

FPGA를 이용한 LUTS 진단 시스템 구현 및 평가

Implementation and Evaluation of the LUTS Diagnosis System Using FPGA

정 도 운*, 정 완 영*, 전 계 록**

Do-Un Jeong*, Wan-Young Chung*, Gye-Rock Jeon**

요 약

요역동학검사는 하부요로계의 이상증상을 진단하기 위하여 수행된다. 일반적으로 임상에서 행해지는 요역동학검사에서는 침습적인 방법으로 방광을 채운 후 배뇨하는 절차를 거친다. 하지만 이러한 방법은 카테터를 삽입해야하므로 환자에게 고통을 수반하게 한다. 본 연구에서는 비침습적이고 보다 편리한 방법으로 하부요로계의 기능을 평가할 수 있는 시스템을 구현하고자 하였다. 비침습적인 방법으로 하부요로증상(lower urinary tract symptoms, LUTS)의 진단을 위하여 배뇨시 요속, 요류음, 비침습적 방광내압을 측정할 수 있는 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 센서부, 신호처리부, FPGA를 이용한 시스템 제어부 그리고 PC모니터링 프로그램으로 구성하였다. 그리고 구현된 계측시스템의 평가를 위하여 FPGA 시스템 제어부의 시뮬레이션을 수행하였고 인체의 하부요로계를 모식화한 실험장치를 구현하였다. 실험장치를 이용한 측정부의 평가결과 요속측정부의 평균에러율이 1.08%, 계수변화율이 1.48로 평가되었다. 그리고 비침습적 방광내압부는 평균에러율이 2.41%, 계수변화율이 2.81로 나타났다. 요류음신호의 시간영역과 주파수영역에서의 분석위해 평균실효치전력(average RMS power)과 주파수영역에서의 중심주파수(median frequency, MF)를 분석하였으며, 그 결과 60 ~ 160Hz의 중심주파수대에서 폐색을 가장 잘 반영하였다.

Abstract

The purpose of urodynamic investigation is to determine information on the function of the urinary system. One of the most frequently used measurement procedures in urodynamics is filling and voiding cystometry using invasive method. But in this method transurethral catheter is use and it makes patients uncomfortable. The aim of this study was to implement the system that could evaluate the function of urinary tract with noninvasive and comfortable method. Therefor in this study, a sensor and measuring system were implemented to measure uroflow, urophonography and noninvasive bladder pressure signal during urination for diagnosing the LUTS(lower urinary tract symptoms) using noninvasive method. The implemented system compose of the sensor parts, signal conditioning parts, system control parts using FPGA and PC monitoring program. For the evaluation of the implemented system, the simulation of system's control part was performed and the model system for the lower urinary system was designed. From the evaluation of the model system, the mean error rate of the uroflow measurement part was 1.08% and coefficient of variation was 1.48. And the mean error rate of the noninvasive bladder pressure measurement part was 2.41% and coefficient of variation was 2.81. urophonography signal analysis was accomplished in a time domain and frequency domain. Average RMS power was used in a time domain analysis, and MF was used in a frequency domain analysis. From the evaluation of the model system, average RMS power and MF was dependent on the occlusion degree significantly and median frequency range of 60 ~ 160Hz was correlated with the occlusion.

Keywords : Urodynamics, Urophonography, Noninvasive, Bladder Pressure, FPGA

I. 서 론

삶의 질 향상과 더불어 평균수명의 증가로 고령인구의 비율

이 높아지고 있다. 2004년도 우리나라 65세 이상 인구는 약 410만 명으로 전체 인구의 약 8.7%를 차지하며, 이미 UN이 지정한 고령 화사회를 지나 고령사회로 이행 중이다[1]. 또한 2019년에는 65세 이상 인구가 전체인구의 14%에 이르는 고령사회로 진입이 예상되며 2026년에는 65세 이상 인구가 전체인구의 20%를 차지하는 초 고령사회로 진입이 예상된다. 이와 같은 인구학적·사회학적인 환

*동서대학교 컴퓨터정보공학부 **부산대학교 의과대학
논문 번호 : 2006-3-15 접수 일자 : 2006. 7. 12
심사 완료 : 2007. 1. 22

경의 변화에 편승하여 최근 노인 복지 및 건강이 사회의 큰 이슈로 대두되고 있으며 노인성 질환에 대한 관심도 증대되고 있는 실정이다[1].

대표적인 남성의 노인성 질환으로 하부요로증상(lower urinary tract symptom, LUTS)을 들 수 있는데 이는 환자가 쉽게 인식할 수 없을 뿐만 아니라 일단 발현되면 삶의 질을 현격하게 저하시키기 때문에 조기진단에 의한 조기치료가 무엇보다 중요하다[2]. LUTS의 진단을 위해 현재 임상에서 사용하고 있는 방법은 배뇨시 요류 속도를 관찰하여 폐색유무를 검사하는 요속검사법이 가장 많이 사용되고 있다. 하지만 배뇨시 배뇨근의 압력, 요도의 개방성, 괄약근의 이완 정도 등은 방광압과 요속에 영향을 미친다. 요속에 영향을 미치는 이러한 세 가지 요인들이 모두 요류의 형성에 작용하므로 단순한 요속검사만으로 배뇨의 이상 증상을 진단하기는 어렵다[3]. 왜냐하면 일반적으로 방광출구폐색이 발생하면 요도 내의 저항이 증가하여 요속이 감소하지만, 초기 폐색의 경우 인체의 항상성 유지기능에 의한 방광의 보상성기능항진(compensatory hypertrophy)이 작용하고, 폐색이 발생해도 방광의 압력이 증가하여 정상적인 요속을 보일 수 있기 때문이다[2][3]. 따라서 배뇨시 보상성기능항진 작용 유무를 평가하기 위하여 배뇨시 요속과 동시에 방광내압을 측정하는 압력-요류검사(pressure flow study)를 선택적으로 수행한다[4][5].

하지만 압력-요류검사를 위해서는 카테터(catheter)를 요도에서부터 방광 내부로 삽입하는 침습적인 시술을 수행해야 하므로 시간적인 소모와 금전적인 손실을 초래하며, 피검자로 하여금 불편감 및 고통을 수반하게 한다.

따라서 비침습적인 방법으로 폐색을 진단하기 위한 연구로서는 Andrews[8]는 초음파를 이용한 요속측정법을 발표하였고, Mastriqt[9]는 압력센서와 벨브를 부착한 콘돔형 카테터를 제안한 후 배뇨시 벨브제어를 통한 비침습적 방광내압의 측정 가능성을 제시하였다.

