

뇨실금 환자를 위한 초음파 뇌의 경보 시스템에 관한 연구

최홍호 · 최창근 · 이응혁*

인제대학교 의생명공학대학 의용공학과
(2001년 1월 21일 접수, 2001년 1월 31일 채택)

A study on Ultrasound Urine Alarm System for Incontinence Patients

H.H. Choi, C.G. Choi, E.H. Lee *

Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical Science and Engineering, Inje University

* Department of Electronic Engineering, Korea Polytechnic University

(Received January 21, 2001. Accepted January 31, 2001)

요약 : 본 논문에서는 뇨실금 환자들에 대한 지원 기술의 일환으로 인체에 무해하고 비침습적인 초음파를 이용하여 배뇨시기를 알려주기 위한 재택용 뇌의 경보기용 뇨량검출 센서의 개발과 이를 이용한 방광 벽간거리와 뇨량과의 상관관계에 관하여 연구하였다. 개발된 센서는 인체내에 침투력이 가장 좋은 중심 주파수가 2.25MHz인 초음파를 사용하여 분해능을 높여 오차를 감소시킬 수 있는 구조로 설계하였다. 이 센서를 이용하여 방광 전·후벽간의 거리를 검출하여 이로부터 뇨량을 정량적으로 측정하기 위한 기초 실험을 실시하였다. 기초실험은 건강한 성인 남자 3명을 대상으로 초음파 뇨량검출 센서를 이용한 초음파 RF 반사신호 획득장치와 초음파 진단기에 의한 2가지 방법으로 이루어졌고 그 결과 뇨량과 벽간거리와의 사이에는 높은 상관성이 있음을 확인할 수 있었다.

결론적으로, 실험 결과를 토대로 하여 제작된 초음파 뇌의 센서를 부착한 초음파 뇌의 경보 시스템은 뇨실금 환자로 하여금 배뇨시기를 알려주는 경보 시스템으로 보건·복지적인 측면에서 현대사회에 기여할 공헌도가 매우 큼 것이라 생각된다.

Abstract : In this paper, we studied the ultrasonic urine volume sensor using urinary alarm system for home use to detect the time of urination as an assistive methodology for incontinence patients and the correlation between urine volume and bladder interwall distance by using developed sensor. The developed sensor was designed to minimize the measurement error by using ultrasound with 2.25MHz center frequency which provides higher resolution as well as longer penetration depth. To verify usefulness of the developed sensor, we performed a preliminary experiments of estimating bladder volume from the measured distance between interior and posterior wall of bladder. In the preliminary experiment, bladder volume estimated from the result using a commercial ultrasonography system. The result shows there exists god correlations between the actual urine volume and the measured interwall distance of the bladder.

In conclusion, ultrasound urine alarm system adhere to be developed ultrasound urine sensor by based on preliminary experiments is let a incontinence patients know a time of urination, it will be contribute to modern society in a field of a health care and welfare very well.

Key words : Ultrasound, Ultrasound urine sensor, Ultrasound urine alarm system, Incontinence, Bladder

서 론

사람이 나이가 들어감에 따라 나타나는 증상 중의 하나가

본 연구는 한국과학재단 핵심전문연구 사업의 지원 (과제번호 : 971-0706-049-2)에 의해 수행되었음.

통신저자 : 최홍호, (621-749) 경남 김해시 어방동 607
인제대학교 의생명공학대학 의용공학과
Tel. (055)320-3294, Fax. (055)337-1303
E-mail. hhchoi@bme.inje.ac.kr

뇨실금(incontinence)인데, 뇨실금은 전도(顛倒)에 의한 골절, 치매와 함께 고령자의 3대 질환[1-2]으로 환자 자신이 부끄러워 밖으로 드러내지 않으려는 경향으로 인해, 뇨실금으로 고민하고 있는 사람의 실태와 실수(實數)에 관해서 명확하게 파악되지 않은 채 오늘에 이르고 있고, 현재 치료를 받고 있는 환자도 극소수에 불과하다.

뇨실금의 치료 방법으로는 약물요법이나 외과적요법 외에 환자 자신이 운동을 통해 골반 근육을 단련하는 등의 방법이 있고, 이러한 방법들에 의해 뇨실금의 약 80%는 치유 또는

제어가 가능하다고 한다[3].

이러한 방법들 이외에 특히 악뇨증 환자에 많이 사용되고 있는 치료방법 중의 하나로 Tamura T.등은[4] 기저귀에 부착된 전극을 이용하여 온도나 임피던스의 변화를 측정하여 기준 온도나 기준전압 이상일 때 정보가 작동되는 방법을 사용하였다. 그러나, 이 방법은 실금된 뇌가 전극에 도달하여야만 경보가 작동된다. 즉, 이러한 방법의 경보는 환자가 배뇨를 하기 전에 작동되지 않고 배뇨가 되어야만 작동한다는 단점이 있다.

따라서 노약자들의 생활 반경을 넓히고 이들의 생활을 보다 윤택하게 하기 위해서는 현재 이용되고 있는 방법들의 결점을 보완하고 환자가 배뇨하기 전에 환자 또는 보호자에게 인지시켜 배뇨하도록 돋는 뇌의(尿意) 경보 시스템의 개발이 절실히 요구되고 있다.

이에 본 연구에서는 뇌실금 환자가 실금에 이르기 전에 인지하여 배뇨할 수 있도록 초음파를 조사한 후, 방광의 전벽과 후벽으로부터의 반사파를 검출, 벽간의 거리를 측정한 후 방광 내 뇌량을 산출하는 방법을 사용하여 뇌의 경보 시스템을 구현하였다.

