

초음파 연조직 팬텀에서 횡탄성의 측정

Measurement of the Shear Modulus of an Ultrasound Tissue Phantom

박정만* · 최승민 · 권성재** · 정목근

(Jeong Man Park*, Seung Min Choi, Sung Jae Kwon**, and Mok Kun Jeong)

대전대학교 전자공학과 *물리학과, **통신공학과
(접수일자: 2012년 4월 19일; 채택일자: 2012년 6월 25일)

초 록: 본 논문에서는 초음파 연조직 팬텀에서 음향 복사력을 이용하여 횡탄성(shear modulus)을 측정하는 방법을 제안하였다. 이 방법은 집속 초음파 빔의 초점에서 음향 복사력에 의해 발생하는 변위의 상승시간에 기초하여 횡탄성을 정량적으로 산정한다. 제안한 방법의 타당성을 확인하기 위하여 횡파 전파법으로 측정된 횡파의 속도 및 횡탄성값 결과와 비교하였다. 횡파 전파법은 제한회절 송신음장에 의해 팬텀에서 발생하여 전파하는 횡파의 속도를 측정하여 횡탄성값을 계산하고, 이 값으로 교정된 데이터 획득 시스템에서 제안한 방법으로 측정된 횡탄성값을 횡파 전파법으로 측정된 값과 비교하여, 제안한 횡탄성 측정법의 유용성을 확인하였다. 두 방법 간의 상대오차는 횡파 속도는 4%, 횡탄성값은 9% 이하로 계산되었다.

핵심용어: 횡파속도, 횡탄성, 제한회절, 상승시간

투고분야: 생체 및 의학 음향 분야(15.4)

ABSTRACT: In this paper we propose a method for measuring the shear modulus of an ultrasound soft tissue phantom using an acoustic radiation force. The proposed method quantitatively determines the shear modulus based on the rise time of a displacement induced by an acoustic radiation force at the focal point of a focused ultrasound beam. The shear wave speed and shear modulus obtained from the proposed method and a shear wave propagation method were compared to verify the validity of the proposed method. In the shear wave propagation method, the shear modulus is first computed by measuring the propagating speed of a shear wave induced in a phantom by a limited-diffraction transmit field, and then was compared to that obtained with the proposed method in an ultrasound data acquisition system calibrated based on the first computed shear modulus. The relative errors between the two methods were found to be 4% for shear wave speed and less than 9% for shear modulus, confirming the usefulness of the proposed method.

Key words: Shear wave propagation speed, Shear modulus, limited diffraction, Rise time

ASK subject classification: Biological and Medical Acoustics (15.4)

1. 서 론

인체 내의 연조직에서 암과 같은 종양은 주위 조직보다 단단한 특성을 가진다.^[1] 따라서 조직의 탄성을 측정하여 영상화하면 종양을 진단할 수 있다. 탄성을 영상화하기 위해서는 응력(stress)을 인가하고 매질이 변형되면 변형률(strain)을 측정하여야 한다.^[2] 현

재 널리 상용화 되고 있는 탄성 영상 방법은 트랜스듀서를 손으로 조작하여 진단부위를 압축하고 조직의 변형률을 초음파로 측정하여 영상화하고 있다. 이는 주로 종탄성(compressional modulus) 특성을 영상화하는데 종탄성값은 다른 조직 특성값(감쇠계수, 음속도, 비선형계수 등)에 비하여 병변 조직에서 큰 대비(contrast)를 가지지만 여전히 세밀한 병변의 진단에는 어려움이 있다.^[3-5] 또한 유방, 전립선과 같이 피부에 가까운 부분의 영상화에는 문제가 없지만

*Corresponding author: 정목근 (jmk@daejin.ac.kr)
경기도 포천군 포천읍 선단리 산 11-1 대전대학교 전자공학과
(전화: 031-539-1904; 팩스: 031-539-1900)

간(liver)과 같이 깊은 부위를 진단하는 데에는 어려움이 있다. 이에 비하여 횡탄성값(shear modulus)은 조직마다 큰 차이를 나타내므로 병변의 진단에 매우 유용한 파라미터가 될 수 있다.^[6] 그러나 조직에 stress를 인가하고 힘의 방향에 직각으로 움직이는 성분의 크기를 측정하는 것은 인체에서 쉬운 일이 아니다. 이를 위하여 인체 내에 횡파를 발생시키고 횡파의 속도를 측정함으로써 간접적으로 횡탄성값을 측정하는 연구가 진행되었다.^[7,8]

음향 복사력 영상법(Acoustic Radiation Force Impulse imaging: ARFI imaging)은 응력을 인가하는 방법으로 고출력 초음파를 영상 영역에 인가함으로써 음향 복사력을 발생시킨다. 음향 복사력이 인가된 매질은 음압에 의하여 밀리게 된다.^[9-12] 음향 복사력의 크기는

$$F = \frac{2\alpha I}{c} \quad (1)$$

로 주어진다. 여기서 I 는 초음파의 음압의 강도(intensity) [W/m^2], α 는 조직의 감쇠계수 [Np/m], c 는 종파 속도 [m/s]이다. 이 힘에 의하여 단단한 조직보다는 무른 조직일수록 밀려서 움직인 거리가 늘어날게 된다. 따라서 초음파의 음압을 인가한 뒤 매질이 움직인 최대거리를 측정하거나 최대거리까지 움직이는 데 걸리는 시간을 측정하면 매질의 단단한 정도를 알 수 있다. 인체 연조직에서 초음파에 의한 매질의 이동은 수십 μm 이내의 범위이며, 보통 수 ms 이내에 변위의 최고치에 도달한다.

