

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2024-0097145
(43) 공개일자 2024년06월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
G06T 7/00 (2017.01) G06T 7/11 (2017.01)
G06T 7/30 (2017.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/055 (2022.01)
A61B 5/0044 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2022-0178941

(22) 출원일자 2022년12월20일

심사청구일자 2022년12월20일

(71) 출원인

재단법인 대구경북첨단의료산업진흥재단

대구광역시 동구 동내로 88 (동내동, 커뮤니케이션센터)

재단법인 아산사회복지재단

서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)

울산대학교 산학협력단

울산광역시 남구 대학로 93(무거동)

(72) 발명자

허형규

대구광역시 동구 동내로20길 20-4, 연구원 기숙사 308호(동내동)

박성호

대구광역시 동구 반야월북로 378, 202호(괴전동, j.s my park)

양동현

서울특별시 송파구 올림픽로43길 88, 동관 2층 영상의학과(풍납동, 서울아산병원)

(74) 대리인

특허법인태백

전체 청구항 수 : 총 8 항

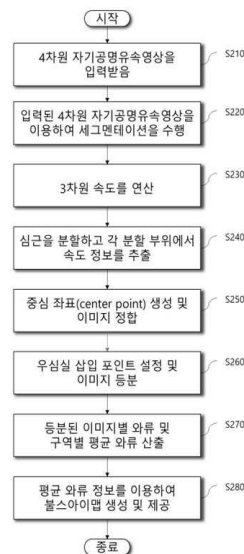
(54) 발명의 명칭 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법 및 그 시스템

(57) 요약

본 발명은 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법 및 그 시스템에 관한 것이다. 본 발명에 따르면 4차원 자기공명영상 입력부가 측정 대상자의 심장이 포함된 신체 일 부위를 촬영한 4차원 자기공명유속영상을 입력받는 단계; 세그멘테이션부가 상기 입력된 4차원 자기공명유속영상에 대해 세그멘테이션을 수행하여 혈액이 흐르는 3차원 공

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



간만을 갖는 영상을 생성하는 단계; 이미지 정합 및 등분부 상기 생성된 영상의 3차원 속도를 산출하는 단계; 이미지 정합 및 등분부가 상기 혈액이 흐르는 3차원 공간만을 갖는 영상에서 기 설정된 채널의 조합을 기준으로 심근을 분할하고, 상기 분할된 심근의 각 부위의 단면에서의 속도 정보를 추출하는 단계; 이미지 정합 및 등분부가 상기 속도 정보가 추출된 각 단면의 영상을 기초로 중심 좌표를 생성하고, 이를 통해 추출된 자기공명 진폭 영상의 각 프레임 이미지와 정합하는 단계; 이미지 정합 및 등분부가 상기 정합된 각 프레임 이미지에서 우심실 삽입 포인트를 설정하고, 이를 기초로 각 프레임 이미지를 기 설정된 개수의 영역으로 등분하는 단계; 및 와류 산출부는 상기 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류 및 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.

이와 같이 본 발명에 따르면, 심장 내부의 3차원 와류 유동 정보 및 분할된 심근의 각 단면에서의 3차원 속도 정보를 산출하고 정량화할 수 있고, 이를 기초로 심장 내부의 와류 유동 정보를 불스아이맵(Bull's eye map)으로 나타내어 제공할 수 있다.

(52) CPC특허분류

G06T 7/0012 (2013.01)

G06T 7/11 (2017.01)

G06T 7/30 (2017.01)

G06T 2207/10088 (2013.01)

G06T 2207/30048 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711165688
과제번호	2021R1C1C1003481
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)
연구과제명	심장관막 질환 정밀진단을 위한 자기공명영상기반 구조추적 움직임 보정 및 3차원
혈류 정량화 기술 개발	
기 여 율	50/100
과제수행기관명	대구경북첨단의료산업진흥재단
연구기간	2022.03.01 ~ 2023.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711166794
과제번호	2020R1A2C2003843
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)
연구과제명	4D 자기공명유속영상의 임상적용을 위한 영상획득 및 분석기술의 개발: 질환별
환자-특이 혈류 패턴 및 임상데이터를 이용한 검증	
기 여 율	50/100
과제수행기관명	울산대학교
연구기간	2022.03.01 ~ 2023.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

4차원 자기공명영상 입력부가 측정 대상자의 심장이 포함된 신체 일 부위를 촬영한 4차원 자기공명유속영상을 입력받는 단계;

세그멘테이션부가 상기 입력된 4차원 자기공명유속영상에 대해 세그멘테이션을 수행하여 혈액이 흐르는 3차원 공간만을 갖는 영상을 생성하는 단계;

이미지 정합 및 등분부 상기 생성된 영상의 3차원 속도를 산출하는 단계;

이미지 정합 및 등분부가 상기 혈액이 흐르는 3차원 공간만을 갖는 영상에서 기 설정된 채널의 조합을 기준으로 심근을 분할하고, 상기 분할된 심근의 각 부위의 단면에서의 속도 정보를 추출하는 단계;

이미지 정합 및 등분부가 상기 속도 정보가 추출된 각 단면의 영상을 기초로 중심 좌표를 생성하고, 이를 통해 추출된 자기공명 진폭 영상의 각 프레임 이미지와 정합하는 단계;

이미지 정합 및 등분부가 상기 정합된 각 프레임 이미지에서 중심실 삽입 포인트를 설정하고, 이를 기초로 각 프레임 이미지를 기 설정된 개수의 영역으로 등분하는 단계; 및

와류 산출부는 상기 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류 및 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출하는 단계를 포함하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

가시화부가 상기 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 각 구역별 와류의 변화를 가시화하는 볼스아이맵을 생성 및 제공하는 단계를 더 포함하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 심근의 각 부위의 단면에서의 속도 정보를 추출하는 단계에서,

