

초음파 영상 장치에서 직교 처프 신호를 이용한 동시 다중 송신집속 기법

정영관 · 송태경

서강대학교 전자공학과

(2001년 12월 24일 접수, 2002년 2월 18일 채택)

Simultaneous Multiple Transmit Focusing Method with Orthogonal Chirp Signal for Ultrasound Imaging System

Young Kwan Jeong, Tai-Kyong Song

Department of Electronics Engineering, Sogang University

(Received December 24, 2001. Accepted February 18, 2002)

요약 : 본 논문에서는 프레임율의 저하없이 개선된 해상도를 얻을 수 있는 동시 다중 송신집속 기법을 제안한다. 제안한 기법은 짧은 펄스를 사용하여 한 영역에 고정 송신 집속하는 기존의 방법과는 달리 여러 송신 집속점에 서로 독립적으로 집속된 처프 신호들을 동시에 송신한다. 수신된 신호는 정합 과정을 통하여 송신 집속 위치에 따라 각 처프 신호로 분리되고 짧은 펄스로 압축된다. 이렇게 압축되고 분리된 신호들은 각각 수신 동적 집속된 후 거리에 따라 집속 위치별로 선택되고 하나의 신호로 결합되어 개선된 축방향 해상도의 영상을 구성한다. 송신시 동시에 여러 위치에 초음파를 집속하고 수신시 이를 분리하기 위해서 사용된 처프 신호들은 주파수 대역에서 분할되어 서로 직교 특성을 갖도록 설계되었는데 변환자의 제한된 대역폭내에 많은 수의 의미있는 처프 신호를 설계하기 위해서 인접한 두 처프 신호의 주파수 대역 겹침을 허용하였다. 이때 대역 겹침으로 발생한 상호상관값의 상승을 억제하기 위해 인접한 두 처프 신호의 주파수 변화 방향을 엇갈리게 하는 방법을 제안하였다. 특히 대역분할로 설계된 처프 신호중 낮은 주파수 성분의 신호를 변환자로부터 가까운 지역에 집속하고 높은 주파수 성분의 처프 신호를 먼 지역에 집속함으로써 깊이에 따라 영상의 해상도의 질을 일정하게 유지시켰다. 더욱이 상관기를 이용한 정합 과정에서 신호가 압축되기 때문에 펄스 압축 기법에서 얻는 SNR를 증가시키는 이점이 있다. 이때 상관기를 통한 압축 과정에서 처프 신호의 침투깊이 처프 신호의 길이에 따라 증가하기 때문에 깊이에 따른 높은 주파수 성분의 감쇄에도 불구하고 이렇게 높은 주파수 성분의 처프 신호를 깊은 지역에 사용할 수 있었다. 제안한 동시 다중 송신집속 기반의 시스템을 상관기의 위치에 따라 이상적인 구조와 현실적인 구조로 나타냈으며, 모사 실험을 통하여 기존의 펄스 집속 기법과 비교하여 그 성능을 검증하였다.

Abstract : Receive dynamic focusing with an array transducer can provide near optimum resolution only in the vicinity of transmit focal depth. A customary method to increase the depth of field is to combine several beams with different focal depths, with an accompanying decrease in the frame rate. In this paper, we present a simultaneous multiple transmit focusing method in which chirp signals focused at different depths are transmitted at the same time. These chirp signals are mutually orthogonal in a sense that the autocorrelation function of each signal has a narrow mainlobe width and low sidelobe levels, and the crosscorrelation function of any pair of the signals has values smaller than the sidelobe levels of each autocorrelation function. This means that each chirp signal can be separated from the combined received signals and compressed into a short pulse, which is then individually focused on a separate receive beamformer. Next, the individually focused beams are combined to form a frame of image. Theoretically, any two chirp signals defined over two nonoverlapped frequency bands are mutually orthogonal. In the present work, however, a fractional overlap of adjacent frequency bands is permitted to design more chirp signals within a given transducer bandwidth. The elevation of the crosscorrelation values due to the frequency overlap could be reduced by alternating the direction of frequency sweep of the adjacent chirp signals. We also observe that the proposed method provides better images when the low frequency chirp is focused at a near point and the high frequency chirp at a far point along the depth: better lateral resolution is obtained at the far field with reasonable SNR due to the SNR gain in pulse compression imaging.

Key words : Medical ultrasound imaging, Simultaneous multiple transmit focusing, Chirp signal, Frame rate, Orthogonal property, SNR, Lateral resolution.

<속보논문>

통신저자 : 정영관, (121-110) 서울시 마포구 신수동 1-3 서강빌딩 4층 의료영상연구센터

Tel. (02)707-3007, Fax. (02)707-3008

E-mail. vin123@hanmail.net

서론

초음파 영상 장치는 다른 영상 장치에 비해서 실시간으로 영상을 구성할 수 있으며 영상의 질이 지속적으로 개선되어 왔고 다양한 임상 정보를 제공하기 때문에 현대 의료 진단에 있어서 매우 중요한 역할을 하고 있다. 특히 1980년대 후반부터 사용되기 시작한 디지털 방식에 의한 수신 동적 집속(dynamic focusing) 기법은 초음파 영상의 해상도를 획기적으로 개선시켰다. 하지만 수신 동적 집속 기법도 송신시에는 어느 한 깊이에 대해서만 초음파를 집속하기 때문에 송신 집속점에서 멀어질수록 해상도가 저하되는 문제점을 지니고 있다[1-4].

이러한 송신 고정 집속(fixed focusing)의 문제점을 해결하는 방법으로 집속 위치를 달리해서 여러 번 송신하여 얻은 영상들을 결합하여 하나의 영상으로 합성하는 다중 송신 집속 방법(multiple zone focusing method)도 제안되었다. 그러나 이 방법은 각 주사선을 구성하기 위하여 사용되는 송신 집속점 수만큼의 송수신 과정이 필요하므로 프레임율이 저하되는 단점이 있다[5]. 송신 고정 집속에 의한 문제를 근원적으로 해결하기 위한 또 다른 방법으로 송수신 양방향 동적 집속이 가능한 합성구경기법(synthetic aperture techniques)이 연구 개발되었다[6-10]. 하지만 합성구경기법들은 한 개의 주사선(scanline)을 얻기 위해 여러 번의 송수신 과정을 거쳐야 하므로 데이터 획득 시간이 길어지게 되고, 그 결과 대상체의 움직임으로 인한 위상 왜곡(phase distortion) 현상이 나타나기 쉽다[11]. 또한 단일 소자를 사용하여 송신할 경우 신호 대 잡음비(SNR)가 낮은 단점을 가지고 있다.

일반적인 다중 송신 집속 방식에서는 영상을 깊이 방향으로 여러 영역(zone)으로 나누고 모든 주사선에 대하여 영역 수만큼 초음파를 송수신한다. 즉, 영상을 두 영역으로 나누었을 경우에는 먼저 그림 1(a)의 집속점 1에 집속되도록 초음파를 송신하여 영역 1의 영상을 구성한다. 다음 송수신 과정에서는 그림 1(b)의 집속점 2에 집속되도록 초음파를 송신하여 영역 2의 영상을 구성하고, 영역 1과 영역 2의 영상을 합성하여 최종 영상을 얻음으로써 그림 1(c)와 같이 전체적으로 개선된 빔패턴을 얻어 측방향 해상도(lateral resolution)가 향상된다. 그러나 이 방법은 각 주사선마다 집속점 수만큼 초음파를 송수신하여야 하므로 프레임율이 저하된다. 만일 여러 집속점에 집속된 송신 신호들을 한번에 송신하고 수신시 각 신호를 분리할 수 있다면 프레임율의 저하없이 개선된 영상을 구성할 수 있을 것이다.

본 논문에서는 프레임율의 저하없이 개선된 해상도를 얻을 수 있는 동시 다중 송신 집속 기법(simultaneous multiple transmit focusing method)을 제안한다. 제안한 기법은 짧은 펄스를 사용하여 한 영역에 고정 송신 집속하는 기존의 방법과는 달리 여러 송신 집속점에 서로 독립적으로 집속된 직교 처프(orthogonal chirp) 신호들을 동시에 송신하고, 수신시 이를 집속 위치별로 분리해서 집속 위치 부근의 좁은 폭의 측방향 빔패턴을 결합하여 개선된 해상도의 영상을 구성하는 방법이다.

송신시 동시에 여러 위치에 빔을 집속하기 위해서 사용된 처프(chirp) 신호들은 주파수 대역에서 분할되어 서로가 직교 특성(orthogonal property)을 갖도록 설계되었고, 수신된 신호는 정합 과정을 통하여 각각의 송신 집속 위치에 따라 분리된다. 더욱이 상관기를 이용한 정합 과정에서 신호가 압축되기 때문에 펄스 압축 기법에서 얻는 신호 대 잡음비를 증가시키는 이점이 있다[12-15]. 제안된 방법에서는 낮은 주파수의 처프 신호를 가까운 송신 집속점에 높은 주파수의 처프 신호를 먼 송신 집속점에 사용함으로써 깊이 방향으로 해상도를 일정하게 유지하였다. 이때 처프 신호를 사용하여 펄스 압축을 할 경우 높은 SNR을 얻을 수 있기 때문에 깊은 곳에서도 일반적인 펄스를 사용하여 얻은 영상에 비하여 SNR이 저하되지 않는다.

