

## Wavelet을 이용한 사용자 적응 동잡음 판단 알고리즘

반다희\*, 권성오<sup>o</sup>User-Adaptive Movement Noise Detection Algorithm  
Using Wavelet TransformDahee Ban\*, Sungoh Kwon<sup>o</sup>

## 요약

본 논문은 심박에 동기화된 맥파 즉 PPG신호를 측정하고, 신호에 동잡음이 포함 되어있는지를 판단하는 방안을 제안한다. 피 측정자의 움직임에 의한 동잡음은 PPG신호를 심각하게 왜곡한다. 따라서 신호에 동잡음이 포함되었는지 판단하는 신호처리 방법이 요구된다. 본 논문에서는 측정하는 PPG신호에 동잡음이 포함되어있는지를 판단하기 위해 국소푸리에변환 대신 웨이블릿 변환을 이용하여 결정하는 신호처리 방법을 제안한다. 또한, 다양한 웨이블릿 중에서 피실험자의 PPG 신호에 적응된 웨이블릿 선택하였다. 실험에서 사용자가 측정 전체 시간 대비 20%, 30% 시간동안 임의의 움직임을 통해 동잡음을 포함시킨 경우 제안한 신호처리 방법을 이용한 결과 사용자가 동잡음을 포함시킨 모든 구간을 동잡음이 포함된 구간으로 판단하였으며, 고정 웨이블릿 방법보다 더 우수한 성능을 보였다.

**Key Words** : PPG, Movement noise, Noise detection algorithm

## ABSTRACT

In this paper, we propose an algorithm to detect movement noise in PPG(Photoplethysmography) measurements. Movement noise significantly deteriorate PPG signals in measurement, so that a movement noise detection algorithm is critical before using measured PPG signals for applications such as diagnosis. To detect movement noise, we apply wavelet transform to PPG signals instead of short-time Fourier transform and decide if the measured signals include movement noise. To that end, we adaptively choose a wavelet, which is the most similar to the subject's PPG pattern. In the case when movement noise is intentionally added in the 20% and 30% of the total experiment time, our algorithm detects time-slots including movement and outperforms previous works.

## I. 서론

최근 각종 질병의 발병률이 높아지면서 현대인들의 건강과 각종 질병을 예방하는 방법에 대한 관심이 증가하고 있다. 몸의 질병의 유무를 판단하거나, 질병을

치료하는 여러 의료기기 또한 발달하여 간단한 방법으로도 질병을 확인할 수 있다. 하지만 이러한 방법들은 직접 병원에서 검사를 받아야 하고, 사회인들은 병원에 가는 것 보다 실시간으로 스스로의 몸 상태를 점검할 수 있는 방식을 추구하여 최근에는 U-healthcare기술에

\* 본 연구는 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단 기초연구사업(NRF-2015R1A1A1A05001069)의 지원을 받아 수행되었습니다.

• First Author : School of Engineering, University of Ulsan, ekgm13091@gmail.com, 학생회원

<sup>o</sup> Corresponding Author : School of Engineering, University of Ulsan, sungoh@ulsan.ac.kr, 종신회원

논문번호 : KICS2015-01-002, Received January 3, 2015; Revised April 2, 2015; Accepted May 8, 2015

대한 연구가 활발히 진행되고 있다.<sup>[1]</sup>

측정 가능한 다양한 생체 신호 중 가장 대표적인 신호는 EEG(Electroencephalography), ECG(Electrocardiography)이다.<sup>[2,3]</sup> EEG 신호는 두피에 전극을 붙여서 뇌의 전기적 활동을 측정된 신호로서, 간질이나 신경 질환, 뇌 병변 등 각종 질병을 진단하는데 사용된다. EEG신호는 측정 시 두피의 정확한 위치에 전극을 붙여서 측정해야하며, 측정된 신호의 크기가 매우 작아 아주 작은 움직임에도 큰 영향을 받기 때문에 사용자의 움직임을 제한한다. 또한 측정된 신호는 EEG신호에 대한 전문적인 지식을 가진 사람들만 해석할 수 있다는 단점이 있어 사용자가 실시간으로 스스로의 몸 상태를 점검하기에 적합하지 않다. ECG 신호는 심장과 가까운 흉부에 전극을 부착하여 심장의 전기적 활동을 측정하는 신호이다. ECG는 심장과 관련된 가장 정확한 신호이며, 각종 심장 질환의 검사에 유용하게 사용된다. 하지만 ECG신호 또한 그 신호의 크기가 매우 작아서 심장이 멈추거나 혈관이 막혀 전위에 큰 변화가 일어나는 경우가 아니면 측정된 신호에는 큰 영향이 없다. 또한 신호를 측정할 때 사용자의 움직임에 의한 혈류 변화가 질병에 의한 혈류변화보다 더 큰 영향을 주기 때문에 사용자의 움직임이 제한된다. 따라서 EEG 신호 또한 실시간으로 측정하기에 용이하지 않다.

ECG과 관련된 신호 중 사용자의 움직임을 확보할 수 있고, 측정이 용이한 신호는 PPG(Photo-plethysmography) 신호이다.<sup>[4]</sup> PPG신호는 ECG와 유사한 신호로 신체 말단부위에 빛을 조사하여 혈류량의 변화를 감지하여 심박 수를 검출한다. 신체 말단부위에 부착하기 때문에 다른 기기에 비해 상대적으로 사용자의 움직임을 확보할 수 있지만, 사용자의 움직임으로 인해 일반적으로 신호에 포함되는 고주파 잡음 이외에 사용자의 움직임으로 인한 동잡음이 포함된다. 신호 측정 시 포함되는 잡음은 실제 검사에서 많은 오류를 나타내어 이러한 잡음을 제거하는 신호처리 과정이 요구된다.<sup>[5]</sup>

측정되는 PPG신호는 일반적으로 0.04Hz에서 0.4Hz까지의 주파수 대역에서 활성화 된다.<sup>[6]</sup> 반면 신호에 포함되는 전기신호에 의한 잡음이나, 움직임에 의한 잡음, 측정하고자하는 생체 신호가 아닌 다른 생체 전위에 의한 잡음 등 신호 외에 포함되는 각종 잡음은 0에서 60Hz 그 이상의 주파수 대역에서도 존재할 수 있다. 높은 주파수 대역에 포함되는 주파수 대역의 신호는 저역 통과 필터를 이용하면 제거가 가능하며, 선행연구에서 단순대역필터, 평균 이동 필터, 미러필터 등 다양한 필터를 이용하여 이러한 고주파 신호를 효

