

RF 수신신호를 이용한 의료 초음파 영상개선에 관한 연구

정종섭 · 송태경

서강대학교 전자공학과

(2000년 1월 5일 접수, 2000년 4월 11일 채택)

Image Improvement Techniques Using RF Data in Medical Ultrasound Imaging

J.S. Jeong, T.K. Song

Department of Electronics, Sogang University

(Received January 5, 2000. Accepted April 11, 2000)

요약: 본 논문에서는 일반적인 초음파 의료 영상 시스템에서 제공되는 단면 영상의 화질을 현저히 향상시킬 수 있는 영상 개선 기법들을 제안하였다. 제안된 기법들은 현재 대부분의 초음파 영상 시스템에 적용되는 집속기법과는 달리 한 프레임에 해당하는 RF 수신 신호들을 저장하고 합성구경 기법에 기반해서 수신신호들을 처리함으로써, 초음파 영상의 화질을 결정하는 주요 성능 변수인 해상도, 신호 대 잡음비, 주사속도 등을 개선시킬 수 있다. 제안된 기법들을 검증하기 위하여 RF 수신신호들을 저장할 수 있는 실험 장치를 제작한 후 실제 실험을 통하여 성능 평가를 수행하였다. 실험 결과 기존 시스템에 비해서 매우 우수한 영상을 얻을 수 있었으며, 시편 및 인체 데이터 경우에 모두 동일한 효과가 나타남을 확인 할 수 있었다.

Abstract: This paper describes new techniques for improving the quality of B-mode image of a medical ultrasound imaging system. The proposed methods can greatly improve the image quality in terms of resolution, SNR, or frame rate by processing the RF data samples for an image frame based on synthetic aperture technique. To verify the proposed methods, we built an experimental system that can store and reutilize the RF samples and performed performance evaluation through actual experiments. The experimental results show that the proposed techniques provide much superior images to those by the conventional method both for human and phantom data.

Key words: Ultrasound imaging, Resolution, SNR, Frame rate, Multi-beam, Read zoom, Write zoom, Synthetic aperture.

서 론

초음파 의료 영상 시스템은 인체 내에 초음파를 송신하고 매질에서 반사되어 돌아오는 신호를 수신해서 실시간으로 2차원 단면 영상을 제공한다[1]. 최근 대다수의 초음파 영상 시스템은 해상도를 향상시키기 위해 배열 변환자(array trans-

ducer)를 사용하여 초음파를 송·수신하며 신호처리 과정에 의하여 초음파의 집속(focusing)을 수행하는 전자식 주사(electronic scan) 방식을 사용한다[2]. 단면 영상을 구성하는 각각의 주사선들은 일정 수의 배열 소자들을 동시에 사용하여 얻을 수 있으며, 사용하는 배열 소자의 수가 많을수록 초음파의 송신 출력 및 수신 감도가 증대되어 신호 대 잡음비가 개선된 영상을 얻을 수 있다[3]. 또한 많은 배열 소자를 이용할수록 즉 초음파 변환자의 구경이 커질수록 집속점에서의 해상도가 개선된다. 하지만 집속점이 아닌 곳에서의 해상도는 구경이 커질수록 나빠지므로 높은 해상도의 영상을 얻기 위하여 모든 영상점에 초음파를 집속하는 동적집속(dynamic focusing)이 요구된다[4-6]. 이러한 동적집속 기술은 80년대부터 활발히 연구되어 현재 일부 회사의 제품에 적용되고 있다[7].

본 논문은 1999년도 산업자원부 공업기반기술개발사업 지원에 의하여 이루어졌음.

통신저자: 정종섭, (121-741) 서울시 마포구 신수동 1,

서강대학교 전자공학과

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

E-mail: s199219@ccs.sogang.ac.kr

해상도 이외에 초음파 B-모드 영상의 또 다른 중요한 성능 변수들로 초당 구성되는 화면의 수를 나타내는 프레임률(frame rate)과 영상의 최대 깊이를 결정짓는 요소인 신호 대 잡음비를 들 수 있다. 심장 질환의 검사나 3차원 영상의 기능을 가지고 있는 일부 고가의 상용 초음파 시스템들은 병렬 수신 집속장치를 이용하여 하나의 송신주사선에 대한 수신신호로부터 인접한 다수의 수신주사선을 구성하는 다중 빔(multi-beam) 집속기법을 통하여 높은 프레임률을 얻고 있다[8-10]. 또 최근에는 특별히 설계된 폭이 매우 긴 파형을 송신하고 수신시에 펄스압축 기법을 통하여 영상을 구성함으로써 신호 대 잡음비를 개선하는 연구가 진행되고 있다[11-12]. 이밖에도 지난 20년간 급속도로 발전해 온 디지털 회로 및 신호처리 기술들을 바탕으로 초음파 영상장치의 화질 개선과 임상의 효율을 높이기 위한 다양한 기능의 개발 등이 지속적으로 이루어져 왔다.

이러한 기술적인 발전에도 불구하고 기존의 초음파 영상 장치들은 여전히 여러 가지 문제점들을 가지고 있다. 한 예로서 현재의 초음파 영상 장치들은 여전히 송신시에 고정집속(fixed focusing) 방식을 사용하고 있다. 따라서 수신시에 동적집속을 수행하여도 송신 집속면에서 멀어질수록 해상도가 저하되는 문제를 지니고 있다. 또 다중 빔 집속기법을 사용한 단면 영상은 하나의 송신주사선에 대한 수신신호로부터 주변의 여러 수신주사선을 구성하기 때문에 단일 빔(single beam) 방식의 기존의 영상보다 신호 대 잡음비가 떨어진다. 또한 두 송신주사선에 대응하는 수신주사선들 사이에 데이터 및 잡음의 특성이 서로 다르기 때문에 줄무늬 결함이 발생하게 된다. 이밖에도 초음파 검사에서 일반적으로 널리 사용되고 있는 read zoom 기법은 선택된 영역을 단순히 확대하여 보여 주기 때문에 해당 영역의 세밀한 정보 또는 영상을 제공하지 못하며 블록화 현상 등의 결함이 나타나기도 한다[13-14].

이와 같이 일반적인 시스템이 지니고 있는 한계를 극복하기 위해서는 기존 시스템의 초음파 송·수신 및 신호처리와 관련된 기본 원리를 근본적으로 개선시키는 것이 필요하다. 이러한 측면에서 본 연구진은 일반적인 시스템들과는 달리 각 변환소자들에 수신된 신호들을 메모리에 저장한 뒤 해당 주사선상의 수신신호뿐만 아니라 이웃하는 주사선에 대한 수신신호들도 함께 이용해서 각각의 주사선들을 구성하는 새로운 영상개선 기법과 시스템 구조를 개발하였다. 본 논문에서는 이 중에서 저장된 RF 수신신호를 이용하여 구현할 수 있는 여러 가지 영상개선 기법들을 소개한다. 제안하는 기법들 중에서 개선된 다중 빔 집속기법은 프레임률의 증가와 동시에 신호 대 잡음비의 저하 없이 기존 방식에서 발생하는 줄무늬 결함을 제거할 수 있다. 또한 정지된 영상의 특정 영역을 확대할 때 기존의 read zoom 기법과는 달리 해상도 및 신호 대 잡음비 등 화질이 개선된 세밀한 영상을 제공하는 write zoom 기법을 소개한다. 마지막으로 메모리에 저장된 수신신호들을 이용하면 모든 영상 점에 대해 양방향으로 송·수신 집속하기 위한 합성구경 기법들을 구현할 수 있기 때문에 영상의 신호 대 잡음비 및 해상

도를 현저하게 개선할 수 있음을 실험적으로 확인하였다.

