

자율신경 활성화 측정을 위한 power spectral analysis 시스템의 설계 및 제작

이준하, 이상학, 신현진
영남대학교 의료원 생체의공학과

초 록

자율신경계는 서로 상반되게 작용하는 교감신경과 부교감신경으로 구성되어 그 활성화의 균형에 의해 신체의 항상성이 유지된다. 자율신경계는 각종 스트레스나 질환에 의해 그 활성화가 변화한다. 그러나 자율신경계의 메카니즘은 너무나 복잡하여 해석이 용이하지 않은 관계로 인체에서 유기되는 여러가지 생체신호중에서 자율신경에 의해 지배되는 심전도 신호와 호흡을 매개변수로하여 자율신경의 활성도를 측정하는 시스템의 설계와 제작이 본 연구의 목적이다. 본 논문을 수행하기 위해서 심전도 신호 증폭기, 호흡변위 증폭기, interval time generator 및 처리 소프트웨어 등을 제작 하였다. 그리고 심전도 신호와 호흡요소에 대한 power spectrum을 나타낼 뿐만 아니라 이들을 합성하여 하나의 graph로 표현할 수 있도록 하였다.

1. 서 론

자율신경계는 서로 상반되게 작용하는 교감신경과 부교감으로 구성되어 그 활성화의 균형에 의해 신체의 항상성이 유지된다. 자율신경계는 각종 스트레스나 질환에 의해 그 활성화가 변화한다. 특히 정신적 스트레스는 자율신경계에 현저한 영향을 끼쳐 여러 가지 질환을 유발하며 이런 정신적인 스트레스가 심장질환이 없는 사람에게서도 급사를 일으킬 수 있다는 보고가 있다.^{3, 4, 5)} 그래서 여러가지 원인에 의한 자율신경계의 활성화에 장애를 유발하는 정도를 양적으로 측정할 수 있는 방법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.¹²⁾ 현재까지의 연구 방법은 심전도 신호에 있어서 R파의 시간간격을 기본 데이터로 삼아 FFT처리와 Power spectrum을 추출하여 자율신경계의 이상유무를 측정하는 수준의 연구가 진행되었다. 그러나 자율신경계의 메카니즘은 너무나 복잡하여 해석이 용이 하지 않은 관계로 인체에서 유기되는 여러가지 생체신호중에서 자율신경에 의해 지배되는 심전도 신호와 호흡을 매개변수한 자율신경의 활성도를 측정하는 시스템의 설계와 제작이 본 연구의 목적이다. 외국에서는 이탈리아는 파가니(1986)가 심전도신호와 혈압을 매개변수로하여 자율신경계의 활성화 측정을 연구하였으며¹⁷⁾, 일본에서는 하야노(1988)가 흡연시 심전도신호의 변동에 미치는 영향을 연구하였다¹⁴⁾.

자율신경계의 활성도를 측정하는 방법에는 환자의 호흡변이, 기립시 혈압의 변화, 압수용체의 민감도 지표, 심전도 R-R간격의 변이와 R-R간격의 변이를 이용한 spectral analysis 등의 사용된다.^{15, 16)} 심박동 R-R간격 변이 혹은 두 심박사이의 심장에 대한 자율신경 활성화도에 빠른 변화를 일으키므로 결정되므로 이는 생리적인 변화를 조절하는 조절계의

표현이 될 수 있다^{8,9}. 이런 자율신경계 활성도를 변화시키고 R-R간격 변이를 조절하는 조절계를 연구하기 위해 여러 학자들이 컴퓨터를 이용한 R-R간격 변이의 power spectral analysis를 연구했다^{6,7}. 그러나 power spectral analysis는 자율신경계의 활성도를 양적으로 측정할 수 있는 잇점이 있으나 그 측정치인 power spectral density(PSD)가 개체에 따라 변이가 커서 개체간의 직접적인 비교가 어려워 여러 다른 변수의 복합적인 활용이 필요하다. 현재까지는 심전도 신호의 R-R간격의 변이에 따른 하나의 변수에 의한 자율신경계의 활성도를 측정 분석하였으나 보다 정확한 결과를 추출하기 위해 심전도 신호의 R-R변이에 호흡변이를 복합적인 형태로 합성하여 새로운 방법으로서의 power spectral analysis를 추출, 분석함으로써 자율신경계의 활성도를 정량적으로 측정하고자 하는 시스템의 설계가 본 연구의 목적이다.

