

고막이식형 마이크로폰을 위한 이식형 인공중이 적응 피드백 제거기 구현

김태윤[†], 김명남^{**}, 조진호^{***}

An Adaptive Feedback Canceller for Fully Implantable Hearing Device Using Tympanic Membrane Installed Microphone

Tae Yun Kim[†], Myoung Nam Kim^{**}, Jin-Ho Cho^{***}

ABSTRACT

Many implantable hearing aids are being developed as alternatives to conventional hearing aids which has inconveniences for use and social stigma that make hearing-impaired people avoid to wear it. Particularly, the fully-implantable middle ear hearing devices (F-IMEHD) are being actively studied for mixed or sensorineural hearing impaired people. In development of F-IMEHD, the most difficult problem is improving the performance of implantable microphone. Recently, Cho et al. have studied the tympanic membrane installed microphone which has better sensitivity and is easier to operate on patient than the microphone implanted under the skin. But, it may cause howling problem due to the feedback signal via oval window and ossicle chain from the transducer on round window in the middle ear cavity, therefore, a feedback canceller is necessary. In this paper, we designed NLMS (normalized least mean square) adaptive feedback canceller for F-IMEHD with tympanic membrane installed microphone and a transducer implemented at round window, and computer simulation was performed to verify its operation. The designed adaptive feedback canceller has a delay filter, a 64 point FIR fixed filter and a 8-tap adaptive FIR filter. Computer simulation of the feedback path is modeled by using the data obtained through human cadaver experiment.

Key words: F-IMEHD, Implantable Microphone, Adaptive Feedback Canceller

1. 서 론

최근 심화되고 있는 인구 고령화 및 IT기술의 발전에 따른 다양한 음향기기 사용으로 인해 난청자가 증가하는 추세이다[1,2]. 이에 따라 청각 손실 정도를 고려하여 난청자의 청각을 보상해 주는 청각 보조기의 필요성이 제기되고 있다. 일반적으로 난청자들이

가장 많이 사용하는 청각 보조기는 공기 전도형 보청기 (air conductive hearing aid)이다. 그러나 공기 전도형 보청기의 경우 외이도에 삽입되는 이어몰드 (earmold)에 의한 이물감 및 폐쇄 효과 (occlusion effect)와 습기에 대한 취약성을 포함한 사용상의 불편함 외에도 음향 피드백 (acoustic feedback)에 의한 하울링(howling)현상 때문에 증폭이득을 높혀 청

※ Corresponding Author : Jin-Ho Cho, Address: (41566) Daehak-ro 80, Buk-gu, Daegu, Korea, TEL : +82-53-950-5538, FAX : +82-53-427-5539, E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr

Receipt date : Jan. 18, 2016, Approval date : Jan. 28, 2016

[†] SoC Research & Business Team, Newratek
(E-mail : ty.kim@newracom.com)

^{**} Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University (E-mail : kimmn@knu.ac.kr)

^{***} School of Electronics Eng., College of IT Eng., Kyungpook National University (E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr)

※ This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Korea government (MSIP) (No. 2013R1A2A1A09015677).

력을 개선시키는 것이 용이하지 않다[3-6]. 위의 문제들을 해결하기 위한 방법으로 선진 각국에서 이식형 보청기 (implantable hearing aid)의 연구가 이루어지고 있으며, 최근 활발한 연구가 진행되고 있는 이식형 보청기로는 이식형 인공중이 (implantable middle ear hearing device, IMEHD)[7-9]가 있다. IMEHD는 공기 전도형 보청기가 기존에 가지고 있던 이물감 및 폐쇄 효과에서 자유로우며 공기를 통해 소리가 전달되지 않고 진동체가 중이에 직접 접촉되어 소리를 전달하기 때문에 왜곡이 없이 명료한 음향을 제공할 수 있다. 인공 중이는 반이식형 (semi-implantable middle ear hearing device, S-IMEHD)와 전이식형 (fully implantable middle ear hearing device, F-IMEHD)으로 나눌 수 있다. F-IMEHD는 마이크로폰과 이소골을 구동하는 진동체를 완전히 측두골 내부에 이식함으로써 S-IMEHD 처럼 외부로 드러나지 않고 수영 등 활동이 자유롭기 때문에 난청자들의 큰 관심을 끌고 있다[9,10]. 전이식형 인공중이는 이처럼 많은 장점을 기대 할 수 있지만 이식형 마이크로폰의 설치 위치 및 그 방법이 매우 중요하다. 기존에 많이 사용하고 있는 측두골 피하 이식형 마이크로폰의 경우 저작 운동에 따른 잡음으로 인해 소리의 청취가 어려울 수 있으며, 피하에 이식되기 때문에 마이크로폰의 고주파 감도가 저하되는 점이 특히 문제가 된다. 앞에서 제시된 문제를 해결하기 위해 조 등[11,12]은 설치 및 사후 관리 용이하고 귀 바퀴의 짐을 효과 및 외이도의 공명 효과를 이용할 수 있어 감도가 우수한 고막 이식형 마이크로폰 (trans-tympanic microphone)을 제안하였다. 하지만 이 방식에서는 진동체로부터 발생한 진동이 정원창으로부터 난원창 및 이소골을 지나 마이크로폰이 설치된 고막으로 되돌아와 전달되므로 기존의 측두골 피하 이식형 마이크로폰에 비해 피드백의 영향이 크게 되는 문제를 해결하여야 한다.

본 논문에서는 전이식형 인공중이에 활용할 수 있는 고기능 고막이식형 마이크로폰에 필요한 적응 피드백 제거기를 구현하였다. 적응 피드백 시스템에서 중요하게 고려해야하는 피드백 경로 특성의 경우 제작된 고막이식형 마이크로폰의 샘플을 대상으로 한 피드백 특성 실험의 결과를 이용하였다. 적응 피드백 제거를 위한 알고리즘으로는 NLMS (Normalized Least Mean Square) 적응알고리즘을 구현하였으며,

이 피드백 제거 시스템의 동작을 검증하기 위하여 Matlab (MathWorks Inc., USA)을 이용하여 설계한 FIR형 적응 피드백 제거 시스템의 동작을 확인하였다. 또한 ISE 14.4 (Xilinx, USA)를 이용하여 설계한 적응 피드백 제거 시스템을 Verilog-HDL로 구현하고 Modelsim SE 10.1c (Mentors Graphics, USA)를 이용하여 컴퓨터 모의검증을 수행하였다.

