

자율신경계 기능 평가를 위한 complex demodulation에 관한 연구

김한수*, 이정환, 이준영, 이동준, 서현우, 이명호
연세대학교 공과대학 전기공학과

A study on "complex demodulation" for autonomic nerve system analysis

Hansoo Kim, Jeongwhan Lee, Joonyoung Lee, Dongjoon Lee, Hyunwoo seo, and Myunghoo Lee
Department of Electrical Engineering, College of Engineering, Yonsei University

Abstract

In this paper, we proposed complex demodulation method(CDM) to visualize the instantaneous frequency change of LF component and HF component of HRV signals, which represent the dynamics of sympathetic and parasympathetic(vagal) tone, respectively. As we know the range of the center frequencies of each autonomic tones, we could apply complex demodulation method. To simulate the heart rate variability signal, the IFPM model was adopted for generation of simulated cardiac event series. Then, we can visualize and access the dynamic changes of LF and HF component of autonomic tones in the time-frequency domain.

1. 서 론

인체의 심혈관계(cardiovascular system)는 항상성을(homeostasis)유지하기 위해 여러 가지 신경조절계의 제어를 받게된다. 심혈관계는 상위중추에 의해서도 제어를 받지만, 주로 자율신경계(autonomic nervous system)에 의해서 지배를 받게 된다. 따라서, 심혈관계의 주요 지표인 심박변동율(HRV) 이나 호흡변동율(RV) 혹은 혈압변동(BPV)등등을 분석해 보면, 거꾸로 자율신경계의 기능의 이상유무를 평가할 수 있다. 이에 본 연구에서는 자율신경계 기능을 평가하기 위한, HRV 신호의 분석에 있어서, COMPLEX DEMODULATION METHOD(CDM)를 제안하고자 한다. 이는 시계열 데이터로부터 순시적인 스펙트럼을 구하는 방법으로, 이와 유사한 방법으로는 Short-Term 푸리에 변환(STFT), 웨이브렛 변환, 시변 AR 스펙트럼 분석등의 방법이 있으나[1],[2] 심박변동신호의 해석에 있어서 시간-주파수 분포를 구하고 각 순간의 스펙트럼으로부터 LF 성분이나 HF 성분에 대한 정보를 얻는 목적이라면 단순하고 보다 직접적인 방법인 CDM이 효과적이다. 다만 시계열중 미지의 변동 성분에 대한 연구에서는 이용할 수 없는 단점을 가지며, 이런 경우 시간-주파수 영역해석에서 다른 방법들을 사용하는 것이 유용하다.

CDM은 분석구간의 시계열 데이터를 안정적(stationary)이라고 가정하는 스펙트럼분석의 약점을 보충하기 위하여 심박변동 각 성분의 주파수와 진폭의 변화를 시간의 함수로서 연속적으로 나타낸다. 다만 시간 영역의 분석법에 공통하는 특징으로, CDM은 주파수 영역의 정보를 직접 분석하는 능력을 가지지 않는다. 그 때문에, CDM에서는 분석해야 하는 성분의 주파수의 범

위를 지정할 필요가 있다. 이것은 주파수 영역의 스펙트럼분석에서 분석하려는 시간범위의 지정이 필요한 것과 같은 원리이다.

CDM에 의한 심박변동 해석 원리는, 진폭복조(Amplitu Demodulation:AM)라디오에 의한 전파의 복조(demodulation)와 유사하다. AM라디오의 방송국은, 각각 고유한 전파의 주파수를 사용하여 음성신호로 모두 그 전파의 진폭을 변조(modulate)하여 송신한다. AM라디오 방송을 들으려면, 라디오를 듣고 싶은 방송국의 전파의 주파수에 맞추고, 그 전파의 진폭의 변화부터 본래의 음성 신호를 복조한다. 이 관계는 자율신경활동이 심박변동의 LF성분이나 HF성분의 진폭으로 반영되는 것과 유사하며, 각각의 성분의 진폭을 복원하면, 자율신경 활동의 시간적 변화가 얻어지게 된다.

