



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0086995
(43) 공개일자 2018년08월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01) A61B 5/048 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04012 (2013.01)
A61B 5/0478 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0011142
(22) 출원일자 2017년01월24일
심사청구일자 2017년01월24일

(71) 출원인
이화여자대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)
(72) 발명자
이향운
서울특별시 강남구 압구정로 201, 87동 1103호 (압구정동, 현대아파트)
이병욱
서울특별시 마포구 월드컵북로 381, 404동 1202호 (상암동, 상암 월드컵파크 4단지)
(74) 대리인
리앤목특허법인

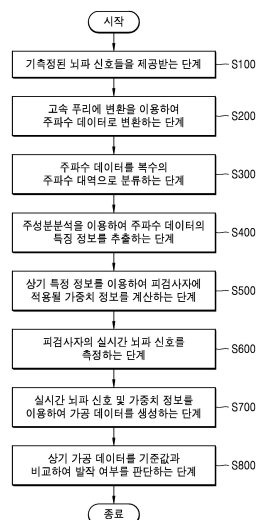
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 **경련뇌파 조기탐지 방법**

(57) 요약

본 발명의 일 실시예는, 피검사자의 기 측정된 뇌파 신호를 제공받는 단계, 상기 기 측정된 뇌파 신호를 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 이용하여 주파수 영역에서의 주파수 데이터로 변환하는 단계, 상기 주파수 데이터를 사전에 설정된 복수의 주파수대역으로 분류하는 단계, 주성분분석(Principal Components Analysis, PCA)을 이용하여 상기 복수의 주파수 대역으로 분류된 상기 주파수 데이터의 특징 정보를 추출하는 단계, 상기 특징 정보를 이용하여 상기 피검사자에 적용될 가중치 정보를 계산하는 단계 및 상기 피검사자의 실시간 뇌파 신호를 측정하고, 상기 실시간 뇌파 신호 및 상기 가중치 정보에 기초하여 상기 피검사자의 발작 여부를 판단하는 단계를 포함하는, 경련뇌파 조기탐지 방법을 제공한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/048 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

(72) 발명자

박준희

서울특별시 송파구 위례성대로 176, 2동 1108호 (오금동, 대림아파트)

이지선

서울특별시 송파구 잠실로 62, 320동 2002호 (잠실동, 트리지움)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 H14C1989

부처명 보건복지부

연구관리전문기관 보건산업진흥원

연구사업명 질병중심 중개기반연구

연구과제명 패턴학습 및 다중생체신호기반 환자 맞춤형 경련뇌파 조기탐지 뇌전증 진단기법 개발

기 여 율 80/100

주관기관 이화여자대학교 산학협력단

연구기간 2014.11.01 ~ 2017.10.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2014-R1A2A1A11052103

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 기초연구사업 중견연구자지원사업

연구과제명 고주파 뇌파의 혈류역학적 근원 분석에 기반한 뇌전증 발생기전 연구

기 여 율 20/100

주관기관 이화여자대학교 산학협력단

연구기간 2014.11.01 ~ 2017.10.31

명세서

청구범위

청구항 1

피검사자의 기측정된 뇌파 신호를 제공받는 단계;

상기 기측정된 뇌파 신호를 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 이용하여 주파수 영역에서의 주파수 데이터로 변환하는 단계;

상기 주파수 데이터를 사전에 설정된 복수의 주파수 대역으로 분류하는 단계;

주성분분석(Principal Components Analysis, PCA)을 이용하여 상기 복수의 주파수 대역으로 분류된 상기 주파수 데이터의 특징 정보를 추출하는 단계;

상기 특징 정보를 이용하여 상기 피검사자에 적용될 가중치 정보를 계산하는 단계; 및

상기 피검사자의 실시간 뇌파 신호를 측정하고, 상기 실시간 뇌파 신호 및 상기 가중치 정보에 기초하여 상기 피검사자의 발작 여부를 판단하는 단계;를 포함하는, 경련뇌파 조기탐지 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 특징 정보는 상기 복수의 주파수 대역으로 분류된 상기 주파수 데이터의 에너지 비율인, 경련뇌파 조기탐지 방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 주파수 데이터의 특징 정보를 추출하는 단계는,

상기 기측정된 뇌파 신호 중 발작 시작 시점부터 사전에 설정된 일정 시점까지의 초기 구간에서의 뇌파 신호를 이용하여 상기 특징 정보를 추출하는, 경련뇌파 조기 탐지 방법.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 10초까지의 구간인, 경련뇌파 조기 탐지 방법.

청구항 5

제3 항에 있어서,

상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 5초까지의 구간인, 경련뇌파 조기 탐지 방법.

청구항 6

제3 항에 있어서,

상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 3초까지의 구간인, 경련뇌파 조기 탐지 방법.

청구항 7

제3 항에 있어서,

상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 발작이 일어나는 발작 전체 시간에 대한 10 내지 20% 시간까지의 구간인, 경련뇌파 조기 탐지 방법.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 피검사자의 발작 여부를 판단하는 단계는,

상기 실시간 뇌파 신호를 고속 푸리에 변환(FFT)을 이용하여 주파수 영역에서의 실시간 주파수 데이터로 변환하고, 상기 실시간 주파수 데이터를 사전에 설정된 상기 복수의 주파수 대역으로 분류하고, 상기 복수의 주파수 대역으로 분류된 상기 실시간 주파수 데이터에 상기 가중치 정보를 적용시켜 가공데이터를 생성하고, 상기 가공 데이터를 이용하여 상기 피검사자의 발작 여부를 판단하는, 경련뇌파 조기탐지 방법.

청구항 9

제1 항에 있어서,

상기 복수의 주파수 대역으로 분류하는 단계는 상기 주파수 데이터를 주파수에 따라 델타(delta)파, 세타(theta)파, 알파(alpha)파, 베타(beta)파 및 감마(gamma)파로 분류하는, 경련뇌파 조기탐지 방법.

