

Comparison of Ultrasound Image Quality using Edge Enhancement Mask

Jung-Min Son¹, Jun-Haeng Lee^{2,*}

¹Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu

²Department of Radiology, Nambu University

Received: June 30, 2022. Revised: February 06, 2023. Accepted: February 28, 2023.

ABSTRACT

Ultrasound imaging uses sound waves of frequencies to cause physical actions such as reflection, absorption, refraction, and transmission at the edge between different tissues. Improvement is needed because there is a lot of noise due to the characteristics of the data generated from the ultrasound equipment, and it is difficult to grasp the shape of the tissue to be actually observed because the edge is vague. The edge enhancement method is used as a method to solve the case where the edge surface looks clumped due to a decrease in image quality. In this paper, as a method to strengthen the interface, the quality improvement was confirmed by strengthening the interface, which is the high-frequency part, in each image using an unsharpening mask and high boost. The mask filtering used for each image was evaluated by measuring PSNR and SNR. Abdominal, head, heart, liver, kidney, breast, and fetal images were obtained from Philips epiq5g and affiniti70g and Alpinion E-cube 15 ultrasound equipment. The program used to implement the algorithm was implemented with MATLAB R2022a of MathWorks. The unsharpening and high-boost mask array size was set to 3*3, and the laplacian filter, a spatial filter used to create outline-enhanced images, was applied equally to both masks. ImageJ program was used for quantitative evaluation of image quality. As a result of applying the mask filter to various ultrasound images, the subjective image quality showed that the overall contour lines of the image were clearly visible when unsharpening and high-boost mask were applied to the original image. When comparing the quantitative image quality, the image quality of the image to which the unsharpening mask and the high boost mask were applied was evaluated higher than that of the original image. In the portal vein, head, gallbladder, and kidney images, the SNR, PSNR, RMSE and MAE of the image to which the high-boost mask was applied were measured to be high. Conversely, for images of the heart, breast, and fetus, SNR, PSNR, RMSE and MAE values were measured as images with the unsharpening mask applied. It is thought that using the optimal mask according to the image will help to improve the image quality, and the contour information was provided to improve the image quality.

Keywords: Ultrasound Noise, Edge, Quantitative Quality Evaluation, Unsharpening Mask, Highboost Mask

I. INTRODUCTION

초음파 영상(ultrasound imaging)이란 X선 또는 조영제 등을 사용하지 않고 우리 귀에 들리지 않는 높은 주파수의 음파를 이용하여 인체 표면에서 인체 내부로 보낸 후 내부에서 반사되는 음파를 영상화시킨 것이다^[1]. 서로 다른 조직의 경계에서 반사, 흡수, 굴절, 투과 등의 물리적인 작용을 일으킨다.

이 같은 성질을 이용하여 프로브(probe)로부터 피부로 고주파를 전달하여 환자의 조직과 뼈에서 반사되어 나온 음파를 다시 수신하는 과정으로 초음파 영상을 획득하게 된다. 초음파는 MRI, CT 등에 비해 상대적으로 적은 비용으로 실시간 데이터를 획득할 수 있기 때문에 현재 많이 이용되고 있는 의료영상 진단법이다^[2]. 초음파는 초음파 영상을 실시간으로 얻기 때문에 장기의 구조뿐만 아니라 운

* Corresponding Author: Jun-Haeng Lee

E-mail: jj1809@nambu.ac.kr

Tel: +82-62-970-0158

동까지도 관찰할 수 있으며 혈관 내부의 혈류도 측정할 수 있다^[3].

초음파를 이용해 영상을 획득하는 과정에서 생기는 스펙클 잡음과 영역간의 낮은 대비 등으로 영상 자체의 화질상의 제한점을 가진다. 특히 스펙클 잡음은 볼륨데이터 내부의 단일 조직 내에서도 주변 복셀끼리의 명암도 값의 차이가 큰 경우가 있어 경계면이나 조직들 간의 구분이 뚜렷하지 않아 생긴다^[4]. 초음파가 도달하는 일부 영역만을 데이터로 얻을 수 있어 CT, MRI 등에 비해 명암도 분포 범위가 좁게 나타나며 다양한 형태적 해상도를 나타내는 픽셀들이 음파로부터의 거리에 의존적이다. 초음파의 진행 방향을 따라 어떤 물체에 의해서 가려지는 물체는 복셀 값을 얻어 올 수 없는 경우가 발생하여 물체의 경계면이 불분명하게 여러 화소에 걸쳐 잡음이 나타나게 된다^[5].

최근 신호처리 기술의 발달과 더불어 초음파 진단 장치의 해상도가 꾸준히 향상되고 있으나 다른 의료진단기기에 비해 해상도 화질이 떨어지는 단점이 있다. 이처럼 초음파 장비로부터 생성되는 데이터 특성상의 잡음이 많고^[6], 실제로 관찰하고자 하는 조직의 경계가 모호해서 형태의 파악이 어렵기 때문에 개선이 필요하다. 초음파 영상의 질 저하는 사람이 영상을 인지하고 진단하는데 영향을 미친다. 그러므로 초음파 영상에서 잡음을 제거하고 영상의 화질을 높이는 것^[7]은 중요하다.

