

전립선 진단을 위한 수압 측정 방식의 새로운 요 유량 계측기법

김경아 · 최성수 · 차은종[†]

New uroflowmetry technique measuring hydraulic pressure for prostate diagnostics

Kyung-Ah Kim, Sung-Soo Choi, and Eun-Jong Cha[†]

Abstract

Uroflowmetry is non-invasive and easily performed to diagnose benign prostate hypertrophy (BPH) frequent in aged men. Weight change during urination is usually measured to estimate the urinary flow rate by a load cell, but sensitive to any impacts against the bottom of the container, leading to unnecessary noise generation. Moreover, load cells are relatively expensive raising the production cost. The present study proposed a new technique, measuring hydraulic pressure on the bottom of the urine container to evaluate the urinary flow rate. Low cost pressure transducer enabled almost perfectly linear relationship between the urine volume and the hydraulic pressure. During both the simulated and human urination experiment, variance of the pressure signal was more than 50 % smaller than the weight signal acquired by a load cell, which demonstrated that the impact noise was decreased to a great degree by pressure compared to weight measurement.

Key Words : uroflowmetry, hydraulic pressure, benign prostate hypertrophy

1. 서 론

전립선(prostate)은 남성 생식기에서 요도가 시작되는 부위를 고리 모양으로 둘러싸고 있는 장기로 방광 바로 밑에 위치해 있다. 전립선은 호두알 정도의 크기로 질량은 약 20 g 정도 되며, 생식기관의 일종으로 성기능의 일부를 담당하고 가운데로 요도가 관통하고 있어 배뇨 기능에 관계된다. 전립선 내부에 비대성 병변이 생기거나 염증이 생기는 질환을 전립선비대증(BPH, benign prostate hypertrophy)이라 하는데, 전립선비대증의 주요 발생인자로는 아직 정확히 밝혀진 것은 없지만 노화와 성호르몬의 불균형에 따른 세포 고사와 증식의 불균형으로 보고 있다¹⁾. 전립선의 조직학적 변화는 대부분 35 세부터 시작되는데, 점진적으로 요도 폐쇄를 일으켜 요의 흐름을 방해하게 되어 배뇨에 이상이 나타난다. 전립선 비대증은 50대 남성의 50 %, 60~70대는 60~80 %

이상에서 발병하며, 80대 남성의 경우 90 % 정도가 증상을 겪게 되는 고령 남성의 대표적 질환이다^{2, 3)}. 또한 최근 경제성장과 과학기술의 발달에 따른 평균수명의 연장으로 고령인구가 증가하고 있는 바, 전립선비대증 환자 역시 증가 추세에 있다. 전립선비대증의 진단은 국제 전립선 증상지수(IPSS, International Prostate Symptom Score)를 결정하는 설문지를 작성하여 그 점수에 따라 경도, 중증도, 고도 증상으로 분류한다. 임상적으로는 전립선특이항원(PSA, prostate specific antigen), 직장수지검사, 방사선검사, 요류검사(uroflowmetry) 등을 수행하여 진단한다. 이러한 검사들 중에서 비침습적인 요류검사법이 간편하여 유용하게 사용된다^{4, 7)}.

요류검사란 환자가 배출하는 요의 유량(urinary flow rate, 요류)을 비침습적으로 관찰하고 잔뇨와 함께 해석하여 배뇨의 효율성을 판단하는 가장 빠르고 경제적인 도구이며 요류검사 이상시 정밀검사를 수행하게 된다. 기존의 요류검사 방법은 배뇨시 요를 용기에 받으면서 무게변화를 로드셀(load cell)로 측정하여 미분함으로써 요류신호를 산출한다. 무게 측정을 위해 용기 바닥에 로드셀을 설치하는데, 배뇨시 요는 용기의 바닥과 벽면

충북대학교 의과대학 의공학교실 (Biomedical Engineering Department, School of Medicine, Chungbuk National University)

[†]Corresponding author: ejcha@chungbuk.ac.kr

(Received : December 30, 2006, Accepted : February 26, 2007)

