

의료용 초음파프로브의 압전소자 결함이 과도음장과 B-모드 영상에 미치는 영향

Influences of the Defective Piezo-Elements of a Medical Ultrasonic Probe on Transient Acoustic Fields and B-Mode Images

최 광 윤*, 하 강 렬**, 김 무 준**, 김 정 순***, 양 정 화****, 강 관 석*****, 최 민 주*****
(Kwang-Yoon Choi*, Kang-Lyeol Ha**, Moo-Joon Kim**, Jung-Soon Kim***, Jeong-Hwa Yang*****, Gwan-Suk Kang*****, Min-Joo Choi*****)

*부경대학교 대학원 음향진동공학과(협), **부경대학교 물리학과, ***동명대학교 멀티미디어공학과, ****제주한라대학 방사선과, *****제주대학교 의학과 의공학협동과정
(접수일자: 2010년 9월 9일; 채택일자: 2010년 10월 27일)

전체 192개의 압전소자 중 64개를 동시 구동하여 빔을 형성하는 중심주파수 3.5 MHz 인 선형배열 의료용 초음파프로브를 대상으로 일부의 압전소자가 결함으로 인해 동작하지 않을 때의 과도음장 및 점 표적에 대한 초음파 B-모드 영상을 시뮬레이션하여 정상 초음파프로브의 것과 비교 분석하였다. 그 결과, 결함소자의 수가 한 개에서 네 개로 증가함에 따라 주엽이 만드는 음장의 최대음압준위 및 그 -3 dB 폭은 정상일 때에 비해 선형적으로 감소하나, 초점심도는 거의 변화가 없고, 부엽에 의한 음장의 음압준위 상승으로 인해 주엽과 부엽과의 음압 차이는 감소하는 경향을 보였다. 이와 같은 음압준위의 변화는 점 표적에 대한 B-모드 영상에 영향을 주어 표적의 좌우에 허상을 만들며, 축 방향의 공간분해능은 거의 일정하나 축 방향으로로는 다소 감소하는 경향을 나타내었다.

핵심용어: 초음파영상, 의료용 초음파프로브, 결함소자, 과도음장, 공간분해능

투고분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4.3), (4.7)

The ultrasonic transient fields and B-mode images of a point target which were simulated for a medical ultrasonic probe with a few defective piezo-elements were compared with those for a normal probe. The present study considered a 3.5 MHz linear array probe whose acoustic beam was formed by the 64 active elements of total 192 elements. The results showed that the maximum amplitude and -3 dB width of the acoustic fields by main-lobes decreased linearly as the defective element number increased from one to four. However, the depths of foci remained almost unchanged, and the pressure differences between main-lobes and side-lobes tended to decrease due to rise in pressures in side-lobes. Such changes in ultrasonic fields affected the B-mode images of point targets. So the artifacts were formed in the right and left side of the target, and the lateral spatial resolutions were decreased while the axial resolution was almost the same.

Keywords: Ultrasonic Imaging, Medical Ultrasound Probe, Defective Element, Transient Acoustic Field, Spatial Resolution

ASK subject classification: Ultrasonic and Elastic Waves (4.3), (4.7)

I. 서론

의료용 초음파프로브는 초음파 영상진단장치의 핵심적인 부품으로서 그 내부에는 수십 내지 수백 개의 작은

압전소자가 선형 또는 이차원으로 배열되어져 있다. 초음파 영상은 그 중 일부 또는 전부의 압전소자를 동시에 구동하여 특정의 빔이 형성되도록 한 후, 전자적으로 주사 (scanning)하거나 조향 (steering)하면서 초음파 펄스를 매질인 인체내부로 방사하여 음향임피던스가 다른 조직 경계로부터의 반사파를 수신한 후, Hilbert 변환 및 휘도변환 등의 신호처리를 행함으로써 얻어진다 [1-4].

매질 중에 방사된 초음파 펄스의 형태 및 그에 따른 음장은 구동되는 각 압전소자로부터 나온 음파들의 호이겐스 원리에 따른 중첩에 의해서 정해지는데, 만약, 압전소자 자체의 기계적 파손이나 리드선의 단선 등의 결함으로 인하여 일부의 소자가 동작하지 않을 경우 음장은 변하게 되며, 그 변화는 결과적으로 초음파 영상에 영향을 미치게 된다 [5-7].

