

## Kaiser Window를 이용한 HRV의 PSD분석

° 최규섭\*, 김동철\*, 이준영\*, 김정훈\*, 정기삼\*\*, 이영호\*  
 \*연세대학교 전기·컴퓨터공학과, \*\*용인송담대 의료정보시스템과

### PSD Analysis of HRV Using the Kaiser Window

° K.S.Choi\*, D.C.Kim\*, J.Y.Lee\*, J.H.Kim\*, K.S.Jeong\*\*, M.H.Lee\*

\*Dept. of Electrical & Computer Eng. Yonsei University

\*\*Dept. of Medical Information System, Yong-In Songdam College

**Abstract** - A new method for HRV(heart rate variability) detection from the R-wave signal, based on the IPFM(integral pulse frequency modulation) model and its similarity to pulse position modulation, is presented. The proposed method exert lowpass filtering with a Kaiser window. In this paper, The proposed method presents a powerful, but simple, tool for investigation of HRV. It also guarantees real-time behavior, simplicity in design, and phase linearity. Even without the basic assumption of IPFM model, the new algorithm can still be used on-line and with higher performance. It is thoroughly proved that lowpass filtering is an ideal method for PSD(Power Spectrum Density) analysis of HRV.

### 1. 서 론

자율신경계(autonomic nervous system ; ANS)를 검사하는 방법은 매우 다양하다. 그러나 기존의 방법들은 검사의 용이성, 재현성 및 신뢰성이 없어 매우 한정된 분야에만 실험적으로 적용되어 왔다. 혈중에서 자율신경계 신경전달 물질에 대한 분석법은 이론적으로 가장 정확한 자율신경 평가 방법이지만 자율 신경계 신경 전달 물질에 대한 분석법은 이론적으로 가장 정확한 자율신경 평가 방법이지만 자율 신경 전달물질의 대사 시간이 매우 짧고 침습적인 방법으로 검사에 어려움이 따른다. 또한 자율신경에 대한 전기 생리학적 검사는 신경의 절단과 같은 외과적인 수술에 의해 이루어지므로 인체에 적용하기 어려운 한계가 있다. 이와 반면에, 심혈관계는 생명유지에 가장 중요한 순환계로서 자율신경의 활동을 잘 반영한다. 또한 심혈관계의 활동을 측정하는 방법은 다른 방법에 비하여 매우 용이하고 잘 알려져 있기 때문에 심혈관계 신호로부터 자율신경의 활동에 관한 정보를 추출하는 것은 매우 의미 있는 연구가 되리라고 생각된다.

최근 20년동안 각기 다른 생체 신호들간의 관계를 규명하기 위하여 심박변동신호(HRV: Heart Rate Variability)의 Power Spectrum 분석이 주로 연구되어 왔다. 그러나, 심장 박동의 간격 변화(R-R Interval)로부터 HRV 신호를 정확히 검출하거나 Power Spectrum Density를 분석하는데는 여러 가지 문제점이 남아있다.

이 논문에서 우리는 이러한 문제점을 개선하고 심전도 신호에서의 HRV 검출과 PSD 분석을 위한 실시간 방법으로 Kaiser window를 이용한 모델을 제안하고자 한다. 심박 변동의 자발적인 분출은 자율신경계의 연속적인 운동에 의해서 주로 일어난다. 이러한 운동은 심전도의 연속적인 R과 사이의 간격 변화들에 영향을 받은 자율신경계에 의해서 조절된다. HRV 검출을 위하여 일반적으로 두 가지 방법이 제시된다. 첫번째 방법은 beat-by-

beat basis에 R 과 신호를 찾아내고 직접적으로 간격의 변화로부터 숨은 정보를 추출하는 방법이다. [1]~[4]

두 번째 방법은 R과 신호의 발생을 생리학적인 모델로 추정하고 HRV 신호 검출을 위한 이 모델의 특성들을 이용하는 방법이 사용된다.[5][6]

표 1. 심박변동의 주기성분과 신경계와의 관계

심박변동의 주기성분	주파수 대역	관계되는 신경계
VHF 성분	0.002~0.05Hz	교감신경, 부교감신경, 온도조절, 혈관 운동, 레닌-엔지오텐신 조절계
LF 성분	0.05~0.15Hz	압력수용기 반사, 혈압조절계
HF 성분	0.15~0.5Hz	미주신경(부교감신경)

