



공개특허 10-2020-0049203



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0049203
(43) 공개일자 2020년05월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0476 (2006.01) **A61B 5/00** (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0476 (2013.01)
A61B 5/6801 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0132173
(22) 출원일자 2018년10월31일
심사청구일자 2018년10월31일

(71) 출원인
건국대학교 산학협력단
서울특별시 광진구 능동로 120, 건국대학교내 (화
양동)
(72) 발명자
권오인
서울특별시 양천구 목동동로 350, 501동 602호(목
동, 목동신시가지아파트5단지)
이문배
서울특별시 노원구 화랑로 556, 110동 405호(공릉
동, 신내효성아파트)
(74) 대리인
박기갑, 유민규

전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 **뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치 및 방법****(57) 요 약**

뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치 및 방법에 관한 것으로, 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치는, 미리 설정된 측정점에 구비된 복수의 뇌파도(EEG) 전극으로부터 증강 대상 영상의 해상도 데이터를 획득하는 데이터 획득부, 각 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극에서 측정된 해상도 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계에 기초하여 특성맵을 결정하는 특성맵 결정부, 상기 뇌파도 전극간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 위치 결정부 및 상기 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출하는 데이터 산출부를 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도1

(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법에 있어서,

미리 설정된 측정점에 구비된 복수의 뇌파도(EEG) 전극으로부터 증강 대상 영상의 해상도 데이터를 획득하는 단계;

각 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극에서 측정된 해상도 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계에 기초하여 특성맵을 결정하는 단계;

상기 뇌파도 전극간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 단계; 및

상기 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출하는 단계,

를 포함하는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터는 전압 데이터를 포함하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 특성맵을 결정하는 단계는,

각 뇌파도 전극 주위의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치를 고려하여 각 뇌파도 전극에서 측정된 전압 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계를 상기 특성맵으로 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 복수의 뇌파도 전극 간의 상관 관계는 각 뇌파도 전극에서의 전압 간의 공분산 및 표준편차에 기초하여 연산되는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 단계는,

각 뇌파도 전극의 영향력 함수값을 고려하여 상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 것인 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 단계는,

상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 미리 설정된 상관 계수의 이상인 경우에만 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극의 뇌파도 전극 간 위치를 결정하

는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 단계는,

각 뇌파도 전극 주위의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치를 고려하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

공간 해상도를 증가시키는 시간폭을 결정하는 단계를 더 포함하고,

상기 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 단계는,

상기 시간폭을 기준으로 시계열의 상관계수를 결정하여 공간 해상도를 증가시키는 상기 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 기초하여 전류 소스 밀도 (current source density, CSD)를 획득하는 단계,

를 더 포함하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법.

청구항 10

뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치에 있어서,

미리 설정된 측정점에 구비된 복수의 뇌파도(EEG) 전극으로부터 증강 대상 영상의 해상도 데이터를 획득하는 데이터 획득부;

각 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극에서 측정된 해상도 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계에 기초하여 특성맵을 결정하는 특성맵 결정부;

상기 뇌파도 전극간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 위치 결정부; 및

상기 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출하는 데이터 산출부,

를 포함하는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터는 전압 데이터를 포함하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 특성맵 결정부는,

뇌파도 전극 주위의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치를 고려하여 각 뇌파도 전극에서 측정된 전압 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계를 상기 특성맵으로 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 복수의 뇌파도 전극 간의 상관 관계는 각 뇌파도 전극에서의 전압 간의 공분산 및 표준편차에 기초하여 연산되는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 위치 결정부는,

각 뇌파도 전극의 영향력 함수값을 고려하여 상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 15

제13항에 있어서,

상기 위치 결정부는,

상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 미리 설정된 상관 계수의 이상인 경우에만 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극의 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 위치 결정부는,

각 뇌파도 전극 주위의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치를 고려하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 17

제16항에 있어서,

공간 해상도를 증가시키는 시간폭을 결정하는 시간폭 결정부를 더 포함하고,

상기 위치 결정부는,

상기 시간폭을 기준으로 시계열의 상관계수를 결정하여 공간 해상도를 증가시키는 상기 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 18

제16항에 있어서,

상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 기초하여 전류 소스 밀도 (current source density, CSD)를 획득하는 전류 소스 밀도 획득부를 더 포함하는 것인, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치.

청구항 19

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

발명의 설명**기술 분야**

[0001] 본원은 뇌파도(EEG)의 증강된 해상도 데이터 생성 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 뇌파도 전극은 각종 뇌질환에서 발생하는 전기적신호인 뇌파를 측정할 수 있다. 이러한 뇌파를 통해 뇌의 기능적 이상과 신경계에 관여하는 감염, 독성, 대사질환 관련 질환(뇌종양, 두부외상, 의식장애, 뇌막염, 치매 등)을 진단할 수 있다. 또한, 세포 외 전도도 텐서 및 다채널 전극에서 측정된 잠재 전압과 관련된 고해상도 전류 소스 밀도(current source density) 맵은 뇌에서 뉴런의 기능과 연결성을 이해하는데 중요한 사항이다.
- [0003] 그러나, 종래의 뇌파도 전극을 통한 고해상도 전류 소스 밀도는 두피에 부착 가능한 뇌파도 전극의 수가 한정되어 공간적 해상도 특성이 떨어지고, 각 전극의 전압 전위간 시간적 관계를 충분히 고려하지 못하기 때문에, 대상체의 기능을 파악하기 위해 제한된 동작 특성만 파악이 가능한 문제점이 있었다.
- [0004] 본원의 배경이 되는 기술은 한국등록특허공보 제10-1632917호에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0005] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 시간 변화 및 공간적 상관관계를 이용하고, 주어진 제한 조건하에서의 시공간적인 해상도로부터 각 상황에 맞는 주변과의 관계를 반영하여 주어진 공간 해상도 보다 높은 해상도 데이터를 생성하는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0006] 또한, 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 뇌파도 전극과 뇌파도 전극 사이에서 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 최적의 위치 및 해당 위치에서의 해상도 데이터를 산출하는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0007] 다만, 본원의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들도 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0008] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 미리 설정된 측정점에 구비된 복수의 뇌파도(EEG) 전극으로부터 증강 대상 영상의 해상도 데이터를 획득하는 단계, 각 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극에서 측정된 해상도 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계에 기초하여 특성맵을 결정하는 단계, 상기 뇌파도 전극간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 단계 및 상기 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0009] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터는 전압 데이터를 포함할 수 있다.
- [0010] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 특성맵을 결정하는 단계는, 수학식 1을 만족하는 각 뇌파도 전극에서 측정된 전압 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계를 상기 특성맵으로 결정할 수 있다.
- [0011] 본원의 일 실시예에 따르면, 수학식 2에 기초하여 상기 복수의 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 연산될 수 있다.
- [0012] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 단계는, 수학식 3에 기초한 각 뇌파도 전극의 영향력 함수값을 고려하여 상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.
- [0013] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 단계는, 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 미리 설정된 상관 계수의 이상인 경우에만 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극의 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.
- [0014] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정하는 단계는, 수학식 4에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.
- [0015] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 단계는, 수학식 5의 양이 최소화가 되는 위치를 상기 뇌파도 전극 간 위치로 결정할 수 있다.
- [0016] 본원의 일 실시예에 따르면, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법은, 공간 해상도를 증가시키는 시간폭을 결정하는 단계를 더 포함하고, 수학식 6에 기초하여 고정된 시간에서 공간해상도를 증가시키기 위한 시간폭이

연산될 수 있고, 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 단계는, 상기 시간폭을 기준으로 시계열의 상관계수를 결정하여 공간 해상도를 증가시키는 상기 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다.

