



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0027035
(43) 공개일자 2021년03월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2021.01) G06T 5/20 (2006.01)
G06T 7/11 (2017.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/7275 (2013.01)
A61B 5/0059 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-0033550
(22) 출원일자 2020년03월19일
심사청구일자 2020년03월19일
(30) 우선권주장
1020190106981 2019년08월30일 대한민국(KR)

(71) 출원인
연세대학교 원주산학협력단
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1
(72) 발명자
양세정
강원도 원주시 능라동길 78, 616호(무실동)
윤영진
강원도 원주시 단관공원길 111, 111동 1203호(단
구동, 중앙하이츠아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김보민

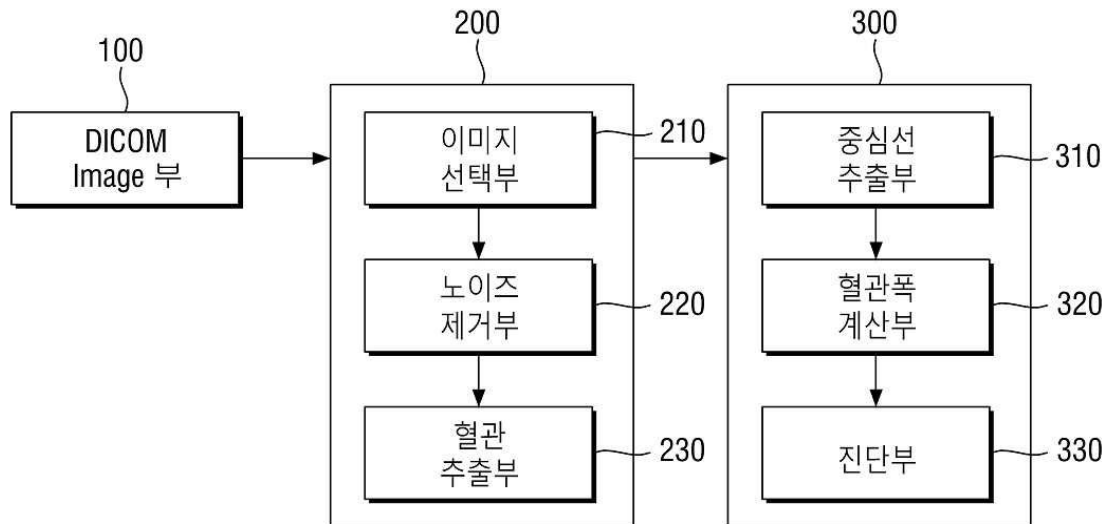
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 관상동맥 조영 영상을 이용한 심장 협착증 진단 알고리즘

(57) 요약

관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘이 개시된다. 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘은 (a)혈관에 조영제를 투입하여 촬영된 10개 이상의 프레임을 가지는 DICOM 동영상을 획득하는 단계와, (b)상기 단계(a)에서 획득된 영상을 전처리하여 혈관을 추출하는 단계, (c)상기 단계(b)에서 추출된 혈관을 이용하여 중심축과 혈관폭을 측정하는 단계, 및 (d)상기 중심축과 혈관폭을 이용하여 관상동맥의 협착증을 진단하는 단계를 포함하여 이루어지게 함으로써 DICOM영상이 바이테이터화 된다면 머신러닝으로 발전 가능성이 보일 뿐만 아니라, 기술자의 진단 정확성을 높여줌으로써 심장 협착의 정확한 진단이 가능해지고, 신속한 자동 검출로 조영술로 인한 환자의 방사선 노출 정도를 감소시킬 수 있는 효과가 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

G06T 5/20 (2013.01)

G06T 7/11 (2017.01)

G06T 2207/30101 (2013.01)

(72) 발명자

이지영

경기도 안산시 상록구 해양1로 11, 605동 1504호(사동, 안산고잔6차푸르지오)

안흥기

울산광역시 중구 함월5길 23, 401호(성안동, 해찬솔)

박무열

인천광역시 남동구 만수로111번길 38, 5동 906호(만수동, 신동아아파트)

이채원

서울특별시 서초구 매현로14길 21, 301호(양재동, 현대빌라)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호

2019-51-0198

부처명

과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명

재단법인 한국연구재단

연구사업명

정부-과학기술정보통신부-한국연구재단-이공분야기초연구사업-개인연구사업(기본연구)

연구과제명

비침습 조사 위치 추적 다중모드 의료영상처리기술 개발

기 여 율

1/1

과제수행기관명

연세대학교 원주산학협력단

연구기간

2019.06.01 ~ 2020.02.29

명세서

청구범위

청구항 1

(a)혈관에 조영제를 투입하여 촬영된 10개 이상의 프레임을 가지는 DICOM 동영상을 획득하는 단계;
 (b)상기 단계(a)에서 획득된 영상을 전처리하여 혈관을 추출하는 단계;
 (c)상기 단계(b)에서 추출된 혈관을 이용하여 중심축과 혈관폭을 측정하는 단계;및
 (d)상기 중심축과 혈관폭을 이용하여 관상동맥의 협착증을 진단하는 단계;
 를 포함하여 이루어지는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 (b)단계에서의 전처리는

영상의 침식과 팽창을 이용한 것으로 침식 팽창 연산을 통해 영상의 서로 다른 부분을 추출하는 것을 특징으로 하는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 서로 다른 부분의 추출은

영상에서 하얗게 추출된 영역과 검정색으로 추출된 영역을 추출한 다음 연산하여 대비가 강조된 혈관 영상을 얻는 것을 특징으로 하는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 대비가 강조된 혈관영상을 bilateral 필터를 사용하여 중심 픽셀에서의 거리뿐만 아니라 밝기 차이도 고려하기 때문에 혈관의 경계를 유지하면서 주변 잡음을 제거하는 것을 특징으로 하는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 (c)단계는

해당 영상의 각 픽셀 값들을 점과 점 사이의 거리를 구하는 공식을 이용하여 유클리드 거리값으로 변환하고, 변환된 유클리드 거리 픽셀 값에서 중심선을 추출하는 것을 특징으로 하는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

중심선이 추출되면 중심선으로부터 혈관 경계선까지의 거리 즉, 혈관의 폭을 구하는 단계를 포함하는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

청구항 7

청구항 6에 있어서,

혈관 폭이 50% 이상 급격하게 줄어드는 부분인 협착에서 window가 표시하되, 중심선 좌표에서 window의 중심부가 형성되도록 설정하는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

청구항 8

청구항 6에서

가지 혈관으로 분지될때 협착으로 잘못 진단하지 않도록 window안에 잡히는 pixel수의 상한선을 설정하는 것을 특징으로 하는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심장 협착증 진단 알고리즘에 관한 것으로, 보다 상세하게는 CAG(Coronary angiography) 이미지로부터 혈관 폭을 추출하고, 관상 동맥 협심증 여부를 자동으로 진단할 수 있는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증을 진단할 수 있는 알고리즘에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 관상 동맥 질환(Coronary artery disease; CAD)은 죽음을 야기하는 원인들 중 하나다. CAD는 급성 이벤트와 만성 이벤트를 특징으로 할 수 있다. 급성 이벤트는 즉각적인 간호를 요할 수 있는 플라크 파열(plaque rupture)을 포함할 수 있다. 만성이벤트는, 허혈을 야기하는 점진적이고 해부학적인 협소화를 야기할 수 있는 플라크의 축적을 포함할 수 있다.

