

# 음향 탄성영상법에서 연조직 내 파동 발생과 병변 검출의 특성: 이론 및 시뮬레이션 연구

## Wave Generation and Its Effect on Lesion Detection in Sonoelastography: Theory and Simulation Study

박 정 만\*, 권 성 재\*\*, 정 목 근\*\*\*

(Jeong-Man Park\*, Sung-Jae Kwon\*\*, Mok-Kun Jeong\*\*\*)

\*대전대학교 물리학과, \*\*대전대학교 통신공학과, \*\*\*대전대학교 전자공학과

(접수일자: 2004년 12월 9일; 수정일자: 2005년 3월 15일; 채택일자: 2005년 6월 8일)

음향 탄성영상법은 외부 진동을 조직에 인가하고 조직 운동을 측정함으로써 조직의 탄성을 영상화하는 초음파영상기법이다. 본 논문에서는 음향 탄성영상법에서 표면 진동자에 의해 연조직 내에 파동이 발생하는 특성과 모드패턴이 암과 같은 병변 검출에 미치는 영향을 조사했다. 이를 위해 반공간, 두께가 일정한 무한평판, 그리고 유한 크기 조직에서 발생한 진동패턴을 이론과 유한요소법으로 계산하고 분석하였다. 유한 너비 진동원에 의해 조직에는 특정한 방향으로 강하게 전달되는 횡파가 발생하였으며, 그 특성은 진동자 너비, 주파수 및 진동자로부터의 거리에 의존하였다. 유한 크기 조직에서 병변의 검출가능성은 변위영상에서는 조직내 모드패턴에 큰 영향을 받았으며, 이에 비해 변형률영상에서는 모드패턴에 덜 민감하고 검출가능성도 아주 높은 것으로 나타났다.

**핵심용어:** 초음파 영상, 연조직, 음향 탄성영상법, 변위, 변형률

**투고분야:** 초음파 및 탄성파 분야 (4.2)

Sonoelastography is an ultrasound-based technique that visualizes the elastic properties of soft tissues by measuring the tissue motion generated by an externally applied vibration. In this paper, the characteristics of wave generation in soft tissues due to an acoustic vibrator are studied. The effects of modal patterns on the detectability of lesions such as tumors in sonoelastography are also investigated. These are accomplished by analyzing the vibration patterns calculated using theoretical equations and finite element methods in half space, infinite plate, and finite-sized tissue. A finite-width source generates shear waves with large amplitude propagating in specific directions, and the generation characteristics depend both on the width and frequency of the vibrator, as well as the distance from it. It is shown in a finite-sized tissue that the lesion detection in displacement images is quit dependent on the modal patterns inside tissue. In contrast it is also found that the lesion detectability in strain images is less dependent on the modal patterns and is much better than that in displacement images.

**Keywords:** Ultrasonic imaging, Soft tissue, Sonoelastography, Vibrational amplitude, Strain

**ASK subject classification:** Ultrasonic and Elastic Waves (4.2)

### I. 서론

초음파 의료 영상은 X-ray, CT 등에 비하여 인체에 대한 무해성, 장비의 이동성, 실시간 진단, 그리고 저비용 등의 장점을 가지므로 질병의 진단을 위한 중요한 영상수단으로 자리잡고 있다. 초음파 영상은 음향 입파된

스 차이가 큰 두개의 조직 사이의 경계에서는 큰 반사신호가 생기므로 해부학적인 특성이 영상에서 쉽게 구별이 된다. 그러나 간이나 유방과 같은 균일매질 내에 존재하는 암이나 종양과 같은 병변은 주위 매질에 대하여 경계가 불분명하므로 경계에서의 반사신호가 나타나지 않으며 초음파 영상의 특징인 스펙클에 의한 노이즈 때문에 종양의 해부학적인 모양을 영상에서 구별하기 어려운 점이 있다. 이런 연조직 내의 종양을 진단하기 위하여, 정상조직과 병변을 구별할 수 있는 특성값을 구하여 영상

통신저자: 정 목 근 (jmk@daejin.ac.kr)  
487-711 경기도 포천시 신단동 대전대학교 전자공학과  
(전화: 031-539-1904)

화하는 파라미터 영상기법들이 소개되었다[1~4]. 이러한 파라미터로는 음파속도 (sound speed), 감쇠 (attenuation) 계수, 비선형 파라미터 (nonlinear parameter) 등이 연구되었으나 아직까지 좋은 결과를 얻지 못하고 있다. 최근에 이르러 연조직의 단단 정도를 영상화하는 기법들에 대하여 많은 연구가 이루어지고 있다[5~8]. 정상적인 연조직에 대하여 압과 같은 비정상적 조직은 더 단단해져서 조직의 탄성계수 (stiffness)를 측정하여 구별할 수 있으며, 다른 파라미터 영상기법에 비하여 측정값이 비교적 크게 나타나므로 영상의 SNR을 높일 수 있고, 측정을 위한 장비가 간단해지는 장점이 있다. 조직의 탄성을 영상화하는 방법들은 인체의 외부나 내부에서 정적 (static), 또는 동적 (dynamic)인 응력 (stress)을 인가하고, 이로 인해 발생하는 조직의 운동을 측정하여 탄성변수를 도출한다[8~15].

조직 내 변위나 운동을 도출하기 위한, 동적인 외부력을 인가하는 방법은 과도 탄성영상법 (transient elastography)과 음향 탄성영상법 (sonoelastography)에서 사용된다. 과도 탄성영상법[12,16]은 인체의 표면에서 저주파 과도 진동을 인가하고 조직 내에서 발생되어 전파하는 횡파 펄스의 변위를 초음속 초음파 영상시스템으로 측정한다. 그리고 이 변위영상으로부터 전단 (shear) 탄성계수 분포도가 얻어진다. 음향 탄성영상법[13,15]에서는 연속적인 진동을 조직에 인가하고 조직 진동의 진폭이나 위상 패턴을 도플러 초음파로 영상화한다. 진폭영상에서의 국소적 밝기 감소 또는 진동영상으로부터 계산된 횡파 속도의 변화는 조직의 탄성변화와 관련된다. 음향 탄성영상기법은 인체 내의 조직 구조가 복잡하여 진동전달이 용이하지 않고 영상화 기법의 구현에 어려움이 있음에도 불구하고, 정적인 응력을 인가하기 어려운 인체 내의 깊은 부위를 영상화할 수 있는 가능성 때문에 진동전달 특성에 대한 많은 연구가 행해지고 있다.

음향 탄성영상법과 관련한 연구에서 표면 진동원에 의해 비균질 (inhomogeneous) 조직에서 형성되는 변위패턴에 대한 이론적인 해는 Gao 등에 의해 다루어졌다[17]. 여기서 그들은 관심의 대상인 기관 (organ)에 비해 저주파수 종파의 파장이 너무 길고, 생체조직은 Poisson 비가 0.5에 가까운 비압축성 매질이므로 횡파만을 고려 대상으로 삼았다. 한편 Catheline 등은 agar-gelatin 팬텀의 반공간 (half space) 표면상 수직 점원 (point source)에 의해 발생한 변위를 과도 탄성영상법으로 측정하였다[18]. 그리고 측정된 종파 및 횡파의 지향성 패

턴 (directivity pattern)을 이론적인 결과와 비교하여 연조직에서 점원의 회절장 (diffraction field)은 고체에서의 회절이론에 의해 잘 설명할 수 있음을 보였다. 이는 표면 수직 진동원에 의한 연조직에서의 진동 발생이론은 종파와 횡파의 존재를 다 고려하여 취급되어야 함을 의미하므로, 횡파만을 고려한 Gao 등의 결과는 연조직에서의 진동 특성을 완전히 나타내지는 못한다[17]. 동적 탄성영상에서의 표면 진동자의 광범위한 사용과 조직 내 진동패턴에 대한 이론적 계산 및 많은 실험적 측정에도 불구하고, 여전히 연조직에서 진동자에 의한 파동 발생특성은 잘 알려져 있지 않다. 그리고 또한 음향 탄성영상에서 병변의 검출에 조직의 경계로부터 파동의 반사로 형성되는 모드패턴 (modal pattern)이 미치는 영향에 대해서도 연구가 미진한 실정이다.

이에 본 연구에서는 음향 탄성영상법에서 파동 발생과 병변 검출의 특성을 조사하기 위해 반공간, 두께가 일정한 무한평판 (infinite plate) 그리고 유한 크기 조직에서 발생한 변위를 이론 및 유한요소법 (FEM)으로 계산하고 분석하였다. 먼저 유한너비 (finite width)의 표면 수직 진동원을 갖는 한 변이 고정된 균질 (homogeneous) 무한평판에서 푸리에 변환 (Fourier transform)법으로 파동방정식을 풀어 변위에 대한 이론적 해를 구하였다. 그리고 이 해에서 평판의 두께가 무한한 경우를 고려하여 반공간에서 기존에 알려진 이론적 해와 동일한 해를 도출하였다. 다음은 이 이론적 해들을 수치계산하여 조직 내의 변위패턴을 얻고, 이로부터 반공간 및 무한평판 형태의 조직에서 파동발생의 특성을 분석하였다. 마지막으로 유한 크기 조직에 대한 진동패턴을 유한요소법으로 시뮬레이션하여, 모드패턴이 병변 검출에 미치는 영향을 조사하였다.

