ISSN 1975-8359(Print) / ISSN 2287-4364(Online)
The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers Vol. 67, No. 6, pp. 794~798, 2018
http://doi.org/10.5370/KIEE.2018.67.6.794

호흡-바이오피드백 앱 개발을 위한 PPG기반의 호흡 추정 알고리즘

Breathing Information Extraction Algorithm from PPG Signal for the Development of Respiratory Biofeedback App

최 병 훈*
(Byunghun Choi)

Abstract – There is a growing need for a care system that can continuously monitor, manage and effectively relieve stress for modern people. In recent years, mobile healthcare devices capable of measuring heart rate have become popular, and many stress monitoring techniques using heart rate variability analysis have been actively proposed and commercialized. In addition, respiratory biofeedback methods are used to provide stress relieving services in environments using mobile healthcare devices. In this case, breathing information should be measured well to assess whether the user is doing well in biofeedback training. In this study, we extracted the heart beat interval signal from the PPG and used the oscillator based notch filter based on the IIR band pass filter to track the strongest frequency in the heart beat interval signal. The respiration signal was then estimated by filtering the heart beat interval signal with this frequency as the center frequency. Experimental results showed that the number of breathing could be measured accurately when the subject was guided to take a deep breath. Also, in the timeing measurement of inspiration and expiration, a time delay of about 1 second occurred. It is expected that this will provide a respiratory biofeedback service that can assess whether or not breathing exercise are performed well.

Key Words : Photoplethysmography (PPG), Respiration (RSP), Biofeedback, Stress

1. 서 론

현대 사회를 살아가는 사람들에게 스트레스는 필연적인 존재이다. 입시경쟁과 취업난, 직장생활에서 겪는 과도한 경쟁, 끝없는 자기개발, 결혼, 육아, 노후 준비 등 전 생애 주기에 걸쳐 스트레스를 받으며 살아가고 있다고 해도 과언이 아니다. 우리나라의 경우, 일상 생활 중 스트레스 경험률이 81%로 OECD 회원국 중 최고 수준으로 보고된 바 있을 뿐만 아니라 수년 째 OECD 회원국 중 자살율 1위를 기록하고 있을 정도로 스트레스에 대한 문제가 심각하다[1]. 스트레스는 만병의 근원이라는 말처럼 일상 중 누적된 스트레스는 그 자체로도 질병과 관련된 건강 상태에 악영향을 끼치기도 하지만, 이를 해소하기 위하여 불필요한 과소비, 과식 또는 우울증과 같은 심리적 요인으로 인한 자살, 범죄와 같은 사회적 문제로 이어지기도 하기 때문에 스트레스를 지속적으로 모니터링하고 관리하며, 적절히 해소시킬 수 있는 케어 시스템에 대한 필요성이 증가하고 있다.

최근 ICT기술의 급속한 발전 및 모바일 헬스케어 산업 성장에 맞춰 일상 생활 중 건강상태를 모니터링할 수 있는 헬스케어 디바이스들이 많이 보급되고 있다. 특히 광용적맥파(PPG, Photoplethysmography)을 이용한 맥박 모니터링 디바이스가 가장 보편화되고 있다고 볼 수 있다[2-4]. 보급 초기의 맥박 모니터링 디바이스들은 피부에 광원을 조사하여 맥동에 의하여 확장 및 이완되는 혈관에 조사된 빛이 흡수되고 난 뒤 반사 또는 투과되는 빛의 양을 이용하여 맥박 수를 알려주는 수준에 그쳤다면, 최근에는 맥박 간격을 정확하게 측정하여 맥박 간격의 변이도를 분석할 수 있는 수준에 이르게 되었다[5-7]. 맥박변이도(HRV, Heart Rate Variability)는 자율신경계의 활성화 정도를 반영하는 대표적인 비침습적인 모니터링 도구이다. 때문에 스트레스 반응 시 상대적으로 교감신경계는 활성화되고 부교감신경계의 활성도는 감소하는 현상을 이용하여 심박변이도를 이용해 스트레스를 모니터링하기 위한 다양한 시도가 제안되고 있다[8, 9]. 하지만 아직까지 스트레스 정도를 정량화하여 측정해 주는 수준에 머물러 있고, 스트레스를 완화하기 위한 서비스의 적용 수준은 미비한 편이다.

