한국음향학회지 제42권 제5호 pp. 422~428 (2023)
The Journal of the Acoustical Society of Korea Vol.42, No.5 (2023)
https://doi.org/10.7776/ASK.2023.42.5.422

pISSN : 1225-4428
eISSN : 2287-3775

초고속 초음파 영상의 효과적인 데이터율 저감을 위한 적응 양자화

Adaptive quantization for effective data-rate reduction in ultrafast ultrasound imaging

장도영,[1] 윤희철[1†]

(Doyoung Jang[1] and Heechul Yoon[1†])

[1]단국대학교 전자전기공학부

(Received June 30, 2023; accepted August 17, 2023)

초 록: 초고속 초음파 영상은 탄성 영상, 초고속 도플러, 초해상도 영상과 같은 다양한 초음파 기반의 기능성 영상 기술에 폭넓게 적용되고 있다. 하지만, 획득하는 데이터의 양이 많아 실시간 영상 재구성이나 3차원 또는 모바일 초음파 영상 응용으로의 확장이 제한된다. 본 논문은 적응 양자화 기법을 통해 초고속 초음파 영상으로 획득되는 대용량 Radio frequency(RF) 데이터의 전송 효율을 높이는 방법을 제안한다. 인체에서 반사된 초음파 신호는 높은 동적 범위를 가져 대부분의 현재 시스템에서 사용되는 고정 양자화 기법은 10 bits ~ 14 bits 이상의 높은 양자화 단계를 가진다. 양자화 단계 저감에 대한 화질 저하의 한계를 극복하기 위해, 본 연구는 영상 깊이에 따라 구간을 설정하고, 각 영역별 RF 데이터를 정규화하고 양자화하는 방안을 제안한다. 정량적인 검증을 위해, Field II 컴퓨터 모사 실험을 활용하여, 고정 양자화 방법과 제안하는 방법의 대조도 대 잡음 비, 공간 해상도 및 원본 대비 유사도를 비교하였다. 또한, 연구용 초음파 장비를 활용한 인체 모사 실험 및 인체 실험을 통해 최종 3-bit로 재구성한 영상에서도 제안하는 방법이 효과적으로 적용되는 것을 입증하였다.

핵심용어: 초고속 초음파, 양자화, 데이터율, 적응 양자화

ABSTRACT: Ultrafast ultrasound imaging has been applied to various imaging approaches, including shear wave elastography, ultrafast Doppler, and super-resolution imaging. However, these methods are still challenging in real-time implementation for three Dimension (3D) or portable applications because of their massive data rate required. In this paper, we proposed an adaptive quantization method that effectively reduces the data rate of large Radio Frequency (RF) data. In soft tissue, ultrasound backscatter signals require a high dynamic range, and thus typical quantization used in the current systems uses the quantization level of 10 bits to 14 bits. To alleviate the quantization level to expand the application of ultrafast ultrasound imaging, this study proposed a depth-sectional quantization approach that reduces the quantization errors. For quantitative evaluation, Field II simulations, phantom experiments, and in vivo imaging were conducted and CNR, spatial resolution, and SSIM values were compared with the proposed method and fixed quantization method. We demonstrated that our proposed method is capable of effectively reducing the quantization level down to 3-bit while minimizing the image quality degradation.

Keywords: Ultrafast ultrasound, Quantization, Data-rate, Adaptive quantization

PACS numbers: 43.35.Yb, 43.35.Wa

†**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: 82-31-8005-3606, Fax: 82-31-8005-7021)

