

초음파 의료영상에서 지방조직의 음속도 불균일 효과의 영향과 그 보상에 관한 연구

김 재 현*, 배 무 호**, 정 목 근***

*한국과학기술원 전기및 전자공학과, ** (주)메디슨 책임연구원, ***대진대학교 전자공학과
(1997년 9월 30일 접수, 1998년 1월 7일 채택)

Study on Velocity In-homogeneous Effect in fat and its Correction in Ultrasound Imaging System

J.H. Kim*, M.H. Bae**, M.K. Jeong***

*Dept. of Electrical Engineering Korea Advanced Institute of Science and Technology

Medison, *Dept. of Electronics Engineering., Daejin University

(Received September 30, 1997, Accepted January 7, 1998)

요 약 : 본 논문은 초음파 의료 영상에서 인체내의 매질의 초음파 속도의 불균일에 의한 focusing의 저하에 대하여 논하였다. simulation 환경으로, 인체 내의 매질 중 속도 값이 가장 큰 차이가 나는 지방(fat)을 일정한 두께로 모델링하였다. 그리고 초음파 빔의 굴절에 의한 진행경로의 변화와 속도차이에 따른 시간지연에 의한 해상도 저하를 구하였다. 그리고 이를 보상하는 방법으로, 보상에 계산량이 많이 필요한 굴절을 무시하고, 속도 차에 의한 시간지연만 보상하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법을 적용할 경우 현재의 실시간 디지털 focusing 시스템에서 쉽게 구현 가능하다.

Abstract : In this paper, we present the degradation of focusing induced by velocity inhomogeneity in human tissue. For simulation, the fatty layer which is the major factor of degradation for its lower velocity, is modeled as a uniform velocity perturbation layer. And we simulate the degradation of resolution resulting from change of beam path due to refraction and the time delay due to velocity difference. We show that focusing error can be compensated for considering the velocity inhomogeneity only. The proposed compensation method can be operated in real time in the presently used digital focusing systems.

Key words : Ultrasound image, velocity inhomogeneity, refraction, focusing

서 론

초음파 영상 시스템은 X-선, NMR CT 등에 비하여 저렴하고 안전하며, 실시간 영상 진단이 가능하며, 혈류속도의 영상화, 골다공증의 진단 등의 다양한 적용성을 가지고 있어 의료 진단 방법으로 널리 이용되고 있다. 그러나 초음파 영상은 다른 영상진단 방법에 비하여 낮은 해상도를 가지고 있어 이를 향상시키기 위한 연구가 활발하다.

초음파영상의 해상도를 증가시키기 위한 기술로는 집속

(focusing)이 이용되며 현재 널리 이용되고 있는 집속 시스템의 개요는 그림 (1)과 같다. 관찰하고자하는 영상점에 있는 반사체에서 돌아오는 초음파 신호는 트랜듀서의 중심에 있는 소자 (a)가 바깥쪽의 소자 (c)보다 빨리 도달한다. 따라서 수신소자의 위치에 따라 빨리 도달한 신호를 지연기를 이용하여 지연시킴으로써, 각각의 수신소자들의 신호가 같은 시간에 도달한 것처럼 보이도록 위상을 일치시켜 더하면, 신호의 크기가 가장 커진다. 이때 지연기에 가해주는 지연 시간을 관찰하고자 하는 영상점을 따라 달리하면 모든 영상점에서 집속할 수 있다. 현재 송수신 집속 시스템은 PSDF (Pipelined Sampling Delay System)을 이용한 전디지털화 (full digital)로 구성되고

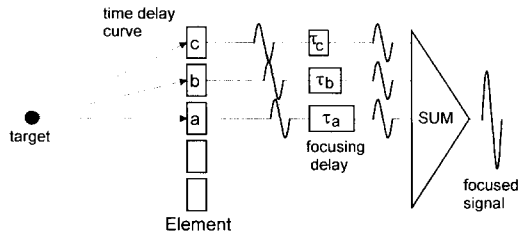


그림 1. 초음파 영상의 집속시스템

Fig. 1. Focusing system in ultrasound imaging

있다. 이러한 집속 시스템은 지연기를 FIFO 메모리를 이용하여 지연시간의 조절을 AD convertor의 샘플링 시간을 달리하여 얻는다[1]. 디지털 집속 시스템은 샘플링 클럭의 시간 정밀도에 따라 집속시 오차가 발생하는데 일반적으로 초음파의 중심주파수 f_0 에 대하여 샘플링 클럭의 정밀도가 최소한 $8f_0$ 이상이면 샘플링시간의 오차를 무시할 수 있다고 알려져 있다[2].

인체 내부의 매질을 초음파가 통과하면 조직의 특성에 따라 초음파 속도의 불균일, 초음파 신호의 감쇠, 산란, 굴절, 반사, 비선형 파형 왜곡 등을 일으키므로 이러한 신호에는 인체 내부의 여러 정보를 포함하게 된다. 따라서 초음파 집속을 위한 지연시간(time delay curve)을 구하기 위해서는 매질의 위치와 속도의 공간적 분포 등을 포함한 여러 가지 성질을 정확히 알아야만 한다. 기존의 집속방법에서 지연시간의 계산에는 인체 내에서 초음파의 속도가 1540m/s의 균일한 값을 갖는다고 가정하였다. 그러나 인체는 1400m/s부터 1600m/s까지의 다양한 속도를 갖는 복합매질들로 구성되어 있고, 그중 1400m/s의 속도를 갖는 지방(fat)이 가장 큰 집속 오차 요인이 된다. 특히 복부진단에서 피하지방이 두꺼운 경우, 실제 돌아오는 신호의 시간은 균일 속도를 가정하고 계산한 도달 시간보다 늦게 도착한다. 이러한 오차의 영향은 집속시 수신된 신호의 위상이 정렬되지 않으므로 집속 특성이 저하되어 초음파 신호의 주엽(main lobe)의 감소, 측엽(side lobe)의 증가로 인하여 영상의 밝기 감소와 해상도 저하, 형상의 변형과 왜곡, 허상(ghost) 현상 등을 일으킨다. 따라서 인체 내에서 초음파 빔이 통과하는 매질의 음속의 불균일때문에 기인하는, 초음파의 도달 시간 오차를 보상하여야만 해상도 향상과 더불어 인체 내의 장기를 정확히 영상화 할 수 있다. 이와 같이 균일한 속도를 갖는 매질로 가정하는 시스템에서, 집속한 뒤에도 매질의 불균일한 속도 특성 때문에 집속 지연 오차가 발생하는 현상을 phase aberration이라 하며 그림 (2)에 모델을 나타내었다.

