醫工學會誌 : 第12卷, 第1號, 1991
J. of KOSOMBE : Vol. 12, No. 1

研 究 論 文
91－1－02

컴퓨터에 의한 신생아용 보육기의 다접점 온도측정

김원기* · 김남현* · 유선국**

=Abstract=

Computer－Assisted Multiple Temperature Measurement of Infant Incubator

W.K.Kim,* N.H.Kim,* S.K.Yoo**

A micro- computer system has been designed to evaluate the performance of commercial infant incubator and to develope the temperature controller of new incubator. The measurement system used a hybrid of analog electronics for amplification, integration, and switches and micro-computer for data storage, data display, and control of relay. This approach has been applied to measure the warm-up time, temperature stability, open/close door and portholes, and temperature distribution on the mattress. The micro-computer provides on-line access of multi-point temperature data, simplifies the analog part of the circuit and gives the flexibility.

1. 서 론

신생아용 보육기는 산모로부터 태어난 미숙아등을 산모의 환경과 가능한한 동일하게 조성함으로서 정상발육아와 같이 키우거나 신생아 환자의 치료에 도움을 주는 장비이다. 오래전부터 신생아에게 적절한 열적보호를 제공하는것은 신생아의 성장속도, 질병에대한 저항력과 생존율을 높여준다고 알려져 왔다.[9] 일반적으로 신생아는 변온성이 있기 때문에 주위온도의 변화에 수동적으로 변하게되고, 주위온도 변화에 대한 적응성은 매우 제한된 온도범위에 국한되고 있다. 그러므로 온도조절 능력이 부족한 신생아를 치료하기 위해서는 보육기의 온도를 적절히 높이고, 일정한 온도로 제어 함으로서 산소소모를 최소화 하여야한다. [10] 즉, 신생아의 모든 에너지는 온도 적응에 사용되지 않고 오직 성장에만 사용하게 함으로서 생존률을 높여주게 된다.

모든 항온동물과 마찬가지로 신생아는 자기자신의 신진대사 부산물(M:metabolic heat production)로 열을 생성하게 되고, 이열은 일부 체내에 저장되고(S), 복사(R:radiation), 대류(C:convection), 전도(K:conduction)열과 피부와 호흡계통을 통한 증발열(E:evapolation)로 주위에 방출하게 되므로 M=E+R+C+K+S라는 열평형 방정식을 만족하게 된다. [2,9] 그러므로 모든 보육기들은 신진대사

〈접수 : 1991년 3월9일〉
*연세대학교 의과대학 의용공학과
Dept. of Medical Engineering, Yonsei University
**순천향 대학교 공과대학 전기공학과
Dept. of Electrical Engineering, Soonchunhyang University
〈본 연구는 1990년도 연세대학교 학술연구비 지원에 의하여 수행된 것임.〉

를 최소화하는 주위온도, 즉 열중성점(thermal neutral zone)에 접근하려고 설계하고 있다. 주위온도는 전열기에 의하여 강제순환되어 수동조작방식에 의한 주위온도를 일정하게 유지하거나, 신생아의 생존률을 높이기 위하여 피부온도를 일정하게 유지하는 자동조절(servo－control)방식을 선택하여 사용하고 있다. [3,7]

그러므로 본 연구에서는 신생아용 보육기를 설계하고, 기존의 보육기의 성능을 정량적으로 평가하기 위하여 신생아용 보육기의 내부온도를 다접점으로 컴퓨터 제어하에 측정하였다. 온도상승시간, 온도 안정성, 문개폐효과, 메트리스 온도변화 데이터를 저장하고, 화면에 연속적, 시간별로 각 측정요인을 종합적으로 표시함으로서 신생아에게 최적의 성장환경을 제공할 수 있도록 하고자한다.

2. 시스템 구성

그림 1은 신생아용 보육기의 다접점에서 온도를 측정하기 위한 전체의 하드웨어 블럭 선도로서, 다접점 입력 센서부, 입력선택 스위치부, 영점조정회로(CJC:cold junction compensation circuit), 고이득 직류전압 증폭부, 저잡음 적분부, A/D변환부, 마이크로 컴퓨터, 저장 및 표시부, 스위치 제어부로 구성되어 있다.

