



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0072155
(43) 공개일자 2020년06월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/026 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/026 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0160013
(22) 출원일자 2018년12월12일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
장혁재
서울특별시 강남구 선릉로 221, 306동 902호 (도곡동, 도곡렉슬아파트)
전병환
경상북도 경산시 경산로 21, 101동 308호 (옥곡동, 서부부영1차 조은마을아파트)
(74) 대리인
황의만
(뒷면에 계속)

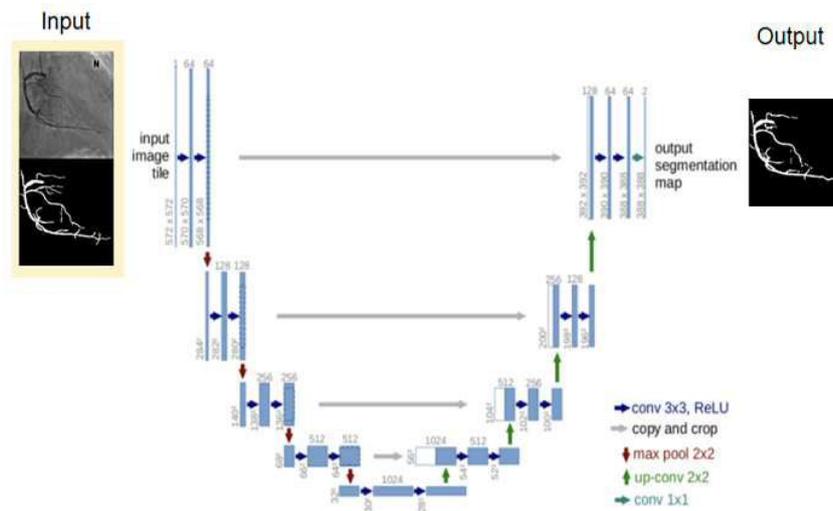
전체 청구항 수 : 총 1 항

(54) 발명의 명칭 2D X-ray영상 기반 관상동맥 혈류속도 근사방법

(57) 요약

본 발명은 X-ray coronary angiography 2차원 영상 모달리티는 기본적인 진단을 위해 필수적으로 촬영되는 영상 이므로, 이를 이용하여 정성적으로 혈관의 흐름이 원활한지 시술자가 판단을 하는데 이와 더불어 정량적으로 혈류속도의 근사치를 구할 수 있는 방법에 대한 것이다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7264 (2013.01)

A61B 6/5223 (2013.01)

(72) 발명자

정성희

광주광역시 광산구 수완로33번길 76, 102동 1203호
(수완동, 은빛마을모아엘가아파트)

홍영택

경기도 군포시 고산로677번길 34, 1325동1402호
(산본동, 개나리아파트)

장영걸

서울특별시 마포구 마포대로 173-15 (공덕동463
번지731호)

하성민

경기도 수원시 장안구 정자천로188번길 71-21, 10
1동 210호 (정자동, 현대아파트)

김세근

경기도 고양시 일산동구 숲속마을로 68, 608동 40
3호 (풍동, 숲속마을6단지아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2018-0-00861

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 SW컴퓨팅산업원천기술개발사업

연구과제명 의료데이터 분석 지능형 SW 기술개발

기 여 율 1/1

주관기관 정보통신산업진흥원

연구기간 2018.04.01 ~ 2020.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

인코더 부분의 매 계층에서 filter의 receptive field 정보를 저장하고 있다가 디코더 부분의 매 계층에서 인코더 부분에서 저장한 정보를 수신하고, 상기 수신한 정보를 U-NET모델을 학습 모델로 설정하여 2D X-ray 이미지와 상기 이미지의 Ground truth를 인풋으로 넣어 학습을 시킨 후 혈관 확률맵을 아웃풋으로 구하는 것을 특징으로 하는 2D X-ray영상 기반 관상동맥 혈류속도 근사방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] X-ray coronary angiography 2차원 영상 모달리티는 기본적인 진단을 위해 필수적으로 촬영되는 영상이다.

