

관상동맥 혈관내부 초음파 영상에서 내벽 및 외벽 윤곽선 자동추출을 위한 영상처리 알고리즘 개발

김희식*, E. L. Dove** K. B. Chandran**
* 서울시립대학교 제어계측공학과
** University of Iowa, Dept. of Biomedical Engineering.

Development of an image processing system to detect automatically intimal and adventitial contours from intravascular ultrasound images

H. S. Kim*, E. L. Dove** K. B. Chandran**
* Seoul City University, Dept. of Control and Instrumentation Engineering
** University of Iowa, Dept. of Biomedical Engineering.

Abstract

Intravascular ultrasound images of coronary artery contain very important informations on heart disease. The intimal contours on the image show informations and data to examine intravascular problems of patients. A new computation algorithm to detect the intimal and adventitial contours from the intravascular images was developed. An Image processing on gray level image was used. It uses arrays of pixels in each radial lines on the images. A "Robert" filter was adopted at first step for one dimensional image processing. Some other calculation techniques were developed to increase the accuracy of automatically detected contours. The standard contour data to compare with automatically detected contour data were obtained through manually tracing by experienced cardiological medical doctors. The result of the new algorithm shows high accuracy of 80 % matching with the standard contour data.

1. 서론

초음파 catheter probe 를 이용하여 환자의 혈관내부를 단층하는 기술은 심장병진찰에 획기적인 발전이었다. 이 촬영기계는 80년대 후반에 의료용으로 보급되기 시작하였다. 넷과의 심장병 진료에 중요한 이 장비는 병원으로 보급된 역사가 오래되지 못하여 아직 개발보완의 여지가 있다. 즉 심장병 전문의사들이 아직도 화면에 보여주는 원래의 초음파 영상에 의존하여 육안으로 진찰을 수행하고 있어 여러가지 불편이 있다. 특히 coronary artery 에서 혈류동 단면적, plaque 의 크기, calcium lesion 의 부피 등의 수치량은 진찰에서 매우 필요한데이터이다.

순환기계통의 단면촬영 영상을 컴퓨터로 영상처리하여 전문의사들이 활용하고자 하는 데이터를 자동으로 윤곽선을 그려 보여주고 그 넓이와 부피를 계산하여 표시하여 주변 환자진찰을 과학적으로 훨씬더 정확하게 할수있게 된다. 관

상동맥의 혈관내부 단층촬영 영상의 영상처리 연구에 대한 관심은 매우 높다. 현재 미국의 순환기 계통 전문의사들과 공학을 연구하는 각 유명대학의 의공학과 교수들이 많은 연구를 수행하고 있으나 뚜렷이 사용가능한 연구결과를 아직 내지 못하고 있다. 혈관내부의 초음파 영상의 영상처리가 기존의 알려진 영상처리 기술로는 해결될수없는 어려움은 다음과 같은 이유가 있기 때문이다.

- 초음파 영상은 CT, NMR 등에 비하여 해상도가 낮다.
- 초음파의 물리적 특성상 45도 이상의 경사진 경계면에서는 echo 신호가 반사되어 돌아오지 않는다.
- calcium 등 고밀도 매질에서는 반사량이 많기 때문에 그 조직의 뒤부분 에는 영상탈락 (drop out) 현상이 있다.
- strut artifact 등 몇가지 인위적 신호영향이 영상위에 나타난다.
- 영상잡음이 비교적 많기 때문이다.

이와 같은 혈관내부 초음파 영상 (Intravascular ultrasound images)의 문제점들과 초음파의 물리적 특성들을 보상하기 위해서는 프로그램 내부 알고리즘으로 보완하여야 한다. 넷과의 심장병전문 의사 cardiologist 들이 매우 갈망하고 있는 영상처리 시스템이며 또한 미국의 초음파 의료기계 제작회사들이 찾고 있는 기술이다. 혈관내부 초음파 영상의 영상처리시스템을 개발하여 초음파 영상촬영기계에 접합시켜 심장병환자의 과학적인 진찰에 활용하게 된다.