을 때리게 되고 이러한 충격이 무게 신호에 더해져 잡음 형태로 나타나게 되어 측정결과와 신뢰도를 하락시킨다. 또한 로드셀의 가격이 비교적 고가(10-60만원)인 바^[6], 환자의 경제적인 부담이 가중된다. 이에 본 연구에서는 기존의 요류 계측기법의 단점을 극복할 수 있는 새로운 요류 계측기법을 제시하였다. 기존 요류 계측기법은 로드셀을 사용하여 배뇨시 요의 무게를 측정하여 요류를 산출하는데 비해 본 연구에서는 요 수집용기 바닥의 압력을 측정하여 요류를 산출하는 새로운 요류 계측기법을 고안하였다. 무게 대신 압력 신호를 계측함으로써 측정잡음을 축소할 수 있었으며 상대적으로 저렴한 범용 압력센서를 계측소자로 사용하는 것이 가능했던 바, 그 정확도와 유용성을 검증하고자 하였다.

2. 요류 계측원리

2.1. 무게 측정에 의한 요류 계측원리

로드셀 위에 위치하는 요 수집용기 내로 배뇨하면 수집용기의 무게는 요의 용적 증가에 따라 비례하여 증가한다. 단면적이 A인 수집용기 내의 요 무게는 식 (1)과 같이 질량 m과 중력가속도 g의 곱이며 질량은 용적 V에 밀도 ρ를 곱하여 얻어지므로, 요 무게는 요의 용적에 비례하는 값을 가진다(그림 1 참조). 요류는 식 (2)와 같이 용적의 시간 미분함수로 정의되므로 요의 무게변화를 연속적으로 측정하여 시간에 대해 미분하면 요류신호가 산출된다^[6].

$$W = mg = \rho gAh \tag{1}$$

where W=weight
ρ=density
g=gravitational constant
h=height

$$F = \frac{dV}{dt} = \frac{1}{\rho g} \cdot \frac{dW}{dt} \tag{2}$$

where V=Ah=volume
F=flow rate

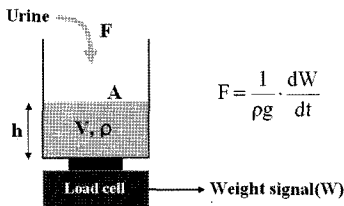


그림 1. 요 무게를 측정하는 기존의 요류 계측원리
Fig. 1. Uroflowmetry principle by weight measurement.

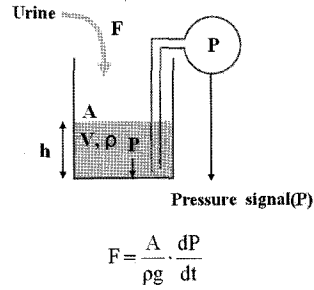


그림 2. 수압을 측정하는 새로운 요류 계측원리
Fig. 2. Uroflowmetry principle by pressure measurement.

2.2. 수압 측정에 의한 요류 계측원리

단면적이 A인 수집용기 내에 요가 차게 되면 바닥에서의 압력은 수면의 높이에 비례하게 된다(그림 2 참조). 수집용기 내에서 수면 높이가 h인 경우 요의 용적은 단면적 A와 수면 높이 h의 곱이므로 바닥에서의 압력은 식 (3)과 같이 요의 용적에 비례하는 값을 가진다. 요류는 식 (4)와 같이 요 용적의 시간 미분함수로 정의되므로 압력을 연속적으로 측정하여 수리미분하면 요류신호를 산출할 수 있으며 본 연구에서 제안하는 새로운 요류 계측원리이다.

$$P = \rho gh = \frac{\rho g}{A} \cdot V \tag{3}$$

where ρ=density
g=gravitational constant
h=height
V=Ah=volume
A=cross-sectional area

$$F = \frac{dV}{dt} = \frac{A}{\rho g} \cdot \frac{dP}{dt} \tag{4}$$

where F=flow rate
P=hydraulic pressure on bottom

3. 실험장치 및 방법

3.1. 실험장치

수압 측정에 의한 요류 계측의 가능성과 정확도를 검증하기 위해 그림 3과 같이 실험장치를 구성하였다. 직경 70 mm, 높이 300 mm의 원통형 요 수집용기를 자체 제작하고, 측면에 구멍을 뚫어 직경 3 mm의 압력 측정관을 바닥으로 삽입한 후 저가 범용 압력센서(MPX10DP, Freescale, U.S.A.)를 연결하였다. 요 수집용기를 로드셀(BCL-2L, CAS Corp., Korea) 위에 위치

