

향상된 SVD 필터를 이용한 Multi-lead ECG에서의 EMG 신호 제거

論 文

50D-6-6

EMG Signal Elimination Using Enhanced SVD Filter in Multi-lead ECG

朴光里*·朴世眞**·崔浩善**·鄭基森*·李景中**·尹亨老**

(Kwangli-Li Park · Se-Jin Park · Ho-Sun Choi · Kee-Sam Jeong · Kyoung-Joung Lee · Hyoung-Ro Yoon)

Abstract - SVD(Singular Value Decomposition) filter for the suppression of EMG in multi-lead stress ECG is studied. SVD filter consists of two parts. In the first part, the basis vectors were chosen from the averaged singular vectors obtained from the decomposed noise-free ECG. The singular vector is computed from the stress ECG and is compared itself with basis vectors to know whether the noise exist in stress ECG. In the second part, the existing elimination method is used, when one(or two) channels is(or are) contaminated by noise. But the proposed enhanced SVD filter is used in case of having the noise in the many channels.

During signal decomposition and reconstruction, the noise-free channel or the least noisy channel have the weight of 1, the next less noisy channel has the weight of 0.8. In this way, every channel was weighted by decrease of 0.2 in proportion to the amount of the added noise.

For the evaluation of the proposed enhanced SVD filter, we compared the SNR computed by the enhanced SVD filter with the standard average filter for the noise-free signal added with artificial noise and the patient data. The proposed SVD filter showed better in the SNR than the standard average filter. In conclusion, we could find that the enhanced SVD filter is more proper in processing multi-lead stress ECG.

Key Words : SVD filter, EMG, Multi-lead stress ECG, Signal decomposition

1. 서 론

운동부하상태에서 심장질환을 진단하는 스트레스 심전계는 심근허혈이나 심근경색을 진단하는데 매우 유용하다. 스트레스 심전계에서 정확히 심장질환을 진단을 하기 위해서는 심전도 신호에 포함되어 있는 기저선 변동이나 근잡음을 효과적으로 제거하는 것이 매우 중요한데, 이러한 잡음제거에 관한 연구가 최근까지 활발하게 진행되어 왔다[1].

스트레스 심전도에서 가장 중요한 진단 파라미터는 0.8Hz 이하의 저주파 대역 신호인 ST세그먼트로서 이것은 호흡에 의해 기인되는 0.5Hz이하의 기저선 변동과 겹쳐지기 때문에 신호왜곡 없이 완전히 제거하기가 어렵다[2].

최근 본 연구팀에서는 ST세그먼트의 신호왜곡을 최소화 하면서 효과적으로 기저선 변동을 제거할 수 있는 WAF(Wavelet Adaptive Filter)를 개발하여 스트레스 심전도 분석에 유용하게 사용될 수 있음을 보였다[3]. 근잡음의 경우 주파수대역에 넓게 분포하고 있으며 랜덤 특성을 갖기 때문에 디지털 필터를 이용해서 특정 주파수 대역만을 제거하기

가 매우 어렵다. 근잡음을 제거하기 위해서 시간적, 공간적 평균값 필터, 평균값과 중간값 방법을 조합한 필터[4], 웨이블릿 필터를 사용하거나, 사지에 리드를 부착하여 얻은 근잡음을 이용하여 스트레스 심전도에서 근잡음을 제거하는 방법 등이 사용되어 왔다[5].

기존의 이러한 방법들은 잡음 제거를 위해 많은 수의 비트나 프레임이 필요하며, 파형 왜곡이 생기는 단점을 가지고 있다[6],[7]. 최근에는 영상 처리나 뇌파 분석, 입산부의 심전도에서 태아의 심전도를 가려내는 필터 설계등에 쓰여 오던 SVD(Singular Value Decomposition)를 사용하여 근잡음을 제거하는 방법이 개발되었다[8][9][10]. SVD 필터는 신호의 에너지를 신호와 잡음으로 분해한 후 잡음을 제거하는 것으로서 많은 양의 데이터를 보존할 필요가 없으며, 파형의 왜곡도 방지할 수 있다. 또한 환자에게서 심전도를 획득하는 동안 한 두 개의 채널에 잡음이 포함될 경우 기존의 SVD 방법은 다른 채널의 정보를 이용하여 그 채널의 심전도를 복원할 수 있는 장점도 갖고 있다. 이와 같이 여분의 데이터를 이용하여 근잡음을 제거하는 SVD 필터는 적은 수의 채널에 잡음이 들어간 경우에는 좋은 성능을 보이지만, 다수의 채널에 잡음이 포함되어 있을 경우에는 적합하지 않다[12].

