

전기-음향 방사컨덕턴스를 이용한 치료용 초음파 자극기의 음향출력 예측

윤용현^{1,2} · 조문재³ · 김용태² · 이명호¹

¹연세대학교 대학원 전기전자공학과

²한국표준과학연구원 기반표준본부 유동음향센터

³한국표준과학연구원 성과확산부 표준보급센터

The Acoustic Output Estimation for Therapeutic Ultrasound Equipment using Electro-Acoustic Radiation Conductance

Yonghyeon Yun^{1,2}, Moon Jae Jho³, Yong Tae Kim² and MyoungHo Lee¹

¹Department of Electrical & Electronic Engineering, Graduate School of Yonsei University, Seoul, Korea

²Division of Physical Metrology, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

³Division of Technology Services, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

(Received May 6, 2011. Accepted June 29, 2011)

264

Abstract: To increase therapeutic efficiency and biological safety, it is important to precision control of acoustic output for therapeutic ultrasound equipment. In this paper, the electro-acoustic radiation conductance, one of electro-acoustic characteristics of therapeutic ultrasound equipment, was measured by the radiation force balance method according to IEC 61161 standards and the acoustic output was estimated using the electro-acoustic radiation conductance. The estimation of acoustic output was conducted to continuous wave mode and pulse wave mode of duty cycle between 20% and 80%. The differences between prediction values and measurement results are within 5% of measurement uncertainty, which is a reasonably good agreement. The results show that acoustic output controlled by electro-acoustic radiation conductance was found to be an effective method.

Key words: therapeutic ultrasound, electro-acoustic radiation conductance, ultrasonic power, radiation force balance

1. 서 론

초음파 자극기는 심부에 열 효과를 제공하는 장점이 있어, 연조직의 치유를 위한 자극 또는 통증을 완화하기 위한 수단으로 널리 사용되고 있다. 치료용 초음파의 주파수는 0.75-3.0 MHz가 널리 사용되고 있으며, 생체 안전성을 이유로 초음파 자극기로부터 방사되는 음향세기를 3 W/cm² 이하로 제한하고 있다[1]. 초음파의 임상적 효과는 열 효과와 역학적

효과로 나뉘며 초음파 자극기의 음향출력과 밀접한 관련이 있다. 따라서 임상에서 치료 효과를 극대화하기 위해서는 적절한 초음파 주파수의 선택, 출력의 세기, 치료 시간 등이 고려되어야 한다. 그러나 초음파 자극기로부터 방사되는 초음파의 음향세기가 제조사에서 제시한 지시값과 크게 다름이 보고되었고[2-9], 이러한 문제는 자극기의 출력제어에 대한 기술적인 문제와 더불어 정확한 교정이 이루어지지 않기 때문이며 나아가 임상에서의 치료 효과에 부정적인 영향을 미치게 되므로 보다 정확하고 정밀한 출력제어 방법이 필요한 실정이다.

현재 제조업체에서는 초음파를 발생시키는 압전소자의 전기기계 결합계수(k_{33}) 및 변환효율 등을 이용하여 초음파 자극기의 출력부를 설계하고 있다. 그러나 이들은 압전소자의

Corresponding Author : 이명호
(120-749) 서울시 서대문구 연세로 50 연세대학교 공과대학 전기전자공학과 C626
TEL: +82-2-2123-4946 / FAX: +82-2-312-2770
E-mail: mhlee@yonsei.ac.kr

특성만을 반영하며, 환부와 접촉하는 변환기의 특성을 정확히 반영하지 못한다. 이는 변환기 머리 부분에 압전소자를 부착하는 접착방법 및 피부와 접촉되는 금속부의 음향학적 특성을 반영하지 않기 때문이다. 따라서 보다 정확한 출력제어를 위해서는 압전소자가 아닌 변환기 자체에 대한 교정이 필요하다.

