

원격자동진단을 위한 ambulatory 심전도모니터링 시스템의 설계

이 경 중

= Abstract =

A Design of the Ambulatory ECG Monitoring System for the Remote Automatic Diagnosis

Kyoung-Joung Lee

This study describes the ambulatory ECG monitoring system for the remote automatic diagnosis. System hardware is based on one chip microcomputer(80C31) and its peripherals which consists of A/D, EPROM, RAM, LCD display and two preamplifiers, power circuits, control logic circuits. A/D converted data were differentiated and low pass filtered. The detection of QRS complex and R point were accomplished by software algorithm based on adaptive threshold computed on low pass filtered signal. Rhythm analysis is performed by RR interval and average RR interval. The performance of QRS detection algorithm is evaluated by using MIT/BIH data base. Using this system, the trends of the arrhythmia during the long term could be saved and displayed.

1. 서 론

심실성부정맥의 조기 발견 및 효과적인 치료는 심장질환 환자의 사망율을 감소시킬 수 있기 때문에 매우 중요하다. 특히 심장 질환 환자의 사망원인은 80% 이상이 심실빈맥에 의한 것이라는 연구

(접수 : 1991년 11월 15일)

연세대학교 보건과학대학 의용공학과

Dept. of Medical eng. College of Health Science, Yonsei University

(본 논문은 1990년도 연세대학교 학술연구비에 의하여 이루어 졌음.)

보고¹⁾가 발표된 이후 부정맥에 대한 조기발견 시스템에 대한 연구가 급격히 시작되었다. 그러나 대부분의 심실성 부정맥은 무증후성이며 환자의 자각증상과는 무관하게 발생하기 때문에 검출이 용이하지 않다. 특히 일반적인 방식으로 심전도를 기록하거나 또는 운동심전도(exercise ECG)를 기록시 환자에게서 발생하는 심실성 부정맥은 형태가 다양하면서도 빈번히 발생하기 때문에 장시간 동안 부정맥을 검출 및 진단하기 위한 ambulatory 모니터링 시스템 또는 홀터모니터링 시스템이 필요하게 되었다.

홀터모니터(Holter monitor)는 심실성질환 환자의 supraventricular arrhythmia 또는 심실성 부정맥의 검출, 환자의 특정한 파형의 검출, 심장질환으로 인한 급사의 위험도 추정, 심장치료를 받은 후의 부정맥 발생 빈도수의 변화와 증상의 심한 정도의 검사 및 관상동맥 경련이나 심근허혈 증상이 있는 경우의 환자에게 ST 세그먼트의 변화를 추정하기 위한 수단으로 사용되는 등 역학연구와 임상 연구에 응용되고 있다^[2].

홀터모니터는 1960년 홀터에 의해 개발된 이후 Oliver 등^[3]은 3개월 동안 주기적으로 환자를 모니터링하여 심근경색과 급사와의 관계를 연구하기도 하였으며 그 후 ICU에서 중환자에 대한 연속적인 모니터링 시스템으로 많이 사용하게 되었다. 1970년대 마이크로 컴퓨터의 출현과 더불어 급속히 휴대용모니터에 대한 개발이 시작되었으며 Mark^[4]는 8085 CPU를 이용한 시제품을 제작하였고, 그 후 Yuen^[5], Fostik^[6], Thakor^[7]에 의해 휴대용 모니터가 개발되었다. 그러나 Thakor에 의해 개발된 것을 제외하고는 실용화되지 못하였고, 또한 Thakor에 의해 개발된 제품은 심전도 파라미터 검출방식이 주로 하드웨어에 의한 검출이므로 전체시스템의 크기가 커지는 단점을 지니고 있으며 저장메모리의 용량의 한계로 인해 많은 양의 데이터를 저장할 수 없는 단점을 지니고 있다.

본 연구에서는 홀터모니터의 국산화의 일환으로 이와같은 단점들을 보완하여 환자가 일상생활을 하면서도 심장질환 진단에 필요한 데이터의 수집 및 모니터링 기능을 갖는 홀터모니터링 시스템을 설계 및 제작하였다.