음향 복사력을 이용하는 또 다른 방법으로는 음향 복사력에 의하여 매질을 진동시켜 진동 방향과 직각으로 횡파를 발생시킨다. 인체 연조직에서 횡파의 전달속도는 연조직의 횡탄성값에 따라서 달라진다. 횡파의 속도를 알면 다음의 관계로부터 횡탄성 계수를 계산할 수 있다.^[7]

$$\mu = \rho c_s^2 \quad (2)$$

여기서 c_s 는 횡파의 속도, ρ 는 밀도, μ 는 횡탄성값이다. 일반적으로 단단한 매질의 횡파 속도가 무른 경우보다 높게 나타난다. 따라서 횡파의 속도를 측정

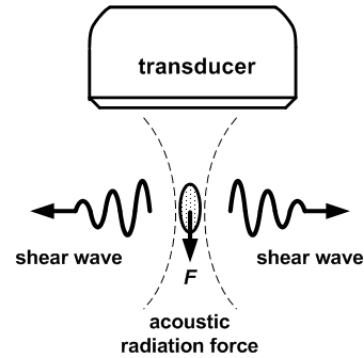


그림 1. 초음파를 집속시켜서 형성되는 음향 복사력과 횡파의 발생

Fig. 1. Acoustic radiation force induced by focused ultrasound and generation of shear wave.

하면 단단한 종양을 구별할 수 있게 된다. 그림 1에 초음파를 집속시켜서 형성되는 음향 복사력과 이에 의하여 발생하는 횡파를 나타내었다.

본 논문은 탄성 영상을 얻기 위한 기초 연구로서 초음파 탄성 팬텀에서 2가지 방법으로 횡탄성을 측정하여 비교하였다. 첫 번째 방법으로는 음향 복사력을 이용하여 매질에 체적력을 인가하고, 발생하는 횡파의 진행 속도를 측정하였다. 두 번째로는 본 연구에서 제안하는 방법으로 음향 복사력에 의해 조직 내 발생하는 변위의 상승시간(rise time)으로부터 횡파 속도를 정량적으로 산정하였다.

II. 탄성 영상용 팬텀

횡탄성을 측정하기 위한 시험용 초음파 팬텀을 제작하였다.^[13] 액체 플라스틱을 이용한 팬텀 제작은 경화제와 연화제(M-F Manufacturing Co., USA)를 일정한 비율로 혼합하여 제작하였다. 이때 초음파 반사체로는 무색이며 구경이 $27 \mu\text{m}$ 인 유리가루를 전체 무게 비율의 0.5%로 첨가하였다. 이러한 플라스틱 팬텀은 감쇠계수, 음속도 등의 초음파 특성이 인체의 연조직과 유사하여 초음파 영상용 팬텀으로 사용된다.^[14] 탄성용 팬텀으로 사용하기 위하여 탄성 정도는 경화제와 연화제의 무게 비율을 조정하여 2가지 종류로 제작하였다. 표 1은 제작한 팬텀의 규격을 보여준다.

표 1. 초음파 탄성 팬텀의 규격^[13]Table 1. Specification of ultrasound elasticity phantom.^[13]

Phantom type	Plastic hardener (g)	Plastic softener (g)	Scatterer (g)	Density (kg/m ³)	Young's modulus (kPa)
Soft phantom	70	130	1	1060	11.1
Hard phantom	140	60	1	960	20.4

III. 고속 영상 데이터 획득 시스템

음향 복사력이나 횡파 진행에 의한 매질의 변위를 관찰하기 위해서는 매우 빠른 속도로 영상을 얻어야 한다.^[15] 기존의 초음파 영상 장치는 개별 주사선마다 송신집속을 하므로 초당 30프레임 정도의 영상을 얻을 뿐이므로 빠르게 움직이는 매질의 움직임을 관찰하기에는 적당하지 않다. 따라서 송신집속을 하지 않고 짧은 시간 길이의 펄스 평면파를 송신하여, 얻고자 하는 모든 영역에 초음파 펄스가 지나가도록 하고, 수신된 반사 신호는 한꺼번에 모아서 모든 영상점에 대하여 동적 수신 집속을 수행하여 해상도를 얻는다. 따라서 한 번의 송신으로 전체 영역의 영상을 얻을 수 있다. 이러한 방법은 기존의 송신 집속을 하는 의료용 초음파 영상에 비하여 해상도의 저하를 가져오지만, 최대 50 mm 깊이의 영상 데이터를 초당 일만 프레임 정도의 속도로 얻을 수 있다. 영상 데이터는 조직이 움직임을 가지는 수십 ms 기간만 얻으면 된다.

실험을 위하여 고속으로 영상 데이터 획득을 위한 시스템을 제작하였다.^[16] 의료용 초음파 영상 장치 (GE, LOGIQ P6)에서 짧은 펄스 길이의 평면파를 송신할 수 있도록 수정하고, 초당 9800프레임의 빠른 속도로 영상 데이터를 저장할 수 있도록 하드웨어 인터페이스를 제작하여 의료용 초음파 영상 장치에 연결하였다. 사용한 초음파 선형 트랜스듀서는 GE-8L 상용 트랜스듀서로서 주파수 대역이 5~10 MHz이며 영상을 얻기 위한 중심주파수는 6.5 MHz를 사용하였다. 그림 2의 상단은 실험장치의 블록도를 보여주고 하단은 실제 모습이다. 초음파 영상 장치의 선형 트랜스듀서의 각소자에서 수신된 신호를 증폭하여 아날로그 신호로 인터페이스 회로로 넘겨주면 40MHz로 표본화하여 메모리에 저장된다. 약 30 ms 기간 동안 저장된 집속하지 않은 RF 데이터는 데이터 획득이

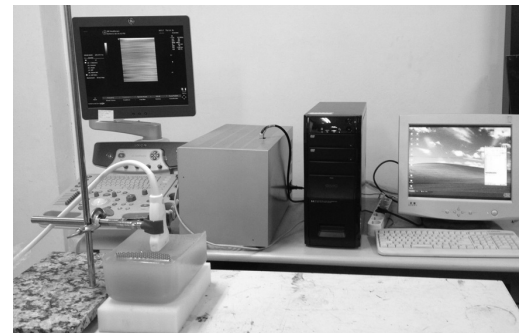
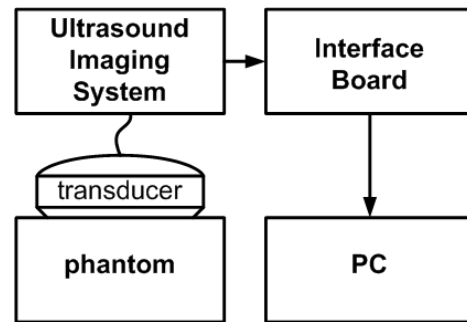


그림 2. 실험 장치 구성도(위)와 실험 장치(아래)
Fig. 2. Block diagram (top) of experimental setup (bottom).

