

# 초음파 의료영상에서 컴파운딩 기법을 이용한 초음파의 평균 음속도의 측정과 음속도 영상의 구현

정목근<sup>1</sup>, 권성재<sup>2</sup>, 최민주<sup>3</sup>

<sup>1</sup>대진대학교 전자공학과, <sup>2</sup>대진대학교 통신공학과, <sup>3</sup>제주대학교 의공학연구소

## Measurement of the Average Speed of Ultrasound and Implementation of Its Imaging Using Compounding Technique in Medical Ultrasound Imaging

Mok-Kun Jeong<sup>1</sup>, Sung-Jae Kwon<sup>2</sup>, Min Joo Choi<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Electronic Engineering, Daejin University, Pocheon, Korea

<sup>2</sup>Department of Communication Engineering, Daejin University, Pocheon, Korea

<sup>3</sup>Department of Bioengineering, Jeju National University, Jeju, Korea

(Received February 2, 2009. Accepted June 4, 2009)

### Abstract

Using a spatial compound imaging technique in a medical ultrasound imaging system, the average speed of sound in a medium of interest is measured, and imaging of its distribution is implemented. When the brightness reaches the highest level in an ultrasonic image obtained as the speed of sound used in focusing is varied, it turns out that the focusing has been accomplished satisfactorily and that the speed of sound which has been adopted becomes the sought-after average speed of sound. Because spatial compound imaging provides many different views of the same object, the adverse effect of erroneous speed-of-sound estimation tends to be more severe in compound imaging than in plain B-mode imaging. Thus, in compound imaging, the average speed of sound even in the case of speckled images can be accurately estimated by observing the brightness change due to different speeds of sound employed. Using this new method that offers spatial diversity, we can construct an image of the speed of sound distribution in a phantom embedded with a 10-mm diameter plastic cylinder whose speed of sound is different from that of the background. The speed of sound in the cylinder is found to be different from that of the surrounding medium.

**Key words :** brightness, compounding, focusing, speed of sound, steering, ultrasound

### 1. 서론

**인**체 조직의 초음파 특성을 나타내는 파라미터는 감쇠, 비선형 파라미터(B/A), 음속도(speed of sound) 등이 있다. 조직 파라미터 영상법은 인체 조직에서 이러한 파라미터를 측정하여 영상화함으로써 종양과 같은 질병 진단에 유용하게 사용될 수 있다. 인체에서 조직의 음속도는 매질마다 다르며, 병변(lesion)의 진행 정도에 따라 달라진다[1-3].

초음파 의료용 영상시스템은 인체 매질의 음속도를 알고 있다는 전제하에서 설계되므로 음속도 정보는 매우 중요하다. 최근의 초

음파 진단기에서는 해상도를 향상시키기 위해 배열변환자(array transducer)를 사용하고 송수신 시 집속을 하는 것이 보편화되어 있다[4,5]. 영상점(imaging point)에서 출발한 초음파를 각각의 소자에서 수신한 후 신호들을 더할 때, 진행거리 차이에 의한 지연 시간만큼 나중에 들어온 신호를 더하면 집속점에서 출발한 초음파의 파형이 모든 수신소자에 모두 같은 시간에 도달하는 것처럼 된다. 이러한 신호는 위상이 같은 상태로 되므로 초음파가 합쳐지는 시점에서 초음파의 진폭이 최대로 된다. 영상점 이외의 장소에서는 신호들이 같은 시간에 도달하지 않으므로 위상도 각각 달라져서 진폭이 상쇄되어 신호가 약해질 가능성이 커진다. 이러한 일련의 과정은, 송신 시에는 일단 발사된 초음파는 제어를 할 수 없으므로 가장 좋은 해상도를 필요로 하는 깊이에서만 집속시키며, 수신

**Corresponding Author :** 권성재  
(487-7111) 경기도 포천시 선단동 산11-1번지 대진대학교 통신공학과  
Tel : +82-31-539-1923 / Fax : +82-31-539-1920  
E-mail : sjkwon@daejin.ac.kr

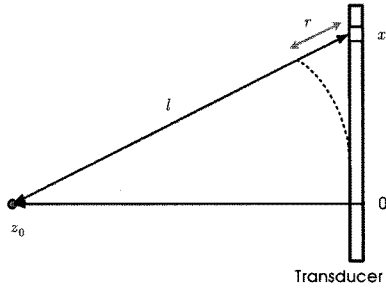


그림 1. 집속지연시간 계산 모델.  
Fig. 1. A model for calculating the focusing time delay.

시에는 신호처리에 의하여 모든 영상 깊이에서 모두 집속을 행한다. 배열변환자를 사용하여 초음파 빔(beam)을 집속하는 기술의 원리를 그림 1에 나타내었다. 집속점(focal point)에서 반사되어 돌아오는 초음파 신호는, 배열변환자의 중앙에 위치한 소자에는  $z_0$ 의 거리를 진행하여 도달하지만  $x$  위치의 소자에서는  $l$ 의 거리를 진행하므로 중앙의 소자보다  $r$ 거리만큼의 시간이 지연되어 도달한다. 집속 시 배열변환자의 중앙의 소자에 대해  $x$  위치의 소자의 지연시간  $\tau$ 는 다음과 같이 계산된다.

$$\tau = \frac{r}{c_0} = \frac{\sqrt{z_0^2 + x^2} - z_0}{c_0} \quad (1)$$

여기서  $c_0$ 는 매질의 초음파 속도이다.