연구 방법은 발표자가 미국 University of Iowa 의공학과에 일년간 방문연구하여 기본 연구를 수행한 결과이다. C-언어를 이용하여 영상처리 algorithm 을 개발하였으며, X-window system 을 이용하였다. 일부 미국 교수들이 시도 하였던 방법들은 Fuzzy Hough transform, Sobel detector, graphic search 등등의 방법이다. 이 방법들은 결과의 contour data 정밀도가 낮아 실용화가 되지 못하고 있다. 전혀 새로운 알고리즘으로 "반경방향 탐색법"을 고안하여 결과 80% 의 정밀도를 얻었다. 개발한 알고리즘의 평가기준이 되는 윤곽선 데이터는 Northwestern University Medical School 의 혈관심장계통의 전문의사가 mouse 를 이용하여 수동으로 tracing 한 데이터이었다. 이 연구내용에는 20여 가지의 artifact 제거, interpolation, region of interest 축소인리 등이 개발, 포함되어 있다.

2. 프로그램 개발환경

입력영상은 미국 Northwestern University Medical School, Chicago 부속병원에서 심장병 환자로 부터 촬영한 In-Vivo image를 사용하였다. Intravascular image 는 Catheter probe를 혈관속으로 밀어 넣어 관상동맥 (coronary artery) 의 내부를 촬영한 영상이다. Ultrasound catheter probe는 직경 1.5 mm, frequency 45 Mhz probe 이었다. 영상처리용 컴퓨터는 VMS 운영체제에 64Mega RAM 을 가진 VAX 4000.90 work station을 사용하였다. Frame grabber 는 VAX work station 에 장착되어 있는 것으로 비데오 영상신호를 받아 512*512 pixel 8-bit gray scale 해상도를 가진 영상데이터를 capture 하는 것이었다. 영상표시는 X- window system

을 사용하였다. X- window 는 여러개의 영상을 동일화면에 표시할수 있고, 화면위에 여러가지 색깔의 곡선, 점 등을 표시할수 있어 편리하다.

3. 프로그램 구성과 알고리즘

3.1 혈관 내부 초음파 영상의 일반적인 특징과 가정

관상동맥의 혈관내부 단층촬영 영상의 영상처리용 알고리즘을 개발함에 있어서 다음과 같이 초음파 영상특성을 몇가지 가정하였다.

- catheter 내부는 흑색 원형반점으로 영상의 중심에 근처에 항상 존재한다.
- 혈관내부 초음파 영상 경계는 원형이며, 이 영상외부는 영상부분 보다 더 어둡게 나타난다.
- 혈관벽 부분을 나타내는 영상이 혈관의 내부와 외부 액체 부분에 비하여 평균적으로 밝게 나타난다.
- Ultrasound catheter probe 는 strut artifact 가 영상에 나타난다.
- strut artifact 부분은 영상이 정확하지 않으므로 그의 앞뒤 윤곽선을 고려하여 부드럽게 연결하여 보상한다.
- 혈관 내벽과 외벽은 반경 방향에 한번만 나타난다. 즉 반경방향에 대하여 Intima 및 Adventitia 곡선 기술기가 +-90도 범위에 있다.
- 혈관내벽에 solid, gel 물질이 부착되어 있을때 내벽곡선은 이 것을 포함한다.
- calcium lesion 이 혈관에 존재하는 경우에 그 뒷부분은 영상 탈락현상 (drop out) 이 있고 이 부분은 앞뒤를 고려하여 부드럽게 연결하여 보상한다.
- 초음파 영상이 나타나는 원리는 초음파의 반사 (echo) 성질을 이용한 것으로 혈관 내부에서는 표1. 에서와 같은 경계면에서 echo 현상이 발생한다.

표 1. Walls reflecting intravascular ultrasound wave

No.	Inside material	Outside material
1	Blood(liquid)	Plaque(gel, sol or solid)
2.	Blood(liquid)	Calcium lesion(solid)
3	Plaque(gel)	Intima(tissue)
4	Calcium(solid)	Intima(tissue)
5	Intima(tissue)	Media(tissue)
6	Media(tissue)	Adventitia(tissue)
7	Adventitia(tissue)	Outside (liquid)
8	discontinued tissue	discontinued layer

3.2 프로그램의 구조 및 내용

개발한 프로그램은 크게 나누어 다음 6 가지 모듈로 구성된다.

