

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2021-0014410
(43) 공개일자 2021년02월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2021.01) A61B 5/021 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0066 (2013.01)
A61B 5/021 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0092461
(22) 출원일자 2019년07월30일
심사청구일자 2019년07월30일

(71) 출원인
세종대학교산학협력단
서울특별시 광진구 능동로 209 (군자동, 세종대학교)
(72) 발명자
하진용
서울특별시 광진구 능동로 209
알사란 아크바
서울특별시 광진구 능동로 209
(74) 대리인
홍성욱, 심경식

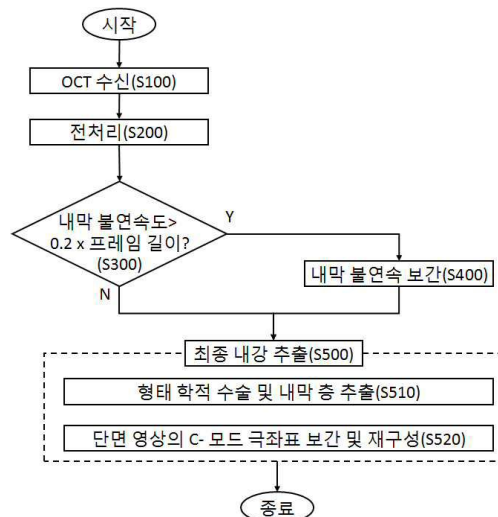
전체 청구항 수 : 총 7 항

(54) 발명의 명칭 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치 및 그 방법

(57) 요약

본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법은 (a) 수신모듈이 혈관계의 OCT 프레임을 수신하는 단계; (b) 전처리 모듈이 상기 OCT 프레임을 전처리하는 단계; (c) 제어모듈이 전처리된 상기 OCT 프레임의 불연속도를 판단하는 단계; (d) 보간모듈이 상기 제어모듈의 판단에 따라 상기 OCT 프레임의 불연속도를 보간하는 단계; 및 (e) 최종 내강 추출 모듈이 상기 불연속도가 보간된 상기 OCT 프레임에서 최종 내강을 추출하는 단계;를 포함하여, 심혈관 영상 기반 유동해석에 의한 혈관 내 혈압 정보를 도출하는 데 있어서 더욱 정확하고 신속하게 결과를 도출할 수 있는 효과가 있다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2021.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711074362
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	바이오.의료기술개발(R&D)
연구과제명	E-DOF 카테터 기반 고속 촬영 심혈관 OCT 시스템 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	세종대학교 산학협력단
연구기간	2018.06.01 ~ 2019.03.31

명세서

청구범위

청구항 1

- (a) 수신모듈이 혈관계의 OCT 프레임을 수신하는 단계;
- (b) 전처리 모듈이 상기 OCT 프레임을 전처리하는 단계;
- (c) 제어모듈이 전처리된 상기 OCT 프레임의 불연속도를 판단하는 단계;
- (d) 보간모듈이 상기 제어모듈의 판단에 따라 상기 OCT 프레임의 불연속도를 보간하는 단계; 및
- (e) 최종 내강 추출 모듈이 상기 불연속도가 보간된 상기 OCT 프레임에서 최종 내강을 추출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 (b)단계는

- (b-1) 상기 전처리 모듈이 상기 OCT 프레임에서 카테터 링을 제거하는 단계;
- (b-2) 상기 전처리 모듈이 상기 카테터 링이 제거된 OCT 프레임에 극 변환을 수행하는 단계;
- (b-3) 상기 전처리 모듈이 가이드 와이어 궤도로인한 내막 불연속성을 확인하기 위해 상기 OCT 프레임을 2진 화시키는 필터링 단계; 및
- (b-4) 상기 전처리 모듈은 상기 OCT 프레임의 가로방향 단면인 C-모드 이미지에서 가이드 와이어를 제거하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 (c)단계에서

상기 제어모듈은

상기 OCT 프레임 상의 내막 불연속도가 0.2초의 프레임 길이보다 길게 나타나는지, 짧게 나타나는지 판단하여 상기 OCT 프레임의 세로방향 단면인 L-모드 이미지에 대한 보간 여부를 결정하는 것을 특징으로 하는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법.

청구항 4

제 3항에 있어서,

상기 (d)단계는

- (d-1) 상기 보간모듈이 상기 OCT 프레임 영상에서 불연속면을 이등분하는 A-라인을 식별하는 단계;
- (d-2) 상기 보간모듈이 상기 A-라인과 대응되는 라인을 표시하여 C-모드 데카르트 영상의 이등분 각을 찾는 단계;
- (d-3) 상기 보간모듈이 이등분 각에서 복수의 선행 및 후속 상기 OCT 프레임의 조각을 조합하여 L-모드를 생성

하는 단계;

(d-4) 상기 보간모듈이 스캔을 통해 식별된 L-모드 불연속성을 선형의 L-모드 보간을 통해 보상하는 단계; 및

(d-5) 상기 보간모듈이 상기 L-모드 보간에 의해 추출된 내강 점을 이진화된 C-모드 극성 프레임에 중첩시키는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법.

청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 (e)단계는

(e-1) 상기 최종 내강 추출 모듈이 2진화된 극성 프레임을 형태학적 확장-침식 평활화 작업을 진행하고, 내막층을 추출하는 단계; 및

(e-2) 상기 최종 내강 추출 모듈이 상기 OCT 프레임 단면 이미지의 C-모드 극좌표 보간 및 재구성을 통해 최종 내강 추출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법.

청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 (c)단계에서

상기 제어모듈의 상기 불연속도의 판단결과 상기 OCT 프레임 상의 내막 불연속도가 0.2초의 프레임 길이보다 짧게 나타나면 상기 (d)단계의 L-모드 보간을 생략하고 상기 OCT 프레임에서 최종 내강을 추출하는 상기 (e)단계를 수행하는 것을 특징으로 하는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법.

