



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년10월15일  
(11) 등록번호 10-2312380  
(24) 등록일자 2021년10월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/361 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)  
A61B 5/24 (2021.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/361 (2021.01)  
A61B 5/316 (2021.01)  
(21) 출원번호 10-2019-0046662  
(22) 출원일자 2019년04월22일  
심사청구일자 2019년04월22일  
(65) 공개번호 10-2020-0123597  
(43) 공개일자 2020년10월30일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020180052943 A\*  
심전도, 위키백과(2018.11.16.) 1부.\*  
Castaldo, Rossana. Monitoring Cardiovascular and Autonomic Response in Real-life Settings. Diss. University of Warwick(2018.) 1부.\*  
KARA SADIK et al., 'Atrial fibrillation classification with artificial neural networks', Pattern Recognition, Vol.40, pp.2967-2973 (2007.) 1부.\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
이화여자대학교 산학협력단  
서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)  
연세대학교 산학협력단  
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)  
(72) 발명자  
박준범  
서울특별시 양천구 신정로 290, 303동 602호(신정동, 신트리3단지아파트)  
김성수  
서울특별시 양천구 목동동로 430, 613동 904호(목동, 목동신시가지아파트6단지)  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
특허법인 무한

전체 청구항 수 : 총 2 항

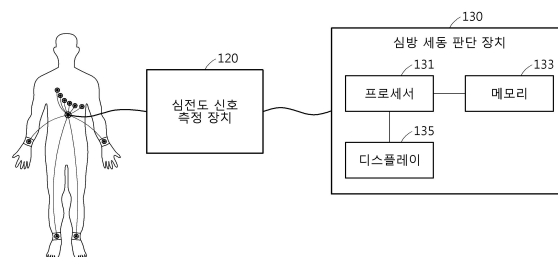
심사관 : 강민성

(54) 발명의 명칭 심방 세동 형태 판단 방법 및 장치

(57) 요약

심방 세동은 뇌졸중을 비롯한 전신 혈전증의 중요한 원인이 되기 때문에 조기 발견과 빠른 치료한 질병으로서, 환자의 심전도 신호로부터 심방 세동을 조기에 진단할 수 있을 뿐만 아니라 심방 세동의 형태를 분류할 수 있다면, 임상적 치료의 효과가 향상될 수 있다. 따라서, 측정된 심전도 신호로부터 추출된 데이터에 대한 모델링을 통해 심방 세동의 형태를 판단하는 심방 세동 판단 방법일 수 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

**A61B 5/7235** (2021.01)

(72) 발명자

**이문형**

서울특별시 서대문구 연희로32길 48, 103동 1401호(연희동, 연희동성원아파트)

**박희남**

서울특별시 영등포구 국제금융로7길 20, 1동 902호(여의도동, 대교아파트)

**정보영**

서울특별시 서초구 남부순환로 2343-10, 505동 1104호(서초동, 서초3차대림이편한세상)

**엄재선**

서울특별시 서대문구 연희로26나길 16-10(연희동)

**김태훈**

서울특별시 영등포구 버드나루로 130, 302동 1001호(당산동, 강변삼성래미안아파트)

**권소희**

서울특별시 양천구 목동동로 430, 613동 904호(목동, 목동신시가자아파트6단지)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711069976

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 한국연구재단

연구사업명 개인기초연구(과기정통부)(R&D)

연구과제명 아시아(국내) 심방 세동 환자에서 심혈 관계 질환의 임상적 결과를 예측하기 위한 심전도의 기계 학습 알고리즘 (Machine learning algorithm) 모델링과 임상적 적용

기 여 율 1/1

과제수행기관명 이화여자대학교 산학협력단

연구기간 2018.03.01 ~ 2019.02.28

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

피험자의 심전도 신호를 모니터링하는 단계;

상기 모니터링된 심전도 신호에 대해 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 상기 심전도 신호의 특성을 분류함으로써, 상기 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하는 단계

를 포함하고,

상기 뉴럴 네트워크는,

심전도 신호의 자유도를 측정하는 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)를 이용하는 시간 영역의 모델링을 통해 학습되며,

상기 양자화된 셰넌 엔트로피는,

i) 상기 심전도 신호로부터 획득된 12-Lead 중 하나인 A-Lead에서 측정된 k번째 신호를 양자화한 결과, ii) 12-Lead에서 시간적으로 출력되는 심전도 신호를 기반으로 12-Lead 중 하나인 A-Lead에서 서로 다른 형태의 심방 세동을 구분하는 확률 밀도 함수 및 iii) 최적의 p-value에 대응하는 최적화 상수값을 이용하여 결정되고,

상기 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하는 단계는,

상기 확률 밀도 함수에 따른 p-value이 '0'에 가까울수록 정상적인 심전도 신호의 파형과는 다른 특징을 지니는 파형으로 결정하여 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하는 심방 세동 판단 방법.

