

논문 2007-44SC-2-3

체내 통신을 이용한 신경 보철용 원격 통신 시스템

(A Telemetry System using Intra-body Communication for Neural Prosthesis)

이 태 형*, 송 중 근*, 이 중 재*, 김 성 준**

(Tae Hyung Lee, Jong Keun Song, Choong Jae Lee, and Sung June Kim)

요 약

체내 통신은 인체를 통신 매체로 하여 신호를 전송하는 무선 통신 방식이다. 체내 통신 방식은 체내와 송수신 시스템 그리고 외부 접지를 통한 하나의 전류 패스를 형성함으로써 이루어지는데, 인공 와우와 같은 신경 보철 장치의 경우 피하에 이식되어 있기 때문에 외부 접지를 사용하기 어렵다. 따라서 본 논문에서는 이와 같은 접지의 영향을 받지 않는 체내 통신을 제안하여 신경 보철 장치를 위한 시스템을 개발하였다. 개발된 시스템은 이식된 보철 장치의 체내에 위치한 전극으로의 신호 전송이 가능하도록 설계되었다. 효과적인 통신을 위하여 실험동물의 피부 위 실험 및 피하 실험을 통해 신호 전송 특성을 조사하였으며, 피부 위 실험의 경우 약 10MHz, 피하 실험의 경우 약 3MHz 이상의 주파수 대역에서 최대 전송 이득을 가지는 것을 확인하였다. 본 시스템은 데이터 전송률 480kbps를 갖는 pulse width modulation (PWM) 방식을 사용한 인공 와우용 내부 전류 자극기에 적용하여 그 성능을 입증하였다.

Abstract

'Intra-body communication' is a wireless communication technology that uses a body as a transmission medium for electrical signals. Generally, an 'earth ground' is used to create an electric field for operating the system; however this operating method could not apply to telemetry for implanted neural prosthetic devices. So this paper suggests a newly designed intra-body communication for neural prosthetic devices. A floating system which has a couple of electrodes with body was studied to remove an influence of the 'earth ground'. We found that 10MHz is the most suitable carrier frequency in skin experiments and over 3MHz in subcutaneous experiments. The system has been applied to a current stimulator circuit for cochlear implant that uses pulse width modulation (PWM) method at 480kbps rate successfully.

Keywords: Intra-body communication, Neural prosthesis, Telemetry system

I. 서 론

체내 통신은 Thomas G. Zimmerman에 의해 Personal Area Network (PAN)라는 이름으로 처음 제안되었다.^[1] 체내 통신은 다른 통신 방식과는 달리 인체를 통신 매체로 하여 통신하는 시스템이다. 통신 방식은 송신단과 수신단 사이의 전기 용량적 커플링을 통해

이루어진다. 시스템이 정상적으로 동작하기 위해서는 그림 1과 같이 하나의 전류 패스가 형성되어야 하는데 먼저 인체를 통하여 송신단과 수신단으로의 순방향 전류 패스가 형성되어야 하며, 역방향 전류 패스는 시스템 주위의 전도성 혹은 전기 용량성 외부 접지(earth ground)를 통해서 형성된다.^{[1][2]} 따라서 PAN이 정상적으로 동작하기 위해서는 인체를 통신 매체로 사용해야 할 뿐만 아니라 주변의 외부 접지의 영향도 고려해야 한다.

하지만 신경 보철에 체내 통신을 적용할 경우 어려움이 따른다. 인공 와우(Cochlear Implant)나 심뇌 자극기(Deep Brain Stimulator) 등으로 대표되는 신경 보철의 경우 일반적으로 보철 장치의 수신단이 체내에 삽입되

* 학생회원, ** 정회원, 서울대학교 전기공학부
(School of Electrical Engineering Seoul Nat'l Univ.)

※ 본 논문은 한국 과학 재단(KOSEF)의 지원을 받는 생체 전자 시스템 연구센터(NBS-ERC)의 지원으로 수행되었습니다.

접수일자: 2006년10월13일, 수정완료일: 2007년3월2일

어 체외에 위치한 송신단과 신호를 주고받게 된다. 특히 수신단은 체내에 완전 이식되어 동작하기 때문에 체내 통신 방식을 직접 적용하기에는 외부 접지의 영향으로 인하여 어려움이 있다.

