

초음파 의료영상에서 매질의 평균음속도 측정방법에 대한 연구

정 목 근·권 성 재

대전대학교 전자·통신공학부
(1998년 3월 5일 접수, 1998년 2월 23일 채택)

An Efficient Method for Estimating Average Speed of Sound in Ultrasound Medical Imaging

M. K. Jeong and S. J. Kwon

Department of Electronic and Communication Engineering Daejin University
(Received March 5, 1998, Accepted February 23, 1998)

요 약 : 일반적으로 현재의 초음파 의료영상시스템에서 지연시간의 계산에 사용하는 음속도는 인체의 연조직(soft tissue)에서의 평균속도인 1540m/s의 값을 이용한다. 그러나 사람마다 혹은 매질의 특성에 따라 초음파의 속도가 크게 차이가 나서 고정된 속도를 이용한 집속 지연시간 계산에는 오차가 발생한다. 이는 해상도의 저하를 가져올 뿐만 아니라, 매질의 기하학적인 크기나 거리정보가 필요한, 심장이나 신장의 용적을 계산과 같은 적용에는 큰 오차를 가져온다. 따라서 매질의 속도를 정확히 구하는 것이 해상도 향상의 중요한 관건인 하나임을 알 수가 있다. 본 논문에서는 이를 위해 매질내의 관심영역에서의 밝기를 최대화시켜주는 집속지연시간 프로파일을 구해 매질내에서의 음파의 속도를 추정하며 실제 초음파 팬텀에 적용하여 좋은 결과를 얻을 수 있었다.

Abstract : This paper presents a simple, practical, and efficient method for estimating the speed of sound in reflection mode in ultrasound medical imaging. Its accurate determination is indispensable in order to obtain both good resolution and correct geometrical and volumetric information about human organs such as heart and kidney. Up to now, there have been several methods available, but they all suffer from either poor performance or high complexity. The proposed method finds out an optimum focusing delay profile in such a way that the brightness in a region of interest is maximized using continuous dynamic focusing in receive under fixed transmit focusing. Experiments carried out on a real ultrasound medical phantom reveals that the method is quite simple and effective in providing good speed of sound estimation, hence improved resolution and images, adding to diagnostic utility.

Key words : Ultrasonic imaging, sound speed estimation, optimum focusing delay, phase aberration

서 론

초음파 의료영상은 인체 내에 초음파 빔을 발사하여 매질의 음향임피던스에 따른 반사신호를 영상화한다. 인체내의 매질은 이외에도 감쇠계수, 탄성계수, 음속도 분포, 매질의 분포 및 밀도, 비선형 특성계수 등의 정보를 가지고 있어서 음향임피던스 영상에서 얻지 못하는 정보를 보완하는 연구가 있었으나 좋은 결과를 얻지 못하고 있다[1]. 최근에는 초음파 영상의 해상도

증대를 위한 연구가 중요한 관점으로 대두되고 있으며, 하드웨어의 발달과 더불어 전개구(full aperture), 멀티라인(multi-line) 집속, 합성개구(synthetic aperture) 집속, 위상수차(phase aberration)보상 등이 실제의 시스템으로 구현되고 있다.

최근의 초음파 진단기에서는 해상도를 향상시키기 위해 배열(array) 변환자를 사용하고 전기적 신호처리로 송·수신시 집속을 하는 것이 보편화되어 있다[2,3]. 배열변환자를 사용하여 초음파 빔(beam)을 집속하는 기술의 원리를 그림 (1)에 나타내었다.