초음파 변환기로부터 방사되는 음향출력은 방사힘 측정법 (radiation force balance method)을 기반으로 하는 방법 [10], 수중청음기(hydrophone)로 음장분포를 측정하여 결정하는 방법[11], 열역학적 방법[12,13] 등을 이용하여 측정된다. 상기 열거한 방법들 중 방사힘 측정법은 초음파 자극기로부터 방사되는 빔이 흡음형 또는 반사형 표적에 입사할 때 발생하는 방사힘을 이용하여 음향파위를 구하는 방법으로 근거리 음장과 원거리 음장에 무관한 장점이 있으며[14], K. Beissner와 S.E. Fick에 의해 그 측정 방법과 불확도 평가가 체계화되었다[15,16]. 방사힘 측정법을 이용하면 초음파 변환기의 전기 음향학적 특성인 방사컨덕턴스 손쉽게 구할 수 있다.

본 논문에서는 방사힘 측정법을 사용하여 측정된 음향파위로부터 전기 음향 방사컨덕턴스를 구하고, 이를 이용하여 초음파 변환기가 연속파 및 맥동파로 구동될 때의 음향파위를 예측하고자 한다. 또한 음향파위의 예측 값과 실측 값을 비교하여 초음파 자극기의 음향출력의 정밀제어가 가능함을 확인하고자 한다.

II. 방사컨덕턴스 측정

1. 초음파 변환기

실험에 사용된 초음파 변환기는 공칭주파수(nominal frequency) 1 MHz이고 직경이 25.4 mm인 압전소자(PZT-5A, Valpey-Fisher co.)를 사용하여 air-backing으로 제작하였다. 압전소자는 황동으로 제작 후 니켈 도금된 housing에 도전성 에폭시 접착제(Elcoat A-201, CANS co.)를 사용하여 고정된 후 순동선을 이용하여 BNC 커넥터와 연결하였다. 제작된 초음파 변환기 구성도와 실물 사진은 그림 1과 같다. 실험에 사용된 초음파 변환기의 전기적 공진주파수는 0.974 MHz, 반공진 주파수는 1.103 MHz로 나타났으며, 0.3 MHz -1.7

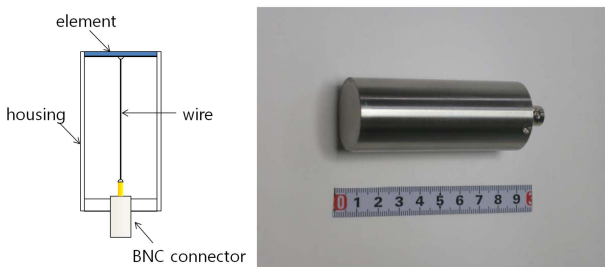


그림 1. 실험용 초음파 변환기
Fig. 1. The ultrasonic transducer for experiment

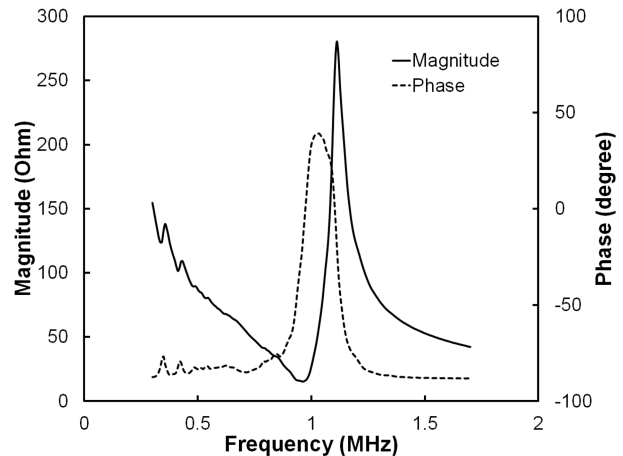


그림 2. 초음파 변환기의 전기임피던스
Fig. 2. Electrical impedance of the ultrasonic transducer

MHz 범위의 전기임피던스 측정결과는 그림 2와 같다.

2. 방사컨덕턴스

전기-음향 방사컨덕턴스는 국제 측정표준기관들이 초음파 변환기의 교정능력을 비교할 때 사용되는 물리량이며, 다음과 같이 정의된다.

$$G = \frac{W_a}{V^2} \tag{1}$$

여기서 W_a 는 초음파 변환기로부터 방사되는 음향파위이며, V 는 변환기를 구동하기 위한 유효전압이다. 방사컨덕턴스의 단위는 siemens이다.

