

# Heart Rate Variability 분석 시스템의 설계 및 구현

길 정 수, 권 호 열, \*강 두 식, \*이 수 랑  
왕원대학교 컴퓨터정보통신공학과, \*(주)메리디안  
전화 : 033-250-6389 / 핸드폰 : 016-346-4512

## Design and Implementation of Heart Rate Variability analysis system

Jung-Su Kil, Ho-Yeol Kwon, Doo-Sig Kang, Soo-Rang Lee  
Dept. of Computer Engineering  
E-mail : unix@kwnu.kangwon.ac.kr

### Abstract

Autonomic nervous system keep the balance of internal environments against internal and external environment changes which affect the presence. These works play an important role of keeping our health as balancing homeostasis. But the abnormality of these abilities makes our presence feeble. To obtain these information of body, this paper will propose system-measure model which decides whether one is health or not, studying Heart Rate Variability.

### I. 서 론

의지에 따라서 자유로이 운동하는 수의운동(隨意運動)은 뇌척수신경이 지배하고 있지만, 이와 반대로 의식을 떠나서 운동하는 것, 예를 들면 심장이나 위장의 운동은 불수의운동이라 하며, 이 운동을 지배하는 신경계가 자율신경계이다. 자율신경계(Autonomic nervous system)는 척추동물에서 의식적인 인지나 노력 없이 내부기관을 통제·조절하는 신경계의 일부분이다. 이러한 자율신경계는 교감신경계(交感神經系)와 부교감신경계(副交感神經系)라는 길항작용을 하는 2종류의 신경계로 이루어져 있다.

이러한 자율신경계가 스트레스나 기타 외부의 영향

에 의하여 생리적인 조절 능력의 상실로, 교감신경이 부교감신경보다 우위를 차지하는 불균형 현상이 발생하면 혈압상승, 혈액순환 장애(혈류량 감소), 심장의 과부하, 협심증, 심근경색증 등의 고혈압과 급성 심장사와 같은 심혈관계 사망 사이에 밀접한 연관성이 있음을 발견한 것이다. 또한 현대인들이 노출되기 쉬운 스트레스는 인체는 각종 질병을 유발하게 되고 이러한 영향에 대하여 자율신경계의 활동 및 교감신경과 부교감신경의 균형정도를 평가하는 시스템의 필요성이 대두되었다. 본 논문에서는 자율신경계의 특이성에 영향을 받는 심박 변이도(Heart Rate Variability)의 정확한 측정을 위한 방법과 이를 통하여 얻은 정보를 분석하는 방법을 제시하고 이를 바탕으로 인체의 이상 유무를 판단하는 시스템을 연구한다.

### II. HRV 분석

#### 2.1 HRV 신호의 생성

생리적인 심장주기의 변화를 Heart Rate Variability라 하고, 이를 분석하기 위한 방법은 시간영역 분석방법과 주파수영역 분석방법이 존재한다. 본 논문의 HRV 분석은 그림1의 순서에 따른다. ECG(심전도)의 R-R 간격은 (주)메리디안의 HRV-ECG 측정 장비를 이용하여 성인 남성 2명의 5분간의 심박변동률을 측정하였고, 측정 데이터는 ECG(심전도)의 매 비트(Beat, 1박) 마다의 R-R 간격(R파와 다음 R파와의 시간차)의

변동을 말한다. 이러한 연속된 R-R 간격으로 구성된 N-N Data sequence 데이터는 R-R time의 특성에 의해서 샘플간격이 등 간격이 아닌 데이터를 얻게 된다. 이러한 데이터에 대한 일정한 간격(1초)을 갖는 데이터를 얻기 위하여 데이터 보간과 재샘플링이 필요하다. 또한 전력 스펙트럼 분석에 적용되는 데이터 간격은 그 구간의 길이 보다 더 긴 주기를 가지는 저주파 성분을 포함하게 되며 이러한 저주파 성분을 선형성분이라 부른다. 이러한 선형성분을 제거하기 위하여 데이터에 대해 Cubic-spline에 의한 선형성분 제거를 실시하고, 전력스펙트럼 분석을 위하여 AR 모델링에 의한 주파수영역 분석을 실시한다.

