

## 이식형 인공중이용 음성신호 처리 모듈을 위한 직접 메모리 액세스 기반의 FIR 필터 설계

김종민\* · 박일용\*\*\* · 윤영호\*\* · 김민규\* · 임형규\*\* · 한지훈\*\* · 김명남\*\*\*\* · 조진호\*\*\*\*,\*\*\*\*\*†

### Design of FIR filter using direct memory access for voice signal processing module in implantable middle ear hearing devices

Jong-Min Kim\*, Il-Yong Park\*\*\*, Young-Ho Yoon\*\*, Min-Kyu Kim\*, Hyung-Gyu Lim\*\*,  
Ji-Hun Han\*\*, Myoung-Nam Kim\*\*\*\*, and Jin-Ho Cho\*\*\*\*\*,\*\*\*\*\*†

#### Abstract

An FIR filter for digital voice signal processing has been designed and implemented using a microcontroller in implantable middle ear hearing devices (IMEHDs). The designed digital voice signal processing filter which has fast and accurate filtering operation and controllable filter characteristics has been implemented using a hardware multiplier and a direct memory access (DMA) in the low power microcontroller, MSP430F169. It has been confirmed that each of the implemented 6-orders Remez FIR filters with 1 channel and 2 channels can be applied to the voice signal processing module of IMEHDs based on the evaluation results of the filtering performance experiment.

**Key Words :** implantable middle ear hearing devices (IMEHDs), MSP430F169, direct memory access (DMA)

## 1. 서 론

우리 사회는 산업화, 고령화 되어감에 따라 난청자의 수가 급증하고 있어 이들을 위한 청각 보조 장치들의 개발이 필요하게 되었다. 현재 몇몇 청각 보조 장치들이 개발되어 상용화 되어 있기는 하나, 여러 가지 문제점이 내재되어 있다. 음의 왜곡, 하울링, 착용상의 불편함 등이 대표적이다.

최근 반도체 제조 기술의 발전과 생체 적합성이 있는 충전 배터리가 개발되면서 시스템을 체내에 완전히 이식할 수 있는 인공중이 시스템 개발이 현실화 되고 있다<sup>[1-3]</sup>. 인공중이 시스템은 공기전도형 보청기에 비해

음향 왜곡과 피드백에 의한 하울링 현상이 거의 일어나지 않으며 청음명료도가 우수하여 자연음에 가까운 소리 신호를 재현할 것으로 기대를 모으고 있다<sup>[4-6]</sup>.

이식형 인공중이에 사용될 신호 처리 모듈은 적어도 4 kHz까지의 신호를 왜곡 없이 처리할 수 있어야 한다. 또한 이식형 인공중이는 체내에 이식되므로 장치의 부피가 작아야 하며 결합 코일에 의해 충전되는 배터리를 사용하기 때문에 매번 충전 후 사용 시간을 연장하기 위하여 신호 처리기의 소비전력을 최소화시켜야 한다.

한편 난청자마다 청력 특성이 다르기 때문에 난청 특성 보상을 위해 다양한 주파수 특성을 가질 수 있는 디지털 음성 신호처리 모듈의 개발이 요구되고 있다. 이와 더불어 실시간 음성 신호처리가 되어야 하므로 필터의 계산량은 적고 간단하여야 한다. 박 등<sup>[7]</sup>은 DSP 칩에 의한 디지털 보청기를 구현하였다. 그러나 이는 전력소비가 많았을 뿐만 아니라 포켓 사이즈로 부피가 컸다. 또한 이 등<sup>[8]</sup>은 꺾음형 디지털 신호처리 칩을 위한 여러 가지 알고리즘을 개발하고 있으나 앞으로 ASIC 구현의 과제가 남아있다. 한편 강 등<sup>[9]</sup>은

\*경북대학교 대학원 의용생체공학과 (Dept. of Medical and Biological Engineering, Graduate School, Kyungpook National University)  
\*\*경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)  
\*\*\*경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구센터 (Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)  
\*\*\*\*경북대학교 의과대학 의공학교실 (Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Kyungpook National University)

†Corresponding author: jhcho@ee.knu.ac.kr  
(Received : January 11, 2006, Accepted : February 20, 2006)