보육기 내에서의 온도 변화를 측정하기 위해서의 입력센서는 2개의 서로 다른 금속에서는 온도차에 다른 전압이 발생한다는 Seebeck 효과[7]를 이용한 열전쌍(thermocouple) T－type를 사용하였다. $\triangle E_{ab}=\alpha \triangle T$, 여기서 a, b는 서로다른 두가지의 금속을, $\triangle T$는 온도차를, $\triangle E_{ab}$는 Seebeck 전압을, α는 Seebeck 계수이다. T－type는 copper－constantan의 junction을 이용하는 형으로서 －160℃에서 400℃까지의 온도측정 범위를 갖으며, 40－42 $\mu V℃^{-1}$의 응답특성을 갖는다. 최대 16개의 입력센서를 선택하기 위한 스위치는 미소전압의 이동(drift)을 없애기 위하여 릴레이(model:HE 722 A 0610)를 사용하여 cross－talk를 최소화 하였으며, 릴레이의 제어는 PIO(peripheral input/output)칩을 사용하여 컴퓨터에 의한 중앙제어를 하였다. NBS(national bureau of standards)[7]에 의한 열전쌍 테이블의 0℃에 해당하는 reference 전압을 보정하기 위하여, 하드웨어에 의한 일정한 옵셋 전압을 만드는 보정회르 CJC[4]를 첨가하였다.

저전압의 직류 전압을 측정하기 위한 증폭부는 입력 임피이던스를 높이기 위하여 버퍼 앰프부, 전원 잡음의 영향을 없애기 위하여 차동 증폭부로 구성하였으며, 저잡음, 저온도 변화, 저옵셋전압, 고이득, 고 CMRR을 얻기 위하여 OP－27(linear technology Co.)[6]을 사용하였다. 전체의 이득은 2000－10000까지 가변하여 10℃－50℃ 범위를 0－10V로 조정하였다. 증폭된 신호의 잡음을 제거

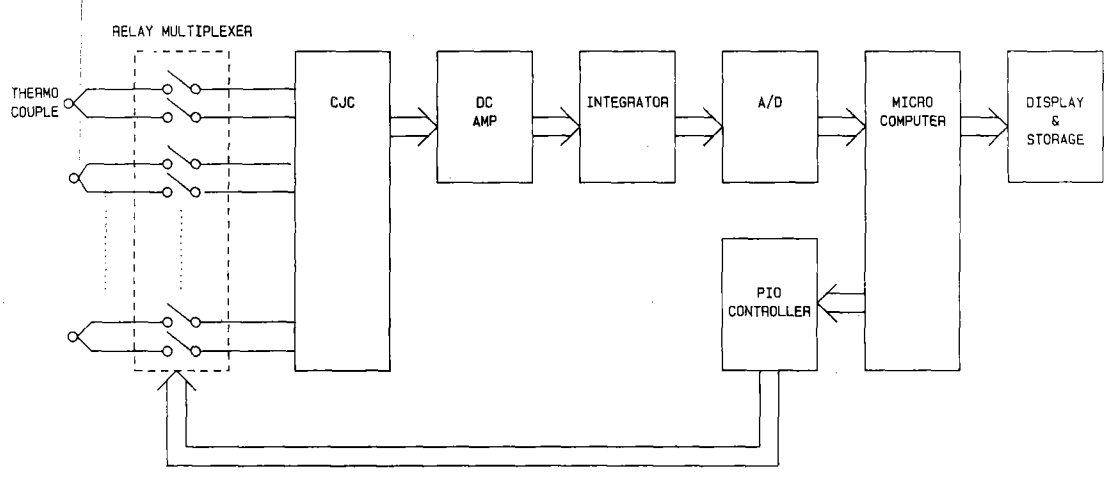

그림 1 신생아용 보육기의 다접점 온도측정을 위한 시스템 블럭선도
Fig. 1 System block diagram for multiple temperature measurement of infant incubator

하기 위하여 10Hz 차단 주파수를 갖는 비반전 2차 저역통과 필터를 통과시켜 제거하였다.

