

PPG 기반 심박동수 추정 알고리즘

백용현*, 이근상**, 박영철***

Tracking Heart Rate Algorithm Based on PPG

Baek Yong Hyun*, Lee Keun Sang**, Park Young Chul***

요 약

본 논문에서는 측정된 PPG 신호로부터 심박동수를 추정 하는 방법을 제시한다. PPG 신호는 현관에 흐르는 혈류량을 측정한 것으로 심장의 수축과 이완에 영향을 받아 단일 주파수적인 특성을 가지며 이러한 특성을 이용하여 PPG 주파수를 2차 IIR 적응 notch 필터로 추적한다. 적응 알고리즘을 통하여 지속적으로 필터 계수를 갱신하여 얻어진 PPG 주파수를 바탕으로 사람의 심박동수를 추정한다.

ABSTRACT

In this study, estimation of heart rate from measured PPG signal is proposed. PPG signal is to be measured blood flow in a blood vessel effected by systole and diastole. PPG signal has single frequency so that PPG frequency can be tracked by 2nd IIR adaptive notch filter. PPG frequency is obtained continually from updating filter coefficient throughout adaptive algorithm and then the heart rate of human is approximately estimated.

Key Word

PPG, Notch filter, TDL, Lattice, LMS

1. 서 론

심장은 인체에서 가장 중요한 부분이며 일반 성인인 경우 심장용적은 800ml이다. 심장은 혈액을 폐와 다른 인체 부위에 심장근육을 수축, 이완함으로써 보내며, 이것은 단일 주파수적인 특성을

갖는다.[1] 이때 1분간 심장이 뛰는 숫자를 가리켜 1분간 심박동수라 하며, 이로부터 심장과 순환조직의 건강 도를 알아볼 수 있다.

본 논문은 PPG 신호로부터 심박동수를 측정할 수 있는 심박동수 추정 알고리즘을 제안한다. PPG로부터 심박동수

* 연세대학교 전산학과 이학석사과정(hyen0330@yonsei.ac.kr)

** 연세대학교 전산학과 이학석사과정

*** 연세대학교 정보통신공학부 교수(young00@yonsei.ac.kr)

#논문번호 : KIIECT2009-03-10

#접수일자 : 2009.08.19

#최종논문접수일자 : 2009.09.10

를 얻기 위해서는 PPG 신호의 간격을 지속적으로 모니터링 한다. 하지만 본 연구에서는 기존의 피크 검출 기반 추정 방법이 아닌 적응 notch 필터를 이용하여 PPG 신호의 주파수를 추정하여 심박동수를 측정하는 방법을 사용한다. PPG신호를 2차 IIR 적응 notch 필터의 입력으로 하여 notch 필터의 계수를 적응적으로 갱신하여 추정된 계수로부터 notch 주파수를 얻어 심박동수로 변환하는 과정을 거친다. 2차 IIR 적응 notch 필터로는 Tapped Delay Line(TDL)구조를 갖는 것과 Lattice 구조를 갖는 적응 notch 필터가 있으며, notch 필터의 계수를 갱신하기 위해서 LMS 계열의 적응 필터를 사용한다.

제안 알고리즘은 <그림1>과 같은 블록선도를 갖는다. 측정된 PPG신호를 고역 통과 필터(high pass filter)와 다운 샘플링(down sampling)등의 전처리 과정과 notch 필터와 적응 필터 과정을 거쳐 얻어진 심박동수를 사용자가 볼 수 있도록 화면에 출력한다.

2. 에서는 notch 필터와 적응 알고리즘에 대해서 설명 하고, 3. 에서는 제안한 방법을 실험하여 결과를 도출 한다. 마지막으로 4.에서 결론을 맺으려 한다.

