

수압 측정에 기반하는 요류검사의 정확도 검증

최성수¹, 이인광¹, 김군진¹, 강승범¹, 박경순², 이태수¹, 차은종¹, 김경아¹

¹충북대학교 의과대학 의공학교실, ²문경대학 간호과

Accuracy Validation of Urinary Flowmetry Technique Based on Pressure Measurement

Sung-Soo Choi¹, In-Kwang Lee¹, Kun-Jin Kim¹, Seung-Bum Kang¹, Kyung-Soon Park², Tae-Soo Lee¹, Eun-Jong Cha¹, Kyung-Ah Kim¹

¹Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Chungbuk National University, Cheongju 361-763, Korea.

²Department of Nursing, Munkyeong College, Munkyeong 745-706, Korea.

(Received March 21, 2008. Accepted April 4, 2008)

Abstract

Uroflowmetry is a non-invasive clinical test useful for screening benign prostatic hyperplasia(BPH) common in the aged men. The current standard way to obtain the urinary flow rate is to continuously acquire the urine weight signal proportional to volume over time. The present study proposed an alternative technique measuring pressure to overcome noise problems present in the standard weight measuring technique. Experiments were performed to simultaneously acquire both weight and pressure changes during urination of 9 normal men. Noise components were separated from volume signals converted from both weight and pressure signals based on the polynomial signal model. Signal-to-noise ratio was defined as the ratio of the energies between signal and noise components of the measured volume changes, which was 8.5 times larger in the pressure measuring technique, implying that cleaner signal could be obtained, more immune to noisy environments. When four important diagnostic parameters were estimated, excellent correlation coefficients higher than 0.99 were resulted with mean relative errors less than 5%. Therefore, the present pressure measurement seemed valid as an alternative technique for uroflowmetry.

Key words : Benign prostatic hyperplasia, Uroflowmetry, Pressure measurement, Signal-to-noise ratio, Diagnostic parameter estimation.

1. 서론

전립선은 남성 비뇨기에서 요도가 시작되는 부위를 고리 모양으로 둘러싸고 있는 장기로 방광 바로 밑에 위치해 있다. 전립선은 가운데로 요도가 지나가므로, 전립선 내부에 비대성 병변이 생기는 질환인 전립선비대증(benign prostatic hyperplasia, BPH)의 경우 배뇨기능에 장애가 발생한다. 전립선비대증은 고령 남성의 대표적인 질환으로 삶의 질을 크게 저하시킨다[1].

전립선비대증을 진단하는 검사방법 중 요류검사법은 비 침습적이며 간단히 수행할 수 있어 광범위하게 사용된다[2]. 배뇨시 산출한 요류신호로부터 진단매개변수들을 산출하여 임상진단에 사용하는데, 표준방법은 그림 1에서와 같이 배뇨 중 요의 무게를 로드

셀(load cell)을 사용하여 연속적으로 측정된 후 미분함으로써 요류신호를 산출하는 원리를 적용한다. 요 수집용기를 로드셀 위에 위치시키고 배뇨하면 요의 무게(W)는 식 (1)에서와 같이 요의 용적(V)에 비례한다.

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

이때, m, ρ, g는 각각 요의 질량, 밀도 및 중력가속도이다. 요류검사시 필요한 요류신호(F(t))는 요 용적의 시간(t) 미분함수로 정의되므로 식 (2)와 같이 W(t)를 시간에 대해 미분함으로써 산출할 수 있다.

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

요류검사시 임상적으로 중요한 진단매개변수인 최대요류 및 평균요류는 식 (2)의 F(t)로부터 쉽게 계산할 수 있다[3]. 이러한 무

Corresponding Author : 김경아
충북 청주시 흥덕구 개신동 12번지 (우)361-763
충북대학교 의과대학 의공학교실
Tel : +82-43-261-2841 / Fax : +82-43-273-0848
E-mail : kimka@chungbuk.ac.kr
이 논문은 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2007-331-D00580).

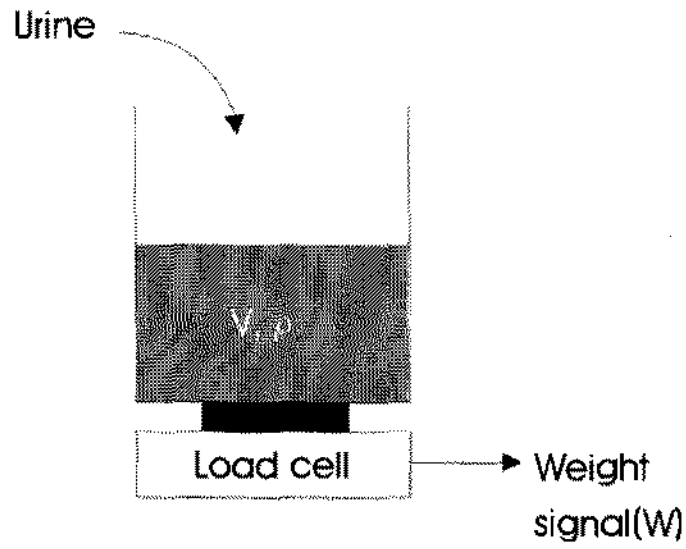


그림 1. 무게 측정에 의한 요류검사 원리.
Fig. 1. Uroflowmetry principle by weight measurement.

