

## 감성을 평가하기 위한 생체신호 분석 시스템에 관한 연구

이지형\*, 김경호\*\*

### A Study of Biosignal Analysis System for Sensibility Evaluation

Ji-Hyeoung Lee\*, Kyung-Ho Kim\*\*

#### 요 약

본 논문에서는 일상생활 속에서 무자각적으로 생체신호를 측정하고 분석하여 감성을 평가할 수 있는 임베디드 시스템에 관하여 연구하였다. 지속적으로 변화하는 감성을 일관적이며 신뢰성이 높은 생리적인 방법으로 평가하기 위해 심전도(ECG:Electrocardiogram), 맥파(PPG:Photoplethysmography)의 두 가지 생체신호를 측정하고, 무선전송(Bluetooth) 장치를 이용하여 측정한 생체신호를 실시간으로 노트북PC로 전송하여 분석하였다. 생체신호의 분석방법은 고속 푸리에 변환(FFT:Fast Fourier Transform)과 전력 스펙트럼 밀도(PSD:Power Spectrum Density)를 이용한 주파수 분석방법으로 두 생체신호의 특정 주파수 대역이 가지는 자율신경계의 활성도의 비율을 분석하여 비교 연구하였다. 또한 보다 빠르고 정확한 감성을 평가하기 위하여 분석 알고리즘의 연산을 최소화 하였으며 그래프를 이용한 분석결과를 시각화를 하였다. 본 논문에서는 무자각적인 생체신호 측정 시스템을 이용하여 다양한 상황에서 생체신호를 측정하고, 개발한 분석 알고리즘으로 분석한 결과의 차이를 연구하여 정확도 및 신뢰도를 기준으로 감성을 평가하기 위한 분석 시스템을 평가하였다.

#### Abstract

In this paper, we studied about the Embedded System of the biosignal measurement and analysis to sensibility evaluation in daily life for non-intrusive. This system is two kinds of measuring biosignals( Electrocardiogram:ECG , Photoplethysmography:PPG) and analyzed by real-time wireless transmission to notebook PC using bluetooth for consistent and reliability of physiological way to assess continuously changing sensibility. Comparative studied of an autonomic nerve system activity ratio on characteristics frequency band of two kinds of biosignal analyzed frequency way using the Fast Fourier Transform(FFT) and Power Spectrum Density(PSD). Also

• 제1저자 : 이지형 교신저자 : 김경호

• 투고일 : 2010. 09. 08, 심사일 : 2010. 09. 30, 게재확정일 : 2010. 10. 13.

\* 단국대학교 전자전기공학과 \*\* 단국대학교 전자공학과 교수

※ 이 논문은 2010년 한국컴퓨터정보학회 제42차 하계학술대회에 발표한 논문("감성을 평가하기 위한 생체신호 분석 시스템에 관한 연구")을 확장한 것임.

※ 이 연구는 2010학년도 단국대학교 대학연구비 지원으로 연구되었음.

the key idea of this system is to minimize computing of analysis algorithm for faster and more accurate to assess the sensibility, and the result of the visualization using graph. In this paper, we evaluated the analysis system to assess sensibility that measuring various situation in daily life using a non-intrusive biosignal measurement system, and the accuracy and reliability in comparison with difference of result by development analysis system

▶ Keyword : Ubiquitous, 감성(human sensibility), PPG(Photoplethysmography), ECG(Electrocardiogram), FFT(Fast Fourier Transform), 전력스펙트럼밀도(Power Spectrum Density)

## I. 서론

IT 기술의 발전으로 전통적인 보건의료가 시간이나 공간의 제약 없이 언제 어디서나 예방, 진단, 치료 및 사후관리의 보건 의료 서비스를 제공하는 u-health라는 새로운 패러다임 변화하게 되었고, 생체정보 및 의료정보의 측정, 전송, 분석 및 피드백 기술이 IT기술과 융합하며 변화하기 시작하였다[1]. 이러한 변화는 일반인, 환자 및 노인 등 모두에게 일상생활 속에서 건강관리의 편리성을 증가 시켰으며, 육체적 건강관리를 넘어 정신적 건강관리의 중요성도 함께 커지며 정서 및 감성에 대한 연구가 필요하게 되었다[2].

이는 IT 연구의 전체적인 방향이 PC중심에서, 네트워크 중심을 거쳐, 고객중심으로 가고 있는 흐름과도 관계가 있다. 고객중심으로 서비스를 제공하기 위해서는 그 고객의 행동은 물론 감정, 기호 등을 종합적으로 파악하여 맞춤형 서비스를 제공하는 것이 중요하기 때문이다. 이에 발맞추어 국외의 경우 미국, 영국, 일본 등에서 감정인식분야가 중요한 연구주제로 대두되고 있으며 일관적이며 신뢰성이 높은 생리적 방법으로 맥박, 체온, 심전도, 피부저항 등의 생체신호를 정량적으로 측정하여 인간의 감정 상태를 결정하는 연구들이 진행되고 있다[3].

