



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년02월17일
(11) 등록번호 10-2216455
(24) 등록일자 2021년02월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/00 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 6/503 (2013.01)
A61B 6/032 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0014002
(22) 출원일자 2019년02월01일
심사청구일자 2019년02월01일
(65) 공개번호 10-2020-0095967
(43) 공개일자 2020년08월11일
(56) 선행기술조사문헌
KR10201110077795 A*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
박희남
서울시 영등포구 국제금융로7길 20 대교아파트 1동 902호
권오석
서울시 은평구 증산로 291 702
임병현
서울시 마포구 큰우물로 28 래미안아파트 105동 201호
(74) 대리인
나강은, 김경용, 강현모

전체 청구항 수 : 총 12 항

심사관 : 유현석

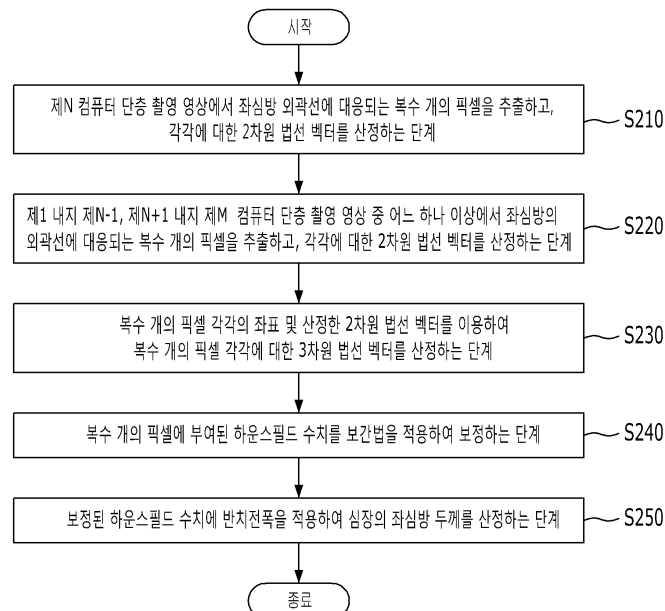
(54) 발명의 명칭 심장의 좌심방 두께 측정 장치 및 측정 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 장치가 심장의 좌심방 두께를 측정하는 방법은, (a) 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하우스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (b) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (c) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (d) 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법 (Interpolation)을 적용하여 보정하는 단계 및 (e) 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 단계를 포함한다.

(56) 선행기술조사문헌

KR1020120050595 A*

KR1020180108210 A

US20040153128 A1

US20080292169 A1

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI18C0070010018

부처명 보건복지부

과제관리(전문)기관명

연구사업명 연구자 주도 질병극복연구

연구과제명 심전도 적용 심장 부정맥 가상분석 시스템 솔루션 개발 및 임상검증

기 여 율 1/2

과제수행기관명 연세대학교산학협력단

연구기간 2018.06.12 ~ 2019.01.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2018021527

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 한국연구재단

연구사업명 중견연구자지원사업

연구과제명 심방세동 치료제 효과 평가 시뮬레이션

기 여 율 1/2

과제수행기관명 연세대학교산학협력단

연구기간 2018.03.01 ~ 2019.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

좌심방 두께 측정 장치가 심장의 좌심방 두께를 측정하는 방법에 있어서,

(a) 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

(b) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

(c) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

(d) 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 단계; 및

(e) 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 단계;

를 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

(a-1) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상이 포함하는 복수 개의 픽셀 별로 부여된 하운스필드 수치의 히스토그램에서 소정 수치 이상의 복수 개의 픽셀을 추출하는 단계;

(a-2) 상기 추출한 복수 개의 픽셀을 소벨(Sobel) 필터에 적용하여 조영제(Contrast Media)가 투과된 영역의 상기 소벨 필터 출력값인 0에 해당하는 영역을 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상 상에서 복수 개의 환 형상으로 출력하는 단계; 및

(a-3) 사용자의 입력을 수신하여 상기 복수 개의 환 형상 중 어느 하나에 대하여 상기 심장의 좌심방의 외곽선으로 추출하는 단계;

를 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 (a-3) 단계 이후에,

(a-4) 상기 사용자의 입력을 수신하여 상기 심장의 좌심방과 좌심실이 연결되는 판막인 승모판 영역을 추출하여 차단하는 단계;

를 더 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

(b-1) 상기 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 기준으로 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀을 탐색하는 단계; 및

(b-2) 상기 탐색한 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀의 좌표 및 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여 상기 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 산정하여 추출하고 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

를 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 소정 범위는,

상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 기준으로 팔방으로 1개의 픽셀(3*3), 2개의 픽셀(5*5) 및 좌우 2개의 픽셀과 상하 1개의 픽셀(5*3) 중 어느 하나인, 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

(c-1) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나의 픽셀인 제1 픽셀과 가장 인접한 제2 픽셀 및 제3픽셀을 탐색하고, 상기 제1 픽셀에 대하여 상기 산정한 2차원 법선 벡터의 방향을 따라 상기 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 제4 픽셀 및 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 제5 픽셀을 탐색하는 단계;

(C-2) 상기 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 상기 제4 픽셀과 가장 인접한 제6 픽셀 및 제7 픽셀을 탐색하고, 상기 제 N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 상기 제5 픽셀과 가장 인접한 제8 픽셀 및 제9 픽셀을 탐색하는 단계; 및

(C-3) 상기 제1 픽셀 내지 제9 픽셀이 형성하는 8개의 삼각형에 대한 법선 벡터를 각각 산정하고, 상기 각각 산정한 8개의 법선 벡터를 합하여 상기 제1 픽셀에 대한 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

를 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 (C-1) 내지 (C-3) 단계를 상기 제1 픽셀을 제외한 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 모두에 대하여 수행하는 단계;

를 더 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 (d) 단계의 보간법은,

삼선형 보간법인,

심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 (e) 단계는,

(e-1) 상기 복수개의 픽셀 각각에 대하여 상기 반치전폭을 적용하여 추출한 픽셀의 개수를 산정하는 단계; 및

(e-2) 상기 추출한 픽셀의 개수에 픽셀의 길이를 곱하여 상기 복수 개의 픽셀 각각에서의 심장의 좌심방의 두께를 산정하는 단계;

를 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 픽셀의 길이는,

0.4434mm인,

심장의 좌심방 두께 측정 방법.

청구항 11

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,

(a) 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션;

(b) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션;

(c) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션;

(d) 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 오퍼레이션; 및

(e) 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 오퍼레이션;

을 포함하는 심장의 좌심방 두께 측정 장치.

청구항 12

컴퓨팅 장치와 결합하여,

(a) 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한

2차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

(b) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

(c) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계;

(d) 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 단계; 및

(e) 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 단계;

를 실행시키기 위하여,

매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장의 좌심방 두께 측정 장치 및 측정 방법에 관한 것이다. 보다 자세하게는 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)을 이용하여 고주파 전극 도자 절제 시술의 강도를 사전에 결정할 수 있는 심장의 좌심방 두께 측정 장치 및 측정 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 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 시술의 문제점은 심장의 두께를 사전에 정확하게 측정할 수 있다면 해결할 수 있는바, 두께가 얇게 측정된 부분은 약한 강도로 절제 시술을 시행하고, 두께가 두껍게 측정된 부분은 이보다 강한 강도로 절제 시술을 시행함으로써 최적의 효과를 도출할 수 있기 때문이며, 그에 따라 최근에는 다양한 수단을 통해 심장의 두께를 측정하는 방법들이 활발하게 연구되고 있다. 이 경우, 심장의 두께 측정은 간편하고 신속하게 측정됨과 동시에 측정 결과가 정확해야 하며, 환자의 경제적인 부담을 최소화시킬 수 있는 것이 매우 중요하다.

[0005] 본 발명은 이러한 사항들을 반영하여 심장의 두께, 보다 구체적으로 부정맥 발생의 근원지인 좌심방의 두께를 측정할 수 있는 장치 및 방법에 관한 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 고주파 전극 도자 절제 시술 이전에 좌심방의 두께를 측정함에 있어 간편하고 신속하게 측정할 수 있는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- [0008] 본 발명이 해결하고자 하는 또 다른 기술적 과제는 고주파 전극 도자 절제 시술 이전에 좌심방의 두께를 측정함에 있어 정확한 측정 결과를 획득할 수 있는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- [0009] 본 발명이 해결하고자 하는 또 다른 기술적 과제는 고주파 전극 도자 절제 시술 이전에 좌심방의 두께를 측정함에 있어 환자의 경제적인 부담을 최소화시킬 수 있는 장치 및 방법을 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 심장의 좌심방 두께 측정 장치가 심장의 좌심방 두께를 측정하는 방법은, (a) 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (b) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (c) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (d) 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 단계 및 (e) 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 단계를 포함한다.
- [0012] 일 실시 예에 따르면, 상기 (a) 단계는, (a-1) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상이 포함하는 복수 개의 픽셀 별로 부여된 하운스필드 수치의 히스토그램에서 소정 수치 이상의 복수 개의 픽셀을 추출하는 단계, (a-2) 상기 추출한 복수 개의 픽셀을 소벨(Sobel) 필터에 적용하여 조영제(Contrast Media)가 투과된 영역의 상기 소벨 필터 출력값인 0에 해당하는 영역을 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상 상에서 복수 개의 환 형상으로 출력하는 단계 및 (a-3) 사용자 입력을 수신하여 상기 복수 개의 환 형상 중 어느 하나에 대하여 상기 심장의 좌심방의 외곽선으로 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0013] 일 실시 예에 따르면, 상기 (a-3) 단계 이후에, (a-4) 상기 사용자의 입력을 수신하여 상기 심장의 좌심방과 좌심실이 연결되는 판막인 승모판 영역을 차단하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0014] 일 실시 예에 따르면, 상기 (b) 단계는, (b-1) 상기 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 기준으로 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀을 탐색하는 단계 및 (b-2) 상기 탐색한 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀의 좌표 및 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여 상기 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 일 실시 예에 따르면, 상기 소정 범위는, 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 기준으로 팔방으로 1개의 픽셀(3*3), 2개의 픽셀(5*5) 및 좌우 2개의 픽셀과 상하 1개의 픽셀(5*3) 중 어느 하나일 수 있다.
- [0016] 일 실시 예에 따르면, 상기 (c) 단계는, (c-1) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나의 픽셀인 제1 픽셀과 가장 인접한 제2 픽셀 및 제3픽셀을 탐색하고, 상기 제1 픽셀에 대하여 상기 산정한 2차원 법선 벡터의 방향을 따라 상기 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상

