

## 의료용 초음파탄성영상법

### Medical Ultrasonic Elasticity Imaging Techniques

정목근

Mok-keun Jeong

**초 록** 유방이나 전립선과 같은 연조직에서 발생하는 암이나 종양은 주위 조직보다 단단한 경향을 가진다. 하지만 초음파 B-mode 영상을 보면 암은 주위 조직과 거의 비슷하여 구별하기 어렵다. 따라서 조직의 단단한 정도를 영상화하면 더 정량적인 정보를 제공해 진단에 도움을 줄 수 있다. 초음파탄성영상은 측정하고자 하는 연조직에 기계적인 힘을 가하고 변형된 정도를 측정하여 영상화 한다. 탄성영상은 기존의 초음파 영상 진단기법과 더불어 종양을 진단하는 유용한 방법으로 자리매김하고 있다. 본 논문에서는 지금까지 발표된 다양한 탄성영상 방법을 분류하고 각 방법의 원리, 특성 등을 살펴본다.

**주요용어:** 초음파, 변형률, 응력, 탄성, 횡탄성, 음향복사력, 횡파

**Abstract** Breast and prostate tumors or cancers tend to be stiffer than the surrounding normal tissue. However, the difference in echogenicity between cancerous and normal tissues is not clearly distinguishable in ultrasound B-mode imaging. Thus, imaging the stiffness contrast between the two different tissue types helps to diagnose lesions quantitatively, and such a method of imaging the elasticity of human tissue is termed ultrasound elasticity imaging. Recently, elasticity imaging has become an effective complementary diagnostic modality along with ultrasound B-mode imaging. This paper presents various elasticity imaging methods that have been reported up to now and describes their characteristics and principles of operation.

**Keywords:** Ultrasound, Strain, Stress, Elasticity, Shear Modulus, Acoustical Radiation Force, Shear Wave

#### 1. 서 론

초음파 의료 영상 시스템은 초음파를 인체 내에 송신한 뒤 반사된 신호의 크기를 밝기로 변환하여 영상화한다. 인체 연조직은 음속도, 밀도 등에 따라서 초음파 진행 특성이 달라지는 음향 임피던스를 가지고 있다. 음향 임피던스가 다른 매질이 인접해 있는 경우, 초음파는 매질의 경계에서 큰 반사가 일어난다. 따라서 초음파 영상은 인체 내부의 해부학적인 구조를 영상화하고 있다[1]. 그러나 암과 같은 종양은 주위의 연조직

과 경계가 불분명하여 초음파 영상으로 관찰하기 어렵다. 이를 극복하기 위하여 정상 조직과 종양 조직의 특성값을 측정하여 영상화하기 위한 연구들이 있었다[2-5]. 조직 특성 파라미터는 초음파가 조직을 진행할 때 나타내는 감쇠계수, 음속도, 비선형 파라미터 등이 있었지만 병변과 정상 조직 사이에 값의 차이가 작고 측정하기 어려운 점이 있었다. 비선형 특성은 초음파가 연조직에 진행할 때 발생하는 파형의 변형을 이용하여 측정할 수 있으며, 하모닉 영상법으로 구현되었다[6].

손으로 눌러서 연조직의 단단함을 검사하는 촉진법(palpation technique)은 유방이나 전립선과 같이 인체의 표면에 가까운 중앙조직을 검사하는 전통적인 진단 방법으로 널리 사용되어왔다. 그러나 시술자의 숙련도와 경험에 의존하므로 좀더 객관적인 진단을 위하여 초음파를 이용한 연구가 진행되어 왔다. 인체 연조직의 탄성 특성은 다른 조직 파라미터에 비하여 정상 조직과 중앙 조직에서 비교적 값의 차이가 커서 측정이 용이하므로 연구가 계속되어 왔고, 최근에 성공적으로 상용화되어 암과 같은 중앙 진단에 큰 도움이 되고 있다. 탄성 영상의 진단은 유방, 전립선, 갑상선, 혈관, OB/GYN 등의 연조직에 발생하는 중앙 부위에서 적용될 수 있다. 그 중에 유방이나 전립선은 트랜스듀서가 접근하기 쉬우므로 진단이 쉬워서 많은 실험 데이터가 발표되었고 정상 조직과 병변의 탄성값의 분포는 Fig. 1과 같다[7].

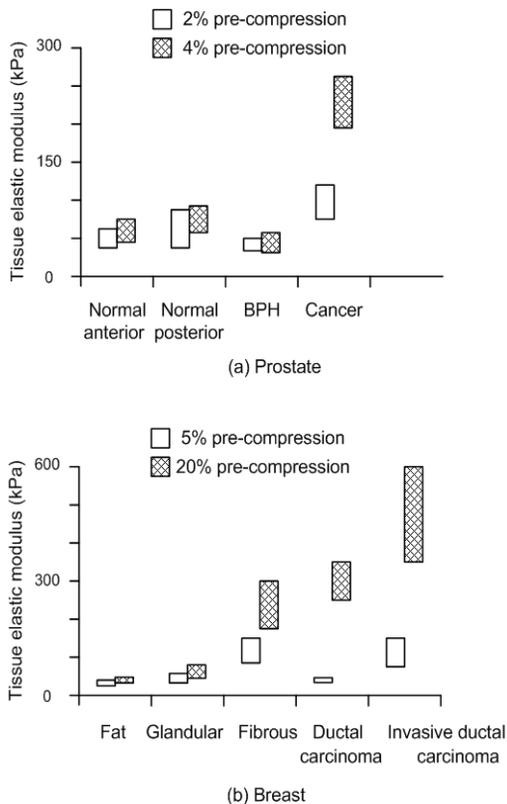


Fig. 1 Elastic modulus: (a) prostate tissue for precompression strain levels of 2% and 4% and (b) breast tissue for precompression strain levels of 5% and 20%

## 2. 초음파탄성영상 기술 소개

### 2.1. 정적탄성영상법

탄성의 측정은 힘이 가해지는 방향과 변형의 방향에 따라 종탄성(compressional modulus, Young's modulus)과 횡탄성(shear modulus)값이 있다. Young's modulus는 다음과 같이 정의가 된다.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (1)$$