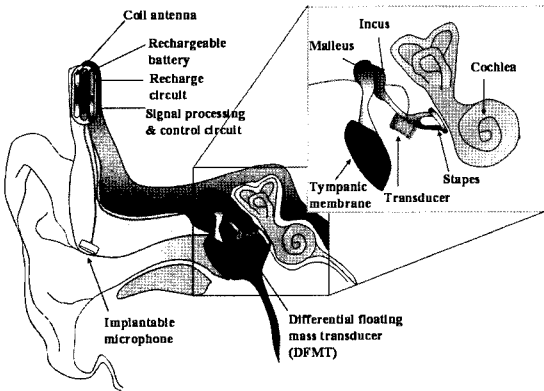


그림 1. 완전 이식형 인공중이 시스템의 구조  
Fig. 1. The structure of fully implantable middle ear device.

범용의 DSP 칩을 사용하여 필터를 구성하거나 국산 초소형 디지털 보청기 칩의 개발에 의하여 보청기용 신호 처리기를 구현하는 것이 아닌 저전력 마이크로컨트롤러를 사용하여 단일 채널 인공중이용 디지털 필터를 구현하였다. 그러나 이때 샘플링 주파수는 11 kHz 정도에 지나지 않았다.

본 논문에서는 저전력 마이크로컨트롤러인 MSP430 F169 내에 있는 DMA와 곱셈기를 사용하여 1 채널일 경우 샘플링 주파수가 33.33 kHz, 2 채널일 경우 25 kHz인 FIR 필터에 의한 디지털 음성 처리 모듈을 구현하였다. 이는 기존에 제안된 필터의 성능과 비교하여 우수하며 이식형 인공중이에 사용될 수 있음을 확인하였다.

## 2. 난청자의 청력특성에 따른 청력 보상

그림 1은 난청자의 측두골 피하와 중이 내에 완전히 이식되는 인공중이이다. 이는 피하에 설치된 마이크로폰과 신호 처리기 및 중이 이소골에 설치되는 진동체로 구성된다. 일반적으로 인공중이용 마이크로폰과 진동체의 특성은 대역이 제한되는 저역 필터의 특성을 나타내며 난청자의 난청 특성 또한 다양하다. 그러므로 신호 처리기는 난청자의 청력 특성을 용이하게 보상할 수 있도록 원하는 주파수 특성을 프로그램에 의하여 적절하게 변화시킬 수 있는 디지털 필터를 내장할 필요가 있다.

이식형 인공중이의 착용대상자는 중고도의 난청자로서 그림 2는 예상되는 착용대상자의 주파수에 따른 청각 손실 범위<sup>[10]</sup>를 나타내고 주로 감음신경성난청자로 예상되며 이들은 고주파대역에서 감쇄가 크기 때문에

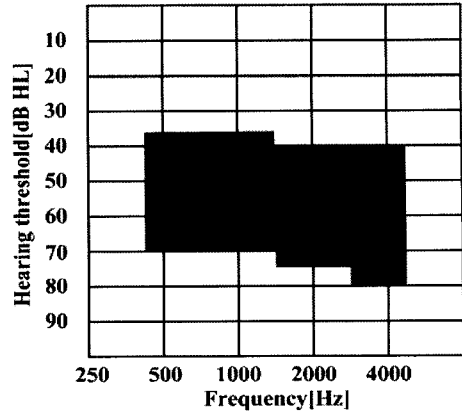


그림 2. 인공중이 적용 가능한 난청자의 청력 손실 범위  
Fig. 2. Hearing loss level range of auditory impaired persons who are applicable to IMEHDs.

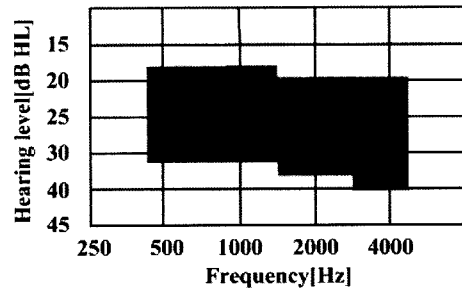


그림 3. 주파수에 따른 신호 처리 모듈의 필요 이득  
Fig. 3. Compensating gain of signal processing module for frequency.