따라서 본 논문에서는 신경 보철에 적용하기 위한 체내 통신의 새로운 모델을 제안하였다. 외부 접지에 의한 영향을 받지 않고, 체내를 매질로 사용하는 통신 방식을 적용하기 위해 시스템의 양 전극을 모두 체내에 위치시킴으로써 시스템을 플로팅 상태로 유지하였다.^[3] 체내 통신을 통하여 신경 보철의 외부 송신단으로부터 내부 수신단으로의 신호 전송이 가능한 높은 데이터 전송률을 갖는 시스템을 개발하였으며, 최적화된 시스템의 성능을 구현하기 위하여 주파수 응답 특성과 신호 전달 특성을 조사하였다.

II. 신경 보철용 체내 통신 시스템

전체 시스템은 크게 두 부분으로 구성되어 있다. 입력 신호를 인가하는 송신단과 체내를 통해 전송된 신호를 받아 처리하는 수신단으로, 각각 생체 전극으로 연결되어 있다.

송신단에는 입력 데이터 전송을 위하여 고효율의 클래스 E 증폭기가 사용되었다. 송신단의 증폭기를 통해 amplitude shift keying (ASK) 방식으로 변조된 pulse width modulation (PWM) 신호를 채널 전극과 기준 전극을 통해 전송한다. 송신단은 3.3V의 인가전압에서 수~수십 Mega-Hertz의 동작 주파수를 갖도록 설계되었다.

수신단은 체내를 통해 전송된 신호를 복원하여 처리하기 위한 전처리단, 신호 복원기, 내부 자극기의 세 부분으로 구성된다. 전처리단은 전극으로 입력된 신호를 복원하는 부분으로, 버퍼와 필터로 구성되어 있다. 신호

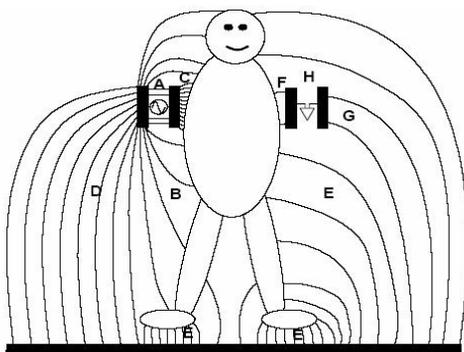


그림 1. PAN의 전류패스 모델
Fig. 1. Current pass model of PAN^[1].

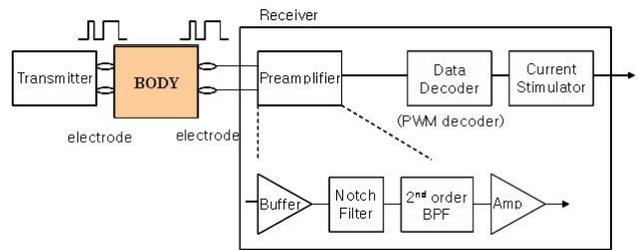


그림 2. 전체 시스템 블록도
Fig. 2. Block diagram of system.

복원기에서는 전처리단에서 복원된 신호를 기준 전압과의 비교를 통해 본래의 입력 신호로 복원한다. 수신단의 최종 단인 내부 자극기는 현재 인공 와우의 내부 이식체에서 사용되는 내부 전류 자극기로 구성되어 있다. 내부 자극기에서는 인코딩된 신호를 받아 원하는 형태의 자극 전류 파형을 출력한다. 적용한 인공 와우 시스템의 내부 자극기에서 사용된 데이터 전송률은 480kbps이다. 수신단 역시 3.3V의 배터리 전력으로 동작한다.

III. 신호 전달 특성

1. 피부 위 주파수 응답

시스템의 최적 동작 특성을 확인하기 위하여 동물 실험을 통하여 주파수 응답 특성을 조사하였다. 실험에 사용된 동물은 수컷 Sparague-Dawley (SD)-rat이며, 무게는 200±10g 이다. 실험동물의 사육 관리 및 실험은 서울대학교 실험동물 자원 관리원의 실험동물자원관리 규정에 의거하여 수행되었다.

