

무선 심전도측정을 통한 스트레스 평가에 관한 연구

임채영*, 김경호**

A Study on the assessment of stress using Wireless ECG

Chae-Young Lim *, Kyung-Ho Kim **

요 약

본 연구에서는 일상생활 속에서의 심전도를 측정하여 HRV(Heart Rate Variability)를 모니터링 하며 스트레스를 추정할 수 있는 시스템을 제안한다. 제안된 무선 생체 측정기 모듈은 전처리필터와 BFP사용으로 잡음은 감소시키면서 신호의 크기는 증가시키기는 회로를 설계하였고, ECG를 측정하여 R-wave를 추출하고 이를 통한 HRV로 인간의 감성 중 스트레스를 평가하는 알고리즘을 개발하였다. 또한 무선 생체 측정기 시스템은 활동 모니터링을 위해 휴대하기 편한 사각형의 작은 사이즈로 구성되며 측정방법이 간단하여 언제든지 측정이 가능하다. 실험을 통해서 취득한 사용자의 HRV 정보는 스트레스 평가 지수 도출 알고리즘을 통한 스트레스를 추정할 수 있으며 스트레스 부하 프로토콜을 수행 한 전후를 비교 분석하여 많은 파라미터에서 유의미한 차이가 나타났다. 본 연구에서 수행된 실험은 일상생활 중에 심장의 전기 활동을 모니터링 할 수 있는 무선 생체 측정기를 개발하였으며 이를 이용하여 시간영역 분석 및 주파수 영역 분석을 통하여 스트레스 지수를 평가 할 수 있는 알고리즘 시스템은 건강 모니터링 시스템으로 활용도가 높을 것으로 기대된다.

▶ 키워드 : 유비쿼터스 헬스케어, 스트레스, 심박변이도, 홀터, 무자각

Abstract

In this paper, daily life stress monitoring system is proposed. The proposed wireless ECG module, reducing the noise and increasing the size of signal, amplification circuit was designed for. Using HRV(Heart Rate Variability), extracted by measuring R-wave, stress diagnostic algorithms to assess the stress of human emotion were developed. For monitoring the activities, the proposed system is consist of small rectangular size for portable and by simple measurement it is possible to measure at any time. Through experiments, the proposed approach to represent user's stress level can be confirmed. Through that, it can see appropriate structure to obtain R-wave for stress assess as well as high resemblance to the clinical electrocardiogram. In this paper, performed experiments was developed nonrestraint measuring and wearable wireless biometric scanner that is

• 제1저자 : 임채영 교신저자 : 김경호

• 투고일 : 2010. 12. 29, 심사일 : 2011. 01. 14, 게재확정일 : 2011. 01. 20.

* 단국대학교 전자전기공학과 공학석사과정(Dept. of Electronics Engineering, Dankook University)

** 단국대학교 전자공학과 교수(Dept. of Electronics Engineering, Dankook University)

※ 이 논문은 2010년 한국컴퓨터정보학회 제 41차 동계학술대회에서 발표한(“휴대용 스트레스 측정기 및 네트워크 플랫폼”)을 확장한 것임.

able to monitor the heart's electrical activity of everyday life. Using this, the algorithm system, that is able to assess stress index through time-domain and frequency-domain analysis of the front and the rear of performing stress load protocol, was developed,

▶ Keyword : U-health care, Stress, HRV(Heart Rate Variability), Holter, AIM(An Inventory Movement)