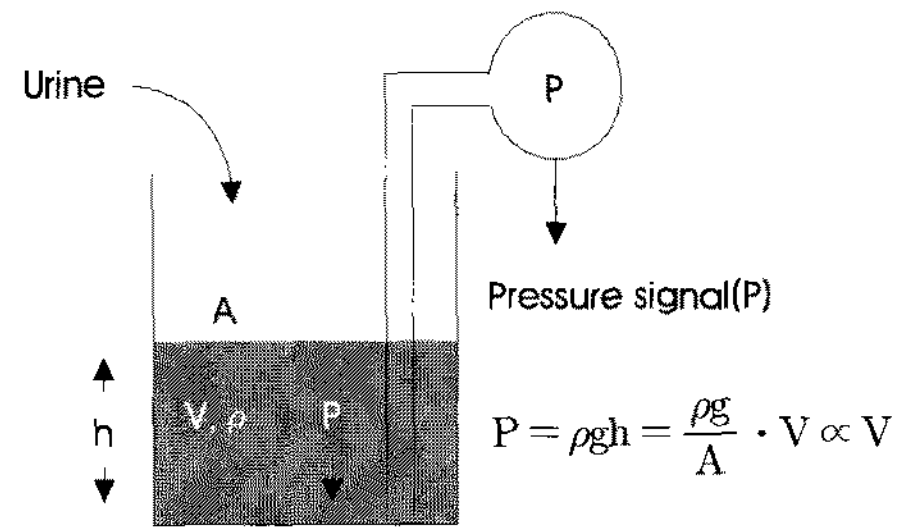


그림 2. 수압 측정에 의한 요류검사 원리.
Fig. 2. Uroflowmetry principle by pressure measurement.

계 측정방식은 계측원리가 단순하지만, 요 줄기가 용기 바닥을 때림으로 인해 발생하는 충격력이 무게신호에 더해져 잡음의 형태로 나타나는 단점을 가지고 있다. 또한 대부분의 수집용기는 가벼운 플라스틱 재질로서 요의 줄기가 도달하는 방향으로 기울어지거나 나아가 수평방향으로 흔들림이 발생하는 문제점도 가지고 있다. 이러한 현상들은 잡음성분을 증가시켜 무게신호의 신호 대 잡음비 (signal-to-noise ratio, SNR)를 감소시킨다.

본 연구팀에서는 이러한 단점들을 극복하기 위해 수압 측정방식을 채택한 요류계측 원리를 새로이 도입하여 그 유용성을 제시한 바 있다[4]. 단면적이 A인 원통형 요 수집용기 바닥에서의 압력(P)은 용기 내 요의 높이 혹은 수위(h)에 비례하므로, 식 (3)에서와 같이 요의 용적에 비례하게 된다(그림 2).

$$P = \rho gh = \frac{\rho g}{A} \cdot V \quad (3)$$

따라서 식 (4)와 같이 용기 바닥에서의 압력 신호를 연속적으로 추적하여 시간에 대해 미분함으로써 F(t)를 산출할 수 있다.

$$F(t) = \frac{dV(t)}{dt} = \frac{1}{\rho g} \cdot \frac{dP(t)}{dt} \quad (4)$$

본 연구팀에서는 선행연구에서 수압 측정방식의 요류 계측방법이 측정 잡음을 현저히 감소시킨다는 것을 보였으므로[4], 본 연구

에서는 정상 성인 남성을 대상으로 무게 측정방식과 수압 측정방식으로 동시에 배뇨실험을 수행한 후, SNR을 산출하여 두 기법의 신호품질을 정량적으로 비교하였다. 또한 임상적으로 중요한 진단 매개변수 4종을 선정하여 수압 측정에 기반하는 요류검사법의 정확도를 실험적으로 검증하였다.

II. 재료 및 방법

A. 실험장치 및 방법

정상인 대상의 배뇨실험을 수행하기 위하여 그림 3과 같이 실험장치를 제작하였다. 투명 플라스틱 재질로 직경 70mm, 높이 300mm의 원통형으로 요 수집용기를 제작하였으며, 바닥에서 3cm 높이의 측면에 바닥의 중심 방향으로 구멍을 뚫어 압력측정관을 바닥까지 삽입한 후 고정하였다. 압력측정관의 한쪽 끝에는 범용 압력센서(MPX10DP, Freescale, U.S.A.)를 연결하였다. 배뇨 중 요의 무게신호를 동시에 측정하기 위해 요 수집용기를 로드셀(BCL-2L, CAS Corp., Korea) 위에 올려 놓았다. 그림 3의 실험장치로 무게와 수압 신호를 동시에 연속 측정하여 12bits, 100Hz로 A/D 변환한(P-400, PhysioLab, Korea) 후 PC에 축적하였다.

배뇨과정에서 발생하는 충격효과 및 잡음성분들을 최소화하기 위해 그림 4와 같이 이중 구조의 깔때기를 제작하였다. 수집용 깔때기(collecting funnel) 아래 부분에 유도용 깔때기(guiding