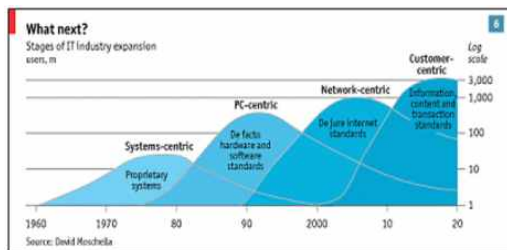


그림 1. IT 산업의 발전 단계  
Fig 1. Step of development IT

본 연구에서는 센서를 이용하여 정량적으로 측정된 생리신호를 무선전송하고, 감성을 분석하는 방법으로 일상생활 속에서 휴대할 수 있는 핸드폰과 같은 임베디드 기기에 적합한 분석 시스템을 개발하여 두 가지의 생리신호에 대한 분석결과를 연구하였다. 그리고 개발한 시스템을 이용하여 이전 연구들에서 검증된 분석결과와 비교하여 감성 평가에 필요한 측정된 생체신호 분석 결과의 정확도와 신뢰도를 확인하고자 하였다.

## II. 기존 연구

생체신호를 통하여 감정 상태를 분석하기 위한 생리적 방법은 국내에서도 많은 연구들이 진행이 되어왔으며 주로 심전도(ECG:Electrocardiogram)를 이용한 감정 상태를 분석하는 연구들이 진행되었다.

특히 심전도 신호는 심장의 수축활동의 표시이며, 심박동 변동성(HRV:Heart Rate Variability)을 결정하는 심장박동수(HR:Heart Rate)가 낮은 상태에서는 긴장의 완화상태를 나타내며, 높은 상태에서는 스트레스나 좌절감 및 욕구 불만의 상태를 나타내기 때문에 분석 지표로 많이 사용되고 있다. 이는 심박동변동성이 자율신경계의 상태를 측정하기 위한 비침습성의 도구이며, 특수한 생리학적 요소와 주파수 스펙트럼간의 일치를 보이는 연구 결과이다[5][7].

이러한 연구들은 생체신호와 감성 및 정신상태의 상관관계에 대한 다양한 결과를 보고하였고, 지금도 새로운 시도들에 의한 결과들이 보고되고 있지만 개인의 차가 크고 피검자의 정신 상태 및 환경에 대한 영향이 심한 한계를 가지고 있지만 심장박동수 변화에 따른 인체의 생리적 변화는 비교적 공통적인 특징을 가지고 있어 최근 심전도를 이용한 다양한 시스템들이 개발되어 제품화 되고 있으며, 보다 전문적으로 심박동 변동성과 자율신경계의 관계에 대해 분석하여 감성상태를 측정하기 위한 연구들이 지속적으로 진행되고 있다[3][8].



그림 2. 생체신호 분석 시스템  
Fig 2. Biosignal Analysis System

### III. 생체신호 측정 시스템 구성

감성의 변화는 신경계의 반응으로 나타나기에 자율신경계를 통해 생리적 반응을 측정하기 위하여 심전도와 맥파(PPG: Photoplethysmography)를 측정하고, 측정의 불편함을 줄이기 위하여 회로를 소형화 설계하였으며, 맥파는 이전 논문을 통하여 검증한 펜(Pen)형태의 측정기기를 사용하였다 [2]. 또한 두 생체신호 측정기기 모두 Bluetooth를 이용하여 측정 정보를 실시간으로 임베디드기기에 무선 전송하는 시스템을 구성하였다.

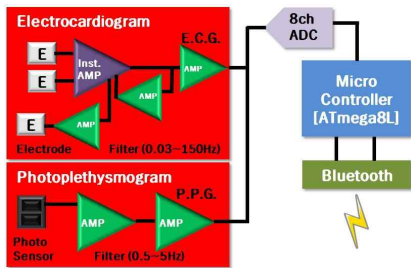


그림 3. 생체신호 측정기 구성도  
Fig 3. Biosignal Measuring Instrument Block diagram

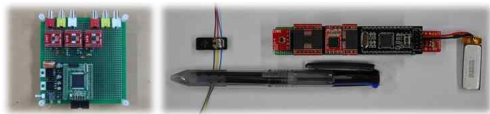


그림 4. 생체신호 측정 디바이스  
Fig 4. Biosignal Measuring Device

#### 3.1 심전도(EGC:Electrocardiogram) 측정 시스템

심전도는 심방과 심실의 탈분극과 재분극에 의해 발생된 전기적 활동으로 전류의 크기와 방향을 그래프로 나타낸 기록

이며, 심박동변동성은 자율신경계의 활성도를 나타내는 지표로 생리적 반응을 측정한다.

