



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

박사학위논문

킬러 도플러 초음파 영상에서의  
트윙클링 허상

제주대학교 대학원

의공학협동과정

양 정 화

2014년 8월

# 컬러 도플러 초음파 영상에서의 트윙클링 허상

지도교수 최 민 주

양 정 화

이 논문을 공학 박사학위 논문으로 제출함

2014년 6월

양정화의 공학 박사학위 논문을 인준함

심사위원장

김 경 연

위 원

정 목 근

위 원

최 국 명

위 원

팽 동 국

위 원

최 민 주

제주대학교 대학원

2014년 6월

A Thesis for the Degree of Doctor of Philosophy

Twinkling Artifact in Color  
Doppler Ultrasonic Imaging

Jeong-hwa Yang

Interdisciplinary Postgraduate Program in Biomedical  
Engineering

GRADUATE SCHOOL

JEJU NATIONAL UNIVERSITY

August 2014

사랑하는 아버지  
양 계 탁 화백님께 바칩니다

## 약 어

CWP	Color Write Priority
CPN	Color Pixel Number
dB	decibel
ESWL	Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy
LCS	Low Contrast Sensitivity
nColor	occurrence of Color pixel number
opColor	occurrence probability of Color pixel number
PRF	Pulse Repetition Frequency
rCPN	CPN relative to the total pixel number
ROI	Region of Interest
QA	Quality Assurance
TA	Twinkling Artifact
TM	Tissue Mimicking
WMF	Wall Motion Filter

# 목 차

LIST OF FIGURES .....	iv
LIST OF TABLES.....	xvi
SUMMARY .....	xvii
I. 서 론	
1.1 배경.....	1
1.2 연구동기 및 필요성.....	6
1.3 연구목적.....	9
1.4 논문의 구성.....	9
II. TA 의 기전 및 의학적 유용성	
2.1 서론.....	11
2.2 TA 발생 기전.....	12
2.2.1 타겟 특성과의 상관성.....	13
2.2.2 컬러 도플러 설정이 미치는 효과.....	19
2.3 임상적 유용성	
2.3.1 결석 (calculus).....	20
2.3.2 석회화 (calcification).....	23
2.3.3 석회증 (calcinosis).....	29
2.3.4 병리적 병변.....	29
2.3.5 고에코성 이물질 (echogenic foreign bodies) .....	33
2.4 고찰.....	35
2.5 결론.....	38
III. 타겟의 특성에 의한 효과	
3.1 서론.....	39

3.2 실험	
3.2.1 팬텀.....	42
3.2.2 초음파 영상 획득.....	45
3.2.3 TA의 정량적 평가.....	45
3.3 결과.....	47
3.4 고찰.....	50
3.5 결론.....	59
IV. 컬러 도플러 설정변수가 TA에 미치는 효과	
4.1 서론.....	60
4.2 컬러 매핑과 컬러바.....	61
4.3 컬러 도플러 설정변수.....	64
4.4 실험.....	71
4.4.1 타겟 팬텀에 대한 초음파 영상.....	73
4.4.2 컬러 도플러 설정변수.....	73
4.5 결과	
4.5.1 타겟 대조도의 효과.....	74
4.5.2 타겟 도플러 설정변수의 영향.....	76
4.6 고찰.....	89
4.7 결론.....	99
V. 충격 자극에 의한 TA 대조도 개선	
5.1 서론.....	101
5.2 연구 방법 및 실험	
5.2.1 실험장치.....	104
5.2.2 기계적 충격 자극.....	106



5.2.3 TA의 정량적 평가 지수.....	108
5.2.4 실험 방법 .....	110
5.3 결과.....	110
5.3.1 충격파 세기에 따른 TA 발생 특성 .....	113
5.3.2 타겟의 대조도에 따른 TA 발생 특성.....	113
5.3.3 타겟 내 TA 발생량의 시간에 따른 변화.....	114
5.3.4 타겟의 TA 영상의 대조도 .....	117
5.4 고찰 .....	124
5.5 결론 .....	134
VI. 결론	
6.1 주요 결과.....	135
6.1.1 타겟의 특성이 TA에 미치는 효과.....	135
6.1.2 컬러 도플러 설정변수가 TA에 미치는 효과.....	136
6.1.3 충격 자극에 의한 TA 대조도 개선.....	137
6.2 추후 연구.....	138
6.3 결어.....	140
참 고 문 헌 .....	141
요 약.....	152

## LIST OF FIGURES

- Figure 1.1-1 An ultrasonic B-mode image (left) of a renal stone in the right kidney, together with the color Doppler image (right) for the same stone. In the B-mode image, the stone does not have obvious acoustic shadow and is not easy to be identified. However, the TA appeared in the color Doppler mode enables one to identify the stone. ....4
- Figure 2.2-1 Typical color Doppler images in the ROI (marked by the dotted rectangle) obtained with (a) (distilled) water, (b) milk, (c) (distilled) water with glass beads (40 ~ 80  $\mu\text{m}$ , concentration 0.002%). .....14
- Figure 2.2-2 Color Doppler image (right) obtained with a smooth stainless steel reflector (with a thickness of 3cm), together with the grayscale image (left). .....16
- Figure 2.2-3 Color Doppler image obtained at the boundary of the six different waterproof abrasive papers with the grit scales (CAMI standard) of 50, 100, 220, 400, 800, and 1200 (left to right). The number represents the average particle size (1200: 6.5  $\mu\text{m}$ , 800: 12.2  $\mu\text{m}$ , 400: 23.6  $\mu\text{m}$ , 220: 68  $\mu\text{m}$ , 100: 141  $\mu\text{m}$ , 50: 351  $\mu\text{m}$ ) and is larger for the smaller particle size. This indicates that the abrasive papers are lined up from coarse to fine (left to right). .....18
- Figure 2.3-1 Contrast between grayscale (left) and color Doppler images (right) for urolithiasis: (a) a hyper-echoic stone in one of the upper calyces of the kidney with

acoustic shadow (arrow in the left panel), (b) a hyper-echoic renal stone without obvious posterior shadowing (arrow in the left panel), (c) a residual tiny stones after extracorporeal shock-wave lithotripsy (ESWL) which is difficult to be detected on the grayscale sonogram (left) but is easy to be identified by the presence of TA (right) on the color Doppler image (by courtesy of Tsao et al (2009)).....22

Figure 2.3-2 Ultrasonic and CT images for pancreatic parenchyma: (a) abdominal grayscale sonogram which reveals multiple tiny intraparenchymal hyperechoic foci with small posterior reverberations (arrows) and superior mesenteric artery (arrow-head), (b) color Doppler image revealed obvious TA behind each hyperechoic focus (arrows), and (c) non-enhanced abdominal CT image which shows multiple parenchymal punctate calcifications (arrows) within the atrophic pancreas (by courtesy of Tsao et al (2009)).....24

Figure 2.3-3 Ultrasonic and CT images for hepatic calcifications: (a) abdominal grayscale sonogram which reveals liver heterogenous hyperechoic masses containing multiple echogenic foci (arrows), (b) color Doppler image revealed TA, and (c) non-enhanced abdominal CT image of the liver reveals an ill-defined solid mass (arrow) containing calcifications (by Yanik et al (2005)).....26

Figure 2.3-4 Ultrasonic images for Breast microcalcifications: (a) breast grayscale sonogram, but the target lesion could not be detected on B-mode image, (b) color Doppler image appeared TA (arrow) (by Tsujimoto (2014)).....28

Figure 2.3-5 Ultrasonic images on a renal medullary nephrocalcinosis: grayscale image (left), and color Doppler image (right) which show TAs from multiple areas within renal pyramids, simplifying diagnosis of medullary nephrocalcinosis (by courtesy of Tchelepi & Ralls (2009)).....30

Figure 2.3-6 Gray scale (left) and color Doppler (right) ultrasonic images obtained from a thyroid nodule (by courtesy of Tchelepi & Ralls (2009)).....31

Figure 2.3-7 Improved identification of the needle tip in a conventional gray scale ultrasonic image (left) guided puncture using TA which was produced on the color Doppler image (right) (by courtesy of Tsao et al (2009)).....34

Figure 3.2-1 Test target phantom. (a) the constructed TMM phantom with the scatterer concentration of 0, 0.001, 0.002, and 0.004% (w/v), (b) different mean size of 34, 99, 194 and 287  $\mu\text{m}$  for glass beads of the same concentration (0.002%) in phantom, and (c) different mean size of 34, 99, 194 and 287  $\mu\text{m}$  per same number of glass bead in phantom. ....44

Figure 3.2-2 Experimental setup: The test phantom was placed on a Vibration free supporter (RFB, NTR Systems, USA), for which ultrasonic color Doppler images were acquired using a clinical ultrasonic scanner (Voluson e, GE healthcare, UK) with a linear probe (RS 12L, 3-12MHz).....46

Figure 3.3-1 Color Doppler images obtained with the polyacrylamide hydrogels containing glass beads with the diameters of 40 ~ 80  $\mu\text{m}$  for the concentration

(w/v) of (a) 0%, (b) 0.001%, (c) 0.002%, and (d) 0.004 % and (e) rCPN against concentration (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.....48

Figure 3.3-2 Ultrasonic B-mode images (left) and Color Doppler images (right) obtained with the 50ml polyacrylamide hydrogels containing glass beads (0.002%) with different mean diameter (a) 34, (b) 99, (c) 194, (d) 287  $\mu\text{m}$ , and (e) rCPN against size (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.....49

Figure 3.3-3 Ultrasonic B-mode images (left) and color Doppler images (right) obtained with the 100ml polyacrylamide hydrogels containing glass beads (n=1564) with different mean diameter of (a) 34, (b) 99, (c) 194, (d) 287  $\mu\text{m}$ , and (e) rCPN against the mean diameter of glass (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.....51

Figure 3.4-1 Ultrasonic B-mode images (left)and Color Doppler images (right) obtained with the polyacrylamide hydrogels containing glass beads (0.002%) with different mean diameter (a) 34, (b) 99, (c) 194, (d) 287  $\mu\text{m}$ , and (e) rCPN against size (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.....53

Figure 3.4-2 LCS target phantom (551, ATS Lab., USA, top), and ultrasonic color Doppler (TA) images of the LCS targets: (a) +15dB, (b) +6dB, (c) +3dB, (d) -3dB,

(e) -6dB, (f) -15dB, and (g) rCPN against target contrast (for 10 repeated measurements). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1 kHz.  
 .....55

Figure 3.4-3 Ultrasonic B-mode (upper) & color Doppler images (lower) for the metallic wires with diameters of (a) 30, (b) 100, (c) 200, (d) 300, and (e) 500  $\mu\text{m}$ . The wires are made of copper for (a) and (b), alloy of copper and zinc for (c) and (e), and alloy of copper and nickel for (d), (f) the axial and later length of the wire imaged on the B-mode images against the wire diameters, and (g) the CPN of the color Doppler images against the wire diameters (Mean and standard deviation were obtained from 3 repeated recordings. Doppler setting: Gain -5, WMF low, PRF 0.1kHz).....57

Figure 4.2-1 An example of the color Doppler image for the three (+15, +6, +3 dB) circular contrast targets is shown inside the green rectangle. Two scale bars are shown inside the thick blue line rectangle: the right represents the color scale bar and the left is the gray scale bar to set the level of color write priority. Values of some color Doppler setting parameters are given inside the red ellipsoid.....63

Figure 4.3-1 Transmitted ultrasonic pulses recorded by a hydrophone at the Ensemble values set to (a) 7, (b) 8, (c) 10, (d) 11 (PRF = 0.15kHz).....67

Figure 4.4-1 Experimental setup, consisting of an ultrasonic scanning system (Voluson e, GE, Austria), a linear ultrasonic probe (RS 12L, 3-12MHz), and a circular

contrast target phantom (551, ATS Lab., USA) placed on a vibration free frame (NTR, Seattle, USA).....72

Figure 4.5-1 Typical color Doppler images for the six (+15, +6, +3, -3, -6, -15 dB) circular contrast targets obtained under the following color Doppler settings: CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7.....75

Figure 4.5-2 Influence of PRF on TA: typical color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the PRF of (a) 0.1, (b) 0.3, (c) 0.6, (d) 0.9, (e) 1.3, (f) 1.8, (g) 2.4, (h) 3.2 (i) 4.0, (j) 5.0, (k) 6.0, (l) 7.5, (m) 9.0, (n) 11.0, (o) 13.0 kHz. (CWP 225, gain 2, WMF low, frequency low, ensemble 7, smoothing12, line density 7).....77

Figure 4.5-3 Transmitting ultrasonic waveforms from ultrasonic probe recorded using a hydrophone when frequency was set to (a) low, (b) mid, and (c) high and their spectra (d) low, (e) mid, and (f) high.....78

Figure 4.5-4 Influence of Frequency on TA: typical color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the frequency set to (a) low, (b) mid, (c) high. (CWP 225, gain 2, PRF 0.1 kHz, WMF low, frequency low, ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).....79

Figure 4.5-5 Influence of WMF and PRF on the color scale bars (Voluson e, GE Healthcare, UK). (a) Color bar scales at three different settings of WMF (low, mid,

high) under the same setting in PRF and (b) the dead zone width against PRF at the three different settings of WMF.....81

Figure 4.5-6 Influence of WMF on TA: Color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the WMF setting of (a) low, (b) mid, and (c) high. (PRF 0.1 kHz, gain 2, frequency low, ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).....82

Figure 4.5-7 Influence of Ensemble on TA: Color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets with the ensemble number of (a) 07 (b) 08 (c) 09, (d) 10, (e) 11, (f) 12, and (g) 13. (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, smoothing 12, and line density 7).....83

Figure 4.5-8 Influence of Line density on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the line density of 7, 4, and 1. (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12).....84

Figure 4.5-9 Influence of smoothing on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the setting of smoothing 12, 6, and 1. (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, and line density 7).....86

Figure 4.5-10 Influence of Gain on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the Gain setting of (a) -15, (b) -12,



(c) -9, (d) -6, (e) -3, (f) -1, (g) 0, (h) 1, (i) 2, (j) 3, (k) 4, (l) 5, (m) 6, (n) 9, (o) 12, and (p) 15. (CWP 225, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).....87

Figure 4.5-11 Influence of CWP on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the CWP level of (a) 25, (b) 70, (c) 100, (d) 120, (e) 140, (f) 160, (g) 170, (h) 175, (i) 180, (j) 200, (k) 215, and (l) 225. (Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).....88

Figure 4.6-1 Influence of gain on TA: color Doppler images obtained for the negative -3, -6, and -15dB contrast targets at the gain (a) -15, (b) -6, (c) -1, (d) 1, (e) 2, (f) 3, (g) 4, (h) 4.4, (i) 5, (j) 6, (k) 7, (l) 8, (m) 9, (n) 10, (o) 13, and (p) 15. (CWP 25, Gain 4, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).....90

Figure 4.6-2 Influence of gain on TA: color Doppler images obtained for the negative -3, -6, and -15dB contrast targets at the gain (a) 0, (b) 1, (c) 2, (d) 2.4, (e) 3, (f) 4, (g) 4.4, (h) 5, (i) 6, (j) 7, (k) 10, and (l) 15. (CWP 225, Gain 4, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).....91

Figure 4.6-3 Influence of CWP on TA: (a) B-mode image and color Doppler images obtained for the negative -3, -6, and -15dB contrast targets at the CWP level of

(b) 25, (c) 35, (d) 45, (e) 50, and (f) 225. (Gain 4, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7). .....93

Figure 4.6-4 Influence of Ensemble and WMF on TA: color Doppler images obtained for the negative +15, +6, and +3dB contrast targets at the WMF (a) low, (b) mid, and (c) high against Ensemble (7-13). (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).....95

Figure 4.6-5 Ultrasonic waveforms measured for 100ms at the value of PRF (a) 0.1 kHz, (b) 0.3kHz, (c) 0.6kHz, and (d) 1.3kHz.....97

Figure 4.6-6 Illustration of the ultrasonic probe located above the static circular contrast target with the 3 angles of -31° (left), (b) 0° (middle), and (c) +29° (right), together with the rCPN of the target against the angle (measurements repeated 10 times).....98

Figure 5.1-1 TAs appear on the +15 dB circular contrast target under external vibrations: (a) as the vibration magnitude increases up to 7.2 mm/s<sup>2</sup> (at the frequency of 60 Hz), and (b) as the frequency increases from 0 to 135 Hz (at the constant vibration magnitude of 4.5 mm/s<sup>2</sup>).....102

Figure 5.2-1 Experimental setup. Color Doppler images for circular scattering contrast targets (551, ATS Lab., USA) were obtained using a clinical ultrasonic scanner (Voluson e, GE, UK) with a linear probe (RS 12L, 3-12MHz, GE, UK). The targets were mechanically impacted by a rubber ball (d=60mm, 20.18g) which fell

free to impinge on the optical breadboard on which the target phantom was placed. The rubber ball rebound was taken to hold for preventing it from further impinging. The extent of vibration was monitored with an accelerometer (3109 front-end, B & K, Denmark) mounted on the rigid frame of the target phantom. The degree of the impact was controlled by altering the height of the ball. The ultrasonic probe was fixed to vibration free supporter (NTR, USA). Arrows indicate the drop location which is controlled impact acceleration.....105

Figure 5.2-2 Mechanical impacts recorded in the time domain (upper panels) and in the frequency domain (lower panels), (a) peak acceleration 0.37, (b) 1.27, and (c) 2.19 m/s<sup>2</sup>, the 3 settings for mechanical impacts considered in the study.....107

Figure 5.2-3 A typical color Doppler image obtained for the 3 circular contrast targets (+15dB, +6dB, +3dB) of the ultrasonic QA phantom: The red dotted circle represents the boundary of the +15 dB target within which CPN is counted.....109

Figure 5.3-1 Temporal variations of TA images obtained for the +6dB contrast target excited by the mechanical impulse with a peak acceleration of (a) 0.37, (b) 1.27, and (c) 2.19 m/s<sup>2</sup>.....111

Figure 5.3-2 Temporal variations of TA images obtained for the 3 different contrast targets excited by the mechanical impulse with a peak acceleration of 1.27m/s<sup>2</sup> : (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB contrast target.....112

Figure 5.3-3 rCPN(t) for the TA images obtained for the contrast (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB target excited by the mechanical impacts with the peak acceleration of 0.37, 1.27 and 2.19 m/s<sup>2</sup>. Arrows indicated a point of impulse. ....115

Figure 5.3-4 Maximum rCPN values of the TA images for the contrast +15, +6, and +3dB targets against the mechanical impacts whose peak magnitudes varied from 0, 0.37, 1.27 to 2.19 m/s<sup>2</sup>. ....118

Figure 5.3-5 A typical color Doppler image obtained for the 3 circular contrast targets (+15dB, +6dB, +3dB): The red dotted circle represents the boundary of the +15 dB target, and the green dotted circle was drawn so that the annular area between the green and the red dotted circles was the same as that of the target. ....120

Figure 5.3-6 rCPN.t(t) and rCPN.b(t) for the (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB contrast targets excited by the mechanical impacts whose peak magnitudes varied from 0, 0.37, 1.27 to 2.19 m/s<sup>2</sup>. The moment of the mechanical impact was marked by the arrow to the horizontal axis. ....121

Figure 5.3-7 TA contrast for the (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB contrast targets excited by the mechanical impacts whose peak magnitudes varied from 0, 0.37, 1.27 to 2.19 m/s<sup>2</sup>. ....123

Figure 5.3-8 The maximum TA contrast versus the echogenic +3, +6, +15dB contrast targets, for the peak mechanical impacts of 0.37, 1.27, and 2.19m/s<sup>2</sup>.

.....125

Figure 5.4-1 The procedure for constructing a 'contrast enhanced TA'. (a) flow chart, (b) time sequence of TA images, (c) binary image corresponding to each TA image, (d) occurrence probability of color pixel number (opColor), and (e) 'contrast enhanced TA image'.. .....127,128

Figure 5.4-2 The contrast enhanced TA images constructed for the 3 (+15dB, +6dB, and +3dB) echogenic contrast targets excited by the mechanical impacts with the peak accelerations of 0.37, 1.27, and 2.19 m/s<sup>2</sup>. The green color intensity indicates the normalized TA occurrence rate. The SNR (signal to noise ratio) was increased with the contrast level of targets.....131

Figure 5.4-3 (a) A photo of ultrasonic scanning to a patient, (b) mechanical impact signal applied to an ultrasonic probe, and (c) color Doppler images with time (time interval = 0.1 sec, total time = 1.5 sec): TA does not appear initially but starts to be shown on the site of the renal stone after the mechanical impact.

.....133

## LIST OF TABLES

Table 4.3-1 Color Doppler setting parameters used in various clinical ultrasonic imaging systems. The manufacture's name are presented as abbreviated forms. (SA9900 PRIME manual, EnVisor series user's guide, Siemens Acuson X300, LOGIQ 5 user manual, Voluson e, Aloka Prosound, Maulik 2005, Ultrasound training solutions 2014, Kisslo & Adams 2014, Boote 2003)..... 65

## SUMMARY

Twinkling Artifact (TA) is an artifact which appears with random color changes in red and blue, even if there is no turbulence or a similar movement in the tissue. TA is often observed in renal stone, calcification, chronic pancreatitis accompanied with calcification, papilloma thyroid carcinoma, and calcinosis. The underlying mechanisms of TA have not been clearly understood, yet. In this study, the sources that is expected to cause TA was classified into target characteristics and machine settings, their effects on TA were experimentally tested using phantoms. In particular, this study proposed a new technique for enhancing TA contrast and evaluated its clinical potential. The present study is divided into three areas: (1) the effect of target characteristics, (2) the effect of color Doppler setting parameters, and (3) the TA contrast enhanced by mechanical impulse.

First, this study examined the influence of various scatter characteristics of target on TA using tissue mimicking (TMM) phantoms under the same color Doppler settings. It was found that TA occurred more as the concentration and size scatterers were increased.

Second, the effects of color Doppler settings on TA were assessed using a circular contrast targets, for the following eight setting parameters of PRF, frequency, WMF, ensemble, line density, smoothing, gain and CWP. TA was observed to be maximized when PRF, frequency, WMF and ensemble were low, line density, smoothing and CWP were high, and gain was mid.

Third, this study found that TA increased rapidly at the moment when mechanical impulse was applied to the target. The increased TA induced by the impulse persisted longer when the impulse was stronger and the target contrast was high. This finding was verified to a patient with tiny renal stones which are hard to be seen on conventional ultrasonic images.

In conclusion, the present study shows that TA is closely related to target characteristics and was affected by the color Doppler settings. The study suggested the use of a mechanical impulse to enhance TA and if such a 'Contrast Enhanced TA Mode' was implemented in an ultrasonic scanner. TA is expected to confirm microcalcification and fibrocystic lesion (i.e. early



breast cancer, chronic infection, and tiny stone) which cannot be clearly identified with conventional ultrasonic images.

**Key words:** Ultrasound, Color Doppler mode, Twinkling Artifact (TA), Target, Contrast, Setting parameter, Mechanical impulse

# I. 서론

## 1.1 배경

초음파 영상은 일반적으로 초음파 B-모드를 의미한다. 매질 내에서 초음파가 전파할 때 반사, 굴절, 산란 등이 일어난다. 초음파 B-모드 영상은 초음파 탐촉자 (ultrasonic probe)에서 조직 내로 전파된 초음파가 경계 면에서 반사되어 되돌아오는 초음파 신호의 크기를 영상화한다. 일반적으로 초음파 영상은 회색조 영상 (gray scale image)으로 도시된다 (Mitchell 1990).

초음파 탐촉자에서 전파된 초음파는 움직이는 물체에 부딪쳐 반사 또는 산란될 경우, 반사된 초음파의 주파수는, 도플러 효과에 의해, 전파된 초음파의 주파수가 달라지게 된다 (Fish 1990). 이러한 천이된 주파수를 측정하면, 역으로 조직 내에서 움직이는 대상물 (예를 들어 혈류)에 대한 속도를 추정할 수 있게 된다.

초음파 도플러 영상은, 위치에 따른 대상 조직의 움직임을 도플러 천이 주파수를 측정하여 영상화한 것이다. 일반적으로 도플러 영상은 초음파 B-모드 영상 위에

겹쳐서 컬러로 표현한다 (Foley 1991). 도플러 영상은 표현 대상이나 방식에 따라, 컬러 도플러, 파워 도플러, 스펙트럴 도플러로 구분할 수 있다.

스펙트럴 도플러는 움직이는 타겟의 위치에서 시간에 따른 주파수의 천이 즉 속도에 대한 정보를 그래프 형태로 표시된다. 컬러 도플러는, 움직임의 방향을 다른 컬러로 구분하고 속도의 크기를 컬러의 밝기 (세기)로 표현한다 (Fish 1990, Middleton 1988). 혈류에 대한 컬러 도플러의 경우, 통상적으로, 혈류의 방향은 초음파 탐촉자를 중심으로 가까워지는 경우 빨간색 계열로, 멀어지는 경우는 파란색 계열로 나타내며, 혈류의 속도는 색의 밝기로 표현한다. 파워 도플러는 도플러 주파수 천이의 강도 ( $\propto$  주파수 천이의 크기에 대한 제곱)의 단일 컬러로 변환하여 영상화한 것으로, 미세한 속도를 민감하게 표현하지만, 움직임의 방향에 대한 정보는 상실하게 된다. 도플러 초음파 영상으로부터, 검사자는 혈관이나 혈류의 변화, 종양 내에서 혈류 유무 등에 대한 유용한 정보를 얻을 수 있다 (Middleton 1988).

초음파 B-모드 영상과 같이 초음파 도플러 영상도 인체의 해부학적 구조와 장비의 물리학적 성질로 인한 허상 (artifact)이 생길 수 있다. 허상은 실제로 존재하지 않지만 영상에서 보여지는 것으로, 이에 대한 이해가 부족할 경우 오진을 유발할 수 있다. 예를 들면 PRF (Pulse Repetition Frequency)를 너무 낮게 설정할 때 스펙트럴 도플러에서 거짓 신호인 반접 효과 (aliasing)가 나타날 수 있다 (Mitchell 1990). 반사면이 움직일 때 도플러 천이 (shift)가 유발될 수 있으며, 이로 인해, 무작위적인 색 도플러 영상이 화면을 채우면서 회색조 영상의 경

계가 모호해지는 플래시 허상 (flash artifact)이 발생할 수 있다 (Hindi et al 2013). 플래시 허상은 컬러 민감도 (color sensitivity)를 너무 높였을 때 생성되기도 한다. 조직의 움직임에 의해 색 잡음 허상 (color bruit artifact)이 발생될 수 있으며, 혈관의 심한 외류에 의한 연부 조직의 떨림이 색으로 표현될 경우, 혈관주위 허상 (perivascular artifact)이 발생할 수 있다 (Kruskal et al 2004).

다양한 도플러 영상의 허상 중에서, 컬러 도플러 영상에서 빈번하게 출현하는 허상으로 TA (Twinkling Artifact)가 있다. TA는 컬러 도플러 영상에서 조직 내에 외류나 이와 유사한 움직임이 없음에도 불구하고 빨간색 (positive)과 파란색 (negative) 컬러가 무작위로 바뀌는 영상이다. TA는 주로 콩팥 결석, 석회화 등 강한 반사체 (hyper-echogenic target)에 의해 유발되며 (그림 1.1-1), Rahmouni (1996)에 의해 최초로 언급되었다.

TA의 이론적인 기전은 아직 명확하지 않다. 표면이 매끈한 반사체의 경우 표면에서 산란되는 도플러 천이의 폭이 좁아서 필터에 의해 배제되나, 표면이 거친 반사체의 경우 측정되는 신호의 오차가 커지면서 필터의 수준을 벗어나게 되면 TA를 유발할 수 있다 (서오근 2009, Kamaya et al 2003). 일반적으로 정지된 물체의 경우는 도플러 효과가 나타나지 않기 때문에, 컬러 도플러에서 컬러 영상이 도시되지 않아야 한다. 그러나 도플러 모드에서 영상 장치에서 생성하는 기준 신호의 위상이 불안정한 jitter 잡음이 존재하거나, 수신된 초음파 신호가 무작위로 위상 변화 신호 (random phase fluctuation)를 포함할 때, 도플러 신호를 추출하기 위한 신호 처리 과정에서 유의한 크기를 가지는 도플러 천이 주파수로

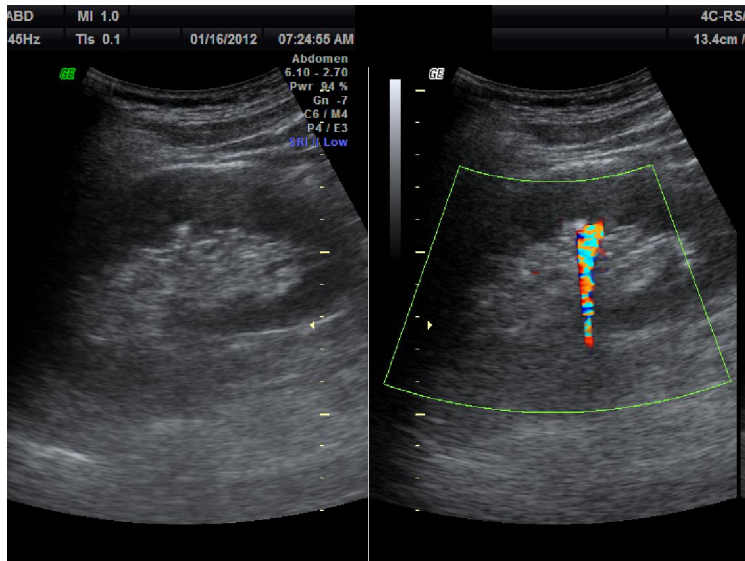


Figure 1.1-1 An ultrasonic B-mode image (left) of a renal stone in the right kidney, together with the color Doppler image (right) for the same stone. In the B-mode image, the stone does not have obvious acoustic shadow and is not easy to be identified. However, the TA appeared in the color Doppler mode enables one to identify the stone.

변환되어 TA가 출현할 수 있다. 이러한 추정은 time domain에서 신호의 위상 변화는 frequency domain에서 주파수 변화로 변환되는 이론에 근거한다 (Fish 1990).

초음파가 음향 임피던스 차이가 큰 두 매질의 경계면을 통과할 때, 반사되는 음파는 크고 투과하는 음파는 작게 되어 매질의 경계면 후방으로 음향 음영 (acoustic shadowing)이 나타날 수 있다 (Fish 1990). 음향 음영은 석회화 및 결석과 같은 강한 반사체 또는 산란체 뒤에서 발생한다 (Fish 1990). TA는 반사체 표면이 거친 경우에 잘 발생되며 음향 음영도 함께 나타난다. 간혹 TA는 음향 음영이 없는 고 에코성 물체 뒤에서도 관찰될 수 있다 (그림 1.1-1). 이 경우 TA는 이러한 타겟을 확인하는 정보로 활용될 수 있어 영상의학적으로 유용하다 (Chelfouh et al 1998, Mitterberger et al 2009, Shabana et al 2009).

B-모드 영상에서 음향 음영 허상 및 TA는 석회화 및 결석 등을 진단할 때 보조적인 정보로 활용할 수 있다. 일반적으로 허상은 오진 (false positive)을 유발할 수 있으나, TA는 석회화를 예상하기 어려운 부위에서 석회화를 관찰할 때 유용하게 사용될 수 있다. 특히 고 에코성 물체가 아주 작거나 또는 기존의 회색조 영상에서 음향음영 허상이 확실하게 나타나지 않는 경우 TA의 존재 여부가 유용한 진단 의학적인 판단 근거로 활용될 수 있다. 요로 결석, 담관 내 결석 (Rahmouni et al 1996, Alan et al 2011, Kim et al 2010)뿐만 아니라 체외 충격파 쇄석술 (extracorporeal shock wave lithotripsy, ESWL) 후 남아있는 잔여의 작은 결석 (Lu et al 2013)에서 TA가 관찰된 것이 그 예이다.

임상적으로 TA 는 석회화 및 석회화를 동반한 병변, 석회화된 만성 췌장염 (Tsao et al 2009), 간석회화 (Yanik et al 2005), 유두상 갑상선암 (Brunese et al 2008), 유방석회화 (Tsujiimoto 2014), 신석회증 (Tchelepi & Ralla 2009), 석회화된 경동맥 플라크 (plaque) (Tchelepi & Ralls 2009) 등에서 종종 관찰된다. 유두상 갑상선암 (Brunese et al 2008)이나 담낭 선근종증 (Yu et al 2012)과 같은 종양에서 TA 는 악성 및 양성을 감별하는 중요한 지표로 사용될 수 있다 (Brunese et al 2008, Yu et al 2012). 또한 악성 종양의 경우 흔하게 동반되는 악성 림프 결절을 검사할 때, TA 발생은 악성 여부를 평가하는 진단 정보가 되기도 한다 (Napolitano et al 2013). TA 를 활용하면 간내 담관 과오증을 판단할 수 있어 불필요한 침습적인 검사인 biopsy 나 enhance CT 검사들을 피할 수 있다 (Jeon et al 2006). 이 밖에도 안구 (Ustymowicz et al 2002), 고환 석회화 (OFlynn & Sidhu 2009), 자궁 내 태아 사망 (Ozkur et al 2008) 등 다양한 병변 및 유치 수노관 스텐트 (Trillaud et al 2001), 주사침 (Gorguner et al 2003), mesh 이식 (Girish et al 2011, Reuben et al 2010), bullet fragment (Tchelepi & Ralls 2009) 등의 이물질에서 TA 가 관찰된다 (Tsao et al 2009).

## 1.2 연구 동기 및 필요성

TA의 진단 의학적 유용성은, 실제 대상 조직의 움직임을 보여주는 실상인지

아니면, 특정한 조건을 가진 정지된 조직에 대한 허상인지를 구분할 수 있을 때 의미가 있다. 이러한 식별력은 TA 발생 기전이 명확할 경우 용이하게 습득할 수 있다. 그러나 아직까지 TA 기전은 학술적으로 명확히 규명되지 못한 상태이다.

선행 연구들에서 언급되었던 것처럼 TA는 대상물의 특성 (Chelfouh et al 1998, Tsao et al 2009, Kim HC et al 2010, Kim HJ et al 2010, Lee et al 2001)과 영상 장비의 내부적 잡음 (machine noises, Kamaya et al 2003), 컬러 도플러 모드의 다양한 설정 변수들(Wang et al 2011, Tsao et al 2009, Choi et al 2014), 전파된 초음파의 초음파 방사력 (radiation force, Behnam et al 2010), 그리고 외부 진동 (Choi et al 2014) 등에 영향을 받는다. 각 요인들은 복합적으로 동시에 TA에 영향을 주지만, 대부분의 선행 연구들은 단편적인 요인에 대한 TA의 상관성을 고찰하고 있어, 통합적이고 체계적인 연구의 필요한 실정이다. 더욱이, 일부 연구 결과는 연구자 간에 상반된 결과가 보고 되고 있어 (예를 들어 PRF 설정과 TA 발생, Girish et al 2011, Wang et al 2011, Tchelepi & Ralls 2009, Gao et al 2009, Tsao et al 2009, Ustymowicz et al 2002, Zhao et al 2010), 그 차이에 대한 규명이 필요하다.

전술한 바와 같이 TA는 고 에코성 산란체가 있을 때 주로 (not always) 발생한다. 아직 어느 특성을 가지는 고 에코성 산란체가 TA를 발생시키는지 명확하지 않다. 결석의 경우 화학적인 성분이나 구조 및 크기 등이 영향을 주는



것으로 보고되고 있지만 체계적인 연구가 진행되지 못한 상태이다. 타겟의 특성과 관련된 TA의 일반화된 결론을 유추하기 위해서는 적절한 기준에 의해 구분된 에코성 산란체 타겟 별로 TA와의 상관성을 고찰하는 연구가 필요하다.

컬러 도플러 영상을 포함하는 초음파 영상은 장비, 설정 변수, 검사자의 숙련도 등에 영향을 받는다. 설정 변수는 다양하고 같은 설정 변수라도 장비마다 명칭이 다르다. TA는 이러한 요인에 영향을 받으며, TA가 검사에 활용되기 위해서는, 특히 컬러 민감도 및 도플러 신호 측정에 영향을 주는 설정 변수들이 TA에 미치는 효과에 대한 이해가 요구된다. 이러한 연구는 장비 및 사용자 의존적인 초음파 검사의 객관성을 높일 수 있는 표준화된 설정 모드 개발에 활용될 수 있다.

본 연구에서, 초기 팬텀 실험을 통해, 외부 환경 진동이 TA에 크게 영향을 주고 있다는 점을 확인할 수 있었다 (Choi et al 2014). 이러한 환경적인 요인은 기존 연구를 통해서 언급되지 않고 있었던 새로운 발견으로 이에 대한 좀더 과학적인 고찰이 필요한 상황이다. 초기에는 이러한 환경적인 요인이 실험의 오차를 높이는 요인으로 이해하여, 최대한 환경 진동을 제거하려고 했다. 그러나 역발상을 통해, 외부 충격 자극을 조절하여 TA를 증강하는 효과를 유도하고, TA가 진단의학적으로 유용한 경우, 영상에서 TA의 대조도를 높이는 기술로서 활용 가능성에 대한 검증이 필요한 상태이다.