청구항 7

혈관 내 광 간섭 단층 촬영을 통해 획득한 OCT 프레임을 수신하는 수신모듈;

상기 OCT 프레임 영상에서 카테터 링 제거, 극 변환, 양측 필터링, 및 가이드 와이어 제거를 통해 전처리를 수행하는 전처리 모듈;

전처리된 상기 OCT 프레임 영상에서 내부의 불연속도를 판단하는 제어모듈;

상기 제어모듈의 판단에 따라 보간이 필요하다고 결정되면 상기 OCT 프레임의 세로방향 단면에 대해 L-모드 보간을 수행하는 보간모듈;

상기 불연속도가 보간된 상기 OCT 프레임에서 상기 OCT 프레임의 가로방향 단면에 대해 C-모드 보간을 통해 최종 내강을 추출하는 최종 내강 추출 모듈;을 포함하는 것을 특징으로 하는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치 및 그 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 혈관 단면 영상에서의 내강을 추출하고, 세로방향 단면(longitudinal cutaway) 영상 기반으로 내강을 추출하여, 추출된 내강 정보를 selection procedure 방식에 의해 좀 더 정확한 내강 정보를 도출하되, 세로(longitudinal) 영상의 샘플 도출의 최적화된 sampling 방법을 제공하여 내강 도출 시간을 줄일 수 있는 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

[0001]

배경 기술

- [0003] 심혈관 질환은 전세계 사망 원인의 주요 원인으로 매년 1,700만 명이 사망하며, 미국 심장 협회(American Heart Association)에 따르면 2030년에는 2천 3백만 명으로 증가할 것으로 예상하고 있다.
- [0004] 주요 사망 원인은 관상 동맥벽에 죽상 동맥 경화 플라크(atherosclerotic plaques)의 성장과 혈관 내강 면적의 혈관 조영 감소로 동맥 폐색 및 갑작스런 사망으로 이어진다.
- [0005] 관상 동맥 협착의 비율(내강 면적 감소)은 질병 예방의 핵심 지표다. 임상 적용을 통한 치료에서 스텐트 선택 및 제정 위치에 대한 사전 중재적 평가에서 내강 영역에 대한 정보가 결정적일 수 있다.
- [0006] 따라서 관상 동맥 질환의 진단 및 예후에 있어 관내 면적의 정량적 평가가 중요하다. 혈관 내 광학 단층 촬영(IVOCT)은 관상 동맥의 2차원 단면 영상을 생성하는 카테터 기반의 고해상도 이미징 양식이다.
- [0007] IVOCT는 미세한 공간 해상도를 자랑하며 점진적으로 관상 동맥 질환의 진단을 위한 영상 진단 양식을 대조한다. 예시적인 응용 프로그램은 관상 동맥 협착증 환자와 스텐트 삽입물 평가에 대한 혈관 재개화에 대한 최적 접근법에 대한 평가이다.
- [0008] 최근 OCT에서 유래된 전산 유동 역학(CFD)이 중간 협착이 있는 병변의 기능적 중요성을 평가하는 황금 표준으로 간주되는 부분 유동 예비량의 추가적인 생리학적 평가를 제공한다는 것과, 내강 윤곽 추출이 CFD 시뮬레이션에 필요한 3차원 (3D) 관상 동맥 기하학을 구성하는 데 필수적인 첫 번째 단계라는 것이 입증되었다.
- [0009] OCT에서 FFR을 도출하기 위한 CFD 및 분석 유체 역학(AFD)의 진단 정확도를 평가하여 압력-와이어 측정 FFR에 대한 두 방법의 강한 선형 상관관계를 보여 주었다.
- [0010] 또는, 간단한 유체 역학 방정식은 적은 처리 시간으로 그러나 정확성을 희생하는 OCT 유도 FFR에서 기능적 심근 허혈을 정확하게 식별하는 것을 보였다.
- [0011] IVOCT 이미지의 시퀀스에서 내강 윤곽선을 묘사하는 것은 수동으로 처리하는 경우 힘든 작업이다. 시퀀스당 271 개의 이미지가 포함된 모든 IVOCT 폴백의 수동 분석은 핵심 실험실에서 숙련된 분석가가 처리하는데 몇시간이 걸린다.
- [0012] 더욱이, 관찰자 사이의 불일치는 동일한 IVOCT 폴백의 분할 결과 간에 불일치를 초래한다. 따라서, 신속하고 반복 가능하며 포괄적인 진단을 위해 획득된 이미지 시퀀스의 자동화된 내강 세그멘테이션이 필요하다.
- [0013] 이를 위해 내강 윤곽 추출을 위한 많은 알고리즘이 보고되었다.
- [0014] 하지만, 보고된 알고리즘과 다른 대부분의 알고리즘은 공통적으로 가이드 와이어, 모션 인공물 또는 분기점의 그림자로 인해 넓은 내막 불연속성이 있는 이미지의 내강 윤곽을 자동으로 감지하지 못한다는 문제점이 있다.
- [0015] 일반적으로 측면 가지와 분기가 있는 이미지는 폐기되어 모 혈관 내강으로 평가 범위가 제한된다. 이미지를 제외하면 중요한 정보가 손실될 위험이 있으며, 수동 감지 기능을 사용하면 세분화 프로세스가 느려질 수 있다.
- [0016] 특징 추출에 대한 최근의 접근법은 혈관의 종축에서 자연스러운 공간 연속성을 이용한다. 첫 번째 단계로서, 길이 방향 절단도(L-모드)는 단일 폴백의 이미지 시퀀스 내의 임의의 선상에 대응하는 점들의 정렬에 의해 생성된다.
- [0017] 종래 기법에서, 상이한 각도에서의 횡단면 이미지의 횡단면 선은 순서대로 병합되어 종단면 이미지를 생성하고 또한, 횡단 영상의 깊이 점의 모든 강도의 평균은 대조될 수 있다. 두 방식 모두에서 프레임 전체의 픽셀 강도가 갑자기 떨어지는 것은 가이드 와이어, 잔여 혈액 또는 모션 인공물로 식별된다.
- [0018] 그러나 3차원에서 공간 연속성을 이용하여 넓은 내강의 불연속 점에 대한 보간이 이루어지지 않고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0020] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허공보 제10-1906944(2018.10.04)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0021] 본 발명은 상술한 필요를 충족시키고, 문제점을 해결하기 위해 폴백 프레임의 가로(C 모드)와 세로(L 모드)보기 사이에서 불연속의 너비를 반으로 줄일 수 있는 추가정보를 가지고, 넓은 내막 불연속성을 포함하는 관상 동맥 OCT 이미지의 내강을 묘사하기 위해 완전히 자동화된 고속 접근법인 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법을 제공하는 데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0023] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법은 (a) 수신 모듈이 혈관계의 OCT 프레임을 수신하는 단계; (b) 전처리 모듈이 상기 OCT 프레임을 전처리하는 단계; (c) 제어모듈이 전처리된 상기 OCT 프레임의 불연속도를 판단하는 단계; (d) 보간모듈이 상기 제어모듈의 판단에 따라 상기 OCT 프레임의 불연속도를 보간하는 단계; 및 (e) 최종 내강 추출 모듈이 상기 불연속도가 보간된 상기 OCT 프레임에서 최종 내강을 추출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0024] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 (b)단계는 (b-1) 상기 전처리 모듈이 상기 OCT 프레임에서 카테터 링을 제거하는 단계; (b-2) 상기 전처리 모듈이 상기 카테터 링이 제거된 OCT 프레임에 극 변환을 수행하는 단계; (b-3) 상기 전처리 모듈이 가이드 와이어 궤도우로 인한 내막 불연속성을 확인하기 위해 상기 OCT 프레임을 2진화시키는 필터링 단계; 및 (b-4) 상기 전처리 모듈은 상기 OCT 프레임의 가로방향 단면인 C-모드 이미지에서 가이드 와이어를 제거하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0025] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 (c)단계에서 제어모듈은 상기 OCT 프레임 상의 내막 불연속도가 0.2초의 프레임 길이보다 길게 나타나는지 짧게 나타나는지 판단하여 상기 OCT 프레임의 세로방향 단면인 L-모드 이미지에 대한 보간 여부를 결정하는 것을 특징으로 한다.

