J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 22, No. 3, 259-267, 2001

시-주파수 분석법을 이용한 시각자극 유발전위에 관한 연구

홍석균 · 성홍모 · 윤영로 · 윤형로

연세대학교 보건과학대학 의용공학과, 의공학 연구소

(2001년 1월 8일 접수, 2001년 6월 13일 채택)

Estimation of Visual Evoked Potentials Using Time-Frequency Analysis

S.K.Hong, H.M.Seong, Y.R.Yoon, H.R.Yoon

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University,
Research Institute of Medical Engineering

(Received January 8, 2001. Accepted June 13, 2001)

요 약 : 시각자극 유발전위는 시각중추 기능에 대한 객관적인 정보를 제공할 수 있는 신경 생리학적인 방법으로 임상에서는 잠복기간 P100을 시각중추의 이상을 진단하는 중요한 파라메터로 사용하고 있다. 비정상인의 경우 대부분 잠복기간의 지연, 파형의 찌그러짐, 진폭의 감소 등의 특성으로 해석할 수 있으나 경우에 따라서 P100 위치에 피크가 생기거나 판단하기 모호한 파형의 찌그러짐이 발생할 때에는 정상과 비정상을 판단하기 어려운 문제가 있다. 본 논문에서는 여러 가지 시-주파수 분석법 중 Choi-Williams distribution(CWD) 방법을 이용하여 정상인과 비정상인을 구분할 수 있는 패턴에 대해 연구하였다. 특정 주파수에서 시간과 스펙트럼의 관계를 살펴 본 결과 정상인의 경우 20.0Hz~26.7Hz 주파수 대역, 비정상인의 경우 16.7Hz~20.0Hz 주파수 대역에서 스펙트럼이 최대가 되기 때문에 시각자극 유발전위 연구에서 유의성 있는 주파수 대역으로 추론되었다. 또 비정상인의 경우 평균 주파수에서 최대 스펙트럼의 평균값이 정상인보다 상대적으로 낮게 나타났다.

Abstract : The visual evoked potentials(VEPs) is used to assist in the diagnosis of specific disorders associated with involvement of the sensory visual pathways. The P100 latency is an important parameter which is diagnosis of optic nerve disorders. There are characteristics of latency delay, wave distortion, amplitude deduction in abnormal subjects. It is difficult to diagnose in the case of producing peak at the P100 latency. In this paper, difference of pattern between normal VEPs and abnormal VEPs using the Choi-Williams distribution method is studied.
We observed the relationship about time and spectrum. The result shown that normal VEPs had maximum spectral value at 20Hz~26.7Hz and abnormal VEPs had maximum spectral value at 16.7Hz~20Hz. Also normal VEPs spectrum is higher than abnormal VEPs spectrum.

Key words : Visual evoked potentials, Time-frequency analysis, Time-strip, Choi-Williams distribution

서 론

시각자극 유발전위(Visual Evoked Potential, VEP)는 시각자극을 주어 시각 피질에서 발생하는 반응을 판별할 수 있게 나타낸다. 임상에서는 굴절변화와 시력의 측정, 약시의 진단, 다발성 경화증 같은 시신경계로의 질환, 정신과적인 질환이나 피병의 진단 등 다양하게 응용되고 있다[1]. 시신경계의 비정상이나 병변을 검출하기 위해서는 연속적으로 변하는 전기적인 신경활동이나 다른 배경 잡음으로부터 일정한 시각자극 유발전위를 추출해 내는 것이 중요하다. 정상인의 경우에 시각자극 유발전위는 일정한 패턴을 가지고 있어서 자극 후 일정시간의 잠복기를 거쳐서 유발전위를 발생시킨다. 정상인의 경우 시각자극 유발전위의 예상 잠복기는 약 100㎳(P100)이고 비정상인의 경우는 이보다 지연되어 나타나며 양쪽 눈 사이에도 잠복기의 차이가 나는 경우에는 시신경의 이상을 진단해 볼 수 있다[2].

시각자극 유발전위의 연구는 시간 영역에서의 해석이나 또

본 연구는 과학기술부-한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것임.

통신저자: 윤영로, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리
연세대학교 보건과학대학 의용공학과
Tel. (033) 760-2440 Fax. (033) 763-4050
E-mail : yoon@dragon.yonsei.ac.kr

는 주파수 영역에서의 해석으로 나눌 수 있다. 시간 영역에서의 해석은 잠복기간의 지연, 파형의 찌그러짐, 진폭의 감소 등의 특성을 고려하여 정상파형을 구분한다. 또 주파수 영역에서의 해석은 스펙트럼의 크기와 분포의 특성을 고려하여 정상임을 나타낸다.

시각자극 유발전위에 대한 시간 영역에서의 연구로는 Karl E. Misulis가 여러 질환자의 시각자극 유발전위를 측정함으로써 잠복기간이 지연되는 질병에 관해 조사한 결과를 발표한 바 있다[3]. 시각자극 유발전위에 대한 주파수 영역에서의 연구에는 1987년 Moody가 알츠하이머 질환을 앓고 있는 환자들의 시각자극 유발전위에 대한 전력 스펙트럼은 정상인의 전력 스펙트럼에 비해 높다는 결과를 발표하였다[4].

그런데 시간 영역에서 만의 해석은 경우에 따라서 P100 위치에 비정상적인 피크가 있거나 판단하기 모호한 파형의 찌그러짐이 발생할 때에는 정상과 비정상을 판단하기 어려운 문제가 있다. 또 주파수 영역에서 만의 해석은 시간에 따른 주파수 변화는 알 수 없다는 제한이 있다.

본 연구에서는 시간 영역과 주파수 영역을 동시에 관찰하면서 분석할 수 있는 시-주파수 분석 방법을 시각자극 유발전위에 이용하고자 한다. 시각유발전위가 불안정한 신호임을 고려할 때, 특정 시간과 주파수에 대하여 신호의 에너지 분포를 살피는데 용이한 방법이기 때문이다[5]. 특히 시각자극 유발전위와 같이 특정 시간 P100에 피크를 갖는 일정한 패턴의 신호에 대하여 특정 시간의 에너지 분포를 조사하는데 쉽게 사용할 수 있다.

시간 영역과 주파수 영역을 동시에 관찰하면서 분석할 수 있는 시-주파수의 분석법을 시각자극 유발전위에 적용한 연구로는 Nitish V. Thakor가 발표한 논문이 있으며 이는 실제적인 응용 방법들을 제시해 주었다[6,7].

