

논문 2005-42SC-3-8

초음파 의료 영상 시스템에서 탄성 영상의 구현

(Implementation of Strain Imaging Modality in Medical Ultrasonic Imaging System)

윤 라 영*, 권 성 재**, 배 무 호***, 정 목 근**

(Ra-Young Yoon, Sung-Jae Kwon, Moo-Ho Bae, and Mok-Kun Jeong)

요 약

본 논문에서는 초음파 의료 영상 시스템의 B-모드 영상에서 잘 관찰되지 않는 암이나 종양을 진단하기 위하여 인체 연조직의 탄성계수를 측정하여 영상화 하는 방법을 제안하였다. 연조직의 단단함을 측정하기 위하여 조직에 변위를 주기 위한 압력을 인가하고 연조직의 기계적인 변형의 크기를 기저대역으로 복조한 초음파 데이터로부터 상관계수를 계산하여 구하였다. 제안한 방법으로 조직의 탄성을 영상화할 수 있음을 컴퓨터 시뮬레이션과 실험을 통하여 확인하였다.

Abstract

This paper proposes a method of measuring and visualizing the elasticity distribution of the human soft tissue to detect tumors or cancers which have been difficult to diagnose in conventional medical ultrasonic B-mode images. To measure the stiffness of soft tissue, first, pressure is applied to deform the tissue being imaged, and then the amount of mechanical displacement is determined from correlation coefficients obtained from ultrasonic data downconverted into the baseband. We confirmed the feasibility of imaging tissue stiffness by computer simulation and experiment.

Keywords: ultrasonic imaging, stiffness, elasticity, stress, strain

I. 서 론

초음파 의료영상에서 B-모드 영상으로 암이나 종양 등을 진단할 경우 종양의 경계가 불분명하여 정상조직과 종양이 잘 구별되지 않는다. 따라서 조직의 특성 값을 구하여 영상화 하기 위한 방법으로 감쇠계수, 비선형 파라미터(B/A), 음속도 분포 등 여러 가지 연구가 있었으나 아직 해상도가 충분하지 않는 등 실용적인 결

과를 얻지 못하고 있다^[1-4]. 하지만 인체 조직의 특성 값 중에서 탄성(elasticity, Young's modulus)은 조직에 따라 값의 차이가 많이 나므로 비교적 측정하기 쉬운 장점을 가지고 있어 탄성 영상을 얻기 위한 연구가 최근에 많이 이루어지고 있다. 탄성영상법은 외부에서 동일한 힘을 가하여 조직을 변형시킬 경우 압과 같이 단단한 조직은 변형되는 정도가 적고, 연한 조직은 쉽게 모양이 변하는 현상을 이용해 조직의 병변을 확인하는 영상기법이다^[5].

단위 면적당 가해지는 힘인 응력(σ : stress, 스트레스)에 의해 변형된 정도를 변형률(ϵ : strain, 스트레인)이라고 하며, 탄성계수(Young's modulus) E는 스트레인에 대한 스트레스의 비율 값으로 정의된다. 인체 연조직의 탄성을 측정하기 위해서는 매질에 일정한 힘을

* 정회원, (주)메디슨 연구소

(Research Center, Medison Co., Ltd.)

** 정회원, 대전대학교 통신공학과, 전자공학과

(Depts. of Comm. and Elec. Eng., Daejin University)

*** 정회원, 한림대학교 정보통신공학부

(Div. of Info. Eng. & Telecommunications, Hallym University)

접수일자: 2005년1월11일, 수정완료일: 2005년5월4일

인가한 후 변형된 정도를 측정하여 그 비율을 구해야 한다. 그러나 인체 내에 가해진 스트레스 분포를 정확히 측정하기 어렵기 때문에 주로 스트레인을 영상화 한다. 인체에서 탄성계수를 측정하는 방법은 힘을 인가하는 방법에 따라 크게 정적인 압력을 인가하는 방법(static method)과 진동을 인가하는 방법(dynamic method)으로 나뉘어진다. 본 논문에서 제안하는 탄성 영상 방법은 전자에 해당한다. 조직에 일정한 압력을 한 방향으로 가하면 조직의 단단한 정도에 따라 변형된 정도가 다르게 나타난다. 따라서 외부 혹은 내부에서 인가된 힘에 대하여 매질의 이동 변위(displacement)를 계산하여 스트레인을 측정한다.

Ophir 등은 외부에서 힘을 인가하여 조직이 압축될 때의 변위를 초음파 수신 신호로부터 상관관계수법으로 계산하였고 이를 일래스토그래피(elastography)라는 이름으로 소개하였다^[6]. 이러한 변위는 초음파 영상의 스펙클 패턴의 변화에서도 관찰되는데 초음파 스펙클 패턴의 변위를 측정하여 구한 경우를 O'Donnell 등이 소개하였다^[6,7]. Shiina^[8-10]와 Pesavento^[11] 등은 복소수의 기저대역 신호를 이용하여 자기상관(autocorrelation)계수를 계산하고 위상차로부터 변위를 계산하여 스트레인 영상을 실시간 시스템으로 구현하였다. 기저대역 신호를 이용하여 자기상관계수를 구하는 경우 RF 데이터를 이용하여 상호상관(crosscorrelation)계수를 구하는 것보다 적은 데이터 량으로 계산하므로 계산 속도를 올릴 수 있는 장점이 있지만 위상차로부터 다시 이동거리(변위 혹은 시간차)를 계산하여야 한다.

본 논문에서는 복소수의 기저대역 신호를 이용해 자기상관계수를 계산하여 위상차로부터 변위를 계산하는 방법을 제안하였다. 이 때 중심주파수의 변화를 보상하고, 계산오차를 유발하는 신호 간의 비상관도를 줄이기 위해 보간법을 이용하여 신호를 이동시켰다. 제안한 방법은 시뮬레이션과 실험으로 성능을 검증하였다. 또한 초음파 영상진단 장비에서 소프트웨어로 탄성 팬텀의 실시간 탄성 영상을 얻었다.