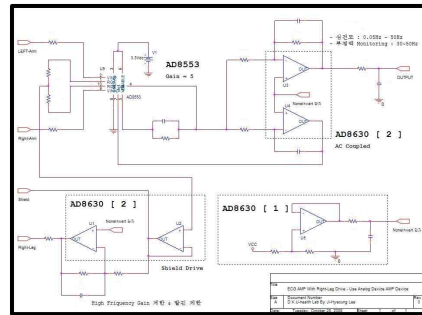


그림 5. 심전도(EGC) 측정 회로  
Fig 5. Electrocardiogram Measure Circuit

심전도 측정 장비의 소형화를 위하여 초단을 CMRR이 우수한 Instruments Amp 소자로 사용하였고, 0.03~150Hz의 심전도가 가지는 주파수 특성 및 전극과 피부사이에서 발생하는 심전도 신호를 방해하는 반세포 전위를 차단하기 위하여 교류결합회로와 Active type의 Low Pass Filter를 설계하였다. 또한 동상신호를 최대한 억제하고 차동신호를 추출하기 위한 오른다리 집지회로를 설계하였다. 회로 설계에 사용된 부품은 저전력으로도 증폭 및 잡음제거를 위하여 R to R 및 Zero-Drift와 우수한 CMRR 특성을 가진 OP-Amp(AD8630)소자를 사용하였다[11],[13].

#### 3.2 맥 파(PPG:Photoplethysmography) 측정 시스템

맥파는 심장의 수축·확장과 동시에 발생하는 말초전동맥계의 박동현상을 그래프로 나타낸 것으로서, 심전도와 같이 자율신경계를 통해 생리적 반응을 측정한다[7].

본 연구에서는 맥파 측정 장비의 소형화를 위하여 크기가 작은 반사형 940nm파장의 Photo Interrupt (SG-105LF, Size:2mm×2mm) Sensor를 사용하였고, 0.5~5Hz의 맥파가 가지는 주파수 특성을 활용하여 Active type의 Low 및 High Pass Filter를 설계하였다. 또한 저전력으로도 증폭 및 잡음제거의 효율성을 높이기 위하여 R to R 및 Low Drift Current 특성을 가진 CMOS계열의 OP-Amp(AD8534)소자를 사용하였다[13].

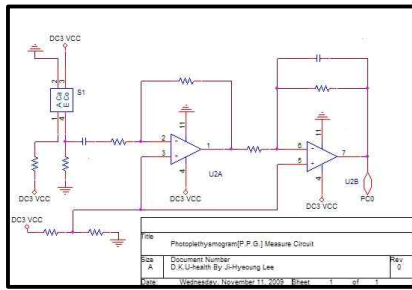


그림 6. 맥파(PPG) 측정 회로  
Fig. 6. Photoplethysmography Measure Circuit

### 3.3 생체신호 데이터 처리 및 전송 시스템

일상생활에서 무자각적으로 생체정보를 측정하기 위해서는 측정의 구속감을 제거하기 위한 소형 및 저전력화가 필수적이다. 반면 많은 양의 아날로그 형태를 가진 생체정보를 분석하기 위해서는 고성능의 정보처리 장치가 필요하며 이는 소형 및 저전력화가 불가능하다.

이러한 문제를 해결하기 위해서 본 연구에서는 분석과 측정의 두 시스템으로 분할하고, 근거리 무선단말기기를 이용하여 정보를 전송하며 무자각적으로 생체정보를 측정하고 분석하여 보다 정확한 감성을 평가할 수 있도록 하였다. 아날로그 형태의 생체신호를 표본화하고 무선 단말기와 연동 될 수 있도록 시스템을 구성하기 위하여 8bit ATmega8L을 데이터처리장치로 선택을 하였다. ATmega8L을 이용하여 3.3V의 저전력 구성에서 8MHz로 데이터 처리를 하며 10bit 분해능의 A/D 변환 기능을 내장하고 있어 아날로그의 생체신호를 다른 외부의 장치 구성없이 표본화가 하였다. 또한 USART의 기능을 내장하고 있기 때문에 비동기식 직렬통신을 필요로 하는 근거리 무선단말기인 FBI55BC와 연결하여 Bluetooth장치를 가진 노트북PC와 같은 장비들과 무선 연결하여 데이터 전송이 가능하다. FBI55BC를 이용한 데이터의 무선 전송은 흐름제어 없이 9600bps의 속도로 표본화 된 생체신호를 전송하였다.