본 연구에서는 이와 같은 기존 SVD 필터의 단점을 보완하여 다채널에 잡음이 포함된 경우에도 잡음을 제거할 수 있는 향상된 SVD 필터를 설계하였다.

* 正 會 員 : 龍人松潭大 醫療情報시스템科

** 正 會 員 : 延世大 醫工學科

接受日字 : 2000年 11月 9日

最終完了 : 2001年 5月 30日

2. SVD 필터 알고리즘의 설계

2.1 SVD 필터

SVD는 격자수가 다른 두 변수장 간의 최대 상호 관련된 공간 패턴을 찾아내는 방법이다. 임의의 $m \times n$ 행렬 A 에 대한 SVD는 다음과 같다[13].

$$A = U \Sigma V^T \quad (1)$$

$$U U^T = U^T U = I, \quad V V^T = V^T V = I \quad (2)$$

여기에서 U 가 좌특이벡터장, V 는 우특이벡터장으로서 U 와 V 의 각 열이 각각 좌·우 특이 벡터(singular vector)이다. 입력 행렬 A 가 실수 영역에 속할 때, 좌·우 벡터장 역시 실수 영역에 속하게 되며, 직교성(orthogonality)을 갖는다. Σ 는 $[diag \sigma_1, \dots, \sigma_p, 0]$ 인 대각행렬이다. 여기에서 $p = \min(m, n)$ 이며, 행렬의 대각원소는 그 행렬의 특이값(singular value)과 같고, 특이값은 $\sigma_1 \geq \dots \geq \sigma_p \geq 0$ 를 만족한다. 이 결과를 스트레스 심전도에 적용시 12채널 중 8채널(리드 I, 리드 II, V1-V6)은 서로 독립적이고(나머지 4채널은 다른 채널의 조합으로 표시 가능함.), 직교성을 갖는다고 가정하며[16] 입력 행렬 A 를 형성한다. 이 심전도 입력 행렬을 SVD 취한 결과는 다음과 같다.

$$A = (U_s \ U_n) \begin{pmatrix} \Sigma_s & 0 \\ 0 & \Sigma_n \end{pmatrix} (V_s \ V_n) \quad (3)$$

여기서 U_s 는 좌특이 벡터장 중 신호 영역에 해당되는 부분이고, U_n 는 좌특이 벡터장 중 잡음 영역에 해당되는 부분이다. 또한 Σ_s 는 대각 행렬 중 신호 영역에 해당되는 특이값이고, Σ_n 는 대각 행렬 중 잡음 영역에 해당되는 특이값을 나타낸다. 즉, 심전도 입력 행렬에 SVD를 취하여 신호와 잡음 부분의 에너지를 구분한 후, 잡음 부분을 버리고 신호 영역만 취하여 복원 과정을 거치면 잡음이 제거된 신호를 얻게 된다.

2.2 특이 벡터의 회전각도 계산

본 연구에서 제시한 알고리즘은 우신 스트레스 심전도를 신호 영역과 잡음 영역으로 분해한다. 환자로부터 신호를 받는 동안 크기가 충분히 큰 잡음이 신호에 포함되면 신호 영역과 잡음 영역에 간섭이 발생하여 잡음성분이 신호 영역에 영향을 미치게 된다. 이와 같은 잡음성분에 의해서 특이 벡터가 회전되는데, 이 때 특이 벡터의 회전 각도를 계산함으로써 잡음성분의 유무를 판단할 수 있다.

본 연구에서는 잡음이 없는 심전도 신호에서 계산된 특이 벡터 각도를 기준값으로 정한 후, 환자에게서 심전도를 얻는 동안 벡터 각도의 변화를 살펴보았다. 잡음이 없는 경우 특이 벡터 각도의 변화가 1.5° 를 넘지 않았기 때문에 잡음 검출을 위한 각도 회전 문턱치를 실험적으로 1.7° 로 정하

였다.

각 샘플링 순간마다 신호에서 특이 벡터의 각도 변화를 조사하여 기준값 이상의 각도 회전이 있는지를 판단하며, 기준값 이상의 특이 벡터 회전이 있을 경우 몇 개의 채널에 잡음이 포함되었는지를 판단한다. 적은 수의 채널에 잡음이 포함된 경우에는 잡음이 제거될 때까지 그 채널의 정보를 신호 분해 과정에서 제외한다. 그리고 나머지 다른 채널들만을 이용하여 SVD 분해 과정을 거치며 분해 신호 중 가장 에너지가 큰 3개의 신호만을 가지고 심전도를 복원한다. 이 과정에서, 제외된 채널의 정보는 다른 채널의 정보를 이용하여 복원된다.

