

## 뇌파의 주파수축 분석법

민 병 경<sup>†</sup>

연세대학교 BK21 의과학사업단

인간의 정신 작용을 신경 생리학적으로 연구할 때에, 심리적 현상에 수반되는 뇌파 신호에 종종 관심을 갖게 된다. 예를 들어, EEG 신호가 어떤 심리적 사건과 관련하여 시간에 따라 어떻게 변화하는 지에 관심이 있다면, 두피에 부착된 각각의 전극에서 모아지는 뇌파 신호의 파형이 실험 조건에 따라서 시간적으로 어떻게 변화하는 지를 살펴보면 된다. 이처럼 제시된 사건에 수반되어 반복된 실험적 시행의 평균을 통해 얻어진 뇌파 전위를 ‘사건 관련 전위(ERP)’라고 한다. 뇌파는 이와 같이 전통적으로 시간 영역에서 분석할 수 있는데, 여기에 덧붙여 주파수 영역에서도 분석할 수 있다. 신호 분석법의 발달로 주파수축 분석 방법이 뇌파 분석에도 응용되고, 그 결과 뇌파 신호의 주파수 성분과 인지적 해석이 종종 의미 있는 상관성을 보인다. 이런 상황에서, 뇌파의 시간축 분석에 비하여, 주파수축 분석이 아직까지는 충분히 일반화되지 않았고, 관련 인지 과학 분야 연구자들에게 기본적인 개념을 소개하고 이해를 도울 필요가 있다고 생각되어 본 해설 논문을 준비했다. 이에, 본 해설 논문을 통해, 뇌파 신호의 주파수축 분석에 대한 기본적인 개념(예, 위상-고정)과 그 대표적인 분석 방법(예, 웨이블릿 변환)을 이해하고, 뇌파의 주파수 대역별 인지적 속성에 대해서도 전반적으로 살펴보고자 한다. 나아가, 뇌에서 서로 다른 위치에 있는 전극들 간의 뇌파 신호들의 위상의 상호 관계 연구를 통해, 뇌의 기능적 연결성 연구를 이해하고자 한다.

주제어 : 뇌전도, 진동, 웨이블릿 변환, 위상 일관성, 시간-주파수 분석

---

<sup>†</sup> 교신저자: 민병경, 연세대학교 BK21의과학사업단, 연구세부분야: 인지 신경 과학, 뇌파 분석, 지각 인식

E-mail: minbk@mind21.net

뇌전도(electroencephalogram: EEG)는 낮은 공간해상도라는 단점을 가지고 있음에도 불구하고, 현재 1/1000초 정도의 높은 시간 해상도와, 자기 공명 영상법(MRI: magnetic resonance imaging) 기기 등과 비교하여 가격이 상대적으로 저렴하고, 기기의 부피가 작아서 이동성이 있는 등의 연구 장점을 가지고 있다. 따라서, 많은 뇌 기능 영상법 중에서, EEG는 인지과학이나 심리학적인 패러다임을 손쉽게 실험하기에 좋은 조건을 갖추고 있다. 이처럼, 뇌파가 인지신경과학의 실질적이고 주된 연구 방법 중의 하나이고, 최근에 주파수축 분석법을 사용하여, 뇌파 결과들의 인지과학적 해석이 주목을 받고 있는 상황에서, 뇌파 분석에 대한 전반적인 정리와 특히 주파수축 분석법에 대한 소개가 필요하다고 생각이 되어, 본 해설 논문을 준비했다.

### 뇌전위 기록술(Electroencephalography)

뇌의 전기적 신호는 토끼와 원숭이를 사용하여, 이미 1875년에 리처드 카톤(Richard Caton)이 처음 보고 하였다(Caton, 1875; Gregory, 1998). 인간의 뇌에서는 독일의 한스 베르거(Hans Berger)가 1929년에 최초로 보고했다(Berger, 1929). 여기서, 뇌파에 대한 용어를 정리해보면, ‘뇌전도(electroencephalogram: EEG)’는 두피 상에 부착된 전극 간의 전위차를 검출하는 것으로, 해당 전위의 변이는 그 전극에 영향을 미치는 뇌 신경계 활동 변화에 의해서 생성이 된다. 이 뇌전도는 많은 전극을 사용한 ‘뇌전계(electroencephalograph: EEG machine)’라고 불리는 기기를 통하여 기록되는데(그림 1 참조), 이런 기술을 일컬어 ‘뇌전위 기록술(electroencephalography)’이라고 한다. 두피에서 측정되는 전위 변화는 주로 피질 뉴런(특히, 피라미드 세포)의 흥분과 억제 시냅스후 전위(EPSPs와 IPSPs)의 합으로 생성된다. 전기 신호를 발생하는 뉴런은 마치 피질 안에서의 EEG의 발생원을 이루는 전자기 쌍극자(electromagnetic dipole)처럼 보이게 된다.

두피(scalp)에서 이와 같은 신호가 측정이 되기 위해서는, 근원 쌍극자(source dipole)가 어느 특정 방향으로 향해 있어야 한다. 다행히도, 피질의 피라미드 세포들은 대부분이 서로 간에 평행으로 배열하고 있고, 대부분의 피질 기능은 단일 뉴런에만

관련되지는 않고, 동조된 신경 조합과 연관되어 있다. 이처럼 상당히 많은 수의 뉴런들이 단일 방향으로 동시에 활성화되면, 결과적으로 두피에서 EEG 형태로 측정될 수 있는 신호가 된다. 더욱이, 뇌전위는 주로 그 크기가  $100 \mu V$ 를 넘지 못하므로, 이처럼 작은 신호를 더 섬세하게 연구하기 위해서는 증폭할 필요가 있다. 그러므로, 각각의 전극들은 강력한 증폭기에 연결되어 있고, 증폭된 신호는 추후 더 심화된 분석을 위해 컴퓨터에 저장된다.

더욱이, 많은 수의 전극을 사용하여 EEG 활동성을 두피의 여러 지역에서 동시에 측정할 수 있다. 이를 사람마다 상대적으로 비교하기 위해서, 두피의 전극들은 규격화된 위치에 놓인다. 예를 들어, 국제적 10-20 체계(Jasper, 1958)는 전극간의 거리가 두개골의 특정 기준 지점(nasion과 inion)에서 상대적으로 10% 혹은 20% 간격이 되게끔 배치한다. 이 상용적인 규격 체계는 뇌파 실험이 누구에게 진행이 되든지, 어디서 진행이 되든지 관계없이 뇌파의 일관된 측정과 연구를 가능하게 해준다.

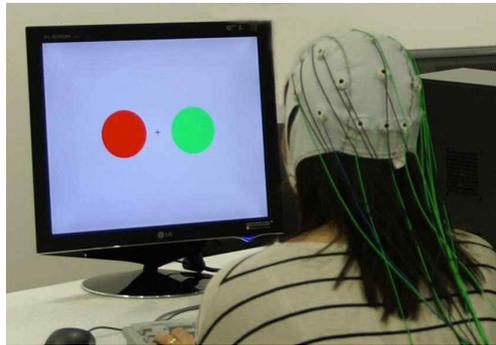


그림 1. EEG 실험 장면

하지만, EEG 측정에도 제한점이 있다. 만약에 근원 쌍극자가 소위 ‘닫힌계(closed field)’ 구조를 가지면, 그 곳에서 나오는 신호는 어느 정도 떨어진 거리에서 측정되기에는 어렵다(Proverbio & Zani, 2002). 왜냐하면, 이 닫힌계 구조 안에서는 각각의 쌍극자가 임의의 방향으로 향해 있어서, 그 에너지 벡터의 합이 서로 대부분 상쇄되기 때문이다. 덧붙여, 두피 EEG 신호는 뇌의 큰 부피에서 일어나는 전기적 활동성의 합을 반영하고 있다는 것에 주의해야 한다. 즉, 앞서 언급한 흥분/억제 시냅

스후 전위(EPSPs/IPSPs) 뿐만 아니라, 뉴런의 활동 전위(action potential)와 피부, 근육, 혈액, 눈 등에서 유발되는 전기적 신호들까지 모두 포함한다. 따라서, 두피의 EEG는 우리가 절대적으로 연구하고자 하는 신경 활동만을 선별해서 보여 줄 수 없다는 점을 상기해야 한다.

이런 면에서, 뇌전위 기록술(electroencephalography)은 약 천분의 일초 단위의 뛰어난 시간 해상도를 가지고 있음에도 불구하고, 당초에 공간 해상도에서 미흡하다. 비록, 이와 같은 낮은 공간 해상도를 보완하기 위해서, 몇몇 종류의 계산적인 근원-국지화(source-localizing) 방법이 개발되었는데(Koles, Lind, & Soong, 1995; Koles & Soong, 1998; Scwabassi, Sonmez, & Sun, 2001; Srinivasan, Winter, & Nunez, 2006), 소위 ‘역-문제(inverse-problem)’로 인해서, 이러한 방법들의 신뢰성도 여전히 논란이 되고 있다. 즉, 어느 경우에도 주어진 ‘표면 전기 분포’는 두개골 내의 무한 가지의 신경 근원 분포로 동일하게 설명될 수 있기 때문이다. 이와 같은 방법으로 관심 있는 신호의 근원을 대충 가늠할 수 있다. 이러한 방법 이외에, 연구자들은 ‘기능적 자기 공명 영상법(functional magnetic resonance imaging: fMRI)’이나 ‘양전자 방출 촬영법(positron emission tomography: PET)’과 같은 상대적으로 공간 해상도가 높은 뇌 기능 영상법을 뇌전위 기록술에 함께 일치되게 맞추는(register) 방법을 선호한다. 이러한 공동 맞춤법에서는 두피에서 측정된 EEG 신호의 크기는 색깔로 환산하여, 3차원의 MRI scan의 표면에 나타낸다(Gevins, Leong, Smith, Le, & Du, 1995).

