[해설논문] - 비파괴검사학회지
Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing
Vol. 32, No. 5 (2012. 10)
http://dx.doi.org/10.7779/JKSNT.2012.32.5.551

초음파진단기의 빔포밍 기술

Beamforming Technology in Medical Ultrasound System

배무호

Moo-Ho Bae

초 록 초음파진단기는 1950년대부터 사용되기 시작했고 그 동안 꾸준한 기술 발전을 통해 현재 대부분의 병원에서 필수불가결한 영상진단장비로 널리 활용되고 있다. 1970년대 초음파진단기에 어레이 프로브가 사용되기 시작한 이래로 전자적 신호처리를 통한 빔포밍 기술이 초음파진단기에 적용되었고, 꾸준히 개선되어 왔다. 빔포밍 기술은 초음파진단기의 해상도를 결정짓는 중요한 신호처리 기술이다. 이 논문에서는 이 빔포밍 기술의 원리부터 최근 동향까지 간략히 소개하고자 한다. 여기에는 어레이 프로브(array probe)를 사용하는 빔포밍의 원리, 기본적 이론, 실제 구현 등이 포함되고, 또 최근 기술 중 합성구경영상(synthetic aperture imaging: SAI), 적응형 빔포밍(adaptive beamforming), 2차원 어레이 프로브를 사용하는 2차원 빔포밍 기술 등의 주제도 소개한다. 이런 다양한 빔포밍 기술들은 다양한 다른 분야의 기술들과 여러 가지 형태로 발전적으로 융합하면서 시스템의 성능을 지속적으로 향상시켜 갈 것이다.

주요용어: 초음파진단기, 빔포밍

Abstract Medical ultrasound systems have been used since 1950s, and are now widely used in most hospitals as indispensable diagnostic imaging systems. Since array probe was introduced in 1970s, beamforming technology using electronic signal processing has been adopted to the medical ultrasound system, and has been improved. Beamforming is a important technology which defines the resolution of the ultrasound system. In this paper, the technologies are introduced from basic beamforming principles to current trend. They include principles of beamforming using array probe, basic theory, and practical implementation, and recent topics of synthetic aperture imaging, adaptive beamforming, 2-dimensional beamforming using 2-dimensional array are also introduced. These various technologies will improve system performances continuously by merging innovatively with various technologies in other fields.

Keywords: Medical Ultrasound System, Beamforming

1. 서 론

초음파진단기가 상용화된 지는 거의 50년이 넘었지만, 다른 단층영상진단장치에 비한 사용상의 편의성, 안전성 등의 장점에 의해, 한편으로는 계속적인 기술발전에 의해, 현재도 꾸준히 시장규모를 늘려가고 있다. 초음파진단기의 성능은, 한편으로는 시장과 사용자들의 요구에 의해, 또 다른 면으로는 주변 관련산업의 비약적 발전에 힘입어, 지속적으로 눈부신 발전을 이루어왔고, 또 미래에도 계속 이루어 갈 것이다. 예를 들어, 반도체 기술의 비약적 발전은 초음파진단기의 빔포밍 기술을 디지털화하기 위한 바탕이 되었고, 초음파진단기에 앞서서 발전해 온 radar, sonar 등의

[접수일: 2012. 8. 29, 수정일: 2012. 10. 11, 게재확정일: 2012. 10. 12] 한림대학교 전자공학과, Department of Electronics Engineering, Hallym University, Hallymdaehak-gil, Chuncheon 200-702, Gangwon-do, Korea (E-mail: chobk@cnu.ac.kr)

빔포밍 기술은 초음파진단기에 거의 그대로 활용되어 왔다. 또 최근의 개인용 컴퓨터(PC) 기술의 기하급수적 발전이 초음파진단기 빔포밍 기술의 발전에 큰 영향을 미치고 있다. 이러한 추세는 과거로부터 미래로 계속 이어질 것으로 보인다.

초음파진단기는 인체내로 송신된 초음파 펄스가 인체 연부조직(soft tissue)을 매질로 삼아 인체내로 전파되어가다 매질의 음향임피던스(acoustic impedance)가 주변과 다른 곳으로부터 반사 및 산란되어 돌아오는 반향(echo) 성분을 수신하여 영상을 재구성(reconstruction)하고 있다[1]. 초음파진단기는 기본적으로 인체내의 한 단면을 실시간으로 영상화하고 있다. 영상을 나타내는 양식(modality)로는, echo의 진폭을 영상의 밝기(brightness)로 나타내는 B-모드(mode), 인체내의 혈류를 표시하는 도플러 모드(Doppler mode) 등의 모드가 있다. 최근에는 단면만이 아니라 입체를 실시간으로 보여주는 실시간 3차원(또는 4차원이라고 함) 영상 모드도 실용화되었다.

한 단면, 또는 한 입체의 영상을 재구성하기 위해서는 초음파가 그 단면, 또는 입체에 해당하는 인체내를 주사(scan)해야 하고, 이 때 초음파가 얼마나 잘 집속(focus)되어 있는지가 재구성된 영상의 측방향(lateral, 또는 azimuthal) 공간해상도(spatial resolution)를 결정짓는다. 빔포밍기술은 빔을 원하는 형상으로 만드는 기술이며, 공간해상도를 높이기 위해서는 주로 빔을 잘 집속(focusing)시키는 것이 필요하다. 하지만, 어떤 경우는 송신하는 빔의 모양을 오히려 퍼뜨려서 영상의 해상도를 결과적으로 향상시키는 빔포밍 기술도 있는 만큼, 빔포밍이 반드시 강력한 집속만을 의미하지는 않는다. 어떻든, 초음파진단기에서 빔포밍 기술은 영상의 해상도를 결정짓는 중요한 기술이다. 한편, 영상의 해상도는 빔포밍 기술만으로 결정되는 것은 아니고 함께 사용되는 프로브의 구조 및 성능 또한 매우 큰 영향을 끼친다.

이 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. 2장에서는 초음파진단기 빔포밍 기술의 개요를 소개하고 기본적인 해석 및 시뮬레이션 툴(tool)을 간략히 요약한다. 3장에서는 디지털 빔포머(beamformer) 구현에서의 몇 가지 주제를 살펴보고, 4장부터는 최근 기술들을 소개하는데, 4장에서는 합성구경영상(SAI), 5장에서는 적응형 빔포밍, 6장에서는 2차원 빔포밍을 다룬다. 그리고 7장에서 결론을 맺는다.

2. 빔포밍 기술의 개요

2.1. 빔포밍 개념

어레이 프로브를 통해 송신하는 초음파 빔의 형상을 제어하거나, 수신하는 초음파의 빔의 형상을 제어하는 것을 빔포밍이라 한다. 간략히 말해서, 어레이 프로브를 사용하는 경우의 빔포밍은 어레이 프로브를 구성하는 소자(element) 각각에 공급하는 신호를 제어하거나 각각의 소자로부터 수신된 신호를 제어하는 것이고, 이때의 제어는 통상 신호의 진폭이나 시간지연을 조절하는 것이다. 신호의 진폭을 제어하는 것을 보통 apodization이라 한다.

프로브의 성능이 이상적인 경우, 빔포밍은 초음파영상의 공간해상도, 특히 측방향 해상도를 결정짓는 중요한 신호처리이다. 반면 빔포밍이 이상적인 경우에는 공간해상도는 프로브의 성능에 의해 제약되게 된다. 따라서 시스템을 설계하는 관점에서는 빔포머와 프로브는 서로 적절하게 조합되어야 제한된 단가내에서 최적의 성능을 구현할 수가 있다. 어레이 프로브는 용도(application) 또는 형태에 따라 리니어(linear) 어레이 프로브, 컨벡스(convex 또는 curvilinear) 어레이 프로브, 페이즈드(phased 또는 sector) 어레이 프로브 등으로 나뉜다. 주로 얕은 곳을 영상화할 때 리니어 어레이 프로브를, 복부에는 컨벡스 어레이 프로브를, 심장에는 페이즈드 어레이 프로브를 주로 사용하는 편이다. 이들 및 이들을 사용한 영상의 예들을 Fig. 1에 나타내었다.

