중이 이식형 보청기에서 DFMT의 진동에 의한 등골 및 고막 방향으로 전달되는 진동력 측정

이명원 · 성기웅 · 임형규 · 김민우 · 정의성 · 이장우 · 김동욱 · 이정현* · 이상훈**
· 이규엽** · 조진호****†

Measurement of transmitted vibration to stapes and tympanic membrane by DFMT's vibration in implantable middle ear hearing devices

Myoung-Won Lee, Ki-Woong Seong, Hyung-Gyu Lim, Min-Woo Kim, Eui-Sung Jung, Jang-Woo Lee, Dong-Wook Kim, Jyung-Hyun Lee*, Sang-Heun Lee**, Kyu-Yup Lee**, and Jin-Ho Cho****†

Abstract

The implantable middle ear hearing devices(IMEHDs) have been developed to overcome the conventional hearing aid's problem(ringing effect caused by the acoustic feedback, cosmetic problem, etc.). In the IMEHDs, the vibrating transducer is a key component because its vibration enables to hear for hearing impaired people. The vibrating transducer is implanted on ossicular chain by surgical operation. The coupling status between implanted transducer and ossicular chain has an effect on delivering vibrating force from transducer to stapes. Noninvasive method is required to investigate the output characteristics of IMEHDs after implementation. Recently, emitted sound pressure measuring method of tympanic membrane is proposed to investigate the output characteristics of IMEHDs. However, the relationship between displacement of stapes and sound pressure by tympanic membrane was not cleared. In this paper, displacement of stapes and sound pressure by tympanic membrane were measured using the differential floating mass transducer(DFMT) that implanted on the ossicular chain of the human temporal bone and physical ear model. Through the experiments results, the relationship between displacement of stapes and sound pressure by tympanic membrane was investigated.

Key Words : implantable middle ear hearing device(IMEHD), differential floating mass transducer(DFMT), vibration, displacement, footplate of stapes, emitted sound pressure

1. 서 론

산업화, 도시화가 이루어짐에 따라 소음 배출원인이 많아지고 소음에 노출되어 있는 시간이 늘어나게 됨에 따라 난청자들의 수가 급증하고 있다. 이러한 환경적 요인을 극복하기 위한 여러 가지 청력 보조 장치들의

개발이 활발히 이루어지고 있다. 현재 널리 사용되고 있는 공기전도형 보청기(air conduction hearing aid)는 착용상의 불편함이 있고 높은 이득에서의 음향 왜곡과, 음향 궤환(acoustic feedback)에 의한 링잉(ringing) 현상이 발생하는 등 여러 가지 문제점들로 인해 청력역치가 높은 고도 이상의 난청자 또는 감음신경성 난청자에게는 사용이 부적합하다.^[1-3] 이러한 공기전도형 보청기의 문제점들을 극복하기 위하여 최근 들어 체내에 이식할 수 있는 중이 이식형 보청기(implantable middle ear hearing device)의 개발이 활발히 이루어지고 있다^[4-6]. 중이 이식형 보청기는 진동 트랜스듀서를 사용하여 소리에 해당하는 형태의 진동을 중이의 이소골(ossicular chain) 또는 내이(cochlea) 입구에 직접 인가함으로써 난청자가 소리를 들을 수 있게 해주는 청각보조기이다.

경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부(Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

*경북대학교병원 의공학과(Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

**경북대학교 의학전문대학원 이비인후과학교실(Otolaryngology, School of Medicine, Kyungpook National University)

***경북대학교 첨단감각기능회복장치연구센터(Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)

†Corresponding author : jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : April 14, 2009, Accepted : June 5, 2009)

중이 이식형 보청기는 공기전도형 보청기의 단점인 음향 왜곡과 음향 제한에 의한 링잉 현상을 해결할 수 있으며, 청음명료도가 우수하다는 장점이 있다.

중이 이식형 보청기에 사용되는 진동 트랜스듀서(vibration transducer)로는 진동력을 발생시키는 재료의 종류 및 구동 형태에 따라 압전 트랜스듀서(piezoelectric transducer)와 전자 플로팅 매스 트랜스듀서(floating mass transducer, FMT)로 나누어진다. 압전 트랜스듀서를 사용할 경우 외부 자기장의 영향을 받지 않지만, 수술 시 이소골의 일부를 제거해야하는 단점을 가지고 있고, 전자식 플로팅 매스 트랜스듀서를 사용할 경우 MRI와 같은 강한 외부 자장에 노출이 되면 동작 특성이 변하는 단점이 있다^[7]. Kim 등은 외부 전자기장에 영향을 받지 않으면서 이소골에 쉽게 장착이 가능한 특수한 구조의 차동 전자 플로팅 매스 트랜스듀서(differential floating mass transducer, DFMT)를 개발하였다^[8,9].