본 시스템에서의 가장 핵심기술은 초음파 트랜스듀서의 개발이다. 일반적인 초음파 스캐너의 프로브는 그 크기가 너무 커서 다르기가 불편하며, 또 24시간 연속해서 모니터할 수 없고, 활동하면서는 신호를 받을 수 없는 등 뇌의 센서로 활용하기에는 부적합하다. 이에 따라 뇌의 경보 시스템 전용의 초음파 트랜스듀서를 개발하여 방광의 전벽과 후벽사이 거리로부터의 반사파를 정확하게 검출할 수 있게 하였다.

설계된 뇌의 경보 시스템을 검증하기 위해 인체 방광 모델을 설정하여 실험을 수행, 제작된 센서의 유용성을 검토하였으며, 건강한 성인남성을 대상으로 한 기초실험을 실시, 방광의 전벽과 후벽간의 거리로부터 방광내 뇌량을 측정하는 방법을 사용하였다. 그 결과, 뇌의 경보 시스템의 유효성을 확인하였다.

초음파를 이용한 방광 용량 측정 원리

초음파는 매질을 통해서만 전파를 하며, 초음파가 매질을 통하여 전파할 때는 여러 가지 특성을 보이게 되는데, 일반적으로 생체 조직내 초음파의 특성 파라메타에는 감쇠(attenuation), 음속(sound velocity), 반사(reflection) 등이 있다[5].

생체 연부 조직내의 거리를 측정하기 위하여 사용되는 초음파 파라메타로는 음속이 있는데 음속을 알고 왕복시간이 계산되면 초음파 전파 거리를 알 수 있다. 그림 1에 생체조직 내에서의 초음파 전파모델을 나타내었다.

그림 1에서 V_1 과 V_2 는 각각 조직 1, 조직 2에서의 초음파 속도를 말하며, X_1 과 X_2 는 각각의 거리를 나타낸다. 조직을 향하여 입사된 초음파 $X(t)$ 는 조직 1과 조직 2의 경계면에서 각각 반사되어 조직에 대한 정보를 가지고 되돌아온다. 이때 초음파가 각 경계면까지 왕복하는 시간을 각각 t_1 , t_2 , t_3 라 하면 반사파 $Y(t)$ 가 각각의 조직을 통과해서 되돌아온

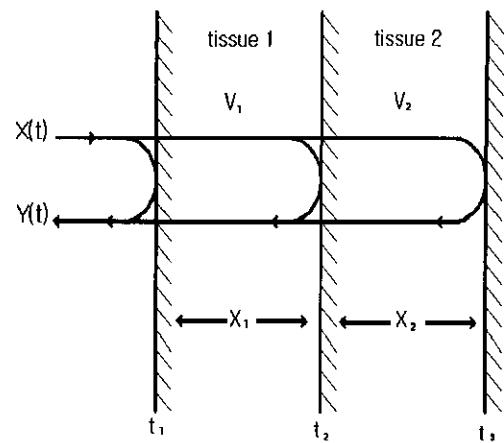


그림 1. 조직내에서 초음파의 전파모델

Fig. 1. Propagation model of ultrasound in tissue

시간은 조직 1이 ($t_2 - t_1$)sec이고, 조직 2에서는 ($t_3 - t_2$)sec이다. 따라서, 조직 1 및 조직 2의 두께(거리)는 시간, 거리, 음속의 관계식인 식(1)에 의해 각각 식(2), (3)으로 나타낼 수 있다.

$$t = \frac{2X}{V} \quad (1)$$

t : 시간, X : 거리, V : 음속

$$X_1 = \frac{1}{2} \times V_1 \times (t_2 - t_1) \quad (2)$$

$$X_2 = \frac{1}{2} \times V_2 \times (t_3 - t_2) \quad (3)$$

여기서 V 는 연부 조직인 경우에는 그 평균값이 약 1,540(m/sec)이므로 결국 초음파의 왕복 전파시간(t)을 알면 거리(X)를 측정할 수 있다. 특히 본 연구에서 대상으로 하는 조직이 방광의 전벽과 후벽 사이에 있는 뇌이므로 액체이다. 초음파는 액체에서 감쇠현상이 거의 일어나지 않으므로 방광의 전벽과 후벽으로부터 반사되는 에코신호는 비교적 뚜렷하게 검출할 수 있으며, 따라서 뇌량의 시간적 변화를 명확하게 모니터할 수 있다.

그림 2는 방광의 내외벽 측정원리로서, 방광 전벽에서 반사가 먼저 일어난 뒤 방광의 내부를 직진한 초음파가 방광 후벽에서 다시 제2의 반사가 일어났음을 알 수 있다. 여기에 시간창(time window)을 이용하여 신호를 검출한 후 신호가 상승하기 시작할 때부터 다음 주기의 상승때 까지를 검출 구간으로 정한다.

