

체내 삽입 텔레메트리 시스템용 전원 스위칭 시스템 개발

서 희 돈
영남대학교

Battery Power Switching System for Implantable Telemetry Systems

Hee-Don Seo
Yeungnam University

Abstract

This paper describes development of an implantable power switching system for biotelemetry system. This system is designed and manufactured to achieve as small size and low power dissipation as possible, using pulse powered circuit and CMOS technology.

The function of the power switching system is to connect the implantable battery to implanted sensors and electronics systems by receiving intermittent command signals from external circuits.

The power dissipation of this system was about 15 μ W for a stand-by operation.

I. 서론

체내 삽입형 바이오텔레메트리는 피 측정체의 심리적, 육체적 스트레스를 줄일 뿐 아니라 피 측정 중 생체의 일상 생활을 전혀 구속하지 않는 극히 자연스러운 상태에서 생체정보를 얻을 수 있기 때문에 동물 실험에 있어서 체내 정보의 계속이나 동물의 행동 감시등 폭넓게 사용되고 있다¹⁾. 현재는 이러한 동물 실험에서 인체에 응용되기 위한 기초 연구가 진행되고 있는 단계에 있지만, 장치 인공 장기를 비롯해서 각종 인공장기가 체내에 들어가게 되면 원구 자극이나 원구 제어의 수단으로도 이용된다²⁾. 이러한 체내 삽입형 장치에는 체내 신호를 계속하기 위한 센서나 계속된 신호를 체외로 송신할 송신기등을 동작시킬 전원의 크기와 수명이 매우 중요하다. 생체내 장치에 전원을 공급하는 방법으로는 그림 1

과 같이 1차 전지를 이용하는 방법³⁾, 유도결합에 의한 전력 공급⁴⁻⁶⁾ 및 생체 에너지를 이용하는 생체 전지⁶⁻⁷⁾등이 있다. 생체 전지는 소화관내의 위액을 이용하여 겹층형에 사용하는 예가 있지만 미소전력이고, 전력을 안정하게 얻을 수 없는 결점이 있다. 유도결합에 의한 방법이 장치의 수명만 생각한다면 가장 바람직한 방법이지만 체내 시스템이 커질 뿐 아니라 일일이 피 실험체에 가까이 접근하여 전원을 공급해야 하기 때문에 체내 장치의 전원으로 방전특성, 에너지 밀도 및 저장성이 뛰어난 리튬전지등 1차 전지가 실용화 되어 있다. 1차전지를 사용하는 것이 회로구성이 간단하기 때문에 체내에 들어갈 장치의 소형화 및 고 신뢰성 면에서 가장 바람직하지만, 1차전지는 사용기간이 한정되기 때문에 전지의 수명을 조금이라도 연장시키는 연구가 필요하다. 이러한 연구는 W. H. Ko⁸⁾ 및 J. D. Meindl⁹⁾등에 의해 진행되어 왔다. 본 연구에서는 pulse powered Command receiver¹⁰⁾를 CMOS IC로 설계하여 원격조정에 의해 체내장치를 사용하고 있을때만 전원에 연결시키고 사용하지 않을때는 전원을 끊어 전지의 수명을 보다 늘리는 저 소비 전력 배터리(전원)스위칭 시스템을 개발하는 데 있다.

II. Command 신호 receiver 설계 및 IC화

그림 2와 같이 체외에서 보내오는 지령을 받아서 필요에 따라 체내에 있는 여러장치의 전원을 ON, OFF 하기 위한 회로가 command receiver¹¹⁾이다. Command receiver 는 체외에서 들어오는 신호를 기다려야 하기 때문에 항상 동작하고 있어야 한다. 즉, 그 전원이 항상 ON 상태에 있어야 하므로 command receiver 자체의 소비전력이 가능한 저 전력이 되어야 한다. 지금까지 개발된 command receiver 는 이와같이 항상 동작하도록 되어있기 때문에 소비전력이 문제가 되고 있다. 본 연구에서는 이 command receiver 자체의 소비전력을 줄일 뿐 아니라, command receiver를 이용하므로 체내장치 전체의 소비전력도 줄일 수 있도록 시스템을 설계하였다.