본 연구에서는 첫째, 시-주파수 분석법을 이용하여 합성된 테스트 신호를 비교하고 적당한 시-주파수 분석법을 선택한 후 둘째, 선택된 시-주파수 방법을 시각자극 유발전위에 적용하여 시-주파수 영역에서 정상인과 비정상인을 분류할 수 있는 두드러진 패턴을 조사해 보고자 한다.

시-주파수 분석법

1. Wigner-Ville Distribution

시간영역에서 지속시간이 짧거나 주파수 영역에서 대역폭이 작아서 불안정한 성격을 갖는 신호의 전력 스펙트럼 함수는 시-주파수 분석법을 사용해서 에너지 분포를 나타낼 수 있다. 에너지는 이차 방정식으로 표현되기 때문에 Wigner 분포와 같은 이차방정식의 시-주파수 분석법은 에너지를 표현하는데 사용될 수 있다. Wigner 분포는 1932년 양자역학 분야에서 Wigner에 의해 처음 소개되었고, 나중에 Ville에 의해 신호처리 분야에 이용되었다[8].

Wigner-Ville distribution(WVD)은 식 (1)과 같이 표현한다[9,10].

$$WVD(t,\omega) = \int x(t+\frac{\tau}{2})x^*(t-\frac{\tau}{2})e^{-j\omega\tau}d\tau \quad (1)$$

식 (1)과 같이 정의된 WVD는 시간 영역과 주파수 영역에서 대칭인 성격을 갖기 때문에 주파수 영역에서의 표현은 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다[9,10].

$$WVD(t,\omega) = \frac{1}{2\pi}\int X(\omega+\frac{\theta}{2})X^*(\omega-\frac{\theta}{2})e^{j\theta t}d\theta \quad (2)$$

또 주파수 영역에서의 WVD의 적분은 신호의 순간적인 전력을 의미하며 식 (3)과 같이 나타내고 시간 영역에서의 WVD의 적분은 신호의 스펙트럼 밀도(spectral density)를 의미하며 식(4)와 같이 나타낸다[9,10].

$$|x(t)|^2 = \frac{1}{2\pi}\int\int X(\omega+\frac{\theta}{2})X^*(\omega-\frac{\theta}{2})e^{j\theta t}d\theta \quad (3)$$

$$|X(f)|^2 = \int\int x(t+\frac{\tau}{2})x^*(t-\frac{\tau}{2})e^{-j\omega\tau}d\tau \quad (4)$$

WVD는 Short-time fourier transform(STFT)보다 시간과 주파수의 해상도가 좋으나 교차간섭현상(cross-term interference)이 발생한다. 교차간섭현상이란 신호가 여러 개의 성분으로 조합되어 있을 때 각 성분의 WVD 사이에 간섭현상이 발생하여 실제 신호에는 존재하지 않는 성분이 시-주파수 공간에서 나타나는 현상이다. 예를 들면, 두 신호 x(t)와 y(t)의 합으로 구성된 신호의 WVD는 식 (5)와 같이 정의된다[11].

$$WVD_{x+y}(t,\omega) = WVD_x(t,\omega) + 2Re[WVD_{x+y}(t,\omega)] + WVD_y(t,\omega) \quad (5)$$

식 (5)에서 교차간섭성분(cross-term)은 2개의 자기성분(auto-term) 사이에 놓여 있으며 교차간섭성분의 WVD는 식 (6)과 같이 정의한다[11].

$$WVD_{x+y}(t,\omega) = \int x(t+\frac{\tau}{2})y^*(t-\frac{\tau}{2})e^{-j\omega\tau}d\tau \quad (6)$$

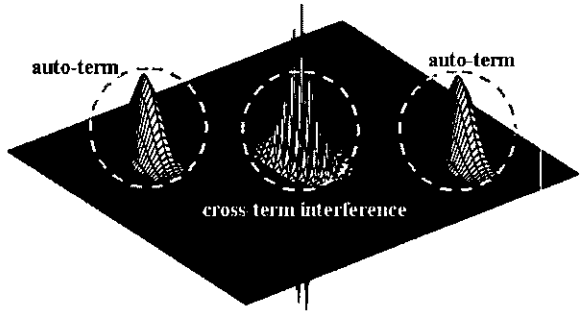

그림 1. WVD의 교차간섭현상의 예
Fig. 1. Example of cross-term interference in WVD

일반적으로 N개의 항으로 구성된 신호 x(t)가 있다고 가정할 때, WVD는 N개의 자기성분과 N(N-1)/2개의 교차간섭성분을 갖는다[5]. 교차간섭성분은 자기성분 사이에서 시-주파수 공간의 거리에 대하여 독립적이고 경우에 따라서 자기성분과 겹쳐질 수도 있다. 그림 1과 같이 교차간섭성분이 자기성분보다 상대적으로 큰 주파수와 피크 값을 가져서 신호를 잘못 분석하는 요인이 되기도 한다. 교차간섭 현상을 줄이기 위해서 여러 방법들이 사용되는데 본 연구에서는 그 중에 하나인 Choi-Williams Distribution (CWD)을 사용하였다.

2. Choi-Williams Distribution

최근에 Choi와 Williams는 지수함수 커널을 갖는 시-주파수 분포를 제안하였다[15]. CWD는 식 (7)과 같이 나타낸다[9-15].

$$CWD(t,\omega) = \int\int \frac{1}{\sqrt{4\pi\alpha\tau^2}} e^{\frac{1}{4\alpha\tau^2}u^2} x\left(u+\frac{\tau}{2}\right)x^*\left(u-\frac{\tau}{2}\right)e^{j\omega\tau}dud\tau \qquad (7)$$

또 Choi와 Williams는 RWED(Running Windowed Exponential Distribution)을 정의하기 위해서 두 개의 가중치 윈도우 WN(τ)와 WM(u)를 사용하여 CWD에 대한 효율을 높이려고 하였다. WN(τ)은 $-N/2 \le \tau \le N/2$의 범위에서 영이 아닌 값을 갖는 대칭형의 윈도우이고 WM(u)은 $-M/2 \le u \le M/2$의 범위에서 1 값을 갖는 직사각형(rectangular) 윈도우이다[5].

식 (7)에서 α는 지수함수의 하강정도를 나타낸다. Choi와 Williams는 0.1과 10.0의 범위에서 α를 잘 선택해야 한다고 제안한다[5]. α의 값이 클수록 지수함수의 하강정도가 크기 때문에 더 많은 교차성분을 제거할 수 있지만 동시에 자기성분도 제거되는 문제가 있다. 반면에 α가 0에 가까울수록 CWD는 WVD와 같은 특성으로 접근하는 경향이 있다.

