

자율신경계의 활성화도 측정을 위한 Data Acquisition System의 개발 및 임상응용

영남대학교 의과대학 내과학교실 순환기내과
신동구 · 박종선 · 김영조 · 심봉섭

영남대학병원 의공학과
이상학 · 이준하

Development of Data Acquisition System for Quantification of
Autonomic Nervous System Activity and It's Clinical Use

Dong-Gu Shin, Jong-Sun Park, Young-Jo Kim, Bong-Sup Shim

*Cardiovascular Division, Department of Internal Medicine
College of Medicine, Yeungnam University, Daegu, Korea*

Sang-Hak Lee, Jun-Ha Lee

Section of Biomedical Engineering, Yeungnam University Hospital, Daegu, Korea

- Abstract -

Background: Power spectrum analysis method is a powerful noninvasive tool for quantifying autonomic nervous system activity. In this paper, we developed a data acquisition system for estimating the activity of the autonomic nervous system by the analysis of heart rate and respiratory rate variability using power spectrum analysis.

Materials and methods: For the detection of QRS peak and measurement of respiratory rate from patient's ECG, we used low-pass filter and impedance method respectively. This system adopt an isolated power for patient's safety. In this system, two output signals can be obtained: R-R interval(heart rate) and respiration rate time series. Experimental ranges are 30~240 BPM for ECG and 15~80 BPM for respiration.

Results: The system can acquire two signals accurately both in the experimental test using simulator and in real clinical setting.

Conclusion: The system developed in this paper is efficient for the acquisition of heart rate and respiration signals. This system will play a role in research area for improving our understanding of the pathophysiologic involvement of the autonomic nervous system in various disease states.

Key Words: Power spectral analysis, Autonomic nervous system, Data acquisition

서 론

자율신경계(autonomic nervous system)는 활력 징후의 조절에 중추적인 역할을 하여 인체의 항상성(homeostasis)을 유지하기 위한 중요한 역할을 담당하고 있다. 파킨슨씨병, 다발성 경화증(multiple sclerosis), Guillain-Barre증후군, Shy-Drager형의 기립성 저혈압과 같이 일차적으로 자율신경계의 장애가 발생할 수 있지만, 심근 경색증과 같은 허혈성 심장질환에서도 자율신경계의 장애가 동반될 수 있다(Bayly, 1968; Ewing 등, 1985). 이러한 심혈관계의 자율신경병증(cardiovascular autonomic neuropathy)은 심장 급사(sudden cardiac death)의 중요한 병인이다(Bigger 등, 1992). 심장 박동수는 외부의 스트레스에 의해 끊임없이 변화하며 압수용체 등과 같은 신경반사궁을 통한 교감신경계와 부교감 신경계의 길항 작용에 의해 이루어진다. 그러므로 심장박동수의 변화 정도를 측정함으로써 교감신경계와 부교감 신경계의 활성 정도를 측정할 수 있고, 자율신경계의 활성 정도의 감소는 심장 급사의 위험인자로 알려져 있다(Barron과 Lesh, 1996; Galinier 등, 2000).

과거에는 발살바법, 기립 혹은 심호흡시 심장

박동수의 변화 정도를 측정하여 자율신경계의 활성 정도를 측정하는 고전적인 방법을 사용하였으나, 자율신경계의 장애를 동반하는 질환의 진단과 예후를 예측하고 심장 급사의 위험도를 예측하는 방법으로 심장 박동의 변화 정도를 심장박동의 스펙트럼분석법을 통해 장애 정도를 정량화할 수 있으며(Webb 등, 1972), 최근 비선형적 분석을 통해 심박 변이도(heart rate variability)의 진단적 가치를 높이고자 하는 시도가 있다. 앞으로 심박 변이검사는 질병의 기전, 심근 경색 후 환자에서 급성심장사의 위험도 예측 혹은 치료에 대한 효과를 판단하는데 있어서 중요한 검사 방법이 될 것으로 생각된다(Kleiger 등, 1993; Malik과 Camm 1996).

본 교실에서도 당뇨병 환자에서 Power Spectral Analysis를 이용한 자율신경계 이상의 검증(이두하 등, 1991), 정상인과 심근경색 환자에서 스트레스가 심혈관계의 자율신경 활성도에 미치는 영향(이태일 등, 1994) 등 자율신경의 활성 정도를 정량화하는 연구를 시행하여 왔으나 심장 박동의 변조 정도는 자율신경계의 영향만을 받는 것이 아니라 호흡, 혈압, 레닌-안지오텐신계와 같은 여러 요소들에 의해 결정되기 때문에 다른 여러 변수의 복합적인 측정이 필요하다. 또한 시판되고 있는 기존의 장비는

심전도의 R-R변이만 측정이 가능하며 심박변이의 전력스펙트럼을 분석하기 위한 알고리즘이 상품화과정에서 고정되어 있기 때문에 연구목적으로 다양한 분석 알고리즘을 적용할 수 없어 연구용 장비로는 제한점이 있다.

