

전도성 직물을 이용한 단일 리드 심전도 측정 및 실시간 심전도 유도 호흡 추출 방법에 관한 연구

論 文
55D-7-6

Real Time ECG Derived Respiratory Extraction from Heart Rate for Single Lead ECG Measurement using Conductive Textile Electrode

李桂衡* · 朴聖彬** · 尹亨老†
(Kye-Hyoung Yi · Sung-Bin Park · Hyoung-Ro Yoon)

Abstract - We have designed the system that measure one channel ECG by two electrode and extract real-time EDR with more related respiration and comfortable to subject by using conductive textile.

On the assumption that relation between RL electrode and potential measurement electrode is coupled with RC connected model, we designed RL drive output to feedback two electrode for reduction of common mode signal. The conductive textile which was used for two ECG electrode was offered more comfort during night sleep in bed than any other method using attachments.

In the method of single-lead EDR, R wave point or QRS interval area could be used for EDR estimation in traditional method, it is, so to speak, the amplitude modulation(AM) method for EDR. Alternatively, R-R interval could be used for frequency modulation(FM) method based on Respiratory Sinus Arrhythmia(RSA). For evaluation of performance on AM EDR and FM EDR from 14 subject, ECG lead III was measured. Each EDR was compared with both temperature around nose(direct measurement of respiration) and respiration signal from thoracic belt(indirect measurement of respiration) on mean squared error(MSE), cross correlation(Xcorr), and Coherence.

The upsampling interpolation technique of multirate signal processing is applied to interpolating data instead of cubic spline interpolation. As a result, we showed the real-time EDR extraction processing to be implemented at micro-controller.

Key Words : Conductive Textile Electrode, ECG-Derived Respiration, Single Lead ECG, Respiratory Sinus Arrhythmia

1. 서 론

본 연구는 피험자의 구속을 최소화하기 위해 전도성 직물(conductive textile)을 전극으로 사용하여 두 전극으로부터 심전도를 획득하고, 획득된 심전도로부터 심전도 유도 호흡 신호(ECG-Derived Respiration, EDR)를 실시간으로 추출하는 방법에 관한 것이다. 본 연구에서 제안하는 심전도 유도 호흡신호 추출 방법은 호흡에 의한 물리적 영향인 심전도의 크기 변화로부터 호흡신호를 유도하는 것이 아니라, 호흡계와 순환계의 생리학적 상호작용으로 나타나는 심박수의 변화로부터 호흡신호를 추출하는 것이다. 심전도를 측정하기 위해서는 접촉성의 전해질이 있는 전극이나 흉부용의 흡입형 전극, 사지용의 집게형의 전극과 케이블을 사용하게 된다. 이런 전극과 케이블의 사용은 피험자에게 불편함을 줄 수 있다. 전도성 직물을 이용한 심전도의 측정은 이런 불편함이 없이 수면을 취하는 긴 시간 동안의 심전도를 측정할 수 있게 한다[1-5]. 전도성 직물을 전극으로 사용할 때의 배

치 방식은 대체적으로 세 가지로 제시되고 있다. 첫째는 Ishijima가 사용한 베개 전극과 시트 위의 하지 전극 및 시트 아래의 격리 전극을 배치한 형태[1], 두 번째는 역시 Ishijima가 사용한 것으로 머리, 몸통, 다리의 세 전극에서 심전도와 호흡신호를 측정하기 위한 형태[2-4], 세 번째는 양쪽 어깨와 다리에 전극으로 배치하여 일반적인 3개의 입력 심전도의 형태[5]로 구분할 수 있다. 이런 형태의 배치는 오른다리 구동회로를 사용하거나 증폭기와 인체를 접지시켜 잡음을 최소화하기 위한 형태이지만, 3개의 전극을 만들어야 하고, 두 번째와 세 번째 형태의 경우, 상의를 벗어야 한다는 단점이 있다. 본 연구에서는 상의를 벗지 않고, 베개 전극과 다리 전극만으로 심전도를 측정하고, 심전도로부터 호흡을 유도하는 시스템을 설계하였다.

두 전극을 사용하여 심전도를 측정하는 방법은 Dobrev가 제시한 방법이 있으나[6], 접촉성의 전해질 전극을 사용한 것이어서 넓은 면적의 전도성 직물을 사용하는 두 전극 심전도 측정에는 적합하지 않다. 전도성 직물을 사용하는 두 전극 심전도 증폭기는 깨끗한 신호를 얻기 위해 높은 동상 입력저거비를 가져야 한다. 그러나 본 연구에서는 높은 동상 입력저거도를 가지는 증폭기 설계에 초점을 두지 않고, 오른 다리 구동 회로의 출력을 전위 측정 전극으로 제한 시켜 동상 입력저거에 기여함과 동시에 출력이 포화되지 않도록 하는 것에 중점을 두고 마이크로컨트롤러에서 이산필터로 동상 입력잡음을 제거하였다.

† 교신저자, 正會員 : 延世大 醫工學科 教授 · 工學博士
E-mail : hryoon@yonsei.ac.kr

* 正會員 : 延世大 醫工學科 工學碩士

** 正會員 : 延世大 醫工學科 研究教授 · 工學博士

接受日字 : 2006年 3月 28日

最終完了 : 2006年 6月 9日

3개의 전도성 직물 전극을 사용하여 심전도와 호흡신호를 얻을 때, 호흡신호는 몸통에 놓인 전극에서 나오는 신호 중에서 0.5Hz 이상의 신호를 제거하여 호흡신호를 구하게 된다[2-4]. 2개의 전도성 직물 전극을 사용할 경우, 호흡신호는 심전도에서도 유도된 호흡신호로 얻을 수 있다. 심전도 유도 호흡(EDR)은 Moody 등에 의해 알려진 호흡에 의한 심전도 진폭의 변조 영향을 이용한 방법이다[7-9]. 이 방법의 신호처리 과정 중에 사용하는 삼차 스플라인 보간법은 연산량이 많아 심전도 유도 호흡의 실시간 추출 적용이 어렵다. Dobrev와 Daskalov는 심전도의 R파와 S파의 크기 차이를 이용하여 각 QRS 구간에 위치시킨 다음 2Hz의 2차 버터워스(Butterworth) 저역통과 필터를 적용하여 실시간으로 호흡을 유도할 수 있는 회로를 만들었다. 그러나 하드웨어적으로 기저선 변동을 제거하기 위해 5Hz의 고역통과 필터를 사용하여 심전도의 왜곡이 심하고, 유도한 호흡신호는 호흡의 정확성보다는 무호흡 구간의 검출을 목적으로 하였다[10].

심전도에 대한 호흡의 영향은 심전도의 진폭에만 영향을 주는 것이 아니라, 심장의 박동에도 영향을 준다[11,12]. 이러한 호흡에 의한 심장 박동의 변화를 호흡성 동부정맥(Respiratory Sinus Arrhythmia; RSA)이라 한다. Moody 등이 제안한 방법은 호흡이 심전도에 미치는 진폭 변조를 이용한 심전도 유도 호흡신호(Amplitude Modulation EDR, AM EDR)이고, 이 연구에서 제안하는 방법은 호흡성 동부정맥을 바탕으로 하는 호흡이 심전도에 미치는 주파수 변조를 이용하는 심전도 유도 호흡신호(Frequency Modulation EDR, FM EDR)로 볼 수 있다.