본 논문에서는 한 프레임에 해당하는 인체 및 시편 데이터에 대한 수신신호들을 모두 저장할 수 있는 실험 장비를 개발하고 이 수신신호들을 이용하여 영상개선 기법들을 검증하기 위한 컴퓨터 모사 실험을 실시하였다. 실험결과 제안된 모든 방법들이 기존의 초음파 영상과 비교하여 매우 우수한 특성의 영상을 제공함을 확인하였다.

RF 프레임 수신 신호를 이용한 영상개선 기법들

1. Interlaced Multi-Beam (IMB) 기법

일반적인 초음파 영상시스템에서 B-모드 영상의 프레임률은 전체 주사선 개수 N_s , 영상의 최대 깊이 z_{max} , 그리고 초음파의 진행속도 c 에 의하여 다음과 같이 정의된다.

$$\text{Frame Rate} = \frac{c}{2 \cdot N_s \cdot z_{max}} \tag{1}$$

예를 들어 $N_s = 224$, 초음파의 진행 속도는 $1540(\text{m/sec})$, $z_{max} = 20\text{cm}$ 인 경우에 대하여 단일 빔 집속기법에 의한 B-모드 영상의 프레임률은 약 $17(\text{frames/sec})$ 가 된다. 그러나 심장질환 검사 및 3차원 영상과 같은 응용분야에서는 이보다 훨씬 높은 프레임률이 요구된다. 프레임률을 높이기 위한 가장 일반적인 방법인 다중 빔 집속 기법은 한번 초음파를 송신한 후 여러 주사선을 구성하는 것으로, 일반적으로 한번의 송·수

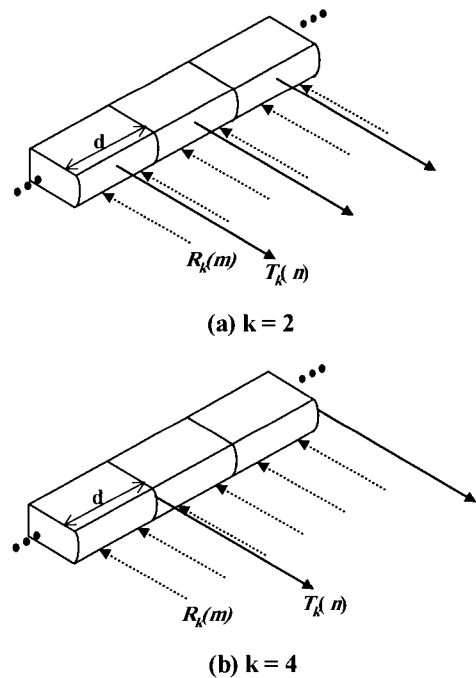


그림 1. (a) 이중 빔 및 (b) 사중 빔 집속 기법 모형
Fig. 1. The model of (a) Dual beam and (b) Quad beam focusing technique

신 과정에서 2개 또는 4개의 주사선 상에 초음파를 집속하는 이중 빔(dual beam) 및 사중 빔(quad beam) 집속 방식이 널리 사용되고 있다. 그림 1은 다중 빔 집속기법에 대한 모델로서 (a)는 이중 빔 집속, (b)는 사중 빔 집속을 나타내고 있다. 그림에서 $T_k(n)$, $R_k(m)$ 은 각각 n -번째 송신주사선(실선)과 m -번째 수신주사선(점선)의 위치를 나타내며, 아래첨자 k 는 하나의 송신주사선에 대응하여 구성되는 수신주사선 수를 의미한다. 일반적인 단일 빔(single beam) 방식에서는 송신주사선과 수신주사선이 일치하며, $T_1(n)=R_1(n)$, 그림 1에 표시된 이중 빔($k=2$) 및 사중 빔($k=4$) 방식에서의 송·수신 주사선 위치는 각각 다음과 같이 표시된다.

$$T_k(n) = k\left(n + \frac{1}{2}\right)\frac{d}{2}, \quad 0 \leq n \leq \frac{N_s-1}{k} \quad (2)$$

$$R_k(m) = \left(m + \frac{1}{2}\right)\frac{d}{2}, \quad m = kn + l, \quad (3)$$

$$0 \leq l \leq k-1, \quad 0 \leq n \leq \frac{N_s-1}{k}$$

여기서 d 는 배열 소자간의 간격이고, 수신 주사선 간격을 $d/2$ 로 가정하였으며, N_s 는 편의상 홀수로 제한하였다. 그림 1과 식 (2), (3)으로부터 이중 빔 기법과 사중 빔 기법은 단일 빔 방식에 비하여 초음파 송·수신 회수가 1/2 및 1/4로 감소하기 때문에 프레임률이 각각 2배 및 4배로 향상됨을 알 수 있다. 그러나 이러한 다중 빔 집속방식은 단일 빔 방식에 비하여 각 수신주사선 상에 전파되는 초음파 신호의 에너지가 적기 때문에 신호 대 잡음비가 저하되고, 송신주사선 간에 수

신 데이터와 잡음의 특성이 서로 달라 수신주사선들 사이에 줄무늬 결함이 나타나는 문제점이 있다. 이러한 문제점은 하나의 송신주사선에 대한 수신주사선 수가 많은 사중 빔 집속의 경우에, 또 선형(linear) 영상보다 원거리에서 주사선들간의 간격이 큰 컨벡스(convex) 영상에서 보다 현저하게 나타난다.

이러한 문제들을 해결하기 위한 가장 효율적인 방법은 모든 수신주사선들을 인접한 두 송신주사선에 대한 수신신호들을 이용하여 각각 구성된 다음 가중 평균을 취하여 구하는 것이다. 그러나 이 방법은 모든 주사선에 대하여 두 번씩 집속하여야 하므로 프레임률이 반으로 감소하게 된다. 즉 사중 빔 집속을 할 경우 프레임률이 4배가 아닌 2배 증가하는 효과만 얻을 수 있다. 따라서 이 방법은 현실적으로는 사용할 수 없다.

