

# U-Health Care 환경에서 호흡측정을 위한 PPG 최적필터기술

김종화<sup>1</sup> · 황민철<sup>2</sup> · 남기창<sup>3</sup>

<sup>1</sup>상명대학교 컴퓨터 과학과 / <sup>2</sup>상명대학교 디지털미디어학부 / <sup>3</sup>한국전기연구원

## PPG Filtering Method for Respiration Measurement in U-Health Care System

Jonghwa Kim<sup>1</sup>, Mincheol Whang<sup>2</sup>, Kichang Nam<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Division of Computer Science, Sangmyung University, Seoul, 110-743

<sup>2</sup>Division of Digital Media Engineering, Sangmyung University, Seoul, 110-743

<sup>3</sup>Korea Electrotechnology Research Institute, Ahnsan, 426-170

### ABSTRACT

This research is to develop PPG filtering method for respiration measurement in U-Health Care system. Respiration rate was determined by filtering PPG and analyzing its spectrum. Optimal filter of PPG has been selected to get respiration by testing 120 sets of experiment data using 700 filtering cases. As a result, 2nd order Bessel-filter that used band-pass cutoff frequency at 0.175~0.4Hz with second order was good at developing respiration signal. Respiration signal in time domain could be continuously analyzed by converting frequency domain using spectrum analysis. 24 seconds has been found to be optimal time duration of collecting PPG data for determining respiration. Therefore, this study was successful of getting not only heart activity but also respiration by only PPG. Minimal invasive measurement obtaining multi-bio information by one sensor can be expected to apply to U-Health Care and human computer interaction.

Keyword: Respiration, Photoplethsmography, U-Health care

### 1. 서 론

유비쿼터스 환경이 발전함에 따라 다양한 분야에 유비쿼터스 기술이 적용되고 있다. 여러 적용분야 중 유비쿼터스 기술을 보건의료서비스에 적용한 것을 U-Health Care라고 한다. 이를 이용하면 사용자는 언제 어디서나 예방, 진단, 치료, 사후관리와 같은 보건의료서비스를 제공받을 수 있다. U-Health Care 시장의 수요와 시장 전망에 대한 한국전자

통신연구원(ETRI, Korea)의 자료에 따르면 서비스 이용자 수는 2005년 172만 명에서 2010년 1290만 명으로 증가하며 매출규모는 2005년 619억 원에서 2010년 1조 4천억 원으로 증가할 것으로 전망하였다(Kim M.K. 등, 2007). 하지만 U-Health Care 환경에 필요한 측정시스템의 발전은 유비쿼터스 기술의 발전에 비해 뒤쳐져 있다. 따라서 U-Health Care의 발전을 위해서 유비쿼터스 환경에 적합한 측정시스템의 개발이 필요하다. 유비쿼터스 환경에 적합한 측정시스템은 측정부담감 없이 일상에서 손쉽게 측정할

\*본 연구는 한국전자통신연구원 정보통신연구개발사업의 위탁연구과제인 "연속측정형 무구속 생체신호감지" 연구결과에 의한 것임.

교신저자: 김종화

주 소: 110-743 서울시 종로구 홍지동 7번지, 전화: 02-2287-5473, E-mail: rmx2003@naver.com

수 있어야 한다. 이를 위해 최근 비침습적 측정시스템에 대한 연구들이 활발하다.

본 연구는 다양한 생체변수 중 호흡과 맥박을 비침습적 측정시스템을 이용하여 연속적으로 관찰할 수 있는 방법에 관한 것이다. 호흡은 건강상태의 측정뿐만 아니라 다양한 치료에도 활용될 수 있다. 따라서 호흡을 측정하는 것은 매우 중요하다. 호흡을 환자의 치료법으로 사용한 예로 폐질환자에게 호흡재활 프로그램을 사용한 연구가 있다. 호흡재활 프로그램을 4주간 지속한 결과 운동능력이 증가됨을 관찰하였다(이창관, 2007). 또한 호흡은 감성변화에도 민감하다. 특히 감성의 변화에 따른 RSA(Respiratory sinus arrhythmia, 호흡 동성 부정맥)를 측정한 결과 감성을 드러내거나 억제하면서 타인과 대화를 하면 RSA가 증가하였다. 하지만 일상적인 평범한 대화의 경우 RSA의 변화가 없었다(Emily, 2006). 이와 같이 호흡은 인간의 건강이나 감성의 반응을 의미미한 생리적 변수로 제시되고 있음을 시사하고 있다.