2. 고막 이식형 마이크로폰 방식의 전이식형 인공중이 (F-IMEHD)의 피드백 제거 방법

2.1 고막 이식형 마이크로폰 방식의 인공중이

지금까지 F-IMEHD를 개발하기 위하여 세계적으로 다양한 노력이 경주되어 왔으며 전이식형 인공중이 개발에서 가장 핵심적인 부분이 이식형 마이크로폰과 초소형 진동체이다. 근년에 이르러 인공중이용 초소형진동체는 MedDel 사의 FMT (floating mass transducer) 등 성능이 우수한 것들이 나와 있다. 그러나 이식형 마이크로폰은 감도가 높고 음식물 저작과 마이크로폰 이식부위의 피부 접촉에 따르는 잡음이 작고 이식 수술이 용이하여야 하는 조건을 가지기 때문에 지속적으로 연구되고 있다. Fig. 1(a)와 (b)에서 각각 지금까지의 이식형 마이크로폰 중 가장 유력한 고막 뒤편에 설치되는 이소골 절단식 방식 (ossicle dislocation type)[9]과 고막 관통식 마이크로폰(trans-tympanic microphone) [11, 12]을 나타내었다. Fig. 1(a)의 경우 고막 뒤편 중이강 내에 압전식 센서가 설치되고 바로 인근의 난원창(oval window)에 압전식 진동체가 설치되기 때문에 피드백 되는 음향이 너무 많아 반드시 이소골을 절단하여야 되는 문제가 있다. Fig. 1(b)의 경우 마이크로폰이 고막 하단의 중앙을 관통하여 설치되고 마이크로폰의 감지용 멤브레인이 외이도의 출구로 향하고 있고 진동체가 난원창이 아닌 정원창에 설치되기 때문에 1(a)의 경우 보다 감도가 높고 설치가 용이하며 피드백되는 정도가 작은 장점이 있다.

현재 개발하고 있는 고막 관통형 마이크로폰 및 정원창에 구동용 진동체를 설치하고 측두골 피하에 외부에서 피부를 통해 충전되는 전원부를 갖는 신호처리를 설치한 전이식형 인공중이를 Fig. 2에 나타내었다. 이는 고막 이식형 마이크로폰에서 얻어진 신호를 보청기용 신호처리기 (hearing aid processor)

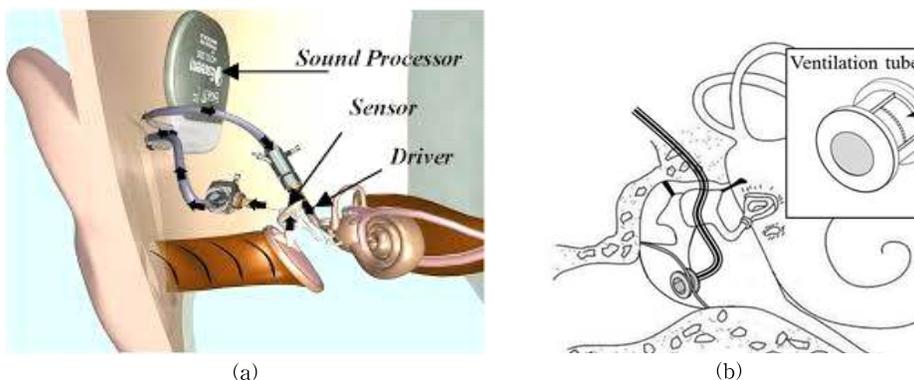


Fig. 1. (a) Ossicle dislocation type microphone in Envoy model and (b) Trans-tympanic microphone [8, 10, 11].

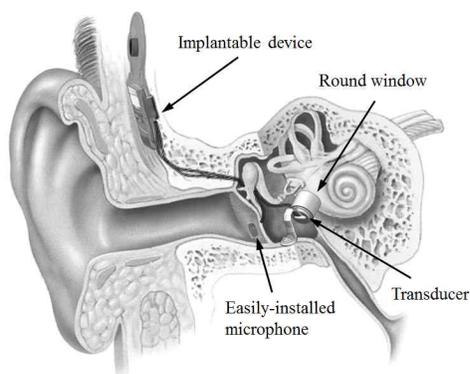


Fig. 2. Schematic of F-IMEHD with trans-tympanic microphone.

에서 증폭하여 내이의 정원창 (round window)에 설치된 소형의 기계적 진동체에 인가함으로써 내이가 소리를 인지하도록 되어있다. 이때 신호처리기에는 외부에서 리모콘으로 난청자에게 필요한 증폭도 및 대역별 주파수 특성을 설정하는 피팅 (fitting)이 이루어진 상태이기 때문에 난청자는 자신의 청력 상태에 알맞은 청력 보상이 가능한 소리를 들을 수 있다. 이 시스템의 경우 정원창을 진동체로 자극하면 음향 진동에너지는 와우관 내부의 액체의 진동으로 기저막을 자극한 다음 정원창의 반대쪽에 있는 난원창 (oval window)과 이에 연결된 이소골인 등골(stapes), 침골(malleus), 추골(incus)을 통하여 고막 쪽으로 진동 에너지가 피드백 된다. 실제로 인공중이를 이식할 때 추골과 등골의 연결부위를 절단하는 것이 피드백을 방지하는데 매우 유리하지만 보청기를 이식하는 수요자와 의사의 입장에서는 이를 절단하지 않고 남겨 두는 것이 가장 바람직하다. 그러나 이소골을

절단하지 않는 고막 관통형 마이크를 사용하는 F-IMEHD에서는 피드백 신호로 인한 경음을 발생 가능성이 높아 적응 필터를 통해 이를 개선시키는 것이 꼭 필요하다.

2.2 고막이식형 마이크로폰을 위한 이식형 인공중이 적응 피드백 제거기 설계

고막이식형 마이크로폰을 사용하는 F-IMEHD의 피드백 모델을 제안하였으며, 이를 보여주는 블록도는 Fig. 3과 같다.