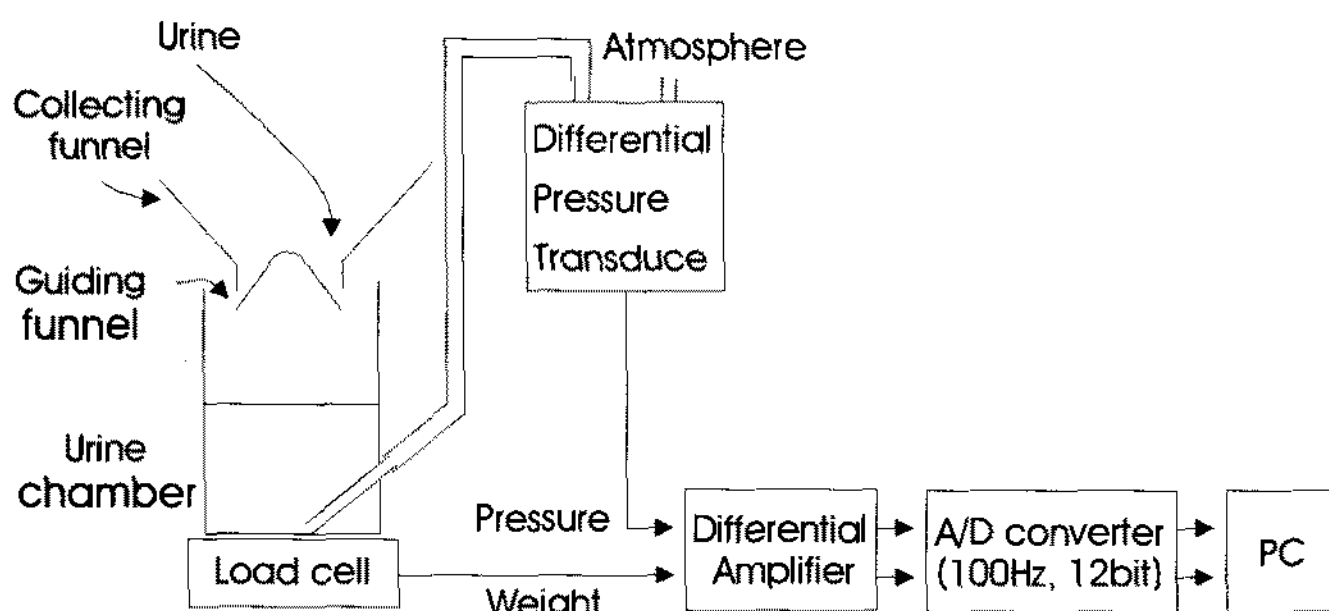


그림 3. 실험장치의 모식도.
Fig. 3. Block diagram of the experimental set-up.

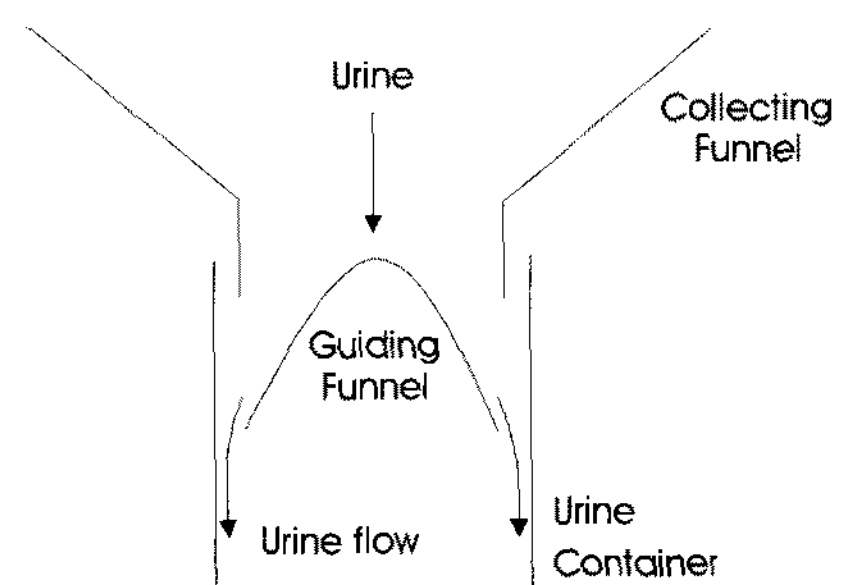


그림 4. 이중 깔때기 구조.
Fig. 4. Dual funnel structure.

funnel)를 추가로 뒤집어서 설치하여 상부에서 요가 유입될 때 요 줄기의 방향에 무관하게 요가 수집용기의 측면을 따라 흐르도록 하였다. 이는 기존의 표준방법인 무게 측정법에서 수집용기 바닥에 가해지는 충격을 가능한 최소화하기 위함이다.

실험 참여에 동의한 20~30대의 건강한 성인 남성 9명을 대상으로 배뇨실험을 수행하였다. 점심식사 후 350mL의 물을 마시고, 약 2시간이 경과한 후, 배뇨욕구가 충분히 느껴질 때 개별적으로 배뇨하게 하였다. 배뇨 중 평상시와 동일하게 직립자세를 유지하였고 이중 깔때기 안쪽으로 배뇨하도록 하였다.

B. 신호품질 분석

상술한 배뇨실험에서 얻은 수압과 무게 신호로부터 식 (1)과 (3)을 각각 적용하여 산출한 용적신호의 계측잡음을 정량적으로 비교하기 위해 아래의 과정을 수행하였다. 일반적으로 측정신호는 신호성분과 잡음성분의 합으로 구성되므로, 배뇨실험에서 얻은 용적신호(V(t)) 역시 식 (5)와 같이 신호성분(s(t))과 잡음성분(n(t))의 합으로 구성된다고 볼 수 있다.

$$V(t)=s(t)+n(t) \tag{5}$$

이때 s(t)는 배뇨과정 중 천천히 증가할 것이므로 식 (6)과 같이 3차 다항식(3rd order polynomial)으로 나타낼 수 있을 것이다.

$$s(t)=at^3+bt^2+ct+d \tag{6}$$

반면 잡음성분은 통상적으로 신호성분보다 훨씬 더 높은 주파수 대역을 점유하므로, 측정되는 용적신호, V(t),와 식 (6)의 신호모델간에 최소자승법(least squares analysis)을 적용하여 상수 a, b, c, d를 추정하였다. V(t)는 신호성분, s(t),와 잡음성분, n(t),의 합으로 구성되지만, n(t)가 s(t)보다 훨씬 높은 주파수를 보이는 동시에 불규칙한(randomness) 특성을 나타낼 것이므로 상수 추정 과정에서 최소자승법에 의해 n(t)의 영향이 제거된다. 상수 a, b, c, d

