

저대조 혈관 조영상에서 좌심실 기능의 정량화를 위한 지식 기반의 경계선 자동검출

全春基*·權用武**·姜光男**·李太遠***

= Abstract =

Knowledge Based Automated Boundary Detection for Quantifying of Left Ventricular Function in Low Contrast Angiographic Images

Chun Kee Jeon*, Yong Moo Kwon**, Kwang Nham Kang**, Tae Won Rhee***

Cardiac function is evaluated quantitatively using angiographic images via the analysis of the shape change of the heart wall boundaries. To begin with, boundary detection of ESLV(End Systolic Left Ventricular) and EDLV(End Diastolic Left Ventricular) is essential for the quantitative analysis of cardiac function.

The boundary detection methods proposed in the past were almost semi-automatic. Intervention by a knowledgeable human operator was still required. Of course, manual tracing of the boundaries is currently used for subsequent analysis and diagnosis. This method would not cut excessive time, labor, and subjectivity associated with manual intervention by a human operator. EDLV images have noncontiguous and ambiguous edge signal on some boundary regions.

In this paper, we propose a new method for automated detection of boundaries in noncontiguous and ambiguous EDLV images. The boundary detection scheme which based on a priori knowledge information is divided into two steps. The first step is to detect the candidate edge points of EDLV using ESLV boundaries. The second step is to correct detected boundaries of EDLV using the LV shape. We developed the algorithm of modifying EDLV boundaries defined adaptive modifier.

We experimented the method proposed in this paper and compared our proposed method with the manual method in detecting boundaries of EDLV. In the areas within estimated boundaries of EDLV, the percentage of error was about 1.4%. We verified the usefulness and obtained the satisfying results through the experiments of the proposed method.

Key words : Left ventricular, Boundary detection, Wall motion, Angiographic image

서 론

심장의 기능을 정량화하기 위해서 많은 사람들이 연구를 해왔다. 심장의 기능은 imaging modality에 따라 좌심실의 부피, 질량, segmental wall motion, segmental

wall thickening, regional myocardial perfusion등을 측정하여 판단한다. 이 변수들이 정확할수록 심장질환에 대해 보다 개선된 진단을 할 수 있다. 이중 Angiography는 조영제를 투여한 후 심장이나 혈관을 볼 수 있도록 하는 imaging modality이다. 심장질환을 평가하는데 있어서

〈속보논문〉

* 생산기술연구원 산업기술교육센터 메카트로닉스과

* Department of Mechatronics Engineering, KAITECH, Seoul

** 한국과학기술연구원 정보전자연구부

** Division of Electronics & Information Technology, KIST, Seoul

*** 고려대학교 전자공학과

*** Department of Electronics Engineering, Korea University, Seoul

통신저자 : 전춘기, (152-020) 서울시 금천구 가산동 219-5, Tel. (02)8603-481, Fax. (02)8603-456

좌심실 angiography는 기능을 분석하고자 할 때 중요한 정보를 제공하기 때문에 주 분석 대상이 되고 있다. 이런 이유로 좌심실 기능의 정량화에 대한 연구가 최근에도 활발히 진행되고 있다^{1,2)}. 좌심실의 기능을 평가하는 요소에는 ejection fraction이나 wall motion등이 있다. 이를 하기 위해서 먼저 처리해야 하는 것이 심장 경계선의 검출이다. 심장의 기능을 분석할 수 있는 정량 data는 경계선을 얼마나 정확하게 검출하느냐에 따라 달라질 수 있기 때문에 심장의 경계선 검출은 대단히 중요하다.

실질적으로 심장의 geometry에 대한 모든 측정은 manual로 추적하는 것이 기본인데 이 방법이 자동으로 경계선을 검출하는 것보다 더 좋다고 생각되어진다^{3,4)}. 그러나 manual로 추적하는 것은 data양이 많고 시간이 많이 걸릴 뿐만 아니라 관찰자간의 오차도 있어 자동으로 검출하는 방법이 계속 연구되고 있다.

심장의 경계선과 심장의 운동특성에 대하여 자동으로 분석하고자 지난 몇년동안 상당히 많은 연구를 하였는데 자동으로 분석하는 것이 쉽지 않아 다양한 생각과 원리를 적용하여 해결을 시도하였다. 심장의 경계선을 검출하는데 있어서 초기에는 Marr-Hildreth operator, Canny Edge Detector 등과 같은 표준 경계검출 기법을 사용하였다⁵⁾. 그러나 심장의 경계선 검출이 너무나 복잡해서 간단한 알고리즘으로는 해결할 수가 없었기 때문에 많은 새로운 경계 검출 기법이 제안되었다. 모양, 위치, intensity 정보 등을 cost function으로 활용하거나⁶⁾, 경계 검출 연산자를 적당히 공식화해서 경계선 검출 알고리즘에 활용하였다. 최소 cost와 그래프 searching 기술도 제안되었다⁶⁾. 또한 연속되는 image의 시간 정보를 이용한 다차원

영상에 대한 연구도 진행되었다⁷⁾. 최근에는 fuzzy reasoning⁸⁾과 relaxation labeling⁹⁾을 이용한 방법이 제안되었다. 이 방법은 안정되기는 하지만 돌기부분이나 다른 방해 물질을 고려하지 않은 단점이 있다.

이와 같이 다양한 방법으로 경계선 검출에 대한 연구가 진행되고 있지만 화질이 나쁘거나 장애가 되는 물질에 있어서 자동으로 처리 분석하여 심장 질환이 있는지 여부를 정확히 판단하기는 쉽지 않아 예전에는 거의가 반자동으로, 심장에 대한 전문 지식이 있는 사람의 도움이 필요하였다.

이 논문에서는 이미 알고 있는 지식을 이용하여 열악한 좌심실 Angiographic image의 불분명한 경계선을 검출하는 새로운 방법을 제안하고 이 방법을 이용하여 좌심실의 기능을 정량화하고 평가하는 방법에 대해 기술하고자 한다. 이 연구를 하게 된 동기는 자동으로 좌심실의 기능을 평가하는 방법이 심장 질환 치료에 제한적으로 사용되고 있고 특히 화질이 좋지 않은 영상인 경우는 사람의 시각정보로는 추적이 가능하지만 컴퓨터로 자동처리는 불가능하다는 사실을 조금이라도 해결하기 위함이다. 그러므로 이번 연구는 이런 조건의 image에 대해 자동으로 처리할 수 있도록 하는데 그 목적을 두고 이 연구를 하게 되었다.