3. 측정 시스템

방사컨덕턴스를 결정하기 위해서는 변환기로부터 방사되는 음향파위와 구동전압을 정확하게 측정하는 것이 가장 중요하다. 음향파위의 측정은 방법은 방사힘 측정법, 수중청음기를 이용한 음장주사법, 열역학적 방법들 중 상대적으로 측정 시간이 짧고 및 불확도가 낮은 방사힘 측정법을 사용하는 것이 유리하다. 그림 3은 방사힘 측정법을 이용한 음향파위 측정 시스템 표준기의 구성도이다[17].

신호발생기(8642A, Hewlett-Packard co.)에서 발생된 신호는 전력증폭기(3100LA, Electronic Navigation Industries co.)를 통해 증폭후 초음파 변환기에 공급이 된다. 이때 초음파 변환기로 공급되는 유효전압은 20 dB 감쇄기를 거쳐 RF 전압계(9303, Lactal Dana co.)를 사용하여 기록된다. 초음파 변환기로부터 방사된 에너지는 흡음형 표적(HAM-A, Precision Acoustic co.)에 수직 입사하게 되며, 초음파 변환기에 인가되는 신호의 ON-OFF시 발생된 방사힘의 크기 변화를 전자저울(SAG-105, Mettler Toledo co.)로 검출하여 방사힘

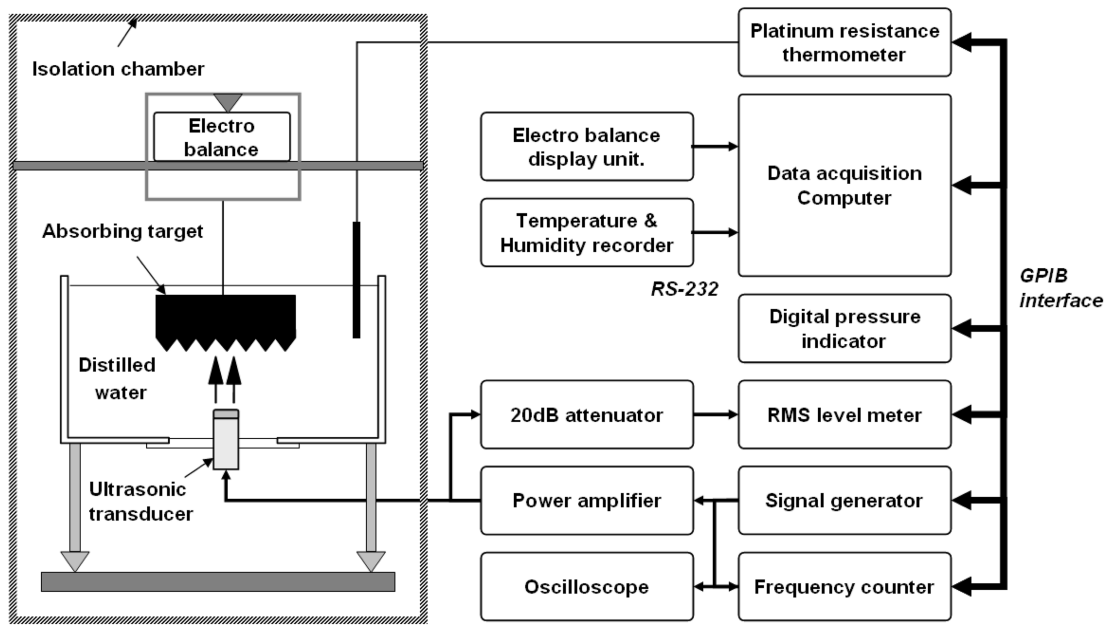


그림 3. 방사힘 측정법을 사용한 초음파 파워 측정 시스템의 구성도
 Fig. 3. The block diagram of ultrasonic power measurement system using radiation force balance method

