

碩士學位論文

Polymor based adherent differential
output sensor를
이용한 전자 청진 시스템 설계



濟州大學校 大學院
JEJU NATIONAL UNIVERSITY LIBRARY

電氣電子工學科

韓 喆 圭

110.503

2000 年 12 月

Polymer based adherent differential
output sensor를
이용한 전자 청진 시스템 설계

指導教授 高 誠 澤

韓 喆 圭

 제주대학교 중앙도서관
JEJU NATIONAL UNIVERSITY LIBRARY
이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함.

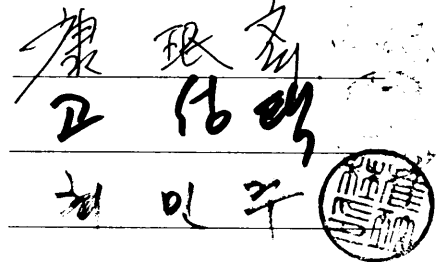
2000年 12月

韓喆圭의 工學 碩士學位 論文을 認准함.

審査委員長

委 員

委 員


康 張 奎
고 김 액
최 미 주

濟州大學校 大學院

2000年 12月

**An Electronic Auscultation System Design
using a Polymer Based Adherent Differential
Output Sensor**

 **Cheol-Kyu Han**
(Supervised by professor Sung-Teak Ko)

A thesis submitted in partial fulfillment of the
requirement for the degree of master of engineering

2000. 12.

Department of electrical and electronic engineering
GRADUATE SCHOOL
CHEJU NATIONAL UNIVERSITY

목 차

SUMMARY	1
I. 서론	3
II. 이론	6
1. 심장과 심음도	6
1) 심장의 구조와 동작	6
2) 심음과 심음도	7
2. PADS	10
3. 전자 청진 시스템	12
4. 전치증폭기	13
5. 필터	16
6. 마이크로컨트롤러	18
7. 그 밖의 회로	21
1) 고이득 증폭기	21
2) 전원 회로	21
3) 버퍼 회로	22
4) 전력 증폭기	23
III 실험결과 및 고찰	24
1. 전치 증폭기에서의 출력	24

2. 필터 회로에서의 출력	26
3. 전자 청진 시스템의 시뮬레이션 결과와 측정 결과 비교	28
4. 전자 청진 시스템의 PCB	29
5. 윈도우 프로그램에서의 출력	30
IV. 결론	31
참고문헌	32



SUMMARY

Heart sound contains rich information regarding the dynamics of the heart. Auscultation of the heart would therefore be an important aspect of patient examination and can be used for physicians to detect the abnormalities of the heart and the track progression of cardiac defects. However, auscultation using a conventional stethoscope requires special skill and long experience of doctors and this may prevent the auscultation from becoming a reliable routine diagnostic procedure for many physicians. Phonocardiogram(PCG) may be a solution to this problem, but heart sounds captured using a conventional stethoscope are not often loud or clear enough for doctors to precisely classify their characteristics, especially, under the noisy environments of the hospital.

A simple auscultation device that removed shortcomings of the conventional stethoscope was constructed in the study. The device employed a polymer based adherent differential output sensor which was on contact with skin through a coupling medium and appropriated electronic circuits for signal amplification and conditioning and the sensor rejects airborne room noise and discriminates against such noise after it enters the body. The device employed a instrumentation amplifier as preamplifier which have high CMRR and input impedance and an ordinary headphone was taken to hear the captured heart sounds and the volume can be adjusted to hear well. The microcontroller with A/D converter is used for communicating with a PC and converting a signal into binary data. It is possible that the device sends the captured heart sound signals to a PC where the signals are further processed and visualized. An asynchronous serial communication interface is used for communicating with a PC. In this study a window program was developed to

display the PCG data received from a auscultation device.

A simple auscultation system using the PADS was constructed which enables us to hear heart sounds less noisy and loud enough. It is expected that the constructed device will be a useful tool for doctors to have better auscultation.



I. 서론

심음(心音)은 심장의 기능적 측면에서 여러 가지 정보를 포함하고 있다. 그래서 청진은 환자의 진단에서 중요한 의미를 가지며 의사들이 심장의 이상을 발견하고 심장병의 진행상황을 관찰하는데 유용하다(Padmanabhan 등, 1994).

청진기에 대한 연구는 오래 전부터 이루어져 왔는데 청진기를 이용한 청진에서의 여러 문제점들이 부각되었다. 청진기에서 음파의 전달과 청진기와 인간의 귀 사이의 음향학적인 상호작용에 대한 연구(Ertel 등, 1966a)에서 청진기와 인간의 귀 사이에 음향학적인 유사점이 발견되었다. 그러나 기계적인 청진기는 그 내부에서 음파의 1/4 파장에 해당하는 정재파(standing wave) 현상으로 인해 음파의 증폭이 이루어지며 여러 곳에서 공진 특성을 갖는 균일하지 않은 주파수 응답 특성을 갖고 있음이 밝혀졌다. 청진기의 음향학적 특성 중 음파의 전달과 여파(filtration) 양상을 추적한 연구(Ertel 등, 1966b)에서 청진기의 기하학적인 형태에 따라 들을 수 있는 소리가 제한됨이 밝혀졌다. 또 다른 문제로서 귀에 쫓는 부분이 느슨해지면, 흉곽벽과 귀 사이의 음향학적 연결 상태가 이러한 누출현상으로 청취자의 심음과 심잡음에 대한 인지능력을 감소시키게 된다. 소리를 말로서 표현하기 매우 어렵다는 점도 문제인데, 이미 이러한 심음이 말에 의한 표현이 매우 부적절하다는 것이 연구를 통해 알려져 있다(Rushmer, 1970).

일반적인 청진기를 사용함에 있어서 이러한 기술적 문제뿐만 아니라 일반적인 청진기를 사용한 청진은 의사의 특별한 기술과 오랜 경험이 필요함에 따라 객관적으로 신뢰할 수 있는 진단 방법으로 정착되는 것을 방해해 왔다. 무엇보다도 소리를 듣는 다는 것 그 자체가 지극히 주관적이기 때문이다. 이런 측면에서 심음을 눈으로 볼 수 있는 형태로 기록한 심음도(PCG:phonocardiogram)는 이런 문제의 해결점이 될 수 있을 것이다(Tavel 등, 1994). 이를 위해서는 전자 기술을 이용하여 심음을 디지털 신호와 같은 전기 신호로 변환하는 전자 청진기가 필수적으로 요구된다.

최근 들어 여러 가지 형태의 전자 청진기가 공학자들에 의해 제안되었다. 이러

한 장치들은 원하는 주파수 응답 특성을 선택할 수 있는데, 완전히 균일한 응답 특성에서부터 특정부분의 대역통과 특성, 또는 일반적인 기계식 청진기 특성에 이르기까지 다양하게 선택할 수 있도록 고안되어 있다. 또한 전자 청진기를 이용한 심음도 측정이 가능해짐에 따라서 이를 응용하여 청진의 객관성을 높이려는 다각적인 연구가 진행되고 있는데, 심음도를 이용한 심박수(heart rate) 모니터링 시스템에 대한 연구(Kovács 등, 2000)와 심음도를 이용한 심예비력(cardiac reserve) 검출에 대한 연구(Yihua 등, 1999)등이 그것이다. 그리고 심음도를 인위적으로 형성하여 청진을 돕기 위한 연구도 많이 이루어지고 있다(Tran 등, 1995), (Xuan 등, 1998).

또한 원격진료를 일반화하려는 국내외의 노력으로 전자 청진기를 비롯한 여러 측정 장비의 개발이 활발히 진행되고 있다. 해외의 경우 소형화된 전자청진기가 상품화되어 판매되고 있으며, 여기에 LCD 디스플레이 장치까지 갖춘 청진기도 출시되고 있다. 국내에서는 1999년 중순부터 원격진료 시범서비스가 시작되었으나 전자 청진기의 경우 그 개발은 해외에 비해 느려 올해에 한 기업에서 개발에 성공하여 출시를 앞두고 있다.

지금까지 상품화되거나 예정인 전자 청진기는 대부분 마이크로폰을 이용하여 심음을 추출하고 전기신호로 변환하는 방법을 택하고 있다. 마이크로폰은 소리에 대해 반응하고 출력을 발생함으로 외부 소음이 많은 곳에서 사용될 경우 심음도 신호에 영향을 줄 수 있다.

본 연구에서는 PADS(polymer based adherent differential output sensor)를 사용하여 전자 청진 시스템을 개발하였는데 전자 청진 시스템 개발을 위한 전자 회로의 특성과 분석을 주로 다루었으며 설계된 전자 청진 시스템에서의 출력을 비교하고 그 실용성을 검증하였다. 본 연구는 정확한 심음도를 얻기 위해 방음시설을 갖추거나 외부 소음이 없는 곳에서 측정해야 하는 기존 전자 청진기의 단점을 보완하여 병원과 같이 소음에 노출되어 있는 실제 환경에서도 심음도를 정확히 측정할 수 있는 시스템을 개발하기 위한 것이다. 이런 목적을 위해 사용된 PADS는 그 특성상 외부 음향에 의해 발생하는 신호를 제거함으로 외부 소음에 매우 강한 특징을 가지고 있다(Kassal 등, 1994). 또한 설계된 전자 청진 시스템

은 일반적인 청진기의 기능뿐만 아니라 심음도를 디지털 신호로 변환하여 컴퓨터로 전송할 수 있는 기능을 갖추고 있다. 이는 심음도를 데이터화 함으로 영구히 저장할 수 있을 뿐만 아니라 향후 여러 알고리즘을 통하여 심음도에서 유용한 정보를 추출할 수 있다는 장점을 가지고 있다.



