

인체 삽입형 인공와우를 위한 무선 통신 시스템

한성민*, 신재섭*, 조재욱*, 장종문**, 최홍수**, 최지웅^o

Wireless Communication Systems for Human Implantable Artificial Cochlea

Sungmin Han*, Jaesub Shin*, Jaewook Cho*, Jongmoon Jang**, Hongsoo Choi**,
Ji-Woong Choi^o

요약

인공와우는 와우의 물리적 또는 기능적 손상으로 유발된 청각장애를 가지고 있는 환자에게 청각기능을 회복하는 매우 효과적인 수단으로 알려져 있다. 하지만 현재까지 상용화된 인공와우 제품은 크기, 전력소모와 같은 측면에서 휴대성이 불편하여 아직 많은 한계점을 가지고 있다. 이러한 단점을 해결하기 위한 새로운 방식의 인체 삽입형 인공와우 개발이 요구되고 있다. 본 논문에서는 최근 연구 개발 중인 인체 삽입형 인공와우를 구성하는 센서부, 자극부, 무선통신부 등의 설계와 본 시스템에 탑재되는 통신시스템의 특징 및 시뮬레이션을 통한 평가결과 등을 기술하였다.

Key Words : artificial cochlea, auditory rehabilitation, piezoelectric element, WBAN, in-body communication

ABSTRACT

Artificial cochlear implant system is known as the most efficient and widespread device to patients who have cochlear disorder. However, current commercialized artificial cochleas have inconveniences because of large volume size and high power consumption, requiring further research on improvements in terms of the size, power, and performance. In this paper, we will introduce our fully implantable artificial cochlear implant system, where small-size sensors and actuators are wirelessly connected, focusing on communication system design and its performance simulation.

I. 서론

현재 인공와우 삽입술은 와우가 정상적인 기능을 하지 못해 생기는 청각 질환을 가진 환자에 대해서 가장 효과적인 청각회복 수단으로 알려져 있다^[1].

이러한 인공와우는 환자들에게 청력을 회복시켜주는 신경보철장치로서 전 세계적으로 약 12만명에게 시술되었다. 그림 1은 현재 인공와우 시스템을 보여주며 시스템은 크게 외부장치와 내부장치로 구성되어 있다. 귀걸이 형태의 외부장치에는 마이크로폰, 신

※ 본 논문은 DGIST R&D 프로그램 (12-1-HRA-01), 교육과학기술부 한국연구재단 (2012009742, 2011-0013638)의 지원을 받아 수행된 연구임

• First Author : 대구경북과학기술원 정보통신융합공학전공, krcapt13@dgist.ac.kr, 학생회원

° Corresponding Author : 대구경북과학기술원 정보통신융합공학전공, jwchoi@dgist.ac.kr, 정회원

* 대구경북과학기술원 정보통신융합공학전공, iyiagic@dgist.ac.kr, cho14@dgist.ac.kr

** 대구경북과학기술원 로봇공학전공, jmjang@dgist.ac.kr, mems@dgist.ac.kr

논문번호 : KICS2013-08-385, 접수일자 : 2013년 8월 31일, 심사일자 : 2013년 10월 8일, 최종논문접수일자 : 2013년 12월 10일

호처리, 배터리, 그리고 코일 안테나가, 내부장치에는 코일 안테나 및 자극기가 있다^[2]. 하지만 청신경을 자극하여 외부소리를 인식할 수 있도록 하기 위해 주파수별 필터링 등 많은 단계가 필요한 신호처리 기술을 이용하는 현재의 인공와우의 특성상 전력소모가 많아 사용시간이 제한되어 있다. Cochlear, Advanced bionics, MED-EL 등의 여러 제작사, 모델마다 다르지만 최대 24시간, 평균적으로 6~8시간 정도 사용 후 충전이 필요하다. 또한 제품 자체의 크기도 일상생활에서 불편함을 느낄 정도로 커서 외부에 노출이 많이 될 수밖에 으며 특히 소아의 경우 장애 노출에 대한 부담감을 많이 느끼는 단점을 가진다.

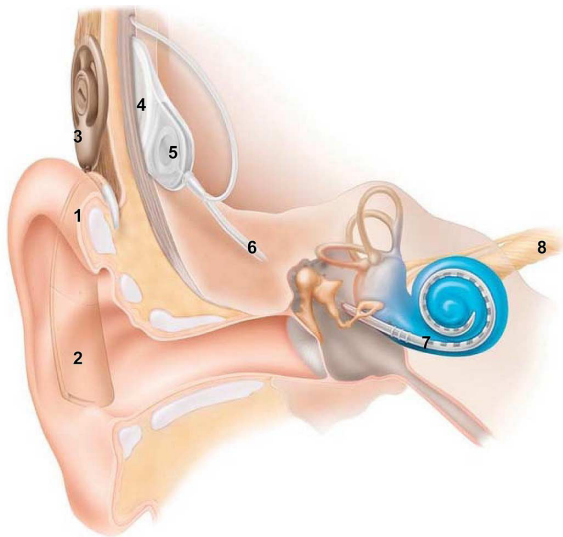


그림 1. 기존 인공와우 시스템 [2]
Fig. 1. Existing artificial cochlea system

표 1. 기존 시스템과 MEMS 시스템의 비교
Table 1. Comparison between existing and MEMS system

	Existing system	MEMS system
Power consumption	High	Low
Form factor	Large	Small
User customizing	Good	Bad
Production process	Easy	Hard
Accuracy	Good	Not good