상기 이미지 정합 및 등분부는 다음의 수학식을 이용하여 상기 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상에 내부, 앞뒤 및 좌우 방향의 속도를 속도 변환 매개변수(VENC) 및 위상 차($\Delta\phi$)를 이용하여 산출하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법:

$$v = VENC \frac{\Delta\phi}{\pi}$$

여기서, VENC는 속도 변환 매개변수로 기 설정된 최대 속도이다.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 각 프레임 이미지를 기 설정된 개수의 영역으로 등분하는 단계에서,

상기 이미지 정합 및 등분부는 상기 등분된 각 영역에서 3차원 속도 정보를 추출하고, 상기 추출된 3차원 속도 정보로부터 심장 내부에서 혈액의 흐름이 없는 속도를 문턱값으로 설정하여 심장 내부의 혈액의 흐름이 있는 영역에만 복수의 마스크를 생성하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 와류 및 평균 와류를 산출하는 단계는,

다음의 수학식을 통해 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류를 산출하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법:

$$\begin{aligned}\vec{\omega} &= \nabla \times \vec{v} = \left(\frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial}{\partial z} \right) (v_x \ v_y \ v_z) \\ &= \left(\frac{\partial v_z}{\partial y} - \frac{\partial v_y}{\partial z} \ \frac{\partial v_x}{\partial z} - \frac{\partial v_z}{\partial x} \ \frac{\partial v_y}{\partial x} - \frac{\partial v_x}{\partial y} \right)\end{aligned}$$

여기서, $\vec{\omega}$ 는 와류이고, $\vec{v}$ 는 각 단면에서 추출한 3차원 속도 정보이다.

청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 볼스아이맵을 생성 및 제공하는 단계는,

심장 내 경색이 나타나기 전의 각 구역의 평균 와류와 심장 내 경색이 나타난 후 각 구역의 평균 와류 간의 차이를 이용함으로써 각 구역의 와류의 변화를 가시화하여 나타내는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법.

청구항 7

측정 대상자의 심장이 포함된 신체 일 부위를 촬영한 4차원 자기공명유속영상을 입력받는 4차원 자기공명영상 입력부;

상기 입력된 4차원 자기공명유속영상에 대해 세그멘테이션을 수행하여 혈액이 흐르는 3차원 공간만을 갖는 영상을 생성하는 세그멘테이션부;

상기 입력된 4차원 자기공명유속영상 및 상기 생성된 영상을 이용하여 3차원 속도를 산출하고, 각 프레임 이미지를 정합 및 등분하는 이미지 정합 및 등분부; 및

상기 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류 및 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출하는 와류 산출부를 포함하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 시스템.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 각 구역별 와류의 변화를 가시화하는 볼스아이맵을 생성 및 제공하는 가시화부를 더 포함하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법 및 그 시스템에 관한 것으로서, 더욱 상세하게 설명하면, 4차원 자기공명유속영상(4D flow magnetic resonance imaging, 4D flow MRI)을 통해 촬영된 심장 영상을 이용하여 심근을 분할하고, 분할된 각 단면에서의 속도 정보를 기초로 와류 유동을 산출하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법 및 그 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 종래에는 심장 내부 혈액 유동을 측정하기 위한 방법으로 비침습적인 2차원 심장 초음파 검사가 주로 활용되었다. 그러나, 2차원 심장 초음파 검사는 단방향(unidirection) 속도만을 제공하고, 3차원 강내 흐름 유동(intracavity flow)에 대한 정보를 제공하지 못한다는 한계가 있다.

- [0003] 한편, 4차원 자기공명유속영상(4D flow magnetic resonance imaging, 4D flow MRI) 기술을 이용하여 3차원적으로 혈류를 가시화하고 정량화하는 시도가 이루어지고 있다.
- [0004] 다시 말해, 4차원 자기공명유속영상을 통해 경동맥, 대뇌동맥, 말초혈관 등의 혈관 영역 및 심장 영역을 포함하여 혈류 흐름을 정량화하고, 이를 통해 혈류역학적 마커를 개발하기 위한 연구가 진행되고 있다.
- [0005] 그러나, 4차원 자기공명유속영상을 이용하여 심장 내부의 3차원 와류 유동 정보 및 분할된 심근의 각 단면에서의 3차원 와류 유동 정보를 산출하고 정량화하는 기술은 부재한 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 이와 같이 본 발명에 따르면 4차원 자기공명유속영상(4D flow magnetic resonance imaging, 4D flow MRI)을 통해 촬영된 심장 영상을 이용하여 심근을 분할하고, 분할된 각 단면에서의 속도 정보를 기초로 와류 유동을 산출하는 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법 및 그 시스템을 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

- [0007] 이러한 기술적 과제를 이루기 위한 본 발명의 실시예에 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법에 있어서, 4차원 자기공명영상 입력부가 측정 대상자의 심장이 포함된 신체 일 부위를 촬영한 4차원 자기공명유속영상을 입력받는 단계; 세그멘테이션부가 상기 입력된 4차원 자기공명유속영상에 대해 세그멘테이션을 수행하여 혈액이 흐르는 3차원 공간만을 갖는 영상을 생성하는 단계; 이미지 정합 및 등분부 상기 생성된 영상의 3차원 속도를 산출하는 단계; 이미지 정합 및 등분부가 상기 혈액이 흐르는 3차원 공간만을 갖는 영상에서 기 설정된 채널의 조합을 기준으로 심근을 분할하고, 상기 분할된 심근의 각 부위의 단면에서의 속도 정보를 추출하는 단계; 이미지 정합 및 등분부가 상기 속도 정보가 추출된 각 단면의 영상을 기초로 중심 좌표를 생성하고, 이를 통해 추출된 자기공명 진폭 영상의 각 프레임 이미지와 정합하는 단계; 이미지 정합 및 등분부가 상기 정합된 각 프레임 이미지에서 중심점 삽입 포인트를 설정하고, 이를 기초로 각 프레임 이미지를 기 설정된 개수의 영역으로 등분하는 단계; 및 와류 산출부는 상기 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류 및 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0008] 가시화부가 상기 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 각 구역별 와류의 변화를 가시화하는 볼스아이맵을 생성 및 제공하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0009] 상기 심근의 각 부위의 단면에서의 속도 정보를 추출하는 단계에서, 상기 이미지 정합 및 등분부는 다음의 수학적식을 이용하여 상기 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상에 내부, 앞뒤 및 좌우 방향의 속도를 속도 변환 매개변수(VENC) 및 위상 차($\Delta\phi$)를 이용하여 산출할 수 있다:

