

휴대용 방광기능 검사 장치에 대한 연구

Study for portable bladder function monitoring system

김거식*, 이상욱*, 이갑성**, 이태현**, 김길호**, 김형준**, 장춘환**, 윤성일**, 김종훈**, 채희창**, 송철규***
 K. S. Kim, S. O. Lee, G. S. Lee, T. H. Lee, G. H. Kim, H. J. Kim, C. H. Jang, S. I. Yoon,
 C. H. Kim, H. C. Chae and C. G. Song

Abstract - Urodynamics describes a collection of tests designed to evaluate lower urinary tract function and can be performed using retrograde filling of the bladder within a room. In this study, we designed and calibrated the portable urodynamics monitoring system using DSP chip (TMS320VC33, Texas Instrument™, U.S.) and obtained signals of bladder(Pves) and bladder neck pressure(Pneck) and EMG using calibration kit (DPT9022K0122, Medtronic™, U.S.). This system monitor spontaneous urination during daily life and can make patients more comfortable.

Key Words : urodynamics, bladder pressure, bladder neck pressure, EMG, ambulatory

1. 서 론

휴대용 요역동학검사 시스템은 요실금, 배뇨곤란, 신경인성 방광 등을 진단하고 그 치료 방법을 결정하는데 중요한 정보를 제공한다. 요역동학검사는 방광의 기능을 검사하는 방광 내압 측정과 요도 괄약근의 기능을 조사하는 근전도 측정으로 이루어진다. 방광내압측정은 요역동학검사의 기본이 되는 검사로써 방광의 축요와 배뇨시에 일어나는 압력 변화를 기록하면서 방광의 용적, 지각력, 수용력, 수축력, 배뇨근 수축의 수의 조절력, 약물에 대한 반응 등의 방광 기능을 검사한다.

기존의 요역동학검사는 쇠석위 자세에서 실시되므로 일상 생활 동작과 여러 가지 자세변화에 따른 복강 내압 및 방광기능의 변화를 적절히 반영할 수 없으며 검사시마다 방광기능 검사실로 이동해야 하는 불편함이 있고 검사비도 비교적 고가이므로 환자에게 부담이 될 수 있다. 또한 장비의 규모가 크고 검사 시 환자에게 식염수를 투여해야 하는 불편함을 가지고 있는 등 여러 가지 단점을 가지고 있다.

따라서 본 연구에서는 기존의 방광기능 검사 장비의 대규모성과 방법의 복잡성을 탈피하고 휴대용 방광기능 검사 시스템을 적용하여 환자의 방광 내압과 직장 내압을 24시간 동안 모니터링 할 수 있는 휴대용 요역동학 검사 시스템을 설계하고 현재 병원에서 사용되고 있는 보정 키트를 사용하여 장비의 성능을 테스트하였다.

2. 시스템 설계

본 시스템은 방광 기능에 이상이 있는 환자의 요도를 통해 방광에 직접 카테터를 삽입하여 방광내압과 방광경부압을 측정하고 복부근전도를 측정한다. 압력값은 잡음 제거와 증폭을 위해 아날로그 파트의 회로를 거치게 되는데, 차동 증폭기를 이용하여 약 700배 정도 증폭한 후 전원잡음을 제거하기 위한 60 Hz 노치필터를 거치게 된다. 이러한 신호는 A/D 컨버터를 거쳐 디지털 값으로 변환하여 디지털 파트 내부의 플래시 메모리에 저장하고 DSP 칩을 이용하여 연산 과정을 거친 후 센서에서 센싱 된 전압을 압력값(cmH₂O)으로 환산하여 LCD에 표시해 준다.

또한, USB 포트를 이용하여 메모리에 저장된 데이터를 컴퓨터로 전송하며 최대 전송 속도는 700 Kbyte/sec이다.

