



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2016년10월31일  
 (11) 등록번호 10-1670949  
 (24) 등록일자 2016년10월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 5/04** (2006.01) **A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 5/048** (2006.01)

(52) CPC특허분류  
**A61B 5/04** (2013.01)  
**A61B 5/048** (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-0040880  
 (22) 출원일자 2015년03월24일  
 심사청구일자 2015년03월24일  
 (65) 공개번호 10-2016-0114406  
 (43) 공개일자 2016년10월05일  
 (56) 선행기술조사문헌  
 D.M. Alexander 외 3명, "Measurement of phase gradients in the EEG", Journal of Neuroscience Methods Vol 156, Issues 1-2, pp.111~128(2006.09.30.)\*  
 KR101087580 B1\*  
 KR101283479 B1\*  
 \*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
**포항공과대학교 산학협력단**  
 경상북도 포항시 남구 청암로 77 (지곡동)

(72) 발명자  
**김승환**  
 경상북도 포항시 남구 지곡로 155, 4동 603호 (지곡동, 교수아파트)  
**이현수**  
 경기도 안양시 동안구 부림로 68, 608동 405호 ( (평촌동) 경기도 안양시 동안구 부림로 68 608동 405호 (평촌동, 초원한양아파트)

(74) 대리인  
**유미특허법인**

전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 유창용

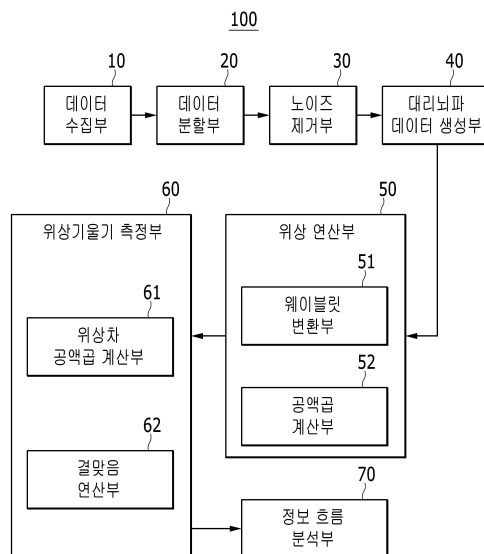
(54) 발명의 명칭 **뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치**

**(57) 요약**

본 발명은 정보흐름의 방향성과 세기를 동시에 측정할 수 있을 뿐만 아니라 시간적 고해상도를 지닌 정보흐름을 측정할 수 있는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치를 제공한다.

본 발명의 일 측면에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치는 입력된 뇌파 데이터를 분할하고 주파수 너비를 설정하는 데이터 분할부와 상기 뇌파 데이터를 웨이블릿 변환하여 위상을 계산하는 위상 연산부, 및 웨이블릿 변환된 뇌파 데이터의 위상기울기를 측정하는 위상기울기 측정부를 포함한다.

**대표도** - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 5/726* (2013.01)

---

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

입력된 뇌파 데이터의 분할 길이를 설정하여 복수개의 절편으로 분할하며, 주파수 너비를 설정하는 데이터 분할부;

상기 분할된 뇌파 데이터를 웨이블릿 변환하여 위상을 계산하는 위상 연산부; 및

웨이블릿 변환된 뇌파 데이터의 위상기울기를 측정하는 위상기울기 측정부;

를 포함하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치.

**청구항 2**

제1항에 있어서,

상기 데이터 분할부는 기 설정된 중심 주파수(central frequency)를 중심으로 기 설정된 주파수 너비(frequency width)로 주파수를 분할하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치.

**청구항 3**

제1항에 있어서,

상기 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치는,

상기 뇌파 데이터에 포함된 노이즈를 제거하는 노이즈 제거부, 및

뇌파 데이터에서 신호간 정보 흐름을 제거하여 대리뇌파 데이터를 생성하는 대리뇌파 데이터 생성부

를 더 포함하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치.

**청구항 4**

제1항에 있어서,

상기 위상 연산부는 상기 뇌파와 대리 뇌파 데이터들을 웨이블릿 변환하는 웨이블릿 변환부와 서로 다른 두 채널의 뇌파 신호 간 웨이블릿 계수의 공액곱(conjugate product)을 통하여 위상을 구하는 공액곱 계산부를 포함하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치.