전력 스펙트럼 분석은 자율신경계의 활성도를 양적으로 측정할 수 있는 장점이 있으나 측정시 환자의 호흡변이정도에 따라 그 결과치인 spectral power가 다르게 나타나기 때문에 자율신경계의 활성정도의 보다 정확한 정량방법을 연구하기 위해 다양한 선형적, 비선형적 분석법을 적용할 필요가 있다.

본 연구에서는 향후 연구의 전 과정으로 심전도의 R-R간격과 함께 호흡수의 변이를 복합적인 형태로 측정하기 위하여 개발된 측정장치를 이용하여 실제 환자에서 활용가능성을 조사하였다.

재료 및 방법

1. 시스템의 구성

전체 시스템의 구성 및 설계는 이준하(2000)의 알고리즘을 이용하였다(그림 1). 생체전위는

신호원 전원의 레벨이 낮거나 내부 임피던스가 높다. 이러한 특징을 갖는 생체신호를 추출하기 위해서는 전극의 특성과 신호원 추출 전치증폭기의 특성이 매우 중요하다. 본 연구에서는 심전도 신호와 호흡 신호를 추출해야 하는 관계로 기존의 심전도 신호 전치증폭기 뿐만 아니라 호흡 신호 추출을 위한 고주파 임피던스 변환 증폭기도 병행하여 사용하였다. 심전도 신호와 호흡신호는 그 크기가 아주 미약하므로 정확하게 신호를 추출하기 위해서는 입력 임피던스가 높아야 한다. 높은 입력 임피던스를 유지하면 신호원에 혼재된 잡음도 같이 전달되는 특징을 가지고 있다. 이러한 특징을 고려하여 고입력 임피던스와 높은 CMRR(Common mode rejection ratio)을 가지는 연산증폭기를 사용하여 각각의 전치증폭기를 제작하였다. 전치 증폭기 특성상 전 대역의 입력을 고르게 증폭하므로 잡음도 동시에 증폭하게 된다. 잡음에는 생체에서 발생하는 잡음과 상용전원에 의한 잡음들로 구분할 수 있다. 이러한 잡음들을 제거하기 위해서는 필터 사용이 필수적이다. 전치 증폭기로부터 추출한 심전도 신호와 호흡 신호는 피크 검출기를

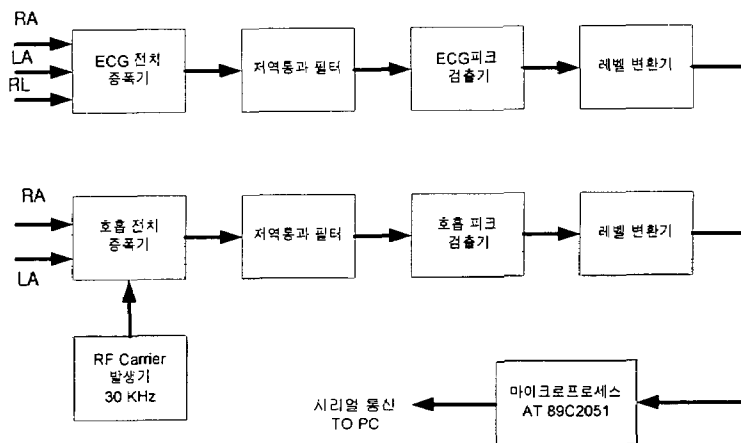


Fig. 1. Block diagram of the developed system.

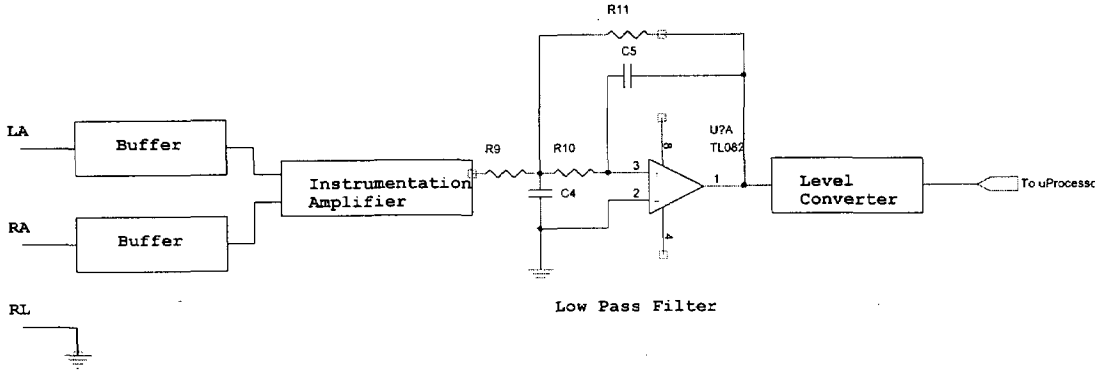


Fig. 2. Circuit of ECG signal amplifier.

통하여 디지털 레벨로 변환되어 8 비트 마이크로 프로세스에 전달된다. 8 비트 마이크로 프로세스는 ATMEL에 제작된 AT89C2051을 사용하였다. 마이크로 프로세스에서는 신호를 인터럽트로 처리하여 각 펄스간의 주기를 측정한다. 측정된 주기 시간을 시리얼 통신을 사용하여 처리 PC에 전달하여 시간변이 그래프와 주파수 특성을 나타내게 한다.