[0017] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 예측 해상도 데이터를 산출하는 단계는, 수학식 7에 기초하여 상기 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 결정할 수 있다.

[0018] 본원의 일 실시예에 따르면, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법은 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 기초하여 전류 소스 밀도 (current source density, CSD)를 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0019] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 전류 소스 밀도를 획득하는 단계는, 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 라플라시언(Laplacian) 함수를 적용하여 수학식8에 기초하여 상기 복수의 다채널 전극 및 상기 전극간 위치에 대응하는 전류 소스를 결정할 수 있다.

[0020] 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치는, 미리 설정된 측정점에 구비된 복수의 뇌파도(EEG) 전극으로부터 증강 대상 영상의 해상도 데이터를 획득하는 데이터 획득부, 각 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극에서 측정된 해상도 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계에 기초하여 특성맵을 결정하는 특성맵 결정부, 상기 뇌파도 전극간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정하는 위치 결정부 및 상기 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출하는 데이터 산출부를 포함할 수 있다.

[0021] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터는 전압 데이터를 포함할 수 있다.

[0022] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 특성맵 결정부는, 수학식 8을 만족하는 각 뇌파도 전극에서 측정된 전압 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계를 상기 특성맵으로 결정할 수 있다.

[0023] 본원의 일 실시예에 따르면, 수학식 9에 기초하여 상기 복수의 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 연산될 수 있다.

[0024] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 위치 결정부는, 수학식 10에 기초한 각 뇌파도 전극의 영향력 함수값을 고려하여 상기 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.

[0025] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 위치 결정부는, 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 미리 설정된 상관 계수의 이상인 경우에만 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극의 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.

[0026] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 위치 결정부는, 수학식 11에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.

[0027] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 위치 결정부는, 수학식 12의 양이 최소화가 되는 위치를 상기 뇌파도 전극 간 위치로 결정할 수 있다.

[0028] 본원의 일 실시예에 따르면, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치는 공간 해상도를 증가시키는 시간폭을 결정하는 시간폭 결정부를 더 포함하고, 수학식 13에 기초하여 고정된 시간에서 공간해상도를 증가시키기 위한 시간폭이 연산되되, 상기 위치 결정부는, 상기 시간폭을 기준으로 시계열의 상관계수를 결정하여 공간 해상도를 증가시키는 상기 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다.

[0029] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 데이터 산출부는, 수학식 14에 기초하여 상기 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 결정할 수 있다.

[0030] 본원의 일 실시예에 따르면, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치는 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 기초하여 전류 소스 밀도 (current source density, CSD)를 획득하는 전류 소스 밀도 획득부를 더 포함할 수 있다.

[0031] 본원의 일 실시예에 따르면, 상기 전류 소스 밀도 획득부는,

[0032] 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 라플라시언(Laplacian) 함수를 적용하여 수학식15에 기초하여 상기 복수의 다채널 전극 및 상기 전극 간 위치에 대응하는 전류 소스를 결정할 수 있다.

[0033] 상술한 과제 해결 수단은 단지 예시적인 것으로서, 본원을 제한하려는 의도로 해석되지 않아야 한다. 상술한 예시적인 실시예 외에도, 도면 및 발명의 상세한 설명에 추가적인 실시예가 존재할 수 있다.

발명의 효과

[0034] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 시간 변화 및 공간적 상관관계를 이용하여 주어진 공간 해상도보다 높은 해상도 데이터를 생성하는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치 및 방법을 제공할 수 있다.

[0035] 또한, 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 뇌파도 전극과 뇌파도 전극 사이에서 해상도를 증강시키기 위한 최적의 위치 및 해당 위치에서의 예측 해상도 데이터를 산출하고, 예측 해상도 데이터를 활용하여 고해상도 전류 소스 밀도를 획득하는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치 및 방법을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0036] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치의 구성을 도시한 도면이다.

도 2는 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치의 전극 배열의 예를 도시한 도면이다.

도 3은 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치의 뇌파도 전극의 예를 도시한 도면이다.

도 4는 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치를 이용한 증강된 해상도 데이터의 예를 도시한 도면이다.

도 5는 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법의 흐름을 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0037] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본원이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본원의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본원은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본원을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0038] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다.

[0039] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부재가 다른 부재 "상에", "상부에", "상단에", "하에", "하부에", "하단에" 위치하고 있다고 할 때, 이는 어떤 부재가 다른 부재에 접해 있는 경우뿐 아니라 두 부재 사이에 또 다른 부재가 존재하는 경우도 포함한다.

[0040] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0041] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치의 구성을 도시한 도면이다.

[0042] 도 1을 참조하면, 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치(100)는 데이터 획득부(110), 특성맵 결정부(120), 위치 결정부(130), 데이터 산출부(140), 시간폭 결정부(150) 및 전류 소스 밀도 획득부(160)를 포함할 수 있다. 데이터 획득부(110)는 미리 설정된 측정점에 구비된 복수의 뇌파도(electroencephalogram EEG) 전극으로부터 증강 대상 영상의 해상도 데이터를 획득할 수 있다.

[0043] 뇌파도 전극은 두피에 부착되어 뇌의 전기적 신호를 모니터링 할 수 있다. 뇌파도 전극은 두피에 부착된 위치에서 뇌의 전기적 활동에 의한 전압 데이터를 측정할 수 있다. 뇌파도 전극에서 측정된 전압 데이터로부터 뇌의 기능적 변화를 분석하기 위해서는 전류원의 복원이 요구된다. 상기 전류원을 복원하기 위해서는 수치적으로 공간적인 두 번의 미분이 필요하다. 이를 산출하기 위해서는 고해상도의 공간해상도 측정 전압 데이터가 요구되나, 두피에 부착되어야 하는 뇌파도 전극의 수와 같은 현실적인 제약 조건으로 인해 저해상도의 공간 해상도 측정 전압 데이터가 측정될 수 밖에 없다. 그러나, 두피에 고정된 뇌파도 전극에서 연속적으로 측정되는 전기적 신호들은 시간적으로 고해상도를 가지고 있으므로, 밀리세컨(ms) 단위로 연속적인 측정이 가능하다.

[0044] 특성맵 결정부(120)는 각 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극에서 측정된 해상도 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계에 기초하여 특성맵을 결정할 수 있다. 뇌파도 전극의 경우, 두피에 전극을 부착하여야 한다는 한계로 인해 전극의 개수가 한정될 있으며, 이에 따라 저해상도 공간해상도의 측정 전압 데이터가 산출될 수 있으나, 짧은 시간(ms)에 데이터들을 측정할 수 있으므로, 시간적인 해상도는 높다. 따라서, 각 시간에서 공간해상도를 최대화 하기 위한 특성맵을 각 뇌파도 전극에서 측정된 데이터들간에 시간적 변화의 상

관관계에 기초하여 결정할 수 있다.

[0045] 구체적으로, 특성맵 결정부(120)는 각 뇌파도 전극 주위의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치를 고려하여, 수학식 1을 만족하는 각 전극에서 측정된 전압 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계를 특성맵으로 결정할 수 있다.