[0003] 관상 동맥 질환의 증상을 가진 환자를 진단하기 위한 비침습성 임상학적인 메트릭(metric)에 가장 널리 사용되는 것들 중 하나는 관상 동맥 조영술(CAG:Coronary angiography)을 이용하여 죽상 동맥 경화에 의한 관상동맥 협착 여부를 진단하는 방법으로 CAG결과 시술 혹은 수술적치료에 있어 가장 신뢰할 수 있는 해부학적 정보를 제공하는 것으로 알려져 있다.

[0004] 좌측 관상동맥 촬영을 위해 4 - 6개의 투사 각도로 촬영하고, 우측 관상동맥 촬영을 위해 2 - 3개의 투사 각도로 촬영을 진행한다.

[0005] 심장협착(Coronary stenosis)은 관상동맥에 이물질이 쌓이면서 협착이 발생하고, 관상동맥 내경이 50% 이상 좁아진 경우를 의미 있는 관상동맥 협착으로 표현한다.

[0006] CAG 이미지로부터 혈관 폭을 추출하고, 관상 동맥 협심증 여부를 판단하는 것이다.

[0007] 통상 협착증의 추정에는 두 개의 단계인, (1) 국부적 지름의 측정 및 (2) 기준 건강한 지름의 측정과 관련될 수 있다. 퍼센트 협착증을 측정하기 위해, cCTA는 관상 동맥 트리의 상이한 영역에서 해부학적 협소화의 정도에 대한 정보를 제공할 수 있다. 관상 동맥 트리의 영역 내의 해부학적 협소화의 정도는, 침습성 혈관 조영술 시행과 압력 측정이나 침습성 측정의 연기를 결정하는데 사용되는 임상학적인 측정치일 수 있다. 일부 실시예에서, 해부학적 협소화의 정도는 병원에서 카테고리적으로(가령, 0%, 1-30%, 31-49%, 50-69%, 70-100%) 추정될 수 있거나, 분석을 위해 중앙 실험실(core lab)로 전송될 수 있다. 정량적 컴퓨터 단층 촬영(QCT) 및 정성적 관상 혈관 조영술(QCA)은, 퍼센트 협착증이 0에서 100까지 숫자로 추정될 수 있는 방법을 포함할 수 있다. QCA는 혈관 조영상에 대해 평가된 침습성 시술과 관련될 수 있고, cCTA에 대해 평가된 QCT는 시간 소요적이고 일반적으로 중

양 실험실에서 수행될 수 있다. 따라서, 관상 동맥 트리의 영역 내의 해부학적 협소화의 정도를 결정하는, 더 안전하고 덜 시간 소요적인 방법을 제공하기 위한 욕구가 존재한다.

[0008] 협소화의 정도를 결정하는 것은 기준 혈관 지름, 가령, 건강한 내강 지름을 식별하는 것이 우선 수반된다. 그러나 기준 건강한 지름의 추정치는 가령, 확산(diffuse) 병소, 개구(ostial) 병소 및 분기(bifurcation) 병소와 같은 비중심적인 질환 영역에서 과제가 될 수 있다. 또한, 비중심적인 병소 내의 건강한 내강 지름을 추정하기 위한 욕구도 존재한다.

[0009] 또한, DICOM 영상에서 임의의 프레임을 뽑아 영상의 잡음을 제거하고 frangi 필터를 씌우는 종래 방식의 경우 기존 영상에서 잡음 제거는 효과적으로 되지만 frangi 필터를 씌우게 될 경우 추출된 혈관이 기존 영상에 비해 얇게 나오고 특히 혈관이 갈라지는 부분에서는 혈관이 끊어지는 경우도 발생하게 된다.

선행기술문헌

특허문헌

[0010] (특허문헌 0001) KR 공개특허공보 제10-2018-0121957호(2018.11.09)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본 발명을 이러한 문제점을 해결하기 위한 것으로, CAG 이미지로 부터 혈관 폭을 추출하고, 관상 동맥 협심증 여부를 자동으로 진단할 수 있는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0012] 그리고 본 발명은 DICOM 영상에서 임의의 프레임을 뽑아 영상의 잡음을 제거하고 frangi 필터를 씌우는 종래의 방식과 달리 전처리 방법을 바꾸어서 침식 팽창을 이용한 대비 강조와 혈관의 경계선을 지키는 잡음 제거 방식으로 frangi 필터를 씌워도 혈관이 얇게 추출되지 않고 기존 영상과 비슷하게 혈관을 추출할 수 있는 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘을 제공하는 것을 다른 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0013] 이러한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘은 (a)혈관에 조영제를 투입하여 촬영된 10개 이상의 프레임을 가지는 DICOM 동영상을 획득하는 단계와, (b)상기 단계(a)에서 획득된 영상을 전처리하여 혈관을 추출하는 단계, (c)상기 단계(b)에서 추출된 혈관을 이용하여 중심축과 혈관폭을 측정하는 단계, 및 (d)상기 중심축과 혈관폭을 이용하여 관상동맥의 협착증을 진단하는 단계를 포함하여 이루어지게 함으로써 달성될 수 있다.

[0014] 또한, (b)단계에서의 전처리는 영상의 침식과 팽창을 이용한 것으로 침식 팽창 연산을 통해 영상의 서로 다른 부분을 추출하고, 상기 서로 다른 부분의 추출은 영상에서 하얗게 추출된 영역과 검정색으로 추출된 영역을 추출한 다음 연산하여 대비가 강조된 혈관 영상을 얻는 것이 바람직하다.

[0015] 또한, (c)단계는 해당 영상의 각 픽셀 값들을 점과 점 사이의 거리를 구하는 공식을 이용하여 유클리드 거리값으로 변환하고, 변환된 유클리드 거리 픽셀 값에서 중심선을 추출하고, 중심선이 추출되면 중심선으로부터 혈관 경계선까지의 거리 즉, 혈관의 폭을 구하는 단계를 수행하게 할 수 있다.

