

의료용 초음파 영상 시스템에서 채널신호의 스펙트럼에서 거리 가중치를 이용한 부엽의 억제

Suppression of side lobe using distance weight in spectrum of channel signal in medical ultrasound imaging system

이유림,¹ 정목근^{2†}

(Yu Rim Lee¹ and Mok Kun Jeong^{2†})

¹대진대학교 휴먼·로봇융합전공, ²대진대학교 전자공학과

(Received February 23, 2023; revised April 17, 2023; accepted May 1, 2023)

초 록: 의료용 초음파 영상 시스템에서, 영상점의 밖에서 오는 신호가 초음파 수신 집속 과정에서 완전히 제거되지 않으면 부엽을 발생시킨다. 부엽의 시간 신호가 영상점에서 오는 시간 신호(주엽)와 같이 중첩되어 나타나면 시간 영역에서 필터 처리를 이용하여 완전히 제거하기 어렵다. 그러나 수신 집속 과정에서 시간-채널 신호를 푸리에 변환하면, 주엽과 부엽의 신호는 주파수 스펙트럼 영역에서 공간적으로 분리가 된다. 따라서 스펙트럼 영역에서 계산한 주엽과 부엽의 신호크기를 이용하여 크기 가중치를 계산하여 영상에 곱함으로써 부엽을 억제하였다. 그리고 주엽과 부엽의 스펙트럼이 인접할 때, 주엽과 부엽 스펙트럼 사이의 거리에 따라 거리 가중치를 적용하였다. 64 채널 선형 트랜스듀서를 사용하는 5 MHz의 초음파 영상 시스템에서 점확산 영상과 다른 밝기의 낭종을 가지는 스펙클 영상을 합성하고 가중치를 적용하여 초음파 영상을 계산하였다. 점반사체 영상에서 해상도의 변화 없이 부엽이 크게 줄어들었으며 낭종 영상에서 대조도가 크게 개선됨을 컴퓨터 시뮬레이션으로 확인하였다.

핵심용어: 의료용 초음파 영상, 수신 집속, 부엽 억제, 2차원 푸리에 변환

ABSTRACT: In medical ultrasound imaging systems, Side lobes may appear if signals outside the imaging point are not completely removed during receive focusing. If the time signal of the side lobe overlaps with the time signal (main lobe) from the image point, it is difficult to completely remove it using filter processing in the time domain. However, In the receive focusing process, when time-channel signals are Fourier-transformed, the main lobe and side lobe signals are spatially separated in the spectral domain. Therefore, the side lobes can be suppressed by multiplying the image with magnitude weights, which are determined by the magnitudes of the main and side lobes calculated in the spectral domain. In addition, when the main lobe and the side lobe spectrum are adjacent, the distance weight was applied based on the distance between them. In a 5 MHz ultrasound imaging system using a 64-channel linear transducer, point reflector and speckle images with cysts of various brightness were synthesized and weights were applied to the ultrasound image. Using computer simulations, we confirmed that the side lobes were greatly reduced without affecting the spatial resolution in the point reflector image, and the contrast was significantly improved in the cyst image with computer simulations.

Keywords: Medical ultrasound image, Side lobe suppression, Centroid, 2 Dimensional Fourier transform

PACS numbers: 43.60.Fg, 43.60.Gk

†Corresponding author: Mok Kun Jeong (jmk@daejin.ac.kr)

Department of Electronics Engineering, Daejin University, 1007, Hoguk-ro, Pocheon-si, Gyeonggi-do 11159, Republic of Korea
(Tel: 82-31-539-1904, Fax: 82-31-539-1900)



Copyright©2023 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.

I. 서 론

의료용 초음파 영상 진단기에서 해상도를 증가시키기 위하여 배열 트랜스듀서를 사용하여 초음파 신호를 집속 한다. 영상을 얻고자 하는 방향으로 초음파를 송신 집속하는 경우, 최대 해상도를 원하는 깊이에 집속 초점이 나타나도록 각 배열 소자의 송신 시간을 조정하며, 수신 집속의 경우 영상점에서 수신한 모든 채널 신호를 메모리에 저장하므로 모든 깊이에서 수신 집속을 적용할 수 있다. 집속 과정에서 영상점 근처의 반사체에서 오는 신호가 완전히 제거되지 않고 남으면 부엽이 된다. 부엽은 영상의 대조도를 떨어뜨려서 주변과 밝기 차이가 크게 나지 않는 병변을 진단하는데 어려움을 준다. 따라서 부엽을 억제하기 위한 여러가지 신호처리가 연구되었다.

초음파 영상 시스템에서 부엽을 억제하기 위하여 널리 사용되는 방법은 수신 채널 신호에 차함수가 가중치를 곱하는 apodization 방법이 널리 이용된다.^[1,2] 차함수가중치 방법은 부엽을 억제시켜 대조도를 증가시키지만 주엽의 폭을 증가시킴으로써 해상도를 저하시킨다. 모든 영상점에 각각 다른 최적화된 차함수가중치를 적용하여 주엽의 폭을 줄이면서 부엽을 억제하는 최소 분산 집속 방법이 도입되었다.^[3,4] 최소분산 집속은 레이더와 같이 독립적인 점 반사체들에서 오는 신호를 구별하기 위한 방법으로서 초음파 영상과 같이 반사체 밀도가 높은 영상에서는 스펙클 패턴의 변형을 가져오고 계산량이 많아서 아직 널리 사용되지 못하고 있다.

영상점에 있는 점 반사체에서 돌아오는 신호는 정확하게 수신 집속이 되므로 인접한 수신 채널 신호 사이의 상관도가 높아지며, 불균일하게 분포하는 다수의 반사체에서 돌아오는 신호는 완전히 집속이 되지 않으므로 인접 채널 신호의 상관도가 낮아지는 특성이 있다. 초음파 영상 시스템의 배열 소자 사이의 수신 신호의 상관도를 이용하여 부엽을 제거하기 위한 방법으로는 coherence-factor와 short-lag spatial coherence를 기반으로 하는 집속 방법이 소개되었다.^[5-8] Coherence-factor를 이용한 집속 방법은 영상점에서 수신된 채널 신호에서 상관도가 큰 신호와 작은 신호들의 비율을 계산하여 집속 특성을 평가하

고, 가중치를 계산하여 영상에서 곱해준다. short-lag spatial coherence는 반사도가 강한 점 반사체에서 오는 신호는 수신 채널 사이의 거리가 멀더라도 채널 신호 사이의 공간적인 상관도가 높은 신호 특성을 가지며, 불균일한 반사체가 분포된 영상점에서 신호가 돌아오는 경우 수신 채널 사이가 멀어지면 상관도가 떨어지는 성질을 이용하여 영상 영역의 매질의 반사체의 분포 특성을 평가한다. 이러한 신호처리 방법은 장기의 경계와 같이 반사도가 강한 반사체에서 오는 신호를 강조하여 병변의 경계를 구별하기 용이하도록 한다.