집속점(focal point)에서 반사되어 돌아오는 초음파 신호는, 배열변환기의 중앙에 위치한 소자에는 S_0 의 거리를 진행하여

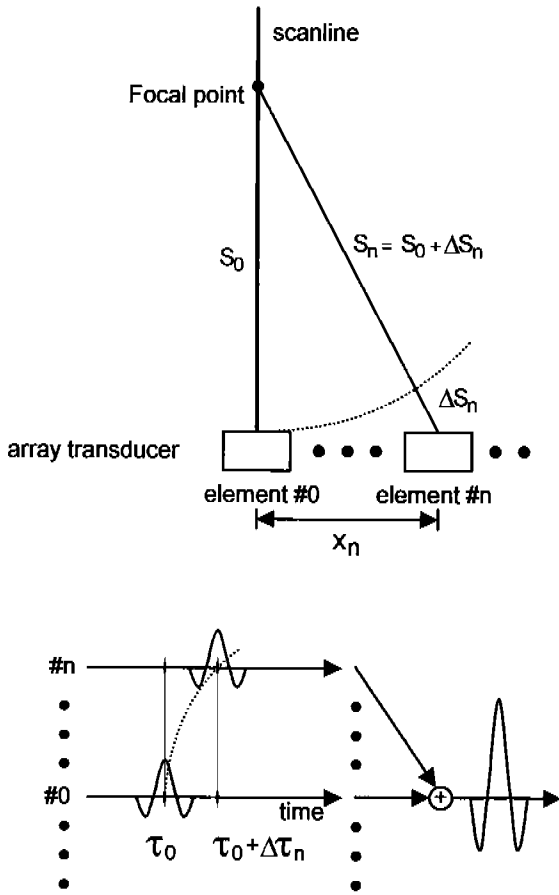


그림 1. 송수신 집속시스템의 원리
Fig. 1. Principle of transmit and receive focusings

도달하지만 n번째 소자에서는 $S_n = S_0 + \Delta S_n$ 의 거리를 진행하므로 중앙의 소자보다 ΔS_n 거리만큼의 시간이 지연되어 도달한다. 이때 각각의 소자에서 수신된 신호들을 더할 때, 진행거리 차이에 의한 지연시간만큼 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 최대가 된다. 이 점 이외의 장소에서는 신호들이 같은 시간에 도달하지 않으므로 위상도 각각 달라져서 서로 상쇄하여 신호가 약해질 가능성이 커진다. 이러한 일련의 과정은, 송신 시에는 일단 발사된 초음파는 제어할 수가 없으므로 가장 좋은 해상도를 필요로 하는 깊이에만 집속 시키며, 수신 시에는 신호처리에 의하여 모든 영상깊이에서 모두 집속을 행한다. 집속시 배열변환기의 중앙의 소자에 대해 n번째 소자의 지연시간 $\Delta\tau_n$ 은 다음과 같이 계산된다.

$$\Delta\tau_n = \Delta S_n / C_0 \quad (1)$$

여기서 C_0 는 매질의 초음파 속도 값이며 표 (1)은 인체내의

표 1. 인체내 매질의 초음파 속도
Table 1. Sound speeds in human tissue

조직	음속(m/s)
물	1483
지방	1410 - 1479
간	1550 - 1607
피부	1498
근육	1750
연골	1665

매질의 음속도의 대표 값을 나타내었다.

일반적으로 현재의 초음파 의료영상시스템에서 지연시간의 계산에 사용하는 음속도는 인체의 연조직(soft tissue)에서의 평균 속도인 1540m/s의 값을 이용한다. 그러나 사람마다 혹은 매질의 특성에 따라 초음파의 속도가 크게 차이가 나서 고정된 속도를 이용한 집속 지연시간 계산에는 오차가 발생한다. 이는 해상도의 저하를 가져올 뿐만 아니라, 매질의 기하학적인 크기나 거리정보가 필요한, 심장이나 신장의 용적을 계산과 같은 적용에는 큰 오차를 가져온다. 따라서 매질의 속도를 정확히 구하는 것이 해상도 향상의 중요한 관건인 하나임을 알 수가 있다. 음속도 측정에 관한 기존의 연구를 살펴보면 크게 투과 모드(transmission mode)와 반사모드(reflection mode)로 나눈다. 투과모드는 두께 혹은 진행거리를 알고 있을 때 진행시간을 측정하여 거리를 시간으로 나눔으로써 구한다. 그러나 인체와 같은 경우 반사된 신호로부터 속도를 구하여야 한다. 이 때 진행 거리에 대한 정보가 없으므로 정확한 속도를 구할 수 없다. 기존의 연구는 몇 개의 송수신소자를 각각 다른 위치에서 다른 각도로 배열하여 각 송수신소자의 진행 빔의 교차점까지의 기하학적인 거리를 계산한 뒤 수신 신호의 시간을 측정하여 속도를 구한다[4,5]. 이러한 방법은 측정하기 복잡할 뿐만 아니라 인체의 경우 측정오차가 매우 커서 신뢰성이 떨어진다.