소프트웨어적인 잡음제거를 첨가시키기 위하여 증폭된 직류전압은 0.01분 단위로 샘플링 되어 100포인트를 평균하여 1분단 데이터 1개씩을 추출하였다. A/D 변환기는 16비트의 분해능을 가지며, 컴퓨터는 IBM-PC/AT를 사용하여 추출된 데이터는 화면에 표시된후에 보조기억장치에 저장하였다.

3. 데이터 처리

잡음을 제거하기 위하여 스무딩된 열전쌍의 비선형적인 온도-전압 관계를 보정하기 위하여 최소자승 추정법[11]을 사용하여 에러를 최소화하는 N차 다항식으로 정합 시켰다.

$$S=\sum_{K=0}^{N-1}[Y_k-F(X_k)]^2 \qquad (1)$$

여기서 Y는 측정값, F는 추정함수, S는 최소자승오차, k는 측정구간을 의미한다. 식(1)은 선형방정식으로 표시되고 N+1개의 계수를 구하기 위한 선형방정식의 해는 가우시안 소거법을 사용하여 back-substitution 계산하였다.

A/D 변환된 전압을 온도로 변환시키기 위하여서는 식(1)에 의하여 계산된 계수를 사용하여 다항식의 값을 구하게 된다.

$$T=A_0+A_1X+A_2X^2+A_3X^3+\cdots+A_nX^n \qquad (2)$$

n이 증가할수록 정확도는 증가하게 되나, 계산시간은 그에 비례하여 증가하게 된다. 그러므로 계산시간을 줄이기 위하여 식(2)를 식(3)과 같은 nested 형태로 변환하였다.

$$T=A_0+X(A_1+X(A_2+X(A_3+\cdots(A_{n-1}+A_nX^n)\cdots)) \qquad (3)$$

4. 실 험

실험에서는 온도상승시간, 문개폐효과는 실내온도를 20℃-25℃ 사이의 실내에서 측정하였으며, 온도 안정성의 측정은 주위온도의 변화에 대한 패턴을 측정하기 위하여 15℃-25℃ 사이의 변화에 대하여 측정 하였다. 각 채널당 junction 차에 의한 옵셋은 소프트웨어 적으로±0.2℃ 이내로 보정하였다. 식(1)에 의한 전압-온도 변환은 7차를 사용하였으며, A_0에서 A_7까지의 계수는 10.165941, 2.221361, 0.902254, -0.326851, 0.047614, -0.000156, 0.000011이며 그림 2과 같은 변환곡선을 얻었다. 보정을 하기 위한 온도는 Tetronix DM-501A를 기준으로 측정하였다. 그림 3은 모든 실험에서 사용한 열전쌍 입력센서의 부착위치이며, 내부 공기온도는 메트리스 중앙으로 부터 16cm 상층에 보육기 센서로 부터 1cm 이격시켜 부탁하였다.[3]

