

# 골전도를 통한 생체신호가 이식형 마이크로폰에 미치는 영향 및 고찰

## Study and Effects of Bone Conducted Signal on the Implantable Microphone

우승탁\*, 정의성, 김명남, 조진호

S. T. Woo, E. S. Jung, M. N. Kim, J. H. Cho

### 요 약

완전 이식형 보청기는 기존 보청기가 가지고 있는 여러 문제점들을 해결하기 위해 연구 개발되고 있다. 이러한 완전이식형 보청기에 사용되는 이식형 마이크로폰은 일반적으로 측두부의 피부아래 이식된다. 그런데 이식된 마이크로폰의 특성은 음식을 먹거나 치아의 마찰, 생체동잡음에 의해 영향을 받을 수 있다. 본 논문에서는 이식된 마이크로폰에 골전도를 통해 전달된 생체잡음신호가 미치는 영향을 조사하기 위하여, 사람의 측두부 및 피부의 특성이 유사한 물리모델을 제작하여, 이식된 마이크로폰의 감도측정실험을 수행하였다. 1 kHz의 순음신호를 이식된 마이크로폰에 인가하고, 동시에 여러 주파수대의 정현파진동을 인공뼈에 인가하여 측정되었다. 그 결과 마이크로폰의 출력은 골전도를 통한 신호의 영향을 받아 왜곡될 수 있으며, 그 영향은 주파수대역에 따라 달라짐을 확인하였다.

### ABSTRACT

The fully implantable hearing devices (FIHDs) have been studied to compensate the defect of conventional hearing aids. Typically, a microphone for FIHDs was implanted under the skin of the temporal bone. So, implantable microphone characteristics can be affected by the eating food, chattering teeth and moving artifact. In this paper, we fabricated the physical model that was similar to characteristics of human temporal bone and skin, and we measured implanted microphone sensitivity for effect of bone conducted noise signal. For the measurement of microphone sensitivity, we applied 1 kHz pure sounds that were transmitted to implanted microphone and sine wave vibrations of varied frequency were simultaneously transmitted through the artificial bone. As a result, sensitivity of implanted microphone can be modified by bone conducted signal and this phenomenon was confirmed at varied frequency band.

**Keyword :** Fully implantable hearing devices, Bone-conducted signal, Implantable microphone

### 1. 서론

접 수 일 : 2010. 11. 27

심사완료일 : 2010. 12. 03

게재확정일 : 2010. 12. 30

\* 우승탁 : 경북대학교 의용생체공학과 석사과정(주저자)

정의성 : 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 박사과정

김명남 : 경북대학교 의학전문대학원 교수

조진호 : 경북대학교 IT 대학 학장

jhcho@ee.knu.ac.kr(교신저자)

공학기술의 발전과 함께 산업화와 고령화 등의 사회적인 요인으로 난청자들의 수가 급증함에 따라 청각 보조 장치들의 개발이 활발히 진행되고 있다. 난청자들이 겪고 있는 청각이상은 외이나 중이에 이상이 생겨 발생하는 전음성 난청, 내이의 유모세

※ 본 연구는 보건복지가족부 보건의료기술 진흥사업의 지원(No. A092106)과 2010년도 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 것임(No. 2010-0010570, No. 2010-0025322)

포에 이상이 생겨 발생하는 감각 신경성 난청과 두가지가 동시에 이상이 생겨 발생하는 혼합성 난청으로 구분된다. 이 중 대부분이 내이의 유모세포에 이상이 생겨 소리 청취에 어려움을 겪는 감각 신경성 난청이다[1].

최근에는 감각 신경성 난청자들을 위한 완전 이식형 인공중이가 주목받고 있다. 완전 이식형 인공중이는 일반적으로 측두부 피부아래 이식되는 마이크로폰을 통해 집음된 음향신호가 신호처리장치를 거쳐 이소골 또는 중이강내에 부착된 진동체를 진동시켜 소리를 전달한다[2-4]. 그런데 완전 이식형 인공중이의 주변기기 중 압전형 또는 전자기형 방식의 진동체에 대한 연구개발은 활발히 진행되고 있지만 체외의 음향신호를 감지하는 이식형 마이크로폰에 관한 연구는 상대적으로 미비한 편이다.