2. 시스템 하드웨어 구성

홀터모니터의 데이터 기록방식은 크게 세가지로 구분되는데 장시간 동안의 전체 데이터를 연속적으로 기록하는 연속기록방식, 환자가 간헐적으로 자각증상을 느낄 때마다 기록하는 patient-activated recording 방식 및 부정맥이 검출될 때마다 데이터를 기록하는 event-recording 방식이 있다. 본 연구에서는 메모리 용량문제로 인해 event-recording 방식의 시스템을 구성하였다.

시스템 하드웨어는 휴대에 간편하도록 소형, 경량화 했고, 배터리에 의해 동작될 수 있도록 전력 소비를 극속화 했으며 고도의 신뢰성과 높은 계산 능력을 갖도록 설계하였다. 하드웨어 시스템은 크게 데이터 아퀴지션(acquisition)부, 프로세서 제어부, 메모리부, 디스플레이부, 데이터 전송부 및 전원제어부로 구성되며 전체적인 하드웨어의 블럭선도가 그림 1에 나타나 있다.

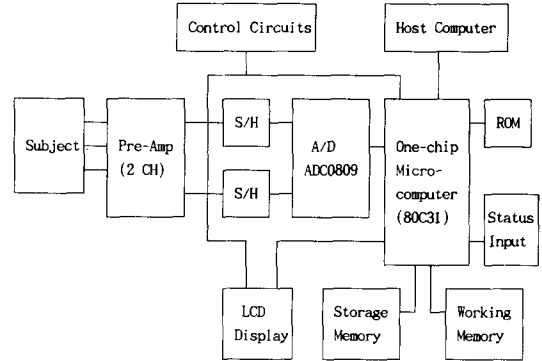


그림 1 시스템 하드웨어 블럭도

Fig. 1 System hardware block diagram

양질의 데이터를 얻기 위해서는 전극의 선정이 매우 중요하기 때문에 nonpolarizable 전극인 Ag-AgCl 재질의 일회용 전극을 이용하였다. 전극을 통해 얻어진 데이터는 2채널의 전치증폭기(pre-amplifier)로 입력되어 증폭되는데, 이 전치증폭기는 이득이 500이고 대역폭이 0.5Hz-40Hz인 차동증폭기로서 CMRR은 80dB이다. 차동증폭기는 저전력용 CMOS 4573 OP 앰프를 이용하였으며 증폭된 파형은 샘플/호올더를 통하여 A/D 변환기(ADC0809)로 입력된다. 이때 샘플링 펄스의 주파수는 250Hz이며 샘플/호올더는 저전력형 CMOS 스위치(4016)를 이용하였다.

프로세서는 시스템의 전반적인 제어를 수행하는 부분으로서 구조 및 제어가 간단한 80C31 one-chip microcomputer를 이용하였다. 프로세서의 4개의 포트중 포트 0와 포트 2는 외부 메모리(작업메모리 및 저장메모리) 엑세스용으로 할당되고, 포트 1은 외부 기능키(function key) 입력 및 메모리 디코딩용으로 할당되었고, 포트 3는 주로 심전도 데이터 처리를 위해 할당되었으며 포트 1과 포트 3의 각 핀에 대한 기능이 표1에 나타나 있다.

표 1 프로세서의 포트할당

Table 1 Port assignments of the processor

포 트	기 능
P1.0	외부메모리 디코딩
P1.1	외부메모리 디코딩
P1.2	정상동작모드 선택단자
P1.3	전송모드 선택단자
P1.4	전원감시 입력단자
P1.5	시스템 Reset 입력단자
P3.0	샘플링 펄스 발생
P3.1	데이터 통신
P3.2	외부 인터럽트 요구
P3.3	외부 메모리 확장
P3.4	A/D 변환시작 펄스 발생
P3.5	reserved
P3.6	Write
P3.7	Read

프로세서는 인터럽트 펄스가 인가될 때마다 실시간으로 두 채널의 A/D 변환된 데이터를 받아들여 작업메모리에 저장시키는 동시에 필요한 파라미터 추출작업을 수행한다.

메모리로는 32kbyte의 작업 메모리와 검출된 파라미터들을 저장하기 위한 256kbyte의 저장메모리로 구성되어 있다. 저장메모리는 전원이 OFF되었을 때 장시간 동안 데이터를 저장하기 위해 리튬배터리에 의해 전원이 공급되도록 설계하였다. 프로그램 메모리로는 16kbyte용량의 27C128을 사용하였다.