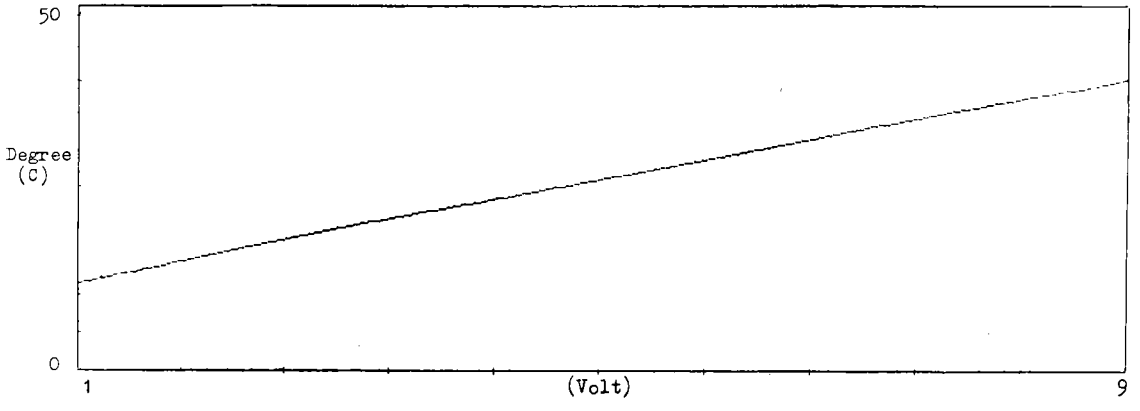

그림 2 최소자승 추정법에의한 전압-온도 변환곡선
Fig. 2 Voltage to temperature conversion curve obtained by least square approximation method

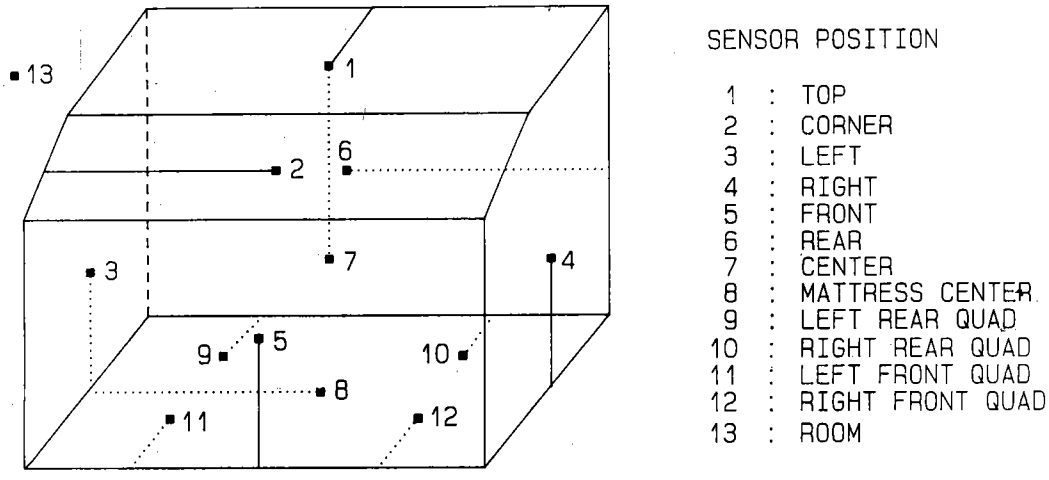

그림 3 보육기내의 온도측정을 위한 다점점 온도센서 부착위치
Fig. 3 The multi-sensor positions to measure the temperature within the incubator