따라서 기존의 전통적인 신호처리 방식과 최근 들어 주목받고 있는 micro electro-mechanical

systems (MEMS) 기술 방식을 융합한 형태의 시스템을 이용함으로써 인체 내에 삽입이 가능한 소형, 저전력의 인공와우에 대한 연구가 진행 중에 있다. 표 1에서 MEMS 시스템을 구성하였을 때 예상되는 특징을 기존 시스템과 비교하였다. MEMS 시스템은 필터의 물리적인 특성을 이용하기 때문에 프로그램 커스터마이징이 가능한 기존 시스템에 비해 유저 커스터마이징 부담이 더 크다. 하지만 MEMS 시스템은 전력소모와 크기 면에서 매우 큰 장점을 가지고 있고, 앞서 언급한 단점도 MEMS 기술이 발전함에 따라 해결될 가능성이 크기 때문에 기존 방법 대비 장점을 지닌다.

MEMS 시스템은 기존 인공와우에서 적용 가능한 신경성 난청환자 외에도 두뇌와 청각 기관을 연결하는 통로인 청신경 자체가 절단되거나 손상된 환자까지 적용범위를 늘리기 위해 무선 통신시스템을 적용하는 방법 역시 고려되고 있다. 인공와우에 적용되는 통신시스템은 생체 조직 내에서의 무선 통신으로, 공기 중에서 통신을 전제로 한 기존의 RF 시스템을 그대로 적용하기가 힘들어 알맞은 시스템에 대한 연구가 필요하다.

그림 2는 본 연구에서 구현하려고 하는 완전 삽입형 인공와우 시스템 개념도이며, MEMS 음향센서, 신호처리, 무선 송신부로 이루어진 송신단과 자극기, 무선 수신부, biphasic 신호 발생기로 이루어진 수신부로 구성되어 있다^[3]. 그림 3은 본 시스템의 블록도이다.

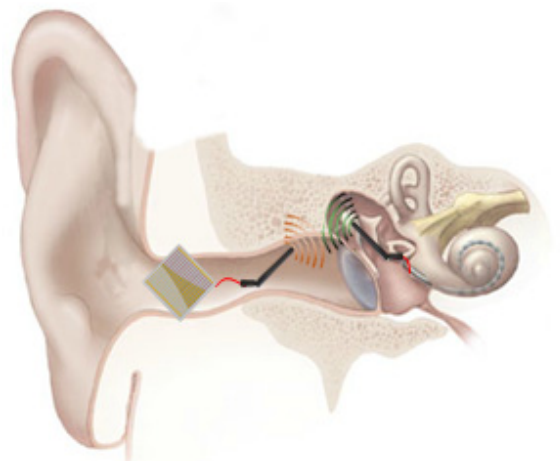


그림 2. 인체 삽입형 인공와우 무선통신 시스템
Fig. 2. Implantable artificial cochlea system.

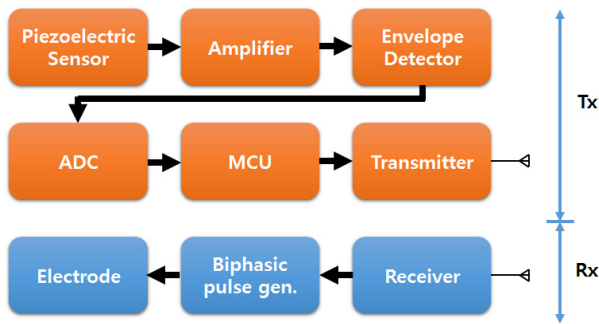


그림 3. 인체 삽입형 인공와우 무선통신 시스템의 블록도
Fig. 3. Block diagrams of implantable artificial cochlear system.

II. 본 론

인체삽입형 인공와우는 외부 신호를 감지하기 위한 음향센서, 자극을 위한 액츄에이터 블록 그리고 이를 무선으로 연결하기 위한 무선통신 링크로 구성되어 있으며, 각각 인체 감각기관의 청각기관, 뉴런 말단 그리고 신경망 기전을 모사한다. 이는 그림 4의 블록도에 묘사되어 있다.

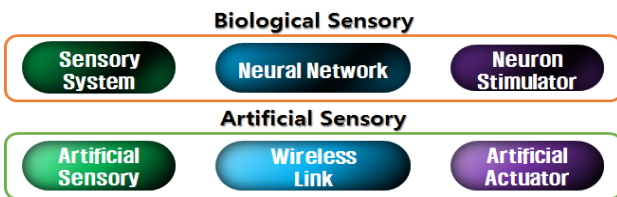


그림 4. 인체 감각기관과 인체 삽입형 인공와우의 블록도
Fig. 4. Block diagrams of human body sensory system and human implantable artificial cochlea system.