본 연구에서는 기존의 하부요로증상진단법과 차별화된 비침습적인 방법, 즉 배뇨시 요속, 요류음, 비침습적방광내압 등을 계속하여 하부요로폐색을 진단하고자 하였으며 이를 위한 계측 및 제어시스템을 구현하고 평가하였다. 먼저 배뇨시 요속의 측정을 위하여 로드셀을 이용한 요중량 및 요속 검출부를 구성하였으며, 폐색시 발생하는 요류의 난류현상에 의한 유동소음을 계속할 수 있도록 콘덴서 마이크를 이용한 요류음 계측부를 구성하였고, 혈압 측정법과 유사한 방식으로 소형의 페니스 컵과 압력센서를 이용하여 비침습적 방광내압 계측부를 구성하였다. 그리고 검출된 진단정보의 처리 및 시스템의 제어를 위하여 VHDL(very high speed hardware description language)과 FPGA(field programmable gate array)를 이용한 시스템 제어부를 구성하였으며, 블루투스를 이용한 무선통신모듈을 이용하여 검사결과를 PC로 전송할 수 있도록 시스템을 구성하였다. 그리고 구현된 시스템의 동작 특성, 성능 및 유용성을 평가하기 위하여 FPGA 제어칩의 동작 특성 시뮬레이션을 수행하여 정상동작 여부를 확인하였고, 인체의 하부요로계를 모식화한 실험장치를 이용하여 시스템의 계측 특성 및 성능을 평가하였다.

II. 하부요로증상 진단법

임상에서 하부요로증상의 진단을 위해 수행하는 검사방법에는 요류 검사, 방광내압 측정, 근전도 검사, 요도압 측정, 다경로 요역 동학 검사 방법 등이 있다. 이러한 검사 방법 중 배뇨시 요속특성을 파악하는 요류 검사는 하부요로계의 이상증상을 보일 경우 반드시 수행하는 루틴검사로 인식되고 있으며, 총배뇨량(total voided volume)과 단위 시간당 배뇨량인 요속(flow rate)을 측정하여 출구저항(outlet resistance)에 대한 배뇨근의 활성도를 평가하여 진단에 활용하고 있다. 만약 총 배뇨량과 요속이 정상 범주일 경우에는 배뇨근의 수축과 출구저항에 이상이 없음을 의미하며, 총 배뇨량과 요속이 비정상적으로 나타날 때에는 의미를 지니는 징후가 발현되었음을 의미한다. 요류 검사에 의해 획득할 수 있는 요속곡선과 실제 임상에서 유용하게 활용하고 있는 파라미터들의 의미를 도시하면 그림 1과 같다[6],[7]. 일반적으로 배뇨 장애의 진단을 위하여 사용되는 요류 파라미터로는 배뇨 중의 가장 빠른 최대 요속, 평균 요속, 총 배뇨량, 배뇨 시간, 유효 요류 시간, 최대 요속까지 소요된 시간 등이 사용되고 있으며, 이들 파라미터 중 실제 임상에 가장 많이 적용되고 있는 것은 배뇨시의 최대요속이다[6].

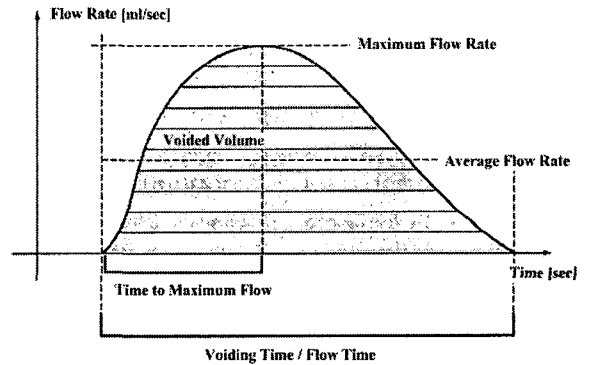


그림 15. 요류검사의 파라미터.

Fig. 15. Parameter of the uroflowmetry.

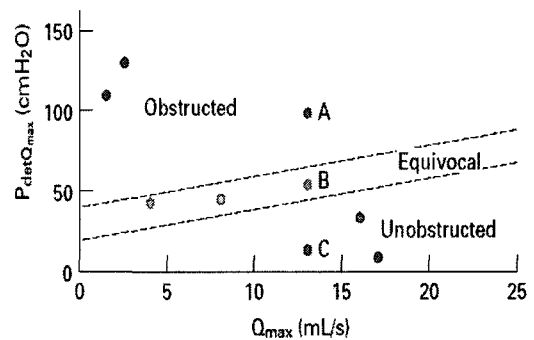


그림 16. 폐색 진단을 위한 ICS 진단법.

Fig. 16. Provisional ICS method for defining obstruction.

인체는 하부요로 폐색이 발생하였을 경우 초기에는 폐색에 의한 요속의 감소를 보완하기 위해 방광 내압을 임의적으로 높이는 보상성 기능항진이 작용하기 때문에 요류 검사만으로는 정확한 방광출구 폐색을 진단하기에는 무리가 있다[9]. 그러므로 요류검사 결과 최대요속이 정상으로 측정되었다 하더라도 실제 요도의 폐색이 존재할 가능성이 있으며, 그 일례를 그림 2에 나타내었다[10].

그림 2는 국제 요실금 학회에서 제시하는 최대요속에서의 방광내압을 나타낸 그래프이며 그래프에 나타난 각 점은 측정된 각 환자에 대하여 최대요속 시 방광내압 측정 결과를 나타낸 것이다. 환자 A, B, C의 경우와 같이 동일한 최대요속을 나타내어도 불구하고 방광내압의 상태에 따라 진단결과가 달라짐을 확인할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 보다 정확한 하부요로증상의 진단을 위하여 최대요속과 동시에 요류음 및 비침습적 방광내압을 계속할 수 있는 시스템을 구현하고자 하였다.

III. 시스템의 구현

3.1 시스템의 전체적인 구성

본 연구에서는 피검자로 하여금 불편감 및 고통을 주지 않고 비침습적인 방법으로 하부요로계의 이상 증상을 진단하기 위하여 배뇨 시 요속, 비침습적 등용적성 방광내압, 요류음 특성 등을 계속할 수 있는 시스템을 구현하였다. 구현한 시스템은 크게 하드웨어부와 소프트웨어부로 구분할 수 있다. 하드웨어부는 하부요로계의 특성을 계속하기 위한 센서 및 센서신호처리부, 시스템 제어부 등으로 구성하였다. 그리고 시스템으로부터 계속된 데이터를 디스플레이, 저장 및 신호분석을 위해 소프트웨어부를 구성하였으며, 시스템의 전체적인 구성을 그림 3에 나타내었다.

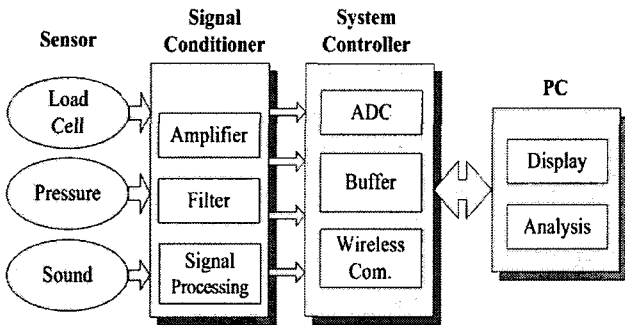


그림 17. 구현된 계측 시스템의 구성도.