최근, 병원에서의 사용되고 있는 초음파프로브의 결합 상태 및 그 결함이 영상에 미치는 영향, 또는 결함이 있는 프로브의 평가방법 등에 관한 연구결과에 따르면 압전소자 수가 128개 이상인 일반적인 프로브의 경우 동작하지 않는 소자 수가 4~5개 이상 되면 임상진단 중의 초음파 영상에서도 식별될 만큼 빔의 강도 및 분해능이 달라지며 도플러장비에서의 혈류 측정에도 상당한 오차를 나타내나, 결함소자 수가 극히 적을 경우 그 차이는 미미한 것으로 보고되고 있다 [7,8].

본 연구에서는 적은 수의 결함소자가 초음파 과도음장 및 영상에 미치는 영향을 보다 구체적으로 파악하기 위하여 1/2 파장 간격으로 배열된 전체 192개의 압전소자 중 64개를 동시에 구동하여 빔을 형성하는 중심주파수 3.5 MHz 인 선형배열 의료용 초음파프로브를 대상으로 결함소자 수가 1~4개일 때의 과도음장과 모의생체 내의 점 표적에 대한 초음파 B-모드 영상을 각각 시뮬레이션하여 정상일 때의 것과 비교 분석함으로써 그 결함소자가 초음파음장 및 B-모드 영상에 미치는 영향을 파악하였다.

II. 시뮬레이션에 사용된 초음파프로브의 규격 및 구동조건

본 연구에서 시뮬레이션 대상으로 하는 초음파프로브는 그림 1의 모식도 및 표 1에 나타낸 바와 같이, 길이 $L=4\text{ mm}$ 인 192개의 압전소자를 공극 (kerf) a 가 폭 W 의 10%가 되도록 하여 인체에서의 음속 1540 m/s 에 대하여 $\lambda/2$ (단, λ 는 파장) 간격으로 배치한 중심주파수 3.5 MHz 인 선형배열 트랜스듀서이다. 동작 시에는 먼저 전체 192개의 압전소자 중 1~64번의 소자를 동시에 사용하여 하나의 영상라인을 획득하고, 순차적으로 그림에 나타낸 x 방향으로 이동하면서 주사함에 따라 총 128개의 영상라인을 얻어 하나의 프레임을 형성한다. 일반적으로 의료용 초음파프로브는 그림 1에 나타낸 y 방향에 대해서는 기계적인 집속이 되도록 음향렌즈가 표면에 부착되어 있는데, 여기서는 그 음향렌즈의 초점거리를

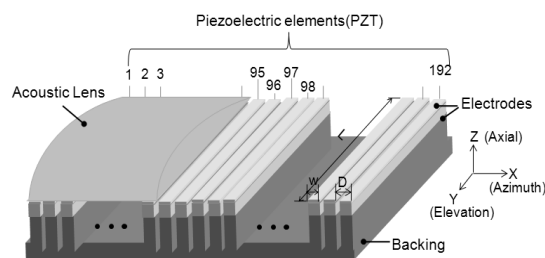


그림 1. 시뮬레이션에 사용된 직선배열 의료용 프로브 구조
Fig. 1. Structure of the linear array medical probe for simulation.

표 1. 시뮬레이션에 사용된 의료용 프로브의 규격 및 구동 조건
Table 1. Structural parameters and operating condition of the medical probe for simulation.

Center frequency f (MHz)	3.5
Elevation Length L (mm)	4.0
Element width W (mm)	0.2
Kerf D (mm)	0.02
Number of PZT elements	192
Number of active elements	64
Acoustic lens focus (mm)	20
Dynamic transmit focus (mm)	10, 20, 30, 40
Apodization window	Hanning
Speed of sound in medium (m/s)	1540

20 mm로 설정하였다. 그리고 x 방향으로는 동시 구동되는 압전소자에 가해지는 전기 입력펄스에 시간지연에 의한 위상차를 인가함으로써 동적집속 (dynamic focus) 을 하는데, 본 시뮬레이션에서는 프로브로부터 10, 20, 30, 40 mm의 네 개 지점에 집속되는 경우를 각각 고려하였다. 그리고 각 압전소자에 동시 인가되는 입력 전기신호의 진폭에 대해서는 부엽의 영향을 줄이기 위하여 Hanning apodization을 하는 것으로 가정하였다.

