

## 초음파진단기 합성구경영상법의 진화

# Evolution of the synthetic aperture imaging method in medical ultrasound system

배무호<sup>†</sup>

(MooHo Bae<sup>1†</sup>)

<sup>1</sup>한림대학교

(Received August 8, 2022; accepted September 1, 2022)

**초 록:** 초음파진단기는 실시간으로 손쉽게 안전하게 환자의 병변을 관찰할 수 있는 등의 다양한 장점으로 인해 병원 의원 등의 의료현장에서 널리 활용되고 있다. 이 초음파진단기 신호처리 블록 중 하나인 빔포머는 초음파진단기 영상의 화질을 결정하는 부분 중 하나이다. 초음파진단기 기술의 발전과 더불어 이 빔포머와 관련된 기술들도 장기간 많은 발전을 이루어 왔는데, 이 기술들 중 하나의 주요 방법인 합성구경영상법(Synthetic Aperture Imaging method, SAI)은 프로브를 통해 수신한 신호가 운반해 온 환자로부터의 정보를 최대한으로 활용하기 위한 방법으로, 1990년대 경 최초로 초음파진단기에 도입된 이래 획기적 화질 향상에 기여해 왔고, 수십년동안 다양한 형태의 발전을 거쳐왔다. 이 논문에서는 이러한 진화과정을 살펴보고, 이 기술의 미래의 발전 방향을 예상해 본다.

**핵심용어:** 초음파진단기, 빔포머, 합성구경영상법, 인공지능

**ABSTRACT:** Medical ultrasound system has been widely used to visualize the lesion for diagnostics in most medical service site including hospitals and clinics thanks to its advantages such as real time operation, ease of use, safety. Among many signal processing blocks of the system, one of the most important part that governs the image quality is the beamformer, and technologies for this part has been continuously developed in long time. The synthetic aperture imaging method, that is one of the major technologies of beamforming, was introduced to maximize utilizing the information delivered from the patient's body through the probe, and contributed to breakthrough of the image quality since it was introduced in around 1990's, and evolved continuously in decades. This paper reviews and surveys the process of development of this technology and expects future evolution.

**Keywords:** Medical ultrasound system, Beamformer, Synthetic aperture imaging, Artificial intelligence

**PACS numbers:** 43.60.Fg, 43.80.Vj

## I. 서 론

현재 널리 상용화된 초음파진단기는 간단히 실시간으로 안전하게 환자의 병변을 관찰할 수 있어 병원, 의원 등에서 널리 사용되고 있다. 초음파진단기는 수 MHz 대의 주파수를 가지는 초음파를 인체 속으로 송신하고, 인체내 초음파 매질의 음향임피던스 차이로 인한 반사파를 수신하여 이를 영상화하는 것

이 가장 기본적인 원리이다. 초음파를 송신하기 위해 전기신호를 음향신호로 바꾸어 주고, 또 수신하기 위해 반사된 음향신호를 전기신호로 변환해 주는 부분을 일반적으로 프로브, 또는 변환자(트랜스듀서) 등으로 부르고, 수 십년전부터 이 프로브는 작은 소자(엘리먼트)들로 이루어진 어레이 프로브를 주로 사용한다. 기본적인 Brightness mode(B-mode) 영상은 인체내의 초음파 반사계수를 단층영상으로 보여

**†Corresponding author:** MooHo Bae (mhbae@hallym.ac.kr)

Division of Software, 1 Hallymdaehak-gil, Chuncheon-si, Gangwon-do 24252, Republic of Korea

(Tel: 82-33-248-2350, Fax: 82-33-242-2524)



Copyright©2022 The Acoustical Society of Korea. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

주는데, 이를 위해 초음파 프로브로부터 하나의 가상 직선(스캔라인)위에 집속(포커싱)된 송신빔을 발사하고, 또 수신된 신호를 그 스캔라인 위에 집속되도록 신호처리해야 한다. 한 스캔라인의 수신이 모두 끝나면 다음 스캔라인으로 이동하는 동작을 반복하여 한 평면의 영상을 얻는다. 이를 위해서 주로 쓰는 수법은 프로브의 각각의 소자에 정교하게 계산된 시간지연을 가해서 송신하고, 또 각각의 소자에서 수신된 신호를 시간에 따라 변화하는 지연(dynamic focusing, 동적집속), 또 시간에 따라 변화하는 가중치(dynamic apodization, 동적 아포디제이션)를 가해 더하는 방법이 주로 쓰이고 있다.<sup>[1]</sup> 이러한 빔포밍 기술을 주로 Delay-And-Sum(DAS)이라 한다. 어레이 프로브의 성능과 더불어, 이 빔포밍 기술은 초음파 영상의 측방향 해상도(lateral resolution), 대조해상도(contrast resolution), 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR) 등을 대부분 결정짓는 중요한 기술이다. 빔포밍 수신집속과정을 수식으로 간단히 표현하면 다음과 같다:

$$y[s, n] = \sum_{e=e_1(s)}^{e_2(s)} a(s, n, e) \cdot x(e, n + d(s, n, e)), \quad (1)$$

여기서  $y$ 는 집속된 신호이며,  $x(e, n)$ 은 각각의 소자에 수신된 신호이고,  $s$ 는 스캔라인 인덱스,  $e$ 는 소자의 인덱스,  $n$ 은 각 스캔라인에서 송신기준시각에 0로부터 출발하는 시간 인덱스이다. 또  $e_1(s)$  및  $e_2(s)$ 는 각각  $s$ 번째 스캔라인에서 사용하는 소자의 시작과 끝의 인덱스이다. 어레이 프로브의 소자 개수가  $N$ 개이면  $1 \leq e_1(s) \leq e_2(s) \leq N$ 이다. 또  $d(s, n, e)$ 와  $a(s, n, e)$ 는 각각 소위 동적집속지연, 동적 아포디제이션 계수로, 각각 스캔라인, 시간, 소자 인덱스에 따라 변화한다.