1. 회로 설계와 동작 원리

Command receiver 회로는 사용자가 생체 data를 측정하고 싶을 때 스위치 ON command에 해당하는 pulse 를 체외에서 보내면 체내 측정 장치를 전원에 연결시켜주고, 필요한 data

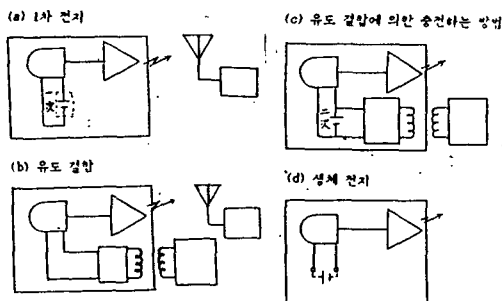


Fig.1. Power supply methodology of Implantable system

를 측정할 후 OFF command 를 보내면 전원이 끊어질 수 있도록 그림 3과 같이 설계하였다. 또 체내장치를 사용한 후 전원을 OFF 시키지 않아도 일정한 시간 후 자동적으로 OFF 되도록 한 것이다.

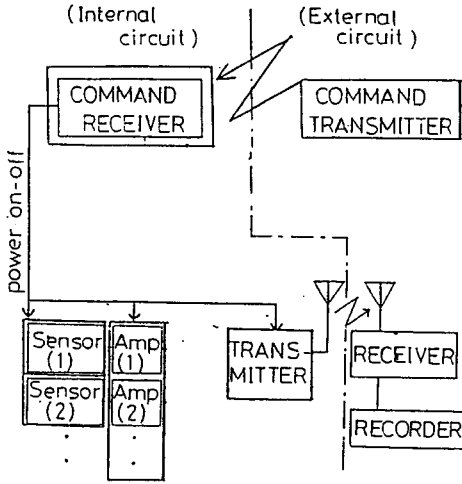


Fig. 2. Block diagram of power switching system

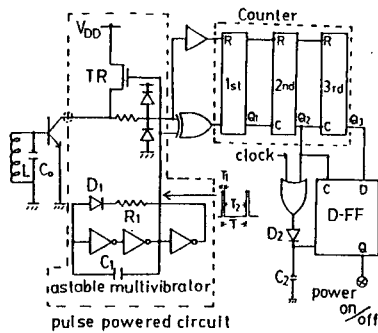


Fig. 3. Schematic diagram of the pulse powered command receiver

이 회로의 특징은 CMOS 회로로 설계하였기 때문에 회로가 전원엔 연결되어 있지만 체외에서 command 신호가 들어오지 않을 때는 전혀 전력이 없고, 체외에서 신호가 들어와 이 회로가 동작할 경우에도 그림에서 알 수 있듯이 회로를 간헐적으로 동작시키는 pulse powered 회로¹²⁾를 채택하였기 때문에 소비전력이 줄게 된다. 이 pulse powered 회로는 그림에서 비안정 멀티바이브레이터의 펄스파형이 "1" 이 되는 시간 T_1 동안만 그림의 TR 을 ON 시켜 BJT를 전원엔 접속하여 체외에서 들어오는 command 신호를 sampling 하도록 한 것이다. 즉 T_2 동안만 간헐적으로 전력을 소비하기 때문에 비안정 멀티바이브레이터의 발진출력의 duty 비 (T_1 / T_2)를 적게 할 수록 저소비 전력이 된다.

이 회로에 이용한 비안정 멀티바이브레이터의 duty 비는 capacitor C_1 을 diode D_1 의 역 bias 전류 I_{R4} 와 저항 R_1 에 의해 각각 송·방전 시키는 시간으로 결정되며, 발진주기 T 는 다음식과 같다.

$$T = T_1 + T_2 = -C_1 R_1 n \frac{V_{inv}}{V_{DD} + V_{inv}} + C_1 \frac{V_{DD}}{I_{R4}} \quad (1)$$

[T_1 :송전시간 T_2 :방전시간 V_{inv} :inverter의 논리전압]

Command receiver회로에 체외에서 command 신호가 들어오게 되면 이 회로는 reset상태에서 벗어나 toggle형 flip-flop 회로로 설계된 counter 가 아래와 같이 동작한다. 즉, ON command신호가 들어오게 되면 2단계 counter의 출력이 "H" level, 3단계 counter의 출력도 "H"가 되어 그 뒷단에 연결되어 있는 latch의 출력이 "H" level이 되므로 전원 switch를 ON 시키게 된다.

