

QMF를 이용한 청각 보철용 음성 신호 처리의 실시간 구현

황성배^o · 최두일 · 채대곤 · 김영선 · 백승화* · 박상희
연세대학교 전기공학과 · * 명지 대학교 제어계측공학과

Real-time Implementation of the Speech Signal Processor for Cochlear Prosthesis using QMF

S.Hwang^o · D.Choi · D.Chae · Y.Kim · S.Baek* · S.Park

Dept. of Electrical Eng. Yonsei Univ.

* Dept. of control & Instrumentation Eng. Myongji Univ.

=Abstract=

We have designed the speech signal processor for cochlear prosthesis using quadrature mirror filter (QMF). And it is real-time implemented using DSP macros TMS 320C30.

I. 서 론

다중 전극 청각 보철을 위한 음성 신호 처리 기법은 음성 신호의 단구간으로부터 특징 정보를 추출하는 block 처리 기법과 filter bank 를 이용하는 방법등이 있다[1].

filter bank를 이용한 청각 보철 시스템은 주파수를 대역 별로 분할하여 채널의 전극으로 자극 신호를 가하게 되는데, 이는 channel간 간섭 효과가 발생할 수 있고, 다중 무선 채널의 경우 이식되는 코일의 크기가 문제가 되기 때문에 4 채널 이상으로 설계하기 힘들다[2].

세계적으로 유명한 호주 Melbourne-clark-Nucleus 시스템은 block 처리 기법을 이용하여 특징 정보를 추출한 뒤, 이식된 receiver-stimulator로 전송하고 있다[3].

그러나, 특별한 특징 정보를 추출하기 어려운 자음의 경우 intensity 만으로 코딩하기 때문에 인식을 또한 떨어지게 된다[4].

본 연구에서는 Digital type 의 22 Channel filter bank 를 QMF 를 이용하여 설계하고 TMS320C30 을 이용하여 실시간 구현한다. 또한 filter bank 방식의 단점을 제거하기 위하여, 하나씩의 송수신 코일을 이용할수 있는 방법을 채택하고 채널간 간섭 효과 또한 제거할 수 있도록 설계한다.

II. 음성 신호 처리기의 구현

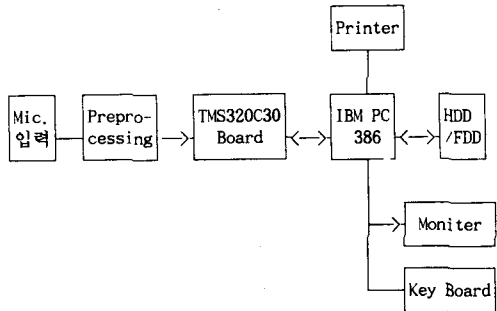


그림 1. 실험 장치의 구성도

잡음 환경내에서 마이크로폰으로 음성 신호를 입력하여 전처리하였다. 전처리부는 Sonitech사의 SAIB를 이용하여 8kHz샘플링 하였다. 실험 장치의 구성도는 그림 1과 같다.

음성 신호 처리기의 전체 블럭 선도는 그림 2와 같다. pre-emphasis는 식 (1)을 사용하였다.

$$y(n) = s(n) - \alpha s(n-1) \quad (1)$$

$s(n)$: 음성 신호

여기서, α 는 1로 정하였다.

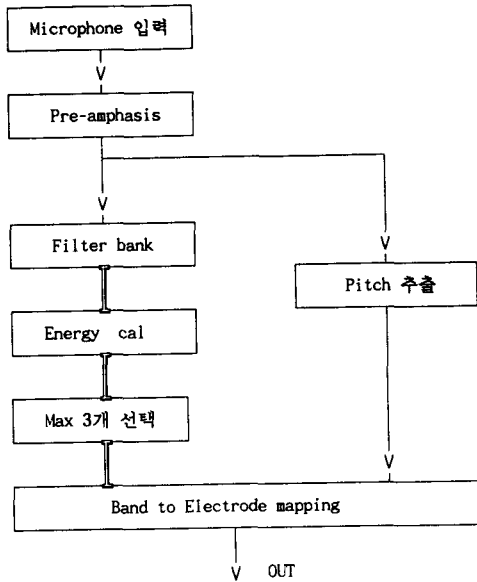


그림 2. 음성 신호 처리기의 전체 블록 선도

필터 뱅크는 GQMF (Generalized Quadrature Mirror Filter) 를 사용하였다.

필터 뱅크를 통과한 출력들은 단구간 에너지를 계산하여 최대 에너지를 출력하는 필터를 3개 또는 4개를 선택한다.

이 때 최대의 출력을 내는 필터의 바로 옆 필터는 선택에서 제외된다.

pitch의 추출은 자기 상관 함수를 이용한 방법을 사용하였다.

band와 electrode의 mapping은 그림 3과 같다.

	1k															
filter number	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
elect. number		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13		

2k										3k										4k									
17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	14	15	16	17	18	19	20							

그림 3. 필터 대 전극 매핑

설계된 음성 신호 처리기는 TMS320-C30을 이용한 SPIRIT30 board에서 실시간 계산 가능하도록 구현되었다.

III. 실험 및 결과 고찰

그림 4는 모음 '이'에 대한 전기 자극 신호를 나타낸다. 선택된 전극 3개에 필터의 에너지 출력과 비례하는 크기로 자극 신호를 가하도록 하였으며 자극 신호의 주기는 추출된 pitch 와 같도록 하였다. 또한 채널간의 간섭을 제거하기 위하여 3개의 전극에 시간 간격을 두고 순차적으로 자극이 가해지도록 하였다. 이러한 전기 자극 방법은 음성 신호 처리기의 출력을 체내의 receiver-stimulator 로 전송할때 매 순간 channel 번호와 자극 크기만을 코딩하여 전송하기 때문에 체내와 체외에 하나씩의 유도 코일이 있으면 가능하다.

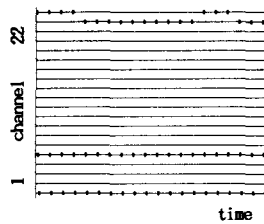


그림 4. 모음 '이'에 대한 전기 자극 신호

IV. 결 론

본 연구에서 구현한 음성 신호 처리기는 디지털로 구성되어 프로그램 가능하며 환자 상태등에 따라 용이하게 적용시킬 수 있으며, 저전력 및 소형화로 제작 가능하다.

또한, digital filter bank 의 문제점인 많은 계산량을 QMF 를 이용하여 줄일 수 있었으며 TMS board 에서 실시간 구현됨을 보였다. 구현된 시스템은 block 처리 시스템과 Analog filter bank 시스템의 장점을 모두 갖고 있으므로 청각 보철 이식자의 높은 인식률이 기대된다.

현재는 receiver-stimulator를 이식한 청각 장애자를 대상으로 음성 인식률에 대한 연구가 준비중이다.

참 고 문 헌

1. 박상희, 최두일, 백승화, "청각 보철용 음성신호 처리기의 설계", 대한의공학회지 9(1), pp. 1-9, 1988.6
2. Eddington D.K. et al : Auditory prosthesis research with multiple-channel intracochlear stimulation in man. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 1978: 87(suppl 53): 5-39.
3. Clark G.M. The University of Melbourne/Cochlear Corporation program. Otolary Clin North Am. 1986: 19: 329-354.
4. R.L. White et al., "Development of a Portable Speech Signal Processor for a Multiple-channel Auditory Prosthesis", 7th Quart. Prog. Rep. 1985.