

---

# ECG 신호의 가변적인 전력선 잡음 제거를 위한 적응형 차감기법

전홍규\* · 조익성\*\* · 권혁승\*\*\*

Adaptive Subtraction Method for Removing Variable Powerline Interference of ECG

Hong-Kyu Jeon\* · Ik-Sung Cho\*\* · Hyeog-Soong Kwon\*\*\*

---

본 연구는 지식경제부와 한국산업기술진흥원의 지역산업기술개발사업으로 수행됨

---

## 요 약

전력선 잡음은 ECG 신호 분석에 있어 특정 구간의 왜곡을 발생시킬 수 있다. 특히 P와 R파와 같이 부정맥 진단에 중요한 요소가 되는 구간은 전력선 주파수가 샘플링 주파수의 배수(multiple)일 경우와 그렇지 않을 경우에 각각 다른 형태의 잡음으로 나타나며, 잡음의 특성 또한 선형과 비선형으로 나누어진다. 본 논문에서는 ECG 신호의 가변적인 전력선 잡음 제거를 위한 적응형 차감 기법을 제안한다. 제안한 방법은 먼저 전력선 주파수와 샘플링 주파수와의 배수 관계를 multiple과 non-multiple로 구분한 후 각 구간에 대한 선형성 여부를 판단한다. 이후 선형 구간은 이동평균 필터를 이용하여 잡음성분을 추출하고, 비선형 구간 잡음은 선형구간에서 추출되어 임시버퍼에 저장된 잡음 성분을 이용하여 추출한다. 제안한 기법의 P파와 R파 검출성능을 평가하기 위해 MIT-BIH 데이터베이스의 119번 레코드를 사용하였다. 실험 결과 기존 노치 필터의 경우 P파 97.91%, R파 96.66%, 제안한 차감기법의 경우 P파 99.01%, R파 97.93%의 검출결과를 나타내었다.

## ABSTRACT

Power-line interference(PLI) can distort certain regions in analysing the ECG signal. In particular, the regions such as P and R wave that are important element in diagnosing with arrhythmia is expressed as different type of noise according to the case whether power-line frequency is multiples of sampling frequency and or not. Noise characteristics is also divided into linearity and non-linearity. In this paper, adaptive subtraction method for removing variable PLI of ECG signal is proposed. We classify the multiple relationship between power line and sampling frequency as Multiple and Non-multiple. PLI of Linear segment is extracted through moving average filter, PLI of non-linear segment is extracted through the interference component that is extracted in the linear segment and stored in the temporary buffer. The performance of P wave and R wave detection is evaluated by using 119 data record of MIT-BIH arrhythmia database. The achieved scores indicate P wave detection rate of 97.91%, R wave detection rate of 96.66% and P wave detection rate of 99.01%, R wave detection rate of 97.93% accuracy respectively for Notch filter and proposed subtraction method.

## 키워드

전력선 잡음, 차감 기법, 배수관계, 선형성과 비선형성, 심전도신호

## Key word

Power-line interference(PLI), Subtraction method, Multiple relationship, Linearity and Non-linearity, ECG

---

\* 준회원 : 부산대학교(darkarmy2@pusan.ac.kr)  
\*\* 정회원 : 부산대학교(ischo@pusan.ac.kr)  
\*\*\* 종신회원 : 부산대학교(교신저자)

접수일자 : 2010. 08. 31  
심사완료일자 : 2010. 11. 03

## I. 서 론

ECG 신호는 심장의 전기적인 활동을 표현한 것으로 심장관련 질환을 진단하기 위하여 가장 널리 사용된다 [1,2]. 이때 정확한 심전도 신호를 얻기 위해서는 원신호에 포함되어 있는 전력선 잡음, 기저선 변동, 근잡음 등을 제거해야 한다. 이러한 잡음성분 중 전력선 잡음은 신호 분석에 있어서 특정 구간의 왜곡을 발생시킬 수 있다 [3-6]. 특히 P와 R과 같이 부정맥 진단에 중요한 요소가 되는 구간은 전력선 잡음 주파수가 샘플링 주파수의 배수(multiple)일 경우와 그렇지 않을 경우(non-multiple)에 각각 다른 형태의 잡음으로 나타날 수 있으며 잡음의 특성 또한 선형과 비선형으로 나누어진다[7,8]. 전력선 잡음은 전원라인 전위에 의해 발생하는 60Hz 주파수 성분에 의해 발생되는데, 동잡음, 근잡음 또는 피부와 전극 사이의 불균형에 의해 58~62Hz의 가변적인 전력 잡음이 발생할 수 있다.