청구항 10

제1 항에 있어서,

상기 기 측정된 뇌파 신호 및 상기 실시간 뇌파 신호는 상기 피검사자의 두개강 내 또는 두피에 배치된 뇌파 전극들을 이용하여 측정되는, 경련뇌파 조기탐지 방법.

청구항 11

컴퓨터를 이용하여 제1항 내지 제10항 중 어느 하나의 방법을 실행시키기 위하여 기록 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 실시예들은 주성분 분석(Principal Components Analysis, PCA)을 이용한 경련뇌파 조기탐지 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 뇌전증 발작은 환자가 발작을 일으키는 동안 짧게는 몇 초 혹은 몇 분 동안 의식을 잃거나 팔 다리를 마구 흔드는 등과 같은 행동이나 의식에 변화를 초래한다. 뇌전증은 일반적으로 비정상적으로 활동하는 뇌의 질환이다. 뇌전증은 낮은 느낌, 감정, 행동, 혹은 때때로 경기(경련), 근육 경련, 의식을 잃는 등의 발작 현상을 수반한다. 일부 뇌전증 환자에게 발작은 아주 가끔 발생하기도 하지만 또 다른 사람에게는 하루에 여러차례 발생하는 경우도 있다. 이러한 발작은 개인차에 따라 발작 발생 횟수가 다르며, 발작의 위험에도 그 차이를 보인다. 뇌전증 발작 환자가 저산소증(만성 폐색성 폐질환, 심한 천식), 뇌막염(수막염), 뇌염, 뇌종양과 같은 질병을 갖고 있는 경우 발작에 따른 위험성은 더 높아진다.

[0003] 뇌전증 환자의 수는 미국의 경우, 2백만명 이상의 환자가 있는 것으로 알려져 있으며, 이러한 뇌전증 환자들 중 70-75%는 의약과 수술에 의해 발작을 제어할 수 있다고 보고되고 있다. 그러나 나머지 25 내지 30%의 환자는 계속적으로 발작을 경험하고 있다. 미국의 경우 뇌전증 환자의 수가 200만명, 영국의 경우 60만명에 이른다. 이들 중 약 500명의 환자들은 갑작스런 발작에 의해 부상을 입고 그러한 부상에 의하여 목숨을 잃고 있다. 우리나라의 경우 2013-2014년에 대한뇌전증학회 역학조사위원회에서 발표한 자료에 따르면 약 50만명의 뇌전증 환자가 치료를 받고 있는 것으로 조사되었다.

[0004] 한편, 뇌파(EEG)는 뇌 피질 표면에서 발생하는 신경 세포들의 동기화된 활동으로 인하여 발생하는 생체 내부의 전류 흐름을 전극(electrode)을 이용하여 측정하는 것으로 두피의 피부에 부착하거나 수술적으로 두개강 내에 뇌파전극을 삽입하여 측정할 수 있다. 종래에 뇌파를 이용한 뇌전증 데이터 분석은 뇌전증 진단, 발작 탐지 및 예측을 위해 이용되고 있으나, 경련이 일어나는 전후 시간에 대해 전체 또는 광범위한 구간의 주파수에 대한 뇌파 데이터를 모든 뇌파전극에서 정밀하게 분석하기 때문에 시간이 오래 걸리고, 경련 발생 초기에 경련을 탐지

하는 것이 어려웠다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0005] 이러한 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명의 실시예들은 주성분분석(PCA)을 이용하여 발작 초기 구간에서 복수의 주파수 대역에 따른 환자 맞춤형 가중치 정보를 계산하고, 계산된 가중치 정보를 이용하여 발작의 조기탐지가 가능한 경련뇌파 조기탐지 방법을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0006] 본 발명의 일 실시예는, 피검사자의 기측정된 뇌파 신호를 제공받는 단계, 상기 기측정된 뇌파 신호를 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 이용하여 주파수 영역에서의 주파수 데이터로 변환하는 단계, 상기 주파수 데이터를 사전에 설정된 복수의 주파수대역으로 분류하는 단계, 주성분분석(Principal Components Analysis, PCA)을 이용하여 상기 복수의 주파수 대역으로 분류된 상기 주파수 데이터의 특징 정보를 추출하는 단계, 상기 특징 정보를 이용하여 상기 피검사자에 적용될 가중치 정보를 계산하는 단계 및 상기 피검사자의 실시간 뇌파 신호를 측정하고, 상기 실시간 뇌파 신호 및 상기 가중치 정보에 기초하여 상기 피검사자의 발작 여부를 판단하는 단계를 포함하는, 경련뇌파 조기탐지 방법을 제공한다.
- [0007] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 특징정보는 상기 복수의 주파수 대역으로 분류된 상기 주파수 데이터들의 에너지 비율일 수 있다.
- [0008] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 주파수 데이터의 특징 정보를 추출하는 단계는, 상기 기 측정된 뇌파 신호 중 발작 시작 시점부터 사전에 설정된 일정 시점까지의 초기 구간에서의 뇌파 신호를 이용하여 상기 특징 정보를 추출할 수 있다.
- [0009] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 10초까지의 구간일 수 있다.
- [0010] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 5초까지의 구간일 수 있다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 3초까지의 구간일 수 있다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 초기 구간은 상기 발작 시작 시점부터 발작이 일어나는 발작 전체 시간에 대한 10 내지 20% 시간까지의 구간일 수 있다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 피검사자의 발작 여부를 판단하는 단계는, 상기 실시간 뇌파 신호를 고속 푸리에 변환(FFT)을 이용하여 주파수 영역에서의 실시간 주파수 데이터로 변환하고, 상기 실시간 주파수 데이터를 사전에 설정된 상기 복수의 주파수 대역으로 분류하고, 상기 복수의 주파수 대역으로 분류된 상기 실시간 주파수 데이터에 상기 가중치 정보를 적용시켜 가공데이터를 생성하고, 상기 가공데이터를 이용하여 상기 피검사자의 발작 여부를 판단할 수 있다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 복수의 주파수 대역으로 분류하는 단계는 상기 주파수 데이터를 주파수에 따라 델타(delta)파, 세타(theta)파, 알파(alpha)파, 베타(beta)파 및 감마(gamma)파로 분류할 수 있다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 뇌파 신호들은 상기 피검사자의 두개강내 또는 두피에 배치된 뇌파 전극들을 이용하여 측정될 수 있다.
- [0016] 본 발명의 일 실시예는, 컴퓨터를 이용하여 제1항 내지 제9항 중 어느 하나의 방법을 실행시키기 위하여 기록 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램을 제공한다.
- [0017] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

