

측방향 움직임 보상을 이용한 초음파 의료용 변형률 영상의 화질개선

Improvement of Medical Ultrasound Strain Image Using Lateral Motion Compensation

박 명 기, 권 성 재*, 정 목 근
(Myung-Ki Park, Sung-Jae Kwon*, Mok-Kun Jeong)

대전대학교 전자공학과, *대전대학교 통신공학과
(접수일자: 2011년 4월 26일; 채택일자: 2011년 6월 21일)

초음파 의료용 변형률 영상에서 화질을 향상시키기 위해서는 정확한 변위를 계산하여야 한다. 본 논문에서는 2차원 방향의 움직임에 의한 변위를 구할 때 1차원 변위 계산법을 적용하기 위하여 초음파 신호의 측방향 변위와 측방향 변위를 분리하여 계산하였다. 측방향 변위를 계산하기 위하여, 측방향으로 정렬된 1차원 신호를 해석 신호 (analytic signal)로 변환한 뒤 상호상관방법을 이용하였다. 제안한 측방향 변위계산 알고리즘을 이용하여 구한 측방향 변위로 측방향 움직임을 보상한 뒤에, 다시 측방향 변위를 구하여 변형률 영상을 얻었다. 제안한 방법으로 얻은 변형률 영상은, 기존의 측방향 변위만 계산하여 얻은 변형률 영상에 비해 신호 대 잡음비와 명암대비 대 잡음비에서 향상됨을 팬텀과 인체 데이터를 이용한 실험을 통해 확인하였다.

핵심용어: 해석 신호, 측방향 움직임 보상, 변형률 영상

투고분야: 생체 및 의학 음향 분야 (15.4)

In order to improve the quality of strain images in medical ultrasound imaging, displacements need to be accurately estimated. In this paper, in order to apply one-dimensional displacement estimation methods to two-dimensional motion estimation, the axial and lateral displacements are separately estimated. In order to estimate lateral displacements, one-dimensional signals aligned in the lateral direction are converted to analytic signals, which are then crosscorrelated. Strain images are produced by first compensating two-dimensional displacements for lateral motion with lateral motion displacement estimates obtained from the proposed lateral displacement estimation algorithm and then estimating axial displacements. Both phantom and human data experiments show that the proposed method provides better signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio characteristics than a conventional strain imaging method that utilizes axial displacement estimates only.

Keywords: Analytic signal, Lateral motion compensation, Strain image

ASK subject classification: Biological and Medical Acoustics (15,4)

I. 서론

유방이나 전립선 등의 인체의 연조직에서 발생하는 종양은 주위 조직보다 단단해진다 [1-2]. 인체 조직의 기계적인 특성을 영상화하는 의료용 초음파 탄성 영상은 종양을 진단하는 데 유용한 도구로서 연구되어 왔다. 탄

성값을 측정하기 위해서는 응력 (stress)을 주어서 변형 (deformation)을 시키고, 응력의 크기에 대한 변형된 정도를 측정한다 [3]. 탄성 영상 기법 중에서 변형률 (strain) 영상은 인체 외부에서 트랜스듀서 (transducer)를 손으로 눌러서 인체 내부의 조직을 변형시키는데, 힘의 크기와는 상관없이 조직이 변형되는 정도만을 측정하여 영상화한다. 변형률 영상 기법은 실시간으로 영상화가 가능하므로 상용 초음파 영상 진단기를 생산하는 많은 회사에서 장비에 구현하고 있다.

변형률 영상은 매질에 힘을 가하기 전과 후의 초음파

신호를 비교하여 매질의 움직임을 계산함으로써 매질이 변형된 정도를 구한다. 매질을 압축할 때는 트랜스듀서를 이용하여 누르는데, 초음파 영상의 주사선 (scan line)의 방향은 트랜스듀서와 수직이므로 대부분의 움직임은 주사선 방향으로 발생하게 된다. 따라서 대부분의 초음파 영상 진단기 회사들은 매질의 움직임 방향을 구하기 위해 데이터를 얻는 주사선 방향만 고려하여 1차원 변위를 계산하게 된다 [4-5]. 그러나 인체 조직은 힘을 가하는 방향으로만 움직임이 있는 것이 아니고 그림 1과 같이 3차원 공간상에서 복잡한 궤적을 가지기 때문에 1차원 변위만을 고려하여 변위를 측정하게 되면 변위 계산 시에 오차가 발생하게 된다. 2차원 스펙클 추적 (speckle tracking) 방법과 같이 2차원 변위 추정을 하면 변위 계산에 오차가 줄어들지만 계산량이 많아서 실시간으로 동작해야 하는 변형률 영상에서는 구현하기 힘든 문제점이 있다 [6].

압축 전후의 신호에서 변위를 계산할 때 두 신호의 상관도가 클수록 계산 오차가 줄어들게 되므로, 매질의 움직임을 정확히 추정하여 압축 전의 기준 신호에 대하여 매질이 이동한 곳에서 돌아온 압축 후의 초음파 신호를 주사선 방향으로 찾아내어 1차원 변위 계산을 하면 오차가 줄게 된다. 주사선 방향의 변위는 주사선의 데이터를 이용하면 되지만, 주사선에 수직인 방향, 즉 측방향으로의 움직임은 주사선 방향으로 얻어진 1차원 데이터만으로는 정확하게 계산하기 어려운 문제점이 있다. 초음파 신호의 측방향의 움직임을 계산하여 2차원 방향으로 변위 추정을 하게 되면 향상된 변형률 영상을 얻을 수 있기 때문에 측방향의 움직임을 계산하는 방법이 많이 연구되

었다. Jensen 등은 초음파 음장에서 설계한 공간 주파수를 측방향으로 변조하여 이로 인해서 생기는 측방향 위상을 이용하여 측방향 변위를 계산하도록 하는 방법을 측방향 변조 방법 (lateral modulation method)이란 이름으로 발표하였다 [7]. 이 방법은 측방향 변위에 따라서 위상변화가 생기는 복소 신호를 생성하게 된다. 그러므로 측방향 변위는 위상변화를 측방향 변위로 직접 변환할 수 있기 때문에 좋은 해상도의 변위를 얻을 수 있다. 하지만 이 방법은 기존의 초음파 진단장비에서 사용하지 않는 특별한 빔포머 (beamformer)를 필요로 하는 단점이 있다. Chen 등은 기존 진단장비의 빔포머에서 얻어진 신호에서 측방향 변위를 합성 측방향 위상 (synthetic lateral phase)을 이용해 계산하는 방법을 제시하였다 [8]. 측방향 스펙트럼의 음 또는 양의 성분을 삭제하여 측방향 위상정보를 찾게 된다. Zahiri-Azar와 Salcudean은 시간 영역에서 이전에 계산한 측방향 변위 값의 상호상관을 이용하여 측방향 변위를 계산하는 방법을 제시하였다 [9]. Hasegawa와 Kanai는 힐버트 변환 (Hilbert transform)으로 측방향으로의 복소 신호를 생성하고 이로 인해 생긴 측방향 위상을 이용하여 상관도로 위상차를 찾아서 변위를 계산하는 방법을 제시하였다 [10].