그 동안 필요한 정보를 측정하고 난 다음 OFF command 신호를 보내게 되면 2단계 출력이 "L", 3단계 출력이 "H"가 되어 전원 switch가 OFF 되게 된다. 이때 OFF 신호를 보내는 것을 잊었다하더라도 일정한 시간 (식 2의 T_c) 후에 자동으로 OFF되도록 설계했다. T_c 는 그림 3에서 diode D_2 의 역 bias 전류 (I_{R4})와 capacitor C_2 에 의해 정해진다.

$$T_c = C_2 \cdot \frac{V_{DD}}{2I_{R4}} \quad (2)$$

2. Custom IC 화

설계된 command 신호 receiver 중 외부 command 신호를 수신하는 회로(BJT와 R,C로 구성된 부분)를 제외한 전 회로를 IC 화 하기 위하여 본 연구실에서 개발한 $5\mu m$ 표준셀 라이브러리를 이용하여¹³⁾ 그림 4와 같이 layout 설계하였다. 표준셀 설계 방식은 높이가 일정하고 폭만 다른 직사각형 형태의 미리 설계된 셀 라이브러리를 이용하여 셀 변치에 셀들을 row의 형태로 배치한 후에 셀 row 사이의 채널 영역에서 셀 간을 배선한다. 이 회로는 실리콘 게이트 p-well CMOS 공정(일본 동북대)으로 IC 칩 화 되었다. 그림 5는 그 사진이며 크기는 $2 \times 2.5mm^2$ 이다.

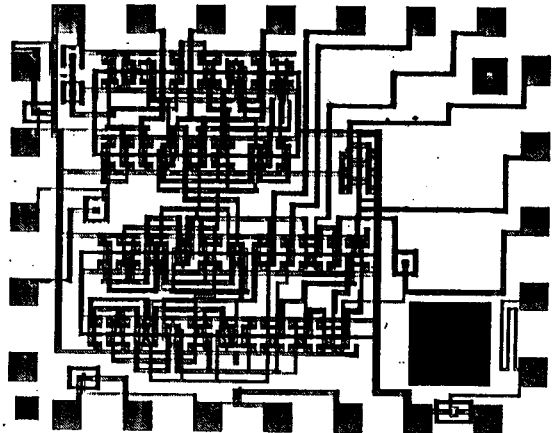


Fig. 4. Layout geometry of the command receiver

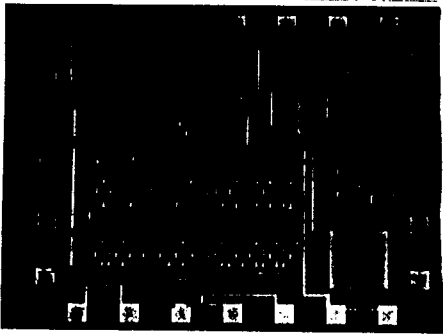


Fig.5. Photomicrograph of the custom IC

III. Command 신호 transmitter 설계

그림 6은 command 신호를 발생하는 회로와 그 신호를 보내는 회로로 되어 있다. 그림에서 R_1, C_1 과 R_2, C_2 의 송·방전이 서로 역 방향으로 되어 있기 때문에 gate 특성변화에 의한 영향을 무시할 수 있으므로 정확한 출력 pulse 를 얻을 수 있다. 이 회로에서 발생하는 pulse 폭은 $T = 0.7RC$ 에 의해 정해지지만 ON 신호와 OFF 신호를 구별하기 쉽도록 하기 위해서 OUT1의 pulse 폭이 OUT2의 그것보다 약 2배 되도록 설계하였다. 실험에서 ON 신호의 pulse 폭을 3 sec, OFF 신호를 1.5 sec 가 되게 R과 C를 설정하였다. 생성된 ON 혹은 OFF command 신호는 dallington 회로를 통해 송신회로에 입력되어 그림 7과 같이 burst 신호로서 송신된다. 이 송신회로는 collector 동조 발진회로로 그 발진 주파수는 다음 식으로 결정된다.

$$f = \frac{1}{2\pi \sqrt{LC}} \left\{ \frac{1 + h_{oe}R_1}{1 - h_{oe}h_{fe}^2 / LC(h_{ie} + R_2)} \right\}^{1/2} \quad (3)$$

실험에서는 직경 0.6mm의 동선으로 직경 2.5mm의 loop coil 을 사용해서 coil 권수 $N_1 = 22, N_2 = 5$ 로 하여 주파수(f)를 4.6 MHz로 했다.

