

## 선형 트랜스듀서를 이용한 혈관 변형률 영상법

안동기<sup>1</sup>, 정목근<sup>1\*</sup>  
<sup>1</sup>대전대학교 전자공학과

### Blood Vessel Strain Imaging Using Linear Array Transducer

Dong-Ki Ahn<sup>1</sup> and Mok-Kun Jeong<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Daejin University, Departments of Electronic Engineering

**요 약** 뇌졸중 등의 혈관 질병을 진단하기 위해서 혈관 내 초음파(Intravascular Ultrasound:IVUS)영상 기법이 사용되고 있다. 최근에는 혈관 내벽에 붙은 혈전을 탄성 영상법을 이용하여 진단하는 방법들이 연구되고 있다. 그러나 혈관 내 초음파는 혈관 내에 트랜스듀서를 삽입하여야 하므로 진단 방법에 위험성이 있다. 본 논문은 선형 트랜스듀서를 이용하여 혈관 외부에서 데이터를 획득하여 혈관 내벽에 붙은 혈전의 변형률 영상을 얻었다. 혈관 벽의 움직임을 정확하게 측정하기 위하여, 혈관 벽과 수직이 되도록 주사선의 방향을 조향하면서 초음파 데이터를 획득하였다. 초음파 데이터는 기저대역의 복소수 신호로 복조한 뒤 자기상관(autocorrelation)을 이용하여 혈관 벽의 움직임을 계산하여 변형률 영상을 얻었다. 제안한 방법을 플라스틱 기판의 혈관 모사 팬텀을 제작하여 검증하였다. 혈관 모사 팬텀은 혈관에 해당하는 직경 6mm의 실린더 공간에 물을 채우고 벽을 따라 2mm 두께의 부드러운 혈전을 혈관 벽의 내부에 배치하였다. RF 데이터는 상용 초음파 진단기에서 7.5MHz 선형 트랜스듀서를 사용하여 -40도부터 40도까지 1도 간격으로 조향시킨 81개의 스캔라인 데이터를 얻었다. 실험 결과 단단한 배경 팬텀에 인접한 혈전 영역이 더 무른 것으로 관찰되었다. 제안한 방법의 탄성 영상법이 비록 주사선이 혈관 벽에 수직으로 입사하는 영역으로 제한되지만 혈관 변형률 영상법의 유용함을 실험으로 입증하였다.

**Abstract** The intravascular ultrasound (IVUS) imaging technique is used to diagnose cerebrovascular diseases such as stroke. Recently, elasticity imaging methods have been investigated to diagnose blood clots attached to blood vessel intima. However, the IVUS imaging technique is an invasive method that requires a transducer to be inserted into blood vessel. In this paper, strain images are obtained of blood clots attached to blood vessel intima with data acquired from outside the blood vessel using a linear array transducer. In order to measure the displacement of blood vessel accurately, experimental data are acquired by steering ultrasound beams so that they can intersect the blood vessel wall at right angles. The acquired rf data are demodulated to the baseband. The resulting complex baseband signals are then processed by an autocorrelation algorithm to compute the blood vessel movement and thereby produce strain image. This proposed method is verified by experiments on a plastic blood vessel mimicking phantom. The efficacy of the proposed method was verified using a home-made blood vessel mimicking phantom. The blood vessel mimicking phantom was constructed by making a 6 mm diameter hollow cylinder inside it to simulate a blood vessel and adhering 2 mm thick soft plaque to the inner wall of the hollow cylinder.

The RF data were acquired using a clinical ultrasound scanner (Accuvix XQ, Medison, Seoul, Korea) with a 7.5 MHz linear array transducer by steering ultrasound beams in steps of 1° from -40° to 40° for a total of 81 angles. Experimental results show that the plaque region near the blood vessel wall is softer than background tissue. Although the imaging region is restricted due to the limited range of angles for which scan lines are perpendicular to the wall, the feasibility of strain imaging is demonstrated.

**Key Words** : Ultrasound Image, Linear Array Transducer, Blood Vessel, Plaque, Steering, Strain Imaging

\*교신저자 : 정목근(jmk@daejin.ac.kr)

접수일 10년 01월 11일

수정일 10년 03월 16일

게재확정일 10년 03월 18일

## 1. 서론

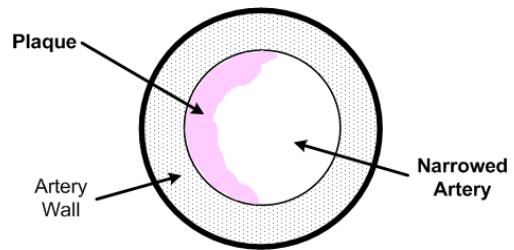
뇌졸중(stroke)이라 불리는 뇌혈관 질환(cerebrovascular disease)은 사망원인 중 상위층에 해당하는 중요한 질환이며, 나이가 들수록 그 발생 빈도가 증가하는 추세이다. 뇌졸중은 뇌혈관이 막히는 뇌경색(cerebral infarction)과 뇌혈관 벽의 약한 부분이 터져서 생기는 뇌출혈(cerebral hemorrhage)로 분류된다. 이러한 뇌졸중을 조기 진단하기 위한 검사 중 경동맥(carotid artery) 초음파 검사가 있다. 경동맥에 동맥경화가 생겨 혈관이 좁아지거나 동맥경화 부위에서 떨어져 나온 응고된 혈전(plaque)이 뇌혈관을 막으면 뇌졸중이 발생하게 된다[1,2]. 그림 1은 혈전이 생겨 혈관 벽이 좁아지고 혈류의 흐름이 원활하지 않는 경우의 모델이다.

인체 내에서 발생한 종양이나 암은 주위 조직보다 단단해진다. 따라서 단단함 정도를 측정하여 영상화하면 종양의 크기나 병변의 진행 정도를 알게 된다. 이러한 영상법을 초음파 탄성 영상법이라 하며, 종양 조직에 힘을 가하여 기계적인 변형을 일으킨 뒤 변형된 정도를 측정하여 영상화하는 방법이 널리 이용되고 있다. 일반적으로 가해진 힘의 크기의 분포를 정확히 알 수 없으므로 변형된 정도만 가지고 영상화하므로 변형률(strain) 영상이라고도 한다[3-6].