본 논문에서는 2차원 방향의 움직임을 구할 때 1차원 변위 계산법을 적용하기 위하여 초음파 신호의 측방향 변위와 측방향 변위를 분리하여 계산하였다. 측방향 변위를 계산하기 위하여, 측방향으로 정렬된 1차원 신호의 해석 신호 (analytic signal)를 구하여 복소 신호로 만든 뒤에 측방향 변위를 계산하였다. 제안한 측방향 변위 계산 알고리즘을 이용하여 구한 측방향 변위로 측방향 움직임을 보정한 뒤에 변형률 영상을 얻었고, 기존의 측방향 변위만 계산하여 얻은 변형률 영상과 비교해 보았다. 그리고 팬텀과 인체에서 얻은 초음파 데이터를 사용하여, 제안한 측방향 변위 계산 알고리즘을 이용하여 측방향 움직임을 보정한 변형률 영상은 이를 보상하지 않은 변형률 영상과 비교하여 그 성능이 현저히 개선됨을 확인하였다.

II. 측방향 변위 계산

초음파의 주사선 방향으로의 변위 계산은 자기 상관법 (autocorrelation method)이나 상호 상관법 (crosscorrelation method)을 이용하여 계산할 수 있다. 주사선 방향으로 얻은 신호는 높은 샘플링률과 반송파를 가지며 필요에

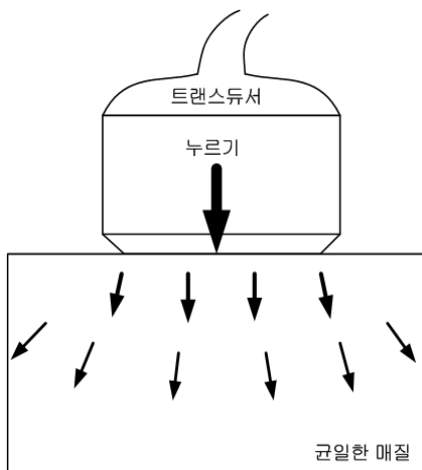


그림 1. 매질을 위에서 아래로 압축할 때 매질의 움직임
Fig. 1. Motion inside a medium when it is compressed from top to bottom.

따라서 위상 정보를 얻을 수 있기 때문이다. 그러나 초음파 영상의 측방향 해상도는 초음파 음장특성 때문에 측방향에 비하여 매우 나쁘며, 측방향으로의 데이터의 샘플링률도 초음파 주사선 간격으로 제한되어 떨어진다. 따라서 기존의 방법으로는 정밀한 측방향 변위를 얻을 수 없다. 본 논문은 측방향 변위를 계산하기 위하여 데이터를 측방향으로 정렬한 뒤에 위상 정보를 가지는 해석 신호로 변환시킨다. 다음에 측방향으로 해석 신호를 생성하는 방법에 대하여 논한다.

선형 배열 트랜스듀서를 사용하여 영상점 (x, z) 에 집속시킬 때 점퍼짐함수 (point spread function; PSF) $h(x)$ 는 그림 2와 같이 나타낼 수 있다 [10]. 그림 2에서 x 는 측방향 위치, z 는 깊이방향 위치, ξ 는 애퍼처 (aperture)에서의 좌표를 나타낸다. $r_n(x)$ 은 n 번째 프레임에서의 스캐터러 (scatterer)들의 진폭 반사 계수의 공간 분포를 정의한다. 영상점 (x, z) 에 집속된 초음파 신호에서 얻어진 반사 신호의 측방향 진폭 $s_n(x)$ 는 다음과 같다 [10].

$$s_n(x) = \int_{-\infty}^{\infty} h(\xi)r_n(x-\xi)d\xi \tag{1}$$

$$= h(x) * r_n(x)$$

여기서 $*$ 는 컨볼루션 (convolution) 연산을 나타낸다. n 번째 프레임과 $(n+1)$ 번째 프레임 간의 측방향 변위를 $d_x(n)$ 이라 하고 두 프레임 간의 깊이 방향으

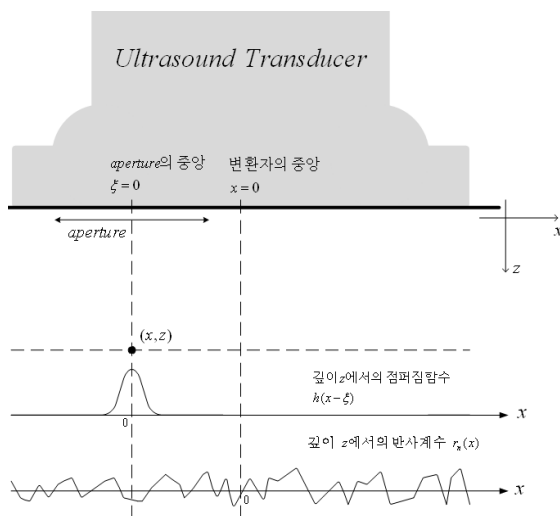


그림 2. 영상점 (x, z) 에 집속될 때 깊이 z 에서의 점퍼짐함수와 반사계수

Fig. 2. The point spread function and reflection coefficient at a depth z when focusing is done at an imaging point (x, z) .

