

초음파 응답특성 분석에 의한  
담적(痰積) 진단시스템의 설계

연세대학교 대학원  
의 공 학 과  
이 균 정

초음파 응답특성 분석에 의한  
담적(痰積) 진단시스템의 설계

지도 신 태 민 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2005년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

이 균 정

이균정의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2005년 12월 일

## 감사의 글

대학원 생활동안 여러 가지로 부족한 부분을 지도해주시고, 이끌어 주신 신태민 교수님께 감사드립니다. 또한 이 논문을 쓰기 위해 필요한 임상 실험을 허락해 주시고, 실험중 많은 부분에서 배려를 아끼지 않으셨던 부친이나 한방병원 최서형 원장님께도 깊은 감사를 드립니다. 어려운 시기에 저에게 새로운 가능성을 알려주셨던 이용흠 교수님 내외분께 감사드립니다. 학문이란 어떤 것인지 몸소 실천으로 보여주신 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님께 감사드립니다. 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님께도 감사드립니다.

낮선 곳에서 남들보다 긴 대학원 생활동안 가장 오랜 시간을 함께 했던 의용 컴퓨터 연구실의 김기훈, 김태균, 김덕현, 윤종수, 졸업한 도관호, 어학연수중인 이동하, 후배 김진욱, 김용현, 정선영, 김은근, 정현학 학우들에게 감사합니다. 대학원 생활에 있어서 좋은 본보기가 되어 주셨던 박성빈 선배님, 신재우 선배님, 이전 선배님, 박호동 선배님께 감사드립니다. 친구로서의 조언과 웃음으로 항상 격려해준 의용 계측연구실의 이계형, 생체 시스템 연구실의 지종철 학우에게 감사하고, 항상 마음으로 지원해준 동생 이미경에게도 감사합니다. 여러 가지 힘든 순간을 잘 견딜 수 있도록 함께 해준 전은주에게 감사합니다.

사랑과 믿음으로 격려해준 아버지, 어머니께 이 논문으로 그 고마움을 대신하고 싶습니다.

울림

## 차 례

그림 차례	iv
표 차례	vi
국문 요약	vii
제 1 장. 서론	1
제 2 장. 담적의 한의학적 고찰 및 선행 연구	5
2.1. 담적에 관한 의학적 고찰	5
2.2. 담적 진단에 관한 선행 연구	7
2.2.1 대상자 선정	7
2.2.2 실험 장치	7
2.2.3 실험 방법	8
2.2.4 실험 결과 및 고찰	9
제 3 장. 의료용 초음파 진단의 원리 및 응용	14
3.1. 초음파 진동자(변환자)의 원리	14
3.1.1 초음파 에너지	14
3.1.2 초음파의 전파 속도	16
3.1.3 초음파의 반사와 굴절	20
3.2. 초음파 진동자의 응용	23
제 4 장. 담적 진단을 위한 최적 초음파 자극 패턴의 추출 및 보상기 의 보상 기울기 결정	26
4.1. 초음파 진동자 자극 패턴 결정 실험	26
4.1.3. 모형(phantom)을 이용한 감쇄 보상 기울기 결정 실험	28
제 5 장. 초음파 센서를 이용한 담적 진단기 설계	30
5.1. 담적 진단기의 H/W 설계	30
5.1.1. 초음파 진동자	31

5.1.2. 신호 발생 장치(Transmitter)	34
5.1.3. 수신단	35
5.1.4. 시간에 따른 전압 보상기(Time Gain Compensator : TGC)설계	36
5.1.5. 제어부(Control)	39
5.1.6. 초음파 담적 진단기	40
5.2. 담적 진단기의 S/W 설계	42
제 6 장. 임상실험 및 결과고찰	44
6.1. 대상자 선정	44
6.2. 측정장비 및 실험방법	44
6.2.1 측정 장비	44
6.2.2. 실험 방법	45
6.3. 결과 및 고찰	47
제 7 장. 결 론	56
참고 문헌	57
영문 요약	59

## 그림 차례

그림 2-1. 위장 벽의 구조 . . . . .	4
그림 2-2. 정상인의 위벽 좌(左), 담적 환자의 위벽 우(右). . . . .	5
그림 2-3. 진동과 측정 장치 . . . . .	8
그림 2-4. 진동과 신호를 설계된 2배(좌), 20배(우)로 증폭한 후 출력된 신호파형 . . . . .	9
그림 2-5. 정상인 초기(2배) 진동과 신호 각각의 평균과 편차(n=100) . . . . .	10
그림 2-6. 정상인 말기(20배) 진동과 신호 각각의 평균과 편차(n=100) . . . . .	10
그림 2-7. 단적 환자 초기(2배) 진동과 신호의 평균과 편차(n=20) . . . . .	11
그림 2-8. 단적 환자 말기(20배) 진동과 신호의 평균과 편차(n=20) . . . . .	11
그림 2-9. 정상인과 단적 환자의 초기(2배) 진동과 신호의 평균과 편차 비교 . . . . .	12
그림 2-10. 정상인과 담적 환자의 말기(20배) 진동과 신호의 평균 과 편차 . . . . .	12
그림 3-2. 음파의 반사와 굴절 . . . . .	21
그림 3-3. 초음파 영상 진단장치의 블록도 . . . . .	24
그림 3-4. 촉각 센서 와 귀환 시스템의 원리 . . . . .	24
그림 4-1. 펄스폭이 689ns인 구형파를 진동자에 인가 했을때 발생 한 초음파 파형 . . . . .	27
그림 4-2. 펄스폭이 318ns인 구형파를 인가하여 발생한 초음파 파형 . . . . .	27
그림 4-3. 감쇠 보상 기울기 결정 실험에 사용된 모형과 블록 삽 입 위치 . . . . .	28
그림 4-4. 4cm 두께의 모형에 위에서 3cm 부분과 2cm부분에 강철 블록을 삽입하여 수집하고 TGC을 거친 출력신호 . . . . .	29
그림 5-1. 초음파 진단 장치의 구성도 . . . . .	30

그림 5-2. 주문 제작된 초음파 진동자	32
그림 5-3. 제작된 초음파 진동자(변환자)의 구성도	32
그림 5-4. 초음파 성능평가를 위한 응답신호	33
그림 5-5. 출력 신호의 주파수 특성	33
그림 5-6. 담적 진단기 초음파 Transmitter 회로도.	34
그림 5-7. 수신 신호 증폭부의 블록도	35
그림 5-8. 초음파 담적 진단기의 증폭부 회로도	36
그림 5-9. 신호감쇠 보상을 위한 TGC (Time Gain Compensator) 블록도	37
그림 5-10. TGC의 성능 평가를 위한 임의신호 sin wave 입력시 TGC 최종 출력	38
그림 5-11. TGC 회로도	39
그림 5-12. 제어부	40
그림 5-13. 설계된 담적 진단기 전체 시스템	41
그림 5-14. 반사파 신호 감쇠 보상을 위한 아날로그 입력 신호	42
그림 5-15. 초음파 담적 진단을 위한 프로그램 순서도	43
그림 6-1. 실험에 사용되었던 장비 및 초음파 담적 진단기	45
그림 6-2. 담적 환자를 대상으로한 실험 장면	46
그림 6-3. 정상인(N1)을 대상으로 측정된 반사신호 수신파형 : CH1 TGC 보상 후 반사신호, CH2 TGC보상값, CH3 입력신호	48
그림 6-4. 정상인(N2)을 대상으로 측정된 반사신호 수신파형	48
그림 6-5. 정상인의 상대적 크기	49
그림 6-6. 담적 환자(P1)의 정상 부위의 초음파 응답신호	50
그림 6-7. 담적 환자(P1)의 응답신호 파형	51
그림 6-8. 담적 환자(P1)의 응답신호 파형	51
그림 6-9. 담적 부위에서의 상대적 크기	53
그림 6-10. 정상부위와 담적부위의 상대값의 평균	53
그림 6-11. 최고값(B)과 그 이전값(A)의 상대값이 크기	54



## 표 차례

표 2-1. 담적 환자의 정도에 따른 증상. . . . .	6
표 3-1. 매질에 따른 초음파의 속도. . . . .	19
표 3-2. 생체의 여러 부위 경계면의 반사계수. . . . .	22
표 6-1. 정상인의 응답 신호 평균 및 최고값, 편차 . . . . .	49
표 6-2. 환자의 담적 부위에서의 응답 신호 평균 및 최고값, 편 차, 상대적 크기(%) . . . . .	52
표 6-3. 환자의 담적 부위에서의 응답 신호 A와 B 편차, 상대적 크기(%) . . . . .	54

## 국문 요약

### 초음파 응답특성 분석에 의한

### 담적(痰積) 진단시스템 설계

현대인들의 대부분이 불규칙한 식습관과 정신적인 스트레스로 인해 만성 위장 장애 및 배변 장애를 호소하는 환자들이 증가하고 있다. 이들 환자들은 가슴이 답답하고 소화가 잘 되지 않으며, 가스가 차고, 자주 체하고 편두통이나 오심, 구역감, 전신 피로, 안구 통증, 건망증, 치매 등의 전신적인 증상을 호소하고 있다. 이에 대하여, 현대 의학에서는 위조영술, 초음파 영상 진단기 등으로 진단하고 있으나, 내시경 검사는 단순히 위 내부의 상태만을 확인할 수 있어서 진단영역의 한계를 가지고 있다. 따라서 위염 정도의 소견만 나타나는 경우가 대부분이며 별다른 소견이 나타나지 않는 경우도 자주 발생하고 있어서 신경성, 기능성 위장질환 또는 과민성 대장 증후군으로 분류되고 있다.

그러나 한의학에서는 이를 담적(痰積)이라 정의하고 있으며, 담적을 진단하는 방법으로 견고한 덩어리의 형태가 만져지거나 경결의 양상으로 느껴지는 촉진법과 담적 부위와 정상 부위간의 타진에 의한 타진음의 미세한 차이로 담적 유무 및 경화도를 진단하는 타진법이 있다.

그러나 이들 방법들은 객관성이 부족하여 본 논문에서는 복부 타진법의 객관성 확보를 위해서 초음파 진동자를 이용하여 담적 진단의 객관화를 위한 초음파 담적 진단기를 설계하였다. 설계된 초음파 담적 진단기는 펄스-에코 법으로 인체 내부에서 반사되어 돌아오는 반사신호의 진폭을 분석하

고, 깊이에 따른 신호감쇠 보상을 위해 TGC(Time Gain Compensator)을 사용하였고, 모형실험을 통해 그 감쇠 보상을 위한 이득값을 결정하여 담적 진단을 위한 초음파 자극패턴을 추출하였다. 설계된 초음파 담적진단 장비를 사용하여 담적환자 10명과 정상인 10명을 대상으로 실험한 결과, 정상인 10명의 초음파 반사 신호의 침두치들의 상대적 크기의 평균은 25%로 나타났고, 환자의 침두치 상대적 크기의 평균은 69%로 나타남을 알 수 있었다. 침두치의 최대값과 평균값의 편차 역시 담적부위의 수신신호가 정상인 보다 크게 나타났다. 초음파 응답신호의 패턴을 관찰 하였을 때, 복부에서 위벽 방향으로 4cm 거리에서 주로 최대의 침두치가 나타났고, 이때 최대 침두치와 그 이전 침두치의 상대적 크기의 평균은 69%로 나타났다. 반사 신호의 진폭이 정상 부위보다 담적 부위에서 크게 나타나는 것은 주변의 매질 밀도보다 단단한 매질이 존재하여 반사 계수가 커졌음을 의미한다. 즉, 설계된 초음파 담적 진단기를 사용하여 진단한 결과, 담적부위와 정상 부위의 반사신호간의 상대값이 담적 부위가 평균 20%만큼 크게 나타남으로 담적 부위가 정상 부위보다 단단함을 알 수 있다.

따라서 임상 실험을 통해 설계된 초음파 담적 진단기의 신뢰성과 유효성을 확인 하였고, 담적 진단에 있어서 초음파 진동자를 이용한 새로운 담적 진단 기술을 개발하였다.

## 제 1 장. 서 론

현대인들의 대부분이 불규칙한 식습관과 정신적 스트레스로 인해 만성위장 장애(위염) 및 배변 장애를 호소하는 환자들이 증가하고 있다. 이들 환자들은 가슴이 답답하고 소화가 잘 되지 않으며, 가스가 차고, 자주 체하고, 편두통이나 오심, 구역감, 전신 피로, 안구 통증, 건망증, 치매 등의 전신적인 증상을 호소하고 있다. 이에 대하여 현대의학에서는 이러한 만성위장 질환을 검사하기 위해 위 조영 검사나 위 내시경 검사 등을 시행하고 있다. 그러나 내시경 검사는 단순히 위 내부의 상태만을 확인할 수 있어서 독소에 의해 야기되는 위벽이나 장벽 세포의 변성이나 경화 정도를 진단할 수 없어 진단영역의 한계를 가지고 있다. 따라서 위염 정도의 소견만 나타나는 경우가 대부분이며 별다른 소견이 나타나지 않는 경우도 자주 발생하고 있어서 신경성, 기능성 위장질환 또는 과민성 대장 증후군으로 분류되고 있다. 이는 환자가 느끼는 증세의 심각성에 비하여 위내시경의 소견은 미란성 위염이나 표재성 위염 또는 위축성 위염, 위궤양 등으로 나타나고, 복부 X-ray, 초음파 내시경, 경락공능검사, 혈액 검사 등을 통해서도 측정이 어렵고, 정확한 원인을 알아내기 어려운 사례가 있다. 이에 대한 치료방법 또한 증상 완화를 위한 제산제나 위 점막 보호제, 소화제 등의 약물치료에 의존하고 있으나, 그 원인 규명이 불분명하여 치료 효과도 매우 확실론적이다. 또한, 최근 헬리코박터 파이로리균이 발견되어 위염과 위암의 원인균으로 지목이 되고 있으나 치료효과가 미비할 뿐, 근본적인 치료방법은 아직 개발되지 않고 있으며 난치병의 하나로 분류되어 있다.

이러한 만성위장장애는 인체에 해로운 노폐물에 의한 독소가 위벽에 쌓여서 만성적인 장애를 유발한다는 한의학적 담적 원인설에 의해 설명될 수 있다. 담적(痰積)은 스트레스나 과로, 운동량 부족으로 신진대사가 원활하

지 못하여 발생하며, 과식과 불규칙한 식습관, 육류, 밀가루 음식 등의 탄  
한 음식을 자주 섭취하는 식습관에 의해 더욱 심해지는 특성을 가진다  
[1],[2]. 이를 한의학에서는 담적(痰積)이라고 명명하고, 진단하여 만성 위장  
장애를 치료하고 있다. 즉, 담적은 복부 중앙에 생기는 적취(積聚)의 형태  
로 여러 원인이 있으나 음식물의 소화 장애로 생기는 병리적 산물이다[1].  
위장에 일차적인 장애를 초래하지만 두통, 건망증 등의 신경계 증상이나  
피로감 등의 전신증상 및 질병과도 밀접하게 관련이 있다[1]. 이러한 담적  
을 진단하는 일반적인 방법으로 시술자가 손으로 두드려 미세한 음향 차로  
진단하는 타진과 견고한 덩어리의 형태가 만져지거나 경결의 양상을 눌러  
서 진단하는 촉진법이 있다. 이에 대한 치료 방법으로는 담적방과 담적 약  
침치료, 효소정화요법으로 담적을 치료하고 있다[3]. 그러나 아직까지 담적  
을 객관적으로 증명할 수 있는 방법의 연구가 진행되지 않고 있어서 객관  
화, 체계화, 정량화 되어 있지 않고, 이 방법은 특정 전문의에 의해서만 진  
단이 이루어지고 있으며 그 경화도 또한 정량화되어 있지 않아 매우 주관  
적 해석에 의존하고 있다.

이에 관하여 양의학에서는 체내의 경화 질병인 간 경화와 간경변증 등을  
검사하기 위해 초음파 진단 장비와 초음파 센서의 일종인 촉각센서를 사용  
하고 있다. 초음파 진단 장비는 초음파 신호를 인체에 전달하고, 이때 진입  
한 초음파가 조직간의 임피던스차이에 따라 반사되는 신호를 분석하여 특  
정 부위의 이상 유무를 진단하게 된다. 간 병변을 진단하는 방법은 3~  
5MHz의 볼록 렌즈 형 배열의 진동자(convex transducer)를 사용하며, 간  
의 조직 내부 병변을 알아내기 위해서 5~7MHz의 진동자(transducer)를  
사용한다. 정상의 간 조직은 균질의 응답 특성을 보이며 인접한 장기와 응  
답 특성을 비교해 볼 때, 췌장보다는 약간 낮고, 신장보다는 약간 높은 응  
답 특성을 보이므로 이러한 정상 간 조직의 응답 특성을 이용하여 병변의

진단에 이용하고 있다[4]. 이와 같은 초음파 영상 진단기의 검사 방법은 주위 장기의 변화와 비교한 소견이므로 불분명하며, 다른 미만성(湄慢性) 질환과 중복되는 소견이 많아 감별이 어려운 경우가 있다.

