

동잡음에 강건한 PPG 신호 측정 방안

김민호*, 김태욱*, 장성환*, 반다희*, 민병석**, 권성오°

Noise-Robust Algorithm for PPG Signal Measurement

Minho Kim*, Taewook Kim*, Sunghwan Jang*, Dahee Ban*, Byungseok Min**, Sungoh Kwon°

요약

본 연구에서는 PPG 신호 측정에서 포함되는 잡음들 중에서 동잡음을 제거하는 신호처리 방안을 제안한다. 측정되는 PPG 신호는 측정 환경 자체의 신호 잡음과 사용자의 동작변화로 발생하는 동잡음 등 여러 잡음이 같이 존재하므로 적절한 신호처리 방법이 요구된다. 본 논문에서는 사용자의 안정된 상태에서 실제 PPG 신호를 측정한 뒤, 이 기준 신호를 바탕으로 여러 채널에서 측정한 다중화된 PPG 신호를 이용하여 동잡음을 제거하는 신호처리 방법을 제안한다. 본 논문의 실험에서는 두 개의 채널을 이용하여 PPG 신호를 측정하며, 각각 20%의 오류율을 가지는 신호를 본 논문에서 제안한 알고리즘으로 처리한 결과 9.56%로 오류율이 감소하였다.

Key words : PPG, Movement noise, Noise-robust algorithm

ABSTRACT

In this paper, we propose a methods to eliminate PPG sensor noise resulted from user motion during measurement. Measured PPG signals require appropriate signal processing methods since various types of noises such as a motion noise by user movement and signal noises occurred from the change of measuring environments. This paper suggests a signal processing method that eliminates motion noises by measuring several PPG channels that are based on the stable patterns of the practical users. The PPG signals are measured by the two channels in this experiment. When the individual error rates are 20%, the proposed algorithm reduces the errors to 9.56%.

I. 서론

건강과 신체에 대한 관심이 증가하고 고혈압, 당뇨와 같은 질병의 발병률이 높아지면서 실시간으로 건강을 확인할 수 있는 기술에 대한 관심이 매우 증가하고 있다. 이러한 관심의 증가와 더불어 생체신호의 특징을 추출하고, 인식하는 알고리즘과 생체신호의 추출을 위한 하드웨어를 개발하는 등 생체신호 처리 기술에 대한 연구가 의료분야^[1]와 정신

및 심리 분야^[2]등 다양한 분야에서 진행되고 있다.

생체신호 처리기술은 생체신호처리에 의한 인터페이스 기술이나 생체신호를 이용한 모니터링 기술로도 개발되고 있다. 생체신호 인터페이스 기술은 주로 생체신호를 추출하고, 추출한 생체신호를 이용하여 의료기기의 작동을 제어하기 위한 명령어를 생성하는 기술을 의미한다. 생체신호를 이용한 모니터링 기술은 생체신호의 특징을 추출함으로써 신체의 질병을 판단하거나 심리적인 상태를 판단하는

※ 본 논문은 2012년 울산대학교 연구비에 의하여 연구되었습니다.

• First Author : 울산대학교 전기공학부, alsgh0729@naver.com, 학생회원

° Corresponding Author : 울산대학교 전기공학부, sungoh@ulsan.ac.kr, 중신회원

* 울산대학교 전기공학부, fifaapdkfl@gmail.com, redmk1025@gmail.com, ekgml3091@gmail.com

** 삼성전자, byungseok.min@gmail.com, 정회원

논문번호 : KICS2013-09-415, 접수일자 : 2013년 9월 17일, 심사일자 : 2013년 11월 11일, 최종논문접수일자 : 2013년 12월 4일

기술을 의미한다. 생체신호 기반 인터페이스 기술은 센서를 몸에 부착하여 사용하며, 사용자로부터 생성된 생체신호를 이용하기 때문에 가상현실과 포터블 컴퓨터, 장애인용 인터페이스로 이용되도록 연구가 진행되고 있다³⁾. 또한 인간 친화적이고 휴대 가능한 인터페이스로 활용되며, 장애인용 재활기기의 사용이나 생체신호 분석을 통한 의료 진단 등에도 사용된다⁴⁾. 이처럼 생체신호 인터페이스 기술이 주로 하드웨어의 개발에 중점을 두고 있는 반면, 모니터링 기술은 생체신호를 이용한 판단 즉 소프트웨어의 개발에 중점을 두고 있다. 생체신호 모니터링 기술은 각종 건강검진 분야와 감성판단 분야에 응용되고 있으며, 다양한 생체신호 인터페이스 기술이 개발되고 있다³⁾.

측정 가능한 생체신호는 EEG(Electroencephalography), ECG(Electrocardiography), EMG(Electromyography), PPG(Photoplethysmography), 호흡, EOG(Electrooculography) 등 종류가 다양하다. 이렇게 다양한 생체 신호 중 신체에서 가장 중요한 뇌와 심장의 전위를 판단하는 데에 EEG와 ECG가 중점적으로 사용된다. EEG는 두피에 전극을 붙여 뇌의 전기적 활동을 측정하는 신호이다. 간질의 진단, 분류 및 치료 경과를 평가하는 데 매우 중요하며 국소적·기질적 뇌병변이나 특이한 파형을 나타내는 신경 질환, 의식 장애 등을 진단하는 데 사용된다¹⁾. EEG는 측정 시 정해진 머리의 위치에 전극을 부착해야 정확한 측정이 가능하고, 측정된 결과는 뇌에 관한 전문적인 지식을 가진 사람만이 해석할 수 있다는 단점이 있지만, 각각의 측정된 신호를 분석함으로써 언어, 생각, 질병의 유무 등 알 수 있는 정보가 다양하다는 장점 또한 존재한다. ECG는 심장과 가까운 흉부에 전극을 붙여 심장의 전기적 활동을 측정하는 신호이다. 흉부에 충분한 양의 전극을 붙여야 하기 때문에 움직임에 제한이 있고, 심장이 멈추거나 혈관이 막혀 전위의 변화가 일어나지 않는 경우가 아니면 측정되는 심전도 신호에는 큰 변화가 없다. 즉 혈관이 좁아져서 생기는 허혈성 심장질환과 같은 질환을 검사하는 데에는 부적합하다는 단점이 있다. 하지만 심장질환 환자의 경과를 관찰하는 데에 유용하게 쓰이며, 허혈성 심장질환이 아닌 다른 심장 질환의 조기진단에 유용하게 사용된다는 장점 때문에 임상에서 많이 사용된다⁴⁾. 여러 생체신호 처리에 있어서 실시간으로 모니터링하기에 간편한 신호는 PPG이다. PPG는 ECG와 유사한 신호로 빛을 통과시켜 혈류량의 흐름을 감지해서 심박 수를 검출한다⁵⁾. PPG