심장은 이완 수축의 반복운동으로 관상동맥보다 화질이 떨어진다. 특히 좌심실이 이완되어 있을 때는 수축된 경우 보다 훨씬 화질이 좋지 않은 것을 확인할 수 있다. 이 논문에서는 수축된 좌심실보다 화질이 나쁜 이완된 좌심실의 경계선 검출에 초점을 맞추어 진행하였다. 이 논문에서는 이미 검출된 ESLV의 경계선을 이용하여 EDLV



그림 1. 실험에 사용된 ESLV
Fig. 1. ESLV image used in this paper

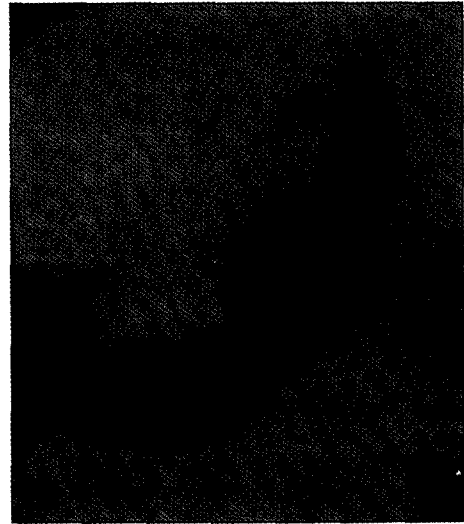


그림 2. 실험에 사용된 EDLV
Fig. 2. EDLV image used in this paper

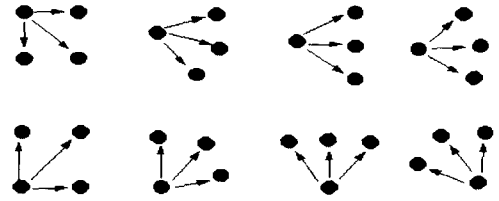


그림 3. 검출된 ESLV의 경계선(좌)

Fig. 3. Detected boundaries of ESLV (left)

그림 4. 경계선 검출 규칙의 예(위)

Fig. 4. Example of the rule for boundaries detection(above)

의 경계 후보점을 찾아가는 방법과 필터링, 경계선의 굴곡도에 따라 adaptive하게 경계선을 수정하는 adaptive modifier 및 방향코드의 생성 등에 대해 2장에서 기술하였고 3장에서는 결과 및 검토, 그리고 마지막으로 결론에 대해 기술하였다.

경계선 검출 방법

좌심실을 정량화하기 위해서는 먼저 좌심실에 대한 경계선을 검출하여야 한다. 좌심실의 경계선을 검출하기 위해서 마우스를 이용하여 mitral과 aortic 밸브를 잇는 2점과 정점(apex), 이 3점을 입력하여 경계선 검출에 이용한다. 경계선을 검출하는데 이 3점만 입력하면 자동으로 경계선이 검출되도록 한다. aortic 밸브의 중심점과 정점을 이어 장축(long axis)을 선정한 다음 장축 좌우의 LV 경계점을 독립적으로 찾아가도록 한다.

앞에서 언급하였지만 Angiographic Image에서 좌심실의 상태를 살펴보면 심장이 수축된 경우와 이완된 경우의 화질이 다른 것을 볼 수 있다. 좌심실의 경계선을 검출하기 위해서는 화질이 좋아야 하는데 심장의 빠른 박동과 주변의 신체조직등으로 인하여 그렇지 않은 경우가 많다. 따라서 경계선을 검출하기 위해서는 contrast 이외에 좌심실의 모양이나 특징을 이용하는 것이 필요하다. 이 논문에서는 화질이 좋지 않은 EDLV의 경계선을 구하기 위해서 아래와 같은 정보와 방법을 이용하여 경계선을 검출하였다.

- 1) ESLV의 경계선을 이용하여 후보 경계 영역 설정
- 2) 방향코드를 찾는 규칙에 따라 gradient image의 최대값을 경계 후보점으로 선정
- 3) 검출된 방향코드를 이용하여 interpolation 및 link-

ing-초기 경계 후보점 검출

4) low pass filter를 사용하여 방향코드의 고주파 성분 제거

5) 굴곡도에 따라 adaptive modifier로 경계선 수정

여기에서 실제 사용한 adaptive modifier의 기본 개념은 잘못 검출된 경계선을 수정하는 것으로, 검출된 경계선의 굴곡도에 따라 window 크기를 가변 시켜서 window 크기에 따라 경계선을 정확하게 수정하도록 하고자 하는 것이다. 여기에서 실험에 사용한 영상의 한 예를 그림 1과 2에 나타내었다.

1. ESLV의 경계선 검출

좌심실이 수축되었을 때는 이완되어 있을 때 보다 보편적으로 화질이 양호하기 때문에 심장이 갖는 모양이나 특징을 이용하지 않아도 관상동맥의 경계선을 검출하는 것과 같이 방향코드를 이용하여 경계선 검출이 가능하다⁽⁹⁾. ESLV의 경계선을 검출하기 위해서 좌심실의 중심 축과 수직이 되는 방향으로 미분을 하여 경계선의 정보를 살릴 수 있도록 한다. 수축된 좌심실의 경계선은 장축을 기준으로 좌우측에 대해 독립적으로 경계선 검출 규칙에 따라 경계선을 검출한다. 여기에서 생성된 direction code는 1차 gradient image의 최대값을 경계점으로 선택하였기 때문에 경계선에 고주파 성분이 많이 존재한다. 이를 제거하기 위해서 저역통과 필터를 사용하여 smoothing처리를 한다⁽⁹⁾. 그림 3은 ESLV의 경계선을 방향코드를 이용하여 검출한 다음 필터처리를 한 그림이다.

