

초음파 탄성 영상 평가를 위한 플라스틱 기반의 팬텀 개발

Ultrasonic Phantom Based on Plastic Material for Elastography

안동기*, 정목근*[†]

Dong-Ki Ahn* and Mok-Keun Joung*[†]

초 록 초음파 의료용 탄성 영상 시스템의 성능을 평가하기 위한 인체 조직 모사 팬텀을 제작하였다. 인체에서 종양이나 암 조직은 주위의 정상조직보다 단단한 특성을 가진다. 이러한 조직의 단단함을 영상화하는 기법이 탄성 영상 기법이다. 인체의 병변 조직의 기계적인 특성을 모사하기 위하여 플라스틱 경화제와 연화제를 이용하여 탄성도가 다른 균일 탄성 팬텀을 제작하였다. 제작된 균일 탄성 팬텀은 시료의 비율에 따라 11.1~79.6 kPa 범위의 탄성계수 값을 얻었다. 이를 바탕으로 외부 매질과 내부 매질의 탄성계수 차이가 5배와 7배 정도인 초음파 병변 모사 팬텀을 제작하여 탄성 영상을 획득하였다. 본 논문에서는 제작된 플라스틱 기반의 탄성 팬텀이 인체의 탄성 특성을 모사하는 탄성 팬텀으로서 유용함을 확인하였다.

주요용어: 초음파 팬텀, 플라스틱 경화제, 플라스틱 연화제, 탄성영상

Abstract A human tissue mimicking phantom is constructed to assess the performance of a medical ultrasound elasticity imaging system. In a human body, the tumor or cancer is stiffer than its surrounding normal tissue. A technique for imaging the elasticity of such a tissue is referred to as elastography. Homogeneous elasticity phantoms with differing Young's moduli are constructed using a plastic hardener and softener to simulate the mechanical characteristics of a diseased human tissue. The Young's modulus of the fabricated homogeneous phantom materials were measured from 11.1 to 79.6 kPa depending on the mixing ratio of the amount of the hardener to that of the softener. An ultrasound lesion mimicking phantom was made of these materials, and ultrasound elasticity imaging was performed on it. It is confirmed in this paper that the fabricated plastic-based elasticity phantom is useful in representing the elastic characteristics of a human tissue.

Keywords: Ultrasonic Phantom, Plastic Hardener, Plastic Softner, Elastography

1. 서 론

초음파를 이용하여 인체내의 병변을 진단하고자 기존의 B-모드 영상 외에 감쇠계수, B/A 파라미터 등 여러 가지 영상 기법이 연구되었으나, 초음파와 인체간의 복잡한 상호작용으로 인해 좋은 결과를 얻기 어려웠다. 위와 같은 방법으로는 병변을 제대로 진단하는데 어려움이 많기 때문에, 최근에는 인체의 비정상 조직이 주위의 정상조직에 비하여 탄

성 특성이 다른 성질을 영상화하는 방법이 연구되고 있다. 외부에서 힘을 가하여 변형시켰을 때 압과 같이 단단한 조직은 가해진 힘의 방향으로 움직인 변위가 적고, 연한 조직은 많이 움직이는 현상을 이용해 조직의 병변이 암인지 진단하는데, 이를 탄성영상기법이라 불린다[1]. 이 방법은 기존의 B-모드 영상법이 조직간의 음향 임피던스 차이에 의한 반사 신호의 크기를 영상화하는데 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 시술을 줄일 수 있어 유용성이 크다.

인체 조직을 모사하기 위해 제작된 팬텀(phantom)은 초음파 의료 영상에서 영상화 알고리즘 연구 및 영상 장비의 성능을 평가 하는 중요한 역할을 하고 있다. 인체 조직의 음향적 특성은 음속이 1450~1600 m/s의 범위와, 감쇠계수가 0.5 dB/cm/MHz 정도를 가지므로, 이와 유사하도록 팬텀을 제작해야 한다[2-4]. 상용화된 팬텀은 ATS Laboratories사와 CIRS사에서 다양한 종류의 팬텀을 제작해서 판매하고 있다[5, 6]. 그러나 연구자의 요구에 맞는 팬텀이 없을 경우 직접 제작하여야 한다.

