
U-헬스케어 위한 퍼지추론과 다중 하위대역 필터를 기반한 맥파 최대치 검출

이주원* · 이병로**

Peak Detection of Pulse Wave Based on Fuzzy Inference and Multi Sub-Band Filters for U-Healthcare

Ju-Won Lee* · Byeong-Ro Lee**

요 약

유비쿼터스 헬스케어 시스템은 사용자의 건강 정보를 감독하고 관리하는 시스템이며, 이 헬스케어 시스템에서 가장 중요한 점은 측정된 건강 데이터의 정확성이다. 그러나 실생활에서는 사용자의 움직임에 따라 그 정확성이 현저하게 달라진다. 따라서 건강 정보 정확성을 향상시키기 위해 본 연구에서는 심박수 추출에 있어 새로운 맥파 최대점 검출 알고리즘을 제안하였고, 제안된 알고리즘은 다중 하위 대역 필터와 퍼지 추론기를 이용하여 동잡음이 포함된 PPG 신호에서 맥파의 최대점을 검출하기 위한 것이다. 제안된 알고리즘에 대한 성능평가 실험에서 복잡한 동잡음에서도 맥파 최대점 추출이 가능함을 보였다.

ABSTRACT

Ubiquitous healthcare system is system that monitors and manages user's health information, and most important in the healthcare system is accuracy of the measured health data. But, the accuracy changes remarkably according to user's motion artifacts in real life. To elevate accuracy of health data, we proposed new algorithm to detect maximum point of pulse wave for heart rate extraction, and the proposed algorithm is to detect maximum points detect of pulse wave in photo-plethysmography signal included motion artifacts by fuzzy inference and multi sub-band filters. In results of experiment to evaluate the performance of the proposed algorithm, we could verify the proposed algorithm extracted maximum point of pulse wave in complex motion artifacts.

키워드

Ubiquitous system, u-Healthcare, Hreat rate, Photo-plethysmography(PPG), Fuzzy inference

I. 서 론

현재, 유비쿼터스 시스템이라는 말을 언론이나 일상 생활에서 쉽게 들을 수 있으며, 이는 언제 어디서나 정보를 쉽게 다룰 수 있는 시스템을 말한다. 유비쿼터스 시스템은 인간의 건강과 행복을 지속적으로 추구하게 하

고 삶의 질을 높이는데 그 목적이 있다. 그 대표적인 시스템은 u-헬스케어 시스템과 서비스 분야이다. 이 시스템에 대하여 다수의 의료기기 회사에서는 u-헬스케어용 건강 단말기를 개발하고 상품화하고 있으며, 여러 대학의 연구자들은 심박수, 심전도, 혈압/혈당, 체온 추출에 대하여 집중적으로 연구하고 있다[1][2][3][4]. 그러나

* 안동과학대학 의료공학과

** 진주산업대학교 전자공학과, 교신저자

이들 연구 개발의 결과의 대부분이 고정된 자리에서만 건강 체크가 가능하며, 이동 중이나 자유로운 환경에서 무자각으로 생체 건강 정보 신호를 측정하기가 매우 어렵다. 그 이유는 생체 건강 정보신호는 외부의 잡음, 측정자의 움직임 등에 의하여 그 성능을 보장하기가 어렵기 때문이다. 특히, 생체 건강 정보신호들 중의 심박수는 측정자의 심장 상태, 감성, 스트레스 등을 분석하는데 있어 매우 중요한 인자(parameter)이다. 일반적으로 간편하게 심박수를 추출할 때는 측정자의 고통 없이 측정하는 방식인 비침습형으로 적색 파장의 LED 또는 적외선 파장의 LED와 포토다이오드를 사용하여 빛을 인체에 조사하고 반사 또는 투과된 광을 검출한 신호로 심장 박동에 따라 발생하는 맥동성분의 신호를 얻는다. 이 신호를 PPG (Photo-plethysmography)라 하며, 이 PPG신호는 병원과 u-Healthcare 분야에 널리 사용되고 있다. 그러나 PPG 신호는 손가락 떨림, 환자의 움직임인 동잡음(motion artifacts), 호흡 등 여러 가지 사용 환경상의 잡음들로부터 신호의 정확성이 현저하게 떨어지며, 특히 손가락 떨림이 많을 경우, 정확한 심박수 추출하기가 어렵다[1][5]. 그 이유는 이 맥파 신호(PPG 신호)의 주파수 대역과 동잡음의 주파수 대역이 겹쳐져 있기 때문에 일반적인 필터링 기법으로는 그 성능을 보장하기 어렵기 때문이다[6]. 이러한 PPG 신호의 심박수 또는 산소포화도를 정확하게 추출하기 위해 여러 가지 필터링 기법을 실험하고, 다양하게 연구하고 있으나 위상 변화로 인해 정

