

축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 기반의 횡탄성 영상 기법

Shear-wave elasticity imaging with axial sub-Nyquist sampling

오우진,¹ 윤희철[†]

(Woojin Oh¹ and Heechul Yoon^{1†})

¹단국대학교 전자전기공학과

(Received June 30, 2023; accepted August 18, 2023)

초 록: 탄성 영상과 미세 혈류 도플러 영상과 같은 기능성 초음파 영상은 조직의 기계적, 기능적 정보를 제공함으로써 진단 성능을 향상시킨다. 그러나 기능성 초음파 영상의 구현은 데이터 획득 및 처리 시 대용량 데이터 저장과 같은 한계를 야기한다. 본 논문에서는 효율적인 횡탄성 영상 기법을 위해 데이터 획득 양을 절감시키는 서브 나이퀴스트 접근법을 제안한다. 제안하는 방법은 기존 나이퀴스트 샘플링 속도보다 1/3배 낮은 샘플링 속도로 데이터를 획득하고, 주파수 스펙트럼의 주기성을 이용하여 대역 통과 필터링 기반의 보간을 통해 재구성된 Radio Frequency(RF) 신호를 사용하여 횡파 신호를 추적한다. 이때 RF 신호는 67% 미만의 비대역폭으로 제한된다. 제안하는 접근법을 검증하기 위해 기존 샘플링 속도로 획득한 횡파 추적 데이터를 이용하여 서브 나이퀴스트 샘플링된 RF 신호를 재현하고, 기존 접근법과 횡파 속도 영상을 재구성한다. 정량적 평가를 위해 재구성한 횡파 속도 영상의 군속도, 대조도 잡음 비, 그리고 구조적 유사성 지수를 비교하였다. 우리는 서브 나이퀴스트 샘플링 기반 횡탄성 영상의 가능성을 정성적, 정량적으로 입증하였고, 향후 실시간 3차원 횡탄성 영상 기술에 유용하게 적용 가능할 것으로 기대된다.

핵심용어: 횡탄성 영상, 서브 나이퀴스트 샘플링, 대역 통과 샘플링, 계산 복잡성

ABSTRACT: Functional ultrasound imaging, such as elasticity imaging and micro-blood flow Doppler imaging, enhances diagnostic capability by providing useful mechanical and functional information about tissues. However, the implementation of functional ultrasound imaging poses limitations such as the storage of vast amounts of data in Radio Frequency (RF) data acquisition and processing. In this paper, we propose a sub-Nyquist approach that reduces the amount of acquired axial samples for efficient shear-wave elasticity imaging. The proposed method acquires data at a sampling rate one-third lower than the conventional Nyquist sampling rate and tracks shear-wave signals through RF signals reconstructed using band-pass filtering-based interpolation. In this approach, the RF signal is assumed to have a fractional bandwidth of 67%. To validate the approach, we reconstruct the shear-wave velocity images using shear-wave tracking data obtained by conventional and proposed approaches, and compare the group velocity, contrast-to-noise ratio, and structural similarity index measurement. We qualitatively and quantitatively demonstrate the potential of sub-Nyquist sampling-based shear-wave elasticity imaging, indicating that our approach could be practically useful in three-dimensional shear-wave elasticity imaging, where a massive amount of ultrasound data is required.

Keywords: Shear-wave elasticity imaging, Sub-Nyquist sampling, Bandpass sampling, Computational complexity

PACS numbers: 43.35.MR, 43.35.Cg

I. 서 론

초음파 횡탄성 영상은 비침습적 진단 방식으로 조

직의 탄성을 정량적으로 평가하여 B-모드 영상에서 구분하기 어려운 간 섬유화, 유방 종양을 포함한 질병 진단에 유용하게 활용된다.^[1-4] 일반적으로 암과

†Corresponding author: Heechul Yoon (heechul.yoon@dankook.ac.kr)

School of Electronics and Electrical Engineering, Dankook University, 152 Jukjeon-ro, Suji-gu, Yongin-si, 16890, Republic of Korea
(Tel: 82-31-3606, Fax: 82-31-8021-7219)



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.

같은 비정상 조직은 주변 정상 조직에 비해 단단하다는 특성을 가지고 단단한 조직에서의 횡파는 더 빠르게 전파한다. 이는 전단 탄성 계수(G)와 영률(E)의 관계인 Eq. (1)에 의해 설명할 수 있으며, 연조직이 선형성, 탄력성, 비압축성, 등방성임을 가정한다.^[5,6]

$$E = 3G = 3\rho C_s^2, \quad (1)$$

여기서 조직 밀도(ρ)는 일반적으로 연조직에서 $1,000 \text{ kg/m}^3$ 을 가정하며, 횡파의 전파 속도(C_s)는 단단함의 정도를 나타내는 영률과 비례한다.