실 험 방 법

1. 모의신호를 이용한 시-주파수 방법비교

본 논문에서는 시-주파수 분석법을 실제 VEP 데이터에 적용하기 전에 테스트를 하기 위한 합성된 신호를 구성하였다[16]. 이렇게 합성된 신호는 여러 가지 시-주파수 분석법 사이의 차이를 비교하여 신뢰할 만한 분석법을 조사하기 위한 것이다. 1024개의 샘플로 구성된 테스트 신호는 250Hz 샘플링율을 갖는 1024 샘플의 시계열이다. 처음 600개는 각각 200개씩 3구간으로 나뉘어 지는데, 각 구간별 주파수는 4Hz, 8Hz, 12Hz로 증가하는 시계열의 사인파로 구성된다. 다음에는 100개의 영점으로 구성된 시계열로 구성되며 마지막으로 324개의 샘플은 시간에 따라 0부터 25Hz까지 선형적으로 주파수가 변조되는 시계열로 구성된다.

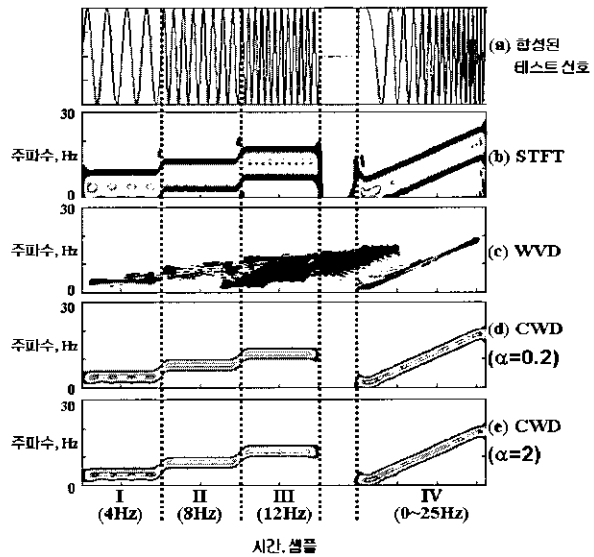

그림 2. 합성된 테스트 신호의 분석, Ⅰ:4Hz(0.8s), Ⅱ:8Hz(0.8s), Ⅲ:12Hz(0.8s), Ⅳ:0~25Hz(1.3s)
Fig. 2. Analysis of synthesized test signal, Ⅰ:4Hz(0.8s), Ⅱ:8Hz(0.8s), Ⅲ:12Hz(0.8s), Ⅳ:0~25Hz(1.3s)

그림 2는 합성된 테스트 신호에 각각 STFT, WVD, 그리고 지수함수 하강정도 값을 달리하여 CWD를 적용한 분석결과이다. 각각의 분석결과는 600까지의 샘플구간에서 계단형을 이루면서 4Hz, 8Hz, 12Hz 주파수가 증가하다가 700 샘플 이후에는 시간에 따라 주파수가 0~25Hz로 선형적으로 변하는 것을 볼 수 있다. 그림 2(a)는 합성된 테스트 신호이다. 그림 2(b)에서 STFT 분석법은 시간영역에 대해 구간 Ⅰ~Ⅳ까지의 구분이 분명하여 시간에 대한 해상도가 뛰어나지만, 주파수 영역에 대해서는 구간 사이의 피크점이 겹쳐짐으로 다른 분석법 보다 주파수에 대한 해상도가 떨어지는 단점이 있다. 그림 2(c)에서 WVD 분석결과는 STFT 분석결과보다 주파수에 대한 해상도는 좋아졌지만 구간 Ⅲ~Ⅳ사이에서 보는바와 같이 교차간섭현상으로 인해 시간 영역에서의 해상도가 떨어져서 확실한 피크를 찾는 것이 문제가 된다. 따라서 이러한 교차간섭현상을 제거하기 위한 방법으로 SWVD와 CWD 알고리즘을 적용시킨다. 그림 2(d),(e)는 지수함수의 하강정도를 달리하여 CWD로 분석한 결과인데, 여기서 α란 지수함수 하강정도를 나타낸다. 즉 α의 값이 클수록 지수함수의 하강정도가 크기 때문에 더 많은 교차성분을 제거할 수 있지만 동시에 자기성분도 제거되는 문제가 있다. 반면에 α가 0에 가까울수록 CWD는 WVD와 같은 특성으로 접근하는 경향이 있다. (d)는 α의 값이 0.2이고 (e)는 α의 값을 2로 주었을 때의 분석결과인데 α값이 큰 (e)의 분석결과가 교차간섭현상을 효과적으로 제거하고 피크점을 분명히 나타내고 있음을 확인할 수 있다.

스펙트럼이 변할 때 쉽게 적용할 수 있는 방법은 전력 스펙트럼 밀도의 1차 모멘트와 관련된 평균주파수(mean frequency, MNF) 방법일 것이다. 평균주파수는 식(8)과 같이 정의된다.

표 1. 시-주파수 분석법을 비교하기 위한 통계 결과
Table 1. Statistical result for comparison of the TFDs

	평 균 주파수	표준편차	왜 도	첨 도	처리속도
STFT	0.076	0.884	- 0.038	2.227	0.72s
WVD	2.213	11.898	0.003	2.925	2.74s
CWD(α=0.2)	3.345	4.647	- 0.178	2.062	14.66s
CWD(α=2)	3.351	4.642	- 0.179	2.061	14.66s

$$MNF = \frac{\int_0^F \omega P(t,\omega)d\omega}{\int_0^F P(t,\omega)d\omega} \quad (8)$$

식(8)에 대한 3차 모멘트를 왜도(skewness)라고 하며 식(9)와 같이 정의되고 4차 모멘트는 첨도(kurtosis)라 하고 식(10)과 같이 정의된다. 여기서 σ는 표준편차를 나타낸다.

$$skewness = \frac{M_{C3}(t)}{\sigma^3(t)} \quad (9)$$

$$kurtosis = \frac{M_{C4}(t)}{\sigma^4(t)} \quad (10)$$

고차 모멘트의 경우에는 시간에 따라 스펙트럼의 모양 변화와 관련된 표준편차, 왜도, 첨도를 살펴봄으로써 부가적인 정보를 얻을 수 있다.