많은 경우 빔포밍은 초음파를 전자적으로 집속(focusing)하는 것을 의미한다. 전자적 집속의 원리를 송신시의 집속에 대해 간략히 소개한다. 현재의 초음파진단기에 사용되는 어레이 프로브의 하나의 소자로부터 송신되는 초음파 빔은 상당히 넓은 범위로 퍼져나가도록 설계되어 있어 하나의 소자만을 사용해서는 해상도를 거의 얻을 수가 없다. 하지만, 호이겐스(C. Huygens)의 원리에 따라 여러 소자로부터의 초음파 빔을 적절히 간섭시키면 다양한 형태의 음장(sound field)을 만들 수 있게 된다. 임의의 한 점에 집속되는 초음파 빔을 형성시키는 경우, 그 집속점(초점: focal point)에서 각 소자로부터 방사된 초음파 빔이 보강간섭이 되어야 한다. 즉, 그 집속점에 각 소자

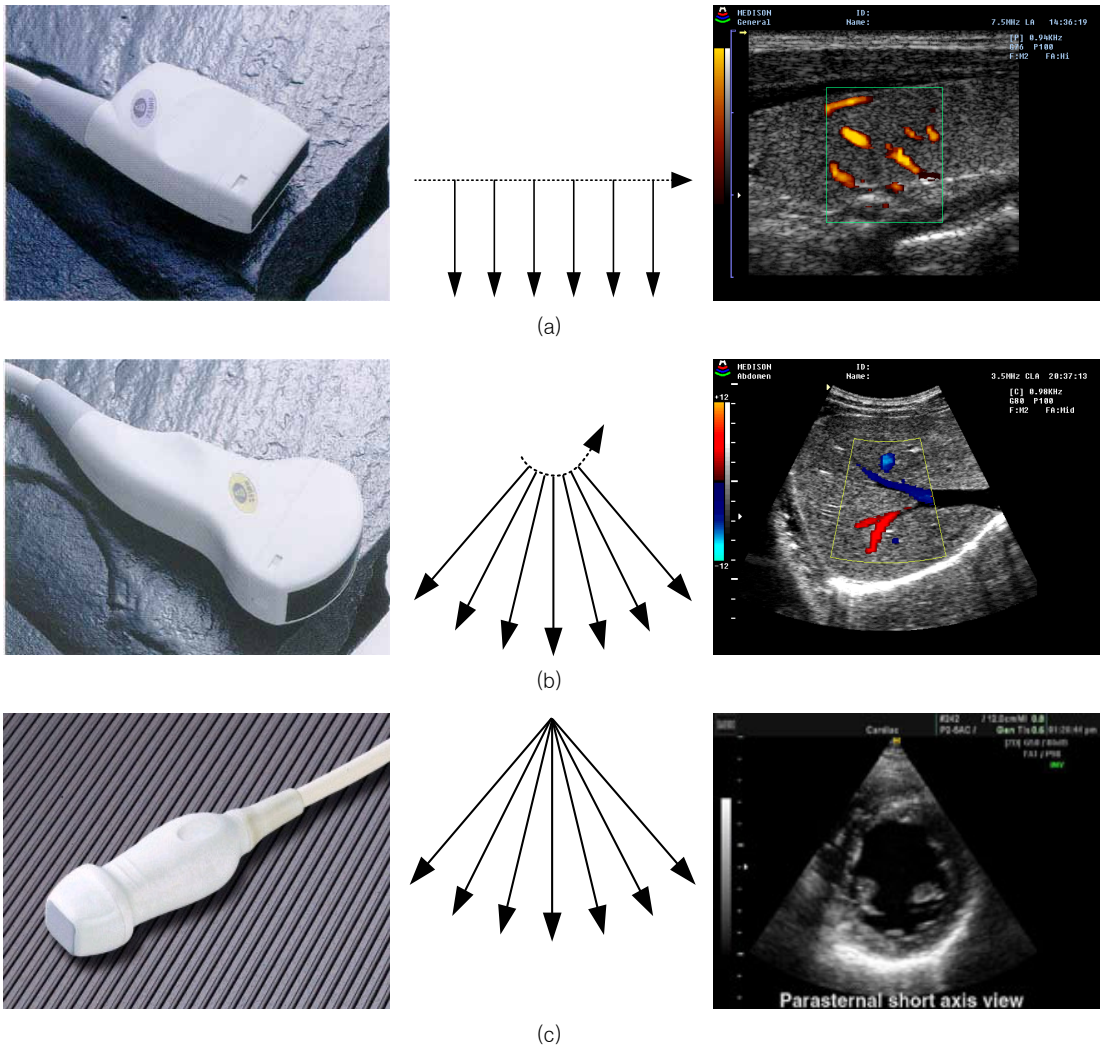
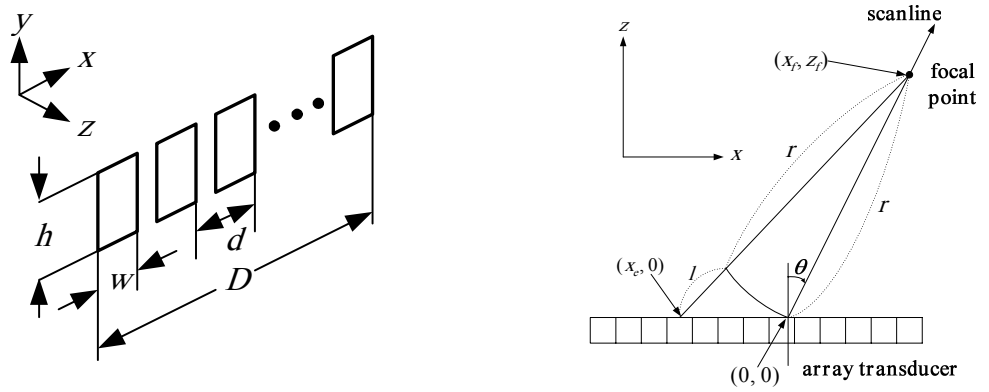


Fig. 1 Typical array probes, scanline movements, image examples of (a) linear array probe, (b) convex array probe, (c) phased array probe

로부터의 초음파가 동일한 위상을 가지고 동시에 도달하도록 하여야 한다. 그러면, 그 집속점에서는 빔의 진폭이 주변에 비해 최대가 될 것이고, 집속점이 아닌 다른 점에서는 주로 상쇠간섭이 일어나 빔의 진폭이 상대적으로 줄어들 것이다. 각 소자로부터 집속점에 이르는 거리가 다르므로 집속점에 동시에 도달하기 위해서는 각 소자에서 빔을 출발시키는 시각이 달라야 한다. 따라서 각 소자에 공급하는 송신신호는 적절히 각각 다른 지연시간을 가져야 한다. 이와 같은, 어레이 소자간의 송신 신호간의 지연시간의 차를 흔히 focusing delay라 부른다.

