

Recognition of Feature Points in ECG and Human Pulse using Wavelet Transform

吉世基[†] · 申東范^{*} · 李應赫^{**} · 閔洪基^{***} · 洪勝弘[§]

(Se-Kee Kil · Dong-Fan Shen · Eung-Hyuk Lee · Hong-Ki Min · Seung-Hong Hong)

Abstract - The purpose of this paper is to recognize the feature points of ECG and human pulse -which signal shows the electric and physical characteristics of heart respectively- using wavelet transform. Wavelet transform is proper method to analyze a signal in time-frequency domain. In the process of wavelet decomposition and reconstruction of ECG and human pulse signal, we removed the noises of signal and recognized the feature points of signal using some of decomposed component of signal. We obtained the result of recognition rate that is estimated about 95.45% in case of QRS complex, 98.08% in case of S point and P point and 92.81% in case of C point. And we computed diagnosis parameters such as RRI, PTT, U-time and E-time.

Key Words : Wavelet, Feature Points, Diagnosis Parameters, ECG, Human Pulse

1. 서 론

심전도는 심장의 활동으로 인해 생기는 전기적 신호로서 심근이상, 심실비대, 심근경색, 부정맥 등과 같이 심장 내부의 전기적 흥분이 발생하는 부분의 이상 및 흥분전도의 이상을 알고자 할 때 사용되며, 맥파는 심장의 물리적인 특성을 나타내는 신호로서 주로 맥동현상, 판막의 장애, 동맥경화와 같은 혈관의 이상 유무 등을 알고자 할 때 사용된다.

이와 같이 심전도와 맥파는 각각 심장의 전기적 및 물리적 특성을 나타내는 신호로서 서로 깊은 관련이 있으며, 심전도와 맥파의 정점 즉 각 신호의 피크치는 서로간에 약 200 ~ 250msec 의 지연시간을 가지고 연이어 발생하는 특징을 갖는다. 이 지연시간을 맥파전달시간(pulse transit time, PTT)이라 하며, 혈압과 밀접한 관련이 있는 것으로 알려져 있다 [1].

또한 심전도와 맥파의 R-R간격(R-R interval) 및 심박변동 HRV는 자율신경계의 교감신경과 부교감신경의 상대적 활동의 균형에 의해서 조절되는 것으로 여겨지고 있으며[2], 맥파의 용기시간(upstroke time, U-time), 구혈시간(ejection time, E-time) 등과 같은 시계열들도 심혈관계의 특성을 나타내는 중요한 요소로 알려져 있다[3]. 따라서 심전도와 맥파

의 시계열적 특징들의 동시분석은 심장과 혈관의 전기적 및 물리적 진단 정보를 종합적으로 제공할 수 있는 방법이라 하겠다.

심전도 및 맥파 신호를 자동으로 분석하기 위해서는 신호 파형의 정량화가 이루어져야 하며 각 신호의 파형특성을 나타내주는 특징점 검출이 선행되어야 한다. 기존의 특징점 검출 알고리즘은 Edge detector에 의한 연산자법[4], 미분값 및 이동평균을 이용한 방법[5], 3Q-1 주기법[6] 등의 시간 축 상에서의 방법들과 이산 푸리에 변환법 등의 주파수 축 상에서의 방법으로 나눌 수 있는데 미분값을 이용한 방법들은 맥파 파형의 주기구분의 혼동으로 인한 오류가 있을 수 있고, 3Q-1 방법은 먼저 심전도의 QRS가 모두 구해져야 맥파의 주기를 구할 수 있는 단점을 지니고 있으며 푸리에 변환을 이용한 방법들은 그 관심이 되는 지점이 시간 축 상에서 언제 발생했는지 알 수 없는 단점이 있다.

이에 본 논문에서는 시간-주파수상의 국소화(Localization)가 우수한 웨이브렛 변환을 사용하여 심전도와 맥파 신호를 분해한 후 재조립하는 과정에서 분해된 각 컴포넌트들을 이용하여 잡음제거 등의 전처리과정의 수행 및 신호의 특징점 검출을 수행하도록 하는 방법을 제안하였다. 심전도 및 맥파 신호는 규칙적이고 반복적인 특성을 가지며, 따라서 신호의 특징점들은 주파수축으로 변환 시 고유의 주파수 대역에 위치한다. 따라서 웨이브렛 변환을 사용하여 신호를 단계적인 주파수별로 분해한 후 각 특징점들을 검출하고 시계열들을 계산하도록 하였다.

본 논문은 2장에서 심전도와 맥파의 관계 및 각 신호의 특징점들에 대한 내용들을 배경으로 간략하게 설명하고, 3장에서는 웨이브렛과 제안한 알고리즘에 대해서 기술하며, 4장에서는 신호의 잡음제거 및 특징점 검출에 대한 결과 및 분석, 그리고 5장에서 결론을 맺는다.