전자 플로팅 매스 타입의 진동체를 사용하는 중이 이식형 보청기의 진동체는 외과 수술을 통하여 중이강 내에 이식된다. 이러한 중이 이식형 보청기는 마이크로폰으로 입력된 음향 신호를 신호처리부를 통해 적절히 증폭한 후, 그 출력을 침골(incus) 장각(long process)에 이식된 진동체를 통해 기계적인 진동으로 변환하여 내이에 전달하는 구조로 되어 있다. 이 때, 이소골과 진동체의 결합상태는 내이로 전달되는 진동력에 영향을 주게 됨으로 이를 측정하여 이식의 성공여부를 확인하거나 결합정도에 대한 보상에 사용한다. 이 결합상태를 확인하기 위하여 진동체의 진동에 의한 고막(tympanic membrane, TM) 방향으로의 음향 방사 현상을 측정하는 방법이 Winter 등에 의해 제안되었다. Winter 등은 중이 이식형 보청기를 이식한 환자에 대하여 감도가 높은 프로브 마이크로폰(probe microphone)을 외이도에 삽입하여 고막 가까운 곳에 위치시켜 음압을 측정하였다. 측정 결과는 주파수에 따른 음압의 반향을 확인하고 그 결과를 적합(fitting)에 적용시켜 결합상태에 따른 진동력의 감쇠를 보상하였다^[10]. 이 방법은 진동체를 이식한 이후에 비침습적 방법으로 이소골과 진동체의 결합 상태를 확인할 수 있는 장점이 있으나 진동체의 진동에 의해 고막으로 방사되는 음압과 등골(stapes)의 실제적인 진동변위 사이의 상관관계에 대하여 구체적인 연구가 수행된 바가 없어 그 적합방법을 신뢰하기 어렵다. 그러므로 본 논문에서는 사체(cadaver)와 물리적 귀 모델(physical ear model)을 이용하여 이소골에 부착된 진동체의 진동에 의해 발생한 등골의 진동변위와 고막 방향으로 방사되는 음압을 측정하고 그 연관성에 대하여 고찰하였다.

Fig. 1. Schematic of implantable middle ear hearing devices (IMEHDs) with floating mass transducer.

2. 중이 이식형 보청기의 진동력 전달경로

중이 이식형 보청기는 마이크로폰(microphone), 신호처리부(signal processing module) 및 진동 트랜스듀서로 구성된다. 전자 플로팅 매스 진동체를 사용하는 중이 이식형 보청기 시스템의 구성 요소와 각 요소를 통한 신호의 전달 과정은 Fig. 1과 같다.

마이크로폰과 신호처리부는 Fig. 1에서와 같이 완전 이식형 또는 부분 이식형에 따라 진피층 아래에 이식되거나 체외에 존재하게 된다. 마이크로폰을 통해 전기적 신호로 변환된 음성 신호는 신호처리부로 입력된 후 착용자의 청각 특성에 따라 적절한 증폭과 주파수 특성 보상 및 필터 처리가 된다. 신호 처리된 전기신호는 중이강 내의 이소골에 이식된 진동 트랜스듀서를 통해 기계적인 진동으로 바뀌어 난원창(oval window)을 통하여 내이로 전달된다. 이러한 진동 트랜스듀서는 일반적으로 금속성 결합체(clamp)를 이용하여 침골 장각에 고정된다. 중이 이식형 보청기에 사용되는 진동 트랜스듀서는 진동력을 발생시키는 재료의 종류 및 구동 형태에 따라 압전 방식과 전자 플로팅 매스 방식으로 나뉘어지며, 이 가운데 전자 플로팅 매스 방식의 진동체가 수술이 용의하고 진동 효율이 높다고 알려져 있다.

전자 플로팅 매스 트랜스듀서 중 하나인 DFMT의 구동에 의한 진동력의 전달 경로는 Fig. 2와 같다.

중이는 Fig. 2에서와 같이 이소골이라 불리는 세 개의 뼈인 추골(malleus), 침골, 등골로 구성되며 이들은 연골을 통하여 연결되어 있다. 이소골은 고막의 진동을 난원창에 전달시키는 기계적 임피던스 변환기의 역할

Fig. 2. Two transmission paths of the vibration by an IMEHD with DFMT. transducer of IMEHD.

