

## 방향코드를 이용한 관상동맥의 직경 측정 방법

全 春 基 · 姜 光 男 · 李 太 遠

=Abstract=

### A New Method of Estimating Coronary Artery Diameter Using Direction Codes

Chun Kee Jeon, Kwang Nham Kang, Tae Won Rhee

The conventionally used method requires centerline of vessels to estimate the vessel diameter. Two methods of estimating the centerline of vessels are reported : One is manually observer-defined method. This potentially contributes to inter-and intra-observer variability. And the other is to automatically detect the centerline of vessels. But this is very complicated method.

In this paper, we propose a new method of estimating vessel diameter using direction codes and position information without detecting centerline. Since this method detects the vessel boundary and direction code at a same time, it simplifies the procedure and reduces execution time in estimating the vessel diameter. Compared to a method that automatically estimates the vessel diameter using centerline, our method provides improved accuracy in image with poor contrast, branching or obstructed vessels. Also, this provides a good compression of boundary description, because each direction code element can be coded with 3 bits only, instead of the 4 bytes required for the storage of the coordinates of each border pixel. Our experiments demonstrate the usefulness of the technique using direction code for quantitative analysis of coronary angiography. Experimental results justify the validity of the proposed method.

**Key words** : estimation, direction code, Vessel diameter

### 서 론

관상동맥 질환은 관상동맥이 동맥경화증이나 경련등 여러 가지 원인에 의해 혈관이 막히거나 혈류량이 감소하는데서 비롯된다. 이에겐 협심증과 심근경색증이 있으며 대부분이 동맥경화증에서 비롯된다. 심장질환을 검사하는 방법에는 심전도 검사를 비롯해 운동부하검사, 심장 초음파 검사, 관상동맥 조영술등이 있다. 관상동맥은 심장에 피를 공급해 주는 혈관으로 이 관상동맥이 좁아지면 심장에 피를 제대로 공급해 줄 수가 없어 심장근육에 손상을 주는 관상동맥 질환의 원인이 된다. 관상동맥 협착

의 가장 일반적인 측정방법은 혈관의 직경 변화를 측정하여 협착 백분율(stenosis percentage)을 구하는 것이다.

관상동맥 조영술에서 관상동맥의 기하학적인 형태를 분석하는 것은 심장질환이 있는 환자를 취급하고 평가하는데 중요한 자료가 된다. 이 관상동맥의 협착에 대한 시각적인 평가는 관찰자의 주관적인 요소에 의해 영향을 받을 수 있고 협착에 대한 정확한 해석도 어렵다<sup>1)</sup>. 이런 이유로 관상동맥 조영술에서 자동으로 관상동맥의 경계선을 검출하고 협착 백분율을 계산하려는 연구가 진행되고 있다<sup>2)</sup>.

협착이 있는 혈관의 경계선을 찾기 위해서 사용되는 경

계선 검출 절차는 여러 가지 방법으로 구현할 수 있다. 가장 간단한 방법은 관상동맥의 경계선을 manual로 추적하는 것이다<sup>3)</sup>. 이 방법은 경계가 불분명한 혈관 영상에서 경계를 정의해야 하기 때문에 경계선 위치에 대해서 주관적인 요소가 많이 가미된다. 혈관 경계선을 정의하는데 있어서 좀더 개선된 것이 반자동과 자동으로 경계선을 검출하는 기술인데 Spear, Kirkeide 등이 발표하였다<sup>4, 5)</sup>.

지금까지 발표된 논문에 의하면 혈관의 직경과 협착 백분율을 구하기 위해서는 주어진 구간에 대해서 혈관의 경계선과 혈관의 중앙선을 구해야 한다. 혈관의 중앙선을 구하는 방법에는 manual로 사용자가 정의하는 방법과 자동으로 찾는 방법이 있다. 사용자가 정의하는 방법은 편리하기는 하지만 재현 시도시에 변화할 수 있고 중앙선의 변화는 중앙선에 수직인 것으로 직경을 계산하기 때문에 직경 함수에도 영향을 준다<sup>6)</sup>. 물론 일부는 자동으로 중앙선을 검출하기도 하는데 그 과정은 매우 복잡하다.

자동으로 관상동맥의 상태를 평가하기 위해서는 가지가 있거나 장애가 있거나 화질이 좋지 않은 여러 가지 조건의 영상에서 경계선을 검출한 다음 원영상에 경계선을 그려주고 혈관 직경 변화율을 데이터로 나타내어 관상동맥 질환이 있는지 여부를 판정해 주어야 한다.

이 논문에서는 중앙선을 구하지 않고 혈관의 직경을 구하는 새로운 방법을 제안하고자 한다. 이 연구를 하게 된 동기는 기존 방법으로 혈관 경계선을 검출하고 직경을 계산한 결과가 정확하지 않기 때문에 관상동맥 치료에 제한적으로 사용되고 있다는 사실에 기인한다. 그래서 이번 연구는 관상동맥의 직경을 측정 (Estimation)하는데 기존의 중앙선을 이용하여 계산하는 방법보다 정확성, 처리절차, 처리시간 중에서 한가지의 특성이라도 개선시키는데 그 목적을 두고 이 연구를 하였다. 또한, Freagle 등이 보고한 자료에 따르면 49개의 angiogram에 대해 자동으로 경계선 검출을 실험해 본 결과 6개는 경계선 검출에 실패 (12%의 실패율)한 것으로 나타나 있다<sup>2)</sup>. 경계선 검출에 있어 실패율을 줄이기 위해서 혈관 모양이 갖는 고유의 정보를 이용하는 방안에 대해서도 연구를 하였다.

## 관상동맥 영상의 작업환경 및 전처리

### 1. 작업환경

마우스로 시작점과 끝점, 2 점을 입력하여 혈관의 분석 구간을 설정한다. 여기에서 분석하고자하는 관상동맥 영상은 가능한 한 다음조건에서 선택하는데 경계선을 검출하는데 대단히 중요하다<sup>7)</sup>.

- 1) 분석구간은 명암이 잘 나타나야 한다.
- 2) 심장운동으로인해 흐릿한 경계(motion blur)를 피하기 위해서 심장이 확장된 상태에서 영상을 선택하도록 한다.
- 3) 협착이 있는 관상동맥은 분명하게 볼 수 있어야 하고, 가능한 한 다른 혈관과 중복되거나 가지가 없는 영상을 택하도록 한다.

