



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0109359
(43) 공개일자 2018년10월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/046 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/046 (2013.01)
A61B 5/7257 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0038976
(22) 출원일자 2017년03월28일
심사청구일자 2017년03월28일

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
박희남
서울특별시 영등포구 국제금융로7길 20, 1동 902호(여의도동, 대교아파트)
송준섭
서울특별시 서대문구 연세로 50-1, 연세의료원(신촌동)
황민기
서울특별시 서대문구 이화여대길 50-12, 108동 906호(대현동, 럭키대현아파트)
(74) 대리인
윤병국, 이영규

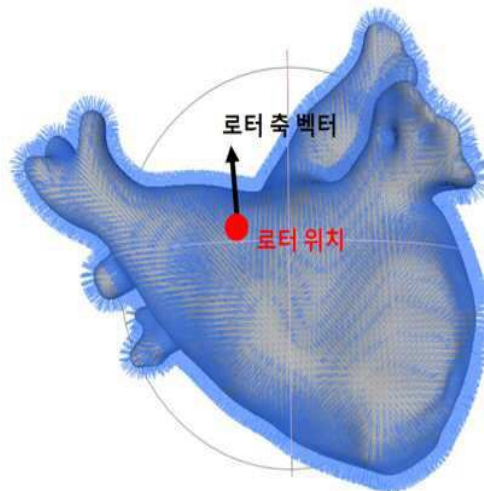
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 로터 위치 산출 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시 예에 따른 연계 로터 위치 산출 방법은, 로터(Rotor) 위치 산출 장치가, 심전도 신호 측정 장치로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신하는 단계, 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파 신호와 QRST파 신호를 분리하는 단계, 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화(Normalization)하는 단계, 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 정규화된 F파 신호의 진폭을 이용하여 상기 로터의 축 벡터를 산출하는 단계 및 상기 로터 위치 산출 장치가, 심방의 3차원 구조에서 상기 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 상기 로터의 위치로 확정하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도7



(52) CPC특허분류
A61B 5/7271 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2016-31-0762
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 보건의료연구개발사업
연구과제명 선도형연구중심병원사업
기 여 율 1/1
주관기관 한국보건산업진흥원
연구기간 2016.12.01 ~ 2017.11.30

명세서

청구범위

청구항 1

로터(Rotor) 위치 산출 장치가, 심전도 신호 측정 장치로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신하는 단계;
 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파 신호와 QRST파 신호를 분리하는 단계;
 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화(Normalization)하는 단계;
 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 정규화된 F파 신호의 진폭을 이용하여 상기 로터의 축 벡터를 산출하는 단계; 및
 상기 로터 위치 산출 장치가, 심방의 3차원 구조에서 상기 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 상기 로터의 위치로 확정하는 단계;
 를 포함하는 로터 위치 산출 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,
 상기 수신한 환자의 심전도 신호는,
 표준 12-유도 심전도(The 12-Lead ECG) 신호인,
 로터 위치 산출 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,
 상기 수신한 환자의 심전도 신호는,
 상기 환자의 신체상에서 서로 다른 평면 위에 배치된 적어도 3개 이상의 리드(Lead)에서 측정된 신호인,
 로터 위치 산출 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,
 상기 분리하는 단계는,
 상기 수신한 환자의 심전도 신호를 독립 성분 분석(Independent Component Analysis) 또는 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)을 이용한 주파수 분석(Spectral Analysis) 중 어느 하나를 이용하여 분리하는,
 로터 위치 산출 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,
 상기 정규화하는 단계는,
 하기와 같은 수학적 식 1을 따르는,
 로터 위치 산출 방법.

수학적 식 1:
$$\text{정규화된 F파 신호} = \frac{\text{원래 F파 신호}}{\text{QRS 복합체의 크기}}$$

(QRS 복합체의 크기 = $\frac{|A_Q| \cdot (t_2 - t_1)}{2} + \frac{|A_R| \cdot (t_3 - t_2)}{2} + \frac{|A_S| \cdot (t_4 - t_3)}{2}$, 여기서, t_1 은 Q파가 시작되는 시간, t_2 는 Q파가 끝나며 R파가 시작되는 시간, t_3 은 R파가 끝나며 S파가 시작되는 시간, t_4 는 S파가 끝나는 시간, A_Q 는 Q파의 극값, A_R 는 R파의 극값, A_S 는 S파의 극값)

청구항 6

제1항에 있어서,
 상기 산출하는 단계는,
 하기와 같은 수학적 2를 따르는,
 로터 위치 산출 방법.

$$\begin{bmatrix} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ u_n & v_n & w_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{1 - A_1^2} \\ \sqrt{1 - A_2^2} \\ \vdots \\ \sqrt{1 - A_n^2} \end{bmatrix}$$

수학적 2:

(여기서, A_i 는 정규화된 F파 신호의 진폭, (u_i, v_i, w_i) 는 유도 방향을 나타내는 단위 벡터, n 은 수신한 환자의 심전도 신호의 수, (R_x, R_y, R_z) 는 로터의 축 벡터)

청구항 7

컴퓨팅 장치와 결합하여,
 심전도 신호 측정 장치로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신하는 단계;
 상기 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파 신호와 QRST파 신호를 분리하는 단계;
 상기 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화(Normalization)하는 단계;
 상기 정규화된 F파 신호의 진폭을 이용하여 상기 로터의 축 벡터를 산출하는 단계; 및
 심방의 3차원 구조에서 상기 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 상기 로터의 위치로 확정하는 단계;
 를 실행시키기 위하여, 기록매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

청구항 8

심전도 신호 측정 장치로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부;
 상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파와 QRST파를 분리하는 신호 분리부;
 상기 신호 분리부가 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화하는 신호 정규화부;
 상기 신호 정규화부가 정규화한 F파 신호의 진폭을 이용하여 로터(Rotor)의 축 벡터를 산출하는 로터 축 벡터 산출부; 및
 심방의 3차원 구조에서 상기 로터 축 벡터 산출부가 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 로터의 위치로 확정하는 로터 위치 확정부;
 를 포함하는 로터 위치 산출 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,
 상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호는,

표준 12-유도 심전도(The 12-Lead ECG) 신호인,
로터 위치 산출 장치.

청구항 10

제8항에 있어서,
상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호는,
상기 환자의 신체상에서 서로 다른 평면 위에 배치된 적어도 3개 이상의 리드(Lead)에서 측정된 신호인,
로터 위치 산출 장치.

