

바이오 텔레메-터용 CMOS Custom LSI 제작

○ 서 혁 돈
영남대학교 전자공학과

최 세 곤
영남대학교 전자공학과

Fabrication of CMOS Custom LSI for Implantable Biotelemeter

Hee Don Seo

Se Gon Choi

Yeung Nam University

ABSTRACT

This paper presents a design of an optimized implantable biotelemetry system and the fabrication of custom CMOS LSI for implementing this system. The internal circuits of this system are fabricated on a single silicon chip with a size of $4 \times 5 \text{mm}^2$. This LSI is designed and fabricated not only to get as small size and low power dissipation as possible, but also to have multiple function. Its main functions are to select one of implanted sensors and to accomplish ON - OFF power switching of an implanted battery by receiving appropriate Command signals and control signals from external circuits.

The internal system which was assembled on a bread-board using fabricated LSI chip is confirmed to work as designed.

The total power dissipation of this internal system was 10.12 μW .

1. 서 론

체내 삽입형 바이오 텔레메-터 장치의 개발은, 동물 실험에 있어서 측정대상을 전혀 구속하지 않는 극히 저인식러운 상태에서 생체 정보를 측정하기 위해 필요할 뿐 아니라, ¹⁾ 장차 인공심장 등 각종 인공 장치가 실용화될 때 임상 의학을 위해서도 필요불가결하다.

그러나 이 바이오 텔레메-터를 실용화하는 데는 여러 가지 제약 조건이 따른다. ²⁾ 그중에서 중요한 몇 가지를 정리해보면 먼저, 생체의 부담을 되도록 줄이기 위해 가급적 소형화해야 하고, 다음으로 생체 내부에 장기간에 걸쳐 정상적으로 동작시키기 위하여 될 수 있는 한 저소비전력화 및 고신뢰성화가 요구 된다. 그리고 체외의 지령이나 제어신호로 체내회로를 조정, 제어하고 체내기관을 자극하는 등의 여러가지 기능(다 기능화)을 갖추는 것이 바람직하다.

본 연구에서는, 이러한 이상적인 텔레메-터를 범용 IC 로서는 실현할 수 없기 때문에 위 조건을 최대한 만족시키는 체내 삽입형 바이오 텔레 메-터를 개발할 목적

으로 전용 (custom) CMOS LSI 를 제작하였다. 개발할 텔레메-터는 체내에 함께 삽입될 체내 삽입용 압력센서, 이온센서 및 각종 전극등을 체외의 제어신호로 선택하여 필요한 생체 데이터를 측정하고, 이 정보를 체외로 전송할 수 있는 기능과 체외의 명령 신호로 체내 회로의 전원을 필요에 따라 ON, OFF 할 수 있는 기능을 갖게 된다.

2. 바이오 텔레메-터의 시스템 및 회로 설계

전체 시스템은 그림 1과 같이 체내 시스템과 체외 시스템으로 구성했다.

이중에서 체내 시스템의 전력 소비를 최소로 하는 것이 무엇보다 중요하기 때문에 체내 시스템의 Digital 회로는 동작할 때에는 전력 소비가 거의 없는 CMOS 회로

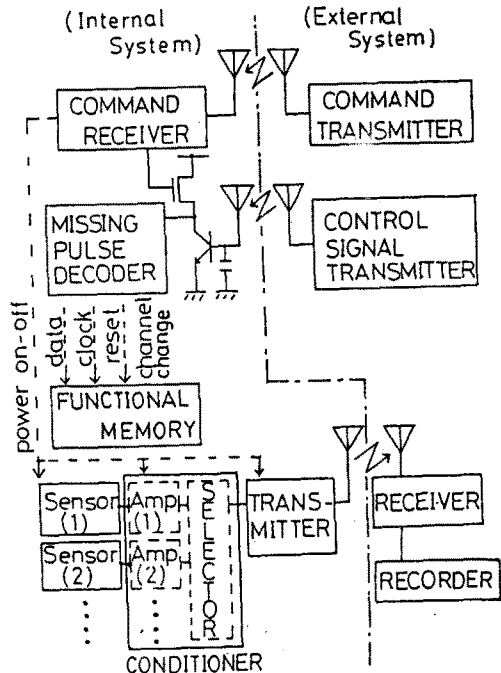


Fig. 1. Block diagram of an implantable biotelemetry system.