#### 청구항 2

삭제

#### 청구항 3

삭제

#### 청구항 4

삭제

#### 청구항 5

삭제

#### 청구항 6

삭제

#### 청구항 7

심방 세동 판단 장치는 프로세서 및 컴퓨터에서 읽을 수 있는 명령어를 포함하는 메모리를 포함하고,

상기 명령어가 상기 프로세서에서 실행되면, 상기 프로세서는,

피험자의 심장을 중심으로 부착된 전극으로부터 피험자의 심전도 신호를 모니터링하고, 상기 모니터링된 심전도 신호에 대해 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 상기 심전도 신호의 특성을 분류함으로써, 상기 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하고,

상기 뉴럴 네트워크는,

상기 심전도 신호의 자유도를 측정하는 양자화된 세션 엔트로피(Quantized Shannon entropy)를 이용하는 시간 영역의 모델링을 통해 학습되며,

상기 양자화된 세션 엔트로피는,

i) 상기 심전도 신호로부터 획득된 12-Lead 중 하나인 A-Lead에서 측정된 k번째 신호를 양자화한 결과, ii) 12-Lead에서 시간적으로 출력되는 심전도 신호를 기반으로 12-Lead 중 하나인 A-Lead에서 서로 다른 형태의 심방 세동을 구분하는 확률 밀도 함수 및 iii) 최적의 p-value에 대응하는 최적화 상수값을 이용하여 결정되고,

상기 프로세서는,

상기 확률 밀도 함수에 따른 p-value이 '0'에 가까울수록 정상적인 심전도 신호의 파형과는 다른 특징을 지니는 파형으로 결정하여 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하는, 심방 세동 판단 장치.

## 청구항 8

삭제

## 청구항 9

삭제

## 청구항 10

삭제

## 청구항 11

삭제

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 아래 실시예들은 심방 세동을 분류하기 위한 심방 세동 형태 판단 방법 및 장치에 관한 것으로, 구체적으로 양자화된 세션 엔트로피(Quantized Shannon Entropy) 또는 파워 스펙트럼 밀도(Power Spectrum Density)를 이용한 심방 세동 형태 판단 방법에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0003] 심방 세동(AF: Atrial Fibrillation)은 임상에서 비교적 자주 발견될 수 있는 가장 흔한 부정맥의 하나로, 그 발병률은 연령의 증가와 더불어 점차 증가하여 70-80세 이상에서는 거의 10명 중 1명 꼴로 발생하고 있다. 심방세동은 심장의 보조 펌프에 해당하는 심장의 수축과 확장이 규칙적이지 못해서 심장이 가늘게 떨고 있는 상태를 의미한다. 또한, 혈액이 심실로 전달되는 것도 불규칙해서 맥박이 불규칙적이고 일정하지 않고, 그래서 심장이 정상보다 빠르고 불규칙적으로 뛰게 된다. 수축력을 상실한 좌/우심방은 시간이 경과하면 늘어나게 되고, 피의 흐름이 원활하지 않게 되며, 혈액이 원활하게 순환되지 않고 정체되면 혈액 덩어리인 '혈전'이 생성되고, 이 혈전들이 결국 편두통, 만성두통, 혈관성치매와 더 심각하게는 뇌졸중을 초래할 수도 있으며, 심할 경우 심부전증을 유발시키고 목숨을 잃게 할 수도 있다. 따라서 심전도 신호 측정을 통해 심방 세동을 조기에 진단하는 것이 중요하다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 피험자로부터 측정된 심전도 신호에 대해 양자화된 세션 엔트로피 또는 파워 스펙트럼 밀도를 이용하여 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 피험자의 심방 세동을 판단하는 심방 세동 판단 방법일 수 있다.

[0006] 본 발명은 뇌졸중을 비롯한 전신 혈전증의 중요한 원인이 되기 때문에 조기 발견과 빠른 치료가 중요한 질병인

심방 세동을 조기에 진단하기 위해, 심방 세동의 형태를 분류하여 임상적 치료의 효과를 향상시킬 수 있도록 심방 세동을 판단하는 심방 세동 판단 방법일 수 있다.

