

의료용 초음파 스트레인 영상 시스템의 실시간 구현

Real-Time Implementation of Medical Ultrasound Strain Imaging System

정목근*[†], 권성재*, 배무호**

Mok-Kun Jeong*[†], Sung-Jae Kwon* and Moo-Ho Bae**

초 록 의료용 초음파 영상 시스템에서 스트레인 영상 기법은 병변 주위의 조직보다 단단한 성질을 가지는 암이나 종양을 영상화할 수 있다. 준정적인 압축(quasistatic compression) 방법을 이용하여 스트레인 영상을 얻는 방법은, 조직에 변형을 가하기 전의 초음파 신호를 기준으로 하여 변형을 가한 후에 얻어진 초음파 신호 사이의 변위를 계산하고, 이를 공간 미분하여 스트레인을 구한다. 본 논문에서 변위의 계산은 복소 기저대역 신호의 자기상관(autocorrelation)을 계산하여 위상차로부터 구하고, 위상차를 시간 혹은 거리로 변환할 때 발생하는 오차를 중심주파수 편차를 보상하여 줄였다. 조작자의 손 움직임의 영향을 줄이기 위해 모든 스캔라인의 변위를 정규화시키는 알고리즘을 적용하여 균일한 스트레인 영상을 얻었다. 제안한 스트레인 영상 기법을 초음파 영상 진단기에서 실시간 동작하도록 구현하였다.

주요용어: 초음파 의료 영상법, 스트레스, 스트레인, 자기상관, 변위 추정, 정규화

Abstract Strain imaging in a medical ultrasound imaging system can differentiate the cancer or tumor in a lesion that is stiffer than the surrounding tissue. In this paper, a strain imaging technique using quasistatic compression is implemented that estimates the displacement between pre- and postcompression ultrasound echoes and obtains strain by differentiating it in the spatial direction. Displacements are computed from the phase difference of complex baseband signals obtained using their autocorrelation, and errors associated with converting the phase difference into time or distance are compensated for by taking into the center frequency variation. Also, to reduce the effect of operator's hand motion, the displacements of all scanlines are normalized with the result that satisfactory strain image quality has been obtained. These techniques have been incorporated into implementing a medical ultrasound strain imaging system that operates in real time.

Keywords: Ultrasound Medical Imaging, Stress, Strain, Autocorrelation, Displacement Estimation, Normalization

1. 서 론

초음파 의료용 영상에서 B-모드 영상으로 암이나 종양 등을 진단할 경우 종양의 경계가 불분명하여 정상조직과 종양이 잘 구별되지 않는다. 따라서 조직의 특성값을 구하여 영상화하기 위한 방법으로 감쇠계수, 비선형 파라미터(B/A), 음속도 분포, 하

모닉 영상, 혈류의 조영제 영상 등 여러 가지 연구가 있었으나 초음파와 인체 간의 복잡한 상호작용으로 인해 좋은 결과를 얻기 어려웠다[1-4]. 그러나 조직 특성값을 구하는 영상법 중에서 탄성 영상법은 조직에 따라 특성값의 차이가 많이 나고 구현도 비교적 용이한 장점을 가지고 있어, 최근에 많은 연구가 행해지고 있으며 성공적으로 상용화되고 있다.

1.1. 초음파 탄성 영상

탄성 영상법은 무른 조직에 싸여 있는 단단한 조직을 외부에서 힘을 가하여 변형시킬 경우 변형되는 정도가 병변에서는 적고, 연한 조직은 쉽게 모양이 변하는 현상을 이용해 조직의 병변이 암인지 또는 그렇지 않은지를 알아내는 데 도움을 주는 영상기법이다. 이 방법은 기존의 B-모드 영상법이 조직 간의 음향 임피던스 차이에 의한 반사 신호의 크기를 영상화하는 데 반하여, 조직 그 자체의 특성값(단단한 정도)을 알 수 있으므로, 유방암이나 전립선암과 같은 비교적 균일한 매질 내에서 발생하는 종양 진단에 적용되며, 종양 진단에서 환자를 불편하게 하는 조직검사와 같은 기술을 줄일 수 있어 유용성이 크다. 인체 내의 종양 진단 시 정상 조직의 탄성도는 수십 KPa 이내이며, 악성 종양으로 되면 최대 수백 KPa 정도까지 단단해진다. 탄성 영상 기법의 개발은 종양이 정상 조직에 비하여 3배 이상 탄성도가 증가하는 것을 진단하는 것을 목표로 한다.

매질의 단단함을 특성으로 이용하여 진단하는 방법의 다른 적용 영역으로는 혈관 내의 플라그(plaque) 영상과 심장 진단이 있다[5,6]. 혈관 내에서 발생한 플라그는 시간이 지나면서 그 단단한 정도가 변하게 되는데, 초음파 B-모드 영상에서는 용이하게 구별되지 않는다. 병변의 진행을 관찰하여 임상적으로 위험한 정도를 진단하기 위해서는 IVUS (intravascular ultrasound) 영상으로부터 혈관 내벽에 발생한 플라그의 스트레인을 측정한다. 최근에는 혈관 내 삽입의 위험성을 제거하기 위하여, 기존의 B-모드 영상에서 탄성을 계산하기 위한 방법들이 연구되고 있다.

심근경색을 영상화하기 위한 방법으로는 스트레인 레이트 영상법이 연구되고 있다[7]. 이는 심벽의 운동이 위치의 이동뿐만 아니라 동적인 수축과 팽창을 하고 있다는 점을 이용하여 시간적인 변형 정도를 측정하여 심벽의 병변을 검사한다. 이 방법은 운동하는 심벽의 스트레인이나 속도 등을 측정하여 각 값의 시간 변화율을 영상화한다. 이러한 방법은 심장판막 등의 움직임 관찰에도 적용되고 있고 심장병 진단에 좋은 결과를 보여주고 있다.