이러한 목적을 위하여 상관 특성(correlation property)이 좋은 직교 처프 신호를 설계하는 방법을 함께 제시하였다. 이론적으로 중첩되지 않는 주파수 대역폭을 갖는 두 처프 신호는 정합 과정에서 상호간에 직교 특성을 갖는다. 변환자의 제

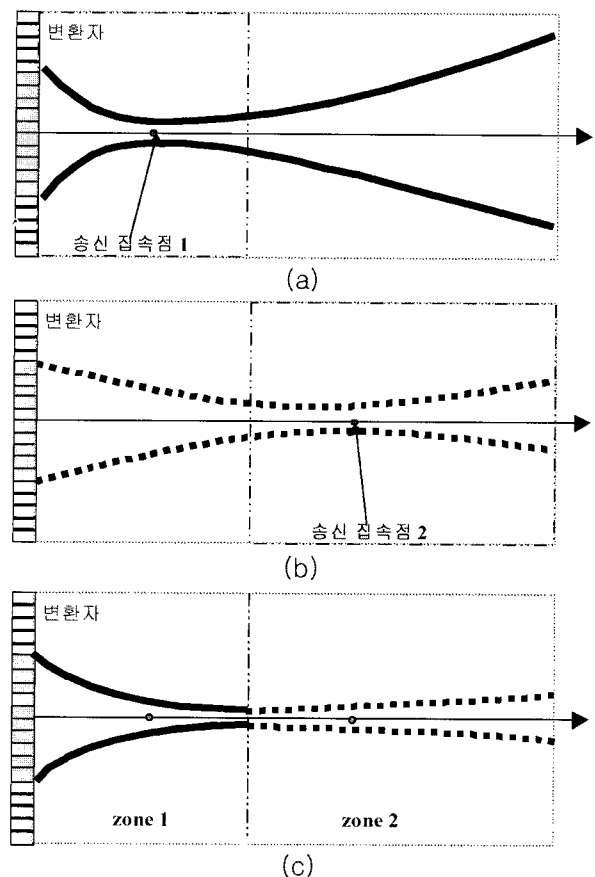


그림 1. 일반적인 다중 송신 집속 기법. (a) 첫 번째 송수신 과정의 측방향 빔 패턴. (b) 두 번째 송수신 과정의 측방향 빔 패턴. (c) 합성된 측방향 빔 패턴

Fig. 1. Conventional multiple transmit focusing method: (a) Lateral beam pattern in the first transmit and receive cycle. (b) Lateral beam pattern in the second transmit and receive cycle. (c) Composite lateral beam pattern

한된 대역폭내에 많은 수의 처프 신호를 설계하기 위해서 인접한 두 처프 신호의 주파수 대역 겹침을 허용하였다. 대역 겹침으로 발생한 상호상관(crosscorrelation)값의 상승을 억제하기 위해 인접한 두 처프 신호의 주파수의 변화 방향을 엇갈리게 하는 방법을 제안하였다. 즉 시간이 증가할수록 주파수가 저주파에서 고주파로 증가하는 신호와 고주파에서 저주파로 감소하는 신호로 인접한 두 신호를 설계하였다.

이렇게 설계된 신호를 이용하여 제안한 동시 다중 송신집속 기법을 구현하기 위한 영상 시스템의 구조를 제시하였다. 모사 실험 결과 제안한 동시 다중 송신집속 기법은 기존의 펄스 집속 방법과 비교하여 프레임율의 저하없이 개선된 해상도와 신

호 대 잡음비(SNR)를 갖는 영상을 제공하는 것을 확인하였다. 제안한 방식은 또한 1.5D 배열 변환자에 적용하여 프레임율의 저하없이 고도방향 해상도(elavational resolution)를 향상시키는 데 유용하게 사용될 수 있다.

처프 신호 기반의 동시 다중 송신집속 기법

A. 방법 및 신호 설계

처프 신호는 식 (1)에 나타난 것처럼 순시 각 주파수 ω 가 $\omega = \omega_0 + \mu t$ 와 같이 시간에 따라 선형적으로 변하는 신호이다[12].

$$s(t) = Aw(t)e^{j(\omega_0 t + \frac{\mu}{2} t^2)} \quad (1)$$

여기서 A는 임의의 진폭이고, ω_0 는 처프 신호의 중심 각 주파수를 나타낸다. μ 는 $\frac{\Delta\omega}{T}$ 로 시간에 따른 각 주파수의 변화율을 나타내고, $w(t)$ 는 송신되는 처프 신호의 포락선을 결정짓는 창(window) 함수를 나타낸다. 그림 2(a)와 그림 2(b)는 각각 사각 창(rectangular window) 함수로 가중(weight)된 처프 신호의 순시 주파수와 파형을 나타내고 있다. 처프 신호는 길이가 긴 코드 신호이므로 펄스 압축 과정을 거쳐 초음파 영상 시스템에서 요구하는 짧은 신호로 만들어져야 한다. 그림 2(c)는 그림 2(b)의 사각 창 함수로 가중시킨 처프 신호를 상관기를 이용하여 압축한 파형으로서 압축된 처프 신호의 주엽폭(mainlobe width)은 주파수의 대역폭에 반비례하며 사용된 가중 창 함수에 영향을 받는다. 측엽(sidelobe level)은 가중 창 함수의 형태에 따라 결정된다[15]. 따라서 주파수의 대역폭과 가중 창 함수의 선택은 신호를 설계하는데 중요한 요소가 된다.

만일 서로 다른 신호들을 합친 후 다시 각 신호들을 분리할 수 있다면 서로 다른 집속점에 집속된 여러 신호들을 동시에 송신한 후 수신 과정에서 이들을 분리함으로써 동시 다중 송신집속을 구현할 수 있을 것이다. 이러한 신호들의 이상적인 특성은 식 (2)와 같이 정의할 수 있다.

$$s_i(t) \otimes s_j^*(-t) = \begin{cases} \delta(t), & i = j \\ 0, & i \neq j \end{cases} \quad (2)$$

여기에서 s_i 와 s_j 는 각각 i 번째와 j 번째 신호를 의미하고, \otimes 는 시간 컨볼루션(convolution)을 의미하며, $*$ 는 공액 복소수(complex conjugate)를 나타낸다. 즉 식 (2)는 s_i 와 s_j 의 상관(correlation) 과정을 의미하는데 두 신호가 같을 경우는 상관 결과가 델타 함수로 이상적인 압축 특성을 보이고 두 신호가 다른 경우는 상관 결과가 0이 되어 완전한 직교 특성을 보이게 된다. 앞에서 설명한 처프 신호는 근사적으로 이러한 특성을 만족시킬 수 있도록 설계가 가능하다. 즉 해닝 창(hanning window) 함수로 가중시킨 처프 신호는 자기상관

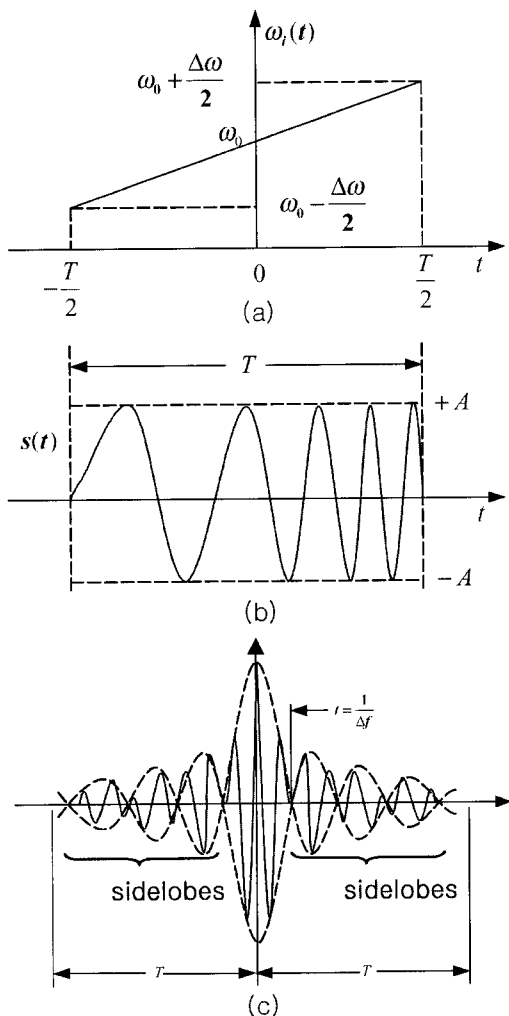


그림 2. 일반적인 처프 신호의 특성. (a) 시간에 따라 선형적으로 변하는 각 주파수. (b) 사각 창 함수로 가중시킨 처프 신호. (c) 사각 창 함수로 가중시킨 처프 신호의 압축된 파형

Fig. 2. The general property of chirp signal:(a) representation of a chirp signal with instantaneous angular frequency varying linearly with time, (b) time waveform of a chirp signal weighted by a rectangular window function, and (c) time waveform after being compressed