[0002] 이때 정성적으로 혈관의 흐름이 원활한지 시술자가 판단을 하는데 이와 더불어 정량적으로 혈류속도의 근사치를 구할 수 있는 방법을 제안하고자 한다.

배경 기술

[0003] 혈류속도를 측정하기 위해서 기존에는 침습적인 방법으로 체내에서 장치를 사용하여 측정하였다. 그러나 침습적인 방법은 환자에게 부담이 되고 비용이 증가될 수밖에 없다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 혈류속도는 모세혈관 혈관으로 혈액을 공급하는 심장의 기능을 판단 할 수 있는 하나의 척도로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

[0005] 가령, 혈류 속도가 느린 경우 혈액의 공급이 원활하지 않을 가능성을 제시 할 수 있으며, 혈류 속도가 빠르면 혈관이 딱딱한 것으로, 속도가 빠를수록 심혈관 질환을 일으키는 요인이 된다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명에 따르면 2D X-ray영상 기반 관상동맥 혈류속도 근사방법은 인코더 부분의 매 계층에서 filter의 receptive field 정보를 저장하고 있다가 디코더 부분의 매 계층에서 인코더 부분에서 저장한 정보를 수신하고, 상기 수신한 정보를 U-NET모델을 학습 모델로 설정하여 2D X-ray 이미지와 상기 이미지의 Ground truth를 인풋으로 넣어 학습을 시킨 후 혈관 확률맵을 아웃풋으로 구하는 것을 특징으로 할 수 있다.

발명의 효과

[0007] 본 발명으로 인하여 기존의 심장의 기능이 정상인 환자들과 기능이 이상이 있는 환자들로부터 얻어진 혈류에 관한 정보들을 기반으로 진단시 환자의 측정된 혈류 속도를 가지고 심장의 기능을 간단히 판단 할 수 있는 보조 지표가 될 수 있는 효과가 기대된다.

도면의 간단한 설명

[0008] 도 1은 U-NET 모델을 이용한 학습을 나타낸 도면이다.

도 2는 Pixel 개수 측면에서 바라본 환자의 심혈관 혈류 속도 근사치를 나타낸 도면이다.

도 3은 속도 변화 구간 설정을 나타낸 도면이다.

도 4는 각 Frame에서의 2D X-ray이미지(위)와 U-NET 모델을 사용하여 추출한 혈관 맵과 혈관에 해당하는 pixel 개수를 나타낸 도면이다.

도 5는 mm^2 단위의 평균 속도 환산 과정을 나타낸 도면이다.

도 6은 인공지능을 이용하여 추출한 혈관 확률 맵 기반 실험과 Ground_Truth 기반의 실험 결과 비교를 나타낸 도면이다.