이식형 인공중이의 신호처리부의 주파수 특성은 고주파의 이득을 조절할 수 있게 설계되어야 한다.

일반적으로 보청기에서는 이러한 난청 특성을 갖는 난청자들에게 필요한 보상음압은

$$P_w = \frac{P_a}{2} \tag{1}$$

와 같은 Laybarger의 half gain 공식<sup>[11]</sup>에 의해 구해진다. 여기서  $P_a$ 는 난청자의 청각역치이고  $P_w$ 는 필요한 보상음압을 나타낸다. 식 (1)을 이용하여 음성 신호 처리 모듈에서 보상해 주어야 할 주파수에 따른 필요 이득을 그림 3에 나타내었다.

그림 3에서와 같이 음성 신호 처리 모듈에 사용될 필터는 고주파 영역을 보강시킬 수 있는 고역 증강 필터와 같은 특성을 가져야 한다. 그리고 각각의 난청자는 주파수에 따라 난청 특성이 다르기 때문에 다양한 주파수 특성 나타낼 수 있는 필터가 적합하다. 그림 4

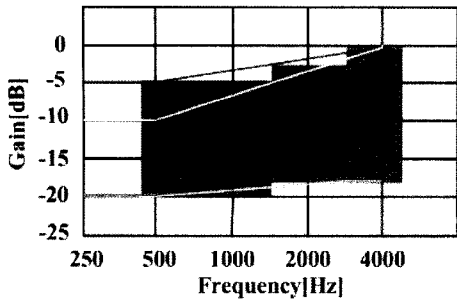


그림 4. 필요이득 범위 내에서의 다양한 필터 특성  
Fig. 4. Variable characteristics of filter in compensted gain range.

에서는 필요 이득 범위 내에서 나타날 수 있는 다양한 필터 특성 중 네 가지 예를 보여주고 있다.

Half gain 공식에 의해 필터에서 처리해 주어야 하는 최대 가변 범위는 20 dB 정도가 된다. 이 범위 안에서 여러 형태의 고역 통과 필터의 특성을 나타낼 수 있다면 필요이득의 전 영역을 보상할 수 있게 된다.

### 3. 디지털 음성 신호 처리 모듈 설계

이식형 인공중이의 음성 신호 처리 모듈은 마이크로폰으로부터 들어온 입력 신호를 증폭시켜 주는 프리앰프부, 입력 신호의 주파수 특성을 조절하는 필터, 그리고 필터의 출력을 트랜스듀서로 내보내는 출력앰프부의 크게 세 부분으로 그림 5와 같이 구성된다.

마이크로폰으로 들어온 음성 신호는 프리앰프부에 의해 필터링 및 증폭되어 AD컨버터를 통해 디지털 필터에 입력된다. 이후 고역이 증강된 주파수 특성을 가지는 디지털 필터를 거쳐 출력앰프부를 통해 진동 트랜스듀서에 전달된다.

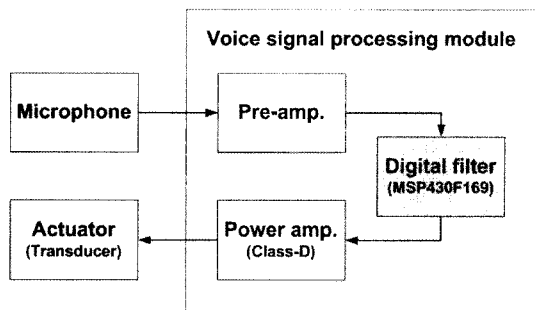


그림 5. 디지털 음성 신호 처리 모듈의 블록다이아그램  
Fig. 5. Blockdiagram of digital voice signal processing module.

