



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0059985
(43) 공개일자 2018년06월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) **A61B 5/0478** (2006.01)
A61B 5/048 (2006.01) **G06N 3/04** (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/4821 (2013.01)
A61B 5/0478 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0158909
(22) 출원일자 2016년11월28일
심사청구일자 2016년11월28일

(71) 출원인
참엔지니어링(주)
경기도 용인시 처인구 남사면 형제로 5 (참엔지
니어링(주))
(72) 발명자
김광무
경기도 성남시 분당구 판교로 393, 215동 1103호
(삼평동, 봇들마을2단지이지더원아파트)
홍승균
경기도 의왕시 부곡복지관길 27, 101동 1209호 (
삼동, 장미아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김정현

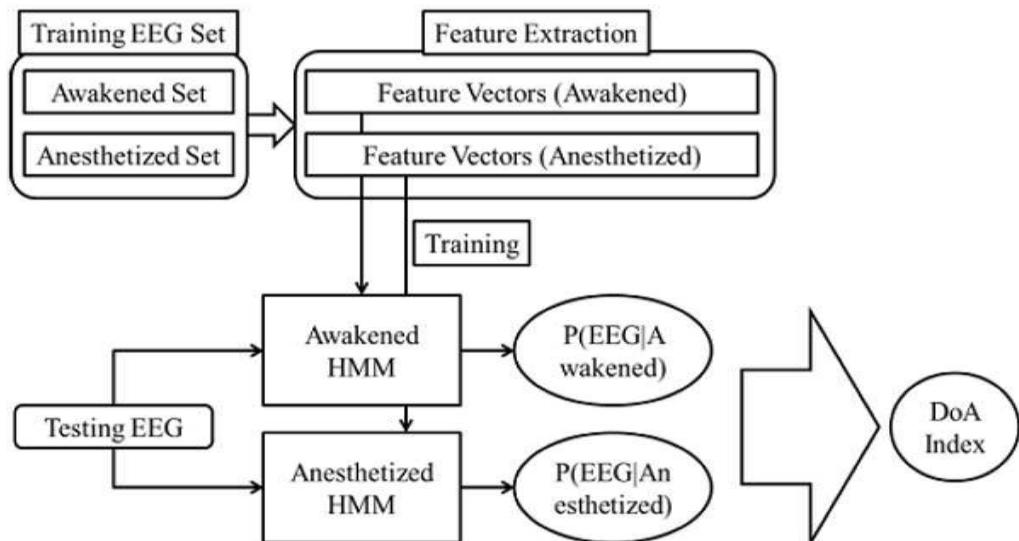
전체 청구항 수 : 총 1 항

(54) 발명의 명칭 히든 마르코프 모델을 이용한 마취 심도 측정 방법 및 장치

(57) 요 약

본 발명의 히든 마르코프 모델을 이용한 마취 심도 측정 방법은, 마취 상태에서 획득된 제1 EEG 데이터와 깨어있는 상태에서 획득된 제2 EEG 데이터를 학습하는 단계; 상기 학습의 결과, 상기 마취 상태에 해당하는 제1 모델 및 제1 파라미터 세트가 산출되고, 상기 깨어있는 상태에 해당하는 제2 모델 및 제2 파라미터 세트가 산출되는 단계; 제1 모델 및 제1 파라미터 세트와 제2 모델 및 제2 파라미터 세트를 이용하여 EEG 신호로부터 특징 벡터를 추출하는 단계; 상기 추출된 특징 벡터를 양자화하는 단계; 및 상기 양자화된 특징 벡터에 히든 마르코프 모델을 적용하고 공산 추정(likelihood estimation)에 의해 마취 심도를 측정하는 단계;를 포함한다. 본 발명에 의하면, 종래의 BIS 기술에 비해 더 빠르게 반응하여 환자의 상태를 정확하고 적기에 파악할 수 있다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/048 (2013.01)

G06N 3/0472 (2013.01)