스트레스 완화를 위한 프로그램으로 바이오피드백을 이용한 호흡 훈련에 대한 효과가 다수 보고되고 있다[10-12]. 대표적인 연구 결과로 컴퓨터 화면상에 호흡을 가이드 해 줄 수 있는 호흡 곡선을 부드럽게 제시하고, 이를 따라 호흡하게 함으로서 규칙적이면서도 분당 호흡수가 줄어들도록 훈련시키는 방법이다. 본 논문에서는 최근 다양한 형태로 제시되고 있는 맥박 모니터링이 가능한 모바일 헬스케어 디바이스 사용 환경에서, 스트레스 완화를 위한 호흡 바이오피드백 훈련 어플리케이션 적용을 가능하게 하는 광용적맥파 기반의 호흡 모니터링 알고리즘을 제안하고, 현 수준과 향후 개선되어야 할 요소들을 이야기 하고자 한다.

* Corresponding Author : LG Electronics CTO, Korea.
E-mail : fleachoi@gmail.com
Received : May 11, 2018; Accepted : May 21, 2018

Copyright ⓒ The Korean Institute of Electrical Engineers
This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/)which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

2. 본 론

2.1 PPG 신호 기반의 호흡 추출 알고리즘

그림 1에 제안하는 호흡 추정 알고리즘의 개념도를 나타내었다. PPG로부터 호흡 정보를 추출하기 위해 가장 많이 사용되는 방법은 호흡동성부정맥 (Respiratory sinus arrhythmia, RSA)의 생리현상, 즉 호흡과 관련된 심박수의 주기적인 변화를 이용하는 방법이다 [13, 14]. 간략히 말하면, 흡기중에는 심박수가 증가하고, 호기 중에는 감소하는 현상을 이용하는 것이다. 하지만 이 경우 호흡의 하모닉 성분이 크게 적용되었을 경우 단순히 심박 간격 신호만으로 호흡 수를 카운팅하기 쉽지 않다. 본 연구에서 제안하는 알고리즘에서는 PPG로부터 호흡 신호를 추출하기 위하여 PPG의 Peak를 검출하여 심박 간격 신호를 획득 한 후, 이 신호를 0.05~0.48Hz의 Bandwidth를 가지는 대역통과필터를 통과시켜 기본적인 노이즈를 제거하였다. 이 신호에서 호흡 신호를 추출하기 위해 오실레이터 기반의 적응형 노치 필터를 직렬로 연결하여 활용하였다 [15]. 사용된 적응형 노치 필터는 아래 수식과 같이 동작한다.

$$A(n) = \cos(\omega(n)) \tag{1}$$

$$x(n) = A(n)(1+\beta)x(n-1) - \beta x(n-2) + e(n) \tag{2}$$

$$e(n) = x(n) - 2A(n)x(n-1) + x(n-2) \tag{3}$$

$$P_x(n) = (1-\delta)P(n-1) + \delta x^2(n-1) \tag{4}$$

$$A(n+1) = A(n) + \frac{\delta}{2P_x(n)} x(n-1)e(n) \tag{5}$$

여기서 $w(n)$은 추정주파수(단위 : rad)이고, $\delta(0<\delta<1)$는 스텝사이즈이고 β는 2차 IIR band-pass 필터의 3-dB bandwidth를 조절하는 파라메타 이다. 직렬로 연결된 적응형 노치 필터에서는 호흡 신호의 기본 주파수만을 추정할 뿐만 아니라 하모닉 성분도 함께 추정하여 기본 주파수를 더욱 강인하게 추정 할 수 있도록 설계하였다. (그림 1)