기존의 전력선 잡음 제거를 위한 방법은 노치(notch) 필터를 이용하는 것이 일반적이었다. 하지만 노치 필터는 60Hz의 고정된 주파수 성분의 잡음을 제거할 수 있으나, 58~62Hz의 주파수 범위에서 발생하는 잡음 제거에는 한계가 있다[9]. 따라서 각 구간에 따라 변화하는 전력선 잡음을 제거하기 위해서는 먼저 전력선 주파수와 샘플링 주파수의 관계를 파악하고 각 구간의 선형성 여부를 판단함으로써 적응적으로 잡음을 추출하는 방법이 필요하다. 이에 본 논문에서는 ECG 신호의 가변적인 전력선 잡음 제거를 위한 적응형 차감 기법을 제안한다. 제안된 기법은 먼저 전력선 주파수와 샘플링 주파수의 배수조건에 따라 정수배인 경우를 multiple, 정수배가 아닌 경우를 non-multiple로 구분한다. multiple의 경우 입력된 심전도 신호를 선형 판별식을 이용하여 특별한 기울기 변화가 없는 P-R, S-T 구간은 선형구간, 급격한 기울기 변화가 생기는 QRS 구간은 비선형 구간으로 분류한다. 선형 구간은 이동평균 필터를 이용하여 잡음성분을 추출하고, 비선형 구간 잡음은 선형구간에서 추출되어 임시버퍼에 저장된 잡음 성분을 이용하여 추출한다. non-multiple의 경우, 가변 주파수로 인한 왜곡된 잡음은 실시간 위상보정 알고리즘을 이용하여 추출한 후 최종적으로 차감을 통해 제거한다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 적응형 차감 기법을 제

안한다, 3장에서는 multiple과 non-multiple 전력선 잡음에 대해 기술한다. 4장에서는 제안한 기법의 실험결과에 대해 기술하고, 이를 분석한다. 마지막으로 결론으로 마무리한다.

## II. 적응형 차감 기법

그림 1은 제안한 적응형 차감필터의 전체 시스템 구성을 보여준다. 제안한 적응형 차감 기법은 ECG와 전력선 잡음이 합성된 신호가 들어오면 전력선 주파수와 샘플링 주파수의 배수관계에 따라 multiple과 non-multiple로 구분한다. 이후 multiple의 경우에는 선형성 판별을 통해 선형 구간과 비선형 구간으로 구분되며, 선형 구간은 이동평균필터를 이용하여 전력선 잡음성분을 추출하고, 비선형 구간의 잡음성분은 임시버퍼에 저장된 선형 구간의 잡음성분을 이용하여 추출된다. non-multiple의 경우 전체적인 절차는 multiple과 동일하지만 가변주파수로 인한 잡음 왜곡은 실시간 위상보정 알고리즘을 이용하여 추출한 후 최종적으로 차감을 통해 제거한다.

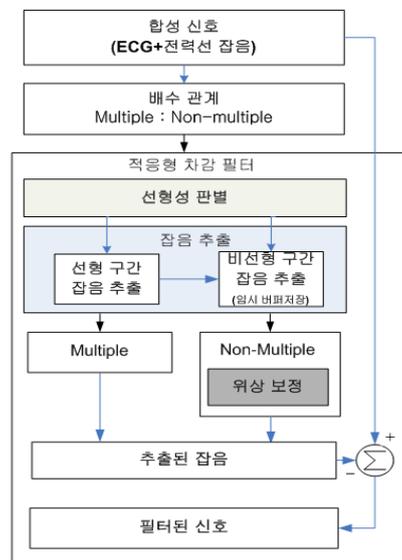


그림 1. 전체 시스템 구성  
Fig. 1 System architecture

### III. Multiple과 Non-multiple 잡음

#### 3.1 Multiple 잡음

multiple의 경우 차감기법은 그림 2와 같이 적용된다. 선형 부분 검출은 잡음 성분의 대칭되는 두 주기에 각각의 샘플값의 차( $D_i$ )를 계산하여, 각 레코드에 따라 적용되는 경험적인 문턱값(TH)과 함께 비교한다( $|D_i| \leq TH$ ). 만일  $|D_i|$ 가 TH보다 작으면 선형으로 판별하고, 조건을 만족하지 못하는 경우를 비선형이라 판별한다.

