J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 24, No. 3, 141-149, 2003

초음파 의료영상에서 스페클의 시간적 밝기 변화를 이용한 연조직의 stiffness를 추정하는 방법에 대한 연구

안동기 · [1]박정민 · 권성재 · 정목근

대진대학교 전자 및 통신공학과, [1]대진대학교 물리학과

(2002년 7월 25일 접수, 2003년 4월 29일 채택)

A Study on the Stiffness Estimation in Soft Tissue Using Speckle Brightness Variance Tracking

D.K. Ahn, J.M. [1]Park, S.J. Kwon, and M.K. Jeong

Dept. of Electronic and Telecommunication Eng., Daejin University, [1]Dept. of Physics, Daejin University

(Received July 25, 2002. Accepted April 29, 2003)

요 약 : 본 논문에서는 초음파 의용 영상시스템의 B-모드 영상으로 잘 관찰되지 않는 암이나 종양을 진단하기 위하여 인체 연조직의 탄성계수를 측정하여 영상화하는 방법을 제안하였다. 연조직의 단단함을 측정하기 위하여 조직에 정현파 진동을 인가하고 연조직의 기계적인 진동의 크기를 초음파 영상의 스페클 밝기의 시간적 변화를 추정하여 구하였다. 제안한 방법은 B-모드 영상에서 비교적 적은 계산량으로 쉽게 조직의 단단함을 추정할 수 있음을 시뮬레이션과 실험으로 검증하였다.

Abstract : This paper proposes a method of measuring and imaging the stiffness of human soft tissue to diagnose cancers or tumors which have been difficult to detect in ultrasound B-mode imaging systems. To measure the soft tissue stiffness, sinusoidal vibrations are applied to it, and the magnitude of its mechanical vibration is determined by estimating the temporal variation of speckle pattern brightness in ultrasound B-mode images. It is verified by simulation and experiment that the proposed method can estimate the relative tissue stiffness from B-mode images with a relatively small amout of computation.
Key words : Ultrasonic imaging, Stiffness, Elasticity, Harmonic vibration

서 론

초음파 의용영상에서 B-모드 영상으로 암이나 종양 등을 진단할 경우 종양의 경계가 불분명하여 정상조직과 종양이 잘 구별되지 않는다. 따라서 조직의 특성 값을 구하여 영상화하기 위한 방법으로 감쇠계수, 비선형 파라미터(B/A), 음속도 분포, 탄성계수 영상 등 여러 가지 연구가 있었으나 초음파와 인체 간의 복잡한 상호작용으로 인해 좋은 결과를 얻기 어려웠다. 그러나 조직 특성값을 구하는 영상법 중에서 탄성영상법은 조직에 따라 특성 값의 차이가 많이 나므로 비교적 측정하기 쉬운 장점을 가지고 있어 최근에 많은 연구가 행해지고 있다. 탄성영상법은 암과 같은 단단한 조직에 외부에서 힘을 가하여 변형시킬 경우 변형되는 정도가 적고 연한 조직은 쉽게 모양이 변하는 현상을 이용해 조직의 병변이 암인지 또는 정상조직인지 알고자 하는 영상기법이다. 이 방법은 기존의 B-모드 영상법이 제공할 수 없는, 조직의 단단한 정도를 알 수 있으므로 암 진단에 획기적인 기여를 할 수 있어 기대가 많이 되고 있는 연구 분야이다.

탄성계수의 정의는 단위 면적당 가해지는 힘을 응력(σ :stress)이라 하고 변형된 정도를 변형률(ε :strain)이라 하면 탄성계수(Young's modulus) E는 변형률에 대한 응력의 비율 값이 된다. 인체 내의 탄성을 측정하기 위해서는 매질에 일정한 힘을 인가한 후 변형된 정도를 측정하여 그 비율을 구하면 이 값이 탄성계수이다. 그러나 인체 내의 스트레스 분포를 정확히 측정하기 어렵기 때문에 스트레인을 영상화 하는 것을 주로 하고 있다. 인체에서 탄성계수를 측정하는 방법은 힘을

통신저자 : 안동기, (487-711) 경기도 포천군 선단리 산 11-1,
대진대학교 전자및 통신공학과
Tel. 031)539-1900, Fax. 031)539-1900
E-mail. dksehdrl@hotmail.com

인가하는 방법에 따라 크게 기계적인 압력(static pressure) 혹은 초음파의 음압을 인가하는 방법과 기계적인 진동 혹은 초음파의 저주파 진동을 인가하는 방법으로 나누어진다. 조직에 일정한 압력을 한 방향으로 가하면 조직의 단단한 정도에 따라 변형된 정도가 다르게 나타난다. 따라서 외부 혹은 내부에서 인가된 힘에 대하여 매질의 변위(displacement)를 상관계수(correlation-based technique)를 계산하여 측정한다. Ophir 등은 외부에서 힘을 인가하여 조직이 압축될 때의 변위를 초음파 수신 신호로부터 계산하였고 elastography라는 이름으로 소개하였다[1-3]. 이러한 변위는 초음파 영상의 스페클 패턴의 변화에서도 관찰되는데 초음파 스페클 패턴의 이동 정도를 상관계수를 측정하여 변위를 구한 예가 O'Donnell 등이 소개하였다[4,5]. 진동을 인가하면 조직이 기계적인 특성에 따라 다른 진폭의 변위를 일으키므로 조직의 진동폭을 도플러법으로 측정하여 조직의 탄성을 구할 수 있다. 외부 진동에 대하여 영상의 변위를 도플러법에 의하여 측정한 경우가 K.J. Parker 등에 의하여 제안되었고 팬텀에 대한 실험결과가 소개되었다[6-8]. 초음파 음장의 미는 힘을 이용하는 방법으로는 Trahey 등이 radiation force imaging 방법이라 불리는 방법을 발표했으며 인체조직을 밀어주면 무른 매질은 많이 밀리고 단단한 매질은 적게 밀리는 원리를 이용하여 도플러법으로 조직이 밀려났다가 복원하는 시간을 측정하였다[9]. Greenleaf 등은 초음파의 비선형 특성을 이용하여 조직의 탄성을 구하는 vibro-acoustography 방법을 소개하였고 해상도가 X-선 영상을 능가한다. 그러나 C-스캔 영상만 얻을 수 있어 인체 적용에는 어려움이 있다[10]. 발표된 방법들은 rf 데이터를 이용하여 상관도법이나 도플러법을 계산하므로 계산량이 많아 실시간 영상을 구현하기에는 하드웨어가 복잡해진다. 초음파 영상의 스페클 패턴의 변화를 이용하는 경우에도 각 화소에서의 공간상의 변위(spatial displacement)를 직접 계산하기 때문에 계산량은 적지 않다. 그리고 조직의 이동 때문에 신호의 비상관도(decorrelation)가 증가하여 계산오차가 커진다.