실험적으로 4개의 채널에 잡음이 포함되어 있는 경우까지는 이러한 방법으로 심전도 신호를 복원할 수 있다. 그러나 5개 이상의 채널에 잡음이 포함되어 있는 경우에는 분해 및 복원 과정에서 채널별 가중치를 두어야 한다. 5개 이상 잡음이 포함된 채널 중 가장 심하게 잡음이 포함된 채널 두 개를 입력 신호에서 제외하며, 나머지 채널에는 잡음이 섞인 정도에 따라 1부터 0.2까지의 가중치를 두어 신호 분해 및 복원을 행한다. 만약 8개의 채널 모두에 잡음이 포함된 경우에는 입력 신호에서 제외되지 않은 6개의 채널 중 가장 적은 잡음이 포함된 채널 두 개에 1의 가중치를 둔다.

2.3 특이 벡터의 크기 계산

신호 분해 과정에서 생성되는 특이 벡터의 크기(특이값)는 그 신호의 에너지를 나타낸다. 크기가 작은 잡음의 경우에는 특이 벡터가 회전되지 않는다. 그러나 작은 잡음들은 시간이 경과함에 따라 축적되어 분해 신호의 잡음 영역에 해당되는 특이값을 점차로 증가시킨다.

잡음이 충분한 시간 동안 축적되면 잡음 영역 특이값이 신호 영역의 특이값에 대응될 만큼 증가되지만 오랜 시간동안 잡음이 축적되면 잡음 영역의 그 특이값이 신호 영역의 특이값보다 커지게 된다. 이와 같은 경우 잡음 영역 특이값이 신호 영역 특이값으로 인식되며, 결과적으로 잡음이 신호로 분해된다. 이러한 잡음을 축적 잡음(accumulating noise)이라 한다[11].

본 연구에서는 축적 잡음을 판단하기 위해서 분해 과정시 생성되는 특이값을 살펴보았다. 분해 신호 특이값 중 가장 큰 세 개의 값은 신호 영역에 해당되며 나머지 다섯 개는 잡음 영역에 해당된다. 잡음 영역의 특이값 중 가장 큰 값 (C_{nn})이 신호 영역의 특이값 중 가장 큰 두 개 값의 합의 2%보다 클 때, 축적 잡음이 발생하였다고 실험적으로 기준을 정하였으며 식 (4)와 같이 나타낼 수 있다.

$$(C_{nn}) \geq \frac{2}{100} (C_{11} + C_{22}) \quad (4)$$

(C_{nn} : 잡음 영역의 가장 큰 특이값, C_{11} : 신호 영역의 가장 큰 특이값, C_{22} : 신호 영역의 두 번째로 큰 특이값)

잡음 영역의 특이값이 기준값보다 커졌을 경우, 이 때의 특이 벡터장에서 가장 큰 특이 벡터의 값에 해당되는 채널이 잡음이 포함된 채널이 된다. 잡음이 포함된 채널이 관별

되면 그 채널은 잡음이 제거될 때까지 SVD 필터 입력 행렬에서 제외되며 나중에 다른 채널의 정보를 가지고 복원하게 된다.

SVD 필터에 의한 잡음제거 및 복원 알고리즘의 순서도는 그림 1과 같으며, MATLAB 5.0을 이용하여 펜티엄급 PC에서 구현하였다.

