

구조화 조명 기법을 통한 초음파 영상의 측면 해상도 향상

Improving lateral resolution in ultrasound imaging through structured illumination techniques

최현수,¹ 유재석,^{2,3} 김지훈^{1,4†}

(Hyunsu Choi,¹ Jaesok Yu,^{2,3} and Jihun Kim^{1,4†})

¹강남대학교 시스템및반도체융합공학과, ²DGIST 로봇및기계전자공학과, ³DGIST 인공지능전공,
⁴강남대학교 ICT융합공학부 전자공학전공

(Received July 17, 2024; accepted October 4, 2024)

초 록: 기존의 초음파 이미징은 회절 한계로 인해 공간 분해능이 제한된다. 초음파 지역화 현미경(Ultrasound Localization Microscopy, ULM)은 조영제를 사용하여 이 회절 한계를 극복하고 초고해상도 이미징을 달성할 수 있으나, 주로 혈관 이미징에 제한되며 단일 고해상도 이미지를 생성하기 위해 수만 장의 저해상도 이미지를 획득해야 한다. 이러한 문제를 해결하기 위해, 본 연구는 새로운 초음파 기반 구조화 조명 현미경(ultrasound-based Structured Illumination Microscopy, uSIM) 기법을 제안한다. 본 논문에서 제안한 기법은 초음파 시뮬레이션 및 인체조직 모사 팬텀 실험에서 평가되었으며, 개선된 공간 분해능을 보여주었다. 실험 결과는 uSIM 기법이 특정 조직에 국한되지 않고 개선된 공간 분해능을 달성하며, 고해상도 이미지를 생성하는데 단 9장의 저해상도 영상만 필요함을 보여주었다. 본 기법은 다양한 의료용 초음파 진단 응용 분야에서 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

핵심용어: 초음파 이미징, 초고해상도 이미징, 구조화 조명 현미경, 분해능 개선

ABSTRACT: Conventional ultrasound imaging is limited by the diffraction limit, which constrains its spatial resolution. Although Ultrasound Localization Microscopy (ULM) can overcome this diffraction limit to achieve super-resolution imaging through the use of contrast agents, it is primarily restricted to vascular imaging and requires the acquisition of tens of thousands of low-resolution images to generate a single high-resolution image. To address these challenges, we propose a novel ultrasound-based Structured Illumination Microscopy (uSIM) technique. This method improves lateral resolution as evidenced by both *in-silico* and *in-vitro* phantom experiments. Our results demonstrate that uSIM achieves superior spatial resolution without being confined to specific tissues, requiring only nine images to reconstruct high-resolution image. This proposed technique is expected to be applicable in various medical ultrasound diagnostic applications.

Keywords: Ultrasound imaging, Super-resolution imaging, Structured illumination microscopy, Resolution enhancement

PACS numbers: 43.80.Qf, 43.80.Vj

I. 서 론

의료 초음파 영상은 비 침습적이며 인체에 무해한 특성 덕분에 다양한 의료 분야에서 중요한 역할을 수행해 왔다.^[1,2] 이와 동시에, 더욱 정밀히 간,^[3] 위,^[4]

갑상선^[5] 등에서의 체내 진단을 위해 고분해능의 초음파 영상을 획득할 수 있는 다양한 기법들이 개발되어왔다. 초음파 영상의 공간 분해능은 전송 초음파 중심 주파수의 영향을 받으며, 이는 회절 한계에 의해 크게 제한된다.^[6,7] 그렇기에 초음파 영상의 공

† **Corresponding author:** Jihun Kim (jihunk@kangnam.ac.kr)

Electronic Engineering, Kangnam University, 40, Gangnam-ro, Giheung-gu, Yongin-si, Gyeonggi-do 16979, Republic of Korea
(Tel: 82-31-280-3805, Fax: 82-31-281-3604)



Copyright©2024 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.

간 분해능을 높이는 가장 기본적인 방법은 전송 주파수를 높이는 것이지만, 초음파 전송 주파수를 높일수록 초음파의 전송 깊이는 감소하는 상충 관계가 존재한다.^[8] 하여, 중심 주파수를 유지하며 회절 한계를 뛰어넘기 위한 다양한 초음파 이미징 기법이 개발되었다.^[9-11]

집속 빔 초음파 이미징은 트랜스듀서 배열에 시간 지연을 부여해 원하는 타겟에 초음파 에너지를 집중시키는 기법이다.^[12] 그러나, 영상을 획득할 때 각 초점 지점을 순차적으로 스캔해야 하므로 프레임 속도가 제한적이다. 이후 개발된 평면파 이미징 기법은 넓은 영역에 균일한 초음파를 조사하여, 기존의 집속 빔 기반의 초음파에 비해 빠른 프레임 속도를 달성함과 동시에 유사한 측면 분해능을 보였다.^[13] 이는 평면파 초음파와 함께 동위상 합성 알고리즘에 의해 대비가 개선된 결과이다.^[14] 그러나 공간 분해능은 여전히 회절 한계에 의해 제한된다.^[15]