초음파 영상에서 집속을 위해 수신된 신호에 인가하는 시간 지연이 정확하지 않으면 음장특성이 주엽도 넓어지고 부엽도 증가하여 해상도의 저하를 가져온다. 이러한 오차를 위상수차(phase aberration)라 하며 영상이 전체적으로 밝기가 어두워지며 신호대잡음비가 감소하고 콘트라스트도 감소하여 세밀한 부위의 진단에 어려움을 가져온다. 이를 보상하기 위하여 매질의 속도 혹은 경로에 따른 상대속도차 때문에 발생하는 집속지연시간의 오차를 구하여 상쇄시킨다[6-9]. 그러나 매질의 속도 혹은 경로에 따른 상대속도를 구하는 것이 아직도 어려운 것으로 알려져 있다. 본 논문은 위상수차 보상기법을 이용하여 인체내의 매질의 음속도가 균일하다고 가정하여 평균값을 반사모드에서 구하는 방법을 논하였다. 이는 기존의 초음파 영상시스템에서 구조적인 변경 없이, 얻어진 데이터만 이용하여 집속지연시간 곡선을 추정함으로써 간단한 계산만으로 매질의 음속도를 구

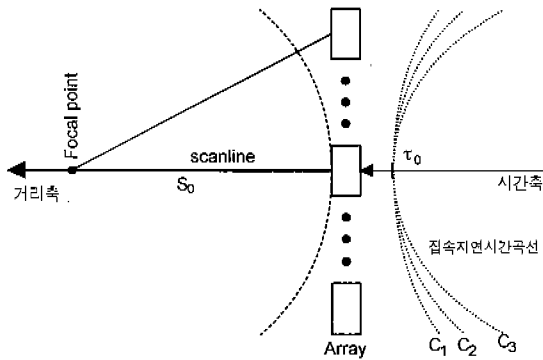


그림 2. 음속도 차이에 의한 집속지연시간의 변화. 점선은 속도가 각각 C_1, C_2, C_3 ($C_1 > C_2 > C_3$) 일 때의 집속시간지연곡선
Fig. 2. Focusing delay time profiles (dotted line) at different sound speeds of C_1, C_2 , and C_3 ($C_1 > C_2 > C_3$)

할 수 있다.

반사모드에서 초음파의 속도를 구하는 알고리즘

수식 (1)에서 속도 C_0 를 정확히 알 수 없으므로 수신된 신호의 도착시간만으로는 거리 S_0 를 알 수 없다. 따라서 ΔS_0 도 알 수가 없으므로 정확한 집속지연시간을 구할 수가 없다. 집속시스템에서 음속도가 달라지면 지연시간곡선이 달라진다. 그림 (2)에서 매질의 속도가 각각 C_1, C_2, C_3 ($C_1 > C_2 > C_3$)인 경우에 대하여 집속지연시간 곡선을 도시하였으며 매질에서의 속도가 느려질수록 집속지연시간 곡선의 곡률이 더 커진다. 여기서 집속오차가 없으면 집속깊이에서 영상의 밝기가 최대가 된다는 조건을 알고 있으므로[7], 음속도를 변화시키면서 각각의 집속지연시간을 구하여 집속깊이에서 영상점의 밝기를 구한다. 이 때 밝기가 최대가 될 때의 속도를 구하면 매질의 평균음속도가 된다. 수식(1)로부터 지연시간을 다시 정리하면 n 번째 소자에서 신호의 도달시간을 τ_n 이라 하면

$$C_0 \cdot \tau_n = S_n, \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2)$$