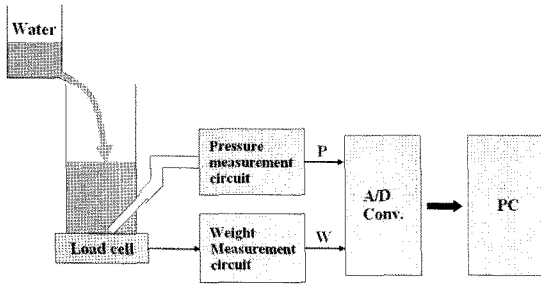


그림 3. 실험장치의 모식도
Fig. 3. Block diagram of the experimental set-up.

시키고 상부에서 물을 붓거나 피검자가 배뇨하며 용적에 따른 수압신호와 무게신호를 동시에 측정할 수 있도록 하였다. 두 신호를 12 bits, 100 Hz로 A/D 변환한 (P-400, PhysioLab, Korea) 후 PC에 축적하였다.

3.2. 센서 선형성 평가

앞서 언급한 압력센서와 로드셀의 선형성 평가실험을 수행하였다. 그림 3에 보인 용기 내에 0에서 800 mL 까지 200 mL씩 물을 단계적으로 채우며 물의 용적별로 수압 및 무게신호 추출회로의 출력전압을 각각 일정한 시간간격 동안 동시에 측정하였다. 압력센서와 로드셀 각각의 출력전압과 물의 용적 간에 선형 회귀분석을 행하여 두 센서들의 선형성을 각각 평가하였다. 압력센서 및 로드셀과 물의 용적 간에 얻어진 선형 회귀식은 압력 및 무게신호 각각을 용적신호로 변환하는 데에도 활용하였다.

3.3. 모의 배뇨실험

두가지 가상적인 상황을 설정하여 모의 배뇨실험을 수행하였다. 먼저 실제 남성의 배뇨 상황과 유사한 상황을 가정하여 수집용기의 측면에서 물을 부으면서 수

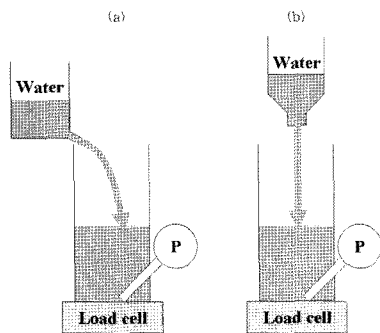


그림 4. 모의 배뇨실험 모식도 (a) 측면입수 (b) 상부입수
Fig. 4. Apparatus to simulate urination. (a) Flow toward the side wall (b) Flow downward on the water surface.

압과 무게신호를 동시에 측정하였다. 또한 물이 용기의 바닥에 가하는 충격의 영향이 최대화되는 상황을 가정하여 물이 용기의 상부에서 수직으로 떨어지도록 하여 용기 바닥에 직접적인 충격을 가하였다. 두 경우 모두 상단 용기에 물 800 mL를 넣고 구멍을 막고 있다가 순간적으로 열어서 물이 떨어지는 동안의 수압신호와 무게신호를 동시에 측정하였다(그림 4 참조).

3.4. 계측잡음 모델

수압신호와 무게신호로부터 산출한 용적신호의 계측잡음을 정량적으로 비교하기 위해, 두 용적신호 V가 각각 아래 식 (5)와 같이 실제 신호성분 s와 잡음성분 n의 합으로 구성된다고 가정하자.

$$V = s + n \tag{5}$$

이때 잡음성분의 주파수 대역이 신호성분보다 훨씬 클 것이므로, 신호성분을 주파수 대역이 작은 신호모델 V_m 으로 근사시키면 잡음의 영향이 없다고 가정할 수 있다. 즉, 신호성분을 나타내는 시간함수 $V_m(t)$ 를 식 (6)과 같이 3차 다항식(3rd polynomial)으로 근사시켜, 실제 용적신호에서 근사식으로 구한 신호성분을 감산하면 식 (7)과 같이 잡음신호가 분리된다.

$$V_m \equiv s = at^3 + bt^2 + ct + d \tag{6}$$

where t=time in second
a, b, c, d=constants

$$n = V - V_m \tag{7}$$

신호성분 V_m 은 잡음성분 n이 평균값이 0인 무질서한(random) 신호라는 가정 하에 측정신호 V를 시간에 대해 식 (6)과 같이 3차 다항식으로 회귀분석하여 산출하였다. 수압신호와 무게신호를 측정하여 산출한 수압 용적신호 및 무게 용적신호에 대해 각각 회귀분석한 후 식 (7)의 잡음성분을 산출하였다.