에서 가장 인접한 제4 픽셀 및 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 제5 픽셀을 탐색하는 단계, (C-2) 상기 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 상기 제4 픽셀과 가장 인접한 제6 픽셀 및 제7 픽셀을 탐색하고, 상기 제 N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 상기 제5 픽셀과 가장 인접한 제8 픽셀 및 제9 픽셀을 탐색하는 단계 및 (C-3) 상기 제1 픽셀 내지 제9픽셀이 형성하는 8개의 삼각형에 대한 법선 벡터를 각각 산정하고, 상기 각각 산정한 8개의 법선 벡터를 합하여 상기 제1 픽셀에 대한 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 일 실시 예에 따르면, 상기 (C-1) 내지 (C-3) 단계를 상기 제1 픽셀을 제외한 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 모두에 대하여 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0018] 일 실시 예에 따르면, 상기 (d) 단계의 보간법은, 삼선형 보간법일 수 있다.

[0019] 일 실시 예에 따르면, 상기 (e) 단계는, (e-1) 상기 복수개의 픽셀 각각에 대하여 상기 반치전폭을 적용하여 추출한 픽셀의 개수를 산정하는 단계 및 (e-2) 상기 추출한 픽셀의 개수에 픽셀의 길이를 곱하여 상기 복수 개의 픽셀 각각에서의 심장의 좌심방의 두께를 산정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0020] 일 실시 예에 따르면, 상기 픽셀의 길이는, 0.4434mm일 수 있다.

[0021] 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 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 포함하되, 상기 컴퓨터 프로그램은, (a) 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션, (b) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션, (c) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션, (d) 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 오퍼레이션 및 (e) 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 오퍼레이션을 포함한다.

[0022] 상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램은, 컴퓨팅 장치와 결합하여, (a) 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (b) 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (c) 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계, (d) 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 단계 및 (e) 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 단계를 실행시킨다.

발명의 효과

[0023] 상기와 같은 본 발명에 따르면, 사용자의 간단한 입력만으로 심장의 좌심방의 두께를 간편하고 신속하여 정확하게 측정할 수 있는바, 고주파 전극 도자 절제 시술 역시 최적의 효과를 도출할 수 있다는 효과가 있다.

[0024] 또한, 별도의 추가적인 검사 없이, 비교적 가격이 저렴하며 부정맥 환자라면 대부분 보유하고 있는 컴퓨터 단층 촬영 영상을 이용하여 심장의 좌심방의 두께를 측정하는바, 환자의 경제적인 부담을 최소화시킬 수 있다는 효과가 있다.

[0025] 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

- [0026] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 장치가 포함하는 전체 구성을 나타낸 도면이다.
 도 2는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 방법의 대표적인 단계를 도시한 순서도이다.
 도 3은 심장의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 4는 좌심방에 조영제를 사용한 경우의 하운스필드 수치의 히스토그램을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 5는 S210 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이다.
 도 6은 소벨 필터의 출력값이 0에 해당하는 영역을 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상 상에서 복수 개의 환 형상으로 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 7 및 도 8은 사용자 입력을 수신하여 나타낸 심장의 좌심방의 영역을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 9는 사용자 입력을 수신하여 나타낸 승모판 영역을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 10은 픽셀 단위로 표시한 심장의 좌심방 외곽선을 도시한 도면이다.
 도 11은 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀을 함께 표시한 컴퓨터 단층 촬영 영상을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 12는 S220 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이다.
 도 13은 제1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상을 누적하여 출력한 3차원 좌심방 모델을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 14는 S230 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이다.
 도 15는 3차원 법선 벡터 산정 방법의 설명을 돕기 위해 복수 개의 픽셀을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 16은 반치전폭을 예시적으로 도시한 도면이다.
 도 17은 S250 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이다.
 도 18은 특정 픽셀에서 3차원 법선 벡터 방향으로 향할 때 대응되는 복수 개의 픽셀들에 대한 보정된 하운스필드 수치를 예시적으로 도시한 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 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.

[0028] 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.

[0029] 명세서에서 사용되는 "포함한다 (comprises)" 및/또는 "포함하는 (comprising)"은 언급된 구성 요소, 단계, 동

작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성 요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

- [0030] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)가 포함하는 전체 구성을 나타낸 도면이다.
- [0031] 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.
- [0032] 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)는 프로세서(10), 네트워크 인터페이스(20), 메모리(30), 스토리지(40) 및 이들을 연결하는 데이터 버스(50)를 포함할 수 있다.
- [0033] 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 심장의 좌심방 두께 측정 방법을 수행하기 위한 적어도 하나의 애플리케이션 또는 프로그램에 대한 연산을 수행할 수 있다.
- [0034] 네트워크 인터페이스(20)는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 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.
- [0035] 메모리(30)는 각종 데이터, 명령 및/또는 정보를 저장하며, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 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.
- [0036] 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.
- [0037] 컴퓨터 프로그램(41)은 메모리(30)에 로드되어, 하나 이상의 프로세서(10)에 의해 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션, 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션, 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 오퍼레이션, 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 오퍼레이션 및 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 오퍼레이션을 수행할 수 있다.
- [0038] 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 심장의 좌심방 두께 측정 방법에 대한 설명에서 후술하도록 한다.
- [0039] 이하, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 방법에 대하여 도 2 내지 도 18을 참조하여 설명하도록 한다.
- [0040] 도 2는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 방법의 대표적인 단계를 도시한 순서도이다.
- [0041] 이는 본 발명의 목적을 달성함에 있어서 바람직한 실시 예일 뿐이며, 필요에 따라 일부 단계가 추가되거나 삭제

될 수 있고, 더 나아가 어느 한 단계가 다른 단계에 포함될 수도 있음은 물론이다.