## 뇌파의 분석법

시간 영역에서의 분석: 사건 관련 전위(event-related potentials)

EEG의 사건-관련 변화의 시간 변이에 관심이 있으면, 각각의 전극 위치에서 측정된 뇌파가 다양한 실험 조건에서 시간에 따라 어떻게 변화하는 지를 검사하는데 초점을 맞추게 된다. 이를 사건 관련 전위(event-related potentials: ERPs) 분석이라 하고, 충분한 양의 시행을 통한 EEG 데이터의 평균을 통해 구하게 된다. 이를 통해 구해진 ‘사건 관련 전위(ERP)’는 심리적으로 내부에서 발생된 인지적 사건이나 외

부에서 유래한 감각적 자극에 동조된, 뇌 전위의 전기 생리학적 측정에 근거하고 있다(Donchin, 1979; Hillyard & Kutas, 1983; Picton & Hillyard, 1988). 일반적으로, ERP는 양전위와 음전위를 넘나들며 출렁이는 연속적인 파형의 특징을 보여준다. 이와 같은 ERP 성분의 이름은 통상적으로 상대적인 극성(positive, P; negative, N)과 대략적인 발현 시간(latency: 천분의 일초 단위)을 연이어 표시한다(예를 들어, P100, N170, P300 등) (Proverbio & Zani, 2002). 또한, ERP 성분의 발현 시간 대신에, ERP 성분이 상대적으로 등장하는 순서로 명명하기도 한다(예를 들어, P1, N1, P3 등).

특정한 ERP 성분의 속성(크기나 발현 시간 등)은 그에 해당하는 실험 조건의 함수로 정량화하여 분석한다. 일반적으로, 초기 ERP 성분은 상향식(bottom-up: 물리적 혹은 감각적) 요소들에 의해 주로 영향을 받으며, 시간적으로 늦게 등장하는 ERP 성분은 상대적으로 고차원적인 인지 과정을 반영한다. 예를 들어, 시각 P1(00) 성분의 경우에는 자극의 물리적 속성에 민감한 반면에(Skrandies, 1984; Zani & Proverbio, 1995), P3(00) 성분의 경우에는 자극-평가나 맥락-갱신 등의 하향식 처리(top-down process)와 관련된다고 알려지고 있다(Donchin & Coles, 1988; Kutas, McCarthy, & Donchin, 1977; Ravden & Polich, 1998). 하지만, 고차원적인 정신 처리 과정이 반드시 상대적으로 늦게 등장하는 인지적 ERP 성분에만 국한되지는 않는다. 예를 들어, P1과 같이 이른 시기에 등장하는 ERP 성분도 자극의 의미에 영향을 받는다(Skrandies, 1998). 이러한 관찰 결과는 시각적으로 유발된 뇌 활동성이 정보 처리의 이른 시기에 자극의 의미에 의해 어떻게 영향을 받는지를 보여준다. 따라서, P1은 아마도 외부 자극의 속성뿐만 아니라, 내적 심리 상태에 의해서도 조정되는 것으로 해석할 수 있다.

비록, 사건-관련 전위(ERP)는 다양한 정보 처리 상태에서의 시간적으로 매우 정밀한 정보를 제공하지만, ERP 분석은 결정적인 가정을 함축하고 있다. 그 중 하나는 진행 중인 뇌파의 순간순간의 의미성을 무시한다는 것이다. 다시 말하면, 관심이 되는 신호를 제외한 배경 신호들을 단지 잡음으로 간주한다는 것이다. 즉, ERP 연구는 배경 신호들의 의미를 인정하지 않기 때문에, 그 신호들을 무의미한 잡음으로 간주하고, 평균 연산을 통해 상쇄되어 소멸되어야 한다는 개념을 전제에 두고 있다. 이에, 시행-기반 변이(trial-based variance)들은 ERP 분석에서 무시된다. 이는 정신 활동의 매 순간순간의 의미성에 대해서는 분석할 수 없음을 뜻한다. 시시각

각 변화하는 뇌파의 활동성은 자극 등장 이후에 실제 뇌에서 진정으로 어떠한 일이 일어났는지를 이해하는 데에 더 깊은 정보를 줄 수 있다는 측면에서 평균을 통한 분석법은 한계성을 보여준다.

주파수 영역에서의 분석: 사건 관련 진동(event-related oscillations)

위에서 살펴본 뇌파의 전통적 시간축 분석법의 한계를 극복하는 대안 중에 주파수축 분석법이 있다. 즉, 주파수축 분석법은 낱말의 EEG 데이터만 가지고도, 그 속에 들어있는 다양한 주파수 대역의 시간에 따른 성분을 얻어 분석할 수 있다(그림 7 참조). 더욱이, 뇌파의 주파수축 분석법은 뇌파 신호의 인지적 상관성에 종종 의미 있는 통찰을 낳는다(Basar, Basar-Eroglu, Karakas, & Schürmann, 2001; Freeman, 2000). 비록 EEG의 주파수 영역은 경계가 모호하지만, 표 1에 보이는 것과 같은 분류는 통상적으로 쓰인다(Niedermeyer, 1999). 한스 베르거(Hans Berger)가 약 10Hz 영역에서의 우세한 진동파를 사람의 뇌에서 처음으로 발견하고, 알파 리듬(alpha rhythm)이라고 명명했고(Berger, 1929), 또한 그는 약 13-30 Hz 영역의 베타(beta)파라고 불리는 두 번째 종류의 진동파도 보고했다. 재스퍼와 앤드류스는 약 35-45 Hz 영역의 높은 주파수 대역을 감마파(gamma wave)라고 명명하였다(Jasper & Andrews, 1938). 물론, 지금은 약 30Hz 이상의 고주파를 통상적으로 감마파 영역으로 간주한다. 덧붙여, 4 Hz 미만의 느린 진동을 델타(delta)파라고 하고, 약 4-8 Hz 대역의 뇌파를 세타(theta)파라고 한다.

표 1. 뇌파의 주파수 대역별 구분표

주파수 대역	진동파 이름
4 Hz 이하	Delta ( $\delta$ )
4-8 Hz	Theta ( $\Theta$ )
8-13 Hz	Alpha ( $\alpha$ )
13-30 Hz	Beta ( $\beta$ )
30 Hz 이상	Gamma ( $\gamma$ )

알파파는 주로 사람이 깨어있으면서 정신 활동이 쉬고 있을 때에 가장 우세하게 검출되는 뇌파이고, 최근에는 정보 처리에서의 능동적인 억제(active inhibition)와 관련이 있다는 연구도 있다(Klimesch, Sauseng, & Hanslmayr, 2007; Min & Herrmann, 2007). 그리고, 델타(delta)파는 일반적으로 깊은 수면과 관련되어 보고되어 있고(Steriade, McCormick, & Sejnowski, 1993), 피질(cortex)이나 시상(thalamus)에서 발생하는 것으로 알려져 있다(Steriade, 1999). 그 예로, ‘피질-시상간 연결(corticothalamic connection)’은 피질 자극 전에 서로 동조가 안 된 ‘델타-진동 시상 뉴런(delta-oscillating thalamic neuron)’들의 동조화를 가능하게 한다고 보고되고 있다(Steriade, Dossi, & Nunez, 1991). 또한, 델타파와 세타파는 그 주기의 속성상, P3나 N4 등과 같은 느린 ERP 성분을 설명해 준다(Basar-Eroglu, Basar, Demiralp, & Schürmann, 1992). 사건 관련 세타파는 작업 기억 기능과 관련되어 해석 되어 왔고(Jensen & Tesche, 2002; Klimesch, 1999), 기억 수행과 관련된 세타파는 감마파와 상호 작용을 한다고 보고되고 있다(Demiralp, et al., 2007; Fell, et al., 2003). 특히, 감마 진동은 고차원적인 뇌 기능과 관련 지어 연구되어 왔다(Engel, Fries, & Singer, 2001). 감마파의 기능적 관련성은 ‘주의’(Debener, Herrmann, Kranczioch, Gembris, & Engel, 2003; Herrmann, Mecklinger, & Pfeifer, 1999; Tiitinen, et al., 1993), ‘결합 현상’(Müller, Junghöfer, Elbert, & Rochstroh, 1997; Tallon-Baudry, Bertrand, Delpuech, & Pernier, 1996; Tallon, Bertrand, Bouchet, & Pernier, 1995), ‘기억’(Herrmann, Lenz, Junge, Busch, & Maess, 2004; Herrmann, Munk, & Engel, 2004) 그리고 ‘의미 있는 사물의 인식’(Keil, Müller, Ray, Gruber, & Elbert, 1999; Tallon-Baudry, Bertrand, Delpuech, & Pernier, 1997) 등의 주제와 연관 지어 연구되어 왔다. 덧붙여, 베타파는 움직임과 관련되어 연구되어 왔다. 즉, 베타파는 움직임 중에 억제되고 (Neuper & Pfurtscheller, 2001), 심지어는 움직임을 상상할 때도 검출된다(Salmelin & Hari, 1994). 또한, 베타 진동은 ‘기억 시연(memory rehearsal)’과 같은 인지 처리와 관련해서도 보고되고 있다(Tallon-Baudry, Bertrand, & Fischer, 2001).