확한 심박수 추출에 있어 한계를 초래하고 있다[1][3][5]. 따라서 본 연구에서는 동잡음 환경에서도 심박수 추출의 정확성을 높이기 위해 다중 하위 대역(Multi Sub-Band) 필터와 피지 추론을 이용하여 동잡음 속에서도 심박의 최대점을 검출하는 알고리즘을 제안하였으며, 복잡한 동잡음 환경 하에서 그 성능을 평가 하였다.

II. PPG 신호 추출 및 동잡음

PPG 신호는 Beer-Lambert 법칙을 이용하여 혈관 속에 흐르는 혈류의 양을 측정하는 방법으로 적색 또는 적외선 광을 인체의 피부에 빛을 $I(t)$ 광도로 조사하여 반사되거나 투과되는 빛을 양을 포토다이오드를 수광하여 그 강도를 전압 $V(t)$ 를 얻을 수 있다.

$$V(t) = I(t)e^{-d} \tag{1}$$

$$V(t) + \Delta V(t) = I(t)e^{-d+\Delta d} \tag{2}$$

$$PPG(t) = \Delta V(t) \tag{3}$$

여기서 d 는 광원과 수광 사이의 거리이고, Δd 는 혈류량에 따른 혈관 변화의 거리 변화분이다. 혈류량의 변화로 거리의 변화가 이루지게 되어 수광된 빛의 양도 변화하게 된다. 이로 인하여 맥파신호 $PPG(t)$ 를 얻을 수 있게 된다. 한편 Δd 의 변화는 측정자의 움직임, 발광 또는

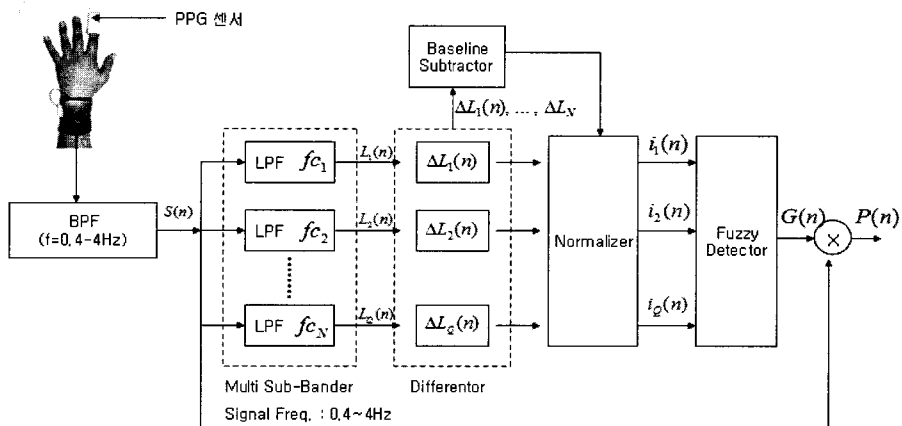


그림 1. 맥파 최대치 검출을 위한 제안된 알고리즘의 구조
 Fig. 1 Structure of the proposed algorithm to detect maximum value of pulse wave

수광 센서와 피부간의 접촉 상태, 측정자의 호흡에 따라 영향을 받게 되며, 이들이 PPG 신호의 왜곡을 초래하여 심박수 추출에 대한 부정확성의 원인이 된다. 이들 동잡음의 특징을 살펴보면 표 1과 같이 잡음들의 주파수 대역과 맥파 신호의 주파수 대역이 겹쳐 있음을 알 수 있어 심박수 추출에 대한 난이 함을 알 수 있다[5][6].