### 1.3 연구 목적

본 연구에서는 TA 발생 기전 및 임상적인 유용성에 대한 선행 연구를 개관하고, 컬러 도플러 설정, 대상 조직의 특성이 TA에 미치는 효과 등에 대한 TA와의 상관성을 팬텀 실험을 통해 규명하고자 한다. 또한 외부 진동 자극을 통해 TA의 대조도를 증강할 수 있는 새로운 기술을 제안하고 가능성을 평가하고자 한다. 본 논문의 목적은 세부적으로 다음과 같이 4가지로 구분할 수 있다.

1. TA의 기전 및 의학적 유용성 개관
2. 타겟의 특성이 TA에 미치는 효과 평가
3. 컬러 도플러 설정 변수가 TA 미치는 효과 평가
4. 충격 자극을 통한 TA 대조도 증가

### 1.4 논문의 구성

본 논문은 총 6개의 장으로 구성된다. 1장은 연구의 배경, 필요성, 동기 및 목적을 기술한다. 2장부터 5장까지는 1.3에서 기술한 논문의 세부 목표를 달성하기 위해 수행된 연구 결과를 제시한다. 즉, 2장은 선행 논문 조사를 통해 TA의 기전 및 의학적 유용성을 개관한다. 3장은 음향 산란체 조성을 달리한 TM 팬텀을 이용하여 타겟의 특성이 TA에 미치는 영향을 관찰한다. 4장은

대조도 타겟을 이용하여 영상 장치의 컬러 도플러 설정 변수가 TA에 미치는 효과를 평가했다. 고려된 설정 변수는 주파수 (Frequency), CWP (Color Write Priority), 이득 (Gain), PRF (Pulse Repetition Frequency), WMF (Wall Motion Filter), 앙상블 (Ensemble number), 선밀도 (line density), 평활화 (smoothing)를 포함한다. 5장에서는 TA 대조도를 개선하기 위해 충격 자극을 활용하는 기술을 제안하고 실험적으로 검증했다. 마지막으로 6장에서는 결과를 요약하고 추후 연구를 제안한다.

## II. TA 의 기전 및 의학적 유용성

### 2.1 서론

TA는 컬러 도플러 영상에서 움직이는 대상물이 없는데도 컬러가 무작위적으로 발생하는 허상으로, 아직 그 발생 기전이 명확하지 않다 (Rahmouni et al 1996). 일반적으로 TA는 타겟의 특성 (Yanik et al 2005, Tsao et al 2009, Sohn et al 2002, Chelfouh et al 1998, Lee et al 2001)과 초음파 장비 및 컬러 도플러 설정 (Tsao et al 2004, Wang et al 2011, Choi et al 2014)과 관련된 것으로 알려져 있다. TA는 결석, 석회화, 석회증, 이물질 (예. guiding needles, catheter, surgical clips) 등과 같은 강한 반사체 뒤에서 주로 발생한다 (Rahmouni et al 1996, Lee et al 2001, Ustymowicz et al 2002). 또한 TA는 CWP, 이득, PRF, WMF, 앙상블 (Ensemble), 초점과 같은 컬러 도플러 설정 변수에 의해 영향을 받는다. Aytac & Ozcan (1999)에 의하면 기존의 아날로그식 초음파 장비보다 음향 출력이 높은 최근의 디지털 초음파 장비에서 TA가 잘 발생하는 것을 보고하고 있어, TA가 초음파 영상 장치의 음향 출력과 관련이 있는 것으로 추정된다.

임상적으로 TA는 고 에코성 결석, 석회증, 석회화 병변을 진단하는 데 유용하게 활용할 수 있다 (Yanik et al 2005, Tsao et al 2009, Sohn et al 2002, Chelfouh

et al 1998, Lee et al 2001). 컬러 도플러 초음파 영상을 관독할 때 TA와 움직이는 조직을 구분할 수 있어야 한다. 이를 위해 사용자는 TA 발생 기전 및 현상에 대한 이해가 필요하다.

본 연구에서는 TA와 관련된 선행 연구들을 개관하여 TA가 생성되는 기전을 예측하고, 다양한 병리적 소견들에서 보고되는 TA의 임상적 유용성에 대해 논하고자 하였다.

## 2.2 TA 발생 기전

도플러 검사는 전달되는 초음파 신호가 혈류의 적혈구와 같은 움직이는 산란체에서 산란/반사된 초음파 신호의 도플러 주파수가 변하게 되고 이를 측정하여 혈류의 속도를 평가하는 기술이다 (Mitchell 1990). 도플러 주파수 변화는 혈류의 움직임의 방향에 따라 빨간색과 파란색의 컬러로 표시되며 컬러의 밝기는 혈류 속도를 표시하게 된다 (Foley 1991).

### 2.2.1 타겟 특성과의 상관성

그림 2.2-1는 음향학적 특성이 다른 증류수, 우유, glass bead (직경 40 ~ 80  $\mu\text{m}$ , 농도 0.002%)를 섞은 증류수의 세가지 매질에 대한 전형적인 컬러 도플러 영상을 예시한다. 액체인 우유에서의 초음파 영상은 그림 2.2-1b에서 보여주듯이 약한 산란체를 가진 아주 작은 입자의 흐름을 보여준다. 입자의 흐름은 탐촉자로부터 멀어지며 초음파 방사력을 밀어내는 우유 속의 음향 흐름(acoustic streaming)을 표시해 준다. 이 때 컬러는 우유 속의 작은 입자에서 발생하는 약한 에코 신호이다. 파란색은 탐촉자에서 멀어지는 흐름을 나타내며, 초음파의 방향을 나타낸다. 이와는 달리 증류수는 탐촉자로 되돌아가는 반사 혹은 산란되는 입자를 가지고 있지 않아 증류수의 컬러 도플러 영상에서는 후방 산란 신호가 없어 검은색 영상으로 나타난다 (그림 2.2-1a). 반대로 glass bead (농도 0.002%)를 함유한 증류수인 경우 컬러 도플러 영상에서는 다르게 나타난다. 물 속의 glass bead는 강하게 산란된다. 이러한 고에코성 산란체(hyper-echogenic scatterer)는 그림 2.2-1c에서 보여주듯이 컬러 도플러 모드에서 TA를 유발한다.

움직임이 없는 타겟에서 반사된 초음파의 주파수는 입사 초음파 주파수와 동일하기 때문에 도플러 주파수 (주파수 천이)는 이론적으로 0의 값을 가진다 (Mitchell 1990, Foley 1991). 만일 초음파 영상 장비가 phase (혹은 clock)

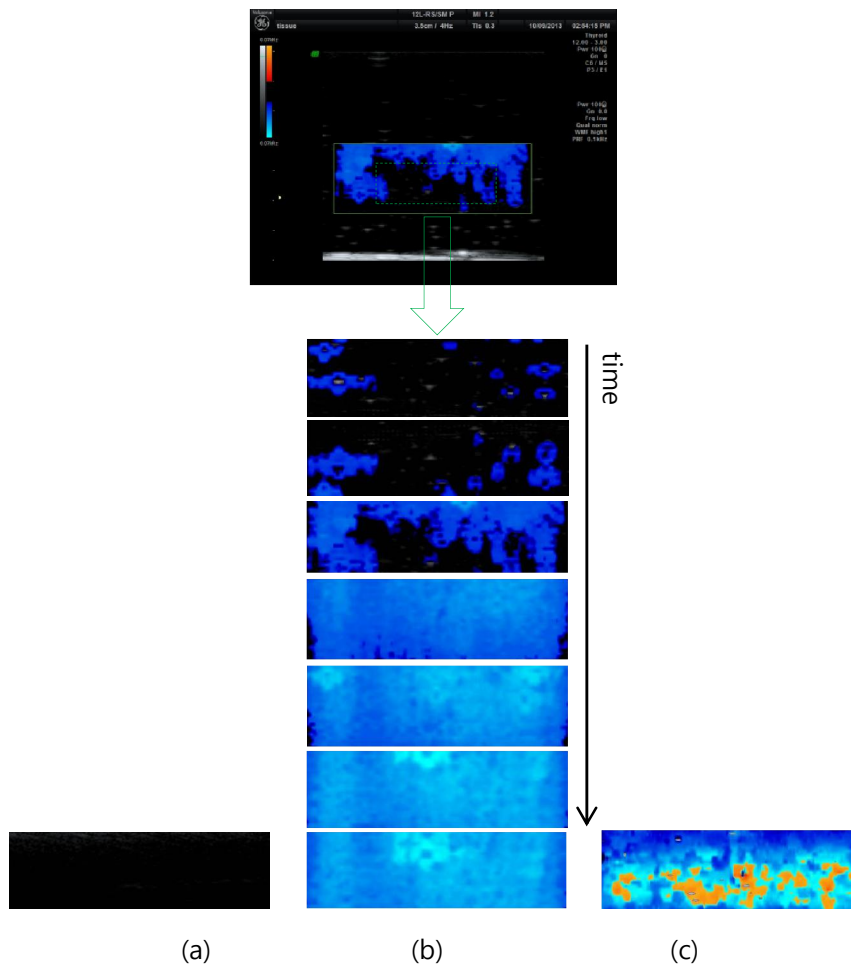


Figure 2.2-1 Typical color Doppler images in the ROI (marked by the dotted rectangle) obtained with (a) (distilled) water, (b) milk, (c) (distilled) water with glass beads (40 ~ 80  $\mu\text{m}$ , concentration 0.002%).

jitter라 불리는 내부 기계 잡음 (narrow band intrinsic machine noises)이 있을 경우 고정된 타겟에 반사된 초음파 신호는 무작위로 위상 (혹은 시간)이 바뀌게 된다 (Kamaya et al 2003). Time domain에서 위상 신호 변화는 frequency domain에서 주파수 변화로 표현된다 (Mitchell 1990, Foley 1991). 이러한 기계적인 잡음은 움직임이 없는 타겟에서 도플러 주파수의 변화를 유발하고 컬러 도플러 영상에 TA 형태로 표현될 수 있다.

그림 2.2-2는 움직임이 없는 표면이 매끈한 고 에코성 스테인리스 (perfect reflector, 두께 30 mm)에 대한 초음파 B-모드 (왼쪽) 및 컬러 도플러 영상을 보여준다. 초음파 영상 장치 내부의 잡음이 없다고 가정할 경우, 움직임이 없는 매끈한 스테인리스 표면으로 입사하는 초음파는 반사된 초음파와 동일한 주파수를 갖는다. 즉 움직임이 없는 매끈한 고 에코성 표면을 가지는 반사체의 경계 부위에서 도플러 천이 (도플러 주파수)가 발생하지 않으며, 컬러 도플러 영상에서는 이 부위에서 컬러가 출현하지 않는다. 그러나 도플러 설정 변수의 이득 (gain)을 증가시키면 그림 2.2-2 (오른쪽)와 같이 반사체 경계면 부위에서 컬러 즉 TA가 나타나기 시작한다. 이러한 컬러는 장치의 내부에서 (신호 처리 과정에서) 발생한 잡음으로 이해된다.

움직임이 없는 타겟에서의 도플러 주파수 생성은 Rahmouni (1996)에 의해 언급된 것처럼 표면이 거친 강한 반사체 매질에서 일어난다. 거친 표면에 입사된 초음파 신호는 다양한 방향으로 반사 혹은 산란되어 시간 차를 두고 중첩된 신호 형태로 되돌아 온다 (Tsao et al 2004). 측정된 에코 신호는 마치 무작위로



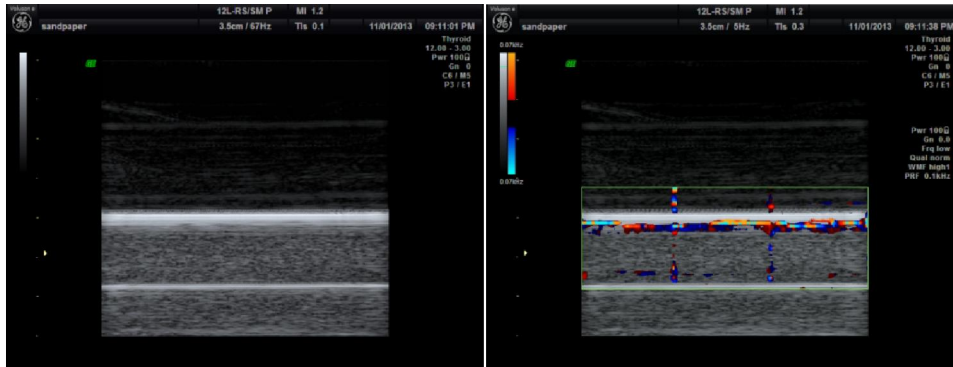


Figure 2.2-2 Color Doppler image (right) obtained with a smooth stainless steel reflector (with a thickness of 3cm), together with the grayscale image (left).

움직임이 있는 대상물로부터 반사된 신호와 유사한 위상 정보를 포함하게 되고 도플러 영상 처리 과정을 통해 TA로 표현된다. 그림 2.2-3은 물 속에 놓인 거칠기가 다른 사포 (grit abrasive papers, Deasung co. Korea & KINIK, Korea) 표면에 대한 컬러 도플러 영상에서 TA가 발생된 경우이다. 사포의 스케일 (grit scales, CAMI standard)은 왼쪽에서 오른쪽으로 50, 100, 220, 400, 800, 1200이다. 사포 스케일의 숫자는 입자 크기의 평균 값 (1200:  $6.5 \mu\text{m}$ , 800:  $12.2 \mu\text{m}$ , 400:  $23.6 \mu\text{m}$ , 220:  $68 \mu\text{m}$ , 100:  $141 \mu\text{m}$ , 50:  $351 \mu\text{m}$ )을 의미한다. 즉 스케일의 숫자가 작으면 거칠고, 크면 고운 입자를 가진 사포이다. 그림 2.2-3에서와 같이 TA는 표면이 거친 사포 뒤에서 강하게 더 많이 발생되고 있어, TA의 강도는 반사되는 표면의 거칠기와 관련이 있음을 보여준다 (Kamaya et al 2003, Tsao et al 2009, Choi et al 2014).

음향 음영은 그림 2.2-3 (화살표)에서 보는 바와 같이 강한 반사체 뒤에서 생기는 초음파 B-모드 영상에서 발생하는 허상이다. TA는 부분적으로 혹은 전체적으로 음향 음영을 포함하며 타겟에서 거친 표면 혹은 내부 구조에 의해 영향을 받는다 (Kamaya et al 2003, Lee et al 2001). TA는 종종 반사체 표면이 거칠 때 음향 음영과 함께 동시에 일어난다. 음향 음영은 고 에코성 물체 뒤에서 나타나지 않을 수도 있으나 TA가 관찰될 수는 있다 (Kamaya et al 2003). 이러한 현상에 대한 발생 기전이 명확하지는 않지만 임상적으로 유용한 정보로 활용될 수 있는 가능성이 있다. 즉 회색조 영상에서 명확하지 않은 석회화 혹은 (미세) 결석 등을 확인하는데 TA가 활용될 수 있다.

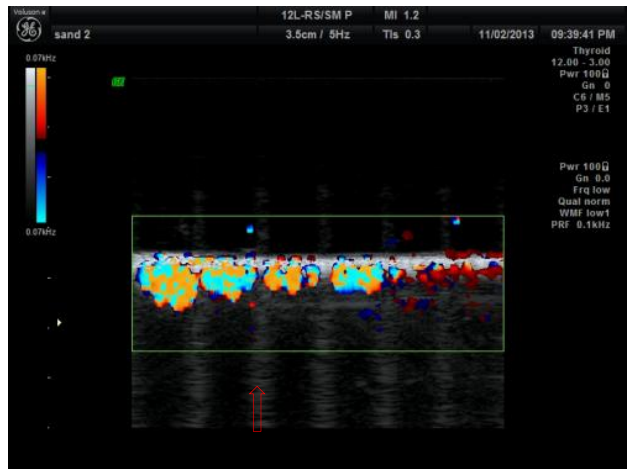


Figure 2.2-3 Color Doppler image obtained at the boundary of the six different waterproof abrasive papers with the grit scales (CAMI standard) of 50, 100, 220, 400, 800, and 1200 (left to right). The number represents the average particle size (1200: 6.5  $\mu\text{m}$ , 800: 12.2  $\mu\text{m}$ , 400: 23.6  $\mu\text{m}$ , 220: 68  $\mu\text{m}$ , 100: 141  $\mu\text{m}$ , 50: 351  $\mu\text{m}$ ) and is larger for the smaller particle size. This indicates that the abrasive papers are lined up from coarse to fine (left to right).

## 2.2.2 컬러 도플러 설정이 미치는 효과

2.2.1에서 전술한 바와 같이 초음파 영상 장치의 설정 요인, 즉, 음향 출력, 주파수 및 컬러 도플러 설정 변수 등은 TA 생성에 영향을 준다.

음향 출력과 TA와의 상관성은 Behnam (2010)에 의해 보고된 것으로 초음파 방사력 (radiation force)과 TA와의 관련성을 시사한다. 초음파 방사력은 초음파가 매질을 통과할 때 감쇠 계수와 강도에 의해 결정되기 때문에 (Palmeri et al 2005), 초음파 장비의 음향학적 출력에 비례한다. 실제로 TA는 기존의 아날로그 장비보다는 음향 출력이 높은 디지털 초음파 장비에서 쉽게 발생이 되는 것으로 알려져 있다 (Aytac & Ozcan 1999).

영상을 얻기 위해 사용된 초음파의 주파수가 TA에 영향을 주는 것으로 알려져 있다. 일반적으로 주파수가 감소하면 TA는 증가하는 것으로 알려져 있다 (Gao et al 2012, Yu et al 2012). Gao et al (2012)와, Yu et al (2012)는 담낭 선근종증에 대한 컬러 초음파 영상을 얻는 과정에서 4.0 MHz보다는 1.8 MHz의 주파수를 사용할 때 TA가 더 많이 발생하는 것을 관찰했다.

TA는 초점 위치의 설정에 영향을 받는다 (Tsao et al, Kim et al 2010). TA는 타겟 바로 아래에 초점을 위치할 때 분명히 나타난다. 그러나 초점을 타겟 위에 위치하게 되면 TA가 약해진다 (Kim et al 2010).

컬러 민감도는 컬러 도플러 영상의 여러 설정 변수들인 CWP, 이득, PRF, WMF 등을 조절하게 되면 TA의 발생에 영향을 미치는 것으로 보인다 (Wang et al 2011, Kim et al 2010). TA는 주로 CWP가 높을 때, 이득이 높을 때 TA가 발생된다 (Shabana et al 2009, Aytac & Ozcan 1999, Gao et al 2009). 일부 선행 연구에서 TA를 최소화시키기 위한 방법으로 PRF와 WMF 조절에 대한 상반된 견해가 보고되고 있어 이에 대한 규명이 필요한 실정이다. (Tsao et al 2009, Girish et al 2011, Shabana et al 2009, Tchelepi & Ralls 2009, Aytac & Ozcan 1999, Gao et al 2009).

## 2.3 임상적 유용성

TA는 움직임이 없는 고 에코성 산란 타겟에 대한 진단 정보를 제공해 준다. 이러한 타겟의 예로 결석, 석회화, 석회증, 섬유화 및 이물질 (surgical clip, catheter, guiding needle) 등이 있다. TA는 고 에코성 타겟이 작을 경우, 혹은 회색조 영상에서 음향 음영 허상이 나타나지 않는 경우, 확진에 도움을 줄 수 있는 정보로 활용할 수 있을 것으로 예상된다. 이것은 TA가 임상적으로 관찰될 수 있는 여러 병리학적 병변의 진단에 활용될 수 있는 가능성을 시사한다.

### 2.3.1 결석 (Calculus)

요로 결석 후방에서 관찰된 TA는 Rahmouni et al (1996)에 의해 최초로 보고되었다. 그림 2.3-1은 요로 결석의 B-모드 영상과 컬러 도플러 영상을 보여준다. 그림 2.3-1a 왼쪽 영상에서 화살표는 후방 음향 음영을 동반한 콩팥 갈때기 (upper calyces) 위쪽 부분에 있는 고 에코성 결석이며, 그림 2.3-1a의 오른쪽 영상은 컬러 도플러 영상에서 출현하고 있는 TA를 도시한다. 그림 2.3-1b의 왼쪽 영상은 후방 음향 음영 허상을 수반하지 않는 콩팥의 수질 (medulla) 부분에 위치한 (화살표)을 예시한다. 결석은 통상적으로 음향 음영 허상을 수반하지만, 이 경우는 콩팥 굴 (renal sinus)에서 높은 에코로 인해 결석으로 인한 후방 음향이 발생하지 못하고 있다. 반면 그림 2.3-1b의 오른쪽 영상에서 보여주는 컬러 도플러 영상에서는 결석 후방에 TA가 출현하고 있어 결석의 존재를 진단할 수 있게 된다. 그림 2.3-1c는 체외 충격파 쇄석술 (Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy) 후에 남아 있는 미세 결석에 대한 것으로, 회색조 영상 (그림 2.3-1c 왼쪽)에서 후방 음향 음영을 동반하지 않아 결석을 진단하기 어렵지만 컬러 도플러 영상(그림 2.3-1c 오른쪽)에서는 결석 후방에 TA가 발생되어 결석을 확진할 수 있다.

결석으로 인해 발생된 TA는 결석의 성분, 화학적 조성 및 표면의 거칠기에 영향을 받는다 (Alan & Ozcan 2011). Alan & Ozcan (2011)에 의하면, calcium oxalate dihydrate 결석과 calcium phosphate 결석에서는 TA가 항상 발생하지만, calcium oxalate monohydrate 결석과 uric acid 결석인 경우는 50% 정도의 확률로 TA가 발생했다. TA는 결석의 화학적 조성 (biochemical

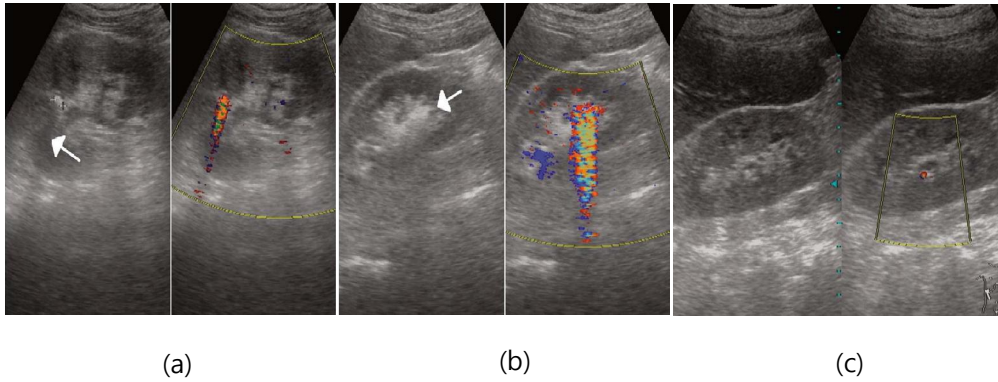


Figure 2.3-1 Contrast between grayscale (left) and color Doppler images (right) for urolithiasis: (a) a hyper-echoic stone in one of the upper calyces of the kidney with acoustic shadow (arrow in the left panel), (b) a hyper-echoic renal stone without obvious posterior shadowing (arrow in the left panel), (c) a residual tiny stones after extracorporeal shock-wave lithotripsy (ESWL) which is difficult to be detected on the grayscale sonogram (left) but is easy to be identified by the presence of TA (right) on the color Doppler image (by courtesy of Tsao et al (2009)).

composition)과도 관계가 있다. Kim et al (2010)은 담낭 결석인 경우 26명의 환자에서 26개의 cholesterol 결석, 12개의 brown pigment 결석, 그리고 14개의 black pigment 결석 등 총 52개의 결석 중에서 콜레스테롤 결석이 방사형 구조 (radial 혹은 radial concentric internal architectures)인 경우 TA 발생이 현저하지만 black pigment 결석인 경우 TA 발생이 적은 것을 관찰했다.

요로 결석을 깨는 체외 충격파 쇄석술을 받은 환자에게서 TA 발생이 증가한다 (Lu et al 2013). 이러한 현상은 체외 충격파 쇄석술에서 사용되는 충격파에 의해 생성되는 기포 발생 (cavitation bubble)과 관련된다. 충격파에 의해 깨어진 결석 표면에서 혹은 결석의 갈라진 틈에서 작은 기포 들이 발생할 수 있기 때문에 충격파를 조사하면 TA가 쉽게 관찰된다 (Lu et al 2013). 결석 표면에서의 기포 발생은 TA를 유발할 수 있는 가능한 기전으로 추정된다. 이것은 TA가 체외 충격파 쇄석술을 시술하는 동안 분쇄되는 결석 부위를 모니터링 할 수 있는 진단 의학적인 가능성을 시사한다.

### 2.3.2 석회화 (Calcification)

TA는 석회화된 췌장염 (calcified pancreatitis)을 진단하는데 TA가 유용하다 (Tsao et al 2009). 그림 2.3-2a는 실질 (parenchyma) 에코가 거칠고 고 에코 (heterogeneous, hyperechoic)를 가진 췌장의 횡단면 초음파 영상을 보여준다.



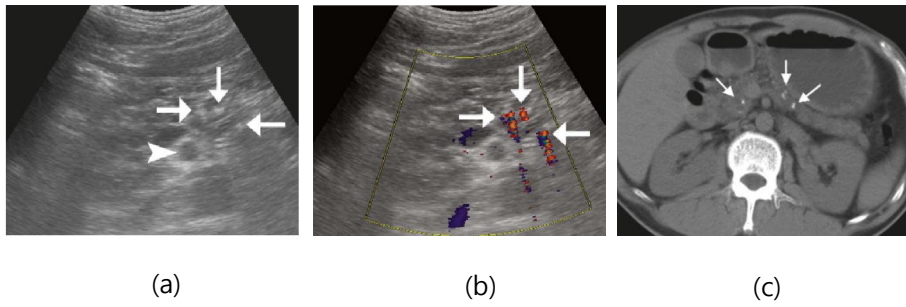
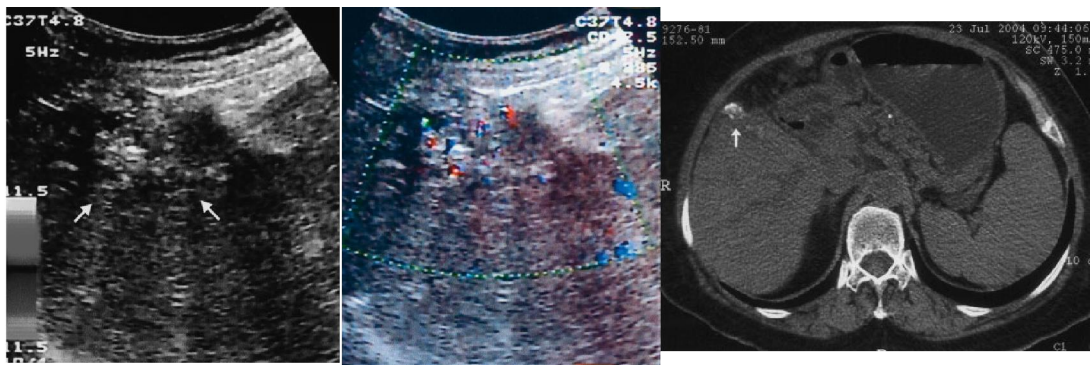


Figure 2.3-2 Ultrasonic and CT images for pancreatic parenchyma: (a) abdominal grayscale sonogram which reveals multiple tiny intraparenchymal hyperechoic foci with small posterior reverberations (arrows) and superior mesenteric artery (arrow-head), (b) color Doppler image revealed obvious TA behind each hyperechoic focus (arrows), and (c) non-enhanced abdominal CT image which shows multiple parenchymal punctate calcifications (arrows) within the atrophic pancreas (by courtesy of Tsao et al (2009)).

그림 2.3-2a에서 화살표는, 후방으로 아주 작고 다발성의 다중반사를 동반한 실질 내에 고 에코성 foci 를 지시하며, 그림 2.3-2a에서 화살표 머리 부위에서는 위창자간막 동맥이 관찰된다. 이는, 컴퓨터 단층 촬영에 의해 (그림 2.3-2c 화살표), 위축성 췌장 (atrophic pancreas) 실질 내에 다발성의 점으로 보이는 석회화 소견으로 확인됐다. 즉 췌장 주위 액체저류 (pancreatic fluid collection), 가성물혹 (pseudocyst)을 동반하는 만성 췌장염으로 진단되는 경우이며, 괴사 등은 실질 내 점으로 보이는 석회화와 관련이 있다. 동일한 부위에 대한 컬러 도플러 영상은 그림 2.3-2b에서 보여주고 있으며, 회색조 영상에서 관찰되는 고 에코성 foci (화살표) 후방으로 TA가 분명하게 보인다. 이는 췌장 실질 내에 석회화를 동반한 만성 췌장염의 진단에 TA의 활용 가능성을 보여주는 경우이다.

TA는 간 석회화에서 발생될 수 있다 (Yanik et al 2005). 그림 2.3-3는 간에서 발견된 두개의 종양은 결장 점액선암 (mucinous colon adenocarcinoma)에서 전이된 것으로 확인하지 않은 1cm에서 3cm 정도의 불균일한 고 에코성의 종양으로 다발성 고 에코 석회화인 foci를 포함한다. Non-contrast 컴퓨터단층촬영에서 혈류가 있는 병변 (hypervascular lesions)과는 다른 석회화를 동반한 고형성 종양이 있는 경우, 컬러 도플러 영상에서 석회화에 TA가 발생함을 보여준다 (그림 2.3-3).

초음파 검사에서 갑상선 결절을 검사할 때 석회화를 동반한 경우 악성 병변으로 의심된다. 악성 갑상선 병변은 초음파 영상에서 미세석회화, 저 에코, 불규칙한



(a)

(b)

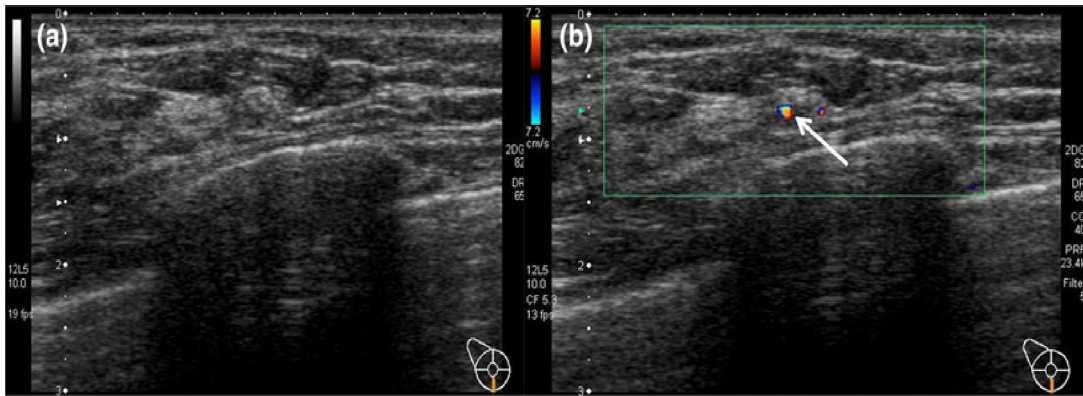
(c)

Figure 2.3-3 Ultrasonic and CT images for hepatic calcifications: (a) abdominal grayscale sonogram which reveals liver heterogenous hyperechoic masses containing multiple echogenic foci (arrows), (b) color Doppler image revealed TA, and (c) non-enhanced abdominal CT image of the liver reveals an ill-defined solid mass (arrow) containing calcifications (by Yanik et al (2005)).

경계면, halo가 없는 고형성 종양으로 내부 결절에 혈류 (vascularity)가 보이고 lymphadenopathy를 동반한다. 이러한 갑상선암에서는 TA가 발생할 수 있다 (Brunese et al 2008). 특히 유두상 갑상선암 (papillary thyroid carcinoma)인 경우 psammoma body는 초음파를 강하게 반사하기 때문에 TA를 유발하는 요인이 된다. 이러한 사실은 TA가 갑상선 결절을 검사하는 초음파의 표준 검사로서, 악성 여부를 평가하는 진단 자료로 활용될 수 있음을 시사한다.

TA는 유두상 갑상선암에서 악성 림프결절 (malignant lymph nodes)을 확인하는 용도로 사용될 수 있다 (Napolitano et al 2013). Napolitano et al (2013)는 유두상 갑상선암을 가진 252명의 환자를 대상으로 수술 전 초음파 검사를 시행한 결과, TA는 림프 결절의 모양, 비정상적인 에코, 석회화, 낭종성 형태, 말초 혈관의 혈류 형태를 동반한 림프 결절과 연관성이 있음을 관찰했다. 이러한 연구 결과는 림프 결절에서 수술 전 staging이나 개인의 치료 선택을 위해 세포진 검사를 해야 하지만 목 주변에 림프 결절이 의심될 때 TA가 진단에 유용하게 활용될 수 있음을 의미한다.

TA는 초음파 B-모드에 비해 유방의 미세 석회화 병변의 검진에 유리하다 (Tsuji moto 2014). B-모드에서 매우 작은 산란 타겟은 실제 크기보다 더 크게 관찰되지만, 그림 2.3-4에서와 같이 유방에서의 미세 석회화를 B-모드로 진단하기는 쉽지 않다. 컬러 도플러 모드에서 미세 석회화는 TA로 영상화 될 수 있으며 (그림 2.3-4b), B-모드에서 미세 석회화를 관찰하기 어려울 때



(a)

(b)

Figure 2.3-4 Ultrasonic images for Breast microcalcifications: (a) breast grayscale sonogram, but the target lesion could not be detected on B-mode image, (b) color Doppler image appeared TA (arrow) (by Tsujimoto (2014)).

TA는 중요한 영상의학적인 정보를 제공하게 된다.

### 2.3.3 석회증 (Calcinosis)

TA는 신석회증 (renal medullary nephrocalcinosis) 진단에 유용하다 (Tchelepi & Ralls 2009). 그림 2.3-5의 왼쪽은 신석회증을 가진 환자의 초음파 회색조 영상으로 콩팥굴 부분이 정상적으로 높은 에코를 나타내고 피라미드 부분의 에코가 증가되어 관찰된다. 회색조 영상으로는 신석회증을 명확히 진단할 수 없지만, 콩팥 피라미드부분에 다발성 TA를 동반한 컬러 도플러 영상 (그림 2.3-5 오른쪽)으로 수질 신석회증으로 확진할 수 있다.

### 2.3.4 병리적 병변

TA는 결석, 석회화, 석회증뿐만 아니라 다양한 병리적 소견을 가진 병변을 진단하는 데 활용될 수 있다. 예를 들면 그림 2.3-6은 갑상선결절 (Tchelepi & Ralls 2009)을 가진 여성의 컬러 도플러 영상으로 고형성의 갑상선 결절 내 작은 echogenic foci에서 TA가 관찰된다.

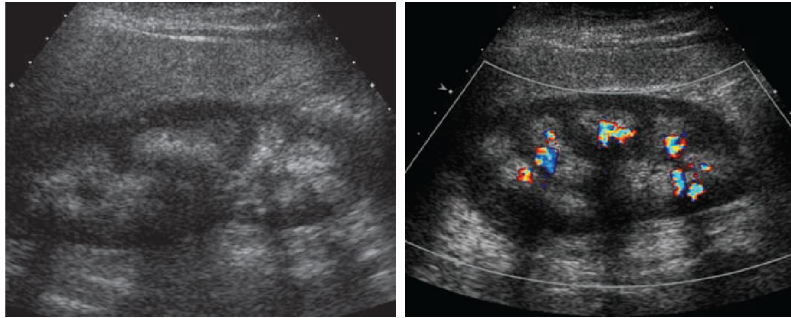


Figure 2.3-5 Ultrasonic images on a renal medullary nephrocalcinosis: grayscale image (left), and color Doppler image (right) which show TAs from multiple areas within renal pyramids, simplifying diagnosis of medullary nephrocalcinosis (by courtesy of Tchelepi & Ralls (2009)).

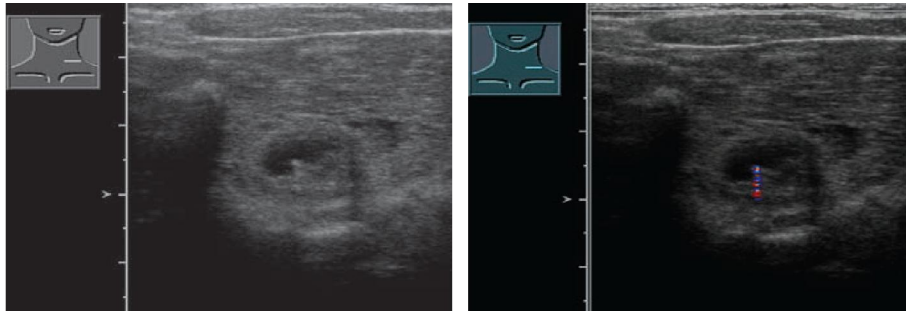


Figure 2.3-6 Gray scale (left) and color Doppler (right) ultrasonic images obtained from a thyroidodule (by courtesy of Tchelepi & Ralls (2009)).