2. EDLV의 경계선 검출

좌심실이 이완되어 있을 때는 일반적으로 좌심실이 수축되어 있을 때보다 화질이 나쁘다. 이번 연구는 contrast만으로는 경계선 검출이 불가능한 열악한 화질에 대해 EDLV의 경계선을 검출하는 것을 주 목적으로 하였다. 이와 같은 열악한 영상의 경계선을 검출하기 위해서

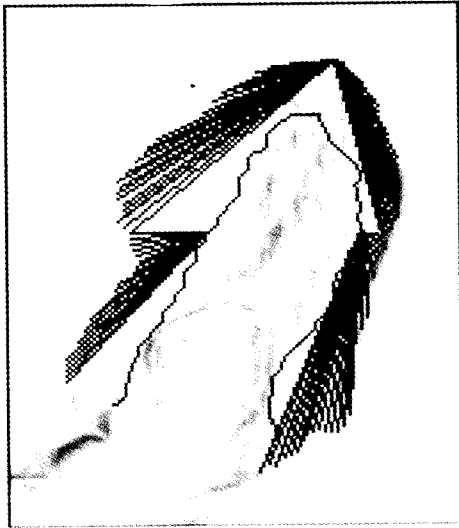


그림 5. ESLV를 이용하여 EDLV의 경계선을 검출하는 과정
Fig. 5. Procedure of detecting EDLV boundaries using ESLV

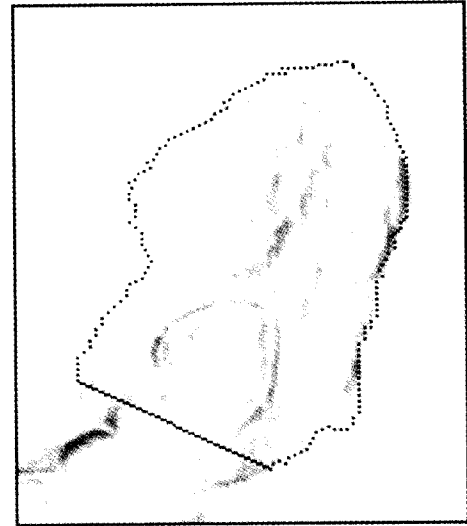


그림 6. 초기에 검출된 EDLV의 경계선
Fig. 6. Initially detected boundaries of EDLV

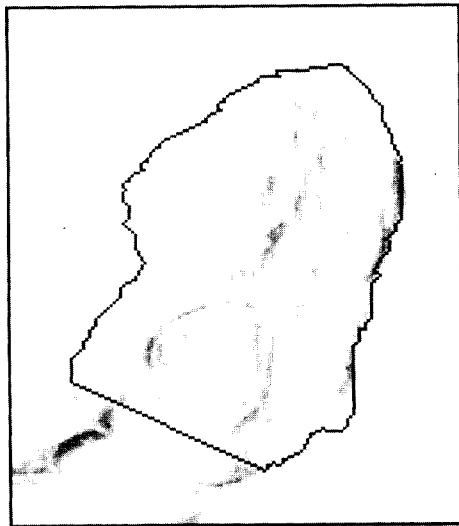


그림 7. Interpolation한 EDLV의 경계선
Fig. 7. Interpolated boundaries of Fig. 6.

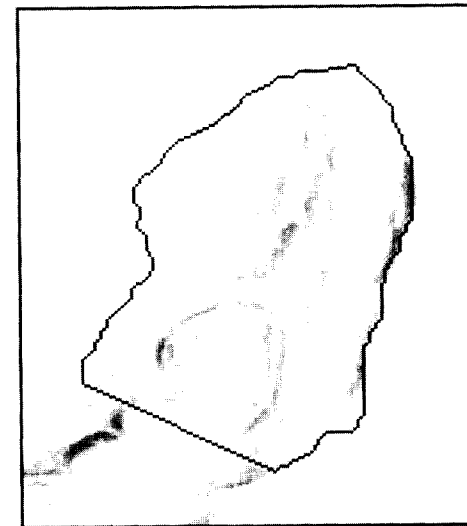


그림 8. 저역통과필터로 처리된 EDLV의 경계선
Fig. 8. Filtered EDLV boundaries

는 contrast뿐만 아니라 좌심실의 모양이나 특성등 이미 알고 있는 지식이나 정보를 이용하여야 한다. 경계선을 검출하기 위해서 먼저 EDLV를 이차원의 Prewitt 연산자를 사용하여 미분한다. 미분된 image에 대해 gray 값과 ESLV의 경계선, 그리고 굴곡율을 이용하여 EDLV의 경계선을 검출하는데 그 과정을 소개하면 다음과 같다.

1) ESLV의 경계선을 이용하여 초기의 경계후보점 검출
EDLV의 경계선을 검출하기 위해서 이미 검출된 ESLV의 경계선을 이용한다. 심장이 이완과 수축할 때

위치가 변하기 때문에, ESLV의 경계선을 EDLV 경계선에 이용하기 위해서는 먼저 장축을 일치시켜야 한다. 장축을 일치시키면 심장의 위치가 변한다하여도 EDLV의 경계선 안에 대부분 ESLV의 image가 존재한다. EDLV의 경계선을 검출하는데 ESLV의 경계선을 이용하는 이유는 EDLV의 경계점이 있는 영역을 줄일 수 있어 보다 정확하고 빠르게 경계점을 검출하기 위함이다. 후보점이 있는 영역을 찾기 위해서 먼저 검출된 ESLV의 경계선 방향과 위치정보를 저장해놓고 EDLV에 대해 미분을 한 다음 미분된 EDLV 영상에 이미 검출해서 저장해놓은

ESLV 경계선 image를 장축에 일치시켜 중첩한다. 그런 다음 ES 경계선의 최 좌측점이나 우측점을 구하여 한쪽 경계선의 기준점으로 정하고 다른 한쪽은 이 기준점과 같은 x좌표와 만나는 경계선을 다른 쪽의 기준점으로 구한다. 이 논문에서는 최 우측점을 구하여 기준점으로 이용하였다. 기준점이 정해지면 이 기준점과 mitral이나 aortic점을 연결하여 임계선을 구한다. 정확도를 높이기 위하여 임계선은 16 방향으로 처리하였는데 경계 후보점은 이 임계선 밖의 영역에 존재한다. 경계 후보점은 임계선 밖에 있는 pixel중에서 1차 도함수의 가장 큰 값으로 결정되는데 경계 후보점을 찾는 규칙은 임계선의 길이에 따라 가변적으로 각도를 설정하여 적용시킨다. 여기에서 적용한 경계후보점 검출 규칙중 한가지 방법을 그림 4에 나타내었다. 그림 4는 8방향의 임계선에 대해 90도내에 경계후보점을 찾는 검출 규칙이다. 경계 후보점 검출 규칙에 따라 새로운 경계점이 검출되면 임계선은 다시 설정되고 기준점과 x 좌표 값이 같을 때까지 반복해서 처리한다. 처리가 끝나면 기준점을 Apex점으로 이동하여 경계선 검출을 계속한다. 그림 5는 ESLV의 경계선을 이용하여 경계선을 검출하는 과정을 나타낸 것이고 이를 이용한 검출 결과를 그림 6에 나타내었다.

