

의료 초음파 영상을 위한 화소단위 집속기법

황재철 · 송태경

서강대학교 전자공학과

(2000년 6월 23일 접수, 2000년 8월 4일 채택)

Display-Pixel-Based Focusing Method for Ultrasound Imaging

J.S. Hwang, T.K. Song

Department of Electronics, Sogang University

(Received June 23, 2000, Accepted August 4, 2000)

요약 본 논문에서는 디지털 스캔 컨버터(DSC, digital scan converter)에 의한 왜곡이 근본적으로 발생하지 않는 새로운 초음파 영상 방법으로서 표시장치의 화소에 직접 수신 집속하는 기법(DPBF, display-pixel-based focusing)과 이를 구현하기 위한 초음파 영상 장치의 구조를 제안한다. 제안한 기법은 극 좌표에 위치하는 샘플링 점들 대신에 직각좌표상의 화소들에 직접 수신 집속 함으로써 DSC의 역할을 제거하였다. DPBF 기법을 적용한 영상에는 DSC에 의한 허상 및 구획화 현상 등이 나타나지 않으며, 일반적인 방법에 의한 영상에 비해 보다 세밀한 영상을 제공한다. 사실을 검증할 수 있었다. 본 논문은 DSC에 의한 보간 효과가 두 개의 비교 영상 A, B간에 미치는 정도를 경험적으로 평가하기 위해서 영상 거칠기 비($ICR_{A/B}$, Image Coarseness Ratio)를 새로운 성능 측정 방법으로 정의하였다. 이 $ICR_{A/B}$ 를 이용하여 비교 영상간 거친 정도를 정량적으로 측정하였다.

Abstract : In this paper, a new beamforming technique is proposed which can completely eliminate all the artifacts caused by digital scan converter. In the proposed method, named display-pixel-based focusing(DPBF) by the authors, ultrasound waves are focused directly at the display pixels instead of sampling points on the polar coordinate. Consequently, the DPBF system does not require the digital scan converter. To verify the proposed method, we modified a commercial scanner and performed experiments with a 3.5MHz convex array and a 7.5MHz linear array. We also defined and measured $ICR_{A/B}$ (Image Coarseness Ratio) to compare the image quality quantitatively. The experimental results with in vivo and in vitro data show that the proposed method improves the $ICR_{A/B}$ considerably, resulting in much smoother and finer images.

Key words : Ultrasound imaging, Conventional focusing, Digital scan converter (DSC), Zoom, SNR, CNR, Image coarseness ratio (ICR)

서론

90년대에 이르러 실용화된 디지털 집속기법은 수신시 동적 집속을 가능하게 하여 초음파 영상의 해상도를 개선하는데 큰 기여를 하였다. 반면에 송신시는 실시간 동작을 위해서 송신 주사선 상의 미리 정해진 수 개의 점에 대해서만 집속이 이루어지는 고정 송신 집속기법이 보편적이다[1-15]. 위상배열 및

곡면 배열 탐촉자를 사용하는 경우 이러한 주사선들은 극 좌표에서 방사선방향으로 위치하게 된다. 그림 1(a)는 위상배열 탐촉자로 5개의 점 반사체를 영상화하기 위하여 방사선상에 놓이는 7개의 주사선을 활용하는 경우를 도식적으로 표현한 것이다. 그림 1(b)는 기존의 초음파 영상 장치의 기본적인 구성요소들인 수신 집속부(RX B/T, Receive Beamformer), 에코 신호 처리부 및 디지털 스캔 컨버터에 의해서 어떻게 화면에 초음파 영상이 표현되는가를 간략하게 도식화한 것이다.

모든 상용 초음파 영상 장치들은 디지털 스캔 컨버터를 기본 구성요소로 채택하고 있다[13-14]. 디지털 스캔 컨버터의 사용은 표준화된 주변기기 적용, 규격화면 제공, 및 기타 기본 정보 표시등을 구현하기 위해서 불가피하지만, 영상의 질을 왜곡시키는 Moire 허상과 능담이 고르지 않는 구획화 현상을 야

본 논문은 2000년도 산업자원부 공업기반기술개발사업 지원에 의하여 이루어졌음.

통신저자 황재철, (121-741) 서울시 마포구 신수동 1,
서강대학교 전자공학과
Tel. (02)707-3007, Fax. (02)707-3008
E-mail. heroca@medison.com

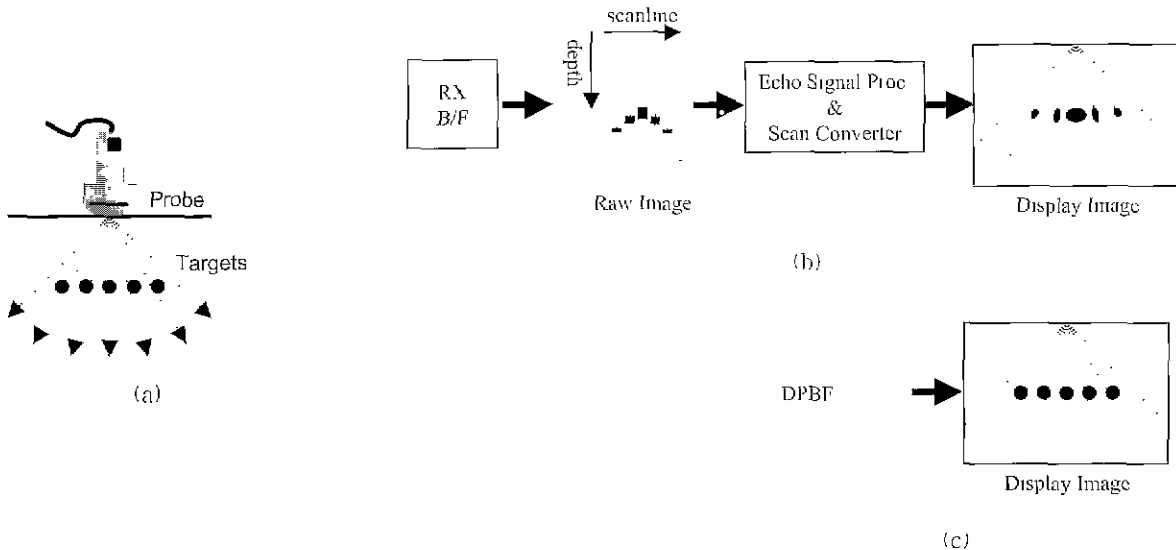


그림 1. 초음파 영상 장치의 기본 모형 (a)점 반사체들을 영상화하기 위해 7개의 초음파 빔 라인을 방사하는 그림 (b)수신 동적 집속 기법을 사용한 기존의 초음파 영상 장치의 구조, (c) 표시장치의 화소에 수신 집속하는 기법을 적용한 새로운 초음파 영상 장치의 구조
 Fig. 1. Basic model of ultrasound scanner. (a) Separate 7 ultrasound beam lines are used to produce a B-scan image of point reflectors. (b) Conventional ultrasound scanner using dynamic receive focusing (c) A new ultrasound scanner using display-pixel-based focusing

기한다[17, 19]. 이러한 왜곡은 기본적으로 빔 집속이 이루어지는 주사선은 극 좌표상에서 정의되는 반면에 모니터에 나타나는 초음파 영상은 직각좌표로 표현되기 때문에 발생한다 이를 위한 좌표 변환이 디지털 스캔 컨버터에 의해 이루어지는데, 변환에 의한 오차를 줄이고자 많은 연구가 진행되어왔다 [16-19] 초음파 영상장치의 가장 큰 장단점 하나인 실시간 동작을 구현하다보면 주사선의 개수는 제한적인 수밖에 없다. 유한한 주사선 개수를 사용한 극 좌표에서 직각 좌표로의 변환은 일대일 함수가 성립될 수 없으므로, 화면에 표현되는 초음파 영상은 오차를 갖는다. 이것은 기존의 어떠한 빔 집속 기법을 사용하더라도, 디지털 스캔 컨버터의 좌표 변환에 의한 초음파 영상의 왜곡현상은 하드웨어 복잡도 증가 또는 프레임율의 저하와 같은 회생 없이는 불가피함을 의미한다[17] 영상의 왜곡정도는 주사선의 개수 (N), 펄스 반복주기(PR)와 프레임율(FR)에 의존하며, 이때 펄스 반복주기(PR)는 진단 깊이(D) 및 매질내의 초음파 속도(c)로 결정된다. 이러한 변수들은 아래 식과 같은 관계를 갖는다

$$\frac{1}{FR} = PR \cdot N = \frac{2D}{c} \cdot N \quad (1)$$

진단 각도 θ_{max} , 주사선간 방위각 간격이 $\Delta\theta$ 일 때, $N = \theta_{max} / \Delta\theta$ 이 된다. 디지털 스캔 컨버터에 의한 오차를 완전히 없애기 위해서는 무한히 많은 주사선의 개수 또는 아주 미세한 주사선간 간격을 유지해야하지만 [18], 현실적으로는 불가능한 상황이다. 일반적으로 주사선의 개수는 주어진 변위자의 진단각도 및 진단깊이에서 프레임율과 방위각 해상도의

질중에 의해 정해진다.