담낭 선근종증은 흔한 후천적 과형성 양성 종양으로 담낭의 점막에 생기는 질환이다. 담낭 선근종증은 담낭 벽내의 낭포성 공간과 함께 담낭 벽의 부분적 혹은 산재적으로 두꺼워지는 특성을 나타내며 흔히 Rokitansky-Aschoff sinus라고 한다. Rokitansky-Aschoff sinus에 콜레스테롤이나 석회화가 침착되면 TA가 발생한다 (Ghersin et al 2003). 초음파 영상에서 악성 담낭암은 담낭 선근종증과 유사하게 보이지만 컬러 도플러 모드에서 TA 발생 유무에 의해 악성 종양과 양성 선근종을 구분할 수 있게 된다 (Ghersin et al 2003, Yu et al 2012).

간내 담관 과오종 (Bile duct hamartomas)은 콜라겐기질로 싸인 간내 담관이 커지면서 발달 과정에서 기형이 된 간의 (von Meyenburg complexes) 종양이다. 초음파 영상에서 간내 담관 과오종은 다발성 spotty echogenic foci 에서 TA 를 동반하고 작은 다발성 저 에코 결절 혹은 고 에코 결절로 나타나며 거칠고 불균일한 에코 실질로 나타난다. Jeon et al (2006)은 간에서 다발성 spotty echogenic foci 와 TA 를 동반한 경우 간내담관 과오종으로 정확하게 진단을 했으며, TA 를 활용하면, 불필요한 침습적 검사 (예, liver biopsy) 혹은 비침습적 검사(예, CT) 들을 피할 수 있게 된다.

Ozkur et al (2008)는 자궁 내 태아가 사망한 경우, 초음파 영상에서 TA를 관찰했다. TA는 엉덩뼈, 허리뼈, 목 부분에서 주로 관찰되고 있으며, 사망 경과 시간이 TA 강도 (intensity)와 연관성이 있음을 확인했다.

### 2.3.5 고에코성 이물질 (echogenic foreign bodies)

유치 수뇨관 스텐트 (indwelling ureteral stents)는 요로 폐색을 완화시키는 용도로 비뇨기과에서 시행하며, 양쪽 사지에 삽입한 스텐트 외피로 인해 합병증의 빈도가 크므로 복부의 방사선 검사에서 요로 스텐트의 외피를 진단한다. Trillaud et al (2001)는 요로 스텐트의 외피에서 TA가 발생됨을 확인했다.

Ustymowicz et al (2002)는 안구의 반사체 물질에서 TA가 관찰된다고 언급했다. TA가 보이는 반사체 물질은 고 에코의 결정체 (hyper-echoic drusen)로 안구 뒤쪽의 이물질과 안구 위축 (phthisis bulbi)의 불규칙한 병변 내에 있는 석회화에서 TA가 관찰된다. 안구에서 강한 반사체 구조에 보이는 컬러는 실제의 혈류로 오인될 수 있으며 파형 도플러 검사를 통해 확인 필요하다.

Gorguner et al (2003)는 주사침 (needle tip)에서 TA가 보인다고 처음 언급했다. 주사침이 컬러 도플러 영상에서 81%의 사례에서 관찰되고, 반면 회색조 영상에서는 19% 정도만 관찰됐다. Tsao et al (2009)는 팬텀을 이용한 실험에서 주사침의 끝부분은 회색조 영상(그림 2.3-7 왼쪽)에서 명확하지 않지만, 컬러 도플러 영상 (그림 2.3-7 오른쪽)에서는 발생한 TA를 통해 명확히 파악될 수 있다.

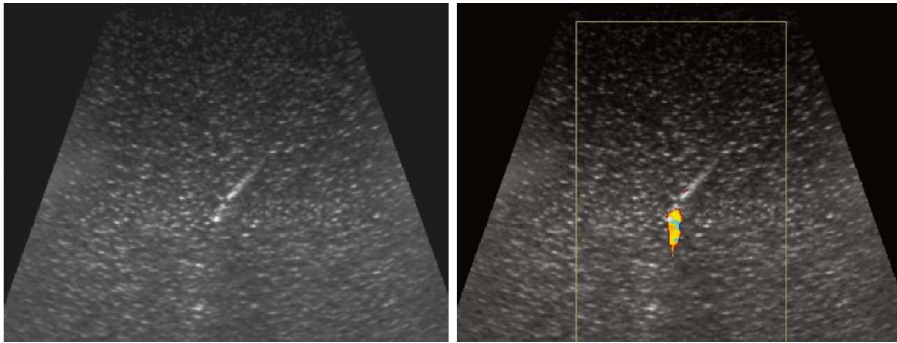


Figure 2.3-7 Improved identification of the needle tip in a conventional gray scale ultrasonic image (left) guided puncture using TA which was produced on the color Doppler image (right) (by courtesy of Tsao et al 2009).

경두개 도플러 초음파 (Transcranial Doppler sonography)는 두개내 낭상동맥류 (intracranial saccular aneurysms)를 치료할 때 장기 추적 검사 (long-term follow-up)로 시행되는 비침습적 검사이다 (Khan et al 1999). 두개내 낭상 동맥류의 주요한 치료 중의 하나로 혈관 내에 코일 (endovascular coiling)을 시행하는 처치 방법이 있다. 코일은 남아있는 혈류 혹은 동맥류 공간에 재소통(aneurysmal cavity recanalization)이 되는 것으로 쉽게 오인될 수 있는데 TA가 이들을 감별할 때 유용하게 사용된다 (Khan et al 1999).

## 2.4 고찰

TA는 움직임이 없는 타겟에 대한 컬러 도플러 모드 영상에서 빨간색과 파란색의 컬러가 무작위로 출몰하는 ‘허상 (artifact)’이다. TA의 기전이 명확히 밝혀지지 않은 상태이지만, TA는 주로 고 에코성 타겟에 의해 유발되는 것으로 알려져 있다 (Yanik et al 2005, Tsao et al 2009, Sohn et al 2002, Chefouh et al 1998, Lee et al 2001). 따라서 TA는 진단에 혼돈을 주거나 단순히 불필요한 허상이 아니라 경우에 따라서는 타겟의 음향학적 특성을 추정할 수 있는 근거로 활용할 수 있다 (Yanik et al 2005, Tsao et al 2009, Sohn et al 2002, Chefouh et al 1998, Lee et al 2001). 실제로 많은 선행 연구들을 통해 TA는 회색조 영상에서는 결론을 내릴 수 없는 고 에코성의 병리적인 병변을 확진하거나 이

물질을 진단하는데 있어 중요한 정보로 활용될 수 있다는 임상 의학적인 증거를 확인할 수 있다 (Tsao et al 2009, Lee et al 2001, Reuben et al 2010, Hirsh et al 2010, Ozkur et al 2008, Gorgunet et al 2003).

TA를 유발하는 요인은 타겟의 특성 (Yanik et al 2005, Tsao et al 2009, Sohn et al 2002, Chefouh et al 1998, Lee et al 2001)과 초음파 장비의 성능 및 설정으로 구분할 수 있다 (Tsao et al 2004, Tsao et al 2009, Wang et al 2011). 초음파 장비의 성능과 관련된 TA 유발 인자로 phase 혹은 clock jitter라고 불리는 장비의 내부 잡음이 있다 (Kamaya et al 2003). TA는 음향학적으로 고 에코성 타겟을 스캔할 때 출현한다 (Yanik et al 2005, Tsao et al 2009, Sohn et al 2002, Chefouh et al 1998, Lee et al 2001). TA의 강도는 영상의 컬러 민감도와 컬러 도플러 모드의 설정 변수 예를 들면 CWP, 이득, PRF, WMF에 의해 영향을 받는다 (Wang et al 2011, Kim et al 2010, Choi et al 2014). 팬텀을 이용한 실험에서 TA의 발생 정도는 컬러 설정 변수의 CWP와 이득이 높을 때, PRF가 낮을 때, 양상블 수가 작을 때 증가하는 것으로 관찰되고 있다 (Tsao et al 2009, Lee et al 2001, Choi et al 2014). 이외에도 TA는 초음파 영상 장비의 음향 출력, 주파수에 영향을 받으며 (Aytac & Ozcan 1999, Gao et al 2012, Yu et al 2012), 외부의 환경 진동에 영향을 받는다 (Choi et al 2014).

TA는 회색조 영상에서는 진단을 내리기 어려운 음향학적으로 고 에코성 타겟 또는 병변에 대해 확진을 내릴 수 있는 정보를 제공할 수 있다. (Tsao et al

2009, Lee et al 2001, Wang et al 2011). 고 에코성 대상의 예로 결석, 석회화, 석회증, 섬유화 병변, 그리고 이물질 (수술용 clip, 카테터, 주사침)을 들 수 있다 (Kim et al 2010, Mo et al 2006, Girish et al 2011, Tchelepi & Ralls 2009). 또한 담관 내에 확장 소견이 없거나 총담관 내의 작은 결석, 아주 작은 콩팥 결석, 요로 및 신우신배 계통에 확장이 없거나 아주 작은 요로 결석이 존재하는 경우, 만성 췌장염에서의 췌관내 및 췌장 실질 석회화, 낭종벽의 미세한 석회화, 낭종성 섬유증을 동반한 환자의 간내담관 결석, 담낭 선근종증, 담낭 슬러지 등이 있다 (Tchelepi & Ralls 2009, Yanik et al 2005, Tsujimoto 2014, O'Flynn & Sindhu 2009, Tsao et al 2009, Ghersin et al 2003, Hirsh et al 2011).

초기 유방암 진단 시 미세 석회화의 유무는 매우 중요하다 (Tsujimoto 2014, Choi et al 2014). 이러한 미세 석회화 병변을 TA 통해 감지할 수 있도록 한다면 TA는 초기 유방암 진단을 위해 매우 유용하게 활용될 수 있다. TA가 임상적으로 유용하게 활용되기 위해서는 TA 영상이 다른 병리적 소견들과 구분될 수 있도록 타겟에 대한 TA의 대조도를 최대화 할 수 있어야 한다. TA의 진단 의학적인 활용도를 높이기 위해서는, TA의 발생을 최적화하는 가칭 'TA 모드'를 초음파 영상 장치에 내장할 수 있도록 관련된 기반 기술을 연구하는 것이 필요하다.

## 2.5 결론

컬러 도플러 영상의 허상인 TA의 생성 기전은 아직 명확하지 않다. TA는 고 에코성 타겟에서 주로 생성되며 초음파 장비 및 영상의 컬러 민감도를 좌우하는 컬러 도플러 설정 변수의 설정에 영향을 받는다 (Tsao et al 2009, Lee et al 2001, Wang et al 2011, Choi et al 2014). 3장 및 4장에서는 대상 조직의 특성 및 컬러 도플러 설정이 TA에 미치는 효과를 팬텀 실험을 통해 평가할 예정이다. TA는 임상에서 결석, 석회화, 석회증 및 섬유증 같은 고 에코성 병변에 해당하는 병리학적 소견을 확인 또는 감별할 때 유용하게 활용 될 수 있을 것으로 예상된다 (Yanik et al 2005, Tsujimoto 2014, O'Flynn & Sidhu 2009, Brunese et al 2008). 5장에서는 기존의 초음파 영상에서는 구별하기 어려운 병변에서 TA 발생을 유도하고 TA 대조도를 증강할 수 있는 TA 모드 (Contrast Enhanced TA mode)을 구현하여 임상에서 TA의 활용도를 높일 수 있는 방안을 모색하고자 한다.

### Ⅲ. 타겟의 특성에 의한 효과

#### 3.1 서론

TA는 일반적으로 고 에코성 매질에서 발생되며 (Tsao et al 2009, Lee et al 2001, Wang et al 2011), 매질의 음향학적 특성에 영향을 받는다(Rahmouni et al 1996, Kim et al 2010, Chelfouh et al 1998). 매질의 음향학적 특성은 매질을 구성하는 성분, 매질의 형상, 거칠기 등에 의해 좌우된다.

2.3.1에서 언급하였듯이, TA는 결석의 성분에 영향을 받는다. 선행 연구에서 보고된 바에 의하면 TA는 calcium oxalate dehydrate 및 calcium phosphate 결석에서는 항상 발생하고, calcium oxalate monohydrate 및 uric acid 결석은 50%정도, black pigment 결석에서는 거의 발생하지 않는다 (Alan & Oxcan 2011, Kim et al 2010, Chelfouh et al 1998). 석회화 조직은 초음파의 산란이 연 조직에 비해 높으며 TA는 다음에서 예시하는 석회화를 수반한 병변에서 쉽게 관찰된다: 감염 (infection)이나 상처 (injury)에 의해 칼슘 등이 형성된 콩팥 석회증 (Tchelepi & Ralls 2009), 간석회화 (Yanik et al 2005), 지방 석회화 (Tsujiimoto 2014), 고환 석회화 (O'Flynn & Sidhu 2009), 만성 췌장염 (Tsao



et al 2009), 석회화를 동반한 악성 및 양성 종양, 유두상 갑상선암 (Brunese et al 2008), 유방종양 (Tsujiimoto 2014). TA는 시간 변화에 의해 매질이 변성된 곳이나 침전물, 예를 들어, 경동맥 경화반 (plaque), 담낭 슬러지 (biliary sludge), 자궁 내 태아사망 (dead fetuses) 등에서도 발생된다 (Reuben et al 2010, Hirsch et al 2010, Ozkur et al 2008). 또한 조직에 삽입된 이물질, 즉 메시 (implanted mesh), 카테터, 주사침 (생검 바늘), 스텐트, 총 파편, 그래프트 (graft) 등에서도 TA가 발생한다 (Kim et al 2010, Mo et al 2006, Tahmasebpou et al 2005, Girish et al 2011, Tchelepi & Ralls 2009, Trillaud et al 2001, Gorgunet et al 2003).

TA는 매질의 형태에 영향을 받는다. 매질의 형태는 모양, 거칠기, 크기 등에 대한 개별적 요소들로 이루어진다. 결석의 모양이 방사형 구조 (radial 또는 radial concentric internal architectures)인 경우 TA 발생이 현저하고, 부정형인 경우 TA 발생이 없으며 방사형이 아닌 구조에서 TA발생이 적거나 없는 것으로 관찰되고 있다 (Kim et al 2010, Chelfouh et al 1998). 결석에서 관찰된 TA는 결석 표면의 거칠기가 증가하면 발생 정도가 증가한다 (Tsao et al 2009, Wang et al 2011, Choi et al 2014). 결석의 표면이 매끄러워도 내부구조가 방사형인 경우 또는 성분이 calcium oxalate인 경우에는 TA가 발생한다 (Kim et al 2010, Alan et al 2011). TA는 10mm 이상의 결석 및 석회화에서 발견된다 (Liu et al 2013). 최근 연구에서는 5mm 이내의 아주 작은 요로 결석, (Alan et al 2011, Kim et al 2010), 체외 충격파 쇄석술 후 남아있는 잔여의

미세 결석 (Lu et al 2013)에서도 TA가 관찰되고 있다.

전술한 바와 같이 TA는 매질의 성분, 형태 (모양, 거칠기, 크기) 등 복합적인 요소에 의해 영향을 받는다. 각 요소들은 개별적이 아닌 서로 복합적으로 영향을 주고 받으면서 TA 발생에 영향을 줄 것으로 예상된다.

최근 TA가 유방 암 진단에 대한 활용 가능성이 보고된 바 있다 (Tsujiimoto 2014). 양성 종양 및 초기 악성 유방암은 보통 미세석회화를 동반한다 (Moon et al 2000, Nagashima et al 2005). 미세 석회화된 조직은 음향학적으로 작은 크기 (< 10mm)의 산란체로 간주할 수 있다 (Yang et al 1997, Tsujiimoto et al 2014). 이러한 산란체의 음향학적인 특성은 산란체의 성분, 크기(형태), 숫자 및 농도에 영향을 받는다. 유방 암을 포함하는 석회화 과정을 포함하는 병변에 대한 TA의 진단 의학적 가능성을 구체화 하기 위해서는 석회화된 산란체의 특성과 TA와의 상관성에 대한 지식이 필요하다. 산란체의 특성을 결정하는 형태 (모양, 크기), 숫자 및 농도가 TA에 미치는 효과에 대한 체계적인 연구는 아직 보고된 바 없다. 일반적으로 인체 조직 내에서 석회화된 조직의 성분은 주로 칼슘 성분으로 구성되어 있기 때문에, 산란체의 크기, 형태 및 농도에 따른 TA 발생 특성에 대한 고찰이 요구된다. 석회화된 조직에서 산란체는 매우 다양한 형태를 보이는 것으로 관찰되고 있으나 (Podsiadly-Marczykowska et al 2009), 크기가 크지 않기 때문에 음향학적으로 종종 구형으로 간주한다 (Liu et al 2013, Huang et al 2010).

본 연구에서는 구형 산란체를 이용하여, 석회화된 조직 팬텀을 구성하고, 산란체의 크기와 농도에 따른 TA의 발생 특성을 평가하고자 한다. 실험에서 사용된 석회화된 조직 팬텀은 미세석회화와 유사한 산란체의 크기와 농도를 달리하여 제작한 히드로겔 팬텀을 이용했다.

## 3.2 실험

### 3.2.1 팬텀

실험용 산란체 팬텀은 인체 조직과 음향학적인 특성이 유사한 히드로겔 (polyacrylamide hydro-gel: PAG)을 이용하여 제작했다. 실험에서 사용된 히드로겔의 음향학적 변수는 전파 속도 1540 (m/s), 감쇄계수 0.5 (dB/cm/MHz), 임피던스 1.7 (MRayl)로 인체 조직과 유사한 값을 가진다 (Guntur 2013).

음향학적 산란체는 glass bead (Binex Inc., Korea)를 사용했다. 팬텀에 포함된 glass bead는 초음파 산란을 일으켜 초음파 영상에서 양성 또는 악성의

석회화와 유사한 스펙클 잡음 (speckle noise)으로 표현된다 (Huang et al 2010, Taki et al 2012).

본 실험에서 고려한 산란체 팬텀은 산란체의 농도와 크기를 변화하는 조합으로 구성했다. 팬텀 제작에 사용된 산란체 glass bead의 크기는 직경이 40~80  $\mu\text{m}$ 의 범위를 가지며, 산란체의 농도는 0.001, 0.002, 및 0.004% (w/v)의 3가지를 고려했다. 참고로 산란체의 농도 0.002%는 생체 조직과 유사한 산란 특성을 보이는 것으로 알려져 있으며 (Guntur et al 2013), 이를 기준 값으로 사용했다.

실험에서 산란체의 크기는 4가지 평균 직경을 (34, 99, 194, 287  $\mu\text{m}$ )을 고려했다. 동일한 팬텀의 체적 (200ml)에 대해 산란체의 크기를 변화할 때 glass bead의 개수를 동일하게 한 경우 ( $n=1,564$ )와 glass bead의 질량을 동일하게 한 경우 (0.002g) 2가지를 고려했다 (그림 3.2-1). 참고로 초음파 영상에서 미세 석회화 (microcalcification)을 모의하기 위해, 선행 연구에서는 종종, 팬텀에 200~250  $\mu\text{m}$  정도의 glass bead를 포함하기도 한다 (Liu et al 2013, Taki et al 2012).

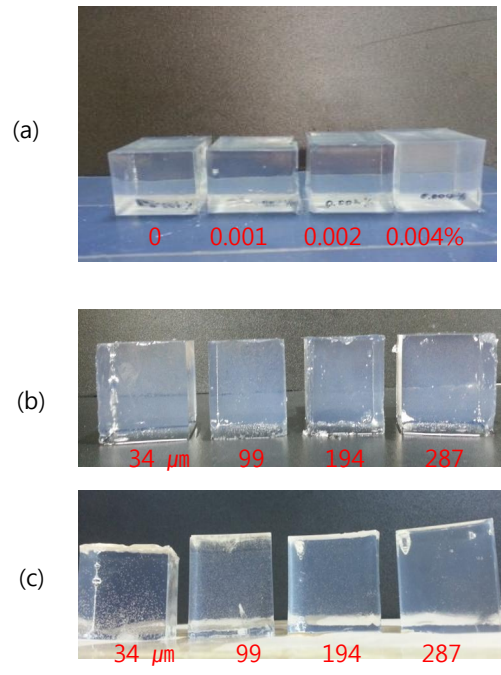


Figure 3.2-1 Test target phantom. (a) the constructed TMM phantom with the scatterer concentration of 0, 0.001, 0.002, and 0.004% (w/v), (b) different mean size of 34, 99, 194 and 287  $\mu\text{m}$  for glass beads of the same concentration (0.002%) in phantom, and (c) different mean size of 34, 99, 194 and 287  $\mu\text{m}$  per same number of glass bead in phantom.

### 3.2.2 초음파 영상 획득

본 실험에서는 컬러 도플러 영상을 얻기 위해 GE 초음파 진단기 (Voluson e, GE Healthcare, UK)와 선형 탐촉자 (Linear Probe, RS 12L, 3-12MHz)를 사용했다. 외부 진동을 배제하기 위해 탐촉자와 팬텀은 진동 배제 지지대 (vibration supporter, RFB, NTR Systems, USA)를 사용하여 고정했다 (그림 3.2-2). 컬러 초음파 영상의 초점은 TA 발생이 최대가 되도록 타겟의 중간 부분에 설정했다. 컬러 도플러 영상의 설정 조건은 WMF는 low, PRF는 0.1kHz, 이득 0, 주파수는 12~5MHz으로 설정하고 컬러 도플러 동영상 파일을 획득했다 (Choi et al 2014). 영상 10초 동안 저장하고 영상 중에서 앞과 뒤의 5개의 영상은 움직임으로 인한 진동일 수 있어 분석에서 제외했다.

### 3.2.3 TA의 정량적 평가

컬러 도플러 영상에서 발생한 TA는 ROI 내의 컬러 픽셀수 (Color Pixel Number: CPN)로 정량화될 수 있다 (Shabana et al 2009, Tsao et al 2004). 본 연구에서는 ROI 내에서 발생한 TA의 발생 정도를 ROI 내의 총 픽셀 수로 나누어 얻은 상대적인 값인 rCPN (CPN relative to the total pixel number)으로 나타냈다. 컬러 도플러 영상에서 컬러 픽셀 수는 Matlab (MATLAB R2009a,

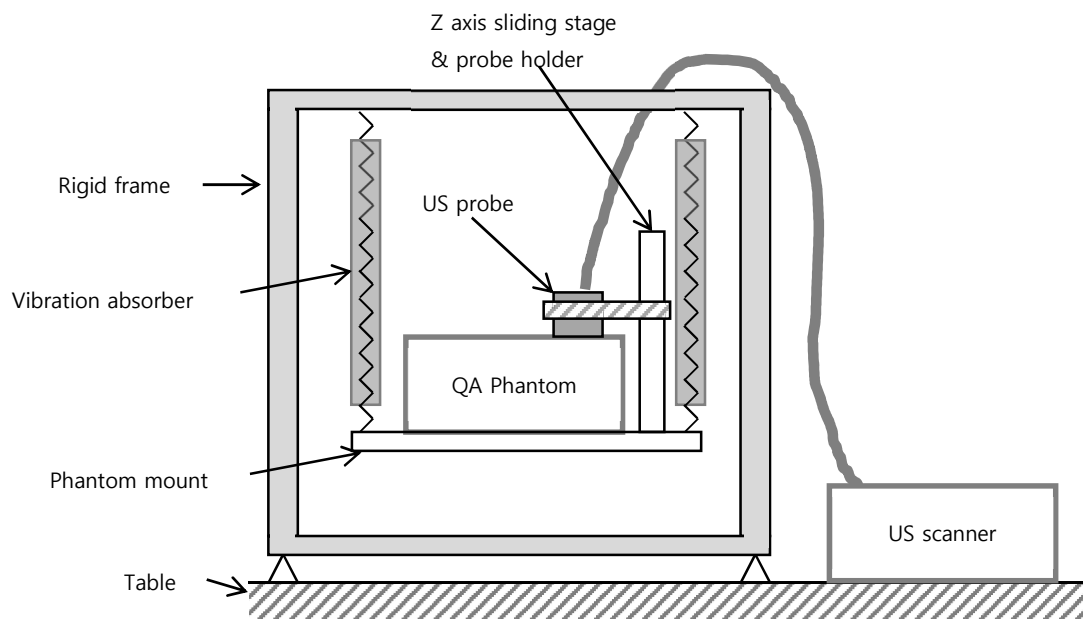


Figure 3.2-2 Experimental setup: The test phantom was placed on a Vibration free supporter (RFB, NTR Systems, USA), for which ultrasonic color Doppler images were acquired using a clinical ultrasonic scanner (Voluson e, GE healthcare, UK) with a linear probe (RS 12L, 3-12MHz).

USA)을 사용하여 분석했다.

### 3.3 결과

그림 3.3-1a~d는 glass bead (직경 40 ~ 80  $\mu\text{m}$ )의 농도가 0%, 0.001%, 0.002%, 0.004% (w/v)인 팬텀을 수조에 넣고 관찰한 B-모드 영상 (왼쪽)과 컬러 도플러 초음파 영상 (오른쪽)이다. TA는 산란체를 포함한 젤 팬텀에서 보이지만 산란체가 없는 젤 팬텀에서는 나타나지 않고 있다. 산란체 농도가 증가하면 TA 발생량이 증가한다. 팬텀에서 산란체 농도의 변화에 따라 발생된 TA를 rCPN 값으로 정량화하여 산란체의 농도와의 상관성을 도시하면 그림 3.3-1e와 같다. 산란체의 농도가 증가할수록 팬텀에서 발생된 TA의 양은 비선형적으로 증가하며, 변동성도 함께 상승하고 있다.

그림 3.3-2는 동일한 산란체의 농도 0.002% (w/v)를 유지하면서 산란체의 평균 직경이 34, 99, 194, 287 $\mu\text{m}$ 인 팬텀에 B-모드 초음파 영상 (왼쪽)과 컬러 도플러 영상 (오른쪽)이다. B-모드 초음파에서 glass bead의 크기가 커지면 산란체의 크기가 커져 보이고 적은 개수의 산란체가 감지된다. 컬러 도플러 영상은 산란체가 작을 때 즉 산란체의 개수가 많을 때 다수의 TA가 발생하며, 산란체 크기가 커지면 개수가 현저히 적어지나 TA 발생이 확률적으로 높아지고 컬러 생성이 군집되어 크게 나타난다. 그림 3.3-2e와 같이 산란체의 크기가



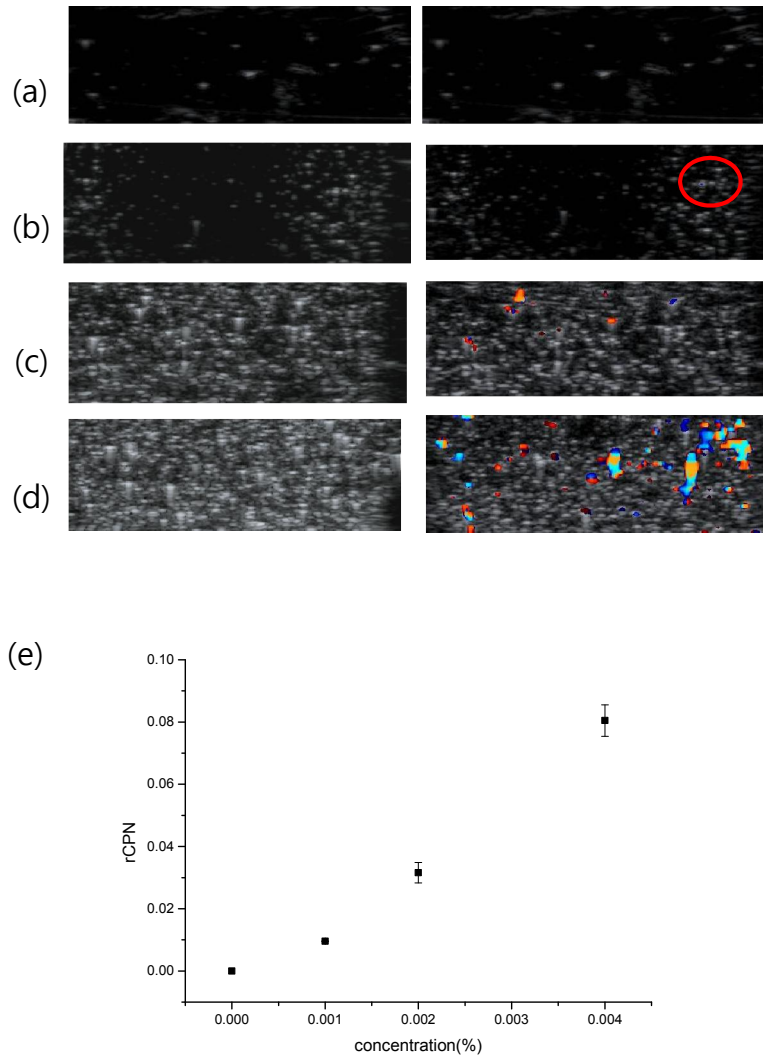


Figure 3.3-1 Color Doppler images obtained with the polyacrylamide hydrogels containing glass beads with the diameters of 40 ~ 80  $\mu\text{m}$  for the concentration (w/v) of (a) 0%, (b) 0.001%, (c) 0.002%, and (d) 0.004 % and (e) rCPN against concentration (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.

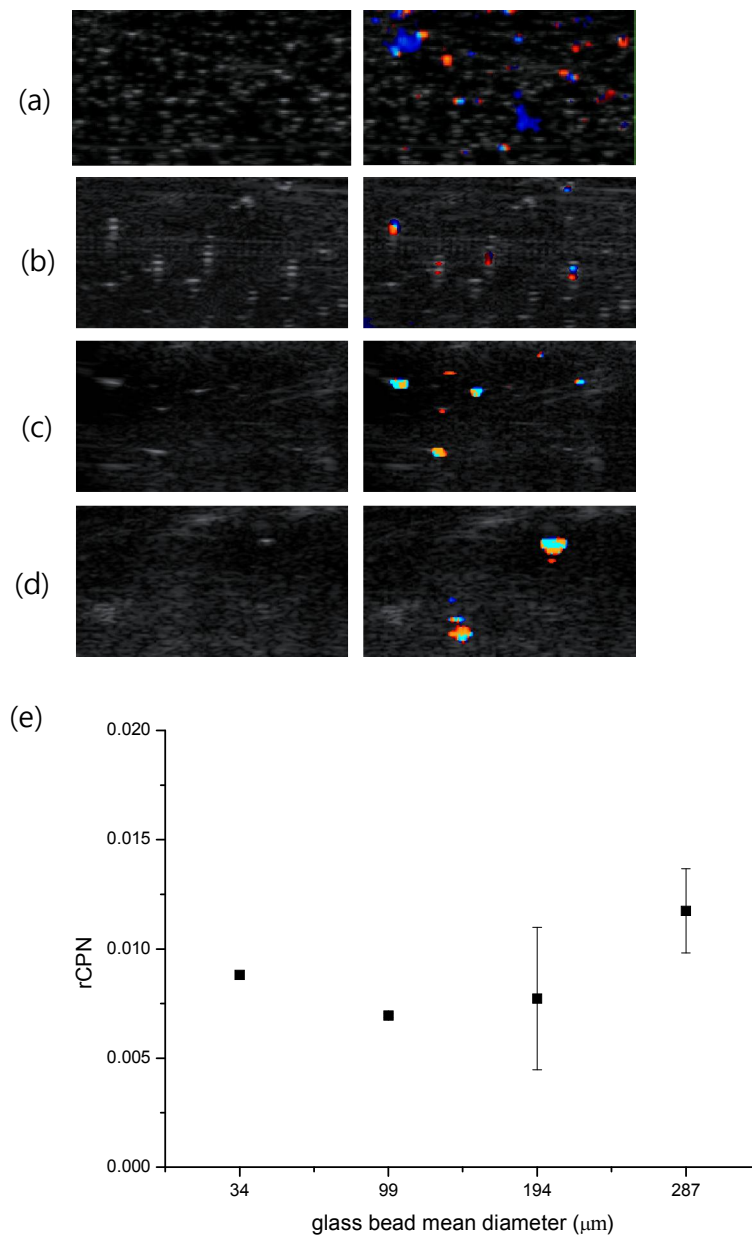


Figure 3.3-2 Ultrasonic B-mode images (left) and Color Doppler images (right) obtained with the 50ml polyacrylamide hydrogels containing glass beads (0.002%) with different mean diameter (a) 34, (b) 99, (c) 194, (d) 287  $\mu\text{m}$ , and (e) rCPN against size (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.

작은  $34\mu\text{m}$ 인 경우 rCPN은 0.09 정도이나 산란체의 크기가  $99\mu\text{m}$  이상 커질수록 rCPN은 증가하며 변동성도 커진다.

그림 3.3-3은 동일한 산란체의 개수 ( $15.64$  개/ml)를 유지하면서 산란체의 평균 직경이  $34, 99, 194, 287\mu\text{m}$ 인 팬텀에 대해 입수한 B-모드 영상 (왼쪽)과 컬러 도플러 영상 (오른쪽)이다. B-모드 초음파 영상에서 glass bead는 크기가 커지면 군집되어 산란된다. 그러나 크기가  $287\mu\text{m}$ 에서는 초음파 영상에 다중 반사 현상이 심해진다. 컬러 도플러 영상에서 산란체의 가장 작은 크기에서부터 TA가 발생하여 산란체 크기가 커지면서 TA 발생이 현저하며, 컬러 생성이 군집되어 나타난다. rCPN은 산란체의 크기가 클수록 증가하나 산란체의 평균 직경이  $194\mu\text{m}$  부터는 더 이상 증가하지 않고  $287\mu\text{m}$ 에서는 오히려 감소한다.

### 3.4 고찰

생체 조직과 유사한 음향학적 특성을 가진 산란체를 포함한 젤 팬텀을 이용한 실험을 통해, TA는 산란체의 물리적인 특성 즉 산란체의 크기, 농도 또는 개수와 높은 상관성이 있음을 관찰할 수 있었다. 일반적으로 TA는 산란체 크기, 농도 또는 개수가 증가하면 증가하는 것으로 확인되었다. 산란체가 초음파의

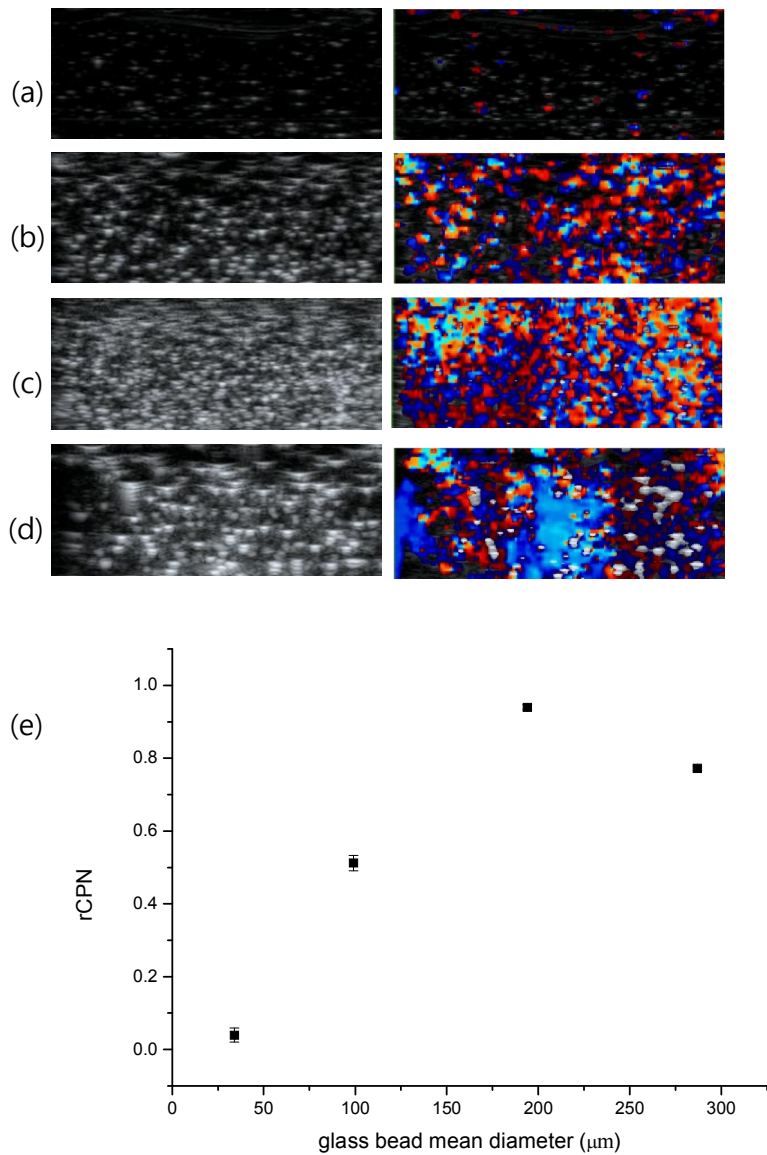


Figure 3.3-3 Ultrasonic B-mode images (left) and color Doppler images (right) obtained with the 100ml polyacrylamide hydrogels containing glass beads ( $n=1564$ ) with different mean diameter of (a) 34, (b) 99, (c) 194, (d) 287  $\mu\text{m}$ , and (e) rCPN against the mean diameter of glass (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.