II. 이론

1. 심장과 심음도

1) 심장의 구조와 동작

심장은 그림 1과 같은 구조를 가지고 있으며 순환시스템을 위한 4개의 방으로 구성된 펌프와 같은 기능을 수행하는 기관이다. 주 펌프기능은 심실(ventricle)에 의해 이루어지며 심방(atrium)은 심실이 펌프기능을 수행하는 동안만 일시적으로 혈액을 저장하는 역할을 한다.

심장은 두 개의 분리된 펌프 시스템으로 우측과 좌측으로 나눌 수 있다. 두 펌프들은 각각에 관련된 판막들과 함께 폐순환(pulmonary circulation)과 체순환(systemic circulation)으로 연결되어 있다. 좌심실(left atrium)은 대동맥판(aortic valve)을 통해 혈액을 대동맥으로 방출하며, 혈액은 대동맥, 소동맥, 모세혈관의

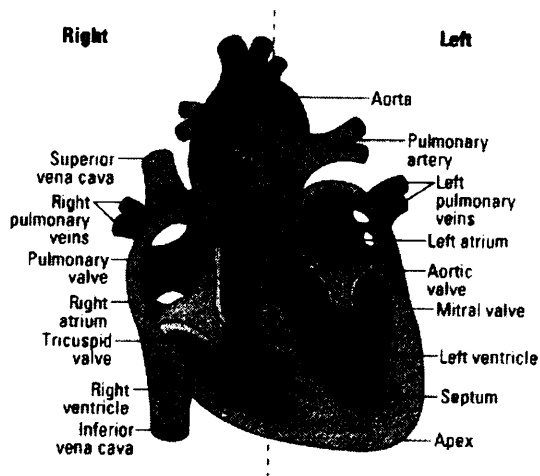


Figure 1. Illustration of the inside of the heart

순서로 연결된 혈관가지망을 통하여 온몸으로 분산된다. 혈액에 의한 영양소와 노폐물의 교환은 모세혈관 수준에서 이루어지며, 그 후 혈액은 정맥 시스템을 통해 우측 심장으로 되돌아온다. 혈액이 우심방(right atrium)에 충만 되면 삼첨판(tricuspid valve)을 통해 우심실(right ventricle)로 유입되고, 우심실은 폐동맥관(pulmonary valve)을 통해 혈액을 폐동맥(pulmonary artery)으로 방출한다. 이후 폐대동맥, 폐소동맥, 폐모세혈관, 그리고 폐정맥(pulmonary vein)을 통해 좌심방(right atrium)으로 유입된다. 폐모세혈관에서 산소는 허파꽂리로부터 혈액으로, 이산화탄소는 혈액에서 허파꽂리 쪽으로 확산된다. 좌심방에서 혈액은 승모판(mitral valve)을 통해 좌심실로 유입되고 심근이 전기적인 자극에 대한 반응으로 수축하면 또다시 혈액을 대동맥으로 방출한다(Webster, 1998).

2) 심음과 심음도

심음(heart sound) 및 심잡음(murmur)의 발생 원인을 설명하려는 이론은 다양하게 제시되어 있다. 그러나 심음과 심잡음의 차이를 설명하는 기초적인 정의는 내려져 있다(Rushmer, 1970). 심음은 혈액의 가속과 감속에 따른 진동 또는 소리를 말하며, 심잡음은 혈액이 난류(turbulence)를 이룰 때 발생하는 것이다.

심음도(PCG:phonocardiogram)란 심음이나 심잡음을 기록한 것이다(Vermarien, 1988). 이러한 심음도를 이용하면, 소리에 대한 주관적인 해석으로 야기되는 문제들을 제거할 수 있고, 심음이나 심잡음을 심박동 주기 내에서 일어나는 기계적이거나 전기적인 현상들과 연관지어 해석할 수도 있다.

그림 2는 심음도와 심전도(ECG:electrocardiogram)를 비교하여 나타낸다. 첫번째 심음은 심실의 수축기에 일어나는 혈액의 이동과 관련이 있다(Rushmer, 1970). 심실이 수축하면서, 혈액은 심방 쪽으로 밀려나고, 심방과 심실 사이의 판막들이 닫히면서 결과적으로 혈액의 진동이 발생된다. 첫번째 심음에 대한 또 다른 발생 기원으로, 심실과 하행 대동맥(descending aorta) 사이에 있는 혈액의 진동, 그리고 대동맥관이나 폐동맥관 근처에서의 혈액의 난류에 의한 진동 등도 생각할 수 있다. 이 첫번째 심음이 나뉘어져 들리는 이유는 삼첨판과 승모판의 닫히는 시간이 서로 같지 않기 때문이다.

두번째 심음은 대동맥과 폐동맥 내의 혈류가 감속되고 그 방향이 바뀔 때, 그리고 반월판(semilunar valve)이 닫히면서 생기는 저주파 진동에 기인한다.

세번째 심음은 심방으로부터 심실로의 빠른 혈류 유입이 갑자기 중지되면서 생기는데, 심실의 근육벽이 이완하며 생기는 진동과 관계가 있다. 이런 작은 진폭의 저주파성 진동은 특히 어린아이들에게서 잘 들린다.

네 번째 심음은 심방이 수축하며 혈액을 심실로 밀어내면서 발생한다.

혈액이 빨리 움직일 때 난류에 의해 생기는 대부분의 심잡음의 원인은 이미 알려져 있다. 비정상적인 심잡음은 대동맥판, 폐동맥판, 그리고 승모판의 협착(stenosis)이나 폐쇄부전증(insufficiency)등에 기인한다. 이러한 증세들은 심잡음의 발생 시점이 심박동 주기 상의 어느 곳에 해당하는가를 측정하여 찾아낼 수 있다.

심음은 심장과 주요 혈관들에서 발생되어 체표면까지 전달된다. 이러한 전달 경로의 음향학적인 특징들 때문에, 음파는 감쇄되지만 반사되지는 않는다. 각각의 심음에 대해서 기록을 위한 최적의 장소가 있는데, 이러한 곳에서는 음파가 딱딱한 조직을 통해 전달되거나, 부풀어 있는 폐를 통과하는 길이가 최소가 되는

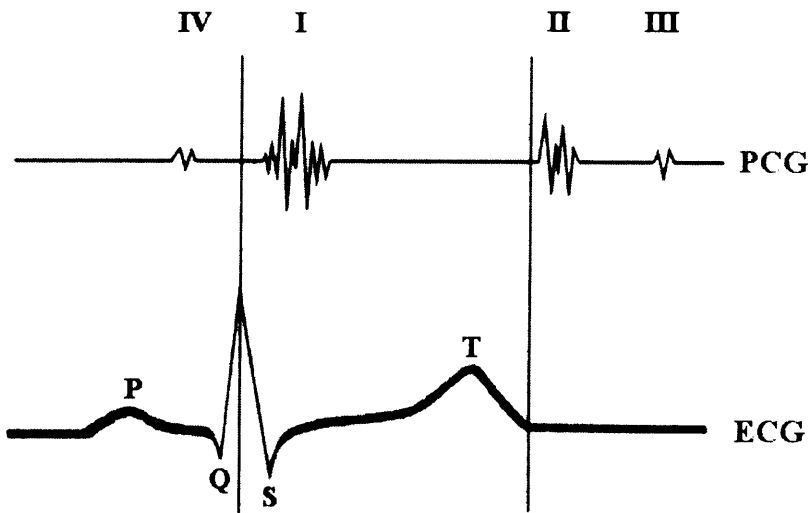


Figure 2. Comparison between the PCG and the ECG

위치로서 심음의 강도가 최대가 된다. 이와 같이 네 개의 심장판막으로부터 발생된 소리의 강도가 최대가 되는 가슴상의 네 곳의 위치는 그림 3에 정의되어 있다.

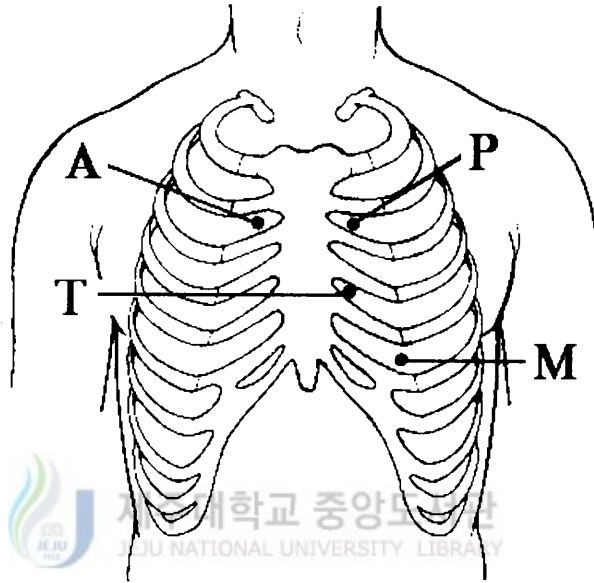


Figure 3. Auscultation areas on the chest. A, aortic;
P, pulmonary; T, tricuspid; M, mitral areas.

