



# 심전도 기저선 흔들림 잡음 제거를 위한 적응형 필터 설계

최철형\*, 세이푸르\*, 김시경\*\*, 박인덕\*\*\*, 김영필\*

## Adaptive Filter Design for Eliminating Baseline Wandering Noise of Electrocardiogram

Chul-Hyung Choi\*, MD Saifur Rahman\*, Si-Kyung Kim\*\*, In-Deok Park\*\*\*, and Young-Pil Kim\*

### 요약

모바일 심전도(ECG) 신호 측정은 수 mV의 작은 소 신호를 측정하는 기술로서 동적 잡음을 제거하기 위한 많은 연구가 진행 되어 왔다. 특히 심전도 전극 케이블의 흔들림이나 피부의 움직임으로 인하여 유발 되는 등 전위선 잡음의 제거는 심전도 측정의 핵심 연구 내용 중 하나이다. 본 연구에서는 심전도 신호의 등전위선 동적 잡음을 제거하기 위해 정규화 최소 자승법(NLMS)와 지연 최소 자승법(DLMS) 방식을 결합한 적응 필터의 스텝 사이즈를 결정하여 적용하는 기법을 제안 하였다. 제안한 기법은 필터의 초기 스텝 사이즈를 조정 하여 기본 노이즈를 차감 한 후, 해당 과정에서 발생할 수 있는 심전도 신호 특성의 왜곡을 줄이는 방법이다. 본 논문에서의 제안한 기법에서, 필터 계수의 값은 필터 순서 사이즈 및 왜곡 최소화 인자에 의해 직접적으로 스케일링 설정 된다. 그리고 제안된 필터는 실시간 필터링에 필수적인 계산의 복잡성을 줄이도록 하여, 연산시간을 줄일 수 있을 것으로 기대되므로 소형 프로세서 및 저전력 소비가 요구되는 모바일 심전도 측정기에 적합한 장점을 가진다. 또한 종래의 NLMS 적응 필터와 신호대잡음비(SNR)를 비교하여 우수함을 확인하였다.

### Abstract

Mobile ECG signal measurement is a technique to measure small signals of several mV, and many studies have been conducted to remove noise including wandering scheme. Removal of the equipotential line noise caused by shaking or movement of the electrode cable is one of the core research contents for the electrocardiogram measurement. In this study, we proposed a modified step-size of combined NLMS(normalized least squares) and DLMS(delayed least squares) adaptive filter to eliminate baseline noise from ECG signals. The proposed method mainly adjusts initial filter step-size to reduce distortion of original ECG signals characteristic after eliminating baseline noise. The modified filter step-size is scaled by filter order size and distortion minimization factor. This method is suitable for portable ECG device with a small processor and less power consumption. This technique also decreases computation time which is essential for real-time filtering. The proposed filter also increase the signal to noise ratio (SNR) compared to conventional NLMS filter.

### Keywords

ECG, NLMS, DLMS, adaptive filter, step-size, distortion minimization factor, baseline wander

\* 공주대학교 전기전자제어공학과  
- ORCID<sup>1</sup>: <http://orcid.org/0000-0003-1186-9812>  
- ORCID<sup>2</sup>: <http://orcid.org/0000-0001-8345-0952>  
- ORCID<sup>3</sup>: <http://orcid.org/0000-0002-3232-4136>

\*\* 공주대학교 전기전자제어공학과 교수(교신저자)  
- ORCID: <http://orcid.org/0000-0002-2635-9332>  
\*\*\* 대덕대학교 전기과  
- ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-9682-3332>

• Received: Nov. 09, 2017, Revised: Nov. 29, 2017, Accepted: Dec. 02, 2017  
• Corresponding Author: Si-Kyung Kim  
Dept. of electrical electron control engineering  
Kongju National University, Korea,  
Tel.: +82-41-521-9155, Email: [skim@kongju.ac.kr](mailto:skim@kongju.ac.kr)