(72) 발명자

최현동

경기도 용인시 기흥구 서천동로91번길 8-4, 302호
(농서동)

박현

경기도 오산시 수청로 31, 101동 102호(수청동, 우
미이노스빌)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2014DD014

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 연구개발특구진흥재단

연구사업명 특구기술사업화사업

연구과제명 통신 수학적 알고리즘 기반 무선 의식수준 모니터링 임베디드 시스템 개발

기 예 율 1/1

주관기관 참엔지니어링(주)

연구기간 2014.11.13 ~ 2016.11.12

명세서

청구범위

청구항 1

히든 마르코프 모델을 이용한 마취 심도 측정 방법에 있어서,

마취 상태에서 획득된 제1 EEG 데이터와 깨어있는 상태에서 획득된 제2 EEG 데이터를 학습하는 단계;

상기 학습의 결과, 상기 마취 상태에 해당하는 제1 모델 및 제1 파라미터 세트가 산출되고, 상기 깨어있는 상태에 해당하는 제2 모델 및 제2 파라미터 세트가 산출되는 단계;

제1 모델 및 제1 파라미터 세트와 제2 모델 및 제2 파라미터 세트를 이용하여 EEG 신호로부터 특징 벡터를 추출하는 단계;

상기 추출된 특징 벡터를 양자화하는 단계; 및

상기 양자화된 특징 벡터에 히든 마르코프 모델을 적용하고 공산 추정(likelihood estimation)에 의해 마취 심도를 측정하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 히든 마르코프 모델을 이용한 마취 심도 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 마취 심도 측정 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 마취 심도의 정확한 값을 제공하고 이중분광지수(BIS)의 느린 반응성을 개선하고 측정기기에 따른 마취 심도 측정값 변동이 최소화된 마취 심도 정보를 제공할 수 있는 히든 마르코프 모델을 이용한 마취 심도 측정 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

일반적으로 수술 및 치료와 같은 의료 행위의 영역에서 피대상자에 통증이 수반되는 경우, 마취를 통해 신경 전달을 차단시킴으로써 통증을 제거하거나 감소시킨다. 병이나 증상이 심한 수술을 할 경우에는 전신 마취가 이루어지며, 이러한 전신 마취 상태에서는 지속적으로 환자의 마취 상태를 관찰하여야 한다. 마취 심도를 감지하여 환자의 마취 상태를 확인하여야 하고, 충분히 마취가 이루어진 상태에서 시술이 이루어짐에 따른 문제 즉, 수술 중 각성에 의해 환자가 정신적인 고통을 받는 문제가 있다.

[0003]

따라서 수술 중에는 지속적으로 마취 심도를 측정하여야 하고, 이러한 마취 심도를 측정하는 방법으로는 크게 임상 양상을 관찰하는 방법과 생체 전기적 신호를 분석하는 방법이 사용되고 있고, 생체 전기적 신호를 분석하는 방법에는 마취제가 중추 신경계에 미치는 효과를 평가하기 위해 뇌파를 측정하고 분석하는 방법이 있으며, 뇌파를 이용한 방법이 이용되는 감시 장치 역시 다양한 종류가 있다. 뇌파를 이용한 마취 심도 감시 장치의 종류가 다양한 이유는 각각의 감시 장치마다 뇌파를 분석하고 평가하는 알고리즘 차이의 다양함에 따른 것이다.

[0004]

현재, 마취 심도 감시 장치로 가장 많이 사용되고 있는 것은 이중분광지수(Bispectral index, 이하 'BIS'라 칭함) 분석 장치이다. BIS 분석 장치는 뇌파 기반의 마취 심도 측정 기술을 처음으로 개발하고 탑재한 장치의 하나로 BIS 분석 장치는 마취 심도를 "BIS"라고 표시하고 0~100 사이로 수치화하였으며, BIS를 기준의 마취 심도 측정 기준과 비교하거나 다른 마취 심도 장비에서 계산한 지표와 비교하여 임상에서 BIS의 신뢰성을 검증하고 있다.