[0026] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 (d)단계는 (d-1) 상기 보간모듈이 상기 OCT 프레임 영상에서 불연속면을 이등분하는 A-라인을 식별하는 단계; (d-2) 상기 보간모듈이 상기 A-라인과 대응되는 라인을 표시하여 C-모드 데카르트 영상의 이등분 각을 찾는 단계; (d-3) 상기 보간모듈이 이등분 각에서 복수의 선행 및 후속 상기 OCT 프레임의 조각을 조합하여 L-모드를 생성하는 단계; (d-4) 상기 보간모듈이 스캔을 통해 식별된 L-모드 불연속성을 선형의 L-모드 보간을 통해 보상하는 단계; 및 (d-5) 상기 보간모듈이 상기 L-모드 보간에 의해 추출된 내강 점을 이진화된 C-모드 극성 프레임에 중첩시키는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0027] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 (e)단계는 (e-1) 상기 최종 내강 추출 모듈이 2진화된 극성 프레임을 형태학적 확장-침식 평활화 작업을 진행하고, 내막층을 추출하는 단계; 및 (e-2) 상기 최종 내강 추출 모듈이 상기 OCT 프레임 단면 이미지의 C-모드 극좌표 보간 및 재구성을 통해 최종 내강 추출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0028] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 (c)단계에서 상기 제어모듈의 상기 불연속도의 판단결과 상기 OCT 프레임 상의 내막 불연속도가 0.2초의 프레임 길이보다 짧게 나타나면 상기 (d)단계의 L-모드 보간을 생략하고 상기 OCT 프레임에서 최종 내강을 추출하는 상기 (e)단계를 수행하는 것을 특징으로 한다.

[0029] 다른 실시예로써, 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치는 혈관 내 광 간섭 단층 촬영을 통해 획득한 OCT 프레임을 수신하는 수신모듈; 상기 OCT 프레임 영상에서 카테터 링 제거, 극 변환, 양측 필터링, 및 가이드 와이어 제거를 통해 전처리를 수행하는 전처리 모듈; 전처리된 상기 OCT 프레임 영상에서 내부의 불연속도를 판단하는 제어모듈; 상기 제어모듈의 판단에 따라 보간이

필요하다고 결정되면 상기 OCT 프레임의 세로로방향 단면에 대해 L-모드 보간을 수행하는 보간모듈; 상기 불연속도가 보간된 상기 OCT 프레임에서 상기 OCT 프레임의 가로방향 단면에 대해 C-모드 보간을 통해 최종 내강을 추출하는 최종 내강 추출 모듈;을 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0031] 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법은 심혈관 영상 기반 유동해석에 의한 혈관 내 혈압 정보를 도출하는 데 있어서 더욱 정확한 결과를 도출할 수 있는 효과가 있다.
- [0032] 또한, 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법은 관상 동맥 내강의 윤곽을 정확하게 추출하고 시간적으로도 더욱 신속하게 관상 동맥 내강의 윤곽을 추출할 수 있는 효과가 있다.
- [0033] 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법은 정확한 심혈관 내강 정보를 검출하여 스텐트 삽입에 있어 최적의 스텐트 직경을 결정할 수 있도록 하는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0035] 도 1은 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치의 블록도 이다.
- 도 2는 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 플로우차트 이다.
- 도 3은 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 전처리 단계에 대한 플로우차트 이다.
- 도 4는 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 OCT C-모드 프레임을 도시한 도면이다.
- 도 5는 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 보간 단계에 대한 플로우차트 이다.
- 도 6은 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법의 보간 단계에 대응되는 이미지를 도시한 도면이다.
- 도 7은 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법에 의한 보간에 의해 향상된 내강 윤곽을 L-모드 뷰에서 도시한 도면이다.
- 도 8은 FFR 시뮬레이션을 위한 동맥의 3D 모델과 횡단면의 구조를 도시한 도면이다.
- 도 9는 OCT 이미지의 내강 경계를 추정하기 위한 (a)(f)(k)기준 수동 윤곽선, (b)(g)(l) C 모드 전용 윤곽선, (c)(h)(m) L 모드 전용 윤곽선, (d)(i)(n) 본 발명에 의한 윤곽선, 및 (e)(j)(o) 비교를 위해 중첩된 윤곽선을 도시한 도면이다.
- 도 10은 폴백의 모든 프레임과 불연속성을 나타내는 프레임에 대한 세그먼트화된 상관 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0036] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면을 참조하여 상세하게 설명하도록 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다.
- [0037] 제1, 제2, A, B 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. 및/또는 이라는 용어는 복수의 관련된 기재 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.
- [0038] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급될 때에는 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이

해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

- [0039] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0040] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0041] 명세서 및 청구범위 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 포함한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다.
- [0042] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치에 대해 설명한다.
- [0043] 도 1에 도시된 바와 같이 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 장치는 수신모듈(100), 전처리 모듈(200), 제어모듈(300), 보간모듈(400), 및 최종 내강 추출 모듈(500)을 포함한다.
- [0044] 상기 수신모듈(100)은 혈관 내 광 간섭 단층 촬영(Intravascular Optical Coherence Tomography, IVOCT)를 통해 획득한 OCT 프레임을 수신한다.
- [0045] 상기 전처리 모듈(200)은 상기 OCT 프레임 영상에서 카테터 제거, 극 변환, 양측 필터링, 및 가이드 와이어를 제거하는 전처리를 수행한다.
- [0046] 상기 제어모듈(300)은 전처리된 상기 OCT 프레임 영상에서 내부의 불연속도를 판단하는 단계를 수행한다.
- [0047] 즉, 상기 제어모듈(300)은 불연속도가 0.2초에 프레임 길이를 곱한 값보다 큰지를 판단하여 최종 내강을 추출할지 아니면 불연속에 대한 보간을 진행하고 최종 내강을 추출할지 결정하게 된다.
- [0048] 상기 보간모듈(400)은 상기 제어모듈(300)의 판단에 따라 보간이 필요하다고 결정되면 L-모드보간을 수행한다.
- [0049] 상기 최종 내강 추출 모듈(500)은 C-모드 보간을 통해 최종 내강을 추출한다.
- [0050] 이하, 도 2를 참조하여 본 발명에 따른 심혈관 광 간섭 단층촬영 영상의 내강 자동 검출 방법에 대해 설명한다.
- [0051] 먼저, 상기 수신모듈(100)은 혈관 내 광 간섭 단층 촬영(Intravascular Optical Coherence Tomography, IVOCT)를 통해 획득한 OCT 프레임을 수신하는 단계를 수행한다(S100).
- [0052] 상기 전처리 모듈(200)은 상기 OCT 프레임을 전처리하는 단계를 수행한다(S200).
- [0053] 보다 구체적으로, 도 3 및 도 4를 참조하여 상기 전처리 모듈(200)에 의한 상기 OCT 프레임의 전처리 단계에 대해 설명한다.
- [0054] 도 4a 도시된 바와 같이 횡단면에 해당하는 카테시안 좌표계의 OCT C-프레임에 카테터 링과 가이드 와이어의 그림자가 존재하는 것을 알 수 있다.
- [0055] 상기 전처리 모듈(200)은 OCT 프레임에서 카테터 링을 제거하는 단계를 수행한다(S210).
- [0056] 이후, 상기 전처리 모듈(200)은 카테터 링이 제거된 OCT 프레임에 극 변환을 수행하는 단계를 수행한다(S220).
- [0057] 도 4b는 카테터 링이 제거된 후, 극 변환된 C-모드 이미지를 도시하고 있다.
- [0058] 다음으로, 상기 전처리 모듈(200)은 가이드 와이어 섀도우로부터 기인한 내막 불연속성을 확인하기 위해 2진화시키는 양극 필터링 단계를 수행한다(S230).
- [0059] 참고로, 도 4c는 가이드 와이어 섀도우로부터 기인한 내막 불연속성을 보여주는 2진화된 극성 단면을 도시한 도면이다.

