

압력 측정에 의한 요량 계측의 유용성 분석

김경아¹, 최성수¹, 이인광¹, 박경순³, 김원재², 이태수¹, 차은종¹

¹충북대학교 의과대학 의공학교실

²충북대학교 의과대학 비뇨기교실

³문경대학 간호과

(Received April 5, 2007. Accepted May 29, 2007)

Validation of Urine Volume Evaluation by Hydraulic Pressure Measurement

Kyung-Ah Kim¹, Sung-Soo Choi¹, In-Kwang Lee¹, Kyung-Soon Park², Wun-Jae Kim², Tae-Soo Lee¹, Eun-Jong Cha¹

¹Department of Biomedical Engineering,

²Department of Urology, School of Medicine, Chungbuk National University, Cheongju, Korea

³Department of Nursing, Munkyeong College, Munkyeong, Korea

Abstract

Uroflowmetry is non-invasive and easily performed to diagnose benign prostatic 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 volume. Low cost pressure transducer enabled almost perfectly linear relationship between the urine volume and the hydraulic pressure. During both the simulated and human urination experiments, 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, urinary volume measurement, benign prostate hypertrophy

1. 서 론

전립선(prostate)은 남성 생식기에서 요도가 시작되는 부위를 고리 모양으로 둘러싸고 있는 장기로 방광 바로 밑에 위치해 있으며 그 가운데로 요도가 관통하고 있어 배뇨기능에 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 있다[1]. 전립선의 조직학적 변화는 대부분 35세부터 시작되는데, 점진적으로 요도 폐쇄를 일으켜 요의 흐름을 방해

하게 되어 배뇨에 이상이 나타난다. 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].

요류검사란 환자가 배출하는 요의 용적과 요류속도(urine volume and flow rate)를 비침습적으로 관찰하고 잔뇨와 함께 해석하여 배뇨의 효율성을 판단하는 가장 빠르고 경제적인 도구이며 요류검사 이상시 정밀검사를 수행하게 된다. 요류검사를 수행하려면 우선 요의 용적(urine volume, 요량)을 정확하게 측정할 수 있어야

본 연구는 2007년도 교육인적자원부 지방연구중심대학 육성사업의 지원과 산업자원부 지역산업기술개발사업(중점기술개발사업)의 지원에 의하여 연구되었음.

Corresponding Author : 김경아
충북대학교 의과대학 의공학교실 충북 청주시 흥덕구 개신동 12번지
(361-763)

Tel : 043-261-2841 / Fax : 043-273-0848

E-mail : kimka@chungbuk.ac.kr

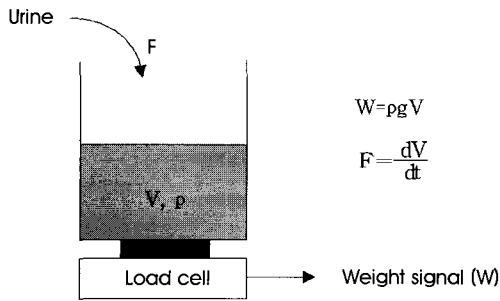


그림 1. 요 무게를 측정하는 기존의 요량 계측원리.
Fig. 1. Uroflowmetry principle by weight measurement.

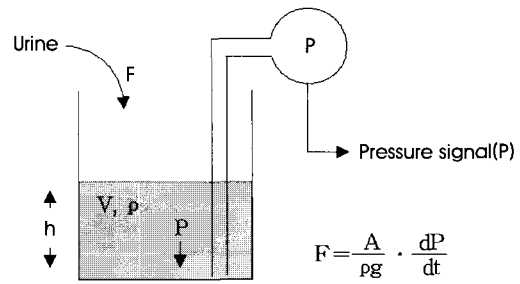


그림 2. 압력을 측정하는 새로운 요량 계측원리.
Fig. 2. Uroflowmetry principle by pressure measurement.

하는데, 기존의 요류검사 방법은 배뇨시 요를 용기에 받으면서 무게변화를 로드셀(load cell)로 측정하여 미분함으로써 요류속도를 산출한다. 무게 측정을 위해 용기 바닥에 로드셀을 설치하는데, 배뇨시 요는 용기의 바닥과 벽면을 때리게 되고 이러한 충격이 무게 신호에 더해져 잡음 형태로 나타나므로 측정결과의 신뢰도를 하락시킨다. 또한 로드셀의 가격이 비교적 고가(10-60만원)인 바[5], 환자의 경제적인 부담이 가중된다. 이에 본 연구에서는 기존의 요량 계측의 단점을 극복하기 위해 수압을 측정하여 요량을 계측하는 새로운 기법을 개발하고 그 정확도와 유용성을 검증하였다.