본 논문에서는 이러한 현상을 집속위상오차라 정의한다. 현재까지 제안된 집속위상오차의 보상 방법은 크게 세 가지 영역으로 분류된다. 첫째 방법은 직접 영상에서

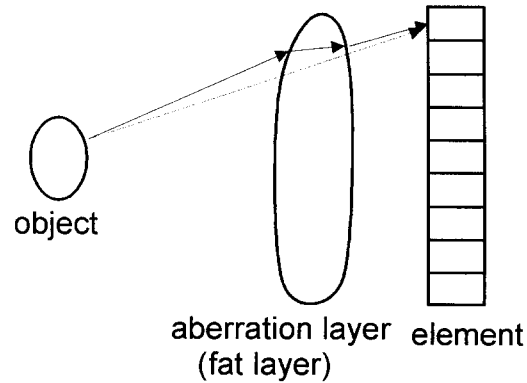


그림 2. 오차 모델. 실선은 굴절과 속도차 때문에 생기는 실제의 빔의 경로. 점선은 초음파 영상시스템에서 가정하는 빔의 경로

Fig. 2. Aberration model. Solid line is real beam path affected by phase aberration, and dotted line is the beam path assumed in imaging system

보여지는 지방의 두께 등을 근사적으로 측정하여 기하학적으로 모델링한 뒤 집속위상오차의 지연시간을 계산하는 방법으로 S.W. Smith 등이 집속지연오차의 크기와 영향을 계산하였다[3-6]. M. O' Donnell[7,8] 등은 각각의 소자에서 수신된 초음파 신호들의 시간 지연 차이를 비교하기 위하여 상관 계수(cross correlation)를 계산한 뒤 시간 지연오차를 구하는 방법을 제안하였고, Trahey[9,10]는 영상의 밝기와 contrast 등을 목적 함수(object function)로 하여 최적화(optimization) 기법을 이용하여 위상 집속을 조절함으로써 해상도를 증대시키는 방법을 제안하였다. 그러나 두 번째 방법은 좋은 결과를 보여줌에도 불구하고 계산량의 과다와, 대용량의 하드웨어가 필요하므로 상용시스템에서 채택하기 어렵다. 세 번째 방법도 적당한 목적 함수를 정하기 어렵고 실시간 시스템을 구현하기 어렵다. 첫 번째 방법은 근사적인 모델을 적용하는 방법이지만 가장 구현하기 쉬운 이점을 가지고 있다. 따라서 본 논문은 첫 번째 방법을 이용하였으며, 인체에서 집속위상오차 요인을 복부의 피하지방으로 한정하였고, 균일한 속도를 갖는 매질에 다른 속도를 갖는 일정한 두께의 지방(fat)이 붙어 있는 경우로 modeling하여 초음파의 음장을 simulation으로 구하고 적은 계산량으로 속도차를 보상할 수 있는 근사화 방법을 제안하였다.

Simulation 개요

Beam Simulation은 6 가지를 하였다. 첫 번째는 이상적인 상황으로, 균일한 매질(초음파 속도 1540m/s) 속에 하나의 point target이 있는 경우이다. 이 경우는 현재 사용하고 있는 초음파 영상진단기의 focusing에서 사용하고 있는 방법으로서, simulation에서 비교의 기준이 된다. 두

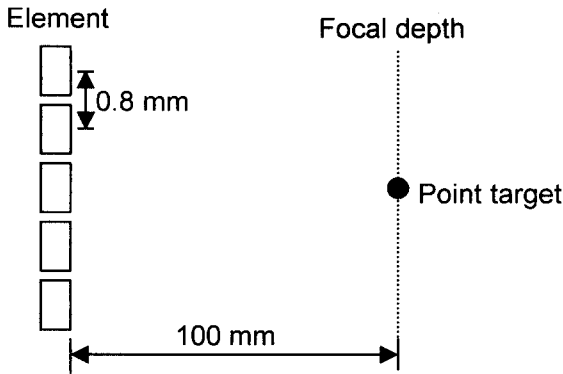


그림 3. Simulation 환경
Fig. 3. Simulation environment

번째는 일정 두께의 피하 지방층(속도 1400m/s)이 probe 앞에 존재한다고 가정한 상황이다. 이 때 앞의 경우와 같이 계산할 때 피하 지방층을 고려하지 않으면 속도와 경로차에 의한 focusing 오차가 나타난다. 세 번째는 피하 지방층에 의한 경로차와 굴절을 고려하여 계산하는 경우로서 focusing 오차가 완전히 보상된다. 네 번째는 경로 계산을 하는데 있어서 실제 피하 지방층이 있는 상황을 진단기에서 실시간으로 완전히 보상하는 것은 어렵기 때문에 굴절에 따른 beam의 경로를 무시하고 평균속도를 적용해서 간단하게 계산했다. 이때 평균속도는 transmit focusing 깊이에서만 경로차가 정확히 보상되도록 하는 평균속도를 구하여 이것을 일정하게 모든 pixel에 적용하였다. 다섯 번째는 평균속도를, 구하는 pixel의 깊이에 따라 가변하여 집중했다. 즉, 계산시 사용되는 속도를 하나로 고정시키지 말고 영상을 얻으려는 곳을 기준으로 변화시켜 가면서 계산하였다. 여섯 번째는 지방층을 통과하는 beam이 굴절하지 않고 직진한다고 가정하여 속도차에 의한 시간지연만 보상하는 경우이다.