본 연구를 수행함에 있어서 사용되는 시스템은 심전도 신호 증폭기와 호흡변위 측정 증폭기를 사용하여 필요한 신호를 수집하여 이를 A/D변환하고 발생된 디지털 데이터를 486 시스템에 전달, 처리하는 방법으로 구성하였다. 처리 소프트웨어는 윈도우 환경하에서 데이터를 수집하고 처리하도록 하였다.

2. 시스템 원리 및 구성

심전도 신호의 변이를 이용하여 자율신경계의 활동도를 측정하는데 있어서 심전도 변이에 영향을 주는 요소로서는 혈압, 호흡, 열적평형등이 있는데, 그중에서 혈압과 호흡이 중요한 요소로 작용하고 있다^{9,10}. 심전도 변이에 대한 powerspectrum을 분석해보면 심박활동에 대한 고주파 성분과 저주파 성분으로 나누어지는데 그림1과 같이 호흡에 의해 고주파성분에 영향을 받고있다고 추측이되며, 혈압에 의해 저주파성분이 영향을 받고있다고 추측된다.¹³⁾

본 논문에서는 이와같은 연구를 수행 하기 위해서 정밀한 심전도 신호 증폭기, 호흡변위 측정 증폭기, interval time generator, 및 신호처리 소프트웨어를 설계하였다. 그림 2는 시스템의 개략도 신호는 신호와 잡음이 혼재 되어 있는 관계로 심전도 신호 증폭기와 필터를

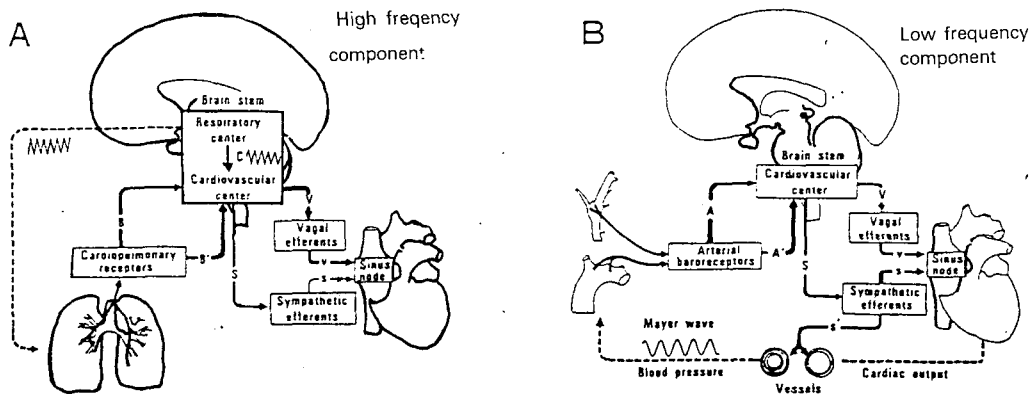


Fig. 1. High frequency and Low Freq. Generating Mechanism for ECG variance

거쳐서 정확한 심전도 신호를 만들게 된다. 증폭된 심전도 신호 중에서 R-wave peak만을 추출하여 Interval time generator의 입력으로하여 R-Wave의 interval time을 생성하여 PC로 전달 한다. Interval time generator에서 발생하는 시간은 ms단위로 발생되며, 오차는 ± 1 ms이다. 호흡변이 증폭기는 환자의 호흡하는 횟수를 단위 시간당 측정하여 그 횟수를 디지털 데이터로 변환하여 PC로 전달한다. PC에서는 이들 데이터를 인터럽트로 처리하여 실시간 변화를 메모리에 기록한다. PC에서는 한 환자당 2종류의 데이터, 즉R-R interval time 데이터와 호흡횟수 데이터를 보관한다.

