

경동맥의 방사 움직임

추적에 관한 연구

연세대학교 대학원

의 공 학 과

김 효 민

경동맥의 방사 움직임

추적에 관한 연구

지도 윤영로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2009년 6월 일

연세대학교 대학원

의 공학과

김효민

김효민의 석사 학위논문을 인준함

심사위원_____인

심사위원_____인

심사위원_____인

연세대학교 대학원

2009년 6월 일

감사의 글

대학원 생활을 무사히 마칠 수 있도록 도와주신 주위 모든 분들께 감사드립니다.

부족한 저를 학문의 길로 이끌고 인생을 깨닫게 해주신 윤영로 교수님께 진심으로 깊은 감사의 말씀을 드립니다. 논문의 윤곽을 그려주시고 자상한 충고로 본 논문을 이끌어주신 이경중 교수님, 논문의 아이디어를 주신 하종원 교수님께도 깊은 감사를 드립니다.

학부와 대학원 생활 동안에 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 김동윤 교수님, 김영호 교수님, 신태민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님, 이용홍 교수님 그리고 대학원 생활하면서 많은 도움을 주신 김경자 선생님께 감사드립니다.

생체신호처리 연구실의 자랑스러운 동문들과 연구실 생활을 함께 했던 민석형, 규석형, 용구형, 집민형 용주형, 주환형, 훈이형 앞으로 연구실을 이끌어 갈 현철이, 승환이, 선아, 재현이, 효석이 한 발 먼저 졸업한 상하, 특별히 논문을 하는데 도움을 준 승진형, 주성형, 정훈형에게 진심으로 감사를 드리며 소망하시는 학문에 큰 성취와 보람이 함께 하길 기원하겠습니다.

항상 주어진 위치에서 열심히 하는 창균, 대수, 대화, 종규 회원, 경철, 준범, 재규, 대학 생활 동안 많은 추억을 만들어 준 뮤즈의 선배님, 후배님 동기들, 환경 4분반 콩가루 친구들과 지가짜 밴드 친구들에게 감사드립니다.

석사 학위 과정을 하고 있는 규섭, 승훈, 육진, 우혁, 양희형, 재원, 탁형, 수호, 창규, 성재, 효영, 승재, 혜린, 민진, 효선, 지영 그리고 의공학부 대학원생 이 모든 분들께 눈부신 학문적 성과가 있으시길 기원합니다.

언제나 곁에서 가장 큰 힘이 되어주신 아버지와 어머니와 동생 그리고 가족들 모두에게 깊은 감사를 드립니다.

지금까지 저를 봐주신 모든 분들이 실망 하지 않도록 더욱 발전하는 모습을 보여드리도록 노력하겠습니다. 사랑하는 모든 분들께 미흡하지만 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

2009년 6월

김효민 올림

차례

그림 차례	ii
표 차례	iv
국문 요약	v
제 1 장 서론	1
제 2 장 이론적 배경	4
2.1 초음파 영상 진단기	4
2.2 경동맥 혈관계	8
2.3 경동맥 초음파 검사	10
2.4 경동맥 내막-중막 두께 측정	12
제 3 장 연구 방법	16
3.1 초음파 영사의 전처리	16
3.1.1 영상의 잡음 제거	16
3.1.2 히스토그램 평활화	18
3.1.3 영상의 확대	20
3.2 경계점 검출	21
3.2.1 표지점 지정	21
3.2.2 선형 보간삽입을 통한 혈관 모양 추정	22
3.2.3 Gradient를 이용한 혈관 경계 후보점 검출	23
3.2.4 혈관 경계점 검출	26
3.3 연속 이미지에서 혈관 경계점 검출	27
제 4 장 실험 및 고찰	30
제 5 장 결론	37
참고 문헌	38
ABSTRACT	40

그림 차례

그림 2.1 초음파 A-mode 원리	5
그림 2.2 경동맥 종단면 원위벽의 B-mode 영상	6
그림 2.3 승모판의 M-mode 영상	7
그림 2.4 총경동맥의 Color D-mode 영상	8
그림 2.5 경동맥 삼각의 동맥분지	9
그림 2.6 경동맥 초음파 검사 모습	10
그림 2.7 동맥과 정맥의 3층 구조	11
그림 2.8 우측 총경동맥 내의 반향 이미지(붉은색 원안)	12
그림 2.9 경동맥의 막의 경계와 내막-중막 두께	14
그림 2.10 B-mode 경동맥 초음파도(원쪽부터 정상, 비정상 비후, 죽상반)	14
그림 3.1 좌측 총경동맥의 종단면(중앙:총경동맥, 우측상단:경정맥)	17
그림 3.2 비등방성 확산 필터를 취한 경동맥 횡단면 영상	18
그림 3.3 히스토그램 평활화	19
(a) 영상의 평활화 전, (b) (a) 영상의 히스토그램 분포	
(c) 영상의 평활화 후, (d) (c) 영상의 히스토그램 분포	
그림 3.4 사용자가 지정한 8개의 표지점	22
그림 3.5 보간삽입 후 48개의 점	23
그림 3.6 초음파 영상 횡단면의 그레이 값 분포	24
그림 3.7 두 표지점의 그레이 값(파란색)과 gradient 값(붉은색)	25
그림 3.8 경계 후보점 보정	26
(a) 중간값 보정 후	
(b) 이동평균 보정 후	
그림 3.9 MSE를 이용한 혈관 경계점 추적	27
(a) 프로파일 비교	
(b) MSE 결과 값	
그림 3.10 제안한 방법 순서도	29
그림 4.1 시뮬레이션 모델의 혈관의 움직임(I, III : 혈관 확장, II : 혈관 수축) ..	30
그림 4.2 검출 결과가 가장 안 좋은 4개 프레임	31
(붉은 원 : 레퍼런스, 초록 원 : 제안한 방법의 검출 결과)	
그림 4.3 검출 결과가 가장 좋은 4개 프레임	32
(붉은 원 : 레퍼런스, 초록 원 : 제안한 방법의 검출 결과)	

그림 4.4 레퍼런스와 검출 결과의 혈관 면적 변화	33
(붉은 선 : 레퍼런스, 푸른 선 : 검출 결과)	
그림 4.5 데이터 1(상단), 2(하단)의 검출 결과	35
(붉은 원 : 레퍼런스, 초록 원 : 검출 결과)	

표 차례

표 2.1 매질에서의 초음파 속도	4
표 2.2 경동맥 내막-중막 두께의 정상치	15
표 4.1 프레임별 혈관 면적 변화	34
표 4.2 데이터 1, 2의 프레임별 혈관 면적 변화	36

국 문 요 약

경동맥의 방사 움직임 추적에 관한 연구

본 연구는 경동맥 초음파 영상을 이용하여 경동맥 횡단면의 방사 움직임을 추적 할 수 있는 방법의 제안에 관한 연구이다.

경동맥은 인체에서 중요한 역할을 수행한다. 동맥경화증은 동맥의 혈관벽이 단단해지고 두꺼워지는 의료상태를 말한다. 경동맥의 상태는 임상분석에 있어 중요한 표지자의 역할을 한다.

본 연구에서 제안한 방법은 영상 전처리, 혈관의 경계점 검출, 순차 영상에서 혈관의 경계점 추적의 단계로 이루어졌다. 초음파 영상의 전처리 과정은 비등방성 확산 필터, 영상 확대, 히스토그램 평활화를 사용하였다. 혈관의 경계점 검출 방법으로는 혈관의 초음파 영상 특징을 이용하여 혈관의 추정 범위를 가정하고, 초기 영상에서 혈관 경계점을 검출한다. 초기 경계점을 이용하여 혈관의 중심에서 방사 방향으로 경계점의 프로파일을 만든다. 순차 영상에서 혈관의 경계점 추적은 프로파일을 이용하여 평균제곱오차를 계산하고 평균제곱오차가 가장 작은 위치를 계산하여 연속된 영상에서 혈관의 방사 움직임을 추적하였다.

제안한 방법을 검증하기 위하여 두 단계로 나누어 실험을 진행하였다. 첫 번째 실험단계는 가상의 초음파 영상을 만들고 정현파와 같은 표준 움직임을 갖게 하였다. 제안한 방법의 검출 결과를 통한 혈관 면적과 표준 움직임을 통한 혈관 면적을 비교 하였다. 두 결과의 최대 오차율은 12%로 혈관의 확장 움직임에 더 우수한 검출 결과를 보였다. 두 번째 단계로는 실제 영상 데이터를 이용하여 전문인이 검출한 결과와 제안한 방법의 검출 결과를 비교 하였다. 검출 결과의 평균 최대 오차는 7.72%이고 평균 최소 오차는 2.84%였다.

제 1 장 서 론

한국인의 국제질병 사인분류체계(WHO)에 따른 한국의 주요 사망원인별 사망률을 살펴보면 1998년부터 2007년까지의 최근 10년간의 사망률 변화는 1위 암, 2위 뇌혈관 질환, 3위 심장 질환의 순이었다[1]. 2007년 총 사망자의 48.3%가 위의 3가지 사망원인에 의한 것이며, 사망원인 2위인 뇌혈관 질환과 3위인 심장 질환에서의 혈관질환을 합산하면, 한국인의 사망원인에서 혈관 질환이 차지하는 영역이 큼을 알 수 있다. 또, 암을 제외한 고혈압, 당뇨, 비만, 동맥경화, 심장병, 고지혈증 등의 성인병을 자세히 살펴보면 대부분이 혈관과 관련되어 발생하는 병임을 알 수 있다. 동맥 경화증(Arteriosclerosis)이란, 혈관이 좁아져서 일어나는 죽상경화뿐만 아니라 혈관의 섬유질이 굳어져 탄성이 줄어드는 증상도 포함한다. 동맥 경화증은 동맥관계 여러 곳에서 발생할 수 있다. 특히, 경동맥에 발생하는 동맥경화는 뇌졸중의 원인 중 하나인 뇌출혈을 야기 시키는 요인으로 현대인에게 가장 큰 불안을 주는 질병 중의 하나로 자리 잡고 있다.

경동맥은 머릿속을 지나는 좌우 한 쌍의 동맥으로 오른쪽은 쇄골하동맥에서, 왼쪽은 대동맥궁에서 가슴에서 머리를 향하여 뻗어 나와서 내외의 경동맥으로 분지하며, 내경동맥은 뇌 속에, 외경동맥은 얼굴과 두피에 혈액을 보내는 혈관이다. 뇌로 가는 혈액의 80%가 이 혈관을 통과하며 만약 이곳에 동맥경화가 생겨 혈관이 좁아지거나 동맥경화 부위에서 떨어져 나온 응고된 혈액(혈전)이 뇌혈관을 막으면 뇌로 가는 혈액의 양이 감소 할 뿐만 아니라 일과성 허혈발작(transient ischemic attack: 일시적으로 뇌혈관이 막혀 피의 공급이 중단되며 일어나는 산소 부족으로 인한 현상), 뇌졸중 등의 병이 발병한다. 동맥 경화증은 병의 정후가 발병하고 바로 나타나는 것이 아니라 오랜 시간을 두고 병의 정도가 서서히 진행되므로 조기에 진단할 수 있는 방법이 필요하다.

병의 진단을 위한 방법으로 디지털 영상을 이용한 디지털 영상처리 기술이 의료분야에서도 사용되고 있다. 컴퓨터 기술의 발달에 의해 많은 정보량과 계산량을 필요로 하는 디지털 영상처리 기술은 활용 분야와 적용법이 의료분야 까지 적용,

발전되고 있다. 혈관 질환 진단 방법에는 침습적인 진단방법과 비침습적인 진단방법이 있다. 침습적인 진단방법은 병의 진단 및 치료에는 정확하나 절대적인 필요에 의하지 않으면 일반적으로 환자와 의사 모두 선호하는 방법이 아니며 시술 방법이 어렵고 환자에게 회복시간이 필요하다. 비침습적인 진단방법은 시술이 간단하며 검사 후 환자의 회복시간이 없는 장점을 가지며, 병의 진단 및 치료에는 침습적인 방법보다 부정확한 결과를 갖는 단점을 가진다. 혈관계에 대한 진단 방법 중 침습적인 진단방법으로는 심도자술(cardiac catheterization) 및 혈관조영술(angiography) 등이 있고, 비침습적인 진단방법으로는 초음파(ultrasonography), CT(computed tomography), MRI(magnetic resonance imaging) 등이 있다.