전술한 종래의 기술은, 수신 집속은 거리에 따라 가변하여 스캔라인 위의 모든 점에 집속할 수 있지만 송신집속은 기본적으로 고정된 한 점에 대해서만 가능하였다. 그 결과 영상의 측방향 해상도, 대조해상도, SNR 등은 송신집속점 부근의 깊이에서는 가장 양호하고, 그 점에서 멀어질수록, 즉 더 얇은 깊이거나 더 깊은 위치에서는 점점 나빠지게 된다. 이러

한 단점을 보완하기 위해 합성구경영상법(Synthetic Aperture Imaging, SAI)이 도입되었다. 이 기술은 원래 레이더(radar), 또 소나(sonar) 기술에서 개발되어 초음파진단기에 전해진 것으로 보인다.<sup>[1,2]</sup> 그러한 개념에서 발전하여, 현재의 초음파진단기에서 SAI는, 한번의 송신으로부터의 반사신호만을 이용하는 것이 아니라, 시간적으로, 또 공간적으로 구분되는 여러 송신파로부터의 반사파를 합성(synthesis, 실제로는 가중치와 지연을 가한 후 합함)하여 실질적으로 스캔라인 위의, 또는 원하는 평면(또는 공간)위의 모든 점들에 대해 송신집속이 이루어지도록 하는 기술을 일컫게 되었다.

SAI는 초음파진단기에 적합하도록 다양한 형태로 발전해 왔고 다양한 빔포밍기술과 융합되어 초음파진단기 성능 개선에 크게 기여해 왔다. 이 논문에서는 SAI기술이 초음파진단기에 도입되기부터 SAI의 실용화 과정, 당면문제들의 해결, 다른 방법들과의 접목을 통한 SAI 기술 발전 과정 등을 살펴보고, 미래 발전방향을 짐작하고자 한다.

## II. 초음파진단기 SAI 기술의 발전

### 2.1 SAI 기술의 시초

레이더 분야에서 원래 이 기술은 Synthetic Aperture Radar(SAR)로 불렸고, 그 시작은 1950년대 말부터 1960년대 초 정도로 거슬러 간다.<sup>[2]</sup> 이는 곧 소나(수중음파탐지기)에도 적용되었다.<sup>[3]</sup> 파동을 이용하여 영상화하는 모든 시스템에서의 해상도는 그 파동의 회절에 의해 제약을 받게 되는데,<sup>[1,4]</sup> 정해진 파장을 사용할 때 측방향해상도를 향상시키기 위해서는 큰 구경을 가지는 안테나(초음파진단기에서는 프로브, 즉 트랜스듀서 또는 변환자, 탐촉자)를 사용하여야 한다. 예를 들어, 항공기에 탑재할 수 있는 프로브의 크기는 제약되므로 해상도도 제약될 수밖에 없는데, 이러한 제약을 뛰어넘을 수 있는 방법으로 제시된 것이 SAR이다. 이것의 개념을 Fig. 1에 간략히 나타내었다.

항공기가 알려진 속도로 진행할 때, 송수신을 반복하여 수신된 반사신호를 각각 저장한 다음, 이 신호를 합성하면 합성에 참여한 신호들을 수신한 구간

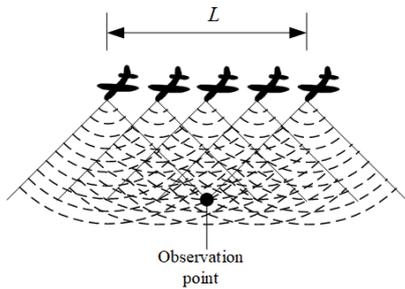


Fig. 1. SAR concept.

만큼 레이더 안테나의 구경이 커진 것과 비슷한 효과를 내어, 해상도가 비약적으로 좋아지게 된다. Fig. 1에서, 관찰점은 비행기가 맨 오른쪽부터 맨 왼쪽까지 이동하는 동안 계속 레이더의 빔이 도착하고 거기서 반사된 신호를 수신할 수 있으므로 이 수신 신호들을 각각 다 저장하여 두고 합성하면 그 결과는 레이더의 구경이  $L$ 만큼 큰 것과 비슷하게 된다.

SAR의 원리는 수중음파탐지기 등에도 널리 응용되었다.

초음파진단기 기술은 원래 소나 기술에서부터 비파괴검사로 이어져 내려온 것이고, 레이더로부터 도입된 기술들도 많이 있어, 그러한 SAR의 원리를 초음파진단기에 응용하려는 시도는 자연스러웠고, 1980년대부터 나타난다. 이 시기에 초음파진단기는 어레이 프로브를 도입하고 있었고, 그러한 원리는 어레이 프로브에 적합하도록 변형되었다. 초음파진단기에 앞서, 어레이 프로브를 사용한 비파괴검사장치에 이런 원리를 도입하려는 보고가 먼저 있었다.<sup>[5,6]</sup> 이 방법은 어레이 프로브의 많은 소자 중 순차적으로 하나의 소자만을 가지고 송수신하므로 하드웨어가 매우 단순해서 소형 초음파진단기에 적합해 보였다. 이 방법을 Fig. 2에 나타내었다. 이런 방법을 monostatic SA technique이라고도 한다.

그러나, 합성 구경 집속 방법을 초음파 진단기에 그대로 적용할 때 가장 큰 문제점은 심각한 수준의 그레이팅 로브가 발생해 영상에 허상을 만들게 되는 점이었다. 이런 문제의 원인을 밝히고 인접한 두 소자로 수신하여 그레이팅 로브를 대폭 억제하는 해결책을 제시한 초보적 제안 또한 보고되었고,<sup>[7]</sup> 더 많은 소자들로 수신하는 방향으로 일반화되었다.<sup>[8]</sup> 하지만 여전히 남은 문제 중 가장 심각했던 것은, 이러

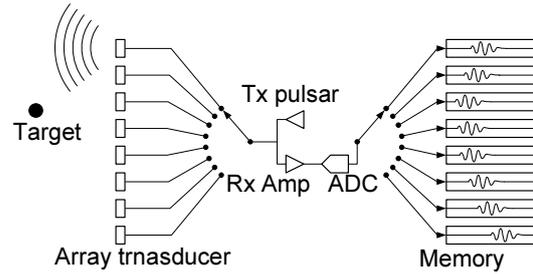


Fig. 2. Simple SAI system.