† 교신저자, 正會員 : 仁荷大學校 電子工學科 博士課程
E-mail : kclips@empal.com

* 正會員 : 仁荷大學校 電子工學科 博士課程

** 正會員 : 韓國産業技術大學校 電子工學科 副教授 · 工博

*** 正會員 : 仁川大學校 情報通信工學科 教授 · 工博

§ 正會員 : 仁荷大學 電子工學科 教授 · 工博

接受日字 : 2005年 8月 26日

最終完了 : 2005年 11月 25日

2. 심전도 및 맥파

아래의 그림 1에서 보이듯이 심전도의 특징점은 P파, QRS complex, T파로 이루어져 있고, 맥파의 특징점은 일반적으로 S파, P파, C점(절흔), T파 등으로 이루어져 있다. 이 특징점들 중에서 본 논문에서는 심전도의 QRS complex와 맥파의 S파의 최하점인 S점, P파의 정점인 P점, C점(절흔)을 검출하고 이를 이용하여 심전도와 맥파의 일반적인 진단 파라미터 [3][5]인 R-R간격과 QRS폭(QRS Width) 및 맥파전달시간(심전도의 R파로부터 맥파의 P파까지의 시간), 율기시간(U-time:S→P), 구혈시간(E-time:S→C)을 계산하도록 하였다.

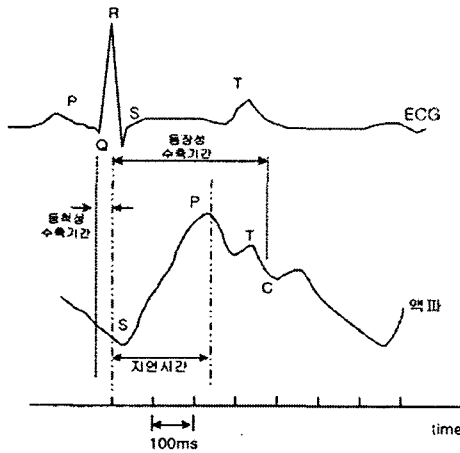


그림 1. 심장의 운동에 의한 심전도와 맥파
Fig. 1. Electrocardiogram and human pulse by the motion of heart

QRS는 심전도에서 가장 큰 변화의 파로서 심실 흥분이 일어났을 때 그려진다(심실흥분전파기간). 간격은 0.06 ~ 0.08초이며 파고의 높이는 사람에 따라 각양각색이다. Q파, R파, S파의 3파형에 의한 것으로 보통 QRS complex 라고 한다. 일반적으로 QRS 신호 파형의 대부분 에너지는 3~40 Hz 사이에 존재한다[7]. 시계열 R-R간격은 심박수(heart rate)에 해당되며, 정상적인 사람은 P-P간격(P-P interval, auricular rate)과도 일치한다. 심장질환이 있는 환자가 R-R간격이 불규칙한 경우 우선 부정맥으로 간주할 수도 있다[8].

맥파의 S점은 맥파형의 기시점(Appearance point)으로써 좌심실이 수축하여 그 내압이 대동맥 내압보다 높아지는 순간에 대동맥 판이 개방되면서 혈액이 대동맥 내로 분출되는 최초의 시점이다. P파는 충격파(Percussion wave)이다. 일반적으로 P점이라 하면 충격파의 정점을 의미하며 동맥내압의 최대치이다.

여기서 S점에서 P점까지의 시간을 시계열 율기시간이라고 하며 심장수축력저하와 동맥경화증, 고혈압 등에 의해 증가하고 빈혈 등에 의해 감소한다[2]. C(절흔)점은 심장수축기의 최후 정점으로 기시점 S에서 절흔 C점까지의 기간을 시계열 구혈시간이라 하며 정상치는 $0.32 \pm 0.06\text{sec}$ 이고 심한 고혈압 등에 의해 감소하는 특징이 있다.

그림 1에서 보면 맥파는 심전도의 R파 이후에 시작되며 맥파의 P파는 약 200~250ms의 지연시간을 가지고 발생하고

있음을 알 수 있다. 이 지연시간을 시계열 맥파전달시간이라 부른다. 맥파전달시간은 직접적으로 혈압에 비례하고, 자율신경과도 밀접한 상관성이 있는 것으로 알려져 있다[9][10].

3. 웨이브렛을 이용한 특징점 검출 알고리즘

3.1 웨이브렛

푸리에 변환은 서로 다른 주파수의 성분으로 이루어진 사인파를 분석하는데 좋은 수학적 도구이며, 시간 축 상의 신호를 주파수 축 상의 신호로 변환하여 분석한다. 많은 신호들에 있어서, 푸리에 변환은 주파수적인 중요한 정보가 담겨있는 신호의 분석에는 매우 유용하다. 그러나 푸리에 변환은 주파수 상으로 신호를 변환할 때 시간 축에서의 정보를 잃어버리는 단점이 있다. 심전도와 맥파의 경우, 특징점들 즉 관심이 되는 지점의 시간 축 상의 위치가 필요하므로 푸리에 변환 만으로는 해석이 용이하지 않다.