횡탄성 영상의 원리는 초음파 집속을 통해 음향 복사력을 발생시켜 연조직에 횡파를 유도하고, 유도된 횡파의 속도를 추적하여 조직의 탄성 변형을 정량적으로 측정한다.^[7] 음향 복사력의 수직 방향으로 전파하는 횡파를 추적하기 위해 초고속 초음파 이미징을 이용하여 횡파의 전파 영상 데이터를 획득한다.^[8] 획득한 횡파의 전파 영상 데이터를 이용하여 음향 복사력으로 인해 유도된 국소 조직의 변위를 측정하여 축방향 매질 속도를 계산한다.^[9,10] 여기서 추정된 매질 속도는 횡파 신호를 의미하며, 교차-상관 방법으로 횡파의 속도를 추정하고 횡파 속도 영상을 재구성한다.^[11,12]

이러한 횡탄성 영상의 구현은 횡파의 추적 과정에서 높은 프레임 속도와 샘플링 속도로 많은 양의 데이터를 요구한다. 특히 힘줄, 안구 등과 같은 얇은 조직에서의 횡탄성 영상을 얻기 위해서는 고해상도 영상을 필요로 하여 고주파수를 사용하게 된다.^[13,14] 이에 따라 고주파수를 필요로 하는 횡탄성 영상에서의 경우, 나이퀴스트 샘플링 조건을 만족하기 위해 높은 샘플링 주파수를 요구한다. 더불어 Two Dimension (2D) 배열 변환자를 이용한 Three Dimension (3D) 횡탄성 영상에서는 많은 양의 데이터 전송을 요구하고, 길어지는 데이터 획득 시간과 복잡한 연산 과정으로 인해 실시간 초음파 영상에서의 한계를 가져온다.^[15-18]

이러한 한계를 완화하기 위해 적은 양의 데이터로도 신호를 복원할 수 있는 연구들이 다양하게 이루어지고 있다.^[19-25] 그 중 무선 통신 분야에서 제안된 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법은 낮은 데이터율로 수행되어 전력 소비, 신호처리, 데이터 전송 및 저장

방면에서의 효율적으로 문제를 완화시킨다.^[26,27] 이 접근 방식은 초음파 영상에서도 적용되었으며, 고주파 초음파 영상,^[20,21] 딥러닝 접근 방식을 통한 B-모드 영상,^[22] 압축 초음파 이미징을 통한 초고해상도 영상,^[23] 푸리에 영역 빔포밍을 통한 체적 초음파 영상,^[24] 그리고 경동맥 생체 실험을 통한 컬러 및 벡터 도플러 영상^[25]에서도 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법의 효과는 입증되었다.

본 논문에서는 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 기법을 통해 초고속 초음파 기반의 횡탄성 영상에서 획득되는 데이터 양을 효과적으로 감소하고자 하며, 위상 변동에 민감한 횡탄성 영상에서의 해당 기법의 적용 및 활용 가능성을 검증하였다. 본 논문의 구성은 II장에서는 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법을 이론적으로 검토하고, 이를 초음파 횡탄성 영상에 적용하여 횡탄성 속도 영상을 재구성하기까지의 과정을 설명한다. 생체 외 실험에 대한 스펙트럼 분석 및 결과는 III장에 제시한다. 마지막으로 IV장에서 본 논문을 마무리한다.

II. 이 론

2.1 서브 나이퀴스트 샘플링 이론

초음파 영상에서 신호의 주파수 중첩으로 인하여 일리어싱을 방지하기 위해 나이퀴스트 샘플링 정리에 따라 송신 신호 주파수의 4배 속도로 샘플링하고, 이는 200%의 비대역폭(Fractional BandWidth, FBW)에서도 허용된다.^[28] 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링은 송신 신호 주파수의 4/3배 속도로 샘플링하고, 획득 Radio Frequency(RF) 신호의 비대역폭은 67% 미만으로 제한된다.^[20,21] 제한된 67%의 FBW으로도 초음파 B-모드 영상에서 공간 해상도와 대조도는 유지된다.^[21]

나이퀴스트율(Nyquist rate)보다 낮은 샘플링 주파수(f_s)는 반복되는 주파수 스펙트럼이 중첩되는 에일리어싱 현상을 초래한다. 이때, 반복되는 스펙트럼의 영역은 다음 방정식으로 표현된다.^[26]

$$Nyquist \text{ zones} = \begin{cases} mf_s + f_c \\ (\text{odd for exact replica}) \\ mf_s - f_c \\ (\text{even for mirrored replica}) \end{cases}, \quad (2)$$

여기서 f_c 는 신호의 중심주파수, m 은 임의의 양의 정수를 나타낸다. 에일리어싱을 방지하기 위한 임의의 양의 정수 m 에 대한 샘플링 주파수의 범위는 Eqs. (3)과 (4)으로 표현된다.^[26]

$$\frac{2(f_c + B/2)}{m + 1} \leq f_s \leq \frac{2(f_c - B/2)}{m} \tag{3}$$

$$1 \leq m \leq \frac{f_c + B/2}{B} \tag{4}$$

여기서 B 는 대역폭을 나타낸다. Eq. (3)에서 최소 샘플링 속도를 B 로 나누어 정규화하여 얻은 최소 정규화된 샘플링 속도(R)는 Eq. (5)이고, 이는 대역통과 신호에서 정규화된 최대 주파수 성분에 대한 함수를 의미한다. 정규화된 주파수가 증가함에 따라 샘플링 속도(f_s/B)는 대역폭의 2배에 근접한다.

$$R = \frac{f_c + B/2}{B} \tag{5}$$

또 다른 샘플링 주파수 선택 조건으로 Eq. (6)에 나타나며, 임의의 홀수 정수 m_{odd} 에 대해 나이퀴스트 조건인 $f_s \geq 2B$ 를 충족해야 한다.

$$f_s = \frac{4f_c}{m_{odd}} \tag{6}$$

본 논문에서 m_{odd} 는 3으로 서브 나이퀴스트 샘플링 주파수는 $4/3 f_c$ 로 설정한다.^[21]

서브 나이퀴스트 기반 의료 초음파 시스템의 단순화된 기능 블록 다이어그램을 Fig. 1에서 보여준다. 의료 초음파 시스템은 아날로그 영역과 디지털 영역으로 분리된다. 먼저, 변환자를 통해 연조직에 초음파를 송신하고, 후방 산란된 초음파 에코를 수신하여 RF 신호로 변환된다. 수신된 초음파 신호는 아날로그 디지털 변환기를 통해 저장된다. 이때 디지털 영역으로 획득되는 데이터는 $4 f_c$ 의 샘플링 속도에서 1/3배 절감된 $4/3 f_c$ 로 샘플링된다.^[20,21]