진동파는 그 크기(amplitude)와 위상(phase), 진폭(wavelength), 주파수(frequency) 등으로 특징지어진다. 위상은 주기적인 파형의 원형 안에서의 벡터-회전(vector-revolution) 상의 각도 위치에 해당한다. 신호의 위상은 0에서부터  $2\pi$ 까지의 값을 갖게 된다. 진폭은 파형의 반복되는 단위 간의 거리를 의미하고, 주파수와는 역의 관계를 가진

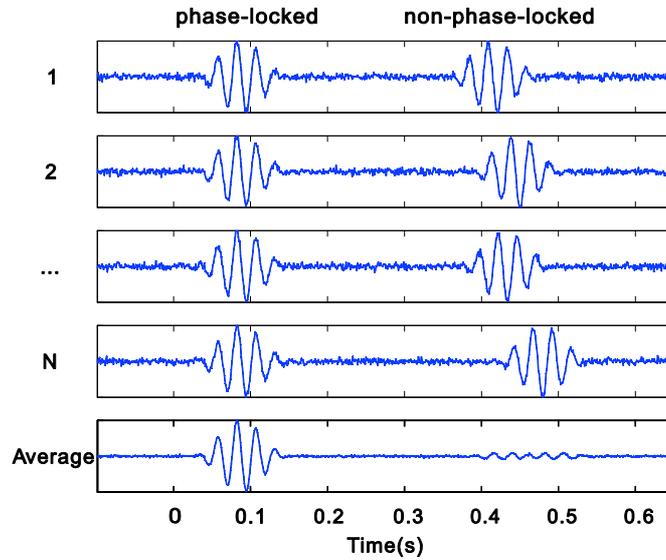


그림 2. 동일한 시각에 동일한 위상을 가진 1에서부터 N개까지의 진동파들의 평균을 내면 그 결과는 위상이 고정된(phase-locked) 유발 활동성이 된다. 반면에, 진동파들의 발생 시점이나 위상들이 자극 시점에 비해서 오락가락하는 경우에는 위상이 고정이 안 된(non-phase-locked) 유도 리듬이 발생하고, 이는 단순한 평균 연산에서는 거의 상쇄되어 검출되지 않는다.

다. 주파수는 주기적으로 변화하는 파형이 1초에 몇 번 반복되는 지를 나타내주는 값이다. 갈람보스(Galambos)는 자극에 위상-고정(phase-locking)이 되어 있는 정도에 따라서, 진동파를 다음과 같이 구분하였다(Galambos, 1992): 자발(spontaneous) 리듬, 유도(induced) 리듬, 유발(evoked) 리듬<sup>1)</sup>. 이러한 틀에서 살펴보면, 자발 리듬은 자극의 발생과 완전히 무관한 진동파이다. 한편, 유도 리듬은 그림 2에서 보여주는 것처럼, 실험 조건과 관계되어 발생이 되지만 사건 발생 시점에 정확하게 위상이 고정되어서 발생되지 않는(non-phase-locked) 진동파이다. 반면에, 유발 리듬은 모든 시행에서 자극의 발생 시점에 엄밀하게 위상이 고정되어서 발생된다(phase-locked). 위상이 고정된 유발 활동성은 보통 시각이나 청각, 체감각 자극 등의 감각 사건으

1) 누락된 자극에 대한 발산 리듬(emitted rhythm)도 그의 진동파 구분법에서 소개되고 있지만, 이곳에서는 맥락과 관련이 적어서 언급하지 않는다.

로부터 일어나는 반면에, 위상이 고정되지 않은 유도 활동성은 대부분이 인지적 과정을 수행하는 중에 발견이 되므로, 이는 완전한 인지를 위해 시간적으로 인지 요소를 결합하는 다양한 신경 세포의 집합으로부터 발생한다고 생각해 볼 수 있다.

시간에 따른 뇌파 신호의 분석법에 비해, 주파수에 따른 분석법이 계산적으로 어려워 보일 수 있으므로, 이곳에서 좀 더 자세히 살펴보기로 한다. 이론적으로, 모든 신호는 다양한 주파수의 ‘싸인 파동(sinusoidal wave)’의 복합체로 이루어졌다고 생각할 수 있다. 이처럼, 뇌파도 신호의 일종이라서, 개개의 싸인파로 쪼개어 볼 수 있는데, 가장 흔한 방법으로는 여과법(filtering), 푸리에 변환법(Fourier transformation), 웨이블릿 분석법(wavelet analysis) 등이 있다.

여과법은 원하지 않는 신호 요소(예를 들어, 잡음 신호)를 제거하여, 원하는 신호 성분만을 뽑아내는 방법이다. 예를 들어, 대역통과-여과법(bandpass filtering)은 상한 주파수와 하한 주파수 사이의 제한된 주파수 영역에서만 신호가 유의미하게 살아남도록 허락한다. 디지털 여과법은 아날로그 신호의 디지털 형식에 수학적 방법을 적용하여 구하므로, 입력 신호는 반드시 제한된 주파수 내역 안에서만 그 분석적 의미를 갖게 된다. 즉, 우리가 분석하고자 하는 최고 주파수의 최소한 두 배 이상에 대응되는 신호 표본의 개수만큼을 디지털 데이터로 추출하여 분석하여야만, 여과법이 범할 수 있는 오류인 위신호(偽信號) 생성(aliasing)을 피할 수 있다. 한편, 아날로그 여과법은 기기 회로망의 전기적 요소의 속성에 좌우된다(Edgar, Stewart, & Miller, 2005).

한편, 푸리에(Fourier) 분석은 디지털화된 뇌파 신호를 다양한 종류의 주파수와 크기, 위상을 가진 싸인파(sine wave)들의 한 열(series)로 변환한다. 그렇지만, 푸리에 변환은 분석하고자 하는 신호의 전 시간 영역 동안에 존재하는 주파수 성분을 추출한 것이라서, 결과적으로 얻어진 주파수 성분이 시간적으로 엄밀하게 어느 시점에서 발생한 신호의 요소인지를 알아 낼 수가 없다. 반면에, 우리의 정신 작용은 상당히 짧은 시점에서 발생하고 소멸하기 때문에, 푸리에 분석의 이와 같은 약점은 인지적 실험의 분석에 있어서 결정적으로 취약하다. 다시 말하면, 푸리에 변환은 유추된 주파수 성분이 분석하고자 하는 신호의 단위 시간 전 영역에 존재한다는 것을 가정하기 때문에, 푸리에 분석은 우리에게 특정한 주파수 성분이 발생한

시점에 대한 구체적인 정보를 줄 수 없다. 설상가상으로, 이와 같은 정상성(stationarity) 가정은 EEG 신호와 같은 생체 신호에서 일반적으로 위배되고 있다.

이 문제를 극복하기 위해서, 다양한 방법이 고안되었다. 그 예로서, ‘단시간 푸리에 변환(Short Time Fourier Transform: STFT)’의 방법이 있다. 이 STFT 방법은 신호를 상당히 작은 연속적인 시간폭(예, 0.5-2초 정도)으로 나누고, 그 시간폭 안에서 푸리에 분석을 하는 방법이다. 그렇지만, 이 방법도 여전히 문제를 안고 있다. 왜냐하면, 시간 해상도와 주파수 해상도 간의 ‘불확정성 원리(uncertainty principle)<sup>2)</sup>’에 의한 상호 역의 관계가 존재하여, 이에 따른 적절한 맞교환을 통하여 두 영역 간의 최적의 해상도를 유지해야 한다.