### 과제의 해결 수단

- [0008] 일 실시예에 따르면, 피험자의 심전도 신호를 모니터링하는 단계; 상기 모니터링된 심전도 신호에 대해 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 상기 심전도 신호의 특성을 분류함으로써, 상기 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하는 단계를 포함하고, 상기 뉴럴 네트워크는, 시간 영역에서 상기 심전도 신호의 자유도를 측정하는 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)를 이용하는 모델링을 통해 학습되는, 심방 세동 판단 방법일 수 있다.
- [0009] 상기 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)는, 상기 심전도 신호의 A-리드에서 측정된 k번째 신호를 양자화한 결과를 이용하여 도출되는, 심방 세동 판단 방법일 수 있다.
- [0010] 상기 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)는, 상기 A-리드에서 서로 다른 형태의 심방 세동을 구분하는 확률밀도함수를 이용하여 결정되는, 심방 세동 판단 방법일 수 있다.
- [0011] 상기 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)는, 최적의 p-value를 갖는 최적화 상수값을 이용하여 결정되는, 심방 세동 판단 방법일 수 있다.
- [0012] 일 실시예에 따르면, 피험자의 심전도 신호를 모니터링하는 단계; 상기 모니터링된 심전도 신호에 대해 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 상기 심전도 신호의 특성을 분류함으로써, 상기 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하는 단계를 포함하고, 상기 뉴럴 네트워크는, 시간 영역의 신호를 푸리에 변환한 주파수 영역의 신호에 대한 파워 스펙트럼 밀도(Power spectrum density, PSD)를 이용한 모델링을 통해 학습되는, 심방 세동 판단 방법일 수 있다.
- [0013] 일 실시예에 따르면, 심방 세동 판단 장치는 프로세서 및 컴퓨터에서 읽을 수 있는 명령어를 포함하는 메모리를 포함하고, 상기 명령어가 상기 프로세서에서 실행되면, 상기 프로세서는, 피험자의 심전도 신호를 모니터링하고, 상기 모니터링된 심전도 신호에 대해 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 상기 심전도 신호의 특성을 분류함으로써, 상기 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하고, 상기 뉴럴 네트워크는, 시간 영역에서 상기 심전도 신호의 자유도를 측정하는 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)를 이용하는 모델링을 통해 학습되는, 심방 세동 판단 장치일 수 있다.
- [0014] 상기 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)는, 상기 심전도 신호의 A-리드에서 측정된 k번째 신호를 양자화한 결과를 이용하여 도출되는, 심방 세동 판단 장치일 수 있다.
- [0015] 상기 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)는, 상기 A-리드에서 서로 다른 형태의 심방 세동을 구분하는 확률밀도함수를 이용하여 결정되는, 심방 세동 판단 장치일 수 있다.
- [0016] 상기 양자화된 셰넌 엔트로피(Quantized Shannon entropy)는, 최적의 p-value를 갖는 최적화 상수값을 이용하여 결정되는, 심방 세동 판단 장치일 수 있다.
- [0017] 일 실시예에 따르면, 심방 세동 판단 장치는 프로세서 및 컴퓨터에서 읽을 수 있는 명령어를 포함하는 메모리를 포함하고, 상기 명령어가 상기 프로세서에서 실행되면, 상기 프로세서는, 피험자의 심전도 신호를 모니터링하고, 상기 모니터링된 심전도 신호에 대해 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 상기 심전도 신호의 특성을 분류함으로써, 상기 피험자의 심방 세동의 형태를 판단하고, 상기 뉴럴 네트워크는, 시간 영역의 신호를 푸리에 변환한 주파수 영역의 신호에 대한 파워 스펙트럼 밀도(Power spectrum density, PSD)를 이용한 모델링을 통해 학습되는, 심방 세동 판단 장치일 수 있다.

### 발명의 효과

- [0019] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 심방 세동 판단 방법은 피험자로부터 측정된 심전도 신호에 대해 양자화된 셰넌 엔트로피 또는 파워 스펙트럼 밀도를 이용하여 학습된 뉴럴 네트워크를 적용할 수 있다.
- [0020] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 뇌졸중을 비롯한 전신 혈전증의 중요한 원인이 되기 때문에 조기 발견과 빠른 치료가 중요한 질병인 심방 세동을 조기에 진단하기 위해, 심방 세동의 형태를 분류하여 임상적 치료의 효과를 향상시킬 수 있도록 심방 세동을 판단하는 심방 세동 판단 방법을 제공할 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

- [0022] 도 1은 일 실시예에 따른, 피험자로부터 측정된 심전도 신호를 이용하여 심방 세동의 형태를 판단하는 과정을 나타낸 도면이다.
- 도 2는 일 실시예에 따른, 심방 세동 판단 장치가 수행하는 심방 세동 판단 방법을 나타낸 도면이다.
- 도 3은 일 실시예에 따른, 시간 영역에서 aVR에 대한 영속성 심방 세동(Permanent AF)과 지속성 심방 세동(Persistent AF) 간의 양자화된 세션 엔트로피를 이용한 p-value에 대한 그래프를 나타낸다.
- 도 4는 일 실시예에 따른, 주파수 영역에서 I-Lead에 대한 영속성 심방 세동(Permanent AF)과 지속성 심방 세동(Persistent AF) 간의 SFPR(Specific Frequency Power Ratio)을 이용한 p-value에 대한 그래프를 나타낸다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0023] 이하, 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나, 특허출원의 범위가 이러한 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [0024] 아래 설명하는 실시예들에는 다양한 변경이 가해질 수 있다. 아래 설명하는 실시예들은 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 이들에 대한 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0025] 제1 또는 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 이런 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 이해되어야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.
- [0026] 실시예에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 실시예를 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수 개의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0027] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0028] 또한, 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조 부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 실시예를 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 실시예의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.
- [0029] 이하, 본 발명의 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0030] 도 1은 일 실시예에 따른, 피험자로부터 측정된 심전도 신호를 이용하여 심방 세동의 형태를 판단하는 과정을 나타낸 도면이다.
- [0031] 심전도 신호(Electrocardiogram)는 심장 관련 질환을 판단하는 중요한 수단으로, 일정 시간동안 환자의 심전도 신호를 측정 후 그 결과를 판독하는데, 정상적인 심전도 신호의 파형과는 다른 특징을 지니는 파형이 발견되는 경우에 심방조기수축(PAC), 심실조기수축(PVC), 심방빈맥(AT), 심실빈맥(VT), 동빈맥(ST), 동서맥(SB), 심실상성빈맥(SVT), 심방 세동(AF) 등의 부정맥으로 진단될 수 있다.
- [0032] 여기서, 심방 세동은 부정맥의 일종으로, 심장 박동이 너무 늦거나, 너무 빠르거나 또는 심장이 불규칙하게 뛰는 상태, 즉 심장 박동이 정상이 아닌 상태를 나타낸다. 심방 세동은 심방 세동과 정상 맥박을 반복하는 발작성 심방 세동과, 심방 세동만이 계속 지속되는 지속성 심방 세동으로 분류될 수 있다. 이와 같은 심방 세동의 분류된 형태에 따라 서로 다른 치료 방법(예를 들면, 약물, 제세동기 치료, 전극 도자 절제술을 포함한 시술 등)이 적용될 수 있다.
- [0033] 심방 세동은 피험자로부터 측정된 심전도 신호를 이용하여 판단될 수 있다. 기존의 심전도 신호를 이용한 심방 세동 여부를 진단하기 위해서는, 7일 동안 지속적으로 심전도 신호를 모니터링 하는 것이 필요하다. 심방 세동은 뇌졸중을 비롯한 전신 혈전증의 중요한 원인이 되기 때문에 조기 발견과 빠른 치료가 중요하다. 즉, 환자의