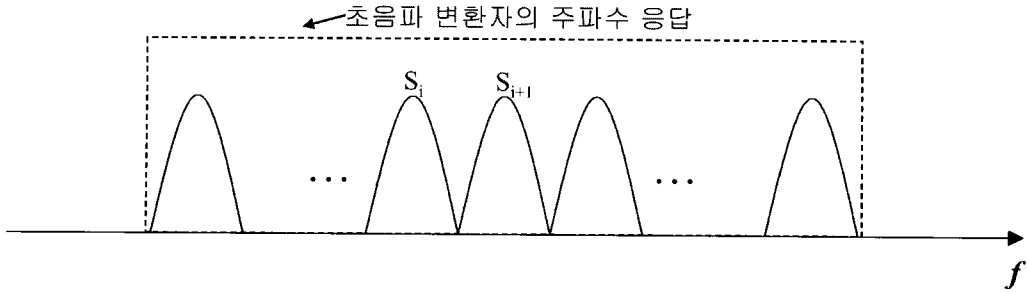


그림 3. 초음파 변환자의 제한된 주파수 대역폭 안에서 서로 직교 특성을 갖도록 설계된 처프 신호들

Fig. 3. Mutually orthogonal chirp signals with different frequency bands within the frequency band of a given transducer

(autocorrelation) 결과가 의료 영상 시스템에서 요구하는 -40dB 이하의 측엽과 주파수 대역폭에 비례하여 좁은 폭의 펄스를 얻을 수 있다. 또한 주파수 대역이 겹쳐지지 않는 처프 신호들의 상호상관(crosscorrelation)은 식 (2)와 같이 0의 값을 갖는다. 식 (3)은 식 (2)를 주파수 영역에서 표현한 것으로서 두 신호 $s_i(t)$ 와 $s_j(t)$ 의 상관 과정은 주파수 영역에서 두 신호 $S_i(f)$ 와 $S_j^*(f)$ 의 스펙트럼 곱으로 표현되기 때문에 서로 겹쳐지지 않는 두 처프 신호들은 완전히 직교하는 특성을 갖는다는 것을 보여주고 있다.

$$S_i(f) \cdot S_j^*(f) = \begin{cases} c, & i = j \\ 0, & i \neq j \end{cases} \quad (3)$$

즉 그림 3에서와 같이 각 처프 신호(실선)를 겹쳐지 않게 함으로써 서로 직교하는 신호들을 설계할 수 있다. 이 그림에서 S_i 는 i 번째 처프 신호의 주파수 스펙트럼을 나타낸다. 모든 처프 신호들은 해닝 창 함수를 이용하여 가중되었으며 초음파 변환자의 주파수 응답(점선)을 편이상 사각 창 함수로 표시하였다.

제안한 기법에서는 서로 직교 특성을 갖는 처프 신호를 가능한 많이 설계할수록 깊이 방향으로 송신 집중점을 많이 구성하여 그 집중점 부근의 영역에서는 송수신 양방향 집중이 가능해지므로 측방향 해상도가 그 집중점 수에 비례하여 향상된다. 하지만 그림 3에서 볼 수 있듯이 주파수 대역을 너무 많이 나누어 송신 신호를 설계하게 되면 각 신호가 갖는 주파수 대역은 상대적으로 줄어들게 되고, 줄어든 주파수 대역으로 인해서 상관기를 거친 압축된 신호의 주엽폭이 증가하게 된다. 이는 초음파 영상의 측방향 해상도에 좋지 않은 영향을 미치므로 많은 수의 신호를 사용할 수는 없다. 그러므로 제한된 변환자 대역폭을 나누는 방법에 따라 주사선 방향으로의 측방향 해상도(lateral resolution)와 깊이 방향으로의 측방향 해상도(axial resolution)가 결정된다.

본 논문에서는 주파수 영역에서 인접한 두 송신 신호들이 가능한 넓은 주파수 대역을 공유하여 주어진 대역폭내에서 많은 직교 처프 신호들을 설계할 수 있도록 하였다. 이때 두

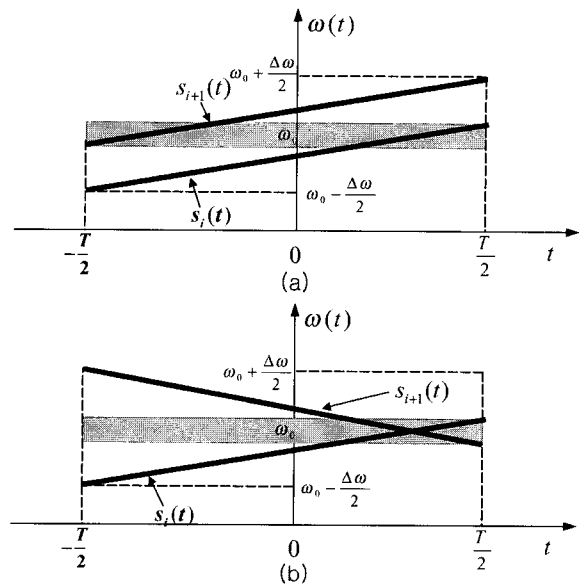


그림 4. 직교 특성을 갖는 인접한 두 처프 신호의 시간에 따른 주파수 변화율: (a) 인접한 두 처프 신호의 주파수 변화율의 부호가 같은 경우. (b) 인접한 두 처프 신호의 주파수 변화율의 부호가 다른 경우

Fig. 4. Two adjacent chirp signals with overlapped frequency bands: (a) Two chirp signals have the same direction of frequency sweep. (b) One chirp signal has a positive frequency sweep rate and the other one has a negative frequency rate(proposed method)

신호간의 상호상관값이 각 신호의 자기상관(autocorrelation) 최대값에 비하여 최소 -40dB 이하가 되어야 한다. 인접한 두 송신 신호의 공유된 주파수 영역, 즉 대역 겹침의 정도는 신호의 대역폭과 사용된 가중 창 함수에 따라 다르지만 모사 실험 결과에 의하면 해닝 창 함수의 경우 30dB 대역폭의 25% 정도의 대역폭 겹침은 허용이 가능하였다. 또한 이와 같이 신호를 설계하는데 있어서 대역 겹침에 의한 상호상관값의 상승을 줄이기 위하여 인접한 처프 신호들의 주파수 변화율 μ 를 번갈아서 양의 값과 음의 값이 되도록 하였다.

그림 4(a)는 인접한 두 처프 신호의 시간에 따른 주파수 변화율의 부호가 같은 경우로 두 신호 모두 시간에 따라 주파수

가 증가하고 있다. 그림 4(b)는 본 논문에서 제안하는 방법으로서 인접한 두 처프 신호의 시간에 따른 주파수 변화율의 부호가 다른 경우이다. 즉 한 신호는 시간에 따라 주파수가 증가하고 다른 신호는 주파수가 감소하도록 하였다. 그림 4의 모든 처프 신호들은 해닝 창 함수로 가중되었으며 두 신호의 자기상관 결과와 상호상관 결과를 그림 5에 나타내었다. 각 신호가 갖는 30dB 주파수 대역폭은 다음과 같다. 처프 신호 S_i 는 3.3MHz~8.1MHz 대역을 차지하고 있고, 처프 신호 S_{i+1} 은 6.9MHz~11.7MHz 대역을 차지하고 있으며, 두 신호가 공유하고 있는 대역이 1.2MHz로 각 신호 30dB 대역폭의 약 25%이다. 그림 5의 (a)와 (b)는 그림 4의 (a)와 (b)의 각각의 경우에 있어서 두 처프 신호들의 자기상관 함수(실선)와 상호상관 함수(점선)를 나타낸다. 두 경우 모두 S_i 와 S_{i+1} 의 자기상관

함수는 동일하였으며 축척의 크기는 -44dB 이하이다. 상호상관값의 최대 크기는 두 처프 신호의 μ 가 같은 경우(그림 5(a))에는 -35dB, 다른 부호일 경우(그림 5(b))에는 -41dB로 나타났다. 그림 5의 결과로부터 제안한 방법인 (b)의 경우가 (a)의 경우보다 상호상관값의 상승이 억제될 수 있음을 확인할 수 있다. 참고로 위에서 제시한 주파수 변화율을 엇갈리게 하는 방법에 의한 상호상관값의 개선 효과는 두 처프 신호들의 대역폭이 많이 겹쳐질수록 증가한다.

이상에서 주파수 대역 분할 방법을 이용하여 직교 특성을 갖는 처프 신호 설계 방법을 제안하였다. 이렇게 설계된 처프 신호들은 서로가 다른 주파수 대역을 갖게 되어 영상의 해상도에 영향을 주게 된다. 일반적으로 초음파 영상에 있어서 측방향 해상도를 결정짓는 주엽폭(mainlobe width) x 를 식 (4)와 같이 나타낸다[16].

$$x = 2 \frac{\lambda z}{D} = 2 \left(\frac{v}{f}\right) \frac{z}{D} \tag{4}$$

여기에서 λ 는 파장을, z 는 진행하는 깊이를, D 는 변환자의 구경(aperture) 크기를, v 는 초음파의 속도를, f 는 주파수를 각각 의미한다. 식 (4)에서 주엽폭 x 는 주파수 f 와 진행하는 깊이 z 에 대해 영향을 받게 된다. 즉 어떤 주파수 대역을 갖는 처프 신호를 어떤 위치에 사용하는가에 따라 측방향 해상도는 달라지게 된다. 주엽폭은 주파수와 반비례하고 깊이에 비례하므로 고주파일수록 그리고 깊이가 얕을수록 측방향 해상도는 더 좋아진다. 따라서 깊이에 따라 영상의 측방향 해상도의 질을 일정하게 유지하기 위해서는 저주파 성분을 얕은 지역(near field)에 고주파 성분을 깊은 지역(far field)에 집중하여 영상을 얻을 수 있는데 이것은 인체 내에서 주파수에 비례하는 초음파 감쇄의 영향을 줄이기 위해 얕은 지역에 고주파 신호를 사용하는 일반적인 방법과 상충된다. 하지만 처프 신호를 사용한 펄스 압축 방법은 일반적인 펄스 집속 영상에 비하여 매우 높은 SNR을 얻을 수 있기 때문에 높은 주파수 신호를 사용하는 경우에도 깊은 곳에서 낮은 주파수를 사용한 펄스 집속 방법이 제공하는 SNR을 얻을 수 있다. 이와는 반대로 저주파 성분을 깊은 지역에 고주파 성분을 얕은 지역에 집중하여 영상을 구성하는 경우에는 얕은 지역에서는 고주파 성분의 신호에 의해서 해상도가 좋으나 깊이가 깊어질수록 깊은 지역에서 사용된 저주파 신호와 깊이에 의해 측방향 주엽폭이 커지므로 해상도가 나빠지는 현상을 보인다. 그러므로 본 논문에서는 저주파 성분의 처프 신호를 얕은 지역에 고주파 성분의 처프 신호를 깊은 지역에 집중함으로써 측방향 해상도도 깊이 방향으로 일정하게 유지시킬 수 있도록 하였다.