위 그림은 Simulation시 가정한 환경을 나타냈다. 선형 Probe를 이용하며, 하나의 scanline을 얻기 위하여 0.8 mm의 간격으로 배열되어 있는 64개의 element를 이용했다. 각 element에서 발생시키는 초음파 pulse는 simulation시 계산을 간단히 하기 위하여 Inphase 와 Quadrature 성분의 복소신호를 이용했으며 수식 (1)과 같다. 그림 (4)에 신호의 모양을 나타내었다.

$$v(t) = A t^3 e^{-\alpha t} (\cos 2\pi ft + j \sin 2\pi ft) u(t) \quad (1)$$

여기서 $\alpha = 9.375 \mu\text{sec}^{-1}$, 중심주파수 $f = 3.5\text{MHz}$ 이며 A는 상수,

$$u(t) = \begin{cases} 1 & t \geq 0 \\ 0 & t < 0 \end{cases} \text{이다.}$$

초음파를 송신할 때의 focal depth는 100mm 깊이에

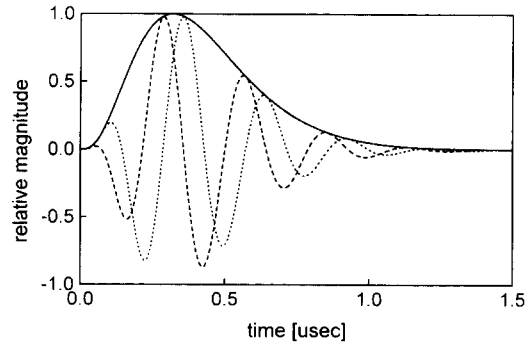


그림 4. 초음파 펄스. 각각 실선은 진폭 성분, 장점선은 Inphase 성분, 단점선은 Quadrature 성분이다
Fig. 4. Ultrasound pulse. solid line for amplitude, dashed line for inphase component, dotted line for quadrature component

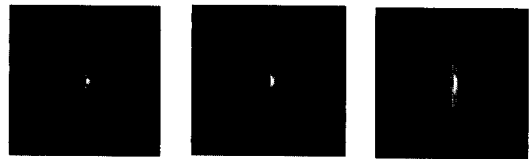


그림 5. 균일한 매질에서의 음장유형
왼쪽부터 50 mm, 100mm, 150 mm 깊이의 영상이다.
Fig. 5. Field patterns in homogeneous medium. depths are 50mm, 100mm, and 150mm from left to right, respectively

정하였다. 송신할 때는 한점 집중이므로 모든 element에서 방사된 신호가 100 mm 거리에 있는 focal depth에서 위상이 일치되도록 시간지연을 준다. 수신할 때에는 Point target이 각각 50mm, 100mm(Focal depth), 150mm의 깊이에 있는 경우에 대하여, 모든 영상점의 위상지연을 보상하는 dynamic focusing으로 simulation하였다. 각 element에서 송, 수신되는 신호를 구할 때는 simulation의 계산량을 줄이기 위하여, 한 element를 point source로 근사화했으며 이 때 지향성(directivity factor)을 아래와 같이 고려함으로써 근사화로 인한 영향을 줄였다.

$$Directivity\ factor = \cos\theta \cdot \sin\left(\frac{d}{\lambda} \cdot \theta\right) \quad (2)$$

여기서 각도 θ 는 element에서 수직된 법선이, 진행하는 빔의 방향과 이루는 각도이며 d는 element의 크기, λ 는 파장이다. 영상은 왕복(two-way path)음장의 크기를 영상점을 중심으로 가로, 세로 20mm의 정사각형 모양으로 얻었다. pixel과 pixel 사이는 0.2mm 이며 한 변을 100개의 pixel로 나타내었다. 이렇게 얻은 영상은 log compression하여 60dB까지 비트맵 image로 나타내었다.

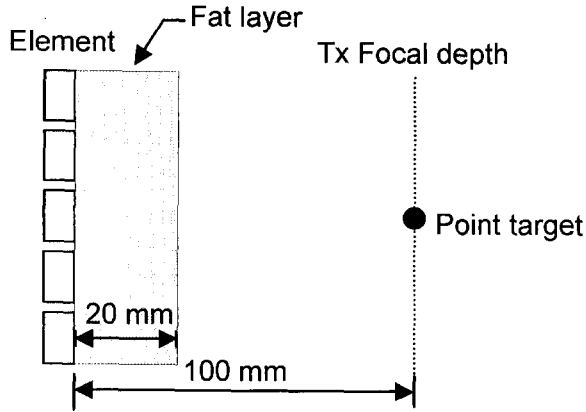


그림 6. 20mm 두께의 피하 지방(비균일 매질)이 균일 매질의 위에 존재하는 경우의 모델
 Fig. 6. Model of fatty layer (inhomogeneous medium) of 20mm thickness on the homogeneous medium

