

저작운동으로 인한 진동 잡음 신호의 경감을 위한 측두골 이식형 마이크로폰의 설계

우승탁¹ · 정의성² · 임형규¹ · 이윤정³ · 성기웅⁴ · 이정현⁴ · 조진호^{1,*}

The Design of Temporal Bone Type Implantable Microphone for Reduction of the Vibrational Noise due to Masticatory Movement

Seong Tak Woo¹, Eui Sung Jung², Hyung Gyu Lim¹, Yun Jung Lee³,
Ki Woong Seong⁴, Jyung Hyun Lee⁴, and Jin Ho Cho^{1,*}

Abstract

A microphone for fully implantable hearing device was generally implanted under the skin of the temporal bone. So, the implanted microphone's characteristics can be affected by the accompanying noise due to masticatory movement. In this paper, the implantable microphone with 2-channels structure was designed for reduction of the generated noise signal by masticatory movement. And an experimental model for generation of the noise by masticatory movement was developed with considering the characteristics of human temporal bone and skin. Using the model, the speech signal by a speaker and the artificial noise by a vibrator were supplied simultaneously into the experimental model, the electrical signals were measured at the proposed microphone. The collected signals were processed using a general adaptive filter with least mean square(LMS) algorithm. To confirm performance of the proposed methods, the correlation coefficient and the signal to noise ratio(SNR) before and after the signal processing were calculated. Finally, the results were compared each other.

Keywords : Moving Artifact, Implantable Microphone, Fully Implantable Hearing Device, Masticatory Movement, Dual Microphone.

1. 서론

의료기술의 발전과 더불어 공기 전도형 보청기에서 이식형 보청기에 이르기까지 난청자들을 위한 청각 보조기가 지속적으로 개발되고 있다[1-3]. 그 중에서도 청각 보조기의 구성요소들이 체내에 모두 이식되는 완전 이식형 보청기가 주목 받고 있는데, 이러한 완전 이식형 보청기는 음향 귀환에 따른 음의 왜곡현상 및 장치 착용의 불편함 등 기존 보청기의 문제점을 보완하기 위하여 연구되고 있다[4, 5].

완전 이식형 보청기의 입력장치는 일렉트릭 콘덴서 마이크로폰(electret condenser microphone, ECM) 또는 압전형(piezoelectric) 소자를 이용하여 제작된 이식형 마이크로폰이 사용되며, 일반적으로 측두골 피하에 이식된다[6]. 이러한 측두골 이식형 마이크로폰의 설계에 있어 고려해야 할 요소 중 하나는 음식을 먹거나 치아 마찰 등의 저작운동으로 인해 발생된 진동이 이식된 마이크로폰에 미치는 영향이다. 저작운동으로 인해 발생된 진동은 측두골에 이식된 마이크로폰의 진동막을 진동시켜 원치 않는 잡음신호를 발생시킬 수 있으며, 이렇게 발생된 잡음 신호는 측두골에 이식된 마이크로폰이 외부 음향 신호를 집음할 때 영향을 미칠 수 있다. 저작운동으로 인한 진동에 대해 Jenkins 등[7]은 당근을 씹는 동안 유양돌기(mastoid) 아래 피부에서의 진동 가속도를 측정하였으나, 이러한 진동이 측두골에 이식된 마이크로폰에 미치는 간섭영향에 대해 명확한 해결책을 언급하지는 않았다. 또한, 현재까지 측두골에 이식된 마이크로폰에 관련된 다른 연구들에서도 저작운동으로 인한 간섭영향에 대해 해결책을 제시한 연구는 없었다.

본 논문에서는 저작운동으로 인해 발생된 진동 잡음이 측두골에

¹경북대학교 대학원 전자·전기·컴퓨터학부(Graduate School of Electrical Engineering, and Computer Science, Kyungpook National University)

²경북대학교 의공학연구소(Institute of Biomedical Engineering Research, Kyungpook National University)

³경북대학교 대학원 의용생체공학과(Graduate School of Medical and Biological Engineering, Kyungpook National University)

⁴경북대학교병원 의공학과(Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

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

(Received : Dec. 22, 2011, Accepted : Mar. 5, 2012)

이식된 마이크로폰에 미칠 수 있는 영향에 대해 Jenkins 등의 연구와 기초실험을 근거로 조사하였다. 또한, 저작운동으로 인한 진동 잡음 신호의 경감시키기 위해 하나의 케이스에 두 개의 ECM이 삽입되는 구조인 2채널 이식형 마이크로폰(implantable microphone)을 제작하였다. 그리고 기초 연구 단계에서의 용이한 실험을 위해, 피부의 음향 임피던스를 고려하여 제작한 인조피부(artificial skin), 인조뼈(artificial bone), 제작된 이식형 마이크로폰을 이용하여 실험모델을 제작하였다. 마지막으로 실험을 통해 측정된 데이터를 신호처리하고 분석함으로써 설계된 이식형 마이크로폰의 유용성을 검증하였다.