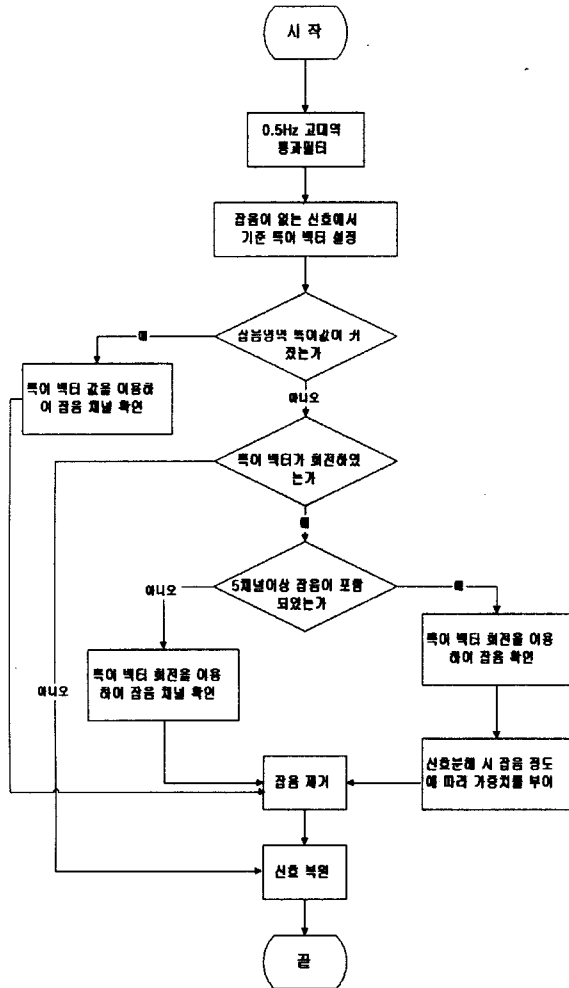


그림 1 전체 알고리즘의 순서도
Fig. 1 Flowchart of the proposed algorithm

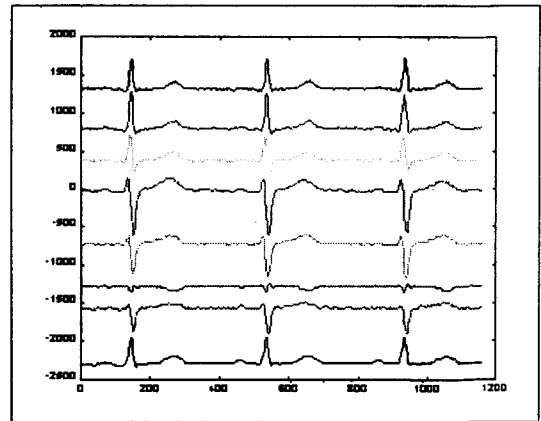
3. 실험결과 및 고찰

스트레스 심전계에 인가되는 부하 프로토콜 중 수정된 브루스(Modified Bruce) 모드를 인가하여 20세에서 24세의 건강한 남성 10명으로부터 근잡음의 영향을 많이 받는 9분에서 15분 사이의 데이터를 얻었다. 데이터는 600Hz의 샘플링 레이트와 12비트 해상도를 갖는다.

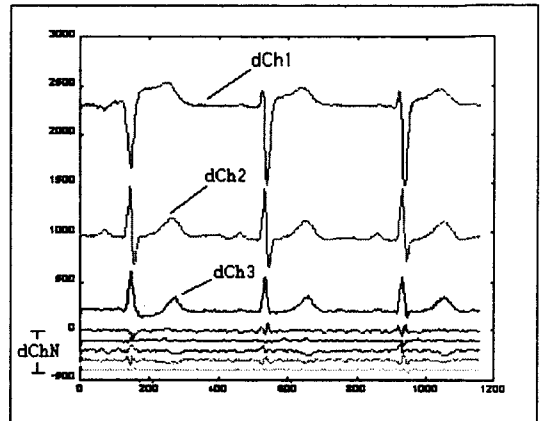
3.1 심전도 신호의 분해와 특이 벡터의 크기 계산

SVD필터를 이용하여 잡음을 제거하기 위해서는 환자로부터 얻은 심전도 신호를 분해한 후 신호 에너지의 분포와 특

이값의 변화를 계산한다. 이를 위해 잡음이 없는 심전도 신호를 분해한 결과가 그림 2에 나타나 있다.



(a)



(b)

그림 2 잡음이 없는 심전도의 SVD 결과
(a) 잡음이 없는 심전도 (b) SVD에 의해 분해된 신호
Fig. 2 Result of SVD for noise-free ECG signals
(a) Noise-free ECG signals (b) Decomposed ECG signals by using SVD

잡음이 없는 신호의 경우, 그림 2의 (b)에서 볼 수 있듯이 처음 3개의 채널(dCh1, dCh2, dCh3)에 심전도 신호 에너지의 98% 이상이 나타나며 이 세 채널을 신호 영역으로 정의한다. 나머지 5개의 채널(dChN)은 잡음영역으로 정의되며 이 채널들에 나타나는 심전도 신호는 무시할 수 있을 정도로 작기 때문에 신호 영역에 해당하는 세 채널만을 이용하여 심전도 신호를 복원하며, 복원된 심전도 신호를 이용하여 ST 세그먼트 변화를 측정할 수 있다.

그림 3은 잡음이 없는 신호의 분해 과정에서 생성되는 특이값의 변화이다. 시간이 경과함에 따라 C1, C2, C3 세 개의 특이값이 점차로 커짐을 알 수 있다. 이 세 개의 특이값은 심전도 에너지의 대부분을 가지고 있는 처음 세 개의 분해 신호 채널에 해당되며, 가장 큰 값을 가지고 있는 특이값 C1은 가장 큰 에너지를 가지고 있는 분해 신호 채널 dCh1

과 서로 대응된다. 이와 비슷하게 C2는 dCh2에, C3는 dCh3에 대응된다. CN은 나머지 5개의 특이값으로써 dChN에 대응되며, 잡음이 없는 신호이므로 0의 값을 가진다.