의료 영상에서 푸리에 변환은 컴퓨터 토모그래프와 자기공명 영상 등에서 널리 이용되어 왔다.^[9,10] 초음파 의료 영상에서도 푸리에 변환을 이용하여 스펙트럼 영역에서 초음파 수신집속방법을 구현하였다.^[11-14] 주파수 영역에서 집속 방법은 계산량 감소 관점에서 많은 연구가 있었다. 수신 채널 신호를 집속 지연을 인가한 뒤에 채널의 1차원 신호를 푸리에 변환하여 부엽 신호를 추정하여 제거함으로써 영상의 화질을 개선하는 방법이 제안되었다.^[15-17]

수신 채널 신호에서 주엽과 부엽의 시간 신호가 중첩되면 시간 영역에서 용이하게 구별하기 어렵다. 그러나 영상점에서 돌아온 신호(주엽)는 모든 수신 채널에 같은 위상으로 나타나므로 채널의 공간주파수가 0으로 나타난다. 부엽 신호의 경우 영상점에서 측방향으로 떨어진 반사체에서 돌아온 신호이므로 모든 수신 채널에 각각 다른 시간에 들어온다. 따라서 수신 채널 축에서 0이 아닌 공간 주파수를 가지므로 주파수 영역에서 용이하게 주엽과 부엽 신호를 구별할 수 있다. 수신된 채널 신호를 1차원 푸리에 변환하여 공간주파수를 계산하고 주파수 성분에 따라 주엽과 부엽 신호를 분리하여 가중치를 정의하고 이를 초음파영상에 적용하여 부엽을 억제하였다.^[15,16]

일정 시간 길이의 수신채널 신호를 2차원 푸리에 변환하면 주엽과 부엽이 스펙트럼 영역에서 분리된다. Jeong^[17]은 주파수 영역에서 분리된 주엽과 부엽 혹은 격자엽의 신호의 크기를 계산하고 영상에서 가중치를 적용하여 부엽과 격자엽을 억제하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법은 부엽과 격자엽을 억제함으로써 스펙클 노이즈가 존재하는 영역에 있는 희미

한 병변의 경우에도 관찰 가능성을 보였다.

본 논문은 2차원 주파수 영역에서 분리한 주엽과 부엽의 스펙트럼의 특성을 이용하여 초음파 영상에서 부엽의 크기를 감소시켰다. 부엽의 스펙트럼이 주엽의 스펙트럼에 가까이 있는 경우에 주엽의 크기 계산에 오차를 가져오는데 주엽과 부엽의 스펙트럼 사이의 거리를 이용한 가중치를 사용하여 주엽의 해상도를 증가시킬 수 있었다. II 장에서 주엽과 부엽을 이용한 가중치 이론을 설명하며, III 장에서 컴퓨터를 이용하여 만든 점확산영상과 낭종초음파 팬텀에서 병변의 구별 가능성을 정량적으로 계산하여 화질이 개선됨을 확인하였다.

II. 이 론

초음파 수신 집속 시스템은 Fig. 1 과 같다. 영상점에서 배열 수신 소자에 돌아온 신호의 도착 시간 차이를 보상하여 더함으로써 영상점에서 돌아온 신호의 크기를 최대로 얻는다. 영상점 밖에서 돌아온 신호는 모든 채널에서 신호의 위상이 정렬되지 않으므로 집속과정에서 완전히 제거되지 않는다. 제거되지 않고 남은 신호는 영상에서 노이즈로 작용한다. 점 반사체를 영상점에 위치시키면 집속된 신호는 주엽으로 나타나고, 영상점 밖에서 오는 신호는 완전히 집속이 되지 않으므로 부엽으로 나타난다.

영상점 근처에 반사체가 많을 경우 주엽과 부엽의 시간 신호를 구별하기 어렵다. 그러나 주엽의 채널 신호는 같은 위상을 가지므로 2차원 스펙트럼 영역에서 공간주파수가 0의 직류성분으로 나타나며, 부

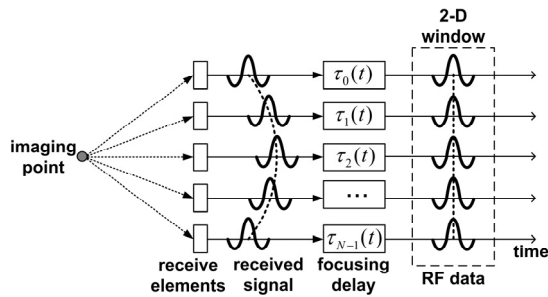


Fig. 1. A two-dimensional time-channel data window containing the focused channel signal in the receive focusing system.

엽 채널 신호는 0이 아닌 공간 주파수를 가지며 나타난다.^[15,16] 따라서 주엽과 부엽 신호가 주파수 영역에서 분리되므로 구별할 수 있다.

Fig. 1에서 2차원 푸리에 변환을 계산하기 위한 시간-채널 데이터의 2차원 창을 표시하였다. Fig. 2에 주엽과 부엽 신호의 스펙트럼의 개념을 나타내었다. 주엽 신호는 시간축으로 초음파의 중심주파수를 가지며 채널 축으로 주파수가 0인 직류가 되므로 Fig. 2(b)와 같은 스펙트럼을 가지며, 초음파 영상 시스템의 조건에 따라서 스펙트럼 영역에서 위치가 고정된다. 부엽의 경우 주엽과 같은 주파수의 신호이지만 수신 채널에 입사각을 가지고 수신되므로 스펙트럼 영역에서 입사각만큼 회전하여 스펙트럼이 나타나며, Fig. 2(d)와 같이 된다. 따라서 주엽과 부엽이 동시에 나타나면 스펙트럼 영역에서 공간적으로 분리된다.

Fig. 3에 스펙트럼 영역에서 주엽과 부엽의 크기와 위치를 정의하였다. 주파수 영역에서 주엽과 부엽의 스펙트럼이 나타나는 영역은 f_{time} 축 방향에서 매우 좁고 $f_{channel}$ 축 방향에서 길게 나타난다. 따라서 스펙트럼 값을 f_{time} 축 방향으로 더하면 $f_{channel}$ 축으로 1차원의 스펙트럼의 크기의 그래프를 구할 수 있다. 여기에서 미리 알고 있는 주엽이 나타나는 위치에서 주엽의 크기를 구하며, 부엽은 스펙트럼의 1차원 그래프에서 최대값이 나타나는 크기와 위치를 구한다.