II. 탄성 영상을 위한 변위 추정 방법

정적인(static) 방법의 탄성영상을 얻기 위한 데이터의 획득 순서는 다음과 같다. 스트레스를 인가하기 전의 시료에 초음파를 인가하여 기준 신호를 얻고, 다시 매질의 표면을 눌러서 압축한 후에 초음파 신호를 얻는다. 그림 1에 압축 전과 후의 초음파 신호의 모양을 나타내었다.

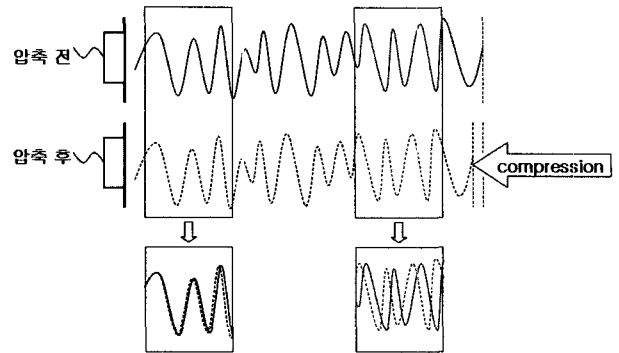


그림 1. 압축 전과 압축 후의 초음파 신호 이동
Fig. 1. Ultrasonic signal waveforms before and after compression.

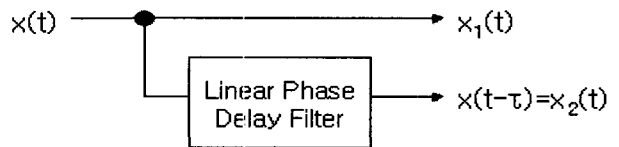


그림 2. 지연 신호 모델
Fig. 2. Model of time-delayed signal.

매질이 압축되면 매질 내의 반사체들이 압축방향으로 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 함수를 미분하여 기울기를 구하면 스트레인을 구할 수 있고, 이 값이 탄성영상이 된다. 변위를 구하는 방법은 압축 전·후의 RF 신호를 복조하여 기저대역(baseband)의 I/Q 신호로 바꾸고 자기상관을 계산하여 위상 차이를 계산한다. 그림 1에서 네모 상자는 상관 계수를 계산하기 위한 윈도우이다. 트랜스듀서에서 가까운 곳에서는 신호의 이동이 작지만 먼 곳에서는 변위가 누적되어 신호 간 이동이 크게 나타난다.

1. 변위계산 모델

변위 계산을 위한 신호 모델은 그림 2와 같다.

압축에 의한 지연을 선형 지연을 갖는 전역통과필터로 모델링하고, 압축 전의 신호 $x_1(t)$ 에 대하여 압축 후의 신호 $x_2(t)$ 를 다음과 같이 정의하자.

$$\begin{aligned}
 x_1(t) &= r(t) \cos(w_0 t + \phi(t)) \\
 x_2(t) &= r(t - \tau) \cos(w_0(t - \tau) + \phi(t - \tau))
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

여기서 τ 는 시간지연이다. 복조 후의 기저 대역의 복소

신호는 식 (2)와 같다.

$$\begin{aligned} x_1(t) &= r(t)e^{j\phi(t)} \\ x_2(t) &= r(t-\tau)e^{j(-w_0\tau + \phi(t-\tau))} \end{aligned} \quad (2)$$

유한 구간에서 두 신호의 위상 차이는 상관도 (correlation) 계산으로부터

$$\Delta\Phi = \arg \langle x_1 \cdot x_2^* \rangle = w_0\tau + \phi(t) - \phi(t-\tau) \quad (3)$$

이 된다. 여기서 \arg 는 위상을 구하는 함수이며 $\langle \cdot \rangle$ 는 상관도를 계산하는 함수이다. 식 (3)에서 $\phi(t-\tau)$ 를 테일러 급수(Taylor series)로 1차 항까지 전개하면

$$\phi(t-\tau) \approx \phi(t) - \tau\phi'(t) \quad (4)$$

이다. 이를 식 (3)에 대입하여 정리하면 위상차는 근사적으로 다음과 같다.

$$\Delta\Phi \approx w_0\tau + \tau\phi'(t) \quad (5)$$

이를 지연 시간으로 환산한 변위에 대해 정리하면 식 (6)과 같다.

$$\tau = \frac{\Delta\Phi}{w_0 + \phi'(t)} = \frac{\Delta\Phi}{w_0 + w_B(t)} \quad (6)$$

여기서 $\phi'(t)$ 는 위상의 미분이므로 기저대역 신호의 순시주파수(instantaneous frequency)에 해당한다. 따라서

$$\phi'(t) = w_B(t) = \frac{\arg \langle x_1(t) \cdot x_1^*(t+T) \rangle}{T} \quad (7)$$

로부터 구할 수 있다. T 는 샘플링 시간 간격이다. 위 식에서 $w_0 \gg w_B(t)$ 이면

$$\tau = \frac{\Delta\Phi}{w_0} \quad (8)$$

의 근사식으로 변위를 계산할 수 있다^[8-11]. 하지만 초음파 신호는 넓은 주파수 대역폭을 갖고, 또한 매질의 깊이에 따라 주파수가 변하므로 분모를 상수로 고정하면 오차를 가진다. 그러므로 기저대역 신호의 순시주파수 성분을 고려함으로써 오차를 줄일 수 있다.

2. 비상관도의 감소: 데이터 이동 후의 위상차 계산 변위 계산은 압축 전·후의 같은 위치(시간) 윈도우

안의 데이터의 위상 차이만을 계산하였다. 하지만 이 방법은 깊이가 증가할수록 변위가 커지므로 비교하고자 하는 신호의 모양이 달라져 비상관도(decorrelation)가 큰 데이터를 이용하여 계산하게 되므로 오차가 커진다. 이를 극복하기 위하여 두 신호의 위상차를 추정된 뒤 위상차가 줄어드는 방향으로 신호를 먼저 이동시킨 후 다시 변위를 계산한다. 최종의 변위 값은 먼저 추정된 변위와 이동 후 계산된 변위의 합으로 주어진다.