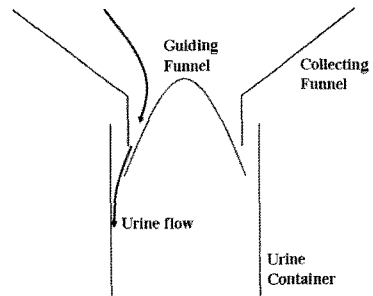


그림 5. 측면 요 흐름을 위한 깔때기의 구조(측면도)
Fig. 5. Funnel structure to guide urine flow (side view).

3.5. 정상인 배뇨실험

건강한 20대 남성 5명을 대상으로 하여 실제 배뇨실험을 수행하였다. 배뇨시 수집용기에 가하는 충격을 최소화하기 위해 소변 수집용 깔때기 입구의 구조를 그림 5와 같이 변경하여 어떠한 형태의 소변 줄기라도 수집 용기의 벽면으로 흘러내리도록 하였다. 이는 하단 충격효과를 최소화한 상태에서 수압 및 무게 측정기법의 계측잡음을 비교하기 위함이다. 피검자별로 한번씩의 배뇨를 수행하였으며 배뇨시 수압신호와 무게신호를 동시에 측정하여 용적신호로 변환하였다.

4. 결과 및 고찰

4.1. 센서의 선형성

그림 3의 수집용기 내에 0에서 800 mL까지 200 mL 씩 물을 단계적으로 채우고 물의 용적별로 압력 및 무게신호 추출회로의 출력전압을 각각 동시에 측정하고 물의 용적과의 선형회귀분석을 수행한 결과 압력센서의

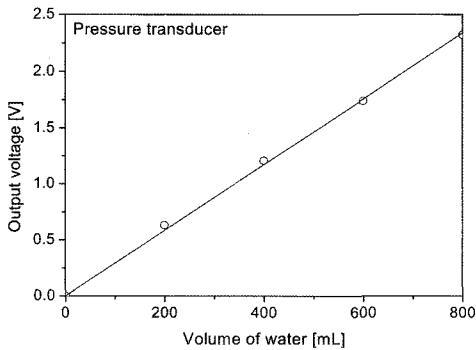


그림 6. 물 용적에 따른 압력센서회로의 출력전압 측정결과
Fig. 6. Output voltage data of pressure transducer circuit with water volume varied.

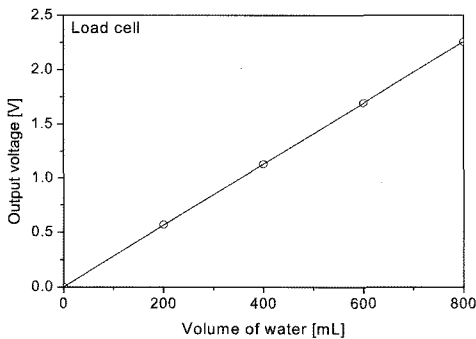


그림 7. 물 용적에 따른 로드셀 회로의 출력전압 측정결과
Fig. 7. Output voltage data of load cell with water volume varied.

감도는 약 341 mL/V, 로드셀의 감도는 약 355 mL/V로 대등하였으며, 두 경우 모두 상관계수가 0.999 이상으로 높은 선형성을 나타내었다(그림 6, 7 참조). 따라서 수압신호와 무게신호 모두로부터 용적을 측정할 수 있으며, 용적변화로부터 유량 계측이 가능하므로 무게 및 압력 신호 모두 요류를 계측하는데 사용할 수 있음을 확인하였다. 수압 및 무게 신호 모두 물의 용적과 높은 선형성을 가지므로 실험시 측정된 수압신호와 무게신호에 회귀식을 적용하여 용적신호로 변환하였다.