II. 재료 및 방법

A. 요량 계측원리

로드셀 위에 위치하는 요 수집용기 내로 배뇨하면 수집용기의 무게는 요량이 증가함에 따라 비례하여 증가한다. 수집용기 내의 요 무게는 식 (1)과 같이 질량(m)과 중력가속도(g)의 곱이며 질량은 용적(V)에 밀도(ρ)를 곱하여 얻어지므로, 요 무게는 요량, 즉 요

의 용적에 비례하는 값을 가진다(그림 1 참조).

$$\begin{aligned}
 W &= mg = \rho g V \\
 \text{where } W &= \text{weight} \\
 \rho &= \text{density} \\
 g &= \text{gravitational constant} \\
 V &= \text{volume}
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

요류검사시 필요한 요속(요의 유량)은 요량의 시간 미분함수로 정의되므로 요의 무게변화를 연속적으로 측정하여 시간에 대해 미분함으로써 쉽게 산출할 수 있다[6]. 그림 1에서 수집용기의 단면적이 A로 일정한 원통형 용기라면 수집용기 바닥에서의 압력은 요의 수면 높이에 비례하게 된다(그림 2 참조). 수집용기 내에서 요의 수면 높이가 h인 경우 요량은 단면적(A)과 수면 높이(h)의 곱이므로 요량에 의한 용기 바닥에서의 압력은 식 (2)와 같이 요량에 비례하는 값을 가진다.

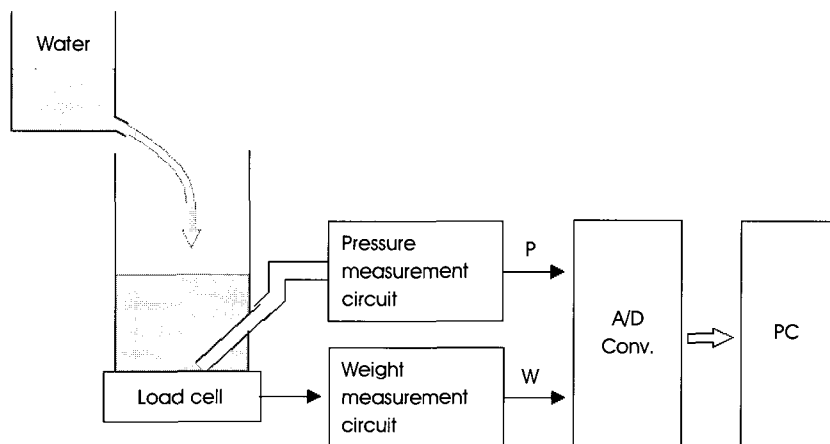


그림 3. 모의 배뇨 실험장치의 모식도.
Fig. 3. Experimental set-up for simulated urination.

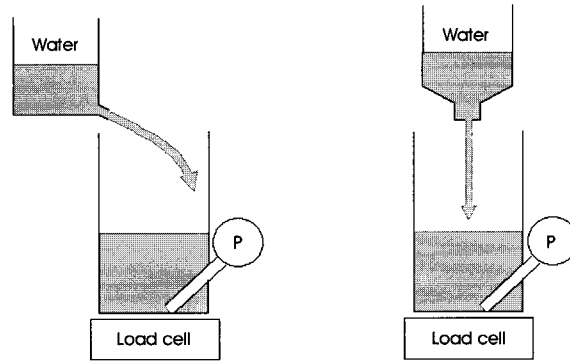


그림 4. 모의 배뇨실험 모식도.

(a) 측면입수, (b) 상부입수

Fig. 4. Apparatus to simulate urination.

(a) Flow toward the side wall, (b) Flow downward on the water surface

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

where h=height (2)

V=Ah=volume

A=cross-sectional area

따라서 배뇨시 수집용기 바닥에서의 압력 변화를 연속적으로 측정하면 요량의 변화를 알 수 있으며 이를 시간에 대해 미분하면 요속 신호를 산출할 수 있다.

B. 실험장치 및 방법

수압 측정에 의한 요량의 계측 가능성과 정확도를 검증하기 위해 그림 3과 같이 실험장치를 제작하였다. 직경 70mm, 높이 300mm의 원통형 요 수집용기를 제작하고, 측면에 구멍을 뚫어 직경 3mm의 압력 측정관을 용기 측면에서 바닥으로 삽입·고정한 후 저가 범용 압력센서(MPX10DP, Freescale, U.S.A.)를 연결하였다. 요 수집용기를 로드셀(BCL-2L, CAS Corp., Korea) 위에 위치시켜 수집용기 내의 수압신호와 무게신호를 동시에 측정할 수 있도록 하였다.

