

256-channel 1 ksamples/sec 심자도 신호획득 시스템

256-channel 1ks/s MCG Signal Acquisition System

이동하*, 유재택**, 허 영***

(Dong-Ha Lee, Jae-Tack Yoo, Young Huh)

Abstract - Electrical currents generated by human heart activities create magnetic fields represented by MCG(MagnetoCardioGram). Since an MCG signal acquisition system requires precise and stable operation, the system adopts hundreds of SQUID(Superconducting QUantum Interface Device) sensors for signal acquisition. Such a system requires fast real-time data acquisition in a required sampling interval, i.e., 1 mili-second for each sensor. This paper presents designed hardware to acquire data from 256-channel analog signal with 1 ksamples/sec speed, using 12-bit 8-channel ADC devices, SPI interfaces, parallel interfaces, 8-bit microprocessors, and a DSP processor. We implemented SPI interface between ADCs and a microprocessor, parallel interfaces between microprocessors. Our result concludes that the data collection can be done in 168 μ sec time-interval for 256 SQUID sensors, which can be interpreted to 6 ksamples/sec speed.

Key Words : MCG signal acquisition, SQUID sensor, SPI, Sender, Receiver

1. 서 론

생체자기 측정용을 이용한 진단은 비접촉, 비파괴적이면서 우수한 시간 및 공간분해능을 바탕으로 활동전류의 미세한 변화를 정밀하게 측정할 수 있기 때문에 뇌, 심장 기능연구 및 기능적 질환진단에 중요하게 사용될 수 있는 차세대 의료진단 기술이다. 특히 심장으로 부터 발생하는 자기신호를 이용하여 심장 내부에서 일어나는 활동전류의 미세한 변화를 측정하는 것을 심자도(MCG: MagnetoCardioGram)라 한다[1].

한편 심전도는 세포수준 혹은 심장 전체에서 발생하는 전류가 도체의 구실을 하는 몸통을 통하여 전위차를 형성할 때 신체표면에서 그 전위차를 측정함으로써 심장의 전기적 움직임을 알아내는 방법으로, 심장의 전위를 신체표면에서 측정하기 때문에 심장과 체표 사이의 다양한 매질(심장, 폐포, 근육, 피부 등)의 전기적 전도 상태에 의하여 신호의 왜곡이 나타날 수 있다는 단점이 있다. 그러나 심자도 측정은 인체조직이 자기적으로 균일하므로 자장 발생원으로부터 공간적으로 떨어진 위치에서도 측정이 가능하며, 측정 부위와 심장 사이의 매질에 의한 영향을 받지 않고 심장의 전기적 변화를 기록할 수가 있기 때문에 보다 정확한 정보를 얻을 수 있다[2].

인체에서 발생되는 미약한 세기의 자장은 초전도양자간섭장치(SQUID: Superconducting QUantum Interference Device)를

이용함으로써 심자도 신호를 얻을 수 있으며, 이를 의학적 진단에 활용하기 위한 측정 기술이 많이 연구되고 있다[3]. SQUID는 초전도체에서의 자속양자화와 조셉슨효과를 이용한 소자로서 양자역학적 측정감도를 갖는 고감도 센서이며, SQUID를 이용한 자력계는 인간이 개발한 자기센서 중에서 가장 우수한 감도를 가지기 때문에 사람의 뇌, 심장에서 발생하는 미약한 자기장 측정이 가능하다. 이러한 SQUID를 이용한 생체자기 신호측정시스템의 경우 정확성과 안정성이 매우 중요하고 측정하려는 신호의 입력이 많기 때문에, 측정된 신호를 신속, 정확하게 처리하는 시스템이 필요하다[4].

본 논문에서는 이러한 다채널 생체자기 신호 획득 시스템을 위해서 ADC와 마이크로프로세서(Microprocessor)등을 이용하여 12-bit, 256-channel, 1ksamples/sec를 만족하는 하드웨어 시스템의 구현 및 그 결과를 보여준다.

2. 시스템 사양

설계하고자 하는 시스템에 대한 관련 하드웨어를 요약하여 분석하며, 생체자기 신호처리 특성에 적합한 시스템의 사양을 결정한다.