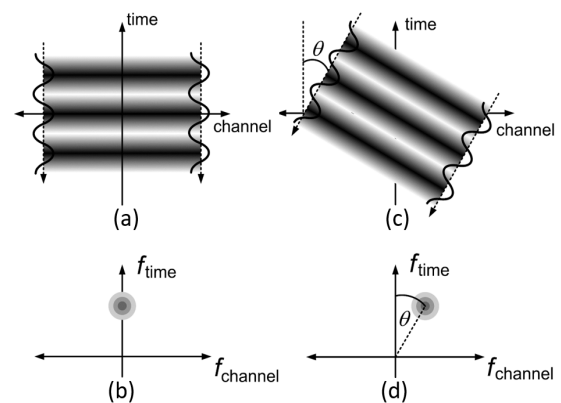


Fig. 2. Time-channel signal and its 2-D spectrum arriving at the receiving array (a) ultrasonic wave incident on the channels at the imaging point, (b) spectrum of the channel signal received at the imaging point, and (c) ultrasonic wave outside the imaging point, (d) spectrum of the channel signal received outside the imaging point.

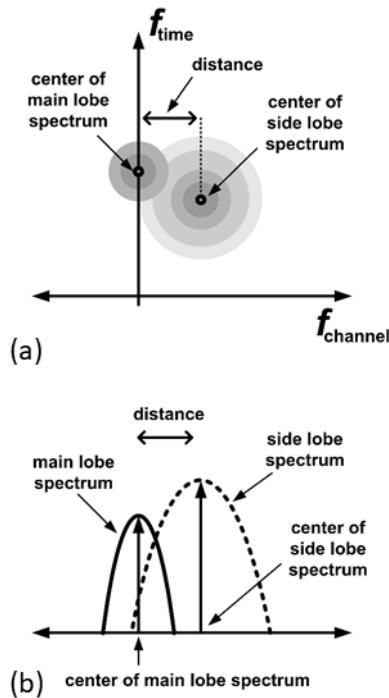


Fig. 3. (a) Spectrum of main and side lobes in the spectral domain, (b) magnitude and distance of the main and side lobe spectrum.

2.1 채널신호의 스펙트럼에서 크기 가중치

채널 신호를 2차원 푸리에 변환을 하면 주엽의 신호는 초음파의 중심주파수를 알고 있으므로 특정한 위치에 스펙트럼이 나타난다. 따라서 주엽의 스펙트럼의 위치에 나타나는 주엽 신호의 크기를 알 수 있다. 부엽의 경우에도 점확산 함수의 영상에서 스펙트럼이 나타나는 위치가 일정한 영역 이내로 제한된다. 따라서 이 영역 안에서 부엽 스펙트럼의 크기를 구할 수 있다.

부엽이 나타나는 영역에 창을 형성하고 그 안의 값을 모두 더하여 부엽의 크기를 정하는 방법은 음장 특성에서 부엽의 크기를 줄이면서 주엽의 폭이 같이 줄어드는 효과가 있다.^[17] 주엽의 폭이 줄어들면 영상의 스페클을 크게 변형시키는 단점이 있다. 이 논문에서는 부엽의 크기를 부엽이 나타나는 영역에서 부엽신호의 크기가 최대치 값을 찾아서 정하였다. 주엽과 부엽의 크기값을 이용하여 다음과 같은 크기 가중치를 정의하였다.

$$W_{mag} = \frac{1}{1 + \gamma_m \cdot \frac{M(sidelobe)}{M(mainlobe)}}, \quad (1)$$

여기에서 $M(mainlobe)$ 는 스펙트럼 영역에서 주엽이 나타나는 위치의 한 화소의 크기값이며 $M(sidelobe)$ 는 부엽이 나타나는 영역에서 스펙트럼의 최대값이다. γ_m 는 크기 가중치 W_{mag} 의 특성을 조정할 수 있는 크기 척도값(scale factor)이다. 크기 척도값은 주엽 폭의 축소와 부엽의 억제 특성에 따라 실험적으로 결정한다. 부엽의 크기에 따라 W_{mag} 는 0과 1 사이의 값을 가진다.

2.2 채널신호의 스펙트럼에서 주엽과 부엽의 거리가중치

초음파 신호의 부엽의 스펙트럼이 초음파 신호의 주엽 스펙트럼 근처에 위치하면 각각의 스펙트럼이 중첩이 되어 주엽의 크기를 계산할 때 오차가 발생한다. 따라서 스펙트럼 영역에서 주엽 스펙트럼 근처에 부엽의 스펙트럼이 가까이 있을 때 주엽 스펙트럼의 위치와 부엽 스펙트럼의 최대치가 있는 위치까지의 거리에 따라 가중치를 주어서 주엽의 스펙트럼의 크기를 조정한다[Fig 3(b)]. 거리 가중치는 다음과 같이 정의한다.

$$W_{dist} = \frac{1}{1 + \gamma_d \cdot distance}, \quad (2)$$

여기에서 $distance$ 는 스펙트럼 영역에서 $M(mainlobe)$ 와 $M(sidelobe)$ 사이의 거리이다. γ_d 는 W_{dist} 의 특성을 조정할 수 있는 거리 척도값이다. $distance$ 값이 0이 되는 경우에는 부엽이 없는 경우이며, W_{dist} 는 1이 된다. 주엽과 부엽 사이의 거리가 증가하면 W_{dist} 값이 줄어든다. 따라서 부엽의 위치에 따라 W_{dist} 는 0과 1 사이의 값을 가진다. W_{dist} 는 부엽이 주엽에 가까운 거리에 있는 경우에 작용하여 주엽의 폭을 감소시킨다.

위의 W_{mag} 와 W_{dist} 가중치 값을 영상의 화소 값에 곱해주면 부엽이 억제된 영상을 Eq. (3)과 같이 얻을 수 있다.

$$pixel_{filtered}(x,z) = W_{mag} \cdot W_{dist} \cdot pixel(x,z). \quad (3)$$

Eq. (3)에서 $pixel(x,z)$ 는 처리 전의 영상의 화소이며, $pixel_{filtered}(x,z)$ 는 처리 후의 영상의 화소이다.