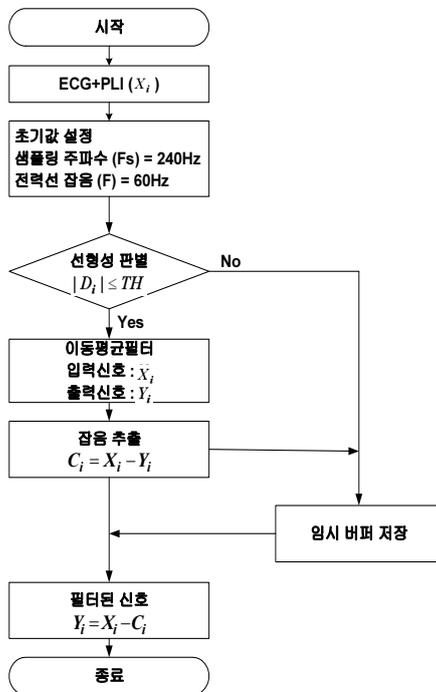


그림 2. Multiple 잡음의 차감기법  
Fig. 2 Subtraction method of multiple interference

그림 3(a)는 ECG 원신호와 잡음이 포함된 ECG신호를 나타내며 기울기 변화가 적은 P-R, S-T구간을 선형으로, 급격한 기울기 변화가 있는 QRS 구간을 비선형으로 표현하였다. 그림 3(b)는 원신호와 전력선 잡음신호의 주파수 스펙트럼을 나타낸다.

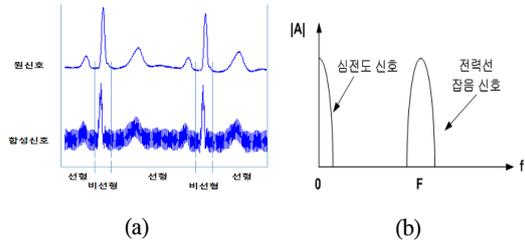


그림 3. 선형성 판별  
(a) 선형과 비선형 (b) 선형부분 스펙트럼

Fig. 3 Linearity decision  
(a) Linear and non-linear (b) Spectrum of linear part

그림 4는 전력선 잡음이 첨가된 ECG 신호의 선형성 여부를 판별하기 위해 필요한 전력선 잡음의 두 주기와 샘플 값을 보여준다.

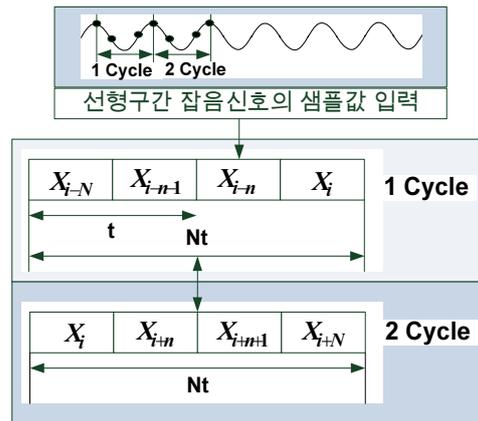


그림 4. 전력선 잡음신호의 선형 구간  
Fig. 4 Linear segment of PLI

선형성 판별은 두 가지 절차를 기반으로 한다. 첫 번째는 전력선 잡음의 두 주기를 동일한 시간 간격으로 비교하는 것이다. 이는 각 주기에 대칭되는 지점의 정확한 샘플값 계산을 위해 매우 중요하다[10]. 두 번째는 각 주기에  $X_{i+N}$ ,  $X_i$ ,  $X_{i-N}$ 와 같이 대칭되는 두 지점의 샘플값을 수식(1)과 같이 차감하여  $|D_i| \leq TH$ 의 조건이 만족하는지 확인하고, 조건이 만족하는 경우 선형성을 가진다고 판단한다.

$$D_i = (X_{i+N} - X_i) - (X_i - X_{i-N}) \quad (1)$$

$D_i$  : 일정한두주기간에  
대칭되는 샘플 값간의 차  
 $X_i$  : 샘플 값  
 $TH$  : 실험을 통한 경험적 수치

선형구간의 잡음 성분은 이동평균필터를 통해 추출하고, 비선형 구간의 잡음 성분은 임시버퍼에 저장된 선형구간의 잡음성분을 이용하여 추출한다. 이때 기존 디지털 필터를 이용하여 전력선 잡음을 제거할 수 있으나, 간단하게 필터하기 위해서 선형으로 판별된 잡음 신호는 수식(2)를 이용하여 제거한다.

