

청각보철 장치용 어음발췌기의 하드웨어 구현

°신중인, 박상희
연세대학교 공과대학 전기공학과

H/W Implementation of Speech Processor for Cochlear Implant

°J.I.Shin, S.H.Park
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei Univ.,

ABSTRACT

In this paper, a speech processor which is the most important part of the cochlear implant is developed, to recover auditory ability for the sensorineural disorders who have damaged for their inner ear. This system consists of the analog and digital signal processing part, of which functions is the pre-processing and the main processing, respectively. The main processing is performed in DSP processor (TMS320C31-40) by using S/W. Because the program is used in this system, it is possible to cope with the individual status of the patients, very easily.

서 론

청각계의 구성은 크게 외이, 중이, 내이로 나눌 수 있는데, 이 중에서 내이의 손상에 의한 감각성 난청환자(Sensorineural Disorders)가 된 경우에도 청각보철 장치를 이용하여 사람의 음성을 어느 정도 구별하는 것은 가능한 것으로 밝혀져 있다 [1][2]. 본 연구는 이러한 감각성 난청환자들을 위한 청각보철 장치의 중요부분인 음성신호처리기용 H/W 개발이 목적이다. 외이와 중이의 역할은 증폭과 filtering, 내이의 역할은 기저막의 물리적 특성에 따라 시간지연이 된 filter bank 및 transducer로 생각할 수 있다[3][4]. 본 연구에서는 외이와 중이 부분은 analog 회로로 구현하고, 내이는 음성 신호를 주파수 대역별로 분할하여 코딩하는 방식인 multi-filter 방식으로 modelling한 후 digital 시스템으로 설계하고 H/W를 제작하여 실시간 신호처리를 하였다.

본 론

본 연구 결과인 DSP 프로세서를 채용한 하드웨어의 전체 블록도는 그림 1과 같다. 이 시스템은 전처리부인 analog 신호처리 부와 주 신호처리부인 digital 신호처리 부로 구성되어 있으며, 주 신호처리는 DSP 프로세서에서 S/W로 수행된다.

1. Hardware

- Analog 신호처리부

귀의 외이와 내이는 증폭, filtering, 자동이득조절(AGC)등의 기능을 수행하는데, 이에 대응하는 처리를 analog 신호 처리부에서 행한다. 이 회로는 Pre-Amp., LPF, ALC(Automatic Level Control), Clamp 회로 등으로 구성한다. LPF는 2차 Butterworth Active LPF ($f_c = 4.5\text{kHz}$)이며, 위상지연 특성은 $\tau_p = -90^\circ$, 군지연 특성은 $\tau_g = 41\text{usec}$ 이다. 대체로 선형 특성을 보임을 알 수 있다. AGC용 회로는 $G_{vo} = 80\text{dB}$ (개회로전압이득), $R_{ALC} = 45\text{dB}$ (A LC범위)인 BA3308F를 채용했다. 또한 analog 입력이 일정한 offset을 갖도록 Low-Level Clamp를 사용하여 최저 전압 수준을 고정한다.

- Digital 신호처리부

DSP 프로세서로는 T.I사의 32bits TMS320C31-40 (40MHz), analog 입력 음성신호를 고속 digital 표본화하기 위해서 Analog Devices(A.D.)사의 A/D 변환기인 AD678(12bits, 200kS/S, $t_s = 5\text{us}$)를 사용했다. 신호처리된 최종 출력은 Digital 및 analog 신호 두 가지로 출력 가능하며, D/A 변환은 A.D.사의 D/A 변환기인 AD667(1 channel, 12bits, $t_s = 3\text{us}$) 및 AD7247 (2 channel, 12bits, $t_s = 10\text{us}$)를 사용했다. PC등 외부기기와의 접속은 RS-232C 직렬 포트를 이용할 수 있으며, memory는 DRAM(256 kbytes) 및 SRAM(32kByte, 4EA)을 사용하였다.

2. Software(Algorithm)

음성 신호처리의 기본 구간인 1 frame은 25msec로 설정한다. 음성신호의 formants를 보다 쉽게 찾을 수 있도록 pre-emphasis를 하여 고주파성분을 강조 한다. center clipping으로 spectrum flattening을 한 후 Autocorrelation을 하고, 이 신호를 이용하여 단구간인 1 frame 내의 pitch를 검출한다. 한편, $20\text{Hz} \sim 4.5\text{kHz}$ 구간에 대하여 bark scale을 갖는 8 channel의 multi-filter를 설계하여 pre-emphasis된 동일 구간의 신호에 대하여 각 주파수 대역별로 신호를 추출한다. 그리고 각 대역별로 에너지 계산을 하여 사용 가능한 큰 값을 갖는 3개의 대역만을 선택한다. 선택된 3개의 대역에 대해서만 앞서 계산된 pitch와 동기화된 신호를 출력하도록 하면(Pitch-Synchronous Multi-Spectra Method, PSMS), formants 정보와 pitch 정보가 포함된 multi-channel의 출력을 얻을 수 있다. 본 연구의 방식은 multi-filtering 된 신호를 근거로 pitch와

일치되는 부분의 신호만 출력하는 Pulsatile 방식과, 선택된 3 대역의 모든신호를 출력하는 Compressed Analog(CA) 방식을 선택적>Selectable Analog / Pulsatile Method, SeAP)으로 적용할 수 있다. 입력 신호의 intensity 정보는 환자의 특성에 따라 수용 수준이 다를 수 있으므로 H/W 적인 조정작업이 뒤따라야 한다.