2. PADS(Polymer Based Adherent Differential Output Sensor)

PADS는 심장 판막의 개폐와 심장내 혈액의 순환으로부터 발생하는 피부의 극소한 진동을 감지하는 일종의 음향 압력 센서이다(Kassal 등, 1994). PADS는 피부에 접촉되어 심음에 의해 발생한 피부의 진동과 외부 음향과 같은 음압(acoustic pressure)에 대해 반응하여 신호를 발생하지만, 음향에 의해 발생하는 신호는 PADS와 연결되는 차동증폭기에 의해 제거된다. 이런 특성으로 인하여 PADS는 측정 대상 외의 외부 소음에 매우 강한 성질을 나타낸다.

그림 4는 PADS의 외형과 등가회로를 나타낸다. PADS는 얇은 막 형태를 갖는 두 개의 PVDF(polyvinylidene fluoride)와 PADS의 물리적인 모양을 형성하고 유연성을 갖는 substrate, 외부로부터 액체의 침투를 방지하는 moisture barrier, 피부에 PADS를 접착시키는 역할을 하는 hydrogel, PADS가 측정한 신호를 외부로 전달하는 3단자 connector, connector와 hydrogel를 절연하는 connector bib로 구성된다.

특히 PADS를 구성하는 요소 중에 PADS 표면의 진동에 대해 신호를 발생하는 물질은 PVDF이다. PVDF는 piezoelectric polymer로서 등가회로에서도 볼 수 있듯이 표면에 물리적인 변형이 가해졌을 때 같은 크기의 진폭과 반대 위상을 가진 두 개의 출력을 발생한다. 그러나 음향에 의해 발생하는 신호는 같은 크기의 진폭과 위상을 가짐으로 차동증폭기에 의해 제거된다.

그림 4의 등가회로에 표시된 커패시턴스는 약 3 nF으로 매우 작아서 발생하는 표면 전하와 관련된 신호 전압을 높일 수 있으나 몇 미터의 케이블을 연결하더라도 약간의 신호 감쇄가 있을 만큼 충분히 크다.

PADS는 그 특성상 외부 잡음에 매우 강하고 심음도 측정에 요구되는 주파수 특성을 만족하며 마이크로폰과의 여러 가지 성능 비교 실험에서도 그 우수성이 입증되었다(Kassal 등, 1994).

표 1은 그 밖의 PADS에 대한 여러 특성을 보여준다.

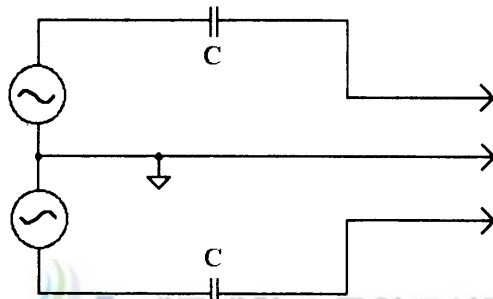
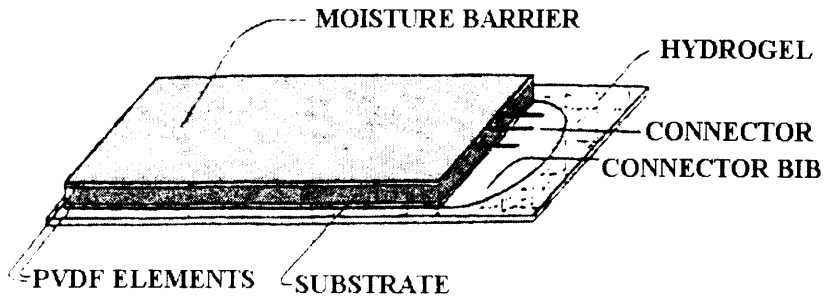


Figure 4. Illustration of the PADS and its equivalent circuit

Table 1. The specifications of the PADS

Sensitivity	25 mV/us at 250 Hz - as measured with ends fixed in the transverse direction but free in the lateral directions while the center is driven sinusoidally
Frequency	1-3000Hz. when used with a properly designed difference amplifier
Capacitance	3.0 nF \pm 10% per channel measured at 1000Hz
Weight	1.3 grams

3. 전자 청진 시스템

그림 5는 전체 전자 청진 시스템의 블록 다이어그램을 보여준다. PADS에서 발생한 심음도 신호는 instrumentation amplifier로 알려진 차동증폭기에서 1차적으로 증폭되고 잡음이 제거된다. 이 증폭기에서 출력된 신호는 고역통과필터(high-pass filter)를 통과하면서 심음도 신호 외의 저주파 신호가 제거되고 고이득 증폭기(high-gain amplifier)에 의해 신호의 첨두-첨두(peak-to-peak) 전압이 5V 이내가 되도록 증폭된다. 여기서 출력된 신호는 최종 심음도 신호로서 전력 증폭기를 통하여 증폭되고 스피커나 헤드폰을 통하여 사람이 들을 수 있는 형태로 변환된다. 또한 심음도 신호는 A/D 변환기를 내장한 마이크로컨트롤러를 이용하여 디지털 신호로 변환되고 컴퓨터로 전송된다.

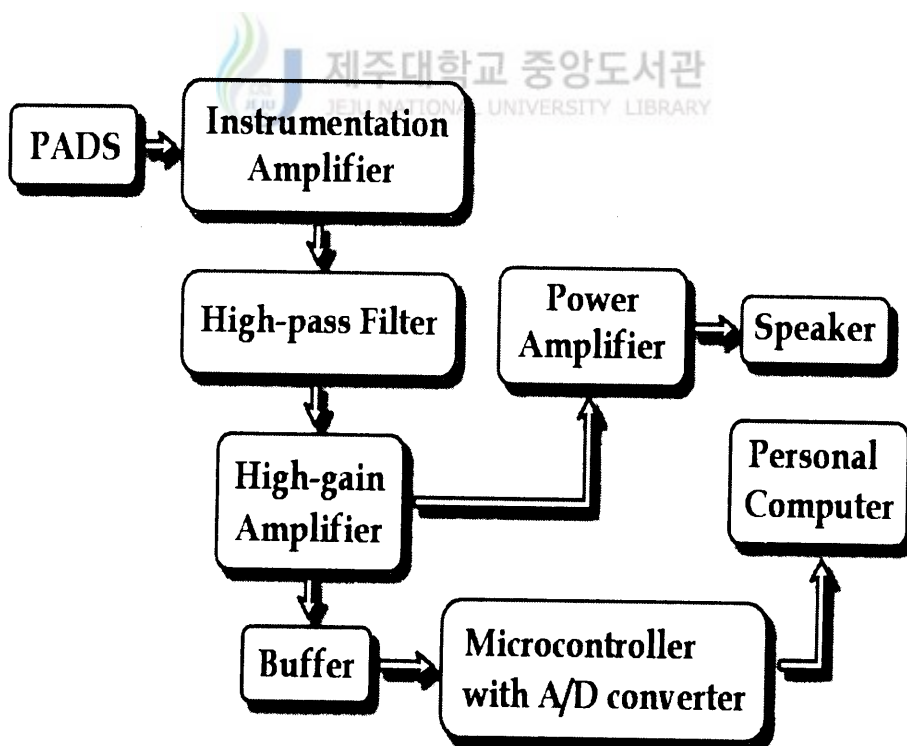


Figure 5. The block diagram for the electronic auscultation system developed in the study

4. 전치증폭기

PADS에서 발생한 신호를 증폭하는 전치증폭기는 instrumentation amplifier로 알려진 차동증폭기를 사용한다. 3개의 Op-amp를 조합하여 구성하는 이 증폭기는 CMRR(common mode rejection ratio)이 매우 높아 잡음을 제거하는데 효과적이어서 ECG 측정기와 같은 의료용 측정장치의 전치증폭기로 많이 쓰인다. 본 연구에서는 PADS에서 음향에 의해 발생된 신호를 제거하고, 또한 PADS와 증폭기를 연결하는 케이블은 전력선 등에서 발생하는 전자기장에 의해 잡음이 발생하기 쉬우므로, 이를 제거하기 위한 방법의 하나로 사용되었다(Webster, 1998).

그림 6은 일반적인 instrumentation amplifier의 회로를 나타낸다. 이론적으로 CMRR은 이 회로에서 무한대이지만 사용된 Op-amp가 이상적이지 못함으로 Op-amp의 특성에 따라 CMRR은 차이를 보인다. 이 회로에서 U3과 R3, R4로 구성된 부분 회로는 차동증폭기로 동작한다. 그러나 이 차동증폭기 회로는 입력 임피던스가 낮기 때문에 이를 보완하기 위해 매우 높은 입력 임피던스를 갖는 U1과 U2, R1,R2로 구성된 부분 회로가 사용되었다.