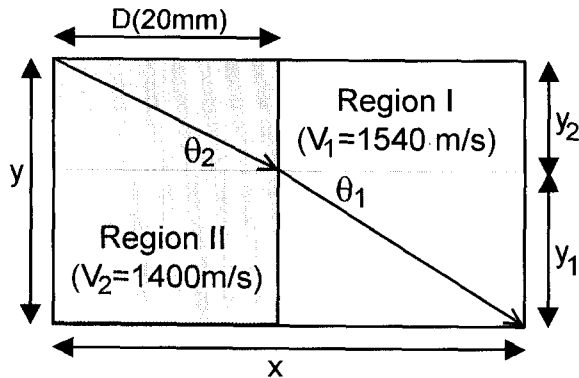


그림 7. 경계면에서의 초음파의 굴절 경로
 Fig. 7. Refraction beam path at the boundary

균일 매질에서의 Beam Simulation

1540m/s의 속도를 갖는 균일한 매질에서의 simulation 결과를 그림 (5)에 나타내었다. 그림은 왼쪽부터 각각 50mm, 100mm, 150mm 깊이에서의 왕복 (2-way) 음장 유형을 나타낸다.

Target이 100mm에 있는 경우 송신과 수신시 모두 focusing되므로 mainlobe가 가장 작으며 sidelobe도 적게 나타난다. 50mm와 150mm에 위치했을 때는 transmit focusing이 되지 않으므로 mainlobe의 폭이 넓어지고 sidelobe가 크게 나타난다.

비균일 매질에서의 Beam Simulation

비균일 매질이란 probe앞에 다음과 같이 균일한 매질에 비하여 초음파의 속도가 느린 지방층이 일정한 두께로

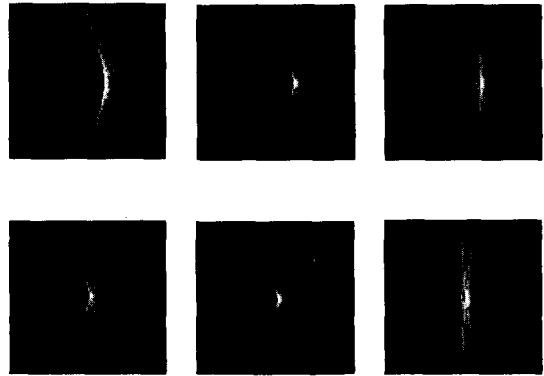


그림 8. 위의 그림은 비균일 매질을 고려하지 않은 경우의 음장 유형. 아래 그림은 비균일 매질의 속도와 굴절을 고려한 음장 유형. (왼쪽부터 50mm, 100mm, 150mm 깊이)
 Fig. 8. Upper images: field patterns which do not consider the effect of inhomogeneous medium. Lower images: field patterns which consider the effect of velocity inhomogeneity and refraction at the boundary. (depth at 50 mm, 100 mm, and 150 mm from left to right)

붙어있다고 가정할 경우이다.

그림 (6)과 같이 서로 다른 매질이 붙어있는 경우, 그 경계면에서 초음파는 Snell의 법칙에 따라 굴절을 일으킨다. Simulation 시 알고 있는 것은 초음파빔의 출발점과 도착점이므로 굴절에 따른 경계에서의 통과점을 알아야만 beam의 경로에 따른 진행거리를 계산할 수 있다. 이를 계산하기 위하여 4차 방정식을 이용하였고 그림 (7)과 같이 modeling하였다.

Snell의 법칙에서 $n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$ 이며 굴절율은 속도에 반비례하므로

$$v_2 \sin \theta_1 = v_1 \sin \theta_2 \tag{3}$$

가 된다. 삼각함수를 길이로 사용해서 나타내면,

$$\frac{y_1}{\sqrt{(x-D)^2 + y_1^2}} = \frac{v_1}{v_2} \frac{y_2}{\sqrt{y_2^2 + D^2}}$$

이 되며 $y = y_1 + y_2$ 을 이용하여 위 식을 다시 y_1 에 대하여 정리하면

$$y_1^4 - 2yy_1^3 + \frac{(1-A)y^2 - A(x-D)^2 + D^2}{(1-A)} y_1^2 + \frac{2yA(x-D)^2}{(1-A)} y_1 - \frac{y^2 A(x-D)^2}{(1-A)} = 0 \tag{4}$$

이 된다. 단 여기서 $A = \left(\frac{v_1}{v_2}\right)^2 = 1.21$ 이다.

이 4차 방정식을 풀면 두 매질의 경계면에서의 통과점을 알 수 있고 Region I, II에서 이동 거리를 구할 수 있다. 따라서 매질의 속도를 알면 출발점과 도착점 사이의

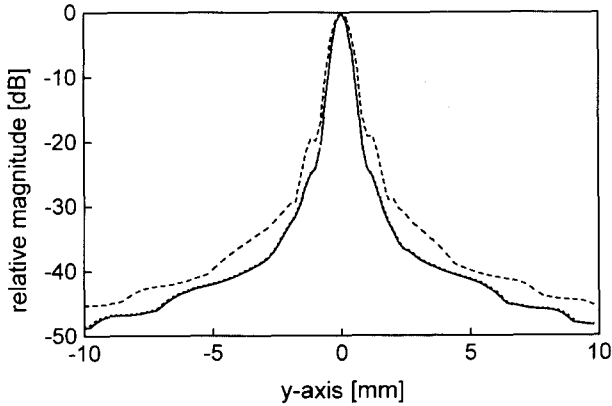


그림 9. 100mm 깊이에서의 측방향 음장 특성. 실선은 균일 매질에서의 음장, 점선은 비균일 매질에서 보상을 한 경우로 실선과 거의 겹쳐 있다. 장점선은 비균일 매질에서 보상을 하지 않은 경우이다

Fig. 9. Lateral field patterns at depth 100mm. Solid line is the response of homogeneous velocity medium, dotted line is the compensated response in inhomogeneous medium which looks quite close to solid line, and dashed line is the response of inhomogeneous medium without compensation

정확한 이동 시간을 알 수 있다.