반면 웨이브렛 변환은 신호의 해석에 있어서 주파수에 따라서 신호의 시간 해상도를 달리하여 신호를 해석한다. 즉 신호의 고주파 성분은 시간 해상도를 높이며 주파수 해상도를 낮추어 해석하고 저주파 성분의 신호는 시간 해상도를 낮추는 대신 주파수 해상도를 높여 해석한다. 이와 같이 웨이브렛 변환은 시간-주파수 영역에서 동시에 분석이 가능하기 때문에 원하는 주파수 대역의 신호만을 얻을 수 있으며 다양한 신호처리 등에 응용되고 있다.

웨이브렛은 기저 웨이브렛(mother wavelet)의 천이(shift)와 스케일링(scaling)으로 만들어진다. 따라서 주어진 신호는 임의의 웨이브렛의 천이와 스케일링으로 표현할 수 있다. 신호 $f(x)$ 의 웨이브렛 변환은 다음과 같이 정의된다.

$$W_s f(x) = f(x) * \phi_s(x) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \phi\left(\frac{x-t}{s}\right) dt \quad (1)$$

여기서, s 는 스케일이다. $\phi_s = \frac{1}{s} \phi\left(\frac{x}{s}\right)$ 는 스케일 s 에 의해 기저 웨이브렛 $\phi(x)$ 를 확장(dilation)한 것이다. 임의의 신호 $f(x)$ 의 웨이브렛 변환은 위의 식과 같이 임의의 신호와 확장된 기저 웨이브렛의 내적의 합으로 표현된다.

아래의 그림 2는 임의의 신호 $y(n)$ 를 웨이브렛 변환하여 저주파수 영역과 고주파수 영역의 신호들로 나누고, 이것을 다시 원래의 신호로 재구성하는 일반적인 웨이브렛 해석을 나타낸 그림이다. 임의의 신호에 웨이브렛 변환을 가하면 저역통과필터(LPF) $g(n)$ 을 통과한 저주파수 신호 $y_0(n)$ 과 고역통과필터(HPF) $h(n)$ 을 통과한 고주파 신호 $y_1(n)$ 으로 나누어진다. 여기서, $g(n)$ 과 $h(n)$ 을 분해필터(Analysis filter)라고 한다. 만약, $g(n)$ 과 $h(n)$ 이 모두 이상적인 halfband 저역통과필터와 halfband 고역통과필터라면 원래의 신호를 정확하게 두 주파수 영역의 신호로 표현할 수 있을 것이다. 그러나 실제로는 두 개의 필터가 이상적이지 않기 때문에 재생오차가 생긴다. 이러한 두 주파수 영역의 서브 샘플링(subsampling) 신호를 원래의 신호로 재구성하기 위해서는 각각의 신호를 업 샘플링한 후 합성필터(synthesis filter)라고 부르는 저역통과필터 $g'(n)$ 과 고역통과필터 $h'(n)$ 을 이용해서

합성하게 된다.

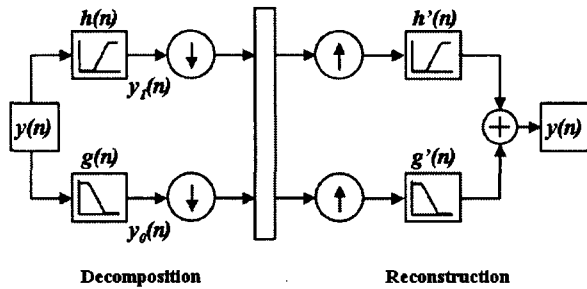


그림 2. 웨이블릿 변환을 이용한 신호의 재구성
Fig. 2. Signal reconstruction using wavelet transform

이상 설명한 바와 같이 웨이블릿 변환은 대역통과 필터의 성질을 갖고 있어서 심전도와 맥파 같은 신호의 특징을 추출하고, 저주파 통과 필터의 영향으로 잡음을 억제하는데 효과적이라고 할 수 있다.

3.2 제안한 방법

본 논문에서 사용된 심전도 및 맥파 신호는 신체 건강한 20대 남자 10명의 피험자에게서 얻어진 신호이며, 신호 파형의 샘플은 300Hz의 샘플링 주파수로 총 5000개의 샘플씩 총 5회에 걸쳐 심전도와 맥파 신호가 동시에 획득되었다. 획득된 신호는 검출시의 환경이나 검출조건에 따라 AC전원 잡음, 근육활동에 기인하는 근잡음(muscle artifact), 그리고 인체의 움직임이나 호흡 등에 의해 혼입되는 기저선 변동(baseline drift) 등의 잡음이 혼입될 수 있다. 이러한 잡음들은 심전도나 맥파 신호에서의 특징점 추출에 영향을 줄 수 있기 때문에 우선 잡음들을 제거한 후 특징점들을 검출하도록 하였다.