이 회로의 전체 이득은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$v_3 - v_4 = i_1 (R_2 + R_1 + R_2)$$

$$v_1 - v_2 = i_1 \times R_1$$

$$\frac{v_3 - v_4}{v_1 - v_2} = \frac{2R_2 + R_1}{R_1} \dots \dots \dots (1)$$

$$v_5 = \frac{v_4 R_4}{R_3 + R_4}$$

$$i_2 = \frac{v_3 - v_5}{R_3} - \frac{v_5 - v_o}{R_4}$$

$$\frac{v_o}{v_4 - v_3} = \frac{R_4}{R_3} \dots \dots \dots (2)$$

(1)과 (2)에서 전체 이득 G 를 구하면 다음과 같다.

$$G = \frac{v_o}{v_1 - v_2} = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + 2 \frac{R_2}{R_1} \right) \dots \dots \dots (3)$$

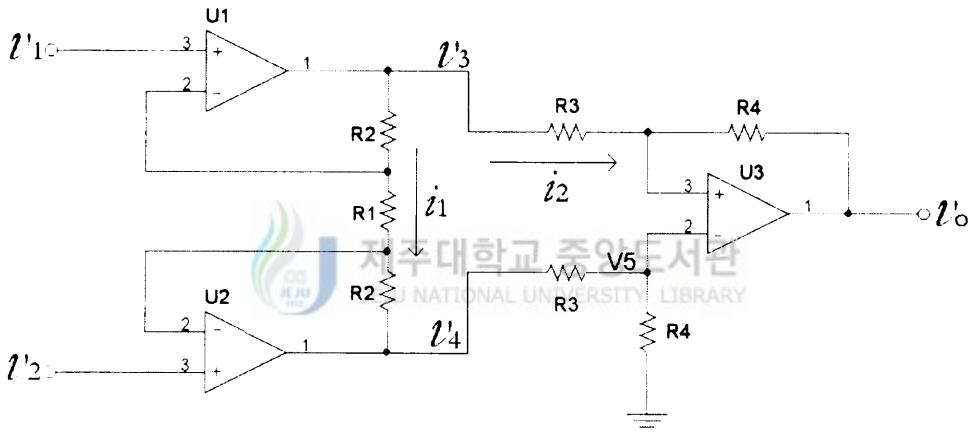


Figure 6. An instrumentation amplifier circuit

본 연구에서는 AD620 one-chip instrumentation amplifier가 사용됐는데 CMRR이 100 dB로 매우 높고 10 GΩ의 높은 입력 임피던스를 가지며 소비전력이 낮아 건전지로 구동되는 본 시스템에 적합하다. 입력 임피던스는 저항을 연결하여 6.8 MΩ으로 조정하였다. 이는 그림 1의 PADS 등가회로에 있는 커패시터와 결합하여 7.8 Hz의 차단 주파수를 갖는 고역통과필터를 겸하게 함으로써 1차적으로 저주파 신호를 제거한다.

그림 7은 PADS와 연결되는 AD620의 회로를 나타내는데, 증폭기의 이득은 R3 값을 변화시킴으로 조절된다.

표 2는 그 밖의 간략한 AD620 특성을 보여준다.

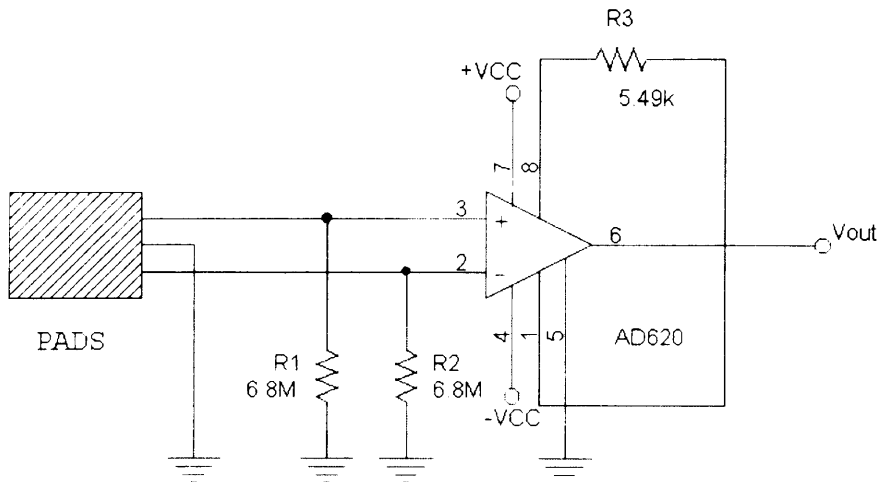


Figure 7. The instrumentation amplifier connected with a PADS

Table 2. The specifications of a AD620A

Model	Conditions	AD620A			Units
		Min	Typ	Max	
GAIN	$G=1+(49.4k/R_G)$				
Gain Range		1		10,000	
Gain Error ²	$V_{OUT} = \pm 10V$				
G=10			0.15	0.30	%
Input Offset	$V_S = \pm 5V$ to $\pm 15V$		30	125	μV
Input Bias Current			0.5	2.0	nA
Input Impedance			$10 \parallel 2$		$G\Omega \parallel pF$
DYNAMIC RESPONSE					
G=10			800		kHz
Slew Rate		0.75	1.2		$V/\mu s$
NOISE					
Input Voltage Noise			9	13	$nV/Hz^{1/2}$
Output Voltage Noise			72	100	$nV/Hz^{1/2}$
TEMPERATURE RANGE			-40 to +85		$^{\circ}C$

5. 필터

본 연구에서는 instrumentation amplifier에서 출력되는 신호 중 저주파 잡음을 제거하기 위해 버터워스(butterworth) 고역통과필터가 사용되었다. 버터워스 필터는 최대평탄진폭 특성을 갖는 필터로서 저주파대에 대부분의 정보를 갖고 있는 심음도 신호를 왜곡 없이 필터링하기에 적합하다. 그림 8의 필터는 15 Hz의 차단 주파수와 80 dB/decade의 감쇄율을 갖는 버터워스 고역통과필터를 보여준다. 실험결과 나타난 저주파의 잡음 신호는 수 Hz 이하의 신호로서 이를 고려하여 적절히 차단 주파수를 선택하였다.

밀만(Millman) 정리를 이용하여 필터의 전달 함수를 구하면 다음과 같다.

$C = C_1 = C_2 = C_3 = C_4$ 일 때

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + \frac{2}{CR_2}s + \frac{1}{C^2 R_1 R_2}} \times \frac{s^2}{s^2 + \frac{2}{CR_4}s + \frac{1}{C^2 R_3 R_4}} \dots \dots \dots (4)$$

네 개의 저항값을 버터워스 필터의 damping factor d_1, d_2 를 이용하여 구하면 다음과 같다.

$$R_1 = \frac{d_2}{2 \omega_0 C}, \quad R_2 = \frac{2}{d_2 \omega_0 C}$$

$$R_3 = \frac{d_1}{2 \omega_0 C}, \quad R_4 = \frac{2}{d_1 \omega_0 C} \dots \dots \dots (5)$$

여기서

$$\omega_0 = 2\pi f_c \quad (f_c: \text{차단주파수})$$

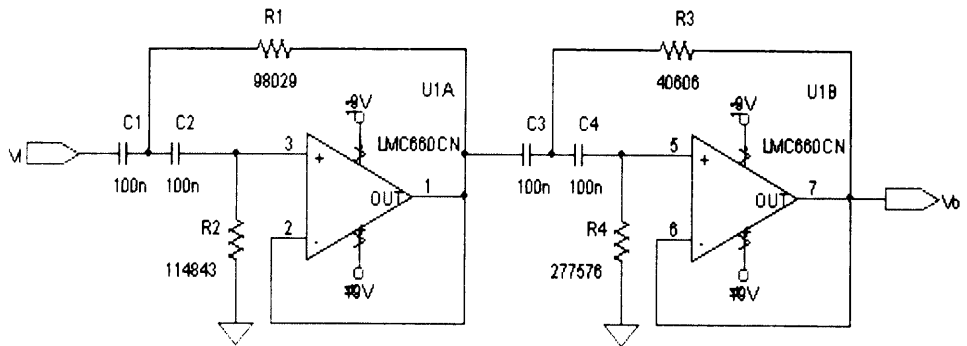
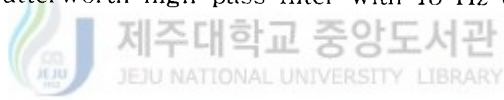


Figure 8. The butterworth high-pass filter with 15 Hz cutoff frequency



6. 마이크로컨트롤러

본 연구에서 사용된 PIC16C73 마이크로컨트롤러는 측정된 심음도 신호를 마이크로컨트롤러에 내장된 8 bits A/D 변환기를 이용하여 디지털 신호로 변환하고 컴퓨터로 데이터를 전송하기 위해 사용되었다.

PIC16C73은 A/D 변환기뿐만 아니라 여러 가지 직렬 통신 모듈을 내장하고 있고 EPROM을 내장하고 있어 코딩된 프로그램을 저장하기 위해 별도의 ROM을 필요로 하지 않는다(Microchip, 1997). 프로그램은 PIC16C73 전용 어셈블러로 코딩하였고 MAX232 transceiver를 사용하여 57,600 BPS(baud per second)의 속도로 컴퓨터와 비동기 직렬 통신을 수행할 수 있도록 하였다.

그림 9는 비동기 직렬 통신 모드에서의 데이터 전달 방법을 나타내는데 프로그래밍을 통하여 데이터 비트 외에 전송오류를 확인할 수 있는 패리티(parity) 비트를 추가할 수도 있다.

그림 10은 PIC16C73의 블록 다이어그램을 나타낸다. PIC16C73은 그림에서도 알 수 있듯이 타이머와 내부 RAM, 프로그래밍이 가능한 입/출력 포트 등을 내장하고 있어 다른 외부 장치를 효과적으로 제어할 수 있다.