여기서  $\sigma$ 는 인가된 힘(stress)이며  $\epsilon$ 은 힘과 같은 방향의 변형률(strain)이며 매질에 힘(stress)을 가할 때 힘의 방향으로 변형(strain)이 일어난 크기를 의미한다. 탄성 특성을 측정하여 최초로 영상화 방법을 제안한 연구가 Ophir 연구팀이었다 [8]. 이들은 시료를 누르면서 조직의 변형을 측정하여 영상화하였다. 이러한 방법은 유방이나 전립선과 같이 접근이 쉬운 위치에 있는 조직의 탄성 특성을 측정하기 용이하므로 비교적 빨리 상용화가 되었다. 실제의 임상에서는 의사가 트랜스듀서를 잡고 진단 부위를 천천히 눌러서 힘을 가한다. 따라서 가해진 힘(stress)의 크기를 정량적으로 측정하기가 어려우므로 변형률(strain)만 측정하여 영상화한다. 따라서 종탄성 영상은 대부분 변형률만 영상화하므로 탄성의 상대적인 크기 정보만 나타내는 영상이다[9,10].

환부를 천천히 눌러서(static compression) 힘을 인가하여 변형률 영상을 얻는 원리를 Fig. 2에 나타내었다. 단단한 정도가 다른 조직들이 분포되어 있을 때, 힘을 가하면 무른 조직이 더 많이 압축되어 무른 부위의 변형이 크게 일어난다. 따라서 깊이에 따라서 조직의 움직임 변위의 크기를 구하여, 미분하면 움직임의 상대적인 변화율을 구할 수 있다. Fig. 2(a)는 무름-단단함-무름의 구성을 가지는 조직을 눌렀을 때 나타나는 현상이며 Fig. 2(b)는 깊이 따라 움직임의 크기를 그래프로 나타내었다. 무른 조직이 더 많이 압축되므로 변위가 크게 나타난다. Fig. 2(c)는 (b)의 그래프를 미분하여 변형률을 구하였다. 기울기가 작은 곳이 단단한 부분이며, 변형률 영상의 밝기로 표현하면 어둡게 나타낸다.

Fig. 3에 초음파 의료용 탄성 팬텀에서 변형률 영상의 계산 예를 보였다. 초음파 의료용 탄성

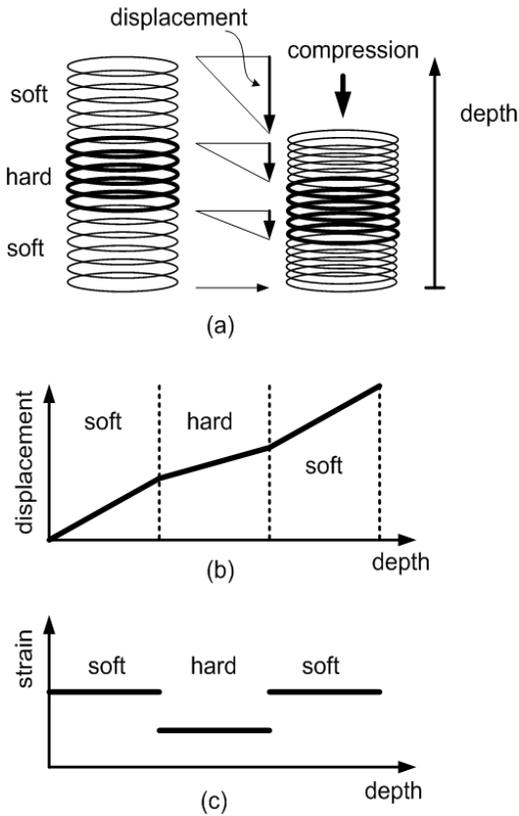


Fig. 2 (a) Principle of measuring strain by applying compression to tissue: spring model which has profile of soft-hard-soft distribution. (b) displacement profile with depth. (c) strain profile with depth

팬텀은 플라스틱 경화제와 연화제를 섞는 비율을 조절하여 탄성도를 조절할 수 있다[11]. 무른 배경 매질에 직경이 10, 20 mm 굵기의 3개의 실린더가 들어있는 플라스틱 팬텀에 대하여, 0.2%의 변형률로 팬텀을 위에서 누른 뒤의 팬텀 내부의 strain 분포 영상을 보여준다. 배경에 대하여 실린더의 탄성도는 5배 정도 단단하다.

Fig. 3(a)의 초음파 영상에서 실린더의 경계가 구별되지만 배경과 실린더 내부의 스펙클 패턴은 비슷한 특성을 가진다. 일반적으로 초음파 영상에서 중앙의 경계를 구별하기 어려우므로 중앙을 찾아내기는 쉽지 않다. Fig. 3(b)는 누르기 전의 데이터와 누른 뒤의 데이터로부터 누르는 방향의 변위를 계산한 것이다. 이 변위 영상을 누른 방향으로 미분하여 기울기를 구하면 Fig. 3(c)와 같은 변형률 영상을 얻을 수 있다. 초음파 영상에

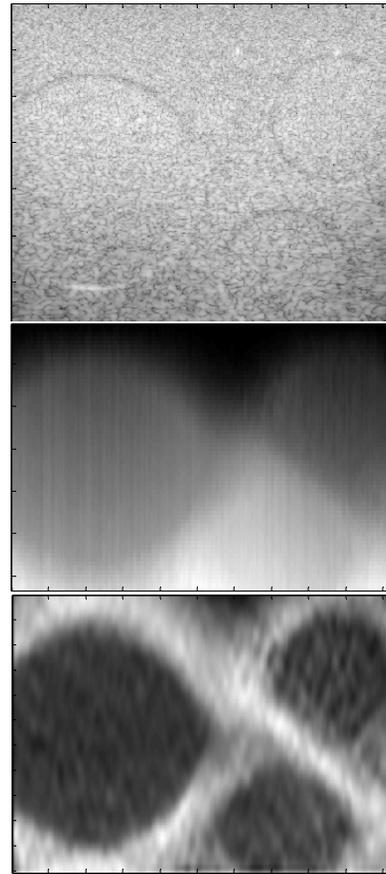


Fig. 3 Comparison of phantom images: B-mode (top), displacement (middle), and strain (bottom)

비하여 변형률 영상의 배경에 대한 실린더의 콘트라스트가 더 크게 나타남을 알 수 있다.