로써 구성하고 인산증폭기와 송신회로같은 Analogue 회로는 Command Receiver³⁾를 이용하여 시스템이 동작할때만 전원에 연결되도록 설계했다.

이 Command Receiver는 채외로부터 명령신호를 받아서 필요에 따라 체내에 있는 센서 또는 Analogue 회로의 전원을 ON, OFF 하는 회로로서 항상 동작해야 한다. 그러므로 그 전원은 언제나 ON 상태에 있어야 하기 때문에 이 회로 자체의 전력소비를 줄이기 위해서 그림 2와 같이 Pulse Powered 회로를 이용, 구성하여 회로가 간헐적으로 동작하도록 설계하였다.^{4), 5)}

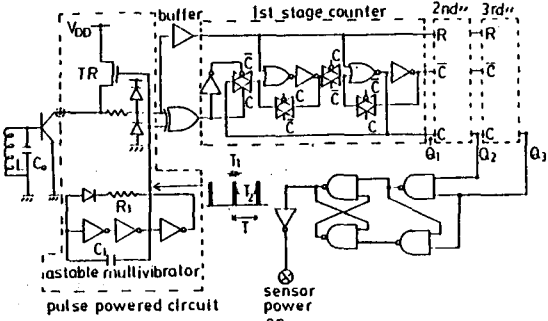


Fig. 2. Schematic diagram of the command receiver.

그리고 이 시스템이 가지고 있는 채외의 제어 신호에 의하여 체내의 특정 센서를 선정하고 측정된 데이터를 채외로 전송하는 기능을 수행하기 위해서, Missing Pulse Decoder (MPD), Functional Memory, Conditioner 및 Transmitter를 설계하였다.⁶⁾

MPD는 채외로부터 그림 3(a)와 같은 missing pulse code⁷⁾로 구성된 제어 신호를 받아 해독하여 필요한 기능을 Functional Memory에 기억시키는데 필요한 4가지 신호, 즉 데이터 신호(DATA), 클럭신호(CLCK), 채널 변경신호(CHCH) 및 리셋 신호(RSET)를 만들어내는 회로이며 그 개략도는 그림 4와 같다.

Functional Memory 회로는 MPD 회로에서 만들어진 4가지 신호를 이용하여 체내에서 설정한 데이터를 저장하는 회로이며 회로구성은 그림 5와 같이 데이터 기억용 쉬프트 레지스터 3 채널과 채널 변경용 쉬프트 레지스터 1 채널로써 되어있다.

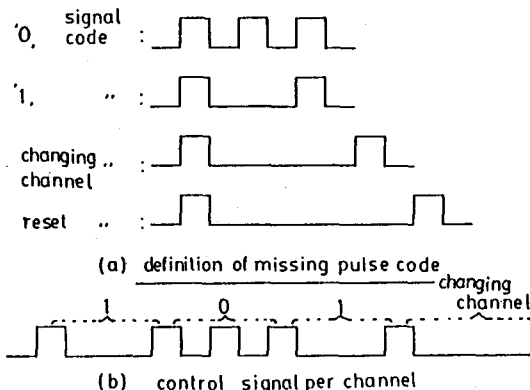


Fig. 3. Missing pulse code and control signal.

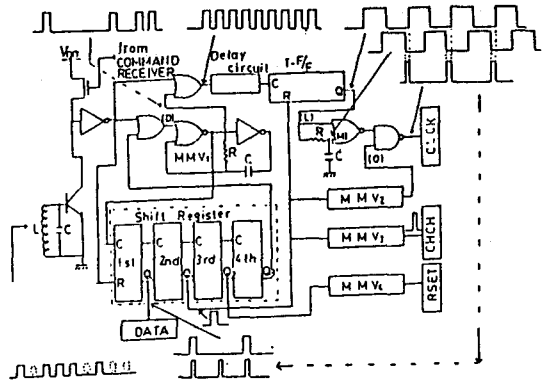


Fig. 4. Schematic diagram of the missing pulse decoder.

