

초음파 진단기의 설정 파라미터가 영상의 질에 미치는 효과

Effects of Ultrasonic Scanner Setting Parameters on the Quality of Ultrasonic Images

양 정 화***, 이 경 성***, 강 관 석****, 팽 동 국**, 최 민 주****

(Jeonghwa Yang***, Kyungsung Lee***, Gwansuk Kang****, Dongguk Paeng**, Minjoo Choi****)

*제주한라대학 방사선과, **제주대학교 의공학협동과정, ***의학과, ****프로소닉 의료공학연구소
(접수일자: 2007년 11월 26일; 채택일자: 2008년 1월 22일)

초음파 진단기의 설정은 영상의 질에 영향을 준다. sonographer는 최적의 영상을 얻기 위해 초음파 영상의 질에 영향을 주는 설정 변수에 대한 효과를 이해해야 한다. 본 연구에서는 4가지 대표적인 영상 조절 변수 즉 TGC (Time Gain Control), 이득 (Gain), 주파수 (Frequency), DR (Dynamic Range)를 고려하였다. 초음파 영상의 질은 LCS (Low Contrast Sensitivity) 관점에서 정량적으로 비교 평가하였다. 실험은 임상용 초음파 진단기 (SA-9000 PRIME, Medison, Korea)를 사용하여 초음파 평가 팬텀 (539, ATS, USA)의 LCS 타겟을 영상화하였다. 영상 조절 변수의 설정을 변화하면서, 각 설정에 대한, 6개의 LCS 영상 (+15 dB, +6 dB, +3 dB, -3 dB, -6 dB, -15 dB)을 취득하고, 영상에 대한 LCS 픽셀 값을 계산하였다. 실험 결과 TGC가 최대, Gain은 중간에서 최대사이, 주파수가 pen 모드, DR이 40-66 dB일 때 타겟 영상 (LCS)의 평균 픽셀 값이 높았다. 모든 타겟 영상에서 DR이 40 dB일 때에 LCS가 좋은 영상을 얻었다. 본 결과는 임상에서 잘 발견되는 solid lesion (+15, +6, +3 dB 타겟과 유사) 또는 cystic lesion (-15, -6, -3 dB 타겟과 비슷)이 있는 mass 평가 시 적절한 영상 조절 변수 설정에 유용한 정보를 제공할 것으로 기대된다.

핵심용어: 초음파영상, 설정변수, dynamic range (DR), LCS (low contrast sensitivity), solid lesion, cystic lesion

투고분야: 생체 및 의학음향 분야 (15.4)

Setting parameters of ultrasonic scanners influence the quality of ultrasonic images. In order to obtain optimized images sonographers need to understand the effects of the setting parameters on ultrasonic images. The present study considered typical four parameters including TGC (Time Gain Control), Gain, Frequency, DR (Dynamic Range). LCS (low contrast sensitivity) was chosen to quantitatively compare the quality of the images. In the present experiment LCS targets of a standard ultrasonic test phantom (539, ATS, USA) were imaged using a clinical ultrasonic scanner (SA-9000 PRIME, Medison, Korea). Altering the settings in the parameters of the ultrasonic scanner, 6 LCS target images (+15 dB, +6 dB, +3 dB, -3 dB, -6 dB, -15 dB) to each setting were obtained, and their LCS values were calculated. The results show that the mean pixel value (LCS) is the highest at the max setting in TGC, mid to max in gain and pen mode in frequency and 40-66 dB in DR. Among all images, the image being the highest in LCS was obtained at the setting of DR 40 dB. It is expected that the results will be of use in setting the parameters when ultrasonically examining masses often clinically found in either solid lesions (similar to +15, +6, +3 dB targets) or cystic lesions (similar to -15, -6, -3 dB targets).

Keywords: Ultrasonography, Setting parameters, DR (Dynamic Range), LCS (Low Contrast Sensitivity), Solid lesion, Cystic lesion

ASK subject classification: Biological and Medical Acoustics (15.4)

I. 서론

초음파 검사는 안전하고 간편하며 상대적으로 경제적이기 때문에 1차적인 진단 기기로 널리 이용되고 있다. 초음파 검사의 정확성은 sonographer의 주관적인 진단 기술에 의존한다. 따라서 개인의 능력에 따른 편차를 최소화하기 위해 영상을 얻는 과정에서 최적의 영상을 얻을 수 있도록 해야 한다. 초음파 영상의 질을 좌우하는 요소는 많다. 초음파 진단기의 사용자 입장에서, sonographer는 영상을 얻는 과정에 진단기의 설정에 따른 영상의 특성 변화를 파악하고 있어야 한다. 예를 들어 초음파 진단기의 TGC (Time Gain Control), 이득 (Gain), 주파수 (Frequency), DR (Dynamic Range) 등이 초음파 영상의 질에 어떤 영향을 주는지 이해하는 것은 중요하다 [1][2]. 초음파 영상의 질을 향상시키기 위해 하모닉 영상, Spatial compound 영상 [3][4], 주파수 설정 [5] 등에 대한 효과 및 QA (Quality Assurance)에 대한 연구는 활발히 진행되고 있다. 반면, 실제 초음파 진단 과정에서 sonographer에게 필요한 TGC 및 DR 등을 포함하는 기본 설정 변수의 초음파 영상에 미치는 효과는 아직 체계적으로 연구되지 않고 있는 상태이다 [6]. 본 연구에서는 임상에서 sonographer가 빈번하게 제어하는 영상 조절 변수인 TGC, Gain, Frequency, DR이 초음파 영상의 질에 미치는 효과를 평가하였다. 초음파 영상의 질은 초음파 영상의 질을 평가하는데 중요 항목인 LCS (Low Contrast Sensitivity) 관점에서 평가하였다. 본 연구는 sonographer에게 초음파 검사 시 적절한 파라미터를 조절하여 병변 부위를 쉽게 파악할 수 있도록 해상력이 좋은 영상을 얻기 위한 실용적인 정보를 제공하기 위함이다.