2 점에 의해서 분석하고자하는 구간이 결정되면 결정된 구간에 대해서만 1차 미분 연산자를 적용하여 gradient 영상을 만든다. Gradient 영상을 대상으로 경계선 검출 규칙에 따라 혈관 경계선을 검출하고 또 방향코드를 생성한다.

### 2. 경계선 검출 및 용어 정의

관상동맥의 edge를 자동으로 검출하는 방법에는 geometric과 non-geometric 검출방식이 사용된다. Non-geometric 또는 videodensitometric approach는 혈관 내부의 조도 밀도에 근거한다<sup>8, 9)</sup>. 이 방식은 혈관 모양에도 관계가 적고 혈관 경계선의 정확한 정의도 요구하지 않는다. 이론적으로 이 방식은 경계가 불분명하고 모양도 불규칙하고 협착정도가 심할때 이 방식을 이용하는데 실제적으로 많은 error 요인에 의해서 제한되어 진다<sup>10)</sup>. 이 방식은 beam hardening, scatter, veiling glare, 혈관의 원근, 조도의 불완전한 혼합 등에 의해서 영향을 받는다. 이런 요인 때문에 geometric 방식보다 좋지 않고 반복했을 경우 일치하지 않는 경우도 있다<sup>11, 16)</sup>.

관상동맥의 기하학적인 평가를 하기 위한 geometric approach는 혈관 경계선의 자동 검출에 근거한다. 이 방식중 하나의 예는 Brown-Dodge method로 현재 많이 이용되고 있다<sup>12)</sup>.

혈관의 경계선을 자동으로 검출하는 기법에 대해 여러 가지 방법이 소개되어 있는데 이 방법들은 큰 gradient를 갖는 pixels을 분류하므로써 혈관의 경계선을 검출한다<sup>2, 13)</sup>. 이러한 경계선 검출은 찾아지는 경계선의 위치가 국소 이미지 특성에 크게 의존되기 때문에 전형적으로 지역 처리를 한다. 이 방식은 고화질인 경우는 문제가 되지 않지만 중이하의 화질의 이미지에서는 local 경계선 위치를 찾아내는데 유용한 전역 정보(Global information)가 무시되는 단점이 있다<sup>14, 15)</sup>. 이 논문에서는 관상동맥의 경계선을 검출하기 위해서 gradient search method를 이용하였다. 이 방법은 혈관의 분석구간에 대해 1차 미분 연산자를 이용하여 gradient 영상을 만든 다음 경계선 검출 규칙에 따라 gradient의 크기를 이용하여 경계선을 검출함과 동시

에 좌우측 혈관 경계선의 방향코드를 생성한다. 이 방향 코드는 혈관의 직경을 측정하는데 이용된다. 방향코드를 구하기 위해서 사용되는 용어를 정의하면 다음과 같다.

1) 8 방향 코드 (Eight directional codes)

현재 pixel을 이웃하고 있는 8개의 pixel에 대해 진행 방향을 코드로 나타낸 것으로 그림 1에 8 방향 코드를 나타내었다.

2) 시작점과 끝점 (Start-point and End-point)

관상동맥의 분석하고자하는 구간을 A(x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>)좌표, B(x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>) 좌표 순으로 선택하였다면, A(x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>)좌표를 시작점, B(x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>) 좌표를 끝점이라 정의한다.

3) gdc(global direction code)

시작점에서 끝점을 향하는 방향을 나타내는 코드로 8 방향 코드로 나타낸다. gdc는 A(x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>) 와 B(x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>)좌표를 이용하여 구한다. 예를 들어,

$$(|y_2| > |y_1| \text{ and } (x_1 - x_2) \neq 0 \text{ and } (0.4 \leq \frac{|y_2 - y_1|}{x_1 - x_2} < 2.4)$$

의 조건이면 gdc는 6이 된다.

4) ldc(local direction code)

혈관 경계선을 8 방향 코드를 이용하여 픽셀단위로 진

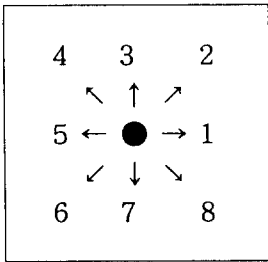


그림 1. 8방향 코드  
Fig. 1. Eight directional codes

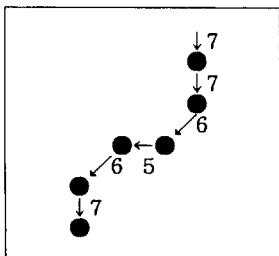


그림 2. ldc 생성 예  
Fig. 2. Example of ldc generation

행방향을 나타내는 값으로 그림 2의 경우의 ldc는 776567 이 된다.

관상동맥의 방향코드 생성 및 변환

1. rsp, lsp, rep 및 lep의 선정

혈관 경계선의 ldc를 만드는데 있어서 경계선의 시작점과 끝점을 결정하는 일이 매우 중요하다. 그것은 좌우측 혈관 경계선의 시작점과 끝점의 위치가 직경을 구하는데 기준으로 이용되기 때문이다. 좌우측 혈관 경계선의 시작점과 끝점은 gdc와 수직인 선을 따라 그레이 레벨을 측정함으로써 검출할 수 있는데 이점들을 rsp(Right Start Point), lsp(Left Start Point), rep(Right End Point), lep(Left End Point)라 정의한다. 이점들을 찾는 방법은 그림 3과 아래에 기술하였다.

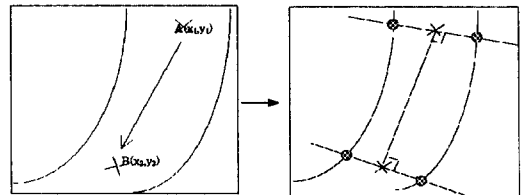
1) 마우스에 의해 혈관의 분석 구간을 설정한다(그림 3 (a)).

2) 시작점과 끝점을 지나는 방향 코드, 즉 gdc를 계산한다(그림 3 (a)).

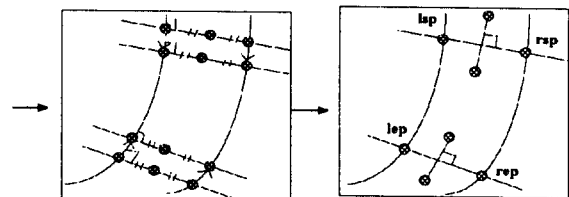
3) gdc와 수직이면서 시작점과 끝점을 각각 지나는 직선을 따라 좌우측 혈관 경계점을 구한다(그림 3 (b)).

4) 좌우측 혈관 경계점에서부터 경계점 검출 규칙에 따라 경계점을 검출한다(그림 3 (c)).

