



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년05월27일

(11) 등록번호 10-2257498

(24) 등록일자 2021년05월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G16H 50/50 (2018.01) A61B 5/00 (2021.01)

A61B 5/318 (2021.01)

(52) CPC특허분류

G16H 50/50 (2018.01)

A61B 5/318 (2021.01)

(21) 출원번호 10-2019-0063369

(22) 출원일자 2019년05월29일

심사청구일자 2019년05월29일

(65) 공개번호 10-2020-0137282

(43) 공개일자 2020년12월09일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020130091574 A

(뒷면에 계속)

(73) 특허권자

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 11 항

심사관 : 박승배

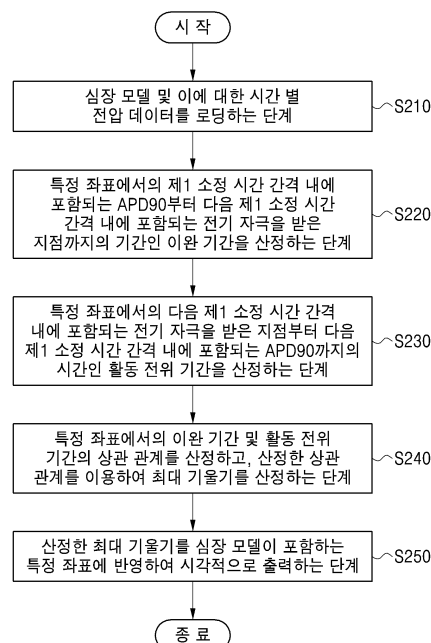
(54) 발명의 명칭 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법 및 생성 장치

(57) 요약

본 발명의 일 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법은 (a) N(N은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 단계, (b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 단계, (c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 단계, (d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 단계 및 (e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 단계를 포함한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/7264 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

JP2018532436 A

KR1020100111234 A

KR1020180052943 A

US20190298213 A1

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI18C0070010019

부처명 보건복지부

과제관리(전문)기관명 한국보건산업진흥원

연구사업명 연구자 주도 질병극복연구(R&D)

연구과제명 심전도 적용 심장 부정맥 가상분석 시스템 솔루션 개발 및 임상검증

기 여 율 1/2

과제수행기관명 연세대학교 산학협력단

연구기간 2019.01.01 ~ 2019.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2019025586

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 한국연구재단

연구사업명 중견연구자지원사업

연구과제명 심방세동 치료제 효과 평가 시뮬레이션

기 여 율 1/2

과제수행기관명 연세대학교

연구기간 2019.03.01 ~ 2020.02.29

명세서

청구범위

청구항 1

활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치가 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델을 생성하는 방법에 있어서,

- (a) N (N 은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 단계;
 - (b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 단계;
 - (c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 단계;
 - (d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 단계; 및
 - (e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 단계;
- 를 포함하는 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 심장 모델은,
환자 별로 생성한 3차원 심방 모델인,
활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 N 개의 좌표는,
450,000개의 좌표인,
활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,
상기 제1 소정 시간 간격은,
1ms, 2ms 및 3ms 중 어느 하나인,
활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,
상기 (d) 단계의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계는,

하기와 같은 상관 관계 산출 수식을 통해 산정되는,
활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

상관 관계 산출 수식:
$$y(\text{활동 전위 기간}) = y_0 + A_1 (1 - e^{-\text{이완 기간}/\tau_1})$$

(여기서, y_0 및 A_1 은 자유 피팅 변수(Free-Fitting Variable), τ_1 은 시상수(Time Constant)이다)

청구항 6

제5항에 있어서,
상기 최대 기울기는,
상기 상관 관계 산출 수식을 상기 이완 기간에 대하여 미분하여 산정하는,
활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,
상기 (e) 단계 이후에,
(f) 상기 (b) 내지 (e) 단계를 상기 특정 좌표를 제외한 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표 전부에 대하여 반복하여 수행하는 단계;
를 더 포함하는 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,
상기 (f) 단계 이후에,,
(g) 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표를 제외한 상기 심장 모델의 나머지 영역에 대하여, 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에 대하여 산정한 최대 기울기에 보간법을 적용하여 시각적으로 출력하는 단계;
를 더 포함하는 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,
상기 산정한 최대 기울기의 크기의 범위는,
0.3 내지 2.3 이며,
상기 (e) 단계의 시각적인 출력은,
상기 산정한 최대 기울기의 크기에 따라 색상을 달리하여 출력하는 것인,
활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법.

청구항 10

하나 이상의 프로세서;
네트워크 인터페이스;
상기 프로세서에 의해 수행되는 컴퓨터 프로그램을 로드(Load)하는 메모리; 및
대용량 네트워크 데이터 및 상기 컴퓨터 프로그램을 저장하는 스토리지를 포함하되,
상기 컴퓨터 프로그램은 상기 하나 이상의 프로세서에 의해,
(a) N(N은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에서 제1

소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 오퍼레이션;

(b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 오퍼레이션;

(c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 오퍼레이션;

(d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 오퍼레이션; 및

(e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 오퍼레이션;

을 실행하는 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치.

청구항 11

컴퓨팅 장치와 결합하여,

(a) N(N은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 단계;

(b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 단계;

(c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 단계;

(d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 단계; 및

(e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 단계;

를 실행시키기 위하여,

매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법 및 생성 장치에 관한 것이다. 보다 자세하게는 3차원 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계에 대한 최대 기울기를 시각적으로 출력할 수 있는 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법 및 생성 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 부정맥(Arrhythmia)이란 심방 세동이 발생함으로써 인해 심장에서 전기 자극이 잘 만들어지지 못하거나 자극의 전달이 제대로 이루어지지 않아 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 심장 조직을 소작함으로써 심장의 전기적 전도를 차단하여 부정맥을 막을 수 있는 수술요법이 있으나, 심장의 어느 부위에 얼마만큼의 강도로 절제 시술을 시행해야 최적의 효과를 도출할 수 있는지 사전에 파악하기 어렵다는 문제점이 있다.

[0004] 이러한 고주파 전극 도자 절제 기술의 문제점은 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점을 고주파 전극 도자 절제 기술 이전에 정확하게 검출할 수 있다면 해결할 수 있는바, 이들 지점에 고주파 전극 도자 절제 기술을 시행함으로써 발생한 심방 세동을 제거할 수 있음과 동시에 향후 발생할 수 있는 심방 세동까지 예방할 수 있기 때문이다.

[0005] 한편, 종래에는 심방 세동이 발생하는 지점과 관련하여 심전도(Electrocardiography, ECG) 신호를 이용한 시간/주파수 분석 방법이 개발되었으나, 심전도 신호 자체가 잡음에 노출되어 있고, 제한된 데이터 길이와 비정상성(Non Stationary)를 내포하고 있기 때문에 심방 세동이 발생하는 지점을 정확하게 검출하기 어려우며, 시간/주파수 분석 방법 자체에 소모되는 비용이 상당히 높다는 문제점이 있음과 동시에, 더 나아가 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점은 검출할 수 없다는 문제점까지 있다.