- [0018] 본 발명의 실시예들에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법은 주성분분석을 통해 뇌파 신호의 특징 정보를 추출하고, 이를 이용하여 피검사자에 맞춤형으로 적용될 수 있는 가중치 정보를 계산함으로써, 피검사자의 실시간 뇌파 신호로부터 발작을 정확하게 구분해낼 수 있다. 특히, 본 발명의 일 실시예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법은 뇌파 신호의 초기 구간을 이용하여 특징 정보 및 가중치 정보를 획득함으로써, 발작을 초기에 신속하게 탐지할 수

있다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법을 순차적으로 도시한 순서도이다.
- 도 2는 일 실시예에서 발작 구간을 포함하는 기 측정된 뇌파 신호 및 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터의 에너지를 나타낸 그래프이다.
- 도 3은 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터로부터 계산된 전체 고유벡터 및 초기구간에서의 초기고유벡터를 비교하여 나타낸 그래프이다.
- 도 4 내지 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법의 효과를 실험을 통해 획득된 데이터로 나타낸 도면들이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.
- [0021] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0022] 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다.
- [0023] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.
- [0024] 이하의 실시예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.
- [0025] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등의 부분이 다른 부분 위에 또는 상에 있다고 할 때, 다른 부분의 바로 위에 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 있는 경우도 포함한다.
- [0026] 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.
- [0027] 어떤 실시예가 달리 구현 가능한 경우에 특정한 공정 순서는 설명되는 순서와 다르게 수행될 수도 있다. 예를 들어, 연속하여 설명되는 두 공정이 실질적으로 동시에 수행될 수도 있고, 설명되는 순서와 반대의 순서로 진행될 수 있다.
- [0028] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등이 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소들이 직접적으로 연결된 경우뿐만 아니라 막, 영역, 구성요소들 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소들이 개재되어 간접적으로 연결된 경우도 포함한다. 예컨대, 본 명세서에서 막, 영역, 구성 요소 등이 전기적으로 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소 등이 직접 전기적으로 연결된 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 간접적으로 전기적 연결된 경우도 포함한다.
- [0029] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법을 순차적으로 도시한 순서도이고, 도 2는 일 실시예에서 발작 구간을 포함하는 기 측정된 뇌파 신호 및 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터의 에너지를 나타낸 그래프이다.
- [0030] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법은 먼저, 피검사자의 기 측정된 뇌파 신호들을 제공받는다(S100). 기 측정된 뇌파 신호들은 실제 발작이 일어났을 때 측정된 뇌파 신호일 수 있다. 뇌파 신호들은 피검사자의 병소(focus)로 추정되는 부분의 두개강 내에 뇌파 전극을 삽입하여 측정할 수 있다. 그러나, 본 발명은 두개강 내 전극을 통한 뇌파 측정에 제한되지 않으며, 다른 실시 예로서, 피검사자의 병소로 추정되는 부분 또는 더 광범위하게 두개강 외부 특히 두피에 뇌파 전극의 센서를 배치하여 비침습적으로 두피뇌파 신호를 측정할 수도 있다. 또한 상기 뇌신호를 비침습적으로 측정하는 센서는 뇌-영상 기법을 통해 비침습적

방법을 사용하여 뇌파뿐 만이 아니라 다양한 뇌 신호를 측정할 수 있다. 예를 들면, 비침습적 방법의 뇌 영상 기법은 뇌파 또는 뇌전도(ElectroEncephaloGraphy, EEG), 뇌자도(MagnetoEncephaloGraphy, MEG), 근적외선 분광도(near-infrared spectroscopy, NIRS), 혹은 기능성 자기공명영상기법(functional magnetic resonance imaging, fMRI) 등이 될 수 있다.

[0031] 다음, 기측정된 뇌파 신호를 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 이용하여 주파수 영역에서의 주파수 데이터로 변환한다(S200). 고속 푸리에 변환(FFT)은 푸리에 변환에 근거하여 근사 공식을 이용한 이산 푸리에 변환(discrete Fourier transform)을 계산할 때 연산 횟수를 줄일 수 있도록 고안된 알고리즘이다. 이를 이용하여, 시간 영역에서 기 측정된 뇌파 신호를 주파수 영역에서의 주파수 데이터로 변환할 수 있다. 이후, 상기 주파수 데이터를 사전에 설정된 복수의 주파수 대역으로 분류한다(S300). 이때, 주파수 데이터는 주파수에 따라 델타파(delta, δ : 1-4 Hz), 세타파(theta, θ : 4-8 Hz), 알파파(alpha, α : 8-13 Hz), 베타파(beta, β : 13-25 Hz) 및 감마파(gamma, γ : 25-55 Hz)로 분류할 수 있다. 일 실시예로서, 고속 푸리에 변환을 위한 시간 윈도우(time window)는 2초였으며, 시간 영역에서의 기 측정된 뇌파 신호는 $x(n)$ 으로 표현하였다. 발작성 뇌파(ictal EEG)의 크기는 주파수에 반비례하는 경향이 있는데, 이는 간단한 차이 필터인 하기의 수학적 식 1을 이용하여 극복할 수 있다.