1. 서론

삶의 질 향상에 대한 욕구와 고령화 사회로의 진입은 의료 서비스 패러다임을 질병의 진단과 치료에서 예방과 관리로 자연스럽게 변화시키고 있으며, 언제 어디서나 누구든지 의료 서비스를 원하는 곳에서 제공받는 유비쿼터스 헬스케어에 대한 요구를 증대시키고 있다. 예방과 관리차원뿐 만 아니라, 일반인들에게 지속적인 스트레스는 심장병, 당뇨병, 면역계 질환과 암, 소화성 궤양, 과민성 대장 증후군, 고혈, 긴장성 두통, 편두통, 우울증, 공황장애, 적응장애 등을 유발시킬 수도 있으며 만성질환을 악화시키는 요인이다. 그동안 건강관리가 주로 질병을 극복하기 위해 조기진단에 의한 조기치료에 많은 비중을 두어 발전하였다. 그러나 오늘날 경제적 수준의 향상과 건강에 대한 욕구 증대되고, 의료기술이 발전함에 따라 항상 건강한 상태를 유지할 수 있는 예방중심의 건강관리 비중이 높아지고 있다[1].

또한, 최근 IT 기술의 발달로, 의료서비스 분야에서는 인터넷 등의 IT 기술을 결합이 이루어지고 있다. 예를 들면, 온라인상에서 전자기술이 융합된 생체정보 단말기를 이용하여 소비자(개인 또는 의료서비스 제공기관, 기업 등)에게 건강관련 정보, 서비스, 제품 등의 제공과 소비자의 건강상태를 파악하는 유비쿼터스 헬스 산업에 대한 관심이 높아지고 있다.

이러한 건강관리 트렌드 변화와 기술의 융합에 따라 많은 새로운 시도가 진행되고 있다. 본 연구에서는 스트레스를 평가하기 위하여 무구속 무자각으로 생체 정보를 취득하여 신호 처리 및 분석을 위한 시스템을 제안한다. 먼저 스트레스 평가를 위한 생체신호의 분석 방법에 관하여 알아보고, 이어서 스트레스 분석을 위한 생체 정보 취득 시스템에 설계를 제시한다. 설계된 시스템을 이용하여 생체신호를 취득하고, 스트레스 지수 평가를 진행하였다. 스트레스 부하를 걸기 전, 후의 데이터를 비교를 통하여 스트레스 상황에서 변하는 파라미터들로 인한 스트레스 지수를 추정하여 분석하였다.

II. HRV 측정 및 분석방법

일반적으로 생체신호는 인체에서 자연발생 또는 외부 자극에 대한 인체변화 등을 통해 취득되어 지는 신호로서 전기적인 신호로는 심전도(ECG), 근전도(EMG), 뇌전도(EEG)가 있고, 생화학적 신호의 예로는 혈중 산소포화도, 혈중pH등이 있다. 이들 신호 중 스트레스평가를 위한 HRV(Heart Rate Variability)를 얻기 위해서는 심전도가 사용되어진다. 그림 1은 심전도 신호의 파형을 분석한 것이다. 이 그림에서 PQRST complex는 400ms+a의 주기를 가지며 R-wave를 포함하는 QRS complex는 128ms 이다. 본 연구에서는 입력되는 신호의 한주기를 받아 기준 되는 신호를 선정하여 R-peak신호를 설정하였다.

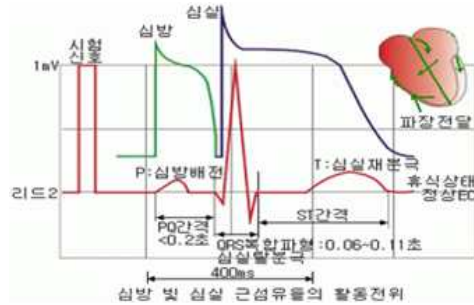


그림 1. 심전도 신호의 파형분석
Fig. 1. Analysis of ECG waveforms

HRV는 끊임없이 변화하는 심혈관계 제어 메커니즘에 있어 R-R 간격의 변동 특징을 관찰하고 심장박동의 변화 추이를 정량화한 것이라 정의 할 수 있다. HRV를 구하기 위해서는 각각의 심전도 신호로부터 R피크를 검출하여, 검출된 R-R 간격을 계산해야한다.<그림 2>