[0016] 그리고 혈관 폭이 50% 이상 급격하게 줄어드는 부분인 협착에서 window가 표시하되, 중심선 좌표에서 window의 중심부가 형성되도록 설정하고, 가지 혈관으로 분지될 때 협착으로 잘못 진단하지 않도록 window안에 잡히는 pixel수의 상한선을 설정하는 것이 더욱 바람직하다.

발명의 효과

[0017] 따라서 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘에 의하면, DICOM영상이 빅데이터화 된다면 머신러닝으로 발전 가능성이 보일 뿐만 아니라, 시술자의 진단 정확성을 높여줌으로써 심장 협착의 정확한 진단이 가능해지고, 신속한 자동 검출로 조영술로 인한 환자의 방사선 노출 정도를 감소시킬 수 있는 효과가 있

다.

[0018] 또한, DICOM 영상에서 임의의 프레임을 뽑아 영상의 잡음을 제거하고 frangi 필터를 씌우는 종래의 방식과 달리 전처리 방법을 바꾸어서 침식 팽창을 이용한 대비 강조와 혈관의 경계선을 지키는 잡음 제거 방식을 이용하기 때문에 frangi 필터를 씌워도 혈관이 얇게 추출되지 않고 기존 영상과 비슷하게 혈관을 추출할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 장치의 주요 구성도,
 도 2 내지 도 3은 DICOM 이미지 선정을 위한 참고 도면,
 도 4는 서로 다른 밝기를 갖는 영역을 추출하기 위한 영상 침식 및 팽창과정을 설명하기 위한 도면,
 도 5는 Bilateral filter를 이용하여 영상 생성하는 참고도면,
 도 6은 Frangi's vesselness filter를 이용하여 혈관 추출을 위한 참고도면,
 도 7과 도 8은 잡음을 제거한 상태의 참고 도면,
 도 9는 중심선 추출 및 혈관폭 계산을 위한 참고 도면,
 도 11 내지 도 13은 협착증을 진단하는 방법을 설명하는 참고 도면,
 그리고
 도 14는 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정 해석되지 아니하며, 발명자는 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합하는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

[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. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...기", "모듈", "장치" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 및/또는 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0022] 명세서 전체에서 "및/또는"의 용어는 하나 이상의 관련 항목으로부터 제시 가능한 모든 조합을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 예를 들어, "제1 항목, 제2 항목 및/또는 제3 항목"의 의미는 제1, 제2 또는 제3 항목뿐만 아니라 제1, 제2 또는 제3 항목들 중 2개 이상으로부터 제시될 수 있는 모든 항목의 조합을 의미한다.

[0023] 명세서 전체에서 각 단계들에 있어 식별부호(예를 들어, a, b, c, ...)는 설명의 편의를 위하여 사용되는 것으로 식별부호는 각 단계들의 순서를 한정하는 것이 아니며, 각 단계들은 문맥상 명백하게 특정 순서를 기재하지 않은 이상 명기된 순서와 다르게 일어날 수 있다. 즉, 각 단계들은 명기된 순서와 동일하게 일어날 수도 있고 실질적으로 동시에 수행될 수도 있으며 반대의 순서대로 수행될 수도 있다.

[0024] 이하, 도면을 참고하여 본 발명의 일실시예에 대하여 설명한다.

[0025] 도 1은 본 발명의 일실시예에 의한 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단을 위한 장치의 주요 구성도로서, 도시된 바와 같이 의료용 디지털 영상 및 통신(Digital Imaging and Communications in Medicine;이하, DICOM이라 함)(100)으로부터 동영상을 획득하여 전처리부(200)에서 소정의 프레임으로부터 혈관을 추출한 다음 중심축 추출 및 혈관 폭을 계산하여 관상 동맥 협심증을 진단하는 심장협착감지부(300)를 포함하여 구성한다.

[0026] DICOM(100)은 의료용 디지털 영상 및 통신(Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM) 표준으로 의료용 기기에서 디지털 영상표현과 통신에 사용되는 여러 가지 표준을 총칭하는 말로, 미국방사선의학회(ACR)와 미국전기공업회(NEMA)에서 구성한 연합 위원회에서 발표한 것으로, 혈관에 조영제를 투입하여 촬영된 10개 이상의 프레임을 가지는 동영상을 획득하도록 동작한다.

[0027] 전처리부(200)는 DICOM(100)에서 획득한 10개 이상의 프레임 영상에서 혈관을 추출하고 추출한 혈관에서 노이즈

를 제거한 다음 혈관이 가장 잘 보이는 프레임을 추출하도록 동작한다.

- [0028] 이를 위하여 전처리부(200)는 이미지선택부(210)에서 DICOM(100)에서 획득한 10개 이상의 모든 프레임 영상에 1차 frangi 필터를 적용하여 혈관이 가장 잘 보이는 프레임을 추출하도록 한다.
- [0029] 1차 frangi 필터를 적용할 경우 주변 기관 및 조직이 삭제되고 혈관이 추출된다.
- [0030] 프레임 별로 픽셀 값들을 더하여 더한 값이 최대값일 때 혈관이 가장 잘 보이는 프레임으로 판단하면 된다.
- [0031] 도 2와 도 3의 DICOM 이미지 선정을 위한 도면을 참고하면, 도 2에 모든 프레임에 Frangi's vesselness filter를 적용하여 혈관 pixel intensity를 높인 도면이 도시되어 있다.
- [0032] 도 2는 DICOM 영상에서 가장 첫 번째 프레임으로 혈관이 보이지 않는 상태의 영상이고, 도 3은 각 프레임 별 영상에서 혈관이 가장 잘 보이게 하기 위해 frangi's filter를 씌운 것을 원본 영상과 함께 보여주는 도면이다.
- [0033] 도 3을 참고하면, 각각 1, 20, 31, 50번째 프레임을 예시로 보인 것이며 이 중에서 31번째 프레임 영상의 경우 frangi 's filter를 씌웠을 때 혈관이 가장 많이 보이므로 DICOM 영상에서 가장 의미 있는 프레임으로 해당 영상을 기준으로 실험을 진행하게 되는 것이다.
- [0034] 즉 이미지선택부(210)는 혈관이 가장 잘 보이는 max 프레임(도면에서는 31번째 프레임)을 선택하여 노이즈제거부(220)에서 영상의 전처리가 진행되도록 한다.
- [0035] 전처리 방법은 영상의 침식과 팽창을 이용하는 것으로 침식 및 팽창 연산을 통해 영상의 서로 다른 부분을 추출하도록 한다.
- [0036] 이를 위하여 Multiscale Top-Hat filter를 이용하여 영상을 침식 및 팽창시키도록 하며 이러한 영역 추출을 위한 참고도면이 도 4에 도시되어 있다.
- [0037] 도 4는 서로 다른 밝기를 갖는 영역을 추출하기 위한 영상 침식 및 팽창과정을 설명하기 위한 도면으로, 도면을 참고하면, 영상에서 구조체를 설정한 후 침식 및 팽창 그리고 연산을 실시하여 하얀색 영역(I_w)을 먼저 추출하고, 검정색 영역(I_b)을 추출한 다음, I_w 와 I_b 를 연산하여 대비가 강조된 영상(I_c)을 얻는 방식이다.
- [0038] 좌측 도면은 이미지선택부(210)에서 선택되어 노이즈제거부(220)로 입력된 영상이고, 해당 영상에서 하얀색영역(I_w)을 추출하기 위하여 I_w 는 다음의 수학식1에서 추출한다.

