

# 힐버트 변환에 기반한 순간주파수 추정을 이용한 개선된 심전도 유도 호흡신호 추출 알고리즘

論 文

53D-10-9

## An Improved Algorithm for Respiration Signal Extraction from Electrocardiogram Using Instantaneous Frequency Estimation based on Hilbert Transform

朴 聖 彬\* · 李 桂 衡\*\* · 金 璟 煥† · 尹 亨 老\*\*\*

(Sung-Bin Park · Kye-Hyoung Yi · Kyung-Hwan Kim · Hyoung-Ro Yoon)

**Abstract** - In this paper, an improved algorithm for the extraction of respiration signal from the electrocardiogram (ECG) is proposed. The whole system consists of two-lead electrocardiogram acquisition (lead I and II), baseline fluctuation elimination, R-wave detection, adjustment of sudden change in R-wave area using moving average, and optimal lead selection. In order to solve the problem of previous algorithms for the ECG-derived respiration (EDR) signal acquisition, we proposed a method for the optimal lead selection. An optimal EDR signal among the three EDR signals derived from each lead (and arctangent of their ratio) is selected by estimating the instantaneous frequency using the Hilbert transform, and then choosing the signal with minimum variation of the instantaneous frequency. The proposed algorithm was tested on 15 subjects, and we could obtain satisfactory respiration signals that shows high correlation ( $r>0.9$ ) with the signal acquired from the chest-belt respiration sensor.

**Key Words** : EDR, Hilbert-Transform, Instantaneous Frequency

### 1. 서 론

수면다원검사(polysomnography)는 수면 중 근전도, 뇌전도, 심전도, 안전도, 혈압, 호흡, 산소포화도, 사지 운동 등을 동시에 측정하고 분석하는 검사로, 정상적 수면을 방해하며 나아가 고혈압, 심장질환의 잠재적 원인이 될 수 있는 수면 무호흡증(sleep apnea) 등 수면질환의 임상적 증상발현을 검출하기 위하여 시행된다. 이 중 호흡신호는 무호흡증의 검출에 있어서 핵심적인 정보를 제공한다. 또한 호흡신호는 자율신경계의 기능분석을 위한 심호흡계의 시스템모델링, 심박변화율의 주파수 분석 시 호흡에 의한 변화량 제거를 통한 정확한 분석 등의 목적에 사용될 수 있으므로[2] 이의 정확한 측정은 큰 중요성을 지닌다. 일반적으로 호흡신호를 측정하기 위해서는 스피로미터와 코 주위에서 호흡에 의한 기류의 온도변화를 측정하는 직접적인 방법과, 호흡으로 인하여 변동하는 흉곽의 인덕턴스 및 임피던스를 측정하거나 흉곽의 원주율을 측정하는 간접적인 방법을 사용한다. 직접적인 방법은 정확한 측정을 수행할 수 있으나 환자 및 피험자를 구속하는 경향이 있으며, 간접적인 방법은 움직임과 주위 환경에 따라 많은 잡음성분을 수반한다[3]. 또 다른 방

법으로써 호흡 시 수반되는 폐내 공기의 총량 및 배출에 따른 흉곽 내 임피던스의 변화가 피부전극으로부터 측정되는 심전도에 미치는 영향을 이용하여 심전도로부터 호흡신호를 유도하는 방법이 제안되었다[4,5,6]. 이러한 임피던스의 변화는 기록된 심전도의 크기와 평균 심장 전기축(mean cardiac electrical axis)의 방향에 대한 변동을 유발시키므로 이를 이용하여 호흡신호를 유도할 수 있다. 이 방법은 심전도 측정 이외에 추가적인 측정 하드웨어를 필요로 하지 않는다는 장점뿐만 아니라 전원에 의한 잡음(60Hz 잡음)이 심한 경우와 동잡음이 심하지만 심전도의 QRS 콤플렉스에 왜곡이 없는 경우에는 기존의 방법보다 더 나은 호흡신호의 측정이 가능할 수도 있다. 심전도 유도 호흡신호 (ECG-derived respiration signal: EDR)의 측정을 위하여 제안된 몇 가지 방법 중 Moody등이 제안한 두 개의 리드의 비에 대한 아크탄젠트 값을 취하는 방법이 단일리드에 기반한 방법들에 비하여 비교적 우수한 것으로 평가되었다[4,5]. 그러나 이 방법을 실제로 적용할 경우 피험자 개인별 호흡방식(흡식 또는 복식 호흡 등)과 심장의 위치 및 회전정도에 따라 호흡이 심전도를 변조시키는 양상이 다르며 실제적으로 리드 I와 리드 III가 직교하지 않으므로 인하여[7], 피험자에 따라 단일 리드에 대한 유도 호흡신호 보다 오히려 그 특성이 떨어질 수도 있다. 따라서 실제 호흡신호와 가장 유사한 유도 호흡신호를 선택하여 리드 I, 리드 III, 아크탄젠트 값 중 어느 것을 바탕으로 호흡신호를 추출할 것인지를 결정해야 하며 이 과정은 전문가의 eye-inspection 없이 자동화된 알고리즘에 의해 수행되어야 한다.