III. 컴퓨터 시뮬레이션

64 채널 초음파 집속 시스템을 이용하여 병변이 있는 팬텀의 초음파 데이터를 합성하였다. 매질의 음속도는 1,500 m/s로 가정하고, 중심 초음파 주파수 5 MHz를 사용하여 다음과 같은 초음파 광대역 펄스 신호를 사용하였다.^[16]

$$p(t) = p_o \exp(-\omega_o^2 \cdot t^2 / \sigma^2) \cdot \cos(\omega_o t), \quad (4)$$

여기에서 배열 소자의 폭은 초음파 중심주파수의 한 파장 길이이며, 펄스의 시간 폭을 결정하는 파라미터 $\sigma = 2.5\pi$ 를 사용하였다. 모든 시뮬레이션은 MATLAB (The MathWorks, Natick, MA, USA)을 이용하여 프로그래밍하고 Personal Computer(PC)에서 수행하였다.

3.1 점반사체 영상의 해상도 비교

40 mm 깊이에 점반사체를 배치하고 송신집속 깊이를 30 mm로 하여 점반사체 영상을 컴퓨터 시뮬레이션에서 합성하였다. 5 MHz의 중심 주파수를 가지는 64 채널 선형 트랜스듀서를 이용한 집속 시스템에서 64 채널의 수신집속지연이 인가된 Radio Frequency(RF) 데이터를 합성하였다. RF의 채널 데이터에서 주엽이 나타나는 신호와 부엽이 나타나는 위치의 신호를 선택하여 2차원 스펙트럼을 비교하였다.

Fig. 4(a), (b)는 주엽의 채널신호와 스펙트럼이다. 실수의 RF 데이터를 이용하여 푸리에 변환을 하였으므로 스펙트럼은 상하 대칭으로 나타난다. 2차원 시간-채널 데이터에 2차원 해밍 윈도우를 곱하여 푸리에 변환을 하여 스펙트럼의 전력이 집중되도록 하였다. 주엽의 스펙트럼이 나타나는 위치는 이론적으로 일정한 위치에 나타나므로 해당 위치의 값을 구하면 주엽 신호의 크기를 계산할 수 있다. Fig. 4(c), (d)에서 부엽 신호가 입사각을 가지면 부엽 신호의 스펙트럼이 나타나는 위치는 상하 대칭으로 나타나며, 이는 주엽의 스펙트럼과 대칭적으로 나타난다.

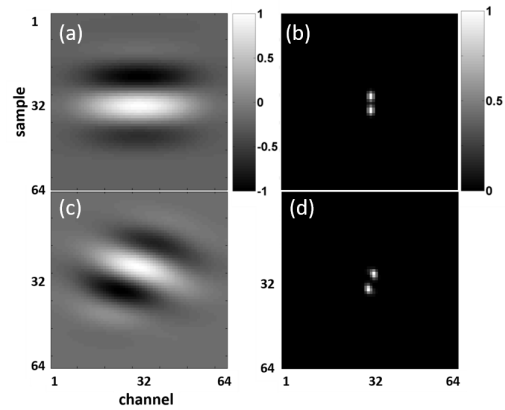


Fig. 4. (a) The time-channel signal waveform of imaging point multiplied by the 2-dimensional Hamming window, (b) the two-dimensional spectrum of the imaging point signal, (c) the time-channel signal waveform outside the imaging point multiplied by the 2-dimensional Hamming window, (d) a two-dimensional spectrum outside the image point.

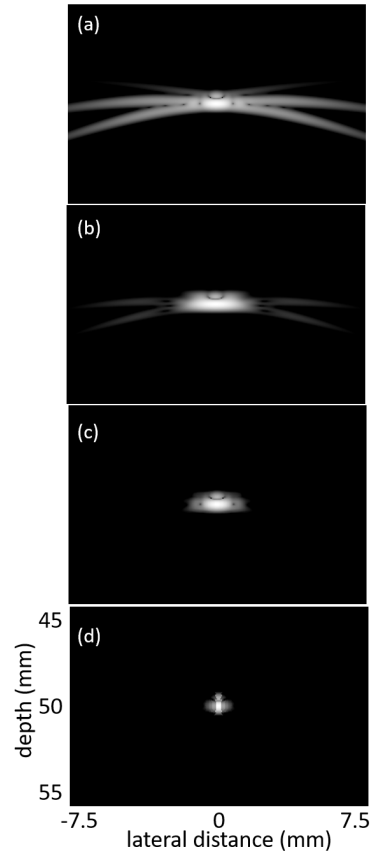


Fig. 5. Point Spread Function (PSF) images of a reflector at 40 mm depth, (a) conventional image, (b) image with Hamming apodization, (c) weighted image ($\gamma_m = 10, \gamma_d = 0.1$), (d) weighted image ($\gamma_m = 10, \gamma_d = 10$).

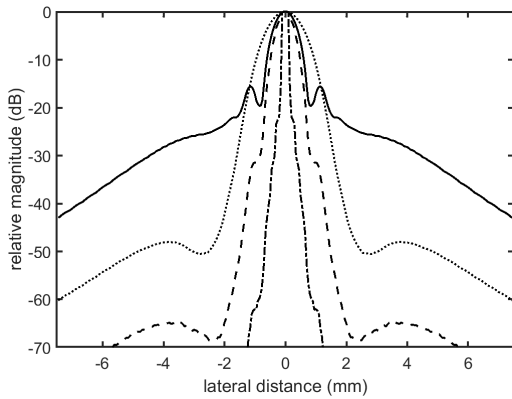


Fig. 6. Comparison of the lateral field responses of point target at 40 mm depth, conventional image (solid line), image with Hamming apodization (dotted line), weighted image (dashed line) ($\gamma_m = 10$, $\gamma_d = 0.1$), weighted image (dash-dotted line) ($\gamma_m = 10$, $\gamma_d = 10$).

펙트럼도 입사각도만큼 회전하고 있다. 따라서 부엽의 스펙트럼은 주엽이 나타나는 위치에서 멀어진다.

Fig. 5에 각각 송신을 한 점 집속하고 수신을 동적 집속을 적용한 기존의 정확산 영상(a), 채널 데이터에서 해밍창 처리를 한 영상(b), 가중치 처리를 한 영상(c)와 (d)를 나타내었다. 가중치는 Eqs. (1)과 (2)를 계산하여 초음파 영상에 곱하였으며 (c)에서 $\gamma_m = 10$ 과 $\gamma_d = 0.1$ 을 적용하였고, (d)에서 $\gamma_m = 10$ 과 $\gamma_d = 10$ 을 적용하였다. Fig. 5(c)에서 부엽의 크기가 크게 줄어들었으며 주엽의 폭이 기존의 영상과 비슷하게 유지하고 있다. Fig. 5(d)에서는 부엽의 크기가 억제되면서 동시에 주엽의 폭이 크게 줄어들었다.

