요속검사시 배뇨상황에 무관한 신호대잡음비 개선 기법

김경아 · 최성수 · 이상봉 · 김경옥* · 박경순** · 신은영 · 김원재 · 차은종†

Enhancement of signal-to-noise ratio for uroflowmetric test regardless of urination situation

Kyung-Ah Kim, Seong-Su Choi, Sang-Bong Lee, Kyoung-Oak Kim*, Kyung-Soon Park**, Eun-Young Shin, Won-Jae Kim, and Eun-Jong Cha†

Abstract

Standard uroflowmetry measures the urine weight using single load cell to evaluate the urinary flow rate. Impact noise should be introduced due to gravity when the urine stream falls down into the container upon the load cell. The present study placed three load cells on the three vertices of a regular triangle and the three signals were ensemble averaged to enhance the signal-to-noise ratio(SNR) regardless of how the urination was made. Simulated urination experiment was performed with three different urine collection methods. In all three methods, SNR of the averaged signal was much higher than each load cell signals. With no urine collection device, the present signal averaging technique resulted in SNR values higher by 10~15 dB than when dual funnels or upper funnel were used to guide the urine stream. Therefore, it was demonstrated that the three point measurement followed by with ensemble averaging could enable accurate uroflowmetric test without any specially made urine collection devices.

Key Words : benign prostatic hyperplasia, uroflowmetry, urinary flow rate, signal-to-noise ratio

1. 서 론

전립선은 남성의 방광 출구 부위에 있는 기관으로 그 가운데로 요도가 통과한다^[1]. 일반적으로 35세 이후부터 전립선 조직이 점차 증식하여 비대해지는데(전립선비대증, benign prostatic hyperplasia, BPH)^[2-4], 명확한 원인이 규명되어 있지는 않으나, 내분비기능이 저하되는 고령층에서 많이 발생하므로 남성호르몬과 밀접한 관계가 있다고 알려져 있다^[5]. 최근 고령인구의 증가와 생활의 서구화에 따라 BPH 환자가 증가하는 경향을 보이고 있으며, 50대 이후 적어도 50 % 이상이 증상을 보인다^[6]. 비대해진 전립선이 요도를 압박하여

배뇨 후에도 잔뇨감이 있고 소변이 잘 나오지 않아 힘을 주어야만 하는 배뇨이상 증상과 배뇨욕구를 참기 힘들고 배뇨 후 2시간 이내에 다시 배뇨해야 하는 방광자극 증상 등을 보인다. 이러한 증상들 때문에 삶의 질이 크게 저하된다.

BPH 진단을 위한 검사방법으로는 항문에 직접 손을 넣어 전립선을 만져서 상태를 검사하는 직장 내 수지 검사^[7]와 직장안으로 초음파발생기를 삽입하여 영상을 얻는 직장 초음파검사^[8]가 있다. 이 검사들은 직장 내에 손가락이나 초음파발생기를 삽입해야 하므로 피검자들에게 심한 불쾌감과 불편함을 줄 수 있다. BPH의 진단 및 치료 경과를 평가하는 방법으로는 국제 전립선증상 설문지(international prostate symptom score, IPSS)^[9-10]와 요속검사(uroflowmetry)^[11] 등이 있다. IPSS는 배뇨증상 및 이에 따른 삶의 질에 대해 평가하는 항목들로 구성되어 있다. 피검자 스스로 설문지를 작성하여 얻은 점수와 그 변화 추이로부터 피검자의 질환 상태를 판단한다. 요속검사는 피검자가 소변을 볼 때 소변의 배출속도(요속, urinary flow rate)와 양상, 배뇨량

충북대학교 의대 의학과(School of Medicine, Chungbuk National University) 충북대학교 의학전문대학원, BK21 차세대 선도 의과학 전문인력 양성 사업단

*서울아산병원 간호부(Seoul Asan Medical Center)

**문경대학 간호과(Department of Nursing, Munkyeong College)

†Corresponding author : ejcha@chungbuk.ac.kr

(Received : July 29, 2009, Revised : September 24, 2009)

Accepted : September 29, 2009)

등을 측정하여 질환상태를 평가한다. 정상인의 요속은 배뇨과정 중 점차 증가하다가 소변이 배출됨에 따라 감소하는 양상을 나타내는데 반해, BPH 환자는 요속이 낮게 유지되거나 배뇨중에 소변이 끊어지는 현상이 나타난다. 요속검사는 비침습적이고 간편하게 수행할 수 있어 BPH screening test로 가장 많이 사용된다^[11].

