광용적맥파 신호를 이용한 수면 중 호흡 추정

박종욱¹ · 이진¹ · 이효기¹ · 김호중² · 이경중¹

¹연세대학교 의공학과, ²성균관대학교 의과대학 내과학교실, 삼성서울병원 호흡기내과

Estimation of Respiration Using Photoplethysmograph During Sleep

Jong-Uk Park¹, Jeon Lee¹, Hyo-Ki Lee¹, Hojoong Kim² and Kyoung-Joung Lee¹

¹Department of Biomedical Engineering, Yonsei University

²Division of Pulmonary and Critical Care Medicine, Department of Medicine, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea

(Manuscript received 19 March 2013; revised 26 June 2013; accepted 1 July 2013)

Abstract: Respiratory signal is one of the important physiological information indicating the status and function of the body. Recent studies have provided the possibility of being able to estimate the respiratory signal by using a change of PWV(pulse width variability), PRV(pulse rate variability) and PAV(pulse amplitude variability) in the PPG (photoplethysmography) signal during daily life. But, it is not clear whether the respiratory monitoring is possible even during sleep. Therefore, in this paper, we estimated the respiration from PWV, PRV and PAV of PPG signals during sleep. In addition, respiration rates of the estimated respiration signal were calculated through a time-frequency analysis, and errors between respiration rates calculated from each parameter and from reference signal were evaluated in terms of 1 sec, 10 sec and 1 min. As a result, it showed the errors in PWV(1s: 36.38 ± 37.69 mHz, 10s: 36.53 ± 38.16 mHz, 60s: 30.35 ± 38.72 mHz), in PRV(1s: 1.45 ± 1.38 mHz, 10s: 1.44 ± 1.37 mHz, 60s: 0.45 ± 0.56 mHz), and in PAV(1s: 1.05 ± 0.81 mHz, 10s: 1.05 ± 0.79 mHz, 60s: 0.56 ± 0.93 mHz). The errors in PRV and PAV are lower than that of PWV. Finally, we concluded that PRV and PAV are more effective than PWV in monitoring the respiration in daily life as well as during sleep.

Key words: Respiration rate, Photoplethysmography, Pulse width variability, Pulse rate variability, Pulse amplitude variability

1. 서 론

호흡 신호는 신체의 상태와 기능을 나타내는 중요한 생체 정보 중 하나로, 수면 중 호흡은 수면의 질을 평가하고 호흡장애를 진단하는 중요한 지표가 된다[1]. 기존의 호흡을 측정하는 방법으로는 폐활량계(spirometry), 호흡운동기록기(pneumography), 체적변동기록기(plethysmography) 등

을 이용하는 방법이 있다. 그러나 이러한 방법으로 호흡신호를 얻기 위해서는 불편함을 감수해야 할 뿐만 아니라 장시간 또는 수면 중 모니터링을 하는데 적절하지 않다.

최근에는 호흡신호를 편리하게 측정하기 위해 다양한 방법들이 제시되고 있다. 그 중에는 심장기능, 혈관 탄성도 등의 심혈관계 변수가 호흡과 밀접한 관계가 있다는 연구결과를 바탕으로 심전도, 혈압, 광용적맥파(photoplethysmography, PPG) 등으로부터 호흡신호를 추정하는 방법들이 제안되기도 하였다[2-4]. 특히 광용적맥파는 광학적 기술을 이용하여 혈류량 변화를 측정하는 방법으로, 비침습적이고 저렴한 장점이 있어 많은 연구자들에게 주목을 받고 있다.

광용적맥파 신호는 좌심실이 수축하여 발생하는 압력이 동맥을 따라 진행되는 전진파(direct pressure wave)와 혈관의 분지부(branch point)나 혈관이 좁아지는 말초혈관에

Corresponding Author : Kyoung-Joung Lee
Department of Biomedical Engineering, Yonsei University,
Wonju, Kangwon-do 220-710, Korea
TEL: +82-33-760-2433 / FAX: +82-33-763-1953
E-mail: lkj5809@yonsei.ac.kr

이 연구는 산업통상자원부 신성장동력장비경쟁력강화사업(10040408, 인체용 수면 무호흡 방지 양압호흡기 개발)과제의 지원을 받아 수행하였음.