기존의 초음파 영상에서 사용되는 팬텀은 수용성 매질인 아가(agar), 젤라틴(gelatin)에 반사체를 첨가하여 실험실에서 제작된 팬텀이 널리 사용되었다. 아가를 이용한 팬텀은 초음파의 음속과 감쇠를 조절하기가 쉬워서 감쇠계수 영상 등의 실험을 위하여 사용되었고, 재료의 종류와 혼합하는 물질에 따라 굳기를 조절할 수 있는 수용성 매질이다[7]. 이러한 수용성 재료들은 시간이 지남에 따라 변형 및 부패가 되어 음향적 특성이 다르게 되는 단점이 있다. 폴리우레탄 겔을 이용해서 제작된 팬텀은 음향적 특성이 온도 변화에 민감하지 않고, 쉽게 파손되지 않는 장점을 지니지만 초음파의 중심주파수에 의존해 감쇠가 발생하는 단점이 있다[8]. 오일 겔을 이용한 팬텀은 에틸렌글리콜 기반, 프로필렌글리콜 기반, 폴리프로필렌글리콜 기반으로 제작한다. 여기에 젤화제인 다이벤질리덴 디 소르비톨과 반사체로 폴리메틸메타크릴레이트를 첨가한다. 재료의 함유량에 따라 음속을 조절할 수 있는 장점이 있으나, 반면 쉽게 파손될 수 있는 단점이 있다[8, 9]. 폴리아크릴라미드 겔을 이용한 팬텀은 물리적 특성이 아가, 젤라틴과 같고, 탄성계수는 1~60 kPa의 범위이다. 인체의 전립선 조직에 대한 모사용으로는 좋으나, 반사체를 팬텀 내부에 균일하게 분포시키기가 까다로운 단점이 있다[10].

액체 플라스틱을 이용한 팬텀은 경화제(plastic hardener)와 연화제(plastic softener)에 반사체로 amberlite를 추가한다. 이 팬텀의 특성은 음속이 1400~1430 m/s 범위이고, 감쇠계수가 0.5~0.9 dB/cm/MHz 범위이다. 재료의 비율에 따라 감쇠를

조절할 수 있고, 물리적 특성이 장기간 보존되는 장점이 있다[4]. 이외의 재료로 폴리머젤, 실리콘젤, 아크릴폴리머 등이 사용되었지만 음속이 많이 차이가 나거나 감쇠가 심하여 초음파 영상용 재료로는 적당하지 않다[2, 11].

탄성 영상 모사 팬텀은 기존의 의료 영상용 팬텀이 가지는 인체와 유사한 음속과 감쇠계수를 지녀야 하며, 추가적으로 다양한 탄성계수를 갖도록 해야 한다. 그리고 외부에서 변형을 주었을 때 팬텀의 고유 특성이 변질, 파손, 변형되지 않도록 만들어야 한다. 인체에서 탄성계수는 breast의 경우에 정상 조직의 탄성계수가 약 18~23 kPa 정도의 값을 가지는데, 종양 조직은 약 106~558 kPa 정도로 값이 증가한다. 일반적으로 인체내의 정상조직에 대하여 병변조직의 탄성계수 차이는 약 3배 이상인다고 알려져 있다[12].

본 연구에서는 인체와 유사한 기계적인 특성을 가지는 액체 플라스틱 기반의 팬텀에 대한 기존 연구 결과를 바탕으로 경화제와 연화제의 서로 다른 혼합 비율에 따른 팬텀을 제작하여 탄성계수를 측정하고, 이를 이용하여 초음파 탄성 영상 평가를 위한 모사 팬텀을 제작하였다. 제작한 플라스틱 기반의 팬텀은 경화제와 연화제의 비율을 서로 다르게 해서 4 종류를 만들고, 탄성계수를 측정하여 탄성차이를 확인하였으며, 초음파 기기에서 B-모드 영상으로 스펙클 패턴을 확인하였다. 초음파 탄성 영상 시스템의 평가를 위해 외부 매질(일반 조직)과 실린더 형태의 내부 매질(종양 조직)의 차이가 5배와 7배 정도가 나도록 탄성 영상 모사 팬텀을 제작하여 탄성 영상을 획득할 수 있음을 확인하였다.