로의 움직임이 보상되고 두 프레임 간의 신호가 왜곡이 없다고 가정하면 $(n+1)$ 번째 프레임의 반사계수는 $r_{n+1}(x) = r_n(x - d_x(n))$ 으로 나타낼 수 있다. 위 조건으로 $(n+1)$ 번째 프레임의 반사 신호의 측방향 진폭은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$s_{n+1}(x) = h(x) * r_{n+1}(x) \tag{2}$$

$$= h(x) * r_n(x - d_x(n))$$

$$= h(x) * r_n(x) * \delta(x - d_x(n))$$

여기서 델타함수는 다음과 같은 역 푸리에 변환 관계를 가진다.

$$\delta(x) = F^{-1}[1] = \int_{-\infty}^{\infty} 1 \cdot e^{j2\pi f_x x} df_x = \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi f_x x} df_x \tag{3}$$

그러므로 식 (2)에서의 $\delta(x - d_x(n))$ 은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\delta(x - d_x(n)) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi f_x (x - d_x(n))} df_x \tag{4}$$

따라서 $(n+1)$ 번째 프레임의 반사 신호의 측방향 진폭은 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$s_{n+1}(x) = h(x) * r_n(x) * \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi f_x (x - d_x(n))} df_x \tag{5}$$

n 번째와 $(n+1)$ 번째 프레임 간의 측방향 변위를 구하기 위해서는 위상 정보를 포함하는 해석 신호를 생성해야 한다. 해석 신호는 $s_n(x)$ 을 푸리에 변환하여 음의 주파수 영역 또는 양의 주파수 영역을 없앤 후 다시 역 푸리에 변환을 하게 되면 구할 수 있게 된다. 식 (1)에서 $s_n(x)$ 의 해석 신호인 $y_n(x)$ 을 주파수 영역에서 구하면 컨볼루션의 푸리에 변환 관계식으로부터 다음 식을 얻는다.

$$Y_n(f_x) = S_n(f_x)u(f_x) \tag{6}$$

$$= H(f_x)R_n(f_x)u(f_x)$$

$$= [H(f_x)u(f_x)][R_n(f_x)u(f_x)]$$

$u(f_x)$ 는 음의 주파수대역을 제거하고 양의 주파수 대역만을 남기기 위한 주파수 영역에서의 계단함수이다.

식 (6)을 역 푸리에 변환하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} y_n(x) &= F^{-1}[Y_n(f_x)] \\ &= F^{-1}[H(f_x)u(f_x)] * F^{-1}[R_n(f_x)u(f_x)] \\ &= h'(x) * r'_n(x) \end{aligned} \quad (7)$$

여기서 $S_n(f_x)$, $H(f_x)$, $R_n(f_x)$ 는 각각 $s_n(x)$, $h(x)$, $r_n(x)$ 의 푸리에 변환이며 $h'(x)$, $r'_n(x)$ 는 각각 $h(x)$, $r_n(x)$ 의 해석 신호를 나타낸다. $s_{n+1}(x)$ 의 해석 신호를 $y_{n+1}(x)$ 라고 하면 같은 방법으로

$$\begin{aligned} y_{n+1}(x) &= h'(x) * r'_n(x) * \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi f_x(x-d_x(n))} df_x \\ &= h'(x) * r'_n(x-d_x(n)) \end{aligned} \quad (8)$$

으로 된다. 식 (7)과 (8)에서 볼 수 있듯이 n 번째 프레임과 $(n+1)$ 번째 프레임 간의 측방향 변위 $d_x(n)$ 은 위상차에 의존하게 된다. 그러나 기존의 빔포머에서는 광대역 신호를 사용하기 때문에 $h(x)$ 의 공간주파수 f_x 의 위상차와 측방향 변위 $d_x(n)$ 을 연관시키는 것은 어려운 문제이지만, 인접한 두 주사선의 간격의 위상차로 정규화하게 되면 측방향 변위를 구할 수 있게 된다. 정규화를 하기 위해서 한 개의 주사선 간격을 가지는 신호를 생성해준다. n 번째 프레임 데이터에서 $y_n(x)$ 와 한 주사선 간격으로 인접한 신호를 $y_n(x+1)$ 이라고 정의하면

$$y_n(x+1) = h'(x) * r'_n(x-d_{\Delta x}) \quad (9)$$

로 주어진다. 여기서 $d_{\Delta x}$ 는 인접한 두 주사선끼리의 간격에 해당된다. $y_n(x)$ 와 $y_n(x+1)$ 간의 복소 상관함수를 구하면 다음과 같다.

$$c_{ref}(x) = \langle y_n^*(x) \cdot y_n(x+1) \rangle \quad (10)$$

다음과 같은 콘벌루션의 성질로부터

$$\begin{aligned} f(x) &= g(x) * h(x) \\ f(x-\tau) &= g(x) * h(x-\tau) \end{aligned} \quad (11)$$

식 (7)과 (8)은 측방향 변위는 측방향 위상차에 의해 선형적으로 변한다고 가정할 수 있으므로 인접한 두 주사

선 간의 변위와 측방향 위상차는 식 (10)으로부터 다음의 관계식으로 표현할 수 있다.

$$d_{\Delta x} = \alpha(n) \cdot \angle c_{ref}(x) \quad (12)$$

여기서 $\alpha(n)$ 은 측방향 변위와 위상차의 선형적 관계를 나타내는 변환 상수를 나타낸다. 식 (12)에서 위상차는 한 주사선만큼 이동한 위상차를 나타내므로 주사선 간격으로 정규화하여 $d_{\Delta x} = 1$ 이라고 정의하면

$$\alpha(n) = \frac{1}{\angle c_{ref}(x)} \quad (13)$$

이 된다. 식 (13)에서 인접한 두 주사선 간의 변위와 위상차의 관계를 알 수 있게 되고 이것을 이용하여 측방향 변위를 계산할 수 있게 된다. n 번째 프레임과 $(n+1)$ 번째 프레임 간의 측방향 변위를 구해보자. n 번째와 $(n+1)$ 번째 프레임의 해석 신호인 $y_n(x)$ 와 $y_{n+1}(x)$ 의 복소 상관함수 $c_n(x)$ 를 계산하면 다음과 같다.

$$c_n(x) = \langle y_n^*(x) \cdot y_{n+1}(x) \rangle \quad (14)$$

식 (14)을 이용하여 $y_n(x)$ 와 $y_{n+1}(x)$ 의 측방향 변위와 위상차와의 관계는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$d_x(n) = \alpha(n) \cdot \angle c_n(x) \quad (15)$$

여기서 $\alpha(n)$ 은 식 (12)의 상수와 같은 값을 가지게 되므로 주사선 간격으로 정규화시킨 변위 $d_x(n)$ 은

$$d_x(n) = \frac{\angle c_n(x)}{\angle c_{ref}(x)} \quad (16)$$

로 계산된다. 식 (16)과 같이 주사선 간격으로 정규화시킨 측방향 변위를 이용하여 측방향으로 이동된 신호를 구하여 측방향 변위를 다시 계산하면 더 정확하게 변위를 구할 수 있다.