2.1. 제안한 시스템에서의 음향 센서 및 신호처리

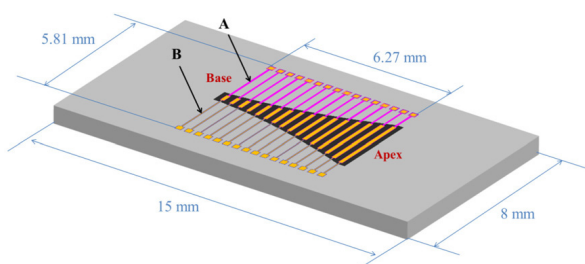


그림 5. 압전 음향 센서의 개념도
Fig. 5. Conceptual diagram of auditory piezoelectric sensor

2.1.1. MEMS 기술을 이용한 음향센서

음성 신호는 위이도, 고막, 이소골을 통해 와우에 진동의 형태로 전달된다. 와우는 달팽이와 같이 꼬

여 있는 형태로 안쪽으로 갈수록 낮은 주파수의 진동에서 공진을 할 수 있도록 구성되어 있으며, 각각의 공진 위치에 따라 매핑된 청신경이 진동에 자극 받도록 분포되어 있다. 이와 같이 특정 주파수의 신호에 특정 청신경이 자극을 받아 인간은 음성 신호를 인식할 수 있다. 이러한 와우의 기전을 모사하기 위하여 기존의 인공와우는 디지털 대역 필터(bandpass filter)와 같은 신호처리 기술을 이용, 음성신호를 각각의 주파수로 분리한 후 해당하는 청신경을 자극하였다. 그림 1과 같이 외부장치의 마이크로폰으로 입력된 아날로그 소리신호는 신호처리기에서 디지털 신호로 변환되어 코일을 통해 자기 유도 방식으로 내부장치로 무선전송 된 후 자극기를 지나 신경세포로 전달된다²⁾. 위와 같이 디지털 필터를 이용하여 각 주파수별로 신호처리를 하는 방식은 일정 크기 이상의 회로를 필요로 하며 많은 연산을 통해 전력을 지속적으로 소모한다. 따라서 소형, 저전력의 인공와우를 만드는데 한계가 있다. 대표적으로 호주 Cochlear사의 Nucleus 6 인공와우 시스템의 경우 사용시간이 최대 24시간으로 제한된다⁴⁾. 이러한 한계를 극복하기 위해 MEMS 기술을 이용하여 그림 5와 같은 무전원 주파수 분리 음향센서가 제안되었다³⁾.

표 2. 압전 소자와 대역 통과 필터의 비교
Table 2. Comparison of bandpass filter and piezoelectric beam

	Bandpass filter	Piezoelectric beam
Power consumption	High	Very low
Band flexibility	Medium	Low
Form factor	Large	Small

음향 센서는 압전 소자로 이루어진 여러 개의 빔으로 구성되어 있으며, 각각의 빔은 길이가 다르게 조정되어 인간의 가청주파수 이내의 서로 다른 공진 주파수를 가지도록 제작되었다. 압전소자로 구성되어 있기 때문에 음파에 의해 진동이 발생하면 물리적 특성으로 압전 전기 신호를 생성한다. 따라서 각 빔들은 전력을 소모하지 않고 음성신호를 전기신호로 변환하는 역할을 할 뿐만 아니라 기계적인 대역 필터로 동작한다. 이러한 특징으로 인해 본 음향센서는 제작 후 밴드 조절이 불가능하나, 소형화에 매우 유리하여 그림 2와 같이 위이도와 같은 외부에서 보이지 않는 곳에 위치시키는 것이 가능하

다. 표 2에서는 기존 디지털 대역 통과 필터와 압전소자 빔의 차이를 정리하였다.

2.1.2. 자극 신호 생성 신호처리

1) 인공와우 신호처리

기존의 신호처리에서 대역 통과 (bandpass) 필터링을 제외한 나머지 부분의 신호처리는 비교적 적은 연산량을 필요로 하거나 간단한 수동 소자 등으로 구현이 가능하기 때문에 본 연구에서는 기존 방식의 것과 유사한 방식을 이용하고 있다. 그림 6은 기존 인공와우 시스템의 블록다이어그램으로 좌측의 음성신호를 각 대역에 맞게 필터링 한 후 포락선 검출기 (envelop detector)를 이용하여 신호의 에너지를 검출 후 이에 알맞은 크기의 전기펄스를 신경에 전달하는 과정을 보여준다.