2. 이론 및 실험

2.1. 플라스틱 기반의 팬텀 제작

액체 플라스틱을 이용한 팬텀 제작은 경화제와 연화제(M-F Manufacturing Co., USA)를 일정한 비율로 혼합하여 제작한다. 이때 반사체로는 무색이며 구경이 27 μm 인 유리가루 Spherglass 2000 (Potters Industries Inc., USA)를 전체 무게 비율의 0.5%로 첨가하였다. 팬텀 제작은 가열용기에 액체 플라스틱과 반사체를 비율에 맞춰 넣은 다음, 후드가 갖춰진 실험실에서 hotplate를 이용하여 300 $^{\circ}\text{C}$ 로 30분간 저어주면서 가열한 후, 굳힐 팬텀 형태

의 용기에 붓고 상온에서 12시간 정도 식혀서 만든다. 탄성 정도는 경화제와 연화제의 부피 비율을 조정하여 4가지 종류로 제작하였다. Fig. 1은 Table 1에서 type 1의 비율로 제작된 팬텀의 샘플이며 직경 70 mm, 높이 40 mm의 크기인 원통 모양이다. Fig. 2는 초음파 영상장비 Accuvix XQ(Medison Co., Korea)를 사용하여 Fig. 1에 해당하는 팬텀의 B-모드 영상을 얻었다. 팬텀의 음속은 펄스 반사 모드법을 사용하여 측정된 결과 7.5 MHz에서 1410 m/s 정도로 측정되었고, 초음파 영상장비에서 음속 파라미터를 1410 m/s로 세팅했을 때 영상의 스펙클 패턴 특성과 해상도가 가장 좋게 나왔음을 확인하였다[13]. 제작된 팬텀의 음속은 1410 m/s로 측정이 되어 일반적인 인체 연조직의 음속 범위 이하에 있다. 그러나 초음파 영상장비에서 영상을 보기 위한 시스템 파라미터 설정 범위안에 있어서 초음파 영상 팬텀을 위한 조건에 크게 문제가 되지 않는다. 이 결과를 바탕으로 본 논문에서 초음파 영상장비를 이용한 B-모드 및 RF 데이터를 획득할 때에는 음속 파라미터를 1410 m/s로 세팅해서 데이터를 획득하였다. 플라스틱 기반의 초음파 영상용 팬텀에 대한 기존 연구 결과와 마찬가지로, 전체적으로 스펙클 패턴이 균일하게 분포되어 있어 충분히 초음파 영상용 팬텀으로 사용할 수 있음을 알 수 있다[3].

2.2. 탄성계수 측정

시료의 비율을 조절하여 탄성도가 다른 4가지의 팬텀을 제작하고 탄성도를 측정하였다. 시료의 구성 성분의 비율은 Table 1과 같다. 측정방법은 전자저울 위에 팬텀을 놓고 위에서 힘을 가하여 일정한 변형도 ϵ 를 일으키고 이때의 무게를 측정하여 응력(stress)을 계산하였다[14]. 탄성계수는 식 (1)로 정의되며,

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

σ 는 응력이며, ϵ 는 변형도이다. 응력과 변형도는

$$\sigma = \frac{\Delta m}{a} g, \quad \epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2)$$

로 주어진다. 여기서 g 는 중력 가속도, Δm 은 질량의 변화량이고, 측정하고자 하는 재료의 표면적이

a , L_0 는 초기 높이, ΔL 은 높이의 변위차이다. Fig. 3은 실험의 구성도이다. 각 팬텀은 직경 70 mm, 높이 L_0 가 40 mm인 원통모양으로 제작되었으며, 스텝 모터를 이용하여 ΔL 이 0.25 mm 단위로 최대 2 mm까지 변위가 일어나도록 윗면에서 수직방향으로 힘을 가한 후 전자저울에 표시된 무게 값을

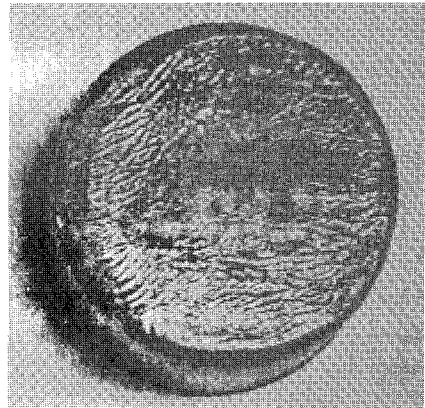


Fig. 1 External view of plastic phantom (type 1)