[0005]

이러한 BIS 분석 장치를 포함하는 기준의 마취 심도 감시 장치는 사용자 즉, 마취 심도 임상 실험자나 마취 심도 감시자가 장비의 뇌파 분석 알고리즘을 개선하거나 변경할 수 없어 환자의 특성에 맞는 알고리즘을 적용할 수 없고 이에 따라 환자의 마취 심도를 정확하게 감시할 수 없으며, 장비의 탑재된 분석 알고리즘의 세부 내용이 공개되어 있지 않아 마취 심도 임상 연구 목적에는 적합하지 않고 알고리즘 오류를 증명하는데 많은 어려움이 있었다.

[0006]

또한 BIS 분석 장치와 같은 마취 심도 감시 장치는 마취 상태의 급격한 변화를 추적하는 속도(tracking speed)가 느려 환자의 마취 상태를 정확하고 빠르게 감지하지 못하는 문제점이 있다.

[0007] 특허문헌 1은 뇌파 신호 분석을 통한 뇌 활성도 및 마취 심도를 측정하는 진단 시스템과 진단 방법에 관한 것으로서, 캡스트럼(cepstrum) 기법을 이용하여 종래의 BIS 장치의 단점인 느린 추적 속도로 인한 환자의 마취 상태의 급격한 변화를 빠르게 감지하지 못하는 점을 해결하고 정확도를 개선한 마취 심도 분석 방법에 관한 기술이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) 특허문헌 0001 한국특허 제10-1371299호(2014년03월03일 등록)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상기의 문제점을 해결하기 위하여 하든 마르코프 모델(Hidden Markov Model, 이하 'HMM'라 칭함)을 적용하여 정확한 마취 심도를 제공하고 BIS의 느린 반응성을 개선하고 측정기기에 따른 마취 심도 측정값 변동이 최소화된 마취 심도 정보를 제공하는 HMM을 이용한 마취 심도 측정 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기의 과제를 해결하기 위한 본 발명에 의한 하든 마르코프 모델을 이용한 마취 심도 측정 방법은, 마취 상태에서 획득된 제1 EEG 데이터와 깨어있는 상태에서 획득된 제2 EEG 데이터를 학습하는 단계; 상기 학습의 결과, 상기 마취 상태에 해당하는 제1 모델 및 제1 파라미터 세트가 산출되고, 상기 깨어있는 상태에 해당하는 제2 모델 및 제2 파라미터 세트가 산출되는 단계; 제1 모델 및 제1 파라미터 세트와 제2 모델 및 제2 파라미터 세트를 이용하여 EEG 신호로부터 특징 벡터를 추출하는 단계; 상기 추출된 특징 벡터를 양자화하는 단계; 및 상기 양자화된 특징 벡터에 하든 마르코프 모델을 적용하고 공산 추정(likelihood estimation)에 의해 마취 심도를 측정하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0011] 종래의 BIS 기술의 추적 속도(tracking speed)가 느려 마취된 정도가 빠르게 변화할 때 반응 속도가 낮은 문제점을 개선하여 깨어있는 상태(awake)에서 마취 상태(hypnosis)로 변화할 때 종래에 비해 더 빠르게 반응하여 환자의 상태를 정확하고 적기에 파악할 수 있다.

[0012] 종래의 BIS 기술이나 캡스트럼(cepstrum) 기법을 이용한 마취 심도 분석 방법에 비해 본 발명(HMM)의 피선 점수화(Fisher score)가 높으므로 더 정확한 마취 심도의 값을 제공할 수 있다.