그림 3은 동물을 이용한 체내 통신 실험의 모식도를 나타낸다. 실험동물의 길이는 꼬리부분을 제외하고 약 15cm로, 송신단과 수신단 사이의 거리를 조절하기 어렵기 때문에 최소 10cm 이상의 일정 거리를 유지하기 위하여 송신단 전극은 실험용 쥐의 꼬리부분에 위치하였고, 수신단 전극은 실제 동물용 인공 와우 실험 시 주로 이식되는 부위인 목 뒤 약 2-3cm 위치에 설치하여 실험하였다. 실험에 사용된 전극은 생체 계측용 Ag/AgCl 전극을 사용하였다. 송신단의 입력 신호는 크리스탈 오실레이터를 사용하여 10kHz에서 15MHz의 주파수 범위의 1-Volt 정현파를 인가하였으며, 출력 신호는 독립 전원을 갖는 오실로스코프를 사용하여 측정하였다.

그림 4는 피부 위 주파수 응답 특성 곡선을 보여준다. 전달 이득은 약 2-4MHz와 10MHz에서 약 -30dB로 최대값을 보인다. 주파수 대역별 특성에서, 2MHz 이하의 주파수 대역에서는 피부의 내피와 외피 사이의 커패

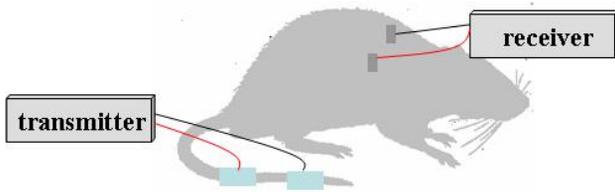


그림 3. 체내 통신 실험의 모식도
Fig. 3. Schematic of intra-body communication experiments.

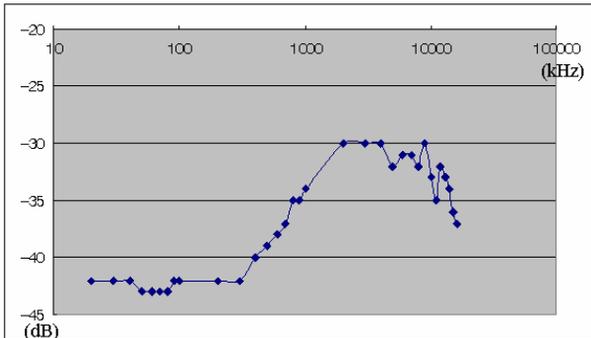


그림 4. 피부 위 주파수 전달 특성
Fig. 4. Skin frequency response of laboratory animals.

시프스 성분에 의한 고주파 통과 (high-pass) 특성을 나타냈으며, 10MHz 이상의 주파수 대역에서는 피부와 시스템 전극 사이의 임피던스에 의한 영향으로 저주파 통과 (low-pass) 특성을 나타냈다.

2. 피하 주파수 응답

피부 위 주파수 응답 실험의 경우 수신단의 전극이 송신단과 마찬가지로 체외에 위치하게 되므로 수신단에서의 외부 전극과 피부 사이의 커플링에 의한 효과를 무시할 수 없다. 따라서 실제로 피하에 이식되는 보철용 시스템에 실험 결과를 직접 적용하기에는 어려움이 있다. 이를 해결하기 위해 수신단 전극을 실험동물의

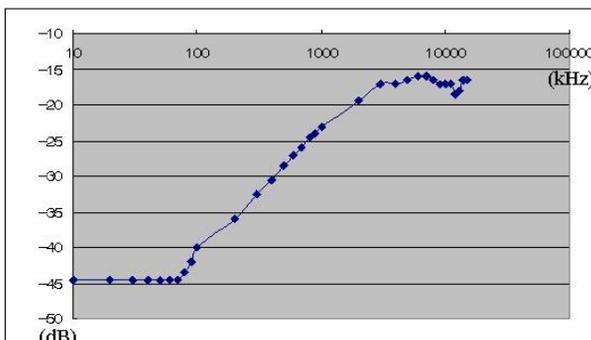


그림 5. 실험동물 피하 주파수 전달 특성
Fig. 5. Subcutaneous frequency response of laboratory animals.

피하에 이식하여 동일한 실험을 진행하였다. 앞의 실험과 같이 주파수 응답 특성을 조사하였다.