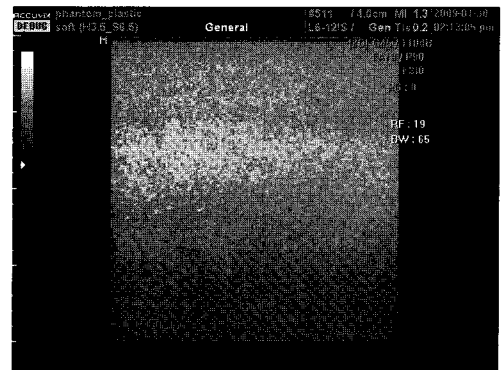


Fig. 2 A typical B-mode image to the plastic phantom (type 1)

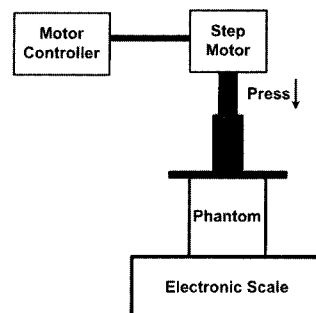


Fig. 3 Experimental apparatus used to measure the Young's modulus of the plastic phantoms

측정하여 응력과 변형도로부터 탄성계수 값을 계산하였다. Fig. 4는 제작된 탄성 팬텀의 응력-변형도 곡선을 나타내었고, Table 1은 탄성 팬텀의 탄성계수 측정값이다. 제작된 팬텀은 상온 약 20 °C인 상태에서 측정하여 11.1~79.6 kPa 범위의 탄성계수 값을 구하였다. 경화제의 배합량이 많을수록 더 단단해져서 탄성계수의 값이 큼을 알 수 있다.

인체의 breast 조직인 경우에 탄성계수는 약 18 ~558 kPa 정도의 범위를 가지므로[12], 플라스틱 경화제와 연화제를 이용하여 인체 조직과 유사한 탄성계수 값을 가지는 팬텀을 제작할 수 있음을 확인하였다.

Table 1 Properties of plastic phantoms

Phantom Type	Plastic Hardener [ml]	Plastic Softener [ml]	Scatterer [g]	Young's Modulus [kPa]
1	70	130	1	11.1
2	140	60	1	20.4
3	160	40	1	58.5
4	180	20	1	79.6

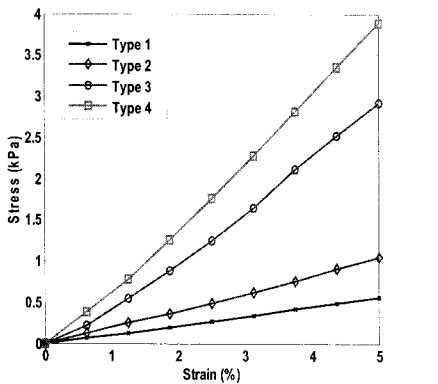


Fig. 4 Relationship between stress and strain for the 4 types of plastic phantoms



Fig. 5 External side view of the constructed phantom for testing ultrasonic elastography

탄성 영상 모사 팬텀은 외부 매질과 내부 매질의 탄성계수의 차이가 5배(type 3)와 7배(type 4) 정도 나도록 제작하였다. 외부의 일반 조직에 해당하는 무른 매질은 type 1의 비율로 제작하였고, 내부의 종양 조직에 해당하는 단단한 매질은 type 3과 type 4를 이용하여 실린더 형태로 제작하였다. Fig. 5는 제작된 탄성 영상 모사 팬텀의 사진이며, 병변에 해당되는 10 mm 굵기인 두 개의 실린더는 팬텀의 표면에서부터 10 mm 아래쪽에 위치하고 왼쪽의 실린더는 type 3, 오른쪽의 실린더는 type 4 이다.