$$v = VENC \frac{\Delta\phi}{\pi}$$

- [0010]
- [0011] 여기서, VENC는 속도 변환 매개변수로 기 설정된 최대 속도이다.
- [0012] 상기 각 프레임 이미지를 기 설정된 개수의 영역으로 등분하는 단계에서, 상기 이미지 정합 및 등분부는 상기 등분된 각 영역에서 3차원 속도 정보를 추출하고, 상기 추출된 3차원 속도 정보로부터 심장 내부에서 혈액의 흐름이 없는 속도를 문턱값으로 설정하여 심장 내부의 혈액의 흐름이 있는 영역에만 복수의 마스크를 생성할 수 있다.
- [0013] 상기 와류 및 평균 와류를 산출하는 단계는, 다음의 수학적식을 통해 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류를 산출할 수 있다:

$$\begin{aligned}\vec{\omega} &= \nabla \times \vec{v} = \left(\frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial}{\partial z} \right) (v_x \ v_y \ v_z) \\ &= \left(\frac{\partial v_z}{\partial y} - \frac{\partial v_y}{\partial z} \ \frac{\partial v_x}{\partial z} - \frac{\partial v_z}{\partial x} \ \frac{\partial v_y}{\partial x} - \frac{\partial v_x}{\partial y} \right)\end{aligned}$$

[0014]

[0015] 여기서, $\vec{\omega}$ 는 와류이고, $\vec{v}$ 는 각 단면에서 추출한 3차원 속도 정보이다.

[0016] 상기 불스아이맵을 생성 및 제공하는 단계는 심장 내 경색이 나타나기 전의 각 구역의 평균 와류와 심장 내 경색이 나타난 후 각 구역의 평균 와류 간의 차이를 이용함으로써 각 구역의 와류의 변화를 가시화하여 나타낼 수 있다.

[0017] 본 발명의 다른 실시예에 따른 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 시스템에 있어서, 측정 대상자의 심장이 포함된 신체 일 부위를 촬영한 4차원 자기공명유속영상을 입력받는 4차원 자기공명영상 입력부; 상기 입력된 4차원 자기공명유속영상에 대해 세그멘테이션을 수행하여 혈액이 흐르는 3차원 공간만을 갖는 영상을 생성하는 세그멘테이션부; 상기 입력된 4차원 자기공명유속영상 및 상기 생성된 영상을 이용하여 3차원 속도를 산출하고, 각 프레임 이미지를 정합 및 등분하는 이미지 정합 및 등분부; 및 상기 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류 및 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출하는 와류 산출부를 포함하고, 상기 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 각 구역별 와류의 변화를 가시적으로 나타내는 불스아이맵을 생성 및 제공하는 가시화부를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0018] 이와 같이 본 발명에 따르면, 심장 내부의 3차원 와류 유동 정보 및 분할된 심근의 각 단면에서의 3차원 속도 정보를 산출하고 정량화할 수 있고, 이를 기초로 심장 내부의 와류 유동 정보를 불스아이맵(Bull's eye map)으로 나타내어 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 시스템의 구성도이다.

도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법의 흐름도이다.

도 3은 도 2에 도시된 S220 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

도 4는 도 2에 도시된 S230 단계에서 산출한 속도에 대해 가시화하는 과정을 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

도 5는 도 2에 도시된 S240 단계에서 기 설정된 채널의 조합을 기준으로 심근을 분할하는 과정을 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

도 6은 도 2에 도시된 S240 단계에서 분할된 각 심근에서 3차원 속도를 산출하고 가시화하는 과정을 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

도 7은 도 2에 도시된 S250 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

도 8은 도 2에 도시된 S260 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

도 9는 도 2에 도시된 S270 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

도 10은 도 2에 도시된 S280 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다. 이 과정에서 도면에 도시된 선들의 두께나 구성요소의 크기 등은 설명의 명료성과 편의상 과장되게 도시되어 있을 수 있다.

[0021] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0022] 또한 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 이러한 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

[0023] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 시스템의 구성도이다.

[0024] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 시스템(100)은 4차원 자기공

명영상 입력부(110), 세그멘테이션부(120), 이미지 정합 및 등분부(130), 와류 산출부(140) 및 가시화부(150)를 포함하여 구성될 수 있다.