## 2.2. 변위 계산 방법

정적탄성영상을 얻기 위해서는 연속적으로 얻어지는 영상 데이터에서 시간적으로 인접한 두 프레임의 영상을 비교하여 움직임을 계산하여야 한다. 이러한 일련의 과정은 초당 수십 프레임의 속도로 계산하여야 하므로 고속 계산 알고리즘이 필요하다. 탄성 영상에서 변위를 계산하는 방법은 초음파 영상 데이터를 이용한 스펙클 추적 (speckle tracking) 방법, rf 데이터에서 혹은 복조한 복소 데이터에서 자기상관, 상호상관을 이용한 계산법, SAD(sum of absolute difference) 등이 있다[12-15]. 변위 계산의 정밀도는 sub- $\mu\text{m}$  이내

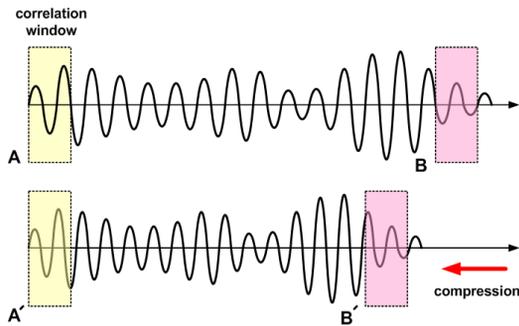


Fig. 4 Model for displacement calculation

의 해상도를 요구하는데 SNR을 높이기 위하여 0.5~2 mm 정도의 data window에 대하여 상관(correlation)을 계산한다. 얻어진 변위값에 대하여 미분을 하므로 노이즈에 민감하여 노이즈를 제거하기 위한 신호처리를 하면 최종적으로 얻어지는 변형률 영상의 해상도는 수 mm 정도가 된다[16].

Fig. 4는 압축 전과 압축 후의 주사선 데이터에 대한 변위 계산 모델을 나타내었다. 압축하기 전의 데이터에 비하여, 힘을 가하여 압축한 후의 데이터는 신호 길이가 짧아져 있다. 트랜스듀서 표면에서 시작하는 수신신호는 변위가 영이므로 여기서부터 변위를 계산한다. 상관을 계산하기 위한 윈도우를 정하여 변위를 계산한 뒤 깊이방향으로 윈도우를 이동시키면서 변위를 계산하여 간다. 깊이 가면 두 신호의 변위가 커지므로 변위를 미리 추정하여 윈도우를 변위 계산 가능한 위치로 이동시켜야 한다. 즉 윈도우 A와 A'은 가까이 있지만 B와 B'은 떨어져 있으므로 미리 B'의 데이터 위치를 추정하여 B와 비교한다. 여기서 문제가 되는 것은 압축이 크게 일어나면 B와 B'의 데이터는 A와 A'의 파형과 많이 달라져 두 신호의 상관도가 떨어져서 변위 계산이 불가능하므로, 적당한 크기의 힘이 인가되어야 변위를 정확하게 계산할 수 있다[17]. 힘을 가한 후의 신호는 압축되어 있으므로 변위 계산할 때 압축된 만큼 신호를 신장시켜서 변위를 계산하면 계산 오차를 줄일 수 있다[18]. 또한 신장된 크기 값이 바로 strain 값이 된다.

의사가 손으로 조작하여 힘을 가하는 경우 적당한 크기의 힘을 영상면에 균일하게 인가하기 어려우므로 좋은 화질과 나쁜 화질의 변형률을 얻게 되며, 의사가 시간에 따라 누르거나 떼어내는 과정에서 가해지는 힘이 균일하지 않으므로

시간에 따라서 화질이 변하게 된다. 이런 조건에서 변위 계산의 오차를 줄이기 위한 여러 가지 방법들이 제안되었고[19-24], 얻어진 변형률 영상에서도 필터를 이용하여 노이즈를 제거하기 위한 방법을 적용하여 화질을 개선한다[25].

### 2.3. Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI Imaging)

인체 외부에서 기계적인 힘을 이용하여 stress를 인가하는 방법은 quasi-static compression, transient mechanical impulse, mechanical harmonic oscillation 등의 방법이 있다[26-29]. 이러한 방법의 탄성 영상의 화질은 시술자의 기술의 숙련도에 의존하며, 기계적인 부분이 이용되는 경우 데이터 획득 시스템이 소음을 발생시키거나 기구적으로 복잡해지며 트랜스듀서를 조작해야 하는 문제가 있다. 또 다른 문제점은 가해진 힘의 크기를 알아야 하는데, 현재는 인체에서 적용하여 상용화 가능한 측정 기술이 없다. 따라서 상대적인 단단함을 영상화한다. 따라서 탄성을 정량적으로 측정하고자 하는 연구로서, 초음파를 이용하여 음향복사력(acoustic radiation force)을 발생시켜서 stress의 크기와 발생 위치를 임의로 제어하는 방법들이 연구되었다.

초음파 영상을 얻기 위하여 인체 내부로 진행하는 종파(longitudinal wave)는 진행 방향과 같은 방향으로 진동하면서 조직에 힘을 가한다. 이러한 힘을 음향복사력이라고 하며 힘의 크기는 다음과 같은 관계를 가진다[30].