수학식 1

$$I_w = I - ((I \ominus B) \oplus B)$$

- [0039]
- [0040] 수학식 1에서 마이너스(\ominus)는 영상 침식 연산, 플러스(\oplus)는 영상 팽창 연산을 의미하는 것으로, 영상 침식을 하게 되면 사용한 영상에서 혈관 영역을 얇게 만든 영상을 생성하고, 생성된 혈관 영역이 얇아진 영상에 팽창 연산을 하면 혈관 선들이 다시 두꺼워 지는 것을 볼 수 있다.
- [0041] 도 4에서 좌측 두번째그림을 참조하면, 위 연산을 진행한 영상을 원본 영상에서 빼주게 되면 혈관 영역만 하얗게 되고(하얀색영역(I_w)) 배경은 검정색인 영상을 얻을 수 있는 것이다.

[0042]

- [0043] 또한, 검정색 영역(I_b)은 다음 수학식2로 추출한다.

수학식 2

$$I_b = ((I \oplus B) \ominus B) - I$$

[0044]

- [0045] 수학식 2에서 플러스(\oplus)는 영상 팽창 연산을 마이너스(\ominus)는 영상 침식 연산을 의미하는 것으로 영상 팽창을

하게 되면 사용한 영상에서 혈관 영역이 두꺼워진 영상을 생성하고, 생성된 혈관 영역이 두꺼워진 영상에 침식 연산을 하면 선들이 다시 얇아지는 것을 볼 수 있다.

[0046] 도 4의 좌측 세번째 그림을 참고하면, 위 연산 과정을 수행한 후 원본 영상을 빼주면 혈관 영역을 포함한 배경 영상(검정색(Ib))이 검정색인 영상을 얻을 수 있는 것이다.

[0047] 따라서, 하얗게 추출된 영역(Iw)과 검정색(Ib)으로 추출된 영역을 연산하여 대비가 강조된 혈관 영상(Ic)은 도 4의 우측도면으로 다음의 수학식 3으로 획득할 수 있다.

수학식 3

[0048]
$$I_c = (I_w - I_b) + I$$

[0049] 하얀색 영역을 추출한 영상(Iw)에서 검은색 영역을 추출한 영상(Ib)을 빼게 되면 배경과 혈관의 intensity 값이 낮아지게 되므로 여기에 원본 영상을 더하게 되면 원본 영상에서의 혈관 영역의 intensity 값이 낮아지면서 기존의 영상에 비해 혈관의 대비가 확실하게 차이 나는 영상(Ic)을 얻을 수 있는 것이다.

[0050] 도 4를 참고하면, 혈관의 대비가 강조되어 있음을 알 수 있다.

[0051] 그러나 Multiscale Top-Hat filter를 이용하여 영상을 침식 및 팽창시키는 경우에는 혈관의 대비도 강조되나 동시에 주변의 잡음들도 함께 대비가 강조되는 단점이 존재하기 때문에 bilateral 필터를 사용하여야 한다.

[0052] bilateral 필터를 사용하면 가우시안 필터와 다르게 중심 픽셀에서의 거리 뿐만 아니라 밝기 차이도 고려하기 때문에 혈관의 경계를 유지하면서 주변 잡음을 제거할 수 있는 장점이 있다.

[0053] 도 5의 Bilateral filter를 이용하여 영상을 생성하는 도면을 참고하면, Multiscale Top-Hat filter를 이용하여 혈관의 대비가 강조된 영상에서 주변의 잡음들을 제거한 영상이 우측에 도시되어 있다.

[0054] Bilateral filter는 Mask를 이용하여 중심 pixel에서의 거리뿐만 아니라 밝기 차이도 고려하는 filter로서, 가중치가 적용된 mask로 부드러운 영상을 생성하고, Edge를 보호하면서 영상의 smoothing을 진행한다.

[0055] Bilateral filter를 적용하기 위한 수학식은 다음과 같다.

수학식 4

$$\tilde{I}(x) = \frac{1}{C} \sum_{y \in N(x)} e^{-\frac{\|y-x\|^2}{2\sigma_d^2}} e^{-\frac{|I(y)-I(x)|^2}{2\sigma_r^2}} I(y)$$

$$C = \sum_{y \in N(x)} e^{-\frac{\|y-x\|^2}{2\sigma_d^2}} e^{-\frac{|I(y)-I(x)|^2}{2\sigma_r^2}}$$

[0056]

[0057] 여기서, σ_d 는 Pixel 위치 차이에 대한 가중치를 σ_r 은 Pixel 값 차이에 대한 가중치를 $N(x)$ 는 현재 pixel 주변 값의 범위를 y 는 현재 pixel 주변의 화소 값을 의미한다.

[0058] 수학식 4는 σ_d 와 σ_r 두 가지를 동시에 고려하기 때문에 효과적인 잡음 제거와 경계 보존이 가능하다는 이점이 있다.

[0059] I라는 입력 영상이 있을 때 입력 위치 x 가 있고 그 주변 위치 y 가 있을 때에 대하여 각 픽셀과 주변 요소로부터 가중치를 구하게 된다.

[0060] 이때 가중치는 각각 픽셀의 위치 및 값 차이에 대해서 구한다.

[0061] 상기 두 가중치를 함께 적용한 가중 평균을 모든 픽셀에 적용하면 결과 영상이 나타나는 것이다. 이때 곱하게 되는 C는 필터에 사용되는 마스크의 합이 1이 되도록 만드는 정규화 상수이다. 즉, 두 개의 가우시안 함수(위치를 고려하는 가우시안 식, 값을 고려하는 가우시안 식)의 곱으로 구성된 필터임을 알 수 있다.