심전도 신호로부터 심방 세동을 조기에 진단할 수 있을 뿐만 아니라 심방 세동의 형태를 분류할 수 있다면, 임상적 치료의 효과가 향상될 수 있다.

[0034] 심전도 신호 측정 장치(120)는 피험자(110)로부터 심전도 신호를 측정할 수 있다. 심전도 신호 측정 장치(120)는 아래의 표 1과 같이 미리 설정된 위치(심장 주변에서 6개의 전극을 사용하고, 팔과 다리에 각각 하나씩 전극을 사용함)로부터 피험자(110)의 심전도 신호를 측정할 수 있다. 10개의 전극으로부터 획득된 전압을 이용하여 12-Lead(예를 들면, V1~V6, I~III, aVR, aVL, aVF)를 획득할 수 있다.

표 1

Electrode label	Electrode placement
RA	오른팔 위
LA	오른팔에 놓인 곳과 동일하게 왼쪽팔 위
RL	오른 다리, 종아리 근육 옆
LL	오른 다리에 놓인 곳과 동일한 왼다리 위치
V1	네번째 늑간격(갈비뼈 4번 5번 사이) 오른쪽 흉골 바로 옆
V2	네번째 늑간격(갈비뼈 4번 5번 사이) 왼쪽 흉골 바로 옆
V3	V2와 V4 사이
V4	다섯번째 늑간격(갈비뼈 5번 6번 사이) 정중쇄골선
V5	V4와 수평적으로 평행하게, 앞쪽 겨드랑이의 왼쪽
V6	V4, V5와 수평적으로 평행하게, 중간 겨드랑이 선

[0036] 이때, 심방 세동 판단 장치(130)는 심전도 신호 측정 장치(120)가 측정한 심전도 신호를 분석하여 피험자(110)의 심방 세동의 형태를 판단할 수 있다. 심방 세동 판단 장치(130)는 프로세서(131), 메모리(133), 디스플레이(135)를 포함할 수 있다. 메모리(133)은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 명령어를 저장할 수 있고, 명령어가 프로세서(131)에서 실행되면, 프로세서(131)는 사전에 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 심전도 신호 측정 장치(120)가 모니터링한 피험자(110)의 심전도 신호의 특성을 분류함으로써, 피험자의 심방 세동의 형태를 판단할 수 있다. 이때, 판단된 심방 세동의 형태는 디스플레이(135)를 통해 표시될 수 있다. 따라서, 피험자의 심방 세동을 조기에 분류함으로써, 서로 다른 치료 방법이 적용되어 효과가 향상될 수 있다. 여기서, 뉴럴 네트워크는 심방 세동을 진단받은 환자들의 관련 자료(심전도 신호, 임상 자료 등)에 기초하여 사전에 학습될 수 있다.

[0037] 이때, 뉴럴 네트워크는 환자의 관련 자료 raw file을 읽어 추출된 데이터에 대한 모델링을 통해 학습될 수 있다. 모델링은 시간 영역에서의 모델링과 주파수 영역에서의 모델링이 있으며 자세한 사항은 이하 기술한다. 모델링을 통해 학습된 뉴럴 네트워크는 심전도 신호의 특성을 구별하여 발작성 심방 세동-비발작성 심방 세동, 영속성 심방 세동-지속성 심방 세동인지 여부를 판단할 수 있다.

[0038] 일 실시예에 따르면, 모델링은 시간 영역에서 심전도 신호의 자유도 (심전도상의 파형의 무질서한 정도를 수치화)를 측정하는 양자화된 세넨 엔트로피(Quantized Shannon entropy)를 이용하여 수행될 수 있다. 여기서, 양자화된 세넨 엔트로피(Quantized Shannon entropy, qShEn)는 심전도 신호로부터 획득된 12-Lead 중의 하나인

A-Lead에서 측정된 k번째 신호  $s_A[k]$ 를 양자화한  $s_A[k]$ 를 이용하여, 아래의 수학적 식 1을 통해 도출될 수 있다.