[0032] [수학적 식 1]

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} [x(n+1) - x(n)] e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \quad (0 \leq k \leq N-1)$$

[0033]

[0034] 여기서, $X[k]$ 는 상기 수학적 식 1을 이용하여 고속 푸리에 변환(FFT)한 주파수 데이터이고, N 은 $fs*2초 = 400$ 인 윈도우(window)에서의 샘플의 개수(number of samples)이다.

[0035] 이후, 주성분분석(Principal Components Analysis, PCA)을 이용하여 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터의 특징 정보를 추출한다(S400). 여기서, 상기한 특징 정보는 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터들의 에너지 비율일 수 있다. 주파수 데이터들의 에너지 비율은 수학적 식 2와 같이 상기한 수학적 식 1의 $X[k]$ 로부터 획득될 수 있다.

[0036] [수학적 식 2]

$$X_{subband} = \sum_{f_{b,subband}}^{f_{s,subband}} |X[k]|^2, \quad subband \in \{\delta, \theta, \alpha, \beta, \gamma\}$$

[0037]

[0038] 여기서, 감마파(gamma)는 60Hz인 교류 전원 주파수 노이즈를 배제하기 위하여 55Hz로 제한될 수 있다. n 시점에서 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터들은 각각 X_{δ} , X_{θ} , X_{α} , X_{β} , 및 X_{γ} 의 벡터로 나타낼 수 있고, 상기한 벡터들은 수학적 식 3과 같이 X_n 으로 표현할 수 있다.

[0039] [수학적 식 3]

$$X_n = [X_{\delta n} X_{\theta n} X_{\alpha n} X_{\beta n} X_{\gamma n}]^T \quad (1 \leq n \leq W)$$

[0040]

[0041] 상기한 수학적 식 3에서 W 는 1초 중첩구간을 갖고 크기가 2초인 윈도우들(windows)의 개수를 나타낸다. X_n 의 각 구성요소들은 2초 동안의 각 주파수 대역에서의 에너지를 나타낸다.

[0042] 한편, 주파수 데이터의 특징 정보를 추출하는 단계는 기 측정된 뇌파 신호 중 발작 시작 시점부터 사전에 설정된 일정 시점까지의 초기 구간에서의 뇌파 신호를 이용하여 특징 정보를 추출할 수 있다(S400).

[0043] 도 2를 참조하면, 피검사자의 기 측정된 뇌파 신호는 발작 직후, 베타파(beta)는 나머지 주파수 대역에서의 에너지와 구분되는 증가를 나타내었다. 이후 중반에서 후반까지의 발작에서의 뇌파 신호는 세타파(theta)의 에너지가 유의미한 증가를 나타내었고, 그 다음 감마파(gamma), 알파파(alpha)의 에너지가 증가하였다. 이와 같이, 초기 구간에서의 주파수 데이터의 에너지 비율은 초기 구간을 제외한 다른 구간에서의 에너지 비율과 다른 특징 정보를 나타낼 수 있다. 본 발명에서는 이러한 초기 구간에서의 뇌파 신호를 이용하여, 그 특징 정보를 추출하

고 추출된 특징 정보를 이용함으로써, 피검사자의 발작이 일어나는 초기 시점에서도 발작 여부를 신속하게 판단할 수 있다.

[0044] 다시 도 1을 참조하면, 추출된 특징 정보를 이용하여 피검사자에 적용될 가중치 정보를 계산한다(S500). 전술한 바와 같이, 초기 구간에서의 뇌파 신호는 주파수 대역에 따라 다른 에너지 밀도를 가질 수 있으며, 이러한 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터들의 에너지 비율은 환자마다 각각 다른 값을 가질 수 있다. 따라서, 추출된 특징 정보를 이용하여 가중치 정보를 계산함으로써, 각 피검사자에 대한 환자맞춤형 가중치 정보를 획득할 수 있다.

[0045] 다음, 본 발명의 일 실시예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법은 피검사자의 실시간 뇌파 신호를 측정하고(S600), 실시간 뇌파 신호 및 가중치 정보에 기초하여 피검사자의 발작 여부를 판단할 수 있다(S800). 이때, 피검사자의 발작 여부를 판단하는 단계는, 실시간 뇌파 신호를 고속 푸리에 변환(FFT)을 이용하여 주파수 영역에서의 실시간 주파수 데이터로 변환하고, 변환된 실시간 주파수 데이터를 사전에 설정된 복수의 주파수 대역으로 분류할 수 있다. 다음 복수의 주파수 대역으로 분류된 실시간 주파수 데이터에 상기 계산된 가중치 정보를 적용시켜 가공 데이터를 생성할 수 있다(S700). 가공 데이터는 기 측정된 뇌파 신호로부터 획득된 환자맞춤형 가중치 정보를 실시간 뇌파 신호에 적용한 데이터로서, 이를 통해 실시간 뇌파 신호로부터 발작 신호를 정확하게 구분할 수 있고, 초기에 발작 여부를 탐지할 수 있다.

[0046] 도 3은 복수의 주파수 대역으로 분류된 주파수 데이터로부터 계산된 전체 고유벡터 및 초기구간에서의 초기고유벡터를 비교하여 나타낸 그래프이다.