끝난 뒤 PC로 옮겨져서 MATLAB으로 신호처리를 하였다. 조직의 움직임 계산은, 움직임이 없는 제일 처음의 기준 프레임의 영상과 움직임이 있는 프레임의 영상에서 각각의 영상점의 위치를 비교하여 이동 정도를 계산하였다. 트랜스듀서에 수직인 주사선 방향으로의 움직임이 가장 크므로 주사선 방향의 1차원 자기상관(autocorrelation) 계산 방법을 이용하여 움직인 거리를 구하였다.^[16]

두 개의 탄성 팬텀에 대하여 횡탄성을 측정하는 실험을 하였다. 첫 번째 방법으로는 음향 복사력을 인가하여 조직 내 발생되어 전파하는 횡파의 속도를 측정하였다. 두 번째로는 집속 초음파의 초점에서 발생하는 조직 변위의 상승시간으로부터 횡파 속도를 추정하는 방법을 제안하고, 이 방법으로 산정된 횡파 속도를 첫 번째 방법의 결과와 비교하였다.

IV. 음향 복사력에 의해 발생된 횡파의 속도를 측정하여 횡탄성 산정: 방법 1

초음파 트랜스듀서에서 집속하여 송신하면 초점의 작은 영역에 초음파 출력이 모이도록 보낼 수 있다. 초점에서는 큰 음향 복사력이 발생하므로 짧은 시간 동안에 조직이 밀렸다가 다시 원래 위치로 돌아간다. 이 때 음향 복사력이 발생하는 초음파의 방향과 직각으로 횡파가 발생한다. 이러한 횡파의 전달 속도를 측정하면 매질의 횡탄성을 구할 수 있다. 본 논문에서는 횡파를 발생시키는 음장이 좀 더 긴 음장깊이(depth of field)를 가지게 하려고 제한회절 음장 송신 방법을 사용하였다.^[17] 이러한 송신 음장을 발생시키기 위해서는 복잡한 전용 송신회로가 필요하므로, 시스템을 간단히 하기 위하여 영상 데이터를 얻기 위한 수신용 트랜스듀서와 제한회절 음장 송신용 트랜스듀서를 분리하여 약간 어긋나게 팬텀의 양면을 마주 보도록 배치하였다(그림 3 참조). 제한회절 송신 음장용 송신은 초음파 영상 시스템에서 송신할 수 없으므로 송신 장치를 따로 제작하여 초음파 영상 시스템에서 제어 신호를 받아서 동작하도록 결선하였다.

제한회절 송신 음장은 128소자 트랜스듀서에서 가운데의 100개의 소자에서 송신한다. 따라서 송신 음장의 중심축은 트랜스듀서의 중앙에서 수직 방향으로 위치한다. 영상용 트랜스듀서에서 얻어진 영상은 15 mm 정도의 가로폭 범위에서 좋은 영상을 얻을 수 있으므로, 최대한 넓은 영역에서 횡파의 진행을 관찰하기 위하여 두 개의 트랜스듀서는 중심이 약 5 mm 정도 어긋나게 배치하였다. 음향 복사력에 의한 음장은 측방향으로 임펄스 형태의 횡파를 형성하고 파면의 이동에 의하여 발생하는 변위를 약 30 ms의 시간 동안 관찰하였다. 그림 4는 1 ms의 시간간격으로 관측하여 횡파에 의하여 변위가 발생하는 위치가 횡파가 진행함에 따라서 이동하는 것을 보여준다. 횡파는 쉽게 감쇠되므로 약 20 mm 이내의 거리에서만 전달되는 것이 관찰된다. 이로부터 횡파의 속도를 계산하면 무른 매질에서 횡파 속도가 1.282 m/s로 측정되었고 수식 (2)로부터 횡탄성값은 1.742 kPa 이 된다. 단단한 매질의 경우 횡파 속도는 1.98 m/s로 측정되었고, 횡탄성값은 3.764 kPa로 구해졌다.

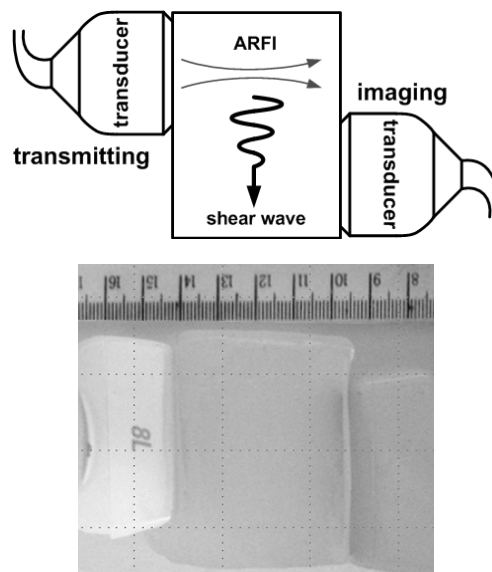


그림 3. 집속 초음파 빔에 의한 횡파 관측을 위한 팬텀과 트랜스듀서의 배치도

Fig. 3. Configuration of phantom and transducer for observing shear wave induced by focused ultrasound.

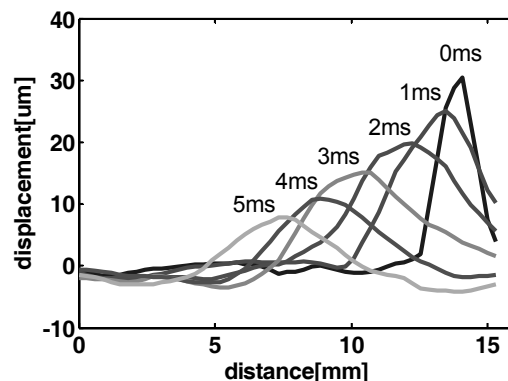


그림 4. 무른 매질에서 횡파의 최대 크기의 시간에 따른 위치 이동

Fig. 4. Shift of the peak values of shear wave in soft medium with time.