이 두 가지 방법 중, 두 번째 방법이 더 나은 것으로 생각되어지며, IPFM(Integral Pulse Frequency Modulation) 모델은 자율신경계의 기능적인 표현과 HRV 신호의 유도 검출을 위한 생리학적인 기본 모델로서 이용되고 있다.[5]~[8] 이러한 영역과 HRV 신호 추출 알고리즘은 공통적인 관계를 가지고 있다. 두 주제는 일반적인 point processes analysis의 영역 하에서 나온다[10]. Balyly는 single sinusoidal excitation의 경우에서 출력 신호의 표현을 유도했으며[9], 이러한 조건에서, 그는 excitation 신호의 추출은 lowpass filtering에 의해서 가능해 질 수 있음을 보여주었다.

signal의 변환을 위해 제안된 lowpass filtering 방법은 FFT알고리즘을 통한 PSD 평가를 위한 것이며, IPFM과는 별개이다[11]. 많은 연구원들이 R과 신호로부터 코드화된 정보의 추출을 위해서 새로운 방법을 과거부터 현재까지 시도중이다. 자체의 특성들을 무시한 제시된 방법의 확정을 위해서 그들은 IPFM 모델로 사용하고 있다.

따라서 우리는 IPFM 모델과 코딩 특성에 의한 실제 데이터를 사용하여 얻은 결과를 통하여 제안된 방법이 HRV의 PSD 분석을 위하여 설계된 lowpass filtering을 처리하는 최적의 방법임을 보이려한다.

### 2. 본 론

#### 2.1. IPFM(Integral Pulse Frequency Modulation)

IPFM Model의 심박동수는 단위 시간당 심박발생의 수로 정의되고 이것은 보통 beats per minute(BPM)으로 표현된다. 심박동은 심전도(ECG : Elctrocardiogram)로부터 얻어질 수 있으며, 심박동은 혈압, 호흡과 같은 여러 가지 인자들과의 상호 연속관계 속에 있으며, 대개 자율신경계에 의해서 제어된다. 연속적으로 변화하는 심박동의 변화는 FFT와 같은 주파수 분석을 통해서 자율신경계의 동역학적 변화를 알 수 있다.

이러한 심박의 변동은 자율신경계의 제어를 받기 때문에, 항상 주기적인 신호가 나오지 않으며, 이것에 여러 가지 알고리즘을 대입하거나 비교할 때, 실제 심박변동 신호를 적용시키기에는 어려움이 있다. 그래서 주기적인 코사인 신호를 대입해서, LF와 HF로 구분지어 줄 수 있는, 생체신호와 유사한 신호로 모델링 해주는 것이 IPFM이다. 이 모델링은 신경생리학의 영역에서 신경의 부호화를 위한 모델로 제안되었고[9], 이것이 심박동의 연구로 처음 소개 된 것은 Hyndmann과 Mohn에 의해서였다[9.3]. 이 IPFM 모델 수식은 아래와 같이 표현되며 동작은 그림 1과 같다.

$$m(t) = m_0 + m_p \cos(2\pi f_p t + \phi) \quad (1)$$

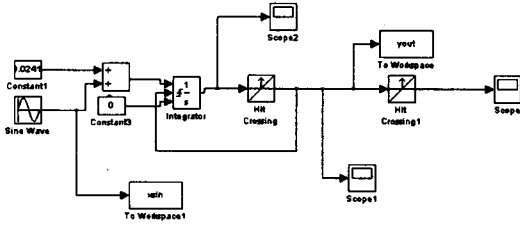


그림 1. IPFM의 순환 흐름도

임의의 사인함수 신호를 인가하고,

$$SOM(t)_{thr} = \int m(t) dt \quad (2)$$

적분기에서 임의의 Threshold 값을 넘어 설 때,

$$e(t) = f_0 \left\{ 1 + \frac{m_0}{m_p} \cos(2\pi f_p t + \phi) \right\} \quad (3)$$

를 인가하여 비등간격 신호를 만들어낸다. 이 때의, 원 신호는

$$x(t) = A_0 + A_x \cos(2\pi f_x t + \phi) \quad (4)$$

$$x_i(t) = e(t) \times x(t) \quad (5)$$

얻는다. 최종적으로, IPFM을 통해 얻은 비등간격의  $e(t)$ 의 펄스를 시계열에서의  $x(t)$  곱하기 연산을 통하여  $x_i(t)$ 를 얻는다.