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

여기서  $F[\text{kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{cm}^{-2}]$ 는 음향복사력,  $\alpha[\text{Np/m}]$ 는 조직의 감쇠계수,  $W_{absorbed}$ 는 흡수되는 전력,  $c[\text{ms}^{-1}]$ 는 매질에서의 음속도,  $I[\text{Wcm}^{-2}]$  초음파의 시간평균전력이다. 고강도 초음파를 짧은 시간에 작은 영역에 집중시키면 이 힘에 의하여 조직이 밀리게 되는데 밀려나는 최대 거리와 다시 원위치로 복원되기까지의 시간은 조직의 단단함에 반비례한다. Fig. 5는 고강도 초음파 송신에 의하여 초점 깊이에서 축방향으로 발생하는 음향복사력과 축방향으로 발생하는 횡파(shear wave)를 표현하였다. 이러한 원리를 이용하여 큰 출력

의 임펄스 형태의 초음파를 집속하여, 측정하고자 하는 부위에 송신한 뒤 매질의 움직임을 관찰하는 영상기법이 acoustic radiation force impulse imaging(ARFI imaging)이라는 기법으로 소개되었다[30-38]. Fig. 6은 고강도 임펄스 초음파에 대한 송신 초점에서 매질의 움직임의 시간에 대한 변위를 도시한 것이다[38]. 실선은 무른 매질, 점선은 단단한 매질의 그래프이며 화살표 부분은 최대 변위에 도달한 시간과 최대로 움직인 거리이다. 무른 매질이 변위가 더 크게 일어나며 최대 변위에 이르는 시간도 더 걸린다. 따라서 최대 변위 혹은 최대 변위에 이르는 시간을 측정하면 매질의 상대적인 탄성을 구할 수 있다.

ARFI 영상 기법은 상업적으로도 상용화되어

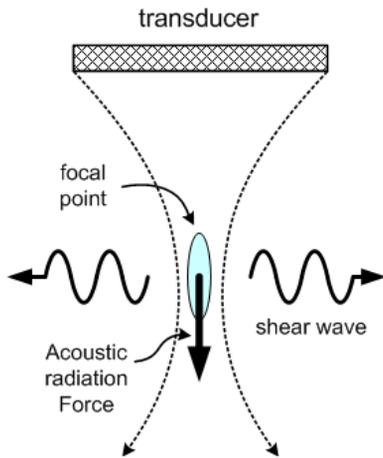


Fig. 5 Generation of acoustic radiation force and shear wave by transmission of high-intensity impulsive ultrasound wave

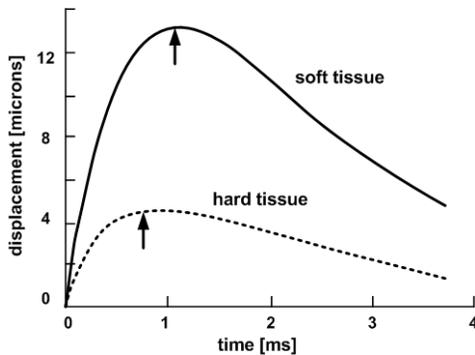


Fig. 6 Displacements of soft (solid) and hard (dotted) media due to high-intensity impulse ultrasound wave where the arrows indicate the time to peak displacement

임상에 사용되고 있다. 음향복사력에 의하여 조직이 밀리는 특성을 측정하면 매질의 상대적인 탄성 영상을 얻게 된다. 그리고 고출력 초음파를 영상점에 송신하기 위하여 송신 집속을 하는데, 힘을 받는 영역이 작으므로, 넓은 영상 영역을 얻기 위해서는 여러 번의 송신을 하여야 하므로 데이터 획득 시간이 많이 걸리게 된다. 따라서 음향복사력에 의하여 밀리는 조직의 운동 방향과 직각으로 발생하는 횡파의 속도를 측정하여 횡탄성을 정량적으로 구하는 방법이 연구되고 있다. Fig. 5에 횡파의 발생을 나타내었다.

#### 2.4. 횡탄성영상법

인체 조직에서 횡탄성 값은 매질에 따라서 큰 차이를 나타낸다. 따라서 횡탄성을 측정하는 것이 종탄성에 비하여 병변의 구별이 더욱 용이한 장점을 가진다. Fig. 7에 인체조직의 종탄성과 횡탄성의 범위를 나타내었다[39]. 횡탄성은 가해진 힘에 대하여 전단 변형률(shear strain)을 측정한다. 그러나 인체에 횡탄성을 직접 측정하는 것은 어렵다. 따라서 횡파의 음속도를 측정하여 간접적으로 횡탄성 값을 구하게 된다. 이러한 방법들은 shear wave elasticity imaging(SWEI) 기법으로 알려져 있다[39].

인체내에서 종파의 평균음속도는 1540 [m/s] 정도이며 조직에 따라 약 ±10% 정도의 차이를 가진다. 그러나 횡파의 음속도는 인체에서 조직에 따라 1~10 [m/s]의 범위를 가지므로 큰 차이를 나타낸다. 횡파의 속도는 조직의 횡탄성(shear modulus)에 따라 달라지며 아래와 같은 관계를 가진다.

$$C_L = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{(1-\nu)E}{(1+\nu)(1-2\nu)\rho}} \tag{3}$$

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

여기서  $\lambda$ 는 Lamé 상수,  $\rho$ 는 밀도,  $\mu$ 는 횡탄성.  $E$ 는 Young's modulus,  $\nu$ 는 포아손 비,  $C_L$ 과  $C_T$ 는 각각 종파와 횡파의 속도이다. 인체에서  $\nu \approx 0.5$ 로 근사되므로 밀도를 알고 있는 매질 내의 횡파의 전달 속도를 측정하면 탄성계수를 정량적으로 계산할 수 있게 된다. 횡파의 속도를

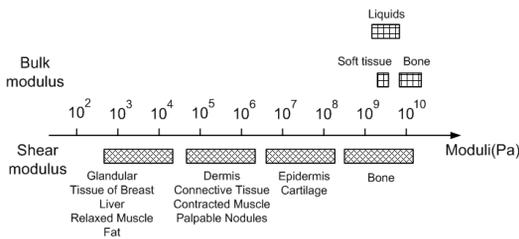


Fig. 7 Range of the shear and bulk modulus for human tissues

측정하여 횡탄성을 직접 구하는 탄성영상기법은 조직의 탄성도를 정량적으로 보여주므로 병변의 시간에 따른 진행을 관찰하는 데 유용하다. 따라서 많은 회사들이 상업화를 위하여 노력하고 있으며 Siemens 등은 ARFI imaging과 결합하여 병변 영역의 횡파의 음속도를 보여주는 장비를 출시하고 있다[40].