반사와 산란을 유도하면 초음파 B-모드 영상에서 echogenicity가 높아지고 다중 반사 또는 후방 산란을 유발하게 되며, 컬러 도플러 영상에서 TA의 발생 가능성을 높이고 있다.

본 실험에서 제작된 팬텀내에 포함된 산란체는 크기가 클수록, 숫자가 감소할수록 서로 군집될 확률이 높으며, 이 경우 TA 발생이 증가되는 것으로 나타났다 (3.3.2~3 참조). 그림 3.4-1a~d는 산란체 (glass bead)의 농도를 0.002% (w/v)로 일정하게 유지하면서 산란체의 크기 및 개수를 달리한 팬텀에 대한 초음파 B-모드 영상 (왼쪽)과 컬러 도플러 영상 (오른쪽)을 보여준다. B-모드 영상은, 동일한 상황에 대한 그림 3.3-2과는 달리, 산란체의 숫자가 적을수록, 크기가 클수록 산란체가 뭉쳐진 것으로 추정되는 불균일한 양상을 보여준다. 그림 3.4-1의 컬러 도플러 영상에서 보여주듯이 산란체가 뭉쳐지는 곳에서 TA가 증가하고 있다. TA의 발생량은 그림 3.4-1e에서 보여 주듯이 산란체의 크기에 비례하여 증가한다. 초기 유방암에서 관찰될 수 있는 미세 석회화는 종종 군집된 형태를 가진다 (Podsiadly-Marczykowska et al 2009). 미세 석회화가 군집될 경우, 그림 3.4-1에서 도시하고 있는 것처럼, 대상 부위에 TA가 증폭될 수 있는 환경을 제공할 것으로 예상되어, 진단에 유용한 정보로 활용될 수 있다.

본 실험에서는, 산란체의 변수에 대한 효과를 평가하기 위해서, 산란체의 단일 변수를 인위적으로 변화하면서 팬텀을 제작했다. 그러나 각 특성 변수는 상호 의존적으로 서로 영향을 주기 때문에 실험 결과를 해석할 때 주의가 필요하다.

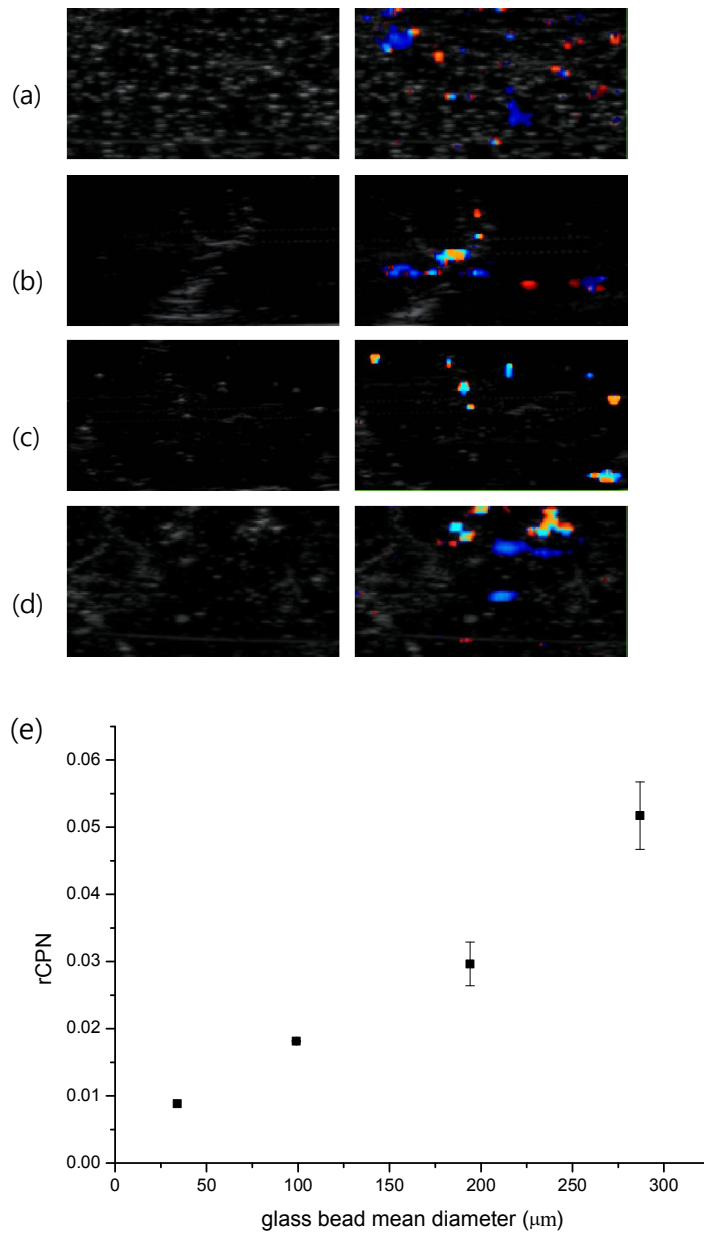
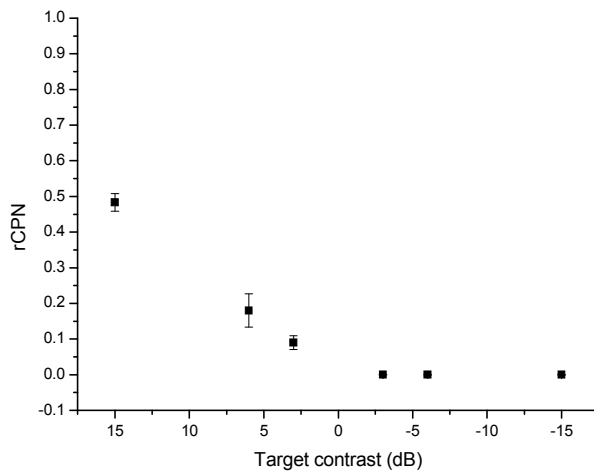
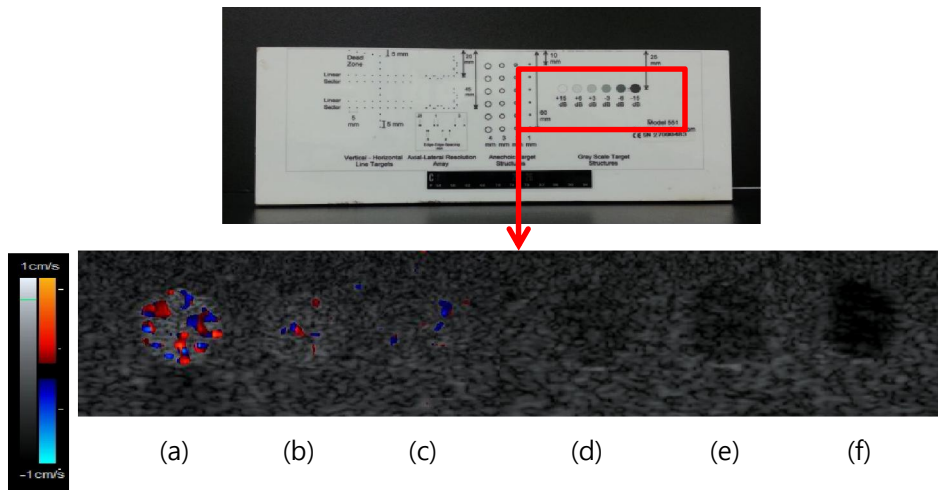


Figure 3.4-1 Ultrasonic B-mode images (left) and Color Doppler images (right) obtained with the polyacrylamide hydrogels containing glass beads (0.002%) with different mean diameter (a) 34, (b) 99, (c) 194, (d) 287  $\mu\text{m}$ , and (e) rCPN against size (with measurements of 3 times repeating). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.

예를 들어 팬텀 내의 산란체의 크기를 변화할 때, 산란체의 개수를 동일하게 유지할 경우 농도가 변하고, 농도를 일정하게 유지할 경우 산란체 개수가 달라진다. 생체 조직에서는 산란체의 특성 변수들이 상호 의존적으로 동시에 변화하기 때문에, 생리학적으로 산란체의 특성에 의해 변화하는 영상 의학적인 평가 변수, 예를 들어 초음파 영상에서 에코 (echogenicity) 등을 관찰하는 팬텀 실험이 임상적으로 의미 있는 정보를 제공할 것으로 예상된다.

초음파 영상에서 에코(echogenicity)는 타겟 내의 산란체의 농도, 크기, 개수 및 구성 요소 등에 의해 좌우된다. 타겟의 음향학적 대조도는 타겟의 에코의 타겟 주변에 대한 에코의 비 (dB scale)로 표현된다. 타겟의 에코가 주변보다 높을 때는 타겟은 양의 대조도를 가지며, 반대로 낮을 때는 타겟은 음의 대조도를 갖는다. 표준 초음파 QA 팬텀은 임상적으로 의미가 있는 대조도의 범위 (+15, +6, +3, -3, -6, -15dB)를 가지는 LCS (Low Contrast Sensitivity) 타겟을 포함한다 (Culjat et al 2010). 그림 3.4-2는 상용 표준 팬텀 (Model 551 Small parts phantom, ATS Lab. Inc., USA)의 원형의 대조도 타겟 (+15, +6, +3, -3, -6, -15dB)에 대한 컬러 도플러 영상을 보여준다. 음의 대조도 타겟에서는 TA가 발생되지 않고, 대조도 +3dB 타겟의 중심부에서 TA가 나타나기 시작하고 대조도가 증가하며 TA 발생이 증가하고 있다 (그림 3.4-2a~f). 그림 3.4-2g에서 도시하고 있듯이 TA의 발생 정도를 표시하는 rCPN의 값은 고려한 타겟의 대조도 범위에서 대조도가 감소할수록 지수 함수적으로 급격히 감소하고 있다. 대조도 +3dB, +6dB에 해당되는 고 에코 타겟은 초음파 영상에서 경계가 모호한 종양 조직과 음향학적으로 유사하다. 이러한 B-모드 초음파에서



(g)

Figure 3.4-2 LCS target phantom (551, ATS Lab., USA, top), and ultrasonic color Doppler (TA) images of the LCS targets: (a) +15dB, (b) +6dB, (c) +3dB, (d) -3dB, (e) -6dB, (f) -15dB, and (g) rCPN against target contrast (for 10 repeated measurements). Doppler setting: Frequency low, Gain 0, WMF low, PRF 0.1kHz.



진단하기 어려운 에코 병변은, 컬러 도플러 모드에서 TA 통해 진단의 정확도를 높일 수 있을 것으로 기대된다.

본 실험에서 산란체 크기에 대한 효과는 특정 농도에서 수행되었다. 농도의 영향을 받지 않기 위해서는 단일 산란체를 이용한 실험이 적절하다. 단일 산란체를 실험적으로 구현하기 위한 가장 용이한 방법으로 선을 활용하는 것을 고려할 수 있다. 그림 3.4-3a~e는 직경이 30, 100, 200, 300, 500 $\mu\text{m}$  인 철사 선을 수조에 위치하도록 하고, 선의 단면에 대한 초음파 B-모드 영상 (상단) 및 컬러 도플러 영상 (하단)을 보여준다. 그림 3.4-3f 및 3.4-3g는, 선의 실제 직경에 대해, 각각 초음파 B-모드 영상에서 초음파 빔의 축 (axial) 방향과 가로 (lateral) 방향으로 측정된 선의 직경 및 컬러 도플러 영상에서 CPN 값을 도시한다. 단면이 원형을 가지는 철사 선은 B-모드에서 축 방향 보다 가로 방향으로 더 퍼지는 형태로 영상화 된다. 이는 해상도가 가로방향이 축방향 보다 상대적으로 좋지 않은 초음파 영상의 특성에 기인한다. 철사 섬유 단면의 크기 (직경)는 실제보다 크게 측정된다. 철사 선의 실제 직경이 작을수록 영상에서 확대된 정도가 상대적으로 더 크다. 예를 들어 초음파 영상에서 가로 방향으로 측정된 길이는, 철사 섬유의 크기가 300  $\mu\text{m}$ 이하인 경우 실제 크기의 두 배 이상으로 측정되며, 500  $\mu\text{m}$ 인 경우 실제 크기와 거의 유사한 값을 가진다. 이러한 오차는 초음파의 주파수에 의해 제한되는 영상의 해상도에 기인한다. 참고로 본 실험에서 사용된 초음파 영상 장치의 주파수는 5.06 MHz이며, 이보다 높은 주파수를 사용할 경우, 해상도에 의한 오차는 감소될 수 있다. 컬러 도플러 영상에서 모든 철사 선 영상에 대해 컬러가 출현하고 있다. B-모드에서

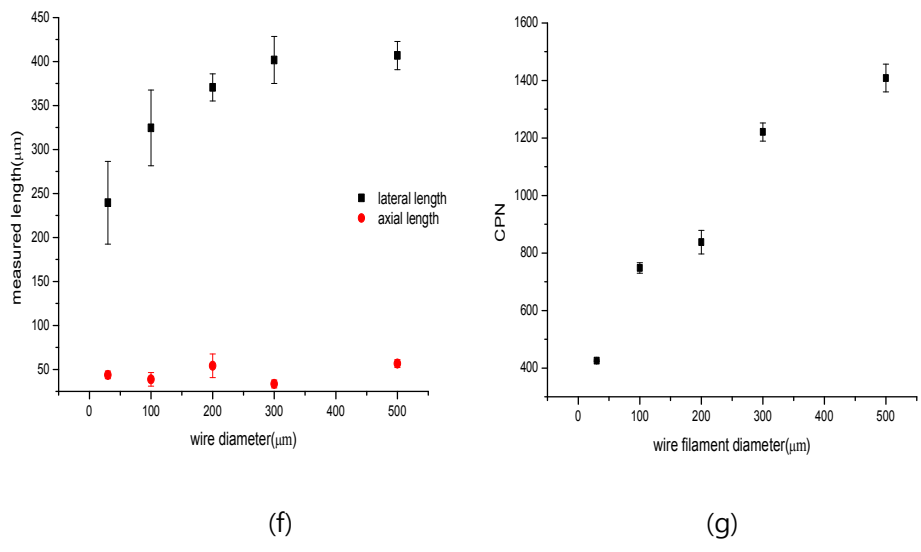
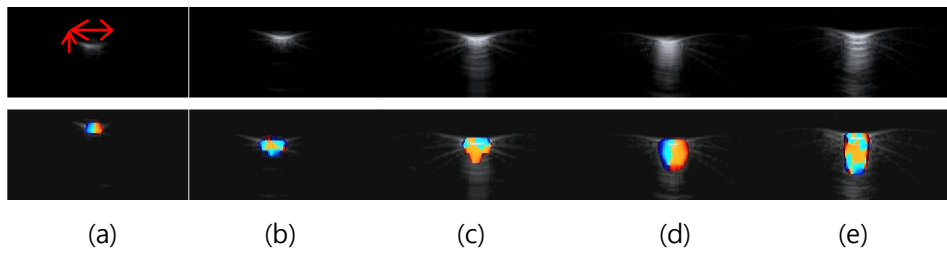


Figure 3.4-3 Ultrasonic B-mode (upper) & color Doppler images (lower) for the metallic wires with diameters of (a) 30, (b) 100, (c) 200, (d) 300, and (e) 500  $\mu\text{m}$ . The wires are made of copper for (a) and (b), alloy of copper and zinc for (c) and (e), and alloy of copper and nickel for (d), (f) the axial and later length of the wire imaged on the B-mode images against the wire diameters, and (g) the CPN of the color Doppler images against the wire diameters (Mean and standard deviation were obtained from 3 repeated recordings. Doppler setting: Gain -5, WMF low, PRF 0.1kHz).

후방 다중 반사가 관찰되는 200  $\mu\text{m}$  이상에서는 산란체 후방으로 길게 켈러가 출현하고 있다. 즉 TA는 산란체의 크기가 클수록 축 방향으로 강하게 길게 나타난다. TA는 금속 선에서 초음파가 산란 또는 반사되어 도플러 신호에 대한 잡음 신호가 강하게 유발되어 나타나는 것으로 이해된다. CPN 즉 TA의 발생량은, 그림 3.4-3g에서 보여주듯이, 산란체의 크기가 커지면 증가한다.

일반적으로 B-모드 초음파 검사에서 최소 2mm (평균 6mm) 크기인 유방 미세 석회화가 보고되고 있으나 (Stoblen et al 2011), 0.5mm 이하인 미세 석회화 조직은 전통적인 초음파 영상에서 판독이 용이하지 않다 (Yang et al 1997). 실험적으로 산란체의 크기가 500  $\mu\text{m}$  이하 30  $\mu\text{m}$  크기에서 TA가 용이하게 관찰되고 있는 것을 통해서 TA가 미세 석회화 진단에 활용될 수 있는 가능성을 유추할 수 있다. 실제로 Fujimoto (2014)는 최근 미세 석회화가 동반된 유방 종양에서 TA가 발생되고 조직 생검 후 실제 석회화의 크기가 30~50  $\mu\text{m}$ 로 확인된 사례가 보고된 바 있다. 본 연구에서 고려한 산란체 팬텀 실험 및 금속 선을 이용한 단일 산란체 크기에 따른 TA 관찰 실험을 통해 고려된 가장 작은 산란체 크기인 30  $\mu\text{m}$  부터 TA가 발생하고 있는 것으로 관찰되었다. 만일 임상적으로 종종 관찰되는 산란체가 군집해 있는 경우 TA가 발생 정도가 증폭될 것으로 예상된다. 이러한 결과는 기존 초음파 B-모드에서 확인이 어려운 미세 석회화를 동반한 양성 종양 및 악성 유방암 진단에 TA가 활용될 수 있음을 시사한다.

### 3.5 결론

TA는 고 에코 산란체에서 주로 발생한다. 본 연구에서는 팬텀 실험을 통해, 산란체가 없는 매질에 대한 컬러 초음파 영상에서 TA는 발생하지 않지만, 산란체가 포함된 타겟에서는 TA가 발생되는 것을 확인할 수 있었다. 일반적으로 산란체의 크기가 클수록, 숫자가 많을수록, 농도가 증가할수록 TA 발생량이 증가한다. 산란체의 크기 및 함유량이 증가하는 상황으로 간주되는 석회화를 동반한 만성적인 염증 및 섬유화 및 종양이 진행되는 병변에 대한 컬러 도플러 모드에서 TA가 출현할 것으로 예측되며 이를 임상적으로 활용하기 위한 연구가 요구된다.

## IV. 컬러 도플러 설정 변수가 TA 에 미치는 효과

### 4.1 서론

TA는 타겟과 장비의 설정 변수에 의해 영향을 받는 것으로 알려져 있다. (Yanik et al 2005, Tsao et al 2009, Sohn et al 2002, Chefouh et al 1998, Lee et al 2001, Ustymowicz et al 2002, Tsao et al 2004, Kamaya et al 2002, Gao et al 2012, Wang et al 2011). 앞서 2장에서 언급했듯이 이와 관련된 대부분의 선행연구들은 타겟 또는 설정 변수의 단편적인 요인들, 예를 들면, 타겟의 경우 결석 (stone)과, 설정 변수의 경우 PRF, 이득, 초점 등에 국한되어 있다 (2.2.2 참조). TA의 속성을 정확히 파악하기 위해서는 음향학적 특성이 다른 다양한 타겟과 다수의 컬러 도플러 설정 변수를 동시에 고려하는 체계적인 연구가 필요하다.

컬러 도플러 영상은 장비, 설정변수, 사용자의 숙련도 등에 영향을 받는다. 컬러 도플러 설정변수는 제조사가 다른 장비 별로 다양하고 명칭이 다르다. 설정 변수가 TA에 미치는 영향을 고찰하기 위해서는 컬러 민감도 및 도플러 신호에 영향을 주는 컬러 도플러 설정변수들에 대한 이해가 요구된다.

본 논문의 2장에서는 TA가 잘 발생하는 고 에코성 타겟 (+15dB 타겟)만을 고려하고 있으나, 본 장에서는 다양한 음향학적 대조도를 가지는 타겟들, 즉, +15, +6, +3, -3, -6, -15dB 대조도를 가지는 6가지 타겟을 고려한다. 대조도의 절대적인 크기가 6dB 이하인 경우 즉 +6, +3, -3, -6dB 타겟은 기존 초음파 B-모드 영상에서 경계가 명확하지 않는 또는 식별이 어려운 에코 병변을 모의한다.

본 장에서는 컬러 도플러 설정 변수, 특히, 컬러에 민감하게 영향을 미치는 설정 변수를 정리하고, 음향학적 대조도가 다른 6가지 (+15, +6, +3, -3, -6, -15 dB) 원형 타겟에 대해 컬러 도플러 설정 변수가 TA에 미치는 영향을 평가했다.

## 4.2 컬러 매핑과 컬러바

컬러 도플러 모드에서 움직이는 물체에 의해 유발된 주파수 천이는 도플러 신호로 변환된다. 도플러 신호의 크기는 컬러의 픽셀 값으로 부호화(encoding)되며 도플러 신호가 양의 값을 가질 경우 빨간색 계통의 색으로 음의 값을 가질 경우 파란색 계통의 컬러로 표현된다. 도플러 신호의 절대적인 크기는 각 컬러의 밝기로 표현된다. 컬러 도플러 영상에서 컬러는 타겟 움직임의 방향을 의미하며, 각 컬러의 밝기는 움직임의 속도를 의미한다.

컬러 도플러 모드의 영상은 B-모드 영상 위에 일반적으로 혈류 속도 정보인 컬러를 추가하여 합성한 영상이다. 그림 4.2-1은 음향학적 대조도가 +15, +6, +3 인 원형 타겟에 대한 전형적인 컬러 도플러 영상의 예를 보여준다. 그림 4.2-1에서 볼 수 있듯이 타겟은 혈류처럼 흐름이 없지만, 방향성이 다른 컬러가 무작위로 나타나는 TA가 출현하고 있다. 타겟에 설정된 컬러박스 (color box, scan area) 즉 ROI (Region of Interest)에서 컬러의 밝기는 각 컬러 픽셀에 대한 평균 속도 정보를 나타내준다 (그림 4.2-1). 그림 4.2-1에서 왼쪽 상단에 굵은 파란색 박스 내에는 두 개의 스케일 바, 즉 컬러바 (color bar) 및 회색바 (gray scale bar)를 보여준다. 컬러바는 측정된 도플러 주파수의 천이, 즉 움직이는 속도를 컬러로 변환하는 기준이 된다. 빨간색과 파란색은 혈류의 방향을, 속도의 크기는 컬러의 밝기로 표현한다. 컬러바 중심부의 검은색으로 표시된 밴드는 컬러로 표시할 수 있는 속도의 최소값의 범위를 표시한다. 이 밴드는 도플러 설정 변수인 WMF (Wall Motion Filter)와 PRF (Pulse Repetition Filter)에 따라 변동된다. 속도의 크기는 컬러바의 위쪽 혹은 아래쪽으로 갈수록 증가된다. 컬러바에서 속도의 크기는 도플러 천이주파수 (kHz 혹은 cm/s) 값으로 표시된다. 컬러바 옆에 함께 도시된 회색바는 CWP (Color Write Priority)를 설정하기 위한 것으로 정의 및 특성은 4.3에서 기술된다.

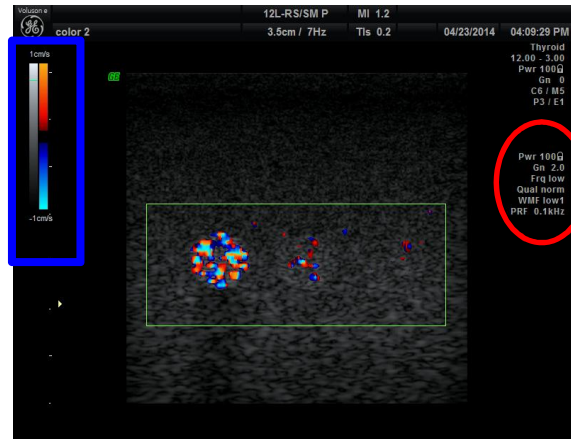


Figure 4.2-1 An example of the color Doppler image for the three (+15, +6, +3 dB) circular contrast targets is shown inside the green rectangle. Two scale bars are shown inside the thick blue line rectangle: the right represents the color scale bar and the left is the gray scale bar to set the level of color write priority. Values of some color Doppler setting parameters are given inside the red ellipsoid.



### 4.3 컬러 도플러 설정변수

컬러 도플러 모드에서 사용자가 제어할 수 있는 설정 변수는 PRF (pulse repetition frequency), 주파수 (frequency), 앙상블 (ensemble), 이득 (gain), WMF (Wall Motion Filter), CWP (Color Write Priority), persistence, 평활화 (smoothing), 선밀도 (line density), ROI (Region of Interest) 및 출력 (power output), 초점 (focus), 깊이 (depth) 및 제파 (reject) 등이 있다 (표 4.3-1). 설정 변수의 명칭 및 정의는 표 4.3-1에서 볼 수 있듯이 초음파 영상 장비의 제조사 별로 차이가 있다. 이러한 설정 변수 중 도플러 신호를 컬러로 변환하는 과정에 영향을 주는 컬러에 민감한 변수들은 컬러 도플러 영상 즉 TA에 영향을 줄 것으로 예상된다.

**PRF:** PRF는 컬러 도플러 영상을 구성하기 위하여 탐촉자가 전송되는 초음파 펄스의 1초당 반복 수를 나타내며 단위는 보통 kHz로 표시된다. 도플러 영상에서 측정할 수 있는 속도의 범위는 PRF에 의해 결정된다 (Goldberg 1997). 이때 컬러바의 양 (positive) 도플러 천이는 빨간색으로, 음 (negative) 도플러 천이는 파란색으로 혹은 그 반대로 나타내며 컬러로 표현할 수 있는 도플러 천이 주파수의 최대 범위는  $-PRF/2 \sim +PRF/2$ 가 된다. 즉 컬러 도플러 영상에서 도플러 천이 주파수는 컬러 픽셀 정보를 나타낸다. 컬러 민감도는 PRF가 감소될 때 높아진다. 표 4.3-1에서 보여주듯이 PRF 정보는 장비에 따라 velocity scale 또는 (frequency) scale이라는 형태로 표현되기도 한다.

Table 4.3-1 Color Doppler setting parameters used in various clinical ultrasonic imaging systems. The manufacture's name are presented as abbreviated forms. (SA9900 PRIME manual, EnVisor series user's guide, Siemens Acuson X300, LOGIQ 5 user manual, Voluson e, Aloka Prosound, Maulik 2005, Ultrasound training solutions 2014, Kisslo & Adams 2014, Boote 2003).

Setting parameter	company	M	P	S	G	Voluson e (GE)	A	terms
<b>PRF</b>		PRF	velocity scale or frequency scale	PRF scale or velocity scale	PRF	PRF	velocity range	scale
<b>frequency</b>		frequency	frequency	frequency	frequency	frequency	frequency	
<b>ensemble</b>		packet	packet		packet size	ensemble	frame correlation	ensemble number (length, size), color sensitivity, color quality
<b>gain</b>		gain	gain	gain	gain	gain		
<b>WMF</b>		filter	filter	wall filter	PRF (Wall filter)	WMF (Wall motion filter)	filter (Wall motion reduction)	high-Pass filter, cutoff frequency
<b>color write priority</b>		Balance		Tissue (color) priority	(color) threshold	balance	priority level	echo write priority, (color) priority
<b>persistence</b>		frame averaging (FA)	persist	persistence	frame average	frame average	(flow) Average	temporal filtering, temporal averaging, smoothing
<b>smoothing</b>			smooth	smoothing	time resolution	smooth	smoothing	
<b>line density</b>		density	density		line density	line density	line density	scan line density,
<b>ROI (Region of Interest)</b>		ROI box		ROI	scan area	ROI	scan area	ROI box, color box (window), overlay
Others: power output, focus, depth, compression, reject and etc.								

만약 높은 속도의 혈류를 측정할 때 낮은 PRF 설정조건에서 검사하게 되면 거짓신호인 반접효과 (aliasing)가 일어난다. 이 때 PRF 를 높이거나 주파수를 낮추면 반접효과가 줄어든다. 높은 PRF 에서 낮은 속도에 덜 민감하도록 낮은 혈류의 잡음을 제거하는 WMF 와 연동되기도 한다 (Torp-Pedersen & Terslev 2014).

**주파수:** 탐촉자에서 발생된 초음파 신호의 주파수는 B-모드 초음파 영상의 분해능을 좌우한다. 단위는 보통 MHz로 표시된다. 주파수가 높을 때 공간 분해능은 좋아지나 조직 내를 전달할 때 감쇠가 크기 때문에 영상이 가능한 조직의 깊이가 작아진다. 컬러 도플러 모드에서 초음파의 주파수는 B-모드 영상에서와 같이 주파수가 높으면 혈류의 영상이 상세해지나 감쇠가 많아 영상 범위가 작아진다 (Torp-Pedersen & Terslev 2008). 혈류가 느린 작은 혈관인 경우 (약한 도플러 신호를 가진 경우), 낮은 주파수가 유리할 수도 있다 (Torp-Pedersen & Terslev 2008). 감쇠와 영상의 해상도 및 범위는 상호 보완적으로 주파수 선택에 의해 영향을 받는다.

**양상블:** 양상블은 각 스캔 라인 (scan line)을 구성하기 위해 전달되는 도플러 펄스의 수를 의미한다. 그림 4.3-1은 하이드로폰(needle hydrophone, TNU001A, NTR Systems, Seattle, USA)을 이용하여, 양상블을 변화하면서, 초음파 탐촉자에서 발생된 초음파 신호를 수조에서 측정한 결과이다. 양상블을 7부터 11로 증가시킬 때 측정된 초음파 펄스 수가 양상블 수와 동일한 것을 확인할 수 있다. 양상블은 영상을 평균화 (averaging effects)하는 효과를

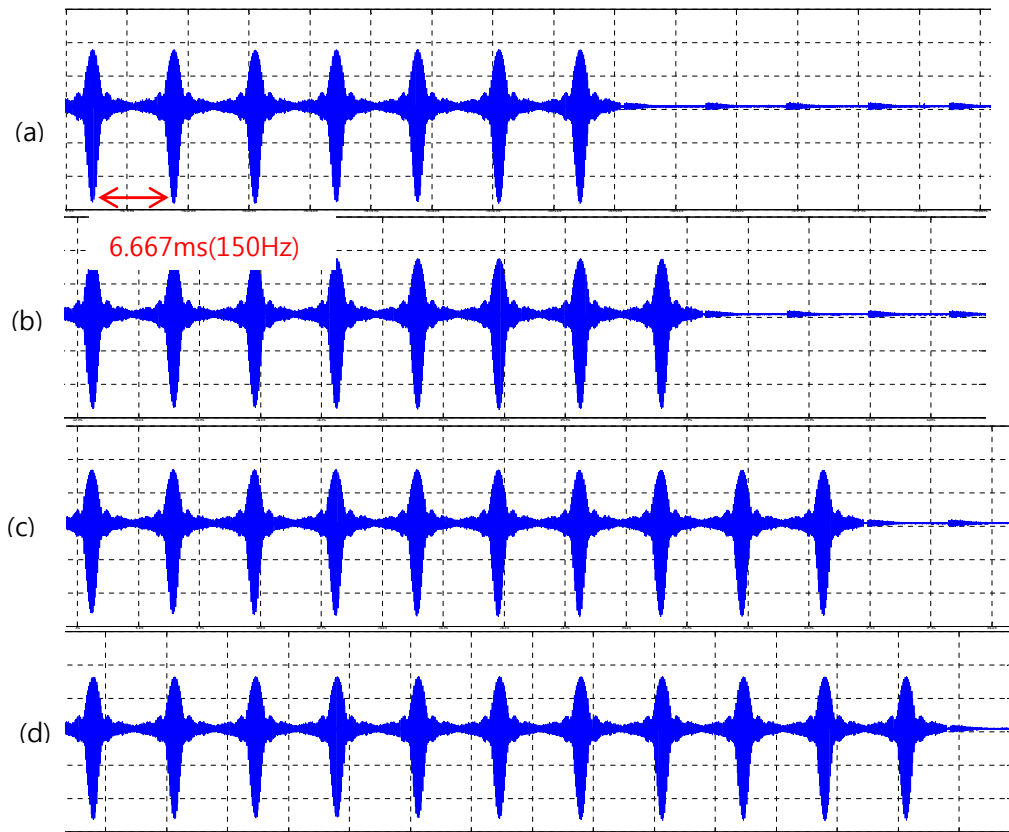


Figure 4.3-1 Transmitted ultrasonic pulses recorded by a hydrophone at the Ensemble values set to (a) 7, (b) 8, (c) 10, (d) 11 (PRF = 0.15 kHz).

제어하며, 양상블을 높이면 컬러 SNR (Signal-to-Noise Ratio)이 높아져 컬러 민감도가 증가하고 반면 화면발생률은 감소한다. 양상블을 낮추면 SNR은 낮아지나 시간 분해능 (temporal resolution)은 향상된다 (Goldberg 1997). 양상블은 ensemble size, ensemble length, 또는 color sensitivity, color quality, frame correlation, packet (size)으로 불리고 있다 (표 4.3-1).

**이득:** 이득 (Gain)은 컬러 도플러 영상에서 수신된 도플러 신호를 증폭시킨다. 단위는 보통 dB로 표시된다. 이득이 증가되면 측정된 도플러 신호에 대한 컬러의 민감도가 커지게 되나 잡음도 많아지게 된다 (Kruskal et al 2004). 즉 이득이 너무 높게 조절되면 거짓 컬러 정보가 많아져 정지된 조직에서도 움직이는 혈류와 같이 나타날 수 있게 된다 (Goldberg 1997).

**WMF:** WMF는 혈관벽의 움직임으로 인한 저주파 성분의 잡음을 제거하기 위해 고안된 필터이며, 컬러바에서 중심부의 검정색으로 표시된다. 필터는 빨간색 혹은 파란색의 도플러 천이를 나타내는 절대값의 문턱 값 (threshold level)을 조절하게 되며 절대값이 문턱 값보다 낮으면 컬러로 표시할 수 없게 되어 흑색 (black)으로 표시된다. 이러한 도플러 주파수 변화는 'dead zone' 으로 불리어진다. WMF의 단위는 보통 Hz로 표시되며 cut-off 범위는 일반적으로, 저 (low), 중 (mid), 고 (high) 로 설정할 수 있다. 장비에 따라 PRF가 증가할 때 증가하고 감소할 때 감소하며 서로 연동되어 조절된다. 낮은 주파수의 신호로 측정되는 간문맥과 같은 정맥인 경우, 최대한 WMF를 낮추어 검사하게 된다. 환자의 자발적 또는 비자발적 움직임에 의한 신호와 같은 낮은 도플러 천이

주파수 신호는 WMF로 제거한다 (Boote 2003). 혈류속도가 너무 느린 경우 WMF를 너무 높게 조절하면 도플러 천이 주파수가 제거되기 때문에 주의가 필요하다. 제조사에 따라 filter, high-pass filter, Wall motion filter, wall motion reduction, cutoff frequency라고 불린다.

**CWP:** CWP는 그림 4.2-1에서 보여주는 회색바에 표시되는 회색조 수준 (gray scale level)으로 정의된다. CWP (Color Write Priority)는 echo write priority, (color) priority, tissue priority, color threshold, balance 등 다양한 명칭으로 표현된다. 컬러 도플러 영상을 구현할 때 회색조와 컬러를 선택적으로 표현할 수 있다. 즉 컬러 도플러 영상을 구성할 때, B-모드 영상에서 회색조 값이 CWP 이상이면 회색조로 표현하고, 그렇지 않으면, 컬러 값을 표시할 수 있도록 한다. 만일 컬러 도플러 영상의 각 픽셀의 위치 (i,j)에서 컬러 또는 회색조의 값  $a(i,j)$ 는 아래 식(4.3-1)로 표현할 수 있다.

$$a(i, j) = \begin{cases} B(i, j) & \text{for } B(i, j) > CWP, \\ c(i, j) & \text{for } B(i, j) < CWP, \end{cases} \quad (4.3-1)$$

여기서  $B(i,j)$ 는 B-모드 초음파 영상의 픽셀 값을 의미하며  $c(i,j)$ 는 컬러 영상 부분을 표시한다.

**Persistence:** Persistence는 컬러 정보가 모니터에 얼마나 오랫동안 지속되는지를 결정한다 (Goldberg 1997). 컬러 도플러 정보를 시간에 따른 평균화 과정 (frame averaging, temporal filtering, temporal averaging)을 통해

스펙클 잡음을 감소시킨다. Frame averaging, temporal filtering, temporal averaging 이라고도 한다. Persistence 값을 크게 하면, SNR이 향상되고 화면발생률이 떨어진다. 즉 persistence를 크게 하면 화면에서 컬러가 오랫동안 나타나고, 작게 하면 빨리 사라진다.