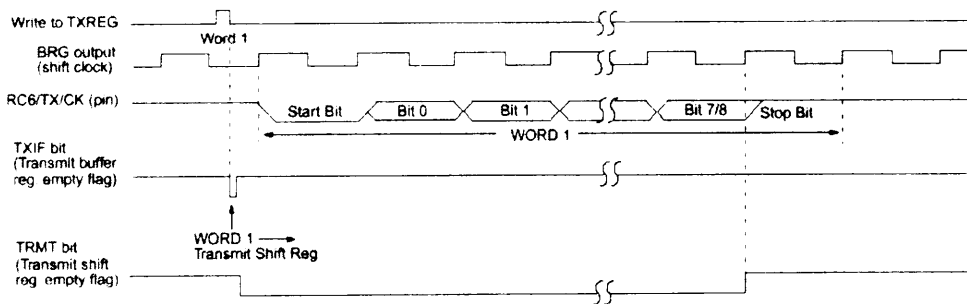


Figure 9. Timing diagram at the USART asynchronous mode

그림 11은 PIC16C73 전용 어셈블러를 이용하여 코딩한 프로그램의 간략한 흐름도를 보여준다. 이 흐름도는 A/D 변환을 위한 프로그램을 주로 다루었는데, 비동기 직렬통신을 통하여 컴퓨터로 전자 청진 시스템을 제어하는 부분은 흐름도의 'A/D ctr bit'을 직렬 통신 인터럽트를 통해 변화시킴으로 이루어진다.

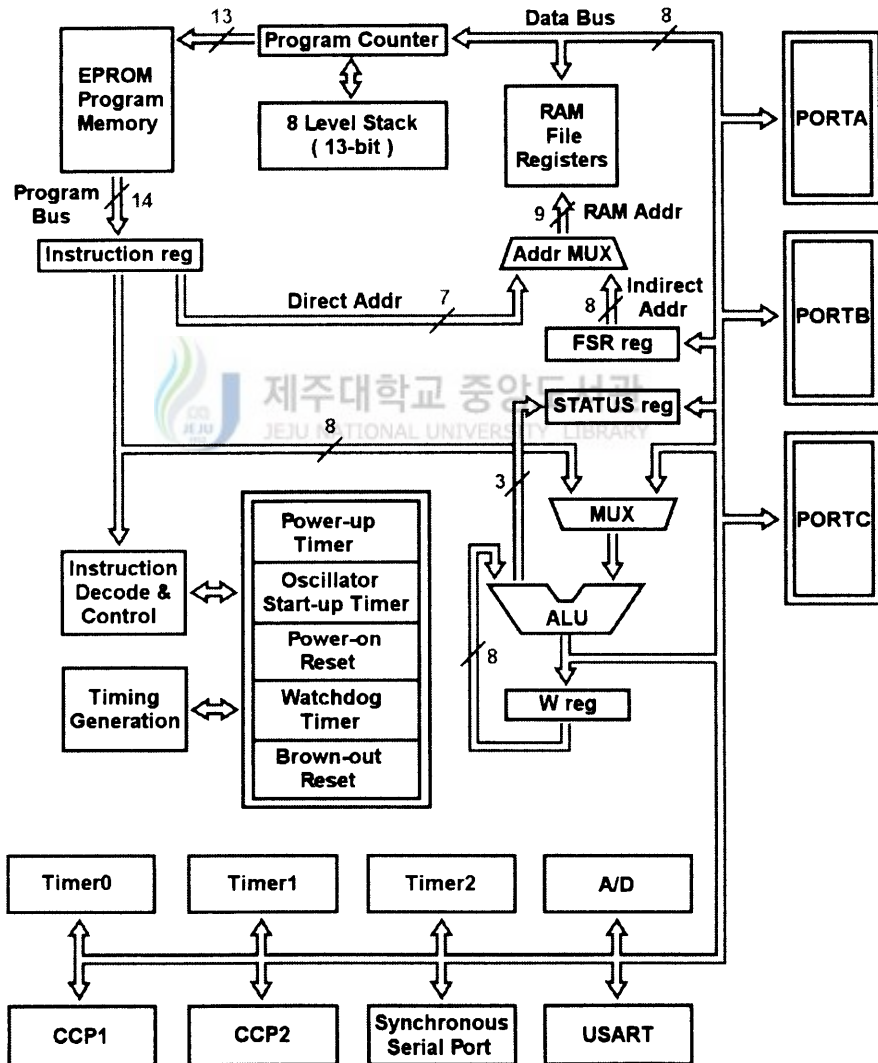


Figure 10. Block diagram of the PIC16C73

즉, A/D 변환을 시작하기 위해 컴퓨터에서 전자 청진 시스템으로 명령어를 직렬 통신을 통해 보내면 전자 청진 시스템에서는 인터럽트를 발생시키고 'A/D ctr bit'을 0으로 세팅시켜 A/D 변환을 시작한다. A/D 변환을 중지시키기 위해서도 위와 같은 방법을 사용한다.

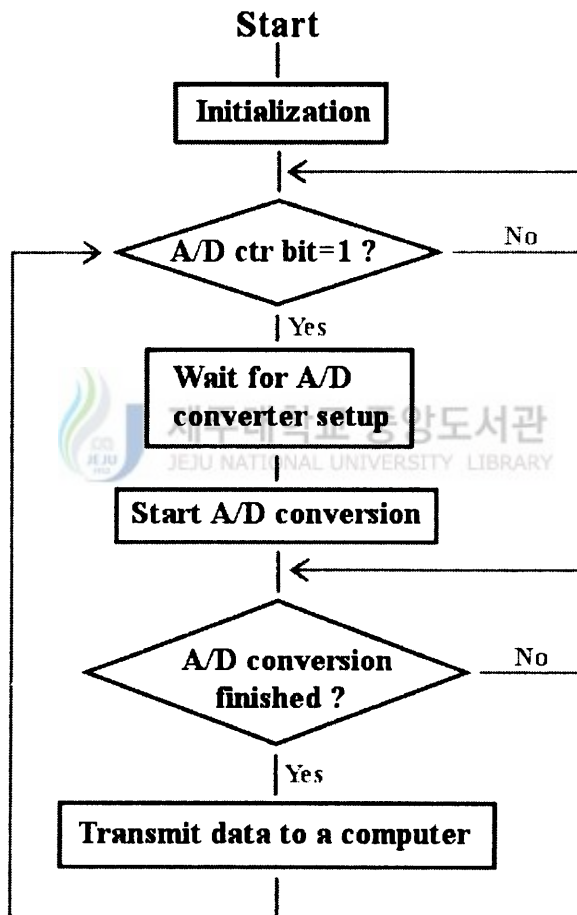


Figure 11. Simplified flow chart for the process

7. 그 밖의 회로

1) 고이득 증폭기

고이득 증폭기(High-gain amplifier)는 LMC660을 사용한 비반전 증폭기를 사용하였다. LMC660은 1 TΩ의 높은 입력 임피던스를 가지고 고조파 왜곡이 매우 낮아 신호를 효과적으로 증폭한다.

2) 전원 회로

전체 회로를 구동시키는 주전원은 9V 건전지를 사용하였고 AD620과 LMC660에 (-)전원을 공급하기 위해 ICL7660을 사용하여 9V 전원에서 -9V의 한정된 전력의 전원을 만들었다. 그러나 위의 두 증폭기는 소비전류가 수 mA로 낮고 전력 증폭기는 단일전원으로 구동되는 LM386을 사용하여 (-)전원의 과부하를 막고 전체 시스템의 전원 사용 효율을 높였다.

그림 12는 ICL7660을 이용한 (-)전원 회로를 나타낸다.

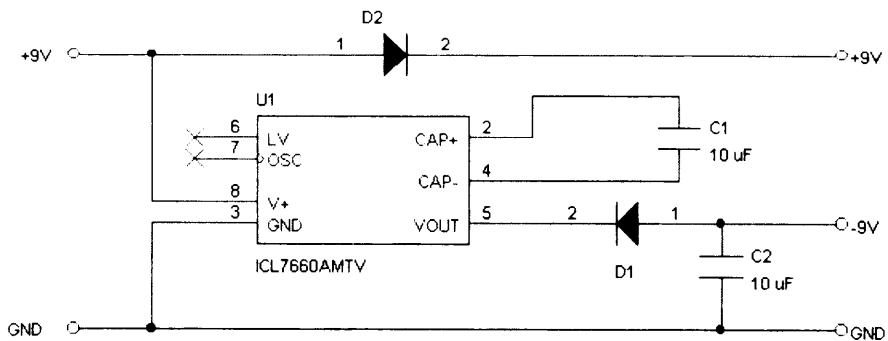


Figure 12. Negative voltage converter with a ICL7660

3) 버퍼 회로

버퍼는 고이득 증폭기에서 출력된 최종 심음도 신호를 버퍼링하여 마이크로컨트롤러의 입력 신호를 안정화시키고 +2.5 V 상향시킨다. 이렇게 신호를 이동시키는 것은 PIC16C73의 A/D 변환기가 양(+의 전압만을 디지털 신호로 변환시키기 때문에 이런 문제점을 해결하기 위해 사용되었다. 그림 13은 버퍼 회로를 나타내며 그 출력은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$V_{out} = V_1 \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot \frac{R_3 + R_4}{R_3} \right) - V_2 \cdot \frac{R_4}{R_3}$$