- [0042] 한편, 모든 단계는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)에 의해 수행됨을 전제로 한다.
- [0043] 우선, 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정한다(S210).
- [0044] 여기서 컴퓨터 단층 촬영 영상은 CT 영상이라고 하는 공지된 촬영 영상인바, 촬영 대상의 상층부와 하층부 사이의 종단 방향을 이동하면서 일정 움직임마다 X선을 투과하고, 해당 시점에서의 투과도에 대한 횡단 단면의 정보를 획득하는 촬영 기법에 따른 영상이다.
- [0045] 이러한 컴퓨터 단층 촬영 영상은 촬영 대상의 종단 방향이 3차원 축 중, 단면을 제외한 다른 축 절편과 평행한 움직임을 가지나, 촬영하고자 하는 촬영 대상의 내부는 반드시 종단 방향과 수직하지 않을 수 있으므로 촬영 대상의 횡단 단면에서 한 픽셀의 법선 방향은 실제 면의 수직 방향과 다를 수 있으며, 이는 후술할 3차원 법선 벡터에 의해 보정될 수 있다.
- [0046] 도 3에는 심장의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 예시적으로 도시한바, 영상 의학 전문가가 판독한다면 심장 및 심장 내부에 대하여 어느 정도 식별은 가능할 것이나, 좌심방 영역을 정확하게 식별하기에는 다소 어려움이 있다.
- [0047] 이러한 컴퓨터 단층 촬영 영상은 다양한 정보들을 포함하고 있으나, 본 발명에서는 4096 단계의 수치가 픽셀 위치에 대응하여 부여된 하운스필드 수치를 이용하기로 한다.
- [0048] 심장의 컴퓨터 촬영 영상이 포함하는 하운스필드 수치는 기존에 부여된 수치 그대로를 이용할 수 있으나, 경우에 따라 Rescale Intercept와 Rescale Slope 그리고 창 너비(Window Width)와 창 중앙(Window Center)값을 이용하여 소정 연산을 통해 변경한 픽셀값을 이용할 수도 있다. 예를 들어, 하운스필드 수치 * Rescale Slope + Rescale Intercept를 통해 표시값을 연산하고, ((표시값 - (창 중앙 - 0.5)) / (창 너비 - 1) + 0.5)을 통해 변경된 픽셀값을 연산할 수 있다.
- [0049] 한편, 하운스필드 수치는 통과하는 촬영 대상이 감쇄 계수에 따라 달라질 수 있는바, 두께를 측정하고자 하는 좌심방의 경우 조영제 (Contrast Media)를 사용하여 뚜렷한 값의 하운스필드 수치가 부여되도록 함이 바람직하며, 도 4는 좌심방에 조영제를 사용한 경우의 하운스필드 수치의 히스토그램을 예시적으로 도시해 놓았다.
- [0050] 다시 도 2에 대한 설명으로 돌아가도록 한다.
- [0051] 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 N은 3 이상의 양의 정수인바, 이는 컴퓨터 단층 촬영 영상이 촬영 대상의 상층부와 하층부 사이의 종단 방향을 이동하면서 복수 개의 단층 촬영 영상을 촬영하기 때문에, 이들 복수 개의 단층 촬영 영상 중, 시작 영상인 제1 컴퓨터 단층 촬영 영상, 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상, 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 종료 영상인 제M(M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상을 제외한 어떠한 컴퓨터 촬영 영상이라도 무방하다는 것이며, 제1 컴퓨터 단층 촬영 영상, 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상, 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상은 좌심방의 두께를 측정함에 있어서 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상과는 별도로 이용되는바, 이에 대한 자세한 설명은 후술하도록 한다.
- [0052] 도 5는 S210 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이며, 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.
- [0053] 우선, 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상이 포함하는 복수 개의 픽셀 별로 부여된 하운스필드 수치의 히스토그램에서 소정 수치 이상의 복수 개의 픽셀을 추출한다(S210-1).
- [0054] 여기서 소정 수치는 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)의 설계자에 의해 자유롭게 설정할 수 있는바, 예를 들어 도 3에 도시되어 있는 하운스필드 수치의 히스토그램에서 640 ± 140 전후의 범위인 500 내지 780 전후의 범위를 소정 수치로 설정할 수 있다. 복수 개의 픽셀을 추출했다면, 추출한 복수 개의 픽셀을 소벨(Sobel) 필터에 적용하여 조영제가 투과된 영역의 소벨 필터 출력값인 0에 해당하는 영역을 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상 상에서 복수 개의 환 형상으로 출력한다(S210-2).
- [0055] 이는 심장의 좌심방의 하운스필드 수치를 역으로 임계구간을 형성하여 불필요한 영역을 마스킹하는 것으로 볼 수 있는바, 그 결과는 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상이 반전된 것처럼 출력된다.

- [0056] 보다 구체적으로, 소벨 필터는 한 개의 픽셀에서 3*3 반경만큼 주위의 픽셀들을
- $$\mathbf{G}_x = \begin{bmatrix} +1 & 0 & -1 \\ +2 & 0 & -2 \\ +1 & 0 & -1 \end{bmatrix} * \mathbf{A} \quad \text{and} \quad \mathbf{G}_y = \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} * \mathbf{A} \quad \mathbf{G} = \sqrt{\mathbf{G}_x^2 + \mathbf{G}_y^2}$$
- 와 같이 표현된 G_x , G_y 의 커널을 통과시켜 정리하는 공지된 필터인바, 그에 따르면 조영제가 투과된 영역은 소벨 필터의 출력값이 0으로 마스킹되며, 그 결과를 도 6에 예시적으로 도시해 놓았다.
- [0057] 이 경우, 앞서 설명한 창 너비와 창 중앙값을 이용하면 조영제가 투과된 부분을 비교적 명확하게 파악할 수는 있으나, 혈액의 순환으로 인해 조영제 역시 순환하므로 좌심방의 하운스필드 수치만 명확하게 구별되지 않을 수도 있기에 별도의 보완 단계가 요구된다.
- [0058] 그에 따라 S210-2 단계 이후, 사용자 입력을 수신하여 복수 개의 환 형상 중, 어느 하나에 대하여 심장의 좌심방의 외곽선으로 추출한다(S210-3).
- [0059] 이는 예를 들어, 도 6에 도시된 도면에서 복수 개의 환 형상 중, 심장의 좌심방으로 볼 수 있는 영역의 외곽선을 수동으로 선택하는 것으로 볼 수 있는바, 그에 따라 사용자는 전문 의학적 지식을 보유한 사용자인 것이 바람직할 것이다.
- [0060] 한편, 사용자 입력은 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)가 포함하는 별도의 입력부(미도시) 또는 이와 연결된 마우스 등과 같은 입력 수단에 의해 수신 가능한바, 사용자 입력을 수신하여 심장의 좌심방의 영역으로 선택된 예시적인 도면을 도 7(녹색 실선) 및 도 8(붉은색 지점)에 도시하였다.
- [0061] 이 경우, 사용자 입력은 어디까지나 심장의 좌심방 영역을 추출하기 위한 보조적인 수단에 해당하며, 영역을 선택하면 교차점 검증을 통해 해당 영역 내에서 소벨 필터의 출력값이 0으로 마스킹된 심장의 좌심방의 외곽선이 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)에 의해 자동으로 추출된다.
- [0062] 한편, S210-3 단계 이후에 심장의 좌심방과 좌심실에 연결되는 판막인 승모판 영역을 차단해주는 부가적인 단계가 더 수행될 수 있는바, 심장의 좌심방이 수축할 때 승모판을 통해 혈액이 좌심실로 이동하게 되며, 통발과 같은 형상으로 S210-3 단계까지만 수행하는 경우 완벽하게 차단되지 않을 수도 있기 때문이다.
- [0063] 그에 따라 S210-3 단계 이후에, 사용자 입력을 수신하여 심장의 좌심방과 좌심실이 연결되는 판막인 승모판 영역을 차단하는 단계(S210-4)가 더 수행될 수 있으며, 사용자 입력에 대한 설명은 S210-3 단계와 동일하므로 중복 서술을 방지하기 위해 자세한 설명은 생략하도록 하나, 사용자 입력을 수신하여 승모판의 영역으로 차단된 예시적인 도면을 도 8에 도시하였다.
- [0064] 여기서 도 9를 참조하면 승모판 영역이 붉은색 실선과 붉은색 지점으로 동시에 표시되어 있는 것을 확인할 수 있으나, S210-3 단계와 마찬가지로 붉은색 실선만 사용자 입력으로 수신하거나, 붉은색 지점만 사용자 입력으로 수신할 수 있음은 물론이라 할 것이다.
- [0065] 이상 설명한 S210-1 단계 내지 S210-4 단계에 따라 심장의 좌심방의 외곽선이 추출될 수 있으며, 이하 이를 통해 2차원 법선 벡터를 산정하는 방법에 대하여 설명하도록 한다.
- [0066] 도 10은 픽셀 단위로 표시한 심장의 좌심방 외곽선을 도시한 도면이며, 도 10에서 검정색 픽셀이 심장의 좌심방 외곽선에 해당하는 부분이다. 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)는 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 기준으로 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀을 탐색하는바, 여기서 소정 범위는 팔방으로 1개의 픽셀(3*3), 2개의 픽셀(5*5) 및 좌우 2개의 픽셀과 상하 1개의 픽셀(5*3) 중 어느 하나일 수 있고, 도 10에는 팔방으로 1개의 픽셀(3*3)이 회색으로 표시되어 있다. 아울러, 도 11에는 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 기준으로 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀을 함께 표시한 컴퓨터 단층 촬영 영상을 예시적으로 도시해 놓았다.
- [0067] 이를 통해 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 심장의 좌심방의 외곽선의 정확도를 향상시키기 위한 새로운 위치를 생성할 수 있는바, 최초 추출한 심장의 좌심방 외곽선에 대응되는 검정색 픽셀을 P라 하고, 해당 픽셀 주변의 8개의 픽셀을 P1 내지 P8이라 할 때, $(P + (P1 \text{ 내지 } P8 \text{ 중 선택된 픽셀들의 합})) / (\text{선택된 픽셀의 개수} + 1)$ 을 통해 새로운 위치가 생성될 수 있으며, 이에 대한 2차원 법선 벡터는 2차원 법선 벡터를 산정하고자 하는 위치와 이로부터 가장 인접한 두 점들의 연산을 통해 산정될 수 있다. 예를 들어, 새로운 위치가 P'라 하고, 이로부터 가장 인접한 두 점을 각각 P1' 및 P2'라 한다면, $X: -(P' - P1').y - (P2' - P').y$, $Y: (P' - P1').x +$

($P2' - P'$).x를 통해 2차원 법선 벡터를 산정할 수 있으며, 이와 같은 방식으로 최초 추출한 심장의 좌심방 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 전부에 대하여 2차원 법선 벡터를 각각 산정할 수 있다.