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

초음파 진단 영상은 비침습적, 실시간 진단, 높은 공간 해상도, 안정성 등의 이유로 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 진단 영상이다. 현재의 초음파 영상은 기존 초음파 영상인 Bright-mode(B-mode)가 보여주는 인체의 해부학적 정보뿐만 아니라 탄성 영상, 초고속 도플러 등의 기능성 초음파 영상 기술을 통해 인체의 기능적인 정보들까지 진단에 활용되고 있다.[1,2] 이러한 기능성 초음파 영상들은 초고속 초음파 기반의 영상으로 높은 프레임률로 인해 매우 많은 데이터를 요구한다.[3] 일반적인 초음파 진단 기기는 트랜스듀서로부터 얻은 초음파 신호를 샘플링 및 양자화하고 Field-programmable gate array(FPGA)나 Personal Computer(PC)기반의 Graphics Processing Unit (GPU) 혹은 Central Processing Unit(CPU)로 전달되어 신호처리되는데,[4,5] 이 때 초고속 초음파 영상의 높은 데이터율로 인해 현재 휴대용 초음파 장비, Three Dimension(3D) 및 Four Dimension(4D) 초음파 영상의 구현은 제한적이다.[6]

이를 해결하기 위해 데이터율을 줄이는 다양한 연구가 진행되었다.[7-11] 계산 복잡도를 줄이는 방법,[7] 주파수 측에서의 빔포밍,[8,9] 딥러닝을 통한 빔포밍 방법[10,11] 등 여러 가지 방법이 제안되었지만 데이터 처리 과정에서의 데이터 저감이므로 데이터 전달 효율과는 무관하다.

초음파 신호는 인체 내 전파되고 반사되는 과정에서 산란, 반사, 회절, 감쇄 등의 다양한 물리적 반응이 발생하며, 따라서 수신된 초음파 신호는 일반적으로 매우 작은 값부터 큰 값까지 넓은 분포의 동적 범위를 가지게 된다. 초음파의 동적 범위로 인해 초고속 초음파 영상은 매우 많은 양의 데이터를 요구하며 이는 데이터 전달 속도의 감소를 가져온다. 따라서 디지털 신호로 변환되는 단계에서 신호 손상을 최소화하며 데이터 양을 저감하는 방법이 필요하며 샘플링율을 감소시키는 방법,[12-14] 벡터 양자화[15,16] 등의 방법이 제안되었으나 이를 구현하기 위해서는 기존 시스템의 변경이 필요할 수 있다.

본 연구는 기존의 시스템 및 Analog-Front End(AFE)를 변경없이 데이터 통신 전달 효율을 높이기 위해, 기존의 높은 양자화 단계로 변환된 디지털 RF 데이터를 적응적으로 재양자화하여 낮은 양자화 단계로 전달하는 방법을 제안한다.

본 연구를 증명하기 위해, 컴퓨터 모사 실험, 인체 모사 실험 및 생체 인체 실험을 진행하였다. 양자화 단계 감소에 따른 기존 양자화 방법과 제안하는 적응 양자화 방법으로 각각 재양자화한 영상을 비교하였다. 또한, 인체 모사 실험 및 인체 실험을 통해 3- bit 영상에서의 적응 양자화 방법의 효과를 입증하였다.

결과적으로, 본 연구에서 제시하는 적응 양자화 방법은 기존 데이터율을 약 1/4 수준으로 저감할 수 있었으며, 이는 휴대용 초음파 영상 및 기능성 초고속 초음파 영상의 실시간 처리 등 여러 분야에 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

II. 이 론

2.1 초음파 신호에서의 양자화

초음파 영상에서 영상 처리를 위해 물체로부터 반사된 아날로그 초음파 신호들은 디지털 신호로 변환된다. 일반적으로 초음파 영상 시스템에서의 아날로그-디지털 변환기(Analog-to-Digital Converter, ADC)는 수십 MHz의 샘플링 레이트와 10 bits ~ 14 bits의 양자화 단계를 가진다. ADC 과정 중 양자화 과정은 입력 데이터의 아날로그 값을 특정 디지털 단계값으로 변환하기 위해 샘플링 된 신호를 일정한 값으로 근사화 하게 되는데 이때 양자화 간격△은 Eq. (1)과 같다.

$$\triangle = \frac{2D}{2^K} = 2^{-(K-1)} \cdot D, \tag{1}$$

여기서 K는 양자화 비트, D는 신호의 동적 범위를 의미한다. 즉, 양자화 간격은 양자화 비트와 신호의 동적 범위에 따라 달라지게 되는데, 결정된 양자화 간격으로 양자화될 때 양자화된 신호와 원신호 간의 오차가 발생하며 이를 양자화 잡음(Quantization error)라 한다.[17]