많은 분석 방법 중 초음파를 이용한 방법은 1967년부터 사용되어 왔다[2]. 초음파를 이용한 검사는 비침습적인 진단방법이며 초음파 영상 장비의 경량화로 쉽게 이동하여 진단이 가능하고, 상대적으로 CT / MRI등의 진단 방법에 비하여 진료비가 저렴하며 실시간으로 보면서 진료가 가능하고, 간단한 검사 절차를 가지는 장점을 가진다[3]. 경동맥은 초음파 검사로 비교적 쉽게 접근할 수 있는 중요한 혈관이며, 경동맥 초음파 검사는 경동맥의 동맥경화를 조기 발견할 수 있는 손쉬운 검사 방법으로 알려져 있다. 검사 방법으로는 환자가 편안하게 누운 상태에서 양측 경동맥의 모양과 혈류를 측정함으로써 혈관이 좁아진 정도, 프로그의 양과 성질, 혈류량 등을 알 수 있으며 이를 통해, 혈류 장애의 유무와 동맥경화의 정도를 확인 할 수 있는 검사이다. 경동맥 검사의 경우 CT / MRI에 비하여 초음파 검사가 더 높은 공간 분해능을 가지며, 혈관의 상태와 수축과 이완과정을 실시간으로 확인 할 수 있고 음파의 발산 방향에 따라 각기 다른 단면 및 다양한 방향으로의 영상을 얻을 수 있는 장점이 있다.

본 논문에서는 경동맥 초음파 검사를 통해 획득할 수 있는 영상 중 경동맥 혈관의 횡단면 영상에서 혈관의 방사 방향 움직임을 추적 할 수 있는 방법의 제안에 관한 연구이다.

본 논문의 2장에서는 경동맥 및 초음파에 대한 전반적인 이론적 배경을 설명하고, 3장에서는 혈관의 횡단면 검출을 위해 제안한 방법에 대하여 설명할 것이다. 그리고 4장에서는 3장에서 기술한 방법의 정확성을 평가하기 위해 실험을 두 단

계로 나누어 첫 번째 단계에서는 임의의 초음파 혈관 영상에 정현파의 움직임을 갖는 연속된 이미지 세트를 만들어 혈관 경계점의 움직임을 비교하였고, 두 번째 실험에서는 실제 초음파 영상을 이용하여 제안한 방법이 검출한 결과를 비교하였다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 초음파 영상 진단기

초음파는 사람이 소리로서 들을 수 있는 가청주파수(20~20,000Hz) 음역을 벗어난 음파로서 주파수가 20,000Hz 이상의 음파를 초음파라고 한다. 음속은 소리가 매질을 통하여 전파되는 속도로 음속은 매질의 종류와 온도에 따라 속력이 변한다. 음속은 초음파 영상을 구성하는데 매우 중요한 파라미터이다. 초음파는 공기 중에서는 대부분 산란되기 때문에 초음파 영상을 얻기 어렵고, 액체 및 고체조직에서는 초음파의 전달이 잘 되어 영상을 얻기가 용이하다. 표 2.1에서 매질에 따른 초음파의 속도를 열거하였다. 생체조직에서 초음파의 속도는 연부조직에서 평균 1540m/s이며, 뼈 조직에서의 평균 속도는 대부분 연부조직에서 측정된 속도보다 2배 내지 3배정도 더 높은 속도를 가지며, 공기로 가득한 폐 조직에서 600m/s로 가장 낮으며, 지방에서 연부조직에 비해 낮은 범위인 1460m/s의 속도를 가지고, 근육조직에서 1600m/s로 높은 속도를 가진다[4].

표 2.1 매질에서의 초음파 속도

Material	Sound speed (m/s)	음향 임피던스(rayls)
Air	330	0.0004×10^6
Water	1480	1.48×10^6
Lung	600	0.18×10^6
Fat	1460	1.34×10^6
Liver	1555	1.65×10^6
Blood	1560	1.65×10^6
Kidney	1565	1.63×10^6
Muscle	1600	1.71×10^6
Skull bone	4080	7.8×10^6

초음파는 주파수가 증가 할수록 음속에 방향성이 생기고 구성되는 초음파 영상의 해상도가 증가한다. 초음파가 생체 조직을 통과하면서 확산, 흡수, 산란 등에 의해 감쇠현상이 발생한다. 초음파의 감쇠현상은 주파수가 높거나 입사된 초음파의 위치가 깊게 들어갈수록 감쇠현상은 커진다. 그렇기 때문에 초음파 검사에 사용되는 주파수의 크기는 검사 부위에 따라 주파수 크기를 다르게 사용한다. 예를 들면 피부 바로 밑에 있는 장기는 주파수가 높은 트랜스듀서를 사용(8~12MHz)하고, 복부 깊숙한 곳에 위치한 장기를 확인하기 위해서는 주파수가 낮은 트랜스듀서를 사용(2.5~5MHz)한다[5].

초음파 영상 진단기는 인체에 초음파를 입사하여 인체 내부에서 반사된 초음파 신호를 이용하여 인체의 내부를 화면상에 표시하는 장치이다. 초음파 영상진단기의 반사 신호 표시 모드는 초기의 A-mode(amplitude mode)방법으로 시작 되어 반사 신호를 수신하여 원하는 단면의 단층면을 재구성하는 B-mode(brightness mode), 시간에 따라 변화는 움직임을 나타내는 M-mode(motion mode), 도플러 효과를 이용하여 혈류의 속도 및 방향을 측정할 수 있는 D-mode(doppler mode)로 발전되어 왔다.

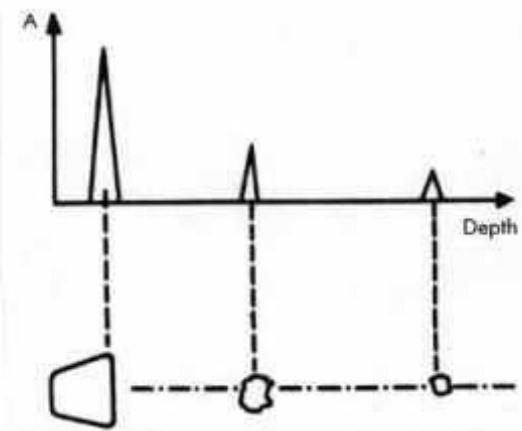


그림 2.1 초음파 A-mode 원리

그림 2.1의 초음파 A-mode는 트랜스듀서로부터 음향 펄스가 전송된 후 돌아오는 즉각적인 반사 신호의 진폭을 시간에 대해 보여주는 것이다. 되돌아오는 반사 신호의 시간은 반사체의 깊이에 비례하기 때문에 A-mode는 반사체 거리에 대한 반사 신호의 진폭(spike의 높이)으로 나타난다. A-mode는 트랜스듀서와 반사체 사이의 정밀한 거리 측정이 가능하기 때문에 요즘에도 눈의 직경을 정확하게 측정하는 안과영역의 진단에 사용되어 진다. 그러나 A-mode는 하나의 빔으로 반사 신호의 모든 정보를 나타내기 때문에 제한점이 있고, 최근의 많은 초음파 영상 장비에서 A-mode를 사용하지 않는다.

B-mode는 그레이 스케일 영상 표시 장치의 발달로 반사 신호들의 강도를 화면상의 점의 밝기로 나타낸다. 점들의 밝기는 반사 신호의 진폭에 비례하며, 점의 밝기를 0부터 255까지의 그레이 값으로 표현하고, 점들의 밝기 분포를 통해 인체의 해부학적인 형태를 알 수 있는 가장 보편적인 표현 방식이다.

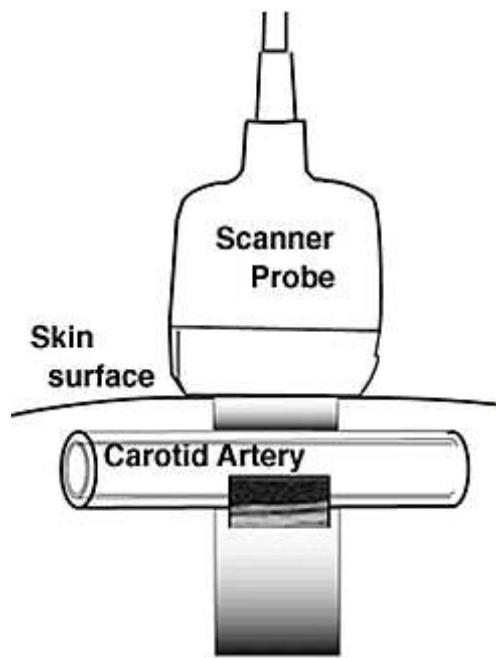


그림 2.2 경동맥 종단면 원위벽의 B-mode 영상

그림 2.2는 경동맥 종단면에서 B-mode 영상이며, Scanner Probe는 선형 트랜스듀서로, 이 선형 트랜스듀서를 통해 경동맥 종단면 원위벽의 2차원 평면 혈관 영상을 보여준다.

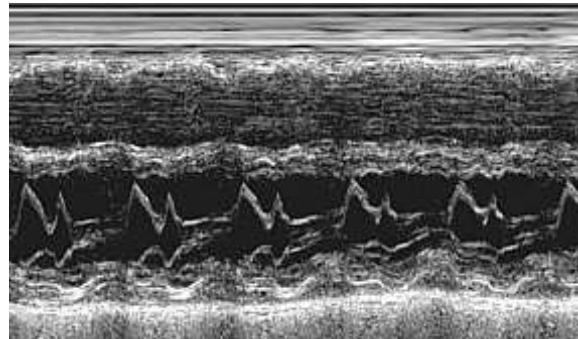


그림 2.3 승모판의 M-mode 영상

M-mode반사 표시 모드는 많은 정보를 가지고 있으며, 이것은 화면을 가로질러 B-mode의 흔적이 천천히 지나가는 모양으로 나타난다. M-mode로 구성된 영상은 반사체의 깊이를 나타내는 축과 이와 직교하는 시간 축으로 나타난다. 움직임이 없는 반사체들은 M-mode에서 직선으로 기록되는 반면에 움직임이 있는 반사체들은 곡선으로 기록된다[4]. 그림 2.3은 M-mode로 확인한 시간에 따른 승모판의 움직임을 나타낸 영상이이다.

D-mode(doppler mode)는 도플러 효과를 이용하여 혈류의 속도 및 방향을 측정할 수 있는 검사로 펄스파 또는 연속파를 이용하며 D-mode를 사용하기 위해서 전용 트랜스듀서를 사용해야 한다. 그림 2.4는 총경동맥의 종단면에서 Color D-mode를 사용한 영상으로 혈류의 속도를 색을 이용하여 가시적으로 표현한 영상이다.

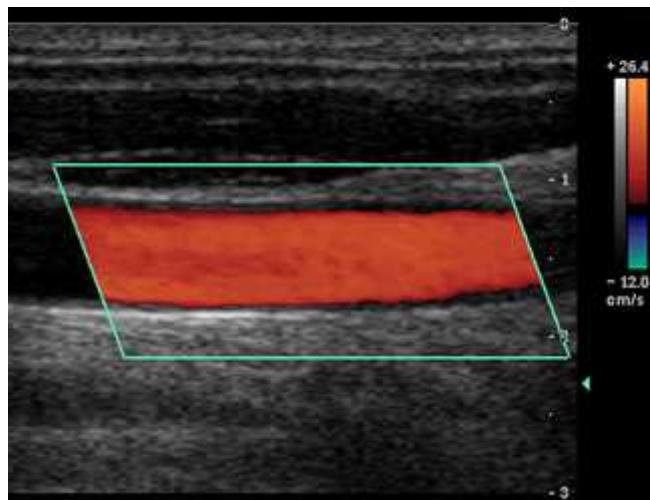


그림 2.4 총경동맥의 Color D-mode 영상

2.2 경동맥 혈관계

경동맥 초음파를 실시할 때 경부(neck) 안의 혈관 위치와 구조를 정확히 아는 것이 중요하다. 경부의 해부를 기술하는 데 있어서 삼각 분할은 합리적인 단위로 경부를 나눔으로써 경부의 구조적 접근을 단순화시킬 수 있다. 그 중 경동맥 삼각(carotid triangle)은 후이복근과 견갑설골근의 위힘살(superior belly of omohyoid), 흉쇄유돌근의 중심부에 의해 나뉘지며, 경동맥 삼각의 구성물은 경동맥초 구조물이다. 이는 총경동맥과 내, 외경동맥, 뇌신경, 경신경고리를 포함한다. 경동맥은 좌우 한 쌍이 있으며, 경동맥의 구조와 명칭은 내, 외로 분지하기 전의 경동맥을 총경동맥(common carotid artery), 내측으로 분지하는 경동맥을 내경동맥, 외측으로 분지하는 경동맥을 외경동맥이라고 한다. 그림 2.5는 경동맥 삼각의 동맥분지부이다. 내경동맥은 분지 없이 경부를 따라 상행하고 외경동맥은 많은 분지를 내면서 경부를 따라 상행한다. 외경동맥의 분지는 경동맥 삼각의 해부학적 구조의 중요한 지표가 된다[6].