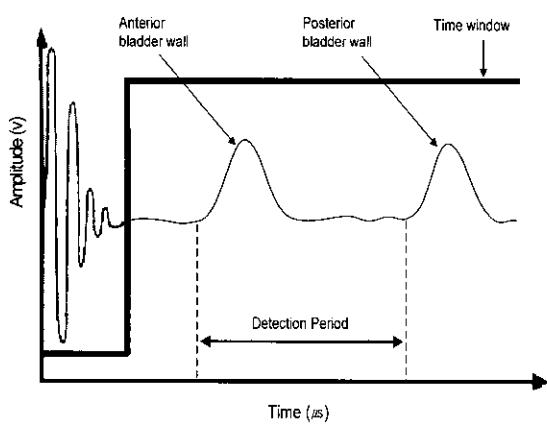


그림 2. 초음파를 이용한 방광의 내외벽 측정 원리

Fig. 2. A detection principle of anterior and posterior wall of bladder using ultrasound

초음파 뇌의 센서

초음파 뇌의 센서의 설계 및 제작

본 연구에서는 방광간의 거리를 측정하기 위해서 직접 방광부위에 차용이 가능하도록 초음파 변환기를 제작하였다[6][7]. 제작에 들어가기 앞서 본 연구의 특성에 맞는 조건을 구현하기 위해서 설계 및 이에 따른 성능 변수들을 설정하는 것이 중요하다. 인체 표면과 방광까지의 거리 및 방광 내부의 전벽과 후벽사이의 거리를 고려하면 상대적으로 변환기의 분해능이 좋아야 한다. 이에 따라 초음파를 발생시키는 압전 진동자의 공진에 따른 응답 폴스의 특성은 짧은 공간 폴스 길이에 적은 파수를 갖고 광대역의 대역폭을 갖도록 입력 변수를 지정하여야 한다. 의료용으로 사용되는 초음파 트랜스듀서의 압전 진동자 두께가 반경의 1/10~1/15 사이가 될 때 좋은 공진 성향과 품질계수를 가질 수 있다. 또한, 압전 진동자와 인체 표면과의 음향 임피던스 차를 줄이기 위해선 정합층(M/L)의 사용이 필요하다. 정합층의 물성은 음향 임피던스를 고려하여 시편 테스트를 거친 최적의 물성을 갖는 물질을 선정하였고 정합의 효과를 증대시키기 위해서 층을 1, 2차의 다층 구조로 형성하였다. 정합층의 두께는 파장의 1/4로 조정하였다. 또한 후방으로의 초음파 음의 손실을 줄이기 위해서 흡음층(B/L)을 설계하고 제작하였다. 흡음층은 적당한 감쇠를 유발시키고 후방음의 손실을 줄일 수 있는 물질을 테스트하고 선정하였다.

이러한 설계를 바탕으로 제작에 들어가기 전에 우선 설계된 구조와 물성에 대한 출력 데이터를 미리 예상을 하고 경향을 분석하기 위해서 컴퓨터 시뮬레이션을 실시하였다. 시뮬레이션은 KLM 등가회로를 모델로 하여 수치해석 프로그램인 Mathematica (ver 3.0)를 이용하여 프로그래밍 하였다[14][15]. 그리고 출력되는 성능 변수들의 경향을 살펴보기 위하여 입력한 변수들 데이터를 표 1에 나타내었다. 시뮬레이션 결과는 입력

표 1. 입력 변수 데이터

Table 1. Input parameter data

	압전 진동자 (PZT 5H)	1st M/L	2nd M/L	B/L
공진주파수	2.25 MHz			
유전상수	3400			
압전상수	21.5 E8			
두께	0.96 (mm)	0.22 (mm)	0.25 (mm)	10 (mm)
반경	14 (mm)	14 (mm)	14 (mm)	14 (mm)
음향	33.5	6.85	2.47	5
임피던스	(Mrayl)	(Mrayl)	(Mrayl)	(Mrayl)
밀도	7750 (kg/m³)	3425 (kg/m³)	2470 (kg/m³)	1315 (kg/m³)

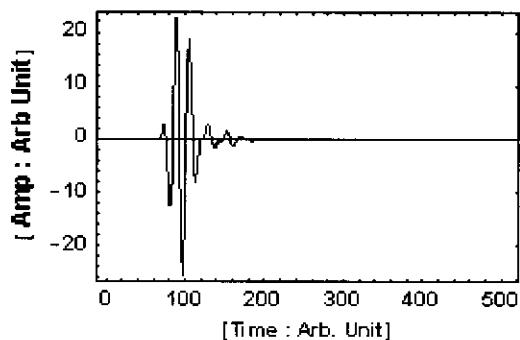


그림 3. 입력 폴스에 대한 응답 특성

Fig. 3. Characteristic of response for an input pulse

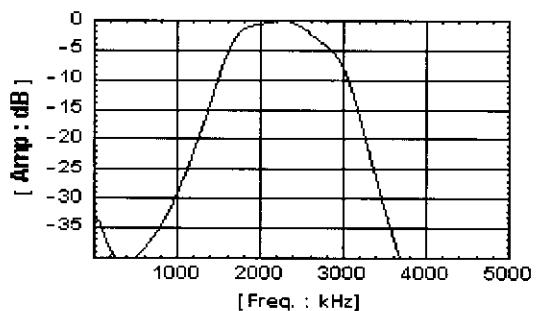


그림 4. 주파수 응답 특성

Fig. 4. Characteristic of frequency response

펄스에 대한 응답특성을 그림 3에 나타내었고, 주파수 응답특성 곡선을 그림 4에, 그리고 방사패턴 및 음압에 대한 방사각의 분포를 그림 5와 6에 각각 나타내었다.