본 논문에서는 디지털 스캔 컨버터에 의한 왜곡이 근본적으로 발생하지 않는 새로운 초음파 영상 장치의 구조를 제안한다. 또한 구체적인 구현이 가능하도록 표시장치의 화소에 직접 집속하는 화소단위 집속기법(DPBF, display-pixel-based focusing)을 제시하고 있다. 제안한 기법은 극 좌표에 위치하는 샘플링 심들 대신에 직각좌표상의 화소들에 직접 수신 집속을 하므로 그림 1(c)과 같이 디지털 스캔 컨버터가 불필요하다 그러므로 제안한 기법을 사용하면 디지털 스캔 컨버터에 의한 왜곡이 없는 영상을 얻을 수 있다 최근 컴퓨터 모니터 산업의 급격한 발전에 의한 고밀도, 고해상도 대형 모니터의 공급이 가능해졌다 그럼에도 불구하고 기존의 초음파 영상 장치에서는 이러한 이점을 바로 제품으로 적용하고자 하면 어려움이 많다 본 논문에서 제안하고 있는 기법은 이러한 기술적 장점을 쉽게 응용할 수 있을뿐더러 특히 특정부위에 대한 확대 영상 등에 탁월한 성능을 발휘할 수 있다

본 논문에서는 상용 초음파 진단 장치를 개조하여 획득한 모의 생체 및 인체 RF 데이터를 실험에 적용하였다 디지털 스캔 컨버터에 의한 보간 효과가 두 개의 비교 영상 A, B간에 미치는 정도를 정량적으로 평가하기 위해서, 영상 거칠기 비($ICR_{A/B}$, Image Coarseness Ratio)를 새로운 성능 측정 방법으로 정의하여 사용하였다.

화소단위 수신 집속기법 (DPBF, Display-pixel-based Focusing)

그림 2는 반경 R , 진단 각도 θ_{max} , 진단 깊이 D 일 때, 어떻

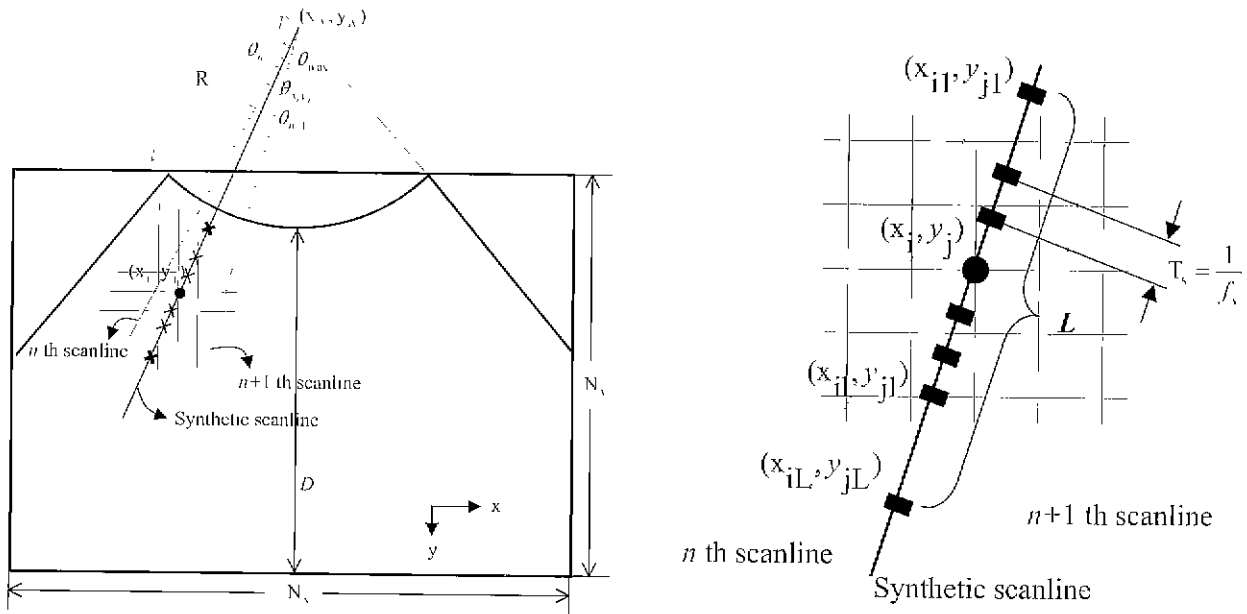


그림 2. 화소단위 수신 집속기법
Fig. 2. DPBF(Display-pixel-based focusing) scheme

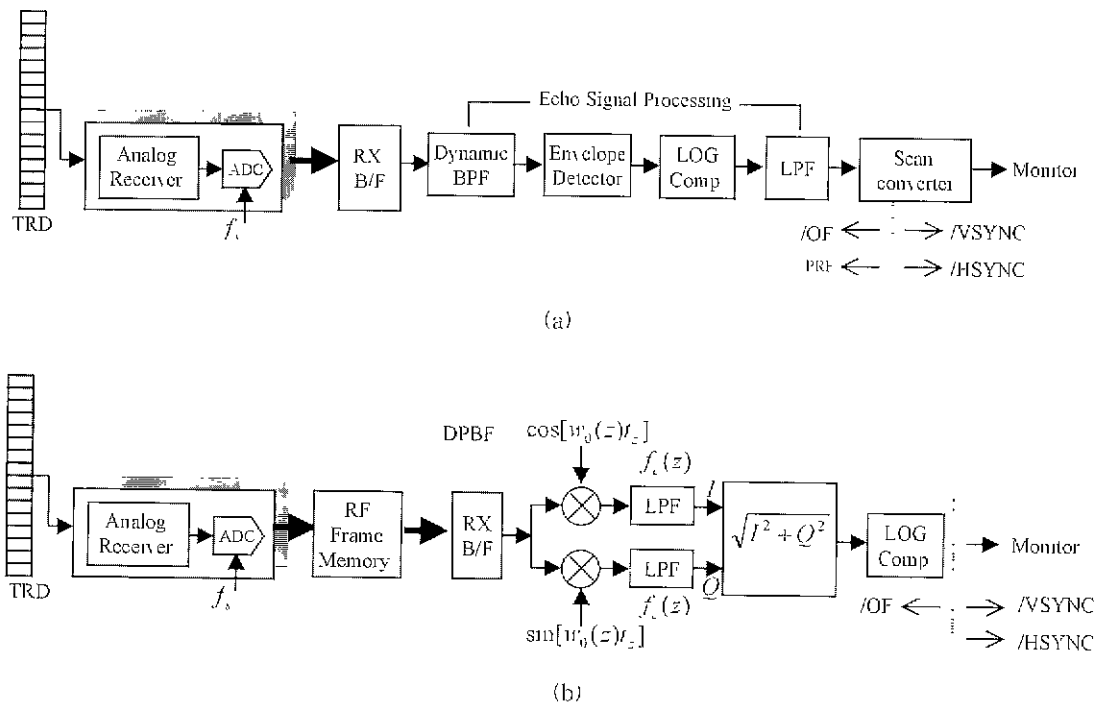


그림 3. 초음파 영상 장치의 블록 선도 (a) 기존 초음파 영상 장치, (b) 화소단위 수신 집속기법을 위한 초음파 영상 장치
Fig. 3. Block diagram of ultrasound scanners based on the (a) conventional dynamic receive focusing technique, (b) proposed DPBF technique

개 표시장치의 회소들에 대해서 수신 집속하는가에 대해서 묘사하고 있다 이 논문에서 사용된 모든 수식 및 설명은 특별한 언급이 없는 한 곡면 매일 변환자인 경우를 가정하였다. 그림 2에는 \$N\$개의 주사선들이 곡 좌표상의 정점 \$(x_A, y_A)\$를 중심

으로 하여 방사선 방향으로 위치하고 있다. 정점 \$(x_A, y_A)\$는 사용되는 빔환자의 기하학적 구조에 의해서 결정된다 이때 각 주사선들은 방위 간격 \$\Delta\theta\$만큼 일정하게 서로 떨어져 있다. 그림 2에서 사각형 대두리는 모니터 내에서 초음파 영상이 차지

하는 크기이며, $N_x \cdot N_y$ 만큼의 화소들로 이루어져 있다. N_x 는 수평 화소의 개수이며 N_y 는 수직 화소의 개수이다 초음파 영상에서 화소간 거리 d_{xy} 는 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$d_{xy} = \left\{ D + R \cdot \left(1 - \cos \frac{\theta_{max}}{2} \right) \right\} / N_y \quad (2)$$

임의의 화소 (x_i, y_j) 에서 직접 수신 집중하는 경우를 가정해 보자. 여기서, $1 \leq i \leq N_x$ 이며, $1 \leq j \leq N_y$ 이다. 화소 (x_i, y_j) 는 주사선상에 위치할 수도 있지만 대부분의 경우에는 그렇지 않으므로 [16,17], 본 논문에서 제안한 기법은 그런 상황에 구애받지 않도록 일반화시켰다. 먼저, 임의의 화소 (x_i, y_j) 와 정점 (x_A, y_A) 을 잇는 가상의 주사선을 구한다. 이 가상의 주사선을 이용하여 가장 인접한 극좌표상의 실제 주사선을 구하는데, 다음 기준을 만족시켜야 한다.

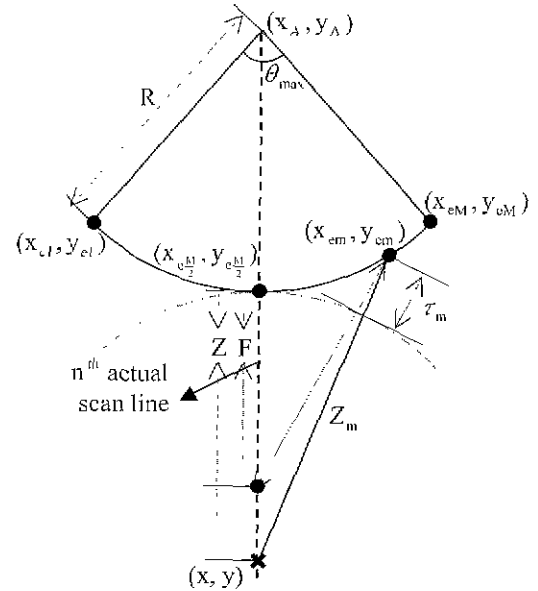
$$\text{Min} |\theta_{i,j} - \theta_k|, 1 \leq k \leq N \quad (3)$$

여기서 $\theta_{i,j}$ 는 화소 (x_i, y_j) 와 정점 (x_A, y_A) 을 잇는 가상의 주사선과 시작 주사선간의 방위 각도이며, θ_k 는 k 번째 실제 주사선이 시작 주사선간 형성하는 방위각이다. 그림 2의 경우에는 n 번째 주사선이 화소 (x_i, y_j) 에 대해서 식 (3)을 만족함을 알 수 있다.