그림 (8) 에 비균일 매질에서의 영상을 나타내었다. 그림 (8) 의 윗그림은, 20mm의 피하 지방층이 있지만, 초음파 진단기에서 영상을 얻을 때에는 균일 매질로 가정하여 앞 절에서 구한 방식대로 영상을 얻은 경우이다. element에서 출발한 초음파는 속도가 늦은 지방층을 통과하면서 지방층이 없을 때보다 시간이 더 걸린다. 그러나 지방층이 없다고 보기 때문에 신호가 늦게 도착하므로 영상점이 제 위치보다 멀리 위치한 곳에서 있는 것처럼 보인다. simulation 결과는 영상의 mainlobe가 모두 이동되어 있다. Target이 50mm에 있을 때의 결과를 보면, 거리가 가까울수록 전체 이동 거리 중 지방층을 통과하는 비율이 커지기 때문에 그만큼 오차가 커진다. 따라서 영상도 sidelobe가 크게 나타나며 mainlobe가 많이 퍼져 보인다. 그림 (8) 의 아래 그림은 비균일 매질의 굴절과 속도지연을 고려하고 영상을 얻은 경우이다. 이 경우 얻어지는 영상은 3절에서 얻은 영상과 유사하다. 그러나 receive focusing은 모든 깊이에서 보상이 가능하지만 transmit focusing은 focal depth에서만 속도와 굴절을 보상할 수 있으므로 완전한 보상을 할 수 없음을 알 수 있다. 따라서 100mm 깊이에서는 균일 매질에서와 같은 결과를 보여주지만 다른 깊이에서는 오차가 발생한다.

그림 (9) 는 100mm 깊이에서 비교한 측방향 음장유형이다. 실선은 3절의 균일 매질에서의 음장이며 점선은 비균일 매질에서 보상을 한 경우의 음장으로 두 선이 거의 겹쳐 있다. 장점선은 보상을 하지 않은 비균일 매질에서의 음장으로 그림 (8) 에서 보듯이 mainlobe가 굵고 sidelobe

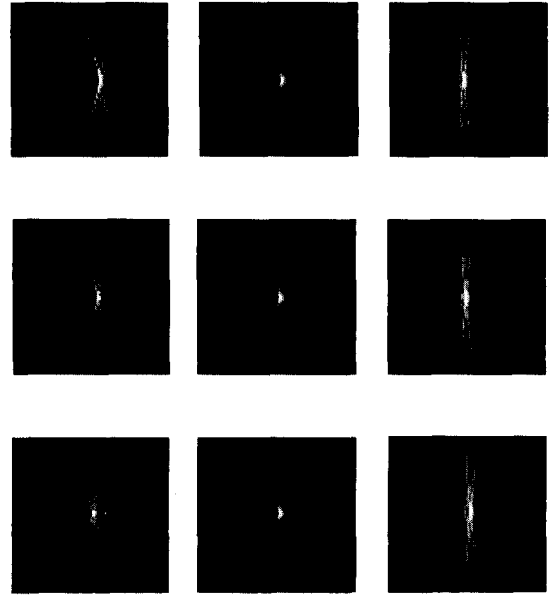


그림 10. 위의 행의 그림 : 일정한 평균속도를 사용한 경우의 보상. 중간 행의 그림 : 평균속도를 깊이에 따라 변화시킨 경우. 아래 행의 그림 : 경로에 따른 각 매질의 속도만 고려한 경우. (왼쪽부터 50mm, 100mm, 150mm 깊이)

Fig. 10. Upper row image : Correction by constant average velocity. Middle row image : Correction by average velocity varying with depth. Bottom row image : Correction considering velocity only in each medium. (depth at 50mm, 100mm, and 150mm from left to right).

가 크게 나타난다.

속도불균일의 보상

4절에서처럼 피하 지방층에 의한 굴절 효과를 보상하기 위해 매번 굴절하는 점의 위치를 계산하는 것은 계산 시간이 많이 걸리기 때문에 좀 더 간단히 적은 하드웨어로 실시간 계산이 가능한 근사적인 방법을 모색하였다.

첫 번째 방법은, 굴절을 고려하고 일정한 평균속도를 사용한 경우이다. 이 경우 평균속도는 focal depth까지의 평균속도로 사용하였다. 즉, 속도가 1400m/s인 지방층이 20mm있고, 1540m/s인 부분이 80mm있으므로 평균속도는 다음과 같이 구해진다.

$$\frac{80}{v_1} + \frac{20}{v_2} = \frac{100}{v_{average}}$$

$$v_{average} = \frac{5v_1v_2}{v_1+4v_2} = 1510[m/sec] \quad (5)$$

앞의 4절과 같은 방법으로 계산하는데 속도만 위의 평균속도를 가지고 계산하였다. 그 결과는 그림 (10) 의 위의 행이다. 결과를 살펴보면 4절의 결과보다는 나아진 것을

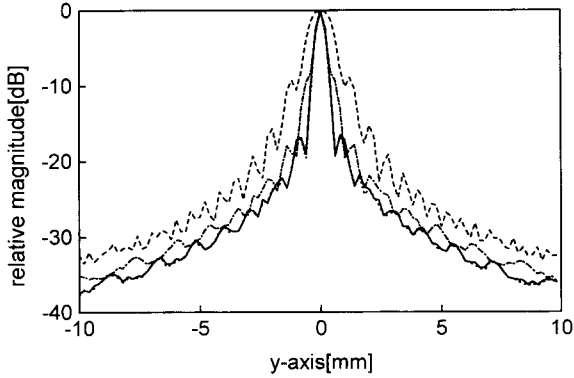


그림 11. 비균일 매질에서 속도불균일을 보상을 한 경우의 음장특성 (50mm 깊이). 실선은 오차가 없는 균일 매질에서의 음장으로 비교기준이다. 장점선은 평균속도를 적용한 경우, 장점-단점선은 깊이에 따라 평균 속도를 가변한 경우, 단점선은 굴절을 무시한 경우로 실선과 거의 겹쳐있다