그림 1. 호흡에 의한 광용적맥파의 변화

Fig. 1. Change of photoplethysmography by respiration

서 반사되어 발생하는 반사파(reflected pressure wave)가 합쳐져 이루어지며, 이는 혈관 경직도와 깊은 관련이 있다 [5]. 심장의 리듬과 혈관 경직도는 자율신경계의 영향을 받으며, 자율신경계는 호흡중추의 영향을 받는다. 심박동을 억제하고 혈관을 유연하게 하는 부교감신경은 들숨 시에는 그 활동이 억제되고, 날숨 시에는 교감신경 활동이 억제된다[6]. 즉 들숨에서는 심박동이 빨라지고 혈관이 경직되며, 날숨 시에는 들숨에 비해 심박동이 느려지고 혈관이 유연해지는 특성을 나타낸다. 그림 1은 호흡에 따라 광용적맥파가 변화되는 기전을 나타내고 있다.

Jesus의 연구에서는 피검자가 깨어있는 상태에서 측정된 광용적맥파로부터 PWV(pulse width variability), PRV(pulse rate variability), PAV(pulse amplitude variability)를 계산한 후, 이 세 파라미터를 이용한 호흡 추정 가능성을 제시하였다[4]. 그러나 호흡을 측정하는 가장 큰 이유는 환자가 정상적인 호흡을 하고 있는지를 확인하는 것인데, 수면무호흡증과 같은 호흡질환은 환자가 의식하지 못하는 수면 중에 흔히 발생한다는 연구보고가 있다[1]. 따라서 수면 중에서도 호흡측정이 가능한지에 대한 평가가 이루어져야 한다.

본 논문에서는 광용적맥파를 이용하여 수면 중 호흡측정의 가능성을 평가하였다. 이를 위해 수면다원검사를 통해 획득한 피검자의 광용적맥파 신호를 획득하여 PWV, PRV, PAV를 구한 후 호흡을 추정하였고, 추정된 호흡의 정확도를 시간-주파수 분석을 통해 계산된 호흡률과 실제 호흡률을 비교, 평가하였다.

II. 본 론

1. 신호 획득

본 연구를 위해 서울삼성병원에서 5명의 피험자로부터 획득한 수면다원검사 데이터(표 1)를 이용하였다. 수면다원검사는 수면의 질, 무호흡, 코골이 등을 평가하기 위해 가장

표 1. 피검자의 정보

Table 1. Information of the subjects

Subject no.	Gender (M/F)	Age(yr)	Height(cm)	Weight(kg)
1	M	69	178	100
2	M	59	178	80
3	M	57	163	58
4	F	55	155	70
5	M	61	165	68
Mean ± S.D. M:4/F:1 60.2 ± 5.4 171.8 ± 16.8 75.2 ± 15.9				

널리 사용되고 있는 표준방법이다. 본 연구에서는 수면다원검사 데이터 중 100 Hz 샘플링 주파수로 획득한 광용적맥파 신호와 200 Hz 샘플링 주파수로 획득된 비강기류 신호(기준신호)를 사용하였다. 수면다원검사 중 데이터 획득 시간은 평균 8시간이지만, 수면무호흡과 광용적맥파 동잡음이 없는 정상 호흡 구간 10분 데이터를 선택하여 사용하였다. 획득한 MATLAB 2012(Mathworks, 미국) 프로그램을 이용하여 분석하였다.

2. 광용적맥파를 이용한 호흡 추정

광용적맥파를 이용하여 호흡을 추정하기 위해 그림 2와 같이 알고리즘을 설계하였다. 설계된 알고리즘은 광용적맥파의 전처리, 특징점 검출, 호흡 추정 파라미터 계산(PWV, PRV, PAV) 및 호흡률 추정을 위한 시간-주파수 분석으로 구성된다.