물질의 물리적인 특성을 검출하는 촉각 센서는 Piezoelectric Transducer (PZT)와 압력 센서로 구성되고, 귀환 회로와 디스크 모양의 PZT 센서, 발진을 위한 위상 천이기로 접촉 물체의 음향 임피던스(acoustic impedance)에 따라 초음파 센서가 가지는 고유의 공명 진동수가 변화하는 것을 이용하여 간 병변 진단에 응용되고 있다[5]. 이 센서는 인간이 느끼는 물질 표면의 물리적인 특성인 단단한 정도와 유사한 결과를 보인다[6],[7]. 이러한 촉각 센서를 이용한 간 병변을 진단하는 방법은 개복 후 실제 간의 조직에 센서를 접촉시켜서 그 경화도에 따라 병변의 유무를 진단하고 있다. 그러나 이 방법은 실제 환자의 복부를 외과적 수술을 통해 개복하여 간의 병변 부위에 촉각 센서를 직접 접촉시켜서 검사해야 하는 어려움이 있다.

따라서, 본 논문에서는 선행 연구를 통해 복부 타진에 의한 진동과 분석 방법으로 담적의 유무 판별과 그 경화도를 측정 할 수 있음을 확인하고, 이를 근거로 초음파 진동자를 이용하여 복부 타진의 기계적 방법을 전기적 방법으로 대체하여 보다 객관적이고 효율적인 담적 측정 및 진단 방법을 제시하고자 한다. 또한 담적은 특정 장기에서 발생하지 않고 여러 장기에서 나타나고 있어서, 기존의 특정 장기 진단을 위한 초음파 진단기로는 담적의 특성 및 경화도, 담적 부위를 정확히 진단하기 어려운 문제가 있다. 이에 대하여 매질에 따른 초음파 응답 특성 분석 방법으로 반사 신호의 전위 패턴 분석을 통해 최적의 초음파 자극 패턴을 추출하고, 측정 데이터를 정규화, 정량화하기 위한 담적 진단기를 설계하고자 한다. 또한 임상 실험을 통해 새로운 담적 진단기의 신뢰성과 유의성을 검증하고 초음파 응답 특성을 이용한 새로운 담적 진단 기술을 제안하고자 한다.

## 제 2 장. 담적의 한의학적 고찰 및 선행연구

### 2.1. 담적에 관한 의학적 고찰

담적(痰積)은 과식이나 폭식, 과도한 스트레스 등으로 인해 소화되지 않은 비대사 물질이 발효되고 부패하여 독소를 발생시키고, 이 독소가 위 점막 바깥쪽 4~5겹의 위벽이나 장벽 근육 세포에 축적되어 암 덩어리처럼 증식되고 딱딱하게 굳어지는 병적 문제를 말한다.

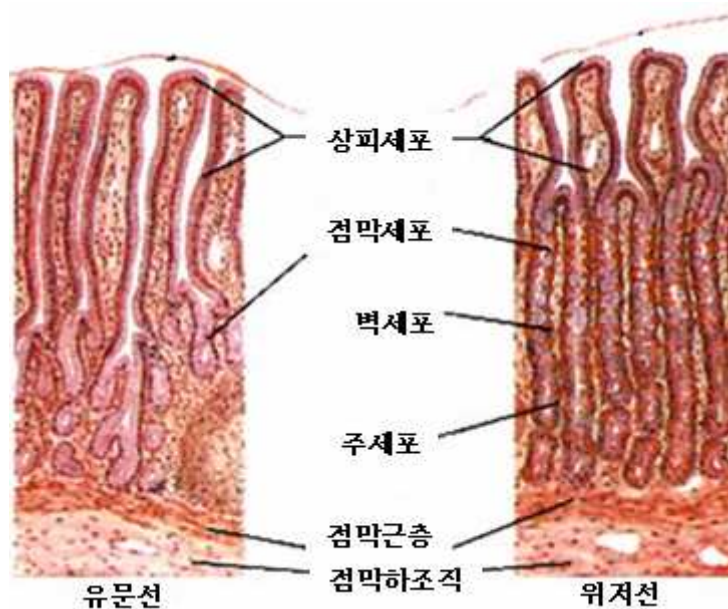


그림 2-1. 위장 외벽의 구조

그림 2-1은 위벽 구조를 나타내고 있다. 위의 구조는 주로 근육으로 이루어져 있으며, 바깥쪽 세로근육과 안쪽 돌립 근육층이 위의 전체를 싸고 있다. 위에는 다른 소화관에는 없는 빗근육층이 있다. 위는 입안에서 잘게 부서진 음식물이 들어오는 들문부분(분문부)와 연동운동이 일어나 소화작용

이 일어나는 몸통(위저부), 소화된 음식물이 대장으로 나가는 날문부분(유문부)로 이루어져 있으며, 그림 2-1의 위저선은 위저부의 빚근육층의 단면을 나타내고, 유문선은 유문부의 빚근육층의 단면을 각각 나타내고 있다. 소화되지 않은 음식물이 빚근육에서 부패하여 독소가 변성되고, 이 독소에 의해 위벽이 단단하게 굳어지는 담적의 원인이 된다.

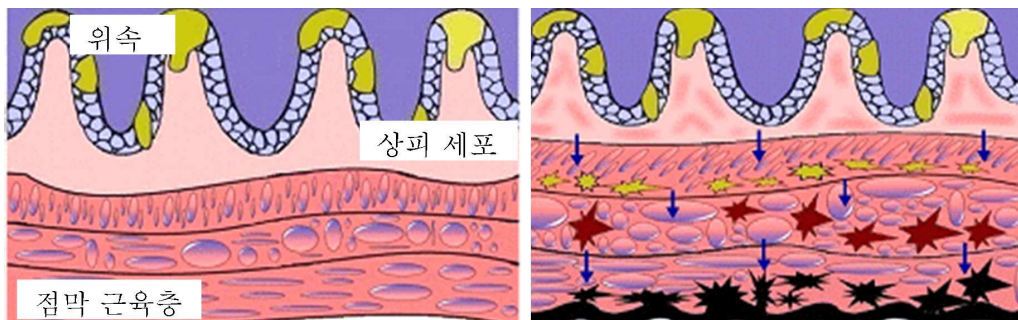


그림 2-2. 정상인의 위벽 좌(左), 담적 환자의 위벽 우(右)

그림 2-2에서 좌(左)는 정상인의 위벽과 우(右)는 담적 환자의 위벽을 나타내고 있다. 그림 2-2의 우(右)에서와 같이 독소에 의해 위벽이나 장벽이 굳어지면서 평활근의 운동성을 저하시키는 원인이 되고 있다. 운동성 저하로 인해 음식을 섭취해도 연동 운동이 원활히 이루어지지 않기 때문에 위암의 발병 원인인 헬리코박터균이 증식하기 좋은 환경을 만들며, 만성위장장애(위염)의 원인이 되기도 한다. 또한 담적은 과로 및 과도한 스트레스나 신경이 애민하고, 운동량이 적어 신진대사가 원활하지 못하여 발생하기도 하며 과식과 불규칙한 식습관, 육류, 밀가루 음식 등 딱한 음식을 자주 섭취하는 식습관에 의해 더욱 심해지는 특성을 가진다[1],[2].

최근 언론을 통해서도 대장암의 원인은 대장에 축적된 원인물질이라는 보도가 있었다.(조선일보, 2003년 10월 15일자). 또한 위암의 원인으로 지목



된 헬리코박터 파일로리균이 위장질환을 유발할 뿐만 아니라 위벽 점막의 임파조직을 증식시키는 것과 관련 있는 것으로 나타났는데 이러한 결과들은 위암의 원인으로서는 위벽세포에 독성물질을 축적시키고 위벽의 변성을 가져오는 담적의 존재를 유추해 볼 수 있게 한다.

현대의학에서는 만성 위장 질환을 진단하기 위해 사용하는 위 조영 검사나 위 내시경 검사는 위 내부의 상태를 확인 하는 것이지 위벽이나 장벽의 세포의 변성 및 경화도를 진단하기 어려워서 위염이나 신경성 위장질환, 과민성 대장 증후군으로 분류되고 있다. 그러나 한의학적 관점에서는 이러한 위장 질환의 원인을 위 연동 운동을 주관하는 위 내벽의 평활근의 변성과 관련된 담적이 그 원인으로 지목되고 있다. 따라서 담적이 위장 장애와 배변장애를 일으키는 원인이며, 각종 생리현상의 악영향을 주는 것으로 보고 있다. 표 2-1은 담적의 경화 정도에 따른 증상을 나타내고 있다.

표 2-1. 담적 환자의 정도에 따른 증상

등 급	증 상
Grade 1	복부 경결상태가 촉진되며, 복진 상 묵직한(dull) 느낌이 있는 정도.
Grade 2	복부경결상태가 촉진되며, 복진 상 tenderness가 있는 정도.
Grade 3	복부경결상태가 촉진되며, 복진 상 tenderness가 있고, hard mass가 약간 있는 정도.
Grade 4	복부경결상태가 촉진되며, 복진 상 tenderness가 있고, hard mass가 보통 정도.
Grade 5	복부경결상태가 촉진되며, 복진 상 tenderness 및 hard mass가 심한 정도.

## 2.2. 담적 진단에 관한 선행 연구

임상에서 담적 진단하는 방법에 있어서 전문의의 복부 타진과 촉진에 의해 담적의 부위와 정도를 진단하고 있다. 복부 타진시 일어나는 타진 음이 정상 부위와 담적 부위에서 다르며, 그 경화 정도에 따라서도 다르다는 것에 기인하여, 복부 타진시 발생하는 음향 임피던스를 측정하고 분석하여 담적의 유무 및 경화 정도를 정량화, 객관화하기 위한 선행 연구를 수행하였다.

### 2.2.1. 대상자 선정

타진에 의해 발생한 진동파를 통한 담적 진단 유무의 유효성 검증을 위해 정상인과 담적 환자의 진동파 비교를 위하여 임상 실험 대상자는 위장 질환이 없고, 위장 계통의 병력이 없는 평균 연령 28세인 정상인 남녀 100명과 하나 한방병원에서 담적 환자로 입원 및 치료중인 평균 연령 45세인 환자 20명을 대상으로 실험 하였다.

### 2.2.2. 실험 장치

그림 2-3은 설계한 진동파 측정 및 증폭기 모듈로써, 타진 시 발생하는 진동파 분석을 위한 진동파를 수집하는 청진기와 수집한 신호를 전압의 파형으로 변환하는 소형 콘덴서 마이크, 변환된 진동파 전압파형을 증폭하기 위한 증폭기, 증폭된 신호를 표시하는 오실로스코프로 구성되어 있다. 설계된 모듈은 음향 임피던스에 의해 발생한 진동파를 측정하기 위해 3M Littman Classic II 청진기의 중간 부분을 절단하고 고성능 소형 마이크인 CMIC-6050을 삽입하여 진동음을 수집하고, 측정한 진동파를 효과적으로 증폭하기 위해서 증폭비 2배, 20배를 갖도록 설계 및 제작하였다.

설계된 측정 모듈을 통해 최종 증폭된 전압 파형을 LeCroy Oscilloscope LC574AM을 사용하여 그림 파일과 통계적 분석을 위해 이진수 형태의 파일로 저장하였다.



그림 2-3. 진동과 측정 및 증폭기 모듈

### 2.2.3. 실험 방법

선정된 정상인 대상자 및 담적 환자를 전문의가 담적 진단을 위해 타진 시 발생하는 진동파를 제작한 청진기와 증폭 모듈을 이용해서 타진 부위와 가장 근접한 거리에서 진동음을 측정하여 진동음의 전압 파형을 오실로스코프를 통해 저장하고, 이를 분석하였으며, 진동과 신호를 초기신호, 말기신호로 나누어 각각의 진동파를 수집하였다.

#### 2.2.4. 실험 결과 및 고찰

타진 시 발생한 진동음을 제작된 측정 모듈을 이용하여 측정된 진동파는 그림 2-4의 진동파 신호가 측정된다. 진동파의 앞부분을 나타내는 2배, 뒷부분을 나타내는 20배 증폭한 신호로 나누어 저장하였다. 그림 2-4는 정상인(그림 2-4(좌))과 담적 환자(그림 2-4(우))의 측정신호를 나타내고 있다. 그 결과 정상인의 측정신호는 초음파 반사신호가 일정하게 감쇠하며 지속 시간도 환자의 비해 길고, 파형의 왜곡 정도가 양호하게 나타났다. 그러나 담적 환자의 경우는 정상인의 응답 신호 패턴으로부터 매우 상이한 결과 파형을 얻었다. 즉, 파형의 왜곡 정도가 심하고 에코 지속 시간이 짧은 것은 담적 부위에서 초음파 에너지의 흡수 및 반사가 많기 때문이고, 이는 단단한 정도를 반영하는 것이다. 따라서 그림 2-4의 출력 결과를 분석하면 정상인 100명의 경우, 그림 2-5와 그림 2-6는 초기 2배 증폭한 신호와 말기 20배 증폭한 신호의 진동파 전위 파형을 수집하여 첨두치 각각의 평균과 편차를 나타냈다.

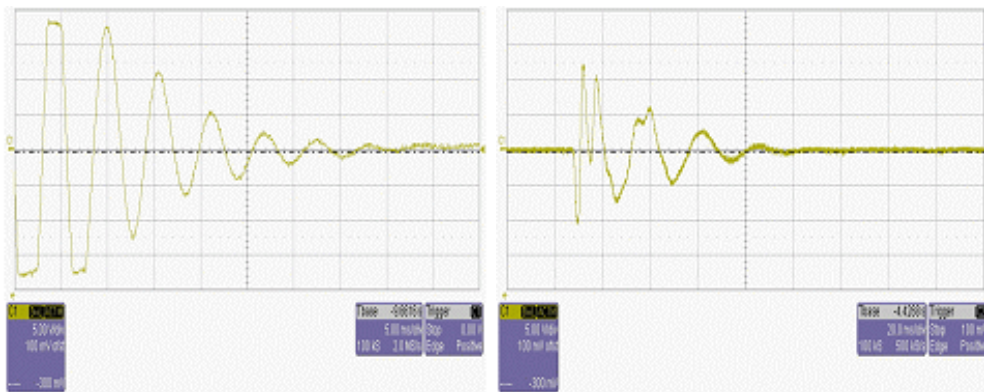


그림 2-4. 진동파 신호를 측정된 결과 정상인(좌)과 담적 환자(우)에서 출력된 신호파형 비교

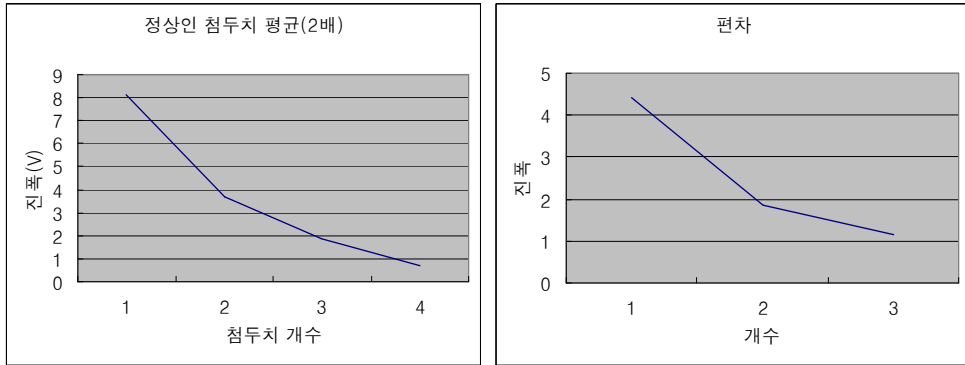


그림 2-5. 정상인 초기(2배) 진동과 신호 각각의 평균과 편차(n=100)

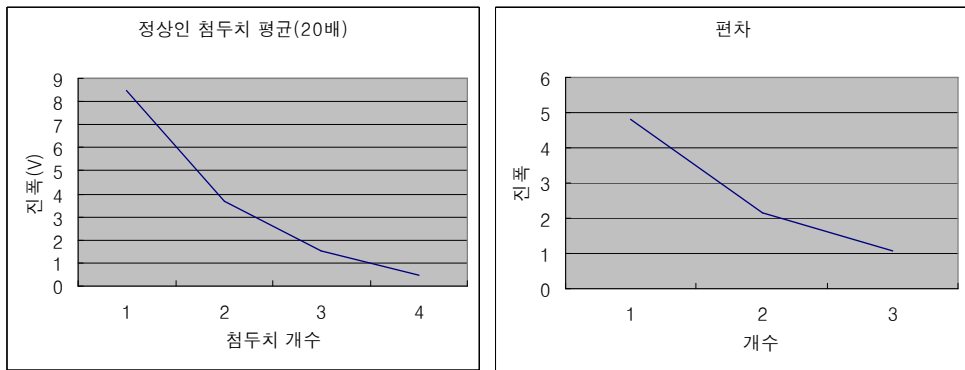


그림 2-6. 정상인 말기(20배) 진동과 신호 각각의 평균과 편차(n=100)

답적 환자 20명을 대상으로 한 진동과 전위 변화 과형의 침두치의 평균과 편차를 그림 2-7과 2-8에서 나타내고 있다.