본 연구의 목적은, 첫째, 호흡에 의한 심전도 진폭의 변조 영향이 아닌 심전도의 주파수 변조 영향이 단일 리드 심전도에서 실제 호흡신호와 상관성이 높다는 것을 확인하고, 둘째, 두 전극 심전도 증폭기를 설계하고 전해질이 없는 전도성 직물을 사용하여 목 주위와 다리 주위에서 나오는 두 입력만으로 심전도 리드 III에 해당하는 신호를 얻을 것이고, 셋째, 소프트웨어적으로 심전도 유도 호흡을 실시간으로 얻을 수 있는 시스템을 설계하는 것이다.

2. 본 론

2.1 심전도 유도 호흡의 이해

심전도 유도 호흡은 호흡 주기에서 공기의 유출입에 따른 흉곽 내 임피던스의 변화가 피부전극으로 측정되는 심전도에 영향을 준다는 것을 이용하여 유도한다[7,8,13,14]. 호흡으로 인한 가슴의 확장과 수축의 물리적인 영향이 가슴에 부착된 전극의 움직임으로 나타나 흉곽 임피던스의 변화로 심전도에 영향을 주게 된다. 흉곽 임피던스의 짧은 기간 변화는 허파의 공기 유출입을 나타내는 것이고, 이 현상이 임피던스 체적변동기록의 기초가 되는 것이다. 이런 호흡의 물리적 영향이 심전도에서 진폭의 변화로 나타난다. 들숨에서는 공기의 유입으로 체적이 늘어나 흉곽 임피던스는 증가하게 된다. 증가된 흉곽 임피던스의 영향에 의해 피부전극으로 측정되는 심전도의 크기는 작아진다. 이와는 반대로 날숨에서는 공기의 유출로 체적이 줄어들어 흉곽 임피던스는 감소하게 된다. 감소된 흉곽 임피던스로 인해 피부전극으로

측정되는 심전도의 크기는 커진다.

일반적인 심전도 유도 호흡을 유도하는 방식은 심전도의 크기가 호흡 주기에 따라 변한다는 것을 이용하고, 두 리드에서 독립 또는 종속의 고정창과 가변창을 사용하여 QRS 구간 면적의 아크탄젠트 비를 구하는 방법[7,8,13,15]과 8개의 리드에서 QRS 크기에 대한 면적 비를 이용하여 호흡성 방향을 찾아 계산하는 방법 등이 있다[14]. 이러한 방법들은 모두 QRS 구간 면적 또는 크기를 이용하는 호흡에 의한 진폭변조로부터 심전도 유도 호흡신호를 구한다.

그러나 호흡은 흉곽 내 임피던스 변화로 심전도의 크기에만 영향을 주는 것은 아니다. 호흡은 심장활동에 대해 호흡성 동부정맥도 발생시킨다. 호흡계와 순환계의 생리학적 상호작용인 호흡성 동부정맥은 호흡과 동기된 심장박동율의 변화로 심전도의 들숨동안 심전도의 R파의 간격이 짧아지고, 날숨에서는 길어지게 한다[11,12]. 호흡성 동부정맥은 1847년 Ludwig가 개에서 호흡과 동기된 심박수와 동맥혈압의 진동을 관찰함으로써 처음 알려졌다. 호흡성 동부정맥은 반사적인 요인과 중추적인 요인 모두에 의해서 발생된다. 반사적인 요인은 동맥압반사와 폐신장반사가 있다.

심박수는 박동조율기가 있는 동방결절의 활동 주파수에 의해서 결정된다. 이 주파수는 동방결절에서 심장의 교감신경과 미주신경의 활동이 균형을 이루어 정해지게 된다. 심장에 있는 미주 신경은 호흡에 의해서도 영향을 받는 것으로 알려져 있다[16-19]. Saul 등의 연구에서 호흡은 모든 주파수 대역(0.05~0.45Hz)에서 심장의 미주신경 및 교감신경 유출을 조절하지만, 0.15Hz 이상에서 교감신경 유출에 응답하는 동방결절의 반응 크기가 너무 작으므로 호흡성 동부정맥은 부교감신경에 의해 지배된다는 결론을 얻었다[20]. 정리하면, 들숨동안 미주신경의 활동이 감소하여 R파의 간격이 짧아지고, 날숨동안에는 미주신경의 활동으로 R-R 간격이 길어지게 된다. 그리고 들숨과 날숨에서 R-R 간격의 차이는 RSA를 나타내는 것으로 볼 수 있다. Hayano 등은 호흡성 동부정맥이 호흡 리듬으로 심박을 동기화시킴으로써 에너지 효율적인 폐의 가스교환을 향상시킨다는 가설을 제시하였다[12].

호흡성 동부정맥은 R-R 간격이 호흡 주기에 따라 변화된다. 본 연구에서 제안한 새로운 심전도 유도 호흡신호는 R-R 간격을 보간하여 미주신경의 활동영역인 HF(0.15~0.4 Hz)에서 호흡신호를 실시간으로 추출하였다.

2.2 단일 리드 심전도 유도 호흡

단일 리드 심전도 유도 호흡신호는 두 개의 리드를 사용하는 방법보다 성능이 좋지 않은 것으로 평가되었지만[7,8], 개인별 호흡 방식과 심장의 위치, 회전 정도에 따라 심전도를 변조시키는 양상이 다르다는 리드 종속성이 있고, 리드 I과 리드 III가 직교하지 않아[21], 피험자에 따라 단일 리드의 유도 호흡신호가 좋을 수도 있다[9]. 단일 리드 심전도에서 유도 호흡신호를 추출하는 방법은 R파의 크기와 QRS 구간 면적을 이용하는 방법과 본 연구에서 제안하는 방법인 호흡성 동부정맥을 이용하는 방법을 사용할 수 있다.

2.3 심전도 유도 호흡신호 추출 방법

그림 1에 삼차 스플라인 보간을 사용하는 유도 호흡신호

추출 방법의 과정과 실시간 유도 호흡신호를 추출하기 위한 안티에일리어싱 저역 통과 필터를 사용하는 심전도 유도 호흡신호 추출과정을 나타내었다. 삼차 스플라인 보간을 사용하는 유도 호흡 추출 방법은 잘 알려져 있으므로, 제안하는 방법에 대해서만 설명한다. 새로 제안하는 유도법에서는 정확한 R파의 크기나, QRS 구간 면적을 구하지 않고, R파의 간격을 이용하기 때문에 고역 통과 필터만을 사용하여 기저선을 제거하고, R-R 간격을 구한 뒤, 다표본 신호처리(multirate signal processing)의 업샘플링 개념을 적용하고 [22], DC 및 저주파 성분의 제거와 평활화를 하여 유도 호흡을 추출하게 된다.