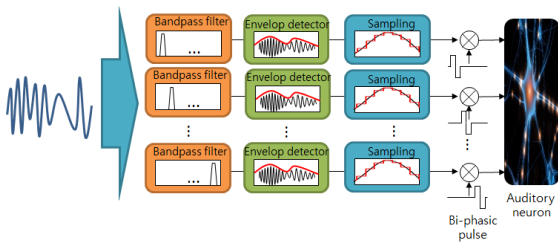


그림 6. 인공 와우 블록다이어그램
Fig. 6. Block diagram of artificial cochlea

기존 인공 와우 시스템에서는 외부 소리신호를 마이크로폰을 통하여 수신하였다. 이 경우 신호처리부에서는 각 대역별로 대역 통과 (bandpass) 필터 시스템이 요구된다. 하지만 본 연구의 인체 삽입형 인공 와우 시스템에서는 압전소자의 기계적인 대역 통과 (bandpass) 필터 기능으로 이와 같은 요구사항이 필요 없다^[3]. 따라서 기존 인공와우 시스템보다 신호처리부 크기의 소형화가 가능하다. 처리된 신호는 채널 수에 따라 동일한 숫자를 가진 증폭기를 지나 아날로그-디지털 변환기로 보내진다. 디지털화된 신호는 신호처리 알고리즘에 의해 바이페이직 펄스 (bi-phasic pulse)로 변환되어 자극기로 전송된다^[2].

2) 바이페이직 신호

인공와우 시스템에서 신호처리의 목적은 환자에게 적합한 형태의 자극신호로 적절히 변환하는 것이다. 외부 소리신호는 연속적인 아날로그 신호이다. 그러나 청각신경은 이러한 형태의 신호를 인식하기 어렵다. 이와 관련, 청각 신경이 인지할 수 있는 전기 자극 패턴에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다

^[5]. 현재 가장 널리 사용되고 있는 전기 자극 형태로 전하량 균형을 이루고 있는 이상파 방식의 바이페이직 펄스 (bi-phasic pulse)가 사용되고 있다. 바이페이직 펄스 (bi-phasic pulse)는 양의 펄스 면적과 음의 펄스 면적이 같아 청신경의 손상을 최소화할 수 있으며, 각각의 펄스를 채널별로 시분할 하여 전송하여 상호 간섭을 최소화 할 수 있는 장점이 있다. 또한 무선 통신 시스템 적용 시 최종 액추에이터 단에 전달되는 정보의 양을 감소시켜 시스템의 전체적 부하를 줄여주는 부가적 효과도 기대할 수 있다. 펄스의 폭 또는 주기에 따라 분해능 또는 청각 자극의 정확도와 같은 성능이 변화하지만 각각의 성능은 상보 관계를 가지고 있다는 것이 시뮬레이션을 통해 알려져 있으며, 상용 제품의 경우 초당 1,000~10,000번 정도의 펄스를 이용한다^[5].

2.2. 무선 통신 시스템

인체 삽입형 인공와우의 가장 큰 장점은 많은 부피를 차지하는 프로세싱 유닛을 단일 IC 크기를 가진 무전원 센서로 대체하여 전력 소모와 크기를 기존 상용화 제품보다 줄일 수 있다는 점이다. 현재 상용제품의 경우 60mW정도의 전력을 소모하나 본 센서를 이용하면 수 mW를 이용하는 시스템을 구성할 수 있을 것이라 예상된다. 이에 따라 배터리 크기가 줄어들 뿐만 아니라 마이크와 같은 요소도 센서로 대체가 가능해 전체 크기를 줄이는 것이 가능하다. 이런 이득을 바탕으로 그림 2와 같이 무선 통신 시스템을 적용, 외부 신호 처리시스템과 액추에이터를 공간적으로 분리하여 내부 조직의 노출로 인한 감염을 막고 두뇌로 자극신호를 직접 연결하여, 청신경의 직접적 손상으로 인해 기존의 인공와우로 청각복구가 불가능한 환자들에게까지 인공 와우 삽입술을 적용할 수 있는 장점을 얻을 수 있다.

인체 삽입형 인공와우의 무선 통신시스템은 인체 내부에서의 원활한 동작이 요구된다. 인체 조직은 대부분의 구성 성분인 물로 인해 높은 유전율을 가지는 특성을 보이며 이는 공기 중 전자기와 전파 특성과 상이한 전파 특성을 가지게 한다. 따라서 생체 조직 내에서의 효율적인 무선 통신시스템 설계를 위해 생체 조직 내에서의 무선 채널 특성의 연구가 필요하다. 하지만 생체 무선 채널 측정은 인간을 직접적으로 이용하는 것이 쉽지 않아 동물 실험이나 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 진행되고 있으나 아직 연구결과가 상대적으로 미흡하다. 무선 채널 특성외의 기존 시스템과의 다른 요구사항으로는, 인

체 내부에 삽입되어 인체 조직과 직접 접촉을 하는 특징으로 인한 저발열 설계, 그리고 배터리의 교체 가 쉽지 않은 점으로 인한 저전력 설계 등이 있다.

2.2.1. IEEE 802.15.6 표준규격 (WBAN)

지난 2007년 IEEE 802.15 의 task group 6에서 인체 내부 또는 인체 주변 기기들의 무선 통신을 위한 wireless body area network (WBAN)의 표준 활동이 시작되어 표준화 문서가 완성되었다^[6]. WBAN의 표준 문서에 따르면 물리 계층은 고속 on-body 네트워크를 지원하기 위한 ultra wideband (UWB), 저속 in-body 네트워크를 위한 narrowband, 그리고 인체 표면을 이용하는 human body communication (HBC) 세 가지 종류로 나누어진다. 이 중 본 인공 와우 시스템에 가장 적합한 것은 narrowband를 이용하는 방식이다. Narrow band WBAN은 기존 wireless personal area network (WPAN)에 비해 짧은 통신 거리 (~3m)와 낮은 전송률 (~500kbps)를 지원하여 매우 긴 사용 시간을 보장한다. 따라서 인체 삽입형 기기에서 큰 문제점으로 여겨지는 배터리 교환 주기를 연장할 수 있다^[7]. 본 연구에서는 이러한 narrowband WBAN 시스템에 대해 소개하고 본 연구에서 고려 중인 WBAN 시스템의 성능 저하 요인에 대해 설명한다.