- [0025] 먼저, 4차원 자기공명영상 입력부(110)는 측정 대상자의 심장이 포함된 신체 일 부위를 촬영한 4차원 자기공명 유속영상(4D flow magnetic resonance imaging, 4D flow MRI)을 입력받을 수 있다. 이때, 4차원 자기공명유속 영상은 자기공명영상 중 하나로, 진폭(Magnitude) 영상 또는 위상-대비 자기공명영상(Phase-contrast MRA, PC MRA)을 포함할 수 있다.
- [0026] 세그멘테이션부(120)는 입력받은 4차원 자기공명유속영상에 대해 세그멘테이션(Segmentation)을 수행할 수 있다.
- [0027] 구체적으로, 세그멘테이션부(120)는 입력받은 4차원 자기공명유속영상에 대해 위상 이미지(Phase image)로 구성된 복수의 프레임(Frame)으로 분할하고, 각 프레임에서 혈액이 흐르는 부위와 주변 조직간의 밀도(Intensity) 차이를 이용하여 세그멘테이션을 수행할 수 있다.
- [0028] 이미지 정합 및 등분부(130)는 4차원 자기공명유속영상 및 세그멘테이션한 후 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상을 이용하여 3차원 속도 정보를 산출하고, 각 프레임 이미지를 정합 및 등분할 수 있다.
- [0029] 구체적으로, 이미지 정합 및 등분부(130)는 세그멘테이션한 후 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상의 각 축에서 3차원 속도를 각각 산출하고, 이를 3차원으로 가시화할 수 있다.
- [0030] 또한, 이미지 정합 및 등분부(130)는 세그멘테이션한 후 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상에 대해 기 설정된 채널의 조합(예를 들어, 2 ch 및 4 ch)을 기준으로 기저부(Basal), 중간부(Mid) 및 첨부(Apical)로 심근을 분할하며 분할된 각 부위의 단면(Plane)에서의 속도 정보를 산출할 수 있다. 더 나아가, 이미지 정합 및 등분부(130)는 각 분할된 단면에서의 자기공명 진폭(MR magnitude) 영상을 추출할 수 있다.
- [0031] 또한, 이미지 정합 및 등분부(130)는 속도 정보가 추출된 각 단면의 영상을 기초로 중심 좌표를 생성하고, 이를 기초로 추출된 자기공명 진폭 영상의 각 프레임 이미지와 정합할 수 있다.
- [0032] 또한, 이미지 정합 및 등분부(130)는 우심실 삼입 포인트를 설정하여 이미지를 기 설정된 개수(예를 들어, 6 개)의 영역으로 등분할 수 있다. 더 나아가, 이미지 정합 및 등분부(130)는 등분된 각 영역에서 3차원 속도 정보를 추출하고, 심장 내부의 혈액의 흐름이 없는 속도를 문턱값(Threshold)으로 설정함으로써 심장 내부의 혈액의 흐름이 있는 영역에만 복수의 분할된 마스크(Segmented mask)를 생성할 수 있다.
- [0033] 다음으로, 와류 산출부(140)는 각 프레임 이미지의 등분된 구역의 와류(Vorticity) 및 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출할 수 있다.
- [0034] 구체적으로, 와류 산출부(140)는 각 프레임 이미지의 기저부, 중심부 및 첨부에서 각각 등분된 구역의 와류를 산출하고, 전체 프레임 이미지별 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출할 수 있다.
- [0035] 다음으로, 가시화부(150)는 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 볼스아이맵을 생성하고 이를 제공할 수 있다.
- [0036] 구체적으로, 가시화부(150)는 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 볼스아이맵을 생성함으로써 각 구역별 와류의 변화를 가시적으로 나타내어 제공할 수 있다.
- [0037] 이하에서는 도 2 내지 도 10을 통하여 와류 유동 정량화 시스템을 이용한 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법에 대해 더욱 상세하게 설명한다.
- [0038] 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법의 흐름도이다.
- [0039] 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 다른 실시예에 따른 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 방법은, 4차원 자기공명유속영상을 입력받는 단계(S210), 입력된 4차원 자기공명유속영상을 이용하여 세그멘테이션을 수행하는 단계(S220), 3차원 속도를 산출하는 단계(S230), 심근을 분할하고 각 분할 부위에서 속도 정보를 추출하는 단계(S240), 중심 좌표를 생성하고 이미지를 정합하는 단계(S250), 정합된 이미지에서 우심실 삼입 포인트를 설정하고 프레임 이미지를 등분하는 단계(S260), 등분된 이미지별 와류 및 구역별 평균 와류를 산출하는 단계(S270) 및 구역별 평균 와류 정보를 이용하여 볼스아이맵 생성 및 제공하는 단계(S280)를 포함할 수 있다.
- [0040] 먼저, 4차원 자기공명유속영상을 입력받는 단계(S210)에서, 4차원 자기공명영상 입력부(110)는 측정 대상자의 심장이 포함된 신체 일 부위를 촬영한 기 설정된 사이클당 프레임의 개수(예를 들어, 25 frames/cycle)로 구성된 4차원 자기공명유속영상(4D flow magnetic resonance imaging, 4D flow MRI)을 입력받을 수 있다. 이때, 4

차원 자기공명유속영상은 자기공명영상 중 하나로, 진폭(Magnitude) 영상 또는 위상-대비 자기공명영상(Phase-contrast MRA, PC MRA)을 포함하고, 기 지정된 파일 형식(예를 들어, DICOM)으로 저장될 수 있다.

[0041] 다음으로, 입력된 4차원 자기공명유속영상을 이용하여 세그멘테이션을 수행하는 단계(S220)에서, 세그멘테이션부(120)는 입력된 4차원 자기공명유속영상에 대해 세그멘테이션을 수행할 수 있다.

[0042] 도 3은 도 2에 도시된 S220 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

[0043] 도 3의 (a)에 도시된 바와 같이, 세그멘테이션부(120)는 입력된 4차원 자기공명유속영상에 대해 위상 이미지로 구성된 복수의 프레임으로 분할할 수 있다.

[0044] 구체적으로, 각 프레임이 진폭 영상으로 구성된 경우, 세그멘테이션부(120)는 각 프레임에서 혈액이 흐르는 부위와 주변 조직간의 밀도 차이를 이용하여 세그멘테이션을 수행할 수 있다.

[0045] 도 3의 (b)를 참조하면, 세그멘테이션부(120)는 세그멘테이션이 수행된 각 복셀(Voxel)에서 속도의 진폭

($\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$)을 진폭 영상과 곱함으로써 혈액이 흐르는 영역만 표현되는 위상-대비 자기공명영상을 생성하고 생성된 위상-대비 자기공명영상을 세그멘테이션할 수 있다.