$$\text{If } R_1 = R_2 = R_3 = R_4$$

$$V_{out} = V_1 - V_2$$

$$= V_1 + 2.5V \dots \dots \dots (6)$$

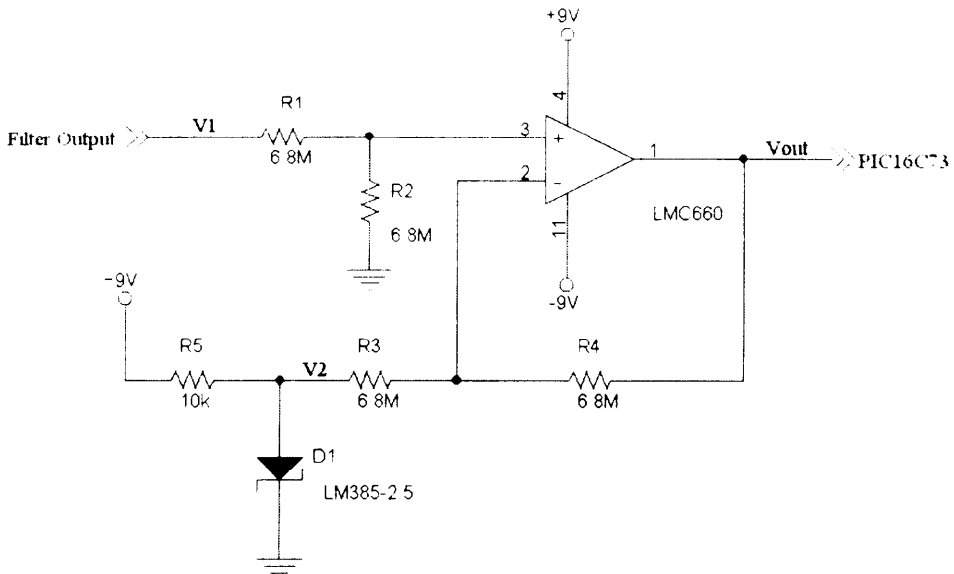


Figure 13. The buffer circuit

4) 전력 증폭기

전력 증폭기는 필터에서 출력되는 심음도 신호를 사람의 들을 수 있는 형태로 변환하기 위해 스피커나 헤드폰을 구동시키는 증폭기이다. 본 연구에서는 LM386 단일 전원 전력 증폭기를 사용하여 전원 회로의 과부하를 줄였다. 그림 14는 스피커를 구동하는 간단한 전력 증폭기 회로를 나타낸다.

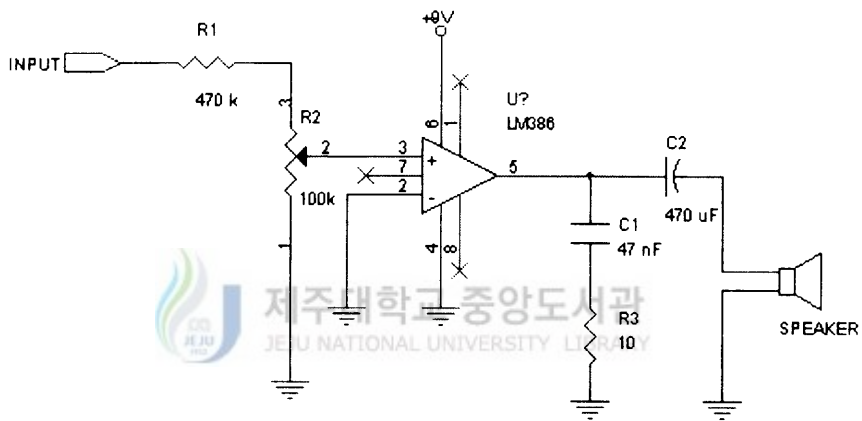


Figure 14. The power amplifier circuit for a speaker

Ⅲ. 실험결과 및 고찰

1. 전치 증폭기에서의 출력

그림 15는 PADS에서의 출력(channel 1)과 instrumentation amplifier에서의 출력(channel 2)을 비교하여 나타낸 것이다. 실험은 28세의 건강한 남성을 대상으로 이루어 졌으며 측정위치는 그림 3의 M 위치에서 행해졌다. 그림 15에서도 알 수 있듯이 PADS에서의 출력에 나타나는 잡음이 대부분 제거되었음을 알 수 있다. PADS의 출력에서 나타나는 잡음은 동상신호에 해당함으로 CMRR이 매우 높은 instrumentation amplifier에서 효과적으로 제거되었음을 알 수 있다.

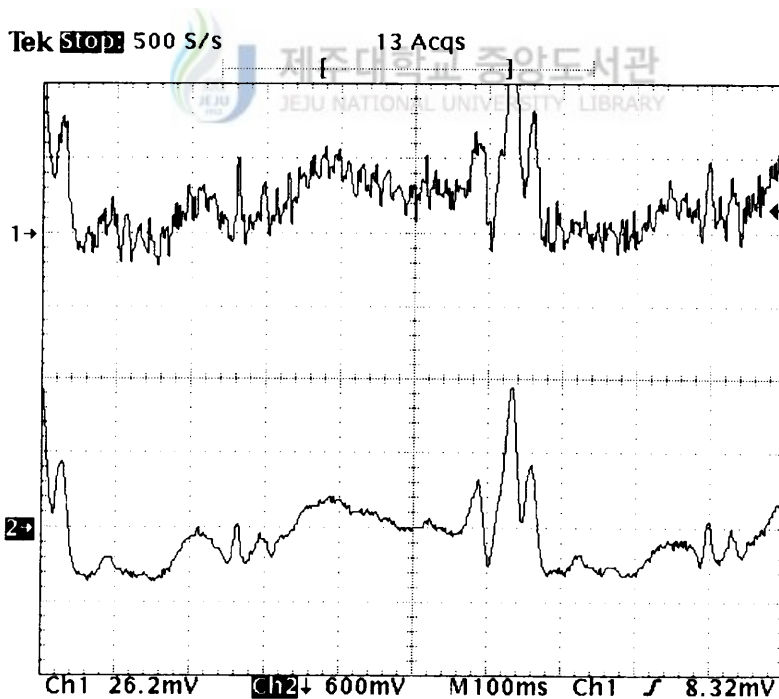


Figure 15. The output signal of the PADS(upper signal) and the instrumentation amplifier(bottom signal)

그림 16은 instrumentation amplifier의 출력을 나타낸다. 그림에서도 알 수 있듯이 출력 신호에는 정상적인 심음도 신호 이외에 잡음에 해당하는 저주파의 신호가 섞여 있다. 이 저주파 신호는 PADS가 음향이 아닌 피부 표면의 진동을 감지하는 특성을 갖고 있어 호흡에 의한 피부의 전체적인 이완이나 피측정자의 물리적 움직임에 의해 발생하는 것이다. 이 신호는 불필요한 신호임으로 제거되어야 하는데, 이를 위해선 고역통과 필터가 필요함을 알 수 있다.

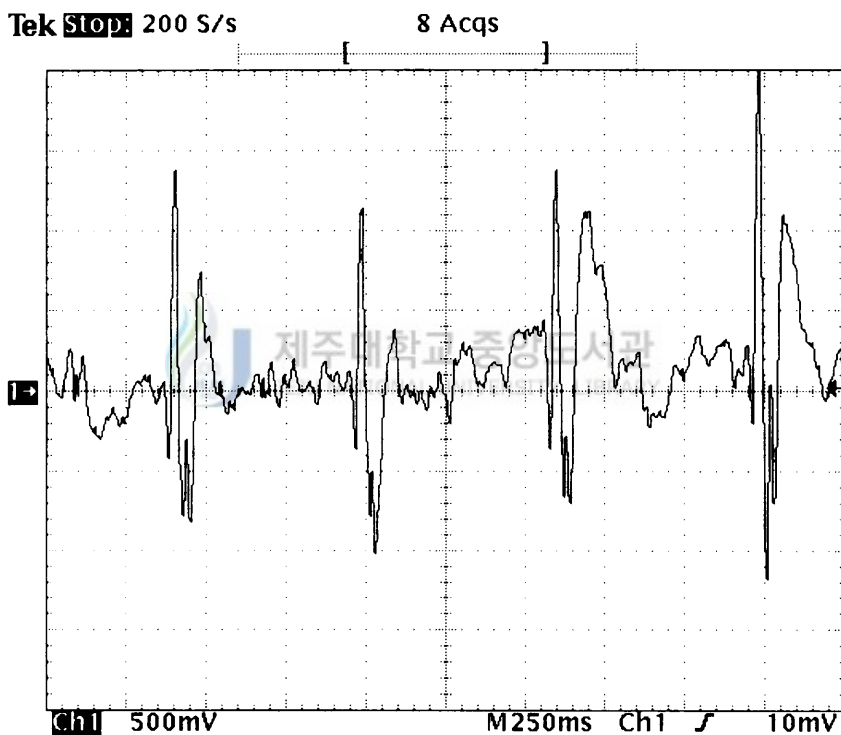


Figure 16. The PCG signal captured by an instrumentation amplifier

2. 필터 회로에서의 출력

그림 17은 15 Hz의 같은 차단주파수를 갖는 버터워스(butterworth), 베셀(bessel), 체비셰브(chebyshev) 고역통과필터의 Pspice 시뮬레이션 결과를 보여준다. 그림에서도 알 수 있듯이 체비셰브 필터는 저지 대역(stop band)에서의 리플(ripple)이 존재함으로 저주파대에 중요한 정보를 가지고 있는 심음도 신호를 필터링하기에는 적합하지 못하고, 베셀 필터는 저지 대역에서의 선형성은 좋으나 감쇄율이 낮아 같은 차수의 버터워스 필터에 비해 본 시스템을 위한 필터로서 성능이 떨어짐을 알 수 있다.

