



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0028512
(43) 공개일자 2021년03월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/349 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/339 (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/349 (2021.01)
A61B 5/339 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2019-0109702
(22) 출원일자 2019년09월04일
심사청구일자 2019년09월04일

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
박희남
서울특별시 영등포구 국제금융로7길 20, 1동 902호 (여의도동, 대교아파트)
임병현
서울특별시 마포구 새창로8길 72, 207동 2005호 (도화동, 현대2차아파트)
(74) 대리인
나강은, 김경용, 강현모

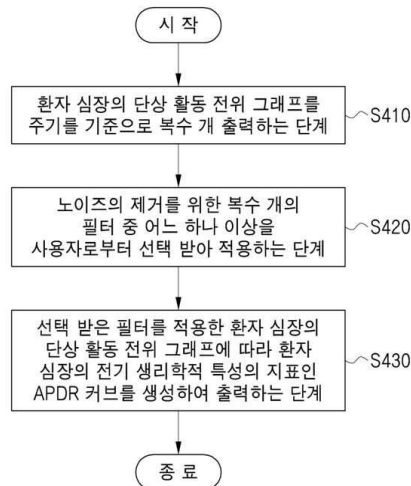
전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치 및 검출 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치가 환자 심장의 전기 생리학적 특성을 검출하는 방법은, 접촉식 카테터를 통해 측정하며, 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기(Cycle)를 기준으로 복수 개 출력하는 단계, 상기 출력한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 심박 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용하는 단계 및 상기 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 따라 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브(Curve)를 생성하여 출력하는 단계를 포함한다.

대 표 도 - 도4



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2021.01)

명세서

청구범위

청구항 1

심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치가 환자 심장의 전기 생리학적 특성을 검출하는 방법에 있어서,
접촉식 카테터를 통해 측정하며, 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기(Cycle)를 기준으로 복수 개 출력하는 단계;

상기 출력한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용하는 단계;
및

상기 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 따라 상기 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브(Curve)를 생성하여 출력하는 단계;

를 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 단상 활동 전위 그래프는,

시작점(Initial Point), 고점(Max Point) 및 APD90을 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 시작점 및 고점 중 어느 하나 이상은,

상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프 상에서 상기 사용자로부터 임의의 지점을 선택 받아 결정 가능한,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 복수 개의 필터는,

Butterworth 필터, Savitzky-Golay 필터, Gaussian Window 필터, Chebyshev 필터 및 Bollinger Band 필터인,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는,

상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프와 APDR 커브를 한 화면에 나란히 배치하여 출력하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 APDR 커브는,

상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프가 포함하는 APD90을 모든 주기에 대하여 복수 개의 점(Point)으로 배치하고, 상기 배치한 복수 개의 점의 추세를 선으로 연결하여 생성하며,

상기 배치한 복수 개의 점은 상기 생성한 APDR 커브와 동시에 출력되는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계 이후에,

상기 배치한 복수 개의 점 중, 어느 하나 이상의 점을 삭제하는 단계; 및

상기 삭제 결과를 반영하여 상기 생성한 APDR 커브를 수정하여 출력하는 단계;

를 더 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 수정하여 출력하는 단계는,

상기 삭제 결과를 반영하여 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 수정하여 출력하는 단계;

를 더 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 APDR 커브는,

다음과 같은 수학적 식 1에 따라 생성하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

수학적 식 1: $50 + 10 * (1 - e^{(-DI/30)})$

(여기서, DI는 상기 단상 활동 전위 그래프에서 한 주기의 단상 활동 전위 기간이 끝나는 지점에서 다음 주기의 단상 활동 전위가 시작되는 지점까지의 시간 간격인 심장 확장기를 의미함)

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계 이후에,

상기 사용자로부터 상기 수학적 식 1에 포함되는 상수인 50, 10 및 30 중 어느 하나 이상을 다른 수치로 입력 받아 상기 수학적 식을 수정하는 단계; 및

상기 수정한 수학적 식 1에 따라 상기 APDR 커브를 수정하여 출력하는 단계;

를 더 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위해 기록 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

청구항 12

접촉식 카테터를 통해 측정된 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용하는 노이즈 제거부;

상기 노이즈 제거부가 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 따라 상기 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브(Curve)를 생성하는 APDR 커브 생성부; 및

상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기를 기준으로 복수 개 및 상기 APDR 커브 생성부가 생성한 APDR 커브를 출력하는 디스플레이부;

를 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 APDR 커브 생성부는,

상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프가 포함하는 APD90을 모든 주기에 대하여 복수 개의 점(Point)으로 배치하고, 상기 배치한 복수 개의 점의 추세를 선으로 연결하여 상기 APDR 커브를 생성하며,

상기 디스플레이부는,

상기 APDR 커브 생성부가 배치한 복수 개의 점을 상기 APDR 커브와 동시에 출력하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 APDR 커브 생성부가 배치한 복수 개의 점 중, 어느 하나 이상의 점을 삭제하고, 상기 삭제 결과를 반영하여 상기 APDR 커브 생성부가 생성한 APDR 커브를 수정하는 APDR 커브 수정부;

를 더 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치.

청구항 15

심장 전기 생리학적 특성 검출 장치가 환자 심장의 전기 생리학적 특성을 검출하는 방법에 있어서,

환자 심장의 3차원 심장 모델을 생성 또는 로딩하는 단계;

상기 생성 또는 로딩한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위를 생성하는 단계;

상기 생성한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위 그래프 중 어느 하나 이상을 주기(Cycle)를 기준으로 복수 개 출력하는 단계;

상기 출력한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위 그래프 중 어느 하나 이상에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용하는 단계; 및

상기 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위 그래프에 따라 상기 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브(Curve)를 생성하여 출력하는 단계;

를 포함하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는,

상기 환자 심장의 3차원 심장 모델과 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 특정 지점에서의 APDR 커브를 한 화면에 인접하게 배치하여 출력하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는,

상기 환자 심장의 3차원 심장 모델과 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 특정 지점에서의 가상 활동 전위 그래프 및 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 APDR 커브의 최대 기울기 값의 평균인 평균 Smax값 중 어느 하나 이상을 한 화면에 인접하게 배치하여 출력하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

청구항 18

제15항에 있어서,

상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는,

상기 환자 심장의 3차원 심장 모델 및 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 특정 지점에서의 Smax값을 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델 상에 투영하여 출력하는,

심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치 및 검출 방법 에 관한 것이다. 보다 자세하게는 심장의 단상 활동 전위 그래프를 이용하여 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브를 생성하는 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.

[0003] 부정맥의 치료방법으로는 고주파 전극 도자 절제 시술과 같이 심장조직을 소작함으로써 심장의 전기적 전도를 차단하여 부정맥을 막을 수 있는 수술요법이 있으나, 심장의 어느 부위에 절제 시술을 시행해야 최적의 효과를 도출할 수 있는지 사전에 파악하기 어렵다는 문제점이 있으므로, 최근에는 약물로 부정맥을 치료할 수 있는 부정맥 치료제가 많이 사용되고 있다.

[0004] 이러한 부정맥 치료제는 환자 개개인의 심장의 전기 생리학적 특성에 따라 적합한 부정맥 치료제를 사용해야 하나, 그 종류가 매우 다양하므로 어떠한 부정맥 치료제를 사용할지 사전에 결정하는 것이 매우 중요하다. 잘못된 결정으로 인하여 특정 부정맥 치료제를 사용하는 도중에 다른 부정맥 치료제로 사용을 변경하는 경우, 제대로

된 치료 효과를 얻지 못할 수 있기 때문이다.

[0005] 따라서 적합한 부정맥 치료제의 사용 결정을 위해 환자 심장의 전기 생리학적 특성을 정확하게 검출하는 방법이 요구된다. 본 발명은 이와 관련된 것이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제10-2010-0111234호(2010.10.14)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는 적합한 부정맥 치료제의 사용 결정을 위해 환자 심장의 전기 생리학적 특성을 정확하게 검출할 수 있는 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치 및 검출 방법을 제공하는 것이다.

[0008] 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

[0009] 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치가 환자 심장의 전기 생리학적 특성을 검출하는 방법은, 접촉식 카테터를 통해 측정하며, 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기(Cycle)를 기준으로 복수 개 출력하는 단계, 상기 출력한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용하는 단계 및 상기 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 따라 상기 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브(Curve)를 생성하여 출력하는 단계를 포함한다.

[0010] 일 실시 예에 따르면, 상기 단상 활동 전위 그래프는, 시작점(Initial Point), 고점(Max Point) 및 APD90을 포함할 수 있다.

[0011] 일 실시 예에 따르면, 상기 시작점 및 고점 중 어느 하나 이상은, 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프 상에서 상기 사용자로부터 임의의 지점을 선택 받아 결정 가능할 수 있다.

[0012] 일 실시 예에 따르면, 상기 복수 개의 필터는, Butterworth 필터, Savitzky-Golay 필터, Gaussian Window 필터, Chebyshev 필터 및 Bollinger Band 필터일 수 있다.

[0013] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는, 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프와 APDR 커브를 한 화면에 나란히 배치하여 출력할 수 있다.

[0014] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브는, 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프가 포함하는 APD90을 모든 주기에 대하여 복수 개의 점(Point)으로 배치하고, 상기 배치한 복수 개의 점의 추세를 선으로 연결하여 생성하며, 상기 배치한 복수 개의 점은 상기 생성한 APDR 커브와 동시에 출력될 수 있다.

[0015] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계 이후에, 상기 배치한 복수 개의 점 중, 어느 하나 이상의 점을 삭제하는 단계 및 상기 삭제 결과를 반영하여 상기 생성한 APDR 커브를 수정하여 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0016] 일 실시 예에 따르면, 상기 수정하여 출력하는 단계는, 상기 삭제 결과를 반영하여 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 수정하여 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0017] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브는, 수학적 식 $1인 50 + 10 * (1 - e(-DI/30))$ 에 따라 생성할 수 있다 (여기서, DI는 상기 단상 활동 전위 그래프에서 한 주기의 단상 활동 전위 기간이 끝나는 지점에서 다음 주기의 단상 활동 전위가 시작되는 지점까지의 시간 간격인 심장 확장기를 의미함).