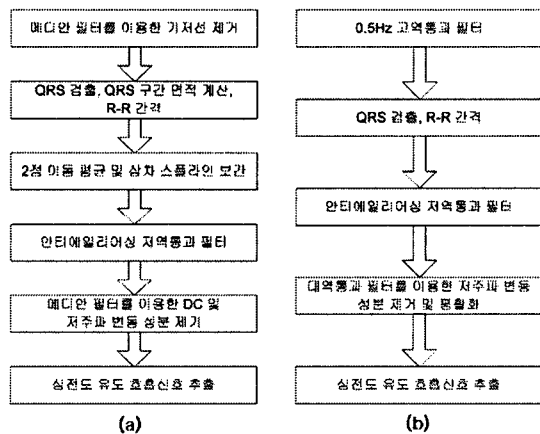


그림 1 심전도 유도 호흡신호 추출과정
 (a) 삼차 스플라인 보간을 사용하는 기존의 EDR 추출 방식
 (b) 안티에일리어싱 저역 통과 필터를 사용한 제안된 EDR 추출 방식

Fig 1 EDR extraction procedures
 (a) Conventional EDR extraction method using cubic spline interpolation
 (b) The proposed EDR extraction method using antialiasing low pass filter

2.3.1 다표본 신호처리의 업샘플링

일반적으로 그림 2의 (b)와 같이, 업샘플링 할 인자 U 에 대해 $(U-1)$ 개의 영(zero)을 데이터 사이에 추가한다. 그림 2의 (b)는 업샘플링 인자 U 가 3인 경우, 각각의 데이터 사이에 2개의 영을 추가한 것이다. 그러나 이 경우에 업샘플링을 한 후 대역 제한을 하게 되면, 신호의 에너지를 변화시키지 않았기 때문에 신호의 크기가 $1/U$ 만큼 작아지는 현상이 나타나게 된다. 이를 방지하기 위해서는 그림 2의 (c)와 같이 데이터 사이에 영을 추가하는 것이 아니라, 업샘플링 인자 $(U-1)$ 개의 같은 데이터를 추가하게 되면 그림 2의 (d)와 같이 신호의 크기가 유지 되면서 데이터는 업샘플링된 주파수를 가지게 된다. 또 다른 방법은 데이터 사이에 영을 추가하고, 업샘플링 할 인자 U 해당하는 가중치를 주는 것으로 간단히 처리할 수 있다. 그러나 정수(integer) 연산을 하는 경우에는, 정수로 표현할 수 있는 비트범위를 넘어서는 포화(saturation)의 경우가 있으므로, 그림.2의 (c)와 같은 방법을 사용해야 한다. 기존의 심전도 유도 호흡신

호를 구하는 과정에서 사용하는 보간 방법인 삼차 스플라인 보간을 이것으로 대체하여 실시간 심전도 유도 호흡신호의 추출을 가능하게 한다. 실시간 심전도 유도 호흡신호 추출에 사용되는 R파 시계열은 실시간으로 구해져야 한다. 이 R파 시계열이 HRV(Heart rate Variability)와 다른 점은 HRV는 현재의 R파 위치에 다음에 오는 R파와의 시간적 거리를 표시하는 것이고, 실시간 심전도 유도 호흡신호 추출에 사용되는 R파 시계열은 이전 R파와 현재의 R파와의 시간적 거리를 현재의 R파에서 표시한다는 것이다. 이 R파 시계열을 저역 통과 필터를 적용으로 평활화시켜 보간을 대체한다.

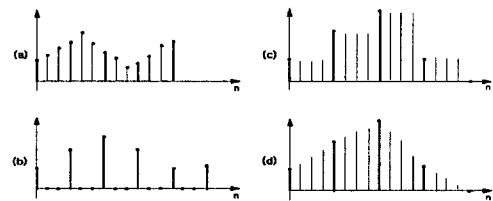


그림 2 다표본 신호처리의 업샘플링 방법
 (a) 원신호
 (b) (a)의 업샘플링, factor = 3인 경우, 영(zero) 2개 추가
 (c) 수정된 업샘플링, factor = 4인 경우, 같은 데이터 3개 추가
 (d) (c)의 대역 제한

Fig 2 Upsampling process of multirate signal processing
 (a) Original signal
 (b) Upsampling of (a), where factor=3, insertion of two of zeros
 (c) Modified upsampling, where factor=3, insertion of three of same data just before
 (d) Bandwidth limitation of (c)

2.4 단일 리드 심전도 유도 호흡의 비교

단일 리드 심전도에서 유도호흡 신호를 유도하는 경우에 있어, 기존의 R파의 크기나 QRS 구간 면적을 이용하여 심전도 유도호흡 신호를 구하는 방법과 호흡성 동부정맥을 이용하여 심전도 유도호흡 신호를 구하는 방법을 비교하였다.

피험자는 25~30세 사이의 심장 질환이 없는 14명을 대상으로 Biopac을 사용하여 리드 III의 심전도 한 채널을 측정하고, 동시에 호흡의 직접 측정인 코 주위에서의 기류 온도(thermocouple)와 호흡의 간접 측정인 흉곽벨트에 의한 호흡신호를 누운 상태에서 30분간 측정하였다. 신호는 각각 500 sample/sec로 획득하였고, 신호처리를 위해 안티에일리어싱(antialiasing) 저역 통과 필터를 거쳐 100Hz로 다운샘플링하였다. 단일 리드 심전도에서 호흡신호 유도에 사용되는 R파 크기 및 QRS 구간 면적을 기존의 심전도 유도호흡 신호를 구하는 방법인, 기저선 제거, QRS 검출 및 구간 면적 계산, 삼차 스플라인 보간(cubic spline interpolation), 저주파 변동 성분 제거, 안티에일리어싱 저역 통과 필터를 거친 다운 샘플링의 순서에 따라 구한 신호인 EDR_R , EDR_Q 와 R-R 간격을 기존 유도 방법을 적용시킨 EDR_H , 안티에일리어싱 저역 통과 필터를 거친 다운샘플링과 저주파 변동 성분 제거와 평활화(smoothing)를 위한 대역 통과 필터를 사용하여 구한 호흡신호 EDR_M 을 구하였다.

2.4.1 심전도 유도 호흡신호 추출 방법의 적용

그림 3은 기존의 EDR 추출 과정과 제안하는 실시간 EDR 추출 과정의 중간 신호를 나타낸 것이다. 그림 3의 (a)는 한 피험자의 수면 중 몸부림에 의한 움직임 잡음이 있는 경우 메디안 필터로 기저선을 추적하고, ECG에서 메디안 필터 출력을 뺀으로써 움직임에 의한 기저선을 제거한다. 그 후에 QRS 구간 면적을 구하고, 구간 면적에 대해 2점 이동 평균 필터를 취한 다음 삼차 스플라인 보간을 적용한 과정까지 나타낸 것이고, 그림 3의 (b)는 실시간 EDR 추출 방법으로 QRS 검출 이후, R-R 간격을 대역 통과 필터로 신호처리 하여 EDR을 추출하는 과정을 보인 것이다. DC, 저주파 변동 성분, 과도 응답을 제거한 뒤, 흉곽벨트로 구한 호흡신호 및 thermocouple을 이용한 호흡신호와 각 유도 호흡신호의 정량적인 비교를 위해서, 각 신호들을 ±1 이내의 값을 갖도록 정규화 시킨다.