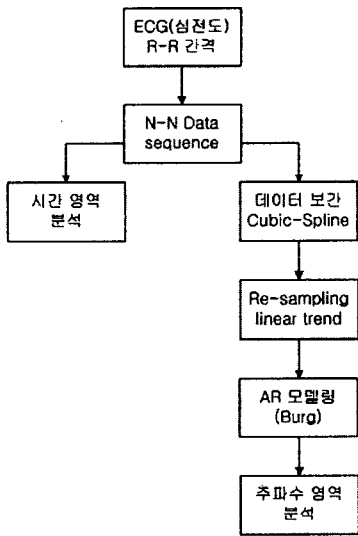


그림1. HRV 분석 순서도

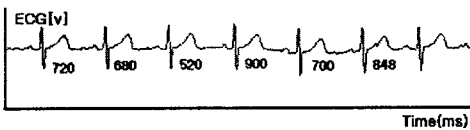


그림2. R-R 간격의 측정

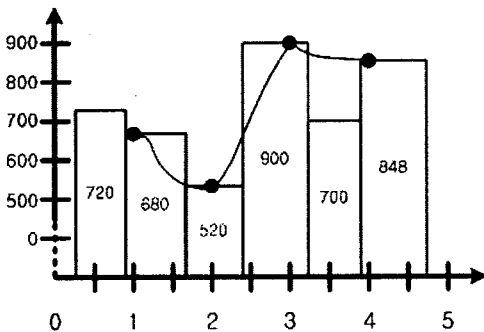


그림3. R-R 간격의 정의

## 2.2 시간영역 분석

심박 동수의 변이성은 여러 방법에 의해 평가될 수 있으며, 이를 수행하는 가장 간편한 방법은 시간영역 측정법이다. 이러한 방법에 의해 시간상 특정 시점에서의 심박동수 또는 연속적인 정상 QRS complex 사이의 간격이 결정된다. 연속 심전도 기록에서 각각의 QRS complex가 인식되며, 소위 NN 간격(동결절 탈분극에 의해 생성된 QRS complex 사이의 모든 간격) 또는 순간 심박동수가 측정된다. 계산할 수 있는 간편한 시간 도메인 변수들은 평균 RR 간격 및 RR간격의 표준편차, 평균 심박동수, RR 간격 중에서 가장 긴 것과 가장 짧은 것 사이의 차이 등으로 측정된다.

변수	설명
ARR	Average of all R-R intervals
AHeart	Average of all Heart Rate
Diff	difference of Max R-R and Min R-R

표1. HRV 시간영역

## 2.3 주파수영역 분석

심박 동수의 변이성(HRV)의 주파수 분석 방법으로 전력 스펙트럼 밀도(PSD) 분석은 어떻게 전력(즉, 분산)이 주파수의 함수로 분포하는지에 관한 기본적인 정보를 제공한다. HRV를 주파수로 나누어 분석하기 위해서는 일반적으로 전력스펙트럼분석 방법을 사용한다. 안정시의 HRV의 스펙트럼에는 세 가지의 주요한 성분의 peak가 관찰되는데 이는 각각 VLF(Very Low Frequency), LF(Low Frequency), HF(High Frequency)의 주파수 대역으로 나눌 수 있다. 또한 비모수적방법에 의한 HRV 신호의 전력스펙트럼 분석은 FFT 알고리즘을 이용하여 계산할 수 있다. FFT 알고리즘에 대한 분석을 통해서 R-R 간격이 갖고 있는 0 Hz ~ 0.4Hz 까지 의 각 주파수별 전력스펙트럼 분석을 알 수 있고, VLF, LF, HF의 분포와 피크 값을 알 수 있다. 이러한 스펙트럼 분석을 위하여 Auto-Regressive(자기회귀) 모델을 사용한다.