이러한 문제를 개선하기 위하여 본 논문에서는 조직에 기계적인 진동을 인가하면서 매질이 이동할 때 영상의 스페클의 밝기 변화를 추정함으로써 매질의 상대적인 stiffness를 구하는 방법을 제안하였다. 외부에서 저주파 진동을 인가하면 매질 내의 scatterer는 stiffness에 따라 진동하는 진폭의 크기가 달라진다. 따라서 scatterer의 분포가 달라지므로 스페클 패턴이 시간에 따라 변화하게 된다. 매질이 굳을수록 scatterer의 상대적 분포가 적게 변하며 따라서 스페클 패턴도 적게 변하게 된다. 이러한 성질로부터 스페클 패턴의 밝기의 시간적 변화를 이용하여 조직의 stiffness를 추정하는 방법이다. 밝기의 차이값 추정방법에 따라 밝기의 변화량을 variance로 계산하는 방법과 min-max difference를 계산하는 방법을 적용하였다. 논문의 구성은 컴퓨터 시뮬레이션으로 연조직에서 외부의 진동에 대한 음장의 산란특성을 구하여 굳기에 따라 진동특성이 달라짐을 확인하였다. 그리고 진동에 대한 연조직의 변위에 대한 스페클 밝기 변화를 이용한 스트레인의 측정 방법을 제안하였다. 그리고 탄성 팬텀을 제작하여 제안한 방법의 유용성을 실험으로 검토하였다.

진동에 대한 음장의 산란특성

정상 조직 내에 존재하는 상대적으로 딱딱한 종양이나 암조직을 검출하기 위해 개발되고 있는 탄성영상법에서는 매질에 기계적인 변위를 일으킨 후 이를 측정한다. 본 논문에서는 정적(static)인 압력을 사용하지 않고 매질을 진동시키기 위하여 낮은 주파수의 횡파를 인가한 후 진동 특성을 영상화한다. 본 장에서는 매질의 진동 패턴을 컴퓨터 시뮬레이션으로 영상화하였다. 일반적으로 매질 진동의 진폭은 무른 매질에서는 크고 딱딱한 매질에서는 작다. 하지만 매질 내 전파하던 파동이 물성이 다른 부분을 만나면 산란(scattering)되고, 이 산란파는 다시 입사파 및 매질 경계에서 반사된 파들과 간섭을 일으켜 전체적인 진동 패턴 또는 입자 변위 진폭의 분포 패턴은 매우 복잡하게 된다. 그리고 또한 비정상 조직으로 굴절되어 들어간 파동도 그 조직 경계에서의 다중반사 등으로 복잡한 변위 분포를 형성하게 된다. 따라서 균일 혹은 불균일 매질과 진동주파수, 진동원의 모양에 따라 매질 내에서 진동이 어떻게 전파되는지 컴퓨터 시뮬레이션을 하였다.

1. 무한 크기를 갖는 조직의 진동 패턴

먼저 인가된 횡파가 비정상 조직으로부터 산란됨으로 인한 정상조직 및 비정상 조직에서의 변위 진폭의 변화 특성을 간단히 알아보기 위해, 그림 1과 같이 무한 탄성 매질 내에 존재하는 무한히 긴 실린더로부터 횡파가 산란되는 경우를 생각한다. 좌표의 z축은 실린더 축 방향이고, xy 면은 실린더 축 방향에 수직이며, (r, θ, z)는 실린더 좌표계를 표시하고 실린더 반경은 a이다. 변위가 z방향인 조화 횡파(harmonic SH-wave)가 x축을 따라 실린더에 수직으로 입사하여 산란될 때 파동방정식 해는 잘 알려져 있다[11]. 입사파와 산란파의 합으로 주어지는 실린더 외부 영역($r \geq a$)에서의 전체 변위 u_z, 실린

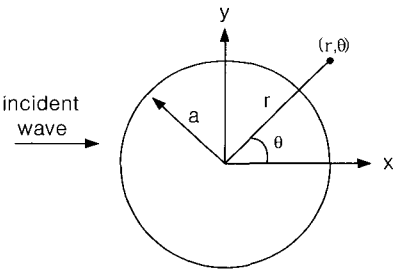


그림 1. 무한히 긴 실린더로부터 횡파의 산란을 논의하기 위한 좌표계
Fig. 1. Geometry for examining shear wave scattering from an infinitely long cylinder

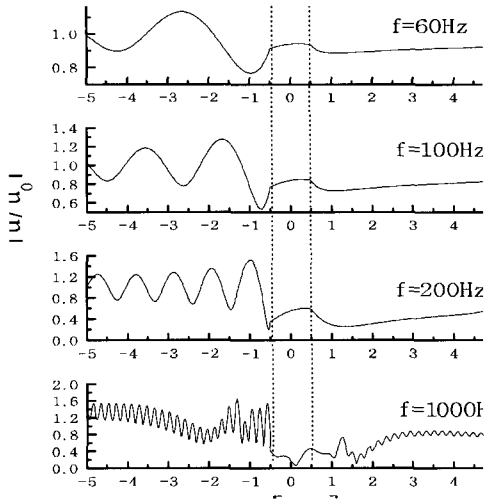


그림 2. C_s=370cm/s, 영률비 E_e/E=10, a=0.5cm일 때 주파수에 따른 x 축상에서의 입사파 변위에 대한 실린더 및 주위 매질내 변위 크기 비 $|u/u_0|$의 변화