여기서, A-Lead에서 측정된 k번째 신호  $s_A[k]$ 는 심전도의 12개의 벡터인 12-Lead중 한 개의 벡터에서 임의의 한 신호에서 측정된 무질서한 정도를 수치화한 것을 나타낸다. 구체적으로, 12개의 리드(Lead)에서 시간적으로 심전도 신호의 값이 출력될 수 있다. 예를 들면, 1번 리드에서 10초 동안 1초에 한번씩 신호가 출력된다면,

$s_A[k]$ 는  $s_1[1], s_1[2], s_1[3], \dots, s_1[10]$ 일 수 있다.



### 수학식 1

$$qShEn_A = \sum_{i=1}^M P_{x_i, \hat{\Delta}} \cdot \log\left(\frac{1}{x_{i, \hat{\Delta}}}\right)$$

여기서, 확률밀도함수  $P_{x_i, \hat{\Delta}}$  는 아래의 수학식 2를 통해 도출될 수 있으며, 구체적으로, 확률밀도함수  $P_{x_i, \hat{\Delta}}$  는 A-Lead에서 서로 다른 형태의 심방 세동을 구분하는 확률을 나타낼 수 있다.

### 수학식 2

$$P_{x_i, \hat{\Delta}} = P\left\{x_i = s_{\hat{\Delta}}[k] \mid s_{\hat{\Delta}}[k] = \left\lfloor \frac{s_A[k]}{\hat{\Delta}} \right\rfloor \cdot \hat{\Delta}, 1 \leq k \leq N\right\}$$

이때,  $P\{x\}$ 는  $x$  확률을 나타낼 수 있고,  $[x]$ 는  $x$ 를 가장 가까운 정수 값으로 반올림하는 것을 나타낼 수 있다.

또한,  $M$ 은  $x_i$ 의 cardinality이고, 아래의 수학식 3을 만족할 수 있다.

### 수학식 3

$$M = \frac{\max\{s_{\hat{\Delta}}[k]\} - \min\{s_{\hat{\Delta}}[k]\}}{\hat{\Delta}} + 1$$

이때, 최적화 상수값  $\hat{\Delta}$ 는 아래의 수학식 4를 통해 도출될 수 있다. 수학식 4에서, 최적화 상수값  $\hat{\Delta}$ 는 quantizing coefficient  $\Delta$  중에서 선별된 최적의 값일 수 있다. 예를 들면, 0~100까지의 quantizing step

중에 선별된 최적의 값(예를 들면, 10)이 최적화 상수값일 수 있다. 여기서,  $F(\cdot)$ 는 비선형 최적화 문제를 나타

내며, A-Lead는 12-Lead 중에서 하나에 해당한다. 구체적으로,  $F(\cdot)$ 는 비선형 최적화를 통해 p-value를 구하는

함수으로써,  $F(\cdot)$ 의 일 예를 들면 Kruskal-wallis test를 포함할 수 있다. 여기서, p-value는 심방세동의 구분에 유의미한 값으로서, 예를 들면 Lead 2 심전도를 분석할 때 RMS(Root Mean Square)를 이용할 경우  $p < 0.001$ 라면 영속성 심방세동과 비영속성 심방세동의 구분에 유의미한 차이를 나타내는 것으로 볼 수 있으며, dominant frequency를 이용할 경우  $p < 0.01$ 라면 발작성 심방세동과 비발작성 심방세동의 구분에 유의미한 차이를 나타내는 것으로 볼 수 있다. 구체적으로, p-value는 중간 값(median value)값이 얼마나 다른지 나타내는 값으로서, 0에 가까울수록 '다른'것을 나타낼 수 있다.



#### 수학식 4

$$\hat{\Delta} = \arg \min_{\Delta} F(qShEn_{A,\Delta}|A), \text{ where } qShEn_{A,\Delta} = \sum_{i=1}^M P_{xi,\Delta} \cdot \log\left(\frac{1}{P_{xi,\Delta}}\right)$$

[0045]

[0046]

이와 같이, 시간 영역의 모델링을 통해 학습된 뉴럴 네트워크는 영속성 심방 세동과 지속성 심방 세동의 구분에 있어 p-value가 유의미한 차이를 나타낼 수 있다. 이에 대한 그래프는 이하 도 3에서 확인된다.

[0047]

일 실시예에 따르면, 모델링은 시간 영역의 신호를 푸리에 변환한 주파수 영역의 신호에 대한 파워 스펙트럼 밀도(Power Spectrum Density, PSD)를 이용하여 수행될 수 있다. 이때, 파워 스펙트럼 밀도는 측정된 파워 스펙트럼의 미세한 진폭을 줄이기 위해 해밍 윈도우(Hamming window)를 통해 얻어진 Welch Power Spectrum을 이용할 수 있다. 여기서, Welch power spectrum은 PSD에 해밍 윈도우를 적용한 값일 수 있다.

[0048]

구체적으로, Specific Frequency Power Ratio(SFPR)은 아래의 수학식 5를 통해 획득될 수 있다. 여기서, PSD는 전체 주파수축 신호를 나타내며, SFPR은 전체 주파수 영역에서 학습된 뉴럴 네트워크가 발견한 질환을 구분하는 주파수 영역을 나타낼 수 있다. 이때, A는 12개의 리드 중에서 하나를 나타내고, PA는 PSD에 해당하며,

$f_i$ 는 변수인 주파수에 해당하고,  $\hat{L}_0, \hat{L}_1$ 은 학습된 뉴럴 네트워크를 통해 발견된 질환을 구분하는 주파수 영역의 값에서 최저값과 최고값을 나타낸다.