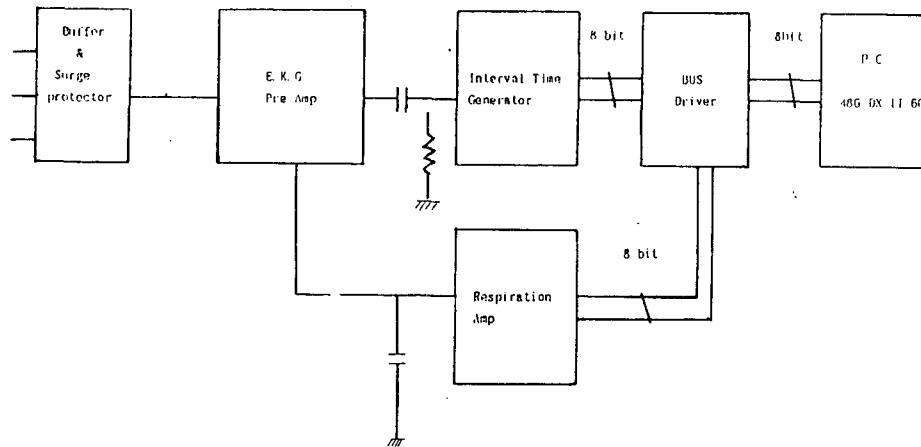


Fig. 2. System block diagram

1) 신호 증폭기

심전도 신호 증폭기는 환자에 부착된 전극으로부터 생체신호를 받아들여서 PC에서 처리할 수 있는 심전도 신호를 추출 하는 장치로서 다음과 같은 특징 즉, 심전도 신호는 인체로부터 나오는 신호가 1mV이하의 미세한 신호이므로 이득은 1000배로 설계하였다. 이와같은 고이득 신호증폭기를 구현하기 위해서는 높은 입력임피던스를 가지는 증폭기의 특성이 요구되며, 입력방식은 차동입력방식 이어야하는데 이는 원래 신호에 많은 잡음을 포함하고 있기 때문이다. 출력특성으로는 단일출력이어야 하고 근전도 잡음을 줄이기 위하여 10° 이상의 높은 CMRR(Common Mode Rejection Ration)을 가질것과 주파수 응답에 있어서 충실성이 있어야 한다. 본 논문에서 제작한 심전도 신호 증폭기는 고입력 임피던스를 가지는 TL071 OP Amp로 설계하였다. Frontend에서는 외부 surge로부터 환자를 보호하기 위해서 각 lead별로 surge protector를 고려하였고, Buffering을 통하여 차동증폭을 구성하였다. 심전도 신호에 혼입된 교류전원 잡음이나, 기타 잡음을 고려하여 Low pass, AC 노이즈 차단 필터를 설계하였다. 그림3는 심전도 신호증폭기의 회로도를 나타내었다.

호흡변이측정 증폭기는 심전도 측정 전극으로부터 측정을 하며, 심전도 신호증폭기로부터 입력되는 신호를 적분하여 low-pass필터를 거쳐서 호흡횟수를 추출한다. 호흡횟수는 digital 데이터로 PC에 전달한다.