과적으로 제거하였다.<sup>[7]</sup> 하지만 사용자의 움직임에 의한 동잡음은 다양한 주파수 대역에서 발생하며, 측정되는 PPG신호의 활성 주파수 대역에서도 발생하기 때문에 필터를 이용하여 제거 할 수 없다. 최근에는 동잡음을 제거하기 위해 에너지밀도 분석법과 히스테리시스 알고리즘 등을 적용한 소프트웨어적인 기법이나,<sup>[6]</sup> 가속도 센서나 gyro센서 등 하드웨어적인 기법이 제안되었지만 동잡음을 완벽히 제거할 수 없었다.<sup>[7,8]</sup>

따라서 본 논문에서는 신호에 포함 된 동잡음을 제거하기에 앞서, 신호를 다양한 주파수 대역의 신호로 변환 후 이를 분석하여 동잡음의 포함 여부를 판단하는 방식을 제안한다. 시간영역의 신호를 주파수 영역 신호로 변환하는 변환방식은 다양하고, 그 중 가장 일반적인 방식은 푸리에 변환이다. 푸리에 변환은 변환 방법이 간단하여 쉽게 사용할 수 있다는 장점이 있지만, 정현파만을 기저함수로 사용하며 신호 전체에 대하여 변환하는 변환방식이기 때문에 신호의 부분적인 정보에 대한 주파수 특성을 알 수 없다. 따라서 이를 개선하기 위하여 국소 푸리에 변환 방식이 발전되었는데 이러한 변환방식은 신호를 일정한 시간간격을 갖는 범위로 분할하여 변환하는 방식으로 신호의 부분적인 정보를 표현할 수 있다. 하지만 연산 시 분할할 수 있는 범위가 제한되기 때문에 고주파영역에서 신호의 성분 분석이 취약하여 신호의 특이점 분석에 적용하기 불가능하다. 따라서 본 논문에서는 이러한 푸리에 변환의 단점을 보완할 수 있는 웨이블릿 변환방식을 이용하여 신호의 동잡음 포함유무를 결정하는 방법을 제안한다.

## II. PPG 신호 검출 및 문제

PPG신호를 측정 시에 동잡음의 포함 정도를 분석하기 위하여 PPG신호를 측정하는 방법과 PPG신호의 특징, PPG신호 측정 시 포함되는 잡음으로 인한 문제점, 웨이블릿 변환방법에 대하여 설명한다.

### 2.1 PPG 신호 검출

PPG신호는 측정 센서를 신체 말단부위에 부착하여 신체말단부위의 혈류량 변화를 감지하여 이를 토대로 심박 수를 검출하는 용도로 사용된다. 일반적으로 가장 많이 부착되는 부위는 손가락이며, 만약 저체온증과 같이 손가락의 혈류변화에 영향을 많이 주는 질병을 가진 경우에 컷볼이나 발가락 등 다른 측정부위에서 측정하기도 한다. 측정 센서를 신체 말단부위에 부착한 후 혈류량 변화를 감지할 때에 측정센서의 광학적 특징을 이용한다.<sup>[9]</sup> 이 때 광학적 특징이란 빛이 어떠한

물질을 통과할 때에 반사, 굴절 및 흡수가 일어나는 특징을 의미한다. PPG신호는 측정센서에서 신체 말단부위에 빛을 조사하고, 신체 말단부위를 통과한 빛을 광수신기에서 측정하여 광수신기에 도달한 광량변화를 이용하여 측정한다. 신체 말단부위에 빛을 조사하였을 때, 광학적 특징에 의해 뼈, 근육, 혈액 등 신체 내부 조직에서의 빛의 흡수가 일어난다. 심박에 의해 혈류량이 증가하는 경우 혈류량이 적을 때에 비해 빛의 흡수량이 더 늘어나서 광수신기에 도달하는 광량이 줄어든다. 혈류량이 증가하면 수신되는 광량이 줄어들고, 혈류량이 감소하면 수신되는 광량이 증가한다. 즉 광수신기에 도달하는 광량의 변화가 혈류량의 변화를 나타낸다. 즉, PPG센서를 이용하여 측정된 신호는 심장박동에 동기화 된 혈류량의 변화이고, 이를 맥파라고 부른다.

일반적으로 맥파는 혈류량의 증감만을 나타내기 때문에 혈류의 미세한 변화를 알기에는 적합하지 않다.<sup>[10]</sup> 따라서 이를 개선한 것이 가속도 맥파로, 맥파를 2차 미분한 신호이다. 가속도 맥파는 말초 혈액 순환을 평가하는 최적의 지표로 사용되고 있다. 또한 가속도 맥파는 혈액의 순환 상태나 혈관의 노화도, 혈관의 탄성도에 대한 객관적 평가를 위한 효과적인 분석방법으로 사용되고 있다. 또한 이 외에도 가속도 맥파를 이용한 다양한 분석방법들이 개발되고 있다.<sup>[11]</sup>

### 2.2 동잡음 특성과 문제점

가속도 맥파를 이용하여 심박 수를 검출할 때 사용되는 값은 PPI(Peak to Peak Interval)이다. 이는 한 주기 신호의 최대치와 다음 주기신호의 최대치까지의 시간 간격을 의미한다. 맥파 신호를 측정할 때 측정된 신호에는 고주파 잡음과 동잡음이 포함된다. 고주파 잡음은 맥파 신호의 큰 형태에 영향을 주지는 않지만 PPI를 검출할 때 오차를 발생시킨다. 또한 사용자의 움직임으로 인한 말단모세혈관의 혈류량변화에 의한 잡음 발생은 신호를 왜곡시키는 요인이 된다. 따라서 고주파 잡음과 동잡음을 해결하기위한 적절한 신호처리기법이 요구된다.