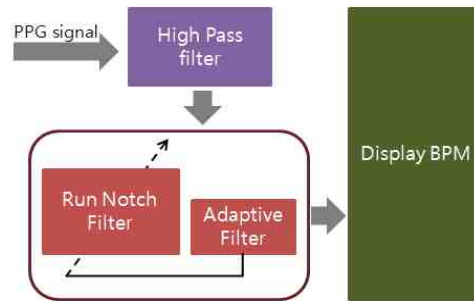


그림 1. 알고리즘 블록선도
Fig 1. Algorithm block diagram

II. notch 필터와 적응 알고리즘

notch 필터를 FIR 또는 IIR로 구현 할 수 있다. FIR notch 필터는 순환되는 필터가 아니기 때문에 좁은 대역폭을 가질 수 없다. 반면에 IIR notch 필터는 순환 필터이며 극점이 단위 원 상에 존재하여 FIR보다 좁은 대역폭과 적은 필터 길이를 가질 수 있고, 간섭 신호나 좁은 대역의 잡음을 제거 하는데 FIR 보다 효율적이다. 다음 (1)식은 IIR notch 필터의 전달 함수를 나타낸 것이다.

$$H(z) = b_0 \frac{1 - 2\cos w_0 z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2\gamma \cos w_0 z^{-1} + \gamma^2 z^{-2}} \quad (1)$$

b_0 는 필터 이득값, w_0 는 차단 주파수 또는 notch 주파수, γ 는 notch 밴드 조절 인자 이다.

<그림2>에서 γ 의 값에 따라 notch 필터 대역폭의 변화를 나타내었다. γ 값이 1에 가까울수록 좁은 대역을 notch 하지만 깊게 파지는 못하는 것을 볼 수 있다.[2]

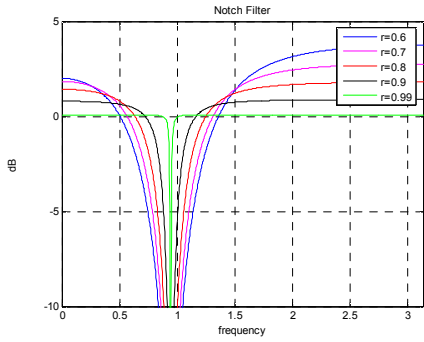


그림 2. γ 와 notch 대역폭의 관계
Fig 2. Relation γ to notch band

2-1 2차 IIR 적응 notch 필터

IIR 적응 notch 필터는 잡음이 있는 신호에서 정현파를 복원 하거나 혹은 측정된 신호에서 정현파 파워 잡음을 제거 하는 등의 다양한 영역에서 유용하게 사용 되고 있다.[3][4][5] 한 예로, 측정된 electrocardiogram(ECG)에서 60Hz 간섭 신호를 제거하거나, 스피커 폰에서 하울링을 제거 할 때 활용 한다. 2가지 구조의 적응 notch 필터를 소개 하고자 한다. 첫 번째로는 Tapped Delay Line(TDL) 구조를 갖는 2차 IIR 적응 notch 필터이며, <그림 3>과 같은 블록선도를 갖는다.

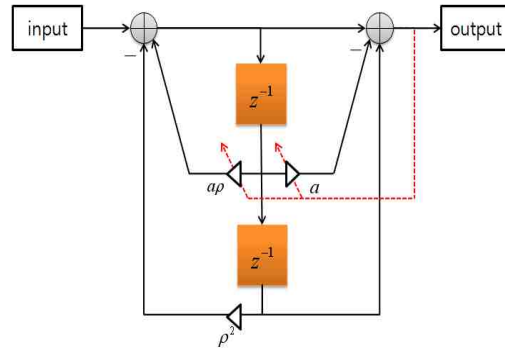


그림 3. TDL구조의 적응 notch 필터 블록선도

Fig 3. Block diagram of adaptive TDL structure Notch filter

TDL 구조의 2차 IIR 적응 notch 필터의 전달 함수는 식 (2)와 같다.

$$H(z) = \frac{1 + az^{-1} + z^{-2}}{1 + \rho az^{-1} + \rho^2 z^{-2}} \quad (2)$$

여기서 ρ 는 notch 대역폭을 조절하는 인자이고 $a = -2\cos(\beta_0)$ 로 표현 되며, 필터가 추적한 계수와 신호의 주파수와의 관계는 $f = \frac{f_s}{2\pi} \arccos\left(-\frac{a}{2}\right)$ 과 같다. 여기서 f_s 는 샘플링 주파수 이다.[6]

다음으로는 Lattice 구조를 갖는 2차 IIR notch 필터 이며 <그림 4>와 같은 블록선도를 갖는다.