표 1에서 중간 주파수에 대하여는 STFT의 성능이 다른 시-주파수 분석법보다 우수함을 보이고 첨도에 대하여는 CWD가 상대적으로 변화가 적은 장점을 가지고 있음을 보여준다. 첨도는 3보다 작으므로 표준정규분포보다 정점이 낮고 무딘 모양을 가질 것이다. 합성된 테스트 신호의 처리속도에 대하여 STFT의 처리속도가 가장 빠르고 CWD의 속도가 상대적으로 느림을 확인하였다.

본 논문에서는 처리 속도는 느리지만 해상도가 상대적으로 뛰어나고 첨도에 대하여 우수성을 보여주는 CWD 방법을 이용하여 시각자극 유발전위에 대한 분석을 하였다.

2. VEP 데이터의 수집

본 논문에서는 Cadwell 사(Sashington, USA)의 Excel EP/EMG 측정기를 사용해서 데이터를 수집하였다. 데이터 수집시 사용된 Excel EP/EMG 측정기의 프로토콜을 표 2에 나타내었다.

시각 자극기는 14인치 비디오 모니터 6×8 Full field 바둑무늬 자극기를 사용하였다. 자극 시에는 자극화면 전체를 이용하였다(Full-field stimulation). 피험자가 1m 거리를 두고 편안한 자세로 앉아서 흑색과 백색의 격자가 일정한 비율로 반전되는 모니터의 중심을 주시하는 동안에 발생되는 시각자극 유발전위를 측정하였다. 약 100회 정도의 평균법을 취해서 시각자극 유발전위를 추론하는데 적당한 데이터를 얻고자 하였다. 이러한 방법으로 오른쪽 눈과 왼쪽 눈에 대하여 각각 2~3회 정도 반복 측정하여 데이터를 저장하였다.

표 2. Protocol of Excel EP/EMG instruments
Table 2. Protocol of Excel EP/EMG instruments

Gain	20㎶/div
High cut-off frequency	2㎑
Low cut-off frequency	0.04㎐
Sweep Speed	30㎳/div
Repetition rate	2.11/sec
Sampling rate	2133㎐
Average	100

전극은 10-20 국제 표준 시스템에 따라 접지는 Cz, 활성전극은 Oz, 그리고 참조는 Fz로 하고 한 개의 채널을 사용해서 측정하였다.

3. 피험자의 분류

지난 98년 12월부터 2000년 8월까지 원주기독병원 유발전위실에서 정신과적, 신경과적, 안과적 질환의 소견을 받아서 VEP 검사를 받은 105명의 피험자 중에 신경장애(Neuropathy), 시신경염(Optic neuritis), 시신경 손상(Optic nerve lesion) 으로 진단받은 41명을 일차 분류하였다. 이 중에 양쪽 눈에 대해 모두 정상이라고 판명 받은 8명의 정상군과 한쪽 눈 또는 양쪽 눈이 비정상이라고 판명 받은 33명의 대조군으로 표 3과 같이 세부 분류하였다. 33명의 대조군에는 양쪽 눈에 VEP가 검출되어 이상이 판단된 피험자가 13명, 한쪽 눈만 VEP가 검출되는 피험자가 16명, 양쪽 눈에서 전혀 VEP가 검출되지 않는 피험자 4명으로 분류되었다. 피험자의 성별은 27명의 남성과 14명의 여성이 검사를 받았으며, 피험자의 나이는 15세부터 78세까지 고루 분포되었고 평균 47세(46.2±0.5)로 비교적 연령이 높았다.

4. VEP 데이터의 전처리과정

이 논문에서 데이터의 분석은 Signal Processing Toolbox (The MathWorks Inc.)와 Time-Frequency Toolbox (CNRS, France)를 이용해 MATLAB에서 실행하였다. 또한 스펙트럼의 변화를 분석하기 위한 통계적인 방법도 MATLAB에서 실행하였다.

Excel EP/EMG 측정기로부터 수집한 데이터 파일을 MATLAB에서 처리하기 위해 640×1 행렬 데이터로 변환한

표 3. 피험자의 분류
Table 3. Distribution of subjects

정상군	대조군					
	VEP 이상별 분류			질환별 분류		
	양쪽 이상	한쪽 이상	반응 없음	신경 장애	시신 경염	시신경 손상
8명	13명	16명	4명	9명	7명	17명

그림 3. VEP 데이터의 전처리 과정
Fig. 3. Preprocessing of VEP data

다. 시-주파수 분석법의 연산속도를 높이기 위하여 2N개의 입력신호를 이용할 것을 권장됨으로 512개의 데이터로 다운 샘플링(down sampling)을 하였다. 또 시-주파수 분석법을 적용하기 전에 분석하기에 적당한 입력신호로의 특별한 변환을 필요로 하는데, 이 때 사용되는 것이 힐버트 변환(Hilbert transform)이다. 일반적인 시-주파수 분석의 표현은 퓨리에 변환의 실수부분과 허수부분 사이에 고유의 관계를 가지고 나타낸다. 이를 힐버트 변환 관계식이라고 부르며 이러한 관계식을 통해서 고유의 실수부분과 힐버트 변환을 거쳐 나온 허수부분이 합쳐져서 분석하기에 적당한 입력신호로 변환이 된다. 힐버트 변환을 한 입력신호는 영점보상(zero-padding) 된 다음 기저선 제거 함수를 통해 그림 3의 전처리 과정을 마치게 된다.

5. 시-주파수 분석법을 이용한 알고리즘 부분

CWD 결과는 시간 축과 주파수 축을 가진 2차원 구도로 나타나며 그림 4와 같다. 따라서 300ms 동안의 시간축의 정보와 샘플링 주파수의 절반까지의 주파수축의 정보를 동시에 확인할 수 있다. Muthuswamy와 Thakor는 신경신호에 대한 스펙트럼에 관한 연구를 통해 0~35Hz의 주파수 대역을 제시한 바 있고, Moody와 Micheli-Tzanakou 또한 시각자극 유발전위의 주파수 분석에 있어서 0~40Hz를 언급하였다[4,6]. 따라서 본 논문에서도 이를 근거로 하여 모든 주파수 대역을 사용하지 않고 0~35Hz 대역만 선택하고 나머지는 버렸다. 이렇게 하면