(1) 전처리 과정 및 특징점 검출

광용적맥파 신호의 주파수 성분은 심박동에 의한 1 Hz 주변의 기본 주파수(주성분)와, 고조파로 이루어져 있으며, 호흡신호에 의한 저주파수 대역은 0.15~0.4 Hz 범위이다[7]. 광용적맥파에 섞여있는 불필요한 잡음을 제거하고, 정확한 특징점을 검출 하기 위해 본 연구에서는 0.1~5 Hz 의 대역 통과 필터를 설계하였다.

그림 2. 광용적맥파를 이용한 호흡률 추정 알고리즘

Fig. 2. Algorithm for estimating the respiration rate using PPG

호흡을 추정하기 위해 사용되는 각 파라미터를 계산하기 위해 그림 3과 같이 광용적맥파 신호의 특징점들을 검출하였다. 광용적맥파 신호는 불규칙적으로 진폭의 변화가 생기며, 저관류가 발생하면 진폭이 매우 작아진다. 이는 광용적맥파의 최고점을 검출할 때, 오류를 발생시키는 큰 요인으로 작용한다. 따라서 최고점 검출 시 오류를 최소화하기 위해 적응 문턱치 알고리즘을 이용하였다[8]. 이 방법은 이전의 펄스 진폭에 따라 적응적으로 기울기를 변화시킴으로써 파형의 크기가 급변하더라도 최고점 검출에 좋은 성능을 보이는 방법이다. 본 논문에서는 문턱치 설정은 식(1)과 같이 문턱치 초기값(TH_{init})을 정하였고, 문턱치(TH_n) 갱신은 식(2)와 같이 이전 문턱치에서 이전 펄스의 최고값에 0.6의 가중치를 적용한 값을 빼줌으로 이루어진다. 그리고 문턱치를 넘는 값들 중 가장 큰 값을 갖는 점을 최고점(n_{MAX_i}), 최고점간의 가장 작은 값을 갖는 점을 최저점(n_{MIN_i})으로 검출하였다.

$$TH_{init} = 0.2 \arg\max_n \{x_{PPG}(n)\}, \quad n \in [0.5f_s] \quad (1)$$

$$TH_n = TH_{n-1} - 0.6 \frac{x_{PPG}(n_{MAX_{i-1}})}{f_s} \quad (2)$$

$$*x_{PPG}(n) = PPG_{signal}$$

$$f_s = \text{sampling frequency of PPG}$$

광용적맥파의 시작점(n_{o_i})은 좌심실 수축이 시작되는 시

그림 3. 파라미터를 계산하기 위한 특징점 검출

Fig. 3. Detection of significant point for parameter calculation

점에 해당하며, 식(3)과 같이 상승구간에서 기울기가 가장 큰 값을 갖는 점으로 구하였고, 종료점(n_{E_i})은 좌심실 수축이 종료되는 시점에 해당하며, 식(4)와 같이 광용적맥파의 절흔(notch) 지점으로 하였다.

$$n_{o_i} = \arg\max_n \{x''_{PPG}(n)\}, \quad n \in [n_{MAX_{i-1}} - 0.3f_s, n_{MAX_i}] \quad (3)$$

$$n_{E_i} = \text{find}\{x'_{PPG}(n) \equiv \text{zero crossing}\} \quad (n \in [n_{MAX_i}, n_{MAX_i} + 0.5f_s])$$

$$\begin{aligned} *x'_{PPG}(n) &= x_{PPG}(n) - x_{PPG}(n-1) \\ x''_{PPG}(n) &= x'_{PPG}(n) - x'_{PPG}(n-1) \end{aligned} \quad (4)$$

(2) 광용적맥파의 호흡 추정 파라미터

특징점을 검출한 후, 각 파라미터를 식(5)-(7)과 같이 계산하였고, 각 파라미터의 개념을 그림 4에 나타내었다.

$$r_{PWV}(n) = \sum_i \frac{1}{f_s} (n_{E_i} - n_{o_i}) \delta(n - n_{MAX_i}) \quad (5)$$

$$r_{PRV}(n) = \sum_i \frac{1}{f_s} \frac{1}{n_{MAX_i} - n_{MAX_{i-1}}} \delta(n - n_{MAX_i}) \quad (6)$$

$$r_{PAV}(n) = \sum_i \{x_{PPG}(n_{MAX_i}) - x_{PPG}(n_{MIN_i})\} \delta(n - n_{MAX_i}) \quad (7)$$

그리고 추정된 호흡 신호는 등간격이 아니기 때문에 등간격으로 보간한 뒤 4 Hz로 재샘플링 하였으며, 호흡신호의 주기를 구하기 위해 0.075~1 Hz의 대역통과 필터를 통과시켰다.