266

을 결정한다. 흡음형 표적으로 입사된 음파는 일부가 반사되어 잔향(reverberation)을 발생시키는데 본 논문에 사용된 흡음형 표적은 반향신호의 약화(echo reduction)가 1 MHz의 주파수에서 45 ± 3 dB 이상으로 반향신호의 크기가 매우 작아 표적과 초음파 변환기 표면사이에서 발생하는 잔향(reverberation)의 영향을 최소화 하였다[18]. 음향파위를 구하기 위해서는 방사힘과 더불어 매질 내에서의 음속이 필요하다. 매질은 공동화현상(cavitation)을 최소화하기 위해 가스가 제거된 증류수를 사용하였으며, 음속을 구하기 위해 수온과 대기압을 각각 백은온도계(F25, Automatic Systems Laboratories co.)와 압력계(DPI140, Druck co.)를 사용하여 측정하였다[19]. 증류수의 가스제거는 오일 로터리 진공펌프(W2V20, Woosung co.)로 약 2.5 kPa의 진공상태로 12시간 이상을 유지하여 물속에 녹아있는 공기를 제거하였다. 측정시 사용된 물을 용존산소 측정기(MO-128-10M, Mettler Toledo co.)를 사용하여 측정된 결과 2.60 mg/L로 IEC 61161에서 제안하고 있는 4 mg/L 보다 낮아 측정에 적합함을 확인하였다. 측정 결과로부터의 음향파위는 Eq. [2]를 사용하여 구해진다.

$$W_a = cF_r \exp(2ah) = c \cdot \overline{\Delta m} \cdot g \cdot \exp(2ah) \quad (2)$$

여기서 c 는 음속, F_r 은 방사힘, Δm 은 방사힘 등가질량, g 는 중력가속도, h 는 표적과 변환기 사이의 거리이다. α 는 물의 감쇠계수로 주파수와 수온의 함수이며 Eq. [3]을 사용하여 구해진다[20].

$$\frac{\alpha}{f^2} \times 10^5 = 56.8524 - 3.02545T + 0.117416T^2 - 2.9543 \times 10^{-3}T^3 + 3.96985 \times 10^{-5}T^4 - 2.11091 \times 10^{-7}T^5 \quad (3)$$

4. 측정 방법

방사컨덕턴스의 측정은 초음파 변환기로부터 방사되는 음향파위와 인가 전압을 측정하여 Eq. [1]을 이용하여 구할 수 있다. 다양한 범위의 음향파위에 대한 평균 방사컨덕턴스를 구하기 위해, 신호발생기의 유효전압 70.7 mV_{RMS}로 고정하고 주파수가 1 MHz인 연속 사인파 신호를 발생시킨 후 전력증폭기로 충분히 증폭하여 초음파 변환기에 인가하였다. 또한, 초음파 변환기에 인가되는 전압신호를 오실로스코프를 이용하여 파형의 왜곡이 일어나지 않도록 신호발생기와 전력증폭기 사이에 감쇄기 삽입하고 이를 사용하여 신호의 크기를 조정하였다. 이후 감쇄기를 이용하여 신호 전력의 크기를 3 dB씩 감소시키면서 음향파위 및 초음파 변환기 양단의 인가전압을 RF 전압계를 사용하여 동시에 측정하였다.

III. 방사컨덕턴스 측정결과

초음파 변환기의 인가전압, 음향파위, 방사컨덕턴스의 측정결과는 표 1과 같다. 인가 전압이 감소함에 따라 음향파위가 인가전압의 제곱에 비례하여 감소되는 것을 확인 할 수 있다. 이때 변환기의 방사컨덕턴스는 평균 21.28 ± 0.22 mS로 계산되었으며, 음향파위가 약 800 mW에서 2 mW로 줄어들 때 약 0.75% 증가하였다. 그러나 음향파위의 측정 불확도의 크기가 5% 미만임을 고려하면 오차범위 내에 존재