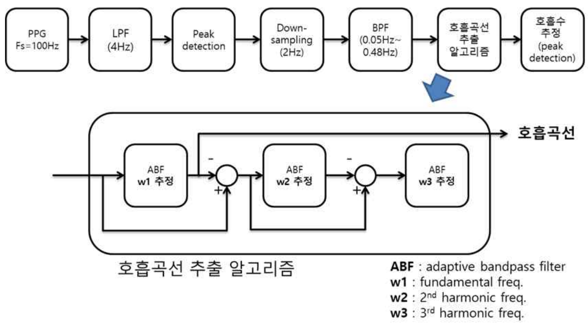

그림 1 호흡 추정 알고리즘

Fig. 1 Respiration estimation algorithm

그림 2는 10초당 1번 심호흡을 한 예를 나타낸 그림이다. 그림에서 보듯이 청색 및 녹색으로 표현한 맥박 간격 신호만을 이용하여 호흡(HR-RSP, Filtered HR-RSP)을 구하기에는 호흡의 하모닉 성분의 크기에 따라 필터링을 한 후에도 호흡수를 제대로 카운팅 하기가 어려운 경우가 발생한다. 반면 적색으로 표현한 것처럼 제안된 알고리즘을 이용하여 호흡 곡선을 추출한 경우 보다 안정적으로 호흡 횟수 카운팅이 가능함을 알 수 있다.

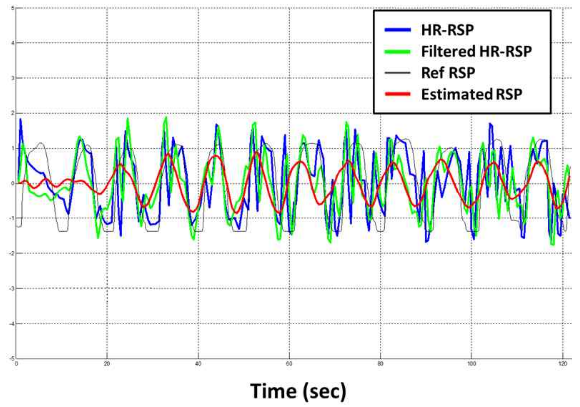

그림 2 PPG로부터 구한 호흡 신호의 예 (HR-RSP: Heart Rate derived Respiration, Ref RSP: Reference Respiration)

Fig. 2 Examples of respiratory signal obtained from PPG (HR-RSP: Heart Rate derived Respiration, Ref RSP: Reference Respiration)

2.2 알고리즘 검증

10명의 건강한 남성 피험자들이 알고리즘 검증을 위한 실험에 참여하였다. 알고리즘 검증을 위해서 피험자들은 왼손 검지 손가락에 PPG측정 센서를 부착하였고, 동시에 reference용으로 가슴에 스트레인게이지 타입의 호흡 센서를 착용한 상태로 PPG 및 호흡 신호를 1~2분 동안 측정하였다. 두 신호 모두 측정을 위하여 바이오팩 장비 (PPG100C, RSP100C, MP150, Biopac Systems Inc., USA)를 이용하였다. 실험을 하는 동안 스마트폰 앱 [16]을 통하여 호흡 가이드를 제공하였고, 피험자는 가이드대로 심호흡을 하도록 하였다. 호흡 가이드는 4초당, 6초당, 10초당 1회 호흡하는 것으로 3가지 종류의 실험을 진행하였고, 각 호흡 가이드 당 3회에 걸쳐 PPG 및 reference 호흡 신호를 수집하였다.

2.2.1 호흡 수 검출

숨을 들이마시고 내쉬는 것을 호흡을 1회 하였다고 정의하였을 때, 호흡 횟수를 잘 측정할 수 있는지를 평가하기 위해서 전체 측정 시간동안 호흡 신호의 peak점의 개수를 카운팅하여 비교하여 표 1에 나타내었다. 예를 들면, 1분 (60초) 동안 4초마다 1번씩 호흡을 한 경우는 전체 호흡 peak의 개수가 15개가 나오는 형태이다. 다만, 측정의 시작이 숨을 들이마시기 시작하면서부터가 아니고 들이마시는 도중, 또는 내쉬기 시작하거나 내쉬는 도중이 될 수도 있으며, 측정의 종료시 들이마시는 도중, 혹은 내

쉬는 도중이 될수 있으므로 이론적으로는 14~16개의 peak가 나올 수가 있다. 표 1과 그림 3, 4에서 나타낸 실험 결과와 같이 실제 호흡 횟수와 추정 호흡 횟수는 전체 호흡가이드에 대하여 평균 오차 및 오차의 표준편차가 각각 －0.1333, 1.0080으로 PPG를 이용하여 심호흡에 대한 호흡 횟수를 비교적 정확하게 카운트할 수 있음을 확인하였다.