낮은 입력 속도로 디지털화된 RF 신호의 처리 및

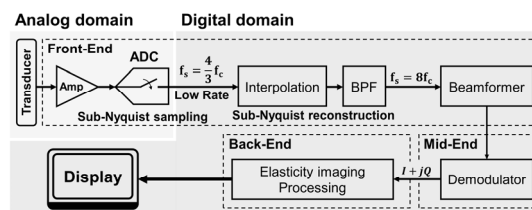


Fig. 1. Functional block diagram of a medical ultrasound system with sub-Nyquist sampling.

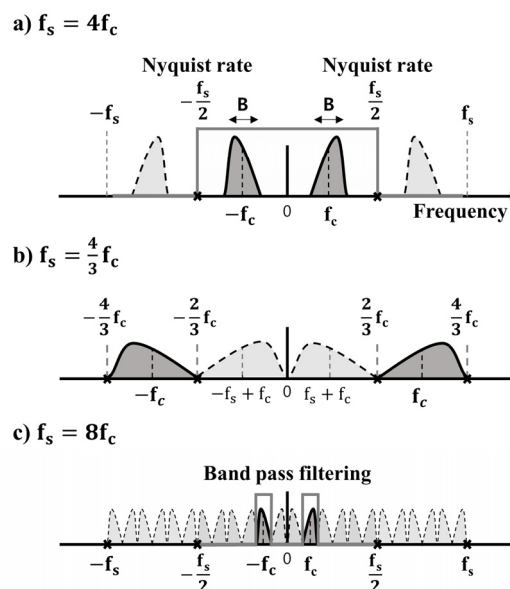


Fig. 2. Spectrum analysis of the axial sub-Nyquist sampling approach.

영상 재구성은 대역 통과 샘플링을 기반으로 수행된다. 디지털 영역은 프론트엔드(Front-End), 미드엔드(Mid-End), 그리고 백엔드(Back-End)로 구성된다. 프론트엔드 과정에서 대역 통과 필터링을 기반으로 6배 보간하여 반복되는 주파수 스펙트럼의 성질을 이용하여 서브 나이퀴스트 샘플링 RF 신호를 재구성한다. 재구성된 신호는 지연-합 빔포밍을 수행하고,^[8] 미드엔드 과정에서의 복조로부터 In-phase and Quadrature(IQ) 신호로 변환한다. IQ 신호를 이용하여 탄성 영상 처리 과정을 수행하여 영상을 재구성한다.^[7]

대역 통과 필터링 기반 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법의 스펙트럼 분석을 Fig. 2에서 보여준다. Fig. 2(a)는 기존 나이퀴스트 샘플링 조건을 만족하는 $4 f_c$ 로 샘플링된 RF 신호의 주파수 스펙트럼이다. 나이퀴스트율 이상의 주파수에서 반복되는 스펙트럼들

은 검은 점선으로 나타내었다. Fig. 2(b)는 $4/3 f_c$ 로 샘플링된 RF 신호의 주파수 스펙트럼으로 나이퀴스트율 이하의 주파수 영역에서 스펙트럼은 반전되어 저대역 영역으로 들어온다. Fig. 2(c)는 서브 나이퀴스트 샘플링의 신호를 재구성하기 위해 6배 보간된 RF 신호의 주파수 스펙트럼이다. 나이퀴스트율 이하의 주파수에서 보간에 의해 생성된 복제 스펙트럼 [Fig. 2(c)의 검은 점선]을 대역 통과 필터 [Fig. 2(c)의 회색 실선]를 통해 억제하여 서브 나이퀴스트 신호를 재구성한다. 여기서 RF 신호의 FBW이 67% 미만으로 가정되므로 대역 통과 필터의 통과대역은 ($2/3 f_c, 4/3 f_c$) 범위로 설정된다.

2.2 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 기반의 횡탄성 영상

초음파 횡탄성 영상은 음향 복사력으로 횡파를 생성하고, 이미지 모드로 전환하여 생성된 횡파를 추적하는 과정으로 분리된다. 본 논문에서의 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법은 이미지 모드에서 수신되는 신호의 시간 데이터에 대한 샘플링을 의미하기 때문에, 데이터를 $1/3$ 저감하여 획득하는 것은 종축 방향으로의 데이터 저감을 수행한다.

기존 방법과 제안된 방법의 횡탄성 영상 구현을 위한 전체 프로세스 흐름도를 Fig. 3에서 보여준다. Fig. 3(a)는 기존 방법으로 $4 f_c$ 의 샘플링 속도로 수집된 데이터를 저역 통과 필터링을 기반으로 2배 보간한다. Fig. 3(b)는 제안된 방법으로 $4/3 f_c$ 의 샘플링 속도로 획득한 데이터를 대역 통과 필터링을 기반으로 반복되는 스펙트럼의 성질을 이용하여 서브 나이퀴스트 신호를 재구성한다. 여기서 재구성한 데이터는 기존 방법과 동일한 샘플링 속도의 데이터로 검증하기 위해 6배 보간하여 $8 f_c$ 의 샘플링 속도를 가진다. 본 연구에서는 기존 방법으로 수집된 데이터($4 f_c$)를 $1/3$ 배 데시메이션(decimation)하여 서브 나이퀴스트 신호($4/3 f_c$)를 재현한다.^[25]