II. 연구 내용 및 방법

실험장비 : 초음파 영상을 얻기 위한 실험장비로는 메디슨 초음파 진단기 (SA-9000 PRIME, Medison, Korea)와 5-12 MHz Linear Probe를 사용하였다 (그림 1). 본 연구에서는 진단기의 설정에 따른 영상의 질을 상대적으로 평가하기 위해 표준 초음파 평가 팬텀에 대한 영상을 사용하였다. 실험에서 사용된 평가 팬텀은 ATS Model 539 (USA)이다. 그림 2는 팬텀 ATS 539의 구조를 보여주고 있다. 팬텀은 생체조직과 유사한 등가물질 (tissue-equivalent)로 내부에는 낭포 (cyst), 가느다란 선 (line target)들의 작은 산란체들이 들어 있어 초음파 QA에서 해상도

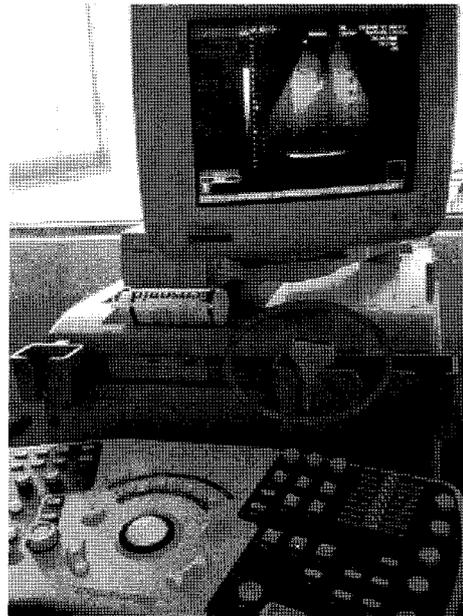


그림 1. 실험에서 사용한 초음파 진단기 (SA-9000 PRIME, Medison, Korea)와 5-12 MHz Linear Probe
 Fig. 1. Ultrasonic scanner (SA-9000 PRIME, Medison, Korea) & 5-12 MHz Linear Probe used in the experiment.

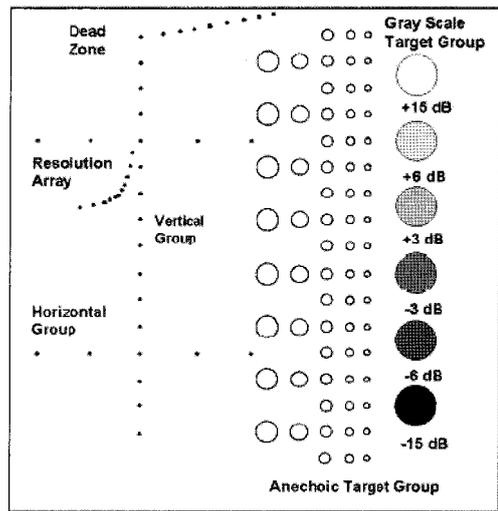


그림 2. ATS 539 다용도 초음파 팬텀 (ATS Laboratories Inc., Bridgeport, CT, USA)의 구조
 Fig. 2. Structure of ATS 539 Multipurpose Phantom (ATS Laboratories Inc., Bridgeport, CT, USA).

(예를 들어 axial resolution, lateral resolution)를 평가할 때 사용된다. 본 실험에서는 설정 값에 따른 초음파 영상의 질을 비교하기 위해 초음파 QA에서 중요한 항목 중의 하나인 LCS 타겟에 대한 영상을 사용하였다.

조절 변수 : 본 연구에서는 진단기 설정을 조절하는 변수로 TGC (Time Gain Control), 이득 (Gain), 주파수 (Fre-

quency), DR (Dynamic Range)를 선정하였다. TGC (Time Gain Control)는 사용자가 진단하려는 이미지의 깊이에 따른 밝기를 조절하는 기능으로 값 조정은 최소, 중간, 최대로 나누어 영상을 얻을 수 있다 [7]. Gain은 이미지의 밝기 (brightness)를 증가시키거나 감소시켜 전체 화상의 밝기를 조절하는 모드로서 최소, 중간, 최대로 영상을 얻을 수 있다 [7]. DR (dynamic range)은 이미지의 대조도 (contrast)를 조절하는데 사용되며 메뉴선택에서 최소 40부터 최대 170까지 조절하여 영상을 얻을 수 있다 [7]. 본 실험에서는, DR을 40, 66, 92, 118, 144, 170 dB의 6단계로 구분하였다. Frequency는 주파수 모드로서 본 실험에 사용된 linear probe는 5에서 12 MHz까지의 bandwidth를 가지고 있다. 주파수 설정에서 최소는 pen, 중간은 gen, 최대는 res 모드로 조절할 수 있다 [7]. 각 영상 조절 변수에 따른 최적의 영상을 얻기 위해 상기의 4가지 조절 변수의 모든 조합에 대해 팬텀 영상을 얻었다. 즉 TGC, Gain, Frequency의 각 변수에 대해 3가지 모드와 DR의 6단계를 조합하며, 실험에서 실행할 모든 경우의 수는 162개 (= 3 * 3 * 3 * 6)가 된다.

팬텀 영상 : A1S 539 초음파 팬텀의 LCS 타겟 (Grey scale target group)은 기하학적으로 지름 15 mm 원형 구조를 가지며, 배경과의 대조도 (Contrast Ratio)가 +15 dB과 -15 dB 사이에서 변하는 6가지 (+15 dB, +6 dB, +3 dB, -3 dB, -6 dB, -15 dB)로 구성되어 있다 (그림 2). 초음파 영상을 얻기 위해, 팬텀 표면위에 커플링 젤 (coupling gel)을 충분히 바른다. 프로브의 위치에 따른 효과를 제거하기 위해 사용된 선형 프로브 (linear probe)는 지그를 이용하여 고정하였다. 각 LCS 타겟 (+15 dB, +6 dB, +3 dB, -3 dB, -6 dB, -15 dB)에 대해, 4가지 설정 변수인 TGC (최소, 중간, 최대), Gain (최소, 중간, 최대), Frequency (pen, res, gen), DR (40, 66, 92, 118, 144, 170 dB)의 모든 조합인 162개의 영상을 얻었다. 균일한 영상을 얻기 위해 초점영역 (focal zone)은 초점의 개수불 한 개로 하고 그 초점을 타겟 안에 맞춘 후 8.5 cm 깊이 (depth)에서 영상을 획득하였다.