[0046] [수학식 1]

$$\gamma(\mu_i(\cdot)) \approx \gamma(\mu_j(\cdot)), j = 1, \dots, M \rightarrow \mu(z, \cdot) \approx \sum_{i=1}^M \omega_i \mu_i(\cdot) \text{ for } z \in \text{Conv}(\mathbf{N}_d)$$

[0047]

$$\gamma(\mu_i(\cdot)) \quad \gamma(\mu_j(\cdot))$$

[0048] 여기서, $\gamma(\mu_i(\cdot))$ 는 i 위치 전극에서의 시간적 변화 패턴을 의미하고, $\gamma(\mu_j(\cdot))$ 는 j 위치 전극에서의 시간적 변화

패턴을 의미하며, i 위치 전극 및 j 위치 전극은 서로 이웃하고, $\gamma(\cdot)$ 는 전극 주위의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치이다. 예를 들어, i 위치 전극 및 j 위치 전극이 이웃하다라는 것은 i 위치 전극 및 j 위치 전극 사이에 또 다른 위치 전극이 존재하지 않는 관계를 의미할 수 있다. 또한, ω_j 는 d 거리 이내의 전극 위치의 집

$$\mathbf{N}_d \quad \mathbf{N}_d \quad \omega_j \quad \sum_{j=1}^m w_j$$

합이며, Conv는 \mathbf{N}_d 의 블록 집합(convex hull of \mathbf{N}_d) 일 수 있다. 예를 들어, 상기 가중치 ω_j 는 $w_j = 1$ 을 만족하는 값일 수 있다.

[0049] 특성맵의 신뢰도 오차 및 잡음은 하기 식을 통해 산출될 수 있다.

$$\begin{aligned} \left\| u(z, \cdot) - \sum_{j=1}^M w_j u_j(\cdot) \right\| &= \left\| u(z, \cdot) - \sum_{j=1}^M w_j u(r_j, \cdot) + \sum_{j=1}^M w_j u(r_j, \cdot) - \sum_{j=1}^M w_j u_j(\cdot) \right\| \\ &\leq \left\| u(z, \cdot) - \sum_{j=1}^M w_j u(r_j, \cdot) \right\| + \sum_{j=1}^M w_j \| u(r_j, \cdot) - u_j(\cdot) \| \end{aligned}$$

[0050]

[0051] 상기 식에서 우측의 첫번째 항 및 두번째 항은 각각 특성맵의 신뢰도 오차 및 측정된 잡음을 나타낸다. 즉, 합성된 전위와 위치 $z \in \text{Conv}(\mathbf{N}_d)$ 에서의 실제 전위 차이는 가중치 ω_j 및 측정된 잡음에 의존하게 된다. 합성된 전

위 $\sum_{j=1}^M w_j u_j(\cdot)$ 의 잡음 분산은 $\text{Var}(u(z, \cdot)) = \sum_{j=1}^M (w_j)^2 \text{Var}(u_j(\cdot))$ 이므로, 위치 $z \in \text{Conv}(\mathbf{N}_d)$ 에서 합성 전위의 잡음 레벨은 각 전극에서 측정된 전위의 잡음 레벨보다 작다. 시간적 변화 패턴의 상관 관계를 갖는 특성맵은 위치 $z \in \text{Conv}(\mathbf{N}_d)$ 에서 전극간 위치 및 해당 전극간 위치에서의 예측 해상도 데이터의 신뢰도를 향상시키기 위한 요소로 작용될 수 있다.

$$\omega_j$$

[0052]

수학식 1에서 가중치 ω_j 를 결정하기 위해, 뇌파도 전극간 상관 관계에 대한 상관계수를 사용하여 전극간의 시간적 유사거리를 비교할 수 있다. 서로 가까운 위치에서 측정된 전압 데이터들이 시간적인 변화의 상관관계가 높다면 그 주변에서는 값들의 조합이 측정되지는 않더라도 신뢰가 높은 값을 생성할 수 있을 것이다. 특성맵 결정부(120)는 각 뇌파도 전극에서의 전압 간의 공분산 및 표준편차에 기초하여, 복수의 뇌파도 전극간 상관 관계를 수학식 2에 기초하여 연산할 수 있다.

[0053]

[수학식 2]

$$\sum_{r_j \in \mathcal{N}_d} cc_t(u_m(r_i), u_m(r_j)) = \frac{cov(u_m(r_i), u_m(r_j))}{\sigma_{u_i(t)}, \sigma_{u_j(t)}}$$

[0054]

$$u_m(r_j)$$

$$u_m(r_j)$$

[0055]

여기서, $u_m(r_i)$ 는 i 위치 뇌파도 전극의 전압을 나타내고, $u_m(r_j)$ 는 j 위치 뇌파도 전극의 전압을 나타내며, $cov(u_m(r_i), u_m(r_j))$ 는 전극 $u_m(r_i)$ 및 $u_m(r_j)$ 의 공분산을 나타내고, $\sigma_{u_i(t)}$ 및 $\sigma_{u_j(t)}$ 는 $u_m(r_i)$ 및 $u_m(r_j)$ 의 표준편차일 수 있다.

[0056]

위치 결정부(130)는 두피에 부착된 뇌파도 전극의 위치 외에 시공간 정보를 반영하는 임의의 위치를 생성할 수 있다. 구체적으로, 상기 임의의 위치는 전극 간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 전극 간 위치를 의미한다. 위치 결정부(130)는 뇌파도 전극간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다. 예시적으로, 위치 결정부(130)는 각 뇌파도 전극에서의 특성을 나타내는 영향력 함수값을 고려하여 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다. 상기 영향력 함수값은 수학식 3에 기초하여 연산될 수 있다.

[0057]

[수학식 3]

$$\mathcal{P}_S(\mathbf{r}_i) = \sum_{\mathbf{r}_j \in \mathcal{N}_d \setminus \{\mathbf{r}_i\}} CC_t(u_m(\mathbf{r}_i, :), u_m(\mathbf{r}_j, :)).$$

[0058]

여기서, $\mathcal{P}_S(\mathbf{r}_i)$ 는 \mathbf{r}_i 영상은 주변 조직간의 영향력을 나타낸다. 영향력 함수값이 크다는 것은 주변과의 시간적인 변화에 대한 영향력이 크다는 것으로 \mathcal{P}_S 영상은 주변조직간의 연관성을 나타낸다. 예시적으로, 위치 결정부(130)는 미리 설정된 영향력 함수값 이상의 뇌파도 전극을 이용하여 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다. 또한, 위치 결정부(130)는 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 미리 설정된 상관 계수의 이상인 경우에만 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극의 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.

[0060]

위치 결정부(130)는 복수의 뇌파도 전극간 시간적인 유사성과 공간적 거리를 결합하여 고정된 뇌파도 전극 주위

$$\omega_j$$

의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치 ω_j 를 결정할 수 있다. 전압 포텐셜이 합성된 전위와 전극 사이의 측정되지 않은 위치의 실제 전위 간의 차이는 유사성 패턴 및 측정된 잡음에 의존하게 된다. 측정되지 않

$$\omega_j$$

은 위치에서 합성 전위의 잡음 분산은 각 전극에서 측정된 전위의 잡음 레벨보다 작다. 본원에서는 가중치 ω_j 를 이용함으로써, 공간적 시간적 특성맵은 공간 정보만을 활용하는 종래의 포텐셜 합성 방법에 비해 합성 포텐셜과 실제 포텐셜 사이의 차이를 감소시킬 수 있다.