## IV. 생체신호 분석 시스템

측정한 심전도 및 맥파를 기반으로 감성의 상태를 평가하기 위하여 주파수분석 방법을 이용한 분석 알고리즘을 설계하였다. 이는 심전도 및 맥파에서 측정되는 심박동변동성의 주파수에서 자율신경계의 교감, 부교감신경의 활성도를 나타내기 때문이다. 심박동변동성의 0.04~0.15Hz에 해당되는 저

주파 대역의 성분은 자율신경계 교감신경의 활성도를 나타내며 0.15~0.4Hz에 해당되는 고주파 대역의 성분은 부교감신경의 활성도를 나타낸다. 즉, 과도한 흥분상태에서는 교감신경이 과도하게 활성화되어 고주파 성분에 비해 저주파 성분이 증가하고, 과도한 안정화상태에서는 부교감신경이 활성화되어 저주파 성분에 비해 고주파 성분이 증가하는 원리를 이용하여 감성의 상태를 분석하는 방법이다[9].

표 1. 심박동변동성의 주파수 영역 분석  
Table 1. Frequency domain analysis of HRV

Variable	Unit	Description	Frequency Range
Total Power	ms <sup>2</sup>	Variance of NN intervals	approximately < 0.4Hz
VLF	ms <sup>2</sup>	Power in the very low frequency range	0.003~0.04Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Power in the low frequency range	0.04~0.15Hz
HF	ms <sup>2</sup>	Power in the high frequency range	0.15~0.4Hz

본 연구에서는 보다 정확한 생체정보의 분석결과를 위하여 실시간 무선으로 전송받은 두 가지 신호에서 심박동변동성에 대한 정보를 추출하여 Peak를 검출하고 시계열 정보로 변환을 하였다. 그리고 선형 보간법 등과 같은 전처리 후 256 Point의 FFT와 전력스펙트럼 밀도를 이용하여 주파수를 분석하는 시스템을 설계하였다.

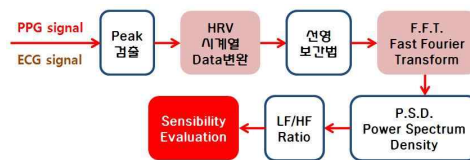


그림 7. 생체신호 분석과정 구성도  
Fig. 7. Biosignal Analysis Processing Block diagram

### 4.1 Peak 검출 방법

생체신호의 파형을 자동으로 검출하는 기법은 크게 3가지 방법으로 나누어진다. 사람의 눈으로 파형을 식별하는 작업을 흉내 내어 시간영역에서 검출하는 육안 모방 검출기법, 파형의 특징들을 여러 개의 변수들을 사용하여 모델을 만들어 검출하는 변수 모델에 의한 검출기법, 그리고 전형적인 파형을 기본적인 형판으로 삼아 이것과 서로 맞추어 본 후, 비슷한

형태를 가지고 있는 것을 검출하는 형판 맞춤에 의한 검출 기법들이 있다[9].

본 연구에서는 저성능의 처리장치에서도 실시간으로 처리가 가능하게 하기위해서 배열 패턴을 활용하여 특징을 찾아내는 문턱값을 사용한 육안 모방 검출 기법을 적용하였다. 두 가지 생리신호의 Peak를 정확하게 검출하기 위하여 각 신호의 최대값과 최소값을 검출하여 평균 높이를 구하고, 최대값의 2/3 지점을 문턱값으로 설정하였다. 그리고 문턱값 이상에서의 기울기가 +에서 -로 바뀌는 지점의 값을 Peak로 검출하였다. 또한 이전에 Peak로 저장된 값과의 시간간격이 450ms이하일 경우 오류로 구별하여 저장하지 않았다. Peak가 발생한 시간은 식(1)과 같이 수신 Data의 수와 샘플링 속도로 계산하여 검출하였다.

$$Peak_{Pk,Rk} = Peak\ Time(nT) \dots\dots\dots \text{식(1)}$$

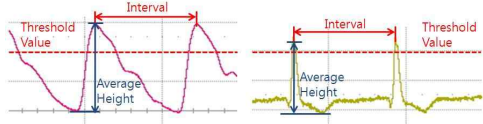


그림 8. Peak 검출에 사용되는 파라미터  
Fig 8. Parameters for peak detection

4.2 HRV 추출 및 전처리

알고리즘을 통하여 검출한 Peak를 식(2)를 이용하여 발생 시간간격의 차와 지속적인 축적시간으로 구성된 시계열 정보로 변환을 하고, FFT 분석을 위하여 식(3)과 같은 선형보간법을 사용하여 등간격의 정보로 변환하였다.