기존의 호흡측정은 흡기와 호기 시의 공기흐름(air flow)를 직접 측정하는 방식과 호흡에 의한 흉강의 단면적 변화를 측정하는 간접적인 방법이 있다. 호기 또는 흡기류를 측정하는 방법은 정확한 호흡량의 측정이 가능하나, 특정 검사장비가 필요하거나 피측정자가 마스크를 착용해야 하는 단점이 있다. 흉강의 단면적을 변화를 관찰하는 간접적인 방법은 스트레인 게이지, 인덕턴스 방법 등을 이용해 측정하기 때문에 흉부에 센서나 밴드를 착용해야 하는 측정 방식이 부담스럽다. 이러한 문제의 대안으로 수지 접촉 측정 방식이며 심혈관 반응을 측정할 수 있는 PPG(photoplethysmogram) 센서의 데이터를 수집하고 분석하여 호흡정보를 얻어내는 연구가 진행되고 있다(Johansson 등, 1999; Johansson and oberg, 1999a; Nilsson, 2000; Nilsson 등, 2003a, 2003b, 2005). 호흡은 말초순환(peripheral circulation)을 변화시키므로, 피부에서 측정한 PPG를 통한 호흡의 측정이 가능하기 때문이다. PPG 신호에서 RIIV(respiratory induced intensity variation)을 측정할 결과 RIIV에 대한 완벽한 기전은 밝혀지지 않았지만, 흉강 내압 변화에 의한 순환과 피부혈관의 교감신경 조절에 의한 것으로 보고하고 있다(Johansson 등, 1999; Nilsson, 2000). 또한 상완에서 측정한 PPG 센서에서 얻은 RIIV 신호를 동시에 측정한 침습적 정맥혈압과 흡기호흡량과 비교하여 정상인에 대하여 RIIV와 호흡률간에 높은 상관관계가 있음을 확인하였으나 호흡량의 측정은 불가능하였음이 확인되었다(Johansson and oberg, 1999a). 자가호흡인 경우와 마취 후 양압호흡(positive pressure ventilation) 상태인 경우, 상완에서 측정한 RIIV와 정맥압, 동맥압, 일회호흡량(tidal volume), 호흡률 간에 일관성이 있음을 보였다(Nilsson 등, 2003a, 2003b, 2005). 하지만 기존 연구들에

서는 여러 조건에 따른 RIIV와 호흡간의 상관관계에 대해 다루고 있지만 RIIV를 측정하기 위해 필요한 필터링 기법과 실시간으로 호흡률을 측정하기 위한 방법에 대한 연구는 아직 부족하다. 따라서 본 연구에서는 가장 효율적인 필터링 방법과 실시간 호흡률 측정 방법에 대해 추출하고자 하였다. 또한 이를 바탕으로 U-Health Care에 응용할 수 있도록 실시간 호흡측정 시스템을 구현하고자 하였다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 연구시설

호흡과 혈류변화의 연관성에 기인하여 PPG 신호를 통해 호흡을 추출하는 기본적인 방법은 호흡신호와 심박신호의 주파수 특성의 차이로 구분하는 것이다. Barshcdorff and Zhang(1994)는 PPG 신호의 주파수 성분을 분석하여 호흡과 심박신호를 구분하였으며, 코에 thermistor를 부착하여 측정한 호흡신호와 상호 비교한 결과 일치함을 확인하였다.

필터링을 통해 PPG 신호로부터 호흡을 추출하기 위한 여러 알고리즘이 연구되었는데, 주요 연구에서는 0.13~0.48 Hz의 밴드패스 필터를 적용하였다(Yoon, 2005; Johansson, 1999). 이는 심장박동 내에서 호흡과 관련된 고주파 성분이 0.15~0.4Hz 검출되기 때문이다(우종민, 2004). 따라서 PPG 신호로부터 RIIV 영역을 필터링한 신호는 호흡신호와 일치할 것이다. 이를 검증하기 위해 흉부변화 측정 방식의 호흡센서로부터 측정한 호흡과 필터링 결과의 차이를 비교하였다. 그 결과 오차가 가장 작은 필터를 선택하여 PPG 신호로부터 호흡을 추정할 수 있었다.