[0018] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계 이후에, 상기 사용자로부터 상기 수학적 식 1에

포함되는 상수인 50, 10 및 30 중 어느 하나 이상을 다른 수치로 입력 받아 상기 수학식 1을 수정하는 단계 및 상기 수정한 수학식 1에 따라 상기 APDR 커브를 수정하여 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0019] 일 실시 예에 따르면, 상기 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위해 기록 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램으로 구현할 수 있다.

[0020] 한편, 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치는, 접촉식 카테터를 통해 측정된 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임에 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용하는 노이즈 제거부, 상기 노이즈 제거부가 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 따라 상기 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브(Curve)를 생성하는 APDR 커브 생성부 및 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기를 기준으로 복수 개 및 상기 APDR 커브 생성부가 생성한 APDR 커브를 출력하는 디스플레이부를 포함한다.

[0021] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브 생성부는, 상기 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프가 포함하는 APD90을 모든 주기에 대하여 복수 개의 점(Point)으로 배치하고, 상기 배치한 복수 개의 점의 추세를 선으로 연결하여 상기 APDR 커브를 생성하며, 상기 디스플레이부는, 상기 APDR 커브 생성부가 배치한 복수 개의 점을 상기 APDR 커브와 동시에 출력할 수 있다.

[0022] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브 생성부가 배치한 복수 개의 점 중, 어느 하나 이상의 점을 삭제하고, 상기 삭제 결과를 반영하여 상기 APDR 커브 생성부가 생성한 APDR 커브를 수정하는 APDR 커브 수정부를 더 포함할 수 있다.

[0023] 한편, 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치가 환자 심장의 전기 생리학적 특성을 검출하는 방법은, 환자 심장의 3차원 심장 모델을 생성 또는 로딩하는 단계, 상기 생성 또는 로딩한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위를 생성하는 단계, 상기 생성한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위 그래프를 주기(Cycle)를 기준으로 복수 개 출력하는 단계, 상기 출력한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위 그래프에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용하는 단계 및 상기 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위 그래프에 따라 상기 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브(Curve)를 생성하여 출력하는 단계를 포함한다.

[0024] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는, 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델과 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 특정 지점에서의 APDR 커브를 한 화면에 인접하게 배치하여 출력할 수 있다.

[0025] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는, 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델과 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 특정 지점에서의 가상 활동 전위 그래프 및 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 APDR 커브의 최대 기울기 값의 평균인 평균 Smax값 중 어느 하나 이상을 한 화면에 인접하게 배치하여 출력할 수 있다.

[0026] 일 실시 예에 따르면, 상기 APDR 커브를 생성하여 출력하는 단계는, 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델 및 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 특정 지점에서의 Smax값을 상기 환자 심장의 3차원 심장 모델 상에 투영하여 출력할 수 있다.

발명의 효과

[0027] 상기와 같은 본 발명에 따르면, 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에서 노이즈 제거부에 의한 1차 노이즈의 제거 및 APDR 커브 수정부에 의한 2차 노이즈 제거가 이루어지므로, 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브를 정확하게 생성할 수 있다는 효과가 있다.

[0028] 또한, APDR 커브의 생성 방법 자체의 수정이 가능한바, 본 발명을 사용하는 사용자의 입장에서 임상적 연구에 사용할 시, 활용의 자유도를 획득할 수 있다는 효과가 있다.

[0029] 또한, 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브를 환자 심장의 모든 지점에서 정확하고 신속하게 생성하여 출력할 수 있다는 효과가 있다.

[0030] 또한, 환자 심장의 특정 지점에서의 APDR 커브, Smax값, 활동 전위 정보, 더 나아가 Smax값의 분포를 용이하게 파악할 수 있다는 효과가 있다.

[0031] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급한 효과들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해 될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0032] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치가 포함하는 전체 구성을 나타낸 도면이다.

도 2는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 예시적으로 도시한 도면이다.

도 3은 노이즈 제거 전 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프와 각각의 필터를 적용한 이후의 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 노이즈 제거 전 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프와 함께 도시해 놓은 도면이다.

도 4는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법의 대표적인 단계를 나타낸 순서도이다.

도 5 및 도 6은 APDR 커브를 생성하는 구체적인 방법을 실제 화면을 통해 도시한 도면이다.

도 7은 생성된 APDR 커브를 수정하는 방법에 대한 제1 실시 예를 나타낸 순서도이다.

도 8은 APDR 커브 수정에 있어서, 배치된 점의 삭제 여부를 결정하는 실제 화면을 도시한 도면이다.

도 9는 도 7에 도시된 순서도에 따라 APDR 커브가 수정되어 출력되는 실제 화면을 도시한 도면이다.

도 10은 생성된 APDR 커브를 수정하는 방법에 대한 제2 실시 예를 나타낸 순서도이다.

도 11은 도 10에 따라 APDR 커브를 수정하는 실제 화면을 도시한 도면이다.

도 12는 본 발명의 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법의 대표적인 단계를 나타낸 순서도이다.

도 13은 환자 심장의 3차원 심장 모델을 예시적으로 도시한 도면이다.

도 14는 환자 심장의 섬유질 방향을 예시적으로 도시한 도면이다.

도 15는 도 13에 도시된 환자 심장의 3차원 심장 모델에 전압 값을 적용한 모습을 예시적으로 도시한 도면이다.

도 16은 본 발명의 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법이 수행된 최종 결과물인 환자 심장의 3차원 심장 모델을 예시적으로 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0033] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 상세히 설명한다. 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 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.

[0034] 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.

[0035] 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.

[0036] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 포함하는 전체 구성을 나타

낸 도면이다.

- [0037] 그러나 이는 본 발명의 목적을 달성하기 위한 바람직한 실시 예일 뿐이며, 필요에 따라 일부 구성이 추가되거나 삭제될 수 있고, 어느 한 구성이 수행하는 역할을 다른 구성이 함께 수행할 수도 있음은 물론이다.
- [0038] 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 노이즈 제거부(10), APDR 커브 생성부(20) 및 디스플레이부(30)를 포함하며, APDR 커브 수정부(25)를 더 포함할 수 있다.
- [0039] 이하의 설명에서는 노이즈 제거부(10)를 시작으로 APDR 커브 생성부(20), 디스플레이부(30) 및 APDR 커브 수정부(40)에 대한 간단한 설명만 기술하겠으며, 각각의 구성이 수행하는 구체적인 기술적 특징에 대해서는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법에 대한 설명에서 후술하도록 한다.
- [0040] 도 2에는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프가 예시적으로 도시되어 있는바, 단상 활동 전위 그래프는 일정한 주기를 기준으로 반복되는 것을 확인할 수 있으며, 각 주기 별로 단상 활동 전위 그래프의 전체적인 형상은 유사하나 세부적인 형상은 차이가 있는 것을 확인할 수 있다. 이는 심벽의 진동과 접촉식 카테터(미도시)가 제공하는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임이 각 주기 별로 상이하기 때문인바, 노이즈가 섞여 있는 것으로 볼 수 있으며, 환자 심장에 대한 정확한 전기 생리학적 특성을 검출하기 위해서는 노이즈를 제거하는 것이 바람직하다.
- [0041] 노이즈 제거부(10)는 접촉식 카테터(미도시)를 통해 측정된 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용한다.
- [0042] 여기서 복수 개의 필터는 예를 들어, Butterworth 필터, Savitzky-Golay 필터, Gaussian Window 필터, Chebyshev 필터 및 Bollinger Band 필터일 수 있으며, 이와 더불어 노이즈 제거를 위한 공지된 필터 중 어떤 것이라도 이용할 수 있음은 물론이다.
- [0043] 도 3에는 노이즈 제거 전 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프(좌측 맨 위쪽, RAW)와 각각의 필터(붉은색 네모 표시)를 적용한 이후의 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 노이즈 제거 전 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프와 함께 도시해 놓은바, 각각의 필터 적용 전후의 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프의 변화를 한눈에 알아볼 수 있다. 각각의 필터 별로 적용 후의 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프는 상이하기 때문에, 사용자는 자신이 원하는 필터를 선택하여 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프의 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0044] 다시 도 1에 대한 설명으로 돌아가도록 한다.
- [0045] APDR 커브 생성부(20)는 노이즈 제거부(10)가 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 따라 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브를 생성한다.
- [0046] APDR 커브를 생성하기 위해서는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에서 시작점(Initial Point), 고점(Max Point) 및 APD90을 결정해야 하는바, 앞서 설명한 도 2에 예시적인 시작점, 고점 및 APD90이 도시되어 있다. 여기서 시작점은 새로운 주기가 시작되는 지점의 x축의 값이며, 고점은 해당 주기 내에서 단상 활동 전위가 가장 높은 지점의 x축의 값이고, APD90은 고점의 단상 활동 전위 대비 90%가 떨어진 지점의 x축의 값이다.
- [0047] APDR 커브 생성부(20)는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프가 포함하는 APD90을 모든 주기에 대하여 복수 개의 점(Point)로 배치하고, 배치한 복수 개의 점의 추세를 선으로 연결하여 APDR 커브를 생성한다. 이에 대한 자세한 설명은 도 5 및 도 6을 참조하며 후술하도록 한다.
- [0048] 한편, APDR 커브 생성부(20)가 생성한 APDR 커브는 배치된 복수 개의 점 중 어느 하나 이상의 점을 사용자로부터 선택 받거나 또는 자동으로 선택하여 삭제하고, 삭제 결과를 반영하여 APDR 커브를 수정하는 APDR 커브 수정부(25)에 의해 수정될 수 있다. 여기서 삭제하는 하나 이상의 점은 사용자의 판단 또는 APDR 커브 수정부(25)의 판단에 의해 노이즈로 인정될 수 있는 점을 의미하는바, 그에 따라 노이즈가 2차적으로 제거될 수 있다. 이에 대한 자세한 설명 역시 도 8 및 도 9를 참조하며 후술하도록 한다.
- [0049] 즉, 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 노이즈 제거부(10)에 의한 1차적인 노이즈 제거와 더불어 APDR 커브 수정부(25)에 의한 2차적인 노이즈 제거가 이루어질 수 있는바, 이를 통해 환자 심장에 대한 정확한 전기 생리학적 특성을 검출할 수 있다.
- [0050] 디스플레이부(30)는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기를 기준으로 복수 개 및 APDR 커브 생성부(20)가 생성한 APDR 커브를 출력한다.