V. 음향 복사력에 의한 변위를 측정하여 횡탄성 산정: 방법 2

ARFI 영상법은 집속 트랜스듀서의 초점영역에서 조직 변위를 측정하여 탄성 영상을 얻는 방법이다.^[12] 이론적으로 시간 대 변위 곡선은 집속 트랜스듀서에 의해 인가되는 체적력의 공간분포와 시간 함수, 조직의 물성을 내포한 그린 함수(Green's function)가 큰

별루션(convolution)되어 나타난다.^[18] 비록 관측되는 시간 대 변위 그래프에는 조직 탄성에 대한 정보가 포함되어 있더라도, 디콘벌루션(deconvolution) 과정을 통하여 이를 추출해 내는 것은 용이하지 않다. 따라서 ARFI 시간 대 변위 곡선의 특성을 분석하여 조직의 탄성을 보다 쉬운 방법으로 산정하는 방법을 모색하였다. 점탄성 팬텀에서 음향 복사력에 의한 변위의 형성에 대해서는 참고문헌^[18]에 자세히 기술되어 있다. 여기서는 그림 2의 실험장치를 사용하여 참고문헌^[17]의 내용을 확장하여 시간 대 변위 그래프의 상승시간으로부터 매질의 횡탄성 계수를 정량적으로 추출하는 방법을 제안하고 실험을 통하여 검증하였다.

5.1 변위의 상승시간으로부터 횡탄성의 산정

집속 초음파 빔의 초점에서 음향 복사력에 의해 발생하는 변위의 일반적인 시간 파형은 그림 5에 나타나 있다. 변위는 초기에 시간에 따라 상대적으로 빠르게 상승하고, 최대값에 도달된 후에 점차 감소되는 경향을 보인다. 이때 변위의 상승시간, 즉 최대 변위에 도달되는 시간 t_{max} 는 주로 횡파 속도(횡탄성)에 의해 결정되며, 변위가 감소하는 이완 곡선(relaxation curve)은 점성에 큰 영향을 받는다.^[6] 여기서는 조직의 횡탄성의 산정에 관심이 있으므로 t_{max} 의 측정을 통해 횡파 속도를 추정하는 방법을 제안한다.

시간 대 변위 곡선을 분석하여 상승시간에 대한 특성을 파악하기 위해 그림 6에서와 같은 체적력의 공간 분포를 고려한다. 체적력(집속 초음파 빔)은 y 방향으로 작용하며, W_{xz} 와 W_y 는 각각 측방향과 깊이 방향의 음장 폭이다. 송신 펄스폭이 τ_0 이고 체적력 크기가 3D 가우시안 분포를 가지면서 -20 dB까지 감소되는 타원체 형태의 체적력 분포에 대해, 탄성 팬텀에서의 변위 상승시간은 다음과 같은 근사식으로 표현된다.^[17]

$$t_{max} \approx p\tau_0 + b W_{xz} \frac{1}{c_s}, \quad (3)$$

$$2c_s\tau_0 < W_{xz}, \quad W_{xz} \ll W_y$$

여기서 p 와 b 는 체적력의 공간 분포 모양과 크기 분포에 의존하는 상수이다. 위 식은 체적력 분포의 중

심인 원점에서의 변위 상승시간이다. 실험적으로 t_{max} 를 측정하면 식 (3)에 근거하여 횡파 속도 c_s 를 계산할 수 있게 된다.

가우시안 타원체(Gaussian spheroid) 형태의 체적력 분포에 대한 근사식 (3)이 다른 형태의 체적력에 대해서도 만족하는지 여부를 고찰한다. 이는 데이터 획득 시스템에 따라 체적력의 분포 형태도 달라지므로 임의의 ARFI 장비로 식 (3)을 사용하여 횡파 속도를 추정할 수 있는지를 확인하기 위한 과정이다. 체적력이 크기는 $1 N/m^3$ 로 균일하면서 육면체 형태의 분포를 갖는 (그림 6(a) 참조), 균일 육면체(homogeneous hexahedron) 형태의 체적력인 경우에서 펄스폭 τ_0 에 따른 시간 대 변위 곡선의 변화를 그림 7에서 보이고 있다. 펄스폭이 증가하면 최대변위 u_{max} 와 t_{max} 는 증가한다. 하지만 펄스폭이 대략 100 μs 를 넘어서면 u_{max} 의 증

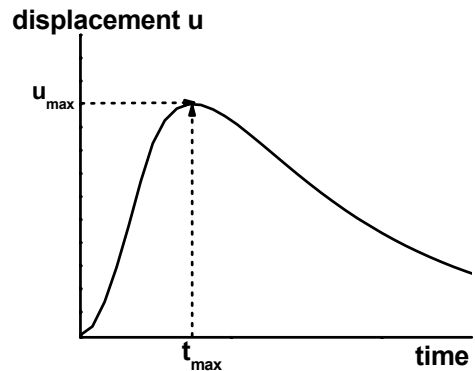


그림 5. 조직에서 시간에 따른 변위의 상승 및 이완 곡선
Fig. 5. Curve showing the increase and decrease of displacement in tissue with time.

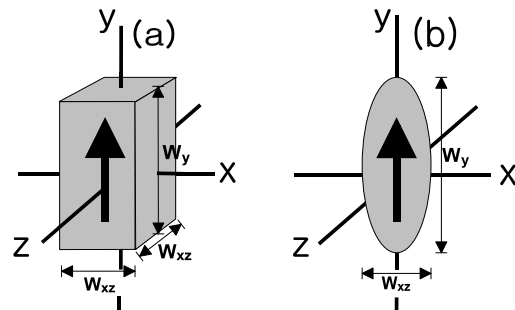


그림 6. 공간 좌표와 체적력의 분포: (a) 육면체 형태와 (b) 타원체 형태
Fig. 6. Spatial coordinates and body force distribution: (a) hexahedron and (b) spheroid.

