

# 유비쿼터스 기반 휴대용 방광기능 검사 장치

## Portable urodynamics monitoring system based on ubiquitous technology

김거식\*, 안양수\*\*, 송철규\*\*\*  
(Keo-Sik Kim, Yang-Su An and Chul-Gyu Song)

**Abstract** - We developed a portable urodynamics monitoring system using personal digital assistance (PDA) and proposed a new method for measuring the abdominal pressure in non invasive mode using surface EMG signals. This system is consisted of a signal conditioning and control module and could measure the vesical, abdominal and detrusor pressure. The result showed a high correlation coefficient between the practical abdominal pressure, using a conventional rectal catheter and the estimated values, by our proposed algorithm ( $r=0.81$ ). This system should prove a useful tool in the future evaluations of ambulatory urodynamics monitoring study.

**Key Words** : urodynamics study, abdominal pressure, EMG, regression modeling, ubiquitous

### 1. 서 론

휴대용 요역동학 검사(urodynamics) 장치는 요실금, 배뇨 곤란, 신경인성 방광 등을 진단하고 그 치료 방법을 결정하는데 중요한 정보를 제공한다. 요역동학 검사는 방광의 기능을 검사하는 방광 내압 측정과 요도 괄약근의 기능을 조사하는 근전도 측정으로 이루어진다. 방광내압 측정(cystometry) 검사는 요역동학 검사의 기본이 되는 검사로써, 방광의 축뇨와 배뇨 시에 일어나는 압력 변화를 기록하면서 방광의 용적, 지각력, 수용력, 수축력, 배뇨근 수축의 수의 조절력, 약물에 대한 반응 등의 방광 기능을 검사한다[1].

기존의 요역동학 검사는 쇠석위(supine) 자세에서 실시되므로 일상생활 동작과 여러 가지 자세변화에 따른 복강 내압 및 방광기능의 변화를 적절히 반영할 수 없으며, 검사를 위해 환자가 직접 검사실로 이동해야 하는 불편함이 있으며, 검사 비용도 비교적 고가이므로 환자에게 부담이 될 수 있다. 또한, 장비의 규모가 크고 검사 시 환자에게 식염수를 투여하여 방광 기능을 모의하며, 특히 복압 측정을 위해 항문 카테터를 삽입해야 하는 불편함이 있었다[2].

따라서 본 연구에서는 PDA를 이용하여 기존의 방광기능 검사 장비의 대규모성과 방법의 복잡성을 탈피하고, 복부 압력을 비 침습적으로 측정하여 모니터링 할 수 있는 휴대용 요역동학 검사 시스템을 설계하였다. 그리고 압력 보정 키트를 사용하여 장비의 정확성 및 재현성을 검사하였다.

### 2. 시스템 설계

#### 2.1 시스템 구성

방광내압 측정 검사 시 진단을 위해 필요한 중요한 측정값은 배뇨압(detrusor pressure)과 방광내압(vesical pressure), 복압(abdominal pressure)이다. 따라서 본 장치는, 요도 카테터를 이용하여 방광내압을 측정하고, 복부 근전도를 이용하여 복압을 측정하며, 방광내압과 복압의 차를 계산하여 배뇨압을 측정할 수 있도록 설계하였다.

그림 1은 본 연구에서 제작될 장치의 블록도이다. 본 장치는 크게 센서 모듈과 제어 모듈로 구성된다. 먼저 센서 모듈은, 센서에서 측정된 신호의 잡음을 제거하고 신호를 증폭하기 위한 아날로그 필터 회로와 증폭 회로로 구성된다. 센서 모듈에 사용된 증폭기는 센서에서 입력된 아날로그 신호의 임피던스 매칭을 위하여 instrumentation AMP의 한 종류인 AMP02 (Analog Device, U.S.)를 사용하였다. 그리고 신호에 유입된 전원 잡음을 제거하기 위해 60Hz 노치 필터 회로를 설계하였으며, 센서에서 발생한 오프셋 성분을 제거하기 위해 오프셋 제거 회로를 설계하였다. 근전도 신호의 경우, 환자의 움직임이나 호흡 등으로 인해 유입된 동 잡음을 제거하기 위해 추가로 (50-250 Hz)의 대역통과 필터를 설계하였다[3].