- (1) X- windows interface
- (2) get a new image
- (3) diplay binay image
- (4) detect Adventitia and Intima
- (5) compare automatically detected & manually traced.
- (6) write the result file

3.2.1 X- windows interface

X- window sytem 초기화 시키고 기본적인 응용 함수들 즉 영상 표시, 직선, 곡선, 점, 원, 사각형, gray scale 지정, 펜 및 바탕 색깔지정 등 기능을 간단하게 불러서 응용할수 있도록 X- window 접합용 display 모듈을 개발하였다. 연구중에 개발한 이 모듈 이름은 Xim 으로 명명하였으며, 그후에 University of Iowa 에서 각가지 영상처리 연구에 잘 활용하고 있다.

3.2.2 get a new image

새로운 입력영상 화일이름이 directory 에서 한개 선정된다. 입력 영상 데이터의 형식 구조는 row pixel 또는 sep 형 (UI 에서 정의한 형식) 으로 된다. 입력된 영상의 관심영역 (ROI)이 결정된다. 몇가지 artifact 가 그 다음 순서로 찾아지며 그 위치와 크기가 계산된다. artifact 데이터는 차후에 윤곽선 보상에 활용된다. Histogram 평준화가 계산되어 표시영상이 선명하도록 화질을 향상시키다. 혈관벽 중앙부분 (Media) 이 영상에서 결정되고 이 위치 데이터는 정확한 의미의 media 는 아니지만, 내벽 (Intima) 및 외벽 (Adventitia) 을 결정할 때 중요하게 사용된다.

3.2.3 diplay binay image

개발한 알고리즘의 근본은 gray scale 영상처리이며, 이진영상의 활용은 입력영상의 gray level 수치분포 및 윤곽선부분의 경사성질을 간단하게 조사하기 위하여 사용된다.

3.2.4 detect Adventitia and Intima

혈관의 내벽과 외벽의 윤곽선을 추출하는 중요한 알고리즘이 수행되며, 반경방향 탐색법 (radial search) 이 적용된다. 몇가지 알려진 영상위의 artifact 를 제거하고 초음파 특성에 의한 영상 탈락현상을 보완하기 위하여 여러가지 보간법이 적용된다.

3.2.5 compare automatically detected & manually traced.

해당 영상에 대한 전문의사가 수동으로 입력한 윤곽선 표준 데이터가 있는 경우에 그 화일을 읽어서 자동으로 검출한 윤곽선 좌표데이터와 비교 분석한다. 평가를 위한 비교계산은 단순한 면적비교, 윤곽선의 일치성 평가계수 (BMD: boundary matching descriptor) 등을 수행하고, 창의적으로 새로 정의한 차이면적에 의한 윤곽선 일치성 평가계수 (ABMD) 를 계산한다.

관상동맥 혈관 내부 초음파 영상에서 내벽 및 외벽 윤곽 자동추출을 위한 영상처리

3.2.6 write the result file

영상처리 결과는 영상 데이터와 수치 데이터 두종류파일로 저장된다. 자동추출된 윤곽선을 입력된 영상위에 그려서 그래픽 화면에 출력 저장한다. 그리고 계산결과의 혈류동면적, 정밀도, 윤곽선의 일치성 평가계수 (BMD), 표준편차값 등은 수치 데이터로서 ASCII 파일에 저장한다.

3.4 주요 알고리즘

(1) 반경방향 탐색법

연구내용중 혈관의 내벽과 외벽의 윤곽선을 결정하는 중요한 알고리즘이 "반경방향 탐색법 (radial search) 이며, 반경방향 선분에 위치한 픽셀 배열을 이용하여 계산한다. 평균 필터, Median 필터, Laplacian 필터, 선형 에지 검출기 일종인 Roberts 기울기 필터 등을 사용하여 Media, Intima, Adventitia 위치의 근사치를 일차적으로 계산한다.

평균 필터 [11111]
 Median 필터 최대확률 명도
 변형 Laplacian 필터 [-1-1 4 -1-1]
 Roberts Gradient [000111], [111000]

위에서 사용한 필터의 길이는 영상에서 혈관벽의 평균 두께를 기초로 범위를 결정하고 두께변화에 따라 적응적으로 그 필터길이를 변하게 하였다. 몇가지 알려진 영상위의 artifact 를 제거하고 초음파 특성에 의한 영상 탈락현상을 보완하기 위하여 여러가지 보간법이 적용된다. curve fitting 알고리즘 및 주변에서 결정된 윤곽선의 반경값에 대한 가중치 계산법이 적용된다.

