

# 초음파 의료 영상에서 비집속 송신을 이용한 고속 음향 복사력 임펄스 영상법

## Fast Acoustic Radiation Force Impulse Imaging Using Non-focused Transmission in Medical Ultrasound Imaging

최승민 · 박정만\* · 권성재\*\* · 정목근

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

대진대학교 전자공학과, \*물리학과, \*\*통신공학과  
(접수일자: 2011년 12월 24일; 채택일자: 2012년 3월 15일)

**초 록:** 초음파 의료 영상에서 탄성영상은 암과 같은 종양의 진단에 도움을 준다. 본 논문은 초음파 음향 복사력을 이용하여 관찰하고자 하는 연조직에 힘을 인가하여 탄성 영상을 구현하였다. 데이터 획득 시간을 줄이기 위하여 송신 집속을 하지 않고 버스트(burst) 형태의 평면파를 송신하여 모든 영상 영역에 동시에 음향 복사력이 인가되도록 하였다. 균일 탄성팬텀을 이용한 실험에서 송신 집속을 하지 않고도, 송신 시간을 길게 함으로써 탄성 영상을 얻기에 충분한 음향 복사력을 얻을 수 있음을 확인하였다. 그러나 기존의 집속형 음향 복사력을 이용한 영상과는 다른 시간 대 변위 특성이 관찰되었다. 제안한 탄성 영상 기법으로 초음파 병변 탄성 팬텀과 소의 간 실험에서 병변을 구별할 수 있음을 확인하였다.

**핵심용어:** 음향 복사력, 음향 복사력 임펄스 영상법, 탄성 영상, 평면파 송신

**투고분야:** 생체 및 의학 음향 분야(15.4)

**ABSTRACT:** In medical ultrasound imaging, elasticity imaging helps to diagnose tumors such as cancer. This paper is concerned with the application of acoustic radiation force to soft tissue of interest to implement elasticity imaging. In order to reduce the data acquisition time, instead of relying on transmit focusing, a plane wave of burst type is transmitted to apply the acoustic radiation force simultaneously to an entire imaging region to be observed. A homogeneous phantom experiment confirms that increasing the transmit excitation duration instead of employing transmit focusing generates a high enough acoustic radiation force to obtain elasticity images. It is found, however, that a different displacement versus time characteristic is observed unlike the case of using a conventional focused acoustic radiation force. Experimental results obtained through the use of an ultrasound phantom and a bovine liver show that lesions can be correctly differentiated.

**Key words:** Acoustic Radiation Force, ARFI imaging, Elasticity image, Plane wave transmission

**ASK subject classification:** Biological and Medical Acoustics (15.4)

### 1. 서 론

의료용 초음파 영상법은 의료 영상 진단에 널리 사용되고 있다. 초음파 영상은 송신한 초음파가 매질에서 반사된 신호의 크기를 밝기로 표현한다. 반사 신호는 음향 특성이 다른 매질의 경계에서 크게

돌아오므로 해부학적인 구조를 잘 보여준다. 그러나 연조직 내에 발생하는 암과 같은 종양은 경계가 불분명하여 초음파 영상으로 관찰하기 쉽지 않은 문제점이 있다. 따라서 조직의 음향학적인 특성 값을 영상화하기 위한 기법들에 대하여 많은 연구가 있었다<sup>[1]</sup>. 인체 내의 연조직에서 암과 같은 종양은 주위의 조직보다 단단한 특성을 가진다<sup>[2]</sup>. 따라서 연조직의 탄성 특성을 영상화하면 종양을 진단할 수 있다. 탄

\*Corresponding author: 정목근 (jmk@daejin.ac.kr)  
경기도 포천시 호국로 1007 대진대학교 전자공학과  
(전화: 031-539-1904)

성을 측정하기 위해서는 매질에 응력 (stress)을 가하여 변형시키고, 원래 길이에 대한 길이의 변화량을 나타내는 변형률 (strain)을 측정하여야 한다<sup>[3]</sup>. 현재 널리 상용화 되고 있는 탄성 영상 방법은 트랜스듀서를 손으로 조작하여 진단부위를 눌러주면서 조직의 변형률을 초음파로 측정하여 영상화하고 있다. 이러한 방법은 유방, 전립선과 같이 피부에 가까운 부분의 영상화에는 문제가 없지만, 간과 같이 깊은 부위에는 힘을 전달하기 어려워 진단하는 데 어려움이 있다.

음향 복사력 (acoustic radiation force)을 이용한 의료용 초음파 탄성 영상은 고출력 (high intensity)의 초음파를 영상 영역에 집속시킴으로써 음향 복사력을 인가한다. 따라서 초음파 송신 집속을 제어하여 초점 깊이를 깊게 함으로써 깊이 위치하고 있는 연조직에 힘을 인가할 수 있게 된다<sup>[4]</sup>. 그러나 초음파 송신 집속 영역은 매우 작아서 한 번 송신에 적은 영역의 영상만 얻을 수 있으므로, 넓은 영상 영역을 진단하는데에는 많은 시간이 걸리게 되어 환자에게 불편함을 초래한다.

본 논문에서는 전체 영상 영역에 동시에 음향 복사력을 인가하는 방법으로 송신 시 집속을 하지 않고 버스트 (burst) 형태의 평면파를 송신하는 기법을 제안하였다. 따라서 음향 복사력을 만들어내기 위한 한 번의 송신으로 전체의 영상 영역의 탄성 특성을 얻을 수 있게 된다. 제안한 방법은 초음파 탄성 팬텀과 소의 간 (bovine liver)을 이용한 영상실험을 통하여 그 유용성을 검증하여 유용성을 확인하였다.

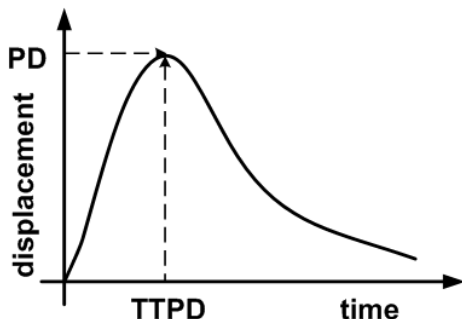


그림 1. 음향 복사력에 의한 조직의 움직임에 의한 시간 대 변위 특성

Fig. 1. A displacement versus time characteristic of tissue motion due to acoustic radiation force.