검출된 경계 후보점은 국부 영역의 대표 값으로 연결되어 있지 않으므로 interpolation 과정이 필요하다. Interpolation은 부드럽게 곡선을 나타내기 위하여 방향코드를 이용하여 연결이 되도록 한다. Interpolation 처리를 한 것이 그림 7에 나타나있다.

그림 7은 ESLV의 경계선과 contrast를 이용하여 경계선을 검출한 것인데 이 그림에서 보면 알 수 있듯이 검출된 경계선은 고주파 성분이 많이 포함되어 있어 경계선이 부드럽지 않다. 이 고주파 성분은 지역통과 필터를 사용하면 그림 8과 같이 smoothing하게 처리되어 진다. 그러나 그림에서 보듯이 경계선을 검출한 결과가 concave한 모양을 갖고 있어 만족스럽지 않은 것을 확인할 수 있다. 이 논문에서는 좌심실의 경계선이 concave하지 않다는 모양특성을 이용하여 다음 방법과 같이 adaptive modifier를 사용하여 검출된 경계선을 수정한다.

2) Adaptive modifier 이용하는 방법

심장의 모양은 일반적으로 완만한 경계선과 움푹 들어가지 않은 모양(convex)으로 모델링 할 수 있다¹¹⁾. 좌심실의 모양은 concave하지 않은데 검출된 경계선은 그림 8에서와 같이 움푹 들어가 있는 것을 확인할 수 있다. 여기에서는 이미 검출한 direction code를 분석하여 concave한 정도를 굴곡도로 산출하고 굴곡도에 따라 window의 크기를 설정하여 잘못 검출된 경계선을 수정하는

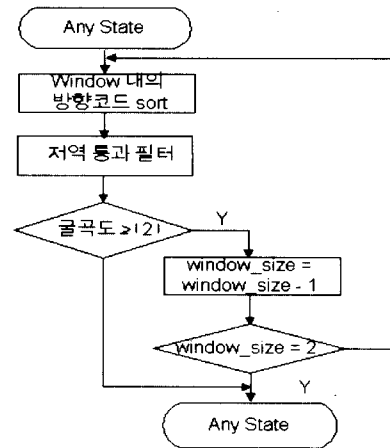


그림 9. Adaptive modifier의 흐름도
Fig. 9. Flow chart of adaptive modifier

adaptive modifier에 대해 설명하고자 한다.

먼저 장축의 방향이 어느 방향으로 되어있는지 확인하고 그 방향을 gdc(global direction code)라 정의한다. Gdc가 n이면 경계선 정보인 fldc(filtered local direction code)는 좌측은 {n-1, n, n+1}로, 우측(from aortic valve to apex)은 {n+1, n, n-1}로 모델링을 한다. 예를 들어 gdc가 2이면 좌측의 direction code는 {1, 2, 3}, 우측 direction code는 {3, 2, 1}과 같은 순서와 형태로 모델링 된다. 방향코드는 경계선 정보에 대한 단위 벡터로 mitral valve에서 apex까지, aortic valve에서 apex까지 나누어 구한다.

검출된 경계선이 concave하다면 그 굴곡이 어느 정도 인지를 알아야하고 굴곡정도에 따라 window 크기를 결정한다. Window 크기를 결정하기 위해서는 concave한 정도를 나타낼 수 있는 굴곡도를 계산하여야 한다. 굴곡도는 방향코드의 편차 분을 이용하여 계산한다. 굴곡도를 계산하고 window 크기를 결정하는 알고리즘은 다음과 같다.

- 1) 좌측 경계선인지 우측 경계선인지 결정한다.
- 2) 경계선의 시작점부터 방향코드의 차분을 계산하여 굴곡도를 구한다. 차분은 큰 수에서 작은 수를 뺀다. 예를 들어 LV 경계선의 좌측 모델이 {3, 2, 1} 일 때는 3 마이너스 2, 2 마이너스 1의 값으로 굴곡도를 계산하고 LV 경계선의 우측 모델이 {1, 2, 3}일 때는 2 마이너스 1, 3 마이너스 2가 굴곡도가 된다.
- 3) 굴곡도가 0이거나 1 이면 계속 방향코드의 차분을 구한다.
- 4) 굴곡도를 누적하여 그 값이 마이너스 2 이상 차이가 나면 플러스가 될 때까지 방향코드를 계속하고 위치

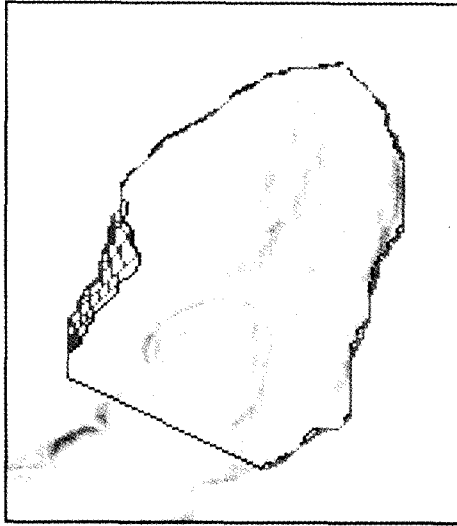


그림 10. adaptive modifier를 사용하여 EDLV의 경계선을 수정하는 과정
 Fig. 10. Procedure of modifying EDLV boundaries using adaptive modifier