영상의 질 평가 : 팬텀 LCS 타겟에 대한 초음파 영상의 질은 타겟 영상의 배경에 대한 대조도 (Contrast Ratio, CR)를 계산하여 평가하였다. 여기서 대조도 CR은 배경의 픽셀 값 (X_b)에 대한 타겟 영상의 픽셀 값 (X_t)의 비로 정의한다. 초음파 영상에서 타겟을 정의하기 위해 LCS

타겟 영상의 원형 경계를 표시해야 한다. 그림 3은 전형적인 +15 dB LCS의 초음파 영상에 대해 타겟의 경계를 결정하는 방법을 도시하고 있다. 사용자가 타겟 영상의 가장 자리의 양쪽 부분을 마우스로 지정하면, 이를 통과하는 가상원이 생성되고 타겟의 직경(R)이 계산된다. CR은 X_t 와 X_b 를 구하는 방법에 따라 값이 차이가 난다. 예를 들어 Gibson et al [4]은 X_t 을 타겟 반경 R 의 70% 반경을 가지는 원주 픽셀들의 평균 값으로, X_b 는 타겟 중심에서 타겟 반경의 130%에 해당하는 반경의 원주 상에 위치하는 픽셀들의 평균값으로 정의하여 CR을 계산하고 LCS의 지표로 사용하였다 (그림 4a). Kang et al [6]은 X_t 을 타겟 반경 R 의 70%인 가상 원의 내부에 위치하는 픽셀들의 평균값으로, X_b 는 내부 반경이 타겟 반경의 130%를 가지는 면적과 동일한 환 (ring) 내부에 위치하는 픽셀의 평균값으로 정의하였다 (그림 4b). 본 연구에서는 반복 측정 시 CR의 표준 편차가 작은 Kang et al [6]의 방법을 사용하여 CR을 계산하고 이를 LCS의 지표로 삼았다. 즉 본

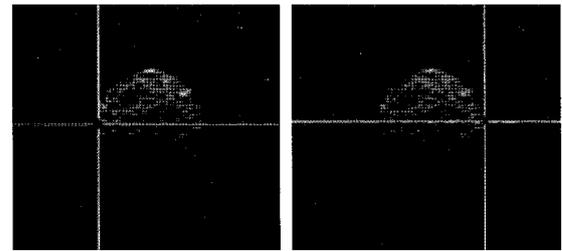


그림 3. 전형적인 LCS 타겟 (+15 dB) 초음파 영상. 타겟의 원형 경계를 표기하기 위해 타겟 가장 자리의 양쪽 부분을 마우스로 지정하면 경계를 원주로 하는 원이 생성되고 타겟의 반경 ROI 계산된다.

Fig. 3. A typical ultrasonic image of +15 dB LCS target. Selecting two points on the opposite ends of the target determines a circular perimeter enclosing the target with its radius R.

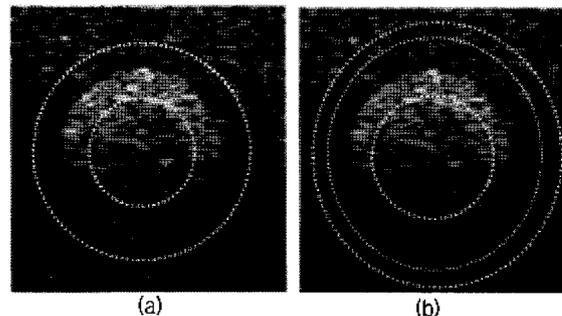


그림 4. LCS 타겟 및 배경의 평균 픽셀값을 구하는 방법 (a) Gibson et al 방법 [4] (b) Kang et al 방법 [6]
 Fig. 4. Methods to obtain mean pixel values of the target and background image. (a) Gibson et al method [4] (b) Kang et al method [6].

연구에서 사용한 LCS의 지수는 식(1)로 정의한다.

$$CR = \frac{X_t}{X_b} \quad (1)$$

여기서 X_t 는 타겟의 평균 픽셀 값으로 타겟 반경 R의 70%인 원의 내부 픽셀들의 평균값이며, X_b 는 내부 반경이 R의 130%를 가지며 면적이 X_t 를 구할 때 사용한 타겟 반경의 70%인 가상 원의 면적과 동일한 환 (ring) 내부에 위치하는 픽셀의 평균값이다. LCS값은 Matlab (The Math works Inc., Natick, MA, USA) 환경에서 제작한 프로그램을 사용하여 계산하였다.

III. 결 과

그림 5는 초음파 진단기 (SA-9000 PRIME, Medison, Korea)로 5-12 MHz Linear Probe를 사용하여 임상에서 초음파 검사를 시행할 때 사용되는 일반적인 설정 조건인 DR 92 dB, 주파수 pen모드, TGC 최대, Gain 최대에서 LCS

타겟의 전형적인 영상을 보여준다. 그림에서 보듯이 음수의 값을 가지는 타겟의 영상은 배경보다 어둡게 나타난다.

그림 5의 각 초음파 영상에 대해 식 1을 이용하여 영상의 대조도 CR을 $\log_{10}(CR)$ 로 계산하여 LCS 범위 (-15 dB ~ +15 dB) 값과의 상대오차 지수합한 값과 비교하면 그림 6과 같다. 그림 6의 수평축은 LCS 수직축은 CR를 의미한다. 그림에서 실선은 예측되는 참값을 표현한 것으로, LCS의 값의 절대값이 클수록 CR과의 편차가 크게 나타났다. 즉 -15, +15 dB인 LCS 타겟에서 CR이 LCS와의 편차가 크게 나타났는데 이것은 타겟에 대한 배경의 값이 설정되는 조건에 따라 변화가 있고 최적의 설정 조건이 명목상 (nominal)의 LCS 값에 가까운 CR이 나올 수 있음을 시사한다.

TGC의 효과 : 임상에서 주로 사용되는 설정 조건인 DR 92 dB, 주파수 pen모드에서, TGC 설정 변수를 달리 하였을 때 각 LCS 타겟의 초음파 영상에 대한 CR의 값을 도시하면 그림 7과 같다. 그림 7에서 보여주듯이, TGC가 최소, 중간, 최대로 가면서 CR은 명목상의 LCS에 근접하게 나타났다.