신호는 측정 기기가 저렴하며, 다른 기기에 비해 상대적으로 사용자의 움직임을 확보할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 확보된 움직임만큼 많은 잡음에 노출되어 신호의 왜곡이 발생하기 쉽다는 단점⁶⁾ 때문에 신호처리 시에 이러한 잡음을 제거하는 과정이 요구된다.

일반적인 PPG의 경우 0.04Hz에서 0.4Hz까지의 주파수 대역에서 활성화 된다²⁾. 이러한 활성 주파수대역 이외에서 발생하는 잡음과 같은 경우에는 저역 통과 필터와 같은 간단한 방법⁷⁾으로 잡음이 제거된다. 전기신호의 잡음에 의해 발생하는 잡음과, 신체 내에서 발생할 수 있는 생체 전위에 의한 잡음, 그리고 사용자의 움직임에 의한 잡음은 다양한 주파수 대역을 갖는데 이는 0Hz부터 60Hz, 이 이상의 주파수 대역에서도 발생할 수 있다. PPG신호에 비해 상대적으로 고주파대역인 경우의 잡음들은 기존의 선행연구에서 사용된 잡음 처리기법으로 제거가 가능하다. 기존의 선행연구에 사용된 기법은 미리 필터와 평균 이동 필터, 단순 대역필터를 이용하여 고주파 잡음을 제거하는 기법이 주를 이루었고, 이러한 기법을 이용하여 고주파 잡음을 효과적으로 제거하였다⁸⁾. 최근에는 동잡음을 제거하기 위해 가속도 센서, Gyro 센서와 같은 하드웨어적인 기법을 이용하여 동잡음을 제거하는 방법^{8,9)} 등이 있지만 동잡음을 제거하는데 한계를 가지고 있다. 동잡음은 고주파에서뿐 아니라 모든 주파수 대역에서 발생할 수 있는데, 여러 대역의 동잡음 중 고주파 대역에서 발생하는 잡음은 제거 할 수 있지만 생체신호와 비슷한 주파수 대역에서도 잡음이 발생하기 때문에 필터를 이용한 방법으로는 제거할 수 없다. 이러한 동잡음을 제거하기 위한 새로운 여러 가지 방법이 제시되었는데, 논문 [10]에서는 손가락 프로브를 없애고 손목 시계형으로 모니터링 시스템을 개발하고, 새로운 알고리즘을 제안하였고, 제안된 방법이 기존의 방법들 중 적응 필터나 PPG신호의 유사주기성을 이용한 주기적 이동 평균 필터인 PMAF (Periodic Moving Average Filter)를 사용한 방법보다 잡음 제거가 효과적임을 확인하였다. 하지만 이러한 방법 또한 주기보다 높은 주파수의 동잡음 제거에는 효과적이지만 호흡, 팔의 움직임 등 주파수가 낮은 잡음에서는 주기의 검출에 용이하지 않았고, 동잡음을 완벽히 제거 할 수 없었다.

이러한 PPG 신호 측정 시 발생하는 문제를 해결하기 위하여 본 논문에서는 다중화 된 PPG 측정 신호를 이용하여, 측정 시 피 실험자의 움직임에

의해 발생하는 동잡음을 최소화하는 방법을 제안한다.

II. PPG 신호 검출 및 문제점

생체신호 중 하나인 PPG 신호 측정에서 발생하는 고주파 잡음과 동잡음으로 인한 문제를 제거하기 위해, PPG신호의 측정원리와 PPG신호의 특징, 잡음으로 인해 신호가 왜곡되었을 때 어떠한 문제가 발생하는지에 대해 설명한다.

2.1. PPG 신호 검출

PPG 신호는 측정 센서의 광학적 특징을 이용하여 심장박동에 동기화된 혈류량의 흐름을 감지해서 심박 수를 검출한 것인데, 그 측정 원리는 다음과 같다. 심장박동에 의하여 생성된 압력에 의해 혈관 내에서 혈액의 흐름이 생기며, 이 심장박동이 발생할 때마다 압력은 손가락, 발가락, 귓볼 등 신체의 말단 모세혈관까지 작용한다. 신체 말단 모세혈관의 동맥 혈액은 세포조직으로 혈액을 공급하고, 정맥을 통해 다시 심장으로 되돌아간다. 따라서 심장박동이 발생할 때 마다 신체 말단의 혈관에서 동맥 혈량이 증가하고 줄어드는 상태가 반복된다. PPG 측정 센서의 광원에서 신체 부위에 빛을 조사하면 혈액, 뼈, 조직에서 빛의 흡수가 발생하고 일부광은 투과하여 광수신기에 도달한다. 광수신부에서 검출된 투과광은 신체 부위에 흡수된 광량만큼 차감되어 수신되므로, 투과광의 광량 변화가 혈류 변화를 반영하게 된다. 이처럼 PPG 측정 센서의 광수신기를 통해 광량을 측정함으로써 심장박동에 동기화 된 혈류량 변화 검출이 가능해진다. 즉, PPG 센서를 통하여 검출되는 신호는 심장박동에 동기화 된 혈류량의 변화이며 이를 통상 맥파라고 부른다. 맥파 신호는 그림 1과 같다.