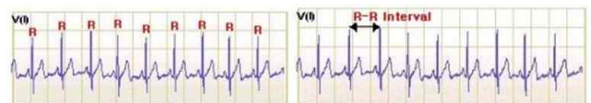


그림 2 심전도 신호의 R-R
Fig. 2. ECG R-R

2.1 시간영역 분석방법

시간영역 분석방법에서의 진단 변수인 SDNN의 정의는 특정한 시간 간격의 정상 R-R 간격의 표준 편차이다. 이처럼

시간 영역 분석 방법은 인접한 RRI차이의 표준 편차등과 같은 통계적인 정보를 제공한다. SDNN의 의미는 전체 심박주기의 표준편차이므로 각각의 심박주기가 평균과 얼마나 많은 차이를 나타내는가를 의미하고, NN50은 인접한 두 심박간의 시간 간격이 50ms 이상 되는 심박수를 나타내며, pNN50은 전체 RR간격에 대한 NN50을 백분율로 나타낸 것이다.

2.2 주파수 영역 분석방법

주파수 영역 분석에서는 각 주파수 성분의 신호가 상대적으로 어떤 강도로 있는지 보는 방법이다. 심박동 변이도의 주파수 성분은 VLF(<0.04Hz 주파수 범위의 전력), LF(0.04-0.15Hz 주파수 범위의 전력), HF(0.15-0.4Hz 주파수 범위의 전력)의 세 가지 주파수 대역으로 나눌 수 있다. <표 - 1>에서 주파수영역에 관한 설명을 나타낸다.

표 1. 시간영역 분석이 갖는 임상적 근거
Table 1. Time analysis with the clinical evidence

변수		설명
시간 영역	Mean NN	특정한 시간 간격의 정상 R-R 간격의 평균
	SDNN	특정한 시간 간격의 정상 R-R 간격의 표준 편차
	SDDSD	인접한 R-R 간격 차이의 표준 편차
	RMSSD	인접한 R-R 간격 차이의 제곱에 대한 평균의 제곱근

표 2. 주파수영역 분석이 갖는 임상적 근거
Table 2. Frequency analysis with the clinical evidence

변수		설명
주파수영역	Total Power	전체 주파수 (<0.4Hz) 범위의 전력
	VLF	<0.04Hz 주파수 범위의 전력
	LF	0.04-0.15Hz 주파수 범위의 전력
	HF	0.15-0.4Hz 주파수 범위의 전력
	LF norm	LF전력의 정규화, $LF/(Total\ Power-VLF) \times 100$
	HF norm	HF전력의 정규화, $HF/(Total\ Power-VLF) \times 100$
	LF/HF	LF [ms ²] / HF [ms ²]의 비율

3.1 생체신호 시스템 구현

설계한 생체신호 취득 시스템은 생체 신호 증폭 아날로그 회로로 구성되고 SMD를 활용하여 소형화한 측정기이다. 전극은 Ag/AgCl를 사용하였고, 전체적인 심전도 파형을 측정하기 위하여 차단 주파수가 0.03Hz~150Hz인 고역 통과 필터(High Pass Filter, HPF)와 저역 통과필터(Low Pass Filter, LPF)를 설계하여 심전도 신호에 포함된 기저선 및 저주파 성분의 잡음을 제거하도록 설계하였다.

신호 계측시 발생하는 백색잡음을 보다 효과적으로 제거하기 위하여 Bi-Quad Filter를 설계하였다. 또한 양 팔목에서 들어오는 심장의 움직임에 대한 신호 중, 동상 신호를 제거하고 차동 신호만을 증폭하기 위하여 동상신호제거비(common mode rejection ratio, CMRR)가 높은 OP-Amp를 사용하였으며, 움직임에 따라 발생하는 체표면아티팩트(Somatic)을 효과적으로 제거하기 위하여 60Hz잡음을 제거하는 오른 다리 구동회로를 설계하였다. 그림 3는 설계한 심전도 측정 시스템의 PCB이고 그림 4는 시스템 회로도이다.