PPG센서를 통하여 검출되는 PPG신호는 그림 1과 같다. 일반적으로 PPG신호의 주기를 이용하여 심박 수를 검출하고, 주기를 검출할 때 사용하는 값은 PPI(Peak to Peak Interval)로 이는 한 주기 신호의 최대치와 다음 주기 신호의 최대치까지의 시간 간격을 의미한다. PPG신호의 PPI를 이용하여 심박 수를 알 수 있다. 일반적으로 사람은 1분에 약 70회 정도의 심박 수를 갖고 있지만 신체활동이나 외부자극에 의해서 심박 수는 변화될 수 있다. 외부자극을 받아 신체가 긴장된 경우에

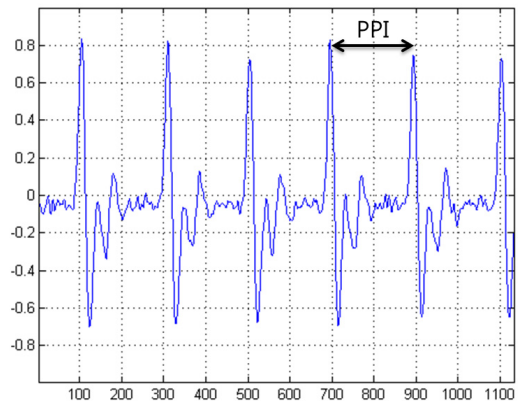
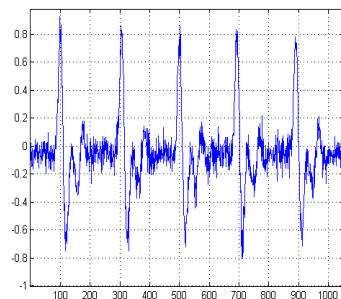


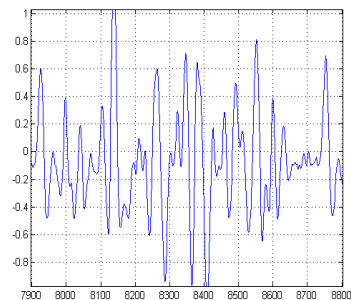
그림 1. PPG 신호  
Fig. 1. PPG signal

는 심박 수가 증가하여 PPI가 작아지고, 이완된 상태에서는 심박 수가 감소하여 PPI가 증가한다. 이와 같은 PPI의 변화로 측정자의 심리상태를 파악하거나 질병의 유무를 판단할 수 있다.<sup>[6]</sup>

PPG신호에 고주파 잡음이 포함되는 경우에는 그림 2의 (1)과같이 신호의 왜곡이 발생한다. 고주파 잡음은



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



(2) 동잡음이 포함된 PPG 신호  
(2) PPG signal with movement noise

그림 2. 고주파잡음과 동잡음이 포함된 PPG 신호  
Fig. 2. PPG signals with high frequency noise and movement noise

신호자체에는 큰 변화를 주지 않지만, PPI를 검출 시 방해요인이 되므로 제거되어야한다. 일반적인 PPG신호가 0~4Hz의 주파수 대역에서 활성화되지만 고주파 잡음은 이보다 큰 주파수 대역에서 활성화 되므로 저역통과필터를 이용하여 제거할 수 있다.

PPG 신호에 동잡음이 포함된 경우에는 그림 2의 (2)와같이 신호의 원형을 알아볼 수 없을 만큼 심각한 왜곡이 발생한다. 이러한 동잡음은 다양한 주파수 대역에서 발생하며, PPG신호가 활성화되는 0~4Hz의 주파수 대역에도 영향을 주기 때문에 단순한 필터로 제거할 수 없다. 동잡음은 PPI 즉 신호의 한 주기를 검출할 때에 심각한 방해요인이 되므로 동잡음을 해결하기 위한 신호처리 기법이 요구된다.

따라서 본 논문에서 측정된 신호를 주파수 영역으로 변환하여 신호에 동잡음이 포함되었는지 확인하는 방법을 제안한다.

### III. Wavelet의 개요

웨이블릿변환은 시간영역의 신호를 주파수 영역의 신호로 나타내는 변환방식의 한 종류이며, 유사한 변환 방식에는 푸리에 변환이 있다.<sup>[12]</sup> 시간영역의 신호를 주파수 영역 신호로 변환하는 가장 일반적인 방식은 푸리에 변환이다. 푸리에 변환은 변환 방법이 간단하여 쉽게 사용할 수 있다는 장점이 있지만, 정현파만을 기저함수로 사용하여 신호 전체를 변환하는 변환방식이기 때문에 신호의 부분적인 정보에 대한 주파수 특성을 알 수 없고, 신호가 비정상(Non stationary)이거나 다중 분해신호인 경우 신호의 물리적 특성을 표현할 수 없다. 따라서 이를 개선하기 위하여 국소 푸리에 변환(Short Time Fourier Transform, STFT)방식이 제안되었다. 이러한 변환방식은 시간영역의 신호를 일정한 시간 간격으로 나누어 나누어진 각각의 신호를 주파수 영역으로 변환하는 변환방식이기 때문에 시간영역의 변화에 따른 주파수 영역의 변화를 나타낼 수 있으며 비정상 신호의 물리적 특성을 표현할 수 있다.<sup>[12]</sup> 하지만 연산 시 분할 가능한 시간 간격이 제한되기 때문에 고주파영역에서 신호의 성분 분석이 취약하여 신호의 특이점 분석에 적용이 불가능하다.

이러한 단점을 개선한 변환방식이 웨이블릿 변환 방식으로, 정현파만을 기저함수로 갖는 푸리에변환과 달리 다양한 기저함수를 갖기 때문에 다양한 신호의 특성을 더 잘 나타낼 수 있다.<sup>[12]</sup> 또한 스케일의 크기가 제한되는 STFT를 보완하여 주파수에 따라서 스케일을 조정하는 특징을 가지고 있다. 즉 고주파신호에서 시간

해상도를 높이고 주파수분해능을 낮추며, 저주파신호에서는 시간해상도를 낮추고 주파수분해능을 높여서 변환하기 때문에 신호의 특이점 분석에 적용이 가능하며 비정상 신호에 유리하다는 특징을 가진다. 시간영역과 주파수 영역의 시간분해능을 나타낸 그림은 그림 3과 같다.

시간해상도를 줄이고 높일 때에 스케일 또한 변화하며, 이러한 스케일의 변화에 의해서 웨이블릿 변환 시 사용되는 기저신호 또한 다른 스케일로 적용이 된다. 이산웨이블릿 변환에서 기저신호는 행렬로 정의되며, 스케일이 변화함에 따라 기저신호의 크기와 그 값이 변화한다.