Fig. 1 (a)에 리니어 어레이 프로브를 나타내었고, (b) focusing delay를 계산하기 위한 기하학적 구조를 나타내었다[2]. 여기서, x, z 평면에 프로브와 스캔라인, 집속점이 놓여있고, 스캔라인과 프로브의 표면과의 교점을 원점(0, 0), 각각의 소자의 좌표를 $(x_e, 0)$, 집속점의 좌표를 (x_f, z_f)라 하면 $r = \sqrt{x_f^2 + z_f^2}$, $l = \sqrt{(x_f - x_e)^2 + z_f^2} - r$로 주어진다. 스캔라인은 어레이 프로브에서 송신되어 진행하는 빔(각 엘리먼트의 빔들이 간섭해 형성된 전체적 빔)의 가상적 중앙선이라 보면 된다. 이 스캔라인과 프로브 표면과의 교점을 빔이 통과하는 시각을 $t = 0$으로 가정한다. 인체내 음속



(a) Linear array probe geometry (b) Focusing delay calculation for linear array probe

Fig. 2 Basic focusing delay calculation geometry for linear array transducer

을 c라 하면, 송신시 각각의 소자는 각각 $t=-l/c$시각에 송신(transmit: Tx) 펄스를 인가하면 각각의 소자로부터의 초음파가 집속점에 동시에 도달하게 되어 송신집속이 이루어진다. 반면에, 수신시는 각각의 소자에서 수신된 반향신호에 $t=-l/c$의 시간지연을 가하여 각 소자 신호의 시간지연을 통일하고, 그 신호들을 모두 더하면 coherent summation이 되어 소위 delay-and-sum(DAS) 수신집속(receiving(Rx) focusing)이 이루어진다.

수신집속에 있어서, 이상적인 경우에는 집속점은 시간에 따라 변화하게 된다. 이 경우 집속점은 스캔라인 위에 있고, 또 그 시각에 도달한 초음파가 산란된 위치와 일치해야 하므로 원점으로부터 집속점까지의 거리는 초음파의 왕복시간에 해당하는 거리가 되어 $r=c \cdot t/2$이다. 따라서 l 또한 시간의 함수가 된다. 이렇게 focusing delay가 시간에 따라 가변되도록 하면 스캔라인 위의 모든 점에 대해 집속점을 점진적으로 이동하며 집속할 수 있고, 이런 수신집속을 동적 수신집속(dynamic receiving focusing)이라 한다.

2.2. 어레이 프로브 음장 해석

어레이 프로브의 빔 패턴 해석은 1970년대부터 꾸준히 연구되어왔다[3]. [3]을 매우 간략히 요약하자면, 다음과 같다: 연속파(continuous wave: CW)를 사용한다고 가정하고, 집속이 이상적인 경우, 집속면(focal plane)의 음장은 음원면(source plane)의 음장의 푸리에 변환쌍(Fourier transform pair)이다. Fig. 1(a)와 같은 리니어 어레이 프로브 표면에서의 음장, 즉 음원면에서의 음장은 다음과 같이 수식으로 나타내어진다.

$$s(x_0, y_0) = \left\{\left[\mathrm{rect}\left(\frac{x_0}{D}\right)\mathrm{comb}\left(\frac{x_0}{d}\right)\right] * \mathrm{rect}\left(\frac{x_0}{w}\right)\right\}\mathrm{rect}\frac{y_0}{h} \quad (1)$$

이 때 $comb(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(x-n)$이다. 또, x_0, y_0는 각각 음원면(즉 $z=0$)에서의 x, y, z좌표, D, d, w, h는 Fig. 2(a)에 나타낸 대로 각각 어레이 프로브 전체 구경, 소자간의 간격, 소자의 측방향 구경, 소자의 상방향 구경이다.

이를 푸리에 변환하면 다음과 같은 집속면의 음장을 얻는데, 여기에서 mainlobe, 측엽side-lobe, grating lobe 등이 관찰된다.

$$u(x_z, y_z) = \frac{Dhw}{z}\left\{\mathrm{sinc}\left(\frac{x_z w}{\lambda z}\right)\sum_{n=-\infty}^{\infty}\mathrm{sinc}\left(D\left(\frac{x_z}{\lambda z} - \frac{n}{d}\right)\right)\right\} \cdot \mathrm{sinc}\left(\frac{y_z h}{\lambda z}\right) \quad (2)$$

이때 x_z, y_z는 각각 집속면에서의 x, y좌표이며, λ는 초음파의 파장이며 sinc(x) = sin(πx)/πx 이다. 푸리에 변환에서의 집속면 공간주파수는 측방향, 상방향 각각 $x_z/\lambda z$, $y_z/\lambda z$로 주어진다. 식(2)의 x_z축을 따른 graph를 Fig. 3에 나타내었다. 여기서, 점선은 식(2)의 $\mathrm{sinc}\left(\frac{x_z w}{\lambda z}\right)$에 해당하는데, 하나의 소자에서 방사되는 음장의 진폭을 나타낸다. Sidelobe를 줄이기 위해서는 신호처리에서의 window function과 같은 개념으로 소자마다 다른

전압을 인가하는 apodization을 쓴다. Hann window를 apodization function으로 사용한 경우의 음장 진폭이 Fig. 2의 1점쇄선이다. 이 경우는 sidelobe가 약해지는 대신 mainlobe의 폭이 넓어진다.

한 가지 주의할 점은, 최근 측방향 해상도를 더욱 향상시키기 위해 최대한 많은 채널을 갖는 수신 빔포머의 경우에는 어레이 프로브 소자의 폭(식(1)에서의 W)가 초음파의 파장에 비해 적절히 작지 않으면 음원면과 집속면의 음장들이 서로 푸리에 변환 관계가 정확히 성립되지 않을 수 있다. 그 까닭은, 소자의 폭이 커질수록 하나의 소자에서 방사되는 음장이 정면으로 몰리고, 넓은 각도로 퍼져나가지 않기 때문이다. 이 경우는 집속점에서 볼 때는 정면의 소자들로부터의 음장들이 상대적으로 강하게 도달하므로 마치 유효(effective) D가 줄어든 것처럼 동작하게 되고, 따라서 결과적으로 Fig. 2에 나타낸 main lobe보다 넓은 main lobe를 얻게 된다. 채널 수를 늘려 얻을 수 있는 측방향 빔 폭의 최소치는 대략 W보다 작을 수 없다고 알려져 있다[4]. 한편, 유효 D와 엘리먼트 간격 d는 그대로 유지하면서 W만 줄여 더 좁은 빔 폭을 얻고자 하는 경우에는 아래에서 언급할 grating lobe가 높아져 심각한 문제가 될 수 있다.

또, grating lobe는 리니어 어레이 프로브의 경우 $\theta = \sin^{-1}(\lambda/d)$ [rad]의 각도에서 발생하게 되고, $\lambda > d$면 발생하지 않는다고 볼 수 있다. 또 리니어 어레이 프로브의 경우 d=w이면 Fig. 2의 한 소자의 음장에서의 영점(null point)가 전체 프로브의 음장의 grating lobe의 최고점과 정확히 일치하므로 grating lobe의 영향이 많이 줄어든다. 하지만 소자 사이의 틈이 있어야 하므로 정확히 그렇게 되지 않기도 하고, 실제 프로브를 제작하면 소자간의 crosstalk 때문에 소자의 유효 폭이 오히려 간격보다 더 넓은 경우가 대부분이어서, d=w로 만들어 grating lobe 영향을 대폭 줄이기는 어렵다.

프로브의 D, d, w, h 등은 파장이 주어지면 영상의 가로 크기, 송 수신 채널 수 등의 여러 요소를 잘 고려하여 최적으로 설계하여야 한다.