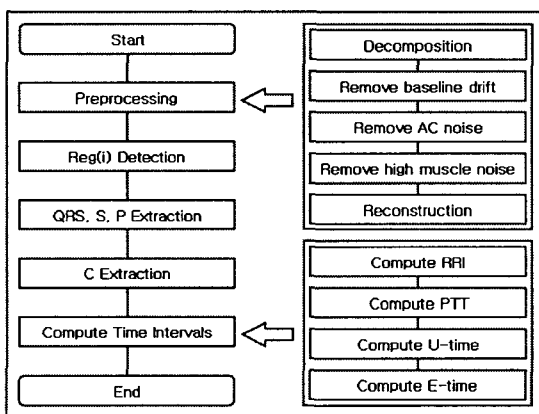


그림 3. 신호 특징점 검출의 흐름도
Fig. 3. The flowchart of feature points extraction

위의 그림 3은 본 논문에서 제안한 알고리즘의 흐름도를 나타낸다. 우선 전처리 과정으로써, 신호를 db4 웨이블릿을 이용하여 분해(신호는 300Hz로 샘플링 되었으므로 표 1처럼 총 8단계까지 분해)한 후, 각 잡음별 해당 주파수의 Coefficient를 사용하여 제거하고 신호를 재구성한다. 이후 메

인 루틴으로 잡음이 제거된 신호를 Harr 웨이블릿을 이용하여 분해한 후 해당 주파수의 Coefficient를 사용, 특징점들을 검출하고 각 시계열들을 계산하도록 하였다. 잡음제거에는 db4 웨이블릿, 특징점 검출에는 harr 웨이블릿을 사용한 이유는 db4 웨이블릿은 정현파적 외형을 가지므로 신호의 분해 및 재구성에 용이하고 harr 웨이블릿은 단순직선 형태이므로 영역 설정 및 특정한 점과의 매칭에 용이하기 때문이다.

표 1. 레벨에 따른 주파수 대역
Table 1. Frequency bandwidth according to level

Level	A	Frequency	D	Frequency
1	cA ₁	0 Hz ~ 75 Hz	cD ₁	75 Hz ~ 150 Hz
2	cA ₂	0 Hz ~ 38 Hz	cD ₂	38 Hz ~ 75 Hz
3	cA ₃	0 Hz ~ 19 Hz	cD ₃	19 Hz ~ 38 Hz
4	cA ₄	0 Hz ~ 9 Hz	cD ₄	9 Hz ~ 19 Hz
5	cA ₅	0 Hz ~ 5 Hz	cD ₅	5 Hz ~ 9 Hz
6	cA ₆	0 Hz ~ 2 Hz	cD ₆	2 Hz ~ 5 Hz
7	cA ₇	0 Hz ~ 1 Hz	cD ₇	1 Hz ~ 2 Hz
8	cA ₈	0 Hz ~ 0.5Hz	cD ₈	0.5Hz ~ 1 Hz

먼저 전처리의 과정을 살펴보면 첫째, 기저선 변동의 경우, 주로 0.5Hz 미만에 분포하므로 표 1처럼 8단계까지 분해된 신호의 컴포넌트 중 최종 저주파 대역의 계수(cA₈: 0~0.5Hz)를 구한 다음 식 (2)처럼 cA₈를 본래의 신호 S의 크기에 맞게 업 샘플링 하여 원 신호 S로부터 빼줌으로써 잡음을 제거하였다.

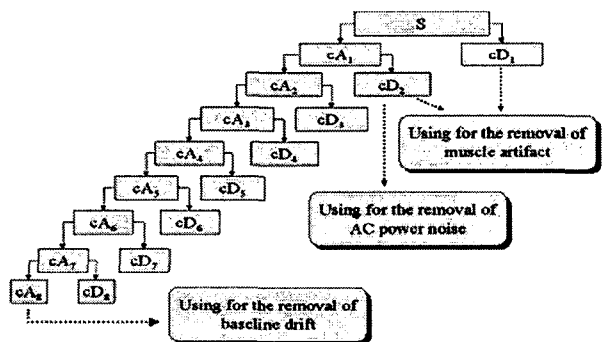


그림 4. 신호의 잡음 제거를 위한 웨이블릿 처리 과정
Fig. 4. Wavelet processing for the removal of noises

둘째, AC 전원 잡음의 경우, 60Hz 신호를 제거하여야 하므로 이를 위해 표 1의 d₂(38~75Hz)를 다시 재차 분해하여 c₂d₁a₁(56~65Hz)를 얻은 후 식 (3)과 같이 이 레벨의 계수를 0으로 처리하여 제거하고 계수들을 재구성하여 S'를 구하였다.