초음파 영상에서 동맥 경화 진단은 트랜스듀서가 내장된 도관(catheter)을 혈관 내부에 삽입하여 횡단면 영상을 획득하는 혈관 내 초음파 기법이 이용되고 있다[7-9]. 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 [10]. 혈관 내 초음파 변형률 영상법은 주로 큰 직경의 혈관에 붙은 혈전을 영상화하기 위하여 연구되고 있다. 경동맥과 같은 혈관은 심장의 박동에 의하여 항상 수축과 이완이 반복되는 만큼 기계적인 변형이 주기적으로 일어난다. 따라서 이러한 움직임을 관찰하면 외부에서 힘을 가하지 않더라도 변형률 영상을 얻을 수 있다. 변형률의 측정은 신호처리 방법에 따라 포락선(envelope) 기반의 방법과 RF 기반의 방법으로 분류된다. 포락선 기반의 연구는 스펙클 트래킹(speckle tracking) 기법을 이용하여 변위를 계산하는데 조직의 변형률이 작은 경우는 변위 계산의 정밀도가 저하되는 한계가 있다. RF 기반의 변위 계산방법은 혈관이 압축되기 전과 압축된 후의 주사선(scanline) 방향의 RF 데이터들을 가지고 상호 상관법을 적용하여 변위를 계산하는 것이다. 이 기법을 이용해

서 혈관 모사 팬텀과 인체 실험 및 동물 실험 등을 수행하여 얻은 좋은 연구 결과들이 발표 되고 있다[10-13]. 그러나 기존의 혈관 내 초음파 변형률 영상을 이용한 방법들은 혈관 내에 트랜스듀서를 삽입하여야 하므로 진단 방법 그 자체에 위험성을 내포하고 있는 단점이 있다. 따라서 경동맥과 같이 드러난 혈관 부위의 혈관 벽을 외과적인 시술 없이 영상화하는 방법의 중요성이 대두되고 있다. 최근에 이르러 혈관 외부에서 영상을 얻는 방법에 대해서 연구가 이루어지고 있다. 이 방법은 선형 트랜스듀서를 이용하여 15도 간격으로 초음파 빔을 조향시켜서 각 조향각에 따른 RF 데이터를 획득한 다음 각 프레임에 대한 변위를 계산하고 프레임들의 변위의 평균을 취하는 컴파운드(compound) 영상 기법을 적용하여 변형률 영상을 얻는다[14]. 그러나, 이 방법은 데이터를 획득하는 과정에서 조향된 모든 프레임의 데이터를 가지고 처리해야 하므로 계산량이 많고, 주사선의 방향과 혈관 벽의 움직임이 일치하지 않음으로써 변위 계산에 오차를 가진다.

본 논문에서는 인체의 혈관 내에 트랜스듀서를 삽입하지 않고서도 검사할 수 있도록, 선형 트랜스듀서를 이용하여 인체 외부에서 데이터를 획득하는 혈관 변형률 영상법을 제안하였다. 제안한 방법은 정확하게 혈관 중심을 지나도록 주사선을 형성시켜서 혈관 벽의 움직임과 같은 방향에서 돌아오는 초음파 신호만 사용하므로 변위 계산에서 오차를 줄였고 데이터 획득 속도를 높일 수 있었다. 검증을 위해 혈관 모사 팬텀을 제작하고 실험을 통해 이를 확인하였다.



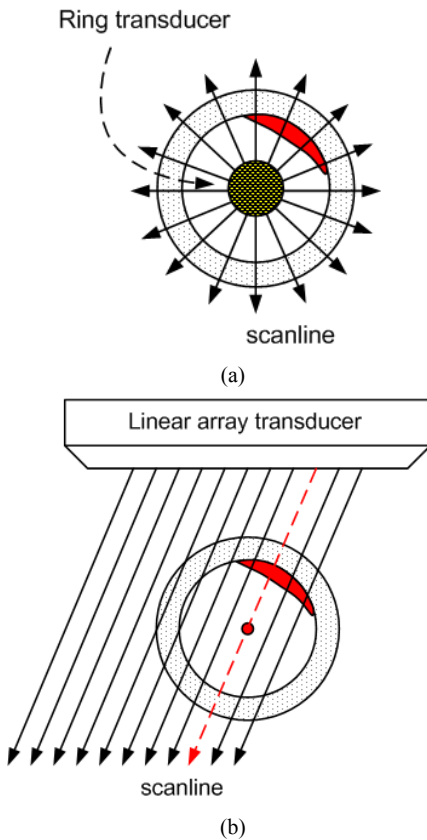
[그림 1] 혈전에 의한 동맥 경화 모델

## 2. 혈관 변형률 영상법

### 2.1. 혈관 영상의 구성 방법

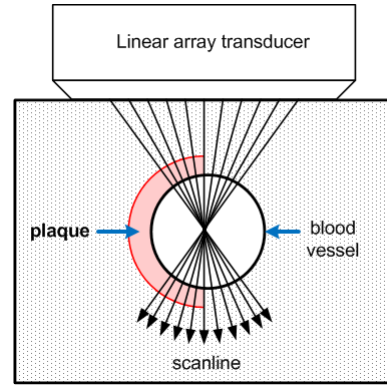
혈관 내벽을 따라서 형성된 혈전의 단단한 정도를 측정하면 혈관 벽의 건강상태를 진단할 수 있다. 선형 트랜스듀서로 혈관을 관찰할 때의 영상 부위는 주로 목 부분의 경동맥이 이용되며 혈관 벽의 움직임은 심장의 박동

에 의한 혈류의 압력에 의하여 혈관 벽에 수직한 방향으로 주기적으로 수축과 이완이 반복된다. 초음파 영상의 해상도는 초음파 주사선 방향으로 최대가 되므로 혈관 벽에 수직한 방향으로 주사선이 형성되어야 혈관 벽과 혈전의 최대 해상도 영상을 얻을 수 있다. 혈관 내 초음파의 트랜스듀서는 원형 실린더의 주위에 소자를 배치시켜 실린더의 바깥쪽 방향으로 초음파 주사선이 형성된다. 따라서 혈관 벽과 주사선은 직각이 된다. 인체 외부에서 선형 트랜스듀서를 이용하여 혈관 형상의 움직임을 추적하기 위해서는 혈관 내 초음파와 마찬가지로 혈관 벽에 수직한 방향으로 주사선을 구성하여야 한다. 그림 2는 조향에 의한 초음파 주사선의 입사 모델을 나타낸다. 그림 2(a)는 혈관 내 초음파 기법에서 링 트랜스듀서를 이용하는 경우의 주사선의 방향을 나타내었고, 그림 2(b)는 선형 트랜스듀서를 이용하여 주사선을 조향시켜서 영상을 얻는 경우이다. 주사선의 방향을 조향시키면 혈관 중심을



[그림 2] 조향에 의한 초음파 주사선의 입사 모델. (a) 혈관 내 초음파 기법에서 링 트랜스듀서의 경우, (b) 선형 트랜스듀서의 경우이며, 점선은 혈관의 중심을 지나가는 주사선이다

지나는 주사선은 혈관 벽에 수직한 방향으로 입사된다. 따라서 혈관 벽의 위치에 따라 조향각을 바꾸면 다양한 각도에서 혈관 벽에 수직하게 입사되는 주사선을 얻을 수 있게 된다. 이러한 방법으로 선형 트랜스듀서에서도 혈관 벽의 영상을 비교적 세밀히 얻을 수 있게 된다. 그림 3은 혈관 벽의 위치에 따라 혈관 중심을 지나도록 주사선을 조향시켜서 혈관 벽의 영상을 얻는 방법을 보여 주고 있다.



