

# マイクロ プロセッサーを用いたミスア保育機システム

차동익, 이성용, 김종만, 서규영, 박민웅  
\*연세대학교 전자공학과, \*\*(주)중외기계 연구소

Development of the Infant Incubator Using Micro Processor

D. I. CHA, S. Y. LEE, J. M. KIM, G. Y. SEO, M. Y. PARK  
\* Dept. of Electronics Eng., Yonsei Univ., \*\* Choongwae machinery corp.

## ABSTRACT

In this paper, the Infant Incubator Consisting of amplifier, A/D Convert, I/O Expand, Watchdog Timer, Alarm Circuit, Display, and micro-Computer part was developed. The care of Premature new borns of the required that they be in an environment in which temperature is elevated and Controlled, because they are unable to regulated their own temperature.

The central and processing methods based on micro-processor employ the flexibility, and economy over other conventional system.

The system characteristic were as follows

- 1) system based on micro-processor.
- 2) Easy-to read, touch-Operate control panel all displays and indicators
- 3) System flexibility

## 1. 서론

미숙아 보육기는 미숙아 및 신생아실 산모의 환경과 가능한 한 동일하게 조성함으로서 정상 발육아와 같이 키우거나 미숙아 치료에 도움주는 장비이다.

미숙아의 체온을 올리는데는 산소와 포도당 공급이 절대적이다. 더욱이 건강한 신생아보다 호흡기질환 감염 가능성이 높은 미숙아들이 생존하기 위해서는 산소공급이 무엇보다 중요한 산소량을 공급할수가 없다. 그렇지만 미숙아가 어떤 특정한 온도가 유지되는 공간이나 방에 있다면 체온 조절로 인한 산소 요구량이 상대적으로 줄어든다. 그러므로 미숙아는 스스로 체온 조절할 능력이 결여된 상태가 미숙아 간호시에는 필연적으로 주워온도를 올릴수있는 적절한 온도

계가 따라야한다. 미숙아 보육기는 모체내의 유사한 환경조건을 최대한 보유해야한다. 가장 중요한것은 보온, 습도, 산소 등이다. 또한 미숙아의 감염을 방지하기 위한 구조의 설계가 되어 있어야하며, Air-Circulation system이 완벽해야한다. 마이크로 프로세서를 사용하여 미숙아 보육기를 개발함으로서 시스템의 확장성을 용이하게 할뿐만아니라 최적이며 안정된 온도제어가 가능한 전력 제어기를 설계하고 다기능 보육기 시스템을 구성하였다. 또한 신생아를 안전하게 치료하며 감시하기위한 다양한 경보기능을 첨가하며 Monitoring 시스템에 인터페이스를 하기위한 통신기능을 보유한다.

## 2. 시스템 구성과 동작원리

### 2-1 시스템의 구성

마이크로프로세서를 이용한 미숙아보육기의 전체 블럭 선도는 그림 1과같다. 여기서 마이크로프로세스는 8751 one-chip cpu를, 기억소자는 27128 EPROM을 사용하였다.

데이터의 입출력을 위해서 8255 PIO를 사용하였으며, 디지털 출력을 얻기위한 ADC(analog to digital converter) 3711를 사용하였으며 각출력의 최종단으로 Photo-coupler 및 SSR을 사용하였다.

ADC는 비동기적으로 아나로그 전압을 0-3999 (BCD Form at) 의 Counter 값으로 연속변환되어 CPU에 입력된다. 데이터가 변환되는 과정은 다음과 같다

1. 마이크로 Controller가 start conversion pulse를 발생한다.
2. 변환이 완료되면 start conversion pulse 가 low로 동작한다.
3. 마이크로 프로세서는 다음 변환 신호를 기다린다.
4. 입력된 온도, 습도, 전압은 RAM에 저장된다.