데이터 전송은 Bluetooth를 사용하여 수신부는 차후 다른 생체 정보 측정 기기들과 PC와의 연결로 범용성을 확대를 위해 USB프로토콜과 RS232C프로토콜을 연결을 지원하는 CP2102칩을 사용하였다.



그림 3. 심전도 측정시스템
Fig. 3. Electrocardiogram measuring system

III. 무선 생체신호 취득 시스템 개발

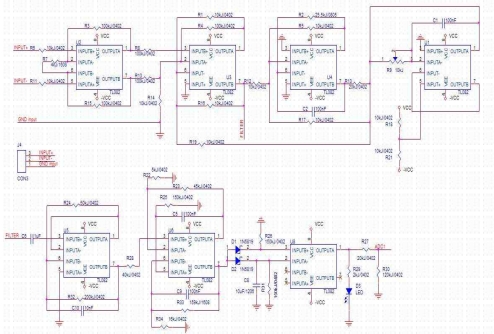


그림 4. 시스템 구조(Size : 4cm × 7cm)
Fig. 4. System Structure (Size: 4cm × 7cm)

3.2 R-peak 검출 알고리즘 성능평가

전처리 필터로 이동평균 필터와 함께 설계한 정합필터는 신호와 잡음의 통계적 값을 알고 있을 때 신호대 잡음제거비를 최대로 하는 filter이다. 다시 말해 출력신호의 형태를 이용해 필터의 전달함수를 역으로 구성하는 방식으로 설계하기 때문에 필터링 하는 신호의 형태를 정확히 알고 있을 경우 설계가 가능하다. 또한 QRS complex의 존재여부를 검사하는 방법으로 정합 필터방법을 사용한다. 정합필터는 신호의 형태를 유지하면서 발생하는 잡음을 제거하는 성능을 가지고 있다. 잡음이 있는 신호에서 특정 신호를 확인하는 데 사용되고, 심전도에서 얻어지는 파형에서 신호가 최대가 되는 R-wave만을 검출하여 백색잡음 및 근전도로 의해 발생하는 잡음을 줄이는데 효과적인 필터이다[2].

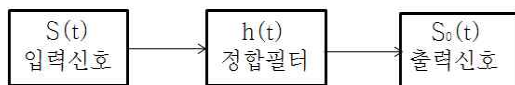


그림 5. 정합필터의 블록 다이어그램
Fig. 5. The block diagram of a matched filter

임펄스 응답은 (3.1) 에서와 같이 표현된다.

$$h(\tau) = ks(\Delta - \tau) \dots\dots\dots (3.1)$$

여기에서 입력신호는 $s(\tau)$ 이고 샘플링 간격은 Δ 로 표시된다. k 는 임의의 상수이고 $s(\Delta - \tau)$ 는 유도된 신호이다. 출력신호 $s_0(t)$ 는 입력신호 $s(t)$ 를 이용해 다음과 같이 계산된다.

$$\int_{-\infty}^{\infty} h(\tau)s(t - \tau)d\tau \dots\dots\dots (3.2)$$

이때 $h(\tau)$ 는 $s(-\tau)$ 로 표현이 된다.

$$\int_{-\infty}^{\infty} s(-\tau)s(t - \tau)d\tau \dots\dots\dots (3.3)$$

임펄스응답이 정합필터의 기능에 있어서 매우 중요하다. 본 연구에서는 입력되는 신호의 한주기를 받아 기준 되는 신호를 설정하였다. 결과적으로 임펄스 응답에 의해 입력되는 신호는 출력에서 크게 나타내어지도록 해주며 오히려 잡음을 줄여준다.

