

방사힘 측정법을 이용한 초음파 진단장치용 배열 탐침자의 음향파워 측정시스템

Acoustic Power Measurement System of Array Probes for Ultrasonic Diagnostic Equipment Using Radiation Force Balance Methods

윤 용 현****, 조 문 재**, 김 용 태***, 이 명 호*
(Yong Hyeon Yun****, Moon Jae Jho**, Yong Tae Kim***, MyoungHo Lee*)

*연세대학교 전기전자공학과, **한국표준과학연구원 성과확산부,
***한국표준과학연구원 기반표준부

(접수일자: 2010년 2월 16일; 수정일자: 2010년 6월 17일; 채택일자: 2010년 6월 30일)

초음파 진단장치의 음향출력 특성은 진기음향 변환 장치인 배열 탐침자의 성능에 크게 영향을 받으며, 생물학적인 측면에서 매우 중요하다. 본 논문에서는 초음파 진단장치용 배열 탐침자로부터 방사되는 음향파워를 소자별로 측정할 수 있는 자동화 시스템을 구성하였으며, 곡선형 탐침자의 경우 각 소자의 지향성이 측정에 미치는 영향을 확인하고 이를 보정하는 기법을 개발하였다. 선형, 위상형, 곡선형 배열 탐침자를 대상으로 음향파워 측정결과, 본 논문에서 제시하는 측정기법은 배열 탐침자의 음향파워 특성을 평가하는데 적합함을 확인하였다.

핵심용어: 초음파 진단장치, 배열 탐침자, 음향 파워, 방사힘 측정법

투고분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4.7)

Considering biological safety, it is very important to measure acoustic power from ultrasonic array probe for diagnostic ultrasound imaging applications. In this paper, to measure acoustic power from each element on array probe for ultrasonic diagnostic equipment, we reconstruct and automate the acoustic power measurement system. The acoustic power from linear, phased and curved array were measured and analyzed. As a result of measurement, the effects caused by directivity of sound beam from curved array were founded. To remove these effects, we developed and applied the correction model. The proposed system is useful to evaluate characteristics of the acoustical output power of array probe.

Keywords: Ultrasonic Diagnostic Equipment, Acoustic Power, Array Probe, Radiation Force Balance Method

ASK subject classification: Ultrasonic and Elastic Waves (4.7)

I. 서론

초음파 진단장치가 개발된 이래 현재까지 초음파 진단장치의 음향 출력과 인체에 대한 생물학적위해 (biological hazard) 사이의 인과성에 관련된 뚜렷한 임상적 증거가 보고되고 있지 않지만 [1], 미국의 FDA나 국내 식약청과 같은 의료기기를 관리 감독하는 인허가 관련 정부기관들은 초음파에 인체가 노출 되었을 때 발

생할 수 있는 잠재적 생물학적위해를 제거하고자 초음파 진단장치로부터 방사되는 실제 음향출력을 국제적인 측정표준에 따라 측정하여 기록하고, 진단 시에는 ALARA (as low as reasonably achievable)원칙을 따르도록 권고하고 있다 [2]. 초음파에 노출됨으로서 발생하는 생물학적위해와 관련이 큰 음향파워의 측정은 측정용 표적에 가해진 방사힘 (radiation force)을 측정하여 결정하는 방법 [3], 하이드로폰으로 음장분포를 측정하여 결정하는 방법 [4], 열역학적 방법 [5, 6] 등이 사용되고 있다.

방사힘을 측정하여 음향파워를 결정하는 방법은 근거

책임저자: 이 명 호 (mhlee@yonsei.ac.kr)
120-749 서울시 서대문구 신촌동 연세대학교 전기전자공학과
(전화: 02-2123-4947; 팩스: 02-312-2770)

리 음장과 원거리 음장에 무관하며 [7], 측정 장비를 교정하거나 조정하기가 매우 용이한 장점이 있어 초음파 장비의 음향파워 측정에 널리 사용되고 있다. 현재 방사형 측정법을 이용한 초음파 진단장치의 음향파워 측정은 배열 탐침자의 소자별 출력을 측정하지 않고 진단가 동작 모드에 따른 전체 음향파워를 측정하고 있기 때문에, 운영 소프트웨어 갱신으로 인해 빔 구성시 동작하는 소자의 개수가 변경되면 전체 음향파워가 바뀌게 되어 [8] 재 측정하여야하는 불편함이 있다. 따라서 빔을 구성하는 소자의 개수가 변경되어도 방사되는 음향파워의 크기를 추정할 수 있도록 하려면, 진단장치용 배열 탐침자의 음향파워를 소자별로 측정할 필요가 있다.

방사형 측정법을 이용한 음향파워 측정은 James A. Rooney에 의해 측정범위가 마이크로 와트 영역까지 확장되었으며 [9], K. Beissner와 S. E. Fick에 의해 측정 방법과 불확도 평가가 체계화 되었다 [10, 11]. 상기의 연구들은 단일 소자로 구성된 초음파 변환기에 대한 측정을 대상으로 하고 있어, 소자가 여러 개로 구성된 초음파 진단장치용 배열 탐침자의 음향파워 측정에 적용하기에는 소자의 구동 및 표적과의 정렬 등의 문제점이 있어 개선 및 보완이 필요하다. 특히, 복부에 사용되는 곡선형 배열 탐침자의 경우 각각의 소자로부터 방사되는 초음파 빔의 표적 입사각과 표적 거리의 차이에 따른 보정이 필요하다.

본 논문에서는 초음파 진단장치용 배열 탐침자로부터 방사되는 음향파워를 소자별로 측정할 수 있는 자동화 시스템을 구성하였으며, 배열 탐침자의 다양한 형상에 적합한 수조, 표적, 결합기구 등을 제작하였다. 아울러 배열 탐침자를 구성하는 소자에 순차적으로 전기신호를 인가하기 위한 장비를 설계 제작하였으며, 측정 시스템 제어 프로그램을 개발하였다. 또한 곡선형 배열 탐침자의 소자 배열 형태에 따른 음향파워 보정기법을 개발하고 최종적으로 선형, 위상형, 곡선형 배열 탐침자를 대상으로 본 논문에서 개발된 음향파워 측정 시스템의 적용 가능성을 확인하였다.