가 정도는 느려지고 1000 μs 이상이 되면 최대변위는 포화상태에 도달된다. 그림 7의 점선을 참고하면, 펄스폭이 작은 영역에서 t_{max} 는 τ_0 에 따라 선형적으로 증가한다. 균일 육면체, 균일 타원체(homogeneous spheroid), 가우시안 타원체에 대한 펄스폭에 따른 t_{max} 의 변화는 그림 8에 나타내었다. 그림 8의 점선들은 주어진 체적력 분포 형태들에 대해 $2c_s\tau_0 < W_{xz}$ 영역에서 선형성을 만족하는 데이터를 식 (3)으로 선형 근사한 것이다. 각 체적력 분포 형태에 대한 선형 근사된 상수값은 표 2에 주어져 있다. 표 2의 상수는 식 (3)에서 τ_0 단위가 s, W_{xz} 단위가 m, c_s 단위가 m/s일 때 주어진 값이다. 3가지 경우 모두에 대해 조건 $2c_s\tau_0 < W_{xz}$ 를 만족하도록 펄스폭이 작으면 τ_0 에 따른 t_{max} 의 변화는 식 (3)과 같은 선형 의존성이 잘

만족됨을 알 수 있다.

식 (3)에서 t_{max} 는 W_{xz} 에도 선형적으로 의존한다. 따라서 W_{xz} 에 따른 t_{max} 의 변화를 근사식 (3)과 표 2의 상수를 사용하여 그래프를 그려보면 근사식과 상수값의 정확성 여부를 확인할 수 있다. 그림 9에서는 균일 육면체, 균일 타원체, 가우시안 타원체형 체적력 분포로부터 얻어진 t_{max} 의 변화를 W_{xz} 의 함수로 보이고 있다. 그림에서 점선은 식 (3)으로 선형 근사한 t_{max} 의 변화이며, $2c_s\tau_0 < W_{xz}$ 인 영역에서 W_{xz} 에 따른 상승시간의 변화를 잘 표현하고 있다.

원형 집속 트랜스듀서에 의한 체적력(음향 복사력) 분포가 초점에서 발생시킨 변위에 대한 해석적 근사 표현식은 Sarvazyan 등^[6]에 의해 도출되었으며 다음과 같다.

$$u_y(t) = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{\alpha a^2 I_0}{\rho c_s c} \exp(-2\alpha d) \times \left(\frac{\tau_0}{aD} \right) \frac{(c_s/aD)t}{1 + 4\gamma t/(aD)^2 + (c_s/aD)^2 t^2} \quad (4)$$

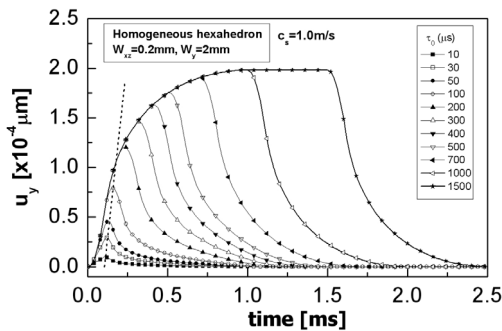


그림 7. 균일 육면체형 체적력 분포에서 펄스폭에 따른 시간 대 변위 곡선의 변화
Fig. 7. Effect of pulse width on displacement versus time curves for the body force distribution of homogeneous hexahedron type.

표 2. 여러 체적력 분포 형태에 대한 선형 근사 상수값
Table 2. Values of linear approximation constants for several types of body force distributions.

Body force types	<i>p</i>	<i>b</i>
Homogeneous hexahedron	0.552	0.492
Homogeneous spheroid	0.261	0.482
Gaussian spheroid	0.614	0.290

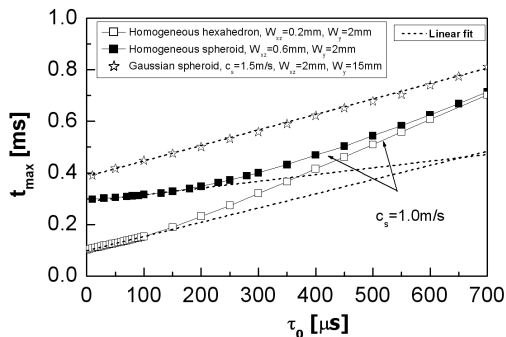


그림 8. 여러 체적력 분포에 대한 펄스폭 τ_0 에 따른 t_{max} 의 변화
Fig. 8. Change of t_{max} as a function of pulse width τ_0 for several types of body force distributions.

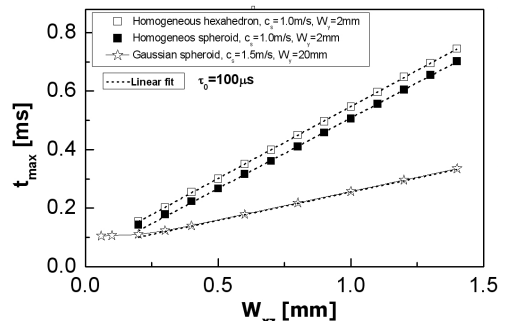


그림 9. 여러 체적력 분포에 대한 W_{xz} 에 따른 t_{max} 의 변화
Fig. 9. Change of t_{max} as a function of pulse width τ_0 for several types of body force distributions.

여기서 a 와 d 는 각각 단일 소자 트랜스듀서의 반경과 곡률 반경(초점 거리)이고, I_0 는 빔 축상 초음파의 초기 강도, $\gamma = \eta_s/\rho$ 로 동적 전단 점성계수(shear viscosity)이며, $D = 2cd/\omega a^2$ (ω 는 각진동수)이다. 식 (4)는 초음파 빔의 펄스폭 τ_0 가 빔의 횡방향을 횡파가 통과하는 데 필요한 시간보다 작고, 초점 영역에서 축방향의 빔폭이 횡방향의 그것보다 아주 큰 경우에 적용된다. 초점에서의 변위는 초기에 시간에 따라 증가하여 최대에 도달하며(그림 5 참조), 식 (4)로부터 최대 변위에 도달하는 시간은

$$t_{\max} = \frac{aD}{c_s} \quad (5)$$

로 주어진다. 원형 집속 트랜스듀서에 의한 초점면에서의 음향 복사력은 가우시안 분포를 가지며 다음과 같이 주어진다.^[19]

$$F_y = F_0 \exp\left(-\frac{2r^2}{a^2 D^2}\right) \quad (6)$$

여기서 $F_0 = (2\alpha I_0/cD^2) \exp(-2\alpha d)$ 는 초점에서의 체적력 크기이며, $r^2 = x^2 + z^2$ 이다. 초점면에서 횡방향으로 -20 dB까지의 폭은 $W_{xz} = \sqrt{2(\ln 10)} aD$ 이므로 식 (5)는

$$t_{\max} = \frac{1}{\sqrt{2(\ln 10)}} W_{xz} \frac{1}{c_s} = 0.466 W_{xz} \frac{1}{c_s} \quad (7)$$

와 같이 된다. 위 식 (7)을 식 (3)과 비교하면 식 (3)에서 나타나는 t_{\max} 의 펄스폭 τ_0 에 대한 의존성을 나타내는 항이 없으나, W_{xz}/c_s 의 의존성은 완전히 일치한다. 이는 이론적 유도식인 식 (7)은 $\tau_0 \rightarrow 0$ 인 극한에서 t_{\max} 의 표현식임을 말해 주며, 수치계산을 통해 얻어진 식 (3)이 적절한 함수 형태의 근사식임을 보여준다.