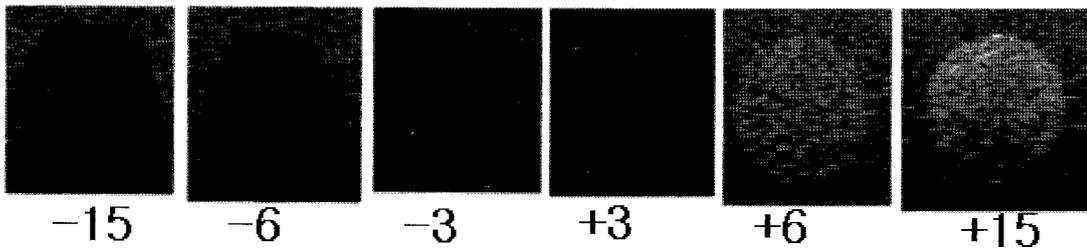


그림 5. 초음파 진단기(SA-9000 PRIME, Medison, Korea)로 5-12 MHz Linear Probe를 사용하여 임상에서 초음파 검사를 시행할 때 사용되는 일반적인 설정 조건 (TGC 최대, Gain 최대, DR 92 dB, 주파수 pen모드)에서 얻은 LCS 타겟의 전형적인 영상
Fig. 5. Typical ultrasonic images of all LCS targets obtained using an ultrasonic scanner (SA-9000 PRIME, Medison, Korea) with a popular clinical setting (TGC max, Gain max, DR 92 dB, Freq. pen).

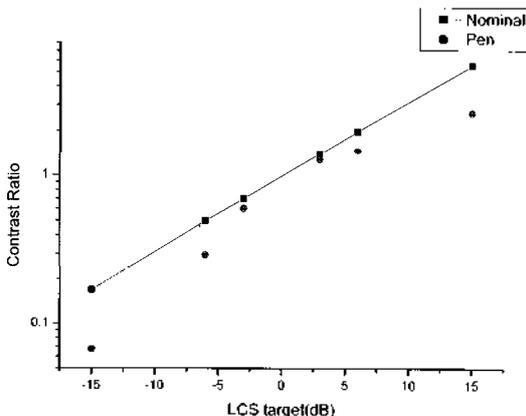


그림 6. LCS 각 타겟 초음파 영상 (그림 5)에 대한 LCS에 대한 CR 값의 비교 (TGC 최대, Gain 최대, DR 92 dB, 주파수 pen모드)
Fig. 6. Contrast Ratio against LCS for all LCS target ultrasonic images shown in Figure 5 (TGC: max, Gain: max, DR: 92 dB, frequency mode: pen).

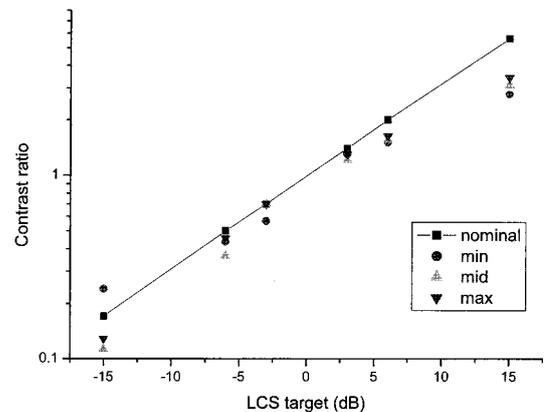


그림 7. TGC의 설정 (최소, 중간, 최대)에 따른 LCS 타겟 초음파 영상에 대한 CR 값의 변화 - Gain 최대, DR 92 dB, 주파수 pen모드
Fig. 7. Contrast Ratio of the LCS target ultrasonic images at the different settings of TGC (min, mid, max) - Gain: max, DR: 92 dB, frequency mode: pen).

Gain의 효과 : 임상에서 주로 사용되는 설정 조건인 DR 92 dB, 주파수 pen모드에서 Gain 설정변수를 달리 하였을 때 각 LCS 타겟의 초음파 영상에 대한 CR의 값을 도시하면 그림 8과 같다. 그림 8에서 보여 주듯이 크게 차이는 나지 않지만 Gain이 최소일 때 보다 중간 또는 최대에서 측정된 CR의 값은 LCS 값과 유사하게 나타났다.

주파수의 효과 : 그림 9는 각각 주파수 모드를 res, gen, pen 모드로 설정하면서, LCS 타겟의 초음파 영상에 대한 CR의 값을 도시하면 그림 9와 같다. 이 경우 임상에서의 일반적인 설정 조건인 gain을 최대, TGC를 최대, DR 92 dB로 고정하였다. 그림 9에서 보여 주듯이 측정된 CR은 주파수 모드가 pen일 때 LCS와 가장 근사한 값을

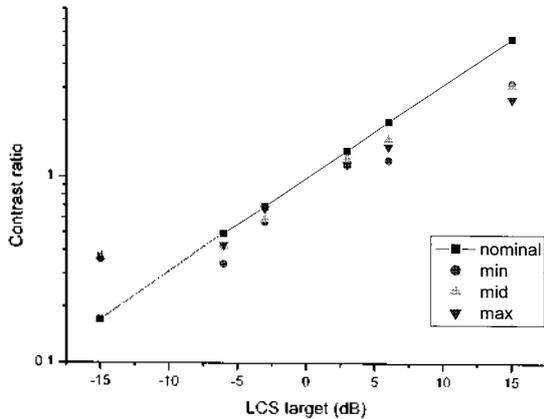


그림 8. Gain의 설정 (최소, 중간, 최대)에 따른 LCS 타겟 초음파 영상에 대한 CR 값의 변화 - TGC 최대, DR 92 dB, 주파수 pen 모드

Fig. 8. Contrast Ratio of the LCS target ultrasonic images at the different settings of Gain(min, mid, max) - TGC: max, DR 92 dB, frequency mode: pen.

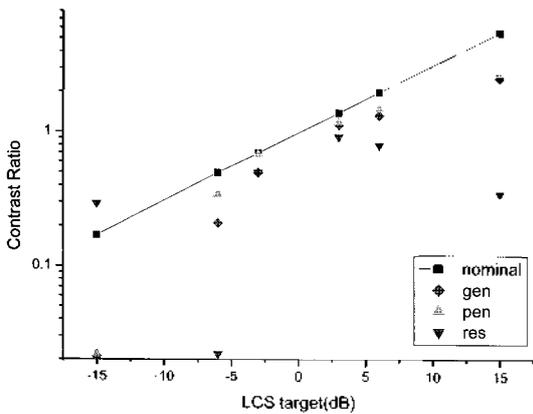


그림 9. 주파수 모드 (res, gen, pen)에 따른 LCS 타겟 초음파 영상에 대한 CR 값의 변화 - TGC: 최대, Gain: 최대, DR 92 dB

Fig. 9. Contrast Ratio of the LCS target ultrasonic images at the different frequency mode (res, gen, pen) - TGC: max, Gain: max, DR: 92 dB.

