

벨로즈형 진동체를 갖는 반이식형 인공중이용 신호처리회로 설계

Design of Signal Processing Circuit for Semi-implantable Middle Ear Hearing Device with Bellows Transducer

김종훈*, 신동호, 성기웅, 조진호

J. H. Kim, D. H. Shin, K. W. Seong, J. H. Cho

요 약

본 논문에서는 달팽이관의 정원창 이식용으로 최근 새롭게 제안된 3코일 벨로우즈형 진동체(tri-coil bellows transducer, TCBT)를 이용하는 반이식형 인공중이(semi-implantable middle ear hearing device)를 위한 신호처리회로를 설계하였다. 설계된 반이식형 인공중이는 높은 효율을 가지는 유도결합 방법을 이용하여 귀 뒤편에 착용되는 체외기와 대응되는 피부 내측에 위치하는 체내기 간에 데이터를 전송한다. 귀 뒤 부위의 피부두께를 포함하는 반이식형 인공중이의 송수신 거리를 고려하여 송수신 코일과 신호처리 회로를 설계 및 구현하였다. 또한 데이터 전송 효율을 높이기 위하여, 전력을 충분히 증폭하기 위한 체외기의 출력부도 설계 하였다. 유도결합 방식을 이용한 반이식형 인공중이의 동작을 확인하기 위하여, PSpice를 이용하여 회로해석을 수행하였으며, 활용 가능한 크기의 신호처리 보드를 제작하여 그 성능을 검증하였다.

ABSTRACT

In this paper, a signal processing circuit for semi-implantable middle ear hearing device is designed using the TCBT which is recently proposed for a new middle ear transducer that can be implanted at round window of cochlea. The designed semi-implantable hearing device transmits digital sound signal from external device located at behind the ear to the internal device implanted under the skin using inductive coupling link methods with high efficiency. The coils and signal processing circuits are designed and implemented considering the total transmission and reception distance including skin thickness of temporal bone for the semi-implantable hearing device. And also, to improve the data transmission efficiency, the output circuits which can supply sufficient signal power is designed. In order to confirm operation of semi-implantable hearing device using inductive coupling link, the circuit analysis was performed using PSpice, and the performance was verified by implementing a signal processing board of an available size.

Keyword : Semi-implantable hearing device, Implantable hearing aid, Inductive link, transducer, signal processor circuit

1. 서론

최근 산업화에 의한 환경의 영향과 다양한 음향 기기들의 과도한 사용으로 인하여 난청자가 계속 증가하고 있는 추세이며, 이러한 난청자들은 사회성, 인지능력, 언어발달 등의 문제로 고통 받고 있다[1].

접 수 일 : 2017.02.07

심사완료일 : 2017.02.22

게재확정일 : 2017.02.26

* 김종훈 : 경북대학교 의용생체공학과 박사과정

jh850526@naver.com (주저자)

신동호 : 경북대학교 의공학연구소 리서치펠로우

swap9552@naver.com (공동저자)

성기웅 : 경북대학교병원 의공학과 조교수

seongkw@ee.knu.ac.kr (공동저자)

조진호 : 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

jhcho@ee.knu.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 2015학년도 경북대학교 전임교원 연구년 교수 연구비에 의하여 연구되었음.

난청은 그 정도에 따라 심도난청에서 경도난청까지 5단계로 나눌 수 있으며 각 단계에 따른 보청기의 종류도 다르다[2]. 청력손실이 90dB를 넘는 심도난청자에게는 인공내이가 유일한 청력 보조 수단이 될 수 있다. 최근 신경성난청을 수반하는 청력손실이 대략 50~80dB의 난청자들을 위한 보청기로서 인공중이(middle ear implant)가 점차 주목받고 있다. 그 이유는 기존의 보청기가 가지는 외관상 노출 및 착용의 불편함 등의 문제점으로 인하여 보청기 착용 인구가 많지 않음에 비하여 인공중이는 이러한 문제점을 해결할 수 있도록 개발되고 있기 때문이다. 특히, 인공중이는 기존의 공기전도형 보청기들의 단점인 하울링 현상, 이물감, 폐쇄 효과를 보완할 수 있는 장점이 있다. 인공중이는 소리의 전달 과정에서 외이도와 고막을 거치지 않으며 주파수 특성이 우수한 초소형의 진동체를 중이 이소골(ossicle) 혹은 달팽이관의 정원창(round window)에 직접 설치하는 방식을 취한다[3, 4]. 그러므로 음향의 명료도와 어음 분별력이 높을 뿐만 아니라, 외이도가 개방되기 때문에 착용에 대한 만족도가 높다[5, 6]. 최근까지 다양한 형태의 인공중이가 개발되었으며[7~9] 이는 전이식형과 반이식형으로 구분할 수 있다. 전이식형은 전체장치가 측두골 피하에 이식되기 때문에 이식수술의 범위가 넓어 아직 상용화가 성공적이지 못하나 반이식형은 이식수술 범위가 좁아 단시간에 체내에 설치가 가능한 이점이 있어 널리 보급되고 있다. 반이식형 인공중이들 가운데 MED-EL사의 Soundbridge 라는 인공중이가 임상 현장에서 가장 유력한 인공중이로 평가되고 있다[10]. 하지만 Soundbridge는 어음분별력 면에서는 우수하나 저역주파수 응답이 낮아서 음향의 질이 떨어지는 문제점이 있음을 Nakajima 등의 논문에서 지적하였다[11]. 또한 진동트랜스듀서를 이소골에 직접 매달게 되므로 이소골의 피로와 부하효과를 일으킬 수 있는 문제점도 있다[12]. 이러한 문제점을 보완하기 위하여 조 등[13]은 달팽이관의 정원창에 설치할 수 있는 TCBT를 제안 및 구현한 바 있다. 그러나 주파수특성이 우수한 TCBT가 구현되었다 하더라도 이를 활용하는 이식형 인공중이를 개발하기 위해서는 TCBT의 구동 특성에 알맞은 신호처리회로의 개발이 필요하다.

