

논문 2000-9-4-01

초음파 뇨량검출 센서의 제작 및 방광 벽간거리와 뇨량과의 상관관계에 관한 연구

최홍호*, 이응혁**

A Study on the Development of Ultrasonic Urine Volume Detection Sensor and the Correlation between Urine Volume and Bladder Interwall Distance

H. H. Choi*, E. H. Lee**

요 약

본 논문에서는 뇨실금 환자들에 대한 지원 기술의 일환으로 인체에 무해하고 비침습적인 초음파를 이용하여 배뇨시기를 알려주는 뇨의 경보기용 뇨량검출 센서의 개발과 이를 이용한 방광 벽간거리와 뇨량과의 상관관계에 관하여 연구하였다. 개발된 센서의 중심 주파수는 2.25 MHz이며, 이는 인체내로의 침투력이 비교적 좋으면서도 분해능이 높아 오차를 감소시킬 수 있게로 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 뇨량검출용 센서는 뇨실금 환자로 하여금 배뇨시기를 알려주는 뇨의 경보 시스템으로 활용될 수 있으며, 보건·복지적인 측면에서 현대사회에 기여할 공헌도가 매우 클 것이라 생각된다.

Abstract

In this paper, we studied the ultrasonic urine volume sensor of urinary alarm system for home use to detect the time of urination as a assistive methodology for the 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 2.25 MHz center frequency which provides higher resolution as well as longer penetration depth. To verify usefulness of the developed sensor, we performed a preliminary experiment 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 experimental results show there exists god correlation between the actual urine volume and the measured interwall distance of the bladder.

In conclusion, the developed ultrasound bladder volume sensor can be applied to an urine alarm system which provides patient the exact time of urination, it will be contribute in health care and welfare society.

1. 서 론

* 인제대학교 의용공학과(Dept. of Biomedical Eng., Inje Univ.)

** 한국산업기술대학교 전자공학과(Dept. of Electronic Eng., Korea Polytechnic Univ.)

<접수일자 : 2000년 1월 26일>

산업의 발달로 인하여 우리나라도 어느덧 고령화 사회를 맞아 고령자의 숫자가 1998년 현재 300만을 넘고 있고, 점점 그 숫자가 증가하고 있는 추세에 있으며,

노인복지 및 관리에 대한 관심도 점차 증가하게 되어 다양한 각도에서 새로운 방법으로 고령자 건강관리에 접근하기 시작했다.

사람이 나이를 먹어감에 따라 나타나는 증상 중의 하나가 노실금(incontinence)인데, 노실금은 전도(顛倒)에 의한 골절, 치매와 함께 고령자의 3대 질환^[1]으로 환자 자신이 부끄러워 밖으로 드러내지 않으려는 경향으로 인해 이로 고민하고 있는 사람의 실태와 실수(實數)에 관해서 명확하게 파악되지 않은 채 오늘에 이르고 있고, 현재 치료를 받고 있는 환자도 극소수에 불과하다. 따라서, 재택에서의 대책과 지원 기술의 개발이 필요한 상태인데, 현재의 대표적인 대책 중의 하나가 노인용 기저귀를 사용하는 것이다. 이 방법은 매우 손쉽게 이용할 수 있기 때문에 가장 많이 사용되고 있으며, 흡수성이 좋은 실금 대처용 노인용 종이 기저귀도 개발이 요구되고 있다. 그러나 이 기저귀의 착용은 근본적인 대책이 될 수 없고, 당사자의 자존심을 상하게 할 우려가 많기 때문에 적극 권장할 수는 없으며, 외출 등 생활 범위를 넓히는 경우나 수술 후의 일시용 등으로 한정하는 것이 요구되고 있다.

노실금 환자에게 도움이 되는 대책으로는 근본적으로 병을 치료하는 방법과 뇨량을 미리 감지하여 실금에 이르기 전에 알려주는 방법이 있다. 우선 치료방법으로는 약물요법이나 외과적요법 외에 자기 자신이 방광을 훈련하거나 골반 근육을 단련하는 것에 의한 방법 등이 있고, 이 방법들에 의해 노실금의 약 80%는 치유 또는 제어가 가능하다고 한다.^[2] 한편, 실금을 하기 전에 미리 배뇨시기를 알려주는 방법은 노인성 노실금 환자 뿐만 아니라 야뇨증 어린이, 치매환자 등에 이르기까지 그 응용 예가 많기 때문에 개발이 시급하나 아직까지는 양질의 상용화된 제품이 거의 없는 실정이다.

이러한 방법 중의 하나로 Tamura T.^{[3][5]} 등은 기저귀에 부착된 전극을 이용하여 온도나 임피던스의 변화를 측정하여 기준온도나 기준전압 이상일 때 경보가 작동되는 방법을 사용하였다. 그러나, 이러한 방법들은 모두 실금된 오줌이 전극에 도달하여야만 경보기가 작동된다. 즉, 이러한 방법의 경보기는 환자가 배뇨를 하기 전에 가동되지 않고, 배뇨가 되어야만 작동한다는 단점이 있다. 따라서 조금이라도 실금하기 전에 배뇨의 시기를 알려주기 위해서는 방광내 뇨량을 미리 알아야 한다.

방광내 뇨량을 측정하는 방법은 BIA(Bioelectrical Impedance Anlysis)법과 초음파의 반사파를 이용한 방법이 있다. BIA법은 약 50kHz, 300-800 μ A의 교류전류를 인체에 흘려 생체 전기 임피던스를 검출하여 그 값의 차이로부터 뇨량을 검출하는 방법인데, 이는 검출방법이 복잡하고, 뇨량만이 아닌 체내 잔류 수분량에 의해서 값이 결정되기 때문에 오차가 크며, 장시간의 측정이 어렵다는 등의 단점을 가지고 있다. 이에 반하여 초음파를 이용하는 방법은 방광의 전벽과 후벽에서의 반사파를 수신하여 이로부터 현재의 뇨량을 측정하는 방법으로 비교적 간단하고 그 응용범위가 넓어 관심의 대상이 되고 있다.

H. Kodama 등^[6]은 방광내의 뇨량을 검출해 내기 위하여 각각의 입사각도를 달리한 복수개의 센서를 이용하여 측정을 시도하였으나 재현성의 부족하고, 센서의 크기가 너무 크기 때문에 실용성에 문제가 있으며, 그리고 환자 자신이 탈부착하기에 있어서의 어려움 등으로 인하여 실용화되지는 못하였다.