수신단에서 사용된 전극은 단채널 삽입형 depth type 전극이다. 일반적으로 생체 실험 시 사용되는 삽입형 전극은 전도도가 우수한 금속 전극이지만 본 실험에서는 피부 위에서 발생할 수 있는 전극 간 커플링 효과를 최소화하기 위하여 피부와 닿는 부분은 절연 피복 처리를 함으로써 전극의 표면이 피하에만 접촉할 수 있도록 하였다.

피하 실험의 경우 수신단의 전극이 내부에 삽입되어 있으므로, 피부 위에서 수행했던 체내 실험에서 발생했던 피부와 시스템 전극 간의 임피던스에 의한 영향이 발생하지 않는다. 따라서 그림 5의 그래프에서 관찰할 수 있는 바와 같이 약 3MHz 이하의 주파수 대역에서 고주파 통과 특성을 나타내지만, 그 이상의 주파수 대역에서 저주파 통과 특성을 보이지 않고 전달 특성이 감소하지 않는 것을 확인할 수 있다.

IV. 실험

시스템의 송신단으로 입력된 입력 PWM 신호(A)와 송신단의 출력 신호 파형(B)이 그림 6에 나타나 있다. PWM 신호는 하나의 펄스폭의 75%를 '1'로 25%를 '0'으로 변조한 신호로 그림 6의 입력 PWM 신호는 '100011'을 나타낸다. 입력된 신호는 체내 통신을 통해 시스템의 수신단으로 전송된다.

그림 7의 첫 번째 파형인 3은 피부 위 실험에서 수신단 전극에서의 입력 신호를 측정된 결과이다. 두 번째 파형은 1은 수신단의 전처리단을 통과한 후의 파형이며, 2는 데이터 복원기에 의해 원래의 파형으로 복원된 PWM 신호를 나타낸다.

그림 8은 피하 실험을 통해 측정된 수신단의 파형이다. 앞의 실험에서와 같이 위에서부터 입력 파형, 전처리단 통과 후 및 복원된 PWM 신호를 측정하여 비교하였다. 피하 실험에서는 피부 위 실험과 달리 수신단의 전극이 피하에 이식되어 있어 전극 간 커플링 효과에 의한 영향 없이 체내에서 직접 신호를 입력 받을 수 있다. 복원된 입력 신호는 수신단 내부 회로에 의해 처리되므로 동일한 PWM 파형을 복원하여 내부 자극 회로에 전달하게 된다.

전송된 신호를 일반적으로 신경 보철용 자극 파형으로 사용되는 자극 전류 파형으로 출력하기 위하여 인공와우 시스템에서 사용되는 내부 전류 자극 회로를 사용

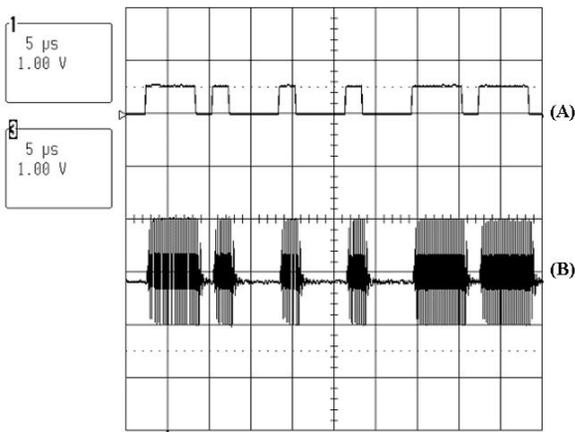


그림 6. 송신단의 파형 (A) 입력 PWM 신호 (B) 송신단 출력파형

Fig. 6. Signals at the transmitter part (A) Input PWM signal (B) output signal of transmitter.

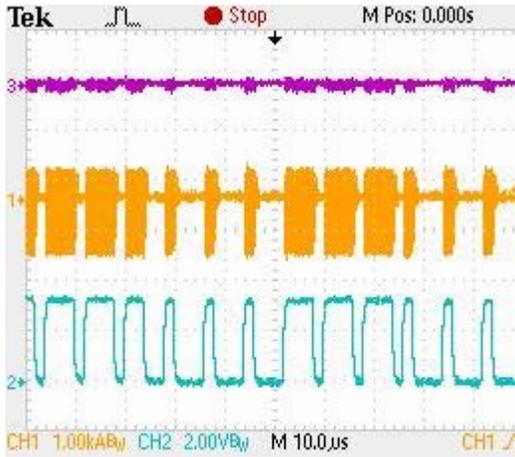


그림 7. 피부 위 실험 시 수신단의 파형 (3) 수신단 입력 파형 (1) 전처리단 통과 후 (2) 복원된 신호

Fig. 7. Signals at the receiver part on the skin experiments (3) receiver input signal (1) preamplifier output signal (2) decoded signal.