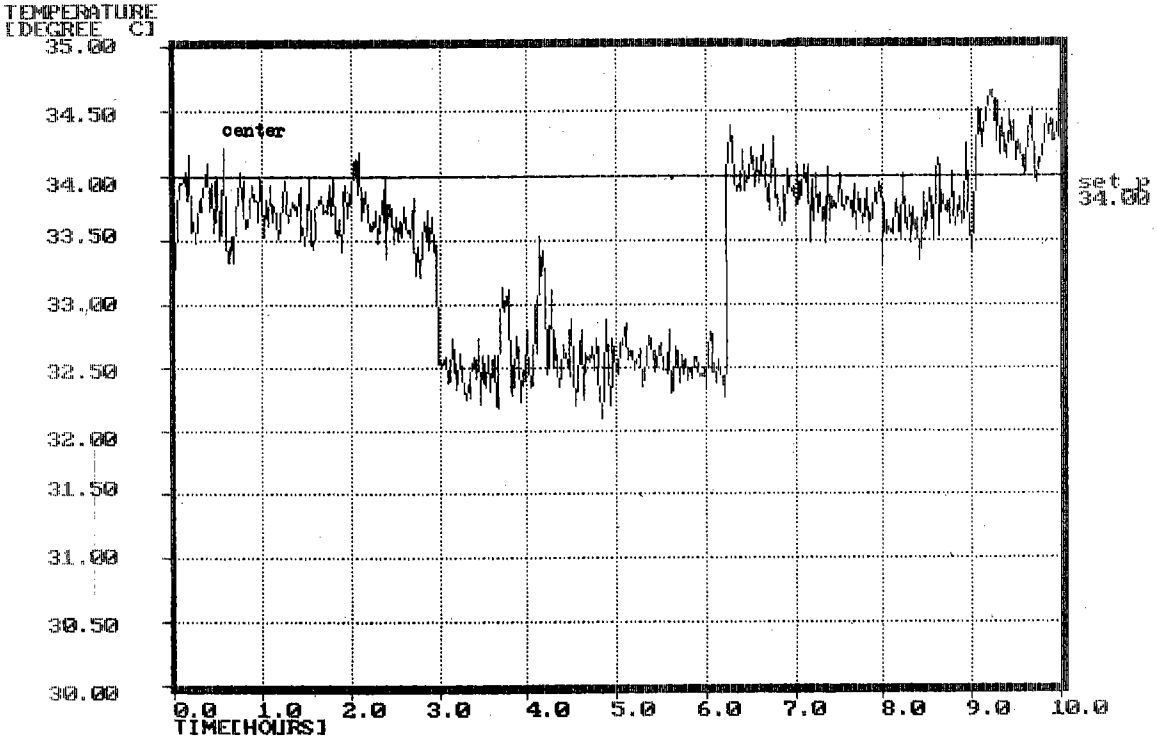

그림 4 온도 안정성 측정곡선
Fig. 4 The measurement curve of temperature stability

방사열 효과를 측정하기 위한 벽온도는 정점, 정점의 꺽인 부분, 왼편, 오른편, 정면, 후면부에서 측정하였으며, 메트리스 온도 변화 측정은 메트리스를 4등분한 정사각형 중앙에 각각 4개와 중심점에 1개를 부착하고, 외부에 1개를 부착하여 실내온도를 동시에 측정 함으로서 전체 13개의 센서를

사용하였다. 보육기의 동작상태는 공기온도를 일정하게 유지하는 수동동작 방식과, 신생아의 피부온도를 일정하게 유지하는 자동동작 방식 각각에 대하여 측정하였으며, 피부온도 센서는 공기중에 16 cm 이격하여 내부온도로 제어하였으며, 피부온도와 체온과의 차이는 약 1℃가 발생하므로 측정시 전면 판넬 온도를 고려하였다. 여닫이문(porthole)의 개폐는 전면부 2개의 문을 개폐하였다.

5. 결과고찰

그림 4는 자동조정 방식에 의하여 10시간 동안의 보육기내의 안정도를 측정한 곡선이다. 일정한 외부온도하에서는 ±0.3℃내의 안정도를 보이고 있으나, 방사열에 의하여 외부온도에 따른 변화를 알 수 있었다. 보육기내의 안정도는 신생아의 열적 자극을 최소화 하는 척도가 되며, 내부 공기와는 무관하게 보육기 내의 공기와 접하게 되는 일정하게 유지된 피부온도는 신생아의 냉온 자극을 최소화 하게 된다.

그림 5는 자동조정 방식에 의한 10시간 동안의 벽온도를 측정한 곡선이다. 공기의 유동에 따른 가장 높은 메트리스 센서부의 온도와 후면부의 온도차는 약10℃의 차를 보이고 있으며, 피부온도에 대한 벽온도의 차이는 약 5℃ 변위(gradient)를 보이고 있다. 그러므로 신생아와 차가운 벽사이의 변위는 신생아로 부터 외부로의 방사열을 발생하게 되며 수동적으로 가열되는 single－wall 보육기의 단점을 보이고 있다. 즉 보육기는 벽온도을 일정하게 유지함으로서 신생아의 비증발 열손실의 64%[9]를 차지하는 방사열 효과를 최소화 하게되며 신생아는 산소소모와 열량 조절을 위한 증발열 손실을 줄이게 된다.