이를 개선하기 위해 최근 초음파 조영제 기반 초고해상도 초음파 지역화 현미경 기법이 개발되었다.^[16] 혈관에 조영제를 투여한 후 획득한 일련의 초음파 영상 시퀀스는 미세 기포가 위치한 곳에 큰 대비가 발생한다. 각 프레임에서 미세 기포의 중심 위치를 감지하고 추적한 후, 모든 프레임에서 추적된 미세 기포의 위치 정보를 통합하여 하나의 초고해상도 초음파 혈관 영상을 획득한다. 그러나, 한 장의 초고해상도 영상을 얻기 위해 수 만장의 저해상도 초음파 영상 획득을 필요로 하기 때문에 실시간 체내 진단을 위해서는 적합하지 않다. 또한, 초음파 조영제의 투여와 같은 침습적인 방식에 의해 환자에게 다양한 2차 부작용을 일으킬 가능성이 있다.^[17]

이러한 문제를 해결하기 위해, 본 연구에서는 구조화된 초음파 조사 기반 고해상도 초음파 이미징 기법을 제안하였다. 이는 초고해상도 광학 영상 기법 중 하나인 구조화 조명 현미경(Structured Illumination Microscopy, SIM)에 착안하여 개발되었다.^[18] II장에서는 이론 및 실험 방법을 설명하고, III장에서 k-Wave를 이용한 초음파 시뮬레이션 결과 및 인체조직 모사 팬텀 실험 결과를 동위상 평면파 합성 이미징 기법과 비교 분석하였다. 제안한 구조 초음파 전송 기반 고해상도 초음파 이미징 기법은 실시간 이미징을 수행할 수

있었으며, 초음파 중심 주파수의 변화와 관계없이 공간 분해능을 개선할 수 있음을 검증하였다.

II. 방 법

2.1 구조화된 초음파 조사 이미징 기법 이론

SIM은 광학 이미징 시스템에서 공간 분해능의 한계를 극복한 초고해상도 이미징 기법 중 하나이다. 기존의 광학 이미징 시스템은 초음파 필드와 유사하게 광 파장 길이에 따른 물리적 한계로 인해 차단 주파수가 존재하는데, SIM은 이러한 한계를 넘어서는 이미징 기법이다.

Fig. 1은 SIM을 구현하기 위한 핵심 원리를 보여준다. 대상에 조사되는 조명을 위상 격자로 정밀하게

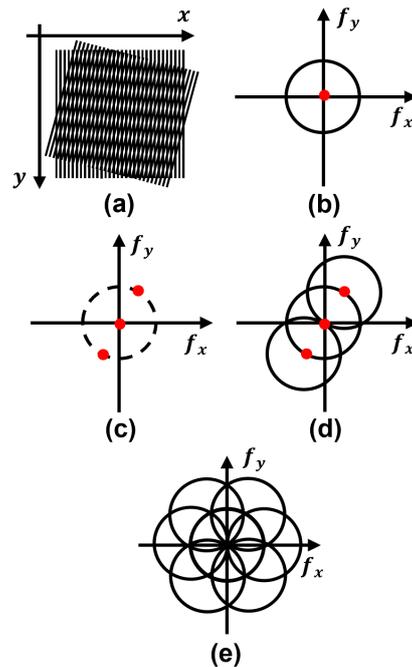


Fig. 1. (Color available online) Basic principle of structured illumination microscopy (SIM). (a) Moiré pattern generated by different structured illumination patterns. (b) Frequency response of conventional ultrasound imaging, limited by the diffraction limit. (c) High-frequency components are captured by applying a structured ultrasound beam at a steering angle of 45 degrees. (d) Compounded frequency response after combining high-frequency components from (c). (e) Frequency compounding using multiple structured beam angles, demonstrates the enhanced capacity for high-frequency components, thereby achieving super-resolution imaging.

조정하여 주기적으로 촘촘히 반복되는 패턴을 생성한 후 물체에 조사한다. 이 방법을 통해 획득한 영상에는 물체의 구조와 조명 패턴이 겹쳐지면서 Moiré 패턴이라 불리는 간섭 무늬가 형성됨을 관찰할 수 있다[Fig. 1(a)]. Fig. 1(b)~(e)의 그래프는 이러한 Moiré 효과를 이용한 SIM 기법의 복원 과정을 주파수 영역의 신호 스펙트럼으로 나타내며, x축은 수평 방향, y축은 수직 방향의 공간 주파수를 의미한다. Fig. 1(a)를 주파수 영역에서 신호 스펙트럼으로서 나타낸다면, 기존 차단 주파수 값을 가지는 대칭 위치에 구성요소를 생성하며, 전통적인 이미징 기법으로는 감지할 수 없는 고해상도 정보를 포함한다[Fig. 1(b), (c)]. 이러한 고주파수 요소들은 더 높은 공간 분해능을 달성하는 데 활용된다. 또한, 3개의 조사 각도와 3번의 위상 이동을 적용하여 다양한 고주파수 정보들을 획득하고, 이를 필터링한 후 통합함으로써 이론적으로 두 배의 공간 분해능을 달성한다[Fig. 1(d), (e)].