가속도 맥파는 PPG 센서에서 검출된 맥파의 2차 미분 신호로서 맥파의 미세한 변화를 나타내는 것이다. 가속도 맥파는 말초 혈액 순환을 평가하는 최적의 지표로 사용되고 있다^[11]. 또한, 가속도 맥파는 혈관의 탄성도에 대한 객관적인 평가를 위한 분석 방법으로 지금까지 많은 연구가 이루어져 왔으며, 관련된 다양한 분석 방법들이 개발되고 있다^{[12][13]}. PPG 센서를 통하여 검출되는 가속도 맥파 신호는 그림 2와 같다.

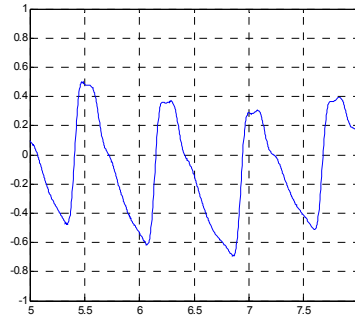


그림 1. 맥파 신호
Fig. 1. Plethysmogram signal

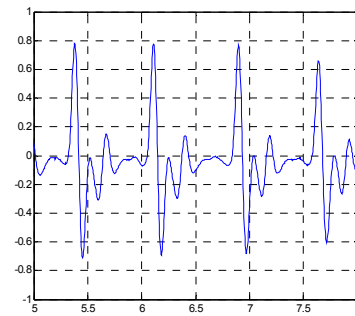


그림 2. 가속도 맥파 신호
Fig. 2. Accelaion plethysmogram signal

2.2. 동잡음 특성과 문제점

가속도 맥파 신호에서 가장 중요한 값은 PPI(Peak to Peak Interval)인데 한 주기 신호의 최대치와 다음 주기신호의 최대치까지의 시간 간격을 의미한다. 심장박동신호와 함께 검출되는 고주파대역의 신호잡음과 사용자의 움직임으로 인한 손가락 끝 혈류량의 변화에 의한 잡음 발생은 PPG 신호 검출에 있어서 신호를 왜곡시키는 요인이 되며, 고주파잡음은 PPI 검출 시에 오차를 발생시킨다^[2]. PPG 신호를 이용한 신호처리를 위해서는 PPG 센서를 통해 검출된 신호의 고주파대역의 신호잡음과 사용자의 동작변화에 따른 동잡음을 제거해야 한다.

PPG 센서를 통하여 검출되는 PPG 신호는 그림 3과 같다. 측정된 PPG 신호는 혈관에 흐르는 혈류량의 변화를 나타내며 이를 통하여 단위시간동안 몇 번의 심장 수축이 있었는지를 나타내는 심박수를 알 수 있다. 심장이 1분동안 뛰는 횟수는 정상인을 기준으로 약 70회/분이지만 신체활동 및 외부 자극에 따라 교감신경, 부교감신경 및 호르몬을 통하여 심박수가 변한다. 외부 자극에 노출된 상태에서는 교감신경이 활성화 되고, 에피네프린이 분비되어 심박수를 증가시키므로 PPG 신호의 PPI가 감소

한다. 반대로 이완 상태에서는 부교감신경이 활성화되어 심박수를 감소시키므로 PPG 신호의 PPI가 증가한다. 따라서 심박수 변화에 따라 검출되는 PPI의 변화를 통해 사용자의 질병을 판단하거나 심리적인 상태를 판단할 수 있으며 일반적으로 PPG 신호의 이러한 특징이 생체신호를 이용한 모니터링 기술에 이용된다.

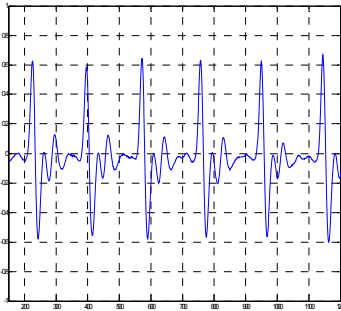
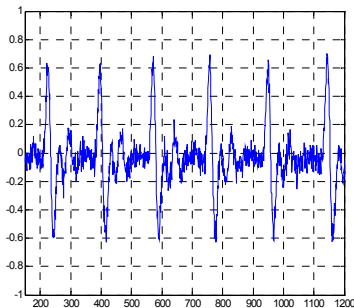
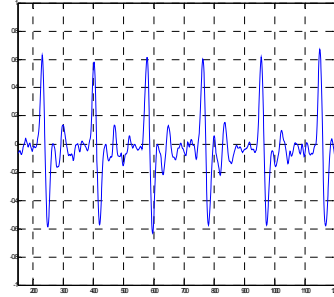


그림 3. PPG 신호
Fig. 3. PPG signal

만일 신호의 기계적, 물리적 특성에 의한 고주파 대역의 신호잡음이 포함된 경우 PPG 신호는 그림 4의 (1)와 같이 신호의 왜곡이 발생한다. PPG 신호와 함께 검출되는 이 신호잡음은 PPG 신호의 PPI 검출에 있어서 방해요인이 되므로 적절한 처리가 필요하다. 신호잡음이 발생하지 않은 PPG 신호는 0.04Hz에서 0.4Hz의 저주파대역에서 활성화 된다²⁾. 반면에 신호 잡음은 PPG 신호에 비해 상대적으로 고주파대역에서 활성화 되므로 저역 통과 필터를 사용하여 PPG 신호에 섞여있는 신호잡음을 제거할 수 있다. 신호잡음이 제거된 PPG 신호는 그림 4의 (2)와 같다.



(1) 고주파잡음이 포함된 PPG 신호
(1) PPG signal with high frequency noise



(2) 고주파잡음이 제거된 PPG 신호
(2) PPG signal after removing high frequency noise

그림 4. 고주파잡음이 포함된 PPG 신호 및 신호잡음이 제거된 PPG 신호
Fig. 4. PPG signals with and without high frequency noise

PPG 신호에 동잡음이 포함된 경우에는 그림 5와 같이 신호에 심각한 왜곡이 발생한다. 고주파잡음과 마찬가지로 동잡음 또한 PPG 신호의 PPI 검출에 있어서 방해요인이 된다. 이러한 동잡음은 고주파에 서뿐 아니라 모든 주파수 대역에서 발생 할 수 있는데, 여러 대역의 동잡음 중 고주파 대역에서 발생하는 잡음은 제거 할 수 있지만 PPG 신호와 비슷한 주파수 대역에서 발생하는 잡음은 필터를 이용한 방법으로는 제거할 수 없다. 따라서 PPG 신호를 이용하려면 적절한 신호 처리 방법이 요구된다²⁾.