**청구항 5**

제4항에 있어서,

상기 공액곱 계산부는 상기 공액곱( $Z(t,f)$ )을 수학적 식 1에 따라 산출하는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치

[수학적 식 1]

$$Z(t,f) = y1(t,f)y2^*(t,f)$$

(여기서,  $f$ 는 주파수,  $t$ 는 시간,  $y1(t,f)$ 와  $y2^*(t,f)$ 는 공액 복소수 관계인 서로 다른 채널의 뇌파 데이터임).

**청구항 6**

제1항에 있어서,

상기 위상기울기 측정부는 서로 다른 주파수 성분의 위상차를 이용하여 위상기울기를 구하는 위상차 공액곱 계산부와 위상기울기 결맞음(phase slope coherence)을 구하는 결맞음 연산부를 포함하고,

상기 위상차 공액곱 계산부는 상기 위상기울기를 수학식 2에 따라 산출하는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치

[수학식 2]

$$X(t, f1, f2) = q \{ Z(t, f1) * Z(t, f2) \}$$

(여기서, f1, f2는 서로 다른 주파수이며 f1 < f2이고, q는 허수부 연산자임).

**청구항 7**

제6항에 있어서,

상기 결맞음 연산부는 위상기울기 결맞음을 도출하되,

상기 결맞음 연산부는 상기 위상기울기 결맞음(PSC)을 수학식 3에 따라 산출하는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치

[수학식 3]

$$PSC = \frac{E[X(t, f1, f2)]}{E[|X(t, f1, f2)|]}$$

(여기서, E[]는 시간과 주파수에 대한 기대값임).

**청구항 8**

제6항에 있어서,

상기 정보 흐름 측정 장치는 상기 위상기울기 결맞음을 이용하여 정보흐름을 분석하는 정보흐름 분석부를 포함하고,

상기 정보흐름 분석부는 상기 위상기울기 결맞음의 크기를 정보흐름의 세기로 표시하고, 상기 위상기울기 결맞음의 부호를 정보흐름의 방향으로 표시하는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치.

**발명의 설명**

**배경 기술**

- [0001] 사람은 뇌의 전기적인 신호를 이용하여 사고 및 판단 그리고 행위를 하게된다. 각 뇌 영역마다 담당하고 있는 기능적 역할은 다르지만, 통상적으로는 뇌가 아무리 간단한 일을 처리한다고 해도 뇌의 여러 영역들이 상호작용을 한다. 따라서 뇌가 특정 과제를 수행할 때 어떠한 뇌 영역들이 서로 상호작용을 하게 되는지를 뇌 영역간의 연결성을 통해 알 수 있다.
- [0002] 예를 들어, 사람이 사진등을 보는 것과 같은 시각적 반응을 받았을 경우 뇌에서 시작적인 영역을 담당하는 후두엽이 활성화 되고, 사진을 보고 잘생겼다거나 예쁘다라는 생각을 할 때 사고를 담당하는 전두엽이 활성화 된다. 이럴 경우 뇌에서 전기적인 신호는 시각을 담당하는 후두엽에서 사고를 담당하는 전두엽으로 전파된다고 생각할 수 있으며 두 영역 사이에는 연결성이 있다고 할 수 있다.
- [0003] 최근 뇌기능 조사 및 뇌질환 진단등의 목적으로 뇌영역간의 연결성을 관찰하는 것에 관심을 기울이기 시작하고 있다. 즉, 피험자에게 특정 자극을 제시하거나 행동을 수행하게 한 후 그와 관련된 뇌 영역간의 연결성을 관찰함으로써 뇌 영역 간의 상호작용을 관찰하거나, 알츠하이머, 치매, 정신 분열증, 자폐증, 우울증과 같은 뇌 관련 질환을 앓고 있는 환자와 정상인의 특정 뇌 영역간의 연결성을 비교 관찰함으로써, 정상인과 환자에서 관찰되는 뇌 영역간의 연결성 차이를 이용하여 질병을 진단하는데 이용할 수 있다.
- [0004] 이러한 연구들은 뇌와 관련된 인지연구를 하는 사람들에 의해 연구되어 왔다. 그러나 대부분의 기존 연구에 사용된 뇌 영역간의 연결성을 보는 것들은 뇌파를 측정 한 후, 후처리 작업을 거친 다음 뇌 영역간의 연결성을 보았다.

[0005] 또한 대부분의 기존 연구에서는 피험자의 두피표면에 부착된 전극에 의해 측정되는 전위값을 이용하여, 두피 표면에서의 연결성을 관찰하였다. 이때 한 신호원이 동시에 두 개 이상의 다른 전극에서 측정되는 볼륨 전도(volume conduction) 현상은 뇌 영역간의 연결성 측정에 방해를 주게 된다.