Fig. 2. Plot of normalized displacement $|u/u_0|$ versus incident wave displacement along x axis as a function of frequency for C_s=370cm/s, E_e/E=10, and a=0.5cm

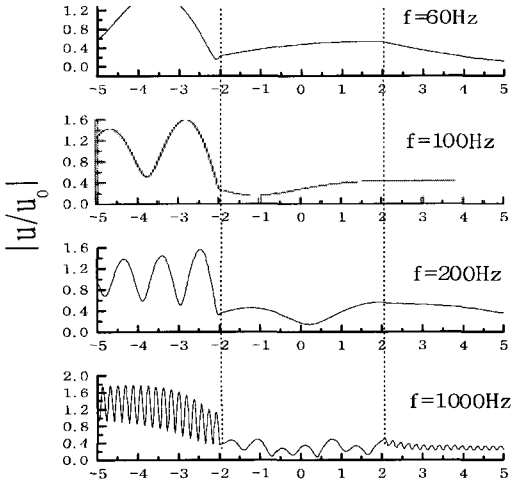


그림 3. C_s=370cm/s, 영률비 E_e/E=10, a=2.0cm일 때 주파수에 따른 x 축상에서의 입사파 변위에 대한 실린더 및 주위 매질내 변위 크기 비 $|u/u_0|$의 변화

Fig. 3. Plot of normalized displacement $|u/u_0|$ versus incident wave displacement along x axis as a function of frequency for C_s=370cm/s, E_e/E=10, and a=2.0cm

더 내부 영역($r<a$)에서의 변위 u_{ez}는 각각 다음과 같다.

$$u_z = u_0 \sum_{n=0}^{\infty} [\varepsilon_n i^n J_n(kr) + A_n H_n^{(1)}(kr)] \cos n\theta \; e^{-i\omega t}, \quad (1)$$

$$u_{ez} = -u_0 \sum_{n=0}^{\infty} C_n J_n(k_e r) \cos n\theta \; e^{-i\omega t}, \quad (2)$$

여기서 u_0는 입사파의 변위 진폭, $\varepsilon_0=1$, $\varepsilon_n=2$ ($n=1, 2, 3, \cdots$)이고, $i=\sqrt{-1}$, ω는 각진동수, k는 실린더 외부 영역에서의 파동의 파수, k_e는 실린더 내부 영역에서의 파수, J_n은 제 1종 Bessel 함수, $H_n^{(1)}$은 제 1종 Hankel 함수,

$$A_n = (-i^n \varepsilon_n / D_n) [\mu_e k_e J_n(ka) J_n'(k_e a) - \mu k J_n'(ka) J_n(k_e a)], \quad (3)$$

$$C_n = (-i^n \varepsilon_n / D_n) \mu k [J_n'(ka) H_n^{(1)}(ka) - H_n^{(1)'}(ka) J_n(ka)], \quad (4)$$

$$D_n = \mu_e k_e H_n^{(1)}(ka) J_n'(k_e a) - \mu k H_n^{(1)'}(ka) J_n(k_e a), \quad (5)$$

이며, μ_e 및 μ는 각각 실린더 및 주위 매질의 shear modulus이다. 그리고 실린더 및 주위 매질에서의 횡파 속도 C_{es} 및 C_s는

$$C_{es} = \sqrt{\frac{\mu_e}{\rho_e}} = \sqrt{\frac{E_e}{2(1+\nu_e)\rho_e}} \quad (6)$$

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

로 표현되고, 여기서 ρ_e 및 ρ는 각각 실린더 및 주위 매질의 밀도, E_e 및 E는 영률(Young's modulus), ν_e 및 ν는 Poisson 비이다.

식 (1)과 (2)를 사용한 변위의 수치 계산 시에 stiffness의 차이에 따른 변위 크기에서의 차이를 구하기 위해 실린더와 주위 매질의 밀도와 Poisson 비는 같고, 단지 영률에서만 차이가 난다고 가정하였다. 그림 2에서는 C_s=370cm/s, 영률비 E_e/E=10, a=0.5cm인 경우에 입사파 변위에 대한 실린더 및 주위 매질 내 변위 크기 비 $|u/u_0|$의 x축상에서의 변화를 여러 주파수 $f=\omega/2\pi$에서 계산한 결과를 보이고, 그림 3에서는 a=2.0cm인 경우의 결과를 보인다. 그림 2와 3에서 수직 점선 사이 영역은 실린더 내부 영역을 표시한다. 그림 2와 3에서 입사파가 입사하는 실린더 앞부분에서는 입사파와 산란파의 간섭 패턴을 볼 수 있고, 실린더 내부의 변위 크기는 주파수가 증가함에 따라 크게 감소함을 알 수 있다. 그리고 주파수가 높아지면 실린더 내부에서도 복잡한 진동 패턴이 형성됨을 나타낸다. 또한 그림 2와 3을 비교해 보면 실린더의 반경이 커지면 실린

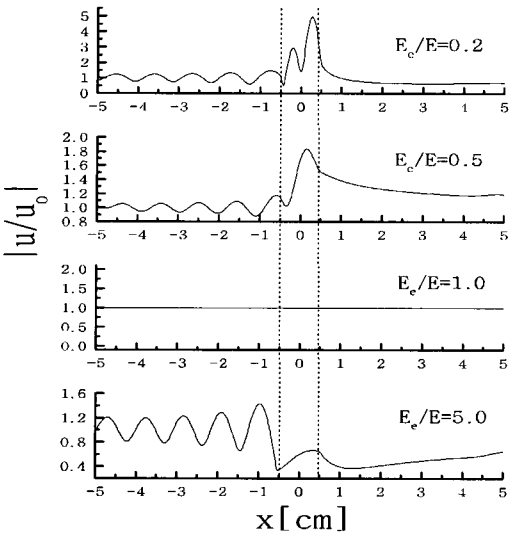


그림 4. C_s=370cm/s, 주파수 f=200Hz, a=0.5cm일 때 영률비가 다를 경우에 x 축상에서의 변위 크기 비 $|u/u_0|$ 의 변화