Fig. 17. Block diagram of the implemented system.

3.2 센서 및 계측부의 구성

비침습적 하부요로증상 진단을 위하여 배뇨시 요류특성, 요류음, 비침습적방광내압을 계속하기 위한 센서 및 센서신호처리 회로를 구현하였다. 먼저 요류특성의 검출을 위하여 휨형(bending type) 로드셀(Cas Co., BCL Single Point, Korea)을 이용하여 요증량 및 요속을 검출할 수 있도록 구성하였으며, 로드셀의 용량은 1회 배뇨시 요량이 대개 500 ml 이하의 소용량이나 요수집장치의 무게와 예기치 않은 충격을 고려하여 2kg 용량의 로드셀을 선택하였다. 그리고 로드셀로부터 출력된 신호처리를 위하여 생체계측

용으로 많이 사용하고 있는 FET(field effect transistor) 타입의 계측용 증폭기(INA121, Burr-Brown Co., USA)를 사용하였으며, 이득 조정회로를 구성하여 신호의 이득을 가변 할 수 있도록 하였다. 또한 신호에 포함된 고주파 잡음을 제거하기 위해 차단주파수가 10.61 Hz인 버터워즈(butterworth) 2차 저역통과필터(low pass filter, LPF)를 구성하였다. 그리고 요류 신호 계측 시 자동으로 영점보정을 수행하기 위해 샘플앤홀드(sample and hold) 회로를 설계하였고, 홀드된 신호와 배뇨 시 로드셀의 출력신호를 차동증폭함으로써 자동 보정이 가능하도록 하였다. 자동보정 회로를 통과한 신호는 증폭회로와 LPF를 거쳐 배뇨에 따른 요의 중량 변화를 검출할 수 있도록 하였다. 또한 요량 신호를 요속 신호로 변환하기 위하여 연산증폭기를 이용한 미분회로를 설계하여 실시간 요속 신호를 검출할 수 있도록 하였다.

혈압측정법과 유사한 방식으로 배뇨시의 비침습적 방광내압 계측을 위하여 압력조절장치와 반도체식 압력센서로 구성된 비침습적 방광내압 측정부를 구성하였다. 커프의 압력 조절을 위하여 DC 모터에 의해 구동되는 가압 펌프와 솔레노이드 밸브를 이용하여 가압 및 감압이 가능 하도록 하였으며, 침습적 혈압측정에서 사용하는 의료용 PVC 튜브와 혈압측정기 등에서 범용적으로 사용하는 3-way 밸브를 이용하여 커프와 센서에 압력이 전달될 수 있도록 시스템을 구성하였다. 그리고 커프의 가압 및 감압에 따른 정확한 압력을 계속하기 위하여 의료용 압력센서(MLT0670, ADINSTRUMENT Co., USA)를 사용하였다. 본 연구에서 적용한 압력센서는 -50 ~ 300 mmHg의 측정범위와 5uV/V/mmHg의 민감도를 갖고 있다. 압력센서로부터 출력되는 신호를 분석 가능한 신호로 변환하기 위하여 요류특성 신호처리회로와 유사한 차동증폭부, 필터부, 신호증폭부, 버퍼 등의 회로를 구성하였다.

배뇨 시 폐색에 의한 요류의 난류 현상에 의한 유동소음의 계측을 위해 콘덴서형 마이크로폰을 사용한 요류음 센서를 제작하였다. 인체의 해부학적 특성상 요류음의 계측에 가장 적합한 위치는 구부요도와 인접한 회음부 영역이나, 계측의 편리를 도모하기 위하여 페니스의 요도 부위에서 요류음을 계속할 수 있도록 센서를 제작하였다. 제작된 요류음 센서는 요류음의 주요 주파수대역인 50~1500 Hz 사이의 신호를 측정하기 위하여 감도가 7mV/Pa, 주파수대역이 6.3~100 KHz 그리고 동작 범위가 15~146 dB의 특성을 지니는 콘덴서형 마이크로폰(PM-101, AIWA Co., USA)을 사용하였다. 그리고 콘덴서형 마이크로폰으로부터 출력되는 전류를 전압으로 변환하기 위해 연산증폭기를 이용한 전류-전압변환회로를 구성하였으며, 상용전원으로부터 유입되는 60 Hz 전원잡음을 제거하기 위해 노치필터를 적용하였다. 그리고 진단에 유용한 주파수대역을 검출하기 위하여 차단주파수가 20 Hz인 2차의 버터워즈 고역통과필터(high pass filter, HPF)와 1,500 Hz의 차단주파수를 갖는 2차의 버터워즈 LPF를 결합한 대역통과필터(band pass filter, BPF)를 설계하였다. 그리고 요류음 신호를 ADC의 입력 범위인 0~5 V의 범위로 조정하기 위하여 2.5 V의 오프셋을 인가할 수 있도록 회로를 구성하였다.

3.3 시스템 제어부의 구성

센서 및 계측부로부터 출력되는 아날로그 신호를 컴퓨터에서 분석 가능한 디지털 신호로 변환하기 위하여 데이터 변환부를 구

성하였다. 데이터 변환부의 입력 측에는 과전압에 의한 데이터 변환부의 파손을 막고 출력 임피던스를 낮추어 원활한 데이터 변환이 이루어지도록 과전압 보호회로 및 버퍼를 구성하였다. 데이터 변환부는 4채널의 아날로그 입력과 샘플앤홀드 회로를 내장하고 있으며, 시리얼 인터페이스가 가능한 12-bit ADC(analog to digital converter, MCP3204, Microchip Technology Co., USA)를 사용하였다. ADC의 디지털 I/O 단자들을 광결합 방식에 의해 FPGA(field programmable gate array, Spartan2-30, Xilinx, USA)와 인터페이스 함으로써 아날로그 및 디지털 신호의 접지를 분리하여 회로를 구현하였다. 그리고 ADC의 구동, 데이터의 버퍼링, PC와의 무선통신에 의한 데이터 전송, 시스템의 전반적 관리를 위하여 FPGA를 이용한 시스템 제어부를 구성하였다. FPGA의 설계를 위하여 Xilinx사의 ISE 5.01 버전과 VHDL(very high speed hardware description language)을 이용하였다. 또한 계측된 데이터를 무선으로 전송하기 위하여 2.4 GHz 대역의 고주파를 사용하여 전파의 간섭을 최소화하고 실시간으로 양방향 데이터 송수신이 가능한 소형의 블루투스모듈(AirCode, Comfile Co, KOREA)을 적용하였다. 본 연구에 의해 구현된 데이터 변환 및 시스템 제어부의 구성도를 그림 4에 나타내었으며, 세부적인 설명은 다음과 같다.