시스템의 상태를 디스플레이 하기 위해 저전력용의 액정 디스플레이를 사용하였다. 이를 위해 CMOS LCD drive controller와 문자 발생 ROM/RAM 및 디스플레이 데이터 RAM등을 내장한 dot-matrix LCD를 이용하였으며 LCD에는 시스템이 작동하기전 전국의 부착 여부 및 동작조건 등을 확인하기 위한 “READY”와 시스템의 정상동작을 나타내는 “NORMAL OPERATION”과 “LOW BAT”, “MEMORY FULL” 및 주 컴퓨터로의 데이터 전송을 나타내는 “TRANSFER MODE”가 디스플레이 된다. 특히 “LOW BAT”과 “MEMORY FULL”인 경우에는 경보음이 울리도록 설계하였

다.

저장 메모리에 저장된 데이터를 필요에 따라 주 컴퓨터로 전송시켜야 할 경우 포트 3의 P3.1 (TXD)을 이용하여 주 컴퓨터의 RS232 코넥터를 통해 전송한다.

전체 시스템을 동작시키기 위해서 7.2V의 충전용 전지를 사용하였고, 회로에 정전압을 공급하기 위해서 5V 출력을 갖는 low-drop 전압레귤레이터를 이용하였다. 전지의 전압이 5.4V까지 방전되었을 때 CPU로 신호를 보내기 위한 전원감시회로는 히스테리시스 특성을 지니며 저전력을 소비하는 LTC1041을 이용하여 구성한다.

3. 데이터 처리 알고리즘

홀터시스템의 데이터는 실시간으로 처리되며 시스템 소프트웨어는 데이터 전처리(preprocess), QRS complex 및 R점 검출, 리듬분석 알고리즘으로 구성되어 있다. 프로그래밍 언어로는 8031어셈블리 언어를 이용하였다.

3.1 데이터 전처리

심전도 신호처리시 가장 중요한 것은 QRS complex를 정확히 검출하는 것으로 이를 위해 먼저 심전도 데이터를 미분기와 저역통과 필터를 통과시킴으로써 전처리하였다. 파형을 미분시키기 위한 미분기는 전달함수가 $G1(z) = (1 - Z^{-6})$ 이며, 저역통과필터의 전달함수는 $G2(z) = (1 - Z^{-8}) / (1 - Z^{-1})$ 이다^[8]. $G1(z)$ 는 이득이 6.T(T: 샘플링 주기)이고 필터처리 지연은 3 샘플이며 한편 $G2(z)$ 는 이득이 8이고, 차단주파수가 20Hz이며 필터처리 지연은 4-1/2샘플이다. 본 논문에서 필터링된 신호는 $f(.)$ 로 표기한다.

3.2 QRS complex 검출 및 R점 검출

QRS complex는 전처리된 신호 $f(.)$ 에 가변문턱치 (adaptive threshold) 방식을 적용시켜 검출한다. 즉 n번째 비트(beat)의 문턱치를 H_n 으로 정의하고 데이터의 절대값이 H_n 보다 큰 값을 갖는 최대치 혹은 최소치를 QRS로 검출한다. 문턱치의 초기값 H_1 은 처음 2초동안 입력된 파형중 절대값의 최대

치가 PK1일때 $H1 = 0.8PK1$ (첨두치의 80%)에 의하여 구하며, 일반적으로 n번째 비트의 절대치의 최대치가 PKn일때 n+1번째 비트의 문턱치 H_{n+1} 은

$$H_{n+1} = 0.8H_n + 0.2(0.8PK_n)$$

에 의하여 결정된다. 또한 비트 검출의 유무를 판정하기 위한 변수로서 평균 RR 간격을 이용한다. 즉 검출된 비트의 RR 간격이 현재의 평균 RR 간격의 1.8배 보다 클 경우에는 QRS비트가 missing 된 것으로 간주하고 QRS complex를 검출하기 위한 문턱치를 단계적으로 낮추면서 다시 탐색한다^[9]. 초기의 RR_{avg} 는 정상적인 심전도의 값인 800ms로 설정하였다.