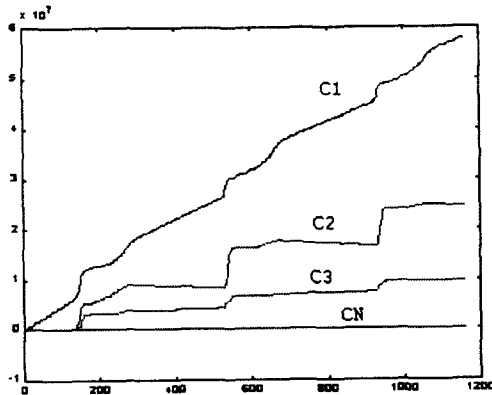


그림 3 잡음이 없는 심전도의 특이값들의 변화
Fig. 3 Change of singular values in noise-free ECG signals

3.2 2개의 채널에 잡음을 인가한 경우

잡음이 없는 심전도 데이터의 8개 채널 중 2개의 채널(2ch, 8ch)을 선택하여 MATLAB에서 지원하는 랜덤한 잡음을 첨가하였다. 이 신호에 기존의 평균값 필터와 SVD 필터를 적용하여 잡음을 제거하였으며, 성능평가를 위하여 각각의 SNR을 비교하였다. 이 때 SNR의 계산은 식 (5)를 이용하였다.

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{s_i^2}{n_i^2} \right) \quad (5)$$

(s_i : i 번째 신호 데이터, n_i : i 번째 잡음 데이터)

그림 4는 2개의 채널에 잡음이 포함된 경우의 심전도 신호와 분해신호를 나타낸다.

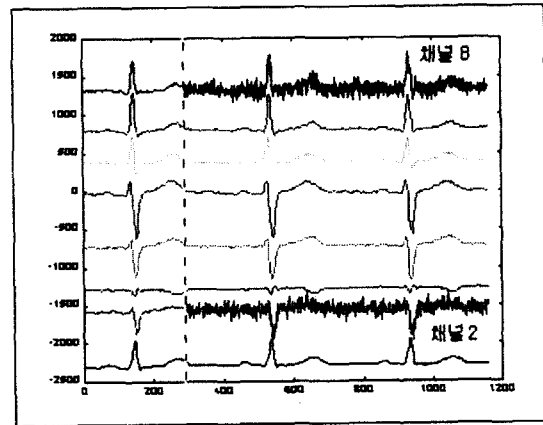
그림 4(a)의 처음 300여개의 데이터는 특이 벡터의 기준을 설정하기 위하여 필요한 부분으로서, 점선으로 표시하였으며, 이후부터 잡음을 첨가하였다. 기준 벡터를 설정하는 구간은 실험적으로 정해진 것인데, 이 구간이 너무 짧을 경우 잘못된 값을 기준으로 설정하여 신호 분해 시 잡음을 제대로 판별하지 못한다.

그림 4(b)는 이 잡음이 포함된 심전도에 대한 분해 신호이다. 크기가 큰 윗부분 부터 3개 채널의 데이터가 심전도 신호 영역에 해당하므로 이 세 개의 채널을 이용하여 심전도를 복원하게 된다. 2개의 채널에 첨가한 랜덤한 잡음은 첫 번째 잡음 채널(dChN1)과 세 번째 잡음 채널(dChN3)로 분해되었다.

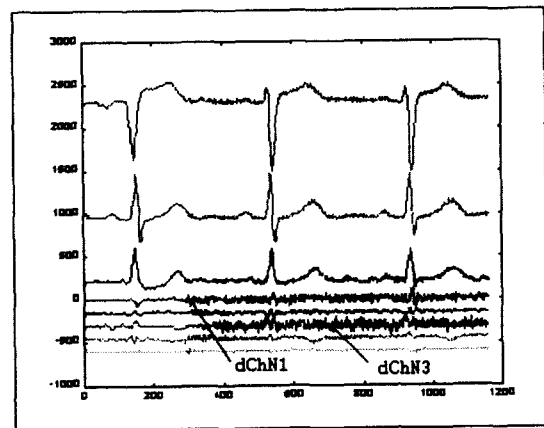
그림 5는 그림 4(b)의 신호영역의 데이터를 이용하여 복원한 근잡음을 제거한 심전도 결과로서 언급된 두 종류 필터를 적용한 후의 SNR을 비교한 것이 표 1에 나타나 있다.