Fig. 6은 주엽과 부엽의 크기를 비교하기 위하여 그림 5에서 측방향 음장 크기를 구하여 그렸다. 해밍창 영상(점선)은 부엽이 줄어드는 대신에 주엽의 폭이 커지는 단점이 있다. 가중치를 적용한 것(장점선)은 주엽의 폭을 유지하면서 부엽의 크기가 크게 줄어들었다. 주엽의 폭이 크게 줄어든 경우(장-단점선) 영상의 해상도가 증가하지만, 초음파 영상에서 스펙클 특성을 크게 바꾸므로 유용한 특성은 아니다.

가중치의 계산은 다음의 과정을 거친다. 64 채널 데이터의 시간 축에서 샘플의 개수 8개를, 8배 보간을 하여 64 샘플을 사용하였다. 64×64 크기의 2차원 데이터에서 2차원 해밍 창을 곱한 뒤에 2차원 푸리에 변환을 적용하였다. 64×64 크기의 스펙트럼 영역

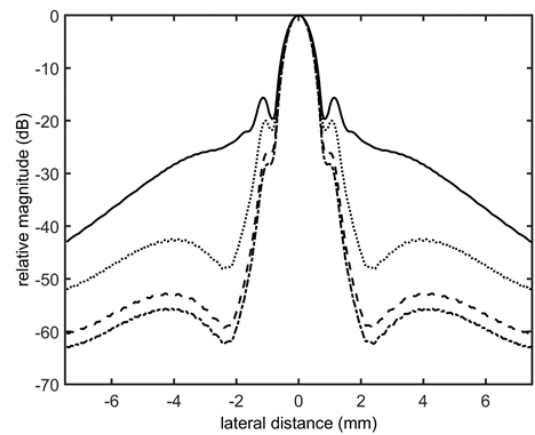


Fig. 7. Comparison of the lateral field responses on a magnitude ratio scale of a point target at 40 mm depth, conventional image (solid line), $\gamma_m = 0.2$ (dotted line), $\gamma_m = 2$ (dashed line), $\gamma_m = 20$ (dash-dotted line).

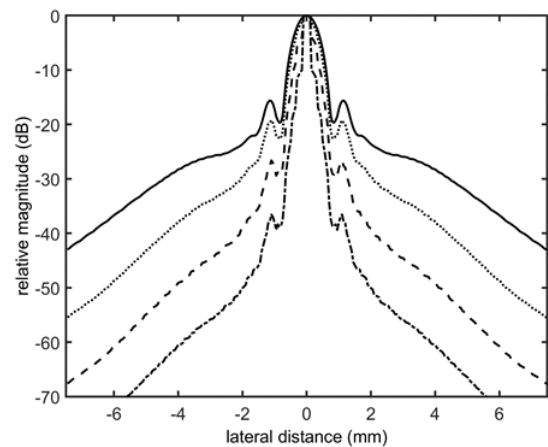


Fig. 8. Comparison of the lateral field responses on a distance scale of a point target at 40 mm depth, conventional image (solid line), $\gamma_d = 0.1$ (dotted line), $\gamma_d = 0.5$ (dashed line), $\gamma_d = 2$ (dash-dotted line).

에서 주엽과 부엽의 스펙트럼이 나타나는 위치에 17×3 크기의 창을 설정하고 f_{time} 축 방향으로 값을 더하여 17개의 1차원 데이터를 얻었다. 이 데이터를 4배 보간한 뒤에 주엽과 부엽의 최대 크기와 위치를 계산하였다.

Figs. 7과 8에서 W_{mag} 과 W_{dist} 값에 따른 초음파 음장 특성을 비교하였다. Fig. 7은 $W_{dist} = 1$ 로 하고, γ_m 의 값의 변화에 따른 특성이다. 주엽의 폭이 큰 변화 없이 부엽 크기의 억제 특성이 변한다. Fig. 8은 $W_{mag} = 1$ 로 하고 γ_d 의 값의 변화에 따른 특성이다.

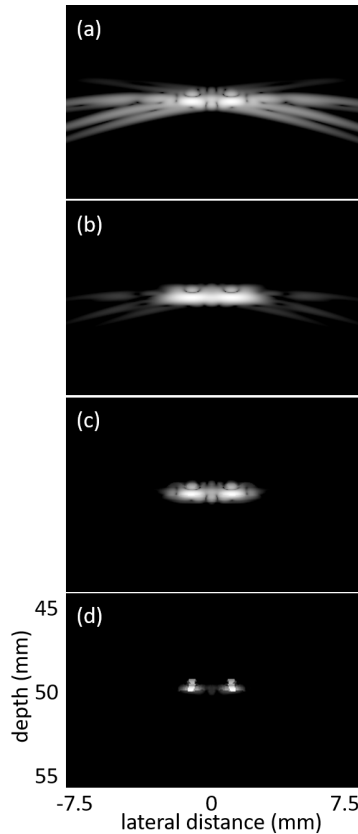


Fig. 9. Imaging of two point reflectors placed 2 mm apart at a depth of 40 mm. (a) conventional image, (b) image with Hamming apodization, (c) weighted image ($\gamma_m = 10, \gamma_d = 0.1$), (d) weighted image ($\gamma_m = 10, \gamma_d = 10$).

부엽이 억제되면서 주엽의 폭도 감소한다. 주엽의 폭이 크게 감소하면 초음파 영상에서 스펙클 특성이 크게 변하므로, 주엽의 폭의 큰 변화 없이 부엽만 크게 감소하는 특성이 필요하다. 따라서 두 가중치에서 거리와 크기의 척도 값을 조정하여 그 특성을 얻어야 한다. 본 컴퓨터 시뮬레이션에서는 영상의 화질을 관찰하면서 실험적으로 결정하였다.