5) 시작점과 끝점 부근의 혈관 경계선에 수직선을 그린 다(그림 3 (c)).



(a) 1), 2) (b). 3)



c). 4), 5), 6) d). 7),8)

그림 3. procedure of selecting rsp, lsp, rep and lep  
Fig. 3. rsp, lsp, rep 및 lep 선택 절차

- 6) 중심점을 구한다. 2-3번 5)를 반복한다(그림 3 (c)).
- 7) 중심점을 연결하여 중심선을 구한다(그림 3 (d)).
- 8) 중심선에 수직선을 그어 좌우 경계선과 만나는 점을 lsp, rsp, lep 및 rep로 정의한다(그림 3 (d)).

2. 경계선 검출 절차 및 ldc 생성

일반적으로 혈관의 경계선은 중앙선에 수직인 스캔라인을 따라 그레이 레벨 프로파일의 1차 도함수의 최대값이나 최소값으로 검출한다. 여기에서 경계선 검출은 경계선 검출 규칙에 따라 rsp나 lsp에서부터 경계후보를 찾아가도록 한다. 경계점을 찾아가는 방법은 그림 4와 같은데 이 규칙에 따르면 다음 경계점의 후보는 현재 진행 방향에 따라 3개의 pixel중 이중 gradient값이 가장 큰 pixel이 후보로 결정된다. 예를 들어 경계점이 6의 방향으로 진행이 되었다면 다음 경계점의 후보는 5, 6, 7 방향의 pixel이 되며 이중 가장 큰 gradient값을 갖는 pixel이 다음 경계점이 된다. 이와 같이 그림 4의 검출 규칙에 따라 경계점을 찾아가면서 경계선을 그리고 ldc도 생성한다.

경계선은 rsp에서 lep까지, lsp에서 lep까지 검출되어야 한다. 그러나 경계선 검출이 잘못되는 경우가 있다. 특히, 가지가 있거나 경계선 정보가 불분명하거나, 또는 교차된 혈관영상이 있을 때 경계선 검출이 잘못되는 경우가 많다. 이런 문제점을 해결하기 위해서 gdc정보를 이용한다. gdc는 끝점 방향으로 경계선 추적에 할 수 있도록 검출 방향을 제시해 주는 역할을 한다. 또한 gdc이외에 경계선 추적이 잘못되고 있는지를 확인하기 위해서  $|ldc - gdc|$ , 좌우 경계선 거리 및 위치를 이용한다.

3개의 경계선 후보중 gradient 값이 같을 경우에는 gdc와 가까운 방향의 pixel을 경계점으로 정한다. 경계검출이 잘못 진행되고 있는 것으로 판단하고 재시도하는 경우를 보면,

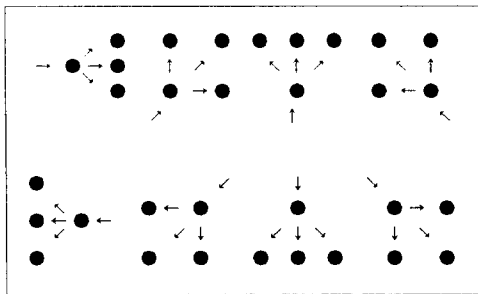


그림 4. 후보 검출 규칙  
Fig. 4. Detection Rule of edge successor

1) 검출된 경계점이 다시 경계점 후보가 되는 경우(예를 들면 무한 loop인 경우)

2) ldc의 방향이 gdc의 반대 방향 ( $|ldc - gdc| > 2$ )으로 진행될 경우

3) rep 또는 lep와 만나지 않을 경우(가지가 있는 혈관인 경우)

아래의 1), 2)의 경우는 ldc가 gdc와 같을 때까지 ldc를 무효화한다음 3개의 후보중 한번 진행된 방향과 한번 검출된 경계점은 배제하고 다른 2개의 후보 값에서 경계점을 결정하여 진행시킨다. 3)의 경우는 rep 혹은 lep에서 경계선 검출을 다시 시작한다. ldc가 2)의 조건처럼 급격한 변화가 있을 때 ldc방향으로 이미 검출된 경계선과 만나는 점까지 선을 잇는다.

그림 5와 같은 몇가지 경우의 영상에 대한 경계선 검출 결과를 그림 6에 나타내었다.

3. mlcdc 생성

그림 4의 경계선 검출 규칙에 따라 rsp에서 rep까지 lsp에서 lep까지 또는 그 역 방향으로 경계선을 추적하면서 ldc 값을 구하여 편집이 가능한 list구조로 저장한다. ldc는 경계선의 정보를 갖고 있지만 필요없는 고주파 성분의 잡음도 포함하고 있다. 이 고주파 성분을 제거하기 위해서 저역통과 filter를 설계해서 사용하였다. 여기에서는 목적에 따라 1차 filter와 2차 filter로 구분하여 filter처리를 하

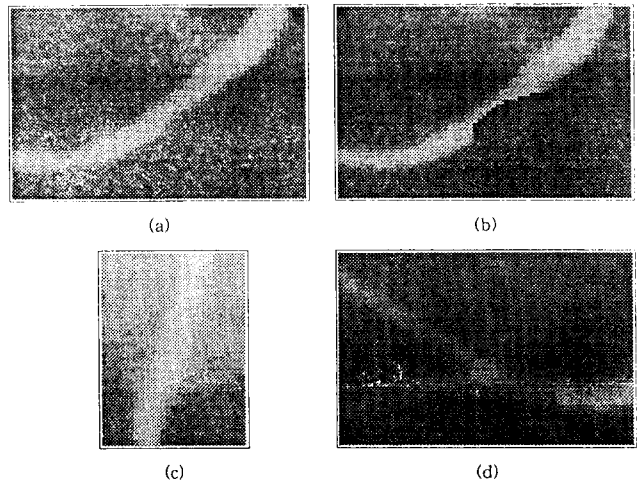


그림 5. 관상동맥 영상에  
Fig. 5. Example of coronary images  
(a) 정상적인 혈관 1, (a) Normal case 1 (b) 장애가 있는 혈관, (b) Obstructed vessel, (c) 정상적인 혈관 2, (c) Normal case 2 (d) 가지가 있는 혈관, (d) Branching vessel 등이 있다.