$$HRV_{Pk,Rk} = Peak_{Pk,Rk} - Peak_{Pk-1,Rk-1} \dots\dots\dots \text{식(2)}$$

$$NH_k = y(H_{k-1}) + \frac{[y(H_k) - y(H_{k-1})]}{H_k - H_{k-1}} \times (k\Delta H - H_{k-1})$$

(\*  $H_k = HRV_k, \Delta H = Average\ HRV$ )

$$\dots\dots\dots \text{식(3)}$$

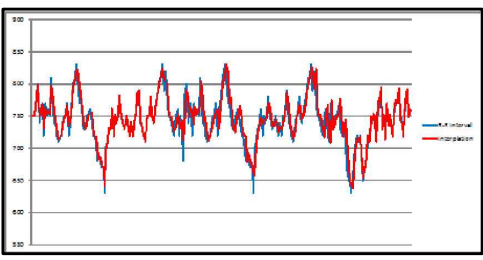


그림 9. HRV 신호와 전처리 파형  
Fig 9. HRV signal and linear interpolation waveform

4.3 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)의 최적화

측정된 생체신호들은 시간과 진폭이 연속적인 아날로그 형태의 파형으로 시간의 영역에서 표현되어지고 있다. 생체신호 속에 내포되어 있는 중요한 정보를 분석하기 하기 위하여 신호의 주파수 특성을 분석해야 하며 이를 위해 이산신호에 적용하는 이산 푸리에 변환(DFT)을 효율적으로 수행하고 처리속도를 향상시키기 위하여 고속 푸리에 변환(FFT)을 적용한 대[9].

본 연구에서는 256개 등간격의 시계열 HRV정보를 식(4)의 시간 축을 FFT법을 사용하여 주파수 정보로 변환하였다. 수학적인 FFT식을 알고리즘화하기 위하여 식(5)과 같은 지수함수를 삼각함수로 정리를 하고, Bit Reverse 및 그림 8과 같은 Butterfly Loop로 연산과정을 Programming 하였[10].

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j2\pi kn/N} \quad (k = 0, 1, 2, 3, \dots, N-1) \dots\dots \text{식(4)}$$

$$\rightarrow X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n](\cos(\frac{2\pi kn}{N}) - j\sin(\frac{2\pi kn}{N})) \dots\dots \text{식(5)}$$

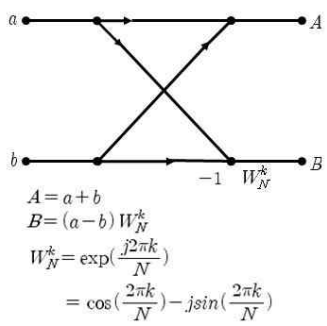


그림 10. 버터플라이 연산  
Fig 10. Butterfly Operation

또한 삼각함수로 정리한 FFT 계산의 일부를 실수부와 허수부로 분해하면 식(6)과 같이 표현이 되고, 표본화된 생체신호는 실수형이므로 신호 값의 연산과정에서 제1단의 입력은 모두 실수이다. 즉, 허수부는  $Im[a-b] = 0$  이므로 이와 같은 불필요한 허수부 연산을 제외하는 알고리즘으로 응용하여 총 연산량이 최소가 되도록 설계하고, 저성능의 정보처리장치에서도 빠르고 정확하게 수행이 되도록 알고리즘을 재설계하였다.

$$\begin{aligned} Re[B] &= Re[a-b] \times \cos(2\pi k/N) - Im[a-b] \times \sin(2\pi k/N) \\ Im[B] &= Re[a-b] \times \sin(2\pi k/N) + Im[a-b] \times \cos(2\pi k/N) \end{aligned}$$

..... 식(6)

4.4 전력스펙트럼밀도(Power Spectrum Density)

스펙트럼 분석은 시간영역에서 구해진 입력신호를 주파수 성분으로 분해하여 표현하는 신호처리기법이라 할 수 있다. 이는 시간의 영역에서 관찰되기 어려운 신호의 특성을 주파수 영역에서 쉽게 알아 낼 수 있는 특성을 이용하는 방법이다.