본 논문에서는 최근 효과적인 진동체로서 새로이 제안된 TCBT를 이용하는 반이식형 인공중이를 설계하였다. 설계된 반이식형 인공중이는 높은 효율을 가지는 유도결합(inductive coupling link) 방법을 이용하여 체내외간에 데이터를 전송한다. 그리고 데이터 전송 효율을 높이기 위하여 신호전력 증폭을 고

려한 체내기 및 체외기용 신호처리 회로를 설계하였다. 이 때 측두골의 피하두개 및 반이식형 인공중이의 송수신 두께를 고려하여 코일과 신호처리 회로를 설계하였으며, PSpice를 이용한 회로해석을 통하여 유도결합 방법을 이용한 반이식형 인공중이의 동작 특성을 확인하였다. 또한 실제 활용 가능한 크기의 신호처리 보드를 제작한 다음 이 신호처리보드와 TCBT를 연결한 상태에서 레이저 진동계(OFV-5000, Polytec GmbH)를 사용한 트랜스듀서의 진동 특성과 왜율(total harmonic distortion) 특성을 측정을 통하여 구현한 회로를 검증하였다.

2. 본론

2.1 반이식형 인공중이용 시스템의 구현

기존의 이식형 인공중이 시스템은 그림1(a)와 같이[14], 체외기와 체내기로 구성되며 사용자가 체외기를 착용 시 측두골에 설치된 체내기의 영구자석에 의해 고정된다. 체외기는 마이크로폰, 신호처리부 그리고 송신코일로 이루어져 있으며, 체내기는 수신코일, 검파회로, 그리고 필터 및 트랜스듀서로 이루어진다[15]. 마이크로폰을 통해 입력된 소리신호는 신호처리 후 라디오 주파수로 변조되어 송신코일을 통해 피부를 경유하여 체내기로 송신된다. 체내기로 수신된 변조신호는 복조회로를 통해 복조되어 원래의 소리신호로 복원된다. 복원된 소리신호는 진동 트랜스듀서로 전달되며, 기존의 진동체는 중이강의 이소골에 설치되나 본 연구에서는 진동체가 정원창을 직접 진동시켜 내이에 소리를 전달함으로써 이소골의 부하를 줄일 수 있는 방식이다.

이처럼 기존의 이식형 인공중이 시스템은 그림 1(b)와 같이 복조 회로, 건전지 및 부가적인 회로로 인해서 체내기의 부피가 커지며, 이로 인하여 이식수술 전 환자가 느끼는 심적 부담도 커지게 된다.

본 논문에서는 TCBT를 이용하는 반이식형 인공중이용 신호처리회로를 설계함에 있어 다음 사항들을 고려하였다. 즉, 완성될 시스템의 전력소비와 부피를 줄임으로써 환자와 의사의 수술부담을 경감할 수 있게 하였다. 이를 위하여 그림 2와 같이 변복조 단계를 거치지 않고 보청기의 출력신호인 PDM(pulse density modulation)신호를 차동증폭기 출력단을 통해 바로 체내기로 전송하여 체외기 및 체내기의 크기를 최소화 하였다. 그림 2에서와 같이 제안한 반이식형 인공중이의 체외기는 보청기 칩, 차동 증폭기, 1차 코일로 구성이 되며, 보청기 칩은

1.5V 전압에서 동작하는 R3910(Onsemi Co.), 차동 증폭기는 3V 전압에서 동작하는 THS4531(TI Co.)을 사용하였다. 체내기는 저역통과필터와 감도 및 주파수 특성이 우수한 TCBT로 구성되어 있다.

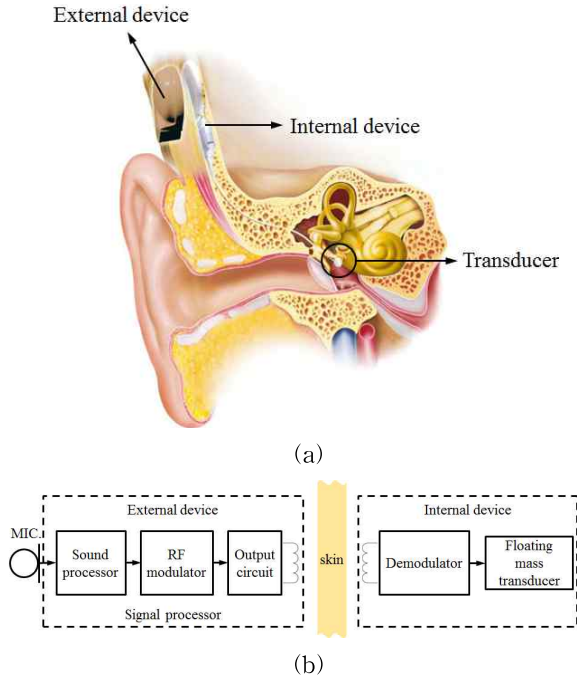


그림 1. 기존의 반이식형 인공중이[14]; (a) 시스템 구조, (b) 블록다이어그램
 Fig. 1. The conventional semi-implantable middle ear hearing device; (a) system configuration, (b) block diagram.