표 1. 방사컨덕턴스 측정결과

Table 1. The measurement results of radiation conductance

Applied voltage (V)	Acoustic power (mW)	R. E. U. ^{a)} of acoustic power (%)	Radiation conductance (mS)
6.18	799.07	4.18	20.91
4.94	512.97	4.17	21.02
3.50	258.47	4.17	21.15
2.46	129.60	4.17	21.42
1.73	64.20	4.16	21.47
1.23	32.25	4.16	21.46
0.87	16.19	4.21	21.39
0.62	8.38	4.22	21.48
0.44	4.18	4.17	21.41
0.32	2.10	4.22	21.07
average ± s.d.			21.28 ± 0.22

a) Relative expanded uncertainty

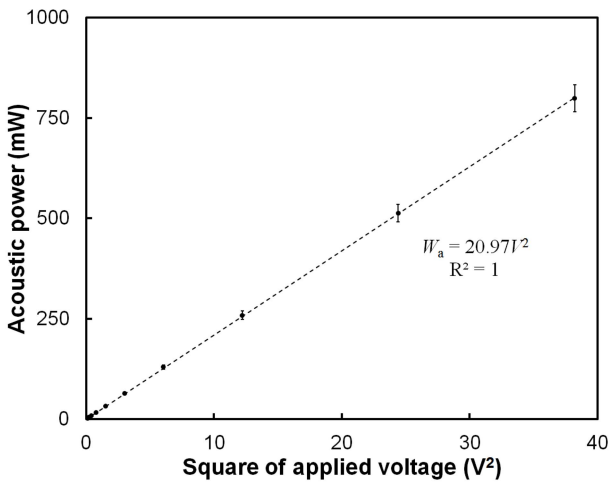


그림 4. 선형 회귀식을 이용한 방사컨덕턴스의 결정

Fig. 4. Determination of the radiation conductance by linear regression

하는 것으로 판단된다.

그림 4는 표 1의 측정결과 중 초음파 변환기 인가된 전압의 제곱과 측정값과 음향파위의 측정값을 나타낸 것이다. 측정된 결과에 선형 1차 회귀 모델을 적용하여 기울기에 해당되는 방사컨덕턴스는 20.97 mS로 계산되었으며, 이때 결정계수는 1로서 음향파위와 초음파 변환기의 인가전압의 관계가 선형임을 확인하였다.

IV. 초음파 자극기의 출력예측

치료용 초음파 자극기는 연속파 또는 맥동파를 발산한다. 연속파의 경우 초음파에너지가 모든 시간에 걸쳐 100% 발생하게 되어 인가전압의 제곱에 비례하는 음향출력이 발생하게 되며 환부에 열효과를 유발할 때 주로 사용된다. 한편 맥

동파(pulse wave)는 초음파가 일정한 동작주기(duty cycle)를 가지고 환부에 방사되며, 비열효과 또는 기계적효과를 유발하여 연부 조직의 치유를 도모한다[21]. 동작 주기의 정의는 Eq. [4]와 같으며, 초음파 변환기에 맥동신호의 반복 주기와 맥동신호의 시간과의 비로 구해진다.

$$Duty\ cycle = PD \times PRF \tag{4}$$

여기서 PD는 맥동시간, PRF는 맥동신호의 반복 주파수이다. 일반적으로 치료용 초음파의 동작 주기는 20% ~ 50%

표 2. 동작주기에 따른 맥동시간과 맥동 반복 주파수 조건

Table 2. Pulse duration and pulse repetition frequency for duty cycle

Duty cycle (%)	Pulse duration (μs)	Pulse repetition frequency (kHz)
80	10	80
	100	8
	1000	0.8
	10000	0.08
60	10	60
	100	6
	1000	0.6
	10000	0.06
40	10	40
	100	4
	1000	0.4
	10000	0.04
20	10	20
	100	2
	1000	0.2
	10000	0.02

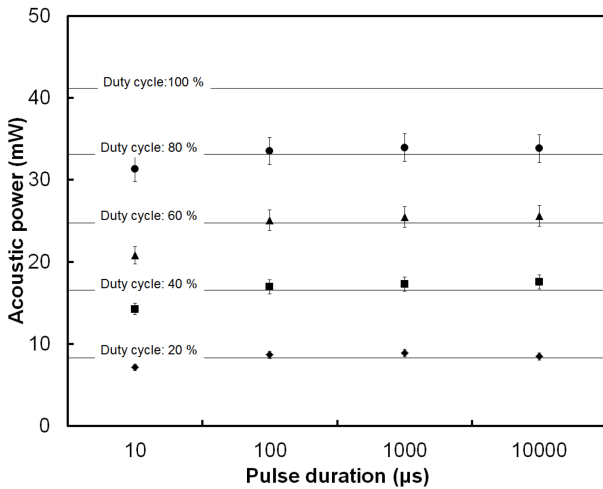


그림 5. 맥동시간과 동작주기에 따른 음향파워의 예측 및 측정결과
 Fig. 5. The comparison of estimated and measured power according to duty cycle and pulse duration

사이가 선택되고 있다.