4.2. 모의 배뇨실험

실제 배뇨 상황과 유사한 경우인 수집용기 측면에서 물을 흘려주는 경우의 수압 및 무게 용적신호를 그림 8에 비교하였다. 신호 후반부에서 로드셀이 측정하는 무게 용적신호의 변화폭(signal variance)이 큰 것을 볼 수 있다. 물이 나오기 시작하는 초반부에는 물줄기가 용기의 반대편 벽면을 타고 내려가므로 수집용기 자체에 충격을 많이 주지 않을 것이다. 시간이 지남에 따라

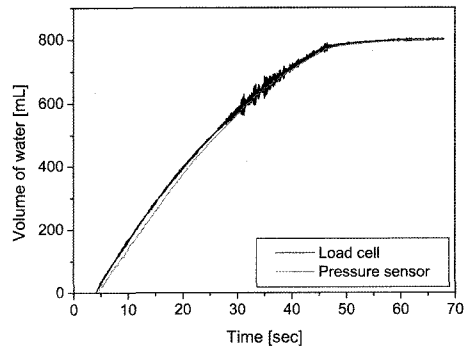


그림 8. 측면에서 물을 붓는 경우의 용적신호
Fig. 8. Volume signals with the flow toward the side wall of the container.

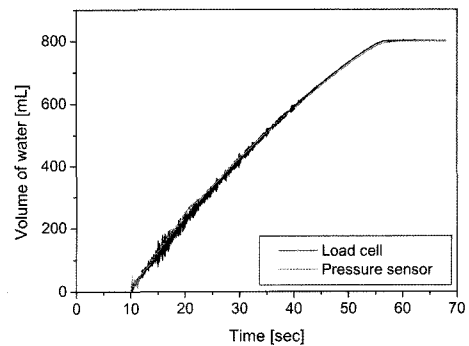


그림 9. 상부에서 수직으로 물을 붓는 경우의 용적신호
Fig. 9. Volumes signals with the flow downward on the water surface.

물줄기 위치가 벽으로부터 이탈하면서 직접 수면으로 떨어지게 되고, 용기가 로드셀 위에 위치해 있으므로 수면 상부에 가해지는 충격이 용기 바닥으로 전해져 후반부에서 로드셀에서 측정하는 용적신호의 변화폭이 더 큰 것으로 판단된다.

용기 상단에서 수직으로 물을 부어 하부로의 충격을 증가시킨 결과, 신호 전반부에서 로드셀의 용적신호 변화폭이 훨씬 큰 양상을 나타내었다(그림 9 참조). 이는 물이 나오는 초반부에 물줄기가 상부에서 용기 바닥으로 직접 떨어지는 충격이 용기 바닥으로 전달되는 효과로 생각된다. 시간이 지남에 따라 물줄기가 약해지므로 충격잡음 역시 작아질 것이 예상되고 그림 9에서 무게 용적신호의 변화폭이 점차 감소하는 것을 볼 수 있다.

상기의 결과는 수압을 측정하면 무게를 측정할 때보다 입수 상황에 무관하게 계측잡음이 작아진다는 것을 의미한다. 특히 수직으로 물을 부으면 바닥에 가해지는 충격효과가 클 것이므로 수직 방향으로 가해지는

힘을 측정하는 로드셀에는 용적에 비해하는 무게에 충격에 의한 힘이 더해지고 불특정하게 가해지는 충격잡음이 무게신호의 신뢰도를 하락시킬 것이다.

4.3. 계측잡음 비교

두가지 모의 배뇨실험에서 얻은 실제 용적신호에서 충격잡음을 분리하여 계측시 발생하는 잡음을 비교하였다. 앞서 언급한 대로 수압 용적신호와 무게 용적신호를 각각 3차 다항식으로 근사시키고 용적 신호에서 감산하여 잡음성분을 분리, 비교한 결과 두가지 모의 배뇨실험 모두에서 무게 용적신호의 계측잡음이 수압 용적신호의 계측잡음보다 훨씬 큰 것을 볼 수 있었다(그림 10, 11 참조). 잡음성분의 제곱평균제곱근(RMS, root mean square) 값을 계측잡음의 크기로 간주하여 계산한 결과, 측면유입시 수압 용적신호의 계측잡음이 무게 용적신호의 약 28%에 불과하였고 상부유입시에는 약 57%를 나타내었다. 따라서 두 모의 배뇨실험 모두 수압을 계측