## II. 균질 조직에서의 파동 발생

표면에서 진동을 인가할 때 연조직 내 파동 발생의 특성을 알아보기 위해, 표면에 수직으로 진동하는 유한너비 진동원을 갖는 균질 매질의 2차원 운동을 고려하여 변위에 대한 표현식을 도출하였다.

먼저 그림 1에서와 같이 진동원을 갖는  $y$  방향으로 무한하고 두께가  $L_x$  인 무한평판을 생각한다. 모든 음파는 면 내에서 전파하고, 이 면에 수직인 방향을 따라

서는 균일하다고 가정한다. 표면 수직응력은  $x=0$  면에서 가해지고,  $x=L_x$  면은 고정된다.

조직과 같이 전형적인 진동에너지 손실성 물질 (lossy material)에서의 파동운동은 탄성매질의 파동방정식에 감쇠를 고려하기 위한 한 가지 간단한 방법으로 이완 (relaxation) 항을 추가하여 다음과 같은 변위방정식에 의해 기술될 수 있다[17]:

$$(\lambda + \mu)\nabla\bar{\nabla}\cdot\bar{u} + \mu\nabla^2\bar{u} = \rho\frac{\partial^2\bar{u}}{\partial t^2} + R\frac{\partial\bar{u}}{\partial t}, \quad (1)$$

여기서  $\bar{u}$ 는 변위벡터,  $\lambda$ 와  $\mu$ 는 Lamé 상수,  $\rho$ 는 물질의 밀도이고,  $R\partial\bar{u}/\partial t$ 가 추가된 이완 항으로서  $R$ 은 계의 역학적 저항 (mechanical resistance)이다. 그리고 매질의 표면에 각진동수  $\omega$ 인 수직 진동을 인가하면, 만족되어야 할 경계조건은  $x=L_x$  면상  $u_x = u_y = 0$  이고,  $x=0$  면상 응력 성분  $\sigma_x = \sigma(y)e^{i\omega t}$ ,  $\sigma_y = 0$ 이다.

$(x, y)$  평면상의 2차원 운동에 대해, 변위 퍼텐셜 (potential)  $\phi$ 와  $\psi$ 를 도입하면 변위는

$$u_x = \frac{\partial\phi}{\partial x} + \frac{\partial\psi}{\partial y}, \quad u_y = \frac{\partial\phi}{\partial y} - \frac{\partial\psi}{\partial x} \quad (2)$$

로 표현된다. 응력은

$$\sigma_{ij} = \lambda\delta_{ij}\sum_k \epsilon_{ik} + 2\mu\epsilon_{ij} \quad (3)$$

로부터 얻어지고, 여기서  $\delta_{ij}$ 는 Kronecker 델타이고  $\epsilon_{ij}$ 는 변형을 성분이다. 조화 진동인 경우에 퍼텐셜은

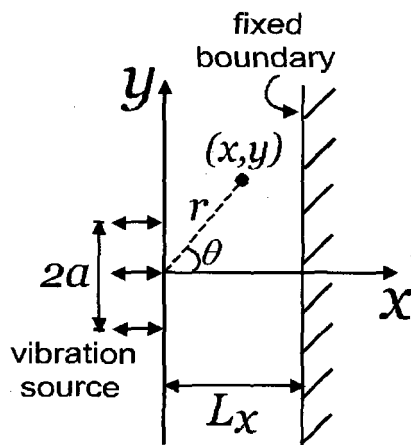


그림 1. 표면 진동자에 의한 파동발생의 논의를 위한 좌표계.  
Fig. 1. Geometry used in investigating wave generation due to a vibration source.

$\phi = \phi(x, y)e^{i\omega t}$  및  $\psi = \psi(x, y)e^{i\omega t}$ 와 같이 쓸 수 있고, 식 (1)로부터 각각의 퍼텐셜에 대한 다음과 같은 2개의 분리된 파동방정식을 유도할 수 있다[17,19]:

$$\nabla^2\phi + \frac{\omega^2}{c_l^2}\left(1 - \frac{i}{Q}\right)\phi = 0, \quad (4)$$

$$\nabla^2\psi + \frac{\omega^2}{c_s^2}\left(1 - \frac{i}{Q}\right)\psi = 0, \quad (5)$$

여기서  $Q = \rho\omega/R$ 이고 이는  $Q$  인자 (quality factor)로 매질에서 파동의 감쇠 정도를 나타내고,  $c_l$ 과  $c_s$ 는 각각 종파 및 횡파의 속도로서

$$c_l = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}}, \quad (6)$$

$$c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}} \quad (7)$$

이고,  $E$ 는 매질의 영률 (Young's modulus),  $\nu$ 는 Poisson 비이다.

파동방정식은 공간변수  $y$ 에 대해 푸리에 변환 (Fourier transform)을 적용하여 풀 수 있다[20]. 푸리에 변환을

$$\bar{f}(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(y)e^{-i\xi y} dy \quad (8)$$

와 같이 정의하고, 식 (4)와 (5)에 적용하면 다음과 같은 변환된 파동방정식을 얻는다:

$$\frac{d^2\bar{\phi}}{dx^2} - \alpha^2\bar{\phi} = 0, \quad (9)$$

$$\frac{d^2\bar{\psi}}{dx^2} - \beta^2\bar{\psi} = 0, \quad (10)$$

여기서  $\alpha^2 = \xi^2 - \omega^2/c_l^2(1-i/Q)$ ,  $\beta^2 = \xi^2 - \omega^2/c_s^2(1-i/Q)$ 이다. 식 (9)와 (10)의 해는

$$\bar{\phi}(x, \xi) = A(\xi)\sinh \alpha x + B(\xi)\cosh \alpha x, \quad (11)$$

$$\bar{\psi}(x, \xi) = i[C(\xi)\sinh \beta x + D(\xi)\cosh \beta x] \quad (12)$$

로 표현될 수 있다. 미지의 계수들은 변위 및 응력에 대

한 4개의 푸리에 변환된 경계조건에서 얻어지는 연립방정식을 풀어 결정되고, 그 결과는 다음과 같다:

$$\begin{aligned}
 A(\xi) &= \frac{\bar{\sigma}(\xi)}{\mu G(\xi)} (\xi^2 + \beta^2) (\alpha\beta \sinh \alpha L_x \cosh \beta L_x - \xi^2 \cosh \alpha L_x \sinh \beta L_x), \\
 B(\xi) &= \frac{\bar{\sigma}(\xi)}{\mu G(\xi)} [2\alpha\beta\xi^2 - (\xi^2 + \beta^2) (\alpha\beta \cosh \alpha L_x \cosh \beta L_x \\
 &\quad - \xi^2 \sinh \alpha L_x \sinh \beta L_x)], \\
 C(\xi) &= \frac{\bar{\sigma}(\xi)}{\mu G(\xi)} \alpha\xi [-(\xi^2 + \beta^2) + 2\xi^2 \cosh \alpha L_x \cosh \beta L_x \\
 &\quad - 2\alpha\beta \sinh \alpha L_x \sinh \beta L_x], \\
 D(\xi) &= \frac{\bar{\sigma}(\xi)}{\mu G(\xi)} (2\alpha\xi) (\alpha\beta \sinh \alpha L_x \cosh \beta L_x - \xi^2 \cosh \alpha L_x \sinh \beta L_x),
 \end{aligned} \tag{13}$$

여기서

$$\begin{aligned}
 G(\xi) &= -\alpha\beta [(\xi^2 + \beta^2)^2 + 4\xi^4] \cosh \alpha L_x \cosh \beta L_x \\
 &\quad + \xi^2 [(\xi^2 + \beta^2)^2 + 4\alpha^2 \beta^2] \sinh \alpha L_x \sinh \beta L_x + 4\alpha\beta \xi^2 (\xi^2 + \beta^2)
 \end{aligned} \tag{14}$$

이다.

변위 성분은 식 (11) 및 (12)에 식 (8)의 역변환을 적용한 후, 식 (2)에 대입하면

$$u_x(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} [\alpha (A \cosh \alpha x + B \sinh \alpha x) - \xi (C \sinh \beta x + D \cosh \beta x)] e^{i\xi y} d\xi \tag{15}$$

$$u_y(x, y) = \frac{i}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} [\xi (A \sinh \alpha x + B \cosh \alpha x) - \beta (C \cosh \beta x + D \sinh \beta x)] e^{i\xi y} d\xi \tag{16}$$

로 주어진다.