과 고막에 전달된 음압을 약 20배 증폭해서 내이로 전달해주는 역할을 한다. DFMT는 음향의 전달 경로의 초단인 고막과 중단인 등골 사이인 침골의 장각에 부착되며, 이상적인 경우의 DFMT는 정확히 피스톤 운동을 하기 때문에 DFMT의 앞뒤 방향으로 진동이 전달된다. 즉, DFMT에 의해 발생된 구동력은 고막과 등골 양쪽으로 전파 된다고 볼 수 있다. 여기서 등골 방향으로의 진동력 전달은 중이 이식형 보청기의 바람직한 동작이라 할 수 있다. 그러나, 고막 방향으로의 진동력 전달은 DFMT의 동작으로 인해 파생적으로 발생하는 현상이며, 이로 인해 고막이 진동하게 되므로 외이도 방향으로 반향되는 음이 발생한다. 서론에서 언급했던 것처럼 Winter 등은 진동체에 의해 외이도로 방사되는 소리를 측정하여 중이 이식형 보청기의 적합에 응용한 바 있으나, 외이도에서 측정된 소리와 등골로 전달된 진동력의 상관관계에 대해 명확히 규명한 적은 없다. 따라서, 본 논문에서는 이를 확인하기 위하여, 물리적 귀 모델과 사체에 DFMT를 적용하여 등골의 진동변위와 고막 방향으로 방사되는 음압을 측정하였다.

3. 실험 방법

실험에 사용된 물리적 귀 모델의 사진은 Fig. 3과 같다.

물리적 귀 모델은 Fig. 3과 같이 외이(external ear)는 컷바퀴(pinna), 외이도(auditory ear canal), 고막으로 구성되며, 컷바퀴는 사람의 컷바퀴 모양과 유사한 실리콘(silicone) 모형을 사용하였고, 외이도는 길이 27 mm와 내경 10 mm의 알루미늄 관을 사용하였다. 그리고 고막은 지름 10 mm, 두께 1.4 mm의 실리콘 막을 이용하였다. 중이의 경우 사람 이소골의 3차원 CT(3D computerized tomography) 영상을 기반으로 실물 크기의 속성 시제품(rapid prototype)을 제작하였으며 이를 고

Fig. 3. The proposed physical ear model. (a) external shape of ear model, (b) ossicular chain and tympanic membrane, and (c) attached transducer to the ossicular chain.

Fig. 4. The experimental setup for measurement of vibration energy by DFMT in IMEHD at tympanic membrane and stapes.

막에 부착하였다. 또한, 이소골의 추골(malleus)에 2개의 폴리머 선을 연결하여 인대(ligament)의 역할을 할 수 있게 하였다. 내이는 모델로 구현하기 매우 어렵기 때문에 난원창 부분만 실리콘 막으로 구현하였으며, 이를 이용하여 실제 이소골과 유사한 진동 특성이 재현됨을 확인하였다^[11].

침골에 장착된 진동체의 진동력이 고막과 등골로 전달되는 양을 측정하기 위한 실험환경은 Fig. 4와 같다.

실험에는 Fig. 4에서와 같이 사체, 제작된 물리적 귀 모델 및 경북대학교에서 개발한 DFMT를 사용하였다. Fig. 2에서와 같이 진동체를 침골의 장각에 부착시키고 프로브 마이크론(Etymotic, ER-2)을 고막에서부터 2~3 mm 떨어진 외이도의 중앙 지점에 위치시켰다. 그리고 중이 이식형 보청기의 마이크론에 94 dB SPL의 소리가 입력되었을 때 트랜스듀서의 출력과 동등한 출력을 얻을 수 있는 1 mA_{rms}의 전류를 진동체에 인가한 다음, 고막으로부터 방사되는 음압을 측정하였다.

Fig. 5. The vibrating displacement of the DFMT and the stapes at the physical ear model and the cadaver.

동시에 등골 족판(footplate of stapes)의 진동변위를 Polytec 사의 레이저 진동측정기(laser vibrometer, OFV-2200)를 이용하여 측정하는 것으로서 등골에 전달되는 진동력을 가늠하였다. 이 실험에 사용된 모든 입출력 신호는 National Instruments 사의 계측용 PCI 확장 장치(PCI extensions for instrumentation, PXI-1042)와 LabView™ 프로그램을 이용하여 제어하였다.