맥동파 신호 인가시 초음파 변환기로부터 방사되는 음향파워는 연속파 신호의 음향파워와 동작주기의 곱과 같으며 Eq. [5]를 이용하여 추정할 수 있다[22].

$$\hat{W}_{a_PULSE} = \hat{W}_{a_CW} \times Duty\ cycle = G_r V^2 \times Duty\ cycle \quad (5)$$

표 2에 나타난 바와 같이 동작주기가 같은 경우에도 맥동 시간과 맥동 반복 주파수는 다를 수 있다. 신호발생기로부터 발생된 주파수 1 MHz의 신호는 1 pulse의 주기가 1 μs이며, 10개의 맥동부터 10000개의 맥동을 발생시켜가며 초음파 변환기에 인가하였으며, 각 조건에 따른 음향파워를 측정하였다.

그림 5는 표 2의 조건에 따라 초음파 변환기에 신호를 인가하였을 때 측정된 음향파워의 결과이다. 초음파 변환기에 1 MHz 1.40 V_{RMS}의 연속파 신호를 인가했을 때 측정된 음향파워는 41.10 mW이고 측정된 음향파워는 42.47 mW로 3.4%의 차이를 보였다. 동작주기가 80%, 60%, 40%, 20%로 감소함에 따라 Eq. [5]의 추정치는 32.88 mW, 24.66 mW, 16.44 mW, 8.22 mW였으며, 측정된 음향파워는 맥동 시간이 10 μs의 조건의 경우를 제외하고는 측정불확도 5% 이내에서 잘 부합되었다. 맥동 시간이 10 μs의 조건의 실측 음향파워와 추정 음향파워의 차이는 초음파 변환기의 인가전압의 시간이 짧아 변환기의 음향출력이 정상상태로 동작하기 전에 단속됨으로써 과도응답 구간에서 동작되어 예측 음향파워 보다 낮게 측정된 것으로 사료된다.

치료용 초음파 기기의 압전소자의 한쪽 면은 환부에 닿는 금속재질 부에 에폭시 계열의 접착제를 사용하여 고정하게 되며, 다른 한쪽 면은 공기와 노출되는 air-backing의 형태

를 가진다. Backing이 되어있지 않은 경우 기계적인 충실 계수가 높아지게 되고 시정수가 상대적으로 커지게 되어 정상상태 영역에서 안정적으로 동작하기 위해서는 충분히 긴 맥동 시간을 선택하는 것이 바람직하다고 사료된다.