초음파 화질의 문제점을 제거하기 위해 필터링을 통하여 화질을 향상시키고자 하는 부분이 있다. 그중에서도 영상 화질의 감소로 인하여 경계면이 뭉쳐 보이는 경우가 있는데 이를 해결하기 위한 방법으로 윤곽선(edge) 강조 방법^[8]을 사용한다. 윤곽선을 강조하여 좀 더 선명한 영상을 얻을 수 있다. 윤곽선 검출 방법으로는 1차 미분 필터로 불리우는 로버츠(Robert), 프리윗(Prewitt), 소벨(Sobel) 필터 등이 있고 원 영상과 윤곽선 검출 영상의 합성 방법으로 2차 미분 필터인 라플라시안(Laplacian) 필터를 활용한 언샤프마스킹(Unsharpmask), 하이부스트(Highboost) 등이 있다^[9].

두 화질 향상 기법 모두 기존 영상을 흐리게 블러링한 후 엣지를 뽑아내어 원 영상에 적용시켜 화

질을 향상시키는 방법이다. 본 논문에서는 경계면을 강화시키는 방법으로 언샤프닝 마스크와 하이부스트를 이용하여 각 영상에서 고주파 부분인 경계면을 강화시켜 화질 향상을 확인하며 원 영상과 화질이 향상된 영상을 정량적으로 평가하기 위해 MAE (Mean Absolute Error, 평균절대오차), RMSE (Root Mean square Error, 루트평균제곱오차), PSNR (Peak Signal to Noise Ratio, 피크신호대잡음비), SNR(Signal to Noise Ratio, 신호대잡음비) 등으로 측정하여 각 영상에 사용한 필터링을 평가해보고자 한다.

II. METHODS

1. 초음파 영상 획득

초음파 영상은 필립스 社の epiq 5 g, affiniti 70 g 와 알피니언 社の E-cube 15 초음파 장비로부터 유방, 간, 쓸개, 신장, 신생아의 머리와 심장, 태아의 영상을 획득하였다. 초음파에서 많이 사용되는 B모드와 하모닉 초음파 신호만을 선택적으로 받아 낮은 주파수 신호들을 배제함으로써 화면상의 허상들을 감소시켜 영상의 질을 높이는 기술이인 하모닉 모드를 사용하였다. 초음파 영상을 획득하기 위한 주파수는 유방은 12 MHz, 간과 쓸개는 5 MHz, 신장은 12 MHz, 신생아의 머리는 8 MHz, 와 심장은 5 MHz, 태아는 5 MHz 등으로 설정하였다.

2. 화질 향상 마스크 필터링

2.1. 언샤프닝(Unsharping)

언샤프닝 마스크^[10]는 기존영상에서 라플라시안 필터를 이용하여 블러링한 영상을 원 영상에서 제거하여 윤곽선만 남은 영상을 다시 기존영상에 더해줌으로써 원 영상에 윤곽선을 강조하여 영상을 선명하게 만드는 방법이다. 수식으로 나타내보면 Eq. (1)과 같다. 입력 영상 $f(x, y)$ 에서 블러링한 영상 $br(x, y)$ 을 제거하여 윤곽선 영상을 $g(x, y)$ 생성한 후 입력 영상에 윤곽선 영상을 더하여 윤곽선이 강조된 $h(x, y)$ 영상을 생성한다.

$$\begin{aligned} g(x, y) &= f(x, y) - br(x, y) \\ h(x, y) &= f(x, y) + g(x, y) \end{aligned} \tag{1}$$

2.2. 하이부스트(Highboost)

하이부스트 마스크는 입력 영상이 다소 어둔 경우에 영상을 전체적으로 밝게 조정함과 동시에 영상의 edge 부분을 날카롭게 만드는 필터이다. 언샤프닝 마스크 필터의 확장된 형태로 입력 영상의 명암비를 전체적으로 높여줌과 동시에 영상의 윤곽선을 강조함으로써 전체적으로 더욱 선명한 느낌이 드는 결과 영상을 생성한다. 수식으로 나타낸 경우 Eq. (2)과 같으며 이때 α 값에 따라 명암비를 조정하게 되며 α 값이 1이라면 언샤프닝 마스크 필터와 같아진다.

$$h(x, y) = \alpha \cdot f(x, y) + \nabla^2 f(x, y) \dots (\alpha \geq 1) \quad (2)$$