이산웨이블릿 변환은 식 (1)를 이용하여 저역통과필터를 통과한 신호와, 식 (2)를 이용하여 고역통과필터를 통과한 신호를 통해 계산된다.

$$A[n] = (x * g)[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]g[n-k] \quad (1)$$

$$D[n] = (x * h)[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]h[n-k] \quad (2)$$

신호는 저역통과필터( $g[n]$ )과 고역통과필터( $h[n]$ )를 동시에 통과하며, 통과 후 고역통과필터로부터 상세 계수(Detail coefficients,  $D[n]$ )와 저역통과필터로부터 근사계수(Approximation coefficients,  $A[n]$ )가 출력된다. 각각의 출력은 원 신호의 절반의 주파수 대역을 갖는다. 원 신호는 나누어진 상세계수와 근사계수의 합으로 나타나며 아래 식 (3)과 같이 계산 가능하다.

$$S[n] = A[n] + D[n] \quad (3)$$

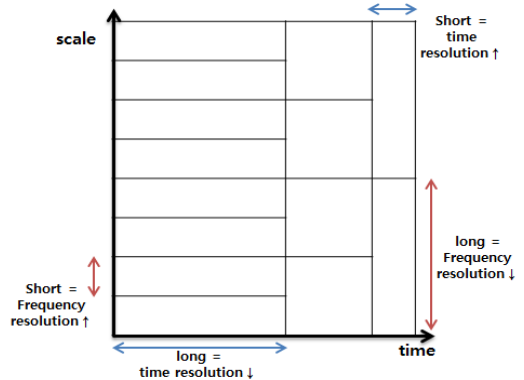


그림 3. 웨이블릿 변환의 시간-주파수 영역  
Fig. 3. Wavelet transform Time-Frequency domain

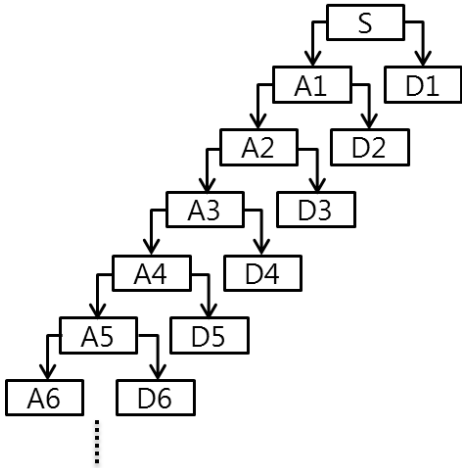


그림 4. 웨이블릿 패킷 분해  
Fig. 4. Wavelet Packet decomposition

즉 웨이블릿 변환을 시행할 때마다 주파수 대역은 똑같은 크기를 갖는 2개의 대역으로 분할되며, 낮은 주파수 대역 성분이  $A[n]$  높은 주파수 대역 성분이  $D[n]$  이다. 저역통과 필터를 통과한 신호  $A[n]$ 을 반복해서 웨이블릿 변환하는 경우 그림 4와 같은 형태로 신호가 분리되며 6차 변환한 후의 신호  $S = A6 + D1 + D2 + D3 + D4 + D5 + D6$  로 나타난다.

#### IV. 제안 방안

본 논문에서는 웨이블릿을 이용하여 동잡음이 포함된 신호인지 판단한다. 맥파신호는 대부분 저주파 대역에 포함되고, 고주파 대역에는 잡음이 많이 포함되기 때문에 저역통과 필터를 이용하여 고주파 잡음을 제거한다. 고주파 잡음이 제거된 신호 중 사용자가 안정된 상태에서 신호를 측정하여 측정된 신호의 주기와 크기를 이용하여 기준신호를 설정한다, 사용자의 맥파신호를 웨이블릿 변환하기 전 적당한 기저신호를 설정해야 한다, 이 때 사용자의 기준신호와 다양한 기저신호를 상호상관기법을 이용하여 사용자의 기준신호와 가장 유사한 기저신호를 설정한다. 설정된 기저신호를 이용하여 웨이블릿 변환을 한 후 변환된 값을 이용하여 각 주기별로 동잡음이 포함되었는지 확인한다. 동잡음의 포함 유무를 결정할 때에 특정 주파수 대역의 크기를 이용하며, 해당 대역에서의 기준신호의 크기와 각 주기의 크기를 비교하여 결정한다. 이러한 일련의 과정을 거치며 원 신호의 동잡음 포함 여부를 판단한다. 전체적인 흐름은 그림 5와 같으며 자세한 내용은 아래에서

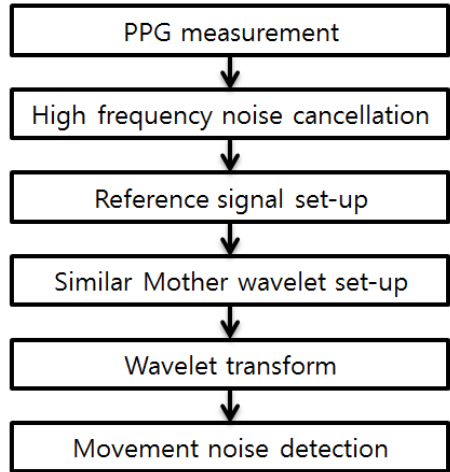


그림 5. 동잡음 포함여부 판단 알고리즘  
Fig. 5. Proposal algorithm

설명한다.

#### 4.1 신호 측정

알고리즘을 적용하기 위해 신호를 측정할 때에 사용자가 안정된 상태에서 일정시간동안 움직임 없이 신호를 측정한다. 이때 측정된 신호를 이용하여 이후 웨이블릿 변환 시 사용할 기저신호를 결정하므로 최대한 잡음이 포함되지 않는 환경에서 측정한다. 신호 측정 시 사용자가 PPG센서를 부착할 신체말단부위를 결정하며, 일반적으로 많이 측정되는 부위는 손가락이다. 측정부위 결정 시, 질병에 의한 혈류변화가 잦은 신체말단부위는 신호 측정에 있어서 질병에 의해 신호가 왜곡되므로 최대한 질병의 영향이 작은 부위를 채택하여 신호를 측정한다.