- [0068] 2차원 법선 벡터를 산정했다면, 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정한다(S220).
- [0069] 여기서 이용하는 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표는 최초 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표일 수도 있으나, 새로운 위치에 따른 복수 개의 픽셀의 좌표인 것이 바람직한바, 정확도를 향상시키기 위함이다.
- [0070] 도 12는 S220 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이며, 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.
- [0071] 우선, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 기준으로 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀을 탐색한다(S220-1).
- [0072] 보다 구체적으로, 앞서 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 심장의 좌심방의 외곽선을 추출하였으므로, 이에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표 역시 추출 가능한바, 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상이 512*512의 픽셀을 포함한다면, 이에 대한 2차원 좌표인 (x, y)가 추출 가능할 것이며, 이를, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에 동일하게 적용하는 것이다.
- [0073] 한편, 소정 범위는 앞서 설명한 팔방으로 1개의 픽셀(3*3), 2개의 픽셀(5*5) 및 좌우 2개의 픽셀과 상하 1개의 픽셀(5*3) 중 어느 하나일 수 있는바, 이를 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에 적용하여 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀을 탐색하는 것이다.
- [0074] 이후, 탐색한 소정 범위 이내의 복수 개의 픽셀의 좌표 및 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정한다(S220-2).
- [0075] 이는 앞서 설명한 심장의 좌심방의 외곽선의 정확도를 향상시키기 위한 새로운 위치를 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 생성하여 2차원 법선 벡터를 산정하는 것과 동일하다 할 것이다.
- [0076] 지금까지 설명한 S210 단계 내지 S220 단계에 따라 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대한 2차원 법선 벡터와 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대한 2차원 법선 벡터가 산정된바, 산정한 2차원 법선 벡터의 방향을 이용하여 제1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상을 누적하여 출력하면 도 13에 도시된 바와 같은 3차원 좌심방 모델을 획득할 수 있다. 그러나 앞서 컴퓨터 단층 촬영 영상은 촬영하고자 하는 촬영 대상의 내부가 반드시 종단 방향과 수직하지 않을 수 있으므로 촬영 대상의 횡단 단면에서 한 픽셀의 법선 방향은 실제 면의 수직 방향과 다를 수 있다고 한바, 촬영 대상의 횡단 단면에서 한 지점의 법선 방향은 실제 면의 수직 방향과 일치시키기 위해 3차원 법선 벡터를 산정해야 한다. 이하 설명하도록 한다.
- [0077] 2차원 법선 벡터를 산정했다면, 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정한다(S230).
- [0078] 도 14는 S230 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이며, 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.
- [0079] 한편, 도 14의 각 단계를 설명함에 있어 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응

되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나의 픽셀인 제1 픽셀(P1, 주황색 지점)과 이와 가장 인접한 제2 픽셀(P2, 파란색 지점) 및 제3 픽셀(P3, 파란색 지점), 제1 픽셀(P1)로부터 2차원 법선 벡터 방향을 따라 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 제4 픽셀(P4, 녹색 지점), 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 제5 픽셀(P5, 녹색 지점), 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 제4 픽셀(P4)과 가장 인접한 제6 픽셀(P6, 파란색 지점) 및 제7 픽셀(P7, 파란색 지점), 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 제5 픽셀(P5)과 가장 인접한 제8 픽셀(P8, 파란색 지점) 및 제9 픽셀(P9, 파란색 지점)가 예시적으로 도시한 도 15를 참조하도록 한다.

[0080] 우선, 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나의 픽셀인 제1 픽셀(P1)과 가장 인접한 제2 픽셀(P2) 및 제3픽셀(P3)을 탐색하고, 제1 픽셀(P1)에 대하여 산정한 2차원 법선 벡터의 방향을 따라 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 제4 픽셀(P4) 및 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 제5 픽셀(P5)을 탐색한다(S230-1).

[0081] 여기서 하나의 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 픽셀은 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나에 대하여 이와 가장 인접한 픽셀을 의미하는바, 컴퓨터 단층 촬영 영상은 2차원 이미지이며 심장의 좌심방의 외곽선 역시 2차원 외곽선이므로 특정 픽셀 양 옆에 가장 인접한 픽셀이 위치할 수 있다. 즉, 제1 픽셀(P1)을 기준으로 양 옆에 위치한 제2 픽셀(P2) 및 제3 픽셀(P3)이 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 제1 픽셀(P1)과 가장 인접한 픽셀일 수 있다.

[0082] 한편, 직전 및 직후의 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 픽셀은 해당 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나가 하나의 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나의 2차원 법선 벡터의 방향을 따라 정확하게 대응된다면, 대응되는 해당 픽셀일 수 있으며, 정확하게 대응되지 않는다면 2차원 법선 벡터의 방향을 따라 직전 및 직후의 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선과 겹쳐지는 점에서 이와 가장 인접한 픽셀이 이에 해당된다. 도 15의 경우 후자인 경우를 도시하였다.

[0083] 이후, 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 제4 픽셀(P4)과 가장 인접한 제6 픽셀(P6) 및 제7 픽셀(P7)을 탐색하고, 제 N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 제5 픽셀(P5)과 가장 인접한 제8 픽셀(P8) 및 제9 픽셀(P9)을 탐색한다(S230-2).

[0084] 이는 하나의 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 가장 인접한 픽셀을 탐색하는 것이므로 위의 설명이 동일하게 적용된다.

[0085] 제1 픽셀(P1) 내지 제9 픽셀(P9)이 확정되었다면, 제1 픽셀(P1) 내지 제9픽셀(P9)이 형성하는 8개의 삼각형에 대한 법선 벡터를 각각 산정하고, 각각 산정한 8개의 법선 벡터를 합하여 제1 픽셀(P1)에 대한 3차원 법선 벡터를 산정한다(S230-3).

[0086] 확정된 픽셀이 9개이기 때문에 해당 픽셀들 사이에서 8개의 삼각형을 형성할 수 있으며, 각각의 삼각형을 이루는 3개의 픽셀들의 좌표를 모두 알고 있기 때문에 해당 삼각형의 법선 벡터는 외적을 통해 손쉽게 산정할 수 있다. 예를 들어, 하나의 삼각형이 제1 픽셀(P1)과 제3 픽셀(P3) 및 제7 픽셀(P7)로 이루어져 있다면, $V1 = P3 - P1$, $V2 = P7 - P1$ 이며, $V1 \times V2$ 로 삼각형의 법선 벡터를 산정할 수 있을 것이며, 도 15에는 이를 검은색 화살표로 도시하였다.

[0087] 이렇게 산정한 8개의 삼각형 각각에 대한 법선 벡터를 모두 합하면 제1 픽셀(P1)에 대한 3차원 법선 벡터를 산정할 수 있으며, 도 15에는 이를 붉은색 화살표로 도시하였다.

[0088] 이와 같은 방법으로 제1 픽셀(P1)을 제외한(제1 픽셀은 이미 산정하였으므로) 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 모두에 대하여 수행하면, 이들 각각에 대한 3차원 법선 벡터 역시 동일하게 산정할 수 있다. 즉, 제1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터를 산정할 수 있다.

[0089] 앞서, S210 단계에 대한 설명에서 심장의 좌심방의 두께를 측정함에 있어 컴퓨터 단층 촬영 영상이 포함하는 다양한 정보 중, 하운스필드 수치를 이용한다고 했نب바, 촬영 대상의 횡단 단면에서 한 지점의 법선 방향은 실제 면의 수직 방향과 일치시키기 위해 산정한 3차원 법선 벡터를 이용하여 최초 컴퓨터 단층 촬영 영상이 포함하는 하운스필드 수치를 보정해야 보다 정확한 측정 결과를 획득할 수 있다.