2. 생체신호의 모델과 CDM

2.1 IPFM(Integral Pulse Frequency Modulation) 모델

심박동수는 단위 시간당 심박 발생의 수로 정의되고 이것은 보통 beats per minute(bpm)으로 표현된다. 심박동은 심전도(ECG : Electrocardiogram)로부터 얻어질 수 있으며, 심박동은 혈압, 호흡과 같은 여러 가지 인자들과의 상호 연관관계 속에 있으며, 대개 자율신경계에 의해서 제어된다. 연속적으로 변화하는 심박동의 변화는 푸리에 변환과 같은 주파수 분석을 통해 자율신경계의 동력학적 변화를 알 수 있다.

이러한 심박의 변동은 자율신경계의 제어를 받기 때문에, 항상 주기적인 신호가 나오지 않으며, 이것에 새로운 알고리즘을 대입 해 보거나, 여러 알고리즘을 비교할 때, 실제 심박변동신호를 적용시키기에는 어려움이 있다. 그래서 주기적인 코사인 신호를 대입해서, LF와 HF로 구분지어 줄 수 있는, 생체 신호와 유사한 신호로 모델링 해주는 것이 IPFM이다. 이 모델링은 신경생리학의 영역에서 신경의 부호화를 위한 모델로 제안되었고 [3] 이것이 심박변동의 연구로 처음으로 소개된 것은 Hyndmann과 Mohn에 의해서였다.[3] 이 IPFM 모델의 수식은 아래에 표현되어 있으며, 동작은 그림 1과 같다.

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

임의의 사인함수 신호를 인가하고,

$$SOM(t)_{ur} = \int m(t) dt \tag{2}$$

적분기에서 임의의 Threshold 값을 넘어서면,

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

를 인가하여 비등간격 신호를 만들어낸다.

이 때, 원 신호

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

를 식(3)과 곱하여,

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

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

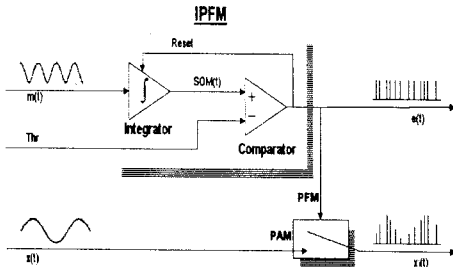


그림 1. SA 노드의 모델로서의 IPFM 모델의 블록 선도

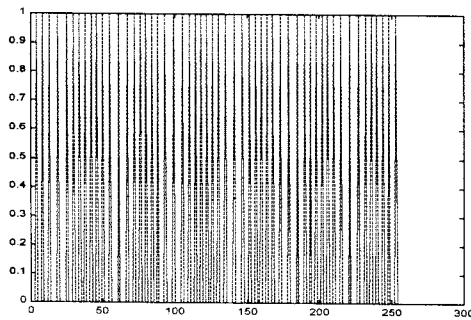


그림 2. IPFM 모델의 출력으로 얻은 비등간격 펄스 $e(t)$

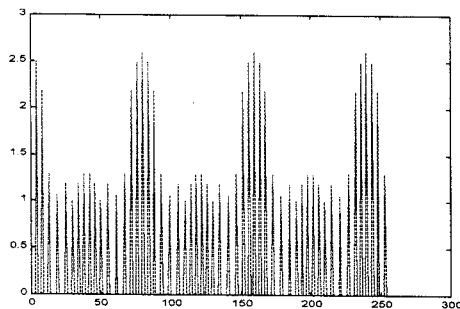


그림 3. IPFM을 통해 얻은 비등간격의 $e(t)$ 펄스를 시계열에서의 $x(t)$ 와 곱하기 연산을 통해 얻어진 $x_i(t)$

그림1에서 사용된 Thr (Threshold 값)은 적분기의 문턱치를 나타내며, 이것은 각각의 RR 간격의 지속과 일치하며, 입력신호인 $m(t)$ 는 적분기를 통해 $SOM(t)$ 로 변환되며, $SOM(t)$ 는 문턱치를 초과하는 순간 초기화되며, 이 때를 심박동이 일어난 순간으로 본다. $x(t)$ 는 외

부의 자극에 의해 나타나는 성분으로, 예를 들어 호흡과 같은 주기적인 신호를 들 수 있다.

그림 2는 IPFM을 통해 얻은 비등간격의 $e(t)$ 의 펄스를, 그림 3은 $e(t)$ 의 펄스를 시계열에서의 $x(t)$ 곱하기 연산을 통해 얻어진 $x_i(t)$ 를 나타낸다.