위에 언급한 압력센서와 로드셀의 선형성을 평가하기 위한 실험을 수행하였다. 그림 3에 보인 용기 내에 0에서 800mL까지 200mL씩 물을 단계적으로 채우며 물의 용적별로 수압 및 무게신호 추출회로의 출력전압을 각각 일정한 시간간격 동안 동시에 측정하였다. 두 신호는 12bits, 100Hz로 A/D 변환한(P-400, PhysioLab, Korea) 후 PC에 축적하였다. 압력센서와 로드셀 각각의 출력전압과 물의 용적 간에 선형 회귀분석을 수행하여 센서의 선형성을 평가하였다.

압력센서와 로드셀의 선형성을 평가한 후 두가지 가상적인 상황을 설정하여 모의 배뇨실험을 수행하였다. 먼저 실제 남성 배뇨와

유사한 상황을 가정하여 그림 4(a)에서와 같이 수집용기의 측면에서 물이 용기로 떨어지도록 하면서 수압신호와 무게신호를 동시에 측정하였다. 또한 물이 용기의 바닥에 가하는 충격의 영향을 측정하기 위해 충격이 최대화되는 상황을 가정하여 그림 4(b)에서와 같이 물이 용기의 상부에서 바닥으로 직접 떨어지도록 하였다. 두 실험 모두 용기에 물 800mL를 넣고 구멍을 막고 있다가 순간적으로 열어서 물이 떨어지는 동안의 수압신호와 무게신호를 동시에 측정하였다.

모의 배뇨실험에서 얻은 수압신호와 무게신호로부터 산출한 용적신호의 계측잡음을 정량적으로 비교하기 위해 아래의 과정을 수행하였다. 대부분의 전기적 출력신호는 실제 신호성분과 잡음성분의 합으로 구성될 것이므로 두 용적신호(V)가 각각 식 (3)과 같이 신호성분(s)과 잡음성분(n)의 합으로 구성된다고 가정하자.

$$V=s+n \tag{3}$$

이때 잡음성분의 주파수 대역이 신호성분보다 훨씬 클 것이므로, 신호성분을 주파수 대역이 작은 신호모델로 근사시키면 잡음의 영향을 무시할 수 있을 것이다. 즉, 실제 신호성분을 나타내는 시간함수(V_m(t))를 식 (4)와 같이 3차 다항식(3rd polynomial)으로 근사시켜, 측정된 용적신호에서 근사식으로 구한 신호성분을 감산함으로써 식 (5)와 같이 잡음신호를 분리하였다.

$$V_m \equiv at^3+bt^2+ct+d \approx s$$

where t=time in second (4)

a, b, c, d=constants

$$n=V-s \approx V-V_m \tag{5}$$

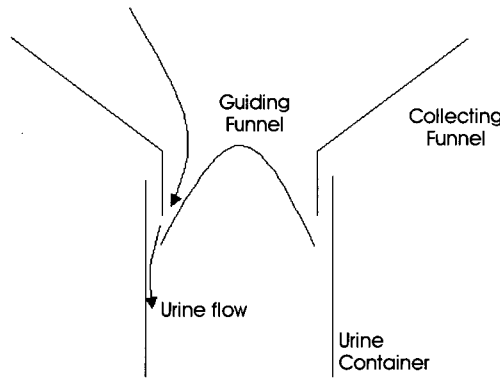


그림 5. 측면 요 흐름을 위한 깔때기의 구조.
Fig. 5. Funnel structure to guide urine flow.

수압 및 무게를 측정하여 산출한 수압 용적신호 및 무게 용적신호 각각에 대해 식 (4, 5)와 같이 잡음성분을 분리한 후, 제곱평균 제곱근(RMS, root-mean-square) 값을 계산하여 정량적으로 상호 비교하였다.

실제 배뇨시의 요량을 계측하기 위해 건강한 20대 남성 5명을 대상으로 배뇨 실험을 수행하였다. 남성의 배뇨 특성상 배뇨시 수집용기에 충격이 가해질 것이므로 충격의 효과를 가능한 최소화하기 위해 소변 수집용 깔때기 입구의 구조를 그림 5와 같이 변경하여 어떠한 형태의 소변 줄이라도 수집용기의 벽면으로 흘러내리도록 하였다. 이는 하단 충격효과를 최소화한 상태에서 수압 및 무게 측정기법의 계측잡음을 비교하기 위함이다. 피검자별로 한번씩의 배뇨를 수행하였으며 배뇨시 수압신호와 무게신호를 동시에 측정하여 요량(용적) 신호로 변환하였다. 모의 배뇨실험과 마찬가지로 두 요량 신호를 3차 다항식으로 각각 회귀분석하여 원 신호에서 잡음성분을 분리한 후 잡음성분의 RMS 값을 산출하여 계측잡음을 비교하였다.