그림 7은 WBAN narrowband의 전체 physical layer protocol data unit (PPDU)의 구조이며 이중 실질적인 데이터가 전송되는 부분은 물리계층에 필요한 정보를 가지는 physical layer convergence protocol (PLCP) header와 상위계층의 데이터를 가지는 physical layer service data unit (PSDU)이다. 그림 7은 PLCP header와 PSDU를 각각 생성하는 블록도이다. 각 블록들의 목적 및 기능에 대해서 간략하게 설명하면 다음과 같다. 먼저 BCH encoder는 무선 채널 상에서의 잡음 또는 페이딩에 의한 오류를 정정하는 기능을 한다. PSDU 생성시 사용되는 BCH (51, 63) 코드의 경우에는 63개의 비트 중 최대 두 개의 비트의 오류가 정정 가능하다^[8]. 이러한 BCH 코드는 식 (1)과 같은 생성 다항식을 통하여 얻어지며, 더 많은 여분의 비트를 이용하여 더 많은 오류를 정정할 수 있다^[6].

$$g(x) = 1 + x^3 + x^4 + x^5 + x^8 + x^{10} + x^{12} \quad (1)$$

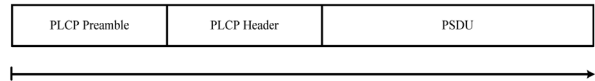


그림 7. Standard PPDU 구조
Fig. 7. Standard PPDU structure

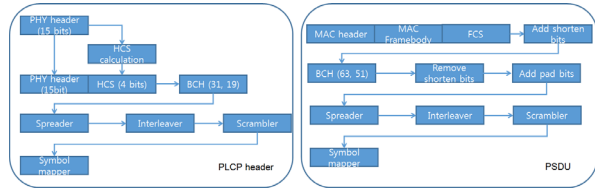


그림 8. WBAN narrowband 시스템 블록도
Fig. 8. Block diagram of WBAN narrowband system

Spreader 블록은 그림 9와 같이 확산인자와 같은 수의 중복된 비트를 생성함으로써 데이터 전송율과 성능 사이의 균형 관계를 통해 오류율을 줄여주는 역할을 한다. 또한 interleaver 블록과의 상호 작용을 통해서 군집 오류 (burst error)에 강인한 비트 시퀀스를 생성한다.

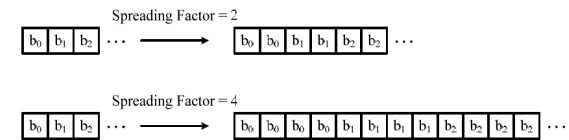


그림 9. Spreader 블록의 동작 원리 [6]
Fig. 9. Scheme of spreader block

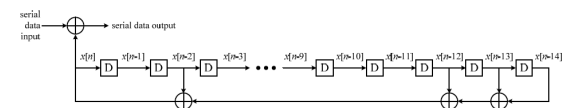


그림 10. Scrambler 블록도 [6]
Fig. 10. Block diagram of scrambler

Interleaver 블록은 spreader 블록에서 확산 인자 만큼 중복된 비트 시퀀스 순서를 뒤바꿔 주는 기능을 한다. 이를 통해서 연속적인 오류 발생 확률을 줄일 수 있다. Scrambler 블록은 비트 시퀀스의 주기성을 제거하기 위해 사용된다. Interleaver 블록의 출력은 불규칙성이 부족하기 때문에 특정한 비트 시퀀스들로 이루어져 있다. 이는 출력 신호의 주파수상에서의 불연속적인 에너지 분포를 유발시키기 때문에 scrambler 블록에서 균일한 비트 분포를 만들어낸다.

2.2.2. 시뮬레이션

WBAN 표준 문서에 기재된 내용을 바탕으로 그림 11과 같이 narrowband 시스템을 MATLAB 시뮬레이터를 구성하고, AWGN (adaptive white Gaussian noise) 채널 상에서의 수신 성능을 그림 12와 같이 얻었다. 시뮬레이션은 그림 8의 PSDU 전송을 가정하여 채널코딩은 BCH(63, 51)을 이용하고 symbol mapper는 differential 방식인 DBPSK, DQPSK 그리고 D8PSK를 이용하고 수신기는 non-coherent 검출을 적용하였다. 또한 각 전송속도는 표 3과 같이 설정하였다.