## II. 음향 복사력 임펄스 영상법

음향 복사력 임펄스 (acoustic radiation force impulse: ARFI) 영상법은, 고출력 초음파가 진단하고자 하는 영역을 지나갈 때 만들어지는 음향 복사력을 이용하여 힘을 인가하고 조직의 기계적인 운동 특성을 초음파 영상법으로 영상화한다. 조직에 힘이 인가되면 밀리게 되는데 힘이 제거되면 조직은 다시 원위치로 복구되며, 그림 1과 같은 시간 대 변위 특성을 나타낸다. 그래프에서 매질이 움직이는 최대 변위 (peak displacement: PD) 혹은 최대 변위에 이르는 시간 (time to peak displacement: TTPD)은 조직의 탄성, 점성 등의 특성에 따라 달라진다. 음향 복사력  $F$  ( $\text{kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{cm}^{-2}$ )의 크기는

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

로 주어진다. 여기서  $c$ 는 음속도 (m/s),  $\alpha$ 는 초음파의 흡수 계수 ( $\text{Np/m}$ ),  $I$ 는 초음파의 출력 ( $\text{W/m}^2$ )이다<sup>[5]</sup>. 송신 시 초음파를 일정 깊이에 집속을 시키면 집속점에서 초음파의 출력이 최대가 되므로 음향 복사력의 분포를 집속점 근처로 국소화시킬 수 있게 된다. 또한 더 긴 시간 동안 초음파를 송신함으로써 출력을 증가시키는데 보통  $100 \mu\text{s}$  이내의 송신 시간을 가진다<sup>[6]</sup>. 음향 복사력을 얻기 위하여 고출력의 초음파를 사용하므로 조직의 온도를 상승시키게 되는데 온도상승 정도는 인체의 안전을 해치지 않는 범위 이내라고 알려져 있다<sup>[7,8]</sup>.

## III. 새로운 평면파 ARFI 영상법

본 논문에서는 데이터 획득 속도를 올리기 위하여 송신할 때 송신 집속을 하지 않고 버스트 형태의 평면파를 송신함으로써 넓은 영상 영역에서 동시에 음향 복사력을 만들어내는 방법을 제안한다. 음향 복사력을 만들어내기 위한 기존의 송신방법과 제안한 방법을 그림 2에서 비교한다. 점선의 영역이 한 번의 송신으로 ARFI 영상을 얻을 수 있는 부분이다. 기존의 방법은 송신 시 집속을 하므로, 초음파의 출력이

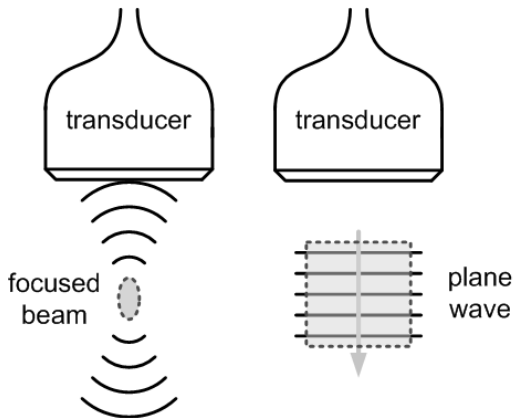


그림 2. 음향 복사력을 만들어 내기 위한 기존의 방법 (좌)과 제안한 방법의 송신 방법 (우) 비교  
Fig. 2. Conventional method (left) and proposed method (right) for generating acoustic radiation force.

커지는 작은 영역의 송신 집속점에서만 음향 복사력이 형성되지만, 제안하는 방법은 넓은 영역에서 동시에 음향 복사력이 발생하도록 송신한다. 그러나 제안한 방법은 초음파의 출력을 한 점에 집중시키지 않으므로 충분한 크기의 음향 복사력을 얻기 위해서는 트랜스듀서의 송신 출력을 기존의 방법보다 키워야 한다. 송신 출력을 키우기 위해서는 트랜스듀서에 인가하는 펄스의 전압을 올리거나, 송신 시간을 길게 (버스트 송신) 하여야 한다.

#### IV. 데이터 획득 시스템

음향 복사력에 의한 연조직의 움직임은 수십  $\mu\text{m}$  이내의 거리를 수십 ms 이내의 시간에 이동한다. 이러한 움직임을 관찰하기 위해서는 매우 빠른 속도로 영상을 얻어야 한다. 기존의 초음파 영상 장치는 초당 30프레임 정도의 영상을 얻을 뿐이므로 빠르게 움직이는 매질의 움직임을 관찰하기에는 적당하지 않다. 이는 영상의 모든 주사선에 대하여 개별적으로 송신 집속을 행함으로써 한 프레임의 영상을 얻는데 많은 시간이 필요하기 때문이다. 제안하는 ARFI 영상법에서는 짧은 펄스 길이의 평면파를 송신하여 얻고자 하는 모든 영역에 초음파가 지나가도록 하고 수신된 반사 신호는 한꺼번에 모아서 모든 영상점에 대하여 동적 수신 집속을 수행한다. 따라서 한 번의 송신으로 전체 영역의 영상을 얻을 수 있

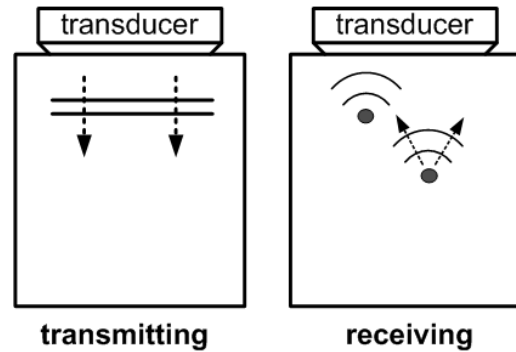


그림 3. ARFI 영상법에서 고속 영상 데이터 획득을 위한 평면파 송신 (좌)과 동적 집속 수신 (우) 방법  
Fig. 3. Fast data acquisition scheme in ARFI imaging employing plane wave transmission (left) and dynamic receive focusing (right).