[0006] 또한 종래의 연구에서는 뇌파 측정과 연결성 계산이 독립된 절차로 진행 되었기 때문에 뇌파 측정과 동시에 연결성을 계산하는 것이 불가능하였다. 따라서, 뇌 영역간의 연결성을 관찰 시 두피 표면의 뇌파 측정으로 인한 왜곡을 피하고, 실시간으로 정확한 뇌영역의 연결성을 관찰할 수 있는 모니터링 시스템이 요망된다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0007] 본 발명은 정보흐름의 방향성과 세기를 동시에 측정할 수 있을 뿐만 아니라 시간적 고해상도를 지닌 정보흐름을 측정할 수 있는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치를 제공한다.

[0008] 또한 본 발명은 두피 전극 기반 뇌파의 근본적 문제점인 볼륨전도(volume conduction)현상을 극복할 수 있는 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치를 제공한다.

**과제의 해결 수단**

[0009] 본 발명의 일 측면에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치는 입력된 뇌파 데이터를 분할하고 주파수 너비를 설정하는 데이터 분할부와 상기 뇌파 데이터를 웨이블릿 변환하여 위상을 계산하는 위상 연산부, 및 웨이블릿 변환된 뇌파 데이터의 위상기울기를 측정하는 위상기울기 측정부를 포함한다.

[0010] 여기서 상기 데이터 분할부는 기 설정된 중심 주파수(central frequency)를 중심으로 기 설정된 주파수 너비(frequency width)로 주파수를 분할할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치는 상기 뇌파 데이터에 포함된 노이즈를 제거하는 노이즈 제거부, 및 뇌파 데이터에서 신호간 정보 흐름을 제거하여 대리뇌파 데이터를 생성하는 대리뇌파 데이터 생성부를 더 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 상기 위상 연산부는 상기 대리뇌파와 뇌파 데이터들을 웨이블릿 변환하는 웨이블릿 변환부와 서로 다른 두 채널의 뇌파 신호 간 웨이블릿 계수의 공액곱(conjugate product)을 통하여 위상차를 구하는 공액곱 계산부를 포함할 수 있다.

[0013] 또한, 상기 공액곱 계산부는 상기 공액곱(Z(t,f))을 수학적 식 1에 따라 산출할 수 있다.

[0014] [수학적 식 1]

$$Z(t,f) = y1(t,f)y2^*(t,f)$$

[0015] (여기서, f는 주파수, t는 시간, y1(t,f)와 y2\*(t,f)는 공액 복소수 관계인 뇌파 데이터임)

[0017] 또한, 상기 위상기울기 측정부는 위상차 공액곱의 허수부를 취함으로써 위상 기울기를 계산하는 위상차 공액곱 계산부와 위상기울기의 데이터 절편간 결맞음을 구하는 결맞음 연산부를 포함하고, 상기 위상차 공액곱 계산부는 상기 위상기울기(X(t,f1,f2))를 수학적 식 2에 따라 산출할 수 있다.

[0018] [수학적 식 2]

$$X(t,f1,f2) = \alpha \{ Z(t,f1) * Z(t,f2) \}$$

[0020] (여기서, f1, f2는 서로 다른 주파수이며 f1<f2이고,  $\alpha$ 는 허수부 연산자임).

[0021] 또한, 상기 위상기울기 측정부는 결맞음 연산부를 더 포함하고, 상기 결맞음 연산부는 위상기울기 결맞음을 도출하되, 상기 결맞음 연산부는 위상기울기 결맞음 (PSC)을 수학적 식 3에 따라 산출할 수 있다.

[0022] [수학식 3]

$$PSC = \frac{E[X(t, f_1, f_2)]}{E[|X(t, f_1, f_2)|]}$$

[0023]

[0024] (여기서, E[]는 시간과 주파수에 대한 기대값임).

[0025] 또한, 상기 정보 흐름 측정 장치는 상기 위상기울기 결맞음을 이용하여 정보흐름을 분석하는 정보흐름 분석부를 포함하고, 상기 정보흐름 분석부는 상기 위상기울기 결맞음의 크기를 정보흐름의 세기로 표시하고, 상기 위상기울기 결맞음의 부호를 정보흐름의 방향으로 표시할 수 있다. 또한, 수학식 3에 의해 도출된 뇌파의 위상기울기 결맞음과 대리 뇌파의 그것과의 비교를 통해 통계적 계산결과의 통계적 유의미를 표시할 수 있다.