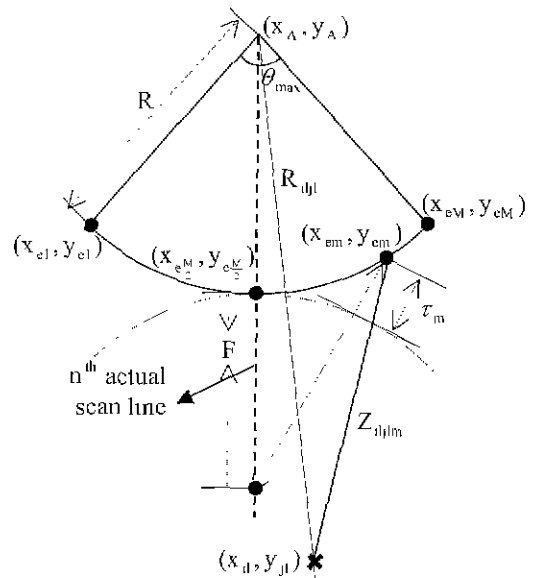
그림 3은 기존의 초음파 영상 장치와 논문에서 제안한 영상 장치에서의 신호처리 과정에 대한 블록 다이어그램이다. 그림 3(a)를 보면 기존 영상 장치에서는 일련의 신호처리라 펄스 반복주기(pulse repetition interval)마다 반복적으로 처리된다 [14]. 논문에서 제안한 새로운 장치에서는 수신 집중뿐만 아니라, 동적 대역 통과 필터, 포락선 검출, 및 대수 변환이 화면상의 임의의 화소 (x_i, y_j) 에서 직접 발생하게 된다. 하지만 동적 대역 통과 필터 및 포락선 검출을 위해서, 가상 주사선상에서 해당 화소를 전후로 수 개의 집중된 RF 데이터가 부가적으로 필요하다. 그림 3(b)는 제안한 기법을 적용한 새로운 구조를 갖는 초음파 영상 장치의 블록 다이어그램이다 동적 대역 통과 필터 및 포락선 검출을 효율적으로 구현하기 위해서 직각 복조 방식을 사용하고 있다. 이 경우 부가적으로 필요한 수신 집중점의 개수는 저대역 통과 필터의 차수 L 에 의존한다. 이때 집중된 데이터간 시간 간격은 RF 샘플링 클럭에 의한 $T_s (= 1/f)$ 이다. 그림 2에서처럼 동일한 가상의 주사선상에 위치하며 부가적인 수신 집중이 요구되는 한 점 (x_{il}, y_{jl}) 의 위치는 다음과 같이 구할 수 있다. 먼저, 화소 (x_i, y_j) 와 정점 (x_A, y_A) 간 거리를 $R_{i,j} (= \sqrt{(x_i - x_A)^2 + (y_j - y_A)^2})$ 라고 한다면, (x_{il}, y_{jl}) 는 정점 (x_A, y_A) 에 대해서 식 (4)를 만족한다.

$$R_{i,l} = R_{i,j} + \frac{c}{2f} \cdot \left(l - \left\lceil \frac{L}{2} \right\rceil \right), \quad \theta_{x_{il}, y_{jl}} = \theta_{x_i, y_j} \quad (4)$$

단, $1 \leq l \leq L$ 이며, $\lceil a \rceil$ 는 a 보다 크거나 같은 정수 중 가장 작은 값을 나타낸다. 거리와 방위각이 식 (4)와 같이 주어지므로 (x_{il}, y_{jl}) 에 대한 직교좌표상의 위치는 다음과 같이 구할 수 있다.



(a)



(b)

그림 4. 집중 지연 시간 계산 : (a) 기존 집중 기법, (b) DPBF 집중 기법

Fig. 4. Calculation of focusing delay-time (a) Conventional focusing technique, (b) DPBF technique

$$\begin{aligned} x_{ij} &= \left\{ x_A - R_{i,j} \cdot \sin\left(\frac{\theta_{\max}}{2} - \theta_{i,j}\right) \right\} / d_{xy} \\ y_{ij} &= \left\{ R_{i,j} \cdot \cos\left(\frac{\theta_{\max}}{2} - \theta_{i,j}\right) - R \cdot \cos\left(\frac{\theta_{\max}}{2}\right) \right\} / d_{xy} \end{aligned} \quad (5)$$

화소 (x_i, y_j) 에 대한 포락선 검출은 직각 복조된 L 개의 집속된 신호에 대한 기본 대역내의 동상과 직각위상 성분의 크기를 취함으로써 얻어진다. 네질을 전파하는 초음파의 물리적 특성상, 깊이에 의존하는 주파수 감쇠현상을 보상해주어야 하는데 동적 대역 통과 필터가 바로 그것이다[13-14]. 본 논문에서 그림 3(b)와 같은 방식을 택한 이유는 포락선 검출을 하는 과정에서 바로 동적 대역 통과 필터 기능까지 구현할 수 있기 때문이다. 동적 대역 통과 필터의 구현을 위해 사용되는 직각 복조기의 캐리어 신호 $f_0(z)$ 및 저대역 통과 필터의 대역제한 주파수 $f_c(z)$ 는 깊이에 대해 비선형적으로 변화되는 값으로서, 깊이 의존 주파수 감쇠현상을 보상해준다. 일반적으로 깊이에 따른 주파수특성을 실험적으로 분석하여 결정되는 양이다. f_0 는 사용된 변환자의 중심주파수이다. 그림 3(b)에서 t_z 는 $(2 \cdot Z_{i,j})/c$ 로 표현할 수 있으며, 여기서 $Z_{i,j}$ 은 $\sqrt{(x_i - x_A)^2 + (y_j - y_A)^2} - R$ 가 된다.

대수 변환은 집속된 초음파 신호의 동적 범위가 20 ~ 30 dB정도인 모니터의 그것에 비해서 월등히 크므로 최종 초음파 영상을 위해서 반드시 필요하다[13-14]. 그림 3(b)에서는 직각 좌표상에서 해당 화소에 일대일로 적용시킬 수 있다. 본 논문에서 제안하고 있는 구조에서는 대수 변환을 통과한 신호가 바로 모니터에 나타나는 최종 영상이 된다. 윤곽선 증강과 같은 부가적인 기능은 제안한 기법에 의한 $N_x \cdot N_y$ 이차원 영상에 대해 일반적인 영상처리 기법을 직접 적용하여 얻을 수 있다.

가상 주사선상의 부가적인 점 (x_{ij}, y_{ij}) 에서 수신 집속을 위한 지연시간 계산에 대해서 고려해보자. 먼저, 식 (3)의 조건을 만족시키는 n 번째 실제 주사선에서 송수신에 가담하는 변환소자들에 대한 직각 좌표상의 위치를 구한다. 그림 4는 식 (5)에서 구한 (x_{ij}, y_{ij}) 점에서의 수신 집속 지연시간을 계산하기 위해 기하학적 이해를 돕기 위한 그림이다. 그림 4(a)는 일반적인 초음파 영상 장치의 수신 집속 지연시간 계산에 관한 그림이다. 여기서 (x, y) 는 수신 집속이 이루어지는 주사선 상의 임의의 샘플링된 점이 된다. n 번째 주사선상에서 진단깊이 $Z(\leq D)$ 만큼 떨어진 임의의 점 (x, y) 에 대한 집속 지연시간은 식 (6)과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} t_m &= t_{Tx,m} + t_{Rx,m} = \frac{Z}{c} + \frac{Z_m}{c}, \\ Z_m &= \sqrt{(x - x_{em})^2 + (y - y_{em})^2} \end{aligned} \quad (6)$$

여기서 (x_{em}, y_{em}) 는 변환소자의 위치인데, 송수신에 가담

하는 변환소자 중 m 번째 것에 해당한다. 단, m 은 $1 \leq m \leq M$ 이며, 채널내의 변환소자에 대한 지수이다. m 번째 변환소자에 의해 수신된 RF 데이터는 왕복거리에 대한 것이므로, 송수신에 대한 지연시간을 모두 고려해야 한다. 식 (6)에서 $t_{Tx,m}$ 항목은 송신에 의한 것이고, $t_{Rx,m}$ 은 수신시 시간지연 항목이다. 본 논문에서 고려하고 있는 것은 수신시만 동적 집속이 가능한 단 방향 집속이므로 송신을 고려한 시간지연은 변환소자에 관계없이 $\frac{Z}{c}$ 와 같이 일정한 값을 갖는다.

그럼 4(b)는 DPBF 기법에서의 지연시간 계산에 대한 그림으로써 식 (5)에서 구한 각 (x_{ij}, y_{ij}) 점에 대해 다음의 관계가 성립한다.

$$\begin{aligned} t_m &= t_{Tx,m} + t_{Rx,m} = \frac{Z_{ij}}{c} + \frac{Z_{i,j,m}}{c}, \\ Z_{ij} &= \sqrt{(x_{ij} - x_{c\frac{M}{2}})^2 + (y_{ij} - y_{c\frac{M}{2}})^2}, \\ Z_{i,j,m} &= \sqrt{(x_{ij} - x_{em})^2 + (y_{ij} - y_{em})^2} \end{aligned} \quad (7)$$

식 (7)에서 Z_{ij}/c 항목은 송신에 의한 것이고, $Z_{i,j,m}/c$ 은 수신시 시간지연 항목이다. (x_{ij}, y_{ij}) 는 식 (4)의 조건을 만족하여 화소 (x_i, y_j) 와 동일한 가상의 주사선이 위치하는 방위각 $\theta_{i,j}$ 상에 존재한다. 즉 점 (x_{ij}, y_{ij}) 는 실제 송신 집속이 발생한 n 번째 주사선상에 존재하지 않는 점이므로, 이 점에서 집속을 위한 지연시간 계산은 그림 4(a), 식 (6)과 같이 적용되지 않고 그림 4(b), 식 (7)로 표현된다.