데이터메모리는 센서를 통해서 입력된 신호를 저장하는 장치로 A/D 컨버터에서 입력되는 데이터가 12비트로 구성되어 있으므로 메모리의 경우 16비트로 구성하였다. 차후 상위 4비트는 데이터의 종류를 분리할 수 있는 프로토콜용 헤드로

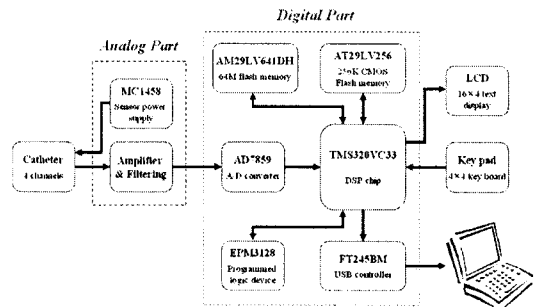


그림 1. 시스템 블록도

저자 소개

- * 學生會員 : 全北大學 電子工學科 碩士課程
- ** 學生會員 : 全北大學 電子情報工學部 學士課程
- *** 正 會 員 : 全北大學 電子情報工學部 副教授

사용된다. LCD는 환자의 ID, 날짜(년,월,일)등을 디스플레이 하거나 센서에서 입력된 신호를 압력단위(cmH₂O)로 출력하여 현재 피검자의 방광압력을 나타내어 준다.

시스템에 사용된 자동 증폭기는 센서에서 입력된 아날로그 신호의 임피던스 매칭을 위하여 instrumentation AMP의 한 종류인 AMP02를 사용하였다. 그리고 아날로그 신호를 증폭하고 60Hz 전원 잡음을 제거하기 위해 60Hz 너치 필터 회로를 설계하였으며 사용하였으며 센서에서 나온 오프셋 성분을 제거하기 위해 오프셋 제거 회로를 설계하였다. A/D 컨버터는 AD78591을 사용하였으며 센서에서 입력되는 2개의 압력 신호와 1개의 근전도 신호를 디지털신호로 변화하여 시스템의 DSP프로세서에 전송한다. 중앙 프로세서는 프로세서 내부에 여러 가지 DSP 연산과 관련된 기능을 갖으며 저전력 설계가 가능한 TMS320VC33 칩을 사용하여 시스템 구동 전력이 낮고 휴대용화 할 정도로 작은 크기로 설계하였다. 시스템에 저장된 데이터를 컴퓨터로 전송하기 위해 FT245BM 칩을 사용하여 USB 1.1과 2.0버전을 모두 사용할 수 있게 하였다.

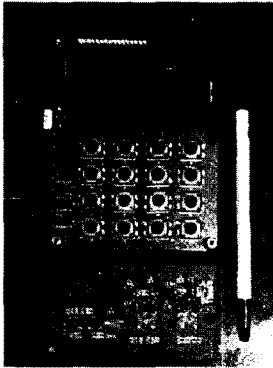


그림 2 설계된 시스템

3. 실험 결과

3.1 시스템 보정 실험

그림 3은 병원의 요역동학 검사실에서 사용되고 있는 카테터(9022K0931™, Medtronic, U.S.)와 시스템 보정용 키트(DPT9022K0122™, Medtronic, U.S.)이며, 키트 내부에 있는 센서는 현재 세계적으로 널리 사용되고 있는 요역동학 검사 장치의 한 제품인 Dantec Duet® urodynamic system (Dantec™, Denmark)에서 사용되고 있는 것과 동일한 것이다. 따라서 본 연구의 목적은 Dantec Duet®에서 사용되는 것과 동일한 측정 장비를 이용하여 본 시스템과 기존 장비와의 성능을 비교하고 기존 장비를 본 시스템으로 대체할 수 있는 가능성을 보이기 위한 것이다.