### 1. 서 론

심전도(ECG)는 심장의 전기적 신호를 의미하며, 흉부, 팔, 다리 등에 전극 단자를 부착하여 신호를 얻을 수 있다. 신체에 부착된 전극 단자 양극에 의해 측정된 전압 변화의 형태와 주기는 심장의 전기적 활동의 악화로 나타나는 질병 진단 정보 등을 제공 하는데 중요한 데이터로 활용된다. 심전도에서 심방 탈분극은 P파에 의해 반영되고 심실 탈분극은 QRS complex에 의해 표현되며, T와 또한 심실 탈분극을 반영한다. 일반적으로 심전도의 진폭은 등전위선을 참조하여 측정될 수 있다. 환자의 심장 상태는 심전도 신호의 특성을 알면 진단 될 수 있으며, 비정상적인 상태의 심장은 여러 종류의 심 혈관 질환에 따라 심전도 신호의 본래 모양을 변형 시킨다. 그러나 상용 전원 60/50Hz 잡음, 동적 잡음에 의한 등전위선 흔들림과 같은 여러 유형의 잡음으로 인해 실제 정확한 심전도 신호를 측정하는 것은 어렵다. 특히 모바일 형태에서의 심전도 측정에서 이러한 유형의 잡음을 제거하는 것은 신호 처리 분야에서 매우 어려운 문제이다. 본 논문에서는 응용된 스택 크기를 사용한 DLMS(지연 최소 자승법) 필터를 이용하여 등전위선의 동적 잡음을 제거하면서도 본래 심전도의 형태를 유지하는 기법을 제안 하였다.

기존의 등전위선의 동적 잡음을 제거하기 위해 DLMS, 또는 NLMS(정규화 최소 자승법), RLS(재귀 최소 자승법)와 같은 적응 필터[1]-[8]가 널리 사용된다. ECA 신호로부터의 잡음 억제에 사용되는 주 성분 분석(PCA)[9][10], 독립 성분 분석(ICA)[11][12] 등이 있으며, 신경망(ANN)[13] 및 이산 웨이블릿[14]-[16]은 심전도 신호의 잡음을 제거하는 데 널리 사용되는 필터 기법이다.

선형 위상 필터(Linear Phase Filter)[17]-[20]는 등전위선의 동적 잡음을 줄이는 또 다른 알고리즘 기법이다. 그러나 이러한 기법들은 계산이 복잡하여 계산 비용이 매우 높아 연산 속도가 빠른 기기에서 적합하며 모바일 형태의 기기에서는 적합한 방식이 아니다.

본 논문에서는 등전위선 동적 잡음 제거 후에도 원래의 심전도 신호 형태를 최대한 보존 할 수 있는 모바일 ECG 계측에 적합한 수정된 스택 크기의

포괄적인 DLMS+NLMS 필터를 제안하였다. 기존의 DLMS와 제안한 필터의 비교를 위해 시뮬레이터로 구현한 손상된 심전도를 인가하여 출력된 결과를 FFT 영역과 왜곡률, 신호대잡음비(SNR)등으로 분석 하여 나타내었다.

### II. LMS 알고리즘

LMS(최소 자승법) 알고리즘은 필터 계수와 최소 평균 제곱 오차 신호를 얻기 위한 적응 필터이다 [18]-[20] LMS 필터 알고리즘의 장점은 계산 량이 많지 않으며 구현이 복잡하지 않아 여러 분야에서 널리 사용된다. LMS 필터 알고리즘은 손상된 신호의 오류를 최소화하기 위해 계수를 처리하며, hermitian transpose matrix와 같은 복잡한 행렬 계산을 필요로 하지 않아 적응 필터 중에서 구현의 용이성과 잡음 강인성(Robustness)이 높은 특징이 있다. 때문에 LMS 적응 필터는 다른 모든 적응 필터 중에서 가장 많이 사용되는 필터이다. 기존의 LMS 필터는 2개의 신호 중 하나를 참조 값으로 하고, 다른 하나를 입력으로 필요로 하였다. 이에 반하여 본 논문에서 제안한 지연 LMS 필터는(DLMS) 하나의 신호만 필요로 한다. 그림 2는 본 논문에서 구현한 DLMS 필터의 블록 다이어그램을 나타낸다.

그림 1에서  $X_{(k)}$ 는 광대역 심전도 신호  $E_{(k)}$ 가 협대역의 등전위선 잡음  $N_{(k)}$ 에 의해 손상되어 구성된 입력 신호이다. 적응형 FIR(Finite Impulse Response) 필터의 출력 추정치는  $y_{(k)}$ 이다. D는 지연 샘플 번호이며, 지연 입력 신호가  $X_{(k-D)}$  일 때, FIR 필터 계수를 최적화하는데 사용되는 에러 신호  $\epsilon_{(k)}$ 는 ' $X_{(k)} - y_{(k)}$ '로 표현된다.