본 논문에서는 프레임간에 송신주사선들의 위치가 엇갈리도록 송신주사선을 설정하여 기존의 다중 빔 집속을 수행한 후, 현재 구성된 영상 프레임의 모든 수신주사선들에 대하여 이전 프레임의 동일 수신주사선들과 각각 가중 평균을 취하는 방식으로, 프레임들의 저하 없이 기존의 다중 빔 방식의 문제점들을 해결할 수 있는 IMB(Interlaced multi-beam) 방식을 제안한다.

그림 2는 제안된 IMB 방식에서 인접한 두 프레임에 대한 주사 과정을 사중 빔의 경우에 대하여 보여 주고 있다. 제안된 방식에서 i -번째 프레임의 송신 주사선의 위치는 아래 식 (4)와 같으며, 수신주사선의 위치는 모든 프레임에 대하여 동일하며 식 (3)과 같다, 즉 $R_k^i(m) = R_k(m)$.

$$T_k^i(n) = k\left(n + \frac{1}{2}\left(\frac{3-(-1)^i}{2}\right)\right)\frac{d}{2}, \quad (4)$$

$$0 \leq n \leq \frac{N_s-1}{k}$$

즉 송신주사선의 위치는 홀수 프레임의 경우 짝수 프레임의 송신주사선의 위치에 대하여 $kd/4$ 수신주사선 간격만큼 엇갈려 있다. 이제 IMB 방식에 의한 i -번째 프레임의 m -번째 주사선에 대하여 구성된 신호 $D_k^i(m)$ 은 다음 식 (5)와 같이 표현될 수 있다.

$$D_k^i(m) = \alpha \cdot f^i(T_k^i(n); R_k(m)) + (1-\alpha) \cdot f^{i-1}(T_k^{i-1}(n); R_k(m)) \quad (5)$$

식 (5)에서 $f^i(x; y)$ 는 i -번째 프레임에서 x 에 위치한 송신주사선에 대한 수신신호를 이용하여 y 에 위치한 수신주사선 상에 집속된 신호를 나타내며, 프레임률에 비하여 물체의 움직임이 빠르지 않을 경우 $f^i(x; y) \approx f^{i-1}(x; y)$ 로 근사화할 수 있다. 따라서 식 (5)는 각 수신주사선을 구성함에 있어서 프레임들의 손해없이 근사적으로 간격이 $kd/4$ 인 인접한 두 송신주사선에 대한 수신신호들을 사용하는 효과를 얻을 수 있다. 이 식에서 α 는 $i-1$ 및 i -번째 프레임에서 m -번째 수

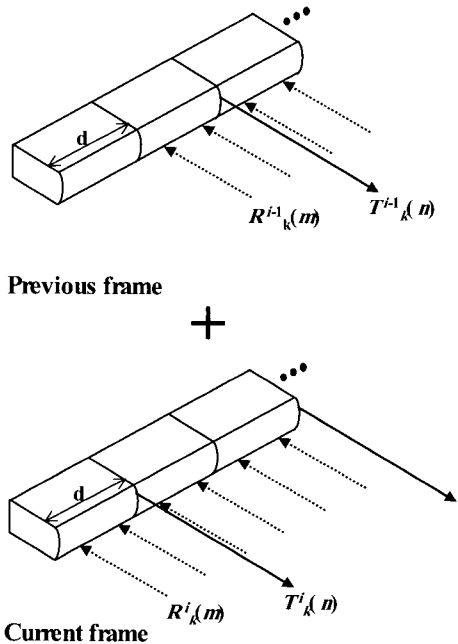


그림 2. IMB 기법의 원리
Fig. 2. The principle of IMB technique

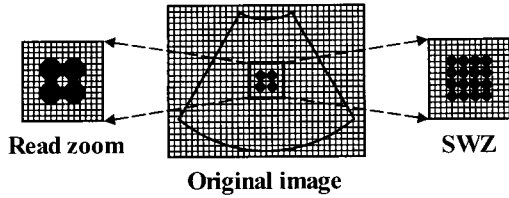


그림 3. Read zoom과 SWZ 기법의 원리
Fig. 3. The principle of read zoom and SWZ technique

신주사선을 구성하는데 이용한 송신주사선들 사이의 거리차를 고려한 가중치(weight)로서 $a = |T_k^i(n) - R_k^i(m)| / (kd/4)$ 으로 주어진다. 따라서 이중 빔의 경우 1/2의 값을 갖으며 사중 빔의 경우 1/4 또는 3/4이다.

식 (5)에서 집속된 신호 $f^i(x; y)$ 로는 기본적으로 수신 집속 장치의 출력 RF 신호를 사용하는 것이 바람직하다. 하지만 이 식은 한 프레임 간격으로 발생한 신호들을 평균하는 것이므로, RF 신호를 사용할 경우 물체의 움직임에 의한 위상 변화가 심하여 영상이 손상될 우려가 있다. 실제 실험 결과 포락선 신호를 사용하여도 RF 신호를 사용하였을 경우와 유사한 성능의 영상을 얻을 수 있다는 것을 확인하였기 때문에, 본 논문에서는 포락선 신호를 이용한 IMB 기법을 제안한다. IMB 기법에서는 다중 빔 집속 방식에 의하여 프레임률이 높아지므로, 포락선을 사용할 경우에 물체의 움직임이 프레임률에 비하여 빠르지 않아야 한다는 가정은 대부분의 경우 만족될 수 있다.

2. Synthetic Write Zoom (SWZ) 기법

초음파 영상을 이용한 의료 진단에 있어서 특정부위의 영상 확대 기능은 환부 주위의 상세한 임상정보를 제공하므로 매우 널리 사용되고 있다. 초음파 영상에 있어서 영상확대 기능은 read zoom과 write zoom으로 구분되며, 두 경우 모두 일반적인 크기의 영상에서 사용자가 선택한 특정영역을 원 영상의 크기로 확대하여 보여 주는 것이다[14-15]. Write zoom은 선택된 영역을 확대 비율만큼 세밀하게 (즉 주사선 수 및 주사선 상에서의 영상점의 수를 증가시켜) 주사하여 지정된 영역의 높은 해상도의 확대된 영상을 제공할 수 있다. 그러나 주사되는 영역의 크기가 작기 때문에 검사하여야 할 전체 영역을 한번에 관찰할 수 없고 전체 부위를 검사하는데 소요되는 시간이 늘어나는 불편이 야기된다. 또한 실제 장치에 있어서는 회로 및 제어의 복잡도 등의 문제로 write zoom시 실제로 증가되는 주사선수는 장비에 따라 2배나 4배로 고정되어 있으며, 그 이상으로 영상을 확대할 때는 read zoom과 같은 방식으로 처리된다.

Read zoom은 write zoom과는 달리 일반 영상의 크기로 환부 주위를 검사하다가 영상을 정지(freeze)한 후 마지막 영상이나 cine 메모리에 저장되어 있는 영상을 검사하는 과정에서 특정 영역을 확대하여 보여 주는 것으로 실제 검사에서 자주 사용되고 있다. Read zoom은 선택된 영역 내에 포함되어

있는 적은 수의 영상점들을 단순한 보간기법을 사용하여 확대하여 보여 주는 것이기 때문에 해상도 증가 등과 같은 효과는 기대할 수 없으며 특히 확대율이 클 경우에는 블록화 결함이 심각하게 발생하는 문제를 지니고 있다.