**평활화:** Smoothing은 컬러 픽셀정보를 통합(균일화)하여 공간 필터링을 하는 효과를 얻기 위한 것으로 해상력이 좋아진다 (LOGIQ 5 user manual 2006).

**선밀도:** 선밀도 (scan line density)는 스캔 라인 (scan line, A-lines)의 가로 간격 (lateral spacing)으로 정의된다 (Goldberg 1997). 선 밀도가 낮으면 화면 발생률이 증가하지만 컬러 정보인 픽셀이 커지므로 결국 공간 분해능이 떨어지게 된다. 선밀도가 증가시키면 화면 발생률이 떨어지지만 공간 분해능 (spatial resolution)이 향상되고 컬러 민감도는 증가한다. 화면 발생률은 1초당 화면에 전시되는 영상의 수로 아래 식(4.3-2)에서 표현된 것처럼 PRF에 비례하며, 선밀도 및 앙상블에 반비례 관계를 가진다.

$$\text{화면발생률 (frame rate)} = \text{PRF} / (\text{scan line density} \times \text{ensemble}) \quad (4.3-2)$$

초음파 영상으로 진단하고자 하는 부위의 움직임이 많지 않은 성인의 복부 검사의 경우 선밀도 및 앙상블을 높여 사용하고, 이와 반대로 심장과 같이 빨리 움직이는 장기의 검사에는 선밀도 및 앙상블을 줄여서 화면발생률을 높일 수 있다.

**ROI:** ROI (Region of Interest)는 B-모드 영상에서 사용자가 컬러 도플러 영상을 표시하고자 하는 영역으로 정의되며, color box, color window, color field, overlay, scan area로 명명하기도 한다. ROI는 축 방향과 가로 방향으로 독립적으로 크기를 조절할 수 있다. ROI의 크기에 따라 화면 발생률이 달라지는데, 특히 가로 방향의 영역이 크게 되면 화면 발생률이 떨어져 시간 분해능이 감소된다. 즉 ROI를 작게 함으로서 컬러 민감도가 증가된다.

이 밖에도 컬러 도플러 모드에서 사용자가 설정할 수 있는 인자로 출력 (power output), 초점 (focus), 깊이 범위 (depth), 제파 (reject) 등을 추가할 수 있다. 제조사 별로 도플러 설정 변수는 동일한 기능에 대해 상이한 명칭을 사용할 수 있다. 상기에서 기술한 다양한 도플러 설정 변수들은 정도의 차이는 있지만 컬러 도플러 영상의 컬러 양 또는 민감도에 영향을 주기 때문에, TA에 영향을 줄 것으로 예상되며 이에 대한 체계적인 고찰이 필요하다.

#### 4.4 실험

본 연구에서는 도플러 설정 변수 및 타겟의 음향학적 특성이 TA 발생에 미치는 영향을 연구하기 위해 초음파 도플러의 설정 변수를 바꾸어 가면서 다양한 음향학적 대조도를 가지는 타겟에 대한 컬러 도플러 영상을 관찰했다. 그림 4.4-1은 타겟에 대한 초음파 영상을 입수하기 위한 실험 장치를 보여준다.



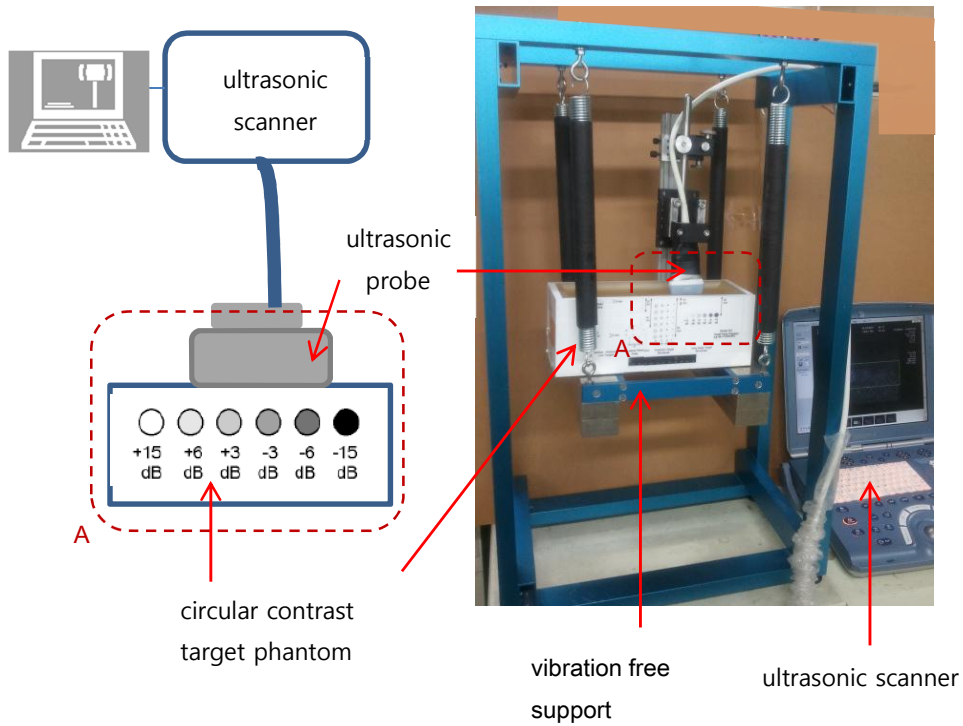


Figure 4.4-1 Experimental setup, consisting of an ultrasonic scanning system (Voluson e, GE, Austria), a linear ultrasonic probe (RS 12L, 3-12MHz), and a circular contrast target phantom (551, ATS Lab., USA) placed on a vibration free frame (NTR, Seattle, USA).

#### 4.4.1 타겟 팬텀에 대한 초음파 영상

본 실험에서는 상용 초음파 팬텀 QA (Quality Assurance) 팬텀 (Model 551 Small parts phantom, ATS Lab. Inc., USA)의 원형 (직경 6 mm) 대조도 +15, +6, +3, -3, -6, -15dB 타겟에 대한 컬러 도플러 영상을 고려했다. 컬러 도플러 영상은 초음파 장비(GE Voluson e, GE Healthcare, UK)와 12MHz의 선형 탐촉자 (RS12L linear probe)를 사용하여 획득했다. 외부 환경 진동을 배제하기 위해 팬텀은 외부 진동을 차단하는 고정 장비 (NTR, Seattle, USA) 위에 위치하도록 했다 (그림 4.4-1).

#### 4.4.2 컬러 도플러 설정 변수

본 연구에서 고려한 컬러 도플러 설정 변수는 PRF, 주파수, WMF, 양상블, 선밀도, smoothing, 이득, CWP를 포함한다. 상기 8가지 변수들의 각 설정 범위는 다음과 같다: PRF (0.1~13 kHz), 주파수 (high, mid, low), WMF (low, mid, high), 양상블 (7~13), 선밀도 (1~7), 평활화 (1~12), 이득 (-15 ~ +15), CWP (25 ~ 225).

## 4.5 결과

본 실험에서 6가지의 대조도 (-15, -6, -3, +3, +6, +15 dB)를 가지는 원형 타겟에 대해 4.3에서 기술한 8가지 컬러 도플러 설정 변수 (PRF, 주파수, WMF, 앙상블, 선밀도, 평활화, 이득, CWP)가 TA의 발생에 미치는 효과를 관찰했다. 실험에서 사용된 기본 도플러 설정은 실험적으로 TA가 잘 발생하는 조건으로 설정했으며, 그 값은 다음과 같다: 주파수 low, 이득 2, PRF 0.1kHz, WMF low, 앙상블 7, 선밀도 7, smoothing 12, CWP 225.

### 4.5.1 타겟 대조도의 효과

그림 4.5-1은 본 실험에서 고려한 음향학적 대조도가 +15, +6, +3, -3, -6, -15dB인 원형 타겟에 대한 컬러 도플러 영상을 도시한다. 그림 4.5-1은 동일한 실험 조건에서 반복해서 얻은 40여 개의 프레임 영상 중에서 평균에 해당하는 영상이다. 그림 4.5-1에서 보여주듯이 +15dB 대조도 타겟에 대한 영상은 타겟 내부를 대부분 컬러로 채우고 있으며, +6dB와 +3dB 대조도 타겟에서는 타겟의 일부분에서 컬러가 출현하고 있다. 반면, 음의 대조도를 가지는 타겟에서는 TA가 전혀 발생하지 않는 것으로 나타났다. 이런 이유로, 컬러 도플러 변수의 설정 조건에 따른 TA 발생 효과를 관찰할 때 음의 대조도를 가지는 타겟에 대한 영상은 제외하기로 한다.

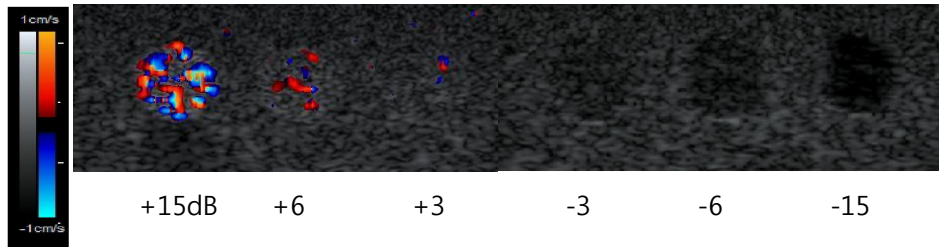


Figure 4.5-1 Typical color Doppler images for the six (+15, +6, +3, -3, -6, -15 dB) circular contrast targets obtained under the following color Doppler settings: CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7.

#### 4.5.2 컬러 도플러 설정 변수의 영향

본 연구에서 고려한 8가지 컬러 도플러 설정 변수 (PRF, 주파수, WMF, 앙상블, 선밀도, 평활화, 이득, CWP)를 변화하면서, 동일한 음향학적 대조도 타겟에 대한 TA 특성을 관찰한 결과는 아래와 같이 요약된다.

**PRF:** 본 실험에서는 PRF를 0.1부터 13kHz까지 변화시키며 양의 대조도를 가지는 타겟에 대한 컬러 도플러 영상을 관찰했다. 실험 결과는 그림 4.5-2에서 볼 수 있듯이 PRF가 가장 낮은 값 0.1kHz를 가질 때 TA가 가장 많이 발생하고 있다. PRF가 0.1kHz에서는 +15dB 타겟 뿐만 아니라 +6, +3dB 타겟에서도 TA가 나타났다. PRF가 증가하면 급격히 TA가 감소되고 있다.

**주파수:** 주파수는 탐촉자 종류에 따라 다양한데 본 실험에서 사용된 주파수는 low, mid, high로 조절된다. 실험에서 사용된 주파수의 실제 값을 알기 위해 하이드로폰 (needle hydrophone, TNU001A, NTR Systems, Seattle, USA)을 이용하여 탐촉자에서 발생하는 초음파 신호를 측정했다. 주파수 설정이 low, mid, high로 조정될 때 측정된 파형은 그림 4.5-3에서 보여주고 있다. 측정된 파형의 주파수 스펙트럼 분석을 통해 초음파의 중심 주파수는 설정 low, mid, high로 변할 때 5.06, 5.99, 7.29 MHz로 측정 됐다. 그림 4.5-4는 탐촉자의 주파수 설정을 변화하면서 얻은 양의 대조도를 가지는 타겟에 대한 컬러 도플러 영상이다. 그림 4.5-4에서 볼 수 있듯이, 주파수가 low일 때 TA 발생이 많았

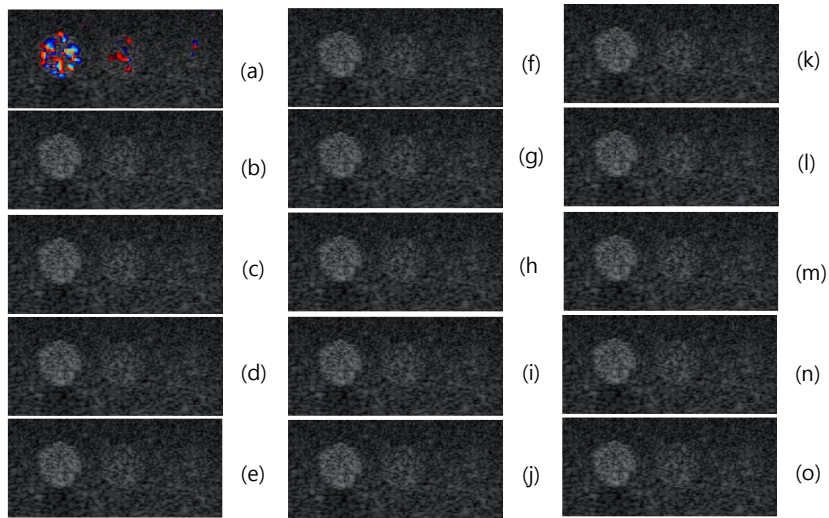


Figure 4.5-2 Influence of PRF on TA: typical color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the PRF of (a) 0.1, (b) 0.3, (c) 0.6, (d) 0.9, (e) 1.3, (f) 1.8, (g) 2.4, (h) 3.2 (i) 4.0, (j) 5.0, (k) 6.0, (l) 7.5, (m) 9.0, (n) 11.0, (o) 13.0 kHz. (CWP 225, gain 2, WMF low, frequency low, ensemble 7, smoothing12, line density 7).

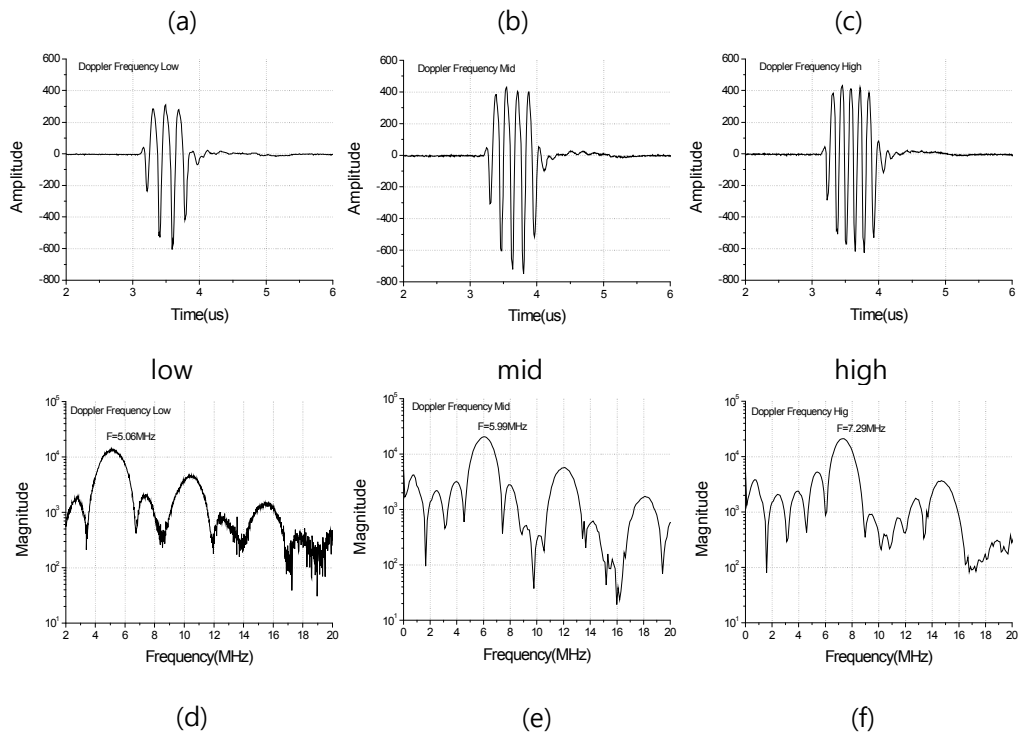


Figure 4.5-3 Transmitting ultrasonic waveforms from ultrasonic probe recorded using a hydrophone when frequency was set to (a) low, (b) mid, and (c) high and their spectra (d) low, (e) mid, and (f) high.

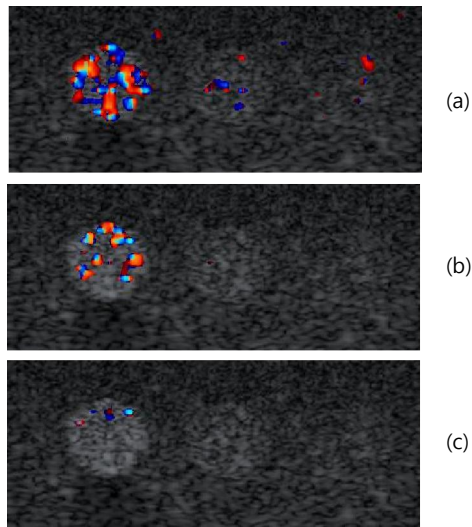


Figure 4.5-4 Influence of Frequency on TA: typical color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the frequency set to (a) low, (b) mid, (c) high. (CWP 225, gain 2, PRF 0.1 kHz, WMF low, frequency low, ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).

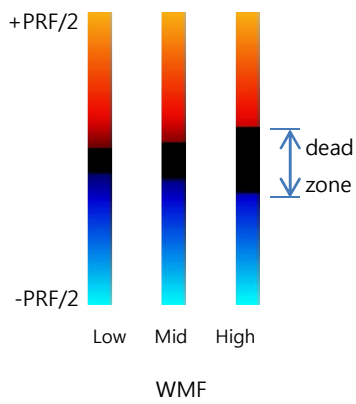


고, mid, high로 갈수록 TA가 적게 발생되고 있다. 동일한 주파수 설정에서는 타겟의 대조도가 낮을수록 TA가 감소하고 있다.

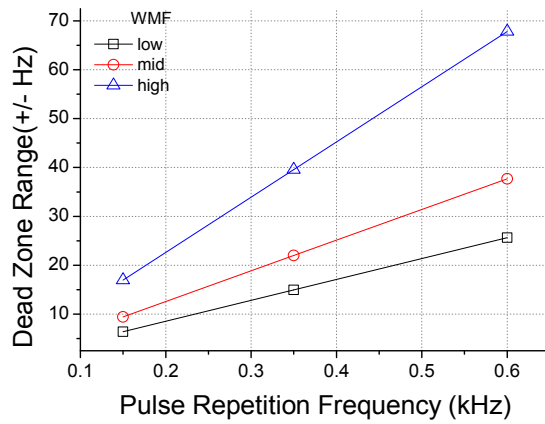
**WMF:** 본 연구에서 사용된 초음파 장비에서 WMF는 low, mid, high로 조절되며 high일 때 dead zone이 제일 크게 된다. 일반적으로 dead zone은 PRF의 영향을 받으며, PRF가 증가되면 dead zone 구간이 커진다 (그림 4.5-5). 그림 4.5-6은 WMF가 low, mid, high로 설정할 때 얻은 컬러 도플러 영상을 도시한다. WMF가 low에서 high로 증가하면 TA가 감소하는 것으로 관찰됐다. WMF가 low일 때에는 일반적으로 TA가 잘 발생하지 않는 +6dB와 +3dB 타겟에서도 TA를 관찰할 수 있다.

**양상블:** 그림 4.5-7는 양상블을 7부터 13으로 증가시키면서 +15, +6, +3dB 타겟에 발생하는 TA 영상을 보여준다. 양상블이 증가하면 TA 발생이 적어지고 있음을 보여준다.

**선밀도:** 그림 4.5-8은 선밀도를 7, 4, 1로 변화하면서 +15, +6, +3dB 타겟에 발생하는 TA 영상을 보여준다. 선밀도 값이 적게 하면 영상의 가로 방향으로 컬러가 퍼져 보이지만, 선밀도 값을 변화해도 영상에서 컬러 픽셀의 수 즉 TA의 발생량에는 큰 변화가 없다.



(a)



(b)

Figure 4.5-5 Influence of WMF and PRF on the color scale bars (Voluson e, GE Healthcare, UK). (a) Color bar scales at three different settings of WMF (low, mid, high) under the same setting in PRF and (b) the dead zone width against PRF at the three different settings of WMF.

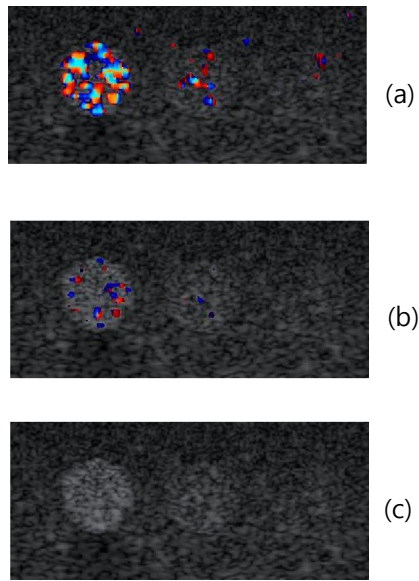


Figure 4.5-6 Influence of WMF on TA: Color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the WMF setting of (a) low, (b) mid, and (c) high. (PRF 0.1 kHz, gain 2, frequency low, ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).

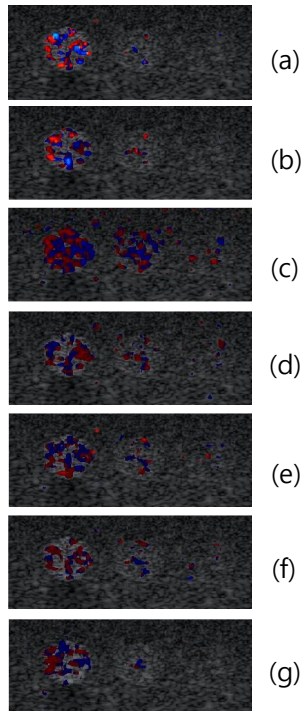


Figure 4.5-7 Influence of Ensemble on TA: Color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets with the ensemble number of (a) 07 (b) 08 (c) 09, (d) 10, (e) 11, (f) 12, and (g) 13. (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, smoothing 12, and line density 7).

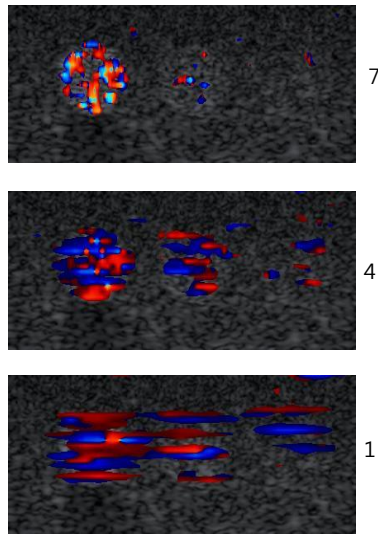


Figure 4.5-8 Influence of Line density on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the line density of 7, 4, and 1. (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12).

**평활화:** 그림 4.5-9는 평활화(smoothing) 값을 12, 7, 1 로 변화하면서 +15, +6, +3dB 타겟에 발생하는 TA 영상을 보여준다. smoothing의 값을 적게 하면 타겟 내에 컬러 발생량은 감소하고, 배경부에도 컬러 잡음이 출현하기 시작한다. 타겟 내에 TA 발생을 증가하기 위해서는 smoothing 값을 높게 설정해야 한다.

**이득:** 그림 4.5-10은 이득을 -15 에서 +15로 증가시키면서 +15, +6, +3dB 타겟에 대한 얻은 컬러 도플러 영상을 보여준다. 이득이 낮은 음의 값을 가지면 TA가 나타나지 않는다. 이득이 +1 이상으로 증가하면 TA가 출현하여 증가하기 시작한다. 이득이 +2 가 되면 +15dB 타겟 내에 많은 양의 TA가 발생되고 +6 dB 및 +3 dB 타겟에서도 TA가 출현하기 시작한다. 이득이 +4 에 도달하면 배경부에서도 많은 양의 컬러가 출현하게 되고, + 5 이상이 되면 타겟과 배경부의 구분이 없이 TA가 강하게 나타나게 된다.

**CWP:** 본 실험에서 사용된 초음파 영상 장치 GE Voluson e (GE Medical System, UK)에서 CWP는 Balance라는 명칭으로 표현된다. 그림 4.5-11은 Balance를 25 에서 225로 증가하면서 +15, +6, +3dB 타겟에 대한 얻은 컬러 도플러 영상을 보여준다. 예측할 수 있듯이 Balance 값이 매우 낮은 값 즉 25에서는 TA가 전혀 보이지 않고 있다. 점점 balance를 높이면 TA의 발생량이 많아진다. Balance 값이 70에서 미세하게 컬러가 출현하기 시작하여 Balance 100 에서는 +15dB 타겟 내 많은 컬러가 발생된다. Balance 값이 120부터는 +15dB, +6dB, +3dB 타겟 모두에서 TA가 발생되어 나타난다.

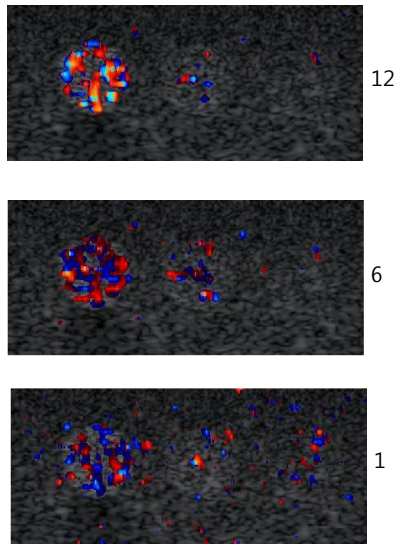


Figure 4.5-9 Influence of smoothing on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the setting of smoothing 12, 6, and 1. (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, and line density 7).

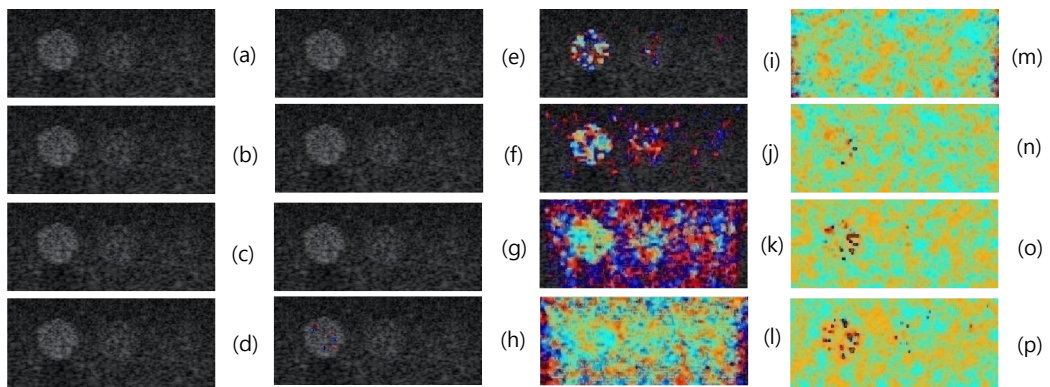


Figure 4.5-10 Influence of Gain on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the Gain setting of (a) -15, (b) -12, (c) -9, (d) -6, (e) -3, (f) -1, (g) 0, (h) 1, (i) 2, (j) 3, (k) 4, (l) 5, (m) 6, (n) 9, (o) 12, and (p) 15. (CWP 225, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).



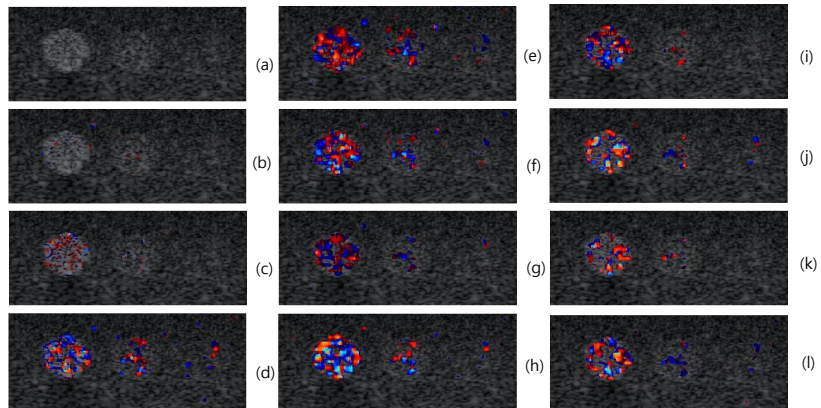


Figure 4.5-11 Influence of CWP on TA: color Doppler images obtained for the positive +15, +6, and +3dB contrast targets at the CWP level of (a) 25, (b) 70, (c) 100, (d) 120, (e) 140, (f) 160, (g) 170, (h) 175, (i) 180, (j) 200, (k) 215, and (l) 225. (Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).

## 4.6 고찰

본 실험을 통해 TA는 대조도가 높을수록 발생량이 증가하며, 동일한 타겟에 대해 컬러 도플러 변수의 설정은 TA에 크게 영향을 주는 것으로 관찰됐다. 대조도 +15, +6, +3dB 타겟에 대해, 주파수, PRF, WMF, 앙상블이 낮은 값을 가질 때, CWP, 선밀도, 평활화가 높은 값으로 설정될 때, TA가 많이 발생하는 것으로 관찰됐다. 이득은 너무 낮으면 타겟 내의 TA가 보이지 않고, 너무 높으면, 전 영역에서 컬러 잡음으로 채워지기 때문에, 적절한 이득의 값 (본 실험 조건에서 이득 2)에서 주변의 컬러 잡음이 최소화 되며 타겟 내의 컬러 발생이 최대화된 다.

TA는 고 에코성 산란체에서 주로 발생하기 때문에 본 실험에서는 배경보다 강한 산란체로 형성된 양의 대조도를 가지는 타겟을 고려했다. 주변 보다 약한 산란 특성을 가지는 음의 대조도를 가지는 타겟에서는 일반적으로 TA가 발생하지 않을 것으로 예상된다. 그러나, 본 실험 결과로부터 예측할 수 있듯이, 음의 대조도를 가지는 타겟에 대해서도, 특정한 설정 변수, 즉, CWP 및 Gain을 조절하면, 음의 대조도 타겟에 대해서도 컬러 영상을 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 그림 4.6-1과 4.6-2는 음의 대조도 (-3, -6, 및 -15dB) 타겟에서 이득을 변화했을 때 얻은 컬러 도플러 영상이다. CWP가 25일 때 (그림 4.6-1), 음의 대조도 타겟에서 이득 3 이하에서는 컬러가 발생하지 않지만 4 이상부터는 컬러가 출현하기 시작하고, 이득이 증가하면, 컬러의 발생량이 증가한다. 컬러의 발생량

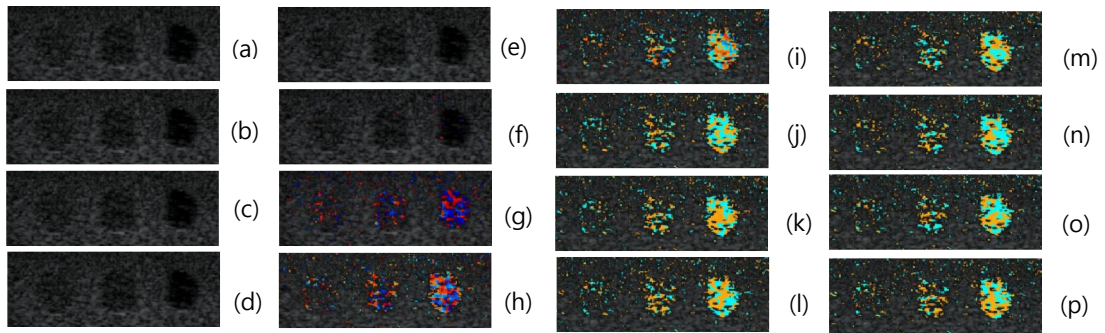


Figure 4.6-1 Influence of gain on TA: color Doppler images obtained for the negative -3, -6, and -15dB contrast targets at the gain (a) -15, (b) -6, (c) -1, (d) 1, (e) 2, (f) 3, (g) 4, (h) 4.4, (i) 5, (j) 6, (k) 7, (l) 8, (m) 9, (n) 10, (o) 13, and (p) 15. (CWP 25, Gain 4, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).

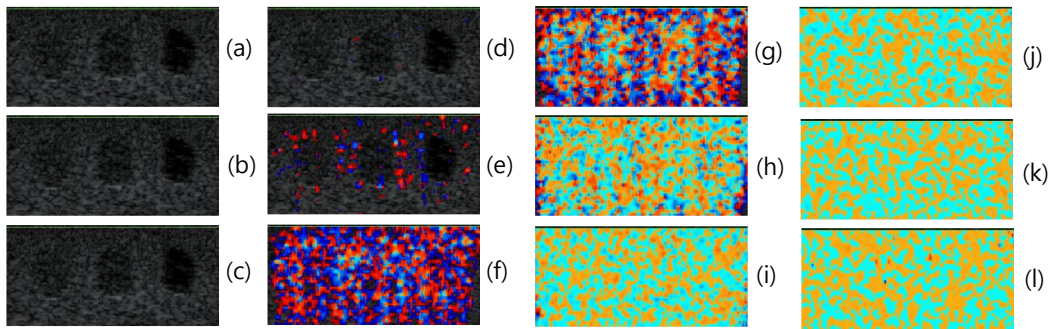


Figure 4.6-2 Influence of gain on TA: color Doppler images obtained for the negative -3, -6, and -15dB contrast targets at the gain (a) 0, (b) 1, (c) 2, (d) 2.4, (e) 3, (f) 4, (g) 4.4, (h) 5, (i) 6, (j) 7, (k) 10, and (l) 15. (CWP 225, Gain 4, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).

은 음의 대조도가 클 수록 컬러가 많아지고 있다. CWP 225일 때 (그림 4.6-2), 이득 값이 2.4이하에서는 음의 대조도 타겟에서 컬러가 발생하지 않지만, 4에서는 음의 대조도 타겟 경계 및 외부에 컬러가 출현하기 시작한다. 그러나 이득이 4.4 보다 크면 타겟 및 배경을 포함하는 전 영역에서 컬러가 출현하여, 컬러를 통해 타겟을 구분할 수 없게 된다. 이득이 증가하면, 컬러의 강도가 강해진다. 음의 대조도를 가지는 타겟에 대한 컬러 대조도를 최대화 하기 위해서는 CWP를 배경의 회색조 값 부근으로 설정하고, 이득을 높게 설정했을 때 타겟 내의 컬러의 대조도를 최대화 할 수 있을 것으로 예상된다.

그림 4.6-3은 CWP를 25부터 225까지 변화하면서 음의 대조도 타겟 및 주변부에서 컬러 영상을 예시하고 있다. 이득은 음의 대조도 내에 컬러가 발생할 수 있도록 4로 설정했다. 타겟 주변부의 회색조 값은 75 이하의 값을 가진다. CWP의 값이 배경의 회색조 값 보다 높으면 컬러는 타겟 뿐 아니라 주변부에도 발생한다 (그림 4.6-3f). 그러나 CWP의 값이 배경부 회색조 값과 유사하거나 작으면 컬러는 타겟 내에서 주로 출현하게 된다. 컬러의 발생량은 음의 대조도의 크기가 클 수록 많아진다. 참고로 CWP가 0이면 모든 회색조 영상에 대해 컬러를 표현할 수 없으며, B-모드 영상과 같다. 본 연구에서 사용된 초음파 장비에서 CWP의 최소값은 25이다. 이러한 결과는 저 에코성 타겟에 해당하는 병변 (예. cyst, 혈액 등)의 영상 대조도를 높이기 위해 TA를 활용 가능성을 시사한다. 컬러 도플러 설정 변수인 CWP를 배경의 회색조의 값 부근으로 설정하고 이득을 조절하면 병변에 대한 컬러 영상의 대조도를 최대화 할 수 있을 것으로 예상된다. TA의 저 에코 병변에 대한 임상적 활용에 대한 후속 연구가 제안된다.

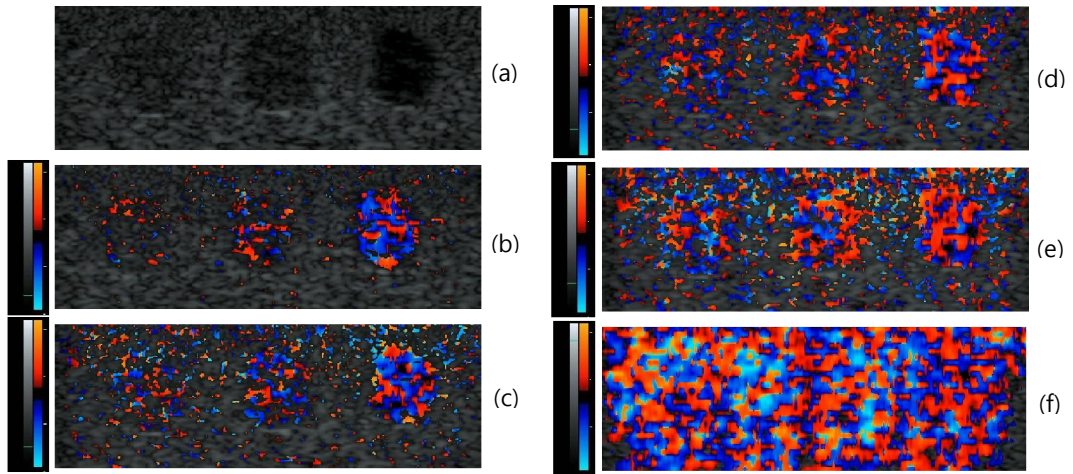


Figure 4.6-3 Influence of CWP on TA: (a) B-mode image and color Doppler images obtained for the negative -3, -6, and -15dB contrast targets at the CWP level of (b) 25, (c) 35, (d) 45, (e) 50, and (f) 225. (Gain 4, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).