본 논문에서는 2채널 이상의 센서에서 측정된 신호 간의 시간 차이를 분석하여 동잡음을 효과적으로 제거하는 방법을 제안한다.

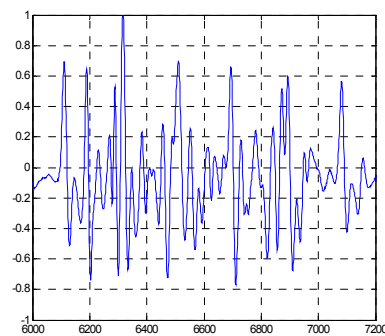


그림 5. 동잡음이 포함된 PPG 신호
Fig. 5. PPG with movement noise

III. 제안 방안

센서에서 측정된 신호를 조합하여 동잡음을 효과

적으로 제거하기 위해서 2채널 이상에서 신호를 수신함으로써 발생하는 문제와 잡음으로 인한 문제를 함께 해결해야 한다.

PPG신호는 신체 말단부위에서 측정해야 하는데, 다양한 말단 부위 중 2개 이상의 부위에서 신호를 측정한다. 측정된 대부분의 신호는 저주파에 존재하고 신호잡음이 대부분 고주파대역에 존재하기 때문에 저역통과필터를 이용하여 고주파대역 신호잡음을 제거한다. 신호잡음이 제거된 신호 중 동잡음이 존재하는 신호인지를 판단하기 위해 사용자가 안정된 상태에서 측정된 PPG 신호를 기반으로 기준신호를 설정한다. 기준신호는 측정된 PPG신호의 몇 초간의 데이터를 분석하여 얻어진 PPG 신호의 한 주기 신호를 의미한다. 다중 채널을 통해 측정된 신호는 각 신호의 측정위치와 심장과의 거리의 차이로 인해 검출되는 신호의 시간적 차이가 존재하므로 다중 채널 신호 간의 비교를 위하여 각 채널의 시간적 차이를 보정한다. 보정된 여러 채널의 신호의 주기 시간은 기준신호의 주기시간과 각각 비교하여 오차 범위 내에 존재하는지 확인한다. 이러한 과정을 거치며 동잡음이 존재하는지를 확인한다. 동잡음이 발생되었다면, 동잡음이 발생하지 않은 다른 채널의 신호를 선택하여 동잡음을 제거하게 된다. 전체적인 흐름에 대하여 정리하면 그림 6과 같다.

3.1. 다중수신을 통한 PPG 신호측정

PPG 신호를 측정할 수 있는 다양한 신체 부위 중 어떠한 곳에서 신호를 측정할지를 정하는 것은 중요하다. 일반적으로 PPG 신호는 손가락, 발가락, 귓볼과 같은 신체 말단에서 측정한다. 신체 말단에서 측정했을 경우 사용자의 움직임으로 인해 동잡음이 발생하기 쉽다. 이러한 동잡음의 발생을 최소화하기 위해 신체 말단이 아닌 이마 같은 곳에서 측정할 경우의 맥파 특성은 본래 신체 말단에서 측정한 신호 보다 상대적으로 부정확해진다¹⁴⁾. 따라서 보다 정확한 신호를 측정하기 위해 신체 말단에서 PPG 신호를 측정한다. 같은 부위의 신체 말단에서 측정할 경우, 수신된 신호는 동일한 움직임의 영향을 받아 다중 수신된 신호 모두 동잡음이 포함된다. 수신된 여러 신호 중 동잡음이 발생하지 않은 구간을 선택하는 방법을 사용하기 때문에 이와 같이 모든 신호에 동일한 구간에서 동잡음이 포함되어있는 경우는 동잡음을 제거하기 어렵다. 반면, 서로 독립적인 움직임을 가질 수 있는 신체 말단 부위에서 신호를 측정할 경우에는 서로 다른 구간에서 동잡

음이 발생할 수 있기 때문에 측정된 신호중 동잡음이 포함되지 않은 신호를 선택함으로써 다른 부위에서 발생한 동잡음을 제거 할 수 있다. 하지만 이와 같이 서로 다른 부위에서 측정하였을 때 발생하는 단점이 있다. 같은 신체 말단 부위에서 측정하는 것이 아니기 때문에 측정된 신호의 크기나 특성이 조금씩 차이가 난다. 따라서 움직임이 독립적으로 발생하는 신체 말단에서 다중수신을 통해 신호를 측정할 경우 각각의 신호의 크기를 유사하게 만들어야 한다.

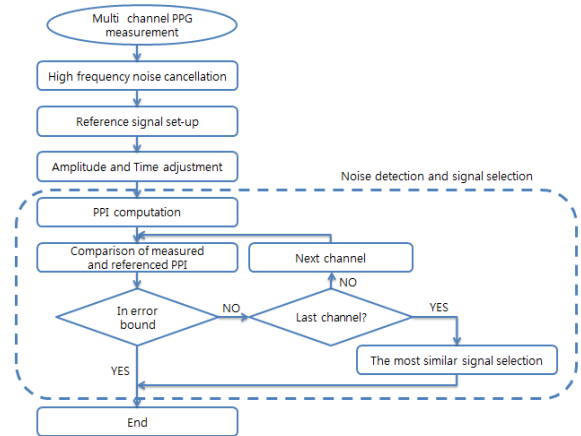


그림 6. 다중 신호 처리 알고리즘
Fig. 6. Proposed algorithm

3.2. 고주파잡음 제거

다중 수신된 PPG 신호에 기계적, 물리적 특성에 의한 고주파 대역의 신호잡음이 존재한다. 이 고주파 대역의 신호잡음은 PPG 신호의 주기 검출에 있어 방해요인 되므로 제거해야 한다. 고주파 잡음을 제거하기 위해서 저역통과필터를 사용하였다.