III. 측방향 움직임 보상

그림 3은 측방향 변위를 계산하는 방법을 나타낸다. 변형률 영상을 구현할 때 일반적으로 계산량을 줄이기 위해 주사선 방향으로 1차원 변위 계산을 한다. 이때 측방

향 변위는 주사선 방향이므로 변위를 계산할 때 복소수의 기저대역 신호의 위상 성분을 이용할 수 있기 때문에 계산량이 적은 자기상관 (autocorrelation) 방법이 많이 사용된다. 하지만 그림 3 (a)에 볼 수 있듯이 매질을 위에서 아래 방향으로 누르게 되면 힘이 가해지는 측방향의 움직임 (Δz)만 생기는 것이 아니라 측방향으로도 움직임 (Δx)이 생겨 전체적으로 Δr 의 움직임이 발생한다. 변위를 계산하기 위해서는 2차원 변위 계산법을 이용하여 압축 전의 매질의 위치 (○)와 압축 후의 움직인 위치 (●)의 초음파 데이터를 이용해야 한다. 측방향 움직임이 생기는 경우 주사선 방향의 데이터 (○와 □)만 이용하면 신호의 상관도가 떨어져서 변위 계산에 오차가 생긴다. 측방향 변위를 계산할 때는 위상정보를 이용하여 비교적 정확히 변위를 계산할 수 있지만 측방향 움직임을 계산할 때는 위상 성분을 사용할 수 없다. 상호상관 방법을 이용하

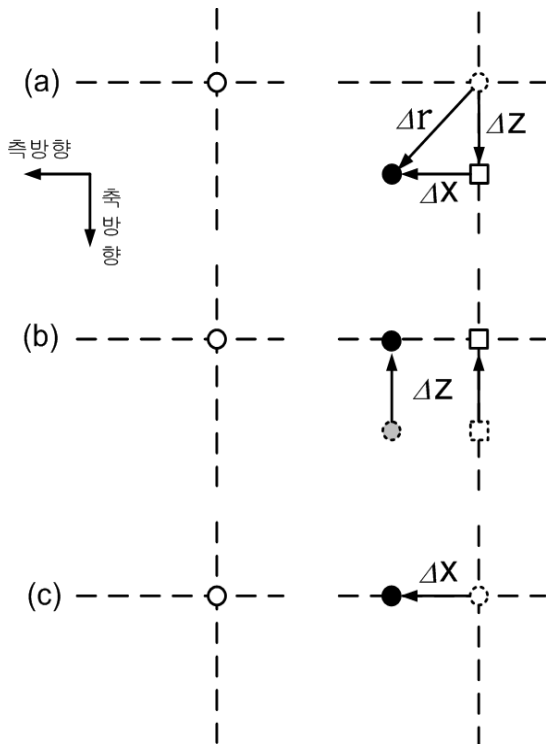


그림 3. 측방향 변위를 계산하는 방법으로서 왼쪽 그림은 압축 전의 위치, 오른쪽 그림은 변위 보상에 따른 압축 후의 위치 변화 (○는 압축 전의 매질의 위치, ●는 압축 후의 움직인 위치, □는 측방향 변위에 의한 위치): (a) 압축에 의한 매질의 움직임, (b) 측방향 움직임을 보상한 위치 (우측), (c) 측방향 움직임을 보상하여 측방향 움직임만 존재 (우측)
 Fig. 3. Method of calculating lateral displacements (○ for medium position before compression, ● for medium position after compression, □ for medium position due to axial displacement): (a) medium motion due to compression, (b) axial motion is compensated (right), and (c) presence of only lateral motion following axial motion compensation (right).

는 경우에는 많은 계산량이 필요하고 초음파 음장의 측방향 해상도가 측방향에 비하여 떨어지므로 많은 오차를 가져온다. 그래서 측방향 변위를 계산하기 위하여 그림 3 (b)와 같이 측방향으로 압축된 신호를 깊이 방향으로 움직임을 보상하고 난 뒤 측방향으로 데이터를 1차원 정렬하고 해석 신호로 만든 후 자기상관 방법을 이용하여 측방향 변위를 구하게 된다. 우선 측방향 변위 Δz 를 계산하고 그림 3 (b)와 같이 측방향 변위를 이용하여 깊이 방향으로 움직임을 보상하게 되면 그림 3 (c)와 같이 측방향 변위 Δz 는 없어지고 측방향 변위 Δx 만 남게 된다.

하지만 이 신호는 측방향으로 위상정보가 없는 신호이므로 측방향으로 위상정보를 찾기 위해 그림 4와 같이 압축 전과 후의 데이터에서 동일한 깊이의 모든 주사선의 데이터를 측방향으로 묶어서 1차원 배열로 만든다. 이 데이터를 푸리에 변환한 뒤 스펙트럼의 음의 주파수 성분을 제거한다. 이를 다시 역 푸리에 변환하게 되면 해석 신호가 되므로 측방향으로 위상 성분을 가지게 된다. 이 데이터를 이용하여 Δx 를 구한다. 그러면 Δz 와 Δx 가 모두 구해지므로 압축 전의 데이터 (○)와 압축 후에 이동된 위치의 데이터 (●)를 구할 수 있게 된다. Δx 는 주사선 간격이 아니므로 구해진 Δx 에 인접한 양쪽의 주사선 데이터로부터 Δx 변위 위치의 주사선 데이터를 선형 보간법을 이용하여 구하였다. 이렇게 하면 압축 전의 데이터와 압축 후에 움직인 위치의 데이터를 정확하게 찾아내므로 두 데이터를 이용하여 다시 주사선 방향으로 1차원 변위를 계산하여 2차원 방향으로 움직임 변위를 최종적으로 얻게 된다. 측방향 변위 데이터를 측방향으로 차분 (difference)을 취하면 변형을 영상을 얻게 된다 [13].

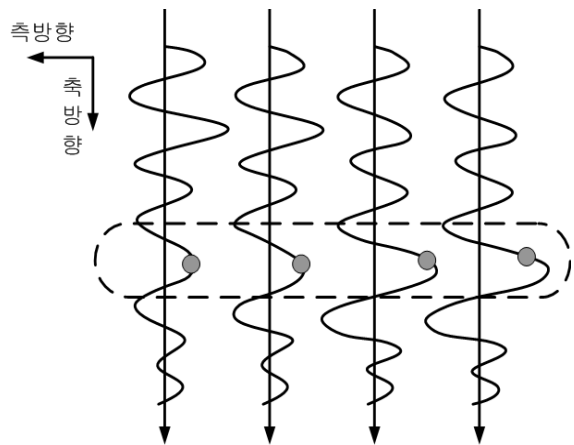


그림 4. 측방향으로 데이터 정렬 (●는 주사선 방향으로 표본화된 데이터)
 Fig. 4. Alignment of data along lateral direction (● denotes data sampled along axial direction).