**발명의 효과**

[0026] 본 발명의 일 측면에 따르면 정보흐름의 방향성과 세기를 동시에 측정할 수 있을 뿐만 아니라 시간적 고해상도를 지닌 정보흐름을 실시간으로 측정할 수 있다.

[0027] 또한 본 발명은 두피 진극 기반 뇌파의 근본적 문제점인 볼륨전도(volume conduction)현상을 극복할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0028] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치를 도시한 구성도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0029] 이하, 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다.

[0030] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치를 도시한 구성도이다.

[0031] 도 1을 참조하여 설명하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 장치(100)는 데이터 수집부(10), 데이터 분할부(20), 노이즈 제거부(30), 대리뇌파 데이터 생성부(40), 위상 연산부(50), 위상기울기 측정부(60), 정보 흐름 분석부(70)를 포함한다.

[0032] 데이터 수집부(10)는 뇌파 데이터를 수집하는데, 피측정자에게 뇌전극을 부착하여 뇌파를 검출한다. 데이터 분할부(20)는 입력된 관심 주파수 대역과 시간 해상도에 따라 뇌파 데이터의 분할 길이를 설정한다. 또한 데이터 분할부는 분할되는 뇌파 데이터의 주파수 너비를 설정한다.

[0033] 노이즈 제거부(30)는 분할된 뇌파 데이터로부터 안구 노이즈, 근전도 노이즈 등의 노이즈를 제거하고, 대역 통과 필터(band-pass filter)를 적용하여 관심 주파수 영역 이외 신호를 제거한다.

[0034] 대리뇌파 데이터 생성부(40)는 노이즈가 제거된 뇌파 데이터에서 정보흐름 정보를 제거하여 대리뇌파 데이터를 생성한다. 대리뇌파 데이터는 기존 뇌파 데이터와 동일한 성질을 유지하지만 뇌파 데이터간 정보 흐름이 제거된 데이터이다.

[0035] 이러한 대리뇌파 데이터는 원래 뇌파 데이터에서 취득한 정보 흐름과 비교 대상이 되며 원래 뇌파 데이터는 대리뇌파 데이터와 비교되어 유효성을 검증 받을 수 있다. 하기의 위상 연산부(50)과 위상기울기 측정부(60)는 뇌파와 대리 뇌파에 동일하게 적용되어 하기 정보흐름 분석부(70)에서 그 유효성을 표시한다.

[0036] 위상 연산부(50)는 뇌파 데이터를 웨이블릿 변환하여 위상을 계산한다. 위상 연산부(50)는 대리뇌파 뇌파 데이터들을 웨이블릿 변환하는 웨이블릿 변환부(51)와 서로 다른 두 채널의 뇌파 신호 간 웨이블릿 계수의 공액곱(conjugate product)을 통하여 위상을 구하는 공액곱 계산부(52)를 포함한다.

[0037] 웨이블릿 변환부(51)는 복소수 몰릿(morlet) 함수를 웨이블릿으로 하여 대리뇌파 데이터를 웨이블릿 변환한다. 웨이블릿 변환(wavelet transforms)은 국부적으로 존재하는 어떤 하나의 작은 파(wavelet)를 패턴으로 하여 이것을 천이시키거나 확대, 축소의 스케일(scale)을 통하여 임의의 파형으로 표현한 것이다. 푸리에 변환은 시간

정보를 가지고 있지 않기 때문에, 시간-주파수 해석에 이용할 수 없다. 그래서 푸리에 변환에 시간 윈도우의 개념을 도입함으로써, 시간 정보를 알 수 있는 STFT(Short Time Fourier Transform)를 이용할 수 있다. 그러나 STFT의 시간-주파수 해석에 있어서의 가장 큰 문제는 기저의 상사성이 없는 것이다. 원래의 푸리에 변환은 기저가 상사이기 때문에 특이점에 민감하게 반응하여 이상 검출 등에 이용되고 있다. 그러나, STFT에서는 시간 윈도우를 부여함에 따라 상사성이 무너져, 특이점에 대하여 감도가 떨어진다. 그래서 기저의 상사성을 무너뜨리지 않고 시간-주파수 분석을 하는 방법이 고안되었는데 이것이 웨이블릿 변환이다. 웨이블릿 변환에 의한 시간-주파수 해석의 특징은 고주파수 영역에서는 시간 분해능이 높고, 저주파 영역에서는 주파수 분해능이 높다는 것이다. 이를 통하여 웨이블릿 변환은 STFT보다 시간-주파수 해석에서 효과적이다.

