

초음파 영상용 플라스틱 기반의 팬텀제작 및 특성 분석

이균정, 박동희, 신태민, 서종범
연세대학교 보건과학대학 의공학과

Analysis of Properties and Phantom Design Based on Plastic Hardener and Softener for Ultrasonic Imaging

G. J. Lee, D. H. Park, T. M. Shin, J. B. Seo

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University
(Received April 16, 2008. Accepted 6월 10, 2008)

Abstract

Abstract

Plastic hardener and softener based ultrasound phantoms were made in various constitutions and their acoustic properties were measured. Speed of sound is approximately 1.4 mm/ μ sec in all the phantoms, which is about 7% less than that of in soft tissue. Attenuation coefficient is strongly dependent on the ratio between hardener and softener. In order to achieve the tissue level attenuation (0.5 dB/cm/MHz), 60% of hardener or less is required. The synthesized phantoms can be preserved for more than 6 months without structural degradation.

Key words : plastic hardener, softener, ultrasound, phantom, attenuation

I. 서론

음파적 특성이 인체와 유사한 팬텀(phantom)은 초음파 영상에서 기기의 성능 및 알고리즘 등을 연구하고 확인하는데 반드시 필요한 기본 재료중 하나이다. 이 때 제작되는 팬텀의 특성은 인체에서와 비슷한 음파의 전달 속도인 1500 m/s 와 감쇠계수인 0.5 dB/cm/MHz를 갖는 것이 이상적이다 [1-3]. 더불어 최근 초음파 영상에서 그 중요성이 증가되고 있는 탄성 영상의 경우, 다양한 탄성도를 갖는 초음파 영상용 팬텀을 제작하는 것은 매우 중요하다. 그리고 제작된 팬텀이 고유의 특성을 오랜 시간동안 유지하여, 지속적이고 반복적으로 사용가능하도록 제작 하는 것 또한 핵심 과제라 할 수 있다.

일반적으로 초음파 영상에서 사용되는 팬텀은 한천(agar) 혹은 젤라틴(gelatin)을 기반으로 산란체를 첨가하여 제작한다 [1, 2]. 한편, 치료 분야에서도 초음파 팬텀을 사용할 수 있는데, 이를 통하여 초음파 기기의 출력을 간접적으로 측정할 수 있다. 치료 초음파 분야에서는 주로 bovine serum을 사용하여 팬텀을 제작하며, 이는 특히 단백질의 온도에 따른 변화가 빛에 대한 투명도 변화로 나타나 실제 온도가 상승된 부분을 가시적으로 보여주는 장점이 있

다 [4].

상기 기술된 팬텀들은 수용성 재질에 물을 첨가하여 제작함에 따라 인체에서와 유사한 음파의 전달속도를 구현하기 쉽고, 감쇠계수 또한 인체 조직에 상응하게 나타난다. 그러나 부패하기 쉽고 수분의 증발이 일어나는 등, 보관이 어렵고 그 기간도 매우 짧아 반복적으로 사용하기 어렵다는 단점이 있다. 따라서 본 연구에서는 인체와 유사한 특성을 갖는 플라스틱 기반의 팬텀을 제작하고 그 특성을 분석하여 향후 초음파 영상 연구에 기반을 마련하고자 한다.

II. 연구 방법

A. 팬텀 제작

플라스틱 팬텀은 경화제와 연화제(M-F Manufacturing Co., USA)를 일정한 비율로 섞어 제작한다. 두 재질의 비율에 따라 음파적 특성이 다양하게 나타날 수 있으며, 본 연구에서는 경화제와 연화제의 비율을 부피 기준으로 각각 9:1, 7:3, 6:4로 하였다. 각각의 섞여진 플라스틱 용액을 비커에 담은 후, stirring hot plate (Dow Corning, USA)를 이용하여 300 $^{\circ}$ C로 30분 이상 가열하였다. 충분히 가열되어 투명하게 된 플라스틱 용액에 산란체인 Amberlite(Sigma, USA)를 용액의 전체 무게 비율의 0.5%로 추가 하였다 [1, 2]. 용액과 산란체의 혼합을 균일하게 하기 위하여