표 1. PPG 신호의 잡음들의 주파수 대역
Table 1. Frequency bands of noises within PPG signal

신호의 종류	주파수 대역
맥파 신호	0.5 - 4 Hz
동잡음	0.1Hz이상
호흡 잡음	0.04-1.6Hz
센서와 피부간의 접촉변화	0.1Hz이상

III. 제안된 맥파 최대치 검출 알고리즘

본 연구에서는 동잡음의 영향으로부터 심박수 검출 효율을 향상시키기 위해 다중 하위 대역 필터와 퍼지추론을 이용한 맥파 최대치 검출 알고리즘을 제안한다. 제안된 맥파 최대치 검출기법은 그림 1과 같으며, 처리 단계는 다음의 과정으로 이루어진다. 먼저 PPG 센서로부터 얻은 맥파 신호를 0.5~4Hz의 대역을 갖는 대역 통과 필터를 이용하여 고주파 잡음과 직류성분을 제거하고, 증폭하여 PPG 신호 $s(n)$ 을 획득한다. 이 $s(n)$ 신호를 저역통과 필터로 구성된 필터로 다중 하위 대역으로 식(4)와 같이 각각 분류하여 PPG 신호 $L_q(n)$ 를 구한다. 이는 임의의 동잡음의 주파수 대역과 맥파 주파수 대역와의 겹침이 최소화되는 PPG 신호를 추출하기 위한 것이다. 다중 대역은 상위대역과 중간대역, 하위 대역으로 나누어 출력하게 하였다.

$$L_q(n) = \sum_{k=0}^{N-1} s(n)h_q(n-k), q = 1, 2, 3 \quad (4)$$

식(4)에서 $h_q(n-k)$ 는 저역 통과필터에 대한 임펄스 응답의 필터 계수이다. 그리고 q 는 각 대역별 채널에 대한 인덱스, n 는 샘플 번호이다. 식(4)의 출력 신호 $L_q(n)$ 에서 동잡음의 영향의 정도를 알기위해 식(5)와 같이 구

하였고, 이는 이전 신호와 현재 신호의 차를 구하여 각 채널의 신호의 변화 속도를 알 수 있게 한 것이다.

$$\nabla L_q(n) = L_q(n) - L_q(n-1) \quad (5)$$

즉, 식(5)는 식(6)과 같이 각 채널의 차분 출력의 앙상블(ensemble) 분산(σ)이 작으면 동잡음의 영향이 최소화된 PPG 신호이고 식(5)의 차분도 작을 것이다. 만약 분산이 크다면 현재의 PPG 신호 $s(n)$ 에 동잡음이 포함됨을 알 수 있어 차분 또한 클 것이다.

$$\sigma = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 \left[\frac{1}{3} \sum_{q=1}^3 \nabla L_q(n) - \nabla L_i(n) \right]^2 \quad (6)$$

따라서 식(6)으로부터 동잡음의 여부를 분산의 크기에 따라 알 수 있으며, 각 하위 대역 채널의 신호의 변환 속도를 비교하여 추론하면 동잡음이 포함된 PPG 신호에서 PPG 최대값을 추정할 수 있다. 따라서 추정된 맥파의 최대값과 최소값 사이의 시간차를 추출하면 보다 정확한 심박수 추출이 가능하다는 것이다. 본 연구에서는 각 대역 채널 신호에 대한 차분신호 $\nabla L_q(n)$ 상태를 비교 추론하기 위해 잡음 환경에서도 우수한 추론 성능을 보이는 퍼지 추론[7]을 사용하였다. 먼저 퍼지 추론을 하기 위해 차분신호 $\nabla L_q(n)$ 에 포함된 기저선(baseline)을 제거하고, -1 ~ 1 사이의 신호로 정규화하고 정규화된 PPG 신호 $I_q(n)$ 를 퍼지 맥파 검출기에 입력하였다. 이 과정은 식(7)~(10)으로 이루어진다.