결함소자로서는 프로브의 중앙 부분에 해당하는 96번 요소를 기준으로 1~4개를 고려하였는데, 1개가 고장일 때는 96번 ($N=1$), 2개가 고장일 때는 96번과 97번 ($N=2$), 3개가 고장일 때는 95~97번 ($N=3$), 4개가 고장일 때는 95~98번 ($N=4$) 소자가 각각 동작하지 않는 것으로 하였다. 과도음장은 각 압전소자를 $\lambda/8$ 간격으로 분포하는 점 음원의 집합으로 생각하고, 그 각 점 음원에서의 입자 속도가 트랜스듀서의 임펄스응답에 따른 RF 펄스파형을 가지며, 매질 중의 임의지점에 형성되는 음압은 그 펄스들의 중첩과 매질의 밀도를 고려함으로써 구해진다 [9-12]. 여기서는 그 음장 및 그 음장을 형성하는 음원의 펄스에 코응답에 기인하는 점 음원에 대한 초음파영상의 시뮬레이션 수단으로써 FIELD-II 프로그램 [13,14]를 변경하

여 사용하였는데, 결함으로 인해 동작하지 않는 압전소자에 대해서는 입자속도를 0으로 두고 해석하였다.

III. 소자 결함에 따른 과도음장의 변화

제 65~128번째의 64개 압전소자에 의해 빔이 형성될 때 고려하고 있는 결함소자들은 거의 그 중앙에 위치하게 되는데, 그 때 음파가 프로브 표면으로부터 음향렌즈 초점인 $z = 20 \text{ mm}$ 지점 부근에 도달했을 때의 과도음장의 음압레벨 등고선을 그림 2에 나타내었다. 그림 2 (a)는 결함소자가 없는 정상적인 프로브의 음장을 나타내는데, 결함소자가 없을 때는 음파가 초점에 강하게 집중되어 축 방향 (azimuth)으로의 음장 확산이 작으나 결함소자 수가 증가함에 따라 음장이 넓게 퍼지며, 부엽이 음장형성에 영향을 미침을 볼 수 있다.

초점부근에서의 음장 변화를 보다 구체적으로 파악하기 위해 최대음압을 나타내는 지점의 좌우 5 mm 에 대한 x 축 상 음압분포를 그림 3에 나타내었다. 이 그림들로부터 결함이 없을 때 주엽의 중심에 해당하는 음축 상의 음압이 가장 크고, 그에 인접한 첫 번째 부엽에 의한 음장 (음축에서 약 $\pm 1.25 \text{ mm}$ 지점)의 최대음압은 주엽보다 14.2 dB 작으며, 그 외의 부엽은 19 dB 이상 작다. 결함소자 수가 증가함에 따라 음축 상의 음압은 점차 감소하는데, 네 개의 압전소자가 결함일 때는 결함이 없을 때보다 1.19 dB 작았다. 반면, 음축에 인접한 부엽에 의한 음장의 음압준위는 결함소자 수에 따라 증가하는데, 특히 음축에서 약 $\pm 2.5 \text{ mm}$ 지점 주변에 형성되는 두 번째 부엽에 의한 음장의 음압 최대치가 크게 증가하는 것을 알 수 있다. 결함소자가 4개일 때 첫 번째 부엽의 최대음압은 결함이 없을 때에 비해 약 1.7 dB 증가하였다. 주엽

