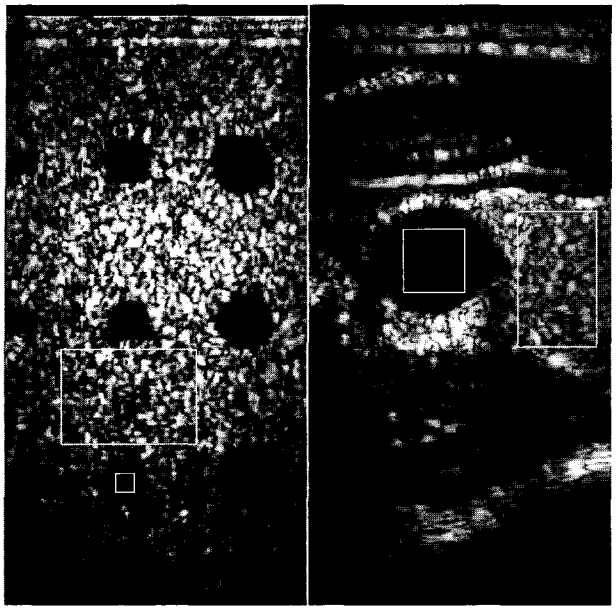


그림 13. CNR을 계산하기 위한 cyst와 스페클 위치
Fig. 13. Speckle and cyst region for CNR calculation

보여주며 40mm깊이 이후에는 영상이 거의 나타나지 않고 노이즈가 증가한다.

인체 실험

그림 12는 목의 갑상선 영상으로서 왼쪽이 초음파 시스템 영상이며 가운데(θ_m=15도, N_T=193)와 오른쪽(θ_m=15도, N_T=49)은 왼쪽의 흰색 사각형 안의 싱크음장 합성영상이다. 인체 영상의 경우 인체가 움직이므로 데이터를 얻은 시간이 달라서 초음파 시스템 영상과 합성싱크 음장 영상이 정확하게 일치하지 않는다. 오른쪽 영상은 θ_m이 15도의 경우에 대하여 합성하였다. 펜텀 영상의 경우 해상도는 θ_m에 의하여 결정되며 송신회수를 줄여도 해상도의 감소가 나타나지 않는다. 그러나 인체의 경우 θ_m에 비례하여 증가하다가 영상의 스페클의 크기가 θ_m가 15도 근처에서부터 커져서 해상도가 포화된다. 그러나 영상의 노이즈는 송신회수에 비례하여 줄어든다. 목의 영상에서는 측방향 해상도를 비교하기 위한 강한 점반사체가 없어, 스페클 패턴의 특성으로부터 영상의 특성을 비교하였다. 이를 위하여 CNR을 계산하고 표 1에 정리하였다. CNR은 스페클의 평균 밝기와 cyst 영역의 밝기 변화의 비율이며 식 (9)으로 정의되며, 조직과 배경간 구분력을 정량적으로 평가할 수 있도록 해준다[3].

$$CNR=\frac{|\mu_c-\mu_s|}{\sqrt{0.5(\sigma_c^2-\sigma_s^2)}} \tag{9}$$

여기서 μ_c는 cyst의 평균 밝기이며, σ_c는 cyst의 표준편차이다. μ_s는 스페클 패턴의 평균 밝기이며, σ_s는 스페클 패턴의 표준편차이다. cyst 펜텀과 목 부분의 영상에서 계산에 사용된 영역을 그림 13에 표시하였다. 표 1에서 균일 매질인 cyst펜텀에서는 θ_m이 증가할수록 CNR이 증가하지만, 인체 영상에서는 θ_m를 증가시키면 16도 이상에서 CNR이 감소하는 것을 확인 할 수 있다. 표 1의 오른쪽 열은 θ_m을 15도로 고정하고 $\Delta\theta$를 가변한 경우의 CNR 값이며 N_T를 줄일수록 CNR이 줄어든다. 하지만 θ_m이 고정이므로 측방향 해상도 관점에서는 저하하지 않지만 N_T를 줄이면 영상의 노이즈가 증가하고 있다는 것을 알 수 있다. 그림 12의 가운데와 오른쪽 두 그림을 비교해보면 같이 θ_m=15도이지만, N_T가 49인 오른쪽 그림에서 혈관 안쪽의 검은 배경에서 노이즈가 더 나타나 보인다.

그림 12의 인체에서 얻은 영상은 영상 깊이가 펜텀에서와는 달리 50mm를 넘지 않는다. 이는 송신 합성 집속에서 인체의

표 1. Cyst 펜텀과 인체 영상에서 θ_m과 N_T에 대한 CNR 비교
Table 1. Comparison of CNR versus θ_m and N_T in cyst phantom and in-vivo image

cyst		인체 (△θ = 0.156°)		인체 (θm = 15°)	
θm	CNR	θm	CNR	△θ (N_T)	CNR
5°	5.82	2.5°	4.33	0.156° (193)	4.72
10°	6.54	5°	4.57	0.313° (97)	4.64
15°	6.65	10°	4.60	0.469° (65)	4.55
20°	6.98	15°	4.72	0.625° (49)	4.38
		16°	4.73	1.25° (25)	3.27
		17°	4.69		
		18°	4.63		
		19°	4.50		
		20°	4.43		

움직임 때문에 집속이 깨어지는 현상과 음파속도가 다른 여러 가지 매질이 섞여 있으므로 나타나는 위상수차의 영향에 의한 결과라고 생각된다. 일반적으로 선형 변환기는 복부나 목 등 움직임이 심하지 않은 부위의 영상을 얻으며 데이터를 얻는 시간도 수십 ms이내 이므로 해상도 감소의 요인은 움직임보다 위상수차가 더 클 것으로 생각된다.