Interval time generator는 심전도 신호 증폭기에서 추출한 R-wave를 입력으로하여 R-R

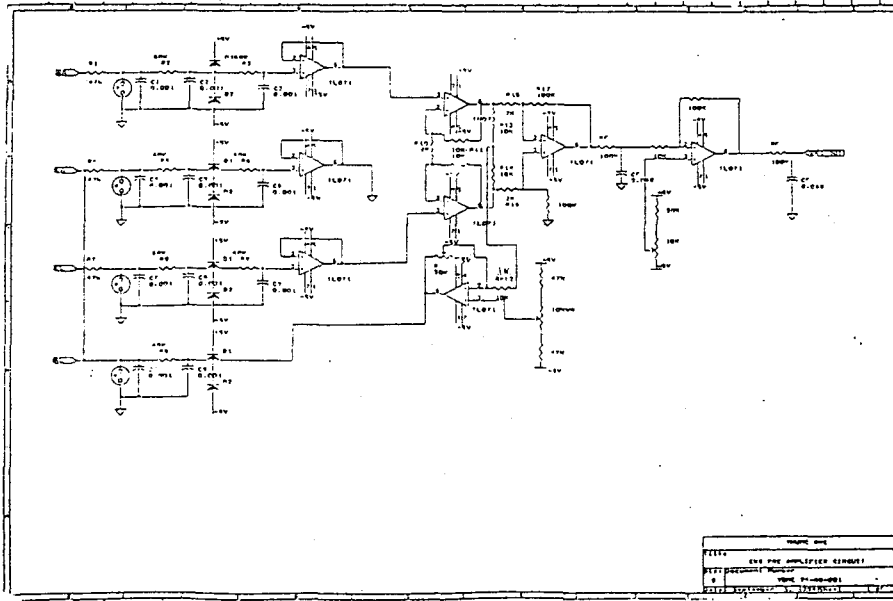


Fig. 3. Circuit of ECG Amplifier

Interval time을 생성한다. 1 chip CPU를 사용하여 R-wave 입력을 미분하여 내부타이머의 트리거 입력으로 사용하여 다음 입력때 까지의 시간을 계산하는 원리를 적용하였다.

3. 실험 및 결과

기존의 R-wave interval에 대한 실험은 심전도신호의 R-wave interval time의 데이터를 tachogram으로 나타내고, 이 tachogram에 대한 FFT를 적용하여 주파수영역의 신호를 추출함으로써 자율신경계의 활성도를 정량적으로 측정하는 것이다. 그러나 기존의 power spectrum에서는 찾을 수 없었다. 본 논문에서 제안 한 방법으로 적용한 결과는 두 개의 pole 이 나타내는데 이것은 호흡요소로 인한 영향 때문이다(그림 4). 이 그림에서는 나타나는 두 개의 pole 특성 중에서 앞의 pole이 심장에서 발생한 자율신경계의 영향에 관한 것 이고 두 번째 pole이 호흡으로 인한 영향으로 나타난 것이다. 그러므로 본 연구에서는 정확하게 호흡에 관한 주파수영역을 추출하여 호흡요소로 인한 영향을 고려하여 자율신경계의 활성도를 보다 정확하게 나타낼수 있었다. 본 실험에서는 두가지의 데이터 즉, R-wave interval time 데이터와 호흡변위에 대한 데이터를 가지고 각각의 power spectrum을 구하였다(그림5, 그림6). 그림5은 순수한 R-wave interval time의 변화에의한 power spectrum을 나타내었고, 그림 6은 호흡 변이에 의한 power spectrum을 나타내었다.

본 논문에서는 자율신경계의 활성도에 영향을 미치는 요소들을 분리하여 측정함으로써 보다 정확하게 두가지 요소에 대한 해석을 할 수 가 있는 방법을 만들었다. 본 실험을 통해 자율신경계의 활성도를 정확하게 추출하기 위해서는 호흡에 관한 요소를 무시할 수 없다는 것도 알 수 있었다.