또한 실시간으로 호흡률을 측정하기 위해서는 호흡을 주파수 분석을 통하여 분석하게 되는데 주파수 분석에는 적절한 크기의 PPG 신호의 샘플수가 필요하다. PPG 신호의 샘플수를 조절하는 방법은 샘플링 주파수를 증가시키는 방법과 수집시간을 증가시키는 방법이 있다. 샘플링 주파수를 증가시키는 방법의 경우 U-Health Care 환경을 가정한다면, 소비전력이 증가하여 시스템 지속시간을 단축시킬 수 있다. 따라서 본 연구에서는 샘플링 주파수를 고정시키고 수집시간을 증가시키는 방법을 사용하였다.

### 2.2 실험설계

필터링 방법에 대해 분석하기 위해서는 필터링 대상인 PPG 신호와 레퍼런스(reference) 호흡신호가 필요하다. 필터링 분석 시 분석 조건 외에 다른 변수를 배제하기 위해서 필터링 분석에 사용할 PPG 신호와 호흡신호를 다음의 실험

을 통해 수집하였다.

신호수집은 수지접촉식 PPG 센서(TSD200, Biopac, USA)와 흉부접촉식 호흡(RSP, Respiratory) 센서(TSD-201, Biopac, USA)를 각각의 증폭기(PPG100C, RSP100C, Biopac, USA)에 연결하여 신호를 증폭한 뒤 신호수집장치인 NI-DAQ 6015(National Instruments, USA)를 이용하여 PC로 받아들었다. 신호수집시 샘플링 조건은 200Hz로 설정하였다.

실험조건은 다양한 호흡조건을 고려하기 위하여 표 1과 같이 3가지 조건으로 설정하였다. 첫 번째 실험조건(고정호흡 0.33Hz)과 두 번째 실험조건(고정호흡 0.2Hz)은 정상인의 빠른 호흡주기와 느린 호흡주기를 가정하여 설정하였고 마지막 실험조건은 호흡을 고정하지 않고 일상적인 자율호흡상태를 유지하도록 하였다. 고정호흡의 경우 피실험자가 고정호흡률을 유지할 수 있도록 일정한 반복주기를 가지는 표시장치(그림 1-①)를 제시고, 실험데이터는 그림 1과 같이 프로그램을 통해 수집하였다.

표 1. 실험조건

실험조건 1	고정호흡-0.33Hz
실험조건 2	고정호흡-0.2Hz
실험조건 3	자율호흡



그림 1. 실험용 프로그램과 호흡지시 프로그램

실험은 26~27세(평균 26.5세)의 정상인 남녀 4명을 대상으로 하였다. 실험자세는 팔걸이가 있는 의자에 앉아 두 팔 모두 팔걸이 위에 올려 놓아 움직임으로 인한 노이즈의 발생을 최소화 하였다. PPG 센서는 왼손 검지의 첫 마디에 부착하였으며, RSP 센서는 흉부에 착용하게 하였다. 신호측정에 앞서 10분 간 안정을 취하게 한 뒤, 30초 측정 후 10초 휴식을 1세트로 하여 총 10세트를 반복하였다. 또한 고정호흡의 경우 각 세트 이전에 충분히 호흡률을 조건에 맞출 수 있는 연습을 제공하였다. 측정시간을 30초로 제한한 것은 2~3명의 피실험자를 대상으로 사전실험을 수행한 결

과 고정호흡을 30초 이상 지속시킬 경우 실험에 부담을 느꼈다고 응답하였기 때문이다. 실험결과 총 120세트의 PPG 신호와 호흡신호가 수집되었다.

### 2.3 PPG와 RSP 신호처리 방법

호흡률 추출을 위한 PPG 신호처리 알고리즘은 그림 2와 같다. 먼저 수집된 PPG 신호를 필터를 통하여 호흡과 관련된 부분만을 필터링하였다. 그리고 RSP 센서를 통해 수집한 호흡신호와 비교하기 위해 스펙트럼 분석을 통해 호흡률을 검출하였다. RSP 센서는 PPG 센서와 달리 호흡에 관련된 신호만 수집하기 때문에 특별한 필터링 기술이 요구되지 않고, 신호를 스펙트럼 분석하면 RSP 신호에서의 호흡률을 검출할 수 있었다.