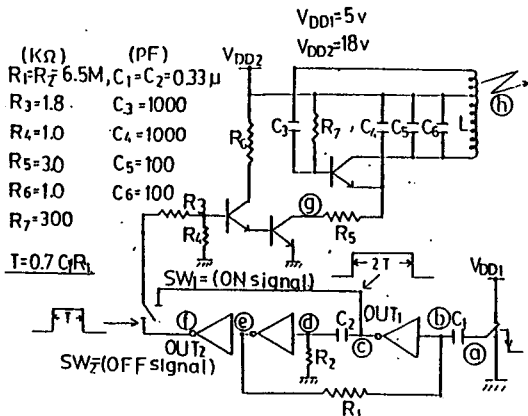


Fig.6. Schematic diagram of the command transmitter

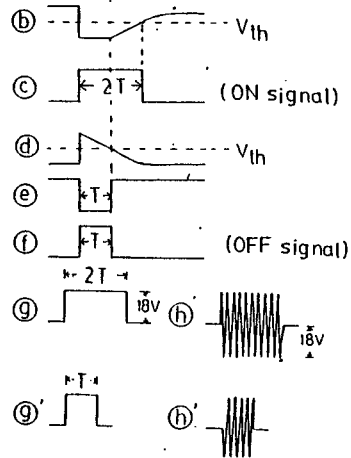


Fig.7. ON and OFF command signal

IV. 평가

Command receiver 회로의 전력소비를 줄이기 위해서는 pulse powered 회로의 간헐 동작에 관계하는 pulse 폭 (T_1) 과 주기 (T) 의 비 T_1 / T (duty ratio)를 적게하는 것이 중요하다. 그림 8 은 이 회로의 저항 R_1 값의 변화에 따른 duty 비의 변화를 실험치와 계산치를 비교하여 나타낸 것이다. 그림에서 알 수 있듯이 저항값이 15KΩ 이하에서는 그 비가 변화하지 않음을 볼 수 있다.

저항 R_1 을 10KΩ, 용량 C_1 을 50pF으로 실험한 결과 duty 비를 1/7000까지 얻을 수 있었다. 즉 command receiver 회로를 42.5mm 당 6μs 동안만 동작시킨다.

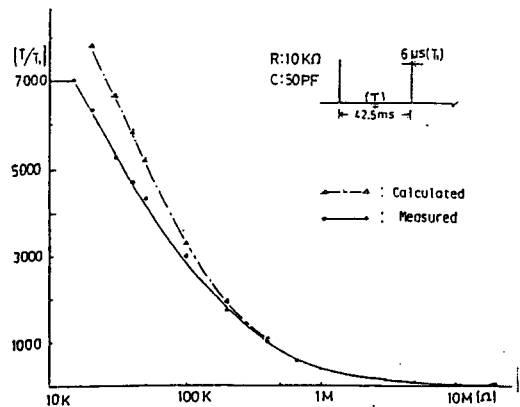


Fig.8. Change of a duty ratio versus resistance

그림 9 는 전원 전압이 감소함에 따라 duty 비가 증가하는 것을 나타내고 있는데 duty 비의 변화는 회로의 전력소비 증가에는 영향을 주지만 회로 동작에는 아무 관계가 없다.

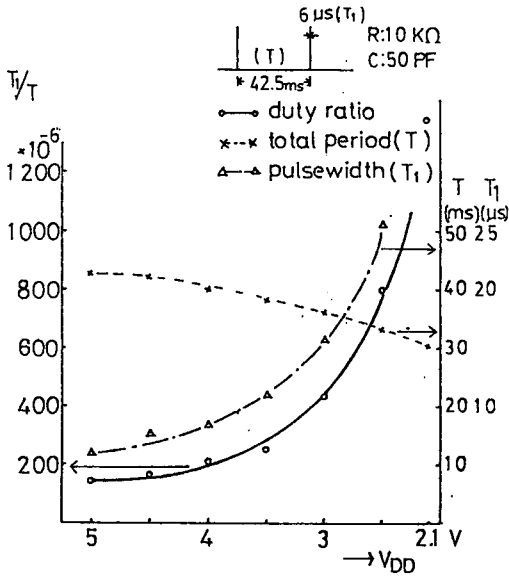


Fig.9. Change of a duty ratio versus supply voltage from battery

그림 10 은 command receiver 의 동작을 확인한 것인데 그림에서 알 수 있듯이 ON 신호가 수신되면 카운터 2단과 3단의 출력이 "H" 레벨이 되어 센서나 에너지 회로가 전원에 연결되어 필요한 생체정보를 측정 할 수 있다. 측정이 끝나는데로 OFF 신호를 보내면 카운터 2단 출력이 "L"레벨로 떨어져 전원이 단락되는 것을 알 수 있다. 만약 OFF 신호를 보내는 것을 잊어 버리더라도 일정시간(T₀)후에 자동적으로 전원이 단락되는 것을 볼 수 있다.