### 4. 마이크로 컨트롤러 기반의 FIR 필터 설계

이식형 인공중이 특성상 전력 소비를 최소로 줄이는 설계가 고려되어야 하기 때문에 TAXAS INSTRUMENT사의 저전력 고성능 마이크로컨트롤러인 MSP 430F169 칩을 이용하여 필터를 설계하였다. MSP430 F169 내에는 여러 가지 유용한 모듈들이 탑재되어 있다. 그 중에서도 12-bit ADC와 12-bit DAC, 32-bit 곱셈기 그리고 DMA를 사용하여 디지털 필터를 설계할 수 있다. 필터링 과정에 이용될 필터 계수는 16-bit의 정밀도로 표현된다.

#### 4.1. 기존의 FIR 필터

마이크로컨트롤러를 사용하여 설계된 기존의 FIR 필터는 CPU만을 이용하여 필터 연산을 하는 간단한 알고리즘으로 동작하기 때문에 프로그래밍이 간단한 반면 설정 가능한 샘플링 주파수가 낮아서 신호 처리에 어려움이 따르게 된다. 따라서 고성능의 신호 처리를 위해 좀 더 빠른 연산 처리에 의해 높은 샘플링 주파수를 설정할 수 있는 FIR 필터의 설계가 절실하다. 그림 6에 CPU만을 이용하는 기존의 FIR 필터를 블록 다이어그램으로 나타내었다.

#### 4.2. DMA와 곱셈기를 이용한 FIR 필터

메모리에 저장된 데이터를 고속으로 전송하는 일종의 데이터 전송로와 같은 모듈인 direct memory access (DMA)를 이용하게 되면 CPU의 동작이 멈춘 상태에

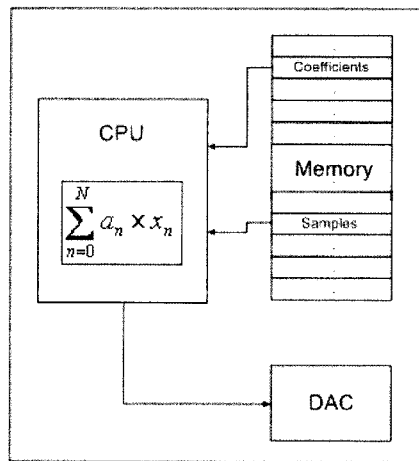


그림 6. CPU만을 이용하여 설계된 필터의 블록다이아그램  
Fig. 6. Blockdiagram of the filter designed by using only CPU.

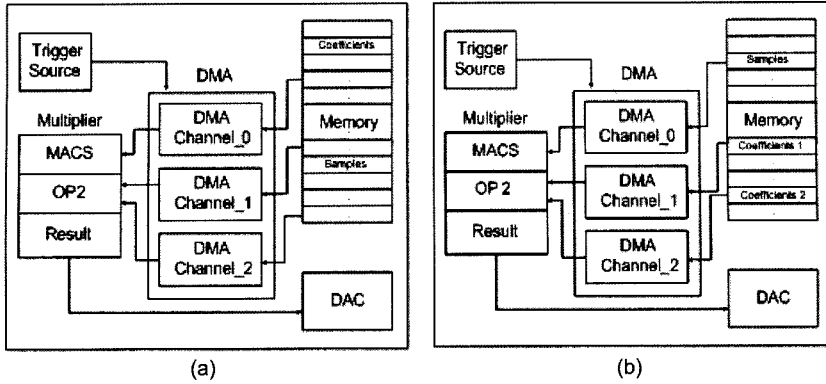


그림 7. (a) DMA를 이용한 1 채널 FIR 필터와 (b) 2 채널 FIR 필터의 블록다이어그램  
 Fig. 7. Blockdiagrams of filters which designed (a) with 1 channel using DMA and (b) 2 channel using DMA.

서도 독립적으로 데이터를 전송할 수 있어 필터의 성능을 극대화할 수 있다. 그리고 CPU에서 곱셈을 연산하는 것 보다는 하드웨어 곱셈기를 사용하는 것이 연산 속도를 더욱 높여주게 된다.