관상동맥의 정량화

- ①  $ldc1 - ldc2 = 0$  이면  
다음 ldc 값으로 Skip
- ②  $ldc1 - ldc2 = |1|$ 이면  
 $ldc1, ldc2$ 를  $(ldc1 + ldc2)/2$ 로 치환
- ③ ldc가 Empty (0)이 될 때까지 반복

1. 혈관의 직경 측정 알고리즘

혈관의 직경을 계산하기 위해서 기존의 중앙선을 이용하는 방법대신 ml dc를 이용하여 혈관의 직경을 계산하는 방법을 제안한다. 제안하는 알고리즘은 다음과 같다. 이 알고리즘을 적용한 결과를 그림 9에 그래프로 나타내었다.

- i) lsp와 rsp, rep와 lep 사이의 거리(혈관직경)를 계산한다.
- ii) 좌측 ml dc의 총 개수와 우측 ml dc의 총 개수를 비교하여 짧은 쪽의 ml dc를 기준(기준\_ml dc)으로 한다.
- iii) 기준이 되는 ml dc(기준\_ml dc)와 맞은편의 ml dc(상대\_ml dc)를 mapping한다. 기준\_ml dc와 상대\_ml dc 둘다 변화가 없거나 한쪽이 변하는 경우의 mapping하는 규칙은 다음과 같다.

If(기준\_ml dc[n]-기준\_ml dc[n+1]=0이고  
상대\_ml dc[n+1]-상대\_ml dc[n]=0) ||  
기준\_ml dc[n]-기준\_ml dc[n+1]=0이고  
상대\_ml dc[n+1]-상대\_ml dc[n]=≥1) ||  
기준\_ml dc[n]-기준\_ml dc[n+1]=≥1이고  
상대\_ml dc[n+1]-상대\_ml dc[n]=0)  
{If (상대\_ml dc[n+1]-기준\_ml dc[n+1]>=2이거나<=-2)

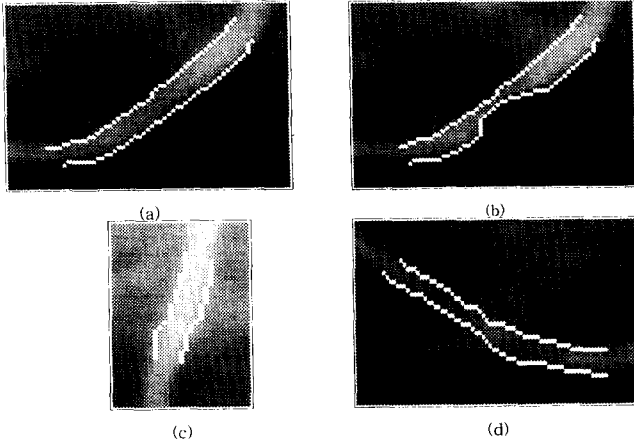


그림 8. 1차 LPF 처리 결과  
Fig. 8. Results of Fig 6. after First-LPF  
(a) 정상적인 혈관 1, (a) Normal case 1 (b) 장애가 있는 혈관, (b) Obstructed vessel, (c) 정상적인 혈관 2, (c) Normal case 2 (d) 가지가 있는 혈관, (d) Branching vessel

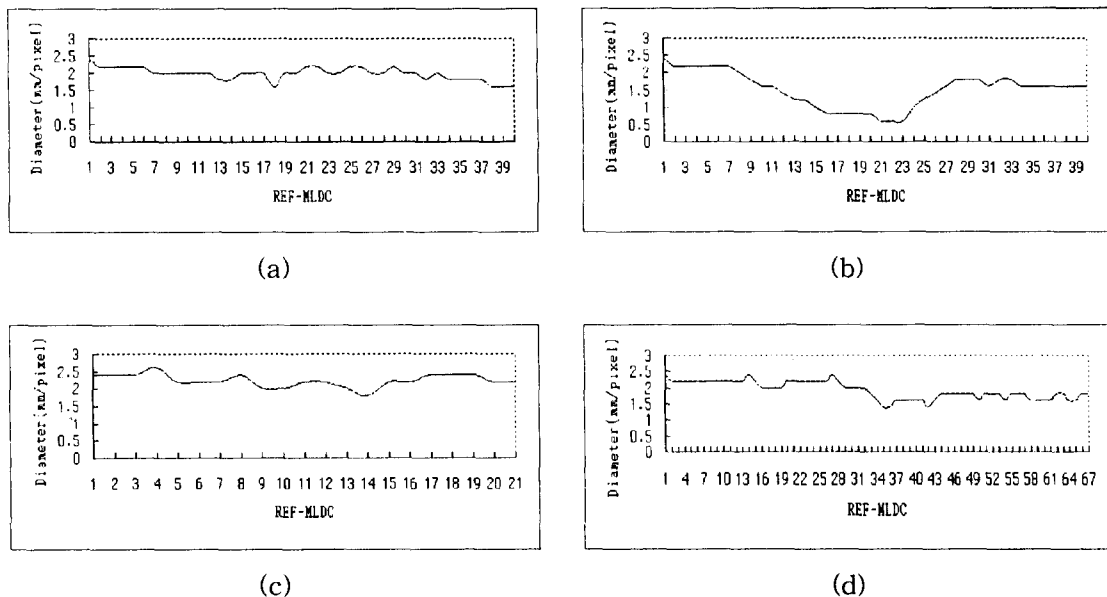


그림 9. 혈관직경 Fig. 9. vessel diameter  
(a) 그림 8. (a)의 직경, (a) Fig 8. (a)'s diameter (b) 그림 8. (b)의 직경, (b) Fig 8. (b)'s diameter  
(c) 그림 8. (c)의 직경, (c) Fig 8. (c)'s diameter (d) 그림 8. (d)의 직경, (d) Fig 8. (d)'s diameter

기준\_mldc의 포인터는 고정, 상대\_mldc의 포인터는 1만큼 증가. 상대\_mldc의 카운터는 1만큼 변화

Else

직경은 (상대\_mldc[n+1]-기준\_mldc[n+1]+카운터 값) 만큼 변화

iv) 기준\_mldc와 상대\_mldc가 같이 변할 때의 mapping 규칙은 다음과 같다.