본 연구에서는 각 컬러 도플러 설정 변수가 TA에 미치는 영향을 평가하기 위해, 기준 설정을 유지한 채, 하나의 설정 변수를 인위적으로 설정할 수 있는 범위 내에서 변화하도록 했다. 그러나 설정 변수들은 서로 상호간에 영향을 주는 경우들이 많이 있어, 향후 연구에서는 이를 고려한 실험 구성이 필요하다. 예를 들어, WMF는 컬러 바의 dead zone의 범위를 결정하는데, PRF의 영향을 받는다. 즉 동일한 WMF 설정에 대해 PRF가 증가되면 dead zone 구간이 커진다 (그림 4.5-5). 앙상블이 TA에 미치는 효과는 WMF의 영향을 받는다. 그림 4.6-4와 같이 WMF가 low일 때 앙상블 수가 많아지면서 TA가 감소되나 WMF가 high일 때 앙상블 수가 많아지면서 TA 발생량이 많아지고 있다 (그림 4.6-4c).

컬러 도플러 설정 변수뿐만 아니라 TA에 영향을 미치는 변수로 2.2.2에서 언급했듯이 초점 (focal zone)과 회색조 이득, compounding 등이 있다. 초점은 타겟 주변이나 아랫 부분에 위치할 때, 회색조 이득은 최대한 낮은 상태에서, compounding은 제거한 상태에서 TA가 잘 관찰된다 (Tsao et al 2004, Chelfouh et al 1998, Lee et al 2001, Kim et al 2010, Shabana et al 2009, Turrin et al 2007, Aytac & Ozcan 1999). 이러한 설정 변수들에 의한 효과는 초음파 장비에 좌우된다. 예를 들어 일부 연구자들은 PRF가 높을 때 TA를 많이 관찰하고 있으나 (Girish et al 2011, Wang et al 2011, Tchelepi & Ralls 2009, Gao et al 2009), 다른 연구자들 (Tsao et al 2009, Ustymowicz et al 2002, Zhao et al 2010)은 PRF가 낮을 때 TA가 더 잘 발생한다고 보고하고 있다. 본 연구에서는 PRF가 가장 낮은 0.1kHz에서 TA가 가장 많이 관찰됐다. 이러한 상반된 견해는 체계적으로 검증되지 않았지만, 타겟과 초음파 장비가 다르

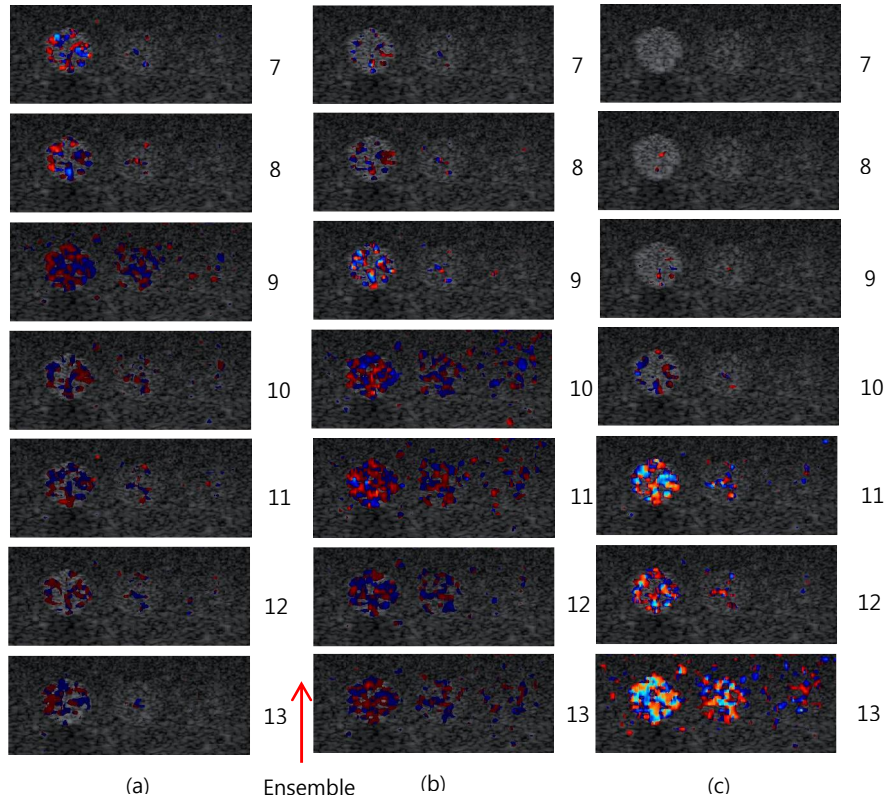


Figure 4.6-4 Influence of Ensemble and WMF on TA: color Doppler images obtained for the negative +15, +6, and +3dB contrast targets at the WMF (a) low, (b) mid, and (c) high against Ensemble (7-13). (CWP 225, Gain 2, PRF 0.1kHz, WMF low, frequency low, Ensemble 7, smoothing 12, and line density 7).



기 때문에 나타난 결과라 추정되며 이에 대한 추가적인 연구가 필요하다.

실험에서 사용된 GE 초음파 장비 (Voluson e, GE Systems, UK)의 컬러 도플러 설정 변수에서 PRF는 0.1 ~ 13kHz 범위에서 조절된다. PRF의 설정 값이 실제 초음파의 발생 주기와 동일한지 확인하기 위해, 실험에서 사용된 초음파 탐촉자 (RS 12L, Linear probe, GE Medical Systems, UK)에서 발생하는 초음파 펄스를 물 속에서 하이드로폰 (needle hydrophone, TNU001A, NTR Systems, Seattle, USA)을 이용하여 측정했다. 측정 결과 PRF 설정 0.1 kHz에서는 실제 측정된 펄스의 PRF는 0.15 kHz로, 설정 값 0.3kHz는 0.35kHz로 측정되었다. PRF 설정 0.6kHz에서 13.0kHz 까지는 측정된 신호의 실제 PRF와 동일한 값을 갖는 것으로 확인됐다. (그림 4.6-5). 실험 결과에서 표기된 PRF의 값은 초음파 장비의 모니터에 표시되는 PRF 설정 값으로 표기했다.

타겟과 초음파 탐촉자와의 각도는 타겟에 대한 도플러 신호의 측정 정확도에 영향을 줄 수 있다. 이러한 효과를 평가하기 위해, 그림 4.6-6에서 도시하고 있는 것처럼, 탐촉자 중심부를 타겟 상부에 위치한 경우 (0도, 그림 4.6-6b), 타겟 왼쪽에 위치한 경우 (-31도) 및 타겟 오른쪽에 위치한 경우 (+29도)에 대해 컬러도플러 영상을 평가했다. 실험은 10번 반복 측정하여 평균과 표준편차 값을 계산했다. 15초 동안의 TA 동영상에 따라 계산한 rCPN의 평균값과 표준 편차는 그림 4.6-6d와 같다. 탐촉자와 타겟이 이루는 각도가 0도인 경우와, +29, -30도인 경우에 rCPN이 0.006 미만으로 유의한 차이가 없다. 도플러 천이 주파수를 유발하는 움직임은 타겟을 사용한 검증은 아니지만, 실험에서 고려

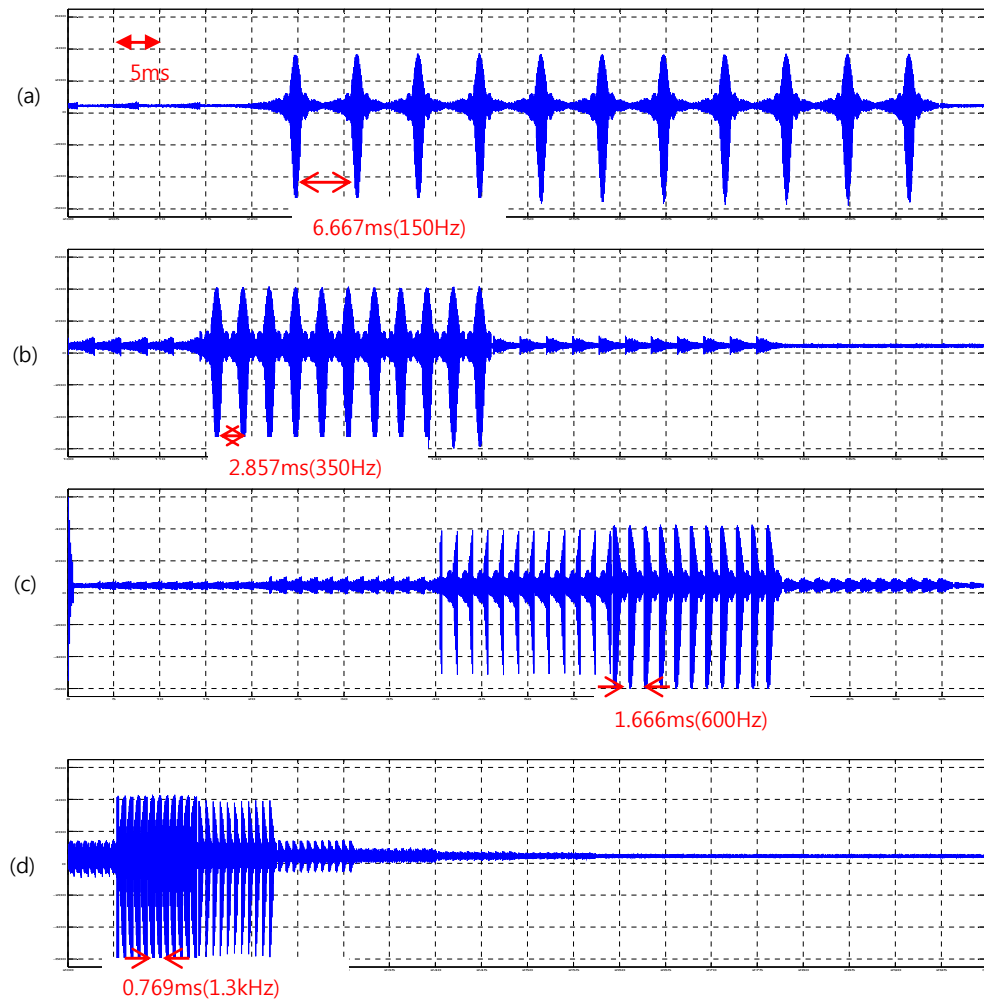
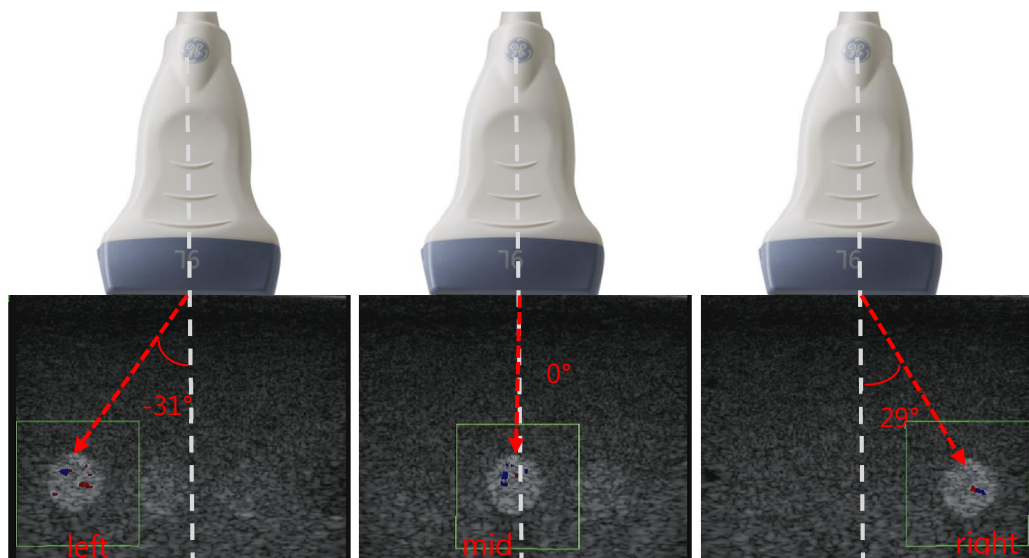


Figure 4.6-5 Ultrasonic waveforms measured for 100ms at the value of PRF (a) 0.1kHz, (b) 0.3kHz, (c) 0.6kHz, and (d) 1.3kHz.



(a)

(b)

(c)

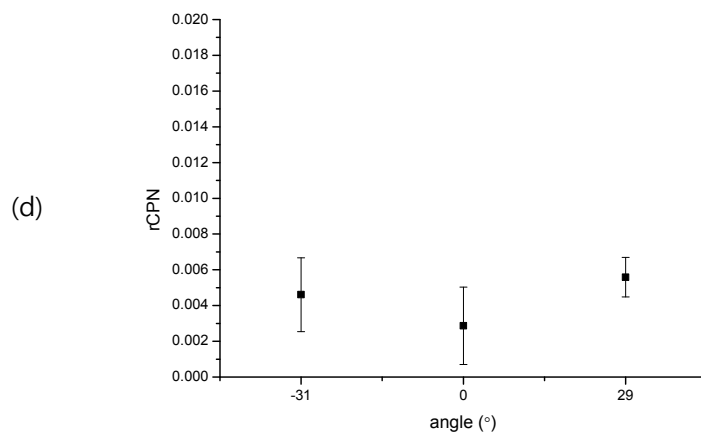


Figure 4.6-6 Illustration of the ultrasonic probe located above the static circular contrast target with the 3 angles of  $-31^\circ$  (left), (b)  $0^\circ$  (middle), and (c)  $+29^\circ$  (right), together with the rCPN of the target against the angle (measurements repeated 10 times).

한 범위 내에서 탐촉자와 타겟의 상대적인 위치는 컬러 도플러 영상에 거의 영향을 미치지 않을 것으로 예상된다. 본 연구에서는 입수한 타겟에 대한 컬러 도플러 영상은 탐촉자의 위치가 좌우 10도 이내에서 입수했다.

본 실험에서는 선형 탐촉자를 사용했으며, 낮은 주파수 설정에서 TA가 더 많이 관찰됐다 (Tchelepi & Ralls 2009). 이러한 결과로부터 주파수가 상대적으로 낮은 블록형의 탐촉자를 사용할 때 TA가 더 많이 발생될 것으로 예측된다.

Behnam et al (2010)은 TA 발생 기전으로 초음파 방사력 (radiation force)를 제안하고 있다. 컬러 도플러 모드에서 영상을 구성하기 위해 사용되는 초음파로 인해 생성된 방사력이 타겟을 움직이게 하고 수신된 초음파 신호의 주파수 변화를 초래하여 TA를 유발한다는 가설이다. 컬러 초음파에 의한 방사력은 PRF의 주파수로 타겟에 가해지게 되며 타겟은 초음파 방사력에 의해 PRF의 주파수로 진동하게 된다. 이 가설은 아직 실험적으로 규명되지 못한 상태이나, PRF와 TA와의 상관성에 대한 고찰을 통해 검증이 가능할 것으로 예상된다.

#### 4.7 결론

본 장에서는 대조도 타겟을 대상으로 컬러에 민감하게 반응하는 컬러 도플러 설정변수와 TA 발생 효과를 관찰했다. 실험 결과 TA는 양의 대조도를 가지는 타겟에서 발생하고 있으며, 대조도가 높을수록 더 많이 관찰됐다. 동일한 고

대조도 타겟에 대해 TA 발생은 PRF, WMF, 양상블이 낮을 때, 선밀도, 평활화가 높을 때, 이득은 TA가 많이 발생하고 컬러 잡음이 최소화되는 중간일 때, CWP가 최대일 때 최대가 되는 것으로 나타났다. 초음파 영상 장비의 제조사에 따라 컬러 도플러의 설정 변수는 다를 수 있기 때문에 (표 4.3-1), 동일한 설정 및 타겟에 대해 장비 별로 TA에 미치는 영향에 대한 연구가 요망된다. 본 연구의 결과는 초음파 영상에서, TA가 진단 의학적으로 유용한 경우, 예를 들어 고 에코성 대조도 타겟을 검사할 때, 도플러 설정 변수를 적절히 조절하면 타겟 내에 발생하는 TA를 효과적으로 증대시킬 수 있음을 시사한다.

## V. 충격 자극에 의한 TA 대조도 개선

### 5.1 서론

1장 서론에서 언급한 바와 같이, TA는 외부 환경 진동에 민감하게 반응한다. 실제로 2~4장에서 수행한 팬텀 실험에서, 외부 진동에 의한 효과를 최소화하도록 실험 환경을 설정했다 (Choi et al 2014). 본 장에서는 진동과 TA의 상관성을 심도 있게 고찰하고, 이를 기반으로, TA를 통한 진단 과정에서, 진동의 활용 가능성에 대한 실험적 근거를 확보하고자 한다.

외부 환경 진동이 없는 조건하에서, 표준 초음파 검사 팬텀 (551, ATS Lab., USA)의 LCS +15dB 대조도 타겟에 대한 컬러도플러 영상에서 TA는 관찰되지 않는다. 그러나 팬텀에 진동을 가할 경우 TA가 출현한다(그림 5.1-1). 진동에 의해 유발된 TA는 진동의 크기가 증가하면 그 발생량이 증가하고 (그림 5.1-1a), 진동 주파수에 영향을 받는다 (그림 5.1-b). 그림 5.1-1a은 진동 주파수가 60Hz일 때 진동의 크기를 증가한 경우이며, 그림 5.1-1b는 진동의 가속도의 세기를  $4.5\text{mm/s}^2$ 로 고정한 상태에서 진동 주파수를 변화할 때 발생하는 TA의 변화를 보여준다. 그림 5.1-b에서 볼 수 있듯이, TA는 진동

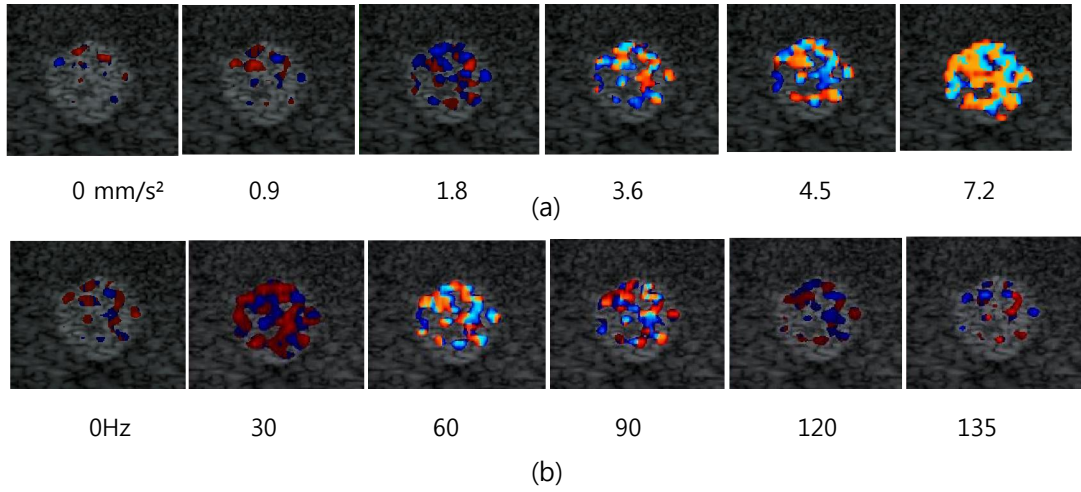


Figure 5.1-1 TAs appear on the +15 dB circular contrast target under external vibrations: (a) as the vibration magnitude increases up to 7.2 mm/s<sup>2</sup> (at the frequency of 60 Hz), and (b) as the frequency increases from 0 to 135 Hz (at the constant vibration magnitude of 4.5 mm/s<sup>2</sup>).

주파수 30Hz에서 급격히 증가하다가 90Hz 이후 서서히 사라지고 있다.

그림 5.1-1에서 보여주고 있는 것처럼, 진동의 주파수와 세기는 서로 복합적으로 TA에 영향을 미친다. 외부 진동의 주파수 및 세기가 TA에 미치는 효과를 체계적으로 평가하기 위해서는 주파수 및 진동의 세기에 대한 수많은 조합에 대해 다수의 반복된 실험을 통한 확인이 필요하다. 이러한 실험은 많은 시간이 소요되며, 실제로 의미 있는 실험 결과를 얻기는 쉽지 않다.

임펄스 (impulse)는 이론적으로 모든 주파수 대역에서 파워가 일정한 주파수 특성을 가진다 (Hussey 1983). 단일 주파수 진동 대신 이상적인 임펄스 자극을 가할 경우, 모든 주파수 성분의 진동에 의한 통합적인 TA 반응을 관찰할 수 있을 것으로 예상된다. 즉 역학적인 임펄스 (mechanical impulse or impact) 자극은 진동의 주파수 성분이 TA에 미치는 효과를 배제한 상태에서 자극의 세기에 대한 TA 반응을 관찰할 수 있도록 한다. 본 연구에서는 실험적으로 구현된 역학적인 임펄스를 이용하여 자극의 세기가 TA에 미치는 효과를 평가하고자 한다.

본 장에서는 TA 발생 가능성이 높은 고 에코 타겟에 대해 충격 자극이 TA 발생에 미치는 영향을 실험적으로 관찰하고자 한다. 본 장에서 확인된 진동에 의한 TA 대조도 개선 효과를 임상적으로 활용하기 위해 TA 영상의 대조도를



최대화하는 TA 모드 설정을 위한 기술적인 측면을 기술하고자 한다. 실제로, 초음파 컬러 도플러 영상으로 관찰할 수 없는 병변 (결석)을 가지고 있는 환자에 대해, 충격 자극을 가할 때 병변 부위에 영상 의학적으로 의미 있는 TA 영상을 제시했다.

## 5.2 연구 방법 및 실험

### 5.2.1 실험 장치

그림 5.2-1은 실험 장치에 대한 개요도이다. 원형의 대조도 +15, +6, +3dB 타겟을 포함하는 표준 초음파 검사 팬텀 (LCS, Model 551 Small Parts Phantom, ATS Lab. Inc., USA)에 기계적 충격을 가하면서 타겟에 대한 컬러 도플러 영상을 얻는다. 팬텀은 외부 환경 진동에 영향을 받지 않도록 광학 지지대 (optical breadboard) 위에 고정하고, 탐촉자는 진동을 배제하기 위해 고정장비 (vibration free supporter, NTR, Seattle, USA)에 고정했다. 광학 지지대에 고무 볼 (직경 60mm, 20.18g)을 자유 낙하시키는 방법으로 타겟에 대한 기계적 충격을 가하도록 한다 (Choi et al 2014). 충격 가속도를 위해 볼의 낙하위치는 세 군데의 지점의 높이에서 조절하고, 볼을 자유 낙하시킨 후

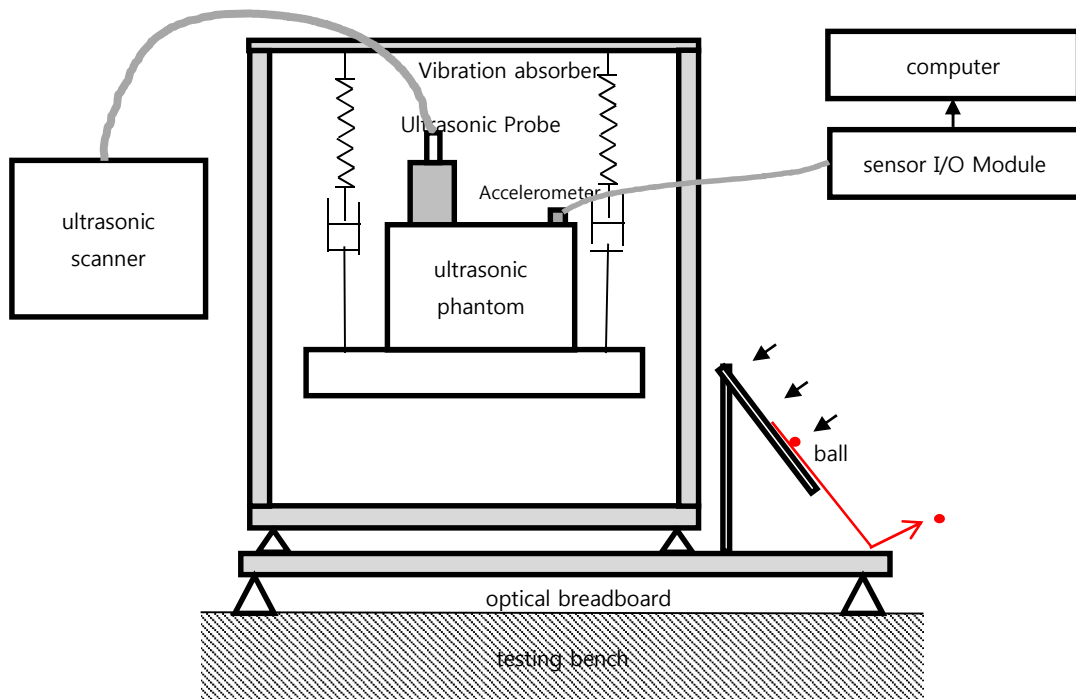


Figure 5.2-1 Experimental setup. Color Doppler images for circular scattering contrast targets (551, ATS Lab., USA) were obtained using a clinical ultrasonic scanner (Voluson e, GE, UK) with a linear probe (RS 12L, 3-12MHz, GE, UK). The targets were mechanically impacted by a rubber ball ( $d=60\text{mm}$ , 20.18g) which fell free to impinge on the optical breadboard on which the target phantom was placed. The rubber ball rebound was taken to hold for preventing it from further impinging. The extent of vibration was monitored with an accelerometer (3109 front-end, B & K, Denmark) mounted on the rigid frame of the target phantom. The degree of the impact was controlled by altering the height of the ball. The ultrasonic probe was fixed to vibration free supporter (NTR, USA). Arrows indicate the drop location which is controlled impact acceleration.

2차적인 충격을 방지하기 위해 낙하 즉시 잡아 지지대에 영향을 받지 않도록 했다. 컬러 도플러 영상은 임상용 초음파 영상 장치 (GE Voluson e, GE Healthcare, UK)와 선형 탐촉자 (RS 12L linear probe)를 이용하여 얻었다.

### 5.2.2 기계적 충격 자극

타겟에 대한 기계적 충격을 가하기 위해 고무 볼을 자유 낙하하여 타겟 팬텀이 놓여진 광학적 지지대를 충돌하도록 했다. 고무 볼이 충돌할 때 팬텀에 가해진 충격 자극의 파형 및 강도는 팬텀의 골조에 부착된 가속도계 (accelerometer, 3109 front-end, B & K, Denmark)를 이용하여 측정했다. 충격 자극의 세기는 볼이 자유 낙하하기 시작하는 시점의 높이로 조절했다. 그림 5.2-2는 본 실험에서 사용된 충격 자극의 파형 및 주파수 스펙트럼을 보여준다. 충격 자극은 주로 200Hz 이내 주파수 성분으로 구성되며, 다수의 피크 성분을 가지고 있다. 그림 5.2-2에서 볼 수 있듯이, 도시된 3가지 충격 자극의 주파수 특성은 세기에 따라 조금씩 차이를 보이고 있지만, 기본적으로 동일한 구조를 유지하고 있다. 이는 충격 자극의 주파수 특성이 고무 볼, 팬텀, 바닥 지지판 등으로 구성된 구조물의 특성에 의해 고유하게 결정되기 때문이다.

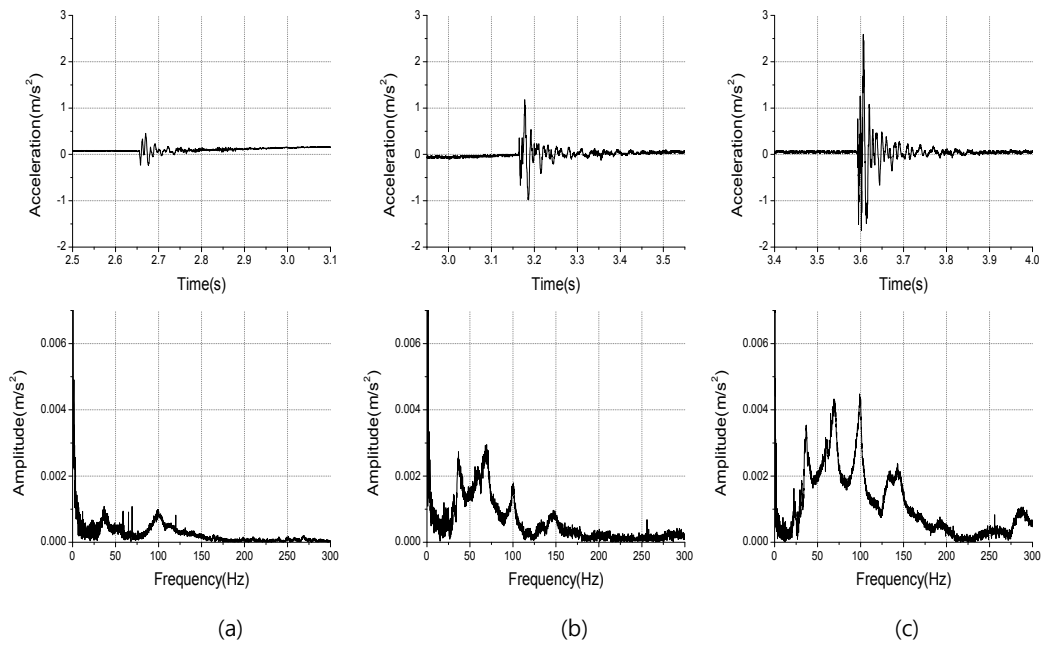


Figure 5.2-2 Mechanical impacts recorded in the time domain (upper panels) and in the frequency domain (lower panels), (a) peak acceleration 0.37, (b) 1.27, and (c) 2.19 m/s<sup>2</sup>, the 3 settings for mechanical impacts considered in the study.

### 5.2.3 TA의 정량적 평가 지수

그림 5.2-3은 대조도 +15, +6, +3dB 원형 타겟에 대한 전형적인 컬러 도플러 영상이다. 영상에서 TA의 발생 정도는 관심 영역 ROI (region of interest)에서 생성된 컬러 픽셀수 (CPN, Color Pixel Number)로 정량화 할 수 있다 (Choi et al 2014). 본 연구에서는 원형 대조도 타겟 내부를 ROI로 설정하고 (그림 5.4에서 빨간색 점선으로 된 원의 내부) CPN를 계산했다. ROI 내부의 CPN 값의 최대치는 ROI의 크기에 따라서 달라지기 때문에, ROI 내의 TA의 발생 정도는 CPN의 절대값 보다는, ROI 내의 전체 픽셀 수에 대한 CPN의 비 rCPN (CPN relative to the total pixel number within ROI), 타겟 내에서 TA가 점유하는 상대적인 비로 표현하는 것이 적절하다. 계산된 rCPN은 0 ~ 1 범위의 값을 가진다. rCPN이 0이면 TA가 전혀 발생하지 않은 경우이며, rCPN이 1이면, ROI 내부에 컬러 즉 TA로 꽉 차 있는 경우이다.

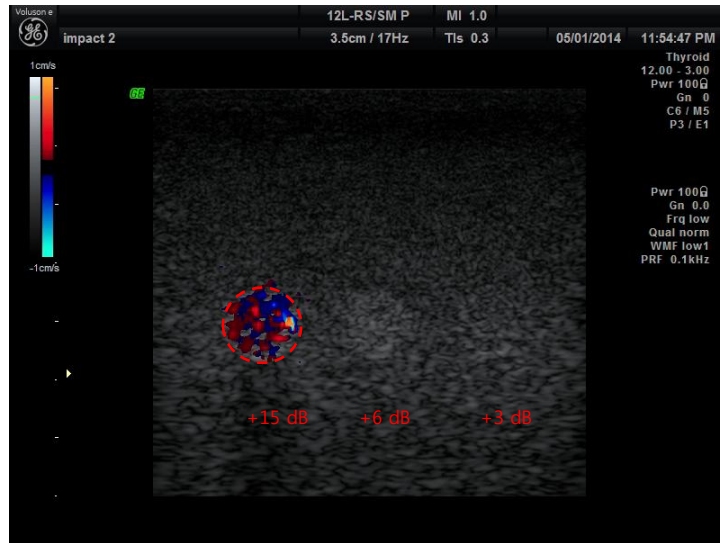


Figure 5.2-3 A typical color Doppler image obtained for the 3 circular contrast targets (+15dB, +6dB, +3dB) of the ultrasonic QA phantom: The red dotted circle represents the boundary of the +15 dB target within which CPN is counted.

#### 5.2.4 실험 방법

팬텀에 가하는 충격의 세기를 소, 중, 대 ( $0.37, 1.27, 2.19 \text{ m/s}^2$ )로 변화하면서 (그림 5.2-3) 원형 대조도 타겟 (+15, +6, +3 dB)에 대한 컬러 도플러 영상을 입수했다. 사용된 컬러 도플러 모드 설정 값은, 4장에서 확인된 것처럼, TA가 최대로 발생하는 조건인 이득 0, PRF 0.1 kHz, WMF low, 주파수 low로 설정했다. 통계적인 수치 (평균과 표준편차)를 계산하기 위해 실험은 5회씩 반복했다.

#### 5.3 결과

팬텀에 역학적인 충격을 가한 결과 발생된 전형적인 TA의 영상은 그림 5.3-1과 5.3-2에서 도시하고 있다. 팬텀에 충격을 가하기 전에는 타겟에 대한 컬러 도플러 영상에서 TA가 거의 관찰되지 않지만, 충격 자극을 가한 직후부터 타겟 내의 TA는 급격히 증가하며, 일정 시간 유지되다가, 서서히 초기 상태로 회복되고 있다.

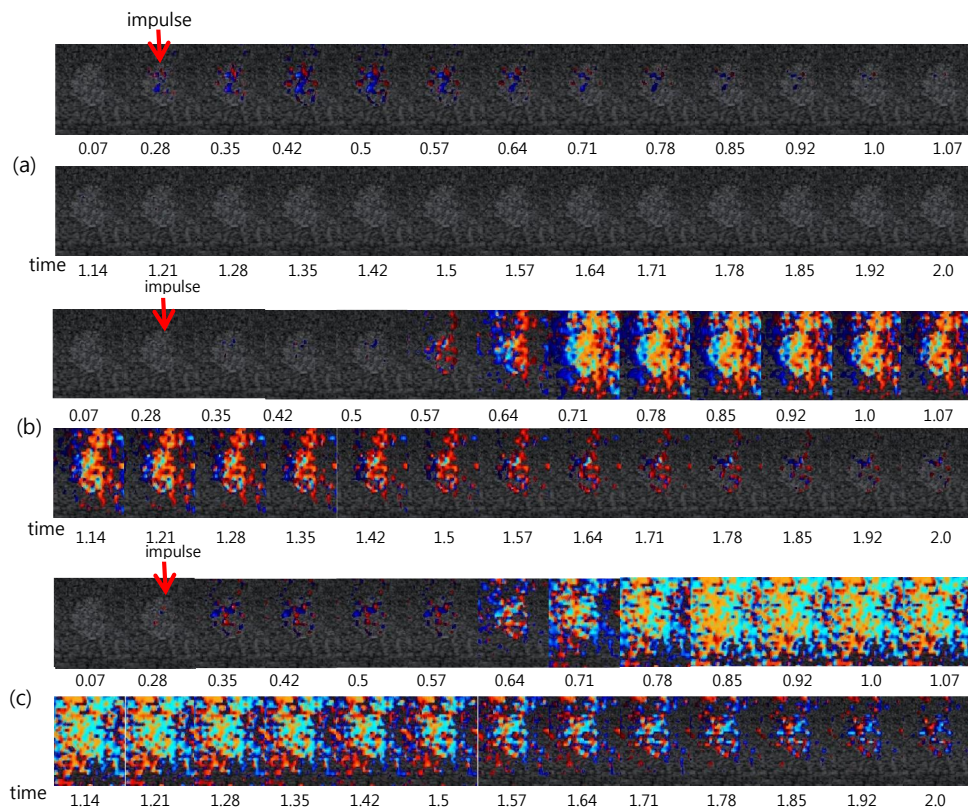


Figure 5.3-1 Temporal variations of TA images obtained for the +6dB contrast target excited by the mechanical impulse with a peak acceleration of (a) 0.37, (b) 1.27, and (c) 2.19 m/s<sup>2</sup>.