이 되며 전체 소자의 개수가 N 개이면 수식 (2)는 아래첨자 n 에 대하여 N 개의 방정식이 만들어지며 미지수는 $(2N+1)$ 개 τ_n, S_n, C_0 이므로 여러 개의 근을 가져서 깊이 혹은 속도를 구할 수 없게 된다. 그러나 위의 방정식을 만족하는 근 중에서 집속이 최대가 되는 근은 하나이며 이 때 영상의 밝기가 가장 크게 된다. 영상의 밝기를 구하는 과정은, 먼저 보고자 하는 영상점 깊이 근처에서 오는 신호거리를 추정하여 배열 변환기 중앙에 위치한 소자에서의 수신시간 τ_0 를 고정시키고 나서 C_0 를 가정한다. 그러면 영상점까지의 깊이 S_0 를 구할 수 있고, 수식 (1)로부터 지연시간곡선을 구하여 영상을 얻을 수 있다. 그리고 C_0 를 변화시키면서 구해진 S_0 근처에서 영상의 밝기의 변화를 차례로 구한다. 그러면 최대 밝기를 갖는 C_0 가 매질의 속도가 된

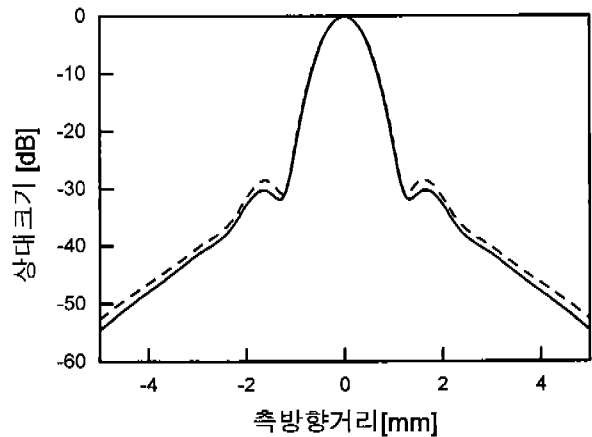


그림 3. 매질의 평균음속도가 1540 m/s일 때 음속도를 실선은 1540 m/s, 점선은 1450 m/s로 가정하여 구한 지연시간곡선을 적용한 측방향 음장특성

Fig. 3. Solid and dotted lines depict lateral field characteristics assuming a sound speed of 1540 and 1450 m/s, respectively, in a medium with an average sound speed of 1540 m/s

다.

제안한 알고리즘을 검증하기 위하여 집속오차가 있는 경우와 없는 경우에 대하여 왕복음장특성을 시뮬레이션으로 구하였다. 가정된 조건은 90mm 크기의 128 소자의 선형어레이를 이용하여 32 채널로 60 mm 깊이에서 측방향음장을 비교하였다. 사용한 초음파 신호는

$$p(t) = \exp(-(t/\sigma)^2) \cdot \exp(j\omega_0 t), \quad \omega_0 = 2\pi f_0 \quad (3)$$

이며 중심주파수는 $f_0 = 3.5 \text{ MHz}$ 이고 포락선의 폭은 $\sigma = 2.5\pi$ 이다. 매질의 평균음속도는 1540 m/s로 가정하였다. 그림 (3)은 지연시간곡선을 구할 때 음속도를 실선이 1540m/s, 점선이 1450m/s로 가정하여 구한 측방향 음장특성이다. 집속지연시간에 오차가 있는 점선의 경우 부엽(sidelobe)이 1.95dB 정도 크게 나타나며 주엽(mainlobe)의 크기는 0.34dB 정도 떨어진다.

알고리즘을 실험으로 확인하기 위하여 속도를 알고 있는 의용 팬텀(ATN사의 모델 539)에서 영상을 얻었다. 초음파 영상데이터는 O'Donnell의 방법[6]으로 모든 소자에 대하여 얻을 수 있는 송·수신 조합의 A-스캔의 rf 데이터를 얻어 영상을 PC에서 합성하였다.

시료의 음속도는 데이터북에 $1450 \pm 10 \text{ m/s}$ 로 나와 있다. 그림 (4)는 얻어진 rf 데이터를 이용하여 32채널의 선형어레이를 이용하여 난반사(random scatterer; 실선)매질과 점반사(point target; 점선)매질에 대하여 30 mm 깊이에 집속시키고 수신할 때의 음속도를 1400m/s에서 1600m/s까지 변화시키면서 얻은 영상의 밝기 값의 변화를 나타내었다. 밝기 값은 30 mm의 초점 깊이에서 길이 3 mm, 넓이 1.5 mm의 영상영역내의 픽셀의 밝기를 모두 더하여 얻었다. 이 때 강한 반사체가 있을 경우 집