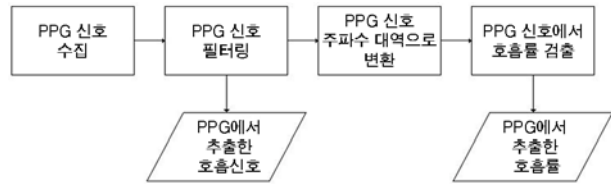


그림 2. PPG 신호처리 알고리즘



그림 3. RSP 신호처리 알고리즘

### 2.4 PPG 필터링 방법

PPG에서 호흡을 추출할 때 사용할 필터는 구현 가능한 신호처리 필터 7종류와 각 필터별로 주파수 대역과 필터의 차수를 분석하여 결정하였다. 기존의 연구에서는 Bessel과 Butterworth 필터를 주로 사용하였지만 본 연구에서는 두 필터 이외에 다른 필터에서는 어떠한 결과를 보이는지 알아보기 위해 Chebyshev, Inverse Chebyshev, Elliptic, Equi-Ripple Bandpass 그리고 Inverse 필터를 추가하여 분석하였다. 주파수 대역은 심장박동 내에서 호흡과 관련된 고주파 성분이 검출되는 0.15~0.4Hz를 기준으로 25종류를 분석하였다(우종민, 2004). 25가지 컷오프의 종류는 저역통과조건 5종류와 고역통과조건 5종류의 조합으로 되어 있다. 각각의 5가지 조건은 표 2과 같이 기준 주파수(0.15Hz, 0.4Hz)에서 0.025Hz 간격으로 상하 각각 2종류이다. 필터에 적용되는 차수는 2, 4, 6, 8로 하여 필터링에 필요한 최적의 차수에 대해 분석하였다. 위의 3가지 조건을 상호 조

합하여 700가지의 필터링 조건을 앞서 실험한 120개의 데이터에 적용하였다.

표 2. 주파수 대역 조합

간격(Hz)	저역통과조건(Hz)	고역통과조건(Hz)
-0.050	0.100	0.350
-0.025	0.125	0.375
0	0.150	0.400
+0.025	0.175	0.425
-0.050	0.200	0.450

### 3. 연구결과

#### 3.1 PPG 필터링 방법

필터링 방법 분석을 위해 그림 4와 같이 프로그램을 제작하였다. 프로그램은 Labview 8.2(National Instrument, USA)를 사용하여 제작되었으며 앞서 실험한 데이터(120 세트)를 읽어 들여 분석을 수행하였다. 상단 좌측(그림 4)에는 수집된 RSP-PPG 신호와 RSP 신호의 주파수 분석결과와 PPG 신호의 분석결과가 나오며 하단 좌측(그림 4)에서는 현재 분석중인 데이터(1세트)에 대한 분석결과를 표시하였다. 우측(그림 4)에서는 앞서 설정한 분석 조건(주파수 대역-고역통과조건, 주파수 대역-저역통과조건, 필터링 차수, 필터종류)를 설정하였다.

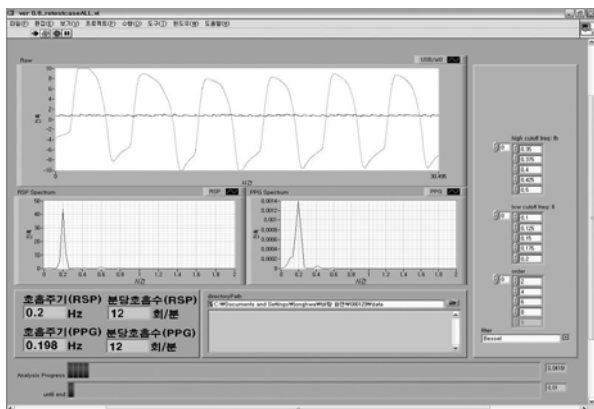


그림 4. 필터링 분석 프로그램

분석시 독립변수는 실험조건(표 1), 필터의 종류(7가지 필터), 필터의 차수(2, 4, 6, 8차) 그리고 25종류의 컷오프 조건이며, 종속변수는 실시간 오차와 평균 오차로 하였다. 필터링 분석은 <식 1>과 <식 2>에 따라 실시간 오차와 평

균 오차를 추출하였다. <식 1>에서  $RR_{RSP}$ 는 RSP 신호에서 추출한 호흡률이며  $RR_{PPG}$ 는 PPG 신호에서 추출한 호흡률이다. 실시간 오차( $Error_{RSP}$ )는 백분율로 환산하였다. <식 2>에서  $EST_{RSP}$ 는 실험조건에서 예상되는 호흡률이고 평균 오차( $Error_{EST}$ ) 백분율로 환산하였다. 표 3은 실시간 오차의 T 검정결과이다. T 검정결과는 모든 필터조건에서 유의확률을 만족하였다. 따라서 모든 실시간 오차는 유의하다.