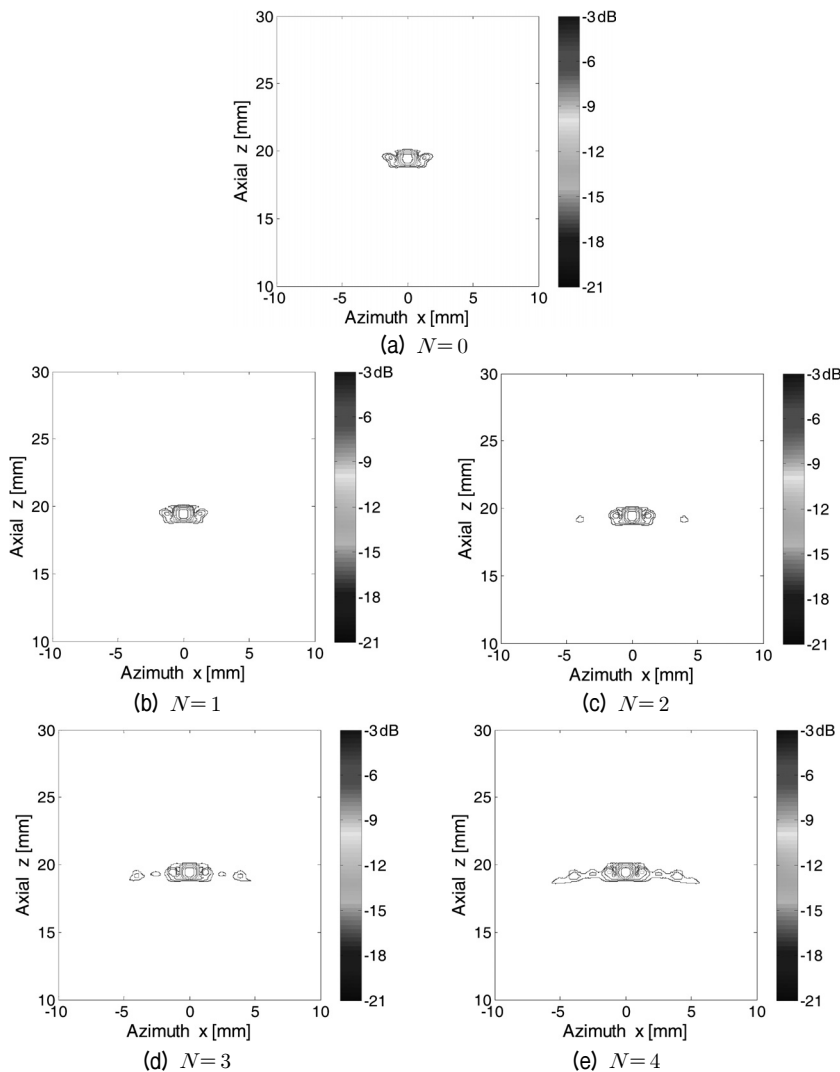


그림 2. 결함소자 수에 따른 $z = 20 \text{ mm}$ 지점 부근의 음압레벨 등고선
 Fig. 2. Contour of SPL near $z = 20 \text{ mm}$ according to the number of defective elements.

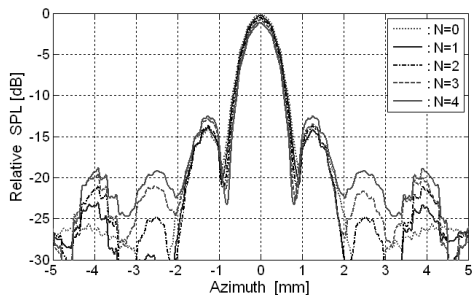


그림 3. 결함소자 수에 따른 측 방향 음압분포 ($z = 19.4 \text{ mm}$)
 Fig. 3. Lateral SPL distributions according to the number of defective elements ($z = 19.4 \text{ mm}$).

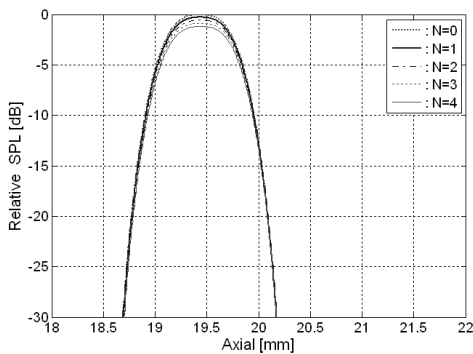
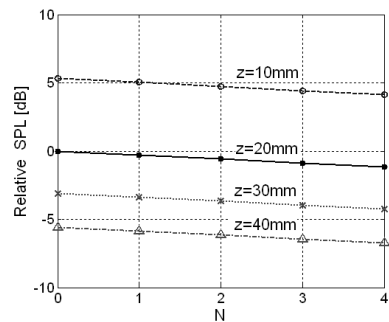


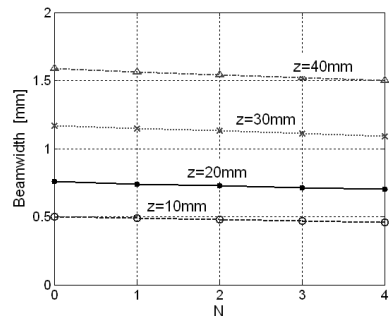
그림 4. 결함소자 수에 따른 $z = 19.4 \text{ mm}$ 부근의 음축 방향 음압분포
 Fig. 4. Axial SPL distributions according to the number of defective elements near $z = 19.4 \text{ mm}$.

에 의한 음장의 -3 dB 폭은 결함소자 수의 증가에 따라 감소하였는데, 결함이 없을 때 0.76 mm 이고, 네 개의 소자가 결합일 때는 0.70 mm 로서 0.06 mm 감소하였다. 한편, 그림 4는 음향렌즈 초점부근의 음축 방향의 음압변화를 나타내는데, 최대음압은 $z = 19.4 \text{ mm}$ 지점에 나타나고, 결함소자 수의 증가에 따라 음압의 준위가 감소하는 것을 알 수 있다. 그러나 -3 dB 에 해당하는 초점심도 (Depth of Focus: DOF)는 결함소자 수에 무관하게 0.70 mm 로서 거의 일정하였다.