[그림 3] 혈관의 중심을 지나도록 주사선을 조향하여 혈관 영상 데이터의 획득

## 2.2. 조향에 의해 나타나는 그레이팅 로브 (grating lobe) 제거

선형 트랜스듀서에서 초음파 신호의 수신 시에는 배열 소자에서 수신된 신호를 모든 영상점에서 집속에 필요한 시간 지연을 인가하여 집속시키는 동적 수신 집속을 사용한다. 이때에 각 수신 소자에 지연시간을 보상해 주는 과정에서, 주사선 방향과 다른 각도에서 수신되는 신호의 경로가 인접한 두 수신 소자 사이에 원 신호의 파장만큼 차이가 나게 되면 신호의 위상이 일치되므로 그레이팅 로브가 발생되게 된다. 그레이팅 로브가 생기는 각도는 2개의 인접한 엘리먼트로부터 수신된 초음파 신호의 거리차가 파장의 길이와 같아지는 각

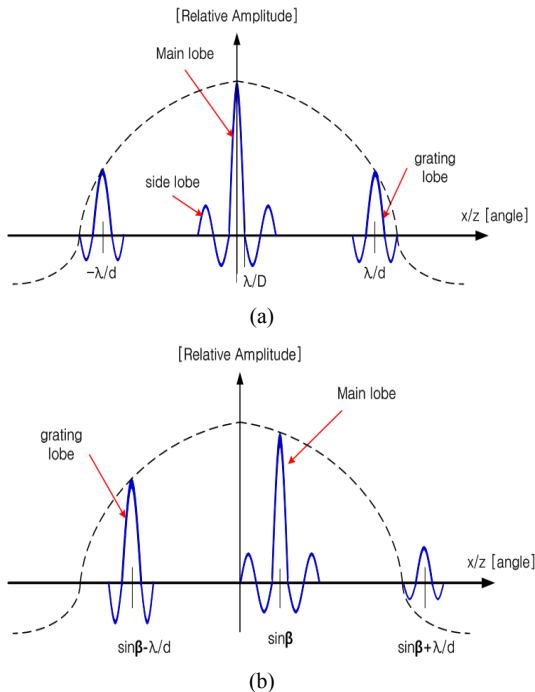
$$\theta_{grating} = \sin^{-1} \left[ \frac{\lambda}{d} \right] \quad (1)$$

이 된다[15, 16]. 여기서  $\lambda$  는 파장이며,  $d$ 는 수신소자의 간격이다. 그림 4(a)는 조향을 하지 않는 경우의 원거리 음장에 대한 빔 패턴이다. 여기서 그레이팅 로브는  $\pm \lambda / d$ 의 각도에서 발생이 되며,  $D$ 는 수신구경의 전체 크기이다. 주사선을  $\beta$ 의 각도로 조향시키면 그레이팅 로브도 같은 각도로 조향되므로 그레이팅 로브가 생기는 각도는

다음과 같이 계산 할 수 있다.

$$\theta_{steer\_grating} = \sin^{-1} \left[ \sin \beta \pm \frac{\lambda}{d} \right] \quad (2)$$

주사선을 조향시켜도 주사선과 그레이팅 로브가 발생하는 사이의 각도는 유지된다. 예를 들면, 매질의 음속도가 1410m/s이고 엘리먼트 간격이 0.198mm인 선형 트랜스듀서에서 7.5MHz의 주파수 신호에서 그레이팅 로브가 생기는 각도는 71.7도가 된다. 그리고 조향각이 20도일 경우에 그레이팅 로브가 생기는 각도는 52.5도가 된다. 그러나 그림 4(b)와 같이 조향 때문에 트랜스듀서의 전면의 영상 영역으로 들어오는 그레이팅 로브는 트랜스듀서의 지향성 때문에 그레이팅 로브의 신호가 더 크게 나타난다. 또한 주파수가 높을수록 주사선과 그레이팅 로브 사이의 각도가 줄어들므로 영상에 더 큰 영향을 미친다. 따라서 영상에 영향을 미치는 그레이팅 로브 신호는 수신되는 신호의 스펙트럼 영역에서 높은 주파수 성분을 가지므로, 조향각이 클 때 수신된 RF 신호를 저역통과필터를 통과시켜서 그레이팅 로브 신호를 제거함으로써 영향을 줄일 수 있다.



[그림 4] 선형 트랜스듀서의 원거리 음장 특성. (a) 조향이 없는 경우, (b) 조향이 있는 경우

### 2.3. 변형률 영상을 위한 변위 추정 방법

준정적인 방법의 변형률 영상을 얻기 위한 초음파 데이터의 획득 순서는 다음과 같다. 스트레스를 인가하기 전의 매질에 초음파를 인가하여 기준 신호를 얻고, 다시 매질에 변형을 가하여 압축한 후에 초음파 신호를 얻는다. 매질이 압축되면 매질 내의 반사체들이 압축 방향으로 이동하므로 이때의 초음파 신호는 스트레스를 인가하기 전의 신호보다 수신시간이 이동되어 나타난다. 따라서 두 신호 간의 이동을 계산함으로써 매질의 변위를 구할 수 있다. 이러한 변위는 매질의 단단함에 따라 달라지므로 매질의 특성 값을 반영하게 된다. 변위의 계산은 수신된 초음파 RF 신호를 복조하여 기저대역의 I/Q 신호로 바꾸고 자기상관을 계산하여 위상 차이를 구한 뒤 계산하였다. 변위의 그래프를 미분하여 기울기를 구하면 변형률을 구할 수 있고, 모든 주사선에 대하여 계산하여 영상을 구성하면 변형률 영상이 된다.

변위 계산에서 압축에 의한 신호 모델은 선형 지연을 갖는 전역통과필터로 모델링할 수 있다. 압축 전의 신호  $y_1(t)$ 와 압축 후의 신호  $y_2(t)$ 에 대한 복조 후의 기저대역의 복소 신호는 다음과 같다.

$$y_{1b}(t) = r(t)e^{j\phi(t)} \quad (3)$$

$$y_{2b}(t) = r(t-\tau)e^{j(-w_0\tau + \phi(t-\tau))}$$

여기서  $r(t)$ 는 포락선이며,  $w_0$ 는 중심주파수이며,  $\tau$ 는 시간 지연,  $\phi(t)$ 는 기저대역 신호의 위상에 해당한다. 표본화된 이산 신호에 대하여 유한 구간 내의 데이터에서 두 신호의 위상 차이는 자기상관 계산으로부터 수식 (4)가 된다.

$$\Delta\Phi = \arg \langle y_{1b}(n) \cdot y_{2b}^*(n) \rangle = w_0\tau + \phi(t) - \phi(t-\tau) \quad (4)$$

여기서  $\arg$ 는 위상을 구하는 함수이며  $\langle \cdot \rangle$ 는 상관도를 계산하는 함수이다. 수식 (4)에서  $\phi(t-\tau)$ 를 테일러 급수로 전개해서 1차 항까지만 취하면 시간 지연  $\tau$ 는 다음 식과 같이 주어진다.

$$\tau = \frac{\Delta\Phi}{w_0 + \phi'(t)} = \frac{\Delta\Phi}{w_0 + w_B(t)} \quad (5)$$

여기서  $w_B(t)$ 는 시간에 대한 위상의 미분에 해당하는  $\phi'(t)$ 와 같게 되고, 이는 기저대역 신호의 순시주파수 (instantaneous frequency)에 해당한다.