지금까지의 해석은 CW를 사용하는 경우이나, 실제 초음파진단기는 광대역 신호(예컨대 fractional bandwidth가 80%)를 사용하는 경우가 대부분이

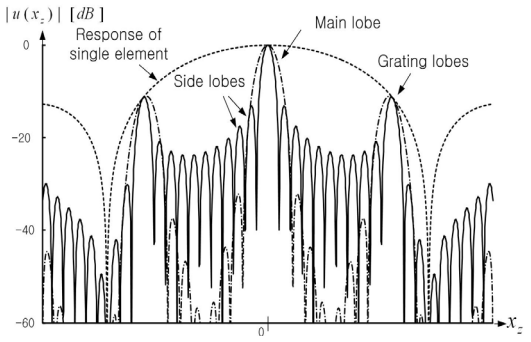


Fig. 3 An example of a CW field pattern for an array transducer

고, 이런 경우는 지금까지의 해석으로는 정밀하게 빔의 모양을 예측할 수가 없다. 이를 피하기 위해 더욱 정밀한 해석이 요구되었고, 주로 음원으로부터 집속면에 도달하는 임펄스 응답(impulse response)을 구하는 방법이 사용되었다.

환형 어레이 프로브(annular array probe)를 다룬 경우[5], 또 임의의 형상의 프로브에 대해서도 정밀하면서도 간단한 계산을 한 [6,7] 등이 그 예이다.

2.3. 어레이 프로브 음장 시뮬레이션

프로브로부터 송신되어 공간상에 형성된 빔 패턴, 또는 송신된 빔이 산란체를 만나 산란하여 프로브로 되돌아온 수신신호 등의 다양한 경우를 시뮬레이션 할 수 있는 편리한 도구로서 널리 활용되는 것이 Field II[8-12]이다. 이것은 일정한 조건하에 무료로 공개되어 있으며, 음파가 선형적 매질을 진행한다는 가정하에 다양한 형태의 프로브를 모델링할 수 있고 산란체, 매질들을 자유로이 설정할 수 있어 초음파진단기 빔포머 설계에 많은 도움을 주고 있다. 이 논문에서의 Fig. 6은 Field II를 사용한 것들이다.

3. Beamformer의 구현

3.1. 디지털 빔포머의 구현

어레이 프로브가 사용되기 시작하던 1970년대부터 1990년대 중반까지는 거의 모든 빔포머가 아날로그 방식으로 구현되었다. Focusing delay는 인덕턴스와 캐패시턴스를 조합한 아날로그 딜레

이 라인 소자를 사용하여 구현되었으며, 동적집속(dynamic focusing)을 위해서는 딜레이 라인 중간에 여러 탭을 내어두고 탭을 스위치로 전환하며 선택하여 구현했다. 아날로그 소자의 특성상, 부피를 많이 차지하고 전력소모가 컸으며 신호의 손실이 발생하였고, 세월이 경과하면 특성이 변화하여 focusing delay의 정밀도가 떨어져 화질이 악화되었으며, 동적집속을 위해 스위치를 전환할 때 발생하는 노이즈 처리도 쉽지 않는 등 여러 가지의 단점이 있었다.

본격적인 디지털 시대가 시작되면서 빔포밍은 ASIC(application specific integrated circuit)으로 구현되었고, [13]에서 수신집속부의 기본적 구조가 거의 완성되었다. 샘플링, 디지털 변환된 에코 신호는 FIFO(first-in first out)에서 필요한 시간만큼 지연된 후 apodization이 가해지고 모두 더해졌다. 이 후, 보다 정밀한 시간 지연을 얻기 위해 디지털 필터를 통하여 보간(interpolation)하기도 한다 [14]. 이러한 수신집속부의 구조를 Fig. 4에 나타내었다.

Focusing delay를 더욱 작은 칩(chip) 면적을 사용하면서도 정밀하게 계산하기 위한 연구로 [15,16] 등을 들 수 있다. 여기에서는 몇 개의 정수 덧셈기와 레지스터만으로 상당히 정밀한 focusing delay를 실시간으로 계산하였다. 최근에는 대용량의 FPGA가 속속 출현하여 여러 채널의 디지털 빔포머의 모든 기능을 하나의 FPGA에 넣을 수 있게 되었으며, 칩 면적을 줄이기 위한 노력도 그다지 필요하지 않게 되었다. 한편, 빔포밍 ASIC을 상용화하여 판매하는 회사도 최근 출현하였다 (예: Samplify. 현재는 Cephasonics에 합병: http://www.cephasonics.com).

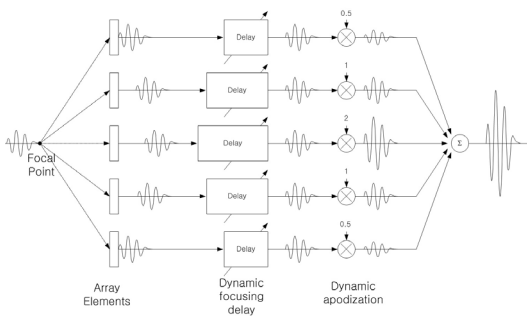


Fig. 4 Block diagram of Rx beamformer

3.2. Software Beamformer(SW BF)

최근 눈부시게 발전한 개인용 컴퓨터(personal computer: PC) 기술에 힘입어 PC의 연산 성능이 엄청나게 향상되었고, 따라서 빔포머의 모든 기능을 PC에서 소프트웨어(SW)로 실시간 구현하는 것이 가능하게 되었다. 이미 Verasonics, Supersonic Imagine사 등 몇몇 회사에서 그러한 시스템을 출시하였다. 이러한 시스템은, 아날로그 초단부터 ADC(analog to digital converter)까지는 기존의 하드웨어로 구현된 시스템과 동일하나 그 이후의 디지털 데이터를 실시간으로 PC로 전송하며, 그 이후 영상이 재구성되어 디스플레이되는 모든 과정을 PC에서 처리한다. 수많은 채널(약 192채널까지)에서 발생하는 고속(샘플링 주파수 약 40~60 MHz까지)의 디지털 데이터를 실시간으로 PC로 전송하면서도 PC의 연산속도에는 영향을 주지 않아야 하는 기술이 필요하며, 이것은 현재 쉬운 것은 아니다. 보통, PC로의 전송은 PCI-Express 기술을 이용한다.

빔포밍을 SW로 수행하면 유연성이 있어 새로운 알고리즘 등을 신속히 구현하기가 매우 편리하다. 그러한 알고리즘 중 하나가 backword processing[17]이다. 이 알고리즘의 핵심은 기존의 방법과 같이 스캔라인 위에 집속하는 것이 아니라 디스플레이할 영상의 각 픽셀에 해당하는 위치에 집속한다는 점이다. 따라서 효율적인 연산, 화질 향상 등을 기대할 수 있다. 픽셀 위치에 집속하는 개념은 이전부터 있어 왔으나[18] 이것이 SW BF와 결합됨으로써 효율적인 연산이 가능하게 된다. 이 backword processing뿐 아니라 4-5장에서 다룰 기술들 등 또한 SW BF에서 신속히 구현하기가 편리하다.

현 시점에서 SW 빔포머 시스템이 실시간으로 동작하기 위해서는 상당히 고급 PC를 사용해야 하므로 저가 시스템에는 아직 적합하지 않으며, 여전히 중, 저가 시스템에는 하드웨어로 구현된 빔포머가 사용되고 있다.

4. Synthetic Aperture Imaging(SAI)

4.1. SAI 개념

Synthetic aperture imaging(SAI)는 원래 radar, 또는 sonar에서 사용하던 기술이었다[19]. 이것이

초음파진단기에 응용되고 있다.

어레이 프로브를 사용하는 초음파진단기에서, 수신집속은 동적집속(dynamic focusing)이 가능하여 원하는 모든 지점에 순차적으로, 또는 병렬로 동시에 집속할 수 있지만, 송신집속에 있어서는 일단 프로브를 떠난 초음파는 호이겐스의 원리에 따라 그 다음 순간의 파면(wavefront)이 결정되기 때문에 순차적으로 여러 집속점에 집속이 되게 하는 것이 불가능하다. SAI는 여러 번 송신한 신호들로부터의 에코 신호들을 모아 합성(synthesize)함으로써 송신집속도실질적으로 여러 점에서 일어나는 것과 같은 효과를 만들고자 하는 것이다. 그러한 효과를 얻기 위해서는 여러 번 송신하는 초음파들의 파면이 합성 집속점을 각기 다른 각도로 통과해야 한다.