생체 신호 취득 측정기 모듈에서 증폭 및 필터링 되며 실시간으로 수집되어지는 심전도 신호는 모듈과 무선 송수신부(FB-155BC)부와 데이터를 전송한다. 전송되는 데이터를 이용하여 정합필터를 통과하며 잡음을 최소화하며 측정하려는 R-wave의 값을 증가시키도록 한다. 심전도 시스템에서 측정되는 것과 달리 데이터를 무선송신하기 때문에 파형과 완전히 일치하지는 못하였으나 R-wave 부분이 확실하게 출력되는 것을 확인 할 수 있다. 그림 6은 레벨 스위프트 시킨 심전도 신호를 나타낸다. HRV분석 방법을 하기 위하여 미분함수 및 문턱치 계산을 프로그램하여 보다 효율적이고 정확하게 R-peak를 검출하는 알고리즘을 설계하였다[3].

최종결과는 R-Peak 만을 출력하도록 R-wave 최대값의 1/2로 제한한다[4].

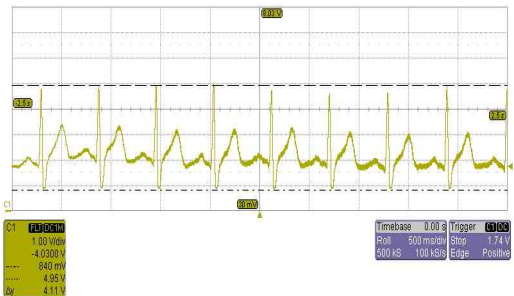


그림 6. 아날로그 회로설계로 측정된 심전도
Fig. 6. Analog circuit design, as measured by ECG

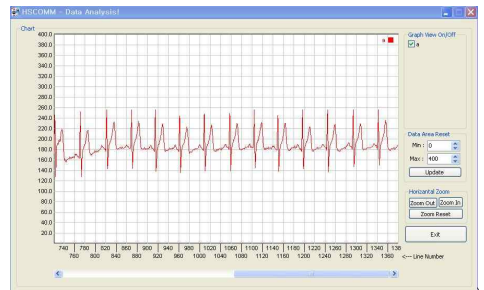


그림 7. PC로 전송된 심전도 생체신호
Fig. 7. Biological signals are sent to PC ECG

그림 7은 측정된 ECG 신호를 PC로 전송시킨 결과이다. 이 신호에서 최종적인 R-peak 을 위해 R-wave 크기의 1/2 이하 값 신호는 제거하였다. 결과적으로 원하고자하는 R-wave 만을 얻을 수 있다.

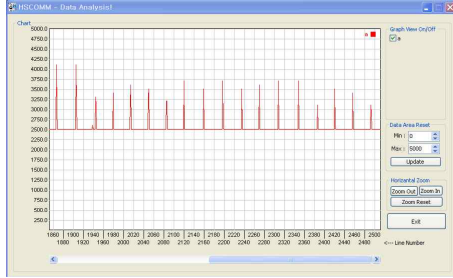


그림 8. 정합필터를 적용하여 측정된 심전도
Fig. 8. ECG measured by applying a matched filter

그림 8은 전송된 심전도 파형을 정합필터를 적용한 파형이다. 전송된 심전도 파형보다 잡음에 의한 부분이 감소되었으며 R-wave가 비교적 크게 출력 되어 신호처리에 의해 보다 개선된 파형을 얻을 수 있다.

IV. 시스템을 이용한 스트레스 부하평가

4.1 실험 개요

본 실험은 신체 건강한 20대 중후반 성인 남성을 대상으로 한 스트레스 평가이다. 스트레스를 받지 않는 일상적인 상황과 스트레스 상황에서 동일한 피험자를 대상으로 실시하였다. 여기서 스트레스상황은 찬물얼굴침수법으로 설정하여 스트레스 부하 상태를 임의적으로 설정하였다. 스트레스 평가를 위한 실험 과정은 이렇게 일상적인 상황과 스트레스 상황으로 나누어서 수행하였다.