식 (3)에서 τ_0 의 함수로 t_{\max} 그래프를 그리면 수직축 절편이 극한 $\tau_0 \rightarrow 0$ 에서의 상승시간 bW_{xz}/c_s 이므로 이 절편값을 이용하여 조직의 횡파 속도를 추정할 수 있다. 이를 위해, ARFI 영상법에서는 한 개의 지점(초점)에서만 시간 대 변위 곡선을 측정하여 횡파 속도를 계산하여야 하므로 측정 장비를 교정

(calibration)하는 것이 필요하다. 이제 횡파 속도가 $c_s = c_0$ 로 알려진 팬텀 시료에서 펄스폭 τ_0 의 함수로 t_{\max} 를 측정하여 미지수 bW_{xz} 를 결정함으로써 측정 장비를 교정하는 방법을 기술한다. 식 (3)에서 보였듯이 $2c_s\tau_0 < W_{xz}$, $W_{xz} \ll W_y$ 인 조건에서 t_{\max} 는 τ_0 에 따라 선형적으로 증가한다. 따라서 측정 데이터는 그림 10과 같은 경향을 보이게 되고,

$$t_{\max} = p\tau_0 + \beta \quad (8)$$

와 같이 선형 근사된다. 수직축 절편이 β 이므로 식 (3)과 비교하면 $\beta = (bW_{xz})/c_0$ 이다.

따라서 미지수 bW_{xz} 는

$$K = bW_{xz} = \beta c_0 \quad (9)$$

로 주어지고, 측정 장비는 교정된다. 여기서 체적력 분포의 W_{xz} 는 측정하기가 어려우므로 미지수 b 와 묶어서 새로운 시스템 파라미터 K 를 도입하였다.

미지수 K 가 알려진 측정 장비로 t_{\max} 를 측정하여 수직축 절편 β 를 얻었다면, 횡파 속도는

$$c_s = \frac{K}{\beta} \quad (10)$$

로 주어진다. 현재의 실험에서는 디스크형 트랜스듀서가 아닌 선형 트랜스듀서를 사용하지만 고도(elevation) 방향은 강하게 집속하지 않으므로 $2c_s\tau_0 < W_{xz}$, $W_{xz} \ll W_y$ 의 조건을 충분히 만족할 것이라고 판단된다.

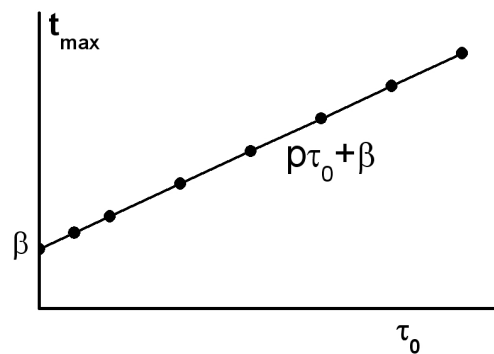


그림 10. 펄스폭 함수로 측정된 t_{\max} 의 선형 의존성
Fig. 10. Linear dependence of t_{\max} on pulse width τ_0 .

5.2 실험

송신 길이에 따라 달라지는 변위를 측정하기 위하여 송신 버스트(burst)의 기본 길이를 102 μ s로 하여 1개부터 5개까지 송신 길이를 다르게 하면서 데이터를 얻었다. 송신 음장의 송신 초점 깊이는 30 mm로 하였다. 초음파 영상 시스템은 송신 시 F#가 2로 설정되어 있어서 송신 개구부의 크기가 15 mm가 되므로 0.3 mm 크기의 소자가 50개 사용된다. 각 송신 시간 길이에서 초점 깊이의 한 점의 시간 대 변위 곡선을 구하고 변위가 최대가 되는 시간을 각 송신 펄스 길이에 대하여 구하였다. 무른 팬텀과 단단한 팬텀은 각각 같은 영상점에 대하여 계산을 하였다. 시스템 파라미터 K 를 구할 때 사용한 팬텀의 횡파 속도는 실험 1의 결과를 이용하였다. 버스트 1개(102 μ s)과 2개(204 μ s)의 송신 펄스 길이 데이터는 변위가 작아서 잡음이 많으므로 제외하였다.

그림 11에서는 $\tau_0 = 510 \mu$ s일 때 무른 팬텀과 단단한 팬텀에서 측정된 시간 대 변위 곡선이 나타나 있다. 횡파 속도가 빠른 단단한 팬텀에서 최대 변위 도달시간이 작음을 볼 수 있다. 그림 12와 13은 각각 무른 팬텀과 단단한 팬텀에서의 송신 펄스폭에 따른 최대 변위 도달시간의 그래프이다. 그림에서 변위가 상승하는 시간 구간은 ARFI 송신 음장이 인가하는 중에 일어나기 시작하므로 변위를 관측하기 어려워 시간 대 변위 곡선의 앞부분은 절단된다. 따라서 ARFI 송신 음장이 끝나는 시간을 알고 있으므로 이 시간을 기준으로 최대 변위 시간을 정하였다.

먼저 무른 팬텀을 사용하여 측정 장비를 교정하고 단단한 팬텀의 횡파 속도를 추정해 본다. 그림 12에서 측정 데이터를 1차 직선으로 근사하면 수직축 절편은 $\beta = 0.9933 \text{ ms}$ 이며, 앞의 실험(방법 1)에서 측정 한 무른 팬텀의 횡파 속도 $c_s = 1.282 \text{ m/s}$ 를 적용하면 식 (9)에 의해 시스템 파라미터는 $K = 1.273 \text{ mm}$ 로 구해진다. 단단한 팬텀의 횡파 속도를 추정하기 위해, 그림 13에서 근사한 직선의 수직축 절편을 구하면 $\beta = 0.5933 \text{ ms}$ 이다. 따라서 식 (10)에 의해 단단한 팬텀에서의 횡파 속도는 2.146 m/s로 추정된다.