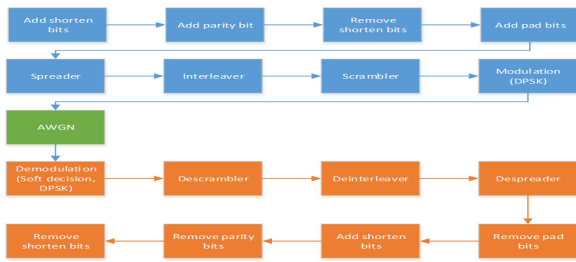


그림 11. WBAN 시뮬레이션 블록도
Fig. 11. WBAN simulation block diagram

표 3. WBAN 시뮬레이션 전송속도
Table 3. WBAN simulation data rate

	DBPSK	DQPSK	D8PSK
Spreading factor=2	75.9 kbps	151.8 kbps	227.7 kbps
Spreading factor=4	37.95 kbps	75.9 kbps	113.85 kbps

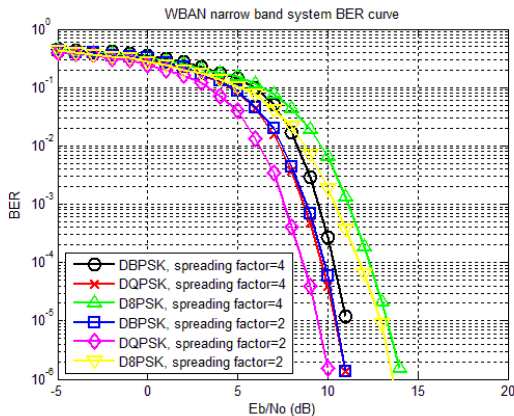


그림 12. Narrowband WBAN의 시뮬레이션 결과
Fig. 12. Simulation result of narrowband WBAN

시뮬레이션 결과를 보면 DQPSK의 성능보다 DBPSK의 성능이 더 저하되며, 또한 확산 인자가 커질수록 성능저하가 증가함을 알 수 있다. 이러한

저하는 spreading 블록에 의한 비트당 SNR (signal to noise power ratio)의 감소에 의해 일어난다. 그림 13은 3.6 ms 샘플링 주기로 16 bit로 양자할 경우 그림 6의 시스템을 구현 시 환자가 인식하는 신호에 비트 오류가 미치는 영향을 보여준다. 송신기는 샘플링된 값의 크기를 전송하고, 환자가 인식하는 신호는 인간의 청각 신호 기전을 구현하기 위해 전송된 크기 정보에 각 대역 통과 필터의 중심주파수의 정현파를 곱한 뒤 더하여 얻어내었다. 비트 오류가 증가할 따라 상호 연관성은 감소하고 이는 환자가 올바르게 신호를 인식할 확률을 저하시킨다. 따라서 비트 에러 확률 (bit error rate, BER)은 인공와우의 성능에 지대한 영향을 미치며, 환자별로 다르게 설정되는 청각 자극 감도를 만족 시킬 수 있는 BER 및 그에 따른 수신 SNR이 요구된다.

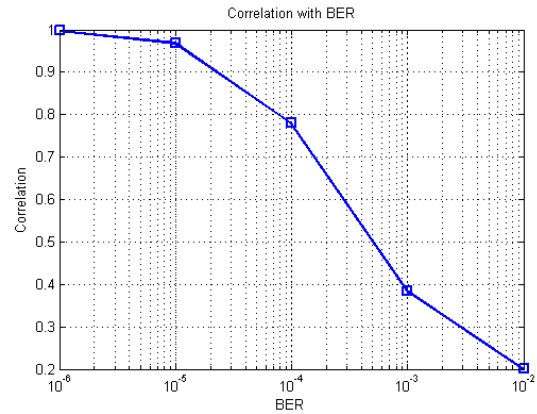


그림 13. BER에 따른 원신호와의 상관관계
Fig. 13. Correlation with original signal as a function of BER

DPSK의 경우 식 k 번째 신호의 위상은 아래 식과 같이 $k-1$ 번째 신호의 위상에 추가적 위상을 더하는 방식으로 생성된다.

$$\exp(j\Phi_k) = \exp(\Phi_{k-1} + \Delta\Phi_k), \exp(j\Delta\Phi_k) = s_k s_{k-1}^* \quad (2)$$

따라서 정보는 두 신호의 위상차에 실려 있으며 이를 얻기 위해 식 (3)과 같은 켈레복소수 곱을 이용한다. AWGN 채널 상에서는 각각의 신호가 각기 다른 잡음과 함께 전송되기 때문에 수신 신호에는 원하는 신호 외에도 여러 잡음 신호 성분들이 포함된다.

$$\begin{aligned} \exp(j\Delta\Phi_k) &= (s_k + n_k)(s_{k-1} + n_{k-1})^* \\ &= s_k s_{k-1}^* + s_k n_{k-1}^* + s_{k-1}^* n_k + n_k n_{k-1}^* \end{aligned} \quad (3)$$

이 때 수신 신호의 SNR $\hat{\gamma}$ 은 아래의 형태가 되며 이는 DPSK의 비트당 수신 SNR이다.

$$\hat{\gamma} \equiv \frac{E_s^2}{2E_s N_0 + N_0^2}, \text{ where } |s|^2 = E_s, |m|^2 = N_0 \quad (4)$$