본 논문에서 알고리즘 구현에 사용된 프로그램은 MathWorks 사의 MATLAB R2022a으로 Fig. 1과 같이 구현하였다. 언샤프닝과 하이부스트 마스크 배열 크기는 3x3으로 설정하였으며 윤곽선 강조 영상을 만들 때 사용하는 공간필터인 라플라시안(laplacian) 필터를 두 마스크 모두 동일하게 적용하였다. 하이부스트 마스크를 코드로 작성 시 α 값이 1인 경우 언샤프 마스크 필터와 같기 때문에 1보다 큰 값인 1.5를 적용하였다. 나머지는 모두 같은 조건으로 설정하여 언샤프닝 마스크와 하이부스트 마스크 코드를 작성하여 비교하였다.

```
id = [0 0 0; 0 1 0; 0 0 0];
f = fspecial('laplacian');
hb2 = 1.5 * id - 1 * f;

gray_img = imread('abdom.jpg');
gray_img = rgb2gray(gray_img);
result_img = filter2(hb2, gray_img);

h = fspecial('laplacian');
edge_img = imfilter(gray_img, h);
resultsharp_img = imsubtract(gray_img, edge_img);
```

Fig. 1. Unsharping mask and Highboost mask in Matlab.

3. 정량적 화질 평가

실제로 화질을 평가하는 것은 주관적인 방법과 객관적인 방법이 있다. 주관적인 평가는 사람이 눈

으로 직접 보며 화질을 평가하기 때문에 시간이 많이 소요되며 정확한 평가를 하기에는 한계가 있다. 정량적인 화질 평가 방법은 다음과 같은 방법이 있다.

3.1. MAE(Mean Absolute Error, 평균절대오차)

MAE는 이미지 품질을 측정하는 가장 일반적인 방법이다^[12]. 전체 영상을 기준으로 하며 실제 값과 예측 값의 차이 즉, 오차의 절대값을 평균한 값으로 특히 값이 존재하면 수치가 커지므로 0에 가까운 값을 나타낼수록 원본에 가까운 것이기 때문에 정확도가 높다고 할 수 있어 좋은 영상으로 판단된다. 수식은 Eq. (3)과 같이 정의 할 수 있으며 수식에서 $m \times n$ 의 크기를 가지는 이미지 $I(x, y)$ 와 $K(x, y)$ 의 이미지의 모든 픽셀에 대해서 오차를 구하고 이 오차들의 절대값을 평균 내어 두 이미지의 영상 품질을 비교한다.

$$MAE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} |I(x, y) - K(x, y)| \quad (3)$$

3.2. RMSE(Root Mean square Error, 루트평균제곱오차)

루트평균제곱근오차(RMSE)는 예측값과 실제 값 사이의 차이를 측정하는 데 일반적으로 사용되는 또 다른 방법의 오차 측정 기법^[13]이다. MAE와 같이 오류 크기를 평가한다. 수식은 Eq. (4)과 같으며 영상의 오차를 제곱해 평균화 하는 수식인 MSE (Mean Squared Error, 평균제곱오차)에 루트를 씌움으로써 큰 차이의 오차에 덜 민감한 장점을 가진다.

$$RMSE = \sqrt{MSE} \quad (4)$$

3.3. PSNR(Peak Signal to Noise Ratio, 피크신호대 잡음비)

PSNR은 최대 신호에서 잡음 비율을 말하는 것으로 영상의 품질에 영향을 미치는 잡음의 비율을 계산한 값으로 생성된 영상의 화질에 대한 손실 정보를 평가하기 위해 사용된다^[14]. 손실이 적을수록 화질이 좋다는 의미이며 화질이 좋을수록 수치가 높게 나타난다. PSNR은 무손실의 영상인 경우 MSE 값

이 0으로 측정되기 때문에 PSNR을 정의할 수 없다.

두 이미지 사이의 PSNR 값은 데시벨(dB) 형식으로 계산되며 이미지 및 비디오 압축 품질에서 PSNR 값은 8bit 데이터의 경우 30 ~ 50 dB 정도로 나타난다. PSNR은 수식은 Eq. (5)과 같이 표현되며 여기서 피크 값(peakval)은 영상 데이터의 최대값을 적용한다.

$$PSNR = 10\log_{10}(peakval^2) / MSE \quad (5)$$

3.4. SNR(Peak Signal to Noise Ratio, 신호대잡음비)

SNR은 원하는 신호(Signal)와 원하지 않는 신호 혹은 잡음(Noise)의 비로서 보통 줄여서 S/N비라고 표기한다^[15]. 데시벨(dB)이라는 기호를 사용하며 S/N비가 클수록 양호한 신호라고 할 수 있다. S/N비를 높이기 위해 다수의 신호를 채취하여 평균을 구하는 방법을 많이 사용한다. 입력 신호의 세기를 I_s 라 하고, 잡음을 I_n 이라 하면 신호 대 잡음비는 Eq. (6)과 같은 수식으로 표현된다.

$$S/N = 10\log_{10}(I_s / I_n) \quad (6)$$

본 논문에서 화질을 평가하기 위해 ImageJ 프로그램의 Plugin 을 설치하여 이용하였으며 Biomedical Imaging Group에서 제공하는 SNR plugin은 MAE, RMSE, PSNR, SNR의 수치를 평가할 수 있다. SNR plugin 사용방법은 ImageJ 프로그램으로 화질비교하고 싶은 영상을 모두 불러와 기준 reference 영상을 설정 후 비교하고 싶은 영상을 선택한다. Fig. 2와 같이 기준 영상을 선택 후 비교 영상을 선택하여 compute를 클릭하면 SNR, PSNR, RMSE, MAE 값이 출력된다.