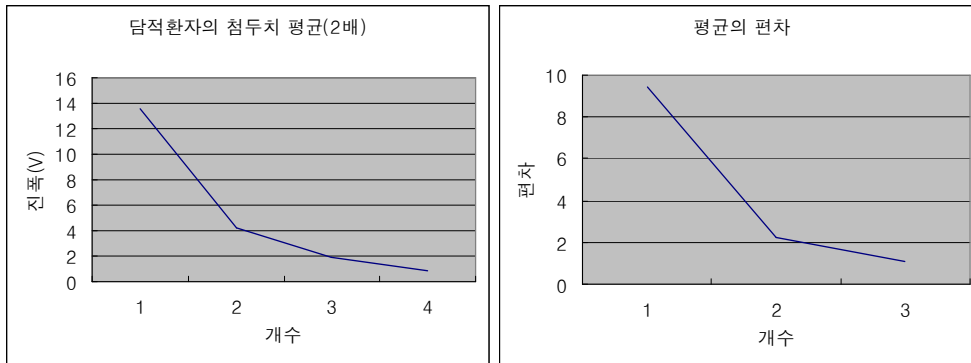


그림 2-7. 단적 환자 초기(2배) 진동과 신호의 평균과 편차(n=20)

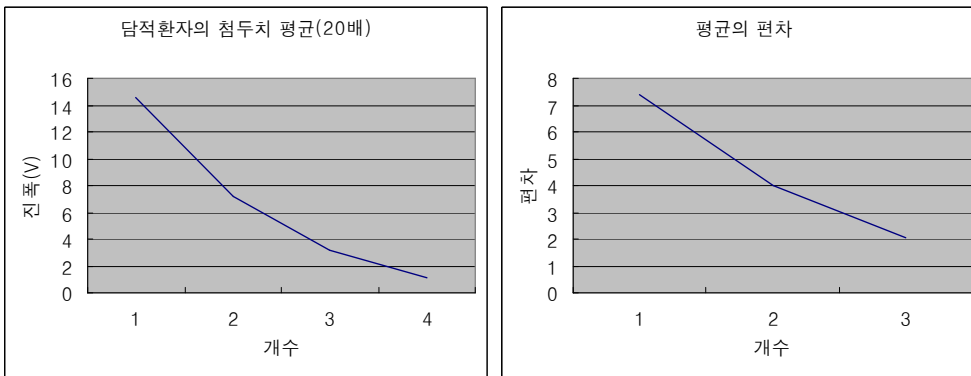


그림 2-8. 단적 환자 말기(20배) 진동과 신호의 평균과 편차(n=20)

담적 환자를 대상으로 타진에 의해 발생된 진동파를 전압의 크기와 지속 시간을 중심으로 관찰한 결과, 담적 환자의 결과는 초기 신호에서 첩두치의 전압이 크기가 감소하여 편차가 크게 나타났고, 지속 시간도 짧았다. 말기 신호에서는 전압의 크기는 작고, 편차 역시 완만하며 지속 시간이 길게 나타났다. 정상인과 담적 환자 데이터를 비교분석한 결과, 그림 2-9와 2-10과 같이 정상인과 담적 환자의 타진시 발생하는 진동파의 첩두치와 그 편차를 비교하여 나타냈다. 정상인과 담적 환자의 타진 시 발생하는 진동 음파 분석에서 알 수 있듯이 담적 환자의 결과는 정상인 보다 편차가 크게 감소하는 구간이 존재하며 그 진동파의 진폭 또한 빠르게 감소하여

사라짐을 알 수 있었다. 타진시 발생하는 진동신호의 초기 말기 구분은 반사되어 돌아온 시간에 따라 분류되며 반사신호의 시간은 피부로부터 깊이를 의미한다. 담적 환자의 초기 신호의 결과는 복부에서 가까운 부분에 감쇠가 많이 일어나는 단단한 층이 있음을 의미하며 말기 신호는 정상인의 결과와 유사한 것으로 보아 조직의 깊은 부분은 정상인과 동일한 조직임을 알 수 있다.

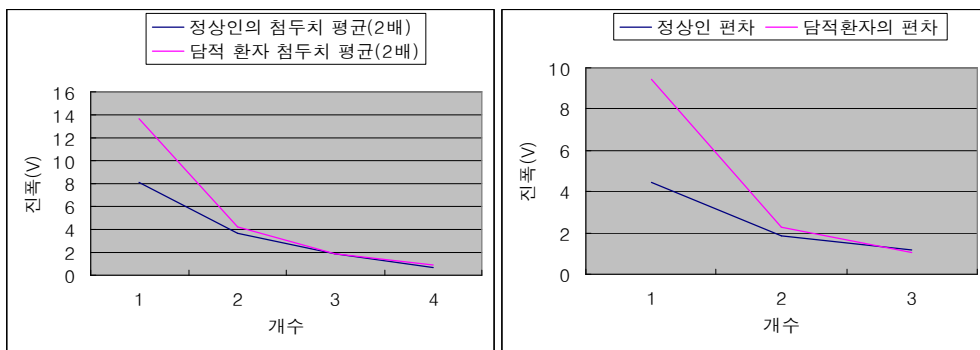


그림 2-9. 정상인과 담적 환자의 초기(2배) 진동과 신호의 평균과 편차 비교

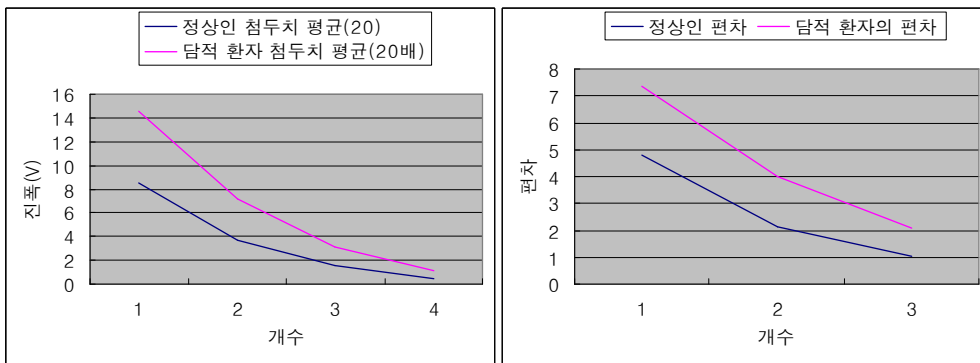


그림 2-10. 정상인과 담적 환자의 말기(20배) 진동과 신호의 평균과 편차

이와 같은 실험을 통해, 타진으로 담적의 이상 유무와 경화 정도에 대한 유의한 결과를 얻을 수 있었다. 그러나 타진에 의한 방법은 담적 유무의 정확성과 경화 정도가 타진의 시술자에 따라 다르게 나타나고 있어서, 그

결과가 비객관적이고 비정량적인 문제를 내포하고 있다. 따라서 이러한 문제점을 보완하고, 선행연구를 통해 타진시 발생하는 음파 분석으로 담적의 유무 판별과 경화 정도에 대한 진단 가능성을 근거로, 초음파 진단의 펄스-에코방법으로 담적을 객관적으로 정량적으로 정확히 진단할 수 있는 담적 진단기를 설계하고자한다.



## 제 3 장. 의료용 초음파 진단의 원리 및 응용

### 3.1. 초음파 진동자(변환자)의 원리

담적 진단을 위한 선행 연구 결과, 타진으로 발생하는 진동파 분석을 통해서 유효한 결과를 얻었다. 진동파 분석을 객관화하기 위해 초음파 진동자를 이용한 담적진단 방법을 제안하고자 한다. 이에 초음파 에너지, 초음파 진파 속도, 반사와 굴절 등을 이용하여 초음파의 기본 원리를 설명하고, 의료 초음파 분야에 이용한 응용 사례를 나타내었다.

#### 3.1.1 초음파 에너지

초음파 장비에서 펄스 에코(Pulse-Echo)방식으로 진단하는 경우에 있어서 진단의 해상도에 직접적인 관련을 가지고 있는 초음파 에너지는 초음파 발생에 의해 정지 매질이 진동을 시작하면 그것에 운동 에너지와 분자력에 의해 위치 에너지가 존재한다. 이 에너지는 진동파의 진행 방향에 대해 수직인 단위 면적을 단위 시간이 통과하는 에너지 량으로 나타낸다. 탄성체(매질) 안을 전파하는 사인파의 강도를 나타내는 식을 구하면 질량  $m$ 의 질점이 단진동을 하고 있을 때, 그것에는  $K$ 인 운동 에너지와  $P$ 인 위치 에너지가 존재하고 그 합은 항상 일정하다. 결국  $\varepsilon$ 인 합성 에너지는 식 (3.1)의 관계가 된다.

$$\varepsilon = K + P \quad (3.1)$$

여기에서 파동의 진폭은  $A$ , 진동수를  $f$ 라 하고 그 최대 속도인 점을 구하면 식(3.2)이 된다.

$$\varepsilon = K + P = \frac{1}{2} m(A\omega)^2 = 2\pi^2 mA^2 f^2 \quad (3.2)$$

때문에 밀도  $\rho$ 의 매질 안에서는 진동에 의한 단위 체적 중의 에너지  $E$ 는 식(3.3)로 주어진다.

$$E = 2\pi^2 A^2 f^2 \rho \quad (3.3)$$

여기에서 음파의 전파 속도를  $C$ 로 하면 단위 시간에 진행 방향으로 수직인 단위 면적을 진행하는 에너지 량  $I$ 는 식 (3.4)로 나타내어진다.

$$I = 2\pi^2 A^2 f^2 \rho C \quad (3.4)$$

단, 앞의 (3.2)식 (3.3)식의  $m = 1 \times \rho$ (1체적),  $C$ 는 음파의 전파 속도이다. 이와 같이 초음파의 강도(에너지)는 중량  $m$ 이 결정되면 식(3.5)의 관계가 되고,

$$I \propto A^2 f^2 \quad (3.5)$$

그 진폭(A)이 클수록 또 그 진동수(주파수: f)가 많을수록 큰 에너지를 줄 수 있다. 결국 진폭의 제곱, 진동수의 제곱에 비례하게 된다. 이것은 초음파 측정 시 해상도를 좋게 하기 위한 방법의 기본이 된다. 본 논문에서도 해상도를 높이기 위한 방법으로 초음파 발생 시 입력 구형파의 전압을 높이고, 짧은 펄스폭(pulse width)를 만들어 주었다.

### 3.1.2 초음파의 전파 속도

초음파의 전파 속도는 초음파 진단에서 실제 인체를 투과하여 들어간 초음파가 인체 내의 반사체에서 돌아온 시간인 비행시간(flying time)을 결정한다. 이것으로 반사체의 깊이가 결정된다. 초음파의 기체 중에서 음속은 그 온도에서 크게 변화한다. 뿐만 아니라 압력과 진동수에 의해서도 미묘하게 변화한다. 공기 중(유체 중)의 음속은 식 (3.6)과 같다.

$$V = \sqrt{r \frac{P}{\rho}} \quad (3.6)$$

음속  $V$ [m/s], 압력  $P$ [N/  $m^2$ ], 밀도  $\rho$ [kg/  $m^3$ ]으로 나타낸다. (3.6)식에서  $r$ 는 기체의 비열비를 나타내고, 식 (3.7)로 나타낼 수 있다.

$$r = \frac{C_p [\text{cal/K} \cdot \text{mol}]}{C_v [\text{cal/K} \cdot \text{mol}]} = 1 + \frac{R}{C_v} \quad (3.7)$$

$C_p$ 는 정압 몰 비열[cal/K · mol],  $C_v$ 는 정적 몰 비열[cal/K · mol], R는 보편적 가스 상수이다. 0[°C]의 음속과 밀도를 각각  $V_0$ ,  $\rho_0$ 로 하고  $t$ [°C]의 음속과 밀도를 각각  $V_t$ ,  $\rho_t$ 로 하면 식 (3.6)은 식(3.8), 식(3.9)와 같다.

$$V_t = \sqrt{r \frac{P}{\rho_t}} \quad (3.8)$$

$$V_0 = \sqrt{r \frac{P}{\rho_0}} \quad (3.9)$$

음속  $V_t$ 와  $V_0$ 의 비는 식 (3.10)과 같이 된다.

$$\frac{V_t}{V_0} = \sqrt{\frac{\rho_0}{\rho_t}} \quad (3.10)$$

밀도  $\rho_0$ 는  $\rho_0 = \rho \left(1 + \frac{1}{273} t\right)$ 이므로 식 (3.4)식은 식(3.11)이 된다.

$$V_t = V_0 \sqrt{1 + \frac{1}{273} t} \quad (3.11)$$

근사 공식에 의하면  $-1 < x < 1$  일 때 임의의 실수  $m$ 에 대해서 식 (3.12)과 같이 된다.

$$(1 + x)^m \approx 1 + mx \quad (3.12)$$

여기에서 실수  $m = \frac{1}{2}$  일 때 근사 공식  $\sqrt{1+x} = 1 + \frac{1}{2}x$ 를 이용하면 (3.11)식이 식(3.13)이 된다.

$$V_t = V_0 \left(1 + \frac{1}{2} \times \frac{1}{273} t\right) = V_0 \left(1 + \frac{1}{546} t\right) \quad (3.13)$$

따라서 온도를 일정하게 하면 보일의 법칙에 의해 압력  $P$ 와 밀도  $\rho$  [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ]는 비례하므로 그 관계는  $P/\rho = \text{constant}$ 가 되고, 음속  $V$ 는 압력 변화에 영향을 받지 않게 된다.

특히, 생체 내를 진행하는 초음파의 속도  $V$ 는 매질의 밀도  $\rho$ , 용적 모듈러스(modulus)  $B$ 라고 하여 식 (3.14)와 같이 정의된다.

$$V = \left( \frac{B}{\rho} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (3.14)$$

공기 중에서 330m/s, 물속에서 1480m/s, 연조직에서 1540m/s, 뼈속에서 4080m/s가 된다. 초음파가 매질을 통과 할 때 매질에 의해 흡수, 산란, 반사 등에 의하여 초음파의 세기(진폭)가 감소하는 현상을 감쇠(attenuation)라고 하며, 감쇠는 통과한 길이와 주파수에 영향을 받는다. 단위 길이(cm)당, 단위 주파수(MHz)당 감쇠를 감쇠 계수(attenuation coefficient)라고 정의한다. 초음파의 감쇠는 주파수 증가에 따라 거의 직선적으로 증가하고 고주파수를 사용할수록 초음파의 투과깊이가 감소하게 된다. 따라서 생체 표면에서 깊은 부위를 관찰하고자 할 때는 2~3MHz의 낮은 주파수를 사용하며, 표면에서 가까운 부위를 관찰하고자 할 때는 7~10MHz의 높은 주파수를 사용한다.

매질의 특성인 음향 임피던스( $Z$ )는 물질의 밀도  $\rho$  와 초음파의 속도  $V$ 의 곱으로 표시된다. 식 (3.15)과 같다.

$$Z = \rho \cdot V \quad (kg / (m^2 \cdot s)) \quad (3.15)$$

음향 임피던스의 단위는  $rayl = kg / (m^2 \cdot s)$ 를 사용하고 있다.