음성분을 분리한 후 잡음성분의 RMS 값을 산출하여 계측잡음을 비교하였다.

III. 결과

물의 용적과 무게 및 수압신호 간에 각각 선형 회귀분석한 결과를 그림 6에 제시하였다. 그림 6(a)는 물의 용적에 따른 수압신호이며, 그림 6(b)는 무게신호이다. 두 경우 모두 상관계수가 0.9999 이상으로 높은 선형성을 나타내었다. 압력센서의 감도는 약 341mL/V, 로드셀의 감도는 약 355mL/V로 서로 대등한 측정 범위에 있었다.

실제 배뇨시와 유사한 상황을 가정하여 수집용기 측면에서 물을 흘려줄 때 산출한 수압 및 무게 용적신호를 그림 7에 비교하였다. 수압 용적신호는 전반적으로 변화폭(signal variance)이 작고 일

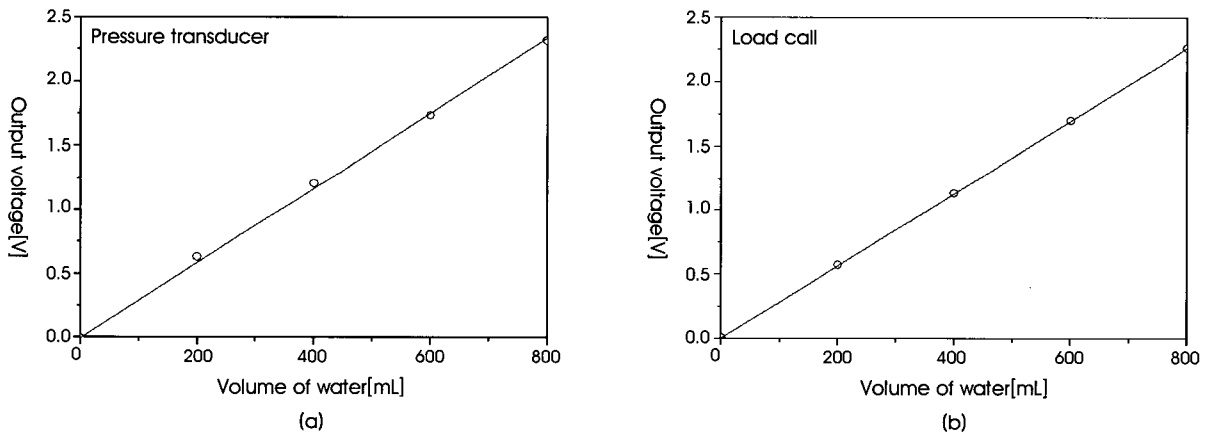


그림 6. 물 용적에 따른 출력전압 측정결과.
(a) 압력센서 회로, (b) 로드셀 회로

Fig. 6. Output voltage data of pressure transducer and load cell circuit with water volume varied.
(a) pressure transducer circuit, (b) load cell circuit

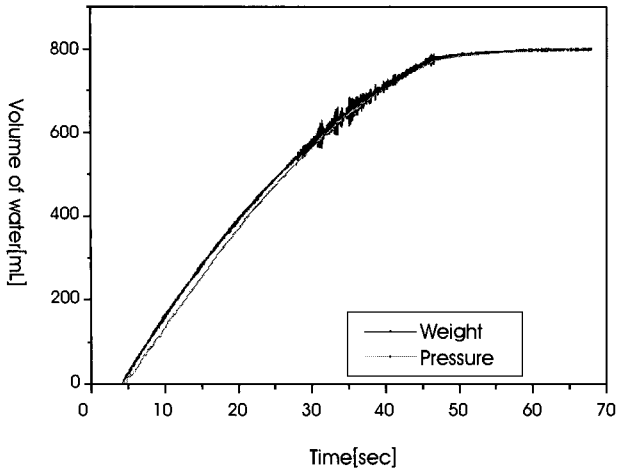


그림 7. 측면에서 물을 붓는 경우의 용적신호.
 Fig. 7. Volume signals with the flow toward the side wall of the container.

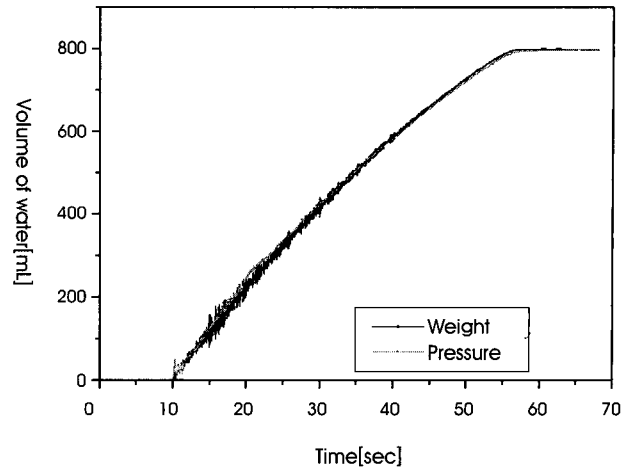


그림 8. 상부에서 수직으로 물을 붓는 경우의 용적신호.
 Fig. 8. Volume signals with the flow downward on the water surface.