제작한 탄성 영상 모사 팬텀의 유용성을 확인하기 위해 탄성 영상을 획득하는 실험을 하였다. 초음파 영상장비 Accuvix XQ(Medison Co., Korea.)에서 중심주파수가 7.5 MHz, 38 mm 크기, 192 소자의 선형 트랜스듀서를 이용하여 61.6 MHz의 샘플링 주파수로 RF 데이터를 획득 한 후, 획득한 데이터를 컴퓨터에서 탄성 영상화 알고리즘을 적용해 최종 탄성 영상을 만들었다. Fig. 6은 탄성 영상을 획득하기 위한 실험 장치의 구성도이다. 탄성 영상을 얻기 위한 초음파 데이터의 획득 순서는 다음과 같다. 응력을 가하기 전의 팬텀에 초음파 신호를 인가하여 기준 프레임의 RF 데이터를 얻고, 다시 스텝 모터를 이용하여 변형도가 0.43%인 0.15 mm 를 팬텀의 윗면에 수직 방향으로 표면을 눌러서 압축한 후에 초음파 신호를 얻는다. 매질이 압축되면 매질내의 반사체들이 압축된 방향으로 이동하므로 이때의 초음파 신호는 응력을 인가하기 전의 신호보다 수신시간이 이동되어 나타난다. 따라서 두 신호간의 이동을 계산함으로써 매질의 변위를 구할 수 있다. 깊이 방향으로 계산된 변위값의 거리 변화율을 구하면 탄성영상이 구해진다. 변위계산과 탄성영상을 계산하기 위한 알고리즘은 참고문헌[15, 16]을 이용하였다. 일반적으로 외부에서 정적인 변형을 인가해 주고 매질의 단단함을 영상화하는 방법이 변형도 영상 기법이다[1, 15, 16]. 따라서 본 논문의 탄성 영상은 변형도 영상을 의미한다. Fig. 7은 최종 획득된 두 프레임의 RF 데이터를 이용하여 탄성 영상으로 만든 것이다. 왼쪽 그림은 기준 프레임의 B-모드 영상이며 두 개의 실린더 부분이 배경과 희미하게 구별된다. 오른쪽 그림이 탄성 영상이고, 왼쪽 실린더가 배경에 대하여 탄성계수 차이가 5배이며, 오른쪽 실린더가 7배 차이가 난다.

2.3. 탄성 영상 모사 팬텀의 제작 및 영상화

옆의 그레이 막대 값은 측정된 변형도의 상대크기를 의미하며 값이 작을수록 단단하다. B-모드 영상과 탄성 영상에서 실린더의 크기와 형태가 유사하게 나타나며, 탄성 영상에서 배경에 대한 실린더 부분의 대조도(contrast)가 더 크게 나타나 실린더를 더 뚜렷이 구별할 수 있었다. Fig. 8은 단단한 실린더를 지나는 Fig. 7에서 가로 방향인 점선 부분의 변형도 값을 그래프로 표시하였다. 오른쪽 실린더 부분이 왼쪽보다 더 단단함을 확인할 수 있다. 측정된 변형도 값을 비교하기 위해 탄성 영상에서

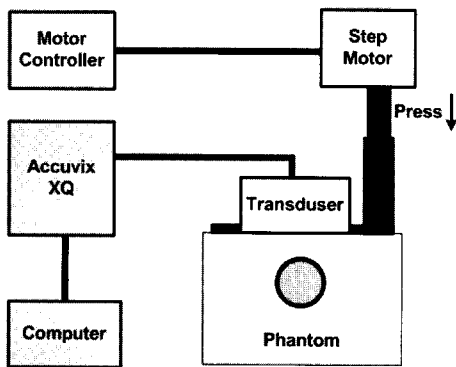


Fig. 6 Illustration of the experimental apparatus used to elasticity imaging

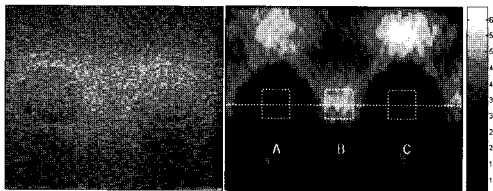


Fig. 7 B-mode image(left) and strain image(right) of an ultrasound elasticity phantom