표 3-1. 매질에 따른 초음파의 속도

매질	초음파 속도 ( $m/s$ )	감쇠계수 ( $dB/MHz \cdot cm$ )	음향임피던스 ( $10^2 kg/(m^2 \cdot s)$ )
물	1480	0.0025	1.48
공기	330	12.000	0.0004
양수	1510	0.007	1.5
지방	1410~1470	0.35~0.78	1.34~0.39
연조직	1540	0.81	1.62
간	1550	0.96	1.66
심장	1560	1.1	1.36
근육	1590	1.5~3.3	1.71
비장	1550	0.52	1.65
뼈	4080	12.0	7.8
눈의 유리질	1520	0.1	1.52

표 3-1은 체내의 각 매질에 따른 초음파 속도, 감쇠 계수, 음향 임피던스를 나타내고 있다. 이를 이용하여 영상을 재구성하여 초음파 영상 진단에 사용한다. 초음파 영상 진단기에서 이용되는 초음파 진동자는 고유의 파장을 가지며 고유 주파수가 해상도(resolution)를 결정한다.

$$\lambda = C/F \quad (3.16)$$

$$\Delta Z = \frac{n\lambda}{2} \quad (3.17)$$

식 (3.16)에서  $\lambda$ 는 초음파 진동자의 고유주파수( $f$ )와 초음파가 매질에서의 진행 속도( $C$ )로 결정된다.  $n$ 이 입력한 펄스의 수이며 식(3.17)에 의해 해상도 ( $\Delta Z$ )가 결정된다. 설계된 담적 진단기는 500KHz의 고유주파수를 가지는 진동자를 사용했으며, 이때 해상도는 2.04mm가 된다. 단  $n= 2$ 이다.

### 3.1.3 초음파의 반사와 굴절

초음파가 인체 내를 진행 할 때, 반사체에서 반사되어 돌아온 신호는 반사와 굴절과 산란 등이 일어나게 되고, 반사각과 굴절에 의해 가장 많은 영향을 받아 반사 신호의 형태가 결정되게 된다.

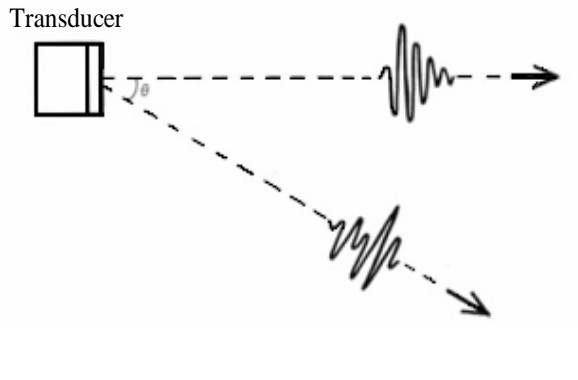


그림 3-1. 초음파 반사 신호와 입사각과의 반사  
신호 형태 비교

그림 3-1은 초음파 진동자에서 반사체로 입사될 때의 입사 각도에 따라 반사 신호의 형태가 결정됨을 보이고 있다. 반사체에 수직으로 입사된 초음파 진동은 초음파 진동자를 진동 시킬 때 발생한 진동, 즉, 인체로 주입한 초음파 진동신호의 파형과 유사한 형태의 파형이 돌아오게 된다. 그러나 입사각이 커질수록 반사되어 돌아오는 신호의 형태는 입력 신호의 형태에서 다른 신호가 중첩된 형태를 가지게 된다.

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{V_1}{V_2} = \lambda_1 \lambda_2 = n(\text{constant}) \quad (3.18)$$

초음파의 굴절의 법칙은 식(3.18)로 나타낸다. 식(3.18)에서  $\sin\theta_1$ 은 입사각  $\sin\theta_2$ 는 굴절각,  $V_1, \lambda_1$  및  $V_2, \lambda_2$ 는 입사 전의 매질, 입사 후의 매질에 의한 전파 속도 및 파장을 각각 나타내고 있다. 식(3.13)에서 보였듯이 초음파의 속도는 밀도가 높을수록 고유 임피던스가 높을수록 빠르다. 그림 3-2는 발생된 초음파의 진동파가 공기 중에서 수중으로 입사 될 때 반사파와 투과음파를 나타낸다.

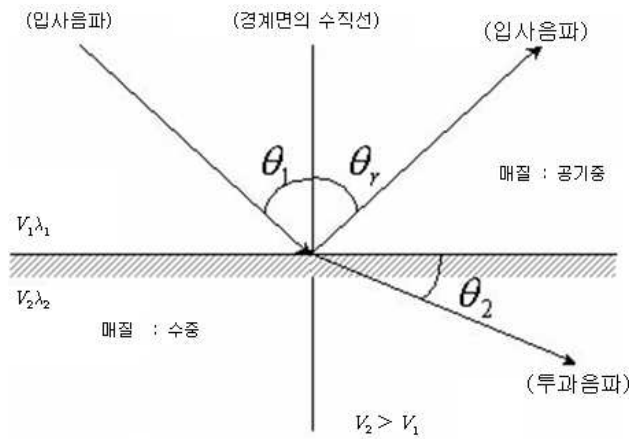


그림 3-2. 음파의 반사와 굴절

전파 매질의 밀도를  $\rho$ , 음속을  $C$  파수(위상 상수)를  $K$ 라고 하면 고유 음향 임피던스  $Z_0$ 는 식 (3.19)과 같다.

$$Z_0 = \frac{P}{v} = \frac{\omega \rho}{k} = \rho C \quad (3.19)$$

음의 파워 밀도  $I$  는 식 (3.20)과 같이 나타낼 수 있다.

$$I = P v = \frac{P^2}{z_0} = v^2 Z_0 [W m^2] \quad (3.20)$$



고유 음향임피던스가 높으면 파동에너지가 잘 전파된다고 할 수 있다. 따라서 기체보다 액체가 액체보다 고체에서 음파는 더욱 잘 전파된다.

일반적인 초음파 진단 기술에서는 음향 임피던스가 다른 매질의 경계면에서 반사하는 초음파를 이용하고 있다. 음향임피던스  $Z_1$ 의 매질에서  $Z_2$ 의 매질로 초음파가 입사할 때, 반사계수는 식 (3.21)과 같이 정의 된다.

$$R = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1) \quad (3.21)$$

표 3-2는 생체의 여러 부위 경계면에서의 반사계수를 나타내고 있다. 연조직과 PZT와의 경계면에서 반사계수는 0.89로 높음을 알 수 있다.

표 3-2. 생체조직의 부위별 경계면의 반사계수

경계면의 매질	반사 계수
뇌-해골뼈	0.66
지방-뼈	0.69
지방-피	0.08
지방-신장	0.08
지방-근육	0.10
지방-간	0.09
근육-피	0.03
근육-신장	0.03
근육-간	0.01
연조직-물	0.05
연조직-공기	0.99
연조직-PZT5결정	0.89

### 3.2. 초음파 진동자의 응용

초음파의 에너지와 속도, 반사 및 굴절의 원리를 이용하여 의료용 초음파 진단기는 여러 가지로 응용되어 개발되고 있다. 의료용으로 사용되고 있는 초음파 진동자는 인체를 비침습적으로 진단하는 단층 촬영용 및 영상 진단용과 물질의 단단한 정도(hardness)나 부드러운 정도(softness)의 물리적인 특성을 반영하는 촉각 센서용으로 사용되고 있다.

초음파 단층 촬영에 사용되는 의료용 초음파 진동자의 공진 주파수는 3~5MHz 내외이며, 펄스에코(pulse-echo)방식으로 초음파 진동을 인체로 침투시켜 인체 내의 음향임피던스에 따라 반사되어 돌아오는 신호를 분석하여 인체 내부의 정보를 얻고 있다. 펄스에코 방식은 짧은 펄스 형태의 전압을 초음파 진동자에 가해지면, 진동자는 전기적 에너지를 초음파 신호(물리적 에너지)로 바꾸어 인체로 전달한다. 인체로 전달된 초음파는 인체 내부의 임피던스의 불연속면에서 반사되고, 인체 내부의 여러 경계면에서 순차적으로 반사된 초음파 신호가 되돌아오게 된다. 이렇게 돌아온 신호는 생체조직의 정향화(Tissue Characterization : TC)에 근거하여 초음파 영상을 재구성하고, 표시장치를 통해 화면으로 표현되어 진단에 활용된다.

그림 3-3은 초음파 영상진단기의 펄스에코방식의 원리를 간단히 나타고 있다. 물질의 물리적인 특성인 단단한 정도, 부드러운 정도 및 탄력도를 검출하는 촉각 센서용 초음파 진동자의 사용 원리는 초음파 진동자와 접촉 매질의 물리적인 특성에 따라 고유 임피던스가 변화하게 된다.

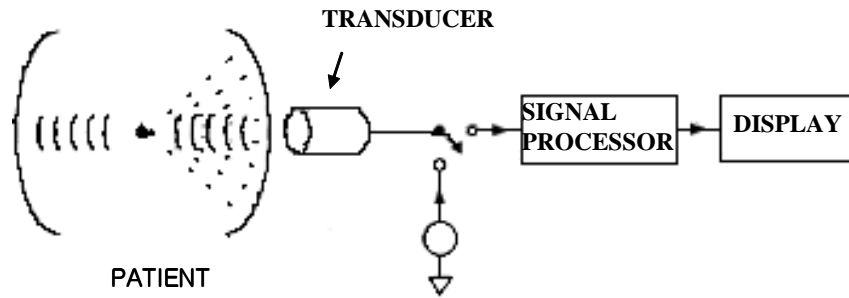


그림 3-3. 초음파 영상 진단장치의 블록도

그림 3-4에 촉각센서의 구조와 귀환 시스템의 블록도를 나타내고 있다. 초음파 진동자를 이용한 촉각센서는 초음파 진동자인 PZT(piezoelectric zirconium titanate)와 압력 센서가 접합된 구조로 되어 있다. 촉각 센서는 접촉한 물질의 물리적인 특성인 단단한 정도, 뻣뻣한 정도(stiffness) 및 탄력도에 따라 초음파 진동자인 PZT의 고유 진동주파수가 변화하고, 이것을 양귀환(positive feedback)을 시켜 변화된 고유주파수의 신호를 증폭시켜 이 신호의 주파수를 측정하고 초기 입력한 고유주파수와 변화된 주파수를 비교, 분석하여 물리적인 특성을 결정하게 된다.

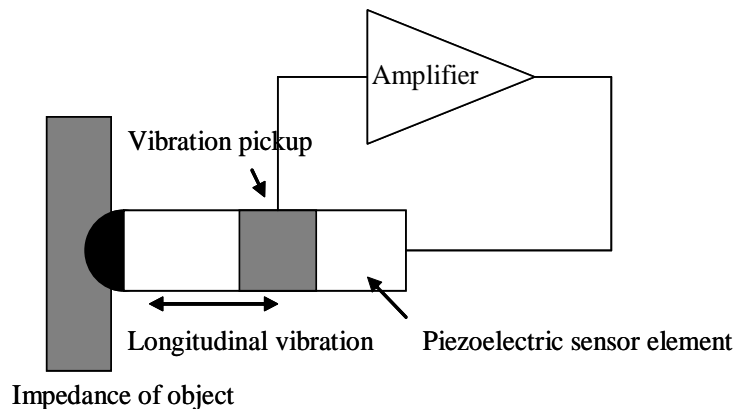


그림 3-4. 촉각 센서와 귀환 시스템의 원리

이러한 특성을 응용한 장비로는 인체의 피부에 촉각센서를 접촉시켜 피부 탄력도에 따른 나이를 측정하는 피부나이 측정기, 인체 내부 간의 경화 정도 및 경변을 진단하는 간경화 진단기 등에 이용되고 있다. 촉각 센서를 응용한 간경화 진단 방법은 실제 인체의 복부를 개방하여 직접 촉각센서를 간경변 부위에 접촉시켜 진단하는 방법이므로 실험과 진단에 어려움을 가지고 있다. 담적은 복부의 장기의 외벽에 주로 발생하는 것으로 알려져 있기 때문에 담적 진단기는 비침습적 방법인 초음파 영상진단장비에 사용되는 펄스에코 방법을 사용하여 초음파 신호를 인체로 전달하여 돌아온 반사 신호를 분석하려 한다. 그러나 이 방법은 인체로 전달되어 돌아온 수신 신호가 굴절과 산란을 일으켜 조직의 경계면에서 반사되어 돌아온 신호인지 구별이 어려우며, 전달된 초음파는 인체 내부의 조직에 의해 감쇠되어 돌아온 신호가 미약하고 조직 간의 감쇠율을 예측 할 수 없어 원하는 정보를 얻기 위한 신호처리에 어려움이 있다.

## 제 4 장. 담적 진단을 위한 최적 초음파 자극 패턴의 추출 및 신호 보상기의 기율기 결정

### 4.1. 초음파 진동자 자극 패턴 결정

의료용 초음파 진단기에서 진동자를 진동시켜 초음파를 발생하는 방법에는 CW(continues wave)사용하는 방법과 펄스 신호를 사용하는 방법으로 나눌 수 있다. CW를 사용하는 방법은 도플러 현상을 이용하여 태아의 심박수 측정 및 심음을 측정하는 태아 감시장치 및 혈류 측정장치에 주로 사용된다. 초음파 영상장비에서는 펄스신호를 인체 내부로 전달하여 돌아온 반사 신호를 분석하는 펄스에코 방법을 사용한다. 이 방법은 펄스발생의 입력에너지의 크기와 주입 파형에 따라 수신신호의 진폭과 파형이 결정된다. 따라서 본 논문에서는 최적의 입력펄스를 결정하고 그 펄스의 펄스폭(pulse width)을 결정하였다. 수신 신호가 반사체에 반사되어 돌아올 때 처리하기 좋은 신호는 사인파에 가까운 형태의 파형이다. 사인파에 가장 유사한 신호로 수신되게 하기 위해서는 입력신호 또한 사인파에 가까운 신호로 전달해야하며, 이 신호를 발생시키기 위해서는 초음파를 발생시키는 펄스를 실험에 의해 초음파의 파형이 가장 사인파에 가까울 때의 펄스폭으로 결정하여야 한다. 이를 위해 사용된 제어기 ATmega128의 Timer/Counter 기능 중에 Timer/Counter0의 PWM기능을 사용해서 펄스폭을 가변 해서 실험을 통해 최적의 펄스폭의 구형파를 결정하였다.

그림 4-1에서 임의의 펄스폭의 구형파를 진동자에 인가했을 때 발생하는 초음파의 파형을 나타낸다. 사인파에 가장 가까운 초음파를 발생하기 위해서 구형파의 펄스폭은 실험에 의해 318ns로 결정하였다. 그림 4-2는 펄스

폭을 318ns로 하고, 구형파가 연산 증폭기를 지나 진동자에 인가되어 발생한 초음파를 나타낸다. 사인파에 가까운 파형이 나타남을 알 수 있다.

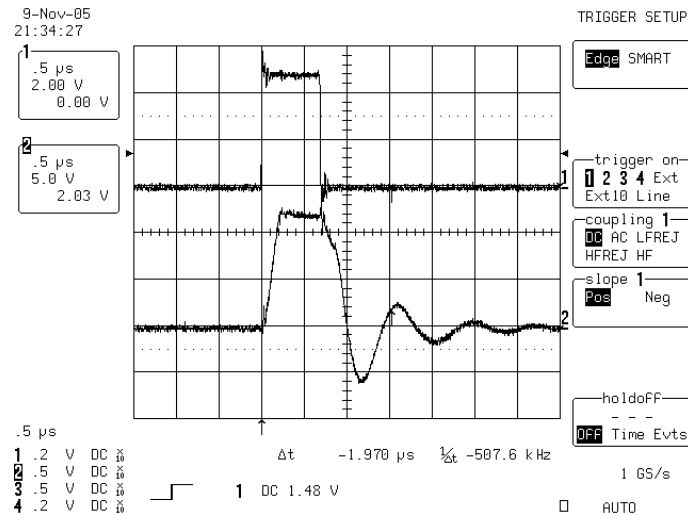


그림 4-1. 펄스폭이 689ns인 구형파를 진동자에 인가 했을때 발생한 초음파 파형

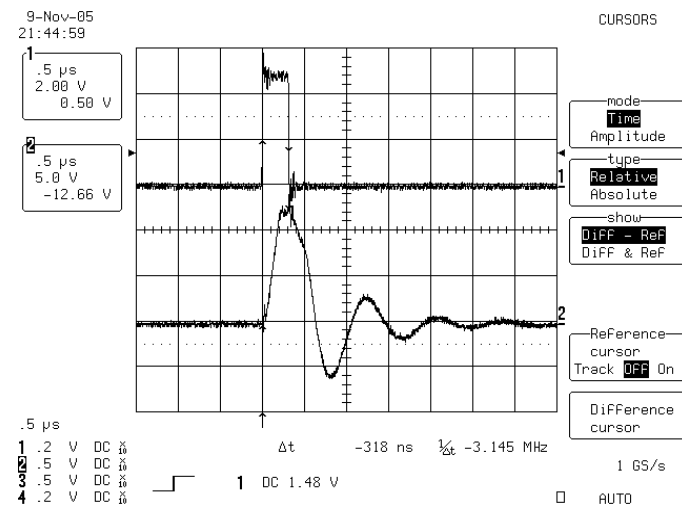


그림 4-2. 펄스폭이 318ns인 구형파를 인가하여 발생한 초음파 파형

#### 4.1.3 모형(phantom)을 이용한 감쇠 보상 기울기 결정 실험

인체 내에서 반사되어 수신된 신호는 조직 간의 임피던스 차이에 의해 감쇠되어 미약한 신호가 된다. 이를 보상하기 위해 시간에 따른 이득보상기(TGC)를 설계하였으며, 인체 내의 조직 간의 감쇠율을 정확하게 예측할 수 없어 인체 복부와 가장 유사한 구조를 가진 돼지의 복부를 모형으로 설정하고, 실험을 통해 수신신호의 감쇠를 보상하는 이득값의 기울기를 결정하였다. 그림 4-3은 실험을 위한 모형과 삽입한 블록을 보여 주고있다. 실제 실험에서는 3cm, 2cm에 강철 블록을 삽입하여 수신신호가 일정한 전압값으로 수신되는 이득 보상 값의 기울기를 결정하였다. 그림 4-4는 보상 기울기 결정 후 수신된 신호의 파형이다. A는 2cm, B는 3cm 에 삽입한 블록에서 반사되어 돌아온 신호이며 C 신호는 모형의 끝부분에서 돌아온 신호이다. CH2는 5V/div이며 수신 신호 평균은 3.2V였으며 편차 전압은 0.3V였다.