집속점  $z_0$ 에서 돌아온 시간은 변환자의 중앙의 수신 소자를 기준으로 하여  $t = z_0 / c_0$ 로 주어진다. 여기서 수신 집속에 필요한 시간지연  $\tau$ 는 수식 (1)로 주어지는데, 수신된 신호가 돌아온 시간  $t$ 와 수신소자의 위치  $x$ 는 알고 있는 값이지만, 정확한 음속도를 알아야  $\tau$ 를 계산할 수 있다. 집속지연이 정확하지 못하면 각 소자에 수신된 집속 신호의 위상이 어긋나서 집속된 후의 신호의 크기가 줄어든다.

이제 정확한 음속도를 알지 못할 때 영상에 나타나는 효과를 살펴보자. 주어진  $x$ 와  $z$ 에 대하여 음속도가 달라지면 집속지연시간의 변화는

$$\tau' = \frac{r}{c_0 + \partial c} = \frac{r}{c_0} \left( \frac{c_0}{c_0 + \partial c} \right) \quad (2)$$

로 되어 음속도의 변화의 비율만큼 집속지연시간이 변하게 된다. 따라서 신호의 집속 시간이 달라지므로 영상점이 원래 있는 위치에서 깊이 방향으로 이동하여 있는 것처럼 나타난다. 오차를 가지는 집속지연 시간 때문에 생기는 영상점의 이동을 살펴보자.

$$\frac{r}{c_0 + \partial c} \equiv \frac{r'}{c_0} \quad (3)$$

$$\frac{r'}{r} = \frac{c_0}{c_0 + \partial c} = \frac{\sqrt{z^2 + x^2} - z}{\sqrt{z_0^2 + x^2} - z_0} \quad (4)$$

오차가 없는 경우의 집속 거리가  $r$ 이며 음속도를  $c_0$ 로 가정하고 있으므로  $\partial c$ 를 모를 경우  $r'$ 의 집속 거리 오차가 발생한다. 따라서 영상점은  $z_0$ 에서  $z$ 의 위치로 이동한 것으로 관찰된다. 이 때 각각의 수신 소자의 위치  $x$ 에 따라서 영상점  $z$ 의 위치가 달라진다. 따라서 집속할 때 모든 수신 소자의 신호는 각각 다른 깊이에서 돌아온 신호처럼 관찰되므로 한 점에서 코히어런트(coherent)하게 더해지지 않아서 신호의 크기가 줄어들게 되어 영상점의 밝기가 저하된다.

일반적으로 초음파 의료 영상시스템에서 지연시간의 계산에 사용하는 음속도는 인체의 연조직(soft tissue)에서의 평균 속도인 1540m/s의 값을 이용한다. 그러나 사람마다 혹은 매질의 특성에 따라 초음파의 속도는 크게 차이가 나는 만큼 고정된 속도를 이용한 집속 지연시간 계산에는 오차가 발생한다. 이는 음장 특성이 주엽도 넓어지고 부엽도 증가하여 해상도의 저하를 가져올 뿐만 아니라, 매질의 기하학적인 크기나 거리정보가 필요한, 심장이나 신장의 용적을 계산과 같은 적용에서는 오차를 가져온다. 따라서 매질의 음속도를 정확히 구하는 것이 해상도 향상의 중요한 관건인 하나임을 알 수가 있다.

음속도 측정에 관한 기존의 연구를 살펴보면 크게 투과 모드(transmission mode)와 반사 모드(reflection mode)로 나눌 수 있다. 투과모드는 두께 혹은 진행거리를 알고 있을 때 진행시간을 측정하여 거리를 시간으로 나눔으로써 구한다. 그러나 인체와 같은 경우 반사모드에서 속도를 구하여야 한다. 이 때 진행거리에 대한 정보가 없으므로 정확한 속도를 구할 수 없다. 기존의 연구는 몇 개의 송수신 소자를 각각 다른 위치에서 다른 각도로 배열하여 각 송수신 소자의 진행 빔의 교차점까지의 기하학적인 거리를 계산한 뒤 수신 신호의 시간을 측정하여 속도를 구하였다[6,7]. Napolitano 등[8]은 반사 모드에서 해상도 저하가 공간주파수의 저하로 나타나므로 영상의 주파수 특성을 관찰하여 음속도를 구하였다. Jeong과 Kwon[9]은 위상수차(phase aberration) 보상기법을 이용하여 인체 내의 매질의 음속도가 균일하다고 가정하여 영상점에서의 음속도의 평균값을 반사모드에서 구하는 방법을 제안하였다. 그러나 이 방법은 점반사체(point target)에서는 잘 동작하지만 불균일 반사체의 영상에서는 오차가 크게 나타난다.

본 논문에서는 측정오차를 줄이기 위하여, 음속도의 영향을 더 많이 받는 컴파운드 영상에서 음속도에 대한 영상의 밝기 변화를 추적하여 매질의 평균 음속도를 계산하였다. 제안한 방법은 기존의 초음파 영상시스템에서 구조적인 변경 없이, 얻어진 영상 데이터만 이용하여 집속지연시간 곡선을 추정함으로써 매질의 평균 음

속도를 구할 수 있다. 또한 모든 영상점에서의 평균 음속도를 구하여 음속도 영상을 얻음으로써, 음속도 분포가 다른 매질을 구별할 수 있음을 보였다.