만약 크기  $\sigma_0$ 의 하중이 그림 1과 같이 영역  $|y| < a$ 에 서 작용한다면, 식 (13)에서  $\bar{\sigma}(\xi)$ 는

$$\bar{\sigma}(\xi) = 2\sigma_0 \frac{\sin \xi a}{\xi} \tag{17}$$

이다.

표면에 너비  $2a$ 인 조화 수직하중이 작용하는 반공간 매질에 대한 변위 성분은  $L_x \rightarrow \infty$ 의 극한을 취하면 식 (15)와 (16)에서 얻어질 수 있고, 그 결과는

$$u_x(x, y) = \frac{\sigma_0}{\mu} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sin \xi a}{\xi} [\alpha - (\xi^2 + \beta^2) e^{-\alpha x} + 2\xi^2 e^{-\beta x}] e^{i\xi y} d\xi, \tag{18}$$

$$u_y(x, y) = \frac{\sigma_0}{i\pi\mu} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sin \xi a}{F(\xi)} [-(\xi^2 + \beta^2) e^{-\alpha x} + 2\alpha\beta e^{-\beta x}] e^{i\xi y} d\xi \tag{19}$$

로 주어지며, 여기서  $F(\xi) = (\xi^2 + \beta^2)^2 - 4\xi^2 \alpha\beta$ 이다. 위 식 (18)과 (19)는 반공간에 대한 기존의 이론적 표현식과 일치한다[20].

전체 변위의 크기  $|u_{tot}|$ 는 변위가 일반적으로 복소수이므로

$$|u_{tot}| = \sqrt{u_x u_x^* + u_y u_y^*} \tag{20}$$

에 의해 주어지며, 여기서  $u^*$ 는  $u$ 의 복소공액을 표시한다. 그리고 극좌표계에서 변위의 지름(radial) 및 접선(tangential) 성분,  $u_r$  및  $u_\theta$ 는 각각

$$u_r = u_x \cos \theta + u_y \sin \theta, \tag{21}$$

$$u_\theta = -u_x \sin \theta + u_y \cos \theta \tag{22}$$

관계에 의해 얻어질 수 있다.

반공간에서 큰  $r$ ,  $0 \leq \theta < \pi/2$  영역의 원거리 장(far field)은 steepest-descent법[20]을 사용하여 식 (18)과 (19)의 적분을 근사적으로 계산하여 구할 수 있고, 감쇠가 없는 매질에 대해 얻어진 변위의 지름 및 접선성분에 대한 결과는 다음과 같다:

$$u_r \sim \frac{\sigma_0 e^{i3\pi/4}}{\mu} \left( \frac{2}{\pi r} \right)^{1/2} \frac{k_i^{1/2} \cos \theta \sin(k_i a \sin \theta) (k_i^2 - 2k_i^2 \sin^2 \theta)}{\sin \theta F(k_i, \sin \theta)} e^{-ik_i r}, \tag{23}$$

$$u_\theta \sim \frac{\sigma_0 e^{i3\pi/4}}{\mu} \left( \frac{8}{\pi r} \right)^{1/2} \frac{k_i^{3/2} \cos \theta \sin(k_i a \sin \theta) (k_i^2 \sin^2 \theta - k_i^2)^{1/2}}{F(k_i, \sin \theta)} e^{-ik_i r}, \tag{24}$$

여기서  $k_i = \omega/c_i$ ,  $k_s = \omega/c_s$ 이다.

### III. 비균질 조직 진동의 유한요소 시뮬레이션

유한 크기 조직이 탄성계수가 큰 단단한 부분을 포함할 때의 2차원 진동 시뮬레이션에는 유한요소법(FEM)을 적용하였다. 단일 요소(element)에 대한 유한요소 방정식은

$$[m]\{\ddot{u}\} + [c]\{\dot{u}\} + [k]\{u\} = \{p\} \quad (25)$$

로 표현되고[21], 여기서  $[m]$ ,  $[c]$  그리고  $[k]$ 는 각각 질량, 감쇠 및 강성 (stiffness)행렬이고,  $\{u\}$ 는 절점 변위 벡터,  $\{p\}$ 는 외력 벡터이다. 조화 운동인 경우, 식 (25)는

$$(-\omega^2[m] + i\omega[c] + [k])\{u\} = \{p\} \quad (26)$$

로 된다. 감쇠행렬은 앞서 고려한 손실 항으로부터 구성되고, 역학적 저항  $R$ 에 비례하며 이는  $Q$ 인자에  $R = \rho\omega/Q$ 로 관계된다. 그리고 감쇠비 (damping ratio)는  $Q$ 인자 2배의 역수이다. 유한요소 해석 모델의 전체 방정식은 모든 요소의 국소 운동방정식을 조합하여 얻어진다.

FEM 시뮬레이션을 위한 2차원 영역은 그림 2에서 보인다. 매질의 크기는  $L_x \times L_y$  이고 사각형 모양의 병변을 고려하였다. 매질의  $x=0$  표면에 너비  $2a$ 인 수직 조화진동이 인가된다.  $x=L_x$  경계면은 고정되고 나머지 경계면은 자유 경계이다. 진동패턴 계산에서 주위 매질과 단단한 병변의 밀도와 Poisson 비는 같고, 영률에서만 차이가 난다고 가정하였다. 예를 들어, 유방에서의 종양은 주위 정상조직보다 탄성계수가 3~20배 크므로 [22,23], 여기서는 정상조직의 영률  $E$ 에 대한 이상조직의 영률  $E_c$ 의 비가  $E_c/E=5$ 인 경우를 다루었다. 이는 식 (6)과 (7)로부터 병변에서의 파동속도는  $\sqrt{5}$  배 큼을 나타낸다. 취급된 매질의 크기는  $40\text{mm} \times 100\text{mm}$ 이고 단단한 병변의 크기는  $6\text{mm} \times 6\text{mm}$ 이며, 전체영역은 16,281개의 절점 및 8,000개의 6절점 삼각요소로 분할하였다.

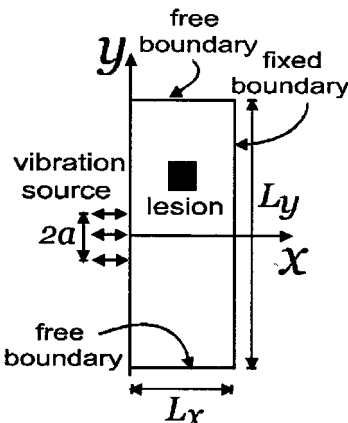


그림 2. FEM 시뮬레이션을 위한 2차원 영역.  
Fig. 2. A 2-D region for FEM simulation.

#### IV. 수치계산 및 시뮬레이션 결과

낮은 주파수의 표면 진동을 인가할 때, 조직 내에 발생하는 변위의 진폭 분포는 식 (15), (16), (18) 및 (19)를 수치적분하여 계산하였다. 연조직에서 종파의 속도는 대략  $1.440 \times 10^5 \sim 1.626 \times 10^5 \text{cm/s}$ 이고[24], 탄성계수로부터 산정하거나 측정된 횡파의 속도는 대략  $100 \sim 1000 \text{cm/s}$  범위에 있으므로[11,14,25-27], 여기서는 매질 내 종파 및 횡파의 속도로는 각각  $c_l = 1.537 \times 10^5 \text{cm/s}$ ,  $c_s = 290 \text{cm/s}$ 를 사용하고, 표면 응력의 크기로는  $\sigma_0/\mu=1$ 로 가정하였다.

그림 3은 주파수  $f = \omega/2\pi = 100\text{Hz}$ 인 진동자에 의해 반공간 매질에서 발생된 변위를 보이고 있다. 그림에서는 발생된 파동의 특성을 보다 쉽게 파악하기 위해, 변위의 극좌표 성분의 크기  $|u_x|$  및  $|u_\theta|$ 와 전체 변위

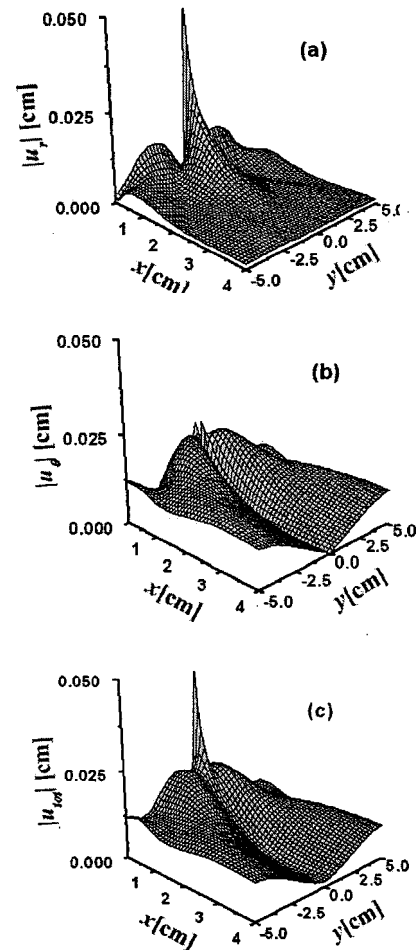


그림 3. 주파수 100Hz, 너비 1mm인 진동원에 의해 반공간 내 발생된 변위진폭: (a)  $|u_x|$ , (b)  $|u_\theta|$ , (c)  $|u_{tot}|$ .