[0046] 도 3의 (c)를 참조하면, 세그멘테이션부(120)는 관상 영상(Coronal view), 시상 영상(Sagittal view) 및 축 영상(Axial view)을 참고하여 심장 내부의 혈액이 흐르는 공간을 세그멘테이션하고, 초기에 입력된 4차원 자기공명유속영상의 전체 영역의 좌표 및 세그멘테이션된 심장 내부의 혈액이 흐르는 공간의 좌표를 추출함으로써 4차원 자기공명유속영상과 정합할 수 있다.

[0047] 또한, 세그멘테이션부(120)는 추출한 4차원 자기공명유속영상의 전체 영역의 좌표 및 세그멘테이션된 심장 내부의 혈액이 흐르는 공간의 좌표를 사용하여 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상을 생성할 수 있다.

[0048] 다음으로, 3차원 속도를 산출하는 단계(S230)에서, 이미지 정합 및 등분부(130)는 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상의 3차원 속도를 산출할 수 있다.

[0049] 구체적으로, 이미지 정합 및 등분부(130)는 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상에 포함된 내부(Inward), 앞뒤(Anterior to posterior) 및 좌우(Right to left) 방향의 속도(Velocity, v)를 속도 변환 매개변수(Velocity-encoding parameter, VENC) 및 위상 차(Phase difference, $\Delta\phi$)를 이용한 [수학식 1]을 통해 산출할 수 있다.

수학식 1

$$v = VENC \frac{\Delta\phi}{\pi}$$

[0050]

[0051] 여기서, VENC는 속도 변환 매개변수로 기 설정된 최대 속도이다.

[0052] 도 4는 도 2에 도시된 S230 단계에서 산출한 속도에 대해 가시화하는 과정을 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

[0053] 도 4를 참조하면, 이미지 정합 및 등분부(130)는 다음의 [수학식 2]을 통해 3차원 가시화할 수 있다.

수학식 2

$$\text{Velocity} = \frac{\text{Phase difference} \times \text{Rescale slope} + \text{Rescale intercept}}{4096} \times VENC$$

[0054]

[0055] 여기서, Rescale slope 및 Rescale intercept는 각각 리스케일 기울기 및 리스케일 절편을 나타내는 것으로 기

설정된 상수(예를 들어, Rescale slope는 2이고, Rescale intercept는 -4096)이고, VENC는 속도 변환 매개변수로 기 설정된 최대 속도이다.

- [0056] 다음으로, 심근을 분할하고 각 분할 부위에서 속도 정보를 추출하는 단계(S240)에서, 이미지 정합 및 등분부(130)는 세그멘테이션된 4차원 자기공명영상에서 기 설정된 채널 조합을 기준으로 심근을 분할하고, 각 분할 부위에서 속도 정보를 추출할 수 있다.
- [0057] 도 5는 도 2에 도시된 S240 단계에서 기 설정된 채널을 기준으로 심근을 분할하는 과정을 구체적으로 설명하기 위한 예시도이고, 도 6은 도 2에 도시된 S240 단계에서 분할된 각 심근에서 3차원 속도를 산출하고 가시화하는 과정을 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.
- [0058] 도 5 및 도 6을 참조하면, 이미지 정합 및 등분부(130)는 세그멘테이션한 후 생성된 혈액이 흐르는 공간만을 갖는 영상에 대해 기 설정된 채널의 조합(예를 들어, 2 ch 및 4 ch, 2 ch, 3 ch 및 4 ch 등)을 기준으로 기저부(Basal), 중간부(Mid) 및 첨부(Apical)로 심근을 분할하며 분할된 각 부위의 단면(Plane)에서의 속도 정보를 산출하여 가시화할 수 있다. 여기서, 기저부, 중간부, 및 첨부 중 적어도 하나의 부위의 단면이 올바르게 추출되지 않은 경우, 채널의 조합을 다시 설정하고, 이를 기초로 기저부, 중간부 및 첨부로 심근을 재분할할 수 있다.
- [0059] 더 나아가, 이미지 정합 및 등분부(130)는 각 분할된 단면에서의 자기공명 진폭(MR magnitude) 영상을 추출할 수 있다.
- [0060] 다음으로, 중심 좌표를 생성하고 이미지를 정합하는 단계(S250)에서, 이미지 정합 및 등분부(130)는 속도 정보가 추출된 각 단면의 영상을 기초로 중심 좌표를 생성하고, 이를 통해 추출된 자기공명 진폭 영상의 각 프레임 이미지와 정합할 수 있다.
- [0061] 도 7은 도 2에 도시된 S250 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.
- [0062] 도 7을 참조하면, 이미지 정합 및 등분부(130)는 분할된 각 단면에서 속도 정보를 추출하고, 이를 기초로 중심 좌표를 생성할 수 있다. 이미지 정합 및 등분부(130)는 추출한 속도 정보를 자기공명 진폭 영상의 각 프레임 이미지와 정합할 수 있다.
- [0063] 다음으로, 정합된 이미지에서 우심실 삽입 포인트를 설정하고 프레임 이미지를 등분하는 단계(S260)에서, 이미지 정합 및 등분부(130)는 추출한 속도 정보가 정합된 각 프레임 이미지에서 우심실 삽입 포인트를 설정하고, 이를 기초로 각 프레임 이미지를 기 설정된 개수(예를 들어, 6개)의 영역으로 등분할 수 있다.
- [0064] 도 8은 도 2에 도시된 S260 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.
- [0065] 도 8을 참조하면, 이미지 정합 및 등분부(130)는 설정한 우심실 삽입 포인트와 사이막 노드(Septal node)를 기초로 기저부, 중간부 및 첨부에 각 기 설정된 개수(예를 들어, 기저부 6개, 중간부 6개 및 첨부 4개)의 영역으로 등분할 수 있다. 여기서, 사이막 노드는 심근의 전방면(Anterior)과 전중격면(Anteroseptal)의 경계에 위치한다.
- [0066] 또한, 이미지 정합 및 등분부(130)는 등분된 각 영역에서 3차원 속도 정보를 추출하고, 심장 내부의 혈액의 흐름이 없는 속도를 문턱값(Threshold)으로 설정함으로써 심장 내부의 혈액의 흐름이 있는 영역에만 복수의 분할된 마스크(Segmented mask)를 생성할 수 있다.
- [0067] 다음으로, 등분된 프레임 이미지별 와류 및 구역별 평균 와류를 산출하는 단계(S270)에서, 와류 산출부(140)는 프레임 이미지별 각 등분된 구역의 와류 및 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출할 수 있다.
- [0068] 도 9는 도 2에 도시된 S270 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.
- [0069] 도 9를 참조하면, 와류 산출부(140)는 각 이미지의 기저부, 중심부 및 첨부에서 아래의 [수학식 3]을 통해 각각 등분된 구역의 와류를 산출할 수 있다.