4.2 HRV를 통한 스트레스 평가 결과

휴대용 스트레스 측정기로 측정된 심전도 신호로부터 R 피크를 검출하여 RRI(R-R Peak Interval)를 구하였다. RRI를 이용한 HRV 분석법은 크게 시간영역 분석법과 주파수 영역분석법으로 나눌 수 있으며 시간영역 분석법을 통하여 RRI 시계열 데이터로부터 meanRR, meanHR (Heart Rate), SDNN, RMSSD를 구하고, 주파수 영역분석법을 통하여 FFT파워스펙트럼의 데이터로부터 LF성분(0.04~0.15Hz), HF성분(0.15~0.4Hz)을 구하여 주파수 범위를 구분하여 교감 신경과 부교감 신경간의 균형을 평가하며, 스트레스 지

수 평가 알고리즘에 대입한다.

LF/HF ratio도 교감 신경과 부교감 신경간의 균형을 평가하는데 중요한 지표이다. 보통 건강한 성인인 경우 안정 상태에서 norm LF가 norm HF보다 1.5배 전후로 높다. LF/HF ratio는 자율 신경 전체적인 균형 정도를 반영한다.

LF/HF ratio는 교감 신경의 활동에 대한 지표로 이용되기도 하고, 교감 신경의 활동도에 비례하고 부교감 신경의 활동도에 반비례하는데 스트레스를 호소하는 경우 거의 대부분이 LF/HF ratio가 정상 영역(1.5)을 벗어나고 있다.

측정기로부터 전송받은 심전도는 그림 9와 같이 RRI(R-R Peak Interval)로 나타내었으며, RRI(R-R Peak Interval)는 FFT를 이용하여 Power Spectrum분석을 나타내었다. 다음 그림 9은 심전도 신호를 RRI로 변환한 결과이며, 그림 10는 FFT를 이용하여 PSD를 보여준다.

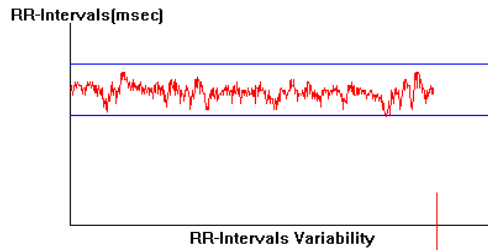


그림 9. 심전도 신호를 RRI로 변환한 결과UI
Fig. 9. UI as a result of converting the ECG signal RRI

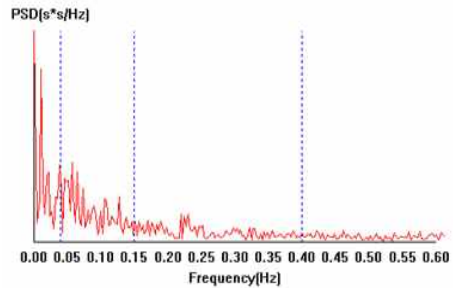


그림 10. 생체신호를 FFT 분석 결과 UI
Fig. 10. FFT analysis result of biological signals, UI

수신된 ECG신호는 표 1과같이 분석할 수 있으며, 그림 11은 생체신호를 FFT변환하여 나타낸 PSD 이다. 표 2에서 A는 평상시의 신체 정보를 수집한 데이터이며, LF/HF ratio가 1.40±1.30로 안정상태로 분류할 수 있다. B는 인위적인 스트레스환경을 조성했을 때 수집한 데이터로써 LF/HF ratio가 2.10±2.10로 불안정한 상태로 분류할 수 있어서 스트레스 정도를 얻을 수 있다.

이 연구는 건강한 젊은 성인으로 제한하여 노인이나 실제 환자에서 어떤 반응이 나타날 수 있는지 알 수 없고, 심장박 동수변이에 관련된 지표들은 미주 신경, 교감신경의 작용뿐만 아니라 연령, 성별, 체력이나 체질량지수 등 다양한 요인들이 영향을 미치기에 정확한 검증이 되지 못하였을 가능성을 배제 할 수 없다[6].