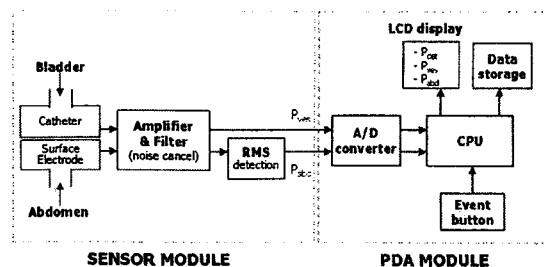


그림 1 본 장치의 블록도

#### 저자 소개

- \* 正 會 員 : 全 北 大 學 校 大 學 院 電 子 情 報 工 學 部 博 士 課 程
- \*\* 學 生 會 員 : 全 北 大 學 校 大 學 院 電 子 情 報 工 學 部 碩 士 課 程
- \*\*\* 正 會 員 : 全 北 大 學 校 電 子 情 報 工 學 部 副 教 授

PDA 모듈은, 센서 모듈에서 측정된 신호를 모니터링하고 수집된 데이터를 저장하기 위한 것으로서, 각종 신호처리 및 수집된 데이터를 그래프나 문자로 출력하기 위한 PDA (hx-2110, HP, U.S.), 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 A/D컨버터 (CF6004, National Instruments™, U.S.)와, 장시간의 데이터를 저장하기 위한 1GB 용량의 SD 메모리 카드로 구성된다. 데이터 수집을 위해, 아날로그 압력신호와 근전도 신호를 디지털 신호로 변환하였다(샘플링주파수 500 Hz). 그림 2의 본 연구에서 제작된 센서 모듈과 PDA 모듈을 나타낸다.

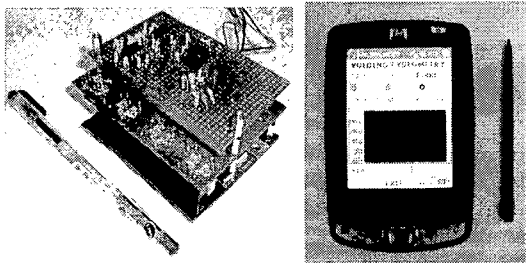


그림 2 제작된 휴대용 방광기능 검사장치 (a) 센서 모듈, (b) PDA 모듈

## 2.2 방광기능 모니터링 소프트웨어

PDA 모듈을 이용하여 검사 중 측정된 신호를 모니터링하고, 수집된 신호를 관리하기 위해, LabVIEW PDA module (ver. 7.1, National Instruments™, U.S.)을 이용하여 모니터링 소프트웨어를 제작하였다. PDA 프로그램은 방광내압( $P_{ves}$ ), 복압( $P_{abd}$ ), 배뇨압( $P_{det}$ )의 추세를 한 화면상에 그래프와 숫자로 표시하고 동시에 데이터를 저장하는 기능을 갖는다. 각각의 신호는 한 그래프에 서로 50 cmH<sub>2</sub>O의 읍셋 간격을 두고 표시되도록 하여, 사용자가 각 압력의 변화 과정을 시각적으로 인식하기 쉽도록 하였다.

또한 배뇨압이나 복압의 갑작스런 변화는 방광의 생리적인 현상이 아닌, 여러 가지 외부 요인(기침, 보행, 척추 굴곡 운동 등)에 의해 발생할 수 있으며, 이는 추후 진단을 위한 중요한 요소로 사용될 수 있다. 따라서 본 모니터링 소프트웨어에는 '이벤트 입력' 버튼(그림 2 (b)의 'move', 'cough', 'sneeze', 'talk' 버튼)을 구비하여, 사용자가 검사 중 이벤트 입력 시점을 간단하게 기록할 수 있도록 하였다.

## 2.3 복부 근전도를 이용한 복압 측정

배뇨압은 축뇨와 배뇨 시 방광 배뇨근의 활동성을 평가하는 중요한 변수로서, 방광내압과 복압의 차이를 계산하여 측정되므로, 검사 시 방광내압 측정과 동시에 복압도 필수적으로 측정되어야 한다. 본 장치에서는, 기존의 방광기능 검사에서 복압 측정을 위해 사용되었던 항문 카테터를 제거하고, 복압을 비 침습적으로 측정할 수 있는 새로운 방법을 제안하였다.

복압의 증가는 방광 주변 장기에 의해 방광에 가해지는 힘 외에도, 피검자의 자의적인 복근 수축 운동에 의해 발생할 수 있으며, 그 예로 기침이나 보행, 척추 굴곡 운동 등과 같은 일상의 행동으로 인해 복압이 증가할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 환자의 자의적인 복근 수축 운동 시 발생하는 복부

근전도 신호의 실효값(RMS)과 실제 항문 카테터를 이용하여 측정된 복압 사이의 회귀 모델링을 이용하여 관계식을 계산하고, 이를 이용하여 복부 근전도 신호로 복압을 추정할 수 있는 방법을 제안하였다.

그림 3은 복부 근전도 신호를 이용하여 복압을 측정하기 위한 흐름도이다. 먼저, 수집된 근전도 신호는 아날로그 회로에서의 증폭비를 고려하여, 증폭 이전의 uV 단위의 신호로 스케일링한 후, 신호의 실효값(RMS)을 계산한다. 그 다음, RMS 신호의 고주파 성분을 제거하기 위해 10 포인트로 이동평균 필터를 적용한다. 최종적으로, 회귀 모델링 기법을 이용하여, 카테터로 측정된 복압과 근전도 RMS 값 사이의 관계식을 도출한 후, 이를 통해 근전도 RMS 값을 복압 신호로 변환한다.

