

속도 분포 기반 단층촬영을 위한 최적의 트랜스듀서의 조합

Transducer Combination for High-Quality Ultrasound Tomography Based on Speed of Sound Imaging

김영훈*, 박관규*[†]

Young Hun Kim* and Kwan Kyu Park*[†]

초 록 본 논문은 초음파를 이용한 단층촬영(ultrasound computed tomography, UCT)을 위해 사용되는 영상 복원 방식에서 실제 사용되는 초음파 트랜스듀서의 조합에 따른 영향을 다루었다. 촬영 대상의 속도 분포를 구하기 위해서 라돈 변환(radon transform)을 사용하였으며, 음향 임피던스의 영상화를 위하여, 시간지연(delay and sum)방식을 사용하였다. 음향 임피던스 영상의 경우 속도 분포 영상에 의해 보정하여 더 정확한 영상을 복원하였다. 매질의 특성에 따른 감쇠, 굴절 및 반사를 고려한 초음파 시뮬레이터로 128개의 환형 트랜스듀서 어레이를 구현하였으며, 5 MHz의 중심주파수로, 5 cm의 인체조직 영상을 구현하였다. 실제 구현을 위한 최적의 트랜스듀서 조합을 찾기 위해, 점 진원(point source), 평면 트랜스듀서(flat transducer), 집속 트랜스듀서(focused transducer)를 이용해서 속도 분포에 대한 영상과 음향 임피던스 영상을 구현하여 비교하였다. 또한 시뮬레이션 상에서는 송신 및 수신 트랜스듀서가 모두 점 트랜스듀서인 경우가 가장 좋은 결과를 보여주었으나, 실제 구현을 고려하면 송신은 평면 트랜스듀서가 수신은 점 트랜스듀서로 하는 조합이 가장 현실적으로 좋은 결과를 보여준다.

주요용어: 초음파, 단층촬영, 라돈 변환, 시간지연, 트랜스듀서, 전파시간, 시뮬레이션, 음향학

Abstract The type of ultrasound transducer used influences the quality of a reconstructed ultrasound image. This study analyzed the effect of transducer type on ultrasound computed tomography (UCT) image quality. The UCT was modeled in an ultrasound simulator by using a 5 cm anatomy model and a ring-shape 5 MHz 128 transducer array, which considered attenuation, refraction, and reflection. Speed-of-sound images were reconstructed by the Radon transform as the UCT image modality. Acoustic impedance images were also reconstructed by the delay-and-sum (DAS) method, which considered the speed of sound information. To determine the optimal combination of transducers in observation, point-source, flat, and focused transducers were tested in combination as transmitters and receivers; UCT images were constructed from each combination. The combination of point-source/flat transducer as transmitting and receiving devices presented the best reconstructed image quality. In UCT implementation, the combination of a flat transducer for transmitting and a point transducer for receiving permitted acceptable image quality.

Keywords: Ultrasound, Computed Tomography (CT), Radon Transform, Delay and Sum, Transducer, Time of Flight, Simulation, Acoustics

1. 서 론

인체나 여러 구조물의 내부는 여러 가지 물질들과 모양으로 이루어져 있다. 인체와 구조물들의

내부에 형상이나 결함에 대한 구축을 위한 다양한 연구가 활발히 진행되고 있다. 이중 입체적인 내부 신호의 관찰을 위해서 대상을 투과하는 여러 가지 신호들을 관찰하여 내부 영상을 복원하

[Received: October 23, 2015, Revised: November 30, 2015 / February 15, 2016, Accepted: February 18, 2016] *한양대학교 기계공학부, [†]Corresponding Author: Department of Mechanical Engineering, Hanyang University, Seoul 04763, Korea (E-mail: kwankyu@hanyang.ac.kr)

는 기법을 단층촬영(tomography) 기법이라고 한다.

단층촬영의 종류로는 MRI, X-ray CT를 이용한 방법이 있으며, 최근 초음파를 이용한 단층촬영이 연구 중에 있다. MRI의 경우 자장을 가하여 수소 원자핵을 공명시켜 나오는 신호를 분석하여 인체의 내부를 보는 방법이다. 이 방법은 인체의 내부를 보기에 좋은 방법이지만 장비가 비싸며 수소가 함유되어 있지 않는 경우에는 사용하기 어려운 단점이 있다. X-ray를 이용한 CT의 경우 X선을 투과시켜 내부 영상을 관찰하는 방법으로, 직진성이 좋아 영상을 쉽게 복원할 수 있기 때문에 많이 사용되고 있다. 하지만 X선을 투과시키는 만큼 인체의 경우 사용의 횟수가 제한된다는 단점이 있다. 또한 대규모 구조물의 내부를 보려고 하는 경우에는 두 가지 방법 모두 어려움이 존재한다. 이에 비하여 초음파를 사용하는 경우에는 인체나 물체에 주는 영향이 거의 없기 때문에 사용하기에 안전하고 주기적인 검사에 사용 가능하다. 또한 대규모 구조물의 내부를 관찰하기에도 용이하기 때문에 초음파를 이용한 단층촬영의 경우 다양한 분야에서 다양한 목적으로 사용될 수 있다.