이를 그림 3에 보였다. $w_{(t-1)}, w_{(t)}$ 는 변위 계산을 위한 윈도우를 나타내며 그림 3(a)에서 $\tau_{(t-1)} = \tau_1$ 는 첫 번째 윈도우에서의 두 신호의 변위이고, $\tau_{(t)}$ 는 두 번째 윈도우에서의 변위이다. 그림 3(a)에서 보듯이 두 번째 윈도우의 변위가 첫 번째 윈도우의 변위보다 큰 것을 알 수 있으며, 만약 두 번째 윈도우 데이터의 위상 차이가 π 이상이 되면 에일리어싱(aliasing)이 발생하게 된다. 두 윈도우가 인접한 경우 두 윈도우 데이터의 변위 값이 큰 차이가 나지 않으므로 에일리어싱을 방지하기 위해 두 번째 윈도우에서의 변위의 추정 값을 τ_1 로 가정하고 이 추정 값 τ_1 만큼 신호 데이터를 이동시킨 후에 변위를 계산한다. 이는 매질의 변위가 급격히 변할 수 없기 때문에 변위가 연속성(continuity)을 가진다고 가정하여 인접한 이전의 윈도우에서 구한 값을 추정 값으로 사용하는 것이므로 합리적이다.

변위 τ_1 만큼 이동된 신호를 그림 3(b)에 나타내었다. 첫 번째 윈도우의 데이터는 이동 후 완전히 겹치게 되어 변위가 0이 되지만 두 번째 윈도우의 이동된 데이터에서 계산된 변위 τ_2 는 데이터 이동 전 변위 $\tau_{(t)}$ 보다 작은 것을 볼 수 있으며, 이는 데이터의 상관도를 높여서 노이즈 감소의 효과를 갖고, 위상의 차이도 적어져 에일리어싱의 발생을 방지할 수 있음을 예상할 수 있다. 데이터의 이동 후 두 번째 윈도우에서 계산된 변위는 이미 τ_1 만큼 이동한 후의 변위이므로 다시 τ_2 를 구하면 최종변위는 $\tau_1 + \tau_2$ 로 계산된다.

다음에 데이터 이동을 적용한 변위를 구하는 방법을 수식으로 전개한다. 기저대역의 신호에서 시간($t-1$)에서의 윈도우 안의 데이터의 변위가 $\tau_{(t-1)} = \tau_1$ 로 주어졌다고 가정하자. 이 값을 시간(t)에서의 데이터의 변위 추정 값으로 사용하여, 상관계수 계산 전에 추정된 변위만큼 선형 보간(interpolation)을 이용해 압축 전의 데이터를 이동시킨다.

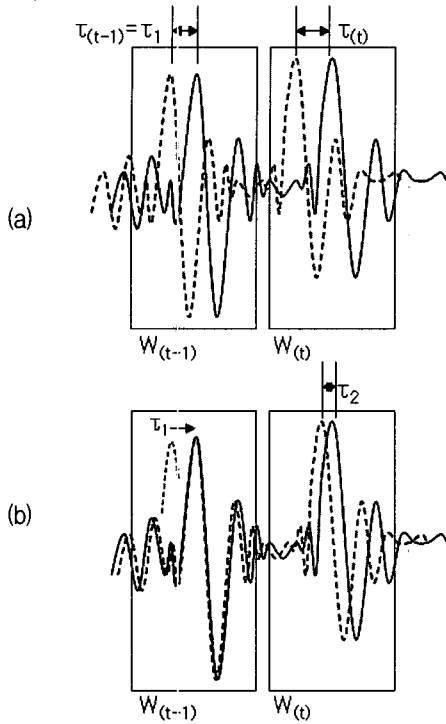


그림 3. 비상관도가 큰 데이터의 변위를 계산하기 위한 이동 전과 이동 후의 신호모델
 Fig. 3. Model of signals (a) before and (b) after moving for computing the displacement of data sets with reduced correlation.

$$x_{intrl}(t) = \left(\frac{\tau_1}{T} - \lfloor \frac{\tau_1}{T} \rfloor\right)x_1(t + \lceil \tau_1/T \rceil T) + \left(\lceil \frac{\tau_1}{T} \rceil - \frac{\tau_1}{T}\right)x_1(t + \lfloor \tau_1/T \rfloor T) \quad (9)$$

식 (9)에서 $\lceil \cdot \rceil$ 과 $\lfloor \cdot \rfloor$ 은 각각 $+\infty$ 와 $-\infty$ 방향으로 가까운 정수를 나타낸다. 시간(t)에서의 실제 변위는 $x_{intrl}(t)$, $x_2(t)$ 을 이용하여 계산한 값과 τ_1 을 더하면 된다.

$$\tau(t) = \tau(t-1) + \frac{\arg\langle x_{intrl} \cdot x_2^* \rangle}{w_0 + w_B(t)} \quad (10)$$

수정된 식은 순시주파수의 첨가로 고정된 주파수를 사용함으로 생기는 오차를 줄일 수 있고, 데이터를 이동하여 사용함으로써 변위에 따른 비상관도의 영향을 줄일 수 있는 장점을 갖는다. 이 방법을 Modified Autocorrelation Method (MACM)로 정의하자.

3. 변위계산 검증

매질을 불균일 반사체(random scatterer)들의 분포로

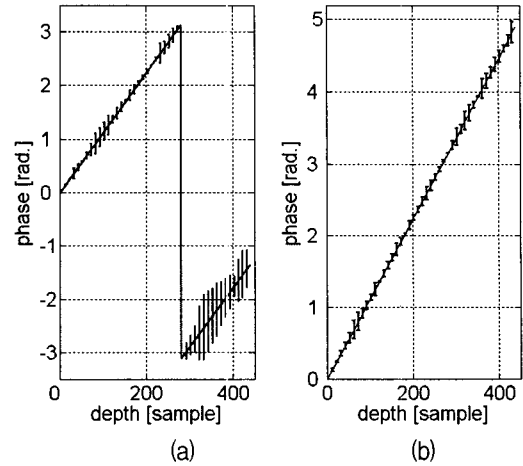


그림 4. 초음파 데이터로부터 얻은 위상차의 그래프 (수직선은 계산 결과의 표준편차): (a) 데이터 이동을 적용하지 않은 MACM의 위상차, (b) 데이터 이동을 적용한 MACM의 위상차
 Fig. 4. Graphs of phase difference obtained from ultrasonic data using MACM (a) without and (b) with applying the data movement operation. The vertical bars denote one standard deviation.