재구성한 데이터를 입력으로 하여 지연-합 빔포밍하고 3개의 각도의 영상이 합성되어 횡파 추적을 위한 영상 데이터를 생성한다.^[8] 횡파 추적 과정은 생성한 이미지 시퀀스를 입력으로 하여 횡파의 전파를 시각화하기 위해 2차원 자기상관 방법으로 축방향 매

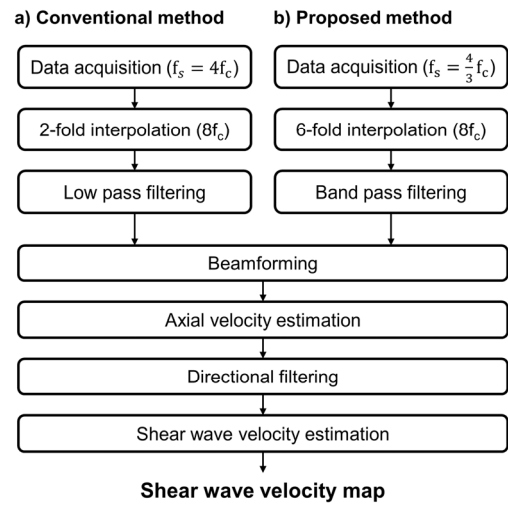


Fig. 3. Overall process of shear-wave elasticity imaging study based on axial sub-Nyquist sampling approach.

질 속도를 추정한다.^[9,10] 여기서 앙상블의 수는 2개, 축방향 커널 길이는 3 파장인 45로 설정한다. 그다음 방향성 필터를 통해 탄성 병변에 의해 생성된 반사파를 주파수 영역에서 제거한다.^[29,30] 마지막으로 교차상관 방법을 통해 횡파 속도를 추정하여 횡파 속도 영상을 재구성한다.^[11,12] 추적에서 사용된 윈도우 커널은 기준 픽셀로부터 픽셀 간격 11로 설정한다.

2.3 생체 외 실험 환경

횡탄성 영상에서의 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법의 효과를 검증하기 위한 실험의 구성도를 Fig. 4에서 보여준다.

초음파 변환자의 구동 및 RF 데이터 획득을 위해 초음파 연구 플랫폼 시스템(Vantage 256, Verasonics Inc., Redmond, WA, USA)이 사용되었다. 실험에서 사용된 탄성 팬텀(Model 049, CIRS Inc., Norfolk, VA, USA)은 18 kPa의 탄성도를 가지는 배경과 4가지의 탄성도(6 kPa, 9 kPa, 36 kPa, 70 kPa)를 가지는 구 모양의 내포물이 2가지의 크기(10 mm, 20 mm)로 각각 15 mm, 30 mm 깊이에 존재한다. 실험에서는 15 mm 깊이에 존재하는 10 mm 크기의 내포물(Fig. 4의 검은 구)를 측정한다.

초음파 연구 플랫폼 시스템에 연결된 선형 배열 변환자(L7-4, Philips Healthcare, Andover, MA, USA)를 이용하여 음향 복사력을 생성하고, 음향 복사력에 의해 유도된 저주파 횡파를 추적하기 위해 이미징

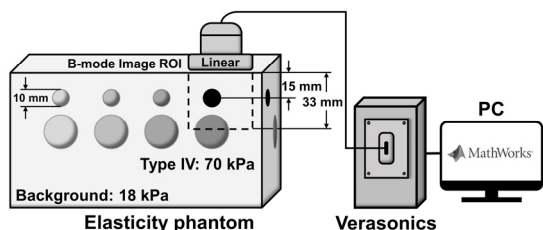


Fig. 4. Experimental setup.

Table 1. Parameter setting.

	Parameter	Value
Pushing pulse	Center frequency (MHz)	4.0
	Focal depth (mm)	20
	f-number	1.5
	Period (μ s)	200
Tracking pulse	Center frequency (MHz)	4.2
	Plane-wave angle ($^\circ$)	-4, 0, 4
	Pulse repetition frequency (MHz)	10

모드로 전환하여 $4 f_c$ 의 샘플링 속도로 초고속 평면파 영상(Fig. 4의 검은 점선) 데이터를 획득하였다. 실험에서 설정한 파라미터 값은 Table 1에서 보여준다. 획득된 데이터는 Personal Computer(PC)로 전송되어 MATLAB(The MathWorks Inc., Natick, MA, USA)으로 처리되었다.

2.4 정성적 · 정량적 평가 방법

정성적 평가를 위해 팬텀의 균질한 영역과 구 모양의 내포물을 포함한 영역을 영상화하여 기존 방법과 비교한다. 영상은 B-모드 영상과 재구성된 횡파 속도 영상을 포함한다.

재구성된 횡파 속도 영상을 정량적으로 평가하기 위해 배경과 내포물 관심 영역의 평균 및 표준 편차를 나타내는 군속도(group velocity)와 Eq. (7)로 정의되는 대조도 잡음 비(Contrast-to-Noise Ratio, CNR)를 비교하였다.^[31] 여기서 μ_I 와 μ_B 는 각각 내포물과 배경 관심 영역에서의 횡파 속도의 평균값이고, σ_I 와 σ_B 는 각각 동일한 영역에서의 횡파 속도의 표준 편차 값을 의미한다.

$$CNR = \frac{|\mu_I - \mu_B|}{\sqrt{\sigma_I^2 + \sigma_B^2}} \quad (7)$$

또한 Eq. (8)로 정의되는 구조적 유사성 지수(Structural similarity index, SSIM)을 측정하여 기존 방법과 제안된 방법으로 재구성한 횡파 속도 영상의 유사도를 정량적으로 비교한다.^[32]