4.3 스트레스 평가 지수 도출 알고리즘

스트레스 지수는 착용형 무선 생체 신호 측정기로부터 취득한 데이터로써, HRV분석에서 추출한 주파수 영역 분석의 파라미터인 normLF와 normHF변수와 시간영역 분석의 파라미터인 심박수의 최빈값, SDNN, 최대 심박수와 최소 심박 수 그리고 심박수 최빈값의 점유율을 변수로 추정하여 각각 비교하였다. 스트레스 평가 지수 도출 알고리즘에 의하여 스트레스 지수를 도출하였다. 스트레스 평가 지수 도출 알고리즘은 식 3.4와 같다.

$$A_1 = \frac{M_R}{SDNN}$$

$$A_2 = \frac{M_R(BPM)}{(HR_{max}(BPM) - HR_{min}(BPM)) \times A_M} \quad (3.4)$$

$$B = Total A + SDNN$$

표 3. RRI와 HRV 주파수 성분
Table 3. RRI and HRV frequency components

항목	스트레스 부하 전(A)	스트레스 부하 후(B)
Maxium RRI [msec]	940 ±90	948±101
mean RRI [msec]	818±90	819±67
SDNN	42	52
RMSSD	36	32
SDD	26	15
LF [ms ²]	239	328
HF [ms ²]	171	156.1
normLF [nu]	58.3	67.7
normHF [nu]	41.7	32.3
LF/HF	1.40±1.30	2.10±2.10
Stress Index	3±2	8±2
비교	non-stress	stress

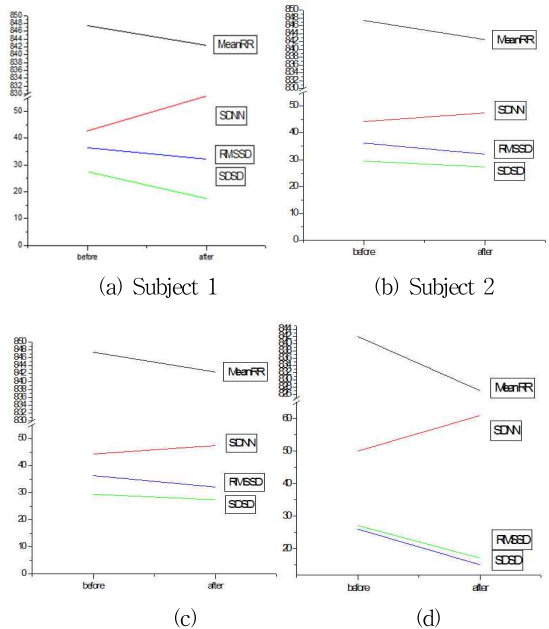


그림 11. 정신적 스트레스 부하 전과 후의 시간 영역 분석 결과
Fig. 11. Time domain analysis before and after mental stress results load

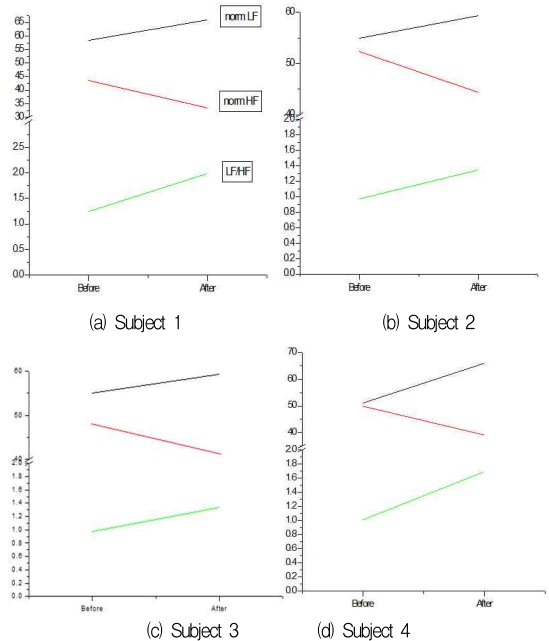


그림 12. 정신적 스트레스 부하 전과 후의 주파수영역분석 결과
Fig. 12. Frequency domain analysis before and after mental stress results load