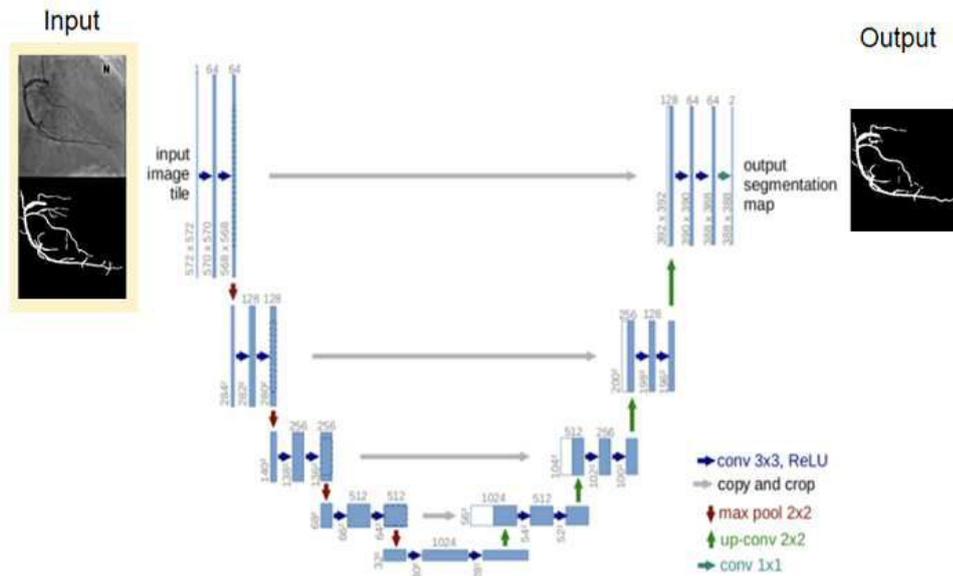
발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0009] 아래에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다.
- [0010] 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0011] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0012] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예에 따른 2D X-ray영상 기반 관상동맥 혈류속도 근사방법에 대하여 설명한다.
- [0013] 도 1은 U-NET 모델을 이용한 학습을 나타낸 도면이다.
- [0014] 2차원 X-ray 영상은 3차원 물체가 Homogeneous 좌표에 의하여 정사영되므로 여러 좌표들이 서로 겹쳐져서 강해지기도 하며, 거리에 따라 같은 혈관 내에서도 강도(intensity)가 다르게 나타날 수 있다.
- [0015] 또한 2차원 X-ray 영상에는 수많은 잡음이 생기게 되는데, 이처럼 불규칙한 값의 분포를 띄는 2D X-ray 영상에서 매 픽셀마다 혈관에 해당하는지에 대한 확률값을 얻을 수 있다면 이 확률값은 영상에서 한 픽셀의 혈관정보가 될 수 있다.
- [0016] 본 발명에서는 인코더 부분의 매 계층에서 filter의 receptive field 정보를 저장하고 있다가 디코더 부분의 매 계층에서 인코더 부분에서 저장한 정보를 받음으로써 도 1과 같이 현재 의료영상 데이터 학습에서 가장 성능이 높다고 알려진 U-NET모델을 학습 모델로 설정하여, 도 1과 같이 2D X-ray 이미지와 그것의 Ground truth를 인풋으로 넣어 학습을 시킨 후 혈관 확률맵을 아웃풋으로 구할 수 있다.
- [0017] 도 2는 Pixel 개수 측면에서 바라본 환자의 심혈관 혈류 속도 근사치를 나타낸 도면이다.
- [0018] 인공지능을 통해 얻어진 혈관 확률맵들을 통하여 아래 수학적 1 과 같이 각 Frame 별로 혈관에 해당하는 픽셀의 개수를 구할 수 있다.
- [0019] [수학적 1]
- [0020]
$$P_n = Frame_n(num(Pixel \subseteq Vessel))$$
- [0021] 도 3은 속도 변화 구간 설정을 나타낸 도면이다.
- [0022] 본 발명에서는 수학적 1을 통하여 얻은 각 Frame별 혈관에 해당하는 pixel의 개수를 이용하여 다음의 일련의 계산을 통하여 환자의 심혈관 혈류 속도의 근사치를 구할 수 있다.
- [0023] 하지만 Pixel 개수 측면에서 바라본 환자의 심혈관 혈류 속도 근사치는 도 2와 같이 매우 다르게 나타나기 때문에 도 3과 같이 속도 변화구간을 기준점으로 사용하여 기준점 이전의 구간만을 고려하여 다음의 일련의 계산을 진행할 수 있다.
- [0024] 도 4는 각 Frame에서의 2D X-ray이미지(위)와 U-NET 모델을 사용하여 추출한 혈관 맵과 혈관에 해당하는 pixel 개수를 나타낸 도면이다.
- [0025] 먼저 각 Frame의 pixel의 개수를 거리 단위인 mm로 환산을 하기 위하여 수학적 2와 같이 픽셀의 개수에 x축과 y축의 scale factor인 S_x 와 S_y 를 곱할 수 있다.