변수	단위	설명	주파수 범위
5-min total power	ms <sup>2</sup>	The variance of R-R intervals over the temporal segment	0 ≤ 0.4 Hz
VLF	ms <sup>2</sup>	Power in VLF range	≤ 0.04 Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Power in LF range	0.04 ~ 0.15Hz
HF	ms <sup>2</sup>	Power in HF range	0.15 ~ 0.4 Hz
LF/HF		Ratio LF(ms <sup>2</sup> )/HF(ms <sup>2</sup> )	

표2. HRV 주파수 영역

### III. 실험결과 및 검토

실험에 사용하는 데이터는 HRV-ECG 측정 장비를 이용하여 성인 남성 2명의 5분간의 심박변동률을 측정하고, 그림1의 순서에 의해 데이터를 생성하고 데이터의 시간영역과 주파수영역에 대하여 분석을 실시한다.

#### 3.1 시간영역 분석 결과

본 논문에서는 HRV 시간영역 분석에 있어 5분간의 단기간 데이터를 분석하는 방법으로 시간영역에 대한 분석을 실시하였다. 분석 방법은 표2의 3가지 항목에 대하여 R-R 간격의 정보를 이용하여 ARR, AHeart, ADiff의결과를 Case 1과 Case 2에 대하여 측정하였다. 또한 Case1 신호의 지연시간에 따른 위상궤적의 변화를 실험하였다.

변수	Case 1	Case 2
ARR	1050 (ms)	972 [ms]
AHeart	61.8 (ms)	61.45 [ms]
Diff	347 (ms)	524 [ms]

표3. 시간영역 분석 결과

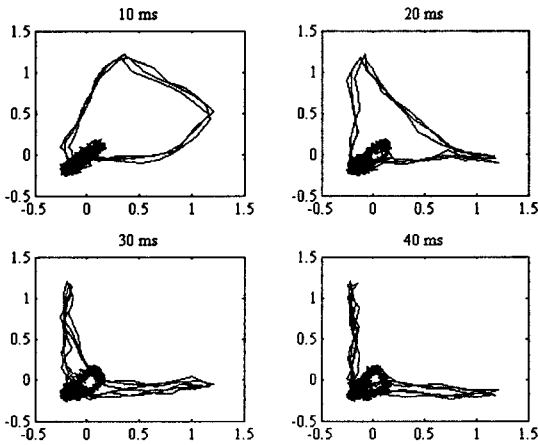


그림4. 지연시간 변화에 따른 위상궤적

#### 3.2 주파수영역 분석 결과

주파수영역 분석은 Auto-Regressive 모델에 의한 전력스펙트럼 추정을 사용하여 측정 데이터에 존재하는 HLF, LF, VLF의 주파수 분포 그래프를 실험하였고, 실험은 AR 모델링에 사용하는 Burg, Covariance,

Modified Covariance, Yule-Walker 알고리즘에 대하여 각각의 차수를 22~50 까지 증가시키면서 실시하였다. 이러한 주파수영역 분석을 위하여 입력 데이터에 대하여 등 간격을 주기 위한 데이터 보간을 실시하고, 이러한 등 간격 데이터에 대하여 재샘플링을 실시하였다. 또한 저주파 성분을 제거하기 위하여 선형성분 제거를 실시하였다.

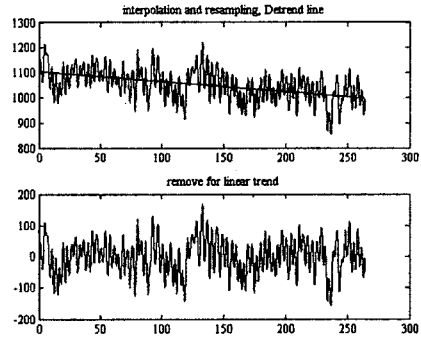
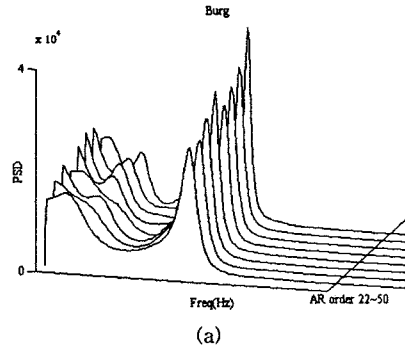
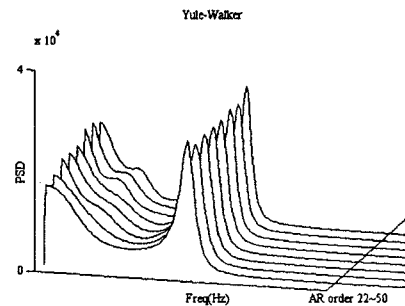