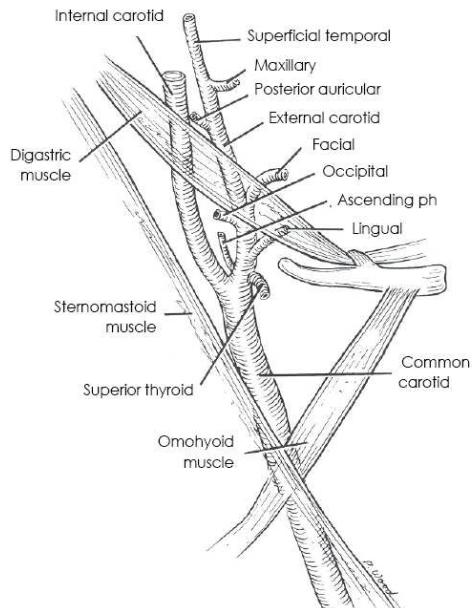


그림 2.5 경동맥 삼각의 동맥분지

우측 총경동맥은 무명동맥(innominate artery)에서, 좌측 경동맥은 대동맥궁(aortic arch)에서 시작된다. 총경동맥은 갑상선의 후측방으로 주행하며, 내경정맥(internal jugular vein)의 내측에 위치하며 외경동맥(external carotid artery)은 내경동맥보다 대개의 경우 내전방에 위치한다. 한 연구에 의하면 외경동맥이 내경동맥의 내전방에 위치한 것이 48.5%, 앞에 위치한 것이 34.5%, 외전방에 위치한 것이 13%, 다른 위치에 4%라고 알려진다[7]. 각각의 총경동맥은 흉쇄 유돌근을 따라 상부로 주행하다가 주로 3, 4경추 높이에서 내경동맥과 외경동맥으로 갈라진다. 내경동맥의 직경은 외경동맥보다 정상적으로 크고, 내경동맥은 유양돌기로 향하며, 외경동맥은 얼굴로 향하여 주행한다. 외경동맥은 총경동맥에서 분지하여 바로 갈라진다. 내경동맥은 총경동맥 분지 부위로부터 2~3cm까지 관찰할 수 있다. 추골동맥은 쇄골하 동맥의 상축이나 후상축에서 시작하여, 6번째 경추에서 2번째 경추까지 횡돌공(transverse foramen)을 지나므로 인접한 횡돌기 사이에 지나가는 정맥과 동맥을 확인 할 수 있다. 추골동맥은 한 쪽이 선천적으로 작거나 없을 수가

있으며, 좌측 추골동맥이 우측 추골동맥 보다 검사 대상에서 7~10% 더 큰 것을 알 수 있다[8].

2.3 경동맥 초음파 검사

경동맥 초음파 검사는 경동맥의 동맥경화를 조기 발견할 수 있는 손쉬운 검사 방법으로 알려져 있다. 그림 2.6은 경동맥 초음파 검사 모습이다. 경동맥 초음파 검사 자세는 환자가 편안하게 누운 상태에서 양측 경동맥의 종단면의 모양과 혈류를 검사한다. 영상을 통하여 혈관이 좁아진 정도, 프라그의 양과 성질, 혈류량 등을 알 수 있으며, 이를 통해, 혈류 장애의 유무와 동맥경화의 진행 정도를 확인 할 수 있다.



그림 2.6 경동맥 초음파 검사 모습

경동맥 초음파 검사는 경동맥의 위치가 피부에 가까우므로 대개 5~10MHz 선형 트랜스듀서를 사용한다. 초음파 영상의 질은 트랜스 듀서의 채널수에 비례하며 128채널 이상이면 고급 기종이며, 채널수가 많을수록 균일한 해상도를 볼 수 있다 [9]. 경동맥 초음파 검사 방법은 회색조 검사, 색 도플러 검사, 이중 도플러 검사 등이 있다. 이 검사 방법 중 회색조 검사 방법은 일반적으로 초음파 B-mode를 통해 획득한 영상을 얻는 검사 방법으로 영상을 얻기가 쉽다.

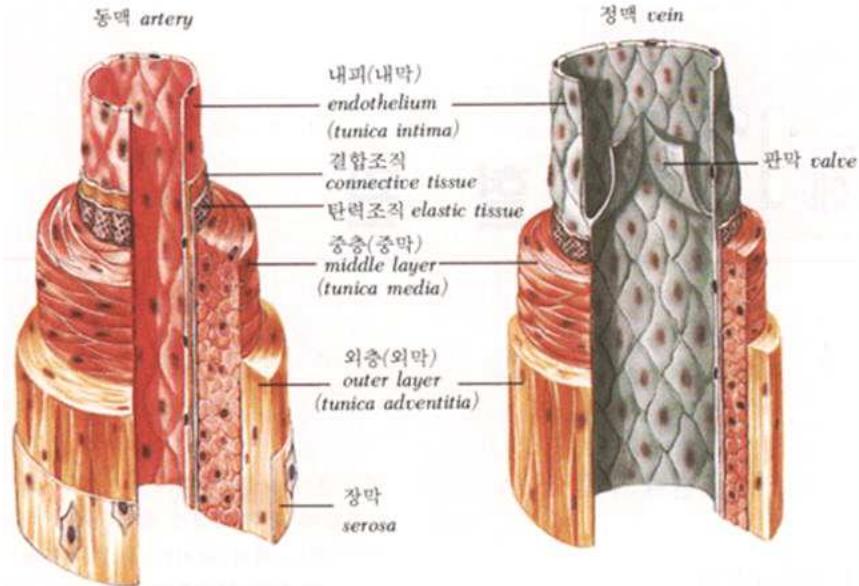


그림 2.7 동맥과 정맥의 3층구조

그림 2.7의 혈관의 그림에서 알 수 있듯이 혈관은 내막, 중막, 외막의 삼중 막의 구조로 이루어져 있으며 내막 안의 혈액이 지나는 공간을 내강이라고 한다. 초음파 영상장치로 혈관의 영상을 B-mode로 획득하면 내강의 안은 혈류(액체)가 지나가기 때문에 반사되는 초음파 없이 모두 통과하게 된다. 이는 B-mode에서 반사되는 에코가 없으므로(무에코) 그레이 값이 작게 나타난다. 반면에 혈관의 막은 진행하는 초음파에 의해 반사파가 생기게 된다. 이때 혈관의 삼중막 구조의 조직의 차이로 인해 반사되는 에코의 그레이 값이 다르게 나타난다. 혈관의 막은 고에코(high-echo)로 보이는 내막과 외막이 있으며, 저에코(low-echo)로 보이는 중막이 있다. 이 중 외막이 가장 밝게 보인다.

경동맥 초음파 검사에서 총경동맥이나 내경동맥을 관찰할 때 혈관이 피부에 가까우므로 반향 허상(reverberation artifact)이 혈관 내부에 생긴다. 반향 허상의 원인은 트랜스듀서를 떠나 반사면에 부딪쳐 반사된 초음파가 다시 트랜스듀서로 돌아와 압전 결정체를 때린 후 환자에게 다시 반사되고, 이 반사된 펄스가 다시 반사면에서 에코를 형성하고 트랜스듀서로 돌아오기 때문이다[10]. 이러한 과정을

반향이라고 하는데 이 과정은 감쇠에 의해 펄스가 완전히 사라질 때까지 반복된다. 반향은 큰 에코일 수록 잘 생기며 경동맥의 경우 초음파 음속에 직각으로 위치하므로 반향이 잘 발생한다. 반향 허상은 종종 동맥경화의 석회화와 오인될 수 있으므로 주의해야 하며 약간 바깥쪽에 위치한 내경정맥을 음창(sonic window)으로 삼아 검사하면 총경동맥 내부의 반향 허상을 줄일 수 있고, 내경동맥은 흉쇄유돌근을 통해 관찰하면 반향 허상이 감소된다.

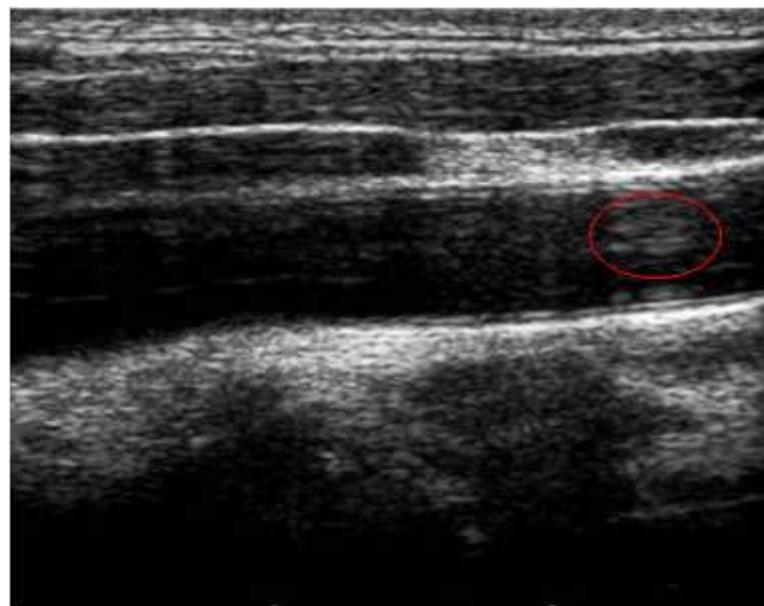


그림 2.8 우측 총경동맥 내의 반향 이미지(붉은색 원안)

그림 2.8은 우측 총경동맥에서 혈관 내강의 위치에 나타난 반향 허상으로 석회화에 의한 동맥경화로 오인할 수 있다.

2.4 경동맥 내막-중막 두께 측정

혈관은 상대적으로 높은 압력을 받은 부위에 혈관의 비후 또는 탄력의 경화성

변화가 생긴다. 이러한 혈관의 변화를 조기에 진단하기 위해서 선별검사가 필요한데 현재 초음파를 이용한 경동맥 내막-중막 두께(intima-media thickness : IMT)의 측정이 좋은 방법으로 알려져 있다. 동맥경화를 확인하기 위해 혈관의 내막과 중막을 구분하여 측정하는 것이 정확하나 초음파 영상을 통해서 내막과 중막을 구분하여 측정하는 것이 어렵기 때문에 비교적 간단하고 재현성이 높은 경동맥 내막-중막의 두께를 같이 측정한다. 경동맥 내막-중막 두께는 동맥경화 위험인자가 있을 때 증가하고, 관상동맥 죽상 경화증의 진행정도와 밀접한 관계가 있다고 알려져 있어, 전신 죽상경화증의 정도를 나타내는 비관혈적인 지표로 사용 될 수 있다. 또한, 경동맥의 내막-중막 두께는 관상동맥 질환, 뇌동맥 질환 및 말초동맥 질환과 관련이 있는 것으로 보고되었다[11].

초음파를 이용한 경동맥 내막-중막 두께 측정은 동맥 경화성 질환을 가진 환자에서 위험성을 평가하는 검사방법으로 많이 사용되고 있다. 경동맥은 전신 또는 관상동맥의 동맥경화증을 진단하는데 있어 이러한 부위를 대신하여 사용할 수 있고, 경동맥 내막-중막 두께는 전신동맥경화증의 정량적 지표로 제안되었다. 실제로 여러 연구를 통해서 관상동맥질환과 뇌졸중 등의 뇌혈관질환과 상관관계를 보이며 또한 관상동맥질환의 여러 위험요인과도 상관관계를 보인다.

B-mode 영상 상의 내막-중막 두께는 내강과 내막의 경계선부터 중막과 외막의 경계선까지의 거리를 말하다. 여러 곳에서 측정할 때는 보통 세 부분으로 나누어 총경동맥부, 경동맥 팽대부 및 분지부로 나누어 각각의 최고 측정치를 구하고 좌, 우 총12곳의 측정치를 평균하여 평균 내막-중막 두께로 사용하는 것이 이상적이다. 그러나 실제로는 모든 환자에게 12곳을 기록하기에는 시간이 많이 소요되고, 또한 복잡하기 때문에 총경동맥 끝부분의 원위부 벽에서 여러 차례 측정하여 대표 값으로 사용하는 경우가 가장 많은데, 측정이 쉽고 재현성이 좋지만 죽상경화가 가장 잘 침범하는 부위인 분지부나 내경동맥 등의 측정에서 빠지므로 죽상경화를 온전히 반영하는 지표로서의 가치가 줄어든다.