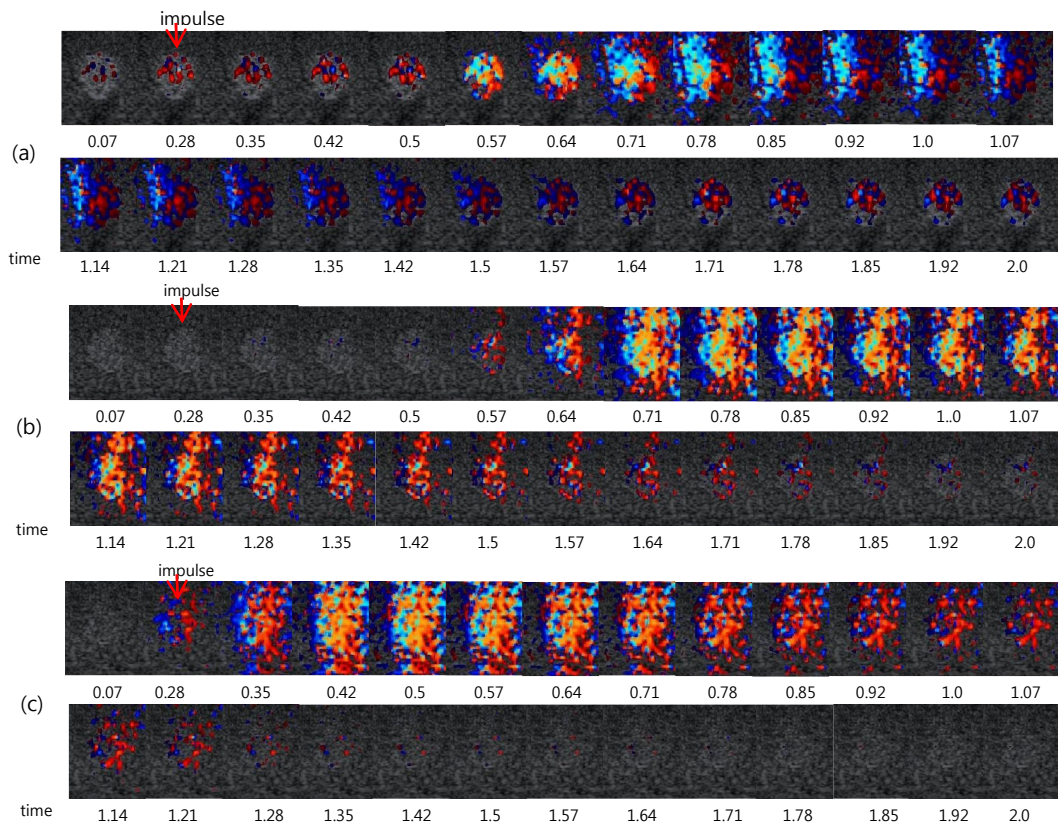


Figure 5.3-2 Temporal variations of TA images obtained for the 3 different contrast targets excited by the mechanical impulse with a peak acceleration of  $1.27\text{m/s}^2$  : (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB contrast target.

### 5.3.1 충격파 세기에 따른 TA 발생 특성

그림 5.3-1은 충격파의 세기가 3단계로 증가 ( $0.37$ ,  $1.27$  및  $2.19 \text{ m/s}^2$ )할 때, +6dB 대조도 타겟에 대한 컬러 도플러 영상을 비교하고 있다. 충격파의 세기가 커질 경우 ( $1.27$ ,  $2.19 \text{ m/s}^2$ 의 경우) TA는 타겟 뿐만 아니라 배경 부분에서도 TA가 발생되고 있다 (그림 5.3-1). 충격파를 가하고 TA가 발생하여 원래대로 다시 사라지기까지 소요되는 시간은 충격파의 크기가 커질수록 증가하는 것으로 나타났다. 충격파의 세기가 실험에서 고려한 가장 낮은 값인  $0.37 \text{ m/s}^2$ 에 대해, 충격 직후 (그림에서  $t=0.28$ 초) 부터 타겟에 TA가 발생되어  $0.85$ 초 정도까지 타겟의 중심부에서 소량의 TA가 유지되다가 서서히 사라진다 (그림 5.3-1a). 충격파의 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$ 에서는, 충격 후 타겟에 TA가 발생되지 않다가  $t=0.57$ 초 이후부터 타겟을 포함한 배경 부분에서도 TA가 발생하여  $t=1.78$ 초 이상 동안 컬러가 유지되다가 서서히 사라진다 (그림 5.3-1b). 충격파의 세기가 가장 큰  $2.19 \text{ m/s}^2$ 에서는 5.3-2c에서와 같이 충격 직후 (그림에서  $t=0.28$ 초)부터 타겟에 TA가 발생되고  $t=0.57$ 초 정도 TA가 유지되다가  $t=0.64$ 초 후부터  $t=1.85$ 초 이후까지 타겟과 배경에 포함하여 TA가 발생된다.

### 5.3.2 타겟의 대조도에 따른 TA 발생 특성

그림 5.3-2은 실험에서 고려한 중간 세기의 충격을 ( $1.27 \text{ m/s}^2$ ) 팬텀에 가할 때 +15dB, +6dB, +3dB 대조도 타겟에 발생하는 TA 영상을 보여준다. 그림 5.3-2에서 볼 수 있듯이, 타겟의 대조도가 클수록, 타겟에 나타나는 TA의 유지시간이 길어지고 있다. +15dB 타겟의 경우 충격 직후 ( $t=0.28\text{초}$ ) 타겟에 TA가 발생하여 5프레임 (0.57초) 정도 유지하고,  $t=0.64\text{초}$  이후 타겟 주변에도 TA가 발생하여 14프레임 (1.57초) 정도 유지하다가 그 후 타겟 외부에서 TA는 사라지고 타겟내에서만 TA가 관찰된다 (그림 5.3-2a). +6dB 타겟의 경우 충격 직후 ( $t=0.28\text{초}$ ) 4프레임 (0.5초) 정도는 TA가 발생하지 않다가  $t=0.57\text{초}$  이후 타겟과 타겟 주변 배경에 TA가 발생하여 18프레임 ( $t=1.85\text{초}$ ) 정도를 유지하면서 서서히 사라진다 (그림 5.3-2b). +3dB 타겟의 경우 충격 후 타겟과 타겟 주변 배경에 TA가 발생하여 14프레임 ( $t=1.21\text{초}$ ) 정도를 유지한 후 서서히 사라지고 있다 (그림 5.3-2c).

### 5.3.3 타겟 내 TA 발생량의 시간에 따른 변화

팬텀 타겟의 3가지 대조도 (+3, +6, +15 dB)에 대해 충격의 세기를 0.37, 1.27,  $2.19 \text{ m/s}^2$  로 변화하면서 타겟 내에서 발생된 TA의 발생량을 시간에 따라 표시하는 rCPN(t)는 그림 5.3-3에 도시되어 있다. 그림 5.3-3에서 데이터 값과 변동성은 5회 반복해서 입수한 영상에 대해 계산한 rCPN의 평균과 표준편차를 의미한다. 시간에 따른 rCPN은 충격의 세기가 증가할수록, 타겟의

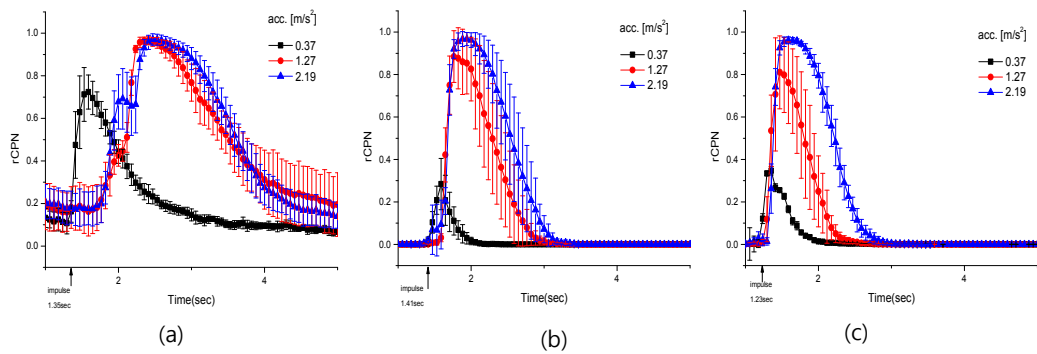


Figure 5.3-3 rCPN(t) for the TA images obtained for the contrast (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB target excited by the mechanical impacts with the peak acceleration of 0.37, 1.27 and 2.19 m/s<sup>2</sup>. Arrows indicated a point of impulse.

대조도가 클수록 증가하고 있다.

충격의 세기가 가장 작은  $0.37 \text{ m/s}^2$ 에서, +6, +3dB 타겟에 대한 rCPN의 최대값은 0.3 이내의 값을 가지며 rCPN의 값이 0보다 큰 값을 유지하는 시간도 +15dB 타겟과 비교할 때 매우 작다. 충격의 세기가  $1.27\text{m/s}^2$  이상으로 상승하면 모든 대조도 타겟에서 rCPN이 0.8보다 높으며, rCPN의 값이 더 오랜 시간 동안 0보다 큰 값을 유지하게 된다. 요약하면 충격의 세기가 증가하면 충격으로 인해 유발된 타겟 내의 TA 발생이 증가하고, 발생된 TA가 더 오래 유지된다.

TA가 발생되어 지속되는 시간은 +15dB 타겟에서 다른 대조도 타겟 보다 2초 이상 길다. 모든 대조도 타겟에서 rCPN의 최대값은 충격과 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  보다 클 경우, 최대값인 1에 근접한다. 그러나 rCPN을 높은 값으로 유지하는 시간은 +15dB 타겟이 +6dB와 +3dB 에 비해 상대적으로 길다. 대조도가 +6dB 보다 낮은 타겟에서, 충격과 세기가  $0.37 \text{ m/s}^2$ 로 가장 작을 경우, rCPN의 값이 0.3 보다 작으며, 충격과 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  이상이 되면 rCPN이 급격히 증가하여 0.8 이상 값을 보인다. (그림 5.3-3b~c). 대조도 +3dB 타겟의 경우, 충격의 세기가 커지면 rCPN의 최대값이 비선형적으로 상승한다. 충격의 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  에서, rCPN의 최대값은 이미 1에 근접하게 되며 충격의 세기가 더 증가해도 rCPN의 최대값은 더 이상 증가하지 않는다. 요약하면 타겟의 대조도가 클수록 충격으로 인해 유발된 타겟 내의 TA 발생이 증가하고, 발생된 TA가 더 오래 유지된다.

타겟 내 TA의 발생량 즉 rCPN에 대한 변동성 (표준편차)은 그림 5.3-3에서 볼 수 있듯이, 일반적으로 충격의 세기가 증가할수록 증가한다. rCPN의 변동성은 충격을 가한 직후와 rCPN이 최대값에 도달한 이후부터 유의하게 증가한다. TA를 안정적으로 잘 관찰하기 위해서는 rCPN의 변동성이 작으면서, rCPN의 값이 커야 하며, 이런 상태를 유지하는 시간이 길어야 한다. 이런 조건을 잘 만족하는 경우는 대조도 +15dB 타겟에 대해 충격과 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  이상일 때 (그림 5.3-3a) 또는 대조도 +3dB 타겟에 대해 충격과 세기가  $2.19 \text{ m/s}^2$ 를 적용할 때 (그림 5.3-3c) 임을 알 수 있다.

충격을 가한 후 타겟 내에 발생한 TA의 양 rCPN의 최대값은 타겟의 대조도 충격의 세기에 따라 도시하면, 그림 5.3-4와 같다. 모든 대조도의 타겟에 대해 충격의 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  이면, rCPN의 최대값은 평균적으로 0.8보다 높게 나타났다. 반면 대조도가 +15dB인 타겟은 실험에서 고려한 모든 충격의 세기에서 rCPN의 최대값은 평균적으로 0.8보다 높다.

#### 5.3.4 타겟의 TA 영상의 대조도

초음파 영상에서 대조도는 일반적으로 배경에 대한 타겟 영상의 회색조 에코의 비로 표현할 수 있다 (Ng & Swaneveldt 2011). 팬텀에 충격 자극을 가한 후 생성되는 TA는 타겟 뿐만 아니라 타겟 주변에서도 발생된다. 타겟 주변에

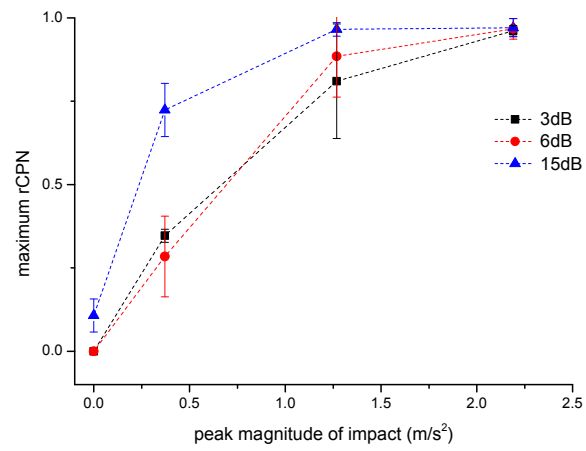


Figure 5.3-4 Maximum rCPN values of the TA images for the contrast +15, +6, and +3dB targets against the mechanical impacts whose peak magnitudes varied from 0, 0.37, 1.27 to 2.19 m/s<sup>2</sup>.

발생된 TA 는 타겟의 TA 영상에 대한 대조도를 저하시키고, 이 결과 타겟의 크기와 형상에 대한 정보가 상실될 수 있다. 타겟의 TA 대조도는 타겟과 동일한 면적을 가지는 타겟 주변부 (그림 5.3-5)에서 녹색과 적색 점선 원으로 이루어지는 환형부에 대한 rCPN 을 배경 값으로 사용하여 측정할 수 있다. 즉 타겟에 대한 TA 영상의 대조도 (C)는 아래 식(5.3-1)을 사용하여 계산할 수 있다.

$$C = \max(C(t))$$

$$C(t) = rCPN.t(t) - rCPN.b(t) \quad \dots\dots\dots (5.3-1)$$

여기서 rCPN.t는 타겟 내에서 발생된 TA에 대한 rCPN의 값, rCPN.b는 배경에서 TA 영상에 대한 rCPN의 값을 의미한다. C(t)의 값은 -1에서 +1의 범위를 가진다. C(t)가 양의 값을 가지면, 타겟에서 발생된 TA가 주변보다 많은 경우이며, 음의 값을 가지면 타겟에서 발생된 TA가 주변보다 적은 경우이다. C(t)의 값이 +1에 가까우면 타겟 내에만 TA로 차 있는 경우이며, -1에 가까우면, TA가 타겟 주변에 주로 발생한 경우이다.

각 대조도 타겟에 세 가지의 충격 자극을 가한 후 측정된 rCPN.t(t)와 rCPN.b(t)를 그림 5.3-6에서 도시하고 있다. 5.3-6a는 +15dB, 5.3-6b는 +6dB, 5.3-6c는 +3dB 타겟에 대한 결과를 보여준다. 모든 대조도 타겟에서 충격의 세기가 클수록 rCPN.b는 증가된다. 그림5.3-6a에서 보는 바와 같이



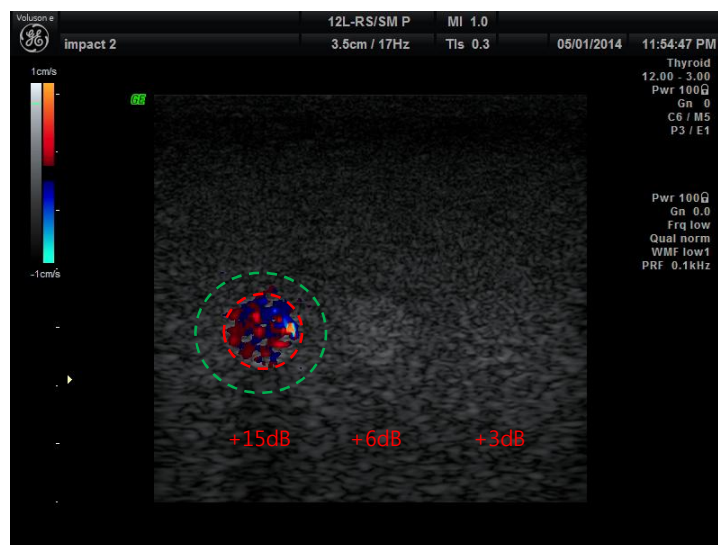


Figure 5.3-5 A typical color Doppler image obtained for the 3 circular contrast targets (+15dB, +6dB, +3dB): The red dotted circle represents the boundary of the +15 dB target, and the green dotted circle was drawn so that the annular area between the green and the red dotted circles was the same as that of the target.

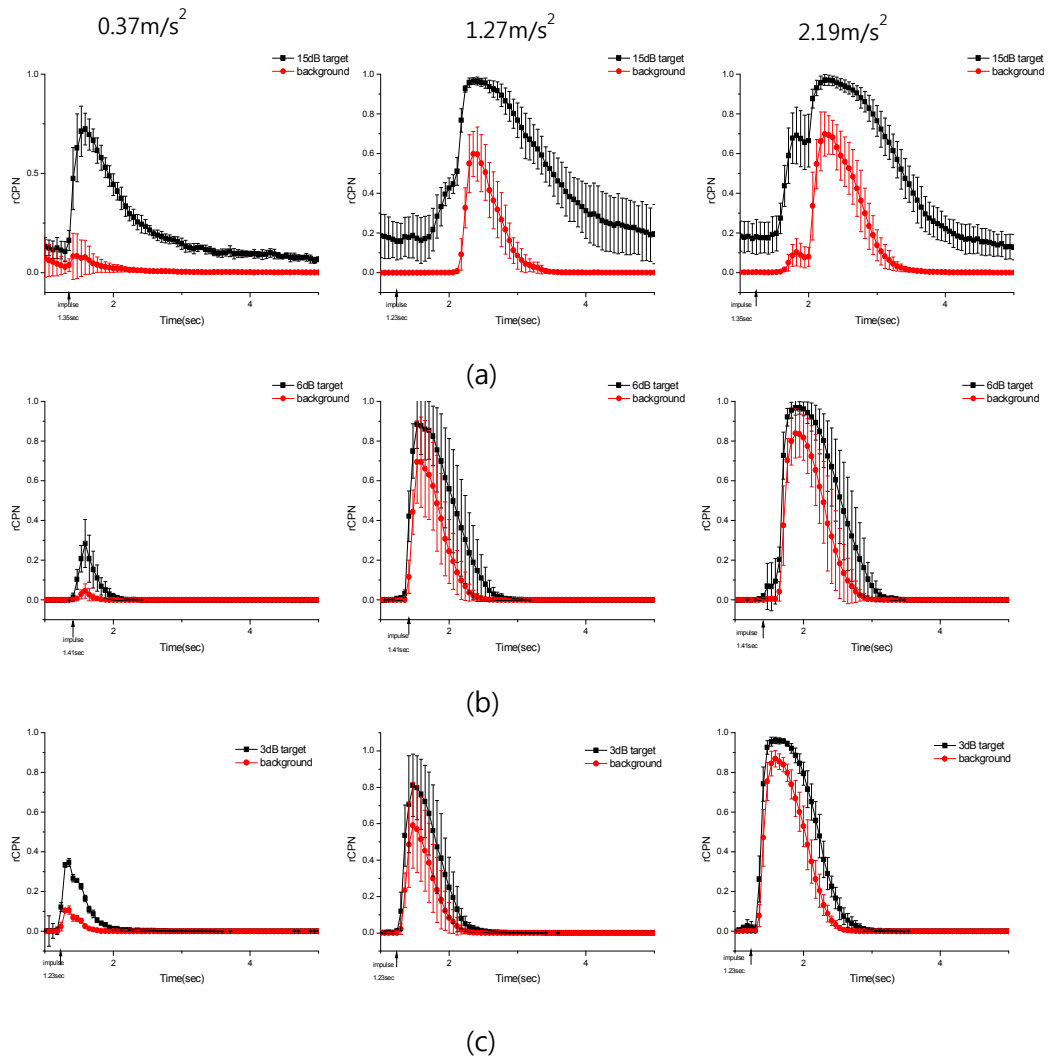


Figure 5.3-6 rCPN.t(t) and rCPN.b(t) for the (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB contrast targets excited by the mechanical impacts whose peak magnitudes varied from 0, 0.37, 1.27 to 2.19  $m/s^2$ . The moment of the mechanical impact was marked by the arrow to the horizontal axis.

충격의 세기가 가장 작은  $0.37 \text{ m/s}^2$ 에서, rCPN.b는 0.2 이내로 매우 작고, 충격의 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  이상에서 rCPN.b가 0.6 이상으로 높아진다. 또한 충격세기가 클수록 rCPN.b가 유지되는 시간도 길어진다. +6dB 타겟의 경우 충격의 세기가 가장 작은  $0.37 \text{ m/s}^2$ 에서 rCPN.b는 거의 발생하지 않고 있다. 충격의 세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  이상에서 rCPN.b가 0.7 이상으로 높아지며 이를 유지하는 시간이 길어진다 (그림 5.36-1b). 그림 5.3-6c에서 보는 바와 같이 +3dB인 경우, 충격 세기가 가장 작은  $0.37 \text{ m/s}^2$ 에서 rCPN.b는 0.1 정도로 발생한다. 충격세기가  $1.27 \text{ m/s}^2$  이상에서 rCPN.b는 0.6 이상으로 증가되고, 충격 세기가  $2.19 \text{ m/s}^2$ 에서 rCPN.b의 변동성이 낮아진다. 요약하면 충격의 세기가 증가하면 타겟 주변에 TA 발생이 증가하고 발생된 TA가 오래 유지된다.

타겟 내 TA가 잘 관찰되기 위해서는 rCPN.t(t)과 rCPN.b(t)의 차이, 즉 C(t)가 커야 하며 변동성이 작은 상태로 이러한 상태를 오랫동안 유지해야 한다. 그림 5.3-7은 타겟 별로 충격 세기 별로 구분하여 C(t)를 도시하고 있다. 그림 5.3-7a에서 보는 바와 같이, +15dB 타겟의 경우, C(t)의 최대값은 모든 충격의 세기에서 0.7 이상의 값을 가진다. 충격의 크기가 가장 작은  $0.37 \text{ m/s}^2$ 에서 C(t)의 변동성이 가장 작다. 반면 +6dB 타겟에서는 C(t)의 최대값은 0.4 이하이고, +3dB 타겟의 경우 0.3 이하로 나타난다 (그림 5.3-7b,c). 일반적으로 타겟 대조도가 커질수록, 충격의 세기가 클수록 C(t)값이 큰 값 (예. > 0.5)을 더 오래 동안 지속한다.

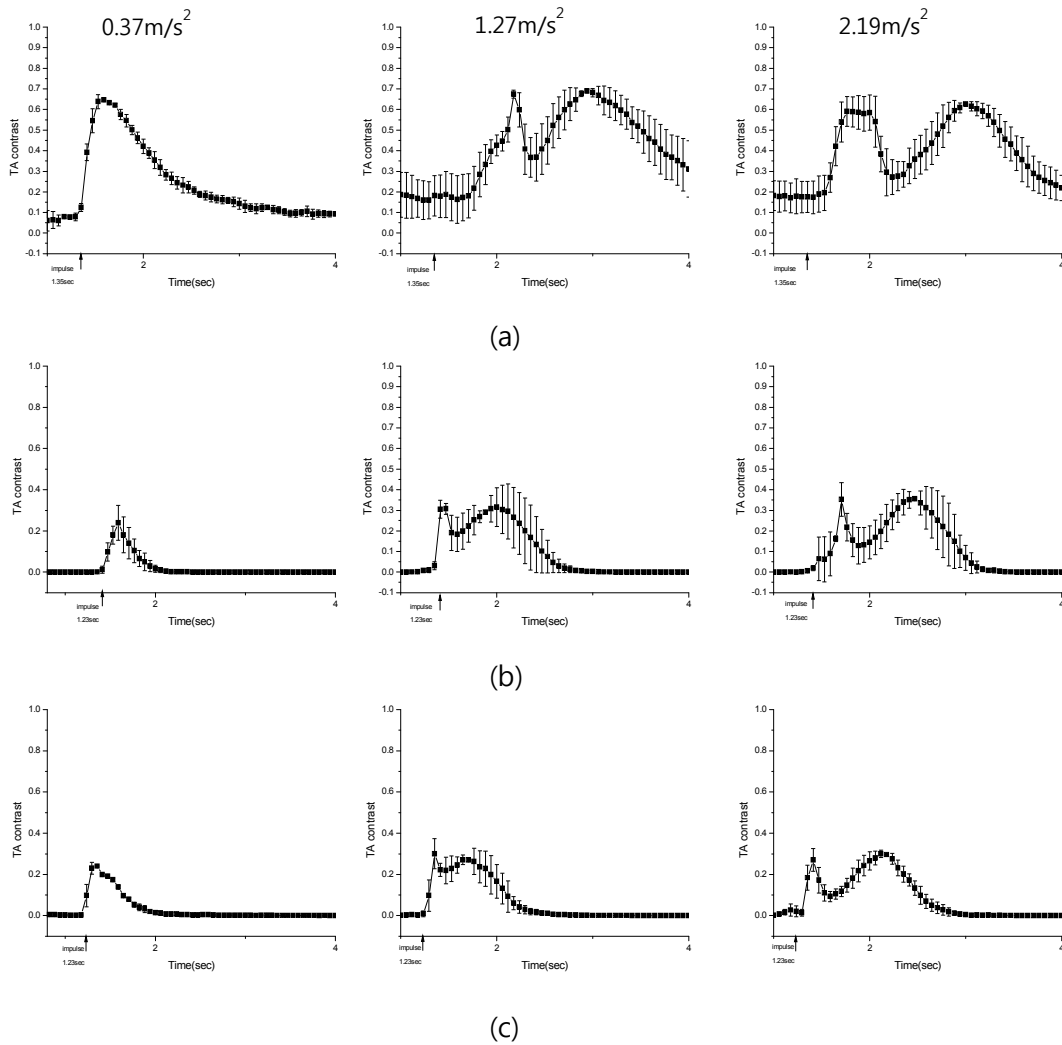


Figure 5.3-7 TA contrast for the (a) +15, (b) +6, and (c) +3dB contrast targets excited by the mechanical impacts whose peak magnitudes varied from 0, 0.37, 1.27 to 2.19  $\text{m/s}^2$ .

그림 5.3-8는 식(5.3-1)에서 정의된 타겟의 대조도 C와 타겟의 음향학적 대조도와의 상관성을 도시한다. 그림 5.3-8에서 보여주는 바와 같이 음향학적 대조도가 +6dB 이하에서는 음향학적인 대조도가 증가해도 C의 값은 유의하게 변화하지 않지만, 음향학적 대조도가 +15dB로 증가할 경우, C의 값도 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 동일한 음향학적 대조도를 가지는 타겟에 대해 충격의 세기가 클수록 TA 대조도 C의 값이 커진다. C의 변동성은 타겟의 음향학적인 대조도가 높을수록 충격의 세기가 커질수록 감소하는 것으로 나타났다.

#### 5.4 고찰

충격의 세기가 증가하면 충격으로 인해 유발된 타겟 내의 TA 발생이 증가하고, 발생한 TA가 더 오래 유지된다. 또한 타겟의 대조도가 클수록 TA 발생이 증가된다. 발생한 TA rCPN의 변동성은 일반적으로 충격의 세기가 증가할수록 증가한다. TA가 안정적으로 잘 관찰되기 위해서는 rCPN의 변동성이 낮고, rCPN의 값이 크며, 또한 이런 상태를 유지하는 시간이 길어야 한다. 그러나 타겟에 충격을 가하면 타겟 뿐만 아니라 타겟 주변에서도 TA가 발생된다. 타겟 주변부에 발생된 TA는 타겟 영상의 TA 대조도를 저하시킨다. TA 대조도는 타겟 내에서 TA가 점유하는 상대적인 비로 타겟과 타겟 주변에 발생한 rCPN의 차이값으로 정의된다. 시각적으로 인식할 때 TA 대조도 (타겟과 타겟 주변의 rCPN 차이 값)가 큰 값일 때, TA 발생 지속시간이 증가될 때, 변동성이 적을

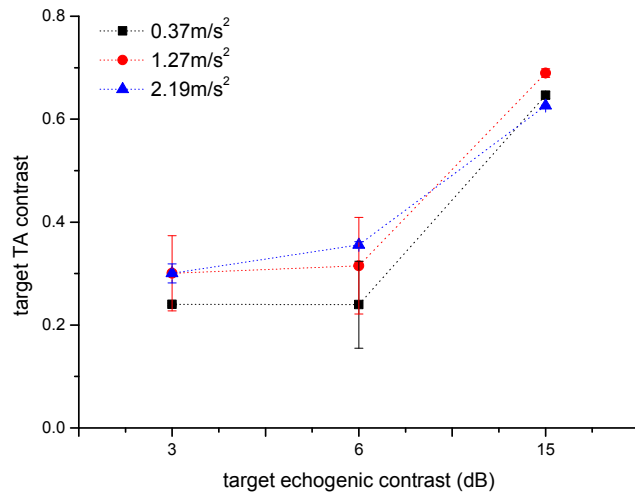
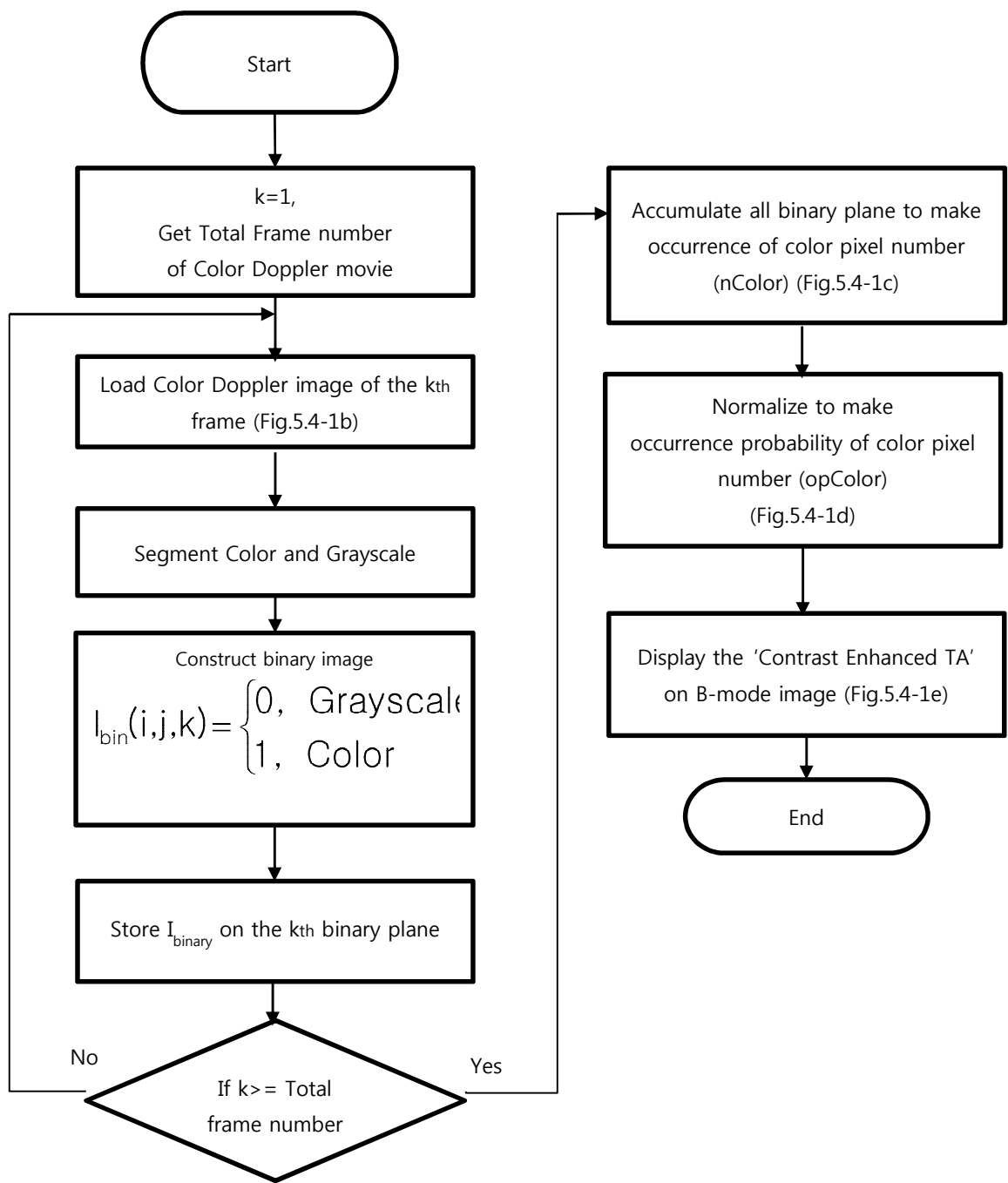


Figure 5.3-8 The maximum TA contrast versus the echogenic +3, +6, +15dB contrast targets, for the peak mechanical impacts of 0.37, 1.27, and 2.19m/s<sup>2</sup>.

때를 만족시키는 충격의 세기를 TA 영상의 대조도 최적화를 위해 제안할 수 있다.

본 실험에서 타겟에 기계적 충격을 가하기 위해, 고무 볼을 광학 실험대에 자유 낙하하는 방법을 이용했다. 충격의 세기는 자유 낙하하는 볼의 높이를 조절했다. 고무 볼을 자유 낙하 시 팬텀의 대조도 타겟에서 TA가 발생하기 시작되는 시점을 가장 낮은 충격 세기로 설정하고 ( $0.37\text{m/s}^2$ ), 팬텀에 충격을 가할 때 초음파 영상에서 대조도 타겟에 TA가 발생되고 더 이상 컬러가 발생되지 않는 시점을 가장 큰 충격 세기로 설정했다 ( $2.19\text{m/s}^2$ ). 본 실험에서는 최소 및 최대 충격의 세기의 범위에서 대 중 소의 3가지 충격의 세기를 고려하고 있다. 충격의 세기에 대한 TA 발생에 대한 경향을 좀더 세밀하게 평가하기 위해서는, 좀더 세분화된 충격의 세기를 고려한 실험이 필요하다.

그림 5.3-1 ~ 5.3-3에서 보여주고 있는 것처럼 타겟에 충격 가한 후 증가된 TA는 짧은 시간 동안 출현하다가 사라진다. 이러한 순간적인 TA 영상을 시각적으로 감지하기는 쉽지 않다. 이러한 문제를 해결하기 위해 충격 자극을 가한 후 일정 시간 동안 모든 영상의 시퀀스를 합성하는 영상 처리 기술을 이용할 수 있다. 그림 5.4-1는 시간에 따라 빠르게 변화하는 TA 영상을 TA 대조도가 개선된 단일 정지 영상으로 변환하는 영상 처리 방법의 흐름도 및 예를 보여준다. 만일 k번째 프레임 컬러 도플러 영상(그림 5.4-1b)에서 좌표 (i,j)에서의 픽셀 값을  $I(i,j,k)$ 라 하면, 영상에서 컬러 영역과 회색조 영역을 2진법적으로 구분하는 영상  $I_{\text{bin}}(i,j,k)$ 는 아래 식(5.4-1)로 표현할 수 있다.



(a)



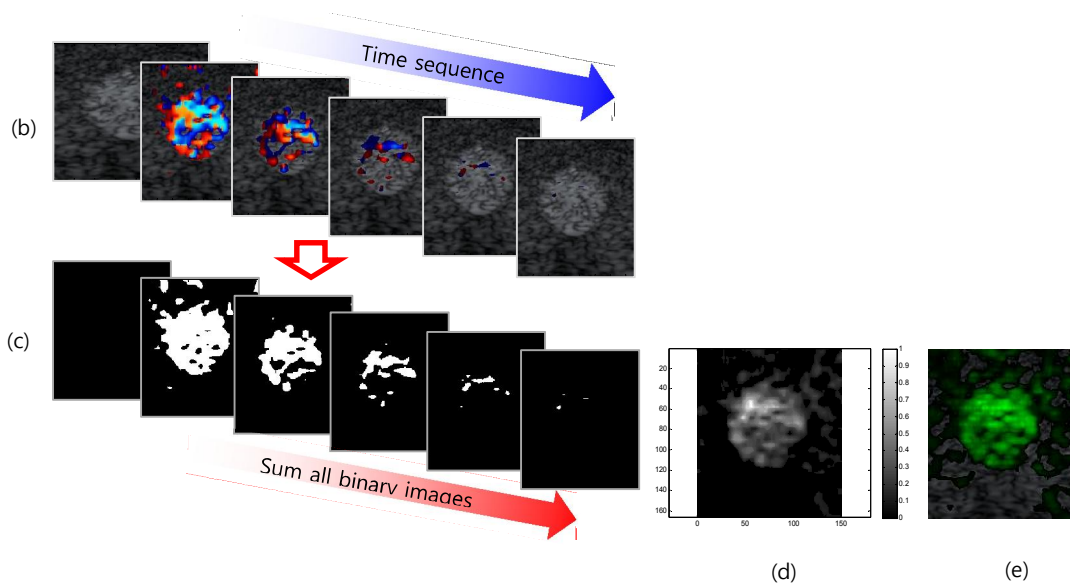


Figure 5.4-1 The procedure for constructing a 'contrast enhanced TA'. (a) flow chart, (b) time sequence of TA images, (c) binary image corresponding to each TA image, (d) occurrence probability of color pixel number (opColor), and (e) 'contrast enhanced TA image'.

$$I_{bin}(i, j, k) = \begin{cases} 0, & \text{Grayscale} \\ 1, & \text{Color} \end{cases} \dots\dots\dots (5.4-1)$$

그림 5.4-1c는 식(5.4-1)을 이용하여 컬러 도플러 영상의 모든 프레임의 영상은 0과 1로 이루어진 이진 영상 (binary Image)을 도시한다. 각 좌표에서 컬러의 발생 횟수(occurrence of color pixel number) nColor(i,j)는 이진 영상의 전체 프레임을 합산하여 얻는다.

$$nColor(i, j) = \sum_{k=1}^n I_{bin}(i, j, k) \dots\dots\dots (5.4-2)$$

이때 n은 전체 프레임 수이다. 계산된 nColor(i,j)는 nColor(i,j)의 최대값으로 나누어 정규화하면, 해당 픽셀 위치에서 컬러 발생 확률 opColor(i,j) (occurrence probability of color pixel number)를 계산할 수 있게 된다.

$$opColor(i, j) = \frac{nColor(i, j)}{\max(nColor(i, j))} \dots\dots (5.4-3)$$

계산된 opColor(i,j)의 범위는 최대 1과 최소 0사이의 값을 갖는다. 만약 opColor(i,j)가 1에 가까우면 픽셀 위치 (i,j)에서 TA가 발생할 확률이 높고, 0이면 픽셀 위치 (i,j)에서 TA가 발생할 확률이 낮다. opColor(i,j)는 단일 컬러 (예. 녹색) 값의 밝기로 변화되어 최종적으로 도출하고자 하는 정지 영상을 얻게 된다 (그림 5.4-1e). 이렇게 얻어진 단일 정지 영상은 긴 지속 시간을 가지는 타겟 내의 TA는 상대적으로 빨리 사라지는 배경부의 컬러보다 더 두드러지게

되는 효과 (contrast enhanced effect)를 얻게 된다. 그림 5.4-1은 +15dB 대조도 영상에 충격 후 발생된 TA 영상을 이용하여 동영상의 전체 영상을 합산한 것으로 그림 5.4-1e와 같이 발생된 TA를 녹색의 밝기로 표현하여 영상을 도시했다.