(3) 호흡률 추정

호흡신호를 푸리에변환(Fourier transform)을 할 경우

그림 4. PWV, PRV, PAV의 정의
Fig. 4. Definitions of PWV, PRV, and PAV

호흡 신호의 주파수 성분이 얼마나 존재하는가를 나타낼 수 있으나, 어느 시점에서 호흡 성분이 존재하는가에 대한 시간적인 정보는 제공하지 않는다. 따라서 본 논문에서는 시간에 따른 각 파라미터의 호흡률을 추정하기 위해 식(8)과 같이 시간-주파수 분석인 short time Fourier transform (STFT)을 이용하였고, 이는 각 호흡 추정 파라미터(r_{PWV} , r_{PRV} , r_{PAV}) $r(n)$ 을 윈도우 함수 $w(n)$ 이 적용된 구간에서 푸리에 변환을 수행한다. 본 논문에서는 256 point(64 sec)의 길이를 갖는 Hamming 윈도우를 사용하였으며, 252 point (63 sec) 오버랩을 사용하여 1초마다 주파수 분석을 하였다. 또한 전력분포를 얻기 위해 식(9)와 같이 STFT한 결과에 제곱을 취해 스펙트로그램(spectrogram)을 계산하였다.

$$X_{STFT}(m, f) = \sum r(n)w(n-m)e^{-j2\pi fn} \quad (8)$$

$$Spectrogram(m, f) = |STFT(m, f)|^2 \quad (9)$$

그러나 시간-주파수 분석만으로는 호흡률의 변화를 정확히 알 수 없으므로 식(10)과 같이 매 1초마다 전력 분포의 최고점을 구하여 호흡률($r_{est}(m)$)의 변화를 검출하였다.

$$r_{est}(m) = \underset{f}{\operatorname{argmax}} \{ Spectrogram(m, f) \}, \quad f \in [r_{est}(m-1) - 0.03, r_{est}(m-1) + 0.03] \quad (10)$$

(4) 성능 평가

각 파라미터의 호흡 추정 성능을 평가하기 위해 기준 신호인 비강기류 신호와 비교 분석 하였다. 광용적맥파의 파라미터와 같이 비강기류 신호도 4 Hz로 재샘플링 하였고, 0.075~1 Hz의 대역통과 필터를 통과시켰다. 그리고 스펙트로그램을 이용하여 호흡률($r_{ref}(m)$)을 측정하였다. 각 파라미터의 성능을 평가는 식(11)과 같이 오차함수를 정의하여, 각 1초, 10초, 10분 단위로 오차를 계산하여 각 파라미터를 평가 하였다.

$$error(m) = |r_{est}(m) - r_{ref}(m)| \quad (11)$$

III. 결과 및 토의

그림 5는 광용적맥파로부터 얻은 파라미터로 추정한 호흡 신호와 기준신호의 예시이다. r_{PWV} , r_{PRV} , r_{PAV} 모두 기준신호인 비강기류 신호와 크기는 차이가 있지만 동일한 주기로 변화하는 것을 확인하였다. 그림 6은 그림 5의 호흡신호를 시간-주파수 분석과 최고점 검출 알고리즘을 이용하여 실시간으로 호흡률을 검출한 것이다. 호흡률 역시 비강기류 신호와 비슷한 0.2 Hz 주변에서 변화하였다. 표 2는 세 개의 파라미터로부터 추정한 호흡률을 정량적으로 평가하기 위해서 기준신호와 비교하여 오차를 계산한 결과이다. 오차는 각 파라미터에 대해 1초, 10초, 1분 단위로 계산하였고, 평균과 표준편차로 나타냈다. 그 결과, 추정한 호흡률의 오차는