Fig. 3. The vibrational amplitudes in half space due to a vibration source of frequency 100Hz and width 1mm. (a)  $|u_x|$ , (b)  $|u_\theta|$ , and (c)  $|u_{tot}|$ .

$|u_{tot}|$ 를 각각 그림 3(a), (b), (c)에 나타내었다. 여기서 진동원의 너비는  $2a = 1\text{mm}$ 이고  $Q = 255.75$ 이다. 변위의 지름성분은 표면과 진동원 근방의  $x$  축 주위에서 크게 여기되나 진동원으로부터 멀어지면 아주 빠르게 감소한다.  $x = 0$ 인 표면상을 따라 전파하는 다소 큰 진폭은 Rayleigh 표면파에 의한 것이다. 지름성분에 비해 접선 성분은 대칭에 의해  $x$  축상에서는 영이나, 특정한 방향을 따라 상대적으로 큰 진폭으로 분포되어 있다. 접선성분의 이 특성은 점원을 사용하여 연조직에서 실험적으로 측정된 횡파의 특성과 거의 일치하며[18], 이는 큰 진폭의 접선성분은 횡파의 발생에 의한 것임을 나타낸다. 그림 3(c)에서 진동자 주위를 제외한 전체 변위 분포에 접선성분의 기여가 주도적임을 볼 수 있고, 이는 연조직에서 낮은 주파수 진동자에 의해 속도가 느린 횡파가 종파에 비해 큰 진폭으로 발생되고 특정한 방향으로 최대 에너지를 갖고서 전파됨을 나타낸다.

그림 4에서는 여러 주파수에서 반공간 내 발생된 전체 변위  $|u_{tot}|$ 의 영상을 나타내었다. 그림에서 밝기는 변위가 큰 정도를 나타낸다. 각 주파수에 대해 큰 진폭을 갖는 횡파 로브 (shear lobes)를 관찰할 수 있다. 진동원 중심으로부터의 주어진 거리  $r$ 에서 횡파 로브 내 변위가 최대인 지점의 각  $\theta_{max}$ 는 그림 5에서 보듯이 진동자로부터의 거리와 주파수에 의존한다. 거리와 주파수가 증가하면 최대변위 각도는 점차 줄어들고, 원거리 장 (far field) 근사가 적용되는 높은 주파수, 큰 거리에서는  $32^\circ$ 에 접근한다. 음향 탄성영상법에서 다루어지는 10cm 내외의 거리에서 최대변위 각은 원거리 장에서의 각도와는 상당한 차이를 나타낸다.

진동자의 너비가  $2a = 10\text{mm}$ 인 경우에, 반공간 내

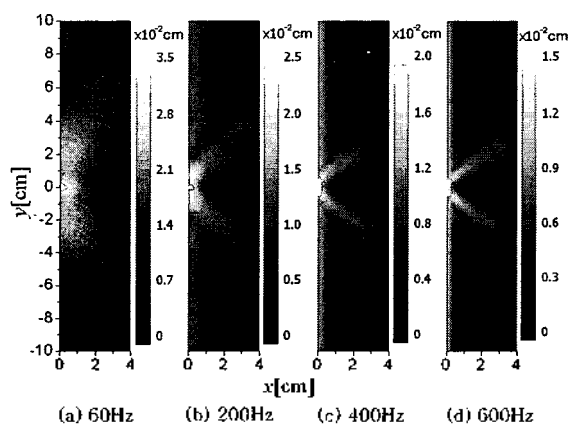


그림 4. 반공간 내 여러 주파수에서 변위 크기  $|u_{tot}|$ 의 영상. 진동원 너비는 1mm이다.

Fig. 4. Images of the vibrational amplitude  $|u_{tot}|$  in half space at various frequencies. The vibrator width is 1mm.

$|u_{tot}|$ 의 영상은 그림 6에서 보여주고 있다. 진동원의 주파수가 증가하여 매질 내 횡파의 파장이 진동자 크기보다 작아지면 횡파 로브는 분할되기 시작하는데, 400과 600Hz 영상에서 분할된 로브가 나타나 있다. 원거리 장 근사에서 횡파 로브가 영이 되는 각도는 식 (24)에서 변위의 접선성분이 영이 되는 조건인

$$\sin(k_s a \sin \theta) = 0 \tag{27}$$

에 의해 결정되므로, 주파수가  $(c_s/2a)n < f < (c_s/2a)(n+1)$ 에 위치하면 각 로브에서  $n$ 개의 영이 되는 각도가 존재하여 결국 각각의 로브는  $(n+1)$ 개의 로브들로 분할된다. 따라서  $n=1$ 인 290~580Hz 주파수 구간에서는 총 4개의 로브가,  $n=2$ 인 580~870Hz 구간에서는 총 6개의 로브가 나타난다. 290Hz보다 낮은 주파수에서는 원거리 장 영역에서 로브의 분할이 일어나지 않는다. 600Hz인 경우 6개의 로브가 관찰되어야 하지만, 로브가 분할되기 시작하는 580Hz보다 조금 큰 주파수로 새로이 분할된 로브의 진폭이 상대적으로 작아 영상에 표시되지 않음으로 해서 그림 6(d)에서는 4개의 로브만이 명확히 관찰된다. 그리고 200과 400Hz에서 식 (27)에 의해 예측된 로브 외에, 보다 큰  $\theta$  영역에 로브가 추가로 더 있는 것처럼 보이는데, 이는 그림 6이 근접장 영역에 있기 때문에 진동원으로부터 더 멀어지면 이런 유사 로브들은 빠르게 사라진다. 진동자로부터 먼 거리에서의 로브 수를 확인하기 위하여, 그림 7에는  $r = 50$  및 100cm인 거리에서 각도  $\theta = 0 \sim 90^\circ$  구간 내 변위

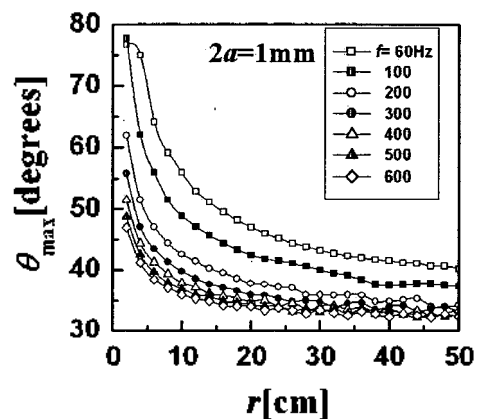


그림 5. 여러 주파수에서 진동원 중심으로부터의 거리  $r$ 의 함수로 주어진 반공간 내 변위  $|u_{tot}|$ 의 최대 각도  $\theta_{max}$ 의 변화. 진동원의 너비는 1mm이다.

Fig. 5. Variations of the maximum angle  $\theta_{max}$  of vibrational amplitude  $|u_{tot}|$  in half space as a function of the distance  $r$  from the center of a vibration source at various frequencies. The vibrator width is 1mm.

$|u_{tot}|$ 의 변화를 나타내었다. 그림의 각도 구간에서 60Hz에서는  $37^\circ$  근방, 200Hz에서는  $32^\circ$  근방에 한 개의 로브가 있고, 400Hz에서는  $28^\circ$ 와  $65^\circ$  근방에 2개의 로브가, 600Hz에서는  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ , 그리고  $80^\circ$  근방에 3개의 로브가 있음을 볼 수 있다. 그리하여 원거리장 영역으로 접근하면 로브의 수가 식 (27)에 의한 예측과 잘 일치되고 있다. 진동자 너비 10mm인 경우에 로브 분할이 일어나지 않는 주파수들에서 거리에 따른 최대 변위 각도의 변화는 그림 8에 나타내었으며, 그 특성은 너비 1mm일 때와 비슷하게 나타난다.