DMA에는 세 개의 채널이 존재하며 각 채널은 독립적인 동작이 가능하다. 그림 7의 (a)에 나타난 것처럼 싱글 채널 FIR 필터의 경우 하나의 DMA 채널은 필터 계수들을 곱셈기로 전달해 주고 나머지 두 채널은 ADC에서 변환된 입력 신호의 샘플들을 곱셈기로 전달하게 된다. 곱셈기에서 계산된 결과를 DAC로 전달하여 원하는 주파수 특성을 가지는 출력 신호를 얻게 된다. 이와 달리 그림 7의 (b)와 같이 DMA의 채널 사용 방법을 변형하여 하나의 DMA 채널로 입력 신호의 샘플을 곱셈기로 전달하고 나머지 두 채널은 필터 계수를 전달함으로써 듀얼 채널의 FIR 필터를 손쉽게 설계할 수 있다. 1 채널의 FIR 필터는 처리 속도 면에서 탁월하고 2 채널의 FIR 필터는 보다 다양한 주파수 특성을 가질 수 있기 때문에 다양한 난청 특성에 적절히 대응되는 필터 특성을 나타내기에 유리하다.

FIR 필터의 경우 필터 계수가 가운데를 기준으로 대칭으로 같기 때문에 좀 더 효율적으로 계산하는 방법을 적용하였다. DMA의 채널 0을 이용해 곱셈기에 첫 번째 필터 계수를 전달하고 DMA 채널 1을 이용하여 첫 번째 샘플을 전달하여 곱셈을 한 후, 필터 계수는 그대로 남겨 두고 DMA 채널 2를 이용하여 마지막 샘플을 곱셈기에 전달하여 계산하면 두 개의 샘플을 계산하는데 네 번의 DMA 전송이 세 번으로 줄어들게 되어 필터 연산 속도가 좀 더 빨라지게 된다.

제안된 방식의 FIR 필터링이 이루어지는 과정을 그림 8에 나타내었다. 우선 입력 신호를 디지털 코드로 변환하고 7개의 변환된 입력 신호의 샘플과 필터 계수

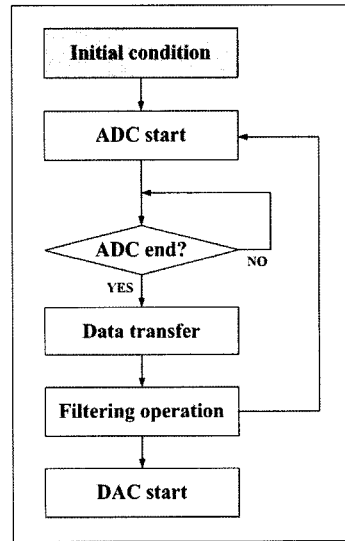


그림 8. 제안된 필터를 구현하기 위한 흐름도  
 Fig. 8. Flow chart of proposed filter for implementation.

를 DMA를 이용해서 곱셈기로 각각 전송하고 곱셈기에서 필터 연산을 처리한 후 그 결과를 다시 아날로그 신호로 변환함으로써 하나의 필터링 주기가 된다.

각각의 필터링 과정에서 시간을 효율적으로 배정함으로써 필터링 속도를 한층 더 높일 수 있다. 첫 번째 입력 신호를 디지털 신호로 변환한 후 인터럽트를 발생시켜 다음 과정인 필터 연산을 시작한다. 필터 연산이 마치고 나면 처리 결과를 다시 아날로그 신호로 변환하는 과정이 끝나기 전에 두 번째 입력 신호의 디지털 변환을 실시하여 그 만큼의 시간을 줄일 수 있게 되고 필터링 속도는 높아지게 된다. 위의 과정을 그림 9에 나타내었다.

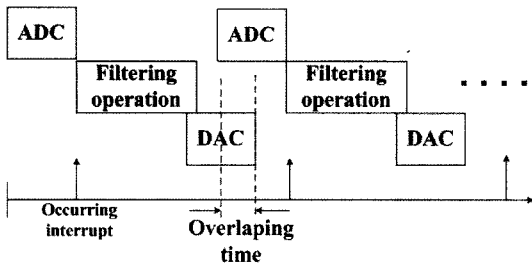


그림 9. 제안한 알고리즘을 적용한 필터링 순서도  
Fig. 9. Timing chart of filtering procedure applying proposed filtering algorithm.