- [0062] Gaussian filter는 화소 값에 따른 가중치를 고려하지 않기 때문에 경계 부분 영상에 손상이 발생한다.
- [0063] 혈관추출부(230)는 노이즈제거부(220)에서 Multiscale Top-Hat filter를 이용하여 혈관의 대비가 강조된 영상에서 Bilateral filter를 이용하여 노이즈가 제거된 영상에서 frangi vesselness 필터를 이용하여 혈관을 추출하도록 한다.
- [0064] 이때의 frangi vesselness 필터는 frangi 필터와 같이 단순히 사용하게 될 경우 혈관이 기존 영상에 비해 얇게 추출되기 때문에 협착이 아닌 부분에서도 협착으로 보게 되는 단점이 존재할 수 있으므로, 결과적으로 얻은 영상에서 잡음 제거를 위해 threshold와 area open을 한 후 이미지를 이진화한다.
- [0065] 도 6의 Frangi's vesselness filter를 이용하여 혈관 추출을 위한 도면을 참고하면, frangi's vesselness filter는 밝기 값이 균일하고 일정한 너비를 가지는 혈관이나 도로를 추출하는 filter로서, 2차 편미분을 정사각행렬로 표현한 Hessian matrix 기반으로 입력 영상을 Gaussian filter로 평활화한 후 적용한다.
- [0066] 도면의 우측 사진을 보면 혈관은 대부분 지역에서 밝기 변화가 없고 혈관의 경계에서만 밝기 변화가 크게 나타나는 것을 알 수 있다.
- [0067] 이러한 Frangi's vesselness filter를 이용한 혈관의 추출은 수학식 5에 의하여 추출될 수 있다.

수학식 5

$$H(I(x,y)) = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2}{\partial x^2} I(x,y) & \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} I(x,y) \\ \frac{\partial^2}{\partial y \partial x} I(x,y) & \frac{\partial^2}{\partial y^2} I(x,y) \end{pmatrix} \quad V_o(s) = \begin{cases} 0 & \text{if } \lambda_2 > 0 \\ e^{-\frac{RB^2}{2\beta^2} \left(1 - e^{-\frac{s^2}{2c^2}}\right)} & \text{otherwise} \end{cases}$$

- [0068]
- [0069] $H(I(x,y))$ 는 Hessian의 고유벡터(eigenvector)의 방향으로 함수의 곡률(curvature)특성을 나타내는 행렬로, λ_1 은 절대값이 작은 고유치(eigenvalue), λ_2 는 절대값이 큰 eigenvalue, $RB = \frac{\lambda_1}{\lambda_2}$ 는 픽셀주위에서 영상의 밝기 특성이 능선 구조에 가까운 정도를 나타내는 것이고, $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ 는 밝기변화의 정도를 나타내는 것이며, $V_o(s)$ 는 능선 구조가 입력 영상에 비해 강화되어 혈관을 검출하는 것을 의미한다.

- [0070] Frangi's vesselness filter를 이용한 혈관 추출영상에서 잡음 제거를 위해 threshold와 area open을 한 후 이미지를 이진화한다.
- [0071] 도 7과 도 8의 잡음을 제거한 상태의 도면을 참고하면, 도 7과 도 8의 각 도면에서 좌측의 Frangi's vesselness filter를 이용한 혈관 추출영상에서 threshold와 area open을 한 후 얇은 가지 혈관 및 불필요한 부분을 제거하고 이미지를 이진화하는 과정을 우측도면에 도시하였다.
- [0072] 상술한 바와 같이 혈관추출부에서 혈관영상이 추출되면 다음으로 중심축 추출 및 혈관 폭을 계산하여 관상 동맥 협심증을 심장협착감지부(300)에서 진단하도록 한다.
- [0073] 이를 위하여 심장협착감지부(300)는 중심선을 추출하는 중심선추출부(310)와 추출된 중심선을 이용하여 혈관폭을 계산하는 혈관폭 계산부(320) 그리고 계산된 혈관폭을 이용하여 심장협착증을 진단하는 진단부(330)로 구성한다.
- [0074] 중심선추출부(310)는 혈관추출부에서 추출된 혈관영상에서 혈관의 중심축을 추출한다.
- [0075] 도 9의 중심선 추출 및 혈관폭 계산을 위한 도면을 참고하면, 각 픽셀 값들을 점과 점 사이의 거리를 구하는 공식을 이용하여 유클리드 거리값으로 변환한다.
- [0076] 픽셀값들을 유클리드 거리값으로 변환하는 수학식은 다음과 같다.

수학식 6

$$D(x,y) = \sqrt{(x-x_0)^2+(y-y_0)^2}$$

[0077]

[0078]

[0079]

[0080]

[0081]

[0082]

[0083]

[0084]

[0085]

[0086]

[0087]

[0088]

[0089]

수학식 6에 의하여 변환된 유클리드 거리 픽셀 값에서 중심선을 추출한다.

상기 수학식을 사용하면 (x,y) 좌표에서 (x0,y0) 좌표까지의 거리 (D(x,y))를 구할 수 있다. 상기 식을 모든 혈관 영역에 사용하면 혈관 폭을 구할 수가 있는 것이다. 혈관 폭은 지름의 길이가 되며 지름의 길이가 반이 되는 지점이 곧 혈관의 중심선이 되는 것이다.

수학식 6을 통하여 중심선추출부(310)에서 중심선이 추출되면, 혈관폭계산부(320)는 추출된 혈관 중심선으로부터 혈관 경계선까지의 거리 즉, 혈관의 폭을 구할 수 있는 것이다.

그 방법으로는 중심선에서부터 경계까지의 최단거리로 반환하고 혈관외부의 경우 "0"으로 반환한다.

진단부(330)는 추출된 영상에 19x19픽셀로 윈도우(window)를 형성하고, 중심선에 해당하는 좌표에서만 윈도우의 중심부가 형성되게 설정한다.

또한, 임의로 협착을 만들어 주고 협착이 감지되면 윈도우를 표시하도록 한다.

이때 윈도우 안에 검출되는 픽셀(pixel)의 상한선을 설정해두고 설정치보다 줄어들면 협착증으로 진단한다.

픽셀의 상한선은 가지 혈관으로 분지될때 협착으로 잘못 진단하지 않도록 window안에 잡히는 pixel수의 상한선을 설정하여야 하는 것이다.

바람직하게는 혈관 폭이 50% 이상 급격하게 줄어드는 부분인 협착에서만 window가 표시되도록 하고, 심장 협착 공식을 이용하여 50% 이상 좁아질 경우에만 협착증으로 진단한다.