[0013] 본 발명은 마취 심도를 평가할 수 있는 의료 장비에 적용할 수 있으며, 신호처리 기술이 다른 뇌파 신호 처리 관련 장비에도 응용할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0014] 도 1은 마취된 정도에 따라 뇌파의 변화 그래프

도 2는 본 발명에 의한 HMM을 이용한 마취 심도 측정 방법의 알고리즘

도 3은 본 발명에 의한 학습 단계의 의사 코드(pseudo code)를 도시한 도면

도 4는 본 발명에 의한 테스트 단계의 의사 코드를 도시한 도면

도 5는 본 발명에 의한 추출된 중심(centroid)으로 인한 특징 벡터 추출 및 양자화를 도시한 도면

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015] 이하 본 발명의 실시를 위한 구체적인 실시예를 도면을 참고하여 설명한다. 예시된 도면은 발명의 명확성을 위하여 핵심적인 내용만 확대 도시하고 부수적인 것은 생략하였으므로 도면에 한정하여 해석하여서는 아니 된다.

- [0016] 연구에 따르면 수술 중 뇌파의 특성 변화가 마취된 정도와 큰 연관이 있다고 알려져 있다. 도 1을 참조하면, 도 1(a)은 깨어 있을 때의 뇌파를 측정한 것으로서, 깨어있을 때의 뇌파는 진폭이 작고 높은 주파수 성분을 갖는다. 마취가 될수록(hypnosis) 도 1(b)와 도 1(c)와 같이, 진폭이 커지면서 낮은 주파수 성분을 가지고 아주 깊게 마취가 되면 도 1(d)와 같이 편평한 신호가 나오다가 간헐적으로 큰 진폭과 높은 주파수 성분을 가지는 신호(burst suppression)가 관측된다. 심박수, 심전도, 근전도 변화 등과 같은 생체 신호의 경우에는 마취된 정도와 직접적 연관성이 떨어진다. 다른 여러 가지 이유들이 심박수에 영향을 줄 수 있기 때문이다. 반면 뇌파의 신호 특성은 심박수의 연관성과는 다르게, 뇌파 신호의 성분 변화가 발생하면 환자의 마취된 정도와 직접적인 상호 관련성이 있음이 여러 연구를 통해 알려져 있다.
- [0017] 본 발명은 뇌파로부터 환자의 마취 심도를 정확히 측정할 수 있는 장치로서 히든 마르코프 모델(Hidden Markov Model, 이하 'HMM'라 칭함)을 적용하여 정확한 마취 심도를 제공하고 BIS의 느린 반응성을 개선하고 측정기기에 따른 마취 심도 측정값 변동이 최소화된 마취 심도 정보를 제공한다.
- [0018] 도 2는 본 발명에 의한 HMM을 이용한 마취 심도 측정 방법의 알고리즘을 도시한 도면이다.
- [0019] HMM은 마취 심도 측정에 있어서 2가지 장점을 갖는다. 첫째, 마취 중 EEG 신호들은 burst suppressions와 같은 특정 패턴을 갖는다. 이러한 패턴들은 상태 변환 역학(state transition dynamics)을 고려함으로써 적절하게 표현될 수 있다. 예를 들어, burst suppression event 동안, active EEG 과형과 suppressed EEG 과형들은 서로 구별된 상태들로 인식되고, burst suppression period는 상태 변환 역학의 특정 형태로 표현될 수 있다. 둘째, HMM을 통한 EEG 신호 해석은 통상적으로 학습 프로세스에 의해 수행되고, 이러한 학습 프로세스는 서로 다른 타입의 마취 성분들(anesthetic agents)과 같은 다양한 마취 환경들에 사용될 수 있다. 적절한 학습이 선제적으로 수행된다면, 마취 심도는 어떠한 환경에 대해서도 추정될 수 있다.