본 논문에서는 리드 I 및 III를 통한 심전도 측정, 메디안

† 교신저자, 正會員: 延世大 醫工學科 教授 · 工學博士

E-mail: khkim@dragon.yonsei.ac.kr

\* 正會員: 延世大 醫工學科 博士課程

\*\* 學生會員: 延世大 醫工學科 碩士課程

\*\*\* 正會員: 延世大 醫工學科 教授 · 工學博士

接受日字: 2004年 7月 5日

最終完了: 2004年 8月 23日

필터(median filter)를 사용한 기저선 변동 제거, R파 검출, 이동평균을 이용한 편차조정 및 최적 리드 선택 등의 과정으로 구성된 새로운 심전도기반 호흡신호 추출 알고리즘을 제안한다. 앞에서 지적한 호흡신호 추출의 기반 값 결정의 문제를 해결하기 위하여, 호흡신호의 주파수 변화는 갑작스럽게 일어나지 않으며 적절치 못한 리드에서 얻어진 EDR은 비정상적으로 큰 주파수의 변화를 보인다는 사실을 활용하였다. 이로 인하여 호흡신호의 주파수의 추정은 적절한 리드를 선택하는 수단으로써 사용될 수 있는 가능성을 지닌다. 주파수 변화에 기반한 선택을 위하여 시간-주파수 해석 등을 이용할 수도 있으나, 본 논문에서는 호흡신호가 협대역 신호(narrow band signal)라는 특징에 기반하여 힐버트 변환을 이용한 순간주파수를 추정하고 이의 구간 내 변화량을 계산함으로써 비교적 적은 계산량으로 최적의 리드를 선택하는 방법을 고안하였다. 제안된 선택방법의 평가를 위하여 심전도와 동시에 측정된 흉곽 원주의 변화를 측정하는 방법(간접적인 측정법)과 EDR 신호를 비교하였다. 15명의 피험자에 적용한 결과, 흉곽벨트로 측정된 호흡신호와 비교하였을 때 상관계수 0.9 이상의 높은 유사성을 갖는 호흡신호를 자동으로 추출할 수 있었다.

본 논문에서 제안한 알고리즘은 이밖에도 호흡 유도를 위한 심전도 신호의 면적계산시 고정 데이터 창을 사용함으로써 빠른 연산 시간을 갖으며, 면적의 계산 결과에 대해 이동평균을 취함으로써 실제 호흡 신호에 더욱 유사한 신호를 추출할 수 있다는 장점을 갖는다. 또한 EDR은 삼차 스플라인 보간을 이용하여 심전도와 동일한 샘플링 주파수를 갖도록 하여 시간영역에서의 호흡신호 분석뿐만 아니라 시스템 모델링과 주파수 영역에서의 신호처리와 같은 연구에 기존의 호흡신호를 대체하여 사용할 수 있다는 장점을 갖는다.

## 2. 본 론

### 2.1 심전도 기반 호흡신호 추출 알고리즘

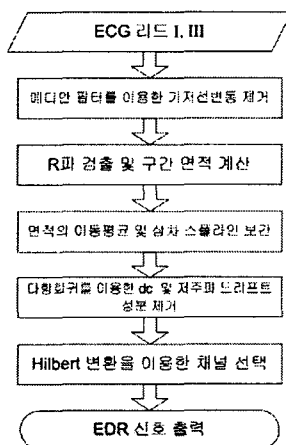


그림 1. 심전도 유도 호흡신호(EDR)의 처리과정  
 Fig. 1. Procedure of ECG-derived respiration processing

전체 시스템은 리드 I, III를 통한 심전도 측정, 메디안 필터링을 이용한 기저선 변동을 제거하기 위한 전처리, 심전도

로부터 R파 검출 및 면적 계산, 구한 각각의 QRS 콤플렉스 구간 면적의 이동평균 계산 및 삼차 스플라인 보간(cubic spline interpolation), 유도 호흡 신호의 DC 및 저주파 성분을 제거하기 위한 다항회귀 처리, 그리고 힐버트 변환을 이용한 순간 주파수 및 이의 표준편차를 계산함으로써 리드 I, III 및 아크탄젠트 중 최적의 채널을 선택하는 부분들로 구성된다. 그림 1에 전체적인 블록도를 도시하였다.

알고리즘의 개발 및 검증에 위하여 정상혈압을 갖는 15명의 남성 피험자로부터 심전도(리드 I 및 III) 및 호흡신호(흉곽 벨트 측정법)를 측정하였다. 측정시간은 30분으로 하였으며, 쾌적하고 밀폐된 공간에서 편하게 누운 자세로 30분간의 측정을 수행하였다. 측정은 MP150 시스템(Biopac Inc. 미국)을 이용하였으며 500 Hz의 샘플링 속도로 수집하였다.

#### 2.1.1 기저선 변동 제거 및 R파 검출

심전도로부터 호흡신호를 유도하는 경우, 심전도의 기저선 변동은 EDR 신호 추출에 있어서 가장 큰 잡음원이 된다. 일반적으로 기저선 변동을 제거하기 위하여 사용되는 고역 통과필터는 원 신호를 심하게 왜곡시키므로 호흡에 의한 심전도 변조의 정보를 변화시킬 수 있다. 또한 웨이브렛과 삼차 스플라인 방법을 이용한 기저선 제거는 메디안 필터링 방법에 비하여 수행 속도가 느리다는 단점이 있다. 따라서 본 연구에서는 원 신호에 왜곡 정도가 적으며, 수행속도가 빠른 메디안 필터를 기저선 변동 제거를 위하여 사용하였다. 메디안 필터링의 구체적인 절차는 다음과 같다. 우선 일정 길이의 윈도우를 입력신호에 적용하여 이 윈도우 내의 각 샘플들을 크기의 단일 증가나 단일 감소 순으로 재배열한 후, 중심 값(메디안)을 재배열한 배열의 중심 값으로 대체하는 것으로 식 (1)과 같이 표현된다.

$$v(n) = \text{median}\{y(n)\} \tag{1}$$

여기서  $y(n)$ 은 이 윈도우 내의 입력신호 값이며,  $v(n)$ 은 메디안 필터의 출력 값이다. 즉, 주어진 값  $a(1), a(2), a(3), \dots, a(N)$ 을 크기의 단일 증가 순으로 다음 식과 같이 재배열하였다고 하자.

$$a(1) \leq a(2) \leq a(3) \leq \dots \leq a(N) \tag{2}$$

이제 메디안 필터의 출력값은 식 (2)의 재배열된 중심값(메디안)으로  $N$ 이 홀수일 경우와 짝수 일 경우로 나누어 식 (3)과 같이 구해진다[8].

$$v(n) = \begin{cases} a_{(N/2+1/2)} & N = \text{odd} \\ [a_{(N/2)} + a_{(N/2+1)}] / 2 & N = \text{even} \end{cases} \tag{3}$$

본 연구에서는 윈도우의 길이를 실험적인 방법을 통하여 200으로 정하였다. 그림 2는 메디안필터링에 의하여 효과적으로 기저선변동이 제거될 수 있다는 사실을 보여주고 있다. 그림 2 (a)는 기저선 변동을 포함하는 심전도 신호, (b)는 메디안 필터링의 결과로 얻어진 기저선 변동의 추정파형, 그리고 (c)는 (a)-(b)로 기저선 변동이 제거된 심전도신호이다.