그림 9에서는 무한평판 형태의 조직에서 너비 10mm인 진동자에 의해 형성된 여러 주파수에서의  $|u_{tot}|$  패턴을 나타낸다. 여기서 평판의 두께는  $L_x = 40\text{mm}$ 이고

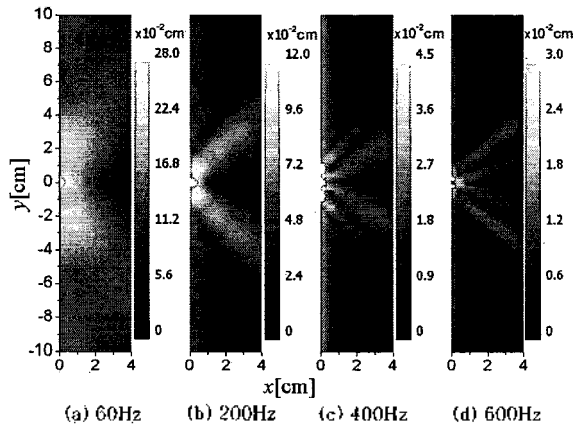


그림 6. 반공간 내 여러 주파수에서 변위 크기  $|u_{tot}|$ 의 영상. 진동원 너비는 10mm이다.

Fig. 6. Images of the vibrational amplitude  $|u_{tot}|$  in half space at several frequencies. The vibrator width is 10mm.

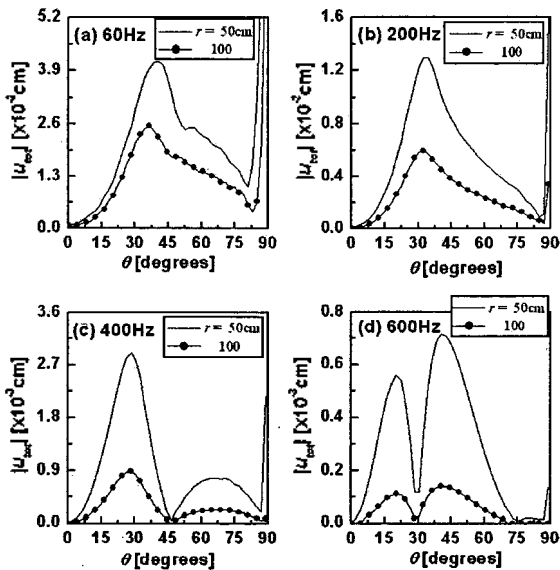


그림 7.  $r = 50$  및  $100\text{cm}$ 에서 각도  $\theta$ 에 따른 변위 크기  $|u_{tot}|$ 의 변화.  
Fig 7. Variations of the vibrational amplitude  $|u_{tot}|$  as a function of the angle  $\theta$  at  $r = 50$  and  $100\text{cm}$ .

$Q=255.75$ 를 사용하였다. 그림 6과 비교해 보면 반공간 매질에서의 파동발생 특성이 유지되는 가운데,  $x=0$ 와  $L_x$ 에 있는 두 경계면에서 다중 반사된 파동에 의해 형성된 간섭무늬가 나타나고 있음을 알 수 있다. 이 간섭무늬에 의해 진동패턴은 반공간에서 보다 다소 복잡해지고 있다. 간섭무늬의  $x$ 축 방향에 따른 이웃 마루 사이의 간격은 매질 내 횡파의 반 파장에 대응된다. 그리고 진동자에서 발생한 큰 진폭의 횡파 로브 부분은 두 경계면에서 반사되면서  $y$ 축 방향으로 전파되는 것을 관찰할 수 있다. 경계면으로부터의 반사파에 의한 간섭무늬의 형성으로 진동패턴이 복잡해지는 것은 병변의 안정적 검출 가능성을 저해하는 요인이 될 수 있다.

크기  $40\text{mm} \times 100\text{mm}$ 인 유한평판 (bounded plate)에서 너비  $2a=10\text{mm}$ 이고 중심이  $y=0\text{mm}$ 에 위치한 진동

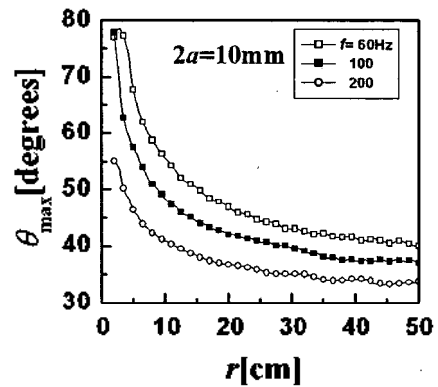


그림 8. 여러 주파수에서 진동원 중심으로부터의 거리  $r$ 의 함수로 주어진 반공간 내 변위  $|u_{tot}|$ 의 최대 각도  $\theta_{max}$ 의 변화. 진동원의 너비는 10mm이다.

Fig. 8. Variations of the maximum angle  $\theta_{max}$  of vibrational amplitude  $|u_{tot}|$  in half space as a function of the distance  $r$  from the center of a vibration source at several frequencies. The vibrator width is 10mm.

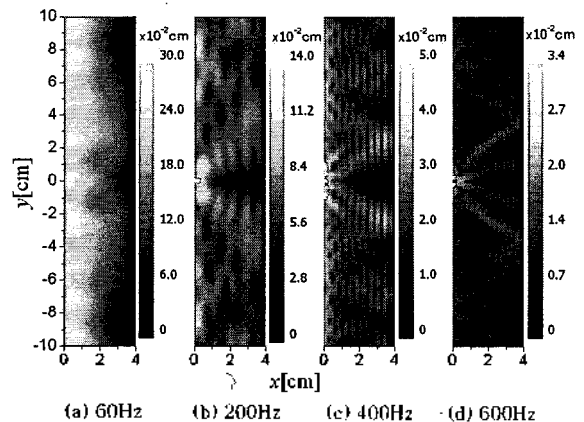


그림 9. 두께 40mm인 무한평판 내 여러 주파수에서 변위 크기  $|u_{tot}|$ 의 영상. 진동원 너비는 10mm이다.

Fig. 9. Images of the vibrational amplitude  $|u_{tot}|$  in a 40mm thick infinite plate at several frequencies. The vibrator width is 10mm.

자에 의해 형성된 진동패턴은 FEM 시뮬레이션에 의해 얻어졌다. 조직의 Q값에 대한 정보는 많이 알려져 있지 않으나, 문헌상에 제시된 조직이나 조직 팬텀에서의 에너지 손실로부터 산정한 Q값은 대략 3~100사이에 있다 [17, 28-32]. 많은 경우에 유한 크기 조직의 음향 탄성 영상에는 경계로부터의 파동 반사로 인한 모드패턴이 나타나므로[33], 진동패턴의 FEM 시뮬레이션에서는 조직에서의 파동 감쇠효과와 모드패턴의 영향을 동시에 관찰하는데 적당하다고 추정되는  $Q=25$ 를 가정하였다.

그림 10에서는 균질 유한평판에서의 전체 변위  $|u_{tot}|$ 의 영상을 보이고 있다. 유한평판의 진동패턴은 무한평판의 그것과 어느 정도 유사함을 보이나, 4개의 경계면으로부터 반사된 파들의 간섭으로 인해 진동패턴은 변형된다. 이러한 경향은 상대적으로 감쇠가 작은 저주파 진동에서 강하게 보이나, 감쇠가 커져 반사파의 영향이 적어지는 고주파 진동에서는 반공간에서의 파동발생 특성이 그대로 나타나고 있다. 그림 10에서의 60Hz의 진동패턴을 반공간의 진동영상(그림 6)과 비교하면 경계의 존재로 인한 모드패턴의 효과에 의해 반공간에서의 파동 발생특성이 문체 잘 나타나지 않음을 알 수 있다. 그리고 무한평판인 경우보다는 2개의 경계면이 더 추가됨으로 인해, 무한평판의 변위패턴(그림 9a)과도 많이 달라져 있다. 600Hz 같은 상대적으로 높은 주파수의 진동인 경우에는 진동자로부터 발생하는 횡파의 공간 지향성 패턴(spatial directivity pattern)이 그대로 나타나므로, 그 특성으로 인해 조직 내에 횡파의 진동에너지가 전달되지 않는 부분이 존재하게 되어 병변 검출이 용이하지 않는 영역이 발생할 수 있다.

그림 11과 12는 단단한 병변 부분을 포함하는 비균질 유한평판에서의 변위 및 변형률 영상을 각각 보이고 있다. 많은 경우 탄성영상법(elasticity imaging)에서는 조직운동을 검출하는 초음파 빔의 전파축 (beam axis) 방향이나 인가력의 압축방향에 따른 축 변위(axial

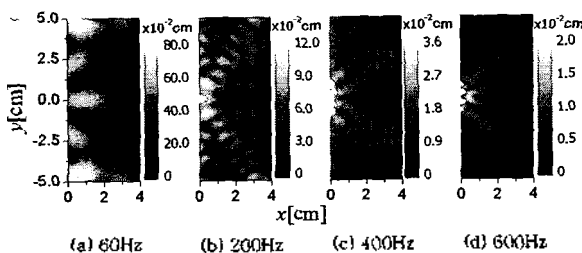


그림 10. 크기 40mm×100mm인 평판 내 여러 주파수에서 변위 크기  $|u_{tot}|$ 의 영상.