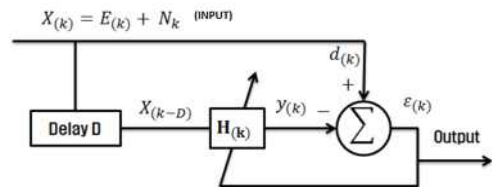


그림 1. DLMS 필터를 사용한 협대역 간섭 억제  
Fig. 1. Suppressing narrowband interference using DLMS filter

에러 신호 제공 오차의 합을 최소화하면 최적의 계수를 결정하는 일련의 선형 방정식이 유도된다. 심전도 등전위선 잡음 처리 LMS 알고리즘은 계수를 피드백 받아 지속적으로 조정한다. LMS 필터의 단점은 입력  $X_{(k)}$ 에 대한 스케일링에 민감한 것이다. 따라서 LMS 필터 설계 시 알고리즘의 안정성을 보장하는 학습률  $\mu$ 를 선택하는 것이 가장 어려운 일이다. NLMS는 기존 LMS 알고리즘을 응용한 알고리즘으로 이러한 어려움을 해결한 방식이다.

NLMS 방식에서  $X_{(k)}$ 는 등전위선 잡음에 의해 손상된 입력 신호이다.  $k$ 는 심전도의 샘플 데이터 수이고,  $d_{(k)}$ 는 원하는 신호이며,  $\epsilon_{(k)}$  입력 신호와 지연된 신호 간의 오차,  $H_{(k)}$ 는 적응 계수이다. 다음 식과 같이 NLMS 필터를 표현할 수 있다.

$$\epsilon_{(k)} = d_{(k)} - y_{(k)} \tag{1}$$

$$H_{(k+1)} = H_{(k)} + \frac{\mu \epsilon_{(k)} X_{(k)}}{X_{(k)}^H X_{(k)}} \tag{2}$$

$\mu$ 는 NLMS 필터에서 고정되지 않은 적응형 필터 스텝 크기이므로 LMS 필터보다 더 나은 잡음 제거 효과를 제공한다. 식 (2)에서  $X_{(k)}^H$ 는 입력 신호  $X_{(k)}$ 의 전치(Transpose) Hermitian 이다. NLMS 필터는 시간에 따라 원래 신호 모양에서 왜곡율이 증가하는 특성이 있다. DLMS 필터는 심전도 신호에서 동적 잡음 제거에 적합하여 모바일 심전도 측정기에 쉽고 간단하게 적용 가능하다. 그러나 스텝 크기가 고정되어 있어 실시간 심전도 측정은 불완전한 단점이 있다. 이러한 단점은 가변 스텝 크기의 NLMS 필터 방식으로 해결할 수 있다. 따라서 DLMS와 NLMS를 결합한 필터를 제안하고자 한다.

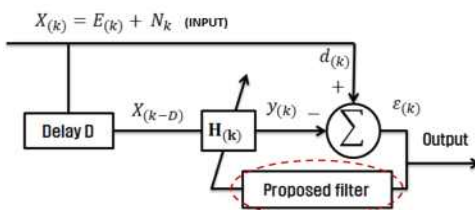


그림 2. 제안된 알고리즘의 블록 다이어그램  
Fig. 2. Block diagram for proposed algorithm

### III. 제안된 알고리즘

#### 3.1 블록 다이어그램

본 논문에서는 DLMS와 NLMS의 장점을 반영하여 결합한 방식을 취하였다. 이 결합된 필터는 동적 잡음을 성공적으로 제거하였으나, 기존 심전도 파형의 형태를 변형시키는 문제가 있었다. 심전도 신호는 환자의 각 파형(P,Q,R,S,T)의 형태마다 심장 상태를 확인할 수 있는 중요한 정보가 담겨져 있으므로 최대한 기존 신호와 그 형태가 동일하도록 하는 것이 중요하다.

본 연구에서는 심전도 신호의 특성을 보존하기 위해 필터 스텝 사이즈를 수정하였다. 그림 2는 제안된 알고리즘의 다이어그램을 보여준다. 노이즈가 포함된 심전도 신호  $X_{(k)}$ 를 원하는 신호  $d_{(k)}$ 로 사용하고, 심전도 신호를 지연 후 적응 필터 계산에 입력되는 방식을 구현 하였다.

#### 3.2 제안된 알고리즘의 순서도

잡음에 의해 손상된 심전도 신호에 대한 기준선을 제거하기 위해 다음의 3단계로 작동한다.