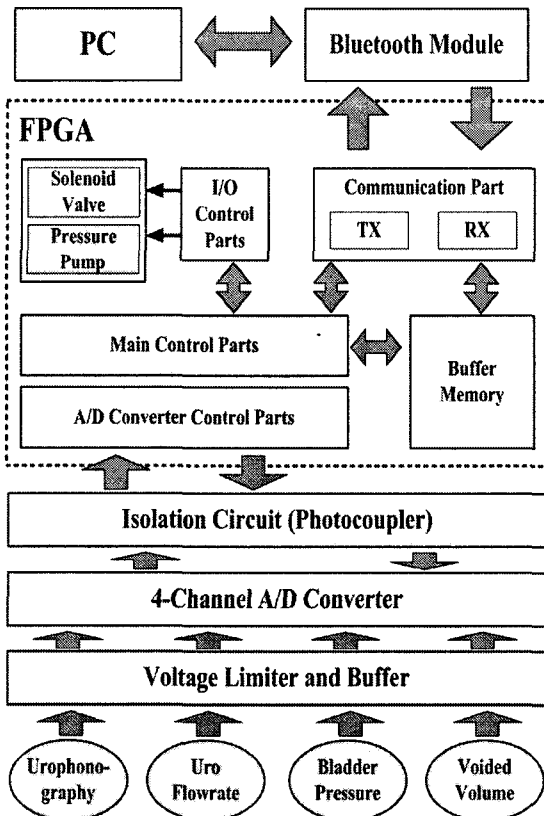


그림 18. 시스템 제어부의 구성도.
Fig. 18. Block diagram of the system control part.

3.3.1 데이터 변환부의 구성

아날로그 신호처리부의 출력을 컴퓨터에서 분석 가능한 디지털 신호로 변환하기 위하여 데이터 변환부를 구성하였다. 데이터 변환부의 입력 측에는 제너다이오드를 이용한 4채널의 과전압 보호

회로 및 출력 임피던스를 낮추기 위한 버퍼 회로를 구성하여 신호의 전달이 용이하도록 하였다. 데이터 변환부에 적용한 ADC는 내부에 멀티플렉스를 내장하여 4채널의 아날로그 입력이 가능하며, SPI(serial peripheral interface) 프로토콜을 지원하기 때문에 간단한 인터페이스로 구동할 수 있다. 또한 저전력 CMOS 설계기법을 적용하였고, 100 Ksps 이상의 변환 속도, 2.7~5.5 V의 넓은 동작전압을 지니기 때문에 각종 센서 인터페이스, 프로세서 제어 및 계측 시스템 등 다양한 분야에 활용될 수 있다.

구현된 데이터 변환부는 아날로그 전원부에 의해 동작되며, 디지털 전원부에 의해 동작하는 시스템 제어부와와의 인터페이스를 위하여 포토커플러(photo coupler, 6N137, Fairchild Semiconductor Co, USA)를 이용한 광결합 회로를 구성하였다. 포토커플러를 이용하여 접지를 분리하는 회로를 구현함으로써 아날로그 전원과 디지털 전원을 독립적으로 구성하였고, 전원간의 잡음을 근원적으로 차단하여 보다 안정된 시스템을 구현하고자 하였다.

3.3.2 ADC 제어부의 구성

데이터 변환부의 구동을 위한 제어신호의 발생과 계측된 데이터의 버퍼링을 위한 메모리 모듈의 구현, 무선통신에 의한 데이터의 송수신, 주변장치 제어를 위한 I/O 확장 모듈의 제어 등 시스템 전반적인 제어를 위해 FPGA를 이용한 시스템 제어칩을 설계 및 구현하였으며, 내부 구성은 그림 5와 같다.

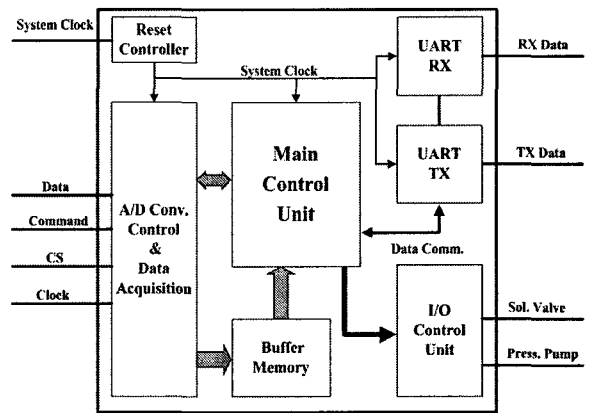


그림 19. FPGA 제어칩의 구성도
Fig. 19. Block diagram of the FPGA control chip.

먼저 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위하여 ADC의 구동신호를 생성하고 데이터를 관리하는 ADC 제어부는 데이터가 입력되는 동안에는 대기 상태로 동작하다가 데이터의 전송이 완료되면 동작 상태로 전환하도록 하였다. 이후 ADC의 구동 클럭을 생성함과 동시에 데이터 포트를 통해 변환모드, 채널 정보 등의 레지스터 값을 설정하여 ADC를 활성화하고, SPI 통신에 의해 변환된 디지털 값을 수신하여 FPGA 내부에 설계한 레지스터에 순차적으로 저장하였다. 그리고 데이터의 수신이 완료되면 레지스터에 저장된 12-bit의 데이터를 FIFO(first input first output) 버퍼 메모리에 전송하도록 설계하였다. 이와 같은 일련의 과정에 의해 동

작하는 ADC 제어부의 동작 흐름도를 그림 6에 나타내었다.

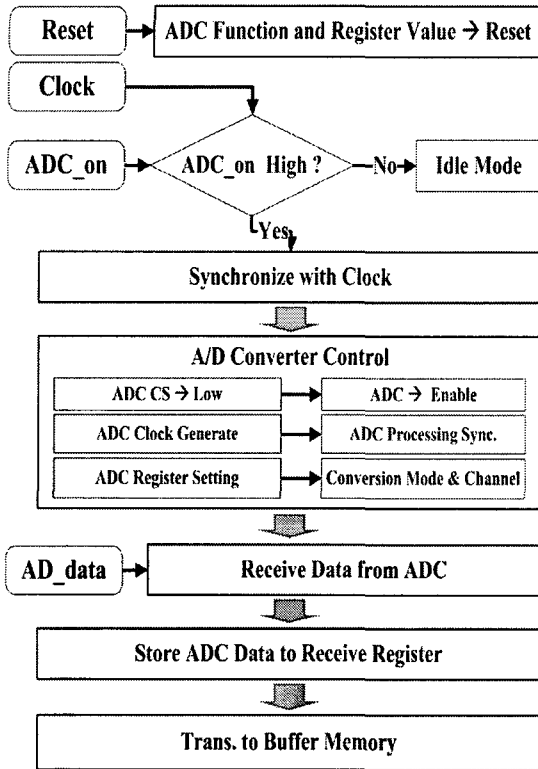


그림 20. ADC 제어부의 흐름도.