표준 요속검사는 배뇨과정중 소변의 무게변화를 로드셀(load cell)로 측정한 후, 최대요속, 평균요속, 배뇨시간, 배뇨용적 등과 같이 임상적으로 중요한 진단매개변수들을 산출한다. 이러한 무게측정 방식의 요속계는 한 개의 로드셀을 바닥에 위치시키고 그 위에 소변 수집용기를 올려놓는 형태로 구성된다. 남성 피검자는 수집용기안으로 위에서 배뇨하며 소변의 무게변화를 측정하는데, 용기에 가해지는 충격 및 흔들림 잡음이 더해지는 문제점이 발생한다. 이와 같은 충격잡음을 최소화하기 위해 소변을 모아 수집용기의 벽면으로 흘러주는 별도의 용기를 사용하지만 잡음을 근원적으로 제거하는 것은 불가능하다^[12]. 또한 피검자의 신장(height)이나 배뇨력(void force) 등에 따라 배뇨상황이 변하고 잡음의 양상도 달라질 것이다. 이에 본 연구에서는 요속검사시 소변의 무게변화를 세 개의 로드셀로 측정하여 배뇨상황에 무관하게 잡음의 크기를 상쇄시켜 신호대잡음비(SNR)를 향상시킬 수 있는 새로운 기법을 제안하였다. 다양한 배뇨상황을 모사하기 위해 무기구 수집방법, 이중 깔때기 수집방법, 상부 깔때기 수집방법을 도입하였으며, 각 수집방법에 대해 본 기법을 적용하여 잡음 제거 효과를 분석하였다.

2. 실험 방법

2.1. 요속 계측원리

단면적이 A로 일정한 용기에 상부에서 물이 유입될 때 무게 W는 유입된 물의 용적 V에 비례해 증가한다. 이때 W는 질량 m과 중력가속도 g의 곱이며, m은 식 (1)과 같이 V와 밀도 ρ 를 곱하여 얻을 수 있다.

$$W = mg = \rho g V \quad (1)$$

V의 시간변화율을 유속(flow rate) F라 하며, 물이 유입되는 대신 피검자가 용기 상부에서 배뇨하는 경우에는 F가 요속이 된다. F가 V의 시간 변화율이므로 식 (2)와 같이 V를 수리 미분하여 얻을 수 있다. 이는 용기내에 채워지는 소변무게를 연속적으로 측정하여 F를 산출할 수 있음을 나타낸다. 현재 임상에서 사용되는 요속계는 Fig. 1과 같이 용기의 바닥에 로드셀을 한 개 설치하여 W를 연속적으로 측정하고 식 (2)에 따라 F

Fig. 1. Standard weight measurement technique to evaluate urinary flow rate.

Fig. 2. Weight measurements on the three vertices of regular triangle.

를 산출한다.

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

2.2. 신호 합산평균 기법

Fig. 2와 같이 로드셀 3개가 정삼각형의 세 꼭지점 A, B, C 상에 위치하여 대칭적인 구조를 형성하고 W가 수직으로 가해진다면 로드셀 각각이 W/3의 무게를 감지하게 된다. 3개의 로드셀 각각에는 식 (3)과 같이 측정잡음 n_A, n_B, n_C 가 개입되는데, 이때 각각의 잡음이 무질서하다면(random noise) 그 합이 0이 될 것이므로 식 (4)와 같이 세 개의 신호 W_A, W_B, W_C 를 합산함으로써(ensemble averaging) 잡음을 상쇄시킬 수 있다. 즉, 3개의 대칭적 위치로부터 측정되는 무게신호들을 합산평균함으로써 잡음이 제거된 요속신호를 얻을 수 있을 것이다.

$$W_A = \frac{W}{3} + n_A, W_B = \frac{W}{3} + n_B, W_C = \frac{W}{3} + n_C \quad (3)$$

Fig. 3. Three methods of urine collection. (a) No device collection, (b) Dual funnel collection, (c) Upper funnel collection.

$$W_{MEAN} = W_A + W_B + W_C = W, \text{ if } n_A + n_B + n_C \quad (4)$$

식 (1)에서 W 가 V 에 비례하므로 식 (4)를 V 에 대해서도 동일한 형태로 적용할 수 있다(식 (5)).

$$V_{MEAN} = V_A + V_B + V_C = V \quad (5)$$

2.3. 모의 배뇨실험

요속검사시 배뇨상황을 모사하기 위해 Fig. 3과 같이 세 가지 소변 수집방식을 설정하였다. 첫 번째는 일반적인 배뇨상황으로 특별한 장치없이 수집용기 안으로 직접 배뇨하는 경우이다(Fig. 3(a)). 배뇨 초기에 소변이 수집용기의 측면을 따라 흘러내리다가 배뇨가 진행됨에 따라 수면으로 직접 떨어지게 되며, 별도의 기구를 사용하지 않았으므로 “무기구 수집방식”이라 명명하였다.

두 번째는 수집용기에 가해지는 충격을 최소화하기 위해 상부에 소변 수집용 깔때기를 이중 구조로 위치시켰다(Fig. 3(b)). 상부깔때기가 소변을 모아 한 곳으로 내려주면 거꾸로 뒤집어 놓은 형태의 하부깔때기가 사방으로 분산시켜 항상 용기의 벽면을 타고 흘러내리도록 동작한다. 따라서 소변이 바닥이나 수면 상에 큰 충격을 직접적으로 가하지 않으며 “이중깔때기 수집방식”으로 명명하였다. 세 번째는 Fig. 3(c)와 같이 상부 깔때기만을 사용하여 요가 항상 수직으로 수면상의 동일한 위치에 떨어지도록 하였으며, “상부깔때기 수집방식”이라 명명하였다.