본 논문에서 여태까지의 설명은 화소 (x_i, y_j) 에 대해서 식 (3)을 만족하는 한 개의 실제 주사선을 DPBF 기법에서 사용할 때에 대한 것이다. 위에서 기술한 방식을 주변의 주사선들에 대해서 반복 적용하면 신호대 잡음비의 개선효과를 얻을 수 있다 [13-15]. 이 경우 계산량, 소요 시간, 및 송신 빔의 방향성 특성 등을 고려하여 수신 집속에 관여할 주사선의 개수를 결정해야한다. 본 논문에서는 가장 영향이 큰 2개의 인접한 주사선, 그림 2에서는 n 번째 및 $n+1$ 번째 주사선, 에 해당하는 RF 데이터를 수신 집속시 사용하였다. 집속할 화소의 위치가 바뀌면 따라서 식 (3)을 만족하는 주사선도 같이 변한다. 이것은 DPBF 기법을 사용하여 한 프레임의 초음파 영상을 얻기 위해서는 각 주사선에 관여하는 모든 변환소자들에 대해서 샘플링된 디지털 데이터가 필요함을 의미한다. 각각의 변환소자에서 수신되는 RF 신호를 $f_s(Hz)$ 간격으로 샘플링하는 경우, 한 프레임의 RF 데이터를 저장하기 위해 요구되는 저장배치의 용량은 다음과 같다.

$$N \cdot M \cdot \frac{2D}{c} \cdot f_s \quad (8)$$

이때 단위는 아날로그-디지털-변환자의 비트 해상도이다.

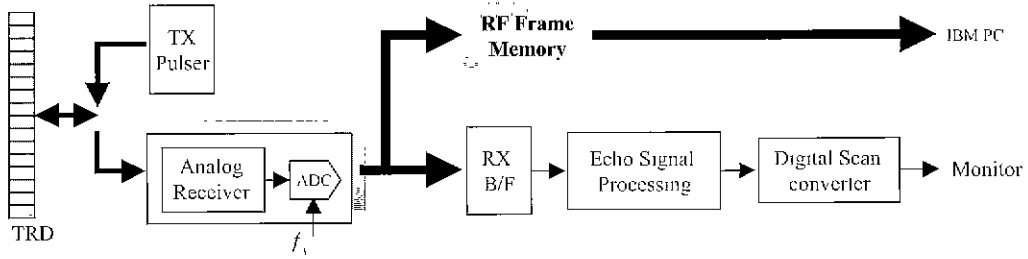


그림 5. RF 데이터를 저장하기 위한 실험 장치
 Fig. 5. An experimental setup for RF data storage

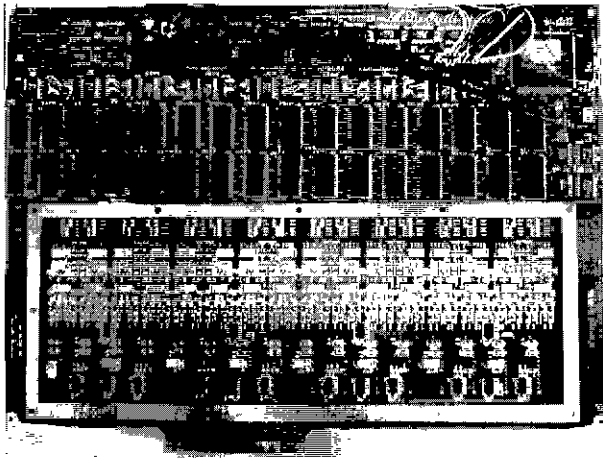


그림 6. 자체 개발한 RF 메모리 저장 보드
 Fig. 6. Implemented RF data acquisition board

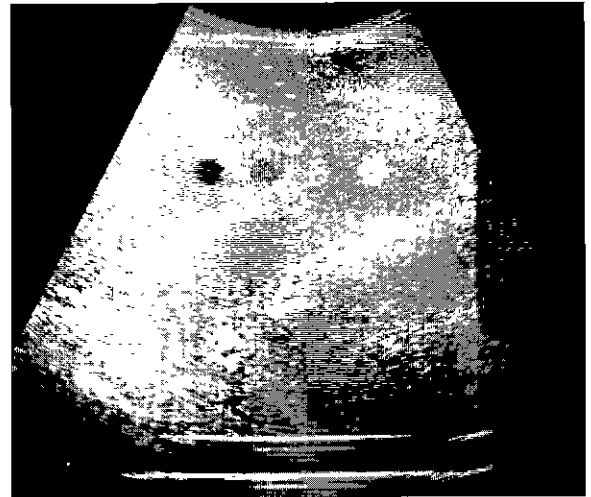
실험 및 결과

1. 실험 환경

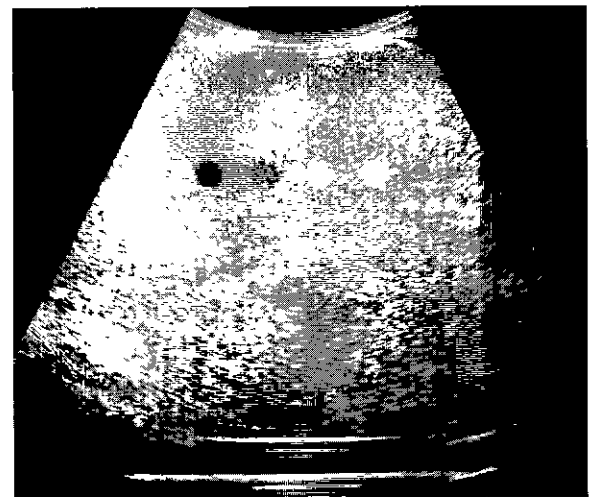
DPBF 기법을 이용한 초음파 영상을 얻기 위해 기존의 상용 초음파 진단장치(SA-8800, (주) 메디슨)를 그림 5와 같이 개조하여 실험에 사용하였다.

실험을 위하여 한 프레임의 데이터를 저장할 수 있는 RF 메모리 보드를 설계 및 제작하였다. 각 변환소자에 연결된 아날로그-디지털 변환기 (ADC, Analog to Digital Converter)의 20MHz 출력을 RF 프레임 메모리에 저장하였다. 컴퓨터를 사용하여 저장된 RF 데이터를 파일로 변환하였으며, 이 파일을 이용하여 오프라인으로 DPBF 영상을 얻었다. 그림 6은 자체 제작한 RF 메모리 보드가 상용 초음파 장비내의 범포미 보드에 장착된 모습이다.

그림 3(b)와 같은 구조에서, 사용한 저대역 통과 필터는 제로 위상 13차 FIR 필터이다. 본 논문에서 기재된 모든 초음파 영상은 오프라인 처리한 것이므로 편의상 진단 깊이에 따라 고정된 주파수 특성을 갖는 대역 통과 필터를 사용하였다. 본 실험에서는 변환자의 중심주파수를 각각 복조의 캐리어 신호로 사용하였다. 20MHz, 8 비트로 샘플링된 RF 데이터들은 컴퓨터에서 4배로 보간한 뒤 수신 집속하였으며, 60dB의 동적 영



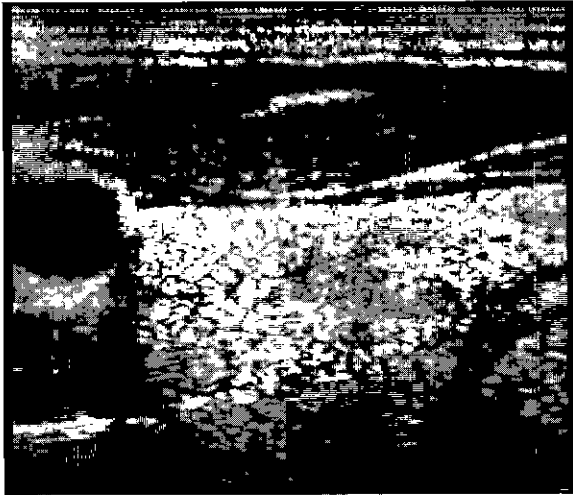
(a)



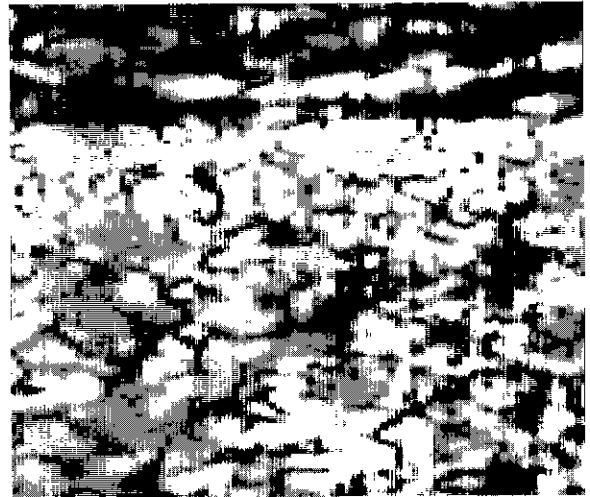
(b)

그림 7. 곡면 배열 변형자를 사용하여 획득한 모의생체 초음파 영상
 (a) 기존의 수신 집속 방식, (b) DPBF 기법에 의한 초음파 영상
 Fig. 7. Ultrasound B-scan images of a RMI phantom using curved linear array transducer (a) Conventional focusing technique (b) DPBF technique

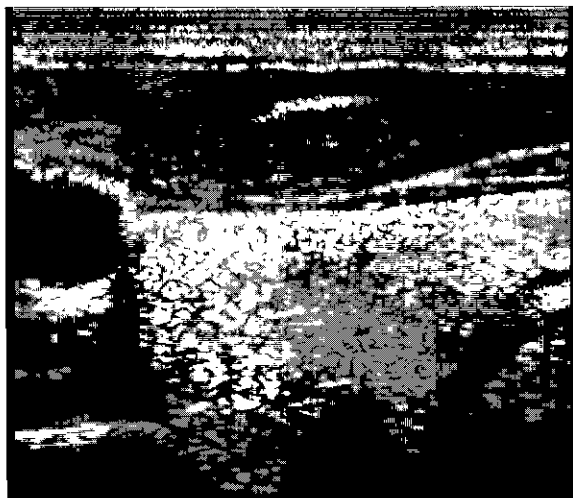
역을 갖는 대수 변환을 적용하였다.