F-IMEHD 신호처리 프로세서의 전달함수는 $H(f)$ 이며 마이크로폰, 볼륨 조절기, 진동체의 경우 각각 $M(f)$, $A(f)$, $T(f)$ 로 표현된다. 이소골에 의한 피드백의 전달함수는 $\beta(f)$ 이며 F-IMEHD의 시스템 이득은 두 전달함수 $H(f)$ 와 $A(f)$ 의 곱으로 표현할 수 있다. 이를 식으로 나타내면

$$G(f) = H(f)A(f) \tag{1}$$

이다. 입력되는 음원 (sound source)을 $X(f)$, 출력되는 신호를 $Y(f)$ 라고 할 때 주파수 영역에서의 전체 입출력 관계를 식으로 표현하면

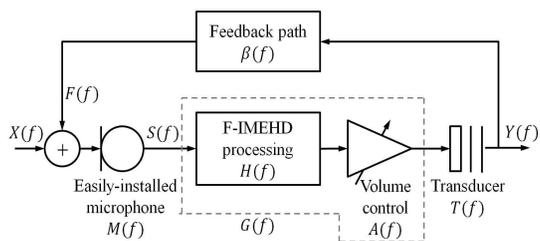


Fig. 3. Block diagram of feedback model regarding the F-IMEHD.

$$\frac{Y(f)}{X(f)} = \frac{G(f)M(f)T(f)}{1 - G(f)[M(f)T(f)\beta(f)]} \quad (2)$$

이 된다. F-IMEHD에서 피드백으로 인해 안정할 조건은 다음 식으로 주어진다.

$$|G(f)[M(f)T(f)\beta(f)]| < 1 \quad (3)$$

이다. 위의 식 (3)으로부터 피드백 제거 시스템을 사용하지 않을 때 F-IMEHD의 안정화를 위해 변경해 줄 수 있는 요소는 $G(f)$ 뿐인 것을 알 수 있다. 이는 $M(f)$, $T(f)$ 가 사용하는 장치들의 고유한 특성이므로 임의로 변경할 수 없기 때문이다. 만약 식 (3)의 좌변이 '1'보다 크거나 같을 경우, F-IMEHD의 불안정을 막기 위해서 시스템 이득 $G(f)$ 를 감소시켜야 한다.

고막이식형 마이크로폰을 사용하는 실제 F-IMEHD 시스템에서 마이크로폰의 출력신호 $S(f)$ 는 마이크로폰 소자가 설치되는 외이도의 형태와 고막의 면적에 따라 변할 수 있으며, 피드백 $\beta(f)$ 도 진동체의 설치 상태와 중이강의 체적, 이소골의 상태에 따라 변화의 폭이 크기 때문에 고정된 $G(f)$ 를 가지는 피드백 시스템으로는 하울링 발생의 제어가 이루어지지 않으므로 적응적 피드백 제거(adaptive feedback cancellation, AFC)가 필요하다.

고막이식형 마이크로폰을 사용하는 Fig. 3의 F-IMEHD 피드백 모델을 적응적 피드백 제거 모델로 설계한 블록도는 Fig. 4와 같다. 이 시스템에서 피드백 경로를 추정하는 적응 필터의 전달함수는 $W(f)$ 로 표현되며 이는 세 가지의 하부 요소들로 구성되어 있다[4]. 세 가지 하부 요소에는 지연 필터 (delay fil-

ter), 고정 필터 (fixed filter) 및 적응 FIR 필터가 있으며 이 중에서 지연 필터와 고정 필터는 실험으로 측정된 피드백 경로를 표현한다. 지연 필터의 경우 피드백 경로의 평균 군지연 (group delay)을 나타내며, 고정 필터는 피드백 경로의 크기 응답을 필터로 표현한 것이다. AFC 시스템을 사용하는 F-IMEHD의 전달함수는

$$\frac{Y(f)}{X(f)} = \frac{G(f)M(f)T(f)}{1 - G(f)[M(f)T(f)\beta(f) - W(f)]} \quad (4)$$

로 나타낼 수 있으며, 위 식을 통해 F-IMEHD가 안정할 조건은

$$|G(f)[M(f)T(f)\beta(f) - W(f)]| < 1 \quad (5)$$

이다. 식 (3)과 식 (5)의 좌변에서 $|G(f)|$ 를 제외 한 나머지 요소들을 양변에 나누어 주면 각각의 식은

$$|G(f)| < \frac{1}{|M(f)T(f)\beta(f)|} \quad (6)$$

$$|G(f)| < \frac{1}{|M(f)T(f)\beta(f) - W(f)|} \quad (7)$$

이 된다. 위의 두 식에서 피드백 경로를 추정하는 적응 필터 $W(f)$ 의 존재로 인해 식 (7)의 우변이 식 (6)의 우변보다 크기가 큰 것을 알 수 있다. 이는 AFC 시스템을 사용할 때 최대 안정 이득이 증가하는 것을 보여준다.

AFC 시스템은 마이크로폰에서 출력되는 신호 $S(f)$ 와 수학적인 계산으로 추정된 피드백 신호 $V(f)$ 의 차이를 사용한다. 피드백 경로를 추정하는 적응 알고리즘으로 Least Mean Square (LMS)는 다른 적응 알고리즘과 비교할 때 상대적으로 간단한 구조를 가지면서도 효율적으로 적응시키는 장점이 있다. 그러나 LMS 적응 알고리즘에서는 추정오차들을 평균해주는 기댓값 연산자가 제거되었기 때문에 순간적인 큰 입력 신호가 들어올 때 적응 알고리즘에 의해 추정된 텡 가중치가 발산하는 문제가 생길 수 있다. 본 논문에서는 이 문제를 피하기 위해서 normalized LMS (NLMS) 적응 알고리즘을 사용하였다. NLMS 알고리즘은 가변 스텝 사이즈 (variable step size)를 가지며 $U(n)e(n)$ 이 입력 신호 $U(n)$ 의 유클리디언 놈 (euclidean norm)의 제곱으로 정규화되는 것을 특징으로 한다. NLMS 알고리즘은

$$W(n+1) = W(n) + \frac{\tilde{\mu}}{\delta + \|U(n)\|^2} U(n)e(n) \quad (8)$$

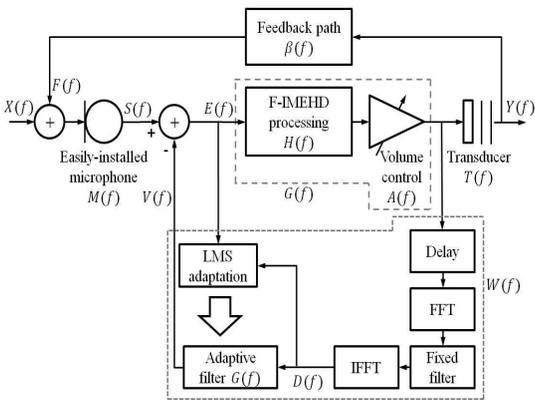


Fig. 4. Block diagram of adaptive feedback cancelling system for F-IMEHD with trans-tympanic microphone.

이다. 이 때 δ 는 $\|U(n)\|^2$ 이 매우 작은 값이 될 경우 발생하는 계산적인 문제를 방지하기 위한 계수이며 $\delta > 0$ 인 작은 상수를 사용한다. 적응 상수 (adaptation constant) $\tilde{\mu}$ 는 대략적으로 '0'에서 '1'사이의 값을 가진다[13].