$$Error_{RSP} = (RR_{RSP} - RR_{PPG}) / RR_{RSP} * 100 \quad \text{<식 1>}$$

$$Error_{EST} = (EST_{RSP} - RR_{PPG}) / EST_{RSP} * 100 \quad \text{<식 2>}$$

표 3. 주파수대역 조합

필터	N	평균	표준편차	유의확률
Bessel	11500	25.2	27.1	0.000
Butterworth	11500	30.3	28.5	0.000
Chebyshev	11500	37.7	45.3	0.000
Inverse Chebyshev	11500	30.8	25.8	0.000
Eliptic	11500	32.3	29.4	0.000
Equi-Ripple Bandpass	11500	100.0	0.0	0.000
Inverse	11500	100.0	0.0	0.000

분석결과로 먼저 각 필터별 추출 성능에 대해 그림 5와 같이 분석하였다. 그림 5에서 추출가능 컷오프 수가 의미하는 것은 각 조건별로 컷오프 조건과 필터링 차수를 조합하여 100개의 경우의 수를 분석하였을 경우 평균 오차 1% 이내, 실시간 오차 10% 이내의 결과를 나타내는 경우의 수이다. 이때 평균 오차 1% 이내의 데이터는 분당호흡수(Count Per Minute, CPM)로 호흡률을 환산하였을 경우 1% 이내의 오차는 같은 CPM을 가진다. 또한 실시간 오차 10% 이내의 데이터는 1분의 데이터를 실시간으로 분석할 경우 오차가 발생하는 시간이 6초 이내에서 발생하였다. 그림 5에서 보면 Bessel 필터와 Butterworth 필터가 모든 조건에서 의미있는 호흡을 추출할 수 있는 것을 볼 수 있다. 하지만 Equi-Ripple Bandpass와 Inverse 필터는 호흡과 관련된 성분이 추출되지 않았으며 Chebyshev, Inverse Chebyshev 그리고 Eliptic 필터에서는 호흡주기 0.2Hz의 데이터는 추출하였지만 호흡주기 0.33Hz와 자율호흡시의 호흡데이터는 추출하지 못하였다. 따라서 새롭게 추가하였던 5종류의 필터는 호흡추출에 적합하지 못한 것을 확인하였다.

다음으로 각 필터별 필터링 차수에 따른 오차율의 변화를 분석하였다. 그림 6는 실시간 오차 분석결과이며 그림 7는 평균 오차의 분석결과이다. 그림 6와 그림 7에서 Inverse

Chebyshev를 제외한 모든 필터가 차수가 증가함에 따라 오차율이 증가하는 것을 볼 수 있다. 또한 앞선 필터별 추출 효율과 동일하게 Bessel 필터와 Butterworth 필터가 낮은 오차율로 두 필터가 호흡 추출에 효과적이며 Bessel 2차 필터가 가장 적합한 것을 볼 수 있다.

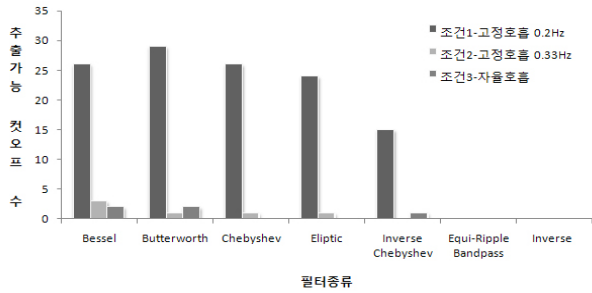


그림 5. 필터별 추출 성능

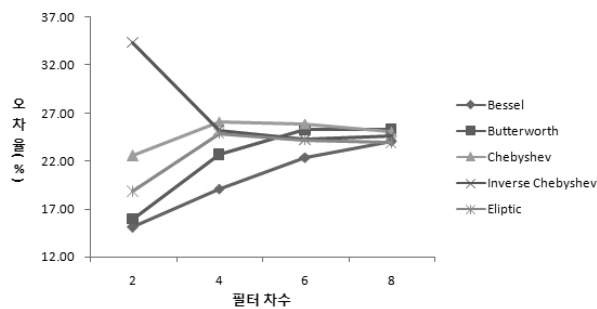


그림 6. 필터링 차수에 따른 오차율(실시간 오차, Error<sub>RSP</sub>)