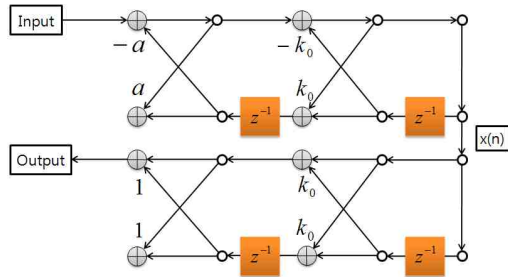


그림 4. Lattice 구조의 적응 notch 필터
 Fig 4. Block diagram of adaptive Lattice structure Notch filter

Lattice 구조의 2차 IIR 적응 notch 필터의 차분 방정식은 다음과 같다.

$$H_i(z) = \frac{N(z)}{D(z)} = \frac{1 + 2k_0z^{-1} + z^{-2}}{1 + k_0(1 + \alpha)z^{-1} + \alpha z^{-2}} \quad (4)$$

$$x(n) = u(n) - k_0(1 + \alpha)x(n-1) - \alpha x(n-2) \quad (5)$$

$$y(n) = x(n) + 2k_0x(n-1) + x(n-2) \quad (6)$$

k_0 는 적응 필터의 계수, α 는 Q-factor, $u(n)$ 은 입력 신호, $x(n)$ 은 필터의 극점을 통과한 출력, $y(n)$ 은 notch 필터의 출력이며, 필터가 추적한 계수와 신호의 주파수와의 관계는 $f = \frac{f_s}{2\pi} \arccos(-k_0)$ 과 같다.[7]

2가지 구조의 성능을 비교 하면, Lattice 적응 notch 필터는 단일 주파수에 대한 unbiased 주파수 추정이 가능한 반면, TDL 구조에서는 biased 주파수 추정을 하게 된다. 한편 적응 notch 필터는 극점의 반경이 1에 가까울수록 notch 필터의 대역폭을 좁게 잡을 수 있어서 정확한 주파수 추정이 가능한 반면, 반경이 1에 가까울수록 시스템의 안정성이 위협받게 된다. Lattice 적응 notch 필터

는 TDL 적응 notch 필터에 비해 시스템의 안정성이 높으며 파라미터가 적절하게 조절될 경우 Lattice 필터의 정상상태 에러가 TDL 필터보다 작다.

2-2. 적응 알고리즘

LMS(Least Mean Square) 알고리즘은 비용함수의 기울기에 기반을 두고 있어서 계산이 간단하고, 성능에 대한 예측이 용이하며, 간단하게 구현할 수 있다. LMS 알고리즘은 비교적 적은 연산으로도 안정성 확보가 용이할 뿐만 아니라, 시간에 따라 그 특징이 천천히 변화하는 비정적 환경에서도 추적이 가능하다는 장점으로 인해 가장 널리 사용되고 있다. LMS 알고리즘을 정규화한 NLMS(Normalized LMS) 알고리즘은 LMS 알고리즘의 가중치 벡터가 탭 입력의 파워에 직접 비례하기 때문에 생기는 경사 잡음을 증폭 시키는 문제를 극복할 수 있는 방법이다. 또한 LMS에 비해 NLMS의 장점은 입력신호의 분포 변화에 덜 민감하기 때문에 미지의 non-stationary 환경에 더 적합하다. 이러한 특성을 바탕으로 비교적 단순한 PPG 신호를 추적 하는 것에 적합하다. notch 필터의 구조에 따라 NLMS 알고리즘의 notch 계수 갱신식이 다르며 TDL 2차 IIR notch 필터의 경우 다음과 같다.

$$P_x(n) = (1 - \mu)P_x(n-1) + \mu x(n-1)^2 \quad (8)$$

$$a(n) = a(n-1) + \frac{\mu}{P_x(n) + \delta} x(n-1)y(n) \quad (9)$$

$P_x(n)$ 은 필터의 극점을 통과한 출력의 파워, $a(n)$ 은 적응 notch 필터 계수, μ 는 스텝 사이즈이다. Lattice 2차 IIR notch 필터의 계수 갱신 식은 다음과 같다.