II. 음향파워 측정

2.1. 초음파 진단장치용 배열 탐침자

초음파 진단장치용 배열 탐침자 (이하 배열 탐침자)는 전기에너지를 음향에너지로 변환시켜주는 압전소자의 배열 형태에 따라 선형 탐침자와 곡선형 탐침자로 나눌 수 있으며, 주사방식에 따라 순차형과 위상형으로 구분된다. 이들 배열 탐침자의 동작주파수는 2~15 MHz로, 진단부위에 따라 심장용과 복부용은 2~5 MHz, 혈관 및 미세조직용은 7~15 MHz, 산부인과용은 4~10 MHz가 사용되고 있다 [12]. 본 논문에서 음향파워 측정에 사용된 배열 탐침자는 선형 순차형 (이하 선형), 위상 순차형 (이하 위상형), 선형 곡선형 (이하 곡선형)으로 그 재원은 표 1과 같다.

2.2. 음향파워 측정 시스템 구성

방사형을 이용한 기존의 음향파워 측정 시스템 [13, 14]은 단일 초음파 변환기를 대상으로 하기 때문에, 이를 배열 탐침자에 적용하기 위해서는 시스템의 전면적인 개선 및 재구성이 필요하다. 이를 위해 본 논문에서 제안하는 기존 시스템의 주요 개선사항은 수조와 표적, 배열 탐침자의 소자 구동개폐장치 및 측정시스템 제어 프로그램 등이다. 수조는 측정대상 배열 탐침자의 다양한 형상을 고려하여 장착과 정렬이 용이하도록 설계하였으며, 표적은 소자의 배열 형태에 따라 입사각이 다른 초음파 빔을 완전 흡수할 수 있도록 제작하였다. 또한 각 소자별로 구동하기 위한 구동개폐장치를 개발하여 전력증폭기 (3100LA, ENI co.)와 배열 탐침자 사이에 장착하였으며, 측정 제어를 위한 프로그램을 새로이 개발하였다. 본 논문에서 구축한 음향파워 측정시스템의 구성도는 그림 1과 같다.

본 음향파워 측정시스템의 일련의 측정 과정은 데이터 획득 컴퓨터상에서 수행되고 있는 측정 시스템 제어 프로그램에 의해 통제된다. 신호발생기로부터 생성된 신호는 전력증폭기를 거쳐 구동개폐장치가 선택한 배열 탐침자의 한 소자를 구동한다. 이때 소자로부터 방사된 초음파

표 1. 측정대상 배열 탐침자의 제원
Table 1. Specification of array probes for experiment.

Array type	Sector angle or field of view	Radius of curvature	Frequency (MHz)	Number of elements
선형 (linear)	40 mm	flat	5 - 9	128
위상형 (phased)	19 mm	flat	2 - 3	64
곡선형 (curved)	75.5°	40 mm	2 - 5	128

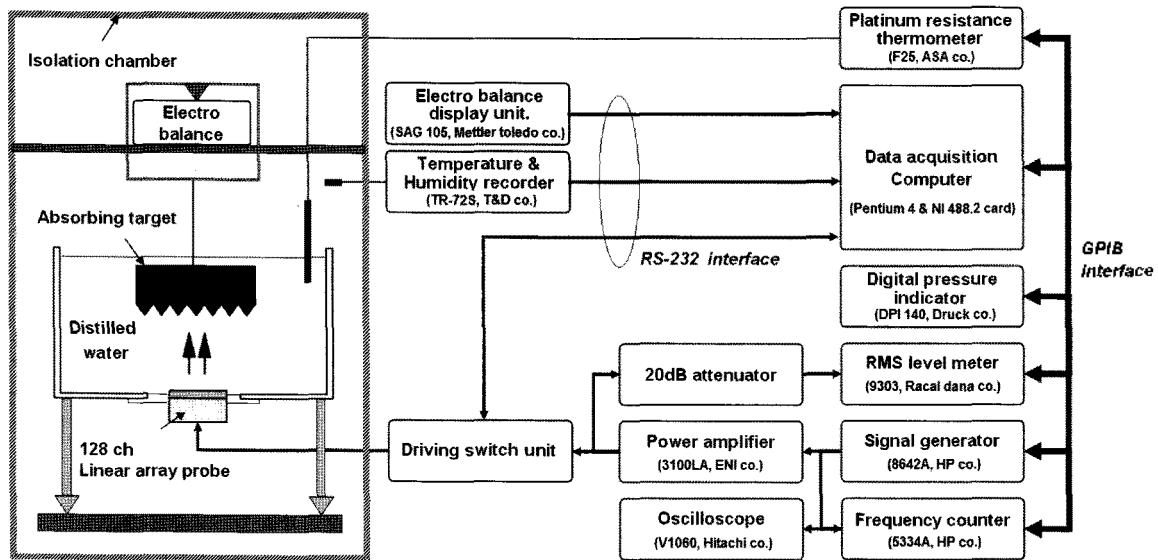


그림 1. 초음파 진단장치용 초음파 배열 탐침자의 음향파워 측정 시스템
 Fig. 1. The block diagram of acoustic power measurement system of array probe for ultrasonic diagnostic equipment.

가 표적에 완전 흡수되어 방사된 P_0 에 상응하는 전자저울의 지시값 변화를 발생시킨다. 저울의 지시값 변화량의 평균을 $\overline{\Delta m}$ 이라 하면 소자로부터 방사되는 음향파워 P_0 의 크기는 식 (1)에 의해 결정된다 [3, 9~11, 13, 14].

$$P_0 = \overline{\Delta m} g c \cdot \exp(2\alpha h_1) \quad (1)$$

여기서, g 는 중력가속도, c 는 음속, α 는 매질의 흡수계수, h_1 는 배열 탐침자와 표적간의 거리이다. 음속은 수온과 대기압 [15], 매질의 흡수계수는 수온과 소자를 구동하는 신호주파수의 함수로 주어진다 [16].

2.2.1. 수조 및 배열 탐침자 장착기구 (Mounting adapter) 제작

배열 탐침자가 표적의 위쪽에서 아래쪽으로 빔을 방사하도록 위치시키면 탐침자의 장착 측면에서 음향파워의 측정이 보다 용이해진다. 그러나 방사빔을 측정하는 전자저울이 표적의 무게와 함께 수조와 수조에 담겨진 증류수의 무게 모두를 지탱하여야 하기 때문에 측정 범위가 큰 고가의 전자저울을 필요로 한다. 이 문제는 표적만 따로 수조와 분리시키는 장치를 설계하여 개선할 수 있지만 표적과 중력 축의 정렬이 쉽지 않고 표적을 매달기 위해 3점 지지가 필요하여 지지선과 수조사이에서 물의 표면장력이 증가하여 정밀측정에 불리하다. 따라서 본 논문에서는 그림 1과 같이 수조의 하단부에 배열 탐침자를 장착하도록 설계하였다.