따라서, 양자화기를 통과한 신호는 양자화 잡음과 원신호의 합으로 표현할 수 있으며 Eq. (2)와 같이 나타낸다.[18]

$$S_Q(k) = S(k) + e(k). \quad (2)$$

이때, $S(k)$는 원신호이고 $e(k)$가 양자화 잡음이며 $e(k)$의 크기는 아래와 같다.

$$-\frac{\triangle}{2} \le e(k) \le \frac{\triangle}{2}. \quad (3)$$

양자화 잡음의 증가는 원신호의 왜곡을 가져오므로 큰 양자화 잡음은 미세한 신호를 처리하는 초음파 영상에 매우 치명적이다. 하지만 양자화 잡음을 줄이기 위해 지나친 양자화 비트를 사용하게 될 경우, 데이터양이 증가하게 되며 이는 통신 속도의 감소를 가져온다. 따라서 신호의 특성에 맞는 양자화 단계를 선택하는 것이 중요하다.

2.2 적응 양자화를 통한 데이터율 저감

기존의 양자화 방법은 양자화 간격이 동일한 고정 양자화 방법으로 양자화 비트 수와 신호의 동적 범위에 따라 간격이 정해지게 된다. Fig. 1은 낮은 양자화 방법에서 신호의 변화를 나타낸 것이다. Fig. 1(a)는 원 신호를 나타내며, Fig. 1(b)는 3-bit로 양자화된 신호이다. 만약 낮은 양자화 비트를 사용할 경우, Fig. 1(b)와 같이 동적 범위가 낮아져 신호의 손실이 발생하게 되며 결과적으로 영상의 왜곡을 가져온다.

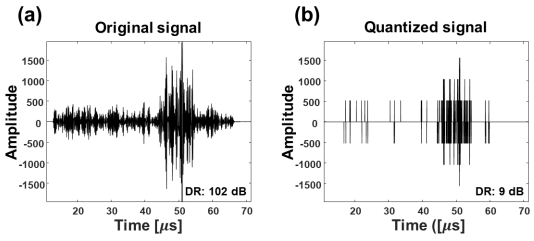

Fig. 1. 3-bit fixed quantization (a) Original signal with a dynamic range of 102 dB and (b) 3-bit fixed quantized signal with a dynamic range of 9 dB.

위 문제를 해결하기 위해 제안하는 적응 양자화 이란 기존의 양자화 방법보다 양자화 잡음을 개선하기 위한 비선형 양자화 방법이다.

Fig. 2는 논문에서 제안하는 방법의 블록도를 나타내고 있다. 위 과정에서 신호는 일정 구간으로 나누는 단계, 구간별 동적 범위로 정규화하는 단계, 정규화된 신호를 양자화하는 단계를 거쳐 다른 비트로 재양자화 된다. 위 과정을 통해 더 낮은 양자화 단계를 가지는 신호는 PC로 전달되어 디지털 시간 이득 보상(Digital Time-Gain Compensation, DTGC)을 통해 다시 원래 신호와 유사한 형태로 변환된다.

Fig. 3은 각 단계에서의 신호의 변화를 나타낸 것이다. Fig. 3(a)는 원신호를 일정한 간격으로 분할하

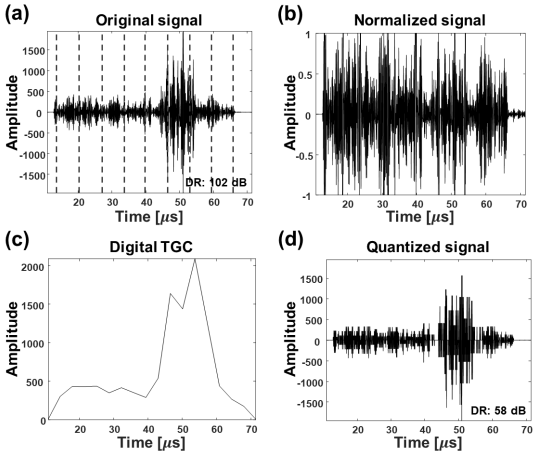

Fig. 3. 3-bit quantization with a proposed approach (a) original signal with a dynamic range of 102 dB and segmented intervals (indicated by dashed lines), (b) regionally normalized signal, (c) digital time-gain compensation and (d) quantized signal with a dynamic range of 58 dB.