B. 시스템(system) 구조

제안한 동시 다중 송신집속 기반의 초음파 영상 시스템의 이상적인 구조를 그림 6(a)와 같이 나타낼 수 있다. 송신 지연 제어기(Tx delay controller)는 사용자가 선택한 여러 송신 집

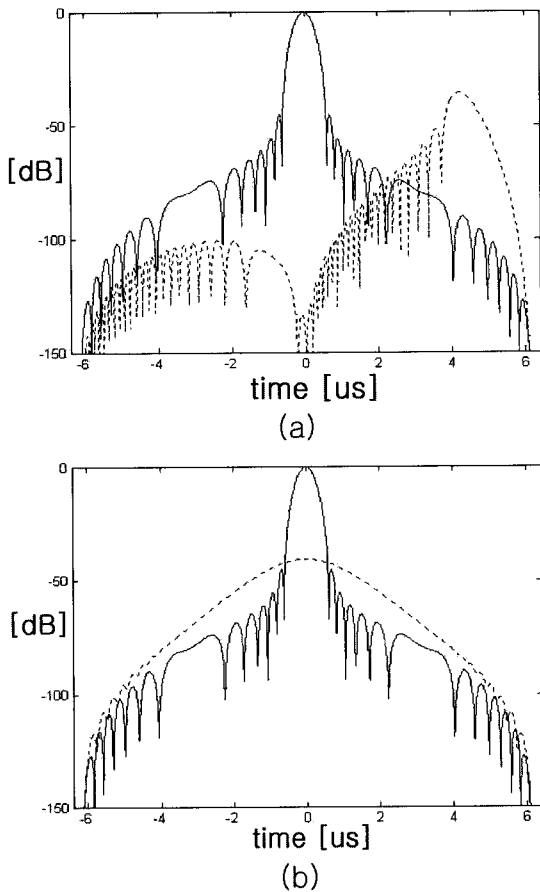


그림 5. 인접한 두 처프 신호의 상관 결과: (a) 인접한 두 처프 신호의 주파수 변화율의 부호가 같은 경우의 자기상관 결과와 상호상관 결과. (b) 인접한 두 처프 신호의 주파수 변화율의 부호가 다른 경우의 자기상관 결과와 상호상관 결과. 실선: 자기상관 결과, 점선: 상호상관 결과

Fig. 5. The autocorrelation function (solid line) and cross-correlation function (dotted line) of two adjacent chirp signals in two cases where the directions of the frequency of two signals are (a) identical and (b) opposite

속점들에 대한 지연값들을 계산하고 n개의 직교 코드가 저장된 메모리에서 각 송신 직교 코드(C1 ~Cn)들을 읽어 가산기(adder)로 보내게 된다. 이때 각 직교 코드들은 각각에 대응되는 송신 집속점에 대한 지연 시간(delay time)을 고려하여 더해지고 파워 증폭기(power amp)를 거친 후 변환자를 통하여 송신된다. 그림 6(a)에서는 k개의 변환 소자(transducer element)를 사용하여 초음파를 송수신하는 것으로 가정하였다. 모든 직교 코드들을 포함하는 수신신호는 변환자를 통과한 후 각 채널별로 시간 이득 보상기(TGC)와 아날로그-디지털 변환기(ADC)를 거쳐 긴 코드 신호를 짧은 펄스 신호로 압축하기 위해 상관기(correlator)를 통과하게 된다. 이 때 한 송신 집속점에 대하여 k개의 상관기와 한 수신 집속기(beamformer)가 필요하다. 하지만 인접한 송신 집속점에 대한 신호들의 결합을 고려하기 위해서 펄스 압축과 수신 집속 과정은 그림 6(b)와 같이 인접한 부분에서 겹쳐질 수 있도록 수행되어야 한다. 따라서 제안한 방법은 그림 6(a)에 표시한 것과 같이 2k개의 상관기와 두 개의 집속기를 가지고 구현될 수 있다. 구체적으로 그림 6(b)는 모든 송신 집속점에 대한 직교 코드들을 분리하고 압축하기 위해서 상관기 1과 상관기 2에 인가되는 계수의 변화를 도식적으로 나타낸 것이다. 수신 신호는 각 채널별로 상관기(correlator)를 통해 압축된다. 이때 사용된 상관기 1의 계수는 송신 집속점 1에 대해 송신 신호 C1을 사용하고 송신 집속점 3에 대해 송신 신호 C3을 사용하게 되며, 상관기 2의 계수는 상관기 1과 엇갈리어 송신 집속점 2에 대한 송신 신호 C2와 송신 집속점 4에 대한 송신 신호 C4를 사용하는 방식이다. 각 상관기에 의하여 채널별로 압축되고 분리된 신호들은

두 집속기에 의하여 각각 수신 동적 집속된다. 이렇게 집속된 각 송신 집속점에 대한 신호들은 에코 프로세싱(echo processing) 과정에서 거리에 따라 구간별로 선택되어 하나의 신호로 결합된다. 이렇게 상관기와 집속기를 두 벌로 두고 상관기 1과 상관기 2의 상관 영역을 겹침(overlap)으로써 두 영상을 오류없이 부드럽게 합성할 수 있다.

한편 그림 7의 구조는 각 채널별로 시간 이득 보상기와 아날로그-디지털 변환기를 거친 수신 신호들을 집속기에 의하여 동적 집속한 후 상관기를 통해 깊이에 따라 각 직교 코드별로 분리하고 짧은 신호로 압축하는 방법을 사용하고 있다. 이 구조에서 상관기의 계수는 그림 6의 구조와 같은 방법으로 시간에 따라 각 송신 집속점에 대응하는 직교 코드들로 갱신(update)되며, 각 송신 집속점 부근의 영상들은 역시 그림 6의 구조와 동일한 방법으로 에코 프로세싱(echo processing)과정에서 합성된다.

그림 6(a)의 구조에서는 각 채널당 하나의 상관기를 사용하여 수신된 신호를 짧은 펄스로 압축한 후 수신 동적 집속 과정을 거치게 되므로 채널 수에 비례하여 하드웨어 복잡성이 증가한다. 따라서 채널마다 필요했던 곱셈기 위주의 상관기는 하드웨어적인 측면에서 상당한 부담으로 작용한다. 하지만 그림 7과 같이 상관기와 집속기의 순서를 바꾸면 한 벌의 집속기와 단 두 개의 상관기를 가지고 제안한 방법을 구현할 수 있기 때문에 수신부의 하드웨어가 간단해지는 이점을 갖는다. 일반적으로 수신 동적 집속 과정에서 보상에 주는 시간 지연 패턴이 거리에 따라 다르기 때문에 집속된 신호가 왜곡될 수 있다. 즉 깊은 지역(far field)에서는 깊이에 따라 시간 지연 패

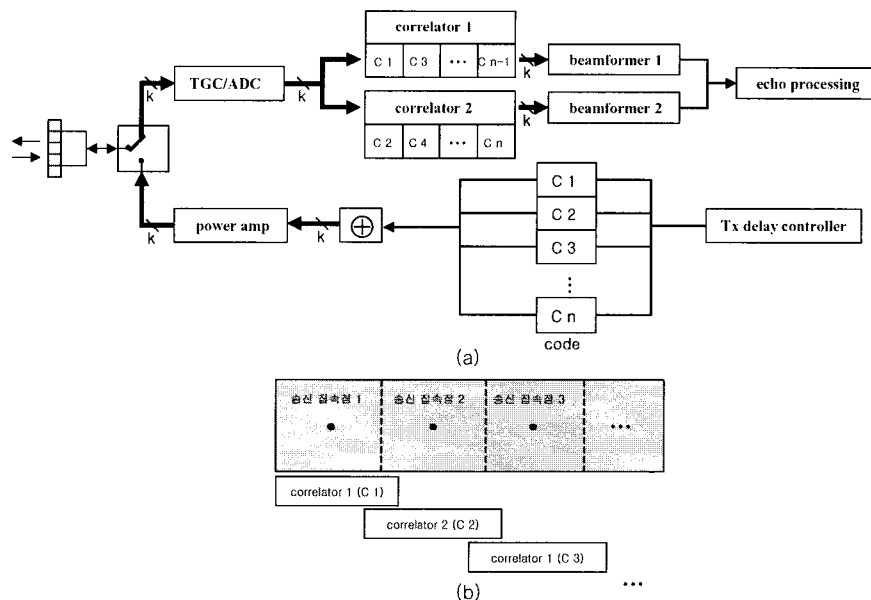


그림 6. 동시 다중 송신집속 기법을 위한 이상적인 시스템 구조(압축-집속 구조): (a) 시스템 전단부 구조, (b) 송신 집속점에 따른 상관기 계수 변화