Fig. 11. Lateral field responses at depth 50mm where inhomogeneity is compensated. Solid line, which is the reference for the case of homogeneous medium, dashed line for the case of uniform average velocity, dash-dotted line for the case of variable velocity with depth, and dotted line, which is looks quite close to solid line, for the case of neglecting refraction

알 수 있다. transmit focal depth의 경우 가장 적은 오차를 나타내므로 Target이 100mm에 있을 때는 정확히 가운데에 영상이 얻어졌지만 50mm에 있을 때에는 약간 뒤로 밀리고, 150mm에 있을 때에는 앞으로 이동하였다. 50mm에 target이 있을 때 가운데 mainlobe의 폭이 현저히 작아졌다. 하지만 3절의 균일 매질의 경우와 4절의 굴절에 의한 효과를 정확히 보상해 주었을 때보다는 mainlobe가 더 넓고 양옆의 sidelobe가 더 커졌다.

두 번째는 굴절을 고려하고 평균속도를 깊이에 따라 변화시킨 경우이다. 이 경우는 현재 계산하고 있는 pixel의 위치마다 평균속도를 각각 계산해서 사용하였다. 현재 pixel이 probe로부터 x mm 떨어져 있다면 평균속도는,

$$\frac{x-20}{v_1} + \frac{20}{v_2} = \frac{x}{v_{average}}$$

$$v_{average} = \frac{xv_1v_2}{20v_1 + (x-20)v_2} \quad (6)$$

이렇게 계산한 결과는 그림(10)의 중간 행으로서 앞의 결과보다는 훨씬 좋아졌다. Target이 50mm에 있을 때를 보면 sidelobe가 퍼진 폭이 많이 줄어들었다. 그리고 mainlobe의 위치도 영상의 한가운데로 돌아왔다. 100mm에서는 앞의 결과와 같다,

세 번째는 굴절을 무시하고 경로에 따른 각 매질의 속도만 고려한 경우이다. 인접하는 두 매질에서 굴절되는

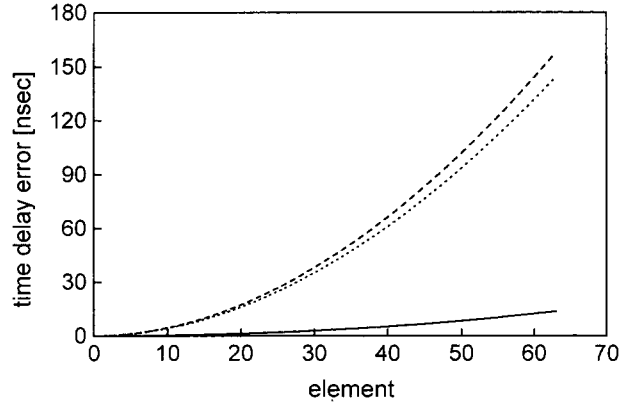


그림 12. 100mm 깊이에서 probe의 중심으로부터 떨어진 각 element의 지연시간의 차이값 (이 curve가 보상한 후의 focusing curve에 해당한다). 장점선이 속도만 고려한 경우, 단점선이 굴절과 속도를 모두 고려한 경우, 실선이 두 그래프의 차이값이다

Fig. 12. Delay time for each element at 100mm depth. (This curve is the focusing delay curve). Dashed line considers only velocity, dotted line consider both velocity and refraction, and solid line is the difference between upper two curves

입사각과 출사각도의 비율은 속도비에 비례한다. 지방과 연조직의 경우 속도의 비는 1.1정도이므로 굴절되는 각도는 크지 않다. 따라서 매질의 경계를 통과할 때 굴절되지 않고 $\theta_1 \equiv \theta_2$ 라고 가정하면 초음파 빔의 경로는 직선의 1차 함수로 나타난다. 4절과 같은 방법으로 모든 element에서 각각의 깊이에 따라 초음파 빔이 지방을 통과할 때의 통과거리에 따른 지연시간을 계산하여 비교하였다. 이 경우에 4절의 굴절을 고려한 경우와 유사한 결과를 얻는다. 결과는 그림 (10)의 제일 밑의 행이다.

위의 세 경우를 비교하면 100mm 깊이에서는 지연 오차가 없도록 계산되었기 때문에 음장특성이 거의 같게 나타난다. 그러나 50mm와 150mm에서는 큰 차이가 나타난다. 그림 (11)은 가장 많은 차이를 보이는 50mm 깊이에서의 측방향 음장을 비교한 것이다. 여기서 실선은 3절의 균일 매질에서의 결과로서 비교 기준이 된다. 장점선은 균일한 평균속도를 적용한 경우로 오차가 가장 커서 전반적으로 sidelobe가 크게 나타난다. 장점-단점선은 깊이에 따라 평균속도를 가변한 경우이다 균일 평균 속도를 적용한 것보다 나아졌다. 단점선은 세 번째의, 굴절을 무시하고 직선 경로를 적용한 경우로서 실선과 거의 겹쳐 있어 거의 오차가 없다.