여러 개의 반사체가 있는 경우 해상도 향상을 관찰하기 위하여 두 개의 반사체 영상을 얻었다. Fig. 9는 2 mm 간격으로 있는 두 개의 점반사체를 구별하기 위한 영상이며 기존의 집속 영상(a), 해밍창 처리를 한 영상(b), 가중치 처리를 한 영상(c)와(d)를 나타내었다. 가중치에서 척도값은 스펙클의 큰 변화 없이 영상의 해상도가 증가하도록 화질을 관찰하여 Fig. 9(c)에서 각각 $\gamma_m = 10$ 과 $\gamma_d = 0.1$ 을 적용하였다. Fig. 9(d)는 두 개의 반사체를 영상에서 구별하기 위

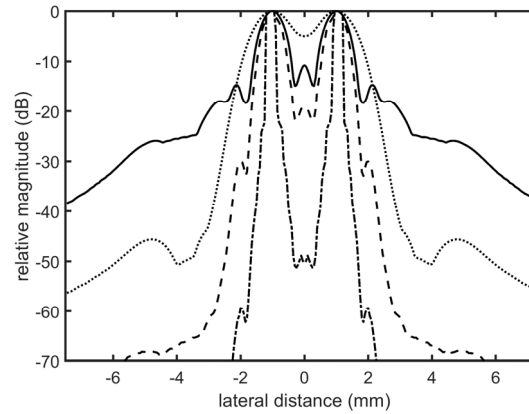


Fig. 10. Comparison of the lateral field responses in two point reflectors placed 2 mm apart at a depth of 40 mm. conventional image (solid line), image with Hamming apodization (dotted line), weighted image (dashed line) ($\gamma_m = 10, \gamma_d = 0.1$), weighted image (dash-dotted line) ($\gamma_m = 10, \gamma_d = 10$).

하여 $\gamma_m = 10$ 과 $\gamma_d = 10$ 을 적용하였다.

Fig. 10에서 측방향 음장 특성에서 가중치를 곱한 그래프(장점선)가 주엽의 폭의 큰 변화 없이 부엽이 크게 억제되고 있으며 두 개의 반사체를 구별할 수 있는 해상도가 증가했다. 부엽이 크게 감소한 경우(장-단점선) 동시에 주엽의 폭이 크게 좁아져서 두 개의 반사체를 구별하기 용이하다.

3.2 스펙클 영역에서 화질 평가

초음파 영상 시스템의 화질은 점확산 함수 영상에서 주엽의 폭과 부엽의 크기로 평가한다. 보통의 초음파 영상은 다수의 점반사체에서 반사된 신호가 중첩되어 스펙클 영상이 나타나므로 스펙클을 기반으로 하는 평가 기준이 필요하다. 영상의 화질 개선을 평가하는 기준은 보통 Contrast Ratio(CR), Contrast to Noise Ratio(CNR)을 사용한다.^[18]

$$CR = 20 \log_{10} \left(\frac{S_c}{S_b} \right). \tag{5}$$

$$CNR = \frac{|S_c - S_b|}{\sqrt{\sigma_c^2 + \sigma_b^2}}, \tag{6}$$

여기에서 $S_c, S_b, \sigma_c, \sigma_b$ 는 각각 병변 영역 내의 밝기 평균, 병변 주변의 배경 밝기의 평균, 병변 내 밝기의

표준편차, 배경 밝기의 표준편차이다. CR 은 병변과 배경의 밝기 차이를 나타내며, CNR 은 배경의 평균적인 밝기를 제거하고 병변과 배경의 밝기 차이를 수치화 한 것이다.

3.3 종양 팬텀(cyst phantom)에서 대조도 개선

컴퓨터로 스펙클 팬텀에서의 초음파 신호를 만들기 위해서는 초음파 집속 시스템의 정확산함수의 해상도 영역 안에서 점반사체의 분포 밀도가 일정 이상의 큰 값을 가지도록 해야 한다. 불균일한 점반사체가 충분히 분포하는 영역을 초음파 영상에서 관찰하면 복조된 신호의 진폭은 레일리 분포 함수를 가진다. 이를 위해서는 송신 음장의 진폭을 가우시안 함수로 모델링하면, 정확산함수의 주엽 영역에서 축방향으로 4σ 길이 안에 5개 이상의 반사체가 존재해야 한다.^[19,20]

Fig. 11의 종양 팬텀은 균일한 스펙클 패턴의 영역 안에 6개의 병변이 4 mm의 직경을 가지며, 배경 밝기에 대하여 영역 안의 밝기가 왼쪽부터 -30 dB, -20 dB, -10 dB, 10 dB, 20 dB, 30 dB의 차이가 나도록 하였다. 영상 영역의 크기는 50 mm × 10 mm이다. 영상 영역 안에 4만 개의 점 반사체가 불균일하게 위치하도록 배치하고 64 채널의 송신과 64 채널의 수신 신호를 컴퓨터로 합성하였다. 초음파 해상도 영역 안에서 60개 정도의 반사체가 들어간다. 송수신 집속 과정에서 주엽의 반사 신호와 부엽의 반사 신호를 분리하고, 주엽 신호만 이용하여 합성한 주엽 영상을 화질을 평가하기 위한 기준 영상으로 사용하였다.^[21] Fig. 11에서 서로 다른 반사도를 지닌 6개의 병변과 왼쪽 3개의 저반사성 병변에서 CR , CNR 을 계산하기

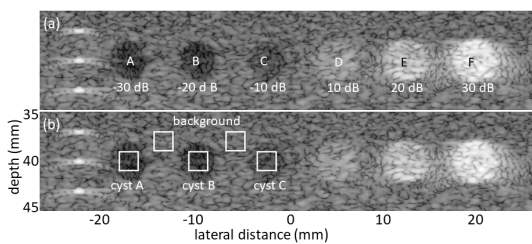


Fig. 11. (a) Cyst phantom with different reflectivity's, (b) window positions to evaluate image quality within the cyst and background region.

위한 영역의 위치를 표시하였다.

Fig. 12에서 (a)는 송신 한 점 집속, 수신 동적집속을 적용한 기존의 영상, (b)는 초음파 송수신 음장에서 주엽 신호만으로 만든 주엽 영상, (c)는 기존의 영상에 해밍창을 적용한 영상, (d)는 가중치 처리를 한 초음파 영상($\gamma_m = 0.2$, $\gamma_d = 0.1$), (e)는 가중치 처리를 한 초음파 영상($\gamma_m = 0.1$, $\gamma_d = 0.05$)이다. 대부분의 부엽 억제에 위한 신호처리를 적용하면 영상의 평균 밝기가 어두워지며 스펙클의 텍스처 특성이 왜곡된다.^[4,8] 따라서 영상에서 병변 진단의 용이함 관점에서 평가하기 위하여 영상의 배경 밝기가 신호처리하기 전의 밝기와 유사하고 스펙클의 왜곡이 크지 않도록 가중치값을 실험적으로 정하였다.