PPG 신호의 특성상 고주파 잡음이 PPG 신호의 스펙트럼 근처에서 나타난다. 잡음을 제거하기 위해 선 분할 능력이 뛰어난 필터를 사용해야 고주파 잡음을 제거할 수 있다. 그러므로 본 논문에서는 관심 대역 내에서 리플현상이 나타나지 않고, 필터의 분할 능력이 뛰어난 IIR 필터를 사용하였다¹⁵⁾.

IIR 필터의 종류는 Butterworth, Chebyshev, Elliptic 등 다양하지만, 본 논문에서는 보편적으로 사용되어지는 Butterworth 필터를 사용하였다. 본 논문에서 사용된 IIR 필터는 4차 Butterworth 필터이며 차단 주파수는 7Hz로 설정하였다. 필터의 시스템 함수는 식 (1)과 같이 나타난다.

$$H(z) = \frac{-24.01 + j9.94}{1 - e^{-19.89T} + j48.05T} z^{-1} + \frac{-24.01 - j9.94}{1 - e^{-19.89T} - j48.05T} z^{-1} \quad (1)$$

$$+ \frac{24.01 - j9.94}{1 - e^{-48.05T} + j19.89T} z^{-1} + \frac{24.01 + j9.94}{1 - e^{-48.05T} - j19.89T} z^{-1}$$

($T = 1/256$)

또한 이러한 계수를 갖는 필터의 특성은 그림 7과 같다.

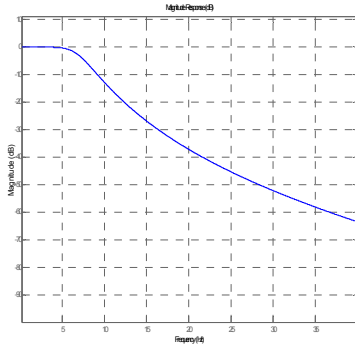


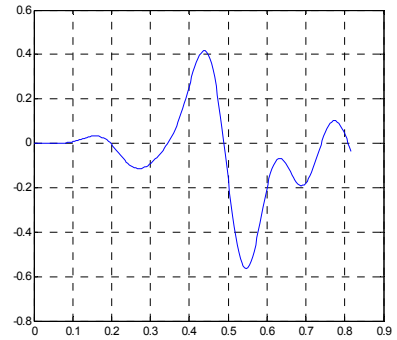
그림 7. 4차 IIR - Butterworth 필터의 특성
Fig. 7. 4th order IIR-Butterworth filter

3.3. 기준 신호 설정

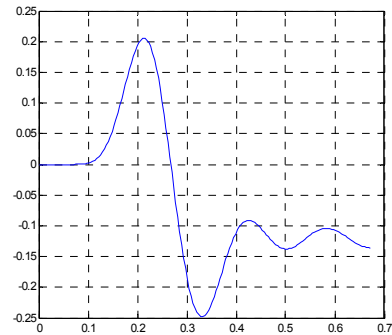
고주파 잡음이 제거된 신호에서 동잡음을 판단하기 위해서 기준신호를 도입하였다. 일반적으로, PPG 센서를 신체 말단 부위에 부착하여 신호를 측정하면 센서의 특성상 초기에 진폭이 크르지 않은 비정상적인 신호가 측정 되고 약 2초의 시간이 지나면 진폭이 고른 정상적인 신호가 측정된다. 따라서 정상적인 신호가 측정될 때, PPG 신호의 첫 번째 주기와 두 번째 주기를 비교하여 기준 신호를 정한다. PPG 신호는 보통 0.6 ~ 1.2초 정도의 주기를 갖기 때문에 측정된 PPG 신호의 약 3초간의 데이터를 분석하여 첫 번째 주기를 기준 신호로 설정한다. 측정된 PPG 신호의 특성이 사람마다 다르기 때문에 서로 다른 기준 신호를 갖게 된다. 그림 8은 임의의 두 사람의 기준 신호이다. 이는 사람마다 데이터를 분석하여 얻은 한 주기의 기준 신호가 서로 다른 특성을 가지고 있음을 나타낸다. 따라서 사용자의 맥파 신호 특성을 그대로 반영한 기준 신호를 사용하므로 동잡음을 판단하기에 용이하다.

3.4. 채널 간 크기 조절 및 시간 보정

설정된 기준 신호를 바탕으로 동잡음을 제거하기 위해선 각 채널에서 측정되는 PPG 신호의 크기가 상대적으로 다를 수 있으므로 유사하게 보정해야 한다. 따라서 기준 신호를 이용하여 각 채널간의 크



(1)



(2)

그림 8. 사용자의 따른 기준 신호의 차이
Fig. 8. Reference signals

기가 동일하도록 수정하였다.

또한, 신호 처리 과정이 효과적으로 진행되기 위해 다중화 된 채널을 통해 얻은 신호들의 시간적 차이를 보정해야 한다. 보정하는 방법을 설명하기 위하여 임의의 두 신호를 가정한다. 첫 번째 수신부와 심장까지의 거리가 두 번째 수신부와 심장까지의 거리와 다르다. 따라서 이러한 거리차이에 의한 시간차이가 발생하게 된다^[16]. 동잡음이 발생된 신호를 정상적인 신호로 대체하는 과정에서 두 신호의 시간차이 때문에 위상이 일치하지 않는 문제점이 발생하게 된다. 그러므로 이러한 문제점을 해결하기 위하여 두 신호의 시간차이를 보정해야 한다. 두 신호의 시간차이는 상호상관기법을 적용한 식(2)를 이용하여 계산한다.

$$\hat{R}_{xy}(m) = \begin{cases} \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n+m) y^*(n) & (m \geq 0) \\ \hat{R}_{xy}^*(-m) & (m < 0) \end{cases} \quad (2)$$

-x : 첫 번째 측정부위의 신호

$-y$: 두 번째 측정부위의 신호

여기서 R_{xy} 은 첫 번째 측정부위의 신호 x 와 두 번째 측정부위의 신호 y 를 상호상관기법을 적용한 결과이다. 신호 x 와 신호 y 가 N 의 길이를 가진 데이터라고 할 때, R_{xy} 는 $-(N-1)$ 에서 $N-1$ 의 길이를 가진 데이터가 된다. R_{xy} 의 m 번째 데이터는 부호에 따라 달리 계산된다. m 이 양수일 경우 $\sum_{n=0}^{N-m-1} x(n+m) y^*(n)$ 와 같이 계산되며 m 이 음수일 경우에는 m 이 양수일 경우의 데이터가 시간이 반전된 형태이다.