2.2 구조화된 초음파 조사 이미징 기법 이론

위에서 설명한 광학 SIM 기법에 착안하여, 본 연구에서는 초음파 전송 필드를 정밀하게 조절하여 구조화된 초음파 빔 패턴을 구성함으로써 초음파 영상의 공간 분해능을 개선하였다.

Fig. 2는 각각 다른 아포다이제이션 함수를 사용하여 생성된 초음파 빔 패턴을 보여준다. Fig. 2(a)는 전통적인 평면파의 초음파 빔 패턴을 나타내며, 균일한

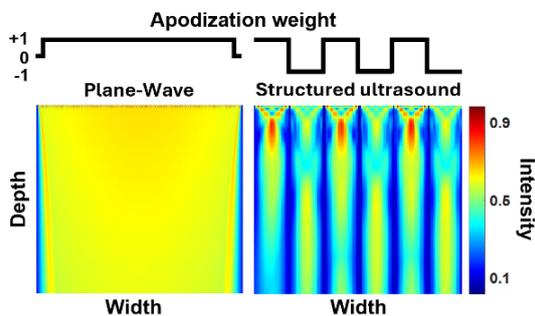


Fig. 2. (Color available online) Comparison of ultrasound beam patterns generated by different apodization functions in simulation: (a) Plane-wave ultrasound, showing a uniform intensity distribution, and (b) Structured ultrasound, generated using a Heaviside apodization function, displaying periodic high-intensity peaks.

강도 분포를 보여준다. Fig. 2(b)는 Heaviside 함수를 적용하여 구조화된 초음파 빔 패턴을 나타낸다. 이 경우, 초음파 전송 시 각 소자에서의 신호 위상을 주기적으로 반전시켰다. 아포다이제이션이 +1과 -1인 두 소자사이의 신호는 정반대의 위상을 가지며, 이로 인해 상쇄 간섭 현상이 발생한다. 이러한 상쇄가 발생하는 위치에서는 합성된 신호의 진폭이 최소화되어 반복적인 피크 패턴이 형성된다. 이를 통해 주기적으로 반복되는 초음파 빔 패턴을 달성할 수 있다.

2.3 구조 초음파 전송을 통한 저해상도 초음파 영상 획득 및 고해상도 영상 복원 알고리즘

Fig. 3(a)는 구조화된 초음파 조명을 위해 동위상 및 직교(In-phase and Quadrature, IQ) 신호 획득하는

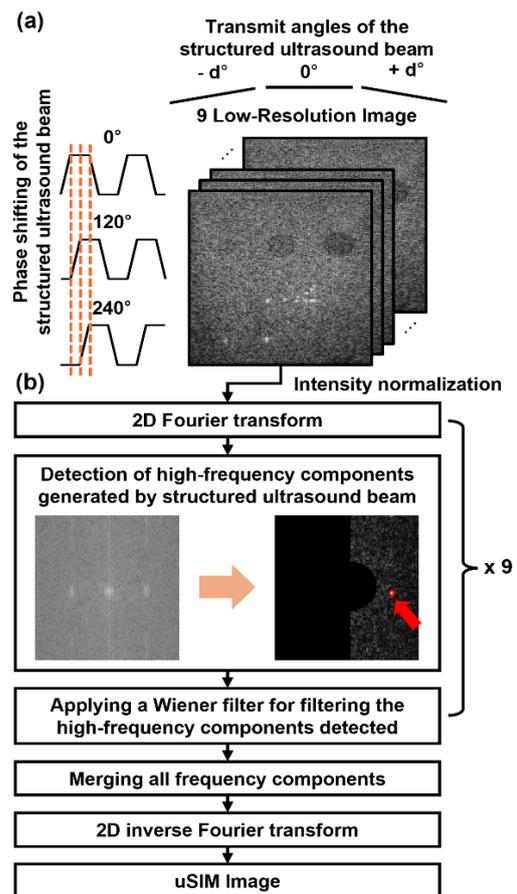


Fig. 3. (Color available online) Workflow for ultrasound structured illumination and reconstruction of uSIM image: (a) Transmit sequences of structured ultrasound, and (b) procedure for the reconstruction of uSIM image.