가장 간단한 경우로서, radar, sonar에서 쓰던 방법을 거의 그대로 사용한 경우[20]를 살펴보자. 이때는 단 하나의 소자가 측방향으로 차례차례 이동하며 송신 및 수신하여 수신된 신호를 저장하고 있다. 송신된 파면은 원호의 형태로 퍼져나가고 있다. 이것은 일반적인 송신집속 동작을 소자별로 시간대를 분해하여 수행하는 것과 유사하다고 이해될 수 있다. 산란체들이 움직이지 않는다고 가정한다. 그러면 각각의 송신에서 수신된 신호에 적절한 시간지연을 주는 것이 송신하는 소자에 적절한 focusing delay를 주어 동시에 송신하는 것과 유사한 효과를 줄 수 있고, 이렇게 적절한 focusing delay를 주어 수신된 신호들을 중첩(합성)하면 임의의 점에 송신집속하는 효과를 낼 수 있다. 어레이 프로브에서는 소자가 기계적으로 움직일 필요가 없고 전기적으로 하나의 소자를 차례로 선택하면 된다.

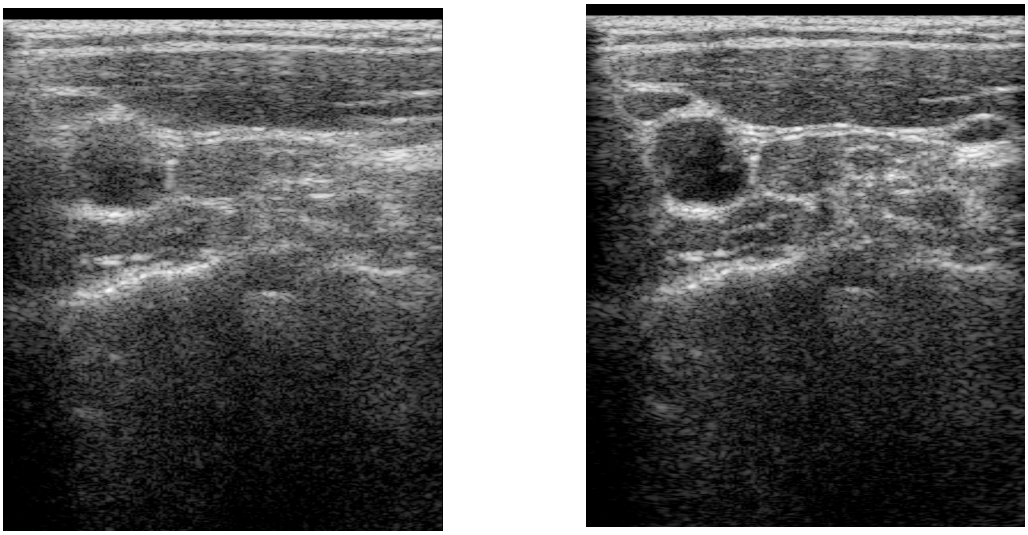
또, 수신시에는 [20]처럼 송신한 소자만 수신하여야 하는 것은 아니다. 산란되어 되돌아온 신호는 넓게 퍼져나가므로 많은 소자에 도달하고, 하드웨어가 복잡해지더라도 문제없다면 굳이 이 신호들을 버릴 필요는 없다. 즉, 하나의 소자가 송신한 후 모든 소자가 각각 수신하는 것이다. 또, 송신하는 소자를 차례로 바꾸어가며 그 동작을 반복, 모든 수신 파형을 별도로 저장한다. 이렇게 함으로써 주어진 어레이 프로브에서 가능한 모든 송수신 소자의 조합을 활용하게 되어 최대한의 정보를 얻게 된다. 이 정보들을 최대한 활용하여 영상을 재구성한 결과는, 모든 점에 송신집속과 동시에 수신집속을 한 것과 유사한, 매우 우수한 해상도를 갖게 된다.

4.2. 실용적 SAI

그러나, 그런 SAI에 있어서의 문제점은, 단 하나만의 소자가 송신하고 송신된 파면이 넓게 퍼져나가므로 실제로 송신집속하는 (즉 여러 소자로부터 송신된 파면이 집속점을 향해 모여드는) 경우에 비해 매우 약한 초음파가 송신된다는 점이다. 따라서 재구성한 영상의 신호 대 잡음비(SNR)가 기존의 영상에 비해서 매우 나쁘게 된다. 본질적으로, SAI는 어떤 방법으로 송신하든 한 영상을 구성하기 위해 송신하는 여러 번의 초음파의 파면이 각각의 화소에 해당하는 지점을 서로 다른 각도로 지나기만 하면 된다. 따라서 여러 소자를 동시에 사용해 퍼져나가는 파면을 형성해도 되며[21], 이 경우는 여러 소자로 송신하였으므로 더욱 강한 송신파를 얻을 수 있어 SNR을 개선할 수 있고, 가상적 음원(virtual source: VS)이 어레이 프로브의 후방에 놓여있는 것으로 이해할 수 있다[22].

이러한 VS의 개념이 좀 더 확장되어, VS를 어레이 프로브의 전방에 둔 SAI도 보고되었다[23,24]. 이를 biPBF(bidirectional pixel based focusing)이라 이름하였다. 최근에는 송신할 때 평면파를 형성하고, 그것의 각도를 매 번 송신 때마다 차례로 변화시키는(조향: steering) 방법 또한 보고되어 있고[25,26], 이 경우는 VS가 전방 또는 후방 무한대의 거리에 있는 것으로 이해할 수 있다. 각각의 방법은 그 나름의 장단점이 있다. VS가 후방에 놓인 경우, 또는 평면파를 조향하는 경우에 비해 VS가 전방에 놓인 경우가 관심영역내로 초음파를 집중하므로 영상의 SNR이나 대조도(contrast) 면에는 유리하나, 물리적 송신집속점, 즉 VS가 놓인 지점은 영상의 다른 부분과는 다른 특이한 상황이므로 영상의 균일성이 나쁠 수 있다. 이 문제는 [27]의 방법으로 완화할 수 있다. Fig. 5에 실제 인체로부터 얻은 데이터로 재구성한 기존의 수신 동적집속만 한 영상과 biPBF 영상을 비교하였다. 해상도나 대조도, SNR 등에서 많은 차이를 보인다.

어레이 프로브를 사용하지 않는 경우에도 VS의 개념을 적용할 수 있다. 어레이 프로브의 제



(a) (b)

Fig. 5 Human carotid images: (a) conventional B-mode image, (b) biPBF image

작이 여전히 어려운 수 십 MHz대의 고주파 초음파진단기의 경우에는 음향렌즈를 사용하여 집속된 빔을 송수신하는 하나의 소자로 구성된 프로브를 기계적으로 움직여가며 송수신을 반복하여 에코신호를 획득하여 영상을 재구성하는데, 여기에 VS 개념을 적용[28], SAI로 화질을 향상할 수 있다. 이와 유사하게, 어레이 프로브를 쓰는 경우에도, 송신 및 수신 집속점을 한 점에 고정한 채 차례로 스캔라인을 옆으로 이동하며 얻은 에코 신호를 저장했다가 이를 이용해서 SAI하는 방법이 [29]에 나타나 있다. 또, 일반적 1차원 어레이 프로브는 상방향으로는 음향렌즈로 고정된 집속점에 집속하고 있어서 상방향으로는 [28]과 유사한 상황이고, 따라서 어레이 프로브를 상방향으로 움직일 수 있다면 마찬가지의 SAI를 구현할 수 있다[30,31].