초음파를 이용한 단층촬영의 방법으로는 전파 시간(time of flight, TOF)을 이용한 방법과 초음파의 감쇠계수를 이용한 방법, 반사를 이용한 방법, 광음향을 이용하는 방법 등이 있다. 전파시간을 이용한 단층촬영의 경우 물체가 있는 경우와 없는 경우를 비교하여 초음파가 물체를 투과하며 시간지연이 일어난 만큼에 대한 projection data를 구하여 그 data를 토대로 back projection을 사용한 라돈 변환을 이용하여 측정하려고 하는 물체의 내부의 속도 분포를 복원할 수 있다[1,2]. 초음파 감쇠계수를 사용한 경우에도 비슷한 원리로 물체의 내부를 복원하지만 차이점은 시간지연에 대한 projection data를 구하는 것이 아니라 감쇠계수에 대한 projection data를 이용하여 물체의 내부의 감쇠계수 영상을 복원할 수 있다[3]. 음향 임피던스의 불일치(acoustic impedance mismatch)에서 발생하는 반사를 이용한 경우 여러 A-scan data들을 사용한 반사가 일어나는 지점들을 찾아내는 방식을 이용하여 물체의 내부 경계를 찾아내는 방식으로 영상을 복원할 수 있다[4]. 광음향을 이용하는 경우에는 물체에 레이저를 조사하는 경우 광에너지가 열에너지로 변하게 되면서 주위로 음파

가 발생하는 현상을 이용한다. 이때 발생한 음파를 측정하여 delay and sum 방식을 사용하여 음파가 발생하게 되는 위치를 찾아 영상을 복원한다[5]. 한 가지 방법으로 복원을 하는 경우도 있지만 여러 가지 방법으로 각각 복원한 영상을 겹쳐놓음으로써 더 많은 내용들을 비교하며 영상을 복원하는 경우도 있다[6].

본 논문은 전파시간 및 반사 신호를 이용한 초음파 단층촬영에서 최적의 트랜스듀서의 조합을 찾는 것을 목적으로 한다. 이를 위해서 한 지점에서 초음파를 발생시켜 물체를 투과한 초음파를 반대편에서 계산하여 전파시간을 이용한 물체 내부의 속도 분포를 먼저 복원한다. 그 이후 물체를 투과한 초음파가 아닌 반사된 초음파를 계산하여 지연시간(delay and sum) 방식을 이용하여 반사가 일어난 지점들을 구하여 물체의 내부 경계를 구하게 된다. 이 경우 미리 구해놓은 속도 분포를 이용하여 정확한 반사 지점을 구하는 방식을 사용하였다.

2. 이론

2.1. 라돈 변환

CT 복원에 사용하는 여러 가지 방법 중에서 대표적인 것이 라돈 변환이다. 라돈 변환은 Fourier slice theorem이라는 이론을 바탕으로 두고 있다. $f(x,y)$ 를 θ 의 각도로 평행으로 투영된 이미지 $P_\theta(t)$ 를 Fourier 변환을 할 경우 그 결과가 공간 주파수 영역에서 θ 의 각도로 기울어진 직선 $S_\theta(w)$ 에 해당된다는 이론이다. 이때 이미지 $f(x,y)$ 와 공간 주파수 영역의 직선 $S_\theta(w)$ 와의 관계는 식(1)과 (2)와 같이 표현할 수 있다[7].

$$P_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t,s) ds \quad \left(\begin{bmatrix} t \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \right) \quad (1)$$

$$\begin{aligned} S_\theta(w) &= \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-j2\pi wt} dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi w(x \cos\theta + y \sin\theta)} dx dy \end{aligned} \quad (2)$$

Fourier slice theorem을 바탕으로 여러 각도로 투영된 이미지를 구한 후 그 이미지들을 Fourier 변환을 하여 구한 공간 주파수 영역의 값들을

$F(u,v)$ 이라고 할 경우 그 값들을 다시 Fourier 역 변환을 하여 영상을 복원하는 방법이 라돈 변환이다. 복원하려는 이미지 $f(x,y)$ 와 Fourier 좌표 평면에서의 $F(u,v)$ 의 관계는 식(3)과 같이 표현할 수 있다[7].