- 1) 모바일 심전도 측정 기기에서 심전도 신호 측정
- 2) 제안된 알고리즘의 필터로 인한 등전위선 동적 잡음 제거
- 3) 잡음이 제거된 심전도 신호 저장

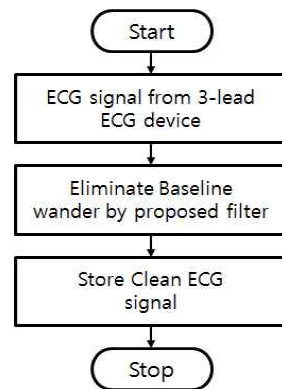


그림 3. 제안된 알고리즘의 플로우차트  
Fig. 3. Flowchart of the proposed algorithm

### 3.3 제안된 알고리즘의 방정식

NLMS 알고리즘은 에코 제거 시스템에서 가장 많이 사용된다. 그러나 NLMS 필터는 종종 기본 등전위선 흔들림을 제거 할 때에도 심전도 신호를 왜곡한다. 왜곡된 심전도 신호는 심장 상태에 관하여 잘못된 정보를 도출할 수 있다. 이러한 문제를 해결하고, 실제 심전도 신호 형태를 보장하기 위해 스텝 크기를 수정하였다. 제안된 내용의 알고리즘을 다음과 같이 방정식으로 나타내었다.

$$y_{(k)} = \sum_{i=0}^{k-1} H_{(k)} * X_{(k-i)} = H_{(k)}^T * X_{(k)} \quad (3)$$

식 (3)은 적응형 필터의 출력을  $y_{(k)}$ 로 나타내고,  $H_{(k)}$ 는 필터 계수 값을 나타낸 것이다.  $X_{(k)}$ 는 측정된 심전도 신호 입력을 나타낸다.

$$\epsilon_{(k)} = d_{(k)} - y_{(k)} \quad (4)$$

에러 신호  $\epsilon_{(k)}$ 는 원하는 신호  $d_{(k)}$ 와 필터 출력  $y_{(k)}$  사이의 차이를 얻음으로써 계산된다.

$$\mu = \frac{2 * \alpha}{L} \quad 0.001 < \alpha < 0.009 \quad (5)$$

$$H_{(k+1)} = H_{(k)} + \frac{\mu \epsilon_{(k)} X_{(k)}}{X_{(k)}^H X_{(k)}} \quad (6)$$

식 (5)의  $\mu$ 는 스텝 크기이고 L은 필터 차수,  $\alpha$ 는 심전도 신호 왜곡 최소화 계수이다. 식 (6)은  $\mu$ 와 필터 계수  $H_{(k)}$  값의 관계를 나타낸 것이다. 해당 식에서 심전도 신호의 실제 특성을 보존하기 위한 스텝 크기가 필터 차수 L 및 왜곡 최소화 계수  $\alpha$ 와의 밀접한 관계가 있음을 보여준다. 이러한 알고리즘에 맞추어 결과적으로 스텝 크기는 자동으로 조정된다.

### 3.4 모바일 시스템의 설계

제안된 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 펌웨어, 하드웨어 및 안드로이드 응용 프로그램을 개발하였다.

설계된 하드웨어는 NRF51288 무선 트랜시버 칩과 장거리 30m 데이터를 전송할 수 있는 2.4GHz 안테나 및 쉴드 케이블에 연결되어 심전도 신호를 측정하기 위한 전극 센서 등으로 구성된다. 그림 4는 실시간 심전도 측정 시스템으로써 실제 구동되고 있는 제작된 심전도 측정기기(가운데)와 안드로이드 어플리케이션(왼쪽)을 나타낸다. 모바일 심전도 기기는 데이터를 패킷 단위로 스마트기기에 전송하여 심전도 그래프와 심박 수를 표시한다. 개발된 심전도 측정기기는 24시간 데이터를 저장할 수 있다. 가장 오른쪽의 MS400 기기는 다양한 종류의 심전도 신호를 모사하여 출력하는 심전도 시뮬레이터(상용 제품)이다. 제안된 알고리즘을 적용한 모바일 심전도 측정기기의 등전위선 잡음 제거 성능을 평가하기 위하여 MS400으로부터 등전위선에 의해 손상된 심전도 신호 및 정상 범주의 심전도 신호를 개발된 모바일 심전도 측정기기에 입력하고, 제안된 알고리즘에 의해 필터 처리된다.

필터 처리된 데이터는 안드로이드 스마트기기로 전달되어 안드로이드 어플리케이션에서 실시간으로 모니터링 된다. 또한 데이터는 SD 카드에 .CSV 파일 포맷으로 저장되어 PC에서 확인 된다.

## IV. 실험결과

제안된 알고리즘을 검증하기 위해, 모바일 심전도 측정 기기의 3개 리드를 심전도 시뮬레이터(MS400)에 연결하여 측정 데이터를 확인하였다.