그림 5. 추정된 호흡신호와 기준신호의 예시(Subject no.4)
Fig. 5. Example of estimated and reference respiration signal(Subject no.4)

그림 6. 시간-주파수 분석을 통한 호흡률 추정 예시(Subject no.4)
Fig. 6. Example of respiration rate estimation using time-frequency analysis(Subject no.4)

표 2. 각 파라미터로부터 추정된 호흡률의 오차(PWV: pulse width variability, PRV: pulse rate variability, PAV: pulse amplitude variability)

Table 2. Error of respiration rate estimated from parameters (PWV: pulse width variability, PRV: pulse rate variability, PAV: pulse amplitude variability)

Parameter	Subject no.	error_1sec (mHz)		error_10sec (mHz)		error_10min (mHz)
		Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean
PWV	1	95.18	70.08	96.11	69.61	92.75
	2	6.03	13.07	5.55	11.04	3.66
	3	36.95	26.15	37.10	24.74	12.26
	4	0.85	3.55	0.86	2.66	0.24
	5	42.90	43.23	43.01	43.31	42.84
	Mean $\pm$ S.D.	36.38 $\pm$ 37.69		36.53 $\pm$ 38.16		30.35 $\pm$ 38.72
PRV	1	0.67	3.16	0.67	1.88	0.18
	2	1.57	5.28	1.53	4.27	0.73
	3	3.79	12.30	3.77	9.89	1.30
	4	0.36	2.36	0.37	1.35	0.00
	5	0.85	3.68	0.86	2.49	0.06
	Mean $\pm$ S.D.	1.45 $\pm$ 1.38		1.44 $\pm$ 1.37		0.45 $\pm$ 0.56
PAV	1	1.00	3.83	1.01	2.18	0.03
	2	1.06	3.93	1.07	2.29	0.51
	3	2.37	7.10	2.33	4.45	2.18
	4	0.21	1.81	0.21	0.94	0.09
	5	0.61	3.02	0.61	1.60	0.00
	Mean $\pm$ S.D.	1.05 $\pm$ 0.81		1.05 $\pm$ 0.79		0.56 $\pm$ 0.93

r_{PWV} (1s: 36.38 ± 37.69 mHz, 10s: 36.53 ± 38.16 mHz, 60s: 30.35 ± 38.72 mHz), r_{PRV} (1s: 1.45 ± 1.38 mHz, 10s: 1.44 ± 1.37 mHz, 60s: 0.45 ± 0.56 mHz), r_{PAV} (1s: 1.05 ± 0.81 mHz, 10s: 1.05 ± 0.79 mHz, 60s: 0.56 ± 0.93 mHz)로, r_{PRV} 와 r_{PAV} 가 r_{PWV} 에 비해 가장 낮은 오차를 보였다.

Jesus 등의 연구에서는 광용적맥파의 r_{PWV} 가 다른 파라미터에 비해 낮은 오차를 보였으며, 따라서 r_{PWV} 가 호흡을 추정하는데 가장 좋은 파라미터라고 제시하였다[4]. 그러나 r_{PWV} 는 광용적맥파의 시작점부터 종료점까지의 폭을 계산하여 호흡을 추정하는 것으로, 만약 이러한 특징점들을 검출하는 과정에서 오류가 발생하면 호흡을 추정하는데 어려움이 있다. Jesus 등의 연구에서는 주로 젊은 사람(28.5 ± 2.5 세)으로부터 얻은 데이터를 사용하여 r_{PWV} 가 높은 호흡률 검출성능을 보였지만, 나이가 들어 혈관 경직도가 커지면 광용적맥파의 절흔이 나타나지 않을 수 있다[5]. 본 연구에서 이용한 데이터는 나이가 많은 사람(60.2 ± 5.4 세)으로부터 얻은 것으로 그림 7과 같이 광용적맥파의 절흔 지점을 정확하게 검출할 수 없어, Subject no.1,3,5에서 r_{PWV} 를 이용한 호흡률이 높은 오차를 보였다. 반면 r_{PRV} 와 r_{PAV} 는 r_{PWV} 에 비해 안정적인 성능을 보였다. 따라서 r_{PRV} 와 r_{PAV} 가 호흡을 모니터링 하는데 더욱 효과적인 파라미터라고 판단된다. 본 연구에서는 수면 중 정상호흡 구간만 선택하여 알고리