[0061]

위치 결정부(130)는 각 뇌파도 전극 주위의 전위에서 전압 포텐셜을 합성하기 위한 가중치를 고려하여, 수학식 4에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.

[0062]

[수학식 4]

$$\mathbf{r}_c = \sum_{\mathbf{r}_i \in \mathcal{N}_d} w_i \mathbf{r}_i$$

[0063]

$$\mathcal{N}_d$$

여기서 \mathbf{r}_i 는 i 전극의 위치를 나타내고, \mathcal{N}_d 는 d 거리 이내의 전극 위치의 집합이다. 상기 해상도 데이터는 전압을 의미한다.

[0065]

전극 간 위치인 \mathbf{r}_c 를 결정하는 것은, 조합된 점에서 합수값이 선형성을 유지하는 것을 의미할 수 있다. 위치 결

정부(130)는 수학식 5의 양이 최소가 되는 r_c 를 전극 간 위치로 결정할 수 있다.

[0066] [수학식 5]

$$u_c(r_c, t) - u(r_c, t) = \sum_{r_i \in N_c} w_i u(r_i, t) - u(\sum_{r_i \in N_c} w_i r_i, t)$$

[0068] 여기서, w_i 는 상기 특성맵을 이용한 전극 간 무게중심점의 가중치이다.

[0069] 위치 결정부(130)는 각 점에서 수학식 6의 관계를 만족하는 r_c 를 결정할 수 있다.

[0070] [수학식 6]

$$u(r_c) = u(r_c - r_1 + r_1) \approx u(r_1) + (r_c - r_1) \circ \nabla u(r_1)$$

$$u(r_c) = u(r_c - r_2 + r_2) \approx u(r_2) + (r_c - r_2) \circ \nabla u(r_2)$$

$$u(r_c) = u(r_c - r_3 + r_3) \approx u(r_3) + (r_c - r_3) \circ \nabla u(r_3)$$

[0072] 상기 수학식 6을 행렬로 표현하면, 수학식 7로 표현될 수 있다.

[0073] [수학식 7]

$$(r_c^1 - r_1^1)u_x^1 + (r_c^2 - r_2^2)u_y^1 + u(r_1) = (r_c^1 - r_2^1)u_x^2 + (r_c^2 - r_2^2)u_y^2 + u(r_2)$$

[0075] 상기와 같이 결정된 r_c 는 r_1, r_2, r_3 의 일차결합으로 표현될 것이다. 이 조합의 전극 간 위치의 거리가 가까우면 선형성을 유지할 수 있다. r_c 는 r_1, r_2, r_3 의 일차결합으로 표시되기 때문에 결정된 w_i 를 이용하여 예측 해상도 데이터를 $u(r_c) = \sum w_i u(r_i)$ 로 결정하면, 미분값을 사용하지 않기 때문에 잡음에 덜 민감한 함수값을 결정할 수 있다.

[0076] 본원의 일 실시예에 따르면, 위치 결정부(130)는 각 시간에서 공간해상도를 최대화(증가)하기 위한 특성맵을 결정하기 위한 최적의 시간폭을 활용하여 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다. 시간폭 결정부(150)는 공간 해상도를 증가시키는 시간폭을 결정할 수 있다. 상기 시간폭은 수학식 8에 기초하여 연산될 수 있다.

[0077] [수학식 8]

$$Max \frac{1}{2T} \sum_{k=1}^T (|u_m(r_i, t_i - k\Delta t)| + |u_m(r_i, t_i + k\Delta t)|)$$

[0079] 여기서, t_i 는 고정된 시간을 나타낸다. 시간폭 결정부(150)는 t_i 시간을 기준으로 시계열 상관관계가 최대화되는 시간폭 ($t_i - T, t_i + T$)을 산출할 수 있다. 각 위치 r_i 에서 최적화된 시간폭은 수학식 8과 같이 고정된 시간 t_i 를 기준으로 측정된 값들의 변화가 가장 최대가 되는 시간폭을 결정하고 시간폭을 기준으로 시계열의 상관계수들을 결정하여 공간해상도가 최대화되는 뇌파도 전극간 위치가 결정될 수 있다.

[0080] 데이터 산출부(140)는 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출할 수 있다. 데이터 산출부(140)는 수학식 9에 기초하여 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터 즉, 전압을 결정할 수 있다. 다시 말해, 해상도 데이터 및 예측 해상도 데이터는 전압 데이터를 포함할 수 있다.

[0081] [수학식 9]

$$u_c(t) = \sum_{r_i \in N_d} w_i u_i(t) \text{ and } w_i = \frac{SCC_t(r_i)}{\sum_{r_i \in N_d} SCC_t(r_i)}$$

N_d

[0083] 여기서 N_d 는 d 거리 이내의 뇌파도 전극 위치의 집합이고, $SCC_t(r_i)$ 는 상관 관계의 합을 나타낸다. 전술한 바에 의하면, 위치 결정부(130)에 의해 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극 간 위치 r_c 가 결정될 수

N_d

있다. 데이터 산출부(140)는 $u_i, r_i \in N_d$ 를 사용하여 r_c 위치에서의 가중치가 고려된 증강된 해상도 데이터 즉, 전압 $u_c(t)$ 를 결정할 수 있다.

\mathbf{x}_d

[0084] 주변 위치의 해상도 데이터 \mathbf{x}_d 는 미리 설정된 임계값에 대해 모든 주변 위치를 수학식 10에 기초하여 고려될 수 있다. 위치 결정부(130)는 미리 설정된 임계값에 대해 수학식 10을 만족하는 주변 위치를 예측할 수 있다

[0085] [수학식 10]

$$\mathbf{x} = \{ \mathbf{r}_j : CC_t(u_i(t), u_j(t)) \geq \tau \} \text{ such that } |\mathbf{x}| \leq 3 \text{ and } diam(\mathbf{x}) \leq 2.$$

[0087] 여기서 τ 는 미리 설정된 임계값이다.

 $\mathbf{x}_s \quad \mathbf{x}_a$

[0088] 주변 위치는 최대일 필요가 없다. 예시적으로 이 이웃인 경우, \mathbf{x}_s 의 서브 세트 또한 주변 위치일 수 있다. 위치 결정부(130)는 수학식 6을 만족하는 모든 주변 위치를 예측할 수 있다.

[0089] 예시적으로, 위치 결정부(130)는 인접한 두 측정 전압 신호 $u_i(t)$ 및 $u_j(t)$ 가 임계값 τ 를 초과하는 상관 관계를

 \mathbf{x}_s

가지는 경우, 주변 위치 $\mathbf{x}_s = \{r_i, r_j\}$ 는 두 신호의 평균인 중심점을 주변 위치로 예측할 수 있다. 3쌍의 인접한 전압 신호가 임계값 τ 를 초과하는 2개 이상의 상관 관계를 갖는 경우, 전압 신호로 형성된 삼각형의 내부에 2차원 예측 전압 신호인 $u_a(t)$ 를 생성하기 위해 상관 계수를 가중치로 사용할 수 있다. 위치 결정부(130)는 모든

$$\mathbf{x}_s \subset \{r_1 \dots r_{64}\}$$

주변 위치 \mathbf{x}_s 에 대해 상기 주변 위치의 예측을 반복할 수 있다. 예를 들어, 동일한 위치에서 두개의 예측 지점이 정의된 경우, 위치 결정부(130)는 가중 평균 신호를 주변 위치로서 사용할 수 있다

[0090] 도 2는 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치의 전극 배열의 예를 도시한 도면이다.