먼저 보정 키트의 튜브를 0 cmH₂O에 위치시키고 이때 출력되는 신호를 메모리에 저장하여 Lower라는 변수에 입력한다. 그 다음 튜브를 100 cmH₂O에 위치시키고 이때의 출력 신호를 Upper 변수에 입력한다. 식 (1)의 ΔcmH_2O 는 보정 키트에서 측정된 실제 0 ~ 100 cmH₂O에서 출력되는 아날로그 신호의 범위를 의미하며, 식 (2)의 3,277은 A/D 컨버터에

설정된 0 ~ 100 cmH₂O 입력 범위를 의미하므로 결국 $\Delta Multi$ 는 압력이 1 cmH₂O 변할 때의 압력 센서에서 출력되는 아날로그 신호의 변화 폭을 의미한다.

$$\Delta cmH_2O = Lower - upper \quad (1)$$

$$\Delta Multi = 3,277 / \Delta cmH_2O \quad (2)$$

튜브의 위치를 변화시켜 압력을 변화시켰을 때의 아날로그 신호를 X라고 하였을 때, 0 ~ 100 cmH₂O 범위에서의 보정값은 식 (3)에 의해 계산되며, 0 cmH₂O 이하에서의 보정값은 식 (4)에 의해 계산된다. 식 (3), (4)에서의 491은 0 cmH₂O에서 A/D 컨버터에 설정된 값을 의미한다.

상기와 같은 과정을 통하여 센서에서 입력되는 신호는 보정식을 이용하여 압력값(data)으로 변환되어 LCD에 출력되는데 최종 압력값을 구하기 위한 식은 식 (5)에 의해 계산된다.

$$if X > Lower, Y = (X - Lower) * \Delta Multi + 491 \quad (3)$$

$$if X < Lower, Y = 491 - (Lower - X) * \Delta Multi \quad (4)$$

$$data = (Y - 491) / 32.77 \quad (5)$$

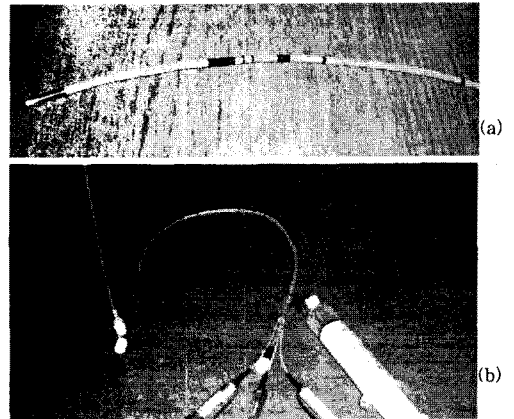


그림 3 (a) 카테터, (b) 압력 보정 키트

3.2 압력 변화 모니터링

보정 키트를 이용하여 60초 동안 튜브의 높이를 변화시키면서 이때 출력된 압력값을 시스템의 메모리에 저장하고 LCD에 출력하는 실험을 실시하여 장비의 성능을 테스트하였다. 또한 복부에 전극을 부착하여 근전도 신호를 수집하였다.

튜브를 0에서 100 cmH₂O 사이에서 움직이면서 발생하는 아날로그 신호를 시스템 내부에서 보정된 압력값으로 변환하여 LCD창에 출력하였다. 이 때, 데이터 수집 도중에 불가피하게 발생할 수 있는 기침, 움직임에 의한 갑작스런 압력 변화를 감지할 수 있는지를 테스트하기 위해 튜브를 툭 치거나(MA1: Motion artifact 1) 튜브를 좌우로 흔들어서(MA2: Motion artifact 2) 시스템이 이러한 변화들을 감지할 수 있

는지를 모니터링 하였다. 시스템에서 압력 채널에 대한 샘플링 주파수는 10Hz이다. 또한, 복부 근전도를 측정하기 위해 복부에 전극을 부착하고 기침(cough)을 하거나 상체를 좌우로 뒤틀어서(drift) 이로 인해 발생하는 근전도 신호를 수집하였다. 이때의 샘플링 주파수는 1 KHz이다.

위의 과정을 통해 메모리에 저장된 데이터를 USB 포트를 이용하여 컴퓨터로 전송한 후 Matlab(ver 6.5, Mathwork™, U.S.) 프로그램을 이용하여 출력하였다(그림 4). 채널 1번과 채널 2번은 보정 키트를 이용하여 수집된 압력값이며, 채널 3번은 복부에서 발생한 근전도 신호이다. 압력 채널에서는 0 cmH₂O에서 100 cmH₂O 사이에서 압력변화가 잘 수집되었으며, 데이터 수집 도중에 발생하는 갑작스런 압력 변화(MA1, MA2)도 잘 감지되었다. 또한 근전도 채널에서는 각 움직임에 대한 근전도 신호가 잘 수집되었으며 움직임에 민감하게 반응하는 것을 알 수 있었다.