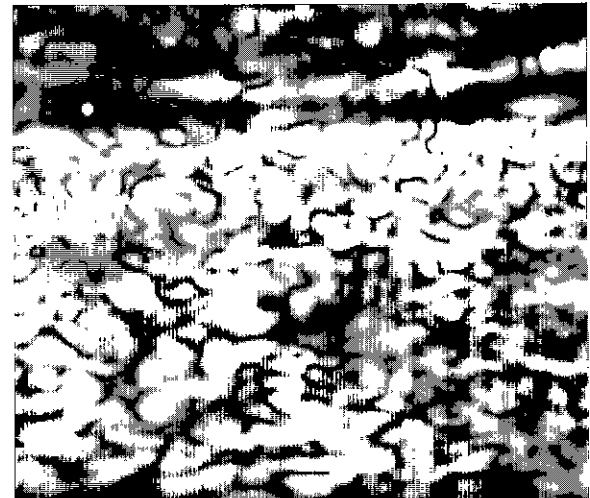
(a)



(a)



(b)



(b)

그림 8. 선형 배열 변환자를 사용하여 획득한 인체 초음파 영상 (a) 기존의 수신 집속 방식, (b) DPBF 기법에 의한 초음파 영상
Fig. 8. Ultrasound B-scan images of a human neck using linear array transducer (a) Conventional focusing technique, (b) DPBF technique

2. 결과 영상

그림 7은 중심주파수 3.5MHz, 128 변환소자, 반경 60mm, 진단 각도 62.34° 인 곡면 배열 변환자를 사용하여 기존의 수신 집속 방식(그림 7(a)) 및 제안한 DPBF 기법(그림 7(b))에 의한 초음파 영상이다. 이때 송신 초점 거리는 60mm, $N_x=800$, $N_y=688$, 진단 깊이 120mm이며 주사선의 수는 256개이다. 그림 7은 상온에서 초음파 속도가 1540m/s인 초음파 모의 생체 RMI 404GS를 사용하여 획득한 영상이다.

그림 8은 중심주파수 7.5MHz, 128 변환소자, 변환자 길이 38.4 mm인 선형 배열 변환자에 의한 인체 초음파 영상이다.

그림 9. 선형 배열 변환자를 사용한 초음파 3배 확대 영상 (a) 기존의 수신 집속 방식 (b) DPBF 기법에 의한 초음파 확대 영상
Fig. 9. 3-times magnified ultrasound B-scan images of a human neck using linear array transducer (a) Conventional read zoom method, (b) DPBF technique

이때 송신 초점 거리는 20mm, $N_x=800$, $N_y=688$, 진단 깊이 30mm 이며 스캔라인의 수는 256개이다. 초음파 영상의 진단 부위는 오른쪽 목 부분으로 경동맥과 갑상선 조직이 영상에 잘 나타나 있다. 기존의 방법에 의한 결과가 그림 8(a)이며 DPBF 기법을 적용한 것이 그림 8(b)이다

영상의 국소 부위에 대한 확대 기능은 세밀한 해부학적 정보를 제공해주어 매우 유용한 기능이다 일반적으로 read zoom과 write zoom 방식이 있으며 확대 비율에 따라 혼용하여 사용하는 장비도 있다 [13]. 먼저 read zoom은 모니터에 표현되는 최종 출력 영상에 대해서 직접 확대하는 방법이다. 확대되는 원래의 영상은 디지털 스캔 컨버터내의 프레임 메모

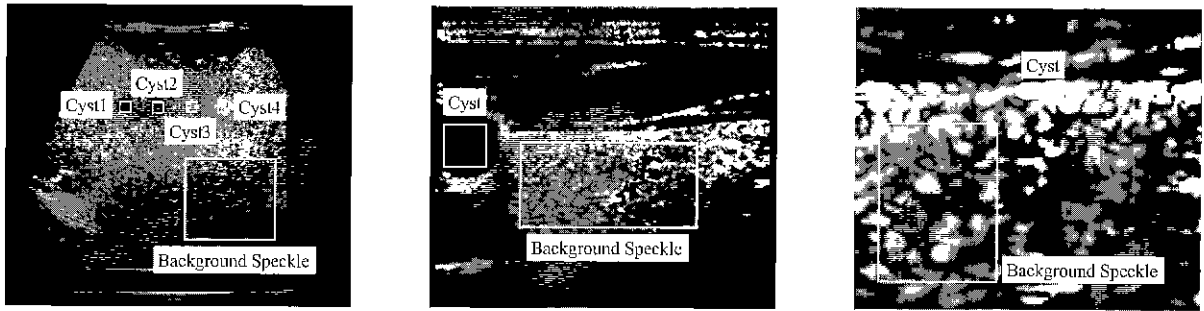


그림 10. 표 1의 SNR 및 CNR 계산에 사용된 국소 부위 및 스펙클 패턴 영역
 Fig. 10. The superimposed boxes are used to calculate SNR and CNR in table 1

리에 저장되어 있다. 장점으로는 정지상태에서도 이루어 질 수 있어 환자로 하여금 다시 진단해야하는 빈거로움을 없앨 수 있다. 하지만 프레임 메모리내의 데이터를 임의의 배율로 확대시키는 방법이기 때문에 배율이 커질 경우 영상이 조잡해질 수 있다는 단점이 있다. 또 다른 방법인 write zoom에서는 무엇보다도 열화가 전혀 없는 실시간 확대 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 이를 위해 관심 영역 내에 충분한 주사선을 삽입하든지 또는 한번의 송신으로 여러 개의 주사선을 동시에 일는 기법 [4.12]등을 적용하고 있다. 어떤 경우이든 write zoom은 read zoom에 비해 정확하고 섬세한 실시간 영상을 제공한다 이것을 위해서 복잡한 하드웨어 구조가 요구되는 반면 read zoom의 경우는 간단한 하드웨어 구조와 실시간/정지 상태 등과 같은 동작 상태의 제한이 없는 특징을 가진다.

그림 9는 그림 8에서 정가운데 부분의 진단 깊이 10mm를 관심 영역으로 설정하여 얻은 확대 영상인데 이 경우 확대 배율은 약 3배이다. 그림 9(a)는 그림 8(a)의 결과 영상에서 관심 영역에 대해 read zoom한 것이며, 그림 9(b)는 주어진 관심 영역에 대해서 DPBF 기법을 적용한 것이다 그림 9(a)를 얻기 위해서는 그림 8(a) 영상이 필요하지만 그림 9(b) 영상을 얻기 위해서는 관심 영역에 해당하는 RF 데이터가 요구된다

3. 측정 결과

주사선간 방위각 해상도

주어진 변환자의 기하학적 구조 및 진단깊이에서 최대한 프레임율을 높이는 작업은 실시간 동작하는 초음파 진단 장치의 장점을 살리기 위해서 반드시 필요하다. 이것은 한 프레임을 얻기 위한 주사선의 개수를 줄임으로써 가능하다. 주사선의 개수는 한 개의 주사선이 공간을 샘플링할 수 있는 능력, 즉 방위각 해상도에 의존한다. 주사선간 이루는 적절한 방위각을 정량적으로 분석하기 위해서 직사각형 배열 구경의 크기가 D_s 인 경우 송신 빔 패턴의 $-6dB$ 주입폭을 방위각 해상도로 사용하였다[20]. 이 경우 송신 초점부근에서 주사선에 의한 언더-샘플링을 피하기 위해선 주사선간 방위 간격이 방위각 해상도보다 적거나 같아야 하므로 아래 식 (9)를 만족해야한다.

$$\Delta \theta \leq \sin^{-1} \left(\frac{0.88\lambda}{D_s} \right) \tag{9}$$

여기서 $\Delta \theta$ 는 곡면 배열 변환자의 경우 진단각도를 주사선의 개수로 나눈 주사선간 형성하는 방위각이다 그림 7에서 사용된 곡면 배열 변환자의 경우, 주어진 진단각도 62.34° 에서 256 주사선을 사용하고 있으므로 주사선간 대략 0.24° 의 방위간격을 갖는다. 반면 사용된 곡면 배열 변환자의 기하학적 구조에 따른 방위각 해상도는 0.67° 이므로 식 (9)를 충분히 만족한다. 그림 8 및 그림 9에서 사용된 선형 배열 변환자에서는 식 (10)과 같이 주사선간 방위간격으로 정의되진 않는다 이 경우는 송신 초점 z_f 에서 주사선간 간격 Δu 가 아래 조건을 만족해야 한다.

$$\Delta u \leq \frac{0.88\lambda}{D_s} z_f \tag{10}$$

실험에서는 송신 초점 z_f 가 20mm이므로 주사선에 의한 언더-샘플링을 피하기 위한 조건이 0.18mm인 반면에 주사선간 간격 Δu 가 0.15mm이다. 이 조건하에서 화소간 거리 d_{ax} 가 주사선간 거리와 동일하다면 이론적으로는 디지털 스캔 컨버터에 의한 영상의 열화는 없게 된다.