[0047] 도 3을 참조하면, 기측정된 뇌파 신호의 발작 전체 구간에서의 전체 고유벡터($\vec{e}_w$)와 발작 초기 구간에서의 초기 고유벡터($\vec{e}_i$)는 서로 다른 주파수대역에서 지배적인 값을 가짐을 알 수 있다. 이때, 전체 고유벡터 및 초기 고유벡터는 전술한 주파수 데이터들을 이용하여 계산된 공분산 행렬(covariance matrix)로부터 획득될 수 있다. 초기 고유벡터는 발작 시작 시점부터 5초까지의 구간을 포함하는 초기 구간에서의 고유 벡터를 나타낼 수 있다. 전체 고유벡터와 초기 고유벡터를 비교하였을 때, 전체 고유벡터는 세타파(theta)에서 높은 값을 갖고, 초기 고유벡터는 베타파(beta)에서 높은 값을 가짐을 알 수 있다. 이와 같이, 본 발명은 초기 구간에서의 뇌파 신호가 전체 구간에서의 뇌파 신호와 다른 특징 정보를 갖는 것을 이용함으로써, 발작 여부를 초기에 탐지할 수 있다. 초기구간은 발작 시작 시점부터 사전에 설정된 일정 시점까지의 초기 구간으로서, 일 실시예로서, 발작 시작 시점부터 5초까지의 구간을 예로 들었으나, 본 발명은 이에 제한되지 않는다. 다른 실시 예로서, 초기 구간은 발작 시작 시점부터 10초까지의 구간일 수 있으며, 또 다른 실시 예로서, 발작 시작 시점부터 3초까지의 구간일 수도 있다. 이는 발작과 경련뇌파의 지속시간이 환자마다, 또는 같은 환자에서도 매번 달라지기 때문에 초기 구간의 구체적인 시간은 발작과 경련뇌파 지속시간마다 다양하게 설정될 수 있다. 다른 실시예로서, 초기구간은 발작 시작 시점부터 발작이 일어나는 발작 전체 시간에 대한 10-20% 시간까지의 구간으로 매번 발작마다 상대적으로 지정할 수도 있다.

[0048] 도 4 내지 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법의 효과를 실험을 통해 획득된 데이터로 나타낸 도면들이다. 상기 기술한 데이터는 쥐를 이용한 발작 실험을 통해 획득되었다.

[0049] 도 4를 참조하면, 뇌파 신호로부터 안정적으로 발작을 감지하기 위한 에너지 임계 범위(도 4의 (A)의 TH) 및 표준 정확도 지수(도 4의 (B) 참조)를 이용하여 뇌파 신호의 특징 정보를 추출하기 위한 데이터를 경련뇌파가 발생한 초기 구간으로 선택할 수 있으며, 본 실시 예에서는 초기 5초 구간에서 분석하였다. 본 발명은 발작이 시작되는 초기 구간에서 발작을 탐지함으로써, 뇌자극 등의 치료를 초기에 적용하여 발작을 초기에 억제 또는 더 나아가 미연에 방지하는 것을 목적으로 한다. 따라서, 본 발명은 발작이 본격적으로 진행되어 주요한 증상을 보이기 전인 뇌파 신호의 초기 구간을 제한하여 특징 정보를 추출하고, 이를 통해 발작의 초기 탐지를 가능하게 할 수 있다. 예를 들면, 표준 정확도 지수 중 검출 지연시간(Lat)은 2초 이하, 위양성(false positive, FP)은 5% 이하, 및 위음성(false negative, FN)은 0인 경우의 초기 구간을 선택함으로써, 안정적으로 발작을 감지할 수 있다.

[0050] 도 5를 참조하면, 복수의 주파수 대역에 대응되는 각각 $X_S, X_\theta, X_\alpha, X_\beta$ 및 X_γ 벡터, 초기 고유벡터 및 전체 고유벡터를 중 초기 고유벡터가 대부분의 에너지 임계 범위 내에서 제일 작은 위양성(FP), 위음성(FN) 및 검출 지연시간(Lat)을 가짐을 알 수 있다.

[0051] 또한, 도 6 및 도 7을 참조하면, 표준 정확도 지수의 임계값(threshold)의 범위를 결정할 수 있는데, 이러한 임

계값의 범위는 발작을 안정적으로 탐지하기 위해 중요한 영향을 미칠 수 있다. 따라서, 임계값의 범위가 큰 값일수록 발작을 안정적으로 탐지할 수 있는 반면 검출시간은 다소 지연될 수 있는데, 뇌파 신호의 초기 구간의 특징을 나타내는 초기 고유벡터를 이용하였을 때, 표준 정확도 지수의 임계값 범위의 순위가 가장 높음을 알 수 있다.

[0052] 전술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법은 주성분분석을 통해 뇌파 신호의 특징 정보를 추출하고, 이를 이용하여 피검사자에 맞춤형으로 적용될 수 있는 가중치 정보를 계산함으로써, 피검사자의 실시간 뇌파 신호로부터 발작을 정확하게 구분해낼 수 있다. 특히, 본 발명의 일 실시예에 따른 경련뇌파 조기탐지 방법은 뇌파 신호의 초기 구간을 이용하여 특징 정보 및 가중치 정보를 획득함으로써, 발작을 초기에 신속하게 탐지할 수 있다.

[0053] 이상 설명된 본 발명에 따른 실시예는 컴퓨터 상에서 다양한 구성요소를 통하여 실행될 수 있는 컴퓨터 프로그램의 형태로 구현될 수 있으며, 이와 같은 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 기록될 수 있다. 이때, 매체는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM 및 DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical medium), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등과 같은, 프로그램 명령어를 저장하고 실행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치를 포함할 수 있다.

[0054] 한편, 상기 컴퓨터 프로그램은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것이나 컴퓨터 소프트웨어 분야의 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 예에는, 컴파일러에 의하여 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용하여 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함될 수 있다.