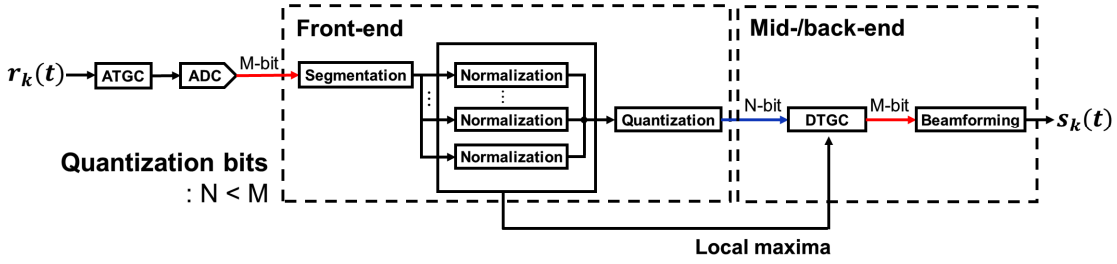

Fig. 2. (Color available online) Proposed adaptive quantization approach.

는 과정이며(회색 점선), Fig. 3(b)는 분할된 신호를 각각의 동적 범위로 정규화한 신호, Fig. 3(c)는 정규화 과정에서 사용되는 값들을 모아 후처리 과정에서 사용되는 DTGC 값, Fig. 3(d)는 DTGC와 정규화된 신호가 곱해진 신호를 보여준다. Fig. 3(d)에서 알 수 있듯이 적응 양자화로 재양자화된 신호는 Fig. 1(b)와 같은 비트로 양자화 되었음에도 50 dB 이상의 높은 동적 범위를 가져 신호의 손실을 줄일 수 있음을 보인다.

2.3 데이터 획득

제안하는 방법을 평가하기 위해 컴퓨터 모사 실험, 인체 모사 실험 및 인체 실험을 진행하였다. 초음파 영상은 평면파 합성 기법을 사용하였으며 -18° ~ +18°에서 컴퓨터 모사 실험 및 인체 모사실험은 7개, 인체 실험은 15개의 평면파를 동일한 간격으로 송수신하여 획득한 데이터를 합성하였다.[19] 시뮬레이션에서 적응 양자화 방법과 기존 고정 양자화 방법을 비교하기 위해 3 bit-14 bit의 양자화 비트로 각각 재양자화 된 영상을 비교하였다. 컴퓨터 시뮬레이션은 MATLAB의 Field II를 사용하였으며[20] 128개의 선형 어레이 트랜스듀서로 저반향 및 고반향 구조물을 가지는 팬텀을 스캔하여 데이터를 획득하였다. 중심 주파수는 5 MHz를 사용하였으며 40 MHz의 샘플링 주파수와 14-bit의 양자화 비트로 영상을 획득하였다. 인체 모사 실험 및 인체 실험에서는 고반향 구조물과 점 반사체를 가지는 조직 모사 팬텀(Model 050, CIRS Inc., Norfolk, VA, USA)과 인체 갑상선 조직을 스캔하여 영상을 획득하였으며, 초음파 영상 플랫폼(Vantage 128, Verasonics Inc., Redmond, WA, USA)과 L7-4 트랜스듀서(Philips Healthcare, Andover, MA, USA)를 사용하였다. 인체 실험의 경우 건장한 남성을 대상으로 단국대학교 생명 윤리 위원회(Institutional Review Board, IRB)의 승인을 받아 수행되었다(IRB Number: 2023-05-041-003). ADC는 14-bit와 62.5 MHz를 사용하였으며, 샘플링 주파수는 40 MHz로 다운 샘플링(down-sampling)하여 사용하였다.