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (8)$$

여기서 μ_x 와 μ_y 는 각각 영상의 평균 값, σ_x 와 σ_y 는 표준 편차, σ_{xy} 는 공분산 값을 나타낸다. 또한 c_1 와 c_2 는 상수로 $c_1 = (K_1L)^2$, $c_2 = (K_2L)^2$ 으로 계산된다. 이때, 정규화된 영상을 입력으로 받아 동적 범위 값인 L 은 1로 설정하고, K_1 과 K_2 은 각각 0.01, 0.3으로 설정한다. 이 값들은 압축 초음파 영상에서의 상수의 최적 값을 의미한다.^[33]

III. 결 과

3.1 주파수 분석 결과

Fig. 5는 기존 방법인 $4 f_c$ 의 샘플링 속도로 수집된 데이터를 $4/3 f_c$ 의 샘플링 속도를 가지는 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 신호로 재현하기까지의 스펙트럼 분석을 보여준다.^[25] Fig. 5(a)는 RF 신호의 FBW가 $2/3 f_c$ 로 제한되므로 아날로그 대역 통과 필터(Fig. 5(a)의 회색 실선)를 적용하여 대역 제한 신호를 보여준다. Fig. 5(b)는 $4/3 f_c$ 의 샘플링 속도를 가지는 RF 신호로 재현하기 위해 DC 제거를 포함한 $1/3$ 데시메이션을 수행한 스펙트럼을 보여준다. 이는 낮은 샘플링 속도로 인해 스펙트럼이 반전된다. Fig. 5(c)는 후처리 대역 통과 필터링(Fig. 5(c)의 회색 실선)을 기반으로 6배 보간하여 샘플링 속도 $8 f_c$ 의 신호로 재구성한다. 여기서 대역 통과 필터의 통과 대역은 $[2/3 f_c, 4/3 f_c]$ 범위로 설정된다.

Fig. 6는 기존 방법으로 획득한 신호와 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법으로 재구성한 신호를 이용하여 구현한 B-모드 영상으로 45 dB의 동적 범위로 표현된다.

B-모드 영상은 팬텀의 내포물을 포함한 영역과 균질한 영역에서 검증하였으며, 축방향 서브 나이퀴스트

트 샘플링을 기반으로 한 B-모드 영상과 기존 방법은 유사한 영상 품질을 보인다. B-모드 영상에서의 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법 성능 평가는 생체 내 실험에서도 검증된 바가 있다.^[21]

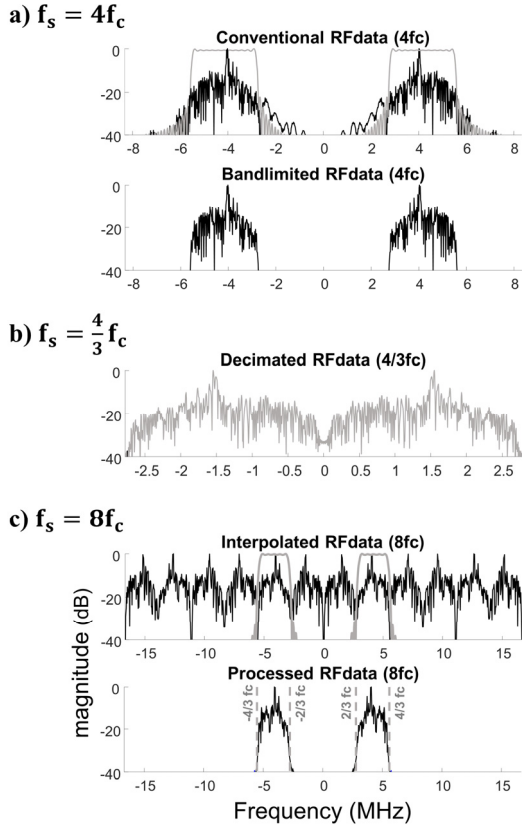


Fig. 5. Results of frequency spectrum analysis of the axial sub-Nyquist sampling approach.

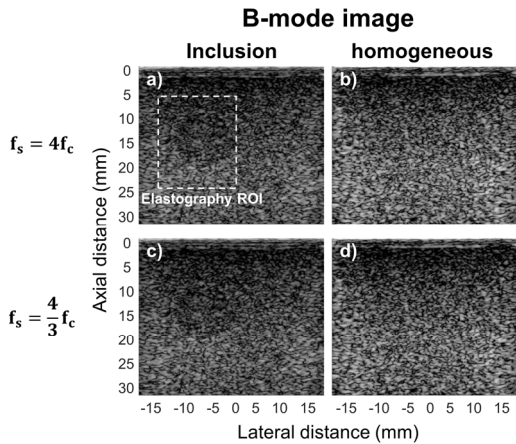


Fig. 6. *In vitro* B-mode imaging results of (a–b) conventional $4 f_c$ Nyquist sampling approach and (c–d) proposed $4/3 f_c$ sub-Nyquist sampling approach.

3.2 생체 외 탄성 영상 실험 결과

조직 모방 팬텀의 균질한 영역에서 음향 복사력에 의해 유도된 조직의 국소 변위를 추정하여 특정 시간에서의 축 방향 속도 영상을 Fig. 7에서 보여준다.

초음파 집속 영역에서부터 횡파는 양쪽 측방향으

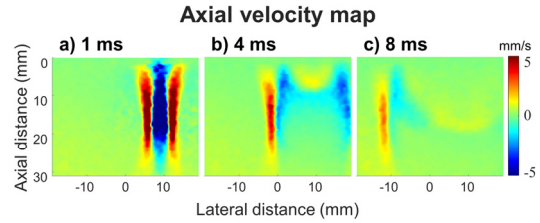


Fig. 7. (Color available online) *In vitro* axial velocity map results in the homogeneous region of the elasticity phantom at (a) 1 ms, (b) 4 ms, (c) 8 ms.