2.2 CDM(Complex Demodulation)에 의한 분석

CDM은 시간-주파수 영역의 비선형적 시계열 분석 방법들 중 하나로써, 시 주파수 영역에서 특정 주파수 성분의 크기와 위상의 시간적 변화를 제공하는, 국부적 경시적 시주파수 분석방법이다. 신호를 CDM 처리하면, 신호 성분 중 우리가 보고자 하는 부분의 주파수 대역은, 대역내 스펙트럼 영역의 중심주파수에 해당하는 complex sinusoid 함수를 원 신호에 곱해줌으로써, 제로 영역으로 이동한다. 이 결과로 복조되어 얻어진 신호는 저역통과 필터링되고, f_0 에서, 시간에 대한 함수로써 크기와 위상을 나타내기 위해 극형식으로 변환된다. CDM에 의한 신호의 위상과 크기의 변화는 각각 특정 주파수 f_0 부근의 신호의 강도와, f_0 로부터의 변동을 나타낸다. 이는 AR 모델링이나, FFT 등이 분석구간의 주기에 대한 평균값에 대한 특성만을 추출할 수 있는데 반해, 우리가 알고자하는 심박변동신호나 혈압신호의 특정 주파수 성분이 시간에 따라 동적으로 변화하는 것을 추정할 수가 있다.

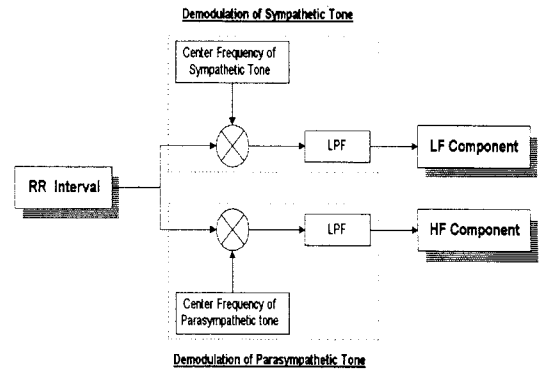


그림 4. Complex Demodulation의 블록 선도

그림 4는 RR-interval에서 교감신경계의 중심주파수 (0.04-0.15Hz)와 부교감신경계의 중심주파수(0.15-0.45Hz)를 각각 demodulation을 통해 교감신경계를 나타내는 LF 성분과 부교감신경계를 나타내는 HF 성분의 변화를 추정해내는 과정을 나타낸 블록 선도이다. 여기에서 Demodulation의 과정을 거쳐서 나온 신호 $y(t)$ 는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} y(t) &= A_c \mathcal{O}(t) \cos(2\pi f_c t) \times \cos(2\pi f_x t) \\ &= A_c \mathcal{O}(t) \left(\frac{1}{2} + \frac{1}{2} \cos(4\pi f_x t) \right) \quad (6) \\ &= \frac{A_c}{2} \mathcal{O}(t) + \frac{1}{2} A_c \mathcal{O}(t) \cos(4\pi f_x t) \end{aligned}$$

여기서, $\mathcal{O}(t)$ 는 원신호를, f_c 는 캐리어 신호의 주파수를 나타낸다. 여기에서 $y(t)$ 가 저역통과 필터를 거치게 되면,

$$y(t) = \frac{A_c}{2} \mathcal{O}(t) \quad (7)$$

만 남게 된다.

위의 일련의 과정을 요약하면, IPFM을 통해 비등간격의 신호를 모델링하여, Cubic-Spline 방법을 통하여 등간격의 신호로 보간시킨 다음, 교감 신경과 부교감 신경의 활동을 나타내는 심박변동신호의 주파수 대역에 맞춰 Complex Demodulation을 적용시키면, 원하는 주파수 대역의 경시적, 동적변화를 살펴볼 수 있게 된다. 이 방법을 자율신경계에 이상이 있는 환자들의 데이터에 적용시키면 자율신경계가 시간에 따라 변화하는 것을 간단하고 빠르게 검증할 수 있다.

2.3 CDM을 적용한 RR-interval 분석.

실제로 환자에게서 supine 상태와 tilt-up 상태에서 얻은 두 가지의 데이터를 IPFM을 통해 비등간격의 신호를 Cubic-Spline 방법을 통해 등간격의 신호로 보간시키고 난 후, demodulation을 통해서, 각각 supine 상태와 tilt-up 상태의 LF-component와 HF-component들의 경시적인, 동적 변화를 살펴보았다.