[0006] 따라서, 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점을 고주파 전극 도자 절제 기술 이전에 부담 없는 비용으로 정확하게 검출할 수 있는 새로운 기술이 요구된다. 본 발명은 이에 관한 것이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제10-2018-0052943호(2018.05.21)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점을 고주파 전극 도자 절제 기술 이전에 정확하게 검출할 수 있는 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

[0009] 본 발명이 해결하고자 하는 또 다른 기술적 과제는 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점을 부담 없는 비용으로 검출함으로써 환자의 경제적인 부담을 최소화시킬 수 있는 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

[0010] 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

[0011] 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법은 (a) N (N 은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 단계, (b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 단계, (c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 단계, (d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 단계 및 (e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 단계를 포함한다.

[0012] 일 실시 예에 따르면, 상기 심장 모델은, 환자 별로 생성한 3차원 심방 모델일 수 있다.

[0013] 일 실시 예에 따르면, 상기 N 개의 좌표는, 450,000개의 좌표일 수 있다.

[0014] 일 실시 예에 따르면, 상기 제1 소정 시간 간격은, 1ms, 2ms 및 3ms 중 어느 하나일 수 있다.

[0015] 일 실시 예에 따르면, 상기 (d) 단계의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계는, 하기와 같은 상관 관계 산

출 수식을 통해 산정될 수 있다.

$$y(\text{활동 전위 기간}) = y_0 + A_1 (1 - e^{-\text{활동 전위 기간}/\tau_1})$$

[0016] 상관 관계 산출 수식:

[0017] (여기서, y_0 및 A_1 은 자유 피팅 변수(Free-Fitting Variable), τ_1 은 시상수(Time Constant)이다)

[0018] 일 실시 예에 따르면, 상기 최대 기울기는, 상기 상관 관계 산출 수식을 상기 이완 기간에 대하여 미분하여 산정할 수 있다.

[0019] 일 실시 예에 따르면, 상기 (e) 단계 이후에, (f) 상기 (b) 내지 (e) 단계를 상기 특정 좌표를 제외한 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표 전부에 대하여 반복하여 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0020] 일 실시 예에 따르면, 상기 (f) 단계 이후에, (g) 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표를 제외한 상기 심장 모델의 나머지 영역에 대하여, 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에 대하여 산정한 최대 기울기에 보간법을 적용하여 시각적으로 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0021] 일 실시 예에 따르면, 상기 산정한 최대 기울기의 크기의 범위는, 0.3 내지 2.3 이며, 상기 (e) 단계의 시각적인 출력은, 상기 산정한 최대 기울기의 크기에 따라 색상을 달리하여 출력하는 것일 수 있다.

[0022] 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치는 하나 이상의 프로세서, 네트워크 인터페이스, 상기 프로세서에 의해 수행되는 컴퓨터 프로그램을 로드(Load)하는 메모리 및 대용량 네트워크 데이터 및 상기 컴퓨터 프로그램을 저장하는 스토리지를 포함 하되, 상기 컴퓨터 프로그램은 상기 하나 이상의 프로세서에 의해, (a) N(N은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 오퍼레이션, (b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 오퍼레이션, (c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 오퍼레이션, (d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 오퍼레이션 및 (e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 오퍼레이션을 실행한다.

[0023] 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램은 컴퓨팅 장치와 결합하여, (a) N(N은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 단계, (b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 단계, (c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 단계, (d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 단계 및 (e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 단계를 실행시킨다.

발명의 효과

[0024] 상기와 같은 본 발명에 따르면, 심장 모델에 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계에 대한 기울기가 시각적으로 실시간 출력되는바, 사용자는 최종적으로 출력되는 심장 모델을 실시간으로 확인하면서 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점을 고주파 전극 도자 절제 시술 이전에 정확하게 검출할 수 있다는 효과가 있다.

[0025] 또한, 최종적으로 출력되는 심장 모델을 생성함에 있어 이용되는 시간 별 전압 데이터는 부정맥 환자들이 통상

적으로 측정하는 검사에 대한 결과 데이터이며, 비용이 높지 않으므로 환자의 경제적인 부담을 최소화시킬 수 있다는 효과가 있다.

[0026] 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

[0027] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치가 포함하는 전체 구성을 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법의 대표적인 단계를 도시한 순서도이다.

도 3은 N개의 좌표를 포함하는 심장 모델을 예시적으로 도시한 도면이다.

도 4는 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 예시적으로 도시한 도면이다.

도 5는 도 4에 도시된 제1 좌표 내지 제N 좌표 중 어느 하나의 특정 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값의 일부를 확대하여 도시한 도면이다.

도 6은 도 5에 도시된 도면에서 이완 기간을 추가적으로 도시한 도면이다.

도 7은 도 6에 도시된 도면에서 활동 전위 기간을 추가적으로 도시한 도면이다.

도 8은 특정 좌표에서 측정 동안의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 상관 관계 산출 수식을 통해 예시적인 그래프로 도시한 도면이다.

도 9는 도 8에 도시된 도면에서 복수 개의 기울기 중 최대 기울기를 추가적으로 도시한 도면이다.

도 10은 도 3에 도시된 심장 모델에서 특정 좌표의 최대 기울기를 색상으로 표시한 도면이다.

도 11은 도 2에 도시된 순서도에서 S250 단계 이후에 수행되는 단계를 추가하여 도시한 순서도이다.

도 12는 도 10에 도시된 심장 모델에 보간법을 적용하여 전체 영역에 대한 최대 기울기를 색상으로 표시한 도면이다.

도 13은 사용자가 마우스를 통해 심장 모델의 특정 좌표를 선택할 시, 해당 좌표에서의 최대 기울기가 수치적으로 출력되는 모습을 도시한 도면이다.

도 14는 심장 모델과 함께 전기 신호의 자극 주기가 함께 출력되는 모습을 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 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.

[0029] 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.

[0030] 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.