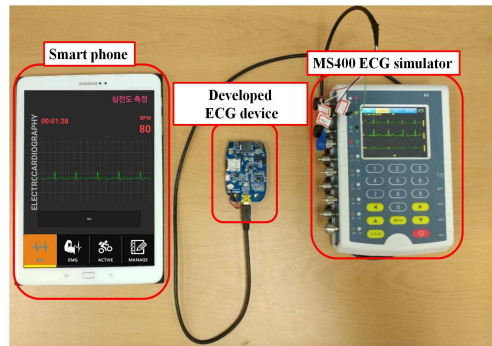


그림 4. 실시간 심전도 측정 시스템의 예  
Fig. 4. Real-time ECG measurement system

그림 5는 등전위선의 흔들림으로 인하여 손상된 심전도 신호의 그래프를 보여준다. 손상된 심전도 신호는 정확한 피크 점(R 피크 등) 검출을 어렵게 하며, 등전위선의 흔들림으로 인해서 심전도 신호 피크 점의 진폭 값 또한 큰 오차를 갖게 된다. 결과적으로 심전도 신호에서 등전위선의 잡음을 제거하려면 신호 전 처리가 필요하다.

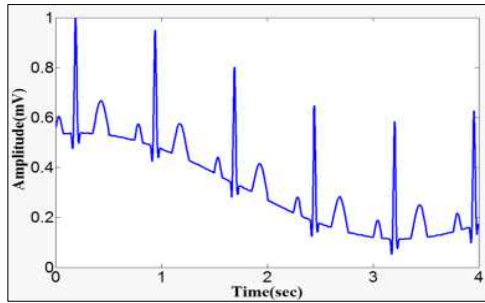
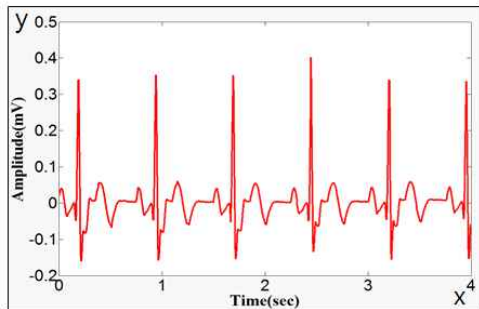
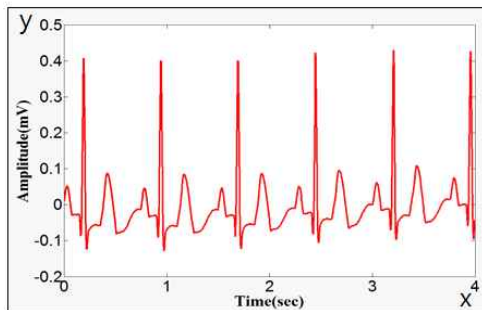


그림 5. 등전위선에 의해 손상된 측정된 심전도 데이터

Fig. 5. Measured raw ECG data with baseline noise



(a) 제안된 필터 결과



(b) 기존의 NLMS 필터 결과

그림 6. 등전위선 흔들림이 감소된 심전도 신호

Fig. 6. Baseline wanders reduction from ECG signal (a) by proposed filter, (b) by conventional NLMS filter

등전위선 잡음 제거 실험을 위해 250Hz의 샘플링 주파수로 설정하여 저장하고, 1000개(4초)의 심전도 데이터를 표본으로 하여 분석하였다.

제안된 필터와 기존의 NLMS를 각각 적용한 후, 등전위선 동적 잡음은 그림 6과 같이 성공적으로 제거되었다. 이 그래프에서 X 축은 시간 영역을 나타내고 Y 축은 심전도 신호의 진폭을 나타낸다. 그림 6(a)는 제안된 필터로 등전위선 동적 잡음을 제거한 것이고, 그림 6(b)는 기존 NLMS 필터의 동적 잡음 제거 결과이다.

심전도에서 S파는 후기 심실 탈분극을 나타낸다. 그러므로 심실성 빈맥이나 상심실 빈맥을 확인하려면 S파가 매우 중요하다.

그림 6(a)와 (b)의 심전도 신호 형태를 분석하기 위해 그림 7과 같이 한 주기의 파형으로 범위를 조정하여 분석하였다. 입력된 심전도(Clean ECG), 제안된 알고리즘의 필터, NLMS 필터는 각각 파란색, 붉은색, 초록색으로 나타내었으며, 그래프화 하여 분석한 결과, 제안된 알고리즘은 입력된 심전도 신호에서 S파의 형태를 거의 왜곡 시키지 않았고, 등전위선의 동적 잡음을 제거 할 수 있는 반면에, 기존의 NLMS 필터는 등전위선의 흔들림은 제거 하였지만 S파를 왜곡하는 문제점이 있었다.