Fig. 20. Flow chart of the ADC control part.

3.3.3 메모리관리부의 구성

본 연구에서의 계측 시스템은 각 채널별 신호의 종류에 따라 유효한 대역폭이 다르므로 채널별 샘플링 속도를 다르게 하여야 한다. 따라서 채널별로 샘플링 속도를 다르게 설정하더라도 일정 시간간격으로 샘플링이 가능하도록 샘플링 속도를 가장 높은 채널에 맞추어 ADC를 구동하였으며, 변환된 결과를 버퍼 메모리에 저장하였다. 이후 메모리에 저장된 데이터를 채널별로 설정된 샘플링 속도에 비례하여 이산적으로 로딩(loading)되도록 설계하였으며, 샘플링된 12-bit의 데이터에 2-bit의 채널 정보와 2-bit의 교정 코드를 추가하여 통신제어부로 전송하도록 구성하였다. 본 연구에 의해 구현된 메모리관리부의 구성도를 그림 7에 나타내었다.

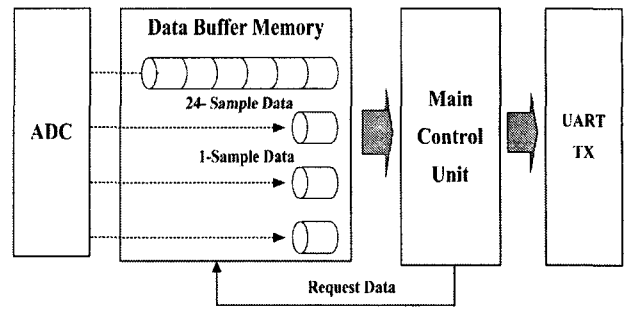


그림 21. 메모리 관리 모듈의 구성도.

Fig. 21. Block diagram of the memory management module.

3.3.4 데이터 통신부

디지털 값으로 변환된 데이터를 PC측으로 전송하고, PC측으로부터의 제어신호를 수신하여 시스템을 운영하는 일련의 제어과정을 수행하기 위하여 데이터 통신부를 구현하였다. 구현된 통신부는 송신부와 수신부가 별도로 설계되어 실시간 양방향 통신이 가능하도록 구성하였으며, 송신부에서는 버퍼 메모리에 저장되어 있는 데이터를 고속으로 전송하기 위하여 바이너리 패킷으로 변환 후 직렬통신 프로토콜에 의해 PC측으로 전송하였다. 그리고 수신부에서는 PC로부터 간단한 제어명령들을 수신하기 때문에 보다 구현이 편리한 아스키(ASCII) 통신 프로토콜을 구현하고 입력받는 데이터를 병렬 데이터로 복원 및 해석하여 주 제어부로 전송하는 기능을 구현하였다. 구현된 데이터 통신부는 115,200 bps로 송수신이 가능하도록 보레이트(baud rate) 생성 모듈을 설계하였다. 보레이트 신호와의 동기화 기법을 적용하여 병렬 데이터 버스 신호를 직렬 신호로 변환하여 송신하였으며, 수신된 직렬신호를 병렬 데이터로 재구성하였다. 그리고 PC와의 인터페이스를 위하여 소형의 블루투스 모듈(blueetooth module, AirCode, Comfile Co, KOREA)을 이용한 무선 데이터 전송부를 구현하였다. 적용한 블루투스 모듈은 양방향 실시간 데이터 통신이 가능하며, 2.4 GHz 대역의 고주파를 사용함으로써 전파의 간섭이 적고, 직렬통신 프로토콜을 지원하므로 시스템과 인터페이스가 용이한 특징이 있다.

3.4 PC모니터링 프로그램의 구현

시스템제어부에서 처리된 데이터는 블루투스 무선통신 모듈을 통해 PC측으로 전송되며, PC측에서는 전송된 데이터의 디스플레이, 저장 그리고 분석을 위하여 Visual C++ 6.0을 이용하여 모니터링 프로그램을 구현하였다. 시스템제어부와 PC 사이의 통신 프로토콜은 고속으로 데이터를 수신할 수 있는 바이너리 패킷 통신기법을 적용하였으며, 핸드셰이크 통신 프로토콜을 적용하여 통신의 신뢰성을 향상시켰다. 데이터 수신시 시작되면 먼저 상위 4-bit에 포함되어 있는 채널정보와 교정코드를 해석하여 채널별 데이터를 분류하고, 무결성 검사를 수행후 디스플레이 및 저장하도록 프로그램을 구성하였으며, 구현된 프로그램을 그림 8에 나타내었다.

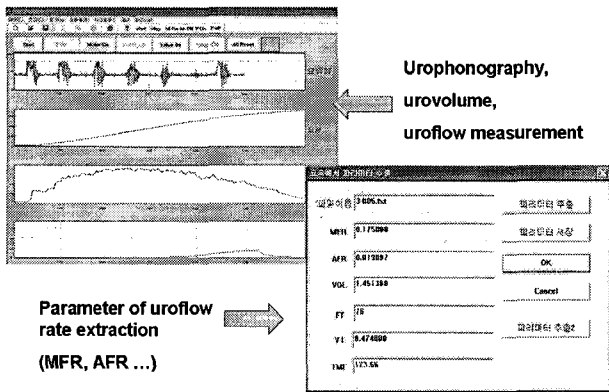


그림 22. 구현된 PC 모니터링 프로그램.
Fig. 22. Screen shot of the implemented PC monitoring program.

IV. 실험 및 결과

4.1 시스템 제어부의 동작 시뮬레이션

시스템제어부 FPGA 제어칩의 동작 특성 시뮬레이션을 통해 ADC 제어부, 데이터 통신부, 주 제어부 등의 정상 동작여부를 확인하였다. 먼저 ADC 제어부의 성능 및 동작 검증을 위해 필요한 신호를 인가 후 구동 신호에 따라 데이터가 수신되고, 수신된 데이터가 레지스터에 순차적으로 적재되는 상태를 시뮬레이션을 통해 확인할 수 있었다. 그리고 A/D 변환이 완료된 후 레지스터에 적재된 12-bit 데이터가 버퍼 메모리로 정상적으로 전송됨을 확인할 수 있었다. ADC 제어부의 시뮬레이션 결과를 그림 9에 나타내었다.