#### 수학식 5

$$SFPR_A = \sum_{i=\hat{L}_0}^{\hat{L}_1} P_A[f_i]$$

[0049]

[0050]

수학식 5의  $[f_{\hat{L}_0}, f_{\hat{L}_1}]$ 는 경험적으로 얻어지는 주파수값(즉, 본 발명에서 제안하는 방식을 통해 결정된 영역에 대응하는 주파수값)으로 머신러닝을 통해 주어진 데이터셋(예를 들면, 푸리에 변환된 주파수 영역의 신호)을 분석하여 얻어진다. 그 과정은 아래의 수학식 6과 같은 방식을 따른다.

#### 수학식 6

$$\{\hat{L}_0, \hat{L}_1\} = \arg \min_{L_0, L_1} F(P_{L_0, L_1}|A), \text{ where } P_{L_0, L_1} = \sum_{i=L_0}^{L_1} P_A[f_i]$$

[0051]

[0052]

이와 같이, 주파수 영역의 모델링을 통해 학습된 뉴럴 네트워크는 발작성 심방 세동과 비발작성 심방 세동의 구분에 있어 p-value가 유의미한 차이를 나타낼 수 있다. 이에 대한 그래프는 이하 도 4에서 확인된다.

[0054]

도 2는 일 실시예에 따른, 심방 세동 판단 장치가 수행하는 심방 세동 판단 방법을 나타낸 도면이다.

[0055]

단계(210)에서, 심방 세동 판단 장치는 피험자의 심전도 신호를 모니터링할 수 있다. 전술한 표 1과 같이 미리 설정된 위치(심장 주변에서 6개의 전극을 사용하고, 팔과 다리에 각각 하나씩 전극을 사용함)로부터 심전도 신호를 측정할 수 있고, 10개의 전극으로부터 획득된 전압을 이용하여 12-Lead가 획득될 수 있다.

[0056]

단계(220)에서, 심방 세동 판단 장치는 모니터링 심전도 신호에 대해 학습된 뉴럴 네트워크를 적용하여 심전도

신호의 특성을 분류함으로써, 피험자의 심방 세동의 형태를 판단할 수 있다. 이때, 심방 세동의 형태는 발작성 심방 세동과 지속성 심방 세동을 포함할 수 있으며, 각각의 심방 세동의 형태마다 서로 다른 치료 방법이 적용될 수 있다.

[0057] 일 실시예에 따르면, 뉴럴 네트워크는 시간 영역에서 심전도 신호의 자유도를 측정하는 양자화된 세션 엔트로피를 이용하는 모델링을 통해 학습될 수 있다. 구체적으로, 양자화된 세션 엔트로피는 심전도 신호의 A-리드에서 측정된 k번째 신호를 양자화한 결과를 이용하여 도출될 수 있다. 이때, A-Lead는 12-Lead 중에서 하나일 수 있다. 또한, 양자화된 세션 엔트로피는 A-Lead에서 서로 다른 형태의 심방 세동을 구분하는 확률밀도함수를 이용하여 결정될 수 있고, 또한 최적의 p-value를 갖는 최적화 상수값을 이용하여 결정될 수 있다. 시간 영역의 모델링에 대한 자세한 설명은 도 1을 참조한다.

[0058] 일 실시예에 따르면, 뉴럴 네트워크는 시간 영역의 신호를 푸리에 변환한 주파수 영역의 신호에 대한 파워 스펙트럼 밀도(Power Spectrum Density, PSD)를 이용한 모델링을 통해 학습될 수 있다. 주파수 영역의 모델링에 대한 자세한 설명은 도 1을 참조한다.

[0059] 따라서, 심방 세동은 뇌졸중을 비롯한 전신 혈전증의 중요한 원인이 되기 때문에 조기 발견과 빠른 치료가 중요한 질병으로서, 환자의 심전도 신호로부터 심방 세동을 조기에 진단할 수 있을 뿐만 아니라 심방 세동의 형태를 분류할 수 있다면 임상적 치료의 효과가 향상될 수 있다.

[0061] 도 3은 일 실시예에 따른, 시간 영역에서 aVR에 대한 영속성 심방 세동(Permanent AF)과 지속성 심방 세동(Persistent AF) 간의 양자화된 세션 엔트로피를 이용한 p-value에 대한 그래프를 나타낸다. 이때, aVR은 12-

Lead의 한 종류를 나타낸다. 또한, x축은  $0.1\mu V$ 에서  $20\mu V$  사이의 값이 step size  $0.1\mu V$  만큼 변화하는 양자

화 계수(quantizing coefficient)  $\Delta$ 를 나타내며, y축은 p-value를 나타낸다. 따라서,  $0.1\mu V$ 에서  $20\mu V$  사이

의 값을 step size  $0.1\mu V$  만큼 변화시키며 최적의 p-value(y축 값)를 찾을 수 있고, 이때의 x축 값이 최적화

상수값  $\hat{\Delta}$ 일 수 있다.