- [0031] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치(100)가 포함하는 전체 구성을 나타낸 도면이다.
- [0032] 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.
- [0033] 본 발명의 제1 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치(100)는 프로세서(10), 네트워크 인터페이스(20), 메모리(30), 스토리지(40) 및 이들을 연결하는 데이터 버스(50)를 포함할 수 있다.
- [0034] 프로세서(10)는 각 구성의 전반적인 동작을 제어한다. 프로세서(10)는 CPU(Central Processing Unit), MPU(Micro Processor Unit), MCU(Micro Controller Unit) 또는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 널리 알려져 있는 형태의 프로세서 중 어느 하나일 수 있다. 아울러, 프로세서(10)는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법을 수행하기 위한 적어도 하나의 애플리케이션 또는 프로그램에 대한 연산을 수행할 수 있다.
- [0035] 네트워크 인터페이스(20)는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치(100)의 유무선 인터넷 통신을 지원하며, 그 밖의 공지의 통신 방식을 지원할 수도 있다. 따라서 네트워크 인터페이스(20)는 그에 따른 통신 모듈을 포함하여 구성될 수 있다.
- [0036] 메모리(30)는 각종 데이터, 명령 및/또는 정보를 저장하며, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법을 수행하기 위해 스토리지(40)로부터 하나 이상의 컴퓨터 프로그램(41)을 로드할 수 있다. 도 1에서는 메모리(30)의 하나로 RAM을 도시하였으나 이와 더불어 다양한 저장 매체를 메모리(30)로 이용할 수 있음은 물론이다.
- [0037] 스토리지(40)는 하나 이상의 컴퓨터 프로그램(41) 및 대용량 네트워크 데이터(42)를 비임시적으로 저장할 수 있다. 이러한 스토리지(40)는 ROM(Read Only Memory), EPROM(Erasable Programmable ROM), EEPROM(Electrically Erasable Programmable ROM), 플래시 메모리 등과 같은 비휘발성 메모리, 하드 디스크, 착탈형 디스크, 또는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 널리 알려져 있는 임의의 형태의 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체 중 어느 하나일 수 있다.
- [0038] 컴퓨터 프로그램(41)은 메모리(30)에 로드되어, 하나 이상의 프로세서(10)에 의해 (a) N (N 은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 오퍼레이션, (b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 오퍼레이션, (c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 오퍼레이션, (d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 오퍼레이션 및 (e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 오퍼레이션을 실행할 수 있다.
- [0039] 지금까지 간단하게 언급한 컴퓨터 프로그램(41)이 수행하는 오퍼레이션은 컴퓨터 프로그램(41)의 일 기능으로 볼 수 있으며, 보다 자세한 설명은 본 발명의 제2 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법에 대한 설명에서 후술하도록 한다.
- [0040] 이하, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법에 대하여 도 2 내지 도 14를 참조하여 설명하도록 한다.
- [0041] 도 2는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법의 대표적인 단계를 도시한 순서도이다.
- [0042] 이는 본 발명의 목적을 달성함에 있어서 바람직한 실시 예일 뿐이며, 필요에 따라 일부 단계가 추가되거나 삭제될 수 있고, 더 나아가 어느 한 단계가 다른 단계에 포함될 수도 있음은 물론이다.
- [0043] 한편, 모든 단계는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치

(100)에 의해 수행됨을 전제로 한다.

- [0044] 우선, N (N 은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩한다(S210).
- [0045] 여기서 N 개의 좌표를 포함하는 심장 모델은 도 3에 예시적으로 도시되어 있는바, 이를 참조하면 심장 모델은 환자 별로 생성한 3차원 심방 모델일 수 있으나, 이에 반드시 한정하는 것은 아니며, 경우에 따라 2차원 심방 모델을 이용할 수도 있다. 그러나 실제 환자의 심장은 입체적인 형상을 지니고 있으며, 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점이 2차원으로 표현될 수 없는 영역에 존재할 가능성도 있기 때문에 3차원 심방 모델을 사용하는 것이 바람직하다 할 것이다.
- [0046] 한편, 도 3에는 시각적으로 식별이 어려운 N 개의 좌표를 별도로 도시하지는 않았지만, N 개의 좌표는 심장 모델상의 특정 지점에 대한 좌표일 수 있다.
- [0047] 보다 구체적으로, N 은 1 이상의 자연수이지만, 심장 모델이 포함하는 모든 지점에서 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점을 검출하기 위한 발명의 취지상, N 을 높은 숫자로 설정하여 정확도를 향상시키도록 함이 바람직하다. 예를 들어, N 은 250,000 내지 650,000 사이의 숫자일 수 있으나, N 이 작은 경우 연산 속도는 빨라질 수 있으나 정확도는 저하될 수 있고, N 이 큰 경우 정확도는 향상될 수 있으나 연산 속도가 느려질 수 있으므로 연산 속도와 정확도를 모두 고려하여 N 을 450,000로 설정함이 가장 바람직하다 할 것이며, 이는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치(100)의 설계자 또는 이를 사용하는 의사 등과 같은 사용자가 자유롭게 설정할 수 있다 할 것이다.
- [0048] 도 4는 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 예시적으로 도시한 도면이다.
- [0049] 도 4를 참조하면, 시간 별 전압 데이터는 앞서 설명한 N 개의 좌표 모두에 대하여 측정된 전압 값을 모두 포함하고 있음을 확인할 수 있는바, 그러하지 않다면, 심장 모델이 포함하는 좌표의 개수와 시간 별 전압 데이터가 포함하는 전압 값을 측정된 좌표의 개수에 대한 동기화가 필요하다 할 것이다.
- [0050] 예를 들어, 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표가 450,000개의 좌표이며, 측정된 전압 값은 500,000개의 좌표에 관한 것일 경우, 이들을 450,000개의 좌표에 대한 것으로 일치시키는 동기화가 필요한 것이다.
- [0051] 그러나 심장 모델 그리고 시간 별 전압 데이터가 동일한 장치 또는 동일한 프로그램을 통해 동시 또는 순차적으로 생성되었다면 생성한 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표에 대하여 전압 값을 측정해 시간 별 전압 데이터가 생성될 것이므로 별도의 동기화는 필요하지 않을 것이다.
- [0052] 제1 소정 시간 간격은 전압 값의 주기성을 고려하여 설정할 수 있는바, 심장으로부터 측정된 전압 값은 일정한 주기를 가지고 반복하는 성질이 있으며, 이는 도 4에도 예시적으로 도시되어 있다. 따라서 제1 소정 시간 간격은 이러한 전압 값의 주기를 반영하여 설정하는 것이 바람직하며, 1ms, 2ms 및 3ms 중 어느 하나를 제1 소정 시간 간격으로 설정하는 것이 바람직하며, 도 4에는 1ms를 제1 소정 시간 간격으로 하여 전압 값을 측정하였음을 확인할 수 있고, 이하 이를 기준으로 하여 설명을 이어가도록 한다.
- [0053] 한편, 이상의 S210 단계는 심장 모델 및 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 것을 기준으로 설명하였으나, 여기서 로딩은 심장 모델 및 시간 별 전압 데이터가 본 발명의 제1 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치(100)에 기 저장되어 있는 경우에 해당하며, 외부 장치를 통해 심장 모델 및 시간 별 전압 데이터를 수신하는 경우 로딩은 입력으로 볼 수 있을 것이다.
- [0054] 심장 모델과 시간 별 전압 데이터를 로딩했다면, 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 기간인 이완 기간을 산정한다(S220).
- [0055] 도 5는 도 4에 도시된 제1 좌표 내지 제 N 좌표 중 어느 하나의 특정 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값의 일부를 확대하여 도시한 도면이며, 제1 소정 시간 간격은 1ms이다.
- [0056] 도 5를 참조하면, 제1 소정 시간 간격인 1ms를 주기로 전압 값이 비교적 유사한 경향으로 반복되고 있음을 확인할 수 있으며, 제1 소정 시간 간격 내의 전압 값에 0 표시와 X 표시가 도시되어 있음을 확인할 수 있다. 여기서 0 표시한 지점이 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점인 APD90이며, X 표시한 지점이 후

술할 전기 자극을 받은 지점인 탈분극 또는 재분극이 개시되는 지점이다.

