

동적인 환경에서의 심전도 특징 추출을 위한 잡음 제거 기술

김현동*, 민철홍**, 김태선***

가톨릭대학교 컴퓨터공학과**, 정보통신전자공학부***

e-mail : hdkim81@catholic.ac.kr*, ventura@catholic.ac.kr**, tkim@catholic.ac.kr***

Adaptable Noise Reduction of ECG Signals in Dynamic Environment For ECG Feature Extraction

Hyun Dong Kim*, Chul Hong Min**, Tae Seon Kim***

Dept. of Computer Science and Engineering**,**,

Dept. of Information, Communications and Electronics Engineering***

Catholic University of Korea

Abstract

심전도 신호의 잡음 신호는 일정한 주파수대역에 존재하지 않고 측정자의 신체 및 환경조건에 따라서 잡음의 종류와 정도가 다르다. 따라서 기존의 고정 주파수 특성을 갖고 있는 필터로는 효율적인 잡음 제거가 불가능하다. 그래서 본 논문에서는 상황인식을 통해 잡음의 형태를 파악하여 적응적으로 필터를 재구성하는 적응적 잡음제거기술을 제안한다.

I. 서론

일반적으로 심전도 측정은 측정자가 눕거나 앉아서 움직이지 않는 상태(정적인 환경)에서 측정해야 하지만 정확한 진단이 가능하였다. 측정자가 움직이게 되는 상태(동적인 환경)에서는 원 심전도 신호에 원치 않는 여러 잡음 신호가 포함되게 된다. 동적인 환경에서의 대표적인 잡음으로는 움직일 때 근육에서 발생하는 근잡음과 호흡의 움직임으로 인한 기저선 잡음 그리고 60Hz대의 전력선 잡음이 있다. 위의 잡음들은 전력선 잡음을 제외하고는 잡음의 주파수대역대와 제거하는 방법이 서로 다르므로 기존의 필터링 방식으로는 효과

적인 잡음제거가 어려웠다. 본 논문은 잡음의 종류를 고주파 잡음과 저주파 잡음, 복합잡음으로 나누고 잡음의 종류와 특징을 추출하여 잡음신호를 추정하였다. 이렇게 추정된 잡음은 그 잡음의 종류와 특징에 맞는 적절한 필터조합들이 선택되어지면 선택된 필터들에 의해 적응적으로 잡음들을 필터링하게 된다. 기존의 잡음 제거 기술로서 심전도의 잡음 중 근잡음을 제거하기 위한 방법으로 Wavelet Interpolation Filter(WIF)를 이용한 방법이 있었다.[1] WIF는 웨이블릿 변환과 보간법을 이용하여 근잡음을 제거하는 방법이다. 우선 웨이블릿 변환을 이용하여 심전도 신호를 고주파 영역의 신호(D1~D8)와 저주파 영역의 신호(A1~A8)로 분해한다. WIF는 무조건 D1, D2 및 D3 신호를 제거한다. 즉 식 (1)과 같이 분해된 신호 중 D1, D2 및 D3이 제거된 저주파 영역의 신호 A3를 이용한다.

$$A3 = \text{ECG signal} - D1 - D2 - D3 \quad (1)$$

A3신호는 Haar 웨이블릿의 특성 때문에 계단파 모양을 나타내기 때문에 신호 재생 시 재생오차가 큰 단점이 있는 것으로 평가되었다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 보간법을 이용하여 신호재생성능을 향상시켰다. 심전도의 잡음 신호 중에서 기저선 잡음을 제거하기 위한 필터로는 FIR 필터(Finite Impulse Response Filter), IIR 필터(Infinite Impulse Response Filter), 적응 필터(Adaptive Filter)가 일반적으로 사용되고 있

다.[2] FIR필터나 IIR 필터는 차단 주파수 대역 내에서는 잡음제거 특성이 좋고 신호왜곡도 적지만 차단 주파수 대역을 넘는 기저선 잡음은 제거할 수 없다. 적응필터는 신호 조건의 변화에 따라 적응적으로 대처할 수 있으며, 고정된 주파수에 상관없이 잡음제거가 가능하지만 수렴계수에 따라 신호의 왜곡이 심해진다.