[0055] 본 발명에서 설명하는 특정 실행들은 일 실시예들로서, 어떠한 방법으로도 본 발명의 범위를 한정하는 것은 아니다. 명세서의 간결함을 위하여, 종래 전자적인 구성들, 제어 시스템들, 소프트웨어, 상기 시스템들의 다른 기능적인 측면들의 기재는 생략될 수 있다. 또한, 도면에 도시된 구성 요소들 간의 선들의 연결 또는 연결 부재들은 기능적인 연결 및/또는 물리적 또는 회로적 연결들을 예시적으로 나타낸 것으로서, 실제 장치에서는 대체 가능하거나 추가의 다양한 기능적인 연결, 물리적인 연결, 또는 회로 연결들로서 나타내어질 수 있다. 또한, "필수적인", "중요하게" 등과 같이 구체적인 언급이 없다면 본 발명의 적용을 위하여 반드시 필요한 구성 요소가 아닐 수 있다.

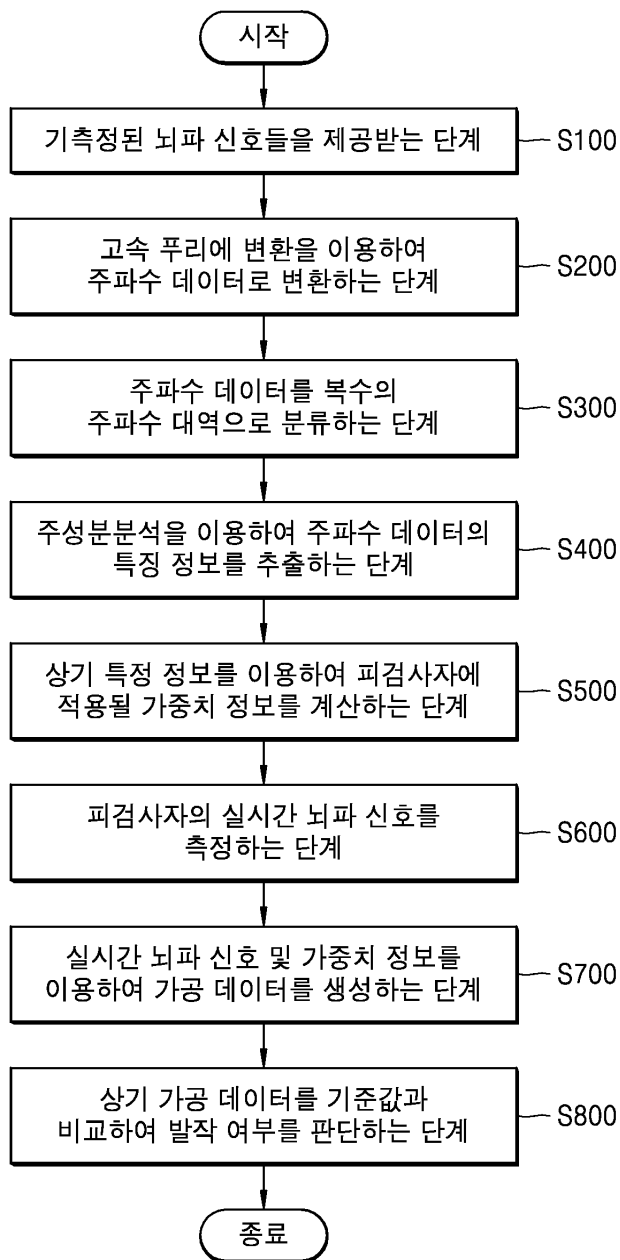
[0056] 이와 같이 본 발명은 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 하여 설명하였으나 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 실시예의 변형이 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

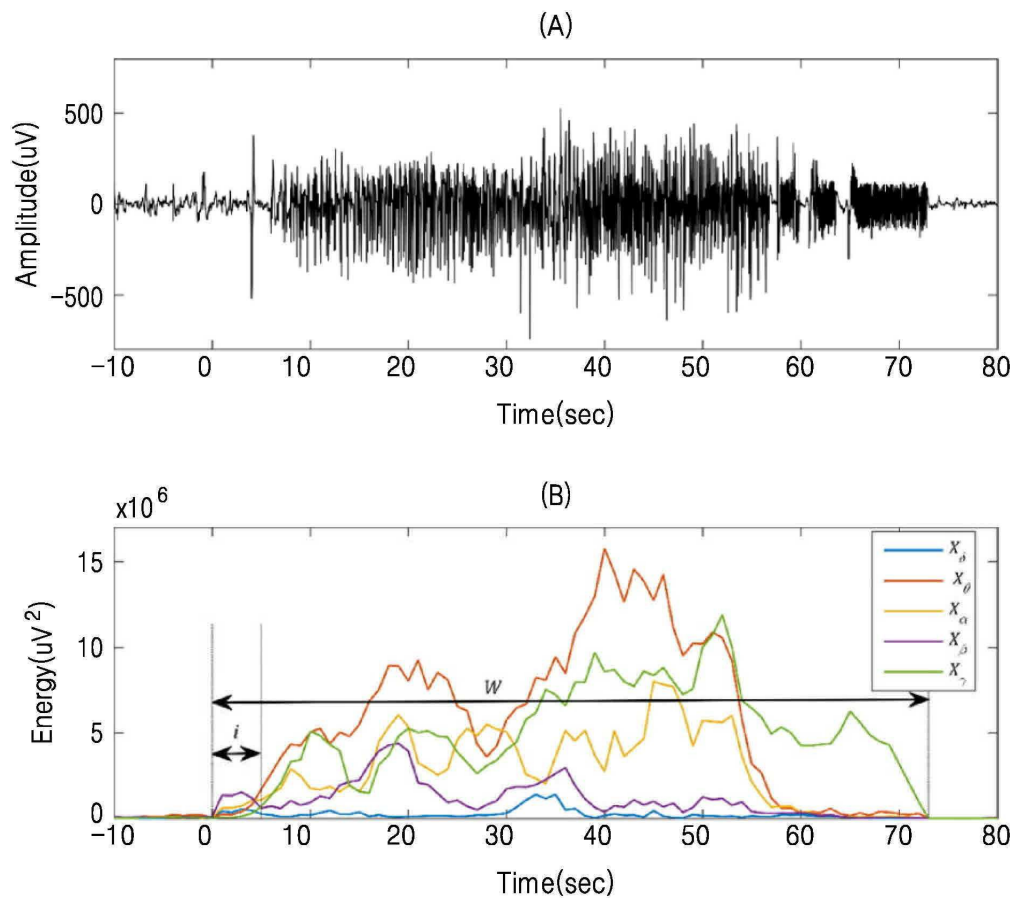
[0057] TH : 에너지 임계 범위
FP : 위양성 확률
FN : 위음성 확률
L : 검출 지연시간