## 2.2. Kaiser window

Kaiser window는 아주 유용한 최적의 window 함수중 하나이다. 이것은 주어진 저지대역 감쇠 하에서 가장 큰 주엽폭을 나타낸다는 점에서 최적의 window이다. 이는 전이대역폭이 매우 가파르다는 것을 의미한다. 이 window는 J. F. Kaiser가 만들었고, 다음의 식으로 주어진다.

$$w(n) = \frac{I_0 \left[ \beta \sqrt{1 - \left(1 - \frac{2n}{M-1}\right)^2} \right]}{I_0[\beta]} \quad (6)$$

$$(0 \leq n \leq M - 1)$$

여기서  $I_0[\cdot]$ 는 변형된 베셀(Bessel)함수이다.  $\beta$ 는 M에 의해서 결정되는 파라미터로, 다양한 전이폭과 최적에 가까운 저지대역 감쇠를 만들도록 값을 선택할 수 있다. 이 window 함수와 같은 M에 대해서 다른 전이대역폭을 나타낼 수 있는데, 이는 다른 window들이 갖지

못하는 특성이다.[10]

### 2.2.1. Kaiser window의 설계

Kaiser-window의 lowpass filter의 impulse response  $h[n]$ 로 표현되며, 수식은 다음과 같다[10].

$$h[n] = \begin{cases} \frac{\sin\left(\frac{2\pi f_c}{f_s}(n-\alpha)\right)}{2\pi f_c(n-\alpha)} \\ \times \frac{I_0\left[\beta \sqrt{1 - \left(1 - \frac{2n}{M-1}\right)^2}\right]}{I_0[\beta]} & , 0 \leq n \leq T \\ 0 & , \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

여기서,  $I_0(\cdot)$  방정식은 Zero차의 변형된 베셀(Bessel)함수이다.  $T$ 는 window의 너비이고  $\beta$ 는 shape parameter이다. output delay인  $\alpha = T/2$ 와 같으며, stopband 영역은  $\sigma$ 와  $A \cong -20\log_{10} \sigma$ 과 같이 표현된다. 이때,  $\beta$ 와  $T$ 의 값은 경험적으로 구한 값이다[10].

$$\beta = \begin{cases} 0.1102(A-8.7) & , A > 50 \\ 0.5842(A-21)^{0.4} + 0.07886(A-21) & , 21 \leq A \leq 50 \\ 0 & , A < 21 \end{cases} \quad (8)$$

$$r \geq \frac{A-8}{14.357 \frac{\Delta f}{f_s}} \quad (9)$$

$$d = \frac{r}{2} \cdot \frac{1}{f_s} \quad (10)$$

여기서,  $\Delta f$ 는 transition band 주파수이며,  $d$ 는 Time delay이다.

## 3. 결 론

본 연구에서 사용된 심박 변동 신호(R-R Interval)와 그 신호의 PSD, 그리고 Kaiser Window를 통한 제안된 모델을 사용하였을 때의 결과는 다음과 같다.