그림 6은 문 개폐에 의한 90분 동안의 air－curtain 효과곡선이다. 문 개폐에 의하여 약 2.0℃의 온도 하강이 발생했으며, 문 폐에 의하여 2℃의 overshoot가 발생하고 있음을 보여주고 있으며 안정시간은 10분이 소요되고 있음을 알수 있다. 보육

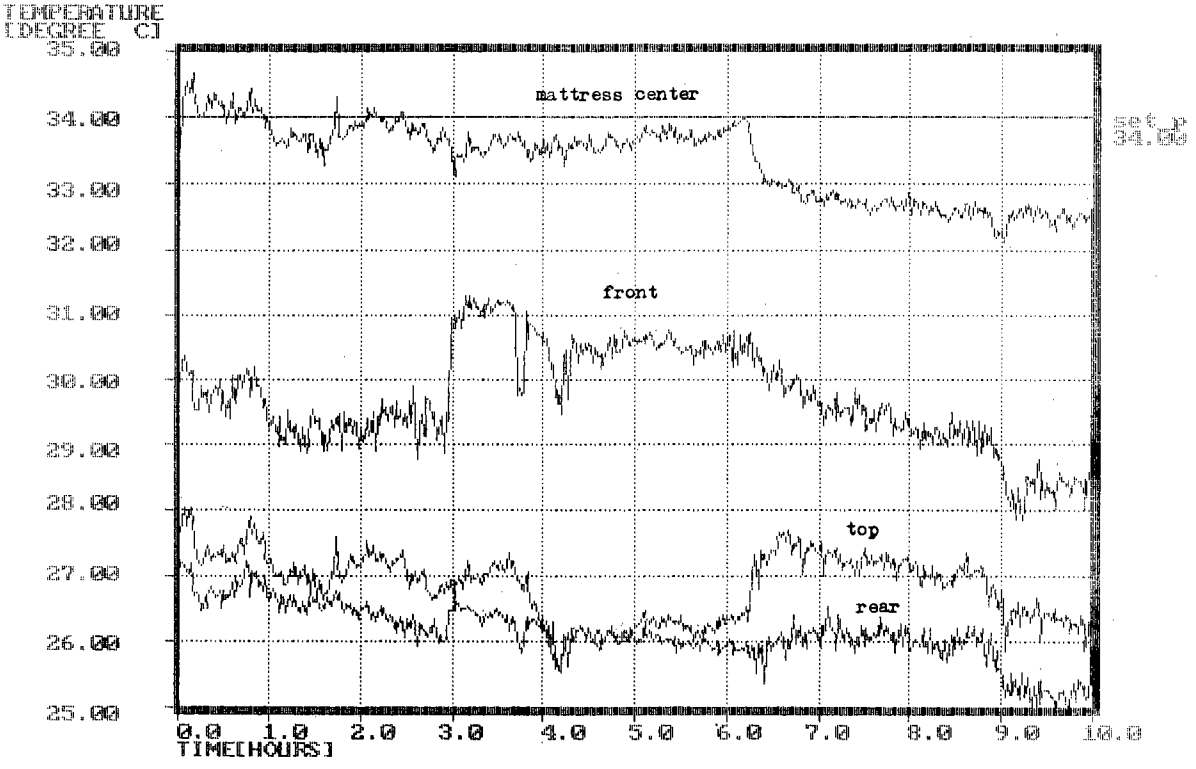

그림 5 벽에서의 온도안전성 측정곡선