$$Y_i = \frac{X_{i-n} + 2X_i + X_{i+n}}{4} \quad (2)$$

$X_i$  :  $i$ 번째 샘플값,  
 $Y_i$  : 필터된  $i$ 번째 샘플값

잡음 샘플  $C_i$ 를 임시 버퍼에 저장하기 위해 수식(3)을 이용한다.

$$C_i = X_i - Y_i \quad (3)$$

### 3.2 Non-multiple 잡음

Non-multiple의 경우 차감기법은 그림 5와 같이 적용된다. non-multiple은 전력선 주파수와 샘플링 주파수의 배수조건이 정수배가 아닌 경우로 일반적인 필터를 통해 연산시 에러가 발생한다. 이를 위해 먼저 잡음이 첨가된 심전도 신호를 수정된 선형성 판별식( $|D_i^*| \leq TH$ )을 통하여 선형과 비선형을 판별한다. 이후 선형으로 판별된 잡음 성분을 multiple에 사용된 이동평균필터를 응용하여 추출하고, 임시 버퍼에 저장한다. 임시버퍼는 가변적인 전력선 잡음의 영향을 받는 비선형 부분의 샘플값의 위상차를 보정한 뒤 재저장하여 합성신호와 차감한다.

58~62Hz의 non-multiple한 잡음을 제거하기 위해 중간 샘플 값을 기준으로 좌우 2개 샘플의 이동평균을 통해 수정된  $D_i$  값을 수식(4)와 같이 구한다.

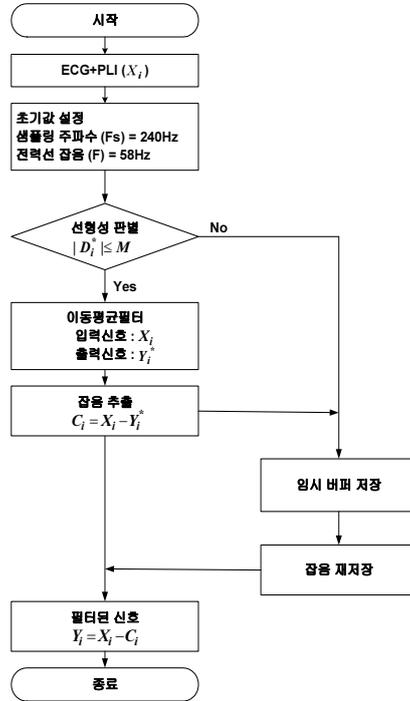


그림 5. Non-multiple 잡음의 차감기법  
Fig. 5 Subtraction of non-multiple interference

$$A_i = \frac{-X_{i - (\frac{N}{2})^*} + 2X_i - X_{i + (\frac{N}{2})^*}}{4} \quad (4)$$

$A_i$  : 보조필터 계수  
 $(\frac{N}{2})^*$  :  $\frac{N}{2}$  값의 반올림한 값

이후에  $f=F$  동안  $D_F/A_F$  비율을 통해 위상을 보정한 다.  $f=F$  동안  $D_F$  값과  $A_F$  값은 수식(5), (6)과 같이 계산된다.

$$D_F = -4 \sin^2 \frac{\pi f N^*}{\Phi} \quad (5)$$

$D_F$  :  $f = F$ 에서의  $D_i$  값

$$A_F = -\sin^2 \frac{\pi f (\frac{N}{2})^*}{\Phi} \quad (6)$$

$A_F$  :  $f = F$ 에서  $A_i$  값

최종적으로 수정된  $D_i$  값은 수식(7)과 같다.

$$D_i^* = X_{i-N^*} + \frac{D_F}{4A_F} X_{i-\left(\frac{N}{2}\right)^*} - \frac{D_F+4A_F}{2A_F} X_i + \frac{D_F}{4A_F} X_{i+\left(\frac{N}{2}\right)^*} + X_{i+N^*} \quad (7)$$