앞서 제시한 신호 합산평균 기법을 검증하기 위해 Fig. 4와 같이 실험장치를 구성하였다. 한 번의 길이가 78 mm인 정삼각형의 세 꼭지점 상에 3개의 로드셀(FX1901-0001, measurement specialties, U.S.A.)을 배치하고 그 위에 원형 판을 위치시켜 3개의 로드셀로 무게를 분산시켰다. 판 위에는 직경 145 mm, 높이 165 mm의 원통형 수집용기를 올려놓되, 수집용기 단

Fig. 4. Block diagram of the experimental set-up.

면의 중심이 로드셀로 형성되는 정삼각형의 무게중심에 일치하도록 위치시켰다. 남성의 배뇨과정을 모사하기 위해 수집용기 상부에 배뇨용기를 설치하였다. 배뇨용기의 하부에 직경 6 mm, 길이 20 mm의 배출관을 연결하여 용기에 담긴 물이 수압에 의해 자연스럽게 배출되도록 하였다.

세 개의 로드셀 신호 $V_{A,B,C}$ 를 적절히 증폭하여 합산 평균한 후 차단주파수 10 Hz로 저역여파하는 전자회로를 제작하였다. 로드셀 각각의 동작 영역을 $0-W/3$ 로 설정하였고, 이들 각각에 동일한 전기저항을 연결하여 무게신호를 평균하였다. 따라서 $W_{A,B,C}$ 와 W_{MEAN} 은 동일한 출력 범위를 가지며, 이는 세 개의 로드셀 각각이 측정하는 신호들이 실제 무게를 3배 증폭한 것에 해당한다. 이와같은 회로 구성으로 각 로드셀 신호와 이들을 평균한 신호를 직접 비교하는 것이 가능하다. W_A , W_B , W_C 와 W_{MEAN} 신호를 12 bits, 100 Hz로 A/D변환하여 PC에 축적한 후, V_A , V_B , V_C 및 V_{MEAN} 으로 각각 단위변환하였다.

Fig. 4에서 배뇨용기를 배뇨자라 가정하고 Fig. 3의 세 가지 배뇨방법에 따라 모의 배뇨실험을 반복 수행하였다. 배뇨용기에 물 500 mL를 채우고 하부의 배출관으로 배출시키며 $V_{A,B,C}$ 및 V_{MEAN} 신호들을 얻었다.

2.4. SNR 산출기법

모의 배뇨실험에서 얻은 신호들의 측정잡음을 정량적으로 비교하기 위해 아래와 같이 신호와 잡음을 상호 분리하였다. 일반적으로 전기적 출력신호 V 는 신호 성분 s 와 잡음성분 n 의 합으로 구성되므로 V 는 식 (6)과 같이 s 와 n 의 합으로 쓸 수 있다.

$$V = s + n \quad (6)$$

이때 n 의 주파수 대역이 s 보다 훨씬 클 것이므로, s 를 주파수 대역이 상대적으로 낮은 신호모델로 근사시키면 잡음의 영향을 무시할 수 있다. 즉, s 의 신호모델을 나타내는 시간함수 V_m 을 식 (7)과 같이 3차 다항식

(3rd order polynomial)으로 규정하고 V_m 대신 측정된 V 를 사용하는 최소자승법(least squares analysis)으로 상수 a, b, c, d 를 계산하여 s (혹은 V_m)를 구하였다. 다음으로, 식 (8)과 같이 V 에서 V_m 을 감산하여 n 을 분리하였다.

$$V_m = at^3 + bt^2 + ct + d \approx s \quad (7)$$

where t = time in second

a, b, c, d = constants

$$n = V - s \approx V - V_m \quad (8)$$

세 가지 수집방법으로 측정한 식 (5)의 $V_{A,B,C}$ 및 V_{MEAN} 신호들을 대상으로 식 (7)과 (8)을 적용하여 s 와 n 을 분리한 후 식 (9)와 같이 SNR을 정의하였다. 신호의 전력(power)은 진폭의 제곱에 비례하므로 식 (9)를 (10)과 같이 다시 쓸 수 있고 식 (11)과 같이 dB 단위로 변환하였다(SNR_{dB}).

$$SNR = \frac{\text{Signal power}}{\text{Noise power}} \quad (9)$$

$$SNR = \frac{\int s^2 dt}{\int n^2 dt} \approx \frac{\int V_m^2 dt}{\int (V - V_m)^2 dt} \quad (10)$$

$$SNR_{dB} = 10 \log SNR \quad (11)$$

3. 결과 및 고찰

3.1. 무기구 수집방식

충격에 가장 취약할 것으로 예상되는 무기구 수집방식은 요를 한 곳으로 모으거나 이동 방향을 결정해주는 별도의 장치를 전혀 사용하지 않는 방식이다. Fig. 5에 무기구 수집방식으로 얻은 V_C , V_{MEAN} , s_C , s_{MEAN} 및 n_C , n_{MEAN} 을 제시하였다. 무게신호 추출회로의 잡음을 일차적으로 제거하기 위해 저역여파 하였으나 무게신호의 합산평균 효과를 확인하기 위해 측정된 신호에 소프트웨어적인 처리는 하지 않았다. V_C 는 3개의 로드셀 중 하나(load cell C)에서 얻은 신호이고(Fig. 5(a)), V_{MEAN} 은 세 개의 로드셀 신호들을 합산평균한 신호이다(Fig. 5(b)). Fig. 5(a)에서 약 20초까지는 상부에서 배출이 시작되어 물이 배료용기의 측면을 따라 유입되는 과정으로 V_C 가 비교적 안정한 양상을 보였다. 20~30초 구간은 유속이 감소하여 물이 수면으로 직접 떨어지는 구간으로 신호의 진폭 변화폭(고주파 잡음)이 갑자기 증가하였다. 30~35초 동안에는 물줄기가 감