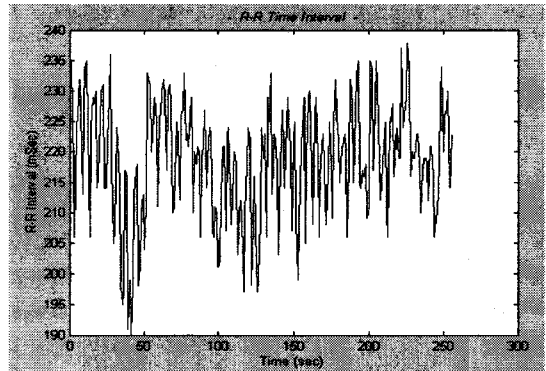


그림 2. 본 연구에서 사용된 HRV data

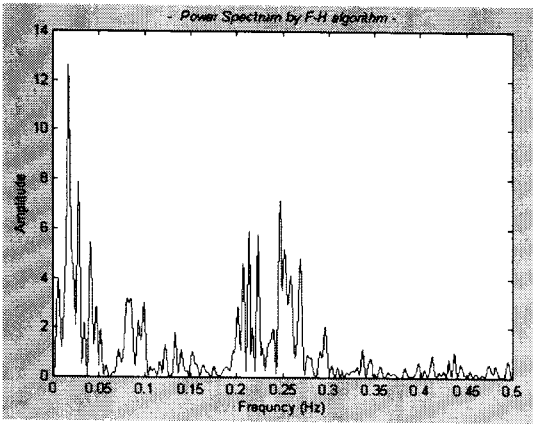


그림 3. French-Holden 알고리즘을 적용한 신호의 PSD

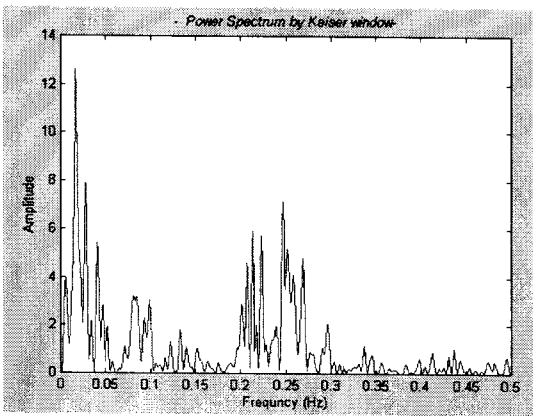


그림 4. 제안된 모델을 사용한 PSD

그림 2는 본 연구에서 사용된 실제 환자의 HRV를 나타 내었으며, 그림 3과 그림 4의 경우는 얻어진 HRV 신호의 PSD 및 제안된 모델의 신호 추이를 나타낸 것이다.

위 결과에서 볼 수 있듯이, 현재 나와있는 French-Holden 알고리즘과 제안된 알고리즘의 경우, 제안된 모델이 계산과정이 훨씬 간단하고, 신호처리시간 및 안정성이 뛰어난에도 그림 3과 그림 4의 French-Holden 알고리즘과 제안된 Kaiser Window의 결과가 거의 같음을 볼 수 있다.

다른 전력 스펙트럼 분석법과 마찬가지로, 자율신경계의 활동을 정확히 반영하고 있어, 제안된 방법이 자율신경 기능평가에 사용될 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

전력스펙트럼을 추정하는 방법을 통해 비등간격 신호에서 직접 전력스펙트럼을 구함으로써, 기존의 전력스펙트럼 방법의 문제점이었던 등간격 신호를 얻기 위해 사용된 여러 가지 interpolation에 의한 비선형 저역통과 필터링에 의한 HF성분의 감소, 심박동열(Cardiac event series)에 부정맥, artifacts, missing beat 등이 포함된 경우 이를 처리하기 위한 번거로운 작업과 LF성분의 증가 등의 문제점을 피하면서 전력스펙트럼을 추정할 수 있음을 확인하였다.

기존의 전력스펙트럼 추정 방법을 적용하기 위해 등간격 신호로의 유도하는 데이터의 보간과 등간격 재샘플링 과정이나 부정맥, artifacts, missing beat 등을 처리하기 위한 번거로운 작업등의 과정이 생략됨으로 전력스펙트

럼 추정의 단계를 줄여, 제안된 방법이 심박변동 신호 분석에 있어서 보다 빠르고, 분석 시스템 구현에 있어서의 용이함을 확인할 수 있었다.

#### [참 고 문 헌]

- [1]B. McA. Sayers,"Analysis of heart rate variability," Ergonomic, vol.16 pp. 85-97, 1973.
- [2]S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, D.C.Shannon. A.C. Barger, and R. J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuations : A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control," Sci., vol. 213. pp.220-222, 1981.
- [3]R.W. deBoer, J. M. Karemaker, and J. Strackee." beat to-beat variability of heart interval and blood prssure," Automedica, vol. 4, pp.217-222
- [4]G.F.Chess, R.M.K.Tam,and F.r.Calaresu,"Influence of cardiac neural inputs on rhythmic variations of heart period in the cat,"Amer. J. Physiol, vol,228, pp. 785-780,1975.
- [5]B.W.Hyndman and R.K.Mohn," A model of the cardiac pacemaker and its use in decoing the information content of cardiac intervals," Automedia. vol. 1, pp.239-252: 1975.
- [6]O. Rompelman. I.B.m.snijder,andC.J.V.Van Sprosen. "The measurement of heart rate variability spectra with the help of a personal computer," IEEE Trans Biomed Eng., vol.BME-29, no.7, pp.503-510, July 1982.
- [7]R.W. deBoer, J. M. Karemaker, and J. Strackee." Comparing spectra of a series of point events, particularly for heart rate variability data," IEEE Trans Biomed Eng., BME-31, pp. 384-387, Apr.1984.
- [8]O. Rompelman, A.J.R.M. Coenen,and R.I. kitney." measurement of heart rate variability- Pt.I:Comparative study of heart rate variability analysis methods," Med .Bio. Eng. Comput., pp. 233-239,May 1977.
- [9]O. Rompelman, and B.J. Tenvoorde,"Spectral analysis of Fluctuations in Heart rate and Blood Pressure," Computer analysis of caardiovascular Signals,"M. Di Rienzo. ED,1995
- [10]A.V. Oppenheim and R. W. Schafer,"Discrete-Time Signal Processing," Eglewood Cliffs,NJ : Prentice-Hall,1989