Fig. 4. Plot of normalized displacement $|u/u_0|$ versus incident wave displacement along x axis as a function of Young's modulus ratio for C_s=370cm/s, f=200Hz, and a=2.0cm

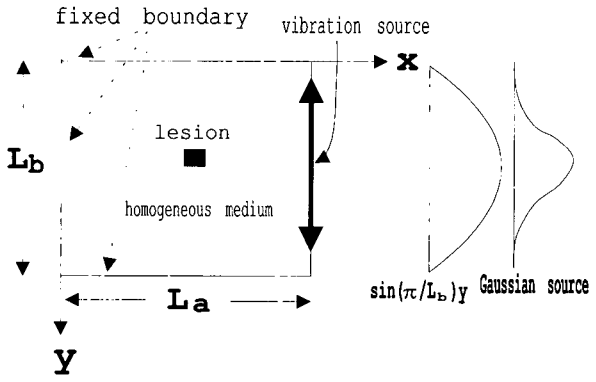


그림 6. 매질의 2차원 모형을 보이고, 진동원의 변위 진폭은 sin $(\pi/L_b)y$ 또는 Gaussian 형태이다

Fig. 6. Two-dimensional shape of the medium where the vibrator displacement takes the form of $(\pi/L_b)y$ or Gaussian shape

더 내부의 변위는 감소함을 알 수 있다. 이는 이상조직과 정상조직의 변위 차는 단순히 stiffness의 차이만으로 결정되는 것이 아니라 인가하는 외부진동의 주파수와 이상조직의 크기에도 영향을 받음을 알 수 있고, 두 조직 간의 변위 차는 주파수가 높을수록, 이상조직의 크기가 클수록 더욱 커져서 변위에 기초한 stiffness 영상화에 의한 병변의 검출 가능성이 높아짐을 알 수 있다. 그림 4에서는 C_s=370cm/s, 주파수 f=200Hz,

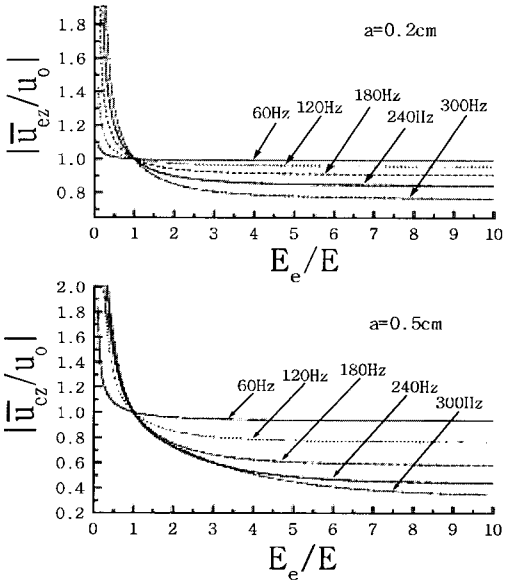


그림 5. 여러 주파수에서 영률비에 따른 실린내 x 축상에서의 변위 평균 비 $|\overline{u}_{ez}/u_0|$ 의 변화

Fig. 5. Plot of normalized average displacement $|\overline{u}_{ez}/u_0|$ along x axis inside the cylinder as a function of Young's modulus ratio and frequency

a=0.5cm인 경우에 x축상에서의 변위 크기 비 $|u/u_0|$의 변화를 여러 영률비에 대해 나타내고 있는데, 실린더가 주위 매질보다 무른 경우($E_e/E<1$)에는 실린더 내부의 변위가 증가함을 알 수 있다. 그림 5에서는 C_s=370cm/s일 때 영률비에 따른 실린더 내의 x축상에서의 변위 평균의 비 $|\overline{u}_{ez}/u_0|$의 변화를 여러 진동수에 대해서 보여주고 있다. 앞서 언급되었듯이 $E_e/E<1$에서는 높은 주파수 및 무른 실린더일수록 실린더 내의 평균 변위비는 더욱더 증가하고, $E_e/E>1$일 때는 높은 주파수 및 단단한 실린더일수록 실린더 내의 평균 변위비는 더욱 더 감소하여 병변의 검출가능성이 커짐을 알 수 있다.

2. 유한 크기를 갖는 조직의 진동 패턴

앞에서는 무한 매질 내에 stiffness가 다른 조직이 있어 음파를 산란시키는 경우를 다루었다. 그러나 실제로 매질은 유한하여 경계가 존재하므로 입사파, 산란파, 경계에서의 다중 반사파가 간섭하여 정상파를 형성하게 되고 전체적인 진동 패턴은 복잡해지며, 그리고 이 진동 패턴은 경계조건, 진동을 가하는 위치, 주파수, 이상조직의 크기 및 위치 등에 영향을 받게 된다. 유한 매질 내 이상조직이 있는 경우에 일반적으로 파동방정식의 해석적 해는 얻어지지 않으나, Gao 등은 그림 6과 같이 간단한 모형에 대해 이상조직으로부터의 산란파가 크지 않다는 가정 하에 elastic-Born 근사를 사용하여 그 해를 구하였다[6,7].

Gao 등의 해에 기초하여 먼저 경계 $x=L_a$에서 횡파 변위

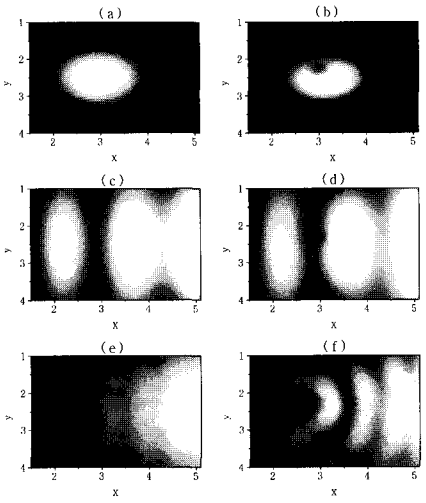


그림 7. sin $(\pi/L_b)\,y$ 형태의 진동이 인가될 때 흡수가 있는 매질에서의 횡파 진동 패턴
그림 (a), (c), (e)는 lesion이 없는 경우이고, (b), (d), (f)는 lesion이 있는 경우이다. 그리고 그림 (a) 및 (b)는 주파수 37Hz, (c) 및 (d)는 100Hz, (e) 및 (f)는 201Hz이다
Fig. 7. Shear wave vibration patterns in an absorptive medium, with lesions absent in the right panels and present in the right panels, subjected to a vibration of the form sin $(\pi/L_b)\,y$, where the vibration frequency is 37Hz in (a) and (b), 100Hz in (c) and (d), and 201Hz in (e) and (f)