시뮬레이션 결과를 살펴보면, 그림 3에서 입력 폴스에 대한 수신 응답 특성이 파수가 적고 후방으로의 음을 충분히 흡수하여 링나운이 짧음을 알 수 있고, 그림 4에서는 본 연구에서 구현하고자 하는 주파수 대역인 약 2.25 MHz의 공진에 따른 주

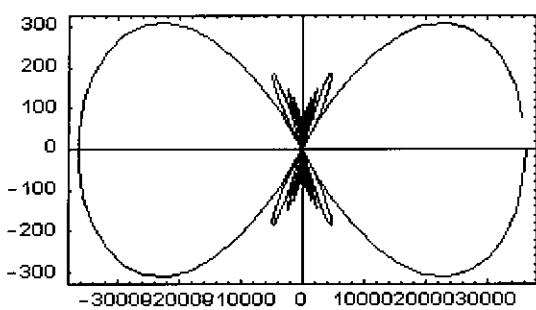


그림 5. 방사패턴
Fig. 5. Radiation pattern

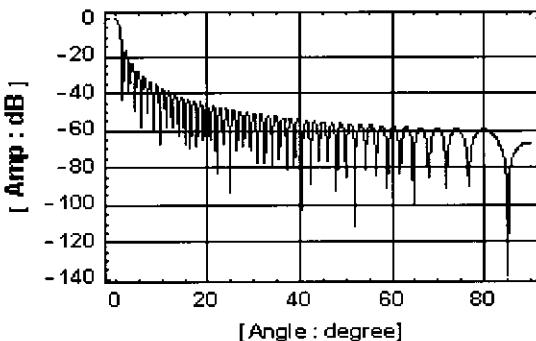


그림 6. 음압 레벨 대 방사각
Fig. 6. Sound Level vs. Radiation Angle

파수 응답 특성이 구현되었으며, -6 dB 에서의 대역폭이 약 1.3 MHz 정도로 비교적 광대역 특성을 형성하여 분해능을 높일 수 있음을 알 수 있다. 또한 상대적으로 품질계수(Q-factor)는 약 1.7의 낮은 값을 보이고 있다(표 2). 그림 5에서는 초음파 범의 방사패턴을 나타낸 것으로 인체의 다른 부위에서 발생할 수 있는 허상을 줄일 수 있는 광대역의 main lobe로 범이 형성되어 진행함을 알 수 있다. 그림 6에서는 초음파의 음압과 지향성에 따른 방사각의 분포를 나타낸 그래프로, main lobe가 -6 dB 에서의 방사각이 약 1.8° 이며, side lobe는 방사각이 넓어질 수록 커짐을 알 수 있으나 음압레벨이 낮기 때문에 side lobe의 영향은 거의 없을 것으로 추측된다. 본 연구에서는 초음파가 입사될 대상이 인체의 치골 결합부위이기 때문에 방광 내부까지 충분히 침투시키기 위해선 범 지향각이 작을수록 바람직하다. 그리고 송신파와 수신파에 대한 감도가 표 2에 제시되었다. 일반적으로 분해능이 좋으면 감도가 좋지 않은데 송신파에 대한 수신파의 감도가 약 4배로 나타나서 변환기의 성능을 향상시킬 수 있으리라 생각된다.

본 연구에서의 뇌의 센서는 방광 내부 사이의 거리와 뇌량을 측정하기 위해서 초음파 변환기의 분해능의 최적화에 중점을 둔다. 따라서 위의 시뮬레이션 결과는 본 연구의 목적에 충분히 만족한다고 할 수 있다.

이러한 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 직접적인 초음파 변

표 2. 시뮬레이션 결과

Table 2. Simulation results

중심주파수	감도 (dB)		지속시간
	송신	수신	
2.258 MHz	6.24937	25.3792	34 μs
대역폭		품질계수 (Q-factor)	방사각
-6 dB	-20 dB	1.69091	1.8724
1.335 MHz	2.015 MHz		(degree)

환기를 제작하였다. 제작은 시뮬레이션에서 적용한 동일한 설계 변수를 이용하여 그림 7과 같이 초음파 변환기를 제작하였다. 제작에 따른 유의 사항은 후면충과 진동자 그리고 정합충의 경계면에서의 반사를 최대한 줄이기 위해서 몰딩 및 가압법을 병행하여 접착하였고, 몰딩시 발생할 수 있는 기포는 성능에 악영향을 미치므로 진공챔버를 이용하여 제거하였다. 또한 케이스 내의 접지 면적을 크게 하여 노이즈의 발생을 최대한 줄였으며 치골 결합부에서의 부착을 위해서 BNC 커넥터를 상·하 방향이 아닌 좌·우 방향으로 연결할 수 있도록 하였다.

초음파 뇌의 센서의 특성

초음파 뇌의 센서의 파형은 분해능을 향상시키기 위하여 정규분포인 가우시안 분포를 갖어야 하며, 주파수 대역이 가급적 광대역이며 이를 위해서는 파형내의 파수가 적어야 한다.

제작된 센서의 특성을 평가하기 위하여 초음파 탐상기(XU-2240)로부터의 펄스를 초음파 뇌의 센서에 인가하여 그 결과를 그림 8에 나타내었다.

그림 8(a)에서는 제작된 초음파 뇌의 센서로부터의 반사 펄스 파형, (b)는 주파수 스펙트럼을 나타내었다. 그림 8(a)로부터 파형 내의 파수가 4개임을 알 수 있고, 그림 8(b)에서 가우시안 형태의 광대역 주파수 응답 특성을 갖고 있음을 알 수 있다. 이에 따라 컴퓨터 시뮬레이션 결과인 그림 3, 그림 4에서의 결과와 잘 일치하는 것을 확인할 수 있다.