이제 단단한 팬텀에서 측정 장비를 교정하고 무른 팬텀의 횡파 속도를 추정해 본다. 단단한 팬텀(그림 13)의 수직축 절편은 $\beta = 0.5933 \text{ ms}$ 이고 횡파 전파법

(방법 1)로 측정된 횡파 속도는 1.98 m/s이므로, 식 (9)에 의해 시스템 파라미터는 $K = 1.175 \text{ mm}$ 이다. 무른 팬텀(그림 12)의 수직축 절편은 $\beta = 0.9933 \text{ ms}$ 이므로, 식 (10)에 의해 추정된 무른 팬텀의 횡파 속도는 1.183 m/s이다.

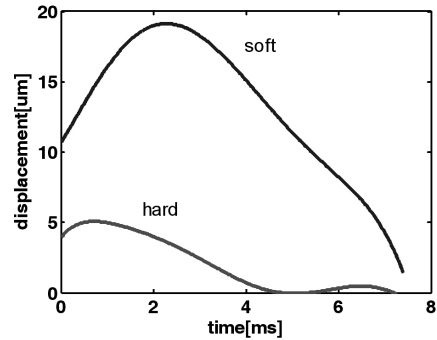


그림 11. 펄스폭 함수로 측정된 t_{max} 의 선형 의존성
Fig. 11. Linear dependence of t_{max} on pulse width τ_0 .

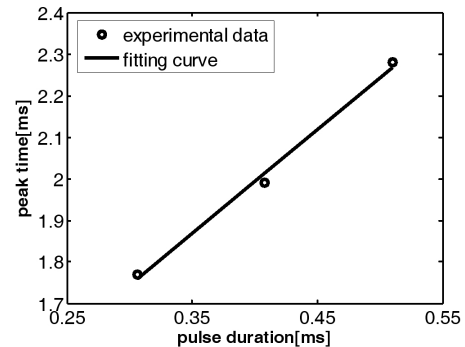


그림 12. 펄스폭 함수로 측정된 t_{max} 의 선형 의존성
Fig. 12. Linear dependence of t_{max} on pulse width τ_0 .

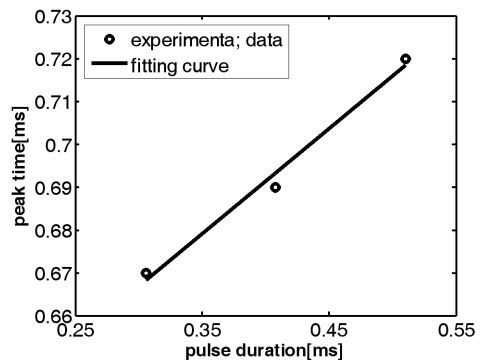


그림 13. 펄스폭 함수로 측정된 t_{max} 의 선형 의존성
Fig. 13. Linear dependence of t_{max} on pulse width τ_0 .

표 3. 측정된 횡탄성값 정리
Table 3. Summary of measured shear moduli.

	방법 1(횡파 전파 속도 측정)	방법 2(초점 변위 측정)
무른 팬텀 (종탄성 11.1 kPa)	횡파 속도 1.282 m/s 횡탄성 1.742 kPa	<ul style="list-style-type: none"> • 단단한 팬텀에서 교정 $K = 1.175$ mm 사용 횡파 속도 1.183 m/s 횡탄성 1.483 kPa • 평균 시스템 파라미터 $\bar{K} = 1.224$ mm 사용 횡파 속도 1.232 m/s 횡탄성 1.609 kPa
단단한 팬텀 (종탄성 20.4 kPa)	횡파 속도 1.980 m/s 횡탄성 3.764 kPa	<ul style="list-style-type: none"> • 무른 팬텀에서 교정 $K = 1.273$ mm 사용 횡파 속도 2.146 m/s 횡탄성 4.421 kPa • 평균 시스템 파라미터 $\bar{K} = 1.224$ mm 사용 횡파 속도 2.063 m/s 횡탄성 4.086 kPa

VI. 결과 고찰

표 3에는 횡파 전파법(방법 1)과 초점 변위 측정법(방법 2)으로 얻어진 횡파 속도 및 횡탄성 결과를 비교하여 보이고 있다. 두 방법 모두 단단한 팬텀의 횡탄성값이 무른 팬텀보다 크게 나왔다. 횡파 전파법으로 측정된 횡파 속도에 대한 초점 변위 측정법으로 추정된 속도의 상대오차는 약 8%로, 여기에서 제안한 ARFI 데이터로부터 횡파 속도를 정량적으로 추정하는 방법(방법 2)은 대체적으로 팬텀의 횡파 속도를 잘 나타내어 준다.

초점 변위 측정법에서 횡파 속도를 추정할 때, 여러 팬텀에서 얻은 시스템 파라미터의 평균 \bar{K} 를 사용한다면, 보다 정확한 횡파 속도를 얻을 수 있다. 앞서 얻은 무른 팬텀과 단단한 팬텀에서의 시스템 파라미터의 평균은 $\bar{K} = 1.224$ mm이다. 이 값을 사용하면, 무른 팬텀과 단단한 팬텀의 추정된 횡파 속도는 각각 1.232 m/s 및 2.063 m/s이며, 횡파 전파법으로 측정된 속도와의 상대 오차는 4%이다. 그리고 횡탄성값에 대하여, 무른 팬텀과 단단한 팬텀에서 상대오차는 각각 8%와 9%이다.

현재 횡파전파법과 초점 변위 측정법을 이용한 탄성 영상 시스템은 상용화되어 의료진단에 사용되고 있다. 횡파전파법은 횡파의 속도를 측정함으로써 횡탄성값을 정량적으로 구하여 영상화한다. 상용화되

어 있는 초점 변위 측정법은 음압에 의한 매질의 움직임 특성을 이용하여 상대적인 탄성도를 영상화한다. 본 논문은 초점 변위 측정법을 이용하여 횡탄성값을 정량적으로 측정하여 영상화할 수 있음을 확인하였다.