Corresponding Author : 서종범

주소 : 강원도 원주시 연세대학교 원주 캠퍼스 백운관 108호

Tel : +82-33-760-2478 / Fax : +82-33-763-1953

E-mail : Jongbums@yonsei.ac.kr

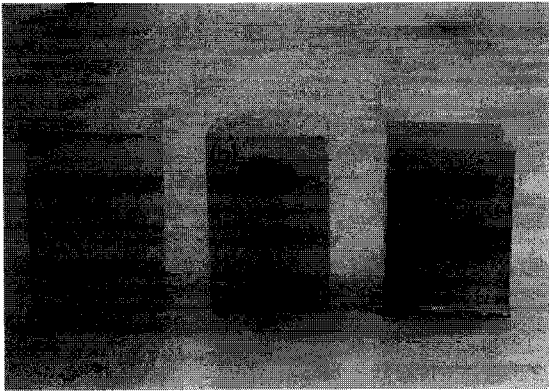


그림 1. 플라스틱 경화제와 연화제를 세가지 다른 비율로 혼합하여 제작된 팬텀. a) 팬텀1 (9:1), b) 팬텀2 (7:3), c) 팬텀3 (6:4)
 Fig. 1. Phantoms made by compounding plastic hardener, softener, and amberlite

산란체를 추가한 이후 10분 이상 교반 막대를 이용하여 휘저어준다. Amberlite가 플라스틱 용액에 충분히 섞여 용액의 색채가 일정하게 되면, 이를 준비된 틀에 넣어 상온에서 서서히 12시간 이상 냉각시켰다. 내제된 기포를 제거하기 위하여 진공 chamber를 사용할 수 있으나 큰 기포 형성이 관찰되지 않아 본 연구의 팬텀 제작 과정에서는 진공 chamber를 사용하지 않았다.

그림 1은 제작된 세 가지 종류의 팬텀을 보여준다. 팬텀의 크기는 가로와 너비의 크기는 약 50 mm 와 50 mm이며, 세로 크기는 70mm이상으로 제작되었다. 제작된 팬텀은 반투명형태이며 경화제와 연화제의 비율에 따라 그 탄성도가 서로 다르다. 이는 탄성도 측정에 대한 후속 연구에서 상술하도록 한다.

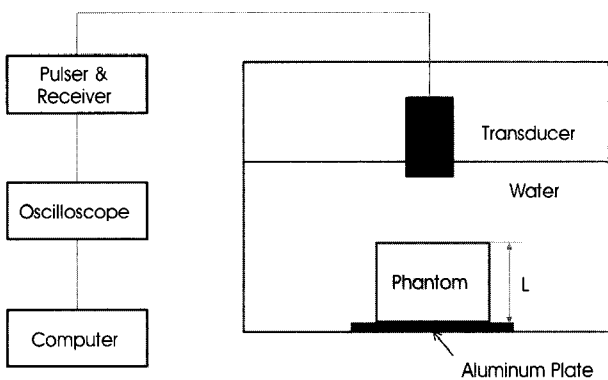


그림 2. 음파의 속도를 측정하기 위한 실험 장치 구성세팅. 음파의 속도를 팬텀과 물과의 경계에서의 반사와 팬텀과 알루미늄판 간의 경계에서의 반사간의 시간차를 이용하여 팬텀내부에서의 음파의 전달 속도를 측정하였다. 또한 플라스틱과 음향 임피던스 차가 큰 알루미늄판을 경계면에 부착시킴으로써, 강한 반사 신호를 얻을 수 있도록 하였으며 이에 따라 감쇠된 음향신호의 SNR 향상을 유도했다 더불어 각각의 경우 256회의 신호를 측정하여 SNR을 16배 향상시켜 신호를 측정하였다.