획득된 영상들은 각각 적응 양자화 방법과 기존의 고정 양자화 방법을 3-bit 양자화 비트로 적용하였을 때 영상을 비교하였다. 정량적 평가를 위해 −6 dB에서의 공간 해상도(Resolution), 대조도 비 잡음비(Contrast-to-Noise Ratio, CNR)와 이미지 구조 유사도 평가(Structure Similarity Index Measure, SSIM)을 사용하였으며, 각 식은 다음과 같다.

$$CNR = \frac{|\mu_c - \mu_s|}{\sqrt{\sigma_c^2 + \sigma_s^2}}, \tag{4}$$

여기서 μ_c, μ_s.는 관심 영역(Region Of Interest, ROI)의 평균이고, σ_c^2 , σ_s^2 는 분산을 의미한다.

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)}, \tag{5}$$

여기서 μ_x, μ_y는 각 영상의 평균을, σ_x, σ_y는 분산을, c_1, c_2는 상수를 나타내며 0 ~ 1 사이의 값을 가진다.

III. 실험 및 결과

3.1 컴퓨터 모사 실험 결과

Fig. 4는 컴퓨터 모사 실험에서 다른 대조도를 가지는 2개의 원형 구조물을 포함한 스펙클 팬텀으로부터 획득한 B-mode 영상이다. 영상의 밝기는 50 dB로 대수 압축하였다. Fig. 4(a)는 14-bit으로 양자화 된 원본 영상이며, Fig. 4(b)는 고정 양자화로 3-bit 재양자화 된 영상, Fig. 4(c)는 제안하는 적응 양자화로 3-bit 재양자화 된 영상이다. 3-bit 양자화 레벨에서 고정 양자화 방법을 적용한 영상은 적응 양자화 방법에

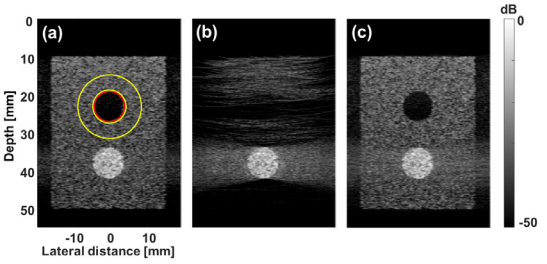

Fig. 4. (Color available online) Simulated cyst phantom images using fixed and adaptive quantization (a) original image with ROIs for signals (red circle) and background noise (yellow circle), (b) 3-bit fixed quantized image and (c) 3-bit adaptive quantized image.

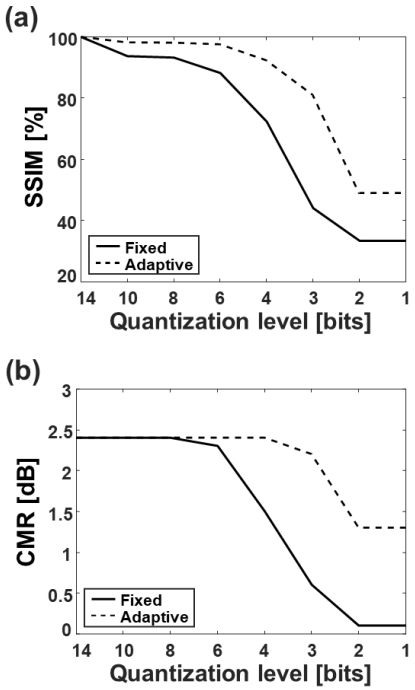

Fig. 5. Quantitative evaluation results for two quantization method (i.e., conventional fixed quantization versus proposed adaptive quantization) as a function of quantization level for (a) CNR values and (b) SSIM values.

비해 확실히 왜곡되었음을 보인다.