전송 시퀀스를 보여준다. 먼저, 구조화된 초음파는 $-d^\circ, 0^\circ, +d^\circ$ 의 세 가지 조사 각도에서 전송된다. 각 조사 각도에서 구조화된 초음파 빔의 위상은 측면으로 이동되며, 적용된 위상은 각각 $0^\circ, 120^\circ, 240^\circ$ 이다. 해당 위상은 전체 위상 360° 범위 내에서 세 번의 데이터 수집만으로 반사파의 위상 변화에 따른 초음파 이미지의 공간적 세부 정보를 균일하게 획득하기 위해 결정하였다. 이러한 세 가지 조사 각도와 세 가지 위상 변화를 조합하여 총 9개의 RF 원시 신호(Radio Frequency, RF)를 획득하였다. RF 데이터는 전통적인 지연 합 빔포밍 기법을 통해 IQ 데이터로 변환되었다. 이후, IQ 데이터의 절댓값을 취해 강도 데이터로 변환한 후, 각 저해상도 영상을 0에서 1 사이의 값을 가지도록 정규화 하였다.

Fig. 3(b)는 고해상도 초음파 영상 획득을 위한 영상 처리 절차를 보여준다.^[19] 획득된 저해상도 초음파 영상 각각에 2D 푸리에 변환(2D Fourier Transform)을 적용하였다. 공간 주파수 영역에서 고주파 성분을 검출하기 위해, 원점 주파수 성분을 중심으로 좌측 영역을 필터링하여 제거하였다. 이후, 해당 초음파 영상 시스템의 점 확산 함수(Point Spread Function, PSF)에서 경계 주파수를 도출한 후, 이를 차단 주파수로 적용한 고역 통과 필터를 적용하였다. 이를 통해 구조화된 초음파 조사 패턴에 의해 생성된 고주파 성분을 검출할 수 있었다.

동일한 조사 각도에서 획득한 서로 다른 위상의 영상 데이터들은 주파수 영역의 원점 대칭 성질을 이용하여 신호 스펙트럼에서 강조된 요소의 위치를 추정하였다. 이렇게 검출된 고주파 성분에 Wiener 필터를 적용하였다.^[20] Wiener 필터링 기법은 신호와 잡음의 전력 스펙트럼 정보를 이용하여 필터링을 수행하며, 원래의 신호를 가능한 한 왜곡 없이 복원하고 잡음을 최소화하는 데 중점을 둔다. 최종적으로, 각각의 저해상도 초음파 영상 데이터에서 추출한 고주파 성분들을 통합한 후, 역 푸리에 변환을 통해 고해상도 초음파 영상을 복원하였다.

추가적으로, 제안한 기법의 성능을 비교 검증하기 위해 전통적인 동위상 평면파 합성 초음파 이미징을 수행하였다. 평면파 이미징 기법은 평면파 전송 각도 -4° 부터 4° 까지 1° 의 스텝 크기로 획득된 총 9

개의 IQ데이터를 동위상 합성하여 수행되었다.

2.4 실험 환경

본 연구에서 제안한 기법을 검증하기 위해 컴퓨터 시뮬레이션 및 조직 모사 팬텀을 이용한 실험을 진행하였다.

컴퓨터 시뮬레이션 기반 실험을 위해 MATLAB의 k-Wave toolbox를 활용하였다.^[21] Verasonics사의 L22-14vX 선형 트랜스듀서를 모델링 하였으며, 중심 주파수는 15.625 MHz로 지정하였다. 이미징 필드 크기는 $11 \text{ mm} \times 13 \text{ mm}$ 로 설정하였다. 또한, 공간 분해능 및 대조도 평가를 위해, 무반향 및 고 반향 낭종과 점 반사체를 위치시켰다.

조직 모사 팬텀을 이용한 실험을 위해 다목적 초음파 팬텀(040GSE, CIRS Inc.)과 연구용 초음파 이미징 플랫폼(Vatage256, Verasonics Inc.)을 사용하였다. 다목적 초음파 팬텀의 규격은 $178 \text{ mm} \times 127 \text{ mm} \times 203 \text{ mm}$ 이며, 2 MHz부터 18 MHz 범위의 표준 진단용 초음파 프로브의 초음파 이미징 성능 평가를 할 수 있다. 본 실험은 중심 주파수 6.25 MHz 선형 초음파 트랜스듀서(GE9LD, GE Inc.)를 사용하였다. $43 \text{ mm} \times 43 \text{ mm}$ 의 관심 영역을 지정하여 영상을 복원하였으며, 직경이 $80 \mu\text{m}$ 인 와이어 타겟이 30 mm 깊이에 위치하도록 하였다.

2.5 평가 지표

본 연구에서 제안한 기법을 통해 복원된 고해상도 초음파 영상의 성능을 정량적으로 평가하였다. 공간 분해능을 비교하기 위해 점 반사체의 측 및 측 방향에서 반치전폭(Full-Width at Half-Maximum, FWHM)을 측정하였다. 또한, 무 반향 낭종 영역과 같은 깊이의 조직 영역에서 조직 대비 대조 비율(Contrast-to-Tissue Ratio, CTR)을 다음의 수식을 통해 측정하였다.^[22,23] 여기서 μ_i 는 대조도 측정 영역의 평균값, μ_o 는 조직 영역의 평균값, σ_i^2 는 대조도 측정 영역의 분산 값, σ_o^2 는 조직 영역의 분산 값이다.

$$CTR = \frac{|\mu_i - \mu_o|}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_o^2}}. \quad (1)$$

III. 실험 결과

3.1 구조화된 초음파 빔 조사 각도 결정을 위한 광학 기반 SIM 시뮬레이션

전통적인 광학 기반 SIM은 표면을 기준으로 0° , $\pm 45^\circ$ 로 패턴화된 조명을 조사한다. 하지만, 초음파 이미징에서는 타겟을 기준으로 상부에서 깊이 방향으로 신호를 송수신하기 때문에 45° 이상의 초음파 조사 각도는 유의미한 이미징 필드 크기를 획득할 수 없다.