표 1 호흡 횟수 추정 결과

Table 1 Result for reapistion rate estimation

Subject	호흡 주기(초)	측정 시간(초)	실제 호흡수	추정 호흡수	오차
1	4	61	16	14	2
	6	92	16	17	1
	10	132.5	14	14	0
2	4	61.5	16	16	0
	6	91.5	16	15	1
	10	120.5	12	15	3
3	4	62.5	16	15	1
	6	91.5	15	15	0
	10	122	12	14	2
4	4	61	16	15	1
	6	90.5	15	15	0
	10	122	13	13	0
5	4	64.5	17	16	1
	6	91.5	14	15	1
	10	121.5	12	13	1
6	4	64.5	17	16	1
	6	91.5	15	15	0
	10	120.5	12	13	1
7	4	59	15	14	1
	6	91	16	16	0
	10	120	12	12	0
8	4	63	16	16	0
	6	87	14	15	1
	10	125.5	13	13	0
9	4	60.5	15	15	0
	6	93.5	16	16	0
	10	120.5	12	13	1
10	4	47.5	12	12	0
	6	65	11	12	1
	10	104.5	11	11	0
평균					0.67
편차					0.75

2.2.2 흡기 및 호기 검출

호흡을 위하여 숨을 들이마시는 흡기 및 숨을 내쉬는 호기는 호흡 신호 곡선 상에 각각 상승부와 하강부로 나타난다. PPG신호로부터 추출한 호흡 신호 및 reference 호흡 신호에 대하여 peak점과 valley점을 구하고, 두 신호 간 이들의 시각의 차이를 구하였다. 흡기와 호기를 시간지연 없이 잘 측정하는지를 평가하기 위해 전체 측정시간동안 매 호흡마다 측정된 두 신호의 peak 시각 차이, valley 시각 차이의 평균 및 표준편차를 계산하였다. 표 4~6은 각각 4초당, 6초당, 10초당 1회 호흡을 하였을 때 흡기

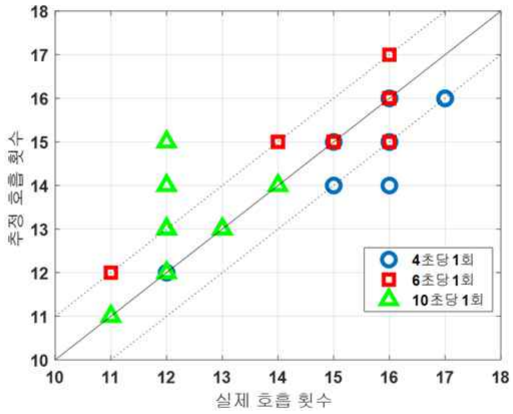

그림 3 실제 호흡 횟수와 추정 호흡 횟수 간의 관계

Fig. 3 Relationship between True and estimated respiration count

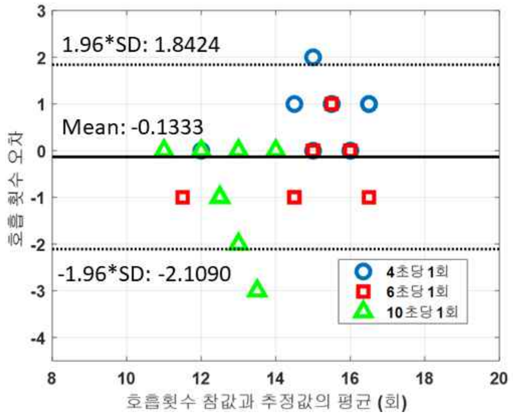

그림 4 블란드 알트만 도표

Fig. 4 Bland-Altman plot

표 2 흡기와 호기 시각 측정 오차 (4초당 1회 호흡)

Table 2 Inspiratory and expiratory time measurement errors (1 breath per 4 seconds)

Subject	흡기오차 [초] (Peak)	호기오차 [초] (Valley)
1	0.429±0.310	-0.305±0.577
2	0.330±0.449	-0.439±0.566
3	0.275±0.174	0.413±0.161
4	0.684±0.156	0.644±0.269
5	0.377±0.297	0.128±0.390
6	0.709±0.190	0.421±0.323
7	0.438±0.220	0.019±0.242
8	0.649±0.407	0.319±0.371
9	0.849±0.421	0.542±0.125
10	0.657±0.616	0.181±0.927
평균±표준편차	0.539±0.324	0.341±0.395