2.1 관련 하드웨어 기술

시스템에 사용된 디바이스를 간략히 살펴보면, 입력전압을 변환하기 위한 ADC로는 MAXIM사의 12비트 8채널 ADC를 사용한다. 이는 샘플링 레이트가 133ksp/s이고 SPI 시리얼 인터페이스를 제공한다. 소프트웨어로 채널과 동작에

저자 소개

- * 이동하 : 안양대학교 전기전자공학과 석사과정
- ** 유재택 : 안양대학교 전기전자공학과 교수
- *** 허영 : 한국전기연구원 전자의료기기연구그룹장

관한 기능을 쉽게 설정할 수 있으며, 내부 track&hold 회로가 있어 모든 채널에 대해 동시에 데이터를 수집할 수 있다[5]. 시리얼 인터페이스 방식에 I^2C 가 있으나, 이는 SPI에 비해 동작속도가 느리기 때문에 SPI를 지원하는 ADC를 선정하게 되었다.

데이터 전송부는 Atmel사의 8비트 마이크로프로세서를 이용하였다. SPI인터페이스를 이용하여 ADC로부터 직접 데이터를 전송받을 수 있다. 이 마이크로프로세서를 이용하여 두 부분을 구성하는데, 구분을 위해 ADC에 직접 연결되어 데이터 획득을 하는 마이크로프로세서를 Sender라 하고, Sender로부터 데이터를 전송받는 마이크로프로세서를 Receiver라 한다[6].

Receiver에 저장된 데이터는 정렬 및 처리를 위해 DSP에 전달되는데 Texas Instruments사의 TMS320c32-50MHz를 사용한다. 이는 32비트 정수 및 부동소수점 연산이 가능하고 25MIPS의 고속연산을 수행할 수 있으며, 외부메모리 연결이 용이하여 데이터 처리 및 저장을 쉽게 할 수 있다[7].

2.2 시스템 사양

설계하고자 하는 측정 시스템의 기본사양은 256채널의 입력신호에 대해 1ksamples/sec이내의 속도를 요구한다. 시스템 전체를 설계하는데 앞서 이를 세부적으로 정확히 분석하기 위해 32채널 데이터 획득 시스템으로 먼저 설계한 후 이를 조합하여 256채널 전체를 구성할 것이다. SQUID에서의 출력전압은 미세한 크기의 전압을 가정하고 이를 ADC로 변환하여 마이크로프로세서로 저장 및 처리한 후, DSP를 이용하여 빠르고 복잡한 데이터 처리를 할 수 있도록 한다. 그림 1은 설계하고자 하는 전체시스템의 구성을 보여준다.

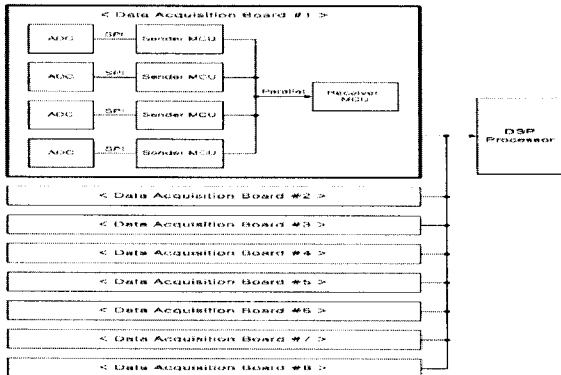


그림 1. 전체 시스템 구성도

3. 시스템 설계 및 구현

하드웨어 시스템 구현은 ADC에서의 데이터 획득을 확인하고 Sender로의 데이터 전송, Sender와 Receiver, Receiver와 DSP 사이의 데이터 전송을 확인한다.

3.1 하드웨어 시스템 구성도

그림 2는 시스템의 기본 구성을 나타내는 32-channel 하드웨어 시스템을 보인다. 좌측부터 입력 8채널 ADC 4개와 Sender 4개의 SPI인터페이스를 나타내고, 다음의 Sender와 Receiver, DSP간에는 parallel인터페이스로 연결되는 걸 볼 수 있다.