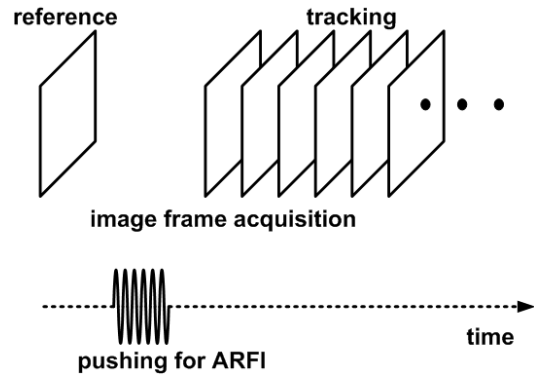


그림 4. ARFI 영상법의 데이터 획득 과정  
Fig. 4. Data acquisition process in ARFI imaging.

다. 이러한 방법은 기존의 송신 집속을 하는 의료용 초음파 영상에 비하여 해상도의 저하를 가져오지만, 50mm 깊이의 영상을 얻을 경우 초당 일만 프레임 정도까지 데이터 획득 속도를 올릴 수 있다. 그림 3에 평면파 송신과 수신 집속의 개념을 보여주고 있다.

전체적인 데이터 획득 과정은 그림 4와 같다. 먼저 기준 프레임 (reference frame)의 영상을 짧은 펄스 길이의 평면파 송신 영상법으로 얻는다. 그리고 고출력의 초음파를 송신하여 음향 복사력을 형성함으로써 매질을 밀어 준다. 그리고 복원되는 움직임을 추적하기 위하여 빠른 프레임의 속도로 데이터 (tracking frames)를 연속하여 얻는다. 추적 프레임의 영상을 기준 프레임의 영상과 비교하여 움직임을 관찰하여 영상점에서 그림 1과 같은 그래프를 얻은 뒤 TTPD 혹은 TTPD의 값을 구하여 단단한 정도를 관찰할 수 있게

된다. 이러한 일련의 과정은 수십 ms의 시간이 걸린다. 기존의 집속형 ARFI 영상법은 이러한 데이터 획득 과정을 모든 영상점에 대하여 각각 수행하여야 하므로 진단하고자 하는 영상 영역이 넓을수록 데이터 획득 시간이 많이 걸리게 되어 환자에게 불편함을 준다. 이를 극복하고자 한 번의 집속 ARFI 송신으로 여러 주사선의 데이터를 얻는 방법이 제안되었지만, 얻고자 하는 영상 영역에 균일하게 음향 복사력이 인가되지 않으므로 화질의 저하를 가져온다<sup>[9]</sup>.

### V. 변위의 계산

매질의 탄성을 반영하는 시간-변위 그래프는 한 개의 영상점이 시간에 따라 어떻게 이동하는지 보여 준다. 이는 기준 프레임에 대하여 추적 프레임의 같은 영상점의 위치 변화를 계산하여 구한다. 영상을 얻는 주사선의 방향은 트랜스듀서에 수직하며 음향 복사력에 의한 움직임도 트랜스듀서에 수직하므로 1차원상의 움직임을 추적하면 된다. 따라서 영상점 혹은 주사선상의 데이터를 이용하여 1차원 변위를 구한다. 자기상관 (autocorrelation)을 이용한 변위 계산은 데이터의 샘플링률이 낮더라도 정밀한 변위를 구할 수 있다<sup>[10,11]</sup>. 참고문헌의 알고리즘을 RF 데이터를 이용하여 계산이 가능하도록 수정하였다. 구현한 알고리즘은 다음과 같다. 수신된 초음파 RF 신호의 위상 정보를 이용하기 위하여 Hilbert 변환기를 이용하여 해석 신호 (analytic signal)로 변환시킨다. 두 신호의 변위는 자기상관을 계산하여 위상 차이를 구한 뒤 계산하였다. 그림 5에 개념도를 나타내었다.

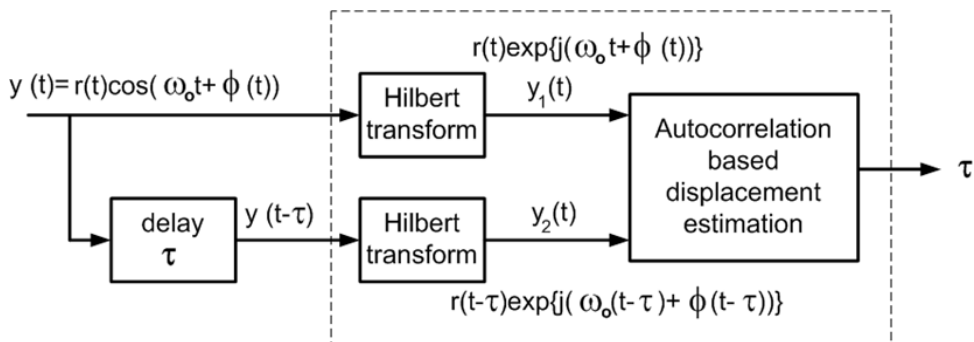


그림 5. RF 데이터를 이용한 변위 계산 알고리즘  
Fig. 5. Algorithm for computing displacement using RF data.