본 연구에서는 이러한 단점을 극복하기 위한 대책의 하나로 송·수신 효율이 좋고 특히 감도면에서 뛰어난 특성을 갖는 PZT5H 계열의 압전 진동자를 사용하였고, 조직과의 음향임피던스 차이를 최소화하기 위해 2차의 음향 정합층을 사용하였다. 또한 발생되는 펄스의 파수가 적은 광대역의 특성을 가지기 때문에 측정 분해능이 높으며, 감쇠를 잘 유발시킬 수 있는 소프트 지질의 흡음층과 정합층의 설계변수를 조정하였다. 이로 인하여 수신감도가 높으며, 그 크기가 작아 탈부착이 용이하고, 장시간 측정이 가능하다는 장점이 있으며, 이와 더불어 방광으로의 정확한 초음파 조사 각도를 조절하기 위한 웨지(wedge)의 설계를 연구 중에 있다. 따라서 노약자들의 생활 반경을 넓히고 이들의 생활을 보다 윤택하게 하기 위해서는 현재 이용되고 있는 방법들의 결점들을 보완하고, 환자가 배뇨하기 전에 환자에게 알려서 배뇨하도록 도울 수 있는 뇨의(尿意) 정보 시스템의 개발이 절실히 요구되고 있다.

2. 초음파를 이용한 방광 용량 측정 원리

2.1 방광의 생리학적 구조

방광(urinary bladder)은 평활근으로 구성되어 있는 주머니 모양의 기관이며, 요관에서 흘러 들어온 오줌을 한동안 저장하였다가 요도로 배출하는 장기이다. 남자

에서는 치골결합(pubic symphysis)과 직장 사이, 여자에서는 치골결합과 자궁 사이에 위치한다. 방광 뒤쪽에는 남성의 경우는 직장이, 여성은 자궁과 질이 접해 있다. 방광의 용량은 개인차가 있지만, 평균 500cc 정도이다. 방광의 모양, 크기, 벽의 두께 등은 내용의 충만 상태에 따라 뚜렷한 차이가 있으며, 내용물이 비어 있을 때는 수축하여 작고 반구상(半球狀)이며, 직경이 약 3.0cm이다. 중간정도로 내용물이 있을 때는 위가 뾰족한 구슬 모양이고, 팽창하면 구상이며 오히려 상단부가 넓게 된다. 최대 용량은 약 800cc 정도인데, 여성은 남성의 약 5/6 정도이다. 방광벽의 두께는 약 3~5mm이다¹⁸⁾.

그림 1에는 남성의 인체 내부에서의 방광 위치를 나타내고 있다¹⁹⁾. 초음파 변환기의 배치부위로는 방광의 형상변화의 방향성으로 볼 때 치골결합부의 조금 위쪽에 배치시켜서 초음파의 직진성 및 산란성을 이용하여 방광용적을 측정하고 엑스선 및 레이저를 이용하여 방광 용적을 검출할 수는 있지만 이는 인체의 생리기관에 치명적인 해를 끼칠 수 있으므로 인체에 해를 끼치지 않는 초음파를 이용하여 방광 용적을 검출하고자 한다.

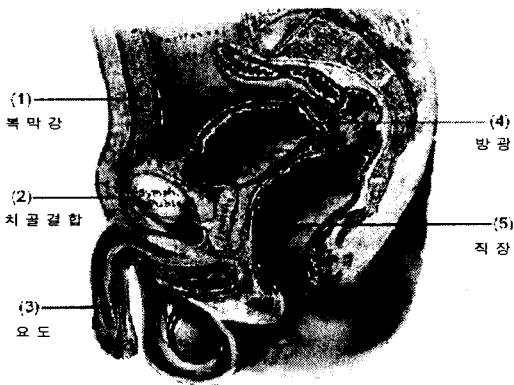


그림 1. 남성의 방광 위치

Fig. 1. Bladder position of male.

2.2 초음파의 전파특성

초음파는 매질을 통해서만 전파를 하며, 초음파가 매질을 통과하여 전파할 때는 여러 가지 특성을 보이게 되는데, 일반적으로 생체 조직내 초음파의 특성 파라메타에는 감쇠(attenuation), 음속(sound velocity), 반사(reflection) 등이 있다¹⁰⁾.

생체 연부 조직내의 거리를 측정하기 위하여 사용되

는 초음파 파라메타로는 음속이 있는데, 음속을 알고 왕복시간이 계산되면 초음파 전파 거리를 알 수 있다. 그림 2에 생체조직 내에서의 초음파 전파모형을 나타내었다.

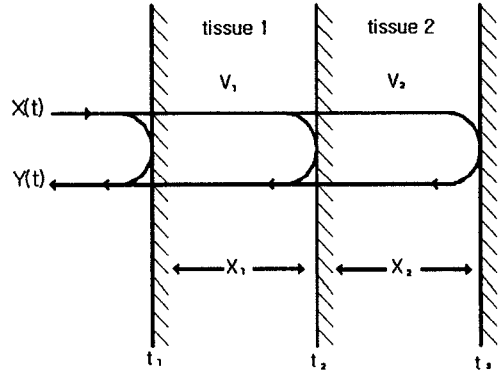


그림 2. 조직내에서 초음파의 전파모형

Fig. 2. Propagation model of ultrasound in tissue.

그림 2에서 V_1 과 V_2 는 각각 조직 1, 조직 2에서의 초음파 속도를 말하며, X_1 , X_2 라는 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 시간은 조직 1이 $(t_2 - t_1)$ 초이고, 조직 2에서는 $(t_3 - t_2)$ 초이다. 따라서, 조직 1 및 조직 2의 두께 즉 거리는 시간, 거리, 음속의 관계식인 식(1)에 의해 각각 식(2), (3)으로 나타낼 수 있다.

$$t = \frac{2X}{V} \tag{1}$$

t : time, X : distance, V : sound velocity

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

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

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 있

는 노이므로 액체이다. 더욱이 초음파는 액체에서 감쇠 현상이 거의 일어나지 않으므로 방광의 전벽과 후벽으로부터 반사되는 에코신호는 비교적 뚜렷하게 검출할 수 있으며, 따라서 노량의 시간적 변화를 명확하게 모니터링할 수 있다.

3. 초음파 노량검출 센서의 설계 및 제작

3.1 초음파 노량검출 센서의 구조

본 연구에서는 방광내의 노량을 측정하기 위하여 초음파 센서를 사용하여 누구나 사용이 간편한 노량 센서를 개발하였다. 개발된 초음파 노량검출 센서의 구성은 초음파를 발생시키는 능동소자인 진동자, 매질에의 초음파 전달을 용이하게 해주는 음향 정합층(matching layer), 초음파 펄스의 길이를 제한하기 위한 흡음층(backing layer) 등으로 구성되며, 본 연구에서 음향 정합층에 사용된 재질은 에폭시 수지 계열을 사용하였고, 흡음층은 소프트 재질인 실리콘을 사용하였다. 제작한 초음파 노의 센서의 직경과 높이는 각각 2.4(cm), 2.15(cm)이고 중심 주파수는 2.25MHz이다.