2. 심전도 증폭기의 설계

심전도 증폭기의 구성은 전치 증폭기, 저역통과 필터, 피크 검출기 및 레벨 변환기로 나눌 수 있다. 그 구성은 그림 2와 같다. 설계된 전치 증폭기의 특성은 증폭기의 이득 1000배, 대역폭은 0.1~110Hz로 하였다. 아울러서 기저선의 변동, motion artifact, 50~2 KHz 사이의 근잡음을 줄이기 위하여 CMRR을 90 dB 이상으로 설계하였다(Joseph, 1982). 심전도 신호의 주파수 특성이 0.1 Hz - 110 Hz 이므로 저역통과 필터의 통과 주파수 또한 이와 같은 특징을 고려하였다. 여기서, 저역통과 필터의 이득은 아래와 같다.

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-R_9 R_{10}}{s^2 C_4 C_5 + s C_5 (R_9 + R_{10} + R_{11}) + R_{11} R_{10}} \quad (1)$$

여기서 $w = 2\pi f$ 이며, 그리고 2차 전달함수 $G(s)$ 는 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$G(s) = \frac{G_0 b}{s^2 + as + b} \quad (2)$$

여기서

$$G_0 = -\frac{R_{11}}{R_9},$$

$$a = \frac{1}{C_4} \left(\frac{1}{R_9} + \frac{1}{R_{11}} + \frac{1}{R_{10}} \right), \quad b = \frac{1}{C_4 C_5 R_{11} R_{10}} \text{ 이며}$$

만일, 상수인 G_0 , a , b 가 주어진 경우에는 콘덴서 C_4 , C_5 를 임의로 골라서 저항 R_9 , R_{10} , R_{11} 의 값을 식 (3), (4), (5)와 같이 구할 수 있다.

$$R_9 = \frac{R_{11}}{|G_0|} \quad (3)$$

$$R_{10} = b C_4 C_5 R_{11} \quad (4)$$

$$R_{11} = \frac{a}{2bC_5} \sqrt{\left(\frac{a}{2bC_5}\right)^2 - \left(\frac{1+|G_0|}{bC_4C_5}\right)} \quad (5)$$

위의 식 (1)에서 주파수가 증가한다면 이득은 상대적으로 감소하게 되어 고주파 신호는 감쇄되어 출력에 나타나지 않고 저주파 신호만 통과하게 된다. 본 연구에서 고려한 심전도 신호 변

이에 관한 주기는 R-wave의 주기이다. 따라서 피크 검출기는 심전도 신호 변이를 R-wave 특징으로 고려하였다. 레벨 변환기는 아날로그 신호의 특징을 마이크로 프로세스 입력에 적당하도록 신호원의 전압을 완충시켜주는 효과를 가진다. 이렇게 변환된 신호는 마이크로 프로세스의 인터럽트 입력단자에 전달되어 마이크로 프로세스에서 타이머에 의해 주기를 산출한다.

3. 호흡신호 증폭기의 설계

호흡신호 증폭기는 그림 3과 같이 구성하였으며, 피검자의 흉부위의 교류 임피던스가 호흡에 따라서 변한다는 사실을 이용한 측정방법이다. 교류 임피던스 법을 사용하기 위해서는 고주파 발생이 필요한데 본 연구에 사용된 고주파는 30 KHz의 구형파를 사용하였다. 흉강에 고주파가 가해지면 흉강의 움직임에 따라 흉강 임피던스가 변한다. 이러한 임피던스의 변화를 호흡 전치 증폭기를 통해 전압의 변화로 변환할 수 있다. 사용된 저역 통과 필터는 0.2~2.5 Hz의 통과대역을 갖는 필터를 사용했으며, 심전도 신호 등과 같은 호흡신호 이외의 외부신호를 차단했다.

출력 신호의 크기는 0.2 ohm p-p 입력신호에서 약 0.2 V_{p-p}, 5 ohm p-p 입력신호에서 약 1 V_{p-p}의 크기가 되도록 하였다. 호흡반도의 검출은 전치증폭기에서 출력된 신호가 기저선에서의 zero-crossing 지점을 선택하여 사용하였다.

4. GUI (Graphic User Interface)기능을 이용한 소프트웨어 설계

본 연구에서 사용자 인터페이스 기능을 강화하기 위해서 각 처리 루틴의 수행을 기존의 문자 처리에서 사용자가 쉽게 인지할 수 있는 아이콘으로 작업이 진행되도록 표현하였다. 아이콘에 기초를 둔 GUI는 프로세스나 데이터를 표시하는 아이콘을 선택함으로써 그 처리에 대한 명령이 시작된다. 선택된 아이콘을 처리하기 위한 방법은 선택된 아이콘으로부터 시스템내에 존재하는 내부처리 루틴과 맵핑이 필요하다. 맵핑 방법은 아이콘에 마우스 클릭을 조사하여 선택된 아이콘에 해당되는 작업을 실행하도록 하였다. 처리루틴의 아이콘은 각 작업의 유형에 따라 특징을 명확히 선정하여 사용자가 쉽게 이해할 수 있도록 하였다.