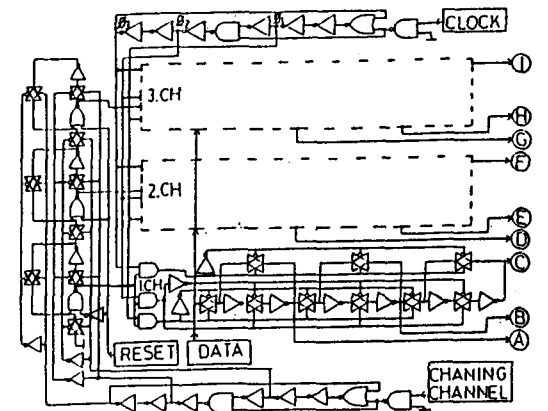


Fig. 5. Schematic diagram of the functional memory.

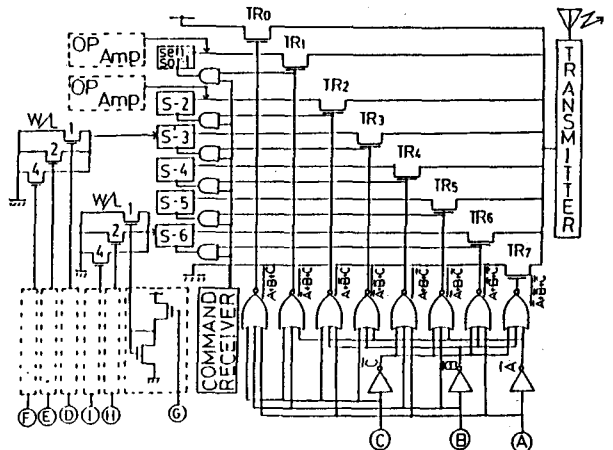


Fig. 6. Schematic diagram of the conditioner.

Conditioner는 그림 6과 같이 Selector를 중심으로 2개의 인산증폭기(압력 센서용)와 2개의 D/A 변환회로(이온 센서용)으로 구성되어있다. 이 회로는 Functional Memory에 저장된 데이터 내용에 따라 체내의 특정 센서를 선택할 뿐 아니라 이 센서가 측정된 생체 정보를 Transmitter에 이송한다.

Transmitter는 잡음에 강하고 회로 구성이 비교적 간단한 펄스 폭 변조(PWM)-주파수 변조(FM) 회로로써 구성되었으며 이송된 생체 정보를 체외 회로의 Receiver에 전송한다. 이때 전송 캐리어 주파수는 시스템의 크기 및 생체내의 전파의 손실등을 고려하여 약 80M Hz로 설계 하였다.

3. LSI 칩 제작을 위한 Layout 설계 및 제조

Transmitter를 제외한 전 체내 시스템을 1개의 LSI 칩에 집적화 하기 위하여 기능 블록별(4개)로 나누어 layout용 CAD 시스템을 이용하여 표준 셀 방식으로 layout설계를 하였다.⁸⁾

LSI 칩은 전자 비입 노광 방법으로 만든 7개의 Cr 마스크를 이용하여 실리콘-게이트 P-well CMOS process⁹⁾로 제조되었고 그 칩의 크기는 그림 7과 같이 $4 \times 5 \text{ mm}^2$ 이다.

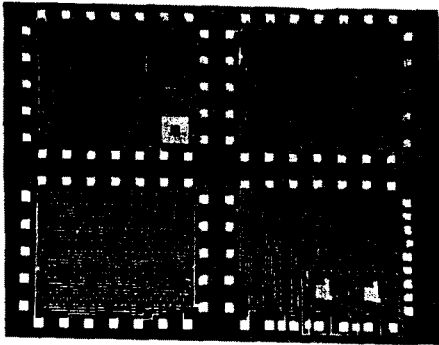


Fig. 7. Photomicrograph of CMOS LSI.

4. 평가

제조된 LSI 칩을 이용하여 그림 8과 같이 프린트 기판에 그림 1의 체내 시스템을 구성하고, 체외 시스템은 시판의 표준 CMOS IC를 이용, 제작하여 시험실상태(그림 1에 표시된 체내 시스템을 생체내에 삽입 시키지 않은 상태)에서 제조된 LSI 칩의 동작을 확인하고 체내 시스템으로써 기능을 평가하는 실험을 하였다. 이때 체내 시스템과 체외 시스템의 전송 링크 거리는 약 1.5m였다.