## II. 평균 음속도 측정과 컴파운드 영상

초음파 영상 시스템에서 영상을 얻을 때, 매질에서 위상수차 오차가 없다고 가정하고 시스템이나 변환자에서의 오차를 무시한다면, 집속오차는 매질의 평균 음속도에 의존한다[10,11]. 집속오차가 없으면 집속깊이에서 영상의 밝기가 최대가 된다는 조건을 알고 있으므로, 음속도를 변화시키면서 각각의 집속지연시간을 적용하여 집속깊이에서 영상점의 밝기를 구한다[8]. 이 때 밝기가 최대가 될 때 적용한 음속도가 매질의 평균 음속도가 된다. 이러한 방법은 위상수차 보정이나 시스템에서의 집속오차 개선에도 적용될 수 있다[12].

Napolitano 등[8]이 제안한 방법은 영상이 점반사체인 경우에 잘 동작한다. 그러나 스펙클 영상에서는 영상점 근처에 많은 반사체들이 불균일하게 존재하므로 반사체로부터 오는 신호의 위상은 불균일 분포를 가진다. 따라서 집속지연을 인가하더라도 위상이 완전히 정렬되지 않으므로, 영상의 밝기가 집속 성능에 비례하여 증가하지 않는다. 결국 스펙클 영상에서는 제안한 방법의 성능이 저하됨을 알 수 있다. 따라서 스펙클 영상에서도 정확히 음속도를 측정하기 위하여, 컴파운드 영상을 이용하여 음속도를 측정하였다. 컴파운드 영상에서는 초음파 음장을 각각 다른 각도로 조향(steering)시켜서 각각의 영상을 얻어 서로 중첩시킨다[13-15]. 그림 2에 컴파운드 영상 방법의 원리를 도시하였다. 초음파 영상을 구성할 때 초음파 음장의 진행 특성 때문에 주사선에 수직한 조직의 경계면은 영상화가 쉽지만 주사선과 평행하는 경계는 뚜렷이 나타나지 않는다. 따라서 주사선을 조향하여 영상의 방향 의존성을 줄인다. 또한 여러 장의 영상을 얻어서 겹치므로 스펙클 패턴 노이즈가 줄어들어 영상의 콘트라스트(contrast)가 증가한다. 그러나 주사선을 조향시켜서 영상을 얻으므로 음속도의 영향을 더 크

게 받는다. 그림 3에서처럼  $\theta$ 의 각도로 주사선을 조향하는 경우 변환자의  $x$ 의 위치에 있는 소자의 조향지연을 계산하면

$$\tau_{\theta}(x) = \frac{x \cdot \sin(\theta)}{c} \tag{5}$$

로 주어지므로 음속도의 함수가 된다. 따라서 정확한 음속도를 알지 못하면 조향각도가 달라지므로 영상점이 측방향으로 이동한다. 따라서 컴파운드 영상에서의 해상도는 기존의 B-모드 영상보다 음속도의 영향을 더 크게 받으므로 스펙클 패턴에서도 비교적 음속도를 정확히 측정할 수 있게 된다.

음속도 측정을 위한 알고리즘을 정리하면 다음과 같다.

- 1단계: 예상되는 음속도의 범위에서, 음속도를 일정 간격으로 바꾸어 가면서 집속 지연시간을 구하고 이를 적용하여 모든 음속도에서 컴파운드 초음파 영상을 얻는다. 이 때 각 영상의 음속도에 대한 컴파운드 영상의 밝기 값을  $B(x, y, speed)$ 라고 정의하자. 이는 해당되는 음속도 값  $speed$ 에서 영상점의 좌표  $(x, y)$ 에서 밝기 값이며 밝기 값은 매질의 예상되는 음속도의 범위  $speed_{MIN} \leq speed \leq speed_{MAX}$ 이내에서 계산된다.
- 2단계: 영상점  $(x, y)$ 위치에서 얻어진  $B(x, y, speed)$ 의 데이터 중에서 밝기가 최대값일 때의  $speed$ 가 영상점의 음속도가 된다. 밝기 데이터가 노이즈에 오염되어 있는 경우에는 데이터를 2차 다항식으로 곡선근사를 하여 2차 곡선의 최대치의 위치에서의 음속도를 취한다. 다음과 같은 2차 다항식

$$B(x, y, speed) = a(speed)^2 + b(speed) + c$$

으로부터 곡선 근사를 이용하여 상수  $a, b, c$ 를 계산하고 음속도는 2차 포물선의 극대점으로부터

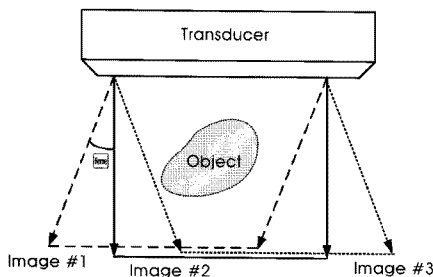


그림 2. 컴파운드 영상기법에서 조향된 영상 3장의 중첩.  
Fig. 2. Superposition of three differently steered images in compound imaging technique.