Fig. 5. Volume signals with no collecting device. (a) Load cell C signal(V_C), (b) Ensemble average(V_{MEAN}) of all three load cell($V_{A,B,C}$) signals, (c) Signal component of V_C , (d) Signal component of V_{MEAN} , (e) Noise component of V_C , (f) Noise component of V_{MEAN} .

소되었지만 연속성을 유지하며 수면 위로 유입되었고 신호의 변화폭이 다시 감소하였다. 35초 이후는 유속이 더욱 감소하여 물방울의 형태로 불연속적으로 수면 위로 떨어지는 구간이었다. 이때 신호의 진폭 변화폭이 다시 대폭 커졌는데 이는 개개의 물방울이 중력에 의해 가속되면서 수면상에 떨어져 큰 충격효과를 유발하였기 때문으로 판단된다. 물이 모두 배출된 후에는 V_C 가 다시 일정한 값으로 복귀하였다. Fig. 5(b)는 V_{MEAN} 으로서 모의 배료 전 과정에서 거의 잡음이 관찰되지 않았다. 모의 배료가 진행되는 동안 V_C 상의 잡음양상은 소변 수집상황에 따라 크게 변화했지만 V_{MEAN} 에서는 전 과정에서 거의 잡음이 관찰되지 않았다. 이는 다른 두 신호(V_A 및 V_B)를 V_C 와 합산평균하는 과정에서 잡음성분들이 서로 상쇄되었다는 것을 의미하고 합산평균 기법의 전제조건인 잡음성분이 random noise 이어야 함을 잘 만족하였음을 입증하는 것이다.

상술한 잡음양상을 정량적으로 분석하기 위해서는

신호와 잡음을 서로 분리해야 하고 적절한 신호모델이 필요하다. 요량신호의 수학적 모델은 과거에 제시된 바 없으나 점진적으로 증가하는(monotonous increase) 것이 자명하다. 요량신호 보다 대역폭이 훨씬 큰 호흡기류신호(0~20 Hz)의 경우 기류-센서 출력 간의 관계를 2차 함수로 모델화할 수 있음이 알려져 있다^[13-14]. 요량신호는 그 대역폭이 약 0~1 Hz에 불과하고 점진적으로 증가하는 형태를 나타내었으므로 식 (7)과 같이 3차 다항식으로 나타내었다. 식 (7)과 (8)을 적용하여 근사식을 산출하고 원 신호로부터 s 와 n 을 분리하여 Fig. 5 (c)~(f)에 나타내었다. 신호의 변화양상을 고려하여 두 구간(30초 전후)으로 나누어 각각 근사식을 산출하였다. Fig. 5(c), (d)는 각각 V_C 와 V_{MEAN} 을 3차 다항식으로 근사시켜 얻은 신호성분 s_C , s_{MEAN} 으로 두 신호가 거의 동일한 파형을 보였으며 고주파잡음이 없는 깨끗한 파형임을 쉽게 확인할 수 있다. 이는 본 연구의 신호-잡음 분리기법이 타당 하였음을 반증한다. Fig. 5 (e), (f)는 각각 V_C 와 V_{MEAN} 에서 s_C 와 s_{MEAN} 을 감산하여 얻은 잡음성분 n_C , n_{MEAN} 으로서 합산평균함에 의해 잡음의 크기가 대폭 감소한 것을 볼 수 있다. s_C , s_{MEAN} 및 n_C , n_{MEAN} 을 식 (9-11)에 대입하여 SNR_{dB} 를 각각 산출한 결과, V_{MEAN} 이 V_C 보다 약 20.6 dB 컸으며 이는 원 신호의 진폭비율로 볼 때 약 10.7배 우수한 품질을 나타내는 것이다. 즉, 잡음성분이 제거된 매우 양질의 신호를 얻을 수 있었다. 대표적인 로드셀 한 개의 결과만을 제시하였으나 나머지 두 로드셀 신호들의 결과도 모두 유사하였다.

30초 전후의 구간을 각각 1과 2로 나누어 산출한 신호성분식을 식 (12)에 모두 제시하였다.

$$\begin{aligned} s_{C1} &= -9.1 \times 10^{-4}t^3 - 0.208t^2 + 23.899t - 21.978 \\ s_{C2} &= 2.3 \times 10^{-3}t^3 - 0.132t^2 + 2.807t + 479.278 \\ s_{MEAN1} &= -3.7 \times 10^{-4}t^3 - 0.230t^2 + 23.061t + 8.398 \\ s_{MEAN2} &= 3.1 \times 10^{-3}t^3 - 0.150t^2 + 2.871t + 479.800 \end{aligned} \quad (12)$$