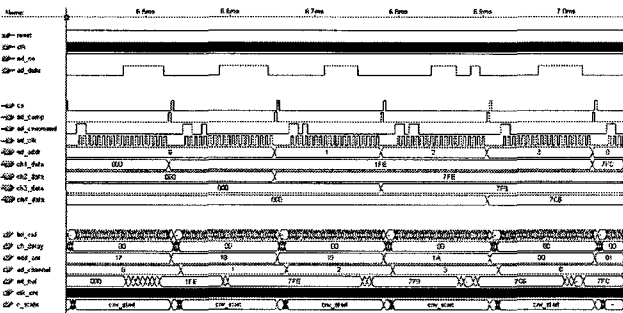


그림 23. ADC 제어부의 시뮬레이션 결과.
Fig. 23. Simulation result of the ADC control part.

다음으로 PC와의 데이터 송수신을 위한 통신모듈의 설계 검증을 수행하여 그 결과를 그림 10에 나타내었다. 가상의 송수신 신호를 입력하고 시뮬레이션을 수행한 결과 보레이트 신호의 이벤트에 따라 정확한 동작 타이밍에 데이터의 송수신 상태를 확인하였으며, 직렬 데이터와 병렬 데이터 간의 원활한 상호변환이 이루어짐을 확인할 수 있었다.

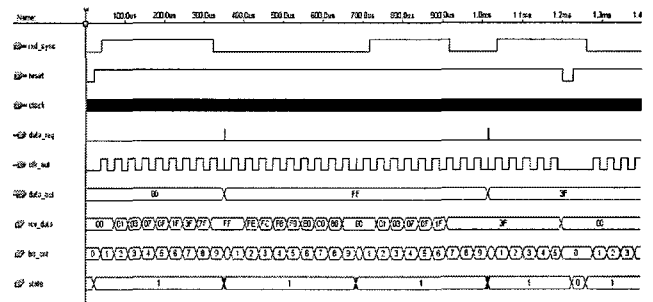


그림 24. 데이터 통신부의 시뮬레이션 결과.
Fig. 24. Simulation result of the communication part.

마지막으로 메모리 모듈 관리 및 주변장치 제어를 위한 I/O 확장 모듈을 포함하는 주 제어부의 동작 특성을 검증 시뮬레이션을 수행하였다. 실험 결과 각 모듈간의 동작이 원활하게 이루어지고 있음을 확인할 수 있었으며, 주 제어부의 시뮬레이션 결과를 그림 11에 나타내었다.

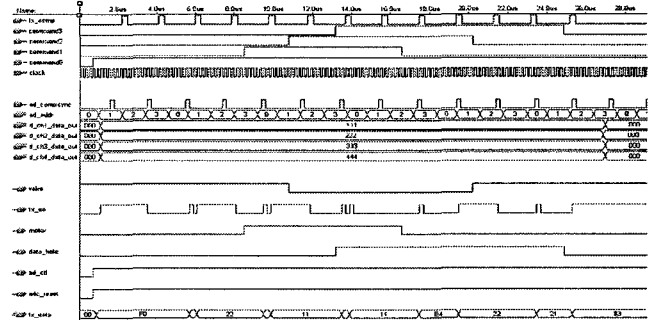


그림 25. 시스템 제어부의 시뮬레이션 결과.
Fig. 25. Simulation result of the system control part.

4.2 시스템의 계측 특성 평가

4.2.1 실험시스템의 구현

구현된 시스템의 계측특성을 평가하기 위하여 인체의 하부요로계를 모식화한 실험장치를 구현하였다. 구현된 실험장치는 인체의 방광 기능에 해당하는 물탱크, 요도의 기능을 수행하는 실리콘 튜브 그리고 폐색을 인위적으로 유발시킬 수 있는 폐색조절부 등으로 구성하였다. 먼저 인체에서 요를 저장하는 방광의 기능을 수행하는 물탱크는 물의 수위를 조절하여 방광내압을 인위적으로 조절할 수 있도록 하였다. 즉 방광내압을 10 cmH₂O 단위로 최소 0 cmH₂O에서 최대 140 cmH₂O까지 조절 가능하도록 하였다. 그리고 인체의 요도를 모식화 하기 위하여 직경 5mm의 실리콘 튜브를 이용하였고, 전립선비대증과 같은 폐색을 유발시키기 위하여 마이크로미터를 사용하여 인위적으로 폐색을 조절할 수 있는 폐색조절부를 구성하였다. 본 연구에서의 폐색조절부는 요도협착, 전립선비대증 등 다양한 하부요로계의 폐색요인들 중 전립선비대증에 의한 요도의 국부적 폐색을 모식화 할 수 있도록 구성하였다. 또한 폐색조절부로부터 약 5cm 떨어진 거리에 요류음 및 비침습적 방광내압 측정 센서를 위치시켜 폐색에 따라 발생하는 요류 특성 변화 양상들을 계측할 수 있도록 하였다. 그리고

실리콘 튜브의 끝 부분에 요류계측부를 두어 요량 및 요속의 변화를 계속할 수 있도록 하였으며, 실험장치의 구성을 그림 12에 나타내었다.

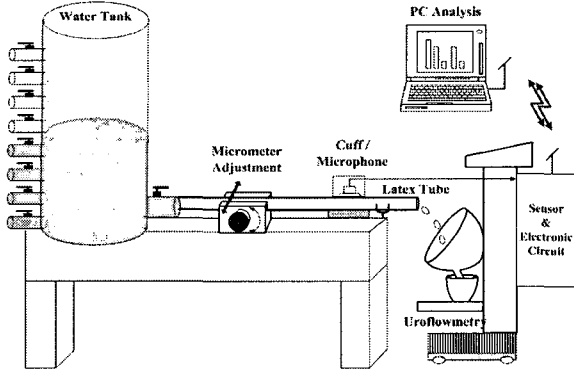


그림 26. 구현된 실험장치의 구성
Fig. 26. Composition of the implemented experimental system.

4.2.2 요류계측부의 특성평가

구현된 요속부의 계측특성을 평가하기 위하여 다음과 같은 실험을 수행하였다. 요속측정부의 평가를 위하여 구현된 실험장치를 사용하였으며, 물탱크의 수위와 폐색조절 밸브를 조정하여 12.5, 18.0, 22.5, 26.5 ml/sec의 인위적인 요속을 발생시키고, 각 요속별 20회씩 반복 측정을 수행하였으며, 측정 결과를 그림 13에 나타내었다. 그리고 측정된 결과를 보간하여 기울기가 0.0607이고, 절편이 1.1858인 보정 수식을 유도하였으며, 이를 시스템에 적용하여 요속측정부를 보정하였다. 또한 계측된 결과치를 통계적인 방법, 즉 평균, 표준편차, 평균에러, 평균에러율, 계수변화율(coefficient of variation, CV) 등을 분석하여 표 1에 나타내었다.