$$P_l(n) = \lambda P_l(n-1) + 2(1-\lambda)x(n-1)^2 \quad (10)$$

$$k_0(n) = k_0(n-1) - \frac{(1-\lambda)}{P_l(n) + \delta} x(n-1)y(n) \quad (11)$$

$P_l(n)$ 은 필터의 극점을 통과한 출력의 파워, k_0 은 적응 notch 필터 계수, λ 는 스텝 사이즈이다. δ 는 0으로 나누는 수치적인 문제를 방지하기 위한 인자로 매우 작은 상수이다.

III. 실험 및 결과

실험은 잡음이 섞인 단일 주파수 신호를 입력으로 하여 두 구조의 성능을 확인한 다음 PPG신호를 입력으로 하여 실험하였다. 입력으로 사용한 단일 주파수 신호는 다음과 같다.

$$u(n) = A \sin(w_0 n + \phi) + v(n) \quad (12)$$

여기서 A 는 크기, w_0 는 주파수, ϕ 는 위상, $v(n)$ 는 백색 잡음이다.

<그림 5>는 w_0 가 60hz, SNR은 20dB인 경우에 TDL과 Lattice notch 필터의 성능을 비교한 결과이다. 100번의 실험을 평균하여 구한 것으로 notch 필터는 입력 신호의 주파수 w_0 를 추적해 찾아가며

TDL notch 필터가 Lattice notch 필터보다 주파수를 찾아가는 속도는 빠르나 정상상태에서의 오차는 더 크게 나타남을 알 수 있다.

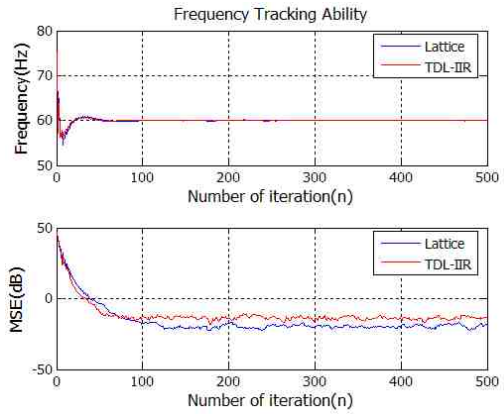


그림 5. 위, notch 필터 추적 주파수
아래, Mean Square Error

Fig 5. Top, Tracking frequency of the Notch filter

Bottom, Mean Square Error

다음으로 PPG신호를 입력으로 하였을 때의 모의실험 결과이다. PPG신호를 입력으로 할 경우 고역 통과 필터를 통과시켜 notch 필터의 추적이 저주파 대역으로 편향되는 것을 방지하는 전처리 과정이 필요하다. 신호의 주파수는 1초에 몇 번 PPG 신호가 측정 되었는지를 알려주는 요소이며 이것으로부터 분당 심박동수를 얻는다. notch 필터의 계수로부터 PPG 신호의 주파수를 얻고, 여기에 60을 곱하여 분당 심박동수(BPM)을 추정한다. <그림 6>과 <그림 7>은 샘플링 주파수 32hz로 획득한 PPG신호이다

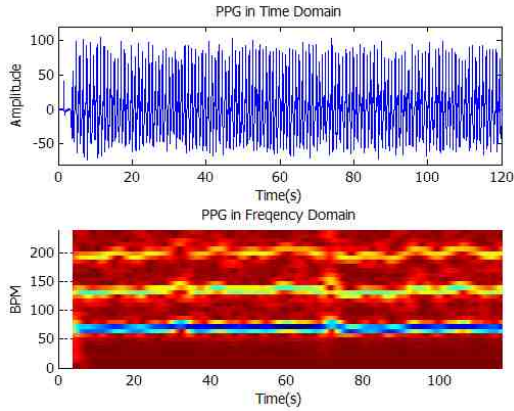


그림 6. 위, 시간 축에서 관찰한 PPG신호 1
아래, 주파수 축에서 관찰한 PPG신호 1
Fig 6. Top, PPG signal 1 in Time domain
Bottom, PPG signal 1 in Frequency domain