본 논문에서는 30 dB 정도의 시스템 이득을 줄 때 1 kHz 부근에서 15 dB 이상의 피드백 제거를 목표로 하여 F-IMEHD 용 AFC 시스템을 설계하였다. 여기서 15 dB의 피드백 제거는 공기 전도형 보청기의 피드백 제거 시스템에서 사용하는 현실적인 제거 수준을 의미한다. Fig. 3에서의 F-IMEHD 전용 프로세서를 64포인트 FFT 모듈, 볼륨 조절기, 그리고 IFFT 모듈을 포함하는 overlap-add 방식의 모듈로 대체하였다. 이는 30 dB 정도의 시스템 이득에 대한 피드백 제거 능력을 알아보는 목적에 따라 그 구성을 간략화한 것이며 1 ms의 시간 지연을 얻기 위하여 32 샘플 포인트를 지연 시켰다. 지연 필터의 지연 시간은 공기 전도형 보청기와 같이 군지연의 개념을 적용하였다. 고정 필터의 경우 실험에서 얻은 결과 데이터를 이용하였으며 피드백 경로의 복잡성 및 F-IMEHD 프로세서의 성능을 고려해 64 포인트 FIR 필터를 선택하였다. 고정 필터 앞, 뒤에 연결된 FFT / IFFT (fast fourier transform / inverse fast fourier transform) 모듈은 고속 컨볼루션을 구현하기 위한 장치들이다. 마지막으로 적응 FIR 필터의 탭은 일차적으로 8-tap으로 결정하였다.

2.3 고막이식형 마이크로폰을 갖는 F-IMEHD의 피드백 경로 특성 설정

피드백 제거 시스템 설계에 있어서 정확한 피드백 경로의 추정엔 필수사항이며 이를 위해서는 정확한 측정이 필요하므로 사체의 고막에 실제 마이크로폰을 설치하여 실험한 결과를 이용하였다. 이 실험은 미국 Stanford 대학의 중이기계역학 실험실의 사체 측정용 레이저 진동측정기 및 SYS-ID 데이터 획득 시스템을 사용하여 이루어졌다. Fig. 5는 사체 샘플 1에 대하여 F-IMEHD 시스템 이득이 0 dB일 때, 94 dB SPL의 음압 레벨 (level) 에 해당하는 입력과 그에 따른 고막 부근에서 측정된 피드백 음압을 보여준다. 입력은 ASTM International F2504-05[14] 규정에 맞추어 진동체를 통해 정원창에 직접 인가하였으며 점선으로 표시하였고, 측정된 피드백 음압은 실선으

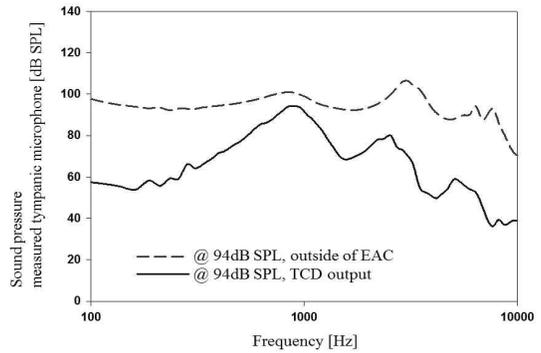
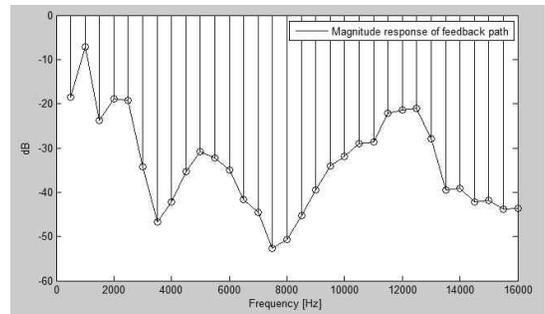
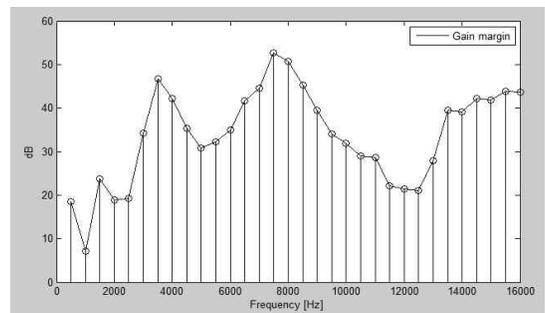


Fig. 5. Sound pressure of input signal and measured feedback regarding first sample.

로 표시하였다. Fig. 6의 (a)는 사체의 청각기관이 가지는 피드백 경로의 크기 응답이며 (b)는 피드백 경로의 크기 응답의 역수인 이득여유 (Gain Margin, GM) 를 보여준다. 경북대학교 의공학연구소에서 개발한 전용 프로세서의 성능인 32 kHz의 샘플링 주파수와 내부의 64 포인트 FFT 모듈의 특성을 고려하여 64 포인트로 피드백 경로의 특성을 나타냈고 나이키



(a)



(b)

Fig. 6. The characteristics of feedback path regarding first sample; (a) magnitude response of feedback path, (b) gain margin.

스트 주파수까지의 범위를 Fig. 6에 표시했다. Fig. 6으로부터 1 kHz 근방에서 피드백이 매우 크게 나타나는 것과 GM이 약 7 dB임을 알 수 있다. 현재 정원창 이식에 적합한 수준인 전음성 및 혼합성 난청 (conductive and mixed hearing loss) 의 청력 표시 범위는 Fig. 7과 같다. Half Gain Rule에 맞추어 피팅을 한다면 1 kHz 부근에서 30 dB 정도의 이득이 필요한데 이 때 시스템 이득에 따라 GM이 감소할 것이며 시스템은 불안정해질 것이다. 따라서 F-IMEHD 용 적응 피드백 제거 시스템의 필요성을 확인할 수 있었다.

2.4 지연 필터(delay filter)의 설계

설계한 F-IMEHD 용 AFC 시스템의 지연 필터의 경우에 지연 시간의 계산이 필요하다. 측정된 피드백 경로의 크기 응답 특성이 Fig. 5와 같이 주파수에 따라 급격하게 변하는 것으로 보아 위상 특성 및 군지연이 복잡할 것으로 여겨졌고, 평균 군지연으로 부터 구한 지연 시간과 실제 피드백 신호의 지연 시간 사이의 오차가 공기 전도형 보청기보다 클 것으로 예상할 수 있었다. 그럼에도 불구하고 설계한 AFC 시스템의 지연 시간으로 평균 군지연의 개념을 이용하였으며 이를 1.5ms로 가정하였다. 그리고 32 kHz의 샘플링 주파수를 고려하여 48포인트의 샘플 지연을 주는 지연 필터를 설계하였다.