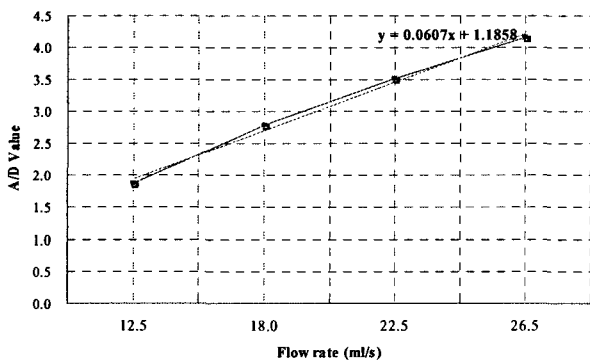


그림 27. 요속측정부의 특성 곡선.
Fig. 27. Characteristic curve of the uroflow measuring part.

표 1. 구현된 요속측정부의 측정치와 통계치.

Table 1. Measured values and statistic values of implemented uroflow measuring part

	12.5ml/s	18ml/s	22.5ml/s	26.5ml/s
Mean	1.8701	2.7864	3.5198	4.1549
SD	0.0667	0.0304	0.0182	0.0315
Eav	0.0476	0.0246	0.0121	0.0235
Eav(%)	2.5476	0.8821	0.3442	0.5660
CV	3.5666	1.0909	0.5158	0.7587

4.2.3 비침습적 방광내압계측부 특성평가

방광내압측정부의 평가를 위하여 실험장치의 물탱크 수위를 20, 40, 50, 70, 100, 120 cmH₂O로 조정하여 인위적인 압력을 발생시켰으며, 커프를 이용한 혈압 측정법과 유사한 방식의 압력 계측 실험을 수행하였다. 즉 물탱크에 일정 수위의 압력을 인가하고, 폭이 2.2cm인 소형의 커프에 압력을 인가하고 폐색을 유발시킨 후 서서히 감압하면서 폐색이 해제되는 시점의 압력을 계속하였다. 상기에서 제시한 각각의 압력에 대해 20 회씩 반복 측정을 수행하였으며, 측정된 결과를 보간하여 기울기가 21.4이고, 절편이 -6.24인 보정 수식을 유도하였다. 그리고 요량계측부 평가와 동일한 방법으로 방광내압측정부를 평가한 후 결과를 표 2에 나타내었다.

표 2. 구현된 압력측정부의 측정치와 통계치.

Table 2. Measured values and statistic values of the implemented pressure measuring part.

	20cmH ₂ O	40cmH ₂ O	50cmH ₂ O	70cmH ₂ O	100cmH ₂ O	120cmH ₂ O
Mean	433.58	926.09	1039.28	1441.63	2080.86	2621.27
SD	13.84	24.97	28.02	39.31	57.76	72.28
Eav	10.52	22.74	25.37	34.43	49.63	61.70
Eav(%)	2.43	2.46	2.44	2.39	2.38	2.35
CV	3.19	2.70	2.70	2.73	2.78	2.76

4.3 요류음 측정 평가

4.3.1 요류음 ARP 분석

인체의 하부요로계를 모식화한 실험장치를 이용하여 인위적으로 30 cmH₂O와 70 cmH₂O의 압력에서 폐색의 정도에 따른 요속과 요류음을 계속하였다. 폐색에 따른 요속 및 요류음의 평균실효치 전력(average RMS power, ARP)의 변화양상을 관찰하였으며, 그 결과를 14에 나타내었다.

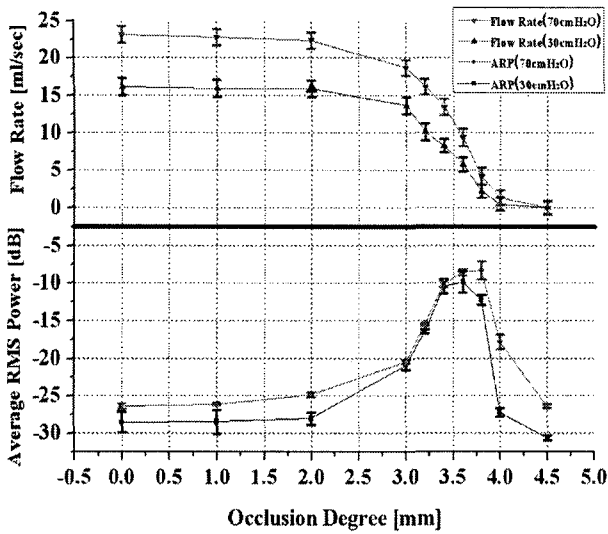


그림 28. 폐색 정도에 따른 요속 및 요류음 ARP 변화.
Fig. 28. Trajectory on the uroflow rate and ARP of the urophonography variation according to various occlusion degrees.

그림 14를 살펴보면 30 cmH₂O의 압력일 때 폐색이 없을 경우 요속은 16 ml/sec로 관찰되었다. 하지만 폐색이 존재하더라도 보상성 기능항진에 의해 압력이 높아지면 이와 동일한 요속이 관찰됨을 알 수 있었다. 즉 압력을 70 cmH₂O로 증가시키고 약 3.2mm의 폐색을 유발시켰을 경우 약 16 ml/sec의 요속을 관찰할 수 있었다. 즉 30 cmH₂O의 압력일 때 폐색이 없을 경우 요속은 16 ml/sec이었고, 요류음의 ARP는 약 -28 dB이었다. 하지만 폐색이 발생하고 보상성 기능항진이 작용하여 방광의 내압이 높아졌을 경우를 가정한 70 cmH₂O의 압력과 3.2mm의 폐색이 인가된 경우의 요속은 동일하게 관찰되었으나, 이 때 요류음의 ARP는 약 -15 dB로서 폐색이 없는 경우의 -28 dB와는 상당한 차이가 나타남을 알 수 있었다. 이와 같이 요류음의 분석은 요속 검사의 단점을 보완하여 보다 정확한 하부요로폐색의 진단을 위한 유용한 도구로서 사용될 수 있음을 시사한다.

4.3.1 요류음신호의 MF 분석

요류음신호의 PSD를 분석하여 50%가 되는 주파수, 즉 MF(median frequency)를 분석하여 압력이 30 cmH₂O일 때와 70 cmH₂O일 때의 폐색의 정도에 따른 MF의 변화를 그림 15에 나타내었다. 그림 15에서 알 수 있듯이 압력이 70 cmH₂O일 때가 30 cmH₂O일 때보다는 MF가 전체적으로 높게 나타났으며, 폐색의 정도가 3~3.8mm일 때는 MF가 120~150 Hz 사이에서 거의 일정하게 나타남을 관찰할 수 있었다. 그리고 폐색정도가 4.0mm일 때는 MF가 각각 220 Hz와 150 Hz로 가장 높게 나타났으며, 폐색정도가 4.0mm 이상인 경우에는 급격하게 감소하는 특성을 보이며, 이상의 결과로부터 MF는 폐색의 유무를 판단하는데 있어 유용한 지표로 활용할 수 있음을 확인하였다.