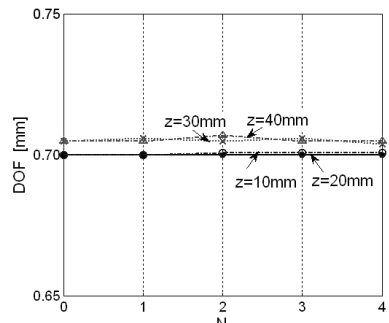
음파가 $z = 10, 20, 30, 40 \text{ mm}$ 부근에 도달했을 때 결함소자 수의 증가에 따른 최대음압의 변화를 결함이 없는 트랜스듀서가 $z = 20 \text{ mm}$ 에 만드는 최대음압을 기준으로 그림 5 (a)에 나타내고, 음축 상의 음압과 첫 번째 부엽에 의한 음장의 음압 차이의 변화를 그림 5 (b), 주엽에 의한 음장의 -3 dB 폭 변화를 그림 5 (c), DOF의 변화를 그림 5 (d)에 각각 나타내었다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이 최대음압과 -3 dB 폭은 결함소자 수의 증가에 따라 거의 선형적으로 감소하나, 초점심도는 거의 변화가 없이 일정하다. 주엽의 중심인 음축 상의 음압과 첫 번째 부엽에 의한 음장의 음압차이는 위치에 따른 간섭의 차



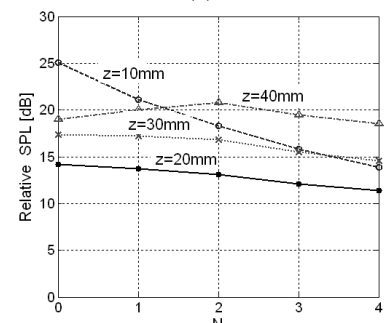
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 5. 결함소자 수에 따른 최대음압준위 (a), -3 dB 폭 (b), 초점심도 (c) 및 주엽과 첫 번째 부엽에 의한 음장의 음압차이 (d)의 변화

Fig. 5. Variation of the maximum SPL (a), -3 dB width (b), DOF (c), and SPL difference between the acoustic fields by mainlobe and 1st sidelobe (d) according to the number of defective elements.

이 때문에 전파거리 z 에 따라 다소 불규칙하게 변화하나 $z = 40 \text{ mm}$ 를 제외하고는 결함소자 수가 증가함에 따라 전반적으로 감소하는 것을 볼 수 있다.

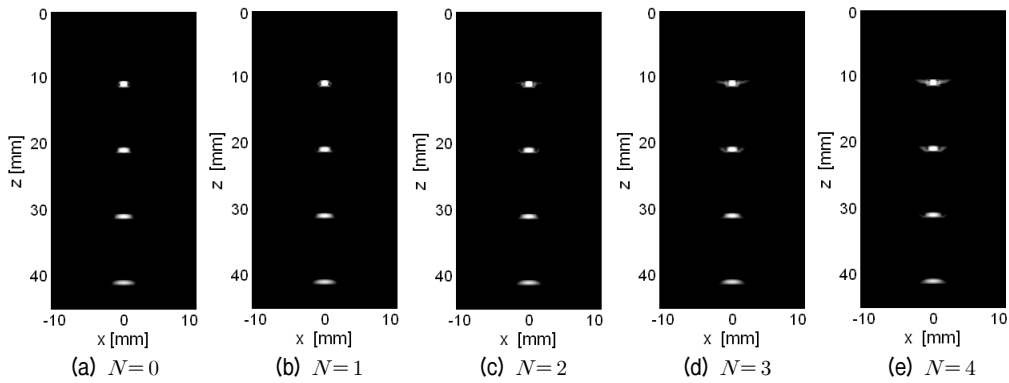


그림 6. 결함소자 수에 따른 초음파 B-모드 영상변화

Fig. 6. Variation of ultrasonic B-mode images according to the number of defective elements.