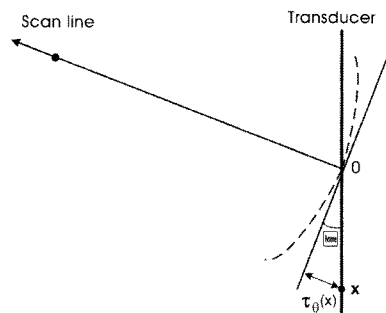


그림 3. 조향지연을 계산하기 위한 모델.  
Fig. 3. A model for calculating the steering time delay.

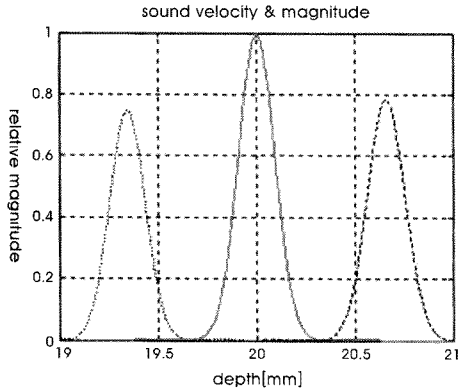


그림 4. B-모드 영상에서 음속도 오차에 의한 주엽의 감쇠와 위치 이동. 음속도의 참값이 1550m/s 일 때 중간에 실선은 1550m/s, 좌측의 점선은 1500m/s, 우측의 파선은 1600m/s로 가정하고 얻은 결과이다.

Fig. 4. The attenuation and shift of the mainlobe where the center solid line, left dotted line, and right dashed line are obtained by assuming the speed of sound to be 1550 m/s, 1500 m/s, and 1600 m/s, respectively, when the true speed of sound is 1550 m/s.

$$speed(x, y) = -\frac{b}{2a}$$

로 구해진다.

### III. 컴퓨터 시뮬레이션

제안한 알고리즘을 검증하기 위하여 정확한 음속도에 대하여 속도의 오차가 있어 집속오차가 있는 경우 왕복음장특성을 시뮬레이션으로 구하였다. 가정된 조건은 38mm 크기의 192소자의 선형어레이를 이용하여 64채널로 20mm 깊이에 집속시킬 때 음속도에 따른 주엽의 크기를 비교하였다. 사용한 초음파 신호는

$$p(t) = \exp(-(t/\sigma)^2) \cdot \exp(j\omega_0 t), \quad \omega_0 = 2\pi f_0 \quad (6)$$

이며 진폭은 가우시안 함수 형태이며, 중심주파수는 7.5MHz이고 포락선의 폭을 결정하는  $\sigma$ 는  $2.5\pi$ 이다. 매질의 평균 음속도는 1550m/s로 가정하였다.

그림 4는 기존의 B-모드 영상에서 음속도 오차에 따른 깊이 방향의 신호의 변화를 나타내었다. 매질의 음속도의 참값이 1550 m/s일 때, 실선은 1550m/s의 음속도에서 집속했을 때 신호의 모양이며 점선은 음속도를 1500m/s, 파선은 1600m/s로 가정했을 때의 결과이다. 추정하는 음속도가 50m/s 정도 오차가 나면 가우시안 함수의 모양을 가지는 신호의 크기가 줄어들 뿐만 아니라 집속점이 0.7mm 정도 축방향으로 이동하게 된다.

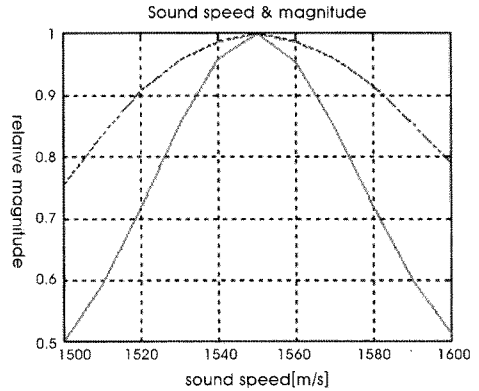


그림 5. 음속도 오차에 따른 B-모드 영상(점선)과 컴파운드 영상(실선)에서의 신호의 크기 변화. 음속도의 참값은 1550m/s이다.

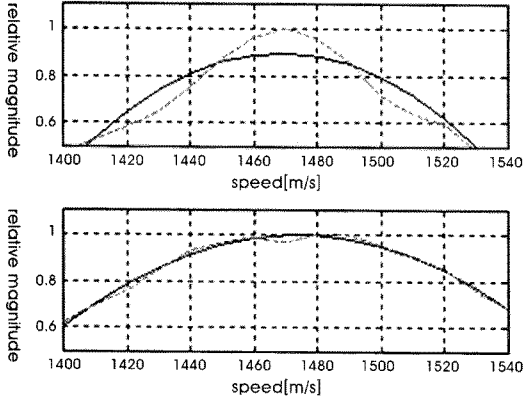
Fig. 5. The change in signal levels of the B-mode (dotted line) and compound (solid line) images with the speed of sound errors. The true speed of sound is 1550 m/s.

그림 5는 집속 계산에서 가정하는 음속도를 50m/s 범위에서 바꾸면서 20mm 깊이에 집속시킬 때 수신 신호의 최대 크기를 도시하였다. 점선은 기존의 B-모드 영상에서의 크기 변화이며, 실선은 컴파운드 영상에서 구한 결과이다. 컴파운드 영상은 7°간격으로 -14°, -7°, 0°, 7°, 14°의 5개의 각도에서 주사선을 중첩시켰다. 컴파운드 영상에서 50m/s의 오차에서 신호의 크기가 50%정도 줄어드는데, 이는 B-모드 영상에서의 감소율의 2배 정도가 되어 컴파운드 영상에서 음속도 오차에 의한 밝기 저하가 더 크게 나타남을 알 수 있다.