2. 본론

2.1 이식형 마이크로폰과 생체 내 진동

완전 이식형 보청기는 측두골 피하에 이식되는 입력 장치, 신호처리 과정을 하는 시스템 장치, 내이(cochlea)에 진동을 인가하는 출력 장치로 구성된다.

Fig. 1 은 완전 이식형 보청기 중 정원창 구동형 보청기의 일예를 나타낸 개념도이다[8]. 그림에서 나타나듯 완전 이식형 보청기의 입력 장치인 마이크로폰은 주로 측두골 피하에 이식되며, ECM 또는 압전형 소자를 이용하여 생체이식에 적합하게 제작된다. 체내에 이식된 마이크로폰을 통해 집중되는 음향신호는 공기보다 큰 음향 임피던스를 가지는 피부에 의해 크기가 감쇠하게 된다. 따라서 마이크로폰에 수집된 신호는 저작운동으로 인해 심각한 간섭영향을 받을 수 있다[9].

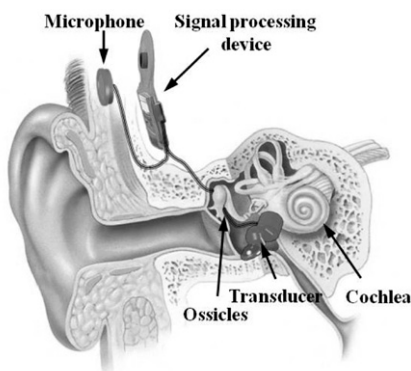


Fig. 1. Schematic of a fully-implantable round window driving hearing aid.

Jenkins 등[7]은 여러 가지의 저작운동을 할 때 유양돌기 아래 부분의 피부 진동 가속도를 측정하였는데, 그 중 당근을 씹는 동안 측정된 값은 Fig. 2 와 같다.

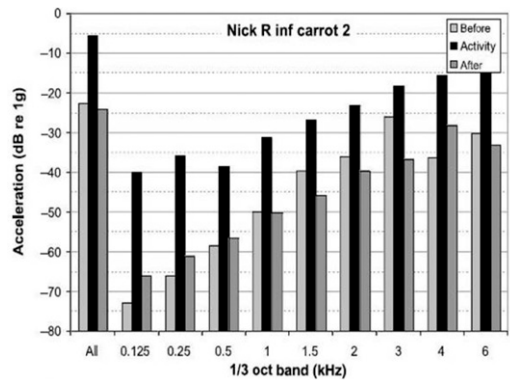


Fig. 2. Acceleration of the skin under mastoid while subject is chewing carrot^[9].

위의 연구에서는 저작운동으로 인한 진동에 대해 측두골 피부에서의 진동 가속도 크기만을 측정하였으며, 이러한 실험결과를 통하여 생체 내 진동이 피부 및 주변 조직에 상당한 잡음을 일으킬 정도로 크게 발생된다는 점을 알려주었다. 그러나 이식형 마이크로폰의 집중에 미치는 간섭영향에 대해서는 분석되지 않았고 그에 대한 해결책도 제시하지 않았다.

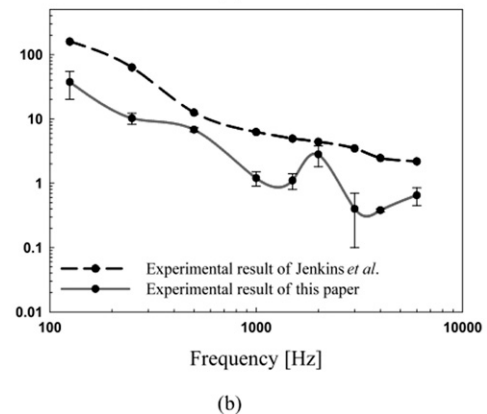
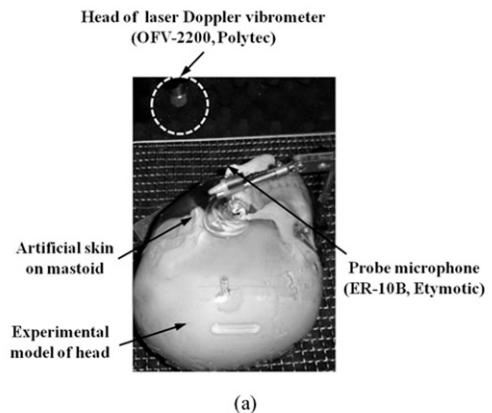