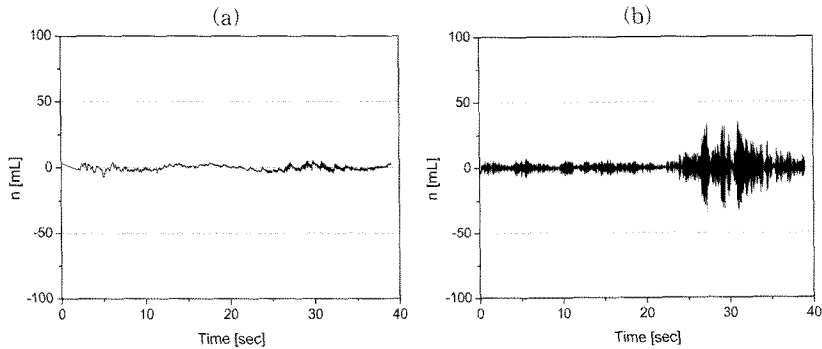


그림 10. 측면에서 물을 붓는 경우 계측잡음의 비교 (a) 수압 용적신호의 계측잡음 (b) 무게 용적신호의 계측잡음
 Fig. 10. Noise signals with the flow toward the side wall of the container. (a) Noise signal with pressure measurement (b) Noise signal with weight measurement

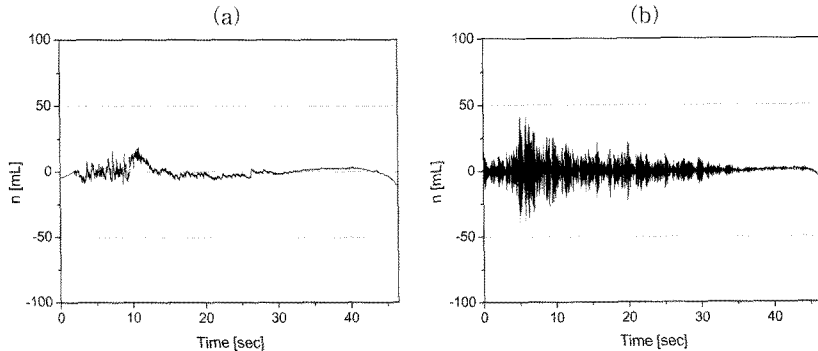


그림 11. 상부에서 수직으로 물을 붓는 경우 계측잡음의 비교 (a) 수압 용적신호의 계측잡음 (b) 무게 용적신호의 계측잡음
 Fig. 11. Noise signals with the flow downward on the water surface. (a) Noise signal with pressure measurement (b) Noise signal with weight measurement

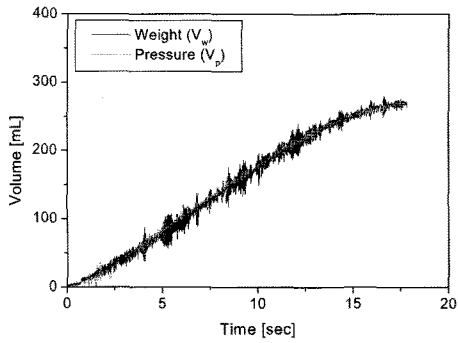


그림 12. 특정 피검자의 배뇨시 수압용적신호와 무게용적신호의 비교 사례
 Fig. 12. Comparison of volume signals evaluated by pressure and weight measurements in a subject.

하여 용적신호를 산출하는 것이 무게를 측정하는 방법보다 정확하다는 것을 실험적으로 입증하였다. 이는 수압 측정시 충격 영향이 훨씬 작아진다는 것을 반영한다.