- [0060] 전처리 단계의 마지막 단계로, 상기 전처리 모듈(200)은 상기 OCT 프레임의 C-모드 이미지에서 가이드 와이어를 제거하는 단계를 수행한다(S240).
- [0061] 상기 전처리 모듈(200)에서 전처리가 완료되면, 상기 제어모듈(300)은 전처리된 상기 OCT 프레임 영상에 대한 내부의 불연속도를 판단하는 단계를 수행한다(S300).
- [0062] 즉, 상기 제어모듈(300)은 내막의 불연속도가 0.2초의 프레임 길이보다 큰지를 판단하여 최종 내강을 추출할지 아니면 불연속에 대한 보간을 진행하고 최종 내강을 추출할지 결정하게 된다.
- [0063] 즉, 상기 제어모듈(300)에 의한 불연속도를 판단에 따라 L-모드 보간이 이루어지는데, 넓은 내부의 불연속성에 대하여 L-모드 보간을 생략하고 진행된 C-모드 보간은 잘못된 내강 추출을 산출하게 되는 문제점이 발생하기 때문이다.
- [0064] 불연속은 주로 동맥 분기와 가이드 와이어로 인해 발생한다. 상기 동맥 분기만 단독으로 또는 상기 가이드 와이어와 겹치는 경우 보간법을 통해 불연속을 처리하기에 부적절한 만큼 불연속으로 나타날 수 있다.
- [0065] 종래에는 과소 또는 과분할을 피하기 위해 폭이 불연속인 프레임을 수동으로 식별하여 버렸다.
- [0066] 본 발명에서는 OCT 폴백의 길이 방향 단면(L- 모드)을 생성하고 활용하여 불연속적인 프레임을 처리하는 방법을 설명한다.
- [0067] 상기 전처리 단계(S200)에서 이진화된 극 변환 이미지에서 넓은 내부 불연속 점을 식별하기 위해 상기 OCT 프레임의 각 A-라인이 내강 픽셀에 대해 스캔된다.
- [0068] 내강이 없는 연속적인 A-라인의 수가 기록된다. 이 기록된 길이와 프레임당 총 A-라인 간의 비율이 0.20을 초과하면 상기 OCT 프레임이 넓은 불연속으로 별도로 처리되도록 표시된다.
- [0069] 상기 보간모듈(400)은 별도로 처리된 상기 OCT 프레임의 넓은 불연속면을 좁은 불연속면으로 보간하는 단계를 수행한다(S400).
- [0070] 상기 보간모듈(400)에 의한 불연속면을 보간하는 상기 (S400)에 대해 도 5 및 도 6을 참조하여 더욱 상세하게 설명한다.
- [0071] 상기 보간모듈(400)은 도 6a에 도시된 바와 같이 전처리되어 극좌표 변환된 상기 OCT 프레임 영상에서 불연속면을 이등분하는 A-라인을 식별하는 단계를 수행한다(S410).
- [0072] 상기 보간모듈(400)은 도 6b에 도시된 바와 같이 식별된 A-라인과 대응되는 라인을 표시하여 C-모드 데카르트 영상의 이등분 각을 찾는 단계를 수행한다(S420).
- [0073] 상기 보간모듈(400)은 이등분 각을 에서 10개의 선행 및 10개의 후속 OCT 프레임의 조각을 조합하여 L-모드를 생성하는 단계를 수행한다(S430).
- [0074] 상기 보간모듈(400)은 도 6c에 도시된 바와 같이 노이즈를 줄이고, L-모드 이미지를 부드럽게 하기 위해 양측 필터링을 수행하는 것이 바람직하다.
- [0075] 이미지의 상부 및 하부 클러스터는 L- 모드 불연속성에 대해 스캔된다.
- [0076] 상기 보간모듈(400)은 도 6d에 도시된 바와 같이 스캔을 통해 식별된 L-모드 불연속성을 선형의 L-모드 보간을 통해 보상하는 단계를 수행한다(S440).
- [0077] 상기 보간모듈(400)은 도 6e에 도시된 바와 같이 상기 L-모드 보간에 의해 추출된 내강 점을 이진화된 C-모드 극성 프레임에 중첩시키는 단계를 수행한다(S450).
- [0078] 일부 L-모드 컷 어웨이는 과다 분할로 이어지는 중단 동맥 분기로 인한 좁은 불연속성을 포함하다. 도 7a의 샘플 이미지는 불연속 중점이 종축으로 변위된 것을 보여준다. 이는 도 7b와 같이 보간 오버 슈트, 도 7c에 도시된 도출된 포인트 오버 슈트 및 도 4 (d)에서 볼 수 있는 과다 분할로 이어진다.
- [0079] 그러한 인공물을 묘사하기 위해, 도 7e에 도시된 바와 같이 종단점으로부터 5 픽셀 떨어져서 보간이 수행되어, 도 7f에 도시된 바와 같이 C-모드에서 유도된 내강 점이 개선되고, 도 7g에 예시된 바와 같이 더욱 정확한 분할이 되었다.
- [0080] 다음으로, 상기 최종 내강 추출 모듈(500)은 최종 내강을 추출하는 단계를 수행한다(S500).