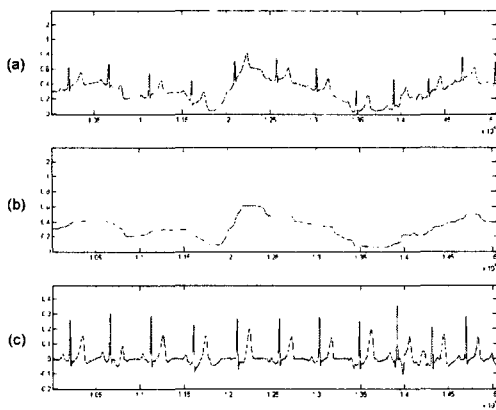


그림 2. 메디안 필터의 처리과정  
 (a) 기저선 변동이 포함된 실제 심전도 신호,  
 (b) 메디안 필터를 이용하여 구한 기저선 변동 파형  
 (c) 기저선 변동이 제거된 신호

Fig. 2. Procedure of median filtering processing  
 (a) Real ECG signal included baseline wandering,  
 (b) baseline wandering waveform by median filtering result  
 (c) real ECG signal eliminated baseline wandering

기저선 제거가 수행된 후, 심전도 리드 I과 리드 III 가운데 하나의 리드를 선택하여 R파를 검출하였다. 본 연구에서 R파를 검출하는 방법으로 적응 가변 문턱치방식을 이용한 터닝 포인트(turning point) 검출법을 사용하였다[9]. 심전도의 가변 문턱치는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$Thres_1 = 0.3 P_{max}, \tag{4}$$

$$Thres_{n+1} = \frac{3}{4} Thres_n + \frac{1}{4} (\frac{3}{4} P_{max}) \tag{5}$$

여기서 n은 정수이고 총 R파의 개수까지 증가한다. 식 (4)은 최초의 문턱치(Thres<sub>1</sub>)를 구하는 것으로 처음 최대치(P<sub>max1</sub>)의 30%로 설정하였으며 식 (5)에서는 이전의 문턱치(Thres<sub>n</sub>)와 현재의 문턱치에 80%(P<sub>maxn</sub>)에 각각 80%와 20%를 적용하여 새로운 문턱치(Thres<sub>n+1</sub>)를 구성하여 변화하는 최대치에 적응적으로 문턱치를 가변하도록 하였다. 이 방법은 실시간으로 R파를 검출하기 위해 개발된 것으로 기전선 변동이 제거된 심전도 신호에서 R파의 검출율이 뛰어나며 타 방법에 비해 연산 수행 속도가 매우 빠르다.

### 2.1.2 구간면적 계산을 통한 EDR 신호의 추출

심전도로부터 호흡의 유도는 심전도가 호흡 주파수에 의해 변조된다는 사실에 기인한다. 이러한 변조는 호흡에 따른 흉곽에 심장의 위치 변화와 심장에 대한 피부전극의 상대적인 변위차이에 의해 발생한다. 심전도로부터 호흡신호를 유도하기 위한 기존의 신호처리 방법들은 크게 세 가지로 나눌 수 있다. 첫 번째 방법은 고정 QRS 데이터 창과 독립적 리드법, 두 번째 방법은 가변 QRS 데이터 창 및 독립적 리드법, 그리고 세 번째 방법은 가변 데이터 창 및 종속적 리드법이 있다[10]. 첫 번째 방법은 심전도 리드 I에

대한 창 너비가 리드 III에 대한 창 너비와는 독립적이다. 그러나 각 리드에서 R파와 Q파를 검출한 후, Q파와 R파의 평균 길이를 계산하여 이 값의 2배를 고정 창의 길이로 사용한다. 두 번째 방법은 리드별로 독립적으로 심장박동 발생마다 Q, R, 그리고 S파를 검출하여 Q파와 S파의 길이를 창의 너비로 사용한다. 세 번째 방법은 두 개의 리드 중 하나를 선택하여 Q, R, 그리고 S파를 검출한 뒤, Q와 S파의 길이를 가변적인 창의 너비로 하여 다른 리드에도 동일하게 적용하는 방법이다. 본 연구에서는 기존의 세 가지 방법들의 장점들을 결합하여 고정 QRS 데이터 창 및 종속적 리드법을 사용하였다. 이 방법은 각 리드에 동일한 데이터 창을 적용하며 창의 너비는 각각의 QRS 콤플렉스의 구간 길이와는 무관한 Q파와 R파의 평균 길이의 두 배값을 사용하는 것으로 기존의 방법에 비해 연산속도가 빠르며 모든 심전도 리드에서 거의 동일한 EDR 신호를 추출할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 선택된 리드에 대한 R파 검출이 종료되면 검출된 R파에 고정 데이터 창을 사용하여 구간 면적을 계산한다. QRS 콤플렉스의 경사면은 비교적 고주파 성분이므로 잡음을 포함하지 않으며, 일반적으로 안정상태의 심전도 신호에 사용하는 데이터 창의 크기는 민감도가 높은 것을 사용한다[11]. 따라서 이 때 사용되는 데이터 창의 크기는 80 ms를 사용하였으며 R파를 중심으로 데이터 창의 너비만큼의 면적을 계산하였다.