SNR(Signal-to-Noise Ratio)과 CNR(Contrast-to-Noise Ratio)

본 논문에서 사용한 SNR은 아래 식 (11)과 같이 정의된다 [21]. 여기서 μ_s 는 스펙클 패턴의 평균 밝기이며, σ_s 는 스펙클 패턴의 표준편차이다.

$$SNR = \frac{\mu_s}{\sigma_s} \tag{11}$$

비슷한 성질의 배경에 묻혀있는 낮은 콘트라스트를 갖는 조직을 구분해 낼 수 있는 능력은 초음파 영상에서 매우 중요한 성능평가의 잣대라고 볼 수 있다. CNR은 배경의 평균 밝기와 국소 조직의 밝기 변화의 비인 다음 식 (12)로 정의되며, 조직과

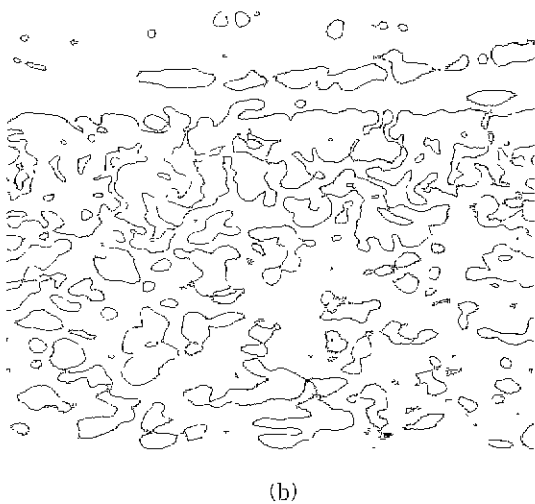
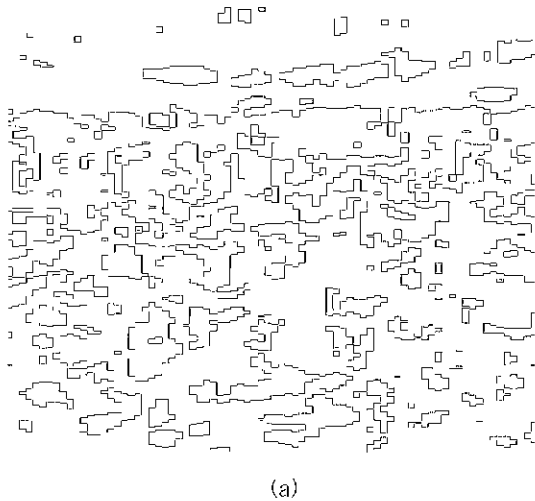


그림 11. 초음파 영상 그림 9의 등고선 영상 (a) 그림 9(a), (b) 그림 9(b)
 Fig. 11 Contour plot of ultrasound B-scan images for (a) Fig. 9(a) and (b) Fig. 9(b)

배경간 구분력을 정량적으로 평가할 수 있도록 해준다 [22]

$$CNR = \frac{|\mu_c - \mu_s|}{\sqrt{0.5(\sigma_c^2 + \sigma_s^2)}} \quad (12)$$

여기서 μ_c 는 국소 조직의 평균 밝기이며, σ_c 는 표준편차이다. 결과 영상들에 대한 평균, 표준편차, CNR 및 SNR 비교표는 표 1에 정리되어 있다. 그림 10은 표 1에 사용된 각 부분을 표시하고 있다. SNR은 스펙클 패턴에 대해서만 적용하였으며, CNR은 영상별로 국소 조직에 변화를 두었다.

ICR(Image Coarseness Ratio, 영상 거침 비)

그림 9와 같은 최종 초음파 영상에 대해서 최대값 대비

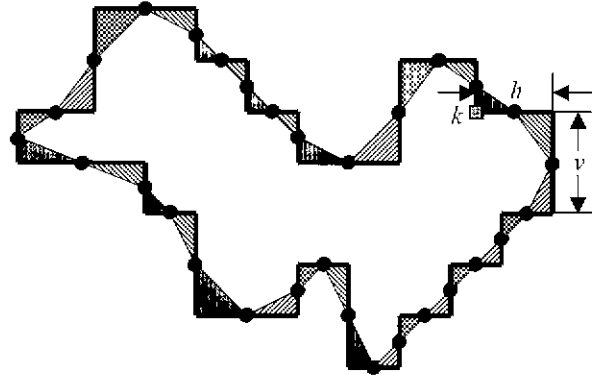


그림 12. 등고선 영상에서 영상 거침을 유발하는 국소 오차 면적을 도식화한 그림
 Fig. 12. Illustrations of LEA(Local Error Area) in the contour plot which causes image coarseness

-6dB 되는 등고선을 그리면 그림 11과 같이 된다. 이때 평균 값과 표준 편차 등 비교 영상간 통계적 특성의 차이는 0.5% 이내로 조절한다. 그림 11(a)와 그림 11(b)는 각각 그림 9(a), 그림 9(b)에 대해서 등고선을 그린 것이다. 그림 11(a)를 보면 등고선의 형태가 그림 11(b)에 비해 상당히 구획화되어 있음을 정성적으로 알 수 있다 본 논문에서는 등고선 영상에 표현되는 이러한 구획화 정도의 차이를 활용하여, 비교대상인 두 개의 초음파 영상 A, B간 거침 정도를 정량화하고자 영상 거침 비, $ICR_{A/B}$ 을 새로운 성능 측정 방법으로 제안한다.

먼저 비교를 대상으로 하는 두 개의 영상을 A, B라고 하면, 이 영상들로부터 각각 그림 11과 같이 이진화된 등고선 영상을 얻는다. 에코 신호처리가 정상적으로 이루어진다는 전제하에서 등고선 영상에 나타나는 구획화 현상은 디지털 스캔 컨버터에 의한 오차의 산물로 간주할 수 있다[16,18-19]. 한 프레임의 초음파 영상을 얻기 위해 사용되는 총 주사선의 개수, 진단 깊이 및 수평, 수직 화소 개수의 부적절한 조합에 의한 디지털 스캔 컨버터의 보간 오차가 등고선 영상에서 구획화로 표현된다. 본 논문에서는 구획화 현상을 정량화하여 두 영상간 거침 정도를 비교할 수 있는 잣대로 사용하고자 하며, $ICR_{A/B}$ (영상 거침 비)로 명명하였다. 그림 12의 굵은 실선으로 표현된 등고선 영상은 구획화가 영상 거침에 기여하는 정도를 정량적으로 해석하기 위하여 편의상 그린 대표적인 구획화 패턴이다. 실제 초음파 영상에서 획득한 그림 11(a)과 같은 등고선 영상을 보면 그림 12와 같은 기본 형태로 이루어져 있음을 알 수 있다. 수평 또는 수직방향으로 두개 이상의 화소들이 연속적으로 이어져서 등고선을 형성하는 경우, 이 등고선은 구획의 한 성분을 이루게된다. 이때 각 방향으로 형성되는 이 구획 성분들의 중간위치가 그림 12에서는 검은 점으로 표현되어 있다. 이 점들을 실선으로 연결하면 등고선과 다른 형태의 도형이 생긴다. 이 도형을 본 논문에서는 구획화가 발생하지 않는 원래의 형태로 가정하였다. 원래의 형태에서는 디지털 스캔 컨버터에 의한 보간 오차가 없다. 원래의 형태에서 벗어나 구획화된 양을 모두 적분한 값, 즉 등고선과 원래의 형태와의 차이에

표 1. CNR, SNR, 전체 평균(μ), 및 전체 표준편차(σ)에 대한 비교

Table 1. Comparisons of CNR, SNR, mean(μ), and standard deviation(σ)

	기존 수신 집속 기법				제한한 DPBF 기법			
	CNR	SNR	μ	σ	CNR	SNR	μ	σ
그림 7	Cyst1 1.63 Cyst2 0.42 Cyst3 : 1.84 Cvst4 2.62	3.89	71.96	57.17	Cyst1 : 2.12 Cyst2 : 0.62 Cyst3 : 1.94 Cvst4 : 2.74	3.92	71.68	58.77
그림 8	4.15	3.34	70.19	49.62	4.16	3.36	70.51	49.86
그림 9	2.72	3.98	111.32	40.10	2.93	3.98	111.86	40.49

표 2 TEA_A, TEA_B, 및 ICR_{A/B} 결과치

Table 2. Results of TEA_A, TEA_B and ICR_{A/B}

	기존 수신 집속 기법에서의 TEA _A (mm ²)	DPBF 기법에서의 TEA _B (mm ²)	ICR _{A/B}
그림 7	(a) 1662.58	(b) 1563.82	1.06
그림 8	(a) 1014.23	(b) 435.43	2.33
그림 9	(a) 2480.19	(b) 415.16	5.97

해당하는 면적은 화소에 대한 면적(mm²)으로 표현된다. 이 면적은 그림 12에서와 같이 기본도형인 삼각형 모양으로 나타나는데, 위치하는 방향에 따라 4가지 서로 다른 부너로 채워져 있다.