- [0081] 보다 구체적으로 넓은 내부 불연속에 대해 처리된 것을 포함하여 최종 내강 추출 모듈(500)은 모든 2진화된 극 프레임을 형태 학적 확장-침식 평활화 작업을 진행하고, 내막층을 추출하는 단계를 수행한다(S510).
- [0082] 다음으로, 상기 최종 내강 추출 모듈(500)은 단면 이미지의 C-모드 극좌표 보간 및 재구성을 통해 최종 내강 추출하는 단계를 수행한다(S520).
- [0083] 내막 층 추출을 초기화하기 위해 최상단 에지 검출은 각 2진화된 A- 라인에서 수행된다.
- [0084] 이것은 불연속성을 고려하지 않고 추출된 내강을 산출한다. 불연속성을 제거하기 위해 극좌표 보간이 프레임에 적용된다. 내강 경계 지점은 Sobel 엣지 검출 방법을 사용하여 식별되며 최종 극성 이미지는 데카르트 이미지로 변환된다.
- [0085] FFR은 충혈시 근위 관상 동맥압에 대한 말초 관상 동맥압의 비율을 계산하여 관상 동맥 협착의 생리 학적 중요 성을 측정한다.
- [0086] 관상 동맥 혈류 측정은 관상 동맥 압력 측정을 통해 최대 충혈시 결정할 수 있다.
- [0087] FFR 시뮬레이션을 위한 동맥의 3D 모델을 구성하기 위해 본 발명을 위해 자체 개발 소프트웨어가 사용되었다. 0.2mm 간격으로 추출된 내강은 도 8에 도시된 바와 같이 중심선을 따라 배치되었다.
- [0088] 본 발명은 횡단면 보간 이전에 불연속성을 반으로 줄이기 위해 넓은 내부 불연속성을 나타내는 프레임의 L-모드 보간법을 유도하는 새로운 내강 세분화 방법을 제안했다.
- [0089] 성능을 평가하기 위해 본 발명의 방법을 선행문헌에서 보고된 종래 방법과 비교하여 얼마나 효율적으로 실측 자료를 수동으로 분할한 내강을 묘사 했는지를 보여준다.
- [0090] 선행문헌의 다른 방법론은 단면 영상(C-모드) 보간만을 사용하는 방법과 세로 방향 잘림(L-모드) 보간만을 이용하는 방법으로 분류되었다.
- [0091] 또 다른 대안은 폴백 프레임이 여러 부분 집합으로 나뉘어지고 L-모드 또는 C-모드 보간이 위치 보정 절차에 따라 선택되는 것이다.
- [0092] 경쟁 방법론은 40명의 환자에서 40개의 IVOCT 폴백(5931 프레임)에 적용된다. 이미지는 OCT 시스템과 이미지 와 이어 카테터를 사용하여 20mm/s 및 100f/s의 되감기 속도로 획득했다. 각 이미지 크기는 1,024×1,024 픽셀이다.
- [0093] 본 발명에 대한 질적인 평가는 도 9에 예시된 넓은 내부 불연속성을 갖는 표본 세그멘테이션을 통해 이루어질 수 있다.
- [0094] 도 9는 수동으로 윤곽이 지정된 내강과 병치된 세가지 계획 모두에서 자동으로 추출된 윤곽을 보여준다.
- [0095] 제안된 방법론을 사용하는 분할은 C-모드 전용 또는 L-모드 전용 구성표를 사용하는 분할이 불연속 내에서 참조 윤곽에서 벗어나는 동안 수동 윤곽을 자세히 따른다.
- [0096] 본 발명에 따른 알고리즘의 정량적 정확도를 측정하기 위해 실측 자료 참조 윤곽선을 수동 분할로 유도된 윤곽 선으로 설정했다. 수동 윤곽과 본 발명에 따른 방식 보간과 C-모드 보간의 상관 관계는 도 10a에 도시된 바와 같다.
- [0097] 넓은 모드의 불연속성이 있는 프레임에서 C-모드 보간이 오버 슛하는 경우로 인해 C-모드 윤곽 상관(적색 도트) 흠여짐이 최적 상관 1의 왼쪽으로 분산된다.
- [0098] 이러한 프레임은 종래에 삭제되었으나, 프레임을 삭제하지 않은 본 발명에 따른 방법에 의해 생성된 청색 도트 상관은 우수한 성능을 나타내는 1의 상관관계를 따랐다.
- [0099] 본 발명에 따른 방법의 참신함을 강조하기 위해, 도 10b에서는 넓은 내부 불연속 점과의 상관관계만 고려하였다.
- [0100] 여기서 C-모드의 넓은 불연속을 반으로 줄이기 위해 L-모드 보간을 사용하는 효과가 분명히 나타난다. 파란 점 에 비해 빨간색 점이 퍼지는 것은 표준 C-모드 보간의 부정확 함을 나타낸다.
- [0101] 본 발명의 정확성을 평가하는데 사용되는 또 다른 측정 기준은 제안된 세분화와 수동 세분화 간의 중복 및 비 중복 비율 계산이다.

[0102] 여기서, 중첩비는 아래의 [수학식 1]로 정의되고, 비중첩비는 아래의 [수학식 2]로 정의된다.

수학식 1

$$R_{over} = \frac{TP}{TP + FN}$$

[0103]

수학식 2

$$R_{non-over} = \frac{FN + FP}{TP + FN}$$

[0104]

[0105] 자동 및 수동 세분화에 포함된 공통 영역이 참 긍정(TP)으로 표시되는 경우 자동으로 포함되지만 수동 분할로 제외되는 영역은 거짓 긍정(FP)으로 표시되고 자동으로 제외되지만 수동 분할로 포함되는 영역은 거짓 부정(FN)으로 표시된다.

[0106] 표 1은 각 체계에 대한 상관관계, 중첩비 및 비중첩비를 요약한 것이다.

[0107] 제안된 기법은 모든 기법 중에서 가장 강한 상관(0.989), 최대 중첩 영역(0.930) 및 최소 비중첩 영역(0.101)을 제공한다.

[0108] 특히, 데이터 세트가 넓은 불연속으로 제한되는 경우, 그 차이는 상관관계가 훨씬 더 두드러진다.

[0109] 표 1은 넓은 내부 불연속성을 포함하는 프레임에 대해 평가된 매개 변수도 보여준다. 또한 본 발명에 따른 방법은 가장 강한 상관관계(0.981), 최대 중첩 영역(0.930) 및 최소 비중첩 영역(0.101)을 제공한다.

표 1

Methods	R	R _{over}	R _{non-over}	Runtime
C-mode interp. [27]	0.963 (0.854)	0.913 (0.852)	0.132 (0.314)	85
L-mode interp. [22]	0.973 (0.952)	0.902 (0.922)	0.113 (0.231)	228
Position correction [29]	0.983 (0.978)	0.921 (0.915)	0.108 (0.187)	315
Proposed scheme	0.989 (0.981)	0.930 (0.930)	0.101 (0.101)	176

[0110]

[0111] [표 1]에서 C-모드 보간법, L-모드 보간법 및 위치 보정에 의해 추출된 것과 반대되는 제안된 기법을 이용하여 추출된 관내 윤곽의 비교, 비교를 위해 매개 변수 R, R_{over}, R_{non-over} 및 런타임(초 단위)이 평가 매개 변수이다. 대괄호는 넓은 불연속성 비교를 보여준다.