2.5 고정 필터(fixed filter)의 설계

공기 전도형 보청기는 피드백 경로의 특성이 비교

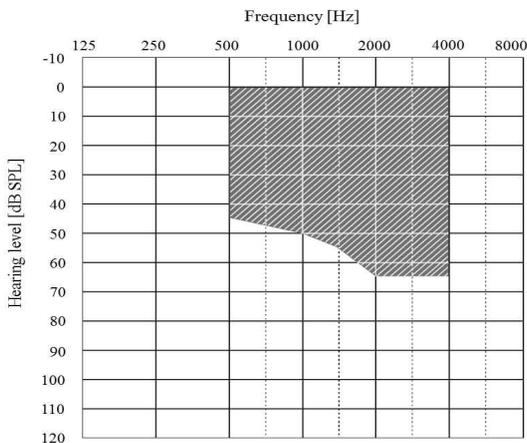
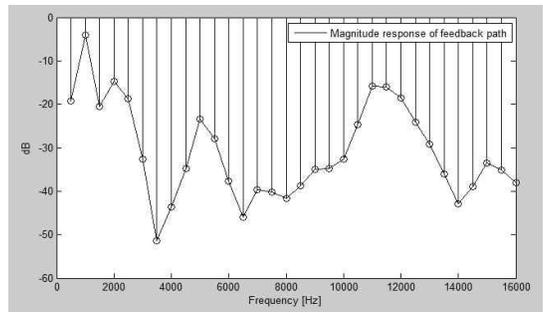


Fig. 7. Audiologic indication range of conductive and mixed hearing loss[13].

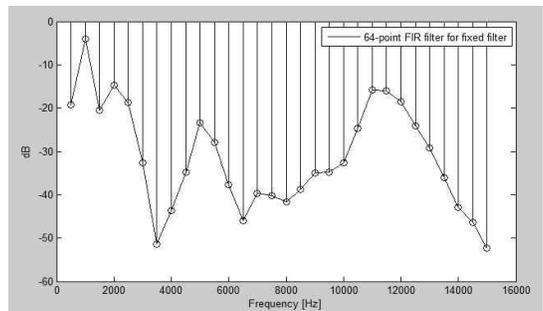
적 단조롭기 때문에 낮은 차수의 IIR 필터로 피드백 경로의 크기 응답 특성을 반영할 수 있으나 F-IMEHD의 경우에는 피드백 경로의 크기 응답 특성이 주파수에 따라 급하게 변하기 때문에 낮은 차수의 IIR 필터로 그 특성을 반영할 수 없었다. 또한 다양한 IIR 필터를 구성하여 필터 뱅크 (filter bank) 로 연결해 고정 필터를 설계하더라도 IIR 필터의 특성 상 원하는 위상 응답을 얻을 수 없었다. 따라서 설계한 고정 필터로 전용 프로세서의 성능을 고려하여 64 포인트 FIR 필터를 선택하였고 고속 컨볼루션을 위해 주파수 영역의 크기 응답 형태로 구현하였다. 고정 필터를 설계하기 위해 Fig. 6의 사체 샘플과는 다른 실험 샘플을 이용하였는데 이 실험 샘플을 샘플 2라 하였고 샘플 2의 피드백 경로의 크기 응답은 Fig. 8(a)와 같다. Fig. 8(a)로부터 설계한 고정 필터는 Fig. 8의 (b)에 나타났다.

3. 실험 및 고찰

3.1 Matlab을 이용한 설계한 AFC 시스템의 모의 검증



(a)



(b)

Fig. 8. The characteristics of feedback path regarding second sample; (a) magnitude response of feedback path, (b) designed fixed filter.

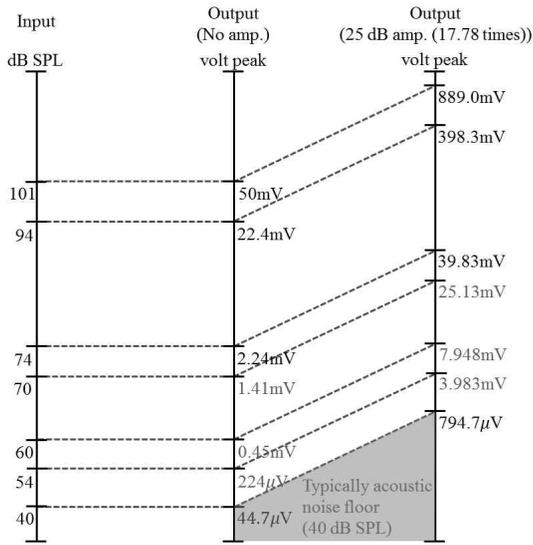


Fig. 9. The characteristics of easily-installed microphone using the amplifier.

설계한 F-IMEHD 용 AFC 시스템의 동작 검증은 MathWorks Inc. 사의 Matlab을 이용하여 컴퓨터 시뮬레이션으로 수행하였다.

시스템의 입력 신호로 “This is a test” 라는 성인 남성의 목소리가 녹음된 테스트용 음성 파일을 이용하였다. 고막 이식형 마이크로폰은 -33 dB의 감도를 가지며 101 dB SPL의 음성 신호가 마이크로폰으로 입력이 되면 50 mV의 신호를 출력한다. F-IMEHD 전용 프로세서의 입력 신호의 범위는 ±900 mVpeak이므로 50 mV의 출력을 그대로 사용하면 시스템 입력 신호의 다이내믹 레인지 (dynamic range) 가 매우 작게 된다. 따라서 증폭기를 통한 출력 신호의 증폭이 필요하다. 25 dB의 이득을 가지는 증폭기를 사용

할 경우, 101 dB SPL의 음성 신호가 889 mV가 된다. 증폭기를 사용한 고막이식형 마이크로폰의 동작 특성은 Fig. 9와 같다[15].

일반적인 대화 시의 음압 레벨은 70 dB 정도이므로 이를 고려하여 테스트용 입력 음성 신호의 크기를 조정하였고 시스템 이득은 30.0006 dB로 설정하였다. 시뮬레이션을 위한 피드백 경로의 설정을 위해 샘플 1의 크기 응답 특성과 48 포인트 샘플 지연을 이용하였다. 48 포인트 샘플 지연은 1.5ms의 시간 지연을 의미하며 피드백 제거와 관련해 크기 응답의 영향에 중점을 두고자 지연 필터의 군지연과 같은 값을 선택하였다. 식 (8)에 나오는 NLMS 적응 알고리즘의 파라미터로는 μ 는 2~5, δ 는 3을 선택하였다.