보였고, gen, res 모드 순으로 LCS와 차이가 크게 나타났다.

DR의 효과 : DR 설정을 변화하면서 얻은 LCS 타겟의 초음파 영상에 대한 CR 값의 변화는 그림 10에 도시하고 있다. 그림 10a는 LCS 타겟이 -15, -6, -3 dB 일 때, 그림 10b는 LCS 타겟이 +15, +6, +3 dB일 때의 경우를 보여 준다. 음의 값을 가지는 LCS 타겟의 경우, 그림 10a에서 보여주는 것처럼, 측정된 CR 값은 상대적으로 LCS와 가장 근접한 조건은 -15 dB 타겟에서 DR이 40, 92 dB 일 때, -6 dB 타겟에서는 40, 170 dB일 때, -3 dB 타겟에서는 DR이 40, 92 dB일 때로 나타났다. 양의 값을 가지는 LCS 타겟의 경우, 그림 10b에서 보여주는 것처럼, +3 dB 타겟에 대해서는 측정된 CR이 전 범위의 DR에서 비슷하게 LCS에 근접하였고, +6 dB 타겟은 DR이 170 dB일 때를 제외하고 CR이 LCS와 모두 가까웠으며, +15 dB 타겟은 전체적으로 CR이 LCS와 큰 차이를 보이고 있다.

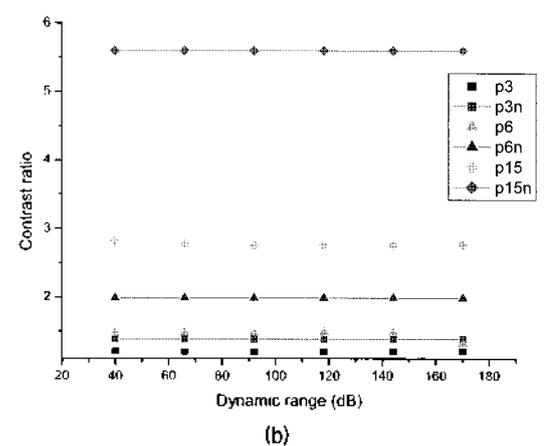
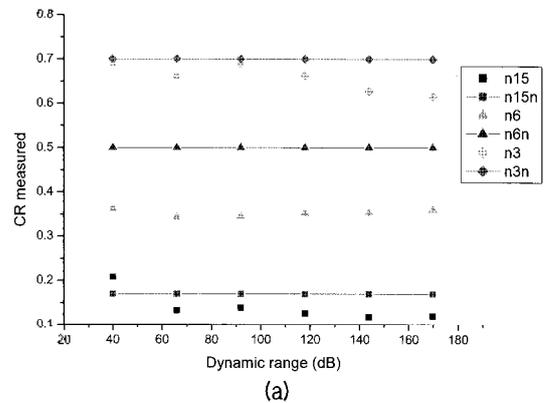


그림 10. DR 설정에 따른 LCS 타겟 초음파 영상에 대한 CR 값의 변화 - TGC 최대, Gain 최대, 주파수 모드 Pen. (a) -15 dB (n15 for CR, n15n for LCS), -6 dB, -3 dB, (b) +15 dB, +6 dB, +3 dB

Fig. 10. Contrast Ratio of the LCS target ultrasonic images - TGC max, Gain max, Frequency mode Pen. (a) -15 dB (n15 for CR, n15n for LCS), -6 dB, -3 dB, (b) +15 dB (p15 for CR, p15p for LCS), +6 dB, +3 dB.

IV. 토 의

임상에서 사용하고 있는 초음파 기기는 TGC, Gain, 주파수는 조절하기 쉽게 만들어져 대체로 임상에서도 이들의 파라미터는 쉽게 조절하여 사용한다. DR은 에코 강약의 범위를 결정하며 영상에 표시할 수 있는 흑백 색조의 범위 내에 강한 신호에서 약한 신호까지 넓은 범위의 신호를 압축하여 나타나게 하는데 초음파 진단 시 DR을 지나치게 넓게 하면 noise가 나타나기 쉽게 된다 [7][8]. 그러나 전반적으로 여러 범위의 초음파 검사를 하는 특성상 DR은 대체로 좁은 범위의 90 dB 정도로 맞춰 사용도록 출시되고 있고 DR은 기계 조작 시 여러 번의 과정을 필요로 하여 출시된 값에 맞춰 영상을 얻는 것이 일반적이다. 그러나 본 실험 결과 임상적으로 초음파 검사 시 일반적인 설정 조건 (TGC 최대, Gain 최대, DR 92 dB, 주파수 pen 모드) 하에서 (그림 5, 6) LCS 타겟 초음파 영상의 대조도 CR은 명목상 LCS의 값과는 편차가 큰 것으로 나타났다. 반면, 설정 조건 TGC 최대, Gain 중간, DR 40 dB, 주파수 pen 모드에서 LCS 타겟 초음파 영상의 CR은 LCS의 값과 가장 근접하였다. 그림 11은 최적 설정 조건 (TGC 최대, Gain 중간, DR 40 dB, 주파수 pen 모드)에 대한 LCS 타겟의 초음파 영상 (그림 11a)과, CR과 LCS의 상관성 (그림 11b)을 도시하고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 측정된 CR의 값이 일반적인 설정 값에서 (그림 5, 6) 보다 크게 개선 (즉 LCS와 근접)이 된 것으로 확인할 수 있다. 이러한 결과는 임상에서 초음파 검사 시 기본 설정 값과 다르게 조정함으로써 주변부와의 대조도를 크게 할 수 있다는 것을 시사한다.