수조는 흡음형 표적의 크기와 배열 탐침자의 모양을 함께 고려하여 $200 \times 200 \times 180$ mm의 크기로 제작하였다. 선형과 위상형 배열 탐침자용 장착기구는 수조 길항 후 배열 탐침자의 각 소자로부터 방사되는 초음파가 수조의 수평면에 수직으로 방사될 수 있도록 제작하였으며, 곡선형 배열 탐침자용 장착기구는 중앙의 소자로부터 방사되는 음파가 수조의 수평면과 수직이 되도록 설계하였다. 수조에 물이 담겨있을 경우 수면으로부터 증발되는 물의 양을 최소화하고, 음향파워 측정시 외부 공기의 대류로 인한 미세 수면 진동의 발생을 차단하기 위해 수조 덮개를 제작하였다. 또한 수조에 장착된 배열 탐침자의 초음파 빔축과 중력 축을 정렬을 용이하게 할 수 있도록, 수조를 3점 지지하고 있는 다리의 밑 부분에 수평조절용 나사를 부착하였다. 아울러 탐침자의 길이에 따른 수조의 다리를 교체 장착이 가능하도록 설계하였다.

장착기구는 수조의 하단부에서 6개의 나사를 사용하여 고정하였으며, 이때 수조와 장착기구의 중간에 고무재질의 o-ring을 삽입하여 수조에 담겨진 증류수가 새는 것을 방지하였다. 또한 탐침자와 장착기구 접촉면의 방수를 위해 실리콘 고무를 탐침자 형상에 맞추어 성형한 후 장착기구의 중간 부위에 삽입하였다.

2.2.2. 흡음형 표적 설계

방사형 측정법을 이용한 음향파워 측정에는 반사형 표적과 흡음형 표적이 사용된다. 반사형 표적은 일반적으로 원뿔형의 구조를 가지고 있으며, 진행하는 초음파 빔

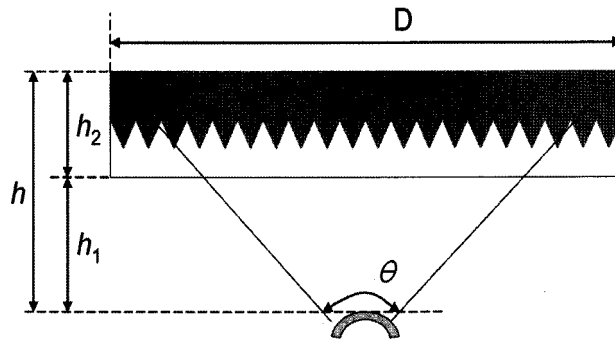


그림 2. 초음파 빔의 방사 축을 고려한 표적의 직경 결정
 Fig. 2. Determination of diameter of absorbing target with radiation beam axis from an ultrasonic array probe.

의 중심에 원뿔을 위치시켜야 정확한 반사를 통한 측정이 가능하다. 그러나 배열 탐침자로부터 방사되는 초음파 빔의 중심축은 소자의 위치에 따라 바뀌기 때문에 본 논문에서는 흡음형 표적을 채택하였다. IEC 61161에서는 음향파위의 정밀 측정을 위해 진폭 반사계수가 5% 미만이며, 표적으로 침투한 음파의 최소 99% 이상의 음향에너지가 표적 내부에서 흡수할 수 있는 재료를 사용하도록 권장하고 있다 [3]. 본 논문에서는 영국물리표준국 (National Physical Laboratory)에서 개발한 흡음형 고무 재료 (HAM-A, precision acoustics, co.)를 사용하여 흡음형 표적을 설계 및 제작하였다. 표적용 고무 재료는 폴리우레탄고무로 되어있으며, 물과의 음향임피던스를 정합하기 위한 정합층과 음향에너지를 흡수하기 위한 흡음층으로 구성되어 있다. 흡음층은 피라미드 형태의 쉼기 구조를 가지고 있으며, 전체 흡음체의 두께는 14 mm이고 밀도는 $1.01 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 으로 물의 밀도와 매우 가깝다. 흡음체의 음향학적 특성은 투과손실이 $30 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ 보다 크고, 반향신호의 크기 감쇄가 30 dB 이상 되므로 상기의 IEC 61161에서 제안한 규격을 잘 만족하는 것을 알 수 있다 [17].

배열 탐침자의 음향파위 측정에 사용되는 흡음형 표적은 백금선으로 만들어진 연장 고리를 사용하여 전자저울에 장착된다. 전자저울은 중력 축 방향의 질량 변화를 감지하기 때문에 흡음형 표적의 흡음변이 중력 축과 수직으로 장착되어야 하며, 좌우 대칭적인 구조를 갖는 원형의 형태의 것이 배열 탐침자로부터 방사되는 음향에너지를 흡수하는데 유리하다. 흡음형 표적의 직경은 배열 탐침자의 모든 소자로부터 방사되는 음향에너지를 완전 흡수할 수 있도록 충분히 커야 하며, 곡선형 배열 탐침자와 같이 초음파의 방사 축이 소자별로 다른 경우에는 탐침자의 곡률반경을 고려하여 표적의 직경을 결정하여야 한다. 만약 배열 탐침자를 구성하고 있는 소자의 간격을 l ,

소자의 개수를 n , 배열 탐침자의 곡률반경을 R 이라 하면, 각각의 소자로부터 방사되는 초음파 빔축 들이 이루는 주사면의 중심각 θ 는 식 (2)와 같다.

$$\theta = \frac{(n-1) \cdot l}{R} \quad (2)$$

그림 2에 나타난 바와 같이 표적과 탐침자 사이의 거리가 h_1 , 표적의 두께가 h_2 , 표적의 두께를 포함한 표적과 탐침자의 거리가 h 일 때, 표적과 탐침자가 중력축에 이상적으로 정렬되었다고 가정하면, 각 소자로부터 방사되는 빔의 중심축을 모두 포함할 수 있는 표적의 직경 D 는 식 (3)과 같다.

$$D = 2 \times h \times \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (3)$$

배열 탐침자에서 방사되는 초음파 빔의 빔폭을 고려하면, 표적 직경의 크기는 식 (3)의 이론값보다 충분히 커야만 한다. 또한 초음파 빔이 진행하면서 주파수가 낮을수록 보다 넓게 퍼지기 때문에 가능한 h_1 을 작게 하는 것이 상대적으로 작은 표적 직경으로 모든 빔을 흡수시키는데 유리하다.