표 1은 2개의 채널(2ch, 8ch)에 잡음을 인가했을 경우 SVD 필터와 평균값 필터를 이용하여 각각 잡음을 제거한

후 SNR을 구한 결과이다.



(a)



(b)

그림 4 2개의 채널에 잡음이 있는 심전도 신호의 분해결과
(a) 두 채널에 잡음이 포함된 심전도 (b) 분해된 신호

Fig. 4 Result of SVD for ECG with noise in two channels
(a) ECG signals with noise in two channels (b) Decomposed ECG signals corresponding to (a)

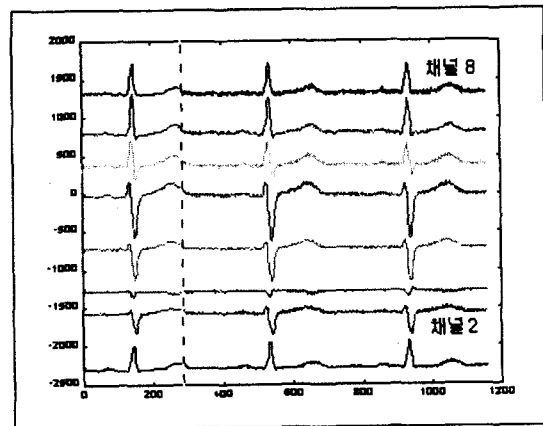


그림 5 SVD 필터를 이용하여 잡음을 제거한 심전도 신호
Fig. 5 De-noised ECG signals by using SVD filter

잡음이 없는 신호의 2ch과 8ch에 각각 크기가 다른 세 가지 랜덤한 잡음을 첨가하여 실험하였다. 표 1과 같이 SVD 필터를 이용한 경우가 평균값 필터를 이용한 경우보다 SNR이 향상되었으며, 잡음이 커질수록 SNR이 더욱 향상되는 것을 알 수 있다. SVD 필터는 신호의 에너지를 이용하여 신호를 분해하는 것으로서 잡음의 크기와 주파수에 큰 영향을 받지 않는다. 그러나 평균값 필터의 경우, 잡음의 크기에 따라 그 평균값에도 영향을 받게 된다. 그러므로, 잡음의 크기가 커질수록 SVD 필터가 더 좋은 성능을 보인다.

표 1 2개의 채널(2ch, 8ch)에 잡음을 인가했을 경우 SVD 필터와 평균값 필터의 SNR 비교

Table 1 Comparison of SNR when applying the SVD filter and average filter to ECG signals in two channels

(단위 : dB)

채널 및 잡음종류		필터 종류	
		SVD 필터	평균값 필터
2ch	0.920	1.416	1.290
	0.864	1.385	1.228
	0.779	1.312	1.151
8ch	0.910	1.407	1.304
	0.849	1.399	1.298
	0.810	1.341	1.192

3.3 8개의 채널에 잡음을 인가한 경우

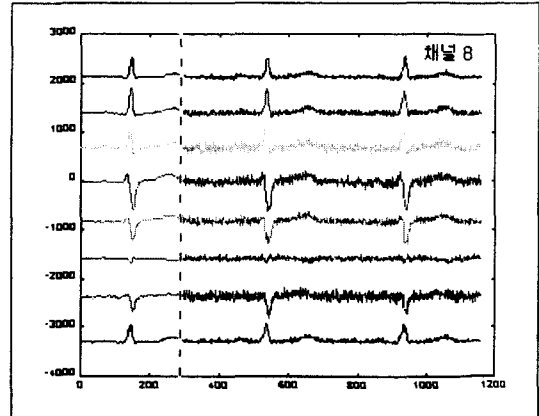
잡음이 없는 심전도 신호에 크기가 각각 다른 8개의 랜덤한 잡음을 생성하여 8채널 모두에 첨가하였으며, 이 신호 역시 SVD 필터와 평균값 필터를 적용한 후 각각의 경우에 대한 SNR을 구하였다.

그림 6(a)는 잡음이 없는 심전도 8개 채널 모두에 각각 크기가 다른 잡음을 첨가한 경우이다. 이 신호의 잡음을 제거한 결과는 그림 6(b)와 같다. 이 데이터에 대해서도 평균값 필터와 SVD 필터를 적용한 후 SNR을 표 2에 비교하였다.