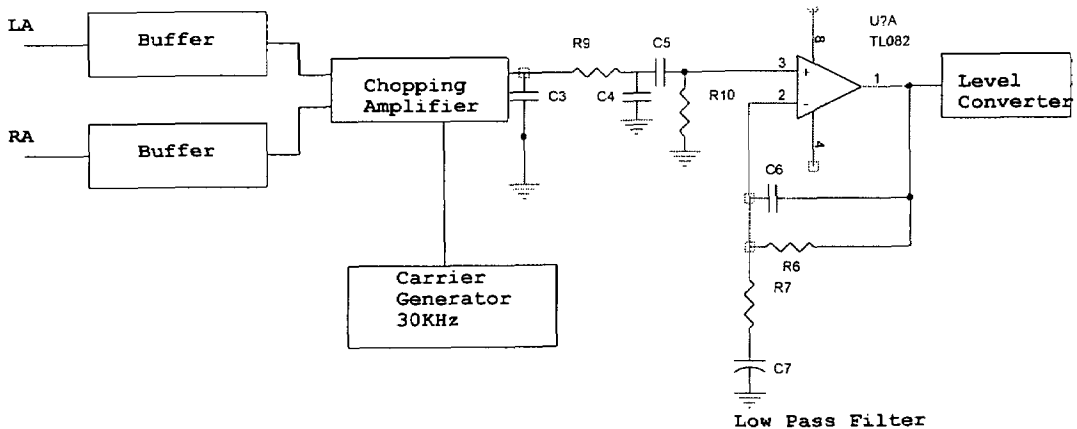


Fig. 3. Circuit of respiration signal amplifier.

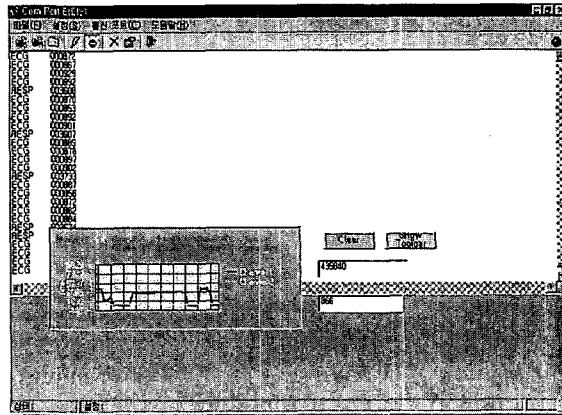


Fig. 4. Softwares for monitoring the status of data acquisition and storage. The terminal screen display form is shown.

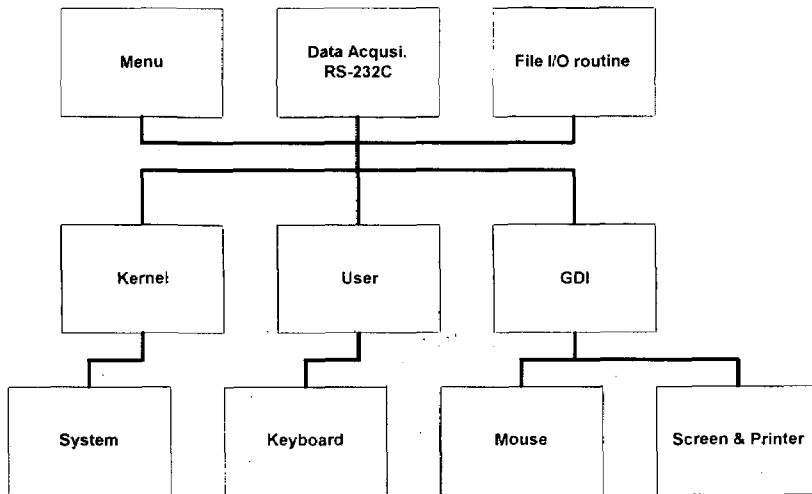


Fig. 5. GUI 소프트웨어 시스템 다이어그램

그림 4는 본 논문에 사용된 화면을 나타내었다. 본 논문에서는 Visual basic을 이용하여 GUI 환경을 생성하였다. 구현된 루틴은 전체 작업지시를 위한 메인 루틴, 통신용 프로세스와 데이터 교환, 데이터 포맷 설정 루틴, R-R 변이, 호흡 변이 tachogram 표시 루틴, 및 파일 입출력 루틴으로 구성되었다.

윈도우와 이들 루틴들과의 시스템 상관관계를 그림 5에 나타내었다. 작업 입출력 메뉴처리는

윈도우의 USER 부분이 처리하고, 외부와의 통신처리와 파일 입출력은 커널이 담당하고 있다. 포인팅 디바이스인 마우스와 각종 그래픽 내용의 프린터 처리는 GDI 부분이 처리한다.