결 론

선형지연을 이용한 평면파를 이용하여 송신음장에서 제한회절 빔을 합성하는 방법에 대한 실험결과를 소개하였다. 50mm의 영상깊이를 얻기 위하여 θ_m를 20도 이내로 제한하여 최대 257번의 제한 평면파를 송신하고 128소자를 이용한 동적 수신 집속 방법과 결합하여 측방향 해상도가 모든 영상깊이에서 좋은 영상을 얻었다. 257번의 송신으로 한 장의 영상을 얻는 경우 30 frame 정도의 영상을 얻을 수 있으므로 충분히 실시간 영상을 얻을 수 있다. 펄스 평면파을 이산각도로 송신하면 큰 사이드로브가 발생하지만 수신동적 집속과 결합하여 제거할 수 있어 영상의 해상도에 문제가 되지 않는다. 영상의 해상도는 θ_m에 의하여 결정되며 θ_m 이내에서는 $\Delta\theta$을 증가시켜도 해상도 저하는 크지 않아 32-64번의 송신으로 한 장의 영상을 구성하면 높은 frame율의 영상을 얻을 수 있다. wire와 cyst 펜텀 실험의 경우 해상도와 θ_m의 비례 관계가 성립하였고 50mm 이상의 깊이의 영상도 얻을 수 있었다. 그러나 인체 실험에서는 θ_m이 16도 이상에서 해상도가 더 이상 좋아지지 않았다. 이는 인체에서 움직임이나 phase aberration의 영향으로 생각되며, 기존의 선형 변환기에서 이용되는 송신 고정 집속, 수신 동적 집속 방법에 비하여 영상의 해상도가 더 좋아지지는 않았다. 그러나 $\Delta\theta$을 증가시켜 더 적은 송신 회수로 영상을 얻을 수 있으므로 높은 frame율의 영상을 구성할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. K. Nagai, "*A New Synthetic-Aperture Focusing Method for Ultrasonic B-mode Imaging by the Fourier Transform*", IEEE trans. UFFC, 32, no. 4, pp. 531-536, July 1985
2. J.T. Ylitalo and H. Ermert, "*Ultrasound Synthetic Aperture Imaging : Monostatic Approach*", IEEE trans. UFFC, 41, no. 3, pp. 333-339, May 1994
3. M. Karaman, Pai-Chi Li, O'Donnell, "*Synthetic Aperture Imaging for Small Scale Systems*", IEEE. UFFC, vol. 42, no. 3, pp. 429-442, May 1995
4. C.H. Frazier, W.D. O'Brien, "*Synthetic Aperture Techniques with a Virtual Source Element*", IEEE. UFFC, vol. 45, no. 1, pp. 196-207, January 1998
5. M.H. Bae, M.K. Jeong, "*Bidirectional Pixel Based Focusing in conventional B-mode ultrasound imaging*", Electronics letter, vol. 34, no. 22, pp. 2105-2106, 29th Oct. 1998
6. M.H. Bae, M.K. Jeong, "*A Study of Synthetic-Aperture Imaging with Virtual Source Elements in B-mode Ultrasound Imaging Systems*", IEEE. UFFC, vol. 47, no. 6, pp. 1510-1519, Nov. 2000
7. J.S. Jeong, T.K. Song, "*Image Improvement Techniques Using RF DATA in Medical Ultrasound Imaging*", Journal of Biomedical Engineering Research, vol. 21, no. 2, pp. 109-118, April 2000
8. J. Durnin, "*Exact solutions for nondiffracting beams. I the scalar theory*", J. Opt. Soc. Amer, vol. 4, no. 4, pp. 651-654, April 1987
9. J.Y. Lu, and J.F. greenleaf, "*Nondiffracting X waves-exact solutions to free-space scalar wave equation and their finite sperture realizations*", IEEE trans. UFFC, 39, no. 1, pp. 19-31, January 1992
10. 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. UFFC, vol.43, no.2, pp. 285-295, March 1996
11. M.K. Jeong, S.J. Kwon, T.K. Song, and M.H. Bae, "*Realization of Sinc Waves in Ultrasound Imaging Systems*", Ultrasonic Imaging, vol. 21 no. 3 pp.173-185, July 1999
12. M.K. Jeong, K.J. Lee, M.H. Bae, S.B. Gye and S.Y. Chang, "*Beamforming using the Synthetic Sync wave for Ultrasonic ImagingSystem*", IEEE Ultrasonic Symposium, Atlanta , Oct. 2001
13. J.H. Chang, T.K. Song, "*A New Synthetic Aperture Technique using Linear Wave Fronts*", Journal of Biomedical Engineering Research, vol. 22, no. 4, pp. 321-330, August 2001
14. J.S. Jeong and T.K. Song, "*Image Improvement Techniques Using RF Data in Medical Ultrasound Imaging*", Journal of Biomedical Engineering Research, vol. 21, no. 2, pp. 109-118, April 2000
15. Albert Macovski, "*Medical Imaging System*", Prentice-Hall inc, 1983