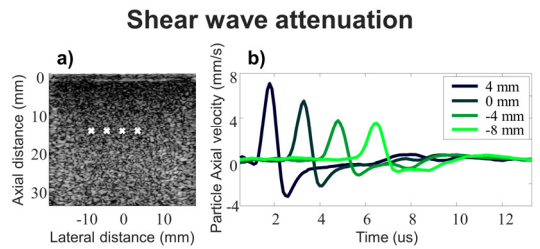


Fig. 8. (Color available online) *In vitro* particle axial velocity signal (a) measurement position and (b) results in the homogeneous region of the elasticity phantom.

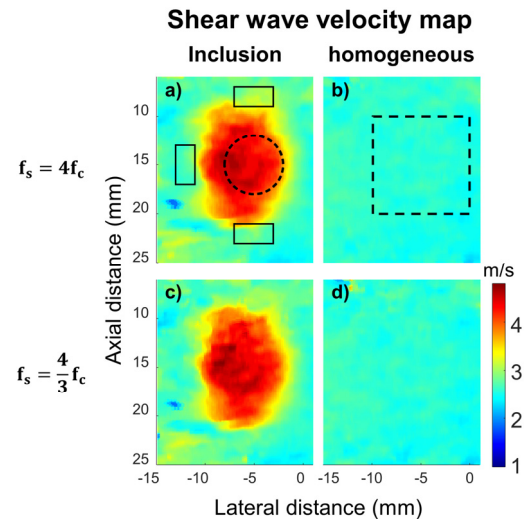


Fig. 9. (Color available online) *In vitro* shear-wave speed map results of (a–b) conventional $4 f_c$ Nyquist sampling approach and (c–d) proposed $4/3 f_c$ sub-Nyquist sampling approach.

로 전파하고, 왼쪽 축방향(4 mm, 0 mm, -4 mm, -8 mm)으로 횡파가 전파됨에 따라 축방향 매질 속도가 줄어드는 것을 Fig. 8에서 보여주며, 이는 축방향으로의 전파 거리가 증가함에 따라 감쇠하는 횡파 신호의 진폭을 의미한다. 여기서 Fig. 8(a)의 흰색 표시는 축방향 매질 속도 측정 시에 사용된 위치를 B-모드 영상 위에 표시한 것이다.

정성적 평가를 위해 인접한 두 픽셀에서의 축방향 매질 속도 신호를 이용하여 재구성한 횡파 속도 영상을 Fig. 9에서 비교하였다. 그 결과 균질한 영역, 내포물을 포함하는 영역 모두에서 기존 방법과 제안된 방법이 유사한 영상 품질을 보였다. Fig. 9(a)에서 사각형의 검은 실선과 원형의 검은 점선은 각각 배경과 내포물의 관심 영역으로 군속도와 CNR 측정에 사용되었으며, Fig. 9(b)의 사각형의 검은 점선은 균질한 영역에서의 군속도 측정에 사용되었다.

3.3 정량적 평가 결과

정량적 평가를 위해 Fig. 9에서 설정한 관심 영역에서의 군속도와 CNR을 측정하여 비교하였고, 횡파 속도 영상에서의 유사도를 평가하기 위해 SSIM을 측정하여 Table 2에 나타내었다. 내포물을 포함하는 영역에서의 비교 결과 내포물에서의 군속도와 배경에서의 군속도는 0.01 m/s 차이, CNR은 각각 3.38, 3.37로 0.04 dB 차이, SSIM은 94 %의 유사도를 보였다. 균질한 영역에서의 비교 결과로는 군속도는 동일하였고, SSIM은 97 %의 유사도 측정 결과를 보였다. 이는 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법이 적은 양의 데이터로도 유사한 영상 품질을 보이는 것을 실험적으로 입증하였다.

Table 2. Quantitative evaluation results with group velocity, Contrast-to-Noise Ratio (CNR), and Structural Similarity Index (SSIM) measurements.

		Group velocity (m/s)		CNR	SSIM (%)
		Inclusion	Back-ground		
Inclusion region	Conventional	4.31 ± 0.20	2.79 ± 0.40	3.38	94
	Proposed	4.30 ± 0.21	2.78 ± 0.40	3.37	
Homogeneous region	Conventional	2.56 ± 0.05		-	97
	Proposed	2.56 ± 0.05			