를 구하였으므로 식 (6)을 사용하여 s(t)를 재구성한 후 V(t)로부터 감산함으로써 식 (7)과 같이 n(t)를 분리하였다.

$$\begin{aligned} n(t) &= V(t)-s(t) \\ &= V(t)-(at^3+bt^2+ct+d) \end{aligned} \tag{7}$$

측정되는 용적신호인 V(t)의 품질을 평가하기 위해 신호 및 잡음성분의 에너지 비율로 식 (8)과 같이 SNR을 산출하였다[5,6].

$$\begin{aligned} SNR &= \frac{\int s^2 dt}{\int n^2 dt} \\ &= \frac{\int (at^3 + bt^2 + ct + d)^2 dt}{\int [V(t) - (at^3 + bt^2 + ct + d)]^2 dt} \end{aligned} \tag{8}$$

모든 피검자로부터 측정된 무게와 수압 신호를 각각 용적신호로 변환한 후 SNR을 계산하였으며, 두 방법 간에 SNR의 평균값을 통계적으로 비교하기 위해 paired student's t-test를 수행하였다.

C. 진단매개변수 분석

배뇨시 측정된 무게(V_w) 및 수압(V_p) 용적신호의 잡음을 제거하기 위해 각각 ±50msec 간격으로 11pt. moving average를 수행하였다. 용적신호로부터 요류신호를 산출하기 위해 V_w 및 V_p를 2초 간격으로 각각 수리 미분하였으며, 미분시 발생하는 고주파 잡음을 제거하기 위해 ±50msec 간격으로 11pt. moving average를 추가 수행하여 최종적인 요류신호로 간주하였다(F_w, F_p).

임상적으로 중요한 진단매개변수 4개를 그림 5와 같이 선정하였다. 총 배뇨시간(T_u)은 배뇨 종료시점(t_e)과 시작시점(t_s)의 차이로써 배뇨가 진행되는 시간이며, 배뇨용적(V_u)은 T_u 동안 F(t)를 적분하여 산출하였다. 최대요류(F_{max})는 요류신호상의 최대값으

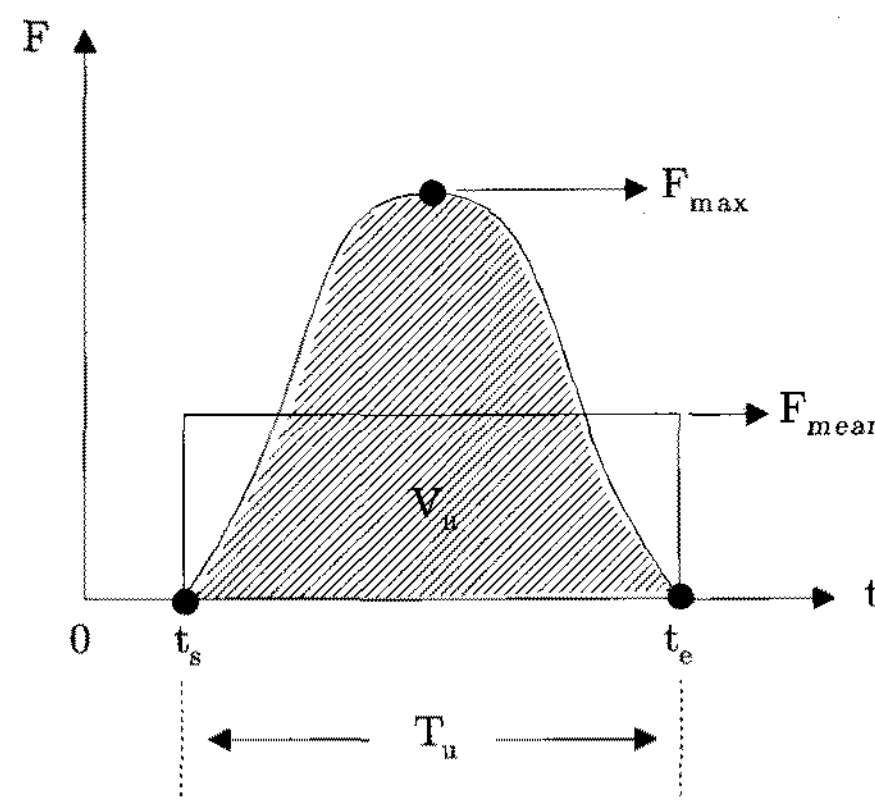


그림 5. 요류검사 진단매개변수의 정의. Fig. 5. Mathematical definition of the diagnostic parameters on the urinary flow rate signal.

로 결정하였으며 평균요류(F_{mean})는 V_u 를 T_u 로 나누어 계산하였다. F_w 및 F_p 신호로부터 4개의 진단매개변수들을 각각 산출한 후, 무게 측정방식이 현재 임상에서의 표준방법이므로[7] 무게 측정방식으로부터 구한 매개변수를 독립변수로 하는 선형회귀분석(linear regression analysis)을 수행하여 두 방법을 비교하였다.