본 논문에서는 앞서 영상을 정지시킨 후에도 확대율의 제한이 없는 write zoom을 수행함으로써 선택된 영역의 세밀한 영상을 제공할 수 있는 새로운 영상 확대기법인 SWZ(Synthetic Write Zoom) 기법을 제안한다. 그림 3은 4개의 영상점으로 이루어진 사각형을 4배 확대시키는 경우에 대하여 일반적인 read zoom 기법과 제안하는 SWZ 기법의 원리 및 차이를 보여 주고 있다. read zoom 기법을 사용할 경우 모니터 화소들과 mapping되지 않는 부분을 선형 보간법을 사용한 계산값으로 채워 넣기 때문에 확대된 영상에서는 사각형의 모양이 많이 번지게 되며 화소들의 밝기도 비균일적으로 나타난다. 이에 반하여 SWZ 기법에서는 저장된 RF 데이터를 사용하여 측방향으로의 주사선수와 측방향으로의 영상점 수를 증가시켜 영상을 재구성하므로 고해상도 확대영상을 제공할 수 있다.

SWZ 기법은 IMB 기법과 유사한 방법으로 두 송신주사선 사이에 확대율에 따른 일정 수의 주사선들을 합성하는 것이다. 두 기법의 차이점은 첫째로 SWZ에서는 IMB와는 달리 단일

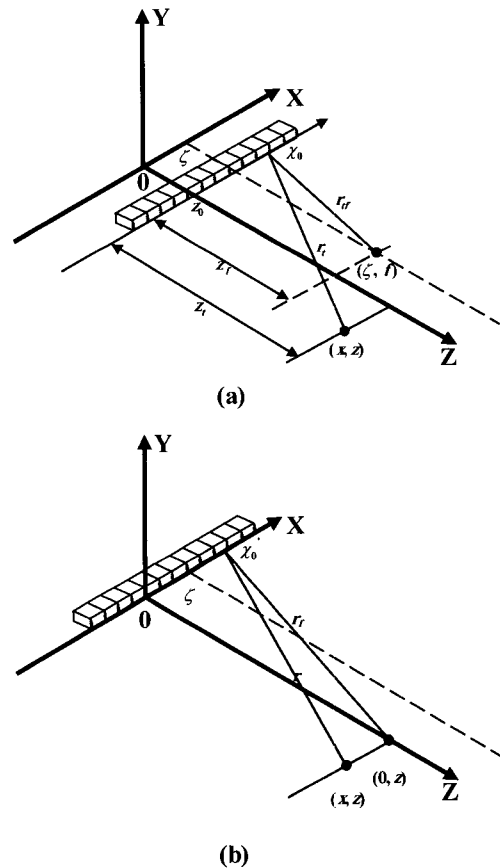


그림 4. 일반적인 합성구경 기법 모형. (a) 송신모형 및 (b) 수신모형
Fig. 4. General synthetic aperture model. (a) transmit and (b) receive model

빔 방식($T_1(n)=R_1(n)$)으로 구성된 주사선 사이에 추가로 주사선들을 구성하는 것이며, 둘째로 IMB 기법이 연속한 두 프레임의 송신주사선들을 사용하는 것에 비하여 SWZ 기법에서는 동일 프레임의 연속한 두 송신주사선을 이용하는 것이다. 따라서 SWZ 기법에 의하여 구성되는 영상은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$D_M^i(m) = \alpha \cdot f^i(T_1^i(n); R_k'(m)) + (1-\alpha) \cdot f^i(T_1^i(n+1); R_k'(m)) \quad (6)$$

여기서 M 은 확대율을 나타내는 것으로 편의상 정수만을 대상으로 하기로 하며 $R_k'(m)$ 은 선택된 영역에서 추가로 구성되어야 하는 수신주사선을 표시하며 다음과 같이 표현된다.

$$R_k'(m) = T_1^i(n) + \frac{d}{2M} m, \quad 0 \leq m \leq M-1 \quad (7)$$

식 (6)과 (7)로부터 SWZ 방식에서는 단일 빔 방식으로 구성된 주사선 사이에 임의의 수의 추가적인 주사선들을 집속하여 추가함으로써 영상을 확대하는 것을 알 수 있다. 또한 축방향으로도 영상점들의 간격을 확대율에 비례하여 촘촘히 구성함으로써 영상의 세밀도를 증가시킨다.

3. 합성구경(Synthetic Aperture) 기법의 구현

디지털 초음파 영상시스템에서는 어레이 변환자를 사용하여 수신시 모든 영상점에 대해서 동적집속을 실시함으로써 축방향 해상도를 개선할 수 있었으나, 송신시에는 거리상의 어느 한 점에 대해서만 집속이 가능한 단방향 동적집속 시스템이라는 한계점을 가지고 있다. 송신 및 수신시 모든 깊이에 대하여 양방향 집속을 구현하는 방법중의 하나로 합성구경 기법들이 제안되었다[16-19].

일반적인 집속기법(CF: Conventional Focusing)에서는 일정한 개수의 변환 소자들을 한꺼번에 송신한 후 반사되어 돌아오는 신호를 같은 소자들을 사용하여 동시에 수신하여 초음파를 집속한다. 이에 반하여 합성구경 기법에서는 여러 번의 송수신 과정에 의하여 수신된 신호들로부터 각 주사선들을 구성한다. 이러한 합성구경기법은 송신과 수신시에 사용하는 변환자의 구경의 크기와 합성방식에 따라 여러 가지 형태로 보고되었다[15-18]. 특히 최근에 모든 합성구경기법들에 대한 통합모형과 해석이 이루어져 각 방식들에 대한 성능 분석이 이루어졌으며 고속주사나 양방향 집속 등에 적합한 합성구경기법들이 제안되었다[19]. 그림 4는 주사선이 Z-축과 평행인 선형주사에 대하여 저자들이 제시한 통합 합성구경기법 모델로 그림 4(a)는 초음파 변환자가 $X=\xi$ 에 위치할 때의 송신과정을 그림 4(b)는 수신과정을 보여 주고 있다.