그림5. 데이터 보간과 재-샘플링



(a)



(b)

그림6. AR 모델의 차수에 따른 변화 (a)Burg (b)Yule-Walker

AR 모델을 구성하는 4가지 알고리즘은 각기 다른

장·단점을 갖고 있다. 본 논문의 HRV 분석에는 Burg 알고리즘이 사용되었다. 이것은 Burg 알고리즘이 다른 알고리즘에 비하여 데이터 윈도우가 필요치 않고, 차수의 증가와 감소에 따라 일정한 HF, LF, VLF의 주파수 성분을 모델링하며, HRV 데이터와 같이 길이가 짧은 데이터에 대해서도 높은 해상도를 제공하기 때문이다. Burg 알고리즘에 의한 VLF, LF, HF의 주파수 성분은 그림6을 통하여 알 수 있으며 이러한 성분 분포를 통해 자율신경계의 생리적인 조절능력의 고·저를 파악할 수 있다.

그림7은 AR 모델의 4가지 알고리즘에 대하여 차수가 30일 때의 모델링 결과를 나타낸 것이다.

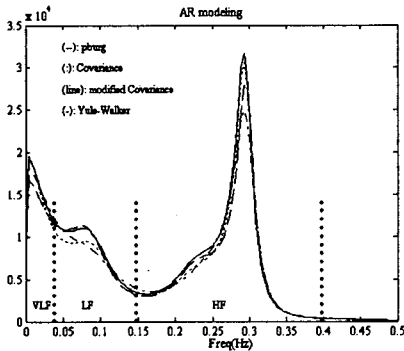


그림7. AR 알고리즘의 비교

그림8은 본 논문에서 사용된 Burg 알고리즘을 사용하여 차수가 30일 때, 각 주파수에 대하여 VLF, LF, HF의 분포 성분을 나타낸 것이다. 이를 통하여 각 주파수 성분의 분포 정도를 쉽게 파악할 수 있게 된다.

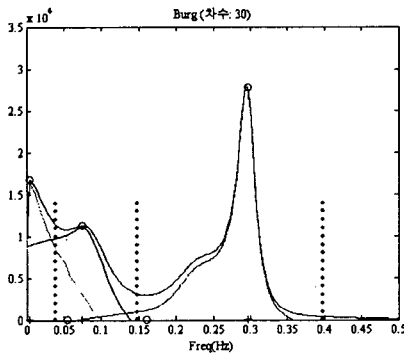


그림8. Burg에 의한 주파수성분 모델

#### IV. 결 론

본 논문에서는 이상의 실험 결과를 통하여, ECG 측정 장비에 의해 측정된 HRV 데이터의 VLF, LF, HF의 주파수 성분을 모델링 할 수 있었다. 이러한 모델링 결과는 우리 몸의 자율신경계를 구성하는 교감신경과 부교감신경의 생리적인 조절 능력과의 연관관계를 분석하기 위한 시스템의 기초 자료로 사용될 수 있을 것이다.

#### 참고문헌

- [1] Schneider RA, Costiloe JP, "Relationship of sinus arrhythmia to age and its prognostic significance in ischemic heart disease", Clinical Research, Vol. 13, pp.229, 1965
- [2] 이정환, "자율신경계 작용 평가를 위한 심박변동 신호의 시주파수 분석 시스템 설계", 1999
- [3] Markad V. Kamath, Ph.D. and Ernest L. Fallen, "Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability: A Noninvasive Signature of Cardiac Autonomic Function", Critical Reviews in Biomedical Engineering, 21(3):245-311, 1993
- [4] Takayuki Kageyama, Michinori Kabuto, "Accuracy of Pulse Rate Variability Parameters Obtained from Finger Plethysmogram: A Comparison with Heart Rate Variability Parameters Obtained from ECG", J Occup Health 1997; 39: 154 - 155