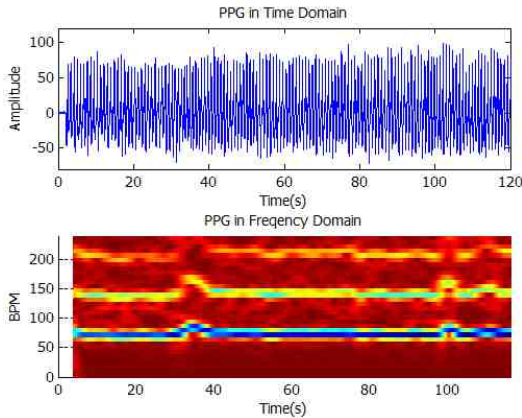


그림 7. 위, 시간 축에서 관찰한 PPG 신호2
아래, 주파수 축에서 관찰한 PPG 신호2
Fig 7. Top, PPG signal 2 in Time domain
Bottom, PPG signal 2 in Frequency domain

사람의 심박동수는 약 50BPM에서

220BPM 사이이며 안정적인 상태에서 약 70BPM 정도로 나타난다. 그림에서 보듯이 안정된 상태에서 측정된 PPG 주파수는 큰 변화가 있지 않고 일정하게 나타남을 알 수 있다. 주파수 축에서의 관찰은 주파수의 단위를 BPM(Beats Per Minute) 단위로 변환하여 보여준다.

$$BPM = 60 * f_p \quad (13)$$

식 (13)에서 f_p 는 추적한 낫치 주파수를 나타내며 이것은 초당 심박동수를 나타내므로 60을 곱하여 분당 심박동수를 구한다.

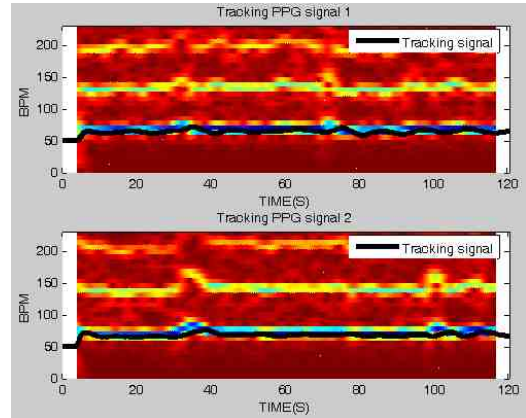


그림 8. 위, PPG 신호 1에 대한 추적 신호

아래, PPG 신호2에 대한 추적 신호
Fig 8. Top, Tracking signal for PPG 1
Bottom Tracking signal for PPG 2

위의 <그림8>은 낫치 필터가 PPG 주파수를 쫓아가는 것을 보여준다. 필터 낫치 계수는 사람의 심박동수 범위를 넘지 않게 제한하고 그림에서처럼 적응적으로 낫치 계수를 갱신하여 PPG 주파수를 크게 벗어나지 않고 찾아 간다.

GUI를 통하여 사용자가 간편하게 측정된 PPG로부터 심박동수를 추정하도록 하였다. 다음 <그림 9>는 사용자가 쉽게 사용할 수 있는 심박동수 추정 GUI이다. 측정된 PPG를 FILE OPEN을 통하여 읽어 온 뒤에 RUN을 실행시키면 <그림9>와 같은 결과를 화면에 보여 주며, CLEAR는 현재 화면에 출력되는 심박동수 추정 화면을 지우고 초기 화면으로 전환해 주고, CLOSE는 프로그램 종료를 시킨다.

사용자 GUI를 사용하여 나온 결과는 앞의 실험을 통해 얻은 결과와 같으며, 편하게 사용할 수 있다는 장점이 있다.