즘을 적용하였다. 호흡을 측정하는 가장 큰 이유는 서론에서 언급한 것과 같이 무호흡(apnea)이나 저호흡(hypopnea)과 같은 호흡질환을 모니터링하고 진단하기 위해서이다. 그러나 광용적맥파는 호흡 외 다른 생리적 요인에 의해서도 변화하기 때문에, 무호흡이 발생했을 때에도 파라미터의 변

그림 7. 오차를 보인 PWV를 이용한 추정된 호흡신호의 예시(Subject no.1)

Fig. 7. Example of estimated respiration signals using PWV with the error(Subject no.1)

화가 일어난다. 따라서 정상호흡뿐만 아니라 무호흡이 발생했을 경우에도, 광용적맥파의 파라미터를 이용하여 추정할 수 있는지에 대한 추가 연구가 필요하다. 또한 본 연구에서 이용된 데이터는 5명으로부터 얻은 것으로 데이터량이 제한됨으로 인하여 그 결과를 다양한 관점에서 평가하기 어려운 부분이 있다. 따라서 더 많은 피검자에게 알고리즘을 적용해 봄으로써 연령에 따른 큰 영향을 받는 r_{PWV} 뿐만 아니라, 성별, BMI, 수면과 비 수면 등 다양한 요인에 따른 각 파라미터의 평가를 할 필요가 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 수면 중 광용적맥파를 이용한 호흡 모니터링의 가능성을 평가하였다. 광용적맥파로부터 r_{PWV} , r_{PRV} , r_{PAV} 를 계산하여 기준신호인 비강기류 신호와 비교한 결과 동일한 주기로 변화하는 것을 확인하였다. 또한 이 세 파라미터의 성능평가를 위해 시간-주파수 분석을 통해 추정된 호흡률과 기준신호로부터 얻은 호흡률의 오차를 계산한 결과, r_{PRV} 와 r_{PAV} 가 r_{PWV} 에 비해 좋은 성능을 나타내었다

Reference

- [1] C.A. Kushida, "Practice Parameters for the Indications for Polysomnography and Related Procedures:An Update for 2005", *SLEEP*, vol. 28, no. 4, pp. 499-601, 2005.
- [2] P. Langely, E.J. Bowers and A. Murray, "Principal Component Analysis as a Tool for Analyzing Beat-to-Beat Changes in ECG Features:Application to ECG-Derived Respiration", *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 57, no. 4, pp. 821-829, 2010.
- [3] S. Chen, M. Bolic, V.Z. Groza, H.R. Dajani and S. Rajan, "Extraction of Breathing Signal and Suppression of Its Effects in Oscillometric Blood Pressure Measurement", *IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT*, vol. 60, no. 5, pp. 1741-1750, 2011.
- [4] J. Lazaro, E. Gil, R. Bailon, A. Minchola and P. Laguna, "Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width", *Med Biol Eng Comput*, vol. 51, no. 1-2, pp. 233-242, 2013.
- [5] S.H. Baek, "Clinical Vascular Medicine", *Korea Vascular Research Workng Group*, 2009, pp. 1-295.
- [6] S.M. Lee, S.J. Lee, J.M. Ahn and J.K. Kim, "A Study on an Optimal Respiration Rate for the ANS Assessment based on RSA Analysis", *J. Biomed. Eng. Res*, vol. 28, no. 4, pp. 503-511, 2007
- [7] C.K Lee, H.S Shin, S.D Min, Y.H Yun and M.H Lee, "A Study on Comparison PPG Variability with Heart Rate Variability in the Sitting Position During Paced Respiration", *IFMBE Proceedings*, Sep 2009, pp. 1703-1705.
- [8] H.S Shin, C.K Lee and M.H Lee, "Adaptive threshold method for the peak detection of photoplethysmographic waveform", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 39, no. 12, pp. 1145-1152, 2012.