본 논문에서는 4가지 형태의 삼각형으로 분류할 수 있는 이 양을 국소 오차면적(LEA, Local Error Area)으로 정의하였다. LEA는 모니터에서 차지하는 절대 면적으로 표현된다. 실험 환경으로 1024x768, 15인치 모니터를 가정하였다. 이 경우 모니터 상에서 물리적인 화소간 거리는 0.298mm이며, 따라서 LEA의 단위는 mm²가 된다. 그림 12와 같이 임의의 화소 k에서 등고선의 구획 성분이 수평방향으로 h 개 화소만큼, 수직 방향으로 v 개 화소만큼 연속적으로 이어져서 발생하는 경우, 발생하는 국소 오차면적 LEA_k는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$LEA_k = \frac{1}{2} \cdot \left(d_{hvt}^2 \cdot \frac{h}{2} \cdot \frac{v}{2} \right) \tag{13}$$

여기서 d_{hvt}은 모니터상의 물리적인 화소간 거리로써 0.298mm이다. 영상 A에서 발생하는 전체 오차면적 (TEA, Total Error Area) TEA_A는 임의의 화소 k에서 발생하는 모든 국소 오차면적을 더한 것이며, 단위는 그대로 mm²이 유지된다.

$$TEA_A = \sum_k^K LEA_k \tag{14}$$

여기서 K는 한 영상에서 발생하는 총 LEA 개수이다. 결국 두 비교 영상 A,B에 대한 영상 거침 비 ICR_{A/B}는 아래 식

(15)과 같이 각각의 영상에서 측정되는 TEA_A 및 TEA_B의 비로 정의된다.

$$ICR_{A/B} = \frac{TEA_A}{TEA_B} \tag{15}$$

식 (15)로 표현되는 두 비교 영상에 대한 ICR_{A/B}가 1보다 클 경우는 영상 A에서 발생하는 전체 오차면적이 영상 B에서의 그것보다 크다는 것을 알 수 있다. 즉, 영상 A가 영상 B보다 더욱 거침을 알 수 있으며, 만약 1보다 작을 경우는 반대 경우로 볼 수 있다. 또한 ICR_{A/B} 값을 통해 비교 영상간 거친 정도를 상대적으로 측정 할 수 있다. 본 논문의 결과 영상인 그림 7, 그림 8 및 그림 9에서, (a), (b) 각각을 비교영상 A, B로 둔 경우에서의 TEA_A, TEA_B, 및 ICR_{A/B} 결과치가 표 2에 정리되어 있다.

고 찰

그림 7(a)는 그림 3(a)에서 도시하고 있는 일반적인 초음파 진단 장치의 신호처리 흐름을 그대로 적용한 것이다. 반면에 곡면 배열 변환자를 사용할 경우에도 디지털 스캔 컨버터 없이 고해상도의 초음파 영상 획득이 수신 집속 단계에서 가능하다는 것을 그림 7(b)를 통해 알 수 있다. 그림 7은 식 (9)를 충분히 만족하는 주사선간 방위간격을 갖는 곡면 배열 변환자를 사용한 경우이므로 디지털 스캔 컨버터에 의한 왜곡이 심하게 나타나진 않는다. 하지만 40mm 부근에 위치한 네 개의 명암 시스템 중 가장 왼쪽의 어두운 것에 대해서 비교해보면 DPBF 기법에 의한 영상, 그림 7(b)가 물체의 형상을 표현하

는 능력에 있어서 더 나은 성능을 보이고 있음을 알 수 있다. 곡면 배열 변환자를 사용하여 영상을 얻는 경우는 선형 배열 변환자를 사용할 때에 비해서 주사선간 보간에 의해 채워지는 화소의 수가 깊이에 따라서 가변적이다[16] 곡면 배열 변환자에서는 깊이가 깊어질수록 보간에 의한 데이터가 증가되므로 영상의 질에 나쁜 영향을 미친다. 하지만 주사선간 일정한 화소 개수를 갖는 선형 배열 변환자의 경우에는 그런 효과는 없다

그림 8 역시 식 (10)을 만족하며 공간을 적절하게 샘플링하고 있는 환경에서의 결과영상이지만, 진단 깊이가 30mm에 불과하여 디지털 스캔 컨버터의 능력에 영상의 질이 좌우된다[19]. 영상내 주사선간 간격이 0.15mm인 반면에 화소간 거리 d_{xy} 는 0.044mm이므로, 주사선간 적어도 2개 이상의 보간에 의한 데이터들이 영상에 기여하게 된다 즉, 800 수평 화소 중에서 68% 정도가 실제 획득한 신호가 아닌 디지털 스캔 컨버터에 의해 보간된 데이터로 구성된다. 기존의 방식으로 처리한 그림 8(a)에서 보편 수평 화소간 보간에 의해 갑상선내 연조직 영상에 각이 지는 현상이 그대로 보인다. 반면, DPBF 기법에 의한 그림 8(b)는 경동맥 경계면의 명확한 묘사 및 내부 허상 제거, 근거리 근육층의 고해상도 표현 및 갑상선내 조직의 세밀한 표현력 등 모든 면에서 그림 8(a)에 비해서 탁월한 영상을 제공하고 있다.

그림 9(a)는 디지털 스캔 컨버터의 보간에 의한 열화 효과를 보다 명확하게 관찰하기 위해서 그림 8(a)의 가운데 부분을 read zoom한 영상이다. 이 경우는 주사선간 간격은 그림 3-4(a)와 동일하지만 화소간 거리 d_{xy} 는 거의 3배 작은 0.015mm가 된다 또한 실제 영상에 관여하는 주사선의 개수가 85개에 불과하므로 주사선간 적어도 8개 이상의 데이터는 합성된 것이다. Read zoom한 그림 9(a)는 디지털 스캔 컨버터의 보간에 의한 구획화 현상이 심하게 발생하여 영상이 거칠며 조직이 제대로 표현되지 못하고 있다 반면에 DPBF 기법은 화소에 직접 수신집속을 하므로 식 (10) 조건만 만족하면 고해상도의 최종 영상을 얻을 수 있다. 그림 9(b)를 보면 갑상선내의 연조직이 부드럽고 선명하며 훨씬 생동감 있게 표현되는 것을 쉽게 알 수 있다. 그림 9의 결과를 통해 진단 시 많이 응용되는 정지상태에서의 확대영상 기능에서 제안하고 있는 DPBF 기법은 탁월한 성능을 가짐을 알 수 있다. 또한 write zoom이 가지는 하드웨어의 복잡성 및 확대 배율의 제한성 등이 해소되어 실시간 구현에서도 장점을 가진다.

근래 컴퓨터 모니터 산업의 급격한 발전에 의한 고밀도, 고해상도 대형 모니터의 공급이 가능해졌다. DPBF 기법에 대한 전술한 장점은 최신 기술의 모니터를 초음파 진단장치에 직접 적용하고자 할 때 그대로 유지된다. 그림 7, 그림 8 및 그림 9의 결과를 통해서 DPBF 기법에 의해 디지털 스캔 컨버터에 의한 오차가 전혀 없는 초음파 영상의 획득이 가능함을 알 수 있다

두 기법간 성능에 대해서 앞에서 정성적으로 설명하였다면 표 1과 표 2는 영상들의 차이를 정량적으로 비교 분석 한 것

이다. 표 1에는 두 기법간 식 (11)과 식 (12)로 정의된 SNR 및 CNR에 대해서 정리되어 있다. 표 1을 보면 이 두 갖대를 갖고 우리가 평가하고자 하는 부분에 대한 정량적인 분석은 어렵다는 것을 알 수 있다. 왜냐하면, 기존의 수신 집속 기법과 제안하고 있는 그것과의 가장 큰 차이는 디지털 스캔 컨버터 기능이 필요한가 그렇지 않은가 하는 것이기 때문이다. 따라서 디지털 스캔 컨버터의 보간에 의한 효과를 잘 드러낼 수 있는 새로운 성능 평가 갖대의 필요성이 부각된다. 표 1의 그림 7의 경우를 보면 DPBF 기법을 적용했을 경우 시스템에서 CNR의 증가를 알 수 있다. 즉, 기존 방식에 의한 것이 1.63인데 비해 DPBF 기법에서는 2.12로 배경에 대해서 그 시스템을 더욱 잘 구분해 낼 수 있음을 알 수 있다. 나머지 시스템들, 그림 8 및 그림 9에서도 비슷한 결과가 얻어졌다 이것은 DPBF 기법에서 인접한 두 개의 주사선에 해당하는 RF데이터를 이용하였기 때문에 시스템 내에 존재할 수 있는 원하지 않는 성분들의 감소에 의한 효과로 볼 수 있다. 또한 DPBF 기법에 의해서 각각의 화소에 대한 표현력이 높아졌다는 사실에서도 그 원인을 찾을 수 있다. 이러한 부분은 표 1의 SNR에서도 그대로 반영되어 전반적으로 좀 더 개선된 SNR을 얻을 수 있다. 하지만 두 영상간 정성적으로 느끼는 질의 차이가 비교 수치에서는 나타나지 않음을 알 수 있다