[0038] 공역곱 계산부(52)는 공역곱( $Z(t, f)$ )을 하기의 [수학식 1]에 따라 계산한다.

[0039] [수학식 1]

[0040] 
$$Z(t, f) = y1(t, f) y2^*(t, f)$$

[0041] 여기서,  $f$ 는 주파수,  $t$ 는 시간,  $y1(t, f)$ 와  $y2^*(t, f)$ 는 공역 복소수 관계인 뇌파 데이터이다. 웨이블릿 변환으로 켈레 복소수 형태의 뇌파 데이터가 생성되는데, 공역곱 계산부(52)는 공역 복소수를 곱하여 공역곱을 연산한다. 여기서 위상차는 위의 [수학식 1]와 같이 웨이블릿 변환된 데이터에서 하나의 데이터의 위상에서 이와 이웃하는 다른 데이터의 위상을 뺀 값으로 정의될 수 있다. 즉, 위상차는  $\arg(Z(t, f))$ 이므로  $Z(t, f)$ 가 위상차 정보를 담고 있다고 볼 수 있다.

[0042] 위상기울기 측정부(60)는 웨이블릿 변환된 뇌파 데이터의 위상기울기를 측정한다. 위상기울기 측정부(60)는 위상차 공역곱 계산부(61), 결맞음 연산부(62)를 포함한다.

[0043] 위상차 공역곱 계산부(61)는 서로 다른 주파수 성분의 위상차를 이용하여 위상기울기를 구한다. 위상차 공역곱 계산부(61)는 중심 주파수( $f_c$ ) 당 설정된 주파수 너비( $\Delta$ )를 바탕으로 위상기울기( $X(t, f1, f2)$ )를 구한다.

[0044] 여기서  $f1, f2$ 는 서로 다른 주파수이며,  $f1 < f2$ 이고,  $f_c - \Delta/2 \leq f1, f2 \leq f_c + \Delta/2$ 이다. 예를 들어 중심 주파수( $f_c$ )가 10Hz이고 주파수 너비( $\Delta$ )가 4Hz일 때 8Hz ~ 12Hz 범위 내에서 위상기울기를 구한다. 주파수 해상도가 0.5Hz일 때 총 28개의 위상기울기가 도출된다.

[0045] 분할 데이터 내에서 위상기울기 양상분을 획득하는데, 예를 들어 샘플링 수파수가 500Hz이고, 분할된 데이터의 길이가 100개(200ms)일 경우 총 2800개의 위상기울기 양상분을 획득할 수 있다.

[0046] 위상차 공역곱 연산부(62)는 하기의 [수학식 2]를 이용하여 위상기울기( $X(t, f1, f2)$ )을 도출한다. 위상기울기를 통해서 데이터의 흐름 방향을 구할 수 있다.

[0047] [수학식 2]

[0048] 
$$X(t, f1, f2) = \arg\{Z(t, f1) * Z(t, f2)\}$$

[0049] 여기서,  $f1, f2$ 는 서로 다른 주파수이며  $f1 < f2$ 이고,  $\arg$ 는 허수부 연산자임.

[0050] 결맞음 연산부(63)는 하기의 [수학식 3]를 이용하여 위상기울기 결맞음(PSC)을 도출한다.

[0051] [수학식 3]

[0052] 
$$PSC = \frac{E[X(t, f1, f2)]}{E[|X(t, f1, f2)|]}$$

[0053] 여기서,  $E[\ ]$ 는 시간과 주파수에 대한 기대값임.

[0054] 정보 흐름 분석부(70)는 위상기울기 결맞음을 이용하여 정보흐름을 분석하는데, 위상기울기 결맞음의 크기를 정보흐름의 세기로 표시하고, 위상기울기 결맞음의 부호를 정보흐름의 방향으로 표시한다.

[0055] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0056] 본 실시예에 따른 뇌파 신호간 정보 흐름 측정 방법은 데이터 수집 단계(S101), 데이터 분할 단계(S102), 노이

즈 제거 단계(S103), 대리뇌파 데이터 생성 단계(S104), 위상 연산 단계(S105), 위상기울기 측정 단계(S106), 및 정보 흐름 분석 단계(S107)를 포함한다.