그리고 제작된 뇌의 센서의 공진·반공진 경향에 따른 임피



그림 7. 초음파 방광용적 센서

Fig. 7. Ultrasonic urination sensor

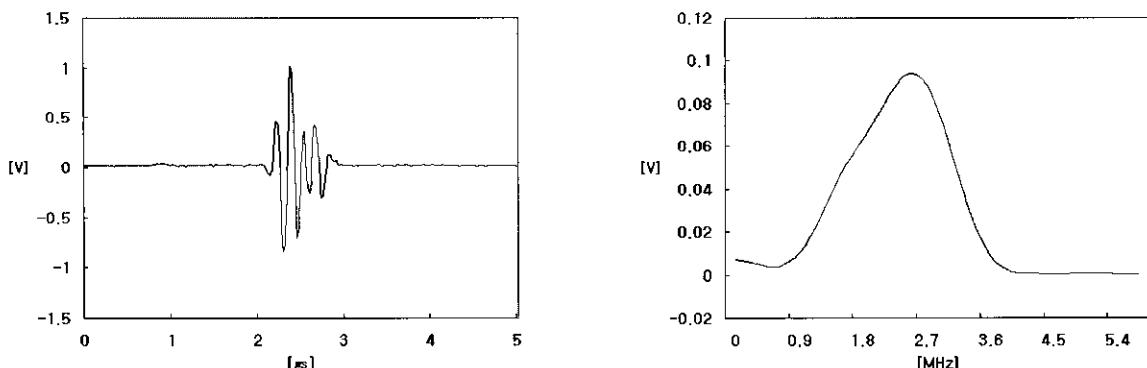


그림 8. 개발된 초음파 방광용적 센서의 파형과 주파수 특성
(a) RF 파형 (b) 주파수 스펙트럼

Fig. 8. Waveform and frequency characteristics from developed an ultrasonic urination sensor
(a) RF waveform (b) Frequency spectrum

던스 값을 측정하기 위해 계측기기인 HP 4194 A를 이용하였다. 측정한 뇌의 센서의 공진 주파수는 약 2.27 MHz이며, 이때의 임피던스 값은 약 1.1Ω으로 0에 가까운 값을 가진다(그림 9). 이와 같은 결과를 토대로 하여 개발한 초음파 뇌의 센서는 본 연구 목적을 달성하기 위한 충분한 특성을 가진다고 생각된다.

초음파 뇌의 경보 시스템

개발된 초음파 뇌의 센서를 부착하여 배터리에서부터 마이크로프로세서까지의 일련의 과정을 거쳐서 방광의 전벽과 후벽 간의 거리를 측정하고, 미리 설정한 기준거리(reference distance)와의 비교를 통하여 측정한 거리가 기준거리보다 클 경우 부저를 통하여 경보음을 내보내어 뇌실금 환자가 배뇨할 수 있도록 도와주는 초음파 뇌의 경보 시스템을 구현하였다. 그림 10은 초음파 뇌의 경보 시스템의 구성도를 나타낸다. 개발된 초음파 뇌의 센서를 구동하기 위해 DC/DC 변환기와 필스 발생기를 구성하였으며, 송신된 초음파를 처리하기 위해 개

이트 발생기, 신호증폭기, 저역 필터와 비교기를 구성하였다. 게이트 발생기에서는 방광거리 측정체 필요한 방광의 전·후벽에서 반사되는 수신파만 검출하고, 검출된 수신파는 전폭은 50 mV로 매우 미약하기 때문에 고주파 증폭을 통하여 진폭을 약 1V 정도의 신호로 만든다. 또한, 수신파의 과정에서 최대값(peak value)을 검출하고 수신파의 포락선을 검출하기 위해 포락선 검출기(envelope detector)를 사용하였으며, 이의 신호를 마이크로프로세서로 입력한 후 알고리즘을 통해 방광의 벽 간거리를 측정한다.

실험 및 고찰

인체 방광 모델을 이용한 실험

본 실험에서는 설계 제작된 시스템의 뇌의 검출 기능을 검증하기 위하여 방광 모형을 이용하여 방광의 전후벽 검출을

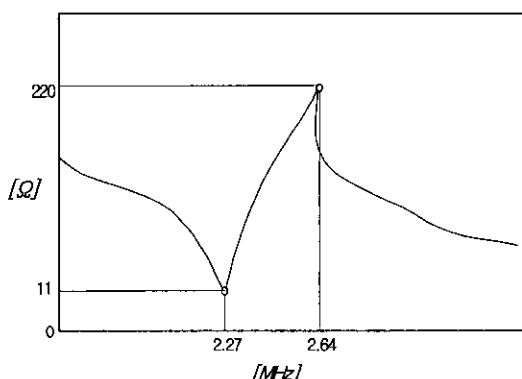


그림 9. 공진·반공진 주파수에 따른 임피던스의 변화

Fig. 9. The variation of impedance according to resonance and anti-resonance frequency