#### 4.2 고주파 잡음 제거

신체 말단부위에서 신호 측정 시, 측정된 맥파 신호에는 사용자의 움직임에 의한 동잡음 뿐 아니라 물리적 기계적인 특성에 의하여 잡음이 포함되게 된다. 이러한 특성에 의한 잡음은 일반적으로 고주파 영역에 포함되며 PPG신호의 주기검출에 이용되는 PPI 검출 시 방해요인이 되기 때문에 제거되어야 한다. 고주파잡음은 간단한 저역통과 필터를 이용하여 제거할 수 있다. 본 논문에서는 동잡음을 완벽하게 제거하는 것이 아닌 동잡음의 포함 여부를 판단하는 것이 주목적이기 때문에 신호에 영향을 주지 않고 기준신호 설정 시 오류를 나타내지 않는 필터를 사용하여 고주파 잡음을 제거한다. 이후 웨이블릿 변환 시 FIR(Finite Impulse Response)필터를 기반으로 한 FWT(Fast Wavelet

Transform), 즉 이산웨이블릿변환을 사용하므로 적당한 FIR 필터를 이용하여 고주파 잡음을 제거한다. FIR 필터는 이동평균필터, 바틀렛필터, 해닝필터, 해밍필터 등 다양하지만 이 중 가장 큰 최소 저지 대역 감쇠를 갖는 해밍필터를 사용하여 고주파 잡음을 제거하였으며, 차단주파수는 6Hz로 설정하였다.

### 4.3 기준신호 설정

고주파 잡음이 제거된 신호에서 웨이블릿 변환 시 사용할 기저신호를 설정하기 위해 기준신호를 설정한다. 기준신호는 사용자가 안정된 상태에서 측정되어야 하며 측정 시 움직임이 없어야 한다. 이러한 조건에서 신호를 측정하여도 센서의 특성 상 초기에는 사용자의 일반적인 맥파의 크기보다 작은 신호가 검출되며 진폭과 크기가 고르지 않다. 따라서 측정 초기의 신호는 기준신호로 사용할 수 없기 때문에, 일정 시간이 지난 후의 정상적인 신호를 이용하여 기준신호를 설정한다. 이때 일반적인 PPG신호의 주기가 0.6~1.2초 정도의 주기를 갖기 때문에 약 3주기에 해당하는 3초의 시간이 지난 후의 첫 번째 주기를 기준신호로 설정한다. PPG신호는 사람마다 다른 특성과 형태를 가지며 측정 부위에 따라 서로 다른 형태를 가진다. 이러한 각 사용자의 맥파 특성을 잘 반영한 기준신호 선정하여 이를 바탕으로 한 웨이블릿변환 기저신호를 결정하여 사용하므로 동잡음을 판단하기에 용이하다.

### 4.4 유사 기저신호 설정

측정된 사용자의 기준신호를 이용하여 웨이블릿 변환 시 사용될 기저함수를 설정한다. 이때 기저신호는 사용자의 기준신호와 기저함수와 상호상관 기법을 이용하여 여러 기저함수 중 가장 유사한 함수를 채택한다. 웨이블릿변환에 사용되는 여러 기저함수가 있는데 이 중 스케일링 함수가 존재하고 FWT에 적합하도록 FIR필터를 적용할 수 있으며, 이산 웨이블릿 변환이 가능한 기저함수인 'Harr(harr)', 'Daubechies (dbN)', 'Symlets (symN)', 'Coiflets (coifN)', 'Biorthogonal wavelets (biorN)', 'Reverse biorthogonal wavelets (rbiorN)', 'Discrete approximation of Meyer wavelet (dmey)'를 채택하여 이 기저함수들과 기준신호를 상호상관기법을 이용하여 비교한다. 비교된 7개의 기저함수 중 기준신호와 가장 유사한 기저함수를 이후 사용할 웨이블릿 변환 모함수로 결정한다.

### 4.5 웨이블릿 변환

결정된 기저함수를 이용하여 웨이블릿 변환을 한다.

웨이블릿 변환을 한번 수행할 때마다 신호는 approximation( $A[n]$ ) 부분과 detail( $D[n]$ )부분으로 나뉘는데  $A[n]$ 은 낮은 주파수 대역이며,  $D[n]$ 부분은 높은 주파수 대역을 나타낸다. 이때  $A[n]$ 이 0~4Hz 보다 작은 주파수 대역을 가지도록 웨이블릿 변환을 반복한다. 이와 같이 반복하는 이유는 일반적인 심박이 0.04~0.4, 4Hz 미만에서 활성화하기 때문이며, 한 주기를 쉽게 검출하기 위해서 4Hz 미만의 구간을 포함하도록 변환단계를 설정한다. 일반적으로 변환단계 결정 시 샘플링 주파수를 이용하며, 변환 횟수 결정 방식은 그림 6과 같다

그림 6의  $f_s$ 는 샘플링 주파수이고, 위 식을 만족하는 가장 작은  $a$ 가 반복해야 할 변환 횟수이다.

본 논문에서 사용한 신호의 샘플링 주파수는 256Hz 이므로 6차 변환한  $A[n]$ 이 0~4Hz구간을 포함한다. 표 1은 식 (1)과 식 (2)를 이용하여 신호를 그림 4의 방식으로 웨이블릿 변환한 신호의 주파수 분포이다.

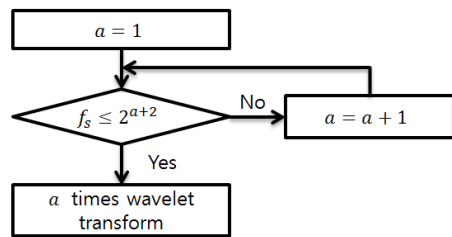


그림 6. 웨이블릿 변환 횟수 결정  
Fig. 6. Determine the number of wavelet transform

표 1. 웨이블릿 변환 에 따른 주파수 분포  
Table 1. The frequency distribution

n	$A[n](Hz)$	$D[n](Hz)$
1	0-128	128-256
2	0-64	64-128
3	0-32	32-64
4	0-16	16-32
5	0-8	8-16
6	0-4	4-8
7	0-2	2-4

### 4.6 동잡음 판단

심박이 활성화 되는  $A[n]$ 구간을 이용하여 사용자의 맥파의 한 주기를 검출하고, 그 주기를 이용하여 검출된 신호에 동잡음이 포함 여부를 확인한다. 동잡음의 포함여부를 판단하는 방식은 그림 7과 같다.