IV. 소자 결함에 따른 초음파영상의 변화

점 표적에 대한 초음파영상, 즉 PSF은 그 표적에 대한 산란음장과 트랜스듀서의 임펄스응답과의 컨볼루션(convolution)에 의해 얻어지는 수신신호의 진폭을 휘도 변환하여 얻는데, 산란음장은 입사음장으로부터 구해지므로 그림 2에 나타난 입사음장이 영상에 그대로 반영된다. 음속이 생체와 같은 1540 m/s인 매질 내에 트랜스듀서로부터의 거리 $z = 10, 20, 30, 40 \text{ mm}$ 에 위치한 네 개의 점 표적에 대한 B-모드 영상의 시뮬레이션 결과를 그림 6에 나타내었다. 이 영상은 점 표적의 표현이 적절하도록 시스템의 동적범위(dynamic range)를 50 dB로 설정하고, 수신신호를 로그압축(log compression)하여 획득한 것이다. 이 결과로부터 결함소자 수가 한 개일 때는 정상인 것과 거의 차이가 없으나 두 개 이상이 되면 10 mm 와 20 mm 지점에 위치한 점 표적 좌우에 허위 영상이 생기고, 그 크기가 점점 증대됨을 알 수 있다. 이것은 결함소자 수의 증가에 따라 과도음장에서 부엽의 음압이 상승하여 결함소자를 포함하는 영상라인에 영향을 미쳤기 때문이다. 점 표적이 트랜스듀서로부터 멀리 있을 경우 음파의 집속도가 떨어져 주엽의 최대음압이 감소하며 폭이 넓어지고 첫 번째 부엽의 영향이 줄어들어 결함소자 수의 증가가 영상에 미치는 영향은 크지 않은 것을 볼 수 있다.

저자들은 초음파 영상에서의 PSF에 대한 픽셀 프로파일(pixel profile)이 정규분포할 때 그림 7에 나타낸 파라메타에 의해 다음의 식 (1)로부터 공간분해능 R 을 구하는 방법을 제안한 바 있다 [6].

$$R = \frac{FWHM}{\sqrt{\ln 2}} \sqrt{\ln\left(\frac{A}{A - JND}\right) - D} \quad (1)$$

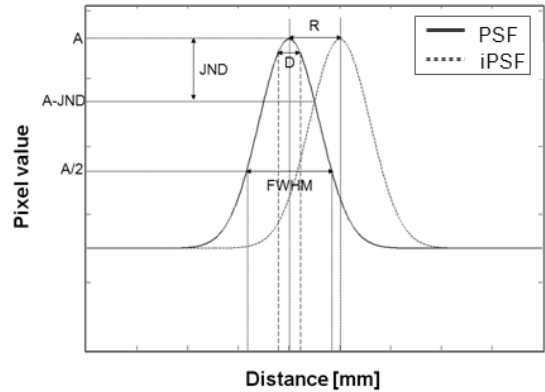


그림 7. 분해능을 구하기 위한 두 개의 가우시안 PSF

Fig. 7. Two Gaussian PSFs to obtain the spatial resolution.

여기서, $FWHM$ (Full Width Half Maximum)는 픽셀 값이 진폭 A 의 1/2 이 되는 두 지점간의 거리이고, JND (Just Noticeable Difference)는 식별이 가능한 최소거리 R 지점에 있는 점 표적에 대한 PSF (iPSF 로 됨)에 의해 그림 7과 같이 주어지며, D 는 표적의 직경이다. 그림 6에서의 $z = 20 \text{ mm}$ 지점에 대한 영상의 축 방향 및 축 방향의 픽셀 프로파일은 그림 8과 같이 주어진다. 이들 각 프로파일의 주엽에 대해 가우시안 함수를 적용하여 적절히 피팅한 후 식 (1)을 적용하면 축 방향 및 축 방향 공간분해능의 변화는 그림 9 (a) 및 (b)와 같이 각각 구해진다. 식 (1)의 적용에 있어서 JND 는 0~256의 픽셀 값에 대해 일반적으로 사용되는 32로 설정하였고, D 는 점 표적이므로 0으로 두었다. 그림 9로부터 축 및 축 방향 모두 트랜스듀서로부터의 거리 z 가 증가함에 따라 분해능이 떨어지는 경향을 나타냄을 알 수 있다. 일정한 거리에서의 축 방향의 분해능은 결함소자 수의 증가에 따라 감소하여, 결함소자가 네 개일 때는 정상에 비해 약 0.07 mm 떨어져 상당한 변화를 보이나, 축 방향의 분해능의 차이는