하여 테스트하였다.^[4] 내부 자극기에 사용되는 PWM 신호의 데이터 펄스 전송률은 120kbps이며, 하나의 펄스에 4개의 바이너리 신호가 담겨 있으므로 총 데이터 비트 전송률은 480kbps이다. 각각 PWM 신호에는 출력 신호 파형에 대한 정보가 담겨있다. 그림 9에서와 같이 내부 전류 자극기는 PWM 펄스신호를 입력 신호로 받아 2개의 리드선(CH: 채널전극, REF: 기준전극)을 이용하여 biphasic 전류 파형을 출력하게 된다. 먼저 트랜지스터 M1과 M4가 on 되면 채널전극에서 기준전극 방향으로 전류가 흐르게 되고(그림 9-left), 반대로 트랜지스터 M2와 M3가 on 되는 경우에는 기준전극에서 채널전극 방향으로 역방향 전류가 흐르므로서(그림 9-right) biphasic 전류 파형을 생성한다.

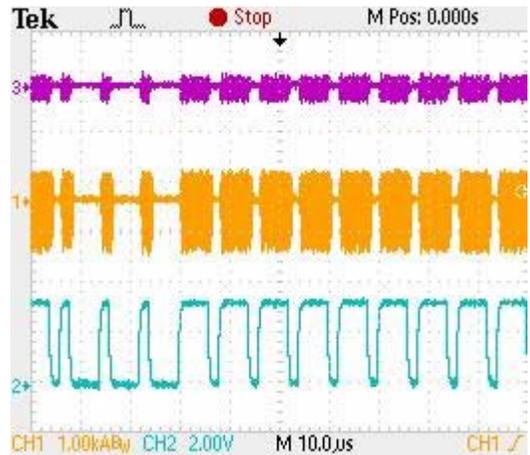


그림 8. 피하 실험 시 수신단의 파형 (3) 수신단 입력 파형 (1) 전처리단 통과 후 (2) 복원된 신호

Fig. 8. Signals at the receiver part under the skin experiments (3) receiver input signal (1) preamplifier output signal (2) decoded signal.

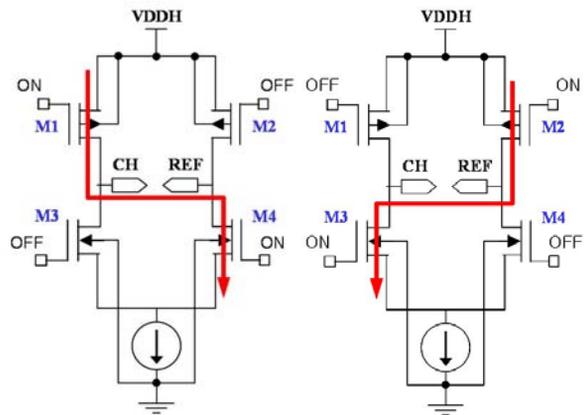


그림 9. 내부 전류 자극기의 출력단 (왼) 순방향 전류(채널전극->기준전극)가 흐를 경우 (오) 역방향 전류가 흐를 경우

Fig. 9. Output part of current stimulator (Left) Forward current (Right) Backward current.

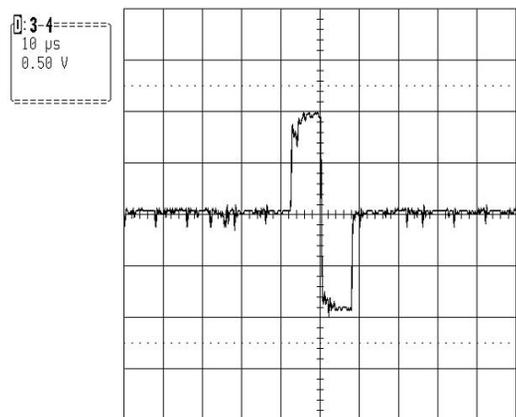


그림 10. 출력된 biphasic 파형

Fig. 10. Output biphasic signal.