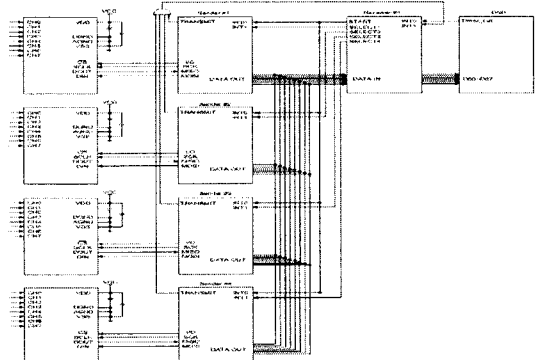


그림 2. 하드웨어 시스템

3.2 8채널 데이터 변환 및 획득

A/D변환은 SPI인터페이스를 통해 ADC에 시작 명령을 전송함으로써 변환을 시작한다. 시작 명령은 단순히 채널선택과 특정 변환을 위한 control byte이다. Sender는 /CS를 low로 함으로써 Slave를 선택한 후 SCK 2MHz의 clock에 동기시켜 MOSI에 컨트롤 신호를 출력하고 MISO에 ADC의 변환 결과(12비트)를 입력받게 된다. 두 레지스터 내용을 교환하기 때문에 읽고 쓰는 연산 모두 동시에 수행하며 한 채널 당 12 μ s가 소요된다. 그림 3은 SPI인터페이스를 구현한 하드웨어를 보이며 데이터 전송 확인을 위해 LCD를 부착하였다.

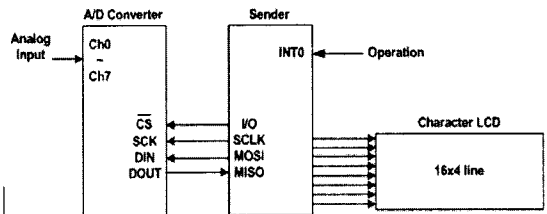


그림 3. ADC와 Sender의 연결

3.3 Receiver에서 32채널 데이터 획득

Sender와 Receiver간 연결은 고속의 데이터 전송을 위하여 parallel인터페이스를 구현하였다. Receiver에 operation 명령을 인가하면, Receiver는 Sender에 변환시작 신호(start)를 준다. Sender는 A/D변환을 시작하고 변환결과를 저장한 후, Receiver에게 변환완료 및 전송신호(transmit)를 출력한다. Receiver는 전송신호를 받으면 select단자로 Sender에 전송시작 신호를 출력한 후, parallel인터페이스를 이용하여 Sender로부터 데이터를 획득한다. parallel인터페이스를 통해 데이터를 전송하는데 걸리는 시간은 8.625 μ s(8MHz동작시)가 소요된다. 그림 4는 ADC와 Sender, Receiver의 연결을 보여준다.

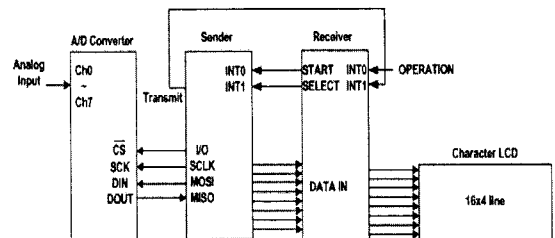


그림 4. ADC와 Sender, Receiver의 연결

그림 5는 위 동작을 위한 하드웨어 구현을 보여준다. 그림의 하단 좌측 LCD는 ADC와 Sender의 데이터 획득을 보여주고, 우측의 LCD는 Sender와 Receiver간의 데이터 전송결과를 보여준다.

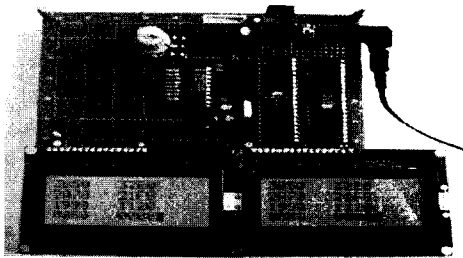


그림 5. ADC와 Sender, Receiver 하드웨어 구현

3.3 DSP에서 64채널 데이터 획득

초기에 모든 ADC와 마이크로프로세서는 대기 상태이며, DSP가 타이머를 이용하여 매 1ms마다 Receiver에 시작신호를 출력함으로써 동작이 시작된다. 그림 6은 DSP의 연결을 보여준다.

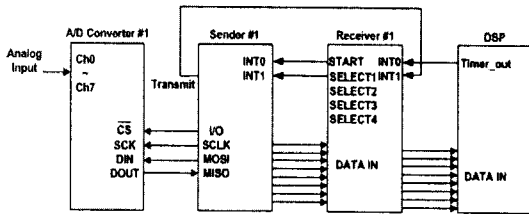


그림 6. ADC, Sender, Receiver, DSP의 연결

데이터 입력 신호를 받은 DSP는 32비트 데이터 버스의 parallel 인터페이스로 데이터를 전송받은 후, 여러 검출 및 채널별 데이터 정렬을 하고 다음 데이터 입력을 위해 대기상태를 유지한다.