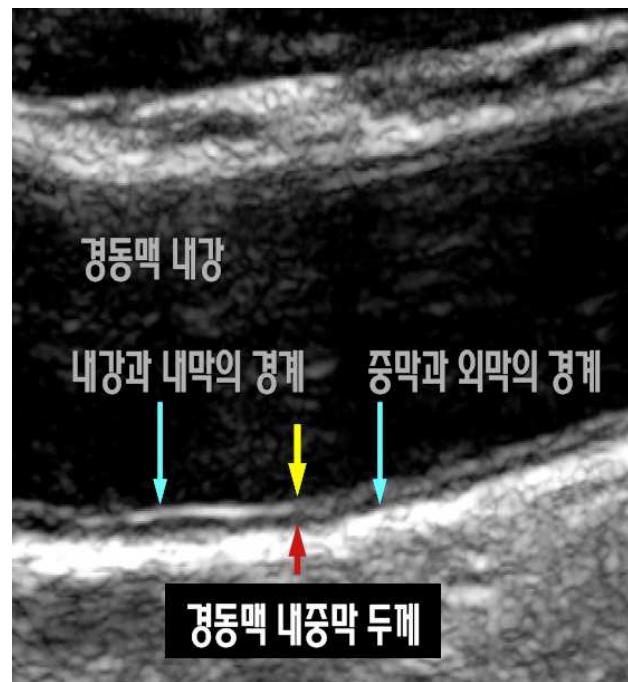


그림 2.9 경동맥의 막의 경계와 내막-중막 두께

그림 2.9는 경동맥 종단면 B-mode영상의 원위벽에서 내강과 내막의 경계, 중막과 외막의 경계, 경동맥의 내중막 두께를 나타낸다.

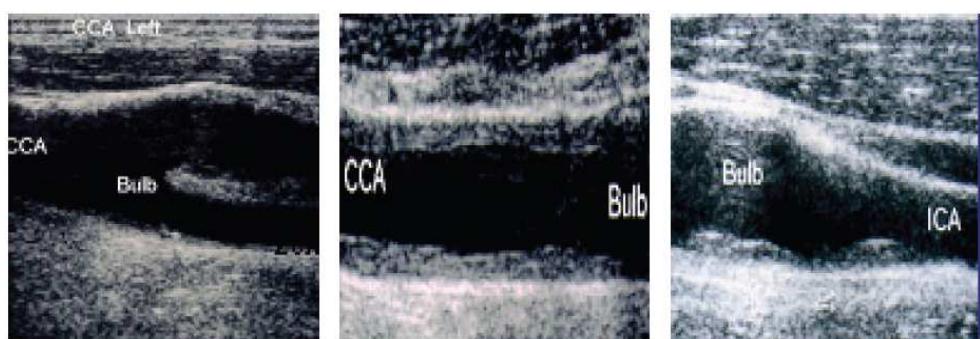


그림 2.10 B-mode 경동맥 초음파도(왼쪽부터 정상, 비정상 비후, 죽상반)

그림 2.10은 각각 정상인의 경동맥 초음파 영상, 내막 두께가 비정상적으로 두

꺼워진 환자의 영상, 죽상반에 의한 경동맥 혈관이 좁아진 영상을 나타낸다.

경동맥 내막-중막 두께(IMT)의 정상치는 나이, 성별에 따라 많은 영향을 받는다. 상위 정상치의 기준은 임의적이며 보통 측정치 분포상의 상위 75% 선을 포함한다. 우리나라 성인 평균 경동맥 내막-중막 두께는 남, 여 각각 0.67, 0.68mm였으며, 95%를 벗어나는 상한 정상치를 0.83mm로 보았고, 한국 내막-중막 두께연구에서는 좌측경동맥의 평균 경동맥 내막-중막 두께에서 남성 0.65 ± 0.12 mm, 여성 0.64 ± 0.11 mm로 보고 하였다. 또 비정상과 구분하는 역치로는 우측 0.64mm, 좌측 0.65mm로 보고하였다. 외국의 대표적인 연구의 정상치는 표2.2와 같다. 측정방법, 인종, 성별 간의 차이가 있지만 연령관계 없이 1.0mm 이상이면 심근경색이나 뇌혈관 질환의 위험이 현저하게 증가된다고 볼 수 있다[12].

표 2.2 경동맥 내막-중막 두께의 정상치

이 등	한국 IMT 연구	Rotterdam 연구	CHS 연구
대상 수	n=95	n=227	n=1,373
평균 IMT (mm)	0.67(남), 0.68(여)	0.63±0.11(우), 0.64±0.11(좌)	0.795±0.153

CHS: cardiovascular health study

제 3 장 연구 방법

3.1 초음파 영상의 전처리

3.1.1 영상의 잡음제거

초음파 영상은 트랜스듀서로부터 방출된 음파신호가 인체 조직에서 반사되어 돌아오는 음파신호를 양자화 과정을 통하여 영상으로 구성하는 것을 기본 원리로 한다. 초음파 영상은 고르지 못한 화소강도, 영상 탈락, 스페클 잡음(speckle noise)과 같은 특징을 가진다. 이러한 특징들은 영상분석의 방해요소로 정확한 진단을 어렵게 한다. 따라서 초음파 영상을 분석 할 경우 영상의 전처리 과정으로 잡음을 제거하기 위하여 영상 필터링을 먼저 수행하게 된다. 전처리 과정에 사용되는 영상 필터링으로는 이동평균 필터나 메디안 필터 등과 같이 영상을 평탄화(smoothing)함으로써 잡음을 줄이고 화소강도를 고르게 하는 필터들이 주로 사용되어져 왔다. 본 논문에서는 전처리 과정으로 기존의 필터 방식들이 평탄화를 통하여 가지는 단점인 경계 부분의 몽롱화(blurring)현상을 줄이고 정확한 에지 위치를 보존할 수 있는 비등방성 확산(anisotropic diffusion) 방법을 사용했다[13]. 비등방성 확산방법은 영상의 밝기 변화가 크게 일어나는 에지 부분에서는 확산을 아주 적게 하거나 전혀 하지 않음으로서 에지 부분을 보존하고, 밝기 변화가 아주 적은 영역에서는 확산을 많이 함으로써 잡음처리는 물론 에지 부분의 몽롱화 현상도 방지하면서 동시에 에지가 아닌 부분들에 대해서는 부드럽게 영상을 처리할 수 있는 방식이다. 영상에 대한 비등방성 확산 방정식은 식(3.1)과 같다.

$$\begin{aligned}\frac{\partial I}{\partial t} &= \operatorname{div}[(c|\nabla I|)\nabla I] \\ &= c\nabla I + \nabla c \cdot \nabla I\end{aligned}\quad (3.1)$$

식(3.1)에서 I 는 공간상의 각 점에서 영상의 밝기 값, ∇ 는 gradient 연산자, div 는 발산연산자, c 는 확산계수를 나타낸다. 확산계수 c 는 식(3.2)과 같이 영상 밝기 값의 gradient 크기에 따라 값을 달리하는 함수로 양수 값을 가지는 단조 감소형의 지수 함수나 식(3.3)과 같은 함수를 이용하였다[14].

$$c(x) = \frac{1}{1 + (x/k)^2} \quad (3.2)$$

$$c(x) = \exp[-(x/k)^2] \quad (3.3)$$

k 는 gradient 크기의 어느 값을 중심으로 확산을 하는 정도의 기준이 되는 기준 상수 값으로, ∇I 의 gradient 값이 k 보다 크면 확산계수 c 는 0의 값을 주어서 비등방성 방법을 적용 한 후에도 값의 변화가 없어 상대적으로 경계선 영역이 강화되는 효과를 가지고, ∇I 의 gradient 값이 k 보다 작다면 확산계수 c 는 1의 값을 주어서 평활화 효과를 주어 잡음 제거 효과를 거둘 수 있게 된다.



그림 3.1 좌측 총경동맥의 횡단면(중앙:총경동맥, 우측상단:경정맥)

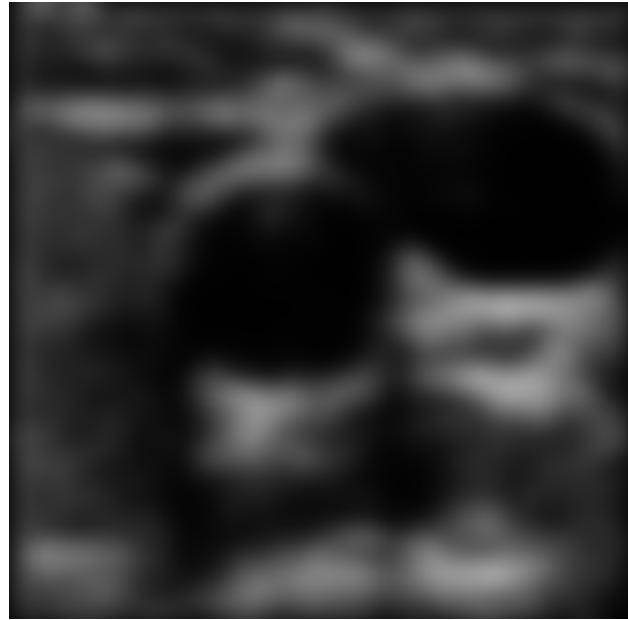


그림 3.2 비등방성 확산 필터를 취한 경동맥 횡단면 영상

그림 3.1은 본 논문에서 사용할 경동맥 횡단면의 B-mode 영상으로 중앙의 혈관이 경동맥이며, 우측 상단에 있는 타원의 혈관이 경정맥의 모습이다. 동맥은 혈관의 탄성으로 탄탄한 원형의 모습을 가지고 있으며 정맥은 혈관 자체의 탄성이 약하여 일그러진 모습의 타원의 모습을 가진다. 그림 3.2는 그림 3.1의 원본 영상을 비등방성 확산 필터를 이용하여 speckle 잡음을 제거한 영상이다.

3.1.2 히스토그램 평활화

영상 개선(enhancement)을 위해 영상의 밝기에 대한 히스토그램 평활화 과정을 수행한다. 영상처리에서 히스토그램이란 영상 안에서 픽셀들에 대한 명암 값의 분포를 나타내는 것이다. 즉, 한 영상에서 밝은 점과 어두운 점의 분포의 범위와 값을 표현하는 것이다. 따라서 입력되는 영상의 히스토그램을 분석함으로써 영상

의 밝기 구성, 명암 대비 등에 대한 정보를 알 수 있다.

히스토그램 분석을 통해 영상개선을 할 수 있는 이유는 인간의 눈이 영상의 절대적 밝기의 크기보다 영상의 대비(contrast)에 의존하여 인지도가 변하기 때문이다. 영상의 밝기가 단지 전체적으로 밝아진다고 해서 가시도가 향상되지 않는다. 영상의 밝기가 넓은 영역에서 골고루 존재 할 때 훨씬 인식하기가 쉽다. 히스토그램 평활화는 히스토그램 분포가 펼쳐짐으로써 대비가 증가되어 가시도가 개선된다. 대비의 증가는 전체 밝기 스케일로 히스토그램이 확산된 점을 통하여 알 수 있다. 전체 밝기가 증가된 것은 평활화된 영상의 히스토그램의 평균 밝기가 원본 영상보다 더 높다는 사실로 알 수 있다.

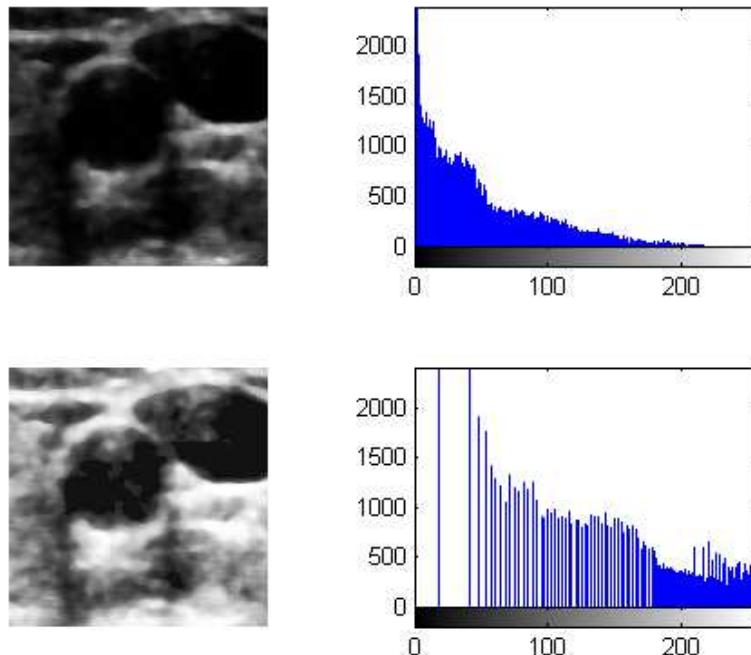


그림3.3 히스토그램 평활화

- (a) 영상의 평활화 전, (b) (a)영상의 히스토그램 분포
- (c) 영상의 평활화 후, (d) (c)영상의 히스토그램 분포

그림 3.3은 본 연구에서의 히스토그램 평활화 과정의 결과를 보여준다. 그림 3.3 (a)은 히스토그램 평활화하기 전의 영상에서 전처리 과정으로 비등방성필터를 취한 후의 영상을 보여주며, (b)는 (a) 영상의 히스토그램 분포를 나타낸다. 영상에서 전체적으로 그레이 값이 0인 무에코 영역이 많은 것을 확인 할 수 있다. 그림 3.3 (c)은 (a)영상에 히스토그램 평활화를 수행한 영상으로 영상의 평균 밝기가 더 밝아진 것을 확인 할 수 있다. 이것은 (d)의 히스토그램 분포를 통해서도 확인 할 수 있다.