### IV. 실험

알고리즘의 유용성을 검증하기 위하여 초음파 의료 영상진단기 (Accuvix, Medison, Seoul) 장비를 이용하여 7.5MHz, 192소자의 선형변환자로 B-모드 영상과 주사선이 조향된 영상을 얻었다. 컴파운드 영상은 -14°, -7°, 0°, 7°, 14°의 5개 각도로 조향된 영상 데이터를 얻어서 PC에서 신호처리를 하여 중첩시켰다. 첫 번째 실험으로 물속에 반사체로 나일론 선을 넣어서 상온에서의 물의 음속도를 측정하였다.

송신 초점 깊이(20mm)에 0.2mm 굵기의 선을 물속에 고정시키고 음속도를 1400m/s부터 1540m/s까지 바꾸어 가면서 선반사체 영상의 최대 밝기 변화를 추정하였다. 각각 B-모드 영상과 컴파운드 영상에서 얻은 음속도에 따른 밝기의 데이터(점선)는 측정 오차를 가지고 있으므로 2차 함수로 곡선근사(실선)를 하여 그림 6에 도시하였다. 곡선 근사의 최대값은 B-모드 영상과 컴파운드 영상

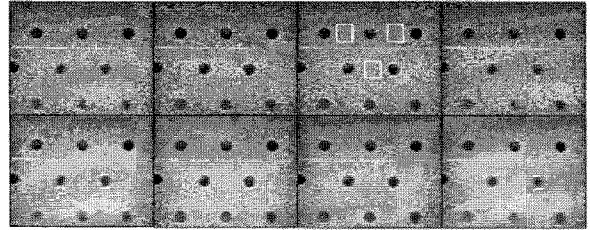


**그림 6.** 물속의 선반사체에 대한 음속도에 따른 밝기 변화 B-모드 영상(위)과 컴파운드 영상(아래)에서 얻은 데이터(점선)와 곡선 근사(실선).  
**Fig. 6.** Graphs showing the changes in brightness of the line reflector immersed in water (dotted lines) and their respective curve-fitted results (solid lines) as the speed of sound is varied to obtain B-mode (top) and compound (bottom) images.

에서 각각 1471.3m/s와 1474.1m/s로 측정되었는데, 이는 상온에서의 물에서의 음속도 값과 유사하다. 예상과 달리 컴파운드 영상에서 곡선의 곡률이 더 작게 나왔는데, 이는 변환자의 기하학적 구조와 초음파 영상 시스템에서 발생하는 오차가 원인으로 추정된다. 그러나 밝기 그래프의 2차 근사곡선에 대한 측정값의 편차는 적게 나타나 좀 더 안정적으로 음속도를 추정할 수 있음을 알 수 있다.

불균일 반사체에 대해서도 실험을 실시하였다. 영상 팬텀은 CIRS사(Norfolk, VA, USA)의 초음파 팬텀을 사용하였고 배경의 평균 음속도가 1540m/s이다. 그림 7은 매질의 음속도를 왼쪽 그림부터 1450m/s, 1500m/s, 1540m/s, 1600m/s로 가정하여 얻은 B-모드 영상(위)과 컴파운드 영상(아래)을 보여준다. 영상의 검은 부분은 낭종(cyst)이며 직경은 3mm이다. 팬텀 음속도의 참값인 1540m/s를 적용했을 때 해상도가 가장 좋게 나타난다. 음속도 계산은 1450m/s부터 1600m/s까지 바꾸어가며 얻은 음속도 영상에서 그림 7의 영상에서 표시한 3곳의 흰색 윈도우 위치의 영상의 밝기의 최대치를 이용하여 추정하였다. B-모드에서의 밝기 그래프가 그림 8이며 평균 음속도는 1519m/s, 표준 편차는 18.5m/s로 계산되었고, 컴파운드 영상에서의 결과가 그림 9이며 측정값의 평균 음속도는 1525m/s, 표준 편차는 6.2m/s이다.

불균일 반사체의 경우 컴파운드 영상에서 실험치가 비교적 곡선 근사함수에 가깝게 나타났고 B-모드 영상에서는 측정값의 편차가 컸다. 또한 컴파운드 영상의 실험치의 곡률이 더 크게 나타나서 컴파운드 영상으로 음속도를 추정하는 것이 더 좋은 결과를 가져온다. 그러나 불균일 반사체의 경우 영상의 최대 밝기가 집속 성능과 항상 비례하지는 않으므로 최대치 영상점의 위치가 이동될 수 있어서 윈도우의 크기를 충분히 크게 잡아야 하며, 스펙클 노이즈



**그림 7.** 컴파운드 기법으로 얻은 낭종 영상으로 왼쪽부터 1450m/s, 1500m/s, 1540m/s, 1600m/s의 음속도를 적용하여 얻은 영상이다. 위는 기존의 B-모드 영상, 아래는 컴파운드 영상이다. 1540m/s 영상에서 흰색 윈도우는 음속도 계산을 위한 영역을 나타낸다.  
**Fig. 7.** Cyst images obtained using the B-mode (top) and compound (bottom) imaging techniques where the speed of sound used is 1450 m/s, 1500 m/s, 1540 m/s, and 1600 m/s from left to right. The three white windows represent the regions used to estimate the speed of sound.