그러나 비사관도를 고려하지 않는 변위 계산은 압축 전과 후의 같은 위치에서 윈도우 안에 있는 데이터의 위상 차이만을 계산하게 된다. 따라서 깊이가 증가할수록 변위가 커지므로 비교하고자 하는 신호의 모양이 달라져 비사관도가 큰 데이터를 이용하여 계산하게 되므로 오차가 커진다. 이를 극복하기 위하여 두 신호의 변위를 추정 한 뒤 위상차가 줄어드는 방향으로 신호를 먼저 이동시킨 후 다시 변위를 계산한다. 압축 후의 신호  $y_2(t)$ 에 위상차를 줄이기 위해 인접한 이전의 윈도우에서 구한 추정값  $\delta$  를 사용한다. 위상차가 줄어드는 방향으로 이동시킨 압축 후의 복소 기저대역 신호는

$$y_{2b}(t+\delta) = r(t-\tau+\delta)e^{j(-w_0\tau+\phi(t-\tau+\delta))} \quad (6)$$

이 된다. 그리고 압축 전과 이동된 압축 후의 신호에 대한 위상 차이는

$$\Delta\Phi_\delta = \arg[\langle y_{1b}(n) \cdot y_{2b}^*(n+\delta) \rangle \cdot e^{j(-w_0\delta)}] \quad (7)$$

이 되고, 시간 지연은

$$\tau = \frac{\Delta\Phi_s}{w_0 + \phi'(t)} + \delta \quad (8)$$

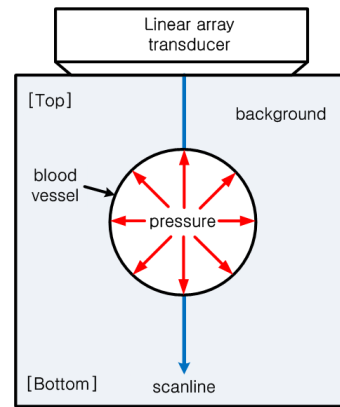
가 된다. 이렇게 두 신호의 위상차를 추정 한 뒤 위상차가 줄어드는 방향으로 신호를 먼저 이동시킨 후 다시 변위를 계산하는 2단 계산법(two-step method)이 일반적으로 사용된다[17-20]. 본 논문에서는 2단 계산법을 이용하여 변위를 계산하였다.

### 2.4. 혈관 데이터의 변위 계산 및 변형률 영상화 방법

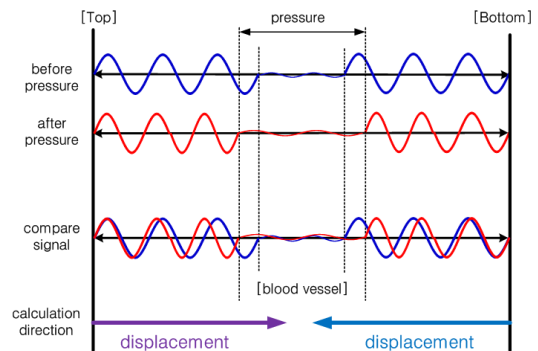
그림 5의 혈관 변형률 영상 모델은 혈관 벽 내부에서의 혈압이 높아지면 팽창하면서 혈관 벽의 이동은 등방향을 갖는다. 이때 혈관 중심의 스캔라인을 기준으로 보면 신호의 이동은 위쪽과 아래쪽 방향으로 이루어진다. 그림 6에서 팽창에 따른 신호의 이동 형태는 혈관 중심에 멀어질수록 팽창 전과 후의 움직임이 거의 없으므로 수신된 신호의 변위가 적게 나타나고, 혈관 벽 주위에는 움직임이 가장 크므로 두 신호의 변위가 가장 크다. 이는 상관도가 가장 작은 부분이 되므로 변위 계산에 오차가 크게 나타난다. 그러므로 변위 계산은 혈관 벽에서 먼 곳에서 혈관 벽 쪽으로 계산한다. 따라서 얻어진 스캔라인

데이터에서 데이터의 첫 부분과 데이터의 끝 부분을 변위 계산의 출발점으로 정하여 계산을 해야 정확한 변위 분포를 알 수 있게 된다. 계산 방법은 압력을 가하기 전과 압력을 가한 후의 두 별의 RF 데이터에서 깊이 기준으로 트랜스듀서와 가까운 위쪽에서 아래쪽 방향으로 혈관 중심점까지 변위 계산을 하고, 반대 방향으로는 데이터의 끝점에서 혈관 중심까지 변위 계산을 한다.

혈관 변형률 영상화 방법은 각 방향에서 변위 분포를 구한 뒤 미분하여 기울기를 구하면 각각의 변형률 영상을 얻을 수 있다. 이렇게 얻어진 영상을 혈관 중심을 기준으로 윗면과 아랫면으로 합치게 되면 전체의 혈관 변형률 영상이 된다. 이 변형률 영상은 조향각에 의한 데이터이므로 스캔 변환을 하여 최종 변형률 영상을 얻는다.