그림 3에 제작한 초음파 노의 센서의 구조도와 사진을 나타내었으며, 구조상에서 상용되고 있는 변환기(transducer)와 크게 다른 점은 초음파 노량검출 센서의 본 목적에 부합하면서 높이를 가능한 한 줄일 수 있도록 커넥터를 가로방향으로 향하게 하였다. 이는 환자가 복부에 부착하여 일상 생활하는데 용이하게 하기 위해서이다. 그리고 분해능을 높이기 위해 작은 파워이지만 지속시간(ringdown)이 짧도록 하기 위해 대역폭(bandwidth)이 큰 설계변수를 선정하였다. 대역폭과 중심주파수(f_0) 그리고 품질계수(Q-factor)에 대한 관계는 다음과 같다.^{[11][12]}

$$BW = \frac{f_0}{Q} \quad (4)$$

3.2 초음파 노량검출 센서의 설계

(1) 중심 주파수

일반적으로 인체 내 의료용으로 이용하는 초음파 트랜스듀서의 주파수 대역은 1-10MHz이다. 심장의 판막 운동 검출이나 혹은 태아의 움직임, 도플러 효과를 이용한 혈류 속도의 측정등과 같이 진단 대상에 따라 초음파 트랜스듀서의 주파수 대역은 다르다. 본 연구에서는

인체 내의 방광을 대상으로 한 내부 거리의 검출을 목적으로 하고 있으므로 인체 표면과 방광사이의 거리를 고려하여 중심 주파수 대역을 선정하였다. 이에 따라 인체내로의 침투력이 적당하고, 비교적 분해능이 좋아 측정 정확도를 높힐 수 있는주파수인 2.25MHz를 초음파 트랜스듀서의 중심 주파수로 사용하였다.

(2) 진동소자

진동소자는 얇은 원판형의 압전 세라믹을 사용하고, 두께 공진 모드를 이용하였다. 압전 세라믹으로는 높은 감도와 유전율, 그리고 시간에 따른 성능의 안정성이 뛰어난 PZT5H를 사용하였다. 초음파 트랜스듀서의 중심주파수 2.25MHz를 구현하는데 가장 영향을 많이 미치는 변수는 진동소자의 두께이며, 가장 큰 음압을 발생시키는 첫 번째 두께 모드의 공진 주파수는 식 (5)와 같이 구해진다.^[13]

$$f_r = \frac{1}{2t} \sqrt{\frac{E}{\rho}} = \frac{c}{2t} \quad (5)$$

여기서 t 는 진동자의 두께, E 는 영률, ρ 는 밀도, c 는 음속이다.

(3) 음향 정합층

음향 정합층의 임피던스는 De Silets와 Goll의 계산식을 이용하여 결정하였다. 최대의 평탄한 주파수 대역을 얻기 위하여 다음과 같이 최적 물성을 계산하였다. 두께는 $\lambda/4$ 를 이용하였다.

$$Z_{mpzt} = (Z_{pzt}^4 Z_{air}^3)^{1/7} \quad (6)$$

$$Z_{mair} = (Z_{pzt}^1 Z_{air}^6)^{1/7}$$

$$Z_{mpzt} = (Z_{pzt}^3 Z_{air}^1)^{1/4}$$

$$Z_{mpzt} = (Z_{pzt}^1 Z_{air}^3)^{1/4} \quad (7)$$

- 1차 음향 정합층(First matching layer) : 음향 정합층은 피부와의 음향 임피던스 차를 감소시켜서 진동자에서 발생한 음을 조직 내로 효율적으로 전달하고 조직으로부터 반사된 음을 높은 감도로 수신할 수 있도록 한다. 초음파 검사시에 피부와 트랜스듀서 사이에 젤을 바른 후 검사하는 것도 피부와 트랜스듀서간의 임피던스 차를 감소시켜 음파에 대한 감도를 높이는 효과를 얻을 수 있기 때문이다.
- 2차 음향 정합층(Second matching layer) : 트랜

스듀서에서 초음파가 발생할 때 그 파장은 균등하지 않으므로 음향 정합층을 이중으로 하여 정합효과를 높였다.

(4) 흡음층

흡음층은 짧은 시간 동안 일정한 간격으로 음파를 조직 내로 송신하는 역할을 해야하기 때문에 압전물질의 공명으로 인한 후방음의 흡수를 잘하는 구조로 되어야 한다. 따라서 흡음층의 음향 임피던스는 압전물질의 임피던스와 유사하도록 설계하였다. 이렇게 하기 위해 후면으로의 초음파의 손실을 줄이고 횡방향으로의 감쇠를 잘 유발시킬수 있도록 실리콘(silicon)재질과 PZT 계열의 filler를 잘 mix하여 이용하였다.

3.3 컴퓨터 시뮬레이션

본 연구에서는 비교적 간단한 구조물에 적합한 등가 회로 해석법(KLM 모델)을 이용하여 2.25MHz의 중심 주파수를 갖는 초음파 변환기를 컴퓨터로 시뮬레이션하였다. 컴퓨터 시뮬레이션은 수치해석 프로그램인 Mathematica(3.0)를 사용하였다. 설계에 따른 시뮬레이션의 주요 검토 사항으로는 본 연구가 분해능이 좋은 트랜스듀서를 설계하고 제작하여야 하므로 압전 진동자의 공진에 따른 응답 펄스의 특성이 짧은 펄스 길이에 적은 파수를 갖고 광대역의 대역폭을 갖도록 입력 변수를 지정하였고 의료용으로 사용되는 초음파 트랜스듀서의 압전진동자 두께가 반경의 1/10~1/15 사이가 될 때 좋은 공진 성향과 품질계수를 가질 수 있음을 감안하여^[13] 설계 입력 변수를 지정하고 그 경향을 확인하였다. 시뮬레이션시 입력한 변수들 데이터를 표 1에 나타내었다. 결과로서 입력펄스에 대한 응답특성을 그림 3에 나타내었고, 주파수 응답특성 곡선을 그림 4에, 그리고 방사패턴 및 음압레벨에 대한 방사각의 분포를 그림 5와 6에 각각 나타내었다.