[0057] 가장 먼저 개시되는 제1 소정 시간 간격 내의 전압 값을 참조하면, 중간 정도의 지점에서 전압 값이 최고점을 나타내고 있음을 확인할 수 있으며, APD90은 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점이므로 전압 값의 최고점 이후의 지점일 수밖에 없다.

[0058] 한편, 이완 기간을 산정하기 위해서는 앞서 설명한 APD90뿐만 아니라 전기 자극을 받은 지점 역시 검출이 필요 한바, 여기서 전기 자극을 받은 지점의 검출은 APD90을 포함하는 제1 소정 시간 간격 다음의 제1 소정 시간 간격을 기준으로 한다. 예를 들어, 도 5에 도시된 제1 소정 시간 간격 중, 가장 먼저 개시되는 제1 소정 시간 간격을 제A 소정 시간이라 하고, 그 다음의 제1 소정 시간 간격을 제B 소정 시간이라 한다면, 제A 소정 시간 내에서 검출된 APD90에 대하여 이완 기간 산정을 위한 전기 자극을 받은 지점은 제B 소정 시간에 포함되는 지점이다.

[0059] 도 6은 도 5에 도시된 도면에서 이완 기간을 추가적으로 도시한 도면인바, 이완 기간은 APD90과 전기 자극을 받은 지점 사이의 기간, 보다 구체적으로 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 APD90과 그 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함하는 전기 자극을 받은 지점 사이의 기간임을 확인할 수 있다.

[0060] 다시 도 2에 대한 설명으로 돌아가도록 한다.

[0061] 이완 기간을 산정했다면 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정한다(S230).

[0062] 여기서 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점은 앞서 S220 단계에 대한 설명에서 언급한 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점과 동일하므로 중복 서술을 방지하기 위해 자세한 설명은 생략하도록 한다.

[0063] 한편, 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점인 APD90에 대한 설명 역시 앞서 S220 단계에 대한 설명에서 언급한 제1 소정 시간 간격 내에 포함하는 APD90과 기본적으로 동일하나, S220 단계와의 차이점은 APD90이 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 지점이 아니라 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 지점이라는 것이다. 예를 들어, 앞서 S220 단계에서의 APD90이 제A 소정 시간 간격 내에 포함되는 지점이었다면, S230 단계에서의 APD90은 제B 소정 시간 간격 내에 포함되는 지점이다.

[0064] 도 7은 도 6에 도시된 도면에서 활동 전위 기간을 추가적으로 도시한 도면인바, 활동 전위 기간은 전기 자극을 받은 지점과 APD90 사이의 기간, 보다 구체적으로 제1 소정 시간의 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점과 해당 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 APD90 사이의 기간임을 확인할 수 있다.

[0065] 이상 설명한 S220 단계 및 S230 단계를 정리하면, 산정한 이완 기간의 종점은 산정한 활동 전위 기간의 시작점이 되며, 이러한 이완 기간과 활동 전위 기간 간의 관계는 제1 소정 시간 간격의 다음 제1 소정 시간 간격 이후에도 계속적으로 유지된다 할 것이다. 즉, 특정 좌표를 기준으로 이완 기간 - 활동 전위 기간 - 이완 기간 - 활동 전위 기간 - 이완 기간 - 활동 전위 기간 ...의 관계가 유지될 것이며, 그에 따라 S230 단계 이후에, S220 단계 및 S230 단계가 측정 시간 모두에 대하여 반복하여 수행하는 S235 단계가 더 수행될 수 있다.

[0066] 아울러, 설명의 편의상, S220 단계와 S230 단계에 대한 설명을 분리하였지만, S220 단계와 S230 단계 그리고 S235 단계는 병렬 프로세싱을 통해 동시에 수행될 수 있으며, 이 경우 연산 속도가 비약적으로 향상될 수 있을 것이다.

[0067] 이완 기간과 활동 전위 기간을 산정했다면, 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정한다(S240).

[0068] 여기서 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계는 하기와 같은 상관 관계 산출 수식을 통해 산출될 수 있다.

$$y(\text{활동 전위 기간}) = y_0 + A_1(1 - e^{-\text{이완 기간}/\tau_1})$$

[0069] 상관 관계 산출 수식:

[0070] 여기서, y_0 및 A_1 은 자유 피팅 변수(Free-Fitting Variable), τ_1 은 시상수(Time Constant)이며, y_0 은 최초 50, 이완 기간은 10, τ_1 은 30으로 설정할 수 있고, 최소값이 각각 -50, -10, -30 에서 최대값이 각각 1000,

1000, 1000인 범위 내에서 자유롭게 설정할 수 있을 것이다.

[0071] 도 8은 특정 좌표에서 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 상관 관계 산출 수식을 통해 예시적인 그래프로 도시한 도면인바, 상관 관계 산출 수식 자체와 도 8을 참조하면 확인할 수 있듯이 일종의 함수이기 때문에 이완 기간에 대한 미분을 수행하면 기울기를 산정할 수 있다.

[0072] 기울기: $(A_1/\tau_1) \cdot e^{(-\text{미완 기간}/\tau_1)}$

[0073] 한편, S240 단계에서 산정하고자 하는 기울기는 최대 기울기이기 때문에 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간이 각각 1개만 산정된 경우, 해당 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계에 대한 기울기가 최대 기울기가 될 것이나, 앞서 S235 단계가 수행됨에 따라 특정 좌표에서 측정 시간 모두에 대하여 이완 기간 및 활동 전위 기간이 산정될 수 있으므로, 이 경우 산정한 기울기는 복수 개가 될 것이고, 이들 중 가장 큰 기울기가 최대 기울기로 산정될 수 있을 것이며, 도 8 역시 이를 기준으로 도시하였고, 도 9에는 복수 개의 기울기 중 최대 기울기를 별도로 표시해 놓았다.

[0074] 최대 기울기를 산정했다면, 산정한 최대 기울기를 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력한다(S250).

[0075] 여기서 시각적으로 출력하는 것은 다양한 방법을 통해 구현할 수 있는바, 산정한 최대 기울기의 크기에 따라 해당 좌표에서의 색상을 달리하여 출력하거나, 최대 기울기의 수치, 예를 들어 0.3 내지 2.3 사이의 범위에서 해당 최대 기울기의 크기의 수치를 직접적으로 출력하는 것일 수 있다.

[0076] 도 10은 도 3에 도시된 심방 모델에서 특정 좌표의 최대 기울기를 색상으로 표시한 도면인바, 특정 좌표는 하나의 점이기 때문에 색상으로 점을 표시하는 것만으로는 사용자가 식별하기 어려울 것인바, 그에 따라 도 11에 도시된 바와 같이 S250 단계 이후에 S220 단계 내지 S250 단계를 특정 좌표를 제외한 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표 전부에 대하여 반복하여 수행하는 단계(S260) 및 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표를 제외한 심장 모델의 나머지 영역에 대하여, 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표에 대하여 산정한 최대 기울기에 보간법을 적용하여 시각적으로 출력하는 단계(S270)가 더 수행될 수 있다.