5. 임상적 적용

본 시스템의 정상적인 심장박동수치 및 호흡수의 측정상태를 검증하고 얻은 데이터를 본 교실에서 사용하고 있는 분석 소프트웨어(Predictor IIC,

ver 3.0, ART, USA)를 이용하였다. 실제 환자의 심전도신호 및 호흡신호를 측정하기 위해 외부 소음이 차단된 방에서 시행하였으며, 대상 환자는 시계열(time series)상 서로 명확한 차이점을 보일 것으로 예상되는 환자를 대상으로 선정하였다.

허혈성 심장질환과 같은 기질적 심장질환이 없는 환자, 심근 경색 후 심실기능저하, 즉 좌심실 구혈율이 30%미만인 환자 및 심전도상 R-R간격이 불규칙한 심방세동 환자를 대상으로 하여 심전도신호 및 호흡신호를 측정하였다.

결 과

1. 시스템의 구성

신호측정중의 상태를 화면에 표시하여 이용을 편리하게 하고, 증폭된 신호를 저장하고 작동상태를 감시하기 위한 프로그램의 화면표시 방식은 그림 5와 같이 구성하였다.

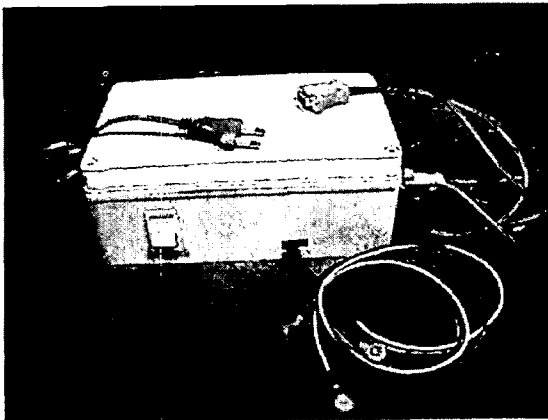


Fig. 6. Data acquisition module box as a final product is shown. A indicates RS232C port for communication with host PC. B: patient cables for ECG and respiration signal. C: on/off switch. D: AC power cord. See the text for the detailed description.

심전도신호와 호흡신호를 처리하기 위한 data acquisition module 은 host PC와 연결되어 데이터를 처리하기 위한 RS232C단자, 교류전원단자 및 환자의 심전도신호 및 호흡신호를 얻기 위한 연결케이블로 구성되어 있다(그림 6).

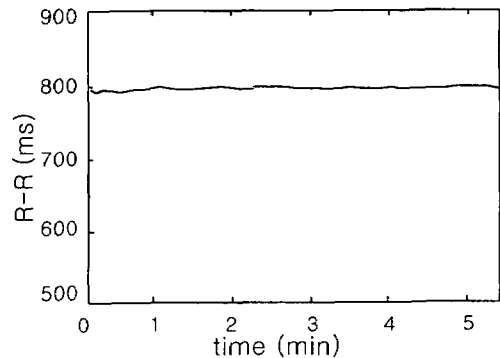


Fig. 7. Example of heart rate tachogram for five minutes. ECG signals derived from ECG simulator set at 80 beats per minutes was used to reconstruct tachogram. Abscissa denotes lapsed time in minutes, Ordinate denotes RR intervals in milliseconds.

2. 시뮬레이터를 이용한 시스템의 검증

시스템의 검증은 개발된 시스템을 이용하여 심전도신호 및 호흡신호 증폭기의 특성을 확인하고, 펄스신호에 의해 생성된 분리변압기에 의한 전력의 전달과 신호원에 대한 전치증폭기의 구동 여부를 확인하였다. 전원부의 출력은 ± 7.5 V로서 전치증폭기를 구동하기에 충분하였다. 이 펄스신호는 호흡신호의 고주파 반송파로서의 역할도 겸하고 있다. 개발된 시스템을 평가하기 위하여 Multiparameter Simulator (LH-2, BIO-TEK 사)를 사용하여 심전도신호 및 호흡신호의 변화에 따라 본 연구에서 제

작된 장치로부터 생성되는 주기를 마이크로 프로세스가 측정하여 처리 PC로 시리얼 통신으로 전달하였다. 본 연구에서 사용한 신호의 변화 범위는, 심전도신호는 30~240 BPM으로 하고, 호흡 신호는 15~80 BPM으로 하였다.

그림 7은 80회/min의 ECG신호를 시뮬레이터에 의해 제공했을 때, 그림 8은 20회/min의 Respiration 신호를 제공했을 때의 출력 그래프이다.

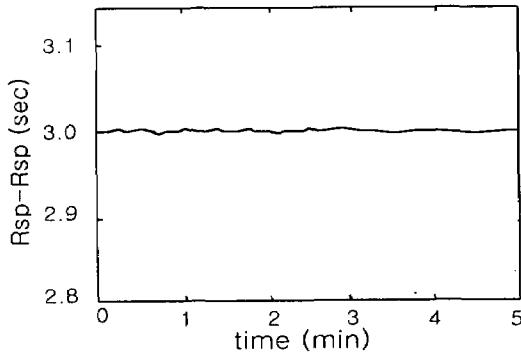


Fig. 8. Example of time variability of respiration. Respiratory signals derived from simulator set at 20 beats per minutes was used to reconstruct tachogram.