Fig. 10. Images of the vibrational amplitude  $|u_{tot}|$  in a 40mm×100mm plate at several frequencies.

displacement)나 축 변형률(axial strain) 성분을 산정하고 영상화 하므로[11, 12, 29, 34], 그림들에서는 축 변위  $|u_x|$ 와 축 변형률  $|\epsilon_{xx}|$ 의 영상을 각각 나타내었다. 병변의 크기는 6mm×6mm, 중심위치는 (20mm, 20mm)이고, 주위매질 보다 영률이 5배 크다. 그림에서는 병변 영역에서의 변위진폭 및 변형률 변화를 좀더 자세히 볼

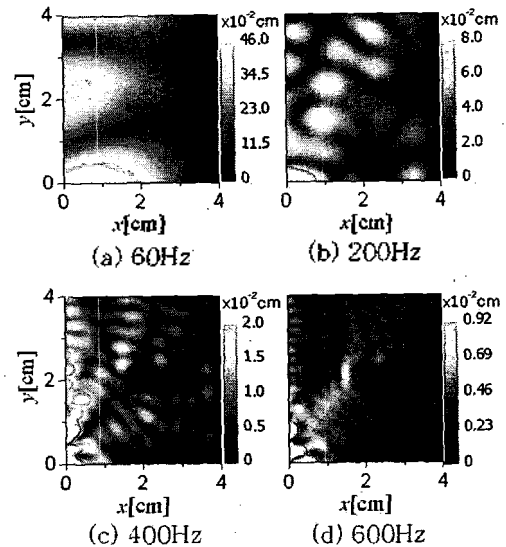


그림 11. 크기 40mm×100mm인 비균질 평판 내 여러 주파수에서 변위 크기  $|u_x|$ 의 영상. 병변의 크기는 6mm×6mm, 중심위치는 (20mm, 20mm)이며, 영상을 나타낸 y의 범위는 0~4cm이다.  
Fig. 11. Images of the vibrational amplitude  $|u_x|$  in a 40mm×100mm inhomogeneous plate at several frequencies. The lesion whose center is at (20mm, 20mm) has a size of 6mm×6mm.

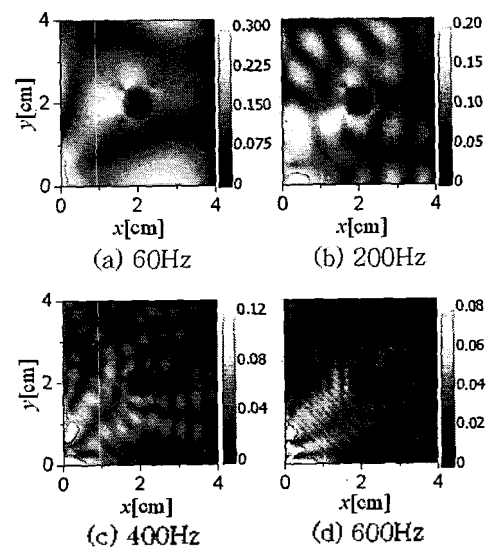


그림 12. 크기 40mm×100mm인 비균질 평판 내 여러 주파수에서 변형률  $|\epsilon_{xx}|$ 의 영상. 병변의 크기는 6mm×6mm, 중심위치는 (20mm, 20mm)이며, 영상을 나타낸 y의 범위는 0~4cm이다.

Fig. 12. Images of the strain  $|\epsilon_{xx}|$  in a 40mm×100mm inhomogeneous plate at several frequencies. The lesion whose center is at (20mm, 20mm) has a size of 6mm×6mm.



수 있도록 영상을 확대하기 위해,  $y=0\sim 4\text{cm}$  범위의 영상만을 표시하였다. 변위진폭 영상(그림 11)에서 주파수가 증가하면 단단한 조직에서의 영상 밝기(진동 진폭)의 감소에 의해, 병변의 검출 가능성이 높아지는 경향이 있어 보인다. 그러나 유한 크기 조직 내 형성된 모드패턴(modal pattern) 때문에 진동진폭 분포가 불균일하므로, 병변의 위치에 따라 병변 영역에서의 진폭이 변할 수 있다. 이와 관련해서는 아래에서 다시 논의할 것이다. 변형률 영상(그림 12)에서의 병변의 존재는 변위 영상에서 보다 현저하게 명확히 나타난다. 이는 병변에서 탄성률의 증가로 파동속도가 증가하고, 따라서 파장이 길어져 그 영역 내에서 위치에 따른 변위 변화가 작아져 변형률이 크게 감소하기 때문이다.

그림 13에서는 병변 영역에서 변위 및 변형률 크기의 평균값을, 병변이 존재하지 않는 균질 유한평판에서 이 병변의 위치에 대응되는 영역 내 평균값으로 나눈 상대(relative)변위 및 변형률이 병변의 위치에 따라 변화하는 것을 보이고 있다. 크기  $6\text{mm}\times 6\text{mm}$ 인 병변 중심의 좌표는  $y=20\text{mm}$ 로 고정시키고, 좌표만 변화시켰다. 상대변위는 Parker 등[29]에 의해 음향 탄성영상법에서 변위진폭 영상으로부터 병변의 검출가능성(detectability)을 나타내는 척도로서 사용되었다. 그림에서 상대변위가 동일 주파수에서 일정하지 않고 병변의 위치에 따라 크게 변하고 있음을 볼 수 있다. 이는 변위 분포를 불균일하게 만드는 유한 크기 조직 내 형성된 모드패턴(진동패턴)에 상대변위가 영향받는다는 것을 의미한다. 따라서 실제로 음향 탄성영상법을 사용하여 변위영상을 얻을 때, 진동자와 초음파 탐촉자의 상대적 위치변경 및

조직 내 진동패턴에 영향을 미칠 수 있는 모든 행위, 예를 들면 진동자의 위치, 주파수 및 표면에서의 접촉정도의 변경, 그리고 탐촉자의 가압 정도의 변경 등은 병변 영역의 영상 밝기에 영향을 주게 된다. 통상적으로 음향 탄성영상법에서 병변의 검출은 큰 진폭을 갖는 부분(정상조직)으로부터 작은 진폭(병변)을 구별하는 것에 바탕을 두는데, 이 시뮬레이션 결과는 탄성계수의 재구성 과정을 거치지 않고 변위만을 조직탄성 표현의 척도, 즉 작은 변위는 큰 탄성계수, 큰 변위는 작은 탄성계수 영역으로 간주하는 것은 무리가 있음을 암시하고 있다. 따라서 진동발생 방식과 영상획득 방법에 대한 좀 더 많은 연구를 필요로 한다. 그러나 그림 13에서 주어진 위치 및 주파수 영역에서 상대변위의 평균 변화폭은 0.54정도 인데 비해 상대변형률의 평균 변화폭은 0.18정도로, 상대변형률은 변위에 비해 위치에 따라 크게 변하지 않는다. 따라서 정적 탄성영상법(static elastography)에서 많은 경우에 변형률을 조직 탄성을 나타내는 지표로 삼듯이, 음향 탄성영상법에서도 적절한 방법을 사용하여 변형률 영상을 얻을 수 있다면 탄성계수의 지표로 삼는 것이 어느 정도 가능해 보인다.

그림 14에서는 주파수에 따른 병변의 검출가능성 변화를 조사하기 위해서, 병변의 위치가 조금씩 다른 4가지 경우에 대해 주파수 간격 10Hz로 상대변위 및 변형률을 계산하여 표시하였다. 그림 14 (a)는 병변들의 위치가 (20mm, 15mm) 근방에 있는 경우이고, (b)는 (20mm, 30mm) 근방에 있는 경우이다. 실제 진단용 진동자는 진단의 편리성을 위해, 초음파 탐촉자(transducer)와 진동자를 한 세트에 묶어서 제작될 수 있다. 이때 진동자와 탐촉자 중심간 거리가 대략 15~40mm 정도이므로 [12,35], 여기서는 진동원-탐촉자 중심간 거리가 15 및 30mm정도인 두 경우에서 병변이 깊이 20mm근방에 있는 경우를 상정하였다. 상대변위 곡선에서 나타나는 심한 기복은 모드패턴의 변화가 상대변위(검출가능성)에 미치는 영향을 나타낸다. 그러나 주파수에 따른 전체적인 경향은 변위 영상에서 주파수에 따라 병변의 해상도가 향상될 가능성이 높음을 보여준다. 변형률에 대해서는 비록 곡선 상에 기복이 있기는 하나, 앞서 논의되었듯이 상대적으로 일정한 경향을 나타내고 있다.