1.2. 탄성 영상화 기술 개관

단위 면적 당 가해지는 힘을 스트레스(stress, σ)

로, 변형된 정도를 스트레인(strain, ϵ)으로 하면, 탄성계수(Young's modulus, E)는 σ/ϵ 로 정의된다. 인체 내의 탄성을 측정하기 위해서는 매질에 일정한 힘을 인가한 후 변형된 정도를 측정하여 그 비율을 구하면 탄성계수가 된다. 그러나 인체 내의 스트레스 분포를 정확히 측정하기는 어렵기 때문에 스트레인을 영상화하는 것을 주로 하고 있다. 인체에서 탄성계수를 측정하는 방법은 힘을 인가하는 방법에 따라 크게 준정적인 압축(quasistatic compression)을 가하는 방법과 진동을 주는 방법이 있다.

진동을 인가하면 조직은 그 특성에 따라 다른 진폭의 변위(displacement)를 일으키므로 조직의 기계적인 진동을 측정하여 조직의 탄성을 구할 수 있다. 외부 진동에 대하여 영상의 변위를 도플러법을 이용하여 측정하는 기법이 Parker 등에 의하여 제안되었고, 최근에는 매질의 진동을 효과적으로 관찰하기 위하여 주파수 차이가 나는 두 개의 진동원으로 맥놀이를 일으키고, 낮은 주파수의 맥놀이 전달을 관찰하여 병변을 구별하였다[8,9]. 초음파 음장의 미는 힘을 이용하는 방법으로는 Dahl 등이 음향 방사력 임펄스 영상법(acoustic radiation force impulse imaging)을 발표했으며, 인체조직을 밀어주면 무른 매질은 많이 밀리고 단단한 매질은 적게 밀리는 원리를 이용하여 조직이 밀려났다가 복원하는 시정수를 측정하였다[10].

고출력의 초음파를 이용하여 매질을 진동시키면 횡파가 발생한다. 횡파는 수 m/s 정도의 음속도를 가지므로, 1500 m/s 정도의 속도를 가지는 종파의 초음파를 이용하여 횡파의 진행을 쉽게 관찰할 수 있다. 매질의 전단계수(shear modulus)는 매질 음속도의 함수로 주어지므로 횡파의 음속도를 측정하여 전단계수의 절대값을 측정할 수 있다. 다른 탄성 영상 방법들은 스트레인을 측정하는 데 반하여 음향진동법은 직접 탄성값(modulus)을 측정하므로 많은 연구자들이 관심을 가지고 있지만 데이터 획득을 위한 하드웨어의 복잡함과 역문제(inverse problem)를 풀어야 하는 등의 어려움을 가지고 있다[11].

Fatemi 등은 두 개의 초음파 발생원으로부터 발생한 초음파가 영상점에서 중첩되어 만들어지는 맥놀이 신호의 크기가 매질의 특성을 반영하는 원리를 이용하여 조직의 탄성을 구하는 vibro-acoustography 방법을 소개하였다[12]. 데이터 획득방법의 실용성은 낮지만 해상도가 높아서 혈관벽의 탄성 특성이나 혈

관 내의 플라그 관찰 등의 방향으로 연구가 진행되고 있다[13].

준정적인 변형을 주는 방법은 직접 기계적으로 눌러 주는 방법과 초음파의 방사력(radiation force)을 이용하여 변형을 인가하는 방법이 있다[14,15]. 기계적으로 준정적인 압력을 인가하는 방법에서는 병변이 있는 조직에 기계적인 압력을 어느 한 방향으로 가하면 조직의 단단한 정도에 따라 변형된 정도가 다르게 나타난다. 따라서 변형 전후의 초음파 데이터를 획득하여 매질의 위치 이동을 비교함으로써 매질의 변위를 계산하여 스트레인을 측정한다. 이 방법은 매질의 탄성의 절대값이 아닌 상대적인 스트레인을 구하지만 데이터 획득방법이 간단해지는 장점이 있다. Ophir 등은 외부에서 힘을 인가하여 조직이 압축될 때의 변위를 초음파 수신 신호로부터 계산하였고 elastography라는 이름으로 처음 소개하였다[16].

초음파 신호에서 변위는 각 스캔라인마다 radio frequency(RF) 데이터 혹은 복조된 inphase 및 quadrature(IQ) 데이터로부터 자기상관(autocorrelation) 혹은 상호상관(crosscorrelation) 연산을 하여 구한다[17-20].

상호상관으로 계산하는 경우에는 변위 측정의 정밀성을 위하여 매우 높은 표본화율(sampling rate)의 데이터를 사용해야 하기 때문에 계산량이 많다. 그러나 노이즈의 영향이 적고 정밀한 변위를 계산할 수 있다.

자기상관으로 계산하는 경우는 두 신호의 변위가 위상차에 비례한다는 가정에서 출발한다. 복소수의 IQ 신호를 이용하여 위상을 계산하는 만큼 표본화율이 낮아도 되므로 계산량이 줄어드는 장점이 있다.

그러나 신호의 주기성 때문에 위상차로 환산한 변위가 $\pm\pi$ 이내일 경우에만 계산이 가능하다. 스트레인 영상에서 많이 사용하는 초음파의 중심주파수는 5~10 MHz이므로, 반파장 이내의 변위에서 수백 마이크로미터 이내의 작은 변위만 측정할 수 있다.