Fig. 2. The experiment setup for measurement of the speed of sound

B. 음파 속도 측정

음파의 전달 속도는 그림 2와 같은 실험장치를 구성하여 측정하였다. 팬텀과 물의 경계면과 팬텀과 금속체인 알루미늄의 경계에서, 음향 임피던스 차이에 의하여 상대적으로 강한 반사가 발생할 것을 예상할 수 있다. 따라서 반사된 두 신호의 시간차와 음파가 이동한 거리로부터 음파의 전달 속도를 구할 수 있다.

음파 변환기는 Panametric-NDT(USA)의 초점 길이 10cm인 C382(3.5 MHz), C308(5 MHz), V320(7.5 MHz)를 사용하였다. Pulsar & Receiver (PR5073, Panametric-NDT, USA)를 통하여 전해진 신호는 Oscilloscope(WaveRunner 6050, Lecroy, USA)를 통하여 100-250 MHz로 샘플링 되었으며, 각 신호를 256회 취합하여 평균값으로 저장하였다. 이는 제작된 팬텀을 투과 하면서 감쇠되는 신호의 noise를 줄여줌으로써 SNR을 높이기 위하여 적용되었다.

저장된 신호는 Matlab(Mathwork, USA)에서 정확한 반사체의 위치를 측정하기 위하여, 신호 대역에 따라 필터링 되었다. 이 때 필터는 주파수 영역 기반의 필터로 그 대역폭(bandwidth)은 중심 주파수 대비 100%이상을 넘지 않도록 하였다. 필터링된 신호는 다시 demodulation을 통하여 baseband 신호로 변환되었으며 그 변환된 신호에서 가장 큰 진폭이 나타나는 시간을 기준으로 반사면의 위치를 결정하였다.

C. 감쇠계수 측정

감쇠계수는 팬텀이 없는 경우와 팬텀이 있는 경우의 반사 신호간의 차이로 측정하였다. 음파 전달 속도 측정의 경우와는 달리 팬텀을 금속과 접촉시키지 않고 그림 3과 같이 일정한 거리를 떨어뜨려 놓아 측정하였다.

팬텀이 직접 알루미늄과 접촉하는 경우 그 경계면에 기포가 생성되더라도 생성된 기포를 제거하기 어려우며, 반사 조건이 기존의 물과 알루미늄의 경계에서 공기와 알루미늄의 경계로 변화가 일어날 수 있다. 이는 각 실험 조건의 차이에 따른 신호의 감쇠와

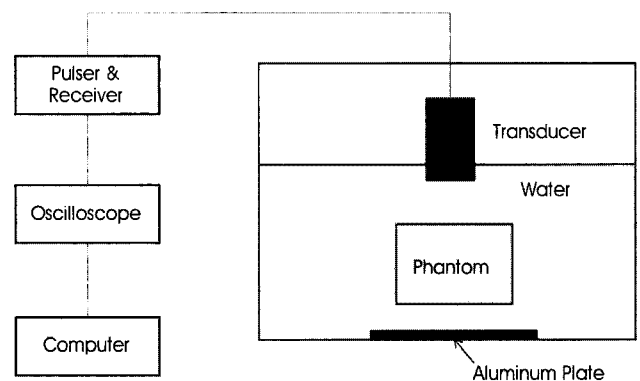


그림 3. 팬텀내에서의 감쇠계수를 측정하기 위한 실험.
 Fig. 3. The experiment setup for measurement of the attenuation coefficient in phantom

이의 정량적 비교를 통하여 감쇠계수를 측정한다는 점에서 주의해야 할 요소이다. 따라서 그림 3과 같은 실험을 구성함으로써 반사 조건이 동일하도록 하였다.