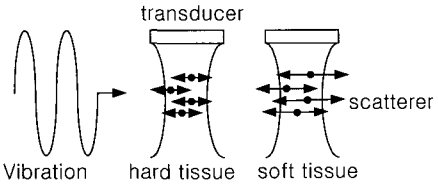


그림 9. 매질의 stiffness 차이에 따른 반사체의 진동
Fig. 9. Vibration of scatterers for tissues with differing stiffness

$u = \sin[(\pi/L_b)y]\exp(i\omega t)$가 인가되는 경우의 파동방정식 해를 여러 진동수에 대해 시뮬레이션하였고, 그 결과를 그림 7에 나타내었다. 이때 변위의 계산에서는 L_a=5.1cm, L_b=5.0cm, E_e/E=9, C_s=280cm/s, 매질의 파동에너지 흡수 정도를 나타내는 매질의 Q값; Q_0=6, lesion의 크기는 0.532cm × 0.532cm, lesion의 위치는 (x_0, y_0)=(3.0cm, 2.3cm)에 있다고 가정하였다. 그림 7의 (a), (c), (e)는 lesion이 없는 경우를, 그림 (b), (d), (f)는 있는 경우를 나타내고, 그림 (a) 및 (b)는 주파수 f=37Hz, (c) 및 (d)는 100Hz, (e) 및 (f)는 201Hz이다. 전체적인 진동 패턴은 매질의 경계에 의해 정상파를 형성함을 볼 수

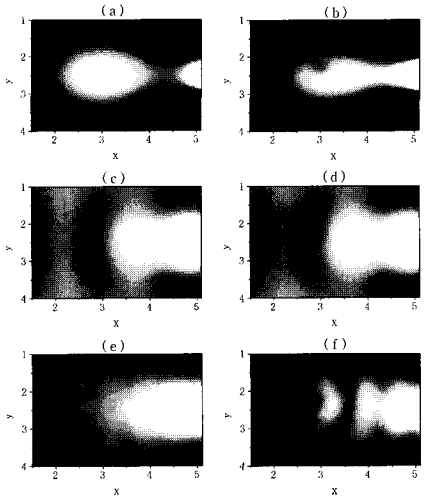


그림 8. Gaussian 형태의 진동이 인가될 때 흡수가 있는 매질에서의 횡파 진동 패턴
그림 (a), (c), (e)는 lesion이 없는 경우이고, (b), (d), (f)는 lesion이 있는 경우이다. 그리고 그림 (a) 및 (b)는 주파수 37Hz, (c) 및 (d)는 100Hz, (e) 및 (f)는 201Hz이다
Fig. 8. Shear wave vibration patterns in an absorptive medium, with lesions absent in the right panels and present in the right panels, subjected to a Gaussian type vibration where the vibration frequency is 37Hz in (a) and (b), 100Hz in (c) and (d), and 201Hz in (e) and (f)

있고, 영률이 큰 이상부위에서는 변위가 작게 나타나고 있다. 그리고 특히 주파수가 201Hz인 경우는 lesion으로부터의 산란파에 의해 전체적인 진동 패턴이 큰 영향을 받고 있음을 알 수 있다. 그림 8에서는 Gaussian 형태의 source가 인가 될 때의 결과를 보이고 있다. 사용된 물성 및 매질 크기, 주파수 등은 그림 7의 경우와 동일하며, 변위 패턴의 특성 또한 그림 7과 유사하다.

스페클 밝기 변화를 이용한 strain의 측정

초음파 영상은 스페클 패턴이라는 독특한 노이즈를 가지고 있다. 이는 초음파 영상이 coherent 영상시스템이기 때문이며 영상의 해상도를 저하시키는 큰 요인이 된다. 스페클 패턴은 초음파 빔 내에 불균일하게 분포하는 반사체들에서 반사되는 신호의 위상이 불균일하게 중첩됨으로써 만들어진다. 따라서 그림 9와 같이 인체 연조직에 외부에서 진동을 주어 조직을 흔들어주면 초음파 빔의 음장영역 내에 있는 반사체의 분포가 변화하므로 스페클의 모양도 시간에 따라 달라지게 된다. 따라서 영상점의 밝기가 시간에 따라 변하게 된다. 인체 내의 종양이나 암과 같은 부분의 매질은 일반 연조직보다 굳기가 증가되어 있다. 따라서 외부의 진동에 대한 반사체의 조직 내에서의 분포 변화는 조직의 단단함에 비례하여 줄게 된다. 즉 외부의 진동이 가해지면 반사체들의 상대적인 움직임이 줄어들면서 전체 조직이 같이 움직이게 된다. 이는 스페클 패턴이 크게 변

Table 1. 탄성팬텀의 구성비율과 탄성계수 측정값

번호	재료	시료[g]	물[cc]	n-프로판알콜[cc]	탄소[g]	포름알데히드[cc]	탄성계수[kPa]
1	젤라틴#100	56	450	40	10	4	5.6
2	젤라틴#250	56	450	40	10	4	16.1
3	아가	10	450	30	10	0	63.1
4	젤라틴#100	56	450	40	10	1	1.8
5	젤라틴#250	56	450	40	10	1	8.5
6	아가	12	720	48	16	0	27.5

하지 않음을 의미한다. 무른 조직일 경우 외부의 진동에 대하여 조직 내의 반사체의 상대적 위치는 크게 변하게 된다. 즉 외부에서 진동하는 변위가 인가될 때 스페클 패턴의 변화는 조직의 무른 정도와 비례하게 된다. 따라서 스페클 패턴의 시간적인 변화를 관찰하면 조직의 stiffness를 측정할 수 있다.