[0091] 도 2는 4개의 전극이 배치된 예를 도시한다. u_1, u_2, u_3, u_4 는 각 전극에서 측정된 전압이다. 전극에 의해 전압이 측정된 위치는 2개씩 그룹핑하는 경우에는 $(u_1, u_2), (u_2, u_3), (u_3, u_4), (u_4, u_1)$ 로 구분되고, 3개씩 그룹핑하는 경우에는 $(u_1, u_2, u_3), (u_2, u_3, u_4), (u_3, u_4, u_1), (u_4, u_1, u_2)$ 로 구분될 수 있다. 위치 결정부(130)는 각 경우마다 수학식 4에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있고, 데이터 산출부(140)는 수학식 9에 기초하여 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출할 수 있다. 상기 예측 해상도 데이터는 전압 데이터를 포함할 수 있다. 예를 들어 두개의 뇌파도 전극의 상관 관계가 상기 임계값 τ 이상

$$\mathbf{x} \{r_1, r_2\}$$

인 경우 즉, $CC_t(u_1, u_2) \geq \tau$ 이면, \mathbf{x}_s 에 대한 가중치 w_i 는 $w_i = w_1 = 1/2$ 가 주어지며, 뇌파도 전극 간 위치

$$r_a = \frac{r_1 + r_2}{2}$$

$$u_a = \frac{u_1 + u_2}{2}$$

는 \mathbf{x}_s 로 결정되고, 해당 위치의 예측 해상도 데이터는 \mathbf{x}_a 로 결정될 수 있다.

[0092] 다른 예로, $CC_t(u_1, u_2) < \tau$ 이면 시간적인 상관 관계가 없는 것으로 판단하여 전극 간 위치 및 예측 해상도 데이터를 산출하지 않는다. 또한, 도 2에 도시된 나머지 전극의 전압 u_b, u_c, u_d 는 상관관계가 임계값 τ 를 초과할 때마다 위치 결정부(130) 및 데이터 산출부(140)에 의해 뇌파도 전극 간 위치 및 예측 해상도 데이터가 산출될 수 있다. 한편, $CC_t(u_1, u_3) \geq \tau$ 및 $CC_t(u_2, u_4) \geq \tau$ 인 경우, u_e 가 중 평균으로 정의하여 뇌파도 전극간 위치 및 예측

$$r_e = \frac{r_1 + r_3}{2}$$

해상도 데이터를 결정할 수 있다. u_e 의 뇌파도 전극간 위치는 \mathbf{x}_s 로 결정되고, 예측 해상도 데이터는

$$u_e = \frac{c_1(u_1 + u_3) + c_2(u_2 + u_4)}{2(c_1 + c_2)}$$

로 결정될 수 있다. 여기서 $c_1 = CC_t(u_1, u_3)$ 이고 $c_2 = CC_t(u_2, u_4)$ 이다.

[0093] 전압이 측정된 위치가 3개씩 그룹핑되는 경우, 적어도 2개의 위치는 상호간의 상관 관계가 임계값 τ 이상일 수 있다. 상술한 바와 같이 임계값 τ 이상인 경우에 대해서만 뇌파도 전극간 위치 및 예측 해상도 데이터를 산출하므로, $CC_t(u_i, u_j) < \tau$ 이면, 특성맵 결정부(120)는 상관관계를 $CC_t(u_i, u_j) = 0$ 으로 설정할 수 있다. 이 경우에 주변

$$\mathbf{x} = \{r_1, r_2, r_3\}$$

위치 이면, 예측 해상도 데이터 u_a 는 수학식 10에 기초하여 결정될 수 있다.

[0094] [수학식 11]

$$u_a = \sum_{i=1}^3 w_i u_i \text{ at } \mathbf{r}_a = \sum_{i=1}^3 w_i \mathbf{r}_i$$

[0095]

$$w_1 = \frac{CC_t(u_1, u_2) + CC_t(u_1, u_3)}{2(CC_t(u_1, u_2) + CC_t(u_1, u_3) + CC_t(u_3, u_2))} \text{ 이고,}$$

$$w_2 = \frac{CC_t(u_1, u_2) + CC_t(u_2, u_3)}{2(CC_t(u_1, u_2) + CC_t(u_1, u_3) + CC_t(u_2, u_3))} \text{ 이며,}$$

$$w_3 = \frac{CC_t(u_2, u_3) + CC_t(u_1, u_3)}{2(CC_t(u_1, u_2) + CC_t(u_1, u_3) + CC_t(u_2, u_3))} \text{이다.}$$

[0097] 모든 t 에 대해 $u_a(t)$ 는 $u_1(t)$ 및 $u_2(t)$ 에 의해 평면상에 배치된다. 이와 유사하게 $u_\beta(t)$, $u_y(t)$ 및 $u_\delta(t)$ 는 상관관계가 임계값 τ 를 초과할 때마다 산출될 수 있다. 도 2에 도시된 바와 같이 4개의 모든 뇌파도 전극에 대해 상술한 절차를 반복하여, 위치 결정부(130)에 의해 9개의 전극 간 위치가 추가될 수 있고, 데이터 산출부(140)에 의해 9개 전극 각각의 예측 해상도 데이터가 결정될 수 있다

[0098] 전류 소스 밀도 획득부(160)는 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 기초하여 전류 소스 밀도 (current source density, CSD)를 획득할 수 있다. 전류 소스 밀도 획득부(150)는 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 라플라시언(Laplacian) 함수를 적용하여 수학식12에 기초하여 상기 복수의 다채널 전극 및 상기 전극 간 위치에 대응하는 전류 소스 밀도를 결정할 수 있다.

[0099] [수학식 12]

$$\nabla \cdot (\sigma(\mathbf{r}) \nabla u(\mathbf{r}, t)) = -S(\mathbf{r}, t), \quad \mathbf{r} = (x, y, z)$$

[0100] 여기서, $S(\mathbf{r}, t)$ 는 공간 위치 $\mathbf{r}=(x, y, z)$ 와 시간 t 에서의 전류원을 나타내고, $u(\mathbf{r}, t)$ 는 전위이고, $\sigma(\mathbf{r})$ 은 이방 전도성 텐서이며, σ 는 전도도의 선형적 정보없이 균일하고 등방성인 것으로 가정한다.

[0102] 뇌파도 전극을 데카르트 좌표계로 해석한다고 가정하면, 원본 데이터는 측정된 전압 신호 $i=1\dots 64$ 의 8×8 행렬로 나타낼 수 있다. 이때, 전류 소스 밀도는 가우시안 보간법을 사용하여 시간 t 에서 측정된 전압신호 $u_i(t)=1\dots 64$ 의 8×8 행렬로부터 복구될 수 있다. 전류 소스 밀도 획득부(150)는 $u_i(t)=1\dots 64$ 의 유사성을 고려하여 전류 소스 밀도의 고해상도 합성 효율을 향상시킬 수 있다.