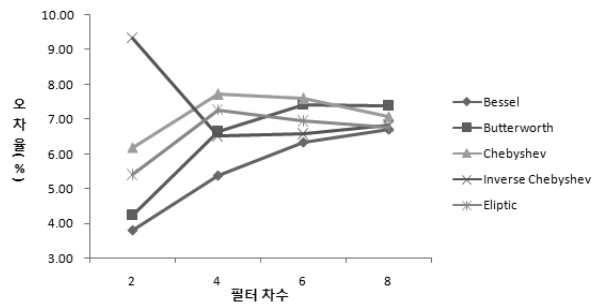


그림 7. 필터링 차수에 따른 오차율(평균 오차, Error<sub>EST</sub>)

3.2 분석 최적시간 추정

분석 최적시간 추정을 위해 프로그램은 그림 8과 같이 제작하였다. 프로그램은 Labview 8.2(National Instrument, USA)를 사용하여 제작되었으며 실험데이터를 읽어 들여 분석을 수행한다. 그림 8에서 보여지는 프로그램의 상단에는 수집된 RSP-PPG 신호와 각각의 주파수 분석결과가 나오

며 하단에서는 RSP와 PPG에서 추출한 호흡률을 비교하여 오차의 값이 오차허용범위 5%, 15%에 포함되는지 여부를 표시하고 포함된 개수를 표시한다. 오차는 <식 1>을 사용하여 계산하였다.

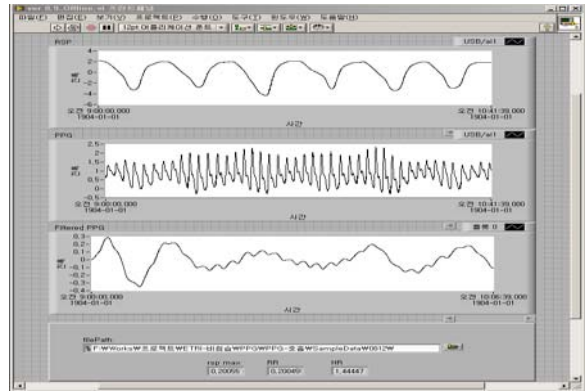


그림 8. 분석 최적시간 추정테스트 프로그램

실험결과는 그림 9와 그림 10의 그래프와 같다. 그림 9는 오차허용범위 5% 내에서의 정확도이며 그림 10은 오차허용범위 15% 내에서의 정확도이다. 정확도는 <식 2>를 이용하여 계산하였다. 오차허용범위 5% 내(그림 9)에서는 24초 이후부터 정확도의 차이가 줄어들었으며 고정호흡(조건 1, 10회/분)에서는 오히려 정확도가 떨어지는 현상을 보였다. 오차허용범위 15% 내(그림 10)에서도 역시 24초 이후부터 정확도의 차이가 줄어들었다. 따라서 실시간으로 호흡을 검출하기 위해서는 최소 24초의 데이터를 분석하여야 한다.