확산인자가 2일 때의 경우를 예를 들어 보면 수신 신호는 아래와 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} & \left(\frac{s_k}{\sqrt{2}} + n_k \right) \left(\frac{s_{k-1}}{\sqrt{2}} + n_{k-1} \right)^* + \left(\frac{s_l}{\sqrt{2}} + n_l \right) \left(\frac{s_{l-1}}{\sqrt{2}} + n_{l-1} \right)^* \\ &= \frac{s_k s_{k-1}^*}{2} + \frac{1}{\sqrt{2}} (s_k n_{k-1}^* + s_{k-1}^* n_k) + n_k n_{k-1}^* \\ & \quad + \frac{s_l s_{l-1}^*}{2} + \frac{1}{\sqrt{2}} (s_l n_{l-1}^* + s_{l-1}^* n_l) + n_l n_{l-1}^* \\ &= s_k s_{k-1}^* + \frac{1}{\sqrt{2}} (s_k n_{k-1}^* + s_{k-1}^* n_k) \\ & \quad + \frac{1}{\sqrt{2}} (s_l n_{l-1}^* + s_{l-1}^* n_l) + n_k n_{k-1}^* + n_l n_{l-1}^* \end{aligned} \quad (5)$$

신호는 확산인자에 따라 두 번 전송되고 전송되는 시점은 interleaver 블록에 의해 무작위로 정해지며 이러한 점을 k 와 l 의 두 개의 시간 심볼을 이용해 표현하였다. 두 번 전송된 신호가 가지는 정보가 동일하므로 $s_k s_{k-1}^* = s_l s_{l-1}^* = \exp(j\Delta\phi_k)$ 의 관계를 갖는다. 또한 신호의 크기는 비트당 에너지를 유지하기 위해 $\sqrt{2}$ 로 나누어져 전송된다. 이 때의 수신 비트당 SNR을 계산하면 식 (6)과 같다. 이는 spreading이 적용되지 않았을 때보다 성능이 저하됨을 보인다. 이러한 성능저하는 인체 내부와 같이 신호의 감쇄가 심해 SNR이 낮은 환경에서 더욱 심해지며 확산인자가 커짐에 따라 그 성능저하가 심해지는 것은 직관적으로 알 수 있다. 이는 WBAN narrowband 시스템에서 AWGN 같이 채널 변화가 빠르지 않은 상황에서 spreading으로 인해 성능 저하가 발생할 위험성이 있음을 의미하며 이러한 성능 저하를 방지할 수 있는 기법에 대한 연구가 필요하다.

$$\hat{\gamma} \equiv \frac{E_s^2}{2E_s N_0 + 2N_0^2}, \text{ where } |s|^2 = E_s, |m|^2 = N_0 \quad (6)$$

2.2.3. 제안 시스템 구현을 위한 통신시스템 프로토타입 개발

WBAN 시스템은 임플란트 디바이스에 가장 적합한 무선 통신 표준이지만, 아직 상용화된 제품이 나오지 않아 실제 테스트는 불가능하다. 따라서 인체 내부에서 통신 모듈의 성능을 평가하는 방법으

로 기존 상용 제품을 이용하여 테스트를 하는 방식이 많이 이용되고 있다. 이러한 모듈들은 생체 조직에서 투과성이 좋다고 알려진 대역인 400 MHz 또는 800 MHz 대역을 이용하거나, ISM 대역인 2.4 GHz 대역을 이용한다. 또한 생체 조직에서 효율이 좋다고 알려진 non-coherent 방식의 OOK, ASK 또는 FSK 모듈레이션 방식을 이용함으로써 변복조부 설계의 복잡도를 낮출 수 있도록 한다.

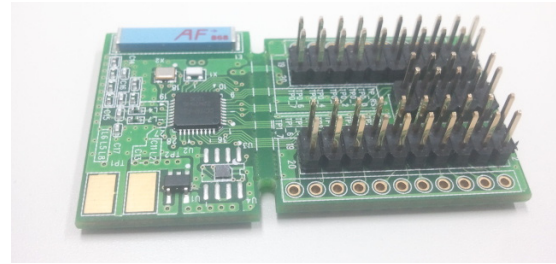


그림 14. TI CC1110을 이용한 무선 통신 모듈
Fig .14. TI CC1110 wireless communication module

그림 14는 실제로 성능평가를 위해 제작한 모듈의 사진이다. 본 모듈은 내부에 MCU와 송수신기가 내장된 TI CC1110을 이용하여 무선 통신과 간단한 연산이 가능하도록 만들었으며, 전체적인 회로 면적을 줄여 향후 토끼 또는 기니피그와 같은 소형 동물에서의 실험을 용이하게 하였다. 또한 온도센서를 내장하여 통신 성능 평가 외의 생체 조직의 실시간 온도 변화를 감지하는 등의 실험에도 사용할 수 있도록 범용성을 높이고자 하였다. 800 MHz대역을 사용하며 수신기는 non-coherent 방식 모듈레이션 방식을 이용하였다. 이러한 모듈 설계의 경험을 기반으로 향후에는 WBAN 시스템을 하드웨어적으로 구현할 계획이다.