또 다른 단점으로는 위상 계산의 오차를 줄이기 위하여 송신 초음파의 대역폭을 줄여야 한다. 이는 초음파 영상의 해상도를 저하시키는 문제를 야기한다. 그리고 조직의 이동 때문에 변위가 커지면 신호의 비상관성(decorrelation)이 증가하여 계산오차가 커진다. 움직임은 초음파 영상의 스펙클 패턴의

변화에서도 관찰되는데 초음파 스펙클 패턴의 이동 정도를 상관계수를 계산하여 변위를 구한 방법 등이 소개되었다[21].

기계적으로 준정적인 변형을 주는 방법은 계산량이 비교적 적고 데이터 획득이 용이한 만큼 초음파 의료 영상 시스템에서 실시간으로 구현이 가능하다. 현재 알려진 변위 계산 방법들 중에는 phase root seeking(PRS) 방법과 combined autocorrelation(CA) 방법 등이 있다[18,19].

1.2.1. PRS 방법

PRS 방법의 원리는 비교하는 두 신호 간의 변위가 영으로 되면 위상차도 영으로 된다는 점을 이용한다. 변위가 발생하면 위상차가 나기 시작하므로 두 신호를 비교할 때 위상차가 영이 되도록 기준 신호에 대하여 비교하는 신호를 이동시킨다. 이때 위상차의 크기가 변위량이므로 그 크기에 따라 이동시키는 양을 조절하여 최종적으로 위상차가 영이 되는 위치를 찾는다.

반복 계산을 위하여 2차 수렴 특성을 가진 Newton-Raphson 방법을 이용한다. 두 신호의 위상 비교를 위하여 복소 기저대역 신호를 이용하여 자기상관을 계산한다. 위상차를 계산하면 이 값을 중심주파수로 나누어 변위(시간)로 환산한다. 변위를 이용하여 비교하는 신호를 위상차이가 적게 나는 방향으로 이동시키기 위하여 보간이 필요하다. 이동된 신호와 기준 신호 간의 변위를 다시 계산하는 반복식을 이용하여 위상차를 줄여나간다.

이 방법은 복소 기저대역 신호를 이용하므로 표본화율이 낮아도 된다. 또한 신호를 위상차가 적은 방향으로 이동시킴으로써 두 신호의 비교 방식이 상호상관 방법과 유사하다고 할 수 있다. 따라서 초음파 신호의 대역폭이 넓어도 되는 장점을 가진다. 또한 비교하는 두 신호의 위상차를 작게 유지하기 위하여 이전 윈도우에서 계산한 변위를 다음 윈도우 계산 시 초기값으로 사용하여, 먼저 이동시킴으로써 위상 감김(phase wrapping)의 문제를 제거하였다. 그러나 스캔라인의 중간에서 계산 오차가 발생하면 이 오차는 이후의 모든 윈도우의 계산에 영향을 미치게 된다. 이런 경우는 매우 큰 스트레스가 인가되어 비교하고자 하는 변위가 매우 크거나, 노이즈에 의하여 신호의 위상이 왜곡되었을 때 나타난다.

1.2.2. CA 방법

CA 방법은 다음과 같다. 위상차로부터 변위를 계산하는 경우 위상차가 $\pm\pi$ 범위에 있어야 하지만 실제로 노이즈 등에 의한 계산에서의 오차를 고려하면 $\pm\pi/2$ 의 범위에 있도록 한다. 움직임에 의하여 초음파 신호에서 발생한 변위는 깊이에 따라 달라지므로 위상차를 계산할 때 위상 감김이 생기지 않는 범위를 찾기 위하여 먼저 상호상관을 계산하여 모든 데이터에서 각 윈도우 내의 신호의 위상 차이가 $\pm\pi/2$ 이내에 오는 범위를 찾아서 이동시킨다. 이후 자기상관을 이용하여 정밀한 변위를 계산한다.

이 방법은 먼저 상호상관을 이용하여 전역 변위를 독립적으로 계산하므로 스캔라인 중간에 계산 오차가 발생하더라도 이후의 데이터에 계산 오차가 전달되지 않는 장점을 가진다. 그러나 신호의 위상 차이를 $\pm\pi/2$ 범위에 들도록 조정하기 위해서는 표본화율을 최소한 중심주파수의 2배 이상으로 유지하여야 한다. 따라서 계산량이 많아지는 단점이 있다.

1.3. 연구의 범위

본 논문에서는 기계적인 압력을 인가하여 변형을 가한 뒤 매질의 스트레인을 측정하고 이를 영상화하였다. 움직임 정도를 나타내는 변위는 자기상관 방법을 이용하여 압축 전과 후의 초음파 신호들 사이의 위상차로부터 계산하였다. 위상으로 변위를 계산하는 경우 신호의 위상차가 $\pm\pi$ 를 넘어가지 않도록 하여야 한다. 또한 두 신호의 변위가 큰 경우 신호의 비상관성 때문에 상관 계산에서 오차가 커지게 된다. 따라서 두 신호의 비상관성이 적어지도록 전역 변위를 먼저 추정한 후, 전역 변위만큼 위상차가 적어지는 방향으로 이동시킨 다음에 섭샘플(subsample) 단위의 변위를 계산하였다. 위상차를 계산한 뒤 변위 프로파일을 구하고 이를 미분(차분)하여 스트레인을 계산한다.

그러나 사용하는 신호의 중심주파수를 정확히 알고 있어야 위상으로부터 변위를 계산할 수 있다. 이는 초음파 신호가 감쇠나 매질의 특성으로 인해 깊이에 따라 중심주파수가 변하기 때문이며, 중심주파수의 이동을 알기 위하여 복소 기저대역 신호의 주파수를 추적하여 중심주파수 변화를 보사하였다.

인체에 변형을 가하기 위하여 트랜스듀서를 손으로 움직이는데, 손의 움직임에 따라 얻어진 스트레인 영상의 콘트라스트가 달라진다. 따라서 변위 영상으로부터 스트레스에 해당하는 최대 변위값을 찾아내고 이로부터 손의 움직임을 보사하였다.