Fig. 3. (a) Measurement of artificial skin's displacement on the experimental model, (b) Comparison between experimental results of Jenkins et al. and experimental results of this paper.

따라서 본 논문에서는 저작운동으로 인한 진동이 이식형 마이크로폰에 미칠 수 있는 영향을 조사하기 위해 다음과 같은 기초실험을 수행하였다. 이를 위해 두개골 모형과 사람피부의 음향 임피던스를 고려하여 제작한 인조피부를 이용하여 실험모형을 제작하였으며, 제작된 실험모형의 유양돌기 부위에 표준스피커를 통해 일반 대화음 크기인 74 dB SPL의 순음을 인가하였다[10]. 그리고 제작된 실험모형의 유양돌기 아래 인조 피부 변위를 5회에 걸쳐 측정하였으며, 측정된 실험 결과의 평균값과 Jenkins 등이 측정한 결과를 변위로 변환하여 비교하였다.

실험 사진은 Fig. 3(a)와 같으며, 비교결과 그래프는 Fig. 3(b)와 같다. Fig. 3을 분석해보면, 74 dB SPL의 소리를 인가하였을 때 측정된 피부변위가 Jenkins 등의 논문에서 측정된 피부의 변위보다 전체적으로 작게 측정되었다. 이를 통해 실제로 이식형 마이크로폰이 측두골 피하에 이식된다면, 음향 신호를 집음할 때 저작운동으로 인해 발생한 생체 내 진동이 간섭영향을 미칠 수 있으므로 정상적인 소리 청취가 어려울 것으로 예상된다.

2.2 제안한 마이크로폰 및 실험 모델의 제작

저작운동으로 인해 발생하는 진동 잡음을 감소시키기 위하여 새로운 구조의 이식형 마이크로폰을 제안하였다. 이것은 하나의 케이스에 두 개의 ECM이 서로 반대 방향으로 위치하는 2채널 측두골 이식형 마이크로폰이다. 제안한 마이크로폰은 케이스 중심에서의 횡단면을 기준으로 대칭되는 구조를 가지며, 제작된 마이크로폰의 분해도와 사진은 Fig. 4에 표현하였다.

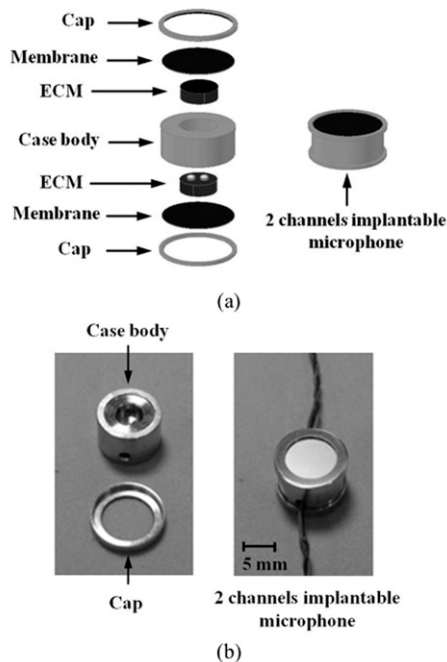


Fig. 4. The proposed 2 channels temporal bone type implantable microphone; (a) the deal drawing and (b) the photograph.

체내 이식을 위해 안정성이 고려된 생체 적합 재질인 스테인리스강(SUS316L)을 이용하여 케이스, 캡, 진동막을 제작하였으며, 케이스 내에 감도 -30 dB(0 dB = 1 V/Pa)의 ECM(R-BGO27L30, BSE)을 삽입하였다. 제작된 마이크로폰의 사이즈는 직경 11.5 mm, 높이 6.5 mm 이며, 진동막의 유효직경은 8 mm 이다. 그리고 각 접합 부분은 생체 적합 본드(Medicure-222, Dymax)를 이용하여 밀봉 처리 하였다.