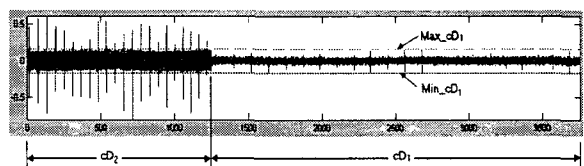


그림 5. 근잡음 제거를 위한 cD2신호의 처리
Fig. 5. cD2 signal processing for the removal of muscle artifact

셋째, 근 잡음의 경우, 넓은 주파수 범위에 분포하며 QRS 및 맥파의 P파와 겹치는 부분도 있어 제거하기가 어렵다. 본 논문에서는 식 (4)처럼 $d_1(75\sim 150\text{Hz})$ 와 $d_2(38\sim 75\text{Hz})$ 를 이용하여 제거하도록 하였다. 먼저 신호의 최고 고주파 계수인 d_1 은 모두 0으로 하여 제거하고, d_2 는 식 (4)의 rh_d_2 처럼 d_1 을 기준으로 $Maxd_1$ 이상 $Min d_1$ 이하의 값들을 기준과의 차이만큼 빼줌으로써, 신호의 중요 특징점인 QRS 및 P파에 영향을 가급적 주지 않고 제거할 수 있도록 하였다(그림 5). 이상의 과정을 모두 마치고 신호를 원신호의 크기로 재구성하면 식 (5)의 전처리가 완료된 New S 신호를 구할 수 있다.

$$S = S - cA_8 \tag{2}$$

$$S' = S \text{ with } cD_2 D_1 A_1 = 0 \tag{3}$$

$$S'' = S' \text{ with } rh_d_2 \tag{4}$$

where,

$$rh_d_2 = \begin{cases} cD_2 - Max\ cD_1, & \text{if } cD_2 > Max\ cD_1 \\ cD_2 - Min\ cD_1, & \text{if } cD_2 < Min\ cD_1 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$New\ S = S'' \tag{5}$$

이제 메인 루틴의 특징점 검출 및 시계열 획득에 대해 살펴보면, 식 (5)에서 구한 S 신호에 대해 Harr 웨이브렛으로 4 레벨까지 분해하여 사용한다. 잡음제거 시와는 달리 신호를 4 레벨까지만 분해한 것은 심전도의 QRS R점의 경우 주로 웨이브렛 변환의 $d_4(9\sim 19\text{Hz})$ 에서 나타나며(-개인적인 차이에 따라 d_4 보다 $d_3(19\sim 38\text{Hz})$ 에서 더 크게 나타나기도 한다-), 맥파의 P점은 거의 대부분 웨이브렛 변환의 d_3 에서 나타나기 때문이다. 본 논문에서는 QRS 콤플렉스, P파의 검출을 위해 9Hz 이상의 계수인 d_3 와 d_4 두 개의 신호를 더한 식 (6)의 $d_{3+4}(9\text{Hz} \sim 38\text{Hz})$ 를 이용하였다. 식(7)처럼 d_{3+4} 를 1로 정규화시켜 cD_{normal} 을 구한 뒤 식 (8)처럼 심전도와 맥파의 각 임계치에 따라 R파와 P파의 정점을 구할 기준구간 $Reg(i)$ 를 설정한다.

이 때 심전도는 0.15, 맥파는 0.65의 임계값을 사용하였는데, 이것은 심전도의 경우 QRS 이후 나오는 T파에서의 cD_{normal} 값의 범위가 0.1 ± 0.02 가 되며 가끔 QRS의 높이가 낮게 형성될 때도 있기 때문이다. 그리고 맥파의 경우 충격파 P 이후에 오는 중복파에서의 cD_{normal} 값의 범위가 0.6 ± 0.03 이 되기 때문에 0.05의 margin값을 두어 임계값을 정하였다.

$$d_{3+4} = d_3 + d_4 \tag{6}$$

$$cD_{normal} = \left| \frac{d_{3+4}(i+1) - d_{3+4}(i)}{Max\ cD_{3+4} - Min\ cD_{3+4}} \right| \tag{7}$$

$$Reg(i) = \begin{cases} 1, & \text{if } cD_{normal} \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \tag{8}$$

$$\text{where, threshold} = \begin{cases} 0.15, & \text{ECG} \\ 0.65, & \text{Hman pulse} \end{cases}$$

식 (8)에 의해 설정된 기준구간은 심전도의 경우 $Reg(i)$ 가 1인 점들 사이에 QRS complex를 포함하게 되며, 맥파의 경우는 S점과 P파의 최대값 사이에 $Reg(i)$ 가 1인 점이 위치하게 된다. 따라서 다음의 식 (9)와 (10)처럼 신호의 특징점을 구할 수 있다.

$$ECG\ R\ point = Max(S) \in Reg(i) \tag{9}$$

$$\begin{aligned} Human\ pulse\ P\ point &= Max(S) \text{ searching forward} \\ Human\ pulse\ S\ point &= Min(S) \text{ searching backward} \\ Pulse\ Cycle &= S\ point(i) \in S\ point(i+1) \end{aligned} \tag{10}$$

QRS complex의 나머지 두 점인 Q점과 S점의 경우, R점을 중심으로 심전도 신호 진행의 순방향 및 역방향으로 검색하여 미분값이 0이면서 동시에 주변값 중 최소가 되는 지점을 검출하도록 하였다.

$$\begin{aligned} ECG\ Q\ point &= Point \left. \frac{dS}{dt} = 0 \right|_{\leftarrow} \leftarrow R\ point \\ ECG\ S\ point &= Point \left. \frac{dS}{dt} = 0 \right|_{\rightarrow} \rightarrow R\ point \end{aligned} \tag{11}$$