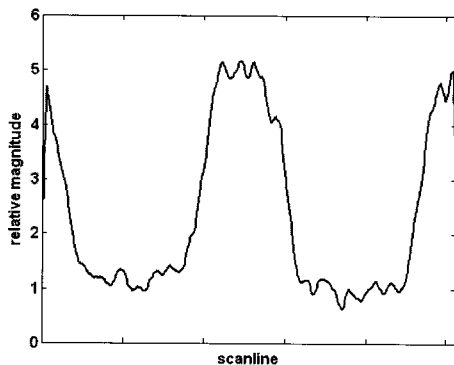


Fig. 8 Strain graph at the horizontal dotted line in Fig. 7

10 by 10 픽셀 크기의 사각형 윈도우 A, B, C 영역에 대하여 변형도 값의 평균을 취하여 비교하였다. 비교 결과 A 영역은 1.06, B 영역은 4.89, C 영역은 0.85로 계산되어 7배인 실린더 영역이 5배인 실린더보다 더 작은 값을 가져 더 단단함을 알 수 있다.

3. 결론

본 논문에서는 초음파 의료용 탄성 영상을 평가하기 위해 플라스틱 경화제와 연화제를 이용한 팬텀을 제작하였다. 플라스틱 기반의 팬텀은 인체 조직과 유사한 특성을 가지면서 탄성계수 조절이 용이하며, 제작이 쉽고 반복 사용이 가능한 장점이 있다. 제작된 팬텀의 탄성계수를 측정된 결과 인체와 유사한 범위를 가졌으며, 이를 바탕으로 탄성계수 차이가 5배와 7배 정도가 나도록 10 mm 직경의 실린더가 들어 있는 탄성 영상 모사 팬텀을 제작하여 탄성 영상을 확인하였다. 이상의 결과로, 향후 플라스틱 기반의 탄성 팬텀을 이용하여 탄성 영상 시스템의 성능을 평가하는 데 충분히 활용할 수 있음을 확인하였다.

참고문헌

- [1] J. Ophir, I. Céspedes, 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)
- [2] E. L. Madson, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavic and R. Jutila, "Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms," *Medical Physics*, Vol. 5, pp. 391-394, (1978)
- [3] M. M. Burlew, E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavie and S. W. Sum, "A new ultrasound tissue-equivalent material," *Radiation Physics*, Vol. 134, pp. 517-520, (1980)
- [4] 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," *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 29, No. 4, pp. 302-306,

- (2008)
- [5] ATS Labs., Inc., <http://www.atlabs.com>
- [6] Computerized Imaging Reference System, Inc., <http://cirsinc.com>.
- [7] T. J. Hall, M. F. Insana and T. A. Krouskop, "Phantom materials for elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, Vol. 44, No. 6, pp. 1355-1365, (1997)
- [8] T. Kondo and M. Kitatuji, "New tissue mimicking materials for ultrasound phantoms," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1664-1667, (2005)
- [9] T. Kondo and H. Fujimoto, "Ultrasound tissue-mimicking materials using oil gel and measurement of their characteristics," *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. 41, pp. 3598-3599, (2002)
- [10] K. Kawabata, Y. Waki, T. Matsumura and S. Umemura, "Tissue mimicking phantom for ultrasonic elastography with finely adjustable elastic and echographic properties," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1502-1505, (2004)
- [11] E. L. Madsen, J. A. Zagzebski and G. R. Frank, "Oil-in-gelatin dispersions for use as ultrasonically tissue-mimicking materials," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 8, No. 3, pp. 277-287, (1982)
- [12] 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)
- [13] M. K. Jeong and S. J. Kwon, "An efficient method for estimating average speed of sound in ultrasound medical imaging," *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 19, No. 3, pp. 321-325, (1998)
- [14] R. Q. Erkamp, P. Wiggins, A. R. Skovoroda, S. Y. Milanov, and M. O'Donnell, "Measuring the elastic modulus of small tissue samples," *Ultrason. Imaging*, Vol. 20, pp. 17-28, (1998)
- [15] M. K. Jeong, S. J. Kwon, and M. H. Bae, "Real-time implementation of medical ultrasound strain imaging system," *J. Nondestructive Testing Kor.*, Vol. 28, No. 2, pp. 101-111, (2008)
- [16] 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)