3.2. 이중깔때기 및 상부깔때기 수집방식

이중깔때기 방식은 배뇨용기에 가하는 충격을 최소화하기 위해 도입한 수집방식으로 물이 배출되는 초기부터 종료시까지 하부깔때기의 상부에서 물이 분산되어 배뇨용기 벽면 전체를 타고 흐르도록 하였다. Fig. 6(a)는 V_C 신호로서 배출 초기부터 종료시까지 진폭 변화폭이 전반적으로 크고 일정하게 나타났으며, V_{MEAN} 에서는 상당히 감소하였지만(Fig. 6(b)), 무기구 수집방식(Fig. 5(b))에 비해서는 상대적으로 변화폭이 컸다. V_C 와 V_{MEAN} 의 변화양상을 고려하여 32초 전후 구간으로 구분하여 얻은 s_C 와 s_{MEAN} 을 Fig. 6(c), (d)에 나타내

Fig. 6. Volume signals with dual funnels (a) Load cell C signal(V_C), (b) Ensemble average(V_{MEAN}) of all, three load cell($V_{A,B,C}$) signals, (c) Signal component of V_C , (d) Signal component of V_{MEAN} , (e) Noise component of V_C , (f) Noise component of V_{MEAN} .

었다. 32초 전후 구간을 각각 1과 2로 구분하여 구한 신호성분식을 식 (13)에 제시하였다.

$$\begin{aligned} s_{C1} &= 1.5 \times 10^{-3}t^3 - 0.236t^2 + 19.815t + 10.424 \\ s_{C2} &= -9.02 \times 10^{-2}t^3 + 0.846t^2 + 4.417t + 455.813 \\ s_{MEAN1} &= 8.2 \times 10^{-4}t^3 - 0.204t^2 + 19.680t + 4.514 \\ s_{MEAN2} &= -9.38 \times 10^{-2}t^3 + 0.897t^2 + 4.233t + 456.723 \end{aligned} \quad (13)$$

32초 전후를 구분하여 분석하였기 때문에 32초에서 다소의 불연속성을 보이고는 있으나, 두 신호가 전반적으로 고주파잡음을 포함하고 있지 않으며 매우 유사한 파형을 보였다. 이는 앞서와 마찬가지로 본 연구의 신호-잡음 분리기법이 타당하였음을 반증한다. Fig. 6(e), (f)에는 잡음성분 n_C , n_{MEAN} 을 제시하였다. n_C 의 변화폭이 전체 구간에서 크고 일정하게 나타났으며(Fig. 6(e)) n_{MEAN} 에서 1/2 이상 축소되었다(Fig. 6(f)).

V_C 보다 V_{MEAN} 의 잡음성분이 1/2 이상 축소된 것은 (Fig. 6(e), (f)) 본 연구의 합산평균 효과를 입증하는 것이지만 무기구 수집방식(Fig. 5(e), (f))보다는 잡음 상

쇄효과가 훨씬 적었다. 이는 물줄기들을 사방으로 분산시키고 항시 수집용기의 벽면을 따라 흘러내리게 함으로써 충격잡음이 최소화되기는 하였겠지만 당초의 예상과는 매우 다른 결과이다. 그 이유를 알아보기 위해 무기구 수집방식과 이중깔때기 수집방식의 잡음성분을 상호 비교해 보았다. 모의 배뇨가 진행되는 동안 물줄기의 하강양상에 따라 무기구 수집방식은 잡음의 양상이 크게 변화하였으나(Fig. 5(e)), 이중깔때기 수집방식은 잡음의 양상에 거의 변화가 없었다(Fig. 6(e)). 이에 따라 이중깔때기 수집방식의 잡음성분 진폭이 초기에는 무기구 수집방식보다 크고 말기에는 상대적으로 작은 것을 관찰할 수 있다. 이는 무기구 수집방식에서는 물줄기의 방향을 유도하는 아무런 기구가 없어 불특정하게 떨어지는데 반해, 이중깔때기를 사용함으로써 일정한 방향으로 물의 흐름이 유도되고 따라서 잡음 양상에도 어떤 일관성이 생기기 때문으로 판단된다. 무기구 수집방식과는 달리 이중깔때기 수집방식은 잡음성분의 진폭이 배뇨 전 과정에서 크게 변화하는 양상을 보이지 않고 일정한 수준을 유지한다는 사실 또한 수집용기에 의한 일관성을 뒷받침한다.

배출되는 물을 깔때기로 모아 수직방향으로 바닥에 직접 떨어지게 하는 상부깔때기 수집방식의 신호들을 Fig. 7에 나타내었는데 이중깔때기 수집방식과 유사한 결과를 볼 수 있었다. V_C (Fig. 7(a))는 Fig. 6(a)와 유사한 형태를 나타내었으나 진폭 변화폭은 상대적으로 약간 작았다. 또한 V_{MEAN} 의 변화폭이 다소 감소하였다(Fig. 7(b)). Fig. 7(c), (d)는 s_C 와 s_{MEAN} 으로서 Fig. 6(c), (d)와 전반적으로 유사한 형태를 나타내었다. 34초 전후 구간을 1과 2로 구분하여 산출한 신호성분식을 식 (14)에 제시하였다.