- ① 기준\_mldc[n]-기준\_mldc[n+1] = 1이고 상대\_mldc[n+1]-상대\_mldc[n] = 1이면 기준\_mldc와 상대\_mldc의 포인터는 1 증가, 직경은 2만큼 증가.
- ② 기준\_mldc[n]-기준\_mldc[n+1] = 1이고 상대\_mldc[n+1]-상대\_mldc[n]=-1이면서 (상대\_mldc[n+1]-기준\_mldc[n+1])의 차이가 2이상이면 기준\_mldc의 포인터는 고정, 상대\_mldc의 포인터는 1만큼 증가, 상대\_mldc의 카운터는 1만큼 변화

아니면

직경은 (상대\_mldc[n+1]-기준\_mldc[n+1]+카운터 값) 만큼 변화

- ③ 기준\_mldc[n]-기준\_mldc[n+1]=-1이고 상대\_mldc[n+1]-상대\_mldc[n]=-1이면 기준\_mldc, 상대\_mldc 포인터 1만큼 증가, 직경은 2만큼 감소
- ④ 기준\_mldc[n]-기준\_mldc[n+1]=-1이고 상대\_mldc[n+1]-상대\_mldc[n]=1이면서 (상대\_mldc[n+1]-기준\_mldc[n+1])의 차이가 2이하이면 기준\_mldc, 상대\_mldc의 포인터는 1만큼 증가, 직경은 (상대\_mldc[n+1]-기준\_mldc[n+1]) 만큼 변화

v) iii), iv)의 조건을 고려하여 적용한 다음 기준\_mldc가 끝날 때까지 반복한다.

## 2. 협착 백분율

관상동맥의 협착에 대해 가장 일반적으로 측정하는 방법이 협착 백분율인데 이것은 혈관의 특정한 구간내의 가장 많이 좁아진 부분을 퍼센트로 나타내는 것으로 정의한다. 이것은 관상동맥의 손상에 대해 평가하는데 있어서 가장 일반적으로 표현하는 방법이다.

협착 백분율을 계산하기 위해서는 좁아진 혈관의 직경이 어떻게 변했는지를 계산하면 측정이 가능하며 mldc를 이용하면 관상동맥의 협착정도, 직경, 관상동맥에 끼인 프라그양 등을 계산할 수 있다. 그림 9는 실험 영상의 직경이 어떻게 변하고 있는가를 보여주고 있다. 이 그림에서 세로축은 직경을 나타내고 가로축은 기준\_mldc를 나타낸다. 그림 9에서 보면 알 수 있듯이 여기에서 제시한 이 방법은 동맥질환 상태를 쉽게 파악할 수 있고 이 직경변화에 대한 정보를 이용하면 관상동맥의 협착 백분율을 정량적으로 분석할 수 있다.

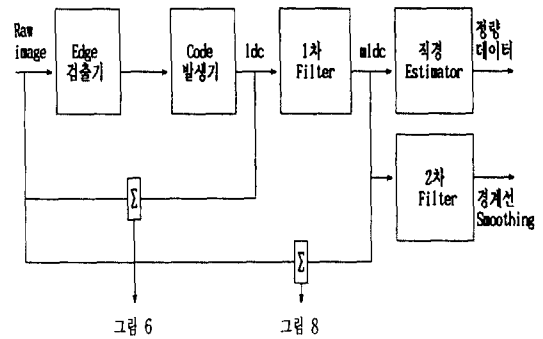


그림 10. 제안한 알고리즘을 나타낸 블럭도

Fig. 10. Block diagram of proposed algorithm

표 2. 중앙선 대 mldc를 이용하는 방법에 대한 비교

Table 2. Comparison of methods using centerline vs. mldc

M: 분석구간내의 column pixels수, N: 분석구간내의 row pixels수, n: 혈관 경계선(중앙선)의 pixels수

$$D: \text{거리(직경)}, D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

		중앙선을 이용하는 방법	mldc를 이용하는 방법
처리속도	Filtering	M*N (혈관영상에 2차원 filtering)	2n (좌우 경계선에 1차원 filtering)
	중앙선 검출	n*D (곱셈연산의 제공근으로 n번 거리 계산)	4*D (rsp에서 lsp, rep에서 lep까지 4번 거리 계산)
	직경 추정	n*D (곱셈연산의 제공근으로 n번 거리 계산)	D±n (기준직경에 mldc의 증감으로 직경 추정)
저장 메모리 용량		2n*32 bit(좌우측 혈관 경계선*x,y좌표, 4byte)	2n*3 bit(좌우측 혈관 경계선*8방향 코드, 3bit)
처리 절차		6단계	3단계

협착 백분율은 다음과 같이 구한다.

$$\%DS = (1 - \frac{\text{stenotic diameter}}{\text{normal diameter}}) \cdot 100\%$$

### 결 과

혈관의 직경을 측정하기 위해서 우리가 제안한 방법의 불확도를 그림 10에 나타내었다.

표 2는 중앙선을 이용하여 혈관의 직경을 구하는 방법과 여기서 제안한 ml dc를 이용하여 직경을 구하는 방법에 대한 특성을 비교할 수 있도록 결과를 요약한 것이다.

처리속도는 분석하고자 하는 혈관의 size, 혈관 조도, 영상 패턴의 복잡도등에 따라 다르다고 볼수 있다. 이번연구에서는 filtering, 중앙선 검출, 직경측정에 있어서 알고리즘, 처리 절차등을 기준으로 중앙선을 이용하는 방법과 처리속도가 어떻게 차이가 나는지 비교해 보았다. Filtering의 경우, 중앙선을 이용하는 방법은 분석구간 영상(pixels수: M\*N)에 대해서 3\*3에서 21\*21 크기의 window를 adaptive하게 적용하여 2차원 필터링을 하지만 여기서 제안한 방법은 좌우 혈관 경계선에 대해서만 1차원 필터링을 하기 때문에 (좌우 혈관 경계선에 있는 pixels수: 2n) 처리속도가 훨씬 빨라진다. 또한 중앙선을 검출하고 직경을 측정하는데 있어서도 중앙선을 이용하는 방법은 아래식과 같이 혈관 경계선의 pixel수(n) 만큼 제공연산에 제공근으로 각각 직경(거리)을 계산하지만 ml dc를 이용하는 방법은 시작점과 끝점 2개의 pixel에서 직경을 구하는 것을 제외하고는 ml dc의 증감만으로 직경을 계산하기 때문에 처리속도가 향상 되는것을 확인할 수 있다.

중앙선을 이용하는 경우: 거리(직경),

$$D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

ml dc를 이용하는 경우: 거리(직경),

$$D = D \pm \text{ml dc의 변화분, 여기서 } D \text{는 시작점의 직경으로 상수}$$

혈관 경계선 정보를 저장하는데 필요한 메모리 용량, 처리 절차 등에 있어서도 표 2에서 보여준 것 같이 개선된 것을 확인할 수 있었다. 혈관 경계선 정보를 저장하는데 있어서 기존방법은 각 픽셀마다 4 byte의 위치정보가 필요하지만 여기서 사용된 방법은 3 bit만 있으면 혈관 정보 표현이 가능하기 때문에 혈관 정보의 압축 저장이 효율적

임을 알수 있었다. 처리절차에 있어서도 중앙선을 이용하는 방법은 직경을 계산하기 위해서 경계선에 수직선 그리기, 중앙선 검출, 중앙선에 수직선 그리기 등의 과정이 필요하지만 여기에서는 이런 과정이 불필요하기 때문에 처리절차가 간단해 졌다고 볼 수있다. 그림 11은 처리 절차에 대해 비교한 것이다.