한 방법들은 하나, 또는 소수의 소자들만으로 송신하므로 다수의 소자로 집속하여 송신하는 기존의 방법에 비해 송신출력이 현저히 낮아 SNR이 상당히 나쁠 수밖에 없었다. 이를 일부 개선하기 위해 다수의 소자로 하나의 소자에서 발산하는 송신빔을 모사하는 방법이 제안되었다.<sup>[9]</sup> 이 방법에서는 수신 또한 여러 소자에서 각각 수행해 그 파형을 각각 저장하고 각 영상점에 해당하는 모든 신호들을 차후 집속 지연을 가해서 더하는 합성과정을 통해 집속하게 되어 현재 실용화된 SAI의 기틀을 거의 갖추게 되었다. 그러나, 여전히 송신빔이 집속되지 않고 퍼져나가는 형태여서, 멀어질수록 초음파의 진폭이 줄어들 수밖에 없는 제약이 있었다. 이때부터 SAI로 집속된 결과 신호는 간단히 다음과 같이 나타낼 수 있다:

$$y[s_r, n] = \sum_{s_t=s_1(s_r)}^{s_2(s_r)} \sum_{e=e_1(s_r, s_t)}^{e_2(s_r, s_t)} \left\{ a(s_r, n, e) \cdot b(s_t, n, e) \right\} \left\{ x(e, n + d(s_r, s_t, n, e)) \right\}, \quad (2)$$

여기서  $s_r$ 은 수신 스캔라인 인덱스,  $s_t$ 는 송신스캔라인(또는 송신 이벤트) 인덱스이며  $b$ 는 송신합성할 때 가해주는 가중치(transmit synthesis apodization)이고, 나머지는 (1)과 같다.

한편, 이 무렵에 벌써 SAI 기술을 3차원 영상에 적용하려는 시도 또한 보고되었다.<sup>[10]</sup>

또, 현재까지도, 주파수가 수십 MHz대로 높아 어레이 프로브 만들기가 어려운 경우 등 특별한 경우에는 하나의 집속된 디스크형 프로브를 기계적으로 움직여가며 송수신하여 영상을 만드는 매우 전통적인 방법을 쓰는 시스템이 있고, 이러한 시스템에서의 SAI 기술은 SAR 기술과 매우 유사하게 된다. 다만, SAR의 경우는 그 파장과 구경에 비해 관측하는

거리가 크므로 거의 항상 안테나로부터의 빔은 퍼져 나가는 형태이나, 초음파진단기의 경우는 이와 달리 디스크형 프로브도 음향렌즈 등을 사용해 집중하고 있다는 점을 고려해야 한다. 이러한 기계식 SAI도 그런 시스템에서 큰 성능 향상을 가져왔다.<sup>[11-13]</sup>

## 2.2 SAI 기술의 실용화

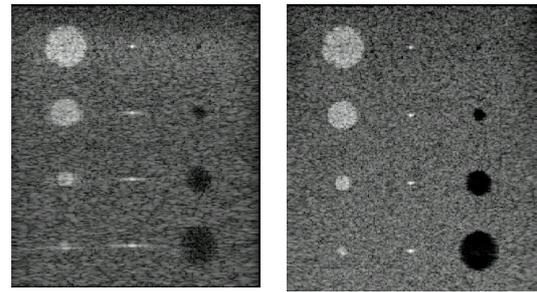
[9]에서 보고된 시스템에서 SNR의 아쉬움은, 종래의 방법과 같이 집중된 송신빔으로도 SAI가 가능함을 보여줌으로써 해결되었다.<sup>[14,15]</sup> 이는 기계식 SAI를 어레이 프로브의 동적집속과 결합한 것이다. 즉, 초점을 향하여 접근하거나 초점에서 멀어지는 송신빔들은, 여러 송신빔을 시간지연을 잘 가해서 겹쳐서 원하는 영상점에서만 보강간섭이 일어나도록 합성하여 가상적 송신초점이 되도록 한다. 가상 송신 집중점은 차례로 이동시켜가며 순차적으로 계산하여 전 평면에 확장할 수도 있고 병렬로 동시에 수많은 가상 송신 집중점을 처리할 수도 있다. 한편, 수신 집중은 전통적인 동적집속을 동시에 수행한다. 그 결과, 송신 집중점에서의 우수한 빔 특성을 전 스캔라인상의 모든 점으로 확장할 수가 있게 되었다. 이 방법을 당시의 메디슨사에서는 **bidirectional Pixel Based Focusing(biPBF)**으로 명명하였는데, 이 때 **bidirection**은 양방향, 즉 송신 및 수신을 가리킨다. 전통적인 빔포밍의 결과 영상과 **biPBF** 결과영상을 Fig. 3에 나타내었다.

하지만, 당시로서는 **biPBF**를 실시간으로 구현하기에는 지나치게 많은 연산량을 필요로 하여, 아직 실용화에는 어려움이 컸다.

SAI는 연구자 그룹에 따라 **Synthetic Transmit Aperture (STA)**이라 부르기도 하고, 가끔은 **spatial compounding**이라고 불리기도 한다. 그러나, 이 업계에서는 주로, 다른 송신으로부터의 결과 영상을 합치는 것을 **spatial compounding**이라 부르고, SAI는 결과 영상을 합치는 것이 아니라 수신된 고주파(또는 기저대의 IQ 신호)를 위상을 살려 간섭시키며 더하는 것을 의미하므로, 잘 구분되어야 한다.

**biPBF**와 같은, 집중된 송신빔을 쓰는 SAI를 **retrospective transmit focus beamforming**이라고 하기도 한다.<sup>[16]</sup>

**biPBF**에서, 송신 집중점은 인접한 다른 송신으로



(a) Conventional beamforming

(b) biPBF

Fig. 3. An example of image comparison between conventional beamforming and biPBF.

부터 수신된 신호를 합성하기가 어려운 특이점이라 볼 수 있는데, 이러한 특이점과 관련된 어려움은, 실제로는 송신빔이 무한히 좁은 한 점에 맺히는 것이 아니라, 송신 집중점 부근으로 가면서 평면파의 성질을 갖는다는 점을 이용해 간편히 해결된다.<sup>[17]</sup>

**biPBF**, 또는 Reference [9]에서 제안한 방법과 유사하면서도 성능을 떨어뜨리고 더 단순히 시스템을 구현하는, **Synthetic Aperture Sequential Beamforming(SASB)**이라 불리는 방법이 있는데,<sup>[18,19]</sup> **biPBF**나 Reference [9]와의 차이점은, 수신 집중에 동적집속을 쓰지 않고, 송신 집중점과 같은 자리에 수신 집중점을 고정시키고 집중하여 한 스캔라인을 집중하여 집중결과 RF 신호를 만든다. 이 신호를 그대로 영상으로 만들면 송수신 공통 집중점 부근은 측방향 해상도가 기존의 (SAI를 사용하기 전의) 시스템과 같지만 집중점에서 멀어질수록 기존의 시스템보다도 해상도가 점점 더 나빠지게 된다. 이러한 문제는 인접한 여러 스캔라인에서 각각 집중된 신호들을 다시 합성함으로써 해상도를 복원할 수 있다. 요컨대, SASB는 송수신 모두 고정된 집중점을 사용한 해상도 저하를 후단에 SAI를 수행함으로써 복원해 기존 집중방법과 비슷한 성능을 얻는 방법이다. 이를 종종 2단 집중(**two-stage beamforming**)이라고도 한다. SASB 어레이 프로브를 마치 고정 초점의 단일소자 디스크형 프로브로 사용하는 것과 유사하다. 이 방법은 고정 초점의 수신 빔포밍을 하기 때문에 빔포밍 회로가 비교적 단순해질 수 있어 프로브 내부에서 초단증폭, 디지털변환, 고정 초점수신 집중을 다 수행한 후 무선으로 수신된 데이터를 시스템에 전송하는 경우는 유리하다.