4. 실험 결과

각각의 연결에서 데이터 획득 및 전송에 필요한 시간을 살펴보면, 8채널 ADC에서 Sender로 변환결과를 전송하는데 걸리는 시간은 114 μ s를 소요한다,

Receiver가 Sender로부터 데이터를 받아들이는 데는 9.375 μ s가 걸리며, 연속적으로 4개의 Sender로부터 데이터를 받기 때문에 37.5 μ s를 소요하게 된다. Receiver를 8개로 구성하여 256채널을 구현하는 경우에도 소요되는 시간은 동일하다.

현재 DSP에는 64채널 데이터 획득에 6.25 μ s가 걸리지만, 256채널을 연결하여도 32비트 데이터 버스에 2회(Receiver #1~4, #5~8)에 걸쳐 전송하기 때문에 12.5 μ s에 전송을 완료한다. DSP까지 데이터 변환 및 전송하는데 걸리는 시간은 168 μ s가 되며 이를 그림 7을 통해 보였다. 결과적으로 데이터 획득 및 전송만 하는 경우에 6ksamples/sec 속도를 가지며 시스템 동작에 충분히 여유가 있음을 확인할 수 있다.

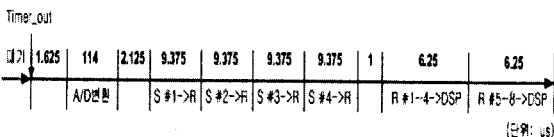


그림 7. 데이터 전송시간

그림 8은 전체 하드웨어를 보인다. 신호 입력은 좌측의 가변저항과 직렬저항을 조합하여 각기 다른 입력을 제공하여 ADC로 입력된다. DSP는 매 주기마다 변환값을 확인하여 에러가 생긴 데이터를 검출하고 실행되는 샘플링 주기를 표현할 수 있게 하였다.

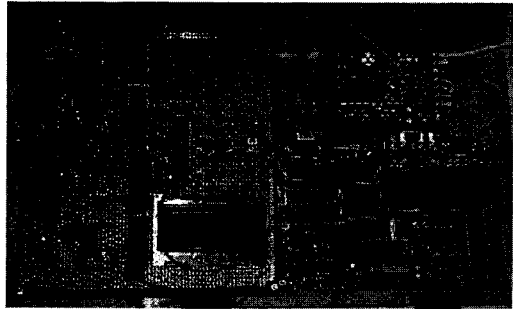


그림 8. 하드웨어 구현

5. 결론

실시간 심자도 신호 획득시스템은 정확성과 안정성이 매우 중요하므로 측정된 신호를 정확하고 신속하게 처리하는 시스템을 요구한다. 이러한 시스템을 위해 12-bit, 8-channel A/D converter와 마이크로프로세서를 이용하여 64채널 시스템을 구현하였다. 이를 확장하여 실시간 처리 및 저장, 디스플레이 해주는 256채널 1ksamples/sec 시스템 구현이 충분함을 보였으며, 데이터 획득 및 전송의 정확성과 속도에 대하여 검증하였다. 앞으로 DSP에 데이터 처리 및 분석을 위한 응용 S/W를 개발하면 의용 시스템으로 사용이 가능할 것이며, Sender부의 64채널 입력을 한꺼번에 PCI보드를 통하여 DSP에 연결하면 보다 범용성 있는 시스템이 될 것으로 예상된다[8].

참고 문헌

- [1] Schneider S, Hoenig E, Reichenberger H, Abraham Fuchs K, Moshage W, Oppelt A, Stefan H, Weigl A, Wirth A. Multichannel biomagnetic system for study of electrical activity in the brain and heart. Radiology 176:825-830, 1990
- [2] "백서 심근경색모델에서 시간경과와 경색의 크기에 따른 심자도의 변화", 대한내과학회지 제 62권 제 1호, p.42-48, 2002
- [3] "64-channel DC-SQUID magnetometer system", Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, vol.3, p.1494-1407, 1993
- [4] Biomagnetism을 이용한 신 의리기기개발 제 1세부과제, 한국전기연구원
- [5] MAX186 Data sheet, MAXIM.
- [6] ATMEGA8535 Data sheet, ATMEL.
- [7] TMS320C32 Data sheet, Texas Instruments.
- [8] Tom Shanley, Don Anderson, "PCI System Architecture -3rd Edition", Mindshare, Inc.