제작된 이식형 마이크로폰의 성능 평가는 실제 사람이나 동물 등에 이식되어 수행되는 것이 가장 좋은 방법이지만, 다루기 매우 어려울 뿐 아니라 낮은 재현성 등의 문제가 따른다. 따라서 기초 연구 단계에서 용이한 실험을 위해 인체의 특성을 고려한 실험모형을 제작하였다. 제작된 실험모형은 Fig. 5와 같으며 인조피부, 인조뼈, 제작된 마이크로폰으로 구성하였다.

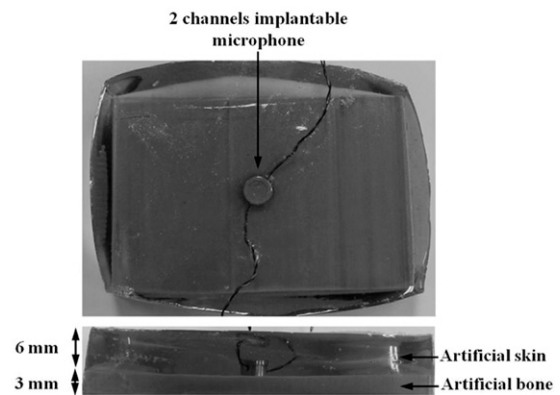


Fig. 5. Front view and side view of the experimental model.

실험모형의 인조피부는 수급과 제작이 용이한 젤라틴(gelatine), 글리세린(glycerin), 증류수(distilled water)를 혼합하여 제작하였고, 실험모형의 인조뼈는 미국 재료 시험 협회 표준 규격(ASTM standard specification F1839-08)에 의거한 폴리우레탄 발포재료(polyurethane foam, Pacific Research Laboratories Instrument)를 이용하였다.

실험을 위해 인조뼈에 제작된 마이크로폰을 고정시키고, 그 위에 인조피부를 위치시켜 제작하였다. 인조피부의 두께는 실제 사람의 측두골 피부의 두께와 유사한 6 mm 가 되게 제작하였으며, 인조뼈의 두께는 3 mm 로 제작하였다[12].

2.3 마이크로폰을 이용한 실험 및 신호 처리

제작된 2채널 이식형 마이크로폰의 성능평가를 위한 실험 구성도는 Fig. 6(a)와 같으며, 실험모형에 진동 발생 장치가 부착된 사진은 Fig. 6(b)와 같다.

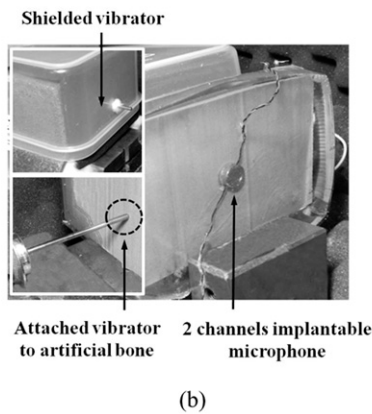
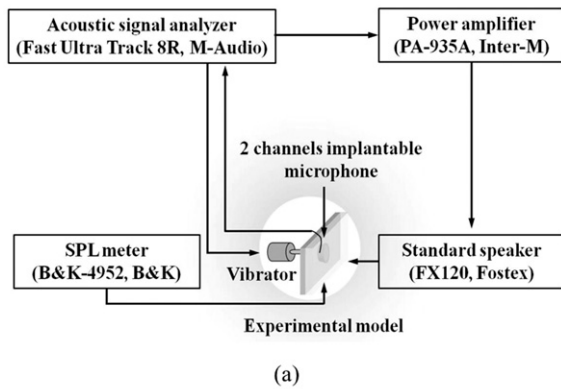


Fig. 6. Data collection method using the fabricated microphone; (a) block diagram, (b) shielded vibrator attached at experimental model.