$$\begin{aligned} s_{C1} &= 3.4 \times 10^{-3}t^3 - 0.348t^2 + 22.270t + 0.160 \\ s_{C2} &= 2.9 \times 10^{-2}t^3 - 0.664t^2 + 4.773t + 489.493 \\ s_{MEAN1} &= 2.6 \times 10^{-3}t^3 - 0.309t^2 + 21.765t - 0.585 \\ s_{MEAN2} &= 4.7 \times 10^{-2}t^3 - 0.875t^2 + 5.425t + 488.942 \end{aligned} \quad (14)$$

n_{MEAN} 의 변화폭은 n_C 의 1/2 이상 축소되었으며, 이중 깔때기 수집방식보다 다소 작게 나타났다. 즉, 상부깔때기 하나만을 사용하는 경우 이중깔때기를 사용하는 것보다 잡음성분의 진폭이 상대적으로 작았고 합산평균에 의한 잡음상쇄 효과도 다소 크게 나타났다. 세 가지 수집방식의 배뇨시간이 각각 다르게 나타났는데, 이는 배뇨가 거의 완료되면 용기 바닥의 물이 배출되지 않는 현상이 발생하여 수동으로 용기를 기울여 물을 배출하였기 때문에 이 과정에 일관성이 없어서 발생한 것으로 판단된다.

Fig. 7. Volume signals with upper funnel only (a) Load cell C signal(V_C), (b) Ensemble average(V_{MEAN}) of all, three load cell($V_{A,B,C}$) signals, (c) Signal component of V_C , (d) Signal component of V_{MEAN} , (e) Noise component of V_C , (f) Noise component of V_{MEAN} .

로드셀을 사용하는 무게측정형 요소계측방법은 요 수집용기 바닥에 로드셀을 위치시켜 전체 배뇨과정 동안의 용기 내 무게 변화를 측정한다. 이때 상부에서 떨어지는 요는 용기에 불특정한 충격을 가하여 용기에 흔들림을 발생시켜, 전자회로 내에서의 측정잡음에 더해 충격에 의한 잡음이 발생하게 된다. 최근, 이를 방지하기 위해 요 줄기가 항상 수직 방향이 되도록 별도의 수집기구를 사용해야 한다는 연구가 수행된 바 있으나^[12], 1개의 로드셀을 사용하고 있어 충격의 영향에서 벗어날 수 없으며 정확도에도 문제가 발생한다. 본 연구에서는 충격 잡음을 최소화시키고, 시스템의 정확도 향상을 위해 로드셀 세 개를 설치하여 무게신호를 합산 평균하는 기법을 적용하였다. 세 개의 로드셀로부터 측정되는 n_A, n_B, n_C 는 서로 무관한 신호가 아니거나 혹은 둘이 커지면 나머지는 감소하는 관계를 가지게 된다. 그러나 배뇨상황에 따라 n_A 는 무질서한 잡음으로 볼 수 있다. 따라서 잡음 상쇄효과와 함께 상호관

계 효과에 의해서도 하나의 로드셀을 사용할 때 보다 정확한 신호를 얻을 수 있다. 또한 각각의 로드셀은 물이 떨어지는 위치에 따라 무게를 나누어 측정하게 되며 $n_{A, B, C}$ 로 배분된다. 잡음신호의 경우 크기가 배분된다 하더라도 그 자체는 무질서한 성분들이므로 합산 평균시 상쇄효과가 있다. 본 연구에서 제시하는 합산 평균 기법의 잡음 상쇄효과가 무기구→상부깔때기→이중 깔때기 수집방식의 순서로 나타났고 상부 및 이중 깔때기 수집방식의 경우 다소의 차이만이 있었으나 무기구 수집방식이 다른 두 방식들보다 훨씬 큰 잡음 상쇄효과를 보였다는 점은 소변을 수집하는 기구가 복잡해질수록 합산평균 효과가 작아진다는 것을 암시한다. 합산 평균 기법은 신호에 개입되는 잡음성분이 순수한 random noise이어야 한다는 것이 전제조건이다. 앞서도 지적한 대로 수집용기가 물줄기를 특정한 방향으로 유도하여 잡음성분에 어떤 일관성이 생기면 무질서도가 감소하고 따라서 합산평균시 잡음 상쇄효과가 감소할 수 밖에 없다. 즉, 별도의 수집용기를 사용하지 않았을 때 잡음성분은 무질서도가 가장 크고 따라서 잡음이 가장 많이 상쇄된다. 어떤 형태의 수집용기이건 일단 사용되면 물줄기가 일정한 방향으로 유도될 것이고 이에 따라 잡음 상쇄효과는 크게 줄어든 것이며 이는 본 연구결과와 일치한다. 나아가 수집용 깔때기를 두 개 사용할 때 잡음 상쇄효과가 가장 작았다는 사실과도 일관성이 있다. 그러나 로드셀 각각의 신호들을 수집방식 간에 비교해 보면 무기구 수집방식의 충격잡음이 수집기구를 사용하는 다른 두 방식보다 컸으며, 이는 기존의 요속계가 충격잡음 자체를 축소하기 위해 수집기구를 사용하는 목적에 부합된다(아래에 설명).