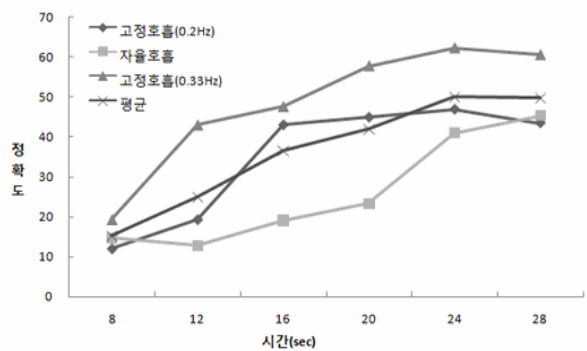


그림 9. 분석 5% 내에서의 정확도

3.3 실시간 호흡률 추출시스템

연구결과를 바탕으로 그림 11과 같이 실시간으로 호흡률을 추출할 수 있는 시스템을 구현하였다. 시스템은 National

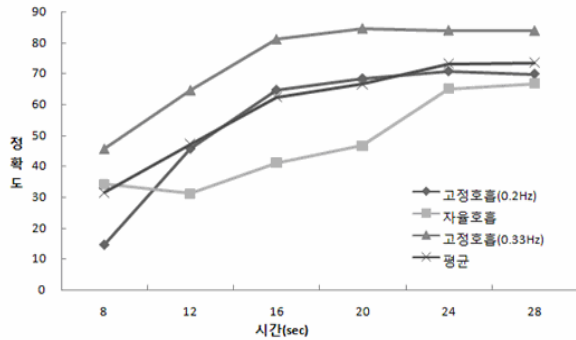


그림 10. 분석 15% 내에서의 정확도

Instrument의 Labview 8.2를 사용하여 제작되었으며 호흡률 추출 알고리즘은 Bessel 2nd 필터를 사용하여 0.175~0.4Hz에서 Band-pass하였으며 실시간 분석시간은 24초로 하였다. 실시간 호흡률 추출시스템은 수집된 호흡신호와 PPG 신호를 실시간으로 표시(그림 11-①)해 주며, 필터링된 PPG 신호를 표시(그림 11-②)해 준다. 또한 호흡센서에서 추출한 호흡주기와 PPG 센서에서 추출한 호흡주기, PPG 센서에서 추출한 심박주기(그림 11-②)를 표시해 주고 있다.

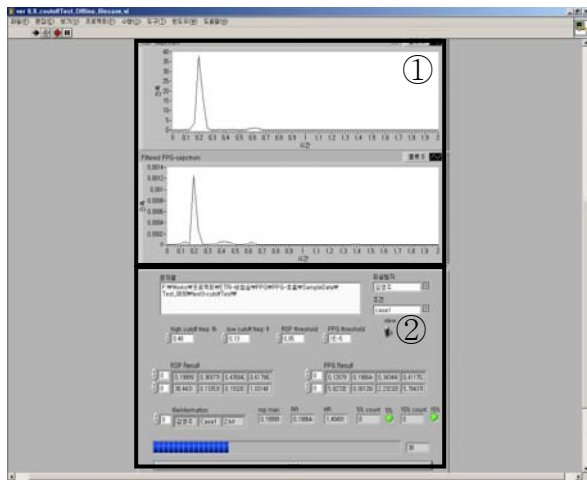


그림 11. 실시간 호흡률 추출시스템

#### 4. 결론 및 토론

U-Health Care의 발전을 위해서 유비쿼터스 환경에 적합한 무구속 측정시스템의 개발이 요구된다. 무구속 측정시스템의 하나로 PPG 센서 기반의 호흡측정 시스템을 개발하

였다. 호흡은 건강상태의 측정뿐만 아니라 다양한 치료에도 활용될 수 있다. 따라서 호흡을 측정하는 것은 매우 중요하다.

본 연구는 기존의 연구에서 사용된 필터링 방법뿐만 아니라 기존에 사용되지 않았던 필터링 방법까지 포함하여 호흡 측정에 사용된 최적필터기술에 대해 연구하였다. PPG 신호로부터 호흡신호를 검출하기 위한 700 종류의 필터링 방법을 적용한 결과, Bessel 2차 필터로 0.175~0.4Hz를 Band-pass하는 방식이 가장 정확도가 높은 것으로 나타났다. 이는 기존의 연구논문의 필터링 방법 0.13~0.48Hz, Bessel 필터) 과 비교하였을 때 약간의 차이는 있지만 유사한 결과이다(Yoon, 2005; Johansson, 1999). 하지만 기존의 논문에서 제시하는 필터링 기법과 달리 다양한 종류의 필터링 방법을 분석하여 얻어낸 결과이다. 또한 기존 논문에서 사용되지 않은 5종류의 다른 필터를 사용해 본 결과 5종류의 필터는 호흡을 추출하기에 적절하지 않은 것을 확인하였다.

PPG 신호를 실시간으로 분석하여 호흡률을 추출하기 위해서는 일정량 이상의 데이터가 필요로 한다. 필요한 최적의 데이터의 크기를 알아보기 위해 4초에서 28초까지를 4초 간격으로 나누어 총 7종류로 수집시간조건을 달리하여 분석하였다. 분석결과 최소 24초(Sampling 200Hz 기준) 동안 PPG 신호를 수집해야 하는 것으로 나타났다. 이를 적용하여 실시간 호흡률 추출시스템을 성공적으로 완성하였다.