체내에 이식된 마이크로폰은 피부나 근육의 움직임에 의해 발생하는 생체잡음신호나 치아의 마찰 등에 의해 발생한 체내신호가 골전도를 통해 전달되어 음향신호의 집음에 영향을 받을 수 있다[5]. 게다가 체내이식된 마이크로폰에 집음되는 음향신호는 피부의 흡수와 산란에 의한 감도감소와 함께 음의 명료도도 함께 감소하게 되므로 감도가 감쇠된 소리신호에 대해 상대적으로 커진 생체잡음신호가 마이크로폰의 집음과 명료도에 영향을 끼치게 된다[6]. 기존 연구에선 골전도를 통해 전달된 생체잡음 신호가 피하에 이식된 마이크로폰에 미치는 영향에 대한 명확한 분석이 이루어지지 않았다. 그리고 체내에 이식된 마이크로폰에 미치는 골전도 현상에 관한 실험은 동물실험에서의 부정확성이나 임상실험에 대한 어려움으로 정확한 결과를 도출하기가 힘들다.

본 논문에서는 골전도를 통한 생체잡음신호가 이식형 마이크로폰에 미치는 영향에 대해 조사하였고, 실험을 위해 이식형 마이크로폰과 실험모델을 제작하였다. 골전도를 통한 생체잡음신호의 영향을 측정하기 위해 물리모델에 이식된 마이크로폰에 외부에서 1 kHz 순음신호를 인가하였고, 동시에 여러 주파수대의 순음신호를 인공뼈에 인가하였다. 골전도를 통해 전달되는 생체잡음신호에 대한 크기는 화자가 일반 대화음으로 발화했을 때 체내신호가 골전도를 통해 피부에서 측정된 진동변위를 이용하였으며, 인공뼈에 진동을 인가하여 실험을 수행하였다.

## 2. 본론

### 2.1 이식형 마이크로폰 및 실험모델 제작

이식형 마이크로폰의 신호는 외부에서 피부를 투과해 전달되는 음향신호가 진동막을 진동시켜 내부의 일렉트릿 콘덴서 마이크로 전달되고, 마이크에서 전기신호로 변환되어 신호처리장치로 전달된다. 실험에 사용된 이식형 마이크로폰의 구조는 그림 1과 같다.

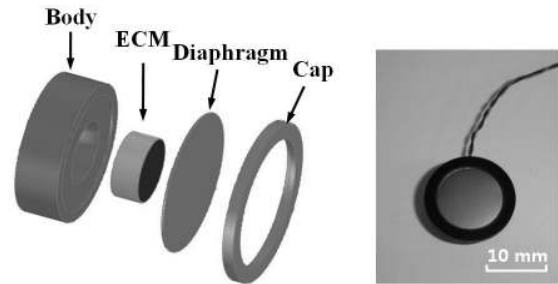


그림 1. 이식형 마이크로폰의 구조와 실측사진

제작된 이식형 마이크로폰은 정 등의 논문에서 제작한 방법과 유사하게 제작하였다[7]. 생체적합 재료인 티타늄 (Titanium, 6A1-4V ELI)을 사용하여 16 × 5 mm (직경 × 높이)사이즈의 케이스를 제작하였고, 케이스 내에 감도 -30 dB (0 dB = 1V/Pa)의 일렉트릿 콘덴서 마이크로폰 (R-BGO27L30C1033, BSE)을 삽입하였다. 진동막은 13 mm × 20 μm (내부지름 × 두께)의 티타늄으로 제작하여 밀봉처리 하였으며, 실험에서는 제작의 용이성을 위해 진동막 고정 캡 부분은 플라스틱 재질을 사용하였다. 그리고 외부 진동막과 일렉트릿 콘덴서 마이크로폰 사이의 공기층을 0.5 mm로 하여 감도의 저하를 최소화하도록 설계하였으며, 각 접합부분은 생체적합본드 (Medicure-222, Dymax)를 이용하여 접합하였다. 제작된 이식형 마이크로폰의 감도특성은 그림 2와 같다.

일렉트릿 콘덴서 마이크로폰의 자체특성은 -30 dB의 감도로 평탄한 특성을 보이고 있으며, 제작된 이식형 마이크로폰은 2 kHz 까지 평탄한 감도가 유지되다가 3 kHz 와 8 kHz 부근에서 공진이 생기는 특성을 보였다.

이식형 마이크로폰은 공기와 피부간 서로 다른 매질의 특성 때문에 감도가 감쇠하는 경향을 나타낸다. 서로 다른 매질에 음파가 수직으로 입사하였을 때 소리의 투과율과 반사율의 관계는 수식 (1)로 나타낼 수 있으며, 그림 3은 피부와 뼈에서 공기전도를 통한 신호와 골전도를 통한 신호의 투과율과

반사율을 보여준다.