VII. 결 론

탄성도가 다른 두 종류의 팬텀에 대하여 이미 알려진 횡파 전파법으로 횡파의 속도와 횡탄성값을 측정하였다. 이 값을 참값으로 하여 새로이 제안한 횡탄성 측정방법에 적용하여 ARFI 영상법에서 시간대 변위 곡선으로부터 횡탄성값을 추정하였다. 두 가지 방법으로 측정된 횡파의 속도와 횡탄성값은 팬텀의 단단함과 연관성을 가지고 있음을 확인하였다. 제안한 측정 방법은 미리 교정된 시스템에서 한 점의 영상점에서 몇 번의 ARFI 송신으로 횡탄성을 측정할 수 있으므로 새로운 탄성 영상법으로서의 가능성을 확인하였다.

감사의 글

본 연구는 지식경제부 및 한국산업기술평가관리원의 산업융합원천기술개발사업의 일환으로 수행하였음(10033627, 초음파 조직탄성 영상).

참고문헌

1. T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kaller, B. S. Garra, and T. Hall, "Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression," *Ultrasonic Imaging*, vol. 20, no. 4, pp. 260-274, 1998.
2. J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdiand, and X. Li, "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrasonic Imaging*, vol. 13, no. 2, pp. 111-134, 1991.
3. T. Sato, Y. Yamakoshi, and T. Nakamura, "Nonlinear tissue imaging," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 1986, pp. 889-900.
4. D. Yanwa, T. Jia, and S. Yongchen, "Relations between the acoustic nonlinearity parameter and sound speed and tissue composition," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 1987, pp. 931-934.
5. P. He and A. McGoron, "Parameter estimation for nonlinear frequency dependent attenuation in soft tissue," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 15, no. 8, pp. 757-763, 1989.
6. A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes, and S. Y. Emelianov, "Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 24, no. 9, pp. 1419-1435, 1998.
7. J. Bercoff, M. Tanter, and M. Fink, "Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 51, no. 4, pp. 396-409, Apr. 2004.
8. M. Tanter, J. Bercoff, A. Athanasiou, T. Deffieux, J.-L. Gennisson, G. Montaldo, M. Muller, A. Tardivon, and M. Fink, "Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: Initial clinical results using supersonic shear imaging," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 34, no. 9, pp. 1373-1386, Sept. 2008.
9. K. R. Nightingale, M. L. Palmeri, R. W. Nightingale, and G. E. Trahey, "On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 110, no. 1, pp. 625-634, July 2001.
10. K. R. Nightingale, M. L. Palmeri, R. W. Nightingale, and G. E. Trahey, "On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 110, no. 1, pp. 625-634, July 2001.
11. B. J. Fahey, K. R. Nightingale, R. C. Nelson, M. L. Palmeri, and G. E. Trahey, "Acoustic radiation force impulse imaging of the abdomen: Demonstration of feasibility and utility," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 31, no. 9, pp. 1185-1198, 2005.
12. R. S. Lazebnik, "Tissue strain analytics: Virtual touch tissue imaging and quantification," [Online]. Available: http://www.medical.siemens.com/siemens/sv_SE/gg_us_FBAs/files/misc_downloads/Whitepaper_VirtualTouch.pdf.
13. D. K. Ahn and M. K. Jeong, "Ultrasound phantom based on plastic material for elastography," *J. Korea Society for Nonddestructive Testing*, vol. 29, no. 4, pp. 368-373, 2009.
14. G. J. Lee, D. H. Park, T. M. Shin and J. B. Seo, "Analysis of properties and phantom design based on plastic hardener and softener for ultrasonic imaging," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 29, no. 4, pp. 302-306, 2008.
15. M. Fink, L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, S. Chaffai, J. Bercoff, and J.-L. Gennisson, "Ultra high speed imaging of elasticity," in *Proc IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1811-1820, 2002.
16. 최승민, 박정만, 권성재, 정목근, "초음파 의료 영상에서 비집속 송신을 이용한 고속 음향 복사력 영상법," *한국음향학회지*, 31권, 3호, pp. 151-160, 2012.
17. 최승민, 박명기, 박정만, 권성재, 정목근, "초음파 의료용 탄성 영상에서 제한 회절 음장," *한국음향학회 추계학술대회*, 29권, 2(s)호, pp. 599-601, 2010.
18. 박정만, 권성재, 정목근, "점성 조직에서 음향 복사력에 의해 발생된 변위 특성," *새물리*, 60권, 12호, pp. 1268-1281, 2010.
19. O. V. Rudenko, A. P. Sarvazyan, and S. Y. Emelianov, "Acoustic radiation force and streaming induced by focused nonlinear ultrasound in a dissipative medium," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 99, no. 5, pp. 2791-2798, 1996.

저자 약력

▶ 박 정 만(Jeong-Man Park)



1981년 2월: 부산대학교 물리학과 학사
 1984년 2월: 한국과학기술원 물리학과
 이학석사
 1988년 2월: 한국과학기술원 물리학과
 이학박사
 1992년 ~ 현재: 대전대학교 물리학과
 교수
 <주요연구분야> 초음파 물성, 비파괴 검사

▶ 최 승 민(Seung Min Choi)



2010년: 대전대학교 전자공학과 학사
 2012년: 대전대학교 전자공학과 석사

▶ 권 성 재(Sung-Jae Kwon)



1984년: 경북대학교 전자공학과 학사
1986년: KAIST 전기 및 전자공학과 석사
1990년: KAIST 전기 및 전자공학과 박사
1990년 ~ 1997년: LG전자 책임연구원
1997년 ~ 현재: 대진대학교 통신공학과
교수
<주요연구분야> 영상통신시스템, 파동의
역산란

▶ 정 목 근 (Mok Kun Jeong)



1988년: 서울대학교 전기공학과 학사
1990년: KAIST 전기 및 전자공학과 석사
1995년: KAIST 전기 및 전자공학과 박사
1995년 ~ 현재: 대진대학교 전자공학과
교수
<관심분야> 초음파 의료 영상시스템