이처럼, STFT에서는 분석하고자 하는 주파수와 상관없이 고정된 시간폭을 사용

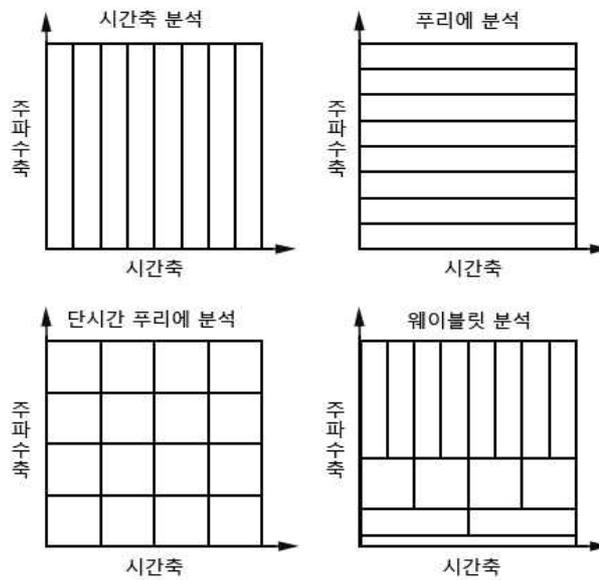


그림 3. 각 분석법에 따른 시간축과 주파수축에서의 해상도 차이

2) 물리학에서 하이젠베르크의 불확정성의 원리(Heisenberg uncertainty principle)에서 나온 것으로, 어떠한 자연계 신호의 절대적으로 정밀한 시각 정보와 절대적으로 정밀한 주파수 정보를 동시에 알 수 없다는 것이다. 다시 말하면, 정보의 정확한 시점 대신에, 범위는 말할 수 있다. 즉, 그 신호의 특정 주파수 대역에서 특정 시간 대역의 정보는 알 수 있다.

한 것이 주요한 약점이었는데, 이에 비하여, 웨이블릿 분석에서는 분석하고자 하는 주파수에 맞도록 시간폭을 보정하여 사용한다. 다시 말하면, 비율 요소를 조정함으로써, 해당하는 웨이블릿 변환을, 저주파를 위한 듬성듬성한 상태에서부터, 고주파를 위한 촘촘한 상태의 신호 구조로 변환할 수 있다(그림 3 참조). 물론, 해상도 문제가 웨이블릿 분석에서도 여전히 존재하지만, 기계적인 시간폭을 사용한 STFT보다는 주파수에 따른 시간 요소를 고려한 웨이블릿 분석은 좀 더 세련된 방법이다. 더욱이, 복소수 웨이블릿 함수는 그 크기뿐만 아니라, 분석하고자 하는 주파수 대역의 진동 신호의 위상(phase)의 정보도 계산하여 제공해 주는데, 이는 단순히 여파법으로는 얻을 수 없는 점이다.

그림 4에서 보이는 것처럼, 모-웨이블릿(mother wavelet)은 시간축과 주파수축에서 국지화(localization)하여 그래프로 표시할 수 있다. 이러한 국지화 속성으로 인해서, 웨이블릿 변환은 앞서 살펴본 푸리에 분석법과 달리, 정상파가 아닌(non-stationary) 뇌파와 같은 생체 신호의 시간적 정보를 우리에게 제공해 줄 수 있다.

웨이블릿은 우선 분석의 목적에 따라 적당한 모양이 선정되고, 분석하고자 하는 뇌파의 시간적 길이와 분석하고자 하는 해상도에 따라 그 폭이 정해진다. 그리고 나서, 분석하고자 하는 신호를 웨이블릿과 연속적인 시각마다 훑으면서 곱하는 연산

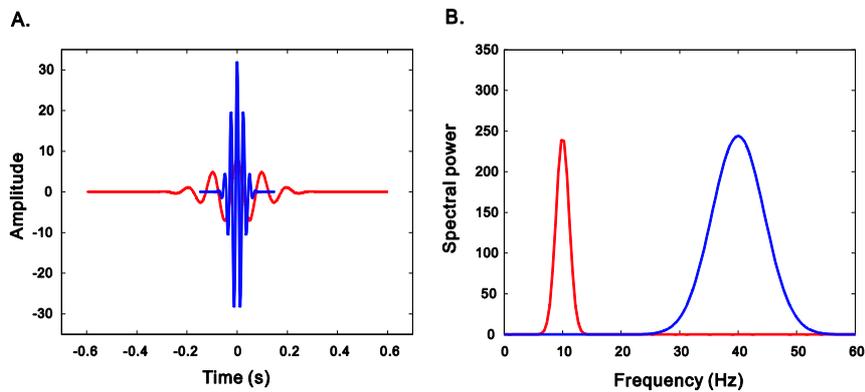


그림 4. 두 가지 중심 주파수(빨강: 10 Hz, 파랑: 40 Hz)의 모렛 웨이블릿의 시간축(A)과 그에 상응하는 주파수축(B)에서의 모습. 10 Hz의 저주파 웨이블릿은 주파수 영역에서는 높은 해상도(상대적으로 작은 대역폭)를 보여주지만, 시간 영역에서는 낮은 해상도를 보여 준다. 반면에, 40 Hz의 고주파 웨이블릿은 낮은 주파수 해상도와 높은 시간 해상도를 보여준다(Herrmann, et al., 2005).

(convolution)을 하게 된다. 이를 통해, 웨이블릿과 동일한 주파수 요소를 포함하고 있는 신호의 부분들이 검출되어 계산된다. 웨이블릿 변환 계산을 공식으로 표현하면 아래의 식과 같은데, 원래 신호의 시계열 함수  $\chi(t)$ 를, 비율이 조정되고 이동된 모-웨이블릿(mother wavelet) 함수  $\Psi(t)$ 와 연속적인 시각마다 서로의 값들을 훑으면서 곱하는 연산을 한다. 이러한 연산을 통해서 웨이블릿 계수라는 새 신호를 얻게 된다.

$$W_{\chi}^{\Psi}(a, b) = A_{\Psi} \cdot \int \Psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) \cdot \chi(t) dt$$

여기서,  $A_{\Psi}$ 는 특정 웨이블릿의 표준화(normalization) 모수<sup>3)</sup>이고,  $\Psi^*$ 는 웨이블릿의 공액 복소 함수를 나타낸다. 또한,  $a$ 는 웨이블릿의 척도 요소이고,  $b$ 는 이동 변수이다(Herrmann, Grigutsch, & Busch, 2005).

그러므로, 웨이블릿 계수는 웨이블릿 모함수의 선택에 의해 결정된다. 싸인과 모양으로 변화하는 EEG 신호를 검출하기 위해서, 싸인과 모양(sinusoidal)의 웨이블릿의 사용이 이상적이다. 왜냐하면, 앞서 언급했듯이, 웨이블릿 변환은 적용하는 웨이블릿 요소가 신호에 포함되어 있는지를 검출하는 원리와 비슷하기 때문이다. 예를 들어, 싸인과 모양의 웨이블릿 모함수의 일종인 ‘모렛 웨이블릿(Morlet’s wavelet)’의 경우에, 공식은 다음과 같이 주어진다.

$$\Psi(t) = e^{j\omega_0 t} \cdot e^{-t^2/2}$$

여기서,  $\tau$ 는 허수 단위( $\sqrt{-1}$ )를 의미하고,  $\omega_0$ 는 이동되지 않고 압축되지 않은 모-웨이블릿(mother wavelet) 주파수의  $2\pi$ 배를 나타낸다. 모렛 웨이블릿은 복소수 함수이고 실수부와 허수부는 그림 4와 5에서 보여주는 것처럼 시간축에서 가우스 함수 모양의 덮개 함수 안에서 조화 진동(harmonic oscillation) 모양을 이룬다.

---

3) 모든 척도(scale)에서 단위 에너지를 갖기 위해서는, 웨이블릿 함수가 표준화가 되어야 한다. 모렛 웨이블릿일 경우는 표준화 모수가  $\sigma^{-1/2} \pi^{-1/4}$ 이고, 가보 웨이블릿일 경우는  $\sigma^{-1} (2/\pi)^{1/2}$ 이다.

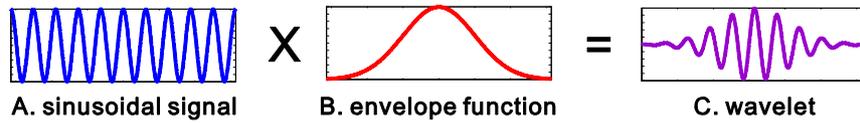


그림 5. 모렛 웨이블릿(Morlet's wavelet)의 생성 과정 (Herrmann, et al., 2005). (A) 싸인파 모양의 신호와 (B) 덮개 함수(envelope function)의 곱이 (C) 모렛 웨이블릿을 생성한다.

이처럼 모렛 웨이블릿은 변조 주파수를 중심으로 한, 가우스 분포의 모양을 가지고 있으므로, 주파수 영역에서는 모렛 웨이블릿의 모양은 중심 주파수와 편차로 표현될 수 있다. 따라서, 웨이블릿이 이동되지 않고 비율이 조정되었다면, 주파수( $f$ )의 함수로 다음과 같이 표시될 수 있다.

$$\Psi(t, f) = e^{j2\pi ft} \cdot e^{-t^2/2\sigma_t^2}$$

여기서,  $\sigma_t$  는 가우스 함수의 시간축 표준편차를 나타내고, 주파수 축의 표준편차( $\sigma_f$ )는 아래의 공식에서 보여주는 것처럼 시간축의 표준편차와 역의 관계를 가지고 있다.

$$\sigma_f = (2\pi\sigma_t)^{-1}$$

여기서  $\sigma_t$ 는 주파수와 비례 관계를 하고 있는데(따라서,  $\sigma_t$ 는 주파수와 역의 관계를 한다), 이로부터 웨이블릿의 비율 속성을 얻을 수 있다. 이것은 모렛 웨이블릿 변환이 각각의 척도(scale)에서 다른 시간 해상도와 주파수 해상도를 가지게 됨을 의미한다. 유의미한 웨이블릿 회전수는  $m=6\sigma_t f$ 의 식으로 계산 되고,  $\sigma_t$  는 주파수에 역의 관계를 가지고 있으므로, 모든 주파수는 동일한 수의 유의미한 웨이블릿 회전수를 갖게 된다. 그림 4에서 보이는 것처럼, 동일한 회전수의 웨이블릿들은 고주파에서는 짧은 시간 동안 점유해야 하고, 저주파에서는 긴 시간 간격 동안 존재해야 하기 때문에, 모렛 웨이블릿 (Morlet wavelet)의 길이는 시간축(그림 4A 참조)에서 주파수의 함수로 변한다. 따라서, 웨이블릿의 시간 해상도는 고주파에서 좋고, 주파수 해상도는 저주파에서 좋다.