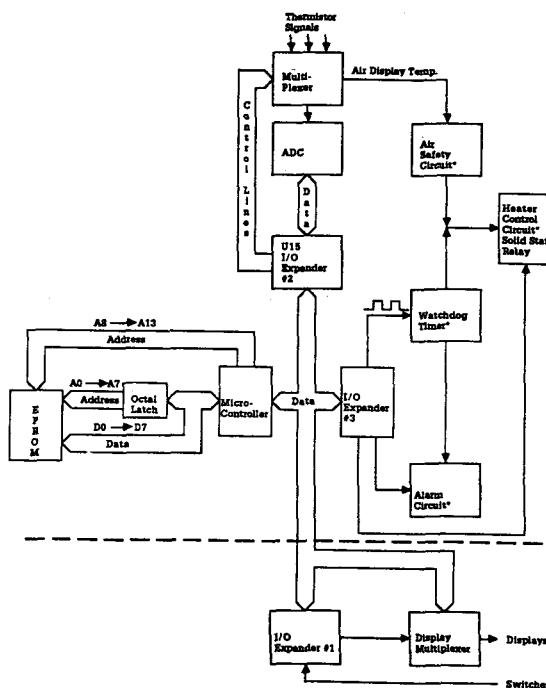


그림 1 미숙아 보육기의 전체 블록선도

아나로그 입력 전압은 아나로그 멀티프렉서를 통하여 직접 ADC에 입력된다. 멀티프렉서 스위치의 선택은 마이크로프로세서에 의해 Control 하여준다.

ACD의 입력은 3개의 부분으로 입력된다.

첫째 그룹은 Line 전압의 감시 부분으로 구성되었으며 Line 전압이 90% - 110%의 정상 입력일 경우 630-770mV의 신호를 입력하게 설계되어 있다.

두번째 그룹은 마숙아의 체온, Hood 내의 온도 및 공기 조절 셋팅 온도의 입력으로 구성되었으며, 세번째 그룹은 습도센서 및 팬이 동작하지 않는 경우의 온도 센서 부분으로 구성 되어 있다.

### 3. 시스템의 제어

#### 3-1 히터전력제어

히터 전력제어 시스템은 8751 microcontroller에 의하여 제어된다. 8751 EA Line 을 low로 시켜줌으로써 외부메모리를 확장할 수 있다.

Clock speed는 6MHz이다.

히터제어 알고즘은 Line 전압 90% - 110% 이내일 경우는 Heater output에 영향을 주지 않으며 히터 출력 Cycle은 다음과 같이 계산된다.

$$\text{Number of cycle} = 50 * \frac{(\text{rate voltage})^2}{(\text{line voltage})^2} * \frac{\text{Required } \%}{\text{Max. Heater output}}$$

히터 콘트롤 회로는 그림 2와 같이 Safety Relay와 SSR, Thermostat로 구성되어 있다. 히터는 정상적인 상태에서는 Heater neutral line의 open 혹은 short에 의하여 On, Off 조절된다.

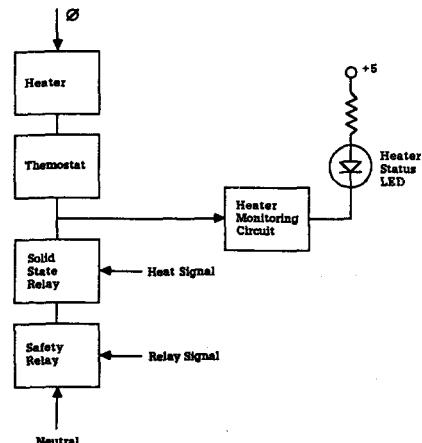


그림 2. 히터 조절 및 안전 회로

#### 3-2 시스템 제어 방식

보육기는 온도센서 감지에 의한 직접적인 공기온도 제어 방식 (Manual control mode)과 신생아 피부온도 제어방식 (Skin Temperature mode)의 2가지가 있다.

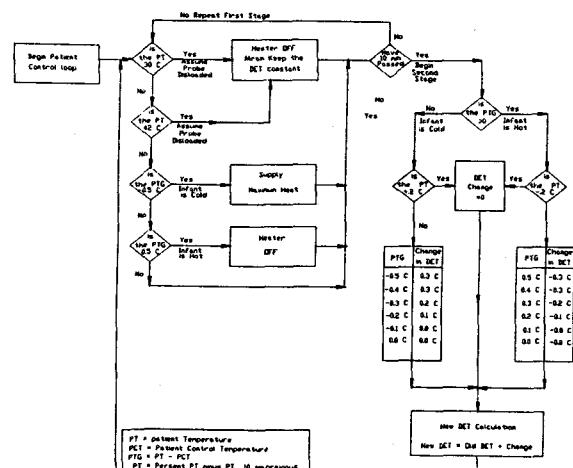


그림 3. Flow Chart

본 연구에서는 2가지 방식을 동시에 적용할 수 있는 겸용을 설계하였다. 공기제어방식을 입력 panel의 setting 온도 값에 의하여 Hood내의 온도센서의 값을 비교하여 CPU에의 DATA처리하여 Heater Control을 하여주며 operating temperature는 보육기내의 복사열과 대류열의 융화에 의하여 결정된 온도이며 벽사이의 온도와 Hood온도의 평균값이