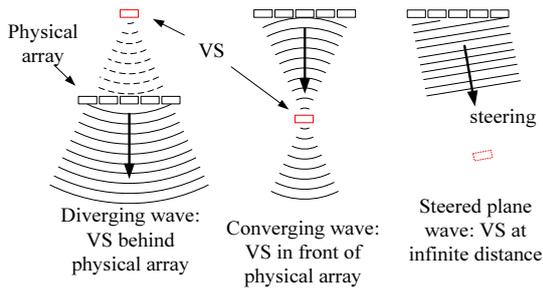


Fig. 4. Concept of virtual source.

### 2.3 가상적 음원 개념 도입 및 확장

SAI는 퍼져나가는 송신빔, 또 집속되는 송신빔뿐 아니라 평면파들을 방향을 변경시켜가며(스티어링) 송신해도 합성이 가능하다는 점이 곧이어 보고되었다.<sup>[20,21]</sup> 요컨대 SAI는, 가상음원(Virtual Source, VS)의 위치가 물리적 probe의 뒤에, 그 앞에 있더라도 다 가능하다. 물론, 초기에 하나의 소자씩 송신한 mono-static SA경우는 가상 음원이 아니라 실제 음원을 사용한다. 가상음원 개념을 Fig. 4에 나타내었다. 각각의 장단점이 있는데, 가상음원이 프로브 앞쪽에 있는 biPBF 경우에는 영상화 하는 범위에서 초음파 진폭이 커져서 최대의 SNR을 얻을 수가 있으나, 송신 초점이 비교적 특이한 점이라 전술한 바와 같이 일부 조치를 취해야 하고, 송신빔의 간격을 듬성하게 하려고 해도 여러 가지 고려와 조치가 필요하다는 단점이 있다. 반대로 VS가 뒤에 있는 경우는 biPBF의 장단점이 정반대로 된다. 평면파의 경우, 이 두가지의 중용을 적당히 취한 것으로 생각할 수 있고, 특히 초고속 영상이 필요한 분야에서는 비록 화질은 떨어지지만 단 한 번의 송신으로 한 평면 영상을 얻을 수 있다는 큰 장점이 있다. 또 몇 번만의 송신으로도 비교적 양호한 화질을 얻을 수도 있어 프레임율과 화질의 적당한 타협이 쉽다. 이러한 장점을 활용하여, 횡파를 이용한 탄성영상에서 매질 입자들의 횡파 운동을 초고속으로 검출하기 위해 평면파 방식이 사용되었다.<sup>[22]</sup> 이어서, 평면파를 이용한 SAI의 성능 향상을 위한 연구가 계속되고 있다.<sup>[23,24]</sup>

### 2.4 주파수, 파수 도메인에서의 SAI

지금까지의 SAI는 모두 시간축에서 소위 DAS방법에 기반하여 각각의 (가상)집속점에 대해 빔포밍

하는 경우만을 살펴보았는데, 실제 레이더나 소나에서는 주파수 도메인, 또 파수(wavenumber,  $k$ ) 도메인에서 여러 샘플들을 블록으로 처리하는 방법이 일반적이라고 알려졌다. 초음파진단기 SAI에서 이 방법이 널리 사용되지는 않지만, 이를 적용한 많은 결과들이 보고되었다.<sup>[25-29]</sup> 파수 공간( $k$ -space) 개념을 초음파진단기 빔포밍에 도입하고자 하는 연구는 일찍 시작되었다.<sup>[30,31]</sup> 이 개념은 일종의 공간주파수 개념으로, 그 공간에서의 복소 델타 함수는 특정 방향으로 진행되는 평면파로 표현되고, 일반적 파면을 이 평면파들로 분해하여 표현한다. 이러한 주파수 도메인의 접근은 결과적으로는 시간-공간축에서 계산한 결과와 같으나, 예컨대 시간 축에서는 복잡하던 컨벌루션이 주파수축에서는 곱셈으로 간단해지는 등의 장점이 있을 수 있어 계산량을 줄일 수 있는 가능성이 있다. 그러나 아직은 업계에서 널리 사용되지는 않는 듯하다.

### 2.5 대상체 움직임 보상

SAI에서 여러 번의 송신으로부터의 신호를 합성해서 송신집속을 수행하는데, 이 과정에서 대상체가 움직이는 경우는 그 움직임을 고려하지 않고 집속지연을 계산하여 적용하면 집속의 성능이 떨어지게 된다. 이러한 문제점은, 복부 등 비교적 움직임이 적은 인체의 대부분의 대상체에는 크게 문제가 되지 않으나, 심장 등 움직임이 빠른 대상체를 영상화할 때는 SAI 성능을 대폭 저하시킨다. 비단 대상체가 빨리 움직이지 않더라도 사용자가 프로브를 빨리 움직이는 경우도 문제가 될 수 있다. 이러한 문제는 초음파진단기에 SAI가 도입되는 초기부터 고려되어왔으며, 지속적으로 이 문제 해결을 위한 방법들이 제안되고 있다.<sup>[32-34]</sup> 초기의 간단한 자기상관법을 사용하여 움직임을 검출하고 보상하는 방법부터,<sup>[32]</sup> 더욱 복잡하고 계산량이 많은, 수신신호를 교차상관법을 써서 더 정밀하게 검출하고 보상하는 방법<sup>[34]</sup> 등으로 발전해 왔다. 아직도, 3차원 공간에서 각기 다른 방향으로 움직이는 대상체의 움직임을 다 검출하고 보상하기에는 어려우나, 대부분의 실용적 경우는 그러한 정밀한 보상이 크게 필요하지 않기도 하다.