III. 결과

A. SNR 비교

대표적인 피검자로부터 얻은 $V(t)$, $s(t)$ 및 $n(t)$ 신호들을 그림 6

에 제시하였다. 그림 6(a, c, e)는 무게 측정방식으로 산출한 결과이며, (b, d, f)는 수압 측정방식으로 산출한 결과이다. 그림 6(a, b)는 신호처리 과정이 수행되지 않은 용적신호로써 V_w 가 V_p 에 비해 측정잡음을 반영하는 신호의 변화폭이 훨씬 크게 나타났다. 그림 6(c, d)는 $V(t)$ 를 3차 다항식으로 근사시켜 얻은 신호성분, $s(t)$,로써 두 방법이 유사한 신호 형태를 나타내고 있다. 그림 6(e, f)는 $V(t)$ 에서 $s(t)$ 를 감산하여 얻은 잡음성분, $n(t)$,로써 수압 측정방식(f)의 변화폭이 무게 측정방식(e)보다 훨씬 작았다. 타 피검자들도 모두 유사한 신호 양상을 보였다

피검자 9명으로부터 산출한 SNR의 평균값은 수압 측정방식이

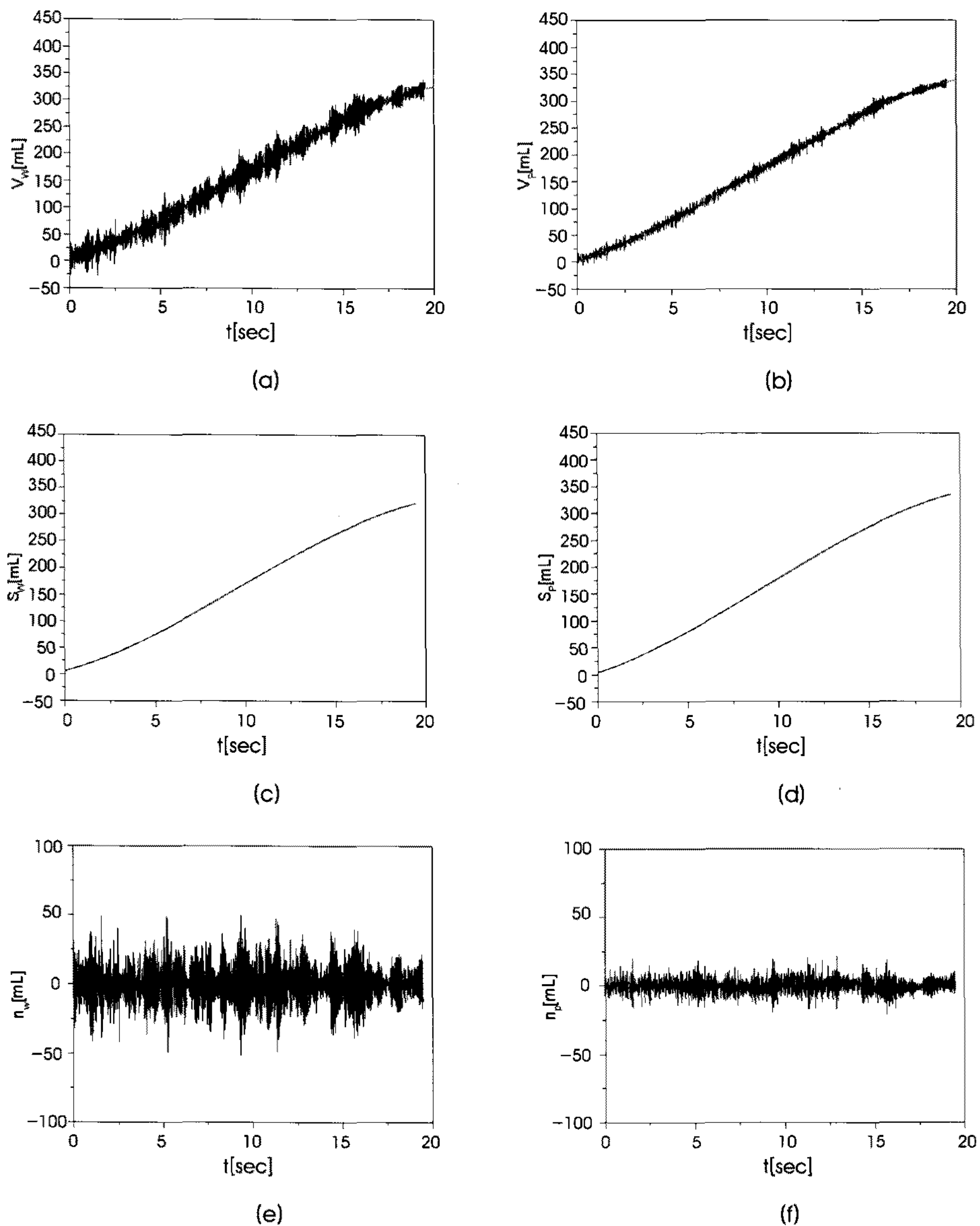


그림 6. 용적신호, 신호성분, 잡음성분 비교(좌: 무게 측정방식, 우: 수압 측정방식)

(a, b) 용적신호 (c, d) 신호성분 (e, f) 잡음성분

Fig. 6. Comparison of volume signals, signal components, and noise components. (left: weight measurement method, right: pressure measurement method)

(a, b) volume signals (c, d) signal components (e, f) noise components.

무게 측정방식보다 약 8.5배 크게 나타났다. 통계적 검정을 위해 paired student's t-test를 수행한 결과 SNR의 차이가 통계적으로 유의하였으며($P < 0.0001$), 이는 수압 측정방식의 요류검사법이 무게 측정방식보다 신호품질 면에서 상대적으로 우수한 측정방법임을 정량적으로 입증한다.