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u,v)e^{j2\pi(ux+vy)} du dv \quad (3)$$

라돈 변환을 이용하여 복원을 하기 위해서는 투영된 데이터들이 필요하다. 초음파를 사용하여 구할 수 있는 투영된 데이터 중 대표적인 것이 전파시간이다. 초음파가 송신된 지점에서 수신하는 지점으로 도달할 때까지 걸린 시간은 식(4)과 같이 표현할 수 있다.

$$t = \int_l \frac{1}{C} ds \quad (4)$$

여기서 C 는 각 지점에서의 음속이다. 이 식의 경우 전체 구간에서 적분한 값이 아닌 특정 구간에서만 적분한 값이므로 라돈 변환을 할 수가 없다. 그렇기 때문에 전체 구간이 일반적인 매질일 경우 도달할 때까지 걸린 시간을 빼준 값을 투영된 데이터로 사용할 한다. 투영된 데이터는 식(5)과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Delta t &= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{C} ds - \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{C_0} ds \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{1}{C} - \frac{1}{C_0} \right) ds \end{aligned} \quad (5)$$

이렇게 구한 전파시간을 이용한 투영된 데이터를 이용하여 라돈 변환을 할 경우 구해지는 값이 바로 속도 분포가 되지 않는다. 라돈 변환을 이용하여 구한 $f(x,y)$ 이 식(6)과 같은 과정을 거치면 최종적으로 속도 분포를 구할 수 있다[1,2].

$$C(x,y) = \frac{C_0 f(x,y)}{C_0 + f(x,y)} \quad (6)$$

2.2. Delay and Sum

Delay and sum은 파원에서 출발한 초음파가 서로 다른 위치에 있는 수신용 트랜스듀서들까지 도달하는 시간이 다르다는 원리에 기반을 둔다. 복원하려는 이미지를 $N \times N$ grid로 분할을 하여 각 grid에서 여러 트랜스듀서까지의 거리를 이용

하여 거리에 따른 지연시간을 예측한다. 이후 여러 트랜스듀서로 측정된 A-scan data에서의 값들 중에서 각 grid에 따른 지연시간에 측정된 값들을 찾아 모두 더하여 그 값을 그 grid에 지정한다. 만약 그 grid의 위치가 실제 파원의 위치일 경우 여러 트랜스듀서에서 측정된 A-scan data에서 지연시간에 측정된 값들의 크기가 모두 매우 크기 때문에 값들을 모두 합할 경우 매우 큰 값이 된다. 이와 달리 그 grid의 위치가 파원의 위치가 아닐 경우 측정된 A-scan data에서 지연시간에 측정된 값들을 모두 합하여도 큰 값이 나오지 않는다. 이러한 방법으로 모든 grid에 대하여 실시할 경우 파원의 위치에서 큰 값이 나오게 됨으로 파원의 위치를 예측할 수 있다. 같은 원리로 파원의 위치를 알 수 있을 경우 파원에서 나온 초음파가 특정 경계에서 반사되어 트랜스듀서에 도달했을 때까지 거리에 따른 지연된 시간을 구하여 반사가 일어난 특정 경계를 찾을 수 있다[8,9].

복원할 이미지를 $N \times N$ 행렬로 가정할 경우, 복원할 이미지의 각 grid와 $k=1,2,3,\dots,M$ 일 때의 k 번째 트랜스듀서와의 거리를 나타내는 $N \times N$ 행렬을 D_k 라고 하면 복원할 이미지의 각 grid의 값은 식(7)과 같이 표현할 수 있다.

$$f(x_i, y_i) = \sum_{k=1}^M p_k \left(\frac{D_k(i,j)}{C} \right) \quad (7)$$

여기서 p_k 는 k 번째 트랜스듀서를 통하여 측정된 A-scan data를 시간에 나타낸 값이다. C 는 매질에서의 음속이다. 이와 같은 방법을 사용하여 $l=1,2,3,\dots,M$ 일 때의 l 번째 트랜스듀서에서 초음파가 발생하여 k 번째 트랜스듀서에서 측정을 한 경우에는 식(8)과 같이 표현할 수 있다.

$$f(x_i, y_i) = \sum_{l=1}^M \sum_{k=1}^M p_{lk} \left(\frac{D_l(i,j) + D_k(i,j)}{C} \right) \quad (8)$$

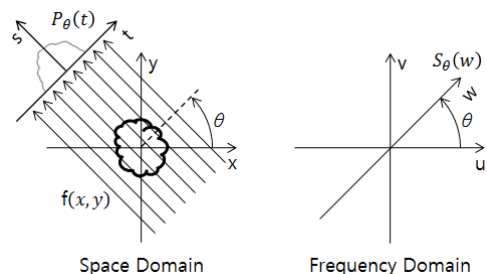


Fig. 1 Fourier slice theorem

여기서 p_k 는 l 번째 트랜스듀서에서 발생한 초음파를 k 번째 트랜스듀서를 통하여 측정할 A-scan data를 시간에 나타낸 값이다[8,9].