결과적으로 한 주기의 심벌에서 실제 입력된 심전도와 제안된 알고리즘의 그래프 형태는 서로 매우 유사하였다.

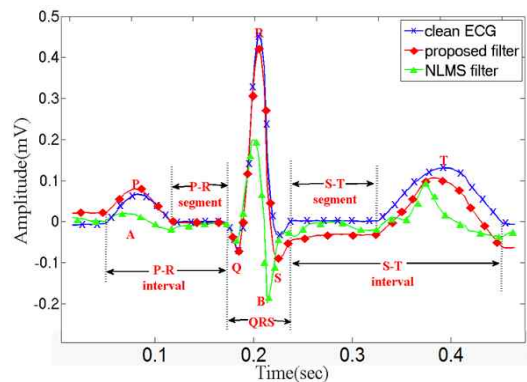


그림 7. 입력 심전도 신호(clean ECG), 기존 NLMS와 제안된 필터의 한 주기 심벌 파형 비교

Fig. 7. One period ECG waveform comparison input ECG(clean ECG), conventional NLMS and proposed filter

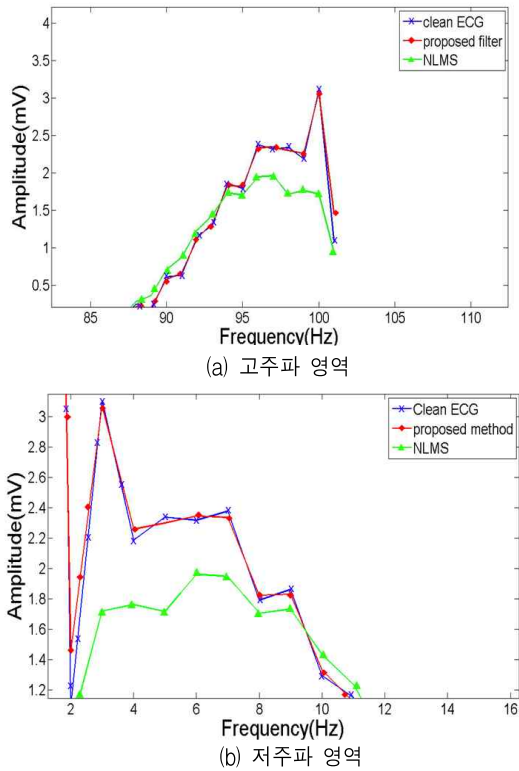


그림 8. 입력 심전도(clean ECG), 기존의 NLMS와 제안된 필터의 FFT 결과

Fig. 8. Fast Fourier transform(FFT) comparison between input ECG(clean ECG), conventional NLMS and proposed filter, (a) High frequency region, (b) Low frequency region

표 1. 입력 심전도, 기존 NLMS와 제안된 필터의 피크-피크 전압, 왜곡률 비교

Table 1. Peak to peak voltage, distortion rate comparison between input ECG, conventional NLMS and proposed filters

Data	V(p-p)(mV)	Distortion rate(%)
ECG input data	0.5095	-
Proposed Method	0.5026	1.354
NLMS	0.5181	1.68

표 2. 기존 NLMS와 제안된 필터의 신호대잡음비 비교  
Table 2. Signal to noise ratio (SNR, db) comparison between conventional NLMS and proposed filters

Method	Filter order	SNR(db)
NLMS	50	0.0036
Proposed Method	50	0.1283

그러나 기존의 NLMS는 A지점에서 다른 형태를 나타내었고, QRS 간격에서 B위치와 S과의 형태 또한 제안된 알고리즘과 비교하여 더 급격하게 감소하는 것을 확인 할 수 있었다. S-T간격에서도 제안된 알고리즘의 필터가 실제 입력 심전도 형태에 더 가까운 것을 확인할 수 있다.

그림 8(a)와 (b)는 각각 입력된 심전도, 제안된 알고리즘의 필터, NLMS 필터 사이에 푸리에 변환을 사용하여, 고주파 영역과 저주파수 영역에서의 특성을 나타낸다. 파란색이 입력된 심전도, 붉은색이 제안된 필터, 초록색이 NLMS 필터의 특성 그래프이다. 입력된 심전도와 제안된 알고리즘의 필터의 V(p-p)값, 즉 진폭 값이 NLMS 필터 특성에 비해 좀 더 근사한 것을 확인할 수 있었다.