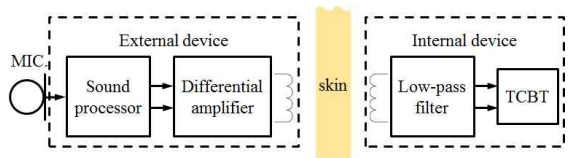


그림 2. 제안한 반이식형 인공중이의 록다이어그램
 Fig. 2. Block diagram of the proposed semi-implantable middle ear hearing device.

2.2 PDM신호의 특성

본 논문에서 사용하는 보청기 칩인 R3910의 출력 파형은 시그마델타 변조기에 의해 출력되는 PDM 신호로서 입력된 아날로그 신호의 크기를 펄스 밀도로 나타내며, 아날로그 신호의 진폭에 의존하여 high 또는 low를 출력한다. 디지털 PDM신호로부터 아날로그 신호는 저역통과 필터를 통과하여 복원된다. 이와 같은 아날로그 신호 복원 과정은 그림 3과 같다.

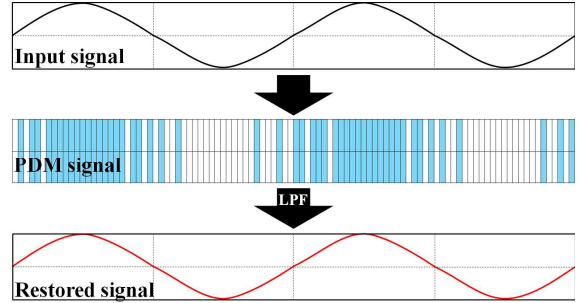


그림 3. 저역통과필터를 통한 PDM 신호의 아날로그 신호로의 복원 과정
 Fig. 3. The modulated PDM signal is recovered to the analog signal by lowpass filter(LPF).

2.3 TCBT의 구조와 특성

본 논문에서는 높은 진동 효율과 우수한 주파수 특성을 가진 인공중이용 TCBT를 사용하였다. 그 구조는 그림 4와 같으며 무게는 약 25mg, 직경은 1.75mm이고 전체 길이는 2.3mm에 지나지 않을 정도로 작다[13]. 인공중이 진동체로 알려진 TCBT는 기존 플로팅 매스형 트랜스듀서(floating mass type transducer)에서 문제가 되는 저주파 진동 특성을 개선하기 위해 TCBT의 초소형 외부 케이스가 정원형 소와에 고정되는 방법을 사용한다. 이때 초소형 체적에서도 높은 진동 변위를 발생시키기 위해 벨로우즈를 사용하고 있다.

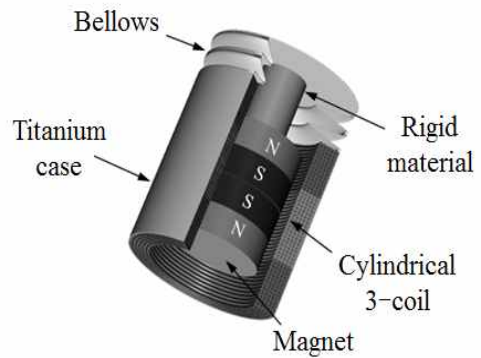


그림 4. 본 인공중이 시스템에 사용되는 TCBT의 구조[13]
 Fig. 4. The structure of TCBT applied for developing the signal processing circuit of middle ear implant.

고정형 트랜스듀서인 TCBT와 플로팅 매스형 트랜스듀서의 주파수 특성은 그림 5와 같으며[13], 플로팅 매스형 트랜스듀서보다 고정형 트랜스듀서가 동일한 구동 전압에 의해 발생하는 진동효율이 높

고, 저주파 특성이 우수함을 알 수 있다.

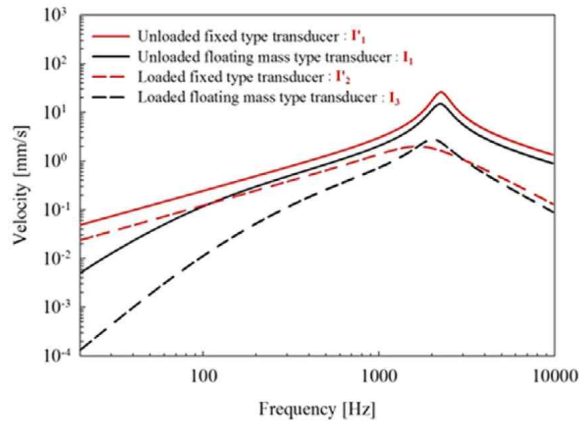


그림 5. 플로팅 매스형 트랜스듀서와 TCBT의 진동특성 비교[13]
 Fig. 5. The comparison of vibration characteristics between TCBT and floating mass type transducer.