표 1. 입력 변수

Table 1. Input parameters

	PZT5H	1st M/L	2nd M/L	B/L
공진주파수(MHz)	2.25			
유전상수	3400			
압전상수	21.5E8			
두께(mm)	0.96	0.22	0.25	10
반경(mm)	14	14	14	14
음향임피던스(Mrayl)	33.5	6.85	2.47	5
밀도(kg/m ³)	7750	3425	2470	1315

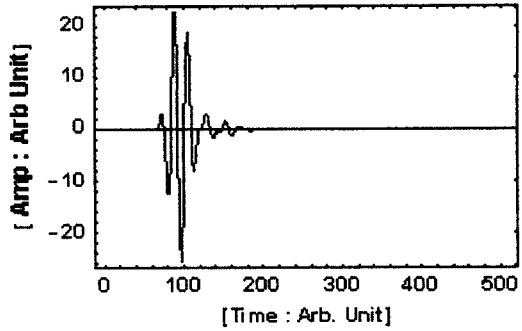


그림 3. 입력 펄스에 대한 응답 특성

Fig. 3. Characteristic of response for a input pulse

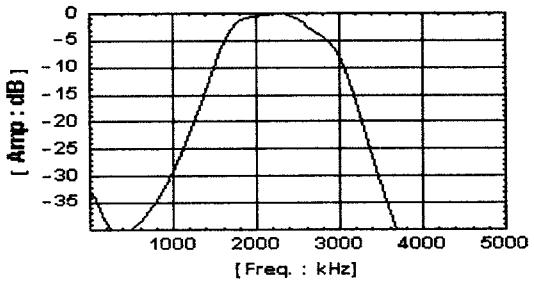


그림 4. 주파수 응답 특성

Fig. 4. Characteristic of frequency response

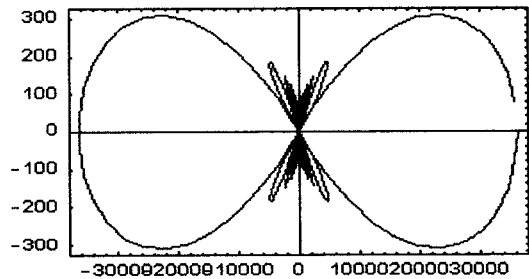


그림 5. 방사패턴

Fig. 5. Radiation Pattern

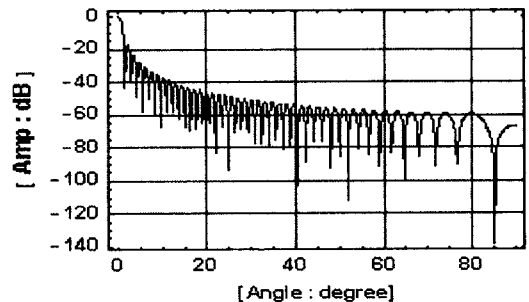


그림 6. 음압 레벨 대 방사각

Fig. 6. Sound Level vs. Radiation Angle

표 2. 시뮬레이션 결과

Table 2. Simulation result

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

시뮬레이션 결과를 살펴보면, 그림 3에서는 입력 펄스에 대한 수신 응답 파형의 링다운이 짧아 파수가 적음을 알 수 있고, 그림 4에서는 약 2.25MHz의 공진에 따른 주파수 응답이 구현되었으며, -6dB에서의 대역폭이 약 1.3MHz 정도로 비교적 광대역 특성을 가지며, 품질계수 값(Q)은 약 1.7이다. 그림 5에서는 초음파의 빔의 방사패턴을 나타낸 것으로 광대역의 main lobe를 형성하고 있다. 그림 6에서는 음압레벨과 방사각과의 관계를 나타낸 그래프로, main lobe의 -6dB 방사각은 약 1.8°이며, side lobe는 방사각이 넓어질수록 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 빔 지향각이 작을수록 바람직하다. 따라서 위의 시뮬레이션 결과는 본 연구의 목적에 충분히 만족한다고 할 수 있다.

3.4 초음파 방광용적 센서의 제작

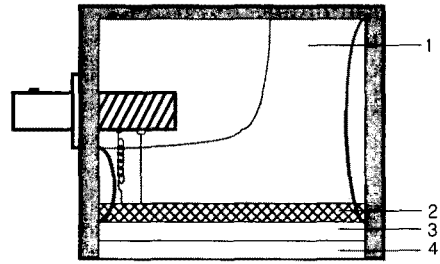
컴퓨터 시뮬레이션과 동일한 설계 변수를 이용하여 그림 7과 같이 초음파 방광용적 트랜스듀서를 제작하였다. 제작시 후면층과 진동자 그리고 정합층은 가압하여 접착하였고, 몰딩시 발생할 수 있는 기포는 성능에 악영향을 미치므로 진공챔버를 이용하여 제거하였다.

3.5 제작된 센서의 특성

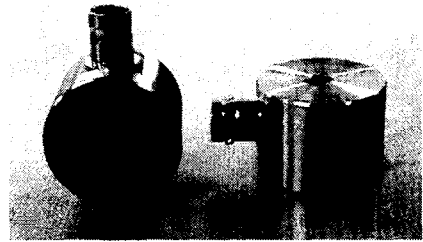
초음파 뇨량검출 센서의 파형은 정규분포인 가우시안 분포를 갖도록 해야 하고, 주파수 대역이 가급적 광대역이어야 하며, 이를 위해서는 파형내의 파수가 적어야 한다.

제작된 센서의 특성을 검토하기 위하여 초음파 탐상기(XU-2240)로부터의 펄스를 초음파 센서에 인가하였다. 초음파 탐상기(XU-2240)로부터 나오는 펄스는 PRF(Pulse Repetition Frequency)가 1KHz이고, 침투치전압은 40V이다. 그 결과를 그림 8에 나타내었다.

그림 8 (a)에서는 제작된 초음파 뇨량검출 센서로부터의 반사 펄스 파형, (b)는 주파수 스펙트럼을 나타내었다. 그림 8(a)로부터 파형 내의 파수가 4개임을 알



(a) 센서구조



(b) 센서 외관 사진

그림 7. 개발된 초음파 방광용적 센서의 구조 및 외관 사진 (1: 흡음층, 2: 압전소자, 3: 1차 정합층, 4: 2차 정합층)

Fig. 7. Structure and picture of an ultrasonic urination sensor developed (1: B/L, 2: PZT, 3: 1st M/L, 4: 2nd M/L)

수 있고, 그림 8(b)에서와 같이 광대역 및 가우시안 특성을 갖고 있음을 알 수 있어, 컴퓨터 시뮬레이션 결과인 그림 3, 그림 4에서의 결과와 잘 일치하는 것을 확인하였다.