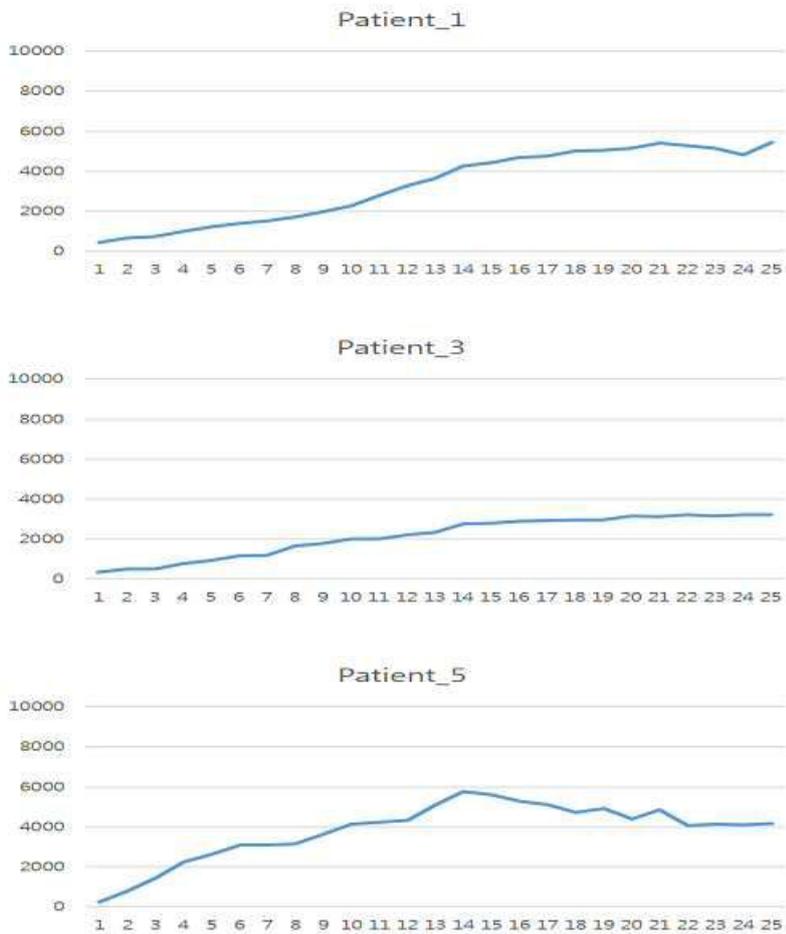
- [0026] [수학식 2]
- [0027]
$$D_n = P_n \times S_x \times S_y$$
- [0028] 위와 같이 픽셀의 개수를 거리로 변환하게 되면 아래 수학식 (3)와 같이 각 Frame별 거리의 차이를 구할 수 있다.
- [0029] [수학식 3]
- [0030]
$$\delta_n = |P_{n+1} - P_n|$$
- [0031] 도 5는 mm^2 단위의 평균 속도 환산 과정을 나타낸 도면이다.
- [0032] 위 수학식 (3)을 통하여 얻은 각 Frame별 거리차이들 δ 의 평균을 내면 Frame들에 대한 평균 속도가 될 수 있다.
- [0033] 본 발명의 일 실시 예에 따르면 일반적으로 2D X-ray angiography는 1초에 15회 촬영이 되므로, 위에서 구한 평균 속도는 $\frac{1}{15}s$ 동안 구해진 속도이기 때문에 절대적인 속도를 구하고자 위에서 구한 평균 속도에 15를 곱할 수 있다.
- [0034] 일반적으로 사람의 심혈관 혈류 속도는 $50 ml/m < x < 400 ml/m$ 로 알려져 있다.
- [0035] 하지만 위의 범위는 부피 단위이기 때문에 도 5와 같은 방법을 통하여 거리 단위의 범위로 환산할 수 있다.
- [0036] 도 6은 인공지능을 이용하여 추출한 혈관 확률 맵 기반 실험과 Ground_Truth 기반의 실험 결과 비교를 나타낸 도면이다.
- [0037] 본 발명의 일 실시 예에 따라 총 10명의 환자에 대하여 실험을 한 결과 인공지능을 통하여 혈관 확률맵을 추출하여 실험을 한 것과 실제 Ground_Truth와의 차이가 거의 없는 것을 도 6에서 볼 수 있다.
- [0038] 최종적으로 본 특허에서 구한 최종 속도는 $\lambda = 0.5$ 를 곱함으로써 그림 3에서 구한 평균 심혈관 혈류 속도인 $88.36 mm^2 < Average_Velocity < 353.44 mm^2$ 에 포함된다는 것을 알 수 있다.
- [0039] 본 발명의 실시 예는 이상에서 설명한 장치 및/또는 방법을 통해서만 구현이 되는 것은 아니며, 이상에서 본 발명의 실시 예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에 속하는 것이다.