Fig. 6. An ideal system architecture for simultaneous multiple transmit focusing method(compression-beamforming architecture). (a) A front-end system architecture. (b) The change of correlator control for each transmit focal depth

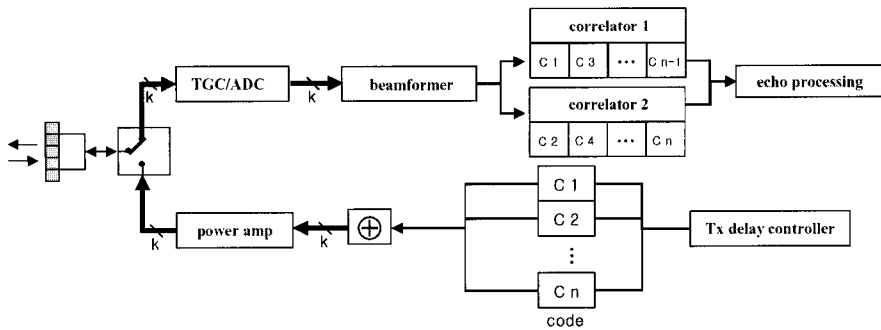


그림 7. 집속-압축 과정에 의한 현실적인 시스템 구조

Fig. 7. A practical system architecture for simultaneous multiple transmit focusing method (beamforming-compression architecture)

턴이 일정하게 유지되지만 얇은 지역(near field)에서는 깊이에 따라 보상해야 할 시간 지연 패턴이 많은 차이를 보이게 된다. 따라서 이러한 수신 동적 집속 특성을 감안한다면 그림 6(a)의 시스템 구조처럼 수신된 긴 코드 신호들을 짧은 신호로 먼저 압축하고 분리한 후 동적 집속을 수행하는 것이 바람직하다. 그림 7의 구조에서 수신 신호들은 동적 집속 과정의 불규칙 특성으로 인해 집속된 신호가 왜곡될 수 있으며 이렇게 집속된 신호들에 대해 펄스 압축을 수행하였으므로 압축 효율이 떨어진다. 깊은 지역보다는 변환자로부터 가까운 지역에서 불규칙 특성이 더 많이 일어나게 되고 그로 인해 얇은 지역에서 영상의 해상도가 저하되는 현상을 보인다. 하지만 이러한 문제는 거리에 따라 f-number를 제한함으로써 근사적으로 해결할 수 있다[16].

모사 실험 결과 고찰

제안한 기법을 검증하기 위해서 중심 주파수가 7.5MHz, 6dB 대역폭이 60%, 소자간의 간격이 0.22mm이고 128개의 배열 소자를 갖는 선형 변환자를 사용하여 모사 실험을 수행하였다. 송수신시 64채널을 사용하는 시스템을 가정하여 기존의

펄스 집속 방식과 제안한 기법에 의한 초음파 영상을 구성하였으며, 모든 영상들은 60dB의 동적 범위(dynamic range)를 적용하여 나타내었다. 이때 펄스 신호의 길이는 0.5 μs이고 사용된 처프 신호들의 길이는 6.24 μs이며 해닝 창 함수에 의해 가중되었다. 그림 8은 모사 실험에서 사용한 8개의 점 대상체(point target) 팬텀(phantom)을 도식화한 것이다.

그림 9는 기존의 펄스 집속 기법(송신 고정 집속/수신 동적 집속)과 본 논문에서 제안한 기법으로 얻은 영상을 비교하여 나타낸 것이다. 그림 9(a)는 기존의 펄스 집속 기법을 사용하여 송신 집속 거리가 30mm일때의 영상을, 그림 9(b)와 그림 9(c)는 제안한 동시 다중 송신집속 기법에 의해 송신시 각각 20mm와 50mm 두 곳에 집속된 두 개의 처프 신호(C1과 C2)를 동시에 사용하여 얻은 영상을 나타낸다. 그림 9(b)의 경우 C1은 30dB 대역폭이 3.3MHz~8.1MHz 범위에서 주파수가 증가하는 처프 신호로서 20mm에 집속되었으며, C2는 11.7MHz~6.9MHz 범위에서 주파수가 감소하는 처프 신호로서 50mm에 집속되었다. 그림 9(c)의 경우에는 그림 9(b)와는 반대로 C1을 50mm에 C2를 20mm에 집속하였다. 그림 9(b)는 그림 9(a)와 비교할 때 전체적으로 축방향 해상도가 상당히 개선되었음을 확인할 수 있다. 즉 그림 9(a)는 30mm의 송신 집속점에서 축방향으로의 해상도가 우수하지만 송신 집속점에서 멀어질수록 축방향으로 빔폭이 증가하기 때문에 해상도가 저하된다. 반면에 그림 9(b)의 경우에는 30mm부근에서는 그림 9(a)에 비해 축방향 해상도가 떨어지지만 20mm와 50mm의 송신 집속점을 중심으로 한 넓은 영역에서 축방향 해상도가 그림 9(a)와 비교하여 현저히 향상되었음을 볼 수 있다. 한편 그림 9(c)의 영상은 얇은 지역에서는 그림 9(b)의 영상보다 우수한 축방향 해상도를 갖지만 깊은 지역으로 갈수록 앞서 언급했던 거리와 주파수의 영향으로 해상도가 저하되고 있다.

그림 9(a)-(c)의 각각의 경우에 대하여 각각의 점 대상체 영상의 축방향 6dB 주엽폭을 그림 10에 비교하였다. 일반적으로 앞서 설명한 것처럼 깊이가 얇을수록 송신 신호의 주파수가 고주파일수록 그리고 집속 위치에 가까울수록 더 좋아진다. 먼저 일반적인 펄스 집속 방식인 그림 9(a) 영상에서의 축방향

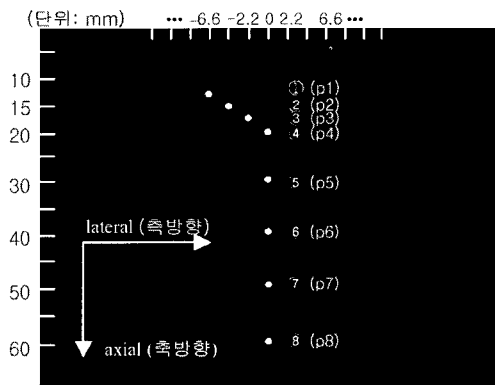


그림 8. 모사 실험에서 사용된 점 대상체 팬텀의 모델

Fig. 8. Point-target phantom model in computer simulation

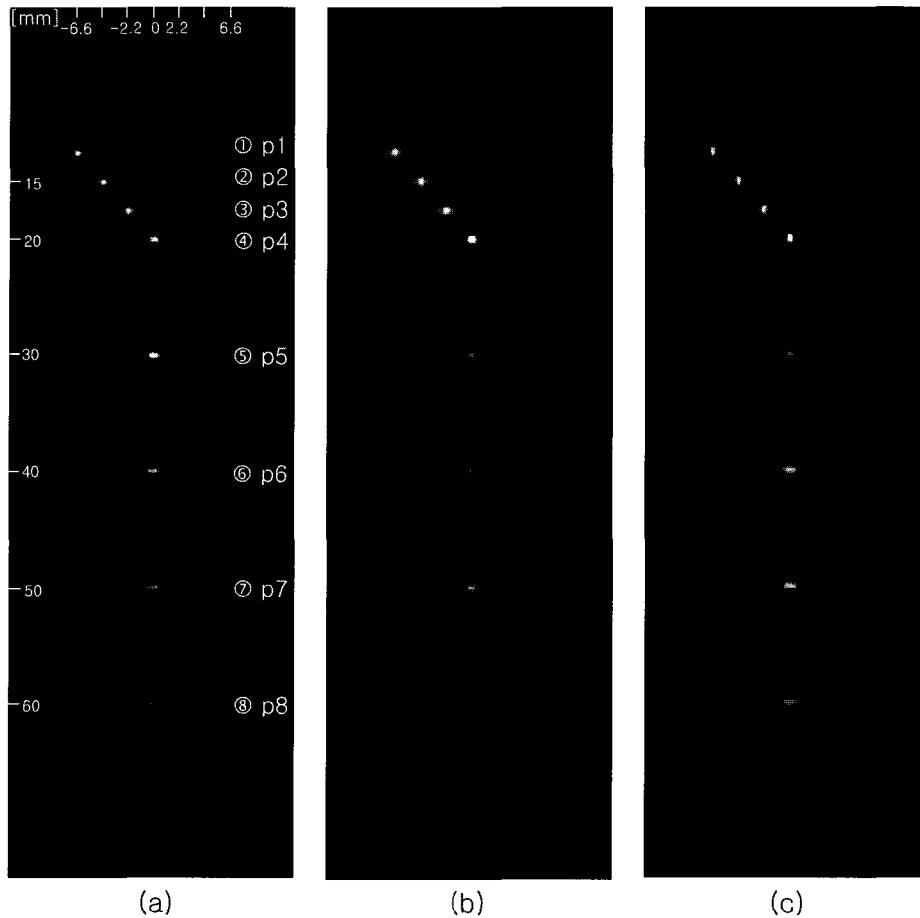


그림 9. 기존의 펄스 집속 방식과 제안한 동시 다중 송신집속 기법에서 얻은 영상의 비교: (a) 기존의 펄스 집속 기법 (송신 고정 집속 / 수신 동적 집속): 펄스 신호를 30mm에 집속. (b) 제안한 동시 다중 송신집속 방식: 저주파 신호 C1(3.3MHz 8.1MHz)을 20mm에, 고주파 신호 C2(11.7MHz 6.9MHz)를 50mm에 집속. (c) 제안한 동시 다중 송신집속 방식: 고주파 신호 C2(11.7MHz 6.9MHz)를 20mm에, 저주파 신호 C1(3.3MHz 8.1MHz)을 50mm에 집속.(여기에서 나타난 대역폭은 30dB대역폭)