또한, 양자화 비트 감소에 따른 영향을 보기 위해 Fig. 5에 고정 양자화 방법과 적응 양자화 방법의 양자화 비트 감소에 따른 정량적 수치를 그래프로 나타내었다. 정량적 평가를 위해 빨간 동그라미와 노란 동그라미 영역을 비교하여 CNR을 측정하였으며 전체 이미지에 대해 원본 영상과 재 양자화된 영상을 SSIM으로 비교하여 이미지 왜곡 정도를 측정하였다. 기존의 고정 양자화 방법의 경우, 양자화 비트가 감소함에 따라 CNR이 급격하게 감소하였지만, 제안하는 방법을 적용한 영상에서는 3-bit에서도 원본 대비 단 1 dB만 감소한 것을 볼 수 있다. 또한, SSIM 그래프에서도 적응 양자화 방법은 3-bit에서 원본과 80 % 이상의 유사도를 보였지만, 고정 양자화 영상은 44 %만 유지되었음을 보인다.

3.2 인체 모사 실험 결과

컴퓨터 모사 실험 결과와 유사하게, 인체 모사 실험에 고정 양자화 방법과 적응 양자화 방법을 적용

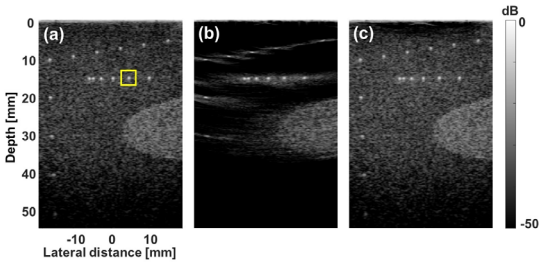

Fig. 6. (Color available online) In vitro phantom experiment using fixed and adaptive quantization (a) orignal image and a pin target indicated for resolution evaluation (red box), (b) 3-bit fixed quantized image and (c) 3-bit adaptive quantized image.

Table 1. Quantitative evaluation values from in vitro phantom experiment by the fixed and adaptive quantization.

	Original (14-bit)	Fixed (3-bit)	Adaptive (3-bit)
SSIM [%]	-	38.35	85.55
Resolution (axial) [mm]	0.46	0.41	0.48
Resolution (lateral) [mm]	0.47	0.54	0.48

하여 3-bit로 재양자화된 영상을 비교하였다. Fig. 6에서 볼 수 있듯 적응 양자화 영상에서는 팬텀의 점 반사체와 원형 구조물 등 구조적 성분들이 유지되었지만, 고정 양자화 방법에서는 영상이 훼손되어 이미지의 구조를 확인하기 어려움을 보인다.

또한 정량적 평가를 위해 원본 영상과의 SSIM과 Fig. 6(a)의 빨간 네모 안의 점 반사체의 측 방향 및 축 방향 해상도를 측정하여 Table 1에 나타내었다. 3-bit 양자화 레벨에서 고정 양자화 영상은 측 방향 해상도가 0.07 mm 증가했으며 축 방향 해상도가 0.05 mm 감소했지만, 팬텀의 스펙클 성분들이 훼손되었음을 Fig. 6(b)에서 볼 수 있다. 이와 다르게 적응 양자화 방법을 적용한 영상에서는 해상도가 각각 0.02 mm, 0.01 mm 증가하여 원본 영상과 해상도 차이가 거의 없음을 보인다. 또한, SSIM 평가에서도 적응 양자화 영상은 원본의 86 %의 유사도를 보이는 반면, 고정 양자화 영상은 38 %로 적응 양자화로 재양자화한 영상이 원본 영상과 더 유사함을 보인다.

3.3 인체 실험 결과

또한 제안하는 방법의 임상 적용을 입증하기 위해

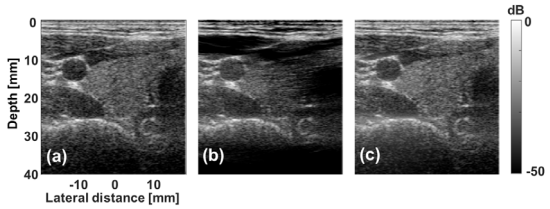

Fig. 7. Human thyroid imaging results (a) Original 14-bit image, (b) 3-bit fixed quantized image and (c) 3-bit proposed adaptively quantized image.