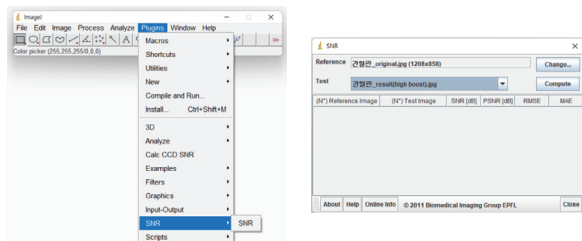


Fig. 2. Quality Measurement Plugin in ImageJ Program.

III. RESULT

Fig. 3은 유방 초음파 영상이다. (a) 원 영상(Original image)에 비해 (b) 언샤프닝 마스크와 (c) 하이부스트 마스크를 적용한 영상에서 유방 내의 석회화가 선명하게 관찰되었다. 유방 초음파 영상의 화질 수치는 언샤프닝 마스크는 SNR 30.39 dB, PSNR 37.12 dB, RMSE 3.54, MAE 1.31로 측정되었으며 하이부스트 마스크는 SNR 30.07 dB, PSNR 36.81 dB, RMSE 3.68, MAE 1.11로 측정되었다. 각 마스크를 적용한 영상의 화질 평가 수치를 비교하였을 경우 언샤프닝 마스크 영상이 더 높은 값으로 측정되었다.

Table 1. Breast Ultrasound Image Quality Evaluation

Image	Mask	SNR[dB]	PSNR[dB]	RMSE	MAE
Breast	unsharp	30.39	37.12	3.54	1.31
	highboost	30.07	36.81	3.68	1.11

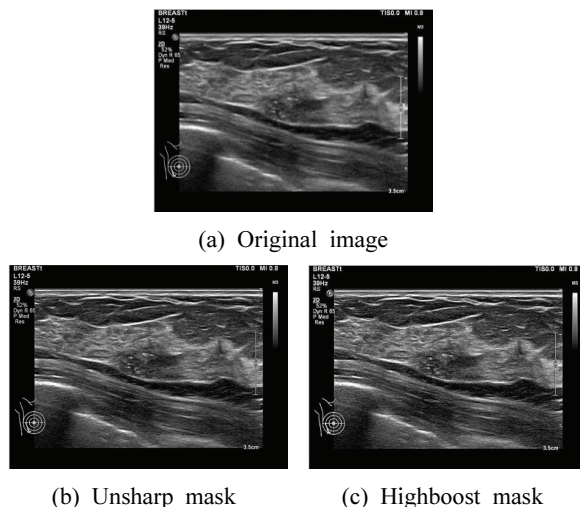


Fig. 3. Breast Ultrasound Imaging.

Fig. 4는 복부 초음파와 중간(Liver) 초음파 영상이다. (a) 원 영상에서 보이는 간의 전반적인 형태와 간문맥 형상이 (b) 언샤프닝 마스크와 (c) 하이부스트 마스크를 적용한 경우 윤곽선이 강조되는 모습이 확인되었으며 또한 하이부스트 마스크를 적용한 영상이 언샤프닝 마스크를 적용한 영상과 비교하였을 때 간문맥(hepatic portal vein)과 간의 형태

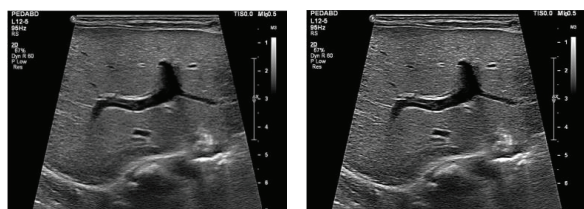
의 명암의 밝기와 윤곽선이 더 강조되었다. 간 초음파 영상의 화질 수치는 언샤프닝 마스크는 SNR 27.43 dB, PSNR 34.19 dB, RMSE 4.97, MAE 1.69로 측정되었으며 하이부스트 마스크는 SNR 31.35 dB, PSNR 38.11 dB, RMSE 3.16, MAE 1.28로 측정되었다. 각 마스크를 적용한 영상의 화질 평가 수치를 비교하였을 경우 하이부스트 마스크 영상이 더 높은 값으로 측정되었다.

Table 2. Liver Ultrasound Image Quality Evaluation

Image	Mask	SNR[dB]	PSNR[dB]	RMSE	MAE
Liver	unsharp	27.43	34.19	4.97	1.69
	highboost	31.35	38.11	3.16	1.28



(a) Original image



(b) Unsharp mask

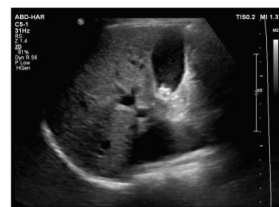
(c) Highboost mask

Fig. 4. Liver Ultrasound Image.