그림 18은 버터워스 고역통과필터에서의 출력을 보여준다. 그림 16의 출력과 비교해 보았을 때 저주파의 잡음 신호가 효과적으로 필터링 되었음을 알 수 있다.

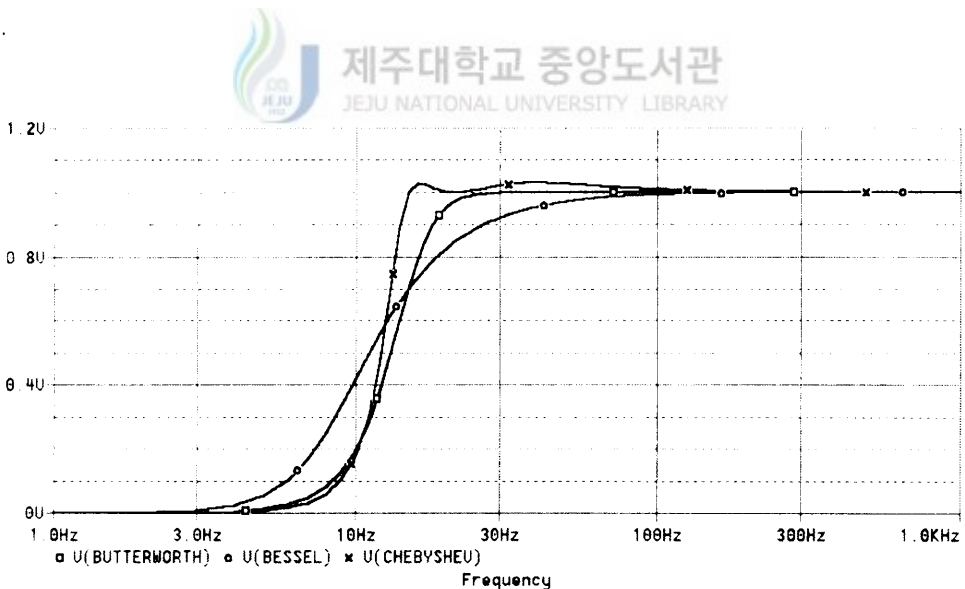


Figure 17. Frequency response of high-pass filters using the Pspice

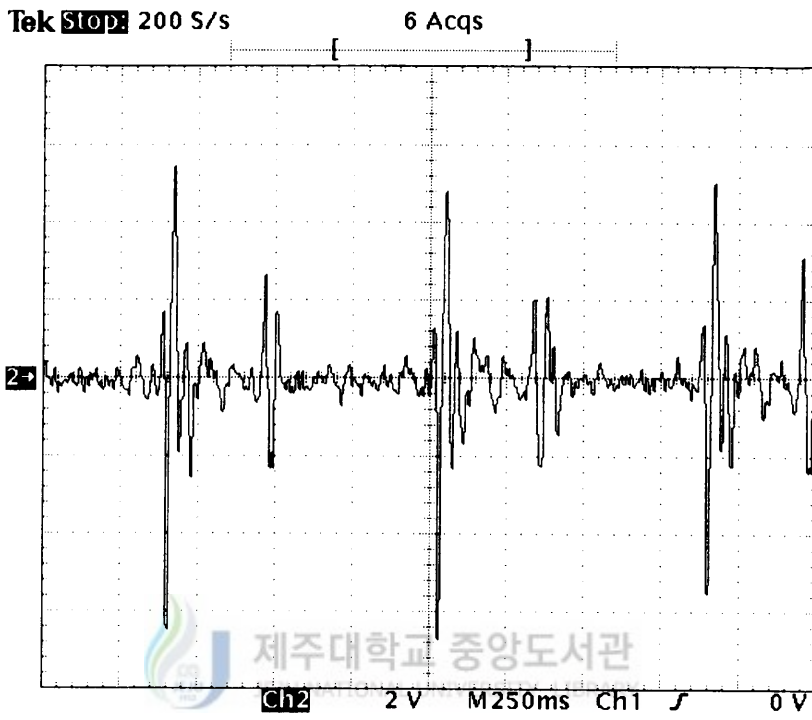


Figure 18. The PCG signal captured by the butterworth high-pass filter

3. 전자 청진 시스템의 시뮬레이션 결과와 측정 결과 비교

그림 19는 instrumentation amplifier에서 고이득 증폭기까지의 회로에서 주파수 특성에 대한 시뮬레이션 출력 결과와 실제 제작한 회로의 측정 결과를 보여준다. 그림에서도 알 수 있듯이 시뮬레이션 결과와 측정 결과가 거의 일치함을 알 수 있다. 이러한 오차는 회로에서 사용된 저항과 커패시터가 5%의 오차 범위에서 선택되었기 때문이라 사료된다.

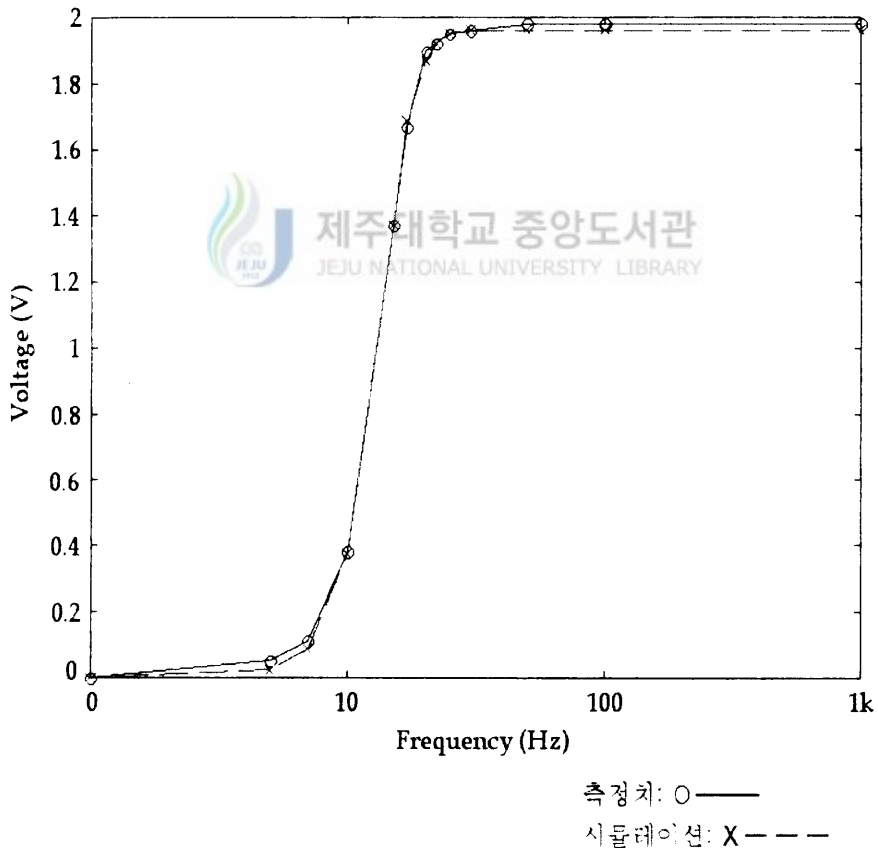


Figure 19. The simulation result and measured result for the circuit between a instrumentation amplifier and a high-gain amplifier.

4. 전자 청진 시스템의 PCB(printed circuit board)

그림 20은 전자 청진 시스템의 전체회로를 PCB로 구현한 것이다. 시스템 전체 회로는 아날로그 회로와 디지털 회로가 모두 존재하므로 접지를 각각의 회로에 대해 격리시켜 사용하고 일점 접지 시킴으로 이런 종류의 회로에서 발생할 수 있는 잡음을 억제하였다.

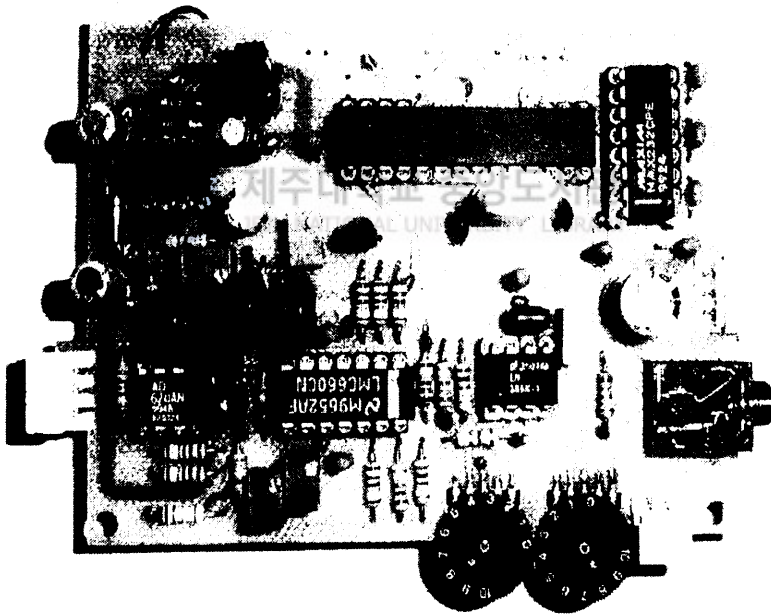


Figure 20. Actual photograph of the electronic auscultation system

5. 윈도우 프로그램에서의 출력

그림 21은 윈도우 프로그램에서 전자 청진 시스템과의 직렬 통신을 통하여 얻은 데이터의 출력을 보여준다. 그림에서도 알 수 있듯이 출력 파형은 매우 안정되어 있고 각각의 심장 박동 파형 사이의 무음 영역엔 잡음이 거의 보이지 않는다. 측정 실험은 주변 잡음이 심한 가운데서 이루어 졌으며 잡음의 정도에 상관 없이 출력 파형은 안정됨을 알 수 있었다.