본 연구에서는 USC-SIPI 레나 영상과 주기적으로 반복되는 패턴이 포함된 영상을 이용하여 광학 기반 SIM을 이용해 조사 각도에 따른 공간 분해능 개선 효과를 평가하였다. 영상의 상부면을 기준으로 0° 와 $\pm 5^\circ$, $\pm 25^\circ$, $\pm 45^\circ$ 의 세 가지 조사 각도에서 획득된 데이터를 기반으로 SIM 영상을 복원하였고, 측 및 축 방향의 공간 분해능 변화를 분석하였다.

Fig. 4(a)는 전통적인 광학 이미징 기법을 통해 획득된 영상을 보여준다. Fig. 4(b)는 0° , $\pm 45^\circ$ 의 조사 각도로 획득된 SIM 영상을 제시한다. Figs. 4(c), 4(d)는 Fig. 4(b)에서 빨간 점선을 따라 측정된 측 및 축 방향

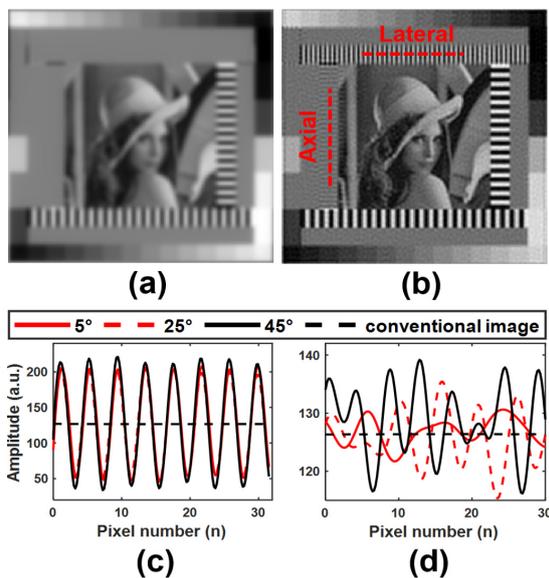


Fig. 4. (Color available online) Analysis of the effect of steering angles of the structured beam in optical-based SIM simulation: (a) Conventional optical microscopic image, (b) SIM image acquired using illumination angles of $\pm 45^\circ$ and 0° . Intensity profiles in the (c) lateral and (d) axial directions were acquired along the red dotted lines in (b).

강도 프로파일을 나타낸다. 측 방향에서는 조사 각도와 무관하게 모두 일정한 패턴을 복원할 수 있음을 확인하였다. 반면에 축 방향에서는 조사 각도가 클수록 패턴을 명확히 복원할 수 있었다. 그러나 조사 각도가 커질수록 초음파 이미징 필드의 크기는 91.25% (5°)에서 53.27% (25°)까지 감소한다. 또한, 조사 각도가 수직(0°)에서 벗어날수록 초음파 신호의 수신 강도가 급격히 감소하는 산란 이미징의 특성을 고려하여, 본 논문에서는 구조화된 초음파의 조사 각도를 5° 로 결정하였다.

3.2 시뮬레이션을 통한 uSIM 이미징 기법 평가

초음파 조사 각도를 결정한 후 k-Wave를 이용해 uSIM 기법 평가를 위한 시뮬레이션을 진행하였다 (Fig. 5). 노란색 박스 영역은 확대하여 묘사하였다. Fig. 5(a)는 전통적인 평면파 기반 초음파 이미징 기