의 특성 때문에 음속도에 따른 밝기 변화 그래프가 2차 함수로 근사가 되지 않는 경우가 발생할 수 있다. 따라서 영상의 최대 밝기가 아닌 윈도우 내의 영상의 평균 밝기를 이용하면 측정오차를 더욱 줄일 수 있다.

음속도 측정의 오차를 비교하기 위하여 윈도우를 줄여가면서 측정하였다. 그림 10과 11은 윈도우의 크기를 줄여가면서 측정한 평균 음속도와 표준편차를 보여준다. 표준편차는 수직선으로 표시했다. 그림 10과 11에서 상단은 B-모드 영상에 대한 결과이고 하단은 컴파운드 영상에 대한 결과를 나타낸다. 그림 10에서는 영상의 최대 밝기를 이용했고 그림 11에서는 영상의 평균 밝기를 이용했다. 그래프의 가로축의 0번은 윈도우의 크기가 그림 7에 표시된 크기이며 30×30 픽셀이다. 이후의 가로축의 숫자는 윈도우의 가로 및 세로의 길이를 각각  $1/\sqrt{2}$  씩 줄여 윈도우의 면적을 절반씩 줄여가면서 계산하였고, 8번의 경우 2×2 픽셀의 윈도우 크기가 된다. 물론 윈도우의 크기가 정수로 되지 않는 경우는 반올림해서 정수로 만들었다. 윈도우의 평균 밝기를 이용하는 것이 측정값의 변화가 적고 측정오차도 줄어들음을 알 수 있다. 또한 B-모드 영상보다 컴파운드 영상을 이용하는 경우 측정 오차가 줄어든다. 두 경우 모두 윈도우의 크기를 줄이는 경우에도 평균 밝기를 이용하는 것이 더 좋은 결과를 보여준다. 표준 편차를 표시하지 않은 곳은 2차 곡선으로 근사가 되지 않아서 음속도를 추정할 수 없는 데이터가 있는 경우이며 윈도우 크기가 작아지는 경우에 주로 발생했다.

### V. 음속도 영상

그림 10과 11에서 윈도우의 크기를 줄여도 평균 밝기를 이용하

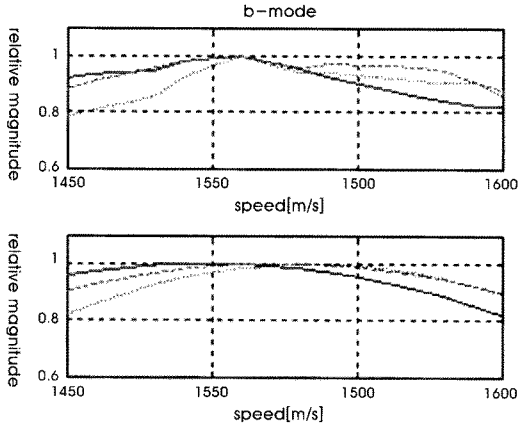


그림 8. B-모드 영상에서 얻은 최대 밝기 그래프(위)와 2차 근사 곡선(아래).  
**Fig. 8.** Graphs showing the changes in normalized maximum brightness (top) and their respective parabolic curve-fitted results (bottom) as the speed of sound is varied to obtain the B-mode image.

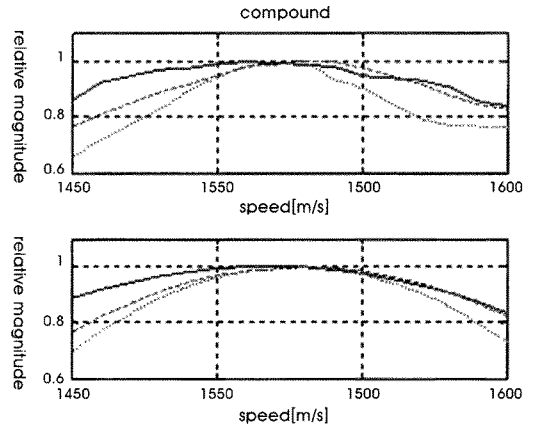


그림 9. 컴파운드 영상에서 얻은 최대 밝기 그래프(위)와 2차 근사 곡선(아래).  
**Fig. 9.** Graphs showing the changes in normalized maximum brightness (top) and their respective parabolic curve-fitted results (bottom) as the speed of sound is varied to obtain the compound image.

여 음속도를 추정할 수 있음을 보였다. 측정된 음속도는 변환자에서 영상점까지 초음파가 지나가는 궤적의 평균 음속도이지만 궤적 위에 음속도가 다른 매질이 분포하면 측정값에 영향을 주게 된다. 따라서 윈도우의 크기를 줄이고 모든 영상점에서 음속도를 계산하면 매질에 음속도가 다른 부분들이 섞여 있을 경우 음속도 차이로

영역을 구별할 수 있게 된다. 스펙클 영상에서 음속도 영상을 얻기 위하여 직경 10mm의 플라스틱 실린더가 들어 있는 팬텀을 만들었다. 배경 매질은 돼지고기(추정 음속도 미상)를 이용했고 직경 10mm의 구멍을 뚫고 1450m/s의 음속도를 가지는 실린더를 삽입한 뒤 틈새를 초음파 겔(gel)로 메웠다.