이 실험은 주파수 변화에 따라 측정된 고막으로부터 방사되는 음압 크기와 등골의 진동변위를 비교해야하므로 실험이 수행되기 전에 DFMT, 물리적 귀 모델, 사체의 주파수에 대한 자체 진동변위를 각각 측정해야만 한다. 그 측정 결과는 Fig. 5와 같다.

1 mArms의 전류를 진동체에 인가하였을 때의 DFMT의 진동변위 특성과 고막 앞에서 94 dB SPL의 소리를 인가한 후 등골의 진동변위 특성을 물리적 귀 모델과 사체의 경우 각각 측정하여 Fig. 5와 같이 나타내었다. 제작된 물리적 귀 모델의 경우 인체의 등골 진동변위 특성과 유사한 특성을 유지함을 증명하기 위하여 미국 재료시험협회(american society for testing materials, ASTM)에서 제시한 사체의 등골 진동변위 특성을 Fig. 5에 같이 도식하였다.

4. 실험결과 및 고찰

위와 같은 실험 환경을 구현한 다음, 등골의 진동변위와 고막에서 방사되는 음압을 물리적 귀 모델과 사체에 대하여 측정하였다. 물리적 귀 모델에서의 고막방향으로 방사된 음압과 등골의 진동변위를 주파수 변화에 따라 측정한 결과는 Fig. 6과 같다.

등골의 진동변위와 고막 앞에서 방사된 음압 각각의

Fig. 6. The measurements of emitted sound pressure and the stapes displacement when the DFMT attached of ILP was driven by 1mArms in the physical ear model.

Fig. 7. The measurements of emitted sound pressure and the stapes displacement when the DFMT attached of ILP was driven by 1mArms in the cadaver.

형태는 Fig. 6에서와 같이 1 kHz 이하의 주파수에서는 거의 일치하며, 그 이상의 주파수에서 약간의 차이만 있으므로 전체적으로 비슷한 형태를 보인다고 볼 수 있다.

물리적 귀 모델 대신 사체를 사용하여 같은 실험을 수행한 결과는 Fig. 7과 같다.

이 결과 역시 약 1 kHz 이전에는 등골의 진동변위와 고막 앞에서 방사되는 음압 크기의 형태가 비슷하지만, 특히 1 kHz 이상의 주파수에서는 두 값의 차이가 물리적 귀 모델의 결과에 비하여 상대적으로 큰 결과를 얻었다. 이것은 제작된 물리적 귀 모델의 특성과 사체의 특성이 완전히 일치하지 않기 때문에 발생한 결과로 생각된다.

Fig 6과 Fig. 7의 결과처럼, 1 kHz 이하의 주파수에서는 두 변수가 변하는 특성이 서로 유사하지만, 특히

1 kHz 이상의 주파수에서 두 그래프의 차이가 많고 주파수에 따라 유동적이다. Decraemer에 의해 수행된 기존 연구결과를 살펴보면 인간의 등골은 1.5 kHz 이상의 주파수에서 비교적 안정적으로 움직이지만 그 이상의 주파수에서는 불안정하게 움직인다^[12]. 이 연구결과에 비추어 볼 때 1 kHz 이상의 주파수에서 굴곡이 심하게 나타나는 본 실험결과는 충분한 근거가 있다고 판단된다. 그리고 이 실험에서 1.5 kHz가 아닌 1 kHz 지점에서부터 이 현상이 현저해진 이유는 1 kHz 이상에서 진동 변위가 떨어지는 DFMT의 자체 특성과 DFMT가 이소골에 결합되면서 해부학적인 구조의 변화가 발생하였기 때문이라고 생각되며, 진동체가 이소골에 결합된 상태와 시간 경과에 의한 사체 및 물리적 귀 모델의 특성 변화 등의 원인까지 반영된 것이라 생각된다.

이 연구결과를 바탕으로 추가적인 실험들이 수행되었을 때 예상할 수 있는 응용 방안은 다음과 같다. 우선 중이 이식형 보청기를 환자에 이식할 경우, 이소골과 DFMT 간의 결합 상태를 고막에서 방사되는 음압을 측정하여 확인할 수 있을 것이다. 이 방법은 환자의 회복상태 및 중이 이식형 보청기의 재수술 시기를 비침습적으로 판단할 수 있는 장점이 있다. 아울러 고막으로 방사된 음압과 등골의 진동변위 사이의 관계를 조금 더 명확히 밝혀낸다면 적합 프로그램을 위한 새로운 변수를 도출할 수 있을 것으로 생각되며, 이 변수를 기존 보청기의 적합 프로그램에 추가하거나 중이 이식형 보청기 전용의 적합 프로그램을 제작할 수 있을 것으로 보인다.