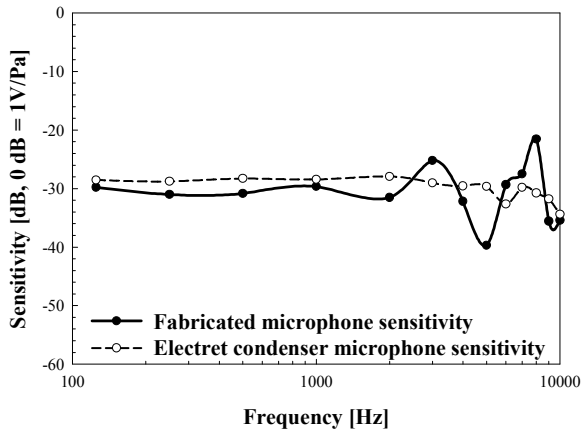


그림 2. 제작된 마이크로폰의 자체특성

매질1, 2는 각각 공기와 피부조직으로 볼 수 있으며,  $I_i$ ,  $I_r$  은 입사 및 반사되는 소리의 강도이다. 공기전도를 통해 피부 표면에 전달되는 음향신호는 공기보다 음향 임피던스가 큰 피부를 통과하면서 상당수 반사되고 일부만 투과하게 되며, 1 kHz 이상의 고주파 음성대역에서 감쇠가 많이 일어나게 된다.

$$\tau = \frac{I_i - I_r}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

(1)

$\tau$  : 투과율

$I_i$  : 입사하는 소리의 강도

$I_r$  : 반사하는 소리의 강도

$Z_1$  : 매질1 의 음향 임피던스

$Z_2$  : 매질2 의 음향 임피던스

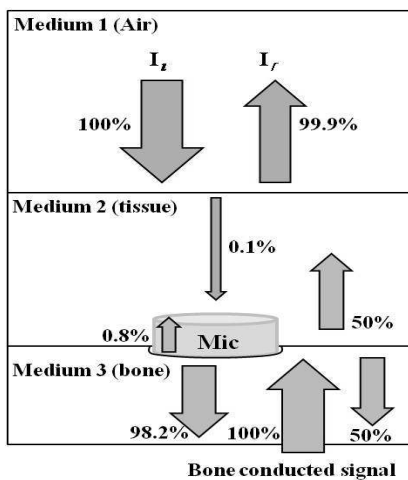


그림 3. 다른 매질에서 소리의 반사와 투과

매질2, 3은 피부조직과 뼈로 볼 수 있으며, 골전도를 통해 피부로 전달되는 신호는 절반의 크기만 투과하고 나머지 절반의 신호는 반사된다[8,9]. 투과와 반사에 대한 특성들로 인해 공기전도를 통한 신호보다 상대적으로 작은 골전도 신호라도 이식형 마이크로폰에 영향을 미칠 수 있다. 본 논문에서는 골전도 신호의 특성과 마이크로폰에 미치는 영향을 조사하기 위해 체내특성과 유사한 실험모델을 제작하였다. 제작된 실험모델은 그림 4와 같다.

제작된 실험모델은 120 × 40 × 3 mm (가로 × 세로 × 높이) 크기의 인공뼈에 피부를 대신할 생체 적합 실리콘 (Sylgard 184, Dow Corning)을 실제 측두골 피부두께와 비슷한 8 mm의 높이로 적층하여 제작하였다. 그리고 제작된 이식형 마이크로폰을 인공뼈와 실리콘 사이에 이식하여 제작하였다.