도면

도면1



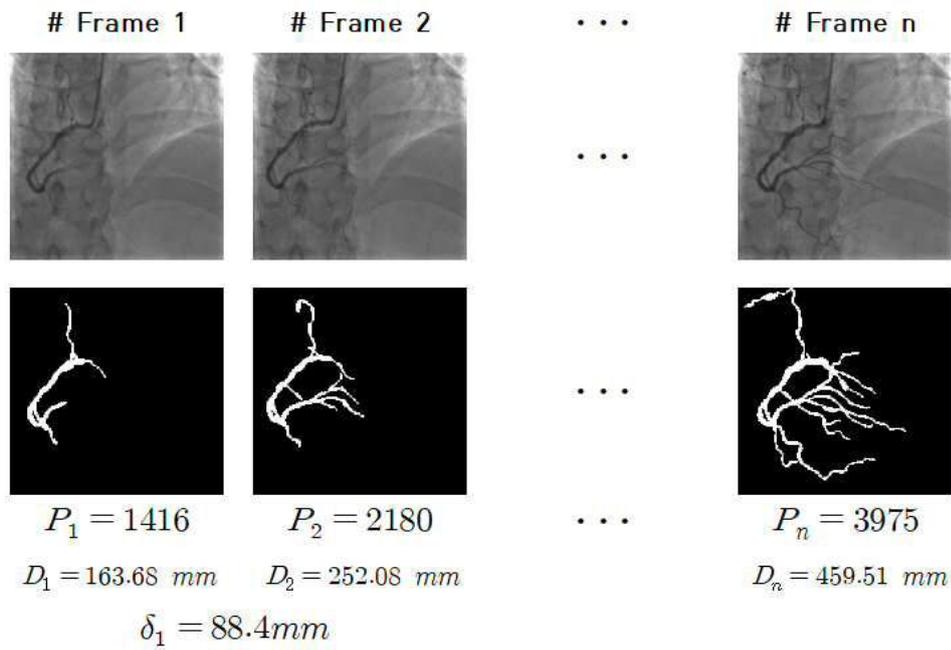
도면2



도면3



도면4



도면5

$$50 \text{ ml/m} < x < 400 \text{ ml/m}$$



$$50,000 \text{ mm}^3/\text{m} < x < 400,000 \text{ mm}^3/\text{m}$$



$$833 \text{ mm}^3/\text{s} < x < 6,666 \text{ mm}^3/\text{s}$$

$$\begin{aligned} \text{velocity}^3 = 833 \text{ mm}^3 &\rightarrow \text{velocity} \approx 9.4 \text{ mm} \rightarrow \text{velocity}^2 \approx 88.36 \text{ mm}^2 \\ \text{velocity}^3 = 6,666 \text{ mm}^3 &\rightarrow \text{velocity} \approx 18.8 \text{ mm} \rightarrow \text{velocity}^2 \approx 353.44 \text{ mm}^2 \end{aligned}$$

$$88.36 \text{ mm}^2 < \text{Average_Velocity} < 353.44 \text{ mm}^2$$

도면6