모델링하고, 여기서 수신된 초음파 신호를 이용하여 변위 계산의 유용성을 검증하였다. 감쇠가 없는 매질은 균일한 탄성도를 가지며 초음파 신호의 한 파장의 거리 안에 10개의 반사체가 있는 1차원 모델로 가정하여, 매질을 압축하기 전과 압축한 후에 얻어진 초음파 신호를 만들었다.

이 신호를 복조한 뒤 변위를 계산하면 깊이에 따라 이동정도가 커지므로 그림 4와 같이 직선으로 나타난다. 그림 4(a)는 데이터 이동을 적용하지 않은 경우의 깊이에 따른 두 신호의 위상 차이의 그래프이다. 계산 오차의 표준편차는 수직선으로 주어졌다. 그래프를 보면 깊이가 증가할수록 위상차가 계속 선형으로 증가한다. 위상차가 $\pm\pi$ 를 넘으면 위상 계산 함수인 $\arctan(\cdot)$ 의 출력 범위를 넘게 되므로 에일리어싱이 발생하고, 언래핑(unwrapping) 처리를 하여 이 위상의 불연속성을 제거해주어야 한다. 또한 깊이가 깊어지면서 비교하는 두 신호 사이의 변위가 커짐에 따라 신호의 비상관도도 증가하므로 위상계산에 오차가 커지게 된다. 데이터 이동을 적용한 경우의 그림 4(b)를 보면 데이터 이동으로 작은 위상차를 계산하게 되므로 에일리어싱의 발생 없이 깊이에 따라 계속 증가하는 위상을 볼 수 있으며, 또한 두 신호 사이의 비상관도가 감소하여 위상 계산의 오차가 감소한 것을 볼 수 있다.

4. 팬텀 데이터를 이용한 검증

탄성 팬텀에서 스트레인을 다르게 하여 얻은 데이터를 이용해 탄성 영상을 얻었다. 데이터 획득 시스템은 상용 초음파 진단기(메디슨, ACCUVIX 모델)를 이용하여 중심 주파수가 5.18MHz인 선형 배열 트랜스듀서를 이용하여 15.4MHz의 샘플링 주파수로 여러 프레임의 RF 데이터를 얻었다. 탄성 팬텀(미국 CIRS 사)은 균일한 탄성도를 가지는 배경 재료에 대하여 3~4배의 탄성 차이가 나는 10mm 직경의 실린더(cylinder)와 구(sphere) 형태의 압 조직 모형이 들어있다. 스텝 모터를 사용한 이송장치에 트랜스듀서를 고정하고 팬텀을 위에서 아래로 한 번에 0.032mm씩 눌러서 압력을 증가하면

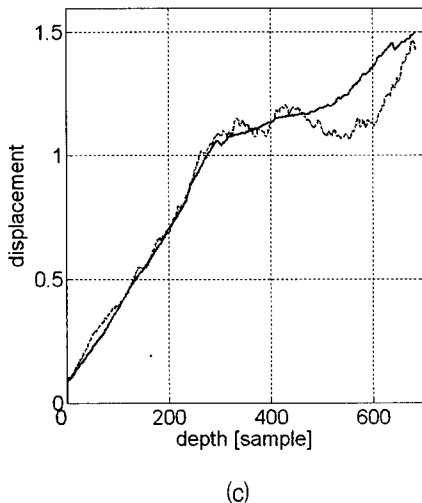
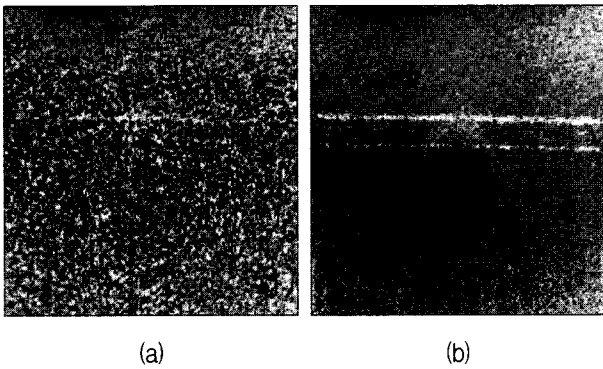


그림 5. 순시주파수를 고려한 스트레인 영상 비교: (a) 고려 안한 경우, (b) 고려한 경우, (c) 깊이에 따른 추정 범위(실선이 적용한 경우이며 점선이 적용 하지 않은 경우이다)

Fig. 5. Comparison of strain images (a) without and (b) with considering the instantaneous frequency, and of (c) estimated displacements against depth without (dotted line) and with (solid line) considering the instantaneous frequency.

서 각각의 압력에 대하여 총 61 프레임의 RF 데이터를 얻었다. 0.032mm의 압축은 팬텀 전체 높이에 대하여 0.04%의 스트레인이 되므로, 각 프레임 사이의 스트레인 차이는 0.04%이며 총 2.4%의 스트레인이 가해졌다.

프레임 사이의 스트레인 차이가 다른 데이터를 얻기 위하여, 모두 61 프레임의 데이터에서 한 장씩 건너편 프레임으로 0.08%의 스트레인 데이터를 재구성하고, 같은 방법으로 3장씩 건너편 데이터에서 0.12%의 스트레인을 인가한 데이터를 재구성할 수 있다. 같은 방법으로 0.16%, 0.20%, 0.24%의 스트레인 데이터를 재구성하여 모두 6 그룹의 데이터를 만들었다. 얻어진 데이터는 PC로 옮겨서 시뮬레이션을 수행하였다.