- [0090] 다시 도 2에 대한 설명으로 돌아가도록 한다.
- [0091] 3차원 법선 벡터를 산정했다면, 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정한다(S240).
- [0092] 여기서 보간법은 삼선형 보간법일 수 있으며, 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향은 3차원 공간 내에서 정의할 수 있는바, 이 경우 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상과 제N-1 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 제N+1 컴퓨터 단층 촬영 영상은 3차원 그리드 공간으로 볼 수 있으므로 삼선형 보간법을 적용하는 것이 바람직하다.
- [0093] 이 경우, 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀 중 어느 하나의 픽셀의 좌표가 (x, y, z) 라 할 때, 보정된 하운스필드 수치는 $f(x, y, z) \approx a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + a_4xy + a_5xz + a_6yz + a_7xyz$ 에 따라 정의 가능하며, 이 경우 a_0 내지 a_7 은 다음과 같은 행렬에 의해 정의될 수 있다.
- $$\begin{bmatrix} 1 & x_0 & y_0 & z_0 & x_0y_0 & x_0z_0 & y_0z_0 & x_0y_0z_0 \\ 1 & x_1 & y_0 & z_0 & x_1y_0 & x_1z_0 & y_0z_0 & x_1y_0z_0 \\ 1 & x_0 & y_1 & z_0 & x_0y_1 & x_0z_0 & y_1z_0 & x_0y_1z_0 \\ 1 & x_1 & y_1 & z_0 & x_1y_1 & x_1z_0 & y_1z_0 & x_1y_1z_0 \\ 1 & x_0 & y_0 & z_1 & x_0y_0 & x_0z_1 & y_0z_1 & x_0y_0z_1 \\ 1 & x_1 & y_0 & z_1 & x_1y_0 & x_1z_1 & y_0z_1 & x_1y_0z_1 \\ 1 & x_0 & y_1 & z_1 & x_0y_1 & x_0z_1 & y_1z_1 & x_0y_1z_1 \\ 1 & x_1 & y_1 & z_1 & x_1y_1 & x_1z_1 & y_1z_1 & x_1y_1z_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \\ a_7 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{000} \\ c_{100} \\ c_{010} \\ c_{110} \\ c_{001} \\ c_{101} \\ c_{011} \\ c_{111} \end{bmatrix}$$
- [0094]
- [0095] 여기서 x, y, z 는 각 좌표축에 해당하며, 0 및 1은 전후의 픽셀에 해당한다. 또한 $c_{ijk}(i, j, k = 0 \text{ or } 1)$ 은 각 x_i, y_j, z_k 에 위치한 픽셀의 값에 해당한다. 예를 들어, 보간법을 적용할 픽셀의 위치가 (1.5, 2.5, 5.5)라면, x_0, y_0, z_0 은 (1, 2, 5)가 될 것이고, 픽셀 1개당 계산한다면 x_1, y_1, z_1 은 (2, 3, 6)이 될 것이며, c_{000} 은 (1, 2, 5)의 픽셀 값이고 c_{111} 은 (2, 3, 6)에서의 픽셀 값이 될 수 있을 것이다.
- [0096] 이와 같은 방법으로 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 모두에 대하여 수행하면, 이들 각각에 대한 하운스필드 수치를 보정할 수 있다.
- [0097] 하운스필드 수치를 보정하였다면, 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭 (Full Width at Half Maximum)을 적용하여 심장의 좌심방 두께를 산정한다(S250).
- [0098] 여기서 반치전폭은 반치빈폭이라고도 하며, 손쉽게 두께를 산정할 수 있는 공지된 기법인바, 방사조도가 반대인 두 개의 정 반대 지점의 절반을 선택하는 기법이며, 정 반대의 두 개의 지점을 선택할 시, 절반의 수치를 선택하여 획득하는 폭이 전체 폭의 절반이라 하여 반치전폭이라 한다. 이를 도 16에 예시적으로 도시해 놓았다.
- [0099] 도 17은 S250 단계가 포함하는 구체적인 단계를 도시한 순서도이며, 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.
- [0100] 우선, 복수 개의 픽셀 각각에 대하여 반치전폭을 적용하여 추출한 픽셀의 개수를 산정한다(S250-1).
- [0101] 도 18에는 특정 픽셀에서 3차원 법선 벡터 방향으로 향할 때 대응되는 복수 개의 픽셀들에 대한 보정된 하운스필드 수치를 예시적으로 도시한 그래프인바, 사용자가 A 지점에서 심장의 좌심방의 두께를 측정하고 싶은 경우, A 지점으로부터 그래프를 따라 그래프의 기울기가 정 반대가 되는 지점까지의 절반인 B지점의 픽셀의 개수 35개와, 그래프의 기울기가 정 반대가 되는 지점부터 또 다시 그래프의 기울기가 정 반대가 되는 지점까지의 절반인 C지점의 픽셀의 개수 45개를 산출하고, 이들 B 지점의 픽셀의 개수 및 C 지점의 픽셀의 개수의 차이인 10개를

산정하는 것이다.

- [0102] 여기서 그래프의 기울기가 정 반대가 되는 지점이 반치전폭에서 규정하는 방사조도가 반대인 두 개의 정 반대 지점으로 볼 수 있다.
- [0103] 픽셀의 개수를 산정했다면, 추출한 픽셀의 개수에 픽셀의 길이를 곱하여 복수 개의 픽셀 각각에서의 심장의 좌심방의 두께를 산정한다(S250-2).
- [0104] 이 경우, 픽셀의 길이는 0.4434mm일 수 있으나, 이는 컴퓨터 단층 촬영 영상에 따라 상이해질 수 있음은 물론이며, 픽셀의 개수에 픽셀의 길이를 곱함으로써 심장의 좌심방의 단면의 길이인 두께를 산정할 수 있다. 그에 따르면 도 18에 도시된 예시의 경우 A 지점에서 심장의 좌심방의 두께는 4.434mm가 될 것이다.
- [0105] 한편, 상기 설명한 심장의 좌심방의 두께의 산정은 심장의 좌심방 영역에 포함되는 지점이라면 어떠한 지점에서라도 산정 가능하며, 사용자는 심장의 좌심방의 두께 산정을 원하는 특정 지점만 입력하면 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)가 해당 지점에서 심장의 좌심방의 두께를 실시간으로 산정할 수 있다.
- [0106] 지금까지 본 발명의 제1 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100) 및 제2 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 방법에 대하여 설명하였다. 본 발명에 따르면, 사용자의 간단한 입력만으로 심장의 좌심방 두께 측정 장치(100)가 좌심방의 두께를 간편하고 신속하여 정확하게 측정할 수 있는바, 고주파 전극 도자 절제 기술 역시 최적의 효과를 도출할 수 있다. 아울러, 별도의 추가적인 검사 없이, 비교적 가격이 저렴하며 부정맥 환자라면 대부분 보유하고 있는 컴퓨터 단층 촬영 영상을 이용하여 심장의 좌심방의 두께를 측정하는바, 환자의 경제적인 부담을 최소화시킬 수 있다.
- [0107] 한편, 본 발명의 제2 다른 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 방법은 컴퓨터에서 실행시키기 위하여 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램으로 구현할 수도 있다.
- [0108] 중복 서술을 방지하기 위해 자세히 설명하지는 않지만, 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램 역시 앞서 설명한 본 발명의 제2 다른 실시 예에 따른 심장의 좌심방 두께 측정 장치와 동일한 단계를 수행할 수 있으며, 그에 따라 동일한 효과를 도출할 수 있다. 예를 들어, 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램은 컴퓨팅 장치와 결합하여, 픽셀(Pixel) 별로 부여된 하운스필드 수치를 포함하는 제 N (N은 3 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT, Computed Tomography)에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계, 상기 제N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀의 좌표를 이용하여, 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M (M은 5 이상의 양의 정수) 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 상기 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀을 추출하고, 각각에 대한 2차원 법선 벡터를 산정하는 단계, 상기 제 N 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 및 제1 내지 제N-1, 제N+1 내지 제M 컴퓨터 단층 촬영 영상 중 어느 하나 이상에서 추출한 심장의 좌심방의 외곽선에 대응되는 복수 개의 픽셀 각각에 대하여, 상기 복수 개의 픽셀 각각의 좌표 및 상기 산정한 2차원 법선 벡터를 이용하여 3차원 법선 벡터를 산정하는 단계, 상기 산정한 복수 개의 픽셀 각각에 대한 3차원 법선 벡터의 방향에 대응되는 복수 개의 픽셀에 부여된 하운스필드 수치를 보간법(Interpolation)을 적용하여 보정하는 단계 및 상기 보정된 하운스필드 수치에 반치전폭(Full Width at Half Maximum)을 적용하여 상기 심장의 좌심방 두께를 산정하는 단계를 실행시킬 수 있다.
- [0109] 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.