그림 12는 가지나 협착이 없는 전형적인 혈관에 대하여 (그림 5 (a),(c) 중앙선을 이용하는 방법과 ml dc를 이용한 방법중 어느 것이 정확하게 혈관 직경을 계산하는지 시작적으로 평가할 수 있도록 그래프로 나타낸 것이다. manual에 의한 observer-defined방법에 의해 직경 변화를 측정하고 앞의 2가지 방법과 비교해 보면 그림 12 (a)의 경우 분석구간의 시작부분에서 중앙선을 이용하는 방법이 정확성이 좋지 않음을 볼 수 있고 12 (b)는 비슷한 결과를 보여주고 있다. 가지와 협착이 있는 혈관에 있어서 중앙선을 이용하는 방법은 혈관의 직경 검출에 실패한 경우도 있었지만 ml dc를 이용한 방법에서는 모든 영상에서 직경

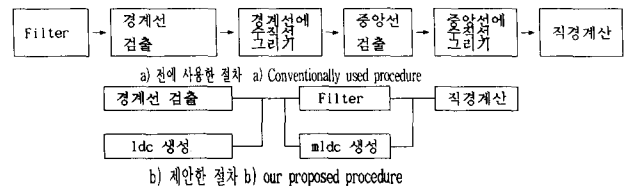
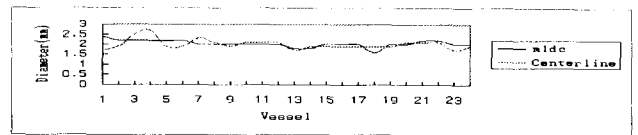
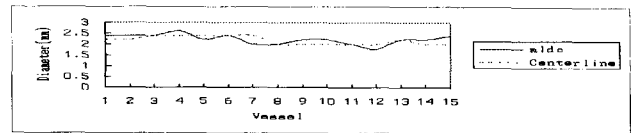


그림 11. 절차 비교

Fig. 11. Comparison of the procedure using direction codes and centerline to calculate the vessel diameter.



(a)



(b)

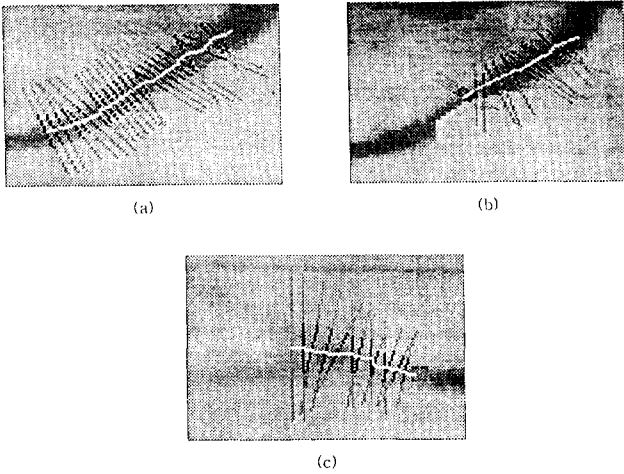
그림 12. 중앙선 대 ml dc를 이용하는 방법의 혈관 직경 변화에 대한 비교

Fig. 12. Comparison of estimating vessel diameter using centerline. vs ml dc

(a) 그림 8. (a)의 직경 (a) Diameter estimation of Fig. 8(a)

(b) 그림 8. (c)의 직경 (b) Diameter estimation of Fig. 8(c)





**그림 13.** 자동으로 중앙선을 검출한 예  
**Fig. 13.** Example of automatically centerline detection  
**(a)** 정상적인 혈관 **(a)** Normal case  
**(b)** 장애가 있는 혈관(실패) **(b)** Obstructed vessel (failed)  
**(c)** 가지가 있는 혈관(실패) **(c)** Branching vessel (failed)

**표 3.** 중앙선 대 mldc를 이용하여 혈관직경 측정  
**Table 3.** Comparison of methods of estimating vessel diameters using centerline vs. mldc

영상 형태	mldc를 이용하여 직경을 구하는 방법	
	Superior	Equivalent
정상적인 혈관	3	6
가지가 있는 혈관	3	1
장애가 있는 혈관	3	0
총 영상수	9	7

을 구할 수 있었다. 그림 13은 중앙선을 이용하여 혈관의 직경을 계산하는 방법의 예를 보여주고 있는데 13(a)는 성공한 경우이고 13(b), (c)는 실패한 경우의 예이다.

표 3은 혈관의 직경을 측정하는데 있어서 중앙선을 이용하는 방법과 mldc를 이용하는 방법과의 정확성에 대한 비교 결과를 나타낸 것이다. 16개의 영상을 실험한 결과 협착이나 가지가 있는 7개의 영상에 있어서 mldc를 이용하는 방법이 중앙선을 이용하는 방법보다 6개의 영상에 있어서는 더 좋은 결과를 1개에 대해서는 비슷한 결과를 얻을 수 있었고 정상적인 혈관인 경우에는 비슷하거나 조금 좋은 결과를 얻었으며 더 나쁜 경우는 없었다. 협착 정도가 심하거나 가지가 있으면서 화질이 좋지 않은 영상에 있어서 중앙선을 이용하여 직경을 구하는 방법을 사용했

을 경우 중앙선을 검출하지 못하고 실패한 경우도 확인할 수 있었다(그림 13(b)(c)).

경계선 검출에 있어서도 Freagle 등이 보고한 자료에 따르면 12%의 실패율이 있는 것으로 나타났지만 우리가 제안한 방법으로 17 angiogram에 대해 실험한 결과, 혈관이 끊어진 열악한 영상 1건을 제외하고는 모두 경계선 검출에 성공 하였다(실패율 6%). 경계선 검출의 실패율을 줄일 수 있었던 것은 혈관의 정보를 갖고 있는 gdc와 ldc를 경계선 검출에 이용했기 때문이다. Gdc는 경계선 검출 방향을 제시하는 역할을 하는데 ldc는 경계선 검출이 잘되고 있는지를 검사하는데 이용 하였다.

