

SiMACS에서의 생체신호 수집

임 지주, 최 용석, 김 동환, 김 은정, 이 현주, 우 응재, 박승훈

건국대학교 의과대학 의공학학과

Biological Signal Measurements in SiMACS

J J Lim, Y S Choi, D H Kim, E J Kim, H J Lee, E J Woo, and S H Park

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Kon Kuk University

ABSTRACT

We have developed biological signal measurement modules and data acquisition and control card for a biological signal measurement, archiving, and communication system (SiMACS). Biological signals included in this system are ECG, EEG, EMG, invasive blood pressure, respiration, and temperature. Parameters of each module can be controlled by PC-base IDPU (intelligent data processing unit) through a data acquisition and control card. The data acquisition and control card can collect up to 16 channels of biological signals with sampling rate of 50 ~ 2,000Hz and 12-bit resolution. All measurement modules and data acquisition functions are controlled by microcontroller which receives commands from PC. All data transfers among PC, microcontroller, and ADC are done through a shared RAM access by polling method for real time operation.

서론

병원 전산화는 PACS, HIS, RIS, LIS, OCS 등 여러 분야에서 진행되고 있다. 이러한, 의료정보의 전산화를 통하여 진료의 효율성, 정확성 및 병원 업무의 효율 증진 효과를 얻을 수 있음은 주지의 사실이다. 본 논문에서는 지금까지 부분적으로 진행되어 온 생체신호의 종합적인 전산화를 위한 시험 시스템인 SiMACS (Signal Measurement, Archiving, and Communication System)에서의 생체신호 측정용 모듈들과 각 모듈의 제어 및 신호 데이터의 수집을 위한 하드웨어를 기술하고자 한다.

본 논문에서 개발한 하드웨어는 SiMACS의 front-end인 그림 1과 같은 구조의 IDPU를 구성하는 핵심적인 부분이다. 실제로 본 연구에서 제안하고 있는 형태의 SiMACS에서는, PC를 기본으로 하여 IDPU, 중앙 DB, workstation, 및 LAN을 구현하기 때문에 본 논문에서 기술하는 하드웨어만 있으면 나머지는 모두 PC 상에서 동작하는 소프트웨어들에 의해 SiMACS의 구축이 가능하다.

지금까지 개발된 생체신호 측정 모듈들은 ECG, EEG, EMG, 혈압, 호흡, 체온이며, 기존의 독립된 생체신호 측정 장치들로부터의 신호를 데이터 수집장치를 통하여 IDPU가 받아들일 수도 있다.

모듈제어 및 데이터 수집

최대 8개까지의 측정기 모듈을 제어하고, 각 모듈당 2 채널씩, 총 16 채널의 생체신호를 12-bit의 해상도로 수집하는 모듈제어 및 데이터 수집장치의 구조는 그림 1과 같다. PC 16-bit slot에 장착할 수 있는 카드형의 4층 기판으로 제작한 모듈제어 및 데이터 수집장치의 모든 동작은 MCS96 계열의 microcontroller인 8097에 의해 제어되며, microcontroller는 IDPU의 주 processor인 PC에 의해 명령을 전달받는다.

Shared RAM에 의한 데이터 교환

PC와 microcontroller, 그리고 ADC는 shared RAM을 통하여 데이터를 교환한다. Shared RAM을 제어하기 위하여, 그림 2와 같이 한 frame time을 분할하고, ADC는 각 frame time의 초기에 320 μ s 동안 shared RAM에 32Byte의 생체신호 데이터를 AD 변환하여 쓰고, microcontroller와 PC는 polling 방법에 의해 나머지 시간을 동일하게 분할하여 shared RAM에 데이터를 쓰거나 또는 읽는다. 이와같이 polling 방법을 사용한 이유는 정해진 표본화 주파수에 따른 일정한 간격으로 실시간 신호수집 및 처리가 필요하므로, interrupt의 사용에 따른 불필요한 시간의 낭비 요소를 제거하기 위한 것이다.