Command receiver 는 항상 동작해야 하기때문에 체내시스템 전체를 사용하지 않아도 전지를 소모한다. 이 command receiver 의 전력소비는 대부분 leakage 전류에 의해 소모되는 정적소비전력이 차지한다.

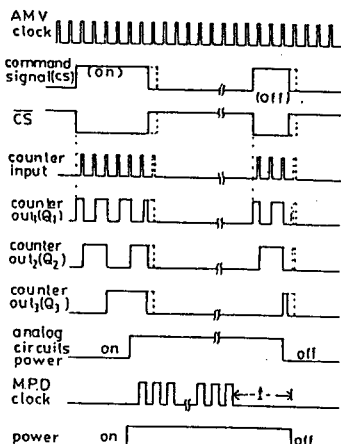


Fig.10. Operation of the command receiver

그림 11 에서 알 수 있듯이 leakage 전류가 3μA 이므로 정적전력소비는 15μW (P_a = V · I = 5V × 3μA)가 된다. 실제 연구용으로 체내에 750mAh 용량의 리튬전지를 사용할 경우 체내 시스템을 동작하지 않을 경우 247×10³(h)정도 사용할 수 있다.

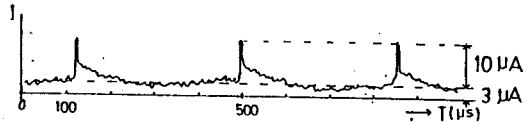


Fig.11. Waveforms of power dissipation

V. 결론

본 연구에서는 biotelemetry 와 같은 생체내의 정보를 측정하는 체내 삽입형 장치의 전력 공급 방식으로 1차 전지(리튬전지등)를 사용하되, 사용자의 요구에 의하여 전원을 ON, OFF 할 수 있게 하는 power switch 를 개발하였다.

Command receiver 회로를 Custom IC 화 하여 실험한 결과 설계되도록 동작하는 것을 확인하였고, pulse powered 회로의 duty 비를 1/7000까지 얻었다. 소비전력은 15μW 로 미소전력이나, 대부분 정적소비전력이므로 제조기술에 크게 좌우된다. 앞으로 이 회로를 체내에 삽입하는 의용장치에 응용하면 저 소비전력의 의용 전자장치를 개발 할 수 있다.

참고 문헌

- 1) J.D.Meindl, "Biomedical Implantable Telemetry in Biomedical Research", IEEE, Transaction on biomedical engineering, vol. BME-31, No.12, pp 817-823, (1984)
- 2) 松本伍良:バイオテレメータ, 醫用電子と生體工學, pp 463-467, (1980)
- 3) H.V.Allen, J.W.Knuttl and J.D.Meindl, "Integrated Power Controller and RF Data Transmitters for Totally Implantable Telemetry", Biotelemetry and Patient Monitoring, vol. 6 pp.149-159, (1979)
- 4) J.D.Meindl, "Biomedical Implantable Microelectronics", Science, vol. 210, No.17, pp 263-267, (1980)
- 5) 豊田研究所, "完全埋 형 텔레메타 腦壓計", 半導體 센서의 醫學反應用, (1986)
- 6) W.H.Steinberg et al, "Heidelberg Capsule I, in vitro Evaluation of a New Instrument for Measuring Intragastric pH", J. of Pharmaceutical Science, vol. 54, pp 772-776, (1965)
- 7) 村田程府, 他, "pH 測定醫用 カプセル의 新しい 試み", 9回 ME 學會大會集, pp 86-87, (1970)
- 8) J.D.Sweeney, A.Leuny and W.H.Ko, "An Implantable Micropower Command Receiver for Telemetry Battery Power Switching", B.P.Montig.8, pp 173-179, (1981)
- 9) H.V.Allen, J.W.Knuttl and J.D.Meindl, "Integrated Power Controls and RF Data Transmitters for Totally Implantable Telemetry", B.P.Montig 6, pp 147-159, (1979)
- 10) 徐熙敦 外, "體內埋 テレメータ用 CMOS コマンド 레バー 試作", 信學研報, SSD85-52, pp 75-82, (1985)
- 11) P.H.Hudson, J.D.Meindl, "A Monolithic Command Receiver", IEEE, Transaction on Solid-state Circuits, vol. SC-7, pp 125-135, (1972)
- 12) R.H.Baker et al, "Pulse Powered Circuits", IEEE, Transaction on Electron Computer, vol. EC-15, pp 321-323, (1981)
- 13) 徐熙敦, "CMOS 표준셀 설계와 계산기를 이용한 레이아웃에 관한 연구", 嶺大工技研報 16-1, pp 63-74, (1988)