3.3. 수집방식 간 SNR 비교

무게신호 추출회로의 잡음을 일차적으로 제거하기 위해 저역여파 하였으며, 무게신호의 합산평균 효과를 확인하기 위해 측정된 신호에 소프트웨어적인 처리는 하지 않았다.

지금까지 신호파형들을 상호 비교하기 위해 로드셀 C에서 측정된 V_C 에 대한 결과만을 제시하여 합산평균 기법의 효과를 고찰하였다. 본 연구의 잡음상쇄 정도를 보다 구체적이고 정량적으로 검증하기 위해 3개의 로드셀 각각에서 얻은 $V_{A, B, C}$ 신호 및 합산평균신호 V_{MEAN} 을 3가지 수집방식에 따라 구분하여 SNR_{dB} 값들을 산출, Table 1에 제시하였다. Table 1에서 $V_{A, B, C}$ 의 SNR_{dB} 를 평균한 결과를 보면 상부깔때기 수집방식이 30.1 dB로서 가장 컸으며 무기구 수집방식이 27.5 dB로 가장 작았다. 이중깔때기 수집방식은 27.9 dB로 무

Table 1. Signal-to-noise ratios obtained in each load cells with different collection methods [unit: dB]

Collection method	Load cell(A)	Load cell(B)	Load cell(C)	Mean of A, B, C	Ensemble Average
No collecting device	27.3	27.7	27.5	27.5	48.1
Dual funnels	25.6	32.3	25.9	27.9	33.4
Upper funnel only	26.7	34.7	28.9	30.1	37.0

Fig. 8. Signal-to-noise ratio comparison for three different collection methods.

기구 수집방식과 비슷하였다. 이는 하나의 로드셀을 사용하는 경우에는 상부깔때기 하나만을 사용할 때 가장 좋은 품질의 신호를 얻을 수 있음을 나타내고 수집기구가 충격잡음을 줄이는데 기여한다는 것을 뒷받침한다. 반면에 세 로드셀을 합산평균한 신호 V_{MEAN} 을 수집방식 간에 비교해 보면 무기구 수집방식이 48.1 dB로 다른 두 방식보다(33.4, 37.0 dB) 월등히 큰 SNR_{dB} 값을 보이며 그 차이는 10~15 dB에 달하는데 이는 진폭비율로 환산하면 신호품질이 적어도 3배 이상 향상된 것에 해당한다. V_{MEAN} 의 SNR_{dB} 를 세가지 수집방식 간에 Fig. 8에 막대그래프로 비교하였다.

4. 결 론

표준 요속검사는 소변의 무게를 한 개의 로드셀로 측정하여 요속신호를 산출한다. 이때 로드셀이 용기 바닥에 설치되고 용기 상부에서 배뇨가 이루어지므로 소변의 무게신호에 충격잡음이 더해져 측정된다. 이에 본 연구에서는 소변 수집용기 바닥에 로드셀을 세 개 위치

시켜 신호를 합산평균하는 기법을 도입하여 요속검사를 발생하는 측정잡음을 최소화시킴으로써 배뇨상황에 무관하게 SNR을 개선할 수 있는 기법을 제안하였다.

실제 배뇨시 발생가능한 상황을 가정하여 무기구, 이중갈때기, 상부갈때기 수집방식으로 구분하여 모의 배뇨실험을 수행하였다. 세 경우 모두 합산평균한 신호의 SNR_{dB} 값이 로드셀 한 개의 신호보다 크게 나타났으며 이는 세 개의 신호를 합산평균하는 것이 용기바닥에서의 충격효과 때문에 무질서하게 개입되는 고주파 잡음을 상쇄시킨다는 것을 반증한다.

수집방식 간에는 무기구 수집방식이 갈때기를 사용하는 다른 두가지 수집방식보다 우수하여 SNR_{dB}가 대략 10~15 dB 만큼 개선되었다. 이는 인위적으로 물줄기에 변화를 주어 충격잡음을 줄이는 것보다 자연적으로 발생하는 잡음이 random noise에 더 가깝기 때문에 합산평균의 효과가 배증되기 때문으로 판단된다. 따라서 세 점에서 측정하는 신호를 합산평균함으로써 특별한 장치없이 소변을 수집하는 무기구 수집방식으로 정확한 요속검사를 수행할 수 있을 것이다. 본 연구의 무기구 수집방식은 기존에 사용하던 별도의 소변 수집기가 불필요하며 3개의 로드셀이 수집용기의 바닥면을 안정하게 유지하는 장점도 있으므로 요속계 개발시 유용하게 응용되리라 기대된다. 향후 다수의 정상인과 전립선 관련 환자들에 대한 실제 배뇨 실험을 수행하여 본 연구의 타당성 및 정확성을 입증해야할 것으로 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2009-0063258).