심전도 신호 왜곡률은 표 1에 표시된 것처럼 제안된 알고리즘의 필터가 본래의 심전도 신호 형태를 왜곡하지 않고도 기존의 NLMS 필터보다 우수한 것을 알 수 있다. 왜곡률이 낮을수록 심전도 신호의 형태를 안정하게 유지하는 것을 의미한다.

표 2는 신호대잡음비를 나타낸 것으로 제안된 알고리즘의 필터가 기존의 NLMS 필터보다 심전도 신호 형태를 변경하지 않으면서도 잡음에 더 강인함을 보여준다.

## V. 결론

본 논문은 모든 유형의 심전도 신호 잡음을 줄이기 위해 제안된 포괄적인 적응형 필터 연구에 관한 내용이다. 스텝 사이즈는 적응 필터, 특히 DLMS, NLMS 필터 등에 매우 중요하다. 심전도 신호의 스텝 사이즈의 설정 값이 부적절할 경우, 왜곡 특성이 더 크게 나타나, 잘못된 피크 점의 위치와 진폭 값이 검출될 가능성이 커진다. 따라서 DLMS와 NLMS의 장점을 결합하고, 스텝 사이즈의 값을 적절하게 선정하였다. 이를 검증하기 위해, 시뮬레이터를 이용하여, 동적잡음이 포함된 신호를 입력하였을 때, 제안된 알고리즘의 필터가 심전도 특성을 변화시키지 않고, 등전위선의 동적 잡음이 제거되는 것을 실험을 통해 확인하였으며, 신호 대 잡음비와 왜곡율을 비교 분석하였을 때, 제안된 알고리즘의 필터가 기존의 NLMS 필터에 비해 더 개선되었음

을 확인할 수 있었다. 따라서 제안된 필터는 왜곡을 감소하면서도 등전위선의 동적 잡음에도 강인하여 심장병 진단의 정확성을 높일 것으로 기대된다. 또한 모바일 심전도 측정기기에 필수적인 계산 복잡성을 줄여주어, 실시간 잡음 처리에도 용이할 것으로 기대된다.

## References

- [1] Rizwan Qureshi, Muhammad Uzair, and Khurram Khurshid, "Multistage Adaptive filter for ECG signal processing", 2017 International Conference on Communication, Computing and Digital Systems (C-CODE), pp. 363-368, Mar. 2017.
- [2] Yushun Gong and Peng Gao, "An Enhanced Adaptive Filtering Method for Suppressing Cardiopulmonary Resuscitation Artifact", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 64, No. 2, pp. 471-478, Feb. 2017.
- [3] Nauman Razzaq and Shafa-At Ali Sheikh, "An Intelligent Adaptive Filter for Elimination of Power Line Interference From High Resolution Electrocardiogram", IEEE Access, Vol. 4, pp. 1676-1688, Mar. 2016.
- [4] Tom Torfs and Yun-Hsuan Chen, "Noncontact ECG Recording System With Real Time Capacitance Measurement for Motion Artifact Reduction", IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, Vol. 8, No. 5, pp. 617-625, Oct. 2014.
- [5] Z. Wei, L. Hongxing, and C. Jianchun, "Adaptive filtering in phase space for foetal electrocardiogram estimation from an abdominal electrocardiogram signal and a thoracic electrocardiogram signal", IET Signal Processing, Vol. 6, No. 3, pp. 171-177, May 2012.
- [6] Muhammad Zia Ur Rahman, Rafi Ahamed Shaik, and D. V. Rama Koti Reddy, "Efficient and Simplified Adaptive Noise Cancelers for ECG Sensor Based Remote Health Monitoring", IEEE Sensors Journal, Vol. 12, No. 3, pp. 566-573, Feb. 2011.
- [7] T. Stamkopoulos, K. Diamantaras, N. Maglaveras, and M. Strintzis, "ECG analysis using nonlinear PCA neural networks for ischemia detection", IEEE Transactions on Signal Processing, Vol. 46, No. 11, pp. 3058-3067, Nov. 1998.
- [8] N. V. Thakor and Y. S. Zhu, "Applications of adaptive filtering to ECG analysis: Noise cancellation and arrhythmia detection", IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. 38, No. 8, pp. 785-794, Aug. 1991.
- [9] P. Laguna, R. Jane, and O. Meste, et al., "Adaptive filters for eventrelated bioelectric signals using an impulse correlated reference input: comparison with signal averaging techniques", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 10, pp. 1032-1044, Oct. 1992.
- [10] G. B. Moody and R. G. Mark, "QRS morphology representation and noise estimation using the Karhunen-Lo`eve transform", in Proceedings of Computers in Cardiology, Jerusalem, Israel, pp. 269-272, Sep. 1989.
- [11] A. K. Barros, A. Mansour, and N. Ohnishi, "Removing artifacts from electrocardiographic signals using independent components analysis", Neurocomputing, Vol. 22, No. 1-3, pp. 173-186, Nov. 1998.
- [12] T. He, G. D. Clifford, and L. Tarassenko, "Application of ICA in removing artefacts from the ECG", to appear in Neural Processing Letters, pp. 1-18, Nov. 2005.
- [13] G. D. Clifford and L. Tarassenko, "One-pass training of optimal architecture auto-associative neural network for detecting ectopic beats", Electronics Letters, Vol. 37, No. 18, pp. 1126-1127, Aug. 2001.
- [14] R. Silipo and C. Marchesi, "Artificial neural networks for automatic ECG analysis", IEEE Trans. Signal Processing, Vol. 46, No. 5, pp.