정하게 나타났으나 로드셀이 측정한 무게 용적신호는 신호 후반부에 폭이 크게 변화하였다. 용기 상단에서 수직으로 물을 부어 하부의 충격을 증가시킨 경우에는 그림 8과 같이 무게 용적신호의 변화폭이 신호 초반부에 훨씬 큰 양상을 보였다.

두가지 모의 배뇨실험 모두에서 무게 용적신호의 변화폭이 훨씬 크게 나타났는데 이러한 계측잡음을 정량적으로 비교하기 위해 식 (4, 5)에 따라 분리해 낸 잡음성분을 비교한 결과 두가지 모의 배뇨 실험 모두에서 무게 용적신호의 계측잡음이 수압 용적신호의 계측잡음보다 훨씬 큰 것을 볼 수 있었다(그림 9, 10 참조). 잡음성분의 크기를 반영하는 RMS 값은 수압 용적신호가 무게 용적신호의 50% 미만이었다.

정상 성인 남성 5인을 대상으로 실제 배뇨실험을 수행한 후, 대표적인 특정 피검자의 수압 용적신호와 무게 용적신호를 그림 11에 비교하였다. 수압 용적신호가 무게 용적신호보다 배뇨 전체 구간에서 변화하는 폭이 작은 것을 볼 수 있다. 모의 배뇨실험과 마찬가지로 잡음성분을 분리한 결과 그림 12와 같이 무게 용적신호의 잡음성분 변화폭이 수압 용적신호보다 훨씬 큰 양상으로 나타남을 볼 수 있다. 피검자별 잡음성분의 RMS 값을 그림 13에 막대그래프로 나타내었다. 수압 용적신호의 잡음성분 RMS 평균값이 무게 용적신호의 약 1/2 정도를 나타내었다. 통계적 검정을 위해 paired student's t-test를 수행한 결과 P value가 0.005 이하로 통계적으로 유의하였다.

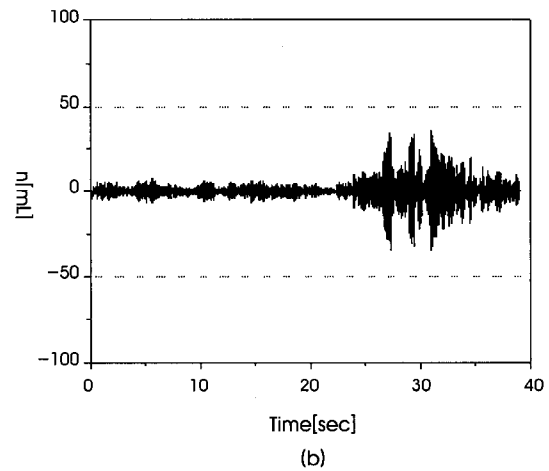
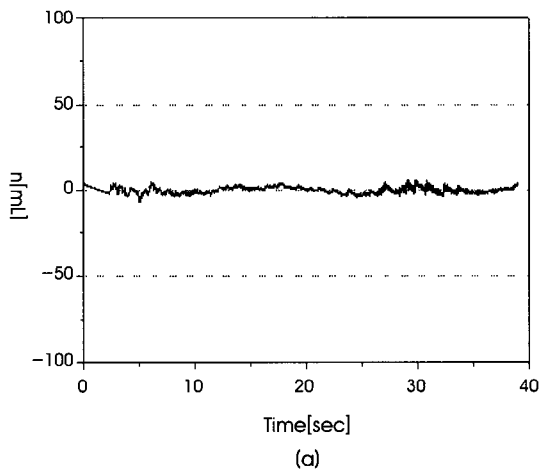


그림 9. 측면에서 물을 붓는 경우 계측잡음의 비교.
 (a) 수압 용적신호의 계측잡음, (b) 무게 용적신호의 계측잡음
 Fig. 9. Noise signals with the flow toward the side wall of the container.
 (a) Noise signal with pressure measurement, (b) Noise signal with weight measurement