$$V_{\max} = \text{Max}(S(n-M), S(n-M-1), \dots, S(n)) \quad (7)$$

$$V_{\min} = \text{Min}(S(n-M), S(n-M-1), \dots, S(n)) \quad (8)$$

$$B(n) = \frac{1}{2} (V_{\max} - V_{\min}) \quad (9)$$

$$I_q(n) = [\nabla L_q(n) - B(n)]/B(n) \quad (10)$$

식(10)으로부터 얻은 신호는 퍼지 검출기의 추론을 위해 그림 2와 같이 변화 속도 $\nabla L_q(n)$ 에 따른 2개의 입력 소속 함수로 정의하였고, 입력 소속 함수의 언어적 변수는 H, L 로 설정하였다. 즉, 입력 신호 $\nabla L_q(n)$ 를 소속 함수를 거쳐 식(11)과 식(12)에 의해 퍼지화(fuzzification)하게 한 것이다. 그리고 출력에 대한 소속 함수는 그림 3과 같이 정의하였다.

$$F_{iL}(n) = \begin{cases} 1, & I_q(n) \leq -1 \\ -I_q(n), & -1 < I_q(n) < 0 \\ 0, & I_q(n) \geq 0 \end{cases} \quad (11)$$

$$F_{iH}(n) = \begin{cases} 0, & I_q(n) \leq 0 \\ I_q(n), & 0 \leq I_q(n) < 1 \\ 1, & I_q(n) \geq 1 \end{cases} \quad (12)$$

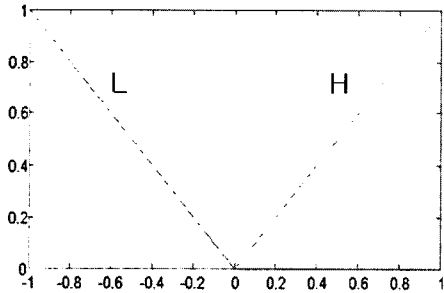


그림 2. 입력 $I_q(n)$ 에 대한 퍼지 소속 함수
Fig. 2 Input membership function for Input signal $I_q(n)$

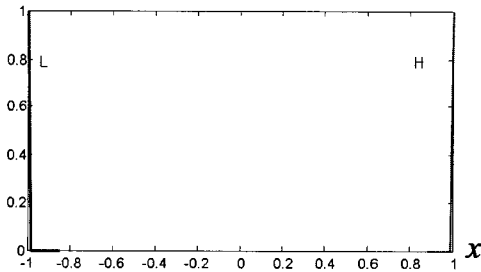


그림 3. 출력 $G(n)$ 에 대한 퍼지 소속 함수
Fig. 3 Output membership function for gain control, $G(n)$

그리고 퍼지 검출기의 추론은 각 하위 대역의 차분 신호 $\nabla I_q(n)$ 의 변화에 따른 맥파 최대치 검출 추론규칙을 정의하여 추론하게 하였다.

R1 : $w_1(n) = \text{IF } I_1(n) \text{ is L and } I_2(n) \text{ is L and } I_3(n) \text{ is L then } G(n) \text{ is L}$

R2 : $w_2(n) = \text{IF } I_1(n) \text{ is H and } I_2(n) \text{ is L and } I_3(n) \text{ is L then } G(n) \text{ is L}$

R3 : $w_3(n) = \text{IF } I_1(n) \text{ is H and } I_2(n) \text{ is H and } I_3(n) \text{ is L then } G(n) \text{ is L}$

$I_3(n) \text{ is L then } G(n) \text{ is L}$

R4 : $w_4(n) = \text{IF } I_1(n) \text{ is L and } I_2(n) \text{ is H and } I_3(n) \text{ is H then } G(n) \text{ is H}$

R5 : $w_5(n) = \text{IF } I_1(n) \text{ is H and } I_2(n) \text{ is H and } I_3(n) \text{ is H then } G(n) \text{ is H}$

이 추론 규칙은 각각의 차분 출력의 변화가 작고 유사하면 맥파의 최대치가 아니며, 차분 출력의 변화가 크고 유사하면 맥파의 최대치임을 가정한 것이다. 그리고 이 규칙 이외의 전제는 동잡음으로 간주하여 추론에서 제외하였다. 추론은 **Mandani**의 **Min-Max** 연산으로 추론하였으며, 추론결과는 식(14)과 같이 현재의 **PPG** 입력 신호 $s(n)$ 에 이득 $G(n)$ 의 크기를 조정하여 맥파 최대치 ($P(n)$)를 검출하도록 하였다. 추론 결과를 실제 값을 도출하기 위해 무게 중심법(**center of gravity**)을 이용하여 비퍼지화(**defuzzification**)를 하였다.