실험은 배경 잡음(background noise)이 20 dB SPL 인 음향챔버 내에서 수행하였다. 컴퓨터와 연결되는 음향 신호 분석기(fast ultra track 8R, M-Audio)를 통해 표준 스피커(FX120, Fostex)와 진동 발생 장치를 구동하였으며, 실험모델에 이식된 마이크로폰으로부터 집음된 신호를 수집하였다. 실험은 표준 스피커를 통해 제작한 실험모델 앞에서 약 90 dB SPL 의 크기를 갖도록 음압측정기(B&K-4952, B&K)로 유지하면서 음성신호를 인가하였고, 실험모델 뒷부분의 인조뼈에 전자기형 진동 발생 장치를 부착하고 백색잡음을 주어 진동을 인가하였다. 이때, 실험모델의 인조피부에서 최대 변위가 약 600 nm 의 변위를 가지도록 진동을 인가하였으며, 진동 발생 장치에서 발생하는 소음이 실험모델에 이식된 마이크로폰에 영향을 미치지 않도록 진동 발생 장치를 차폐시켰다.

실험모델의 이식형 마이크로폰에 삽입된 두 개의 ECM으로부터 집음된 신호는 MATLAB 프로그램을 이용하여 LMS 알고리즘을 기반으로 한 적응필터를 구현한 다음 신호처리 하였다. 사용한 적응필터의 블록도는 Fig. 7 과 같다.

전면의 마이크로폰(front microphone)은 음성신호와 진동 잡음 신호를 동시에 집음하고 후면의 마이크로폰(back microphone)은 진동 잡음 신호만을 집음하여 적응필터를 거치게 된다. 전면 마이크로폰 출력과 적응필터를 거친 출력의 차는 결국 진동 잡음 신호가

경감된 음성신호만 남게 된다. 본 논문의 적응필터에서는 스텝 사이즈 파라미터(step size parameter) μ 를 0.5, 필터차수 (filter order)를 128로 설정하였다.

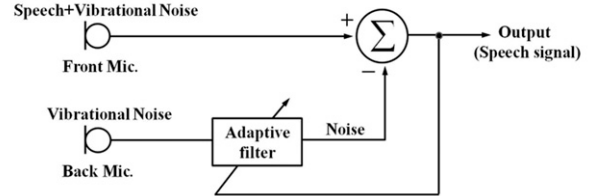


Fig. 7. Signal processing block diagram by an adaptive filter.

2.4 신호처리 결과 및 분석

제작된 실험모델에 약 90 dB SPL 의 음성신호만 인가하였을 때, 전면과 후면의 마이크로폰 출력은 Fig. 8 (a), (b)와 같다.

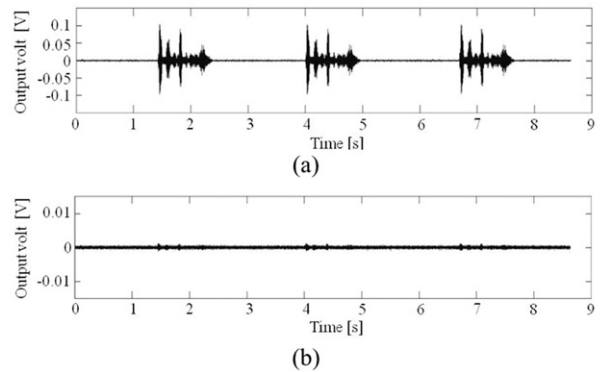


Fig. 8. When speech signal was supplied only, (a) front microphone's output, and (b) back microphone's output.

측정된 데이터는 약 9초 동안 수집되었으며, 후면 마이크로폰에서는 음성신호가 거의 집음되지 않았다. 다음으로 실험모델의 인조 피부 변위가 약 600 nm 의 최대 변위를 가지도록 진동을 인가한 상태에서 90 dB SPL 의 음성신호를 인가했을 때, 제안한 마이크로폰 전·후에서의 출력은 Fig. 9 (a), (b)와 같으며, 이를 적응필터로 신호처리 한 결과는 Fig. 9 (c)와 같다.

Fig. 9(a)를 통해 전면 마이크로폰으로부터 측정된 음성신호는 진동 발생 장치를 통한 진동에 의해 간섭영향을 받은 것을 알 수 있다. 그리고 Fig. 9 의 (a)와 (b)를 비교했을 때, 후면 마이크로폰 출력으로부터 측정된 진동 잡음 신호의 진폭이 전면 마이크로폰으로부터 측정된 진동 잡음 신호의 진폭보다 크게 측정되었다. 또한, Fig. 9 (c)와 같이 신호처리를 통해 얻은 결과를 보면 Fig. 9 (a)에 비해 진동 잡음 신호가 경감된 것을 확인하였으며, 진동 잡음 신호가 경감되어 수렴하기까지 약 0.5 sec 의 시간이 소요되는 것을 알 수 있다.