호흡신호를 유도함에 있어서 중요하게 고려해야 하는 사항은 호흡주파수의 정확성과 흡기와 호기 구분의 명확성이다. 2점 이동평균은 이러한 흡기와 호기가 명확하게 최대치와 최소치에 위치하도록 하는 재구성을 위하여 사용하였다. 계산된 면적들은 해당 R파가 검출된 시간 측에 배치한 후, 2점 이동평균을 취하였다. 호흡신호는 주파수 대역이 0.05-0.7Hz로 대부분 1Hz 미만의 속도가 매우 느린 신호이다. 한 주기의 호흡(흡기+호기)은 4번에서 10번의 심박에 해당하는 심전도로부터 유도된다. 따라서 선형 보간법은 신호의 재구성에 대한 속도는 빠르지만 실제 호흡신호의 형태를 구성하지 못한다. 이러한 느린 신호의 적은 수의 데이터를 이용한 재구성을 위해서 본 연구에서는 삼차 스플라인 보간(cubic spline interpolation)법을 사용하였다. 원래의 신호  $y_i=f(x_i)$ ,  $i=0,1,\dots,n-1$ 에 대한 데이터 집합이 주어지면 구간  $[x_i, x_{i+1}]$ 에서의 삼차 스플라인 보간법의 출력  $y$ 는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$y = Ay_i + By_{i+1} + Cy_i'' + Dy_{i+1}'' + 1 \tag{6}$$

여기서 계수 A, B, C, D는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} A &= \frac{x_{i+1}-x}{x_{i+1}-x_i}, & B &= 1-A, \\ C &= \frac{1}{6} (A^3-A)(x_{i+1}-x_i)^2, \\ D &= \frac{1}{6} (B^3-B)(x_{i+1}-x_i)^2 \end{aligned} \tag{7}$$

여기서 x는  $x_0 \leq x \leq x_{n-1}$ 가 되어야 한다. 본 연구에서는 실제 호흡과의 비교를 위하여 흉곽벨트에 의한 호흡신호의 샘플링 주파수인 500Hz와 동일한 샘플링을 갖도록 보간하였

다. 그림 3에 (a)는 계산된 면적을 R파의 시간 위치에 배치, (b)는 이동평균을 취하여 선형 보간을 취한 것, 그리고 (c)는 삼차 스플라인 보간을 취한 것을 보이고 있다.

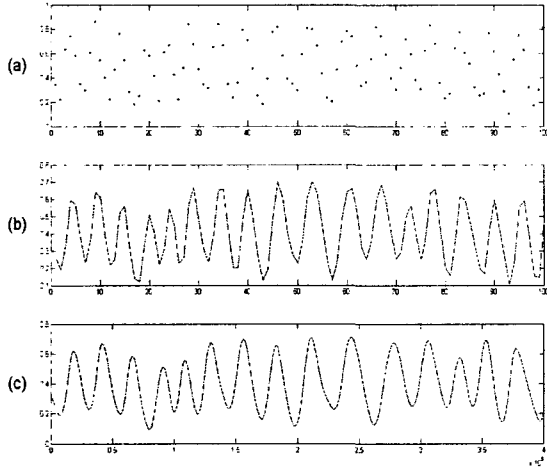


그림 3. 심전도로부터 호흡을 신호를 유도하기 위한 면적의 이동 평균 및 삼차 스플라인 보간  
 (a) 구간 계산 면적의 R파 시간 위치 배치  
 (b) 이동 평균에 대한 선형 보간,  
 (c) 이동 평균에 대한 삼차 스플라인 보간

Fig. 3. Moving average and cubic spline interpolation for deriving respiration signal from ECG signal  
 (a) R-wave time index arrange of calculated interval area  
 (b) linear interpolation of moving average  
 (c) cubic spline interpolation of moving average

2.1.3 힐버트 변환 기반 순간주파수 추정을 이용한 최적 리드 선택

언급한 바와 같이 EDR 추출에 있어서 두 개의 리드의 비에 대한 아크탄젠트 값을 취하는 방법이 반드시 단일 리드에 의한 방법보다 우수한 것이 아닌 것으로 판단되므로 리드 I, III 및 역탄젠트 중 어느 것을 바탕으로 EDR 추출을 수행할 지를 결정해야 한다. 이를 위하여, 호흡신호의 주파수 변화는 갑작스럽게 일어나지 않으며 따라서 잘못된 추출된 EDR은 비정상적으로 큰 주파수의 변화를 보인다는 사실을 활용하였다. 본 논문에서는 호흡신호가 협대역 신호(narrow band signal)라는 특징을 기반으로 힐버트 변환을 이용하여 순간주파수를 추정하고 이의 구간 내 변화량을 계산함으로써 비교적 적은 계산량으로 최적의 리드를 선택하는 방법을 고안하였다.

이 과정은 전처리와 힐버트 변환을 이용한 순간주파수 추정의 두 과정으로 구성된다. 전처리 과정은 면적을 구하기 위하여 사용되는 심전도의 R파 주변 값들이 호흡 성분을 반영할 뿐만 아니라 몸의 움직임에 의한 성분 역시 반영하므로 정확한 힐버트 변환에 의한 분석을 위해서는 DC를 포함하는 저주파 성분은 반드시 제거해 주어야 하기 때문에 수행된다. 본 연구에서는 5차의 다항 회귀를 이용하여 DC 및 드리프트 성분을 제거하였다.

힐버트 변환은 유도된 호흡신호의 순간주파수를 구하기 위하여 사용하였다. 이러한 방법으로 추정된 순간주파수는 해석신호의 시주파수분석을 위한 목적에 적용되어 왔다[12]. 대부분의 자연계에서 관찰되는 신호는 순수한 실수부로 구성된다. 따라서 해석신호를 구성하기 위하여 구적법 위상(quadrature phase) 성분에 해당하는 허수부를 구성하여야 하므로 이를 위하여 힐버트 변환을 사용한다. 그리고 순간주파수는 해석신호의 실수부와 허수부가 이루는 위상의 시간에 대한 미분을 의미한다[13].