실시간 SAI 시스템은 각각의 소자로부터의 신호들이 매우 많은 화소들을 계산하는 데 사용되므로 하드웨어로 구현하자면 매우 복잡하게 된다. 이런 문제들을 어느 정도 해소해서 실험적 시스템을 구현하고자 하였고[32], 또 발전하는 ASIC 기술을 최적으로 적용할 수 있는 SAI 시스템 구조 또한 보고되었다[33]. 또, 최근 각광받고 있는 SW BF 시스템에서는 이 부분이 보다 간편하게 구현될 수 있다. 그럼에도, 현재의 PC 기술수준에서는 여전히 SAI의 계산량이 많아 frame rate을 높이려면 SW BF로는 일정부분 성능의 양보가 필요하다.

4.3. Motion Blur

SAI에서 여전히 해결해야 하는 문제 중 하나는, 대상체의 움직임에 따른 화질 저하이다. 이상적으로는 한 프레임을 구성하기 위해 여러 번의 송수신을 반복하는 동안 대상체는 움직이지 않아야 한다. 하지만, 실제로는 사용자의 움직임, 환자의 움직임, 호흡, 심장박동 등의 다양한 원인에 의해 대상체가 시간에 따라 조금이나마 움직이게 된다. 그러면 예상대로 집속할 수 없게 되며, 해상도, 대조도 등의 여러 가지가 동시에 나빠지게 된다. 이런 문제점을 해결하기 위한 시도는 [34,35] 등에서 찾아볼 수 있다.

5. 적응형 빔포밍(Adaptive Beamforming)

5.1. 적응형 빔포밍 개념

Radar나 sonar 등에서 오래 연구되어온, 상황에 적응하는 적응형 빔포밍은 몇몇 방법이 알려져 있고[36-39], 일부 초음파진단기에 적용하려 시도한 사례도 있지만[40-42], 여기서는 주로 최근 초음파진단기 분야에서 집중적 관심을 받고 있는

최소분산(minimum variance: MV) 또는 개념을 최초로 정립한 분 이름을 따 Capon[J. Capon]) 빔포밍(BF) 만을 다루겠다.

MV BF를 초음파진단기에 적용하려 한 초기의 논문중 하나가 [44]이라 생각된다. 그 논문에서 이미 어느 정도 개선된 해상도, 대조도(contrast) 등이 보고되었다. 본격적으로 초음파진단기에 MV BF를 적용하고자 한 것이 [45]이다. 이 논문에서의 MV BF의 개념을 아주 간략히 요약하면, 원하는 방향(즉 집속점 방향)의 이득은 1로 유지하면서 빔포머 출력의 분산(즉 파워)를 최소화함으로써 결과적으로 원치 않는 방향(즉 집속점 이외의 방향)의 신호 및 잡음의 파워가 출력에 기여함을 최소화 하는 apodization function을 찾고자 하는 것이다.

5.2. MV BF의 해석

[45]를 수식으로 요약해 보면 다음과 같다: 어레이 프로브의 수신신호들 중, k번째 채널의 신호에 focusing delay를 가한 신호를 $x_k(n)$라 하자. 모든 채널 신호를 함께 묶어 열벡터(column vector) $\mathbf{x}(n)$로 나타내자. 즉 이 벡터의 k째 행의 원소는 $x_{k-1}(n)$이다.

이 $\mathbf{x}(n)$을 apodization하여 얻은 빔포머 출력은

$$z(n) = \sum_{m=0}^{M-1} W_m(n)\, x_m(n) = \mathbf{w}(n)^H \mathbf{x}(n) \qquad (5)$$

이고 이때 $\mathbf{w}(n)$는 apodization function, $\mathbf{w}(n)^H$는 $\mathbf{w}(n)$의 Hermitian transpose이다.

이때, MV BF 문제는 이렇게 나타내어진다.

$$\min_{\mathbf{w}(n)} \left(\mathbf{w}(n)^H \mathbf{R}(n) \mathbf{w}(n) \right) \quad \text{subject to} \quad \mathbf{w}(n)^H \mathbf{a} = 1 \qquad (6)$$

이때 $\mathbf{R}(n)$는 공간적 공분산행렬(spatial covariance matrix), 즉 $\mathbf{R}(n) = E\left[\mathbf{x}(n)\mathbf{x}(n)^H\right]$이고, $E[\,]$는 expectation operator, $\mathbf{a}$는 조향백터(steering vector)인데, 집속점이 정면에 있는 일반적 경우에는 원소들이 모두 1이다.

그러한 $\mathbf{w}(n)$은 널리 알려진 Lagrange multiplier를 이용하여 다음과 같이 찾아진다[46]:

$$\mathbf{w}(n) = \frac{\mathbf{R}(n)^{-1}\mathbf{a}}{\mathbf{a}^H \mathbf{R}(n)^{-1}\mathbf{a}} \qquad (8)$$

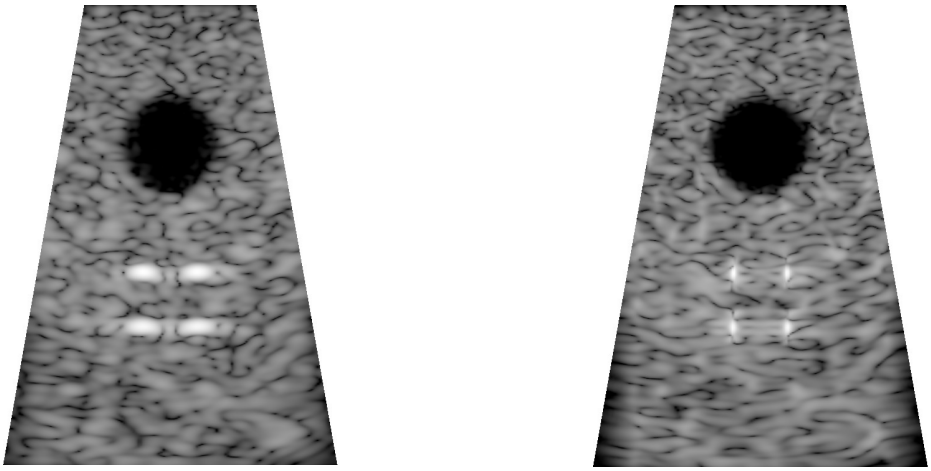
전통적인 MV BF 문제에 있어서 기본적으로 음원들은 모두 서로 상호 독립적인 신호를 내고 있다고 가정하고, 따라서 긴 시간동안 관찰한 것을 평균하면 $\mathbf{R}(n)$을 구할 때의 expectation 동작을 잘 근사화할 수 있으나, 실제 초음파진단기의 수신 과정에서는 수신된 신호는 송신된 신호가 산란된 것이므로 각 산란체로부터의 신호들은 서로 독립적이지 않고 거의 coherent하다. 따라서 그러한 expectation이 시간적 평균으로 근사화될 수 없어서 그 대안으로 'spatial smoothing'을 통해 평균을 취하여 추정한다[45,47].

$\mathbf{w}(n)$을 계산하려면 $\mathbf{R}(n)$의 역행렬을 구해야 하는데, 이때 수치해석적으로 강인해 지도록 소위 'diagonal loading'를 한다[45,48]. 즉, $\mathbf{R}(n)$이 $\mathbf{R}(n) + \varepsilon I$로 대치된다. 이 때 ε은 적당히 정해줘야 하는 작은 값이며, 신호 파워에 비례하도록 한다.