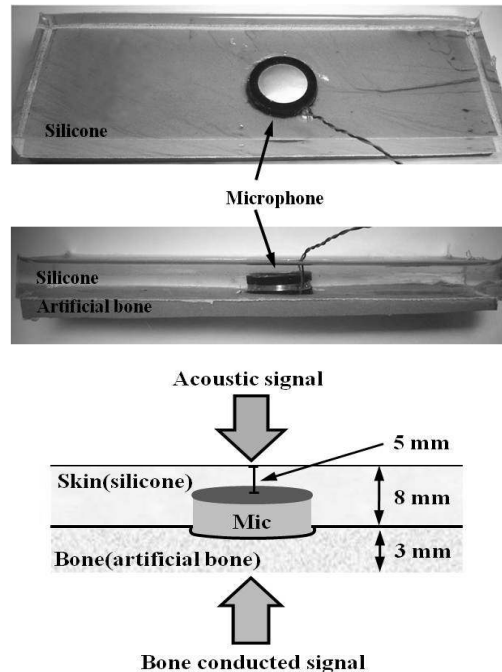


그림 4. 제작된 실험모델의 실측사진 및 구조도

## 2.2 실험환경 및 실험방법

실험은 배경잡음 20 dB의 밀폐된 방음챔버내에서 이루어졌다. 진동발생장치를 제작된 모델의 인공뼈에 부착하여 진동을 인가하였으며, 실리콘 표면에서 진동변위를 측정하였다. 또한, 표준스피커를 통해 1 kHz의 순음신호를 인가하였으며, 오실로스코프를 이용하여 마이크로폰의 출력을 측정하였다.

그림 5는 레이저 도플러 진동측정기 (Polytec,

OFV-551, OFV-2200)를 이용해 골전도를 통한 생체잡음신호의 진동변위를 측정하고, 공기전도를 통한 신호와 함께 골전도신호의 영향을 받은 마이크로폰의 출력을 측정하는 실험환경이다. 실험에 필요한 정량적인 생체잡음전달신호의 크기를 얻기 위해 제작된 실험모델의 인공뼈 아랫면에 진동발생장치를 부착시키고, 실리콘 표면에서의 진동측정을 위해  $2 \times 2$  mm (가로  $\times$  세로) 크기의 반사판을 부착하였다. Yamada 등은 화자가 ATR (advanced tongue root) 음소 밸런스 문을 발화하였을 때 외이도 내 피부에 전달되는 골전도신호의 크기를 측정하였다. 발화한 음소 밸런스 문을 74 dB SPL 크기로 환산하면, 외이도 내 피부에 전달되는 골전도신호는 300, 500, 700, 1000, 2000 Hz 에서 각각 22, 10, 4, 2, 0.5 nm 등의 진동변위를 가진다[10]. 변위의 측정은 Yamada 등의 실험에서와 같은 변위를 가지도록 진동발생장치를 설정한 뒤에 레이저 도플러 진동 측정기를 이용하여 실리콘 표면에서의 진동변위를 측정하였다. 제작된 실험모델에서 수직으로 1 m 의 높이에 위치한 표준스피커 (B&K-4295)는 1 kHz 의 순음을 출력하였으며, 또한 실리콘 표면에서 음압측정기 (B&K-2250)를 통해 기준음압 74 dB SPL 의 신호로 측정되도록 출력했다. 동시에 인공뼈 아랫면에 진동 발생장치를 부착하여 골전도 잡음 신호를 인가하였으며, 이식된 마이크로폰의 출력은 오실로스코프 (Tektronix, MSO-4034)로 측정하였다.

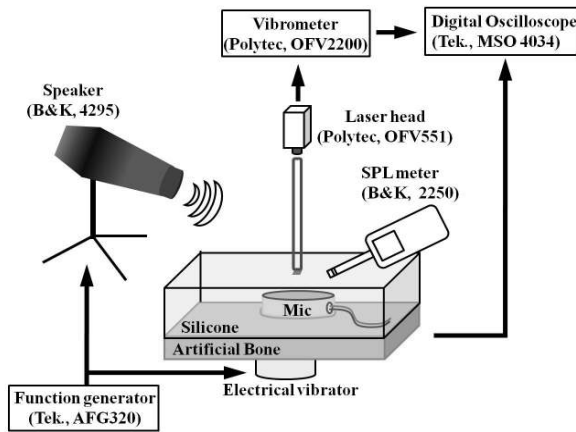


그림 5. 골전도를 통한 생체잡음신호의 영향에 관한 실험환경 모식도

### 2.3 실험결과 및 고찰

1 kHz 순음신호를 인가했을 때의 출력파형과 스펙트럼은 그림 6(a)와 같다. 그리고 1 kHz 순음신호

와 700 Hz 및 2 kHz 의 골전도 신호를 인가하였을 때의 출력파형과 스펙트럼은 그림 6의 (b), (c)와 같다.