4. 1) 체내 시스템의 평가

Command Receiver는 그림 9에서 알 수 있듯이 체외 시스템에서 송신하는 ON, OFF 명령 신호에 따라 센서의 전원 및 Analogue 회로의 전원을 ON, OFF 한다.

그림 10은 MPD의 동작을 확인한 타이밍 다이어그램이다. 이 그림에서 4개의 신호(DATA, CLCK, CHCH, RSET)가 체외 시스템에서 송신된 제어신호(IIPN)에 의해서 각각 발생되고 있음을 알 수 있다. 여기서 D, Q₁, Q₂, Q₃, L, M 및 O의 파형은 그림 4에서 동일한 기호가 표시된 점에서 관측한 것이다.

그림 11은 Functional Memory 와 Conditioner 의 동작을 나타낸 타이밍 다이어그램이다. 이 그림은 체외 시스템에서 실정된 데이터(예: 011)가 MPD에 의해 만들어진 4개의 신호에 의해 데이터 기억용 스위프 레지스터에 어떻게 기억되는가를 실험하고 있다. 또 기억된 데이터에 의해 센서가 선택(SNSR3)

되고 센서의 전위가 그대로 Transmitter에 이송됨을 보여주고 있다.

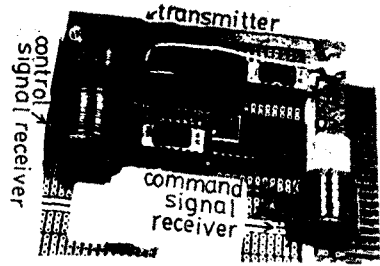


Fig. 8. The internal system assembled on a bread-board.

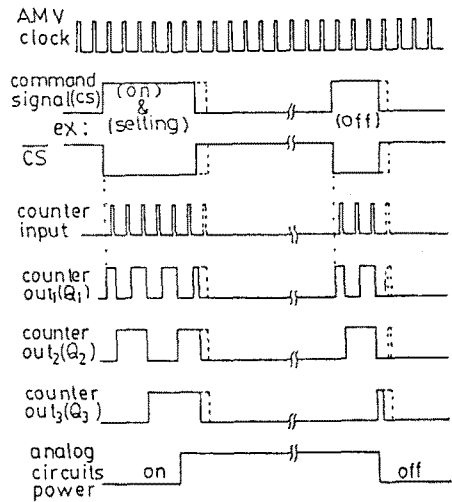


Fig. 9. Operation of the Command Receiver.

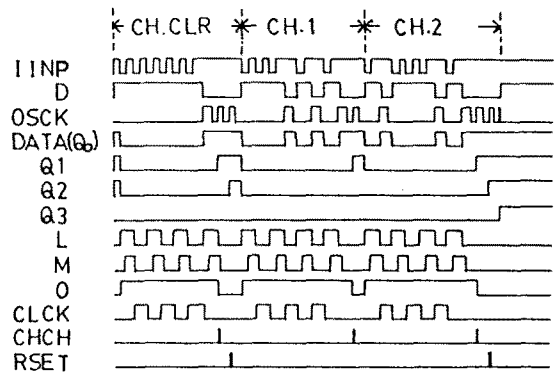


Fig. 10. Operation of the missing pulse decoder.

4. 2) 체내 시스템의 소비 전력 평가

체내 시스템이 동작할 때의 소비 전력을 측정하여 표 1에 정리하였다. 표에서 알 수 있듯이 전체 소비 전력이 10.12mW 인데 비하여 Command Receiver의 소비 전력이 15.2μW이다.¹⁰⁾ 여기서 체내 시스템의 전원으로 Lithium 전지를 사용

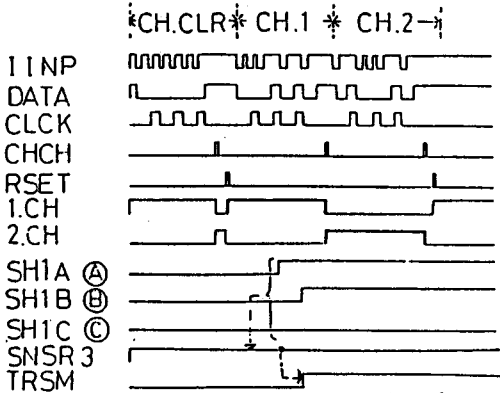


Fig. 11. Operation of the functional memory and the conditioner.