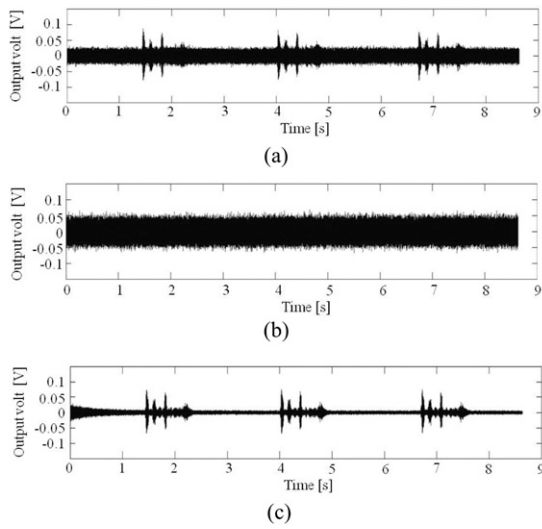


Fig. 9. When speech signal of 90 dB SPL and the vibrational noise were supplied simultaneously, (a) front microphone's output, (b) back microphone's output, and (c) the signal processed data.

제한한 마이크론 구조의 유용성을 검증하기 위해, 다음의 경우에 대해 상관계수를 계산하여 Table 1과 같은 결과를 얻었다.

Table 1. Correlation coefficient for utility evaluation of the proposed microphone structure

Data set	Correlation coefficient
Type 1	0.09
Type 2	0.9

Type 1은 제작된 실험모델에 음성신호만 인가하였을 때, Type 2는 진동만 인가하였을 때, 전면 마이크론과 후면 마이크론을 통해 측정된 출력신호들에 관한 집합이다. 적응필터의 특성상 Type 1 데이터 간의 상관계수가 낮을수록 Type 2 데이터 간의 상관계수가 높을수록 신호처리에 유리하다[13]. 따라서 Table 1의 결과를 통해 제한한 마이크론의 구조가 적응필터를 통한 신호처리에 효율적임을 알 수 있다.

또한, 제한한 방법의 정량적인 평가를 위해 신호처리 전·후 데이터간의 상관계수와 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 구하였으며, 결과는 각각 Table 2, Table 3과 같다.

Table 2. Correlation coefficient before and after the signal processing

Data set	Correlation coefficient
Type 3	0.49
Type 4	0.89

Type 3은 음성신호와 진동을 동시에 인가하였을 때와 음성신호만 인가하였을 때, 전면 마이크론에서 측정된 출력신호에 관한 것이다. Type 4는 음성신호와 진동을 동시에 인가하였을 때 전면 마이크론을 통해 측정된 출력신호를 신호처리 한 데이터와 음성신호만 인가하였을 때 전면 마이크론을 통해 측정된 출력신호의 집합이다.

Table 3. Signal to noise ratio before and after the signal processing

Data set	SNR [dB]
Type 1	-2.41
Type 2	6.51

Table 2를 통해 Type 3보다 Type 4 데이터 간의 상관계수가 높아진 것을 알 수 있으며, 이는 적응필터를 통한 신호처리에 의해 신호가 개선된 것을 알 수 있다. 또한, Table 3을 통해 신호처리 전보다 신호처리 후 약 8 dB 신호 대 잡음비가 높아진 것을 알 수 있다.

3. 결론 및 고찰

본 논문에서는 저작운동으로 인해 발생한 진동 잡음 신호의 경감을 위해 2 채널 측두골 이식형 마이크론을 제안하였다. 그리고 제안한 마이크론의 성능을 검증하기에 앞서, 인조피부, 인조뼈, 제작된 마이크론을 이용하여 실험모델을 제작하였고, Jenkins 등의 연구와 실험적 검증을 통해 저작운동으로 인한 진동이 측두골 이식형 마이크론에 미치는 영향에 대하여 분석하였다.

또한, 제작된 마이크론을 통해 측정된 출력을 LMS 알고리즘 기반의 적응필터를 사용하여 신호처리를 하였으며, 제안한 마이크론 구조의 유용성을 정량적으로 평가하기 위해 신호처리 전·후의 상관계수 및 신호 대 잡음비를 계산하였다. 이 때 신호처리 전·후의 상관계수와 신호 대 잡음비는 각각 0.49, -2.41에서 0.89, 6.51로 증가하였다. 따라서 제안한 2 채널 측두골 이식형 마이크론은 저작운동으로 인한 진동 잡음 신호를 효과적으로 제거시킬 수 있는 구조임을 확인하였다.