5. 결 론

중이 이식형 보청기는 마이크로폰을 통해 들어온 외부의 소리 신호를 중이강에 이식된 진동체를 통해 기계적 진동으로 변환하여 내이로 전달하는 구조를 가지므로, 기존의 공기전도형 보청기의 단점을 극복할 수 있는 방안으로 전 세계적으로 활발히 개발되고 있다. 본 연구팀에서도 외부 전자기장에 영향을 받지 않고 이소골 장착이 용이한 DFMT를 이용하여 완전히 이식할 수 있는 중이 이식형 보청기를 개발 중에 있다.

최근 진동체의 진동력에 의해 외이도에서 발생한 음압을 측정함으로써 주파수에 대한 난청자의 청력 특성을 판단하고 이것을 플로팅 매스 진동체를 사용하는 중이 이식형 보청기의 적합에 반영하는 방법이 Winter 등에 의해 제안되었다. 그러나 이 연구에서는 진동체로부터 고막과 등골 각각으로 전달되는 진동력의 상관관

계가 명확하게 규명된 바가 없다. 그러므로 본 논문에서는 두 진동력 간의 상관관계 규명을 시도하였으며, 이를 위해 물리적 귀 모델과 사체를 이용하여 등골의 진동변위와 고막에서 방사된 음압을 측정하는 실험을 수행하였다. 실험결과로부터 주파수에 따른 등골의 진동변위와 고막에서 방사된 음압의 특성이 1 kHz 이내의 주파수에서는 서로 유사한 경향을 확인하였다. 그리고 1 kHz 이상의 주파수에서는 그 이전의 주파수에 비해 상대적으로 많은 차이가 있지만, 이것은 Decraemer의 연구결과와 비교해 볼 때 정당한 실험을 수행한 것으로 판단된다. 이 결과로 비추어 볼 때 비록 많은 케이스의 실험을 한 것은 아니지만, DFMT에 의한 등골의 진동변위와 고막에서 방사되는 음압은 유사한 주파수 특성을 가지므로 위의 두 변수는 서로 밀접한 관련이 있을 것이라 생각된다.

향후에는 반복적으로 위의 실험들을 수행하여 등골의 진동변위와 고막에서 방사되는 음압의 상관관계를 더 명확히 규명할 수 있는 데이터를 수집할 것이다. 이 연구결과들이 누적되었을 시점에는 주파수에 따른 두 변수의 정량적인 관계가 파악될 것으로 생각되며, 이를 기반으로 이소골과 DFMT의 결합상태를 비침습적으로 측정하여 환자의 회복 상태나 재수술 시기를 진단할 수 있을 것이다. 또한, 이 관계를 보청기 적합 프로그램에 적용함으로써 중이 이식형 보청기의 세밀한 적합(fine fitting)을 하거나 중이 이식형 보청기 전용의 적합 프로그램을 개발할 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 지식경제부 바이오의료기기전략기술개발사업의 지원(과제번호: 10031779)과 두뇌 한국21(BK 21)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

참고 문헌

- [1] R. L. Goode, M. L. Rosenbaum, and A. J. Maniglia, "The history and development of the hearing aid", *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 1-6, 1995.
- [2] A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids", *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, 1997.
- [3] J. Suzuki, *Middle Ear Implant: Implantable Hearing Aids*, Karger Inc., Tokyo, 1988.
- [4] B. S. Song, T. Y. Jung, S. P. Chae, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Proposal and evaluation of vibration