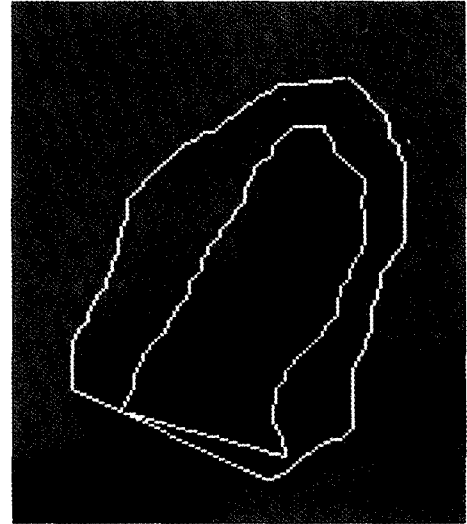


그림 11. 제안한 알고리즘을 사용하여 최종 검출된 ESLV와 EDLV의 경계선
 Fig. 11. Finally detected ESLV and EDLV boundaries using algorithm proposed

경우 1 :	$(f(n), f(n\pm 1), f(n\pm 2)) = \text{med}(f(n\pm 1), f(n\pm 1)),$	if $f(n)$ 은 홀수
	$\text{med}(f(n\pm 1), f(n\pm 1), f(n\pm 1)),$	if $f(n)$ 은 짝수
경우 2 :	$(f(n), f(n\pm 2)) = \text{avg}(f(n\pm 1)),$	if $f(n)$ 은 홀수
	$\text{avg}(f(n\pm 1), f(n\pm 1)),$	if $f(n)$ 은 짝수
경우 3 :	$(f(n), f(n\pm 3)) = (f(n\pm 2)),$	if n 은 홀수
	$(f(n\pm 1)),$	if n 은 짝수

그림 12. 제안한 저역통과 필터
 Fig. 12. low pass filter proposed in this paper

를 기억한다.

5) 계수된 방향코드의 길이를 3으로 나누어 3보다 작으면 window 크기는 3으로 하고 3보다 크면 가까운 홀수를 윈도우의 크기로 정한다.

이와 같이 window 크기가 결정되면 이 window를 이용하여 방향코드를 수정한다. 수정하는 adaptive modifier의 알고리즘은 다음과 같다.

step 1. 굴곡도에 의해 정해진 window size를 이용하여 window내의 fldc에 대해 LV경계 선 모델 방향으로 재배열한다.

step 2. 재배열된 방향코드에 대해 저역통과 필터를 사용하여 고주파 성분을 제거한다.

step 3. 굴곡도를 계산하여 마이너스 2 이상 차이가 나는지 조사한다.

step 4. 굴곡도가 -2 미만으로 차이가 나면 fldc를 mldc로 저장하고 종료한다.

step 5. 굴곡도가 -2 이상이면 window size를 1 감소

한다.

step 6. Window size가 2가 아니면 step 1부터 반복하고 window size가 2이면 fldc를 mldc로 저장하고 종료한다.

이 알고리즘에 대한 흐름도를 그림 9에 나타내었고 이 알고리즘을 사용하여 filtering과 수정을 반복해서 경계선을 검출하는 과정을 그림 10에 나타내었다. 그림 11은 최종 검출된 ESLV와 EDLV의 경계선을 나타낸 것이다.

3. 방향코드 생성, filtering 및 수정

좌심실의 모양은 불룩하고 둥근 곡선의 형태로 모델링이 가능하다. 좌심실의 경계선은 방향코드라는 단위벡터 정보로 저장되기 때문에 좌심실의 기능을 정량화 하는데 대단히 유용하게 활용할 수 있다. 방향코드는 앞에서 언급한 것과 같이 굴곡도가 변하지 않을 때까지 필터링과 수정을 반복하면서 좌심실의 선정 모델에 맞게 수정된다. EDLV의 경계선을 검출하면서 만들어진 방향코드의 예를

표 3. 제안한 방법과 다른 방법과의 비교

Table 3. Comparison of proposed method to the other method

	Gray level과 ESLV를 이용한 방법		제안한 방법		Manual에 의한 방법	
	EDLV 면적 (pixel수)	백분율오차 (%)	EDLV 면적 (pixel수)	백분율오차 (%)	EDLV 면적 (pixel수)	백분율오차 (%)
실험 data 1	10024	4.75	10409	1.09	10524	0.0
실험 data 2	9532	5.9	9998	1.4	10130	0.0
실험 data 3	9800	4.2	10086	1.41	10230	0.0
실험 data 4	10240	2.0	1.324	1.19	10450	0.0
실험 data 5	9825	5.1	10131	2.04	10342	0.0
실험 data 6	10599	1.7	10651	1.29	10790	0.0
평균(mean)		3.925		1.40		0.0
분산(variance)		0.0241		0.0009		0.0

함하여 성인 6인에 대하여 이 논문에서 제안한 방법과 manual에 의한 방법과의 비교결과를 측정하여 표 3에 나타내었다.

경계선 검출을 할 때 일반적으로 사용하는 gradient나 laplacian 등의 방법으로는 EDLV의 화질이 너무 나쁘기 때문에 경계선 검출이 불가능하였다. 따라서 표 3은 일반적인 방법을 제외하고 여기에서 제안한 두 방법, 즉, gray level과 ESLV를 이용한 방법과 ESLV경계선과 adaptive modifier를 이용한 방법(제안한 방법), 그리고 manual에 의한 방법으로 경계선을 검출하고 이 검출된 경계선을 토대로 면적 및 백분율 오차, 그리고 6개의 실험 데이터에 대한 평균 및 분산을 구하여 나타낸 것이다. Gray level과 ESLV의 경계선을 이용하였을 경우, 그림 2(실험 data 1)의 경계선 검출에 대한 백분율 오차는 4.75%이었고, 실험 data 전체의 평균 백분율 오차는 3.925%, 분산은 0.0241로 측정되었다. 이 백분율 오차는 심장의 모양특성이 convex하다는 이미 알고 있는 지식 정보를 이용하여 굴곡도에 따라 window 크기를 설정하여 처리하는 adaptive modifier를 이용하였더니 열악한 화질의 image임에도 불구하고 manual에 의한 방법과 표 3에서와 같이 큰 차이가 없이 검출되는 것을 확인할 수 있었다. 표 3에서 보면 실험 data 1의 경우(그림 2), 백분율 오차는 1.09% 이었고, 백분율 오차의 평균은 1.40%, 분산은 0.0009로 manual로 여러 번 했을 때 나타날 수 있는 오차 정도로 정량화 되어 있음을 확인할 수 있었다. 제안한 방법, 즉 ESLV 경계선과 adaptive modifier를 이용한 방법과 ESLV만을 이용한 방법과의 분산 비를 비교해보면 3 배 이상 차이가 나는데 이는 ESLV 경계선만을 이용하는 것보다 ESLV 경계선과 좌심실의 모양 정보를 같이 이용하는 것이 변화가 적고 정확하다는 사실을 실험을 통해서 확인해 주고 있다. 표 3에서 실험 data 1