2.4 반이식형 인공중이용 회로설계 및 시물레이션

TCBT 진동체의 구동 특성에 알맞은 신호처리회로를 구현하기 위해서는 인공중이의 가상 입력신호에 따른 인공중이 체외기의 디지털 변조기 출력과 이 출력이 피부를 투과하여 체내기에서 복조했을 때의 출력파형이 TCBT의 입력으로서 적합하고 충분한지를 먼저 검증하여야 한다. 또한 이 입력 아날로그 신호가 디지털 신호로 변환되어 체내기에서 복조되었을 때 적정 왜율 이내에 있도록 하는 것이다. 본 논문에서 사용하는 보청기칩인 R3910는 시그마델타 변조기 출력단을 가지고 있기 때문에 설계된 인공중이의 동작을 검증하기 위해서 입력신호를 시그마델타 출력신호로 변환해주어야 한다.

제안한 반이식형 인공중이는 유도결합 방법을 통하여 체내기로 음향 신호를 전달한다. 하지만 신호 전달과정에서 전력 손실이 발생한다. 이러한 전력 손실을 보상하기 위해서 보청기 칩의 신호전력을 증폭하여야 한다. 보청기 칩 출력신호가 1.5V 바이어스가 걸린 차동증폭기에 인가되면, 0에서 ±3V 사이를 스윙하는 3상태 펄스파형이 출력된다. 이로 인해 체내기의 진동체에 공급되는 전력을 증가시켰다. 이렇게 충분한 전력을 공급할 수 있도록 만든 다음 1, 2차 결합코일인 펄스트랜스의 입력 단에 인가시켜야한다. 이를 위하여 그림 6과 같은 블록도로 이루어진 회로를 구성하였다.

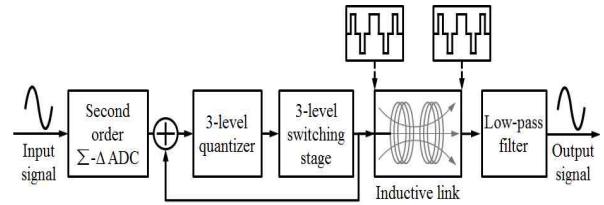
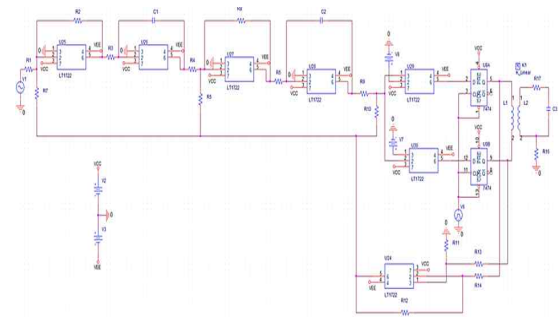
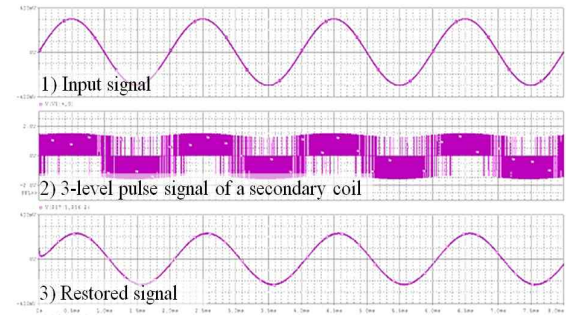


그림 6. 반이식형 인공중이의 신호처리회로에 대한 블록다이어그램
 Fig. 6. Block diagram of the signal processing circuit for semi-implantable middle ear hearing device.



(a)



(b)

그림 7. (a) OR-cad를 이용한 신호처리 회로도, (b) 시물레이션 파형
 Fig. 7. (a) The signal processor circuit using OR-cad, (b) The simulation waveform.

즉, 그림 6의 블록도에서 보인바와 같이, 반이식형 인공중이의 신호처리회로는 2차 시그마-델타 ADC, 3레벨 스위칭 회로, 유도결합 코일, 저역통과 필터로 구성된다. 2차 시그마-델타 ADC는 입력신호에 대한 PDM 신호를 발생시키고, 3레벨 스위칭 회로를 통해 3레벨 펄스 신호가 획득된다. 이러한 3레벨 펄스 신호는 기존의 2레벨 펄스 신호에 비해 스위칭 동작이 적어 전력소모가 적다는 장점이 있다[16]. 발생된 3레벨 펄스 신호는 유도결합을 통해 2차 코일로 전송된다. 3레벨 펄스 신호의 고주파 성분은 저역 통과 필터를 통해 차단되며, 입력 아날로그

그 신호가 검출된다. 그림 7(a)는 그림6의 블록도에 제시된 회로의 기능을 OR-cad를 이용하여 구성된 반이식형 인공중이용의 신호처리 회로이고, 그림 7(b)는 OR-cad를 통해 구성된 회로를 통하여 시뮬레이션 결과이다. 그림 7(b)와 같이 첫 번째 파형은 2차 시그마-델타 ADC로 입력된 파형, 두 번째 파형은 2차 코일에서 검출된 3레벨 펄스파형, 세 번째 파형은 저역통과 필터를 통해 검출된 신호이다. 시뮬레이션 결과, 2차 코일로 전송된 3레벨 펄스신호가 저역통과필터를 통과하여 원신호가 깨끗하게 복원될 수 있음을 알 수 있다.