- [0051] 디스플레이부(30)가 출력하는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프 및 APDR 커브의 모습은 도 5 및 도 6에 예시적으로 도시되어 있는바, 이에 대한 자세한 설명 역시 도 5 및 도 6을 참조하며 후술하도록 한다.
- [0052] 지금까지 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 포함하는 구성에 대하여 간단히 설명하였다. 본 발명에 따르면 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브를 정확하게 생성하여 출력할 수 있는바, 환자 개개인의 심장의 전기 생리학적 특성에 적합한 부정맥 치료제의 사용 결정이 용이해질 수 있다. 이하, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법에 대하여 설명하도록 한다.
- [0053] 도 4는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법의 대표적인 단계를 나타낸 순서도이다.
- [0054] 그러나 이는 본 발명의 목적을 달성함에 있어서 바람직한 실시 예일 뿐이며, 필요에 따라 일부 단계가 추가 또는 삭제될 수 있음은 물론이며, 어느 한 단계가 다른 단계에 포함되어 수행될 수도 있다.
- [0055] 한편, 이하의 설명은 설명의 편의를 위해 앞에서 설명한 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 수행하는 것으로 기재하겠으나, 보다 자세하게는 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 포함하는 노이즈 제거부(10), APDR 커브 생성부(20), APDR 커브 수정부(25) 및 디스플레이부(30)가 수행하는 것으로 보아야 할 것이다.
- [0056] 또한, 여기서 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 각각의 구성에게 부여된 기능을 로직적으로 처리하는 소프트웨어가 설치된 컴퓨팅 장치일 수도 있다. 이 경우 이하 설명할 각 단계는 일종의 프로그램 처리 로직으로 보아야 할 것이다.
- [0057] 우선, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 접촉식 카테터를 통해 측정하며, 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기를 기준으로 복수 개 출력한다(S410).
- [0058] 이는 앞서 설명한 도 2에 도시되어 있는바, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 출력함에 있어서 시작점, 고점 및 APD90을 자체적으로 결정하여 함께 출력할 수 있다.
- [0059] 여기서 시작점의 결정은 새로운 주기가 시작되는 지점의 x축의 값으로, 고점의 결정은 해당 주기 내에서 단상 활동 전위가 가장 높은 지점의 x축의 값으로, APD90의 결정은 고점의 단상 활동 전위 대비 90%가 떨어진 지점의 x축의 값으로 결정할 수 있다.
- [0060] 한편, 시작점의 결정은 보다 구체적으로, x축을 기준으로 최초의 시작 시간을 T0, 단상 활동 전위가 가장 높은 지점의 x축의 값(고점)을 T1, T0 내지 T1 사이에서 환자 심장의 단상 활동 전위의 최대 상승 행정(dv/dt, 기울기)이 가장 큰 지점의 x축의 값을 T로 설정하고, T-30ms 내지 T 구간에서 Bollinger Band의 상/하위 Band의 격차가 좁은 순서대로 10%에 포함되는 지점들을 선별하여 P로 두고, 동일한 T-30ms 내지 T 구간에서 환자 심장의 단상 활동 전위의 최소 변곡점(d2v/dt2)들 중 하위값들을 검색하여 P와 일치하는 지점들 중 T1과 가장 근접한 시점의 y축의 값을 V로 두어, 지점 (T, V)를 시작점으로 결정할 수 있으며, 이러한 결정 방식이 디폴트로 설정될 수 있다.
- [0061] 더 나아가, 시작점 및 고점 중 어느 하나 이상은 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프 상에서 사용자로부터 임의의 지점을 선택 받아 결정할 수도 있는바, 이를 통해 전문 지식이 있는 사용자의 의사가 반영될 수 있다. 여기서 사용자의 선택은 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100) 자체적으로 포함하는 컨트롤러(미도시) 또는 이와 연결된 마우스 등과 같은 컨트롤러(미도시)를 통해 이루어질 수 있을 것이다.
- [0062] 한편, 시작점 및 고점과 다르게 APD90은 사용자로부터 선택 받지 않는 것이 바람직하나, APD90은 고점이 결정되면 연산을 통해서 결정되는 지점이기 때문이며, APD90까지 사용자로부터 선택 받는다면 정확한 APDR 커브 생성에 지장을 초래할 수 있기 때문이다.
- [0063] 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 주기를 기준으로 복수 개 출력했다면, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 심벽 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임들을 포함하는 노이즈의 제거를 위한 복수 개의 필터 중 어느 하나 이상을 사용자로부터 선택 받아 적용한다(S420).
- [0064] 여기서 복수 개의 필터는 예를 들어, Butterworth 필터, Savitzky-Golay 필터, Gaussian Window 필터, Chebyshev 필터 및 Bollinger Band 필터일 수 있으며, 이와 더불어 노이즈 제거를 위한 공지된 필터 중 어떤 것이라도 이용할 수 있음은 물론이다.

- [0065] 앞서 설명한 도 3에는 노이즈 제거 전 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프(좌측 맨 위쪽, RAW)와 각각의 필터(붉은색 네모 표시)를 적용한 이후의 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 노이즈 제거 전 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프와 함께 도시해 놓은바, 각각의 필터 적용 전후의 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프의 변화를 한눈에 알아볼 수 있다. 각각의 필터 별로 적용 후의 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프는 상이하기 때문에, 사용자는 자신이 원하는 필터를 선택하여 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프의 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0066] 도 3을 참조하면 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프 좌측에 복수 개의 필터명이 체크박스과 함께 도시되어 있는 것을 확인할 수 있다. 사용자는 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100) 자체적으로 포함하는 컨트롤러(미도시) 또는 이와 연결된 마우스 등과 같은 컨트롤러(미도시)를 통해 적용을 원하는 필터를 선택(붉은색 네모 표시)할 수 있다.
- [0067] 한편, 도 3에는 필터의 종류로서 Butterworth 필터, Savitzky-Golay 필터, Gaussian Window 필터, Chebyshev 필터 및 Bollinger Band 필터가 예시적으로 도시되어 있으나, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 포함하는 통신부(미도시)를 통해 네트워크 상에서 공지된 필터를 다운로드 받고 설치하여, 사용자가 선택할 수 있는 필터로 추가할 수도 있으며, 그에 따라 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 양호한 확장성을 획득할 수 있다.
- [0068] 사용자로부터 필터를 선택 받아 적용하였다면, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 선택 받은 필터를 적용한 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 따라 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브를 생성하여 출력한다(S430).
- [0069] 보다 구체적으로, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프가 포함하는 APD90을 모든 주기에 대하여 복수 개의 점으로 배치하고, 배치한 복수 개의 점의 추세를 선으로 연결하여 APDR 커브를 생성한다.
- [0070] 도 5 및 도 6은 APDR 커브를 생성하는 구체적인 방법에 대하여 도시한바, 도 5에 도시된 우측 그래프는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 모든 주기에 대하여 출력한 것이며, 좌측은 해당 단상 활동 전위 그래프가 포함하는 APD90을 복수 개의 점으로 배치하여 출력한 것이다. 여기서 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프의 모든 주기의 수와 APD90을 나타내는 복수 개의 점의 수는 동일한바, 하나의 주기에 APD90 역시 한 개이기 때문이다.
- [0071] 도 6을 참조하면, 좌측에 출력되고 있는 복수 개의 점 사이에, 하나의 추세선이 생성된 것을 확인할 수 있는바, 이것이 APDR 커브이다. 즉, APDR 커브는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프의 각 주기에 포함되는 APD90의 추세를 나타내는 선으로 볼 수 있으며, 그에 따라 APD90을 나타내는 복수 개의 점이 어떻게 배치되어 있는지에 따라 APDR 커브가 변경될 수 있다.
- [0072] APD90을 나타내는 복수 개의 점의 배치를 통해 추세를 나타내는 방법은 동일한 x축 값에 배치된 점에서 y 축 값의 평균을 계산하여 특정 지점을 결정하거나, 점들이 몰려 있는 경우에는 그에 따른 가중치를 반영하여 특정 지점을 결정할 수도 있고, 복수 개의 점을 통해 해당 점의 추세를 산출하는 공지된 방법을 사용할 수도 있다.
- [0073] 더 나아가, APDR 커브를 생성함에 있어서 다음과 같은 수학적 식 1을 사용할 수 있다.
- [0074] 수학적 식 1: $50 + 10 * (1 - e^{(-DI/30)})$
- [0075] 여기서, DI는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에서 한 주기의 단상 활동 전위 기간이 끝나는 지점에서 다음 주기의 단상 활동 전위가 시작되는 지점까지의 시간 간격인 심장 확장기를 의미한다.
- [0076] 한편, 도 5 및 도 6을 참조하면 확인할 수 있듯이, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프(우측)과 APDR 커브(좌측)을 한 화면에 나란히 배치하여 출력할 수 있는바, 이를 통해 사용자는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 실시간으로 확인하면서 그에 따라 생성된 APDR 커브를 동시에 확인할 수 있는 편의성을 획득할 수 있다.
- [0077] 또한, 사용자가 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100) 자체적으로 포함하는 컨트롤러(미도시) 또는 이와 연결된 마우스 등과 같은 컨트롤러(미도시)를 통해 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프(우측) 중 어느 한 지점을 선택하면 APDR 커브(좌측)에서 해당 지점이 자동으로 선택될 수 있으며, 그 반대의 경우도 마찬가지인바, 이를 통해 사용자는 APDR 커브의 생성이 올바르게 되었는지 확인할 수 있다.
- [0078] 더 나아가, APD90을 나타내는 복수 개의 점은 생성된 APDR 커브와 동시에 출력되는바, 이를 통해 사용자는 후술

할 APDR 커브의 수정에 필요한 점을 용이하게 선택할 수 있다.