본 실험에서는 설정에 따른 영상의 질을 평가하기 위해, QA에서 중요한 LCS 요소를 고려하였다. LCS는 초음파 팬텀에서 타겟과 배경 영상의 대조도로 평가할 수 있다. 본 연구에서는 LCS 타겟의 대조도 CR을 측정하여 명목상의 LCS와 비교하였다. 그러나 식(1)에 의해 계산된

CR의 값과 실제로 sonographer가 느끼는 대조와는 차이가 있을 수 있다. 그림 12 (a, b, c, d, e, f)은 +15, +6, +3, -3, -6, -15 dB 총 6개의 LCS 타겟의 초음파 영상을 보여준다 (TGC 최대, Gain 중간, 주파수 pen 모드). 저자 중 sonographer에 의해 육안으로 관찰된 영상의 대조도는 측정된 CR과 정성적으로 일치함을 확인할 수 있었다. 그러나 실제로 초음파 영상의 대조도는 sonographer 또는 방사선 의사마다 개인적인 차이가 있을 수 있다. 이에 대한 고려는 본 논문의 범위를 벗어나는 것으로 추후 별도의 연구가 요구된다.

초음파 팬텀의 LCS +15, +6, +3 dB 타겟은 임상에서 solid lesion과 유사하며, LCS 타겟 -3, -6, -15 dB은 cystic lesion과 유사하다. 이러한 Lesion은 linear probe로 검사하는 갑상선, 유방, 고환, 위장관 검사시 발견할 수 있는 다양한 mass이다. 초음파 영상에서 병변 부위를 진단할 때는 주변 부위와의 대조도 CR이 중요하다. 본 실험으로 얻은 결과는 초음파 영상에서 다양한 mass 평

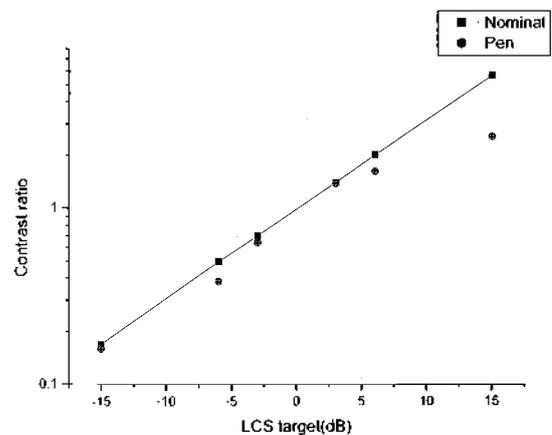


그림 11(b). CR과 LCS와의 상관성. - 최적화된 설정 조건 하에서의 LCS target에 따른 타겟과 배경과의 평균 픽셀 값의 비(CR) : DR 40 dB, 주파수 pen 모드, TGC 최대 (-15 dB), Gain 중간

Fig. 11(b). Contrast Ratio against nominal LCS - Contrast Ratio of target and background on every LCS target with the optimized parameter setting : DR 40 dB, freq. pen, TGC max(-15 dB), Gain mid.

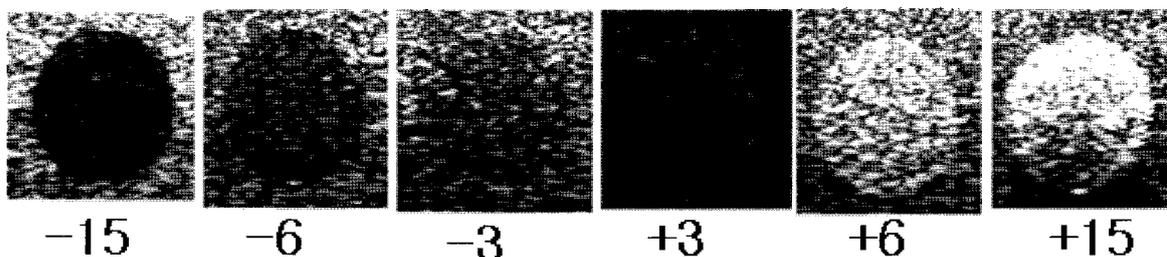


그림 11. (a) 최적화된 설정 조건 하에서의 LCS 타겟의 초음파 영상 (TGC 최대, Gain 중간, DR 40 dB, 주파수 pen 모드)
 Fig. 11. (a) Ultrasonic images of the LCS targets with the optimized parameter setting (TGC max(-15 dB), Gain mid, DR 40 dB, frequency mode pen).