### VI. 실험

평면파 ARFI 영상법의 유용성을 검토하기 위하여 고속으로 데이터를 얻을 수 있는 하드웨어를 제작하였다. 6.2 MHz의 중심주파수의 선형 트랜스듀서를 사용하는 의료용 초음파 영상시스템 (GE, LOGIQ P6)에 제작된 메모리 보드를 연결하여 실시간으로

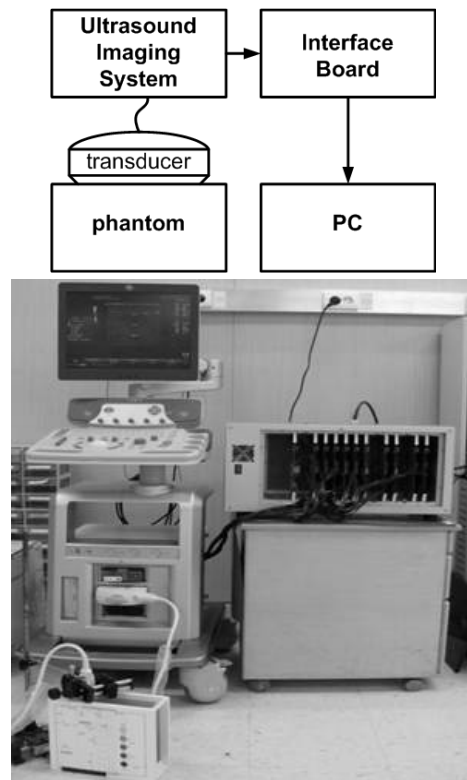


그림 6. 실험 장치의 블록도 (위)와 사진 (아래)  
Fig. 6. Block diagram of the experimental setup (top) and its photograph (bottom).

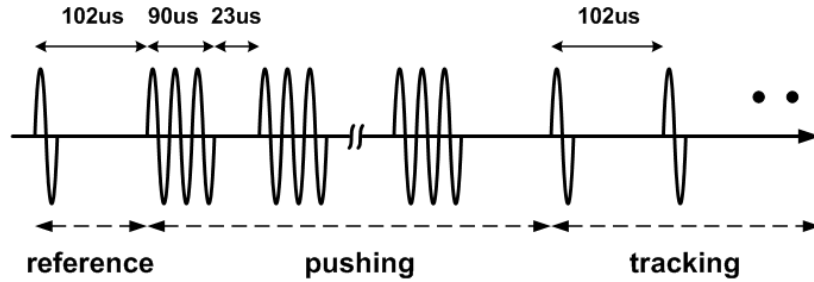


그림 7. 평면파 송신 ARFI 영상 획득에서 송신 순서도  
Fig. 7. Transmission sequence for plane wave ARFI imaging.

데이터를 획득하였다. 평면파 송신 후에 트랜스듀서에 수신된 집속 전의 각 채널의 RF 신호는 초음파 영상 시스템에서 아날로그 신호 형태로 메모리 보드로 넘겨지고 40 MHz의 샘플링 속도로 샘플링하여 데이터를 메모리에 저장한다. 메모리의 용량은 1 Gbyte이며 영상 깊이에 따라 최대 약 300프레임의 RF 데이터를 저장할 수 있다. 데이터 획득 과정이 끝나면 PC에서 읽어와 신호처리를 하게 된다. 데이터는 수신 집속의 해상도를 올리기 위하여 샘플링 주파수를 80 MHz로 보간하였으며 모든 신호처리는 MATLAB으로 구현하였다.

음향 복사력을 만들고 데이터를 획득하기 위한 송수신 과정은 그림 7에 나타내었다. 송수신 과정은 짧은 펄스의 평면파를 송신하여 초음파 영상을 얻기 위한 프레임과, 긴 시간 길이의 버스트를 송신하여 음향 복사력을 만들어 내기 위한 과정으로 구성된다. 제일 먼저 102  $\mu$ s 동안에 기준 프레임의 초음파 영상을 얻고, 이후에 음향 복사력을 만들기 위하여 90  $\mu$ s 송신, 23  $\mu$ s 송신 중단(휴지기)의 과정을 5회 한 뒤 다시 추적 프레임의 영상을 102  $\mu$ s의 시간 간격으로 연속하여 265프레임을 얻었다. 음향 복사력을 만들기 위한 총 송신 시간은 565  $\mu$ s의 길이를 가지며 이는 일반적으로 사용하는 ARFI 송신 방법에 비하여 긴 시간이 되는데 송신 출력을 증가시키기 위하여 송신 시간을 길게 한 것이다. 제안한 음향 복사력을 위한 송신 방법은 초음파를 한 곳에 집속시키지 않기 때문에 인체의 안전성에는 문제가 없으나 초음파 트랜스듀서의 표면을 가열시키므로 온도가 올라간다. 이는 트랜스듀서의 고장으로 연결되기 때문에 문제가 될 수 있는데, 데이터 획득 과정을 30 ms 간격

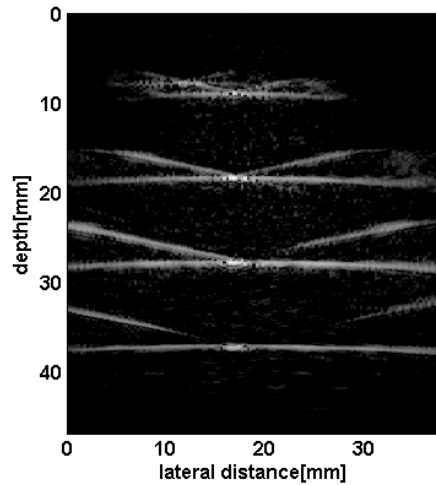


그림 8. 수조에서 얻은 평면파 송신 초음파 영상  
Fig. 8. Image obtained using plane wave transmission in a water tank.

으로 반복 시행한 실험에서 트랜스듀서에는 문제가 없었다.

사용한 선형 트랜스듀서는 소자 간격이 0.3 mm이고 128개의 소자를 가지므로 트랜스듀서 개구부의 전체 크기가 38.4 mm인데, 송신 시에는 128개의 소자를 모두 사용하여 평면파를 송신하였고, 수신 시에는 가운데 88개의 소자만을 사용하여 집속하지 않은 RF 데이터를 얻었다. 그림 8은 수조 안에 수직으로 10 mm 간격으로 나일론 선을 배치하여 평면파를 송신하여 얻은 초음파 영상이다. 30 dB의 로그 압축(log compression)을 하였으며 송신 집속을 하지 않아서 측방향 해상도가 낮고, 물에서는 초음파 신호의 감쇠가 거의 없으므로 잡자리 날개 모양의 부엽(sidelobe)이 크게 나타난다. 영상의 가운데 밝은 점이 나일론 선이 있는 부분이다.