그리고 제작된 뇨량검출 센서의 공진·반공진 경향을 확인하고 이 센서의 임피던스를 측정하기 위해 HF 4194A를 이용하였다. 이 센서가 의료용으로 쓰임을 감안하면 반공진 성향에 따른 주파수 대역을 가져야 한다. 측정된 뇨량검출 센서의 반공진 주파수는 약 2.27 MHz이며, 입력 임피던스는 약 1.1 Ω 으로 0에 가까운 값을 가진다.(그림 9)

이와 같은 결과를 토대로 하여 개발한 초음파 뇨량 검출 센서는 본 연구 목적을 달성하기 위한 충분한 특성을 가진다고 생각된다.

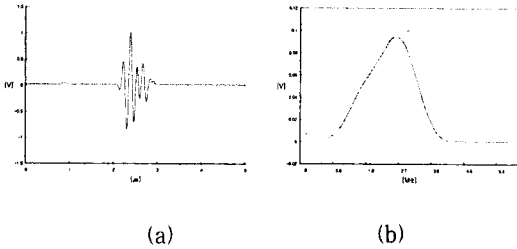


그림 8. 개발된 초음파 방광용적 센서의 파형과 주파수 특성 (a) RF 파형 (b) 주파수 스펙트럼

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

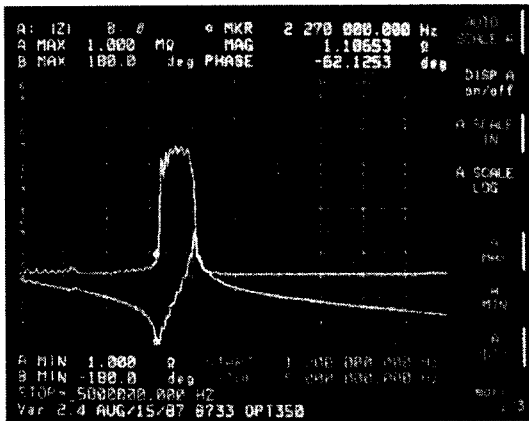


그림 9. 공진·반공진 주파수 및 입력 임피던스
Fig. 9. F_r and F_a , impedance

4. 실험 및 고찰

제작된 초음파 뇨량검출 센서의 유용성을 검토하기 위하여 우선 인체의 방광 모델을 제작하여 기초실험을 실시하였으며, 그 후 사람을 대상으로 뇨량을 검출하기 위하여 방광의 전벽과 후벽 사이의 거리를 *in vivo*로 측정하였다. 또한 측정된 거리와 실제 뇨량과의 상관관계를 분석하여 정량화 하였으며, 측정결과의 신뢰성을 검증하기 위하여 초음파 영상진단장치에 의하여 측정된 결과와 비교 검토하였다.

4.1 인체 방광 모델을 이용한 기초실험

본 실험에서는 설계 제작된 시스템의 방광용적 검출 기능을 검증하기 위하여 방광 모형을 이용하여 방광의 전후벽 검출을 통한 방광의 용적을 측정하였다. 그림 8에 방광 모형을 이용한 실험의 장치도를 나타내었다. 초음파 RF 반사신호 획득장치는 RITEC사의 RAM-10000을 사용하였다.

풍선에 기초를 둔 방광 모형은 실제거리와 측정거리 사이의 오차와 검출이 가능한 최소거리와 최대거리를 측정하는데 사용하였고, 실제거리는 캘리퍼를 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 방광용적 센서는 고정된 위치에 배치되고 풍선은 증류수로 채워진다.

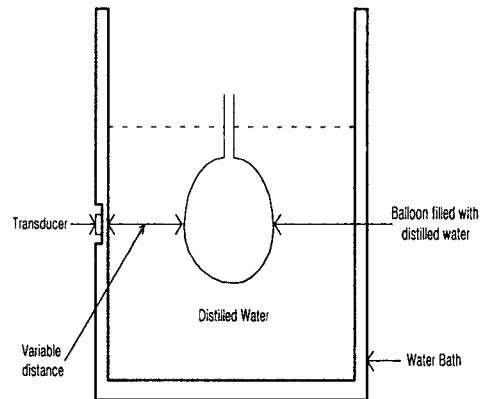


그림 10. 인체 방광 모델을 이용한 실험 장치
Fig. 10. Experimental setup using a human bladder model

그림 11은 인체 방광 모델로서 사용한 실험 장치로부터의 초음파 RF 반사신호를 나타내었다. 표 3은 인체 방광 모델을 이용한 장치 실험을 통하여 얻은 오차를 나타내었으며, 이는 잡음에 의한 RF파형의 왜곡과 캘리퍼를 이용하여 실제거리를 판독함에 있어서의 개인적 오차 등이 복합적으로 작용되어 발생되었다고 생각된다.

결과로서, 초음파 뇨의 정보 시스템이 검출할 수 있는 최소거리는 20mm이었고, 최대거리는 72mm이었다. 이때의 용량은 각각 50cc, 480cc였다.

인체 방광 모델을 이용한 기초적 실험에서는, 실제

방광에서뇨량이 증가할 때 팽창되는 방향성과는 일치하는 않지만, 풍선의 전벽과 후벽 사이의 거리를 정확하게 측정할 수 있으므로, 구현한 초음파뇨량검출 센서가 임상에서 적절하게 적용될 수 있다는 사실을 확인하였다.

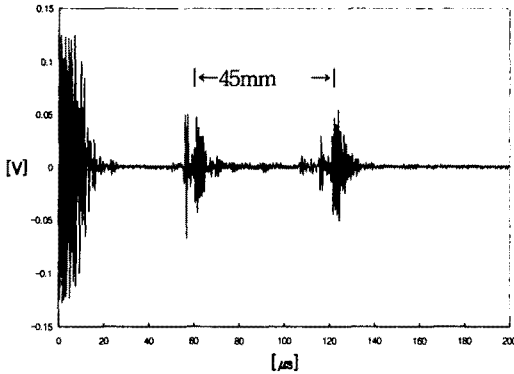


그림 11. 인체 방광 모델을 이용한 실험 장치로부터의 초음파 RF 신호
 Fig. 11. Ultrasonic RF reflection signal from experiment equipment used as a human bladder model

표 3. 실제거리와 측정거리사이의 오차
 Table 3. Error distance between real and measurement distance (단위 : mm)

Real distance	Measurement distance	Error(%)
22	20	0.2%
25	27	0.2%
34	33	0.1%
41	45	0.4%
48	52	0.4%
50	53	0.3%
53	52	0.1%
62	60	0.2%
67	67	0
75	72	0.3%

4.2 뇨량의 검출을 위한 방광의 전·후벽의 위치 검출 실험

본 실험에서는 초음파뇨량검출 센서를 사용하여 뇨량과 방광의 전·후벽의 위치관계를 정량화시키고, 한국인의 체형을 대상으로 하는 기준치 설정을 위한 기초실험을 수행하였다. 기초실험은 개발한 초음파 센서를 이용한 초음파 RF 반사신호 획득장치와 초음파 진

단기에 의한 2가지 방법으로 실험하였다.