도 10의 협착증을 판별하는 윈도우 표시창을 예시한 도면을 참고하면, 특정 혈관 위치에서 설정치보다 낮은 픽셀수가 감지된 부분이 협착증으로 진단되는 것을 설명하고 있다.

도 11 내지 도 13의 협착증을 진단하는 방법을 설명하는 참고 도면을 이용하여 심장협착공식에 대하여 설명한다.

심장협착공식은 다음 수학식7과 같다.

수학식 7

$$Stenosis\%=[1-\frac{d_{vb}}{d_v}]*100\%$$

[0090]

[0091]

[0092]

[0093]

[0094]

[0095]

여기서 d_v 는 정상혈관폭, d_{vb} 는 협착이 있는 혈관폭으로 50%이상 좁아진 경우에만 의미있는 협착증으로 진단한다.

도 11에서 관상동맥(coronary artery) 상에 확대 단면도를 보면 정상혈관폭(d_v)보다 협착이 있는 혈관폭(d_{vb})이 표시되어 있다.

도 12의 좌측도면은 협착이 있는 혈관폭(d_{vb})은 2.2mm이고 정상혈관폭(d_v)은 7.6mm이어서 협착률이 71%인 것을, 우측도면은 협착이 있는 혈관폭(d_{vb})은 3.5mm이고 정상혈관폭(d_v)은 8.84mm이어서 협착률이 63.8%인 것을 도시하고 있다.

도 13은 Mean filter를 사용하여 denoise를 한 이후 frangi's filter를 적용한 영상으로, 기존의 method에 비해 혈관을 더욱 선명하게 추출할 수 있음을 나타내고 있다.

또한, 협착이 아닌 부분임에도 협착처럼 보인 부분에 대한 해결책을 제시할 수 있으며, 관상동맥 조영 영상으로

부터 혈관 주위 기관, 뼈 조직 등의 잡음을 효과적으로 제거하고 혈관만을 추출할 수 있는 것이다.

- [0096] 또한 본 발명은 유클리드 거리 변환을 통해 혈관의 중심선과 혈관 폭을 계산하고 줄기 혈관에서 가지 혈관으로 갈라질 때 협착으로 잘못 detect되지 않도록 알고리즘이 설계되어 있기 때문에 손쉽게 효율적으로 협착증을 자동화 기기로 진단할 수 있는 것이다.
- [0097] 이하, 도면을 참고하여 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘에 대하여 설명한다.
- [0098] 도 14는 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘을 설명하기 위한 흐름도로서, DICOM이미지부(100)에서 DICOM이미지를 획득하는 단계(S110)와, 전처리부(200)에서 영상처리하여 혈관을 추출하는 단계(S120) 그리고 심장협착감지부(300)에서 중심선을 추출하여 혈관폭을 계산하여 협착증 유무를 진단하는 단계(S130)를 포함한다.
- [0099] DICOM이미지부(100)에서 DICOM이미지를 획득하는 단계(S110)는 혈관에 조영제를 투입하여 혈관을 촬영하는 단계(S111)와 이미지를 획득하는 단계(S112)로 이루어져 DICOM에서 촬영된 10개 이상의 프레임은 가지는 동영상상을 획득한다.
- [0100] 단계 S110에서 10개 이상의 프레임을 갖는 동영상상이 획득되면 전처리부(200)는 영상처리하여 혈관을 추출하는 단계(S120)를 수행한다.
- [0101] 단계 S120은 구체적으로 DICOM(100)에서 획득한 10개 이상의 프레임 영상에서 영상처리를 행한 다음(S121) 혈관을 추출하는 단계(S122)를 수행한다.
- [0102] 단계 S121에서의 영상처리는 획득한 10개 이상의 프레임 영상에서 영상처리를 행한 다음 혈관을 추출하고 추출한 혈관에서 노이즈를 제거한 다음 혈관이 가장 잘 보이는 프레임을 추출하여 다시 노이즈를 제거한다.
- [0103] 노이즈 제거 과정은 상술한 수학적 1 내지 4에 의하여 Multiscale Top-Hat filter를 이용하여 혈관의 대비가 강조된 영상에서 Bilateral filter를 이용하여 노이즈가 제거되도록 한다.
- [0104] 단계 S122에서의 혈관추출은 단계 S121에서의노이즈가 제거된 영상에서 frangi vesselness 필터를 이용하여 혈관을 추출하도록 한다.
- [0105] 이때도 상술한 바와 같이 frangi vesselness 필터는 frangi 필터와 같이 단순히 사용하게 될 경우 혈관이 기존 영상에 비해 얇게 추출되기 때문에 협착이 아닌 부분에서도 협착으로 보게 되는 단점이 존재할 수 있으므로, 결과적으로 얻은 영상에서 잡음 제거를 위해 threshold와 area open을 한 후 이미지를 이진화하여야 한다.
- [0106] 이러한 Frangi's vesselness filter를 이용한 혈관의 추출은 수학적 5에 의하여 추출될 수 있다.
- [0107] 또한, Frangi's vesselness filter를 이용한 혈관 추출영상에서 잡음 제거를 위해 threshold와 area open을 한 후 이미지를 이진화하는 것이 바람직하다.
- [0108] 상술한 바와 같이 혈관추출부에서 혈관영상이 추출되면 단계 S130을 통하여 중심축 추출 및 혈관 폭을 계산하여 관상 동맥 협심증을 심장협착감지부(300)에서 진단하도록 한다.
- [0109] 중심선추출부(310)는 혈관추출부에서 추출된 혈관영상에서 혈관의 중심축을 추출한다(S131).
- [0110] 중심축을 추출하기 위하여 각 픽셀 값들을 점과 점 사이의 거리를 구하는 공식(수학적 6)을 이용하여 유클리드 거리값으로 변환한다.
- [0111] 중심선추출부(310)에서 중심선이 추출되면, 혈관폭계산부(320)는 추출된 혈관 중심선으로부터 혈관 경계선까지의 거리 즉, 혈관의 폭을 구한다(S132).
- [0112] 단계 S132에서 혈관 폭이 계산되면 진단부(330)는 추출된 영상에 19x19픽셀로 윈도우(window)를 형성하고, 중심선에 해당하는 좌표에서만 윈도우의 중심부가 형성되게 설정한다.
- [0113] 또한, 임의로 협착을 만들어 주고 협착이 감지되면 윈도우를 표시하도록 한다.
- [0114] 이때 윈도우 안에 검출되는 픽셀(pixel)의 상한선을 설정해두고 설정치보다 줄어들면 협착증으로 진단한다.
- [0115] 픽셀의 상한선은 가지 혈관으로 분지될때 협착으로 잘못 진단하지 않도록 window안에 잡히는 pixel수의 상한선을 설정하여야 하는 것이다.
- [0116] 바람직하게는 혈관 폭이 50% 이상 급격하게 줄어드는 부분인 협착에서만 window가 표시되도록 하고, 심장 협착

공식을 이용하여 50% 이상 좁아질 경우에만 협착증으로 진단하면 된다(S133, S134, S135).