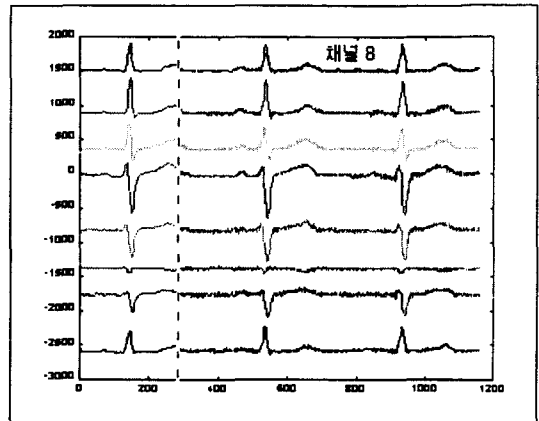
표 2에서 필터링 전 SNR이 가장 좋은 8ch(1.013dB)과 1ch(0.920dB)의 경우 필터링 후 SNR의 향상을 살펴보면 SVD 필터를 취한 경우 각각 1.311dB, 1.217dB로 나타났으며 이는 평균값 필터를 취한 SNR값인 1.289dB, 1.187dB보다 향상된 결과를 보여준다. 필터링 전 SNR이 가장 낮은 2ch(0.712dB)의 신호의 경우 필터링 후 평균값 필터의 SNR이 1.174dB, SVD 필터의 SNR이 1.260dB으로 향상되었음을 나타낸다. 이와 같은 결과로부터 필터링 전 SNR이 낮을수록 즉, 잡음의 크기가 클수록 SVD를 이용한 필터 방법의 SNR 성능이 좋을 수 있다.

그러나 SVD 필터는 저주파 성분에 민감한 특성이 있기 때문에 추후 저주파 성분 제거를 위한 알고리즘 보완이

이루어진다면 스트레스 심전도에 섞여있는 다양한 종류의 잡음을 제거할 수 있을 것이다.



(a)



(b)

그림 6 (a) 8개의 채널에 잡음이 포함된 심전도 (b) 잡음이 제거된 심전도

Fig. 6 (a) ECG signals with noise in eight channels (b) De-noised ECG signals by using SVD

4. 결 론

본 논문에서는 채널의 잡음 정도에 따라 가중치를 두어 신호를 분해 및 복원하는 방법을 고안하여 다중채널에 근잡음이 섞인 경우 효과적으로 근잡음을 제거할 수 있는 개선된 SVD 필터를 설계하였다. 기존의 SVD 필터를 이용한 잡음제거 방법이 3개의 채널에만 국한된 반면, 본 연구에서는 모든 채널에 잡음이 포함되어 있는 경우에도 특이벡터의 회전각도와 크기를 조정하여 잡음을 제거할 수 있도록 하였다. 본 연구에서 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 8채널에 잡음이 섞인 경우, 잡음의 정도에 따라 채널별로 가중치를 두어 신호를 처리를 함으로써 잡음을 충분히 제거할 수 있었다.
2. 기존의 평균값 필터를 적용하여 얻은 SNR 결과는 1.2006이었고, SVD 필터를 사용한 경우의 SNR은 1.2605로서

평균값 필터를 이용한 것 보다 잡음제거 성능이 향상되었으며, 잡음의 크기가 커질수록 향상도가 좋아지는 결과를 얻었다.

표 2 8개의 채널에 잡음을 인가했을 경우 SVD 필터와 평균값 필터의 성능(SNR) 비교

Table 2 Comparison of SNR when applying the SVD filter and average filter to ECG signals in two channels

(단위 : dB)

필터 종류		SVD 필터	평균값 필터
채널 및 잡음종류			
1ch	0.920	1.217	1.187
2ch	0.712	1.260	1.174
3ch	0.857	1.278	1.192
4ch	0.849	1.260	1.214
5ch	0.790	1.235	1.181
6ch	0.775	1.278	1.200
7ch	0.850	1.245	1.168
8ch	1.013	1.311	1.289
평균	0.8457	1.2605	1.2006

감사의 글

본 논문은 1998년도 보건복지부 선도기술개발사업·의료공학기술개발사업(과제번호 : HMP-98-G-1-018)의 지원으로 이루어졌음.

참고 문헌

[1] Moody GB, Muldrow WK, Mark RG, "A noise stress test for arrhythmia detectors", *Compt. in Cardiol.*, pp.381-384, 1984

[2] V. X. Alfonso, W. J. Tomkins, T. Q. Nguyen, Kurt Michler, Shen Luo, "Comparing Stress ECG Enhancement Algorithms with an introduction to a filter bank based approach", *IEEE Eng. in Med. and Biol. May/June*, p.37, 1996

[3] 박광리, 이경중, 윤형로, "기저선 변동 제거를 위한 Wavelet Adaptive Filter의 설계", *대한전자공학회논문집*, Vol. 34, No. 10, p.80, 1997