V. 결 론

본 연구에서는 생체신호 아날로그 증폭 회로를 설계 하였다. OR-CAD의 Pspice Simulation을 이용한 Elliptic, Bi-Quad Filter등의 각종 BPF(Band Pass Filter)를 이론적으로 계산하며 특성을 찾아내고, 사전에 계산된 이론값에 근거한 회로 설계 및 QRS검출 알고리즘을 통하여 정확한 심전도를 검출하고자 하였다. 검출된 RRI(R-R Peak Interval)로 FFT하여 Power Spectrum분석하고 스트레스 정도를 나타낼 수 있음을 확인하였다. 스트레스 지수 평가를 위한 심전도 측정시 나타날 수 있는 심장의 불규칙한 리듬이 활동 상태에서 나타나는 것인지 아니면 심장이상이나 이와 같은 다른 외부요인으로 인한 불규칙한 리듬인지를 판별할 수 없었지만 분석된 자료는 스트레스 부하 후, 스트레스 지수가 3±2에서 8±2로 증가함에 따라 시간영역 분석법의 파라메타인 Mean RR과 RMSSD 그리고 SDDSD는 감소하였고, SDNN은 증가하는 유의함을 보였으며, 주파수영역 분석법의 파라메타인 LF/HF와 normLF는 증가하였고, normHF는 감소하는 유의함을 보여 스트레스 지수 알고리즘을 통한 스트레스 지수를 정성적 평가를 하였다.

본 연구에서는 ECG을 검출하여 실험하여 보다 편리하게 심전도를 측정할 수 있는 전극과 일상생활 중에서도 최적의 심전도 신호를 측정할 수 있는 심전도 신호처리 기법에 대한 연구가 지속적으로 이루어져야 할 것으로 사료되며, 유비쿼터스 헬스케어에서 건강 모니터링을 위한 생체신호는 심전도, 맥파, 체온등이 사용되고 있기에 향후연구에서는 이를 활용한 연구가 지속적으로 이루어져야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

[1] KISII "Health and Welfare for Aging society;"2005
 [2] D.C. Reddy, "Biomedical Signal Processing: Principles and Techniques," McGraw Hill, 2005. ation, Med. Biol. Eng. Comput, 1997, 35, 216-222
 [3] Boqiang Huang; Yuanyuan Wang, "Detecting QRS Complexes of Two-Channel ECG Signals by Using Combined Wavelet Entropy," Bioinformatics and Biomedical Eng., ICBBEInternational Conf. pp.1-4, 2009.
 [4] CC Lin, WC Hu, CM Chen, CH Weng, Heart

Rate Detection in Highly Noisy Handgrip Electrocardiogram, Computers in Cardiology 2008;35:477-480

[5] Antelmi I, de Paula RS, Shinzato AR, Peres CA, MansurAJ, Grupi CJ. Influence of age, gender, body mass index,and functional capacity on heart rate variability in a cohortof subjects without heart disease. Am J Cardiol2004;93:381-5.

저 자 소개



이 채 영

2009 : 단국대학교 전자공학과 전문 공학사.

2009-현재 : 단국대학교 전자전기공학과 공학석사과정.

관심분야: U-Health Care,무선통신
 E-mail : passion.lcy@gmail.com



김 경 호

1999 : 日本 慶應義塾大學理工學研究科 工學博士

2006-현 재 : 단국대학교 전자공학과 교수

관심분야: 생체계측, 제어, U-health
 E-mail :dkuhealth@dankook.ac.kr