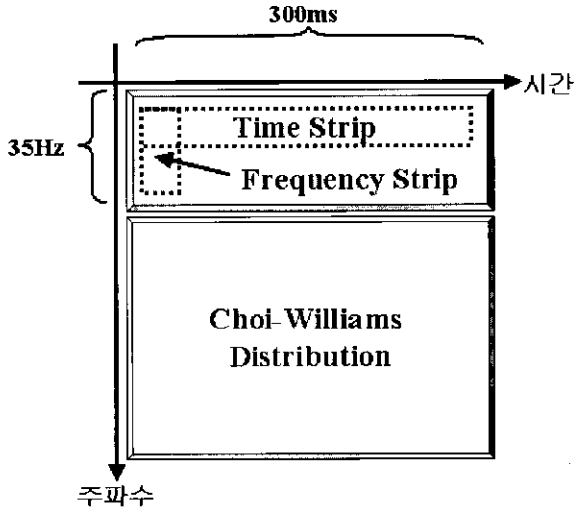

그림 4. 시간 및 주파수 스트립
Fig. 4. Time & frequency strip

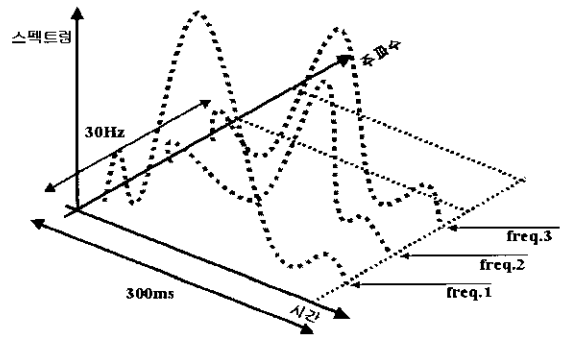

그림 5. 고정 주파수에 대한 시간 스트립의 구성
Fig. 5. Composition of time strip at fixed frequency

불필요한 컴퓨터의 메모리 양을 줄일 수 있고, 검출을 계산할 때 소비되는 시간을 단축시킬 수 있다.

시-주파수 공간 분석을 하기 위해서는 주파수 스트립(frequency strip)과 시간 스트립(time strip)의 이해가 필요하며 이는 특정 위치에 분포된 에너지의 크기를 나타낸다. 그림 4에 수직 점선으로 표시된 주파수 스트립은 한 시점에서 주파수 축의 에너지 변화를 확인할 수 있고 수평 점선으로 표시된 시간 스트립은 고정된 특정 주파수의 시간별 에너지 변화를 확인할 수 있다.

그림 5와 그림 6은 시간 스트립에서 시각유발전위를 분석하기 위한 방법을 나타낸다. 그림 5는 각각의 고정된 주파수 freq.1, freq.2, freq.3에 대한 시간 스트립으로 시-주파수 영역이 구성되어 있음을 나타낸다. 또 하나의 고정된 주파수 freq.1에서 시간 스트립은 그림 6과 같다. 여기서 스펙트럼의 최대값과 그 때의 잠복시간을 기록하고 다음의 고정된 주파수에서 이러한 과정을 반복한다. 그 결과 스펙트럼의 최대 값이 어떤 특정 주파수에 분포하는 지와 그 때의 잠복시간을 알 수 있다.

실험결과 및 고찰

표 4와 표 5는 고정된 주파수에서 시간 대역별 스펙트럼의 최대치를 나타내는 시간 스트립에서의 해석을 나타낸 것이다. 데이터 분석에 이용된 데이터는 전문의에 의해 양쪽 눈의

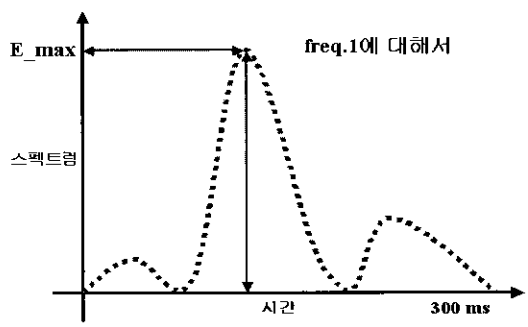

그림 6. 고정 주파수에 대한 시간 스트립의 구성
Fig. 6. Time strip at fixed frequency

표 4. 정상인의 시각자극 유발전위에서 시간 스트립의 시간대역별 최대스펙트럼
Table 4. Maximum spectrum in time strip for normal VEPs subjects

		정상1	정상2	정상3	정상4	정상5	정상6	정상7	정상8
10.0Hz	스펙트럼	45,697	74,928	53,886	48,225	85,242	71,570	128,340	40,756
	잠복기(ms)	117.82	105.51	86.75	111.37	102.58	101.41	96.13	103.75
13.3Hz	스펙트럼	48,546	79,489	62,279	54,390	93,159	71,570	136,110	45,307
	잠복기(ms)	117.82	105.51	86.75	111.37	102.58	101.41	96.13	103.75
16.7Hz	스펙트럼	50,597	82,619	69,955	59,825	101,290	82,675	141,270	49,256
	잠복기(ms)	116.65	104.92	85.58	111.37	106.10	101.99	96.13	103.17
20.0Hz	스펙트럼	51,916	84,255	82,300	67,789	113,950	87,568	143,640	54,523
	잠복기(ms)	114.30	104.34	82.06	110.79	109.61	103.75	96.13	101.41
23.3Hz	스펙트럼	44,886	68,250	86,482	70,069	117,690	62,279	54,390	55,622
	잠복기(ms)	106.75	112.00	82.65	110.79	109.03	86.75	111.37	102.58
26.7Hz	스펙트럼	42,279	64,290	89,164	71,093	119,465	69,955	59,825	55,632
	잠복기(ms)	136.25	101.56	82.06	110.79	109.61	85.58	111.37	101.41
30.0Hz	스펙트럼	39,955	59,825	79,955	60,825	109,465	82,300	67,789	45,307
	잠복기(ms)	124.58	121.37	84.75	112.37	119.61	82.06	110.79	103.75
33.3Hz	스펙트럼	42,300	47,789	72,279	57,789	99,465	86,482	70,069	49,256
	잠복기(ms)	132.06	130.79	88.75	110.79	102.60	82.65	110.79	103.17

VEP가 정상이라고 판명된 피험자 8명의 데이터와 한 쪽 눈만 VEP의 이상 증후가 있는 비정상 피험자 8명의 데이터를 사용하였으며 동일한 방법으로 작업을 진행하였다.

Cadwell Excel EP/EMG 장비는 2133Hz 샘플링율로 데이터가 수집되는데, 시-주파수 분석의 계산속도를 향상시키기 위해 원래 샘플수 640개를 2N의 형태인 512개로 다운샘플링 하여 샘플링율은 1706Hz로 변조된다. 따라서 각각의 샘플은 3.3 Hz의 정보를 가지고 있으며 표4, 표5의 세로축은 기본단위 3.3 Hz의 배수로 나타내어진다.