IV. 토의 및 결론

본 논문에서는 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 접근법을 적용한 B-모드 영상의 정량적 평가를 다루지 않았으며, 이는 해당 접근법에 대해 생체 외에서 실험적으로 검증한 사례가 있어 생략하였다.^[21] 우리의 데이터는 4배 샘플링하여 얻은 데이터를 1/3로 데시메이션하여 4/3배 샘플링된 RF 신호를 재현하였다. 서브 나이퀴스트 샘플링 기법을 적용한 컬러 및 벡터 도플러 연구에서도 동일한 방법으로 RF 신호를 재현하였으며,^[25] Fig. 6에서의 결과에서 보이듯이 B-모드 영상에서도 유사한 영상 품질로 평가되었다. 더하여 실험에서 사용되는 초음파 연구 플랫폼(Vantage 256)은 아날로그 디지털 변환 전 아날로그 신호에서의 대역 통과 필터링을 통해 4/3배 샘플링 모드를 제공하나, 이는 고주파 범위에서의 샘플링 모드만을 제공하여 본 실험에서는 사용되지 않았다. 추후 실제 구현을 위해 Vantage 256에서 제공하는 Direct Current (DC) 제거를 위한 아날로그 고역 통과 필터와 안티 에일리어싱을 위한 저역 통과 필터의 조합으로 아날로그 대역 통과 필터 구현에 대한 추가적인 연구를 진행할 예정이다. 실험에서 사용된 탄성 팬텀의 배경과 내포물 영역의 공칭 값은 각각 18 kPa, 70 kPa로 Eq. (1)에 의해 2.45 m/s, 4.83 m/s의 횡파 속도를 의미한다. Table 2의 군속도의 평균값과 비교한 결과, 내포물 영역에서 각각 0.34 m/s, 0.52 m/s의 차이를 보였다. 또한 내포물을 포함한 영역에서의 배경[Fig. 9(a)의 검은 실선]과 균질한 영역[Fig. 9(b)]은 동일한 탄성도를 가지는 영역을 측정하였으나 두 영역의 군속도는 약 0.23 m/s의 차이를 보였다. 내포물을 포함한 영역에서의 배경이 더 높은 값으로 추정되었으며, 이는 내포물 가장자리에서 횡파 속도가 과대 추정되어 배경 관심 영역 측정에 영향을 끼친 것으로 예상된다.

본 논문에서는 횡탄성 초음파 영상에서 축방향 서브 나이퀴스트 샘플링 기법을 적용하여 기존 방법의 1/3의 데이터 양으로도 최소의 영상 품질 저하로 횡파 속도 영상을 재구성할 수 있음을 실험적으로 입증하였다. 이러한 결과를 통해 서브 나이퀴스트 샘플링이 횡탄성 영상에서 획득 데이터 절감 방면에서

효과적으로 활용될 수 있고, 휴대용 초음파 및 3D 횡탄성 영상에서 데이터 워크플로우를 줄이는데 유용할 것으로 예상된다.

감사의 글

이 논문은 2023년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 정보통신기획평가원의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2022-0-00101, ICT 융합 기반의 고기능 실시간 영상가이드 및 치료효과 모니터링을 통한 지능형 고강도집속초음파 치료기기 개발).

이 논문은 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2022R1C1C1012107).

이 논문은 2023학년도 단국대학교 대학연구비 지원으로 연구되었음(우수 신진교원 지원사업).

References

1. D. Cosgrove, F. Piscaglia, J. Bamber, J. Bojunga, J. -M. Correas, O. H. Gilja, A. S. Klauser, I. Sporea, F. Calliada, V. Cantisani, M. D'Onofrio, E. E. Drakonaki, M. Fink, M. Friedrich-Rust, J. Fromageau, R. F. Havre, C. Jenssen, R. Ohlinger, A. Saftoiu, F. Schaefer, and C. F. Dietrich, "EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications," *Ultraschall. Med.* **34**, 238-253 (2013).
2. L.-H. Guo, S.-J. Wang, H.-X. Xu, L.-P. Sun, Y.-F. Zhang, J.-M. Xu, J. Wu, H.-J. Fu, and X.-H. Xu, "Differentiation of benign and malignant focal liver lesions: value of virtual touch tissue quantification of acoustic radiation force impulse elastography," *Med. Oncol.* **32**, 1-10 (2015).
3. G. Ferraioli, C. Tinelli, B. Dal Bello, M. Zicchetti, G. Filice, and C. Filice, "Accuracy of real-time shear wave elastography for assessing liver fibrosis in chronic hepatitis C: A pilot study," *Hepatology*, **56**, 2125-2133 (2012).
4. A. Evans, P. Whelehan, K. Thomson, K. Brauer, L. Jordan, C. Purdie, D. McLean, L. Baker, S. Vinnicombe, and A. Thompson, "Differentiating benign from malignant solid breast masses: Value of shear wave elastography according to lesion stiffness combined with greyscale ultrasound according to BI-RADS classification," *Br. J. Cancer*, **107**, 224-229 (2012).
5. T. Shiina, K. R. Nightingale, M. L. Palmeri, T. J. Hall, J. C. Bamber, R. G. Barr, L. Castera, B. I. Choi, Y. -H. Chou, D. Cosgrove, C. F. Dietrich, H. Ding, D. Amy, A. Farrokh, G. Ferraioli, C. Filice, M. Friedrich-Rust, K. Nakashima, F. Schafer, I. Sporea, S. Suzuki, S. Wilson, and M. Kudo, "WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: Basic principles and terminology," *Ultrasound Med. Biol.* **41**, 1126-1147 (2015).
6. R. M. S. Sigrist, J. Liau, A. El Kaffas, M. C. Chamma, and J. K. Willmann, "Ultrasound elastography: Review of techniques and clinical applications," *Theranostics*, **7**, 1303-1329 (2017).
7. A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes, and S. Y. Emelianov, "Shear wave elasticity imaging—A new ultrasonic technology of medical diagnostics," *Ultrasound Med. Biol.* **24**, 1419-1436 (1998).
8. 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. Ferroelectr. Freq. Control*, **56**, 489-506 (2009).
9. T. Loupas, J. T. Powers, and R. W. Gill, "An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging based on a full evaluation of the Doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **42**, 672-688 (1995).
10. G. F. Pinton, J. J. Dahl, and G. E. Trahey, "Rapid tracking of small displacements with ultrasound," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **53**, 1103-1117 (2006).
11. M. L. Palmeri, M. H. Wang, J. J. Dahl, K. D. Frinkley, and K. R. Nightingale, "Quantifying hepatic shear modulus in vivo using acoustic radiation force," *Ultrasound Med. Biol.* **34**, 546-558 (2008).
12. S. Bae, T.-K. Song, and J. H. Chang, "New shear wave velocity estimation using arrival time differences in orthogonal directions," *Proc. IEEE IUS*, 1113-1116 (2014).
13. P.-Y. Chen, T.-H. Yang, L.-C. Kuo, C.-C. Shih, and C.-C. Huang, "Characterization of hand tendons through high-frequency ultrasound elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **67**, 37-48 (2020).
14. P.-Y. Chen, C.-C. Shih, W.-C. Lin, T. Ma, Q. Zhou, K.K. Shung, and C.-C. Huang, "High-resolution shear wave imaging of the human cornea using a dual-element transducer," *Sensors*, **18**, 4244 (2018).
15. J. Provost, C. Papadacci, J. E. Arango, M. Imbault, M. Fink, J. -L. Gennisson, M. Tanter, and M. Pernot, "3D ultrafast ultrasound imaging in vivo," *Phys. Med.*