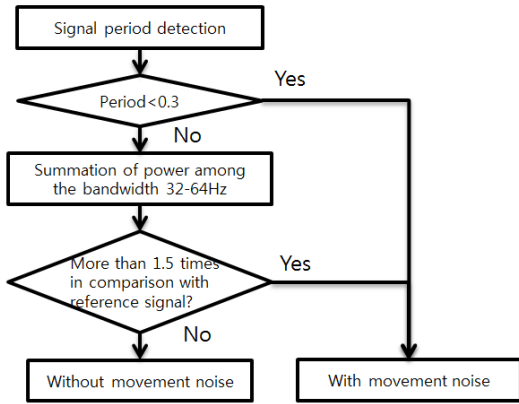


그림 7. 동잡음 판단 알고리즘  
Fig. 7. Movement Noise Detection Algorithm

심박이 활성화 되는 구간을 이용하여 한 주기를 검출할 때 신호의 PPI를 이용하여 한 주기를 검출한다. 동잡음이 포함되지 않은 경우는 일정한 간격으로 PPI가 나타나지만 동잡음이 포함되는 경우는 PPI가 달라진다. 일반적인 심박은 0.8초 정도이고, 동잡음이 발생한 구간은 그 주기가 0.3~1.6초로 급격하게 변화한다.<sup>[12]</sup> 따라서 주기가 0.3초보다 작은 경우는 동잡음이 포함되었다고 판단한다. 일반적인 심박은 0~4Hz 활성화 되지만, 본 논문에서 사용하는 가속도 맥파는 그 이후의 주파수 영역에서도 심박에 의한 영향이 있다. 동잡음을 판단할 때 심박에 의한 영향이 있지만 그 정도가 다른 주파수 대역에 비해 작고, 동잡음이 심박에 비해 영향이 큰 주파수 대역을 이용한다. 이러한 주파수 대역에 해당하는 부분은 약 32~64Hz에 해당하는 부분이다. 심박의 주기는 평균 0.8초 정도이고, 만약 이 주파수 대역의 성분 값이 크게 나타난다면 그 신호에 동잡음이 포함되었다고 판단 할 수 있다. 동잡음을 판단할 때에 각 주기의 신호와 기준신호의 32~64Hz 주파수 대역의 신호의 파워를 비교하여 각 주기의 신호가 기준신호의  $1 + \alpha$ 배 이상이 될 때에 그 주기에 동잡음이 포함되었다고 판단한다.

## V. 실험 및 결과

### 5.1 실험 환경

본 논문에서는 LAXTHA사에서 개발한 자율 신경계 이상 검사 가능 의료기기인 Ubpulse T1<sup>[13]</sup>을 손가락에 착용하여 PPG 신호를 검출하였다. 신호는 주변에 소음이 없는 조용한 환경에서 측정되었으며, 사용자가 의자에 앉아 Ubpulse T1를 착용한 손가락을 정해진 시

간동안 임의로 움직이는 방식으로 측정되었다. Ubpulse T1로 측정하는 신호는 256Hz의 샘플링 주기를 갖는다. 실험에 참여한 인원은 남녀 대학생 8명이며, 각각 4번씩 테스트를 하였다.

### 5.2 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 손가락을 두 번 씩 측정하고, 양 손을 번갈아가며 측정하였다. 측정되는 신체 말단 부위를 천천히 흔들거나 빠르게 흔드는 방법으로 동잡음을 발생시켰다. 동잡음을 발생시킨 PPG신호는 그림 8의 (1)과 같다. 동잡음 판단을 위해서 기준신호를 설정하고 기저함수를 설정한 후에 0~4Hz 범위의 approximation구간과 32~64Hz의주파수 범위를 갖는 Detail구간이 나타나도록 웨이블릿 변환을 하고 해당 Detail.구간의 각 주기의 파워가 기준신호의 해당 구간의 파워의 1.5배 이상이 되는 주기를 동잡음이 발생한 주기로 판단하였다. 1.5배 이상으로 기준 값을 설정한 이유는 신호 측정 초기의 신호로 기준신호를 설정하기 때문에 기준신호의 진폭이 충분히 커지지 않을 수 있음을 고려하고, 사용자가 움직이지 않아도 감정의 변화나 긴장과 같은 심리적인 이유로 심박의 변화가 있을 수 있기 때문에 충분한 오차범위를 1.5배로 실험에 의해 결정하였다. 실제 실험 결과 1.2배를 기준으로 동잡음을 판단한 경우에는 동잡음 뿐 아니라 정상신호 또한 동잡음으로 판단하는 경우가 발생하였고, 1.7배를 기준으로 판단한 경우에는 동잡음을 정상적으로 구별하지 못하는 경우가 발생하였기 때문에 가장 적절한 1.5배를 기준으로 실험을 진행하였다. 그림 8의 (2)는 0~4Hz 구간, (3)은 32~64Hz 구간, (4)는 각 주기의 32~64Hz 구간의 파워를 한 주기의 시작부터 다음 주기까지 차례로 더한 결과이다. 그림 8의 (4)의 값을 이용하여 동잡음 포함여부를 판단한 결과는 그림 8의 (5)로 실제로 동잡음이 존재한다고 판단한 경우에는 0, 동잡음이 포함되지 않았다고 판단한 경우에는 1을 해당 주기 동안 출력한 것이다.

그림 8의 (3)와 같이 정상적인 맥파인 경우에 Detail부분의 파워가 매우 작게 나타나는 것을 확인 할 수 있고, 동잡음이 포함된 경우에는 큰 값을 나타내는 것을 볼 수 있다.

그림 9는 db6을 이용하여 같은 방식으로 동잡음을 판단하였다. 사용자의 기준신호와 유사한 기저신호를 사용한 그림 8과 비교하여 동잡음을 정확히 판단하지 못하였다.