2.5. Supersonic Imaging

ARFI 영상기법에서 횡파가 발생하는 영역은 송신 음장의 초점 근처로 제한된다. 따라서 넓은 영역의 탄성 영상을 구성하기 위한 데이터를 얻는데 많은 시간이 걸린다. 이를 극복하기 위하여 ARFI technique을 이용하여 평면파 횡파를 만들고 매질 내를 진행하는 횡파의 속도를 측정함으로써 영상 영역 전체의 횡탄성 값을 동시에 측정하는 방법이 supersonic imaging technique 혹은 shear wave elastography 이다[41-43]. plane shear

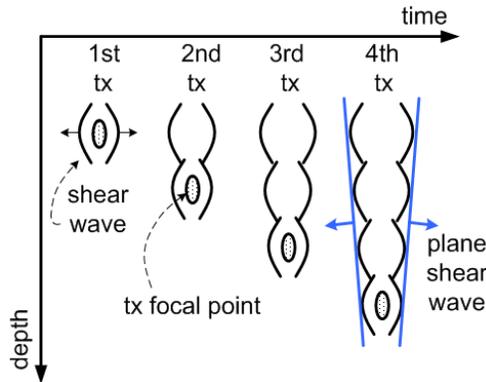


Fig. 8 Generation of the supersonic shear source where the source is sequentially moved along the beam axis, creating plane- and intense-shear waves propagating in opposite directions

wave를 만드는 방법이 Fig. 8이다. 송신 초점 근처에서 측방향으로 횡파가 발생하는데, 측방향으로 송신 초점 깊이를 빠른 시간에 옮기면서 연속적으로 송신하면 각각의 초점에서 발생한 횡파의 파면(wavefront)가 중첩되면서 plane shear wave가 만들어진다. 횡파가 매질 내에 진행하면서 매질의 탄성에 따라 전달 속도가 달라지는데 초당 수천 프레임의 고속 프레임 레이트로 영상화하여 횡파가 진행하면서 만들어내는 매질의 변위를 관찰함으로써 횡파의 속도를 계산한다. 횡파의 속도로부터 횡탄성값을 계산할 수 있으므로 매질의 탄성을 정량적으로 구할 수 있게 된다.

2.6. Vibro-Acoustography

두 개의 트랜스듀서를 이용하여 주파수의 차이가 매우 적은 두 개의 연속파 초음파를 집속하여 송신하면, 두 송신음장이 겹치는 영역에 있는 조직에서 두 개의 주파수의 차 주파수의 비트(beat) 신호가 만들어지는데, 매질의 탄성 특성에 따라 비트 신호의 크기가 달라진다. 비트 신호의 주파수는 매우 낮아서 hydrophone으로 신호를 측정할 수 있으며, 송신 초음파를 집속시켜서 초음파 신호가 중첩되는 영역의 크기를 제어함으로써 높은 해상도의 탄성 영상을 얻을 수 있다. 이러한 영상법을 Greenleaf Group이 vibro-acoustography라는 이름으로 소개하였다[44-47]. Fig. 9는 vibro-acoustography의 원리를 나타내었다. 임상 결과를 보면 혈관이 석회화되어 있는 유방 영상에서의 석회화된 부분의 임상 결과를 X-ray 영상과 비교하여 더 좋은 해상도 혹은 콘트라스트를 보여

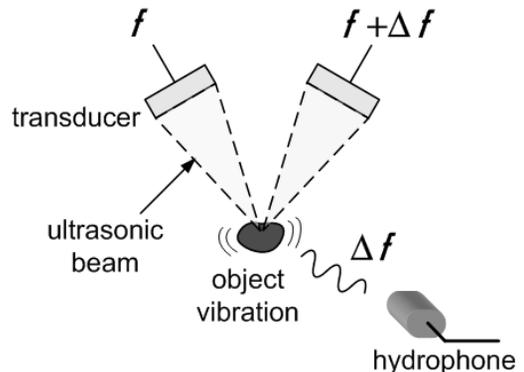


Fig. 9 Principle of vibro-acoustography

준다[48]. 이러한 원리를 혈관에 적용하여 혈관 내에 플라스크를 측정하는 기술로 발전시켜 혈관 진단에도 이용하고 있다[49,50].

2.7. 혈관탄성영상(IVUS Elastography)

초음파 영상에서 동맥 경화 진단은 트랜스듀서가 내장된 도관(catheter)을 혈관 내부에 삽입하여 횡단면 영상을 획득하는 혈관 내 초음파 기법(IVUS: intravascular ultrasound)이 이용되고 있다[51-53]. 경동맥에 형성된 혈전은 뇌졸중이 진행함에 따라서 단단한 정도가 달라진다. 그러나 초음파 영상에서는 혈전의 시간의 경과에 따른 탄성도의 변화 상태를 관찰하기 어렵다. 따라서 초음파 변형률 영상에서 혈전의 단단한 정도를 측정하면 뇌졸중의 위험을 조기 진단할 수 있게 된다[54]. 혈관 내 초음파 변형률 영상법은 주로 큰 직경의 혈관에 붙은 혈전을 영상화하기 위하여 연구되고 있다. 혈관 벽의 움직임은 심장의 박동에 의한 혈류의 압력에 의하여 혈관 벽에 수직인 방향으로 주기적으로 수축과 이완이 반복된다. 혈관 내 초음파의 트랜스듀서는 원형 실린더의 주위에 소자를 배치시켜 실린더의 바깥쪽 방향으로 초음파 주사선이 형성된다. 따라서 주사선은 탄성을 측정하고자 하는 혈관벽의 움직임 방향과 같게 된다. 이러한 원리로 혈관벽의 탄성을 측정하여 혈관 질환을 진단하는 기술들이 개발되고 있다[55].