표4, 표5에는 각각의 피험자에 대하여 시간대역별 스펙트럼의 최대치가 처음 발견되는 주파수에 명암을 주어 표시하였다. 그 결과 표4의 정상인의 경우에는 20.0Hz와 26.7Hz 주파수에서 최대 스펙트럼이 발생되는 것을 확인함으로써 이 대역이 정상인의 시각자극 유발전위의 분석에 있어서 유의성이 있음을 추론할 수 있었다. 반면에 표5의 비정상인의 경우 16.7Hz와 20.0 Hz 주파수에서 최대 스펙트럼이 발생됨을 보면서 비정상인의

표 5. 비정상인의 시각자극 유발전위에서 시간 스트립의 시간대역별 최대스펙트럼
Table 5. Maximum spectrum in time strip for abnormal VEPs subjects

		비정상1	비정상2	비정상3	비정상4	비정상5	비정상6	비정상7	비정상8
10.0Hz	스펙트럼	42,997	13,777	28,650	60,616	70,676	30,343	55,154	26,711
	잠복기(ms)	151.82	124.12	136.58	117.82	124.27	132.47	155.33	124.85
13.3Hz	스펙트럼	45,869	14,383	29,323	62,400	75,367	33,035	58,570	28,129
	잠복기(ms)	121.43	137.75	136.58	121.34	122.51	100.06	154.16	125.44
16.7Hz	스펙트럼	47,854	14,704	29,374	63,300	78,836	35,163	61,109	29,255
	잠복기(ms)	151.82	137.75	136.58	124.85	121.34	134.23	153.58	126.61
20.0Hz	스펙트럼	48,899	14,726	22,444	51,064	81,863	37,416	63,008	30,036
	잠복기(ms)	151.82	137.75	126.43	111.23	118.99	135.99	152.99	128.37
23.3Hz	스펙트럼	39,344	12,145	12,435	40,900	70,363	37,543	54,155	16,111
	잠복기(ms)	126.38	121.43	111.58	121.24	118.99	135.99	133.55	142.58
26.7Hz	스펙트럼	32,543	14,383	20,354	36,200	77,242	33,530	57,580	29,129
	잠복기(ms)	136.60	117.23	126.58	134.85	165.12	110.06	116.54	144.25
30.0Hz	스펙트럼	39,573	14,704	25,666	53,355	66,245	25,136	51,109	25,525
	잠복기(ms)	124.83	142.35	111.28	112.85	120.11	124.23	158.50	122.45
33.3Hz	스펙트럼	42,724	11,036	23,374	55,200	80,050	27,271	36,118	36,336
	잠복기(ms)	136.58	128.37	136.58	133.34	111.99	135.99	199.52	128.23

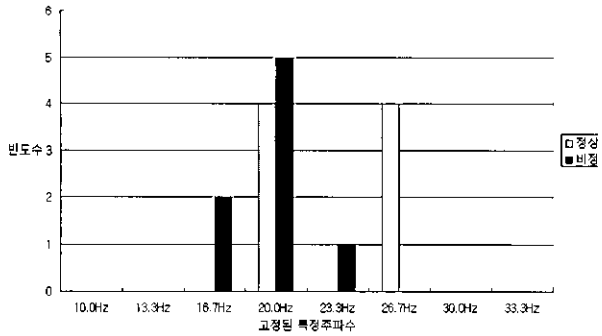

그림 7. 최대스펙트럼이 발생하는 특정주파수의 빈도수
Fig. 7. Number of specific frequency producing maximum spectrum

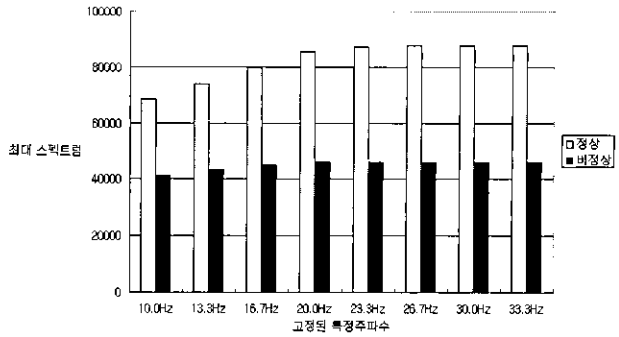

그림 8. 특정주파수에서 최대 스펙트럼
Fig. 8. Maximum spectrum of specific frequency

경우에는 정상인의 경우보다 조금 낮은 주파수 대역에서 유의성이 있음을 추론할 수 있다. 또한 각각의 고정주파수에 대해 각 피험자의 최대 스펙트럼의 평균을 비교해 보았을 때, 비정상인 보다 정상인의 경우 훨씬 더 큰 값을 가지는 것을 볼 수 있다.

그림7, 그림8은 표4, 표5의 분석결과로 그림7은 정상인과 비정상인 사이에 최대 스펙트럼이 발생하는 특정 주파수의 빈도수를 나타낸 것이고, 그림8은 특정주파수에서의 최대 스펙트럼을 나타낸 것이다. 그림7에서 정상인의 시각유발전위의 주파수 성분의 최대 스펙트럼 값은 20~27Hz 대역에 주로 분포한다는 것을 알 수 있고 시신경에 이상이 있는 비정상인의 경우에는 17~23Hz 대역에서 최대 값을 나타냄을 볼 수 있다. 그림8은 각 주파수 대역에서의 최대 스펙트럼 값을 나열한 것으로 정상인은 비정상인에 비해서 각 주파수대역별로 1.5배 이상의 스펙트럼 값을 나타내고 있음을 알 수 있다.

그림 9는 정상군과 대조군의 시각자극 유발전위 신호를 비교해 본 것이다. (a)와 (a)'는 시간 영역에서의 시각자극 유발전위를 나타낸 것이다. 여기서 주목할 것은 P100의 위치에 정상군과 대조군 모두에 피크가 존재하는 것이다. 임상에서는 P100이 시각 중추의 이상 판별을 하는 중요한 파라메터가 되므로 정확한 해석을 위해서는 이러한 특정시점 P100의 위치에 대하여 주파수 해석과 스펙트럼 분석을 하기 위한 시-주파수 분석법을 적용할 수 있을 것이다. (b)와 (b)'는 이러한 시각자극 유발전위 신호를 시-주파수 공간에서 분석한 결과 파형이