Shared RAM은 생체신호의 전달을 위하여 256Byte의 용량을 가지며, PC와 microcontroller 사이의 명령 및 상태 전달을 위하여 별도로 256Byte를 가진다. 본 연구에서는 PC와 microcontroller 사이의 shared RAM을 통한 명령 및 상태 전달을 위해 별도의 protocol을 제정하여 사용하였다.

PC는 한 frame time 내에서 shared RAM으로부터 데이터를 읽어서 화면에 도시하도록 하였고, 신호 데이터의 저장에 필요한 경우에는 display buffer의 내용 전체를 저장하도록 하였다. 이와같이, 신호의 저장 또는 통신망으로의 전

송이 발생하는 frame에서는 미처 다음 frame의 데이터를 읽어오지 못하는 경우가 발생할 수도 있으므로, shared RAM은 최대 8 frame까지의 신호 데이터를 저장할 수 있도록 하였다. 따라서, 이와같이 미처 읽어오지 못한 데이터는 신호의 저장이나 전송을 마친 후, 첫 frame에서 모두 읽어온다.

PC386DX를 이용한 실험 결과 표본화 주파수가 200Hz인 경우, 전체적인 실시간 처리에 아무 문제가 없음을 확인할 수 있었다.

측정기 모듈의 제어

Microcontroller는 PC의 명령에 따라, 각 측정기 모듈의 변수들을 제어한다. 이를 위하여, 각 측정기 모듈에 16Byte의 디지털 I/O port를 할당하였다. 모든 모듈에서 첫번째의 I/O port는 입력전용으로 모듈의 ID를 읽는데 사용하여, 초기화 또는 reset 시에 장착된 모든 모듈의 종류들을 파악할 수 있도록 하였고, 따라서 이에 맞는 모듈 변수의 setup 스코린이 PC 화면 상에 제공되도록 하였다.

두번째 부터 나머지의 I/O port들은 각 모듈에 따라 그 용도가 다르므로 각 모듈의 설명에서 기술한다.

ADC 및 Multiplexer

각 모듈로부터의 생체신호는 16 x 1 multiplexer를 거쳐서 12-bit ADC에 의해 shared RAM으로 입력된다. 한 frame time의 시작부에서는 320µs 동안 16 채널의 생체신호가 모두 AD 변환되도록 하였다. 즉, ADC는 최소의 conversion time 동안 모든 신호를 AD 변환하여, 하나의 frame time 내에서 각 신호의 AD 변환 시간은 거의 동일한 순간이 되도록 하였다.

ADC의 표본화 주파수 및 multiplexer의 제어, 그리고 shared RAM으로 데이터를 쓰는데 필요한 모든 제어신호는 microcontroller의 제어를 받는 timer 소자와 PLD에 의해 구현하였다.

Microcontroller

Microcontroller 로는 Intel사의 MCS96 계열인 8097을 사용하였다. 8097은 PC로부터의 명령에 따라, 측정기 모듈을 제어하고, shared RAM 및 ADC 등의 동작에 필요한 timing 신호들을 발생시켜 준다.

또한, 8097 자체의 8 채널 10-bit ADC의 입력은 8개의 측정기 모듈에 1개씩 할당하여, 각 모듈의 특성에 따라 추가적인 기능의 구현에 사용하도록 하였다. 예를들면, ECG 모듈의 경우 전극의 접촉 저항 값을 8097의 ADC로 입력하여 접촉상태를 8097이 감시하도록 하였고, 상태 불량시에 8097이 PC로 경보 요청을 하도록 하였다. 이와같은 8097 ADC의 이용은 본 연구에서는 아직 구현하지 않은 NIBP (noninvasive blood pressure) 측정 모듈의 경우, PC의 관여 없이 8097 만이 NIBP를 측정하여 숫자 데이터 만을 PC로 전달하는 데에도 사용이 가능하다.