하지만 필터링 방법에서 차단 주파수가 고정되어 있는데, 운동 등으로 인해 호흡률의 변화가 급격해 저서 호흡의 주파수 영역에 영향을 미치게 되면 차단 주파수의 조정이 필요하다. 이러한 운동의 영향을 감소하기 위한 조정 방법에 대해 검증 및 보완이 필요하다. 또한 움직임으로 인한 노이즈가 자주 발생하고 있다. 이러한 문제에 대한 대안으로 필터링 주파수 대역이 상황에 따라 변화하는 Adaptive 필터링 기술에 대한 추가 연구가 필요하다.

#### 참고 문헌

이창관, 입원 호흡제한 프로그램이 만성 폐질환자의 호흡곤란, 운동능력과 건강관련 삶의 질에 미치는 효과, *대한간호학회지*, 37(3), 343-352, 2007.

우종민, 심박동수 변이 측정법의 개념과 임상적 활용, *정신신체의학*, 12(1), 3-14, 2004.

Allen, J. and Murray, A., Variability of photoplethysmography peripheral pulse measurements at the ears, thumbs, and toes, *IEEE Proc. Sci. Meas. Technol.*, 147, 403-407, 2000.

Barschdorff., and Zhang., Respiratory Rhythm Detection with Photoplethysmographic Methods, *Medicine and Biology Society: Proc.*

16th Ann. Int. Conf. of the IEEE, 912-913, 1994.

Emily, A. B., Frank H. W. and James J. G., Respiratory sinus arrhythmia, emotion and emotion regulation during social interaction, *Psychophysiology*, 43(6), 612-622, 2006.

Johansson, A., Öberg, P. Å. and Sedin, G., Monitoring of heart and respiratory rates in newborn infants using a new photoplethysmographic technique, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 15, 461-467, 1999.

Johansson, A. and Öberg, P. Å., Estimation of respiratory volumes from the photoplethysmographic signal. Part 1: experimental results, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 37, 42-47, 1999a.

Johansson, A., Neural network for photoplethysmographic respiratory rate monitoring, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 41, 242-248, 2003.

Kim, M. K., Park, J. H. and Jee, K. Y., Demand analysis and market strategies of u-health, *advanced communication technology The 9th international conference on*, 1, 102-105, 2007.

Lindberg, L. G., Ugnell, H. and Öberg, P. Å., Monitoring of Respiratory and Heart-Rates Using a Fiberoptic Sensor, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 30, 533-537, 1992.

Nilsson, L., Johansson, A. and Kalman, S., Monitoring of respiratory rate in postoperative care using a new photoplethysmographic technique, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 16, 309-315, 2000.

Nilsson, L., Johansson, A. and Kalman, S., Respiratory variations in the reflection mode photoplethysmographic signal. Relationships to peripheral venous pressure, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 41, 249-254, 2003a

Nilsson, L., Johansson, A. and Kalman, S., Macrocirculation is not the sole determinant of respiratory induced variations in the reflection mode photoplethysmographic signal, *Physiol Meas.*, 24, 925-937, 2003b.

Nilsson, L., Johansson, A. and Kalman, S., Respiration can be monitored by photoplethysmography with high sensitivity and specificity

regardless of anaesthesia and ventilatory mode *Acta Anaesthesiol, Anaesthesiologica Scandinavica*, 49(8), 1157-1162, 2005.

Yoon, G., Lee, J. Y., Jeon, K. J., Park, K. K. and Kim, H. S., Development of a compact home health monitor for telemedicine, *Telemed. J. E. Health*, 11, 660-667, 2005.

---

● 저자 소개 ●

❖ 김 종 화 ❖ mrx2003@naver.com  
 상명대학교 소프트웨어학과 학사  
 현 재: 상명대학교 컴퓨터과학과 석사과정  
 관심분야: Human computer interface, Haptic, 감성공학

❖ 황 민 철 ❖ whang@smu.ac.kr  
 Georgia Institute of Technology Bioengineering 박사  
 현 재: 상명대학교 디지털 미디어학부 교수  
 관심분야: Brain computer interface, Human computer interface, Perceptual Interface, 감성공학, 인간공학

❖ 남 기 창 ❖ kichang.nam@gmail.com  
 연세대학교 생체공학협동과정 박사  
 현 재: 한국전기연구원 선임연구원  
 관심분야: 생체계측, 생체임피던스, 신호처리

---

논문 접수 일 (Date Received) : 2008년 03월 05일

논문 수정 일 (Date Revised) : 2008년 05월 09일

논문게재승인일 (Date Accepted) : 2008년 11월 28일