Fig. 5 The measurement curves of temperature stability at the wall

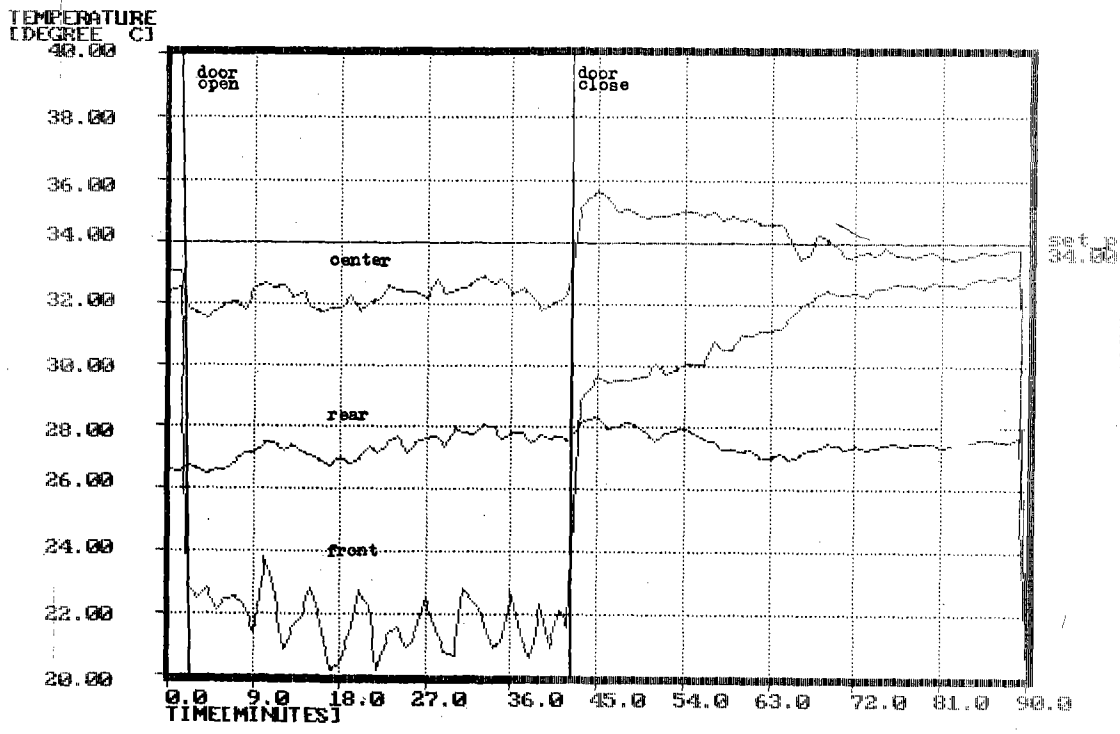

그림 6 문 개폐효과 측정곡선

Fig. 6 The measurement curves of door open/close