[0117] 상술한 바와 같이 본 발명의 관상동맥 조영 영상에서 심장 협착증 진단 알고리즘에 의하면, DICOM 영상에서 임의의 프레임을 뽑아 영상의 잡음을 제거하고 frangi 필터를 씌우는 종래의 방식과 달리 전처리 방법을 바꾸어서 침식 팽창을 이용한 대비 강조와 혈관의 경계선을 지키는 잡음 제거 방식으로 frangi 필터를 씌워도 혈관이 얇게 추출되지 않고 기존 영상과 비슷하게 혈관을 추출할 수 있는 것이다.

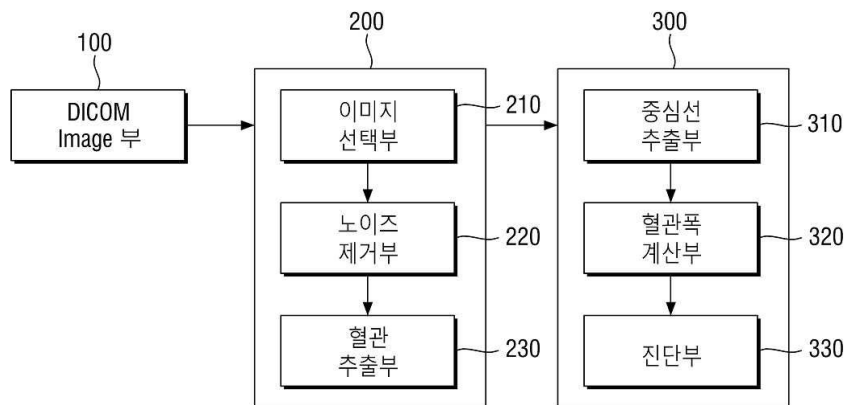
[0118] 이상에서 본 발명은 기재된 구체예에 대하여 상세히 설명되었지만 본 발명의 기술사상 범위 내에서 다양한 변형 및 수정이 가능함은 당업자에게 있어서 명백한 것이며, 이러한 변형 및 수정이 첨부된 특허 청구범위에 속함은 당연한 것이다.

부호의 설명

[0119] 100 : DICOM 이미지부 200 : 전처리부
210 : 이미지선택부 220 : 노이즈제거부
230 : 혈관추출부 300 : 심장협착감지부
310 : 중심선추출부 320 : 혈관폭계산부
330 : 진단부