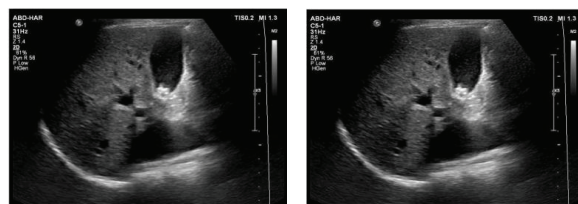
Fig. 5는 복부 초음파 중 쓸개 내 stone이 존재하는 초음파 영상이다. (a) 원 영상보다 (b) 언샤프닝 마스크와 (c) 하이부스트 마스크를 적용한 영상에서 쓸개 내의 stone의 윤곽선이 명확하게 구분된다. 쓸개 초음파 영상의 화질 수치는 언샤프닝 마스크는 SNR 33.73 dB, PSNR 40.77 dB, RMSE 2.33, MAE 0.94로 측정되었으며 하이부스트 마스크는 SNR 34.61 dB, PSNR 41.64 dB, RMSE 2.10, MAE 0.75로 측정되었다. 각 마스크를 적용한 영상의 화질 평가 수치를 비교하였을 경우 하이부스트 마스크 영상이 더 높은 값으로 측정되었다.

Table 3. Gallbladder Ultrasound Image Quality Evaluation

Image	Mask	SNR[dB]	PSNR[dB]	RMSE	MAE
Gall-bladder	unsharp	33.73	40.77	2.33	0.94
	highboost	34.61	41.64	2.10	0.75



(a) Original image



(b) Unsharp mask

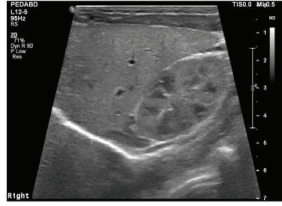
(c) Highboost mask

Fig. 5. Gallbladder Ultrasound Image.

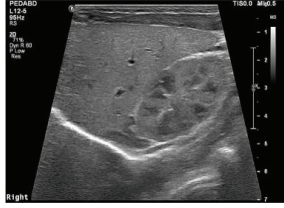
Fig. 6은 복부 초음파 중 신장 부위의 초음파 영상이다. (a) 원 영상에서의 신장 전체 모양과 신장 내 석회화가 관찰되나 (b) 언샤프닝 마스크 적용 영상과 (c) 하이부스트 적용 영상에서의 신장 모양과 석회화 윤곽선이 강조되어 관찰이 더 용이하다. 신장 초음파 영상의 화질 수치는 언샤프닝 마스크는 SNR 28.49 dB, PSNR 34.49 dB, RMSE 4.63, MAE 1.61로 측정되었으며 하이부스트 마스크는 SNR 31.75 dB, PSNR 38.07 dB, RMSE 3.18, MAE 1.24로 측정되었다. 각 마스크를 적용한 영상의 화질 평가 수치를 비교하였을 경우 하이부스트 마스크 영상이 더 높은 값으로 측정되었다.

Table 4. Kidney Ultrasound Image Quality Evaluation

Image	Mask	SNR[dB]	PSNR[dB]	RMSE	MAE
kidney	unsharp	28.49	34.49	4.63	1.61
	highboost	31.75	38.07	3.18	1.24



(a) Original image



(b) Unsharp mask



(c) Highboost mask

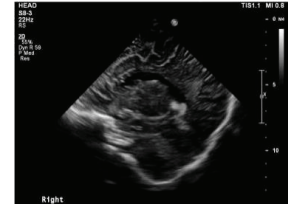
Fig. 6. Kidney Ultrasound Image.

Fig. 7은 신생아의 머리 초음파 영상이다. (a) 원 영상에서 머리의 전반적인 형태와 뇌간의 모습을 관찰할 수 있으며 (b) 언샤프닝 마스크와 (c) 하이부스트 영상에서는 뇌간 부분이 더 선명하게 나타나므로 신생아 뇌간의 이상 유무를 명확하게 확인할 수 있다. 머리 초음파 영상의 화질 수치는 언샤프닝 마스크는 SNR 29.89 dB, PSNR 37.44 dB, RMSE 3.42, MAE 1.00로 측정되었으며 하이부스트 마스크는 SNR 31.24 dB, PSNR 38.79 dB, RMSE 2.92, MAE 0.87로 측정되었다. 각 마스크를 적용한 영상의 화질 평가 수치를 비교하였을 경우 하이부스트 마스크 영상이 더 높은 값으로 측정되었다.