도면

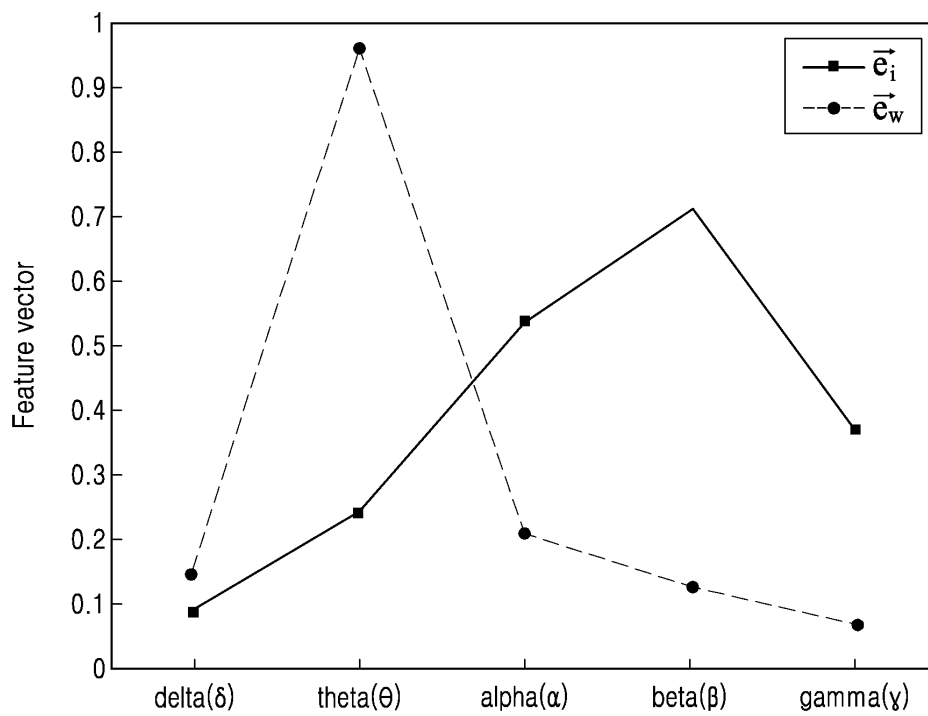
도면1



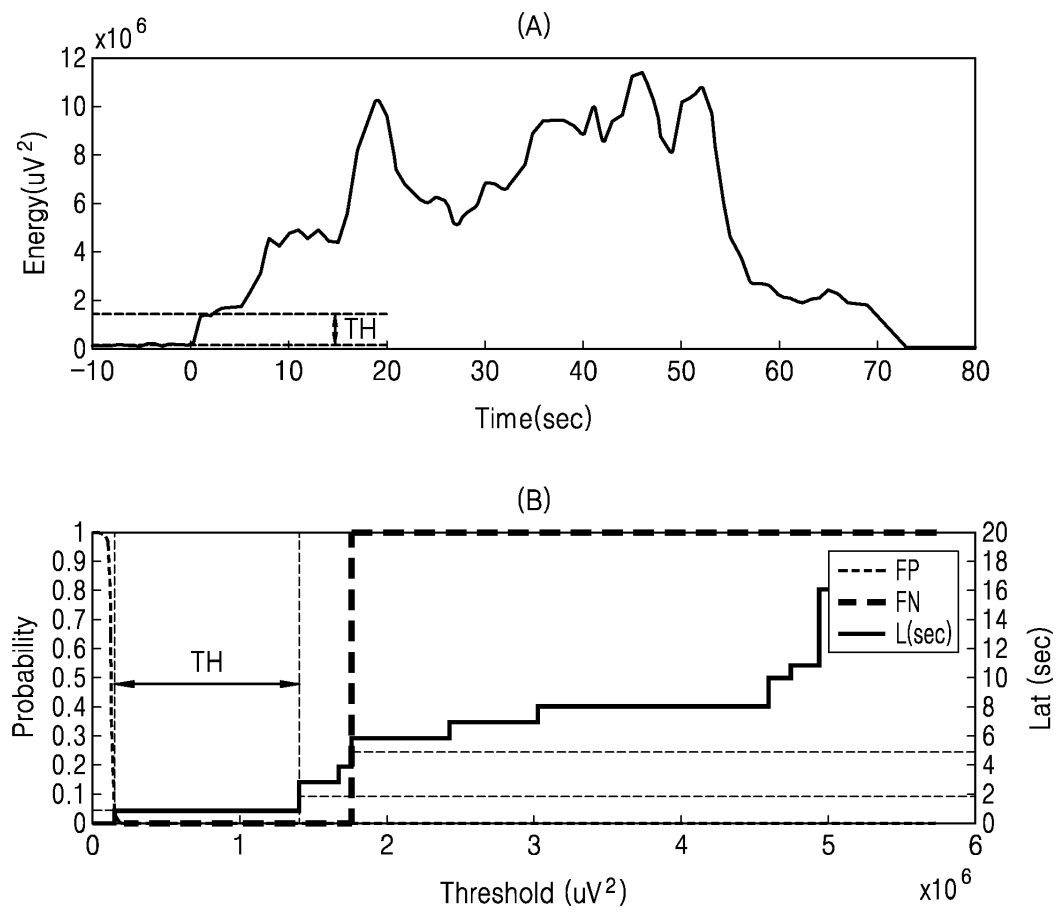
도면2