은 그림 1과 2에 대한 것이며 백분율 오차는 (1)식을 이용하여 계산하였다¹²⁾.

$$percent\ error = \frac{|M| - |A|}{|M|} * 100.0 \quad (1)$$

여기에서 M은 수동으로 정의한 경계선내의 pixel들의 집합이고 A는 여기에서 제안한 방법에 의해 검출된 경계선내의 pixel들의 집합이다. |M|과 |A|는 경계선내의 면적을 나타낸다.

그림 14는 제안한 방법으로 검출한 경계선에 대해 방향코드를 이용하여 wall motion을 분석한 것이다. Wall motion은 좌심실이 어떻게 움직이는지를 정량화하기 위한 것으로 ED와 ES의 변위를 어떻게 측정하느냐에 따라 몇 가지 방법이 소개되어 있다. Wall motion을 묘사하는 방법에 따라 centerline wall motion, regional wall motion 및 slager wall motion 등이 소개되어 있는데¹³⁾ 이중 centerline wall motion이 가장 많이 이용되고 있다. 이 방법은 ESLV와 EDLV의 경계선 사이의 중심선을 구하여 거리를 측정하는 방법으로 ED와 ES간의 변위를 구하기 위해서 중앙선을 구해야 되는 불편함이 있기 때문에 이 논문에서는 앞에서 검출된 방향코드를 이용하여 변위를 구하는 방법을 사용하였다¹⁰⁾. 이 그림에서 x축의 apex까지는 ESLV의 좌측 경계선을, apex 이후로는 ESLV의 우측 경계선을 나타낸 것이고 y축은 EDLV 경계선까지의 거리, 즉 LV의 wall motion을 정규화 하여 나타낸 것이다.

방향코드를 이용하여 wall motion을 측정하면 처리시간, 정확도, 처리절차등에서 centerline wall motion 방법보다 훨씬 개선된다는 것을 이미 발표된 논문에서 확인할 수 있다¹⁰⁾.

그림 15는 경계선이 불분명하여 수동으로도 검출하기

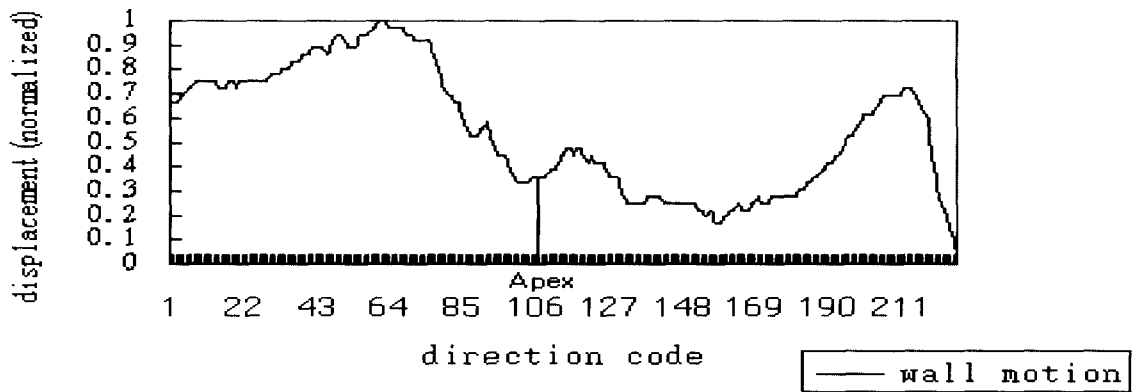


그림 14. 방향코드에 의한 wall motion
Fig. 14. Wall motion by direction codes

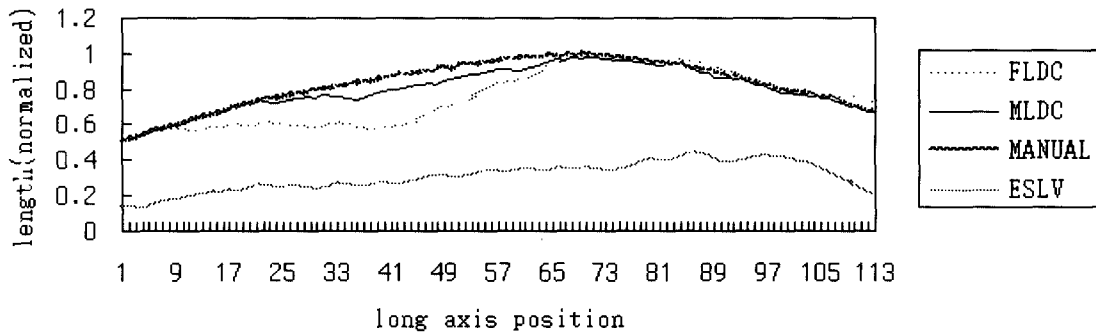


그림 15. 열악한 부분의 경계선 검출 비교
Fig. 15. comparison of boundary detection in poor region

가 가장 어려운 그림 2의 좌측 경계선의 일부분에 대해 이 논문에서 제안한 방법으로 검출한 결과가 어떠한지를 시각적으로 비교할 수 있도록 정규화 하여 그래프로 나타낸 것이다. 이 그래프에서 가로축은 장축의 좌표를, 세로축은 경계선까지의 거리를 나타낸다. Centerline wall motion은 ESLV와 EDLV 경계선 사이의 중심선을 구한 다음 중심선에 수직인 직선을 그어 두 경계선과 만나는 점 사이의 거리를 측정하여 wall motion을 평가하는 방법이다. 이 방법은 두 경계선 사이의 거리를 구하기 위해서 중심선을 구해야 하는 불편함이 있고 시간도 많이 소요된다. 이러한 문제는 direction code를 이용하면 해결이 가능한데 이 알고리즘은 논문 [10]에서 이미 발표하였다. 그림 15 역시 장축에 대하여 방향코드를 이용하여 경계선의 변화를 나타낸 것이다.