- [0020] 도 2의 전체 프로세스는 학습(training)과 테스트(testing)라는 2개의 분리된 단계로 이루어진다. 마취 상태 및 깨어있는 상태로부터의 EEG 데이터는 마취 상태와 깨어있는 상태의 학습을 위해 각각 사용된다. 학습 프로세스 후, 마취 상태와 깨어있는 상태는 각각 서로 구별된 모델과 파라미터를 갖는다. 테스트를 위해, 학습 프로세스에 사용되었던 것과 동일한 알고리즘을 이용하여 특정 벡터들이 EEG 신호들로부터 추출된다. 그리고 특정 벡터들은 학습 프로세스에 사용되었던 것과 동일한 중심 벡터들(centroid vectors)을 이용하여 양자화된다. 마지막으로, 양자화된 시퀀스는 64 observations로 이루어진 short 시퀀스들로 분할되고, 각각의 short 시퀀스는 공산(likelihood) 추정에 의해 추정된다.
- [0021] 마취 심도(DoA, Depth of Anesthesia)에 대해 HMM을 이용하는 경우 가장 중요한 부분은 특정 벡터의 추출이다. 다른 신호 처리 단계들 전에, 순수 EEG(raw EEG) 자체는 특정 벡터로 직접적으로 이용될 수 없다. 그와 같은 정보는 EEG에서 활용되지 않는 노이즈와 같은 신호이다. 감마 대역 스펙트럼에서의 감소를 보여주는 깨어있는 상태로부터 마취 상태로의 EEG 신호의 역학(dynamics) 관찰로 인해, 시간 도메인에서 주파수 도메인으로의 도메인 변환 프로세스가 필요하다.
- [0022] 도 3은 본 발명에 의한 학습 단계의 의사 코드(pseudo code)를 도시한 도면이고, 도 4는 본 발명에 의한 테스트 단계의 의사 코드를 도시한 도면이다.
- [0023] 깨어있는 상태에 대한 학습 세트의 크기, 마취 상태에 대한 학습 세트의 크기, EEG 에포크(epoch)의 크기를 각각 N, M, K라고 하면, 학습 단계의 연산 복잡도는 $O(NK\log K) + O(MK\log K) = O((N+M)K\log K)$ 이고 테스트 단계의 연산 복잡도는 $O(K\log K)$ 이다. 실질적으로, 학습 단계는 알고리즘 실행 전에 수행되므로, 실행-시간(run-time) 복잡도는 캡스트랄 분석의 복잡도인 $O(K^2 \log K)$ 보다 우수한 $O(K\log K)$ 이다.
- [0024] 도 5는 본 발명에 의한 추출된 중심(centroid)으로 인한 특정 벡터 추출 및 양자화를 도시한 도면이다.
- [0025] 학습을 위해, EEG 데이터의 특정 벡터들은 매 에포크마다 추출된다. k-평균 알고리즘(k-means algorithm)을 통해, 특정 벡터들은 가장 가까운 중심 벡터(centroid vector)로 양자화된다. 양자화된 시퀀스로부터, 그 시퀀스에 가장 잘 매칭되는 모델 파라미터들이 추정될 수 있다.
- [0026] 벡터 양자화는 블록 코딩 기법에 기초한 순서 데이터 압축 방법이다. 벡터 양자화는 특징들의 압축에 의해 비선형 의존성(non-linear dependency)과 차원수(dimensionality)를 효율적으로 사용하는 리던던시(redundancy) 제거 프로세스라고 할 수 있다. 일반적으로, 벡터 양자화의 사용은 동일한 속도에서 스칼라 양자화의 사용에 비해 더 낮은 디스토션(distortion)으로 귀결한다. 벡터 양자화는 광범위한 양의 벡터들을 공간으로부터 미리 정의된 수의 클러스터들로 맵핑하는 바람직한 기법들 중 하나이다. 각 클러스터들은 그것의 중심과 중심 벡터들로 정의

된다. 벡터 양자화에서, 큰 세트의 특징 벡터들이 취해지고 작은 세트의 측도 벡터들(measure vectors)이 생성되어 분포의 중심들을 나타낸다.