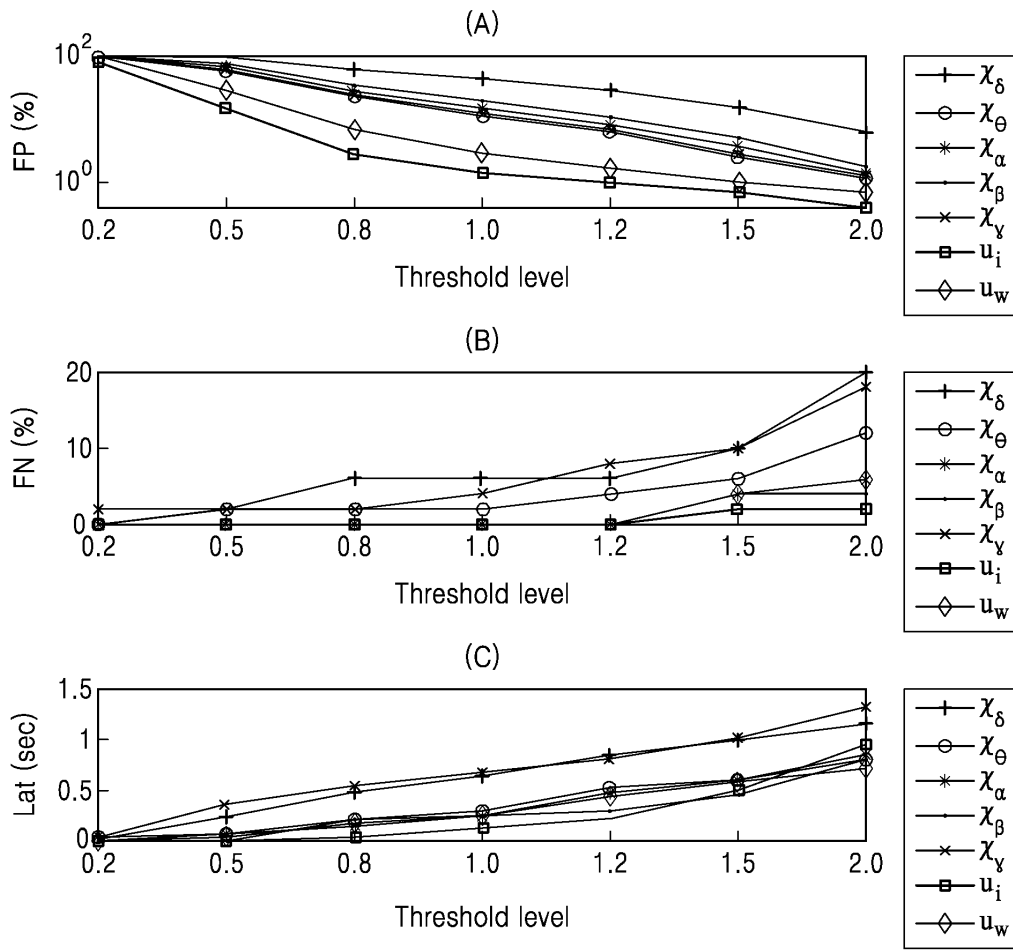
도면3



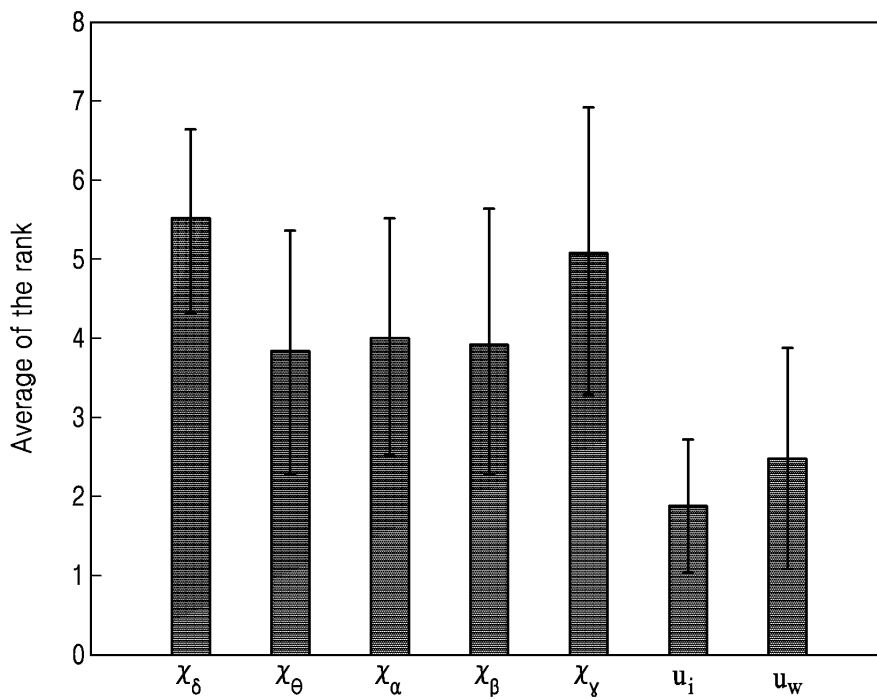
도면4



도면5



도면6



도면7