- [0079] 앞서 설명한 S420 단계를 통해 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프에 필터를 적용하여 심박 진동 또는 자극에 의해 반사적으로 발생하는 움직임들을 포함하는 노이즈를 제거할 수 있다고 한바, 보다 정확한 APDR 커브 생성을 위해 2차적인 노이즈 제거 방법이 요구된다.
- [0080] 도 7은 S430 단계에 따라 생성된 APDR 커브에 있어서, 2차적인 노이즈 제거 방법을 통해 수정된 APDR 커브를 생성하는 단계를 더 포함하는 순서도이다.
- [0081] 보다 구체적으로, S430 단계에 따라 APDR 커브가 생성되어 출력되었다면, 배치된 복수 개의 점 중, 어느 하나 이상의 점을 삭제하는 단계(S440) 및 삭제 결과를 반영하여 생성한 APDR 커브를 수정하여 출력하는 단계(S450)를 더 포함할 수 있다.
- [0082] 앞서 설명한 도 5 및 도 6을 참조하면 화면 좌측에 배치되어 출력되는 APD90을 나타내는 복수 개의 점 중, y축 값이 350과 400 사이인 지점에 두 개의 점이 배치되어 있는 것을 확인할 수 있다. 통상적으로 환자의 APD90은 근사한 지점에 몰려있는 것이 일반적이나, 두 개의 점은 이와 동떨어진 노이즈로 볼 수 있으며, 정확한 APDR 커브 생성을 위해서는 이들 점이 삭제됨이 바람직하다.
- [0083] 이 경우 사용자는 S440 단계에 따라 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100) 자체적으로 포함하는 컨트롤러(미도시) 또는 이와 연결된 마우스 등과 같은 컨트롤러(미도시)를 통해 두 개의 점을 선택하여 도 8에 도시되어 있는 바와 같이 삭제 여부를 결정할 수 있으며, 삭제된 경우 이를 반영하여 배치된 복수 개의 점에 대한 추세를 다시 산출하고, 도 9에 도시되어 있는 바와 같이 APDR 커브를 수정하여 출력할 수 있다.
- [0084] 또한, 사용자의 선택뿐만 아니라 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100) 자체적으로 삭제가 필요한 하나 이상의 점을 선택할 수도 있는바, 이 경우 삭제가 필요한 하나 이상의 점의 선택은 APD90을 나타내는 복수 개의 점 중 점과 점 사이의 거리가 소정 거리 이상인 경우를 기준으로 결정할 수 있다. 이는 점과 점 사이의 거리가 짧기 때문에 점들이 모여있다고 볼 수 있는 경우는 삭제가 불필요하다고 판단하며, 점과 점 사이의 거리가 소정 거리 이상으로 길기 때문에 점들이 모여있지 않고 간헐적으로 배치되어 있는 경우 삭제가 필요한 것으로 판단한다는 것인바, 여기서 소정 거리는 사용자의 설정에 의해 결정될 수 있다. 예를 들어, 사용자가 소정 거리를 2cm로 설정한 경우, 앞서 설명한 도 5 및 도 6에서 점과 점 사이의 거리가 2cm 미만인 점들은 삭제되지 않고, 점과 점 사이의 거리가 2cm 이상인 점들인 y축 값이 350과 400 사이인 지점에 두 개의 점은 삭제될 것인바, 사용자의 선택에 의해 하나 이상의 점을 선택 받아 삭제하는 경우와 동일한 결과를 얻을 수 있을 것이다.
- [0085] 또한, 소정 거리 역시 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 자체적으로 설정할 수 있을 것인바, 배치된 점들 사이의 최소 거리와 최대 거리를 모두 산출하고 이들 거리의 평균값을 산출한 후, 산출한 평균값을 소정 거리로 또는 산출한 평균값에 분산을 가감한 값을 소정 거리로 설정할 수도 있을 것이다.
- [0086] 한편, 점과 점 사이의 거리가 소정 거리 이상인지 여부의 판단은 하나의 점을 기준으로 사방에 소정 거리 미만의 점이 하나라도 배치되어 있다면 삭제가 불필요하다고 판단하고, 소정 거리 미만의 점이 하나도 배치되어 있지 않은 경우에만 삭제가 필요하다고 판단하는 것이 바람직하며, 더 나아가 점들이 배치된 밀도를 함께 이용할 수도 있을 것이다. 이 경우 소정 거리와 더불어 밀도까지 함께 이용하여 삭제할 점을 결정하므로, 삭제가 필요한 점을 판단함에 있어서 정확도가 비약적으로 향상될 수 있을 것이다.
- [0087] 이 경우, S450 단계에서 APDR 커브가 수정되어 출력되었으므로, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 수정된 APDR 커브에 따라 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 수정하여 출력할 수 있으며(S460), 이 역시 도 7 및 도 9를 참조하면 확인할 수 있다.
- [0088] 한편, 앞서 설명한 배치된 점의 삭제를 통한 APDR 커브의 수정뿐만 아니라, APDR 커브 자체의 생성 방법의 수정을 통해 생성된 APDR 커브를 수정할 수도 있는바, 이하, 도 10을 참조하며 설명하도록 한다.
- [0089] 도 10은 S431 단계에서 APDR 커브의 생성이 수학식 1에 따라 생성되었다는 것이 도 4에 도시된 S430 단계와 상이하며, 생성된 APDR 커브를 수정하는 S430 단계 이후의 단계가 도 7에 도시된 순서도와 상이하다.
- [0090] 수학식 1에는 DI뿐만 아니라 상수인 50, 10 및 30이 포함되어 있는바, S431 단계 이후에 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 사용자로부터 수학식 1에 포함되는 상수인 50, 10 및 30 중 어느 하나 이상을 다른 수치로 입력 받아 수학식 1을 수정하는 단계(S470) 및 수정한 수학식 1에 따라 APDR 커브를 수정하여 출력하는 단계(S480)를 더 포함할 수 있다.

- [0091] 도 11은 수학적 식 1이 포함하는 상수인 50, 10 및 30 중 어느 하나 이상을 다른 수치로 입력 받는 모습이 도시되어 있는바, 사용자는 심장의 전기 생리학 특성 검출 장치(100) 자체적으로 포함하는 컨트롤러(미도시) 또는 이와 연결된 키보드 등과 같은 컨트롤러(미도시)를 통해 다른 수치를 입력할 수 있으며, 그에 따라 APDR 그래프는 수정되어 출력될 수 있다.
- [0092] 한편, 도 10 및 도 11을 참조하며 설명한 실시 예는 이미 생성된 APDR 커브의 생성 방법 자체를 수정하여 APDR 커브를 수정하는 것인바, 일종의 리버스 엔지니어링(Reverse Engineering)으로 볼 수 있으며, 사용자는 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프의 특정 구간을 페이스팅(Pacing)하여 선택함으로써, 수정을 원하는 특정 구간에 대해서만 APDR 커브를 수정할 수도 있다. 이를 통해 사용자는 본 발명의 일 실시 예에 따른 심장 전기 생리학 특성 검출 장치(100)를 임상적 연구에 사용할 시, 활용의 자유도를 획득할 수 있다.
- [0093] 지금까지 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학 특성 검출 방법에 대하여 설명하였다. 본 발명에 따르면 환자 심장의 전기 생리학 특성의 지표인 APDR 커브를 정확하게 생성하여 출력할 수 있으며, 더 나아가 생성된 APDR 커브를 노이즈 제거를 통해 보다 정확하게 또는 사용자의 임상적 연구 목적에 따라 수정하여 출력할 수 있으므로 환자 개개인의 심장의 전기 생리학 특성에 적합한 부정맥 치료제의 사용 결정이 용이해질 수 있다.
- [0094] 한편, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학 특성 검출 방법은 환자 심장의 특정 지점에서 접촉식 카테터를 통해 측정된 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프를 기준으로 APDR 커브를 생성하여 출력하는 것에 관한 것인바, 이를 통해서도 특정 지점에 대한 APDR 커브만을 출력할 수 있으므로 환자 심장의 전체 지점에서 손쉽고 간편하게 APDR 커브를 생성하여 출력할 수 있는 방법이 요구된다. 이는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학 특성 검출 방법을 일부 이용한 본 발명의 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학 특성 검출 방법에 관한 것이며, 이하 설명하도록 한다.
- [0095] 도 12는 본 발명의 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학 특성 검출 방법의 대표적인 단계를 나타낸 순서도이다.
- [0096] 그러나 이는 본 발명의 목적을 달성함에 있어서 바람직한 실시 예일 뿐이며, 필요에 따라 일부 단계가 추가 또는 삭제될 수 있음은 물론이며, 어느 한 단계가 다른 단계에 포함되어 수행될 수도 있다.
- [0097] 한편, 이하의 설명은 설명의 편의를 위해 앞에서 설명한 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학 특성 검출 장치(100)가 수행하는 것으로 기재하겠으나, 보다 자세하게는 심장의 전기 생리학 특성 검출 장치(100)가 포함하는 노이즈 제거부(10), APDR 커브 생성부(20), APDR 커브 수정부(25) 및 디스플레이부(30)가 수행하는 것으로 보아야 할 것이다.
- [0098] 또한, 여기서 심장의 전기 생리학 특성 검출 장치(100)는 각각의 구성에게 부여된 기능을 로직적으로 처리하는 소프트웨어가 설치된 컴퓨팅 장치일 수도 있다. 이 경우 이하 설명할 각 단계는 일종의 프로그램 처리 로직으로 보아야 할 것이다.
- [0099] 우선, 심장의 전기 생리학 특성 검출 장치(100)가 환자 심장의 3차원 심장 모델을 생성한다(S1210).
- [0100] 여기서 환자 심장의 3차원 심장 모델은 예를 들어, 환자 심장에 대하여 촬영한 CT 이미지 등과 같은 이미지를 이용하여 가상으로 생성한 심장 모델인바, 도 13에 환자 심장의 3차원 심장 모델이 예시적으로 도시되어 있다.
- [0101] 이러한 환자 심장의 3차원 심장 모델에는 각 지점에서의 전압 값을 표시할 수 있는바, 접촉식 카테터를 통해 소정 개수 이상의 지점에서 전압 값을 측정하고 측정된 전압 값에 보간법(Interpolation)을 적용하여 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 약 50만개의 모든 지점에 대한 전압 값을 산출하여 표시할 수 있으며, 그에 따라 S1210 단계는 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에 전압 값을 적용하여 표시하는 단계(S1210-1)를 더 포함할 수 있다.
- [0102] 더 나아가, 환자 심장의 3차원 심장 모델에 도 14에 도시된 환자 심장의 섬유질 방향(Fiber Orientation)을 적용하여 환자 심장의 생리학 특성을 보다 정확하게 반영할 수 있는바, 그에 따라 S1210 단계는 환자 심장의 3차원 심장 모델에 환자 심장의 섬유질 방향을 적용하는 단계(S1210-2)를 더 포함할 수 있다.
- [0103] 도 15에는 S1210-1 단계 및 S1210-2 단계가 수행된 환자 심장의 3차원 심장 모델을 예시적으로 도시한바, 여기서 색상의 차이는 전압 값의 차이로 볼 수 있으며, 색상을 예를 들어 도시하였지만 색상뿐만 아니라 다른 식별 수단을 사용하여 전압 값의 차이를 표시할 수 있음은 물론이라 할 것이다.