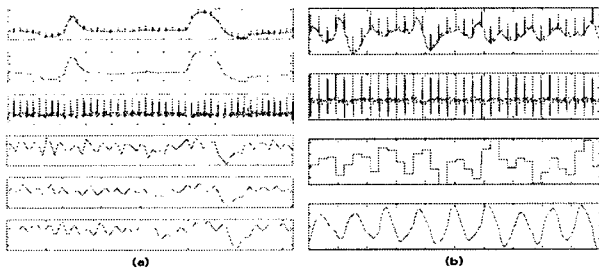


그림 3 EDR 추출 과정의 중간 신호에 대한 표시
 (a) 기존 EDR 추출 방법
 (위부터 : 원 신호-메디안필터출력-기저선 제거 ECG-QRS 구간면적-이동평균필터-삼차 스플라인 보간)
 (b) 제안된 실시간 EDR 추출 방법
 (위부터 : 원 신호-고역통과필터-RR간격-대역통과필터)
Fig 3 Representation of each processed signal during EDR extraction
 (a) Conventional EDR extraction method
 (From top : original signal-median filter output-baseline removed ECG-QRS complex area-moving average filter-cubic spline interpolation)
 (b) The proposed real-time EDR extraction method
 (From top : original signal-high pass filter-RR interval series-bandpass filter)

그림 4에 흉곽벨트로 구한 호흡신호와 각 유도 호흡신호 (a),(b),(c),(d) 및 코 주위의 기류온도와 각 유도 호흡신호 (e),(f),(g),(h)를 표시하였다. 유도 호흡신호들은 실선이고, 흉곽벨트로 구한 호흡신호와 코 주위의 기류온도는 점선으로 나타내었다. 그림 4 (d),(h)는 다른 유도 호흡신호와 달리 위상 지연이 생긴다. 이는 삼차 스플라인 보간의 적용 대신 안티에일리어싱 저역통과 필터 적용으로 생긴 위상 지연이다. 두 호흡신호를 가장 근사하게 재현한 유도 호흡은 R-R 간격을 삼차 스플라인으로 보간하여 유도한 EDR_H 이다. 그림 4 (g)의 코 주위의 기류 온도와 EDR_H 의 경우에는 위상 지연이 있다. EDR_H 는 R-R 간격을 HRV를 구할 때와 같은 방법으로 구한 것이다. HRV의 R-R 간격은 현재의 R파 위치에 다음에 오는 R파와의 거리를 나타내는 것이라면, EDR_M 의 R-R 간격은 실시간으로 구하기 위해 이전의 R파

와 현재의 R파의 거리를 현재의 R파 위치에 나타내기 때문이다. 그리고 흉곽벨트 호흡신호와 thermocouple을 이용한 호흡신호를 보면 서로 위상이 틀리다는 것을 확인 할 수 있다. 흉곽벨트 호흡신호는 그 크기가 들숨에서 증가하고 날숨에서 감소하지만, thermocouple을 이용한 호흡신호는 들숨에서 주위 온도의 공기가 흡입되기 때문에 크기가 작아지고, 날숨에서는 몸속에서 더워진 공기가 배출되므로 크기가 커진다. 이런 이유로 두 호흡신호의 위상은 반대가 된다.

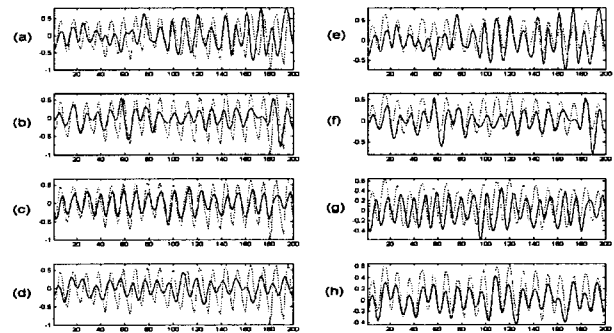


그림 4 흉곽벨트 호흡신호 및 thermocouple을 이용한 호흡신호와 유도 호흡신호의 비교
 (a) 흉곽벨트 호흡신호(점선)와 EDR_R (실선)
 (b) 흉곽벨트 호흡신호(점선)와 EDR_Q (실선)
 (c) 흉곽벨트 호흡신호(점선)와 EDR_H (실선)
 (d) 흉곽벨트 호흡신호(점선)와 EDR_M (실선)
 (e) Thermocouple 신호(점선)와 EDR_R (실선)
 (f) Thermocouple 신호(점선)와 EDR_Q (실선)
 (g) Thermocouple 신호(점선)와 EDR_H (실선)
 (h) Thermocouple 신호(점선)와 EDR_M (실선)

Fig 4 The comparison of EDR signal and both thoracic belt-generated signal and nasal temperature signal
 (a) Thoracic belt signal(dotted) and EDR_R (solid)
 (b) Thoracic belt signal(dotted) and EDR_Q (solid)
 (c) Thoracic belt signal(dotted) and EDR_H (solid)
 (d) Thoracic belt signal(dotted) and EDR_M (solid)
 (e) Thermocouple signal(dotted) and EDR_R (solid)
 (f) Thermocouple signal(dotted) and EDR_Q (solid)
 (g) Thermocouple signal(dotted) and EDR_H (solid)
 (h) Thermocouple signal(dotted) and EDR_M (solid)

3. 실험 결과 및 토의

3.1 각 유형의 심전도 유도 호흡의 평가

심전도 유도 호흡의 평가를 위해, 흉곽벨트에 의한 직접적인 호흡 측정방식 및 코 주위 온도 변화에 의한 간접적인 호흡 측정방식과의 평균제곱오차(Mean squared error, MSE), 교차 상관(Cross Correlation, XCorr), 일관성(Coherence)을 비교하였다. 그림 5는 흉곽벨트 호흡신호와 각 유도 호흡신호를 비교한 것이다. MSE가 가장 작은 피험자 H의 경우, 상관성이 가장 높을 것으로 예상되지만, 결과는 그렇게 나오지 않았다. 그림 5에서 피험자 B의 경우 MSE는 EDR_H 가 작고 Xcorr은 EDR_H 가 높지만, Coherence는 오히려 EDR_Q 가 높다. 피험자 C의 경우 MSE는 EDR_Q 가 크지만, Xcorr은 높고, Coherence도 높다. 따라서 MSE가

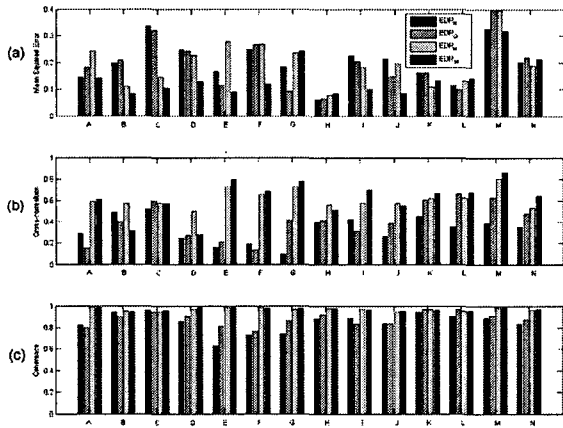


그림 6 thermocouple을 이용한 호흡신호와 EDR의 비교
 (a) $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$ 의 각 MSE
 (b) $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$ 의 각 Xcorr
 (c) $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$ 의 각 Coherence
 Fig 6 Comparisons EDR signal and nasal temperature signal

- (a) Each MSE of $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$
- (b) Each Xcorr of $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$
- (c) Each Coherence of $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$