[0027] 첫 번째 단계는, 데이터베이스에서 각 상태에 대해 하나씩 N개의 상태들로 이루어진 상태 데이터베이스 $C_{\text{database}} = \{C_1, C_2, \dots, C_N\}$ 를 구축하는 것이다. 이는 raw 입력 신호를 특징 벡터들의 시퀀스 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_N\}$ 로 제 1 변환함으로써 이루어진다. 이러한 특징 벡터들은 M개의 특징들 $C = \{c_1, \dots, c_M\}$ 의 세트로 클러스터된다. 특징들의 세트는 상태로 일컬어진다. 이러한 클러스터링은 클러스터링 알고리즘에 의해 이루어지고, k-평균 클러스터링은 이러한 목적으로 사용된다.

[0028] 특징 추출 프로세스에서, 전처리된 EEG 신호는 128 윈도우 크기를 갖는 에포크들로 나누어지고, 매 에포크는 이전 및 다음 에포크와 64 샘플들이 오버랩된다. 각 에포크 상에서 STFT(short-time Fourier transform)가 수행되고, STFT의 결과는 128 요소들을 갖는 특징 벡터들로 취급된다. 추출된 특징 벡터들은 양자화되어 히든 마르코프 모델 파라미터 추출 프로세스를 위한 시퀀스로 기능한다. 양자화된 시퀀스들은 주파수 도메인에서의 EEG 신호에 있어서의 변화들에 대한 정보를 가지고 있으며 마취 심도를 계량하게 된다.

[0029] 파라미터 추출 프로세스는 깨어있는 상태와 마취 상태에 대한 2개의 HMM을 정의하는 시퀀스들을 사용한다. 주어진 시퀀스로부터의 HMM 파라미터 추출은 학습 프로세스의 중요 부분이다. HMM은 특징을 위해 3개의 모델 파라미터 π , A , B 를 요구한다. 여기에서, π 는 초기 상태 분포를 가리키고, A 는 상태 변이 확률 분포 매트릭스를 나타내고 B 는 각 상태에서의 관찰 심볼 확률 분포를 나타낸다. 편의상, 이러한 3가지 파라미터를 $\lambda = (\pi, A, B)$ 로 나타낸다. HMM 파라미터 추출은 관찰 시퀀스(observation sequence)의 확률을 최대화하는 λ 를 찾는 프로세스이다. 파라미터들을 찾는 분석적 방법이 없으므로, 최대-기대(expectation-maximization) 방법으로 Baum-Welch 알고리즘을 사용하여 $P(x|\lambda)$ 가 국부적으로 최대화되는 λ 를 선택한다.

[0030] 이전에 기술하였듯이, 깨어있는 상태와 마취 상태 히든 마르코프 모델들은 학습 상태에서 학습된다. 2가지 모델들은 다음과 같다(AW는 깨어있는 상태를 나타내고, AN은 마취 상태를 나타냄).

$$\lambda_{\text{AW}} = (\pi_{\text{AW}}, A_{\text{AW}}, B_{\text{AW}})$$

$$\lambda_{\text{AN}} = (\pi_{\text{AN}}, A_{\text{AN}}, B_{\text{AN}})$$

[0033] 각 HMM은 주어진 테스트 시퀀스들을 생성하는 확률 $P(\vec{x} | \lambda_{\text{AW}})$ 및 $P(\vec{x} | \lambda_{\text{AN}})$ 을 계산한다. 이는 마취 심도를 계량화하는 최종 인덱스를 유도하는데 이용될 것이다.

[0034] 테스트 프로세스 동안, 테스트 시퀀스들은 학습된 HMM 파라미터들에 기초한 방법을 이용하여 추정된다. 추정 방법은 관찰된 시퀀스가 학습된 모델들에 의해 생성되었던 확률을 계산한다. 깊은 마취 상태 및 깨어있는 상태에 대한 각각의 λ_{AN} , λ_{AW} 로부터 2개의 HMM 모델이 있으므로, $P(x | \lambda_{\text{AW}})$ 및 $P(x | \lambda_{\text{AN}})$ 인 모델들로부터 2개의 확률이 계산된다. 이 2개 확률의 비의 로그가 마취 심도를 추정하는데 이용된다. 추정된 마취 심도는 상수 m 을 더하고 이를 다시 상수 K 로 나누어 수학적으로 조정되어 0~100 사이의 값을 얻게 된다. 스케일 상수(scaling constant)인 m 과 K 는 실험 결과에 의해 각각 220과 3.5로 산정하는 것이 바람직하다.