2.2.3. 구동개폐장치 설계

배열 탐침자를 구성하는 각각의 소자에 대해서 음향파위를 수동으로 측정하는 것은 매우 많은 시간과 노력을 필요로 하기 때문에 자동화할 필요가 있다. 이를 위해 측정 시스템 제어 프로그램의 통신 지령에 따라 해당 소자를 구동해 주는 구동개폐장치를 설계 및 제작하였다. 구동개폐장치와 진단용 초음파 탐침자간의 연결부는 3 M사의 156 pin ZIF connector를 사용하였으며, 선택되지 않은 소자와 연결된 각 pin을 접지시켜 상호유도 성분을

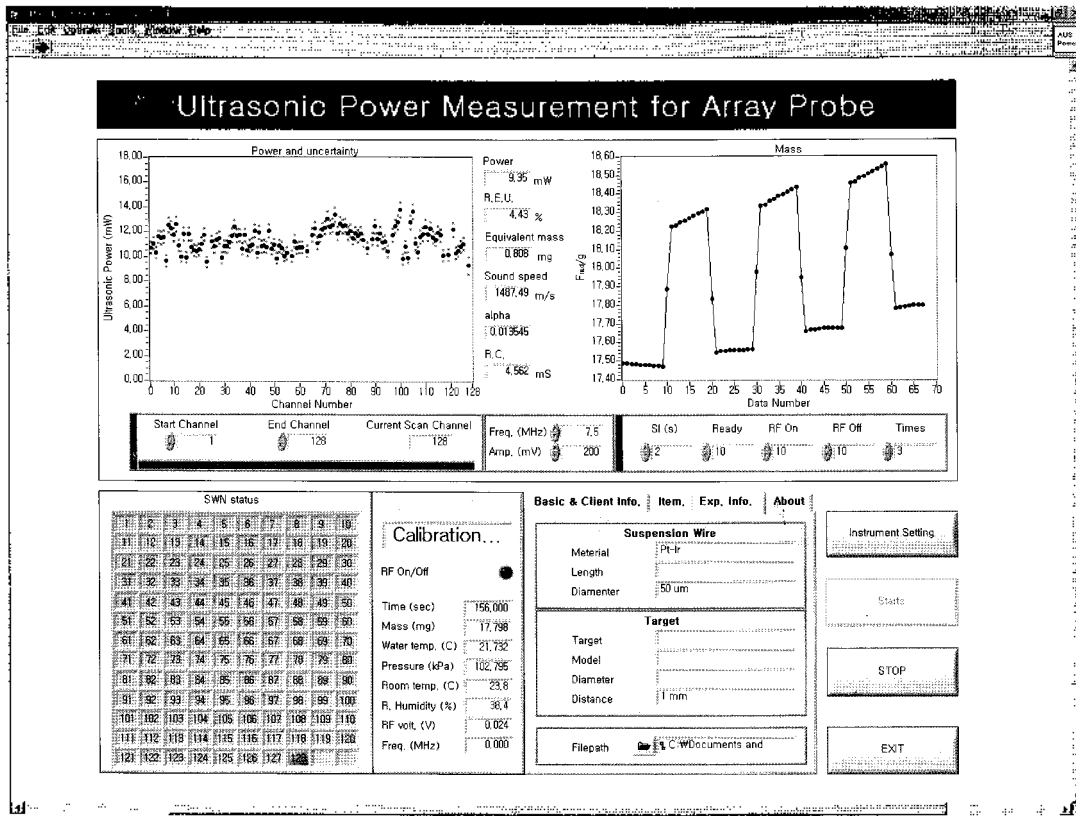


그림 3. 음향파워 측정 자동화 프로그램의 동작화면
 Fig. 3. The graphic user interface of the control program.

최소화하였다. 아울러 마이크로컨트롤러 (80C196, Intel co.)를 내장하여 제어용 컴퓨터와 직렬통신을 수행함으로써, 자동화 프로그램으로부터 내려지는 명령을 수행하여 각 계전기 (G6Y-1, Omron co.)를 제어함과 동시에 현재 계전기의 연결 상태를 감시할 수 있도록 하였다.

2.2.4. 측정 시스템 제어 프로그램

음향파워 측정은 그림 1에 나타난 바와 같이 많은 측정 기기들의 제어를 필요로 한다. 측정기기와 제어용 컴퓨터간의 데이터 통신에는 IEEE 488.2의 병렬통신 방법과 RS-232의 직렬통신방법이 사용되었다. 음향파워 측정 시스템을 제어하기 위한 프로그램은 사용편의성과 개발 속도를 고려하여 National Instrument사의 LabVIEW ver.7을 사용하여 개발되었다. 각종 측정장비의 정확한 순차 제어를 위해 객체지향 프로그래밍 기법을 배제하고, 순차 프로그래밍 기법을 사용하였다.

측정 시스템 제어 프로그램의 동작화면은 그림 3과 같다. 동작화면에서는 음향파워 측정 조건을 설정하기 위한 환경설정 부분, 각 측정기기의 제어 상태와 측정결과를 그래프와 수치로 나타내어 주는 모니터링 부분 및 측정의 시작과 종료를 수행하는 부분으로 구성하였다. 환

경설정 부분에서는 신호발생기의 주파수 및 진폭의 설정, 측정 대상 소자의 범위 설정, 초음파 신호가 인가되는 횟수 및 시간을 설정할 수 있도록 하였다. 모니터링 부분에서는 각 소자의 음향파워 측정결과와 불확도를 좌측 상단에, 방사선과 관련된 전자저울의 지시값의 그래프는 우측 상단에 실시간으로 제시하였다. 또한 구동제어장치의 동작 상태를 우측하단에 나타내고 좌-중앙 하단에 각 계전기들의 지시값을 표기하였다. 측정의 시작과 종료를 수행하는 부분은 버튼 형태로 구현되어 우측 하단에 위치시켰으며, 측정조건 및 데이터 저장관련 사항에 대한 기록을 쉽게 할 수 있도록 우-중앙 하단에 기록 영역을 위치시켰다.

2.2.5. 측정 시스템 유효성 평가

2.2.5.1. 측정시스템의 선형성

구축된 시스템의 선형성은 공진주파수가 다른 3개의 교정된 초음파 변환기를 사용하여 주파수 대역별로 평가되었다. 이를 위해 사용한 초음파 변환기는 PZT 소자로 제작된 것이며, 공진주파수는 각각 2.15 MHz, 4.51 MHz, 8.38 MHz이다. 측정 시스템에 각각의 초음파 변환기를 장착하고 인가전압을 증가시키면서 측정된 음향파워는

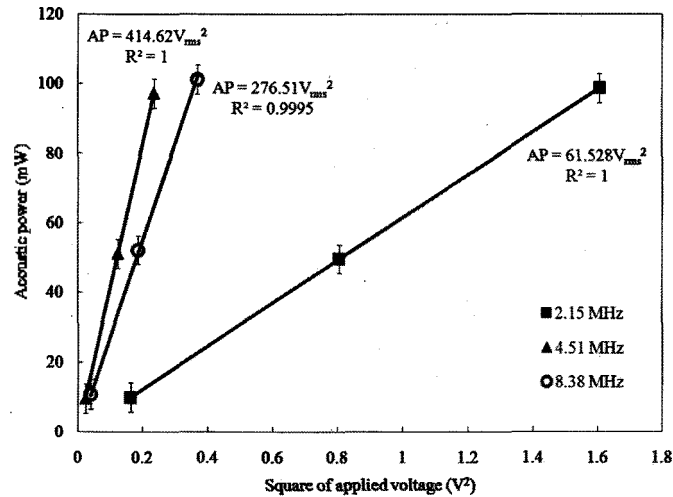


그림 4. 측정 시스템의 선형성 평가
Fig. 4. Linearity evaluation of proposed system.