인체 갑상선 조직을 촬영하여 Fig. 7에 나타내었다. Fig. 7(a)는 14-bit로 양자화 된 원본 영상이고, Fig. 7(b), (c)는 각각 고정 양자화 방법과 적응 양자화 방법으로 3-bit 재양자화 된 영상이다. 구조가 복잡한 인체 영상에서 기존의 양자화 방법을 적용한 영상은 심하게 왜곡되어 갑상선의 조직 구조를 확인할 수 없는 반면, 적응 양자화 방법을 적용한 영상에서는 단지 3-bit의 양자화 레벨만으로도 영상의 화질을 유지하였다. 특히, 기존 양자화 방법으로 양자화된 영상에서는 강한 반사도를 보이는 경계면을 제외한 조직의 신호들이 상당 부분 훼손되었지만, 적응 양자화 영상에서는 경계면 뿐만 아니라 조직의 해부학적 구조들이 유지됨을 보였다.

IV. 토의 및 결론

위 논문에서는 적응 양자화 방법을 사용하여 신호를 재양자화하여 낮은 양자화 단계로 전달하는 데이터 저감 방법을 제안하였다. 적응 양자화는 영상 깊이에 따라 구간을 설정하고, 각 영역별로 RF 데이터를 정규화하고 양자화하는 방법으로 기존 양자화 방법에서 발생하는 양자화 잡음을 효과적으로 줄여준다. 결과적으로 제안하는 적응 양자화 방법은 전송되는 데이터 양을 줄여줄 뿐만 아니라 신호의 손상을 최소화할 수 있음을 보였다. 적응 양자화 방법의 효과를 증명하기 위해 컴퓨터 모사 실험, 인체 모사 실험의 정성적, 정량적 평가를 진행하였다. 3-bit로 재양자화 된 영상을 비교하여 영상이 확연하게 왜곡되는 기존의 고정 양자화 방법과 달리 제안하는 적응 양자화 방법에서는 영상의 구조적 특성들이 유지됨을 입증하였다.

또한, 컴퓨터 모사 실험에서 양자화 비트의 감소에 따른 CNR 및 SSIM의 변화를 그래프로 Fig. 5에 나타내었다. 제안하는 적응 양자화 방법을 적용한 영상은 비트 수가 감소함에 따라 일정 수준을 유지하였지만, 고정 양자화 영상에서는 양자화 레벨의 감소에 따라 감소하는 경향을 보이며 6-bit 이하부터 급격한 감소를 보였다.

또한 제안하는 방법의 임상 적용을 입증하기 위해 인체 갑상선 조직을 촬영하여 Fig. 7에 나타내었다 구조가 복잡한 인체 영상에서도 고정 양자화 방법과 달리 적응 양자화 방법은 3-bit의 양자화 레벨만으로도 조직의 해부학적 정보들을 유지할 수 있음을 입증하였다. 하지만 인체로부터 반사된 신호의 경우 복잡한 구조 정보와 여러 잡음 신호들로 인해 적응 양자화를 적용한 영상에서도 양자화 레벨이 감소함에 따라 대조도와 해상도가 일정 부분 희생되었다. 복잡한 조직의 영상을 3-bit 또는 그 이하로 재양자화 할 때 대상의 구조에 따라 영상의 화질이 달라질 수 있음을 보인다.

본 연구에서 사용한 적응 양자화 방법은 같은 깊이 간격으로 일정하게 신호를 분할하여 각각 양자화하는 방법을 사용하였으나 대상의 구조 특성을 고려하여 신호를 적응적으로 분할하는 연구가 추가적으로 필요하다고 판단된다.