위와 같은 방식은 delay and sum을 할 때 전체 매질의 속도를 C 로 고정시켜 놓고 한 방법이다. 이때 결과를 더욱더 정확하게 하기 위하여 전체 매질의 속도를 일정하게 놓는 것이 아니라 라돈 변환을 이용하여 구한 속도 분포를 이용하여 복원할 이미지의 각 grid에서 k 번째 트랜스듀서까지 도달하는데 걸리는 시간을 나타내는 $N \times N$ 행렬을 T_k 라고 하면 복원할 이미지의 각 grid의 값은 식(9)과 같이 표현할 수 있다.

$$f(x_i, y_i) = \sum_{l=1}^M \sum_{k=1}^M p_{lk}(T_l(i, j) + T_k(i, j)) \quad (9)$$

3. 시뮬레이션

3.1. 구성 및 방법

영상을 복원하기 위한 초음파 시뮬레이션은 k-Wave 라는 초음파 시뮬레이터를 사용하였다. k-Wave는 광음향학, 초음파 등을 연구하기 위한 time-domain acoustic 시뮬레이션 프로그램이다. k-Wave에서는 1차원, 2차원, 3차원 시뮬레이션을 지원하는데, 본 논문은 그중 2차원 시뮬레이션을 사용하여 시뮬레이션을 하였다[10,11].

실험을 하게 될 경우 Fig. 2와 같이 가운데에 물체를 놓고 송신용 트랜스듀서와 수신용 트랜스듀서가 물체를 중심으로 원형으로 돌면서 실험을 하게 된다.

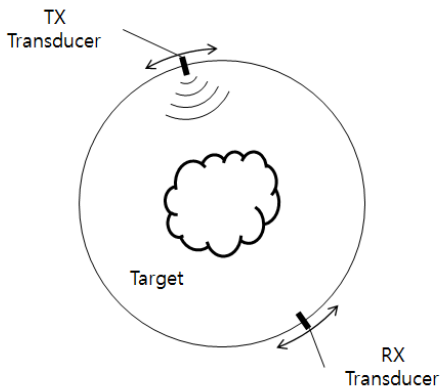


Fig. 2 Schematic of ultrasound computed tomography

실험과 달리 시뮬레이션은 수신용 트랜스듀서들을 원형으로 배치한 후 한 개의 송신용 트랜스듀서로 초음파를 송신한 후 다른 수신용 트랜스듀서들로 수신을 하는 방식으로 중앙에 매질과의 음속의 차이가 존재하는 phantom이 있는 경우와 없는 경우로 나누어 2가지의 데이터를 저장하는 방식으로 진행되었다. 이 과정을 모든 트랜스듀서에 대하여 반복을 하여 구한 여러 A-scan data들을 토대로 영상 복원을 하였다.

시뮬레이션의 총 크기는 가로, 세로 100 mm의 2차원 평면으로 설정을 했으며, 측정할 phantom은 Fig. 3와 같이 가로, 세로 크기가 50 mm인 Shepp-Logan phantom[12]으로 설정을 하여 전체 공간의 정 가운데에 배치를 하였다. 수신용 트랜스듀서는 phantom의 중앙을 기준으로 반경 75 mm의 원형 위에 128개의 같은 종류의 트랜스듀서를 일정한 각도로 배치하였다. 송신용 트랜스듀서는 같은 원형 위에 1개를 배치하여 일정한 각도로 이동을 하면서 시뮬레이션을 진행하였다. Phantom 주위 medium의 속도는 1500 m/s로 설정하였고 phantom에서의 초음파의 속도는 1500 m/s ~ 1600 m/s로 설정을 하였다. 시뮬레이션에 사용되는 초음파는 5 MHz의 주파수를 갖는 초음파를

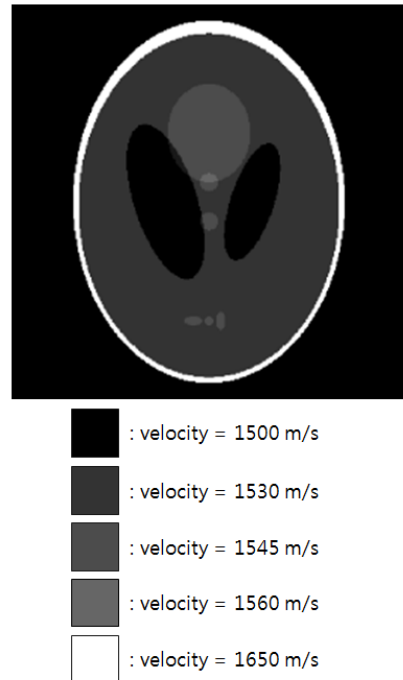


Fig. 3 Shepp-Logan phantom with velocity profile

사용했으며, 그에 따라 속도가 1500 m/s인 초음파의 파장이 0.3 mm가 되어 grid 한 칸의 크기는 파장의 절반인 가로, 세로 0.15 mm로 설정을 하여 전체 평면은 667×667 개의 grid로 분할되어 시뮬레이션이 진행되었다.