그림 4와 같다. 그림 4에 나타난 바와 같이 각 초음파 변환기의 인가전압의 제곱에 비례하여 측정된 음향파워는 선형적으로 증가하는 것을 감안할 때, 제안된 측정 시스템의 음향파워 측정결과에 대한 선형성이 확인되었다 ($R^2=0.9995$).

2.2.5.2. 측정결과의 신뢰성

구축된 시스템을 이용한 음향파워 측정결과에 대한 신뢰성은 영국물리표준국 (National Physics Laboratory) 에서 교정된 3.5 MHz NPL check source (Precision Acoustics Ltd)에서 방사되는 음향파워를 측정한 후 측정 결과에 대한 상호 비교를 수행하여 평가 하였다. 음향파워 측정결과에 대한 상호 비교 평가결과는 표 2와 같으며, 제안된 측정시스템의 측정결과와 영국물리표준국의 측정결과가 1.5 %이내에서 잘 일치함을 확인할 수 있었다.

III. 음향파워 측정결과 및 고찰

본 음향파워 측정에는 이온 등이 포함된 불순물과 가스로 인해 초음파가 진행하는 경로 상에서 음의 감쇄 및 산란을 최소화하기 위해 공기가 제거된 증류수를 제조하

여 사용하였다. 이를 위해 초순수 물 제조장치 (Rios-16, Millipore co.)를 사용하여 물속에 함유되어 있는 이온을 제거하였으며, 진공펌프 (W2V20, Woosung Co.)를 사용하여 약 2 kPa의 진공상태를 12시간 이상 유지시켜 물속에 녹아있는 공기를 제거하였다 [3]. 흡음형 표적은 표적겔이에 걸어 전자저울에 연결한 후 초음파를 흡수하는 표적의 표면이 중력축과 수직이 되도록 조정하였다. 이 때 표적겔이는 물의 표면장력을 최소화하기 위해 직경 50 μ m의 백금선을 사용하였다. 수조의 수평은 수조 덮개 위에 수준계 (150, Obishi-Keiki co.)를 올려놓고 수조 다리의 수평조절 나사를 조정하여 맞추었다. 이와 동시에 각각의 측정 장치들은 30분 이상 예열하였다. 예열이 끝난 후 흡음형 표적과 배열 탐침자 사이의 거리를 1 mm로 조정하고, 측정 시스템 제어 프로그램을 구동하여 각각의 배열 탐침자의 음향파워 측정을 수행하였다.

3.1. 선형 배열 탐침자

선형 배열 탐침자의 음향파워 측정결과는 그림 5와 같다. 측정 시 신호발생기의 주파수는 7.5 MHz로 실제 임상에서 사용되고 있는 탐침자의 주파수와 동일하게 설정하였다. 이때 소자를 구동하기위해 배열 탐침자에 인가되는 전압은 $1.89 \pm 0.06 V_{RMS}$ 였으며 3회 반복측정 하였다.

표 2. 측정 시스템의 신뢰성 평가결과
Table 2. Reliability evaluation results of proposed system.

Nominal power	NPL Certification (a)	Proposed system (b)	Difference (a-b)/a
10 mW	9.8 mW	9.9 mW	-1.2 %
100 mW	98.7 mW	98.8 mW	-0.1 %
1,000 mW	1,010.1 mW	1,004.4 mW	0.6 %

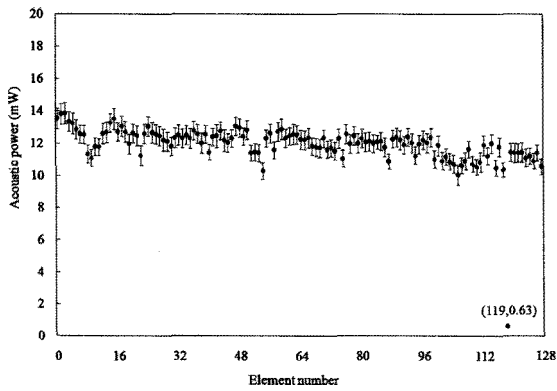


그림 5. 선형 배열 탐침자의 음향파위 측정결과
Fig. 5. The measurement results of acoustic power with the linear array probe.

소자로부터 방사되는 음향파위가 매우 작은 119번 소자를 제외한 나머지 127개 소자들의 음향파위 평균은 12.02 mW로 나타났다. 3번 소자에서 방사된 음향파위가 13.86 mW로 최대였고, 106번 소자에서 방사되는 음향파위는 10.05 mW로 최소였다.

그림 5에 나타난 바와 같이 소자 번호가 증가할수록 음향파위는 전반적으로 감소하는 경향을 나타내고 있다. 이는 선형 배열 탐침자의 정렬이 제대로 이루어지지 않아 표적과 탐침자 사이의 거리 차이로부터 발생하는 음향감쇄의 영향으로 볼 수도 있다. 만약 배열 탐침자의 정렬이 1° 틀어졌다고 한다면, 표적과의 거리 차이는 1번과 128번 소자에서 약 0.7 mm 차이가 난다. 따라서 이에 따른 음향 감소는 약 1.07배 증가된다. 그러나 1번 소자의 음향파위는 13.53 mW, 128번 소자는 10.57 mW로 약 1.47배 감소한 것을 볼 때, 상기에서 제시한 정렬의 문제는 아닌 것으로 판단된다.

3.2. 위상형 배열 탐침자

위상형 배열 탐침자의 음향파위 측정결과는 그림 6과 같다. 측정시 신호발생기의 주파수는 3 MHz이며, 구동전압은 $2.52 \pm 0.12 V_{RMS}$ 이다. 64개 소자들의 음향파위 전체 평균은 12.97 mW로 나타났으며, 측정된 음향파위는 3번 소자에서 14.16 mW로 최대였고, 5번 소자에서의 출력력이 9.97 mW로 최소였다. 그림 6의 1번 소자부터 16번 소자까지의 음향파위 평균은 3번 6번, 7번, 15번 소자를 제외하면 10.81 mW로 17번 소자부터 64번 소자까지의 평균 13.44 mW보다 1.24배 작게 나타났다.