II. 잡음 상황 인식을 통한 적응적 잡음 제거 기술

동적인 환경에서 측정된 심전도 신호는 효율적인 잡음 제거를 위해서 심전도 신호에 포함되어 있는 잡음의 종류와 정도를 파악하기 위해서 우선적으로 잡음 상황 인식을 한다. 심전도의 잡음 신호 중에서 기저선 잡음과 근잡음의 2가지 잡음 신호를 인식하는 방법을 제안하고 잡음 상황 인식을 통한 적응적 잡음 제거 기술을 제안한다.

2.1 기저선 잡음 상황 인식

심전도 잡음 신호 중에서 기저선 잡음이 있는지 없는지의 여부를 판단하기 위해 원신호에 2Hz의 차단주파수를 갖는 저대역필터(Low Pass Filter)를 적용한 후에 일정 구간(100샘플)마다 기울기를 구하여 그 기울기의 변화가 심할 경우는 기저선 잡음이 있는 것으로 판단한다. 그 기울기의 정도에 따라 기저선 잡음의 정도를 파악한다.

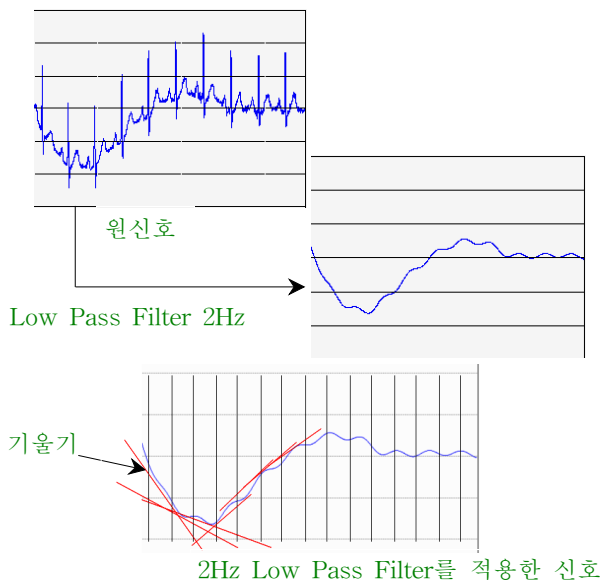


그림 1. 기저선 잡음 인식 방법

2.2 근잡음 상황 인식

근잡음이 포함되었는지 안 되었는지 여부를 판단하

기 위해 원신호에 50Hz의 차단주파수를 갖는 고대역필터(High Pass Filter)를 적용하면 다음 그림 2와 같이 된다. 그리고 필터링된 신호는 기저선(Baseline)을 기준으로 일정 문턱치(Threshold)를 적용하여 그 것을 넘는 점들의 개수를 파악하여 근잡음의 정도를 파악하는데 사용된다.

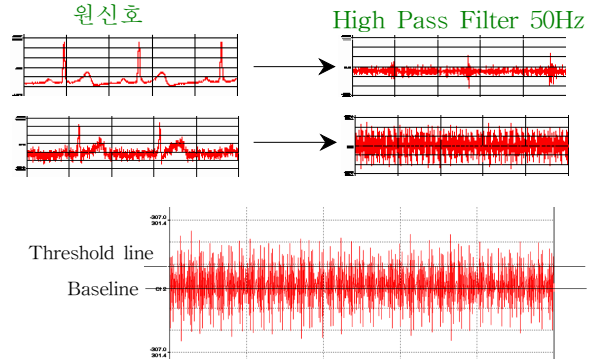


그림 2. 근잡음 인식 방법

2.3 적응적 잡음 제거 기술

동적인 상황에서는 측정자가 움직이거나 호흡을 하기 때문에 불규칙적인 잡음이 발생하므로 이에 맞게 잡음의 종류와 정도를 파악하는 잡음 상황 인식을 통해서 그 상황에 알맞은 필터 조합을 선택하여 잡음 제거의 성능을 높일 수 있다. 적응적 잡음 제거 기술 흐름도는 그림 3에서 보는 바와 같다. 먼저 심전도 신호가 입력으로 들어가면 상황인식모듈(Situation Awareness Module)에서 잡음의 종류와 정도를 파악하는 잡음 상황 인식을 하게 되고 이에 알맞은 필터조합에 대한 정보가 EKA(Evolutionary Knowledge Accumulator)에 있을 경우 이 정보를 받아서 이 정보에 맞는 필터블록을 EHW(Evolvable Hardware)에서 구성하여 잡음제거를 수행하고 Decision Module에서 제대로 잡음이 제거