송신용 트랜스듀서는 5 MHz의 중심주파수와, 80%의 주파수 대역폭을 가지는 것으로 설정을 하였다. 수신용 트랜스듀서의 경우 전 주파수에서 동일한 수신 감도를 가지는 이상적인 수신기로 설정하였다.

시뮬레이션은 송신용 트랜스듀서와 수신용 트랜스듀서의 조합을 바꿔가면서 진행을 하였다. 송신용 트랜스듀서는 점 진원, 집속 트랜스듀서, 평면 트랜스듀서 중에서 하나를 정하여 바꿔가면서 사용하였고 수신용 트랜스듀서는 점 트랜스듀서, 집속 트랜스듀서, 평면 트랜스듀서 중에서 하나를 정하여 바꿔가면서 사용하였다. 점 진원과 점 트랜스듀서의 경우 점으로 표현되며, 집속 트랜스듀서와 평면 트랜스듀서의 경우 Fig. 4와 같이 직선과 곡선의 형태로 나타내어 시뮬레이션을 하였다. 3가지 종류의 송신과 수신용 트랜스듀서를 번갈아 바꾸어가며 서로 다른 9번의 시뮬레이션을 진행하였다. 집속 트랜스듀서와 평면 트랜스듀서의 경우 트랜스듀서의 크기는 12 mm로 설정을 하였으며, 집속 트랜스듀서의 초점까지의 거리는 75 mm로 설정을 하여 전체 공간의 중앙에 오게 하였다.

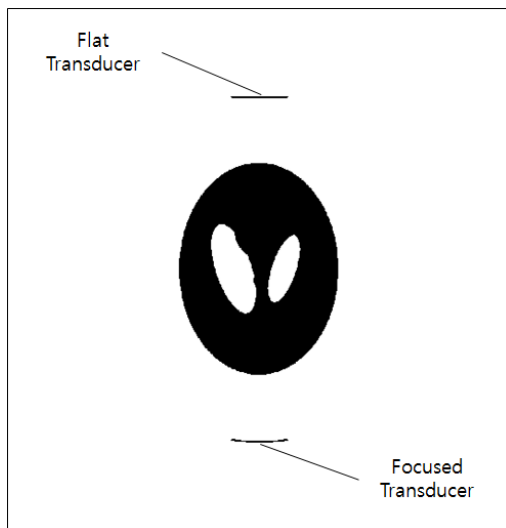


Fig. 4 Simulation schematic of Shepp-Logan phantom with two transducers

3.2. 시뮬레이션 결과

시뮬레이션의 진행과정은 송신용 트랜스듀서에서 중심주파수가 5 MHz인 정현파를 한 사이클 발생시켜 128개의 수신용 트랜스듀서에서 수신을 하는 방식으로 진행을 하였다. 이 과정에서 각 수신용 트랜스듀서에서 측정된 A-scan data들을 이용하여 두 가지 방식으로 이미지 복원하게 된다. 라돈 변환을 이용하여 이미지 복원하는 경우 Fig. 5(a)와 같이 송신용 트랜스듀서와 마주보고 있는 수신용 트랜스듀서에서 측정된 A-scan data를 이용하여 전과시간을 구하여 이미지를 복원하게 된다. Delay and sum의 방식으로 이미지를 복원하는 경우 반사된 신호들을 이용하여 복원하기 때문에 직선으로 투과한 신호는 사용하지 않고 Fig. 5(b)와 같이 송신용 트랜스듀서 옆에 있는 수신용 트랜스듀서에서 측정된 A-scan data에서 반사에 의한 신호들을 이용하여 영상을 복원하게 된다.

첫 번째 시뮬레이션에서는 점 진원으로 송신을 하고 점 트랜스듀서로 수신을 하여 측정된 A-scan data들로 이미지를 복원하였다. Fig. 6(b)와 Fig. 6(c)는 각각 라돈 변환과 delay and sum으로 이미지를 복원한 모습이다. 라돈 변환을 이용하여 복원한 Fig. 6(b) 내부의 대략적인 속도 분포를 알 수는 있지만 정확한 경계를 구하는 것에는 어려움이 있다. Delay and sum으로 복원한 Fig. 6(c)는 외부와 내부의 경계를 구하는 것에는 용이하지만