QRS complex를 검출하기 위한 문턱치 보다 높은 데이터의 절대값들 중 최대값인 PKn을 검출한다. 그리고 PKn을 중심하여 앞, 뒤 방향으로 가장 가까이 위치한 첨두치를 검출한 후 각각의 첨두치와 PKn과의 차(difference)를 구하고 차가 더 큰 첨두치의 위치와 PKn 사이의 영교차(zero crossing)점을 R점(Rp)으로 정한다.

3. 3 리듬분석 알고리즘

부정맥이 발생할 때마다 데이터를 기록하는 event-recording 방식을 채택하기 때문에 검출된 RR 간격과 평균 RR 간격을 근거로 리듬분석을 한다. 리듬분석을 위한 기준은 Abenstein^[10]이 제시한 알고리즘을 이용하였으며, 리듬분석에 의해 부정맥이 검출시 부정맥 비트를 포함한 좌, 우 10초 간의 2채널 데이터(5kbyte)를 부정맥 발생시간과 함께 저장메모리에 저장한다. 이 경우 저장메모리에는 약 50개의 부정맥 데이터 stream을 저장할 수 있다.

4. 실험 및 결과 고찰

본 연구에서 제작한 홀터모니터의 하드웨어 시스템이 그림 2에 나타나 있다. 홀터모니터의 QRS complex 검출성능 및 리듬분석의 정확도를 실험하기 위해 MIT/BIH 데이터 베이스와 심전도 시뮬레이터(patient simulator : Dynatech nevada 217A)에서 출력되는 부정맥 파형중 심실빈맥 및 심실세동

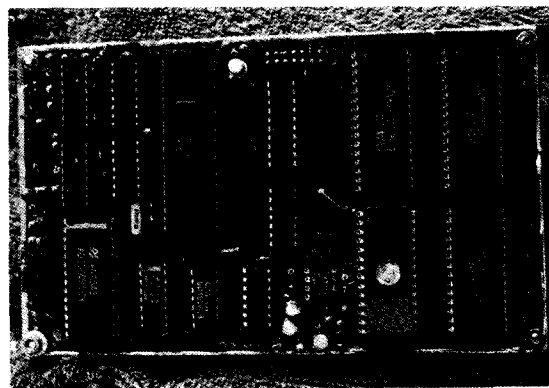


그림 2 제작한 홀터모니터

Fig. 2 The picture of the Holter monitor

을 제외한 파형을 이용하였으며 임상실험을 위해 부정맥환자 2명에게 제작한 모니터를 부착하여 실험하였다.

QRS complex 검출성능을 실험하기 위해 본 논문

표 2 MIT/BIH 데이터 베이스를 이용한 QRS 검출 알고리즘의 성능 평가 결과

Table 2 Results of evaluating the QRS detection algorithm using the MIT/BIH database

Tape (No.)	Total (No. beats)	FP (beats)	FN (beats)	Failed Detection (%)
100	2119	2	3	0.23
102	1812	5	8	0.71
105	2350	20	15	1.48
106	2115	5	7	0.56
108	1523	150	18	11.03
109	2330	3	2	0.21
114	1753	5	12	0.97
116	2234	3	17	0.89
121	1653	4	5	0.54
203	2576	15	34	1.90
208	2680	3	10	0.48
209	2834	2	1	0.10
210	2456	2	6	0.32
222	2176	56	42	4.50
228	2351	13	4	0.72
	32,962	288	184	1.43

문에서 이용한 알고리즘을 이용하여 1채널의 MIT/BIH 데이터 베이스를 처리한 후 검출된 QRS complex의 위치와 MIT/BIH 데이터 베이스에서 제시한 위치를 비교하였으며 그 결과가 표2에 나타나 있다.