$$p = p_0 e^{-\alpha f x} \tag{1}$$

$$I = \frac{p^2}{\rho_0 c} e^{-2\alpha f x} \tag{2}$$

p : the instantenous pressure
 I : the instantenous intensity
 α : aenuation coefficient
 f : the center frequency of sound wave determined by the measurement
 x : wave travel distance ($= 2L$)

신체조직에서의 감쇠는 주파수에 비례하는 현상으로 이해되고 있다. 따라서 감쇠계수의 순간 압력 및 순간 강도(intensity)에 대한 영향은 식 (1) 과 (2)로 표현되고 있다. 이러한 특성의 감쇠계수를 측정하는데 있어 식 (1)에와 같이 펄스의 압력 변화를 측정하는 방식과 식(2)에서처럼 펄스의 강도를 이용하는 방식이 있다. 이 때 각각의 측정에서 노이즈의 영향을 고려하지 않을 수 있다. 따라서 식 (3)에서와 같이 평균 강도를 측정하고 이를 비교함으로써 노이즈의 영향을 감소시키고자 한다. 식 (4)는 감쇠계수를 측정하기 위하여 실행되는 두 실험의 평균 강도를 식 (3)에 따라 구한 후 정리한 식이다 [5, 6].

$$\langle I \rangle = \frac{1}{T} \int I dt \tag{3}$$

$$\alpha = \ln \left(\frac{\langle I \rangle}{\langle I_0 \rangle} \right) / (-2fx) \tag{4}$$

$\langle I \rangle$: the pulse average intensity
 T : the pulse duration

이 때 계산되는 감쇠계수의 값의 단위는 일반적으로 통용되는 dB/cm/MHz가 아닌 neper/cm/MHz이므로 이를 전환하기 위하여 다음과 같은 상수를 곱하여 주었다 [7].

$$a = 8.686\alpha \text{ (dB/cm/MHz)} \tag{5}$$

앞서 기술된 바와 같이 감쇠계수는 주파수에 따른 함수이므로 다양한 주파수에서의 측정치가 요구된다. 본 연구에서는 초음파 영상 장비에 주로 사용되는 3.5 MHz, 5 MHz, 7.5 MHz의 음파 변환기가 각각 사용되었다. 또한 사용된 변환기의 정확한 중심주파수를 파악하기 위하여 팬텀 없이 완전 반사체에 가까운 알루미늄에서 얻은 신호의 파워 스펙트럼을 이용하여 파워가 절반이 되는 주파수를 중심 주파수로 결정하였다.

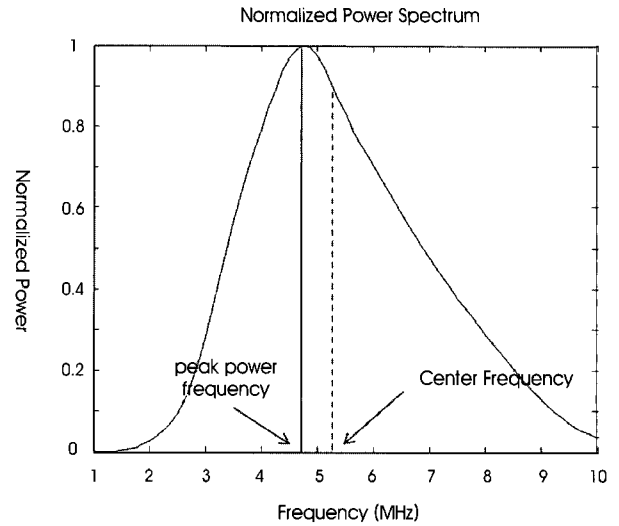


그림 4. 5MHz 변환기의 출력 신호의 중심주파수.
 Fig. 4. Example for the determination of the center frequency

그림 4는 5 MHz 음파 변환기로부터 측정된 신호의 파워 스펙트럼으로 곡선이 형성하는 면적을 1/2로 나누는 주파수가 중심주파수를 결정되는 일례이다. 이는 실제 측정된 신호가 일반적으로 비대칭을 이룸에 따라 단순히 스펙트럼의 최고점을 기반으로 중심주파수로 가정할 경우 발생할 오류를 방지하기 위한 것이다. 그 결과 3.5 MHz 변환기를 사용하는 경우 중심주파수는 3.6MHz이며, 5 MHz 와 7.5 MHz의 경우에도 각각 중심주파수가 5.2 MHz 와 7.6 MHz로 측정치가 조금 높은 것으로 나타난다.

