

# 의료기기에서의 실시간 전력선 잡음제거에 관한 연구

이강민, 이종수, 김영길

아주대학교

## Removal of Power-Line Interference from Medical Equipment in a Real-time Environment

Kang-min Lee · Jong-su Lee · Young-kil Kim

Dept. of E.E., Ajou University

E-mail : atommars@madang.ajou.ac.kr

### 요 약

본 논문에서는 의료기기 구현시 생체신호처리 과정에서 부가되는 전력선 잡음을 제거하기 위한 필터를 구현한다. 요즘 구현된 필터는 저주파 생체신호의 왜곡을 최소화하며, 전원 주파수의 고조파 성분만을 제거하는 특성을 가지며, 실시간 처리를 위하여 연산량을 최소화하도록 하였다.

### I. 서 론

의료기기에서 생체신호 측정시 전극 신체 부위에 직접 접촉하게 되는 ECG 장비 등에서 신체 자체의 정전용량이나 전극 리드(lead)의 루프로 인한 전력선 잡음이 원신호에 부가되는 것은 불가피하다. 이런 전력선 잡음은 환자의 상태를 진단하는데 문제가 된다. 원신호에 부가되는 전력선 잡음을 제거하기 위하여 초기의 생체신호처리 시스템은 차동증폭기를 주로 사용하는 아날로그 필터와 같은 하드웨어적인 방법을 사용하였으나, 디지털 신호처리(DSP)와 아날로그 디지털 변환기(Analog to Digital Converter)의 고성능화 및 저가격화에 따라 디지털 필터 사용이 보편화되었다.

본 논문에서는 이런 디지털 필터를 구현시 가장 문제가 되는 실시간 처리에 대한 문제인 계산 속도를 어떻게 줄일 것인가에 대해 논할 것이며 고성능 프로세서가 아닌 일반 프로세서에서도 실시간으로 처리가 될 수 있는 필터를 구현 할 것이다.

### II. 본 론

신체 부위에 전극을 접촉시키고 측정되는 의료기기로는 심전계, 뇌파계 등이 있다. 이런 기기로 측정되는 신호인 ECG, EEG 등은 저주파대역 전력선 잡음이 원신호에 큰 영향을 준다. 이런 신호에서 전력선 잡음을 줄이는 방법으로는 전극을 붙일 때 환자의 피부를 깨끗이 하고 페이스트를 이용하고 의료기기 및 침대를 접지하는 것으로 줄일 수는 있으나 실제적으로 줄이는 방법은 임

의점에서 아날로그 필터나 디지털 필터를 이용하여 60Hz 성분을 없애는 것이다.

#### 1. 필터 구현의 개념

보통 디지털 필터를 만들 때 시간영역에서 sinc 함수를 표본화하여 이를 필터의 계수로 쓴다. 이 논문에서 구현한 필터는 시간영역에서 사각파를 이용하여 구현하였다. 시간영역에서 사각파는 주파수영역에서 sinc 함수가 된다. (그림2)

그림 1에서 t가 커지면 즉, 시간영역에서 영이 아닌 상수를 가지는 영역이 매우 넓다면 sinc 함수는 델타 함수에 가까워 질 것이다. 이를 수식으로 나타내면

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \text{sinc}\left(\frac{f}{t}\right) = \tau \delta(f) \dots\dots\dots (1)$$

이 식에서 보듯이 t가 충분히 크면 주파수영역에서 DC 성분만을 통과시키는 대역통과 필터와 같이 될 것이다. 이 필터의 역특성을 가지게 하면 이는 DC 성분을 제거하는 필터가 될 것이다. 이를 주파수축에서 움직이므로 해서 원하는 주파수를 제거하는 필터를 만들 수 있다.

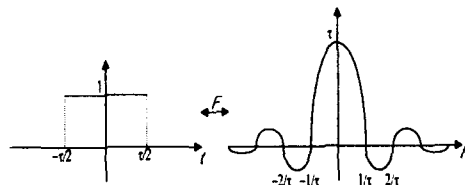


그림 1

## 2. 전력선 잡음 제거 필터의 구현

유한응답필터(FIR filter)의 출력  $y[n]$ 은 시간영역에서 아래의 식과 같이 표현된다.

$$y[n] = x[n] * h[n] = \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i]h[i] \dots (2)$$

여기서  $x[n]$ 은 표본화된 신호이고  $h[n]$ 는 필터의 계수(coefficient)이다. 출력  $y[n]$ 은  $x[n]$ 과  $h[n]$ 의 중첩합으로 나타나므로 위와 같다.

구현한 필터는 시영역에서 파이함수이므로  $h[n]$ 은 일정 상수이다. 여기서  $h[n]$ 을  $1/N$ 으로 하면 ( $N$ 은 필터의 텡수) 다음과 같이 된다.

$$y[n] = \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i] \frac{1}{N} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i] \dots (3)$$

전달 함수를 구하기 위해  $z$  변환을 하면

$$Y[z] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} z^i X[z] \dots (4)$$

되고 전달 함수는

$$H[z] = \frac{Y[z]}{X[z]} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} z^i \dots (5)$$

위에서 세 번째 항이 등비수열을 이루므로 다음과 같이 된다.

$$H(z) = \frac{1-z^{N-1}}{1-z^{-1}} = \frac{z^N-1}{z^N-z^{N-1}} \dots (6)$$

$H(z)$ 의 영점은 아래와 같이 구할 수 있다.