2. 이론 및 시뮬레이션

2.1. 스트레인 영상법

주어진 어떤 매질의 탄성은 변위(스트레인)에 대한 가해진 힘(스트레스)의 비로 정의된다. 인체 내에 인가되는 스트레스는 매질 내의 위치마다 그 값을 알기 어려우므로 스트레스가 연속이라는 전제하에 균일한 값이 인가되었다고 가정하고 스트레인만 구하여 영상화한다. 스트레인의 정의는 Fig. 1에서

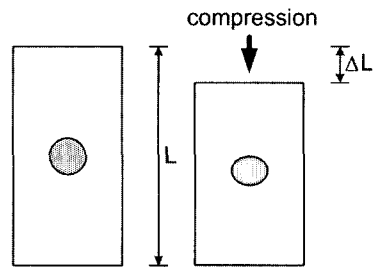


Fig. 1 Deformation and strain of a medium before and after compression

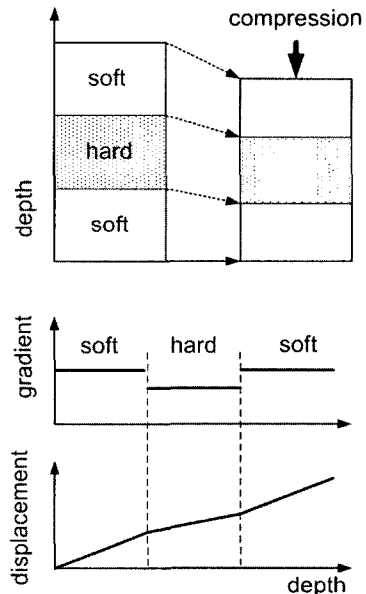


Fig. 2 Distribution of displacement and gradient (i.e., strain) in the presence of a hard inclusion embedded at a depth

압축 전후의 변형에 대하여 스트레인은 $\epsilon = \Delta L/L$ 로 구해진다.

인체와 같이 여러 매질이 혼재해 있고 그 중에서 종양과 같이 단단한 매질이 섞여 있는 경우 스트레인 영상을 얻는 원리를 Fig. 2에 보였다. 매질에 변형을 가하면서 변형을 가하는 방향으로 각각의 위치가 이동하는 정도를 측정하여 변위 분포를 구한다. 이 그래프를 미분하여 기울기를 구하면 단단한 부분의 기울기가 무른 부분보다 작게 나타나므로 스트레인을 구할 수 있다.

2.2. 스트레인 영상을 얻기 위한 변위 추정 방법

준정적인 방법의 스트레인 영상을 얻기 위한 초음파 데이터의 획득 순서는 다음과 같다. 스트레스를 인가하기 전의 시료에 초음파를 인가하여 기준 신호를 얻고, 다시 매질의 표면을 눌러서 압축한 후에 초음파 신호를 얻는다.

Fig. 3에 압축 전과 후의 초음파 신호의 모양을 나타내었다. 매질이 압축되면 매질 내의 반사체들이 압축방향으로 이동하므로 이때의 초음파 신호는 스트레스를 인가하기 전의 신호보다 수신 시간이 이동되어 나타난다. 따라서 두 신호 간의 시간차 혹은 이동 거리를 계산함으로써 매질의 변위를 구할 수 있다.

수신된 초음파 RF 신호를 복조하여 기저대역의 IQ 신호로 바꾸고 자기상관을 계산하여 위상 차이를 계산한다. Fig. 3에서 네모 상자는 상관계수를 계산하기 위한 윈도우이다. 트랜스듀서에서 가까운 곳에서는 신호의 이동이 작지만 먼 곳에서는 변위가 누적되어 신호 간 이동이 크게 나타난다. 변위의 그래프를 미분하여 기울기를 구하면 스트레인을 구할 수 있다.

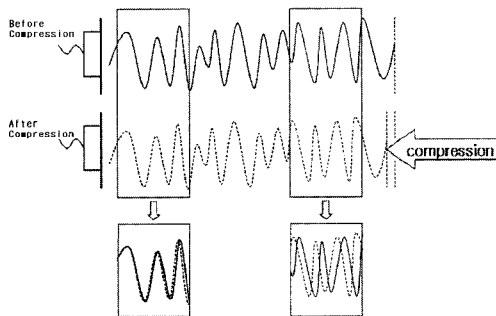


Fig. 3 Ultrasonic signal waveforms before and after compression

2.3. 위상을 통한 변위의 계산

복소수의 기저대역 신호를 이용하여, 조직의 압축 전과 후의 신호로부터 지연된 신호의 변위를 계산하기 위해서 자기상관함수를 계산하였다. 변위 계산 모델은 Fig. 4와 같이 선형지연을 가지는 필터를 구성하였다. 이 필터의 위상지연은 선형 위상 특성을 가지는 전역통과(all-pass) 필터이다. 이 필터의 군지연 t_g 와 위상지연 t_p 는 같은 값을 가진다고 가정하자.