1417-1425, May 1998.

- [15] W. Hao, Y. Chen, and Y. Xin, "ECG baseline wander correction by meanmedian filter and discrete wavelet transform", IEEE Eng. Med. Biol. Soc., pp. 2712-2715, Aug. 2011.
- [16] Seok-Joo Yoon, Gwang-Jun Kim, and Chang-Soo Jang, "Individual Identification of Electrocardiogram using Discrete Wavelet Transform", Journal of Korean Institute Information Technology, Vol. 10, No. 8, pp. 181-187, Aug. 2012.
- [17] J. A. Van Alste, W. Van Eck, and O. E. Herrmann, "ECG baseline wander reduction using linear phase filters", Computers and Biomedical Research, Vol. 19, No. 5, pp. 417-427, Oct. 1986.
- [18] G. Long, F. Ling, and J. A. Proakis, "The LMS algorithm with delayed coefficient adaptation", IEEE Tran. Acoust., Speech, Signal Processing, Vol. 37, No. 9, pp. 1397-1405, Sep. 1989.
- [19] M. Rupp and R. Frenzel, "Analysis of LMS and NLMS algorithms with Delayed Coefficient Update Under the Presence of Spherically Invariant Processes", IEEE. Tran. Signal Processing, Vol. 42, No. 3, pp. 668-672, Mar. 1994.
- [20] P. Somjai, P. Chumchu, and T. Demechai, "Delayed adaptive filtering based on NLMS algorithm with an error adjustment procedure", IEEE. APCCAS 1998. 1998 IEEE Asia-Pacific Conference on Circuits and Systems. Microelectronics and Integrating Systems. Proceedings (Cat. No. 98EX242), Nov. 1998.

저자소개

최 철 형 (Chul-Hyung Choi)



2014년 2월 : 공주대학교  
일반대학원 전기전자제어공학과  
석사 졸업  
2016년 8월 : 공주대학교  
일반대학원 전기전자제어공학과  
박사 수료  
관심분야 : 전기/전자, 의료공학

세이푸르 (MD Saifur Rahman)



2016년 1월 : Ahsanullah  
University of Science and  
Technology 컴퓨터 공학과 학사  
졸업  
2016년 8월 ~ 현재 : 공주대학교  
일반대학원 전기전자제어공학과  
석사과정  
관심분야 : 전기/전자, 정보통신

김 시 경 (Si-Kyung Kim)



1988년 2월 : 고려대학교 석사  
졸업  
1994년 2월 : Texas A&M  
University 박사 졸업  
1994년 ~ 현재 : 공주대학교  
전기전자제어공학부 교수  
관심분야 : 전기/전자, 전력전자,  
정보통신

박 인 덕 (In-Deok Park)



1999년 2월 : 명지대학교 석사  
졸업  
2005년 2월 : 공주대학교  
일반대학원 전기전자제어공학과  
박사 졸업  
2008년 ~ 현재 : 대덕대학교  
전기과 교수  
관심분야 : 전기/전자, 전력전자

김 영 필 (Young-Pil Kim)



2016년 2월 : 공주대학교  
일반대학원 전기전자제어공학과  
석사 졸업  
2016년 2월 ~ 현재 : 공주대학교  
일반대학원 전기전자제어공학과  
박사과정  
관심분야 : 전기/전자, 전력전자