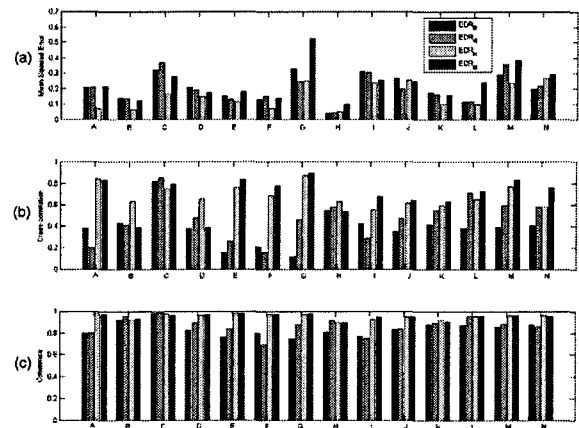


그림 5 흉곽벨트 호흡신호와 EDR의 비교
 (a) $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$ 의 각 MSE
 (b) $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$ 의 각 Xcorr
 (c) $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$ 의 각 Coherence
 Fig 5 Comparisons EDR signal and thoracic belt respiration signal

- (a) Each MSE of $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$
- (b) Each Xcorr of $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$
- (c) Each Coherence of $EDR_R, EDR_Q, EDR_H, EDR_M$

표 1. 흉곽벨트 호흡신호 및 thermocouple 호흡신호에 대한 유도 호흡신호의 파라미터별 평균과 편차
 Table 1. Average and Standard Deviation of each parameter about thoracic belt and thermocouple respiration signal to EDR signal

		MSE				Xcorr				Coherence			
		EDR_R	EDR_Q	EDR_H	EDR_M	EDR_R	EDR_Q	EDR_H	EDR_M	EDR_R	EDR_Q	EDR_H	EDR_M
Chest belt	Mean	0.2044	0.2012	0.1515	0.2356	0.3848	0.4701	0.6836	0.6913	0.8382	0.8685	0.9531	0.9538
	STD	0.0881	0.0929	0.0812	0.1132	0.1694	0.1957	0.0981	0.1614	0.0660	0.0796	0.0282	0.0272
thermo-couple	Mean	0.2023	0.1948	0.1983	0.1414	0.3298	0.4049	0.6167	0.6161	0.8478	0.8794	0.9683	0.9704
	STD	0.0749	0.0930	0.0847	0.0700	0.1274	0.1749	0.0846	0.0663	0.0925	0.0636	0.0129	0.0127

작다고 해서 직접 또는 간접적으로 측정된 호흡신호와 유도 호흡신호 간 상관성이 높은 것은 아니고, 시간 영역에서의 상관성이 높다고 해서 주파수 영역에서의 상관성이 높다고 할 수 없으나, 대체로 시간 영역의 상관성이 높으면, 주파수 상관성도 높다. 그림 6은 thermocouple을 이용한 호흡신호와 유도 호흡신호를 각각 비교한 것이다. 그림 6의 (a)에서 피험자 M에 대한 MSE가 가장 높지만, 그림 5의 (a)에서 가장 높은 MSE를 보인 피험자 G의 EDR_M 에 대한 MSE보다 작은 값이다. 표 1은 흉곽벨트 호흡신호와 thermocouple을 이용한 호흡신호에 대한 유도 호흡신호의 파라미터별 평균과 편차를 나타낸 것이다. AM EDR(EDR_R, EDR_Q)보다 FM EDR(EDR_H, EDR_M)이 두 호흡신호와 더 관계성이 높은 것을 알 수 있고, FM EDR 중 EDR_H, EDR_M 의 특성이 크게 다르지 않음을 확인 할 수 있다. 표 2는 각 피험자의 흉곽벨트 호흡신호와 thermocouple을 이용한 호흡신호 간의 MSE, Xcorr, Coherence를 표시한 것이다. 직접 또는 간접 측정의 호흡신호인 두 신호에서 평균된 MSE, Xcorr, Coherence의 특성은 EDR_H 와 EDR_M 이 각각

두 호흡신호에 대한 특성과 큰 차이를 보이지 않고, thermocouple을 이용한 호흡신호와 EDR_M 의 MSE보다 오차가 크고, 흉곽벨트 호흡신호와 EDR_M 의 Xcorr보다 시간 영역 상관성은 낮으며, 주파수 영역의 상관성인 Coherence는 높은 상관성을 보인다. 마지막으로 EDR_H 와 EDR_M 을 고려하면, 그림 4에서 EDR_H 가 흉곽벨트 호흡신호와 유사하게 보이지만, 시간과 주파수 영역의 상관성 평가에서 EDR_M 과 EDR_H 는 평균적으로 비슷한 관계성을 보였다.

표 2. 흉곽벨트 호흡신호와 thermocouple을 이용한 호흡신호의 비교
 Table 2. Comparisons thoracic belt respiration signal and nasal temperature signal

	MSE	Xcorr	Coherence
Mean	0.2165	0.6626	0.9838
STD	0.0929	0.1322	0.0152

3.1.1 각 유형의 심전도 유도 호흡 비교에 대한 평가

호흡성 동부정맥은 건강하고 젊은 사람일수록 분명히 나타나고[23], 심장 질환이 있는 경우, 심박의 결손 또는 부정맥으로 인한 호흡신호 재구성에 어려움이 있다[9]. 그리고 활동 중에서는 호흡 이외의 다른 요인들과 상호작용으로 심박이 변할 수 있어 호흡신호 재구성이 부정확할 수 있다. 심장 질환이 없고 젊은 사람으로 제한을 두고, 편안하게 누운 상태에서 수면을 취해도 된다는 조건에서 실험을 하였다. 심전도 유도 호흡신호를 추출하는 데 있어서, 호흡 주기에서 공기의 유출입에 따른 흉곽 내 임피던스의 변화가 피부전극으로 측정되는 심전도에 영향을 준다는 것을 이용하는 기존 방법과는 다른, 호흡 주기가 심장에 미치는 주기적인 활동인 호흡성 동부정맥을 바탕으로 단일 리드 심전도로부터 호흡신호를 유도하는 방법을 제시하여 비교 평가 하였다. 그리고 기존의 삼차 스플라인 보간의 사용을 없애는 신호처리 과정의 단순화를 통하여 다표본 신호처리의 안티에일리어싱 저역 통과 필터와 대역 통과 필터 처리만으로 상관성이 높은 유도 호흡신호를 얻을 수 있었다. 이전의 연구에서 심전도 리드III에서 유도되는 호흡신호가 다중리드 신호에 비해 유사성이 높은 경우가 있음을 확인 하였고, 단일 리드에서 최적의 유도 호흡을 구하고자 하였다[9]. 심전도 리드III에서 기존의 방법을 적용한 R파의 크기, QRS 구간 면적의 유도 호흡신호와 호흡성 동부정맥을 바탕으로 기존 방법을 적용하여 구한 호흡신호 및 신호처리과정의 단순화를 통해 구한 호흡신호를 비교하여 본 결과는, 단일 리드 심전도에서 호흡성 동부정맥을 근거로 하는 유도 호흡이 기존 이론을 바탕으로 하는 유도 호흡신호보다 상관성이 높았다. 또한 기존 호흡 유도 방법을 사용한 호흡신호와 신호처리 과정의 단순화를 통한 유도 호흡신호는 위상 지연이 어느 정도 있지만, 호흡의 직접 측정법인 thermocouple을 이용한 호흡신호와 호흡의 간접 측정법인 흉곽벨트를 이용하여 구한 호흡신호의 상관성은 호흡성 동부정맥을 근거로 하는 유도 호흡신호와 각각의 두 호흡신호에 대한 상관성과 유사함을 확인하였다.