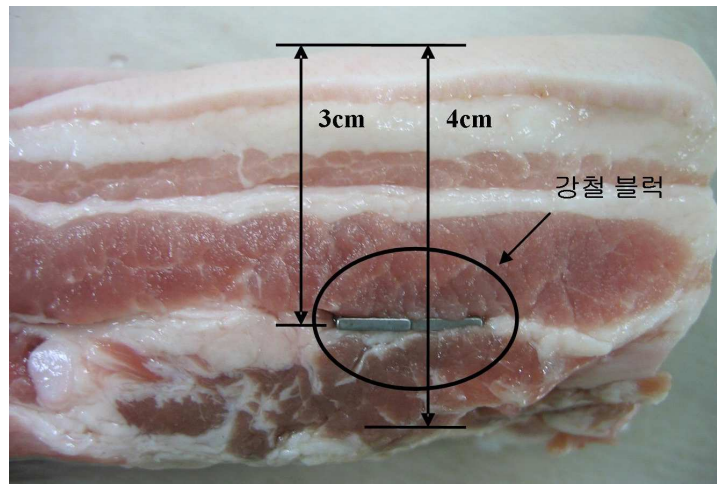


그림 4-3. 감쇠 보상 기울기 결정 실험에 사용된 모형과 블록 삽입 위치

실험에서 결정한 감쇠 보상기의 보상 기울기에 의해 정상인의 복부에서의 실험 결과를 수집하여 담적 부위에서의 수신 신호를 비교하여 담적의 유무를 진단하고, 그 강도를 정규화하여 경화 정도를 단계별로 구분 할 수 있다.

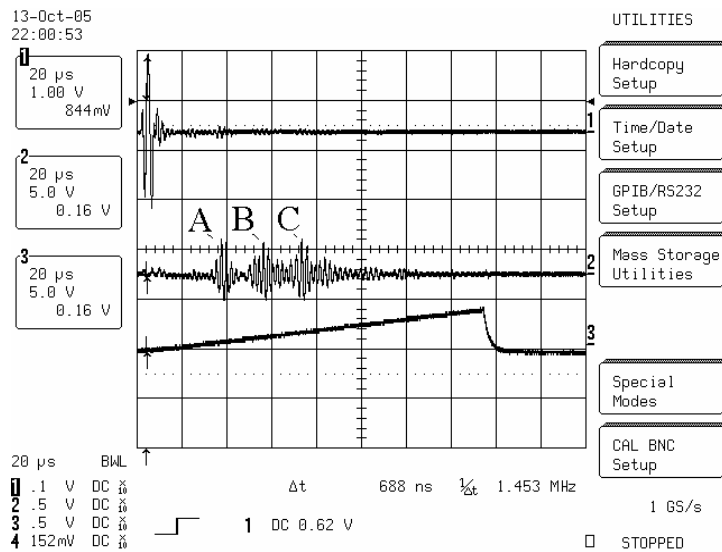


그림 4-4. 4cm 두께의 모형에 위에서 3cm 부분과 2cm부분에 강철 블록을 삽입하여 수집하고 TGC를 거친 출력신호



## 제 5 장. 초음파 센서의 응답 특성을 이용한 담적 진단기 설계

### 5.1. 담적 진단기의 H/W 설계

초음파 센서를 이용하여 인체 내부의 각 장기 외벽에서 반사되는 신호를 수집하여 담적의 유무 및 경화 정도를 진단하기 위한 초음파 담적 진단기의 전체 구성도는 그림 5-1와 같다. 설계된 초음파 담적 진단기의 시스템 구성은 초음파 진동자, 진동자에 가해주는 초음파 신호 발생 장치, 수신 신호를 받아 신호 처리에 알맞은 전압 레벨로 만들어 주는 수신단, 수신한 신호를 시간에 따라 그 감쇠를 보상해주는 TGC로 구성되어 있으며, 최종 출력과형은 별도의 오실로스코프를 이용하여 측정하였다.

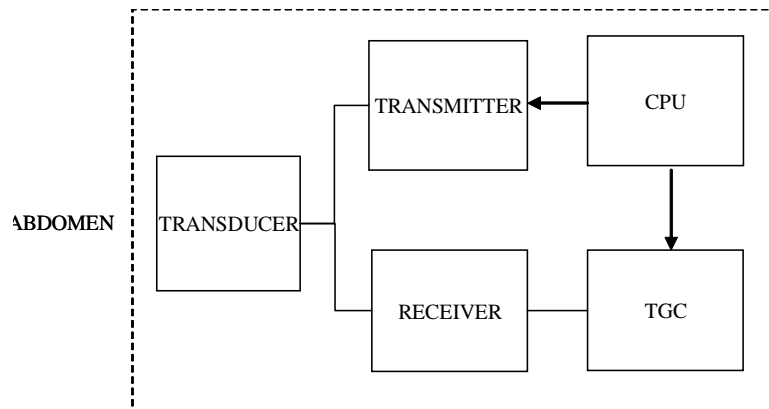


그림 5-1. 초음파 진단 장치의 구성도

### 5.1.1 초음파 진동자

초음파 진동자(변환자)는 초음파 진단장치에서 전기적인 신호를 물리적인 초음파 신호로 변환하여 인체로 전달하고, 인체 내부의 반사체에서 반사된 반사신호를 전기적인 신호로 변환한다. 초음파 진동자가 가지는 고유 주파수와 초음파 발생 시 펄스폭과 펄스의 전압은 조직에서의 반사신호의 진폭과 수신신호의 해상도를 결정하는 중요한 요인이 된다. 설계된 담적 진단기에 사용된 진동자는 (주)하기소닉의 500KHz의 의료용 초음파 진동자로 주문 제작을 의뢰하여 개발된 제품이다.

의료 초음파 영상장비에 사용되는 초음파 진동자는 검사하고자 하는 조직이 인체내 피부에서 위치한 깊이와 예상되는 조직의 밀도에 따라 사용되는 고유 주파수가 결정된다. 초음파는 식(3.16)과 같이 주파수와 반비례 관계에 있는 파장이 짧을수록 감쇠가 심해 조직 깊이 전달되지 못하고 식(3.17)과 같이 해상도는 높아지며, 파장이 길수록 감쇠가 적어 조직 깊은 곳까지 전달되며 해상도는 낮아진다. 따라서 장기나 인체 내의 깊은 부위를 검사하려면 2~5MHz를 사용하며, 피부에서 근접한 거리를 검사하기 위해서는 5~11MHz의 것을 사용한다.

본 논문에서 담적은 복부에서 위벽까지의 거리를 TC에 의해 5cm로 가정 하였고, 수신단은 설계가 용의하도록 최소한의 해상도를 유지하는 범위 내에서 가장 낮은 고유 주파수 500KHz의 진동자로 선정하였다. 담적 진단에 이용하기 위해 주문 제작된 초음파 센서는 그림 5-2와 같다. 사용된 초음파 진동자는 단일 진동자로 구성되어 있으며, 지름 320mm, 두께 320mm와 30cm의 확장 와이어와 BNC 연결부로 되어 있다.



그림 5-2. 초음파 진동자

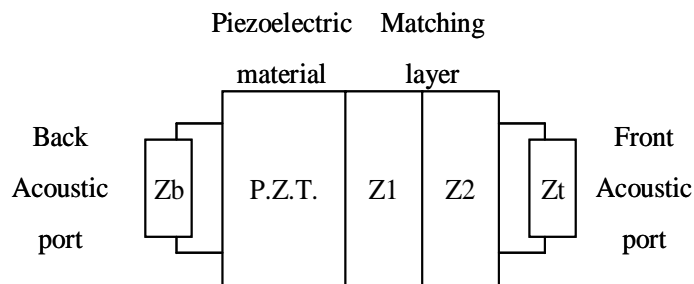


그림 5-3. 제작된 초음파 진동자(변환자)의 구성도

초음파 진동자의 구조를 그림 5-3과 같이 진동자의 중앙에 위치하는 PZT를 진동시켜 초음파를 발생 시킨다. 발생된 신호는 인체( $Z_i$ )와 PZT의 임피던스 차이로 인해 발생 될 수 있는 반사를 최소화하기 위한 정합층(matching layer:  $Z_1, Z_2$ )을 거치면서 인체로 전달된다. PZT를 진동 시키면서 진동자의 후면으로 발생된 진동이 반사되어 울림(ringing)현상을 만들어 최종 출력 신호의 해상도를 감소시킨다. 이를 방지하기 위해 뒷면에 흡수층(backing lay:  $Z_b$ )이 설계되어 있다. 그림 5-4에서 초음파 변환기 성능

평가를 위한 수중에서 임펄스에 가까운 신호를 주어 초음파를 발생 시키고, 일정 거리의 강철 평판에서 반사되어 온 신호의 파형 나타내고 있다. 그림 5-5는 수신된 신호를 FFT한 파형으로 출력의 중심 주파수( $f_c$ )가 490KHz이며 최고 주파수는 491KHz로 그 특성이 매우 양호함을 확인 할 수 있다.

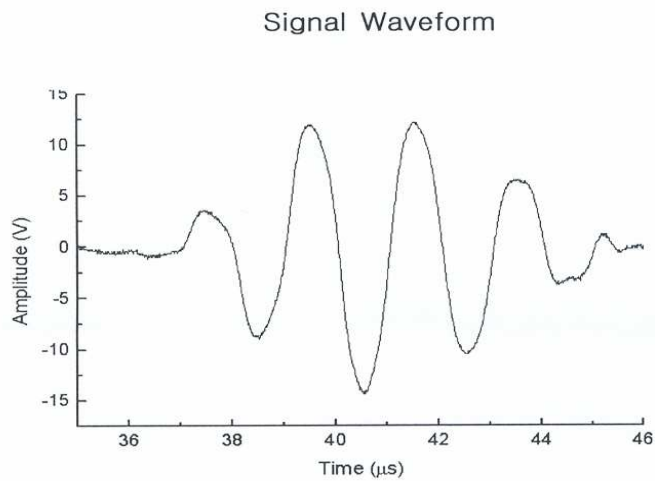


그림 5-4. 초음파 성능평가를 위한 답신호

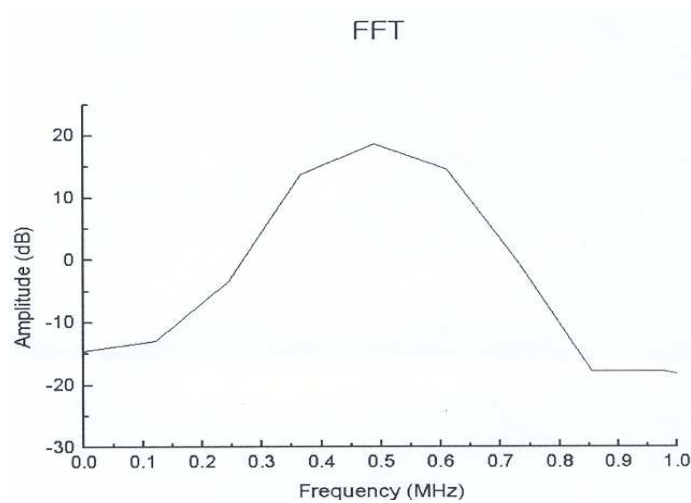


그림 5-5. 출력 신호의 주파수 특성

### 5.1.2 신호 발생 장치(Transmitter)

신호 발생 장치는 초음파 진동자를 진동시켜 초음파를 발생 시킨다. 또한 진동자를 진동 시킬 때, 펄스폭이 짧고 진폭은 크게 진동 시켜주어 수신신호의 해상도 향상 시켰다. 초음파가 인체 내에서 반사되어 돌아온 수신 신호는 감쇠되어 미약한 신호로 나타난다. 따라서 수신신호를 처리하기 용이하게 하기 위해서 수신신호의 전력은 송신신호의 전력에 비례하기 때문에 최대한 큰 입력 전력의 신호를 인가하기 위해 연산 증폭기인 TC4428의 동작 전원의 전압이 4.5V~18V인데 설계된 진단기에서는 12V로 하여 송신 신호의 전압을 높여주어 초음파의 파형이 향상된 해상도를 갖도록 인가하였다. 파형 분석과 주파수 분석이 용이하게 하기 위해 일반적으로  $\frac{1}{2f}$  동안 펄스폭의 구형파를 입력하게 된다. 그러나 본 시스템에서는 제4장의 실험을 통해 최적의 펄스폭을 결정하고 인가하였다.

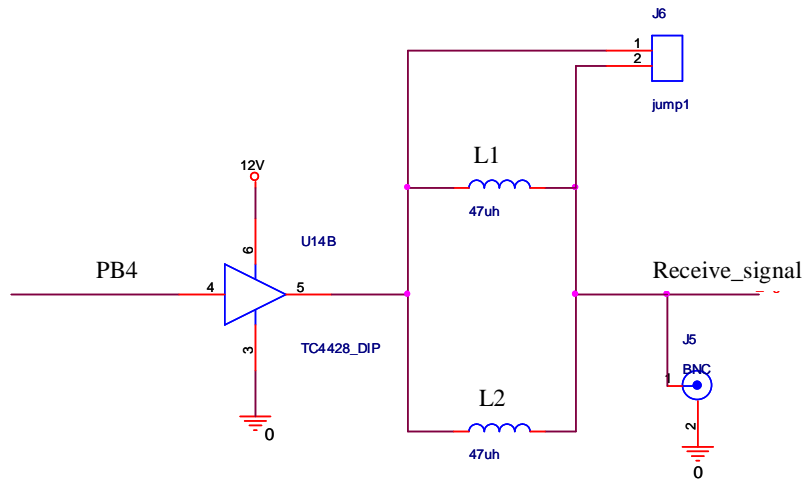


그림 5-6. 답적 진단기 초음파 Transmitter 회로도

그림 5-6은 설계된 신호발생 장치의 회로도이다. 진동자를 진동시키기 위해서 사용한 초음파 드라이브로 20mA 이상의 유입, 유출 전류가 가능하고 응답속도가 빠르고 전류특성이 좋은 MOSFET driver인 TC4428을 사용해서 소프트웨어로 318ns의 구형파를 발생시켜 입력 해주었다. 회로에 사용된 인덕터(L1,L2)는 초음파 센서와 접촉하는 조직 사이에서 발생하는 임피던스 차에 의한 신호감쇠 및 왜곡 등을 최소화하기 위한 임피던스 매칭을 위해 사용되었다.

### 5.1.3 수신단

수신단의 인체 내의 반사체에서 반사되어 오는 반사 신호가 감쇠로 인해 수  $\mu V$ ~수  $mV$ 의 미약한 전압으로 수신되므로 이 신호에서 유의한 정보를 얻어 내기는 어렵다. 따라서 수신단은 수신신호를 처리하기 적당한 전압으로 증폭시켜 주는 역할을 담당한다. 그림 5-7은 수신단 블록도로써, 초음파 진동자의 고유 주파수는 500KHz이며 초단 증폭용으로 사용한 비디오 처리용 고속 차동증폭기 AD830(A1)로 2배 증폭하고, 이때 85MHz의 대역이득을 갖도록 설계하였다.