D. Speckle Pattern

신체 조직의 초음파 영상에서 speckle pattern이 나타난다. speckle pattern은 산란체의 크기와 분포가 음파의 파장보다 매우 작은 Rayleigh 산란 조건을 충족시키기 때문이다. 특히 일정한 산란체 분포를 갖도록 제작된 팬텀의 경우를 분석적으로 계산해 보면 각 픽셀(pixel)에서 신호 크기 분포는 2차 Rayleigh 분포를 갖게 된다 [8].

이를 정량화하는 방법으로 초음파 영상에서는 SNR을 정의하는데, 이 때 SNR은 전체 픽셀에서의 신호 크기의 평균값과 그 표준표차간의 비율로 정의된다. 따라서 2.2에서 기술된 일반적 전기 신호와 노이즈간의 비율로 정의된 SNR과는 그 차이가 있음에 유의해야 한다.

위에 기술된 바와 같이 2차 Rayleigh 분포인 경우 SNR은 1.91로 결정된다 [8]. 따라서 제작된 팬텀이 초음파 영상에 적합한가를 평가하기 위하여 초음파 영상기기 (Sonoace, Medison, Korea)를 통하여 영상을 관측하였으며, 그때 초음파 영상의 SNR이 예상과 유사하게 형성되는지 확인하였다.

표 1. 팬텀에서의 음파 전달 속도 (mm/ μ sec)
Table 1. Speed of sound in phantoms

	3.5MHz	5MHz	7.5MHz
Phantom1 (9:1)	1.4310	1.4313	1.3938
Phantom2 (7:3)	1.4215	1.4110	1.4135
Phantom3 (6:4)	1.4221	1.4205	1.4245

III. 결과

A. 음파 속도

표 1에서 보이는 바와 같이 측정된 음파의 전달 속도는 모든 팬텀에서 약 1.4 mm/ μ sec 로 측정되었다. 일반적으로 인체조직에서의 음파 전달 속도가 1.5 mm/ μ sec 이므로 대략 7% 정도 느린 속도로 전파됨을 알 수 있다. 이 결과는 일반적인 플라스틱에서의 음파 속도인 2.0 mm/ μ sec 에 비교할 때 인체 모델에 보다 가까운 팬텀으로 제작되었음을 알 수 있다.

다만, 일반적인 초음파 의료기에서 관측할 경우 속도의 감소로 인하여 실제 길이보다 상대적으로 길게 관측된다. 이는 향후 탄성도 측정 영상에 사용할 경우 주의해야 할 점이다.

B. 감쇠 계수

표 2에서 나타났듯 감쇠 계수는 플라스틱의 구성에 따라 변화가 크다는 것을 알 수 있다. 경화제의 비율이 높아짐에 따라 비례적으로 감쇠가 증가하여 비율이 9:1의 경우 인체조직에서의 감쇠계수에 거의 두 배에 이른다. 반면 6:4 비율로 제작된 팬텀에서는 약 0.6 dB/cm/MHz 로 비교적 인체조직에서의 감쇠 현상과 유사하다고 할 수 있다. 따라서 감쇠 계수를 일치시키기 위하여서는 경화제와 연화제의 비율을 1:1 정도로 하여 팬텀을 제작하는 것이 바람직하다고 할 수 있다.