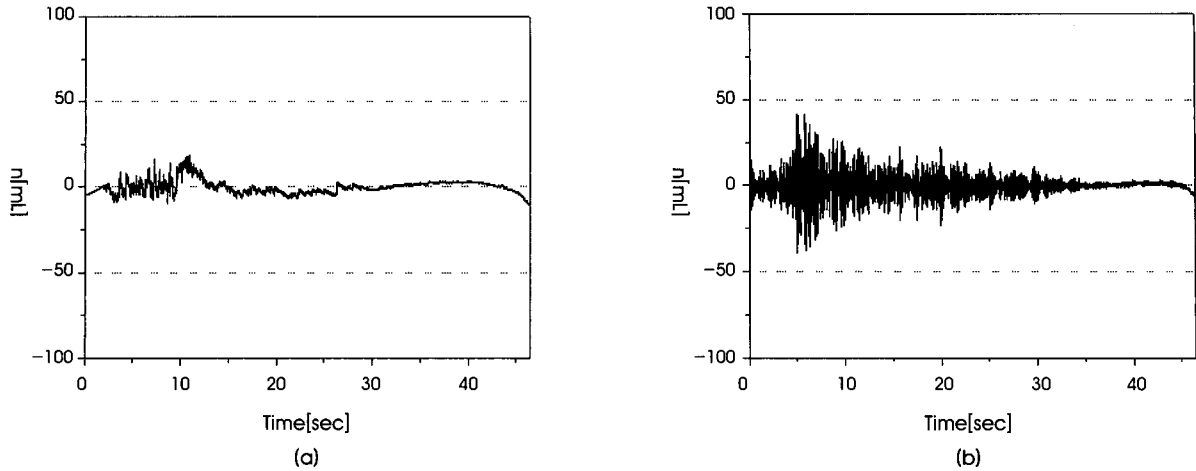


그림 10. 상부에서 수직으로 물을 붓는 경우 계측잡음의 비교.
 (a) 수압 용적신호의 계측잡음, (b) 무게 용적신호의 계측잡음
Fig. 10. Noise signals with the flow downward on the water surface.
 (a) Noise signal with pressure measurement, (b) Noise signal with weight measurement

IV. 고찰 및 결론

기존의 요류검사법에서는 통상 소변의 무게변화를 로드셀로 측정하여 요류신호를 산출한다. 그러나 로드셀이 용기 바닥에 설치되므로 충격에 민감하며 충격잡음이 무게신호에 더해져 계측될 것이다. 이러한 충격잡음은 검사의 신뢰도를 하락시키므로 요 수집용기 위에 깔때기와 같은 별도의 충격 방지장치를 사용해야 한다 [6]. 또한 로드셀은 비교적 고가이어서 [5] 제조단가가 상승할 수밖에 없고 이는 환자의 경제적 부담으로 이어진다. 이에 본 연구에서는 무게 대신 수압을 측정하는 새로운 요량 계측원리를 고안하여 기존의 무게 측정방식과 비교하였다. 무게 및 압력 측정값은 모두 단면적이 일정한 수집용기 내 물의 용적과 비례하였으며 상관

계수가 0.999 이상으로 매우 선형적이었다. 따라서 무게 및 압력 신호 모두로부터 요량을 계측하는 것이 가능함을 확인하였다. 또한 압력센서와 로드셀의 감도는 각각 341mL/V, 355mL/V로서 두 센서가 대등한 범위에서 동작하므로 신호의 직접 비교가 가능하였다.

배뇨 상황을 가정하여 수집용기 측면에서 물을 흘려주는 경우 수압 용적신호는 전반적으로 변화폭이 작고 일정하게 나타났으나 로드셀이 측정한 무게 용적신호는 신호 후반부에 폭이 크게 변화하였다. 신호 전반부에서는 상단 용기의 높은 수압으로 물이 나오면서 물줄기가 용기의 반대편 벽면을 타고 내려가므로 수면 상에 직접적인 충격이 가해지지 않았음을 반영한다. 시간이 지남에 따라 물줄기가 약해져 용기 벽면으로부터 안쪽으로 이탈하면서 직접

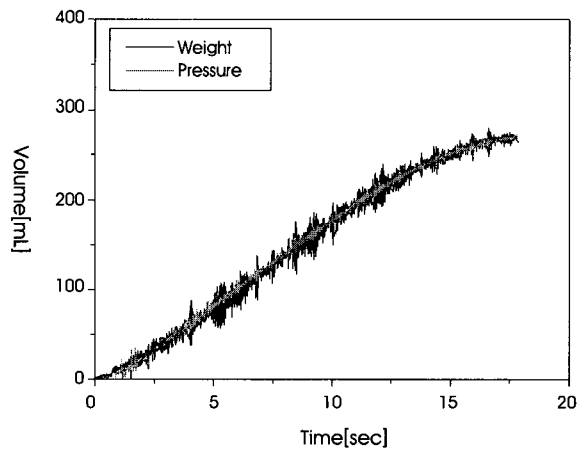


그림 11. 특정 피검자의 배뇨시 수압 용적신호와 무게 용적신호의 비교 사례.
Fig. 11. Comparison of volume signals evaluated by pressure and weight measurements in a subject.