Table.1 Summary of power dissipation

| Circuits | Value | Units |
|--|-------|-------|
| Command receiver | 15.2 | mW |
| Missing pulse decoder | 2.1 | mW |
| Digital circuit(Functional memory and conditioner) | 1.1 | mW |
| Operational amplifier | 0.9 | mW |
| Transmitter | 3.5 | mW |
| Total | 10.12 | mW |

하었는데 전지의 크기와 전력용량은 시스템의 크기와 수명에 서로 상반되는 제약조건이 있으므로 실용화 단계에서 가장 적합하다고 생각되는 크기(지름 16.8mm, 높이 22.5mm)를 선택하였다.

이 Lithium 전지의 전력용량이 750mAh이므로 이것을 기준으로 시스템이 실용화될 때 예상되는 수명을 계산해보면, 연속 동작을 시킬 경우 약 375시간이 되며, 사용하지 않는 상태로 둘 경우 28년 이된다. 이것은 시스템의 복잡한 정도에 비해볼 때 상당히 개선된것임을 알 수 있다.

제작된 LSI 칩과 위의 Lithium 전지를 사용하여 실용화할 때 예상되는 체내 시스템의 크기는 그림 12와 같이 3.5x5cm 이다.

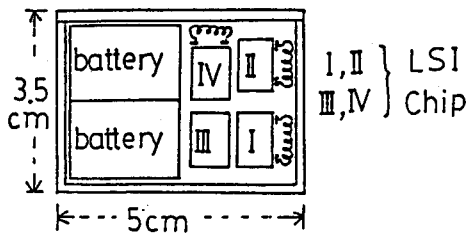


Fig.12. Expectant package of the implantable system,

5. 결 론

체의 명령이나 제어 신호에 의해 체내의 특성 센서를 선택한다든지 체내 회로의 전원을 ON,OFF 하는등의 기능을 갖춘 바이오 텔레메-터를 실용화하기 위하여 이 시스템의 체내 시스템을 CMOS LSI 칩으로 집적화 하였다. 이 칩을 이용하여 프린트 기판에 구성한 체내 시스템 및 전체 시스템이 설계된것과 같이 동작함을 확인 하였다.

실제 생체내에서 실험을 하지 않았지만 만들어진 칩을 사용함으로써 매우 개선된 전력소비의 소형화가 예상되므로 실용화 단계에서 생체 연구에 유용한 도구가 될 것으로 기대된다.

REFERENCES

- [1] J.D.Meindl and A.J.Ford, "Implantable telemetry in biomedical research", IEEE Trans.Biomed.Eng., Vol BME-31, pp. 817-823, Dec. (1984).
- [2] J.D.Meindl, "Biomedical Implantable Microelectronics", Science, Vol.210, pp. 263-267, Oct. (1980).
- [3] P.H.Hudson and J.D.Meindl, "A Monolithic Micropower Command Receiver", IEEE J.Solid-State Circuits, Vol.SC-7, pp. 125-134, April. (1972).
- [4] H.D.Seo, M.Esashi, and T.Matsuo, "Development of CMOS Command Receiver for Implantable Telemeter", IECE Technical Report SSD-52 pp 75-82, Aug. (1985).
- [5] H.D.Seo, M.Esashi, and T.Matsuo, "Development Pulse Powered Command Receiver for Biotelemetry", in Dig Annual Conf. IECE, Japan, pp.186, Nov. (1985).
- [6] H.D. Seo, M.Esashi T.Matsuo "Fabrication of CMOS custom LSI for implantable telemetry system", JJME, Vol.25, No2 (1987)
- [7] T.R. Gheewala, R.D.Melen, and R.D. White. "A CMOS Implantable multielectronic auditory stimulator for the deaf", IEEE, J. Solid-state Circuit, Vol.SC-10, No.6, pp.472-479, Dec.(1975).
- [8] Y.Matsuyama and T.Tomizawa. "Introduction to VLSI Design", pp.186-213 (1983).
- [9] N.Weste and K.Eshranghian, "Principles of CMOS VLSI Design", pp. 63-118, Addison Wesley (1985).
- [10] H.D.Seo, M.Esash, S.Shuichi and T.Matsuo "Fabrication of CMOS custom LSI for Multifunctional Biotelemetry system" proceedings of 25th conference of JJME, (1987)