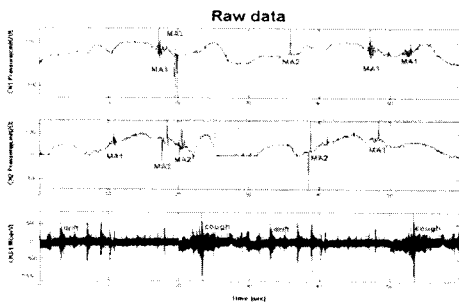


그림 4 수집된 데이터 (MA1: knock, MA2: swing)

4. 본 시스템의 장점

기존의 요역동학 시스템에서는 방광내압과 방광경부압을 측정하기 위한 2개의 압력센서가 부착된 카테터가 인체에 삽입되며, 복압을 측정하기 위해 항문에 들어가는 압력 카테터가 삽입된다. 하지만 본 연구에서 제안된 시스템은 항문으로 삽입되는 항문 카테터를 제거하고 대신 복부에서 발생하는 근전도 신호를 이용하여 환자의 갑작스런 움직임이나 재채기 등에 의한 복압의 변화를 감지할 수 있으며, 기존에 방광의 압력을 측정하기 위하여 강제적으로 생리 식염수를 주입하였던 방법을 사용하지 않고 일상생활에서의 자연스러운 배뇨 활동을 모니터링 하여 보다 정확한 검사결과를 얻을 수 있다.

5. 결 론

본 연구에서 고안된 시스템의 보정 실험 결과, 기존장비와 동일한 성능을 보이며 이를 대체할 수 있는 가능성이 보였다. 시스템이 아직 완벽하지 않은 관계로 임상실험은 하지 않은 상태이다. 보완사항으로 일상생활에서의 동작으로 인한 복압의 변화가 방광에 미치는 영향을 배제할 수 있는 소프트웨어 개발이 필요하며, 휴대용 마이크로 팁 카테터의 제작에 있어서 외경의 크기가 작은 초소형 압력센서의 확보가 이루어져야 할 것이다. 또한 안정된 시스템을 구성하기 위하여 아날로그 신호에 섞인 불필요한 잡음을 제거하기 위한 회로 설계와 시스템의 소형화를 위해 주요 기능을 갖는 칩들의 ASIC화가 필요할 것이다. 시스템 보완 이후 임상실험을 통하

여 직접적으로 환자의 데이터를 24시간동안 검출하고 그 데이터를 이용, 환자의 방광내압과 방광경부압의 변화를 분석함으로써 기존의 단시간동안 측정되어온 방광 압력측정시스템보다 좀더 정밀한 분석이 이루어질 것으로 보인다.

참 고 문 헌

- [1] Ridings PC, Bloomfield GL, "Blocher CR. Cardiopulmonary effects of raised intra-abdominal pressure before and after intravascular volume expansion", J. Trauma, vol. 39. pp. 1071-5, 1995
- [2] Sugerma HJ, Baron PL, Fairma RP. "Hemodynamic dysfunction in obesity hypoventilation syndrome and the effects of treatment with surgically induced weight loss", Ann Surg. vol. 207, pp. 604-13, 1988
- [3] Scaglione R, Ganguzza A, Parrinello G., " Central obesity and hypertension: pathophysiologic role of renal haemodynamics and function", Int J Obes Relat Metab Disord. vol. 19, pp. 403-9, 1995
- [4] Gudmundsson F.F., Gislason H.G., Dicko A, Horn A, "Viste A, Gron K, et al. The effect of prolonged increased intra-abdominal pressure on gastrointestinal organs in pig", Surg Endosc. vol. 15, pp. 854-60, 2001
- [5] S.D. Eckford, R.Finney, S.R.Jacksonand P.Abrams, "Detection of urinary incontinence during ambulatory monitoring of bladder function by a temperature sensitive device.", British Journal of Urology. vol. 77, pp. 194-197, 1996