- transducer with minimal magnetic field interference for use in IME system by in-vitro experiment”, *IEICE Transactions on Electronics*, vol. E85-C, no. 6, pp. 1374-1377, 2002.
- [5] 조진호, 송병섭, 김명남, 원철호, 박세광, 이상훈, “전자 트랜스듀서 방식에 의한 청각 보조용 이식형 인공중이 시스템 설계”, *센서학회지*, 제6권, 제6호, pp. 466-475, 1997.
- [6] 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.
- [7] 조진호, 박일용, 임형규, 윤영호, 성기웅, 정의성, 한지훈, 김민규, 이상훈, “완전 이식형 인공중이의 국내 개발현황”, *재활복지*, 제10권, 제3호, 2006.
- [8] M. K. Kim, Y. H. Yoon, I. Y. Park, and J. H. Cho, “Design of differential electromagnetic transducer for implantable middle ear hearing device using finite element method”, *Sensors and Actuators A*, vol. 130-131, pp. 234-240, 2006.
- [9] M. K. Kim, I. Y. Park, B. S. Song, and J. H. Cho, “Fabrication and optimal design of differential electromagnetic transducer for implantable middle ear hearing device”, *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 21, no. 11 pp. 2170-2175, 2006.
- [10] M. Winter, B. P. Weber, and T. Lenarz, “The use of reverse transfer function (RTF) in the fitting procedure of implantable hearing devices”, *Proceedings of the 4th International Symposium on Electronic Implants in Otology*, 2005.
- [11] 김동욱, 성기웅, 임형규, 김민우, 이명원, 정의성, 이장우, 이정현, 조진호, “완전 이식형 인공중이용 마이크로폰의 위치 결정을 위한 물리적 귀 모델에서의 음향 반향 현상 분석”, *한국재활복지공학학회논문지*, 제2권, 제1호, pp. 27-33, 2008.
- [12] W. F. Decraemer, “Measurement, visualization and quantitative analysis of complete three-dimensional kinematical data sets of human and cat middle ear”, *Middle Ear Mechanics in Research and Otology*, World Scientific, Singapore, pp. 3-10, 2004.

이 명 원

- 2008년 2월 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부(공학사)
- 2008년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정
- 관심분야: 완전이식형 인공중이

성 기 웅

- 1998년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 2000년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 공학과(공학석사)
- 2000년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 관심분야: 청각 전달 메카니즘, 완전이식형 인공중이

임 형 규

- 2002년 2월 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부(공학사)
- 2004년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2004년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 관심분야: 통신, 무선 전력전달 시스템, 완전이식형 인공중이

김 동 욱

- 2007년 2월 인제대학교 전자공학과(공학사)
- 2009년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 관심분야: 완전이식형 인공중이, 음성신호처리

김민우

- 2005년 2월 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부(공학사)
- 2007년 2월 경북대학교 대학원 의용생체 공학과(공학석사)
- 2007년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 관심분야: 유한요소해석, 음성신호처리, 완전이식형 인공중이

정의성

- 2003년 2월 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부(공학사)
- 2005년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2005년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 관심분야: 적외선통신, 임베디드 시스템, 음성신호처리, 완전이식형 인공중이

이장우

- 2005년 2월 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부(공학사)
- 2007년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2007년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 관심분야: 완전이식형 인공중이, 무선전력전송

이정현

- 2002년 2월 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부(공학사)
- 2004년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2008년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2008년~현재 경북대학교 병원 의공학과 임상 조교수
- 관심분야: 생체 텔레메트리 시스템, 양이 보청기

이상훈

- 1973년 2월 경북대학교 의과대학 학사
- 1977년 2월 경북대학교 의대 대학원 석사
- 1986년 8월 전북대학교 의대 대학원 박사
- 1981년 4월~1982년 7월 마산 파티마병원 이비인후과 과장
- 1982년 7월~1985년 9월 경북대학교 의과대학 전임강사
- 1985년 10월~1989년 9월 경북대학교 의과대학 조교수
- 1989년 10월~1994년 9월 경북대학교 의과대학 부교수
- 1994년 10월~현재 경북대학교 의과대학 교수
- 1984년 7월~1985년 6월 미국아이오와대학 펠로우연수
- 1986년 10월~1997년 일본경도대학 교환교수

이규엽

- 1990년~1996년 경북대학교 의과대학(의학사)
- 2001년~2003년 경북대학교 대학원(의학석사)
- 2005년~2008년 경북대학교 대학원(의학박사)
- 2004년~2006년 경북대병원 이비인후과 임상교수
- 2006년~2007년 일본 교토대학 대학원 & 내이재생연구소 공동연구원
- 2007년~2009년 경북대학교 의학전문대학원 전임강사
- 2009년~현재 경북대학교 의학전문대학원 조교수

조진호

- 1977년 2월 경북대학교 공업교육학과 전기공학전공(공학사)
- 1979년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1991년~1992년 University of Iowa, 교환교수
- 1984년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
- 1984년~현재 경북대학교 병원 의공학과장(겸무)
- 2000년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 2002년 12월~현재 보건복지부지정 첨단감각기능회복장치연구소 연구소장
- 관심분야: 생체전자, 생체신호처리, 의용센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등