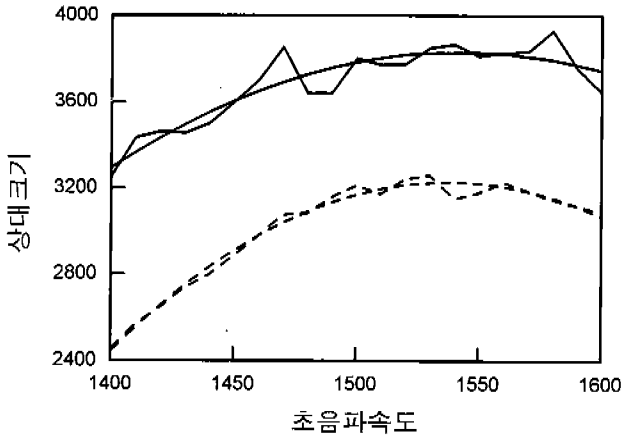


그림 4. 속도를 변화시켰을 때 영상의 밝기의 변화 곡선. 실선이 난반사 매질, 점선이 점반사 매질에서의 영상으로부터 얻은 것이며, 두 경우에 대하여 2차함수로 곡선근사를 하였다
 Fig. 4. Graph of brightness versus speed where solid and dotted lines represent the cases of random and point scattering media, respectively, and parabolic curve fitting is applied in both cases

표 2. 실험 결과

Table 2. Result of experiments

송신음속도	점반사체		불균일 반사체	
	고정	가변	고정	가변
평균음속도	1532	1553	1543	1541
표준편차	18.5	4.25	23.9	12.5

속의 효과가 더 크게 나타나므로 영상영역 내에 밝은 영상점이 중앙에 위치하도록 조절하였다. 측정값은 분산이 있어 2차함수로 곡선근사를 하여 최대값을 구하였고 이때의 음속도의 평균은 곡선근사의 첨두치가 나타나는 지점이 된다.

평균 음속도는 6 개의 데이터 집합에 대하여 측정하였으며 표 2 에 송신음속도는 1500 m/s로 고정하고 수신시의 음속도만 추정된 경우와 송수신 모두 지연시간 계산에 음속도를 가변한 경우 각각 평균과 표준편차를 정리하였다. 음속도를 송수신 모두 가변한 경우가 송신음속도를 고정한 경우보다 측정의 표준편차가 작게 나타나며 점반사체의 경우가 불균일반사체가 분포하는 cyst 영상보다 표준편차가 작게 나타난다. 그림 (4)는 그 결과 중의 하나를 도시하였는데 영상영역 내에 강한 점반사체가 있어 정확히 속도를 추정할수록 곡선 근사된 2차 함수의 곡률이 커진다. 실제의 불균일 반사체에서의 음속도 추정은 스펙클의 영향으로 큰 오차가 발생할 수 있는데 이는 곡선근사를 한 2차 함수의 곡률의 크기로부터 음속도 추정의 정확도를 예측할 수 있다. 실험결과 점반사체의 경우가 불균일 반사체에서보다 2차 함수의 곡률이 크게 나타났다. 이는 점반사체의 경우 정확한 속도를 알 때의 집속지연시간을 인가할 경우 집속도가 최대가 되는데 반하여 불균일반사체의 경우 각각의 반사체에서 오는 신호의 위상이 집속이 강하게 되더라도 완전히 정렬되지 않기 때문이다.

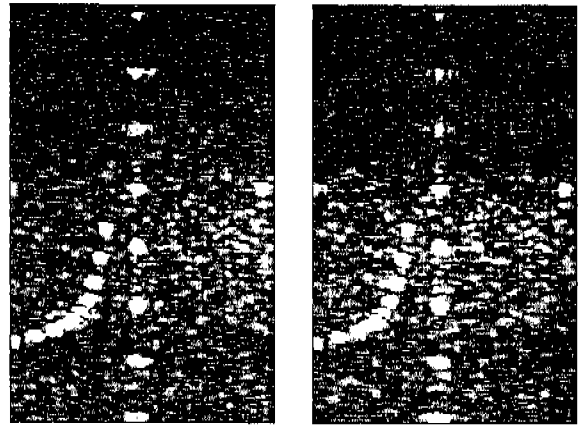


그림 5. 좌대 및 우도는 각각 1450 m/s와 1540 m/s의 속도를 적용하여 컴퓨터 시뮬레이션으로 합성하여 얻은 와이어 패턴 영상, 밝은 점이 와이어가 있는 부분이다.
 Fig. 5. Left and right figures are obtained by computer simulation using sound speeds of 1450 and 1540 m/s, respectively, where bright spot corresponds to wire