향후에는 저작운동이 아닌 다양한 원인의 진동 잡음에 대해서도 연구가 수행될 필요가 있으며, 이에 맞추어 마이크론의 구조 및 신호처리 알고리즘 등을 개선할 필요가 있다.

감사의 글

본 연구는 보건복지가족부 보건의료기술 진흥사업(No. A092106), 지식경제부 바이오 의료기기 전략기술개발사업 (No.

10031779), 2010년도 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단 (No. 2010-0010570, No. 2010-0025322)의 지원을 받아 수행된 것임.

REFERENCES

- [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] J. M. Kates, *Digital Hearing Aids*, Plural Publishing Inc., San Diego, pp. 1-16, 2008.
- [3] M. C. Pollack and R. Carhart, *Amplification for the Hearing Impaired*, Grune & Stratton Inc., Orlando, pp. 64-85, 1988.
- [4] R. Goode, M. Rosenbaum, and A. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 1-6, 1995.
- [5] H. H. Kim and D. M. Barrs, "Hearing aids: A review of what's new", *Journal of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 134, pp. 1043-1050, 2006.
- [6] 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 Korean Sensors Society*, vol. 19, no. 3, pp. 361-368, 2010.
- [7] H. A. Jenkins, N. Pergola, and J. Kasic, "Anatomical vibrations that implantable microphones must overcome", *Otology & Neurotology*, vol. 28, pp. 579-588, 2007.
- [8] 임형규, 정원창을 구동하는 이식형 보청기를 위한 전자기 진동체의 설계, 박사학위논문, 경북대학교, 2010.
- [9] I. P. Herman, *Physics of the Human Body*, Springer, New York, pp. 565-567, 2007.
- [10] H. C. Liu and S. M. Tan, "Patient's perception of sound levels in the surgical suite", *Journal of Clinical Anesthesia*, vol. 12, pp. 298-302, 2000.
- [11] K. Zell, J. I. Sperl, M. W. Voqel, R. Niessner, and C. Haisch, "Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, pp. 475-484, 2007.
- [12] 정의성, 고주파 이득 보상을 위한 나선형 음향관 방식의 이식형 마이크로폰 설계, 박사학위논문, 경북대학교, 2011.
- [13] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Prentice Hall, New York, pp. 365-444, 2002.



우 승 탁 (Seong Tak Woo)

- 2010년 2월 대구대학교 통신공학과(공학사)
- 2012년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
- 2012년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자·전기·컴퓨터학부(공학박사)
- 주관심분야 : 완전이식형 인공중이



정 의 성 (Eui Sung Jung)

- 2003년 2월 경북대학교 전자·전기공학부(공학사)
- 2005년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2011년 8월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2011년 9월~현재 경북대학교 의공학연구소 박사후 연수 연구원
- 주관심분야 : 완전이식형 인공중이, 적외선 통신, 음성신호처리, 양이 보청기



임형규 (Hyung Gyu Lim)

- 2002년 2월 경북대학교 전자·전기공학부(공학사)
- 2004년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2011년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2011년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자·전기·컴퓨터학부 박사후연수 연구원
- 주관심분야 : 인공지능각 시스템, 무선 전력 전달 시스템



이윤정 (Yun Jung Lee)

- 2003년 2월 경북대학교 전자·전기공학부(공학사)
- 2005년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
- 2005년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정
- 주관심분야 : 생체신호처리, 의용전자기기



성기웅 (Ki Woong Seong)

- 1998년 2월 경북대학교 전자·전기공학부(공학사)
- 2000년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2010년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2010년~2012년 2월 의공학연구소 연구교수
- 2012년~현재 경북대학교병원 의공학과 조교수
- 주관심분야 : 완전이식형 인공중이, 청각 전달 메카니즘



이정현 (Jyung Hyun Lee)

- 2002년 2월 경북대학교 전자·전기공학부(공학사)
- 2004년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2008년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2008년~현재 칠곡 경북대학교병원 의공학과 조교수
- 주관심분야 : 생체 텔레메트리 시스템, 양이보청기



조진호 (Jin Ho Cho)

- 『JSST Vol. 20, No. 4』 pp. 272-278 참조
- 현재 경북대학교 전자공학과 교수