[0062] 구체적으로, 실선(310)은 Kruskal-wallis test에 의해 획득된 p-value를 나타내며, 점선(320)은 Anova에 의해 획득된 p-value를 나타낸다. 여기서, Anova는 3개의 군에서 평균 또는 중간값의 차이가 있는 지를 나타내는 통계적인 방법에 해당한다. 도 3에서 확인하는 바와 같이, 가장 낮은 y 값을 나타내는 최적의 p-value에 대응하

는 x축 값인  $\hat{\Delta}=6$ 가 최적화 상수값에 해당한다.

[0063] 일 실시예에 따르면, 심방 세동의 형태를 판단하는 뉴럴 네트워크는 최적의 p-value에 대응하는 최적화 상수값을 찾도록, 양자화된 세션 엔트로피를 이용하는 시간 영역의 모델링을 통해 학습될 수 있다.

[0065] 도 4는 일 실시예에 따른, 주파수 영역에서 I-Lead에 대한 발작성 심방 세동과 비발작성 심방 세동 간의 SFPR(Specific Frequency Power Ratio)을 이용한 p-value에 대한 그래프를 나타낸다.

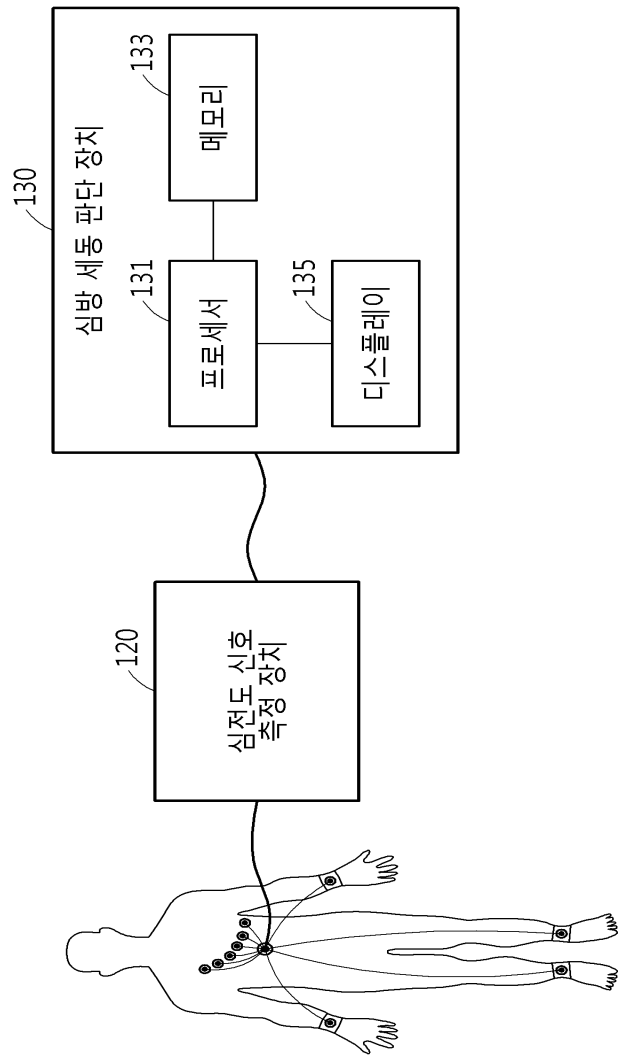
[0066] X축은 0~50Hz 사이의 값이 step size 1Hz 만큼 변화하는  $f_{L_0}$ 를 나타내고, Y축은 0~50Hz 사이의 값이 step size

1Hz 만큼 변화하는  $f_{L_1}$ 를 나타내고, Z축은  $[f_{L_0}, f_{L_1}]$ 에 대한 SFPR을 이용한 p-value에 대응하는 값을 나타낸다. Step size 1Hz 단위로 변화시키며 최적의 값을 찾을 수 있다. 도 4의 경우, [32, 37]Hz에 할당되어 있는 신호 파워와 전체 [0, 1000]Hz에 분포하는 신호 파워의 비율이 발작성 심방세동(Paroxysmal AF)과 비발작성 심방세동(Non-PAF AF)을 구분하기에 최적의 값을 경험적으로 얻어지는 과정을 나타낸다. 구체적으로, 주어진 training set를 이용하여 학습된 뉴럴 네트워크를 통해 PSD의 어떤 특정 주파수 영역이 질환을 구분하는지 찾아낼 수 있고, 그 주파수 근처(예를 들면, [32, 37]Hz)에 모여있는 신호의 파워와 전체 신호(예를 들면, [0, 1000]Hz)의 파워를 비교할 수 있다.