본 연구에서는 이산신호에서 스펙트럼을 추정하는 방법으로 과정이 간단하고 쉽게 계산이 가능한 Nonparametric 방법을 적용하였다. 연속신호  $x(t)$ 의 자기상관함수가  $\gamma_{xx}(\tau)$ 라 할 때 Wiener-Khintchine 공식을 적용하여 전력밀도 스펙트럼을 구하면 식(7)과 같이 표현 할 수가 있다. 이를 시간평균 자기상관함수의 신호 길이가  $2T_0$ 라고 하면 식(8)과 같이 Fourier변환 식을 통하여 구해질 수 있다. 즉, 식(9)과 같이 FFT를 통하여 분해된 심박동변동성의 주파수 성분을 Power Spectrum Density를 이용하여 주파수 영역별 에너지의 크기를 확인하여 두 생체신호의 주파수 성분을 분석하였다[9],[10].

$$\Gamma_{xx}(F) = \int_{-\infty}^{\infty} \gamma_{xx}(\tau) e^{-j2\pi F\tau} d\tau \dots\dots\dots \text{식(7)}$$

$$P_{xx}(k) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi km} \right| \dots\dots\dots \text{식(8)}$$

$$\rightarrow P\left(\frac{f}{N}\right) = |X(k)|^2 \quad (w = 2\pi f = 2\pi k/N) \dots\dots\dots \text{식(9)}$$

V. 감성평가를 위한 생체신호 분석 시스템 실험 및 결과

5.1 생체신호 측정 및 분석 실험

설계한 생체신호 측정기를 사용하여 일상생활에서 발생하는 다양한 상황에서 심전도 및 맥파의 변화를 측정하고, 노트북PC에서 실시간으로 생체신호를 전송받아 분석시스템을 통한 변화를 확인하였다. 심전도는 3개의 전극으로 Lead II의 측정방법을 이용하여 R peak가 뚜렷하게 측정이 되도록 하였고, 맥파는 펜(pen)에 적용하여 검지 손가락 끝에서 상황에 따른 신호를 검출하였다. 두 생체신호 측정기 모두 소형 및 무선으로 설계되어 측정시 측정의 불편함을 최소화하였고,

인위적인 자극보다는 일상생활에서 발생하는 사건에 따른 무작위적으로 측정되는 생체신호의 변화를 측정하고 분석하였다.

실험군은 20대 중반 및 후반의 표준 체중을 가진 건강한 남성 10명을 대상으로 상온 25°C 실내에서 생체신호를 1시간 동안 지속적으로 측정하였다. 생체신호는 5분 정도 구간을 나누어 사용하였으며 초기 1분은 안정화단계로 분석에 사용되지 않고, 이후의 신호에서 진폭의 평균값을 연산하여 256개의 Peak를 검출(3분~4분)하고 주파수 분석을 하였다. Peak 검출 알고리즘에 의하여 공급전압 이상의 포화 신호 및 기저선 신호와 같은 오류신호로 판단될 경우 분석데이터에 추가시키지 않기 때문에 상황에 따라서 5분 이상의 측정시간이 필요하였다. 그리고 측정값을 저장하여 서적에 제시된 검증된 방법의 프로그램을 이용하여 개발한 프로그램의 결과와 오차를 비교분석하였다[9].

5.2 결과 및 고찰

본 연구의 실험결과 다양한 상황에서 유의한 심전도와 맥파를 측정 할 수가 있었으며 큰 동작에서는 움직임에 의해 문턱값보다 높은 지점에서 포화되는 생체신호가 측정이 되었지만 Peak 검출 알고리즘을 통하여 분석정보에서는 제외되어 이미 검증된 생체신호 분석기와 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 또한 심전도에서 종종 발생하는 돌발 peak도 알고리즘에 의하여 효과적으로 제거되어 감성을 분석하는 지표에서 제외가 되었다. 맥파도 보통 움직임에 따른 기저선 변동과 같은 문제점이 발생하였지만 그림 11.과 같이 peak가 뚜렷하게 검출되어 HRV를 이용하여 자율신경계의 활성도를 분석하는 지표로 사용하기에 적합하였다.