수학식 3

$$\begin{aligned}\vec{\omega} &= \nabla \times \vec{v} = \left(\frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial}{\partial z} \right) (v_x \ v_y \ v_z) \\ &= \left(\frac{\partial v_z}{\partial y} - \frac{\partial v_y}{\partial z} \ \frac{\partial v_x}{\partial z} - \frac{\partial v_z}{\partial x} \ \frac{\partial v_y}{\partial x} - \frac{\partial v_x}{\partial y} \right)\end{aligned}$$

[0070]

[0071] 여기서, $\vec{\omega}$ 는 와류이고, $\vec{v}$ 는 각 단면에서 추출한 3차원 속도 정보이다.

[0072] 또한, 와류 산출부(140)는 전체 프레임 이미지에서 등분된 각 구역의 평균 와류를 산출할 수 있다.

[0073] 부연하자면, 와류 산출부(140)는 이미지 정합 및 등분부(130)에서 생성된 분할된 마스크를 이용하여 등분된 각 구역의 공간 또는 시간에 따른 평균 와류를 산출할 수 있다.

[0074] 다음으로, 구역별 평균 와류 정보를 이용하여 볼스아이맵 생성 및 제공하는 단계(S280)에서, 가시화부(150)는 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 볼스아이맵을 생성하고 이를 제공할 수 있다.

[0075] 도 10은 도 2에 도시된 S280 단계에 대해 구체적으로 설명하기 위한 예시도이다.

[0076] 도 10에 도시된 바와 같이, 가시화부(150)는 산출된 각 구역의 평균 와류를 기초로 볼스아이맵을 생성함으로써 각 구역별 와류의 변화를 가시적으로 나타내어 제공할 수 있다.

[0077] 예를 들어, 가시화부(150)는 심장 내 경색(Infraction)이 나타나기 전의 각 구역의 평균 와류와 심장 내 경색이 나타난 후 각 구역의 평균 와류 간의 차이를 이용함으로써 각 구역의 와류의 변화를 가시적으로 나타낼 수 있다.

[0078] 따라서, 본 발명은 심장 내부의 3차원 와류 유동 정보 및 분할된 심근의 각 단면에서의 3차원 속도 정보를 산출하고 정량화하며, 심장 내부의 와류 유동 정보를 볼스아이맵으로 나타내어 제공할 수 있다.

[0079] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 하여 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 아래의 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0080]