Fig. 9. Computer generated B-scan images of point target phantom: (a) conventional focusing with a short pulse focused at 30mm on transmit, (b) simultaneous multiple transmit focusing with C1(3.3Mhz 8.1MHz) focused at 20mm and C2(11.7MHz 6.9MHz) focused at 50mm (the proposed method), and (c) simultaneous multiple transmit focusing with C1(3Mhz 8.1MHz) focused at 50mm and C2(12MHz 6.9MHz) focused at 20mm. All the images are displayed over 60dB display dynamic range

주엽폭(그림 10의 점선)을 살펴보면 얇은 깊이에서는 어느 정도 일정하게 유지되다가 펄스의 집속 위치인 p5(30mm)를 지나서는 급격히 퍼지는 현상을 보인다. 이것은 집속 후에 깊이에 대한 회절 현상 때문이다. 제안한 동시 다중 송신집속 방식(그림 9(b))의 측방향 주엽폭(그림 10의 실선)은 깊이에 따라 늘어나긴 하지만 저주파 신호 C1을 송신 집속점 p4(20mm)에 고주파 신호 C2를 송신 집속점 p7(50mm)에 집속하여 깊은 지역에서 주엽폭의 늘어남을 억제하기 때문에 깊이에 대해 측방향 해상도를 일정하게 유지시킬 수 있었다. 즉 깊은 지역에서 고주파 성분의 처프 신호를 사용하므로 깊이에 따른 주엽폭의 퍼짐을 제한하고 있다. 더욱이 두 개의 송신 집속점 p4와 p7에서의 집속 효과로 주엽폭이 현저히 줄어들었음을 확인할 수 있다. 하지만 이와는 반대로 고주파 신호 C2를 p4에 저주

파 신호 C1을 p7에 집속한 그림 9(c) 영상의 측방향 주엽폭(그림 10의 파선)은 얇은 깊이에서는 고주파 성분의 신호로 인해 다른 방법들보다 좁은 폭을 유지하지만 깊은 영역으로 갈수록 저주파 성분의 영향으로 주엽폭이 늘어남을 관찰할 수 있다. 이상의 결과들로부터 측방향 해상도는 깊이에 따라 영상의 주엽폭을 일정하게 유지하는 관점에서 주파수가 높은 처프 신호를 거리가 먼 영역에 주파수가 낮은 처프 신호를 가까운 영역에 사용하는 것이 유리함을 알 수 있다.

그림 11은 그림 9(a)와 그림 9(b)의 두 영상에 있어서 점 대상체들의 측방향 빔패턴을 비교해서 로그 스케일(dB)로 나타낸 것이다. 구체적으로 그림 11(a)-(d)는 기존의 펄스 집속 기법(점선)과 제안한 동시 다중 송신집속 기법(실선)에 대하여 그림 8에서 p3, p4, p5, p7로 표시된 점 대상체들에 대한 측방

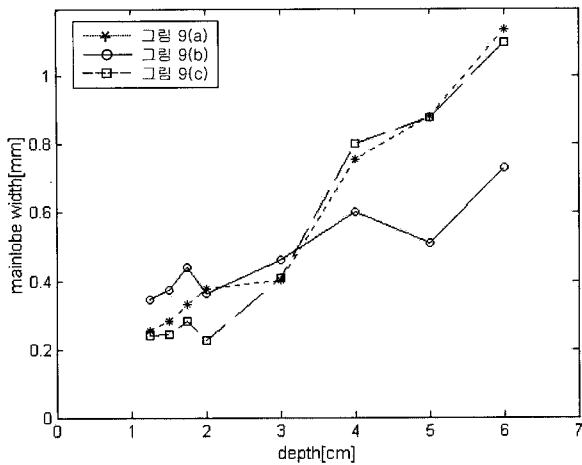


그림 10. 그림 9의 각 경우에 대한 측방향 6dB 주엽폭:
 Fig. 10. Lateral 6dB mainlobe width for each case of Fig. 9(a)-(c)

향 빔패턴을 각각 나타내고 있다. 그림 11(c)에서 p5의 측방향 빔패턴 중심에서 1mm떨어진 측엽의 평균값을 살펴보면 기존의 펄스 집속 기법이 41.8dB이고 제안한 기법이 23.0dB로 그림 9에서도 기존의 펄스 집속 기법이 해상도가 더 좋음을 이미 확인했었다. 이것은 기존의 펄스 집속 기법에서는 p5지점에서

서 송수신 양방향 집속이 되기 때문이다. 하지만 이 지점을 제외하고 그 밖의 점 대상체에서의 빔패턴을 살펴보면 제안한 기법의 우수성을 확인할 수 있다. 즉 p3의 측방향 빔패턴(그림 11(a))의 측엽값을 살펴보면 기존의 펄스 집속 기법이 27.2dB이고 제안한 기법은 34.4dB로써 7.2dB 정도 작다. 이러한 이득은 제안한 기법의 송신 집속점 부근인 p4와 p7지점에서 더욱 커진다. 제안한 기법의 송신 집속점 중 하나인 p4지점에서의 측방향 빔패턴(그림 11(b))을 살펴보면 측엽값이 기존의 펄스 집속 기법에서는 25.4dB, 제안한 기법에서는 42.9dB로 17.5dB정도 이익을 보인다. 또한 제안한 기법의 두 번째 송신 집속점에 위치한 p7에 대한 측방향 빔패턴(그림 11(d))의 측엽값은 기존의 펄스 집속 기법에서는 17.6dB, 제안한 기법에서는 33.7dB로 16.1dB정도 이익을 갖는다. 이러한 결과는 그림 10의 결과와 함께 제안한 방법이 프레임율의 저하없이 측방향 빔패턴의 주엽폭과 측엽값을 개선시켜 초음파 영상의 질을 향상시킬 수 있음을 보여주는 것이다.

그림 12는 그림 9(a)와 그림 9(b)의 영상에서 p5에 대한 측방향 빔패턴을 기존의 펄스 집속 기법(점선)과 제안한 동시 다중 송신집속 기법(실선)을 비교하여 나타낸 것이다. 6dB 주엽폭을 살펴보면 기존의 펄스 집속 기법은 0.25mm이고 제안한 기법은 0.41mm이므로 측방향 해상도에서 1.6배 정도 차이를 보인다. 이것은 제안한 기법에서는 주파수 대역을 분할하여 처

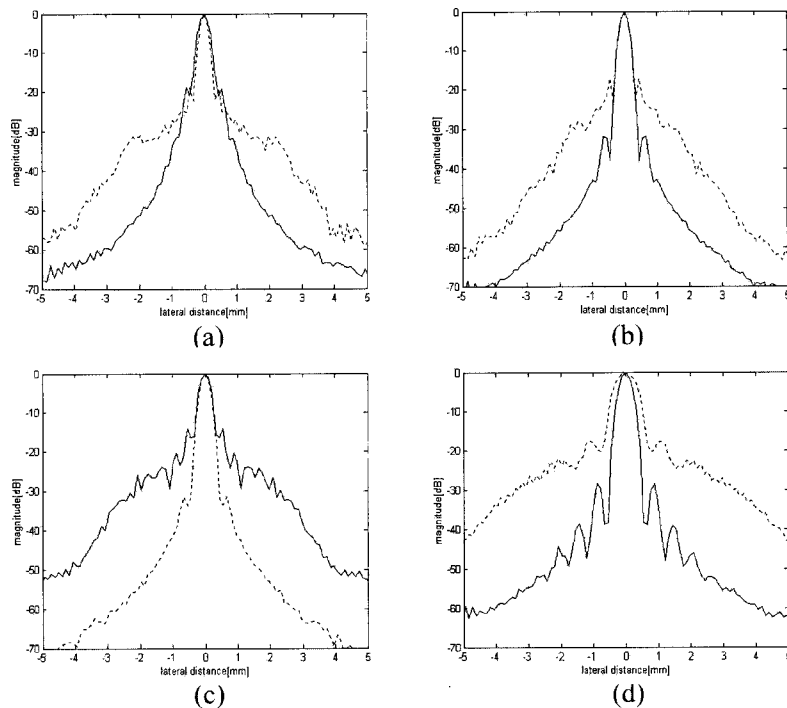


그림 11. 기존의 펄스 집속 기법과 제안한 기법의 각 위치에서의 측방향 빔패턴 비교(off axis distance): (a) 측방향 빔패턴(p3). (b) 측방향 빔패턴(p4). (c) 측방향 빔패턴(p5). (d) 측방향 빔패턴(p7). 점선: 기존의 펄스 집속 기법, 실선: 동시 다중 송신집속 기법
 Fig. 11. The comparison of the lateral beam pattern between the conventional focusing method(dotted line) and the proposed method(solid line): (a) lateral beam pattern at p3, (b) lateral beam pattern at p4, (c) lateral beam pattern at p5, and (d) lateral beam pattern at p7