그림 14에서 보인 주파수 증가에 따른 상대변위의 감소 경향은 그림 11의 변위진폭 영상에서 병변의 대비(contrast)가 증가하는 경향과 정성적으로 일치한다. 이에 비해 주파수에 따라 상대변형률은 큰 변화를 나타내

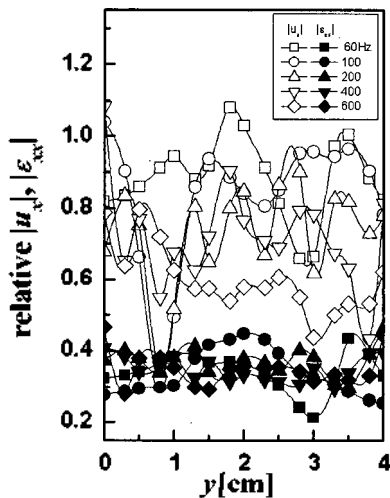


그림 13. 여러 주파수에서 병변의 위치에 따른 상대적 변위 및 변형률의 변화.  
Fig. 13. Variations of the relative vibrational amplitude and strain at various frequencies.

지 않음에도 불구하고, 그림 12의 변형을 영상에서는 주파수가 높아질수록 병변 대비가 감소하는 경향이 나타나고 있다. 여기에는 매질의 감쇠가 중요한 요인의 하나로 작용하는 것으로 보여진다. 음향 탄성영상은 병변을 포함한 병변 주변의 일정한 영역을 영상으로 표시하고, 주변 영역과 병변 영역의 영상 밝기를 상호 비교함에 의해 시각적으로 병변을 식별하게 된다. 따라서 병변의 식별이 얼마나 용이한지는 병변 영역에서의 진동 진폭의 감소도 중요하지만, 또한 병변 주변의 진폭 분포에 의해서도 영향을 받는다. 그림 14에서 보인 상대변위나 상대변형률은 병변 영역에서 진폭의 변화 정도만을 나타내고, 병변 주변의 진폭 분포에 대한 정보는 포함되어 있지 않다. 따라서 영상에서 나타난 병변 주변의 진폭 분포가 크게 감소하지 않고 대체적으로 일정하다면, 상대변위나 변형률이 감소할수록 병변을 보다 더 잘 식별할 수 있게 된다. 그러나 병변의 주변 영역의 진폭이 병변 영역 내 진폭과 비슷해지거나 보다 더 작게 감소하게 된다면, 탄성영상에서 병변의 식별은 어려워 질 수 있다. 그림 12에서 대략적으로 알 수 있듯이 전체적인 변형률 크기의 분포를 보면, 모드패턴에 의한 진폭분포의 변화

외에 고주파수로 갈수록 감쇠로 인해 진동자로부터 거리가 멀어지면 진폭이 훨씬 빠르게 감소되고 있다. 특히 600Hz에서 명확히 관찰할 수 있듯이 진동자 주변에서는 화면이 밝고 멀어지면 빠르게 어두워지고 있다. 그림 12에서 병변 영역의 상대 변형률은 주파수 60, 200, 400 그리고 600Hz에 대해 각각 0.364, 0.379, 0.334 그리고 0.359로서 주파수에 따라 큰 변화를 보이지 않는 반면에, 변형률 영상에서 진동자로부터의 거리에 따라 진폭이 감소하는 정도는 주파수 증가에 따라 증가하므로 병변의 시각적 식별 정도가 주파수 증가에 따라 저하되고 있다. 한편 그림 11에서 볼 수 있듯이 변위 영상에서도 고주파수로 갈수록 감쇠로 인해, 진동자로부터의 거리에 따라 영상에서의 전체적인 진폭 감소가 관찰된다. 그러나 60부터 600Hz까지 주파수에 따라 병변 영역의 상대변위가 각각 1.029, 0.846, 0.765 그리고 0.579로 감소하여 병변의 검출가능성을 향상시키므로 변위 영상에서의 병변 식별 정도는 주파수에 따라 대체적으로 향상되는 것으로 나타나고 있다. 변위 영상에서 감쇠 효과가 현저한 주파수 영역에서 감쇠로 인한 병변의 대비 감소는 Parker 등[29]과 Taylor 등[36]에 의해 언급되었다. 특히 Parker 등[29]은 변위에 대한 수치계산 결과를 분석하여 변위 영상으로부터의 병변 검출에서 권장되는 주파수 범위로 200~600Hz를 제안하였다. 그러나 변위 영상에서 병변의 대비가 최대가 되는 주파수를 결정하는 것에 대한 명확한 판단 기준(criterion)은 아직 수립되어 있지 않으며, 또한 변형률 영상에서 감쇠와 주파수에 따른 병변 대비의 의존성에 대해서도 아직 알려진 것이 없으므로, 이에 관련한 체계적인 연구가 필요하다.

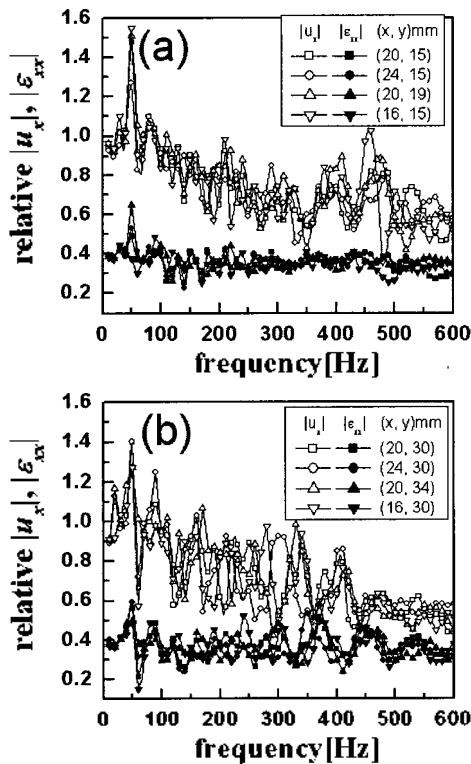


그림 14. 중심 좌표가 (a) (20mm, 15mm), (b) (20mm, 30mm) 근방의 조금 다른 위치에 존재하는 병변들에 대한 주파수에 상대적 변위 및 변형률.

Fig. 14. Variations of the relative vibrational amplitude and strain against frequency for lesions located around (a) (20mm, 15mm) and (b) (20mm, 30mm).

## V. 결론

본 논문에서는 의료용 초음파 영상진단 장치에서 음향 탄성영상을 구성하기 위하여, 표면 진동자에 의한 연조직에서의 파동발생 특성과 조직 내 진동패턴이 병변 검출에 미치는 영향을 조사하였다. 이를 위해 반공간 및 무한평판에서 유한 너비 수직진동을 인가할 때 발생하는 파동에 대한 이론적 표현식을 유도하고 이를 수치계산하여 조직 내 변위패턴을 얻었다. 그리고 또한 단단한 병변을 포함하는 비균질 조직에서의 진동패턴을 유한요소법을 사용하여 시뮬레이션하였다.

연조직에서 낮은 주파수의 표면 수직진동자에 의한 파동발생은 특정한 방향으로 강하게 전달되는 횡파의 발생으로 특징지어진다. 이 횡파의 최대 에너지가 도달되는 방향은 진동자로부터의 거리와 주파수에 의존하며, 짧은 거리 및 낮은 주파수일수록 최대 변위각은 증가하였다. 이는 원거리 음장 근사식만으로는 조직 내 파동 발생 특성을 정확히 나타낼 수 없음을 보인다. 그리고 진동자의 너비가 횡파 파장보다 커지면 횡파 로브가 분할되었다. 크기가 유한한 조직에서는 경계면으로부터의 반사가 진동자에서 방출된 파동의 형태를 변형시키는 특성을 변위영상을 이용하여 설명하였다. 간섭으로 인한 진동자로부터 방출된 파동패턴의 변형은 감쇠가 작은 저주파에서는 강하게 일어나고, 감쇠가 큰 상대적으로 높은 주파수에서는 반공간에서의 진동자의 파동 발생특성이 그대로 나타남을 보인다. 조직에서 병변의 검출가능성은 조직 내 형성된 모드패턴에 의해 강하게 영향 받음을 보였다. 특히, 변위영상으로부터의 검출가능성은 병변의 위치와 주파수에 따라 심하게 변하므로, 변위영상 그 자체를 조직탄성과 직접 관련짓기는 어려움을 설명하였다. 그러나 상대적으로 변형률 영상은 모드패턴의 변화에 덜 민감함을 보였고, 음향 탄성영상법에서 적절한 방법으로 변형률영상을 얻는다면 정적 탄성영상법에서처럼 조직탄성을 나타내는 지표로 삼을 수 있는 가능성이 있음을 보였다. 음향 탄성영상법에서의 실험적 변형률 영상은 Jeong 등[37]이 영상의 스펙클 밝기의 시간적 변화를 추정하는 방법으로 그 구현 가능성을 보여 주고 있어, 향후 이에 대한 연구가 기대되고 있다.