본 실험에서는 감쇠계수를 각각의 주파수별로 측정 후 측정 주파수 성분으로 나누어 주었다. 그 결과가 일정한 값으로 나타나는 것으로 실제 감쇠가 주파수에 선형적으로 비례하여 증가함을 알 수 있다. 따라서 제작된 팬텀들은 인체 조직에서와 유사한 감쇠 계수의 주파수 특성을 보인다고 할 수 있다.

표 2. 감쇠계수 (dB/cm/MHz)
Table 2. Attenuation coefficient

	3.5MHz	5MHz	7.5MHz
Phantom1 (9:1)	0.9103	0.9783	0.8804
Phantom2 (7:3)	0.7914	0.8159	0.7988
Phantom3 (6:4)	0.5887	0.6272	0.6643

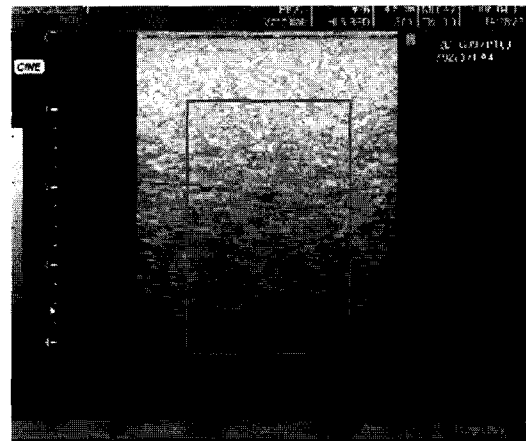


그림 5. 초음파 영상기기를 통해 나타난 팬텀영상의 일례.
Fig. 5. Example of the phantom image obtained by ultrasound imaging equipment

C. speckle pattern

그림 5는 제작된 팬텀의 speckle pattern 을 나타낸다. 초음파 영상기기를 통해 얻은 영상에서 알 수 있듯이 일정한 speckle pattern 이 영상의 전체부위에 발달되어 있다.

또한 네모부분의 SNR이 2.08로 예상치인 1.91에 근사하게 계산되었다. 다만 감쇠가 커 깊은 부분의 밝기가 상대적으로 어두운데, 이는 시간-증폭 조절 (Time Gain control)을 통하여 조절하거나 산란체의 밀도를 낮춤으로써 감쇠 효과를 상쇄 혹은 감소시키면 향상될 수 있을 것으로 예상된다.

IV. 결론 및 고찰

본 연구에서 제작된 플라스틱 팬텀의 경우 경화제와 연화제의 비율에 거의 무관하게 음파의 전달속도는 유지되었다. 또한 일반적으로 초음파 영상에서 사용되는 주파수에 대하여서도 독립적인 것으로 나타난다. 이 때 측정된 음파의 전달 속도는 대략 1.4 mm/ μ sec 로 인체에서보다 약 7% 느린 것으로 나타난다. 따라서 제작된 팬텀을 의료용 초음파 영상기에서 관찰하면 원래의 크기에 비하여 길게 보일 것이다. 이는 초음파 영상기에 음파전달 속도를 1.5 mm/ μ sec 로 설정하였기 때문이다. 따라서 본 연구에서 제작된 팬텀을 사용하는 경우 이를 고려하여 보정할 필요가 있다.

본 연구에서 알 수 있듯이 인체와 유사한 감쇠 계수를 갖도록 하기 위해서는 플라스틱 용액을 만들 때 연화제와 경화제를 대략 1:1의 비율로 섞어 만들어야 함을 유추할 수 있다. 그러나 실제 1:1로 제작한 경우 플라스틱의 팬텀이 쉽게 파괴되는 단점이 있다. 더불어 두 용액의 비율은 향후 초음파 탄성 영상 연구에 중요한 팬텀의 탄성도를 결정하는 주요 요소가 된다. 따라서 일정한 감쇠계수를 유지하며 다양한 탄성도를 형성할 수 있는 방법이 연구되어야 한다. Amberlite의 밀도를 줄이거나 다른 종류의 산란체를 사용하는 것도 가능할 것이라 여겨진다.