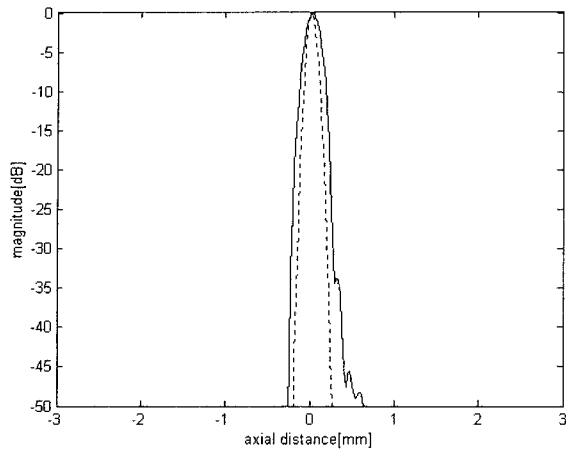


그림 12. 기존의 펄스 집속 기법(점선)과 제안한 기법(실선)의 p5에 대한 축방향 빔패턴의 비교

Fig. 12. The comparison of the axial beam pattern between the conventional focusing method (dotted line) and the proposed method (solid line)

프 신호를 설계했기 때문에 줄어든 주파수 대역만큼 주엽폭이 늘어난 결과이다. 하지만 광대역 변환자의 사용이 가능해지면 이러한 문제는 해결될 수 있다. 사용할 수 있는 대역폭이 늘어나면 각 처프 신호의 대역폭을 증가하여 기존의 펄스 집속 기법에 사용하는 대역폭과 대등하게 할 수 있기 때문이다. 또한 처프 신호를 설계할 때 해닝 창 함수 대신 적절한 창 함수를 선택하여 주엽폭을 개선할 수도 있다.

기존의 펄스 집속 방식에서는 깊은 영역으로 갈수록 매질에 대해 초음파가 진행함에 따라 신호의 감쇄(attenuation) 특히 높은 주파수 성분의 감쇄로 인한 SNR의 저하로 영상에 좋지 않은 영향을 준다. 하지만 제안한 기법은 긴 코드 신호를 사용하고 수신시 압축하는 펄스 압축 방식을 기반으로 하기 때문에 PSNR(peak signal power to average noise power ratio) 관점에서도 장점을 가지고 있다. 그림 13은 그림 9의 영상과 동등한 실험 조건에서 각 채널에 수신 신호의 PSNR이 25dB 가 되도록 잡음을 첨가하였을 때의 영상을 보여 주고 있으며 이 영상은 시간 이득 보상기(TGC)에 의해 중심 주파수 및 거

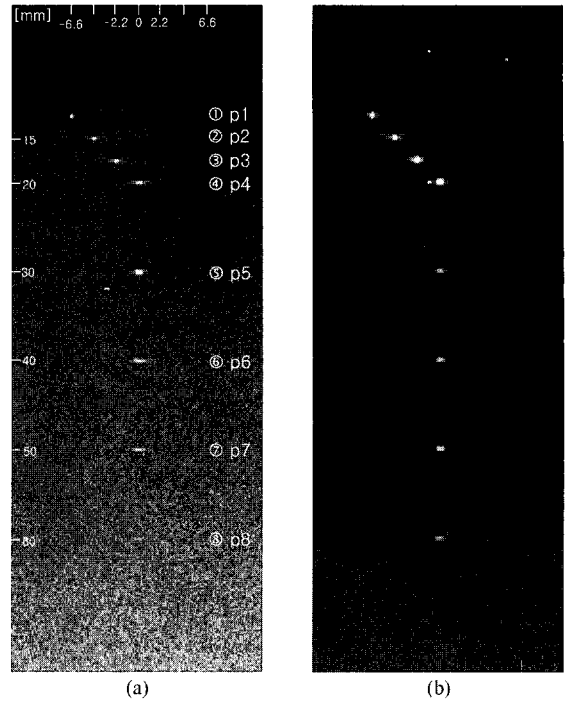


그림 13. 각 채널에 PSNR이 25dB가 되도록 잡음을 인가했을 때 획득한 영상: (a) 기존의 펄스 집속 기법; 펄스 신호를 30mm(p5)에 집속. (b) 제안한 동시 다중 송신집속 기법; 저주파 신호 C1(3.3MHz 8.1MHz)을 20mm(p4)에, 고주파 신호 C2(11.7MHz 6.9MHz)를 50mm(p7)에 집속

Fig. 13. Computer generated B-scan images when a white noise is added to each channel so that PSNR is 25dB: (a) conventional focusing with a short pulse focused at 30mm(p5) on transmit, (b) simultaneous multiple transmit focusing with C1(3.3Mhz 8.1MHz) focused at 20mm(p4) and C2(11.7MHz 6.9MHz) focused at 50mm(p7)

리에 따른 감쇄가 보상된 것이다. 이때 PSNR은 수신 신호의 첨두 전력(peak signal power)과 잡음의 평균 전력(average noise power)의 비를 의미하며, 기존의 방법에서 사용되는 펄스 신호와 제안한 방법에서 사용되는 처프 신호의 첨두 전압은 동일하였다. 그림 13(a)는 기존의 펄스 집속 기법에 의한

표 1. 각 점 대상체에 대한 기존의 펄스 집속 기법과 제안한 동시 다중 송신집속 기법의 PSNR의 비교

Table 1. The PSNR of conventional focusing and simultaneous multiple transmit focusing methods for each point target

점 대상체	PSNR(peak signal power to average noise power ratio)	
	기존의 펄스 집속 방식(dB)	제안한 동시 다중 송신집속 방식(dB)
① (p1)	37.7	63.5
② (p2)	37.1	64.4
③ (p3)	36.2	65.9
④ (p4)	35.6	70.9
⑤ (p5)	41.9	43.1
⑥ (p6)	25.7	38.5
⑦ (p7)	17.0	37.3
⑧ (p8)	6.4	25.3

영상이고 그림 13(b)는 제안한 방법을 사용하여 얻은 영상이다. 그림 13(b)는 제안한 방법의 펄스 압축 과정에서 얻는 이득으로 신호의 침투치가 증가하여 그림 13(a)보다 상대적으로 잡음이 더 낮아 보임을 발견할 수 있으며 두 영상 모두 TGC에 의해 신호와 잡음의 감쇄가 보상되었기 때문에 깊이에 따라 영상에 잡음이 더 강하게 나타난다.

그림 8의 각 점 대상체에 대해 동적 집속 후의 PSNR을 계산하여 표 1에 나타내었다. 초음파가 매질을 진행할 때 매질의 종류, 진행하는 거리, 사용한 신호의 주파수에 따라 감쇄 정도가 달라진다. 인체 연 조직(soft tissue)의 평균 감쇄 계수(attenuation factor)를 0.5dB/MHz/cm로 가정할 경우 7.5MHz의 초음파 신호에 대해서는 평균적으로 3.75dB/cm의 감쇄가 일어난다[17]. 제안한 기법에서 사용된 중심 주파수가 5.6MHz인 처프 신호의 감쇄는 2.8dB/cm이고 9.4MHz인 처프 신호의 감쇄는 4.7dB/cm이다. 표 1을 살펴보면 기존의 펄스 기법은 집속 효과로 인해 송신 집속점인 p5지점에서 PSNR이 커지지만 전체적으로 깊이가 깊어질수록 디포커싱(defocusing)과 거리에 따른 감쇄 현상으로 PSNR이 감소하는 경향을 보인다. p5지점에서의 PSNR은 41.9dB지만 p8지점에서의 PSNR은 6.7dB로 매우 낮아졌음을 확인할 수 있다. 이것은 깊이에 따라 신호가 감쇄하기 때문이며 깊이가 깊어질수록 신호가 약해져 해상도의 질이 저하된다. 그림 13(a)에서 p8지점의 점 대상체는 잡음에 묻혀 거의 구분할 수 없음을 볼 수 있다. 반면에 동시 다중 송신집속 기법은 긴 처프 신호가 상관기를 거치며 압축되는 과정에서 신호의 침투값이 신호의 길이에 비례하여 증가하기 때문에 PSNR의 향상에 기여하게 된다. 표 1에서 제안된 방식의 PSNR은 두 개의 송신 집속점 p4와 p7에서 주변보다 상대적으로 큰 값을 가지며 전체적으로는 거리에 따라 감소하고 있다. p1-p4까지의 PSNR은 거리에 따라 감소하여야 하지만 사용된 처프 신호의 주파수가 저주파 성분의 신호로 거리에 따른 감쇄가 작고 집속 효과로 인해 증가하는 결과를 보이며 그 결과 p4에서 70.9dB로 가장 높다. p4이후에는 고주파 성분의 처프 신호를 사용하기 때문에 깊이에 따른 감쇄가 크다. 구체적으로 p5(43.1dB), p6(38.5dB)에서 다시 PSNR이 감소하다가 송신 집속점 p7의 집속 효과로 감소폭이 작아져 37.3dB가 되고 p8에서는 25.3dB로 다시 감소하게 된다.