[0112] 각 알고리즘의 처리 시간은 표 1에도 나와있다. 본 발명에 따른 방법은 176초에 실행되지만 C-모드 보간을 사용하는 분할은 85초밖에 걸리지 않는다. 이는 내부 불연속성이 넓은 프레임을 처리할 때 코드가 복잡해 졌기 때문이다.

[0113] 코드가 더욱 최적화 되면 실행 시간 측면에서 결과적인 트레이드 오프가 줄어들 수 있다.

[0114] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 사람이라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 실행된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명

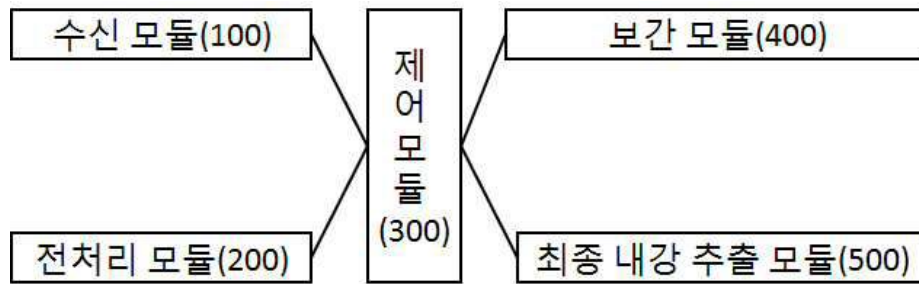
하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

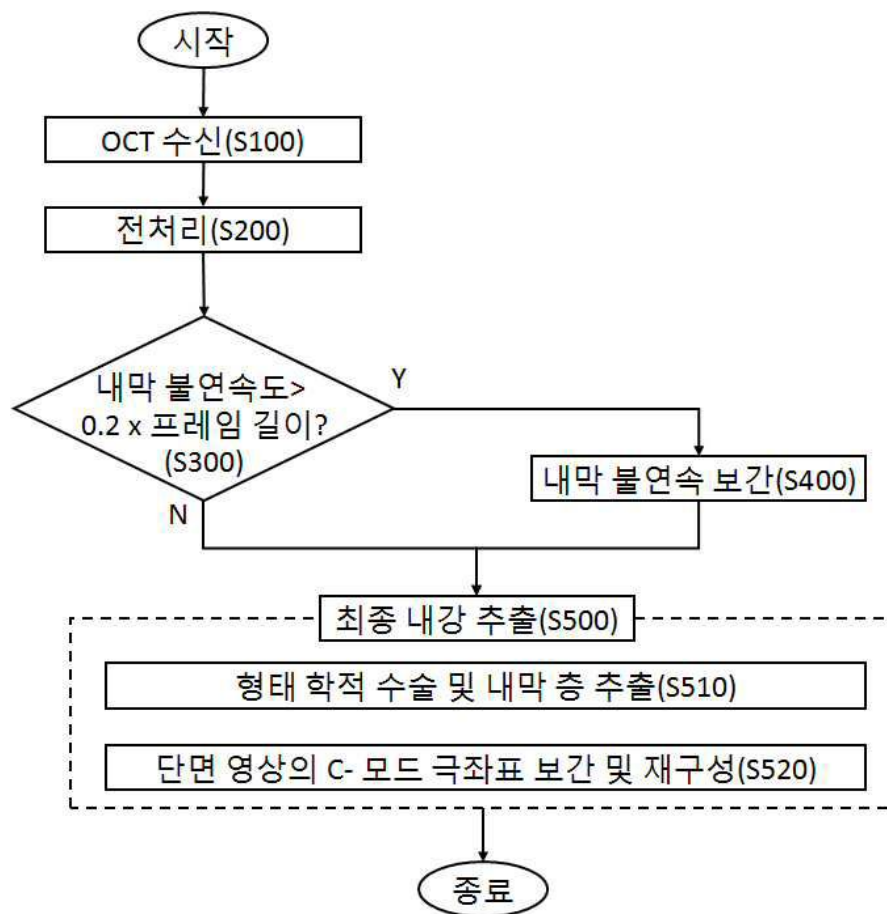
- 100 : 수신모듈
- 200 : 전처리 모듈
- 300 : 제어모듈
- 400 : 보간모듈
- 500 : 최종 내강 추출 모듈