상호상관기법을 적용하였을 때 신호는 크게 두 가지의 형태로 나타난다. 두 가지 형태는 시간오차가 발생하지 않은 형태와, 시간오차가 발생한 형태이다. 이러한 두 가지 형태를 그래프로 나타낸 것이 그림 9이다. 그림 9의 (1)은 시간오차가 발생하지 않은 형태이다. 이는 같은 부위에서 PPG 신호를 측정하였을 경우, 두 신호에 상호상관기법을 적용한 것을 나타낸 것이다. 그래프의 x축의 0인 지점에서 y축의 크기가 가장 큰 것을 확인 할 수 있다. 이는 두 신호의 시간차이가 없다는 의미이다. 그림 9의 (2)는 시간오차가 발생한 형태이다. 이는 서로 다른 부위에서 PPG 신호를 측정하였을 경우, 두 신호에 상호상관기법을 적용한 결과이다. 그래프의 y축의 크기가 가장 큰 지점이 x축의 0인 지점이 아닌 것을 확인할 수 있다. 이와 같이 시간오차가 발생한 형태에서 y축의 크기가 가장 큰 지점의 x축 값과 x축의 0과의 거리가 시간오차를 반영한다.

이러한 방법으로 두 신호에서 3초 정도의 데이터를 추출하여 상호상관기법으로 두 신호간의 시간차이를 알아내고 두 신호의 시간차이는 어느 한 신호를 시간차이만큼 데이터를 이동시켜서 시간을 보정해준다.

3.5. 동잡음 판단 및 신호선택

고주파 잡음을 제거하고, 다중화 된 신호간의 시간 보정과정을 거친 후에 동잡음을 제거한다. 동잡음 제거를 위해 통신 분야에서 주로 사용하는 선택적 결합 기법을 참고하였다. 선택적 결합 기법이란, 다중 수신기를 통해 얻을 수 있는 신호의 조합으로 각 가지에서 수신된 신호를 비교하여 각 구간별 최상의 신호를 출력함으로써 가장 이상적인 신호를 출력하는 방식이다. 동잡음 판단 및 신호선택에 대한 전체적인 흐름을 정리하면 그림 6과 같다.

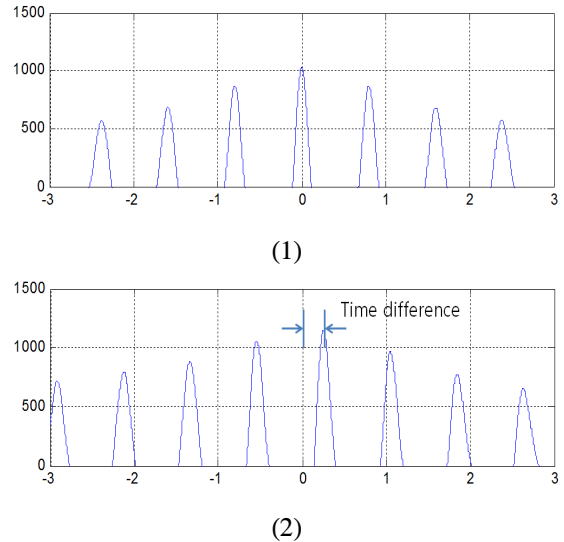


그림 9. 채널과 채널간의 상호상관기법 적용
Fig. 9. Crosscorrelation

서로 다른 신체 말단 부위의 PPG 신호를 측정할 경우, PPG 센서의 특성상 투과되는 빛을 감지하여 맥파를 검출하기 때문에 수신된 신호는 피부의 두께와 같은 요소로 인하여 신호의 세기 차이가 난다. 이러한 신호의 크기를 기준신호와 비교하여 각각의 다중신호의 크기를 기준신호와 유사하도록 조정한다.

신호의 세기를 보정한 각각의 신호는 위에서 서술한 시간 보정 방법을 사용하면 신호들 간의 시간차이를 알 수 있다. 이러한 시간차이를 이용하여 시간 지연된 신호를 시간차이만큼 이동시켜 위상을 맞춘다,

신호의 세기와 위상을 맞춘 각각의 신호들이 정상적인 신호인지 동잡음이 포함된 신호인지 판단하기 위해 PPI를 측정한다. 측정된 PPI와 기준신호의 주기를 비교하였을 때, 기준신호의 주기와 약간의 오차범위 내에 PPI 간격이 존재하면, 이는 정상적인 신호로 판단한다. 만약 급격한 PPI의 변화가 나타난 경우 그 구간은 동잡음이 발생한 구간으로 판단하고, 다른 신호의 PPI를 검출한다. 만약 다른 신호의 PPI가 정상적인 범위 내에 존재한다면, 이를 정상신호로 판단하여 출력하게 된다. 만약 수신된 신호 중 정상 신호가 한 신호 이상인 경우, 정상신호로 판단된 신호 중 기준신호와 가장 유사한 신호를 선택하게 된다.

IV. 실험 및 결과

4.1. 실험 환경

본 논문에서는 Ubpulse T1을 사용하여 PPG 신호를 검출하였다. 사람의 신체 말단에서 서로 독립적인 움직임을 가질 수 있는 손과 발을 두 개의 채널을 통해 PPG 신호를 측정하고, 피 실험자가 각 수신기에 임의로 동작하도록 하였다. 실험에 참여한 인원은 남녀 대학생 8명이며, 각각 4번씩 테스트를 하였다.