- [0057] 데이터 수집 단계(S101)는 뇌파 데이터를 수집하는데, 피측정자에게 뇌전극을 부착하여 뇌파를 검출한다. 데이터 분할 단계(S102)는 입력된 관심 주파수 대역과 시간 해상도에 따라 뇌파 데이터의 분할 길이를 설정한다. 또한 데이터 분할부는 분할되는 뇌파 데이터의 주파수 너비를 설정한다.
- [0058] 노이즈 제거 단계(S103)는 분할된 뇌파 데이터로부터 안구 노이즈, 근전도 노이즈 등의 노이즈를 제거하고, 대역 통과 필터(band-pass filter)를 적용하여 관심 주파수 영역 이외의 신호를 제거한다. 노이즈 제거 단계(S103)에서 노이즈가 제거된 것으로 확인되면 대리뇌파 데이터 생성 단계(S104)로 넘어가고, 노이즈 제거에 성공하지 못한 것으로 판단되면 과거 데이터 5개로부터의 보간(interpolation)을 토대로 정보흐름을 유추한다.
- [0059] 대리뇌파 데이터 생성 단계(S104)는 노이즈가 제거된 뇌파 데이터에서 정보흐름 정보를 제거하여 대리뇌파 데이터를 생성한다. 대리뇌파 데이터는 기존 뇌파 데이터와 동일한 성질을 유지하지만 뇌파 데이터간 정보 흐름이 제거된 데이터이다.
- [0060] 이러한 대리뇌파 데이터는 원래 뇌파 데이터에서 취득한 정보 흐름과 비교 대상이 되며 원래 뇌파 데이터는 대리뇌파 데이터와 비교되어 유효성을 검증 받을 수 있다.
- [0061] 위상 연산 단계(S105)는 뇌파 데이터를 웨이블릿 변환하여 위상을 계산한다. 위상 연산 단계(S105)는 뇌파와 대리 뇌파 데이터들을 웨이블릿 변환하는 웨이블릿 변환 단계와 서로 다른 두 채널의 뇌파 신호 간 웨이블릿 계수의 공액곱(conjugate product)을 통하여 위상차를 구하는 공액곱 계산 단계를 포함한다.
- [0062] 웨이블릿 변환 단계는 복소수 몰릿(morlet) 함수를 웨이블릿으로 하여 대리뇌파 데이터를 웨이블릿 변환한다. 웨이블릿 변환(wavelet transforms)은 국부적으로 존재하는 어떤 하나의 작은 파(wavelet)를 패턴으로 하여 이것을 천이시키거나 확대, 축소의 스케일(scale)을 통하여 임의의 파형으로 표현한 것이다. 푸리에 변환은 시간 정보를 가지고 있지 않기 때문에, 시간-주파수 해석에 이용할 수 없다. 그래서 푸리에 변환에 시간 윈도우의 개념을 도입함으로써, 시간 정보를 알 수 있는 STFT(Short Time Fourier Transform)를 이용할 수 있다. 그러나 STFT의 시간-주파수 해석에 있어서의 가장 큰 문제는 기저의 상사성이 없는 것이다. 원래의 푸리에 변환은 기저가 상사이기 때문에 특이점에 민감하게 반응하여 이상 검출 등에 이용되고 있다. 그러나, STFT에서는 시간 윈도우를 부여함에 따라 상사성이 무너져, 특이점에 대하여 감도가 떨어진다. 그래서 기저의 상사성을 무너뜨리지 않고 시간-주파수 분석을 하는 방법이 고안되었는데 이것이 웨이블릿 변환이다. 웨이블릿 변환에 의한 시간-주파수 해석의 특징은 고주파수 영역에서는 시간 분해능이 높고, 저주파 영역에서는 주파수 분해능이 높다는 것이다. 이를 통하여 웨이블릿 변환은 STFT보다 시간-주파수 해석에서 효과적이다.
- [0063] 공액곱 계산 단계는 공액곱( $Z(t, f)$ )을 하기의 [수학식 1]에 따라 계산한다.
- [0064] [수학식 1]
- [0065] 
$$Z(t, f) = y_1(t, f) y_2^*(t, f)$$
- [0066] 여기서,  $f$ 는 주파수,  $t$ 는 시간,  $y_1(t, f)$ 와  $y_2(t, f)^*$ 는 공액 복소수 관계인 뇌파 데이터이다. 웨이블릿 변환으로 결래 복소수 형태의 뇌파 데이터가 생성되는데, 공액곱 계산 단계는 공액 복소수를 곱하여 공액곱을 연산한다.
- [0067] 위상기울기 측정 단계(S106)는 웨이블릿 변환된 뇌파 데이터의 위상기울기를 측정한다. 위상기울기 측정 단계는, 위상차 공액곱 계산 단계, 결맞음 연산 단계를 포함한다.
- [0068] 위상차 공액곱 계산 단계 는 서로 다른 주파수 성분의 위상차를 이용하여 위상기울기를 구한다. 위상차 연산 단계는 중심 주파수( $f_c$ ) 당 설정된 주파수 너비( $\Delta$ )를 바탕으로 위상기울기( $X(t, f_1, f_2)$ )를 구한다.
- [0069] 여기서 위상차는 아래의 [수학식 2]와 같이 웨이블릿 변환된 데이터에서 하나의 데이터의 위상에서 이와 이웃하는 다른 데이터의 위상을 뺀 값으로 정의될 수 있다.
- [0070] 여기서  $f_1, f_2$  는 서로 다른 주파수이며,  $f_1 < f_2$ 이고,  $f_c - \Delta/2 \leq f_1, f_2 \leq f_c + \Delta/2$ 이다. 예를 들어 중심 주파수( $f_c$ )가 10Hz이고 주파수 너비( $\Delta$ )가 4Hz일 때 8Hz ~ 12Hz 범위 내에서 위상기울기를 구한다. 주파수 해상도가 0.5Hz일 때 총 28개의 위상기울기가 도출된다.
- [0071] 분할 데이터 내에서 위상기울기 양상블을 획득하는데, 예를 들어 샘플링 주파수가 500Hz이고, 분할된 데이터의 길이가 100개(200ms)일 경우 총 2800개의 위상기울기 양상블을 획득할 수 있다.