참고 문헌

- [1] 대한전립선학회, 전립선비대증, 일조각, pp. 3-15, 2004.
- [2] B. K. Pradhan and K. Chandra, "Morphogenesis of nodular hyperplasia prostate", *J. Urol.*, vol. 113, pp. 210-219, 1975.
- [3] P. Abrams, "In support of pressure-flow studies for evaluating men with lower urinary symptoms", *Urology*, vol. 44, pp. 153-155, 1994.
- [4] E. Shapiro and H. Lepor, "Pathophysiology of clinical benign prostatic hyperplasia", *Urol. Clin. North Am.*, vol. 22, pp. 285-290, 1995.
- [5] J. Y. Grayhack, "Changes with aging in human seminal vesicle fluid fructose concentration and seminal vesicle weight", *J. Urol.*, vol. 86, p. 142, 1961.
- [6] H. A. Guess, H. M. Arrighi, E. J. Metter, and J. L. Fozard, "Cumulative prevalence of prostatism matches the autopsy prevalence of benign prostatic hyperplasia", *Prostate*, vol. 17, pp. 241-246, 1990.
- [7] C. G. Roehrborn, C. J. Girman, and T. Rhodes, "Correlation between prostate size estimated by digital rectal examination and measured by transrectal ultrasound", *Urology*, vol. 49, pp. 548-543, 1997.
- [8] M. D. Rifkin, A. B. Kurtz, H. Y. Choi, and B. B. Goldberg, "Endoscopic ultrasonic evaluation of the prostate using a transrectal probe: prospective evaluation and acoustic characterization", *Radiology*, vol. 149, pp. 265-271, 1983.
- [9] M. J. Barry, F. J. Jr Fowler, M. P. O'Leary, R. C. Bruskewitz, H. L. Holtgrewe, and W. K. Mebust, "Correlation of the AUA symptom index with self administered versions of the Madsen-Iversen, Boyarsky and Maine medical assessment program symptom indexes", *J. Urol.*, vol. 148, pp. 1558-1563, 1992.
- [10] M. J. Barry, F. J. Jr Fowler, M. P. O'Leary, R. C. Bruskewitz, H. L. Holtgrewe, and W. K. Mebust, "The american urological association symptom index for benign prostatic hyperplasia", The Measurement Committee of the AUA, *J. Urol.*, vol. 148, pp. 1549-1557, 1992.
- [11] 대한전립선학회, 전립선비대증, 일조각, 서울, pp. 127-146, 2004.
- [12] 정도운, 조성택, 남기곤, 정문기, 전계록, "로드셀을 이용한 요류검사의 구현 및 평가", *센서학회지*, 제 13권, 제6호, pp. 436-445, 2004.
- [13] A. Fleisch, "Der pneumotachography: ein Apparat zur Beischwindigkeitregistrierung der Atemluft", *Arch. Ges. Physiol.* vol. 209, pp. 713-722, 1925.
- [14] 김경아, 이태수, 차은중, "기능성 일회용 호흡관의 소형화 연구", *센서학회지*, 제 14권, 제3호, pp. 250-257, 2005.

김 경 아

- 1991년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학사)
- 1993년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학석사)
- 2001년 충북대학교 의용생체공학과(공학박사)
- 2005년~현재 충북대학교 의과대학 의공학교실 조교수
- 주관심분야: 생체신호계측, 물리센서, 재택의료기

최 성 수

- 2006년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학사)
- 2008년 충북대학교 의용생체공학과(공학석사)
- 2008년~현재 충북대학교 의용생체공학과 박사과정
- 2006년~현재 씨케이인터내셔널 근무
- 주관심분야: 생체계측, 물리센서

이 상 봉

- 2007년 충주대학교 공과대학 기계공학과(공학사)
- 2008년~현재 충북대학교 의용생체공학과 석사과정
- 2008년~현재 씨케이인터내셔널 근무
- 주관심분야: 생체계측기기, 생체신호분석

김 경 옥

- 1979년 서울대학교 의과대학 간호학과(간호학학사)
- 1995년 한양대학교 간호대학원 간호학과(간호학석사)
- 2008년~현재 서울아산병원 간호본부장
- 주관심분야: 간호행정, 중환자 전문 간호, 간호 정보

박 경 순

- 1990년 청주과학대학 간호과(간호학사)
- 2002년 대전대학교 간호과(간호학석사)
- 2005년 충북대학교 의용생체공학과(공학석사)
- 2005년~현재 충북대학교 의용생체공학과 박사과정
- 2006년~현재 문경대학 간호과 교수
- 주관심분야: 의료정보, 의료기기, 간호관리

신 은 영

- 1992년 충북대학교 자연과학대학 생화학과(이학사)
- 1995년 충북대학교 의과대학 의학과 생화학전공(의학석사)
- 1999년 충북대학교 의과대학 의학과 생화학전공(의학박사)
- 2003년~현재 충북대학교 의과대학 생화학교실 부교수
- 주관심분야: 암발생, 세포분화, 세포신호전달

김 원 재

- 1980년 서울대학교 의과대학 비뇨기과학(학사)
- 1986년 서울대학교 의과대학 비뇨기과학(의학석사)
- 1988년 서울대학교 의과대학 비뇨기과학(의학박사)
- 1990년~현재 충북대학교 의과대학 비뇨기과학교실 교수
- 주관심분야: 비뇨생식기종양학, 소아비뇨기과학

차 은 종

- 1980년 서울대학교 공과대학 전자공학과(공학사)
- 1987년 미국 남가주대학 의공학 박사, Research Associate
- 1988년~현재 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 2001년~현재 씨케이인터내셔널 대표 겸직
- 주관심분야: 생체계측, 물리센서, 심폐의료기, 정밀계측