[0103] 예시적으로, 다채널 전극의 주변 위치를 $\{r_1\dots r_{64}\}$ 중 임의의 부분집합으로 정의하면, 주변 위치의 해상도 데이터는 수학식 13을 만족할 수 있다.

[0104] [수학식 13]

$$\text{diam}(\mathbf{x}_d) < d \text{ and } |\mathbf{x}_d| > 1,$$

[0105] 여기서 $\text{diam}(\mathbf{x}) = \max\{\|\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j\| : \mathbf{r}_i, \mathbf{r}_j \in \mathbf{x}\}$ 이다.

[0107] 한편, 전류 소스 밀도 획득부(160)는 수학식 14로 정의된 함수 $u_h(s, t)$ 를 통해 상기 전류 소스 밀도의 가우스 근사치를 산출할 수 있다.

[0108] [수학식 14]

$$u_h(s, t) = \sum_{i=1}^{N_R} \omega_i e^{-\alpha \|s - r_i\|^2}$$

[0109]

여기서, α 는 스케일 파라미터이고, w_i 는 가중치이며 $i=1\dots N_R$ 을 나타낸다.[0111] 또한, 전류 소스 밀도 획득부(150)는 수학식 15를 통해 t 시간마다의 선형 시스템의 계수를 산출할 수 있다.

[0112] [수학식 15]

$$(A + \lambda I)w_t = b_t$$

$$A = \begin{bmatrix} e^{-\alpha \|r_1 - r_1\|^2} & \dots & e^{-\alpha \|r_1 - r_{N_R}\|^2} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ e^{-\alpha \|r_{N_R} - r_1\|^2} & \dots & e^{-\alpha \|r_{N_R} - r_{N_R}\|^2} \end{bmatrix}, \quad w_t = \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \vdots \\ \omega_{N_R} \end{bmatrix}, \quad \text{and} \quad b_t = \begin{bmatrix} u_1(t) \\ \vdots \\ u_{N_R}(t) \end{bmatrix}$$

여기서,

정규화 매개 변수이고, I 는 단위 행렬을 나타낸다.

[0115] 또한, 전류 소스 밀도 획득부(160)는 수학식 16을 통해 정규화 최소 자승 근사치를 산출할 수 있다.

[0116] [수학식 16]

$$\min \{ (Aw - b_t)^T (Aw - b_t) + \frac{\lambda}{2} w^T A w : w \in \mathbb{R}^{N_R} \}$$

[0118] 상기 수학식 15를 통해 산출된 선형 시스템의 계수는 수학식 16의 정규화 최소 자승 근사치를 만족하는 값일 수 있다.

[0119] 전류 소스 밀도 획득부(160)는 정규화 매개 변수 $\hat{\theta}$ 를 통해 함수의 평탄성과 데이터 피팅간의 균형을 제어할 수 있다. 전류 소스 밀도 획득부는 Stein's unbiased risk estimator(SURE)를 적용하여 상기 정규화 매개 변수 $\hat{\theta}$ 를 선택할 수 있다.[0120] 상기 수학식 15 내지 수학식 16에서 각 시간 t 에 대해, $b_t = b_t^{\text{real}} + n_t$ where b_t^{real} 는 잡음이 없는 데이터이고, n_t 는 분산 σ^2 의 제로 평균 가우스 잡음이다. 이때, 잡음이 없는 데이터에 대한 결과 함수 값 $u_h = [u_h(r_1, t),$

$$u_h(r_{N_R}, t)]^T$$
의 평균 제곱 오차는 $MSE(u_h) = \frac{1}{N_R} \|u_h - b_t^{\text{real}}\|^2$ 이다. 그러나 실제의 잡음이 없는 데이터는 수집할 수 없기 때문에, 전류 소스 밀도 획득부(160)는 SURE를 통해 수학식 17에 기초하여 실제 평균 제곱 오차의 비편향성을 추정할 수 있다.

[0121] [수학식 17]

$$SURE(u_h) = \frac{1}{N_R} \|u_h - b_t\|^2 - \sigma^2 + 2\sigma^2 \frac{\text{div}_{b_t}\{u_h\}}{N_R}$$

[0123] 여기서, $\text{div}_{b_t}\{u_h\} = \sum_{i=1}^{N_R} \frac{\partial(u_h(r_i, t))}{\partial(u_m(r_i, t))}$ 는 Monte Carlo divergence estimator에 의해 근사화될 수 있는 측정값에 대한 가우시안 근사법의 발산이다.[0124] 상기 특성맵 결정부(120) 및 위치 결정부(130)에 의해 뇌파도 전극의 뇌파도 전극 간 위치의 분포에 대한 정보를 수집할 수 있으며, 상기 함수 $u_h(s, t)$ 를 연산(평가)함으로써, 뇌파도의 전극간 위치를 포함하는 복수의 뇌파도 전극의 예측 해상도 데이터를 산출할 수 있다.[0125] 전류 소스 밀도 획득부(160)는 상기 수학식 15를 통해 추정된 가중치 w_i 를 사용하여 뇌파도의 전극간 위치를 포

함하는 복수의 뇌파도 전극의 예측 해상도 데이터의 라플라시안 함수를 수학식18을 통해 직접 연산할 수 있다.

[0126] [수학식 18]

$$\nabla^2 e^{-\alpha \|s - r_i\|^2} = 4\alpha^2 \|s - r_i\|^2 e^{-\alpha \|s - r_i\|^2} - 4\alpha e^{-\alpha \|s - r_i\|^2}$$

[0127] 또한, 예측 해상도 데이터의 라플라시안 $\nabla^2 u_h(s_j, t)$ 를 수학식 19에 기초하여 $u_h(s_j, t)$, $j = 1$ 로 산출된 가우시안 근사치보다 높은 해상도로 직접 연산할 수 있다.

[0129] [수학식 19]

$$\nabla^2 u_h(s, t) = \sum_{i=1}^{N_R} 4\alpha \omega_i (\alpha \|s - r_i\|^2 - 1) e^{-\alpha \|s - r_i\|^2}$$

[0131] theta-burst stimulation(TBS) 전후의 전극의 상호 상관 맵핑을 뇌파도 전극의 각 쌍에 대해 평가한 결과, 전류 소스 밀도 획득부(160)는 수학식 20를 통해 두 뇌파도 전극 사이의 시간 함수 연결성(functional connectivity FCT)을 정의할 수 있다.

[0132] [수학식 20]

$$FC_t(X_t, Y_t) = \frac{E[(X_t - \mu_{X_t})(Y_t - \mu_{Y_t})]}{\sigma_{X_t} \sigma_{Y_t}}, \quad X_t = (x_1, x_2, \dots, x_t), \quad Y_t = (y_1, y_2, \dots, y_t)$$

[0134] 여기서 $E(-)$ 는 기대값이고 X_t 및 Y_t 는 분석되는 각 전극에서의 전류 소스 밀도이고, μ_{X_t} , μ_{Y_t} 는 X_t (Y_t)의 평균이다.

[0135] 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치의 뇌파도 전극의 예를 도시한 도면이다.