처리한 MIT/BIH 데이터 베이스는 PVC 및 잡음이 많이 섞인 15개의 테이프를 이용하였고 테이프에 포함된 전체 32,962개의 QRS complex중 FP(False Positive)는 288개, FN(False Negative)는 184개로 분석되었으며 각 테이프에 대한 검출정확도는 표2에 나타나 있다. 특히 MIT/BIH 데이터 베이스는 특이한 파형들이 특정테이프에 많이 나타나는데 Pan^[11] 등에 의해 분석된 결과에서 제시된 것과 같이 테이프 108,222에서는 P파의 크기가 큰 파형들이 존재하여 QRS complex로 잘못 인식되기도 하였고 기이한 형태의 complex들이 존재하여 잘못 검출하기도 하였다. 더우기 데이터 stream내에는 포화상태의 잡음이 spike 형태로 존재하기 때문에 이들에 대한 전처리가 비효율적이며 그로 인해 QRS complex 검출을 위한 문턱치의 변화가 심하게 되어 검출성능이 떨어지는 부분도 있었다. 그러므로 QRS complex 검출시 가변문턱치의 조정이 매우 중요하며 spike부분의 데이터에 대한 skip알고리즘의 보완이 요구된다. 또한 'R on T'파형에서는 R파 검색구간을 설정시 어려움으로 인해 R파 검출이 정확하지 않은 경우도 있었으며, T파가 큰 경우의 파형에서도 간혹 검출하지 못하였다. 그러나 실제 시스템에서는 두개의 채널로 부터 입력된 데이터를 처리하기 때문에 파라미터 검출시 한 채널에서 정확히 검출되지 않을 경우 채널을 변경하여 검출을 함으로써 QRS 검출성능을 향상시킬 수 있었다. 더우기 본 연구에서 제시한 가변문턱치 방식에 의한 QRS complex 및 R점의 검출은 간단하면서도 정확하며 이 방식은 Algra등^[12]이 제시한 cross correlation 방식보다 간편 하면서도 정확도 측면에서도 비교할만한 결과를 얻을 수 있다.

그림 3-a와 3-b는 부정맥 환자로 부터 얻은 2채널 데이터를 화면에 디스플레이 시킨 것으로서 각각 PVC와 Bigeminy 파형이 나타나 있고 의사가 필요에 따라 원하는 부정맥 데이터의 stream을 검색할 수 있도록 함으로써 정확한 부정맥의 발생시

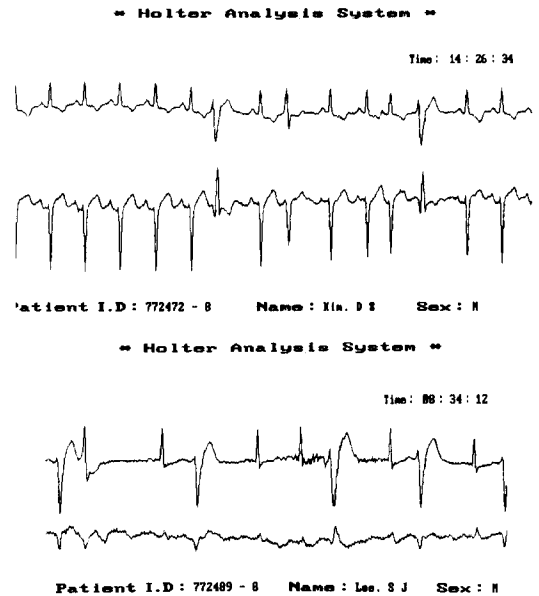


그림 3 부정맥 환자로 부터 얻은 심전도 stream : (a)PVC (b)Bigeminy

Fig. 3 ECG stream obtained from the patient with arrhythmia : (a)PVC (b)Bigeminy

간과 진단 및 처방을 하는데 도움이 되도록 하였다.

제작된 시스템을 custom IC로 제작한다면 전체 시스템의 크기를 소형, 경량화 할 수 있으며 최근 고성능 소형 배터리의 개발로 장시간동안의 데이터 수집이 필요한 경우의 전원 문제는 해결할 수 있다.

제작한 시스템은 부정맥 검출 및 경고발생, 주키프터로의 전송에 의한 진단을 가능케함으로써 도움을 줄 수 있을 뿐 아니라 약간의 개조를 한다면 pacemaker, prior myocardial infarction 환자^[13], ventricular fibrillation으로부터 회복된 환자^[14], 약물투약후의 병변의 진행상황에 대한 모니터링과 간헐적으로 발생하는 부정맥의 검출^[15,16] 및 의사가 관심을 갖는 환자파형만을 수집하는 시스템으로서의 활용가치가 매우 높으며 'intelligent'의 기능을 갖고 있으므로 주키프터의 preprocessor로서의 기능을 갖는 원격감시 제어장비로의 활용이 기대된다. 그리고 현재 고가 장비인 Holter monitor 시스템을 저렴한 가격으로 제작할 수 있어 수입대체

효과도 얻을 수 있으므로 의료기기의 국산화 및 국민 보건향상에 기여할 수 있다.