[0077] 앞서 S220 단계 내지 S250 단계에 대한 설명은 심장 모델이 포함하는 N개의 좌표 중, 어느 하나의 특정 좌표에 대한 것이었으며, S260 단계에 따라 해당 특정 좌표를 제외한 N개의 좌표 전부에 대하여 S220 단계 내지 S250 단계를 수행한다면 N개와 좌표 전부에 대하여 최대 기울기가 시각적으로 출력될 수 있을 것이다. 그러나 이 경우 역시 N개의 좌표는 N개의 점이기 때문에 좌표 사이사이에 시각적으로 출력되지 않는 영역이 발생할 수밖에 없는바, 이를 해결할 수 있는 것이 S270 단계이다.

[0078] 여기서 보간법은 보간하고자 하는 영역 주위에 시각적으로 출력된 사항 또는 최대 기울기를 기초로 해당 보간하고자 하는 영역을 시각적으로 출력하는 것인바, 최대 기울기의 크기 순으로 빨강색, 주황색, 노랑색, 초록색, 파랑색, 남색 및 보라색을 이용하여 시각적으로 출력할 수 있으며, 그에 따른 심장 모델을 도 12에 도시해 놓았다.

[0079] 한편, 도 12에 도시된 심장 모델의 좌측 중간의 검은색 영역은 전기 자극을 준 위치를 의미하며, 도 13에 도시된 바와 같이 사용자가 마우스 등과 같은 입력 장치를 통해 심장 모델의 특정 좌표를 선택하는 경우, 앞서 언급한 바와 같이 해당 좌표에서의 최대 기울기가 수치로 출력될 수도 있고, 도 14에 도시된 바와 같이 전기 신호의 자극 주기를 심장 모델과 함께 수치로 함께 출력할 수도 있다.

[0080] 지금까지 본 발명의 제2 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법에 대하여 설명하였다. 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계에 대한 최대 기울기의 크기가 1 이상인 좌표는 심방 세동이 발생한 지점 또는 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점으로 볼 수 있는 것이 연구를 통해 도출된 사항인바, 사용자는 최종적으로 출력되는 심장 모델을 실시간으로 확인하면서 심방 세동이 발생하는 지점 그리고 심방 세동이 발생할 가능성이 높은 지점을 고주파 전극 도자 절제 시술 이전에 정확하게 검출할 수 있다. 아울러, 최종적으로 출력되는 심장 모델을 생성함에 있어 이용되는 시간 별 전압 데이터는 부정맥 환자들이 통상적으로 측정하는 검사에 대한 결과 데이터이며, 비용이 높지 않으므로 환자의 경제적인 부담을 최소화시킬 수 있다.

[0081] 한편, 본 발명의 제2 다른 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 방법은 컴퓨터에서 실행시키기 위하여 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램으로 구현할 수도 있다.

[0082] 중복 서술을 방지하기 위해 자세히 설명하지는 않지만, 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램 역시 앞서 설명한

본 발명의 제2 다른 실시 예에 따른 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치와 동일한 단계를 수행할 수 있으며, 그에 따라 동일한 효과를 도출할 수 있다. 예를 들어, 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램은 컴퓨팅 장치와 결합하여, (a) N (N 은 1 이상의 자연수)개의 좌표를 포함하는 심장 모델 및 상기 심장 모델이 포함하는 N 개의 좌표에서 제1 소정 시간 간격 별로 측정된 전압 값을 포함하는 시간 별 전압 데이터를 로딩하는 단계, (b) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)부터 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점까지의 시간인 이완 기간을 산정하는 단계, (c) 상기 로딩한 시간 별 전압 데이터를 이용하여 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전기 자극을 받은 지점부터 상기 다음 제1 소정 시간 간격 내에 포함되는 전압 값의 최고점 대비 90% 떨어진 전압 값을 나타내는 지점(APD90)까지의 시간인 활동 전위 기간을 산정하는 단계, (d) 상기 산정한 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에서의 이완 기간 및 활동 전위 기간의 상관 관계를 산정하고, 상기 산정한 상관 관계를 이용하여 최대 기울기(Slope)를 산정하는 단계 및 (e) 상기 산정한 최대 기울기를 상기 심장 모델이 포함하는 특정 좌표에 반영하여 시각적으로 출력하는 단계를 실행시킬 수 있다.

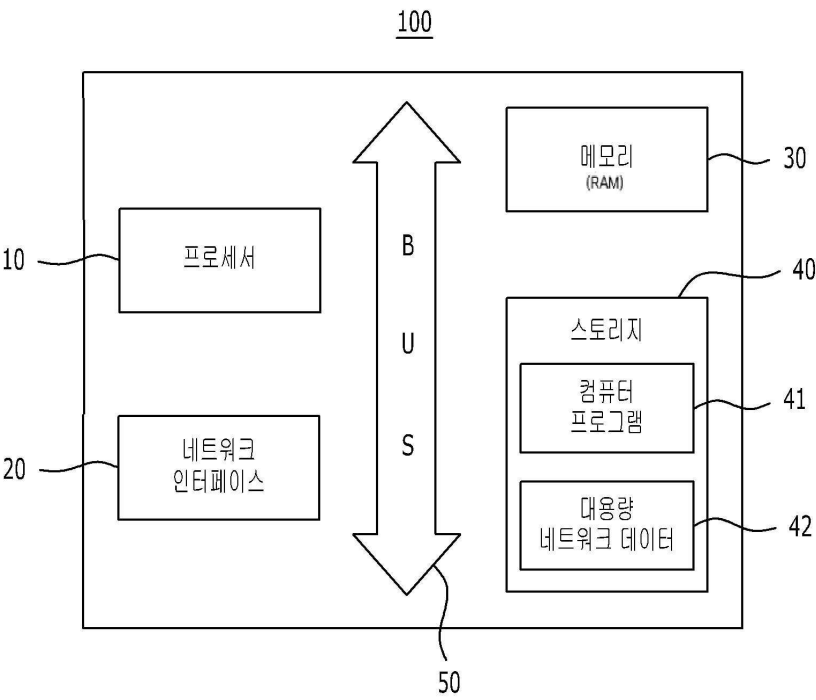
[0083] 이상 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시 예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