앞서 잠깐 살펴보았던, 자극 발생 시점에 위상이 고정(phase-locked)된 ‘유발 활동성(evoked activity)’을 웨이블릿 분석법에서 얻기 위해서는, 다음의 식과 같이 웨이블릿 변환을 모든 시행의 평균값에 적용한다.

$$\text{Evoked activity} = \left| A_{\psi} \cdot \int \Psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) \cdot \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{eeg}_i(t) dt \right|$$

한편, 자극 발생 시점에 위상이 고정되지 않은 ‘유도 활동성(induced activity)’과 위의 ‘유발 활동성(evoked activity)’을 아우르는 ‘총 활동성(total activity)’은 다음과 같이 계산될 수 있다.

$$\text{Total activity} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left| A_{\psi} \cdot \int \Psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) \cdot \text{eeg}_i(t) dt \right|$$

즉, 평균 연산 시에 위상이 고정되지 않은 파(wave)들이 상쇄되어 소멸되는 것을 방지하기 위해서, 각각의 시행에 우선 웨이블릿 변환을 하고, 이어서 그 절대값의 평균을 내게 된다. 그러므로, 총 활동성(total activity)은 자극 발생 시점에 위상 고정되어 있는, 혹은 되어 있지 않던 관계없이, 자극 후의 모든 활동성을 담게 된다.

그림 6과 같은 분석된 신호의 시간-주파수 도표(time-frequency representation)를 얻기 위해서, 웨이블릿 변환을 여러 주파수에 적용한다. 즉, 분석하고자 하는 주파수를 이어서 바꾸어 가며, 웨이블릿 변환을 반복적으로 한다. 결과적으로, 그림 6과 같이, x축은 시간을 나타내고, y축은 주파수 영역을 나타내는 그래프를 얻게 된다. 시간-주파수 도표는 웨이블릿 변환 크기에 따라서, 색으로 환산되어 표시된다.

그러면, 실제 얻어진 낱개의 뇌파 데이터에 분석이 적용된 사례를 살펴보자. 그림 7은 실제 얻어진 EEG 데이터에서 제시된 자극의 시점을 기준으로 일정 구간을 추출하여(그림 7A), 그 데이터에 웨이블릿 분석을 적용한 결과(그림 7B)를 함께 보여 주고 있다. 즉, 실험을 통해 얻어진 EEG 데이터에 프로그래밍이 된 웨이블릿 분석법을 적용하여, 원하는 시간과 주파수 대역의 웨이블릿 계수들을 시간-주파수 도표의 형태로 얻게 된다. 여기서는 매트랩(MATLAB; The MathWorks Inc., USA)이

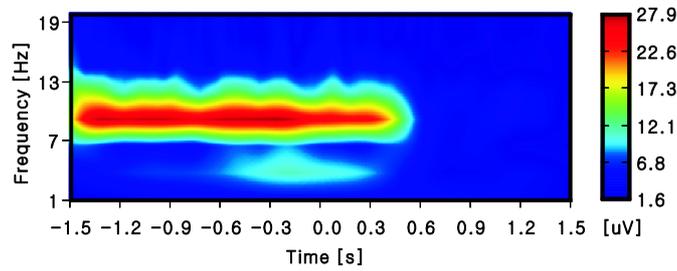


그림 6. 시간-주파수 도표의 예. 매트랩 프로그램(MATLAB; The MathWorks Inc., USA; version 7.5.0)을 사용하여, EEG 데이터에 웨이블릿 분석을 적용하여 얻은 결과이다. 여기서는 자극을 제시하지 않고, 시각 0을 기준으로 그 전에는 피험자가 눈을 감고 있는 상태이고, 그 후에는 눈을 뜨고 있는 상태에서 얻어진 뇌파를 웨이블릿 변환을 통해 분석한 것이다. 시각 0에서 눈을 뜬 것으로 인해서, 10Hz 근방의 알파파가 뚜렷이 감소됨을 볼 수 있다.

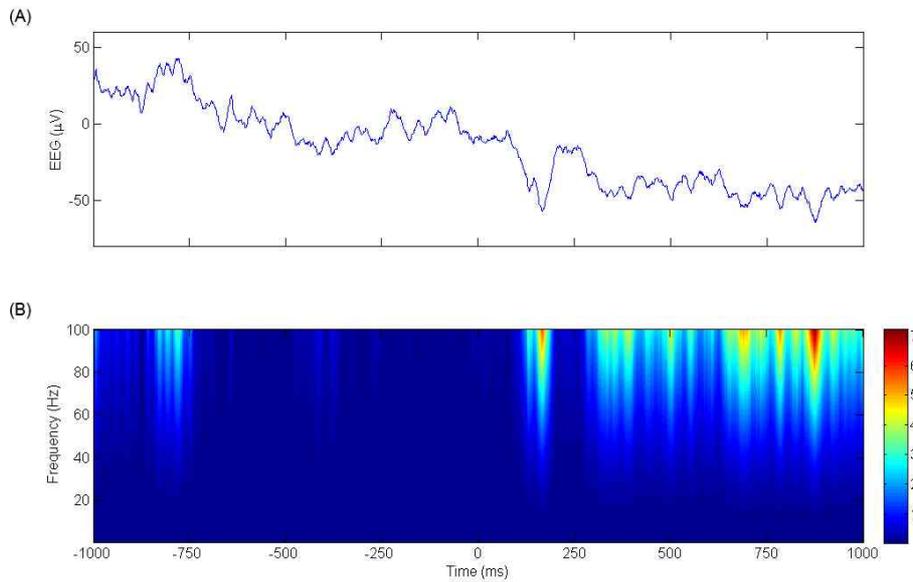


그림 7. 한 명의 피험자의 Fz 전극에서의 (A) 단일 뇌파 데이터(single trial)와 (B) 그 웨이블릿 분석 결과. x축은 시간축으로, 자극이 제시된 시점을 기준으로 -1000ms 부터 1000ms까지 살펴본 것이다. 그림 (A)의 y축은 EEG 활동성의 크기로서 단위는  $\mu V$ 이고, 그림 (B)는 1Hz 부터 100Hz까지 살펴본 시간-주파수 도표이다. 그림 (B)의 오른쪽에 위치한 색깔 막대는 뇌파에 웨이블릿 분석을 적용한 결과로 얻어진 파워(power)의 크기를 나타내며, 단위는  $\mu V^2$ 이다.

라는 프로그램을 사용하여, 웨이블릿 변환 프로그램을 만들어 계산하였다. 그림 7A와 7B의 시간축을 비교해가며 살펴보면, 원래의 EEG 데이터에 어떤 주파수 성분이 어느 시간대에서 분포하고 있는지를 알 수 있다. 더욱이, 앞서 언급한 것처럼 충분한 양의 뇌파 데이터를 평균 내어 구한 ERP 분석과는 달리, 주파수축 분석은 이처럼 날개의 뇌파 구간에서도 그 사건 관련 주파수 성분을 살펴볼 수 있다는 것을 보여 주고 있다. 물론, 신호대 잡음 비율(signal-to-noise ratio)의 문제가 남아 있기는 하지만, 여러 주파수 대역별로 실험 조건에 의해서 발생하는 뇌파의 주파수 성분을 비교해 가며 변화를 볼 수 있는 장점이 있다.

한편, 여러 번의 시행에서 얻어진 뇌파 신호간의 관련성에 대해서 연구해 볼 수도 있다. 예를 들어, 두 뇌파 신호의 위상이 서로 간에 관련성이 없다가, 자극 제시 후에 연관성을 보이면 이 현상을 뇌기능적으로 유의미하게 해석할 수 있다<sup>4)</sup>. 또한, 뇌의 한 부분이 인지 기능적으로 어떠한 역할을 하고 있는가에 대한 관심과 함께, 넓게 퍼져 있는 다른 지역과의 정보 교류도 뇌기능 연구에서 중요하다. 이런 의미에서, 반복되는 시행에서 얻어진 뇌파 신호들의 위상 간의 상호 관계나, 뇌의 다른 지역에서 나오는 신호 간의 상호 연관성 연구가 주목을 받고 있다(Lachaux, et al., 2002). 예를 들어, 두 가지의 신호(x와 y) 간의 상호 일관성(coherence)은 다음의 공식으로 계산할 수 있다.

$$\text{coh}_w(t, f) = \frac{|W_{xy}(t, f)|}{\sqrt{W_{xx}(t, f) \cdot W_{yy}(t, f)}}$$

여기서  $W_{xy}(t, f)$ 는 상호-웨이블릿 스펙트럼(cross-wavelet spectrum)이고,  $W_{xx}(t, f)$ 와  $W_{yy}(t, f)$ 는 각각의 자기-스펙트럼(auto-spectrum)이다. 우리가 위에서 살펴본 웨이블릿 기반의 방법으로  $W_{xy}(t, f)$ 는 다음의 공식으로 구할 수 있다(Lachaux, et al., 2002).