[그림 5] 혈관 변형률 영상에서 혈압의 방향과 혈관 모델

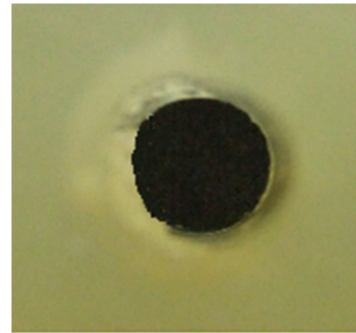


[그림 6] 혈관의 팽창에 따른 혈관 내부의 초음파 신호의 이동

### 3. 혈관 모사 팬텀의 제작

혈관 팬텀은 액체 플라스틱을 이용한 경화제와 연화제

(M-F Manufacturing Co., USA)를 혼합하여 제작하였다 [21, 22]. 이때 초음파를 반사시키기 위하여 구경이 27  $\mu\text{m}$  인 유리가루 Spherglass2000(Potters Industries Inc., USA)를 전체 무게 비율의 0.5%로 첨가하였다. 혈관 팬텀은 혈관 벽과 혈관을 둘러싼 조직을 단일 구조로 하여 실린더 모양의 공간을 만들고 혈관 내벽에서 180도의 각도 영역에 무른 조직인 혈전을 배치하였다. 따라서 혈관 벽과 혈관 주위의 연조직의 탄성도는 같다고 가정하였다. 혈관 팬텀의 탄성 계수는 액체 플라스틱 경화제와 연화제의 혼합 비율을 조정하여 가변하였고 무른 부분인 혈전과 단단한 부위인 혈관 벽의 탄성계수 차이는 5배 정도 차이가 나도록 제작하였다. 팬텀 혈관의 내경은 6mm이며, 혈전의 두께는 2mm이다. 그림 7에서 (a)는 제작된 팬텀의 구조를 나타내고, (b)는 혈관 내에 물을 채우고 얻은 혈관 모사 팬텀의 B-모드 영상이며, (c)는 제작된 팬텀의 실제 사진이다. 그림 7의 (b)에서 보면 혈관 내부에 물을 넣고 압력을 가하여 팽창시켜서 혈관 내경이 8mm정도로 나타나고 있다. 물에서는 초음파 신호의 반사가 일어나지 않으므로 혈관 내부가 검게 나타났다. 초음파 영상에서 혈전 부분의 경계가 희미하게 구별이 되지만 스펙클 특성이 배경 매질과 유사함을 보인다.



(c)

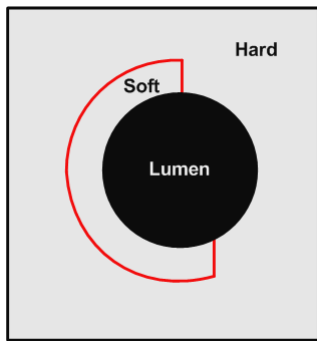
[그림 7] 혈관 모사 팬텀의 형태. (a) 팬텀 모델, (b) B-모드 영상, (c) 팬텀의 실제 사진

#### 4. 실험 방법

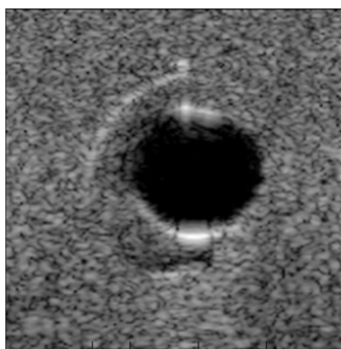
실험 장치의 구성도는 그림 8과 같다. 혈관 모사 팬텀에서 혈관에 해당하는 실린더 형태의 빈 공간에 물을 채우고, 심장 박동에 의한 혈관 벽의 움직임은 외부에서 주사기로 물을 주입해 압력을 가하여 혈관 벽을 움직일 수 있도록 하였다. 초음파 영상 데이터는 초음파 영상장비 (Accuvix XQ, Medison Co., Korea)에서 7.5MHz의 선형 트랜스듀서(L6-12IS, Medison Co., Korea)를 이용하여 RF 데이터를 영상 깊이 40mm까지 61.6MHz의 샘플링율로 얻었다. 얻어진 RF 데이터는 PC로 옮겨서 MATLAB을 이용하여 신호처리를 하였다.

먼저, 혈관의 내부 중심을 찾기 위하여 기존의 B-모드 영상법으로 초음파 영상을 얻었다. 얻어진 초음파 영상의 밝기 값의 히스토그램으로부터 혈관 벽과 혈관 내부의 밝기 분포를 구하고, 밝기 차이로부터 혈관 내부의 영역을 분리하여 이진 영상을 만들었다. 그리고 분리된 혈관 내부의 영역에서 무게 중심을 구하여 혈관 중심점을 찾았다. 그림 9는 그림 7(b)의 B-모드 영상에서 혈관 중심을 찾은 영상이며 가운데의 흰 점이 무게 중심에 해당한다. 가운데 검은색 부분은 혈관의 내부이며 바깥쪽 점선은 2mm의 혈전이 존재하는 혈관 벽에 해당한다. 무른 조직인 혈전이 있는 부위가 압력에 의하여 바깥쪽으로 더 밀려나서 혈관 벽의 경계가 혈전 부위에서 찌그러져 나타나 있다.

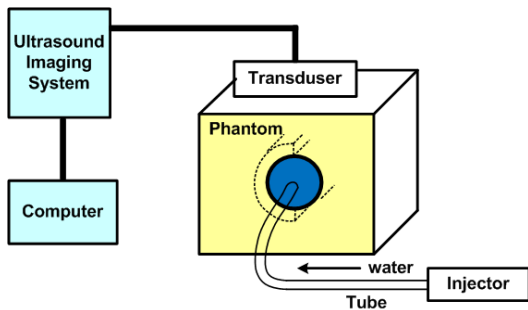
혈관 벽의 움직임은 심장 박동에 따라서 빠른 속도로 움직인다. 본 실험에서 탄성 영상을 얻기 위한 데이터의 획득 방법은, 팬텀 혈관 내부에 물을 주입하여 일정한 압력을 가하고 무게중심을 지나는 스캔라인의 데이터를 얻고, 압력을 높여서 혈관 벽을 바깥쪽으로 팽창시킨 뒤에



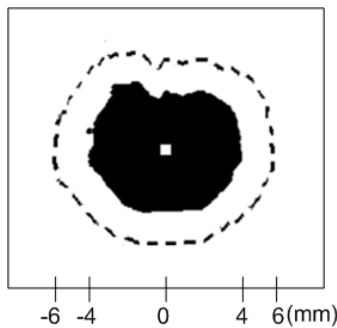
(a)



(b)



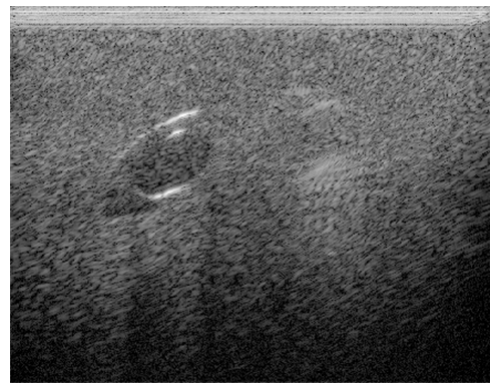
[그림 8] 실험 장치의 구성도



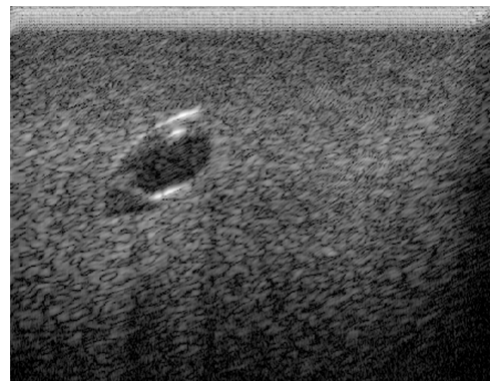
[그림 9] 혈관 내부의 영역을 분할하고 중심점을 찾은 영상. 점선 부위는 혈관 벽으로부터 2mm 두께의 혈전이 존재하는 영역이다