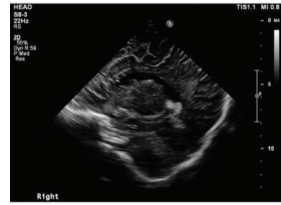
Fig. 8은 신생아의 심장 초음파 영상으로 심장의 기형을 확인하기 위하여 촬영된 영상이다. (a) 원 영상에 비해 (b) 언샤프닝 마스크와 (c) 하이부스트 마스크 적용 영상에서의 혈관이 더 선명하게 나타난 것이 확인된다. 심장 초음파 영상의 화질 수치는 언샤프닝 마스크는 SNR 34.33 dB, PSNR 41.89 dB, RMSE 2.04, MAE 0.45로 측정되었으며 하이부스트 마스크는 SNR 30.10 dB, PSNR 37.67 dB, RMSE 3.33, MAE 0.54로 측정되었다. 각 마스크를 적용한 영상의 화질 평가 수치를 비교하였을 경우 언샤프닝 마스크 영상이 더 높은 값으로 측정되었다.

Table 5. Newborn Baby Head Ultrasound Image Quality Evaluation

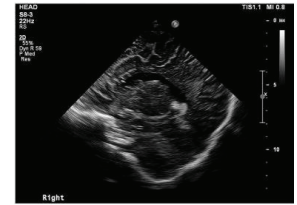
Image	Mask	SNR[dB]	PSNR[dB]	RMSE	MAE
Newborn Baby Head	unsharp	29.89	37.44	3.42	1.00
	highboost	31.24	38.79	2.92	0.87



(a) Original image



(b) Unsharp mask



(c) Highboost mask

Fig. 7. Newborn Baby Head Ultrasound Image.

Table 6. Newborn Baby Heart Ultrasound Image Quality Evaluation

Image	Mask	SNR[dB]	PSNR[dB]	RMSE	MAE
Newborn Baby Heart	unsharp	34.33	41.89	2.04	0.45
	highboost	30.10	37.67	3.33	0.53



(a) Original image



(b) Unsharp mask



(c) Highboost mask

Fig. 8. Newborn Baby Heart Ultrasound Image.

Fig. 9는 태아 초음파 영상이다. (a) 원 영상에 비해 (b) 언샤프닝 마스크와 (c) 하이부스트 마스크를 적용한 영상이 태아의 전체적인 윤곽선을 강조한 모습을 관찰할 수 있다. 태아 초음파 영상의 화질 수치는 언샤프닝 마스크는 SNR 32.35 dB, PSNR 40.12 dB, RMSE 2.51, MAE 0.61로 측정되었으며 하이부스트 마스크는 SNR 30.49 dB, PSNR 38.26 dB, RMSE 3.11, MAE 0.61로 측정되었다. 각 마스크를 적용한 영상의 화질 평가 수치를 비교하였을 경우 언샤프닝 마스크 영상이 더 높은 값으로 측정되었다.

Table 7. Fetus Ultrasound Image Quality Evaluation

Image	Mask	SNR[dB]	PSNR[dB]	RMSE	MAE
Fetus	unsharp	32.35	40.12	2.51	0.61
	highboost	30.49	38.26	3.11	0.61

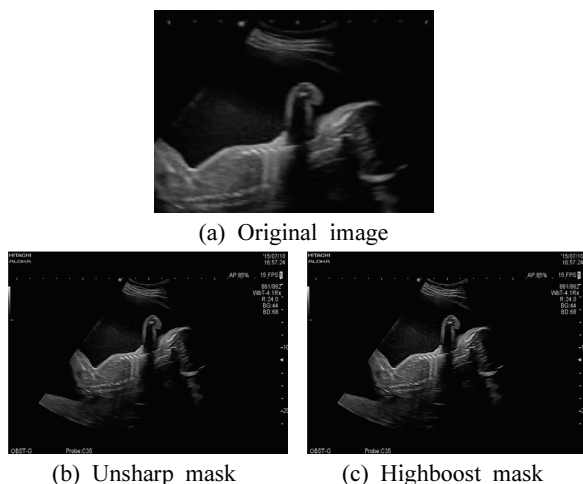


Fig. 9. Fetus Ultrasound Image.

IV. DISCUSSION

초음파 영상의 경계선을 선명하게 하기 위하여 라플라시안 필터를 이용한 하이부스트 마스크와 언샤프닝 마스크를 사용하여 원 영상과의 화질 비교를 통한 수치는 SNR, PSNR은 30 dB 이상으로 화질 향상이 이루어졌다 볼 수 있으며 MAE는 0에 가까운 값으로 원본과 거의 비슷하다고 볼 수 있다. 또한 영상의 대조도가 높지 않은 즉, 비슷한 구

조물로 이루어진 심장, 태아 등은 언샤프닝 마스크가 하이부스트 마스크에 비해 화질 향상이 많이 이루어진 것으로 사료된다.