Fig. 12(b)의 초음파 음장에서 주엽 신호만으로 만든 영상은 부엽이 없으므로 병변 내부가 잘 나타나지만, 기존의 영상은 왼쪽의 A, B, C 영역의 병변의 경계에서 만들어지는 부엽이 저반사성 병변 내부로 퍼지므로, 부엽 때문에 병변의 경계를 기준으로 병변의 내부의 밝기가 모두 비슷하게 나타난다. 해밍창 처리를 한 영상에서는 병변 내부에 부엽이 억제되어 병변의 경계가 뚜렷이 나타난다. 그러나 스펙클의 얼룩의 크기가 커져 있고 영상 왼쪽의 점반사

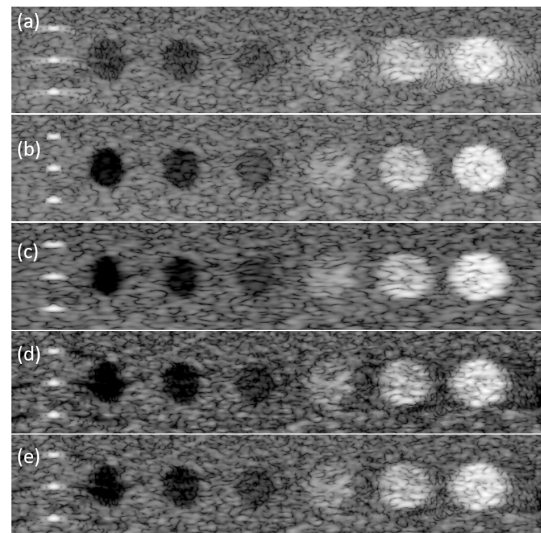


Fig. 12. Comparison of filtered images (70 dB log compression), (a) conventional image, (b) main lobe image, (c) image with Hamming apodization, (d) weighted image ($\gamma_m = 0.2$, $\gamma_d = 0.1$), (e) weighted image ($\gamma_m = 0.1$, $\gamma_d = 0.05$).

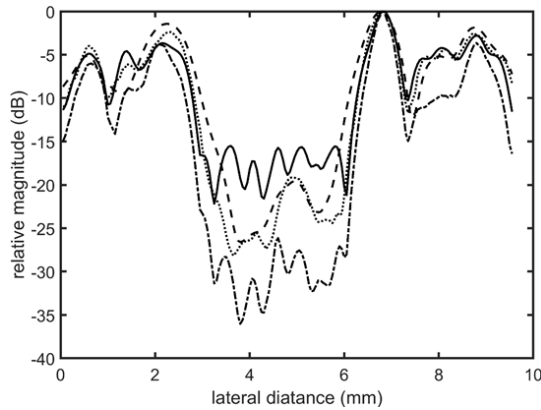


Fig. 13. Comparison of the image magnitude at a boundary of cyst B. conventional image (solid line), main lobe image (dotted), image with Hamming apodization (dashed line), weighted image ($\gamma_m = 0.1$, $\gamma_d = 0.05$) (dash-dotted line).

체를 보면 주엽의 폭이 기존의 영상보다 넓어져 해상도가 떨어짐을 알 수 있다. 영상의 오른쪽의 고반사성 병변의 경우 Fig. 11(b)의 주엽 영상에서 보다 병변의 경계가 퍼져서 나타난다. Fig. 12(d)와 (e)의 가중치 처리를 한 영상은 스펙클 패턴이 기존의 영상과 비슷하면서 스펙클 패턴의 알갱이 모양의 밝은 얼룩 영역 사이의 검은 부분이 더 검게 나타나서 부엽 억제 효과가 있음을 알 수 있다.^[21] 점 반사체 옆으로 어두운 가로 줄이 길게 나타나는데, 이는 점반사체의 측면으로 나타나는 부엽을 크게 억제하기 때문이다. 고반사성 병변의 경우에도 부엽 억제 효과 때문에 경계의 주변이 더욱 어둡게 나타난다. Fig. 12(d)와 (e)의 영상에서 가중치를 조정하면 영상의 특성을 바꿀 수 있음을 알 수 있다.

Fig. 13은 병변 경계에서 대조도를 확인하기 위하여 -20 dB의 밝기를 가지는 B 병변의 가운데를 지나가는 가로축의 단면의 영상의 크기값을 비교하였다. 기존의 영상(실선)의 경우 병변의 경계에서 발생한 부엽이 병변 내부로 들어와서 병변 내부에서의 밝기가 가장 큰 값을 가지며, 해밍창 처리를 한 영상(장점선)의 경우 부엽은 억제되지만, 병변의 경계가 안으로 가장 많이 들어와 있어서 해상도 저하가 있음을 알 수 있다. 가중치 처리를 한 초음파 영상($\gamma_m = 0.1$, $\gamma_d = 0.05$)(장-단점선)의 경우 병변의 경계에서 기울기가 가장 크고, 병변 내부의 밝기 값도 가장 작게 나

Table 1. Evaluation of CR and CNR in hypoechoic cysts A, B, C, (a) conventional image, (b) main lobe image, (c) image with Hamming apodization, (d) weighted image ($\gamma_m = 0.2$, $\gamma_d = 0.1$), (e) weighted image ($\gamma_m = 0.1$, $\gamma_d = 0.05$).

image	CR			CNR		
	A	B	C	A	B	C
(a)	-5.71	-5.59	-2.78	1.90	1.90	1.13
(b)	-21.96	-8.65	-2.84	4.80	2.66	1.21
(c)	-15.01	-8.20	-2.87	3.79	2.69	1.25
(d)	-35.08	-18.81	-6.59	3.62	2.97	1.56
(e)	-23.89	-12.32	-4.71	3.73	2.62	1.41

타서 대조도가 크게 증가했음을 알 수 있다.

Table 1은 저반사성 병변 A, B, C에 대하여 CR, CNR 값을 정리하였다. 기존의 영상[Fig. 12(a)]에서 모든 병변에서 비슷한 CR 값이 나왔다. 이것은 병변 내부의 반사도와 상관없이 병변 경계에서 발생한 부엽이 병변의 내부로 들어온 경우이며, 이때 내부의 밝기는 부엽의 크기에 의하여 결정된다. 주엽 영상의 경우 병변 내부에 부엽이 없으므로 반사도 차이가 영상의 밝기 차이에 반영된다. 주엽 영상에서 병변 A와 B의 CR 값의 차이가 10 dB 이상인 반면 B와 C의 CR 값의 차이는 크지 않았다. 해밍 윈도우 처리와 가중치 처리한 영상에서 CR이 기존의 영상보다 증가하여 주변의 배경에 대하여 병변의 구별이 용이해짐을 확인할 수 있다. Fig. 12(d)와 (e)의 가중치 처리 영상에서 A, B, C의 밝기가 다른 3개의 병변이 각각 10 dB 이상의 CR 값의 차이가 나타난다. CNR의 경우에도 가중치 처리를 한 경우 개선되고 있음을 보여준다.