[0072] 위상기울기 결맞음 연산 단계는 하기의 [수학식 3]를 이용하여 위상기울기 결맞음(PSC)을 도출한다. 위상기울기 결맞음을 통해서 데이터의 흐름 방향을 구할 수 있다.

[0073] [수학식 2]

$$X(t, f1, f2) = q \{ Z(t, f1) * Z(t, f2) \}$$

[0075] 여기서, f1, f2는 서로 다른 주파수이며 f1 < f2이고, q는 허수부 연산자임.

[0076] 결맞음 공액 연산 단계는 하기의 [수학식 3]을 이용하여 위상기울기 결맞음(PSC)을 도출한다.

[0077] [수학식 3]

$$PSC = \frac{E[X(t, f1, f2)]}{E[|X(t, f1, f2)|]}$$

[0078]

[0079] 여기서, E[]는 시간과 주파수에 대한 기대값임.

[0080] 정보 흐름 분석 단계(S107)는 위상기울기 결맞음을 이용하여 정보흐름을 분석하는데, 위상기울기 결맞음의 크기를 정보흐름의 세기로 표시하고, 위상기울기 결맞음의 부호를 정보흐름의 방향으로 표시한다. 또한 뇌파와 대리 뇌파로부터 도출된 위상기울기 결맞음(PSC)을 비교하여 그 유효성을 입증한다.

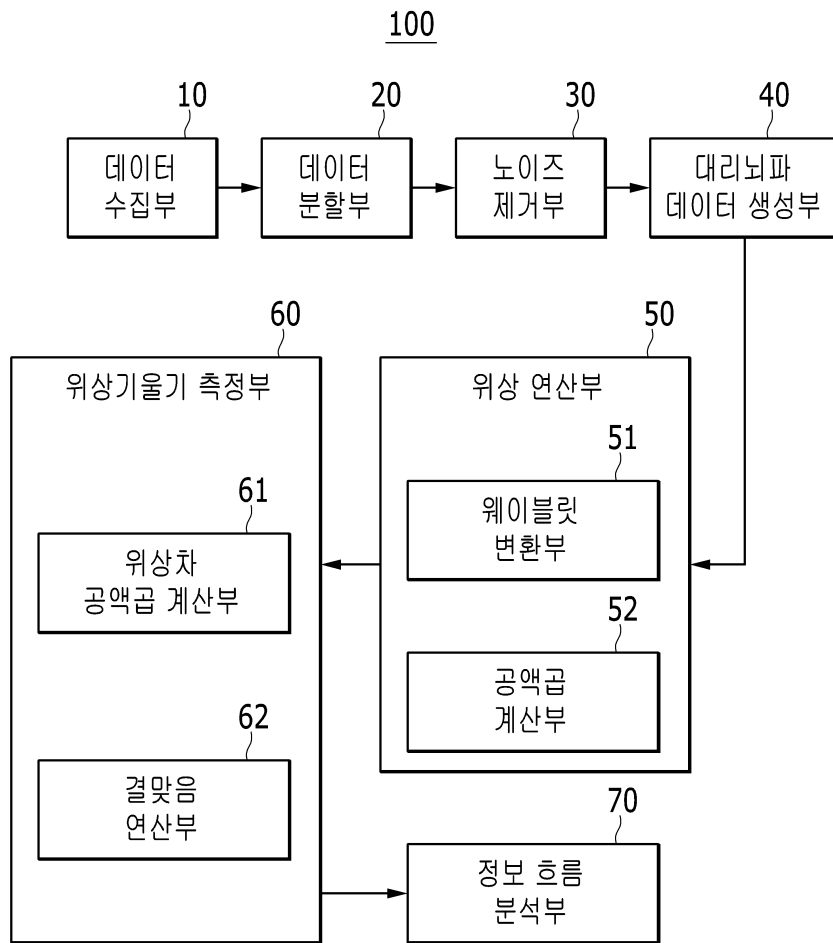
[0081] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되는 것이 아니고 특허청구 범위와 발명의 상세한 설명 및 첨부한 도면의 범위 안에서 여러 가지로 변형하여 실시하는 것이 가능하고 이 또한 본 발명의 범위에 속하는 것은 당연하다.