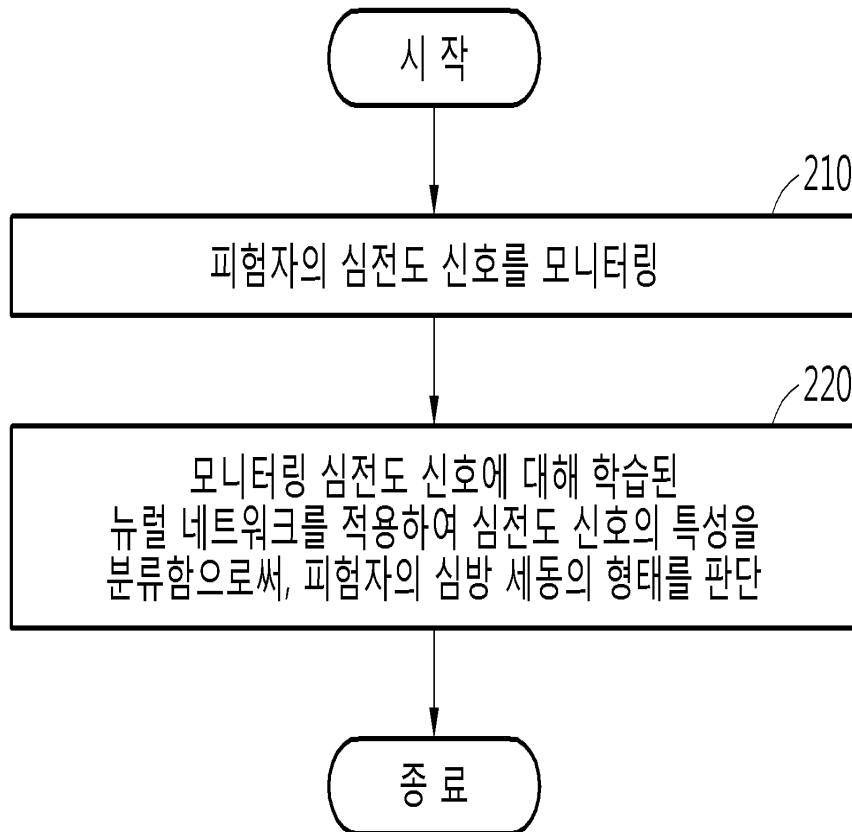
- [0068] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPA(field programmable array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.
- [0069] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embody)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.
- [0070] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 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 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- [0071] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

도면

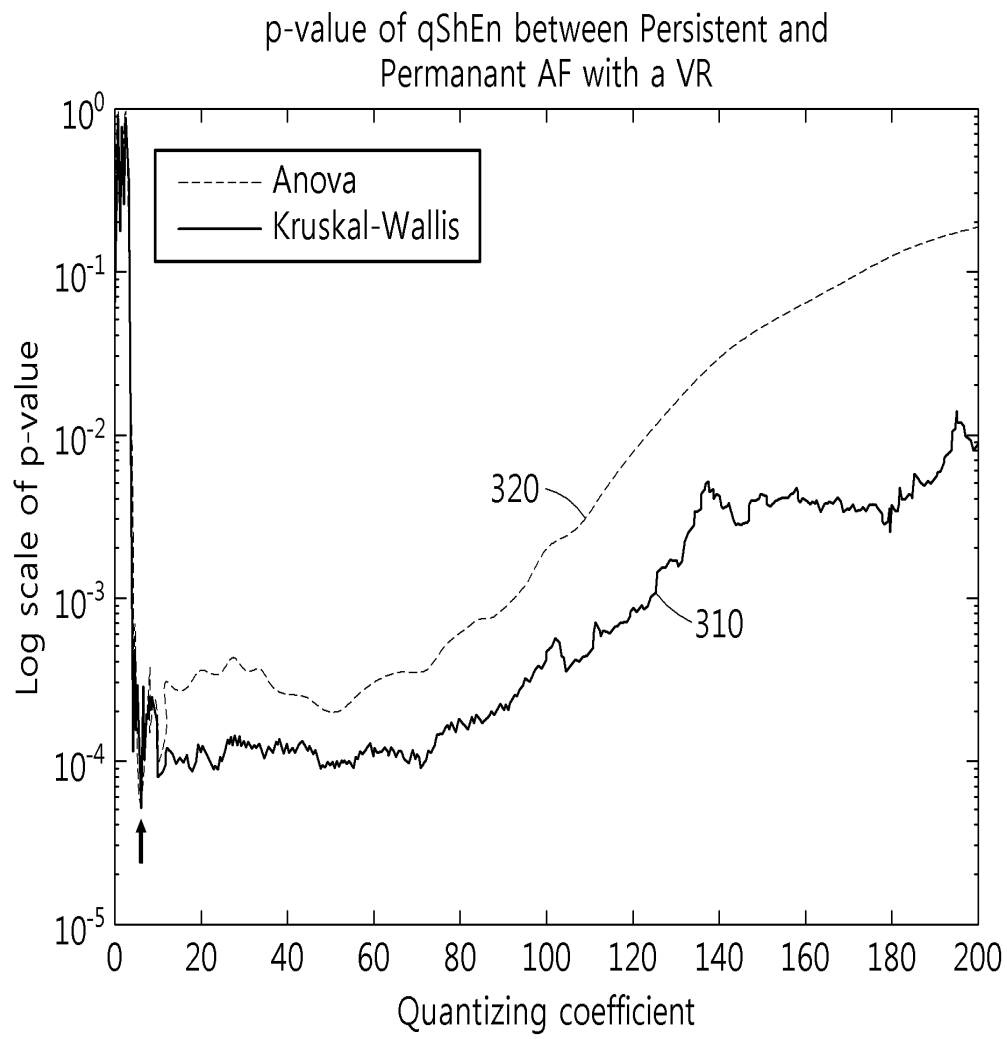
도면1



도면2



도면3



도면4