탄성 영상의 성능을 평가하기 위한 수단으로 영상대비 대 잡음비(contrast-to-noise ratio)인 CNR_e 를 사용하였다. 이는 식 (11)에 의해 계산할 수 있다.

$$CNR_e = \frac{2(s_t - s_b)^2}{\sigma_t^2 + \sigma_b^2} \quad (11)$$

위 식에서 s_t , s_b 는 각각 타겟과 배경의 스트레인의 평균 값을 나타내고 σ_t , σ_b 는 각각에 대한 표준 편차를 나타내며 타겟과 배경 영상에서 30×30 화소 크기의 표본을 추출하여 계산하였다. 먼저 순시주파수의 보상효과에 대

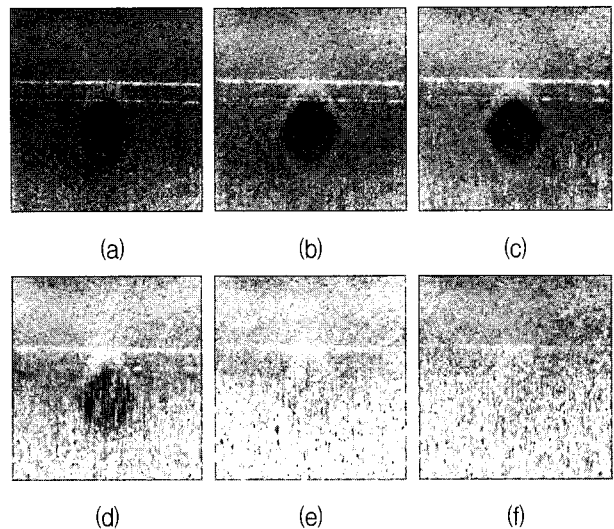


그림 6. 스트레인이 (a) 0.04%, (b) 0.08%, (c) 0.12%, (d) 0.16%, (e) 0.20%, (f) 0.24%인 데이터에 데이터 이동을 적용하지 않은 MACM를 사용한 탄성 영상

Fig. 6. Strain images obtained using MACM without applying the data moving operation to data whose strains are (a) 0.04%, (b) 0.08%, (c) 0.12%, (d) 0.16%, (e) 0.20%, and (f) 0.24%.

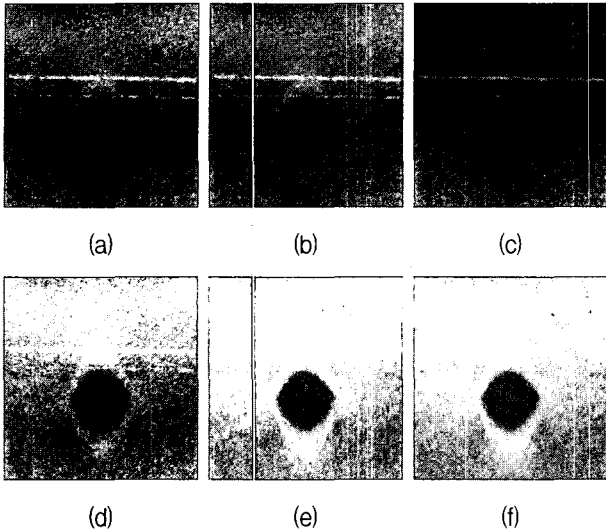


그림 7. 스트레인이 (a) 0.04%, (b) 0.08%, (c) 0.12%, (d) 0.16%, (e) 0.20%, (f) 0.24%인 데이터에 데이터 이동을 적용한 MACM를 사용한 탄성 영상
 Fig. 7. Strain images obtained using MACM with applying the data moving operation to data whose strains are (a) 0.04%, (b) 0.08%, (c) 0.12%, (d) 0.16%, (e) 0.20%, and (f) 0.24%.

하여 확인하였다.

그림 5는 수식 (5)에서 순시주파수를 보상한 경우에 대한 비교이다. 스트레인이 0.08%의 데이터에 대하여 그림 5(a)는 보상하지 않은 경우이며 그림 5(b)는 제안한 방법의 탄성 결과 영상이다. 그림 5의 (a)와 (b)에서 보는 것처럼 순시주파수를 보상한 경우의 타겟이 뚜렷하게 보이는 것을 알 수 있지만 보상하지 않은 경우는 노이즈에 의하여 타겟을 구별할 수 없다. 그림 5(c)의 그래프는 탄성영상에서 타겟이 있는 부분의 하나의 스캔라인에 대하여 순시주파수를 보상한 것과 하지 않은 것의 깊이에 따른 변위이다. 그림 5(c)의 변위 그래프에서 순시주파수의 보상을 하지 않은 경우(점선) 노이즈가 심해 변위가 출렁거리고 중간에서 감소하는 경향도 보이는 것을 알 수 있다. 하지만 순시주파수를 보상한 경우(실선)에는 보상하지 않은 경우에 비해 노이즈 없이 깊이에 따라 계속 증가하는 변위를 갖는 것을 볼 수 있다. 그림 5(a)와 (b)에서 중간의 밝은 가로줄은 팬텀의 바닥에서 다중반사에 의한 오차 신호에 의한 것이다.

데이터 사이의 스트레인이 0.04%, 0.08%, 0.16%, 0.20%, 0.24%인 경우에 대해 데이터 이동이 적용되지 않은 경우와 적용된 경우를 비교한 스트레인 영상을 그림 6과 7에 보였다. 그림 6의 데이터 이동이 적용되지 않은 경우를 보면 프레임 사이의 스트레인 차이가

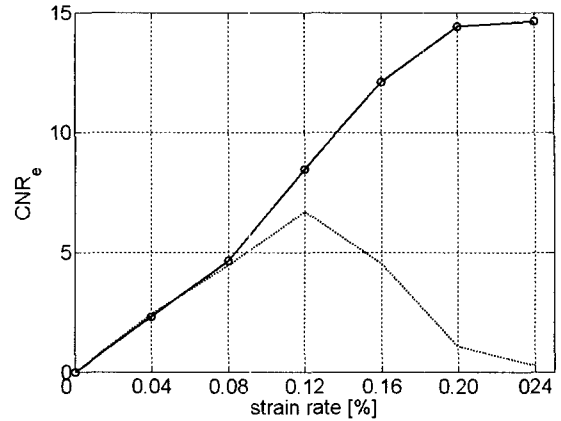


그림 8. 데이터 이동을 적용한 경우(실선)와 적용하지 않은 경우(점선)의 탄성 영상의 CNRe 비교
 Fig. 8. CNRe comparison of strain images with (solid line) and without (dotted line) applying the data moving operation.