도면

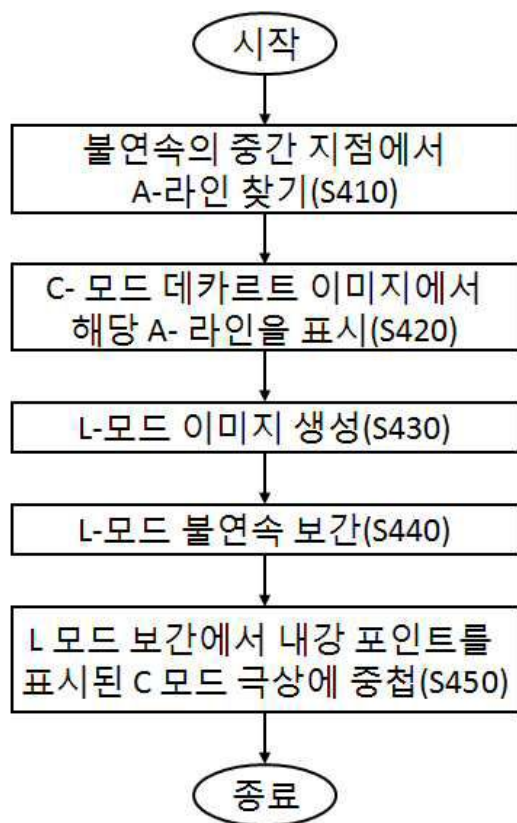
도면1



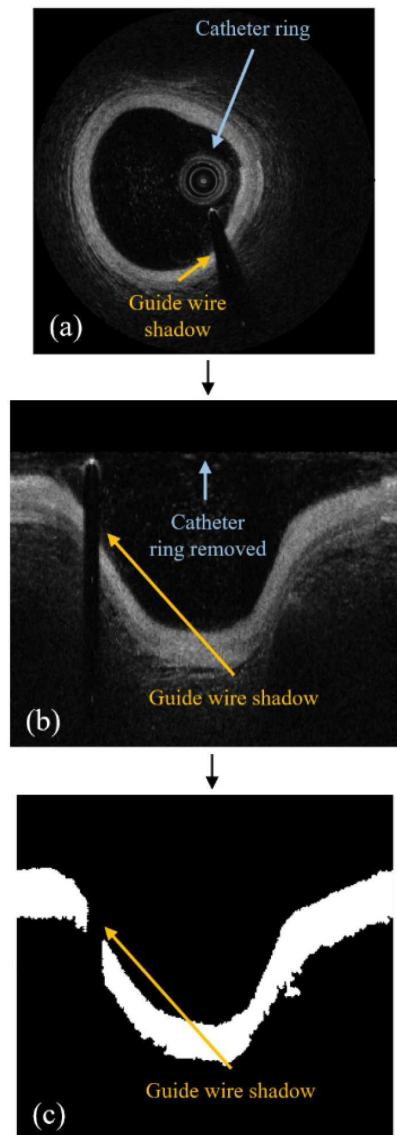
도면2



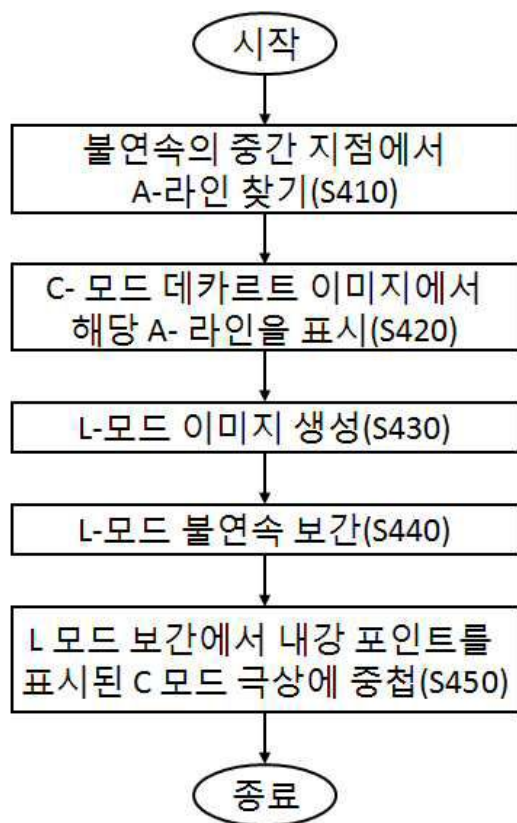
도면3



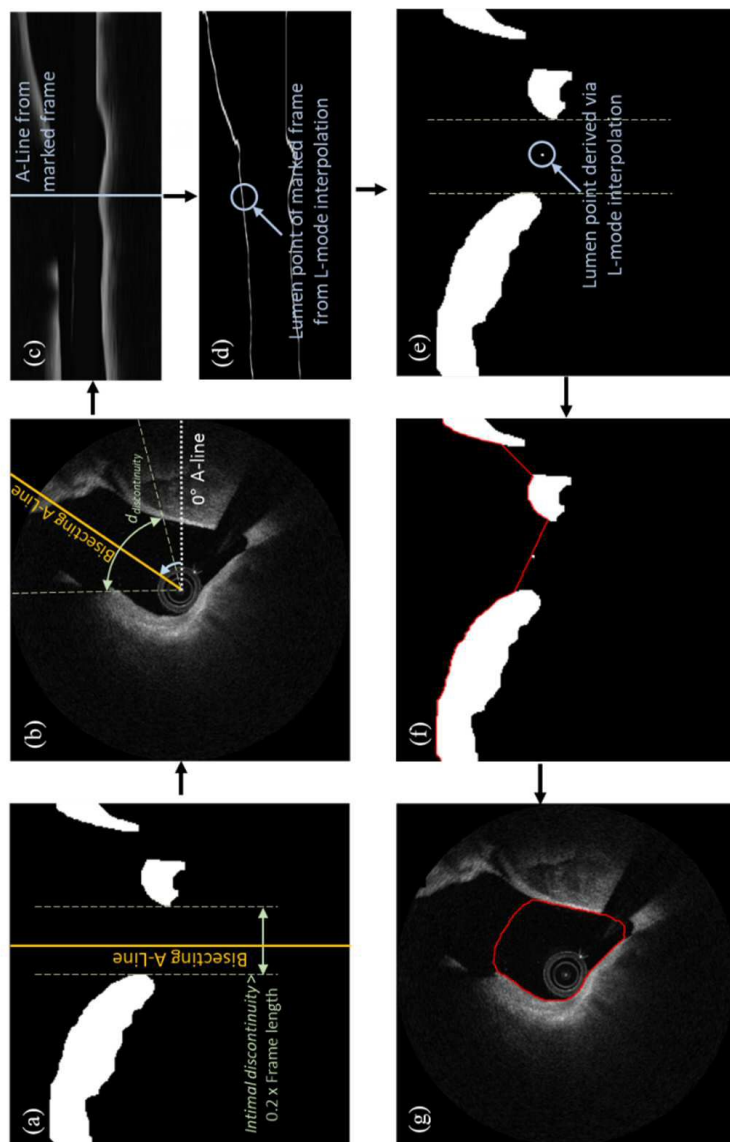
도면4



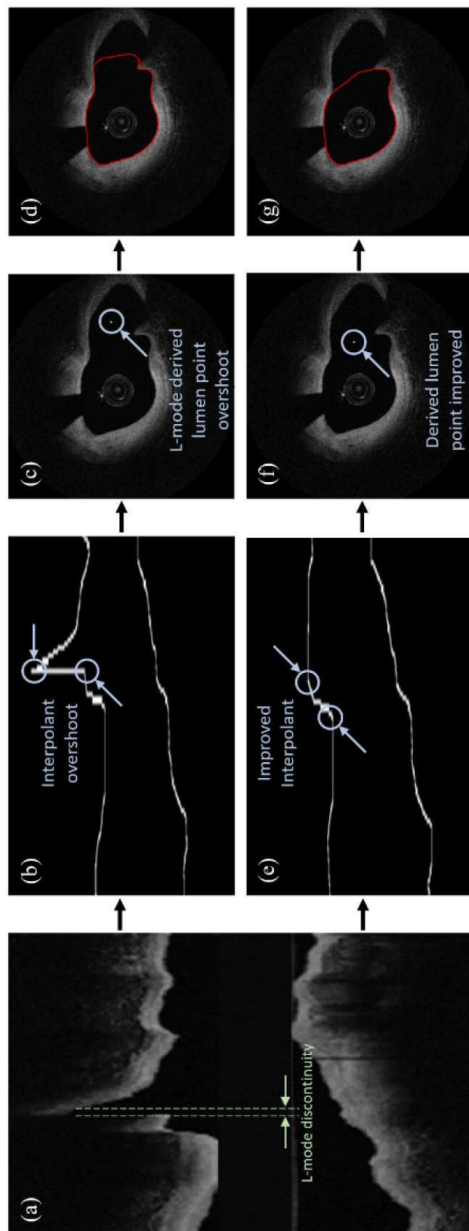