3.2 전도성 직물을 이용한 심전도 증폭기 출력 결과

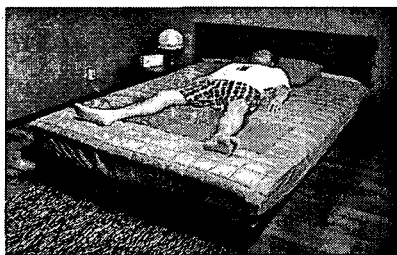


그림 7 전도성 직물 전극으로 심전도 측정
Fig 7. ECG measurement using conductive textile electrode

그림 7은 한 피험자의 수면 중 심전도를 측정하는 모습으로 베게와 다리에 전도성 직물 전극을 위치시켰다. 베게 전극의 크기는 103cm × 50cm이며, 다리 전극의 크기는 149cm × 41cm이다. 심전도와 실시간으로 추출한 호흡신호는 블루투스를 이용하여 거실에 설치된 호스트로 전송된다. 그림 8(a)는 접착형의 전해질을 사용한 RA와 LA의 리드 I에 대

한 설계된 심전도 증폭기의 출력이고, 그림 8의 (c)는 전극과 전도성 직물 전극을 사용한 베게 전극과 다리 전극의 심전도 증폭기의 출력이다. 그림 8의 (a)와 (c)는 각각 A/D 변환된 심전도를 나타낸 것이고, 그림 8의 (b)는 (d)는 신호를 마이크로컨트롤러에서 5점 이동 평균 필터를 정수 연산으로 적용하여 60Hz를 제거한 신호이다.

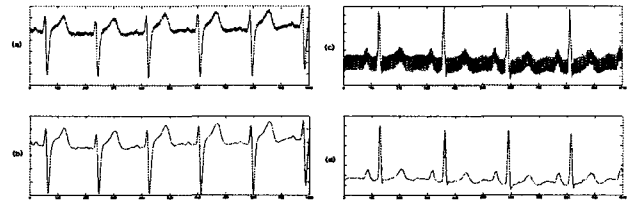


그림 8 접착형 심전도 전극 및 전도성 직물 전극의 두 전극 심전도 증폭기의 출력
(a) 접착형 심전도 전극의 A/D 변환된 심전도
(b) (a)를 5점 이동 평균 필터한 심전도
(c) 전도성 직물 전극의 A/D 변환된 심전도
(d) (c)를 5점 이동 평균 필터한 심전도

Fig 8 Two-electrodes ECG amplifier outputs through adhesive ECG electrodes and conductive textile
(a) A/D converted ECG signal with adhesive electrodes
(b) 5-points moving average filtered ECG for (a)
(c) A/D converted ECG signal with conductive textile
(d) 5-points moving average filtered ECG for (c)

3.3 비순환 대역 제한 필터와 순환 대역 통과 필터를 사용하는 심전도 유도 호흡신호의 비교

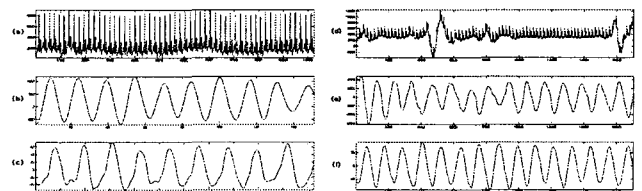


그림 9 전도성 직물에서 얻어진 심전도로부터 비순환 대역 제한 필터와 순환 대역 통과 필터를 사용하여 획득한 실시간 EDR과 동시에 측정된 흉곽벨트 호흡신호
(a) 300Hz로 샘플링된 심전도
(b) 비순환 대역 제한 필터 EDR(4Hz)
(c) 동시 측정된 흉곽벨트 호흡신호
(d) 300Hz로 샘플링된 심전도
(e) 순환 대역 통과 필터 EDR(300Hz)
(f) 동시 측정된 흉곽벨트 호흡신호

Fig 9 Real-time EDR signals with both nonrecursive and recursive band pass filter using conductive textile and thoracic belt respiration signals acquired simultaneously
(a) 300Hz sampled ECG
(b) Nonrecursive band limited filtered EDR(4Hz)
(c) thoracic belt respiration signals acquired simultaneously
(d) 300Hz sampled ECG
(e) Recursive band pass filtered EDR(300Hz)
(f) thoracic belt respiration signals acquired simultaneously

그림 9는 비순환 대역 제한 필터와 순환 대역 통과 필터를 사용하는 실시간 심전도 유도 호흡신호 및 흉곽벨트 호흡신호를 각각 나타낸 것이다. 비순환 대역 제한 필터를 사용하는 실시간 심전도 유도 호흡신호 추출 방법은 심전도를 300Hz로 전송하고, 심전도 유도 호흡신호를 4Hz로 전송하여 심전도보다 상대적으로 느린 신호인 유도 호흡신호를 컴퓨터에서 추가적인 다운샘플링 없이 표시할 수 있다는 장점이 있지만, 사용하는 필터의 길이가 43으로 연산량이 많아 추가적인 R-R 간격과 QRS 검출 위치 등의 신호를 타이머 인터럽트 한 주기에서 전송하지 못한다. 그리고 저장된 데이터를 읽을 때, 추가적인 작업이 더 필요하고, 흉곽벨트 호흡신호와 샘플링 주파수가 틀려 두 신호를 비교하기 위해서는 흉곽벨트 호흡신호를 4Hz로 다운샘플링하여야 한다. 그러나 순환 대역 통과 필터를 사용하는 실시간 심전도 유도 호흡신호 추출방법은 모든 신호를 같은 샘플링 주파수로 보내어, 데이터를 읽을 때 추가적인 작업이 덜 필요하고, 연산량이 작아 부가적인 신호를 전송할 수 있다.

3.4 심전도 유도 호흡신호의 임상학적인 평가

그림 10은 낄숨과 들숨 동안에 호흡을 멈추게 한 다음 측정된 신호이다. 그림 10의 (b)는 R-R 간격을 나타낸 것이고, 그림 10의 (c)는 심전도로부터 유도된 호흡신호, 그림 10의 (d)는 흉곽벨트로부터 측정된 호흡신호이다. 그림 10의 (d)에 표시한 낄숨 멈춤 동안 호흡을 멈춘 상태에서 들숨 동안 멈춤으로 바뀔 때, R-R 간격이 감소하였다가 크게 증가하였다. 그리고 들숨 동안 호흡 멈춤이 끝난 뒤에 다시 R-R 간격이 크게 증가하는 것을 볼 수 있다. 이것은 저하된 호흡으로 인해 이산화탄소의 분압이 빠르게 증가하여 호흡의 화학수용기 자극에 의해 이산화탄소의 환기를 촉진하는 과정에서 R-R 간격이 길어진 것을 나타낸다. Hayano 등은, 개 실험에서, 고탄소 환경에 노출되었을 때, 일회 호흡량(tidal volume)과 분당 호흡수가 증가하고, 심박수(heart rate)와 혈압은 변하지 않고, 호흡성 동부정맥이 증대되었다고 보고하였다[24]. Hayano 등이 언급한 심박수는 분당 평균 심박수를 가리키는 것으로 보인다. 그리고 그들의 연구에서 호흡성동부정맥의 크기는 R-R 간격의 변화되는 정도이다. 분당 평균 심박수는 일정하다고 볼 수 있지만, 순간적인 심박의 변화는, 이산화탄소의 분압이 높아지기 전의 변화 정도에 비해서 변화정도가 증가하였다. Shykoff 등은 실험적으로 호흡성 동부정맥이 호흡에 비례하는 크기로 중추적으로 조정된다고 제안하였다[25]. 인간이 고탄소 환경에 노출될 경우, 살기 위해서 허파로부터 이산화탄소를 배출해야 하므로, 호흡을 자극하게 된다. 그리고 허파에서의 가스교환이 가속화되고 그 결과로 호흡성 동부정맥이 강하게 나타난다. 그림 10의 (c)와 (d)의 사각 상자로 표시된 부분은 사람의 의지에 의한 호흡의 점진적인 변화도 호흡성 동부정맥으로 나타나고, 유도 호흡신호로도 나타난다는 것을 보인다. 그림 11은 피험자 A에 대한 186분의 수면동안 측정된 신호와 그 중 82~87분 사이의 무호흡 구간이 있었던 부분을 나타낸 것이다. 그림 11의 (h)에서 86분 근처(1550000 지점)에서 약 10초간 무호흡이 있고, (g)의 심전도 유도 호흡신호에서도 나타나 있다. (f)의 R-R 간격에서 83분 근처(1500000 지점)에 R-R 간격이 감소한 것을 보이지만, 흉곽