기존의 DAS BF 및 MV BF으로 각각 재구성한 영상의 일례를 Fig. 6에 나타내었다. 이때 수신신호는 field II[10]로 시뮬레이션하였다. MV BF 영상에서 향상된 측방향 해상도 및 대조도를 관찰할 수 있다.

MV BF는 역행렬을 구해야 하는 등 계산량이 많아 실시간 구현이 상당히 어려웠고, 이를 줄이기 위한 시도가 있었는데, 공분산행렬을 Toeplitz 형태로 근사화하여 계산량을 줄이는 방법[49], 푸리에 변환을 통해 element space를 beam space로 바꾸어 공분산행렬의 차원을 대폭(3×3까지) 줄이는 방법[50] 등이 주목할 만하다.

MV BF은 해상도 향상에는 큰 도움이 되나 speckle pattern을 어색하게 표현하는 문제점이 있는데, 이런 문제를 어느 정도 해결하는 방법이 [53,54]에서 다루어졌다. 또, MV BF의 위상수차(phase aberration)에 대한 강인함이 [51]에서 검토되었고, [52]에서는 MV BF의 다양한 장점들이 보고되었다. [55]에서는 MV를 SAI와 결합함으로써 향상된 결과를 얻음을 보고하였다. 또 [56]에서는 MV beamforming과 coherence factor(CF)를 결합하여 더욱 향상된 결과를 얻었다. [57]에서는 MV BF와 eigenspace-based approach를 결합하였다.



(a) (b)

Fig. 6 Example of MV BF image compared to DAS BF image: (a) DAS image with rectangle apodization, (b) MV BF image

6. 2차원 어레이 프로브와 빔포밍

현재까지 주로 사용되던 1-D 어레이 프로브에서는 소자가 늘어서 있는 측방향을 따라서는 전자적 빔포밍이 가능하지만 상방향으로는 불가능하여 고정된 음향렌즈를 부착하고 있다. 상방향으로도 소자를 분리하여 2D(2차원) 어레이를 구성하면 그 방향으로도 전자적 빔포밍이 가능하여 상방향 집속, 상방향 조향 등이 가능해져서 3차원 영상을 구현할 때 결정적 장점을 갖게 된다. 하지만 이 경우의 문제는 소자의 수가 지나치게 많아진다는 것이다. 예를 들어, 현재의 1D 어레이 프로브의 경우 소자의 수는 64~192개 정도이므로 각각의 소자는 전기적으로는 독립적으로 시스템 본체와 연결되어 있다. 그러나, 2D 어레이 프로브의 경우 예를 들면 64×64=4096개가 되어, 지나치게 많아진다. 이런 경우는 소자 각각을 시스템 본체와 연결할 수 있는 케이블이 매우 굵어지고, 시스템 내부의 초단 증폭회로 및 송신회로의 개수가 지나치게 많아져 구현이 매우 곤란해진다. 최근 Philips, Siemens사 등에 의해 상용화된 2D 어레이 시스템은 이러한 문제를 sub-aperture beamforming, 또는 microbeamforming으로 불리는 기술로 해결했다[58,59]. 어레이 소자를 여러 그룹(sub-aperture)으로 나누어, 각각의 그룹 내부의 소자들 신호간의 지연시간차를 보상하는 부분적 빔포밍을 microbeamforming이라 부른다. 이것은 전력소비를 줄이기 위해 주로 아날로그 회로로 구현된다. microbeamforming 회로의 전력소비를 억제하지 않으면 프로브 표면온도가 상승하게 되나, 법률에서 정한 표면온도를 넘지 않아야 하기 때문이다.

microbeamforming 회로를 좁은 프로브 손잡이에 장착한다는 것, 또 매우 많은 소자를 갖는 2D 프로브와 microbeamforming 회로간의 수 천 가닥의 전선을 연결한다는 것[60] 등은 매우 어려운 문제여서, 이런 문제를 실용적으로 해결할 수 있었던 것은 경이로운 일이며, 최근의 반도체 설계 및 공정기술, 패키징 기술 등을 훌륭히 활용한 결과이다.

7. 결 론

지금까지 살펴본 과거로부터 현재까지의 다양한 빔포밍 기술은 초음파진단기의 성능 중 영상의 해상도, 대조도, SNR 등을 지속적으로 향상시켜온 핵심기술들 중 일부이다. 이 빔포밍 기술의 바탕 위에 펄스 도플러, 컬러 도플러 등의 혈류진단을 위한 모드, 그 밖의 탄성영상 등의 최근 새로이 개발되는 진단 모드 등의 성능이 존재할 수 있고, 빔포머 성능이 향상될수록 그러한 여러 가지 진단 모드의 성능 또한 함께 좋아진다. 따라서 빔포머 기술은 미래에도 계속하여 새로운 기술들을 개발하거나 타 분야 기술들을 도입하여

발전해 나갈 것으로 생각된다.

참고문헌

[1] J. A. Zagzebski, "Essentials of Ultrasound Physics," Mosby Inc., (1996)

[2] M.-H. Bae, "Evolution of signal processing technology for medical ultrasound B-mode imaging," *Journal of Acoustical Society of Korea*, Vol. 29, No. 4E, pp. 147-166 (2010)

[3] A. Macovski, "Ultrasonic imaging using arrays," *Proc. IEEE*, Vol. 67, No. 4, pp. 484-495, Apr. (1979)

[4] M. H. Bae, "Resolution improvement by the synthetic focusing and a new focusing delay computation algorithm in the ultrasonic medical imaging system," Ph. D. Dissertation, Dept. Elect. Eng., Korea Advanced Institute of Science and Technology, Daejeon, Korea, (1992)

[5] T. K. Song and S. B. Park, "A closed-form field analysis of a broad-band annular array," *IEEE. Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 36, No. 6, pp. 661-671, Nov. (1989)

[6] J. A. Jensen, "A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue," *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 89, pp. 182-191 (1991)

[7] J. A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 39, pp. 262-267 (1992)

[8] J. A. Jensen, "Simulating arbitrary-geometry ultrasound transducers using triangles," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, Vol. 2, pp. 885-888 (1996)

[9] J. A. Jensen, "Ultrasound fields from triangular apertures," *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 100(4), pp. 2049-2056 (1996)

[10] J. A. Jensen, "Field: A program for simulating ultrasound systems," *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 4, No. Suppl. 1, part. 1, pp. 351–353 (1996)

[11] J. A. Jensen and P. Munk, "Computer phantoms for simulating ultrasound B-mode and cfm images," *Acoustical Imaging*, Vol. 23, pp. 75-80 (1997)

[12] J. A. Jensen, "A new approach to calculating spatial impulse responses," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1755-1759 (1997)

[13] J. H. Kim, T. K. Song and S. B. Park, "Pipelined sampled delay focusing in ultrasound imaging system," *Ultrason. Imag.*, Vol. 9, No. 2, pp. 75-91 (1987)

[14] D. Lipschutz, "Delay interpolator for digital phased array ultrasound beamformers," *US Patent* 5,345,426 (1994)

[15] K. Jeon, M. H. Bae, S. B. Park and S. D. Kim, "“Anefficient real time focusing delay calculation in ultrasonic imaging systems," *Ultrason. Imag.*, Vol. 16, No. 4, pp. 231-248 (1994)

[16] M. H. Bae, "Focusing delay calculation method for real-time digital focusing and apparatus adopting the same," *US. Patent* 5,836,881 (1998)

[17] R. E. Daigle, "Ultrasound imaging system with pixel oriented processing," *US patent application* 20090112095, (2009)

[18] J. S. Hwang and T. K. Song, "A Study of the display pixel-based focusing method in ultrasound imaging," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 23, No. 1, pp. 1-18 (2001)

[19] R. E. Williams, "Creating an acoustic synthetic aperture in the ocean," *J. Acoust. Soc. Amer.*, Vol. 60, pp. 60-73 (1976)