3.3. 곡선형 배열 탐침자

곡선형 배열 탐침자의 각 소자로부터 방사되는 음향파

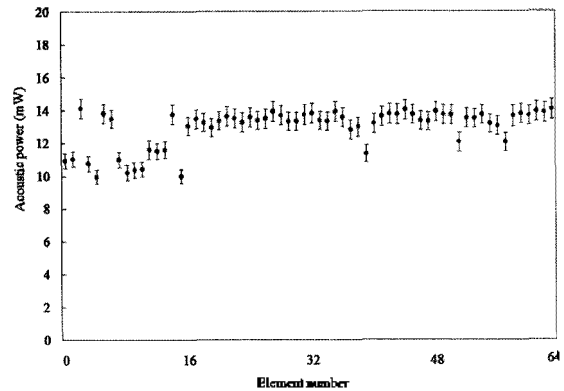


그림 6. 위상형 배열 탐침자의 음향파위 측정결과
Fig. 6. The measurement results of acoustic power with the phased array probe.

위는 그림 7과 같다. 측정시 신호발생기의 주파수는 3 MHz이며, 구동전압은 $2.31 \pm 0.02 V_{RMS}$ 이다. 측정된 음향파위는 중심에 위치한 소자들이 외곽에 위치한 소자들보다 크게 나타나는 경향을 볼 수 있으며, 70번 소자에서 21.96 mW로 가장 크고 5번 소자에서 15.23 mW로 가장 작은 값이 측정되었다. 이는 소자들이 곡면으로 배열되어 있기 때문에 표적으로 입사하는 초음파 빔 축이 다르기 때문이며, 그림 7과 같이 중앙에 위치한 소자들 중심으로 위로 볼록한 형태의 측정결과를 나타내게 된다. 따라서 각 소자의 정확한 음향파위를 구하기 위해서는 표적에 대한 초음파 빔의 입사각에 대한 보정과 입사각이 기울어짐으로 인해 증가하는 표적과 소자간의 거리증가에 따른 감쇄에 대한 보정이 필요하다.

그림 8은 곡선형 배열 탐침자의 소자로부터 방사되는 초음파 빔이 증력축으로부터 ϕ 만큼 기울어 졌을 때 도식화 한 것이다. 전자저울로부터 측정되는 방사향 F_r 의

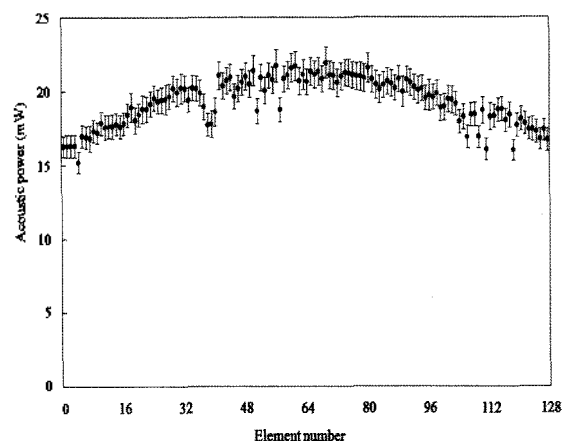


그림 7. 곡선형 배열 탐침자의 음향파위 측정결과
Fig. 7. The measurement results of acoustic power with the curved array probe.

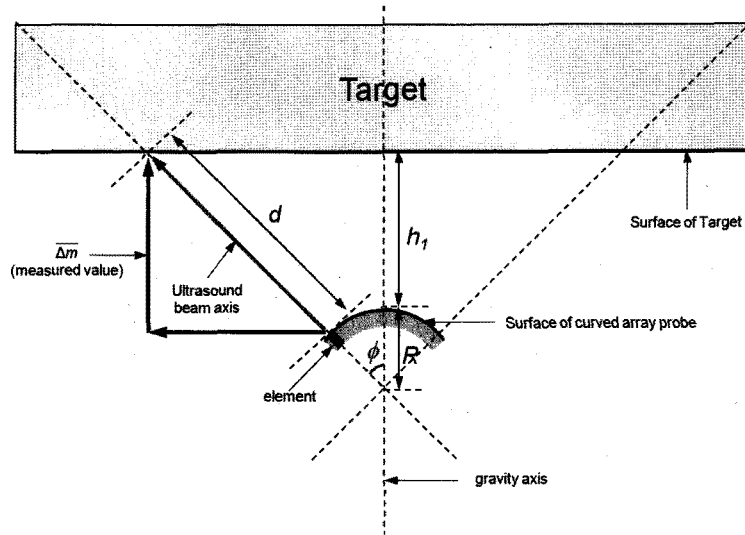


그림 8. 곡선형 배열 탐침자 소자로부터 방사되는 초음파 빔
 Fig. 8. The ultrasound beam of radiating from an element on curved array probe.

중력성분의 크기는 $\overline{\Delta m} \cdot g$ 이므로, 소자로부터 방사된 전체 방사힘의 크기 F_r 은 식 (4)와 같다.

$$F_r = \frac{\overline{\Delta m} g}{\cos \phi} \quad (4)$$

흡음형 표적과 곡선형 배열 탐침자 사이의 최단 거리를 h_1 이라 하면, ϕ 에 따라 탐침자의 초음파 방사면으로부터 표적까지의 거리 d 는 식 (5)와 같다.

$$d = \frac{R + h_1}{\cos \phi} - R = \frac{R(1 - \cos \phi) + h_1}{\cos \phi} \quad (5)$$

여기서, R 은 탐침자의 곡률반경이다. 따라서 보정된 음향파워는 식 (6)과 같다.

$$P_0 = \frac{\overline{\Delta m} g c}{\cos \phi} \cdot \exp\left(2\alpha \cdot \frac{R(1 - \cos \phi) + h_1}{\cos \phi}\right) \quad (6)$$

여기서, α 는 물에서의 초음파 흡수계수이다 [16]. 만약 곡선 배열 탐침자 (curved array probe)에서 n 개 소자가 곡률 반경 R 을 따라 같은 간격으로 배열되어 있고, 이 배열 탐침자의 초음파 방사면의 중심이 정확하게 중력축에 정렬되어 있다면, k 번 소자로부터 방사되는 초음파 빔이 중력축과 이루는 각도 ϕ_k 는 식 (7)과 같이 표현할 수 있다.

$$\phi_k = \left(k - \frac{n+1}{2}\right) \cdot \left(\frac{\theta}{n-1}\right) \quad (7)$$