2.5 체내의 결합 코일 설계

앞서 시뮬레이션 한 결과를 실제회로로 구현하는 과정에서 중요한 것은 가상 보청기 칩에서 얻어지는 차동 PDM신호가 3-레벨 스위칭 앰프단과 펄스 트랜스포머 단을 통과 후에 복조되었을 때 신호의 왜율이 최소화 되도록 코일을 설계하여야 하는 것이다. 만일 펄스 트랜스포머의 1차 및 2차 인덕턴스가 너무 크면 전달되는 디지털 스위칭 신호가 코일의 분포용량과 기생진동을 일으켜 복조된 출력파형에 심한 왜곡을 일으키는 동시에 복조된 소리신호 출력도 현저히 감소한다. 반면에 코일의 턴 수를 너무 줄이면 왜율은 개선할 수 있으나 전달되는 전력이 너무 작아진다. 그러므로 피부의 두께에 따른 적절한 코일의 크기와 인덕턴스를 가지도록 설계하여야 한다. 시뮬레이션 과정에서 사용한 펄스 트랜스포머의 1차 및 2차의 인덕턴스는 동일하게 1mH를 사용하였으며, 실제 펄스 트랜스포머의 1차 인덕턴스는 1mH, 2차 인덕턴스는 1.2mH를 사용하였다. 그러나 실제 펄스 트랜스포머에서는 1차와 2차코일의 반경과 결합정도에 따라 상호 유도계수가 달라지기 때문에 코일사이의 간격과 코일의 반경을 동시에 설계 할 필요가 있다. 실제로 반이식형 인공중이용의 체내부는 측두골에 이식되며, 측두골의 두피두께는 평균 6~8mm 정도이며, 본 논문에서는 반이식형 인공중이용의 송수신부 두께를 고려하여 예상 송신 거리를 최대 8.5 mm로 결정하였다.

이러한 조건을 충족시키기 위해서, 코일 설계에 따른 생성되는 자속에 대한 분석을 수행하였다. 송신코일에 전류인가 시 유기되는 자속의 경로는 그림 8과 같고, 측정 점이 코일의 중심점에서 z축 방향으로 멀어질수록 자기장의 세기는 감소된다. 또한 코일의 반경 R과 이동거리 z축에 대한 자기장의 세기는 식 (1)에서 계산된다[17].

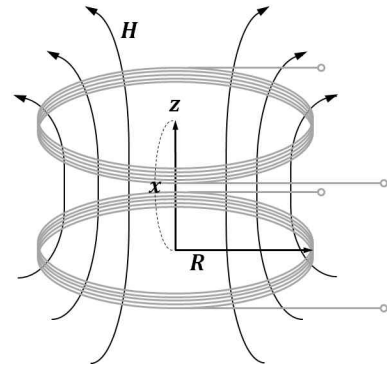


그림 8. 송수신코일의 형태와 발생되는 자속의 경로
Fig. 8. The Structure of transmitter and receiver coil and path of generated magnetic flux.

$$H = \frac{I \times N \times R^2}{2\sqrt{(R^2 + x^2)^3}} \tag{1}$$

만약 식 (1)에서 예상 송신 거리 x를 상수로 결정하고 자기장의 세기 H와 코일의 반경 R을 변수로 둔다면, 이때 최대가 되는 R값이 가장 이상적인 송신 코일의 반경이 된다. 따라서 예상 송신거리와 변수 코일의 반경에 대한 자기장의 세기는 그림 9과 같으며, 그림 9와 같이 측두골에 이식되는 체내 부와의 예상 송신 거리인 8.5 mm를 위한 송신 코일의 반경은 12mm가 적당하다.

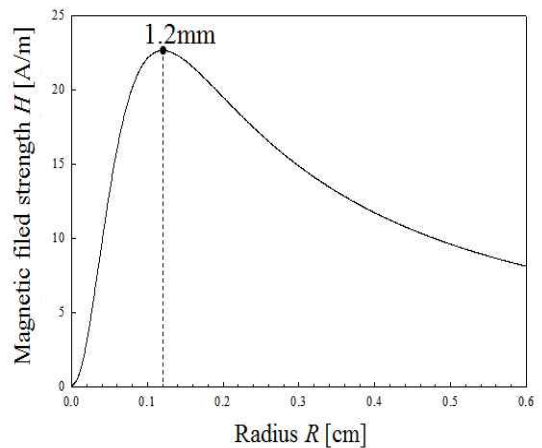


그림 9. 예상송신 거리(8.5mm)에서 코일 반경에 대한 자기장의 세기
Fig. 9. The intensity of magnetic field according to radius of the coil at the expected transmission distance(8.5mm).

2.6 제안한 반이식형 인공중이의 제작 및 동작특성

2.6.1 제안한 반이식형 인공중이 제작

반이식형 인공중이의 체외기는 측두골에 부착되기 때문에 외관상의 노출이 되는 문제점이 있다. 이러한 문제점을 고려하여 체외기의 크기는 작게 제작되어야 한다. 이를 바탕으로 하여, 제안한 반이식형 인공중이의 신호처리부인 체외기를 원형 PCB로 제작하였으며, 그림 10과 같다. 제작된 원형 PCB의 크기는 지름 24mm로 소형화 하였으며, 기존의 MED-EL 사[18]의 체외기 보다 약 3mm 정도 크기가 축소됨으로써 외관상 노출이 되는 문제점도 개선하였다.