측정된 마이크로폰의 출력을 통해 700 Hz 및 2 kHz의 골전도를 통한 생체잡음신호를 1 kHz의 공기전도신호와 동시에 인가하였을 때 이식된 마이크로폰의 출력을 통해 공기전도신호가 왜곡된 것을 확인할 수 있다. 또한 측정된 파형의 스펙트럼 분석을 통해 공기전도를 통한 음향신호에 영향을 미치는 골전도 신호의 크기를 확인할 수 있었다. 700 Hz 및 2 kHz의 골전도신호는 공기전도신호보다 10 ~ 15 dB 낮게 측정 되었으며 공기전도를 통한 신호와 골전도를 통한 주파수 영역상에서의 신호비교는 그림 7의 그래프와 같다.

그림 7은 공기전도 및 골전도를 통한 신호가 74 dB의 크기로 인가되었을 때 이식된 마이크로폰의 출력특성이다. 본 논문의 실험에서는 표준스피커를 통해 74 dB의 크기로 공기전도신호가 인가되며, 이식된 마이크로폰의 출력은 증폭단에 의해 20 dB 증폭되었다.

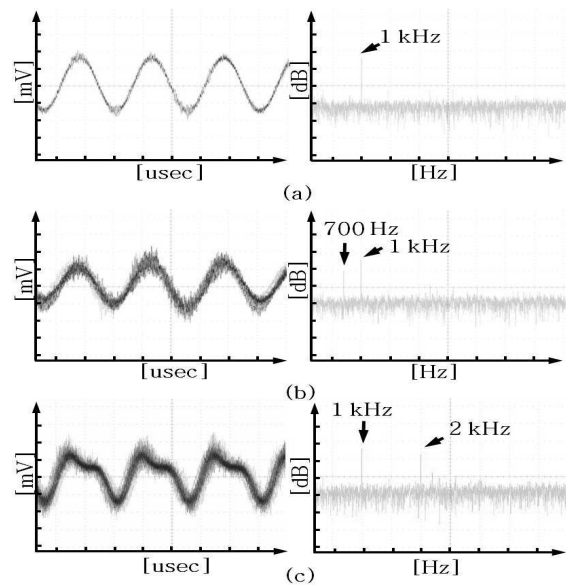


그림 6. (a) 1 kHz 순음의 출력 및 스펙트럼 분석 (b) 1 kHz 순음과 700 Hz 골전도잡음 신호의 출력 및 스펙트럼 분석 (c) 1 kHz 순음과 2 kHz 골전도잡음 신호의 출력 및 스펙트럼 분석 (50 mv/div, 400 us/div, 20 dB/div, 500 Hz/div)

골전도를 통한 생체잡음신호의 영향을 받은 마이크로폰의 출력은 300 Hz ~ 4 kHz의 주파수대역에서 측정하였으나, 4 kHz 이상의 주파수에서는 감도

측정이 불가능했다. 공기전도를 통한 신호는 300 Hz ~ 8 kHz의 대역에서 측정하였다. 공진점 2 kHz 이하의 저주파대역에서는 골전도신호와 공기전도를 통한 신호의 차이가 고주파대역보다 적게 나타났다. 3 kHz 이상의 고주파대역에서 공기전도와 골전도를 통한 생체잡음신호간의 감도는 약 20 dB 이상의 차이로 측정되었으며, 2 kHz 이하의 저주파대역에서는 2 kHz에서 8 dB, 700 Hz에서 12 dB의 차이로 측정되었다. 그 결과 저주파대역에서 골전도신호의 간섭이 더 크게 작용한다는 것을 알 수 있다. 모음은 주로 1 kHz 이하의 대역에 분포하며 자음은 500 Hz ~ 2 kHz의 대역에 골고루 분포된다. 골전도를 통한 체내잡음이 이식된 마이크로폰에 영향을 미치게 되면 저주파대역에서의 간섭으로 인해 모음명료도가 낮아지게 되며, 음성을 정확하게 인지하지 못하게 된다.