ECG 모듈

그림 3은 ECG 모듈의 구조를 보여주고 있다. 각 ECG 모

듈은 2채널의 ECG 파형을 출력하고, 호흡 모듈과 결합시키면, 1채널의 ECG와 1채널의 호흡신호를 출력한다. 기본 사양은 AAMI의 규격을 만족 또는 능가하도록 하였다.

각 모듈은 자신의 ID를 가지고 있으며, 전극 케이블의 접속 여부 및 전극의 부착 상태를 감지할 수 있다. 12-lead 중 2개의 lead를 선택할 수 있고, calibration 신호도 제공한다. 증폭기의 대역폭과 이득 역시 제어가 가능하다.

EEG 모듈

EEG 모듈은 2채널 ECG 모듈과 유사한 구조를 가지나, lead 선택기 부분이 없고, 이득이 더 큰 차이가 있다. 또한, 입력단에서 DC offset 전압을 제거하여 증폭기의 포화를 방지하였다. 각 모듈은 자신의 ID를 가지고 있으며, 전극 케이블의 접속 여부를 감지할 수 있고, 증폭기의 대역폭과 이득의 제어가 가능하다.

본 논문에서 개발한 EEG 모듈은 최근에 사용되고 있는 디지털 EEG와 같은 전용 장비는 아니어서, 10-20 전극 시스템이나 다양한 montage를 제공하지는 않고, 각 채널의 차동증폭기에 의한 두 전극 사이의 EEG를 모니터링하는 데에 그 용도를 두었다.

EMG 모듈

EMG 모듈은 2채널 EEG 모듈과 유사한 구조를 가지나, 이득이 작고 주파수 대역폭이 다른 차이가 있다. 각 모듈은 자신의 ID를 가지고 있으며, 전극 케이블의 접속 여부를 감지할 수 있고, 증폭기의 대역폭과 이득의 제어가 가능하다.

본 논문에서 개발한 EMG 모듈은 신경에 관한 여러가지 검사를 제공하는 전용 장비는 아니고, 일반외과나 비뇨기과 등에서 근육의 활성화 유무와 정도를 측정하거나, 근육의 상태를 모니터링하는 용도에 적합하도록 개발하였다.

혈압 모듈

그림 4는 혈압 모듈의 구조를 보여주고 있다. 혈압 모듈은 2 채널의 관혈적 혈압 (IBP, invasive blood pressure) 신호를 제공한다. 모듈 ID 및 스트레인 게이지 형태의 센서의 접속 여부를 제공하고, 각 채널의 이득 및 대역폭을 제어할 수 있다.

이 모듈의 기본 사양은 기존의 환자감시장치 등에서 사용하고 있는 IBP 모듈들의 사양을 충족시키도록 하였다. 또한, 각 채널 모두 12-bit DAC를 이용하여 auto-zeroing의 기능을 가진다.

호흡 모듈

그림 5는 호흡 측정 모듈의 구성도이다. 호흡모듈은 1 채널의 호흡신호를 제공한다. 호흡측정 방식은 임피던스 방식을 사용하였고, 50kHz 500µAms의 정전류원에 의해

전류를 주입하고, AM 변조된 흉부 임피던스 신호를 복조하여 출력한다.

각 모듈은 ID를 제공하고, 대상이 신생아인 경우와 어른인 경우에 따라, 이득 및 필터의 특성을 바꿀 수 있도록 하였다. 또한, 앞서 전술한 바와 같이 ECG 모듈과의 접속이 가능하다.

체온 모듈

그림 6은 체온 측정 모듈의 구성도이다. 체온 모듈은 2 채널의 체온신호를 제공한다. YSI 400 및 700 계열의 thermister 센서를 사용하였고, 모듈 ID 및 센서의 접속 여부와 형태를 자동 검출할 수 있도록 하였다.