### 5. 실험 결과

#### 5.1. 필터 성능 비교 실험

기존에 사용하던 방식대로 CPU만을 사용하여 구현한 필터와 본 논문에서 제안한 방식대로 구현한 필터의 성능을 평가하기 위하여 두 필터에 동일한 크기의 1 kHz 정현파를 입력 신호로 주고 그 출력을 비교해 보았다. 이때 마이크로컨트롤러에 공급되는 클럭의 주파수는 8 MHz였고, 필터의 출력파형을 관찰한 결과 DMA를 사용한 경우에는 7 kHz의 입력 신호에서도 앨리어싱이 발생하지 않는 것을 확인하였다. 비교 결과, 제안된 방식의 필터가 기존의 방식으로 구현된 필터보다 필터링 연산 처리 속도 면에서 우수하다는 것을 확인할 수 있었다. 그리고 제안된 방식으로 필터를 구현하게 되면 샘플링 주파수가 훨씬 더 높아져 필터 출력 파형이 입력 파형과 비교하였을 때 큰 차이가 나지 않는 것을 알 수 있었다. 두 필터의 입력과 출력 파형을 그림 10에 나타내었다.

#### 5.2. 비교 실험 결과

제안한 방식으로 구현된 1 채널 필터의 경우 기존 방식으로 구현된 필터의 샘플링 주파수인 10.99 kHz보다 3배 이상의 우수한 성능인 33.33 kHz의 샘플링 주파수를 나타내는 것과 구현된 필터를 사용하게 되면 인간의 가청 영역 상당 부분을 표현할 수 있는 것을 확인하였다. 구체적인 비교 실험 결과를 표 1에 정리하였다.

1 채널 필터는 샘플링 주파수 면에서 뛰어난 우수성을 나타내고 2 채널의 경우는 싱글 채널일 때 보다는 못하지만 25 kHz의 샘플링 주파수를 보여 줌으로써 기존의 CPU만 사용하여 구현한 필터보다 두 배 이상의 높은 샘플링 주파수를 가지면서 두개의 채널을 사용한 다양한 주파수 특성을 가질 수 있어 다양한 난청 특성을 보상해 줄 수 있게 된다. 채널수에 따른 필터의 성능 비교 실험 결과는 표 2와 같다.

표 1. DMA 사용 유무에 따른 필터 성능 비교  
Table 1. MSP430F169 filter benchmarks in using DMA

	Unused DMA	Used DMA
Taps (#)	7	7
CPU Clocks (#)	728	240
Sampling Rate	10.99 kHz	33.33 kHz

표 2. 채널 수에 따른 필터 성능 비교  
Table 2. MSP430F169 filter benchmarks in number of channel

	Single Channel	Dual Channel
Taps (#)	7	7 (x2)
CPU Clocks (#)	240	320
Sampling Rate	33.33 kHz	25 kHz

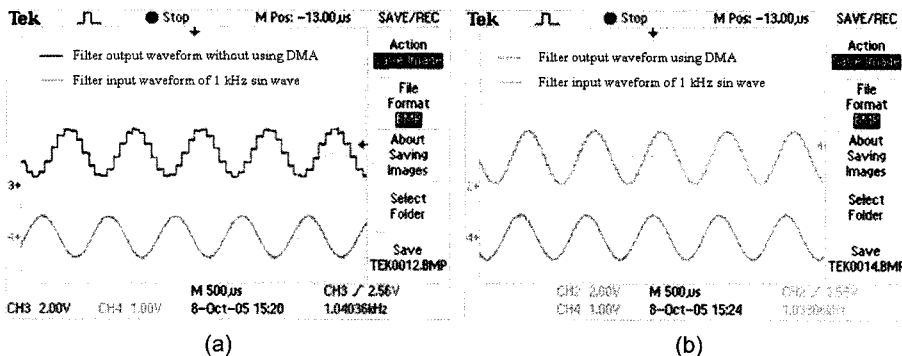


그림 10. (a) DMA를 사용하지 않고 구현된 필터의 거친 출력 파형과 (b) DMA를 사용하여 구현된 필터의 보다 우수한 출력 파형  
Fig. 10. (a) Rough output waveform caused by low sampling rate of filter without using DMA and (b) much better result of implemented filter with 1 channel using DMA.