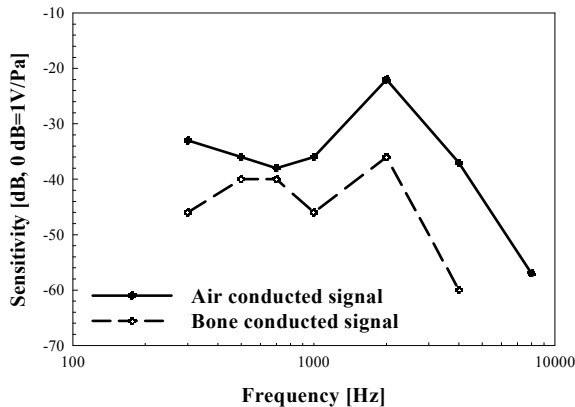


그림 7. 공기전도신호와 골전도신호의 비교

### 3. 결론

본 논문에서는 골전도를 통해 전달되는 생체내 잡음신호가 이식된 마이크로폰에 미치는 영향을 실험을 통해 확인하였다. 골전도를 통해 측두부의 피부아래 이식된 마이크로폰으로 전달되는 생체내 잡음신호의 간섭을 확인하기 위해 이식형 마이크로폰이 삽입된 물리모델을 제작하였다. 실험을 통해 1 kHz 이하의 저주파 대역에서는 공기전도를 통해 잡음된 순음신호에 비해 골전도를 통해 전달된 신호가 최대 3 dB 낮은 감도로 측정 되었으며, 2 kHz 이상의 고주파대역에서는 약 10 ~ 20 dB 낮게 감도가 측정되었다. 실험을 통해 고주파대역보다 저주파대역에서 간섭현상이 크다는 것을 확인하였으며, 이는 완전 이식형 보청기의 신호처리부에서 신호가 증폭될 때 변형된 신호도 같이 증폭하여 어음분별

도를 감소시킬 수 있다. 따라서 이를 해결하기 위해 골전도를 통한 생체잡음신호의 영향에 관한 실험환경과 체내에서 발생할 수 있는 요소들에 대한 충분한 이론 및 다양한 실험이 요구된다. 또한 골전도를 통한 생체잡음신호의 제거를 위한 마이크로폰의 구조설계와 보청기 신호처리기술 및 알고리즘 개발에 관한 지속적인 연구가 필요하다.

### 참 고 문 헌

- [1] J. I. Suzuki, H. Shono, K. Koga, and T. Akiyama, "Early studies and the history of development of the middle ear implant in Japan," *Advances in Audiology*, vol. 4, pp. 1-14, 1998.
- [2] 이창우, 김민규, 박일용, 송병섭, 노용래, 조진호, "이식형 인공중이를 위한 압전 플로팅 매스트 랜스듀서의 제안," *센서학회지*, 제14권, 제5호, 한국센서학회, pp.322-330, 2005.
- [3] 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.1034-1050, June 1997.
- [4] A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids," *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp.84-107, June 1997.
- [5] H. A. Jenkins, N. Pergola, and J. Kasic, "Anatomical vibrations that implantable microphones must overcome," *Otology & Neurotology*, vol. 28, pp.579-588, 2007.
- [6] A. E. Deddens, E. P. Wilson, T. H. J. Lesser, and J. M. Fredrickson, "Totally implantable hearing aids : the effects of skin thickness on microphone function," *American journal of Otolaryngology*, vol. 11, pp.1-4, 1990.
- [7] E. S. Jung, K. W. Seong, H. G. Lim, J. W. Lee, D. W. Kim, J. H. Lee, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Study on frequency response of implantable microphone and vibrating transducer for the gain compensation of implantable middle ear hearing aid," *Journal of Korea sensor society*, vol. 19, no. 3, pp.361-368, 2010.
- [8] I. P. Herman, *Physics of the Human Body*, New york, USA: Springer, pp.565-567, 2007.
- [9] E. W. Collings, *Materials properties*

handbook: titanium alloys, USA: ASM International, pp.491-500, 1994

[10] Y. Yamada, and Y Hijikata, "Development of the bone conduction microphone for voice recognition," Denso Technical Review, vol.8, no.1, 2003.



**우 승 탁**

2010년 2월 대구대학교 통신공학과 졸업 (학사)

2010년 3월 - 현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정

관심분야 : 완전이식형 인공중이



**정 의 성**

2003년 2월 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (학사)

2005년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사)

2005년 3월 - 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정

관심분야 : 적외선 통신, 임베디드 시스템, 음성신호처리, 완전이식형 인공중이



**김 명 남**

1988년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업 (학사)

1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사)

1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (박사)

1996년 - 현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실 교수

2008년 - 현재 경북대학교 병원 의공학과장

관심분야 : 생체신호처리시스템, 의학영상처리



**조 진 호**

1977년 2월 경북대학교 공업교육학과 전기공학전공 졸업 (학사)

1979년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사)

1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (박사)

1984년 - 현재 경북대학교 전자공학과 교수

1984년 - 2008년 경북대학교 병원 의공학과장(겸무)

2000년 - 현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 교수

2010년 3월 - 현재 경북대학교 IT대학 학장

관심분야 : 생체전자, 생체신호처리, 의용 센서 시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등