AFC 시스템이 없는 F-IMEHD의 내부 신호들을 Fig. 10, AFC 시스템을 있는 F-IMEHD의 내부 신호들을 Fig. 11에 나타냈다. Fig. 10과 Fig. 11의 세부적인 내부 신호는 Fig. 4에 표시한 신호들을 토대로 나타낸 것이다. Fig. 10에서 신호 $s(t)$ 는 입력 음성 신호 $x(t)$ 에 피드백 신호 $f(t)$ 를 더한 것이다. 시스템 이득으로 인해 증가한 $f(t)$ 가 $x(t)$ 보다 훨씬 크기 때문에 $s(t)$ 는 $f(t)$ 의 파형을 따르며 $u(t)$ 가 $f(t)$ 의 증폭된 형태의 신호로 관찰되는 문제가 발생했다. 이는 30 dB 정도의 높은 시스템 이득을 줄 때 시스템이 불안정해지고 사용할 수 없게 되는 것을 보여준다. Fig. 11에서 신호 $e(t)$ 는 Fig. 9의 신호 $s(t)$ 와 추정된 피드백 신호 $v(t)$ 의 차이를 의미한다. $nf(t)$ 는 알짜 피드백 신호이며 $f(t)$ 와 $v(t)$ 의 차이를 나타낸다. Fig. 10과 마찬가지로 30.0006 dB의 시스템 이득을 인가했으나 AFC 시스템으로 인해 $nf(t)$ 는 $f(t)$ 보다 매우 작으며 $e(t)$ 의 신호 레벨은 $s(t)$ 와 비교할 때 $x(t)$ 에 더 가까운 수준임을 알 수 있었다. 그리고 $u(t)$ 가 Fig.

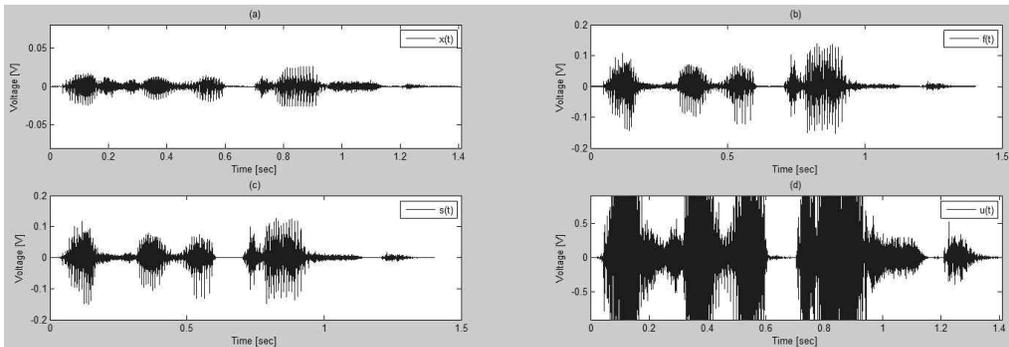


Fig. 10. Internal signals of F-IMEHD without AFC system.

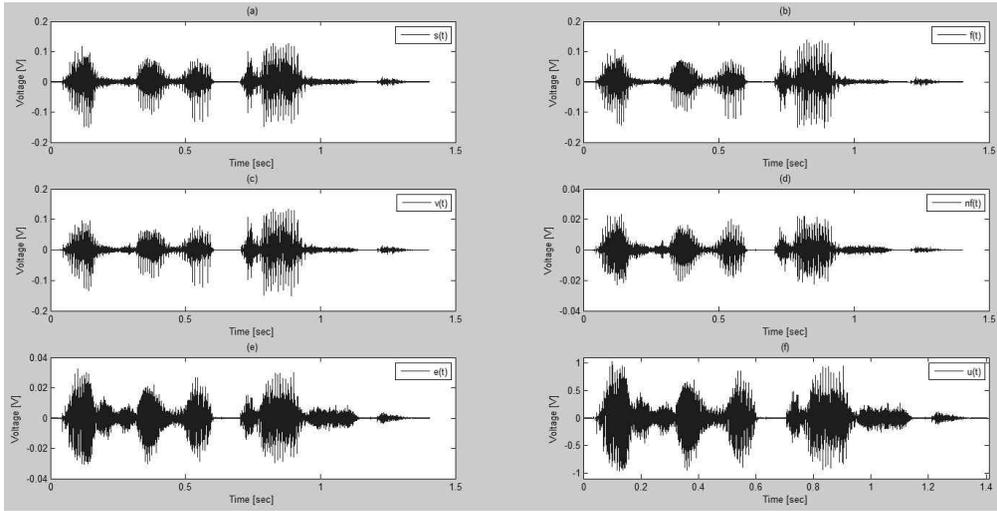


Fig. 11. Internal signals of F-IMEHD with AFC system.

10의 경우에 비해 안정된 크기임을 확인할 수 있었다.

AFC 시스템의 유무에 따른 F-IMEHD의 GM 차이는 Fig. 12와 같다. AFC 시스템이 없을 때의 GM은

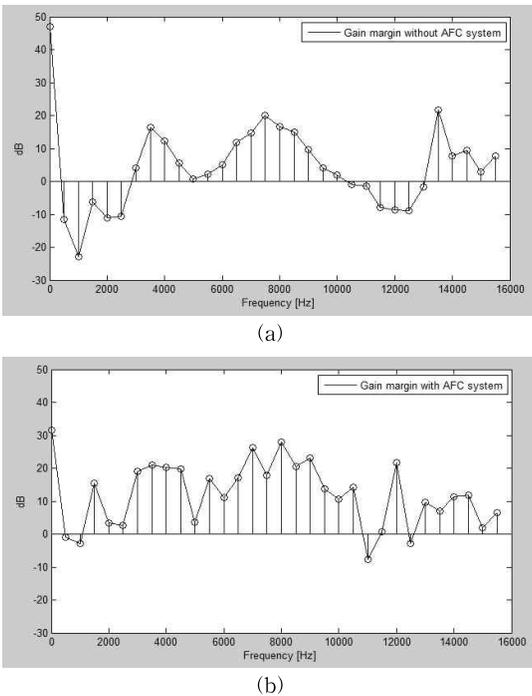


Fig. 12. Gain margin of F-IMEHD; (a) without AFC system, (b) with AFC system.