(peak) 및 호기 (valley) 시각 차이를 정리한 표이다. 4초당 1회 호흡하였을 경우 흡기 및 호기에 대하여 각각 평균 0.54, 0.34초, 6초당 1회 호흡하였을 경우 각각 평균 0.43, 0.59초, 10초당 1회 호흡하였을 경우 각각 평균 0.68, 1.88초의 시간지연이 발생하는 것을 확인하였다. 호흡 간격이 길어질수록, 다시 말하면 더 천천히 심호흡을 할수록 호기구간, 흡기구간을 정확하게 추출하기가 어려웠다. 특히 숨을 내쉬는 호기 구간에서는 호흡 간격이 길어질수록 valsalva maneuver를 수행하는 것과 유사한 효과를 얻어 호기 시 심박수가 빠르게 하강하여 심박간격 신호의 valley가 실제 valley보다 먼저 검출되는 경향이 있어 정확한 구간 검출이 더 어려웠다.

3. 결 론

본 연구에서는 PPG센서 기반의 맥박 모니터링 디바이스를 이용한 호흡 측정 방법을 제안하였다. PPG신호로부터 호흡을 측정하기 위한 목적은 모바일 헬스케어 환경에서 스트레스 완화를 위한 호흡 바이오피드백 어플리케이션 구현을 위함인데, 이를 위해서는 주로 가이드하는 심호흡을 사용자가 얼마나 잘 따라 쉬고 있는지를 평가할 수 있어야 한다. 본 연구에서 제안한 방법은 가이드에서 제시하는 호흡의 횟수를 평균 0.43회의 오차로 정확하게 측정 가능함을 보였다. 가이드 호흡에서 제시하는 대로 호흡 훈련을 잘 하고 있는지를 실시간으로 평가하기 위해서는 전체 호흡 훈련 기간 동안의 호흡 횟수를 평가하는 것에서 더 나아가 숨을 들이마시는 구간, 내쉬는 구간을 정확하게 인식할 수 있어야 한다. 본 연구에서 제안한 방법으로는 호기와 흡기 모두 1초 내외의 시간지연을 가지고 추정되는 것을 확인하였는데, PPG신호로부터 호기 및 흡기를 시간 지연 없이 검출할 수 있도록 하는 호흡 신호 추출 방법에 대한 연구를 추가로 진행할 예정이다.

표 3 흡기와 호기 시각 측정 오차 (6초당 1회 호흡)
Table 3 Inspiratory and expiratory time measurement errors (1 breath per 6 seconds)

Subject	흡기오차 [초] (Peak)	호기오차 [초] (Valley)
1	1.020± 2.240	-1.110± 1.480
2	-0.267± 0.375	-1.540± 0.160
3	0.536± 1.170	0.050± 0.736
4	0.631± 0.084	0.579± 0.487
5	0.482± 1.020	0.308± 1.100
6	-0.319± 1.050	0.150± 0.684
7	-0.254± 0.505	-0.763± 0.594
8	0.100± 1.160	0.396± 1.210
9	0.282± 0.175	0.515± 0.719
10	0.296± 0.376	0.490± 0.626
평균±표준편차	0.419± 0.815	0.590± 0.776

표 4 흡기와 호기 시각 측정 오차 (10초당 1회 호흡)
Table 4 Inspiratory and expiratory time measurement errors (1 breath per 10 seconds)

Subject	흡기오차 [초] (Peak)	호기오차 [초] (Valley)
1	1.580± 1.440	1.260± 0.641
2	-1.170± 2.850	-4.100± 0.337
3	0.225± 2.290	-2.060± 0.940
4	0.464± 0.220	-0.303± 0.898
5	-0.616± 0.509	-1.320± 1.490
6	0.029± 1.760	-0.531± 0.586
7	-1.010± 0.617	-2.950± 1.020
8	-0.781± 0.395	-1.630± 1.290
9	-0.604± 0.532	-3.890± 0.505
10	-0.300± 0.592	-0.755± 0.580
평균±표준편차	0.678± 1.121	1.880± 0.829