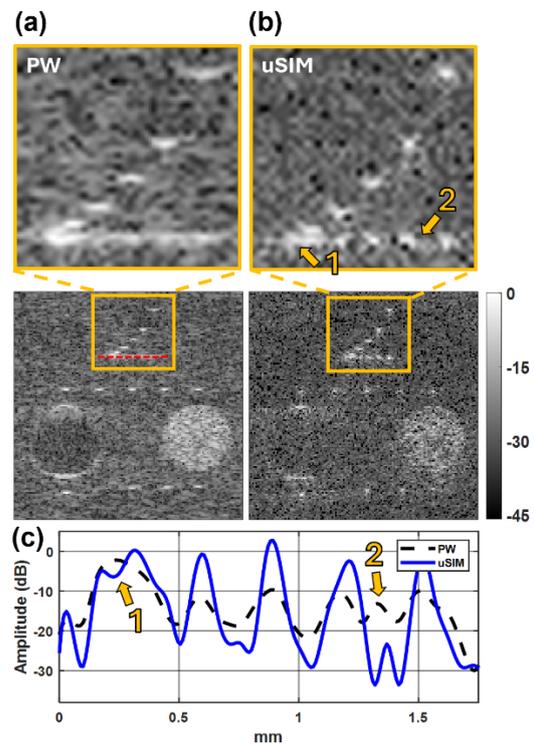


Fig. 5. (Color available online) Reconstruction results based on plane-wave and ultrasound structured illumination microscopy (uSIM) in silico phantom: (a) B-mode image acquired by transmitting plane-waves (PW). (b) uSIM image acquired by transmitting structured ultrasound. (c) Intensity profiles along the yellow dotted lines in (a) and (b).

법에 의해 복원된 B-mode 초음파 영상을 보여준다. Fig. 5(b)는 uSIM 기법을 통해 복원된 B-mode 초음파 영상을 제시한다. 노란색 박스로 표시된 영역에서 복원된 점 반사체가 uSIM 영상에서 잘 구분됨을 관찰할 수 있다. 또한, Fig. 5(a)에서 표시된 붉은 점선을 따라 획득된 강도 프로파일은 uSIM 기법이 전통적인 초음파 이미징 기법으로는 구분할 수 없었던 점 반사체를 구분할 수 있음을 보여주었다[Fig. 5(c)].

추가로, 정량적 평가를 위해 점 반사체의 평균 FWHM과 낭종 영역에서의 CTR을 측정하였다. 평면파 초음파 이미징 기법과 uSIM 기법을 통해 복원된 점 반사체 평균 FWHM은 각각 $242.46 \mu\text{m}$, $173.47 \mu\text{m}$ 로 측정되었다. 이에 따라, 측면 해상도는 uSIM 기법에서 약 28% 개선됨을 확인하였다. 그러나, CTR의 경우 기존 기법과 비교하여 -2.29 dB 에서 -8.6 dB 로 악화되었다. 이는 uSIM 기법을 통해 조직 영역에서의 산란자에 대한 잡음 신호가 증가한 이유 때문이다.

3.3 조직 모사 팬텀을 이용한 uSIM 기법 평가

uSIM 기법의 평가를 위해 초음파 이미징 플랫폼

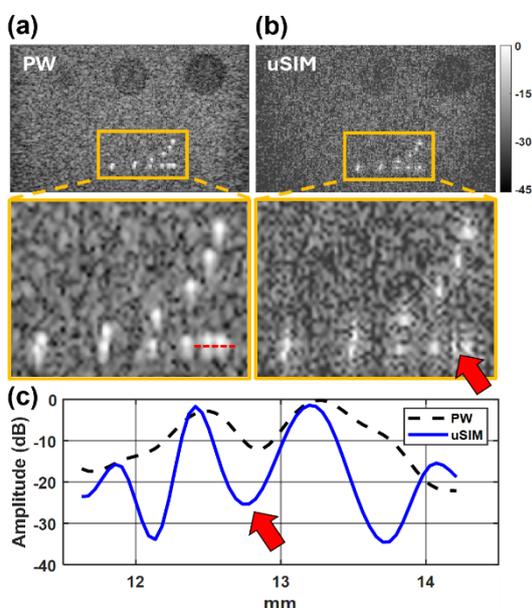


Fig. 6. (Color available online) Comparison of B-mode images and intensity profiles using Plane-Wave and uSIM techniques: B-mode images acquired using the (a) PW and (b) uSIM techniques. (c) Intensity profiles along the red dotted line indicated in the inset image of (a).

을 이용해 조직 모사 팬텀을 이미징 하였다. 해당 실험은 기존의 평면파 초음파 이미징 기법과 비교 평가하였다(Fig. 6). Figs. 6(a), (b)에서 나타난 바와 같이, uSIM 기법은 점 반사체에 대해 더 높은 측면 해상도를 보여주었다. 평면파 및 uSIM 기법에서 측정된 평균 FWHM은 각각 $932.61 \mu\text{m}$, $791.29 \mu\text{m}$ 이다(15% 개선). 또한, Fig. 6(a)의 점 반사체 영역에서 붉은 점선을 따라 강도 프로파일을 측정하였다. 붉은 화살표로 표시된 바와 같이, 평면파 초음파 이미징 기법과 달리 uSIM 기법은 밀접하게 위치한 두 점 반사체를 원활히 분리해 냄을 보여주었다. 그러나, CTR은 시뮬레이션 결과와 유사하게 악화되는 결과를 도출하였다($-0.22 \text{ dB} \rightarrow -1.6 \text{ dB}$).