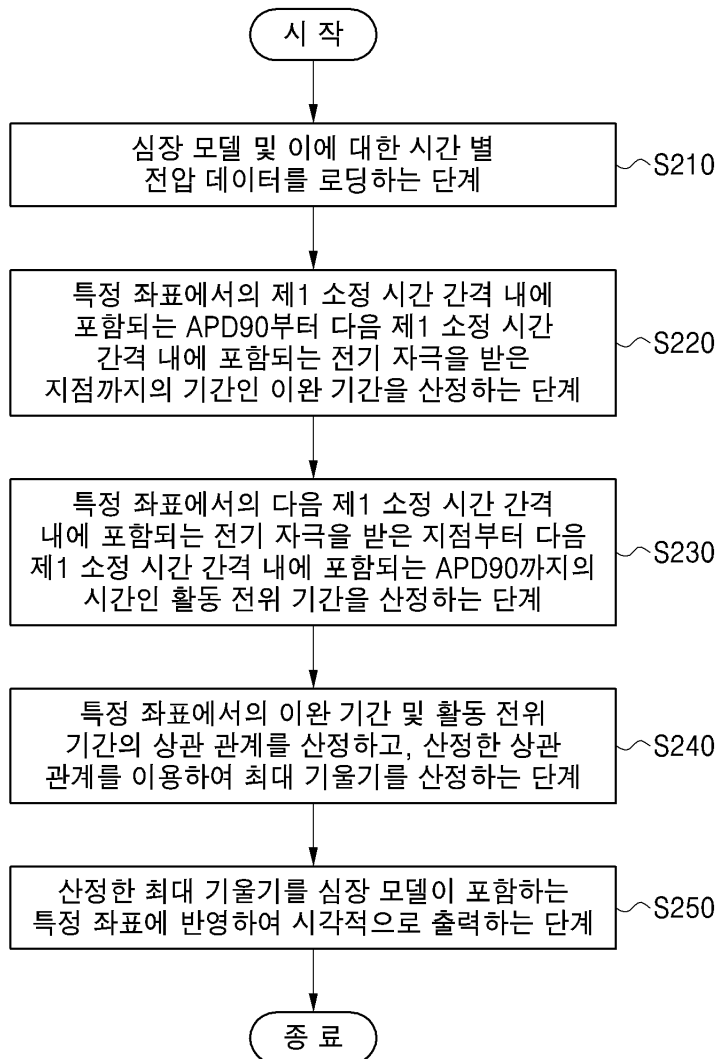
[0084] 10: 프로세서
20: 네트워크 인터페이스
30: 메모리
40: 스토리지
41: 컴퓨터 프로그램
50: 데이터 버스
100: 활동 전위 기간 상환 현상을 반영한 심장 모델 생성 장치