V. CONCLUSION

본 논문에서는 영상의 경계선을 선명하기 위하여 언샤프닝 마스크와 하이부스트 마스크를 적용하여 초음파 영상에서 인체의 구조물 또는 병변의 식별을 좀 더 용이하게 할 수 있는 방안을 제안하였다. 다양한 초음파 영상에서 마스크 필터를 적용한 결과 주관적인 평가로 화질은 원 영상에서 언샤프닝 마스크를 적용하였을 경우 영상의 전반적인 윤곽선이 뚜렷하게 보였으며 원 영상에서 하이부스트 마스크를 적용하였을 경우 언샤프닝 마스크와 같이 윤곽선이 강조되는 모습을 확인하였다. 또한 하이부스트 영상이 언샤프닝 마스크 영상보다 밝은 명암비를 보여주었다. 정량적인 영상의 품질 비교 시 원 영상보다 언샤프닝 마스크와 하이부스트 마스크를 적용한 영상의 화질이 높게 평가되었으나 간의 간문맥, 쓸개, 신장, 신생아의 머리(뇌간)의 영상에서는 하이부스트 마스크를 적용한 영상의 SNR, PSNR, RMSE, MAE이 높게 측정되었으며 유방, 신생아의 심장, 태아 영상은 반대로 언샤프닝 마스크를 적용 영상에서 SNR, PSNR, RMSE, MAE 값이 높은 값으로 측정되었다. 이 결과는 영상에 따라 최적의 마스크를 사용하는 것이 영상 품질 향상에 도움이 될 것으로 사료되며 본 논문에 사용한 초음파 영상 뿐만 아니라 다양한 부위의 영상에 적용이 가능할 것이다. 또한 마스크에 사용된 라플라시안 필터가 아닌 2차 미분필터인 평균 필터를 추가로 사용해 영상의 품질을 비교할 수도 있을 것이다.

본 논문에서 제안한 방법은 각 부위의 초음파 영상의 윤곽 정보를 제공하여 영상의 품질을 향상시키는 것뿐만 아니라 영상 인식을 위한 사전 단계인 영상 분할에 적용하여 보고자 하는 부위의 분리 영상을 구하는데 적용이 가능할 것이다.

Acknowledgement

이 논문은 2023년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임

(No. NRF-2021R1A6A3A01087118)

<https://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2015.16.1.658>

Reference

- [1] W. H. Choi, W. H. Park, S. Y. Park, "A method for ultrasound image edge enhancement by using Probabilistic edge map", *The Journal of the Society of Korean Medicine Diagnostics*, Vol. 20, No. 1, pp. 35-44, 2016.
<http://dx.doi.org/10.1021/acsomega.9b04343>
- [2] D. K. Han, J. D. Lim, J. H. Lee, "Improvement in the Quality of Ultrasonographic Images Using Wavelet Conversion and a Boundary Detection Filter", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 2, No. 1, pp. 23-29, 2008.
- [3] H. M. Jin, M. E. Lee, J. H. Kim, "Computer-aided Image Quality Evaluation of Imaging Systems", *Journal of the Korean Society of Imaging Informatics in Medicine*, Vol. 20, pp. 45-52, 2014.
- [4] R. Singh, S. R. Digumarthy, V. V. Muse, A. R. Kambadakone, M. A. Blake, A. Tabari, Y. Hoi, N. Akino, E. Angel, R. Madan, M. K. Kalra, "Image Quality and Lesion Detection on Deep Learning Reconstruction and Iterative Reconstruction of Submillisievert Chest and Abdominal CT", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 214, No. 3, pp. 566-573, 2020. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.19.21809>
- [5] Y. H. Cho, "Image Quality Enhancement by Using Logistic Equalization Function", *Journal of the Korean Institute of Intelligent Systems*, Vol. 20, No. 1, pp. 30-35, 2010.
<https://doi.org/10.5391/JKIIS.2010.20.1.030>
- [6] E. J. Yun, "Ultrasonographic Evaluation of the Normal Kidney: Comparison of Fundamental, Tissue Harmonic, and Pulse Inversion Harmonic Imaging", *ULTRASONOGRAPHY*, Vol. 23, No. 4, pp. 185-191, 2004.
- [7] Y. H. Cho, "Quality Enhancement of medical Images by Using Nonlinear Histogram Equalization Function", *Journal of the Korean Society of Industry Convergence*, Vol. 13, No. 1, pp. 23-30, 2010.
- [8] S. J. Kim, "Medical Image Enhancement Using an Adaptive Nonlinear Histogram Stretching", *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 16, No. 1, pp. 658-665, 2015.
- [9] Y. H. Lee, Y. S. Kim, I. H. Park, "The Study of Stereo Matching for 3D Image Implementation in Augmented Reality", *Journal of the Semiconductor & Display Technology*, Vol. 15, No. 4, pp. 103-106, 2016.
<https://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2015.16.1.658>
- [10] W. J. Jeong, J. M. Lee, C. Y. Kim, Y. S. Moon, "Edge Restoration in Blurred Image using 1/4 Selective Filter", *Journal of the Korea Society of Computer and Information*, Vol. 12, No. 1, pp. 103-110, 2015.
<https://doi.org/10.9708/jksci.2015.20.1.103>
- [11] M. Alirezanejad, V. Saffari, S. Amirgholipour, A. M. Sharifi, "Effect of Locations of using High Boost Filtering on the Watermark Recovery in Spatial Domain Watermarking", *Indian Journal of Science and Technology*, Vol. 7, No. 4, pp. 517-524, 2014.
<http://dx.doi.org/10.17485/IJST/2014/V7I4/48643>
- [12] U. Sara, M. Akter, M. S. Uddin, "Image Quality Assessment through FSIM, SSIM, MSE and PSNR— A Comparative Study", *Journal of Computer and Communications*, Vol. 7, No. 3, pp. 8-18, 2019.
<https://doi.org/10.4236/jcc.2019.73002>
- [13] T. Chai, R. R. Draxler, "Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)? – Arguments against avoiding RMSE in the literature", *Geoscientific Model Development*, Vol. 7, No. 3, pp. 1247-1250, 2014.
<https://doi.org/10.5194/gmd-7-1247-2014>
- [14] Al. Horé; D. Ziou, "Image Quality Metrics: PSNR vs. SSIM", *International conference on pattern recognition*, Vol. 20, No. 4, pp. 2366-2369, 2010.
<https://doi.org/10.1109/ICPR.2010.579>
- [15] G. H. Glover, C. S. Law, "Spiral-In/Out BOLD fMRI for Increased SNR and Reduced Susceptibility Artifacts", *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 46, No. 3, pp. 515-522, 2001.
<http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1222>