$$\text{HDoA} = \frac{\left(\log \left(\frac{P_{\text{AW}}}{P_{\text{AN}}} \right) + m \right)}{K}$$

표 1

Methods	Fisher Score
HDoA	62.64
BIS	47.11
MShEn	58.62
ICep	60.43

[0036]

[0037] 표 1을 참조하면, 패턴 인식 분야에서 사용하는 피선 점수화(Fisher score)의 개념을 종래의 BIS 기법과 캡스트

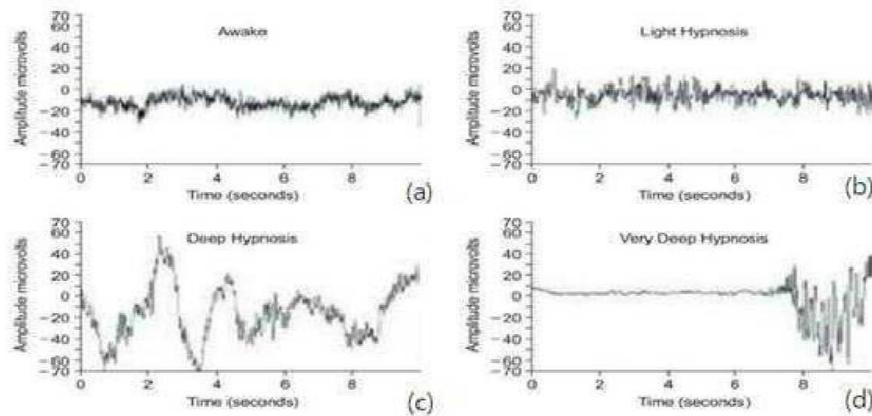
럼(cepstrum, ICep) 기법을 이용한 마취 심도 분석 방법과 본 발명(HMM)에 각각 적용하였을 때 BIS 장치는 피선 점수가 47.11이고 캡스트럼 기법을 적용한 장치는 피선 점수가 60.43인 반면 본 발명(HMM)은 피선 점수가 62.64로 더 높은 값을 갖는다. 피선 점수화는 테스트하려는 신호가 인가되었을 때 테스트 신호의 상태를 얼마나 잘 분류할 수 있는지를 의미하는 것으로서 종래의 BIS나 캡스트럼 기법에 비해 본 발명에 따른 마취 심도 측정 장치가 더 정확한 마취 심도의 값을 제공함을 알 수 있다.

[0038]

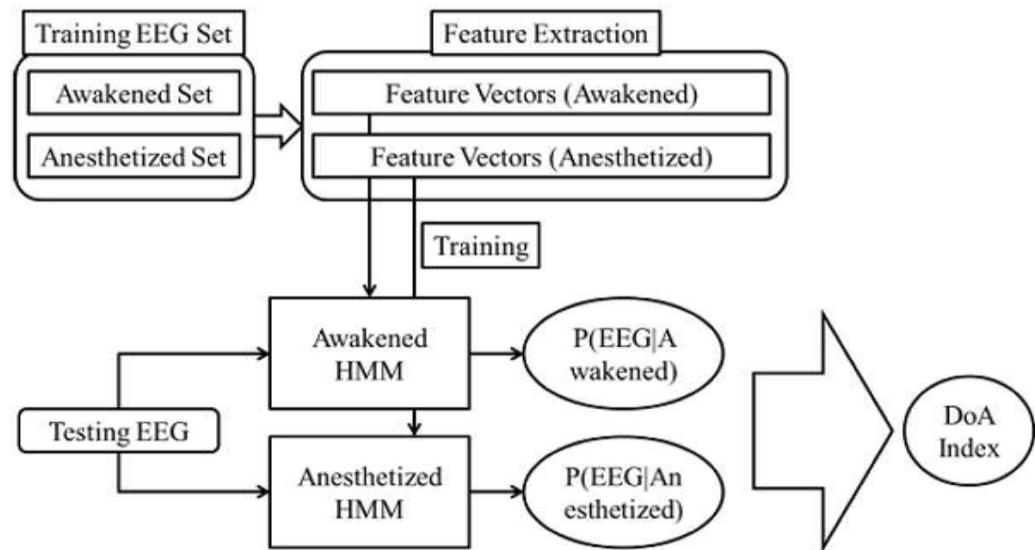
이상에서는 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특히 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