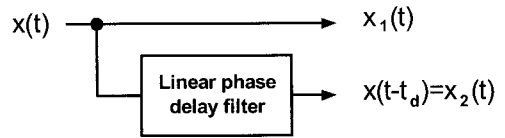


Fig. 4 Modeling of a delayed signal

입력되는 초음파와 에코 신호는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$x(t) = r(t) \cos(\omega_0 t + \phi(t)) \quad (1)$$

여기서 $r(t)$ 는 포락선이며 ω_0 는 중심주파수 f_0 의 2π 배를 나타내고 $\phi(t)$ 는 위상에 해당한다. 복조된 신호가 시간 지연기를 통과하기 전과 후의 복소 신호는 각각

$$\begin{aligned} x_1(t) &= r(t)e^{-j\phi(t)} \\ x_2(t) &= r(t-t_d)e^{j(-\omega_0 t_d + \phi(t-t_d))} \end{aligned} \quad (2)$$

이 된다. 표본화된 이산 신호에 대하여 유한 구간 내의 데이터에서 위상 차이는 자기상관 계산으로부터

$$\begin{aligned} \Delta\Phi_0 &= \arg \langle x_1(n) \cdot x_2^*(n) \rangle \\ &= \omega_0 t_d + \phi(t) - \phi(t-t_d) \end{aligned} \quad (3)$$

이 된다. 여기서 \arg 는 위상을 구하는 함수이며 $\langle \rangle$ 는 상관을 계산하는 함수이다. 식 (3)의 $\phi(t-t_d)$ 항을 Taylor 급수 전개하고 선형인 1차 항까지만 취해 t_d 를 구하면

$$t_d = \frac{\Delta\Phi_0}{\omega_0 + \omega_B(t)} \quad (4)$$

이 된다. 여기서 $\omega_B(t)$ 는 복조된 신호의 순시주파수에 해당된다. 수식 (4)는 수신된 초음파 신호의

중심주파수가 깊이에 따라 변하는 것을 보상해준다.

두 신호 간의 위상차는 깊이가 깊어질수록 커지며 이는 신호 간의 비상관성을 증가시킨다. 그러나 비교하는 신호의 비상관성이 적어야 작은 오차로 위상차를 계산할 수 있다. 따라서 미리 전역 변위를 구하여 위상차가 $\pm\pi$ 에 비하여 충분히 작아지도록 변위를 조정된 뒤의 신호에서 남아있는 위상차를 다시 계산하였다.

2.4. 초음파 신호의 시뮬레이션

변위 계산을 검증하기 위하여 61.6 MHz의 표본화율로 초음파 신호를 만들었다. 스트레인을 인가한 신호를 만들기 위하여 7.5 MHz 중심주파수의 송신 펄스를 랜덤 스캐터러(scatterer)와 컨벌루션을 하여 반사 신호를 구하였다. 송신 펄스를 $p(t)$, 스캐터러의 분포를 $s(t)$ 라고 하면 수신 신호 $r(t)$ 는 다음 식으로 주어진다.

$$r(t) = p(t) * s(t) \tag{5}$$

로 주어진다. t 는 깊이에 해당하는 시간이다. 스트레인이 인가된 신호를 만들기 위하여 송신 펄스를 시간축에서 압축한다. 인가된 압축률을 a 라고 하면 같은 반사체의 분포에 대하여 구해진 신호는

$$r_a(t) = p(at) * s(t) \tag{6}$$

이 신호를 a 만큼 시간 스케일링을 해주면

$$r_s(t) = ar_a(t/a) = p(t) * s(t/a) \tag{7}$$

가 되어서 반사체들이 인가된 압축률 a 만큼 압축에 의하여 이동한 것과 같은 효과를 얻는다. 따라서 기준신호 $r(t)$ 에 대하여 압축된 신호 $r_s(t)$ 의 변위를 계산하면 된다.

Fig. 5는 송신 펄스의 모양을 보여준다. Fig. 6은 매질이 0.5 dB/MHz/cm의 감쇠를 가진다고 가정하여 생성된 수신신호이다. 랜덤 스캐터러는 한 파장당 10개씩 분포되어 있다고 가정하였다. 감쇠는 최소위상(minimum phase) 필터 모델을 주파수 영역에서 고려하여 신호를 만들었다[22]. 감쇠가 고려되므로 깊이에 따라 초음파 신호의 크기가 줄어들며 중심주파수가 낮아지는 효과를 가진다.

FFT를 이용하여 스펙트럼의 깊이에 따른 중심주파수의 변화를 Fig. 7에 나타내었다. 수신 신호의

중심주파수가 깊이에 따라 낮은 쪽으로 이동하고 있음을 확인할 수 있다.

Fig. 6의 초음파 신호를 기준신호로 하여 같은 신호를 43.54°(0.76 rad)의 위상차에 해당하는 시간 지연을 시킨 신호와 모든 깊이에서 변위를 비교하였다. 중심주파수가 깊이에 따라 낮아지므로 위상차를 계산할 때 수식 (4)에서 중심주파수의 변화를 보정하지 않으면 위상차는 깊이 들어갈수록 적어지

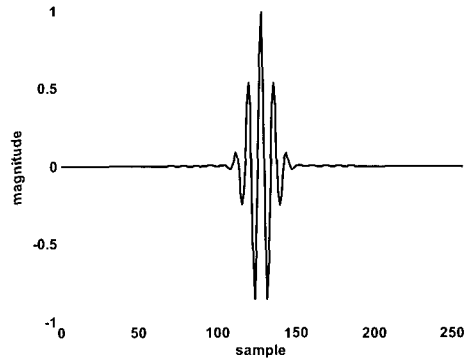


Fig. 5 Transmit pulse

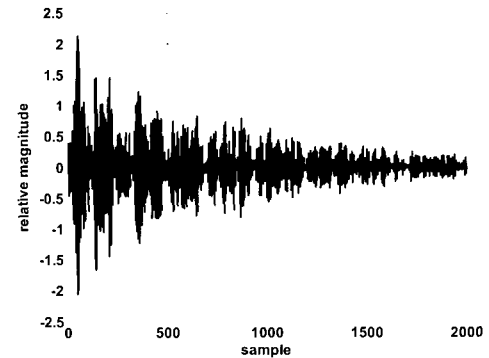


Fig. 6 Received echo generated considering an attenuation of 0.5 dB/MHz/cm

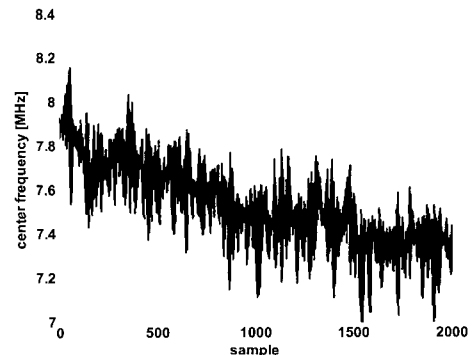


Fig. 7 Variation of center frequency in received echo showing a decrease in center frequency with depth

는 쪽으로 나타난다. Fig. 8에서 상단 곡선은 중심 주파수를 구하여 깊이에 따른 오차를 보정한 그래프로서 모든 깊이에서 일정한 값으로 나타난다.