맥파의 C점의 경우, 우선 맥파의 3레벨 변환값 d_3 와 미분 맥파의 3레벨 변환값 $cD_3(\text{differential})$ 를 구한 후 S의 길이로 업 샘플링한다. 이후 업 샘플링된 두 신호에서 각각 S점의 위치를 중심으로 주기의 1/10 길이의 데이터를 소거한 후 식 (12)에 의해 cD_{FD} 를 구한다. 이후 하나의 주기마다 식 (12)의 cD_{FD} 값 변화량의 최대치를 계산하여 이를 C점 검출의 기준점 $Ref\ C(i)$ 로 결정하였다.

$$cD_{FD} = cD_3(\text{Upsampling}) - cD_3(\text{differential} - \text{Upsampling}) \tag{12}$$

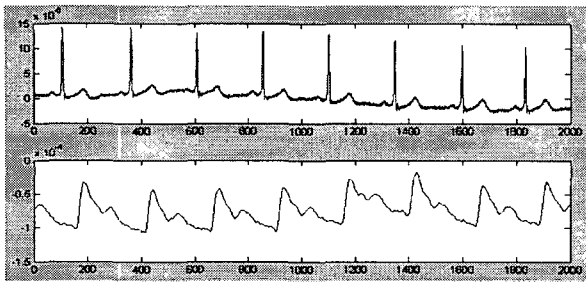
$$Ref\ C(i) = Max | cD_{FD}(i+1) - cD_{FD}(i) | \tag{13}$$

그리고 구해진 기준점을 중심으로 주기의 1/20 만큼 탐색하여 미분값 0, 주변값 중 최소값 두 가지의 조건을 만족하는 점을 C점으로 검출하였으며 이후 검출된 모든 특징점들을 이용하여 R-R간격, 맥파전달시간, 용기시간, 구형시간 등의 시계열들을 구하도록 하였다.

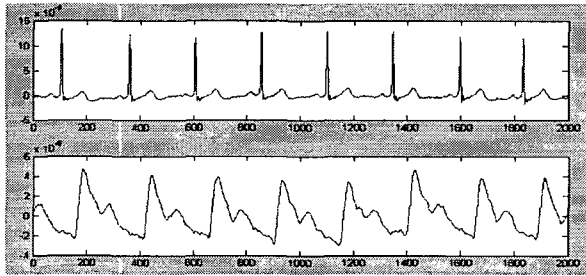
4. 실험 및 결과

이전 장에서 언급한 바와 같이 본 논문에서 사용된 심전도 및 맥파 신호는 20대 남성 10명을 대상으로 하여 얻어진 데이터이며, 샘플링 주파수 300Hz로 한 번에 5000샘플씩 총 5회에 걸쳐 심전도와 맥파가 동시에 획득된 데이터이다.

신호의 획득에 사용된 맥진기는 압력센서를 이용한 검출회로, 필터, 16bit 해상도를 갖는 AD 컨버터 및 PC 인터페이스부의 구성을 갖는 기기이며, 알고리즘 구현에는 Matlab 프로그램을 사용하였다.



(a) Original ECG and human pulse signal

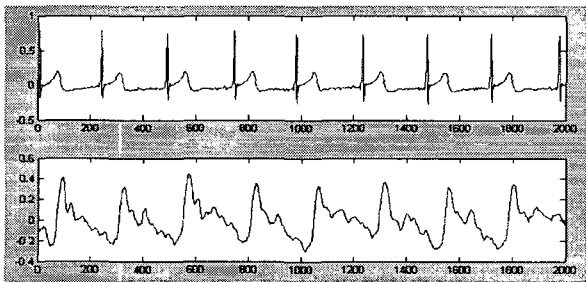


(b) Signal which noises are removed

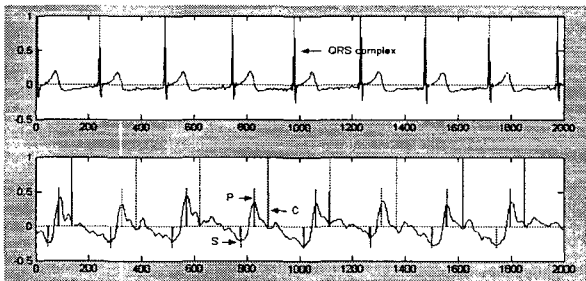
그림 6. 심전도와 맥파 신호의 잡음 제거

Fig. 6. The removal of noises of signal

그림 6에 제안된 알고리즘을 사용하여 기저선 변동, 근잡음 등의 잡음이 제거된 모습을 나타내었다. 그림 6-(a)는 획득된 신호의 원 파형이며 그림 6-(b)는 잡음이 제거된 파형이다. 그림에 나타난 것처럼 기저선 변동이 효과적으로 제거된 것으로 판단되며, 근잡음의 경우에도 대부분의 근잡음이 제거되고 원 신호 파형도 거의 왜곡이 생기지 않았음을 볼 수 있다.