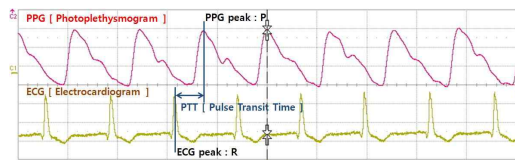


그림 11. 측정된 심전도 및 맥파  
Fig 11. Measured ECG & PPG



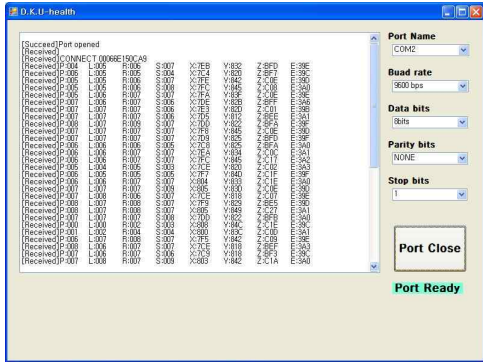


그림 12. 무선 수신데이터 처리 프로그램  
Fig 12. Data processing program of wireless receive

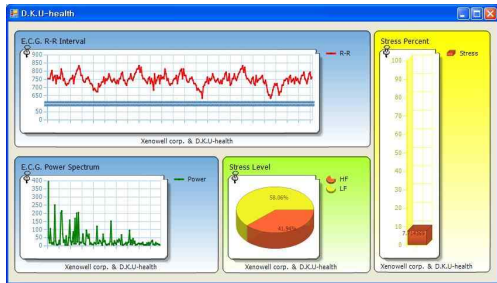


그림 13. 심전도 및 맥파 분석 시스템  
Fig 13. ECG & PPG Analysis System

또한 움직임의 정도에 따라 자율신경계의 활성도를 나타내는 LF/HF의 비율이 변화하였다. 편안한 상태로 쉬고 있는 상황에서는 비율이 작았으며 움직임이 지속되고 클수록 비율이 증가하였다. 그리고 심전도와 맥파의 분석결과가 거의 일치하였지만 움직임이 커질수록 차이가 발생하였다. 이는 맥파가 심전도의 Peak보다 보다 정확하게 검출되었기 때문이다. 반면 큰 움직임에서의 맥파는 분석하기 어려운 정도의 파형 측정으로 분석결과 오류를 가져왔다. 이는 광센서를 사용하여 맥파를 측정하는 방법에서 광의 특성이 큰 움직임에는 매우 영향을 많이 받기 때문이다. 그렇기 때문에 상황에 따라 분석에 유효한 생체정보보다 다르며 보다 정확한 감정을 평가하기 위해서는 한 종류 생체정보의 분석보다는 다양한 종류의 생체정보를 분석하는 방법이 더 효과적이다.

기존 논문의 연구 결과에서 인위적인 자극을 주어 감정을 변화시키고 측정된 신호를 분석한 결과의 자율신경계 활성도 비율까지 변화되기 위해서는 약간의 시간이 소모되었으며, 일시적인 자극보다는 지속적인 자극에 의한 변화가 더 뚜렷하게 나타났다. 표2는 일상생활의 움직임과 글쓰기의 지속적인 동

작으로 반복된 작업을 수행하며 나타나는 자율신경계의 변화를 나타낸 지표이다.

표 2. 자율신경계 활성도 평균 변화도  
Table 2. Changing autonomic nervous system

Situation	E.C.G. Analysis (LF/HF Ratio)	P.P.G. Analysis (LF/HF Ratio)
움직임 제한 (자유구속상황)	1.2933	1.2817
편안한 휴식 (자유정지상황)	1.1328	1.2155
글쓰기 동작 (10분 경과)	1.8191	1.7994
글쓰기 동작 (30분 경과)	2.2032	2.1981
보통 움직임 (보행 상황)	1.9648	1.8299
큰 움직임	2.4001	-

개발한 프로그램의 정확성을 확인하기 위하여 움직임을 제한한 상태에서 측정하고 분석된 결과를 비교하였다. 10명의 동일 상황에 대한 측정과 분석된 결과의 평균을 비교하였다.

표 3. 자율신경계 활성도 차이  
Table 3. Difference of autonomic nervous system

	E.C.G. Analysis (LF/HF Ratio)	P.P.G. Analysis (LF/HF Ratio)
검증된 프로그램	1.2841	1.2835
개발한 프로그램	1.2933	1.2817
오차율(%)	0.92 ( ±0.76 )	0.18 ( ±0.21 )

## VI. 결론

생체신호 측정기기를 소형화 재설계하여 생체정보를 측정하고 개발한 알고리즘을 이용하여 주파수 분석한 결과의 정확성을 검증하였다. 또한 심전도와 맥파의 움직임에 따른 분석 결과의 비교연구를 통하여 보다 정확한 분석결과를 획득할 수 있는 방법을 연구하여 보았다. 이전까지 생리신호를 바탕으로 감성을 분석하기 위한 연구는 다양한 방법으로 수행되어 왔지만 측정 방법에 있어서 인위적이며 일시적인 자극에 의한 반응을 측정하는데 한계가 있었으며, 보다 정확한 측정을 하기 위해 사용한 의료용 생체신호 측정기들은 모두 측정 시 감성을 변화할 수 있는 환경변수로 작용할 위험이 많았다. 이를