그림 12의 (a)와 (b)는 각각 기초 실험용 초음파 RF 반사신호 획득장치와 초음파 진단기 및 방광의 측정부위를 나타낸 것이다. 방광에 뇨가 모여서 방광이 팽창할 때에는 방향성이 있다. 방광의 앞쪽에 있는 치골결합에 접하는 부분은 외막에 의해 주위와 유착하고 있어서 방광이 앞으로 팽창하지 못하지만, 방광의 뒤편에는 남성의 경우는 직장이 있고, 여성의 경우는 자궁과 질이 있으며, 방광의 상부에는 대장, 소장이 있는데, 이들 장기 또는 조직과 방광과는 유착하고 있지 않으므로 밀어낼 수 있기 때문에 방광이 팽창할 수 있는 방향은 후상면이다. 따라서 트랜스듀서의 배치 부위로는 치골결합부의 2cm 위쪽이 적합하며 실험을 통하여 이를 확인할 수 있었다.

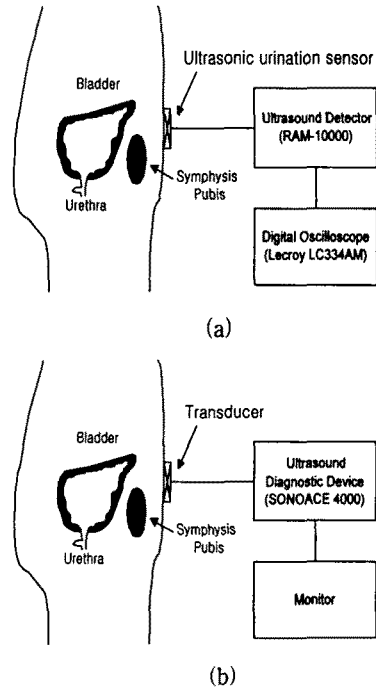


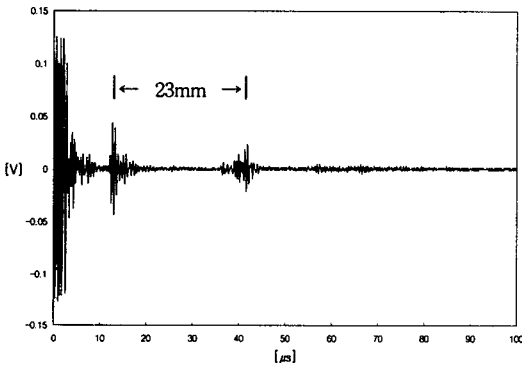
그림 12. 초음파 RF 반사신호 획득 장치와 초음파 진단기를 이용한 실험 장치
 Fig. 12. Experimental setup for ultrasonic RF reflection signal acquisition and ultrasound diagnostic scanner

데이터는 건강한 성인 남자 3명(A, B, C)을 대상으로 수집하였으며, 본 실험의 목적은 치골 결합부 상에서의 계측방식에 대한 유효성을 확인하고, 뇨량과 방광의 전·후벽간 거리와의 상관관계를 정량화시키기 위

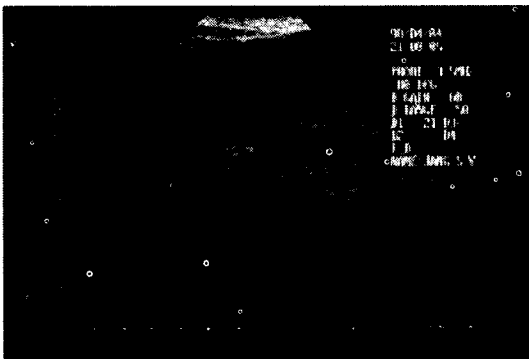
해서 실시하였다.

측정은 초음파 진단기와 RF 반사신호 획득장치를 이용하여 동시에 수시로 측정한 후 배뇨시켜, 뇨량을 측정하였다. 측정오차를 최소로 하기 위해 측정부위를 표시하여 항상 같은 부위에서 측정이 되도록 하였고, 조사 각도도 피부면에 수직으로 일정하게 하였다. 데이터의 수집은 피험자가 배뇨를 참을 수 없을 때부터 두 가지 방법으로 시작하여 측정한 후 눈금이 있는 비이커를 이용하여 50cc의 뇨를 배출하고 나서 다시 측정하는 방식으로 배뇨를 다 할 때까지 측정하여 얻은 데이터이다.

초음파 진단기는 MEDISON사의 SONOACE4000 (3.5MHz)을 사용하였고, 초음파 RF 반사신호 획득장치는 RITEC사의 RAM-10000을 사용하였다.



(a)



(b)

그림 13. 120cc의 뇨량에 대한 (a)초음파 RF 반사 신호와 (b)초음파 진단기로부터의 B 모드 영상

Fig. 13. (a)Ultrasonic RF reflection signal and (b)B-mode Image from ultrasound scanner for urine volume 120cc

컴퓨터에 저장된 RF 반사신호로부터 방광의 벽간거리는 Matlab (ver. 4.2c, Mathworks Inc.)을 이용하여 계산하였다. 그림 13의 (a)와 (b)는 각각 피험자로부터 120cc의 뇨량에 대한 초음파 RF 반사신호와 초음파 진단기로부터의 B-mode 화상을 나타낸다. 방광의 전벽과 후벽간의 거리는 각각 23mm, 21mm로 측정되었다.

그림 13(b)에서는 3.5MHz 주파수의 sector형 프로브로부터 B-mode 영상을 나타내는데, 방광의 경계면을 정확하게 지정하는데 다소의 불확실성을 가지고 있기 때문에 초음파 뇨량검출 센서에서의 측정거리와는 약 2mm의 오차가 발생되었다. 그림 13(a)의 파형으로부터 거리를 산출하는 방법은, 우선 RF파형으로부터 제1반사파와 제2반사파 각각의 포락선을 검출한 후 그 침투치 값들 사이에 해당하는 포인트로 시간을 계산하고 식(3)에 의하여 거리를 측정하였다.