그림 15에서 FLDC는 gray level과 ESLV 경계선을 이용하였을 때의 EDLV의 경계선을, MLDC는 FLDC를 나타낸 방법에 adaptive modifier를 사용하여 수정하였을

때의 EDLV의 경계선을, 그리고 MANUAL은 수동으로 EDLV의 경계선을 구하여 나타낸 것으로, 시각적으로도 경계선 검출오차가 큰 부분인 것을 감안하면 여기에서 제안한 방법에 의한 경계선 검출이 상당히 정확함을 알 수 있다.

EDLV의 경계선을 검출하기 위해서 3점, mitral과 aortic 밸브를 잇는 두점과 apex점, 을 사용자가 입력하면 이 논문에서 제안한 방법의 모든 과정이 자동으로 이루어진다. 3점이 입력되면 이 영상을 미분하고 중심 축을 찾아서 저장해 놓은 ESLV 경계선 영상의 중심 축과 일치시킨다. 그리고 gdc를 참고하여 치 우측점을 찾아 경계선 검출을 시작한다. 경계선 검출을 하면서 만들어진 방향코드에 대해 저역통과 필터와 adaptive modifier 프로그램이 수행된다. 이 일련의 과정이 3점을 입력하면 모두 자동으로 이루어진다. 즉, 경계선을 검출하는데 있어 ESLV와 EDLV의 각각의 image에 3점씩을 입력하면 자동으로 경계선 검출이 되도록 하였다.

좌심실의 국부수축은 여러 가지 방법으로 모델링 되어 왔다. 현재 심장의 wall motion을 분석하는데 있어서 만능적으로 사용되는 방법은 없다. 사용되는 대부분의 모델은 reference point나 line에 대해서 segmental contraction을 측정한다. 이 기술에는 두 방법이 있는데 그것은 LV long axis-referenced와 LV center referenced 방법이다. LV long axis-referenced 방법은 LV의 가장 긴축에 관하여 segmental contraction을 하는 것으로 생각하는 방식이다. 이 방식은 Herman등이 소개한 half chord가 얼마나 줄어들었는가를 측정하는 방법과 wall이 contract되었을 때 면적이 어떻게 변하였는가를 측정하는 방법¹⁴⁾으로 나누어 연구를 하였다. 현재 가장 널리 사용되고 있는 방법은 half chord 방법으로 장축과 수직인 chord를 따라 변하는 length를 계산한다. 여기에서 장축을 따라 줄어드는 LV는 무시한다.

장축을 결정하기 위해서는 두 점이 필요하며 결정하는 방법에는 몇 가지가 있다. 기준점은 mitral valve-aortic valve junction이나 aortic valve 중심점 중에서 선택하고 다른 한 점은 LV의 무게 중심이나 apex를 선택한다. 장축은 EDLV나 ESLV 또는 두 image에서 결정하는데 이 논문에서는 EDLV의 장축에 ESLV의 장축을 일치시켜 사용하였다.

LV centered 모델은 radial 좌표를 사용한다. 이 방법은 중심을 향한 반경이 얼마나 줄어들었는가를 측정하는 방식이다. 이것은 심장이 중심을 향해서 수축하는 것으로 모델링한 것이다. 이 좌표의 중심은 ESLV의 무게중심, EDLV의 무게 중심, 또는 ESLV 장축의 중심점 중에서 선정하는데 표준은 없지만 실험결과 ESLV 장축의 중심점을 사용했을 때 가장 좋은 결과를 얻었다. 한편 중심점이나 line을 참고하지 않고 LV의 wall motion을 측정하는 방법도 연구되었다^{15,16)}. 이 방법은 ED와 ES의 경계선을 중첩한 다음 장축을 일치시킨다. ESLV와 EDLV사이의 중심선을 구하고 이에 수직인 선을 그어 EDLV와 ESLV의 교차점 사이의 거리를 측정하여 wall motion을 평가한다.

이 논문에서는 ESLV와 EDLV의 장축을 자동으로 일치시켜 놓고 실험을 하였다. 이런 조건에서 6명의 좌심실에 대해 실험한 결과 ESLV의 경계선이 EDLV의 경계선 안에 모두 존재하였다. 그러나 EDLV 경계선밖에 ESLV 경계선이 있는 특이한 경우와 좌심실이 둥근 형태가 아닌 다른 특이한 형태로 모델링이 되는 경우에 있어서는 여기에서 제안한 방법으로 검출하는 것은 예외로 한다. 이와 같은 경우에 있어서는 조영제를 조절하여 contrast만으로도 검출이 가능하도록 하여야 할 것으로 생각된다.

결 론

심장을 자동으로 정량화하기 위해서는 무엇보다도 먼저 LV 경계선의 정확한 검출이 요구된다. 좌심실은 이완 수축을 반복하기 때문에 관상동맥등 다른 angiographic image에 비해 화질이 떨어진다. 특히, EDLV의 화질은 contrast만으로는 경계선 검출이 불가능할 정도로 화질이 나쁘다. 이로 인하여 심장을 자동으로 정량화 하는 것이 용이하지 않거나 제한적으로 사용되고 있는 실정이다. 열악한 화상이라 해도 반자동이나 수동으로 경계선을 추적하지 않고 자동으로 검출이 가능하다면 심장 질환을 치료하는데 활용 폭을 확대할 수 있을 것으로 기대된다.

이번연구는 화질이 좋지 않은 angiographic image에 대해 이미 알고 있는 정보를 이용하여 경계선을 자동으로 정확히 검출할 수 있도록 하는데 목적을 두고 연구를 하였다. 사용된 정보로는 경계후보점 추적이 용이하도록 하기 위한 ESLV의 경계선과 adaptive modifier의 사용 기반이 되는 초기에 검출된 concave한 좌심실의 경계선 모양 정보가 이용되었다.