B. 진단매개변수 비교

무게 요류신호로부터 산출한 매개변수를 독립변수로, 수압 요류신호로부터 산출한 매개변수를 종속변수로 하여 매개변수별로 선형회귀분석을 시행하여 그림 7에 제시하였다. T_u 의 상대오차는 4% 미만이었으며, 수압 측정방식이 약간 길게 나타났다(그림 7(a)). V_u 는 수압 측정방식에서 다소 컸으나 상관계수는 0.9996으로($P < 0.0001$) 매우 높은 상관관계를 나타내었다(그림 7(b)). F_{max} 도 수압 측정방식에서 다소 크게 나타났으며, 상대오차는 약 5% 이었고, 상관계수는 다른 매개변수들에 비해 약간 낮은 0.9931 ($P < 0.0001$)로 산출되었다(그림 7(c)). F_{mean} 은 상대오차가 3%로

서 다른 매개변수들에 비해 작았으며, 상관계수는 0.9973 ($P < 0.0001$) 이었다(그림 7(d)). V_u 와 F_{max} 는 수압 측정방식이 표준방식인 무게 측정방식보다 다소 크게 나타났지만, 상관계수는 모두 0.99 이상이었으며, 피검자 9명의 평균 상대오차는 5% 미만이었다. T_u 와 F_{mean} 은 두 방식이 거의 같은 값을 나타내었으며 역시 0.99 이상의 높은 상관관계를 보였다. 따라서 무게와 수압 측정방식이 동일한 진단매개변수를 산출할 수 있는 측정방식임을 실험적으로 입증하였다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 표준 요류검사방법인 무게 측정방식의 단점을 극복하기 위해 수압 측정방식의 새로운 요류검사법을 제안하였다. 배뇨시 요의 무게와 수압 신호 모두 요의 용적신호를 제공하지만, 실제 배뇨시 측정환경은 매우 다르다(그림 1, 2 참조). 배뇨시 요 줄기는 수집용기의 바닥에 직접적인 충격을 가하게 되고, 이는 잡

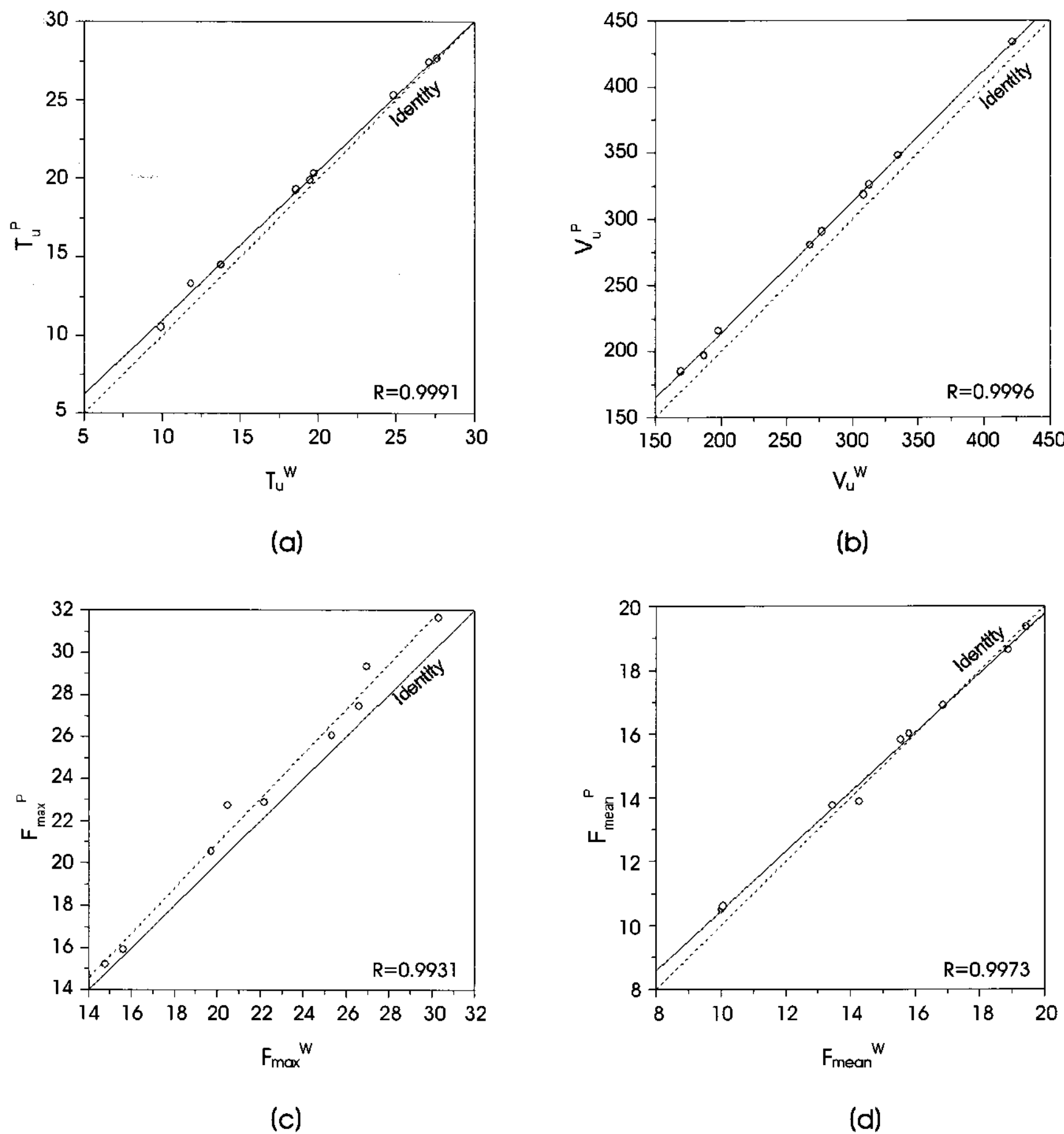


그림 7. 진단매개변수 상관관계 분석결과.