해결하기 위하여 본 연구에서는 일상생활에서 자유 정지상황과 같이 무자각적으로 생리신호를 측정하고, 분석된 결과를 획득하는데 의미가 있다. 또한 무선전송 단말기로 설계하여 측정정보를 전송하여 분석함으로써 일상생활의 소품과 연결되어 무자각적인 생체정보 측정 및 전송하는 임베디드 시스템의 기초가 되며, PC사양이 아닌 보다 저성능의 프로세서에서도 빠르게 분석이 가능하도록 알고리즘을 재설계하여도 복잡한 알고리즘의 결과와 차이가 없음을 표 3.을 통해 확인하여 본 시스템의 정확성을 확인하는 의미가 있는 결과를 얻었다.

향후, 개발한 시스템을 활용하여 보다 정확하게 일상생활에서 변화하는 감성에 대한 평가가 이루어지며, 상황에 따른 Feedback이 가능하여 정서적 안정을 보조하는 시스템으로 보완이 되어야 할 것이다. 또한 감정의 상태를 보다 정확하게 평가하기 위해서는 다양한 상황에서 측정된 정보를 바탕으로 상황에 따라 상태를 분류를 할 수는 기준 지표에 대한 연구가 필요할 것이다. 특히 외부 측정환경에 대한 영향과 측정자에 따라 결과의 차이가 다양한 생체신호를 분석하는 분야에서는 보다 무자각적으로 인위적인 자극 없이 측정되는 생체정보가 필요로 하며, 이를 분석하여 상황 및 사용자에 따른 감정의 변화를 데이터베이스화된 객관적인 지표에 따라 정확하게 평가할 수 있는 시스템으로 보완이 되어야 할 것이다.

### 참고문헌

[1] 지경용 외, "u-health 수요전망과 시장개발 방향", 주간기술동향, 1231호, 정보통신연구진흥원, pp.13- 26, 2006

[2] 이지형, 김경호, "감성을 평가하기 위한 무자각적 생체신호 측정 시스템 개발", 한국컴퓨터정보학회 동계 학술대회 논문집, 제 18권, 제 1호, 47- 50쪽, 2010년, 6월.

[3] 신동일, "포커스-감정인식 기술동향", 주간기술동향, 1283호, 2007, [http://bric.postech.ac.kr/trend/biostat/2007/20070207\\_1.pdf](http://bric.postech.ac.kr/trend/biostat/2007/20070207_1.pdf)

[4] Larsen, R., Diener, E., "Promises and Problems with the Circumplex Model of Emotion", Review of personality and social Psychology, 13: Emotion, 1992

[5] Shusterman V., Barnea O., "Sympathetic nervous system activity in stress and biofeedback relaxation", IEEE engineering in medicine and biology magazine, 2005, pp.52-57

[6] Takayuki H., Kiyoko Y., "The relaxation biofeedback system with computer and heart rate variability

interaction", Technical report of IEICE, 2003, pp.35-38

[7] HyunMin Lee, Dongjun Kim, HeuiKyung Yang, KyeongSeop Kim, JeongWhan Lee, EunJong Cha, KyungAh Kim, "Human Sensibility Evaluation using Photoplethysmogram (PPG)", IEEE Computer society CISIS, 2009, pp.149-153

[8] 김동욱, "생체신호를 이용한 저부하형 감성평가 알고리즘 개발," 2006년 한국산학기술학회 춘계 학술발표 논문집, 2006, 252-257쪽

[9] 고훈우 외11명, "디지털 생체신호처리", 여문각, 1997

[10] 미카미 나오키, "C언어에 의한 디지털 신호처리 입문 DSP", 성안당, 2001

[11] David E. Johnson, "Operational amplifier circuits Design and Application", Prentice-Hall, 1982

[12] Sergio Franco, "Design with operational amplifiers and analog integrated circuits", 3rd ed, McGraw-Hill, 2002

[13] John G Webster, "Medical Instrumentation application and design", 4th ed., WILEY, 2010

[14] 하영대, "HippoChart .NET chart control 히포차트 길라잡이", <http://www.HippoChart.com/>

### 저자소개



이지형

2009 : 단국대학교 전자공학사.  
 2009 - 현재 : 단국대학교 전기전자 공학과 석사과정.  
 관심분야 : u-health, Analog Circuit, Embedded System



김경호

1996 : 日本 慶應義塾大學 理工學研究科 工學修士 (碩士)  
 1999 : 日本 慶應義塾大學 理工學研究科 工學博士  
 2000 - 2006 : 삼성종합기술원 전문연구원  
 2006 - 현재 : 단국대학교 전자공학과 교수