측정기 모듈 케이스

앞서 기술한 측정기 모듈은 그림 7과 같이 설계한 모듈 케이스에 장착하였다. 이 모듈 케이스는 최대 8개의 모듈을 수용하며, 모듈 케이스의 주기판은 4층으로 제작하였다. 모듈 제어 및 데이터 수집 카드와의 접속에는 아날로그 신호와 디지털 신호를 분리하여 별도의 케이블을 사용하였다. 케이스의 하단에 장착되는 전원은 2중 절연의 변압기를 사용하여, 각 모듈에 전원을 공급한다.

결론

본 연구에서는 SiMACS에서의 생체신호 측정 모듈들과 데이터 수집 및 모듈제어기를 개발하였다. 본 연구에서 개발한 데이터 수집 및 모듈제어기를 PC에 장착하고, 측정기 모듈들과 접속하여 SiMACS의 front-end인 IDPU를 구성할 수 있다.

지금까지 개발한 측정기 모듈 이외에 앞으로 NIBP, SpO₂, capnography, cardiac output 등의 모듈이 추가로 개발되어야 하겠다. 그러나, 한편 본 연구에서 개발한 하드웨어는 기존의 상용 생체신호 측정기들과의 접속이 용이하게 하였으므로, 이미 투자되어 있는 장비들을 SiMACS 구축에 사용하는 것도 가능하다.

본 연구에서는, 각 모듈의 소형화를 위하여 표면실장형 부품을 가능한한 사용하였으나, 아직 크기를 줄일 수 있는 여지가 많이 있고, 케이스 등의 외장은 전문가의 도움에 의해 개선할 여지가 많다고 생각된다.

참고문헌

- [1] Fukuda Denshi Co., Ltd., DS-3300 Hardwire Bedside Monitor Service Manual
- [2] Hewlett Packard, Patient Monitors and Neonatal Monitors Service Manual
- [3] Nihon Kodon Co., Life Scope 9 Bedside Monitor Service Manual
- [4] 의공학교육연구회, 1993, 의용계측공학, 여문각

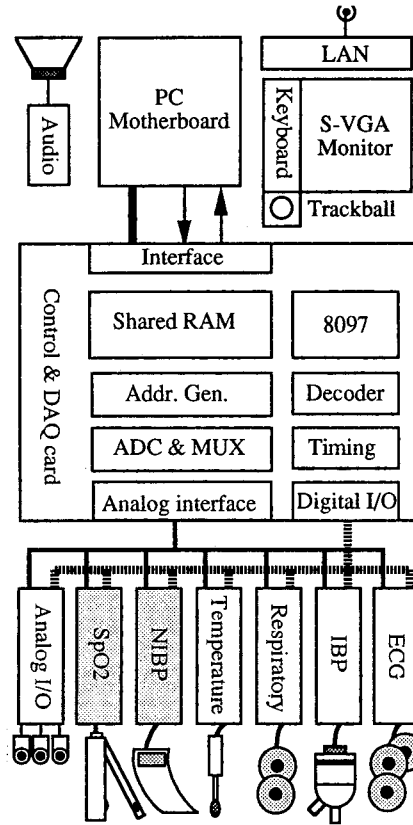
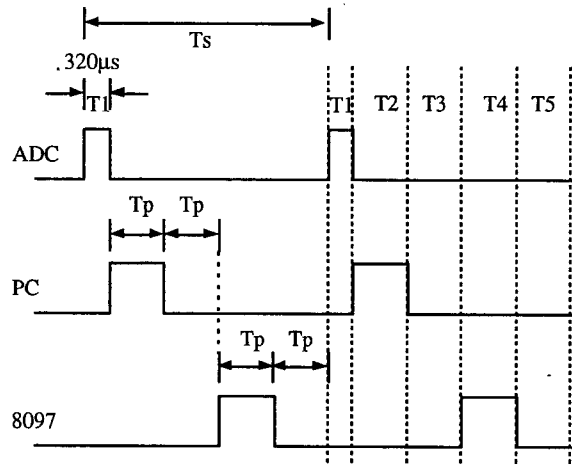