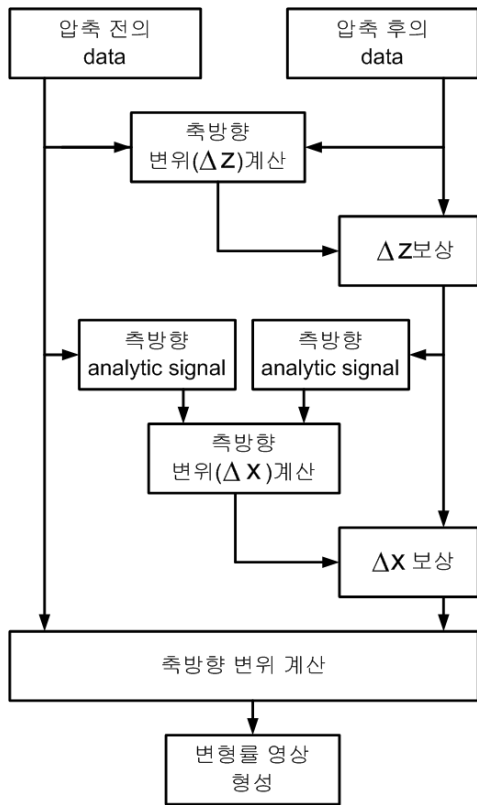


그림 5. 측방향 움직임을 보정한 변형률 영상을 얻기 위한 순서도
 Fig. 5. Flowchart for obtaining strain image where lateral motion is compensated.

위에서 설명한 순서대로 측방향 움직임을 보정하여 변형률 영상을 얻는 방법을 그림 5에 나타냈다.

IV. 측방향 움직임을 보정한 변형률 영상 - 팬텀 데이터

실험을 위해 PVC의 배합 비율을 조정하여 균일한 탄성을 가지는 무른 배경 매질에 비해 5배 단단한 직경 10 mm의 실린더 형태가 심어져 있는 탄성 팬텀을 제작하였다. 팬텀은 실린더가 영상 영역의 가운데와 좌측에 위치하도록 2가지 종류로 제작하였다 [11]. 그리고 각각의 팬텀에 스텝 모터를 이용하여 위에서 아래 방향으로 힘을 가하면서 초음파 영상장비 (Accuvix XQ; Medison, Korea)에서 중심주파수 7.5 MHz의 초음파를 송신하고 512개의 소자로 구성된 선형 배열 트랜스듀서 (L5-12)를 이용하여 61.6 MHz의 샘플링률로 RF (radio frequency) 데이터를 획득하였다. 모든 데이터는 PC로 옮겨져 MATLAB으로 프로그램을 구현하였다. 실험의 구성도를 그림 6에 나타냈다. 그림 7은 만들어진 팬텀의 초음파 영상이다. 그림 7의 위쪽은 단단한 실린더가 영상 영역의 가운데 있는

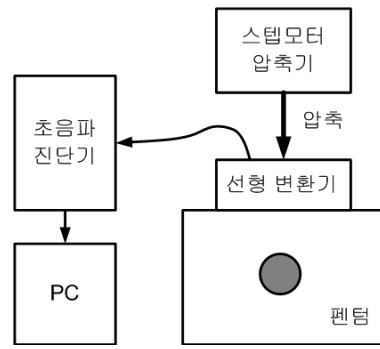


그림 6. 데이터 획득 실험 장치 구성도
 Fig. 6. Experimental setup for data acquisition.

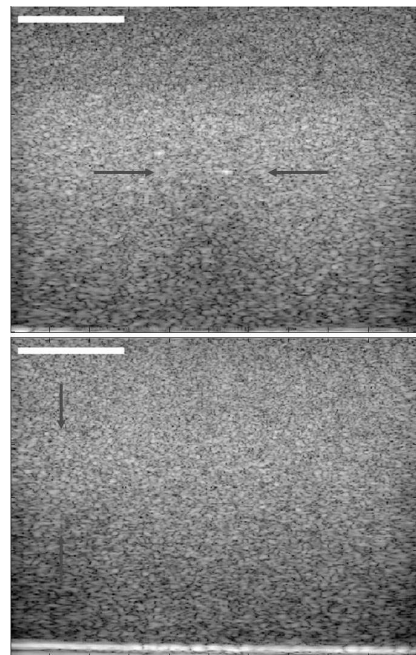


그림 7. 팬텀의 B-모드 영상 (화살표는 실린더가 있는 부분 표시, 왼쪽 위의 흰색 막대의 길이는 10 mm) (상: 단단한 실린더가 가운데 있는 영상, 하: 실린더가 왼쪽에 치우쳐져 있는 팬텀의 초음파 영상)

Fig. 7. B-mode images of phantoms. The top and bottom panels show B-mode images of elasticity phantoms where the hard cylinders are located in the center and in the left, respectively. The length of the white bars is 10 mm.

영상이며, 아래쪽은 실린더가 왼쪽에 치우쳐져 있는 팬텀의 초음파 영상이다. 초음파 영상에서 잘 구별되지 않는, 실린더가 있는 위치를 화살표로 표시하였다. 변형률 영상을 구현하기 위해서 주사선의 RF 데이터를 복소수의 기저 신호로 복조한 다음 자기상관 방법을 이용하여 변위를 구하였다 [12-13]. 자기상관도 계산 시에 윈도우의 길이는 1 mm, 윈도우의 겹침은 0.5 mm로 설정하였다. 구해진 변위그래프를 차분하여 최종적인 변형률 영상을 얻었다.