3.1.3 영상의 확대

영상처리 기술을 사용할 경우 관심영역(region of interest: ROI)의 선정이 중요하다. 관심영역의 선정에 있어 중요한 첫 번째 단계는 관심 영역을 영상의 다른 부분과 분리해 내는 것이다. 이것을 영상분할(image segmentation)이라고 한다. 많은 영상분할 방법들이 의료영상에 적용되고 있지만, 모든 종류의 영상과 모든 장기 영역의 분할에 적용되는 일반적인 방법은 아직까지 존재하지 않으며 주어진 입력영상의 특징에 따라 다양한 방법을 적용하여 결과를 얻고 있다[15].

본 연구에서는 관심영역의 전처리를 위해 비등방성 필터, 히스토그램 평활화 그리고 영상의 확대를 사용하였다. 본 논문에서 전처리 과정 중 마지막 단계인 영상의 확대는 영상 확장(image extension)과 영상 보간(image interpolation)의 두 단계로 나누어 설명할 수 있다. 영상의 확장은 원 영상의 화소를 확대 하고자 하는 간격만큼 띄워 놓는 것을 의미하며 영상의 보간은 확대 영상의 격자에 존재하지 않는 격자점들의 화소 값을 적절한 값으로 채우는 과정이다. 영상을 확대하는 것은 저해상도 영상의 한 점을 이용하여 고해상도 영상의 다수의 점을 추정하는 것으로 부정확한 결과의 영상을 얻을 수밖에 없다. 본 논문에서는 관심영역으로 경동맥의 혈관 영상이 완전히 포함되는 342 x 342 크기의 초음파 영상의 크기를 관심영역으로 설정하였다. 작은 범위에서 움직이는 혈관 막의 움직임을 확인하기에는 원영상의 해상도의 크기가 작음을 확인하고 영상 확대를 적용 하였다. 디지

털 영상처리에서 주로 사용되는 영상 확대에는 최근접 이웃 화소법(nearest neighbor interpolation), 양선형 보간법(bilinear interpolation) 등이 있다[16]. 본 연구에서는 최근접 이웃 화소법을 사용하지 않고 양선형 보간법을 사용하였다. 이 방법은 영상처리 분야에서 일반적으로 사용되는 방법으로 보간 화소는 네 개의 가장 가까운 화소들에 가중치를 곱한 값들의 합이며, 가중치들은 선형적으로 결정되어 진다. 각각의 가중치는 각각의 존재하는 화소로부터 거리에 반비례한다. 식 (3.4)은 1차원 선형 보간 식이다.

$$\hat{f}(x) = (1-s)f(x_k) + sf(x_{k+1}) \quad (3.4)$$

여기서 $\hat{f}(x)$ 는 화소 $f(x_k)$ 와 $f(x_{k+1})$ 사이의 보간 화소이고 s 는 각 화소 사이의 거리이다. 양선형 보간법은 최근접 이웃 화소 보간법보다 더 부드러운 영상을 산출한다. 또한 화소당 세 개의 일차 보간법 때문에 양선형 보간법은 최근접 이웃 화소 보간법보다 상당히 많은 계산을 요구한다.

3.2 경계점 검출

3.2.1 표지점 지정

초음파 영상분석에서 기존의 의료인, 영상 전문가에 의한 영상분석 방법이 아닌 영상 필터링과 영상 분할이란 컴퓨터 비전 기술을 이용한 자동화 연구가 기존에도 있었다. 하지만, 경동맥의 초음파 영상에서 자동화를 통한 영상 필터링과 영상 분할을 통한 혈관 외막의 경계를 검출하기는 경동맥과 근접해 있는 경정맥 및 재구성된 초음파 영상의 불완전한 혈관 영상 때문에 자동화 방법이 어렵다. 이에 따라서 본 연구에서는 컴퓨터 비전 기술을 이용한 완전한 자동화가 아닌 사용자가 혈관 외막의 경계라고 인지하는 경계점을 마우스 포인터를 통하여 입력하는

방식을 취하였다. 사용자가 입력한 경계점들은 제안한 방법에서는 표지점으로 명칭하고 사용자는 8개의 점들을 약 45° 간격으로 입력하게 구성하였다. 그림 3.4는 본 연구에서 사용한 혈관 영상과 사용자가 지정한 8개의 표지점을 나타냈다.

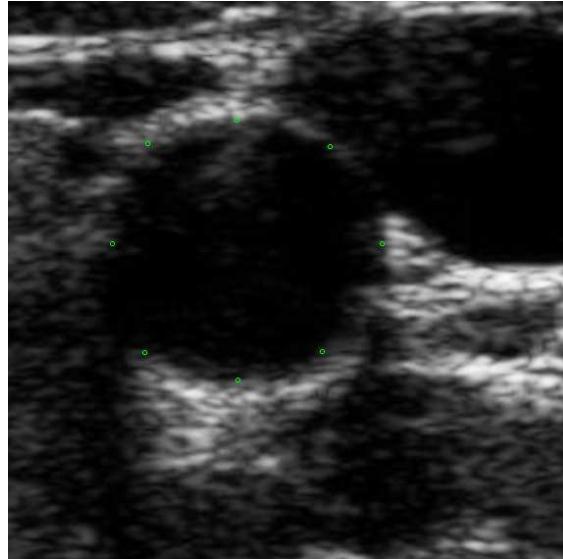


그림 3.4 사용자가 지정한 8개의 표지점

3.2.2 선형 보간삽입을 통한 혈관 모양 추정

사용자가 지정한 8개의 표지점을 제외한 혈관 경계부분을 찾기 위해 선형 보간삽입을 통하여 혈관의 경계점들의 후보점을 증가시켰다. 혈관 경계점들의 후보점을 찾기 위하여 8개의 표지점에서 연속된 두 점의 사이에 5개의 점을 보간 삽입하여 총 48개의 혈관 경계의 후보점을 추정하였다. 식(3.5)는 두 개의 표지점 $(x_2, y_2), (x_1, y_1)$ 사이에 균등한 직선거리를 갖는 n 개의 점을 보간하는 방법을 나타낸다.

$$\begin{aligned}\Delta x &= (x_2 - x_1) / (n+1) \\ \Delta y &= (y_2 - y_1) / (n+1)\end{aligned}\quad (3.5)$$

Δx , Δy 는 보간된 점들의 거리 차를 나타낸다.

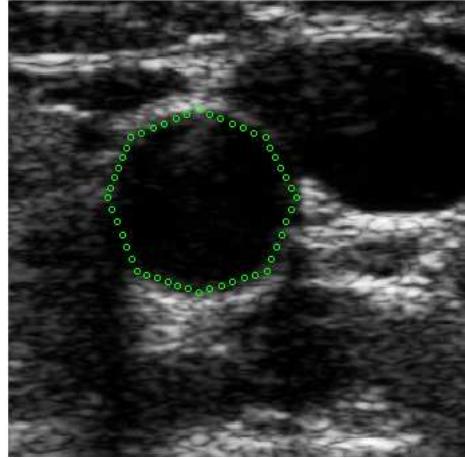


그림 3.5 보간삽입 후 48개의 점

보간 삽입한 40개의 점들은 그림 3.5와 같이 사용자가 지정한 두 개의 표지점 사이에 5개씩 균등한 간격으로 분포되어 총 48개의 점을 가진다.

3.2.3 Gradient를 이용한 혈관 경계 후보점 검출

초음파 영상에서 혈관의 경계 검출하기 위한 다음과 같은 방법들이 존재한다. 방사선 상에 분포하는 그레이 값들의 강도의 기울기와 크기를 조사하여 일정한 비율의 문턱치를 설정하는 방법과 방사선이 지나는 픽셀(pixel)들의 히스토그램을 통해 문턱치를 설정하는 방법[17], 관심 영역의 히스토그램으로부터 일정한 문턱치를 기준으로 이진화한 영상에 방사조사법을 적용시키는 방법[18] 등이 있다. 본 연구에서는 그레이 값의 gradient값을 이용해 혈관의 경계 후보점을 일차적으로 검

출한다. 혈관의 경계 후보점을 검출하기 위해 먼저, 초음파 영상에서 혈관의 그레이 값의 분포 특징을 확인하였다. 그림 3.6의 우측은 좌측의 B-mode 초음파 영상에서 혈관의 중앙을 가로지르는 흰색 선의 그레이 값 분포를 나타낸 것이다.

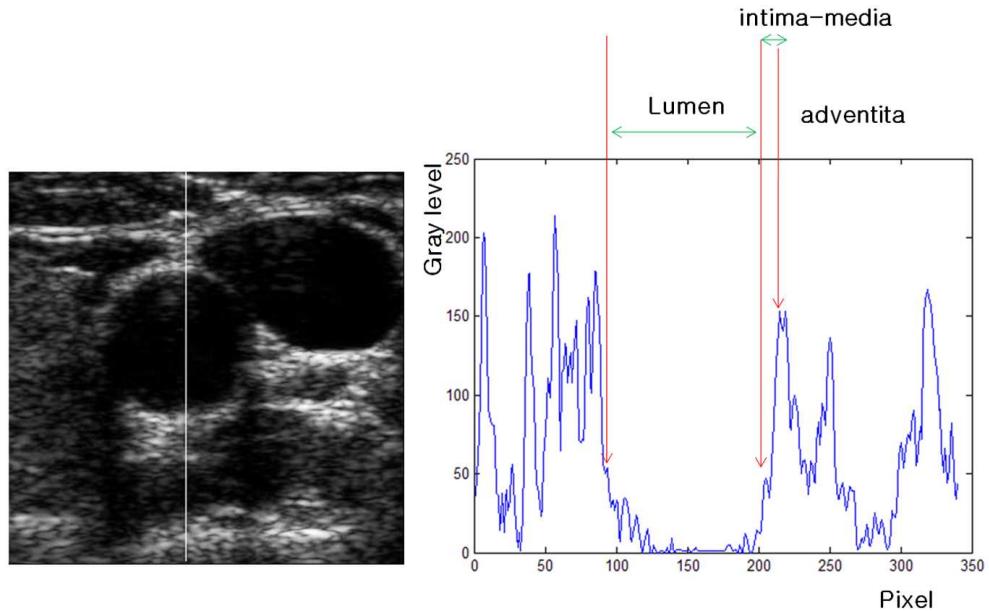


그림 3.6 초음파 영상 횡단면의 그레이 값 분포

초음파 영상에서 혈관의 특징을 그림 3.6의 우측을 통하여 확인해 보면 혈관은 고에코(그레이 값이 255에 가까움)로 보이는 내막과 외막, 저에코(그레이 값이 0에 가까움)로 보이는 내강과 중막으로 되어있는 것을 알 수 있었다. 초음파 영상의 그레이 값이 혈관의 중심부터 방사 방향으로 확인하였을 때 작은 값에서 큰 값으로 변화하는 분포 특징을 가지는 것을 확인 할 수 있었다.

혈관 경계 후보점들을 구하기 위하여 중심점과 선형 보간 삽입한 48개의 점을 지나는 48개의 프로파일을 구하였다. 각각의 프로파일 범위는 혈관의 중심점을 시작점으로 하고 끝점을 보간된 점부터 중심점까지의 거리의 반만큼 떨어진 점까지를 프로파일의 범위로 하였다. 혈관의 중심점은 선형 보간한 48개의 점들의 평균

값을 이용하여 혈관의 중심점 좌표를 계산하였다.