그림 1 IDPU의 구조 (NIBP와 SpO₂는 미 개발)



$T_p = (T_s - 320) / 4 \mu s$, $T_s = \text{sampling interval} = \text{frame time}$

- T1: ADC가 shared RAM access
- T2: PC polling 허용 구간
- T3: PC가 T2 중단에서 polling 시 shared RAM access 허용을 위한 safety zone
- T4: 8097 polling 허용 구간
- T5: 8097이 T4 중단에서 polling 시 shared RAM access 허용을 위한 safety zone

그림 2 Shared RAM 접속 타이밍도

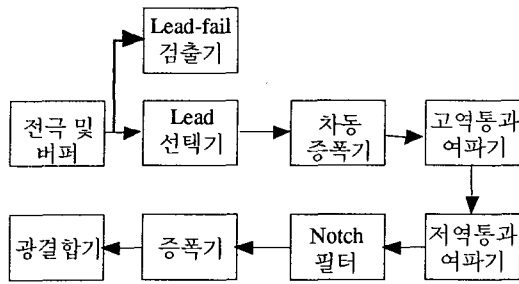


그림 3 심전도 측정 모듈의 구성도

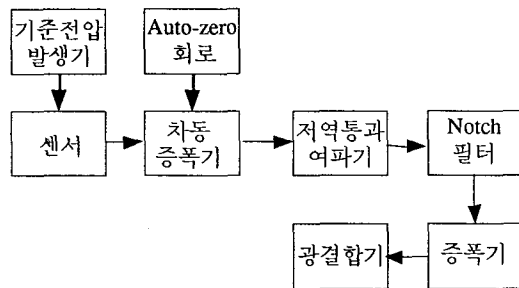


그림 4 혈압 측정 모듈의 구성도

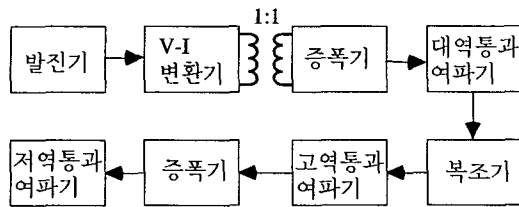


그림 5 호흡 측정 모듈의 구성도

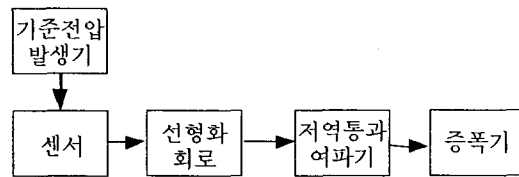


그림 6 체온 측정 모듈의 구성도

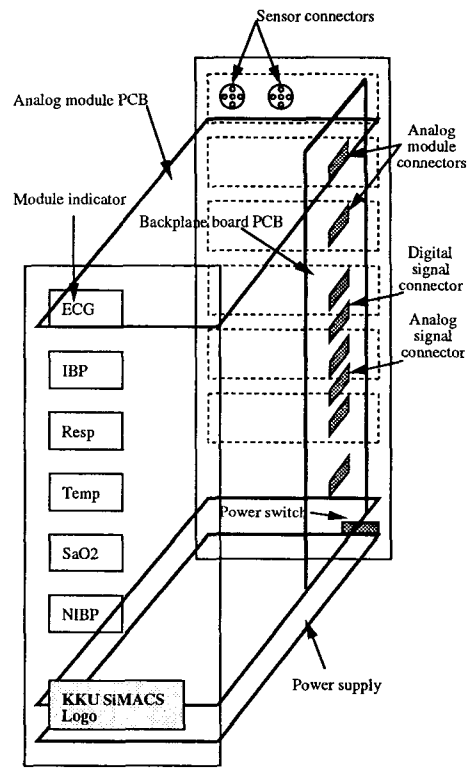


그림 7 측정기 모듈 케이스의 구조