다시 한 번 같은 방법으로 데이터를 얻었다. 한 프레임의 RF 데이터는 -45도에서 +45도까지 1도 간격으로 초음파 빔을 조향시켜서 각도별로 혈관의 중심점을 지나는 주사선과 좌, 우의 두 개의 주사선을 더 포함하여 5개씩의 스캔라인을 저장하였다. 그레이팅 로브의 영향을 줄이기 위하여 32차의 저역통과필터를 적용하였는데 조향각에 따라서 그레이팅 로브의 영향이 다르게 나타나므로, +/-20도 부터 +/-45도 사이에서 각도에 따라 차단 주파수를 다르게 설정하였다. 그러나 저역통과 필터를 적용할 때, 제거되는 주파수 영역에 겹쳐있는 신호 성분 스펙트럼도 같이 제거되므로 필터의 영향이 클 것임을 예상할 수 있다. 따라서 필터의 차수와 차단 주파수는 B-모드 영상에서 혈관 벽과 혈전이 잘 보이는 것을 기준으로 실험을 통해 결정하였고, 그레이팅 로브가 영상에 크게 영향을 미치는 시점인 +/-20도 이상부터 저역통과필터를 적용하였다. 실험을 통해 결정된 차단주파수는 20~22도에는 7.5MHz, 23~27도는 7.125MHz, 28~32도는 6.75MHz, 33~37도는 6.375MHz, 38~42도는 6.0MHz, 43~45도는 5.625MHz이다. 예를 들면, 조향각이 20도일 때 필터의 차단주파수를 7.5MHz로 했을 경우, 주사선에 대하여 52.5도 이내의 각도 안에 들어오는 7.5MHz 이상의 주파

수 신호를 제거한 것이다. 그림 10은 조향각 30도에서 영상 부위를 지나는 모든 주사선의 데이터를 얻어서 그레이팅 로브를 없앤 초음파 영상을 비교한 것이다. 그림 10의 (a)는 그레이팅 로브 제거 처리 전의 영상이며, (b)는 그레이팅 로브의 영향을 제거한 영상이다. 혈관 부분에서 오른쪽 옆쪽에 있는 그레이팅 로브에 의해 생기는 허상이 제거되었고, 혈관의 형태가 더 선명히 구별이 된다. 이렇게 전처리가 된 RF 신호를 직교 복조하여 복소수 기저대역 신호를 얻은 뒤 변위를 계산하였다. 변위 계산 시에 자기상관 윈도우를 1mm로 두었고, 윈도우의 이동 간격은 0.5mm 단위로 설정하여 계산하였다.



(a)



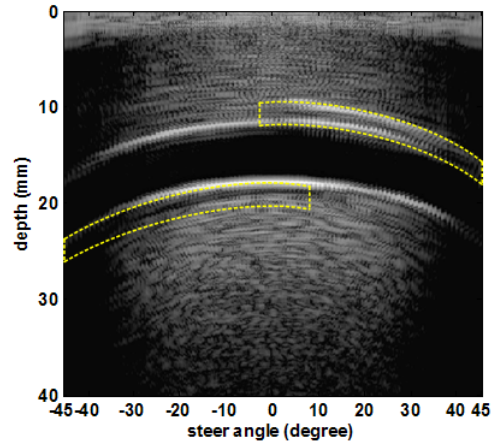
(b)

[그림 10] 그레이팅 로브를 제거하여 처리한 초음파 영상의 비교(조향각 30도). (a) 그레이팅 로브 제거 전, (b) 제거 후 영상. 그림은 스캔 변환하기 전의 영상이다

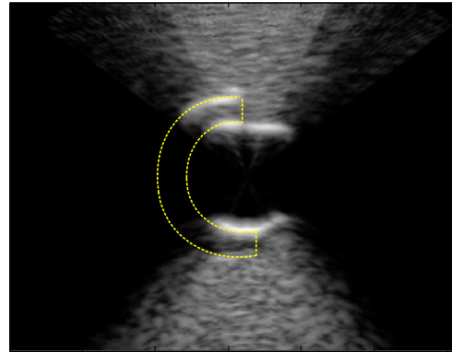
## 5. 실험 결과

그림 11에서 (a)는 RF 데이터의 B-모드 영상이고, (b)

는 스캔 변환을 한 영상이다. 점선 부분이 혈전이 존재하는 영역이며  $\pm 45$ 도의 범위에서 주사선을 조향시켰으므로 아래쪽 혈관 부위를 포함하면 혈관 영역에서 180도 각도의 영상만 얻어지게 된다. +40도 이상과 -40도 이하의 RF 데이터는 노이즈에 의해 신호가 상대적으로 작아져서 B-모드 영상과 스캔 변환한 영상에서 검게 나오지만, 작은 신호라 할지라도 충분히 자기상관을 통한 변위계산은 가능하다. 그림 12에 혈관 모사 팬텀의 변형률 영상을 나타내었다. 그림 12의 (a)는 그레이팅 로브 제거 전이고, (b)는 그레이팅 로브를 제거시킨 후의 변형률 영상이다. 조직이 무를수록 변위가 크게 나타나므로 변형률 영상에서 밝게 나타나야 한다. 얻어진 변형률 영상은 혈전이 있는 부위가 밝게 나타나 주위 조직에 비하여 무른 것을 알 수 있다. 그림 11의 (b) 영상과 비교해 보면 스캔 변환한 B-모드 영상에서는 나타나지 않는 혈전의 위치가 변형률 영상에서는 잘 나타나고 있다. 조향각이 큰 부분에서는 변형률 영상의 계산 오차가 커짐을 알 수 있는데, 그레이팅 로브를 제거함으로써 화질이 개선되고 있다. 또한 조향각이 작은 각도 범위에서는 비교적 혈전 부위가 잘 나타나고 있다. 혈관 내부에는 반사체가 없으므로 신호의 대부분이 노이즈이므로 변위를 계산할 때 큰 오차를 일으킨다. 따라서 초음파 영상으로부터 혈관 벽의 위치를 찾아내고 혈관 내부의 변형률 영상 부분을 제거하는 것이 혈전의 영상화에 도움을 준다. 그림 13은 2mm 두께인 혈전이 존재하는 혈관 벽 부분만을 추출한 변형률 영상이며 혈전이 있는 부분과 없는 부분을 구별할 수 있다. 그림 14는 그림 13의 혈관 벽 부분에서 혈전층의 가운데를 지나는 위치에서 조향 각도에 따른 변형률 변화를 나타낸 그래프이다. 그림 14의 (a)는 혈관 윗벽에 대한 변형률의 변화이며, (b)는 아래벽에 대한 변형률의 변화를 각도별로 나타내었고, 점선으로 나타낸 것은 그레이팅 로브 제거 전이며, 실선으로 나타낸 것이 그레이팅 로브 제거 후의 변형률 값의 변화이다. 기역자 형태의 굵은 점선 안쪽은 혈전의 위치를 나타낸다. 또한 그레이팅 로브 제거의 영향으로 윗벽에서는 조향각이 30도 이상과 아래벽에는 -30도 이하에서 혈전이 존재하는 부분의 변형률 값이 제거 전보다는 크게 나타남을 확인 할 수 있었다. 그림 13과 14를 보면 트랜스듀서에서 먼 쪽인 혈관의 아래쪽의 변형률 값이 작게 나타나는데 이것은 신호의 SNR이 작게 되므로 계산 오차가 크게 나타나는 것이 원인이라 생각된다. 그림 15는 그림 12(b)의 점선 부분에서의 변형률 그래프이며, 혈관 중심을 기준으로 +20도와 -20도 조향각에서 변형률 값을 깊이별로 나타낸 그래프이다. 혈전이 있는 부분에서 변형률이 크게 나타나 혈관 벽 외부의 단단한 부분과 구별할 수 있음을 알 수 있다.