3. 실제 임상환자에서 신호측정 및 스펙트럼분석

본 시스템의 정상적인 작동상태를 검증하기 위해 실제 임상환자의 심전도신호 및 호흡신호를 측정하였다. 그림 9에서 A는 심장기능이 정상인 환자에서 측정한 심장박동 시계열(time series data)을 나타내고, B는 심실기능이 저하된 심근경색후 환자에서 얻은 시계열을 나타낸다. 심근경색 후 환자의 경우 육안적으로도 심박동수의 변이 정도가 감소되어 있음을 알 수 있으며, 활성정도를 정량화하기 위해 autoregressive spectral analysis법을 적용하여 spectral power를 측정하였다. 그림 10의 A, B는 각각 그림 9의 A, B환자의 데이터를 사용하여 분석한 결과로서 정상인 A환자의 경우 total spectral power가 41.26 bpm²이고, 교감신경계의 활성을 나타내는 LH power는 5.53 bpm², 부교감신경계의 활성 지표인 HF power는 1.29 bpm²였고 B환자인 경우는 total spectral power가 3.87 bpm², LH power 및 HF power가 각각 1.23 bpm², 0.31 bpm²로 두 질환사이에 차이를 관찰할 수 있었다. 심방세동의 경우도 심전도 신호상 R정

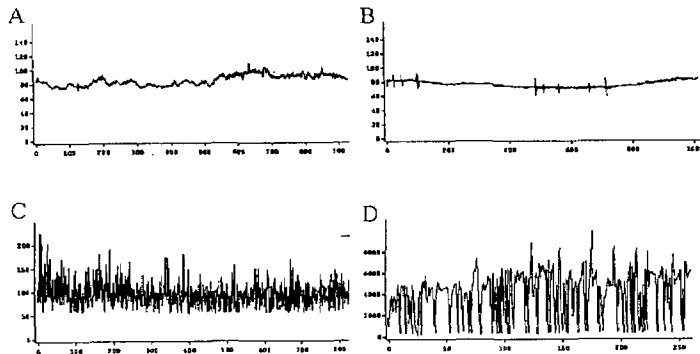


Fig. 9. Three representative examples of heart rate time series data(tachogram) in normal patient(A), patient with left ventricular dysfunction due to myocardial infarction(B) and patient with atrial fibrillation(C). D is an example of respiration rate tachogram obtained from patient A.

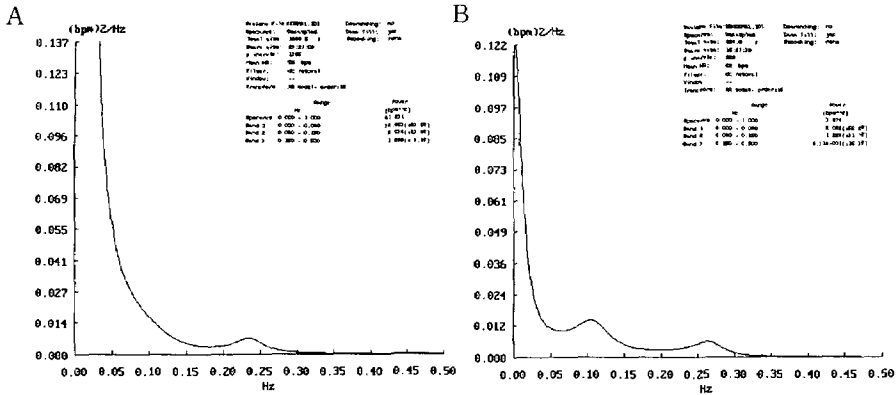


Fig. 10. Representative examples of power spectral analysis, using autoregressive (AR) algorithm, of patient A and B shown in Fig. 9. See the text for the discussion.

점(R fiducial point)을 확인하여 그림 9의 C와 같이 정확한 R-R간격 데이터를 얻을 수 있었다. 그림 9의 D는 A환자에서의 호흡간격을 측정된 시계열 데이터를 나타낸다.

고 찰

심장의 R-R간격의 변이는 심장박동의 미세 조절기전이 있음을 나타낸다. 교감 및 부교감 신경계에 의한 동방 결절의 조절 기능은 매 심장주기마다 혈관운동중추와 호흡중추와 같은 중추적 조절기구와 혈압과 호흡운동과 같은 말초 조절기구의 상호작용에 의해 영향을 받는다. 이러한 조절기구들에 의해 원심성 자율신경계가 울동적인 파동적 분비작용을 하여 심주기상 장단기적인 진동형태로 나타난다. 이러한 심박동의 울동을 관찰함으로써 교감 및 부교감 신경계, 중추신경조절계, 체액성 요소 및 동방결절의 기능 및 상태를 추론할 수 있다.(Malliani 등, 1991). 그러므로 심박변이의 스펙트럼분석은 동방결절에 대한 신경조절기전을 이해하는데 도움이 된다(Eckberg, 1980; Appel 등, 1989).