2.8. Strain-Rate 영상법

심장의 질병을 진단하는 방법으로 도플러 영상을 이용하였다[56]. 혈류의 움직임을 영상화하여 심장벽의 운동을 간접적으로 관찰하는 방법이다. 심장 벽의 운동을 직접 관찰하기 위하여 심장벽의 움직이는 속도를 관찰하는 방법도 개발되었다[57]. 초음파 영상 검사 중 strain과 strain rate는 조직이 움직일 때 측정되는 탄성을 이용하여 심장의 질병을 진단하는 방법으로 연구되고 있다[58-62]. 조직의 움직임은 상시적으로 조직 내 근육의 수축과 이완에 의해 일어난다. 그 움직임은 손상이 되어 활동이 정지되어서도 주변 근육의 수축에 의해서도 움직임을 보일 수 있고(tethering

effect), 호흡 및 압력(stress)과 같은 외부요소에 의해서도 조직의 움직임(translational movement)에 영향을 미칠 수 있다. 실제로 위와 같은 경우에 조직 근육의 조직 속도(tissue velocity)를 측정해 보면 종종 조직의 움직임을 측정할 수 있다.

Strain은 두 점간의 거리의 변화를 측정하는 것으로 tethering effect나 translational movement가 피사된 심근에서 측정하였을 시에 두 점이 함께 움직이게 되므로 실제 strain은 변화가 없게 된다. strain rate는 strain을 시간에 관해 미분함으로써 구할 수 있다. 이것은 조직의 변형 정도가 얼마나 빨리 일어났는가를 반영한다. 즉 조직의 두께가 두꺼워지거나 얇아지는 정도를 나타내어서 조직 근육의 변형 정도가 얼마나 빨리 일어났는지를 반영한다. 따라서 strain rate는 국소적이면서 상대적인 조직의 상태를 반영할 수 있어서, 조직 속도(tissue velocity) 측정법의 몇 가지 단점, 즉 앞서 이야기한 tethering effect 또는 translational effect를 극복할 수 있고, 도플러 빔(beam)과 조직의 움직이는 방향 사이의 각도 차에 의한 오차 영향을 덜 받을 수 있다. 따라서 국소적으로 운동 능력이 떨어져 보이는 조직의 생존여부를 판단하는데 도움이 된다. 또한 종양을 진단하는데 있어서도 사용된다. 가슴과 같은 매질에 압력(stress)을 가하면 매질은 변형이 가해진다. 조직의 부위마다 압력에 대한 반응은 각각 다르다. 또한 조직 내의 종양은 그것을 둘러싼 매질과의 탄성 정도가 다르다. 이러한 탄성 특성을 이용하여 종양 진단에 사용하기도 한다. strain과 strain rate의 정의는 다음과 같다.

$$\text{strain: } S = \frac{\Delta L}{L} \tag{4}$$

$$\text{strain rate: } SR = \frac{S}{T} = \frac{\Delta L}{LT} \tag{5}$$

여기서  $L$  은 매질의 전체길이,  $\Delta L$ 은 변형된 거리,  $T$ 는 움직인 시간을 나타낸다. 심벽의 상대적인 운동으로부터 Doppler, tissue velocity, strain, strain rate 등의 정보를 구할 수 있는데 strain rate는 심장의 모든 영역에서 측정값의 편차가 작으므로 비정상적인 조직의 움직임을 쉽게 구별할 수 있게 된다.

## 2.9. 초음파 고속영상기법

기존의 초음파 영상을 얻기 위하여 한 점에 집중하여 송신하고 수신 동적 집속을 한다. 한 번의 송신으로 얻을 수 있는 영상 영역이 제한되어 있으므로 영상 영역이 커지면 송신 횟수가 많아 야 된다. 일반적인 초음파 영상은 한 프레임을 얻기 위하여 수 백 번의 송신을 하므로, 초당 수십 프레임 정도의 속도로 영상을 얻는다. 이러한 데이터 획득 속도로는 횡탄성 영상법에서 횡파의 진행을 관찰할 수 없다. 따라서 한 번의 송신으로 모든 영상 영역의 데이터를 한꺼번에 얻는 고속 영상방법이 개발되었다[63]. 모든 영상 영역에 송신초음파가 지나가도록 하기 위하여, 집속을 하지 않은 평면파를 송신한다. 한 번의 송신으로 모든 영상영역에서 반사 신호를 얻을 수 있으며 수신된 데이터로부터 동적 집속을 하여 영상을 구현한다. 이 방법은 송신 집속을 하지 않으므로 해상도가 떨어지지만 초당 일만 프레임의 속도로 영상을 얻을 수 있다. 이러한 고속 영상법은 횡파가 수백  $\mu\text{m}$  거리를 진행하는 것을 관찰할 수 있다. 횡파는 수 cm를 진행하면 감쇠되어 사라지므로 고속으로 수 백 프레임 정도의 데이터만 얻으면 횡파의 전달을 관찰 할 수 있다. Fig. 10은 기존의 집속 방법과 고속 영상법의 해상도를 비

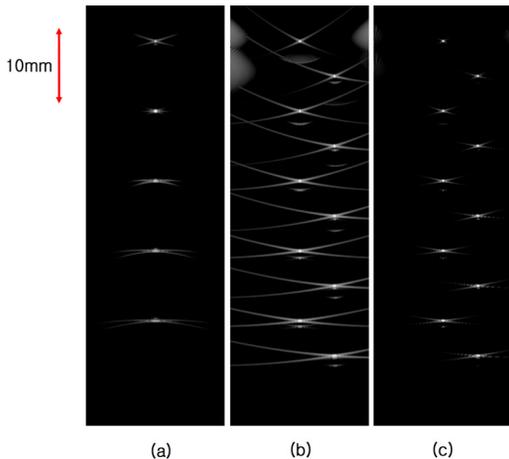


Fig. 10 (a) Conventional one point transmit focusing, dynamic receive focusing image (60dB log compression), (b) plane wave transmission, dynamic receive focusing image (60dB log compression), (c) plane wave transmission, dynamic receive focusing image (40dB log compression)

교하였다. 7.5 MHz 트랜스듀서에서 0.2 mm 소자 폭, 64 채널을 이용하여 20 mm 에 송신 집속한 영상과 평면파 송신한 조건에서 10 mm 간격의 wire의 영상을 얻었다. Fig. 10(b,c)는 송신 집속을 하지 않고 있지만 해상도 저하가 크지 않음을 알 수 있다.