최종 출력 파형은 전류 파형으로 발생하기 때문에 출력단에 $1k\Omega$ 의 로드저항과 $330pF$ 의 커패시터를 사용하여 오실로스코프로 측정하였다. 출력되는 biphasic 파형은 인코딩된 PWM 신호에 따라 서로 다른 duration과 amplitude 값을 가지며, 그림 10은 $8\mu s$, $1\mu A$ 로 인코딩된 신호를 인가하였을 경우 자극기에서 출력되는 biphasic 파형을 나타낸다.

low cost but still highly effective cochlear implant system”, manuscript submitted to IEEE Trans. Biomedical Engineering

V. 결 론

본 논문에서는 신경 보철을 위한 원격 통신 시스템으로서 체내 통신을 적용하고 성능을 테스트 하였다. 기존의 체내 통신과는 달리 외부 접지에 의한 영향을 제거하고 새로운 방식의 시스템을 제안하여 체내에 이식된 신경 보철 장치로의 통신이 가능하도록 하였다. 또한 최적화된 시스템을 구현하기 위하여 동물 실험을 통해 체내 주파수 전달 특성을 조사하였다. 구현된 시스템은 전극을 실험동물의 피부 위에 위치하거나 피하에 이식하여 실제 신경 보철에 사용되는 ASK 방식으로 인코딩된 PWM 신호를 인가하여 실험하고 결과를 비교함으로써 이식용 신경 보철 통신 장치로서의 가능성을 확인하였다. 최종 시스템은 $480kbps$ 의 데이터 전송률을 갖는 단채널 인공 와우용 내부 자극기에 의해 테스트 되었다.

참 고 문 헌

- [1] T. G. Zimmerman, “Personal Area Network (PAN): Near-Field Intra-body Communication”, M. S. thesis, MIT Media Laboratory, 1995.
- [2] N. Matsushita, S. Tajima, Y. Ayatsuda and J. Rekimoto, “Wearable Key: Device for personalizing nearby environment”, Proc. 4th international symposium on wearable computers, pp. 199-126, Seattle, USA, 2000.
- [3] K. Hachisuka, A. Nakata, T. Takeda, Y. Teruchi, K. Shiba, K. Sasaki, H. Hosaka and K. Ito, “Development and Performance Analysis of an Intra-body Communication Devices”, in Proc. IEEE Conference on Solid State Sensors, Actuators and Microsystems, pp. 1722-1725, Boston, USA, 2003.
- [4] Soon Kwan An, Se Ik Park, Sang Beom Jun, Choong Jae Lee, Kyung Min Byun, Jung Hyun Sung, Seung Ha Oh, Black S. Wilson, Stephen J. Rebscher and Sung June Kim, “Design for a

저 자 소 개



이 태 형(학생회원)
 2004년 고려대학교 전기전자전파
 공학부 학사 졸업.
 2006년 서울대학교 전기컴퓨터
 공학부 석사 졸업.
 2006년 서울대학교 전기컴퓨터
 공학부 박사과정.

<주관심분야 : 의용생체, 반도체, 통신>



송 종 근(학생회원)
 2001년 경북대학교
 전자공학과 학사 졸업.
 2004년 서울대학교 전기컴퓨터
 공학부 석사 졸업.
 2004년 서울대학교 전기컴퓨터
 공학부 박사과정.

<주관심분야 : 의용생체, 반도체>



이 중 재(학생회원)
 2001년 서울대학교 전기컴퓨터
 공학부 학사 졸업.
 2001년 서울대학교 전기컴퓨터
 공학부 석박통합과정.

<주관심분야 : 의용생체, 반도체, 통신>



김 성 준(정회원)
 1978년 서울대학교
 전자공학과 학사
 1981년 Cornell University
 공과대학 전기공학부 석사
 1983년 Cornell University
 공과대학 전기공학부 박사
 1983년~1989년 AT&T Bell Laboratory 연구원
 1989년~1994년 서울대학교 전자공학과 조교수
 1994년~1999년 서울대학교 전자공학과 부교수
 1999년~현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부
 정교수

2000년~현재 초미세생체전자시스템연구센터 소장
<주관심분야 : 의용생체, 반도체, 통신, 광학>