---

4) 위상(phase)의 상호 관계를 연구할 때에 자주 혼동되는 개념 중에, “상관성(correlation)”과 “일관성(coherence)”이 있다. 상관성은 분석하고자 하는 신호들의 위상이 일치하지 않더라도, 주어진 자극 후에 신호들의 위상이 상호 관련성을 띠고 함께 변화하는 현상을 의미하며, 일관성은 신호의 위상들이 자극이 주어진 시점을 기준으로 상관성은 물론, 나아가 동일하게 공조하는 현상을 의미한다.

$$W_{xy}(t,f) = \frac{1}{\delta} \int_{t-\delta/2}^{t+\delta/2} W_x(\tau,f) \cdot W_y^*(\tau,f) d\tau$$

여기서,  $\delta$ 는 사용된 웨이블릿의 고정 회전수를 각각의 주파수로 나누어 준 값이고,  $W^*$ 는 웨이블릿 계수의 공액 복소 함수이다. 즉, 특정 시점  $t$ 를 중심으로  $\delta$  정도의 변이로 시간축 유연화-대역(smoothing window)을 설정하여, 각각의 뇌파 신호들의 웨이블릿 계수의 공액 복소수를 서로 곱한 값을 적분한 것이다.

하지만, 이와 같이 구한 상호 일관성은 두 진동 파형의 크기와 위상에 의한 공변산 효과를 구별할 수 없다. 이에 위상 동기화(phase synchronization) 방법의 사용이 일반적이다(Rosenblum, Pikovsky, & Kurths, 1996). 즉, 일반적으로 일관성(coherence)은 두 신호간의 선형 공분산(linear co-variance)으로 계산이 되는데, 이는 신호의 크기에 도 영향을 받으므로, 순수하게 위상만 분석하고 싶을 때에는 적합하지가 않고, 오히려 위상의 동기화가 사용되는 것이 타당하다(Lachaux, Rodriguez, Martinerie, & Varela, 1999). 이는 진동파의 크기에 영향을 받지 않고, 위상 차이만 고려한 방법이다. 흥미롭게도, 뇌파에서 특정 주파수 대역의 위상 동기화가 신경계 정보 처리에 있어서 중요한 역할을 할 것이라고 추측되어 왔다(Varela, Lachaux, Rodriguez, & Martinerie, 2001).

위상의 동기화는 분석하고자 하는 관련 신호의 위상들이 서로 위상의 일치를 이루는 현상으로, 위상 고정값(phase-locking value: PLV)을 통하여 수치화해서 분석할 수 있다. 위상 고정값은 특정 주파수 신호간의 위상의 일치 정도를 0에서 1까지 값으로 환산한 수치로서(0은 동기화가 없는 것이고, 1은 완전한 동기화를 나타냄) 아래와 같은 공식으로 구할 수 있다(Lachaux, et al., 1999). 즉,  $n$ 번째 신호의 특정 시간  $t$ 에서의 위상 차이를  $\theta$ 라고 하면, PLV는 다음과 같다.

$$PLV_t = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N \exp(j\theta(t, n)) \right|$$

예를 들어, 가보(Gabor) 웨이블릿 분석을 통해 위상 동기화를 연구할 경우, 우선 관심 있는 주파수 대역을 중심으로 여과법(filtering)을 실행하고, 다음의 공식을 통

해서 가보 웨이블릿 변환을 하고, 마지막으로 웨이블릿 변환을 통해 얻은 위상을 앞서 살펴본 PLV로 분석하면 된다.)<sup>5)</sup>

$$G(t, f) = \exp\left(\frac{-t^2}{2\sigma_t^2}\right) \exp\{j2\pi ft\}$$

여기서,  $f$ 는 연구 관심 주파수이고,  $\sigma_t$ 는 가보 웨이블릿 덮개 함수의 시간축의 표준편차인데, 일반적으로  $\sigma_t = 7/f$ 를 사용한다(Grossman, Kronland-Martinet, & Morlet, 1989).

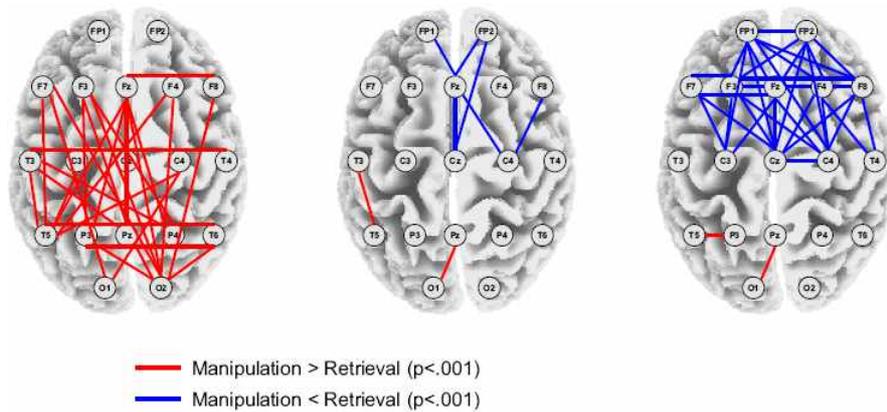


그림 8. EEG 전극 간에 위상의 상관 관계를 분석한 그림. 주어진 자극의 속성을 작업 기억 상에서 단순히 인출(retrieval) 하는 실험 조건보다, 그들의 속성을 작업 기억 상에서 능동적으로 조작(manipulation)하는 실험 조건에서 위상 간의 연관성이 통계적으로 유의하게 크게 있는 경우 적색 실선으로, 작게 있는 경우 청색 실선으로 표시되었다(Sauseng, Klimesch, Schabus, & Doppelmayr, 2005). 왼쪽 뇌지형도는 세타파(3.9-6.8 Hz), 가운데 뇌지형도는 낮은 알파파 대역 (6.8-9.8 Hz), 오른쪽 뇌지형도는 높은 알파파 대역(9.8-12.7 Hz)에서 분석한 그림이다.

5) 시간-주파수 영역간의 불확정성의 원리에 의해서, 일단 연구 대상이 되는 주파수 영역을 중심으로 여과법(filtering)을 먼저 적용하고, 웨이블릿 변환을 하는 것이 권장되고 있다(Lachaux, et al., 1999). 이는 특히 시간 해상도에 비해 주파수 해상도가 상대적으로 낮은 감마파와 같은 고주파 연구에서 중요하다.

덧붙여, PLV 값의 통계적 유의성 검정은 몬테 카를로(Monte Carlo) 접근법이 사용되고 있다. 즉, 얻어진 데이터들을 잘 섞는 방법(shuffling)을 통해 대리값(surrogate value)을 구하고, 이들이 원형 통계상으로 균일한 분포의 가정을 유의한 수준(예,  $p=0.05$ )에서 위반하면, 이를 의미 있는 위상 동기화라고 통계적으로 변별하는 방법이다(Lachaux, et al., 1999).

그러면, 실제의 뇌파 연구에서 멀리 떨어져 있는 전극에서 발생하는 신호간의 위상 상관 관계 분석을 사용한 선행 연구를 살펴보기로 하자. 예를 들어, 작업 기억(working memory)에서 중추 실행 기능(central executive function)은 단순히 전두엽 부분에서 관여하는 것이 아니라, 전두엽과 두정엽 사이의 신경망에도 의존한다고 보고되고 있다(Babiloni, et al., 2004; Baddeley, 1998; Collette, et al., 1999; Kondo, et al., 2004; Li, et al., 2004; Osaka, et al., 2004). 따라서, 작업 기억과 관련된 실험 과제를 수행할 때에, 피험자의 전두엽과 두정엽 뇌파 신호 간에 위상 상관도를 분석하면, 위 가설에 대한 신경생리학적인 증거를 제시할 수 있다. 그림 8에서 보여 주듯이, 작업 기억과 관련된 실험 과제를 수행한 피험자의 뇌파 자료를 분석한 결과, 전두엽 부근의 전극(F<sub>z</sub>)과 두정엽 부근의 전극(P<sub>z</sub>) 사이에 뇌파 신호의 위상이 유의미한 상호 관련성을 보였다.<sup>6)</sup> 본 연구에서는 작업 기억(working memory)을 사용하여 주어진 실험 과제를 수행해야 할 경우에, 상향식 정보 처리(bottom-up processing)와 하향식 정보 처리(top-down processing)간의 상호 교류가 일어날 것으로 예측하고, 이러한 교류가 뇌파에서 어떠한 상호 관계로 나타날 것인가를 조사하기 위하여, 서로 다른 전극 간의 뇌파 상호관계를 연구하였다. 본 실험 과제를 통해, 시각적으로 제시된 자극을 작업 기억 상에서 단순히 인출(retrieval)한 경우와 자극의 속성을 심적으로 조작(manipulation)한 경우를 비교하여, 과제에 따른 정보 처리의 차이에서 오는 뇌의 기능적 신경망의 차이를 살펴보고자 하였다.