여기서, ϕ_k 은 k 번째 소자에서 방사하여 흡음형 표적에 입사하는 각이며, θ 는 식 (2)에 의해서 구해지는 중심각이다. 따라서 각 소자에 대한 입사각의 보정 방정식은 식 (8)과 같다.

$$P_0(k) = \frac{\overline{\Delta m} g c}{\cos \phi_k} \cdot \exp\left(2\alpha \cdot \frac{R(1 - \cos \phi_k) + h_1}{\cos \phi_k}\right) \quad (8)$$

흡음형 표적과 변환기의 거리가 일정한 값 h_1 만큼 떨어져 있다고 가정할 때, k 번 소자의 음향파워를 $P(k)$ 라고 하면 식 (8)은 식 (9)와 같이 정리될 수 있다.

$$P_0(k) = \overline{\Delta m} g c \exp(2\alpha h_1) \cdot \frac{\exp\left(2\alpha \cdot \frac{R(1 - \cos \phi_k) + h_1}{\cos \phi_k}\right)}{\exp(2\alpha h_1) \cdot \cos \phi_k} \\ = P(k) \cdot \left(\frac{1}{\cos \phi_k} \cdot \exp\left(2\alpha \cdot \frac{(R+h_1)(1 - \cos \phi_k)}{\cos \phi_k}\right)\right) \quad (9)$$

식 (9)로부터 입사각 ϕ_k 에 따른 k 번 소자의 보정인자를 구하면 식 (10)과 같다.

$$\text{cor. factor}(k) = \frac{1}{\cos \phi_k} \cdot \exp\left(2\alpha \cdot \frac{(R+h_1)(1 - \cos \phi_k)}{\cos \phi_k}\right) \quad (10)$$

측정에 사용된 곡선형 배열 탐침자의 중심각 θ 는 75.5° 이며, 탐침자가 128개의 소자로 이루어져 있기 때문에

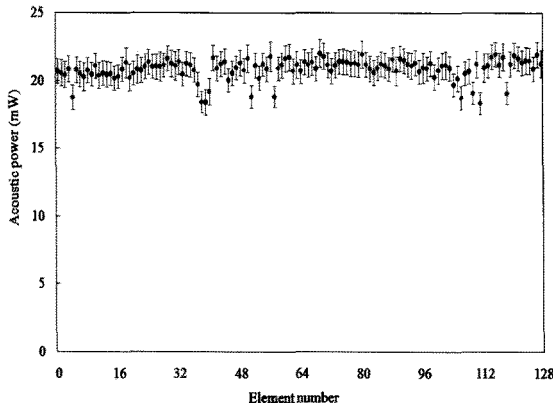


그림 9. 보정된 곡선형 배열 탐침자의 음향파워 측정결과
Fig. 9. The corrected acoustic power of curved array probe.

그림 7의 측정결과에 식 (10)을 적용하여 보정하면 그림 9와 같다. 보정된 음향파워의 평균은 20.89 mW로 산정되었다. 또한 128개 중에서 70번 소자의 음향파워가 22.03 mW로 가장 크게 나타났으며, 112번 소자는 18.35 mW로 최소값을 보였다.

3.4. 음향파워의 측정불확도 평가

음향파워 측정결과에 대한 신뢰도를 정량적으로 표현하기 위해서는 측정불확도 평가가 수반되어야 한다. 측정불확도는 국제표준화기구 (ISO)에서 발간한 “측정불확도 표현 지침 (Guide to the expression of uncertainty in measurement, GUM)”을 참고 하였다 [18]. 초음파 영상 진단장치용 배열 탐침자의 음향파워 P_0 측정의 수학적 모델은 식 (1)과 같다. 이로부터 상대 합성표준불확도를 구하면 식 (11)과 같다.

$$\frac{u(P_0)}{P_0} = \sqrt{\left(\frac{u(\Delta m)}{\Delta m}\right)^2 + \left(\frac{u(g)}{g}\right)^2 + \left(\frac{u(c)}{c}\right)^2 + \left(\frac{u(\exp(2\alpha h_1))}{\exp(2\alpha h_1)}\right)^2} \quad (11)$$

표 3. 불확도 총괄표
Table 3. Summary of standard uncertainty components.

표준불확도 성분	입력량	관련 요인	불확도 기여량 (%)
$\frac{u(\Delta m)}{\Delta m}$	Δm	방사형 등가질량	2.46
$\frac{u(g)}{g}$	g	중력 가속도	1.02×10^{-4}
$\frac{u(c)}{c}$	c	음속	0.20
$\frac{u(\exp(2\alpha h_1))}{\exp(2\alpha h_1)}$	$\exp(2\alpha h_1)$	흡음 및 거리에 의한 감쇠	0.20
$\frac{u(P_0)}{P_0}$	$\Delta m, g, c, \exp(2\alpha h_1)$	음향 파워	2.47
상대 확장불확도		$U = 4.94\%$ (신뢰수준 약 95%, $k=2$)	

여기서, $u(\Delta m)/\Delta m$ 는 방사형 등가질량의 상대 표준불확도를 나타내며, $u(g)/g$ 는 측정 지점에서의 중력 가속도에 대한 상대 표준불확도이다. 또한, $u(c)/c$ 는 음향파워 측정 시 수조에 남겨진 물속에서의 음속에 대한 상대 표준불확도이며, $u(\exp(2\alpha h_1))/\exp(2\alpha h_1)$ 는 소자로부터 방사된 초음파가 흡음형 표적에 도달할 때까지 매질 내에서 이루어진 감쇠에 대한 상대 표준불확도를 나타낸다.

방사형 등가질량에 대한 상대 표준불확도 성분은 전자 저울의 교정 및 선형성에 관련된 불확도 0.14%, 외삽법에 사용되는 일차 회귀식의 불확도 0.96%, 반복 측정에 의한 불확도 1.50%, 표적의 결합에 의한 불확도 1.68%, 표적과 배열 탐침자 정렬에 대한 불확도 0.14%로 평가되었다. 따라서 방사형 등가질량에 대한 상대 표준불확도는 2.46%로 산정되었다.

중력 가속도에 의한 상대 표준불확도는 $1.02 \times 10^{-4}\%$, 음속과 관련된 상대 표준불확도는 기압이 ± 0.3 bar 수온이 ± 1 K 변화할 때 $\pm 0.20\%$ 이내로 주어진다 [14].

물의 흡음과 거리에 따른 감쇠 보정에 대한 상대 표준불확도는 최대 보정 조건인 주파수 15 MHz, 거리 5 mm에서 수온이 ± 1 K 변화할 때 $\pm 0.20\%$ 이내로 평가된다.