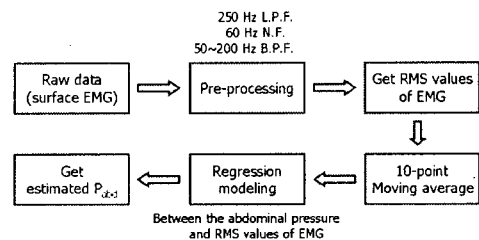


그림 3 복부 근전도를 이용한 복압 측정 알고리즘

## 3. 시스템 검증

### 3.1 압력채널 보정 실험

본 장치의 정확성과 재현성을 검사하고, 기존 요역동학 장치와의 성능을 비교하기 위해 micro-tip pressure transducer catheter (9022K0931™, Medtronic, U.S.)와 압력 보정 키트 (DPT9022K0122™, Medtronic, U.S.)를 이용하여 압력채널 보정 실험을 실시하였다. 압력보정실험 과정은 다음과 같다.

- (1) 보정 키트의 물기등을 0 cm의 수직 높이에 위치시키고 이 때 측정된 압력을 0 cmH<sub>2</sub>O라 한다.
- (2) 그 다음, 물기등을 10 cm에 위치시키면 이때의 압력은 10 cmH<sub>2</sub>O가 되며; 이때 장치에서 측정된 압력값과 실제 압력값 사이의 차이를 계산하여 오차를 구한다.
- (3) 물기등을 10cm씩 차례로 높여가면서 100 cm가 될 때까지 각각의 높이에서의 오차를 구한다.

본 연구에서는 장치의 재현성과 정확성을 검사하기 위해, 위의 (1)~(3) 과정을 총 20회 반복하였다. 실험 결과, 본 장치의 측정 오차는 ± 0.82 cmH<sub>2</sub>O로서 약 1%의 오차율을 갖는 것으로 나타났다(표 1).

표 1 압력 보정실험 결과

실제압력	0	10	20	30	40	50
평균	0.21	9.38	19.32	29.07	39.39	50.20
(표준편차)	(0.54)	(1.50)	(0.85)	(1.58)	(0.90)	(0.67)
실제압력	60	70	80	90	100	오차
평균	59.49	69.63	79.48	89.73	99.05	±0.82
(표준편차)	(0.64)	(0.58)	(0.48)	(0.56)	(0.34)	

단위: cmH<sub>2</sub>O

### 3.2 복부 근전도를 이용한 복압 측정

복압과 복부 근전도 신호 수집을 위해, 방광기능에 이상이 있는 환자를 대상으로 요역동학 검사를 실시하였다. 피검자는 쇠석위(supine) 자세를 취하도록 하였으며, 요도와 직장에 카테터를 삽입하여 방광내압과 복압 신호를 수집하고, 동시에 복부에 근전도 전극을 부착하여 근전도 신호를 수집하였다. 근전도 신호는 복부 복직근에 활성 전극과 기준 전극을 부착하고, 상전장골극(anterior superior iliac spine)에 접지 전극을 부착하여 신호를 수집하였다[4].

그림 4는 38세 남자 환자를 대상으로 수집한 복압과 근전도 신호로서, 복부 운동 시 항문 카테터를 이용하여 측정된 복압(점선)과 복부 근전도 신호를 이용하여 추정된 복압(실선)을 나타낸 것이다. 그림 4의 (a)는 피검자가 자의적으로 복부 수축 운동을 실시하였을 때 발생하는 복압의 변화이며, (b)는 환자가 누운 자세에서 상체를 일으키는 척추 굴곡 운동을 실시한 결과이다. 그리고 그림 4의 (c)와 (d)는, 각각 (a)와 (b)에서 측정된 근전도 RMS 값과 카테터를 이용하여 측정된 복압 사이의 분포를 나타내며, 실선은 두 신호 사이의 관계식을 나타낸다. 아래의 식은 (1)은 복근 수축 운동 시 복압과 근전도 RMS 사이의 관계식이며, (2)는 척추 굴곡 운동 시의 관계식이다.

$$Y = -0.500X^2 + 21.716X - 86.937 \quad (1)$$

$$Y = -0.289X^2 + 4.208X - 16.938 \quad (2)$$

(Y : 복압, X : 근전도 RMS 값)