도면

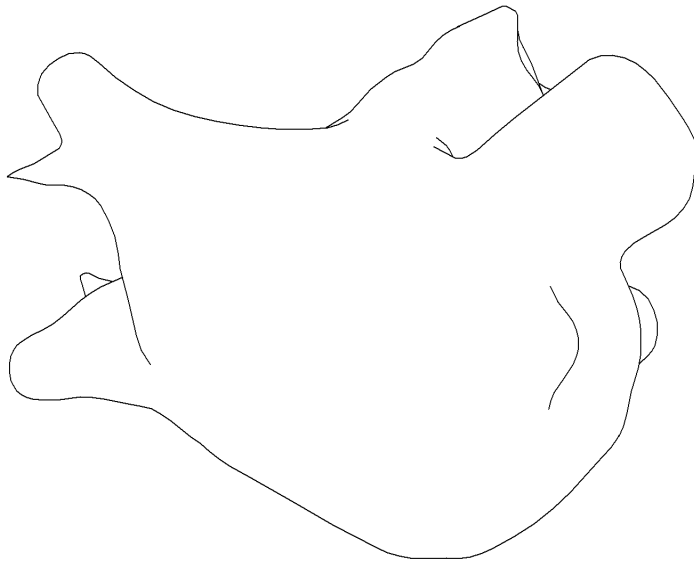
도면1



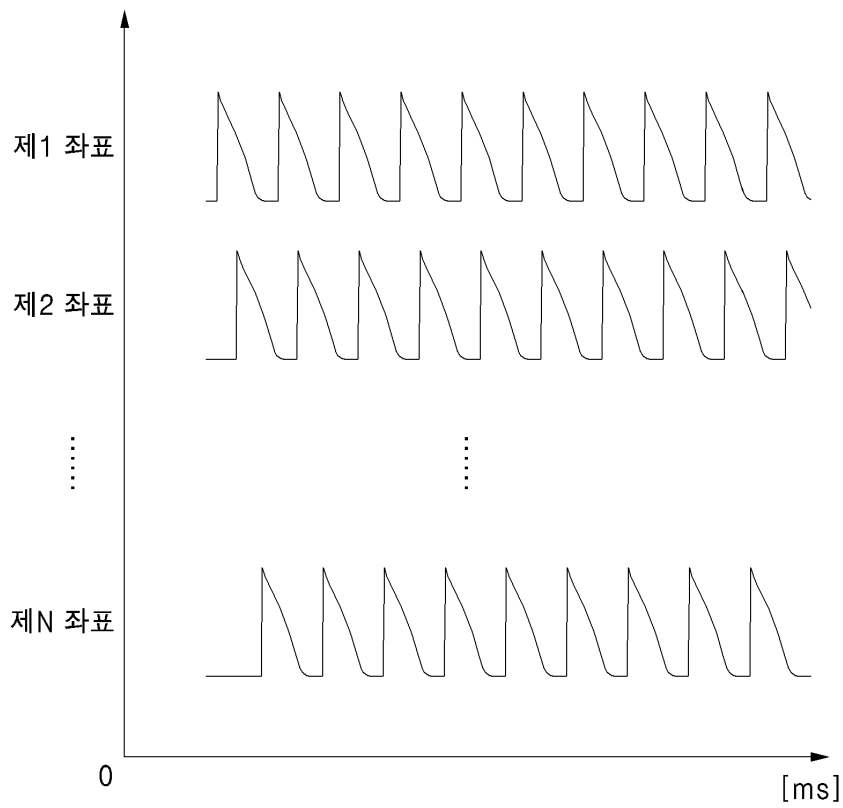
도면2



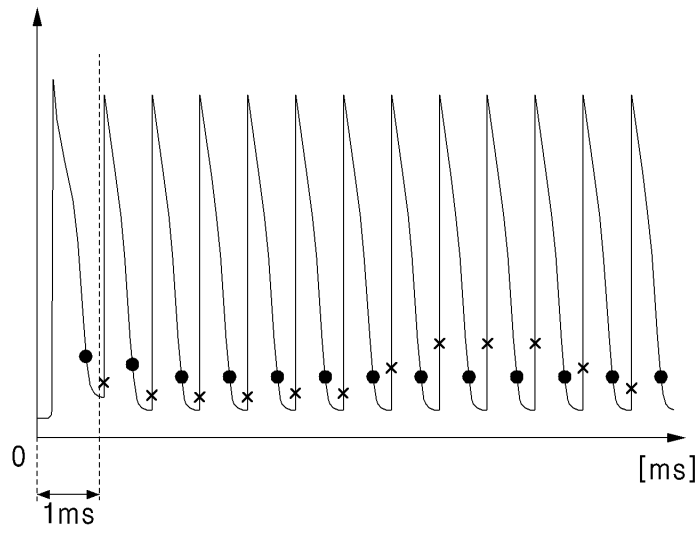
도면3



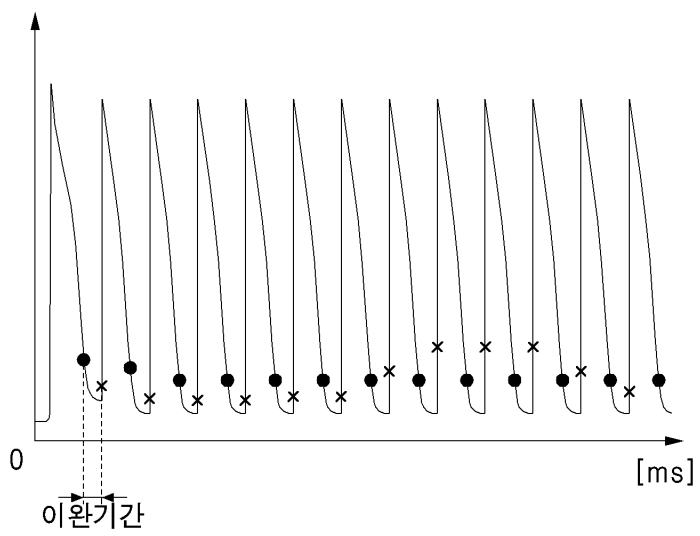
도면4



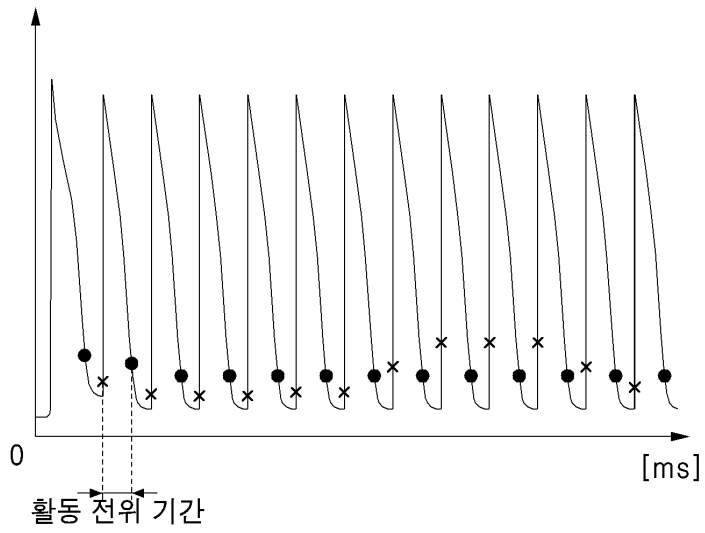
도면5



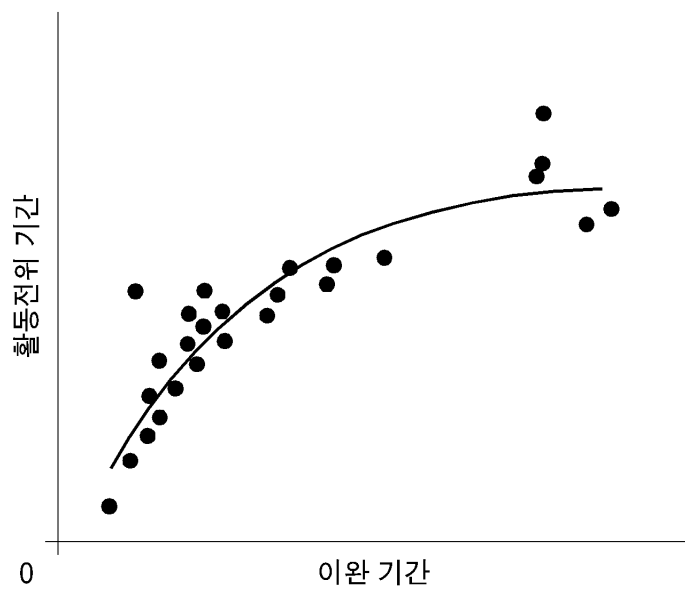
도면6



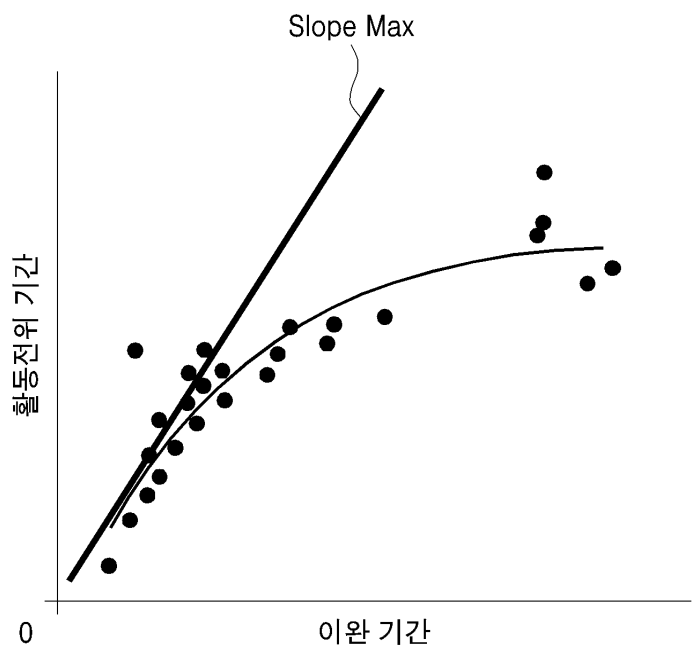
도면7



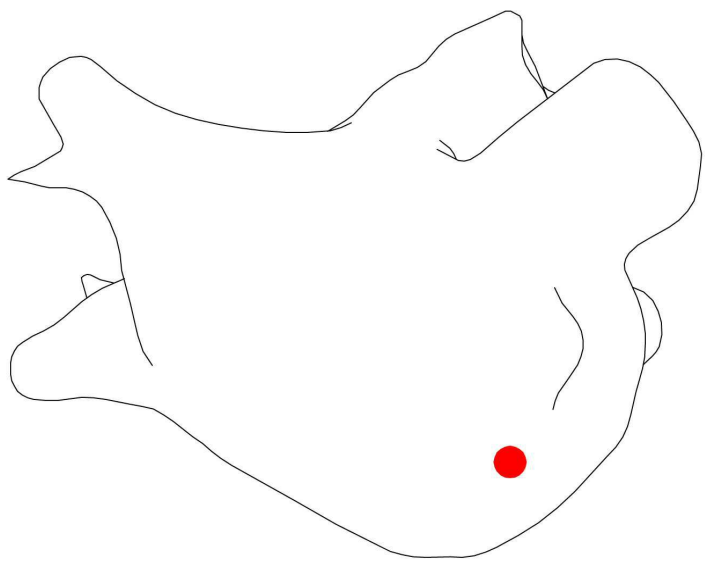
도면8



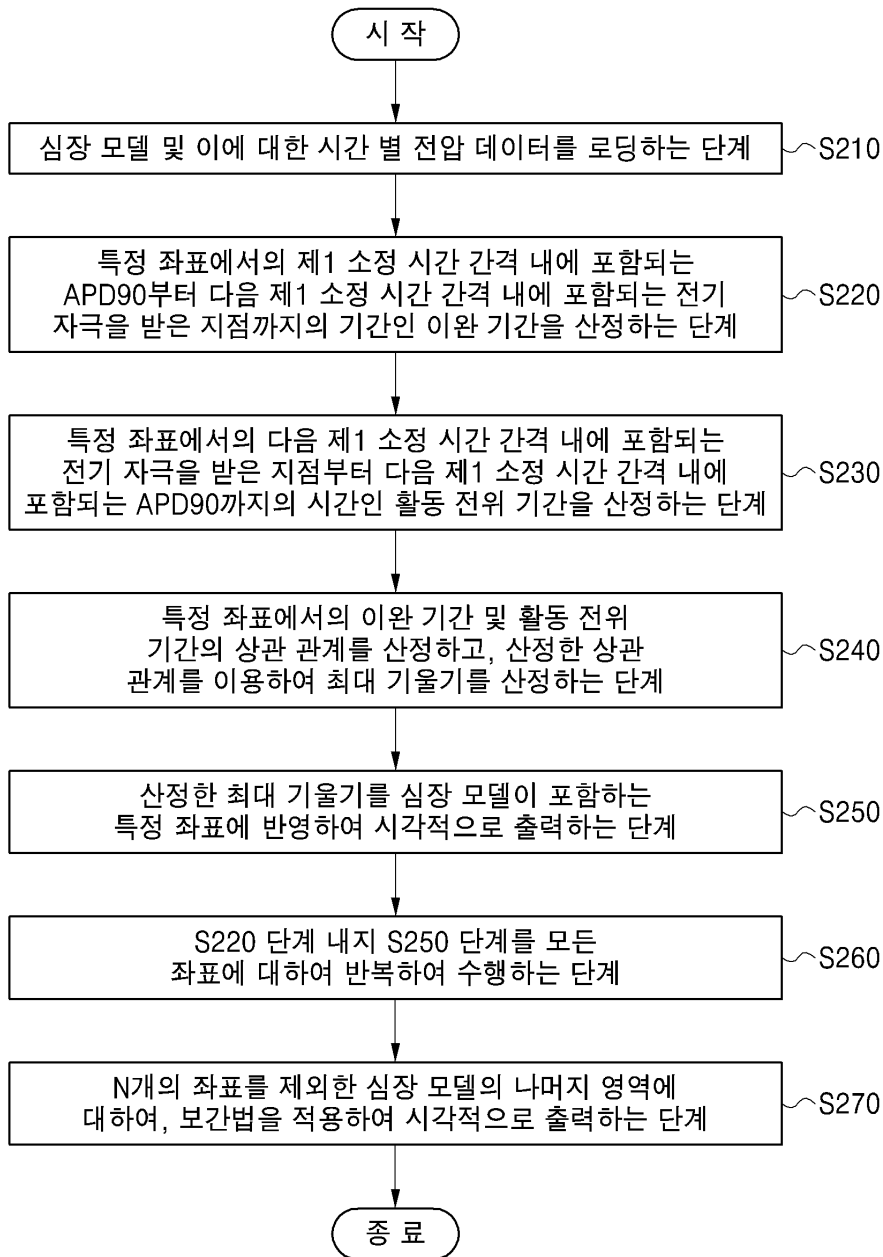
도면9



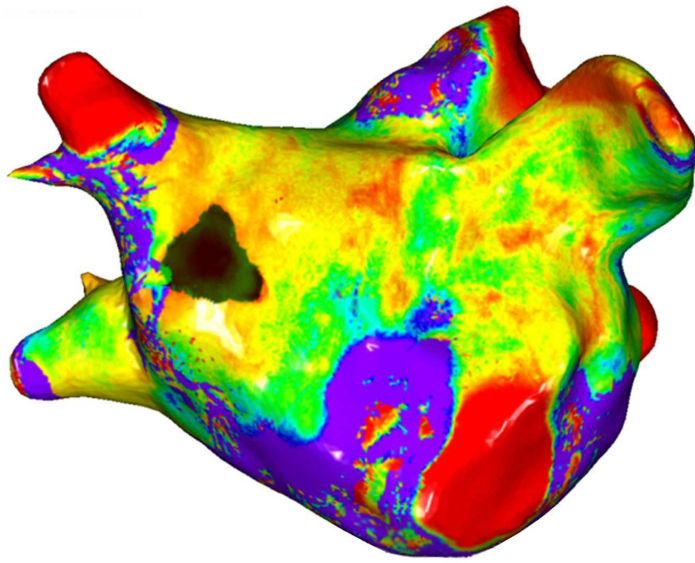
도면10