외부의 진동에 대한 스페클 밝기의 변화는 초음파의 연속적인 흑백 영상에서 각 화소간의 밝기의 시간축 상의 변화량을 구하며 밝기의 분산(variance)이나 표준편차를 사용할 수 있다. 연속되는 영상 중 N개의 프레임의 영상에서 얻어지는 밝기의 분산은 다음과 같이 계산된다.

$$\mu_n(j,k)=\frac{1}{N}\sum_{i=n-N+1}^{n} x_i(j,k) \tag{8}$$

$$\sigma_n^2(j,k)=\frac{1}{N}\sum_{i=n-N+1}^{n}[x_i(j,k)-\mu_n(j,k)]^2 \tag{9}$$

현재 n번째의 프레임에서 (j,k)번째 화소의 밝기는 $x_n(j,k)$으로 주어지고, $\mu_n(j,k)$는 평균이며 A는 분산이다. 분산을 구하는데 사용하는 프레임의 수 N은 사용자가 조정할 수 있다. 위의 계산에서 필요한 하드웨어는 $(n-N+1)$부터 n번째까지의 입력과 n번째의 평균을 저장할 메모리와 가산, 감산, 승산기가 있으면 계산이 가능하다. 계산량을 줄이기 위하여 재귀적 계산식을 구해보면 다음과 같다.

$$\mu_n(j,k)=\mu_{n-1}(j,k)+\frac{1}{N}\{x_n(j,k)-x_{n-N}(j,k)\} \tag{10}$$

$$\sigma_n^2(j,k)=\sigma_{n-1}^2(j,k)+\frac{1}{N}\{x_n^2(j,k)-x_{n-N}^2(j,k)\}+\{\mu_{n-1}^2(j,k)-\mu_n^2(j,k)\} \tag{11}$$

또한 계산량을 줄이기 위한 방법으로 n번째 프레임으로부터 이전의 연속하는 N개의 프레임 중 각 pixel 밝기 값의 최대값과 최소값의 차이값을 사용할 수 있다.

$$diff_n(j,k) = \max[x_n(j,k)]_N - \min[x_n(j,k)]_N \tag{12}$$

식(12)에서 $\max[x_n(j,k)]_N$, $\min[x_n(j,k)]_N$는 n번째 프레임으로부터 이전의 N개의 프레임 중 (j,k)번째 화소의 밝기의 최대와 최소값을 의미한다. 위의 계산은 연속하는 여러 프레임의 영상데이터를 이용하여 각 픽셀마다 계산하지만 기존의 방법들에서 rf 데이터를 이용하여 상관계수를 계산하는 것보다 계산량을 줄일 수 있다. 하지만 연조직의 stiffness의 절대값이 아닌 주위조직에 대한 상대값을 구한다는 단점이 있다.

탄성 팬텀 제작

초음파 의용 영상에서 실험실에서 팬텀의 재료로 일반적으로 사용되는 것은 아가(agar)와 젤라틴이 있다. 아가 팬텀은 초음파의 속도를 1540m/s로 조절하기 위하여 프로판 알콜을 혼합하고 여기에 반사체로 탄소가루를 투여하여 감쇠계수를 조절할 수 있다. 따라서 감쇠계수 영상 등의 실험을 위하여 널리 사용되고 있다[12]. 그러나 아가 팬텀은 일반적으로 굳기가 단단하여 탄성팬텀으로 적합하지 않고 젤라틴과 혼합하여 사용할 수 있다. 젤라틴은 동물성 응고제로 재료의 종류와 혼합하는 물질에 따라 굳기를 조절할 수 있으며 수용성이다. 젤라틴의 탄력성을 나타내는 수치로는 bloom number가 있으며 높을수록 단단한 성질을 가진다. 경화제로 포름알데히드를 사용하여 굳기를 조절할 수 있다.

탄성측정의 실험을 위하여 균일한 성분을 가지는 탄성 팬텀을 제작하였다. 시료는 각각 아가와 젤라틴을 이용하여 탄성계수가 다르게 하였다. 시료의 구성성분의 비율은 표 1과 같다. 측정방법은 참고문헌[13]의 방법으로 전자저울 위에 올려진 시료를 위에서 압력을 가한 후 변위를 측정하였다.

측정된 값은 각각 기계적으로 가해진 변위(ε: strain)에 대하여 가해진 힘(stress)을 전자저울로 측정한다. 측정하고자 하는 재료의 면적을 a라 하면 탄성계수는

$$E=\frac{\Delta m}{a}g\frac{1}{\varepsilon} \tag{13}$$

로 주어진다. 여기서 g는 중력 가속도이며 Δm은 질량의 변화율이며 탄성계수의 단위는 $[Pa]=[kg\cdot m^{-1}\cdot \sec^{-2}]$가 된다. 측정된 탄성계수는 젤라틴의 경우 bloom number와 비