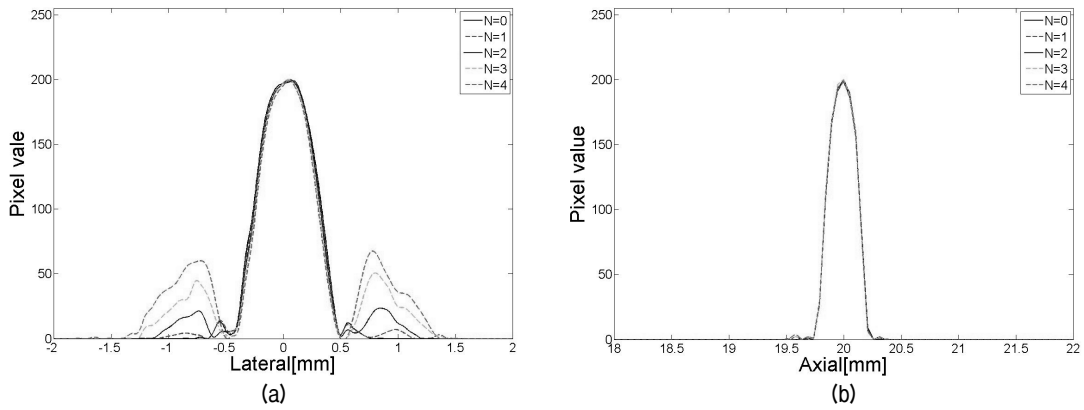


그림 8. 점 표적 영상의 축 방향 (a) 및 축 방향 (b) 픽셀 프로파일 변화 ($z = 20 \text{ mm}$)
 Fig. 8. Variations of pixel profiles onto lateral (a) and axial (b) direction ($z = 20 \text{ mm}$).

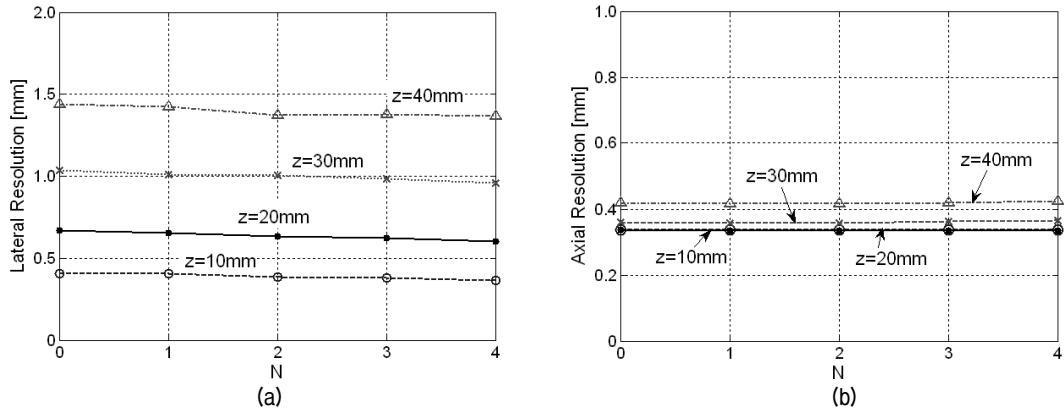


그림 9. 축 방향 (a) 및 축 방향 (b) 공간분해능지수의 변화
 Fig. 9. Variations of the lateral (a) and the axial (b) spatial resolution index.

$\pm 0.005 \text{ mm}$ 이내로 거의 일정하였다. 이러한 분해능의 변화는 축 방향 및 축 방향 음장변화에 의거한 그림 5 (b)와 (c)의 결과가 영상에 그대로 반영된 것임을 나타낸다.

V. 결론

적은 수의 결합소자가 초음파 과도음장 및 영상에 미치는 영향을 구체적으로 파악하기 위하여 1/2 파장 간격으로 배열된 전체 192개의 압전소자 중 64개를 동시에 구동하여 빔을 형성하는 중심주파수 3.5 MHz 인 선형배열 의료용 초음파프로브를 대상으로 결합소자 수가 1~4개 일 때의 과도음장과 점 표적에 대한 초음파 B-모드 영상을 각각 시뮬레이션하여 정상일 때의 것과 비교 분석하였다. 그 결과, 결합소자 수가 한 개에서 네 개로 증가함에 따라 과도음장의 음축 상의 음압준위 및 -3 dB 폭은 정상일 때에 비해 선형적으로 감소하나, 초점심도는 변화 없이 거의 일정하였다. 그리고 주엽에서 벗어난 축 방

향의 음압준위의 상승으로 인해 주엽에 의한 음장과 부엽에 의한 음장의 최대음압 차이는 감소하는 경향을 나타내었다. 이와 같은 음압준위의 변화는 모의생체 내의 점 표적에 대한 영상에서도 그대로 나타나 표적의 좌우에 허위 영상을 형성시키며, 축 방향의 공간분해능은 거의 일정하게 유지되나 축 방향의 공간분해능을 감소시키는 등 초음파 영상에 상당한 영향을 미치는 것으로 나타났다.