4.2. 실험 결과

실험에 사용된 기준 신호는 PPG 수신기를 통해 검출된 데이터의 약 3초간의 데이터를 분석하여 한 주기의 기준 신호를 정하였다. 그리고 PPG 신호는 신체 말단 부위 중 손가락과 발가락 두 곳을 두 번씩 측정하고, 양 손을 두 번 더 측정하였다. 측정되는 신체 말단 부위를 천천히 흔들거나 빠르게 흔들는 방법으로 동잡음을 발생 시켰다. 동잡음을 위해서 기준 신호와 실제 데이터의 한 주기의 오차 범위는 $\pm 10\%$ 로 잡았다. 8명의 피실험자를 상대로 안정된 상태에서 PPG 신호를 측정된 결과 무의식 중 감정변화에 따른 심박수 변화로 인해 기준 신호의 주기와 $\pm 10\%$ 정도의 오차가 발생하는 것을 실험적으로 관찰되었다. 그러므로 기준 신호와 $\pm 10\%$ 의 오차범위 내에 들어오는 실제 데이터의 주기는 정상신호로 판정하였다. 또한, 오차범위를 벗어나는 신호는 동잡음이 포함되었다고 판단하였다.

그림 10은 실제 측정된 PPG 신호와 각각의 주기를 나타내었다. 정상신호는 주기가 0.8초 정도인 반면에 동잡음이 발생된 구간은 최소 0.3초 최대 1.6초로 주기가 급격히 변했음을 알 수 있다.

신호별 PPG신호의 동잡음 포함결과에 따라 그림 11과 같이 4가지의 경우가 발생한다. Case 1과 Case 2는 하나의 신호에 동잡음이 발생한 경우, Case 3은 두 신호에 동잡음이 없는 경우, 그리고 Case 4는 두 신호 모두에 동잡음이 발생한 경우이다. Case 1, 2, 3의 경우 제안한 방안으로 동잡음이

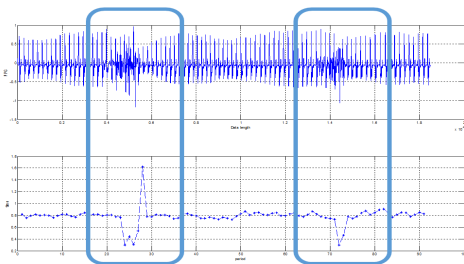


그림 10. PPG신호에 대한 각각의 주기
Fig. 10. Periods of PPG signals

제거되었으며, Case 4의 경우는 기준신호와 한 주기씩 비교하여 주기시간이 더 유사한 신호를 각각 선택하였다.

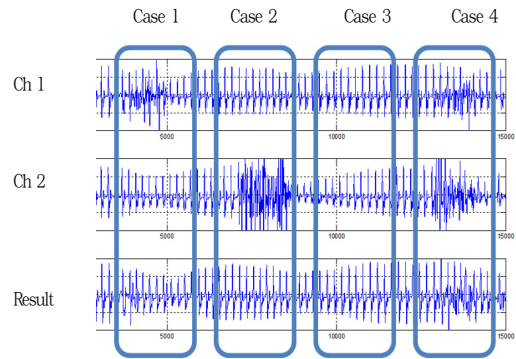


그림 11. PPG 신호 동잡음 제거 실험 결과
Fig. 11. Noise canceling result of PPG signals

서로 다른 피 실험자 8명을 각각 네 번씩 100초간 측정하여 PPG신호에 각각 한 신호마다 정상 신호 대비 약 10%, 15%, 20%, 25% 정도의 동잡음을 발생시켰다. 이러한 경우에 제안한 알고리즘을 적용한 결과를 표 1에 나타내었다.

표 1. 각 신호별 동잡음 발생률에 따른 알고리즘 적용 후 동잡음 발생률
Table 1. Performance comparison according to noise rates

Ch 1 \ Ch 2	10%	15%	20%	25%
10%	4.17%	6.73%	7.34%	7.88%
15%	4.19%	8.33%	10.35%	11.57%
20%	6.56%	11.67%	9.56%	13.61%
25%	6.67%	10.43%	12.66%	14.28%

Ch1, Ch2 두 신호를 사용하여 동잡음을 제거한 결과, 평균적으로 32%의 동잡음을 제거할 수 있었다. 특히 사항으로는 한 채널의 신호에서 시간대비 동잡음이 적게 포함되어 있고 다른 신호에서 많은 동잡음이 포함된 Ch1에서 10%, Ch2에서 25% 이거나 Ch1에서 25% Ch2에서 10% 인 경우, 각각 62% 55%의 동잡음을 제거할 수 있었다.

V. 결 론

본 논문은 생체신호를 검출하는데 있어 발생하는 잡음에 강건한 방안을 연구하였다. PPG 측정에서 발생하는 잡음은 전기기기등에 의한 고주파 잡음과

피실험자의 동작에 의해 발생하는 잡음으로 크게 구분할 수 있다. 고주파 잡음은 필터와 같은 신호처리로 제거할 수 있으나, 동잡음의 경우 제거하거나 완화하기 힘들다. 이러한 PPG 신호의 동잡음은 생체신호를 이용한 판단에 있어서 오류를 발생한다. PPG 신호의 동잡음을 제거하거나 그 영향을 완화하기 위하여, 본 연구에서는 PPG 신호를 측정할 수 있는 다양한 부위들 중에서 서로의 동작이 가능한 독립적인 부위들에서 측정된 신호들을 이용하여 완화하는 방안을 제안하였다. 실험결과 단일 측정할 경우, 20%의 시간동안 동잡음이 점유하던 PPG신호를 두 개의 다중 측정 신호를 이용하여 동잡음에 의한 신호 왜곡 시간을 9.56%로 줄일 수 있었다. 또한, 본 실험에서 기준 신호와 실제 데이터의 주기의 오차범위를 $\pm 10\%$ 로 지정하여 PPG 신호에 포함되어있는 동잡음을 제거하였다. 오차범위를 $\pm 5\%$ 이하로 잡으면 동잡음은 정확히 판단하였지만, 정상 신호도 동잡음으로 판단하는 문제가 생겼다. 그리고 오차범위를 $\pm 15\%$, $\pm 20\%$, $\pm 25\%$ 로 지정할 경우, $\pm 10\%$ 와 큰 차이를 보이지 않았다. 정확한 오차범위의 연구는 차후 연구과제로 남겨둔다.