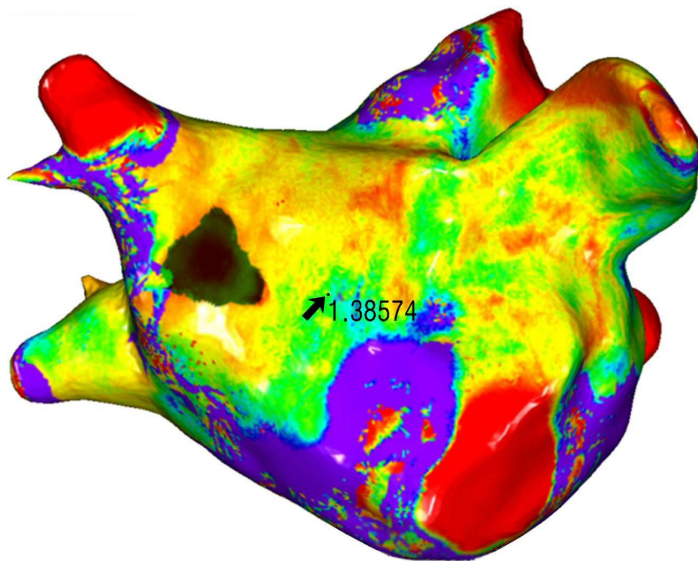
도면11



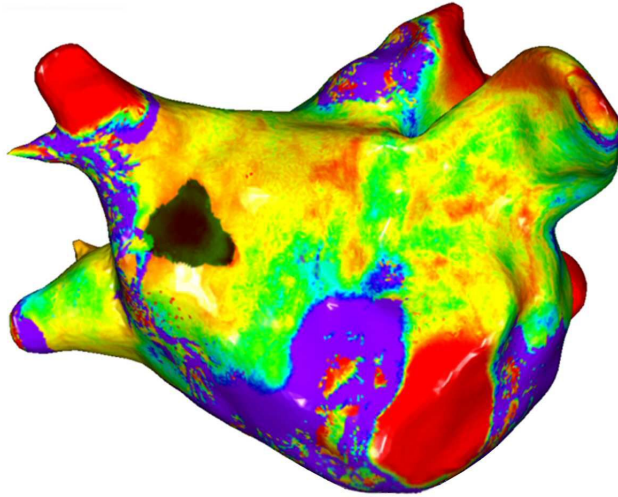
도면12



도면13



도면14



4cycle - 200ms
 4cycle - 160ms
 4cycle - 150ms
 4cycle - 140ms
 4cycle - 130ms
 4cycle - 120ms
 1cycle - 210ms
 1cycle - 170ms
 1cycle - 140ms
 2cycle - 120ms
 2cycle - 130ms
 2cycle - 140ms
 1cycle - 130ms
 2cycle - 150ms
 2cycle - 140ms
 1cycle - 200ms
 1cycle - 160ms
 8cycle - 130ms
 2cycle - 120ms
 2cycle - 130ms
 1cycle - 120ms
 7cycle - 130ms
 1cycle - 120ms
 2cycle - 130ms