## 2.6 시스템 구현

Eqs. (1)과 (2)을 비교해 보면, SAI가 기존 빔포머와 단위시간당에 같은 양의 집속된 결과물을 얻으려면 기존 빔포머가  $M = s_2 - s_1$  개 병렬로 동작해야 함을 알 수 있다.  $M$ 이 커질수록 성능향상을 기대할 수 있다. 기존의 빔포머도 예를 들어 128채널로 구성되어 있으므로 초음파진단기 하드웨어 중에서 가장 복잡하고 원가가 많이 드는 부분 중 하나임을 고려하면 실시간 SAI 시스템을 구현하기는 시스템 설계에서 큰 부담이 아닐 수 없다. 이 부담을 완화하기 위한 노력도 진행되어왔다.<sup>[35-43]</sup> 초기에는 주문형반도체(ASIC)의 아키텍처를 잘 설계하여 최적으로 설계함으로써 그러한 부담을 덜고자 하였고,<sup>[35,36]</sup> 개발비용 부담이 비교적 적은 Field Programmable Gate Array(FPGA)를 사용하려는 시도도 있어왔다.<sup>[37]</sup> 한편, 아직 SAI는 아니고 기존 빔포밍에 국한되지만, 발전해 온 Digital Signal Processor(DSP) 칩들을 이용해서 소프트웨어로 빔포밍을 하려는 시도들도 있었고,<sup>[38]</sup> Personal Computer(PC) 기술의 눈부신 발전 덕분에 2000년 중반, 100개 이상의 채널에서 10 bit 내외, 수 십 Mword/s의 수신 신호 데이터를 PCI express(PCIe) 인터페이스를 통해 실시간으로 PC의 메인 메모리로 전송이 가능하게 되었고, 또 PC의 CPU나 GPU의 연산속도 또한 대단히 빨라져서 이렇게 전송된 신호들을 써서 실시간 빔포밍을 PC의 소프트웨어로 구현하는 ‘소프트웨어 빔포밍’ 시대가 열리게 되었고, 이러한 기술을 적용한 제품들이 출시되기 시작했다. 그 대표적인 예가 Verasonics사의 연구용 초음파진단기 시스템들이다. 이러한 PC의 자산들을 효율적으로 활용하면 SAI도 실시간으로 연산할 수 있게 되었다.<sup>[39-43]</sup> PC에서 소프트웨어로 빔포밍하는 시스템은 유연성 등 수많은 장점이 있어 초음파진단기 기술 개발에 엄청난 편의성을 가져다주었다. 그러나, 여전히, SAI까지 원활하게 연산하려면 시스템 전체 비용이 만만치 않게 되는 점은 있어, 여전히 소형 또는 저가 시스템에는 ASIC이나 FPGA, DSP 등이 활용될 여지가 있다.<sup>[43]</sup>

## 2.7 SAI 혈류영상

2.5절에서 살핀 바와 같이 SAI에서 대상체의 움직임이 집속에 부정적 영향을 주어 이를 보완하는 것

이 필요함에도, 그 반대편에서 SAI를 이용하여 대상체의 움직임(주로 혈류정보 등)을 검출하려는 연구 또한 수행되어왔다.<sup>[44-48]</sup> 이는 기본적으로는 동일한 패턴의 송수신 빔을 반복해 송수신하고 수신신호에 변화가 있는지를 살펴 대상체의 움직임을 검출하고자 하는, 기존의 도플러 모드(Doppler mode)와 같은 원리에서 출발한다. 송수신 시퀀스를 잘 구성해서 동일한 송수신 빔패턴이 자주 반복해 나올 수 있도록 만드는 방법들이 고안되었다. 그럼에도, 기존의 도플러 모드에서처럼 매번 같은 패턴으로 송수신을 반복하지는 못하므로 기존의 자기상관법에 기반한 간단한 연산으로 혈류속도를 추정하면 혈류속도 범위가 줄어들 수밖에 없어 계산량이 더 많은 교차상관법을 주로 사용하고 있다.

한편, 2.5절에서 대상체의 움직임을 완전히 추정했다면 혈류속도를 잘 추정할 것으로 보기 쉽다. 그러나, 혈류 신호는 초음파에서 반사계수가 작으므로 거의 항상 주변의 조직으로부터의 클러터 신호에 섞여 수신되고, 이 클러터 신호 영향을 저감시켜야 해서, 전 절에서 살펴본 단순한 움직임 검출과는 다른 측면이 있다. 이렇게, 움직임 성분이 다른 두 가지 신호가 섞여 있으므로 그 두 가지 모두의 움직임을 보상하기는 어렵고, 따라서 완전한 혈류속도검출, 또 완전한 SAI를 통한 빔포밍 두 가지를 다 달성하기에는 고려할 점들이 있다.<sup>[45]</sup>

기존의 도플러 기반 영상법들은 혈류속도의 빔 방향 성분만 검출하였으나, 최근에는 영상 평면에서의 속도 벡터를 다 찾는 방법들이 제안되어 왔는데, 그러한 방법도 SAI에 도입될 수 있음도 보고되었다.<sup>[46,47]</sup>

또, SASB로도 혈류속도를 영상화하였음도 보고되었다.<sup>[48]</sup>

## 2.8 3차원 SAI

SAI를 3차원 영상으로 확장하는 것은 또다른 도전이고, 이에 대한 연구 또한 진행되어왔다. 이른 시기에 그 가능성이 보고되기 시작했으나,<sup>[10]</sup> 초음파 3차원영상이 상용화된 시기 이후에 SAI가 본격적으로 도입된 것으로 보인다. 그 일례로, 기존의 1차원 어레이 프로브를 상방향(기존 영상면과 수직인 방향) 움직임은 기계적인 회전운동을 하도록 하는 소위

wobbling 3D 프로브를 쓴 경우 기존의 단층영상(측 방향-축방향 평면: lateral-axial plane)은 SAI 방법을 적용하여 송수신 빔포밍을 수행하고, 그 평면에 수직인 방향에 대해서도 SAI를 정밀하게 수행하는 방법이 제안되었다.<sup>[49,50]</sup>

2차원 어레이 프로브를 써서 3차원 영상을 얻는, 본격적 3차원 영상에 SAI를 적용하고자 하는 시도는 보고되고 있으나,<sup>[51]</sup> 아직 실용화까지 이르지 않는 듯하다.

## 2.9 다양한 빔포밍 방법들, 신호처리

### 알고리즘들 및 인공지능과의 결합

SAI는 최소분산빔포밍(Minimum Variance beamforming, MV), 압축감지(Compressed Sensing, CS) 등의 다양한 빔포밍 및 신호처리 알고리즘, 또 조직고조파 영상(Tissue Harmonic Imaging, THI), 횡파탄성영상(Shear Wave Elasticity Imaging, SWEI) 등 다양한 영상 기법, 또 최근 발전하는 인공지능 등과 조합되어 그 유용성을 넓히고 있다.