(2) 관심영역 (ROI: region of interest) 축소제한

영상처리에서 관심영역 (ROI) 를 축소하는 것은 매우 중요하다. 관심영역 축소의 목적은 영상처리 시간을 단축하는 것도 있지만 결과의 윤곽선이 범위내에 존재해야 하므로 그 정밀도가 향상되는 것이다. 관심영역 (ROI)을 자동으로 최소화하는 과정은 대상의 영상특성을 충분히 이해한뒤 이것을 알고리즘으로 실현화하는 것이다. 관심영역 (ROI)의 축소 매우 중요하지만 영상의 일부를 제외하는 경우가 절대 없는 알고리즘이어야 한다. 일차 관심영역 (ROI)은 scope 내부에서 catheter 부분을 제외한 환형 형태이며 간단한 에지필터를 사용하여 원형으로 절단하여 규정할 수 있다. 이차 관심영역 (ROI)의 범위는 catheter 외부와 Intima 내부 사이에 위치하는 곡선과 Adventitia 와 scope 외부원과의 사이에 위치하는 곡선으로 경계가 결정된다.

4. 결과 및 토의

4.1 알고리즘 계산결과의 평가

혈관내벽 (Intima) 및 혈관외벽 (Adventitia)을 프로그램의 알고리즘으로 자동추출한 데이터와 심장혈관계통 전문의사가 수동으로 그린 윤곽선 데이터를 서로 비교한 것을 표 2. 및 표 3.에 보여 주고 있다. 영상처리 실험대상은 24 가지의 서로 다른 In-vivo 영상에 대하여 시험하였다. 표 2.는 단순히 두 윤곽선의 내부 면적의 차이를 비교한 것이다.

표 2. Area comparision of automatically detected and manually traced contours of intimal and adventitial borders unit:mmxmm, %

Name	Intimal Contours				Adventitial Contours			
	auto.	manu.	diff.	abs%	(auto.	manu.	diff.	abs%)
VES01	12.29	8.84	3.45	39.05	33.53	38.72	-5.19	13.41
VES02	11.00	11.86	-0.86	7.24	28.18	28.07	0.11	0.40
VES03	15.32	16.59	-1.27	7.65	33.22	37.49	-4.27	11.38
VES04	15.02	14.84	0.18	1.20	33.84	37.64	-3.80	10.10
VES05	8.54	9.45	-0.91	9.62	27.91	29.56	-1.65	5.57
VES06	10.95	13.11	-2.16	16.47	36.80	39.02	-2.21	5.67
VES07	15.77	16.12	-0.35	2.19	39.07	38.11	0.95	2.50
VES08	7.22	7.68	-0.46	6.04	25.45	25.50	-0.04	0.17
VES09	6.94	7.54	-0.60	7.95	21.56	21.31	0.25	1.16
VES10	6.36	6.90	-0.54	7.84	23.50	28.94	-5.44	18.78
VES11	9.57	10.02	-0.45	4.48	26.48	26.82	-0.34	1.26
VES12	6.97	8.72	-1.75	20.05	37.70	38.71	-1.01	2.62
VES13	9.17	9.82	-0.65	6.62	34.90	32.68	2.22	6.78
VES14	8.14	11.81	-3.67	31.08	29.84	37.26	-7.42	19.92
VES15	10.14	12.18	-2.04	16.74	34.74	29.93	4.82	16.10
VES16	15.98	17.26	-1.28	7.40	36.93	41.38	-4.45	10.76
VES17	13.99	12.27	1.72	13.98	38.66	51.23	-12.58	24.55
VES18	11.97	11.13	0.83	7.50	38.60	51.85	-13.24	25.54
VES19	9.00	10.19	-1.19	11.70	31.10	39.93	-8.83	22.11
VES20	9.27	10.14	-0.88	8.63	27.76	27.97	-0.21	0.75
VES21	15.55	14.22	1.33	9.37	34.69	29.67	5.01	16.89
VES22	17.18	17.46	-0.28	1.61	42.76	36.49	6.27	17.20
VES23	19.28	18.70	0.58	3.12	32.81	33.11	-0.29	0.89
VES24	19.27	19.10	0.16	0.85	34.75	37.20	-2.44	6.57
	Int(Auto. manu. diff. abs%)				Adv(auto. manu. diff. abs%)			
mean	11.87	12.33	-0.46	10.35	32.70	34.94	-2.24	10.05
st.dev	4.00	3.67	1.42	9.15	5.40	7.41	4.95	8.36

표 3.은 자동추출한 데이터와 심장혈관계통 전문의사가 수동으로 그린 윤곽선 좌표값에 대하여 위치의 일치성을 비교하여 보여주는 것이다. 영상처리 대상은 위 표2에서 사용한 24 가지의 서로 다른 In-vivo 영상에 대하여 실험한 것이다. BMD (boundary matching descriptor) 는 윤곽성 데이터의 일치성을 수치화하는 정의된 일종의 스케일이다. (참고 1.) ABMD는 새로 정의한 윤곽선 일치성 평가계수이며, 윤곽선 차이면적에 절대값의 원래 면적에 대한 비율이다.