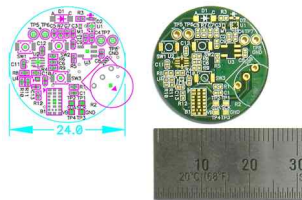


그림 10. 제작된 반이식형 인공중이의 체외기
Fig. 10. The external device of fabricated semi-implantable middle ear hearing device.

2.6.2 제작된 반이식형 인공중이의 동작특성

위에서 제작한 PCB를 사용하여 반이식형 인공중이 신호처리회로를 제작하였다. 그림 11의 위에서 첫 번째와 두 번째 파형은 보청기 칩 R3910의 차동 출력단자의 출력이며, 이들 신호가 3상태 스위칭 회로를 통과함으로써 두드러진 기생진동이 없이 3번째의 증폭된 3상태 단일출력 신호가 얻어짐을 볼 수 있다.

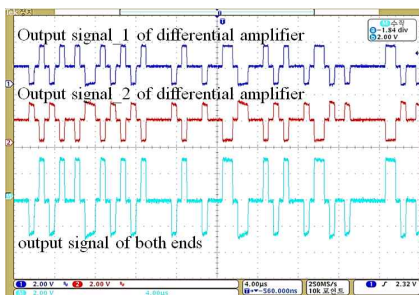


그림 11. 제작된 인공중이회로의 3-레벨 출력 펄스파형
Fig. 11. The 3-level pulse waveform of the developed middle ear implant circuit.

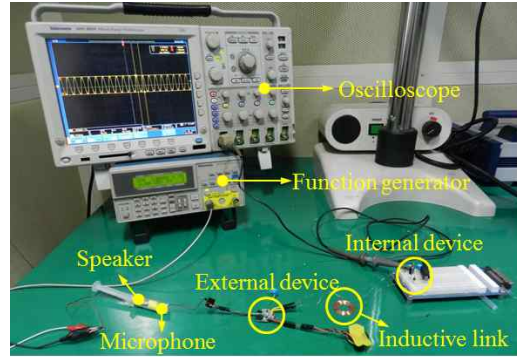


그림 12. 제작된 반이식형 인공중이 회로보드의 실험환경
Fig. 12. The experimental environment for developing the semi-implantable middle ear hearing device circuit.

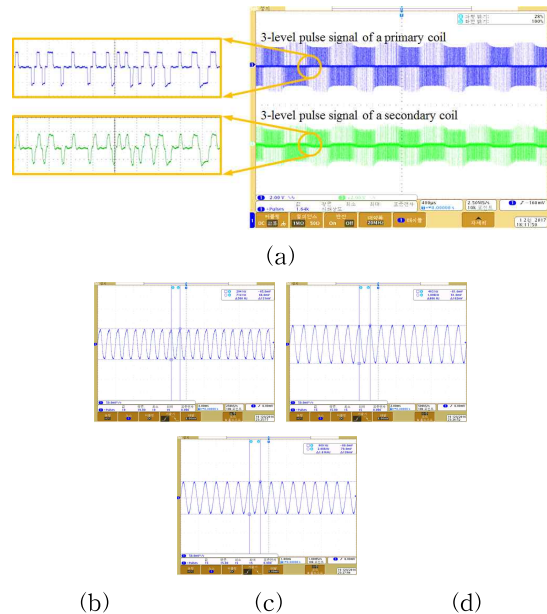


그림 13. 제작된 반이식형 인공중이 회로보드 측정 파형; (a) 1차 및 2차 코일에서 측정된 3-레벨 펄스파형, 복원된 아날로그신호 (b) 500Hz, (c) 800Hz, (d) 1,600Hz
Fig. 13. Measured waveform of the semi-implantable middle ear hearing device circuit; (a) Three-level pulse waveform measured from the primary and secondary coils, the restored analog signal (b) 500Hz, (c) 800Hz, (d) 1,600Hz.

설계된 반이식형 인공중이 회로보드의 실험환경은 그림 12와 같으며, 마이크론을 통하여 들어온 아날로그 신호가 신호처리회로로 인가되고, 이때 발생한 3레벨 펄스파형은 유도결합을 통하여 체내기로 전송된다. 체내기로 전송된 3-레벨 펄스신호는

저역 통과필터에 의해서 입력된 아날로그 신호가 복원되며, 오실로스코프(MSO4034, Tektronix)를 통해 확인하였다. 복원된 입력 아날로그 신호는 그림 13와 같다. 그림 13(a)는 1차와 2차 코일에서 측정된 3레벨 펄스파형을 보여주며, 그림 13(b),(c),(d)는 마이크론을 통해 입력된 500, 800, 1600 Hz의 아날로그 신호가 체내기의 필터에 의해서 정확하게 신호가 복원됨을 보여준다.