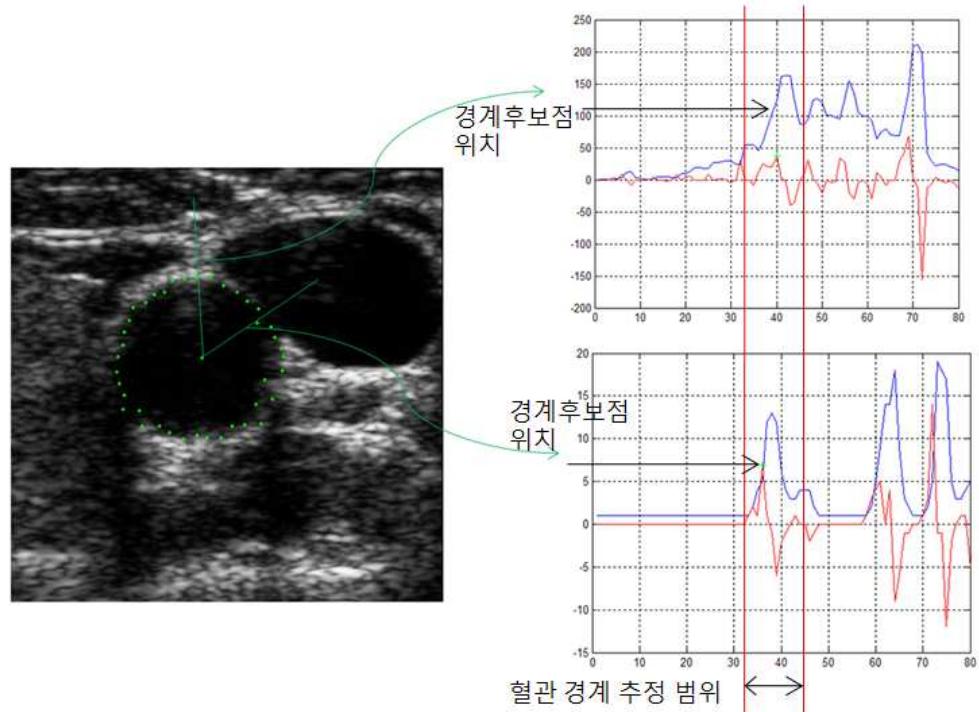


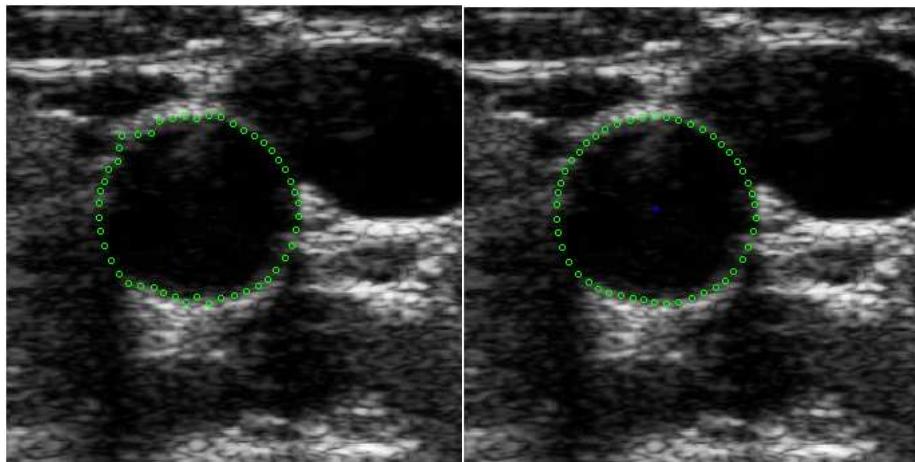
그림 3.7 두 표시점의 그레이 값(파란색)과 gradient 값(붉은색)

그림 3.7의 좌측은 그림 3.5의 경계 후보점들이 프로파일의 gradient 값의 변화가 최대가 되는 위치로 단순 보정된 후의 영상을 나타낸다. 그림 3.7 우측은 대표로 2개의 혈관 경계 후보점의 프로파일 및 gradient 값을 보여준다. 전체 프로파일 중 혈관 외막이 움직일 수 있는 혈관 경계 추정 범위를 먼저 가정한다. 그림 3.7의 우측 2개의 파란색 프로파일 그래프는 각각 첫 번째 경계후보점과 일곱 번째 경계 후보점의 프로파일을 나타낸다. 각 좌표계에서 붉은색 그래프는 해당 프로파일의 gradient 값, 녹색 '+'는 외막의 움직임 가정 범위 안에서 gradient 값이 최대인 위치로 혈관 경계후보점을 나타낸다.

3.2.4 혈관 경계점 검출

gradient 값의 최대치를 통한 혈관 경계 후보점들의 좌표를 영상에 표시하면 그림 3.7의 좌축과 같다. 이는 단순한 gradient를 이용한 방법으로 사람의 시각과 달리 영상의 질에 종속적인 결과를 보여준다. 이러한 결과는 혈관의 해부학적 모습과 본 연구의 가정을 벗어나는 결과로 혈관의 모양은 연속적인 경계를 갖는 타원의 형상을 갖게 보정해야 하는 필요성이 생긴다.

혈관 경계 후보점들의 위치를 보정하기 위해 경계 후보점들과 중심 사이의 거리의 값을 이용하였다. 검출 결과가 인접한 경계점들의 범위를 벗어나는 이상점의 위치를 갖게 되면 앞, 뒤 3개의 경계점의 거리 값을 포함하여 7개의 경계점까지의 거리 중 중간값을 이상점의 혈관 경계점의 위치로 보정하였다. 이 결과는 그림 3.8의 (a)와 같으며, 혈관의 모양이라고 보기에는 어려운 단절된 구간이 생기게 된다. 단절된 구간을 보정하기 위하여 5개의 경계후보점의 반지름에 이동평균을 취하여 혈관 경계점들의 위치를 연속적인 평활화된 혈관의 형태로 보정 하였다(그림 3.8 (b)).



(a) 중간값 보정 후

(b) 이동평균 보정 후

그림 3.8 경계 후보점 보정

3.3 연속 이미지에서 혈관 경계점 검출

첫 번째 이미지에서 검출한 혈관 경계점을 기준으로 각 경계점에 새로운 프로파일을 만든다. 이 프로파일의 범위는 각 혈관 경계점을 기준으로 앞, 뒤 방사방향으로 각 경계점의 반지름 크기의 반만큼의 영역을 프로파일 범위로 추출한다. 각 혈관 경계점들에 대해서 생성한 48개의 프로파일에 대하여 잡음에 강건한 48개의 표준 프로파일을 만들기 위하여 cubic spline을 이용해서 표준 프로파일을 보간하고 30포인트 이동평균을 이용하여 평활화 과정을 수행하였다. 두 번째 이미지부터 첫 번째 이미지에서 검출한 혈관 경계점을 기준으로 중심과 경계점을 지나는 방사방향의 프로파일을 생성하고 첫 번째 이미지에서 생성한 표준프로파일과 형태학적 비교를 통하여 다음 이미지에서 혈관 경계점들의 움직임을 추적한다. 프로파일들의 형태학적 비교를 위하여 평균제곱오차(mean square error :MSE)를 계산하여 일치도가 높은 위치를 추적하였다.

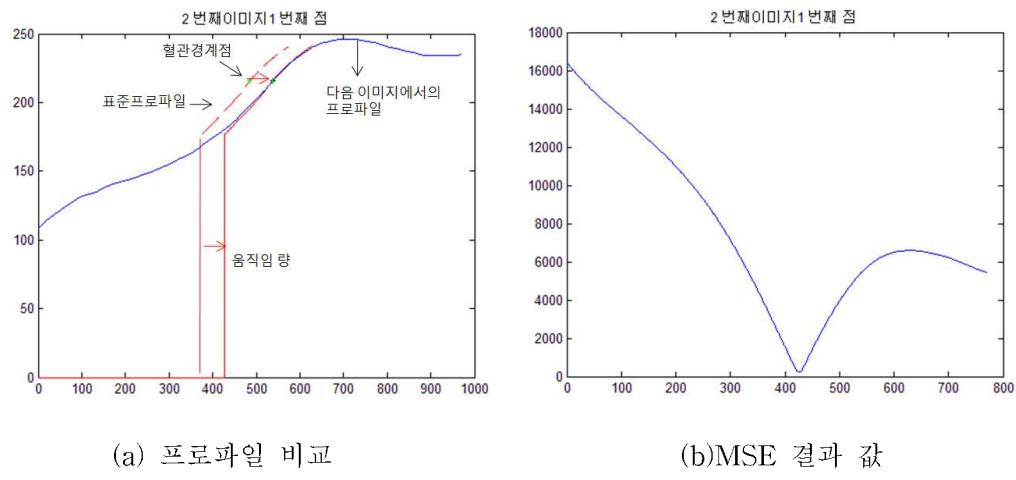


그림 3.9 MSE를 이용한 혈관 경계점 추적

그림 3.9 (b)는 표준프로파일과 다음이미지의 프로파일의 평균제곱오차의 비교 결과를 나타내고, (a)는 프로파일 비교 결과를 나타낸다. 그림 3.9 (a)에서 붉은 점

선의 위치에 있던 표준프로파일이 다음 이미지의 프로파일(푸른선)과 일치도가 높은 붉은 실선의 위치로 움직였음을 알 수 있다. 연속된 프레임 안에서 표준 프로파일의 움직임을 통하여 혈관 경계점을 추적하였다.

그림 3.10의 제안한 방법의 전체 순서도와 같이 비등방성 확산 필터, 히스토그램 평활화, 양선형 보간법을 사용하여 전처리 과정을 수행하였고, 사용자의 입력을 통하여 8개의 혈관 외막의 경계점을 입력 받고 경계 후보점들을 구하기 위하여 8개의 표지점 사이에 5개씩의 점들을 보간하여 방사방향으로 gradient 값의 크기가 가장 위치를 통하여 혈관 경계 후보점들을 구하였다. 혈관 경계후보점들은 중간값과 이동평균을 이용하여 첫 번째 이미지에서의 혈관 경계점을 검출하였다. 연속된 이미지에서 경계점 검출 및 추적을 위하여 첫 번째 이미지에서 경계점의 표준 프로파일을 생성하고 평균 제곱오차를 이용하여 오차가 최소가 되는 표준프로파일의 위치를 찾아 경동맥 횡단면의 방사 움직임을 추적하는 방법을 구현하였다.

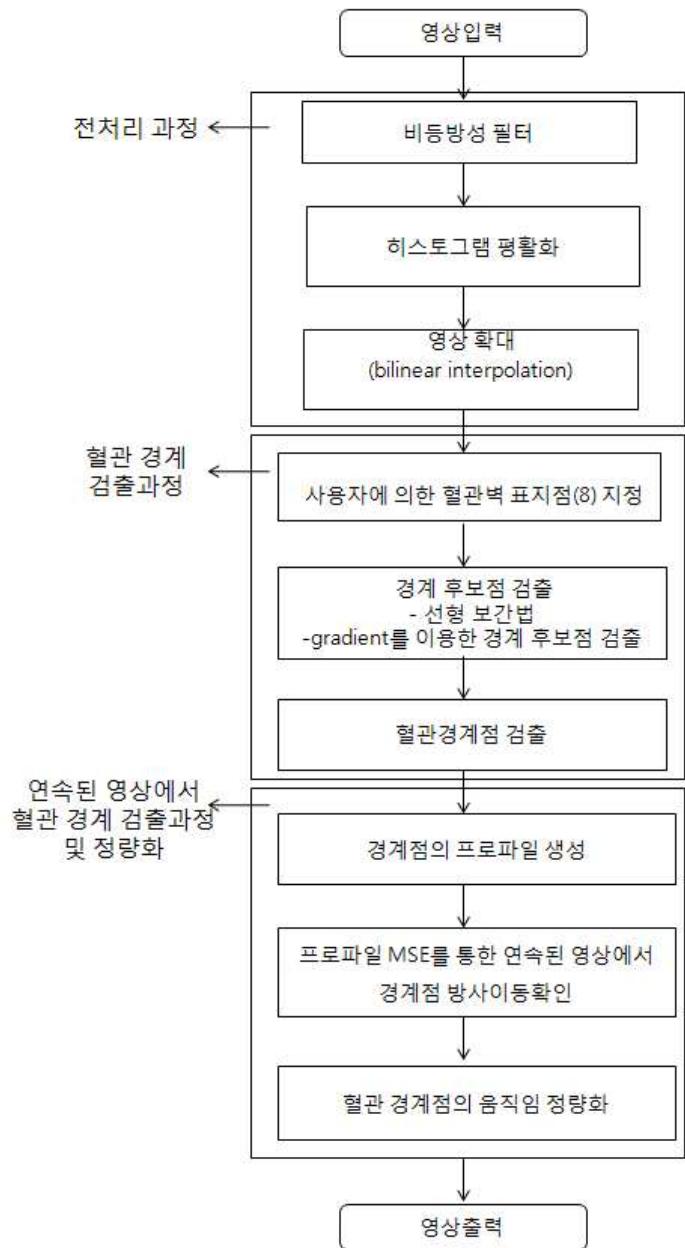


그림 3.10 제안한 방법 순서도

제 4 장 실험 및 고찰

본 연구에서는 제안한 방법의 성능을 검증하기 위하여 두 단계로 나누어 실험을 하였다. 첫 번째 단계로 가상의 초음파 영상을 만들고 제안한 방법의 검출 성능 추세를 확인해 보았고, 두 번째 단계로 실제 초음파 영상에 적용해 보았다. 가상의 초음파 영상을 만들기 위하여 그림 3.1의 초음파 혈관 이미지를 기본 템플릿으로 하는 순차적인 초음파 영상 세트를 만들었다. 이 초음파 영상세트는 26개의 연속된 초음파 이미지로 구성되었다. 첫 번째 이미지에서 검출한 경계점을 혈관의 초기 경계점으로 가정하였다. 혈관의 연속된 움직임은 그림 4.1과 같이 갖게 함으로써 혈관의 레퍼런스 움직임을 알 수 있게 하였다. 픽셀의 크기는 초음파 영상의 다이콤 영상 헤더 확인을 통하여 첫 번째와 두 번째 실험 단계에서 모두 0.05831mm/pix임을 확인하였다.