표 3. Comparison of shape matching of, automatically detected and manually traced contours of intimal and adventitial borders

Name	Intimal Contours			Adventitial Contours		
	(Area	BMD	ABMD)	(Area	BMD	ABMD)
VES01	8.84	0.76	38.95	38.72	0.67	20.42
VES02	11.86	2.46	9.84	28.07	11.86	5.77
VES03	16.59	8.00	7.41	37.49	2.60	11.47
VES04	14.84	5.43	8.30	37.64	2.00	11.02
VES05	9.45	1.57	11.12	29.56	2.75	9.88
VES06	13.11	0.88	17.20	39.02	4.63	7.96
VES07	16.12	5.92	9.80	38.11	4.29	10.56
VES08	7.68	1.25	11.46	25.50	1.20	18.13
VES09	7.54	0.48	15.02	21.31	2.00	13.59
VES10	6.90	2.00	9.11	28.94	0.70	21.90
VES11	10.02	6.50	5.57	26.82	3.50	10.39
VES12	8.72	0.34	20.59	38.71	1.57	14.45
VES13	9.82	1.05	18.39	32.68	2.21	14.57
VES14	11.81	0.17	30.36	37.26	0.73	19.95
VES15	12.18	0.30	28.63	29.93	1.57	22.89
VES16	17.26	2.91	11.52	41.38	1.73	11.63
VES17	12.27	1.57	19.33	51.23	0.48	33.27
VES18	11.13	5.92	10.30	51.85	0.29	25.21
VES19	10.19	1.37	15.37	39.93	0.64	24.53
VES20	10.14	1.81	12.46	27.97	4.29	10.27
VES21	14.22	4.63	10.72	29.67	1.57	19.21
VES22	17.46	4.00	10.50	36.49	1.81	20.46
VES23	18.70	4.29	9.15	33.11	29.00	5.59
VES24	19.10	9.00	6.17	37.20	4.00	8.87

Name	(Area	BMD	SMD)	(Area	BMD	SMD)
mean	12.33	3.03	14.47	34.94	3.59	15.50
st. dev	3.67	2.60	8.22	7.41	5.91	7.03

그림 1. 은 입력 영상위에 자동으로 추출한 혈관 내벽 및 외벽 윤곽선을 그리고 넷과의사가 수동으로 입력한 두가지 윤곽선을 동시에 그려 일치성의 비교, 즉 알고리즘의 정밀도를 평가한 그림이다. 실제 프로그램의 실행에서 매번 입력 영상마다 그 결과를 화면에 보여 주는 것으로 한 화면을 하드카피 한 것이다.

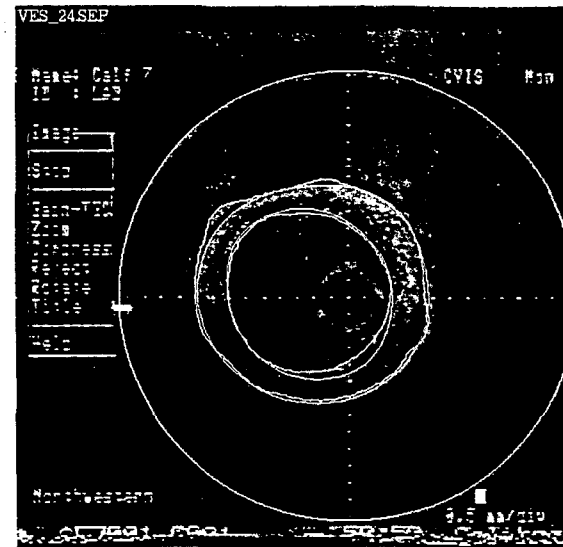


그림 1. 혈관내부 영상에서 자동으로 추출한 혈관 내벽 및 외벽 윤곽선과 넷과의사가 수동으로 입력한 두가지 윤곽선의 일치성 비교

4.2 프로그램의 내용의 장점

개발한 프로그램의 장점은 다음과 같다.