합성구경 기법에서는 $X=0$ 으로 표시되는 주사선을 구성할 때 주변의 주사선들에 대한 수신신호들을 모두 각 영상점($X=0, Z=z$)에 집속하여 더한다. 이때 구성하는 주사선으

로부터 ξ 만큼 떨어진 주사선에 대해서 $\exp\{jk(\sqrt{z_i^2 + \xi^2} - z_i)\}$ 의 송신 지연값을 보상하며 이렇게 합성된 초음파 빔패턴은 다음과 같이 표현된다[20].

$$\Psi(x, z) = c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) P_t^D\left(\frac{x-\xi}{\lambda z}\right) e^{-jk\frac{2z}{\lambda} \xi} d\xi, \quad (8)$$

$$c_1 = -\frac{1}{\lambda^2 \cdot z^2} e^{jk(2z + \frac{x^2}{2z})}$$

여기서 $k (=2\pi/\lambda)$ 는 파수(wave number)이고 $p_r(\cdot)$, $p_t(\cdot)$ 는 각각 수신과 송신시 사용한 구경함수이고, $p_s(\cdot)$ 는 합성구경 함수로써 한 주사선을 구성하기 위하여 사용한 주사선의 구간이며, $P_r(x/\lambda z)$ 과 $P_t^D(x/\lambda z)$ 는 CF 방식에서 수신 및 송신 빔패턴을 나타내는 것으로 각각 아래 식 (9)와 (10)과 같이 주어진다.

$$P_t^D\left(\frac{x}{\lambda z}\right) = F[p_t(\eta) e^{jk\beta\eta^2}]_{x/\lambda z} = \int_{-\infty}^{\infty} p_t(\eta) e^{jk\beta\eta^2} e^{-jk\frac{x}{z}\eta} d\eta, \quad (\eta = x_0 - \xi, \beta = \frac{1}{2z} - \frac{1}{2z_f}) \quad (9)$$

$$P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) = F[p_r(x_0')]_{x/\lambda z} = \int_{-\infty}^{\infty} p_r(x_0') e^{-j2\pi\frac{x}{\lambda z} x_0'} dx_0' \quad (10)$$

한편 CF 방식의 빔패턴은 식 (8)에서 $p_s(\xi) = \delta(\xi)$ 일 때로써 다음과 같이 주어진다.

$$\Psi(x, z) = c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) P_t^D\left(\frac{x}{\lambda z}\right) = c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_t(x_0) e^{jk\beta x_0^2} e^{-jk\frac{x}{z} x_0} dx_0 \quad (11)$$

즉 식 (11)은 송신시에는 $z=z_f$ 에 고정 집속되었으며 수신시에는 모든 거리에 동적집속된 경우의 초음파 빔패턴을 나타낸다. 한편 합성구경 기법에서 송신된 초음파가 합성구경함수의 폭보다 충분히 넓게 퍼진 영역에서는 $P_t^D(\cdot)$ 가 $p_t(\xi)$ 보다 넓은 폭을 가지므로 식 (8)은 다음 식과 같이 근사화 될 수 있다.

$$\Psi(x, z) \approx c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \cdot P_s\left(\frac{2x}{\lambda z}\right) \quad (12)$$

식 (12)는 합성구경 기법에 의하여 모든 거리에서 초음파를 양방향 집속할 수 있음을 보여 주고 있으며, 식(12)의 결과를 얻기 위한 조건은 송신시에 단일 소자를 이용하거나 수신시와 같은 수의 소자들을 어느 거리에 집속함으로써 근사적으로 구형과 형태의 넓은 송신 파형을 전송함으로써 만족시킬 수 있다. 후자의 경우는 집속점에서 일정 거리 이상 떨어진 영역에서만 식 (12)의 결과를 얻을 수 있으며 최근에 이 원리를 이용

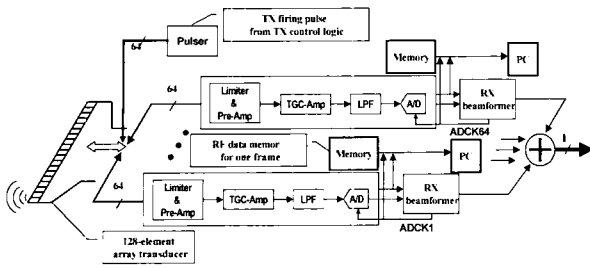


그림 5. 한 프레임의 RF 수신신호를 얻기 위한 실험 장치
 Fig. 5. An experimental equipment to acquire RF receive signal of the one frame

한 양방향 화소 단위 집속기법, BiPBF(Bidirectional Pixel Based Focusing)에 대한 실험적인 고찰이 수행되었다[21].

이렇게 합성구경 기법을 이용한 양방향 동적집속을 구현하기 위해서는 각 배열 소자들에 수신된 RF 신호들을 반복적으로 사용할 수 있어야 한다. 따라서 이러한 합성구경 기법들은 RF 수신신호의 저장과 재사용이 가능한 시스템 구조에서만 실현할 수 있는 또 하나의 예이다.

실험 결과

RF 수신신호들을 저장할 수 있는 구조의 시스템에서 구현할 수 있는 영상 개선 기법들의 성능을 검증하기 위하여 그림 5와 같은 실험장치를 구현하였으며, 이 장치에서 획득한 RF 신호들을 사용하여 컴퓨터 모사실험을 실행하였다. 이 장치는 상업용 초음파 영상장치인 SA-8800(메디슨, 한국)를 최소 한 프레임의 구성하기 위하여 필요한 모든 배열 소자들의 수신신호들을 저장하고 외부 컴퓨터에 전송할 수 있도록 개조하여 제작하였다. 128개의 배열 소자를 가진 중심 주파수 7.5MHz의 선형 변환기와 3.5MHz인 컨벡스 변환자에 대하여 실험을 실시하였으며, 두 변환자 각각에 대하여 송신 집속점은 16mm와 50mm로 고정시켰다. 각 주사선을 구성하기 위하여 사용한 배열 소자수는 64이며 하나의 화면은 224개의 주사선으로 구성되었고, 8bit ADC를 사용해서 수신신호들을 20.54MHz의 주파수로 최대 15cm까지 관찰이 가능하도록 샘플링 하였다. 또한 인체 데이터는 연구실내의 지원자를 대상으로, 시편 데이터는 RMI 404GS를 사용하여 획득하였다.

1) IMB 기법

그림 6은 3.5MHz 컨벡스 변환자를 이용하여 획득한 인체 간 부위의 B-모드 영상이다. 그림 6(a)는 일반적인 단일 빔 기법, 그림 6(b)와 6(c)는 IMB 기법에 의한 이중 빔과 사중 빔 영상이다. 단일 빔과 비교하여 앞서 언급한 줄무늬 결함이 이중 빔 영상에서는 거의 보이지 않지만 사중 빔 경우에는 매우 심하게 나타나며 원거리로 갈수록 더욱 뚜렷해짐을 알 수 있다. 한편 그림 6(d)는 평균 가중치를 사용한 IMB 기법을 이용해서 얻은 영상으로서 기존의 사중 빔 집속 영상이 가지고 있는 줄무늬 결함이 거의 보이지 않는다. 특히 선형 변환기보

다 주사선들간의 간격이 큰 컨벡스 변환기를 사용한 영상에서 결함이 두드러지게 나타나지만 IMB 기법은 두 가지 경우 모두 좋은 결과를 보여주었다.

이러한 개선 효과를 정량적으로 조사하기 위하여 단일 빔 영상에 대한 기존의 사중 빔 영상과 IMB 방식에 의한 사중 빔 영상의 PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)를 측정하였다.