(a) 배뇨시간 (b) 배뇨량 (c) 최대요류 (d) 평균요류

Fig. 7. Regression results of diagnostic parameters.

(a) Urination time (b) Urine volume (c) Maximum flow rate (d) Mean flow rate

음의 형태로 요 무게 신호에 더해져 측정된다. 또한 경량의 플라스틱 재질로 수집용기가 제작되므로 요 줄기의 방향에 따라 흔들림이 발생할 수도 있다. 다수의 로드셀을 사용하면 합산평균 방법으로 측정잡음을 제거할 수 있지만, 제작 비용이 증가하여 실용적이지 못하다.

용기에 담겨 있는 유체는 유체내의 동일한 깊이에서 모든 방향으로 같은 크기로 압력을 전달하므로 무게 대신 수압 신호를 측정하면 센서의 균형 및 위치는 전혀 문제가 되지 않는다. 또한 수압 측정관 끝부분에서의 수압은 수면의 높이에만 관계되므로 충격 잡음의 영향을 거의 받지 않는다. 용적신호의 SNR이 수압 측정방식에서 무게 측정방식에 비해 평균적으로 8.5배 크게 나타난 사실을 이를 반증하며, 따라서 수압 측정방식은 측정잡음을 줄일 수 있는 새로운 기술이다. 배뇨시 발생 가능한 잡음을 제거하기 위해 그림 4에서와 같이 이중 깔때기 구조를 사용하였음에도 불구하고 무게 측정방식은 수압 측정방식보다 전체구간에서 변화폭이 훨씬 더 크게 나타났다(그림 6 참조). 따라서, 본 연구에서 제시하는 수압 측정방식은 무게 측정방식보다 측정되는 신호에 대한 처리과정이 덜 필요하며, 계측시 발생하는 잡음을 원천적으로 최소화할 수 있는 기법임을 알 수 있다.

무게 신호에 포함된 높은 주파수의 잡음을 제거하기 위해 ± 50 msec 간격으로 moving average를 수행하였다. 요류신호는 용적신호를 수리 미분하여 산출하였으며, 미분시 발생하는 잡음을 제거하기 위해 ± 50 msec 간격으로 moving average를 추가로 수행하였다. 두 단계의 moving average를 수행한 결과 무게와 수압 측정방식에서의 요류신호가 그림 8과 같이 거의 유사한 파형을 나타내었다. 따라서 서로 대등한 정확도로 진단매개변수 산출이 가능할 것임을 쉽게 예측할 수 있다. 또한 세부결과는 본 논문에서 제시하지 않았지만 미분 시간간격을 반으로 줄였을 때, 무게 측정방식의 요류신호에는 잡음성분이 상당 부분 남아 있었지만, 수압 측정방식의 요류신호에는 잡음성분이 거의 제거되는 것을 관찰할 수

있었다. 즉, 수압 측정방식이 무게 측정방식에 비해 신호처리 과정이 덜 필요한 계측기술임을 재확인할 수 있었다.

요류검사의 목적은 피검자의 배뇨 기능을 진단할 수 있는 매개변수들을 얻는 것이므로 본 연구에서는 임상적으로 유용한 4개의 진단매개변수를 선정하였다[3,7]. V_u 는 무게와 수압 측정방식 사이에 높은 상관관계를 나타내었으나(그림 7(b) 참조), V_u^p 는 모든 피검자에서 V_u^w 보다 약 5% 크게 나타났다. 이는 무게나 수압 신호를 용적신호로 변환하는 과정에서 발생하는 오차 때문일 것으로 생각된다. T_u 는 수압 측정방식에서 다소 길게 나타났으나, 두 개의 서로 다른 센서(로드셀과 압력센서)를 사용하였고, 상관계수가 0.9991($P < 0.0001$)로 충분히 높기 때문에 근소한 차이는 무시할 수 있을 것이다. V_u 와 T_u 가 수압 측정방식에서 약간 크게 측정되었으므로, 이 두 변수의 비인 F_{mean} 은 두 측정방식에서 유사한 값을 나타내었다(그림 7(d) 참조). 최대요류인 F_{max} 는 수압신호에서 다소 크게 나타났으며, 상관계수는 0.9931로 가장 낮은 값을 나타내었으나(그림 7(c) 참조), 이 역시 0.99 이상으로 충분히 큰 값이었다. 수압신호로부터 산출한 용적신호가 전반적으로 무게 용적신호보다 약간 컸으므로 F_{max} 가 더 크게 나타나는 것은 산술적으로 당연한 결과이다. F_{max} 는 최대요류를 나타내는 시점에서 취해지는 순간 매개변수이므로, 신호상에서 평균이 취해지는 다른 세 매개변수보다 더 낮은 상관계수를 나타내는 것은 당연하지만 0.9931로 충분히 높게 나타났으므로 수압 측정방식으로 정확한 요류측정이 가능함을 알 수 있다.