그림 5.4-2는 대조도 타겟 및 충격 세기를 변화하면서 컬러 도플러 영상을 처리하여 얻은  $opColor(i,j)$  영상을 보여준다. 이 때 얻은 단일 컬러 영상은 그림 5.4-2에서 보는 바와 같이 TA 대조도가 가장 두드러지는 영상을 나타낸다. 대조도 타겟이 높을 수록 TA가 증가된다. 타겟의 대조도가 +15dB인 경우, 충격 세기가 클수록 TA 발생량이 많고 TA 강도가 강해져 다른 대조도 타겟 +6, +3dB에 비해 타겟내에 발생된 TA는 시각적으로 명확하다. +6dB의 타겟의 경우 타겟 중심에서 TA가 많이 발생되고 충격세기가 클수록 TA 발생량이 증가한다. +3dB는, TA가 소량 발생하고 있으며 반면 타겟 주변에도 약간 발생되고 있다. 그러나 +6 및 +3dB와 같이 경계가 명확하지 않는 타겟에서 타겟 중심부에 TA가 발생되고 있어 병변을 파악하기 용이해진다. 그림 5.4-2와 같은 영상은 축적된 영상에서 컬러 픽셀이 나타나는 최대 빈도수를 정규화할 때 최대 값 1를 기준으로 문턱 값을 설정하여 나타낸다. +6 및 +3dB에서와 같이 타겟 주변에 발생하는 TA는 사라지게 되어 원래의 영상에 비해 시각적으로 TA가 더 명확해진다. 임상에서 시각적으로 쉽게 감지하기 어려운 영상인 경우, 이와 같은 축적된 영상의 시퀀스를 합성하는 영상 처리 기술을 활용 가능할 것으로 예상된다.

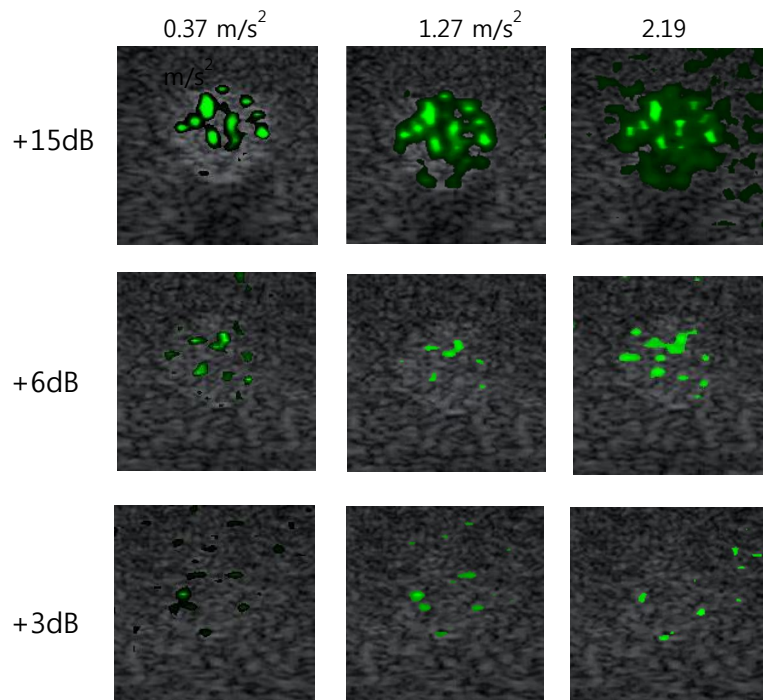


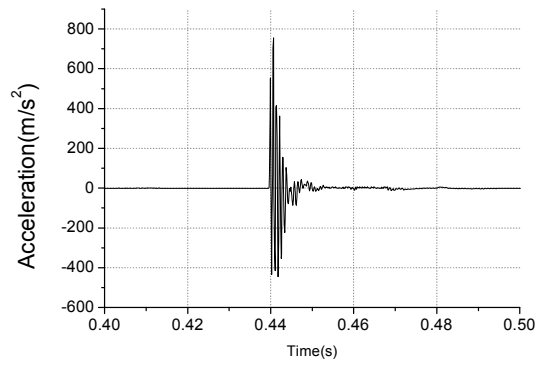
Figure 5.4-2 The contrast enhanced TA images constructed for the 3 (+15dB, +6dB, and +3dB) echogenic contrast targets excited by the mechanical impacts with the peak accelerations of 0.37, 1.27, and 2.19 m/s<sup>2</sup>. The green color intensity indicates the normalized TA occurrence rate. The SNR (signal to noise ratio) was increased with the contrast level of targets.

팬텀 실험에서 확인된 외부 충격의 TA 대조도 개선 효과에 대한 임상적인 검증을 위해, B-모드에서 후방 음향 음영 허상을 동반하지 않고 컬러 도플러 영상에서도 TA가 나타나지 않는 콩팥 결석 환자를 대상으로 실험을 수행했다. 그림 5.4-3a에서 보여주고 있듯이 환자의 컬러 도플러 영상을 얻는 과정에서 초음파 탐촉자에 손상을 주지 않는 수준의 미세한 충격을 가한다. 그림 5.4-3b는 초음파 탐촉자에 가속도계를 부착하여 측정된 충격의 신호를 보여준다. 그림 5.4-3c (프레임 번호 1)에서 보여주는 바와 같이 대상 환자의 B-모드 영상은 수질부분의 에코 때문에 후방 음향음영을 동반하지 않고 있으며, 컬러 도플러 모드에서도 TA가 생성되지 않는다. 반면 탐촉자에 자극을 가한 후 얻은 팬텀 실험 결과에서 보여주는 것과 유사하게, 콩팥 결석 부위에서 TA가 발생되고 시간이 지남에 따라 천천히 사라지고 있다 (5.4-3c). 즉 탐촉자에 충격을 가하면 TA가 발생하고 13프레임 정도 컬러가 반복되면서 유지하다가 천천히 사라진다.

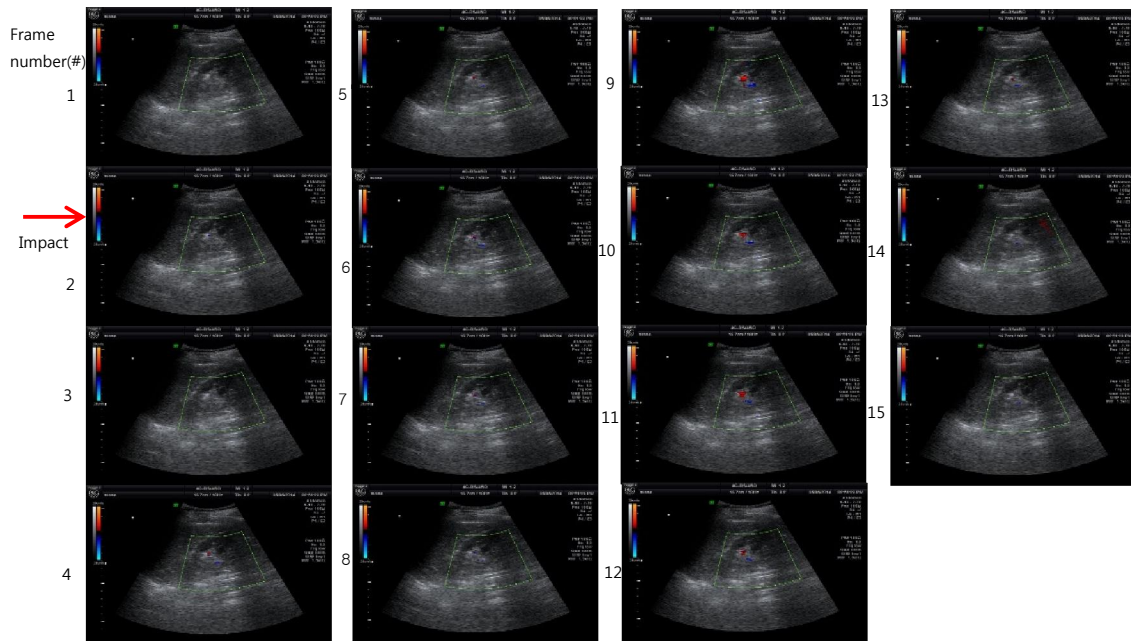
비록 초기적이고 제한적인 임상적인 케이스이지만, 관찰된 결과는 기존 초음파 영상으로 진단이 어려운 미세한 결석이나 섬유화 병변, 유방의 미세 석회화 병변을 확진하기 위해 외부 충격을 이용한 TA의 활용 가능성을 보여준다. 충격을 가해 TA를 순간적으로 유도하고 영상 처리 기법을 이용하여 타겟의 TA 대조도를 증가시키는 기술은, 'contrast enhanced TA mode' 형태로 초음파 영상 장치에서 구현이 가능하다. 가능성이 확인된 'contrast enhanced TA mode'의 임상적인 활용을 위해 다양한 병변에 대해 임상적인 사례를 축적하는 후속 연구가 필요하다.



(a)



(b)



(c)

Figure 5.4-3 (a) A photo of ultrasonic scanning to the patient, (b) mechanical impact signal applied to an ultrasonic probe, and (c) color Doppler images with time (time interval = 0.1 sec, total time = 1.5 sec): TA does not appear initially but starts to be shown on the site of the renal stone after the mechanical impact.

## 5.5 결론

본 연구에서는 대조도 타겟에 기계적 충격 자극을 가할 때, 타겟에 TA 가 현저히 증가하는 것을 실험적으로 관찰했다. 타겟에서 발생하는 TA 는 충격 세기에 비례하여 증가했으며, 타겟의 대조도가 높을수록 더 오래 동안 지속됐다. 이러한 결과는 타겟에 가해지는 충격 세기의 강도를 조절하면 타겟에 대한 TA 의 대조도를 최대화할 수 있음을 시사한다. 충격 자극을 활용하여 대상 조직에 대한 TA 의 대조도를 높이는 'contrast enhanced TA mode'를 구성할 수 있으며, 이러한 기술을 활용하면 기존의 초음파 영상에서 확인하기 어려운 요로 결석 및 미세 석회화 병변 등에 대해 초음파 영상을 통한 확인이 가능할 수 있을 것으로 예상된다.

## VI. 결론

### 6.1 주요 결과

컬러 도플러 영상에서 혈류 또는 움직임이 없는 곳임에도 불구하고 산란체가 있는 타겟의 경우 TA가 발생한다. 컬러 도플러 영상에서 TA에 대한 임상적인 유용성이 확인되고 있지만 아직 TA기전은 명확히 규명되지 못한 상태이다. 본 연구에서는 TA에 영향을 줄 것으로 예상되는 요인을 타겟의 특성과 장비의 설정 변수로 구분하고, 표준 대조도 팬텀을 이용하여 각 설정 변수가 TA에 미치는 효과를 실험적으로 평가했다. 본 연구를 통해 얻는 주요 연구 결과는 다음과 같이 요약된다.

#### 6.1.1 타겟의 특성이 TA에 미치는 효과

TA는 고 에코성 타겟에서 주로 발생되며 TA는 타겟의 음향학적 특성과 밀접하게 관련된다. 본 연구에서는 산란체 (glass bead)의 크기 및 농도가 다른 TM 팬텀, 상용화된 고 에코성 대조도 팬텀 타겟에 대해 TA의 발생 특성을 관찰했다. 타겟 팬텀이 산란체의 수가 많을 수록, 산란체 농도가 높을수록



산란체의 크기가 클수록 TA가 증가하는 것으로 확인됐다. 산란체의 크기가 30 $\mu\text{m}$  부근에서도 TA를 관찰할 수 있으며, 이것은 임상에서 아주 작은 미세석회화, 미세 요로 결석 및 유방의 미세 석회화를 감별하는데 있어 TA를 활용할 수 있음을 시사한다. 산란체 농도, 크기, 개수가 커지는 경우에 해당하는 석회화를 동반한 조직이 단단해지는 만성적인 염증 병변, 섬유화가 진행되는 병변에서 TA 발생이 예상되며, 발생한 TA는 진단 의학적으로 유용한 정보를 제공할 수 있을 것으로 예상된다.

### 6.1.2 컬러 도플러 설정변수가 TA에 미치는 효과

표준 초음파 팬텀에 포함된 고 에코성 원형 대조도 타겟을 대상으로 컬러 도플러의 설정 변수들인 주파수, CWP, 이득, PRF, WMF, 앙상블, 평활화, 선밀도를 조절하면서 TA를 관찰했다. 실험 결과 TA는 PRF와 주파수, WMF 및 앙상블이 낮을 때, 선밀도와 평활화가 높을 때, CWP가 최대일 때 최대로 발생하는 것으로 나타났다. 이득은 중간 정도일 때 타겟 내의 TA가 최대로 발생하고 주변의 컬러 잡음이 최소화되는 것으로 확인되었다. 이러한 결과는, TA가 진단의학적으로 유용할 경우, TA의 발생을 최적화 하기 위한 컬러 도플러 변수 설정에 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

### 6.1.3 충격 자극에 의한 TA 대조도 개선

고 에코성 대조도 타겟 팬텀에 충격 자극을 가할 때 타겟에 대한 컬러 도플러 영상을 관찰했다. 충격 자극은 고무 볼을 자유 낙하하여 팬텀에 부딪치는 방식으로 실험적으로 구현했다. 타겟에 가해지는 기계적 충격의 세기는 자유 낙하하는 볼의 높이로 조절했다. 측정된 충격 신호의 200Hz 이내의 주파수 성분을 포함한다. 충격 후 대조도 타겟 내에 발생된 TA는 타겟의 대조도가 클수록 증가하고, 더 오래 유지되는 것으로 관찰되었다. 충격의 세기가 증가하면 타겟 내의 TA 발생이 증가하고, 발생된 TA가 더 오래 유지된다. 발생된 TA의 변동성은 일반적으로 충격의 세기가 증가할수록 증가한다. TA가 안정적으로 잘 관찰되기 위해서는 rCPN의 변동성이 낮고, rCPN의 값이 크고, 또한 이런 상태를 유지하는 시간이 길어야 한다.

타겟에 충격을 가하면 타겟 뿐만 아니라 타겟 주변에서도 TA가 발생된다. 타겟 주변부에 발생된 TA는 타겟 영상의 TA 대조도를 저하시킨다. TA 대조도는 타겟과 타겟 주변에 발생한 rCPN의 차로 정의될 수 있다. TA 대조도가 일반적으로 충격의 세기가 클수록, 타겟의 음향학적 대조도가 높을수록, TA의 대조도가 크며, TA의 지속 시간이 증가하고 TA의 변동성이 작은 것으로 나타났다.

실험 결과의 임상적인 활용 가능성을 평가하기 위해 미세한 콩팥 결석을 대상으로 사례 연구를 수행했다. 선정된 환자는 초음파 B-모드 및 컬러 도플러 영상에서 콩팥에 결석이 관찰되지 않는 경우이다. 환자로부터 컬러 도플러 영상을 얻는 과정에서 초음파 탐촉자에 미세한 충격을 가하도록 했다. 팬텀 실험 결과와 유사하게 콩팥 결석 부위에서 TA가 발생되고 시간이 지남에 따라 천천히 사라지는 것을 관찰할 수 있었다. 이러한 결과는 기존 초음파 영상으로 진단이 어려운 미세한 결석이나 유방의 미세 석회화 병변을 확인하기 위해 외부 충격을 이용한 TA의 활용 가능성을 보여준다.

## 6.2 추후 연구

TA는, 적절한 컬러 도플러 설정 조건하에서, 생체 조직과 유사한 음향학적 특성을 가진 산란체를 포함한 젤 팬텀에서 관찰된다. TA의 발생량은 산란체 농도 및 크기가 증가하면 현저히 증가한다. 초기 유방암에 수반될 수 있는 미세석회화는 종종 군집된 형태로 존재한다. TA를 활용한 초기 유방암 진단의 가능성을 높이기 위해서는 석회화된 유방암 조직을 실제로 모의할 수 있는 초음파 팬텀에 대한 TA의 특성을 관찰하는 후속 연구가 필요하다.

본 연구의 4장에서 컬러 도플러 설정변수가 컬러 생성에 민감하게 영향을 미치며, 적절한 도플러 설정변수의 설정으로 TA가 증가한다. 그러나 설정 변수는 동일한 조건에서 회사 장비에 따라 조절 값이 다를 수 있어 각 장비에 따른 추가 연구가 필요하다.

본 연구에서는 타겟에 기계적인 충격을 가할 때, 타겟의 TA 대조도가 개선되는 것을 확인했다. 환자의 컬러 도플러 영상을 얻는 과정에서 탐촉자에 미세한 외부 충격을 가할 때, 팬텀 실험 결과와 유사하게, B-모드에서는 보이지 않은 콩팥 결석에서 TA가 발생됨을 확인했다. 관찰된 결과는 기존 초음파 영상으로 진단이 어려운 미세한 결석이나 유방의 미세 석회화 병변을 확인하기 위해 외부 충격을 이용한 TA의 활용 가능성을 보여준다. 그러나 충격에 의한 TA의 발생은 매우 순간적이고 시각적으로 감지하기 어렵다. 이러한 문제를 해결하기 위해 제시된 영상 처리 기법을 이용하여 타겟의 TA 대조도를 증가시키는 기술은 contrast enhanced TA mode 형태로 초음파 영상 장치에서 구현이 가능하다. 제안된 기술의 임상적인 활용을 위해, contrast enhanced TA mode를 영상 장치에 구현하고, 다양한 병변에 대해 임상적인 사례를 축적하는 후속 연구가 제안된다.

### 6.3 결어

TA는 컬러 도플러 영상에서 발생하는 허상이지만 동시에 진단에 유용한 정보를 제공해 준다. 아직까지 TA의 기전은 완전하게 밝혀지지 않은 상태이다. 일반적으로 TA는 고 에코성 타겟에서 주로 생성되며 초음파 영상 장치의 컬러 설정 변수에 의해 영향을 받는다. TA는 임상적으로 결석, 석회화, 석회증 등과 같은 회색조 영상에서 결론을 내리기 힘든 병리학적 소견을 확인 또는 감별할 때 사용될 수 있다. 또한 아주 미세한 결석이나 유방의 미세석회화 등 미세석회화를 동반한 양성 및 악성 병변에서도 TA를 활용 가능할 것으로 여겨진다. 본 연구에서 제안된, 적절한 역학적 자극 하에서 TA 발생에 최적화된 컬러 도플러 모드를 설정하는 'Contrast Enhanced TA Mode' 형태로 초음파 영상 장비에서 구현될 경우, TA가 진단 의학적으로 유용한 도구로 임상에서 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

## 참고문헌

Alan C, Kocoqlu H, Karataq O, Ersay AR, Erhan A. Role of Twinkling artifact in characterization of urinary calculi. *ActasUrol Esp.* 2011;35;396-402.

Aloka Prosound manual, Hitachi Aloka Medical, Ltd. Japan.

Aytac SK, Ozcan H. Effect of color Doppler system on the twinkling sign associated with urinary tract calculi. *J Clin Ultrasound* 1999;27:433-439.

Behnam Hamid, Hajjam A and Rakhshan H. Modeling Twinkling artifact in sonography. *IEEE* 2010;978;4713-4718.

Boote EJ. AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in US: Doppler US techniques: concepts of blood flow detection and flow dynamics. *RSNA* 2003.

Browne JE, Ramnarine KV, Zagzebski JA, Banjavic RA, Sum SW. A new ultrasound tissue-equivalent material. *Radiology* 1980;134:517-520.

Brunese L, Romeo A, Iorio S, et al. Thyroid B-flow twinkling sign: A new feature of papillary cancer. *Eur J Endocrinol* 2008;159;447-451.

Campbell S, Culliana F, Rubens D. Slow flow or no flow? Color and power Doppler US pitfalls in the abdomen and pelvis. *RadioGraphics* 2004;24:497-506.

Chelfouh N, Grenier N, Highueret D, et al. Characterization of urinary calculi: in

vitro study of "twinkling Artifact" revealed by color-flow sonography. AJR 1998;171:1055-1060.

Choi MJ, Yang JH, Kang GS. Color Doppler Twinkling Artifact: Possible mechanisms and clinical potential. Biomed Eng Lett 2014;4:41-54.

Culjat M, Goldenberg D, Tewari P, Singh S. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. Ultrasound in Med & Biol. 2010;36:861-873.

Dillman J, Kappil M, Weadock W, Rubin J, Platt J, DePietro M, Bude R. Sonographic twinkling Artifact for renal calculus detection: correlation with CT. Radiology 2011;3:259: 911-916.

Doppler ultrasound methods, <http://ulb.upol.cz/tutorial/doppler.pdf>.20140507.

EnVisor series user's manual. Philips Healthcare, N.V.

Fish P. Diagnostic medical ultrasound. John wiley & sons 1990;117:1-250

Foley WD & Erickson SJ. Color Doppler flow imaging. AJR 1990;156:3-13.

Ghersin E, Soudack M, Gaitini D. Twinkling Artifact in gallbladder adenomyomatosis. J Ultrasound Med 2003;22:229-2231.

Gao Jing, Ng Amelia, Nhunt Minh, Min D Robert. Flow turbulence or Twinkling Artifact? A primary observation on the intrarenal color Doppler sonography. Clinical Imaging 2009;34:355-360.

Girish G, Caoili E, Pandya A, et al. Usefulness of the twinkling Artifact in identifying implanted mesh after inguinal hernia repair. JUM 2011;30:8:1059-1065.

Goldberg B. An atlas of ultrasound color flow imaging. CRC Press 1997;1-290

Gorguner M, Misirlioglu F, Polat P, Kaynar H, Saglam L, Mirici A, Suma S. Color Doppler sonographically guided transthoracic needle aspiration of lung and mediastinal masses. J Ultrasound Med. 2003;22(7):703-8.

Guntur SR. Tissue mimicking phantoms for visualizing thermal lesions by high intensity focused ultrasound. PhD's thesis, Biomedical Eng., Jeju national university. 2013;6-7.

Hindi A, Peterson C. Barr RG. Artifacts in diagnostic ultrasound. Reports in Medical Imaging 2013;6:29-48.

Hirsch M, Palavecino T, LR B. Color Doppler twinkling artifact: A misunderstood and useful sign. Revista Chilena de Radiologia 2010;17:82-84.

HJ Kim, JY Lee, JY Jang, et al. Color Doppler Twinkling Artifacts from gallstones: In vitro analysis regarding their compositions and architectures. Ultrasound in Med. & Biol 2010;36:12;2117-2122.

Huang L, Simnetti F, Huthwaite P, Rosenberg R, Williamson M. Detecting breast microcalcifications using super-resolution and wave-equation ultrasound imaging. a numerical phantom study. Proc. SPIE, Medical Imaging 2010;7629:19.



Hussey Matthew. Fundamentals of Mechanical vibrations. Macmillan Press Ltd.;1983;1-284.

Jeon SJ & Yoon SE. Color Doppler twinkling Artifact in hepatic bile duct hamartomas (von Meyenburg complexes). JUM 2006: 25:399-402.

Kamaya A, Tuthill T, Rubin JM. Twinkling Artifact on color Doppler sonography: Dependence on machine parameters and underlying cause. AJR 2003;180:215-222.

Kapur K, Nanda NC. Clinical Cardiology 1986;9:12:1-628.

Khan HG, Gailloud P, Martin JB, Khaw N, Spadola L, Rüfenacht DA, Terrier F. Twinkling Artifact on intracerebral color Doppler sonography. Am J Neuro Raio. 1999;20(2):246-7.

Kim HC, Yang DM, Jin W, Ryu JK, Shin HC. Color Doppler Twinkling Artifacts in Various Conditions During Abdominal and Pelvic Sonography. J Ultrasound Med 2010;29:621-632.

Kim HJ, Lee JY, Jang JY et al. Color Doppler Twinkling Artifacts from gallstones: In vitro analysis regarding their compositions and architectures. Ultrasound in Med. & Biol 2010;36:12:2117-2122.

Kinsler LE, Frey AR, Coppens AB and Sanders JV. Fundamentals of Acoustics.4<sup>th</sup> ed. John Wiley & Sons, Inc. New York:2000.

Kisslo J, Adams D, and B Mark. Basic Doppler echocardiography. 1986; Churchill

Livingstone:1-215.

Kisslo J & Adams DB. Doppler color flow imaging #4.  
echoincontext.mc.duke.edu/doppler04.pdf.

Kruskal JB, Newman PA, Sammons LG, Kane RA. Optimizing Doppler and Color Flow US: Application to Hepatic Sonography. RadioGraphics 2004;24:657– 675.

Lee JY, Kim SH, Cho JY, Han D. Color and power Doppler twinkling Artifacts from urinary stones: Clinical observations and phantom studies. AJR 2001;176:1441-1445.

Liu L, Funamoto K, Tanabe M, Hayase T. Fundamental study on micro calcification detection using twinkling sign: the effect of stiffness of surrounding tissue on the appearance of TS. 35<sup>TH</sup> Annual international Conference of the IEEE EMBS 2013: 13: 1390-1393.

LOGIQ5 user manual, GE Healthcare, UK.

Lu W, Sapozhnikov O, Bailey M, Kaczkowski P, Crum L. Evidence for trapped surface bubbles as the cause for the twinkling artifact in ultrasound imaging. UMB 2013;39:1026-1038.

Maulik D. Sonographic color flow mapping: Basic principles. Doppler Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. 2005;69-84.

Middleton W, Foley W, Lawson L. Color-Flow Doppler imaging of carotid artery abnormalities. AJR. 1988;150:419-25.

Mitterberger M, Aigner F, Pallwein L, et al. Sonographic Detection of Renal and Ureteral Stones. Value of the Twinkling Sign. *Clinical Urology* 2009;35:532-541.

Mo GQ and Liu XM. Ultrasonographic findings at the resected area after hepatectomy. *HepatobiliaryPancreat Dis Int* 2006;5:3:401-405.

Moon WK, Im JG, Koh YH, Noh DY, Park IA. Use of mammographically detected clustered microcalcifications. *Radiology* 2000;217:849-854.

Nagashima T, Hshimot H, Oshida K, Nakano S, Tanabe N, Nikaido T, Koda K, Miyazaki M. Ultrasound demonstration of mammographically detected microcalcifications in patients with ductal carcinoma in situ of the breast. *Breast Cancer* 2005;12:216-220.

Ng A, Swanevelder J. Resolution in ultrasound imaging. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain* 2011;11:186-192.

Oelze ML, Zachary JF, Brien Jr WD. Parametric imaging of solid tumors using average scatter size and acoustic concentration. *Proc. WCU* 2003;641-644.

O'Flynn E & Sidhu P. The sonographic Twinkling artifact in testicular calcification. *JUM* 2009;28:515-517.

Oktar SO, Yucel C, Erbas G, Ozdemir H. Use of twinkling Artifact in sonographic detection of intestinal pneumatosis. *Abdom Imaging*;2006;31:293-296.

Ozkur A, Dikensoy E, Kervancioglu S, Kervancioglu R, Inaloz S, Bayram M. Color

Doppler twinkling artifact in intrauterine fetal demise. Journal of Clinical Ultrasound;2008;36:3:153-156.

Palmeri ML, Sharma AC, Bouchard RR, Nightingale RW, Nightingale KR. A finite-element method model of soft tissue response to impulsive acoustic radiation force. IEEE T Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2005; 52(10):1699-712.

Pascoe S & Toloe O. The Doppler effect medical ultrasound. Ultrasound training solutions. <http://www.u-t-s.com.au>.

Podsiadly-Marczykowska T, Wroblewska A, Przelaskowski A. Classification of microcalcifications into BI-RADS™ Morphologic categories-Preliminary results. Biocybernetics and Biomedical Engineering. 2009;4:83-93.

Pozniak MA, Zagzebski JA, Scanlan KA. Spectral and color Doppler artifacts. RadioGraphics; 1992;12:35-44.

Rahmouni A, Bargoin R, Herment A, Bargoin N, Vasile N. Color Doppler twinkling Artifact in hyperechoic regions. Radiology 1996; 199: 269-271.

Reuben CM, Jeun B, Juluru K. Sonographic Twinkling Artifact in a Renal Graft with Prolene Mesh. J Ultrasound Med 2010; 29:1011-1013.

Rubens DJ, Bhatt S, Nedelka S, Cullinan J, Doppler Artifacts and Pitfalls. RadiolClin N Am 2006;44:805-835.

SA 9900 prime manual, Samsung Medison Co., Ltd. Korea.

Shabana W, Bude R, Rubin J. Comparison between color Doppler twinkling artifact and acoustic shadowing for renal calculus detection: an in vitro study. *Ultrasound in Med. & Biol.* 2009;35:2:339-250.

Siemens Acuson x300, Seimens Healthcare, Germany.

Sohn CH, Lee JH, Cho KS. Twinkling Artifact on color Doppler ultrasound: Comparison among various composition of stones and various central frequencies of transducers. *J Korean Soc Med Ultrasound* 2002;21:3:213-218.

Tahmasebpour HR, Buckley A, Cooperberg P, Fix C. Sonographic examination of the carotid arteries. *RSNA*;2005:25:1561-1575.

Taki H, Sakamoto T, Yamakawa M, Shiina T, Sato T. Small calcification depiction in ultrasonography using correlation technique for breast cancer screening. *Proceedings, Acoustics*;2012:847-851.

Tchelepi H, Ralls P. Color Comet-tail Artifact: clinical applications. *AJR* 2009;192:11-18.

Thijssen J. Ultrasonic tissue characterization. *Acoustical Imaging* 2002;25:9-25.

Timberlake K. *Chemistry: An introduction to general, organic, and biological chemistry.* Pearson College Div. 2011.

Torp-Petersen ST, Terslev L. Settings and artefacts relevant in color/power Doppler ultrasound in rheumatology 2009;67:143-149.

Trillaud H, Pariente JL, Rabie A, Grenier N. Detectio of Encrusted indwelling ureteral stents using a twinkling Artifact revealed on color Doppler sonography. AJR 2001;176:1446-1448.

Tsao TF, Kang RJ, Gueng MK, Tyan YS, Lin YC, Lee SK. Color Doppler Twinkling Artifact and Clinical Use. J Med Ultrasound 2009;17:3:157-166.

Tsao TF, Tyan YS, Kang RJ, Gueng MK, Lan H, Su YC, Lee T, Lee SK. Correlatioon study of the strength of the color Doppler Twinkling Artifact with the roughness of the reflecting surface and the Doppler angles. J Med Ultrasound 2004;12:4:119-124.

Turrin A, Minola P, Costa F, Cerati L, Andrulli S, Trinchieri A. Diagnostic value of colour Doppler twinkling Artifact in sites negative for stones on B mode renal sonography. Urol Res 2007;35:313-317.

Tsujimoto. Microclifications in the breast detected by a color Doppler method using twinkling artifacts: some important discussions based on clinical cases and experiments with a new ultrasound modality called multidetector-ultrasonography. J Med Ultrasonics 2014;41:99-108.

Ultrasound training solutions. [www.ultrasoundtraining.com/au/.....last](http://www.ultrasoundtraining.com/au/.....last) view 08.30.2014.

Ustymowicz A, Krejza J, Mariak Z. Twinkling Artifact in color Doppler imaging of the orbit. J Ultrasound Med 2002; 21:559-563.

Voluson e manual, GE Healthcare, UK.

Wang M, Li J, Xiao J, Shi D, Zhang K. Systematic analysis of factors related to display of the twinkling artifact by a phantom; an optimized investigation. JUM 2011;30:1449-1457.

Yang JH, Kang GW, Choi MJ. Color Doppler twinkling Artifact by an external vibration. KOSOMBE Proc. 2013;P077:53.

Yang WT, Suen M, Ahuja A, Metreweli C. In vivo demonstration of microcalcification in breast cancer using high resolution ultrasound. The British Journal of Radiology. 1997;70:685-690.

Yanik B, ConkbayirL, Cakmakci E, HekimogluB. Color Doppler twinkling Artifact in a calcified liver mass. Journal of Clinical Ultrasound 2005;33:474-476.

Yu MH, Lee JY, Yoon JH, Baek JH, Han JK, Choi BI. Color Doppler twinkling Artifacts from gallbladder adenomyomatosis with 1.8MHz and 4.0MHz color Doppler frequencies. UMB 2012;38:7:1188-1194.

Zell K, Sperl JI, Vogel MW, Niessner R, Haisch C. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. Phys Med Biol 2007;52:475-484.

Zhao BW, Yang Y, Pan M, Li P, Wang B, Tang FG. Color Doppler twinkling Artifact in fetuses with echogenic intracardiac foci: echocardiographic observation and clinical significance. Ultrasound Obstet Gynecol 2010;35:548-551.

Zhou Y. Ultrasound Diagnosis of Breast cancer. J. Med. Imaging Health Inf. 2013;3:1-14.

서우근. 목동맥 Duplex 초음파 검사에서의 허상. Journal of Neurosonology 2009;1:1-9.

식품의약품안전평가원. 고강도집속형 초음파수술기 평가 가이드라인 2009;67-71.

임수미. Physics of Doppler US. Journal of Neurosonology 2010;1:1-3.



## 요 약

TA는 컬러 도플러 영상에서 조직 내에 와류나 이와 유사한 움직임이 없음에도 불구하고 빨간색 및 파란색이 무작위로 바뀌며 나타나는 현상이다. 아직 TA의 기전은 명확하지 않으나, 콩팥 결석, 석회화, 석회화를 동반한 만성 채장염, 유두상 갑상선암, 신석회증 등에서 종종 관찰된다. 본 연구에서는 TA에 영향을 줄 것으로 예상되는 요인을 타겟의 특성과 장비의 설정으로 구분하고, 팬텀을 이용하여 각 요인이 TA에 미치는 효과를 실험적으로 평가했다. 또한 TA의 대조도를 높일 수 있는 새로운 기술을 제안하고 그 가능성을 평가했다. 본 연구는 세 가지 영역으로 구분된다: (1) 타겟의 특성에 의한 효과, (2) 컬러 도플러 설정 변수에 의한 효과, 및 (3) 충격 자극에 의한 TA 대조도 개선.

첫째, 동일한 컬러 도플러 설정 조건에서 타겟의 산란 특성을 달리한 TM 팬텀을 이용하여 타겟의 산란 특성이 TA에 미치는 영향을 평가했다. 산란체의 농도가 클수록, 산란체의 크기가 클수록 TA 발생이 증가하는 것으로 확인됐다.

둘째, 원형 대조도 타겟에 대해, 컬러 도플러 설정 변수, 즉, PRF, 주파수, WMF, 앙상블, 선밀도, 평활화, 이득, 및 CWP를 조절하여 설정 변수가 TA에 미치는 효과를 평가했다. TA는 PRF, 주파수, WMF 및 앙상블이 낮을 때, 선밀도, 평활화 및 CWP가 높을 때, 이득이 중간 정도 일 때, 최대로 발생하는 것을 관찰할 수 있었다.

셋째, TA가 거의 발생하지 않는 원형 대조도 타겟에 충격 자극을 가할 때 TA가 순간적으로 유의하게 증가하는 것을 확인했다. 충격에 의해 유발된 TA는 충격 세기가 클수록 증가하며, 타겟의 대조도가 높을수록 긴 지속 시간을 갖는다. 팬텀 실험 결과는 기존 초음파 영상에서 진단이 어려운 미세 콩팥 결석 환자를 대상으로 검증했다.

결론적으로, 팬텀 실험을 통해 TA 는 타겟의 특성에 밀접하게 관련되어 있으며, 컬러 도플러 설정 변수에 따라 영향을 받는 것을 관찰할 수 있었다. 본 연구에서 검증된, 적절한 역학적 자극을 이용하여, TA 발생을 최적화하는 'Contrast Enhanced TA Mode'를 초음파 영상 장치에서 구현할 경우, TA 는 기존 초음파 영상으로 진단이 어려운 미세 석회화 및 섬유화 병변 (예. 초기 유방암, 만성적인 염증, 미세 결석 등)을 확진하기 위한 영상의학적인 정보를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.