측정값과 데이터북의 값이 다르게 나타나므로 측정값의 유효성을 확인하기 위하여 실험에서 얻어진 rf 데이터를 이용하여 각각의 속도에서 영상을 합성하였다. 이 때 실험결과와 평균속도를 1540 m/s로 추정하였다. 그림(5)는 32 채널로 60mm 길이에 송신집속을 해서 얻은 영상이며 밝은 점 부분이 강한 반사체인 와이어(wire)가 있는 부분이다. 왼쪽 그림이 음속도가 1450 m/s, 오른쪽이 1540m/s에 대한 영상으로서 오른쪽 그림이 주엽의 폭이 좁게 보이며 해상도가 향상되었다. 그리고 영상에서 최대 밝기(상대값)가 왼쪽이 145.0, 오른쪽이 162.1로 나타났다. 따라서 패턴의 음속도가 1540m/s의 경우가 참값에 더 가까움을 알 수 있다. 오차의 원인으로는 패턴에서 음속도가 주 위온도 혹은 경년변화에 의하여 변할 경우를 가정할 수 있다. 또한 배열변환기의 기하학적 크기를 정확히 모를 경우, 혹은 데이터 획득 시스템에서의 신호지연 등 에 의하여 오차가 나타날 수 있다. 본 실험 결과의 오차는 후자의 요인이 큰 것으로 추정된다. 이러한 오차를 모두 위상수차(phase aberration) 오차로 가정할 수 있다. 제안한 방법은 정확한 속도추정 뿐만 아니라 시스템에서 발생하는 집속오차요인을 보상할 수 있는 최적(optimal)의 집속지연시간곡선을 찾아내는 방법이 된다.

결 론

초음파 의료영상에서 집속(focusing)이 가장 잘 되었을 때 해상도가 최대가 된다. 그러나 정확한 집속을 위해서는 매질의 속도를 알아야 하는데 인체의 경우는 매질의 속도가 사람마다, 혹은 부위마다 각각 달리 나타난다. 본 논문은 집속위상지연을 조절하여 영상의 밝기가 최대가 되는 점을 찾아 매질의 평균속도

를 구하였고 실험데이터를 이용하여 알고리즘의 유효성을 검증하였다. 제안한 방법은 정확한 음속도를 측정하여 집속지연시간의 오차를 줄임으로써 해상도를 향상시킬 수 있으며 시스템에서 발생하는 위상수차오차를 제거하는 방법에 적용 가능하다.

참 고 논 문

1. T. Sato et al., "Nonlinear tissue imaging", Proc. IEEE Ultrasonics Symposium, 1986
2. J.H. Kim, T.K. Song, and S.B. Park, "A pipelined sampling delay focusing in ultrasonic imaging systems", Ultrason. Imaging, vol. 9, pp. 75-91, 1987
3. 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
4. J. Ophir, "Multi-beam tracking for angle error correction in speed of sound estimation", U.S. patent, 4,878,500, 1989
5. K. Takamizawa, "Method and apparatus for measuring ultrasonic velocity by cross beam", U.S. patent 4,821,574, 1989
6. S.W. Flax and M. O'Donnell, "Phase aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: Basic principles", IEEE Trans. UFFC vol. 35, no. 6, 1988
7. L. Nock and G.E. Trahey, "Phase aberration correction in medical ultrasonic imaging using speckle brightness as a quality factor", J.A.S.A., vol. 57, no. 2, 1989
8. 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. UFFC, vol. 38, no. 2, 1991
9. D.L. Liu and R.C. Waag, "Correction of ultrasound waveform distortion using backprojection and a reference waveform method for time-shift compensation", J.A.S.A, vol. 96, no. 2, pp. 649-660, 1994