IV. 결론 및 토론

본 연구에서는 구조화된 초음파 전송과 전통적인 SIM 복원 기법을 이용하여 초음파 영상의 공간 분해능을 향상시키는 새로운 고해상도 초음파 이미징 기법을 제안하고 논증하였다. 구조화된 초음파의 적절한 조사 각도를 결정하기 위해, 조사 각도에 따른 분해능 개선 결과를 평가하였다(Fig. 4). 또한, 초음파 이미징 시뮬레이션을 통해 uSIM 기법이 측면 해상도를 개선할 수 있음을 확인하였다(Fig. 5). 이후, 초음파 이미징 플랫폼을 통해 조직 모사 팬텀을 uSIM 기법을 통해 영상을 획득하였다(Fig. 6). 결과적으로, 사용된 초음파 트랜스듀서의 주파수와 관계없이 측면 해상도의 향상을 확인하였다. 향후 체내 실험을 통해 uSIM 기법의 실현 가능성을 검증하고, 이를 통해 다양한 의료 초음파 진단 영역에서 중요한 역할을 할 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구에서 분석한 평면파 초음파 이미 및 uSIM 기법은 공통적으로 초음파 영상을 복원하기 위해 9 번의 초음파 송수신을 요구한다. 이는 두 이미징 기법의 프레임 획득 속도가 동일함을 의미한다. 동일한 시간 동안 획득한 영상 데이터를 바탕으로 본 연구에서 제안한 uSIM 기법은 평면파 초음파 이미징 기법 보다 더 높은 분해능의 B-mode 영상을 복원할 수 있는 능력을 보여주었다.

본 연구는 초음파 영상의 공간 분해능을 향상시키

는 데 있어 중요한 진전을 이루었으나, 여전히 해결해야 할 과제들이 남아있다. 우선, 영상의 CTR이 기존 이미징 기법에 비해 저하되었다(Figs. 5와 6). 이는 증폭된 잡음 수준에 따른 결과인데, uSIM 복원 과정 중 고주파수 성분을 필터링하는 단계에서 노이즈가 완전히 제거되지 못했다. 또한, 고주파수 정보가 포함됨에 따라 영상의 세밀한 부분이 더 잘 드러나게 되어 배경, 즉 조직의 산란 영역의 미세한 구조나 경계가 명확히 드러났다. 또한, 구조화된 초음파 송수신 시 강한 세기의 구조화된 패턴의 데이터를 원활히 획득하지 못하였다. 이는 구조화된 초음파 신호 송수신시 충분한 신호 강도를 확보하지 못해 일부 데이터가 손실되었기 때문이다. 이를 해결하기 위해, 초음파 이미징 프레임 속도를 감소시키더라도 각각의 초음파 조사 각도에서 구조화된 초음파를 여러 번 송수신하여 획득된 데이터의 평균치를 사용하는 방식을 통해 신호 대 잡음비를 높이는 방법 등을 시도해볼 수 있다. 또한, 딥러닝 모델 기반의 uSIM 영상 복원 기법을 통해 이를 해결할 수 있을 것으로 기대된다.^[24]