(a) Original ECG and human pulse signal



(b) The feature points of ECG and human pulse

그림 7. 심전도와 맥파의 특징점 인식

Fig. 7. The feature points recognition of ECG and human pulse

그림 7은 잡음이 제거된 심전도와 맥파 신호에 제안된 알고리즘을 적용하여 각각의 특징점들을 검출한 모습을 보여준다. 7-(a)는 본래의 심전도와 맥파 파형이며, 7-(b)는 심전도

의 QRS complex와 맥파의 S점, P점, C점을 검출한 모습이다. 아래의 표 2는 제안된 알고리즘을 사용하여 실험한 특징점 인식 결과이다. 심전도의 QRS complex 95.45%, 맥파의 S점과 P점 98.08%, C점 92.81%의 인식률을 보였다. 피험자 7의 경우 QRS complex 이후의 T파가 매우 크게 발달되어 있는 심전도를 지니고 있어 오인식률이 높아졌다. 맥파의 S점과 P점의 경우 인식률이 같은데 이것은 제안된 알고리즘이 S점과 P점의 중간부근에 후보점을 잡은 뒤 좌우를 동시에 구하기 때문이다.

표 2. 제안된 알고리즘의 특징점 인식 결과

Table 2. Recognition rate of proposed algorithm

특징점	실제주기	QRS	S	P	C
피험자 1	95	95	90	90	83
피험자 2	70	70	70	70	69
피험자 3	75	75	75	75	65
피험자 4	70	70	70	70	67
피험자 5	95	95	91	91	85
피험자 6	80	80	80	80	80
피험자 7	100	128	97	97	86
피험자 8	95	95	95	95	91
피험자 9	100	90	96	96	94
피험자 10	55	55	55	55	55
합계	835	853	819	819	775
오류개수		38	16	16	60
인식률(%)		95.45	98.08	98.08	92.81

아래의 표 3에는 기존의 알고리즘인 3Q-1 주기법과 제안한 방법의 맥파 특징점 인식률 결과를 비교하였다. 3Q-1 주기법의 경우 맥파의 한 주기 즉 S점과 P점을 구하는데 반드시 먼저 QRS complex를 모두 검출한 상태여야 한다는 제약이 있으며, 알고리즘 자체가 첫 번째 주기와 마지막 주기 주변의 데이터는 버리고 처리하는 단점이 있다.

이점은 PC상에서 긴 샘플을 받아 처리할 때는 문제가 되지는 않지만 실시간 시스템에의 적용 시에는 약점이 될 수도 있다. 이에 반해 본 논문에서 제안한 방법은 3Q-1 방법과 비슷한 주기 인식률을 보이면서도 온전한 한 주기 길이 이상의 데이터만 있으면 즉시 특징점들을 검출할 수 있다는 장점이 있다.

표에 따르면 3Q-1 주기법의 S, P점 인식률이 100%이고 본 논문의 방법은 98.08%이다. 3Q-1 방법의 결과는 양 끝의 데이터를 포함하지 않은 인식률이고, 제안한 방법의 결과는 모든 데이터를 포함한 처리의 결과이다. 획득된 신호의 양 끝단의 경우 S, P 점이 온전하지 않게 형성된 경우가 존재하며 이럴 경우 오인식이 될 수도 있으나 추후의 DSP기반의 임베디드 심박변동 및 맥 진단 연구등을 위하여 양 끝단의 데이터도 모두 포함하여 처리하도록 하였다.

표 3. 3Q-1 주기법과의 비교

Table 3. Comparison with 3Q-1 method in recognition rate

Method	S	P	C	양쪽 끝 주기 포함 여부	제약
3Q-1	100%	100%	92.21%	×	반드시 3개의 QRS 필요
제안한 방법	98.08%	98.08%	92.81%	O	

표 4에는 검출된 특징점들을 사용하여 계산된 시계열들 즉, 진단 파라미터들인 R-R간격 RRI, 맥파전달시간 PPT, 유키시간 U-time, 구혈시간 E-time을 나타내었다. PPT의 경우 피험자 2명을 제외하고는 서론에서 언급한 일반 규정치 200 ~ 250 msec 이내의 값을 나타내고 있음을 알 수 있으며 E-time의 경우 모든 피험자가 일반 규정치 320 ± 60ms 이내임을 알 수 있다.

표 4. 신호의 진단 파라미터

Table 4. The diagnosis parameters of signal

(단위 : msec)

	시계열 개수	평균 RRI	평균 PTT	평균 U-time	평균 E-time
피험자 1	90	654	205	105	315
피험자 2	65	902	226	128	346
피험자 3	70	825	232	111	322
피험자 4	65	862	243	115	330
피험자 5	80	642	223	104	311
피험자 6	75	769	197	106	316
피험자 7	95	610	209	096	286
피험자 8	90	626	215	100	288
피험자 9	95	615	213	091	309
피험자 10	50	1140	262	130	329

5. 결 론

본 논문은 웨이브렛 변환을 이용한 심전도와 맥파 신호의 잡음제거 및 특징점 인식 알고리즘에 관한 것이다. 각 신호를 다우비치 db4 웨이브렛으로 8단계까지 변환한 후 d_1 , d_2 , c_8 컴포넌트들을 사용하여 잡음을 제거하였으며, 잡음이 제거된 각 신호를 다시 Harr 웨이브렛을 사용하여 4단계까지 변환한 후 d_3 , d_4 등의 컴포넌트와 심전도, 미분맥파, 미분맥파의 웨이브렛 변환 신호등을 이용하여 특징점들을 인식하도록 하였다. 또한 검출된 특징점들을 사용하여 심혈관 진단 파라미터들인 R-R간격, 맥파전달시간, 유키시간, 구혈시간을 추출하였다.