배들리의 연구(Baddeley, 1992)에 의하면, 작업 기억을 이루는 개념들 중의 하나인 중앙 처리 기능은 정보가 작업 기억에서 장기 기억(long-term memory)으로 가는

6) 물론, 여기서의 관계는 단지 두피 상에 부착된 전극에서 발생하는 뇌파 신호 간의 상호 관련성일 뿐, 뇌 속에 존재한다고 가정되는 근원 쌍극자들 간의 상호 관계로 확대 해석하는 것은 곤란하다. 왜냐하면, 앞서 살펴본 ‘역-문제’로 인해서, 두피상의 ‘표면 전기 분포’만으로 실제 뇌 속의 신경 근원 분포를 설명하기에는 무리가 있기 때문이다.

중재적인 역할을 담당한다고 한다. 우리의 감각 기관으로 들어 온 정보가 장기 기억의 저장소로 추정되는 대뇌 피질에 저장되기까지는 일차 감각 피질(primary sensory cortex)과 최종적으로 인지 현상이 발생하는 피질(higher-cognitive states of cortices)의 유기적인 상호 관계가 필수적으로 중요하다. 즉, 시각 자극이 뇌에 들어 오면 우선 후두엽에 위치한 제1차 시각 피질(V1)에 도달하게 된다. 이 정보는 두정엽을 거쳐서, 전두엽에 이르고, 해부학적으로 후두엽, 두정엽과 전두엽 간의 신경 다발이 연결되어 있고, 전두엽은 작업 기억과 관련하여 중앙 처리 기능을 한다는 연구에 따라서(Collette & Van der Linden, 2002), 전두엽, 두정엽과 후두엽 사이에 기능적 상호 관계가 있을 것이라는 가설을 세울 수 있고, 뇌파 신호의 위상 분석을 통해 이와 같이 관심이 있는 지역의 전극 간에 의미 있는 공조를 찾아내어, 결과적으로 뇌의 기능적 연결성을 검증하는 방법으로 사용될 수 있다.

### 맺음말

요컨대, 뇌파 연구는 최근의 다른 뇌-기능 영상기법에 비하여 역사가 오래되었지만, 시간 해상도가 좋기 때문에, 매우 짧은 시간에도 변화하는 인간의 정신 세계를 연구하는데 아직까지도 중요한 연구 방법이고, 특히 지금까지 살펴본 뇌파의 주파수축 분석 방법은 그 동안 전통적으로 사용되어 오던 시간축 분석과 더불어, 새로운 인지 신경과학적 통찰을 줄 수 있기 때문에, 인간의 정신 작용을 다면적으로 연구하는데 중요한 역할을 하고 있다. 뇌파에서 주파수 성분을 얻기 위해서, 대표적으로 여파법, 푸리에 변환법, 웨이블릿 변환법 등을 앞서 살펴보았고, 특히, 웨이블릿 변환을 사용한 주파수축 분석 방법은 주파수-시간 사이의 불확정성 원리를 가능한 최적으로 보정함으로써 시간대별 주파수 성분 연구에 유용하게 사용됨을 이해했다. 또한, 뇌에서 서로 다른 위치에 있는 전극들에서 발생하는 뇌파 신호들 간의 위상의 동기화 분석법을 통해, 뇌의 기능적 연결성을 연구할 수 있음을 살펴보았다. 이상에서와 같이, 뇌파의 주파수 영역 분석법에 등장하는 기본 개념과, 그 대표적 분석법의 원리적 배경과 실제 분석을 통해 얻어진 결과 및 뇌파의 주파수 대역별 인지적 속성 등을 간략히 살펴보았는데, 뇌파의 주파수 영역 분석법이 다

른 뇌영상 기법과 적절한 통계 기법이 함께 어우러지면, 앞으로 인지 신경 과학 분야 연구에 그 가치를 더욱 발휘할 것으로 기대된다. 나아가, 뇌-컴퓨터 인터페이스(brain-computer interface) 연구나 신경 되먹임(neuro-feedback) 연구에도 뇌파의 주파수 성분의 인지적 해석과 그 응용이 중요한 역할을 할 것으로 예상된다.

### 참고문헌

- Babiloni, C., Babiloni, F., Carducci, F., Cappa, S. F., Cincotti, F., Del Percio, C., et al. (2004). Human cortical rhythms during visual delayed choice reaction time tasks. A high-resolution EEG study on normal aging. *Behav Brain Res*, 153(1), 261-271.
- Baddeley, A. (1992). Working memory. *Science*, 257(5044), 556-559.
- Baddeley, A. (1998). The central executive: a concept and some misconceptions. *J Int Neuropsychol Soc*, 4(5), 523-526.
- Basar-Eroglu, C., Basar, E., Demiralp, T., & Schürmann, M. (1992). P300-response: possible psychophysiological correlates in delta and theta frequency channels. A review. *Int J Psychophysiol*, 13(2), 161-179.
- Basar, E., Basar-Eroglu, C., Karakas, S., & Schürmann, M. (2001). Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. *Int J Psychophysiol*, 39(2-3), 241-248.
- Berger, H. (1929). Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 87, 527-570.
- Caton, R. (1875). The electric currents of the brain. *Br. Med. J.*, 2, 278.
- Collette, F., Salmon, E., Van der Linden, M., Chicherio, C., Belleville, S., Degueldre, C., et al. (1999). Regional brain activity during tasks devoted to the central executive of working memory. *Brain Res Cogn Brain Res*, 7(3), 411-417.
- Collette, F., & Van der Linden, M. (2002). Brain imaging of the central executive component of working memory. *Neurosci Biobehav Rev*, 26(2), 105-125.
- Debener, S., Herrmann, C. S., Kranczoch, C., Gembris, D., & Engel, A. K. (2003). Top-down attentional processing enhances auditory evoked gamma band activity.

- Neuroreport*, 14(5), 683-686.
- Demiralp, T., Bayraktaroglu, Z., Lenz, D., Junge, S., Busch, N. A., Maess, B., et al. (2007). Gamma amplitudes are coupled to theta phase in human EEG during visual perception. *Int J Psychophysiol*, 64(1), 24-30.
- Donchin, E. (1979). Event-related brain potentials in the study of human information processing. In H. Begleiter (Ed.), *Evoked brain potentials and behaviour* (pp. 13-88). New York: Plenum Press.
- Donchin, E., & Coles, M. G. H. (1988). Is the P300 component a manifestation of context updating? *Behav. Brain Sci.*, 11, 357-374.
- Edgar, J. C., Stewart, J. L., & Miller, G. A. (2005). Digital filters in ERP research. In T. C. Handy (Ed.), *Event-related potentials: a methods handbook* (pp. 85-113). Cambridge: The MIT press.
- Engel, A. K., Fries, P., & Singer, W. (2001). Dynamic predictions: oscillations and synchrony in top-down processing. *Nat Rev Neurosci*, 2(10), 704-716.
- Fell, J., Klaver, P., Elfadil, H., Schaller, C., Elger, C. E., & Fernandez, G. (2003). Rhinal-hippocampal theta coherence during declarative memory formation: interaction with gamma synchronization? *Eur J Neurosci*, 17(5), 1082-1088.
- Freeman, W. J. (2000). Mesoscopic neurodynamics: from neuron to brain. *J Physiol Paris*, 94(5-6), 303-322.
- Galambos, R. (1992). A comparison of certain gamma band (40Hz) brain rhythms in cat and man. In E. Basar & T. Bullock (Eds.), *Induced rhythms in the brain* (pp. 201-216). Boston: Birkhauser.
- Gevins, A., Leong, H., Smith, M. E., Le, J., & Du, R. (1995). Mapping cognitive brain function with modern high-resolution electroencephalography. *Trends Neurosci*, 18(10), 429-436.
- Gregory, R. L. (1998). *The oxford companion to THE MIND*. Oxford: Oxford University Press.
- Grossman, A., Kronland-Martinet, R., & Morlet, J. (1989). Reading and understanding continuous wavelets transforms. In J. M. Combes, A. Groosmsman & P. Tchamitchian (Eds.), *Wavelets, Time-frequency Methods and Phase Space* (pp. 2-20). Berlin: Springer-

Verlag.