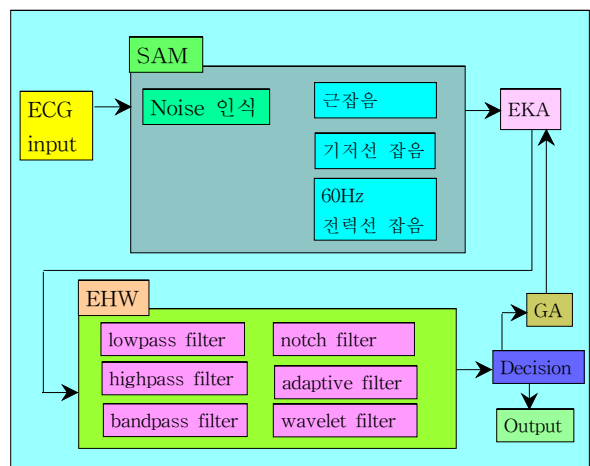


그림 3. 적응적 잡음 제거 기술 흐름도

됐는지 안됐는지 여부와 진단을 위한 특징 추출이 가능한지 여부를 결정하여 일정 조건을 만족할 경우는 잡음이 제거된 심전도 신호가 출력되고 그렇지 않은 경우는 GA(Genetic Algorithm)를 이용하여 모든 가능한 필터조합들 중에서 가장 최적의 조합을 찾아서 다시 그 필터조합을 EHW에서 구성하여 잡음제거를 수행하고 Decision Module에서 다시 판단하여 잡음이 제거된 신호를 출력하게 된다. 그리고 잡음 제거가 제대로 된 경우는 그 정보를 EKA에 저장하게 된다.

2.3.1 최적의 필터 조합 선택을 위한 GA

EKA에 잡음상황에 알맞은 필터 조합이 없거나 잡음 제거가 잘 되지 않았을 경우는 GA(Genetic Algorithm)를 이용하여 가능한 모든 조합들 중에서 그에 알맞은 최적의 필터조합을 찾는다. GA는 자연 진화의 법칙을 컴퓨터의 논리로 모방하여 일반 최적화 문제나 탐색문제의 해를 구하는 알고리즘이다. GA는 기존의 탐색 기법과는 달리 집단(population)이라고 불리는 임의의 초기 해 집단으로부터 출발한다. 또한 집단을 구성하는 각 개체는 chromosome이라고 부르며 GA에서 문제의 해를 표현하는 역할을 한다. Chromosome은 대개 이진 스트링으로 표현되며 세대(generation)라고 부르는 연속적인 반복 과정을 통해 진화한다.[3] 필터조합은 모두 3단계로 구성되며 각 단계별로 쓰일 수 있는 필터는 모두 같다. 아래 그림과 같이 필터조합을 표현하기 위한 GA Chromosome은 각 단계별 필터의 종류, 필터의 차단 주파수(cutoff frequency), 필터의 차수(order)에 대한 정보로 구성된다. 각 단계별 비트수는 필터의 종류, 차단 주파수 1, 차단 주파수 2, 필터의 차수에 각각 3비트가 할당되어 12비트이고 총 3단계이므로 전체 Chromosome의 크기는 36비트이다.