Fig. 12의 (a), AFC 시스템이 있을 때의 GM은 Fig. 12의 (b)이며 적응 필터의 텀 가증치가 정상 상태 (steady state) 에 도달한 후의 GM을 측정 한 것이다. 전용 프로세서의 성능인 32 kHz의 샘플링 주파수와 내부의 64 포인트 FFT 모듈의 특성을 고려하여 64 포인트로 GM의 특성을 나타냈고 나이퀴스트 주파수까지의 범위를 표시했다. 64 포인트의 GM을 구하기 위해 채택한 방법은 다음과 같다. 계산 범위 내의 각 데이터 샘플들을 64 포인트의 단위로 묶어 FFT를 수행하고 각 주파수에 해당하는 값들의 평균을 구하는 방식을 채택했다. 이 방식을 통해 Fig. 12의 (a)와 같이 원하는 형태의 GM을 얻을 수 있음을 시뮬레이션으로 확인하였다. 설계한 AFC 시스템이 1 kHz 부근에서 19 dB 정도의 피드백 제거 능력을 가짐을 시뮬레이션 결과를 통해 확인할 수 있었다. 또한 대부분의 다른 주파수 영역에서도 GM이 향상되었다. 단지

Table 1. Human speech intelligibility to frequency range [14]

Frequency [Hz]	Speech Energy (%)	Speech Intelligibility (%)
100~500	60	5
500~1,000	35	35
1,000~2,000	3	35
2,000~4,000	1	13
4,000~8,000	1	12

11 kHz 부근에서 6.2 dB 정도의 GM이 감소했다. 하지만 이 문제는 큰 영향을 미치지 않을 거라 여겨진다. 표 1로 부터 회화영역의 음성 명료도 및 에너지가 100 Hz에서 8 kHz영역 사이에 대부분 집중되어 있는 것을 알 수 있다. 따라서 11 kHz 부근에서의 피드백이 대화 시의 명료도에 미치는 영향은 크지 않을 것이다. 또한 시스템 앞 단에 LP 전치필터 (low pass pre-filter) 를 설치하여 8 kHz를 넘어서는 주파수 대역의 음성을 제거한다면 11 kHz 부근에서 피드백의 영향은 더욱 줄어들 것이다.

3.2 AFC 시스템의 모듈 구현 및 모의 검증

Matlab으로 모의 검증한 AFC 시스템 모듈을 Xilinx 사의 ISE 14.4를 이용하여 Verilog-HDL로 구현하였다. 일반적으로 보청기는 16-bit 길이의 데이터 입출력 특성을 가지며 고정 소수점 (fixed point) 방식을 이용하여 수치를 표현한다. Matlab 시뮬레이션 상에서 사용한 데이터 표현 양식은 'short' 형인테이는 소수 4째 자리까지를 표현 범위로 가진다. 그리고 Fig. 11을 통해 설계한 시스템의 입출력 범위가 ± 1 이하임을 확인할 수 있었다. 따라서 설계한 AFC 시스템 모듈의 사양으로 16-bit의 데이터 입출력 길이로 16-bit를 선택했으며 고정 소수점을 이용한 signed fractional 수치 표현 방식을 채택하였다. 세부적으로는 (2, 14)의 양식으로 수치를 표현했는데 이는 부호 비트 (sign bit) 를 포함한 정수 영역 2-bit, 소수점 영역 14-bit를 나타낸다. 소수점 이하 자릿수 14-bit는 LSB의 해상도로 '0.000030517578125' 를 가

진다. 그러므로 (2, 14)의 표현 양식은 AFC 시스템 모듈에 적합한 사양이라고 볼 수 있다.

AFC 시스템 모듈을 만들기 위해 64 포인트 radix-4 방식의 FFT 모듈과 지연 필터, 고정 필터를 포함한 NLMS 모듈을 구현하였다. 이 외에도 AFC 시스템의 동작 검증을 위해 3.2절에서 설명한 F-IMEHD 프로세서의 대체 모듈을 구현하였다. 구현한 전체 모듈의 RTL 회로도 (schematic) 은 Fig. 13와 같다. 입력 포트 (port) 로는 clk, reset, m_I, m_Q가 있으며, 출력 포트로는 u_I, v_I, error가 있다. m_I는 듣기 원하는 음성신호와 피드백 신호가 더해져서 입력되는 포트이며 m_Q는 입력이 '0'으로 고정되어 있는 포트이다. u_I, v_I, error는 순서대로 Fig. 11의 신호 $u(t)$, $v(t)$, $e(t)$ 를 출력하는 포트이다.

구현한 모듈은 Mentors Graphics 사의 Modelsim SE 10.1c을 이용하여 시뮬레이션 하였으며 그 결과는 Fig. 14에 나타났다. Fig. 14에서 uvec01에서 uvec08까지의 레지스터는 적응 FIR 필터를 동작시키기 위해 지연 필터와 고정 필터를 통과한 신호를 순차적으로 저장하는 기능을 한다. w_01에서 w_08까지의 레지스터는 탭 가중치를 저장하는 기능을 가진다. 시뮬레이션 결과를 통해 AFC 시스템 모듈의 탭 가중치가 갱신되는 결과와 m_I와 v_I의 차이를 의미하는 error의 수치를 통해 AFC 시스템의 동작을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 논문에서는 정원창 구동법을 사용하는 완전

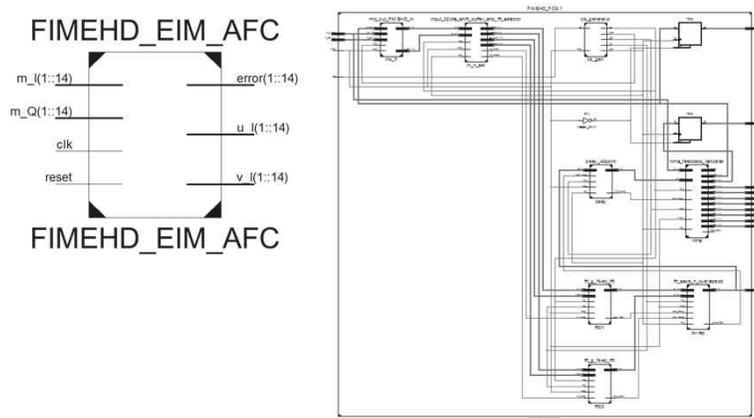


Fig. 13. RTL schematic of test module including AFC system implemented.