Fig. 9는 균일한 탄성값을 가지는 매질에서 1%의 스트레인을 인가하였을 때 얻어진 초음파 신호에 대하여 모든 깊이에서 변위를 계산한 것이다. 100개의 초음파 신호를 생성시켜서 각각을 스캔라

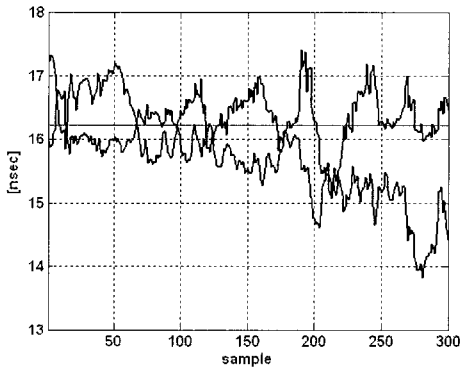


Fig. 8 Displacement profiles obtained without (bottom curve) and with (top curve) compensation for center frequency variation

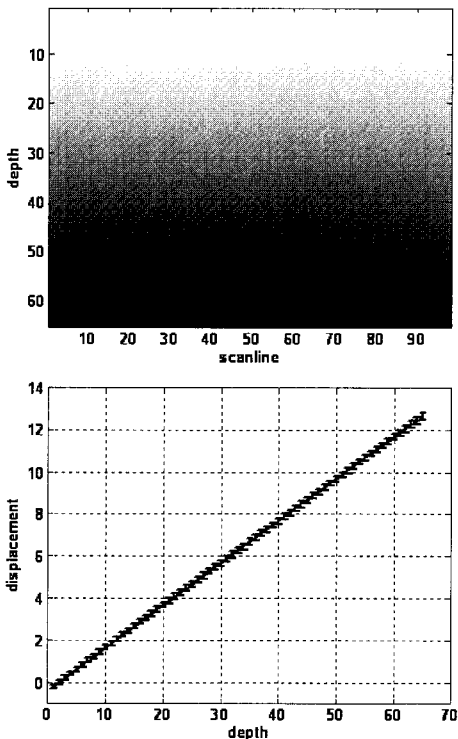


Fig. 9 Displacement image (top) and averaged displacement profile (bottom) over all scanlines with \pm one standard deviation marked when 1% of strain is applied

인으로 할당하였다. Fig. 9의 상단은 변위 영상이며 하단에서는 100개의 스캔라인의 변위의 평균값과 표준편차를 깊이에 따라 도시하였다. 전체 깊이에서 균일하게 변형되었고 중심주파수의 편차를 보정함으로써 변위가 깊이에 따라 직선적으로 변하고 있으며 계산오차도 모든 깊이에서 같은 정도로 나타나고 있다.

3. 결과

3.1. 실험 결과

Fig. 10은 초음파 탄성 모사 팬텀으로부터 얻은 초음파 RF 데이터를 처리하여 얻은 영상이다. 실험에 사용한 탄성 팬텀은 CIRS 사(Norfolk, VA, USA)의 제품이며, 균일한 탄성율을 가지는 매질의 중심에 3배 단단한 직경 10 mm의 실린더가 심어져 있다. Fig. 10에서 상단은 초음파 B-모드 영상이고 가운데 부분을 보면 실린더가 희미하게 나타나 있다. 중단의 영상은 변위를 나타내며, 하단의 영상은 변위 분포를 스캔라인 축으로 미분을 하여 얻은 스트레인 영상에 해당한다. 초음파 B-모드 영상에서는 희미하게 나타나는 실린더가 스트레인 영상에서는 더 높은 콘트라스트로 나타남을 알 수 있다.

탄성 영상을 얻기 위해서는 대상체에 변형을 가하여야 한다. 0.1~5%의 변형을 범위 내에서 외부에서 힘을 인가하여 콘트라스트가 높은 탄성 영상을 얻을 수 있다. 그러나 인체에 인가하는 힘은 보통 의사가 손으로 트랜스듀서를 눌러서 주기적인 정현파 형태로 가해지므로 적당한 탄성 영상을 얻는 구간은 전체 시간 중에서 절반 정도이다. 트랜스듀서가 균일한 힘으로 움직일 때 움직임 방향에 따른 스트레스의 분포를 Fig. 11에 나타내었다. 만일 모든 스캔라인에서 균일한 힘을 인가하지 못하면 얻어진 스트레인 영상에서 영상부위마다 콘트라스트가 달라져서 좋은 영상을 얻을 수 없다.

따라서 불균일한 스트레스를 보정하기 위하여 Fig. 10의 변위 영상으로부터 모든 스캔라인의 가장 깊은 지점에서의 변위 값을 이용하여 최대 변위 분포를 구하였다. 각 스캔라인의 최대 변위값은 인가한 힘의 크기에 비례하므로 불균일하게 힘을 가하는 경우 최대변위 분포 그래프는 기울기를 가진다. 이를 이용하여 변위 영상 혹은 스트레인 영상을 정규화할 수 있다.