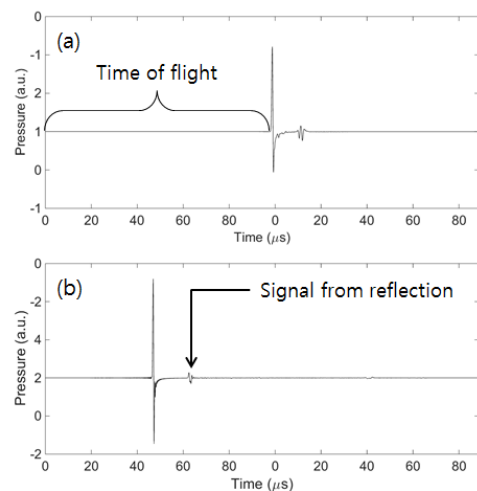


Fig. 5 A-scan data with point source and point receiver (a) transmitting signal (b) reflection signal

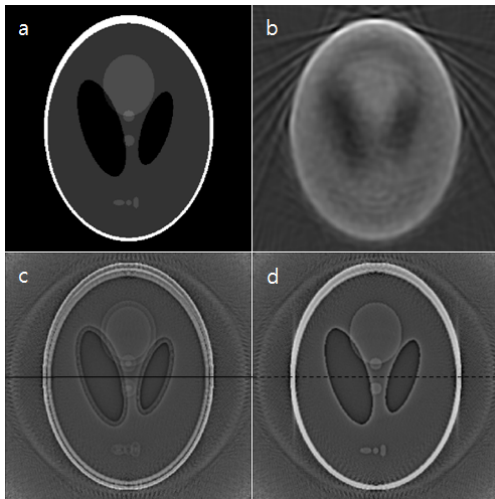


Fig. 6 (a) Velocity profile of phantom
 (b) Velocity profile from radon transformation
 (c) Delay and sum image
 (d) Delay and sum image compensated by velocity profile in (b)

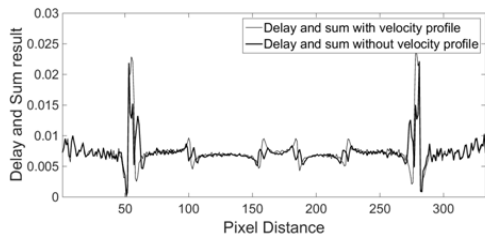


Fig. 7 Cross section signal of Fig. 6(c) and (d)

경계가 여러 줄로 이루어져 있어서 정확한 경계를 구하는 것에는 어려움이 있다. Fig. 6(d)는 Fig. 6(c)를 보완하기 위하여 Fig. 6(b)의 속도 분포를 이용하여 보정한 delay and sum 복원 영상이다. Fig. 6(d)를 구현하기 위해 식(8)에 따른 영상 구축 시 소리의 속도 C 를 식(6)에 의해 구축된 속도 분포를 이용하여 보정하였다. 보정의 효과를 비교하기 위하여 Fig. 6(c)와 Fig. 6(d)에 각각에 그려진 가로선으로 자른 단면을 Fig. 7에 그래프로 나타내었다. Fig. 7의 그래프에서 극댓값은 경계를 의미한다. 속도 분포를 사용하지 않고 구한 이미지를 자른 단면의 경우 실제 경계 부근에서 여러 번의 극댓값을 갖게 되어 정확한 경계를 구하는데 어려움이 있음을 알 수 있다. 이와 달리 속도 분포를 사용하여 구한 이미지를 자른 단면의 경우 실제 경계 부근에서 한 개의 극댓값을 갖게 되어 정확한 경계 영상을 구할 수 있다.

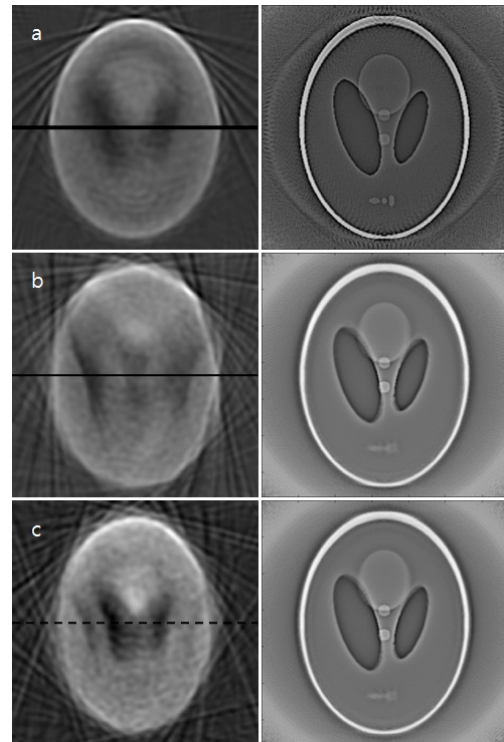


Fig. 8 Velocity profile (left) and delay and sum image (right) of Shepp-Logan with point source and (a) point receiver (b) focused transducer (c) flat transducer