6.1 플라스틱 팬텀에서 변위 측정

음향 복사력을 실험으로 확인하기 위하여 균일한 탄성 특성을 가지는 두 종류의 초음파 팬텀을 제작하였다. 플라스틱 경화제와 연화제의 비율을 조정하여 탄성도 (Young's modulus)가 다르도록 하였고 11.1 kPa와 79.6 kPa의 균일한 탄성 특성을 가진다<sup>[12]</sup>. 제안한 방법으로 실험을 하여 30 mm 깊이의 영상점에서 데이터를 획득하였다. 그림 9는 균일 팬텀에서의 30 mm 깊이의 영상점에서 얻은 시간 대 변위 그래프이다. PD가 크게 나온 실선 그래프는 무른 팬텀의 결과이며 파선 그래프는 단단한 팬텀의 결과이다. 위와 아래의 두 그래프에서 점선은 모두 측정값이며 이를 다항식으로 커브 피팅 (curve fitting)을 수행한 결과를 위 그래프는 실선, 아래 그래프는 파선으로 각각 나타내었다. 균일한 무른 매질과 단단한 매질의 시간 대 변위 특성이 기존에 알려진 것과 같은 특성을 가진다<sup>[9]</sup>. 무른 매질에서 변위가 10 μm 이상 나왔으므로 송신 시 집속을 하지 않더라도 충분한 음향 복사력을 만들어 내고 있음을 알 수 있다.

병변에서의 탄성 영상을 얻기 위하여 무른 매질을 배경으로 하고 단단한 매질로 실린더를 만들어 삽입하여 병변 모형을 제작하였다. 그림 10에 실린더 영상 팬텀과 초음파 B-모드 영상을 보여준다. 실린더는 직경이 약 10 mm이며 약 30 mm 깊이에 배치하였다. 초음파 영상에서 실린더가 원형으로 구별이 되었다.

균일 팬텀에서와 같은 방법으로 실린더가 있는 30 mm 깊이에 단단한 부분과 무른 부분의 영상점을 선택하여 시간 대 변위 그래프를 그려보았다. 그림 11에서 변위가 큰 실선 그래프가 무른 매질의 특성이며 작은 쪽의 파선이 단단한 부분의 특성곡선이다. 단단한 부분의 TTPD가 무른 부분보다 더 크게 나왔는데 이것은 기존의 집속형 ARFI 알고리즘의 시간 대 변위 그래프와는 다른 특성을 가지며, 여러 번의 실험에서도 동일한 특성을 나타내었다. 그림에서 단단한 부분의 변위는 크기가 작게 나타나서 SNR이 작으므로 PD 혹은 TTPD의 추정 오차를 줄이기 위하여 다항식으로 커브 피팅하여 도시하였다. 이러한 방법으로 영상의 모든 부분에서 PD와 TTPD를 얻어 영상을 구성하였다. 신호의 수신에 동원된 소자는 88개이고 소자 간격은 0.3 mm이므로, 트랜스듀서의 수신 개구부는 26.4 mm이지만 수신 집속만 하므로 영상

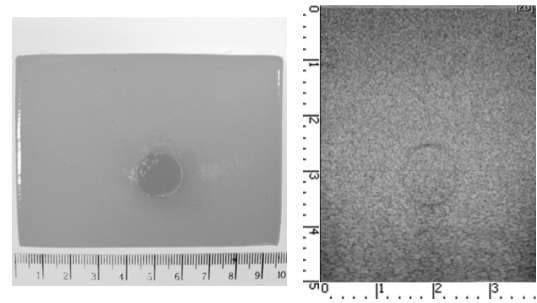


그림 10. 실린더 영상 팬텀 (좌)과 초음파 B-모드 영상 (우)  
Fig. 10. Photograph (left) and B-mode image (right) of a cylindrical inclusion phantom.

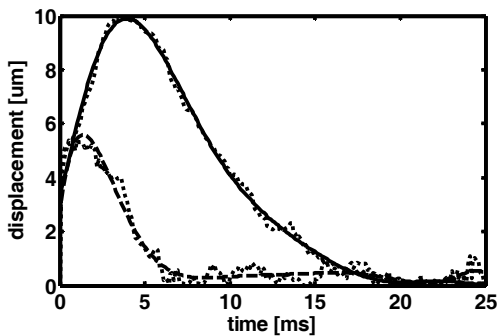


그림 9. 균일 팬텀에서 단단한 팬텀 (파선)과 무른 팬텀 (실선)의 시간 대 변위 그래프  
Fig. 9. Graphs of displacement versus time in hard (dashed line) and soft (solid line) homogeneous phantoms.

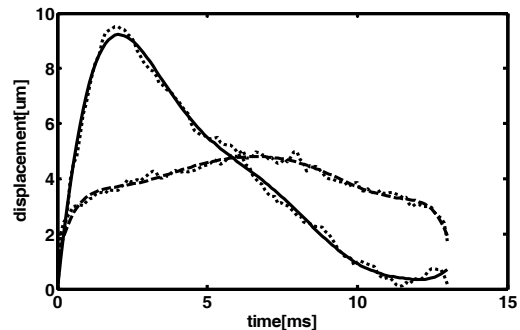


그림 11. 병변 팬텀의 단단한 부분 (파선)과 무른 부분 (실선)의 시간 대 변위 그래프  
Fig. 11. Graphs of displacement versus time in the hard (dashed line) and soft (solid line) regions of lesion phantom.

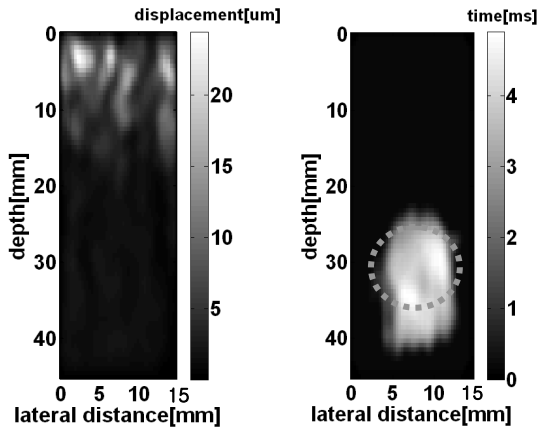


그림 12. 실린더 팬텀의 PD 영상 (좌)과 TTPD 영상 (우)  
Fig. 12. PD (left) and TTPD (right) images of cylindrical inclusion phantom.