오차비교

이 장에서는 비균일 매질에서 4절의 속도지연과 굴절

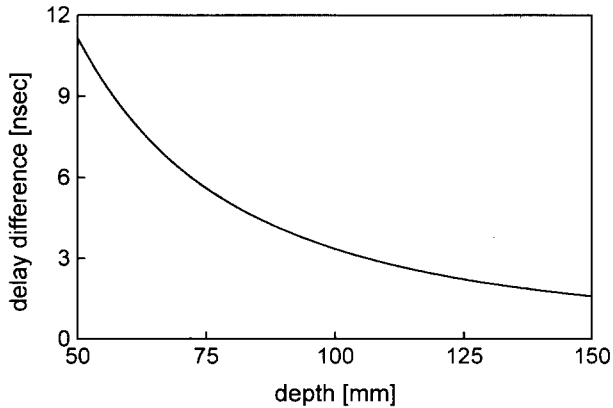


그림 13. 중심으로부터 32번째 element에서의 깊이에 따른 속도와 굴절을 고려한 경우와 속도만 고려한 경우 지연시간의 차이

Fig. 13. Delay time difference between considering both velocity and refraction, and only velocity with depth for 32nd element from center one

을 모두 보상한 경우와, 5절의 보상방법 중 굴절을 무시하고 속도지연만 고려한 경우의 오차를 비교하였다. 그림 (12)는 100mm의 깊이에서 수신시(one-way)에서만 계산한 probe의 중심으로부터 떨어져 있는 각각의 element에서의 지연시간 곡선이다(전체 128 element 중 curve는 대칭이므로 절반의 64 element만 도시함). 이 곡선이 focusing curve가 된다. 단점선은 굴절과 속도를 모두 고려한 이상적인 경우이며 장점선은 근사화하기 위하여 굴절을 무시한 경우이며 실선이 두 그래프 사이의 차이 값이다. 굴절을 무시한 장점선의 경우가 도달시간이 더 걸린다. probe의 중심으로부터 64번째 element에서의 두 곡선의 최대오차는 13.7 nsec이다. 3.5 MHz의 초음파 영상인 경우 무시할 수 있는 오차의 최대 크기는 48 ns($\approx 1/8f_0$)이므로 적은 정도의 오차만 나타난다.

그림(13)은 probe의 중심으로부터 32번째 element에서 깊이에 따른 위의 두 경우에 대한 지연시간에 대한 차이 값이다. 깊이가 가까울수록 전체 빔이 통과하는 경로 중 지방에서의 빔의 경로의 비율이 크므로 오차가 커지며 50mm 깊이의 경우 최대 11.1 nsec의 오차를 갖는다. 이 정도의 오차는 앞의 설명과 같이 무시할 수 있다. 따라서 20mm의 두께를 갖는 지방이 있는 경우 굴절을 무시하고 속도차이에 따른 오차만 보상하면 됨을 알았다.

결 론

이제까지 6가지 경우에 대해 결과를 살펴보았다. 균일 매질인 경우(3절)와 비균일 매질이면서 굴절에 의한 효과를 보상한 경우(4절)의 결과가 비슷하게 나왔기 때문

에 굴절에 의한 효과 보상이 거의 완벽하게 되었음을 알 수 있었다. 또한 비균일 매질이면서 균일 매질에서처럼 계산한 경우(4절)는 영상의 해상도가 떨어짐을 보였다. 그러나 굴절에 의한 효과를 보상하기 위해서 일일이 4차 방정식을 계산하는 것은 너무나 많은 계산량을 요한다. 따라서 좀더 간단한 계산으로 영상의 해상도 개선을 위한 방법을 5절에서 모색하였다. 일정한 평균속도를 이용한 경우 해상도가 약간 좋아졌지만, 50mm와 150mm 깊이에서 오차가 크므로 영상왜곡이 나타난다. 계산하는 pixel마다 평균속도를 구하여 지연시간을 달리하여 본 경우 상당히 많이 해상도가 개선된 것을 볼 수 있었다. 그러나 굴절을 무시하고 매질의 경로에 따른 속도차만 고려하는 경우 가장 좋은 결과를 보였다. 이 경우 굴절을 고려한 경우와 비교하여 적은 오차만을 나타내었다. 이 방법은 지연시간을 2차 함수로 표현할 수 있으므로 Drawing Algorithm을 이용한 Sampling Clock 발생방법[11,12]을 적용하여 적은 Hardware로 실시간 동작이 가능하다.

Appendix: 4차 방정식의 해

굴절에 따른 정확한 경로 계산을 위해서는 4차 방정식을 풀어야 한다. 다음과 같이 4차 방정식의 해를 구했다.

$$z^4 + az^3 + bz^2 + cz + d = 0$$

다음과 같이 치환해서 z^3 항을 없앤다.

$$z \equiv x - \lambda$$

치환해서 정리하면,

$$x^4 + (a - 4\lambda)x^3 + (b - 3a\lambda + 6\lambda^2)x^2 + (c - 2b\lambda + 3a\lambda^2 - 4\lambda^3)x + (d - c\lambda + b\lambda^2 - a\lambda^3 + \lambda^4) = 0$$

$\lambda = a/4$ 로 놓으면

$$x^4 + px^2 + qx + r = 0$$

여기서
$$p \equiv b - \frac{3}{8}a^2, \quad q \equiv c - \frac{1}{2}ab + \frac{1}{8}a^3,$$

$$r \equiv d - \frac{1}{4}ac + \frac{1}{16}a^2b - \frac{3}{256}a^4$$

위 식을 변형시키면,

$$x^4 + (x^2u + \frac{1}{4}u^2 - x^2u - \frac{1}{4}u^2) + px^2 + qx + r = 0$$

$$\text{즉, } (x^2 + \frac{1}{2}u)^2 - \left[(u - p)x^2 - qx + (\frac{1}{4}u^2 - r) \right] = 0$$

첫 번째 항은 perfect square P^2 이고, 두 번째 항은 u 가 다음을 만족하면 perfect square Q^2 이 된다.