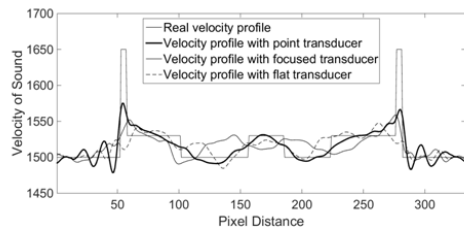


Fig. 9 Cross section signal of Fig. 8(a)(b)(c)

이후 시뮬레이션에서 점 진원으로 송신을 하고 점, 집속, 평면 트랜스듀서로 각각 수신을 하여 첫 시뮬레이션과 마찬가지로 속도 분포를 구한 후 이를 이용하여 delay and sum으로 영상을 복원하였다. 복원한 속도 분포와 delay and sum으로 복원한 영상을 비교하기 위하여 Fig. 8과 같이 수신한 트랜스듀서에 따른 속도 분포와 delay and sum으로 복원한 영상을 놓고 비교하였다.

수신한 트랜스듀서에 따른 속도 분포의 정확성을 보기 위하여 Fig. 8에서 속도 분포를 각각에 그려진 가로선으로 자른 단면을 실제 속도 분포와 비교하여 Fig. 9와 같이 나타내었다.

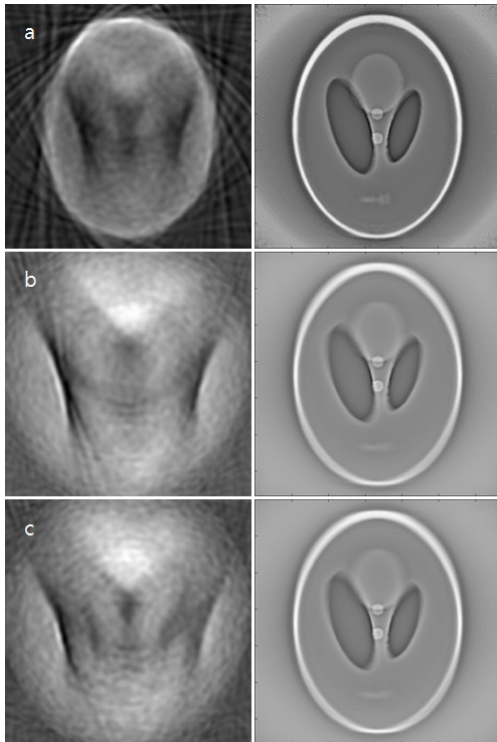


Fig. 10 Velocity profile (left) and delay and sum image (right) of Shepp-Logan with focused transducer as transmitter and (a) point receiver (b) focused transducer (c) flat transducer

점 진원으로 시뮬레이션을 한 것과 같이 집속 트랜스듀서와 평면 트랜스듀서로 각각 송신을 하고 점, 집속, 평면 트랜스듀서로 각각 수신을 하여 속도 분포와 delay and sum으로 복원한 영상을 놓고 Fig. 10과 Fig. 11과 같이 나타내었다. 두 가지 결과 모두 점 트랜스듀서로 수신한 경우가 집속 트랜스듀서와 평면 트랜스듀서로 수신한 경우보다 속도 분포에서 외부경계를 정확히 구할 수 있다.

집속 트랜스듀서와 평면 트랜스듀서로 수신한 결과 모두 점 트랜스듀서로 수신을 한 경우가 가장 정확하다. 그 두 가지 중에서 더 정확한 결과를 비교해 보면 집속 트랜스듀서로 수신을 한 결과인 Fig. 10(a)에 비하여 평면 트랜스듀서로 수신한 결과인 Fig. 11(a)에서 내부의 속도 분포와 delay and sum에 의한 경계가 더 일치한다는 사실을 알 수 있다.

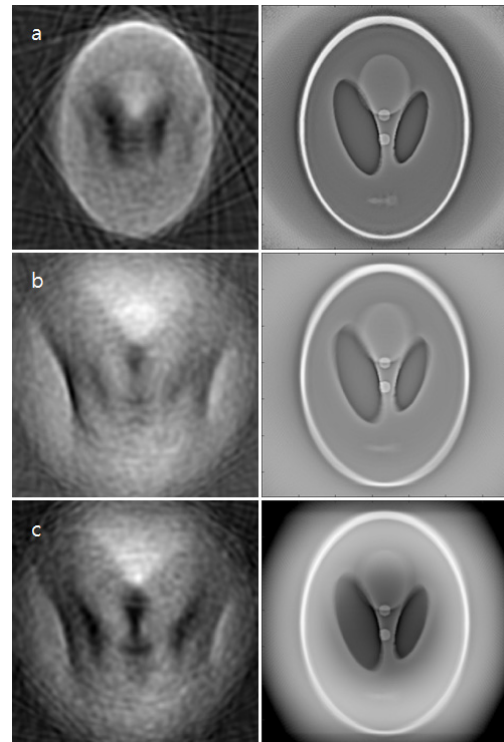


Fig. 11 Velocity profile (left) and delay and sum image (right) of Shepp-Logan with flat transducer as transmitter and (a) point receiver (b) focused transducer (c) flat transducer

4. 결론

본 논문에서는 delay and sum으로 영상을 복원할 경우 라돈 변환으로 구한 속도 분포를 이용하면 더 정확한 영상을 복원할 수 있다는 결론을 얻을 수 있다.