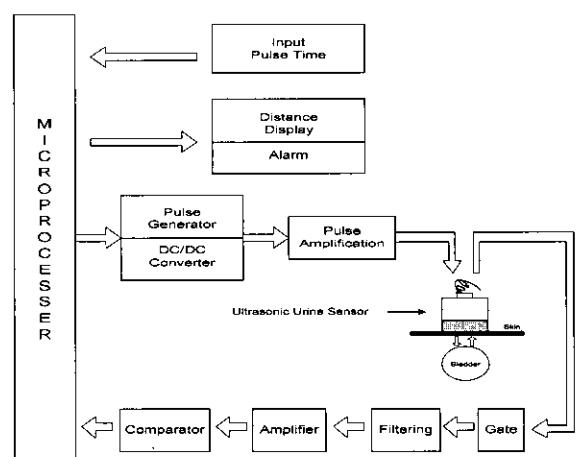


그림 10. 초음파 뇌의 경보 시스템의 구성도

Fig. 10. Block diagram of an ultrasound urine alarm system

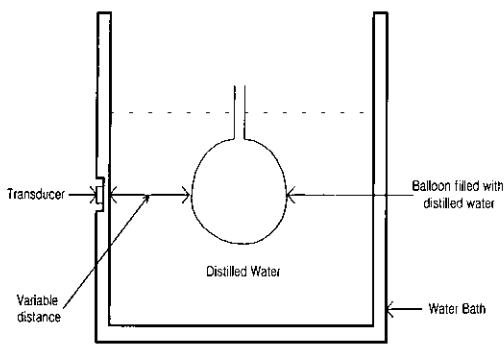


그림 11. 인체 방광 모델을 이용한 실험장치

Fig.11. Experiment device using a human bladder model

통한 방광의 용적을 측정하였다. 그림 11에 방광 모형을 이용한 실험의 장치도를 나타내었다.

풍선에 기초를 둔 방광 모형은 실제거리와 측정거리 사이의 오차거리와 초음파 뇌의 경보 시스템이 검출할 수 있는 최소거리와 최대거리를 측정하는데 사용하였고, 실제거리는 켈리퍼를 이용하여 측정하였으며, 소수점 이하는 반올림하였다. 수조의 전벽과 풍선 사이의 거리는 사람마다의 다른 신체 조건에 따라 변화하는 피부와 방광까지의 거리를 제어하기 위해 변경이 가능하도록 하였다. 초음파 뇌의 센서는 고정된 위치에 배치되고 풍선은 종류수로 채워진다. 만일 풍선 안의 종류수가 검출레벨(threshold)까지 차면 경보가 작동된다.

그림 12는 인체 방광 모델로서 사용한 실험장치로부터의 초음파 RF 반사신호를 나타내었다. 표 3은 인체 방광 모델을 이용한 실험을 통하여 각각의 경우에 대해 10번의 데이터를 획득하여 최대값과 최소값을 제외한 8개의 값들을 평균하였다. 이 때 동일 거리 조건에서 반복 측정한 값들의 표준편차는 무시할 수준이지만 거리 조건의 변화에 따른 재현성에서 비교적 큰 오차를 보였다. 이는 잡음에 의한 RF파형의 왜곡과 켈리퍼를 이용하여 실제거리를 판독함에 있어서의 개인적 오차 등이 복합적으로 작용되어 발생되었다고 생각된다. 하지만 전체적인 평균값들과 실제거리의 상관관계에서 R2값이 0.982라는 큰 값을 얻을 수 있었다. 초음파 뇌의 경보 시스템이 검출할 수 있

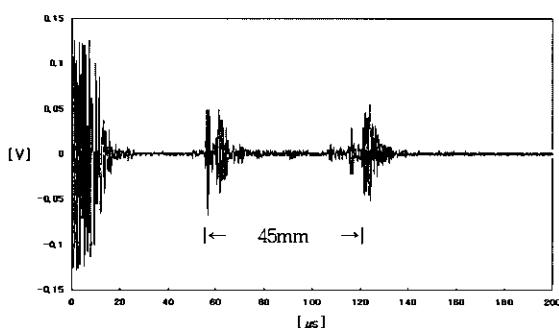


그림 12. 인체 방광 모델을 이용한 실험장치로부터 초음파 RF 반사신호

Fig. 12. Ultrasound RF reflection signal from experimental device using a human bladder model

표 3. 실제 거리와 측정 거리의 상관관계와 평균 및 표준편차

Table. 3. Correlation of real and measurement distance, and average, standard deviation

(단위 : mm)

Real Dist.	Measurement Dist.	
		Standard Dev.
22	20.124	0.1367
25	27.048	0.1598
34	33.073	0.1017
41	45.075	0.1818
48	52.091	0.1706
50	52.992	0.1929
53	52.049	0.1523
62	60.058	0.2576
67	67.023	0.0974
75	74.999	0.137
Correlation of Real and Measurement distance		
Relation formula	$y = 0.9865x + 1.3947$	
R2 Value	R2 = 0.982	

는 최소거리는 20 mm이었고, 최대거리는 72 mm이었다. 이때의 용량은 각각 50 cc, 480 cc였다.

인체 방광 모델을 이용한 실험은 실제 생체내 방광의 뇌가 증가할 때의 팽창 방향성과 일치하는 것은 아니지만, 인체 방광 모델을 이용하여 풍선내의 종류수가 증가함에 따라 늘어나는 거리를 측정해 봄으로써, 구현한 초음파 뇌의 경보 시스템을 임상에 적용하여 방광의 전벽과 후벽간의 거리를 측정함에 있어 적절한 시스템임을 알았다.

방광내 뇌량 측정

본 실험에서는 초음파 뇌의 경보 시스템 개발에 필요한 뇌량과 방광의 전·후벽의 위치관계를 정량화시키고, 한국인의 체형을 대상으로 하는 기준치 설정을 위하여 기초 실험을 수행하였다.

본 실험의 목적은 치골 결합부 상에서의 계측방식에 대한 유효성을 확인하고, 뇌량과 방광의 전·후벽간 거리의 관계를 정량화시키기 위해서 실시하였으며, 데이터는 건강한 성인 남자 3명(A,B,C)을 대상으로 수집하였다.