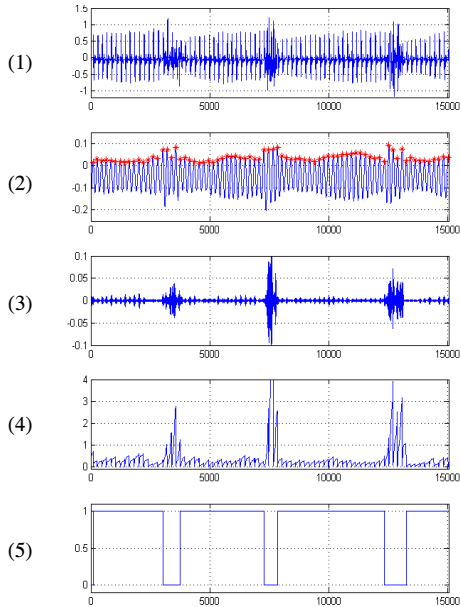


그림 8. 동잡음 판단 실험 결과  
Fig. 8. Noise Detecting result

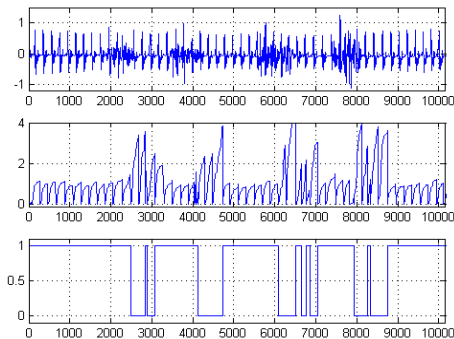
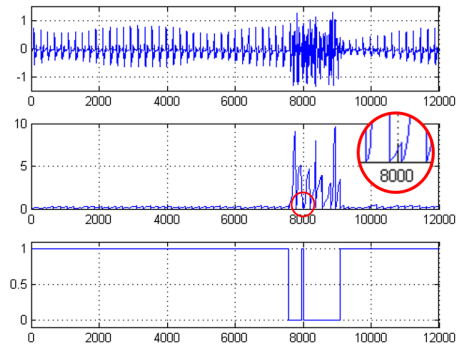


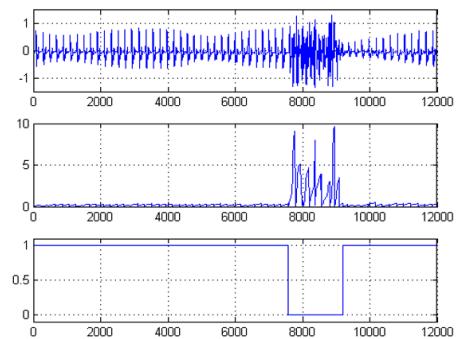
그림 9. db6을 이용한 동잡음 판단 실험 결과  
Fig. 9. Noise Detecting result using db6

기준에 발표된 논문<sup>[14]</sup>에서 주기를 이용하지 않고 신호를 분석한 결과 그림 10의 (1)과 같이 동잡음이 포함되었음에도 동잡음이 포함되지 않았다고 판단하는 오류가 발생하였다. 이는 신호에 잡음이 포함되었지만 측정된 주기가 기준신호의 주기보다 짧아 해당 주기 동안 누적된 잡음의 크기가 기준신호보다 크지 않아서 발생하는 오류이다. 따라서 신호의 주기가 0.3이하인 경우 동잡음이 포함되었다는 알고리즘을 추가한 결과 그림 10의 (2)와 같이 신호의 동잡음 포함 여부를 정확히 판단하였다.

동잡음의 포함 여부를 주기와 웨이블릿 변환 모두를 이용하여 실험한 본 논문은 기존의 주기만을 이용한 논문<sup>[9]</sup>에서 정확히 판단하지 못하던 동잡음을 정확히



(1). 주기를 이용하지 않은 동잡음 판단 실험 결과  
(1). Without period



(2). 주기를 이용한 동잡음 판단 실험 결과  
(2). With period

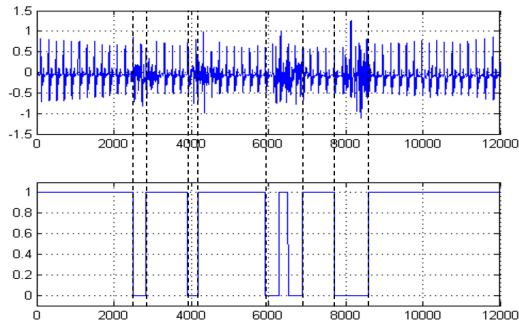
그림 10. 주기에 따른 동잡음 판단 실험 결과  
Fig. 10. Noise Detecting result according to the period

판단하였다. 기존의 논문에서는 그림 11의 (1)과 같이 동잡음이 포함되었지만 일정한 간격으로 최고점이 나타나는 경우 주기만으로는 동잡음의 포함여부를 정확히 판단하지 못하였지만, 그림 11의 (2)와 같이 주기와 웨이블릿 변환 모두를 사용한 경우 주기만을 이용한 결과보다 동잡음을 정확히 판단하였으며, 20% 시간동안 동잡음이 포함된 신호를 주기만을 이용한 실험은 16.31%, 주기와 웨이블릿변환을 모두 사용한 실험은 20.88%의 시간동안 동잡음이 포함되었다고 판단하였다.

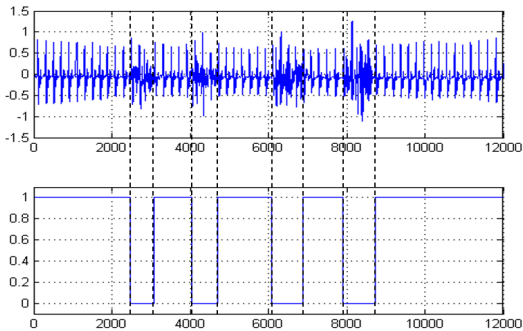
주기와 웨이블릿 변환을 사용하여 동잡음을 판단하는 본 알고리즘은 동잡음이 많이 포함되어 신호의 왜곡이 많을수록 정확하게 동잡음을 판단하지만, 그림 12와 같이 한 주기의 시작이나 마지막 부분에 동잡음이 포함되어 한 주기 내에서 동잡음의 영향이 작을수록 동잡음을 판단하지 못하는 경우가 발생하기도 한다.

사용자의 기준신호와 유사한 기저신호를 사용하여 신호를 다양한 주파수 대역으로 분리하고, 특정 주파수 대역의 신호를 이용하여 사용자의 측정된 맥파신호에





(1). 주기를 이용한 동잡음 판단 실험 결과  
(1). only using period



(2). 주기와 웨이블릿 변환을 이용한 동잡음 판단 실험 결과  
(2). using period and wavelet transform

그림 11. 동잡음 판단 실험 결과  
Fig. 11. Noise Detecting result

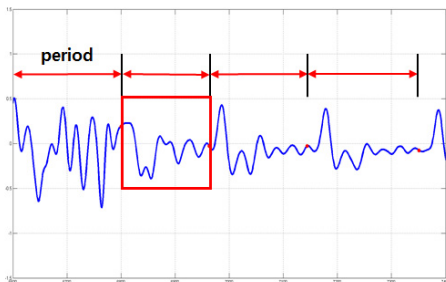


그림 12. 동잡음이 포함된 PPG신호  
Fig. 12. PPG with movement noise

동잡음이 포함되었는지 판단한 결과는 표 2와 같다. 신호 전체 측정 시간 중 20, 30%의 시간동안 실험자가 임의로 잡음을 포함시킨 결과는 표 2와 같다. 정확한 20%가 아닌 오차가 실험결과에 존재하지만, 이는 잡음이 포함된 한 주기를 모두 잡음이 포함되었다고 판단하기 때문에 발생하는 오차로 한 주기의 처음이나 끝부분에 동잡음이 포함된 경우 오차가 발생한다. 이러한 오차는 측정시간이 길어질수록 상대적으로 영향이