감사의 글

본 연구는 한국연구재단의 지원(1711195546)과(2022학년도) 강남대학교 교내연구비 지원에 의해 수행되었음

References

1. P. J. Frinking, I. Tardy, M. Théraulaz, M. Arditi, J. Powers, S. Pochon, and F. Tranquart, "Effects of acoustic radiation force on the binding efficiency of BR55, a VEGFR2-specific ultrasound contrast agent," *Ultrasound Med Biol.* **38**, 1460-1469 (2012).
2. R. M. Sigrist, J. Liao, A. E. Kaffas, M. C. Chammas, and J. K. Willmann, "Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications," *Theranostics*, **7**, 1303 (2017).
3. G. Ferraioli and L. B. S. Monteiro, "Ultrasound-based techniques for the diagnosis of liver steatosis," *World J. Gastroenterol.* **25**, 6053 (2019).
4. H. Carp, A. Jayaram, and M. Stoll, "Ultrasound examination of the stomach contents of parturients," *Anesth. Analg.* **74**, 683-687 (1992).
5. J. P. Brito, M. R. Gionfriddo, A. A. Nofal, K. R. Boehmer, A. L. Leppin, C. Reading, M. Callstrom, T. A. Elraiyah, L. J. Prokop, M. N. Stan, M. H. Murad, J. C. Morris, and V. M. Montori, "The accuracy of thyroid nodule ultrasound to predict thyroid cancer: systematic review and meta-analysis," *J. Clin. Endocrinol Metab.* **99**, 1253-1263 (2014).
6. R. A. Harris, D. Follett, M. Halliwell, and P. Wells, "Ultimate limits in ultrasonic imaging resolution," *Ultrasound Med Biol.* **17**, 547-558 (1991).
7. Y. Pei, M.-Y. Wei, B. Cheng, Y. Liu, Z. Xie, K. Nguyen, and B. Yuan, "High resolution imaging beyond the acoustic diffraction limit in deep tissue via ultrasound-switchable NIR fluorescence," *Sci. Rep.* **4**, 4690 (2014).
8. W. D. O'Brien Jr, "Ultrasound-biophysics mechanisms," *Prog. Biophys. Mol. Biol.* **93**, 212-255 (2007).
9. A. Bar-Zion, O. Solomon, C. Tremblay-Darveau, D. Adam, and Y. C. Eldar, "SUSHI: Sparsity-based ultrasound super-resolution hemodynamic imaging," *T-UFFC*, **65**, 2365-2380 (2018).
10. A. Bar-Zion, C. Tremblay-Darveau, O. Solomon, D. Adam, and Y. C. Eldar, "Fast vascular ultrasound imaging with enhanced spatial resolution and background rejection," *IEEE Trans. Med. Imaging*, **36**, 169-180 (2016).
11. K. Christensen-Jeffries, O. Couture, P. A. Dayton, Y. C. Eldar, K. Hynynen, F. Kiessling, M. O'Reilly, G. F. Pinton, G. Schmitz, M.-X. Tang, M. Tanter, and R. J. G. van Sloun, "Super-resolution ultrasound imaging," *Ultrasound Med Biol.* **46**, 865-891 (2020).
12. T. L. Szabo, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out* (Elsevier, Amsterdam, 2004), pp. 549.
13. G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N. Benech, and M. Fink, "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography," *T-UFFC*, **56**, 489-506 (2009).
14. M. Berson, A. Roncin, and L. Pouchot, "Compound scanning with an electrically steered beam," *Ultrason. Imaging*, **3**, 303-308 (1981).
15. B. Denarie, T. A. Tangen, I. K. Ekroll, N. Rolim, H. Torp, T. Bjåstad, and L. Lovstakken, "Coherent plane wave compounding for very high frame rate ultrasonography of rapidly moving targets," *IEEE Trans. Med. Imaging*, **32**, 1265-1276 (2013).
16. C. Errico, J. Pierre, S. Pezet, Y. Desailly, Z. Lenkei, O. Couture, and M. Tanter, "Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging," *Nature*, **527**, 499-504 (2015).
17. C. Hu, Y. Feng, P. Huang, and J. Jin, "Adverse reactions after the use of SonoVue contrast agent:

- Characteristics and nursing care experience,” *Medicine*, **98**, e17745 (2019).
18. M. G. Gustafsson, “Surpassing the lateral resolution limit by a factor of two using structured illumination microscopy,” *J. Microsc.* **198**, 82-87 (2000).
 19. A. Lal, C. Shan, and P. Xi, “Structured illumination microscopy image reconstruction algorithm,” *IEEE J. Sel. Top. Quant.* **22**, 50-63 (2016).
 20. N. Wiener, *Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series: with Engineering Applications* (The MIT Press, Cambridge, 1949), pp. 163.
 21. B. E. Treeby and B. T. Cox, “k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields,” *J. Biomed. Opt.* **15**, 021314-021314-12 (2010).
 22. A. Rodriguez-Molares, O. M. H. Rindal, J. D’hooge, S.-E. Måsøy, A. Austeng, and H. Torp, “The generalized contrast-to-noise ratio,” *Proc. IUS*, 1-4 (2018).
 23. M. Patterson and F. Foster, “The improvement and quantitative assessment of B-mode images produced by an annular array/cone hybrid,” *Ultrason. Imaging*, **5**, 195-212 (1983).
 24. L. Jin, B. Liu, F. Zhao, S. Hahn, B. Dong, R. Song, T. C. Elston, Y. Xu, and K. M. Hahn, “Deep learning enables structured illumination microscopy with low light levels and enhanced speed,” *Nat. Commun.* **11**, 193 (2020).

▶ 김 지 훈 (Jihun Kim)



2015년 2월 : 한남대학교 전자공학과 학사
 2019년 8월 : DGIST 정보통신융합전공 박사
 2020년 12월 : Post-doc, Department of Aerospace & Mechanical Engineering, University of Notre Dame, USA
 2022년 3월 : Post-doc, Department of Electrical & Computer Engineering, University of Illinois at Urbana-Champaign, USA
 2022년 4월 ~ 현재 : 강남대학교 ICT융합공학부 전자공학전공 조교수

저자 약력

▶ 최 현 수 (Hyunsu Choi)



2023년 2월 : 강남대학교 IoT전자공학과 학사
 2023년 3월 ~ 현재 : 강남대학교 시스템 및 반도체융합공학과 석사과정

▶ 유 재 석 (Jaesok Yu)



2009년 2월 : 서강대학교 전자공학과 학사
 2011년 2월 : 서강대학교 전자공학과 석사
 2018년 5월 : Ph.D., Department of Bioengineering, University of Pittsburgh, USA
 2019년 11월 : Post-doc, Department of Electrical and Computer Engineering, Georgia Institute of Technology, USA
 2019년 12월 ~ 현재 : DGIST 로봇 및 기계전자공학과 인공지능전공 조교수