측정은 제작된 시스템과 RF 반사신호 획득장치를 이용하여 수시로 측정한 후 배뇨시켜, 뇌량을 측정하였다. 측정오차를 최소로 하기 위해 측정부위를 표시하여 항상 같은 부위에서 측정이 되도록 하였고, 조사 각도도 피부면에 수직으로 일정하게 하였으며, 뇌량은 눈금이 있는 비이커를 사용하여 측정하였다. 오프라인으로 컴퓨터에 저장된 RF 반사 신호로부터 방광의 벽 간거리는 Matlab (ver. 42c, Mathworks Inc)를 이용하여 계산하였다.

그림 13은 제작된 시스템으로부터 산출된 방광의 전벽과 후

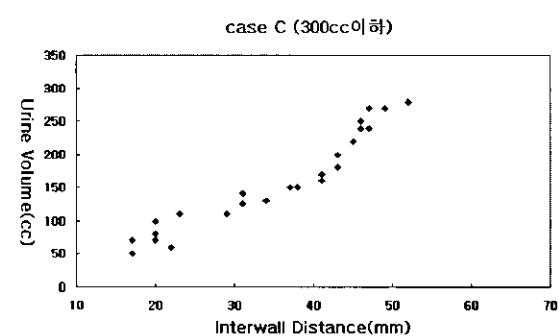
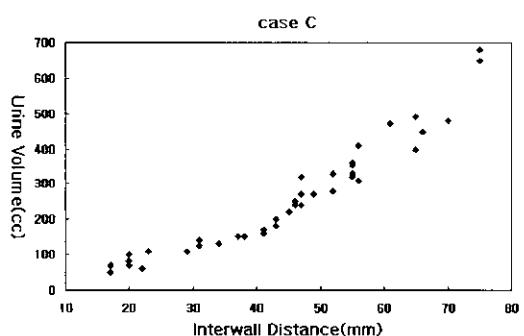
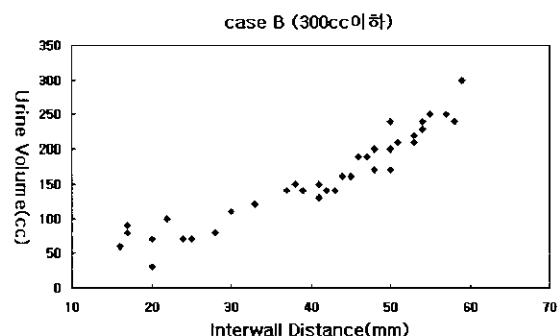
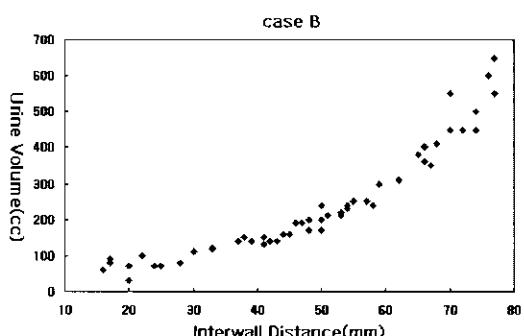
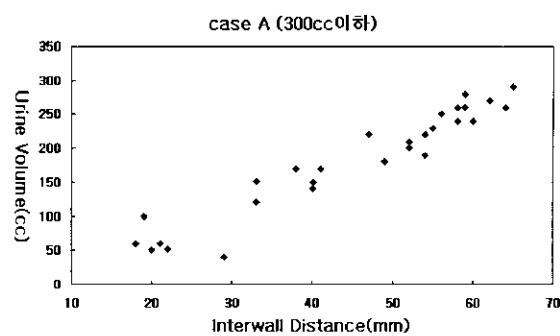
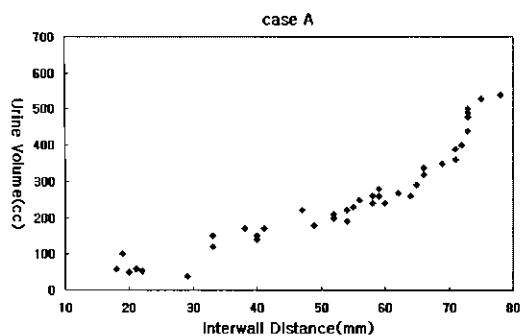


그림 13. 초음파 진단기로부터 획득된 각 피험자의 방광 내벽거리와 노량에 대한 데이터

Fig. 13. Each subject's data for interwall distance and urine volume of bladder acquired from ultrasound diagnostic device

벽간의 거리와 노량에 대한 상관관계를 각 피험자별로 나타낸 것으로, 각각의 피험자 데이터로부터 기울기는 7.126, 8.0979, 9.2505였고, 상관도를 나타내는 R^2 값은 각각 0.9196, 0.893, 0.9128였다. 그림 14는 제작된 시스템으로부터 산출된 방광의 전벽과 후벽간의 거리와 노량에 대한 각 피험자의 데이터 중에서 노량이 300cc 이하인 경우의 상관관계를 각 피험자별로 나타낸 것으로 기울기는 각각 4.8553, 4.7091, 6.0401였고, R^2 값은 각각 0.9196, 0.893, 0.9128였다. 그림 13과 14의 데이터를 비교해 보면, 그림 13의 데이터에서 노량이 300cc 이하인 데이터를 나타낸 그림 14의 기울기가 그림 13에서의 경우보다 작은데, 이것은 300cc 이하의 노량에서는 노량과 방광의 벽간거리 사이에는 직선성이 잘 나타남을 의미하고, 그림 13보다 크다는 것은 300cc 이하의 노량에서는 노량과 벽간거리 사이에

그림 14. 초음파 진단기로부터 획득된 각 피험자의 방광 내벽거리와 300cc 이하 노량에 대한 데이터

Fig. 14. Data of urine volume below 300cc out of each subject's data for interwall distance and urine volume of bladder acquired from ultrasound diagnosis device

는 선형성이 잘 나타남을 의미한다. 방광 전후벽 사이 거리와 노량과의 상관관계는 아래 표4에 잘 나타나 있다.