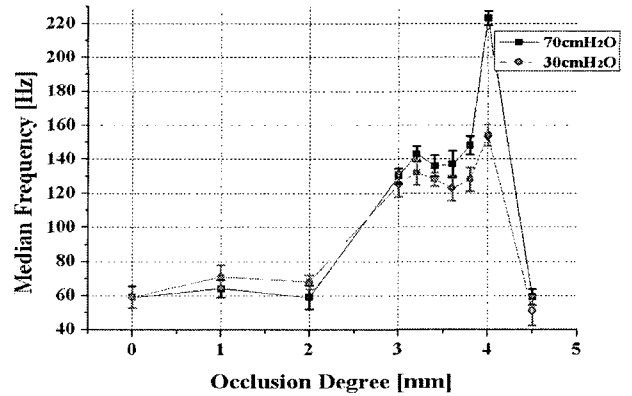


그림 29. 폐색에 따른 요류음의 MF 분석 결과.
Fig. 29. Trajectory on MF analysis result of the urophonography according to various occlusion degrees.

V. 고찰 및 결론

본 연구에서는 기존 임상에서 시술하는 침습적 하부요로증상진단에서 탈피하여 피검자로 하여금 불편감 및 고통을 주지 않고 비침습적인 방법으로 하부요로계의 이상 증상을 진단하기 위한 시스템을 구현하고 평가하였다. 시스템의 평가를 위하여 먼저 시스템 제어를 위해 설계한 FPGA 제어칩의 동작 특성 시뮬레이션 실험을 수행하였으며, 실험 결과 설계한 각모듈이 정상적으로 동작함을 확인할 수 있었다. 그리고 구현된 시스템의 계측특성 및 하부요로증상진단에 활용가능성을 평가하기 위하여 인체의 하부요로계를 모식화한 실험장치를 구성하였고 이를 이용하여 요속, 방광내압측정부의 계측특성을 평가하였다. 먼저 요속측정부의 평가를 통해 기울기가 0.0607이고 절편이 1.1858인 요속 보정 수식을 유도하였고, 요속측정부의 평균에러율이 1.08%, 계수변화율이 1.48로 평가되었다. 또한 비침습적인 방법으로 방광내압측정부의 평가 결과 기울기가 21.4이었고 절편이 -6.24인 압력 보정 수식을 유도한 후 평가를 수행한 결과 평균에러율이 2.41%이었고, 계수변화율이 2.81이었다. 이러한 평가 결과에서 알 수 있듯이 구현된 시스템의 계측특성이 우수함을 확인하였다.

그리고 요류음 계측부의 성능 및 요류음의 하부요로증상진단에 활용가능성을 평가하기 위하여 압력과 폐색에 따른 요류음 분석실험을 수행하였으며, 요속과 요류음의 동시 분석을 통해 보상성 기능항진의 작용 유무 평가가 가능함을 확인할 수 있었다. 또한 요류음의 MF는 폐색의 유무를 판단하는데 주요한 지표로서 활용가능함을 확인하였다.

향후 연구에서는 본 연구결과를 기반으로 하여 실제 임상에 적용할 수 있는 다양한 진단 방법의 개발 및 평가에 관한 연구가 필요하리라 생각되며, 이를 위하여 다양한 분석 알고리즘 및 진단 기법의 개발이 필요하리라 사료된다. 이러한 연구가 본 연구의 기반하에 지속적으로 수행된다면 멀지 않은 장래에 도래할 고령사회에서 노인성 질환의 의료수요 증가에 대비할 수 있는 유용한 진단 시스템의 개발이 가능하리라 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] Keese Mark, Lee Jaehung, "Older but Wiser : Achieving Better Labour Market Prospects for Older Workers in Korea", *paper presented at a seminar organised by the Korea Labour Institute*, Seoul, June,2002.
- [2] The korean prostate society, *Textbook of benign prostatic hyperplasia*, Ijogak, 2004.
- [3] GD. Webster, ML. Guralnick, *The neuourologic evaluation. In: Walsh PC, Retik AB, Vaughan ED Jr, Wein AJ, eds. Campbell's urology. 8th ed.* Saunders, Philadelphia, pp. 900-930, 2002.
- [4] P. Abrams, "Objective evaluation of bladder outlet obstruction", *Br J Urol*, Vol. 76(suppl 1), pp. 11-15, 1995.
- [5] TC. Gerstenberg, JT. Anderson, P. Klarskov, D. Ramirez, T. Hald, "High flow infravesical obstruction in men: symptomatology, urodynamics and the results of surgery", *J Urol*, Vol 127, pp. 943-935, 1982.
- [6] Werner Schafer, Paul Abrams. "Good Urodynamic Practices Uroflowmetry". *Neurology & Urodyn*, Vol. 21, pp. 261-274, 2002.
- [7] Ahmed A. "Functional evaluation of one-stage urethroplasty with paramental foreskin flaps repair of hypospadias using uroflowmetry". *J. Urol*, Vol. 10, pp. 297-301, 2003.
- [8] SJ. Andrews, PT. Brooks, DC. Hanbury, "Ultrasonography and abdominal radiography versus intravenous urography in investigation of urinary tract infection in men", *BMJ*, vol. 324, pp. 454-456, 2002.
- [9] R. Van Mastrigt, HJ. Rollema, "The prognostic value of bladder contractility in transurethral resection of the prostate", *J Urol*, Vol. 148, pp. 1856-1860, 1992.
- [10] R. Van Mastrigt, J.J.M. PEL, "Towards a noninvasive urodynamic diagnosis of infravesical obstruction", *BJU International*, Vol. 84, pp. 195-203. 1999.



정 완 영(Wan-Young Chung)

1987년 2월 경북대학교 전자공학(공학사)
 1989년 2월 경북대학교 전자공학(공학석사)
 1998년 5월 일본큐슈대학교 재료개발공학과 (공학박사)

1993년 3월 ~ 1999년 2월 세명대학교 전자공학과 조교수
 1999년 3월 ~ 현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 부교수
 관심분야 : 센서시스템, 센서네트워크, u-헬스케어



전 계 록(Gye-Rok Jeon)

1978년 2월 부산대학교 전기기계(공학사)
 1982년 2월 부산대학교 전자공학(공학석사)
 1993년 2월 동아대학교 전자공학(공학박사)
 1985년 ~ 현재 부산대학교 의과대학 교수

관심분야 : 의용계측, 생체 모델링, 영상신호처리



정 도 운(Do-Un Jeong)

2000년 2월 동서대학교 전자공학(공학사)
 2002년 2월 부산대학교 의공학(공학석사)
 2005년 8월 부산대학교 의공학(공학박사)
 2005년 3월 ~ 현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 전임강사

관심분야 : 생체계측, 신호처리, u-헬스케어