## 3. 결론

조직 파라미터 영상 기술 중에서 조직의 탄성을 영상화하기 위한 연구는 기술적인 면에서 비교적 성공적으로 개발되어 왔고, 의료 진단에서 효용성 면에서도 초음파 영상 진단의 보완적인 기술로 자리매김하고 있다. 특히 strain imaging 기술은 여러 회사에 의해 상용화되어 임상에 사용되고 있다. 횡탄성 영상 기술은 정량적인 탄성 값을 제공하므로 진단의 정밀성을 높여준다. 탄성 영상은 앞으로도 인체에서의 초음파 물성에 대한 연구와 하드웨어의 발달로 안정된 진단기술로 정착할 것으로 예상된다.

## 후 기

이 논문은 2012학년도 대전대학교 학술연구비 지원에 의한 것입니다.

## 참고문헌

- [1] A. Macovski, "Medical Imaging System," Prentice-Hall, (1983)
- [2] T. Sato, Y. Yamakoshi and T. Nakamura, "Nonlinear tissue imaging," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 889-900 (1986)
- [3] D. Yanwa, T. Jia and S. Yongchen, "Relations between the acoustic nonlinearity parameter and sound speed and tissue composition," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 931-934 (1987)
- [4] 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)
- [5] Y. Hayakawa, T. Wagai, 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. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 33, No. 6, pp. 759-764 (1986)
- [6] F. Tranquart, N. Grenier, V. Eder and L. Pourcelot, "Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 25, No. 6, pp. 889-894 (1999)
- [7] T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra and T. Hall, "Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression," *Ultrason. Imaging*, Vol. 20, pp. 260-274 (1998)
- [8] 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)
- [9] R. Y. Yoon, S. J. Kwon, M. H. Bae and M. K. Jeong, "Implementation of strain imaging modality in medical ultrasound imaging system," *J. IEEK*, Vol. 42, No. 3, pp. 157-166 (2005)
- [10] M. K. Jeong, S. J. Kwon and M. H. Bae, "Real-time implementation of medical ultrasound strain imaging," *J. Kor. Soc. Nondestructive Testing*, Vol. 28, No. 2, pp. 101-111 (2008)
- [11] D. K. Ahn and M. K. Jeong, "Ultrasonic phantom based on plastic material for elastography," *J. Kor. Soc. Nondestructive Testing*, Vol. 29, No. 4, pp. 368-373 (2009)
- [12] M. O'Donnell, M. A. Lubinski and S. Y. Emelianov, "Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short-time correlation," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 46, No. 1, pp. 82-96, Jan. (1999)
- [13] T. Shiina, N. Nitta, E. Ueno and J. C. Bamber, "Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelation method," *J. Med. Ultrason.*, Vol. 29, pp. 119-128 (2002)
- [14] A. Pesavento, C. Perrey, M. Krueger and H. Ermert, "A time-efficient and accurate strain estimation concept for ultrasonic elastography using iterative phase zero estimation," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 46, No. 5, pp. 1057-1067 (1999)
- [15] D. K. Ahn, J. M. Park, S. J. Kwon and M. K. Jeong, "A study on the stiffness estimation in soft tissue using speckle brightness variance tracking," *J. KOSOMBE*, Vol. 24, No. 3, pp. 141-149 (2003)
- [16] Y. Zhu, T. J. Hall and L. T. Cook, "Spatial resolution in elasticity imaging with ultrasound," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1837-1840 (2000)
- [17] T. Varghese and J. Ophir, "Enhancement of echo-signal correlation in elastography using temporal stretching," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 44, No. 1, pp. 173-180 (1997)
- [18] S. J. Kwon and M. K. Jeong, "Contrast Improvement in Diagnostic Ultrasound Strain Imaging Using Globally Uniform Stretching," *The Journal of the Acoustical Society of Korea*, Vol. 29, No. 8, pp. 504-508 (2010)
- [19] J. Ophir and I. Cespedes, "Reduction of image noise in elastography," *Ultrason. Imaging*, Vol. 15, pp. 89-102 (1993)
- [20] J. Ophir and F. Kallel, "A least-squares strain estimator for elastography," *Ultrason. Imaging*, Vol. 19, pp. 195-208 (1997)
- [21] S. Kaiser Alam, J. Ophir and E. E. Konofagou, "An adaptive strain estimator for elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 45, No. 2, pp. 461-472 (1998)
- [22] J. E. Lindop, G. M. Treece, A. H. Gee and R. W. Prager, "Estimation of displacement location for enhanced strain imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 54, No. 9, pp. 1751-1771 (2007)
- [23] F. Kallel, J. Ophir, K. Magee and T. Krouskop, "Elastographic imaging of low contrast elastic modulus distribution in tissue,"

- Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 24, No. 3, pp. 409-425 (1998)
- [24] M. K. Park, S. J. Kwon and M. K. Jeong, "Improvement of Medical Ultrasound Strain Image Using Lateral Motion Compensation," *The Journal of the Acoustical Society of Korea*, Vol. 30, No. 5, pp. 239-248 (2011)
- [25] M. K. Jeong and S. J. Kwon, "Enhanced strain imaging using quality measure," *J. Acoust. Soc. Korea*, Vol. 27, No. 3E (2008)
- [26] L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, and M. Fink, "Shear modulus imaging with 2-D transient elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 49, No. 4, pp. 426-435 (2002)
- [27] K. J. Parker, L. Gao, S. K. Alam, D. Rubens and R. M. Lerner, "Sonoelasticity imaging: theory and applications," *Proc IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 623-628 (1996)
- [28] L. S. Taylor, B. C. Porter, D. J. Rubens and K. J. Parker, "Three-dimensional sonoelastography: Principles and practices," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 45, pp. 1477-1494 (2000)
- [29] J. M. Park, S. J. Kwon and M. K. Jeong, "Wave generation and its effect on lesion detection in sonoelastography: Theory and simulation study," *J. Acoust. Soc. Korea*, Vol. 24, No. 5, pp. 282-293 (2005)
- [30] 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)
- [31] K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale, E. Bentley and G. Trahey, "In vivo demonstration of acoustic radiation force impulse imaging in the thyroid, abdomen, and breast," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1633-1638 (2001)
- [32] K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale, R. Bentley, D. Stutz, M. Palmeri, J. Dahl and G. Trahey, "Acoustic radiation force impulse imaging: Remote palpation of the mechanical properties of tissue," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1821-1830 (2002)
- [33] 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)
- [34] M. L. Palmeri, A. C. Sharma, R. R. Bouchard, R. W. Nightingale and K. R. Nightingale, "A finite-element method model of soft tissue response to impulsive acoustic radiation force," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 52, No. 10, pp. 1699-1712 (2005)
- [35] M. L. Palmeri, S. A. McAleavey, G. E. Trahey and K. R. Nightingale, "Ultrasonic tracking of acoustic radiation force-induced displacements in homogeneous media," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 53, No. 7, pp. 1300-1313, July (2006)
- [36] B. J. Fahey, R. C. Nelson, S. J. Hsu, D. P. Bradway, D. M. Dumont and G. E. Trahey, "In vivo acoustic radiation force impulse imaging of abdominal lesions," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 440-443 (2007)
- [37] J. M. Park, S. J. Kwon and M. K. Jeong, "Displacement Characteristics Generated in Viscous Tissue by an Acoustic Radiation Force," *Sae Mulli (New Physics)*, Vol. 60, No. 12, pp. 1268-1281 (2010)
- [38] S. McAleavey, M. Menon and D. J. Rubens, "Acoustic radiation force impulse imaging of excised human prostates," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1663-1666 (2000)
- [39] 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)
- [40] R. S. Lazebnik, "Tissue strain analytics: Virtual touch tissue imaging and quantification," [Online]. Available: [http://www.medical.siemens.com/siemens/sv\\_SE/](http://www.medical.siemens.com/siemens/sv_SE/)

- gg\_us\_FBAs/files/misc\_downloads/Whitepaper\_VirtualTouch.pdf.
- [41] 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 (2004)
- [42] 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 (2008)
- [43] J. Bercoff, A. Criton, C. C. Bacrie, J. Souquet, M. Tanter, J.-L. Gennisson, T. Deffieux and M. Fink, "Shear wave elastography," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 321-324 (2008)
- [44] M. Fatemi and J. F. Greenleaf, "Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography," *Science*, Vol. 280, No. 3, pp. 82-85 (1998)
- [45] M. Fatemi and J. F. Greenleaf, "Probing the dynamics of tissue at low frequencies with the radiation force of ultrasound," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 45, pp. 1449-1464 (2000)
- [46] J. Greenleaf, M. Fatemi, G. Silva and M. Urban, "Vibro-acoustography: The most promising approaches and inferred needs for transducers and arrays," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 2322-2324 (2006)
- [47] A. Alizad, D. H. Whaley, R. R. Kinnick, J. F. Greenleaf and M. Fatemi, "In vivo breast vibro-acoustography: Recent results and new challenges," *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1659-1662 (2006)
- [48] A. Alizad, D. H. Whaley, J. F. Greenleaf and M. Fatemi, "Critical issues in breast imaging by vibro-acoustography," *Ultrasonics*, Vol. 44, pp. 217-220 (2006)
- [49] S. Chen, M. W. Urban, C. Pislaru, R. Kinnick, Y. Zheng, A. Yao and J. F. Greenleaf, "Shearwave dispersion ultrasound vibrometry(SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 56, No. 1 (2009)
- [50] Matthew W. Urban, Shigao Chen and James F. Greenleaf, "Error in estimates of tissue material properties from shear wave dispersion ultrasound vibrometry," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 56, No. 4, (2009)
- [51] N. Bom, S. G. Carlier, A. F. W. van der Steen and C. T. Lancee, "Intravascular scanners," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 26, Supplement 1, pp. s6-s9 (2000)
- [52] R. A. Meyer, "Intravascular ultrasound technological advances and clinical applications," *Progress Pediatric Cardiology*, Vol. 7, No. 3, pp. 141-153 (1997)
- [53] A. Gronningsaeter, B. A. J. Angelsen, A. Gresli and H. G. Torp, "Blood noise reduction in intravascular ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 42, No. 2, pp. 200-209 (1995)
- [54] C. L. de Korte and A. F. W. van der Steen, "Intravascular ultrasound elastography: An overview", *Ultrasonics*, Vol. 40, pp. 859-865 (2002)
- [55] D. K. Ahn and M. K. Jeong, "Blood Vessel Strain Imaging Using Linear Array Transducer," *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 11, No. 3, pp. 880-890 (2010)
- [56] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano and R. Omoto, "Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, Vol. SU-32, No. 3, pp. 485-464, May (1985)
- [57] S. F. Nagueh, K. J. Middleton, H. A. Kopelen, W. A. Zoghbi and M. A. Quiñones, "Doppler tissue imaging: A noninvasive technique for evaluation of left ventricular relaxation and estimation of filling pressures", *J. Am. College Cardiology*, Vol. 30, No. 6, pp. 1527-1533, Nov. (1997)
- [58] H. Kanai, H. Hasegawa, N. Chubachi, Y.

- Koiwa and M. Tanaka, "Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, Vol. 44, No. 4, pp. 752-768 (1997)
- [59] A. Heimdal, A. Stoylen, H. Torp and T. Skjaepre, "Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound," *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, Vol. 11, No. 11, pp. 1013-1019 (1998)
- [60] J. D'hooge, A. Heimdal, F. Jamal, T. Kukulski, B. Bijnens, F. Rademakers, L. Hatle, P. Suetens and G. R. Sutherland, "Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: Principles, implementation, and limitations," *Eur. J. Echocardiogr.*, Vol. 1, No. 3, pp. 154-170 (2000)
- [61] I. Mirsky and W. W. Parmley, "Assessment of passive elastic stiffness for isolated heart muscle and the intact heart," *Circulation Res.*, Vol. 33, No. 2, pp. 233-243 (1973)
- [62] L. N. Bohs and G. E. Trahey, "A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 3, pp. 280-286 (1991)
- [63] M. Fink, L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, S. Chaffai, J. Bercoff and J.-L. Gennisson. "Ultra high speed imaging of elasticity," *Proc IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1811-1820 (2002)