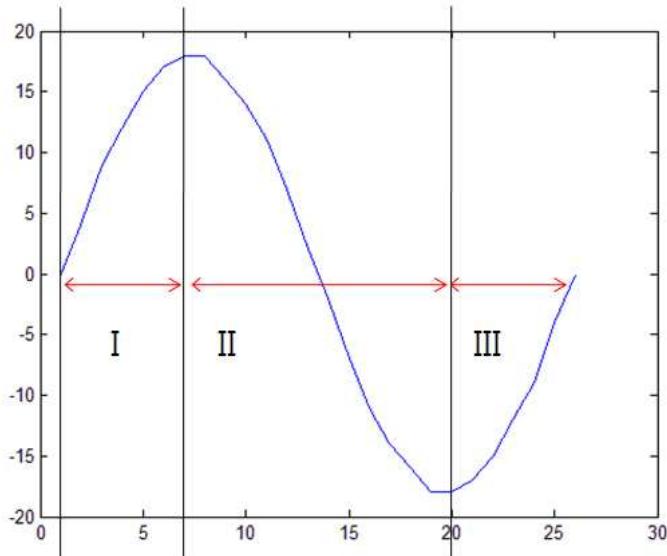


그림 4.1 시뮬레이션 모델의 혈관의 움직임(I, III : 혈관 확장, II : 혈관 수축)

제안한 방법의 혈관 경계점 검출 능력을 보기 위하여 각 초음파 영상에서 레퍼런스 데이터(붉은 원)와 제안한 방법의 결과(초록 원)를 같이 나타내었다. 그림 4.2는 두 방법의 일치도가 가장 낮은 4개 프레임(좌측상단:18프레임, 우측상단:19프레임, 좌측하단:20프레임, 우측하단:21프레임)의 결과이다.

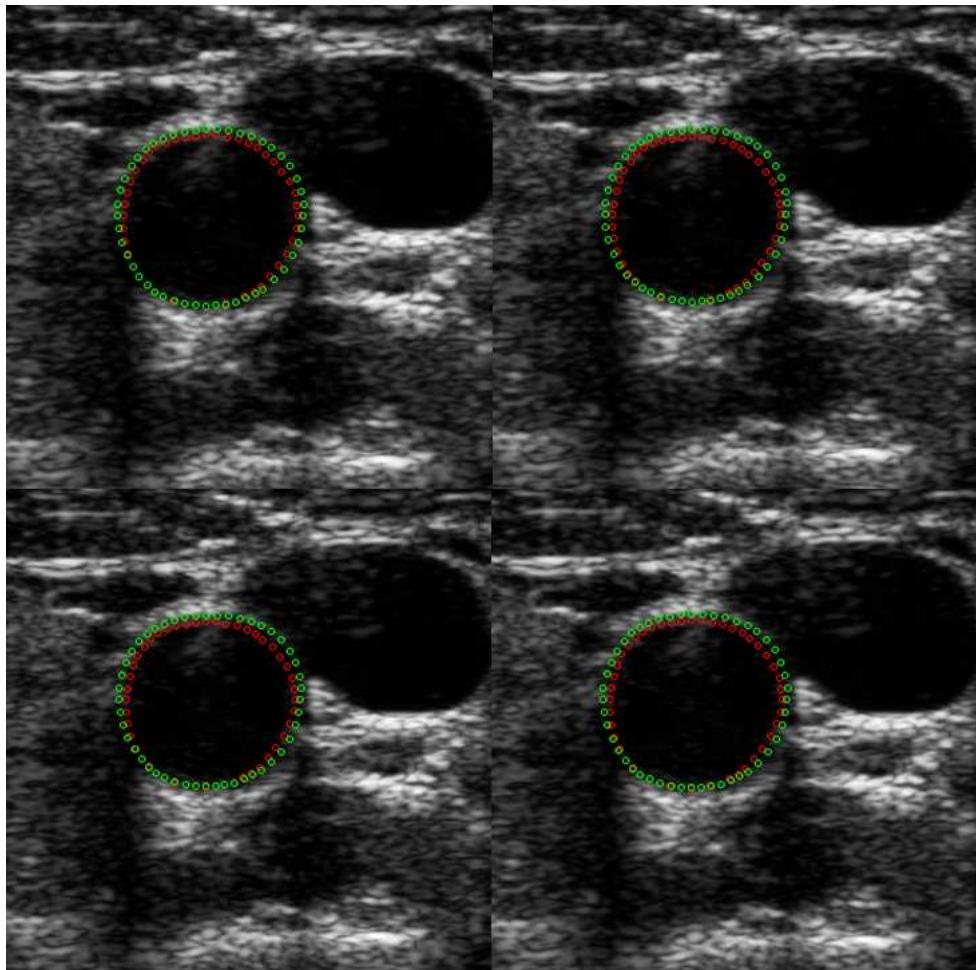


그림 4.2 검출 결과가 가장 안 좋은 4개 프레임
(붉은 원 : 레퍼런스, 초록 원 : 제안한 방법의 검출 결과)

그림 4.3은 두 가지 방법의 일치도가 높은 4개의 프레임(좌측상단:12프레임, 우측상단:13프레임, 좌측하단:14프레임, 우측하단:15프레임)의 결과이다.

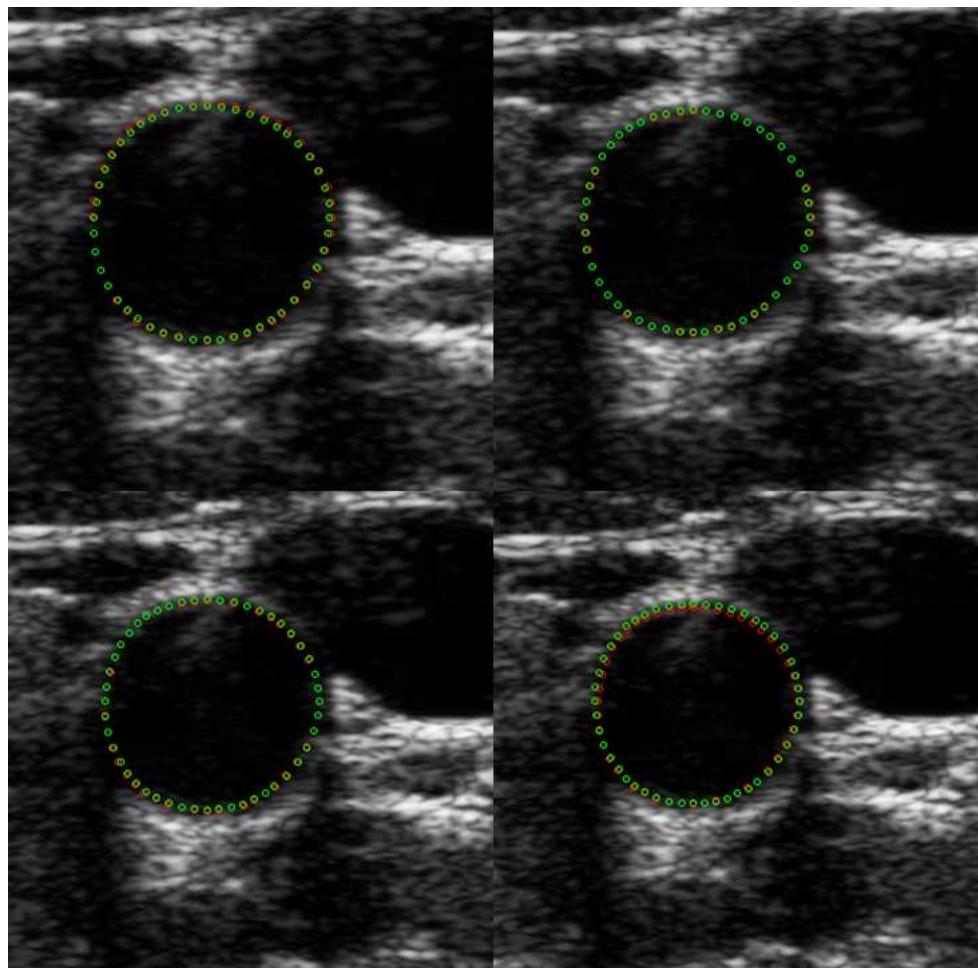


그림 4.3 검출 결과가 가장 좋은 4개 프레임
(붉은 원 : 레퍼런스, 초록 원 : 제안한 방법의 검출 결과)

그림 4.4는 레퍼런스와 검출 결과의 혈관 면적의 변화를 비교한 것으로 변화의 추세를 확인해 보면 99.92%의 높은 상관성을 보이는 것을 알 수 있다.

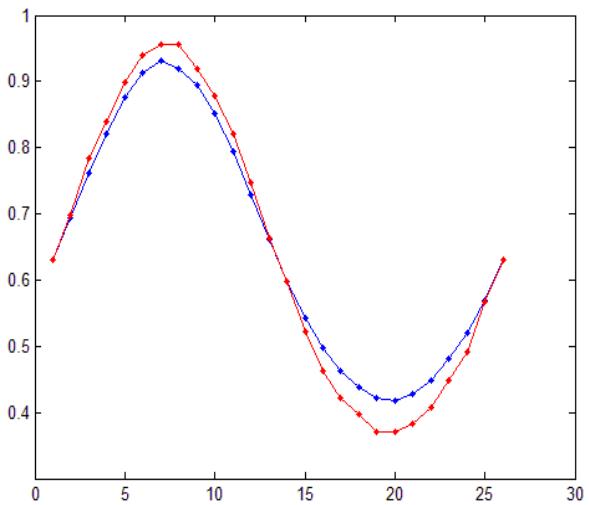


그림 4.4 레페런스와 검출 결과의 혈관 면적 변화
(붉은 선 : 레페런스, 푸른 선 : 검출 결과)

제안한 방법의 성능을 확인하기 위하여 초음파 영상 세트의 첫 번째 이미지에서 혈관의 경계를 검출하고, 검출된 혈관 경계점들의 순차적 움직임을 레페런스 데이터로 삼고 같은 초음파 영상을 제안한 방법을 통과시킨 후 검출 된 혈관 경계점들의 움직임의 비교를 수행 하였고, 혈관 경계점들을 통한 혈관 면적을 계산하여 검출 성능을 수치화 하였다. 표 4.1은 각 프레임 별로 검출된 혈관 경계점을 바탕으로 혈관 면적을 계산한 것이다. 가장 큰 차이를 보이는 것은 19번째 프레임에서 면적 차이는 0.0524cm^2 으로 오차율은 12%를 보이고 있으며, 가장 작은 면적 차이를 보이는 것은 26번째 프레임으로 차이는 0.0001cm^2 으로 오차율은 0.012%이다.

표 4.1 프레임별 혈관 면적 변화

프레임	혈관 면적 (cm ²)	차이 ref-result	(%)	프레임	혈관 면적 (cm ²)	차이 ref-result	(%)
1	ref 0.6299	0.0003	99.958	14	ref 0.5981	0.0003	99.950
result	0.6296			result	0.5978		
2	ref 0.6985	0.0047	99.333	15	ref 0.5222	0.0200	96.303
result	0.6938			result	0.5422		
3	ref 0.7845	0.0236	96.990	16	ref 0.4632	0.0346	93.045
result	0.7609			result	0.4978		
4	ref 0.8394	0.0182	97.828	17	ref 0.4226	0.0392	91.517
result	0.8212			result	0.4618		
5	ref 0.8983	0.0255	97.493	18	ref 0.3963	0.0420	90.414
result	0.8758			result	0.4383		
6	ref 0.9391	0.0256	97.277	19	ref 0.3702	0.0524	87.600
result	0.9135			result	0.4226		
7	ref 0.9565	0.0259	97.292	20	ref 0.3702	0.0472	88.681
result	0.9306			result	0.4174		
8	ref 0.9565	0.0374	96.087	21	ref 0.3836	0.0448	89.549
result	0.9190			result	0.4283		
9	ref 0.9183	0.0239	97.398	22	ref 0.4084	0.0402	91.029
result	0.8944			result	0.4487		
10	ref 0.8782	0.0268	96.948	23	ref 0.4490	0.0318	93.383
result	0.8514			result	0.4808		
11	ref 0.8212	0.0274	96.668	24	ref 0.4919	0.0279	94.637
result	0.7939			result	0.5198		
12	ref 0.7477	0.0194	97.400	25	ref 0.5675	0.0011	99.814
result	0.7283			result	0.5686		
13	ref 0.6639	0.0018	99.723	26	ref 0.6299	0.0001	99.988
result	0.6620			result	0.6299		

두 번째 단계로 실제 초음파 영상에 제안한 방법을 적용하였다. 실험에 사용한 영상은 연세대학교 세브란스 병원 심초음파실을 통하여 오른쪽 경동맥 영상 50세 와 71세 남자 2명의 데이터를 사용하였다. 데이터는 심전도의 R파를 기준으로 15 프레임으로 한정하였다. 그림 4.5는 데이터 1(상단), 2(하단)의 실험 결과로 좌측이 일치도가 높은 결과이고 우측이 일치도가 낮은 결과이다. 붉은색 원은 전문인이 혈관의 경계점으로 검출한 영역으로 표 4.2의 ref에 해당하며, 녹색원은 제안한 방법이 검출한 영역으로 표 4.2의 result에 해당한다.