- [0104] 한편, 사용자는 마우스 등과 같은 입력 수단(미도시)을 통해 환자 심장의 3차원 심장 모델의 특정 지점을 선택할 수 있으며, 이 경우 선택한 특정 지점에서의 전압 값이 숫자로 출력될 수도 있다.
- [0105] 이렇듯 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)는 이상 설명한 환자 심장의 3차원 심장 모델을 자체적으로 생성할 수 있으나, 연동된 다른 장치(미도시)가 생성한 환자 심장의 3차원 심장 모델을 로딩해올 수 있음은 물론이라 할 것이다.
- [0106] 환자 심장의 3차원 심장 모델을 생성했다면, 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 생성한 환자 심장의 3차원 심장 모델의 모든 지점에 대한 가상 활동 전위를 생성한다(S1220).
- [0107] 여기서 가상 활동 전위는 앞서 설명한 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법에서 언급한 단상 활동 전위에 대응되는 개념인바, 단상 활동 전위는 환자 심장의 특정 지점에 접촉식 카테터를 직접적으로 접촉시켜 측정하나, 가상 활동 전위는 환자 심장의 3차원 심장 모델에 가상의 전류 파라미터(Ion Parameter)를 적용하여 심방 세동을 형성하고 이를 일정 시간, 예를 들어 약 6초 이상 유지시킨다는 차이점이 있으나, 광의의 측면에서 환자 심장이 포함하는 지점에 대한 전위를 나타내고 그래프로 생성된다는 공통점이 있다.
- [0108] 한편, 가상 활동 전위는 환자 심장의 3차원 심장 모델의 모든 지점, 보다 구체적으로 앞서 설명한 약 50만개의 모든 지점에 대하여 생성할 수 있는바, 이는 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 포함하는 별도의 프로세서(미도시)에 의해 수행될 수 있으며, 프로세서(미도시)를 병렬식으로 구성하는 경우 가상 활동 전위 생성 속도가 비약적으로 향상될 수 있다.
- [0109] 또한, S1220 단계 역시 S1210 단계와 마찬가지로 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 이상 설명한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위를 자체적으로 생성할 수 있으나, 연동된 다른 장치(미도시)가 생성한 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위를 로딩해올 수 있음은 물론이라 할 것이다.
- [0110] 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위를 생성했다면, 이후 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법에 수행된다.
- [0111] 그러나 앞서 S410 단계에서 설명한 접촉식 카테터를 통해 단상 활동 전위를 측정하는 사항은 생성된 가상 활동 전위를 이용하기 때문에 적용되지 않으며, 환자 심장의 단상 활동 전위 그래프는 환자 심장의 3차원 심장 모델의 가상 활동 전위 그래프로 대체되는 차이점 그리고 그래프의 출력, 필터의 선택은 어느 하나 이상에 대해서만 수행된다는 차이점이 있으며, 나머지 사항은 전부 동일한바, 약 50만개 이상의 지점에 대한 가상 활동 전위 그래프를 한 화면에 출력하기는 어려우며, 이들 가상 활동 전위 그래프 각각에 대하여 필터를 선택 받는 것 역시 어렵기 때문이다.
- [0112] 이 경우, 환자 심장의 3차원 심장 모델의 특정 지점에 대한 가상 활동 전위 그래프는 사용자가 특정 지점을 선택하는 경우, 해당 지점에서의 가상 활동 전위 그래프가 출력될 수 있을 것이며, 순차적으로 복수 개의 지점을 선택하는 경우 소정 개수 이하, 예를 들어 5개 이하의 가상 활동 전위 그래프가 한 화면에 동시에 출력될 수도 있다.
- [0113] 한편, 선택한 필터의 경우 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에 일괄적으로 적용될 수 있으나, 환자 심장의 3차원 심장 모델을 복수 개의 영역으로 구별하고, 구별한 복수 개의 영역 각각에 포함되는 지점별로 적용되는 필터를 다르게 선택할 수도 있으며, 특정 영역에 대해서만 선택한 필터를 적용하고 또 다른 특정 영역에 대해서는 필터를 적용하지 않을 수도 있다.
- [0114] 한편, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법은 환자 심장의 특정 지점에 대하여 접촉식 카테터를 통해 측정한 단상 활동 전위 그래프를 기준으로 수행됨에 반면, 본 발명의 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법은 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 가상 활동 전위를 기준으로 수행된다는 차이점이 있는바, 앞서 설명한 S410 단계 내지 S480 단계는 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에 대하여 한 개의 지점에 대하여 수행된 후, 또 다른 지점에 대하여 순차적으로 수행될 수 있으며, 그에 따라 S430 단계 이후, S460 단계 이후 및 S480 단계 이후 중 어느 하나 이상에 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에 대하여 수행되었는지 여부를 판단하는 단계(S1230)가 수행될 수 있으나, S460 단계 및 S480 단계는 생성한 APDR 커브를 수정하는 실시 예에 관한 것이므로 S1230 단계는 S430 단계 이후에 수행되는 것이 가장 바람직하다 할 것이다.

- [0115] 또한, 앞서 설명한 바와 같이 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치(100)가 포함하는 프로세서(미도시)를 병렬 식으로 구성하는 경우, S410 단계 내지 S480 단계는 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에 대하여 한 개의 지점에 대하여 수행된 후, 또 다른 지점에 대하여 순차적으로 수행되지 않아도 무방하며, 복수 개의 지점에 대하여 동시에 수행될 수 있을 것인바, 이 경우 환자 심장의 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에 대한 APDR 커브 생성 속도가 비약적으로 향상될 수 있다.
- [0116] 도 16은 이상 설명한 본 발명의 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법이 수행된 최종 결과물, 보다 구체적으로 환자 심장의 3차원 심장 모델(B)을 예시적으로 도시한바, 환자 심장의 3차원 심장 모델(B)은 도 15에 도시된 환자 심장의 3차원 심장 모델을 기준으로 각 지점에서 생성한 APDR 커브의 최대 기울기 값인 Smax값에 따라 색상에 차이를 두어 출력할 수 있으며, 색상뿐만 아니라 다른 식별 수단을 사용하여 Smax값의 차이를 표시할 수 있음은 물론이라 할 것이다.
- [0117] 또한, 사용자는 마우스 등과 같은 입력 수단(미도시)을 통해 환자 심장의 3차원 심장 모델(B)의 특정 지점을 선택할 수 있으며, 이 경우 선택한 특정 지점에서의 Smax값이 도 16에 도시된 바와 같이 숫자로 투영되어 출력될 수 있다.
- [0118] 더 나아가, 이 경우 사용자가 선택한 환자 심장의 3차원 심장 모델(B)의 특정 지점에서의 APDR 커브(A)와 가상 활동 전위 그래프(D) 그리고 환자 심장의 3차원 심장 모델(B)이 포함하는 모든 지점에서의 평균 Smax값(C)이 인접하여 출력될 수도 있다.
- [0119] 지금까지 본 발명의 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법에 대하여 설명하였다. 본 발명에 따르면 환자 심장의 전기 생리학적 특성의 지표인 APDR 커브를 환자 심장의 모든 지점에서 정확하고 신속하게 생성하여 출력할 수 있으며, 이를 통해 환자 심장의 특정 지점에서의 APDR 커브, Smax값, 활동 전위 정보, 더 나아가 Smax값의 분포를 용이하게 파악할 수 있다.
- [0120] 한편, 이상 설명한 본 발명의 제2 실시 예 및 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법은 컴퓨터에서 실행시키기 위하여 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램으로 구현할 수도 있다.
- [0121] 중복 서술을 방지하기 위해 자세히 설명하지는 않지만, 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램 역시 앞서 설명한 본 발명의 제2 실시 예 및 제3 실시 예에 따른 심장의 전기 생리학적 특성 검출 방법과 동일한 단계를 수행할 수 있으며, 그에 따라 동일한 효과를 도출할 수 있다.
- [0122] 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.