상기 요소별 상대 표준불확도를 감안해 볼 때, 측정된 음향파워 P_0 에 대한 상대 표준불확도는 2.47%이며, 상대 확장불확도는 약 4.94% (신뢰수준 약 95%, $k=2$)로 최종 평가된다. 이들을 정리한 불확도 총괄표는 표 3와 같다.

IV. 결론

본 논문에서는 초음파 진단장치에 사용되는 배열 탐침자를 대상으로 각 소자에서 방사되는 음향파워를 정밀하

게 측정할 수 있는 음향파워 측정 시스템을 구성하였다. 이를 위해 수조와 표적, 배열 탐침자 소자 구동개폐장치, 측정제어 프로그램을 목적에 부합하도록 설계 제작하고, 곡선형 배열 탐침자의 음향파워 측정결과 보정기법을 개발하였다.

본 논문에서 제안된 측정 시스템을 사용하여 선형, 위상형, 곡선형 배열 탐침자를 대상으로 mW 범위의 음향파워를 측정한 결과, 5% 정도의 상대 확장불확도 수준으로 정밀 측정이 가능함을 확인하였다. 따라서 본 측정 시스템은 현재 상용화되어 사용되고 있는 초음파 진단장치용 배열 탐침자의 소자별 음향파워 측정에 유용하게 활용될 수 있다.

향후 배열 탐침자의 여러 소자를 동시에 구동할 때와 각 소자의 인가되는 신호의 시간 차이가 있는 경우에 대해서도 음향파워를 정밀하게 측정할 수 있는 시스템 개발이 필요할 것으로 예상된다.

감사의 글

초음파 진단장치용 배열 탐침자를 각 소자별로 구동할 수 있도록 도움을 주신 (주)메디슨 김칠수 책임께 감사드립니다.

참고 문헌

1. AIUM, *Official Statements and Reports*, Laurel, MD, American Institute of Ultrasound in Medicine, 2000.
2. U.S. Food and Drug Administration (FDA), *Information for manufacturers seeking marketing clearance of diagnostic ultrasound systems and transducers*, Rockville, MD: FDA; Sept 30, 1997.
3. IEC Standard 1161 (61161), *Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0.5 MHz to 25 MHz*, Geneva, international Electrotechnical Commission, 1992, and Amendment 1, 1998.
4. IEC Standard 1101 (61101), *The absolute calibration of hydrophones using the planar scanning technique in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz*, Geneva, International Electrotechnical Commission, 1991.
5. M. C. Ziskin and P. A. Lewin, *Ultrasonic Exosimetry*, CRC Press, Boca Raton, 1993.
6. Fay B., Rinker M., "Determination of the Absolute Value of Ultrasonic Power by means of Thermoacoustic Sensors", *Acustica/Acta Acustica*, vol. 82, no. 2, pp. 274-279, 1996.
7. K. Beissner, "Acoustic radiation pressure in the near field", *Journal of Sound and Vibration*, vol. 93, no. 4, pp. 537-548, 1984.
8. J. Henderson, K. Willson, J. R. Jago, and T. A. Whittingham, "A Survey of the Acoustic output, of Diagnostic Ultrasound Equipment in current clinical use", *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 21, no. 5, pp. 699-705, 1995.
9. James A. Rooney, "Determination of acoustic power outputs in the microwatt-milliwatt range", *Ultrasound in Med. &*

- Biol.*, vol. 1, no. 1, pp. 13-16, 1973.
10. K. Beissner, "Primary measurement of ultrasonic power and dissemination of ultrasonic power reference values by means of standard transducers", *Metrologia*, vol. 36, pp. 313-320, 1999.
11. S. E. Fick, "Ultrasound power measurement by pulsed radiation pressure", *Metrologia*, vol. 36, pp. 351-356, 1999.
12. Frederick W. Kremkau, *Diagnostic Ultrasound: principles and instruments*, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 2002.
13. 조문재, 황철호, 서상준, 은희준, "방사형 측정에 의한 초음파 변환기의 방사 콘터텐스 결정", *응용물리*, 7권, 5호, 439-445쪽, 1994.
14. 조문재, 김용태, 윤용현, 정성수, "초음파 파워 측정 시스템 구성 및 성능평가", *한국음향학회지*, 24권 8호, 431-440, 2005.
15. L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens and J. V. Sanders, *Fundamentals of acoustics* 4th edition, John Wiley & Sons, Inc., New York, 2000.
16. Pinkerton, J.M.M., "The absorption of ultrasonic waves in liquid and its relation to molecular constitution", *Proc. Phys. Soc. B62*, pp. 129-141, 1949.
17. B. Zegiri and C.J. Bickley, "A new anechoic material for medical ultrasonic application", *Ultrasound in Med. Bio.*, vol. 26, no. 3, pp. 481-485, 2000.
18. ISO, International Organization for Standardization, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, GUM, Geneva, Switzerland, 1995.

저자 약력

•윤 용 현 (Yong Hyeon Yun)

한국음향학회지 24권 8호 참조

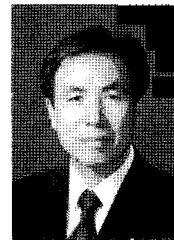
•조 문 재 (Moon Jae Jho)

한국음향학회지 13권 1호 참조

•김 용 태 (Yong Tae Kim)

한국음향학회지 24권 8호 참조

•이 명 호 (MyoungHo Lee)



1972년 연세대학교 전기공학과 (공학사)
 1974년 연세대학교 전기공학과 (공학석사)
 1978년 연세대학교 전기공학과 (공학박사)
 1978년 ~ 1980년: 홍익대학교 전기공학과 조교수
 1980년 ~ 현재: 연세대학교 전기전자공학과 교수
 1984년 ~ 1985년: University of Wisconsin-Madison 객원교수
 2004년 ~ 2005년: 대한의용생체공학회 회장
 2000년 ~ 2006년: 국제의공학연합회(IFMBE) Member of Council
 2003년 ~ 2006년: 국제의공학연합회(IFMBE) 아태 지역 워킹그룹 공동의장
 2005년 ~ 2007년: 대통령직무 e-Health 전문위원
 2006년: World Congress on Medical Physician & Medical & Biological Engineering 국제자문위원장
 2006년 ~ 현재: 연세대학교 의료기기기술연구소 소장
 2005년 ~ 현재: ASEM e-Health Working Group 부회장
 2005년 ~ 현재: APEC e-Health Technical Forum 조직위원장
 2003년 ~ 현재: (사)한국 e-Health 발전협의회 회장
 * 관심분야: 의료전자정보, 생체신호처리, UWB Bio-Radar System, e-Health & u-Healthcare System Technology, Mobile Healthcare Device