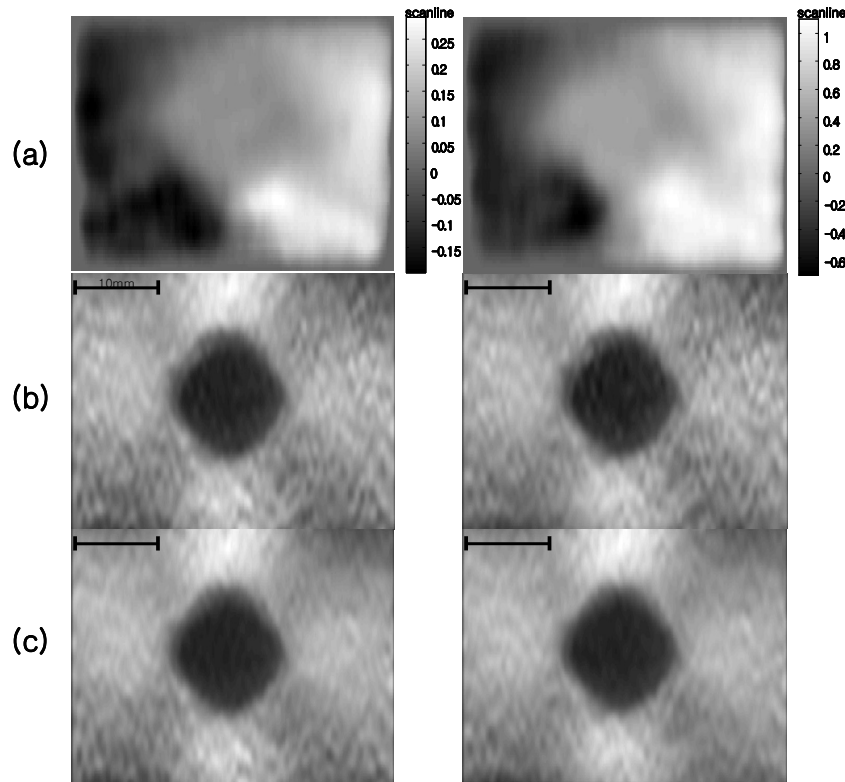


그림 8. 실린더가 가운데에 있는 팬텀의 변형률 영상 (왼쪽 그림이 0.2 %, 오른쪽이 1 %의 변형률을 인가한 경우): (a)는 측방향 변위, (b)는 측방향 보상 전의 변형률 영상, (c)는 측방향 보상 후의 변형률 영상
 Fig. 8. For the case of the elasticity phantom where a hard cylinder is located in the center when a strain of 0.2 % (left) and 1 % (right) is applied: (a) lateral displacement, (b) strain image before lateral motion compensation, and (c) strain image after lateral motion compensation.

그림 8과 9는 각각의 팬텀에서 얻은 변형률 영상인데 왼쪽 그림은 0.2 %, 오른쪽 그림은 1 %의 변형률을 인가해 얻었다. 그림 8과 9에서 (a)는 측방향 변위의 크기를 두 주사선 간의 간격으로 정규화시킨 것이고, (b)는 측방향 보상 전의 변형률 영상이며, (c)는 측방향 보상 후의 변형률 영상을 나타낸다. 실린더가 가운데에 있는 팬텀은 단단한 실린더 부근의 움직임은 적게 나타나고 그 주위로 무른 매질이 좌우로 움직임이 생겼고, 실린더가 왼쪽에 있는 팬텀은 실린더의 우측의 매질이 우측으로 크게 움직이고 있다.

위에서 누르는 힘의 크기에 따른 측방향 변위의 크기를 분석하면 다음과 같다. 먼저 실린더가 가운데 있는 그림 8 (a)의 경우 0.2%의 힘을 가하였을 때에 측방향으로 가장 큰 움직임은 좌측으로는 약 0.26 주사선, 우측으로는 약 0.31 주사선 간격의 움직임을 가지게 된다. 한편 1%의 힘을 가하였을 때에는 측방향으로 가장 큰 움직임은 좌측으로 약 1.22 주사선 간격의 움직임을, 우측으로 약 1.34 주사선 간격의 움직임을 가지게 된다. 실린더가 왼쪽에 있는 그림 9 (a)의 경우 0.2 %의 힘을 가하였을

때에는 측방향으로 가장 큰 움직임은 우측으로 약 0.52 주사선, 1 %의 힘을 가하였을 때에는 측방향으로 가장 큰 움직임은 우측으로 약 2.12 주사선 간격의 움직임을 가지게 된다. 0.2 %의 힘으로 눌렀을 때보다 1%의 힘을 눌렀을 때의 측방향 움직임이 약 4~5배 정도 더 크게 나타나고 있는 것을 확인할 수 있었다. 그림 8과 9에서 (b)와 (c)를 비교하면 측방향으로의 움직임을 보상하면 변형률 영상의 화질이 많이 개선됨을 볼 수 있으며, 측방향 변위가 클수록 변형률 영상의 화질 개선 효과가 크게 나타난다. 특히 실린더가 왼쪽에 있는 팬텀의 경우 측방향 변위가 주사선 간격을 넘어가므로 개선 효과가 크게 나타났다.

수치적으로 영상의 화질 평가를 하기 위하여 그림 10에서 설정한 영역에서의 신호 대 잡음비 (signal-to-noise ratio; SNR)와 명암대비 대 잡음비 (contrast-to-noise ratio; CNR)를 구하였다. 신호 대 잡음비는 그림 10에서 각 팬텀의 1번의 배경 영역의 값을 이용하여 계산하고, 명암대비 대 잡음비는 1번의 배경 영역과 2번의 영상 영역으로 하여 계산하였다. 먼저 신호 대 잡음비는 배경 영