본 연구에서 사용된 감쇠계수 측정방법은 반사파의 평균 펄스 강도를 기준으로 하였다. 그러나 그 외에도 중심주파수의 이동 (shift) 등의 다양한 방법으로 감쇠계수를 측정할 수 있다. 중심주파수 이동을 이용하는 경우, 초음파 생성기에서의 출력파의 형태가 가능한 중심주파수를 기준으로 정규분포 형태로 이루어 질 때에 이상적이다. 따라서 그림 4에서 보이듯 중심주파수를 기준으로 비대칭적인 신호에서는, 신호의 강도를 기준으로 감쇠계수를 측정하는 것이 보다 우수하다고 여겨진다. 또한 초음파를 통한 측정에서의 값은 일반적으로 방법에 따라, 혹은 실험 조건에 따라 상대적인 편차가 크다는 것이 보고된 바[8], 향후 다양한 방법을 통한 측정치간의 비교 연구가 바람직한 것으로 여겨진다.

본 연구에서 사용된 팬텀은 약 6개월간 일반 실험실 환경에서 보관되고 있다. 현재까지 초음파 영상기기를 통한 관측상에서는 speckle pattern의 분포 변화가 관찰되지 않으며, 그 크기 및 탄성도 또한 일정한 상태로 유지되고 있다. 따라서 기존의 어떠한 종류의 팬텀에 비하여 보관상에 이점이 크다고 할 수 있다.

초음파 팬텀의 특성은 온도의 분포에 따라 그 변화가 예상된다. 특히 본 연구에서 사용된 팬텀은 온도의 변화에 따라 음파의 속도 변화가 인체의 지방조직과 유사하게 나타날 수 있어 오히려 음파의 속도가 감소될 가능성이 높다. 따라서 이에 대한 규명이 필요하며, 이는 추가적인 연구를 통하여 이루고자 한다.

참고문헌

- [1] E.L. Madsen, J.A. Zagzebski, R.A. Banjavie, and R.E. Jutila, "Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms", *Medical Physics*, Vol. 5, No. 5. Pp 391-394. 1978.
- [2] M.M. Burlew, E.L. Madsen, J.A. Zagzebski, R.A. Banjavie, S.W. Sum, "A new ultrasound tissue-equivalent Material", *Radiation Physics*, Vol. 134, pp517-520, 1980.
- [3] T.L. Szabo, "Diagnostic Ultrasound Imaging", *Elsevier*, 2004.
- [4] K. Takegami, Y. Kaneko, T. Watanabe, T. Maruyama, Y. Matsumoto, H. Nagawa, "Polyacrylamide gel containing egg white as new model for irradiation experiments using focused ultrasound", *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 30, Issue 10, pp 1419 - 1422.
- [5] "Acoustic Output Measurement Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment", *AIUM*, 2004.
- [6] R.C. Preston, D.R. Bacon, and R.A. Smith, "Calibration of Medical Ultrasound Equipment-Procedures and Accuracy Assessment", *IEEE transactions on UFFC*, Vol. 35. No. 2. Pp 110-121, 1988.
- [7] R.F. Wagner, S.W. Smith, H.M. Sandrik, H. Lopez, "Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans", *IEEE transactions on sonics and ultrasonics*, Vol. 30, No. 3, pp 156-163. 1983.
- [8] E.L. Madsen, F. Dong, G.R. Frank, B.S. Garra, K.A. Wear, T. Wilson, J.A. Zagzebski, H.L. Miller, K.K. Shung, S.H. Wang, E.J. Feleppa, T. Liu, W.D. O'Brien Jr., K.A. Topp, N.T. Sanghiv, A.V. Zaitsev, T.J. Hall, J.B. Fowlkes, O.D. Kripfgans, J.G. Miller, "Interlaboratory Comparison of ultrasonic backscatter, attenuation, and speed measurements". *J Ultrasound Med*, Vol. 18, pp. 615-631, 1999.