의 좌우 바깥쪽 주사선은 해상도가 떨어진다. 따라서 영상의 가로 크기를 트랜스듀서의 가운데에 위치한 15 mm 크기만 얻었다.

그림 12의 왼쪽은 PD 영상이며, 오른쪽은 TTPD 영상이다. 음향 복사력을 만드는 초음파의 출력이 깊이에 따라서 감소하므로 깊이에 따라 변위의 크기가 달라져서 PD 영상은 실린더를 구별하기 어려웠으나, TTPD 영상에서는 실린더 위치에서 TTPD가 더 크게 나타나서 실린더의 위치를 확인할 수 있었다. TTPD 영상에서 실린더의 개략적 위치를 점선으로 표시하였다. 실린더가 있는 30 mm 깊이에서 배경과 실린더의 각각  $5 \times 5 \text{ mm}^2$ 의 영역을 잡아서 TTPD의 평균과 분산을 계산하여 비교해보면 무른 영역은  $1.83 \pm 0.41 \text{ ms}$ , 단단한 부분은  $4.87 \pm 1.62 \text{ ms}$ 로 계산되었다. 따라서 TTPD가 약 2.7배의 차이로 나타난다.

### 6.2 소의 간에서 절제 (ablation)의 관찰

송신 집속하지 않고 음향 복사력을 만드는 송신법은 영상점에서 초음파 출력이 작아서 변위를 크게 만들기 어려운 점이 있다. 따라서 생체의 연조직에서도 팬텀에서와 같은 특성을 얻을 수 있는지 확인하기 위하여 소의 간을 대상으로 같은 실험을 수행하였다. 병변을 모사하기 위하여 소의 간에 1 mm 직경의 니크롬선을 찢어 넣고 전류를 가하여 익혀줌으로써 일정 직경의 실린더 형태의 단단한 병변을 만들었다. 병변을 손으로 만져서 주위 조직보다 단단

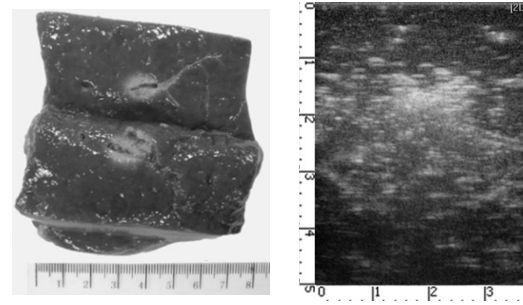


그림 13. 병변이 형성된 소의 간의 절단면 사진 (좌)과 초음파 영상 (우)  
Fig. 13. Cutaway view (left) and ultrasound B-mode image (right) of an ablated bovine liver.

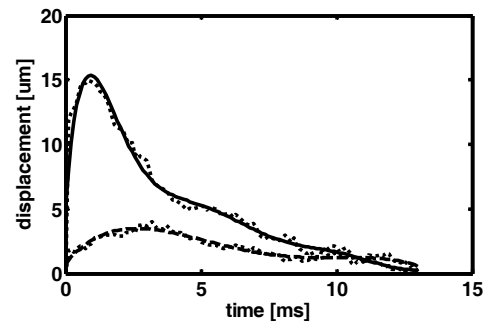


그림 14. 소의 간의 단단한 부분 (파선)과 무른 부분 (실선)의 시간 대 변위 그래프  
Fig. 14. Graphs of displacement versus time in the hard (dashed line) and soft (solid line) regions of the bovine liver.

함을 확인하였다. 그림 13에 병변이 형성된 간의 절단면 사진과 초음파 영상을 보여준다. 병변은 약 15 mm 정도의 깊이에서 약  $10 \times 15 \text{ mm}^2$  정도의 크기로 형성되었다. 초음파 영상에서 병변의 위치에서 고반향 (hyperechoic) 영역이 나타난다.

그림 14는 약 15 mm 깊이에서 단단한 부분과 무른 부분에서 선택한 한 점의 시간 대 변위 특성을 그렸다. 점선은 측정치이며 직선은 무른 부분이며, 파선은 단단한 부분이다. 잡음을 줄이기 위하여 다항식으로 커브 피팅하여 나타내었다. 소의 간 실험에서도 단단한 부분의 TTPD가 무른 부분보다 크게 나타난다.

그림 15는 소의 간의 TTPD 영상을 보여주며 병변의 개략적 위치를 점선으로 표시하였다. 소의 간의 경우에도 실린더 팬텀에서와 같이 단단한 부분의 TTPD가 무른 부분보다 더 크게 나타났다. 따라서 병

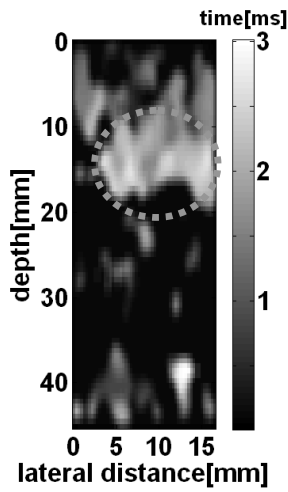


그림 15. 소의 간의 TTPD 영상  
Fig. 15. TTPD image of the bovine liver.

변 영역에서 TTPD 값이 주위조직보다 크게 나타나서 병변을 구별할 수 있었다.