청구항 11

제8항에 있어서,
상기 신호 분리부는,
상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호를 독립 성분 분석(Independent Component Analysis) 또는 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)을 이용한 주파수 분석(Spectral Analysis) 중 어느 하나를 이용하여 분리하는,
로터 위치 산출 장치.

청구항 12

제8항에 있어서,
상기 신호 정규화부는,
하기와 같은 수학적 식 1을 따르는,
로터 위치 산출 장치.

수학적 식 1:
$$\text{정규화된 F파 신호} = \frac{\text{원래 F파 신호}}{\text{QRS 복합체의 크기}}$$

(QRS 복합체의 크기 = $\frac{|A_Q| \cdot (t_2 - t_1)}{2} + \frac{|A_R| \cdot (t_3 - t_2)}{2} + \frac{|A_S| \cdot (t_4 - t_3)}{2}$, 여기서, t_1 은 Q파가 시작되는 시간, t_2 는 Q파가 끝나며 R파가 시작되는 시간, t_3 은 R파가 끝나며 S파가 시작되는 시간, t_4 는 S파가 끝나는 시간, A_Q 는 Q파의 극값, A_R 는 R파의 극값, A_S 는 S파의 극값)

청구항 13

제8항에 있어서,
상기 로터 축 벡터 산출부는,
하기와 같은 수학적 식 2를 따르는,
로터 위치 산출 장치.

$$\begin{bmatrix} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ u_n & v_n & w_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{1 - A_1^2} \\ \sqrt{1 - A_2^2} \\ \vdots \\ \sqrt{1 - A_n^2} \end{bmatrix}$$

수학적 식 2:
(여기서, A_i 는 정규화된 F파 신호의 진폭, (u_i, v_i, w_i) 는 유도의 방향을 나타내는 단위 벡터, n 은 수신한 환자의 심전도 신호의 수, (R_x, R_y, R_z) 는 로터의 축 벡터)

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 로터 위치 산출 장치 및 방법에 관한 것이다. 보다 자세하게는 비침습적 방법으로 측정하는 표준 12-유도 심전도 신호로부터 로터의 위치를 산출하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 부정맥(Arrhythmia)이란 심장에서 전기 자극이 잘 만들어지지 못하거나 자극의 전달이 제대로 이루어지지 않음으로 인해 규칙적인 수축이 계속되지 못하여 심장 박동이 비정상적으로 빨라지거나 늦어지거나 혹은 불규칙해지는 증상을 의미하며, 급사나 뇌졸중의 원인을 제공한다. 이러한 부정맥 중에서 심방세동은 가장 흔한 난치성 질병으로 우리나라 전체 인구의 약 1.6%가 심방세동을 가지고 있는 것으로 추정되고 있으며, 60세 이상의 고령층 뿐만 아니라 최근에는 젊은 연령층에도 많이 발생하고 있고, 가족력이 있는 경우도 드물지 않게 발견된다.

[0003] 심방세동의 특징은 환자가 증상을 느끼지 못하는 경우가 약 20%에 달하기 때문에 증상 없이 지내던 사람이 심방세동으로 병발된 뇌졸중으로 쓰러지는 경우가 비일비재하다. 하지만, 최근에는 진일보한 의학기술의 발달로 심방세동의 조기 발견이 가능해졌으며, 이를 통해 근본적인 치료가 가능하고 치료 성공률도 매우 높아지고 있다.

[0004] 심방세동의 구체적인 치료 방법은 항부정맥제의 낮은 효율과 부작용의 위험을 극복하기 위한 고주파 전극도자 절제술이 최근 많이 이용되고 있다. 고주파 전극도자 절제술은 절개나 전신마취 없이 다리 혈관에 3.5mm 직경의 가는 전극을 넣어 심장까지 접근시켜 고주파 에너지로 조직에 화상을 입히거나 냉동요법으로 조직을 손상시켜, 심방세동이 나타나는 부위를 근본적으로 없애는 시술로써 완치율이 85 내지 90%에 달하고, 회복이 빨라 시술 다음날부터 정상적으로 활동이 가능하다는 장점이 있다. 하지만, 환자의 심장 조직을 손상시켜 심장의 전기활동이 정상적으로 이루어질 수 있도록 시술하기 때문에 손상된 심장 조직이 쉽게 재생되지 않는다는 문제점도 존재한다. 따라서 고주파 전극도자 절제술을 수행하는 시술 부위는 매우 신중하게 선택되어야 한다.

[0005] 한편, 심방세동을 유지시키는 하나의 원인으로 전기 파동 회오리의 중심인 로터(Rotor)를 들 수 있으며, 도 1에 로터의 모습이 예시적으로 도시되어 있다. 이러한 로터의 검출은 부정맥 정밀진단과 고주파 절제 시술을 위한 전기생리검사를 수행하는 것이 일반적이나, 전기생리검사는 통상 2박 3일 정도의 입원, 검사 전 4 내지 6시간의 금식, 2시간 정도 소요되는 긴 검사 시간, 국소 마취를 통한 전극도자의 체내 삽입, 방사선 노출의 위험성 등과 같은 불편함과 문제점을 지니고 있다. 특히 전극도자를 체내로 삽입하는 침습적인 검사이기에 동맥손상, 혈전 정맥염, 동맥성 색전증, 폐 색전증, 심장천공, 방실차단 등 여러 합병증의 위험이 존재한다.

[0006] 따라서 전기생리검사의 불편함과 문제점을 극복하고, 특히 합병증의 위험을 제거할 수 있는 비침습적 검사를 통해 로터를 검출하고, 그 위치를 산출함으로써 고주파 전극도자 절제술에 적극적으로 활용할 수 있는 새롭고 진보적인 기술이 요구된다. 본 발명은 이와 관련된 것이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제10-2013-0036588호(2013.04.12)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는 침습적 검사인 전기생리검사의 불편함과 문제점을 극복하고, 특히 합병증의 위험을 제거할 수 있는 비침습적 검사를 통해 로터를 검출하고, 그 위치를 산출할 수 있는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

[0009] 본 발명의 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 연계 로터 위치 산출 방법은, 로터(Rotor) 위치 산출 장치가, 심전도 신호 측정 장치로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신하는 단계, 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파 신호와 QRST파 신호를 분리하는 단계, 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화(Normalization)하는 단계, 상기 로터 위치 산출 장치가, 상기 정규화된 F파 신호의 진폭을 이용하여 상기 로터의 축 벡터를 산출하는 단계 및 상기 로터 위치 산출 장치가, 심방의 3차원 구조에서 상기 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 상기 로터의 위치로 확정하는 단계를 포함한다.