[4] J. S. Paul, M. R. S. Reddy, V. J. Kumar, "Data processing of stress ECGs using discrete cosine transform", *Compt. in Biol. and Med.*, Vol. 28, pp.646-648, 1998

[5] Mertens J., Mortara D., "A new algorithm for QRS averaging", *Compt. in Cardiol.*, pp.367-369, 1984

[6] N. V. Thakor, V. S. Zhu, "Application of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 38, pp.450-470, 1991

[7] M. J. Evanich, O. Newberry, L. D. Partridge, "Some limitations of periodic noise removal by averaging techniques", *J. Annl. Physiol.*, Vol. 33, pp.536-541, 1972

[7] N. R. El-Sherif, J. A. Mehra, Gomes, G. Kelen, "Appraisal of a low noise Electrocardiogram", *J. Am. Cardiol.*, Vol. 1, pp.456-467, 1983

[8] P.E. Tikkanen, "Nonlinear wavelet and wavelet packet denoising of electrocardiogram signal", *Biol. Cybern.*, Vol. 80, p.266, 1999

[9] B. Natarajan, G. S. Yovanof, "Noise Estimation and Filtering Using Block-Based Singular Value Decomposition", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* Vol. 6, No. 3, pp.479-483, 1997

[10] N. G. Gencer, S. J. Williamson, "Differential Characterization of Neural Spirces with the Biomodal Truncated SVD Pseudo-Inverse for EEG and EMG Measurements", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* Vol. 45, No. 7, pp.827-836, 1998

[11] Shuqiu Li, Ziqiang Hou, Qihu Li, "A New Algorithm For Extracting Fetal ECG Signal Using Singular Value Decomposition Method", *IEEE conference*, pp.585-588, 1992

[12] Burak Acar, Hayrettin Köymen, "SVD-Based On-Line Exercise ECG Signal Orthogonalization", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 46, No. 3, pp.311-321, 1999

[13] Stephen Barnett, *Matrices Methods and Applications*, Oxford University Press, pp.218-222, 1990

[14] Burak Acar, Hayrettin Köymen, "SVD-Based On-Line Exercise ECG Signal Orthogonalization", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 46, No. 3, pp.312, 1999

저 자 소 개



박 광 리 (朴 光 里)

1969년 12월 22일 생. 1993년 연세대 의용 전자공학과 졸업. 1996년 동대학원 졸업(석사). 2000년 동대학원 졸업(공학). 현재 용인송담대 의료정보시스템과 전임강사. 주 연구관심 분야는 심전도 신호처리,

웨이브렛 변환, 신경회로망과 퍼지이론.

Tel : 031-330-9325

E-mail : klpark@ysec.ac.kr



정 기 삼 (鄭 基 森)

1965년 11월 1일 생. 1988년 연세대 전기공학과 졸업. 1990년 동대학원 졸업(석사). 1997년 동대학원 졸업(공학). 현재 용인송담대학 의료정보시스템과 조교수. 주 연구관심 분야는 신호계측, HRV, 의료기기 설

계, 의료정보 분야.

Tel : 031-330-9324, Fax : 031-336-9535

E-mail : ksjeong@ysec.ac.kr



박 세 진 (朴 世 眞)

1974년 7월 7일 생. 1997년 연세대 의용전자공학과 졸업. 2000년 동대학원 졸업(석사). 현재 (주)오디슨 연구원. 주 연구관심 분야는 심전도 신호처리, 필터시스템 개발.

Tel : 033-734-3231

E-mail : chyrixbl@bme.yonsei.ac.kr



이 경 중 (李 景 中)

1958년 9월 17일 생. 1981년 연대 전기공학과 졸업. 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연대 의용전자공학과 교수. 관심분야는 신호처리,

심장 진단 및 모델링.

Tel : 033-760-2432, Fax : 033-763-1953

E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr



최 호 선 (崔 浩 善)

1958년 4월 26일 생. 1984년 경희대 전자공학과 졸업(석사). 현재 연세대 의용전자공학과 박사과정. 여주대 겸임교수. 주 연구관심 분야는 음성신호, 코골이 검출 알고리즘 개발.

Tel : 033-760-2806, Fax : 033-760-2197

E-mail : hschoi@bme.yonsei.ac.kr



윤 형 로 (尹 亨 老)

1949년 2월 17일 생. 1972년 연대 전기공학과 졸업. 1974년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1986년 2월 동 대학원 전자공학과 졸업(공학). 1974년~1979년 국방과학연구소 선임연구원. 현재 연대 의용전

자공학과 교수. 관심분야는 생체 계측 제어, telemedicine

Tel : 033-760-2851, Fax : 033-763-1953

E-mail : hryoon@dragon.yonsei.ac.kr