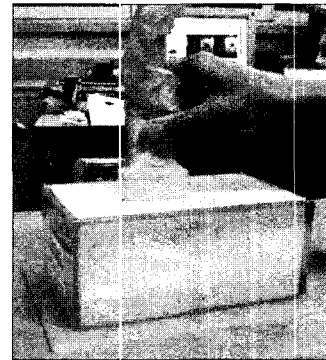


그림 9. 프리핸드 방법을 사용하여 선형 트랜스듀서로 팬텀에 압력을 가하는 모습
 Fig. 9. Pressure is being applied to an elasticity phantom using a linear transducer array in a freehand mode.

0.12%인 경우까지는 스트레인이 증가할수록 영상의 타겟이 뚜렷이 보인다. 하지만 프레임 사이의 스트레인 차이가 0.12%를 초과하게 되면 스트레인이 증가할수록 영상의 밑 부분부터 노이즈가 증가하여 스트레인 차이가 0.24%일 때는 거의 타겟을 볼 수 없음을 알 수 있다. 이처럼 데이터 이동이 적용되지 않은 경우 어느 값 이상으로 스트레인이 증가하면 영상의 질이 떨어지는 것에 반해 데이터 이동이 적용된 그림 7의 결과를 보면 프레임 사이의 스트레인 차이가 클수록 영상의 타겟이 더 뚜렷이 보이는 것을 알 수 있다.

그림 8에 각 스트레인 영상에서 구한 $CNRe$ 값의 그래프를 도시하였다. 데이터 이동을 적용하지 않은 경우(점선)가 스트레인이 0.12%일 때를 최고 값으로 하여 그 이상의 스트레인에서는 급격히 감소하는 반면에 데

이터 이동을 적용한 경우(실선)는 스트레인이 증가함에 따라 CNR_{σ} 도 함께 증가하는 것을 보인다.

III. 실시간 탄성 영상 실험

탄성 영상 시스템을 구현하기 위해 상용 초음파 진단 장비(메디슨, ACCUVIX 모델)를 이용하였다. 이 장비는 PC 기반으로 Windows NT의 운영체제를 사용하며, 펜티엄4 2GHz 프로세서와 1Gbyte 시스템 메모리를 가지고 있다. 시스템은 소프트웨어로 실시간으로 동작하도록 구현하였으며 Visual C++의 동적링크파일(DLL)로 구현하였다. 데이터의 획득은 그림 9처럼 손으로 선형 트랜스듀서를 잡은 상태에서 팬텀을 눌러 측정하는 프리핸드 방법을 사용하였다.

스트레인의 계산은 시스템에서 I/Q 데이터를 실시간으로 읽어 들여 계산한 뒤 모니터에 B-모드 영상과 같이 표시한다. 장비에서 사용하는 탄성 영상 프로그램의 수행 순서를 그림 10에 나타내었다.

탄성영상은 변위 계산 이외에도 노이즈를 줄이기 위한 전처리와 후처리를 하여 최종 영상을 얻는다. 전처리에는 I 및 Q 데이터를 정규화(normalize)하는 과정을 사용하였다. 이는 위상 정보에 대한 변형 없이 신호의 크기에 대해서만 정규화하며 스파이크(spike) 성질의 노이즈를 줄이는 효과가 있다. MACM에 사용한 정규화는 Ophir에

의해서 제안된 것으로 RF 데이터의 진폭의 변화를 감소시키기 위해 사용된 대수 압축(logarithmic compression)이다^[12]. 하지만 RF 데이터에 사용된 식은 위상을 변화시키므로 기저 대역 신호를 사용하는 경우에는 위상의 변화 없이 오직 크기만을 압축하는 식으로 변형하여 사용하여야 한다. 사용한 식은 다음과 같다^[11].

$$I(i, j) = \log(1 + CS \cdot \sqrt{I^2(i, j) + Q^2(i, j)}) \cdot \cos(\arctan(Q(i, j)/I(i, j)))$$

$$Q(i, j) = \log(1 + CS \cdot \sqrt{I^2(i, j) + Q^2(i, j)}) \cdot \sin(\arctan(Q(i, j)/I(i, j)))$$

(12)

여기서 (i, j) 는 영상 점(pixel)의 위치를 나타내며, CS 는 생동도(dynamic range)를 조절하는 계수이고 $\arctan(\cdot)$ 은 위상을 구하는 함수이다.

계산된 변위 곡선의 기울기 값을 구하면 스트레인 영상을 얻는다. 그리고 노이즈를 줄이기 위해 탄성영상에 대하여 중간 값 필터, 평균 필터 처리를 하였다. 또한 시간 축 상에서 연속해서 들어오는 영상의 노이즈를 줄이기 위한 후처리로 식 (13)과 같은 저역통과 필터인 퍼시스턴스(persistence)를 사용했다.

$$S_t(i, j) = P \times S_{(t-1)}(i, j) + (1 - P) \times X_t(i, j) \quad (13)$$

X_t 는 현재 입력 데이터, S_t 는 현재 출력 데이터, $S_{(t-1)}$ 는 과거 출력 데이터, P 는 퍼시스턴스 비율을 나타낸다. 이상의 후처리를 마친 뒤 생동도 압축(log compression)과 의사칼라(pseudocolor)로 매핑한 뒤 출력되는 결과가 탄성 영상이다.