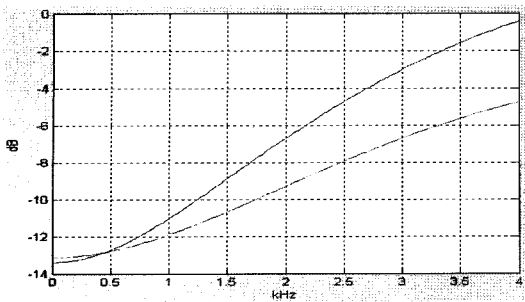


그림 11. 컴퓨터 시뮬레이션 결과  
Fig. 11. The results of simulation using MATLAB.

### 5.3. 필터 특성 시뮬레이션 및 실제 특성 측정

신호처리에 사용된 디지털 필터는 Remez 알고리즘을 사용하여 필터의 차수  $M$ , 저지대역 차단 주파수  $f_{\text{stop}}$ , 통과대역 차단 주파수  $f_{\text{pass}}$ , 샘플링 주파수  $f_s$ 의 값을 설정한 후 MATLAB 프로그램을 이용하여 필터를 설계하였다<sup>[12]</sup>. 연산 시간과 응답 특성 등을 고려하여 필터의 차수는 6차로, 저지대역 차단 주파수는 500 Hz로, 통과대역 차단 주파수는 3 kHz로 설정하였고 샘플링 주파수는 33.33 kHz로 설정하였다. 그림 11은 MATLAB을 이용한 컴퓨터 시뮬레이션 결과이다.

본 논문에서 제안한 방식으로 구현된 음성 신호 처리 모듈용 FIR 필터의 주파수 특성을 알아보기 위하여 audio analyzer(system two 2222, Audio Precision Inc.)를 사용하여 주파수 변화에 따른 이득의 크기 변화를 구하여 보았다. 그림 12에 나타난 것처럼 구현된 필터의 특성 곡선은 의도한 대로 고역에서의 이득이 높아지는 특성을 보였다. 그러나 컴퓨터 시뮬레이션 결과와 실제 필터의 주파수 특성이 정확하게 일치하지는 않는

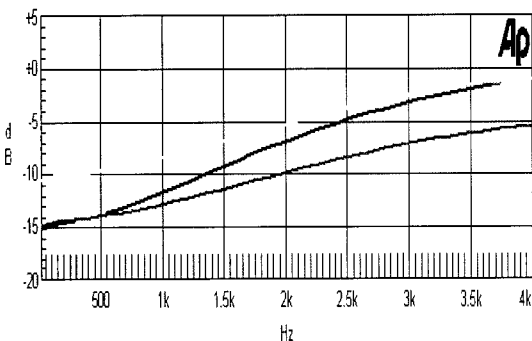


그림 12. 마이크로컨트롤러로 구현된 필터의 주파수 대 이득 특성 곡선  
Fig. 12. Characteristic curves of gain versus frequency for the filter using microcontroller.

다는 것을 알 수 있다. 이러한 차이는 마이크로컨트롤러 내에 있는 16-bit 곱셈기의 32-bit 연산 결과를 12-bit DA컨버터를 통하여 처리하였기 때문에 그 만큼의 오차로 인하여 발생한 것으로 예상된다.

## 6. 결 론

본 논문에서는 완전이식형 인공중이 시스템을 위한 마이크로컨트롤러 기반의 디지털 음성 신호 처리 모듈용 FIR 필터를 설계, 구현하였다. 난청자의 다양한 청력 손실 특성을 보상하고 필터 연산 처리 속도를 높일 수 있도록 마이크로컨트롤러 내부의 DMA와 곱셈기를 이용하였다. 또한 구현된 FIR 필터의 주파수 특성을 검증하기 위해 컴퓨터 시뮬레이션 결과와 audio analyzer를 사용하여 실제 주파수 특성을 측정된 결과를 비교하여 거의 동일한 특성을 나타냄을 확인하였다. 이러한 성능 평가 실험을 통해 본 논문에서 설계된 필터가 인공중이용 음성 신호 처리 모듈에 충분히 사용할 수 있음을 확인하였다.