[0011] 일 실시 예에 따르면, 상기 수신한 환자의 심전도 신호는, 표준 12-유도 심전도(The 12-Lead ECG) 신호일 수 있다.

[0012] 일 실시 예에 따르면, 상기 수신한 환자의 심전도 신호는, 상기 환자의 신체상에서 서로 다른 평면 위에 배치된 적어도 3개 이상의 리드(Lead)에서 측정된 신호일 수 있다.

[0013] 일 실시 예에 따르면, 상기 분리하는 단계는, 상기 수신한 환자의 심전도 신호를 독립 성분 분석(Independent Component Analysis) 또는 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)을 이용한 주파수 분석(Spectral Analysis) 중 어느 하나를 이용하여 분리할 수 있다.

[0014] 일 실시 예에 따르면, 상기 정규화하는 단계는, 하기와 같은 수학적 1을 따를 수 있다.

[0015] 수학적 1:
$$\text{정규화된 F파 신호} = \frac{\text{원래 F파 신호}}{\text{QRS 복합체의 크기}}$$

[0016]
$$\text{QRS 복합체의 크기} = \frac{|A_Q|(t_2-t_1)}{2} + \frac{|A_R|(t_3-t_2)}{2} + \frac{|A_S|(t_4-t_3)}{2}$$
, 여기서, t_1 은 Q파가 시작되는 시간, t_2 는 Q파가 끝나며 R파가 시작되는 시간, t_3 은 R파가 끝나며 S파가 시작되는 시간, t_4 는 S파가 끝나는 시간, A_Q 는 Q파의 극값, A_R 는 R파의 극값, A_S 는 S파의 극값)

[0017] 일 실시 예에 따르면, 상기 산출하는 단계는, 하기와 같은 수학적 2를 따를 수 있다.

[0018] 수학적 2:
$$\begin{bmatrix} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ u_n & v_n & w_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{1-A_1^2} \\ \sqrt{1-A_2^2} \\ \vdots \\ \sqrt{1-A_n^2} \end{bmatrix}$$

[0019] (여기서, A_i 는 정규화된 F파 신호의 진폭, (u_i, v_i, w_i) 는 유도의 방향을 나타내는 단위 벡터, n 은 수신한 환자의 심전도 신호의 수, (R_x, R_y, R_z) 는 로터의 축 벡터)

[0020] 또한, 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 기록매체에 저장된 컴퓨터 프로그램은 컴퓨팅 장치와 결합하여, 심전도 신호 측정 장치로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신하는 단계, 상기 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파 신호와 QRST파 신호를 분리하는 단계, 상기 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화(Normalization)하는 단계, 상기 정규화된 F파 신호의 진폭을 이용하여 상기 로터의 축 벡터를 산출하는 단계 및

[0021] 심방의 3차원 구조에서 상기 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 상기 로터의 위치로 확정하는 단계를 포함한다.

[0022] 또한, 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 장치는, 심전도 신호 측정 장치로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부, 상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파와 QRST파를 분리하는 신호 분리부, 상기 신호 분리부가 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화하는 신호 정규화부, 상기 신호 정규화부가 정규화한 F파 신호의 진폭을 이용하여 로터(Rotor)의 축 벡터를 산출하는 로터 축 벡터 산출부 및 심방의 3차원 구조에서 상기 로터 축 벡터 산출부가 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 로터의 위치로 확정하는 로터 위치 확정부를 포함한다.

[0023] 일 실시 예에 따르면, 상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호는, 표준 12-유도 심전도(The 12-

Lead ECG) 신호일 수 있다.

[0024] 일 실시 예에 따르면, 상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호는, 상기 환자의 신체상에서 서로 다른 평면 위에 배치된 적어도 3개 이상의 리드(Lead)에서 측정된 신호일 수 있다.

[0025] 일 실시 예에 따르면, 상기 신호 분리부는, 상기 심전도 신호 수신부가 수신한 환자의 심전도 신호를 독립 성분 분석(Independent Component Analysis) 또는 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)을 이용한 주파수 분석(Spectral Analysis) 중 어느 하나를 이용하여 분리할 수 있다.

[0026] 일 실시 예에 따르면, 상기 신호 정규화부는, 하기와 같은 수학적 식 1을 따를 수 있다.

[0027] 수학적 식 1: 정규화된 F파 신호 = $\frac{\text{원래 F파 신호}}{\text{QRS 복합체의 크기}}$

[0028] (QRS 복합체의 크기 = $\frac{|A_Q| \cdot (t_2 - t_1)}{2} + \frac{|A_R| \cdot (t_3 - t_2)}{2} + \frac{|A_S| \cdot (t_4 - t_3)}{2}$), 여기서, t_1 은 Q파가 시작되는 시간, t_2 는 Q파가 끝나며 R파가 시작되는 시간, t_3 은 R파가 끝나며 S파가 시작되는 시간, t_4 는 S파가 끝나는 시간, A_Q 는 Q파의 극값, A_R 는 R파의 극값, A_S 는 S파의 극값)

[0029] 일 실시 예에 따르면, 상기 로터 축 벡터 산출부는, 하기와 같은 수학적 식 2를 따를 수 있다.

[0030] 수학적 식 2:
$$\begin{bmatrix} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ u_n & v_n & w_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{1 - A_1^2} \\ \sqrt{1 - A_2^2} \\ \vdots \\ \sqrt{1 - A_n^2} \end{bmatrix}$$

[0031] (여기서, A_i 는 정규화된 F파 신호의 진폭, (u_i, v_i, w_i) 는 유도의 방향을 나타내는 단위 벡터, n 은 수신한 환자의 심전도 신호의 수, (R_x, R_y, R_z) 는 로터의 축 벡터)

발명의 효과

[0032] 상기와 같은 본 발명에 따르면, 가장 보편적으로 많이 사용하는 비침습적 검사인 표준 12-유도 심전도 검사를 통해 로터를 검출하고, 그 위치를 산출할 수 있는 효과가 있다.

[0033] 또한, 비침습적 검사를 이용하기 때문에 입원, 금식 및 국소 마취를 통한 전극도자의 체내 삽입이 요구되지 않으며, 검사 시간이 짧고 간편하며 방사선 노출과 합병증의 위험이 없다는 효과가 있다.

[0034] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급한 효과들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0035] 도 1은 로터의 모습을 예시적으로 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 장치의 전체 구성을 나타낸 도면이다.

도 3은 표준 12-유도 심전도 측정 모습을 나타낸 도면이다.