- 알고리즘에 의하여 자동으로 추출된 윤곽선 데이터의 정밀도 수준이 넷과 의사들이 실제로 사용할수 있을 정도로 높게 나왔다.
- 각 영상에서 혈관내의 혈류동 단면적을 mm²mm 단위로 계산하여 표시하여 주며 이 단면적 데이터는 넷과 의사가 환자를 진찰할 때 매우 필요로 하는 것이다.
- Catheter probe의 내부구조인 strut에 의하여 영상위에 항상 나타나는 strut artifact를 자동으로 감지하여 이 영향을 보상한다.

- Catheter probe의 외벽에 혈관내의 이물질이 얇게 부착되어 나타나는 영상의 문제점을 제거하였다.
- 주변의 윤곽선 위치에 가중치를 두어 계산함으로써 넷과 의사가 손으로 그린것 처럼 윤곽선의 모양이 부드러운 곡선으로 연결된다.
- 반경방향으로 계산하는 것은 초음파 catheter probe 에서 초음파를 발사하고 그 신호를 받는 방향이므로 원래 영상취득시에 반경방향 신호를 재현 시키는 것이다.
- artifact 영향제거 및 영상탈락 보상을 위하여 curve fitting interpolation 알고리즘을 사용함으로써, 의사들이 경험적으로 추측하는 윤곽선과 일치되는 결과를 가진다.

관상동맥 혈관 내부 초음파 영상에서 내벽 및 외벽 윤곽 자동추출을 위한 영상처리

5. 결론

관상동맥 (coronary artery) 혈관내부 초음파 영상에서 내벽 및 외벽 윤곽 자동추출을 위하여 새로 개발한 "반경방향 탐사법" 알고리즘으로 추출된 윤곽선의 정밀도가 80%의 수준을 보여주었다.

현재 알고리즘에서 개선해야할 문제점은 칼슘lesion, 콜레스테롤 등의 solid 또는 gel 물질이 혈관내벽에 많이 부착된 복잡형상인 경우에 추출된 윤곽선의 정밀도가 낮아지는 것이다. 내벽 윤곽선을 정밀도를 좀 더 향상시키고 사용자 편의성을 보완하면 의료용 프로그램으로 상업화의 가능성이 높다.

6. 參考文獻

1. E.L.Dove et.al, "Quantitative Shape Descriptors of Left Ventricular Cine-CT Images", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 38, No.12 Dec.1991
2. Karun P. Philip "Automatic Detection of Myocardial Contours in Cine Computed Tomographic Images". Thesis for Doctor, at Dep't of Biomedical Engineering University of Iowa, August 1991.
3. K.P.Philip, E.L.Dove et.al, "A Fuzzy Hough Transformation- Future Extraction in Medical Images", Computer in Cardiology, IEEE Computer Society CA,1989
4. Steven E.Nisson, et.al, "Intravascular Ultrasound of the Coronary Arteries: Current Application and Future Directions", The American Journal of Cardiology, Vol.69, June 18.1992
5. Peter J. Fitzgerald, et.al, "Intravascular Ultrasound Imaging of Coronary Arteries. Is three Layers the Norm?", Circulation Vol.86, No.1 July 1992, pp 154~ 158
6. A.G.Violaris et.al, "Intravascular Ultrasound imaging combined with coronary angioplasty", The Lancet 1992 Vol339, June27, pp1571~1572
7. Elma J. Gussenhoven et.al, "Arterial Wall Characteristics Determined by Intravascular Ultrasound Imaging: An in Vitro Study", JACC Vol 14.No.4, October 1989. pp947~
8. 조장희, "컴퓨터 단층촬영 (Computerized Tomography)", 전자공학회지 1985년 10월 제12권 제5호, pp 353~ 365.
9. 조진호, K.P.Philip, E.L.Dove, "퍼지 Hough 변환에 의한 2-D 심초음파도에서의 좌심실 윤곽 자동검출", 의공학회지, 제13권 제2호, 1992 pp115~124
10. 구성모, 조성목, 조진호, 이권일, "가변문턱치를 갖는 엔트로피 연산자를 이용한 2-D 심초음파도의 에지검출", 대한의용생체공학회 1992년도 춘계학술대회 논문집, pp98~101