5. 결 론

본 연구는 원격자동진단을 위한 휴대용 홀터 모니터 설계 및 제작에 관한 것으로서 실험을 통해 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 두개의 채널 데이터에 대한 단순한 미분과 디지털 필터링을 이용하여 얻은 파형으로 부터 적응 문턱치방식에 의해 정확한 QRS complex와 R점을 계산할 수 있다.

2. 제작한 시스템을 이용하여 장시간동안 데이터의 수집을 가능케 하였으며 부정맥의 발생시 이의 trend를 검색할 수 있게 함으로써 진단에 도움을 줄 수 있다.

3. 제작한 시스템은 원격자동 진단을 위한 단순한 데이터의 수집기능외에 진단에 필요한 파라미터 검출 기능을 갖춘 'intelligent'시스템이므로 주 컴퓨터의 preprocessor로서 역할을 할 수 있다.

6. 참고문헌

- 1) I Pandidis, J Morganroth. "Sudden death in hospitalized patients : cardiac rhythm disturbances detected by ambulatory electrocardiographic recording." J Am Coll Cardiol. No.2 pp.798-805, 1983.
- 2) Joel Morganroth, "Ambulatory Holter electrocardiography : choice of technologies and clinical uses.", Anals of internal medicine, Vol. 102, No.1, pp.73-81, 1985.
- 3) G.C Oliver, K.L Ripley, J.P Miller and T.F Marthin, "A critical review of computer electrocardiography : current sttus and future promise," Pordy,L.(Ed), Futura, Mt. Kisco, NY.
- 4) R. G Mark, G.B Moody, W.H Olson, S.K Peterson, P.S Schluter and J.B Jr Walters "Real-time ambulatory arrhythmia analysis with a microcomputer." Proc Comput. Cardiol., pp.

- 317-375, 1979.
- 5) S.K Yuen, "CARDALERT : a portable battery operated, real-time arrhythmia detector and alarm system. Ph. D. Dissertation, Dept. Elect, Eng., Univ. of Illinois. 1976
- 6) M Fostik, Conway, T., R. Dwinell and J. Singer. "Low-power electrocardiographic data acquisition module for microprocessor systems." Med. & Comput., Vol.18, pp. 95-103, 1980.
- 7) N.V Thakor, Webster, J.G and W.J Tompkins "Design, implementation and evaluation of a microcomputer-based portable arrhythmia monitor". Med. & Biol. & Comput., Vol.22, pp.151-159, 1984.
- 8) P.A Lynn "Online digital filters for biological signals : some fast design for a small computer." Med. & Biol. Eng.& Comput.Vol.15, pp. 534-540, 1977.
- 9) 이경중, 민혜정, 이윤선, 윤희로 "휴대용 intelligent QT 분석기의 개발에 관한 연구"의공학회지, Vol.11, No.1, pp.57-63, 1990.
- 10) J.P Abenstein, "Algorithm for real time ambulatory ECG monitoring," Biomed. Sci. Instrum. Vol.14, pp.73-79, 1978.
- 11) J Pan and Tompkins, W.J. "A real time QRS detection algorithm." IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol BME-32, Vol.3, pp.230-236, 1985.
- 12) A. Algra, H. Brun and C. Zeelenberg "An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG" In Computer in Cadiology. IEEE Computer Society Press. pp. 117-119, 1987.
- 13) P.E Puddu and R. Jouve, J. Torresani and A. Jouve "QT interval and primary ventricular fibrillation in acute myocarial infarction." Am. Heart J. Vol.101, pp.118-119, 1981.
- 14) G.Critelli, F. Marciano, M.Mazzarella, and M.L Migaux "QT interval measurement of long term ECG recordings. Application to an automatic Holter analysis system" in Computers in Cadiology, IEEE Computer Society Press. pp.

480-481, 1982.

- 15) 윤형로, 이윤선, 이경중, Nitish V. Thakok.,
“24시간 Holter ECG에서 QT interval 분석을
위한 새로운 알고리즘에 관한 연구”의용생체

공학춘계학술대회 논문집, pp.13-14, 1989.

- 16) 이경중 “파이프라인 프로세서에 의한 심전도
자동진단 시스템에 관한 연구” 연세대학교,
1988.