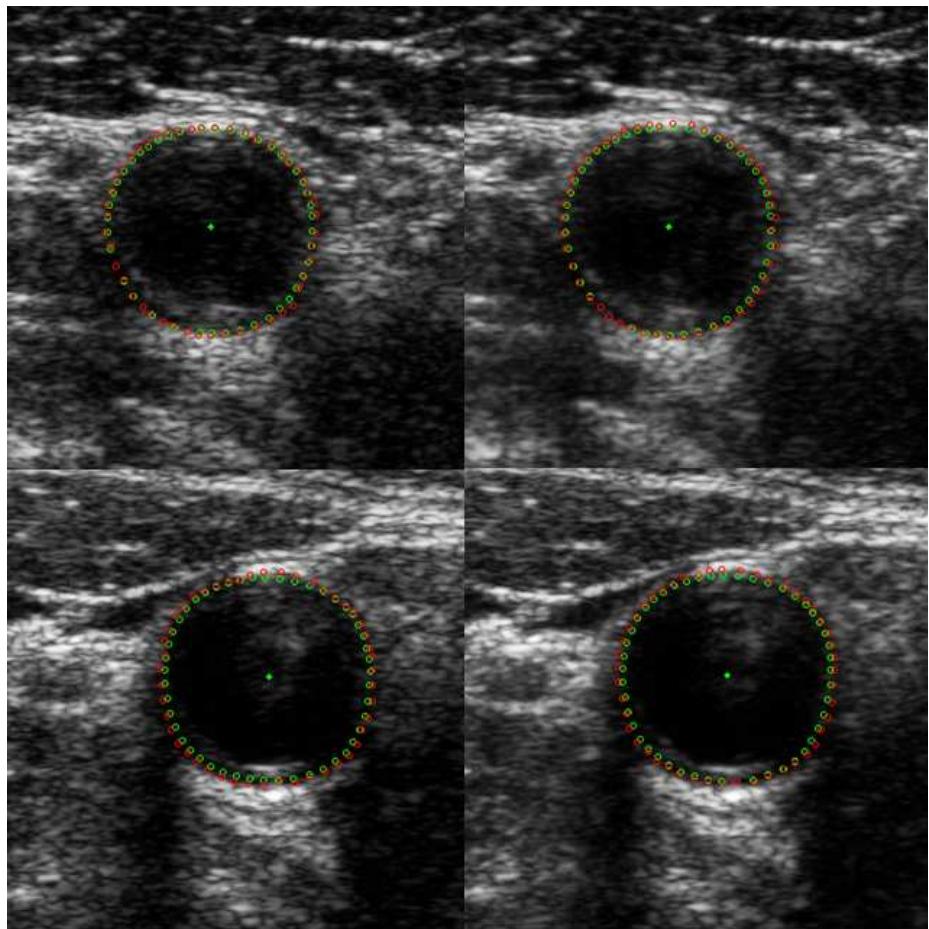


그림 4.5 데이터 1(상단), 2(하단)의 검출 결과

(붉은원:래퍼런스, 초록원:검출결과)

표 4.2는 데이터 1, 2의 각 프레임에 대한 혈관 면적의 비교 결과이다.

표 4.2 데이터 1, 2의 프레임별 혈관 면적 변화

데이터 1				데이터 2			
프레임	혈관 면적 (cm ²)	차이 ref-result	(%)	프레임	혈관 면적 (cm ²)	차이 ref-result	(%)
1 ref	0.657			1 ref	0.6131		
1 result	0.6143	0.0427	93.50	1 result	0.5711	0.0420	93.15
2 ref	0.6644			2 ref	0.6057		
2 result	0.6163	0.0481	92.76	2 result	0.5696	0.0361	94.04
3 ref	0.6648			3 ref	0.614		
3 result	0.6134	0.0513	92.28	3 result	0.5794	0.0345	94.38
4 ref	0.6625			4 ref	0.6085		
4 result	0.6092	0.0533	91.95	4 result	0.5688	0.0398	93.47
5 ref	0.6586			5 ref	0.6169		
5 result	0.6057	0.0529	91.97	5 result	0.5829	0.0339	94.50
6 ref	0.6698			6 ref	0.625		
6 result	0.6123	0.0575	91.42	6 result	0.6071	0.0179	97.13
7 ref	0.6633			7 ref	0.6289		
7 result	0.6262	0.0371	94.40	7 result	0.6172	0.0118	98.13
8 ref	0.6667			8 ref	0.6288		
8 result	0.6286	0.0381	94.28	8 result	0.6166	0.0121	98.07
9 ref	0.6657			9 ref	0.6336		
9 result	0.6303	0.0355	94.67	9 result	0.6146	0.0190	97.00
10 ref	0.6778			10 ref	0.6352		
10 result	0.6446	0.0332	95.10	10 result	0.6153	0.0199	96.87
11 ref	0.6715			11 ref	0.6441		
11 result	0.6473	0.0242	96.40	11 result	0.6198	0.0243	96.23
12 ref	0.6809			12 ref	0.6426		
12 result	0.6509	0.03	95.59	12 result	0.6217	0.0209	96.74
13 ref	0.6911			13 ref	0.6491		
13 result	0.6503	0.0408	94.10	13 result	0.6164	0.0327	94.96
14 ref	0.6763			14 ref	0.6581		
14 result	0.6456	0.0307	95.46	14 result	0.6239	0.0342	94.80
15 ref	0.6768			15 ref	0.6544		
15 result	0.637	0.0399	94.11	15 result	0.6174	0.0370	94.35

제 5 장 결론

본 논문에서는 경동맥 초음파 영상을 사용해서 경동맥 횡단면의 방사 움직임을 추적 할 수 있는 방법을 제안하였다. 제안한 방법은 자동화 방법에 의한 오차를 제거하기 위하여 반자동화된 방법으로 구성되었다. 사용자가 첫 번째 영상에서 혈관 경계로 인지한 8개의 부분에 표지점을 마우스를 통하여 입력하고, 이 표지점을 기반으로 첫 번째 영상에서 혈관 경계를 검출 하였다. 이 후, 연속된 영상에서는 첫 번째 영상의 혈관 경계점을 이용하여 자동으로 검출하게 하였다.

기존의 임상 연구에서는 경동맥의 종단면에서 내막-중막의 두께 측정을 통한 경동맥의 건강상태를 주로 확인해 왔다면 본 연구에서는 경동맥 횡단면에서의 혈관 움직임을 알기위해 혈관 경계점 검출 방법에 대하여 연구하였다. 경동맥 횡단면의 영상은 초음파의 입사방향에 따라 강하게 반응하는 부분과 약하게 반응하는 부분이 존재하기 때문에 혈관의 횡단면과 같은 환형 구조에는 부분적으로 영상이 틸락되어 초음파 영상이 만들어 진다. 본 연구에서 제안한 방법을 사용할 경우 사람이 시각적으로만 인지하는 혈관의 경계가 잘 안 보이는 영역에 대해서도 유의한 혈관 경계를 검출한다. 제안한 방법을 적용한 결과 경동맥의 움직임을 적용하지 않은 영상보다 용이하게 경동맥 횡단면의 움직임을 추적할 수 있었고 영상에서 혈관의 움직임을 시각적으로 확인 할 수 있었다.

본 연구에서 제안한 방법을 사용할 경우 혈관의 확장하는 움직임의 추적에는 우수한 성능을 보였지만 혈관의 수축 움직임에는 낮은 검출력을 보이는 것을 확인 할 수 있었다. 이러한 오차 발생을 줄이기 위해서는 관심영역 안에서의 초음파 영상탈락부분에 대한 보간 방법을 보완하고 경계부위에서의 오차를 줄이는 방법과 같은 보완점을 갖춘 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] Available at <http://www.index.go.kr/>
- [2] DK. Arnett, G. W. Evans, and WA Riley, "Artery Stiffness: A new Cardiovascular Risk Factor," *American Journal of Epidemiology*, vol. 140, no. 5, pp.669-682, 1994
- [3] Andrew Webb, Introduction to Biomedical Image, Wiley Interscience, pp107-156, 2003
- [4] 최홍호, 의료초음파공학, 인터비전, pp11-138, 2002
- [5] 강효석, 초음파 스캔방법과 영상분석, 정담, pp1-11, 2006
- [6] 박현수, "경부의 해부", *J Clinical Otolaryngol*, 17, pp3-11, 2006
- [7] Trigaux JP, Delchambre F, Van Beers B. "Anatomic variation of the carotid bifurcation: implications for digital subtraction angiography and ultrasound", *Brit J Radiol*, 63, pp181-135, 1990
- [8] Allan PL. "The carotid and vertebral arteries and transcranial Doppler. In Allan PL, Dubbins PA, Pozniak MA, McDicken WN, eds. Clinical Doppler ultrasound. London: Churchill Livingstone, London, pp39-61, 2000
- [9] 최연현, "경동맥 초음파 검사의 원리와 초음파 해부학", 대한뇌졸중학회지, Vol3 No.1, pp31-39, 2001
- [10] 최병인, 상복부 초음파 진단학, 일조각, pp1-20, 1997
- [11] 김학성, 김화선, 김복수 "경동맥 초음파 검사의 유용성에 대한 연구" *방사선기술과학*, Vol. 30, No.4, pp399-405, 2007
- [12] 정진원, "심장과 혈관", *Cardiovascular Update*, Vol.10, No.2, pp28-33, 2008
- [13] P. Perona and J. Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion", *IEEE PAMI*, Vol. 12, No. 7, pp629-639, 1990

- [14] Yongjian Yu and Scott T. Acton, "Speckle Reduction Anisotropic Diffusion", IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 11, No. 11, pp1260~1270, 2002
- [15] 이성기, "Co-occurrence Matrix를 이용한 CT 영상에서 간 영역의 추출", 의공학회지, 22:9-17, 2001
- [16] 신동규, "심초음파에서 국소 좌심실벽 운동 추적을 위한 Color Kinesis 구현에 관한 연구", 연세대학교 보건과학대학원 석사 학위논문, 1997
- [17] 신동조, 정정원, 김혁, 김동윤, "Heart Anisotropic Diffusion 방법을 이용한 2차원 심초음파도의 경계선 자동검출", 대한의용생체공학회 추계학술대회논문집, 제16권, 1994
- [18] C.Y. Han, K.N. Lin, W.G. Wee, R.M. Mintz, D.T. Porembka, "Knowledge-based image analysis for automated boundary extraction of transesophageal echocardiographic left-ventricular images", IEEE trans. med. imag., Vol.10, pp602-610, 1991

ABSTRACT

A Study on Radial Motion Tracking of the Carotid Artery.

Kim, Hyo Min

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

In this study, we proposed a method for radial motion tracking of the carotid artery cross section in the carotid artery ultrasound image.

The carotid artery plays an important role in the human body. Arteriosclerosis is a medical condition in which the walls of arteries become hard and thick. The condition of the carotid artery is important indicator in clinical diagnosis.

The proposed method makes up three main steps: image preprocessing, detection of the boundary points, tracking of the carotid artery boundary in regular sequence. The step of image preprocessing was composed of anisotropic diffusion filter, image enlargement, histogram equalization. The step of detection of the boundary points assumes the range of the artery boundary using the ultrasound image feature of the carotid artery and detects artery boundary in the initial image. Next sub-step makes profiles from center point of carotid artery to initial boundary points. In the step of tracking of the

carotid artery boundary, the proposed method calculated MSE(mean squared error) using the profile and tracked the boundary of the carotid artery in regular sequence.

The test of the proposed method made progress in two ways: 1. We made synthetic image data for simulation. We knew the reference motion of synthetic image data. The result of the proposed method is compared with the change of the artery area in the synthetic image data. The result showed systole period better than diastole period and maximum error was 12%. 2. We compared the detected result of the expert with the result of proposed method in the real image data. The differences were reported as average maximum error was 7.72% and average minimum error was 2.84%.