2.7 제작된 반이식형 인공중이의 동작검증

2.7.1 제작된 반이식형 인공중이의 왜율 실험

제작된 반이식형 인공중이용 신호처리회로의 총 고조파 왜율(THD)은 ANSI 기준에 의해 평가하였다[19]. 왜율 평가를 위한 실험 블록 다이어그램은 그림 14와 같다. 반이식형 인공중이 회로보드의 출력은 500, 800 및 1600 Hz 영역에서 70 dB SPL 및 65dB SPL 의 사운드를 적용 할 때 왜곡 미터 (HM 8027)를 사용하여 측정하였다. 왜율 평가 결과는 표 1과 같으며, 결과적으로, 제작된 반이식형 인공중이 회로보드의 왜율 성능은 ANSI 기준에 만족되었다.

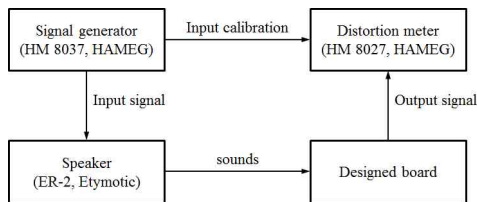


그림 14. 제작된 반이식 인공중이 회로보드의 총고조파 왜율 측정을 위한 블록다이어그램
Fig. 14. The block diagram for THD measurement of developed semi-implantable middle ear hearing device circuit.

표 1. 제작된 반이식형 인공중이의 총 고조파 왜율 평가
Table 1. The THD evaluation of developed semi-implantable middle ear hearing device.

	70dB SPL @ 500 Hz	70dB SPL @ 800 Hz	65dB SPL @ 1,600 Hz
THD	1.2%	0.8%	0.5%

제작된 신호처리 회로보드를 사용한 인공중이의 성능검증을 위하여, 마이크론에 100mVpeak의 전압을 인가하고, 2차 코일부분에 TCBT를 연결하여 레이저 진동계로 진동측정을 수행하였으며, 측정된

결과는 그림 15와 같다. 측정된 결과는 94dB SPL의 입력 음압에 대한 정상인의 등골 진동특성 및 TCBT의 자체특성과 비교하였다. 94dB SPL 입력에 대한 등골의 진동 속도를 기준으로 300Hz 이하의 대역에서는 약 89dB SPL에 해당하는 등가 음압이 생성되었으며, 300Hz 이상의 대역에서는 약 94~115dB SPL에 해당하는 등가 음압이 생성되었다. 일반적으로 이식형 인공중이는 1kHz 이상의 대역에서 청력 소실이 되는 감각신경성 난청을 대상으로 함을 감안할 때, 설계한 반이식형 인공중이의 음향 전달 특성은 우수함을 보였다.

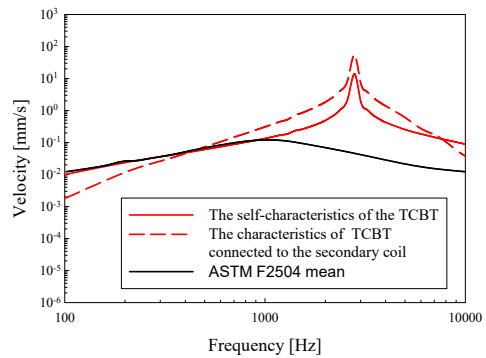


그림 15. 제작된 시스템의 2차 코일에 연결된 TCBT와 정상인의 등골 진동특성의 비교
Fig. 15. The comparison of vibration characteristics of TCBT connected to the secondary coil of the developed system and stapes response of normal human.

3. 결론

본 논문에서는 특성이 우수한 인공중이 진동체로 알려진 TCBT를 이용하는 반이식형 인공중이를 설계하였다. 제작 전 반이식형 인공중이의 신호처리회로 검증에 위하여, PSpice를 이용한 시그마 델타의 회로 구성 및 회로해석을 수행하였으며, 2차 코일로 전송된 3-레벨 펄스파형이 저역통과 필터를 통하여 원신호가 복원됨이 확인되었다. 또한 데이터의 전송 효율을 높이기 위해서 신호전력 증폭을 고려한 체내기 및 체외기용 신호처리 회로를 설계하였다.

설계된 반이식형 인공중이의 동작 및 성능을 검증하기 위하여, 왜율 측정 및 진동 특성 실험이 수행하였다. 왜율 측정 결과를 통하여 제작된 반이식형 인공중이의 THD 성능은 ANSI 기준에 만족되었으며, 제작된 시스템의 2차 코일에서의 TCBT 진동특성과 94dB SPL의 입력 음압에 대한 정상인의 등골 진동특성을 비교 하였을 때 동작의 우수함을