경계면 강조 마스크를 이용한 초음파 영상 화질 비교

손정민¹, 이준행^{*}

¹대구가톨릭대학교 방사선학과

²남부대학교 방사선학과

요 약

초음파 영상(ultrasound imaging)이란 주파수의 음파를 이용하여 서로 다른 조직의 경계에서 반사, 흡수, 굴절, 투과 등의 물리적인 작용을 일으킨다. 초음파 장비로부터 생성되는 데이터 특성상의 잡음이 많고, 실제로 관찰하고자 하는 조직의 경계가 모호해서 형태의 파악이 어렵기 때문에 개선이 필요하다. 영상 화질의 감소로 인하여 경계면이 뭉쳐 보이는 경우를 해결하기 위한 방법으로 윤곽선(edge) 강조 방법을 사용한다. 본 논문에서는 경계면을 강화시키는 방법으로 언샤프닝 마스크와 하이부스트를 이용하여 각 영상에서 고주파 부분인 경계면을 강화시켜 화질 향상을 확인하였으며 원 영상과 화질이 향상된 영상을 정량적으로 평가하기 위해 MAE, RMSE, PSNR, SNR 등으로 측정하여 각 영상에 사용한 마스크 필터링을 평가했다. 필립스의 epiq 5 g, affiniti 70 g와 알피니언의 E-cube 15 초음파 장비로부터 복부, 머리, 심장, 간, 신장, 유방, 태아 영상을 획득하였다. 알고리즘 구현에 사용된 프로그램은 MathWorks의 MATLAB R2022a으로 구현하였다. 언샤프닝과 하이부스트 마스크 배열 크기는 3×3으로 설정하였으며 윤곽선 강조 영상을 만들 때 사용하는 공간필터인 라플라시안(laplacian) 필터를 두 마스크 모두 동일하게 적용하였다. 화질 정량 평가는 ImageJ 프로그램을 사용하였다. 다양한 초음파 영상에서 마스크 필터를 적용한 결과 주관적인 화질은 원 영상에서 언샤프닝과 하이부스트 마스크를 적용하였을 경우 영상의 전반적인 윤곽선이 뚜렷하게 보였으며 또한 하이부스트 마스크에서는 언샤프닝 마스크 영상보다 밝은 명암비를 보여주었다. 정량적인 영상의 품질 비교 시 원 영상보다 언샤프닝 마스크와 하이부스트 마스크를 적용한 영상의 화질이 높게 평가되었다. 간문맥, 머리, 쓸개, 신장의 영상에서는 하이부스트 마스크를 적용한 영상의 SNR, PSNR, RMSE, MAE이 높게 측정되었으며 심장, 유방, 태아 영상은 반대로 언샤프닝 마스크 적용 영상이 SNR, PSNR, RMSE, MAE 값이 높은 값으로 측정되었다. 영상에 따라 최적의 마스크를 사용하는 것이 영상 품질 향상에 도움이 될 것으로 사료되며 각 부위의 초음파 영상의 윤곽 정보를 제공하여 영상의 품질을 향상시켰다.

중심단어: 초음파 잡음, 경계면, 정량적 화질평가, 언샤프닝 마스크, 하이부스트 마스크

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	손정민	대구가톨릭대학교 방사선학과	박사후연구원
(교신저자)	이준행	남부대학교 방사선학과	교수