#### 2.9.1 MV와 결합

MV는 Eq. (1)에서  $a(\cdot)$ , 즉 아포다이제이션 함수를 입력신호  $x(\cdot)$ 에 따라 최적화하여 원하는 방향으로부터의 신호의 이득은 1을 유지하고, 빔포밍 출력신호  $y(\cdot)$ 의 분산을 최소화하여 결과적으로 원치 않는 방향의 신호 이득을 최소화하는, 잘 알려진 방법이다.<sup>[52]</sup> 이것이 SAI와 결합할 때는 이  $a(\cdot)$ 뿐 아니라 Eq. (2)에서의  $b(\cdot)$  또한 이러한 전략으로 최적화하도록 한다.<sup>[53,54]</sup>

#### 2.9.2 압축센싱과 결합

압축센싱(compressed sensing, SC)은, 신호를 특정한 공간으로 변환해 보면 대부분의 원소가 0 또는 0에 가까운 희박행렬(sparse matrix)로 표현될 수 있음을 가정하고, 이 성질을 써서 신호 중 불필요한 부분을 생략하여 신호의 양을 줄여 전송이나 저장을 쉽게 하거나, 신호처리의 양을 줄이는 방법이다.<sup>[55,56]</sup> 이 방법은 초음파 빔포밍에 다양하게 적용되었으나, 특히 SAI에 적용해, 적은 횟수를 송수신하고도 한 평면 영상을 잘 재구성하려는 시도도 보고되었다.<sup>[57,58]</sup>

#### 2.9.3 THI와 결합

THI는 인체 매질이 비선형성을 가져, 초음파가 인체내를 진행하면서 발생하는 고조파를 수신하여 영상화하는 방법이고, 송신빔의 찌꺼기 성분(클러터)를 대폭 저감시키는 것에 해당하는 효과가 있어 영상의 대조해상도를 개선하므로, 초음파진단기에서 널리 사용되고 있다. 일반적인 SAI는 모두 이 방법을 그대로 활용할 가능성이 있는데, 발생하는 고조파의 음압은 송신파의 강도에 비례하는 것으로 알려져 있으므로 biPBF와 같이 집속된 송신빔을 쓰는 경우가 SNR 측면에서 더 유리하다.<sup>[59,60]</sup>

#### 2.9.4 SWEI에 활용

인체내 암조직의 딱딱함은 정상조직과 비교해 매우 심한 것으로 알려져 있다. 이러한 조직의 딱딱함은 탄성계수로 정량화될 수 있는데, 이 탄성계수를 영상화하는 방법이 의료용 초음파 탄성영상법<sup>[61]</sup>이다. 이것의 여러가지 방법 중 최근에는 SWEI가 주로 쓰인다. 이는, 탄성계수에 따라 횡파의 전파속도가 크게 달라진다는 점을 이용해 이 전파속도를 추정하여 인체 조직의 탄성계수를 알아내는 방법이다. 인체내의 횡파를 발생시키는 방법은 프로브로부터 종파를 매질에 인가함으로써 발생하는 음향방사력을 이용하는 방법이 많이 쓰인다. 이 때 음향방사력이란, 감쇄가 있는 매질에서 음향이 전파될 때 음향이 전파되는 방향으로 물리적 압력이 발생하는 현상이다. 순간적으로 송신초점에 강한 초음파를 송신하면 그 초점에서 빔의 방향으로 음향방사력이 작용하여 매질이 뒤로 밀리게 되고, 이러한 움직임으로부터 횡파가 발생해 빔 방향의 좌우로 전파되는데, 발생한 횡파가 전파함에 따라 주변 매질이 움직이게 되고, 높은 프레임율로 초음파영상을 얻어 이 움직임을 검출함으로써 횡파의 전파과정 및 속도를 추정하는 방법이 주로 쓰인다. 이 때, SAI를 써서 움직임 검출을 위한 고속 초음파 영상의 해상도를 향상하여 횡파의 전파과정을 더 정밀하게 추정, SWEI의 성능을 높이고 있다.<sup>[62,63]</sup>

#### 2.9.5 인공지능과 결합

최근 인공지능 분야의 눈부신 발전은 초음파진단

기의 빔포밍에도 많이 응용되고 있어 관련된 다양한 연구들이 진행되어왔으나, 몇몇 예를 들면, 초음파 진단기 빔포밍에 Deep Neural Network(DNN)을 적용하여 기존 DAS의 결과에 비해 향상된 영상을 보이는 경우,<sup>[64]</sup> 비파괴검사에 주로 관련되지만 프로브 움직임 DNN으로 보상하여 SAI 하려는 시도<sup>[65]</sup> 등이 있고, 초음파진단기의SAI에 이용된 경우는 평면파로 SAI를 하면서 몇 가지 각도로만 송신하고도 더 많은 각도로 송신한 경우와 유사한 결과를 얻도록 하고 있고,<sup>[66]</sup> SAI에 인공지능을 직접 적용하여 성능향상을 보였다고 보고하니<sup>[67]</sup> 한 소자만 송신한 경우의 SAI에 대해서 검토했는데, DNN을 적용하기 전, SAI 영상이 기존 DAS 영상보다 측방향으로 훨씬 찢어지는 스펙클 패턴(speckle pattern)을 보이고 있어 더 검토가 필요하다.

### III. 토의 및 결론

초음파진단기에 SAI가 적용되기 시작한 시점부터 현재에 이르기까지 SAI가 초음파진단기의 화질을 향상시켜온 과정을 간략히 살펴보았다. SAI는 초음파진단기의 환경에 맞게 진화해 왔고 초음파진단기에서 쓰이던 다양한 신호처리기술들과 결합하고, 또 다양한 영상 기법과도 결합하여 초음파진단기 성능 개선에 지속적으로 기여해 왔다.

또, 아직 SAI가 3차원 영상에는, 측방향, 또는 상방향 등 한쪽 평면에 부분적으로 적용되고는 있으나 두 평면 동시에 적용되어 완전히 실용화되고 있지는 못 한데, 이는 대단히 많은 계산량을 필요로 하기 때문이다. 이러한 문제는 반도체 기술 및 PC 하드웨어 기술 등의 발전을 통해 미래에 해결되리라 생각된다.