- Biol. **59**, L1-L13 (2014).
16. J.-I. Gennisson, J. Provost, T. Deffieux, C. Papadacci, M. Imbault, M. Pernot, and M. Tanter, "4-D ultrafast shear-wave imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **62**, 1059-1065 (2015).
 17. Q. Zeng, M. Honarvar, J. Lobo, C. Schneider, R. Rohling, A. Agarwal, G. Harrison, C. Hu, S. Dianis, J. Jago, and S. E. Salcudean, "3D liver shear wave absolute vibro-elastography with an xMATRIX Array - a healthy volunteer study," *Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp.* 1-9 (2018).
 18. D. Cacko and M. Lewandowski, "Shear wave elastography implementation on a portable research ultrasound system: Initial results," *Appl. Sci.* **12**, 6210-6233 (2022).
 19. N. Wagner, Y. C. Eldar, A. Feuer, G. Danin, and Z. Friedman, "Xampling in ultrasound imaging," *Proc. SPIE*, 796818 (2011).
 20. P. Kaczkowski, "Bandwidth sampling data acquisition with the vantage system for high frequency transducers," *Verasonics White Pap.*, 2016.
 21. J. Kang, H. Yoon, C. Yoon, and S. Y. Emelianov, "High-frequency ultrasound imaging with sub-nyquist sampling," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **69**, 2001-2009 (2022).
 22. Y. H. Yoon, S. Khan, J. Huh, and J. C. Ye, "Efficient b-mode ultrasound image reconstruction from sub-sampled RF data using deep learning," *IEEE Trans. Med. Imaging*, **38**, 325-336 (2019).
 23. O. Drori, A. Mamistvalov, O. Solomon, and Y. C. Eldar, "Compressed ultrasound imaging: From sub-nyquist rates to super resolution," *IEEE BITS the Information Theory Magazine*, **1**, 27-44 (2021).
 24. A. Burshtein, M. Birk, M. Birk, A. Eilam, A. Kempinski, and Y. C. Eldar, "Sub-nyquist sampling and fourier domain beamforming in volumetric ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **63**, 703-716 (2016).
 25. C. Madiena, J. Faurie, J. Poree, D. Garcia, D. Garcia, C. Madiena, J. Faurie, and J. Poree, "Color and vector flow imaging in parallel ultrasound with sub-Nyquist sampling," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **65**, 795-802 (2018).
 26. M. Mishali and Y. C. Eldar, "Sub-Nyquist sampling," *IEEE Signal Process. Magazine*, **28**, 98-124 (2011).
 27. M. Mishali and Y. C. Eldar, "From theory to practice: Sub-Nyquist sampling of sparse wideband analog signals," *IEEE J. Sel. Topics Signal Process.* **4**, 375-391 (2010).
 28. A. J. Jerri, "The Shannon sampling theorem—Its various extensions and applications: A tutorial review," *Proc. IEEE*, **65**, 1565-1596 (1977).
 29. A. Manduca, D. S. Lake, S. A. Kruse, and R. L. Ehman, "Spatio-temporal directional filtering for improved inversion of MR elastography images," *Med. Image Anal.* **7**, 465-473 (2003).
 30. T. Deffieux, J.-L. Gennisson, J. Bercoff, and M. Tanter, "On the effects of reflected waves in transient shear wave elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **58**, 2032-2035 (2011).
 31. H. Yoon, S. R. Aglyamov, and S. Y. Emelianov, "Dual-phase transmit focusing for multiangle compound shear-wave elasticity imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **64**, 1439-1449 (2017).
 32. Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh, and E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: from error visibility to structural similarity," *IEEE Trans. Image Process.* **13**, 600-612 (2004).
 33. B. Kumar, S. B. Kumar, and C. Kumar, "Development of improved SSIM quality index for compressed medical images," *Proc. IEEE 2nd ICIP*, 251-255 (2013).

저자 약력

▶ 오 우 진 (Woojin Oh)



2022년 2월 : 단국대학교 전자전기공학부
공학사
2022년 2월 ~ 현재 : 단국대학교 대학원
전자전기공학과 석사과정

▶ 윤 희 철 (Heechul Yoon)



2008년 2월 : 서강대학교 전자공학과 공학사
2010년 2월 : 서강대학교 대학원 전자공학과
공학석사
2010년 1월 : 삼성전자 DMC 연구소 입사
2018년 12월 : Georgia Institute of Technology
전기컴퓨터공학과 공학박사
2019년 2월 : Siemens Medical Solutions
USA, Inc 입사
2021년 2월 ~ 현재 : 단국대학교 전자전기
공학부 조교수