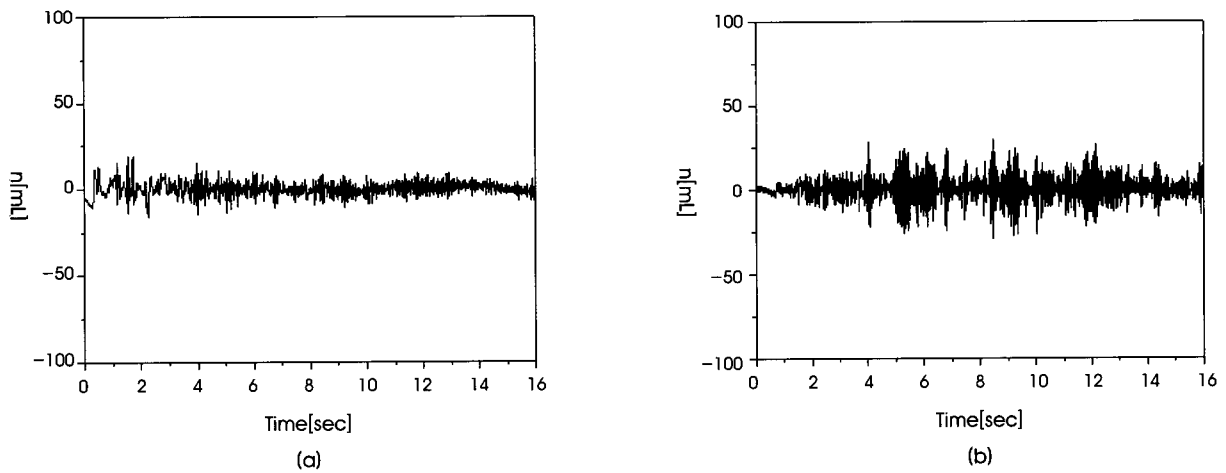


그림 12. 특정피검자의 계측잡음 사례.
(a) 수압 용적신호의 계측잡음, (b) 무게 용적신호의 계측잡음

Fig. 12. Noise signal examples of a subject.

(a) Noise signal with pressure measurement, (b) Noise signal with weight measurement

수면으로 떨어지게 되고, 용기가 로드셀 위에 위치해 있으므로 수면 상부에 가해지는 충격이 용기 바닥으로 전해져 로드셀에서 측정하는 후반부의 용적신호가 변화폭이 더 크게 나타난 것으로 판단된다. 용기 상단에서 수직으로 물을 부어 하부로의 충격을 증가시킨 경우에는 무게 용적신호의 변화폭이 신호 전반부에 훨씬 큰 양상을 나타내었는데 이는 물이 나오는 초반부부터 물줄기가 상부에서 수직으로 수면에 직접 떨어져 그 충격이 용기 바닥의 로드셀로 전달되었기 때문으로 생각된다. 시간이 지남에 따라 물줄기가 약해지고 상대적으로 수집용기는 물로 채워짐에 따라 바닥으로 전해지는 충격이 완화되어 무게 용적신호의 변화폭이 점차 감소한 것으로 보인다. 모의 배뇨 방법에 무관하게 수압 용적신호의 변화

폭이 훨씬 작았다는 점에서 수압을 측정함으로써 계측잡음을 최소화할 수 있음을 알 수 있다. 충격잡음을 실제 용적신호에서 수리적으로 분리하고(식 (3~5)) 잡음성분의 크기를 대표하는 RMS 값을 산출한 결과 수압 용적신호가 무게 용적신호의 50% 미만에 불과하였다는 것은 수압을 계측하여 용적신호를 산출하는 것이 무게를 측정하는 방법에 비해 충격 영향을 훨씬 덜 받아 보다 정확한 계측이 가능하다는 것을 정량적으로 입증한다.

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 약 1/2 정도이었으며

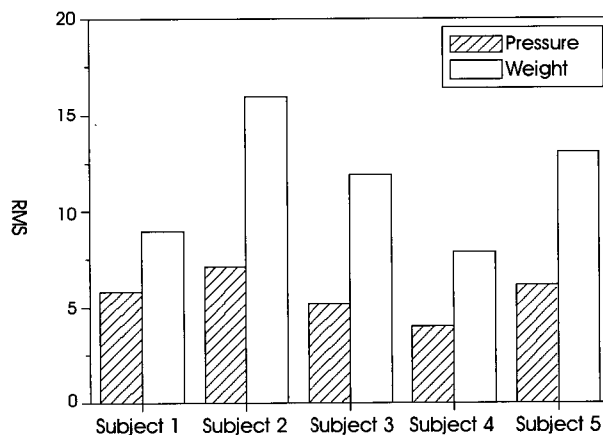


그림 13. 피검자별 수압 및 무게 용적신호 잡음성분의 제곱평균제곱근(RMS) 값의 비교.