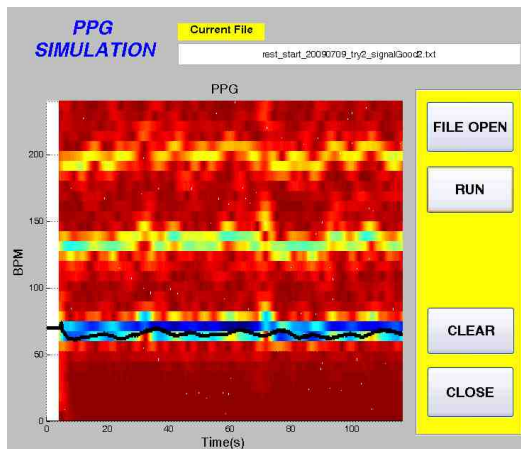


그림 9. 사용자 GUI의 동작

Fig. 9. User GUI

IV. 결론

본 논문에서는 기존의 모니터링을 통하여 PPG 신호로부터 심박동수를 얻어

내는 것과 PPG 신호의 피크 점을 찾아서 간격으로부터 심박동수를 얻어 내는 방법이 아닌 적응 2차 IIR notch 필터를 이용하여 PPG 신호로부터 심박동수를 추정하는 것을 제안한다. PPG 신호의 단일 주파수적인 특성을 이용하여 notch 필터는 입력 PPG 신호에서 가장 큰 에너지를 포함하고 있는 PPG 주파수 대역을 찾아 가며 적응 필터로부터 notch 필터의 계수를 적응적으로 갱신하여 시간에 따른 PPG 주파수로부터 1분 동안의 심박동수(BPM)을 지속적으로 추정한다. PPG 신호를 주파수 대역에서 관찰하였을 때 notch 필터는 발산하지 않고 PPG 주파수를 큰 변화 없이 잘 추적해 간다. 제안된 알고리즘을 통하여 획득한 심박동수에 대한 정보와 notch 필터의 추적 결과를 쉽게 사용자가 이용할 수 있도록 GUI로 만들었다.

참고문헌

- [1] H. W. Lee, J. W. Lee, W. E. Jeong, J. C. Jun, and G. K. Lee, "Motion Artifacts reduction from the PPG based on the Improved PMAF for the U-Healthcare System," IEEK Vol-45 Sept. 2008
- [2] A. Nehorai, "A minimal parameter adaptive notch filter with constrained poles and zeros," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol.

ASSP-33, pp.983-996 Apr. 1985.

[3] D. V. B. Rao and S. Y. Kung, "Adaptive notch filtering for the retrieval of sinusoids in noise," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-32, pp. 791 - 802, Apr. 1984.

[4] D. R. Hush, N. Ahmed, R. David, and S. D. Stearns, "An adaptive IIR structure for sinusoidal enhancement, frequency estimation, and detection," IEEE Trans. ACOUSS, vol. ASSP-34, pp. 1380-1390, June 1986.

[5] J. F. Chicharo and T. S. Ng, "Gradient-based adaptive IIR notch filtering for frequency estimation," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-38, pp. 769 - 777, May 1990.

[6] Mohammed F. and Ronald E., "Adaptive Digital Notch Filter Design on the Unit Circle for the Removal of Powerline Noise from Biomedical Signals," IEEE Trans. On Biomedical Engineering, vol. 41, June 1994.

[7] N. I. Cho and S. U. Lee, "On adaptive lattice notch filter for the detection of sinusoids," IEEE Trans. Circuits Syst., vol. 40, pp. 405-416, July 1993.

저자약력

백용현 (Baek Yong Hyun)



2009년 연세대학교 컴퓨터 정보통신 기술학부 공학사
2009년-현재 연세대학교 전산학과 이학석사과정

<관심분야> 디지털 신호처리, 음성/오디오 신호처리, 적응 필터, PPG

이근상 (Lee Keun Sang)



2006년 연세대학교 컴퓨터정보통신기술학부 공학사
2006년-현재 연세대학교 전산학과 이학석사과정

<관심분야> 디지털 신호처리, 음성/오디오 신호처리, 적응 필터, ECG

박영철 (Park Young Chul)



1986년 연세대학교 전자공학과 공학사
1988년 연세대학교 전자공학과 공학석사
1993년 연세대학교 전자공학과 공학박사

<관심분야> 디지털 신호처리, 음성/오디오 신호처리, 적응 필터, 3D 오디오