향후 필터의 채널수를 늘여 보다 다양한 필터 특성을 가지는 FIR 필터를 설계하여 청력 보상의 자유도를 높이는 연구를 실시함으로써 더욱 실용성 있는 디지털 음성 신호 처리 모듈의 구현이 가능할 것으로 보인다.

## 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원(고유번호: 02-PJ3-PG6-EV10-0001)에 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, February, 1995.
- [2] A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids", *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, June, 1997.
- [3] J. Suzuki, "Middle ear implant: Implantable hearing aids", Karger Inc., Tokyo, 1988.
- [4] B. S. Song, "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, June, 2002.
- [5] 조진호, 송병섭, 김명남, 원철호, 박세광, 이상훈, "전

자 트랜스듀서 방식에 의한 청각보조용 이식형 인공중이 시스템 설계”, 센서학회지, 제6권, 제6호, pp. 466-475, 1997.

- [6] 임형규, 김종민, 김민규, 윤영호, 박일용, 송병섭, 조진호, “완전 이식형 인공중이를 위한 배개형 비접촉 충전장치의 설계”, 센서학회지, 제14권, 제2호, pp. 78-84, 2005.
- [7] Y.-C. Park, “A digital hearing aid with 8-band curvilinear loudness fitting”, *ISCE'97-Proceedings of 1997 IEEE international Symposium on Consumer Electronics*, pp. 39-42, December, 1997.
- [8] 이상민, “시간 지연과 시변 상관성 제거 필터를 이용한 디지털보청기용 캐환제거 알고리즘”, 전자공학회 논문지, 제42권, SC 제4호, pp. 45-50, 2005년 7월.
- [9] 강호경, “완전 이식형 인공중이용 저진력 프로그래머블 음성 신호 처리기”, 석사학위논문, 경북대학교, 2004년 12월.
- [10] D. A. Chen, “Phase I clinical trial results of the envoy system: A totally implantable middle ear device for sensorinural hearing loss”, *The American Academy of Otolaryngology Head and Neck Surgery Foundation Inc.*, pp. 904-916, 2004.
- [11] K. W. Berger, “Prescriptive hearing aid selection strategies”, *Amplification for the Hearing-Impaired*, Third Edition, pp. 273-293, Grune & Stratton Inc., 1988.
- [12] V. K. Ingle, “MATLAB을 이용한 디지털 신호 처리”, 시그마프레스, 1998.



**김 종 민**

- 2004년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정
- 주관심분야 : 마이크로컨트롤러, FPGA, 완전이식형 인공중이



**박 일 용**

- 1998년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2000년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 2004년~현재 경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구소 연구교수
- 주관심분야 : 완전이식형 인공중이, 고속 영상처리, DSP 하드웨어, 생체신호처리 & 계측, 영상처리 프로그래밍



**윤 영 호**

- 1996년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 1999년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2001년 경북대학교 대학원 전자공학과 박사 수료
- 2004년~현재 첨단 감각기능 회복장치 연구소 전임연구원
- 주관심분야 : 통신, 신호처리, FPGA, 완전이식형 인공중이



**김 민 규**

- 2000년 영남대학교 기계공학과 졸업 (공학사)
- 2003년 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(공학석사)
- 2004년~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정
- 주관심분야 : MEMS, 완전이식형 인공중이, 재활공학, 유한요소해석



**임형규**

- 2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2004년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 통신, 무선 전력전달 시스템, 완전이식형 인공증이



**한지훈**

- 2004년 영남대학교 전기전자공학부 졸업 (공학사)
- 2006년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2006년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 마이크로컨트롤러, 무선 통신, 완전이식형 인공증이



**김명남**

- 1988년 경북대학교(공학사)
- 1990년 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 1995년 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
- 1996년~현재 경북대학교 의대 의공학교실 교수
- 주관심분야 : 생체신호처리시스템, 의학 영상처리



**조진호**

- 1977년 경북대학교(공학사)
- 1979년 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 1988년 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
- 2002년~현재 경북대학교 첨단감각기능회복장기연구소 소장
- 주관심분야 : 생체신호처리, 의용센서시스템, 인공증이시스템 등