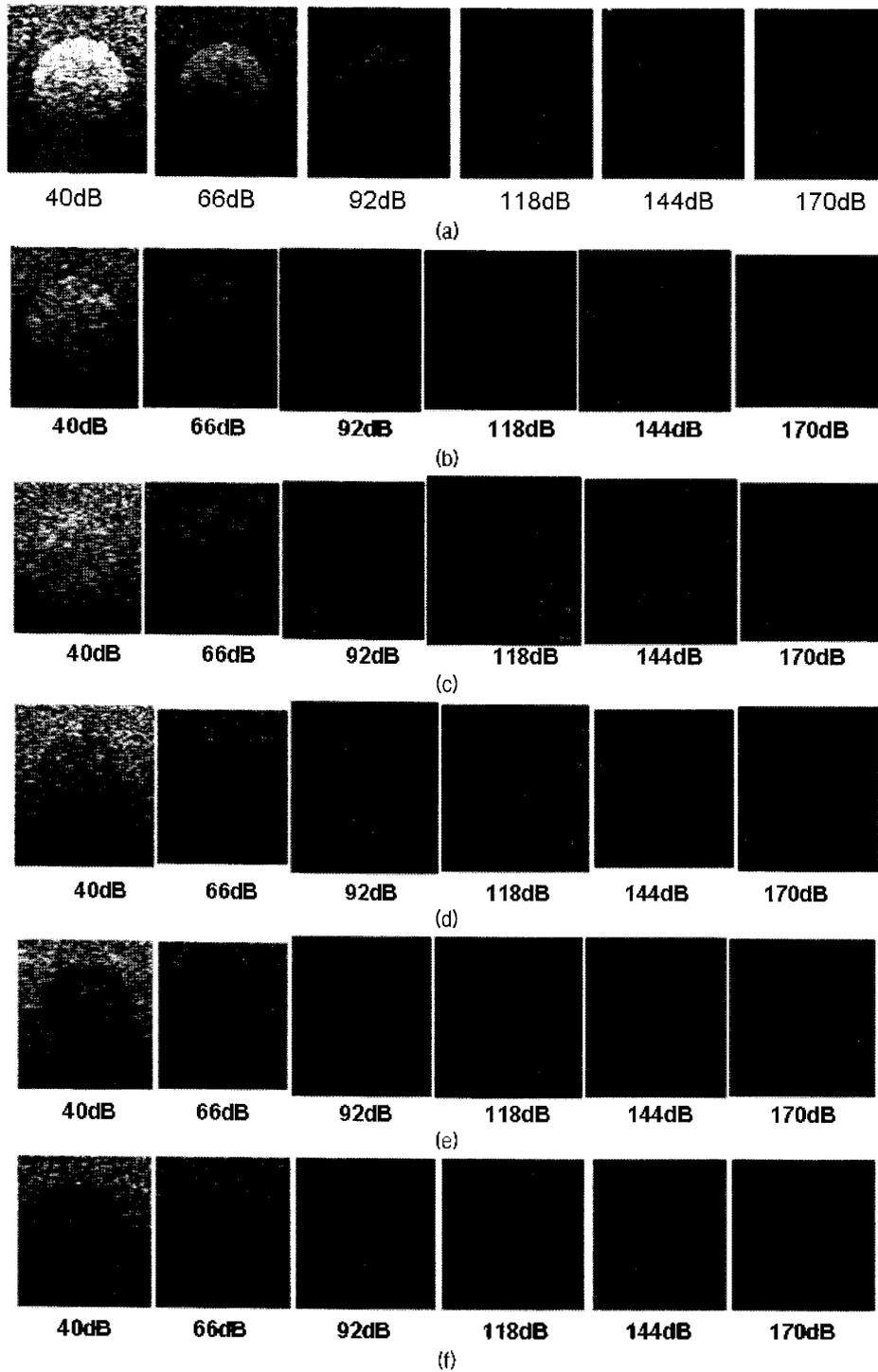


그림 12. DR 값에 따른 LCS 타겟 초음파 영상의 변화 (TGC 최대, Gain 중간, pen 모드) (a)+15 dB (b)+6 dB (c)+3 dB (d)-3 dB (e)-6 dB (f)-15 dB

Fig. 12. Ultrasonic images of the LCS targets as DR varies (TGC max, Gain mid, Frequency pen mode) (a)+15 dB (b)+6 dB (c)+3 dB (d)-3 dB (e)-6 dB (f)-15 dB.

가 시 적절한 영상 조건 변수 설정에 유용한 정보를 제공할 것으로 기대된다. 예를 들어 임상적으로 일반적인 설정인 DR 92 dB (그림 5, 6) 보다는 40 dB이 Cystic lesion 검사에 유리할 것으로 보인다.

본 실험에서 사용한 Linear probe는 convex probe보다

높은 주파수를 가지며, 표재성 장기를 관찰하기 위해 사용한다. 일반적으로 높은 주파수의 probe는 감약이 많아 해상력이 떨어진다. 참고로 본 실험 결과로 얻은 최적의 설정 조건 (DR 40 dB, TGC: 최대, Gain: 중간)에서 주파수에 따른 CR 값을 도시하면 그림 13과 같다. 그림에서

모여 주듯이 측정된 CR은 가장 낮은 주파수 모드 (pen)에서 LCS에 가장 근접함을 볼 수 있다. 그림 13에서 보여주는 CR의 값은 예측할 수 있듯이 임상에서 일반적인 설정 조건 (DR 92 dB, TGC: 최대, Gain: 최대)에서 보다 (그림 9 참조) CR이 전체적으로 LCS와 근접한다. 따라서 초음파 검사에서 Mass가 의심되는 부위에서 주파수 모드를 Pen 모드로 설정하는 것이 좋을 것으로 예상된다.

그림 14는 다발성 석회화 (solid lesion과 유사)를 포함

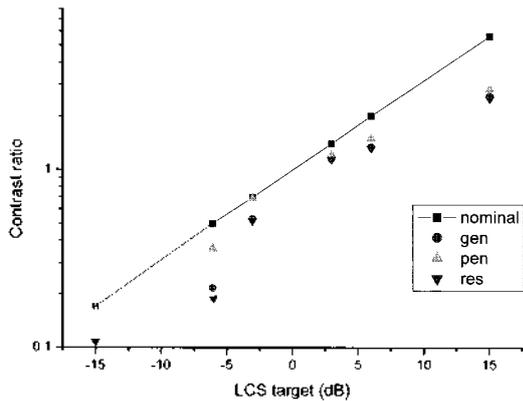


그림 13. LCS target에 따른 각 주파수별 타겟과 배경과의 평균 픽셀 값의 비(CR): DR40 dB. TGC: 최대, Gain: 중간
 Fig. 13. Contrast Ratio of target and background against nominal LCS at different frequencies: DR 40 dB, TGC: max, Gain: mid.

한 cystic lesion이 있는 갑상선초음파 영상으로 TGC, Gain, 주파수 모드는 같은 설정에서 DR을 40 dB일 때와 92 dB를 비교한 영상이다. 40 dB 영상은 92 dB일 때보다 전체적인 영상의 대조도는 밝은 편이나 갑상선 안의 고형성 및 낭종성 종양을 평가할 때는 92 dB 보다 더 대조도가 큰 영상으로 감별이 유리한 예이다. 임상에서 초음파 검사 시 sonographer들은 의심되는 병변이 발견되면 TGC 나 Gain, 주파수 설정 뿐만 아니라 DR의 설정을 조절하여 개선된 초음파 영상을 얻을 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 선형 배열형 프로브 (Linear array probe)에 대해 수행한 결과이다. 향후 곡면 배열형 프로브 (convex array probe)를 포함한 제조사 별 초음파 진단기에 대한 비교 연구가 요구된다. 본 실험에서는 동일한 크기의 LCS 타겟을 고려했는데 타겟의 크기에 따른 효과도 검증이 필요하다. 초음파 영상의 질을 평가하는 기준으로 본 연구에서는 LCS만을 고려했지만, 향후 영상의 질을 평가하는 타 변수를 (예. 해상도) 포함하는 추가적인 연구가 요구된다.