III. 결 론

본 논문에서는 인체 삽입형 인공와우에 이용되는 요소들인 음향센서, 신호처리 그리고 통신시스템에 대하여 설명하였다. WBAN은 본 시스템에 가장 적절한 무선 통신 표준이지만 확산 인자가 증가할수록 SNR이 감소하는 단점이 있어 이를 개선할 수 있는 변복조 기법이 요청된다. 이러한 향상된 WBAN 시스템을 개발 중인 압전 센서와 자극기간 무선 연결에 적용하여 인체내부 환경과 유사한 상황에서 성능을 테스트하고 전체 시스템을 구현하여 크기와 전력소모 측면에서도 비교할 예정이다. 또한

실제 동물 실험을 수행하여 개발된 인체 삽입형 인공와우 시스템의 장단점을 실험으로 확인하고 시스템을 최적화할 계획이다.

References

- [1] Korean Otologic Society, *Hearing aid: Current opinion on hearing aid*, Gunja Publisher, Oct. 2012.
- [2] F. Zeng, S. Rebscher, W. Harrison, X. Sun, and H. Feng, "Cochlear implants: system design, integration, and evaluation," *IEEE Review in Biomedical Eng.*, vol. 1, no. 1. pp. 115-142, Dec. 2008.
- [3] S. Kim, W. Song, J. Jang, J. Jang, and H. Choi, "Mechanical frequency selectivity of an artificial basilar membrane using a beam array with narrow supports," *J. Micromech. Microeng.*, vol. 23, no. 9, pp. 1-13, Aug. 2013.
- [4] Cochlear, *Using a cochlear implant*, retrieved Nov., 3, 2013, from <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/intl/home/support/cochlear-implant-systems/nucleus-6-system/common-questions/using-a-cochlear-implant/using-a-cochlear-implant>.
- [5] H. Yang and J. Woo, "Study on electric stimulus pattern in cochlear implant using a computer model," *J. Inst. Electron. Eng. Korea (IEEK)*, vol. 49, no. 12, pp. 249-255, Dec. 2012.
- [6] IEEE, *IEEE Standard for Local and metropolitan area networks-Part 15.6: Wireless Body Area Networks*, IEEE Std. 802.15.6-2012, 2012.
- [7] H. Li, K. Yazdandoost, and B. Zhen, *Wireless Body Area Network*, River Publishers, 2010.
- [8] P. Farrel, *Essentials of Error-Control Coding*, John Wiley & Sons, 2006.

한 성 민 (Sungmin Han)



2012년 2월 한국기술교육대학교 전자공학과 공학사
 2012년 3월~현재 대구경북과학기술원 정보통신융합공학전공 통합과정
 <관심분야> 바이오 메디컬 통신, 통신 이론

신 재 섭 (Jaesub Shin)



2012년 2월 영남대학교 전자공학과 공학사
 2012년 3월~현재 대구경북과학기술원 정보통신융합공학전공 석사과정
 <관심분야> 바이오 메디컬 통신, D2D 통신

조 재 욱 (Jaewook Cho)



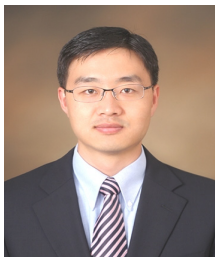
2012년 2월 한양대학교 전자통신공학과 공학사
 2012년 3월~현재 대구경북과학기술원 정보통신융합공학전공 석사과정
 <관심분야> 인공와우, 신호처리

장 종 문 (Jongmoon Jang)



2010년 2월 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 공학사
 2011년 9월~현재 대구경북과학기술원 로봇공학전공 통합과정
 <관심분야> MEMS, BMI, 인공와우, 감각 생체모사

최 홍 수 (Hongsoo Choi)



2002년 2월 영남대학교 기계공
학과 공학사

2003년 8월 Washington State
University 기계공학과 석사

2007년 8월 Washington State
University 기계공학과 박사

2007년 10월~2009년 2월

University of California, Davis, 박사후 연구원

2009년 3월~2010년 9월 한국기계연구원, 선임연구원

2010년 10월~현재 대구경북과학기술원, 조교수

<관심분야> 마이크로로봇, MEMS, 감각 생체모사,
초음파 트랜스 듀스

최 지 응 (Ji-Woong Choi)



1998년 2월 서울대학교 전기공
학부 공학사

2000년 2월 서울대학교 전기공
학부 공학석사

2004년 8월 서울대학교 전기컴
퓨터공학부 공학박사

2004년 9월~2005년 10월 서

울대학교 반도체공동연구소 박사후연구원

2005년 11월~2007년 7월 미국 스탠포드대학교 박
사후방문연구원

2006년 7월~2007년 7월 미국 GCT 반도체 컨설턴
트

2007년 8월~2010년 10월 미국 Marvell 반도체
Senior/Staff 연구원

2010년 10월~현재 대구경북과학기술원 정보통신융
합공학전공 조교수

<관심분야> 통신 이론, 통신 신호처리, 바이오메디
컬 통신 및 신호처리, 뇌-기계 인터페이스