100: 심장 내부 3차원 와류 유동 정량화 시스템

110: 4차원 자기공명영상 입력부

120: 세그멘테이션부

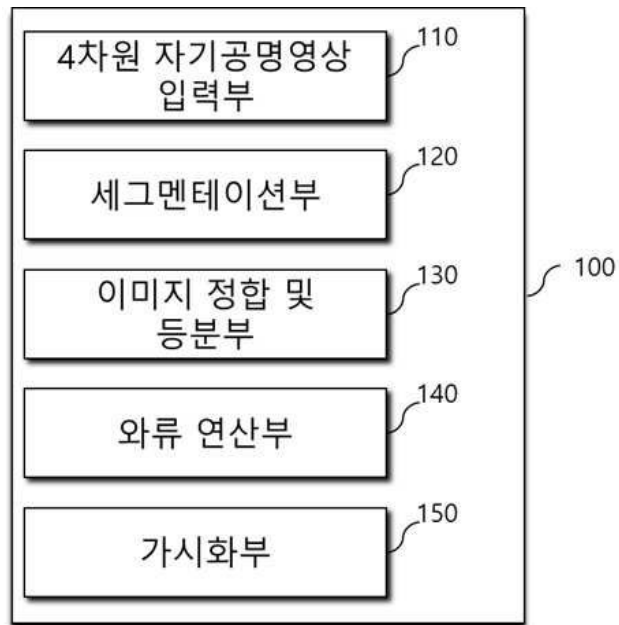
130: 이미지 정합 및 등분부

140: 와류 산출부

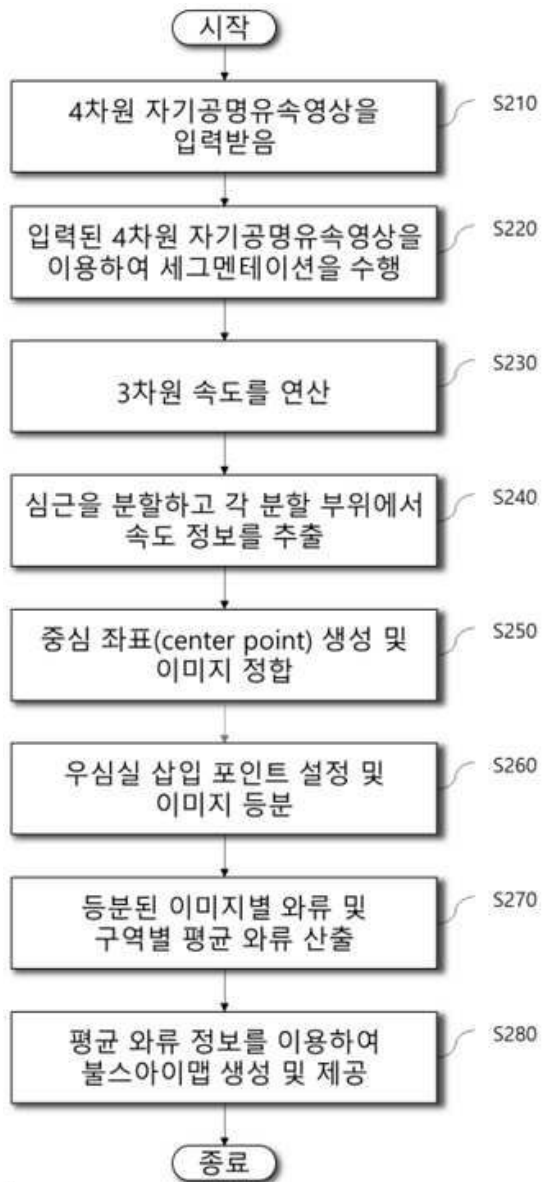
150: 가시화부

도면

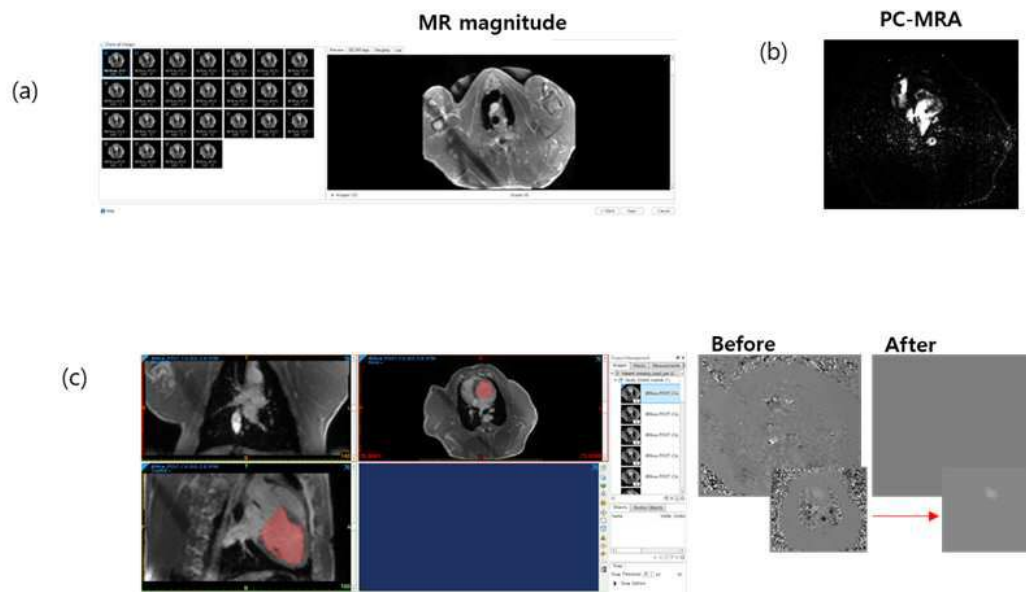
도면1



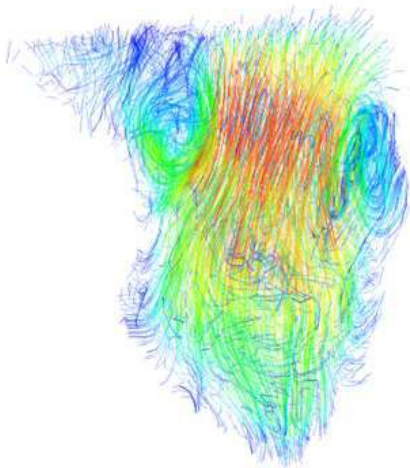