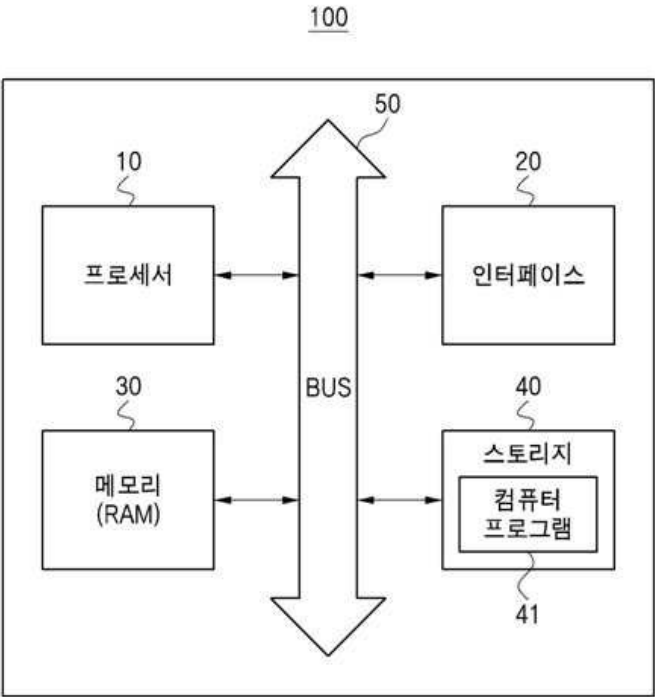
부호의 설명

- [0110] 10: 프로세서
20: 네트워크 인터페이스
30: 메모리
40: 스토리지
41: 컴퓨터 프로그램

50: 데이터 버스
100: 심장의 좌심방 두께 측정 장치

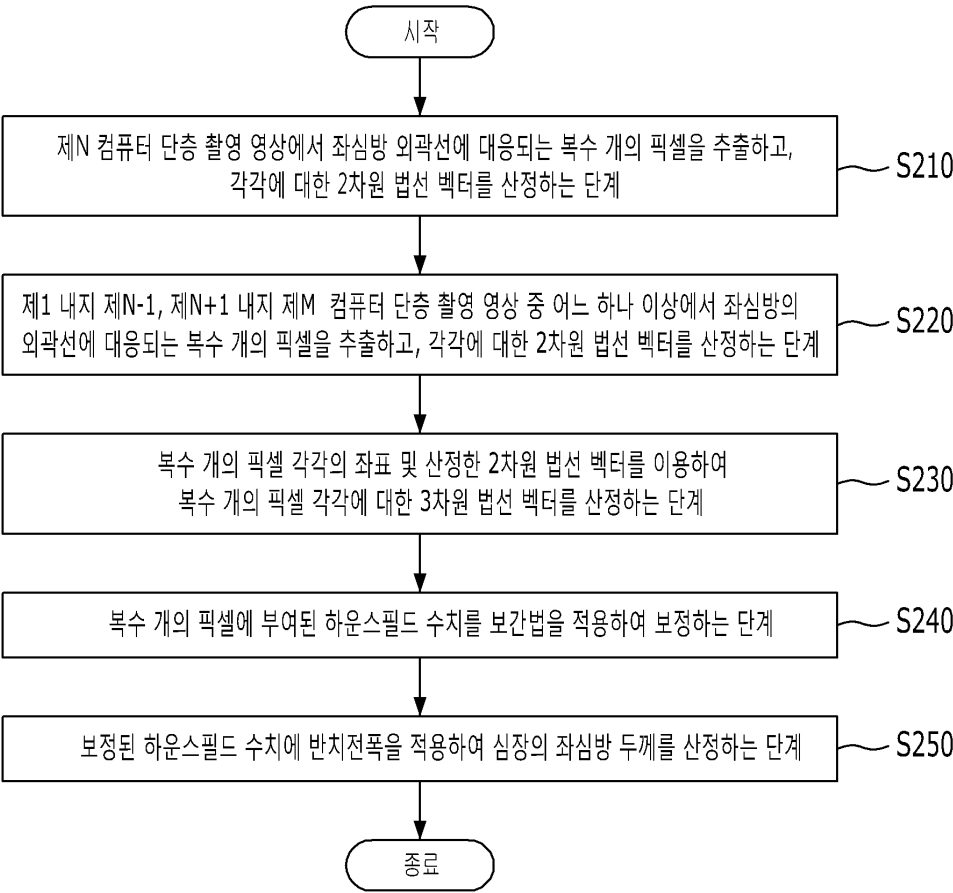
도면

도면1



20

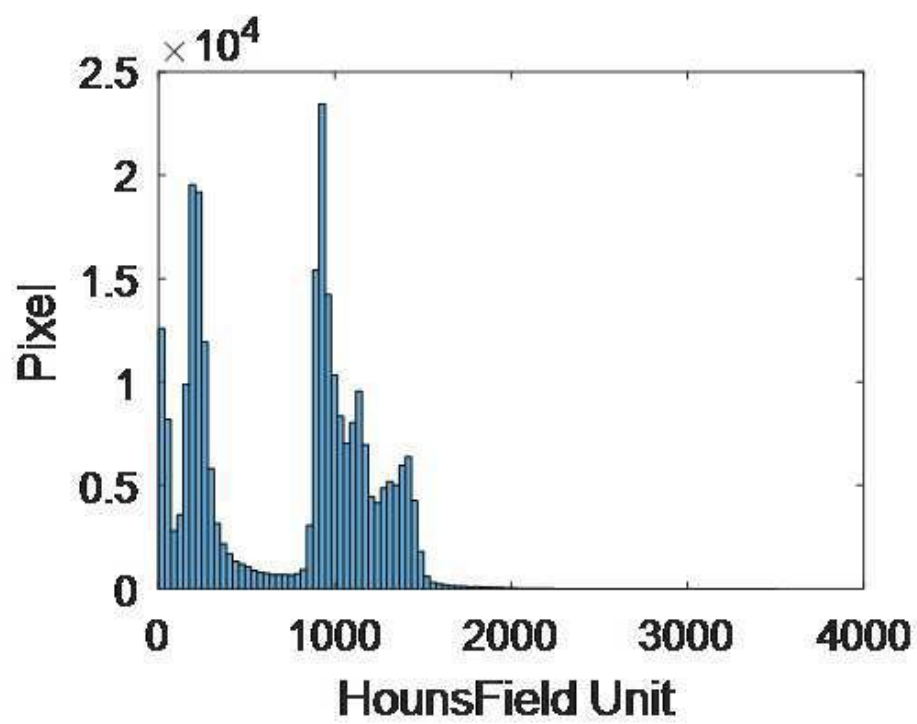
도면2



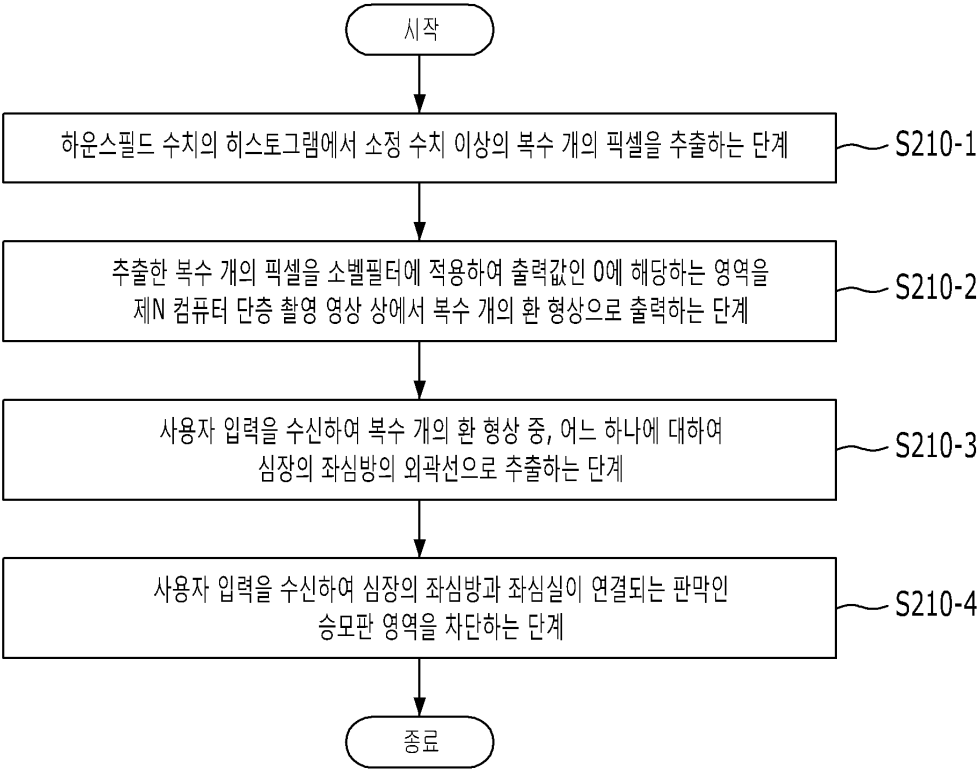
도면3