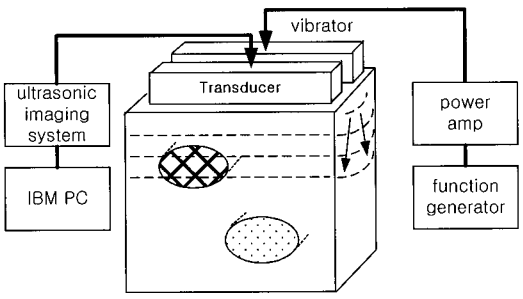


그림 10. 실험장치 구성도
Fig. 10. Experimental setup

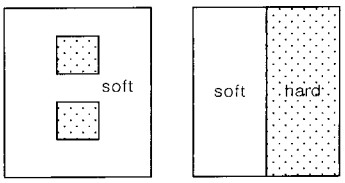


그림 12. 실험 영상을 얻기 위한 분포 팬텀 모델
Fig. 12. Distributed phantom models for experiment

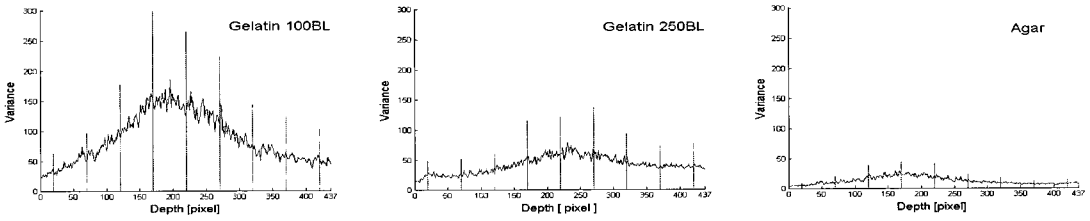


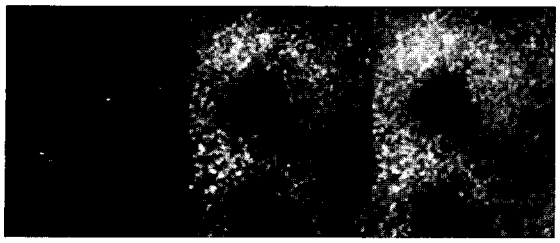
그림 11. bloom number 100(a), 250(b)의 젤라틴, 아가(c) 팬텀에서 진동주파수 100Hz에서 측정한 밝기의 변화율, 점선은 변화율의 표준편차
Fig. 11. Plot of brightness variation measured by varying vibration frequency in a gelatin phantom with a bloom number of 100(a) and 250(b) and agar phantom(c), where the standard-deviation is indicated by the dotted line

례하였고 포름알데히드의 양이 많을수록 단단해지므로 탄성계수의 값이 컸다. 인체 조직의 탄성계수는 5~100 [*KPa*] 정도의 값으로서 정상조직의 경우 20~30 이하의 값을 가지며 암조직의 경우 50 이상, 경우에 따라 100 이상의 값도 가진다. 따라서 젤라틴과 아가를 이용하여 인체 조직과 유사한 탄성계수 값을 가지는 팬텀을 제작할 수 있음을 확인하였다.

stiffness 측정 실험

stiffness와 스페클의 관계를 검증하기 위하여 젤라틴 팬텀에 대하여 진동 실험을 하였다. 팬텀은 이미 앞에서 제작된 젤라틴과 아가에 대하여 진동에 대한 밝기 변화를 측정하였고 무른 젤라틴 매질 안에 있는 단단한 아가 매질을 영상화하였다. 정현파 진동 장치는 스피커와 같은 구조를 가지는 진동기에 저주파 앰프를 연결하여 진동주파수를 바꿀 수 있도록 제작하였다. 이러한 진동은 종파를 만들어내지만 종파는 음속도가 1540 [m/s]이므로 탄성영상에서의 필요한 해상도를 얻을 수 없다. 그러나 종파의 진동은 일부분이 매질 내에서 횡파로 변환되므로 이를 이용한다. 실험장치의 설정은 그림 10과 같이 120mm×120mm×80mm 크기의 팬텀에 트랜듀서와 진동기를 평행으로 고정하고, 초음파 영상은 메디슨의 디지털 초음파 진단기 SA-9900의 7.5MHz 선형변환기를 이용하여 초당 19 프레임의 속도로 연속적으로 256 프레임의 흑백 영상을 얻었다. 얻어진 영상 데이터는 PC로 옮겨 분산과 차이값 영상을 계산하였다.

먼저 bloom number 100과 250의 젤라틴과 아가를 이용하여 3종류의 균일 매질 팬텀을 제작하고 진동에 대한 밝기변화율을 측정하였다. 그림 11은 균일 팬텀의 영상에서 100Hz의 진동을 인가하면서 스페클 밝기의 변화를 10 프레임에 대하여 분산을 구하였다. 영상의 깊이방향으로 focusing 특성 때문에 스페클 특성이 달라지므로 깊이 방향의 분산(실선)을 구하였고 얻어진 분산 값의 표준편차(점선)를 같이 도시하였다. 영상의 프레임율이 19 Hz이며 인가된 진동이 100Hz이므로 영상은 진동주파수에 대하여 undersampling된다. 따라서 충분히 많은 프레임의 데이터를 가지고 계산해야 하며 실험결과는 10 프레임 이상이면 거의 같은 결과를 보여 주었다. 결과는 젤라틴 팬텀에 비해 조직이 더 단단한 아가 팬텀의 경우 스페클의 밝기 변화가 작음을 알 수 있다. 그림 12는 해상도를 확인하기 위하여 만든 팬텀으로 균일 팬텀에 단단한 아가 막대를 넣은 것(왼쪽)과 수직으로 절반씩 젤라틴과 아가를 붙여 만든 팬텀(오른쪽)이다. 그림 13은 젤라틴 팬텀 안에 10mm×10mm의 막대모양의 아가를 넣어서 실험을 한 결과이다. 얻어진 영상은 윈도우의 크기가 5×5 pixel의 공간평균필터와 미디언 필터처리를 한 후 35dB로 log compression한 결과이다. 영상의 contrast는 진동주파수에 따라 차이가 많이 났으며 110Hz에서 가장 좋은 영상을 얻었다. 따라서 각 매질은 stiffness에 따라 진동특성이 다름을 알 수 있었다. 그림 13의 가운데 영상은 분산영상이며 그림 13의 오른쪽은 차이값을 이용하여 얻은 결과이다.



(a) (b) (c)

그림 13. 분포팬텀 영상: (a) B-모드 영상, (b) 분산 영상 (c) 차이값 영상
Fig. 13. (a) B-mode, (b) variance, and (c) difference images of distributed phantom

(a) (b) (c)

그림 15. 분포팬텀 영상: (a) B-모드 영상, (b) 분산 영상, (c) 차이값 영상
Fig. 15. (a) B-mode, (b) variance, and (c) difference images of distributed phantom

분산영상에 대하여 차이값 영상은 거의 같은 결과를 보여주고 있다. 그림 14는 팬텀에서 막대의 중간을 지나는 수직 단면의 분산과 차이값 영상의 밝기값을 표시하였다.. 무른 부분에서 큰 값을 가지며 단단한 부분에서 값이 작아지는 분산과 차이값 모두 거의 같은 결과를 보여준다. 그림 15는 각각 좌우로 절반씩 굳기가 다른 매질을 접합하여 얻은 영상이다. 왼쪽이 무른 매질이며 경계를 중심으로 굳기차이에 대한 측정값의 차이가 뚜렷이 드러난다.