감사의 글

이 논문은 2008학년도 부경대학교의 지원을 받아 수행된 연구임 (PK-2008-015).

참고 문헌

1. M. Fatemi and A.C. Kak, "Ultrasonic b-scan imaging: Theory of image formation and a technique for restoration," *Ultrason. Imaging*, vol. 2, pp. 1-47, 1980.

2. G. S. Kino, *Acoustic waves: devices, imaging, and analog signal processing*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, pp. 154-390, 1987.
3. T. A. Shoup and J. Hart, "Ultrasonic imaging system," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 863-871, Oct. 1988.
4. R. N. Thurston and A. D. Pierce, *Ultrasonic instruments and devices I: Reference for modern instrumentation techniques, and technology, Physical Acoustics*, vol. XXIII, Academic Press, San Diego, pp. 46-147, 1999.
5. B. Weigang, G. W. Moore, J. Gessert, W. H. Phillips, and M. Schafer, "The methods and effects of transducer degradation on image quality and the clinical efficacy of diagnostic sonography," *Jour. Diag. Med. Sonography*, vol. 19, no. 1, pp. 3-13, 2003.
6. 양정화, 이경성, 강관석, 팽동국, 최민주, "초음파프로브의 결함이 B-모드 영상의 공간 분해능에 미치는 영향," *한국음향학회 2009년도 춘계학술발표대회 논문집*, 28권, 1(s)호, 176-179쪽, 2009.
7. M. Martensson, M. Olsson, B. Segall, A. G. Fraser, R. Winter, and L. Brodin, "High incidence of defective ultrasound transducers in use in routine clinical practice," *Euro. Jour. Echocardiography*, vol. 10, pp. 389-394, 2008.
8. 유병철, 최흥호, 노시철, 민해기, 권장우, "채널별 음장분포 분석을 통한 진단용 초음파 어레이 프로브의 평가방법에 관한 연구," *의공학회지*, 27권, 229-236쪽, 2006.
9. L. J. Ziomek, *Fundamentals of acoustic field theory and space-time signal processing*, CRC press Inc., Boca Raton, 1995.
10. J. W. Goodman, *Introduction to Fourier optics*, McGraw-Hill Inc., New York, 2ed, 1996.
11. P. Cormbie, A. Bascom, and S. Cobbold, "Calculating the pulsed response of linear arrays: Accuracy vs. computational efficiency," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 44, pp. 997-1009, 1997.
12. 박은주, 송행용, 하강렬, 김무준, 김동현, 이수성, "과도음장 해석을 통한 초음파 진단 탐촉자의 성능 개선," *한국음향학회지*, 21권 8호, 744-756쪽, 2002.
13. J.A. Jensen, "Field: A program for simulating ultrasound systems," *medical & biological engineering & computing*, vol. 34, Supplement 1, Part 1, pp. 351-353, 1996.
14. J.A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 39, pp. 262-267, 1992.

저자 약력

• **최 광 윤 (Kwang-Yoon Choi)**



2008년 2월: 동서대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 2010년 2월: 부경대학교 대학원 음향진동공학과 (협) 졸업 (공학석사)
 2008년 2월 ~ 현재: 지멘스 초음파 사업부 근무

• **하 강 렬 (Kang-Lyeol Ha)**

한국음향학회지 제25권 3E호 참조

• **김 무 준 (Moo-Joon Kim)**

한국음향학회지 제25권 3E호 참조

• **김 정 순 (Jung-Soon Kim)**

한국음향학회지 제25권 3E호 참조

• **양 정 화 (Jeong-Hwa Yang)**

한국음향학회지 제27권 2호 참조

• **강 관 석 (Gwan-Suk Kang)**



2003년 2월: 제주대학교 기계공학과 졸업 (공학사)
 2006년 2월: 제주대학교 대학원 의공학협동과정 졸업 (공학석사)
 2007년 9월 ~ 현재: 제주대학교 대학원 의공학협동과정 박사과정 재학중

• **최 민 주 (Min-Joo Choi)**

한국음향학회지 제24권 5호 참조