최대 변위 그래프는 계산오차와 매질의 특성에 따라 복잡한 파형을 가지므로 그대로 정규화에 사용하기에는 적절하지 않다.

따라서 변위그래프를 2차 함수로 곡선적합(curve fitting)하여 노이즈를 제거하였는데 대부분의 경우 2차 함수로 근사시킬 수 있었다. 변위 그래프가 영교차점(zero-crossing point)을 가지거나 그래프의 평균값이 작을 경우 스트레인 영상의 화질이 급격히 나빠짐을 확인할 수 있었다.

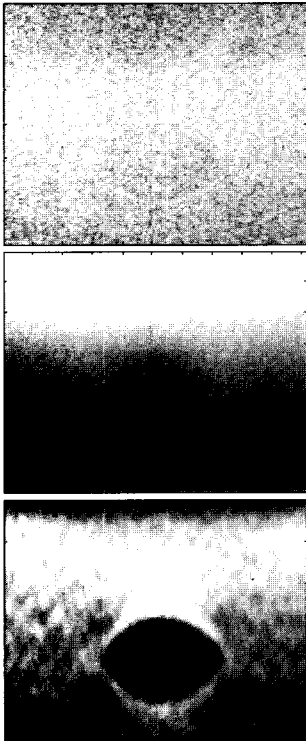


Fig. 10 B-mode (top), displacement (middle), and strain (bottom) images of an ultrasound elasticity phantom

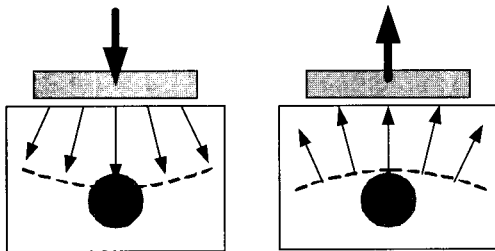


Fig. 11 Displacement profile that varies depending on the direction of compression in a human body

Fig. 12의 왼쪽은 불균일하게 힘을 가하여 얻은 스트레인 영상이다. 변위 영상의 최대 깊이에서 모든 스캔라인의 최대 변위값을 구해보면 Fig. 13과 같이 기울어진 그래프의 형태를 보인다. 따라서 오른쪽 부분에 더 많은 힘이 가해진 것을 알 수 있다. 이 함수 그래프는 매질의 분포에 따라 복잡한 패턴을 나타내므로 2차 다항식으로 근사하여 정규화를 위한 복원함수로 사용하였다. 구해진 다항식의 그래프를 이용하여 영상을 정규화한 것이 Fig. 12의 오른쪽 영상이다. 모든 스캔라인에서 균일한 힘을 인가한 것과 같은 스트레인 영상을 보여준다.

3.2. 시스템 구현

초음파 진단기 장비에 있는 펜티엄 2.4 GHz, 시스템 메모리 1 GByte의 시스템에서 Visual C++를 이용하여 스트레인을 영상화하기 위한 알고리즘을 구현하였다.

전체 알고리즘의 순서도는 Fig. 14와 같다. 인접한 두 프레임의 IQ 데이터를 받아서 변위를 계산



Fig. 12 Strain image under nonuniform stress before (left) and after (right) its compensation

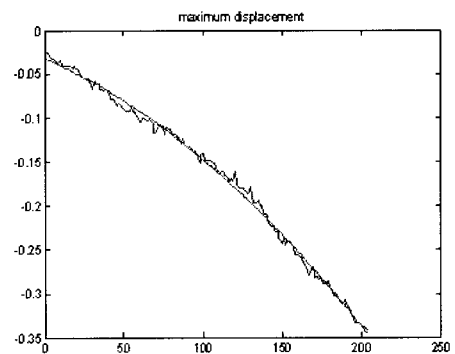


Fig. 13 Profile of displacements across all scanlines at a maximum depth and its parabolic fitted curve; the former looks jagged, while the latter, smooth

하고 이를 미분하여 스트레인을 계산한다. 이 과정에서 노이즈를 제거하기 위한 중간값 필터링과 공간 평균 필터링 후 컬러 코딩 등의 작업을 거쳐 영상으로 표현된다.

프로그램은 변위를 계산하는 부분과, 변위를 미분하여 스트레인을 얻고 노이즈 처리를 하는 부분을 분리하여 실행 속도를 높였다. 얻어진 스트레인 영상은 스캔 변환을 거쳐 B-모드 영상과 같이 모니터에 나타낸다. 구현된 알고리즘은 초음파 영상 시스템에서 초 당 25프레임 정도의 속도로 스트레인 영상을 보여주었다.

실험은 7.5 MHz의 선형 트랜스듀서를 사용하여 실시간으로 스트레인 영상을 얻었다. Fig. 15는 팬텀과 인체의 유방에서 얻은 B-모드 초음파 영상과 스트레인 영상을 나타내었다. 단단한 부분이 검은 색 혹은 검은 적색으로 나타나도록 의사(pseudo) 컬러를 입혔으므로 팬텀에서 단단한 실린더 부분이 검은색으로 나타나고 있다. 구해진 영상은 팬텀과 인체에서 매질의 단단한 부분을 용이하게 영상화하였다.