도면2



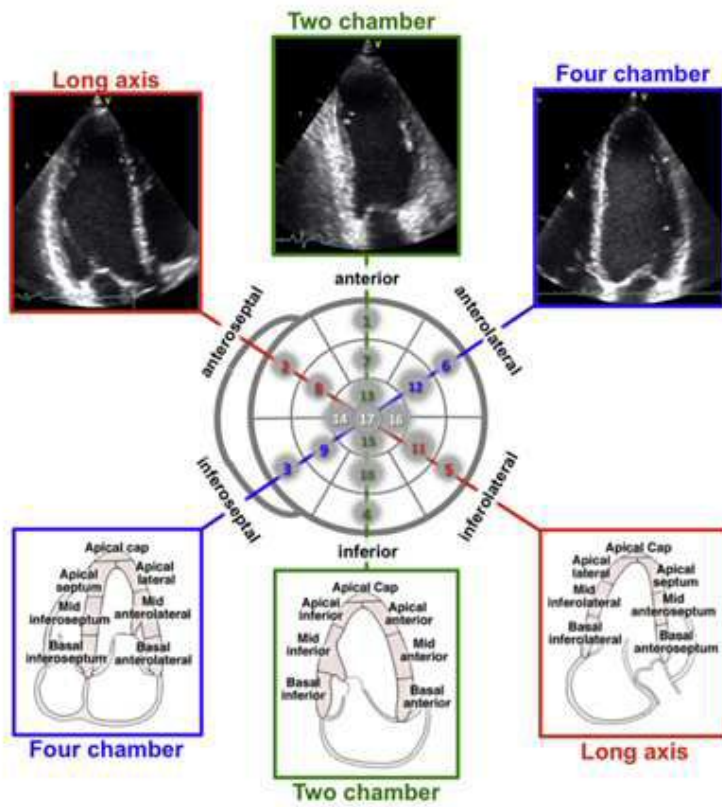
도면3



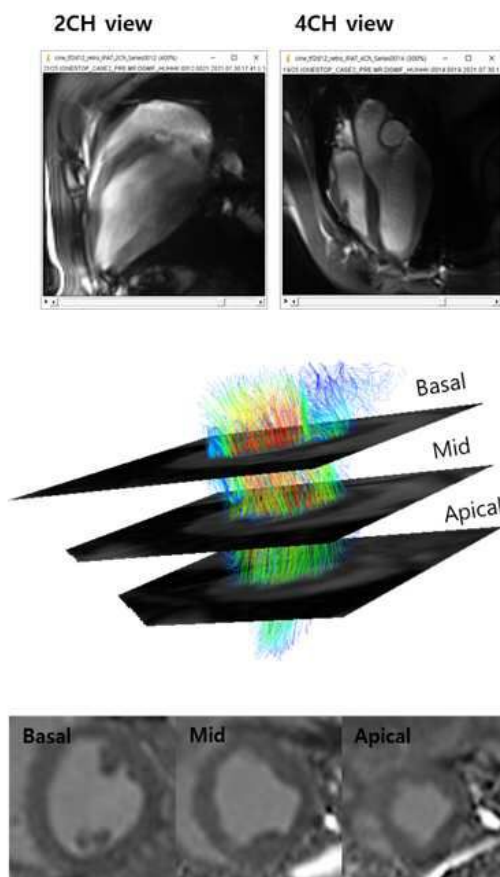
도면4



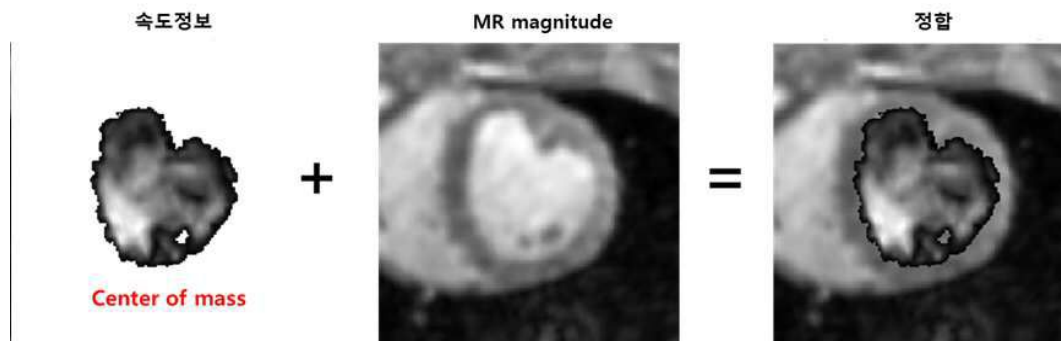
도면5



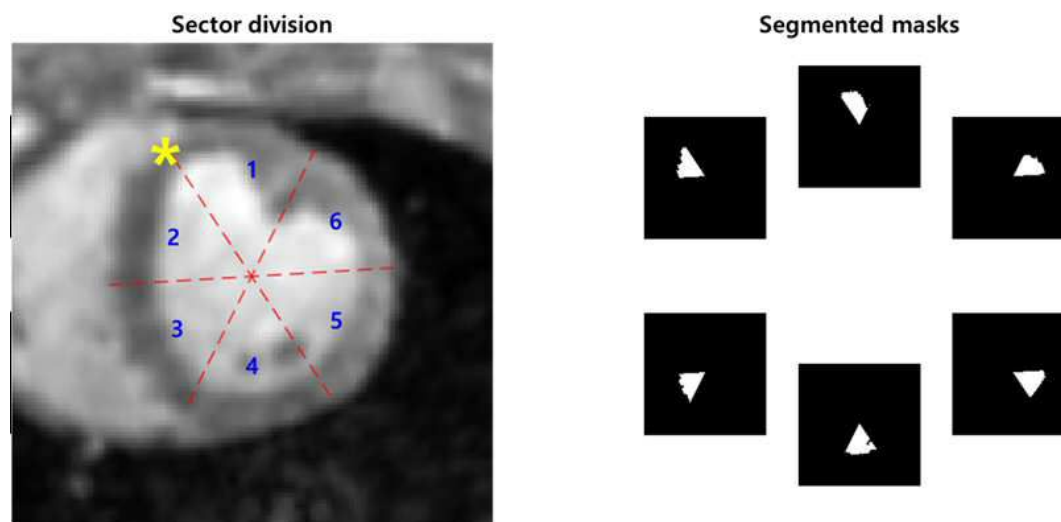
도면6



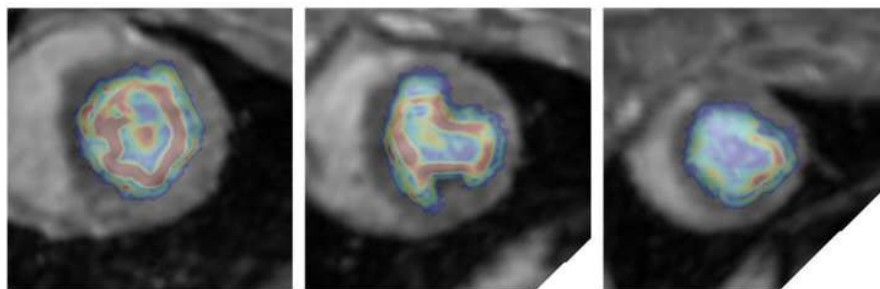
도면7



도면8



도면9



도면10