분석하고자 하는 복소 신호  $y_i(n)$ 은 다음과 같이 나타낼 수 있다

$$\tilde{y}_i(n) = y_i(n) + j\hat{y}_i(n), \quad \text{for } n = 1, \dots, N \quad (8)$$

여기서  $\hat{y}_i(n)$ 은  $y_i(n)$ 의 힐버트 변환 신호이다. 부호 함수를 이용하여 해석 신호에 이산 푸리에 변환은 다음과 같이 나타난다.

$$\tilde{Y}(l) = [1 + \text{sign}(l)]Y(l) \quad (9)$$

따라서  $\tilde{y}_i(n)$ 은 역 이산 푸리에 변환을 통하여 계산될 수 있으며, 다음과 같이 푸리에 변환을 조정한다.

$$\tilde{Y}(l) = 0 \quad \text{for } l < 0, \quad (10-1)$$

$$\tilde{Y}(l) = 2Y(l), \quad \text{for } l \geq 0 \quad (10-2)$$

순간주파수는 아래와 같이 정의된다.

$$f_i(n) = \frac{1}{2\pi}\theta_i'(n), \quad \text{for } n = 1, \dots, N \quad (11)$$

여기서  $\theta_i$ 은 해당 국소 시간 인덱스에 대한 순간 위상  $\theta_i(n)$ 의 일차미분이며 따라서 위상  $\theta_i(n)$ 은 다음과 같이 해석신호  $\tilde{y}_i(n)$ 의 실수부 및 허수부의 비로부터 구할 수 있다.

$$\theta_i(n) = \tan^{-1}\left(\frac{\hat{y}_i(n)}{y_i(n)}\right) \quad (12)$$

유도 호흡 신호들의 힐버트 변환을 통해 얻어진 순간주파수의 구간내 변화량(표준편차) 중 가장 작은 값을 나타내는 신호를 최적화된 유도 신호로 선택하였다.

그림 4는 심전도 리드 I, 리드 III, 그리고 리드 I와 III의 비에 대한 역탄젠트로 산출한 각각의 유도 호흡 신호와 힐버트 변환을 통한 각 유도 호흡 신호의 순간주파수변화량을 보여주고 있다. 그림 4로부터 순간주파수의 변화가 작은 리드 III로부터 유도된 EDR이 최적임을 알 수 있다.

### 3. 결과 및 고찰

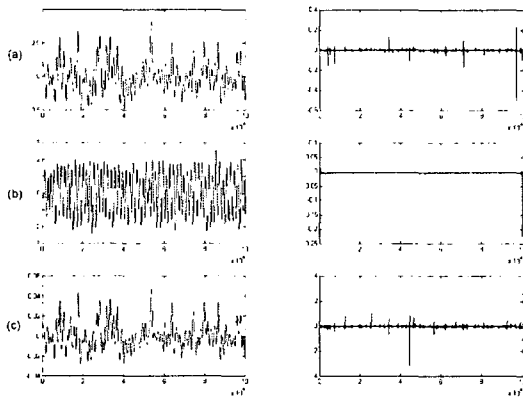


그림 4. 각각의 심전도 유도 호흡 신호와 힐버트 변환을 통한 순간주파수변화  
 (a) 심전도 리드 I 유도 호흡 신호 및 순간주파수 변화  
 (b) 심전도 리드 III 유도 호흡 신호 및 순간주파수 변화  
 (c) (a)/(b)의 역탄젠트 유도 호흡 신호 및 순간주파수 변화

Fig. 4. ECG-derived respiration (EDR) signals and variation of the instantaneous frequency(estimated by using Hilbert transform)  
 (a) EDR from ECG lead I and instantaneous frequency  
 (b) EDR from ECG lead III and instantaneous frequency  
 (c) arctangent of (a)/(c) and instantaneous frequency

본 연구는 기존의 EDR 신호에 비해서 더 좋은 특성을 갖는 EDR의 추출 및 심전도 리드 별 최적의 유도 호흡 신호를 자동으로 선택할 수 있는 알고리즘의 개발에 그 목적이 있다. 기존의 EDR 추출 방법에 대한 연구들에서는 단일 리드로부터 추출된 호흡 신호를 과소평가하는 경향이 있다. 그러나 피험자에 따라서 복합 리드에 의한 방법보다 단일 리드로부터 EDR을 추출했을 때 더 좋은 특성의 호흡신호를 얻을 수 있는 경우가 있다. 최근에 보고된 EDR 추출 방법에 관한 연구에서는 심전도 리드 I과 리드 III가 직교한다는 가정 하에 각 리드에서 QRS 콤플렉스의 면적을 구하여 그 비에 대한 역탄젠트를 구하는 기존의 방법을 그대로 이용한다[14]. 그러나 앞에서 언급하였듯이 실제로 리드 I과 리드 III는 직교하지 않으며(리드 I과 직교하는 성분은 aV<sub>F</sub>), 피험자에 따라 흉곽 내에 심장의 위치가 다르므로 역탄젠트의 값이 항상 최적의 EDR을 나타내지 않는다. 또한 피험자의 호흡 패턴에 따라 심전도에 호흡이 변조되는 양상이 다르게 나타난다. 흡식호흡의 경우, 심전도 리드 I에 호흡의 변조가 잘 나타나며, 반대로 복식 호흡의 경우에는 리드 III에 호흡 변조가 더욱 분명해 진다. 따라서 최적의 유도 호흡을 정량적인 방법에 의하여 선택할 필요가 있다. 상기 언급한 사항을 처리하기 위하여 본 연구에서 개발한 알고리즘의 타당성

은 알고리즘을 통하여 선택된 유도 신호와 흉곽 벨트에 의해 측정된 호흡신호의 상관관계가 다른 유도 호흡 신호에 비해 높음을 증명하여 검증하였다.