### 6.3 실험결과 고찰

기존의 집속형 ARFI 영상법은 영상 영역의 작은 부위 (~1 mm)에 음향 복사력을 인가하고 국소 영역에서의 거동 특성을 관찰한다. 이때 빔 집속 부위는 음향 복사력에 의해 변위되고 주위 매질은 거의 고정된 것으로 근사적으로 생각할 수 있다. 따라서 그림 16(a)와 같이 스프링으로 연결된 국소 조직 부위에 힘을 가하는 경우로 모델링할 수 있다. 힘이 가해진 부위의 변위 정도는 스프링의 탄성, 즉 조직의 탄성과 관계된다.

제안한 평면파 ARFI에서는 단단한 병변이 포함된 전체 영상 영역에 동시에 음향 복사력을 인가한다. 무른 조직의 변위는 크고 단단한 조직의 변위는 상대적으로 작으므로, 근사적으로 병변은 움직이는 무른 조직 내에 잠겨있는 단단한 물체로 생각할 수 있다. 따라서 단단한 병변의 변위를 설명하기 위하여 그림 16(b)와 같은 질량-스프링-댐퍼 시스템을 고려할 수 있다.

조직의 영상 영역 전체에 펄스 빔을 오른쪽 방향으로 송신하면, 무른 조직은 오른쪽으로 변위되며 그 크기는 시간에 따라 증가하여 최대에 도달된 후 감소한다(그림 11 참조). 무른 조직에 싸여 있는 정

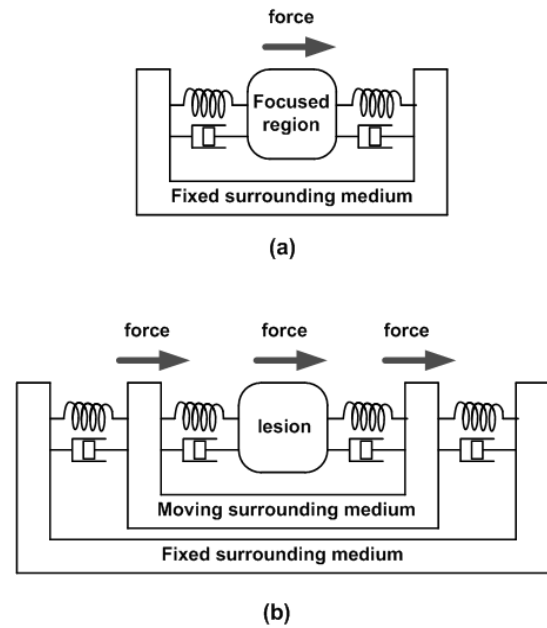


그림 16. 질량, 스프링, 댐퍼를 사용한 조직의 모델링: (a) 기존의 집속형 ARFI (b) 평면파 ARFI

Fig. 16. Modeling of tissue using mass, spring, and damper: (a) conventional focused ARFI and (b) plane wave ARFI.

지 상태의 단단한 병변도 무른 조직의 운동에 의하여 오른쪽으로 변위되나, 관성 및 점성의 영향으로 무른 매질에 비해 변위 증가 속도는 작아지고 TTPD는 늦어진다. 만일 매우 긴 송신펄스를 인가하면 무른 조직의 변위는 빠르게 증가하여 포화상태 (saturation)에 도달되고 일정하게 유지된다. 그 후 음향 복사력이 제거되면 변위는 차츰 감소한다. 한편 관성 및 점성의 영향으로 단단한 병변의 변위는 상대적으로 느리게 증가하고, 포화상태에 도달하기 직전에 관성에 의해 포화 값보다 변위가 약간 더 증가한 후에 감소하여 일정하게 유지된다. 그러나 단단한 조직은 주위의 무른 조직에 싸여 있으므로 무른 조직의 빠른 움직임의 영향을 받는다. 음향 복사력이 제거되어 무른 조직의 변위가 감소하면, 이로 인해 단단한 병변의 변위도 감소되나 점성 및 관성에 의해 감소 속도는 느리다고 추정된다.

그림 16(b)로 주어진 스프링-질량 모형의 타당성을 확인하기 위하여, 앞의 실린더 병변 팬텀 실험과 같은 조건에서, 음향 복사력 송신 시간만 다르게 하기 위하여 버스트가 1개부터 5개까지 바꾸어가면서



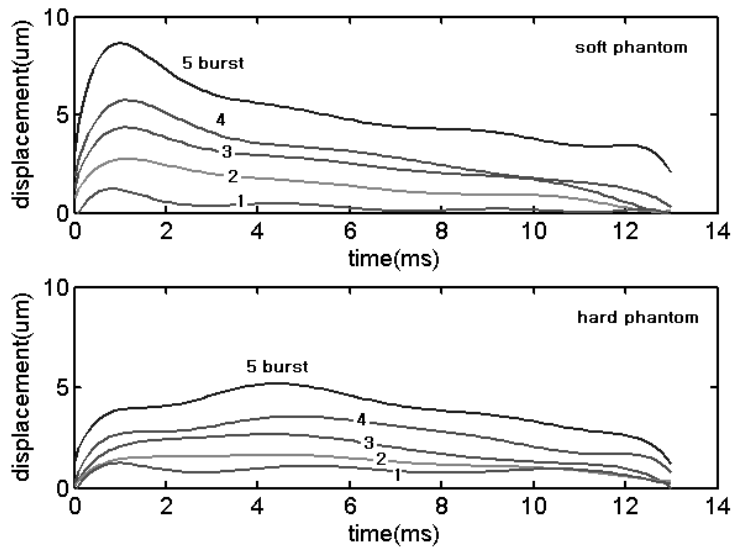


그림 17. 변위가 작은 그래프부터 버스트의 개수를 1부터 5까지 증가시켜 얻은, 송신 시간에 따른 병변 패턴 (위쪽은 무른 부분, 아래쪽은 단단한 부분)에서의 시간 대 변위 그래프

Fig. 17. Graphs of displacement versus time in the lesion phantom (top panel: soft region; bottom panel: hard region) with increasing transmit excitation duration, i.e., number of bursts ranging from one (bottom graphs) to five (top graphs) in steps of one.