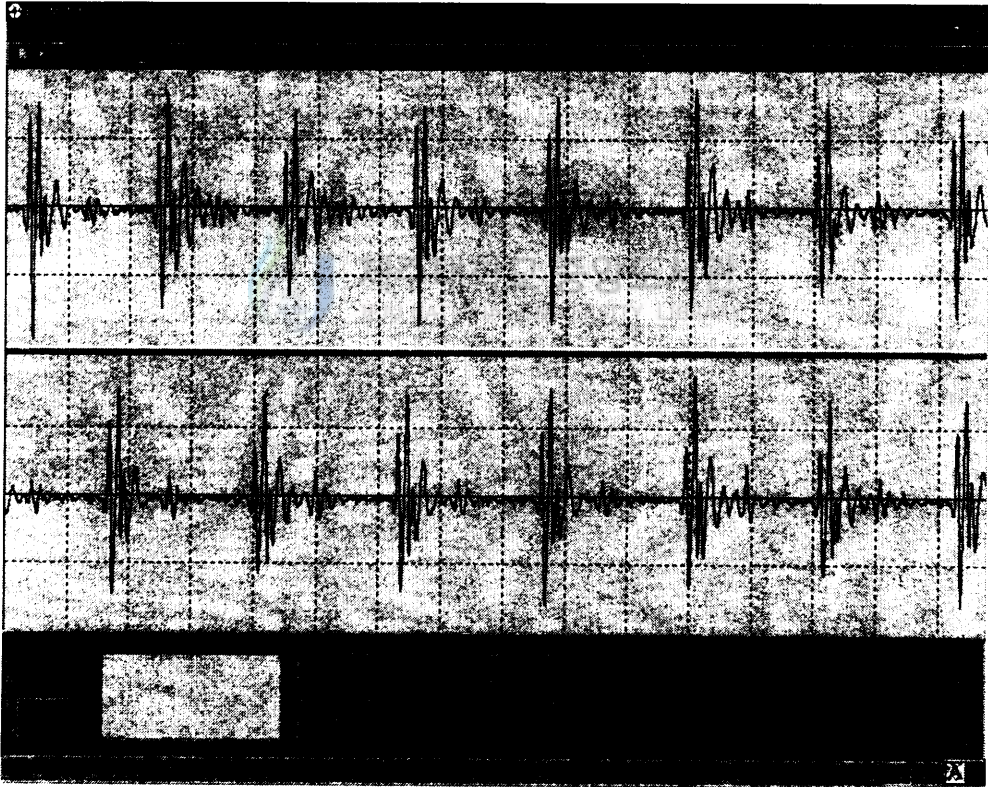


Figure 21. The PCG signal displayed on the PC

IV. 결론

PADS를 이용한 전자 청진 시스템은 주변 잡음이 많은 환경에서도 심음도 신호를 효과적으로 검출하고 심음을 청취할 수 있게 설계되었다. 이 시스템은 PADS의 특성을 고려하여 PADS의 장점을 최대한 활용할 수 있는 범위 내에서 개발되었고 전력 효율을 높이기 위해 저 전력 IC를 사용하였다.

본 연구에서 측정된 전자 청진 시스템의 출력 신호를 보면 잡음이 없이 깨끗한 심음도 신호를 검출할 수 있음을 알 수 있다. 이는 기존 청진기를 대체할 수 있을 뿐만 아니라 마이크론을 사용하는 전자 청진기와 비교하면 주변 잡음에 강한 특성을 보인다.

본 연구에서 설계된 전자 청진 시스템은 기존 청진기를 대체하고 귀로 청취하여 진단하는 주관적인 방법에서 벗어나 눈으로 보고 디지털화 된 데이터를 비교함으로써 보다 객관적인 진단을 내리기에 적합하여 의사들이 청진 후 보다 객관적인 진단을 내리는데 유용한 장치가 될 것으로 기대된다.

앞으로 다양한 임상실험을 통하여 심음도에서 얻을 수 있는 정보를 분석하고 디지털 신호처리 기술을 이용하여 보다 객관적인 데이터를 얻기 위해 노력할 것이며 심음도 측정을 위한 새로운 형태의 센서 개발 연구에 노력할 것이다.

참고문헌

- Ertel, P. Y., M. Lawrence, R. K. Brown, and A. M. Stern, 1966a, "Stethoscope acoustics I. The doctor and his stethoscope." *Circ.*, 34, pp. 889-908.
- Ertel, P. Y., M. Lawrence, R. K. Brown, and A. M. Stern, 1966b, "Stethoscope acoustics II. Transmission and filtration patterns." *Circ.*, 34, 899-908.
- Gooverts, H. G., O. Rompelman, 1989, A transducer for detection of fetal breathing movements, *IEEE Trans, on Biomedical Eng.*, Vol. 36, No. 4, pp. 471-478.
- Kassal, James, William Reeves, Richard L. Donnerstein, M. D., 1994, Donnertein, Polymer based adherent differential output sensor for cardiac auscultation, *Medical Electronics*, pp. 54-63.
- Kovács F., M. Török, I. Habermajer, 2000, A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring, *IEEE Trans. on Bio. Eng.*, Vol. 47, No. 1, pp. 124-130.
- Lukkarinen, S., A-L Noponen, K. Sikio, and A. Angerla, 1997, A new phonocardiographic recording system, *Computers in Cardiology*.
- Lukkarinen, S., P. Korhonen, and A. Angerla, 1996, Multimedia personal computer based phonocardiography, *IEEE Eng, in Medicine ad Biology Society*.
- Miao, Y., S. Xiao, Z. Coo, S. Zhou, J. Pei, 1999, *The Phonocardiogram*

- Exercise Test, IEEE Eng. in Med. & Biol. Magazine, Vol. 18, No. 4, pp. 111-115.
- Microchip Technology PIC16C7X DataBook, DS30390E, 1997.
- Padmanabhan V and Semmlow J L, 1994, Dynamical analysis of diastolic heart sounds associated with coronary artery disease, Annls of Biomedical Engineering, Vol. 22, pp. 264-271.
- Rushmer, R. F., Cardiovascular Dynamics, 1970, 3rd ed. Philadelphia: Saunders.
- Tavel M E, Brown D D and Shander D, 1994, Enhanced auscultation with a new graphic display system. ARCH Intern, Med.,154, pp. 893-898.
- Tran, T., N. B. Jones, J. C. Fothergill, 1995, Heart sound simulator, Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol 33, pp. 357-359.
- Vermarien, H., E. Vollenhoven, 1984, The recording of heart vibrations: A problem of vibration measurement on soft tissue, Med. & Bio. Eng. & Comput., Vol. 22, pp. 168-178.
- Webster, John G., 1998, Medical instrumentation, 3rd Ed, pp. 248-253, 287-290.
- Zhang X, LG. Durand, L. Senhadji, HC. Lee, JL. Coatrieux, 1998, Analysis-Synthesis of the Phonocardiogram Based on the Matching Pursuit Method, IEEE Trans. on Bio. Eng., Vol 45, No. 8, pp. 962-971.

감사의 글

지난 2년의 대학원 생활을 뒤돌아보면 왜 그렇게 조바심을 갖고 앞으로만 치달으며 지내왔는지 후회도 되지만 대학원 동기들과 나누었던 크고 작은 추억들은 제 인생의 작은 버팀목이 될 것이라 믿습니다.

저에게 믿음을 주시고 따끔한 충고와 격려를 아끼지 않으셨던 고성택 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 이 논문을 시작할 수 있게 도움을 주신 최민주 교수님께도 깊은 감사를 드리고 대학원 생활동안 관심을 갖고 지켜봐 주신 김경식 교수님, 김경연 교수님, 강민제 교수님, 도양회 교수님, 이광만 교수님에게 감사드립니다.

대학원 생활동안 친구로서 졸업선배로서 많은 도움과 격려를 준 경희와 제가 어려울 때 기꺼이 도움을 준 경희, 상철, 성수, 용석, 은미에게도 감사의 말을 전합니다. 함께 어려움을 같이 한 대학원생 용완, 봉석, 종수, 상철, 영균에게도 감사하며 기쁨을 함께 나누고 싶습니다.

멀리 있지만 늘 곁에 있는 듯 느껴지는 동생 성규와 순진한 막내 필규, 어려움 속에서도 늘 미소를 잃지 않으며 늘 우리 가족을 걱정하는 주혁이 형, 보잘 것 없는 나에게 사랑을 가르쳐준 효선이와 기쁨을 나눕니다.

끝으로 못한 자식들을 위해 희생과 사랑을 아끼지 않으시고 살아오신 삶만큼이나 지혜로운 어머니, 이 세상에서 제일 존경하고 사랑하는 어머니께 이 논문을 바칩니다.

2000. 12.

한 철 규