References

[1] Cause of death in 2015, Statistics Korea.
[2] Wang R, Blackburn G, Desai M, et al. Accuracy of Wrist-Worn Heart Rate Monitors. JAMA Cardiol. 2.1 (2017):104-106. doi:10.1001/jamacardio.2016.3340
[3] Yang Bai, Paul Hibbing, Constantine Mantis & Gregory J. Welk (2017) Comparative evaluation of heart rate- based monitors: Apple Watch vs Fitbit Charge HR, Journal of Sports Sciences, 36:15, 1734-1741, DOI: 10.1080/02640414.2017.1412235
[4] Oliver Gale-Grant, Haddy Quist. (2018) Electronic recording of vital signs for mental health inpatients. British Journal of Mental Health Nursing 7:2, pages 64-69.
[5] Baek HJ. & Shin J. (2017) Effect of Missing Inter-Beat Interval Data on Heart Rate Variability Analysis Using Wrist-Worn Wearables J Med Syst 41: 147. https://doi.org/10.1007/s10916-017-0796-2
[6] Georgiou, K., Larentzakis, A., Khamis, N., et al. (2018) Can Wearable Devices Accurately Measure Heart Rate Variability? A Systematic Review. Folia Medica, 60(1), pp. 7-20. Retrieved 10 May. 2018, from doi:10.2478/folmed-2018-0012
[7] Benedetto S, Caldato C, Bazzan E, Greenwood DC, Pensabene V, Actis P (2018) Assessment of the Fitbit Charge 2 for monitoring heart rate. PLoS ONE 13(2): e0192691. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0192691
[8] von Rosenberg W, Chanwimalueang T, Adjei T, Jaffer U,

Goverdovsky V and Mandic DP (2017) Resolving Ambiguities in the LF/HF Ratio: LF-HF Scatter Plots for the Categorization of Mental and Physical Stress from HRV. Front. Physiol. 8:360. doi: 10.3389/fphys.2017.00360

[9] Hjortskov, N., Rissén, D., Blangsted, A.K. et al. (2004) The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work. Eur. J. Appl. Physiol. 92: 84. https://doi.org/10.1007/s00421-004-1055-z

[10] Lee PS. (1999) Theoretical Bases and Technical Application of Breathing Therapy in Stress Management. J. Korean Acad. Nurs. Dec;29(6):1304-1313. https://doi.org/10.4040/jkan.1999.29.6.1304

[11] Clark ME & Hirschman, R (1990) Effects of paced respiration on anxiety reduction in a clinical population. Biofeedback and Self-Regulation 15: 273. https://doi.org/10.1007/BF01011109

[12] Zucker T, Samuelson KW, Muench, F. et al. (2009) The Effects of Respiratory Sinus Arrhythmia Biofeedback on Heart Rate Variability and Posttraumatic Stress Disorder Symptoms: A Pilot Study. Appl. Psychophysiol. Biofeedback 34: 135. https://doi.org/10.1007/s10484-009-9085-2

[13] Drinnan MJ, Allen J and Murray A (2001) Relation between heart rate and pulse transit time durng paced respiration. Physiol. Meas. 22(3): 425 https://doi.org/10.1088/0967-3334/22/3/301

[14] Addison, P.S., Watson, J.N., Mestek, M.L. et al. (2015) Pulse oximetry-derived respiratory rate in general care floor patients. J. Clin. Monit. Comput. 29: 113. https://doi.org/10.1007/s10877-014-9575-5

[15] Liao HE (2005) Two discrete oscillator based adaptive notch filters (OSC ANFs) for noisy sinusoids. IEEE Trans. Sig. Proc. 53(2): 528-538

[16] https://play.google.com/store/apps/details?id=com.apps.paced.breathing

저 자 소 개

최 병 훈 (Byunghun Choi)

1974년 4월 4일생. 2009년 서울대학교 협동과정 의용생체공학 전공 졸업(공학박사). 2009년~2016년 삼성전자 무선사업부 연구원, 2017년~현재 LG전자 CTO부문 인공지능연구소 책임 연구원

Tel : 031-216-3487

E-mail : fleachoi@gmail.com