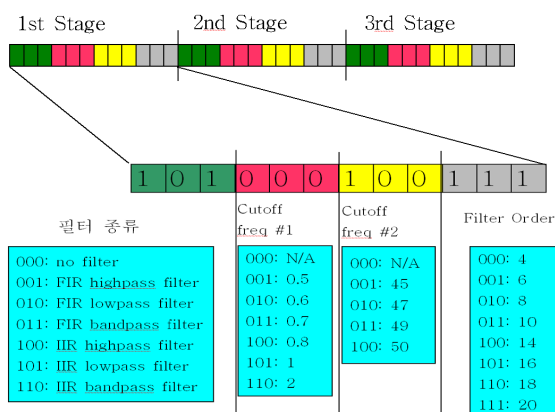


그림 4. GA Chromosome의 정의

필터 종류는 no filter(전처리없음), FIR 저대역 필터

(lowpass filter), FIR 고대역 필터(highpass filter), FIR 대역통과 필터(bandpass filter), IIR 저대역 필터, IIR 고대역 필터, IIR 대역통과 필터로 정의하였다. 그리고 차단주파수는 대역통과 필터의 경우에 2개의 차단주파수가 필요하므로 2개의 차단주파수를 정의하였다. 첫 번째 차단 주파수는 N/A(Non Applicable), 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 1, 2이고, 두 번째 차단주파수는 N/A, 45, 47, 49, 50으로 정의하였다. 또한 필터의 차수(Order)는 4, 6, 8, 10, 14, 16, 18, 20으로 정의하였다.

2.3.2 GA의 적합도함수(Fitness Function)

GA는 새로운 집단(population)이 완성될 때마다 개체들의 적합도가 평가되는데 이는 대개 목적함수로부터 계산된다. 적합도는 장점을 의미하고 크면 클수록 성능이 더 우수하다는 것을 의미한다. 각 필터조합들의 잡음제거 적합도를 평가하기 위한 적합도함수(Fitness Function)의 정의는 아래 그림의 식과 같다. 각 필터조합을 통해 잡음 제거된 신호는 특징추출 알고리즘을 이용해서 5가지 특징값들(P-R interval, QRS duration, Q-T interval, R-R interval, S peak)을 추출하고 이 5가지 특징값들의 검출율이 기준대비 일정 문턱치(Threshold)이상 일치하면 인식한 것으로 간주하여 그 검출율들의 합이 80%이상일 경우 잡음 제거된 신호는 출력신호로 나오게 된다. 그렇지 않을 경우는 잡음상황인식정보를 바탕으로 GA를 수행하여 GA를 통해 구성된 필터조합 정보에 따라 원신호에 대해서 다시 잡음제거를 수행한다.

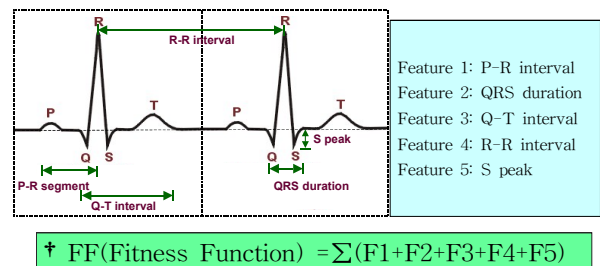


그림 5. GA의 적합도 함수(Fitness Function)

III. 실험 결과

본 논문에서 제안한 적응적 잡음 제거 기술의 효용성을 평가하기 위해서 MIT-BIH의 arrhythmia 데이터베이스[4]에서 정상 ECG와형 및 우각차단의 데이터에 MIT-BIH의 Noise Stress Test 데이터베이스의 기저선 잡음(baseline wander noise)을 추가하여 원신호, 표준필터로 필터링된 신호, 본 논문에서 제안한 방법으로 필터링된 신호 각각에 대해서 특징추출을 하여

특징추출값을 비교하였다. 표준 필터로는 0.8Hz의 차단주파수를 갖는 20차 FIR 고대역 필터가 사용되었고, 본 논문에서 제안한 방법에 의한 필터는 0.8Hz의 차단주파수를 갖는 4차 IIR 고대역필터와 45Hz의 차단주파수를 갖는 4차 IIR 저대역필터가 사용되었다. 표준필터와 본 논문제안방법에 의한 필터 모두 기저선 잡음을 제거되었으나 표준필터 쪽이 ST segment의 왜곡이 심하였다.

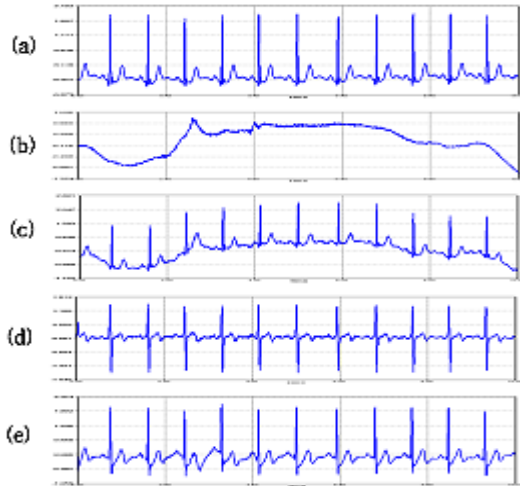


그림 6. MIT-BIH(103) 심전도 데이터를 필터링한 결과 (a)잡음이 없는 원신호 (b)기저선 잡음 신호 (c)원신호에 잡음을 더한 신호 (d)표준 필터 출력 (e)본 논문에서 제안한 필터 출력