향후 맥파전달시간, 구혈시간과 같은 심전도 및 맥파의 시계열들과 키, 몸무게, 팔길이 등의 생체정보를 함께 학습 알고리즘 등과 같은 해석방법에 적용한다면 혈압의 실시간 변동 수치 등과 같은 심혈관계의 또 다른 생체정보를 인정할 만한 오차 범위 안에서 획득할 수도 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 멀티미디어 연구센터와 보건복지부 한방치료연구개발 사업의 일부지원에 의하여 수행되었음.

참 고 문 헌

- [1] 남동현, 박영배, "경과 전침자극이 성인남성의 맥파전달 시간에 미치는 영향", 동서의학연구소 논문집 Vol. 2000 No. 2001 pp113-117, 2001
- [2] H. J. Sakakibara, "Accuracy of accesment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subject", Am. J. Cardiol, Vol. 67. pp. 199-204. 1991
- [3] 이봉교, 한방진단학, 정보사, pp311-337, 1982
- [4] J. Y. LEE, J, C, LIN, "A Microprocessor based noninvasive arterial pulse wave analyzer", IEEE Transaction on Biomedical Engineering. vol. BME-32, NO6, June, 1985
- [5] 김민수, "심전도 자동진단을 위한 제어기 설계", Journal of the Industrial Technology Vol. 29 No. 2 pp93-101, 2001
- [6] 박승환, 홍승홍, "새로운 맥파 인식 알고리즘을 적용한 자동 맥파 시스템에 관한 연구", Journal of Biomedical Engineering Research Vol. 17 No. 2 pp241-245, 1996
- [7] A. S. Berson, et el., "Precision requirements for electrocardiographic measurements computed automatically", IEEE Trans. on Biomed. Eng. Vol. BME 24 No. 4 pp382-385, 1977
- [8] John. G. Webster, "의용계측공학", pp189-204, 의공학 교육연구회역편
- [9] B. Johansson, "Circulatory responses to stimulation of somatic afferents. Acta Physiol Scand 198 pp1-91, 1962
- [10] D.C Lee, M.O Lee, D.H Clifford, "Comparison of sodium salicylate, morphine sulfate and acupuncture at Ren-Zhong(CV-26) on the Cardiovascular system of dogs. Am J Chin Med 8 pp245-253, 1980

저 자 소 개



길 세 기(吉世基)

1998년 : 인하대학교 전자공학과 졸업(공학사)
2000년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
2000년 3월~현재 : 인하대학교 대학원 전자공학과 박사과정
<주관심 분야> 생체신호처리, 유비쿼터스 헬스케어, 의료영상처리



신 동 범(申東範)

1998년 : 중국 연변대학교 컴퓨터응용학과 졸업(공학사)
2001년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
2001년 3월~현재 : 인하대학교 대학원 전자공학과 박사과정
<주관심 분야> 서비스 로봇 제어 알고리즘, 재활보조기기, 임베디드 시스템



이 응 혁(李應赫)

1985년 : 인하대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1987년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
1997년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
1987년~1992년 : 대우중공업(주) 주임연구원
1995년~2000년 : 건양대학교 컴퓨터공학과 조교수
2000년~현재 : 한국산업기술대학교 전자공학과 부교수
2001년~현재 : 장애인재활협회 공학분과 위원
2002년~현재 : 로보틱스연구조합 기술정보위원
<주관심 분야> 서비스 로봇 제어 알고리즘, 임베디드 시스템, 재활보조기기



민 홍 기(閔洪基)

1979년 : 인하대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1981년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
1985년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
1987년~1992년 : 한국과학기술원 선임연구원
1991년~현재 : 인천대학교 정보통신공학과 교수
2006년~현재 : 장애인재활협회 공학분과 부위원장
<주관심 분야> 자연어처리, HCI, 대체언어시스템, 생체신호처리



홍 승 홍(洪勝弘)

1963년 : 인하대학교 전기공학과 졸업(공학사)
1966년 : 인하대학교 대학원 전기공학과 (공학석사)
1975년 : 동경대 대학원 의용전자공학(공학박사)
1969년~1978년 : 광운대학교 전자공학과 조교수
1978년~현재 : 인하대학교 전자공학과 교수
1990년~1992년 : 대한의용생체공학회 부회장
1994년~1994년 : 대한전자공학회 회장
1998년~1999년 : 한국전기전자학회 회장
<주관심 분야> 생체신호처리, 의료영상처리, 재활보조로봇