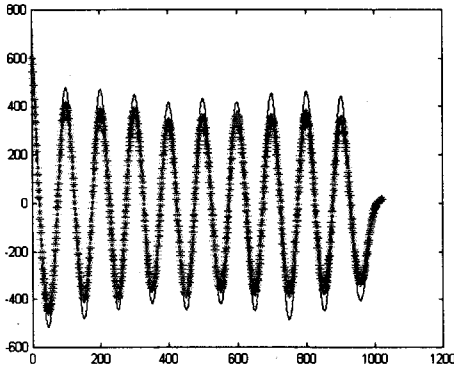


그림 5. supine상태에서 CDM되어진 LF component(-)
tilt-up상태에서 CDM되어진 LF component(+)

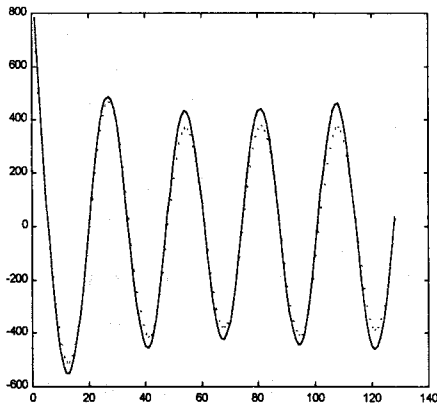


그림 6. supine상태에서 HF component(-)
tilt-up상태에서 HF component(+)

3. 결 론

CDM은 시간-주파수 영역의 비선형적 시계열 분석 방법들 중 하나로써, 시 주파수 영역에서 특정 주파수 성분의 크기와 위상의 시간적 변화를 제공하는, 국부적 경시적 시주파수 분석방법이다. CDM은 분석구간의 시계열 데이터를 안정적(stationary)이라고 가정하는 스펙트럼분석의 약점을 보충하기 위하여 심박변동 각 성분의 주파수와 진폭의 변화를 시간의 함수로서 연속적으로 나타낸다. 이러한 특성 때문에 AR 모델링이나, FFT 등이 분석구간의 주기에 대한 평균값에 대한 특성만을 추출할 수 있는데 반해, 우리가 알고자하는 심박변동신호나 혈압신호, 혹은 호흡신호 등의 특정 주파수 성분이 시간에 따라 동적으로 변화하는 것을 추정할 수가 있다. 즉, RR-interval에서 교감신경계의 중심주파수(0.04Hz)와 부교감신경계의 중심주파수(0.45Hz)를 각각 demodulation을 통해 교감신경계를 나타내는 LF 성분과 부교감신경계를 나타내는 HF 성분의 변화를 추정하였다.

앞으로 더 많은 환자를 대상으로 기존의 신호처리 기법들과 더불어, CDM을 실험에 적용하여, 많은 데이터 베이스를 구축하고, 특정질병이나, 자율신경계이상에서 나타나는 트렌드를 발견한다면, 많은 임상적 의의를 찾을 수 있다고 하겠다.

(참 고 문 헌)

- [1] Kunsoo Shin, "The study of Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability for Assessment of Autonomic Functions in Cardiovascular Control", Institute of Biomedical Engineering Keio University Japan, '44-62', 1995
- [2] Kunsoo Shin, Haruyuki Minamitami, and Myoung-ho Lee, "A New Algorithm for Obtaining an Evenly Spaced Heart Rate Variability Signal from a Cardiac Event Series", KITE Journal of Electronics Engineering, vol.6, NO.2, June, '40-49', 1995
- [3] O. ROMPELMAN and B.J TENVOORDE, "Spectral Analysis of Fluctuations in Heart Rate and Blood Pressure", Computer Analysis of Cardiovascular Signals, M.Di Rienzo, ED, 1995
- [4] Lipsitz, L. A.; Hayano, J.; Sakata, S.; Okada, A.; Morin, R. J. "Complex Demodulation of Cardiorespiratory Dynamics Preceding Vasovagal Syncope", CIRCULATION VOL 98 ISSUE 10, 1998
- [5] Kim, S.Y.; Euler, D. E. "Baroreflex Sensitivity Assessed by Complex Demodulation of Cardiovascular Variability", HYPERTENSION VOL 29 ISSUE 5, 1997