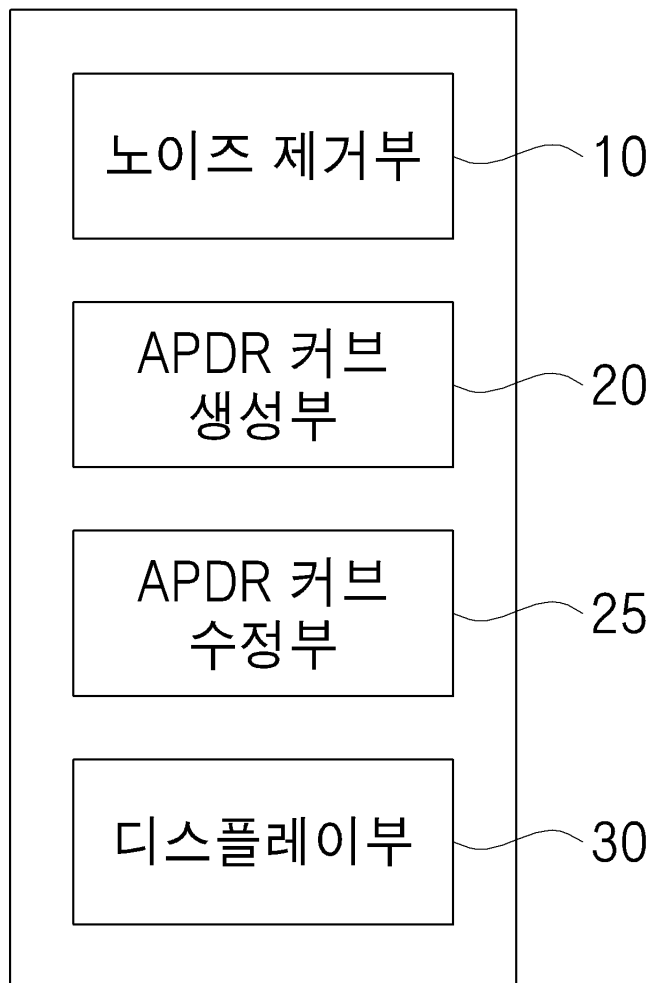
부호의 설명

- [0123] 100: 심장의 전기 생리학적 특성 검출 장치
 10: 노이즈 제거부
 20: APDR 커브 생성부
 25: APDR 커브 수정부
 30: 디스플레이부