[0136] 도 3을 참조하면, 도 3의 (a)는 통상적으로 사용되는 두피에 부착되는 뇌파도 전극의 위치를 나타내고, (b)는 고해상도용으로 사용되는 뇌파도 전극의 위치를 나타낸다. 한편 도 3의 (c)는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치에 의해 시계열 데이터간 상호관계로부터 결정된 뇌파도 전극간 위치를 포함하는 뇌파도 전극의 위치를 나타낸다. 도 3의 (c)에 도시된 바와 같이, 뇌파도 전극간 위치를 결정함으로써, 도 3의 (a)의 실제 뇌파도 전극보다 많은 위치에서 해상도 데이터를 산출할 수 있으므로 보다 증강된 해상도 데이터를 생성할 수 있다.

[0137] 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치를 이용한 증강된 해상도 데이터의 예를 도시한 도면이다.

[0138] 도 4는 각 시간별로 측정된 해상도 데이터를 나타낸다. 도 4를 참조하면, 도 4의 (a)는 통상적으로 사용되는 뇌파도 전극 31개를 이용한 해상도 데이터 즉, 전류원 영상을 나타내고, (b)는 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치에 의해 증강된 해상도 데이터(전류원 영상)을 나타낸다. 도 4에 도시된 바와 같이, 통상적인 뇌파도 전극을 이용한 전류원 영상에 비해 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치에 의한 전류원 영상의 해상도가 증강된 것을 확인할 수 있다.

[0139] 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법의 흐름을 도시한 도면이다.

[0140] 도 5에 도시된 증강된 해상도 데이터 생성 방법은 앞선 도1 내지 도4를 통해 설명된 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치에 의하여 수행될 수 있다. 따라서 이하 생략된 내용이라고 하더라도 도 1 내지 도 4를 통해 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치에 대하여 설명된 내용은 도 5에도 동일하게 적용될 수 있다.

[0141] 단계 S510에서 데이터 획득부(110)는 미리 설정된 측정점에 구비된 복수의 뇌파도 전극으로부터 증강 대상 영상의 해상도 데이터를 획득할 수 있다

[0142] 단계 S520에서 특성맵 결정부(120)는 각 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극에서 측정된 해상도 데이터의 시간적 변화 패턴의 상관 관계에 기초하여 특성맵을 결정할 수 있다. 또한, 특성맵 결정부(120)는 상기 복수의 뇌파도 전극 간의 상관 관계를 연산할 수 있다.

[0143] 단계 S530에서 시간폭 결정부(150)는 공간 해상도를 증가시키는 시간폭을 결정할 수 있다. 위치 결정부(130)는

각 시간에서 공간해상도를 최대화 하기 위한 특성맵을 결정하기 위한 최적의 시간폭을 활용하여 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다.

[0144] 단계 S540에서 위치 결정부(130)는 뇌파도 전극간의 상관 관계를 포함하는 특성맵에 기초하여 증강된 해상도 데이터를 획득하기 위한 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다. 예시적으로, 위치 결정부(130)는 미리 설정된 영향력 합수값 이상의 뇌파도 전극을 이용하여 뇌파도 전극간 위치를 결정할 수 있다. 또한, 위치 결정부(130)는 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극 간의 상관 관계가 미리 설정된 상관 계수의 이상인 경우에만 상기 뇌파도 전극 및 상기 뇌파도 전극과 이웃하는 뇌파도 전극의 뇌파도 전극 간 위치를 결정할 수 있다.

[0145] 단계 S550에서 데이터 산출부(140)는 뇌파도 전극간 위치의 예측 해상도 데이터를 산출할 수 있다. 예시적으로, 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터는 전압 데이터일 수 있다.

[0146] 단계 S560에서 전류 소스 밀도 획득부(160)는 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 기초하여 전류 소스 밀도 (current source density, CSD)를 획득할 수 있다. 전류 소스 밀도 획득부(150)는 상기 해상도 데이터 및 상기 예측 해상도 데이터에 라플라시언(Laplacian) 합수를 적용하여 상기 복수의 다채널 전극 및 상기 전극 간 위치에 대응하는 전류 소스를 결정할 수 있다.

[0147] 본원의 일 실시 예에 따른 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 방법은, 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 룸(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴퓨터에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0148] 전술한 본원의 설명은 예시를 위한 것이며, 본원이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본원의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

[0149] 본원의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본원의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