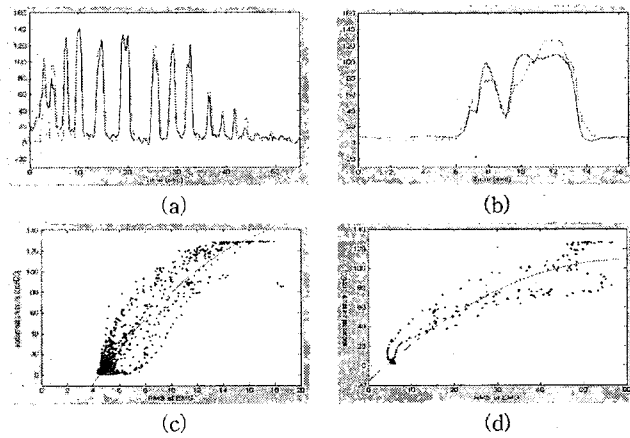


그림 4 카테터를 이용하여 측정된 복압(점선)과 근전도를 이용하여 측정된 복압(실선)의 비교, (a) 복근 수축 운동 시, (b) 척추 굴곡 운동 시, (c) 복근 수축 운동 시 복압과 근전도 RMS값 분포, (d) 척추 굴곡 운동 시 복압과 근전도 RMS 분포

또한 위에서 언급한 움직임, 기침, 재채기, 대화 이벤트 발생 시 복압과 근전도 RMS값의 상관계수를 구하여 두 신호 사이의 유사성을 분석하였다(표 2). 실험 결과, 움직임( $r=0.96$ ), 재채기( $r=0.86$ ), 기침( $r=0.85$ ) 시 두 신호간의 상관계수가 상당히 높아, 본 연구에서 제안된 알고리즘을 이용하여 복압을 비 침습적으로 측정할 수 있는 가능성을 확인하였다.

표 2 각 이벤트 별 실제 복압과 추정된 복압간의 상관계수

이벤트	움직임	기침	재채기	대화
상관계수	0.96	0.86	0.85	0.34

### 4. 결론

본 연구에서는 PDA장치를 이용하여, 검사에 소요되는 시간과 공간의 제약이 적은 휴대용 요역동학 검사 장치를 개발하였다. 본 장치를 이용하여 실시한 압력 보정실험 적용 결과, 본 장치가 기존 고가의 요역동학 장치를 대체할 수 있는 가능성을 발견할 수 있었다.

또한, 본 연구에서 제안된 복압 측정 알고리즘을 이용하여, 기존의 카테터 방법을 대체하는, 복부 근전도 방법을 이용하여 복압을 비침습적으로 측정할 수 있는 가능성을 발견하였다. 하지만, 본 알고리즘을 적용한 임상실험 횟수가 20회 이내로 적기 때문에, 본 연구에서 도출된 복압 변환식(복압과 근전도 RMS 간의 관계식)을 모든 피검자에게 공통으로 적용하는 데에는 한계가 있었다. 따라서 여러 번의 임상실험을 반복하여, 피검자 모두에게 적용할 수 있는 변환식을 도출하는 것이 필요할 것이다.

추후 연구 과제로서, 일상생활에서의 동작으로 인한 복압의 변화가 방광에 미치는 영향을 배제할 수 있는 소프트웨어 개발이 필요하며, 휴대용 마이크로 튜브 카테터의 제작에 있어서 외경의 크기가 작은 초소형 압력센서의 확보가 요구된다. 그리고 시스템의 안정성을 위해, 아날로그 신호에 섞인 불필요한 잡음을 제거하기 위한 추가적인 아날로그 필터 회로의 설계와 시스템의 소형화를 위한 ASIC화가 요구된다. 또한 장치 구동이 필요하며, 저 전력 소모용 회로 설계와 장치 구현이 필요하다. 나아가 bluetooth, zigbee와 같은 무선 통신 기술을 적용하여 PDA와 센서 모듈간의 데이터 전송 범위에 제약이 적은 휴대용 장치로의 개선이 요구된다.

### 감사의 글

본 연구는 2단계 BK 21사업의 지원에 의해 이루어진 것임

### 참고 문헌

- [1] Stohrer M., Goepel M., Kondo A., Kramer G., Madersbacher H., Millard R., Rossier A., Wyndaele J.J., "The standardization of terminology in neurogenic lower urinary tract dysfunction with suggestions for diagnostic procedures", *Neurourol. Urodyn.*, vol. 18, no. 2, pp.139-158, 1999.
- [2] Groen J., van Mastrigt R., Bosch R., "Factors causing differences in voiding parameters between conventional and ambulatory urodynamics", *Urol. Res.*, vol. 28, no. 2, pp. 128-131, 2000.
- [3] Finsterer J. "EMG-interference pattern analysis", *J. Electromyography Kinesiology*, vol. 11, no. 4, pp. 231-246, 2001.
- [4] 서정환, 김관민, 고명환, 박성희, "복압의 변화에 따른 복직근의 운동단위활동전위", *대한재활의학회지*, vol. 29, no. 5, pp.457-461, 2005.