벨트 호흡신호에서는 호흡신호와 함께 약간의 기저선 움직임이 있고, 심전도 유도 호흡신호에서도 호흡신호가 보인다. 85분 근처(1530000 지점)에는 심전도 유도 호흡과 흉곽벨트 호흡신호 모두 호흡의 길어짐과 짧아짐을 확인할 수 있다.

선행 연구[26]와 다른 연구의 결과는 호흡과 심박수 사이의 관계는 비인과적(noncausal)으로 나타난다고 하였다[27]. 그러나 R-R 시계열을 구성하는 방법이 HRV의 R-R 시계열 구성 방법과 다르다. 그런 이유로 실험을 위해 호흡을 멈추었거나, 호흡곤란 또는 무호흡이 있는 실험 결과에서 시간 선행을 확인할 수 없다. 반대로 그림 10과 11에서, 호흡 곤란 또는 무호흡 이후 호흡이 회복될 때, R-R 간격과 유도 호흡신호는 호흡신호보다 늦게 회복된다.

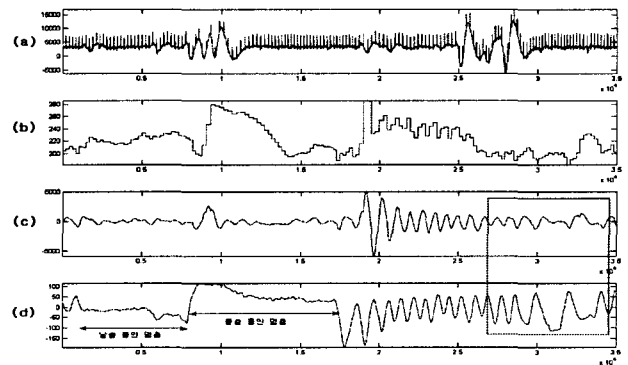


그림 10 인위적으로 호흡을 변화시킨 경우의 심전도 유도 호흡 신호와 동시에 측정된 흉곽 벨트 호흡 신호
(a) 전도성 직물에서 측정된 심전도
(b) R-R 간격
(c) 실시간 심전도 유도 호흡신호
(d) 동시 측정된 흉곽벨트 호흡신호

Fig 10 EDR signal in case of controlled respiration and thoracic belt respiration signals acquired together
(a) ECG signal acquired from conductive textile
(b) R-R interval series
(c) Real-time EDR signal
(d) Thoracic belt respiration signals acquired together

4. 결 론

본 연구는 피험자의 구속을 최소화하여 전도성 직물을 사용한 두 전극으로부터 심전도를 측정하고, 측정된 심전도로부터 리드 중속성이 없는 단일 리드 실시간 심전도 유도 호흡신호를 추출에 관한 것이다.

기존의 심전도 유도 호흡신호의 추출이 호흡운동으로 인한 심전도에서의 진폭변조를 바탕으로 하는 것이고, 제안된 심전도 유도 호흡신호는 호흡계와 순환계의 상호작용인 호흡성 동부정맥을 기초로 하는 심전도에서의 주파수 변조를 바탕으로 하는 것이다. 단일 리드 심전도에서의 심전도 유도 호흡신호는 리드별 중속성이 없는 호흡의 주파수 변조로 호흡신호를 유도한 것이 직접 측정법의 호흡신호 및 간접 측정법의 호흡신호와 상관성, 일관성이 높다는 것을 보였다. 그리고 실시간으로 심전도 유도 호흡신호를 추출하기 위해 기존의 심전도 유도 호흡신호 추출에서 사용한 삼차 스플라인 보간(EDR_H)을 대표본 신호처리의 업샘플링 개념을 적용

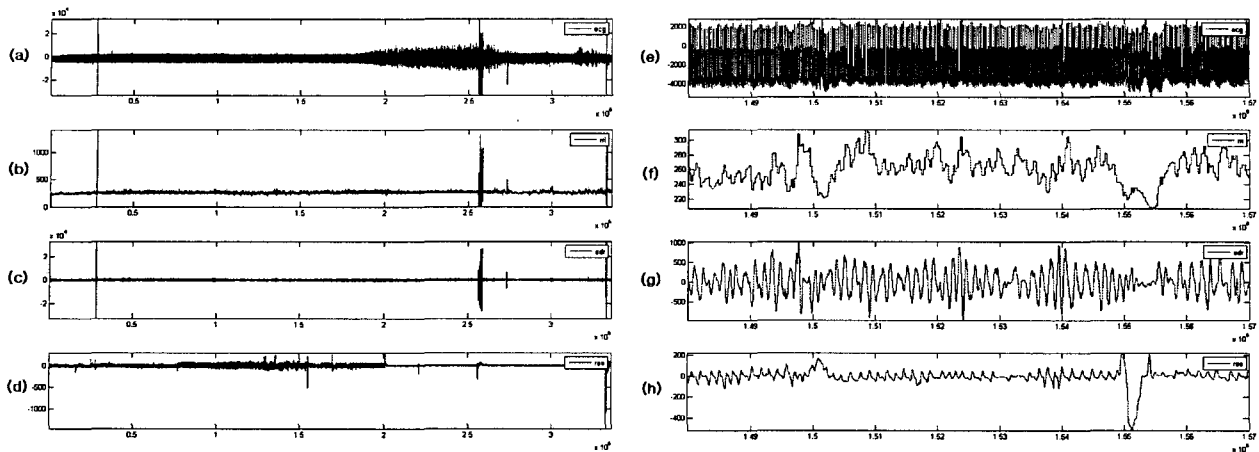


그림 11 피험자 A의 186분 동안 측정된 신호 및 82~87분 사이의 무호흡 발현 구간 신호

- (a) 186분 동안의 심전도
- (b) 186분 동안의 R-R 간격
- (c) 186분 동안의 심전도 유도 호흡신호
- (d) 186분 동안의 흉곽벨트 호흡신호
- (e) 82~87분 사이의 심전도
- (f) 82~87분 사이의 R-R 간격
- (g) 82~87분 사이의 심전도 유도 호흡신호
- (h) 82~87분 사이의 흉곽벨트 호흡신호

Fig 11 186 Subject A's measured signal for 186 minutes and apnea episode occurred period between 82~87 minute