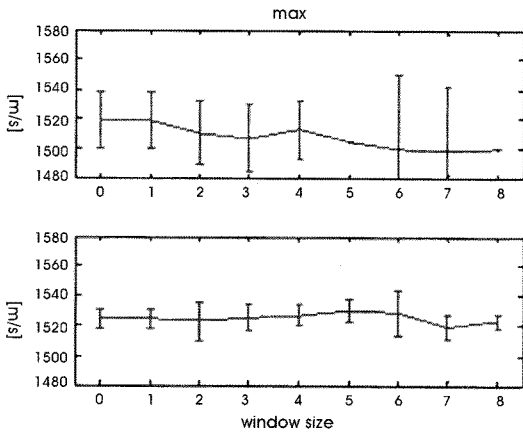


그림 10. 영상의 최대 밝기를 이용한 경우에 대하여 B-모드 영상(위)과 컴파운드 영상(아래)에서 윈도우의 크기를 줄여가면서 측정된 평균 음속도와 표준편차(수직선).  
**Fig. 10.** The measured average speed of sound and its standard deviation (marked by vertical bars) as the window size is decreased, for the case of using the maximum image brightness in B-mode (top) and compound (bottom) images.

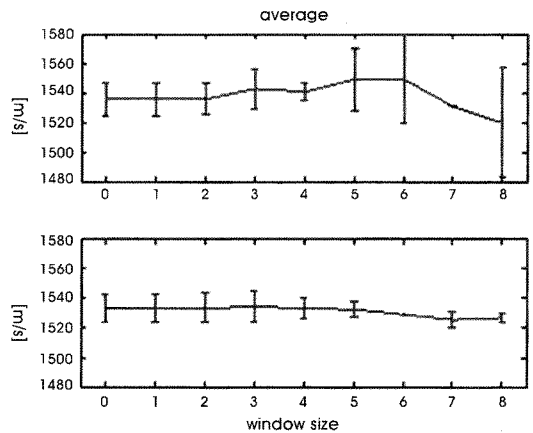


그림 11. 영상의 평균 밝기를 이용한 경우에 대하여 B-모드 영상(위)과 컴파운드 영상(아래)에서 윈도우의 크기를 줄여가면서 측정된 평균 음속도와 표준편차(수직선).  
**Fig. 11.** The measured average speed of sound and its standard deviation (marked by vertical bars) as the window size is decreased, for the case of using the average image brightness in B-mode (top) and compound (bottom) images.

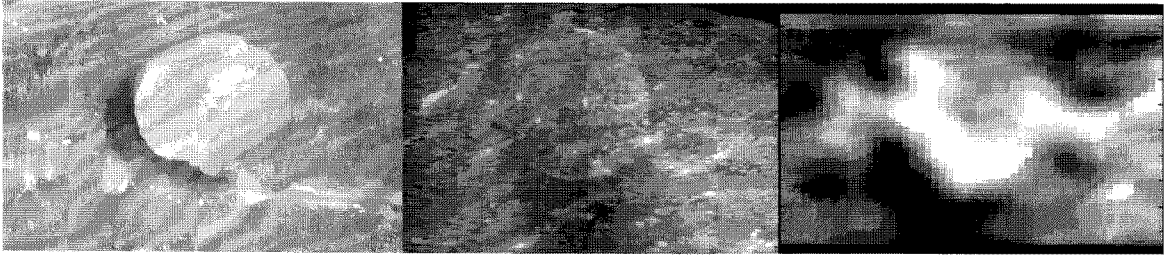


그림 12. 팬텀에서의 절개 사진(좌)과 초음파 영상(중)과 음속도 영상(우)  
 Fig. 12. Cutaway view of the phantom (left) along with its B-mode (center) and speed of sound images (right).

실험은 1400m/s~1640m/s의 범위에서 10m/s 간격으로 음속도를 가변하면서 7° 간격으로 조향된 5장의 영상을 얻고, 이를 중첩하여 최종적으로 25장의 컴파운드 영상을 얻었다. 음속도가 다른 25장의 B-모드 영상에 대하여 음속도에 따른 평균 밝기를 모든 영상점에 대하여 구하였다. 계산오차를 줄이기 위해 4×4픽셀 영역에서의 영상점의 밝기의 평균을 이용하여 음속도를 추정하였다. 최종적으로 얻어진 음속도 영상은 매질의 음속도 특성과 측정오차 등에 의하여 노이즈를 가지므로 5×5픽셀의 미디언(median) 필터로 임펄스형 노이즈를 제거하고 5×5픽셀 박스카(boxcar) 필터로 음속도 영상을 부드럽게 처리하였다. 영상처리 필터는 알고리즘의 검토를 위하여 최소한으로 적용하였으며 윈도우의 크기는 해상도를 저하시키지 않는 범위에서 실험적으로 결정하였다.