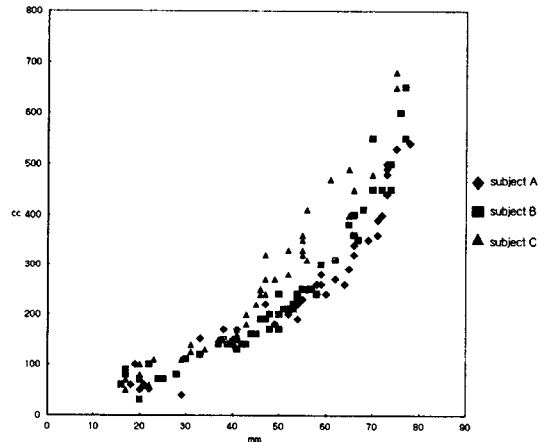


그림 14. 초음파 영상 장치로부터 획득된 방광의 뇨량과 내외벽 사이의 거리에 대한 각 피험자의 데이터

Fig. 14. Each subject's data for interwall distance and urine volume of bladder acquired from ultrasound scanner

그림 14는 초음파 진단기로부터 산출된 방광의 전벽과 후벽간의 거리와 뇨량에 대한 상관관계를 각 피험자별로 나타낸 것으로, 각각의 피험자 데이터로부터 기울기는 7.126, 8.0979, 9.2505였고, 상관도를 나타내는 R²값은 0.8503, 0.8517, 0.9032였다. 그러나 데이터의 분포에서도 알 수 있듯이 뇨량이 300cc까지는 직선성을 나타내고 있으나, 그 이후에는 급격하게 비직선적으로

증가하는 경향을 보이고 있다. 따라서 300cc를 경계로 하여 그 이하의 분포를 그림 15에 다시 나타내었다. 이때의 기울기는 각각 4.8553, 4.7091, 6.0401였고, R²값은 각각 0.9196, 0.893, 0.9128 이었다.

이러한 경향의 원인으로는 300cc 이하의 뇨량에서는 방광의 팽창 방향성이 전후방향인 것에 기인한다고 생각되며, 뇨량이 300cc를 넘으면 벽간거리의 증가량이 적게 되는데, 이것은 방광의 팽창 방향성이 전후방향보다는 상측 방향인 것에 기인되는 구조적 특성을 잘 나타내고 있다고 생각된다.

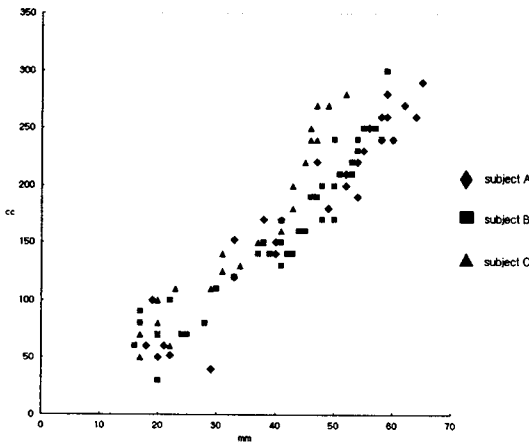


그림 15. 초음파 진단 장치로부터 획득된 방광의 300cc 이하의 뇨량과 내외벽 사이의 거리에 대한 각 피험자의 데이터

Fig. 15. Each subject's data for interwall distance and urine volume below 300cc of bladder acquired from ultrasound scanner

그림 16은 초음파 RF 반사신호 획득장치로부터 산출된 방광의 전벽과 후벽간의 거리와 뇨량에 대한 상관관계를 각 피험자별로 나타낸 것으로, 각각의 피험자 데이터로부터 기울기는 6.7064, 8.057, 9.7024였고, R²값은 0.7654, 0.8721, 0.8334였다. 그림 17는 초음파 RF 반사신호 획득장치로부터 산출된 방광의 전벽과 후벽간의 거리와 뇨량에 대한 각 피험자의 데이터 중에서 뇨량이 300cc 이하인 경우의 상관관계를 각 피험자별로 나타낸 것으로 기울기는 각각 4.3514, 4.7491, 5.2868였고, R²값은 각각 0.9397, 0.8883, 0.9003였다.

뇨량검출 센서에 의한 측정에서도 초음파 영상장치

에서와 마찬가지로의 결과를 확인할 수 있었으며, 약간의 개인차는 있어도 거의 동일한 경향을 나타냄을 알 수 있었다.

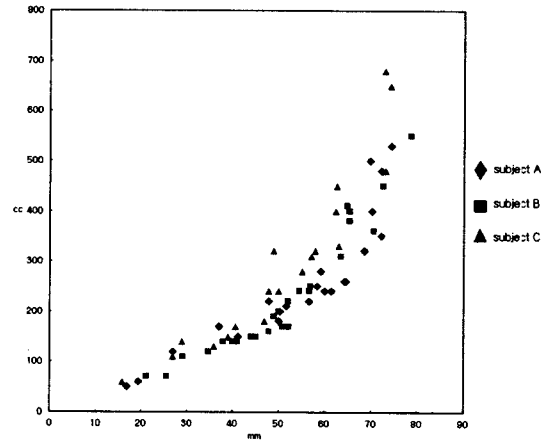


그림 16. 초음파 RF 반사 신호 획득 장치로부터 획득된 뇨량과 내외벽 사이에 대한 각 피험자의 데이터

Fig. 16. Each subject's data for interwall distance and urine volume of bladder acquired from ultrasonic RF reflection signal acquisition system

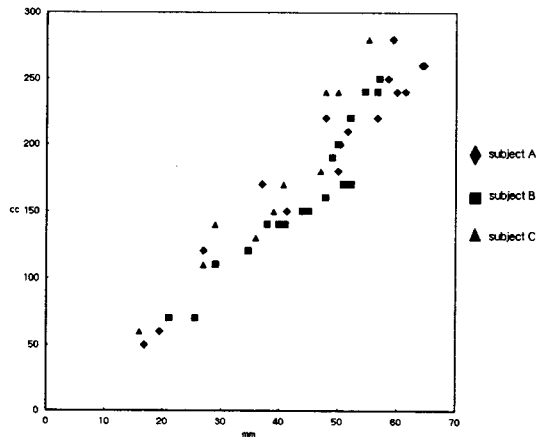


그림 17. 초음파 RF 반사 신호 획득 장치로부터 획득된 뇨량과 내외벽 사이에 대한 300cc이하의 뇨량에 대한 각 피험자의 데이터

Fig. 17. Each subject's data for interwall distance and urine volume below 300cc of bladder acquired from ultrasonic RF reflection signal acquisition system