**부호의 설명**

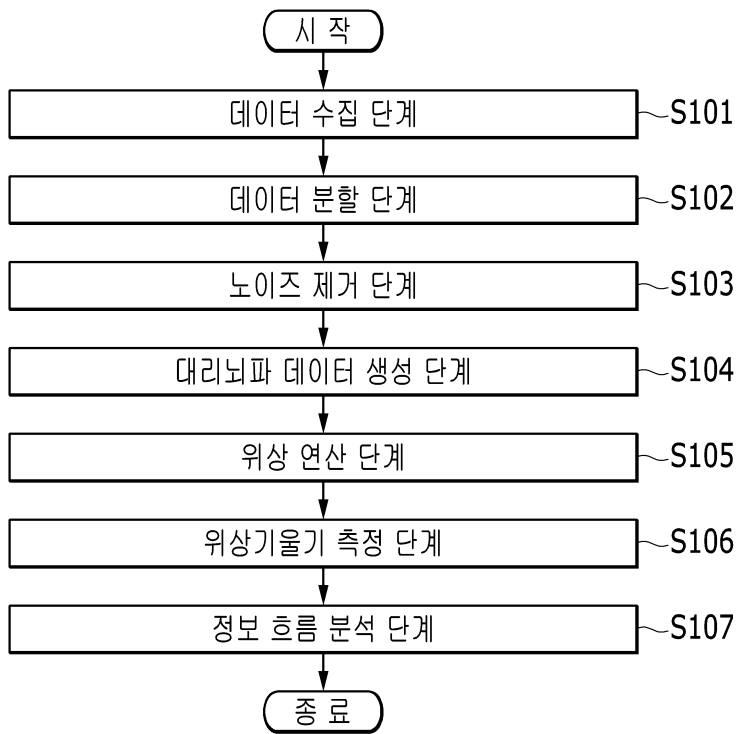
- |                    |                  |
|--------------------|------------------|
| [0082] 10: 데이터 수집부 | 20: 데이터 분할부      |
| 30: 노이즈 제거부        | 40: 대리뇌파 데이터 생성부 |
| 50: 위상 연산부         | 51: 웨이블릿 변환부     |
| 52: 공액곱 계산부        | 60: 위상기울기 측정부    |
| 61: 위상차 공액곱 계산부    | 62: 결맞음 연산부      |
| 70: 정보 흐름 분석부      |                  |

도면

도면1



도면2



专利名称(译)	发明名称EEG信号之间的信息流测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR101670949B1</a>	公开(公告)日	2016-10-31
申请号	KR1020150040880	申请日	2015-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	浦项工科大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	科学浦项科技大学的学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	科学浦项科技大学的学术合作		
[标]发明人	KIM SEUNGHWAN 김승환 LEE HEONSOO 이헌수		
发明人	김승환 이헌수		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61B5/048		
CPC分类号	A61B5/04 A61B5/048 A61B5/726		
代理人(译)	专利法的优美		
其他公开文献	KR1020160114406A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种信息流测量装置，其在测量信息流的脑电图之间同时可以测量信息流的方向性和强度，并且具有时间高分辨率。根据本发明的一侧的脑电图之间的信息流量测量装置包括划分输入的脑波数据并设置频率宽度的数据划分部分，其中脑波数据被小波改变的拓扑计算部分以及计算相位和相位。斜率测量单元测量脑波数据变换小波的相位斜率。