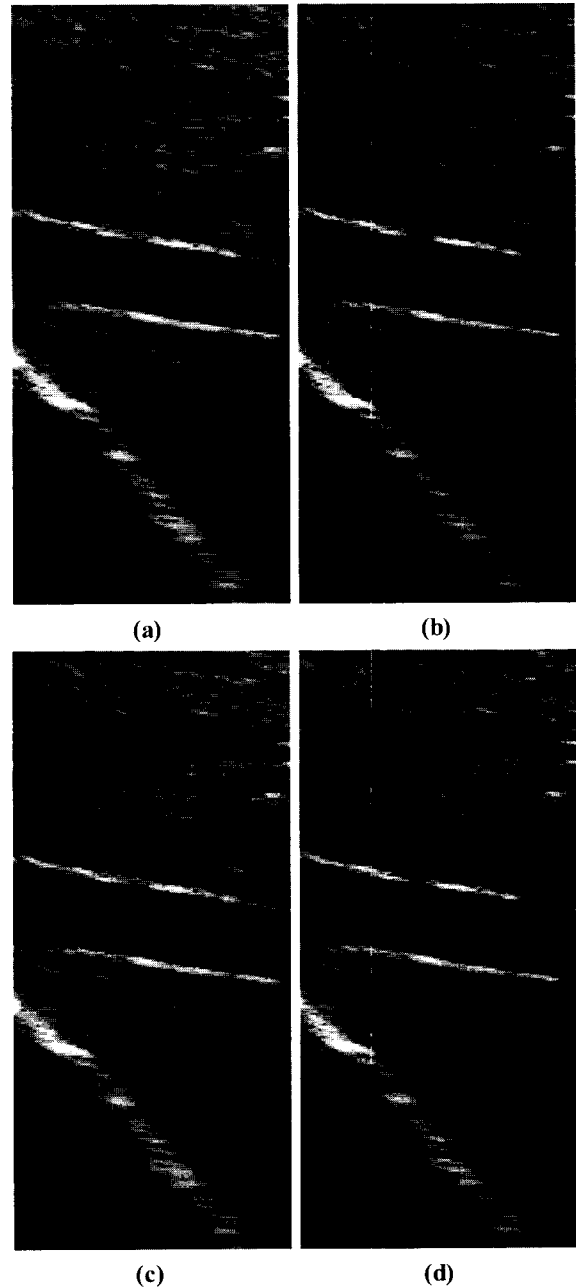


그림 6. 인체 간 부위에 대해 (a) 일반적인 집속 기법 및 (b) 이중 빔 집속 기법 (c) 사중 빔 집속기법 (d) IMB 집속기법을 적용시킨 B-모드 섹터 영상

Fig. 6. B-mode sector image of liver in the human body using (a) conventional (b) dual beam (c) quad beam (d) IMB focusing technique

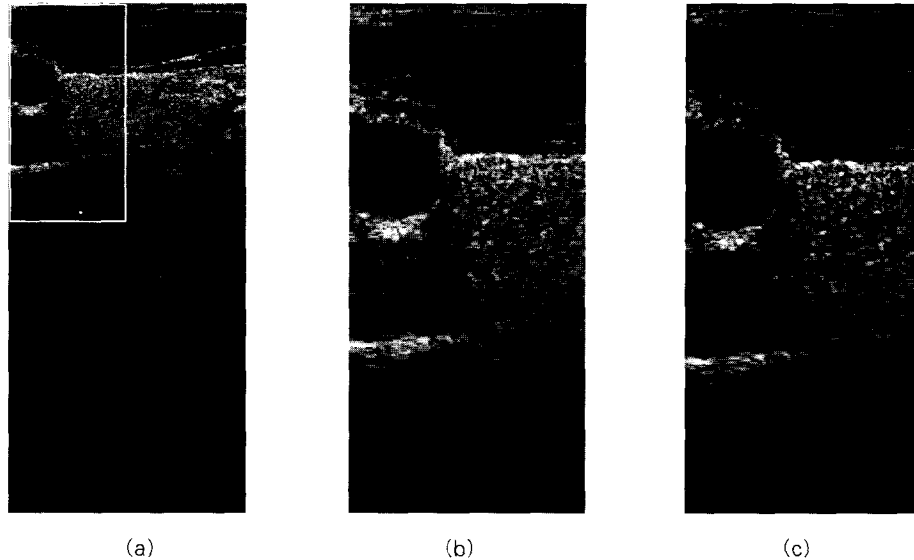


그림 7. 인체 경동맥에 대한 (a) 원영상과 (b) read zoom 및 (c) SWZ 기법을 사용해서 2배로 확대시킨 영상

Fig. 7. (a) Original image about the carotid artery in the human body, and images of the twice magnifications by (b) read zoom (c) SWZ technique

인체 간 영상에서 224개의 주사선중 80번째 주사선을 기준으로, 변환자로부터 5cm 떨어진 부위에서 $3\text{cm} \times 3\text{cm}$ 의 영역을 선택하여 측정된 PSNR은 기존의 사중 빔 경우 17.24(dB), IMB 방식의 사중 빔 경우 17.58(dB)이었다. 즉 PSNR 관점에서 일반적인 사중 빔 방식에서 발생하는 오차가 IMB 기법에 의해서 감소되었음을 알 수 있다.

2) SWZ 기법

그림 7과 8은 7.5MHz 선형변환자를 사용하여 구성된 인체 경동맥 영상들로서 SWZ 기법의 실험 결과를 보여 주고 있다.

그림 7(a)의 일반 영상에 표시된 부분에 대하여 read zoom 기법을 사용해서 2배로 확대시킨 영상과 SWZ 기법을 사용해서 2배로 확대시킨 영상을 각각 그림 7(b)와 7(c)에 비교하였으며, 그림 8(a)에 표시된 부분에 대하여 read zoom과 SWZ 기법을 사용하여 4배 확대한 영상들을 그림 8(b)와 8(c)에 비교하였다. Read zoom 기법을 사용한 경우, 그림 7(b)와 그림 8(b), 영상이 확대율이 커질수록 블록화 현상이 심해짐을 알 수 있다. 반면에 SWZ 기법을 사용한 그림 7(c)와 8(c)는 블록화 현상 없이 영상의 세밀한 부분을 확대하여 보여 주고 있음을 확인할 수 있다. 특히 이 실험에서 SWZ 기법에 의하여 확대된 영상