표 2. 사용자에 따른 동잡음 판단 실험 결과  
Table 2. Noise Detecting result according to the subjects

Subject \ Noise	A	B	C	D
20%	20.18	19.82	22.56	21.95
30%	29.95	30.46	31.67	31.24

줄어든다. 실험자 A와 B의 실험결과는 200초 동안 측정된 결과이고, 실험자 C와 D는 100초 동안 측정된 결과이다.

## VI. 결 론

본 논문은 PPG신호를 검출하고, 검출된 생체신호에 잡음이 포함되었는지를 확인하는 방안에 대하여 연구하였다. PPG신호 검출시에는 측정기기의 전원잡음과 같은 고주파 잡음과 사용자의 움직임에 의한 동잡음이 포함된다. 고주파잡음은 신호보다 높은 주파수대역에 존재하므로 간단한 필터로 제거가 가능하지만, 동잡음은 다양한 주파수 대역에서 발생하기 때문에 제거가 불가능하다. 따라서 본 논문에서는 동잡음이 신호에 포함되어있는지를 우선적으로 확인하는 방안에 대하여 제안하였다. 동잡음은 다양한 주파수 대역에서 발생하지만 특정 주파수 대역에서 더 큰 잡음이 포함되기 때문에 해당 주파수 대역의 크기를 기준신호와 비교하여 동잡음의 포함여부를 판단하였다. 실험 결과 전체 신호 측정 시간 대비 20% 30%의 시간동안 잡음을 포함시켰을 때 동잡음이 포함된 주기를 정확히 판단하였다. 본 논문에서는 잡음의 크기가 기준신호에 비해 50%이상인 경우를 동잡음이라고 판단하였다. 잡음의 크기가 20%이상인 경우를 동잡음이라 판단하면 동잡음은 정확히 판단하지만 정상신호 또한 동잡음으로 판단하는 문제가 발생하고, 70%이상인 경우를 동잡음이라 판단하면 동잡음의 일부를 정확히 판단하지 못하는 문제가 발생하였다. 판단의 기준이 되는 크기를 지정하는 문제에 관한 연구는 차후 연구과제로 남겨둔다.

## References

[1] S. C. Lee and W. Y. Chung, "Development of mobile u-healthcare system in WSN," *J. KICS*, vol. 37, no. 4, pp. 338-346, Apr. 2014.  
 [2] H. S. Park, D. S. Lee, and S. I. Kim, "Detection of epileptiform activities in the EEG using wavelet and neural network," *J.*

[3] S. S. Shin, J. H. Kang, and S. H. Kim, "Detection of ECG characteristic points for heart disease diagnosis," in *Proc. KISS Fall Conf. 2002*, pp. 199-201. Hwaseong, Korea, Oct. 2002.

[4] 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. CICS 2008*, pp. 482- 483, Kangwon, Korea, Oct. 2008.

[5] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. 1-39, Feb. 2007.

[6] D. G. Oh, B. S. Min, S. O. Kwon, and H. J. Kim, "Effective PPG signal processing method for detecting emotional stimulus," *J. KICS*, vol. 37, no. 5, pp. 393-402, May 2012.

[7] J. W. Lim and E. K. Kim, "Noise reduction by filter improvement in mixed noise image," *J. IEK*, vol. 50, no. 5, pp. 231-241, May 2013.

[8] Y. S. Kim, S. H. Hong, M. S. Lee, H. Y. Noh, and Y. S. Chi, "The interval detection and noise reduction system to assist electrocardiogram analysis," *J. Korean Soc. Broadcast Eng.*, pp. 246-248, Yongin, Korea, Nov. 2012.

[9] M. H. Kim, T. W. Kim, S. H. Jang, D. H. Ban, B. S. Min, and S. O. Kwon, "Noise-robust algorithm for PPG signal measurement," *J. KICS*, vol. 38, no. 12, pp. 1085-1094, Nov. 2013.

[10] 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. IEK 2009*, pp. 1988-1989, Muju, Korea, Jul. 2009.

[11] S. W. Kim, J. H. Lee, K. C. Nam, S. C. Kim, E. J. Cha, and D. W. Kim, "Comparison of peripheral vascular compliance between normal and diabetic groups using the second derivation of photoplethysmogram," *J. IEK*, vol. 44, no. 4, pp. 15-20, Jul. 2007.

[12] R. M. Rao and A. S. Bopardikar, *Wavelet transforms : Introduction to theory and application*, Pearson Education Asia, 1999.

[13] LAXTHA Inc., *ubpulse T1 user guide* (2013), Retrieved Apr. 2, 2014, from <http://www.laxtha.com/ProductView.asp?Model=ubpulse%20T1>

[14] D. H. Ban, H. J. Son, S. H. Song, and S. O. Kwon, "Movement noise detection algorithm using wavelet transform" in *Proc. KICS Summer Conf. 2014*, pp. 11-12, Jeju Island, Korea, Jun. 2014.

반 다 희 (Dahee Ban)



2015년 2월 : 울산대학교 전기공학부 학사

2015년 3월~현재 : 울산대학교 전기공학부 석사과정

<관심분야> 신호처리, 뇌 과학, 감성 평가 시스템

권 성 오 (Sungoh Kwon)



1994년 2월 : KAIST 전기 및 전자공학과 학사

1996년 2월 : KAIST 전기 및 전자공학과 석사

1996년 3월~2001년 1월 : 신세기통신 기술연구소

2007년 8월 : Purdue University ECE 박사

2007년 8월~2010년 2월 : 삼성전자 DMC연구소 수석연구원

2010년 3월~현재 : 울산대학교 전기공학부 부교수 <관심분야> 이동통신 네트워크, MAC 설계, 간섭제어, 최적화, 신호처리, 뇌 과학