4.4. 정상인 배뇨실험

정상 성인 남성 5인을 대상으로 실제 배뇨실험을 수행한 후, 대표적인 특정 피검자의 수압 용적신호와 무게 용적신호를 그림 12에 비교하였다. 수압 용적신호가 무게 용적신호보다 배뇨 전체 구간에서 흔들리는 폭이 작은 것을 볼 수 있다. 모의 배뇨실험과 마찬가지로 잡음성분의 RMS 값을 산출하여 계측잡음을 비교하였다. 그림 13은 특정 피검자의 계측잡음을 비교한 것으로 무게 용적신호의 계측잡음 변화폭이 수압 용적신호보다 훨씬 큰 양상으로 나타남을 볼 수 있다. 피검자별 잡음성분의 RMS 값을 그림 14에 막대그래프로 나타내었고 5인의 피검자들에 대한 평균값을 그림 15에 제시

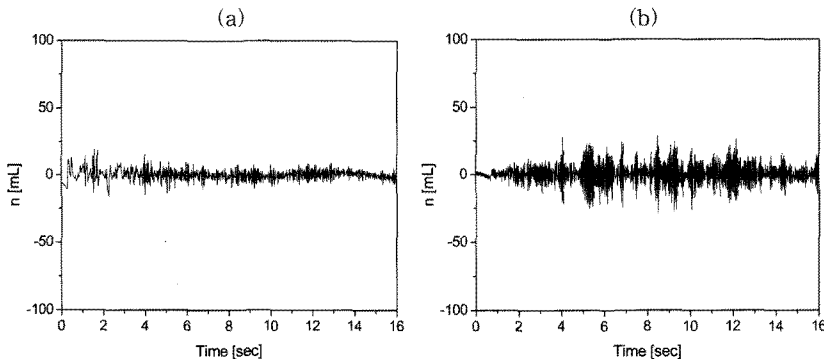


그림 13. 특정피검자의 계측잡음 사례 (a) 수압 용적신호의 계측잡음 (b) 무게 용적신호의 계측잡음
 Fig. 13. Noise signal examples of a subject. (a) Noise signal with pressure measurement (b) Noise signal with weight measurement

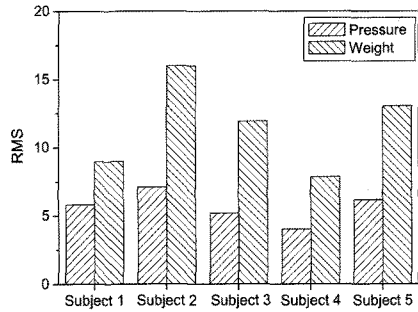


그림 14. 피검자별 수압 및 무게 용적신호 잡음성분의 제곱평균제곱근(RMS)값의 비교
 Fig. 14. Comparison of RMS values of noise component between pressure and weight measurements in 5 subjects.

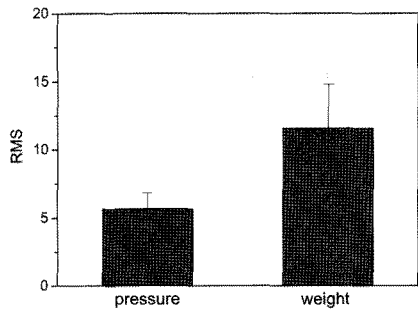


그림 15. 수압 용적신호와 무게 용적신호 잡음의 평균값 비교(평균±표준편차)
 Fig. 15. Comparison of mean RMS values of noise components between pressure and weight measurements (Mean±SD).

하였다. 수압 용적신호의 잡음성분에 대한 RMS 평균값이 무게 용적신호의 잡음성분 RMS 평균값의 약 1/2 정도를 나타내고 있음을 볼 수 있다. 통계적 검정을 위

해 유의수준 0.05로 paired student's t-test를 수행하였는데 P value가 0.005 이하로 통계적으로 유의하였다. 요가 항상 용기의 측면으로 흘러내리도록 실험장치를 보완한 상태에서 정상인 배뇨실험을 수행하였음에도 불구하고 수압 용적신호의 계측잡음이 훨씬 작았다는 점에 주목하면, 무게 측정기법은 요의 충격효과를 최소화시킨다고 하더라도 수압 측정기법보다 근원적으로 큰 계측잡음을 발생시킨다 할 수 있을 것이다.

5. 결 론

본 연구에서는 무게 대신 수압을 측정하는 새로운 요류 계측원리를 고안하여 기존의 무게 측정방식과 비교하였다. 무게 및 압력 측정값은 모두 단면적이 일정한 수집용기 내 물의 용적과 비례하였으며 상관계수가 0.999 이상으로 매우 선형적이었다. 따라서 무게 및 압력 신호 모두 요류를 계측하는데 사용할 수 있음을 확인하였다.