여기에서 제안한 알고리즘으로 경계선을 검출한 결과, manual로 검출한 결과와 거의 일치함을 확인할 수 있었다(백분율 오차 약 1.4%). 또한 이 방법은 방향코드를 이용하여 wall motion을 평가할 수 있기 때문에 center-line wall motion처럼 중심선을 구할 필요가 없는 장점이 있다¹⁰⁾.

이 논문에서는 연속되는 화상 정보는 이용하지 않았지만 알고 있는 모양정보나 실험 데이터등 보다 많은 정보를 이용하면 더 좋은 결과를 기대 할 수도 있을 것 같다.

좌심실의 경계선을 검출하는데 있어서 여기에서 제안한 방법으로 대부분은 검출이 가능하지만 모양이나 형태가 특이한 환자의 경우에는 여기에서 이용한 정보로는 처리가 안되는 경우도 있을 수 있기 때문에 조영제를 조절하여 화질을 더 좋게 하거나 새로운 연구가 더 진행되어야 할 것으로 생각한다. 또한 실용화하는데 있어서 비용과 조건이 허락한다면 여러 측면에서 projection한 영상에 대해 실험하는 것도 필요할 것으로 생각된다.

요 약

심장 wall 경계선의 모양변화의 분석에 의하여 심장 기능을 정량적으로 평가한다. 심장의 기능을 평가하기 위해서는 무엇보다도 먼저 ESLV(End systolic left ventricle)와 EDLV(End diastolic left ventricle)의 경계선 검출이 필요하다.

예전에 제안한 경계선 검출 방법은 거의가 반자동으로 심장에 대한 전문 지식이 있는 사람의 도움이 필요했다. 물론 수동에 의한 경계선 추적이 현재도 사용되고 있지만 많은 시간과 노동이 요구되고 작업자의 주관에 의해 달라질 수 있다. 또한, EDLV의 image는 일부 영역에서 경계선 정보가 거의 나타나지 않는다.

이 논문에서는 화질이 좋지 않아 부분적으로 검출이 불가능한 EDLV에 대해 경계선을 검출하는 새로운 방법을 제안하고자 한다. 여기서 제안한 방법은 이미 알고 있는 ESLV 경계선과 좌심실의 모양을 이용하여 EDLV 경계선을 검출한다. 경계선의 검출은 2단계로 이어진다. 1단계는 ESLV 경계선을 이용하여 초기의 EDLV 경계후보 점을 검출하는 것이고 2단계는 1단계에서 검출된 경계후보 점을 좌심실의 모양을 이용하여 수정하는 것이다. 잘못 검출된 경계선을 수정하기 위해서 adaptive modifier라는 알고리즘을 개발하였다.

우리는 이 논문에서 제안한 방법을 실험을 하고 수동으로 검출한 방법과 비교 분석하였다. 그 결과 측정된 EDLV의 면적에 있어서, 약 1.4%의 백분율 오차가 있었다. 실험을 통해서 우리가 제안한 방법이 실용성이 있음을 입증하였고 기대했던 대로 만족할만한 결과를 얻을 수 있었다.

참 고 문 헌

1. E. Marcus, P. Lorente, E. Bartha, R. Beyar, D. Adam, and S. Sideman, "A comparative study of quantitative methods for characterization of left ventricular contraction," in *proc. comput. Cardiol.*, pp. 145-148, 1985.
2. K. Toraichi, K. Katagishi, and R. Mori, "A left ventricular function analyzer and its application," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BE-34, pp. 317-328, 1987.
3. H. Azhari, R. Beyar, E. Grenadier, U. Dinnar, and S. Sideman, "An analytical descriptor of 3-D geometry. Application to the analysis of the left ventricle chape contraction," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 34, pp.345-355, 1987.
4. H. Azhari, E. Grenadier, U. Dinnar, R. Beyar, D. Adam, M. Marcus, and S. Sideman, "Quantitative characterization and sorting of three dimensional geometries: Application to left ventricles in vivo," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 36, pp. 322-332, 1989.
5. S. Collines and D. Skorton, *Cardiac Imaging and*

Image Processing, New York:McGraw-Hill,1986.

6. K. Philip, E. Dove, D. McPherson, and K. Chandran, "Automatic detection of left ventricular endocadium in cardiac images", *Computers in Cardiology*, pp. 443-446, 1991.
7. N. Friedland and D. Adam, "Automatic ventricular cavity boundary detection from Sequential ultrasound images using simulated annealing", *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 8, pp. 344-353, 1989.
8. J. Feng, W. Ling, and C. Chen, "Epicardial boundary detection using fuzzy reasoning", *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 10, pp. 187-199, 1991.
9. T. Faber, E. Stoklry, R. Peshock, and J. Corbett, "A model-based four-dimensional left ventricular surface detector", *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 10, pp. 321-329, 1991.
10. 전 춘기, 강 광남, 이 태원, "방향코드를 이용한 관상 동맥의 직경 측정 방법", *의공학회지*, Vol. 16, No. 3, pp. 289-299, 1995.
11. A. M. Taratorin and S. Sideman, "Constrained detection of left ventricular boundaries from cine CT images of human hearts", *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 12, pp. 521-533,1993.
12. P. Lilly, J. Jenkins, P. Bourdillon, "Automatic contour definition on left ventriculograms by image evidence and a multiple template-based model", *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 8, No. 2, pp. 173-185, 1989.
13. "INTEGRIS H3000 Release 1", Philips Medical Systems,operator's manual, 1993.
14. H. J. Gelburg, B. H. Brundage, S. Glantz, W. W. Parmly, "Quantitative left ventricular wall motion analysis: a comparison of area, chord and radial methods"; *circulation*, 59:991, 1979.
15. E. L. Bolson, S. Kliman, F. H. Sheehan, H. T. Dodge, "Left ventricular segment wall motion-a new method using local direction information", in *computers in cardiology*, Los Angeles, CA, IEEE computer society, pp. 245-248, 1980.
16. F. H. Sheehan, H. T. Dodge, D. Mathey, B. G. Brown, E. L. Bolson, S. Mitten, "Application centerline method: analysis of change in regional left ventricular wall motion in serial studies", in *computers in cardiology*. Los Angeles, CA, IEEE computer society, pp. 97-100, 1982.