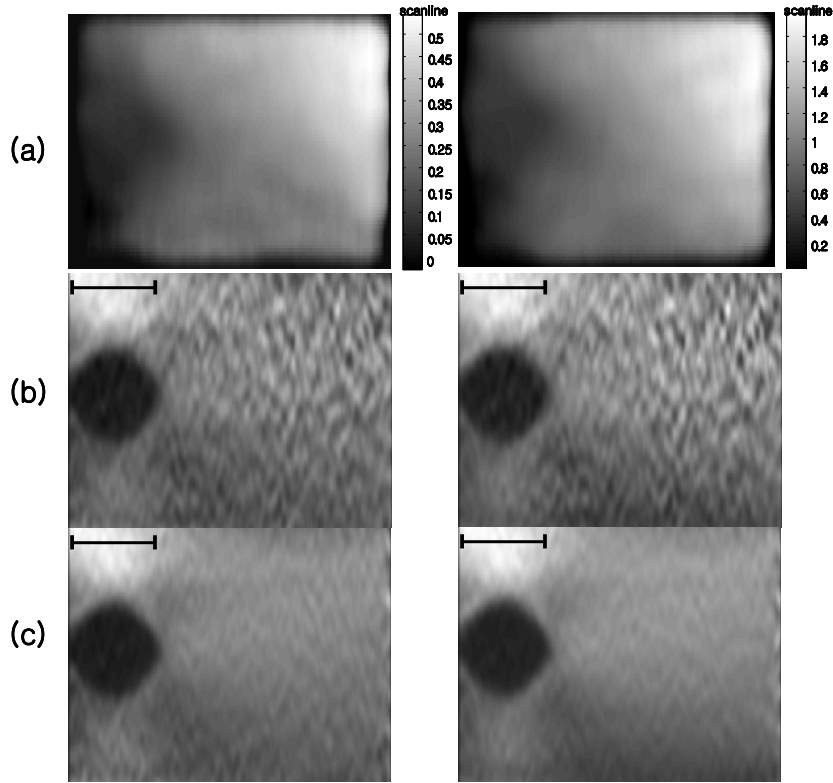


그림 9. 실린더가 왼쪽에 있는 팬텀의 변형률 영상 (왼쪽 그림이 0.2 %, 오른쪽이 1 %의 변형률을 인가한 경우): (a)는 측방향 변위, (b)는 측방향 보상 전의 변형률 영상, (c)는 측방향 보상 후의 변형률 영상
 Fig. 9. For the case of the elasticity phantom where a hard cylinder is located in the center when a strain of 0.2 % (left) and 1 % (right) is applied: (a) lateral displacement, (b) strain image before lateral motion compensation, and (c) strain image after lateral motion compensation.

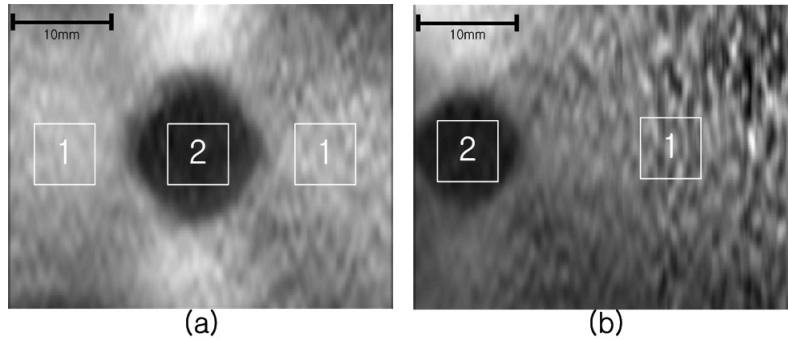


그림 10. 신호 대 잡음비와 명암대비 대 잡음비의 계산영역 (1번은 배경 영역, 2번은 타겟 영역): (a) 가운데 실린더가 있는 팬텀의 계산영역, (b) 왼쪽에 실린더가 있는 팬텀의 계산영역
 Fig. 10. The background and target regions used in SNR and CNR calculation are indicated by rectangles marked with 1 and 2, respectively, for (a) phantom with hard cylinder in the center and (b) phantom with hard cylinder in the left.

역에서 영역 밝기의 표준편차인 σ 에 대한 영상 밝기의 평균인 \bar{s} 의 비로 다음과 같이 정의되며 계산된 값들이 표 1에 제시되어 있다 [14].

$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{\bar{s}}{\sigma} \right) \quad [\text{dB}] \quad (17)$$

또한 명암대비 대 잡음비는 식 (18)로 나타낼 수 있다 [15].

$$CNR = 20 \log_{10} \left(\frac{2(s_t - s_b)^2}{\sigma_t^2 + \sigma_b^2} \right) \quad [\text{dB}] \quad (18)$$

여기서 s_t 는 타겟 영역에서의 밝기의 평균, s_b 는 배경 영역에서의 밝기의 평균, σ_t 는 타겟 영역에서의 밝기의 표준편차, σ_b 는 배경 영역에서의 밝기의 표준편차를 나타낸다. 표 2에 계산된 명암대비 대 잡음비를 제시하였

표 1. 두 종류의 팬텀에서 신호 대 잡음 비 비교
Table 1. Comparison of SNR for two types of phantoms.

팬텀의 종류	인가한 변형률	보상 전	보상 후
실린더가 가운데 있는 팬텀	0.2 %	25.1	26.1
	1 %	24.6	26.2
실린더가 왼쪽에 있는 팬텀	0.2 %	17.4	25.8
	1 %	14.4	25.3

표 2 두 종류의 팬텀에서 명암대비 대 잡음비 비교
Table 2. Comparison of CNR for two types of phantoms.

팬텀의 종류	인가한 변형률	보상 전	보상 후
실린더가 가운데 있는 팬텀	0.2 %	53.5	55.2
	1 %	52.6	55.1
실린더가 왼쪽에 있는 팬텀	0.2 %	36.0	50.1
	1 %	29.0	50.8

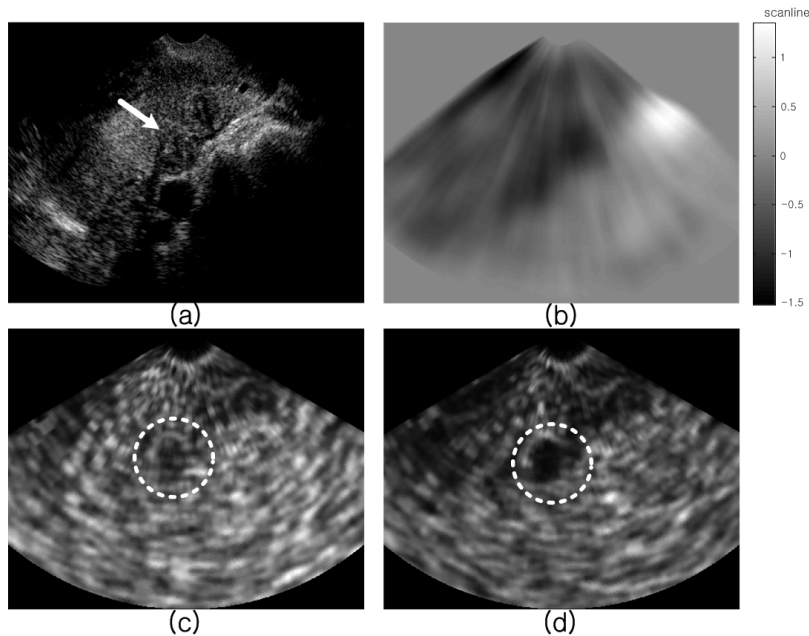


그림 11. 인체에서 얻은 초음파 데이터에서 구현한 변형률 영상: (a) B-모드 영상, (b) 측방향 변위, (c) 기존의 변형률 영상, (d) 측방향 움직임을 보정한 변형률 영상

Fig. 11. Strain image from human ultrasound data: (a) B-mode image, (b) lateral displacement, (c) conventional strain image, which is not compensated for lateral motion, and (d) strain image after lateral motion compensation.