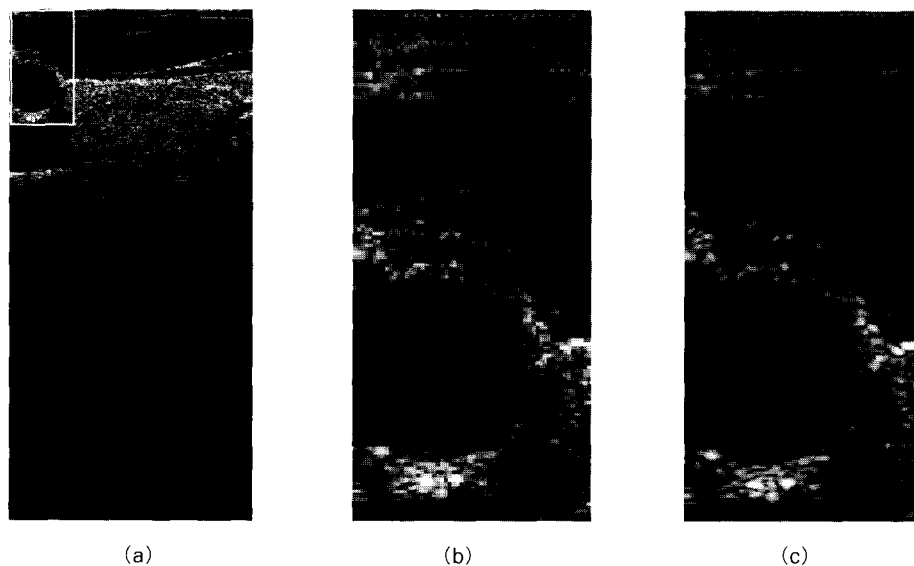
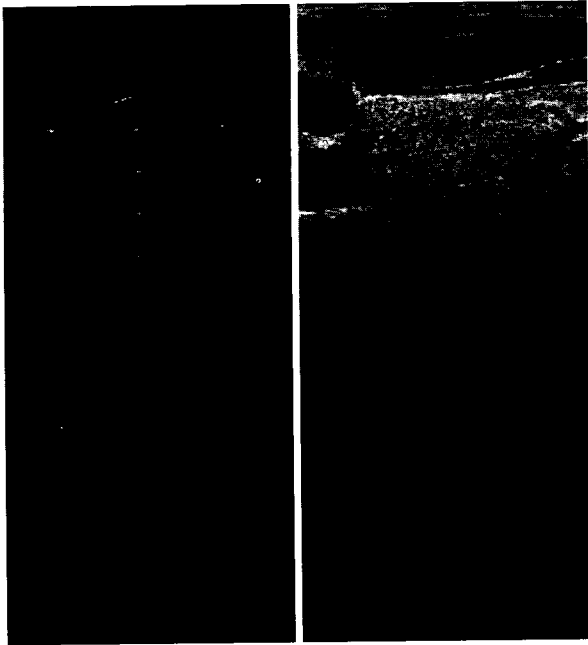
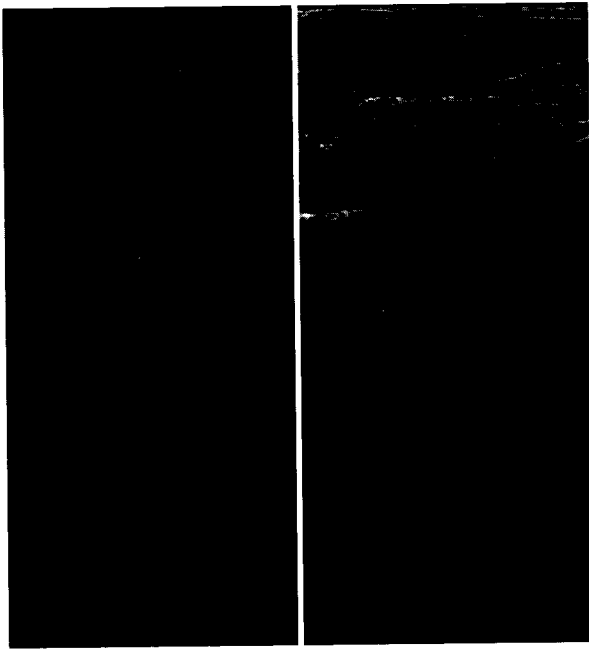


그림 8. 인체 경동맥에 대한 (a) 원영상과 (b) read zoom 및 (c) SWZ 기법을 사용해서 4배로 확대시킨 영상

Fig. 8. (a) Original image about the carotid artery in the human body, and images of the four times magnifications by (b) read zoom (c) SWZ technique



(a)



(b)

그림 9. 시편 및 인체데이터에 대해 (a) 기존 집속기법 및 (b) BiPBF 기법을 적용시킨 B-모드 영상

Fig. 9. B-mode images of phantom and human body by (a) conventional focusing, and (b) BiPBF technique

들은 해상도가 증대된 형태의 생동감 있는 조직의 구조를 보여 주고 있으므로 실제 임상에서 검사의 정확성과 효율을 크게 향상시킬 수 있음을 알 수 있다.

3) BiPBF 기법

그림 9는 인체 및 시편 데이터를 사용해서 기존의 영상기법

과 BiPBF 기법의 성능을 비교한 영상이다. 그림 9(a)는 일반적인 기법으로 획득한 영상이며, 그림 9(b)는 40개의 주변 주사선들을 사용하여 구성된 BiPBF 영상이다. 원 영상에서는 빔 패턴에 따라 wire들의 모양이 집속점을 제외하고는 근거리와 원거리로 갈수록 퍼지는 현상이 심하게 나타나고 원거리 영역에 존재하는 wire들은 거의 보이지 않는다. 반면에 BiPBF 기법이 적용된 영상은 해상도 및 신호 대 잡음비의 향상으로 wire들의 모양이 집속점을 기준으로 전체적으로 고르게 유지되며, 원 영상보다 원거리까지 wire target들이 관찰된다. BiPBF의 영상 개선 효과는 인체 데이터에 대해서도 동일하게 나타나는데, 근거리에서는 더욱 선명한 조직 영상이, 원거리에서는 불명확하였던 조직들이 보다 선명하게 나타남을 알 수 있다.

이러한 영상 개선효과를 정량적으로 확인하기 위하여 시편 영상에 대한 CNR(Contrast to Noise Ratio)를 표 1에 비교하였다. 여기서 CNR은 시편 내의 wire에서 반사된 신호의 평균 세기(intensity) I_w (dB)와 그 주변의 스펙클(speckle) 영상의 평균 세기(intensity) I_s (dB) 및 표준편차 σ_s (dB)로부터 다음과 같이 계산하였다.

$$SNR = |I_w - I_s| / \sigma_s \quad (13)$$

모든 깊이에서 영상이 개선되었으며, 특히 깊이가 증가할수록 개선 효과가 커지는 것을 알 수 있다.

고 찰

본 논문에서 제안된 영상 기법들은 모두 한 프레임을 구성하는 모든 주사선에 대한 RF 수신 신호들을 저장하고 이들을 재사용하여 구현되므로 기존의 초음파 영상 시스템 보다 복잡한 구조의 하드웨어가 요구된다. 하지만 앞서 이론적인 해석과 실험결과를 통하여 검증된 월등한 영상 개선 효과는 하드웨어의 복잡도 증가를 무시하기에 충분하다. 실제적인 문제는 제안된 방법들이 하나 이상의 송신주사선에 대한 수신신호들을 이용하여 영상을 구성하기 때문에 실제적인 응용에 있어서 프레임률을 저하시키지 않는가 하는 것이다.