$D_i^*$  = 수정된  $D_i$  값

위상이 왜곡된 전력선 잡음을 추출하기 위해  $\mathbf{f}=\mathbf{F}$ 에서 zero값을 가지고,  $\mathbf{f}=\mathbf{0}$ 에서 단위이득을 가지는 필터출력  $Y_i^*$ 를 수식(8)과 같이 나타낸다.

$$Y_i^* = Y_i \frac{1}{1-T_F} - X_i \frac{T_F}{1-T_F} \quad (8)$$

여기서, 전력선 주파수 변화에 따른 전달 함수  $T_F$ 는 다음 식과 같이 표현할 수 있다.

$$T_F = \frac{1}{N} \left( \frac{\sin \frac{\pi N f}{\Phi}}{\sin \frac{\pi f}{\Phi}} - \cos \frac{2\pi f}{\Phi} \right) \quad (9)$$

선형과 비선형 구간에서 추출된 잡음성분은 전력선 잡음의 진행 상태와 일치하는 위치의 FIFO 버퍼에 저장된다. 전력선 주파수가 multiple한 경우, 필터의 배수 조건을 만족함으로 선형과 비선형구간에서 추출한 잡음성분을 이용하여 간단하게 전력선 잡음을 제거한다. 그러나 전력선 주파수가 non-multiple한 경우 임시 FIFO 버퍼에 저장하여 기존에 저장된 잡음성분의 위상차를 재계산한다. 이후  $\mathbf{f}=\mathbf{F}$ 의 선형위상응답과 단일 이득을 통해 수정된 차감기법을 거치게 된다. 이 추가적인 절차는 비선형 부분의 non-multiple한 심전도 신호의 잡음을 추출하기 위한  $C_i$ 의 수정을 목적으로 한다. 그림 6은 임시 FIFO버퍼의 내용을 보여준다.

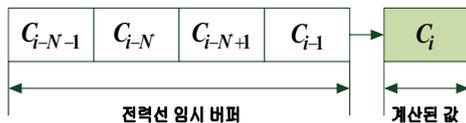


그림 6. 임시버퍼에 저장된 잡음성분  
Fig. 6 Interference component stored in temporary buffer

non-multiple한 전력선 주파수 제거를 위한 디지털 FIR 필터는 두 간섭 주기와 동일한  $2N^*$  크기의 윈도우에서 임시버퍼에 샘플  $C_{i-N^*}$  주변의 값을 이용하여 계산한다. FIR 필터를 이용한 식은 다음과 같다.

$$C_i = 2N^* T_F C_{i-\frac{N^*}{2}} - C_{i-N^*} - 2 \sum_{j=N^*+1}^{-1} C_{i+j} \quad (10)$$

$C_i$  = 전력선잡음샘플값

필터된  $C_i$  값을 이용한 최종식은 수식(11)과 같다.

$$Y_i = X_i - C_i \quad (11)$$

#### IV. 실험 결과

본 논문에서는 제안한 차감기법을 이용한 전력선 잡음제거 알고리즘의 평가를 위해서 MIT-BIH 데이터베이스의 119번 레코드를 대상으로 실험하였다[11]. 실험을 위한 변수값으로는 문턱치(TH)=100 $\mu$  V, 샘플링 주파수( $\Phi$ )=240 Hz에 대해 16초동안 500개의 샘플을 이용하였다. 가변적인 주파수 발생을 위해 주파수(F)=58~62Hz인 전력선 잡음을 인위적으로 첨가함으로써 multiple한 경우와 non-multiple한 경우의 ECG 신호 검출 성능을 시험하였다. 그림 8은 non-multiple한 경우의 노치필터와 제안한 기법의 잡음 제거 과정을 나타낸다. 노치필터의 경우 중심 주파수의  $\pm 3$ dB가 넘는 58Hz의 전력선 잡음이 포함된 경우 ECG 검출율이 떨어졌다. 반면, 제안된 기법의 경우 전력선 주파수 변화에도 뛰어난 ECG 검출결과를 나타낸다. 그림 9은 non-multiple한 경우 노치필터와 제안한 기법의 P파와 R파와 같은 주요성분의 잡음제거 결과를 비교하여 나타낸다. 이는 부정맥과 같은 심전도 신호 분석에 중요한 파라미터가 되는 P파와 R파를 통해 노치필터와 차감필터의 ECG 신호 검출 성능을 비교하는 것이다.