배뇨 상황을 가정하여 수집용기의 측면과 수직으로 물을 붓는 경우 두 경우 모두 수압 용적신호의 계측잡음을 반영하는 RMS 값은 무게 용적신호의 약 28%~57%를 나타내었으므로 수압을 계측하여 용적신호를 산출하는 것이 로드셀로 무게를 측정하는 방법에 비해 충격 영향을 훨씬 덜 받아 정확한 계측이 가능하다는 것을 실험적으로 검증하였다. 정상 성인 남성 5인을 대상으로 수행한 실제 배뇨실험에서도 모든 피검자의 수압 용적신호가 전체 배뇨 구간에서 무게 용적신호보다 흔들리는 폭이 작게 나타남을 확인하였다. 수압 용적신호의 잡음성분 RMS 평균값은 무게 용적신호의 1/2 정도에 불과하였으며 통계적으로 유의하였다($P < 0.005$).

모의 배뇨실험과 정상인 배뇨실험 모두에서 무게 측정시 신호의 변화폭이 수압 측정시보다 훨씬 큰 것이 입증되었으므로 수압 측정방식이 통상적으로 사용되는 무게 측정방식보다 더 정확한 요류계측이 가능한 기술

적으로 우월한 기법임을 확인하였다. 또한 수압을 측정하기 위해 채택한 압력센서는 로드셀에 비해 저가(30% 이하)이므로 제품화시 생산원가를 감소시키는 잇점이 있다. 수압 용적신호를 요류신호로 변환하고 진단 매개변수를 산출하는 알고리즘을 개발하는 것이 향후 과제일 것이다.

감사의 글

본 논문은 한국과학재단에서 지원하는 2007년도 생체계측신기술연구센터(ERC) 연구과제와 2007년도 보건복지부 보건의료기술진흥사업 지원에 의하여 연구되었음.

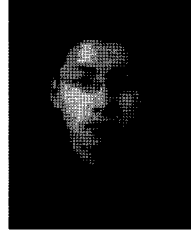
참고 문헌

- [1] 이영구, "전립선의 분자생물학," In: 전립선비대증, 대한전립선학회 편, 일조각, 서울, pp. 16-27, 2004.
- [2] 노충희, "미국비뇨기학회 진료지침," In: 전립선비대증, 대한전립선학회 편, 일조각, 서울, pp. 119-126, 2004.
- [3] 나용길, "전립선비대증의 역학과 자연경과," In: 배뇨장애와 요실금, 대한배뇨장애 및 요실금학회 편, 일조각, 서울, pp. 321-327, 2003.
- [4] 김민익, "필수검사와 기타 중요검사," In: 전립선비대증, 대한전립선학회 편, 일조각, 서울, pp. 127-146, 2004.
- [5] 카스코리아, "로드셀," In: 제품분류, <http://www.caskorea.co.kr>, 2006.
- [6] 정도운, 조성택, 남기곤, 정문기, 전계록, "로드셀을 이용한 요류검사의 구현 및 평가," 센서학회지, 제 13권, 제6호, pp. 436-445, 2004.
- [7] G. D. Webster and M. L. Guralnick, The neurologic evaluation. In: Walsh PC, Retik AB, Vaughan ED Jr, Wein AJ, eds. Campbell's urology. 8th ed., Saunders, Philadelphia, pp. 900-930, 2002.



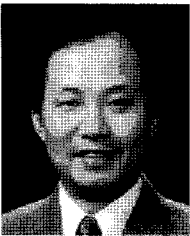
김 경 아

- 1991 충북대학교 자연과학대학 물리학과 학사
- 1993 충북대학교 자연과학대학 물리학과 석사
- 2001 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 박사
- 2005 충북대학교 의과대학 의공학교실 전임강사
- 주관심 분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐 의료기



최 성 수

- 2006 충북대학교 자연과학대학 물리학과 학사
- 2006 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 석사 재학
- 2006 씨케이인터내셔널 근무
- 주관심분야 : 생체계측, 물리센서



차 은 중

- 1980 서울대학교 공과대학 전자공학과 학사
- 1987 미국 남가주대학 의공학 박사, Research Associate
- 1988 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 2001 씨케이인터내셔널 대표 겸직
- 주관심 분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐 의료기, 정밀계측