[0150] 100: 뇌파도의 증강된 해상도 데이터 생성 장치

110: 데이터 획득부

120: 특성맵 결정부

130: 위치 결정부

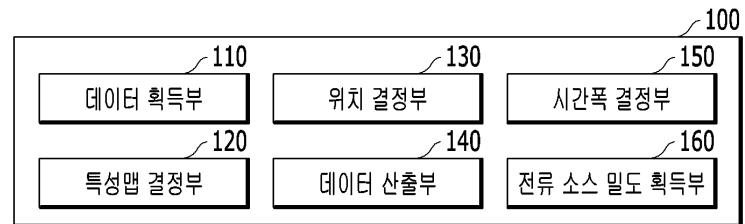
140: 데이터 산출부

150: 시간폭 결정부

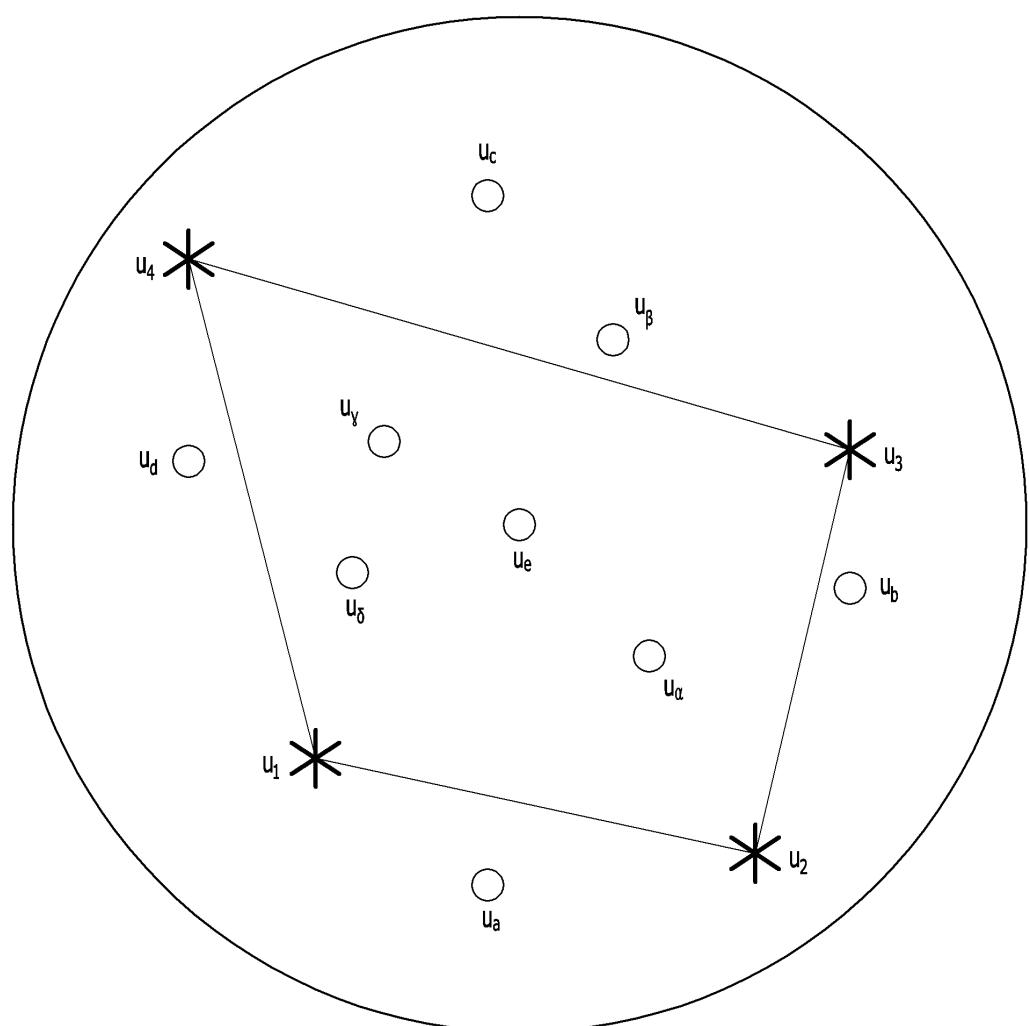
160: 전류 소스 밀도 획득부

도면

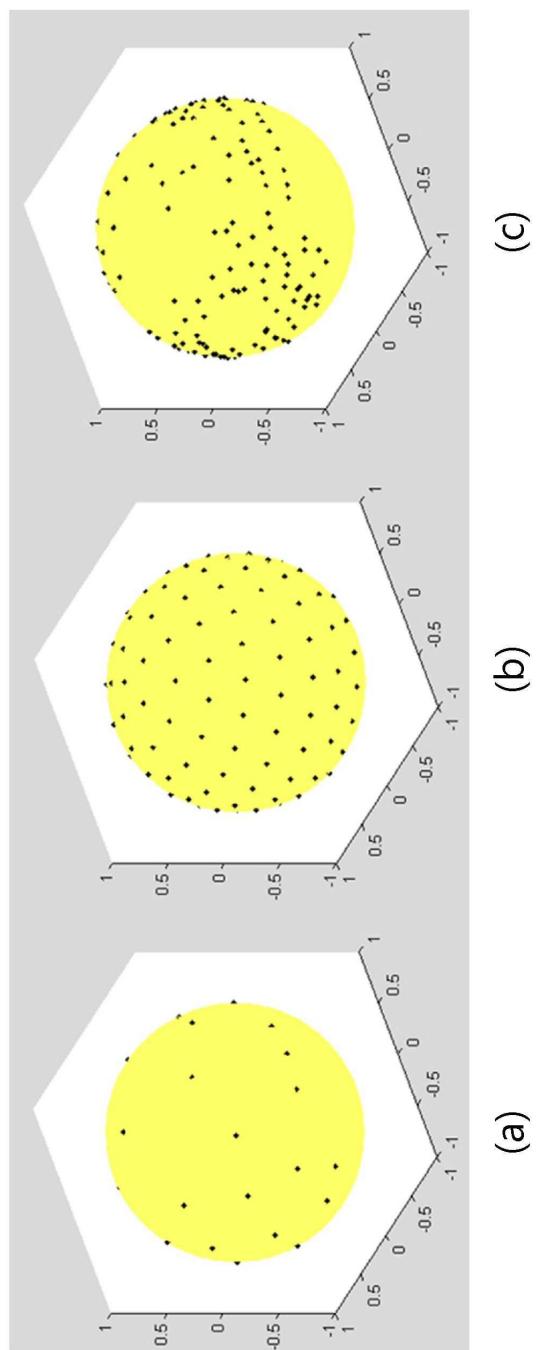
도면1



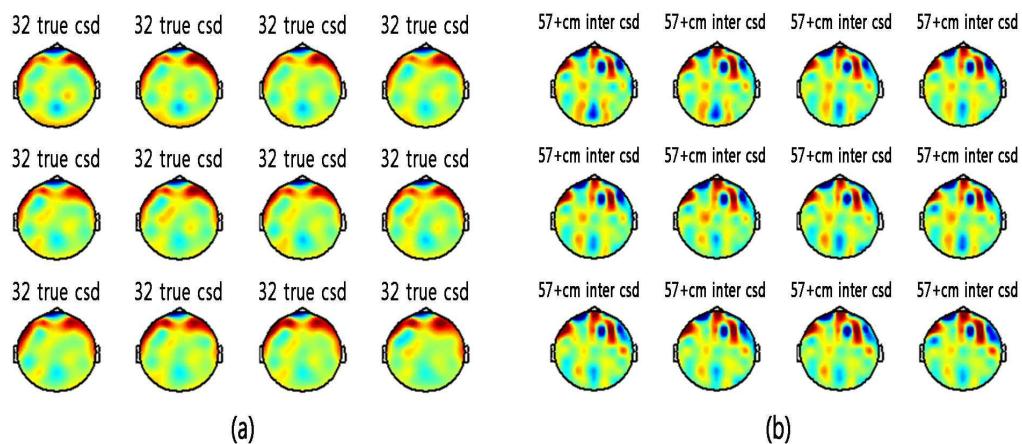
도면2



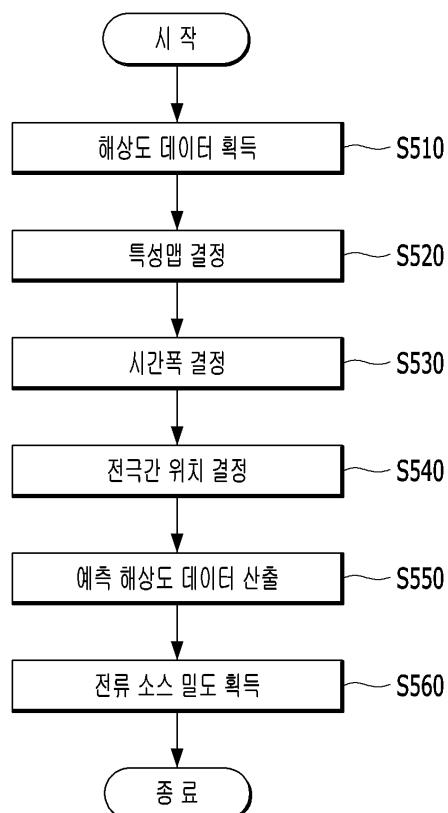
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	增强脑电图分辨率数据的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020200049203A	公开(公告)日	2020-05-08
申请号	KR1020180132173	申请日	2018-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	建国UNIV INDAL合作		
申请(专利权)人(译)	建国大学产学合作基金会		
[标]发明人	권오인 이문배		
发明人	권오인 이문배		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/6801 A61B5/7225 A61B5/7235		
代理人(译)	柳民圭		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于生成脑电图的增强分辨率数据的设备和方法，其中，根据本申请实施例的用于生成脑电图的增强分辨率数据的设备由设置在预设测量点的多个EEG电极增强数据获取单元，其获取图像的分辨率数据；以及特征图确定单元，其基于在每个EEG电极和EEG电极以及相邻的EEG电极上测量的分辨率数据的时间变化模式之间的相关性来确定特征图。位置确定单元，用于基于包括EEG电极之间的相关性的特性图来确定EEG电极之间的位置以获得增强的分辨率数据；以及用于计算EEG电极之间的位置的预测分辨率数据的数据。它可以包括一个计算单元。