그림 12의 왼쪽은 팬텀의 사진이며 가운데는 1520m/s의 음속도에서 얻은 초음파 영상이며 오른쪽은 음속도 영상이다. 초음파 영상에서 밝기가 어두운 부분은 제안한 방법을 적용할 수 없으므로, 계산 오차가 크게 나타나서 음속도 측정에서는 제외하였다. 음속도 영상에서 실린더가 있는 부분에 진행하는 초음파는 변환자의 앞면에서부터 배경 매질을 통과하여 전달되므로 실제의 실린더의 음속도 값과 다르게 계산된다. 그러나 실험 결과는 음속도 영상에서 배경에 대하여 실린더 영역을 구별할 수 있었다. 특히 실린더와 배경매질의 경계부분은 음속도 차이 때문에 집속 오차가 크게 나타나므로 영상의 밝기 차이가 많이 난다. 따라서 음속도 영상에서 실린더의 경계부분이 뚜렷하게 나타난다.

## VI. 결론

초음파 의료영상에서 집속이 가장 잘 되었을 때 해상도와 영상의 밝기는 최대로 된다. 그러나 정확한 집속을 위해서는 매질의 속도를 알아야 하는데 인체의 경우는 매질의 속도가 사람마다, 부위마다 각각 달리 나타난다. 본 논문은 집속 지연을 조절하여 영상의 밝기가 최대로 되는 값을 찾아 매질의 평균 음속도를 계산하였다. 불균일 반사체에서 측정 오차를 줄이기 위하여 컴파운드 영상에서 윈도우 내의 평균 밝기를 이용하였으며, 윈도우의 크기를 줄여서

평균 밝기를 이용하는 경우 음속도 측정에 오차가 커지지 않음을 보였다.

제안한 방법을 윈도우 크기를 줄여서 모든 영상점에 적용하여 음속도의 분포 영상도 구현하였다. 제안한 음속도 영상은 음속도의 절대값이 아닌, 음속도 분포의 차이만 보여주지만 음속도가 다른 조직들을 구별할 수 있게 된다. 컴파운드 영상 데이터는 실시간으로 얻을 수 있으므로 제안한 방법을 시스템에서 구현할 경우 실시간으로 음속도 영상을 구현할 수 있다.

## 참고문헌

- [1] A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn, "Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 64, no. 2, pp. 423-457, Aug. 1978.
- [2] H. Hiroyuki, O. Shigeo, and T. Motonao, "Relationship between speed of sound in and density of normal and diseased rat livers," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 33, no. 5B, pp. 3130-3133, 1994.
- [3] C. H. Chang, S. W. Huang, H. C. Yang, Y. H. Chou, and P. C. Li, "Reconstruction of ultrasonic sound velocity and attenuation coefficient using linear arrays: Clinical assessment," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 33, no. 11, pp. 1681-1687, 2007.
- [4] J. H. Kim, T. K. Song, and S. B. Park, "A pipelined sampled delay focusing in ultrasonic imaging systems," *Ultrason. Imaging*, vol. 9, pp. 75-91, 1987.
- [5] K. Jeon, M. H. Bae, S. B. Park, and S. D. Kim, "An efficient real time focusing delay calculation in ultrasonic imaging systems," *Ultrason. Imaging*, vol. 16, no. 4, pp. 231-248, Oct. 1994.
- [6] T. Kontonassios and J. Ophir, "Variance reduction of speed of sound estimation in tissues using the beam tracking method," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 34, no. 5, pp. 624-530, Sept. 1987.
- [7] J. Ophir, Y. Yazdi, T. S. Lin, and D. P. Shattuck, "Optimization of speed-of-sound estimation from noisy ultrasonic signals," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 36, no. 1, pp. 16-24, Jan. 1989.
- [8] D. Napolitano, C. H. Chou, G. McLaughlin, T. L. Ji, L. Mo, D. DeBusschere, and R. Steins, "Sound speed correction in ultrasound imaging," *Ultrasonics*, vol. 44, suppl. 1, pp. e43-e46,

- Dec. 2006.
- [9] M. K. Jeong and S. J. Kwon, "An efficient method for estimating average speed of sound in ultrasound medical imaging," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 19, no. 3, pp. 321-325, 1998.
- [10] J. H. Kim, M. H. Bae, and M. K. Jeong, "Study on velocity in-homogeneous effect in fat and its correction in ultrasound imaging system," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 19, no. 1, pp. 9-17, 1998.
- [11] M. E. Anderson, M. S. McKeag, and G. E. Trahey, "The impact of sound speed errors on medical ultrasound imaging," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 107, no. 6, pp. 3540-3548, June 2000.
- [12] D. Zaho and G. E. Trahey, "Comparison of image quality factors for phase aberration correction with diffuse and point targets: Theory and experiments," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 38, no. 2, pp. 125-132, Mar. 1991.
- [13] J. E. Wilhelm, M. S. Jensen, T. Brandt, B. Sahl, K. Martinsen, S. K. Jespersen, and E. Falk, "Some imaging strategies in multi-angle spatial compounding," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 2000, pp. 1615-1618.
- [14] U. Bencharit, J. L. Kaufman, N. M. Bilgutay, and J. Saniie, "Frequency and spatial compounding techniques for improved ultrasonic imaging," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 1986, pp. 1021-1026.
- [15] B. K. Seo, Y. W. Oh, H. R. Kim, H. W. Kim, C. H. Kang, N. J. Lee, J. H. Kim, B. J. Park, K. R. Cho, J. Y. Lee, K. Y. Lee, and J. W. Bae, "Sonographic evaluation of breast nodules: Comparison of conventional, real-time compound, and pulse-inversion harmonic images," *Korean J. Radiol.*, vol. 3, no. 1, pp. 38-44, Mar. 2002.