$$G(n) = \frac{\sum_{i=1}^N w_i(n)x_i}{\sum_{i=1}^N w_i(n)} \quad (13)$$

$$Y(n) = \begin{cases} S(n)G(n), & S(n)G(n) > 0 \\ 0, & S(n)G(n) \leq 0 \end{cases} \quad (14)$$

$$P(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{K-1} Y(n-k) \quad (15)$$

식(14)에서 **PPG** 신호 $s(n)$ 에 많은 동잡음이 포함 될 경우 $P(n)$ 출력에 고주파 잡음영향을 방지하기 위해 이동 평균필터 식(15)를 적용하였다.

IV. 실험 및 고찰

본 연구에서는 제안한 맥파 최대치 검출 알고리즘 제안하였다. 이 검출 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 표 2의 설정으로 실험하였으며, 실험하기 위해 **PPG** 신호는 660[nm] 적색 파장의 **LED**를 사용하였고 수광 소자는 **TAOS**사의 **TSL250RD**를 사용하여 0.5~4[Hz]의 대역을

통과시키는 능동형 1차 필터를 구성하여 PPG 신호만 출력하게 하였고, 이 출력된 PPG 신호를 150배 증폭하여 Yokogawa사의 ScopeCorder인 DL750을 사용 데이터를 획득하고 Matlab을 이용하여 알고리즘 성능을 평가하였다.

다중 하위 대역 신호를 추출하기 위해 차단 주파수를 각각 1.5Hz, 0.7Hz, 0.5Hz를 갖는 이동평균 필터를 구성하였으며, 각 채널에 대한 필터의 주파수 특성은 그림 4에 나타내었다. 그리고 이 필터들을 통과한 신호와 정규화된 차분한 신호출력을 그림 5와 그림 6에 나타내었다. 동잡음의 영향에 따른 맥파 최대치 검출 성능 분석하기 위해 본 실험에서는 약 초당 0.8~1.5 회 속도 손가락을 떨림 주어 그 성능을 평가하였다. 이 손가락의 떨림에 따른 제안된 알고리즘의 결과를 그림 7에 나타내었으며, 이 출력에서 제안된 방법이 동잡음을 포함한 PPG 신호가 포함하더라도 맥파의 최대점 추출이 용이함을 알 수 있었다. 이 결과는 손가락이 연속적으로 떨리고 있는 중풍, 오한 환자에게서도 심박수 추출이 용이할 것으로 사료된다.