또한 3가지 트랜스듀서를 송, 수신 트랜스듀서로 사용한 조합들의 시뮬레이션 결과를 비교해 보았다. 이 결과를 토대로 점 진원으로 송신을 하여 점 트랜스듀서로 수신을 하는 경우 가장 정확한 복원 영상을 확보할 수 있음을 알 수 있다. 초음파 트랜스듀서의 단위면적당 출력 에너지는 제한되어 있으므로, 점 진원으로 실험을 할 경우 낮은 출력 에너지를 가지게 되고 이는 영상의 신호 대 잡음비를 낮출 것으로 예상된다. 따라서 집속 트랜스듀서나 평면 트랜스듀서로 송신을 하는 방식을 사용하는 것이 실험을 진행하는데 적합하다.

집속 트랜스듀서나 평면 트랜스듀서로 송신을 하는 경우 점 트랜스듀서로 수신을 할 때가 가장 정확한 영상 복원이 이루어진다. 이 경우 수신 전용 소자의 사용이 가능하므로, 점 트랜스듀서의 역할을 하는 수중청음기(hydrophone)를 사용하여 실험을 하는 것이 가장 적합하다.

마지막으로 집속 트랜스듀서와 수중청음기를 사용하는 경우와 평면 트랜스듀서와 수중청음기를 사용하는 경우를 비교해 볼 경우 후자의 경우가 더 정확한 속도 분포를 얻을 수 있기 때문에 평면 트랜스듀서와 수중청음기가 실험을 구현하기에 가장 적합한 조합이라 할 수 있다.

본 논문은 이상적인 점, 평면, 집속 트랜스듀서를 기반으로 한 초음파 단층촬영의 결과를 구현하였다. 실제 구현시 송신 및 수신 트랜스듀서의 주파수 응답 특성, 음향학적 및 전기적 노이즈 등이 실제 영상에 크게 영향을 끼칠 것으로 예상된다. 이는 실험을 통한 후속 연구에서 다루어질 예정이다.

References

- [1] G. H. Glover and J. C. Sharp, "Reconstruction of ultrasound propagation speed distributions in soft tissue: time-of-flight tomography," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, Vol. SU-24, No. 4 (1977)
- [2] J. Nebeker and T. R. Nelson, "Breast sound speed tomography from B-mode data," *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings*, pp. 2344-2347 (2010)
- [3] I. Peterlik, R. Jirik, N. Rüter and J. Jan, "Regularized image reconstruction for ultrasound attenuation transmission tomography," *Radioengineering*, Vol. 17, No. 2, pp. 125-132 (2008)
- [4] H. I. Schlaberg, M. Yang and B. S. Hoyle, "Ultrasound reflection tomography for industrial processes," *Ultrasonics International*, Vol. 36, Issues 1-5, pp. 297-303 (1998)
- [5] F. Huang, A. Maurudis, J. Gamelin, A. Aguirre, D. Castillo, P. Guo and Q. Zhu, "A fast photoacoustic imaging system based on a curved ultrasound transducer array," *Bioengineering Conference, IEEE 33rd Annual Northeast*, pp. 47-48 (2007)
- [6] C. Li, N. Duric, P. Littrup and L. Huang, "In vivo breast sound-speed imaging with ultrasound tomography," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 35, No. 10, pp. 1615-1628 (2009)
- [7] A. C. Kak and M. Slaney, "Principles of computerized tomographic imaging," The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York, pp. 49-112 (1988)
- [8] J.-F. Synnevåg, "Adaptive beamforming for medical ultrasound imaging," *Faculty of Mathematics and Natural Sciences*, University of Oslo Nr. 835, pp. 4-18 (2008)
- [9] Z. Sharif-Khodaei and M. H. Aliabadi, "Assessment of delay-and-sum algorithms for damage detection in aluminium and composite plates," *Smart Materials and Structures*, Vol. 23, No. 7, 075007 (2014)
- [10] B. E. Treeby and B. T. Cox, "k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave-fields," *J. Biomed. Opt.*, Vol. 15, No. 2, p. 021314 (2010)
- [11] B. E. Treeby, J. Jaros, A. P. Rendell and B. T. Cox, "Modeling nonlinear ultrasound propagation in heterogeneous media with power law absorption using a k-space pseudospectral method," *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 131, No. 6, pp. 4324-4336 (2012)
- [12] L. A. Shepp and B. F. Logan, "The Fourier reconstruction of a head section," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. NS-21 (1974)