다. 신호 대 잡음비와 명암대비 대 잡음비는 측방향을 보상하여 변형률 영상을 구했을 때에 증가한 것을 알 수 있고 이 두 가지가 증가했다는 사실은 측방향의 움직임을 보상하여 구한 변형률 영상이 측방향을 보상하지 않은 경우보다 좋은 화질의 영상을 얻을 수 있음을 보여준다.

V. 측방향 움직임을 보정한 변형률 영상 - 인체 데이터

인체에서 경질 (transvaginal) 트랜스듀서를 이용하여 약 600프레임의 초음파 데이터를 획득하였다. 연속되는

두 프레임의 데이터를 선택하여 팬텀에서의 실험과 동일하게 영상을 구현하였다. 그림 11에 (a) B-모드 영상, (b) 측방향 변위, (c) 측방향을 보상하지 않은 측방향 변형률 영상, (d) 측방향을 보정한 측방향 변형률 영상을 나타냈다. B-모드 영상에서 화살표로 표시한 부분이 병변이 있을 것이라고 예상되는 부분이고, 변형률 영상에서 점선으로 표시된 흰색의 원은 병변에 대응되는 부분을 찾은 것이다. 인체 데이터에서 측방향 변위는 팬텀 실험에서와는 다르게 좌우의 움직임의 방향이 섞여서 복잡하게 나타났으며 최대 1.5 주사선 정도로 계산되었다. 그림 11에서 측방향을 보상하지 않은 변형률 영상은 병변이라고

예상되는 부분이 희미하게는 보이지만, 측방향을 보성한 변형률 영상은 병변이라 예상한 영역이 뚜렷하게 검게 나타난 것을 볼 수 있다. 따라서 인체에서 받은 초음파 데이터를 이용해 구현한 변형률 영상에서도 팬텀에서와 동일하게 측방향 움직임을 보상하여 변형률 영상을 구현하였을 때 병변 부분을 더 명확하게 찾아 낼 수 있었다.

VI. 결론

초음파 변형률 영상에서 조직의 측방향 움직임을 1차원 변위 계산을 적용할 때 측방향 움직임을 고려하여 계산하였다. 측방향 변위는 측방향 움직임을 보성한 다음, 주사선 신호를 측방향으로 정렬시켜서 1차원 데이터를 얻고, 해석 신호로 변환한 뒤 위상차를 이용하여 계산하였다. 해석 신호를 이용한 상호상관법은 측방향의 낮은 데이터 샘플링률에도 불구하고 변위를 정밀하게 계산할 수 있었다. 팬텀과 인체에서 얻은 초음파 데이터에서 측방향 변위를 보성한 변형률 영상의 화질 개선이 뚜렷이 나타남을 확인하였다. 실린더가 중앙에 위치한 팬텀의 경우 신호 대 잡음비는 1.6 dB, 명암대비 대 잡음비는 2.5 dB 정도 향상된 반면에, 실린더가 좌측에 위치한 팬텀의 경우 신호 대 잡음비는 무려 10.9 dB, 명암대비 대 잡음비는 21.8 dB만큼 현저하게 향상되었다. 따라서 본 논문에서 제안한 방법은 측방향으로의 움직임이 클 때 더 효과적임이 확인되었다.

참고 문헌

1. T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, and T. Hall, "Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression," *Ultrason, Imag.*, vol. 20 pp. 260-274, 1998.
2. L. Gao, K. J. Parker, R. M. Lerner, and S. F. Levinson, "Imaging of the elastic properties of tissues—A review," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 22, no. 8, pp. 959-977, 1996.
3. J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li, "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrason, Imag.*, vol. 13, no. 2, pp. 111-134, 1991.
4. 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.
5. 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.
6. 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, Ferroelectr, Freq. Control*, vol. 41, no. 3, pp. 314-325, 1994.

7. J. A. Jensen and P. Munk, "A new method for estimation of velocity vectors," *IEEE Trans. Ultrason, Ferroelectr, Freq. Control*, vol. 45, no. 3, pp. 837-851, May 1998.
8. X. Chen, M. J. Zohdy, S. Y. Emelianov, and M. O'Donnell, "Lateral speckle tracking using synthetic lateral phase," *IEEE Trans. Ultrason, Ferroelectr, Freq. Control*, vol. 51, no. 5, pp. 540-550, May 2004.
9. R. Zahiri-Azar and S. E. Salcudean, "Real-time estimation of lateral displacement using time domain cross correlation with prior estimates," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 2006, pp. 1209-1212.
10. H. Hasegawa and H. Kanai "Phase-sensitive lateral motion estimator for measurement of artery-wall displacement—Phantom study," *IEEE Trans. Ultrason, Ferroelectr, Freq. Control*, vol. 56, no. 11, pp. 2450-2462, Nov. 2009.
11. D. K. Ahn and M. K. Jeong, "Ultrasound phantom based on plastic material for elastography," *J. Kor. Soc. Nondestructive Testing*, vol. 29, no. 4, pp. 368-373, 2009.
12. M. K. Jeong and S. J. Kwon, "Enhanced strain imaging using quality measure," *J. Acoust. Soc. Kor.*, vol. 27, no. 3E, pp. 84-94, 2008.
13. M. K. Jeong, S. J. Kwon, and M. H. Bae, "Real-time implementation of medical ultrasound strain imaging system," *J. Kor. Soc. Nondestructive Testing*, vol. 28, no. 2, pp. 101-111, 2008.
14. I. Cespedes and J. Ophir, "Reduction of image noise in elastography," *Ultrason. Imag.*, vol. 15, pp. 89-102, 1993.
15. M. Bilgen and M. F. Insana, "Predicting target detectability in acoustic elastography," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 1997, pp. 1427-1430.

저자 약력

•박 명 기 (Myung-Ki Park)



2009년: 대전대학교 전자공학과 학사
2011년: 대전대학교 전자공학과 석사
2011년 ~ 현재: (주) 빅텍 기술 연구소 연구원

•권 성 재 (Sung-Jae Kwon)



1984년: 경북대학교 전자공학과 학사
1986년: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사
1990년: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사
1990 ~ 1997년: LG전자 책임연구원
현재: 대전대학교 통신공학과 교수
※ 주관심 분야: 영상통신시스템, 파동의 역산란

•정 목 근 (Mok-Kun Jeong)



1988년: 서울대학교 전기공학과 학사
1990년: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사
1995년: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사
2000년: 미국 미네소타 주립대학교 전기 및 컴퓨터 공학과 방문연구원
현재: 대전대학교 전자공학과 교수
※ 주관심 분야: 초음파 의료 영상시스템