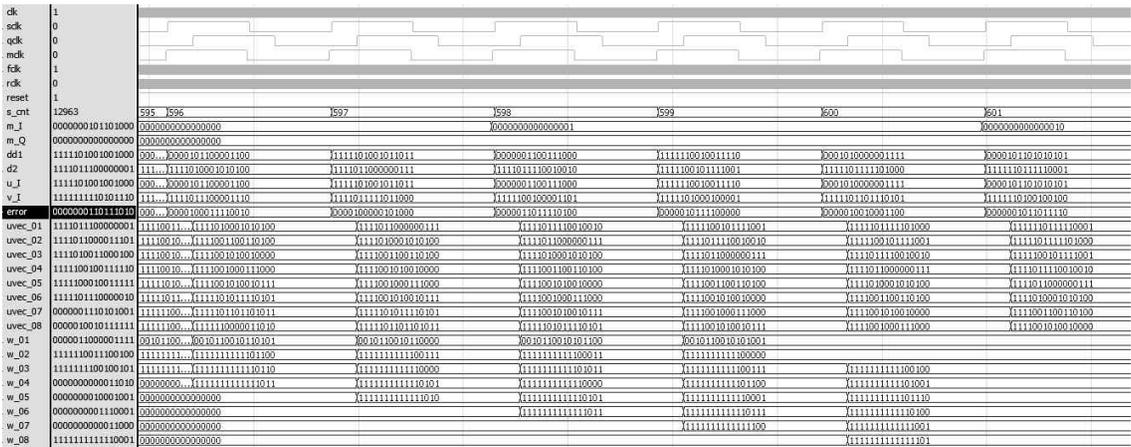


Fig. 14. The result of computer simulation using Modelsim.

이식형 인공중이 장치에 고막 이식형 마이크로폰을 연결할 때 정원창의 진동이 와우관 내부를 통과 후 난원창, 이소골을 거쳐 고막에 전달되는 매커니즘 (mechanism)에 의해 발생하는 피드백의 감쇠를 위한 NLMS 적응 피드백 제거 시스템을 설계하였다.

고막이식형 마이크로폰의 피드백 경로 특성은 사체의 고막에 실제 마이크로폰을 설치하여 실험한 결과를 이용하였다. 실험 결과를 토대로 적응 피드백 제거 시스템에서 피드백 경로의 크기 응답 특성을 나타내는 고정 필터를 설계하였고 평균 군지연의 개념을 지연 필터에 적용하였다. 고정 필터는 고막 이식형 마이크로폰의 복잡한 크기 응답 특성을 고려하여 64 포인트 FIR 필터의 형태로 제작되었고 빠른 계산을 위해 64 포인트 radix-4 FFT를 이용한 고속 컨볼루션을 방식을 사용하였다. 적응 피드백 제거 시스템의 설계는 전이식형 인공중이의 이득으로 30 dB를 줄 때, 1 kHz 부근에서 15 dB 이상의 피드백 감쇠를 목적으로 하여 진행되었다.

설계한 적응 피드백 제거 시스템의 동작 확인을 위해 Matlab (MathWorks Inc., USA) 을 이용하여 모의 검증하였다. 적응 피드백 제거 시스템이 동작함에 따라 1 kHz 부근에서 19 dB 정도의 피드백 감쇠를 확인할 수 있었다. 또한 ISE 14.4 (Xilinx, USA)를 이용하여 설계한 적응 피드백 제거 시스템을 Verilog-HDL로 구현하였으며 Modelsim SE 10.1c (Mentor Graphics, USA) 를 이용한 컴퓨터 모의 검증을 시행하였다. 모의 검증 결과를 통해 구현한 적응 피드백 제거 모듈이 모듈에 입력되는 신호를 필터링하여 템

가중치를 갱신하며 피드백을 감쇠시키는 것을 확인할 수 있었다.

REFERENCE

[1] S.W. Chae, "A Review of Age-related Hearing Loss," *Journal of Korean Medical Association*, Vol. 54, No. 9, pp. 908-909, 2011.

[2] M.J. Jeon, E.J. Choi, and J. Sakong, "Incidence Rate of Noise Induced Hearing Loss in Korean Youths Using National Health Insurance Data," *The Journal of Korean Society for School Health Education*, Vol. 14, No. 2, pp. 93-112, 2013.

[3] D.H. Kim, Y.J. Lee, P.U. Kim, S.H. Lee, J.H. Cho and M.N. Kim, "Finite Element Analysis of Small Acoustic Filters for Hearing Protection Device," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 10, No. 2, pp. 200-208, 2006.

[4] J.M. Kates, *Digital Hearing Aids*, Plural Publishing Inc., San Diego, USA, 2008.

[5] D.D. Backous and W. Duke, "Implantable Middle Ear Hearing Devices: Current State of Technology and Market Challenges," *Current Opinion Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, Vol. 14, No. 5, pp. 314-318, 2006.

[6] 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.

[7] J.H. Cho, I.Y. Park, H.G. Lim, Y.H. Yoon, K.W. Seong, E.S. Jung, et al., “Research of Fully Implantable Middle Ear Hearing Device in Korea: Current Status,” *Journal of Rehabilitation Research*, Vol. 10, No. 3, pp. 90-106, 2006.

[8] R.L. Goode, M.L. Rosenbaum, and A.J. Maniglia, “The History and Development of the Implantable Hearing Aid,” *Otolaryngologic Clinics of North America*, Vol. 28, No. 1, pp. 1-16, 1995.

[9] K. Kroll, I.L. Grant, and E. Javel, “The Envoy® Totally Implantable Hearing System, St. Croix Medical,” *Trends in Amplification*, Vol. 6, No. 2, pp. 73-80, 2002.

[10] H.A. Jenkins, J.S. Atkins, D. Horlbeck, M.E. Hoffer, B. Balough, J.V. Arigo, et al., “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.

[11] J.H. Cho, *Easily-installed Microphone for Implantable Hearing Aids*, WIPO Patent Application 2014129785 A1, 2014.

[12] L. Ljung, *System Identification: Theory for the User*, Prentice Hall Inf and System Science Series, New Jersey, 1987.

[13] ASTM International, Standard Practice for Describing System Output of Implantable Middle Ear Hearing Devices, Designation: F2504-05, 2005.

[14] Vibrant Soundbridge, <http://www.medel.com/products-vibrant-soundbridge/> (accessed Jan., 04, 2016).

[15] D.W. Kim, *A Low Power and Subminiature Processor for Fully Implantable Middle Ear Hearing Device Using Successive-FFT Based Wide Dynamic Range Compression*, Doctor’s Thesis of Kyungpook National University, 2014.



김 태 운

2013년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
 2015년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
 2015년~현재 뉴라텍 SoC연구사업팀 연구원

관심분야 : 생체신호처리시스템, 이식형 보청기



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1996년 ~현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실
 주임교수

관심분야 : 생체신호처리시스템, 의학영상처리



조 진 호

1977년 2월 경북대학교 공업교육학과 졸업(공학사)
 1979년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
 1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1984년~현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

관심분야 : 의용전자, 생체신호처리, 이식형 보청기