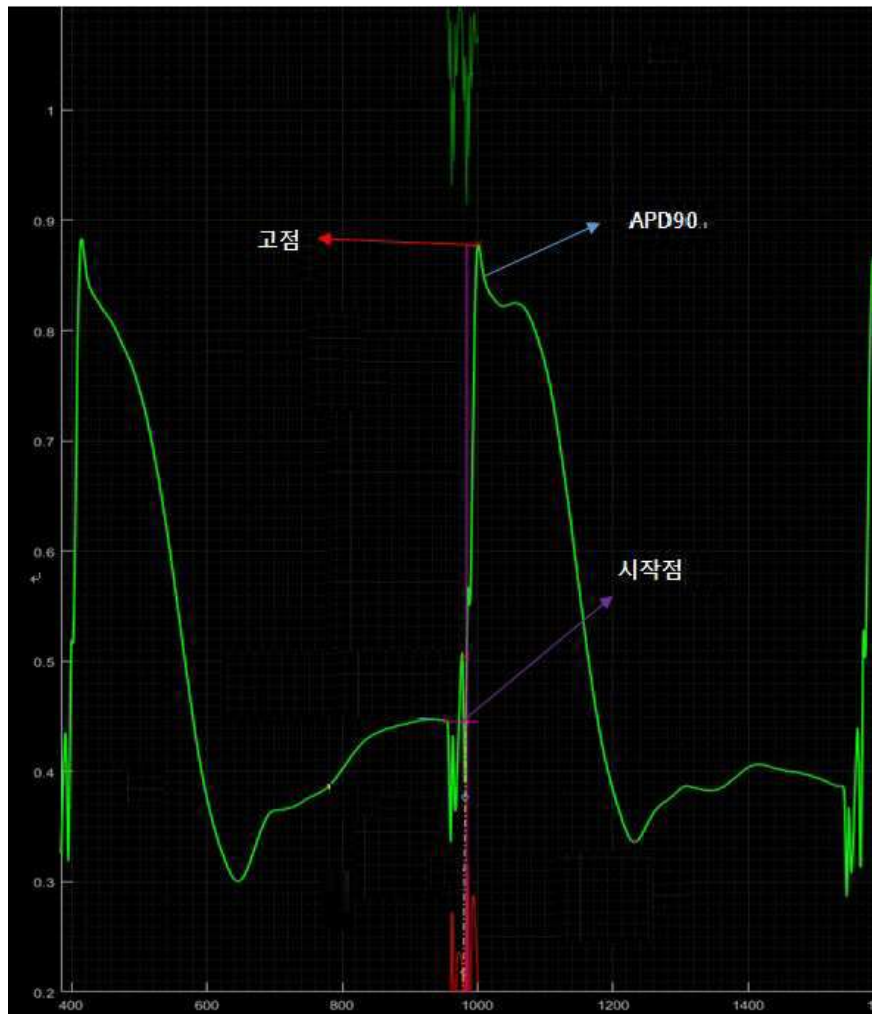
도면

도면1

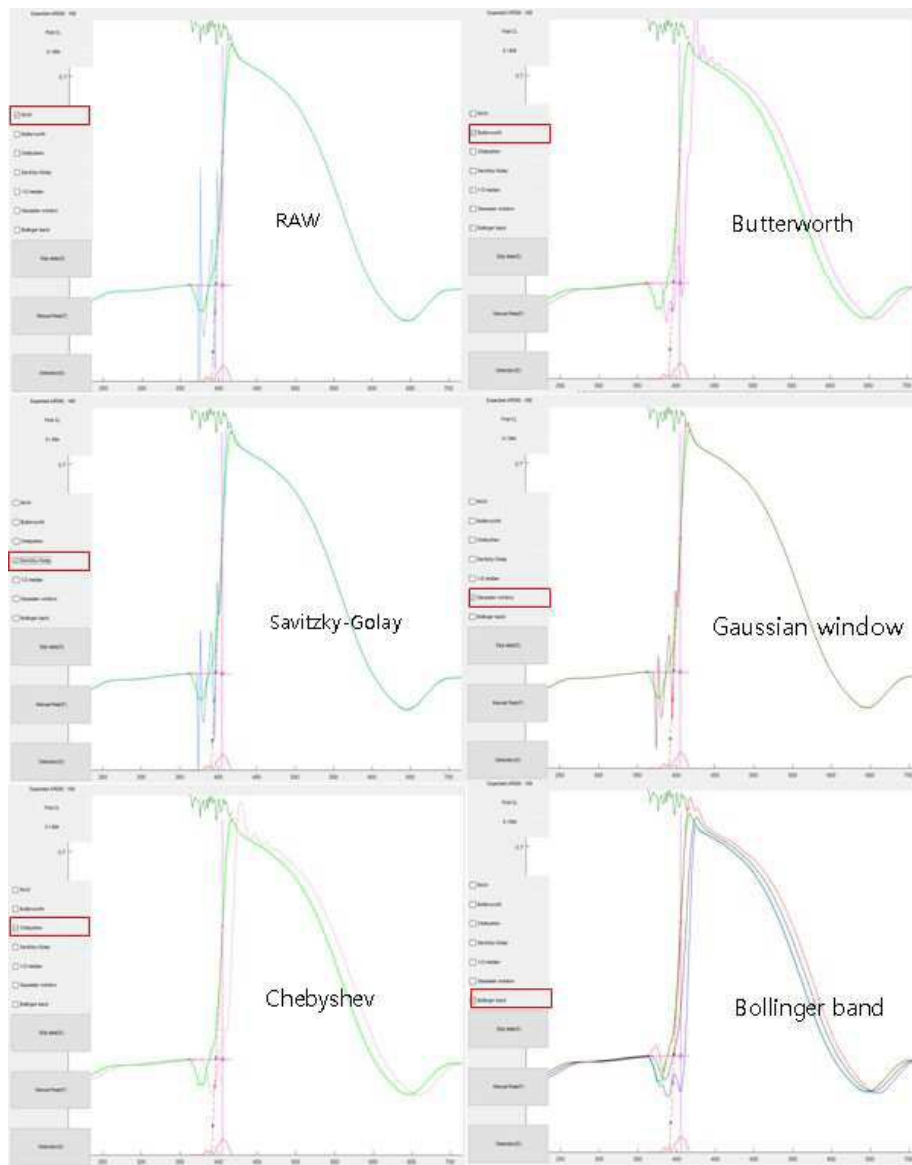
100



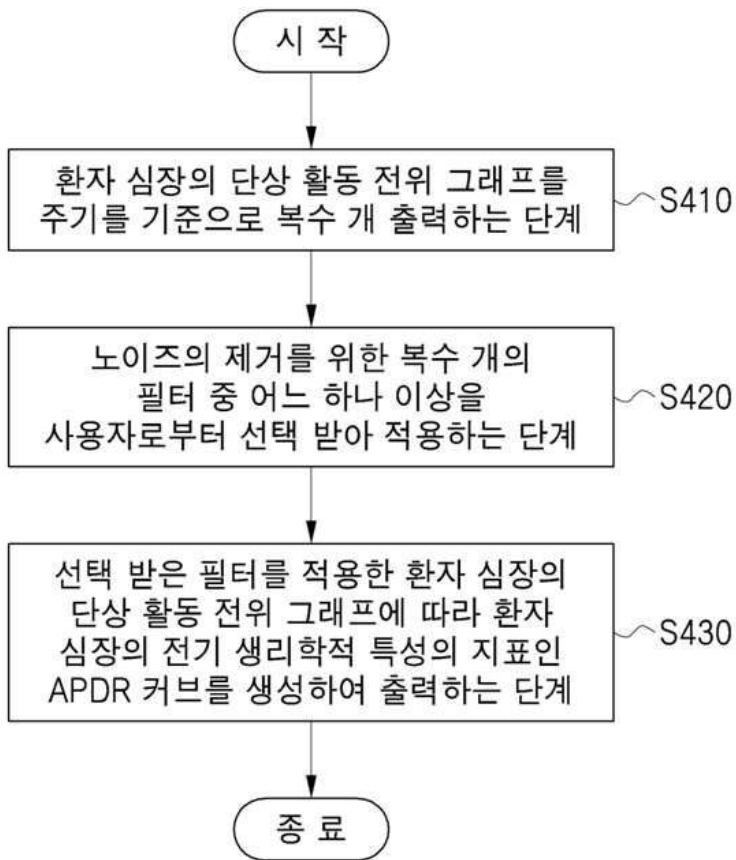
도면2



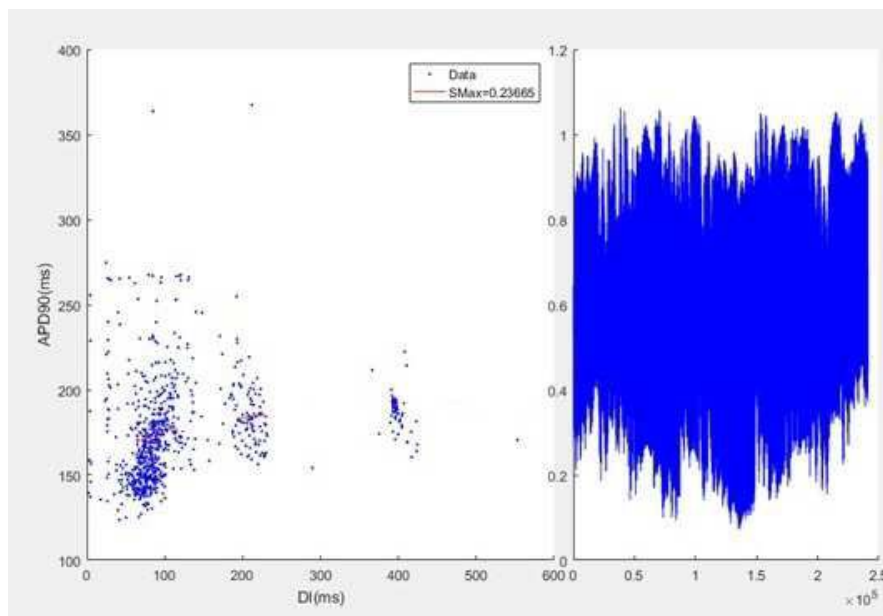
도면3



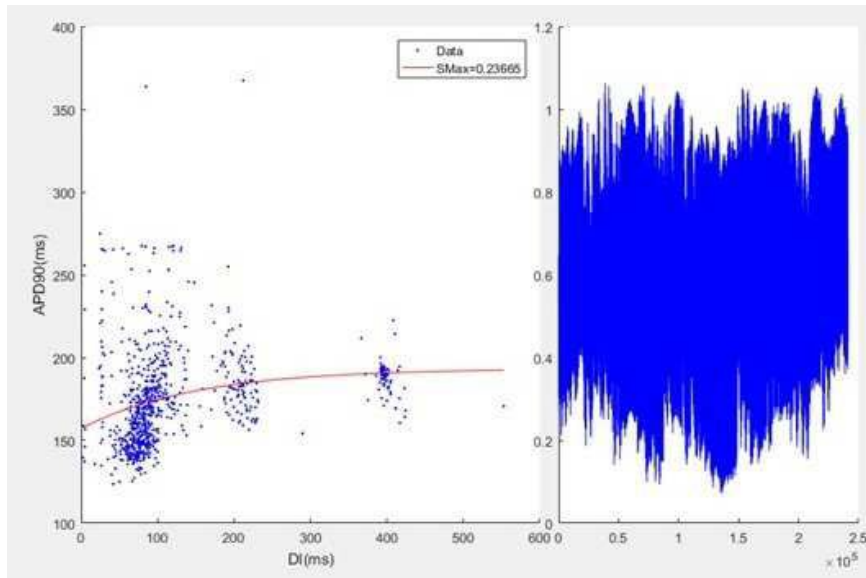
도면4



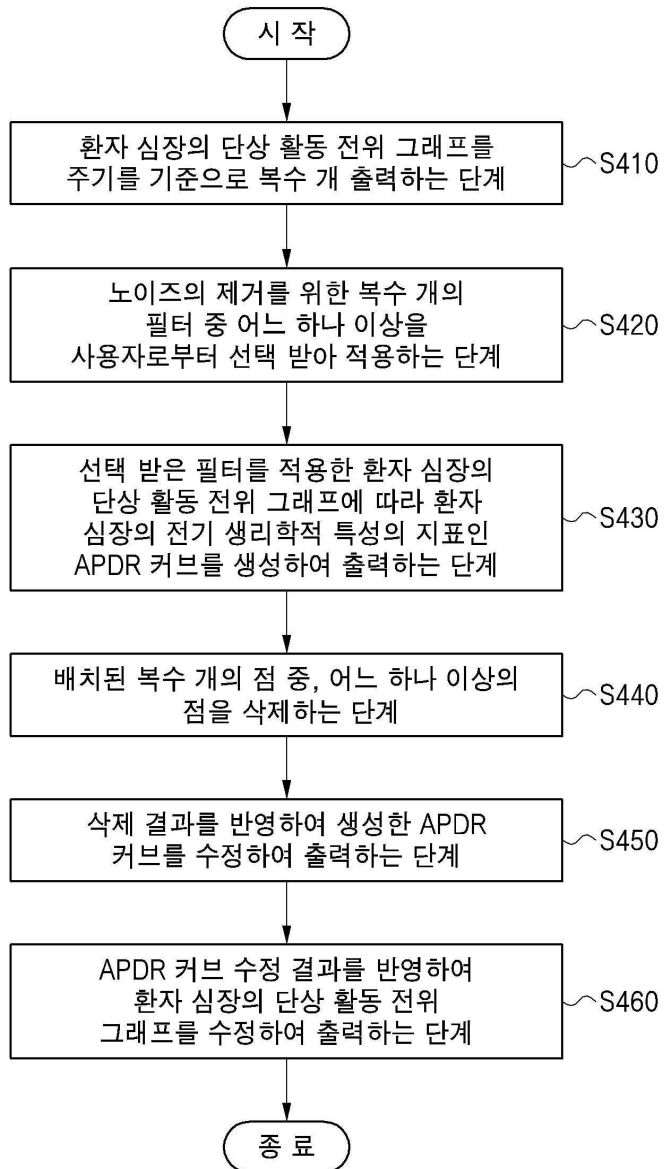
도면5



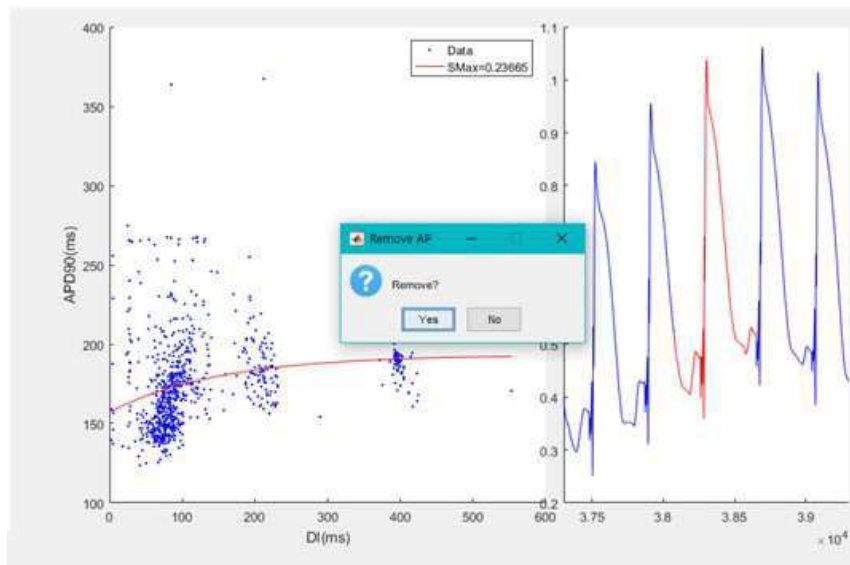
도면6