#### 3.1 심전도 유도 호흡 신호(EDR)의 평가

EDR 신호와 실제 호흡 신호의 유사성을 평가하기 위하여 일반적으로 호흡을 측정하는 경우 사용되는 방법인 흉곽 벨트법으로 측정된 호흡신호와의 비교로 상관계수를 계산하였다. 표 1에 흉곽 벨트법과 각 심전도 리드로부터 계산된 분당 호흡수 및 각각의 상관계수를 표시하였다.

대부분의 경우, 모든 EDR은 실제 호흡신호의 속도와 같은 것을 볼 수 있다. 이는 호흡으로 인한 흉곽내의 임피던스 변화는 무손실적으로 피부 전극에 전달됨을 의미한다. 그림 5는 각 리드와 역탄젠트로 구한 EDR 신호와 실제 호흡 신호로 고려한 흉곽 벨트에 의한 호흡신호를 보여준다.

그림 5 (a)는 모든 EDR 신호가 호흡을 반영한 대표적인 예이며, (b)은 심전도 리드 I과 역탄젠트의 유도 호흡 신호, 그리고 (c)는 심전도 리드 III가 호흡을 유사하게 반영한 것을 나타낸다.

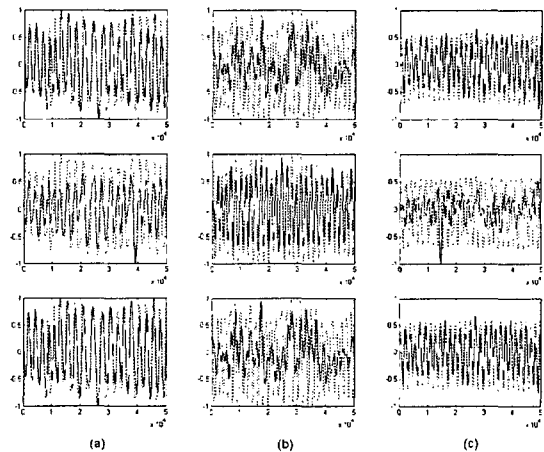


그림 5. 각 심전도 리드에서의 EDR 패턴(위:심전도 리드 I의 EDR, 중간:심전도 리드 III의 EDR, 아래:역탄젠트의 EDR, 실선: 유도 호흡 신호, 점선: 실제 호흡 신호)  
 (a) 모든 리드와 역탄젠트의 EDR이 실제 호흡을 잘 반영하는 경우  
 (b) 리드 III의 EDR이 실제 호흡을 잘 반영하는 경우  
 (c) 리드 I과 역탄젠트의 EDR이 호흡을 잘 반영하는 경우

Fig. 5. EDR signal patterns of each ECG lead and arc-tangent of ratio(upper panel : EDR of ECG lead I, middle panel : EDR of ECG lead III, lower panel : EDR of arc-tangent. solid line : EDR signal, dashed line : actual respiration)  
 (a) a case that both leads and arctangent values reflect actual respiration well  
 (b) a case that lead III value reflects actual respiration well  
 (c) a case that lead I and arctangent values reflect actual respiration well

그림 5의 경우와 같이 정상 심전도를 보이는 경우, EDR 신호와 실제 호흡 신호가 매우 유사하며 기존의 방법에 비해서 그 특성이 좋다는 것을 확인하였다. 반면에 피험자 L의 경우, 심전도의 P파를 제외한 QRS 콤플렉스 부분과 T파가 나타나지 않는 부분 결손 박동(partial missing beat)이 여러 차례 발생하여 호흡에 대한 정보를 일부분 상실하였다. 따라서 올바른 호흡 신호를 유도하지 못하였다. 또한 피험자 M은 주기적으로 심전도의 R파가 급격하게 증가하고

적 신호를 선택하기에는 많은 어려움이 따른다. 반면 예상한 바와 같이 힐버트 변환을 이용한 순간 주파수의 분석은 대부분의 피험자들에게 나타난 일정한 속도로 진행되는 정상적인 호흡과 유사한 EDR 신호를 선택할 수 있도록 하였다. 그림 7은 앞에서 산출한 각 유도 호흡에 대한 상관계수와 힐버트 변환을 이용하여 계산된 순간주파수 변화의 표준편차를 나타낸다.

표 1. 흉곽벨트법과 심전도 유도호흡 신호의 정량적인 비교

Table 1. Quantitative comparison of signals between thoracic belt method and ECG-derived respiration

피험자	분당 호흡 수(단위: bpm)				상관계수		
	흉곽벨트법	심전도 유도 호흡신호			리드 I	리드 III	역탄젠트
		리드 I	리드 III	역탄젠트			
A	22.2	22.2	22.2	22.2	0.95	0.78	0.94
B	9.3	9.3	9.3	9.3	0.90	0.74	0.90
C	16.8	16.8	16.8	16.8	0.59	0.90	0.58
D	9.7	9.7	9.7	9.7	0.95	0.84	0.95
E	18.3	18.3	18.3	18.3	0.85	0.51	0.86
F	23.1	21.3	23.1	21.3	0.93	0.85	0.93
G	18.7	18.7	18.7	18.7	0.90	0.50	0.90
H	11.7	11.7	11.7	11.7	0.90	0.81	0.90
I	18.6	14.1	18.6	14.1	0.64	0.80	0.63
J	19.2	19.2	19.2	19.2	0.88	0.61	0.88
K	14.1	14.1	14.1	14.1	0.91	0.88	0.91
L	15.3	13.8	15.3	13.8	0.71	0.63	0.75
M	20.1	19.8	19.8	19.8	0.72	0.44	0.72
N	15.0	15.0	15.0	15.0	0.95	0.79	0.95
O	13.2	13.2	13.2	13.2	0.95	0.86	0.95

다시 정상으로 회복되는 증상을 나타내어 해당 시간에 유도 호흡 신호가 다소 왜곡되는 경우가 있었다. 이 두 가지 경우를 제외하면 r=0.9 이상의 상관성을 나타내었으며, 특히 피험자 D에게서 나타난 수면 무호흡 신호 역시 정확하게 유도하였다(그림 6). 리드 I와 복합리드를 사용하여 호흡을 유도하는 경우, 그 결과가 거의 상동하였다. 그러므로 리드 III로부터 유도되는 호흡 신호는 단일 리드로부터의 신호가 복합리드에 비해서 특성이 더 좋다는 것을 의미한다.