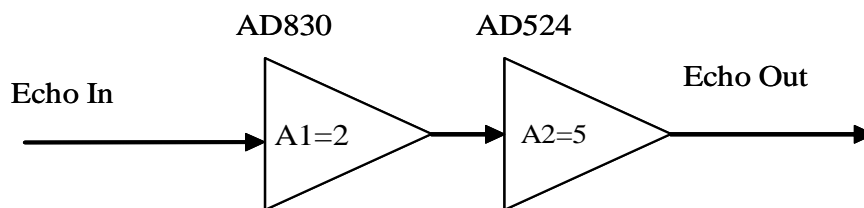


그림 5-7. 수신 신호 증폭부의 블록도

이렇게 증폭된 신호는 전압 증폭용으로 AD524을 사용하여 전압을 5배 증폭하였다. 사용한 AD524는 25MHz의 대역이득을 가지며 증폭비를 간단한

연결만으로 설정 가능하며, 노이즈가 적은 특성을 갖는다. 다단증폭기를 거치면서 노이즈를 제거하기 위해 증폭기 사이에 저항과 콘덴서를 사용하여 HPF필터를 사용하여 낮은 주파수의 노이즈를 제거하고, 진동자의 고유 주파수대의 신호만을 증폭하였다.

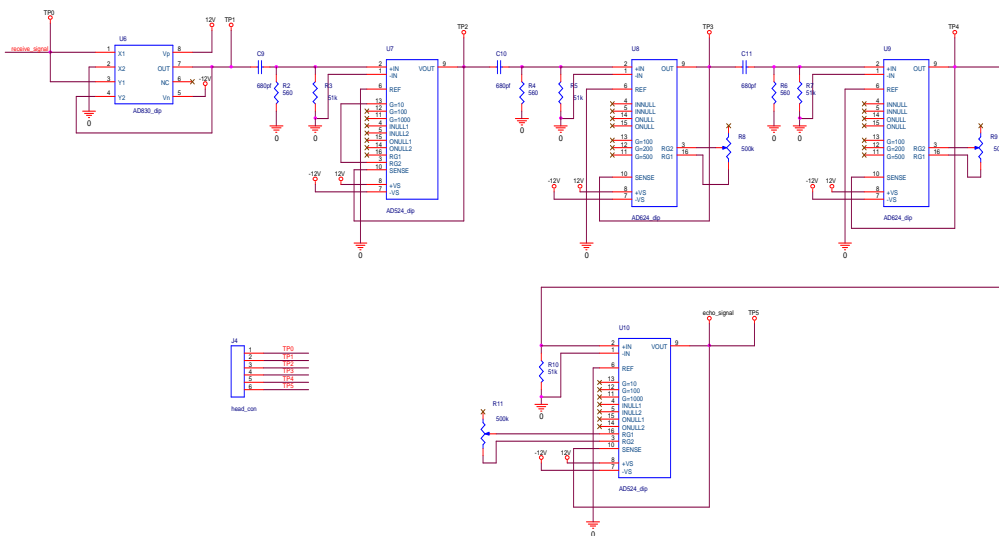


그림 5-8. 초음파 담적 진단기의 증폭부 회로도

### 5.1.4 시간에 따른 전압 보상기(Time Gain Compensator : TGC)설계

복부내의 장기에서 발생하는 담적을 진단하기 위해 초음파 신호를 복부에 인가하면, 매질이 다른 여러 층을 거쳐 담적 부위에 까지 전달되고 이에 반사된다. 이렇게 반사된 신호는 다시 각 매질차에 의해 감쇠되어 돌아온 초음파를 전기적 신호로 변환하면 매우 낮은 전압의 신호가 된다. 이 신호를 신호처리를 통해 정보를 얻기 적당한 신호로 만들어 주어야 한다. 초음파의 신호처리 방법에는 진행거리에 따른 초음파의 감쇠를 보상하기 위한 TGC, 어레이(array) 진동자(변환기)를 사용하여 수신신호를 받았을

때, 수신시에 각 채널로 입력되는 신호들의 시간지연을 조절하여 집속 (focusing)하기 위한 수신 빔포밍(receive beamforming)방법 등이 있다.

본 논문에서 설계한 초음파 담적 진단기는 1개의 초음파 진동자를 사용 하였으며 수신 신호를 오실로스코프를 통해 분석하였기 때문에 TGC만을 설계하였다.

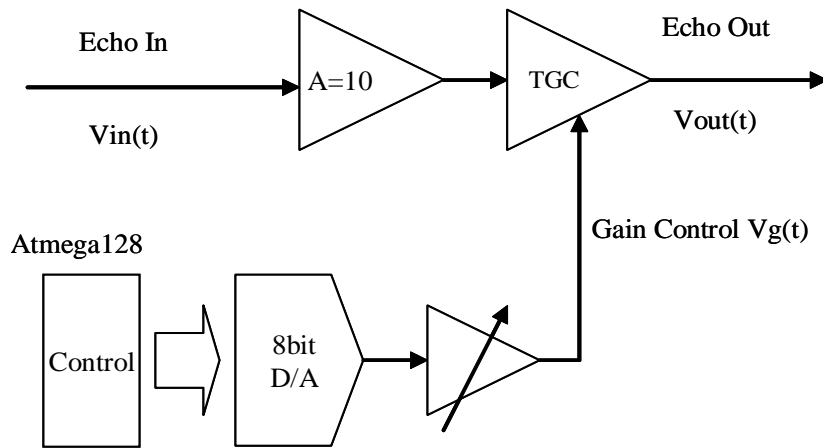


그림 5-9. 신호감쇠 보상을 위한 TGC (Time Gain Compensator) 블록도

그림 5-9는 시간에 따른 가변 이득 보상기의 블록도이다. 마이크로 컨트롤러 Atmega128에서는 제 4장에서 모형을 이용한 감쇠 보상 기울기 결정 실험으로 결정한 감쇠 보상 기울기값에 따라 감쇠 보상값을 0~255개 8bit 값으로 디지털 아날로그 변환기(digital to analog converter)DAC0800에 입력된다. DAC0800의 아날로그 출력이 가변이득 증폭기 AD603의 GPOS(gain control input) 단자로 입력되고, 초음파 진동자에서 수신된 반사파 신호를 초단 증폭한 후 VINP(amplifier input)단자로 보상값과 동시에 입력해서 감쇠를 보상하여 VOUT(amplifier output)출력 단자로 출력한



다. 이때 사용한 가변이득 증폭기 AD603는 저잡음의 특성을 가지고 단위 이득 일때 90MHz의 대역이득(gain bandwidth)을 가진다. 또한 이득이 최소 -1dB에서 +41dB로 가변이득 증폭이 가능하며, 최대이득 증폭 일 때, 30MHz의 대역폭을 가진다.

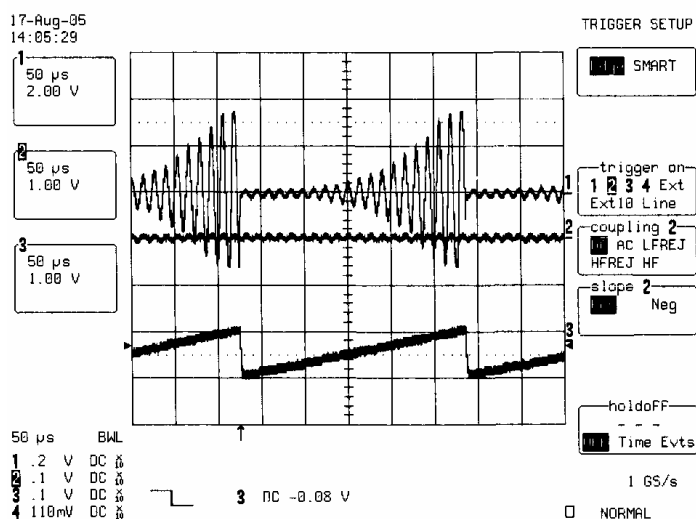


그림 5-10. TGC의 성능 평가를 위한 임의신호 sin wave 입력시 TGC 최종 출력

설계된 TGC의 성능을 보이기 위해 그림 5-10은 TGC에 사인파를 1KHz, 200mV로 AD603의 GPOS단자에 입력하고 DAC의 출력으로 가변이득 증폭비를 조정 했을 때의 실험값이다. CH3는 TGC 감쇠 보상값의 기울기를 임의로 설정하고 CH2는 1KHz, 200mV의 입력 사인파이며, CH1는 CH2의 사인파 입력시 TGC의 감쇠보상 후 최종 출력값이다. 이렇게 설계된 TGC는 제 4장의 모형을 이용한 실험에 의해 정상인 조직에서의 반사 신호 전압값이 동일하게 출력되게 하는 보상값의 기울기를 적용하여 진동자로 수신된 초음파 응답 신호를 증폭하고 출력하게 된다.



확장이 가능하며, Timer/Counter0,2 8bit, Timer/Count 1,3 16bit을 가지고 있다. 제작에 편의를 위해 TQFP 패키지(package)를 사용 하였다. 프로그램 개발은 프로그램 다운로드 장비인 ISP(in system programmable)과 JTAG를 사용하였고, IAR 컴파일러를 사용하였다.

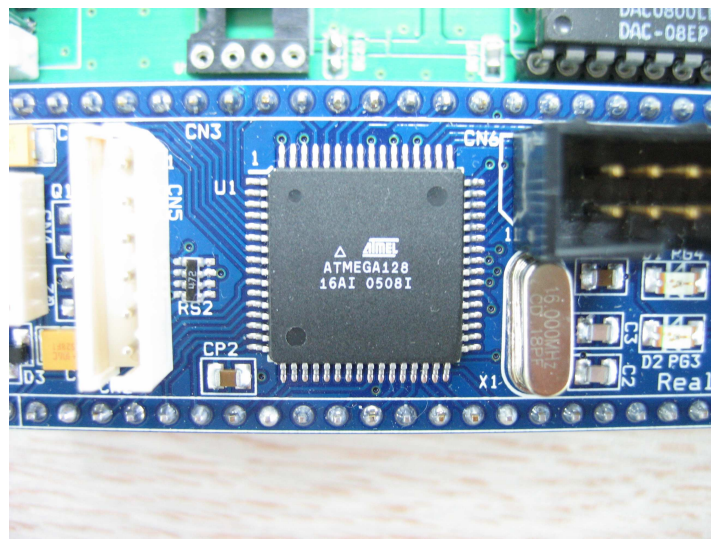


그림 5-12. 제어부

#### 5.1.6 초음파 담적 진단기

설계된 초음파 담적 진단기는 통신단자인 D-SUB 9핀 연결부를 이용해 전원을 공급하고, RS232 통신으로 TGC 이득값의 수정이 가능하게 하였고, 수신단의 증폭기에 각 단계마다 신호를 검사할 수 있는 테스트 포인트를 두어 디버깅에 용이 하게 하였다. 설계된 진단기로 검사자가 검사 시, 초음파 진동자 몸통에 피부가 직접 접촉되어 발생할 수 있는 임피던스 정합 문제를 해결하기 위해 초음파 센서 몸통에 테이핑 처리를 하였다. 설계된 진

단기의 PCB 아래와 윗부분에 이물질이나, 전기적 단락에서 장비를 보호하기 위해 투명 아크릴 커버를 제작하여 가장자리의 고정 홀로 고정하였다. 그림 5-13은 설계된 담적 진단기를 나타내고 있다.

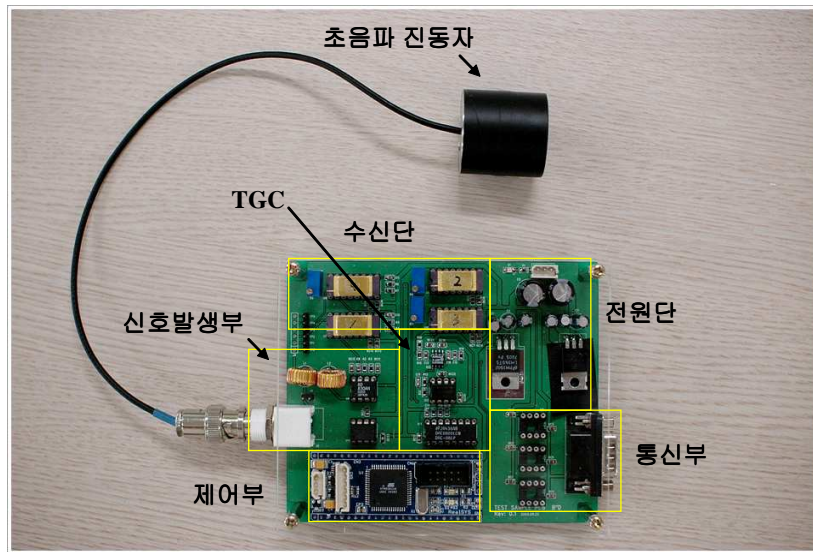


그림 5-13. PCB로 제작된 담적 진단기의 전체 시스템

## 5.2. 담적 진단기의 S/W 설계

담적 진단기를 구동하기 위해 사용한 S/W는 TGC의 보상값을 출력하는 루틴과 초음파 진동자에 50ms로 초음파 발생하는 루틴, TGC 보상값 수정을 위한 RS232통신 루틴, 이렇게 세부분으로 나누어져 있다. 타이머/카운터설정 및 각종 초기화를 하고 구형과 출력 신호를 검사하여 구형과가 출력된 순간부터 TGC 이득값을 출력하는 메인루틴과 50ms마다 타이머/카운트1에서 구형과를 PWM으로 출력하는 인터럽트 서비스 루틴, 감쇠 보상 기울기 수정과 프로그램 디버깅을 편리하게 하기위해 60ms로 RS232 통신의 RXD 레지스터를 감시하여 입력되는 기울기 설정 값을 메인 루틴에 반영하는 타이머/카운트0 인터럽트 서비스 루틴으로 이루어져 있다.

TGC의 보상값을 출력하는 방법은 구형과 출력 시점부터 동기해서 수신 응답 파형과 동시에 TGC로 이득 보상값을 출력 시켜준다.

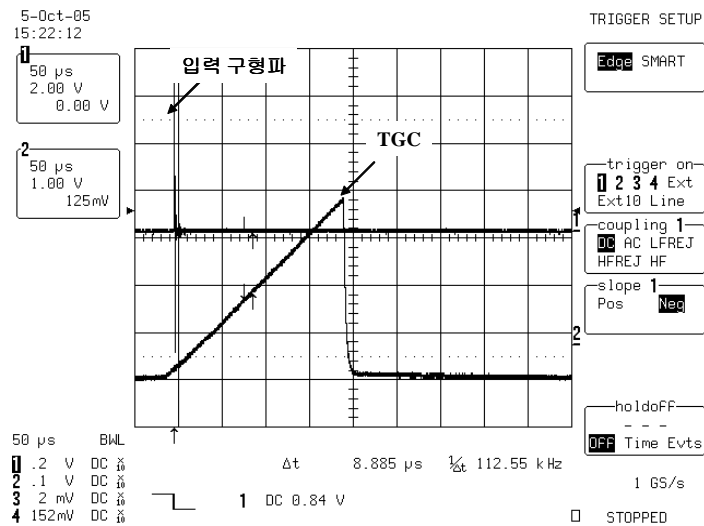


그림 5-14. 반사파 신호 감쇠 보상을 위한 아날로그  
입력 신호

이를 위해 16bit 타이머/카운터1를 50ms로 구형파를 출력하여 초음파를 발생시키고, 메인 루틴에서 구형파와 동기해서 TGC의 이득값에 해당하는 디지털 값을 DAC0800로 출력되게 설계하였다. 임의의 구형파 출력에 동기하여 임의의 기울기 값으로 TGC의 이득값을 출력하는 파형을 그림 5-14에 나타냈다. 이러한 동작을 위한 프로그램 순서도는 초음파 진동 신호 발생을 위한 타이머/카운터1의 인터럽트 서비스 루틴과 RS232 RXD 버퍼를 감시하는 타이머 카운터0, 구형파 출력 시점에 동기해서 DA0800의 입력 값을 출력하는 메인 루틴으로 구성되어 있다. 그림 5-15에서 프로그램 순서도를 나타내었다.