IV. 토의와 결론

초음파 의료 영상 시스템에서, 수신된 채널 데이터에 수신 집속을 적용한 뒤에 2차원 푸리에 변환하여 얻은 2차원 스펙트럼 영역에서 주엽과 부엽 신호의 크기와 위치를 계산하였다. 주엽과 부엽 스펙트럼의 크기의 비율과 주엽과 부엽의 최대값이 나타나는 위치와 거리를 계산하여 W_{mag} 과 W_{dist} 가중치를 정의하였다.

주엽의 폭을 줄이는 것과 부엽의 크기를 줄이는 것은 서로 상관관계에 있다. 부엽을 억제하는 여러 방법이 연구되었으나, 최소분산집속 방법에서와 같이 부엽을 크게 억제하면 주엽의 폭도 같이 크게 줄어든다. 주엽의 폭을 고려하지 않고 부엽만 억제하는 방법은 초음파 영상의 반사체의 밀도가 큰 영역에서 스펙클 패턴의 변형을 일으켜서 병변 진단에 용이하지 않다. 가중치 처리 방법에서 W_{mag} 는 주로 부엽을 억제하며, W_{dist} 는 주로 주엽의 폭을 줄여주는 특성이 있다. W_{mag} 과 W_{dist} 의 가중치 값과 γ_m 과 γ_d 의 척도값을 결정할 때, 인체에서 받은 데이터를 기반으로 영상에서 해상도와 대조도의 향상을 검토하여 실험적으로 결정해야 한다.

컴퓨터 시뮬레이션에서 2 mm의 간격을 지닌 두 개의 점반사체에서 주엽의 해상도와 부엽의 대조도를 조정할 수 있음을 확인하였다. 또한 6개의 서로 다른 밝기 차를 지닌 종양 팬텀들은 스펙클 특성을 기존의 영상과 크게 바꾸지 않으면서 해상도와 대조도를 증가시켰다.

감사의 글

본 논문은 2023학년도 대전대학교 학술연구비 지원에 의한 것입니다.

References

1. J. A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **39**, 262-267 (1992).
2. D. A. Guenther and W. F. Walker, "Optimal apodization design for medical ultrasound using constrained least squares part II simulation results," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **54**, 343-358 (2007).
3. J. A. Mann and W. F. Walker, "A constrained adaptive beamformer for medical ultrasound: Initial results," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, **2**, 1807-1810 (2002).
4. J. F. Synnevag, A. Austeng, and S. Holm, "Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **56**, 1868-1879 (2009).
5. R. F. Wagner, M. F. Insana, and S. W. Smith, "Fundamental correlation lengths of coherent speckle in medical ultrasonic images," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **35**, 34-44 (1988).
6. Y. Wang, H. Peng, C. Zheng, Z. Han, and H. Qiao, "A dynamic generalized coherence factor for side lobe suppression in ultrasound imaging," *Comput. Biol. Med.* **116**, 103522 (2020).
7. M. A. L. Bell, R. Goswami, J. A. Kisslo, J. J. Dahl, and G. E. Trahey, "Short-lag spatial coherence imaging of cardiac ultrasound data: Initial clinical results," *Ultrasound Med. Biol.* **39**, 1861-1874 (2013).
8. M. A. L. Bell, J. J. Dahl, and G. E. Trahey, "Resolution and brightness characteristics of short-lag spatial coherence (SLSC) images," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **62**, 1265-1276 (2015).
9. T. A. Gallagher, A. J. Nemeth, and L. Hacein-Bey, "An introduction to the Fourier transform: relationship to MRI," *Am. J. Roentgenol.* **190**, 1396-1405 (2008).
10. D. Gottleib, B. Gustafsson, and P. P. Forssen, "On the direct Fourier method for computer tomography," *IEEE Trans. Medical Imag.* **19**, 223-232 (2000).
11. M. M. Bronstein, A. M. Bronstein, M. Zibulevsky, and H. Azhari, "Reconstruction in diffraction ultrasound tomography using nonuniform FFT," *IEEE T-MI*, **21**, 1395-1401 (2002).
12. W. F. Walker and G. E. Trahey, "The application of k-space in pulse echo ultrasound," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **45**, 541-558 (1998).
13. K. Nagai, "A new synthetic-aperture focusing method for ultrasonic B-scan imaging by the Fourier transform," *IEEE Trans. Son. and Ultrason.* **32**, 531-536 (1985).
14. T. Stepinski, "An implementation of synthetic aperture focusing technique in frequency domain," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **54**, 1399-1408 (2007).
15. M. K. Jeong, "A Fourier transform-based sidelobe reduction method in ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **47**, 759-763 (2000).
16. M. K. Jeong and S. J. Kwon, "Estimation of side lobes in ultrasound imaging systems," *Biomed Eng. Lett.* **5**, 229-239 (2015).
17. M. K. Jeong, "Suppression of side lobe and grating lobe in ultrasound medical imaging system" (in Korean), *J. Acoust. Soc. Kr.* **41**, 525-533 (2022).
18. A. Rodriguez-Molares, O. M. H. Rindal, J. D'hooge, S. E. Masoy, A. Austeng, M. A. L. Bell, and H. Torp, "The generalized contrast-to-noise ratio: A formal definition for lesion detectability," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **67**, 745-759 (2019).
19. R. F. Wagner, "Statistics of speckle in ultrasound B-scans," *IEEE Trans. Son. Ultrason.* **30**, 156-163

(1983).

- 20. T. A. Tuthill, R. H. Sperry, and K. J. Parker, "Deviations from Rayleigh statistics in ultrasonic speckle," *Ultrasonic imaging*, **10**, 81-89 (1988).
- 21. M. K. Jeong and S. J. Kwon, "A new method for assessing the performance of signal processing filters in suppressing the side lobe level," *USG*, **40**, 289-300 (2021).

저자 약력

▶ 이 유 림 (Yu Rim Lee)



2023년 ~ 현재 : 대진대학교 휴먼·로봇
융합학부 학사과정
<관심분야> 의료 영상, 초음파 신호처리

▶ 정 목 근 (Mok Kun Jeong)



1988년 : 서울대학교 전기공학과 학사
1990년 : KAIST 전기 및 전자공학과 석사
1995년 : KAIST 전기 및 전자공학과 박사
2023년 ~ 현재 : 대진대학교 전자공학과
교수
<관심분야> 초음파 의료 영상 신호처리,
초음파 수동공동 영상