도 4는 표준 12-유도 심전도 측정에 따라 측정된 심전도 신호의 예시를 나타낸 도면이다.

도 5는 P파, QRS 복합체, T파가 차례대로 나오는 정상적인 경우의 심전도 신호의 예시를 나타낸 도면이다.

도 6은 삼각형 형상의 심전도 신호를 나타내는 Q파, R파, S파의 예시를 나타낸 도면이다.

도 7은 3차원 심방 구조에서 로터의 위치를 확정하는 모습을 나타낸 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 방법의 순서도를 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0036] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 상세히 설명한다. 본 발명의 이점 및 특징, 그리

고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시 예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시 예에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시 예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.

- [0037] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다. 본 명세서에서 사용된 용어는 실시 예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다.
- [0038] 본 명세서에서 사용되는 "포함한다 (comprises)" 및/또는 "포함하는 (comprising)"은 언급된 구성 요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성 요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0039] 이하, 본 발명에 대하여 첨부된 도면에 따라 보다 상세히 설명한다.
- [0040] 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 장치(100)의 전체 구성을 나타낸 도면이다.
- [0041] 로터 위치 산출 장치(100)는 심전도 신호 수신부(10), 신호 분리부(20), 신호 정규화부(30), 로터 축 벡터 산출부(40) 및 로터 위치 확정부(50)를 포함한다.
- [0042] 아울러, 기타 본 발명의 목적을 달성함에 있어서 필요한 부가적인 구성들 역시 모두 포함할 수 있고, 필요에 따라 일부 구성이 삭제될 수도 있음은 물론이다.
- [0043] 심전도 신호 수신부(10)는 심전도 신호 측정 장치(미도시)가 측정된 환자의 심전도 신호를 수신한다.
- [0044] 여기서, 심전도 신호 수신부(10)가 심전도 측정 장치(미도시)로부터 수신한 환자의 심전도 신호는 표준 12-유도 심전도(The 12-Lead ECG)이며, 심장의 전기 전도에 의해 형성된 전기 퍼텐셜(Electric Potential)을 환자의 신체에 부착한 12개의 리드(Lead)를 통해 측정한다.
- [0045] 도 3에는 표준 12-유도 심전도 측정에 대해 도시되어 있는바, 가슴에 부착한 6개의 리드로부터 6개의 흉부 유도(V1, V2, V3, V4, V5, V6)를 측정하고, 팔과 다리에 부착한 4개의 리드로부터 6개의 사지 유도(I, II, III, aVR, aVL, aVF)를 측정한다. 아울러, 도 4에는 표준 12-유도 심전도 측정에 따라 측정된 심전도 신호의 예시가 도시되어 있다.
- [0046] 한편, 심전도 신호 수신부(10)가 심전도 측정 장치(미도시)로부터 수신한 환자의 심전도 신호는 환자의 신체 상에서 서로 다른 평면 위에 배치된 적어도 3개 이상의 리드에서 측정된 심전도 신호일 수 있다. 이 말은 적어도 3개 이상의 리드는 환자의 신체 상에서 한 평면 위에 배치되지 않아야 한다는 것이다.
- [0047] 신호 분리부(20)는 심전도 신호 수신부(10)가 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파와 QRST파를 분리한다.
- [0048] 심전도 신호는 기본적으로 P, Q, R, S, T파로 이루어져 있다. 여기서 P파는 심방의 탈분극을 나타내는 신호이며, Q파, R파, S파를 합친 QRS 복합체는 심실의 탈분극을 나타내는 신호이다. T파는 QRS 복합체 이후 심실이 다시 재분극되는 과정에서 나오는 신호이다. 즉, 정상적인 경우의 심전도 신호는 도 5에 도시된 바와 같이 P파, QRS 복합체, T파가 차례대로 나오게 되며, 이러한 경향이 주기적으로 반복된다. 한편, F파는 P파가 심방세동으로 인해 변형된 파를 의미하며, 심방세동 환자의 심전도 신호에서 찾아볼 수 있다.
- [0049] 신호 분리부(20)는 환자의 심전도 신호에서 F파와 QRST파를 분리함에 있어 독립 성분 분석(Independent Component Analysis) 또는 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)을 이용한 주파수 분석(Spectral Analysis) 중 어느 하나를 이용하여 분리할 수 있다.
- [0050] 여기서, 독립 성분 분석 또는 고속 푸리에 변환을 이용한 주파수 분석을 통해 환자의 심전도 신호에서 F파와 QRST파를 분리하는 과정에 대한 자세한 설명은 공지된 분석 방법에 해당하므로 생략하도록 하며, 신호 분리부(20)는 심전도 신호 수신부(10)가 수신한 환자의 심전도 모두, 예를 들어, V1, V2, V3, V4, V5, V6, I, II, III, aVR, aVL, aVF 에 대하여 F파와 QRST파를 분리한다.
- [0051] 신호 정규화부(30)는 신호 분리부(20)가 분리한 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화(Normalization)한다.

[0052] 구체적으로 아래와 같은 수학적 1에 따라 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화한다.

[0053] 수학적 1:
$$\text{정규화된 F파 신호} = \frac{\text{원래 F파 신호}}{\text{QRS 복합체의 크기}}$$

[0054] 수학적 1의 분모인 QRS 복합체의 크기는 심전도 상에서 Q파, R파, S파의 면적의 합으로 정의하는 것이 일반적이며, 도 6에 도시된 바와 같이 Q파, R파, S파는 삼각형 형상의 심전도 신호를 나타낸다. 따라서 삼각형의 넓이를 구하는 방법에 따라 QRS 복합체의 크기는 다음과 같이 산출할 수 있다.

[0055]
$$\text{QRS 복합체의 크기} = \frac{|A_Q| \cdot (t_2 - t_1)}{2} + \frac{|A_R| \cdot (t_3 - t_2)}{2} + \frac{|A_S| \cdot (t_4 - t_3)}{2}$$

[0056] 여기서, t_1 은 Q파가 시작되는 시간, t_2 는 Q파가 끝나며 R파가 시작되는 시간, t_3 은 R파가 끝나며 S파가 시작되는 시간, t_4 는 S파가 끝나는 시간, A_Q 는 Q파의 극값, A_R 는 R파의 극값, A_S 는 S파의 극값을 의미한다.

[0057] QRS 복합체의 크기를 산출하면 수학적 1에 대입하여 정규화된 F파 신호를 산출할 수 있으며, 신호 정규화부(30)는 심전도 신호 수신부(10)가 수신하여 신호 분리부(20)가 분리한 환자의 심전도 신호 모두, 예를 들어, V1, V2, V3, V4, V5, V6, I, II, III, aVR, aVL, aVF의 F파 모두에 대하여 QRS 복합체의 크기로 정규화한다.