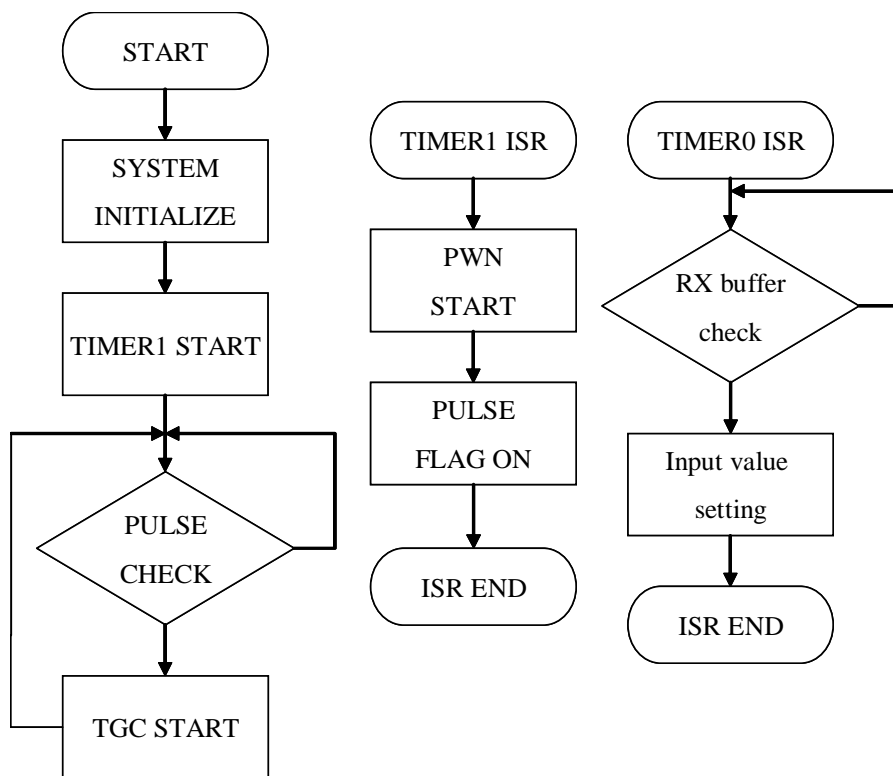


그림 5-15. 초음파 담적 진단을 위한 프로그램 순서도

## 제 6 장. 임상실험 및 결과고찰

### 6.1. 대상자 선정

초음파 응답 특성을 이용한 담적 진단기의 신뢰성 검증을 위한 임상 실험을 실시하였다. 임상실험 대상자는 정상인 10명과 담적환자 10명을 대상으로 실시하였다. 선정기준은 정상인의 경우 최근 5년 이내에 위장질환 및 복부 수술 경험이 없는 평균 연령 27세인 20~30대의 남녀로 선정 하였다. 부천시 소재 하나한방병원에서 전문의에 의해 복부 타진과 촉진을 통해 담적환자로 진단을 받고, 입원한 환자 10명을 대상으로 하였다. 연령 범위는 23~50세 이며 평균 연령 45세 성별 모두 여성이며, 이 중 40대의 연령층이 8명으로 가장 많고, 9명이 기혼자이며, 전업주부로 조사 되었다.

### 6.2. 측정장비 및 실험방법

#### 6.2.1 측정 장비

설계된 초음파 진단장비 이용하여 정상인 10명과 담적환자로 진단된 환자 10명을 대상으로 검사한 결과파형을 LeCroy 4채널 1GHz의 오실로스코프를 사용하여 각 채널당 100MS/s로 측정하였다. 이렇게 측정된 신호를 CRT모니터를 이용하여 관찰하였으며, 이를 2진 데이터 값으로 저장하여 PC에서 분석하였다. 또한 측정신호를 오실로스코프의 RS232 통신을 이용해 PC로 전송하여 신호를 측정 및 저장하였다. 이때 출력 파형은 수신신호의 최종 출력파형뿐만 아니라 조직으로 전달된 초음파 신호와 TGC에서 보상을 위해 사용한 시간에 따라 증가하는 이득값과 수신단에서 증폭되기

진 수신신호를 함께 수집하여 비교 할 수 있도록 하였다. 그림 6-1은 병원에서 입원 환자를 대상으로 측정 할 때 사용하였던 장비와 설계된 초음파 진단기를 보여주고 있다.



그림 6-1. 실험 장비 및 초음파 담적 진단기

### 6.2.2 실험 방법

선정된 실험 대상자는 병원용 침대에 누운 상태에서 전문의의 진단을 받고, 담적환자로 진단되어 복부의 담적 부위로 진단된 부분을 표시 하였다. 정상인의 경우는 담적 환자와의 데이터를 비교하기 위해서 담적이 가장 많이 진단되는 부위인 위와 대장 부위를 집중적으로 측정 하였다. 담적 환자로 진단 받고 표시된 부위에서 일시적으로 호흡을 멈춘 후, 담적 진단기를 이용하여 각각 세 차례 측정하여 최종 출력파형을 저장 및 기록하였다. 정상인의 경우 선정된 부위에서 같은 방법으로 세 차례 측정하였으며 출력파형을 저장하였다. 이때 검사자는 진동자를 손으로 직접 다룰 때 발생하는



임피던스 정합문제를 고려하여 수술용 고무장갑을 착용하여 검사자의 피부가 직접 진동자와 접촉 되는 것을 방지하였으며, 측정 시 초음파가 공기중으로 산란되는 것을 방지하기 위해 초음파 진단용 젤을 충분히 발라 산란을 최소화 하였다. 심장 박동에 따라 몸통 전체의 움직임에 의해 발생하는 신호를 제거하기 위해 측정 순간 환자로 하여금 일시적으로 호흡을 멈추게 하여 가장 안정적인 파형이 측정되는 시점을 검사자가 인지하고 그때의 출력을 측정 하였다. 그림 6-2는 담적 환자를 대상으로 측정 데이터를 수집하는 장면은 보여 주고 있다.



그림 6-2. 담적 환자를 대상으로한 임상실험 장면

### 6.3. 결과 및 고찰

초음파가 인체 내로 전달되어 진행해 나가면서 조직간의 임피던스 차이에 따라 반사신호가 순차적으로 수신되게 된다. 이렇게 수신된 신호는 인체 내를 지나면서 감쇠되어 매우 작은 전압의 신호로 나타난다. 이러한 신호감쇠를 보상하기 위해 TGC를 설계하였으며, 실험을 통해 보상값을 결정하였고, 제어기를 추가하여 담적 측정시스템을 개발하였다. 개발된 담적 진단기를 이용하여 정상인과 환자의 담적 부위에서의 수신신호를 비교하여 설계된 장비의 유효성을 검증하려 하였다.

위장 질환과 외과적 수술 병력이 없고, 전문의에 의해 정상이라고 진단된 정상인 10명과 전문의가 진단하여 담적 환자로 진단된 담적 환자 10명을 대상으로 설계한 담적 진단기를 이용하여 반사 신호를 수집하였다. 그림 6-3과 6-4는 설계된 초음파 진단기로 정상인 2명(N1, N2)을 대상으로 측정된 반사신호를 오실로스코프를 이용해 측정한 파형이다. 수신파형에서 첨두치 전압이 나타난 오실로스코프 화면상의 시간은 서로 차이가 있으나 유사한 패턴으로 수신파형이 나타났다. 이 응답시간은 피부에서부터 반사체까지의 거리를 의미하며 그 차이는 인체 내의 반사체의 위치가 다를 수 있다. 이것은 복부 지방 및 근육 등의 개인적인 차이를 의미한다고 할 수 있고, 표 6-1은 정상인을 대상으로 한 실험에서 얻은 응답신호의 첨두치의 평균 및 최고값과 편차, 상대적 크기를 보이고 있다. 그림 6-5는 표 6-1에서 정상인의 첨두치의 평균과 최고값의 상대적 크기를 히스토그램으로 나타내었으며 응답신호는 편차 1미만이며 상대적 크기가 평균 25.5%로 나타났다. 이는 정상인의 조직 내의 반사계수가 유사하여 반사신호가 일정하게 감쇠하고, 이 감쇠를 보상 하였을 때 일정하게 수신신호가 나타남을 보이고 있다. 담적 환자의 경우는 조직내 담적 부위에서 정상인에 비해 반사 계수가 크기 때문에 수신신호가 크게 나타나는 것과 대조적이다.

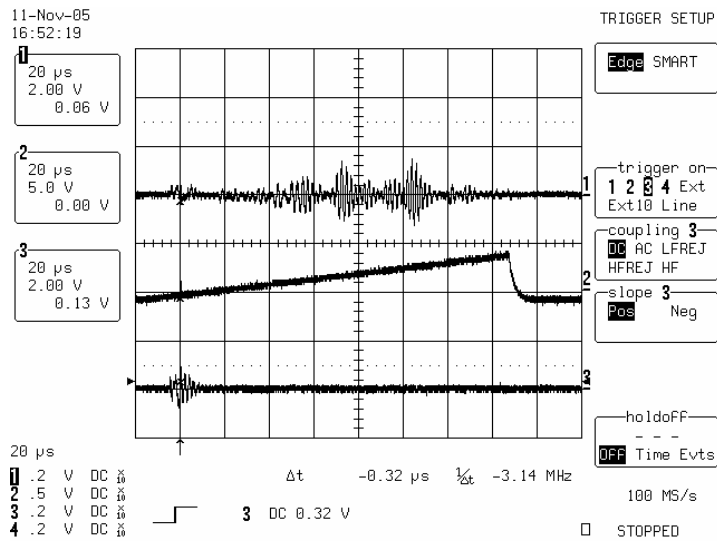


그림 6-3. 정상인(N1)을 대상으로 측정된 반사신호 수신파형 : CH1 TGC 보상 후 반사신호, CH2 TGC보상값, CH3 입력신호

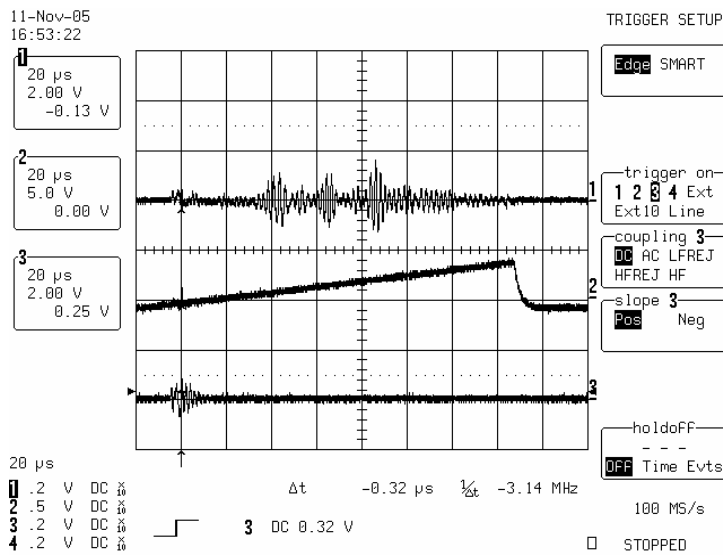


그림 6-4. 정상인(N2)을 대상으로 측정된 반사신호 수신파형

표 6-1. 정상인의 응답신호 평균 및 최고값과 상대적 크기

측정 대상	첨두치의 평균값(V)	첨두치의 최고값(V)	편차 (최고값 -평균값)	상대적 크기(%) ( $100\% - \frac{\text{평균값}}{\text{최고값}} \times 100\%$ )
N1	1.16	1.6	0.44	28
N2	0.89	1.7	0.80	48
N3	1.08	1.4	0.32	23
N4	1.15	1.3	0.13	12
N5	1.53	1.8	0.27	15
N6	1.57	2.4	0.83	35
N7	1.56	2.6	1.04	40
N8	1.10	1.2	0.10	9
N9	1.52	2.0	0.48	24
N10	1.10	1.4	0.30	21

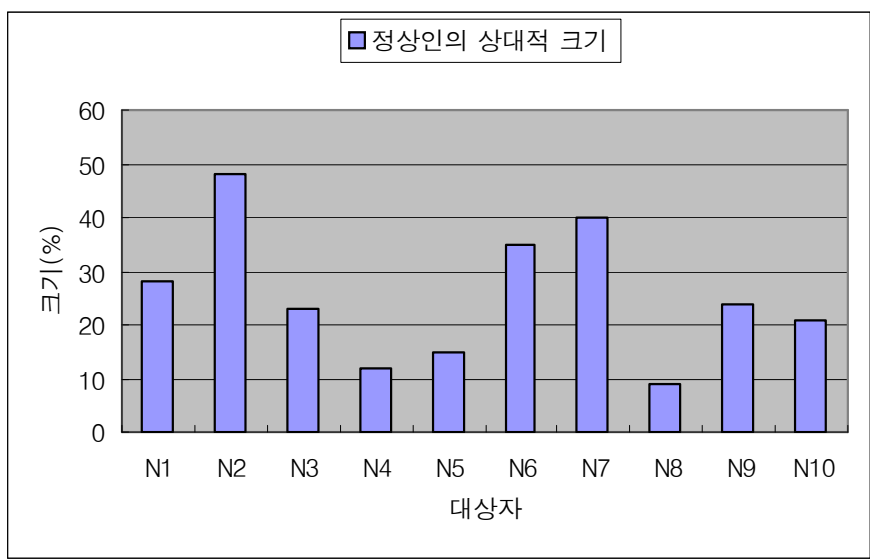


그림 6-5. 정상인의 응답신호 평균값과 최고값의 상대적 크기

그림 6-6은 담적 환자(P2)의 복부 정상부위에서 측정한 응답신호의 파형이다. 침두치의 평균은 1.53V이며, 최고값은 1.8V였고, 이에 대한 상대적 크기는 15%로 나타났다. 이는 환자의 정상부위는 정상인의 응답 신호와 유사한 상대적 크기를 보이며 정상 조직의 반사 계수를 가짐을 의미한다. 그림 6-7과 6-8은 두 명의 환자 P1과 P2의 복부의 담적 부위에서 수집한 출력 파형이다. 초음파의 조직 내에서의 속도를 고려해 볼 때, 피부에서 약 4cm 깊이의 지점에서 신호파형 및 침두치가 집중적으로 중첩해서 나타났으며 그 부분에서 최고값이 나타나고 있다. 침두치의 최고값을 B라고하고, 그 전 침두치를 A라고 할 때, 특히 그림 6-8의 경우 두 침두치 A와 B는 상대적 크기가 73%로 현저히 높게 나타났다. 이것을 초음파가 A부분의 매질차 보다 B부분의 매질차가 커 반사 계수를 가진다. 이는 담적 부위 수신 신호가 주변 신호보다 크게 나타남을 알 수 있어서 담적 유무 및 경화도를 확인 할 수 있음을 의미한다.

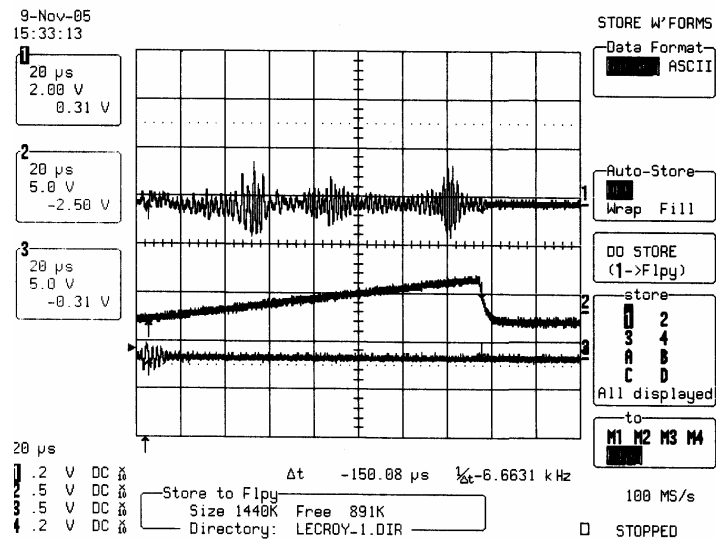


그림 6-6. 담적 환자(P1)의 정상 부위 초음파 응답신호

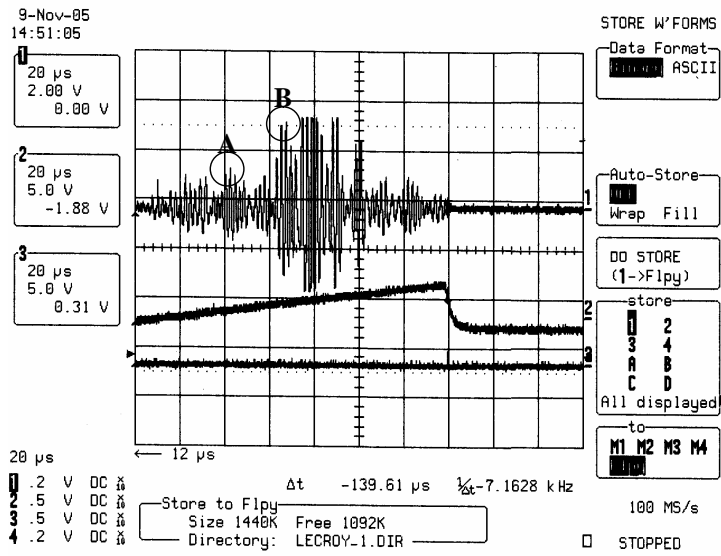


그림 6-7. 담적 환자(P1)의 응답신호 파형

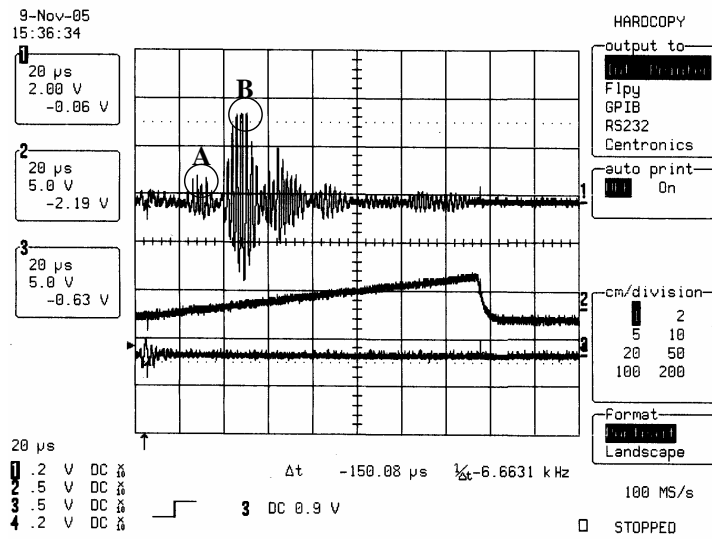


그림 6-8. 담적 환자(P1)의 응답신호 파형.