IV. 탄성 영상 실험 결과

탄성 영상에 사용된 파라미터 값은 초음파 장비의 메뉴에서 팝업 메뉴로 설정할 수 있으며, 이 파라미터 값들은 탄성 계산 프로그램에 전달되어 실시간으로 탄성 영상에 적용된다. 초음파 영상 장비에서 구현된 탄성 영상의 출력은 초당 15~16 프레임의 속도를 가지며 그림 11은 장비에서 파라미터를 설정하는 화면과 탄성 영상에 대한 예를 나타냈다. 그림 12와 13에 탄성 영상 실험 결과를 보였다. 그림 12는 팬텀 표면에서 깊이 20mm 아래에 위치한 지름 10mm 실린더의 실험 결과이다. B-모드 영상에서 흰색 화살표 표시부분이 타겟이

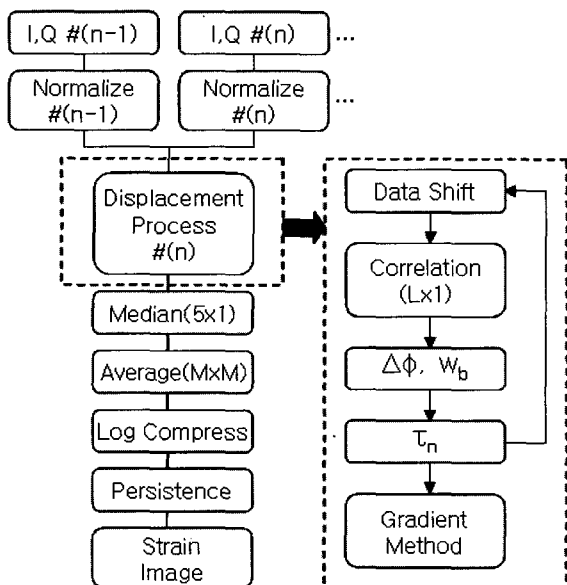


그림 10. MACM의 전체 신호 처리 과정
Fig. 10. Overall signal processing procedure of MACM (L: correlation window length and average filter size).

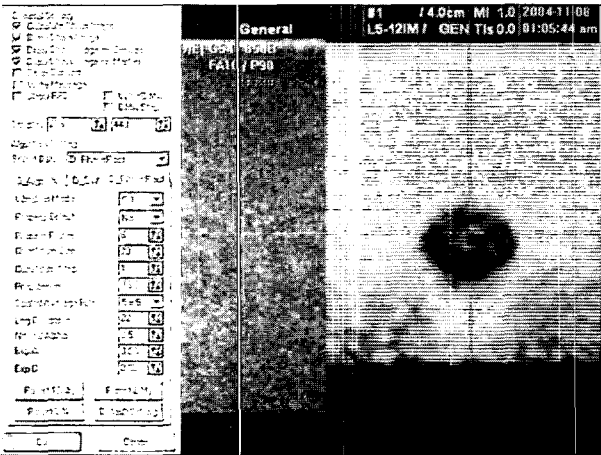


그림 11. 탄성 영상 시스템의 파라미터 설정과 탄성 영상

Fig. 11. Setting of strain imaging system parameters and the resulting strain image.

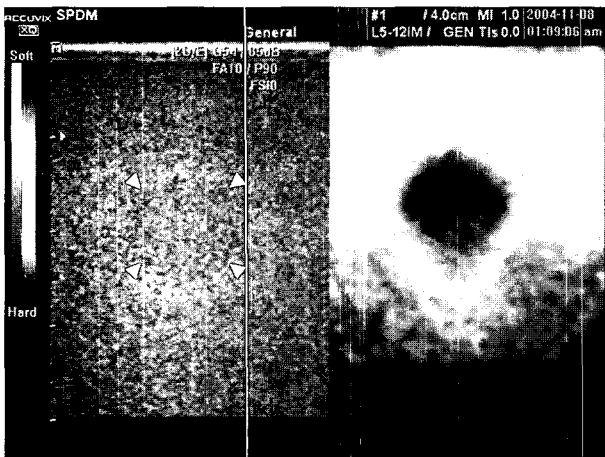


그림 12. MACM을 사용한 탄성 영상: 깊이 20mm의 지름 10mm 실린더 영상

Fig. 12. Strain image of a 10mm diameter cylindrical mass at a 20mm depth obtained using MACM.

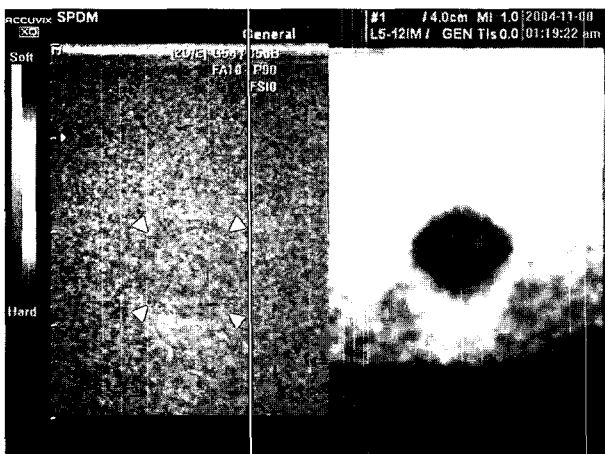


그림 13. MACM을 사용한 탄성 영상: 깊이 25mm의 지름 10mm 구 영상

Fig. 13. Strain image of a 10mm diameter sphere at a 25mm depth obtained using MACM.

있는 부분이며 거의 구별할 수 없으나 탄성 영상에서 쉽게 관찰됨을 알 수 있다. 하지만 타겟의 경계가 조금 뚜렷하지 않게 나타난다. 그림 13은 팬텀 표면에서 깊이 25mm 아래에 위치한 지름 10mm 구의 실험 결과이다. 이것 또한 B-모드에서는 거의 구별할 수 없으나 탄성영상에서 나타나는 것을 알 수 있으며, 같은 지름을 갖는 실린더의 탄성 영상에 비해 타겟이 좀 더 뚜렷이 보임을 알 수 있다.

V. 결론

본 논문에서는 기저 대역의 I/Q 데이터를 사용하여 신호의 이동으로 비상관도의 영향을 줄여 위상 차이로 변위를 구하는 방법(MACM)을 제안하였다. 제안한 방법은 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 추정된 이동 변위의 평균과 표준 편차를 구해 오차 정도를 알아보았고, 실제 팬텀 데이터를 이용하여 결과 영상을 보였다. 또한 상용 초음파 장비를 사용하여 실제 탄성 영상 시스템을 구현하였고 그 결과를 보였다.