References

- [1] H. S. Park, D. S. Lee, and S. I. Kim, "Detection of epileptiform activities in the EEG using Wavelet and Neural Network," *J. Inst. Electron. Eng. Korea (IEEK)*, vol. 35, no. 2, pp. 218-226, Feb. 1998.
- [2] D. Oh, B. Min, S. Kwon, and H. Kim, "Effective PPG signal processing method for detecting emotional stimulus," *J. Korea Inform. Commun. Soc. (KICS)*, vol. 37, no. 5, pp. 393-402, May. 2012.
- [3] J. S. Kim, H. K. Kim, H. Jeong K. H. Kim, S. H. Im, and W. H. Son, "Human-computer interface based on bio-signal," *Electron. Commun. Trends*, vol. 20, no. 4, pp. 67-81, Aug. 2005.
- [4] S. S. Shin, J. H. Kang, and S. H. Kim, "Detection of ECG characteristic Points for Heart Disease Diagnosis," *Proc. Korea Infom. Sci. Soc. (KISS) Fall Conf. 2002*, vol. 29, no. 2, pp. 199-201. Oct. 2002.
- [5] J. Y. Cha, H. S. Choi, J. Y. Shin, and K. J. Lee, "Unconstrained detection of Heart Rate and Respiration using PPG sensor," in *Proc. Conf. Inform. Control Syst. (CICS 2008)*, pp. 482-483, Hoengseong, Korea, Oct. 2008.
- [6] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. 1-39, Feb. 2007.
- [7] J. W. Lim and E. K. Kim, "Noise reduction by filter improvement in mixed noise image," *J. Inst. Electron. Eng. Korea (IEEK)*, vol. 50, no. 5, pp. 231-241, May 2013.
- [8] J. Lee, Y. J. Woo, Y. J. Jeon, Y. J. Lee, and J. Y. Kim "Moving artefacts detection system for a pulse diagnosis system," *J. Inst. Electron. Eng. Korea (IEEK)*, vol. 45, no. 5, pp. 21-27, Sep. 2008.
- [9] H. K. Lee, J. H. Lee, J. W. Park, J. Lee, and K. J. Lee, "Detection of heartbeat in PPG signals mixed with various hand motion," in *Proc. Conf. Inform. Control Syst. (CICS)*, pp. 233-234, Ansong, Korea, Apr. 2012.
- [10] H. Lee, J. Lee, W. Jeong, J. Jun, and G. Lee, "Motion artifacts reduction from the PPG based on the improved PMAF for the U-Healthcare system," *J. Inst. Electron. Eng. Korea (IEEK)*, vol. 45, no. 5, pp. 28-34, Sep. 2008.
- [11] P. K. Kim and C. B. Ahn, "Algorithm of the detection of the feature points using distributed feature points of the second derivative of photoplethysmogram waveform," in *Proc. Inst. Electron. Eng. Korea (IEEK) Summer Conf.*, pp. 1988-1989, Muju, Korea, July 2009.
- [12] Y. Iketani, T. Iketane, K. Tanakawa, and M. Murata, "Second derivative of photoplethysmogram in children and young people," *Japanese Circulation J.*, vol. 64, no. 2, pp. 110-116, Feb. 2000.
- [13] J. Hashimoto, D. Watabe, A. Kimura, H. Takahashi, T. Ohkubo, K. Totsune, and Y. Imai, "Determinants of the second derivative of the finger photoplethysmogram and brachial

- ankle pulse-Wave velocity: the Ohasama study,” *Amer. J. Hypertension*, vol. 18, no. 4, Part 1, pp. 477-485, Apr. 2005.

- [14] S. H. Kim, D. Y. Ryoo, and C. S. Bae, “Research on minimizing motion artifacts of PPG signal with acceleration signals for wearable health system,” in *Proc. Korea Inst. Inform. Technol. (KIIT) Summer Conf.*, pp. 387-392, Gumi, Korea, June 2007.
- [15] A. V. Oppenheim and R. W. Schaffer, *Discrete-time Signal Processing*, Prentice-Hall, 1989.
- [16] M. Nitzan, B. Khanokh, and Y. Slovik, “The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography,” *Physiological Measurement*, vol. 23, no. 1, pp. 85-93, Feb. 2002.

김민호 (Minho Kim)



2006년 3월~현재 울산대학교
전기공학부 학사과정
<관심분야> 무선 네트워크, 최적화, 신호처리

김태욱 (Taewook Kim)



2007년 3월~현재 울산대학교
전기공학부 학사과정
<관심분야> 인지기술, 협력 통신, 통신 프로토콜, 이기종 네트워크, D2D, 신호처리

장성환 (Sunghwan Jang)



2011년 3월~현재 울산대학교
전기공학부 학사과정
<관심분야> 신호처리, 프로그래밍

반다희 (Dahee Ban)



2011년 3월~현재 울산대학교
전기공학부 학사과정
<관심분야> 신호처리, 뇌공학,
감성 평가 시스템

민병석 (Byungseok Min)



2001년 2월 연세대학교 전기공학
학과 학사
2003년 2월 연세대학교 전기전자
자공학과 석사
2009년 8월 Purdue University
전기컴퓨터공학과 박사
~현재 삼성전자 DMC 연구소
<관심분야> 감성 평가 시스템, 영상 신호처리

권성오 (Sungoh Kwon)



1994년 2월 KAIST 전기 및
전자공학과 학사
1996년 2월 KAIST 전기 및
전자공학과 석사
1996년 3월~2001년 1월 신세
기통신 기술연구소
2007년 8월 Purdue University

ECE 박사
2007년 8월~2010년 2월 삼성전자 DMC연구소 수
석연구원
2010년 3월~현재 울산대학교 전기공학부 조교수
<관심분야> 이동통신 네트워크, MAC 설계, 간섭제
어, 최적화, 신호처리, 뇌공학