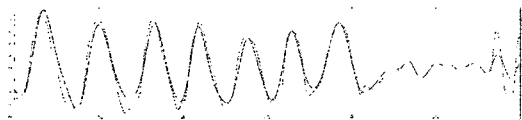


그림 6. 수면 무호흡증이 나타난 경우(실선: EDR, 점선: 실제 호흡)

Fig. 6. A case that sleep apnea occurred(solid line: EDR, dashed line: actual respiration)

3.2 힐버트 변환을 통한 최적 신호 선택 알고리즘의 평가

표 1에 나타난 바와 같이 리드 I, III 및 역탄젠트 중 어떤 것을 기반으로 하여 EDR을 추출하든지 분당 호흡수 수치의 차이는 그리 크지 않았다. 따라서 주파수 영역에서 최

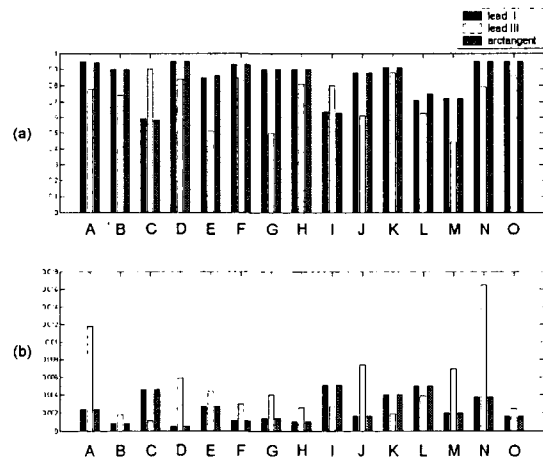


그림 7. 실제 호흡과 EDR과의 상관계수 및 순간주파수 변화의 표준편차

(a) 실제 호흡과 EDR과의 상관계수  
(b) 각 EDR의 순간주파수에 대한 표준편차

Fig. 7. Correlation coefficients between actual and ECG-derived signals and standard deviations of variations of instantaneous frequency

(a) correlation coefficients between actual and ECG-derived signals  
(b) standard deviations of variations of instantaneous frequency for each EDRs

대부분의 경우에 직접적으로 측정된 호흡신호와 유도된 신호와의 상관관계가 높은 경우 순간주파수 변화량이 작았다는 사실이 관찰되었으며 이에 따라 제안한 알고리즘으로 유도된 EDR이 호흡신호의 추출에 적합함이 입증되었다. 따라서 그림 7 (a)에서, 피험자 C와 I는 리드 III의 심전도로부터 획득한 EDR이 실제 호흡신호와 상관관계가 높다는 것을 확인할 수 있으며, 그림 7 (b)에서 심전도 리드 III에 대한 순간주파수 변화의 표준편차가 다른 리드 및 역탄젠트 방법에 비해서 작은 것을 볼 수 있다. 그리고 다른 피험자에 대해서 앞에서 언급한 것과 반대되는 결과를 확인할 수 있다. 그러나 앞에서 언급한 피험자 M의 경우, 급격한 R과의 증대로 인한 유도 호흡 신호의 왜곡으로 최적의 호흡신호를 유도하는 리드의 검출에 실패하였다. 피험자 K의 경우 리드 I의 호흡신호가 상관관계가 높음에도 불구하고 리드 III를 최적의 리드로 선택되었지만 역시 효과적인 호흡신호를 얻을 수 있었다.

#### 4. 결 론

본 연구는 심전도로부터 호흡신호를 유도하기 위한 기존의 방법들을 개선하고 심전도의 각 리드 및 이들의 비의 역탄젠트로부터 추출된 호흡신호들 가운데 적합한 신호를 힐버트 변환에 기반한 순간주파수 추정에 의하여 자동으로 선택할 수 있도록 함으로써 여러 상황 하에서 만족할 만한 성능을 보이는 알고리즘의 개발에 그 목적이 있다. 또 심전도로부터 유도되는 호흡신호인 EDR의 특성을 개선하기 위하여 복합리드만을 사용하던 기존의 방법을 수정한 고정 QRS 데이터 창 및 종속적 리드법을 사용하여 그 결과의 이동평균을 취함으로써 흡기와 호기의 분명한 구별이 가능하게 하였다.

단일 리드에서 EDR 신호, 특히 심전도 리드 III로부터 유도되는 호흡 신호가 복합리드의 신호에 비해 실제 호흡 신호와 유사성이 더 큰 경우가 있다는 것을 확인함으로써 단순히 복합리드에 의해 우수한 EDR 추출 결과를 얻을 수 없다는 사실을 보였으며 결과적으로 본 연구에서 제안한 방법의 필요성을 확인하였다.

본 연구에서 제안한 알고리즘을 15명의 피험자로부터의 심전도에 적용하여 호흡신호를 측정된 결과, 흉곽벨트로 측정된 호흡신호와 비교하였을 때 상관관계수 0.9 이상의 높은 유사성을 갖는 EDR 신호를 재구성할 수 있었다. 이것을 배경으로 각 심전도 리드로부터 유도되는 호흡신호 가운데 최적의 신호를 자동적으로 선택할 수 있도록 힐버트 변환을 사용하여 순간주파수 변화의 편차를 측정하며, 이 중 가장 작은 값을 선택하는 알고리즘을 구현하였으며, 실제 호흡 신호와 상관도가 높은 EDR 신호에서의 순간주파수의 편차가 제일 작음을 확인함으로써, 사용한 알고리즘의 타당성을 검증하였다. 본 연구에서 제안된 알고리즘을 15명의 피험자에게 적용한 결과 13명으로부터 완벽한 호흡신호 추출 결과를 얻을 수 있었다.