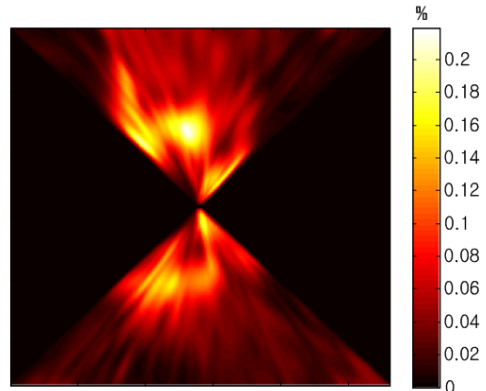


(a)



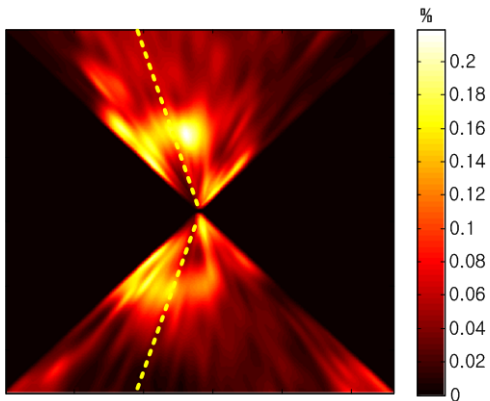
(b)

[그림 11] 혈관 중심을 지나는 RF 데이터의 초음파 영상. (a) 조향 각도별로 펼쳐진 RF 데이터의 영상, (b) 스캔 변환된 초음파 영상, 점선 부분이 혈전 부분이다



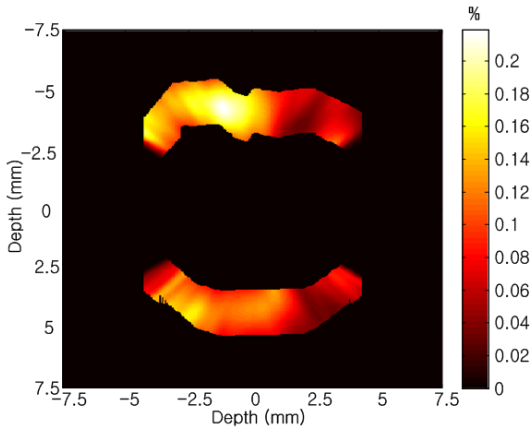
(a)



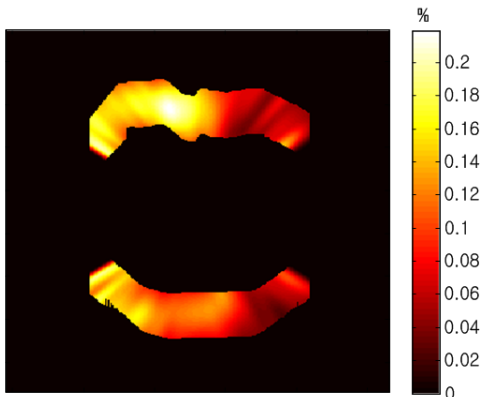


(b)

[그림 12] 변형률 영상. (a) 그레이팅 로브 제거 전, (b) 그레이팅 로브 제거 후의 영상

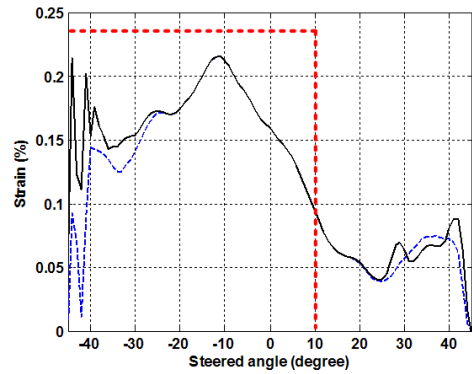


(a)

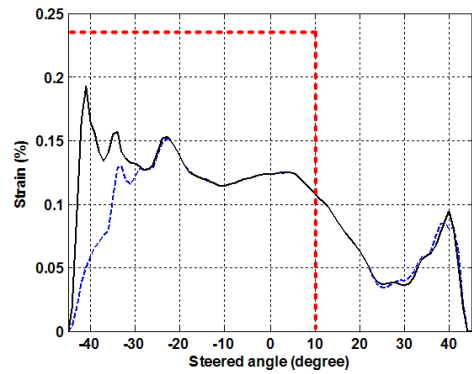


(b)

[그림 13] 혈관 벽 부분만 추출한 변형률 영상. (a) 그레이팅 로브 제거 전, (b) 그레이팅 로브 제거 후의 영상

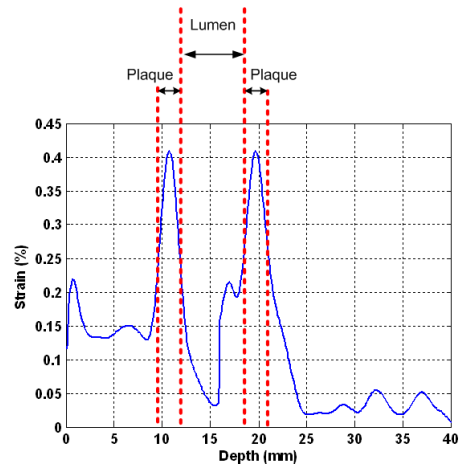


(a)



(b)

[그림 14] 혈관 벽 부분에서 변형률의 변화 그래프. (a) 위쪽 혈관 벽, (b) 아래쪽 혈관 벽. 점선으로 나타낸 것은 그레이팅 로브 제거 전이며, 실선으로 나타낸 것이 그레이팅 로브 제거 후의 변형률 값이다. 기억자 형태의 굵은 점선 안쪽은 혈전의 위치를 나타낸다