본 연구에서 제안한 방법은 낮은 데이터율을 필요로 하는 휴대용 초음파 장비 또는 매우 많은 데이터를 요구하는 3D, 4D 기능성 초음파 영상 등의 실시간 구현에 유용하게 기여될 것으로 기대된다.[6,21]

감사의 글

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

이 논문은 2023년도 정부(산업통상자원부)의 재원으로 한국산업기술진흥원의 지원을 받아 수행된 연구임(P0017120, 2023년 산업혁신인재성장지원사업).

References

1. R. M. S. Sigrist, J. Liau, A. El Kaffas, M. C. Chammas,

and J. K. Willmann, “Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications,” Theranostics. **7**, 1303-1329 (2017).
2. J. Bercoff, G. Montaldo, T. Loupas, D. Savery, F. Meziere, M. Fink, and M. Tanter, “Ultrafast compound doppler imaging: providing full blood flow characterization,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, **58**, 134-147 (2011).
3. M. Tanter and M. Fink, “Ultrafast imaging in biomedical ultrasound,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, **61**, 102-119 (2014).
4. Y. Kim, J. Kim, C. Basoglu, and T. Winter, “Programmable ultrasound imaging using multimedia technologies: a next-generation ultrasound machine,” IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. **1**, 19-29 (1997).
5. V. Shamdasani, R. Managuli, S. Sikdar, and Y. Kim, “Ultrasound color-flow imaging on a programmable system,” IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. **8**, 191-199 (2004).
6. J.-L. 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).
7. G. David, J.-L. Robert, B. Zhang, and A. F. Laine, “Time domain compressive beam forming of ultrasound signals,” J. Acoust. Soc. Am. **137**, 2773-2784 (2015).
8. T. Chernyakova and Y. C. Eldar, “Fourier-domain beamforming: the path to compressed ultrasound imaging,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, **61**, 1252-1267 (2014).
9. C. Chen, G. A. G. M. Hendriks, R. J. G. van Sloun, H. H. G. Hansen, and C. L. de Korte, “Improved plane-wave ultrasound beamforming by incorporating angular weighting and coherent compounding in fourier domain,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, **65**, 749-765 (2018).
10. 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. Ferroelectr. Freq. Control, **64**, 1637-1639 (2017).
11. J. Zhang, Q. He, Y. Xiao, H. Zheng, C. Wang, and J. Luo, “Ultrasound image reconstruction from plane wave radio-frequency data by self-supervised deep neural network,” Med. Image Anal. **70**, 102018 (2021).
12. R. G. Vaughan, N. L. Scott, and D. R. White, “The theory of bandpass sampling,” IEEE Trans. Signal Process. **39**, 1973-1984 (1991).
13. M. Mishali and Y. C. Eldar, “Sub-nyquist sampling: Bridging theory and practice,” IEEE Signal Process. Mag. **28**, 98-124 (2011).
14. 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).
15. P.-C. Huang and P.-C. Li, “Ultrasound imaging using vector quantization of rf channel data,” IEEE IUS, 1303-1306 (2012).
16. S. M. Hosseini and A.-R. Naghsh-Nilchi, “Medical ultrasound image compression using contextual vector quantization,” Comput. Biol. Med. **42**, 743-750 (2012).
17. W. R. Bennett, “Spectra of quantized signals,” Bell Syst. Tech. J. **27**, 446-472 (1948).
18. M. F. Wagdy, “Effect of adc quantization errors on some periodic signal measurements,” IEEE trans. instrum. meas. **IM-36**, 983-989 (1987).
19. 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).
20. J. Jensen, “Field: A program for simulating ultrasound systems,” Medical and Biological Engineering and Computing, **34**, 351-353 (1997).
21. J. Tian, Q. Liu, X. Wang, P. Xing, Z. Yang, and C. Wu, “Application of 3d and 2d quantitative shear wave elastography (swe) to differentiate between benign and malignant breast masses,” Sci. Rep. **7**, 1-9 (2017).

저자 약력

▸ 장 도 영 (Doyoung Jang)

2023년 2월 : 단국대학교 전자전기공학부 공학사
2023년 3월 ~ 현재 : 단국대학교 대학원 전자전기공학과 석사과정

▸ 윤 희 철 (Heechul Yoon)

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