[0058] 로터 축 벡터 산출부(40)는 신호 정규화부(30)가 정규화한 F파 신호의 진폭을 이용하여 로터의 축 벡터를 산출한다.

[0059] 구체적으로 아래와 같은 수학적 2에 따라 로터의 축 벡터를 산출한다.

$$\begin{bmatrix} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ u_n & v_n & w_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{1 - A_1^2} \\ \sqrt{1 - A_2^2} \\ \vdots \\ \sqrt{1 - A_n^2} \end{bmatrix}$$

[0060] 수학적 2:

[0061] 여기서, A_i 는 정규화된 F파 신호의 진폭, (u_i, v_i, w_i) 는 유도 방향을 나타내는 단위 벡터, n 은 수신한 환자의 심전도 신호의 수, (R_x, R_y, R_z) 는 로터의 축 벡터를 의미한다.

[0062] 수학적 2는 심전도의 전기학 이론에 따라 본 발명을 위해 새롭게 도출한 것으로서, 심전도 신호는 일반적으로 수식 $-k \frac{\hat{r}}{r^2} \cdot \iint \nabla v dA$ 과 같이 표현할 수 있다(여기서, r 은 심장의 중심으로부터 전극까지의 거리, \hat{r} 은 유도 방향을 나타내는 단위벡터, v 는 심근 세포의 활동전위, k 는 비례상수).

[0063] 로터가 있는 상태에서는 $\iint \nabla v dA$ 가 로터 축 벡터를 회전축으로 하여 일정한 각속도로 회전하는 벡터가 되므로, 로터의 축 벡터와 유도의 방향을 나타내는 단위벡터가 이루는 각을 θ 라 하면, F파의 크기는 $\sin \theta$ 에 비례하게 된다. 따라서, 로터의 축 벡터와 유도의 방향을 나타내는 단위벡터를 내적하면 수학적 2를 도출할 수 있다.

[0064] 한편, 수학적 2를 통해 로터의 축 벡터를 산출함에 있어서는 Jacobi method, Gauss-Seidel method, successive over-relaxation (SOR) method 등과 같은 수치해석법적 방법을 이용할 수 있으며, 그 해가 로터의 축 벡터가 되고, 구체적인 설명은 공지된 방법이므로 생략하도록 한다.

[0065] 로터 위치 확정부(50)는 심방의 3차원 구조에서 로터 축 벡터 산출부(40)가 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 로터의 위치로 확정한다.

[0066] 구체적으로 3차원 심방 구조에서 법선 벡터를 산출한 다음에, 로터의 축 벡터와 일치하는 벡터를 로터의 위치로 확정하며, 도 7에 구체적으로 도시되어 있다.

[0067] 지금까지 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 장치(100)에 대하여 설명하였다. 로터 위치 산출 장치(100)에 의하면, 비침습적 검사인 표준 12-유도 심전도 검사를 통해 로터를 검출할 수 있으므로 입원, 금식 및 국소 마취를 통한 전극도자의 체내 삽입이 요구되지 않으며, 검사 시간이 짧고 간편하며 방사선 노출과 합병증의 위험이 없다. 아울러, 로터의 위치를 정확하게 산출할 수 있기 때문에 고주파 전극도자 절제술에 적극적으로 활용할 수 있다.

- [0068] 이하, 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 로터 위치 산출 방법에 대하여 도 8을 참조하여 설명하도록 한다.
- [0069] 도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 방법의 순서도를 나타낸 도면이다. 그러나 이는 본 발명의 목적을 달성함에 있어 바람직한 실시 예일 뿐이며, 필요에 따라 일부 단계가 추가되거나 삭제될 수 있음은 물론이다.
- [0070] 아울러, 각 단계는 상기 도 2를 참조하며 설명한 로터 위치 산출 장치(100)가 포함하는 각 구성들, 구체적으로, 심전도 신호 수신부(10), 신호 분리부(20), 신호 정규화부(30), 로터 축 벡터 산출부(40) 및 로터 위치 확정부(50)에 의해 수행되나, 설명의 편의를 위해 로터 위치 산출 장치(100)가 수행하는 것으로 통일하도록 한다.
- [0071] 우선, 로터 위치 산출 장치(100)가 심전도 신호 측정 장치(미도시)로부터 측정된 환자의 심전도 신호를 수신한다(S810).
- [0072] 여기서, 로터 위치 산출 장치(100)가 심전도 측정 장치(미도시)로부터 수신한 환자의 심전도 신호는 표준 12-유도 심전도(The 12-Lead ECG)이며, 심장의 전기 전도에 의해 형성된 전기 퍼텐셜(Electric Potential)을 환자의 신체에 부착한 12개의 리드(Lead)를 통해 측정한다. 구체적으로, 가슴에 부착한 6개의 리드로부터 6개의 흉부 유도(V1, V2, V3, V4, V5, V6)를 측정하고, 팔과 다리에 부착한 4개의 리드로부터 6개의 사지 유도(I, II, III, aVR, aVL, aVF)를 측정한다.
- [0073] 한편, 로터 위치 산출 장치(100)가 심전도 측정 장치(미도시)로부터 수신한 환자의 심전도 신호는 환자의 신체 상에서 서로 다른 평면 위에 배치된 적어도 3개 이상의 리드에서 측정된 심전도 신호일 수 있다. 이 말은 적어도 3개 이상의 리드는 환자의 신체 상에서 한 평면 위에 배치되지 않아야 한다는 것이다.
- [0074] 이후, 로터 위치 산출 장치(100)가 수신한 환자의 심전도 신호에서 F파 신호와 QRST파 신호를 분리한다(S820).
- [0075] 심전도 신호는 기본적으로 P, Q, R, S, T파로 이루어져 있다. 여기서 P파는 심방의 탈분극을 나타내는 신호이며, Q파, R파, S파를 합친 QRS 복합체는 심실의 탈분극을 나타내는 신호이다. T파는 QRS 복합체 이후 심실이 다시 재분극되는 과정에서 나오는 신호이다. 즉, 정상적인 경우의 심전도 신호는 P파, QRS 복합체, T파가 차례대로 나오게 되며, 이러한 경향이 주기적으로 반복된다. 한편, F파는 P파가 심방세동으로 인해 변형된 파를 의미하며, 심방세동 환자의 심전도 신호에서 찾아볼 수 있다.
- [0076] 로터 위치 산출 장치(100)는 환자의 심전도 신호에서 F파와 QRST파를 분리함에 있어 독립 성분 분석(Independent Component Analysis) 또는 고속 푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)을 이용한 주파수 분석(Spectral Analysis) 중 어느 하나를 이용하여 분리할 수 있다.
- [0077] 여기서, 독립 성분 분석 또는 고속 푸리에 변환을 이용한 주파수 분석을 통해 환자의 심전도 신호에서 F파와 QRST파를 분리하는 과정에 대한 자세한 설명은 공지된 분석 방법에 해당하므로 생략하도록 하며, 로터 위치 산출 장치(100)는 상기 S810 단계에서 수신한 환자의 심전도 모두, 예를 들어, V1, V2, V3, V4, V5, V6, I, II, III, aVR, aVL, aVF 에 대하여 F파와 QRST파를 분리한다.
- [0078] 다음으로, 로터 위치 산출 장치(100)가 분리된 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화한다(S830).
- [0079] 구체적으로 아래와 같은 수학적 식 1에 따라 F파 신호를 QRS 복합체의 크기로 정규화한다.