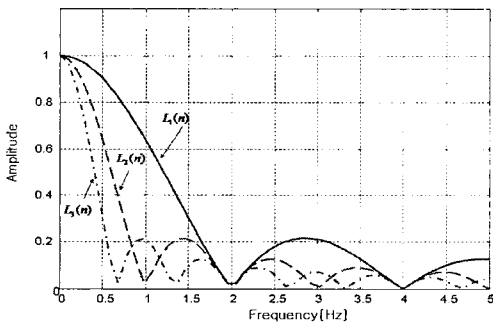


그림 4. 다중 하위 대역 필터의 주파수 특성 결과
Fig. 4 Frequency response of multi-sub filters

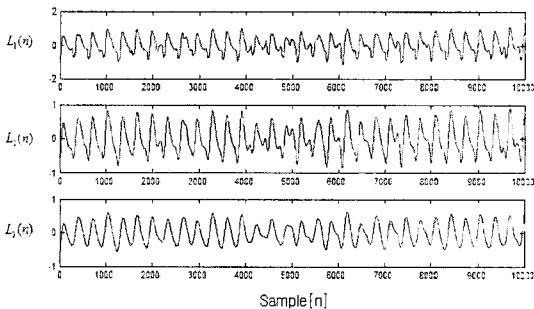


그림 5. 다중 하위 대역 필터의 출력
Fig. 5 Outputs of Multi-sub filters

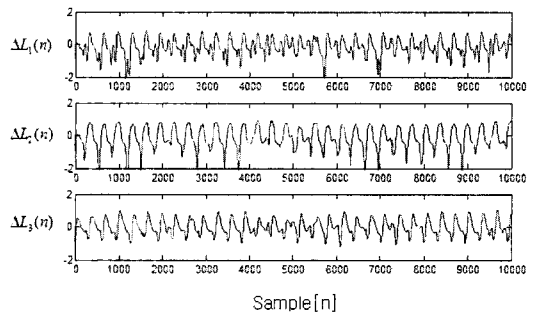
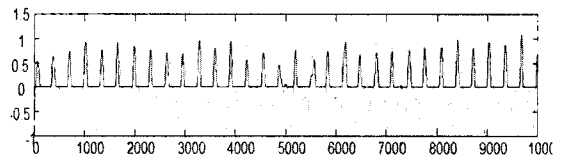
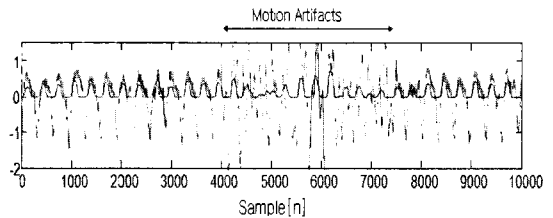


그림 6. 정규화된 차분 신호
Fig. 6 Normalized difference signals



(a) 손가락 떨림이 없는 경우



(b) 손가락 떨림이 연속적일 경우

그림 7. 퍼지 맥파 최대치 검출기의 출력
(PPG : ··· , P(n) : -)

Fig. 7 Outputs of fuzzy detection for maximum value of heart pulse

V. 결 론

본 연구에서는 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 위하여 동잡음 환경 하에서도 원활한 심박수 추출 기법을 제안하였다. 제안된 맥파 최대치 검출 알고리즘은 다중 하위 대역 필터와 퍼지 추론기를 이용한 것이고, 실험의 결과에서 연속적인 손떨림이 발생하더라도 맥파의 최대점 검출이 용이함을 알 수 있었다. 따라서 본 연구의 알고리즘을 오한환자 또는 중풍으로 인한 손 떨림이 많은 환자에게 적용시, 심박수 추출이 가능할 것이며, 특히 유비쿼터스 헬스케어 분야에 적용한다면, 모바일 헬스 케

어 단말기 성능을 향상 시킬 것이라 사료된다. 향후, 본 연구에서 제안된 알고리즘을 토대로 모바일 헬스 케어 단말기에 적용하여 그 성능 평가와 개선에 관한 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] 김상현, 유동완, 배창석, “웨어러블 헬스 시스템을 위한 가속도 신호를 이용한 PPG 신호의 동잡음 최소화 에 관한 연구,” 2007 한국정보기술학회 하계학술대회, 2007.
- [2] C.M. Lee and Y.T.Zhang, “Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic recordings using a wavelet denoising approach,” in Proc. IEEE EMBS Asian-Pacific Conf. on Biomed. Engg., pp. 194-195, 20-22, Oct. 2003.
- [3] Jong Yong A. Foo, “Comparison of wavelet transformation and adaptive filtering in restoring artifact-induced time-related measurement”, Biomedical signal processing and control, vol. 1, issue 1, pp. 93-98, 2006.
- [4] J. Lee, W. Jung, I. Kang, Y. Kim, and G. Lee, Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry, Comput. Stand. Interfaces, vol. 26, no. 3, pp. 241-249. 2004.
- [5] J.G. Webster, Design of pulse oximeters, Taylor & Francis Group, New York, 1997.
- [6] MASIMO, Discrete Saturation Transform, Signal Extraction Technology of MASIMO Co., Technical Bulletin #1, 2001.
- [7] Chin-Teng Lin, C.S. George Lee, Neural Fuzzy Systems, prentice Hall PTR, 1995.

저자소개

이주원(Ju-Won Lee)



2003년 2월 : 경상대학교 전자공학과 (공학박사)

2008년~현재 : 안동과학대학 의료공학과 전임강사

※ 관심분야 : 유비쿼터스 헬스케어, 의용전자, 인공지능, HCI

이병로(Byeong-Ro Lee)



1995년 2월 : 동아대학교 전자공학과 (공학석사)

1998년 2월 : 경상대학교 전자공학과 (공학박사)

현재 : 진주산업대학교 전자공학과 부교수

※ 관심분야 : 신호처리, 멀티미디어 이동통신, 전자응용 시스템.