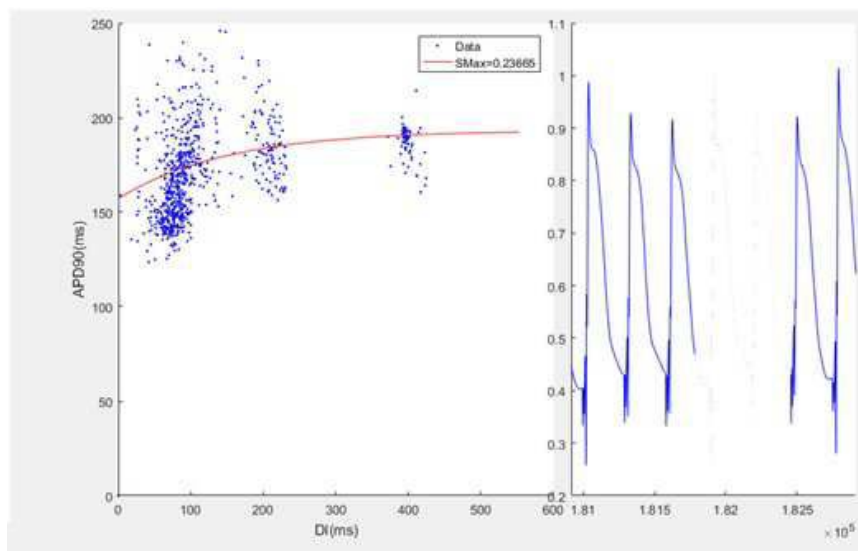
도면7



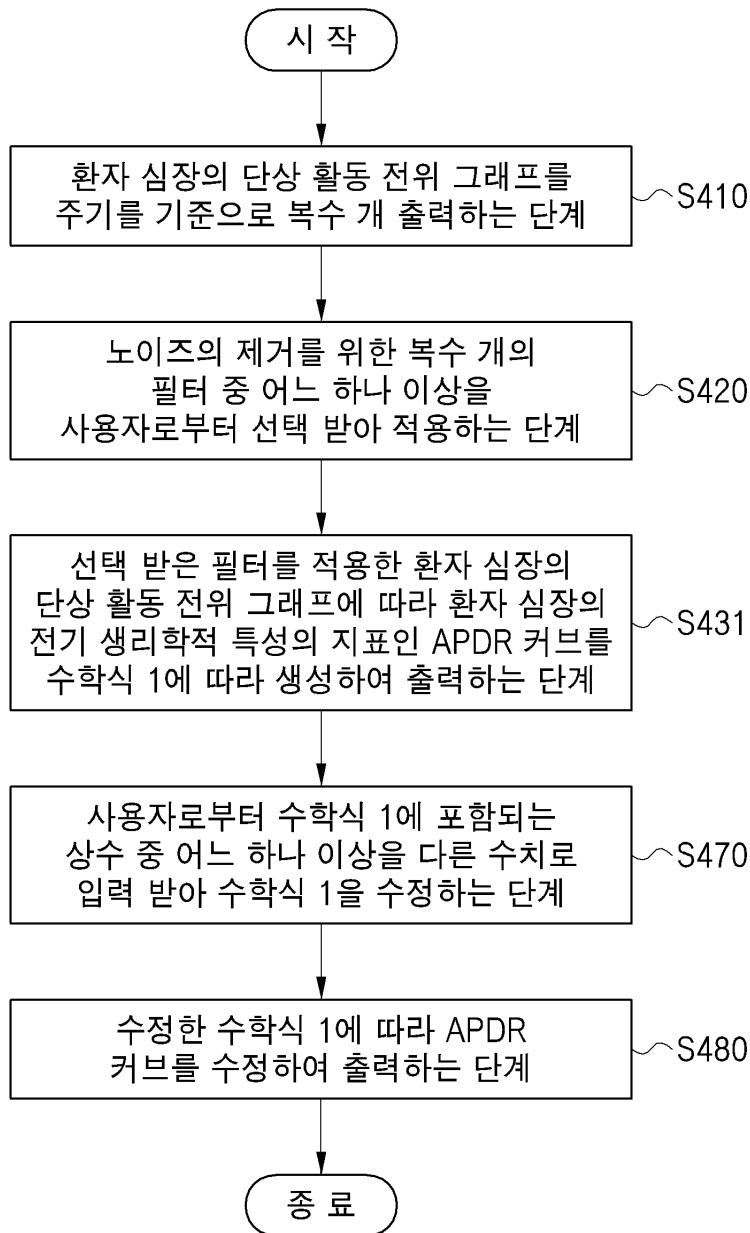
도면8



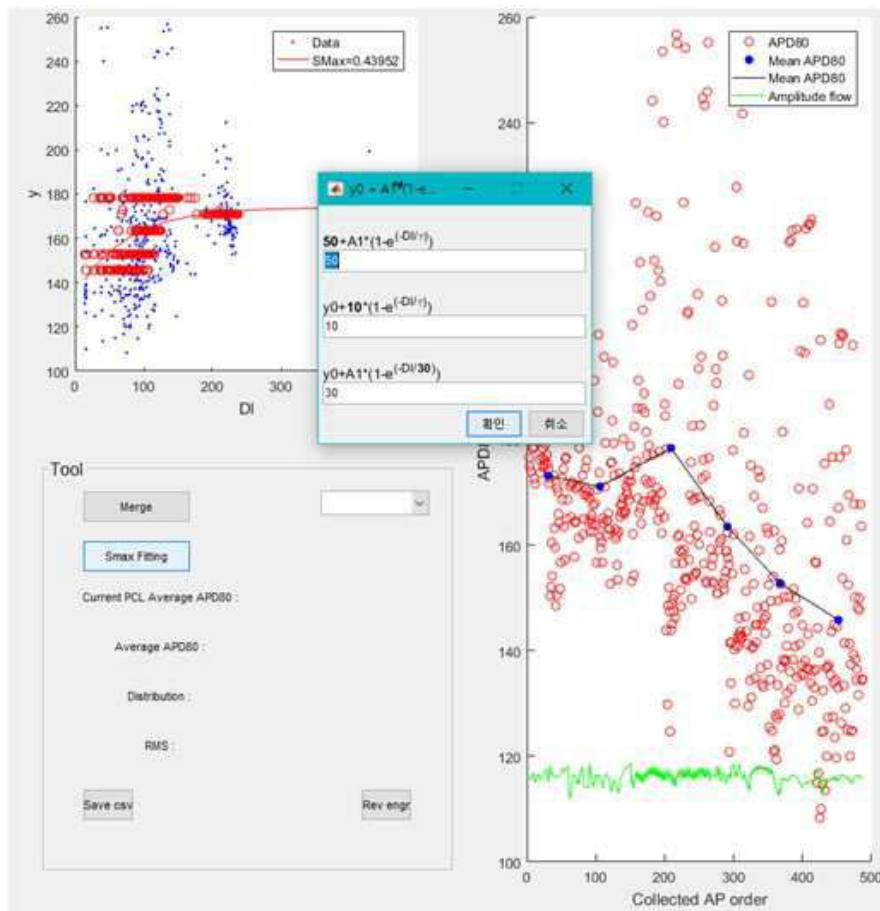
도면9



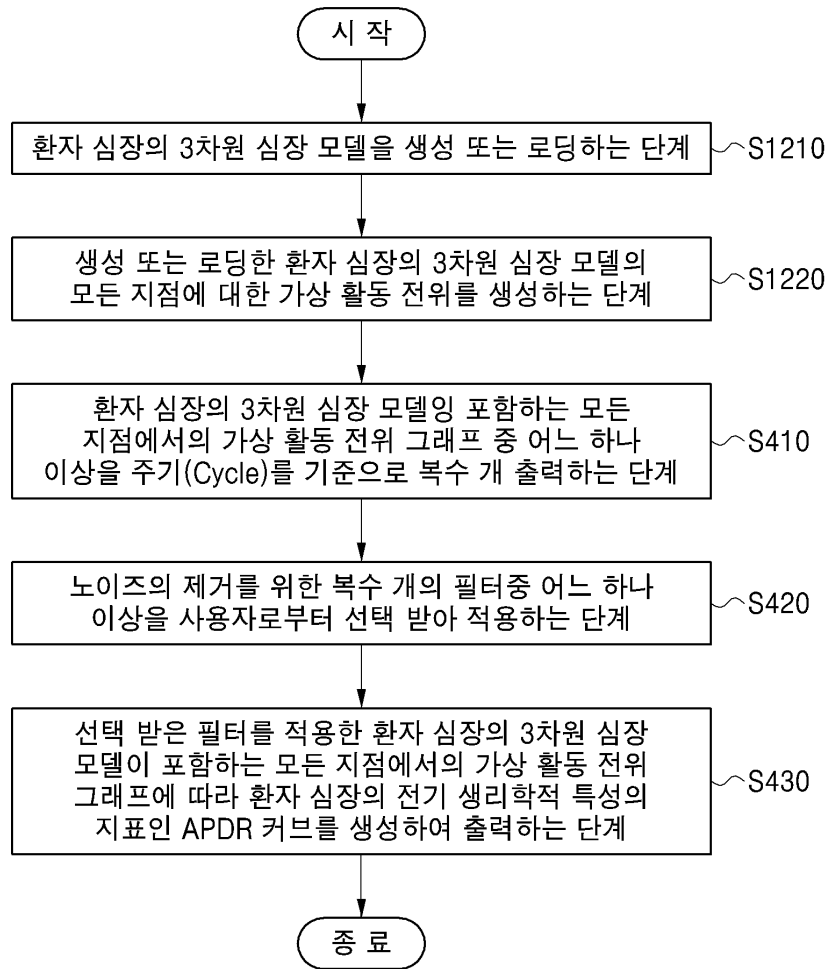
도면10



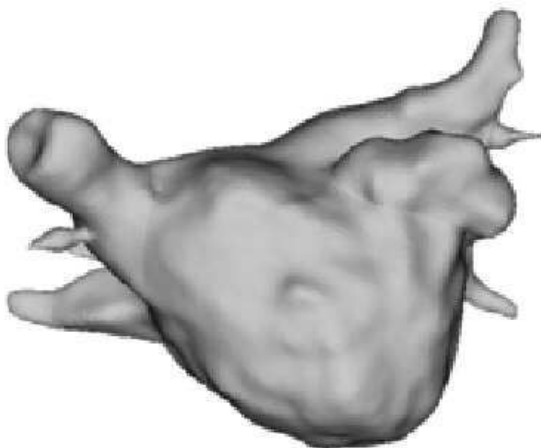
도면11



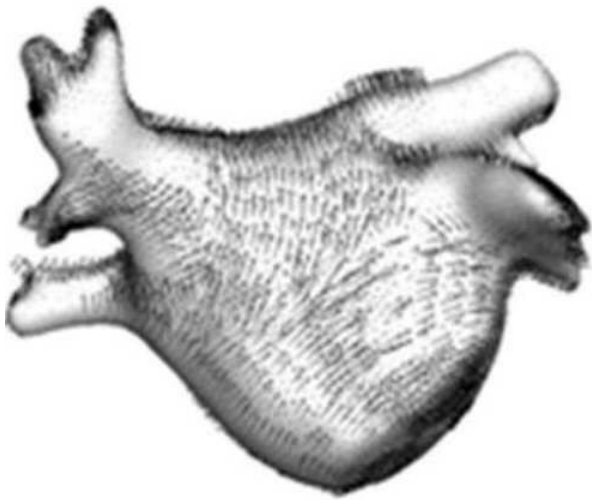
도면12



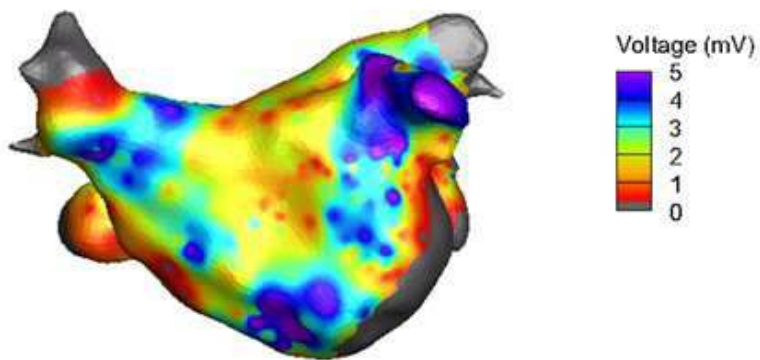
도면13



도면14



도면15



도면16