도면

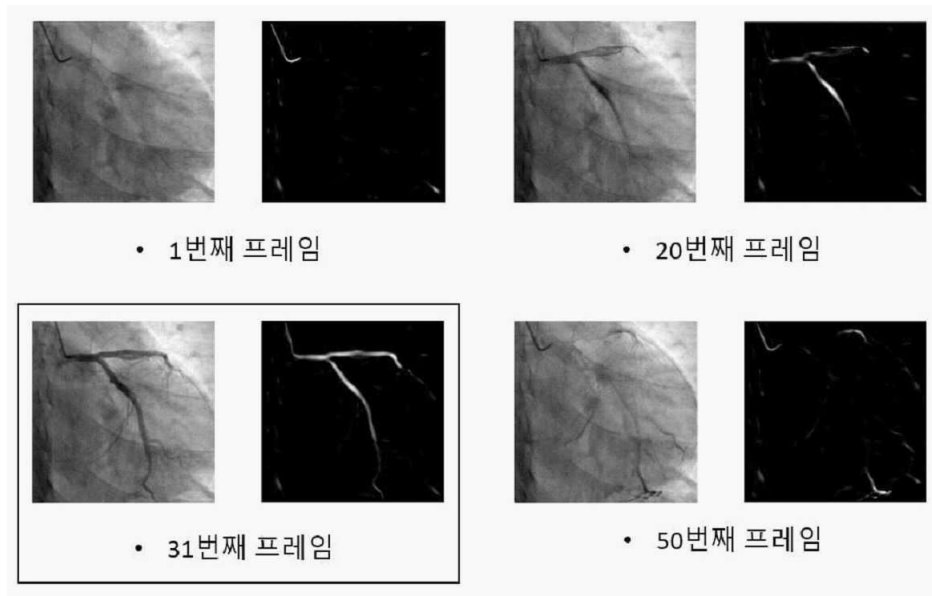
도면1



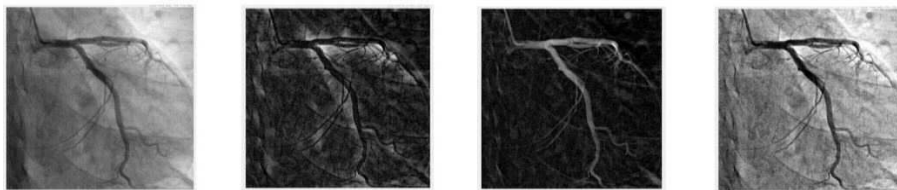
도면2



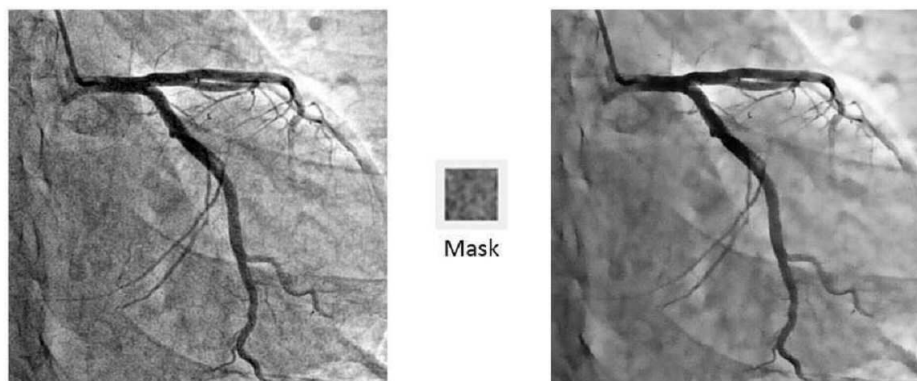
도면3



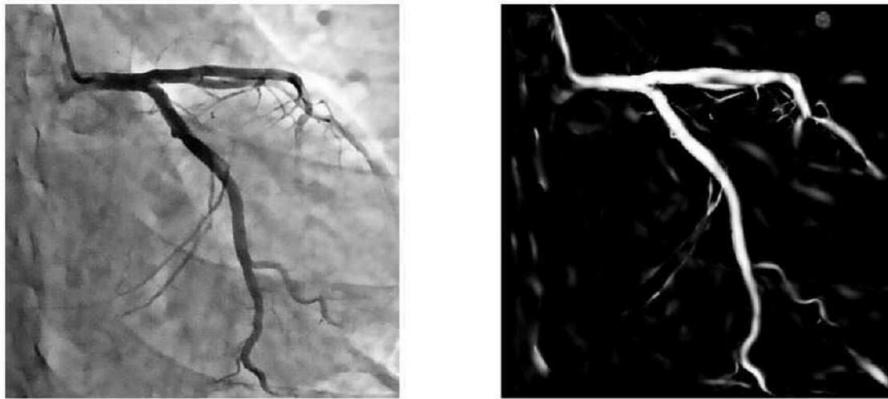
도면4



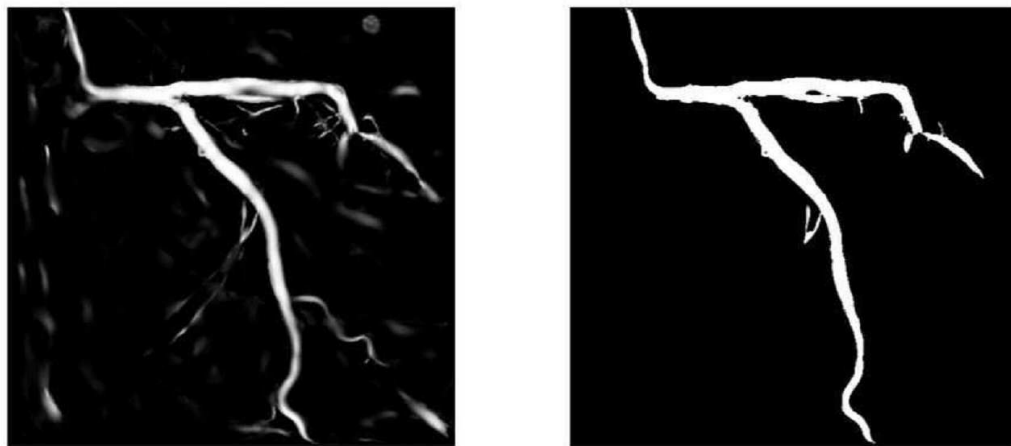
도면5



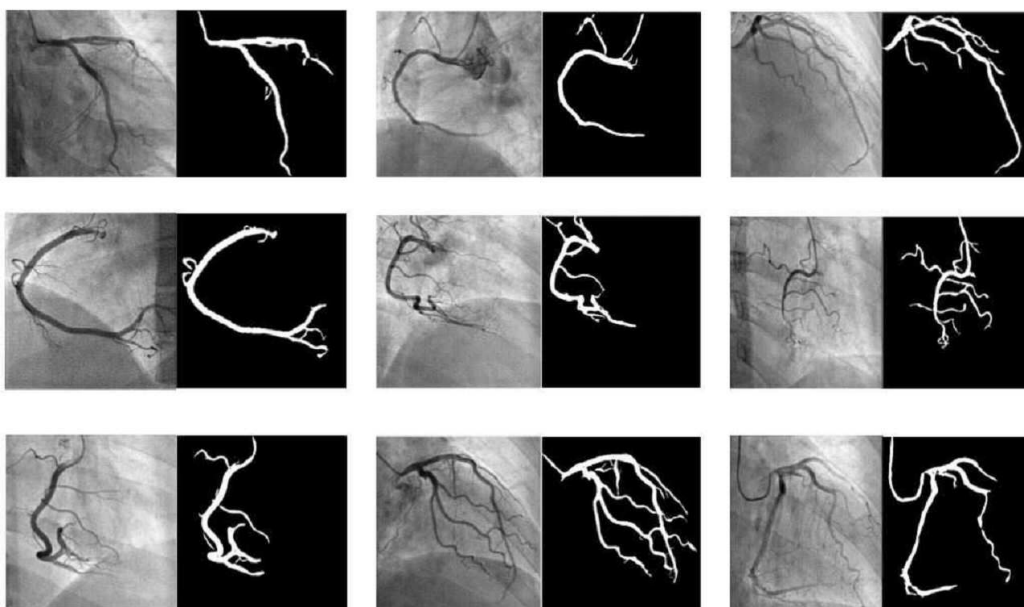
도면6



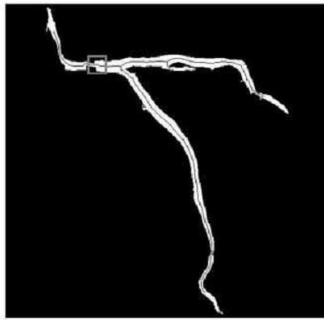
도면7



도면8

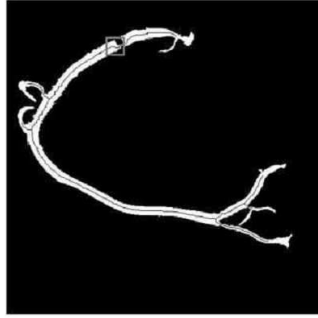


도면12



$$1 - \left(\frac{2.2}{7.6} \right) \times 100\% = 71\%$$

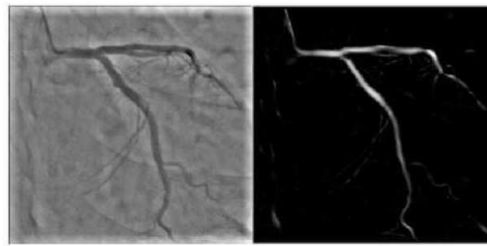
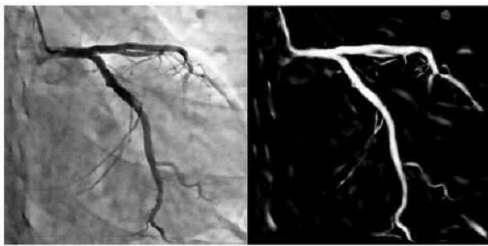
- d_v : 정상 혈관 폭 (7.6)
- d_{vb} : 협착이 있는 혈관 폭 (2.2)



$$1 - \left(\frac{3.5}{8.84} \right) \times 100\% = 63.8\%$$

- d_v : 정상 혈관 폭 (8.84)
- d_{vb} : 협착이 있는 혈관 폭 (3.5)

도면13



도면14