## 참고 문헌

1. T. Sato, Y. Yamakoshi, and T. Nakamura, "Nonlinear tissue imaging," *Proc. IEEE Ultrasonics Symp.*, 889-900, 1986.
2. D. Yanwa, T. Jia, and S. Yongchen, "Relations between the acoustic nonlinearity parameter and sound speed and tissue composition," *Proc. IEEE Ultrasonics Symp.*, 931-934, 1987.
3. P. He and A. McGoron, "Parameter estimation for nonlinear frequency dependent attenuation in soft tissue," *Ultrasound in Med & Biol.*, **15** (8), 757-763, 1989.
4. Y. Hayakawa, T. Wagar, K. Yosioka, T. Inada, T. Suzuki, H. Yagami, and T. Fujii, "Measurement of ultrasound attenuation coefficient by a multifrequency echo technique—Theory and basic experiments," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **33** (6), 759-763, 1986.
5. J. Ophir, E.I. Céspedes, B. Garra, H. Ponnekanti, Y. Huang, and N. Maktad, "Elastography: Ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo," *Eur. J. Ultrasound*, **3**, 49-70, 1996.
6. L. Gao, K.J. Parker, R.M. Lerner, and S.F. Levinson, "Imaging of the elastic properties of tissues—A review," *Ultrasound in Med. & Biol.*, **22** (8), 959-977, 1996.
7. M. Fatemi and J.F. Greenleaf, "Probing the dynamics of tissue at low frequencies with the radiation force of ultrasound," *Phys. Med. Biol.*, **45**, 1449-1464, 2000.
8. M. O'Donnell, A.R. Skovoroda, B.M. Shapo, and S.Y. Emelianov, "Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **41** (3), 314-325, 1994.
9. P. Chaturvedi, M.F. Insana, and T.J. Hall, "Ultrasonic and elasticity imaging to model disease-induced changes in soft-tissue structure," *Medical Image Analysis*, **2** (4), 325-338, 1998.
10. R. Souchon, L. Soualmi, M. Bertrand, J.Y. Chapelon, F. Kallel, and J. Ophir, "Ultrasonic elastography using sector scan imaging and a radial compression," *Ultrasonics*, **40**, 867-871, 2002.
11. S. Catheline, F. Wu, and M. Fink, "A solution to diffraction biases in sonoelasticity: The acoustic impulse technique," *J. Acoust. Soc. Amer.*, **105** (5), 2941-2950, 1999.
12. L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, and M. Fink, "Shear modulus imaging using 2-D transient elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **49** (4), 426-435, 2002.
13. Y. Yamakoshi, J. Sato, and T. Sato, "Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **37** (2), 45-53, 1990.
14. S.F. Levinson, M. Shinagawa, and T. Sato, "Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity," *J. Biomechanics*, **28** (10), 1145-1154, 1995.
15. K.J. Parker, S.R. Huang, R.A. Musulin, and R.M. Lerner, "Tissue response to mechanical vibrations for sonoelasticity imaging," *Ultrasound in Med. Biol.*, **16** (3), 241-246, 1990.
16. J. Bercoff, S. Chaffai, M. Tanter, L. Sandrin, S. Catheline, M. Fink, J.L. Gennisson, and M. Meunier, "In vivo breast tumor detection using transient elastography," *Ultrasound in Med. Biol.*, **29** (10), 1387-1396, 2003.
17. L. Gao, K.J. Parker, and S.K. Alam, "Sonoelasticity imaging: Theory and experimental verification," *J. Acoust. Soc. Am.*, **97** (6), 3875-3886, 1995.
18. S. Catheline, J.L. Thomas, F. Wu, and M.A. Fink, "Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **46** (4), 1013-1019, 1999.
19. J.D. Achenbach, *Wave Propagation in Elastic Solids*, (North-Holland, Amsterdam, 1975.)
20. K.F. Graff, *Wave Motion in Elastic Solids*, (Ohio

State University Press, 1975.)

21. R.D. Cook, D.S. Malkus, and M.E. Plesha, *Concepts and Application of Finite Element Analysis*, (John Wiley & Sons, New York, 1989.)
22. T.A. Krouskop, T.M. Wheeler, F. Kallel, B.S. Garra, and T.J. Hall, "The elastic moduli of breast and prostate tissues under compression," *Ultrason. Imaging*, **20** (4), 260-274, 1998.
23. K. Nightingale, S. McAleavey, and G. Trahey, "Shear-wave generation using acoustic radiation force: In vivo and ex vivo results," *Ultrasound in Med. & Biol.*, **29** (12), 1715-1723, 2003.
24. B. Angelsen, *Ultrasound Imaging: Waves, Signals, and Signal Processing*, *Emantec, Trondheim*, (Norway, 2000.)
25. L. Sandrin, B. Fourquet, J.M. Hasquenoph, S. Yon, C. Fournier, F. Mal, C. Christidis, and M. Ziol, "Transient elastography: A new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis," *Ultrasound in Med. & Biol.*, **29** (12), 1705-1713, 2003.
26. A.P. Sarvazyan, O.V. Rudenko, S.D. Swanson, J.B. Fowlkes, and S.Y. Emelianov, "Shear wave imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics," *Ultrasound in Med. & Biol.*, **24** (9), 1419-1435, 1998.
27. K. Nightingale, S. McAleavey, and G. Trahey, "Shear-wave generation using acoustic radiation force: In vivo and ex vivo results," *Ultrasound in Med. & Biol.*, **29** (12), 1715-1723, 2003.
28. J. Bercoff, M. Tanter, M. Muller, and M. Fink, "The role of viscosity in the impulse diffraction field of elastic waves induced by the acoustic radiation force," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **51** (11), 1523-1536, 2004.
29. K.J. Parker, D. Fu, S.M. Graceswki, F. Yeung, and S.F. Levinson, "Vibration sonoelasticity and the detectability of lesions," *Ultrasound in Med. Biol.*, **24** (9), 1437-1447, 1998.
30. C.S. Chu and M.C. Lee, "Finite element analysis of cerebral contusion," *Advances in Bioengineering*, *ASME-BED-Vol. 20*, 601-604, 1991.
31. M. Hauth, J. Gross, W. Strasser, and G.F. Buess, "Soft tissue simulation based on measured data," *Proceedings of the 6th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Montreal, Canada, 262-270, 2003.
32. C.R. Hou, "Design and development of a pulsed wave Doppler ultrasonic system for measuring the viscoelasticity of soft tissue," Ph.D. dissertation, National Cheng Kung University, Taiwan, 2002.
33. L.S. Taylor, D.J. Rubens, and K.J. Parker, "Artifacts and artifact reduction in sonoelastography," *Proc. IEEE Ultrasonics Symp.*, 1849-1852, 2000.
34. F. Kallel and M. Bertrand, "Tissue elasticity reconstruction using linear perturbation method," *IEEE Trans. Med. Imag.*, **15** (3), 299-313, 1996.
35. L. Sandrin, M. Tanter, D. Cassereau, S. Catheline, and M. Fink, "Low-frequency shear wave beam forming in time-resolved 2D pulsed elastography," *Proc. IEEE Ultrasonics Symp.*, 1803-1808, 2000.
36. L.S. Taylor, M.S. Richards, A.J. Moskowitz, A.L. Lerner,

D.J. Rubens, and K.J. Parker, "Viscoelastic effects in sonoelastography: Impact on tumor detectability," *Proc. IEEE Ultrasonics Symp.*, 1639-1642, 2001.

37. M.K. Jeong and S.J. Kwon, "Tissue stiffness imaging method using temporal variation of ultrasound speckle pattern," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **50** (4), 457-460, 2003.

## 저자 이력

### • 박정만 (Jeong-Man Park)



1981.2 부산대학교 물리학과 학사  
 1984.2 한국과학기술원 물리학과 이학석사  
 1988.2 한국과학기술원 물리학과 이학박사  
 현재 대전대학교 물리학과 교수  
 주연구분야: 초음파 특성, 비파괴 시험

### • 권성재 (Sung-Jae Kwon)



1984.2 경북대학교 전자공학과 학사  
 1986.2 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 공학석사  
 1990.8 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 공학박사  
 현재 대전대학교 통신공학과 부교수  
 주연구분야: 파동의 역산란, 영상통신

### • 정목근 (Mok-Kun Jeong)



1988.2 서울대학교 전기공학과 학사  
 1990.2 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 공학석사  
 1995.2 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 공학박사  
 현재 대전대학교 전자공학과 부교수  
 주연구분야: 초음파 의료 영상시스템