표 6-2는 환자의 담적 부위를 중점적으로 측정하여 수집한 파형을 침두치 전압값의 평균과 그 평균과 최고 침두치와의 편차 그리고 상대적 크기를 나타내고 있다. 각각의 담적 부위에서 침두치의 상대적 크기는 평균 45%로 나타났다. 그림 6-9는 환자의 담적 부위에서 수집한 수신 신호의 상대적 크기를 나타내고 있다.

표 6-2 환자의 담적 부위의 응답신호 평균 및  
최고값, 편차, 상대적 크기(%)

측정 대상	침두치의 평균값(V)	침두치의 최고값(V)	편차 (최고값 -평균값)	상대적 크기(%) ( $100\% - \frac{\text{평균값}}{\text{최고값}} \times 100\%$ )
P1	1.80	3.8	2.00	53
P2	2.00	3.9	1.90	49
P3	1.80	3.6	1.80	50
P4	2.55	4.0	1.45	36
P5	2.30	3.7	1.40	38
P6	1.30	3.8	2.50	66
P7	1.95	3.7	1.75	48
P8	2.70	3.9	1.20	31
P9	2.40	3.6	1.20	34
P10	1.90	3.4	1.70	45

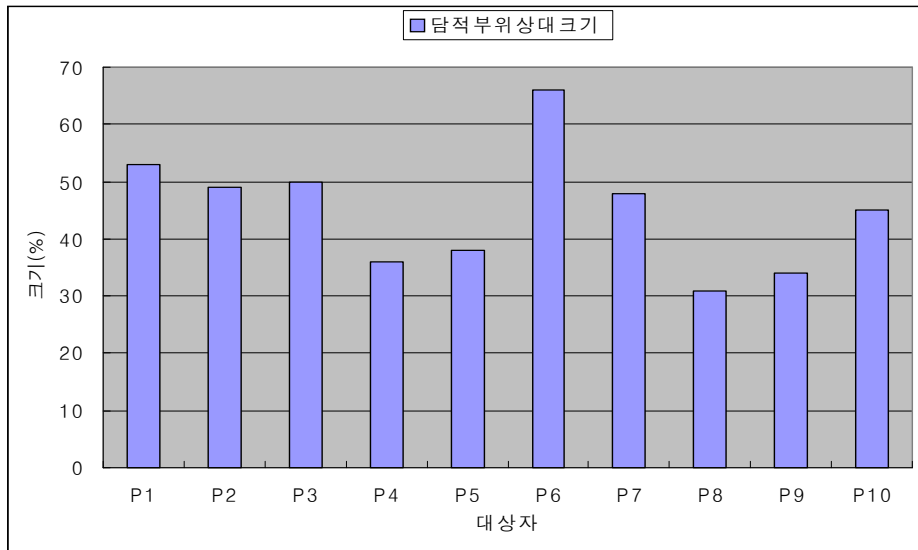


그림 6-9. 담적 부위에서의 상대적 크기

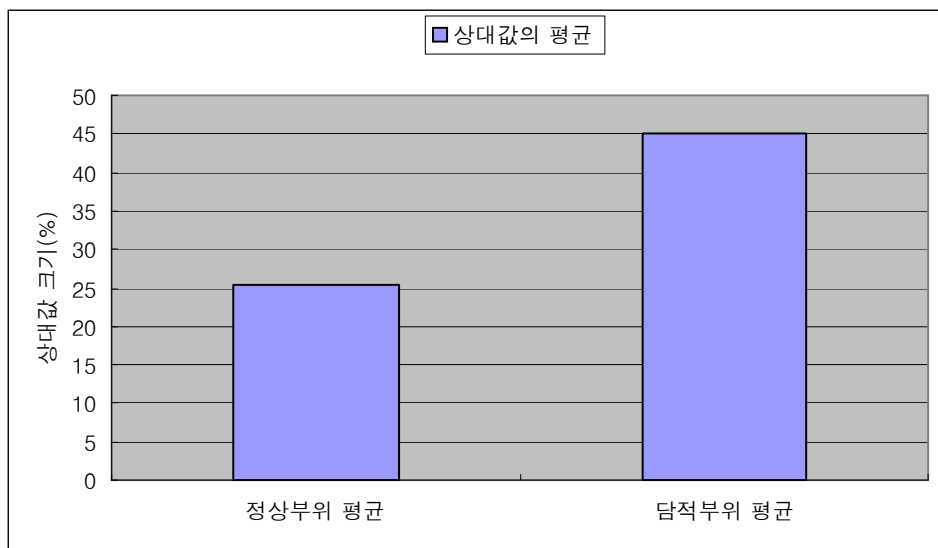


그림 6-10. 담적 환자들의 정상부위와 담적부위의 상대적차의 비교



표 6-3. 환자의 담적 부위에서의 응답 신호 A와 B  
편차, 상대적 크기(%)

측정 대상	이전 값(A)	첨두치의 최고값(B)	편차 (B-A)	상대적 크기(%) ( $100\% - \frac{\text{이전값}}{\text{최고값}} \times 100\%$ )
P1	1.40	3.8	2.40	64
P2	1.20	3.9	2.70	70
P3	1.00	3.6	2.60	73
P4	1.40	4.0	2.60	65
P5	1.30	3.7	2.40	65
P6	0.90	3.8	2.90	77
P7	1.00	3.7	2.70	73
P8	1.10	3.9	2.80	72
P9	1.00	3.6	2.60	73
P10	1.30	3.4	2.10	62

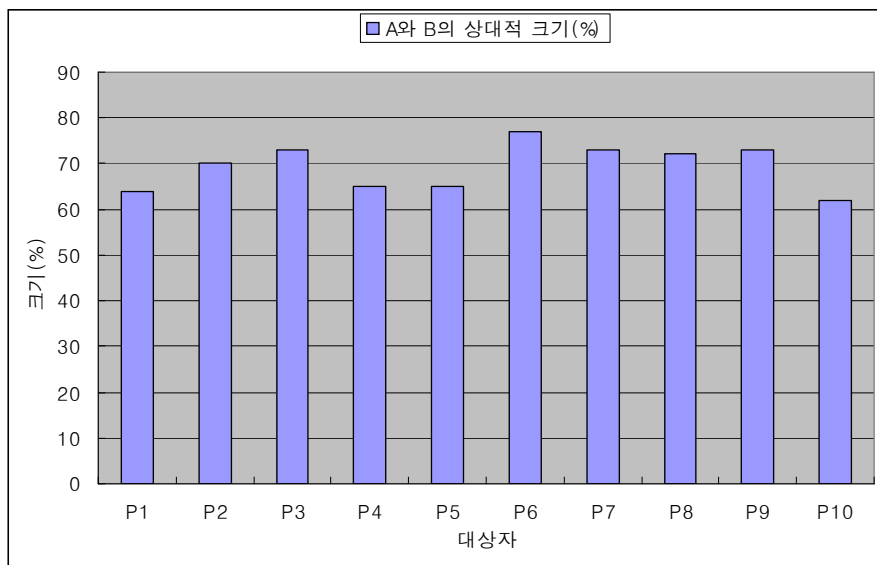


그림 6-11. 최고값(B)과 그 이전값(A)의 상대값 크기

그림 6-10에서 정상인과 첩두치의 상대적 크기의 평균과 환자의 담적 부위에서 수집한 상대적 크기의 평균을 비교하여 나타내고 있다. 정상인의 상대적 평균보다 담적 부위에서의 상대적 평균이 크게 나타나고 있음을 알 수 있다. 또한 표 6-3은 첩두치의 최고값이 나타나는 부분(A, B)의 편차와 상대적 크기를 나타내고 있으며 평균 69%의 크게 나타나서 주변의 조직보다 임피던스의 차가 큼을 알 수 있다. 그림 6-11은 환자의 담적 부위에서의 A,B의 상대적 크기를 히스토그램으로 나타내고 있다. 이것은 정상인보다 환자의 담적 부위에서 조직간의 임피던스차이가 크고 식 (3.21)에 따라 반사계수가 커지므로 수신된 반사신호가 크게 나타나고 있음을 알 수 있다. 수신신호가 나타나는 시간에 따른 거리를 볼 때 해부학 적인 복부 피부에서 위장벽과 각 장기의 벽임을 알 수 있다. 초음파 진단을 위해 생체 조직의 초음파 응답신호에 따른 정량화(TC)를 위한 해부학적 고찰이 필요하다.

따라서 담적 원인설에 따라 담적의 위치를 복부의 피부에서 위(胃)를 잇는 종단면 상에서 복부 근육층과 장기(위) 사이에 존재한다고 간주하면, 실험 결과에 의해 고려 될수 있는 담적의 부위가 담적 원인설과 일치함을 알 수 있었다. 또한 임상실험을 통하여 설계된 담적 진단기의 신뢰성을 확인 하였고 초음파 응답 특성 분석 방법에 의해 담적을 진단 할 수 있음을 검증 하였다.

## 제 7 장. 결 론

현대인들의 불규칙한 식습관과 과도한 스트레스는 만성위장장애의 주원인으로 알려져 있으나 현대 의학에서는 만성위장 질환 및 배변 장애의 원인과 치료가 미흡한 실정이다. 또한 그 경화도를 정확하게 진단해 내지 못하고 있다. 이를 한의학에서 담적(痰積)이라고 명명하고 진단하여 치료하고 있다. 그러나 한의학적 진단방법은 비객관적이고, 정량화 되어 있지 않다.

이에 본 논문에서는 초음파 진동자를 이용하여 담적 진단의 객관화를 위한 초음파 응답 특성을 이용한 담적 진단기를 설계하였다. 설계된 초음파 담적 진단기는 펄스-에코 법으로 조직 내에서 반사되어 돌아오는 반사 신호를 증폭하고, 깊이에 따른 감쇠 보상을 위해 TGC를 사용하였으며 모형 실험을 통해 감쇠 보상을 위한 이득값을 결정하였다. 이렇게 설계된 초음파 담적 진단장비를 사용하여 담적환자 10명과 정상인 10명을 대상으로 실험하였다. 전문의가 담적 부위를 지목하고 가장 담적의 경화도가 심한 부위를 진단하여 그 부위에서 정상인과 담적환자를 비교 하였다. 정상 부위와 환자의 담적 부위에서 반사되어 돌아온 반사신호를 분석한 결과, 정상인 10명과 환자의 담적부위에서 침두치의 상대적 크기의 평균이 각각 25%, 45%로 나타났고, 또한 담적 부위의 최대 침두치 부분에서 상대적 크기가 69%로 크게 나타났다. 이는 정상 부위보다 담적 부위에서 주변의 매질밀도 보다 단단한 매질이 존재하여 반사신호가 크게 나타남을 의미한다. 즉 담적 부위와 정상 부위의 상대값의 평균이 크게 나타남으로 담적 부위가 정상 부위보다 단단함을 알 수 있다.

따라서 담적 진단에 있어서 설계된 초음파 담적 진단기의 유효성을 확인하였고, 담적 진단에 있어서 초음파 진동자를 이용한 새로운 방법을 제시하였으며, 그 가능성을 검증하였다.

## 참고 문헌

- [1] 서정길, “적취의 병리에 관한 문헌적 고찰”, 대한한의학회지, 제15권, pp.42-45, 1978.
- [2] 김규동 저, 동의내과학, 여강출판사. pp.96-100, 1992.
- [3] 정애숙, 최서형, “담적(淡績)제거를 통한 만성위염, 두통, 어지럼증 등의 한방치료 효과” 보고서, 하나한방병원 하나동서의학연구소 발간, 2004.
- [4] 조준식, “상복부 질환의 초음파 진단”, J Korean Acad Fam Med Vol. 19, No. 5, May, 1998.
- [5] S. Omata, H. Asano, S. Ozaki, “A new type tactile sensor for detecting the hardness of objects like the human hand”, Tissue Engineering bed-Vol.14, 1989.
- [6] Sadao Omata, Yoshinobu Murayama, Christos E. Constantinou “Real time robotic tactile sensor system for the determination of the physical properties of biomaterials”, Sensors and Actuators Vol.A, No.112, pp.278-285, 2004.
- [7] S. Omata, “Frequency deviation detecting circuit and measuring apparatus using the frequency deviation detecting circuit”, United States Patent No. 5,766,137 1998.
- [8] O. A. Lindahl, S. Omata, K. A. Angquist, “A tactile sensor for detection of physical properties of human skin in vivo”, Journal of Medical Engineering & Technology, Vol. 22, Number 4, pp147-153, 1998.
- [9] Kagami miyaji, Seiryō sugiura, Sadao omata, “yocardial tactile

stiffness: A variable of regional myocardial function", JACC, Vol. 31, No. 5, pp.1165-73, 1998.

[10] 이충희, "초음파영상진단 기술 동향", 한국과학기술정보연구원, 2003.

[11] 이민화, "초음파 영상 진단장치", 전기학회지, 38권, 8호, 1989.

[12] 최중수, "초음파 영상 진단의 원리 및 응용", 전기학회지, 제34권, 제9호, 1985.

[10] 정인혁, "사람해부학", 아카데미 서적 pp.450-484, 2000.

[11] Petko D Dinev, William E Glenn, "Digitally controlled time-gain compensation for ultrasonic scanners.", Meas. Sci. Technol. 8, 1997.

## ABSTRACT

### Designing for Damjeok (痰積) diagnosis system by ultrasonic response property analysis.

Lee, Qyoun Jung  
Dept. of Biomedical Eng  
The Graduate School  
Yonsei University

In the modern industrialized society, many peoples have irregular eating habits and lots of psychological stress, so there are increasing number of people who are suffering from Chronic gastro-intestinal disease or defecation disorder.

They usually feel chest heaviness, indigestion, bloating, bowel discomfort, fatigue and even headache. By modern medical diagnostic techniques like Endoscopy or Computerized Tomography, we can easily make a diagnosis of stomach lesions and surrounding structures.

However, it is also common that even diagnostic results were like superficial gastritis or non-specific findings, lots of patients would suffer from their unresolved symptoms. And finally they would be classified into functional gastro-intestinal disease, irritable bowel syndrome or neurotic disease.

In the point of view of Oriental medicine, they could be called

'Damjeok' which means inflamed accumulation, literally. For the diagnosis of Damjeok, Palpation and Percussion has been ordinarily used. These Doctor-dependent methods are short of objectivity, so we developed this Damjeok diagnostic system with using of ultrasonic vibrator. Amplitudes of reflective signal which return from abdominal inside were analyzed by pulse-echo method and TGC(time gain compensator) were used to compensation of signal attenuation. Gain values of attenuation compensation were determined through a model experiment in which ultrasonic stimulation patterns were extracted.

As for the result of 10 normal control and 10 damjeok patients who participated in the model experiment, relative peak value of 10 control group took an average 25% and damjeok group was 69%. Variance between maximum and average of peak value also showed higher at Damjeok patients than normal control.

Analysed the pattern of ultrasonic response signal, maximum peak value appeared at 4 cm deep toward stomach. Higher amplitudes of reflection signal at Damjeok group means that Damjeok has greater reflection coefficient because of higher density tissues compared to normal surrounding tissues.

According to the result of this ultrasonic system, Damjeok area revealed average 20% higher value of reflection signal value compared to normal. It means that Damjeok is harder than normal tissue. Reliability and effectiveness of new Damjeok diagnostic system by ultrasonic vibrator was affirmed through this clinical demonstration.