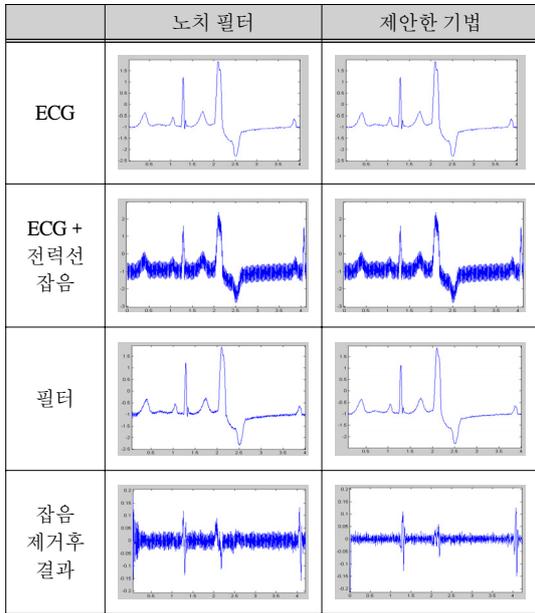


그림 7. Non-multiple( $f=58, fs=240$ )한 경우의 잡음제거 결과  
 Fig. 7 In case of Non-multiple, noise cancellation

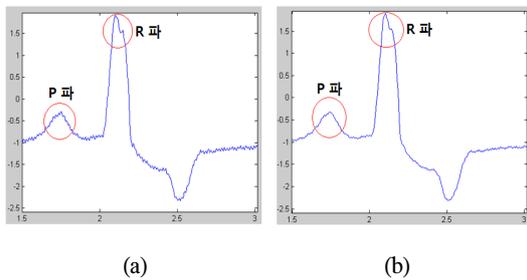


그림 8. Non-multiple( $f=58, fs=240$ )한 경우 ECG 검출 결과. (a) 노치 필터 (b) 제안한 기법  
 Fig. 8 In case of Non-multiple, ECG detection (a) Notch filter (b) Suggested method

이에 대한 P파와 R파의 수치적인 분석은 각각 표 1과 표 2에서 나타난다. 표 1은 P파가 시작되는 411번부터 10개의 샘플 값을 노치필터와 제안한 기법을 적용하여 나타난 샘플 값을 보여준다. 표 2는 R파가 시작되는 498번부터 10개의 샘플 값을 노치필터와 제안한 기법을 적용하여 나타난 샘플값을 보여준다. 표 3은 노치필터와 제안한 기법을 통해 검출된 P와 R파의 검출

율을 보여준다. 표 1, 2, 3을 통해 non-multiple한 경우의 노치필터는 P파와 R파에 발생하는 가변적인 전력선 주파수에 의한 ECG 검출율이 떨어짐을 확인하였다. 반면 제안한 차감필터의 경우 두 주기의 샘플 값을 지속적으로 비교하여 잡음성분을 추출함으로써 가변적인 전력선 잡음 제거 성능이 우수함을 확인할 수 있었다.

표 1. P와 R파 구간의 샘플 값 비교  
 Table 1. Comparison of sample value in the region of P wave

구분 샘플값	원신호	노치 필터	차감 기법
411	-0.405	-0.437	-0.392
412	-0.395	-0.399	-0.403
413	-0.395	-0.367	-0.403
414	-0.385	-0.378	-0.379
415	-0.375	-0.407	-0.364
416	-0.370	-0.384	-0.370
417	-0.360	-0.334	-0.369
418	-0.340	-0.329	-0.341
419	-0.335	-0.365	-0.315
420	-0.305	-0.329	-0.323

표 2. R파 구간의 샘플 값 비교  
 Table 2. Comparison of sample value in the region of R wave

구분 샘플값	원신호	노치 필터	차감 기법
498	1.060	0.971	1.058
499	1.260	1.196	1.237
500	1.440	1.426	1.420
501	1.610	1.581	1.588
502	1.735	1.670	1.720
503	1.825	1.793	1.796
504	1.885	1.906	1.847
505	1.910	1.919	1.891
506	1.905	1.879	1.899
507	1.875	1.870	1.857

표 3. P와 R파 구간의 ECG 검출률 비교  
Table 3. Comparison of ECG detection rate in the region of P and R wave