심박변이의 임상적 응용은 fetal distress시에 심박수 자체의 변화에 앞서 R-R간격의 변화가 선행된다는 연구결과가 처음이라고 할 수 있다(Hon과 Lee, 1965). Wolff 등(1978)은 심근경색 후 심박변이가 낮은 환자에서 사망률이 높다고 보고하였으며, Akselrod 등(1981)이 심박동수의 변동을 양적으로 측정하기 위한 방법으로 전력스펙트럼 분석법을 고안했다. 이러한 주파수 분석법은 R-R간격의 변동에 대한 자율신경계의 영향을 이해하는데 도움을 주었으며 심박변이 분석의 중요성이 인정된 것은 심박변이가 급성 심근 경색 후 사망률을 예측하는데 강력한 독립적인 예측인자(Bigger 등, 1992; Kleiger 등 1987; Farrell 등, 1991)로 증명된 후라고 할 수 있다. 심박변이는 앞으로도 순환기질환의 병태생리학적 기전을 이해하고 위험도 예측을 향상시킬 수 있는 방법이라고 할 수 있다.

일반적으로, 심박변이의 전력 스펙트럼 상에는 중요한 주기성분이 존재한다. 일반적으로 0.0033 Hz이하의 ultra low frequency(ULF) 영역과 0.0033~0.04 Hz의 주파수대에 해당하는 very low frequency(VLF)영역이 총 스펙

트랄 파워의 대부분을 차지하지만 생리적인 발생 기전은 분명하지 않다(Malliani 등, 1991). 현재 자율신경기능 평가지표로 알려진 것은 첫째 0.2~0.4 Hz 사이에 존재하는 호흡활동과 관련이 있는 고주파성분(HF), 둘째로는 혈압 조절 메카니즘의 활동을 반영하는 'Mayer파'라고 알려진 0.1 Hz이하의 저주파 성분(LF)이다.

이러한 주기성분은 체내, 외적인 환경변화에 따라 변동하며, 이와 같이 변동은 심혈관계의 조절에 있어서 중요한 역할을 수행하는 자율 신경계의 활동을 반영한다. 심박 변동의 전력 스펙트럼 분석에 있어서 자율신경계 활동을 평가하기 위한 지표로서 저주파 성분과 고주파 성분이 사용된다. 즉, 호흡률과 일치하는 고주파 성분은 부교감 신경계의 활동에 대한 지표로서 널리 사용되고 있다. 그러나 0.1 Hz이하의 저주파 성분에 대한 생리학적 해석은 연구자들에 따라 다르게 보고되고 있지만, 저주파성분은 주로 교감신경계의 활동을 반영한다고 보고되었다.

이와 같은 차이는 자율신경계를 자극하기 위해 사용된 프로토콜의 차이에 기인한다고 생각된다. 따라서 저주파 성분이 교감신경계 활동의 변화를 반영할 수 있는 프로토콜을 찾는 것은 심박 변동의 전력 스펙트럼 분석에 있어서 매우 의미있는 것이다.

본 연구에서 개발된 시스템 기준은 유럽심장학회 및 북미 심장전기생리학회의 전문위원회에서 결정한 기준요건(Malik, 1996; Malik과 Camm, 1996)을 따랐다. 분석에 영향을 줄 수 있는 QRS파의 정점을 정확히 찾기 위해서는 적정 신호추출속도(sampling rate)를 취해야 하는데 일반적으로 250~500 Hz 혹은 그 이상이 추천된다. 상위주파수대의 차단역이 진단적 장비의 기준인 200 Hz보다 낮을 경우 QRS파의

기준점을 확인하는데 어려움을 초래하여 R-R간격의 측정에 오류를 일으킬 수 있다. 신호추출속도가 낮을 경우 심박변이의 전력스펙트럼을 산출할 때 고주파영역에서 오류를 나타낼 수 있으며 이것은 내삽보정(interpolation)으로 오차를 줄일 수 있으며 100 Hz의 신호추출속도도 가능하다고 추천하고 있다. 일반적인 진단적 심전도장비의 기준으로 신호대 잡음비(signal-to-noise ratio), common mode rejection, bandwidth 등의 측면에서 위에 기술한 기준을 만족한다고 볼 수 있다. QRS정점을 찾기 위해 일반적으로 사용되는 derivative plus threshold, template, correlation method법을 권장한다.

본 연구에서는 이와 같은 주파수 분석을 정확하게 하기 위한 측정시스템을 개발하였다. 전술한 기준에 따라 알고리즘을 설정하였으며 심장질환자에서 심전도신호와 호흡신호를 정확하게 추출할 수 있었다.

심박변이는 자율신경계와 중추신경계에 의해 조절되지만 그 외 혈액학적, 전기생리학적, 체액성 요소에의 복잡한 상호작용에 의해 생성되기 때문에 선형적인 분석방법으로만 해석하기에는 한계점이 있으므로, 최근에는 비선형적 분석방법이 활발히 연구되고 있다. 이러한 비선형적 분석방법의 응용은 본 연구의 목적은 아니지만 이 시스템에 의해 작성된 기초 데이터를 이용하여 비선형적 분석방법을 적용할 수 있기 때문에 향후 다양한 응용연구 분야에 기초 데이터 수집 장치로 활용할 수 있다고 하겠다.