동작온도로 설정된다. 신생아 피부온도 제어방식에서는 그림에 보는 바와 같이 Control Temperature와 피부온도와의 비교에 의하여 Heater 전력제어를 하여준다.

$$T_{Operative} = 0.4T_{Air} + 0.6T_{Wall}$$

#### 4. 결과 및 고찰

사진 1은 제작되어진 미숙아보육기의 외관을 보여주고 있다.

본 시스템의 입/출력기능은 보면 다음과 같다.

##### 1. 입력기능

###### 1) INPUT SENSING

- (1) PATIENT TEMP      (2) AIR TEMP
- (3) HUMIDITY

###### 2) ALARM INPUT

- (1) POWER FAILURE    (2) AIR CIRCULATION FAILURE
- (3) TEMP FAILURE

###### 3) KEY SWITCH INPUT

- (1) UP/DOWN SWITCH (각1개 : 0.1 C / STEP)
- (2) DISPLAY MODE SWITCH (1개) : HUMIDITY/CONTROL TEMP
- (3) SETTING MODE SWITCH (1개)

- ① PATIENT TEMP      ② AIR TEMP
- ③ HUMIDITY            ④ CONTROL TEMP

###### 4) SELF TEST SWITCH

##### 2. 출력기능

###### 1) HEATER OUTPUT (FOR TEMPERATURE)

###### 2) MOTOR OUTPUT (FOR HUMIDITY)

###### 3) 7 SEGMENT DISPLAY (3개)

- (1) PATIENT TEMP      (2) AIR TEMP
- (3) HUMIDITY/CONTROL TEMP



사진 1

##### 4) LED DISPLAY (FOR KEY SWITCH INPUT DISPLAY MODE)

- (1) PATIENT TEMP      (2) AIR TEMP
- (3) HUMIDITY            (4) CONTROL TEMP
- (5) HEATER OUTPUT (4개) : 25, 50, 75, 100%

##### 5) ALARM (LED DISPLAY & BUZZER)

- (1) BUZZER            (1) PATIENT TEMP
- (3) HIGH TEMP        (4) AIR TEMP CIRCULATION FAIL
- (5) PROBE FAILURE    (6) POWER FAILURE
- (7) CONTROL TEMP    (7) SYSTEM FAILURE

본 시스템에서 보육기내의 온도 Accuracy는 +/-0.2°C 내에 접근하는 좋은 결과를 얻었으나 Air Display 온도 센서와 Air Control 온도 센서와의 오차가 0.5°C 이내에 들어야 하는 어려움이 있었으며, 향후 정확한 온도 센서를 식별 할 수 있는 방법도 연구되어야 할 것이다.

#### 5. 결론

본 연구에의 하드웨어와 소프트웨어를 복합하여 개발된 마이크로 컴퓨터 시스템을 채택하여 소프트웨어의 기능을 극대화시켰으며 주변장치와의 인터페이스 및 기억능력을 향상시켜 마이크로 컴퓨터 기능과 다양한 처리가 가능하였다.

또한 RS-232, RS-442를 사용하여 Central Station과 각각의 보육기와의 데이터 전송을 통하여 중앙에서 각각의 보육기의 Monitoring이 가능한 System을 구성할 수 있는 가능성을 남겨주고 있다.

#### 참고문헌

- (1) Paul H. Perlestein, "Incubators, Infants", : Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Vol.3, John Wiley and Sons, pp. 1643-1656, 1988.
- (2) J.S.Ultman et. al., "Electrically Heated Simulator for Relative Evaluation of Alternative Infant Incubator Environments", Vol.22, No.3, Medical Instrumentation, pp.33-38, 1988.
- (3) "Estimating Heat Loads for Thermoelectric Coolers", However Marlow Industry Co.
- (4) Measuring thermocouples with a computer based data acquisition system : Data translation Handbook, pp.18-20, Data Translation Inc. 1990
- (5) M.Ebbinghaus et al., "Inexpensive and universal PC-based bus system for process control and acquisition , " Med & Biol. Eng & comput., Vol.28, pp 505-508, 1990