이제 인공지능의 시대에, SAI는 인공지능과도 결합이 시도되고 있고, 이를 통해 장차 더욱 많은 성과가 있을 것으로 예상된다. 특히, 역사적으로 그래왔듯이, 유사한 기술분야, 즉 radar, sonar 등에서 활발히 개발되고 있는, 예컨대 인공지능 SAR 기술 등이 머지않아 초음파진단기에도 도입, 응용, 개선되리라 생각되고, 그 결과 작은 data set로 효율적인 영상을 얻어 frame rate를 향상시키게 된다든지, 동일한 data set으로 더 좋은 해상도, 대조도, 신호대잡음비 등을 향상

하는 등의 다양하고도 획기적 성과를 낼 수 있을 것으로 기대된다.

### References

1. A. Macovski, "Ultrasonic imaging using arrays," Proc. IEEE, 484-495 (1976).
2. A. Moreira, P. Prats-Iraola, M. Younis, G. Krieger, I. Hajnsek, and K. P. Papathanassiou, "A tutorial on synthetic aperture radar," IEEE Geoscience and Remote Sensing Magazine, **1**, 6-43 (2013).
3. R. E. Williams, "Creating an acoustic synthetic aperture in the ocean," J. Acoust. Soc. Am. **60**, 60-73 (1976).
4. G. S. Kino, *Acoustic Waves: Devices, Imaging and Analog Signal Processing* (Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1987), pp. 1-688.
5. D. K. Peterson and G. S. Kino, "Real-time digital image reconstruction: A description of imaging hardware and an analysis of quantization errors," IEEE Trans. Son. Ultrason. **31**, 337-351 (1984).
6. 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. **35**, 828-838 (1988).
7. M. H. Bae, I. H. Sohn, and S. B. Park, "Grating lobe reduction in ultrasonic synthetic focusing," Electronics Letters, **27**, 1225-1227 (1991).
8. C. Y. Rew, S. B. Park, and J. B. Ra, "Elimination of all grating lobes in ultrasonic synthetic focusing using a linear array," Electronics Letters, **29**, 1729-1732 (1993).
9. M. Karaman, P. C. Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems," IEEE. Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **42**, 196-207 (1995).
10. J. R. Talman and S. S. Brunke, "Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **45**, 980-988 (1998).
11. C. H. Frazier and W. D. O'Brien, "Synthetic aperture techniques with a virtual source element," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **45**, 196-207 (1998).
12. M. Li, W. Guan, and P. Li, "Improved synthetic aperture focusing technique with applications in high-frequency ultrasound imaging," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **51**, 63-70 (2004).
13. J. Opretzka, M. Vogt, and H. Ermert, "A high frequency ultrasound imaging system combining limited-angle spatial compounding and model-based synthetic aperture focusing," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **58**, 1355-1365 (2011).
14. M. H. Bae and M. K. Jeong, "Bidirectional pixel based focusing in conventional B-mode ultrasound imaging,"

- Electronics Letters, **34**, 2105-2107 (1998).
15. M. H. Bae and M. K. Jeong, "A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **47**, 1510-1519 (2000).
  16. R. T. Hocter, D. J. Buckton, S. Jagannathan, M. P. Mienkina, and J. Jin, "Systems and methods for ultrasound retrospective transmit focus beamforming," U.S. Patent, 9 366 753 B2, 2015.
  17. O. M. H. Rindal, A. Rodriguez-Molares, and A. Austeng, "A simple, artifact-free, virtual source model," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.* (2018).
  18. J. Kortbek, J. A. Jensen, and K. L. Gammelmark, "Synthetic aperture sequential beamforming," *Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp.* 966-969 (2008).
  19. T. D. Ianni, C. A. V. Hoyos, C. Ewertsen, T. K. Kjeldsen, J. Mosegaard, M. B. Nielsen, and J. A. Jensen, "A vector flow imaging method\_for portable ultrasound using synthetic aperture sequential beamforming," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **64**, 1655-1665 (2017).
  20. 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.* 1539-1542 (2001).
  21. J. H. Chang, J. W. Park, and T. K. Song, "A new synthetic aperture focusing method using nonspherical wave fronts," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.* 1525-1528 (2001).
  22. G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N. Benech, and M. Fink, "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **56**, 489-506 (2009).
  23. J. H. Chang and T. K. Song, "A new synthetic aperture focusing method to suppress the diffraction of ultrasound," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **58**, 327-337 (2011).
  24. Q. You, Z. Dong, M. R. Lowerison, and P. Song, "Pixel-oriented adaptive apodization for plane-wave imaging based on recovery of the complete dataset," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **69**, 512-522 (2022).
  25. T. Stepinski and F. Lingvall, "Optimized algorithm for synthetic aperture imaging," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.* 701-704 (2004).
  26. H. J. Vos, P. L. M. J. van Neer, M. M. Mota, M. D. Verweij, A. F. W. van der Steen, and A. W. F. Volker, "F-k domain imaging for synthetic aperture sequential beamforming," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **63**, 60-71 (2016).
  27. E. Moghimirad, C. A. V. Hoyos, A. Mahloojifar, B. M. Asl, and J. A. Jensen, "Synthetic aperture ultrasound Fourier beamformation using virtual sources," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **63**, 2018-2030 (2016).
  28. E. Shaswary, J. Tavakkoli, and J. C. Kumaradas, "Efficient frequency-domain synthetic aperture focusing techniques for imaging with a high-frequency single element focused transducer," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **66**, 57-70 (2019).
  29. S. Chandramoorthi and A. K. Thittai, " $\omega$ -k algorithm for sparse-transmit sparse-receive diverging beam synthetic aperture transmit scheme," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **67**, 2046-2056 (2020).
  30. R. M. Lerner and R. C. Waag, "Wave space interpretation of scattered ultrasound," *Ultrason. Med. Biol.* **14**, 97-102 (1988).
  31. W. F. Walker and G. E. Trahey, "The application of k-space in pulse echo ultrasound," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **45**, 541-558 (1998).
  32. K. L. Gammelmark and J. A. Jensen, "Duplex synthetic aperture imaging with tissue motion compensation," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.* 1569-1573 (2003).
  33. 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.* 1511-1513 (2007).
  34. K. L. Gammelmark and J. A. Jensen, "2-D tissue motion compensation of synthetic transmit aperture images," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **61**, 594-610 (2014).
  35. M. H. Bae, B. S. Kim, M. K. Jeong, R. Y. Yoon, H. W. Lee, and Y. G. Kim, "A new architectural design of full aperture, full frame-rate synthetic aperture beamforming ASIC," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.* 1508-1510 (2007).
  36. 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.* 1346-1348 (2009).
  37. J. Amaro, B. Y. S. Yiu, G. Falcão, M. A. C. Gomes, and A. C. H. Yu, "Software-based high-level synthesis design of FPGA beamformers for synthetic aperture imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **62**, 862-870 (2015).
  38. H. Y. Sohn, S. H. Seo, J.M. Kim, and T. K. Song, "Software implementation of ultrasound beamforming using ADSP-TS201 DSPs," *Proc. of SPIE*, 6920 (2008).
  39. C. J. Martín-Arguedas, D. Romero-Laorden, O. Martínez-Graullera, M. Pérez-López, and L. Gómez-Ullate, "An ultrasonic imaging system based on a new SAFT