[0080] 수학적 식 1:
$$\text{정규화된 F파 신호} = \frac{\text{원래 F파 신호}}{\text{QRS 복합체의 크기}}$$

[0081] 수학적 식 1의 분모인 QRS 복합체의 크기는 심전도 상에서 Q파, R파, S파의 면적의 합으로 정의하는 것이 일반적이며, Q파, R파, S파는 심전도 신호는 삼각형 형상을 나타낸다. 따라서 삼각형의 넓이를 구하는 방법에 따라 QRS 복합체의 크기는 다음과 같이 산출할 수 있다.

[0082]
$$\text{QRS 복합체의 크기} = \frac{|A_Q| \cdot (t_2 - t_1)}{2} + \frac{|A_R| \cdot (t_3 - t_2)}{2} + \frac{|A_S| \cdot (t_4 - t_3)}{2}$$

[0083] 여기서, t_1 은 Q파가 시작되는 시간, t_2 는 Q파가 끝나며 R파가 시작되는 시간, t_3 은 R파가 끝나며 S파가 시작되는 시간, t_4 는 S파가 끝나는 시간, A_Q 는 Q파의 극값, A_R 는 R파의 극값, A_S 는 S파의 극값을 의미한다.

[0084] QRS 복합체의 크기를 산출하면 수학적 식 1에 대입하여 정규화된 F파 신호를 산출할 수 있으며, 로터 위치 산출 장치(100)는 상기 S810 단계에 따라 수신하여 상기 S820 단계에 따라 분리한 환자의 심전도 신호 모두, 예를

들어, V1, V2, V3, V4, V5, V6, I, II, III, aVR, aVL, aVF의 F파 모두에 대하여 QRS 복합체의 크기로 정규화한다.

[0085] 이후, 로터 위치 산출 장치(100)가 정규화된 F파 신호의 진폭을 이용하여 로터의 축 벡터를 산출한다(S840).

[0086] 구체적으로 아래와 같은 수학적 식 2에 따라 로터의 축 벡터를 산출한다.

$$\begin{bmatrix} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ u_n & v_n & w_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{1-A_1^2} \\ \sqrt{1-A_2^2} \\ \vdots \\ \sqrt{1-A_n^2} \end{bmatrix}$$

[0087] 수학적 식 2:

[0088] 여기서, A_i는 정규화된 F파 신호의 진폭, (u_i, v_i, w_i)는 유도 방향을 나타내는 단위 벡터, n은 수신한 환자의 심전도 신호의 수, (R_x, R_y, R_z)는 로터의 축 벡터를 의미한다.

[0089] 수학적 식 2는 심전도의 전기학 이론에 따라 본 발명을 위해 새롭게 도출한 것으로서, 심전도 신호는 일반적으로 수식 $-\kappa \frac{\hat{r}}{r^2} \cdot \iint \nabla V dA$ 과 같이 표현할 수 있다(여기서, r은 심장의 중심으로부터 전극까지의 거리, \hat{r} 은 유도의 방향을 나타내는 단위벡터, V는 심근 세포의 활동전위, k는 비례상수).

[0090] 로터가 있는 상태에서는 $\iint \nabla V dA$ 가 로터 축 벡터를 회전축으로 하여 일정한 각속도로 회전하는 벡터가 되므로, 로터의 축 벡터와 유도의 방향을 나타내는 단위벡터가 이루는 각을 θ 라 하면, F파의 크기는 sin θ 에 비례하게 된다. 따라서, 로터의 축 벡터와 유도의 방향을 나타내는 단위벡터를 내적하면 수학적 식 2를 도출할 수 있다.

[0091] 한편, 수학적 식 2를 통해 로터의 축 벡터를 산출함에 있어서는 Jacobi method, Gauss-Seidel method, successive over-relaxation (SOR) method 등과 같은 수치해석법적 방법을 이용할 수 있으며, 그 해가 로터의 축 벡터가 되고, 구체적인 설명은 공지된 방법이므로 생략하도록 한다.

[0092] 마지막으로, 로터 위치 산출 장치(100)가 심장의 심방의 3차원 구조에서 상기 S840 단계에서 산출한 로터의 축 벡터가 접벡터가 되는 지점을 로터의 위치로 확정한다(S850).

[0093] 구체적으로 3차원 심방 구조에서 법선 벡터를 산출한 다음에, 로터의 축 벡터와 일치하는 벡터를 로터의 위치로 확정한다.

[0094] 지금까지 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 방법에 대하여 설명하였다. 로터 위치 산출 방법에 의하면, 비침습적 검사인 표준 12-유도 심전도 검사를 통해 로터를 검출할 수 있으므로 입원, 금식 및 국소 마취를 통한 전극도자의 체내 삽입이 요구되지 않으며, 검사 시간이 짧고 간편하며 방사선 노출과 합병증의 위험이 없다. 아울러, 로터의 위치를 정확하게 산출할 수 있기 때문에 고주파 전극도자 절제술에 적극적으로 활용할 수 있다.

[0095] 한편, 본 발명의 일 실시 예에 따른 로터 위치 산출 방법은 컴퓨터에서 실행 가능한 저장 매체 또는 매체에 저장된 프로그램의 형태로 구현될 수 있으며,

[0096] 이 경우 로터 위치 산출 방법의 모든 기술적 특징을 동일하게 구현할 수 있으나, 중복 서술을 방지하기 위해 자세한 설명은 생략하도록 한다.