- Herrmann, C. S., Grigutsch, M., & Busch, N. A. (2005). EEG oscillations and wavelet analysis. In T. C. Handy (Ed.), *Event-related potentials: a methods handbook* (pp. 229-259). Cambridge: The MIT Press.
- Herrmann, C. S., Lenz, D., Junge, S., Busch, N. A., & Maess, B. (2004). Memory-matches evoke human gamma-responses. *BMC Neurosci*, 5, 13.
- Herrmann, C. S., Mecklinger, A., & Pfeifer, E. (1999). Gamma responses and ERPs in a visual classification task. *Clin Neurophysiol*, 110(4), 636-642.
- Herrmann, C. S., Munk, M. H., & Engel, A. K. (2004). Cognitive functions of gamma-band activity: memory match and utilization. *Trends Cogn Sci*, 8(8), 347-355.
- Hillyard, S. A., & Kutas, M. (1983). Electrophysiology of cognitive processing. *Annu Rev Psychol*, 34, 33-61.
- Jasper, H. H., & Andrews, H. L. (1938). Electroencephalography III. Normal differentiations of occipital and precentral regions in man. *Arch Neurol Psychiatry*, 39, 96-115.
- Jensen, O., & Tesche, C. D. (2002). Frontal theta activity in humans increases with memory load in a working memory task. *Eur J Neurosci*, 15(8), 1395-1399.
- Keil, A., Müller, M. M., Ray, W. J., Gruber, T., & Elbert, T. (1999). Human gamma band activity and perception of a gestalt. *J Neurosci*, 19(16), 7152-7161.
- Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Rev* 29(2-3), 169-195.
- Klimesch, W., Sauseng, P., & Hanslmayr, S. (2007). EEG alpha oscillations: The inhibition-timing hypothesis. *Brain Res Rev*, 53, 63-88.
- Koles, Z. J., Lind, J. C., & Soong, A. C. (1995). Spatio-temporal decomposition of the EEG: a general approach to the isolation and localization of sources. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 95(4), 219-230.
- Koles, Z. J., & Soong, A. C. (1998). EEG source localization: implementing the spatio-temporal decomposition approach. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 107(5), 343-352.
- Kondo, H., Morishita, M., Osaka, N., Osaka, M., Fukuyama, H., & Shibasaki, H. (2004). Functional roles of the cingulo-frontal network in performance on working memory.

- Neuroimage*, 21(1), 2-14.
- Kutas, M., McCarthy, G., & Donchin, E. (1977). Augmenting mental chronometry: the P300 as a measure of stimulus evaluation time. *Science*, 197(4305), 792-795.
- Lachaux, J. P., Lutz, A., Rudrauf, D., Cosmelli, D., Le Van Quyen, M., Martinerie, J., et al. (2002). Estimating the time-course of coherence between single-trial brain signals: an introduction to wavelet coherence. *Neurophysiol Clin*, 32(3), 157-174.
- Lachaux, J. P., Rodriguez, E., Martinerie, J., & Varela, F. J. (1999). Measuring phase synchrony in brain signals. *Hum Brain Mapp*, 8(4), 194-208.
- Li, Z. H., Sun, X. W., Wang, Z. X., Zhang, X. C., Zhang, D. R., He, S., et al. (2004). Behavioral and functional MRI study of attention shift in human verbal working memory. *Neuroimage*, 21(1), 181-191.
- Müller, M. M., Junghöfer, M., Elbert, T., & Rochstroh, B. (1997). Visually induced gamma-band responses to coherent and incoherent motion: a replication study. *Neuroreport*, 8(11), 2575-2579.
- Min, B. K. (2007). *The top-down function of prestimulus EEG alpha activity*. Unpublished Ph.D. for Psychology, Magdeburg University, Magdeburg, Germany.
- Min, B. K., & Herrmann, C. S. (2007). Prestimulus EEG alpha activity reflects prestimulus top-down processing. *Neurosci Lett*, 422(2), 131-135.
- Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (2001). Event-related dynamics of cortical rhythms: frequency-specific features and functional correlates. *Int J Psychophysiol*, 43(1), 41-58.
- Niedermeyer, E. (1999). The normal EEG of the waking adult. In E. Niedermeyer & F. H. Lopes da Silva (Eds.), *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields*. (4th ed., pp. 149-173). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Osaka, N., Osaka, M., Kondo, H., Morishita, M., Fukuyama, H., & Shibasaki, H. (2004). The neural basis of executive function in working memory: an fMRI study based on individual differences. *Neuroimage*, 21(2), 623-631.
- Picton, T. W., & Hillyard, S. A. (1988). Endogenous event-related potentials. In T. W. Picton (Ed.), *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* (Vol. 3, pp. 361-426). Amsterdam: Elsevier.

- Proverbio, A. M., & Zani, A. (2002). Electromagnetic manifestations of mind and brain. In A. Zani & A. M. Proverbio (Eds.), *The cognitive electrophysiology of mind and brain* (pp. 13-40). New York: Academic press.
- Ravden, D., & Polich, J. (1998). Habituation of P300 from visual stimuli. *Int J Psychophysiol*, 30(3), 359-365.
- Rosenblum, M. G., Pikovsky, A. S., & Kurths, J. (1996). Phase synchronization of chaotic oscillators. *Phys Rev Lett*, 76(11), 1804-1807.
- Salmelin, R., & Hari, R. (1994). Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement. *Neuroscience*, 60(2), 537-550.
- Sauseng, P., Klimesch, W., Schabus, M., & Doppelmayr, M. (2005). Fronto-parietal EEG coherence in theta and upper alpha reflect central executive functions of working memory. *Int J Psychophysiol*, 57(2), 97-103.
- Scalabassi, R. J., Sonmez, M., & Sun, M. (2001). EEG source localization: a neural network approach. *Neural Res*, 23(5), 457-464.
- Skrandies, W. (1984). Scalp potential fields evoked by grating stimuli: effects of spatial frequency and orientation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 58(4), 325-332.
- Skrandies, W. (1998). Evoked potential correlates of semantic meaning--A brain mapping study. *Cogn Brain Res*, 6(3), 173-183.
- Srinivasan, R., Winter, W. R., & Nunez, P. L. (2006). Chapter 3 Source analysis of EEG oscillations using high-resolution EEG and MEG. *Prog Brain Res*, 159, 29-42.
- Steriade, M. (1999). Cellular substrates of brain rhythms. In E. Niedermeyer & F. H. Lopes da Silva (Eds.), *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields* (4th ed., pp. 28-75). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Steriade, M., Dossi, R. C., & Nunez, A. (1991). Network modulation of a slow intrinsic oscillation of cat thalamocortical neurons implicated in sleep delta waves: cortically induced synchronization and brainstem cholinergic suppression. *J Neurosci*, 11(10), 3200-3217.
- Steriade, M., McCormick, D. A., & Sejnowski, T. J. (1993). Thalamocortical oscillations in the sleeping and aroused brain. *Science*, 262(5134), 679-685.

- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., Delpuech, C., & Pernier, J. (1997). Oscillatory gamma-band (30-70 Hz) activity induced by a visual search task in humans. *J Neurosci*, 17(2), 722-734.
- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., Delpuech, C., & Pernier, J. (1996). Stimulus specificity of phase-locked and non-phase-locked 40 Hz visual responses in human. *J Neurosci*, 16(13), 4240-4249.
- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., & Fischer, C. (2001). Oscillatory synchrony between human extrastriate areas during visual short-term memory maintenance. *J Neurosci*, 21(20), RC177.
- Tallon, C., Bertrand, O., Bouchet, P., & Pernier, J. (1995). Gamma-range activity evoked by coherent visual stimuli in humans. *Eur J Neurosci*, 7(6), 1285-1291.
- Tiitinen, H., Sinkkonen, J., Reinikainen, K., Alho, K., Lavikainen, J., & Näätänen, R. (1993). Selective attention enhances the auditory 40-Hz transient response in humans. *Nature*, 364(6432), 59-60.
- Varela, F., Lachaux, J. P., Rodriguez, E., & Martinerie, J. (2001). The brainweb: phase synchronization and large-scale integration. *Nat Rev Neurosci*, 2(4), 229-239.
- Zani, A., & Proverbio, A. M. (1995). ERP signs of early selective attention effects to check size. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 95(4), 277-292.

1 차원고접수 : 2009. 5. 6  
2 차원고접수 : 2009. 6. 6  
최종게재승인 : 2009. 6. 11

*(Abstract)*

## Spectral analysis of brain oscillatory activity

Byoung-Kyong Min

BK21 project for Medical Science

Yonsei University, Seoul, Korea

Psychophysicologists are often interested in the EEG signals that accompany certain psychological events. When one is interested in a time series of event-related changes in EEG, one focuses on examining how the waveforms recorded at individual electrode sites vary over time across one or more experimental conditions. This is an analysis of event-related potentials (ERPs). In addition to such a classical EEG analysis in the time domain, the EEG measures can be investigated in the frequency domain. Moreover, it has been demonstrated that spectral analyses can often yield significant insight into the functional cognitive correlations of the signals. Therefore, this review paper tries to summarize essential concepts (e.g. phase-locking) and conventional methods (e.g. wavelet transformation) for understanding spectral analyses of brain oscillatory activity. Phase-coherence is also introduced in relation to functional connectivity of the brain.

*Keywords : EEG, oscillation, wavelet transformation, phase coherence, time-frequency analysis*