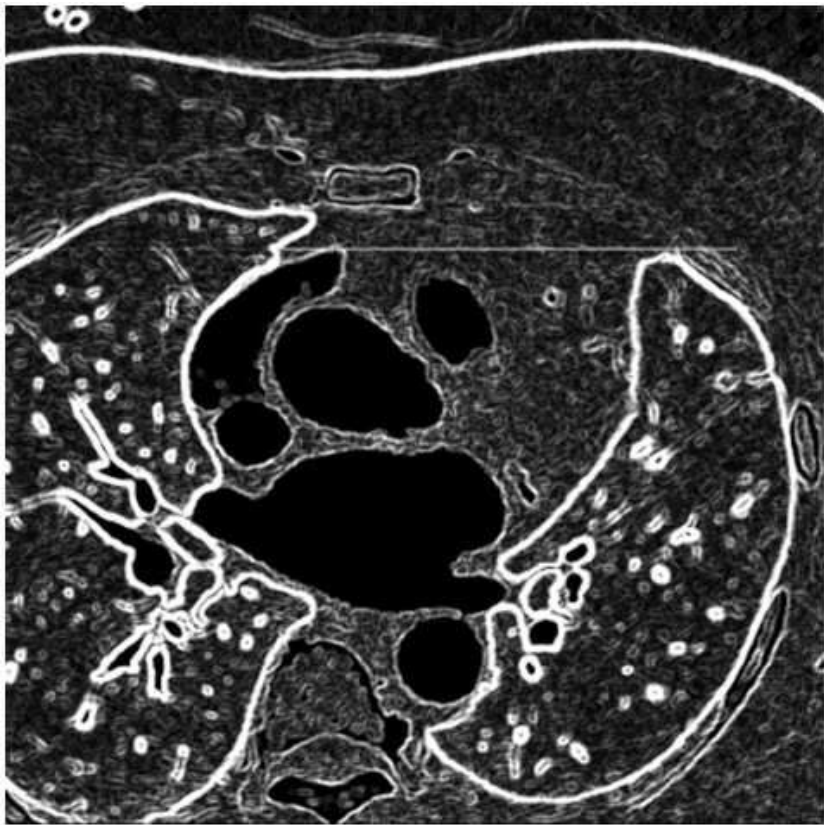
도면4



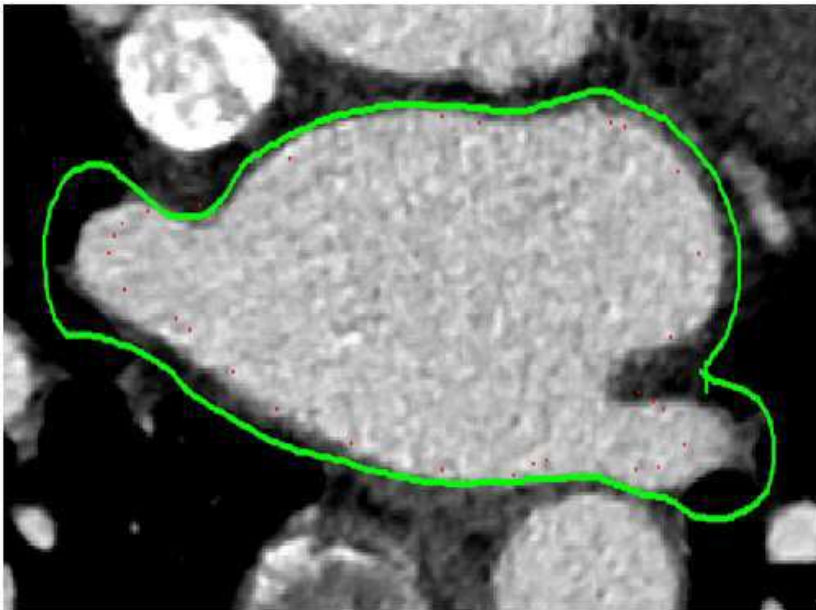
도면5



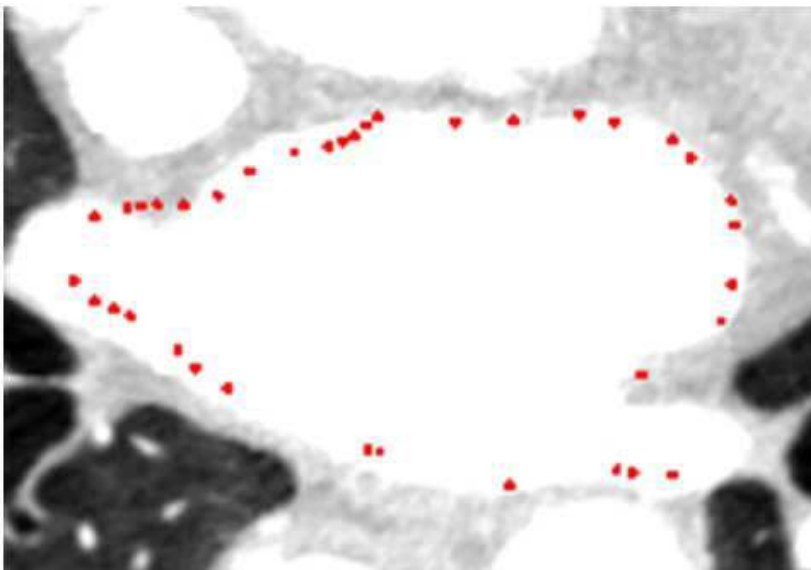
도면6



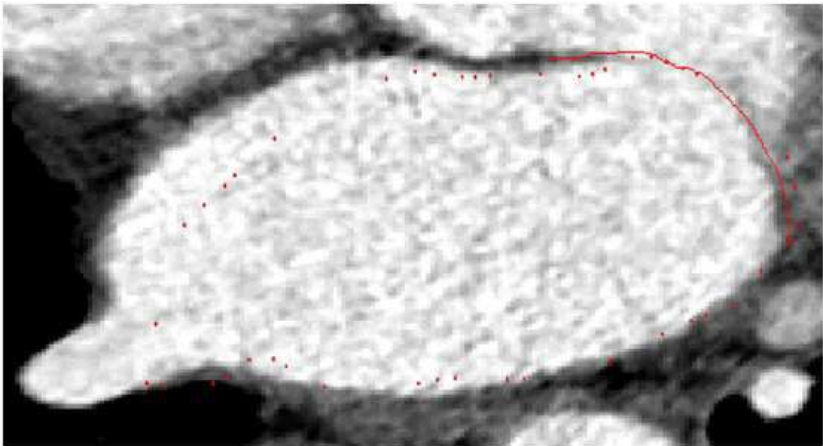
도면7



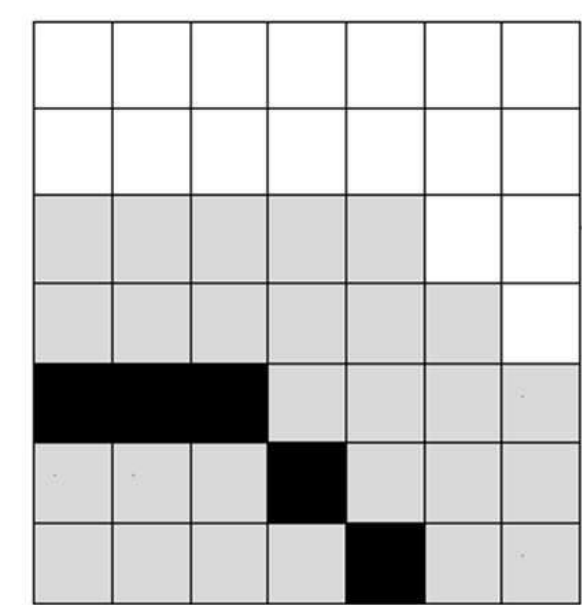
도면8



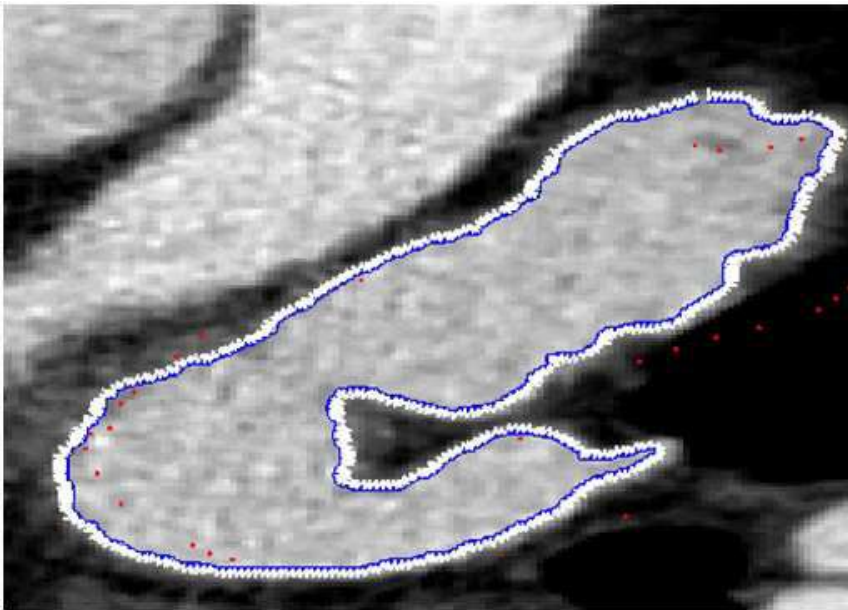
도면9