다시 시간 대 변위 그래프를 얻었다. 그림 17의 위쪽 그래프가 무른 부분, 아래쪽이 단단한 부분의 시간 대 변위 그래프이다. 변위 값의 최대 크기는 버스트의 개수와 비례하여 커지며, 변위가 가장 큰 그래프가 5개의 버스트를 송신한 경우이다. 송신 시간에 따라서 발생하는 음향 복사력의 크기가 달라지는데, 시간 대 변위 그래프의 패턴을 보면 TTPD는 송신 시간 길이에 상관없이 비슷한 모양을 가진다. 따라서 PD보다 TTPD가 더 좋은 탄성 측정방법이 될 수 있다.

무른 부분의 변위는 초기 1ms 까지 급격히 증가하다가 서서히 감소한다. 단단한 부분에서 변위는 초기의 1ms 정도까지 급격히 증가하다가 다시 천천히 증가하여 최대 변위는 4ms 이후에 나타난다. 급격히 증가하는 초기 시간 부분의 변위는 주위의 무른 매질의 움직임의 영향을 받아서 빠르게 움직이는 것으로 보이며 1ms를 지나면서 영향이 줄어든다. 이후의 단단한 부분의 움직임은 관성과 점성에 의하여 계속 천천히 증가하다가 4ms를 지나면서 감소한다. 이러한 움직임은 균일한 단단한 패턴과는 다른 특성이다. 따라서 단단한 병변의 움직임은 주위의 무른 조직의 움직임의 영향을 받고 있음을 알 수 있다. 버스트의 개수가 2개 이하가 되면 단단한 부분의 변위의

크기가 작아서 최대 변위를 구별하기 어렵다. 따라서 충분히 긴 버스트의 신호를 송신해야 변위가 발생하고 탄성을 측정할 수 있음을 알 수 있다.

## VII. 결 론

초음파 영상에서 음향 복사력을 이용하여 연조직에 힘을 인가할 때 움직이는 변위를 측정하여 조직의 단단한 정도를 영상화하였다. 한 번 송신으로 넓은 영상영역에 동시에 음향 복사력을 인가하기 위하여 집속하지 않은 송신 음장을 이용하였다. 음향 복사력의 크기를 증가시키기 위하여 기존의 음향 복사력 송신 방법보다 긴 시간 길이의 송신을 하고 넓은 영상 영역에서 움직임 특성을 동시에 관찰하였다. 실린더 영상 패턴과 병변을 형성시킨 소의 간을 이용하여 병변을 충분히 검출할 수 있음을 확인하였다. 따라서 음향 복사력을 만들기 위하여 송신 집속을 하지 않더라도 송신 시간을 늘림으로써 충분한 변위를 형성시킬 수 있음을 확인하였다. 이러한 방법은 데이터를 얻는 시간을 단축시켜서 빠른 속도로 탄성 영상을 얻을 수 있다. 그러나 병변을 포함하는 비균질 조직의 거동 특성은 기존의 집속형 ARFI 결

과와는 다르게 나타났는데, 이를 정량적으로 해석하기 위한 이론 및 실험이 추가로 필요하다.

## 감사의 글

이 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업(10033627)지원을 받아 수행하였음.

## 참고문헌

1. T. Sato, Y. Yamakoshi, and T. Nakamura, "Nonlinear tissue imaging," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 1986, pp. 889-900.
2. T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, and T. Hall, "Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression," *Ultrason. Imag.*, vol. 20 pp. 260-274, 1998.
3. J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li, "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrason. Imag.*, vol. 13, no. 2, pp. 111-134, 1991.
4. K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale, and G. Trahey, "Acoustic radiation force impulse imaging: In vivo demonstration of clinical feasibility," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 28, no. 2, pp. 227-235, Feb. 2002.
5. W. L. Nyborg, "Acoustic streaming," in *Physical Acoustics*, W.P. Mason, Ed., vol. IIB, ch. 11, pp. 265-331, Academic Press, 1965.
6. M. L. Palmeri, M. H. Wang, J. J. Dahl, K. D. Frinkley, and K. R. Nightingale, "Quantifying hepatic shear modulus in vivo using acoustic radiation force," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 34, no. 4, pp. 546-558, Apr. 2008.
7. K. Nightingale, R. Nightingale, and G. Trahey, "Evaluation of the mechanical properties of active skeletal muscle using acoustic radiation force impulse imaging," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 2001, pp. 1627-1631.
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. J. J. Dahl, R. R. Bouchard, M. L. Palmeri, V. Agrawal, and G. E. Trahey, "Parallel tracking and other methods for real-time ARFI imaging systems," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 2006, pp. 1005-1008.
10. Y. B. Ahn, M. K. Jeong, S. J. Kwon, and M. J. Choi, "Imaging of thermally ablated tissue using ultrasonic

elastography," *Key Engineering Materials*, vol. 272, pp. 2042-2047, July 2004.

11. R. Y. Yoon, S. J. Kwon, M. H. Bae, and M. K. Jeong, "Improved ultrasonic elasticity imaging with center frequency estimation and global shift compensation," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 2006, pp. 1278-1281.
12. D. K. Ahn and M. K. Jeong, "Ultrasound phantom based on plastic material for elastography," *J. Kor. Soc. Nondestructive Testing*, vol. 29, no. 4, pp. 368-373, 2009.

## 저자 약력

### ▶ 최 승 민 (Seung Min Choi)



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

### ▶ 박 정 만 (Jeong Man Park)



1981년 2월: 부산대학교 물리학과 학사  
1984년 2월: 한국과학기술원 물리학과 이학석사  
1988년 2월: 한국과학기술원 물리학과 이학박사  
현재: 대전대학교 물리학과 교수  
(주연구분야) 초음파 물성, 비파괴 검사

### ▶ 권 성 재 (Sung Jae Kwon)



1984년: 경북대학교 전자공학과 학사  
1986년: KAIST 전기 및 전자공학과 석사  
1990년: KAIST 전기 및 전자공학과 박사  
1990 ~ 1997년: LG전자 책임연구원  
현재: 대전대학교 통신공학과 교수  
(관심분야) 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  
현재: 대전대학교 전자공학과 교수  
(관심분야) 초음파 의료 영상시스템