실험 및 결과 고찰

컴퓨터에 미리 내장시킨 음성 샘플을 이용하여 모의 실험을 수행하였다. 음성 샘플($f_s = 10 \text{ kHz}$)은 한국어 단모음(vowel, 5000샘플) / 자음(CV, 7000 샘플) / 연속음(8000샘플)들을 사용하였다. 실험 테이터들 중에서 단모음 /아/ 샘플의 pulsatile 방식의 최종 출력과 spectrogram은 그림 2, 3과 같다. spectrogram과 multi-channel 출력의 pattern이 유사함을 알 수 있다. Mic 입력 신호로 실시간 실험한 경우의 두 channel(channel 1, 2)의 최종 출력을 oscilloscope로 관찰한 그림은 그림 4와 같다. pitch 와 동기된 출력이 나오고 있음을 알 수 있다. 프로그램 언어를 C 언어로 사용했음에도 40MHz clock 을 사용 할 때, 전체 algorithm을 연산한 결과는 약 35만 instruction으로서, 1 frame (25msec, 500,000 inst.) 전체 용량의 약 70%만을 사용하고 있으므로 저가형의 C31 프로세서를 사용해도 무리가 없음을 알 수 있다. 이는 곧, 상품화 시에는 환자의 상태에 프로그램 수정이 대단히 용이하며, 또한 제품의 저가격화가 가능함을 의미한다.

결 론

실험 데이터인 단모음/자음/연속음등의 spectrogram과 H/W를 통해 출력된 multi-channel 출력의 pattern이 유사한 것으로 보아 적절한 신호가 출력된다고 할 수 있으며, 음성 신호 처리 부분은 프로그램으로 동작되므로 환자의 개인적인 특성에 따른 적응(filter-bank의 대역폭 변경, channel수의 변경 등)이 아주 쉽다는 장점이 있다. 특히, 본 연구에서는 H/W prototype을 제작하여 상품화의 가능성을 확인하였다.

본 연구는 1995년 보건복지부에서 시행한 G7 의료공학기술개발사업(HMP-95-G-2-31)의 3 차년도 연구결과임을 밝힙니다.

참 고 문 헌

- [1] Blake S. Wilson et al., "Speech Processors for Cochlear Prostheses", Proceedings of IEEE, Vol.76, NO.9, Sep.1988
- [2] Hugh J. McDermott et al., "A portable programmable digital sound processor for Cochlea implant research", IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering, Vol.1 NO.2, June 1993
- [3] G.V.Bekesy, *Experiment in hearing*, Robert E. Krieger Pub., Huntington, New York, 1980.
- [4] J.G.Webster, *Electronic Device for Rehabilitation*, A Wiley Medical Pub., 1985.

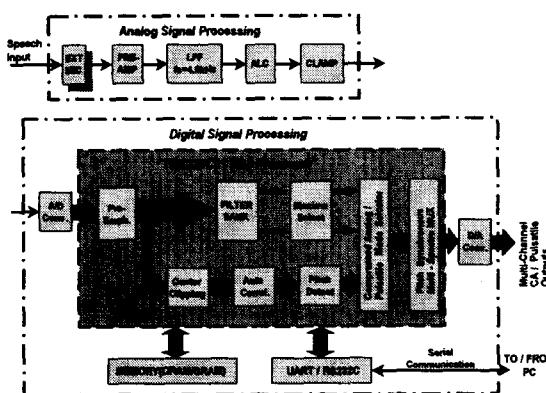


그림 1 시스템의 전체 블럭도

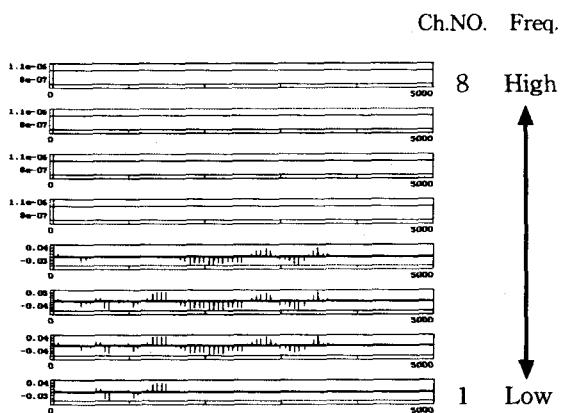


그림 2. 단모음 /아/의 channel별 출력

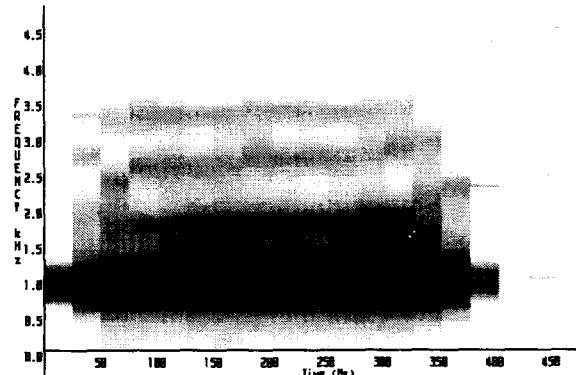


그림 3 단모음 /아/의 Spectrogram

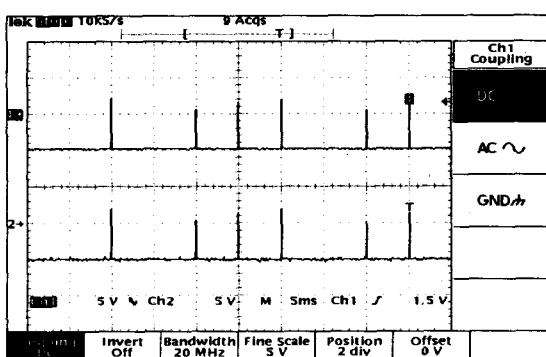


그림 4. 단모음 /아/의 실시간 출력(channel 1, 2)