표 4. 뇨량과 방광 전·후벽간 거리와의 상관관계

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

	Ultrasound Scanner		RF Signal		Total	Ultrasound Scanner		RF Signal	
	subject	relation formula R ² value	relation formula R ² value	relation formula R ² value		relation formula R ² value	relation formula R ² value		
Below 800cc	A	$y = 7.125X - 123.82$ 0.8503	$y = 6.7064X - 104.98$ 0.7654	$y = 0.0026X^3 - 0.2358X^2 + 11.474X - 84.444$ 0.8925	$y = 0.0034X^3 - 0.3398X^2 + 14.893X - 117.87$ 0.86				
	B	$y = 8.0979X - 152.59$ 0.8517	$y = 8.057X - 177.47$ 0.8721						
	C	$y = 9.2505X - 153.48$ 0.9032	$y = 9.7024X - 193.38$ 0.8334						
Below 300cc	A	$y = 4.8553X - 37.767$ 0.9196	$y = 4.3514X - 13.838$ 0.9397	$y = -0.0028X^3 + 0.3463X^2 - 8.6367X + 127.01$ 0.8799	$y = -0.0002X^3 + 0.0399X^2 + 2.4645X + 6.5459$ 0.8799				
	B	$y = 4.7091X - 32.055$ 0.893	$y = 4.7491X - 45.313$ 0.8883						
	C	$y = 6.0401X - 51.777$ 0.9128	$y = 5.2868X - 34.97$ 0.9003						

표 4는 수집한 데이터로부터 얻은 방광의 전벽과 후벽간의 거리와 뇨량과의 상관관계를 종합적으로 나타낸 것이다.

이 실험을 통하여 한국인의 체형에서 뇨량과 벽간거리 사이의 상관관계를 확인할 수 있었으며, 이를 이용하여 벽간거리를 계측함으로써 뇨량을 검출할 수 있음을 입증하였다.

일반적으로 뇨의가 발생하는 뇨량은 200~300cc 정도이므로, 뇨실금 환자의 배뇨관리 측면에서도 300cc 정도까지 측정하면 충분하다고 생각된다. 이러한 관점으로부터 300cc 이하에서는 뇨량과 벽간거리와의 사이에는 높은 선형적 상관성이 있고, 치골 결합부 상에서의 계측 방식에 대한 유효성이 확인되었다. 그러나, 각각의 피험자에 대해서 약간의 편차가 확인되었는데, 이러한 편차의 요인으로는 방광형상 변화로부터의 차이, 피부나 방광의 움직임에 의한 초음파 조사 각도의 변동, B-mode 화상 및 RF 반사신호로부터 벽간거리를 읽어들이는 단계, 배뇨량으로부터 방광내 뇨량을 역으로 계산하는 과정에서 발생하는 오차 등이 그 원인이라고 생각된다.

기초 실험에서 대상으로 한 피험자들의 경우, 방광의 벽간거리가 약 5cm(이때 뇨량은 약 240cc)일 때 뇨의를 느끼기 시작하며, 약 7.5cm(이때 뇨량은 약 600cc)일 때 뇨의를 참지 못했다.

본 기초 실험을 바탕으로 초음파 뇨량검출 센서를 통한 뇨의 정보 시스템의 개발이 뇨실금 환자들의 뇨실금 방지에 도움을 줄 수 있다는 가능성을 제시하였다.

5. 결론

본 연구에서는 뇨실금 환자의 배뇨관리를 위해 배뇨시기를 검출하기 위한 뇨량검출용 센서를 제작하였으며, 기초실험을 통하여 이의 유용성을 검증하였고, 실제 피험자를 대상으로 임상 실험시 뇨량과 방광 벽간에 높은 상관관계가 있음을 알 수 있었다. 또한 이 센서를 이용하여 미리 설정한 기준 거리와의 비교를 통해 뇨량을 감지하여 배뇨시기를 알려줄 수 있는 초음파 뇨의 정보 시스템의 구현 가능성을 확인할 수 있었다. 다만 초음파 조사 각도에 따라 뇨량이 달리 결정될 수 있으므로, 초음파 뇨량검출 센서에 웨지(wedge)를 부착시켜서 조사 각도를 임의로 조정이 가능하게 하기 위해 계속 연구를 진행하고 있다. 또한 센서의 부착 방식이나 벨트 등을 이용하여 휴대용으로의 개발, 뇨실금 환자를 24시간 모니터링할 수 있는 송수신 통신방식, 뇨실금 치료기와의 병행 방법 등이 계속적으로 연구되어야 할 것이다. 이의 개발이 완료되면 뇨실금 환자 뿐만 아니라 출산 후의 임신부나 야뇨증을 가진 어린이, 치매환자의 관리 등의 분야에서 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대한다.

감사의 글

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

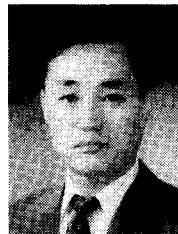
참고문헌

- [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] 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.
- [5] 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.
- [6] H. Kodama, etc. "Investigation of Ultrasonic Sensor for Home Use", 「在宅医療と ME技術」研究會 報告集. vol 3, No.1. 1994: 13-16.
- [7] H. Kodama, Y. Kuchinomachi, I. Hieda, "New Sensor for Prevention of Urinary Incontinence". The 4th Asia-pacific Conference on Medical & Biological Engineering. september 12-15, 1999: PS-029.
- [8] 대한비뇨기과학회: 비뇨기과학 제2판. 고려의학, 1996: 39-40.
- [9] 노민희, 이한기, 정영태: 인체해부학 제4판. 고문사, 1996: 214-215.
- [10] 田萬鎮, 朴成玉, 洪時榮, 孫龍來 공저: 超音波検査學. 대학서림, 1988: 27-32.
- [11] M. G. Silk (Nondestructive Testing Centre AERE Harwell), "Ultrasonic Transducers for Nondestructive Testing", 1984.
- [12] 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.
- [13] Kinsler, Frey, Coppens, Sanders, : Fundamentals of Acoustics: John Wiley & Sons, 1982..

著 者 紹 介



최 흥 호 (崔興浩)
 소속기관: 인제대학교 의생명공학
 대학 의용공학과
 연구세부분야: 의용초음파, Tissue
 Characterization, 의료기기, 노인
 복지기술
 E-mail: hhchoi@bme.inje.ac.kr



이 응 혁 (李應赫)
 소속기관: 한국 산업 기술대학교
 전자공학과
 E-mail: ehlee@kpu.ac.kr