[0097] 이상 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시 예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

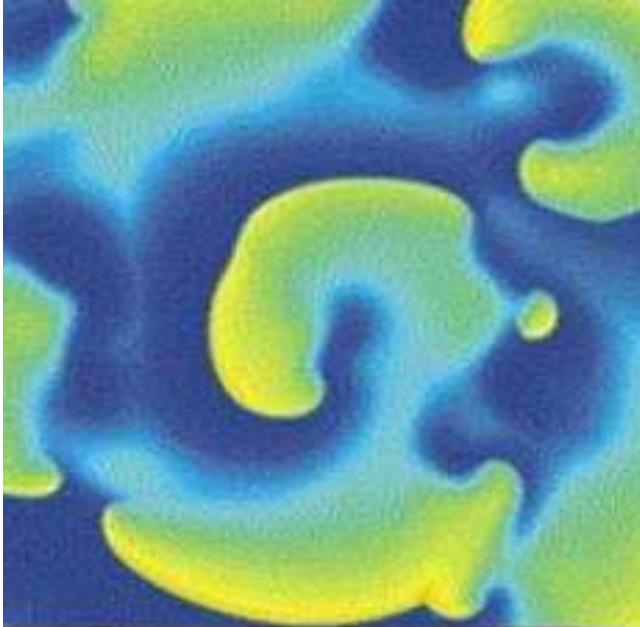
부호의 설명

- [0098] 100: 로터 위치 산출 장치
- 10: 심전도 신호 수신부
- 20: 신호 분리부

- 30: 신호 정규화부
- 40: 로터 축 벡터 산출부
- 50: 로터 위치 확정부

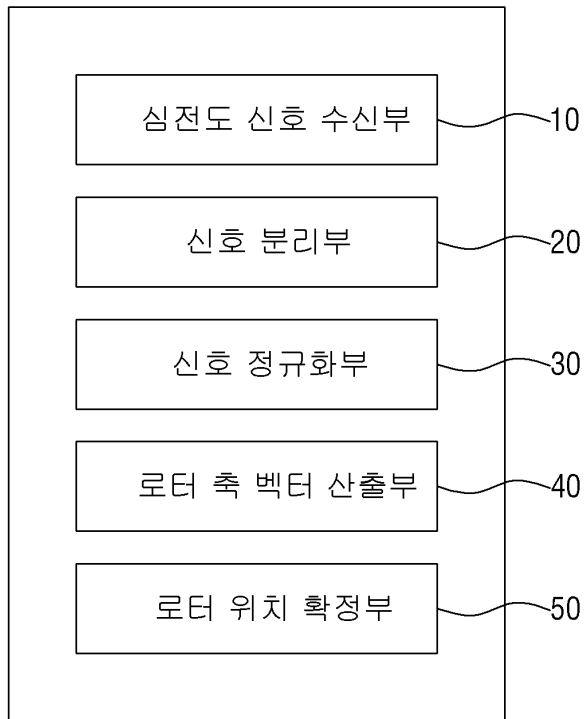
도면

도면1

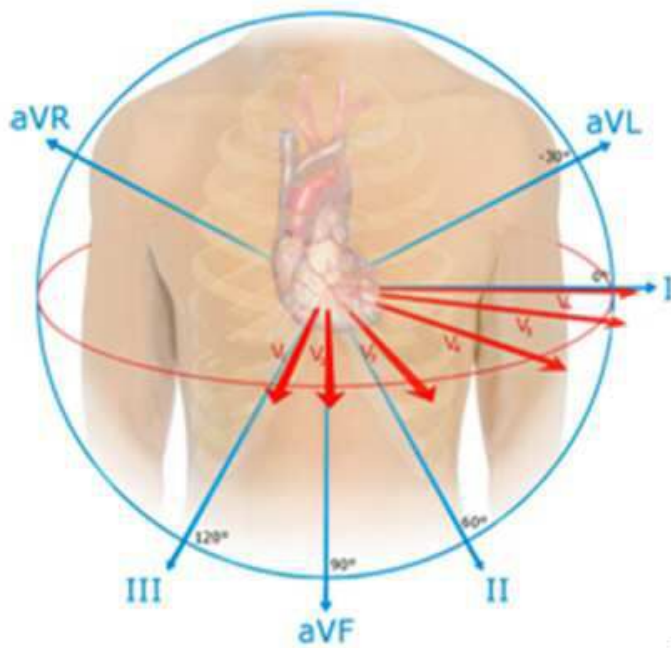


도면2

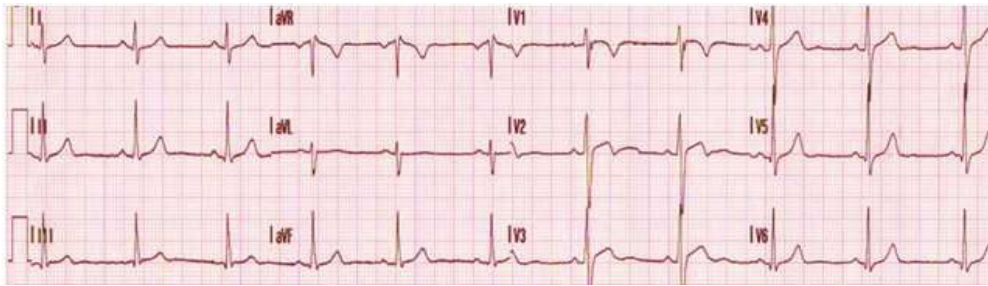
100



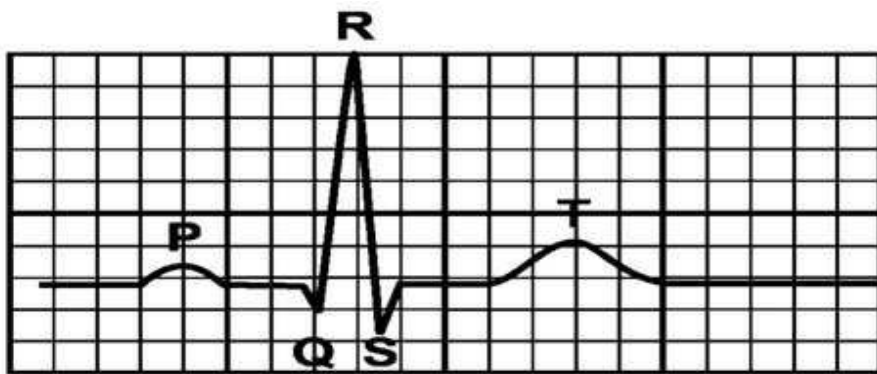
도면3



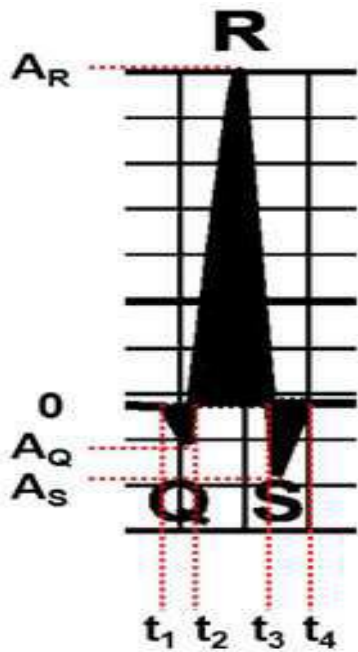
도면4



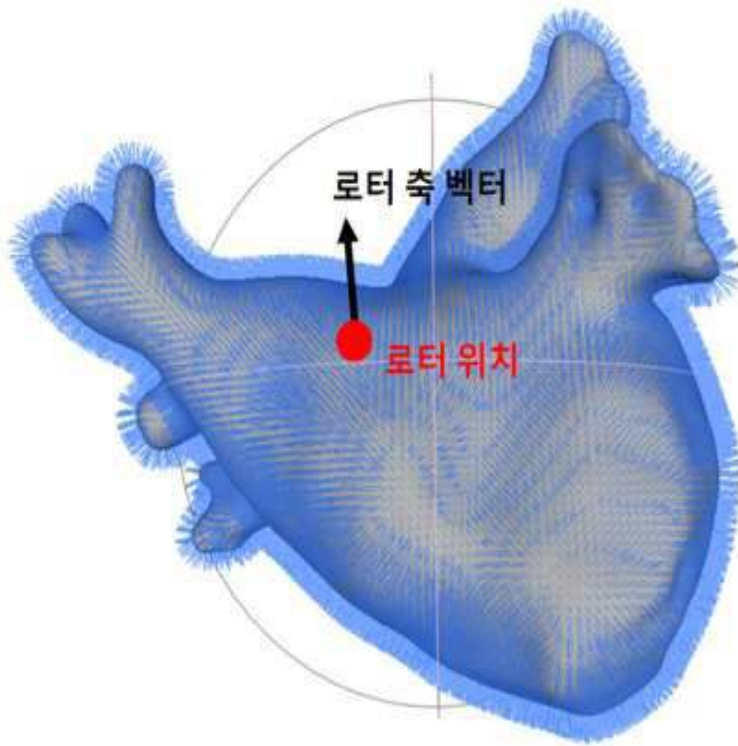
도면5



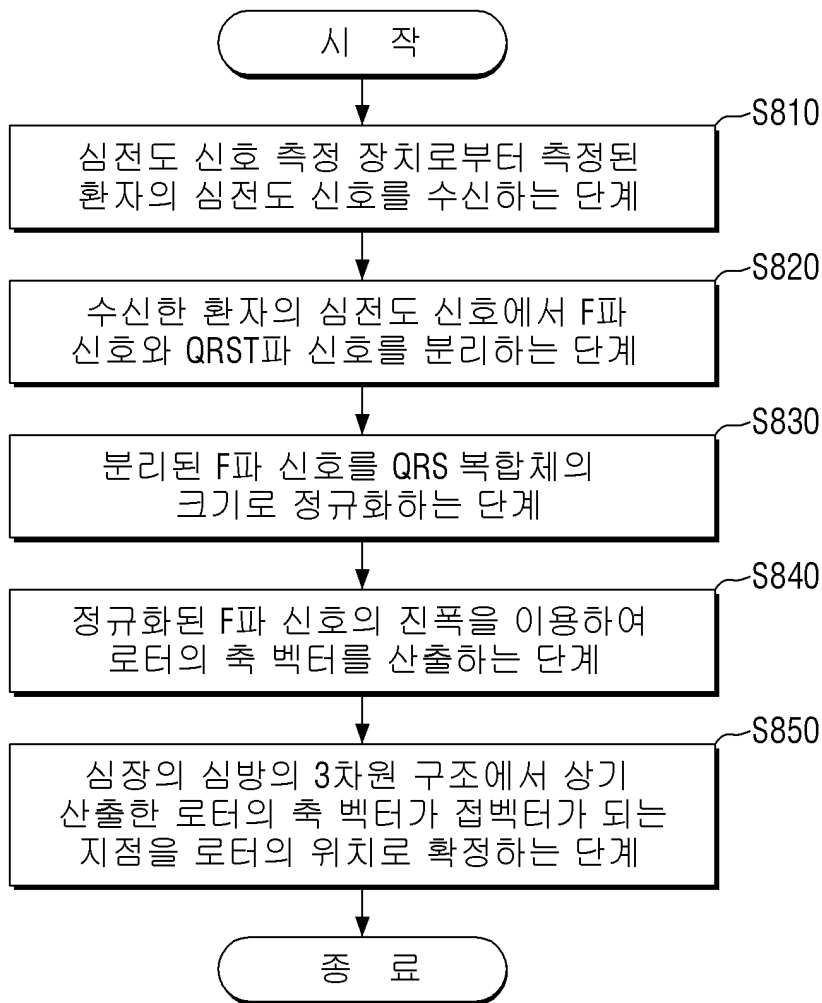
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	转子位置计算装置和方法		
公开(公告)号	KR1020180109359A	公开(公告)日	2018-10-08
申请号	KR1020170038976	申请日	2017-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	产学合作基金会, 延世大学		
[标]发明人	PAK HUI NAM 박희남 SONG JUN SEOP 송준섭 HWANG MIN KI 황민기		
发明人	박희남 송준섭 황민기		
IPC分类号	A61B5/046 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/046 A61B5/7257 A61B5/7271		
代理人(译)	Yunbyeongguk Yiyounggyu		
其他公开文献	KR101948653B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的实施例的计算链接转子位置的方法的特征在于, 转子位置计算装置包括接收从心电图信号测量装置测量的患者的心电图信号的步骤, 将F波信号和QRST波信号与患者的心电图信号分离, 转子位置计算装置包括将分离的F波信号归一化为QRS波群大小的步骤, 使用归一化的F波信号的振幅计算转子的轴向矢量;并且使用归一化的F波信号的振幅计算转子的轴向矢量, 其中转子位置计算装置计算在三个中计算的转子的轴向矢量的点。如图1所示。