먼저 IMB 방식은 연속한 두 영상에서 각각 하나의 송신주사선을 이용하여 하나의 수신주사선을 구성하는 것이므로 다중빔 집속에 따른 프레임률 증가를 가능하게 한다. 또 일반적으로 대부분의 초음파 영상장치들은 영상의 잡음 성분을 줄이기 위하여 인접한 영상들의 가중 합을 구할 수 있는 회로를 가지고 있기 때문에, 이를 이용하여 회로를 추가하지 않고 IMB 기법을 구현할 수 있다. 또 식 (5)에서 가중치를 영상 전체에 균일하게 적용하는 대신 각 영상점에 대하여 간단한 방법으로 움직임 정도를 파악하고 그에 따라 가중치를 조절함으로써, 물체의 움직임이 매우 빠른 경우 등에 대처할 수 있는 방법도 고려할 수 있을 것이다.

표 1. 기존 영상기법과 BiPBF 기법에 의한 시편 영상(그림 9)의 신호 대 잡음비

Table 1. SNRs of phantom images(in Fig. 9) by conventional focusing and BiPBF.

	15 mm	22 mm	29 mm	36 mm	43 mm	50 mm	57 mm	64 mm	71 mm
Normal	0.156	0.304	0.449	0.456	0.312	0.542	0.409	0.326	0.184
BiPBF	0.216	0.389	0.821	0.763	0.449	0.900	0.532	0.670	0.673

이에 반하여 SWZ와 BiPBF 기법들은 한 영상의 송신주사선들을 이용하는 것이므로 기존의 시스템 구조에서는 프레임률 저하를 수반하게 된다. 예를 들어 인접한 8개의 송신주사선들을 이용하여 BiPBF를 구현하기 위해서는 일반적인 단일 빔 영상을 구성하는 것에 비하여 8배의 시간이 소요된다. 한편 동시에 4개의 주사선을 집속할 수 있는 초음파 시스템에서는 하나의 단일 빔 영상을 얻는 시간의 2배만이 필요할 것이다. 제안된 기법들을 실제 영상에 사용하기 위하여 16개의 송신주사선을 이용한 BiPBF 영상을 기존의 단일 빔 영상과 같은 프레임률로 구성할 수 있는 초음파 영상장치 구조를 개발하였다. 이 시스템은 RF 데이터를 저장하는 메모리 시스템, 사중 병렬 수신집속 장치, 그리고 기존의 합성구경 회로를 적당한 구조로 최적화하여 설계되었으며, 현재 실제 제작 작업이 진행 중이다. 이에 대해서는 별도의 논문에서 소개할 예정이다.

결 론

본 논문에서는 저장된 RF 수신 신호를 이용해서 기존의 초음파 영상보다 매우 우수한 화질을 얻을 수 있는 영상 개선 기법들을 제시하였으며 실제로 구현된 실험장치를 이용해서 그 유효성을 검증하였다. 제안된 기법들 중 IMB는 프레임률의 증가와 동시에 신호 대 잡음비의 저하 없이 일반적인 다중 빔 집속 방식에서 발생하는 줄무늬 결함을 제거할 수 있으며, SWZ는 정지된 영상의 특정 영역을 확대 할 때 기존의 read zoom 기법과는 달리 임상정보의 손실 없는 고해상도 확대 영상을 제공할 수 있음을 검증하였다. 또한 메모리에 저장된 수신신호들을 이용하면 모든 영상점에 대해 양방향으로 송·수신 집속이 가능한 합성구경 기법들을 구현할 수 있기 때문에 영상의 신호 대 잡음비 및 해상도를 현저하게 개선할 수 있음을 BiPBF에 한하여 실험적으로 확인하였다.

현재 제안된 기법들 모두를 실시간에 구현하기 위한 시스템 구조가 개발되어 실제 제품 개발 작업을 진행하고 있다.

참 고 문 헌

1. A. Macovski, "Medical imaging systems", Prentice Hall, pp.173-224. 1983
2. J. H. Kim, T. K. Song, and S.B Park, "A pipelined sampling delay focusing in ultrasonic imaging systems", Ultrason. Imaging, vol. 9, pp. 75-91, 1987

3. D. L. Hykes, W. R. Hedrick, and D. E. Starchman "Ultrasound physics and instrumentation", Mosby Year Book, 1992
4. Tai K. Song and Song B. Park, "A new digital array system for dynamic focusing and steering with reduced sampling rate", Ultrason. Imaging, vol. 12, pp. 1-16, 1990
5. M. O'Donnell, "Efficient parallel receive beam forming for phased array imaging using phase rotation", 1990 IEEE Ultrason. Symp., pp. 1495-1498, 1990
6. M. O'Donnell, etc, "Real-time phased array imaging using digital beam forming and autonomous channel control", 1990 IEEE Ultrason. Symp., pp. 1499-1502, 1990
7. "Ultrasound imaging system with improved dynamic focusing", United States Patent, #5,230,340, GE, 1993
8. "Method and apparatus for creating ultrasound images using a reduced number of transmit beam lines", United States Patent #5,718,230, 1998
9. "Ultrasound multi-beam distortion correction system and method", United States Patent #5,779,640, 1998
10. D. P. Shattuck et al., "Explososcan : A parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 75, No. 4, pp. 1273-1282, 1984
11. M. O'Donnell, "Coded excitation system for improving penetration of real time phased array imaging systems", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 39, pp. 341-351, 1992
12. Bruno Haider, Peter A. Lewin, and Kai E. Thomenius, "Pulse elongation and deconvolution filtering for medical ultrasonic imaging", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 45, pp. 98-113, 1998
13. "Ultrasonic imaging system for obtaining zoom video images of an object", United States Patent #4,837,749, 1989
14. "Method and means for real time image zoom display in an ultrasonic scanning system", United Sta-

- tes Patent #4,520,671, 1985
15. 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, 1980
 16. M. Karaman, Pai_chi Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 42, no. 3, pp. 429-442, 1995
 17. C. H. Frazier and W. D. O'Brien, Jr., "Synthetic aperture techniques with a virtual source element", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 45, no. 1, pp. 196-207, 1998
 18. G. R. Lockwood, J. R. Talman, and S. S. Brunke, "Realtime 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 45, no. 4, pp. 980-988, 1998
 19. 송태경, "초음파 선형주사 영상을 위한 합성구경 기법의 해석 및 응용", *의공학회 지*, 제20권, 제4호, pp. 503-513, 1999
 20. A. Macovsky, "Ultrasonic imaging using arrays", *Proc. IEEE*, vol. 67, pp. 484-495, 1979
 21. M. H. Bae, M. K. Jeong, "Bidirectional pixel based focusing in conventional B-mode ultrasound imaging", *Elec. Letters*, Vol. 24, No. 22, pp. 2105-2107, 1998