본 연구에서는 현재 표준 요류검사방법에서 발생하는 측정잡음을 최소화시킬 수 있는 수압 측정방식의 새로운 요류검사법을 제안하였다. 수압 측정방식이 무게 측정방식보다 8.5배 큰 SNR을 보였으므로 수압 측정방식은 잡음 환경에 상대적으로 덜 민감한 기법이다. 4개의 진단매개변수들을 산출하여 두 기법간에 상호 비교한 결과 상관계수가 모두 0.99 이상이었으며, 평균 상대오차는 5% 미만이었다. 5% 미만의 오차는 두 개의 서로 다른 센서를 사용

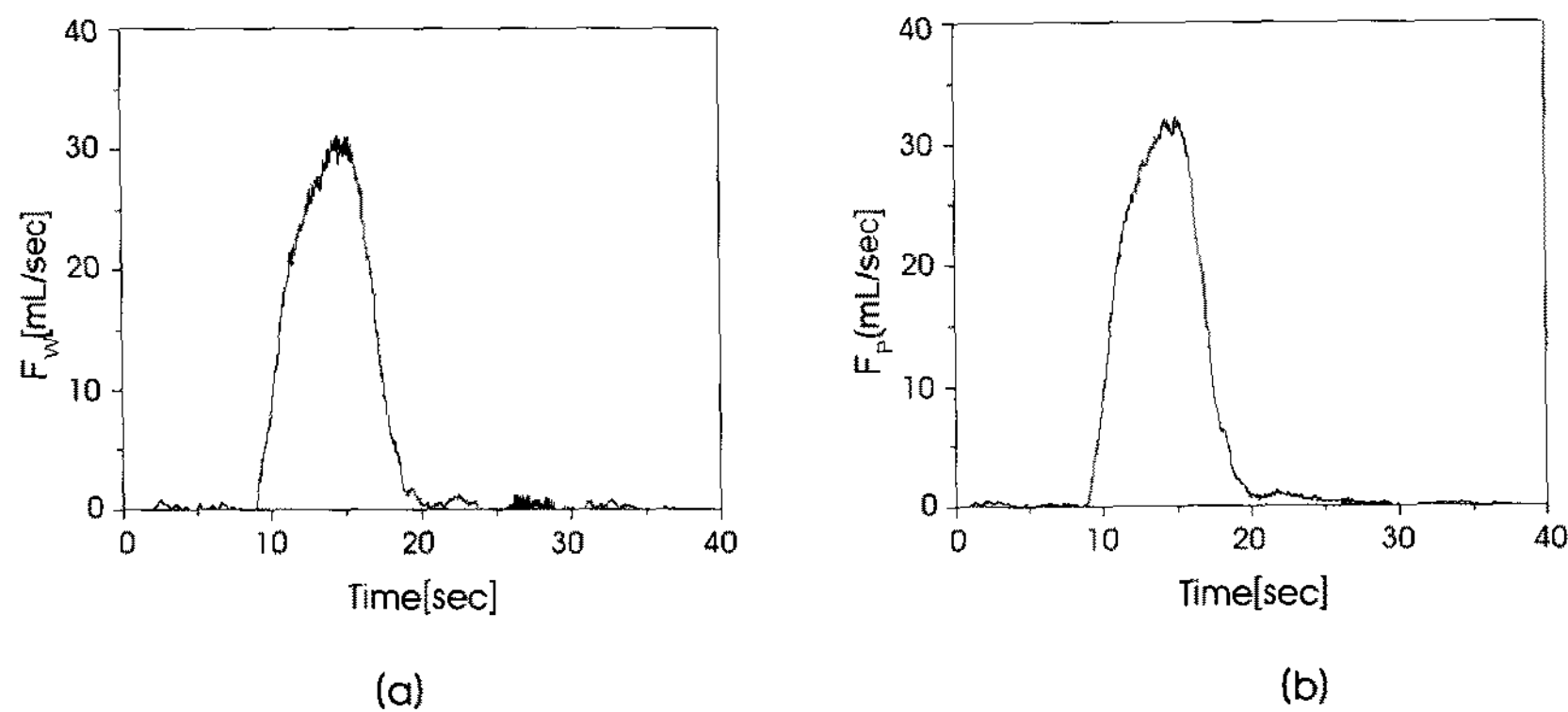


그림 8. 요류 신호 비교.

(a) 무게 요류신호 (b) 압력 요류신호.

Fig. 8. Comparison of the urinary flow rate signals.

(a) Urinary flow rate with weight measurement (b) Urinary flow rate with pressure measurement

하였다는 점을 감안할 때 실용 범위 내에 있다고 할 수 있을 것이다. 따라서 수압 측정방식과 무게 측정방식은 적어도 서로 대등한 오류계측 방법임이 실험적으로 검증되었으며, 수압 측정방식이 잡음 환경에 보다 강하다는 점을 상기하면 상대적으로 우수한 새로운 기술이라 할 것이다.

참고문헌

[1] B. Lukacs, J. C. Grange, and D. Comet, "One-year follow-up of 2829 patients with moderate to severe lower urinary tract symptoms treated with alfuzosin in general practice according to IPSS and a health-related quality-of-life questionnaire", *BPM Group in General Practice. Urology*. vol. 55, no. 4, pp.540-546, 2000.

[2] M. W. Kim, *Highly recommended test and important test, In: Textbook of benign prostatic hyperplasia*, Seoul, Ilchokak Press, pp.127-146, 2004.

[3] A. Talalla, J. W. Bloom, and S. V. Yalla, *Encyclopedia of medical devices and instrumentatin*, New York, A Wiley-Interscience Publication, 1988.

[4] K. A. Kim, S. S. Choi, I. K. Lee, K. S. Park, W. J. Kim, T. S. Lee, E. J. Cha, "Validation of urine volume evaluation by hydraulic pressure measurement", *J. Biomed. Eng. Res*, vol.28, no. 4, pp.577-584, 2007.

[5] A. B. Carlson, *Communication systems*, London, McGraw-Hill, London, pp.75-77, 1975.

[6] A. B. Carlson, *Communication systems*, London, McGraw-Hill, London, pp.148-150, 1975.

[7] G. D. Webster and M. L. Guralnick, *Walsh PC, Retik AB, Vaughan ED Jr, Wein AJ, eds. Campbell's urology*, Philadelphia, Saunders, 2002.