결론 및 고찰

본 연구에서는 조직의 탄성특성을 구하기 위하여 기계적인 진동을 인가하면서 여러 장의 연속적인 B모드 영상으로부터 각 화소의 밝기의 시간 변화율을 분산과 최대, 최소의 차이 값을 사용해 계산하였다. 이 값은 각 조직의 strain 혹은 stiffness의 상대값을 나타내는 지표로 사용될 수 있다. 기계적인 진동을 연조직에 인가하면 조직의 단단한 정도에 따라 진동 폭의 크기가 달라진다. 이를 확인하기 위하여 컴퓨터 시뮬레이션 결과 연조직 내에 존재하는 단단한 부분에서의 진동 폭이 주위의 조직에서보다 적음을 확인하였다 (그림 2-5). 이러한 진동은 주파수와 진동원의 모양, 조직의 크기 및 위치에 따라 진동특성이 달라진다(그림 7,8). 따라서 주파수를 가변하거나 진동원의 위치를 바꾸어주면 진동 폭이 위치에 따라 달라지는

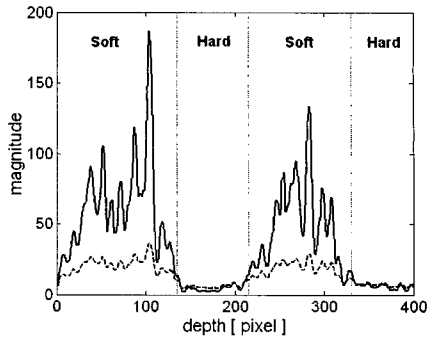


그림 14. 팬텀의 가운데 매질을 지나는 절단면에서의 분산값 영상: 실선이 분산 영상, 점선이 차이값 영상의 밝기값 표시
Fig. 14. Plot of variance and difference variations with depth along the phantom center line

특성을 보완할 수 있다. 실험을 위하여 탄성 팬텀을 제작하였고 특성을 측정하였다. 제작한 탄성 팬텀은 10~100 KPa 이내의 탄성계수 값을 가지며, 조직의 점성이 커서 가공하기 힘든 단점이 있었다. 제작한 팬텀에서 얻은 탄성영상은 B-모드 영상에서 확인할 수 없는 단단한 조직의 영상을 보여주었다(그림 13,15). 여러 번의 팬텀 실험결과 진동주파수는 100Hz 근처에서 가장 좋은 stiffness영상을 보여주었다. 이는 사용한 초음파 영상시스템의 프레임율과 관련이 있는 것으로 생각된다. stiffness의 계산은 10 프레임 정도가 필요하므로 10장 내외의 영상을 메모리에 저장해야 하지만 현재 초음파 장비의 성능으로 볼 때 계산상으로 큰 부담은 아니며 재귀수식을 이용함으로써 계산량도 크게 줄어든다. 그러나 제안한 방법의 단점은 탄성계수의 절대값을 구하는 것이 아닌 조직간의 상대적 stiffness를 구하는 점이다. 그러나 B-모드 영상을 보완하는 방법으로 본 논문에서 제안한 스트레인 영상을 이용하는 경우 그 유용성이 크다고 하겠다.

참 고 문 헌

1. I. Cespedes, M. Insana, and J. Ophir, *"Theoretical bounds on strain estimation in elastography,"* IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq., vol. 42, no. 5, pp. 969-972, Sept. 1995
2. J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li, *"Elastography: A Quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues,"* Ultrason. Imaging, vol. 13, pp. 111-134, 1991
3. T. Varghese and J. Ophir, *"Performance optimization in elastography: Multicompression with temporal stretching,"* vol. 18, pp. 193-214, 1996
4. A.R. Skovoroda, S.Y. Emilianov, M.A. Lubinski, A.P. Sarvazyan, and M. O'Donnell, *"Theoretical analysis and verification of ultrasound displacement and*

strain imaging," vol. 41, no. 3, pp. 302-313, May 1994

5. M.A. Lubinski, S.Y. Emilianov, and M. O'Donnell, *"Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short-time correlation,"* IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq., vol. 46, no. 1, pp. 82-96, Jan. 1999
6. L. Gao, K.J. Parker, S.K. Alam, D. Rubens, and R. M. Lerner, *"Theory and application of sonoelasticity imaging,"* Int. J. Imaging Syst. Tech., vol. 8. pp. 104-109, 1997
7. L. Gao, K.J. Parker, S.K. Alam, and R.M. Lerner, *"Sonoelasticity Imaging: Theory and Experimental Verification ,"* J. of Acoustic Soc. of Amer., vol. 97, no. 6, pp. 3875-3886, 1995
8. M.K. Park and Y.S. Jang, *"In vivo Doppler based measurement of bending vibration velocity in liver vibrated by low frequency signal"*, J of KOSOMBEvol. 18, no. 4 pp. 407-411, 1997
9. K. Nightingale, M.S. Soo, R. Nightingale, R. Bentley, and G. Trahey, *"In vivo demonstration of acoustic radiation Force impulse Imaging in the thyroid, Abdomen and Breast"*, IEEE UFFC Ultrasonic Symposium, pp. 1633-1636, 2001
10. J.F. Greenleaf and M. Fatemi, *"Ultrasound simulated Vibro-Acoustography,"* Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1613-1616, 2001
11. K.F. Graff, *"Wave motion in elastic solids,"* Ohio State University Press, 1975
12. C.E. Kwack, B.G. Min, C.W. Lee, B.I. Choi, C.W. Kim, *"Ultrasonic tissue characterization by digital spectrum analysis technique"*, J. of KOSOMBE, vol. 5, no. 1, pp. 55-62, 1984
13. T.J. Hall, M.F. Insana, and T.A. Krouskop, *"Phantom materials for elastography,"* IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq., vol. 44, no. 6, pp. 1355-1365, Nov. 1997