확인하였다. 따라서 본 장치는 음향 전달특성이 우수하며, 부피가 작기 때문에 실용화에 따르는 이점이 기대된다. 또한 이식형 보청기 분야의 학문발전 및 산업발전에 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] H. H. Kim and D. M. Barrs, "Hearing aids: a review of what's new," *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 134, no. 6, pp. 1043-1050, 2006.
- [2] J. M. Kates, *Digital Hearing Aids*, Plural Publishing Incorporation, San Diego, USA, 2008.
- [3] H. A. Jenkins, J. K. Niparko, W. H. Slattery, J. G. Neely and J. M. Fredrickson, "Otologics middle ear transducer ossicular stimulator: performance results with varying degrees of sensorineural hearing loss," *Acta Oto-laryngologica*, vol. 124, no. 4, pp. 391-394, 2004.
- [4] D. S. Haynes, J. A. Young, G. B. Wanna and M. E. Glasscock, "Middle ear of implantable hearing devices: An overview," *Trends in Amplification*, vol. 13, no. 3, pp. 206-214, 2009.
- [5] J. H. Cho, I. Y. Park and S. H. Lee, "Development of fully implantable middle ear hearing devices with differential floating mass transducer: current status," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 26, no. 5, pp. 309-317, 2005.
- [6] U. Fisch, C. W. Cremers, T. Lenarz, B. Weber, G. Babighian, A. S. Uziel, D. W. Proops, A. F. O'Connor, R. Charachon, J. Helms and B. Frayssé, "Clinical experience with the Vibrant Soundbridge implant device," *Otology and Neurotology*, vol. 22, no. 6, pp. 962-972, 2001.
- [7] H. Silverstein, J. Atkins, J. H. Jr. Thompson and N. H. Gilman, "Experience with the SOUNDTEC implantable hearing aid," *Otology and Neurotology*, vol. 26, no. 2, pp. 211-217, 2005.
- [8] H. A. Jenkins, J. S. Atkins, D. Horlbeck, M. E. Hoffer, B. Balough, J. V. Arigo, G. Alexiades and W. Garvis, "U.S. Phase I preliminary results of use of the Otologics MET fully implantable ossicular stimulator," *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 137, no. 2, pp. 206-212, 2007.
- [9] Envoy Medical Corporation, Esteem® Totally Implantable Middle Ear Hearing System (PMA P090018), 2009.
- [10] J. Kiefer, W. Arnold and R. Staudenmaier, "Round window stimulation with an implantable hearing aid (Soundbridge®) combined with autogenous reconstruction of the auricle - A new approach," *Journal of Oto-Rhino-Laryngology, Head and Neck Surgery*, vol. 68, no. 6, pp. 378-385, 2006.
- [11] H. H. Nakajima, W. Dong, E. S. Olson, J. J. Rowski, M. E. Ravicz and S. N. Merchant, "Evaluation of round window stimulation using the floating mass transducer by intracochlear sound pressure measurements in human temporal bones," *Otology and Neurotology*, vol. 31 no. 3 pp. 506-511, 2010.
- [12] D. H. Shin, *Tri - Coil Bellows Transducer for Round Window Driving Implantable Middle - Ear Hearing Aids*, Ph.D. Thesis, Kyungpook National University, 2016.
- [13] D. H. Shin, K. W. Seong, S. Puria, K. Y. Lee and J. H. Cho, "A tri-coil bellows-type round window transducer with improved frequency characteristics for middle-ear implants," *Hearing Research*, vol. 341, pp. 144-154, 2016.
- [14] D. S. Haynes, J. A. Young, G. B. Wanna and M. E. Glasscock III, "Middle ear implantable hearing devices: an overview," *Trends in amplification*, vol. 13, no. 3, pp. 206-214, 2009.
- [15] B. S. Song and J. H. Cho, "Analysis of Signal Transfer Characteristics of Implantable Middle Ear System using Acoustic Model," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 23, issue. 3, pp. 227-233, 2002.
- [16] J. G. Jo, J. H. Noh, T. S. Jeong and C. S. Yoo, "A Digital Input Class-D Audio Amplifier," *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea SD*, vol. 47, no. 11, pp. 6-12, 2010.
- [17] Klaus Finkenzeller, *RFID Handbook; Fundamentals and Applications in Contactless Smart Cards, Radio Frequency Identification and Near-Field Communication*, Hoboken, pp. 61-66, 2010.
- [18] MED-EL Co. Wabpage, http://s3.medel.com/pdf/VSB_relaunch/28477_10_FactsheetVSBSsystem_en.pdf (accessed Feb. 06, 2016)
- [19] ANSI, ANSI. S3.22-2003, *Specification of hearing aid characteristics*, New York: American National Standards Institute, 2003.

김 종 훈(Jong Hoon Kim)



2012년 2월 대구한의대학교 한방의
공학과 졸업(공학사)
2014년 8월 경북대학교 대학원 의
용생체공학과 졸업(공학석
사)
2015년~현재 경북대학교 대학원 의
용생체공학과 박사과정

Interest: Implantable hearing aids, Signal
processor system, Wireless power
transfer system

조 진 호(Jin-Ho Cho)



1977년 2월 경북대학교 공업교육학
과(전기공학전공)졸업(공학
사)
1979년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학석사)
1988년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학박사)
1984년~현재 경북대학교 IT대학
전자공학부 교수
2007년~2008년 한국재활복지공학회
부회장

Interest: Bio-signal processing, Implantable
hearing aids, Bioelectronics

신 동 호(Dong Ho Shin)



2009년 2월 동서대학교 전자공학과
졸업(공학사)
2011년 8월 경북대학교 대학원 전
자전기컴퓨터학부 졸업(공
학석사)
2016년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학부 졸업(공학박사)
2016년~현재 경북대학교 의공학연
구소 리서치펠로우

Interest: Electronic and mechanical system of
medical instruments, middle-ear
implants devices, Finite element
analysis, Transducer

성 기 웅(Ki Woong Seong)



1998년 2월 경북대학교 전자공학과
졸업(공학사)
2000년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학석사)
2010년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학박사)
2012년~현재 경북대학교병원 의공
학과 조교수

Interest: Mechanism of auditory transmission,
Implantable hearing aids