알고리즘 \ 구간	P파	R파
노치 필터	97.91%	96.66%
차감 기법	99.01%	97.93%

## V. 결 론

본 논문에서는 ECG 신호 분석에 있어 P와 R파와 같이 부정맥 진단에 중요한 요소가 되는 구간에 가변적인 전력선 잡음 제거를 위한 적응형 차감 필터를 제안하였다. 본 연구의 타당성 평가를 위해 MIT-BIH 데이터베이스의 119번 레코드를 대상으로 샘플링 주파수가 240Hz일 경우, 58~62Hz의 multiple과 non-multiple한 전력선 주파수를 가지는 ECG 신호에 대해 노치필터와 제안한 차감필터의 ECG 신호 검출률을 비교하였다. 실험결과를 통해 본 연구에서 제안한 기법을 이용한 전력선 잡음제거 알고리즘이 non-multiple한 전력선 잡음 발생시 노치필터를 통해 제거하지 못한 P파와 R파의 왜곡현상 제거에 효율적임을 확인하였다. 본 논문에서 제안한 방법은 가변적인 주파수 변화에 실시간으로 적용할 수 있으므로, 저가용 소형 단말기 내에서 부정맥 등을 검출하는데 활용이 가능하리라 기대된다. 하지만 문턱값을 결정하는 경험적인 TH값에 따라 필터의 성능이 달라지는 경우가 발생을 했는데 그 이유는 각각의 심전도 데이터 마다 각각의 QRS값이 다르기 때문이다. 이에 따라 데이터베이스의 각각의 레코드를 테스트할 때마다 TH값의 변화가 필요하다. 따라서 다양한 환경조건에서 정확한 심전도 신호를 측정하기 위해서는 TH값을 결정하는 규칙이 필요하고, 결정된 규칙을 통한 알고리즘 적용시 어려움에 대한 연구가 필요하다.

## 참고문헌

- [1] 전홍규, 조익성, 권혁승, "리듬분석과 비트매칭을 통한 조기심실수축(PVC) 검출," 한국해양정보통신학회 논문지, 제 13권 11호, pp. 2391-2398. 2009년 11월.
- [2] Thong, T., J. McNames, M. Aboy, B. Goldstein, "Prediction of paroxysmal atrial fibrillation by analysis of atrial premature complexes", IEEE Trans. On Biomed. Eng., 51(4), pp. 561-569, 2004.
- [3] Ziarani AK, Konrad A: A Nonlinear Adaptive Method of Elimination of Power Line Interference in ECG Signals. IEEE Trans Biomed Eng, 49:540-547, 2002.
- [4] Dotsinsky IA, Todor Stoyanov. Power-line interference Removal from ECG in Case of Power-line Frequency Variations. Bioautomation, 88-96, 2008.
- [5] Christov, I., Dynamic powerline interference subtraction from biosignals. Medical Engineering & Technology, 24, 169-172, 2000.
- [6] 전홍규, 조익성, 권혁승, "가변주파수를 고려한 차감기법의 전력선 잡음 제거 알고리즘," 통신학회 동계종합학술발표회 논문 초록집, vol. 41, pp. 78, 2010년.
- [7] Huhta JC, Webster JG: 60 Hz interference in electrocardiography. IEEE Trans Biomed Eng, 20:91-100, 1973.
- [8] Ma WK, Zhang YT, Yang FS: A fast recursive-least-squares adaptive notch filter and its applications to biomedical signals. Med Biol Eng Comput, 37:99-103, 1999.
- [9] Dotsinsky I.A., I.K.Daskalov. Power-line Interference Cancellation in ECG Signals, Biomed. Instr. Technol., 39, 155-162, 2005.
- [10] Levkov C., G. Mihov, R. Ivanov, I. Daskalov, I.Christov, I.Dotsinsky. Removal of Power-line Interference from the ECG: A Review of the Subtraction Procedure, BioMed.Eng.OnLine, 4,50.n," J. Electrocardiol., vol. 32, pp. 30-37, 2005.
- [11] Mark, R., Moody, G.: MIT-BIH Arrhythmia Database Directory. MIT(1988) <http://physionet.org/physiobank/>

**전홍규(Hong-Kyug Jeon)**

한국해양정보통신학회 논문지  
제13권 11호 참조

**조익성(Ik-Sung Cho)**

한국해양정보통신학회 논문지  
제13권 11호 참조

**권혁송(Hyeog-Soong Kwon)**

한국해양정보통신학회 논문지  
제 13권 11호 참조