심전도로부터의 호흡신호 유도는 호흡 측정을 위한 별개의 센서 및 하드웨어를 필요로 하지 않으므로 수면다원측정 기기를 간략하게 할 수 있고 더 나아가 홀터 심전계를 이용하여 심전도 및 심박변화를 뿐만 아니라 호흡신호의 측정도

가능하게 할 수 있도록 해 주는 유용한 방법이다. 그러나 EDR 신호는 전적으로 심전도 신호에 의존하므로 특정한 질환을 보이는 심전도에서 적절한 유도 호흡 신호를 추출하지 못하는 문제점을 갖는다. 예를 들면 부분 결손 박동의 경우에는 결손 부분에서의 호흡 정보를 획득하지 못하여 정확한 호흡 신호의 재구성을 하지 못하였다. 이러한 결손 부분에 평균적인 템플릿 값을 삽입하는 방법 등에 의해서 나타난 문제를 해결할 수 있을 것으로 예상되며 이에 대한 추후 연구가 필요할 것으로 생각된다.

#### 감사의 글

본 연구는 2004학년도 연세대학교 연세학술연구비의 부분적인 지원에 의하여 이루어진 것입니다.

#### 참 고 문 헌

- [1] J.P. Saul, R.D. Berger, P.Albrecht, "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation", *Am. J. Physiol.* 261(Heart Circ. Physiol. 30) pp. 1231-1245, 1991.
- [2] H. Cammann, J. Michel, "How to avoid misinterpretation of heart rate variability power spectra?", *Computer methods and programs in biomedicine*, Vol. 68, pp. 15-23, 2002.
- [3] D. Dobrev, I. Daskalov, "Two-electrode telemetric instrument for infant heart rate and apnea monitoring", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, pp. 729-734, 1998.
- [4] G.B. Moody, R.G. Mark, A. Zoccola, S. Mantero, "Derivation of respiration signals from multi-lead ECGs", *Computers in Cardiology*, Vol. 12, pp. 113-116, 1985.
- [5] G.B. Moody, R.G. Mark, M.A. Bump, J.S. Weinstein, "Clinical validation of ECG-derived respiration technique", *Computers in Cardiology*, Vol. 13, pp. 507-510, 1986.
- [6] L. Zhao, S. Reisman, T. Findley, "Respiration from the electrocardiogram during heart rate variability studies", *IEEE Comp. in Cardiol.*, Vol. 21, pp. 53-56, 1994.
- [7] T.C. Chou, "Electrocardiography in clinical practice-adult and pediatric", Saunders, pp. 3-22, 1996.
- [8] Harley R. Myler, Arthur R. Weeks "Computer imaging recipes in C" PTR Prentice Hall, 1993.
- [9] J. Pan, W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-32, No. 3, pp. 230-236, 1985.
- [10] D. Caggiano, S. Reisman, "Respiration derived from electrocardiogram: a quantitative comparison of three different methods", *Proceeding of the IEEE twenty-second annual*, pp. 103-104, 1996.
- [11] J.L. Urrusti, W.J. Tompkins, "Performance evalua-

tion of an ECG QRS complex detection algorithm”, EMBS, Proceeding of the 15th annual international conference of the IEEE, pp. 800-801, 1993.

[12] L. Cohen, “Time-frequency distributions - A review”, Proc. IEEE, Vol. 77, pp. 941-981, 1989.

[13] A. Reilly, G. Frazer, B. Boashash, “Analytic signal generation-tips and traps”, IEEE Trans. signal processing, Vol. 42, No. 11, pp. 3241-3245, 1994.

[14] H. Nazeran, “Reconstruction of respiratory patterns from electrocardiographic signals”, Bioelectromagnetism, Proceedings 2nd international conference, pp. 183-184, 1998.

저 자 소 개



박성빈 (朴聖彬)

1974년 9월 17일생. 1997년 연세대 의공학과 졸업. 1999년 연세대학교 대학원 의공학과 졸업(공학석사) 현재 동대학원 의공학과 박사과정. 관심 분야는 신호처리, 심폐기능 모델링 등.

Tel : 033-760-2807, Fax : 033-763-1953  
E-mail : kbhien@bme.yonsei.ac.kr



김경환 (金璟煥)

1973년 6월 4일생. 1995년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업. 2001년 서울대학교 전기컴퓨터공학부 졸업(공학박사). 2001년 3월 - 2004년 2월 삼성종합기술원 HCI lab. 책임연구원, 2003년 3월 - 2003년 12월 한국과학기술원 fMRI 연구실 방문연구원, 현재 연세대 의공학과 조교수. 관심 분야는 생체신호처리, 신경시스템 등

Tel : 033-760-2364, Fax : 033-760-2197  
E-mail : khkim@dragon.yonsei.ac.kr



이계형 (李桂衡)

1976년 4월 30일생. 2002년 연세대 의공학과 졸업. 현재 동대학원 의료공학 협동과정(공학석사과정). 관심 분야는 신호처리, 생체신호 측정 등.

Tel : 033-760-2807, Fax : 033-763-1953  
E-mail : tl064@bme.yonsei.ac.kr



윤형로 (尹亨老)

1949년 2월 17일생. 1972년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1986년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사). 1988년 Johns Hopkins Univ. 객원 교수. 현재 연세대 의공학과 교수. 관심 분야는 생체신호 측정, 원격진료 등

Tel : 033-760-2431, Fax : 033-763-1953  
E-mail : hryoon@dragon.yonsei.ac.kr