등고선 영상에서 오차면적을 이용한 비교영상간 영상 거침비, $ICR_{A/B}$ 는 본 논문에서 식 (15)와 같이 정의하여 사용한 새로운 성능 평가 기법이다 표 2의 결과치를 보면 정성적으로 느끼는 두 영상간 차이가 정량적으로 잘 반영되어 수치화하고 있음을 알 수 있다. 먼저 표 2에서 그림 7에 대한 결과를 비교해 보면 $ICR_{A/B}$ 가 1.06으로써 두 비교 영상간 거친 정도가 거의 차이나지 않음을 알 수 있다 하지만 1보다 크므로 일반적인 집속 기법을 적용한 경우 전체 오차면적이 더 크다는 것을 알 수 있다. 이 결과는 곡면 배열 변환자의 경우 방사선상으로 깊어질수록 디지털 스캔 컨버터의 보간에 의한 화소수가 증가하므로 이러한 부분이 반영된 것이라고 볼 수 있다 그림 8과 같은 선형 배열 변환자의 경우 $ICR_{A/B}$ 가 2.33으로 그림 7의 그것에 비해서 2배 이상 차이를 보인다. 이것은 한 개의 주사선에 해당하는 데이터가 수평방향으로 적어도 3개 이상의 화소수에 영향을 미치기 때문에 그림 7의 그것에 비해서 $ICR_{A/B}$ 값이 큰 것은 합당한 결과이다 실험에서 가정한 모니터의 사양은 1024×768 화소에 15인치이며 초음파 영상의 크기는 800×688 화소이다 이 경우 초음파 영상이 차지하는 전체면적은 304.8(mm)×228.8(mm)인 69,677(mm^2)이다. 여기서 그림 8(a)에서 전체 오차 면적 TEA는 1014.23(mm^2)이므로 전체면적의 약 1.45%에 해당한다. 반면에 그림 8(b)에서는 전체 오차 면적이 435.43(mm^2), 즉 전체 면적의 0.6%로써 그림 8(a)의 그것에 비해 $ICR_{A/B}$ 만큼 줄어든 것을 알 수 있다. 그림 8(a)를 확대배율 약 3으로 read zoom한 그림 9(a)는 정성적으로 볼 때도 가장 거친 영상을 제공하고 있다. 예상된 것처럼 DPBF 기법을 적용한 그림 9(b)와의 비교에서 가장 큰 값

인 597정도의 $ICR_{A/B}$ 을 보였다. 그림 8에서의 두 기법간의 영상 거침 차이보다 그림 9에서 상대적으로 훨씬 크다는 것을 알 수 있고 $ICR_{A/B}$ 값이 그 점을 잘 나타내고 있다. 그림 9(a)의 경우 모니터에서의 전체 초음파 영상이 갖는 면적의 3.6% 정도인 2480.19(mm^2)가 전체 오차 면적 TEA가 된다. 반면에 그림 9(b)의 경우는 TEA가 415.16(mm^2)으로 그림 8(b)의 경우와 비슷하게 약 0.6%정도를 차지한다. 이것은 식 (10)을 만족하는 경우, DPBF 기법을 사용하면 확대된 영상이든 아니든 관계없이 화질의 열화가 전혀 없는 초음파 영상 획득이 가능함을 보여준다. 본 논문에서는 영상의 최대값에 대해서 -6dB에 해당하는 값으로 등고선을 정의하여 사용하였지만, 영상의 전체 평균(μ)을 사용한 경우에도 거의 동일한 결과를 얻는다. 기준값으로 어떤 값을 선택하느냐에 따라 등고선 패턴 변화는 심하다. 따라서 비교 영상은 서로 유사한 통계적 특징을 가져야 하며, 동일한 기준값을 등고선 구하는데 사용하여야 한다. 이런 상황에서 본 논문에서 제안한 비교 영상 A, B간 영상 거침비인 $ICR_{A/B}$ 는 표 2에서와 같이 유익한 결과를 제공한다.

결 론

본 논문에서는 기존 초음파 영상시스템의 일반적인 구조에서 벗어나 표시장치의 화소에 직접 수신 집중하는 DPBF 기법을 제안하였다. 제안한 기법에서는 표시장치의 가장 기본 단위인 화소에 수신 집중 및 에코신호 처리를 하고 있으므로, 일반적인 초음파 진단 장치를 구성하는 에코신호 처리부 및 디지털 스캔 컨버터가 더 이상 불필요해진다. DPBF 기법을 적용하면 고해상도의 최종 초음파 영상을 수신 집중단에서 바로 얻을 수 있으며 이를 통해 새로운 구조의 초음파 진단장치 구현이 가능해진다. 측면 배열 및 선형 배열 변환자에 의해 획득한 모의생체 및 인체 데이터를 실험에 사용하였다. DPBF 기법을 컴퓨터 상에서 오프라인 처리하여 얻은 초음파 영상이고정 송신 집중 및 동적 수신 집중을 사용한 기존의 기법을 적용하여 얻은 그것에 비해 뛰어난 성능을 얻을 수 있음을 검증하였다. 선형 배열 탐촉자를 사용한 인체 데이터 실험을 통해, DPBF 기법을 적용하면 갑상선 내의 연조직이 훨씬 부드럽고 선명하며 생동감 있게 표현된다는 것을 알 수 있었다. 디지털 스캔 컨버터에 의한 보간 효과가 영상에 미치는 정도를 정량적으로 평가하기 위해서 본 논문에서는 비교 영상 A, B간 영상 거침 비($ICR_{A/B}$, Image Coarseness Ratio)를 새로운 성능 평가 방법으로 제안하였다. $ICR_{A/B}$ 를 사용한 정량적인 결과에 따르면, DPBF 기법에 의해 확대 영상이든 아니든 관계없이 디지털 스캔 컨버터에 의한 왜곡이 전혀 없는 초음파 영상 획득이 가능함을 알 수 있었다. 또한 정성적으로 느끼는 두 영상간 거침 정도는 $ICR_{A/B}$ 에 의해 정량적으로 평가될 수 있었다. 실제 진단 시 그 활용도가 높은 영상 확대 기능에서 제안하고 있는 DPBF 기법은 탁월한 성능을 발휘한다. 산과의

질내 주사에서와 같이, 90도 이상 되는 넓은 진단각도가 흔히 임상적으로 요구된다. 이와 같은 경우 DPBF 기법은 주어진 제한된 주사선을 사용하여 최적의 영상을 제공할 수 있다. 또한 DPBF 기법을 사용하면 최근의 고해상도 대형 컴퓨터 모니터의 장점을 그대로 초음파 진단장치에 옮길 수 있다.

하드웨어 설계 측면에서 해결해야 할 부분은 한 프레임을 저장할 수 있는 RF 프레임 메모리, 메모리 제어부, 그리고 전용 고속 하드웨어의 설계 등이다. 저전력, 고집적도 및 초소형화가 가능한 현재의 ASIC 설계 기술 능력 및 메모리 반도체 분야의 눈부신 기술발전 추세를 감안하면 실용가능한 전용 칩 설계가 어렵지 않겠다.

참 고 문 헌

1. Ronald A. Mucci, "A comparison of efficient beam-forming algorithms", IEEE Trans. Acoustics, Speech, and Signal Processing, ASSP-32, pp.548-558, 1984
2. M. H. Lee and S. B. Park, "New continuous dynamic focusing technique in ultrasound imaging", Electronic Letters, Vol.21, no 17, pp.749-751, 1985
3. T. K. Song and S. B. Park, "A new digital phased array system for dynamic focusing and steering with reduced sampling rate", Ultrasonic Imaging 12, pp.1-16, 1990
4. M. O'Donnell, "Efficient parallel receive beam forming for phased array imaging using phase rotator", 1990 IEEE Ultrasonic Symposium, pp.1495-1498, 1990
5. A. Drukarev, K. Konstantinides, and G. Seroussi, "Beam transformation techniques for ultrasound medical imaging", IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectr., Freq. Control UFFC-40, pp.717-726, 1993
6. J. Lu, "2D and 3D high frame rate imaging with limited diffraction beams", IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectr., Freq. Control UFFC-44, pp.839-856, 1997
7. C. H. Frazier and W. D. O'Brien, Jr., "Synthetic aperture techniques with a virtual source element", IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectr., Freq. Control UFFC-45, pp.196-207, 1998
8. G. R. Rockwood, J. R. Talman, and S. S. Brunke, "Realtime 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectr., Freq. Control UFFC-45, pp.980-988, 1998
9. M. Karaman and M. O'Donnell, "Subaperture processing for ultrasonic imaging", IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectr., Freq. Control UFFC-45, pp.126-135, 1998
10. M. Karaman, H. Bilge, and M. O'Donnell, "Adaptive

- multi-element synthetic aperture imaging with motion and phase aberration correction*", IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectr., Freq. Control UFFC-45, pp.1077-1087, 1998
11. M.H. Bae and M.K. Jeong, "Bidirectional pixel based focusing in conventional B-mode ultrasound imaging", Electronic Letters, Vol 24, no.22, pp.2105- 2107, 1998
 12. J. Nelson Wright, et al, "Method and apparatus for coherent image formation". United States Patent, # 5,793,701, 1998,
 13. James A. Zagzebski, "Essentials of ultrasound physics", Mosby-Year Book, Inc., 1996
 14. D.L. Hykes, W. R Hedrick, and D.E. Starchman, "Ultrasound physics and instrumentation", Mosby-Year Book, Inc., 1992
 15. A. Macovsky, "Ultrasound imaging using arrays", Proc. IEEE, Vol-67, pp.484-495, 1979
 16. M. H. Lee, J. H. Kim, and S. B. Park, "Analysis of a scan conversion algorithm for a real-time sector scanner", IEEE Trans. on Medical Imaging, MI-5, No.2, pp.96-105, 1986
 17. J. Ophir and N. Maklad, "Digital scan conversion in diagnostic ultrasound imaging". Proc IEEE Vol-67, no.4, pp.654-663, 1979
 18. J. Ophir and J.M. Brinch, "Moire undersampling artifact in digital ultrasound images", Ultrasonic Imaging 4, pp 311-320, 1982
 19. D.E. Robinson and P.C. Knight, "Interpolation scan conversion in pulse-echo ultrasound", Ultrasonic Imaging 4, pp 297-310, 1982
 20. Bernard D. Steinberg, "Principles of Aperture and Array System Design", John Wiley & Sons, 1976
 21. C.B. Burckhardt, "Speckle in ultrasound B-mode scans", IEEE Trans. Sonics Ultrason., SU-25, no.1, pp.1-6, 1978
 22. Pai-Chi Li and M. O'Donnell, "Improved detectability with blocked element compensation", Ultrasonic Imaging 16, pp.1-18, 1994