[그림 15] 조향각 +20/-20도 방향(그림 12(b)의 점선 부위)의 깊이에 따른 변형률의 그래프

## 6. 결론

본 논문에서는 트랜스듀서를 인체에 삽입하지 않고 외부에서 선형 트랜스듀서를 이용한 혈관 변형률 영상법을 제안하였다. 제안한 방법의 평가를 위해 플라스틱 기반의 혈관 모사 팬텀을 제작하여 변형률 영상을 구하였다. 실험 결과 혈관 벽 부분에 존재하는 2mm 두께인 무른 혈전 부위가 변형률 영상에서도 동일하게 무르게 나타났다. 선형 트랜스듀서의 조향에 의해 발생하는 그레이팅 로브의 영향을 줄이기 위해 저역통과필터를 적용해 본 결과 조향각이 큰 경우에 화질이 개선됨을 확인할 수 있었다. 그러나 기존의 혈관 내 초음파 기법은 트랜스듀서의 주 파수가 20~40MHz 정도를 사용하지만, 본 논문에서 사용한 선형 트랜스듀서는 7.5MHz를 사용하여 정밀도가 필요한 변위 계산에서 혈관 내 초음파 기법보다 해상도가 낮게 나타나고 있다. 이를 해결하기 위해서는 높은 주파수를 가지는 선형 트랜스듀서를 사용하면 해상도의 저하를 극복할 수 있을 것이다. 제안한 방법은 혈관 벽에 수직으로 입사하는 주사선의 각도가 제한되어 영상 영역이 제한되지만 선형 트랜스듀서를 이용하여 진단에 위험성을 줄이면서 간단한 방법으로 변형률 영상을 얻을 수 있음을 확인할 수 있었다.

## 참고문헌

[1] H. J. Bae, "Classification and Pathophysiology of Stroke", *Journal of Medical Postgraduate*, vol. 29, no. 2, pp. 68-74, 2001.

[2] D. H. Kim, "Ultrasound Examination of Cervical Vessels", *Journal of Korean Society for Clinical Neurophysiology*, vol. 9, no. 2, pp. 112-120, 2007.

[3] J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi and X. Li, "Elastography: a Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues", *Ultrasonic Imaging*, vol. 13, no. 2, pp. 111-134, 1991.

[4] R. Y. Yoon, S. J. Kwon, M. H. Bae and M. K. Jeong, "Implementation of Strain Imaging Modality in Medical Ultrasound Imaging System", *Journal of IEK*, vol. 42, no. 3, pp. 157-166, 2005.

[5] M. Fink, L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, S. Chaffai, J. Bercoff and J. L. Gennisson, "Ultra High Speed Imaging of Elasticity", *Proc. of IEEE Ultrasonic Symposium*, pp. 1811-1820, 2002.

[6] T. Shiina, N. Nitta, E. Ueno and J. C. Bamber,

"Real Time Tissue Elasticity Imaging Using the Combined Autocorrelation Method", *Journal of Medical Ultrasonics*, vol. 29, pp. 119-128, 2002

[7] N. Bom, S. G. Carlier, A. F. W. Van der steen and C. T. Lancee, "Intravascular Scanners", *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 26, Supplement 1, pp. s6-s9, 2000.

[8] R. A. Meyer, "Intravascular Ultrasound Technological Advances and Clinical Applications", *Progress in Pediatric Cardiology*, vol. 7, issue. 3, pp. 141-153, 1997.

[9] A. Gronningsaeter, B. A. J. Angelsen, A. Gresli and H. G. Torp, "Blood Noise Reduction in Intravascular Ultrasound Imaging", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control*, vol. 42, no. 2, pp. 200-209, 1995.

[10] C. L. de Korte, A. F. W. van der Steen, "Intravascular Ultrasound Elastography: an Overview", *Ultrasonics*, vol. 40, Issues 1-8, pp. 859-865, 2002.

[11] R. L. Maurice, J. Fromageau, M. R. Cardinal, M. Doyley, E. de Muinck, J. Robb and G. Cloutier, "Characterization of Atherosclerotic Plaques and Mural Thrombi with Intravascular Ultrasound Elastography: a Potential Method Evaluated in an Aortic Rabbit Model and a Human Coronary Artery", *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, no. 3, pp. 290-298, 2008.

[12] J. Fromageau, P. Delachartre, J. C. Boyer, R. E. Guerjouma and G. Gimenez, "Modeling and Measurement of Cryogel Elasticity Properties for Calibrating of IVUS Elasticity Images", *IEEE Ultrasonic Symposium*, pp. 1821-1824, 2000.

[13] R. A. Baldewising, C. L. de Korte, F. Mastik, J. A. Schaar and A. F. W. van der Steen, "Comparison of Finite Elements Model Elastograms and IVUS Elastograms Acquired from Phantoms and Arteries", *IEEE Ultrasonic Symposium*, pp. 1921-1924, 2002.

[14] Hansen HHG, Lopata RGP and de Korte CL, "Noninvasive Carotid Strain Imaging Using Angular Compounding at Large Beam Steered Angles: Validation in Vessel Phantoms", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 28, no. 6, pp. 872-880, 2009.

[15] A. Macovski, "Medical Imaging Systems", Prentice Hall, pp. 204-216, 1983.

[16] O. T. von Ramm, S. W. Smith, "Beam Steering with Linear Arrays", *IEEE Transaction Biomedical Engineering*, vol. BME-30, no. 8, pp. 438-452, 1983.

- [17] M. K. Jeong, S. J. Kwon and M. H. Bae, "Real-time Implementation of Medical Ultrasound Strain Imaging System", Journal of Korean Society for Nondestructive Testing, vol. 28, no. 2, pp. 101-111, 2008.
- [18] M. K. Jeong, S. J. Kwon, "Enhanced Strain Imaging Using Quality Measure", Journal of Acoustical Society of Korea, vol. 27, no. 3E, pp. 84-94, 2008.
- [19] 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", Proc. of IEEE Ultrasonic Symposium, pp. 1278-1281, 2006.
- [20] 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 Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control, vol. 46, pp. 1057-1067, 1999.
- [21] G. J. Lee, D. H. Park, T. M. Shin and J. B. Seo, "Analysis of Properties and Phantom Design Based on Plastic Hardener and Softener for Ultrasonic Imaging", Journal of Biomedical Engineering Research, vol. 29, no. 4, pp. 302-306, 2008.
- [22] D. K. Ahn, M. K. Jeong, "Ultrasonic Phantom Based on Plastic Material for Elastography", Journal of Korean Society for Nondestructive Testing, vol. 29, no. 4, pp. 368-373, 2009.

정 목 근(Mok-Kun Jeong)

[정회원]



- 1988년 2월 : 서울대학교 전기공학과 (공학사)
- 1990년 2월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학석사)
- 1995년 2월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)
- 2000년 : 미국 미네소타 주립대학교 전기 및 컴퓨터공학과 방문연구원
- 1995년 3월 ~ 현재 : 대전대학교 전자공학과 교수

<관심분야>

초음파 의료 영상시스템

안 동 기(Dong-Ki Ahn)

[정회원]



- 2001년 2월 : 대전대학교 전자공학과 (공학사)
- 2003년 8월 : 대전대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 대전대학교 대학원 전기전자통신공학과 박사과정

<관심분야>

영상신호처리, 초음파 의료 영상시스템