- approach and a GPU beamformer," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **59**, 1880-1887 (2012).
40. T. Di Ianni, M. C. Hemmsen, P. L. Muntal, I. H. H. Jørgensen, and J. A. Jensen, "System-level design of an integrated receiver front end for a wireless ultrasound probe," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **63**, 1935-1946 (2016).
  41. J. W. Choe, A. Nikoozadeh, Ö. Oralkan, and B. T. Khuri-Yakub, "GPU-based real-time imaging software suite for medical ultrasound," Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp. 2057-2060 (2013).
  42. T. Y. Phuong and J.-G. Lee, "Software based ultrasound B-mode/Beamforming optimization on GPU and its performance prediction," International Conference High Performance Computing (2014).
  43. H. K. H. So, J. Chen, B. Y. S. Yiu, and A. C. H. Yu, "Medical ultrasound imaging: To GPU or not to GPU?," Micro. IEEE, **31**, 54-65 (2011).
  44. S. I. Nikolov and J. A. Jensen, "In-vivo synthetic aperture flow imaging in medical ultrasound," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **50**, 848-856 (2003).
  45. I. K. Ekroll, M. M. Voormolen, O. K.-V. Standal, J. M. Rau, and L. Lovstakken, "Coherent compounding in Doppler imaging," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **62**, 1634-1643 (2015).
  46. J. A. Jensen, "Estimation of high velocities in synthetic aperture imaging-Part I: Theory," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **66**, 1024-1031 (2019).
  47. J. A. Jensen, "Estimation of high velocities in synthetic aperture imaging-Part II: Experimental investigation," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **66**, 1032-1038 (2019).
  48. C. Golfetto, I. K. Ekroll, H. Torp, L. Lovstakken, and J. Avdal, "Retrospective transmit beamforming and coherent plane-wave compounding for microvascular Doppler imaging: A comparison study," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **68**, 1105-1116 (2021).
  49. H. Andresen, S. I. Nikolov, and J. A. Jensen, "Precise time-of-flight calculation for 3-D synthetic aperture focusing," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **56**, 1880-1887 (2009).
  50. H. Andresen, S. I. Nikolov, M. M. Pedersen, D. Buckton, and J. A. Jensen, "Three-dimensional synthetic aperture focusing using a rocking convex array transducer," Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **57**, 1051-1063 (2010).
  51. Y. Li, M. C. Kolios, and Y. Xu, "3-D large-pitch synthetic transmit aperture imaging with a reduced number of measurement channels: A feasibility study," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **68**, 1628-1640 (2021).
  52. J. Synnevag, A. Austeng, and S. Holm, "Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **54**, 1606-1613 (2007).
  53. Y. Qi, Y. Wang, and W. Guo, "Joint subarray coherence and minimum variance beamformer for multitransmission ultrasound imaging modalities," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **65**, 1600-1617 (2018).
  54. Z. Lan, L. Jin, S. Feng, C. Zheng, Z. Han, and H. Peng, "Joint generalized coherence factor and minimum variance beamformer for synthetic aperture ultrasound imaging," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **68**, 1167-1183 (2021).
  55. H.-N. Lee, S.-I. Park, and S.-C. Park, "Introduction to compressed sensing" (in Korean), J. IEIE, **38**, 19-30 (2011).
  56. D. L. Donoho, "Compressed sensing," IEEE Trans. Inf. Theory, **52**, 1289-1306 (2006).
  57. J. Liu, Q. He, and J. Luo, "A compressed sensing strategy for synthetic transmit aperture ultrasound imaging," IEEE Trans. Medical Imaging, **36**, 878-891 (2017).
  58. J. Liu, Q. He, and J. Luo, "Compressed sensing based synthetic transmit aperture imaging validation in a convex array configuration," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **65**, 300-315 (2018).
  59. M. H. Bae, H. W. Lee, R. Y. Yoon, M. K. Jeong, and Y. G. Kim, "A new ultrasonic synthetic aperture tissue harmonic imaging system," Proc. IEEE Ultrason. Symp. 1258-1261 (2008).
  60. M. H. H. Varnosfaderani, B. M. Asl, and S. Faridsoltani, "An adaptive synthetic aperture method applied to ultrasound tissue harmonic imaging," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **65**, 557-569 (2018).
  61. M. K. Jeong, "Medical ultrasonic elasticity imaging techniques" (in Korean), J. Korean Soc. Nondestruct. Test, **32**, 573-584 (2012).
  62. R. Ahmed and M. M. Doyley, "Distributing synthetic focusing over multiple push-detect events enhances shear wave elasticity imaging performance," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **66**, 1170-1184 (2019).
  63. M. Mirzaei, A. Asif, and H. Rivaz, "Virtual source synthetic aperture for accurate lateral displacement estimation in ultrasound elastography," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **68**, 1687-1695 (2021).
  64. A. C. Luchies and B. C. Byram, "Deep neural networks for ultrasound beamforming," IEEE Trans. Medical Imaging, **37**, 2010-2021 (2018).
  65. R. Pandey, J. Kirchhof, F. Krieg, E. P'erez, and F.

- Römer, "Preprocessing of freehand ultrasound synthetic aperture measurements using DNN," Proc. 29'th European Signal Processing Conf. 1402-1405 (2021).
66. M. Gasse, F. Millioz, E. Roux, D. Garcia, H. Liebgott, and D. Friboulet, "High-quality plane wave compounding using convolutional neural networks," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **64**, 1637-1639 (2017).
67. N. Peretz and A. Feuer, "Deep learning applied to beamforming in synthetic aperture ultrasound," arXiv preprint arXiv:2011.10321 (2020).

## 저자 약력

### ▶ 배 무 호 (MooHo Bae)



1986년 2월 : 서울대학교 전기공학과 학사  
 1988년 8월 : 한국과학기술원 전기전자공학과 석사  
 1992년 8월 : 한국과학기술원 전기전자공학과 박사  
 1992년 9월 : 대우전자 입사  
 1995년 10월 : (주)메디슨 입사, 연구소장 역임  
 2004년 9월 ~ 현재 : 한림대학교 교수