Fig. 13. Comparison of RMS values of noise component between pressure and weight measurements in 5 subjects.

통계적으로 유의하였다($P < 0.005$). 실험장치를 변경하여 요가 항상 수집용기의 벽면을 따라 흘러내리도록 한 상태에서 정상인 배뇨실험을 수행한 것을 감안하면 무게 측정기법은 요의 충격효과를 최소화시킨다고 하더라도 수압 측정기법보다 근원적으로 큰 계측 잡음을 발생시킨다 할 수 있을 것이다.

본 연구에서는 요량신호를 압력센서와 로드셀로 동시에 측정하여 상호 분석·비교하였다. 두 신호를 객관적으로 비교하기 위해서는 두 센서의 주파수 특성에 무관한 측정이 이루어져야 할 것이다. 압력센서와 로드셀은 모두 인가되는 힘에 의한 감지막의 탄성 변이로 야기되는 전기저항 변화를 측정하는 strain gauge의 일종으로 기계적 특성이 서로 유사하여[7], 변화속도가 빠른 힘에 대해 둔감해지는 저역 여파(low pass) 특성을 보인다. 본 연구에서 사용한 압력센서(MPX10DP, Freescale, U.S.A.)의 규격서 상 반응속도는 1msec로써 이를 차단주파수(cut-off frequency)로 환산하면 약 160Hz가 된다. 로드셀의 차단주파수가 다소 다르다 하더라도 최소한 100Hz 이상이다. 반면 인간의 배뇨는 최소한 10초 이상 지속되므로 요량신호의 기본 주파수(fundamental frequency) 성분은 약 0.1Hz에 불과하다. 신호성분이 기본 주파수 성분의 100배까지 존재한다 하더라도 신호 대역폭(band width)은 10Hz를 넘지 않으므로 센서의 차단주파수보다 훨씬 작은 값을 가진다. 따라서 압력센서와 로드셀이 서로 다른 차단주파수를 가진 저역여파 특성을 보인다 하더라도 요량신호의 대역폭이 이보다 훨씬 작으므로 센서의 주파수 특성은 신호 측정시 문제가 되지 않는다.

모의 배뇨실험과 정상인 배뇨실험 모두에서 무게 측정시 신호의 변화폭이 수압 측정시보다 훨씬 큰 것이 입증되었으므로 수압 측

정방식이 통상적으로 사용되는 무게 측정방식보다 더 정확한 요량 측정이 가능한 기술적으로 우월한 기법이다. 또한 수압을 측정하기 위해 채택한 압력센서는 로드셀에 비해 저가(30% 이하)이므로 제품화시 생산원가를 감소시키는 잇점도 있다. 수압 용적신호를 요류신호로 변환하고 진단 매개변수를 산출하는 알고리즘을 개발하는 것이 향후 과제일 것이다.

참고문헌

- [1] Y. G. Lee, *Molecular Biology of Prostate, In: Textbook of Benign Prostatic Hyperplasia*, Seoul, Ilchokak Press, 2004, pp.16-27.
- [2] C. H. Noh, *Medical Examination and Treatment Guidelines in American Urological Association, In: Textbook of Benign Prostatic Hyperplasia*, Seoul, Ilchokak Press, 2004, pp.119-126.
- [3] Y. K. Na, *Epidemiology and Natural Progress of Benign Prostatic Hyperplasia, In: Textbook of Voiding Dysfunction and Female Urology*, Ilchokak Press, 2003, pp. 321-327.
- [4] M. W. Kim, *Highly Recommended Test and Important test, In: Textbook of Benign Prostatic Hyperplasia*, Ilchokak Press, 2004, pp. 127-146.
- [5] CAS KOREA, "Loadcell", In: Product classifications, <http://www.caskorea.co.kr>, 2006.
- [6] D. U. Jeong, S. T. Cho, K. K. Nam, M. K. Jeong, K. R. Jeon, "Estimation and implementation of the uroflowmetry using load cell," *Journal of the Korean Sensors Society*, vol. 13, no. 6, pp.436-445, 2004.
- [7] R. A. Peura, J. G. Webster, *Basic Transducers and Principles, In: Medical Instrumentation: Application and Design*, Boston, Houghton Mifflin Company, 1978, pp. 50-56.