$z^N = 1$  일 때 영점이므로

$$z_k = e^{j\frac{2\pi}{N}k}, k=0, 1, \dots, N-1$$

된다. 또한 극점은  $z=0$  일때이다.

$z$  도메인 상에서  $N=8$  그림을 그리면 그림2과 같이 된다. 첫 번째 영점은 극점과 상쇄가 된다.

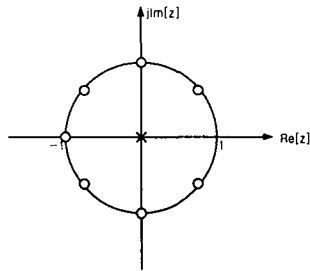


그림 2.  $N=8$  일 때 극점과 영점

필터의 텡수에 따른 주파수 특성 곡선을 보면  $N=15$  일 때 그림 3과  $N=30$  일 때 그림 4과 같이 된다. 이를 보면  $N$ 이 커질수록 필터의 특성이 좋아짐을 알 수 있다.

위에서 논한 필터는 대역통과 필터의 특성을 가진다. 이 필터의 역 특성을 가진 대역차단 필터의 식은 다음과 같이 된다.

$$H(z) = 1 - \frac{z^N-1}{z^N-z^{N-1}} \dots (7)$$

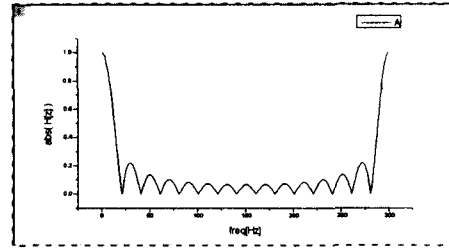


그림 3.  $N=15$  일 때의 주파수 응답

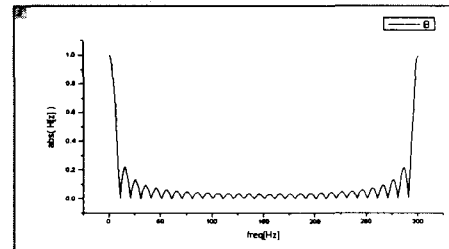


그림 4.  $N=30$  일 때의 주파수 응답

## 3. 계산측면에서의 이득

보통 유한응답필터(FIR filter)는 텡수  $N$ 에 따른 계산량을 보면 그림5에서 보듯 계산량은  $N+1$  덧셈과  $N$ 개의 곱셈으로 나타난다. 유한응답필터의 특성을 좋게 하려면 텡수  $N$ 이 커져야 하므로 계산량이 늘어나게 된다. 그러나 위에서 논한 필터는 식 (3)에서 보면  $h[n]$ 이 1이고 출력은 텡수 만큼 지연된 신호의 합에 텡수로 나눈 결과와 같이 된다. 이를 보면  $N$ 번 덧셈과 한번의 나눗셈으로 되지만 실제 구현에 있어서 다음과 같이 구현 될 수 있다.

필터의 입력신호에 따른 출력신호의 관계를 보면 다음과 같이 된다.

$$y[n] = (x[n+N-1]+x[n+N-2]+\dots+x[n])/N$$

$$y[n+1] = (x[n+N-2]+x[n+N-3]+\dots+x[n+1])/N$$

이를 잘 보면 현재의 출력신호는 현재까지 입력된 신호의  $N$ 번째 전에 들어온 신호까지를 모두 합산한 후  $N$ 으로 나눈값이 되고 다음 출력은 이 합산된 값에  $N$ 번째 전에 들어온 신호를 빼고 새롭게 입력된 신호  $x[n+1]$ 을 더해  $N$ 으로 나눈 값이 다음 출력이 된다. 이를 보면 입력에 대한 출력을 계산하는 시간은 단지 3번의 연산 과정으로 해서 구해진다. 이는  $N$ 이 즉, 텡수에 관계없이 항상 일정하다. 그러므로  $N$ 이 커져도 계산량이 일정하므로 좋은 특성을 가지는 필터를 만들 수 있다.