도면

도면1



도면2



도면3

```

FeatureVectors = empty list of FeatureVector
For EEG in TrainingSet_Awakened
    add STFT(EEG) into FeatureVectors
 $\pi, A, B = argmax_{\pi, A, B} P(FeatureVectors | \pi, A, B)$ 
 $\lambda_{AW} = (\pi, A, B)$ 
FeatureVectors = empty list of FeatureVector
For EEG in TrainingSet_Anesthetized
    add STFT(EEG) into FeatureVectors
 $\pi, A, B = argmax_{\pi, A, B} P(FeatureVectors | \pi, A, B)$ 
 $\lambda_{AN} = (\pi, A, B)$ 

```

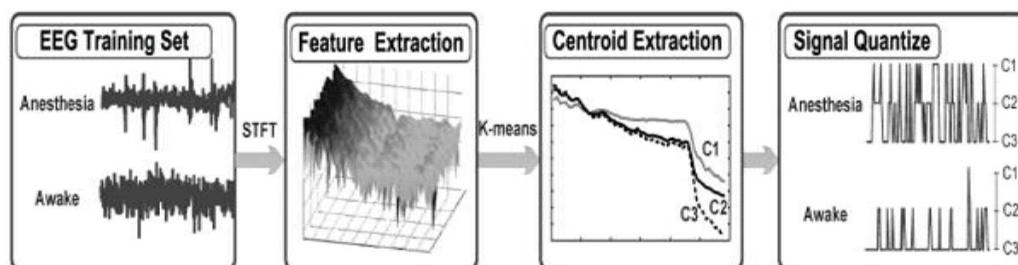
도면4

```

FeatureVector x = STFT(TestingEEG)
 $P_{AW} = P(x | \lambda_{AW})$ 
 $P_{AN} = P(x | \lambda_{AN})$ 
 $HDoA = \log \left( \frac{P_{AW}}{P_{AN}} \right)$ 

```

도면5



专利名称(译)	使用隐马尔可夫模型测量麻醉深度的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020180059985A	公开(公告)日	2018-06-07
申请号	KR1020160158909	申请日	2016-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	灿美工程股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	魅力工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	魅力工程有限公司		
[标]发明人	KIM KWANG MOO 김광무 HONG SEUNG KYUN 홍승균 CHOI HYUN DONG 최현동 PARK HYUN 박현		
发明人	김광무 홍승균 최현동 박현		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0478 A61B5/048 G06N3/04		
CPC分类号	A61B5/4821 A61B5/0478 A61B5/048 G06N3/0472		
代理人(译)	金, 荣格-炫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用本发明的隐马尔可夫模型测量消声深度的方法包括：学习在麻醉状态下获取的第一EEG数据和在唤醒状态下获取的第二EEG数据；作为学习的结果，计算对应于麻醉状态的第一模型和第一参数组，并计算对应于清醒状态的第二模型和第二参数组；使用第一模型和第一参数集，第二模型和第二参数集从EEG信号中提取特征向量；量化提取的特征向量；并将隐马尔可夫模型应用于量化特征向量并通过似然估计来测量麻醉深度。根据本发明，可以比传统的BIS技术更快地作出反应，并且准确地掌握患者的状况并及时地理解它。