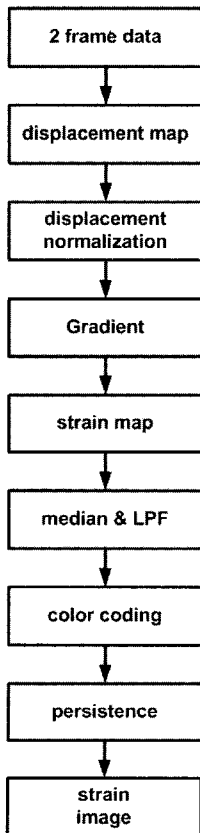


Fig. 14 Flowchart of the entire algorithm

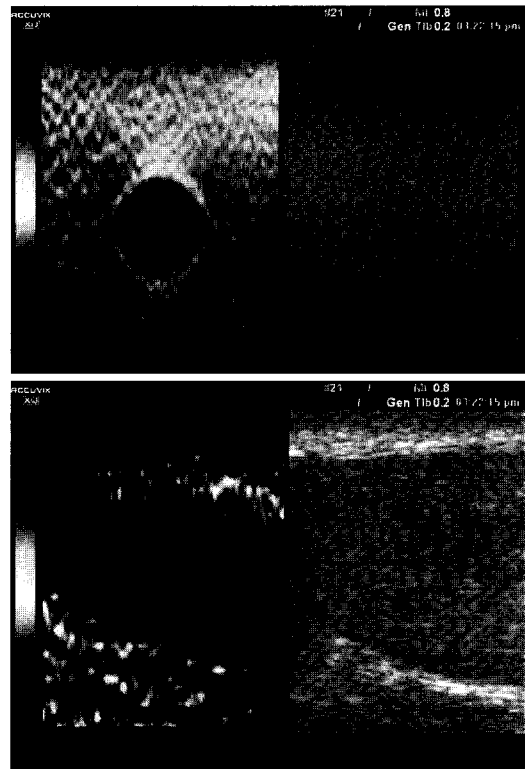


Fig. 15 Strain images of an ultrasound elasticity phantom (top left) and a human volunteer (bottom left)

4. 결론

본 논문은 스트레인 영상을 얻기 위하여 초음파 진단기(Accuvix XQ, Medison, Korea)에서 알고리즘을 소프트웨어로 구현하여 실시간으로 탄성 영상을 구현하였다. 초음파 탄성 모사 팬텀에서 RF 데이터를 얻어 Pentium 4를 기반으로 하는 플랫폼에서 소프트웨어를 이용하여 초 당 25프레임 정도로 스트레인 영상을 얻었다. 변위는 자기상관을 계산하여 위상차로부터 중심주파수 변화를 보정하여 구하였다. 조작자의 손 움직임이 불균일함을 보상하기 위해, 변위를 정규화시켜 주는 기법을 적용하여 영상의 모든 영역에서 균일한 스트레인 영상을 얻었다. 팬텀과 인체에 적용하여 실시간으로 스트레인 영상을 관찰할 수 있었다.

참고문헌

[1] T. Sato, Y. Yamakoshi and T. Nakamura,

- "Nonlinear tissue imaging," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 889-892, (1986)
- [2] D. Yanwu, T. Jie and S. Yongchen, "Relations between the acoustic nonlinearity parameter and sound speed and tissue composition," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 931-934, (1987)
- [3] 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)
- [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 Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 33, No. 6, pp. 759-764, (1986)
- [5] K. Kim, W. F. Weitzel, J. M. Rubin, H. Xie, X. Chen and M. O'Donnell, "Enhanced vascular strain imaging using arterial pressure equalization," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 216-219, (2003)
- [6] W. Khaled, C. Perrey, H. Ermert, W. Bojara and M. Lindstaedt, "Strain imaging with intravascular ultrasound: An in vivo study," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1313-1316, (2006)
- [7] <http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate/>
- [8] L. S. Taylor, J. Tamez-Pena, J. S. Smith, D. Rubens and K. J. Parker, "3D sonoelastography for visualization of tumors," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1443-1446, (1997)
- [9] K. Hoyt, K. J. Parker and D. J. Rubens, "Sonoelastographic shear velocity imaging: Experiments on tissue phantom and prostate," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1686-1689, (2006)
- [10] J. J. Dahl, R. R. Bouchard, M. L. Palmeri, V. Agrawal and G. E. Trahey, "Parallel tracking and other methods for real-time ARFI imaging systems," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1005-1008, (2006)
- [11] S. Catheline, J. Bercoff, J. L. Gennisson, C. Barrière and M. Fink, "Nonlinearity studies in soft tissues with the supersonic shear imaging system," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1510-1512, (2004)
- [12] M. Fatemi, L. E. Wold, A. Alizad and J. F. Greenleaf, "Vibro-acoustic tissue mammography," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 21, No. 1, pp. 1-8, (2002)
- [13] X. Zhang, M. Zeraati, R. R. Kinnick, J. F. Greenleaf and M. Fatemi, "Vibration mode imaging," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 26, No. 6, pp. 843-852, (2007)
- [14] J. C. Bamber, P. E. Barbone, N. L. Bush, D. Cosgrove, M. D. Marvin, F. G. Fuechsel, P. M. Meaney, N. Miller, T. Shiina and F. Tranquari, "Progress in freehand elastography of the breast," *IEICE Trans. Inf. Syst.*, Vol. E85-D, No. 1, pp. 5-14, (2002)
- [15] 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)
- [16] 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, pp. 111-134, (1991)
- [17] 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)
- [18] 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., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, No. 5, pp. 1057-1067, (1999)
- [19] 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)
- [20] M. Yamakawa and T. Shiina, "Strain estimation using the extended combined autocorrelation method," Jpn. J. Applied Physics, Vol. 40, No. 5B, pp. 3872-3876, (2001)
- [21] B. H. Friemel, L. N. Bohs and G. E. Trahey, "Relative performance of two-dimensional speckle-tracking techniques: Normalized correlation," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1481-1484, (1995)
- [22] R. Kuc, "Generating a minimum phase digital filter model for the acoustic attenuation of soft tissue," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 794-797, (1983)