V. 결론

초음파 진단기의 설정은 영상의 질에 영향을 준다. 본

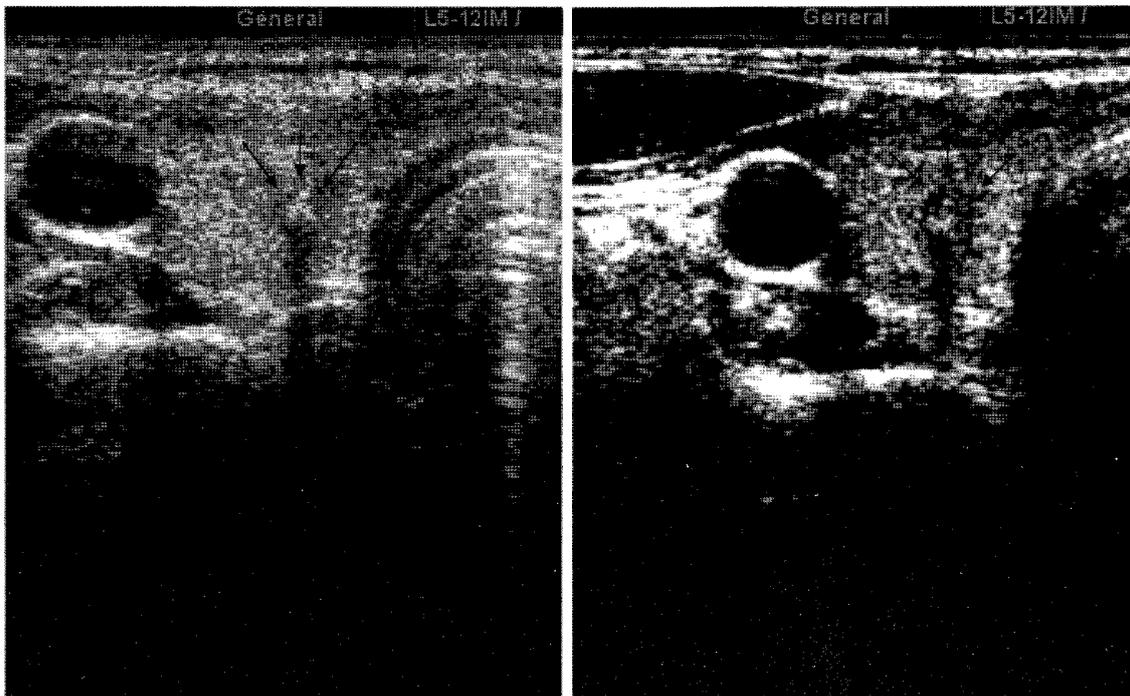


그림 14. 다발성 석회화 (고형성 종괴와 유사)가 있는 낭종성 종괴의 갑상선 초음파 영상 (좌: DR 92 dB, 우: DR 40 dB) - TGC 최대, Gain 최대, Freq. pen
 Fig. 14. Thyroid ultrasonic image of cystic lesion with multiple calcifications (similar to solid lesion) (Lt.: DR 92 dB, Rt.: DR 40 dB) - TGC max, Gain max, Freq. pen.

연구에서는 영상 조절 변수인 TGC, Gain, Frequency, DR이 초음파 영상의 LCS에 미치는 효과를 평가하였다. 초음파 영상으로 병변 부위를 파악할 때 주변 부위와의 대조도가 중요하다. 팬텀의 LCS 타겟 초음파 영상에 대해 측정된 대조도 CR의 값은 TGC가 최대일 때, Gain이 중간에서 최대, 낮은 주파수 모드, DR 40 dB 일때 병목상 LCS와 편차가 작은 것으로 즉 대조도 특성이 우수한 것으로 나타났다. 본 연구는 선형 배열형 probe에 대해 수행한 결과이며 향후 곡면 배열형 probe를 포함한 제조사 별 초음파 진단기에 대한 비교 연구가 필요하다. 본 연구의 결과는 초음파 영상에서 병변을 진단할 때 최적의 설정 변수를 설정을 위한 유용한 정보를 제공할 것으로 기대되며 향후 임상에서도 영상의 질을 평가하는 타 변수를 포함하는 설정 변수 값들의 조절에 의한 다수의 개선된 초음파 영상을 얻는 지속적인 연구가 요구된다.

참고 문헌

1. Renvez G, Williams LJ, Dudley NJ, Gibson NM, "The effect of scanner optimisation settings on test object images", Annual scientific meeting, 8-9th, 2004.
2. Thaddeus Wilson, James Zagzebski and Yadong Li, "A test phantom for estimating changes in the effective frequency of an ultrasonic scanner", *Ultrasound med.*, 21, 937-945, 2002.
3. Jacinta E. Browne, Amanda J. Watson, Nicholas M. Gibson, Nicholas J. Dudley and Alex T. Elliott, "Objective measurements of image quality", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 30 (229-237), 2004.
4. Nicholas MG, Nicholas JD, Kate G., "A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 12 (1697-1711), 2001.
5. Williams LJ, Renvez G, Dudley NJ, Gibson NM, "Reproducibility of an automated ultrasound QC system", Annual scientific meeting, 8-9th, 2004.
6. GS Kang, CA Kim, DG Paeng, A R Guntur., Nicholas Gibson, MJ Choi, "An improved method for quantifying the low contrast sensitivity on B-mode ultrasound phantom images", *WESPAC IX*, 2006.
7. Peter Fish, *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound* (John Wiley & Sons, 1990), Chap.2, pp.17-19, Chap.5, pp.57-64, Chap13, pp.172.
8. James Zagzebski, *Essentials of ultrasound* (Mosby, 1996), Chap.3, pp.54-55.

저자 약력

•양정화 (Jeonghwa Yang)



1989년 2월 : 고려대학교 보건과학대학 방사선과
 2008년 2월 : 제주대학교 대학원 의공학협동과정 공학 석사
 2005년~현재 : 제주한라대학 방사선과

•이경성 (Kyungsung Lee)



1977년 2월 : 고려대학교 의학기술초대 방사선과
 1983년 2월 : 광운공대 전기공학과 학사
 1986년 2월 : 건국대학교 전자계산학과 석사
 1984년~현재 : 제주한라대학 방사선과

•강관석 (Gwansuk Kang)



2003년 2월 : 제주대학교 기계공학과 공학사
 2006년 2월 : 제주대학교 대학원 의공학협동과정 공학석사
 2007년 2월~현재 : 프루스닉 의료공학연구소 주임연구원
 2007년 9월~현재 : 제주대학교 대학원 의공학협동과정 박사과정

•맹동국 (Dongguk Paeng)

한국음향학회지 제25권 4호 참조

•최민주 (Minjoo Choi)

한국음향학회지 제24권 5호 참조