도면5



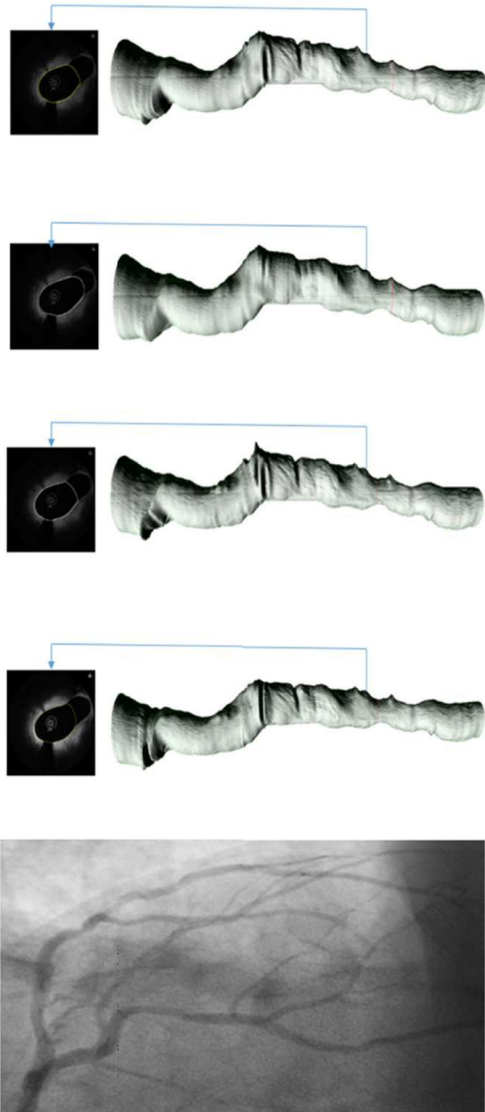
도면6



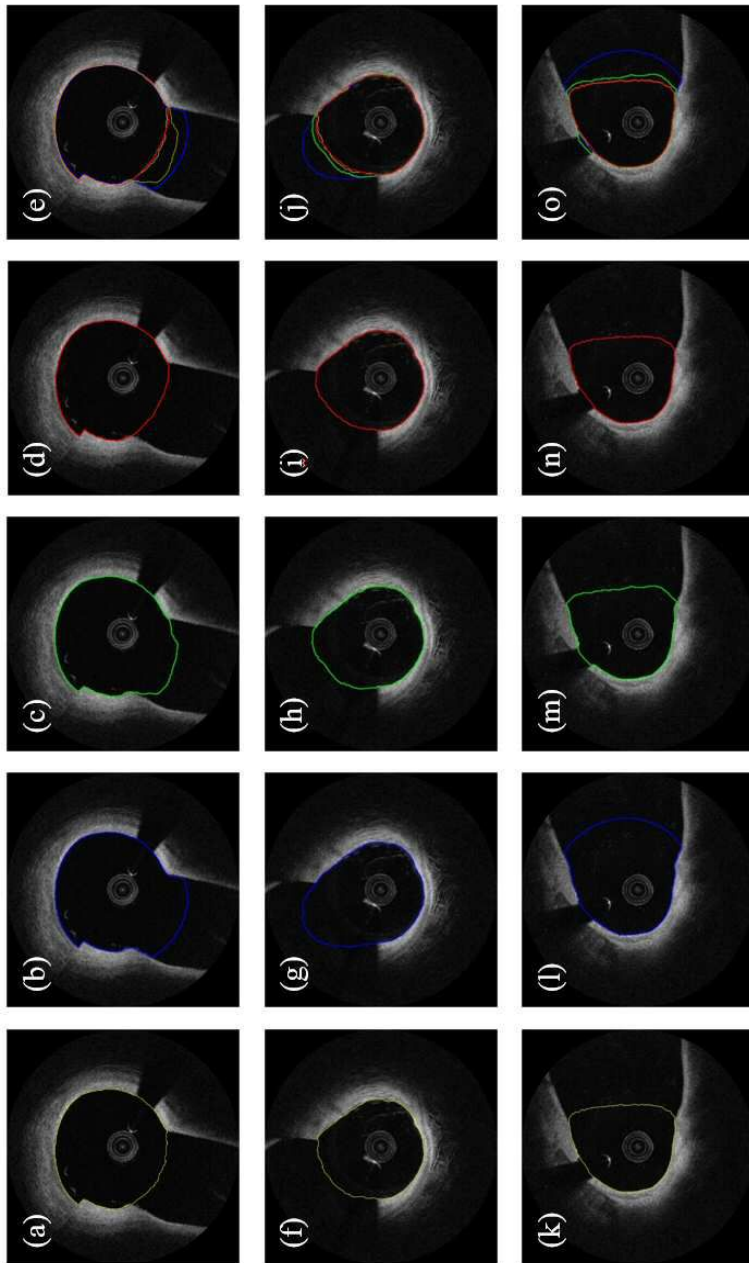
도면7



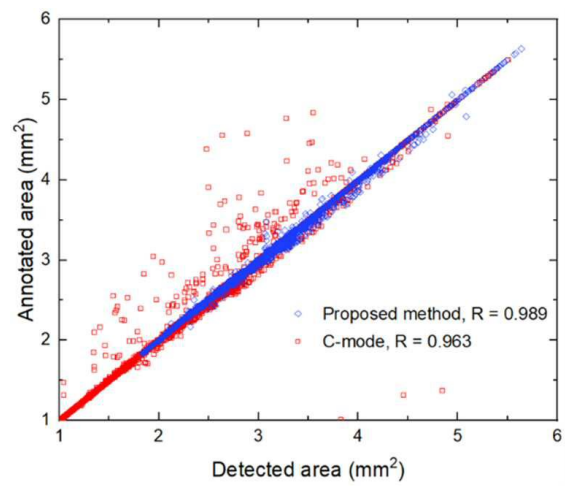
도면8



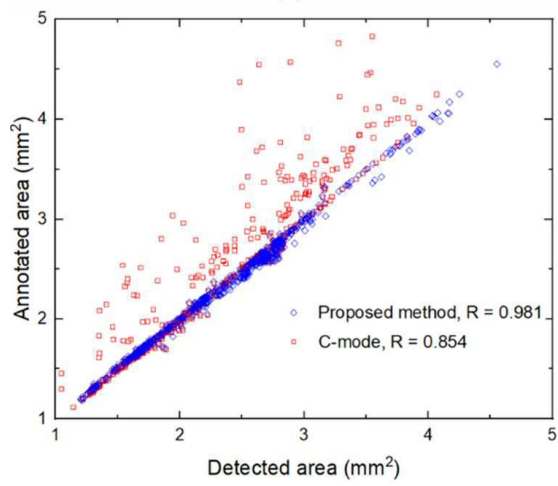
도면9



도면10



(a)



(b)