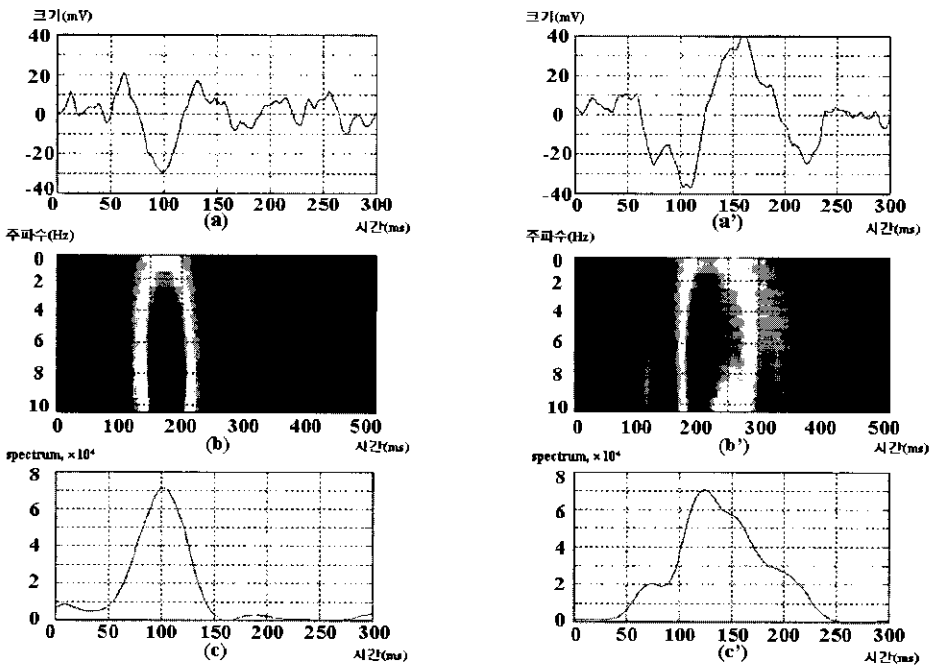

그림 9. 정상군(좌)과 대조군(우)의 비교(1)
(a),(a)': VEP (b),(b)': 시-주파수 영역에서의 분석결과 (c),(c)': 20.0Hz에서 시간 스트립 파형
Fig. 9. Compare of normal VEPs and abnormal VEPs(1)
(a),(a)': VEP (b),(b)': Analysis in time-frequency distribution (c),(c)': Time-strip at 20.0Hz

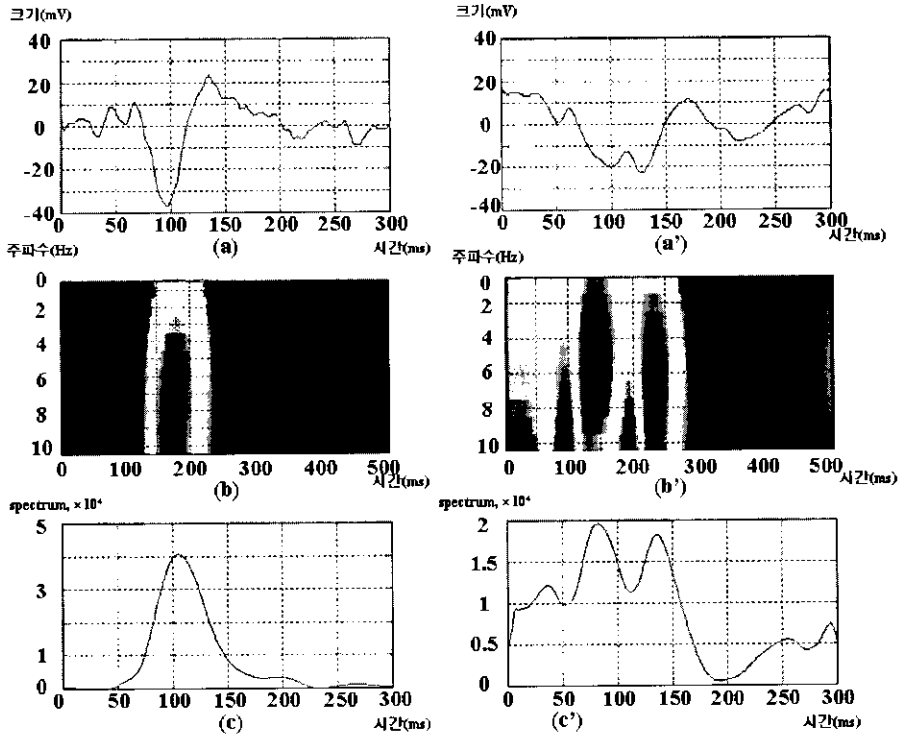

그림 10. 정상군(좌)과 대조군(우)의 비교(2)
(a),(a)' : VEP (b),(b)' : 시-주파수 영역에서의 분석결과 (c) : 26.7Hz에서 시간 스트립 파형 (c)' : 16.7Hz에서 시간 스트립 파형
Fig. 10. Compare of normal VEPs and abnormal VEPs(2)
(a),(a)' : VEP (b),(b)' : Analysis in time-frequency distribution (c) : Time-strip at 26.7Hz (c)' : Time-strip at 16.7

다. 가로축을 시간, 세로축을 주파수이므로 P100이 위치하는 시간에서의 주파수 해석을 고려해 볼 수 있다. 형태 면에서 정상군의 결과는 P100을 중심으로 에너지가 밀집되어 있는 형태를 가지고 있지만 상대적으로 대조군은 에너지가 P100을 중심으로 넓게 분포되어 있는 형태를 가지고 있다. 또한 주파수와 관련해서 해석하면 대조군의 경우 저주파 성분이 상대적으로 정상군보다 많이 존재하는 것을 볼 수 있다. (c)와 (c)'는 각각의 고정된 주파수에서 시간 스트립 파형의 변화를 보여준다. 정상군에서 스펙트럼의 최대 값이 20.0Hz에서 나타나고 대조군에서도 같은 주파수에서 스펙트럼의 최대 값이 발생한다.

그림 10은 또 다른 정상군과 대조군의 차이를 보여주는 한 예이다. (a)'의 시각자극 유발전위를 보면 P100의 위치 전후에 쌍곡점이 존재하는 것을 보는데 이것을 시-주파수 공간에서 분석해 보면 (b)'의 결과 파형과 같이 두 곡점에서 각각 에너지가 집중되어 나타남을 볼 수 있었다. 정상군과 비교해 볼 때 상대적으로 저주파 성분이 더 많이 분포된 것을 확인할 수 있다. (c)는 정상군이 최대 스펙트럼을 갖는 26.7Hz에서의 시간 스트립 파형이고 (c)'는 대조군이 최대 스펙트럼을 갖는 16.7Hz에서의 시간 스트립 파형이다.