요 약

본 연구는 여러 가지 질병의 원인을 규명하는데 있어서 자율신경계 역할의 중요성을 인식하

여 심전도 및 호흡신호의 변이를 이용하여 자율신경계를 감시할 수 있는 시스템을 개발하였다. 본 연구에서 제작된 증폭기에서는 트랜스를 사용하여 교류전원으로부터 환자를 격리시키고, 30 μ 의 고주파를 이용하여 임피던스법에 의한 호흡신호를 심전도와 동시에 처리할 수 있도록 하였으며, 아울러 서로의 채널에 대한 혼신의 영향을 최소화하도록 회로를 설계하였다. 시뮬레이터에 의한 테스트 결과에서 입력 조건에 따라 증폭기의 출력에 나타나는 시간 간격이 일치하게 나타나는 것을 확인하였다. 또 실제 서로 다른 조건을 가진 세 부류의 임상 환자의 심전도에서 R-R interval 및 호흡신호를 측정하여 추출할 수 있었다.

기존에는 주로 생체 신호 파라미터를 각각 측정하여 그 결과를 추출하였으나 본 연구에서는 R-R interval과 respiration의 파라미터를 통합하여 데이터를 수집, 처리함으로써 환자로부터 얻은 데이터를 임상 응용에 보다 효과적으로 적용할 수 있게 되었다. 따라서 향후 개발된 시스템의 보완을 통해 환자에 직접 적용하여 자율신경계 장애 환자에 대한 감시장치로 활용하고자 한다.

참 고 문 헌

- 이두하, 황형기, 이형우, 김영조, 심봉섭, 이현우, 신동구 등: 당뇨병 환자에서 Power Spectrum Analysis를 이용한 자율신경계 이상의 검정. 대한내과학회지 41(5): 628-641, 1991.
- 이준하: 자율신경계 활성화 측정시스템 개발. 의학물리 11(2): 141-146, 2000.
- 이태일, 신동구, 김영조, 심봉섭, 이현우, 이준하: 정상인과 심근경색증환자에서 스트레스가 심혈관계의 자율신경활성도에 미치는 영향. 순환기 24(1): 24-37, 1994.
- Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control. Science 213: 220-222, 1981.
- Appel ML, Berger RD, Saul JP, Smith JM, Cohen RH: Beat to beat variability in cardiovascular variables: noise or music? J Am Coll Cardiol 14: 1139-48, 1989.
- Barron HV, Lesh MD: Autonomic nervous system and sudden cardiac death. JACC 27(5): 1053-60, 1996.
- Bayly E.J: Spectral analysis of pulse frequency modulation in the nervous system. IEEE BME 15(4): 257-65, 1968.
- Bigger JT, Fleiss JL, Steinmann RC, Rolnitzky LM, Kleiger RE, Rottman JN: Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. Circulation 85: 164-171, 1992.
- Eckberg DW: Parasympathetic cardiovascular control in human disease: a critical review of methods and results. Am J Physiol 241: H581-593, 1980.
- Ewing DJ, Martin CN, Young RJ, Clarke BF: The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years' experience in diabetes. Diabetes Care

- 8: 491-498, 1985.
- Farrell TG, Bashir Y, Cripps T, Malik M, Poloniecki J, Bennett ED, Ward DE, et al.: Risk stratification for arrhythmic events in postinfarction patients based on heart rate variability, ambulatory electrocardiographic variables and the signalaveraged electrocardiogram. *J Am Coll Cardiol* 18: 687-697, 1991.
- Galinier M, Pathak A, Fourcade J, Androdias C, Curnier D, Varnous S, Boveda S, et al.: Depressed low frequency power of heart rate variability as an independent predictor of sudden death in chronic heart failure. *Eur Heart J* 21: 475-482, 2000.
- Hon EH, Lee ST: Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death: further observations. *Am J Obstet Gynecol* 87: 814-826, 1965.
- Joseph RH: Designing microprocessor based instrumentation. Reston, New York 1982, pp. 248-262.
- Kleiger RE, Bosner MS, Rottman J: Time domain measures of heart rate variability in the assessment of cardiac autonomic tone. *J Ambul Monitor* 6: 1-18, 1993.
- Kleiger RE, Miller JP, Bigger JT, Moss AJ: Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 59: 256-262, 1987.
- Malik M: Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation* 93: 1043-1065, 1996.
- Malik M, Camm AJ: Components of Heart Rate Variability-What they really mean and what we really measure. *American J Cardiol* 72: 821-822, 1996.
- Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S: Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation* 84: 1481-1492, 1991.
- Webb SW, Adgey AA, Pantridge JF: Autonomic disturbance at onset of acute myocardial infarction. *Br Med J* 3: 89-92, 1972.
- Wolff MM, Varigos GA, Hunt D, Sloman JG: Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction. *Med J Aust* 2: 52-53, 1978.