V. 결 론

방사힘 측정법을 사용하여 초음파 자극기의 음향파워를 측정하고 전기 음향학적 특성인 방사컨덕턴스를 계산하였다. 방사컨덕턴스를 이용하여 연속파와 맥동파 구동시의 초음파 자극기 출력을 예측하고, 음향파워 측정 결과와 비교한 결과 불확도 범위 5% 이내에서 동일함을 확인하였다. 맥동파 구동시 음향파워는 연속파 인가조건으로 예측된 음향파워와 맥동파 신호의 동작주기의 곱으로 추정할 수 있으며 맥동신호의 주기를 초음파 변환기가 정상상태에서 동작할 수 있도록 조정해 주어야 정확한 음향출력 제어를 수행할 수 있다. 그러나 상기의 결과는 표준기급의 정밀한 음향파워 측정기를 사용하여 얻어진 결과로 일반 상용 음향파워 측정기를 사용한 경우 측정불확도가 증가할 것으로 예상된다. 방사 컨덕턴스를 이용한 음향출력 제어는 초음파 자극기의 품질향상 및 정확한 음향출력으로 치료 효과의 극대화에 큰 기여를 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] C.R. Hill and G. ter Haar, "Ultrasound in non-ionizing radiation protection," *WHO Regional Publications, European Series*. No. 10, World Health Organisation, Copenhagen, 1981.
- [2] H.F. Stewart, G.R. Harris, B.A. Herman, R.A. Robinson, M.E. Haran, G.R. McCall, G. Carless, and D. Rees, "Survey of use and performance of ultrasonic therapy equipment in Pinellas County, Florida," *Phys. Ther.*, vol. 54, no. 7, pp. 707-715, 1974.
- [3] M.H. Repacholi and D.A. Benwell, "Using surveys of ultrasound therapy devices to draft performance standards," *Health Phys.*, vol. 36, no. 6, pp. 679-686, 1979.
- [4] S.D. Pye, and C. Milford, "The performance of ultrasound physiotherapy machines in Lothian Region, Scotland, 1992," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 20, no. 4, pp. 347-359, 1994.
- [5] S. Pye, "Ultrasound Therapy Equipment--Does it Perform?," *Physiotherapy*, vol. 82, no. 1, pp. 39-44, 1996.
- [6] S. Pye and B. Zeqiri, *Guidelines for the testing and calibration of physiotherapy ultrasound machines*, Institute of Physics and Engineering in Medicine Report No. 84., York, 2001.
- [7] P.A. Artho, J.G. Thyne, B.P. Warring, C.D. Willis, J.M. Brismee, and N.S. Latman, "A calibration study of therapeutic ultrasound units," *Phys. Ther.*, vol. 82, no. 3, pp. 257-263, 2002.
- [8] R. Guirro, and S. C. Britshcy Dos Santos, "Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound therapy equipment," *Ultrasonics*, vol. 39, no. 8, pp. 553-557, 2002.
- [9] R.T. Hekkenberg, A. Richards, K. Beissner, B. Zeqiri, R.A.

- Bezemer, M. Hodnett, G. Prout, and C. Cantrall, "Transfer standard device to improve the traceable calibration of physiotherapy ultrasound machines," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 32, no. 9, pp. 1423-1429, 2006.
- [10] IEC, "IEC 61161," *Ultrasonics - Power measurement - Radiation force balances and performance requirements* International Electrotechnical Commission, 2006.
- [11] IEC, "IEC 61101," *Ultrasonics - The absolute calibration of hydrophones using the planar scanning technique in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz*, International Electrotechnical Commission, 1991.
- [12] M.C. Ziskin and P.A. Lewin, *Ultrasonic exposimetry*, Boca Raton, FL: CRC Press, 1992.
- [13] B. Fay and M. Rinker, "Determination of the absolute value of ultrasonic power by means of thermoacoustic sensors," *Acustica*, vol. 82, no. 2, pp. 274-279, 1996.
- [14] K. Beissner, "Acoustic radiation pressure in the near field," *J. Sound Vibr.*, vol. 93, no. 4, pp. 537-548, 1984.
- [15] K. Beissner, "Primary measurement of ultrasonic power and dissemination of ultrasonic power reference values by means of standard transducers," *Metrologia*, vol. 36, no. 4, pp. 313-320, 1999.
- [16] S.E. Fick, "Ultrasound power measurement by pulsed radiation pressure," *Metrologia*, vol. 36, no. 4, pp. 351-356, 1999.
- [17] 조문재, 김용태, 윤용현, 정성수, "초음파 파워 측정 시스템 구성 및 성능평가," *한국음향학회지*, vol. 24, no. 8, pp. 431-440, 2005.
- [18] B. Zeqiri and C.J. Bickley, "A new anechoic material for medical ultrasonic applications," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 26, no. 1, pp. 481-485, 2000.
- [19] L.E. Kinsler, *Fundamentals of acoustics*, 3rd ed., New York: Wiley, 1982.
- [20] J.M.M. Pinkerton, "The Absorption of Ultrasonic Waves in Liquids and its Relation to Molecular Constitution," *Proc. Phys. Soc. B*, vol. 62, no. 2, pp. 129-141, 1949.
- [21] 이충휘, *전기치료학*, 서울: (주) 탐메디오피아, 2005.
- [22] 윤용현, 조문재, 김용태, 이명호, "펄스 신호에 대한 초음파 파워 측정 시스템의 방사형 응답 특성," in 2005년도 한국음향학회 춘계학술발표대회, 2005, pp. 193-194.