표 6에서 질환에 따르는 시각자극 유발전위에서의 차이를 알아보려고 피험자를 각각의 질환에 따라 분류하고 그 평균값을 나타내었다. 정상값은 표4에서 언급한 정상인의 집합이고 비정상인은 각각 신경장애 질환, 시신경염, 시신경 손상의 경험이 있는 피험자들을 실험 데이터의 대상으로 삼았다. 여기서 주목할 것은 중심주파수에서 정상인의 스펙트럼이 다른 질환을 앓거나 경험했었던 대조군의 스펙트럼보다 상대적으로 높은 것을 확인할 수 있었다.

표 6. 정상군과 비정상군(신경장애, 시신경염, 시신경 손상) 평균비교
Table 6. Comparison table of normal and abnormal subjects

환자 질환	중간주파수에서의 최대 스펙트럼	왜도	첨도
정상	38.587	0.23	1.59
신경장애	32.583	0.20	1.57
시신경염	32.154	0.20	1.54
시신경손상	32.859	0.24	1.56

결 론

본 연구에서는 시-주파수 분석법을 이용하여 시각자극 유발전위에 대한 정상인과 비정상인의 패턴을 알아보고자 하였다. 비정상인의 시각자극 유발전위는 시간 영역에서 잠복기간의 지연을 갖는 것이 일반적인 특성이나 경우에 따라서는 같은 P100 위치에 피크가 발생하거나 파형이 판단하기 애매하게 찌그러짐으로써 비정상이라고 결정하기 어려운 문제가 있다. 주

파수 영역에서 스펙트럼의 크기를 비교하여 정상과 비정상의 차이가 있음이 발표된 바 시간영역과 주파수 영역에서의 해석을 동시에 할 수 있는 시-주파수 분석법을 적용하였다.

합성된 테스트 신호의 분석을 통해 여러 가지 시-주파수 분석법 중에서 해상도가 뛰어나고 첨도가 우수한 CWD 방법을 선택하였다. 시-주파수의 공간에서 정상인의 시각자극 유발전위는 에너지 분포가 P100을 중심으로 집중된 반면에 비정상인의 경우에는 P100을 중심으로 분산되는 분포를 보였다. 또 상대적으로 정상인보다 작은 주파수 영역에 낮은 에너지 분포를 나타내었다.

신경장애, 시신경염, 시신경 손상 소견이 있는 환자 41명의 시각자극 유발전위 데이터를 시-주파수 분석법을 이용해서 고정된 주파수에 시간대역에 대한 스펙트럼의 최대 값을 찾음으로써 유의성 있는 대역을 찾을 수 있었다. 또한 질환의 소견이 있는 환자들을 각 질환별로 분류하여 중심주파수에서의 스펙트럼을 비교하고 왜도와 첨도를 구하여 얻은 결론은 다음과 같다.

첫째 정상인의 경우 20.0Hz~26.7Hz 주파수 대역에서 스펙트럼이 최대가 되고 비정상인 경우에는 16.7Hz~23.3Hz 주파수 대역에서 스펙트럼의 최대가 되는 것을 볼 때, 시각자극 유발전위에서의 유의성 있는 주파수 대역으로 추론할 수 있다.

둘째, 질환자의 중심주파수에서의 스펙트럼은 정상인의 중심주파수에서의 스펙트럼 보다 다소 낮음을 알 수 있었고, 왜도와 첨도에 대해서는 t-테스트 결과 큰 유의성이 없었다.

향후 시각자극 유발전위에서 정상인과 비정상인의 차이를 분명히 알 수 있는 파라미터를 알아 낼 수 있다면 시각 중추병별 질환의 치료와 과정이 어떻게 향상되어 나가는지 알 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. Raymond D.Adams, Mauvice Victor, Alam H. Ropper, "*Principles of neurology*", McGraw-Hill, pp. 33-34, 1997
2. 이대희, "임상 신경학 총론", 고려의학, pp. 178-179, 1999
3. Karl E. Misulis "*Spehlmann's evoked potential primer - visual, auditory, and somatosensory evoked potentials in clinical diagnosis*", Butterworth-Heinemann, 1996
4. Edson B. Moody, JR., Evangelia Micheli-tzanakou, "*AAn Adaptive Approach to Spectral Analysis of Pattern -Reversal Visual Evoked Potentials*", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.36, No.4, pp439-447, April 1989
5. Metin Akay, "*Biomedical Signal Processing*", Academic Press, 1994
6. Jitendran Muthuswamy, Nitish V. Thakor, "*Spectral analysis methods for neurological signals*", J.Neuroscience Methods, Vol.83, 1988
7. Jeffrey C. Braun, Daniel F. Hanley, Nitish V. Thakor, "*Detection of neurological injury using time-frequency analysis of the somatosensory evoked potential*", Electroencephalography and clinical Neurophysiology, Vol.100, 1996
8. Stefan Karlsson, Jun Yu, Metin Akay, "*Time-Frequency Analysis of Myoelectric Signals During Dynamic Contractions: A Comparative Study*", J.IEEE., Vol. 47, pp.228-238, Feb 2000
9. Shie Qian, Dapang Chen, "*Joint Time-Frequency Analysis Methods and Applications*", Prentice Hall, pp. 45-198, 1996
10. Shie Qian, Dapang Chen, "*Joint Time-Frequency Analysis*", IEEE Signal Processing Magazine, pp. 53-67, March 1999
11. Douglas L. Jones, Thomas W. Parks, "*A Resolution Comparison of Several Time-Frequency Representations*", IEEE Transactions on signal Processing, Vol. 40, No. 2, pp. 413-420, Feb 1992
12. T. A. C. M. Classen and W. F. G. Mecklenbrauker, "*The Wigner distribution - a tool for time- frequency signal analysis, part I : continuous-time signals*", Phillips J. Res., Vol.35, pp.217-250, 1980
13. L. Cohen, "*Time-frequency distributions-a review*", Proc. IEEE, Vol.77, No.7, pp.941-981, 1989
14. L. Cohen, T. Posch, "*Generalized ambiguity function*", Proc. IEEE ICASSP-88, pp.2180-2183, 1988
15. H.Choi and W.J. Williams, "*Improved time-frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels*", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, Vol.37, No.6, pp. 862-871, June 1989
16. R.H. Clayton, A.Murray, "*Comparison of techniques for time-frequency analysis of the ECG during human ventricular fibrillation*", IEE Proc. Meas. Technol., Vol.145, No.6, pp.301-306, Nov 1998