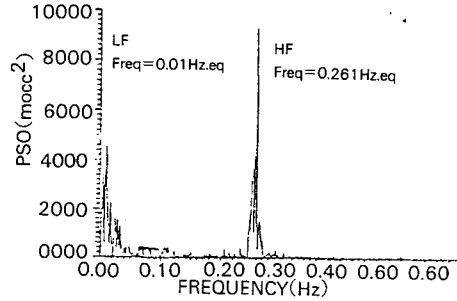


Fig. 4. Total power spectrum

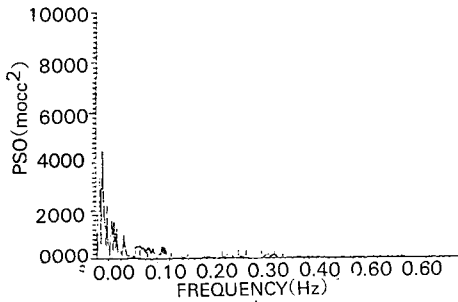


Fig. 5. Power spectrum for Only R-wave

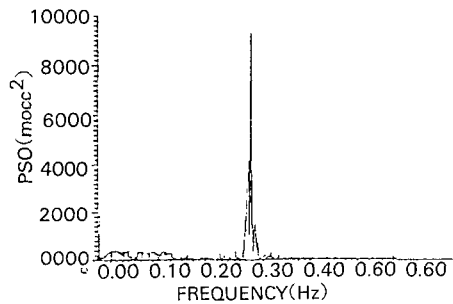


Fig. 6. Power spectrum for Only respiration

4. 결 론

본 논문에서는 여러가지 질병의 원인을 규명하는데 자율신경계 역할의 중요성을 인지하여 심전도 신호와 호흡변위를 이용한 비 관혈적인 방법의해 협심증이나 심질환 및 당뇨병환자의 자율신경계의 활성도를 측정하여 이들 환자치료에 적용할 수 있는 시스템의 설계 및 제작을 하였다. 본 논문에서 설계한 시스템은 종래에 사용하던 심전도 신호에서 R-interval time만을 신경계의 활성도를 정량적으로 측정하던 방법을 탈피하여 R-wave interval time의 spectral 분석과 호흡변위에 대한 spectral 분석을 할 수 있는 시스템을 제안하였다. 그 결과 Power spectrum graph상에서 나타나는 결과에서 호흡변위에 따른 결과가 같은 domain상에 나타나므로 순수하게 심장에 작용하는 자율신경계의 활성도를 정확하게 측정 할 수 있었다.

5. 참 고 문 헌

1. 이충기, 외, : 협심증 환자에서heart rate spectral(HRSA)를 이용한 자율신경장애의 측정. 순환기 22 : 87-95, 1992.

2. 이두하, 외, : 당뇨병환자에 있어서 Power spectral analysis를 이용한 자율신경계 이상의 검정. 대한내과학회 잡지 41 : 628-641, 1991.
3. Bayly E.J. : Spectral analysis of pulse frequency modulation in the nervous system : IEEE BME No. 4, 1968.
4. B. McA. Sayers. : Analysis of heart rate variability : , ergonomics, Vol 16, No. 1, 1973.
5. S. Akselrod et al, : Hemodynamic regulation investigation by spctral analysis : Am J Physiol 249, 1985.
6. Hayan J. et al, : Autonomic nervous variability" , Biophysic 28, 32-39, 1988.
7. Webb SW, Adgey AA, et al : Autonomic disturbance at onset of acute myocardial infraction. Br. Med J 3 : 89-92. 1972.
8. Lombardi F, et al : Heart rate variability as an index of sympathovasal interaction after acute myocardial infraction. Am J Cardiol 60 : 1239-1245, 1987.
9. Wilkstrand J, et al : Value of systolic and diastolic time intervals. Br Heart J 40 : 256-267, 1978.
10. Armitage P : Statistical methodes in medical research. Blackwell Scientific Publication, Oxford. 1971.
11. Seley H : A syndrome produced by diverse nocuous agent. Nature 148 : 84-85, 1936.
12. Fouad FM, et al : Assessment of parasympathetic control of heart rate by a noninvasive method. Am J Phsiol 246 : 1984.
13. Rimoldi O. et al : Analysis of the short term oscillation of R-R and arerial pressure in conscious dogs, Am J Physiol 258, 1990.
14. Hayano J : Quantitative assessment of autonomic function by autoregressive spectral analysis of heart rate variability : effects of posture, repiration frequency and age. Jiritushinkei 25 : 334-342, 1988.
15. Massimo P, et al : Sypathovagel interaction during mental stress. Circulation 83 : 1991.
16. Shannon DC, etal : Aging of modlation of heart rate. Am j Physiol 253(Heart CirC Physiol 22) : 1987.
17. Pagani M, et al : Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog. Circ Res 59 : 1782185, 1986.

이준하, 이상학, 신현진

Development of Power Spectral Analysis System in the
Autonomic Nervous System Activity.
(—Effects of Respiration Frequency—)

Joon Ha Lee, Sang Hag Lee, Hyun Jin Shin
Department of Biophysics&Medical Engineering, Yeungnam
University Medical Center, Taegu Korea

Abstract

Power spectral analysis of spontaneous heart rate fluctuations were assessed by use of autonomic blocking agents and changes in posture. The total power spectral range of interest is divided amongst the various experiments so that each respiratory pattern contributes a spectral ratio of interval to respiration only over a group of frequencies for which the specific respiratory pattern has substantial, and roughly constant, spectral magnitudes. System hardware is consisted ECG preamplifier, respiratory fluctuation detect, interval time generator and IBC 486PC. High frequency fluctuation, at the respiratory frequency, are decreased by standing and are mediated solely by the parasympathetic system. Power spectral analysis is a powerful noninvasive tool for quantifying autonomic nervous system activity.