[20] Y. Ozaki, H. Sumitani, T. Tomode and M. Tanaka, "A new system for real-time synthetic aperture ultrasonic imaging," *IEEE. Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 35, No. 6, pp. 828-838 (1988)

[21] M. Karaman, P. C. Li and Matthew O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems," *IEEE. Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 42, No. 3, pp. 196-207 (1995)

[22] J. R. Talman and S. S. Brunke, "Real-time

3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 45, pp. 980–988 (1998)

[23] M. H. Bae and M. K. Jeong, "Bidirectional pixel based focusing in conventional B-mode ultrasound imaging," *Electronics Letters*, Vol. 34, No. 22, pp. 2105-2107 (1998)

[24] M. H. Bae and M. K. Jeong, "A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems," *Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 47, No. 6, pp. 1510-1519 (2000)

[25] M. K. Jeong, K. J. Lee, M. H. Bae, S. Y. Chang and S. B. Gye, "Beamforming using the synthetic sinc wave for ultrasonic imaging system," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1539-1542 (2001)

[26] J. H. Chang, J. W. Park and T. K. Song, "A new synthetic aperture focusing method using nonspherical wave fronts," *Proc. IEEE Ultrason. Symp*, pp. 1525-1528 (2001)

[27] M.-H. Bae, S. B. Park, H. W. Lee, S. G Nam and M. K. Jeong, "A new extended range ultrasonic synthetic aperture tissue harmonic imaging system," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 401-404 (2011)

[28] C. H. Frazier and W. D. O'Brien, "Synthetic aperture techniques with a virtual source element," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 45, No. 1, pp. 196-207 (1998)

[29] J. Kortbek, J. A. Jensen and K. L. Gammelmark, "Synthetic aperture sequential beamforming," *Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp.*, pp. 966-969 (2008)

[30] H. Andresen, S. I. Nikolov and J. A. Jensen, "Precise time-of-flight calculation for 3-D synthetic aperture focusing," *Ultrason. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 56, No. 9, pp. 1880-1887 (2009)

[31] H. Andresen, S. I. Nikolov, M. M. Pedersen, D. Buckton and J. A. Jensen, "Three-imensional synthetic aperture focusing using a rocking convex array transducer," *Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 57, No. 5, pp. 1051-1063 (2010)

[32] J. A. Jensen, M. Hansen, B. G. Tomov, S. I. Nikolov and H. H. Lund, "System architecture of an experimental synthetic aperture real-time ultrasound system," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 636-640 (2007)

[33] M. H. Bae, J. H. Ham, R. Y. Yoon, H. W. Lee and M. K. Jeong, "A new ASIC architecture for ultrasonic synthetic aperture imaging system," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1346-1348 (2009)

[34] K. L. Gammelmark and J. A. Jensen, "Duplex synthetic aperture imaging with tissue motion compensation," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1569-1573 (2003)

[35] M. H. Bae, B. S. Kim, M. K. Jeong, W. Y. Lee, J. H. Ham, D. Y. Kim and H. W. Lee, "A new motion estimation and compensation method for real-time ultrasonic synthetic aperture imaging," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1511-1513 (2007)

[36] B. D. van Veen and K. M. Buckley, "Beamforming: A versatile approach to spatial filtering," *IEEE ASSP Magazine*, pp. 4-24 (1988)

[37] W. F. Gabriel, "Adaptive processing array systems," *Proc. IEEE*, Vol. 80, No. 1, pp. 152-162 (1992)

[38] S. Haykin, "Adaptive Filter Theory," 4th Ed., Prentice-Hall (2002)

[39] R. Bethel, B. Shapo and H. L. Van Trees, "Single snapshot spatial processing: Optimized and constrained," *Sensor Array and Multichannel Signal Processing Workshop Proceedings*, pp. 508-512 (2002)

[40] F. Viola, M. A. Ellis, and W. F. Walker, "Ultrasound imaging with beamforming adapted to target," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 128-131 (2006)

[41] M. A. Ellis and W. F. Walker, "Super-resolution image reconstruction with reduced computational complexity," *Proc. IEEE*

Ultrason. Symp, pp. 2351-2354 (2009)

[42] M. L. Li, "Adaptive imaging using principal-component-synthesized aperture data," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1076-1079 (2008)

[43] J. Capon, "High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis," *Proc. IEEE*, Vol. 57, No. 8, pp. 1408-1418, Aug. (1969)

[44] J. A. Mann and W. F. Walker, "A constrained adaptive beamformer for medical ultrasound: initial results," *Proc. IEEE Ultrason. Symp*, pp. 1763-1766 (2002)

[45] J. Synnevag, A. Austeng and S. Holm, "Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 54, No. 8, pp. 1606-1613 (2007)

[46] D. H. Brandwood, "A complex gradient operator and its application in adaptive array theory," *IEE Proc.*, Vol. 130, Pts. Fand H, no. 1, pp. 11-16 1983)

[47] T.-J. Shan, M. Wax and T. Kailath, "On spatial smoothing for direction-of-arrival estimation of coherent signals," *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing*, Vol. 33, No. 4, pp. 806-811 1985)

[48] J. Li, P. Stoica and Z. Wang, "On robust Capon beamforming and diagonal loading," *IEEE Trans. Signal Processing*, Vol. 51, No. 7, pp. 1702-1715 (2003)

[49] B. M. Asl and A. Mahloojifar, "A low-complexity Adaptive beamformer for ultrasound imaging using structured covariance matrix," *IEEE Trans. on Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, Vol. 59, No. 4, pp. 660-667 (2012)

[50] C. Nilsen and I. Hafizovic, "Beamspace adaptive beamforming for ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 56, No. 10, pp. 2187-2197 (2009)

[51] A. Austeng, T. Bjastad, J. F. Synnevaag, S. E. Masoy, H. Torp and S. Holm, "Sensitivity of minimum variance beamforming to tissue aberrations," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1072-1075 (2008)

[52] J. F. Synnevag, A. Austeng and S. Holm, "Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 56, No. 9, pp. 1868-1879 (2009)

[53] A. Austeng, A. C. Jensen, J. F. Synnevaag and S. Holm, "Image amplitude estimation with the minimum variance beamformer," *Proc. IEEE Ultrason. Symp*, pp. 2355-2358 (2009)

[54] F. G. Vignon and M. R. Burcher, "Preserving speckle statistics in minimum variance beamformed images: The effectiveness of spatial compounding," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp, 2332-2335 (2009)

[55] I. K. Holfort, A. Austeng, J. F. Synnevag, S. Holm, F. Gran and J. A. Jensen, "Adaptive receive and transmit apodization for synthetic aperture ultrasound imaging," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp, 337-340 (2009)

[56] B. M. Asl and A. Mahloojifar, "Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr*, Vol. 56, No. 9, pp. 1923-1931 (2009)

[57] B. M. Asl and A. Mahloojifar, "Contrast enhancement of adaptive ultrasound imaging using eigenspace-based minimum variance beamfoming," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp, 349-352 (2009)

[58] J. E. Powers, M. Averkiou, M. Bruce, D. M. Skyba, R. R. Entrekin, J. D. Fraser, C. R. Cooley, B. S. Robinson, D. N. Roundhill, G. A. Schwartz and P. R. Pesque, "Three dimensional ultrasonic diagnostic imaging with density hexagonal acquisition," *US. Patent* 6,471,650 B2 (2002)

[59] B. Savord, R. Solomon, "Fully sampled matrix transducer for real time 3D ultrasonic imaging," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 945-949 (2003)

[60] D. A. Petersen and J. C. Lazenby, "Interconnection from multidimensional trans-ducer arrays to electronics," *US Patent* 7,304,415 (2007)