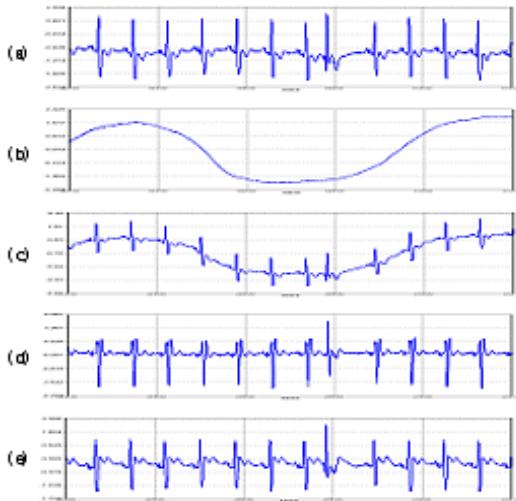


그림 7. MIT-BIH(118) 심전도 데이터를 필터링한 결과 (a)잡음이 없는 원신호 (b)기저선 잡음 신호 (c)원신호에 잡음을 더한 신호 (d)표준 필터 출력 (e)본 논문에서 제안한 필터 출력

잡음이 없는 원신호, 표준필터 출력 신호, 본 논문에서 제안한 방법에 의한 필터 출력 신호 각각에 대해서 특

징 추출한 결과 본 논문 제안방법에 의한 필터 출력 신호가 원신호에 가깝게 특징추출이 되었다. P duration, QRS duration, T duration에 대한 특징추출값을 비교한 결과 P duration, QRS duration의 경우는 원신호와 거의 일치하였고, T duration도 표준필터보다는 오차가 적었다.

표 1. 원신호, 표준필터 및 본 논문 제안방법 특징추출값 비교(단위: msec.)

	103번(정상)					118번(우각차단)				
	원신호	표준필터		본논문 제안방법		원신호	표준필터		본논문 제안방법	
		측정값	오차	측정값	오차		측정값	오차	측정값	오차
P duration	101.5	82	19.5	101.5	0	70.3	101.5	-31.2	78.1	-7.8
QRS duration	62.5	93.7	-31.2	78.1	-15.6	128.9	101.5	27.4	128.9	0
T duration	289	187	102	312.5	-23.5	277.3	371	-93.7	191.4	85.9

IV. 결론

본 논문에서는 동적인 상황에서 측정된 심전도 신호에서도 진단이 가능할 수 있도록 정확한 특징추출을 하기 위해서 일반적인 표준필터와는 달리 잡음의 종류와 정도를 파악하여 잡음상황에 따라서 필터조합을 다르게 하여 잡음제거를 수행함으로써 표준필터보다 나은 특징추출 정확도를 보였다. FIR과 IIR필터의 특성상 잡음신호와 심전도 신호의 주파수대역이 겹치면서 발생하는 ST segment의 왜곡이 약간은 있었다. 이에 필터조합에 들어가는 필터에 ST segment의 왜곡이 덜한 다른 필터들을 추가하여 실험함으로써 필터전체 성능을 높일 수 있을 것으로 기대한다. 또한 이동형 심전도 진단시스템에도 적용할 수 있을 것으로 본다.

참고문헌

- [1] 박광리 외, “스트레스 심전도의 근잡음 제거를 위한 Wavelet Interpolation Filter의 설계”, 의공학회지, 제 21권, 제5호, pp. 495-503, 2000
- [2] 윤승구 외, “베이스라인 제거를 위한 디지털 신호처리 시스템 구현”, 한국해양정보통신학회논문지, 제5권, 제7호, pp. 1287-1294, 2001
- [3] 박성수 외, “C++로 구현한 유전자 알고리즘”, 한울출판사, 2001
- [4] <http://ecg.mit.edu>