$$q^2 = 4(u - p) \left(\frac{1}{4}u^2 - r \right)$$

이것은 resolvent cubic이고 위 식의 해 u_1 를 다시 대입하면,

$$P^2 - Q^2 = (P+Q)(P-Q)$$

따라서

$$(x^2 + \frac{1}{2}u_1 + Q)(x^2 + \frac{1}{2}u_1 - Q)$$

$$Q \equiv Ax - B$$

여기서 $A \equiv \sqrt{u_1 - p}$

$$B \equiv -\frac{q}{2A}$$

y_1 을 다음 resolvent Cubic Equation(3차 방정식)의 실근(real root)라고 하면

$$y^3 - by^2 + (ac - 4d)y + (4bd - c^2 - a^2d) = 0$$

네 근은 다음 방정식의 근으로 주어진다.

$$x^2 + \frac{1}{2}(a \pm \sqrt{a^2 - 4b + 4y_1}) + \frac{1}{2}(y_1 \mu \sqrt{y_1^2 - 4d}) = 0$$

따라서 네 근은,

$$z_1 = -\frac{1}{4}a + \frac{1}{2}R + \frac{1}{2}D$$

$$z_2 = -\frac{1}{4}a + \frac{1}{2}R - \frac{1}{2}D$$

$$z_3 = -\frac{1}{4}a - \frac{1}{2}R + \frac{1}{2}E$$

$$z_4 = -\frac{1}{4}a - \frac{1}{2}R - \frac{1}{2}E$$

여기서

$$R \equiv \sqrt{\frac{1}{4}a^2 - b + y_1}$$

$$D \equiv \begin{cases} \sqrt{\frac{3}{4}a^2 - R^2 - 2b + \frac{1}{4}(4ab - 8c - a^3)R^{-1}} & \text{for } R \neq 0 \\ \sqrt{\frac{3}{4}a^2 - 2b + 2\sqrt{y_1^2 - 4d}} & \text{for } R = 0 \end{cases}$$

$$E \equiv \begin{cases} \sqrt{\frac{3}{4}a^2 - R^2 - 2b - \frac{1}{4}(4ab - 8c - a^3)R^{-1}} & \text{for } R \neq 0 \\ \sqrt{\frac{3}{4}a^2 - 2b - 2\sqrt{y_1^2 - 4d}} & \text{for } R = 0 \end{cases}$$

* 3차 방정식의 해 (Cardano's formula)

$x^3 + ax^2 + bx + c = 0$ 의 해는 다음과 같다.

$$x_1 = \sqrt[3]{\Delta} - \frac{3b-a^2}{9\sqrt[3]{\Delta}} - \frac{a}{3}$$

$$x_2 = -\frac{1}{2}\sqrt[3]{\Delta} + \frac{3b-a^2}{18\sqrt[3]{\Delta}} - \frac{a}{3} + i\frac{\sqrt{3}}{2}\left(\sqrt[3]{\Delta} + \frac{3b-a^2}{9\sqrt[3]{\Delta}}\right)$$

$$x_3 = -\frac{1}{2}\sqrt[3]{\Delta} + \frac{3b-a^2}{18\sqrt[3]{\Delta}} - \frac{a}{3} - i\frac{\sqrt{3}}{2}\left(\sqrt[3]{\Delta} + \frac{3b-a^2}{9\sqrt[3]{\Delta}}\right)$$

where

$$\Delta \equiv \frac{9ab - 27c - 2a^3}{54} + \frac{\sqrt{2\sqrt{4b^3 - a^2b^2} - 18abc + 27c^2 + 4a^3c}}{18}$$

* 위의 경로 계산을 위해서 3차 방정식을 풀 때에는 하나의 실근만이 필요하기 때문에 x_1 만을 구해서 사용하였다.

참 고 문 헌

1. Kim, J.H., Song, T.K., and Park, S.B., *A Pipelined Sampling Delay Focusing in ultrasonic imaging systems*, UI, 9, pp.75-91. (1987)
2. D. K. Peterson, and G.S Kino, "Real-time digital image reconstruction: A description of imaging hardware and an analysis of quantization errors," IEEE. Trans. Sonics Ultrasonics, vol. 31, no.4, pp.337-351, (1984)
3. S. W. Smith, H. F. Stewart, and, D. P. Jenkins, "A Plane layered model to estimate in situ ultrasound exposures," Ultrasonics, pp. 31-40, January, (1985)
4. D. P. Shattuck, et. al, "Correction of Refraction and other Angle Errors in Beam tracking Speed of Sound Estimations using Multiple tracking transducer," Ultrasound in Med. & Biol., vol.15, no.7, pp. 673-681, (1989)
5. Marvin et. al, "Effect of Scan Format on Refraction Artifacts," Ultrasound in Med. & Biol., vol. 16, no.2, pp.183-191, (1990)
6. G. Kossoff et.al, "A Sonographic Technique to reduce Beam Distortion by Curved interfaces," Ultrasound in Med. & Biol., vol.15, no.4, pp.375-382, (1989)
7. Flax, S.W., and O'Donnell, M., *Phase aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: basic principles*, IEEE Trans. UFFC vol.35, no.6, (1988)
8. O'Donnell, M., and Engeler, W.E., *Correlation-based Aberration correction in the presence of inoperable*

- elements*, IEEE Trans. UFFC, vol. 39, no.6, (1992)
9. Nock, L., and Trahey, G.E., *Phase aberration correction in medical ultrasonic using speckle brightness as a quality factor*, J.A.S.A., 57 (2), 85 (5), (1989)
 10. Zaho and Trahey, G.E., *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)
 11. 배무호, "초음파 진단장치의 해상도 개선을 위한 합성집속방법의 응용 및 새로운 집속지연량 계산 알고리즘에 관한 연구," Ph. D. thesis, KAIST, 1992.
 12. 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)