표 1을 살펴보면 특히 기존의 펄스 집속 기법에서의 송신 집속점인 30mm(p5) 지점에서도 기존의 펄스 방식(41.9dB)보다 제안한 동시 다중 송신집속 방식(43.1dB)의 PSNR이 1.18dB 더 높다. 이것은 집속되는 효과보다 압축과정에서 생기는 신호의 전력 이득이 더 크기 때문이다. 일반적으로 집속점에서는 구경(aperture)의 크기를 결정하는 채널의 수 K 에 비례하여 신호가 커지고 집속점을 벗어난 영역에서는 근사적으로 \sqrt{K} 에 비례하는 특성을 갖는다[16]. 따라서 기존의 펄스 집속 기법의 경우 송신 집속점 p5지점에서 신호의 침투 전력은 편의상 $20\log(K)$ [dB]로 나타낼 수 있으며 64채널인 경우 $20\log(64) = 36.12$ (dB)이다. 제안한 기법의 경우 송신 집속점이 아닌 p5에서의 신호의 침투 전력은 $20\log(\sqrt{K \times N/a})$ [dB]로 표현될

수 있는데[14], 여기에서 N 은 처프 신호의 길이이고 a 는 창 함수에 의한 송신 전력 감소 요소(transmit power loss factor)로서 실험에 사용된 해닝 창 함수의 경우 $a=5.33$ 이다. 64채널이고 해닝 창 함수로 가공시킨 길이가 512 샘플인 처프 신호를 사용한 경우 $20\log(\sqrt{64 \times 512/5.33}) = 37.89$ (dB)이다. 따라서 이론적으로 제안한 기법의 침투 전력이 1.77dB 더 높음을 확인할 수 있다. 기존의 펄스 집속 기법과 제안한 기법의 상대적인 PSNR차에 대해 이론적인 값(1.77dB)과 모사 실험 결과값(1.18dB)이 약간의 오차를 보이고 있다. 이것은 집속점을 벗어난 영역에서 신호의 크기가 채널의 개수의 제곱근 즉 \sqrt{K} 에 비례한다는 근사식에 의한 것이다. 이때 처프 신호의 길이를 증가시키면 길이에 비례하여 더욱 증가된 침투 전력을 얻을 수 있다. 게다가 제안한 기법에서는 50mm(p7) 영역에 송신 집속되어 있으므로 깊은 지역에서의 신호의 세기는 기존의 펄스 집속 기법보다 더욱 증가하게 된다. 60mm(p8)의 깊이에서 기존의 펄스 집속 기법과 동시 다중 송신집속 기법의 PSNR은 각각 6.4dB와 25.3dB로 18.9dB의 이득이 생기게 된다. 따라서 제안한 기법을 사용하면 얇은 지역에 저주파 신호의 처프 신호를 사용하고 깊은 지역에 고주파 처프 신호를 사용함으로써 전체 영상 영역에서 PSNR과 축방향 해상도를 개선시킬 수 있다.

결 론

본 논문에서 제안한 새로운 초음파 영상 기법은 송신 신호의 직교 특성을 이용하여 프레임율의 저하없이 상당히 개선된 축방향 해상도를 제공한다. 이 방법은 축방향 해상도에 대한 큰 손실없이 주파수를 분할하여 얻은 처프 신호로 동시에 여러 개의 송신 집속점을 구성하고, 수신 과정에서 상관기를 사용하여 직교 특성을 갖는 처프 신호를 분리하는 동시에 압축한 후 각 신호들을 독립적으로 수신 집속하며, 이렇게 구성된 영상들을 합성하여 최적의 축방향 해상도를 갖는 영상을 구성하는 기법이다. 여기에서 사용되는 처프 신호들은 제한된 변환자의 주파수 대역폭 안에서 충분히 좁은 펄스로 압축되기 위해 가능한 넓은 대역폭을 갖으며 많은 수가 설계되도록 고려되었다. 또한 가능한 넓은 대역폭을 공유하면서 서로간에 직교 특성을 유지하기 위해서 상호상관값이 자기상관값의 최대 축엽 값 이하로 제한되기 위한 방법을 제시하였다.

이렇게 직교 특성을 갖도록 설계된 처프 신호를 사용하여 제안된 기법을 구현하기 위한 시스템 구조를 상관기의 위치에 따라 이상적인 구조와 실제적인 두 경우로 제안했으며, 하드웨어적인 부담과 영상의 해상도에 대한 질적인 면에서 각각의 장단점을 제시하였다. 모사 실험을 통하여 제안된 기법을 기반으로 얻은 영상과 기존의 펄스 집속 기법에서 얻은 영상을 비교하여 제안된 기법의 우수성을 입증하였다. 신호 대 잡음비 관점에서 근본적으로 갖는 펄스 압축 시스템의 장점을 활용할 수 있으며, 낮은 주파수 성분의 신호를 가까운 송신 집속점에 높은 주파수 성분의 신호를 먼 송신 집속점에 사용함으로써

깊은 곳에서도 일반적인 펄스를 사용하여 얻은 영상에 비하여 SNR이 저하되지 않고 영상의 해상도를 깊이 방향으로 일정하게 유지할 수 있음을 컴퓨터 모사 실험을 통하여 확인하였다.

변환자 제조기술의 발전에 따라 광대역(wide bandwidth) 변환자의 사용이 가능해 진다면 설계할 수 있는 직교 처프 신호의 개수가 증가하게 된다. 이것은 송신시 집속할 수 있는 송신 집속점의 개수가 증가함을 의미하고 프레임율의 저하없이 송신시 동적 집속에 가까운 영상을 얻을 수 있게 된다. 또한 제안된 기법은 프레임율의 저하없이 고도 방향 해상도(elevation resolution)를 향상시키는데 사용될 수 있다. 일반적인 초음파 영상에서 고도 방향 해상도의 경우 기계적인 렌즈를 사용하므로 송수신 양방향 고정 집속으로 인해 해상도의 질이 현저히 떨어진다. 따라서 고도 방향으로 변환자를 나눈 1.5D 배열 변환자를 사용하여 송신 고정 집속과 수신 동적 집속이 가능해지면서 해상도가 향상되었지만, 이러한 방법도 송신시 고정 집속된 집속면을 벗어난 영역에서는 고도 방향으로의 해상도가 저하되는 문제점을 가지고 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서 제안한 동시 다중 송신집속 기법을 1.5D 배열 변환자에 적용하여 고도 방향으로의 해상도를 현저히 증가시킬 수 있다.

참 고 문 헌

1. M. O'Donnell, "Efficient parallel receive beam forming for phased array imaging using phase rotation", IEEE Ultrason. Symp., pp. 1495-1498, 1990
2. 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
3. J.H. Kim, T.K. Song, and S.B. Park, "A Pipelined Sampled Delay Focusing in Ultrasound Imaging Systems", Ultrasound Imaging, vol. 9, pp. 75-91, 1987
4. T.K. Song, and S.B. Park, "A New Digital Phased Array System for Dynamic Focusing with Reduced Sampling Rate", Ultrasound Imaging, vol. 12, pp. 1-16, 1990
5. J.A. Hossack, "Extended Focal Depth Imaging for Medical Ultrasound", Proceeding of IEEE Ultrasonics Symposium, vol. 2, pp. 1535-1540, 1996
6. P.D. Corl, P.M. Grant, and G.S. Kino, "A Digital Synthetic Focus Acoustic Imaging System for NDE", Proc. 1978 IEEE Ultrason. Symp., pp. 263-268, 1978
7. 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 Press, 1980
8. Y. Ozaki, H. Sumitani, T. Tomada, and M. Tanaka, "A new system for real-time synthetic aperture ultrasonic imaging", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 35, pp. 828-838, 1988
9. S. Holm and H. Yao, "Improved frame rate with synthetic transmit aperture imaging using prefocused subapertures", IEEE Ultrason. Symp., 1997
10. M. Karaman and M. O'Donnell, "Subaperture processing for ultrasonic imaging", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 42, pp. 126-135, 1998
11. M. Karaman, H.S. Bilge, and M. O'Donnell, "Adaptive multi-element synthetic aperture imaging with motion and phase aberration correction", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 45, pp. 1077-1087, 1998
12. Peyton Z. Peebles, JR., "Radar Principles", Wiley Interscience Publication, 1998
13. M. O'Donnell, "Coded excitation system for improving penetration of real time phased array imaging systems", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 39, pp. 341-351, 1992
14. L.R. Welch and M.D. Fox, "Practical spread spectrum pulse compression for ultrasonic tissue imaging", IEEE Trans. on Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 45, no. 2, Mar. 1988
15. 정영관, 유양모, 송태경, "가중 칩 신호를 이용한 펄스 압축 방식의 초음파 영상 시스템", 대한 의용 생체 공학회 제 22회 춘계 학술대회 논문집, pp. 83-84, 2000
16. 송태경, "초음파 선형주사 영상을 위한 합성구경 기법의 해석 및 응용", 대한의공학회지, 제20권, 제4호, pp. 503-513, 1999
17. James A. Zagzebski, Essentials of ultrasound physics, Mosby-Year Book, Inc., 1996