이상으로 mldc를 이용하여 직경을 구하는 방법에 대해 기술하였다. 실험 결과에서 보듯이 우리가 제안한 방법이 중앙선을 이용하는 방법보다 처리절차, 처리속도, 정확도 등에서 개선된 것으로 나타났다. 실험에 사용된 angiogram의 영상에 있어 pixel당 거리는 약 0.24mm로 8bit\*512\*512의 해상도를 갖는다. 프로그램은 Borland C 언어를 이용하여 구현하였다.

## 검 토

지금까지 방향코드를 이용하여 관상동맥의 직경을 구하는 방법에 대하여 기술하였다. 관상동맥의 협착이 있는 경우 현재 가장 많이 사용하고 있는 치료방법은 컴퓨터가 자동으로 처리하지 못하였을 경우 observer가 보완해서 처리하는 반자동 방법(semi-automated method)이다. 컴퓨터에 의해 자동으로 치료하는 방법이 보편화되지 못한 이유는 검출한 결과가 부정확하여 신뢰할 수 없기 때문인데 이번 연구는 이런 문제점을 조금이라도 개선시키고자 하는데 그 목적을 두었다.

검토내용은 여기에 제시한 방법이 지금까지 해 왔던 방법과 비교하여 처리절차와 처리속도, 정확도, 메모리 효율 등에 있어서 어떻게 개선이 되었는가에 대해 초점을 두고 자 한다.

- 1) 처리절차 및 처리속도: 관상동맥의 직경을 구하는 절차가 기존 방법보다 간단해졌다는 점이다. 중앙선을 구하지 않고 직경을 구할 수만 있다면 처리 절차는 간단해질 것이라는 점을 고려하여 중앙선을 계산하지 않고 방향코드의 변화로만 혈관의 직경을 계산할 수 있도록 했기 때문에 처리절차를 줄일 수 있었다(그림 11).

또한, 중앙선을 이용하여 직경을 구하는 방법은 혈관의 각 pixel마다 한쪽 경계선과 중앙선에서 거리를

구하는데 곱셈식으로 계산해야하지만 여기서 제안한 방법은 중앙선을 구할 필요도 없고 직경도 mlcdc의 증감만으로 구할수 있기 때문에 처리속도를 향상 시킬 수 있었다.

- 2) 정확도: 기존 방법보다 정확하게 관상동맥의 직경을 측정할 수 있다는 점이다. 중앙선을 이용하여 혈관의 직경을 구하는 방법과 비교해보면 우리가 제안한 방법은 조도가 나쁘거나, 가지가 있거나, 중복되거나, 분석구간 가까이에 이웃한 구조물이 있는 영상에 있어서는 좀더 정확성이 개선되었으나 복잡하지 않은 영상의 경우에는 정확도가 비슷하거나 약간 개선된 것을 확인할 수 있었다. 또한 가지가 있거나 협착 정도가 심한 영상의 경우에 있어서 중앙선을 이용하는 기존의 방법에서는 중앙선 검출이 실패하는 경우도 발생하였다. manual로 중앙선을 검출하는 경우에 있어서 한사람이 반복할 경우, 또는 사람간의 차이로 약 10% 오차가 있는 것으로 보고되어 있다.
- 3) 압축: 관상동맥에 대한 정보의 저장, 관리가 용이하다는 점이다. mlcdc는 경계선을 저장하는데 필요한 위치정보 4 바이트 대신에 3 비트로 정보를 나타낼 수 있기 때문에 경계선을 압축하는데 효과가 대단히 크며 또한 이는 경계선의 형태는 물론 장애가 있는 협착부위의 면적을 구하는데 이용할 수 있다. mlcdc를 사용하는 경우에 짝수번호는 크기가 1이고 홀수인

경우는 크기가  $\sqrt{2}$ 가 된다. 그림 14은 mlcdc를 이용하여 재생한 혈관을 보여준 것이다.

- 4) 방향코드 필터링: 마지막으로 우리가 제안한 방법은 원 영상을 filtering 하지 않고 ldc를 search 하면서 잡음을 제거시키는 방식을 택하였다는 점이다. 기존 방법은 작업영역에 있는 영상에 대해 2차원 필터를 사용하여 전처리를 하지만 여기에서는 mlcdc에 대해서만 1차원 필터링을 하기 때문에 처리 시간을 상당히 줄일 수 있고, 또한, 전처리를 잘못했을 경우 원영상의 변형으로 오진 가능성이 있다고 판단되어 edge에 나타난 고주파 성분만을 제거하는 방식을 택함으로써 가능한한 원영상의 변형이 없도록하였다.

### 결 론

현재까지는 자동으로 혈관의 경계선을 검출하고 혈관 직경을 계산하는 것이 부정확하여 치료에 제한적으로 사용되고 있는 실정이지만 앞으로 관상동맥의 협착을 자동으로 평가하는 방법이 많이 사용될 것으로 기대된다.

중앙선을 이용하여 혈관의 직경을 구하는 방법은 절차가 복잡하고 시간도 많이 걸릴 뿐만 아니라 협착이나 가지가 있는 혈관영상에 있어서 실패하는 경우도 있었는데 우리가 제안한 방법으로 이런 문제점을 어느정도 개선시킬 수 있었다. 또한, 경계선 검출 과정을 gdc와 ldc를 이용하여 검사할 수 있게 함으로써 경계선 검출에 대한 신뢰도를 높였고 곱셈식 대신에 덧셈식을 이용하여 직경을 계산할 수 있게 함으로써 처리속도를 향상시켰으며 또한 새로운 알고리즘을 구현하여 기존 방법보다 더 정확하게 혈관관직경을 측정할 수 있도록 하였다. 여기에서 제시한 알고리즘에 대해 실험을 통하여 보편성과 실용성이 있음을 확인하였지만 앞으로 몇 가지 기능을 수정 보완하면 더 좋은 결과가 있을 것으로 생각된다.

앞으로 보완할 점으로 하나는 gdc에 관한 것이다. gdc를 8방향으로 나타나게 알고리즘을 구현하는 것 보다 작업영역을 회전시켜 단일 방향에서 처리하도록 하면 보다 algorithm을 간단히 구현할 수 있을 것 같다. 또 다른 하나는 경계정보의 신뢰도를 높이기 위해서 하나의 projection에서 geometric 분석을 하지 말고 2개 이상의 view에서 얻어진 경계정보를 이용하는 것이 바람직할 것으로 생각된다. 이런 점을 보완하여 심장 질환이나 심장의 wall motion등 심장의 상태를 정량적으로 해석하는데 응용하면 좋은 결과가 있을 것으로 생각된다.