이상의 결과들은 300cc 이하의 노량에서는 방광의 팽창성이 전후방향인 것에 기인한다고 생각되며, 노량이 300cc를 넘으면 벽간거리의 증가량이 적게 되는데, 이것은 방광의 팽창 방향성이 전후방향보다는 상축 방향인 것에 기인한다고 생각된다. 일반적으로 노의가 발생하는 노량은 200~300cc 정도이므로,뇨실금 환자의 배뇨관리의 측면에서도 300cc 정도까지 측정하면 충분하다고 생각된다. 이러한 관점으로부터 300cc 이하에서는 노량과 벽간거리와의 사이에는 높은 상관성이 있고, 치골 결합부 상에서의 계측 방식에 대한 유효성이 확인되었다. 그러나, 어떤 피험자에 대해서도 약간의 편차가 확인되었는데, 이러한 편차의 요인으로는 방광형상 변화로부터의 차이, 피부나 방광의 움직임에 의한 초음파 조사 각도의 변동, B-mode

표 4. 방광 전후벽 사이 거리와뇨량과의 상관관계

Table 4. The correlation of distance between interior and posterior wall of bladder and urine volume

subject data	case A	case B	case C
Total (Fig.13)	Relation formula $y=7.126x - 123.82$	$y=8.0979x - 152.59$	$y=9.2505x - 153.48$
	R ² value 0.8503	0.8517	0.9032
below 300cc (Fig.14)	Relation formula $y=4.8553x - 37.767$	$y=4.7091x - 32.055$	$y=6.0401x - 1.777$
	R ² value 0.9196	0.893	0.9128

화상 및 RF 반사신호로부터 벽간거리를 읽어들이는 단계, 배뇨량으로부터 방광내 뇌량을 역으로 계산하는 과정에서 발생하는 오차 등이라고 생각된다.

결 론

본 연구에서는 뇌실금 환자의 배뇨관리를 위해 방광의 전·후벽간의 거리를 측정하고, 미리 설정한 기준 거리와의 비교를 통해 경보를 울릴 수 있는 초음파 뇌의 경보 시스템을 구현하였다. 기초 실험을 통하여 개발된 초음파 뇌의 센서의 유용성을 확인하였고, 실제 피험자를 대상으로 임상 실험시 뇌량과 방광 벽간에 높은 상관관계가 있음을 알 수 있었다.

이를 바탕으로 하여 앞으로 뇌실금 환자를 대상으로 하는 임상실험을 통해 초음파 뇌의 경보 시스템을 검증하고, 이를 복부 주위에 벨트식의 휴대용으로 개발하여 뇌실금 환자를 24시간 모니터링하는 것이 가능하도록 하여 실제로 뇌실금 환자에 적용할 수 있는 장치가 될 것으로 기대된다. 또한, 초음파 뇌의 경보 시스템을 뇌실금 환자뿐 만 아니라 출산 후의 임산부나 야뇨증을 가진 어린이에게도 유용하게 적용할 수 있으리라 생각된다.

참 고 문 헌

1. 福井, 頻尿. 尿失禁の治療法, 池田書店, 1991
2. 日本公衆衛生協會, 尿失禁にどう對處すか, 1993
3. Emil A. Tanagho, Jack W. McAninch : Smith's General Urology. APPLETON&LANGE, 1988:10-11,35
4. Tamura T, Nakajima K, Matsushita T, Fujimoto T: A warning detector for urinary incontinence for home health care. Biomedical-Instrumentation & Technology; 1995, 29:343-349
5. 田萬鎮, 朴成玉, 洪時榮, 孫龍來 공저 : 超音波検査學. 대학서림, 1988:27-32
6. MG Silk (Nondestructive Testing Centre, AERE Harwell) : Ultrasonic Transducers for Nondestructive Testing : 1984
7. Kinsler, Frey, Coppens, Sanders, "Fundamentals of Acoustics" John Wiley & Sons, 1982.
8. 노민희, 이한기, 정영태 : 인체해부학 제4판. 高文社, 1996: 214-215
9. P.C. Friman, D. Vollmer : Successful use of the nocturnal urine alarm for diurnal enuresis. J. Appl. Behavior Anal, 1995(Spring), 28(1):89-905
10. 대한비뇨기과학회 : 비뇨기과학 제2판. 고려의학, 1996: 39-40
11. 許雄, 洪勝弘 : Spectral Difference법에 의한 생체에서 초음파 주파수의존 감쇠 기울기 추정. 전기학회논문지, 1984, 33(12):1-5
12. Kuc R. : Bounds on Estimating the Acoustic Attenuation of Small Tissue Regions from Reflected Ultrasound. IEEE Proc, 1985, 73(7):1159-1168
13. James A. Zagzebski : Essentials of Ultrasound Physics. Mosby,
14. Velimir M, Ristic, "Principles of Acoustic Devices" : 1982
15. Charles S. Desilets, John D. Fraser, Gordon S. Kino, "The Design of Efficient Broad-Band Piezoelectric Transducers", IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-25, NO. 3, May 1978