## 4. 생체 신호에서 전력선 잡음 제거

ECG 신호의 경우 계측된 신호의 스펙트럼

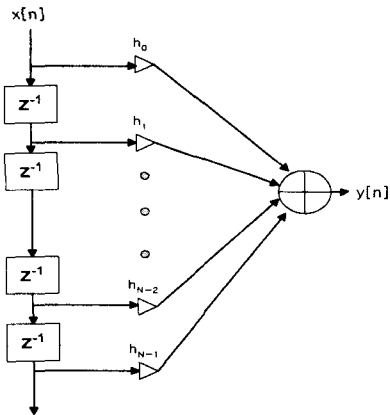


그림 5. 유한응답필터(FIR filter)의 블록도

보면 0.8Hz의 저주파 성분을 가진다. 이런 저주파를 왜곡시키지 아니하고 필터를 구현하려면 0Hz 부분은 왜곡이 없고 단지 60Hz의 고주파 성분만은 없애야 한다. 위에서 구현된 필터를 이용하여 ECG 신호에서 60Hz와 이의 고주파를 제거한 필터의 주파수 특성 곡선을 보면 그림6과 같다. 이 주파수 특성 곡선을 보면 0Hz부근의 주파수 또한 차단하고 있음을 알 수 있다. 보통 ECG 신호는 0Hz 부근에서도 존재하므로 차단하지 말아야 한다. 이를 개선하기 위해 0Hz를 포함한 300Hz와 이의 고주파를 통과시키는 대역통과 필터를 위의 이론으로 구현하여 전력선이 제거된 신호에 더했다. 이의 주파수 특성 곡선을 보면 그림7과 같다. 이는 위의 필터를 하나는 대역통과 특성을 다른 하나는 대역차단의 특성을 가지게하여 이를 병렬로 처리하여 출력을 합성한 것과 같다. (그림8)

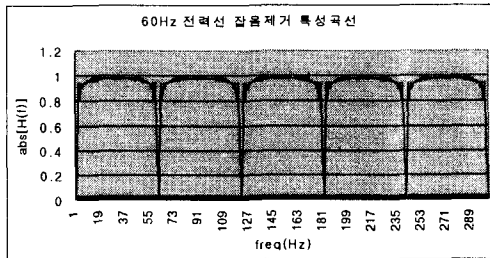


그림 6. 60Hz 전력선 잡음제거 특성곡선

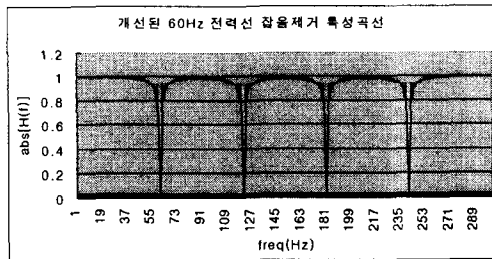


그림 7. 개선된 전력선 잡음제거의 주파수응답

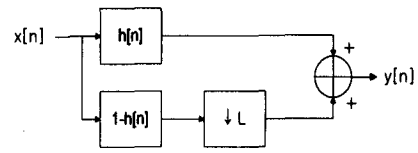


그림 8. 구현된 필터의 블록도

그림 8에서 L은 내림표본의 횟수이고 이는 표본화 주파수의 정수배가 된다. 그림 7은 표본화 주파수가 300Hz이고 L이 5인 경우이다.

### III. 결론

구현된 필터는 일반 FIR 필터와 다른 다음과 같은 특성을 가진다. 첫째 연산량이 탭수에 관계없이 일정한 특성을 가지며 (표 1), 둘째 고속의 부동소수점 처리 능력을 가진 프로세서를 이용할 필요 없이 일반적인 고정소수점 처리가 가능한 프로세서에 적용할 수 있다. 표1은 연산 종류에 관계없이 연산의 수에 대한 것만 계산된 것이다. 일반 FIR 필터는 탭수가 N개 면 곱셈이 N+1 개고 덧셈이 N 개다. 는 본문에서 설명한 바와 같이 개선된 필터는 탭수에 무관하게 덧셈 1개, 뺄셈 1개, 나눗셈 1개로 된 필터의 병렬 형식이므로 총 7번의 연산이므로 연산량을 줄일 수 있다. 또한 계수(coefficient)가 FIR 필터인 경우는 실수인 반면 개선된 필터는 계수(coefficient)가 1이므로 부동소수점과 같은 복잡한 연산이 필요 없다. 이는 부동소수점이나 고정소수점을 제공하지 않는 일반 프로세서에서도 약간의 프로그램적인 테크닉을 이용하면 적용 될 수 있음을 뜻한다.

탭수	일반 FIR 필터	개선된 필터
1	3	7
2	5	7
3	7	7
4	9	7
5	11	7
6	13	7
7	15	7
8	17	7
9	19	7

표1. 탭수에 관한 총 연산수

### III. 참고문헌

- [1] J. A. VAN ALSTE, T. S. SCHILDER, "Removal of Base-Line Wander and Power-Line Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of

- Taps*", IEEE TRANSACTIONS OF BIOMEDICAL ENGINEERING. VOL. BME-32. NO. 12. pp. 1052-1060 DECEMBER 1985.
- [2] LI GANG, LIU WEI, YU QILIAN, MA JIANYING, "*A Fast Algorithm for Removal of Power-Line interference & Baseline Wander*", Journal of Clinical Engineering. VOL. 21. NO. 5.. pp. 398-401. September/October. 1996.
- [3] Emmanuel C. Ifeachor, Barrie W. Jervis, "*Digital Signal Processing*", ADDISON-WESLEY, 1993
- [4] Paul M. Embree, "*C Algorithms For Real-Time DSP*", Prentice-Hall, 1995