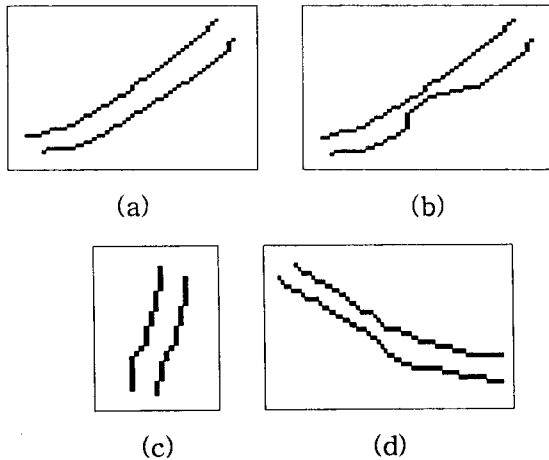


그림 14. mlcdc를 이용하여 재구성한 화상

Fig. 14. Reconstructed image using mlcdc

- (a) 정상적인 혈관 1, (a) Normal case 1 (b) 장애가 있는 혈관, (b) Obstructed vessel
- (c) 정상적인 혈관 2, (c) Normal case 2 (d) 가지가 있는 혈관, (d) Branching vessel

참 고 문 헌

1. T. A. De Rouen, J. A. Murray, T. Takaro, "Variability in the analysis of coronary arteriograms," *circulation*, vol. 55, pp. 324-328, 1977.
2. S. R. Fleagle, M. R. Johnson, C. J. Wilbricht, D. J. Skorton, R. F. Wilson, C. W. White, M. L. Marcus, and S. M. Collins, "Automated analysis of coronary arterial morphology in cineangiograms : Geometric and physiologic validation in humans." *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. MI-8, pp. 387-400, 1989.
3. STEVE M. COLLINS, DAVID J. SKORTON, "Cardiac Imaging and Image Processing", McGRAW-HILL BOOK COMPANY, pp. 210-213.
4. J. R. Spears, D. P. Sandor, A. Als. M. Malagold, J. E. Markis, W. Grossman, J. R. Serur, and S. Paulin, "Computerized image analysis for quantitative measurement of vessel diameter from cineangiograms," *circulation*, vol. 68, pp. 453-461, 1983.
5. R. L. Kirkeeide, P. Fung, R. W. Smalling, K. L. Gould, "Automated evaluation of vessel diameter from arterigrams," in *computers in cardiology*, Long Beach, CA, IEEE Computer society, pp. 215-218, 1982.
6. T. Sandor, A. D'Adamo, W. B. Hanlon, and J. R. Spears, "High precision quantitative angiography", *IEEE Trans. Med. Imaging* vol. MI-6, pp. 258-265, 1987.
7. "INTEGRIS H3000 Release 1", Philips Medical Systems, operator's manual, 1993.
8. G. B. J. Mancini, S. B. Simon, M. J. Mcgillem, M. T. Lefree, H. Z. Friedman, and R. A. Vogel, "Automated quantitative coronary arteriography: morphologic and physiologic validation in vivo of a rapid digital angiographic method", *Circulation*, vol. 75, pp. 452-460, 1987.
9. M. R. Johnson, D. J. Skorton, E. E. Ericksen, S. R. Fleagle, R. F. Wilson., L. F. Hiratzka, C. W. White, M. L. Marcus, and S. M. Collins, "Videoensitometric analysis of coronary stenoses: in vivo geometric and physiologic validation in humans," *Invest. Radiol.*, vol. 23, pp. 891-898, 1988.
10. M. R. Johnson, E. E. Ericksen, S. M. Collins, D. J. Skorton, D. G. Harrison, M. L. Marcus, and C. W. White. "Changes in coronary lumen cross-sectional area in the six months after angioplasty: A quantitative analysis of the variable response to percutaneous transluminal angioplasty", *Circulation*, vol. 73, pp. 467-475, 1986
11. D. Katritis, D. A. Lythall, M. H. Anderson, I. C. Cooper, and M. M. Webb-Peploe, "Assessment of coronary angioplasty by an automated digital angiographic method," *Amer. Heart J.*, vol. 116, pp. 1181-1187, 1988.
12. B. G. Brown, E. Bolson, M. Frimer, and H. Dodge, "Quantitative coronary arteriography. Estimation of dimensions, hemodynamic resistance, and atheroma mass of coronary artery lesions using the arterigram and digital computation," *Circulation*, vol. 55, pp. 329-337, 1977.
13. M. T. LeFree, S. B. Simon, G. B. J. Mancini, and R. A. Vogel, "Digital radiographic assessment of coronary arterial geometric diameter and videodensitometric cross-sectional area," *Proc. SPIE*, vol. 626, pp. 334-341, 1986.
14. JAE S. LIM, "Two dimensional Signal and Image Processing", P T R PRENTICE-HALL, pp. 478-494.
15. Milan Sonka, Christopher J. Wilbricht, Steven R. Fleagle, Satish K. Tadikonda, Michael D. Winniford, and Steve M. Collins, "Simultaneous Detection of both Coronary Borders," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 12, pp. 588-598, 1993.
16. E. M. Herrold, H. L. Goldberg, J. S. Borer, K. Wong, and J. W. Moses, "Relative insensitivity of densitometric stenosis measurement to lumen edge detection," *J. Am. Coll. Cardiol.* vol. 15, pp. 1570-1577, 1990.

=국문초록=

지금까지는 혈관의 중심선을 구해서 혈관의 직경을 측정해 왔다. 혈관의 중심선을 구하는 방법은 2가지가 보고되어 있는데 그중 하나는 manual로 중심선을 찾는 observer-defined 방법이다. 이 방법은 사용자에게 따라 변화할 가능성이 잠재한다. 또 다른 한 방법은 자동으로 혈관의 중심을 찾아내는 것인데 대단히 복잡하다.

이 논문에서, 중심선을 찾지 않고 방향코드와 위치정보를 이용하여 직경을 구하는 새로운 방법을 제안한다. 이 방법은 경계선과 방향코드를 동시에 검출하기 때문에 절차가 간단해지고 처리속도도 빨라진다. 중앙선을 이용하여 자동으로 혈관 직경을 구하는 방법과 비교해보면, 가지가 있거나 장애가 있는 혈관 이미지에 있어서 정확도가 개선된다. 또한 방향 코드는 3 비트로 코드화되기 때문에 혈관 정보를 압축 저장하는데 용이하다. 이 방법은 실험을 통하여 유용성이 있음을 확인하였다.