제안한 방법은 기존의 위상 차이로 변위를 구하는 방법에서 시간 변위로 변환하는 과정에서 고정된 주파수를 사용했던 것을 깊이에 따라 다른 주파수를 적용함으로써 오차를 줄였다. 또한 스트레인이 증가함에 따라 비상관도가 증가하여 변위계산에 오차가 발생하는 것을 줄이기 위하여 추정 변위를 계산한 뒤 이 변위만큼 데이터를 이동함으로써 높은 스트레인에서도 에일리어싱의 발생 없이 변위를 계산할 수 있었다.

탄성 결과 영상에서도 B-모드에서 잘 관찰되지 않는 타겟을 잘 관찰할 수 있음을 보였다. 하지만 타겟의 경계가 뚜렷하지 않아 실제 타겟의 크기보다 조금 작게 나타났다. 또한 같은 크기의 타겟에서 실린더보다 구의 탄성 영상이 더 잘 나타나는 것을 보였다.

이상의 결과로 제안한 MACM이 의용 초음파 영상 시스템에서 탄성 영상을 구현하는데 효과적이라고 확인되었으며 영상 시스템의 프레임 율(frame rate)을 충분히 높게 한다면 더 좋은 영상을 얻을 수 있을 것으로 판단된다.

참고 문헌

[1] T. Sato, Y. Yamakoshi, and T. Nakamura, "Nonlinear tissue imaging," *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 889-900, 1986.

- [2] D. Yanwa, T. Jia, and S. Yongchen, "Relations between the acoustic nonlinearity parameter and sound speed and tissue composition," *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 931-934, 1987.
- [3] P. He and A. McGoron, "Parameter estimation for nonlinear frequency dependent attenuation in soft tissue," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 15, no. 8, pp. 757-763, 1989.
- [4] Y. Hayakawa, T. Wagar, K. Yosioka, T. Inada, T. Suzuki, H. Yagami, and T. Fujii, "Measurement of ultrasound attenuation coefficient by a multifrequency echo technique—Theory and basic experiments," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 33, no. 6, pp. 759-763, 1986.
- [5] 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, pp. 111-134, 1991.
- [6] M. O'Donnell, A. R. Skovoroda, S. Y. Emilianov, M.A. Lubinski, and A.P. Sarvazyan, "Theoretical analysis and verification of ultrasound displacement and strain imaging," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 41, no. 3, pp. 302-313, 1994.
- [7] M. O'Donnell, M. A. Lubinski, and S. Y. Emelianov, "Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short-time correlation," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 46, no. 1, pp. 82-96, 1999.
- [8] T. Shiina, M. M. Doyley, and J. C. Bamber, "Strain imaging using combined RF and envelope autocorrelation processing," *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, 1996.
- [9] T. Shiina, N. Nitta, M. Yamakawa, E. Ueno, M. M. Doyley, and J. C. Bamber, "Tissue elasticity imaging based on combined autocorrelation method and 3-D tissue model," *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, 1998.
- [10] 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.
- [11] 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, and Frequency Control*, vol. 46, no. 5, pp. 1057-1067, 1999.
- [12] J. Ophir and I. Cespedes, "Reduction of image noise in elastography," *Ultrasonic Imaging*, vol. 15, pp. 89-102, 1993.
- [13] 조개영, "의용초음파 영상시스템에서 탄성 영상을 실시간으로 구현하기 위한 연구," 대전대학교 석사 학위논문, 2003.
- [14] F. Kallel and M. Bertrand, "A note on strain estimation using correlation techniques," *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, 1993.
- [15] T. Varghese, J. Ophir, E. Konofagou, F. Kallel, and R. Righetti, "Tradeoffs in elastographic imaging," *Ultrasonic Imaging*, vol. 23, pp. 216-248, 2001.
- [16] J. Ophir and F. Kallel, "A least-squares strain estimator for elastography," *Ultrasonic Imaging*, vol. 19, pp. 195-208, 1997.
- [17] I. Cespedes, M. Insana, and J. Ophir, "Theoretical bounds on strain estimation in elastography," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 42, no. 5, pp. 969-972, Sept. 1995.

저 자 소 개



윤 라 영(정회원)
 2003년 대진대학교 전자공학과
 학사 졸업
 2005년 대진대학교 전자공학과
 석사 졸업
 2005년 현재 (주)메디슨 연구소
 연구원

<주관심분야 : 초음파 영상 시스템 설계>



권 성 재(정회원)
 1984년 경북대학교 전자공학과
 학사 졸업
 1986년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 석사 졸업
 1990년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 박사 졸업

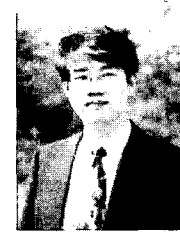
1990년~1997년 LG전자 멀티미디어연구소
 책임연구원

2005년 현재 대진대학교 통신공학과 부교수
 <주관심분야 : 초음파 영상 시스템 및 통신>



배 무 호(정회원)
 1986년 서울대학교 전기공학과
 학사 졸업
 1988년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 석사 졸업
 1992년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 박사 졸업

1992년~1995년 대우전자 VCR연구소 선임연구원
 1995년~1998년 (주)메디슨 연구소 책임연구원
 1998년~2001년 (주)메디슨 연구소 수석연구원
 2002년 1월~3월 (주)메디슨 연구소 연구위원
 2002년~2004년 (주)메디슨 연구소 연구소장
 2005년 현재 한림대학교 정보통신공학부 조교수
 <주관심분야 : 초음파 영상 시스템 설계>



정 목 근(정회원)
 1988년 서울대학교 전기공학과
 학사 졸업
 1990년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 석사 졸업
 1995년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 박사 졸업

2000년 미국 미네소타 주립대학교 전기 및
 컴퓨터공학과 방문연구원
 2005년 현재 대진대학교 전자공학과 부교수
 <주관심분야 : 초음파 영상 시스템>