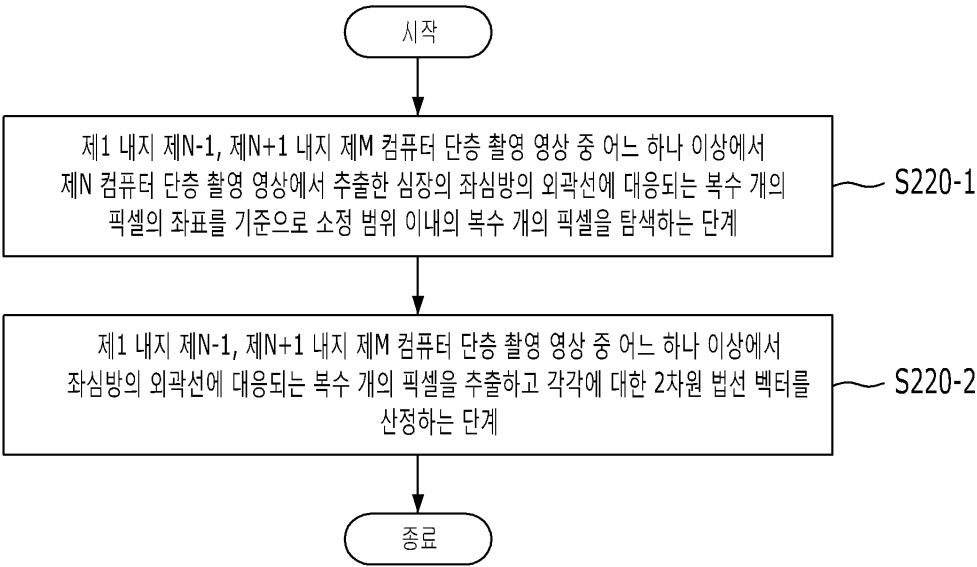
도면10



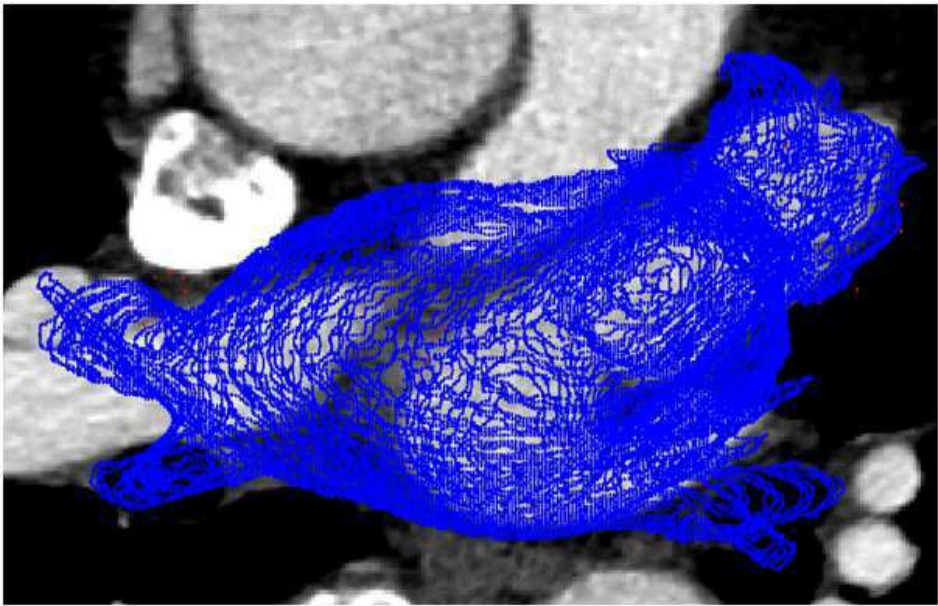
도면11



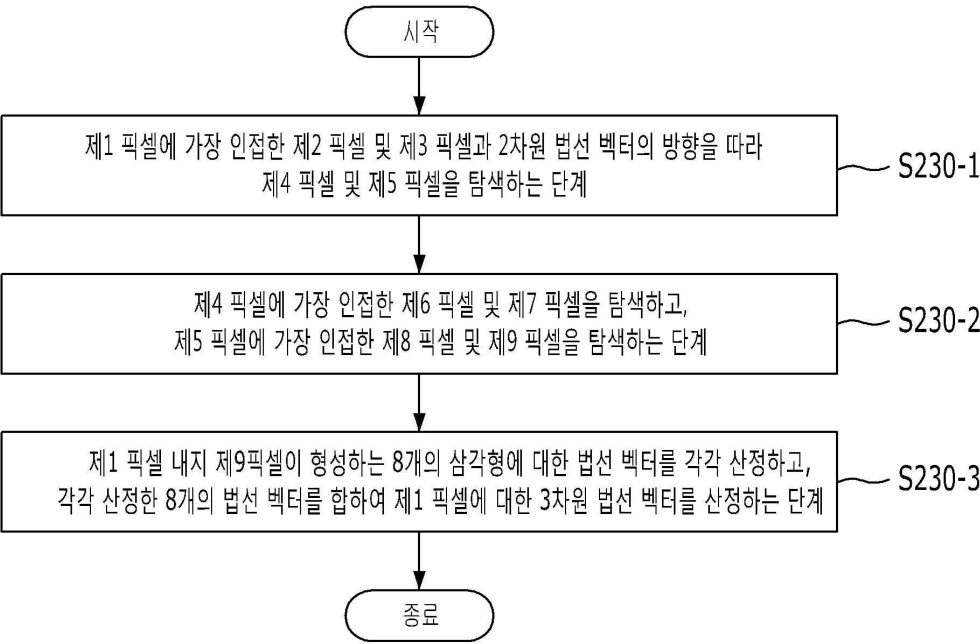
도면12



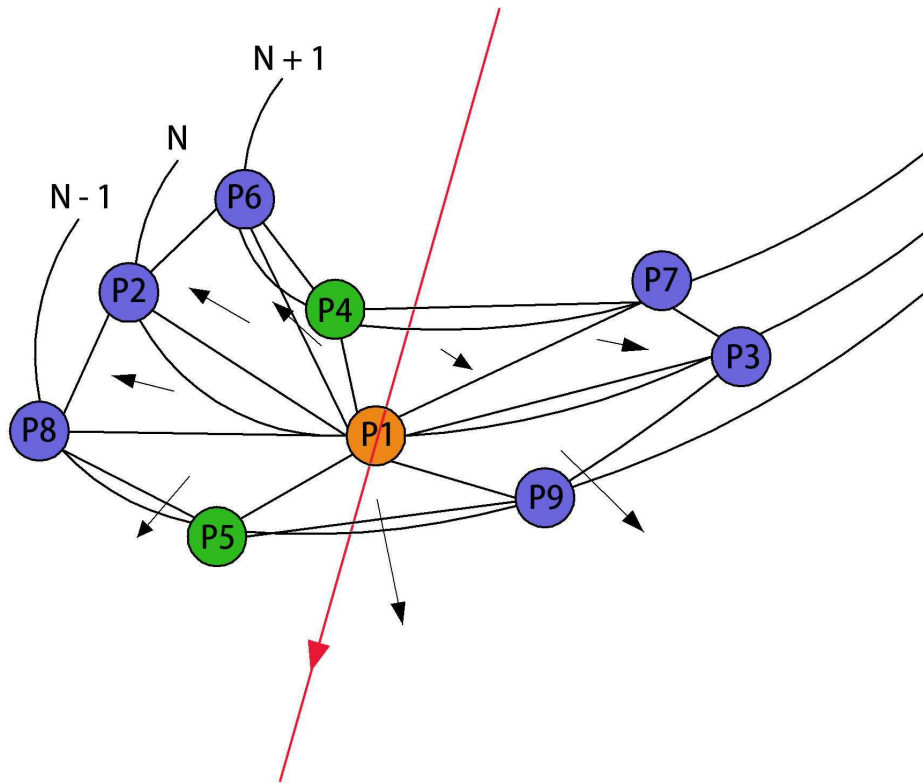
도면13



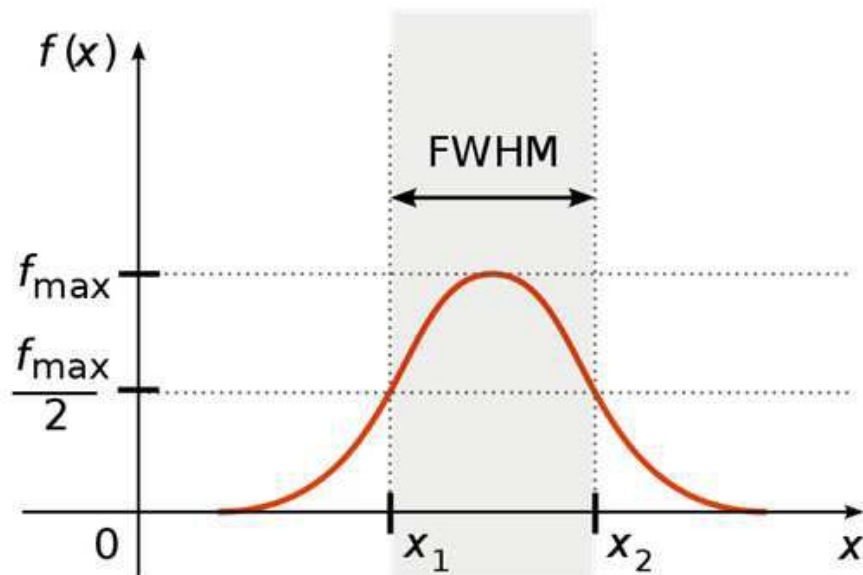
도면14



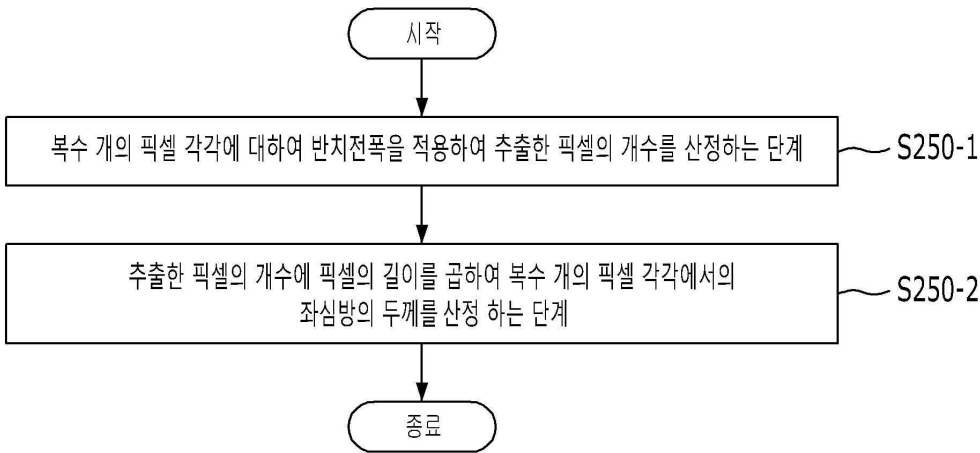
도면15



도면16



도면17



도면18