- (a) ECG signal for 186 minutes
- (b) R-R intervals for 186 minutes
- (c) EDR signal for 186 minutes
- (d) Thoracic belt signal for 186 minutes
- (e) ECG signal between 82~87 minute
- (f) R-R intervals between 82~87 minute
- (g) EDR signal between 82~87 minute
- (h) Thoracic belt signal between 82~87 minute

하여 대역 제한 필터를 사용한 평활화(EDR_M)로 대체하였다. 본 연구에서 설계한 두 입력 심전도 증폭기는 높은 동상입력제거비를 갖게 설계된 것이 아니고, 오른 다리 전극을 저항과 커패시터의 결합 모델로 가정하고 두 입력 전극에 레환시켜 동상입력 신호제거에 기여하고, 동상입력 신호로 포화되지 않도록 설계된 것이다. 잔류하는 동상입력 신호는 마이크로컨트롤러에서 이산 이동 평균 필터로 제거 한다. 전극으로 사용되는 재질에 따라 실험적으로 저항과 커패시터의 값을 정해야 하는 단점은 있지만, 두 입력 심전도 증폭기로 충분히 사용될 수 있다. 전도성 직물을 전극으로 사용하여 전극의 부착 없이, 피험자에게 심전도 측정의 편의를 제공한다. 단일 리드 심전도이긴 하지만, 전극의 부착이 필요 없는 생체신호계측이 가능하다. 현재 시스템은 버튼 작동으로 개인 식별, 측정의 시작 종료를 하지만, 향후 개발 중인 위치 검출 및 개인 식별 시스템과 연동되어 사람이 버튼을 눌러 동작시키지 않아도 개인 식별을 하여 측정의 시작과 종료가 자동으로 된다면, 무자각 무구속의 생체신호 측정이 가능해질 것이다. 또한 획득된 심전도와 EDR을 이용하여 최소한의 인자만을 사용하는 효과적인 실시간 무호흡 검출 알고리즘에 대한 연구가 필요하고, 청각적 경보 또는 진동을 통하여 수면 무호흡 상태에서부터 각성시키기 위한 최적의 방법에 대한 연구도 진행 되어야 할 것이다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(고유번호 : A020602)

참 고 문 헌

- [1] M. Ishijima, "Monitoring of Electrocardiograms in Bed Without Utilizing Surface Electrodes", IEEE Trans. Biome. Eng., Vol 40, pp 593-594, 1993
- [2] M. Ishijima, "Long-term Cardiopulmonary Monitoring in Bed Without Subject Awareness", IEEE EMB. 18th Annual Int. Conf., pp 65-66, 1996
- [3] M. Ishijima, "Cardiopulmonary Monitoring by textile electrodes without subject-awareness of being monitored", Med. Biol. Eng. Comput., Vol 35, pp 685-690, Nov 1997
- [4] M. Ogawa, T. Togawa, "Attempts at Monitoring Health Status in Home", IEEE EMBS. 1st Annual Int. Conf, pp 552-556, 2000
- [5] W.J. Yi, K.S. Park, " Derivation of Respiration from ECG Measured Without Subject's Awareness Using Wavelet Transform", IEEE EMBS/BMES. Conf, pp 130-131, 2002
- [6] D. Dobrev, " Two-electrode low supply voltage electrocardiogram signal amplifier", Med. Biol. Eng. Comput., Vol 42, pp 272-276, 2004
- [7] 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
- [8] 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
- [9] 박성빈, 이계형, 김경환, 윤형로, "힐버트 변환에 기반한 순간주파수 추정을 이용한 개선된 심전도 유도 호흡신호 추출 알고리즘", 대한전기학회, Vol 53D, No 10, pp 733-740, 2004

[10] D. Dobrev, I. Daskalov, "Two-electrode telemetric instrument for infant heart rate and apnea monitoring", Medical. Eng. Physi., Vol 20, pp 729-734, 1998

[11] DL. Eckberg, "Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow", J Appl Physiol, Vol 54(4), pp 961-966, 1983

[12] J. Hayano, F. Yasuma, A. Okada, et al, "Respiratory sinus arrhythmia : a phenomenon improving pulmonary gas exchange and circulatory efficiency", Circulation, Vol 94, pp 842-847, 1996

[13] 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

[14] A. Travaglini, C. Lamberti, J. De Bie, "Respiratory of signal derived from eight-lead ecg", IEEE Comp. in Cardiol., Vol 25-2, pp 65-68, 1998

[15] 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

[16] D. Laude, M. Goldman, P. Escourrou, et al, "Effect of breathing pattern on blood pressure and heart rate oscillations in humans", Clin Exp Pharmacol Physiol, Vol 20, pp 619-626, 1993

[17] P. Sleight, B. Casadei, "Heart Rate Variability, Ch.24 Relationships Between Heart Rate, Respiration and Blood Pressure Variabilities, Futura Publishing, pp 311-327, 1995

[18] B.H. Taha, P.M. Simson, J.A. Dempsey, J.B. Skatrud, C. Iber, "Respiratory sinus arrhythmia in human : an obligatory role for vagal feedback from the lung", J Appl Physiol, Vol 78(2), pp 638-645

[19] D.L. Eckberg, C. Nerhed, B.G. Wallin, "Respiratory modulation of muscle sympathetic and vagal cardiac outflow in man", J Physiol, Vol 365, pp 961-966, 1985

[20] J.P. Saul, R.D. Berger, P. Albrecht, S.P. Stein, M.H. Chen, and R.J. Cohen, "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation", Am. J. Physiol, 261(30), pp H1231-H1245, 1991

[21] T.C. Chou, "Electrocardiography in clinical practice-adult and pediatric", Saunders, pp 3-22, 1996

[22] A.V. Oppenheim, R.W. Schaffer, "Discrete Time Signal Processing", Prentice Hall, p.207 ~ 220, 1989

[23] W.J.M. Hrushesky, D. Fader, O. Schmitt, V. Gilbertsen, "The respiratory sinus arrhythmia : a measure of cardiac age", Science, Vol 224, pp 1001-1004, 1984

[24] J. Hayano, F. Yasuma, "Respiratory sinus arrhythmia : Why dose the Heartbear Synchronize withe Reipratory Rhythm?", Chest, Vol 125, pp 683-690, 2004

[25] B.E. Shykoff, S.S.J. Naqvi, A.S. Menon, et al. "Respiratory sinus arrhythmia in dogs: effects of phasic afferents and chemostimulation.", J Clin Invest, Vol 87, pp 1621-1627, 1991

[26] 박성빈, "선형 모델링에 의한 수면 무호흡 환자의 자율신경 제어 평가에 관한 연구", 연세대학교 대학원 학위논문, 2004

[27] T.J. Mullen, M.L. Appel, R. Mulkamala, J.M. Mathias, R.J. Cohen, "System identification of closed-loop cardiovascular control: effects of posture and autonomic blockade", Am. J. Physiol. 272 : H448-H461, 1997

저 자 소 개



이 계 형 (李桂衡)

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

Tel : 033-760-2807

Fax : 033-760-1953

E-mail : tl064@bme.yonsei.ac.kr



박 성 빈 (朴聖彬)

1974년 9월 17일생. 1997년 연세대 의공학과 졸업. 2005년 연세대학교 대학원 의공학과 졸업(공학박사). 관심 분야는 신호처리, 심폐기능 모델링, 재택진료 등.

Tel : 033-760-2807

Fax : 033-760-1953

E-mail : kbhien@bme.yonsei.ac.kr



윤 형 로 (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@yonsei.ac.kr