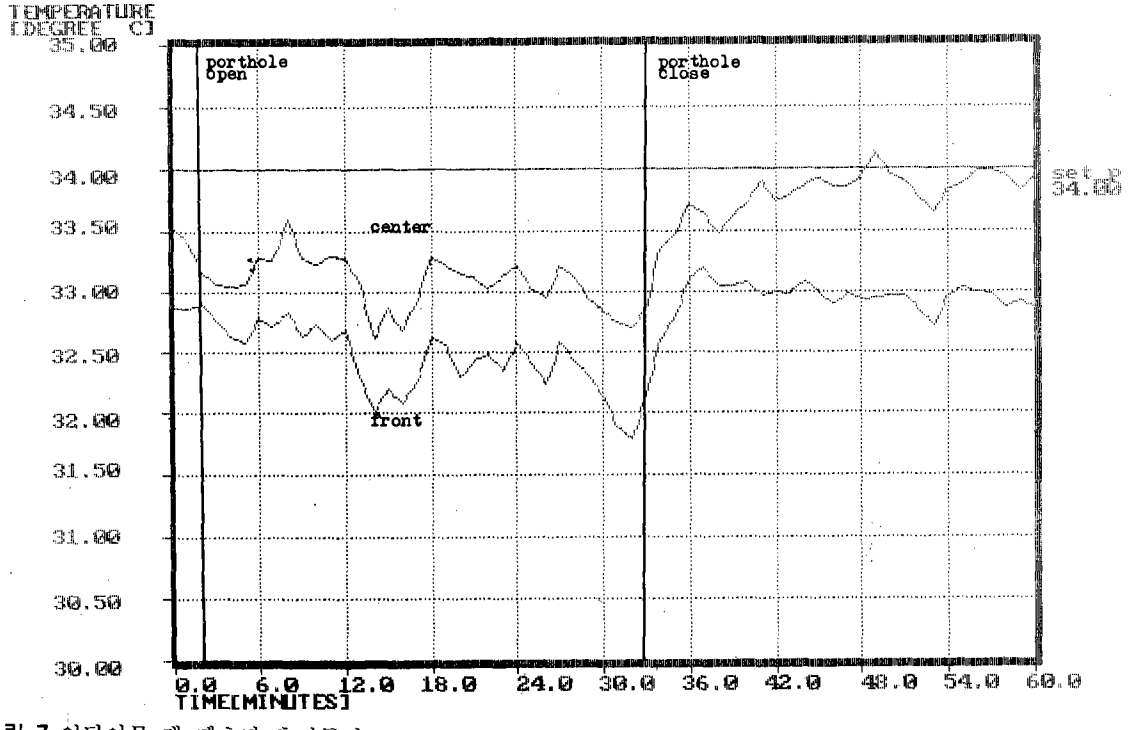

그림 7 여닫이문 개 폐효과 측정곡선

Fig. 7 The measurement curves of porthole open/close

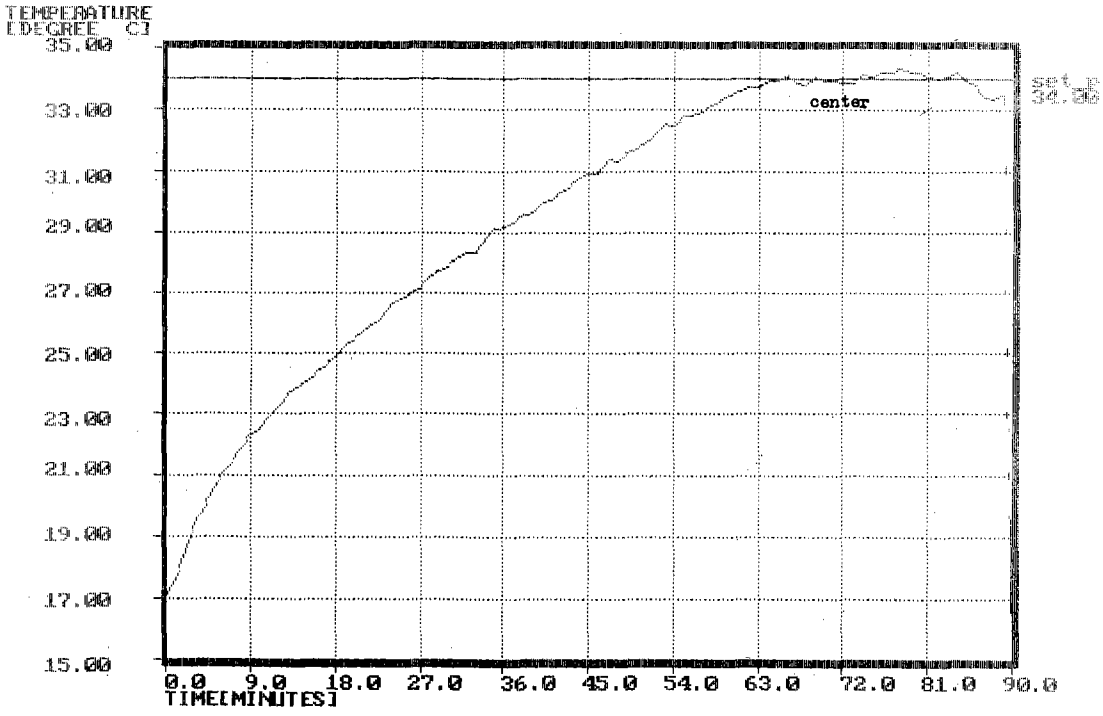

그림 8 온도상승시간 측정곡선

Fig. 8. The measurement curve of warm-up time

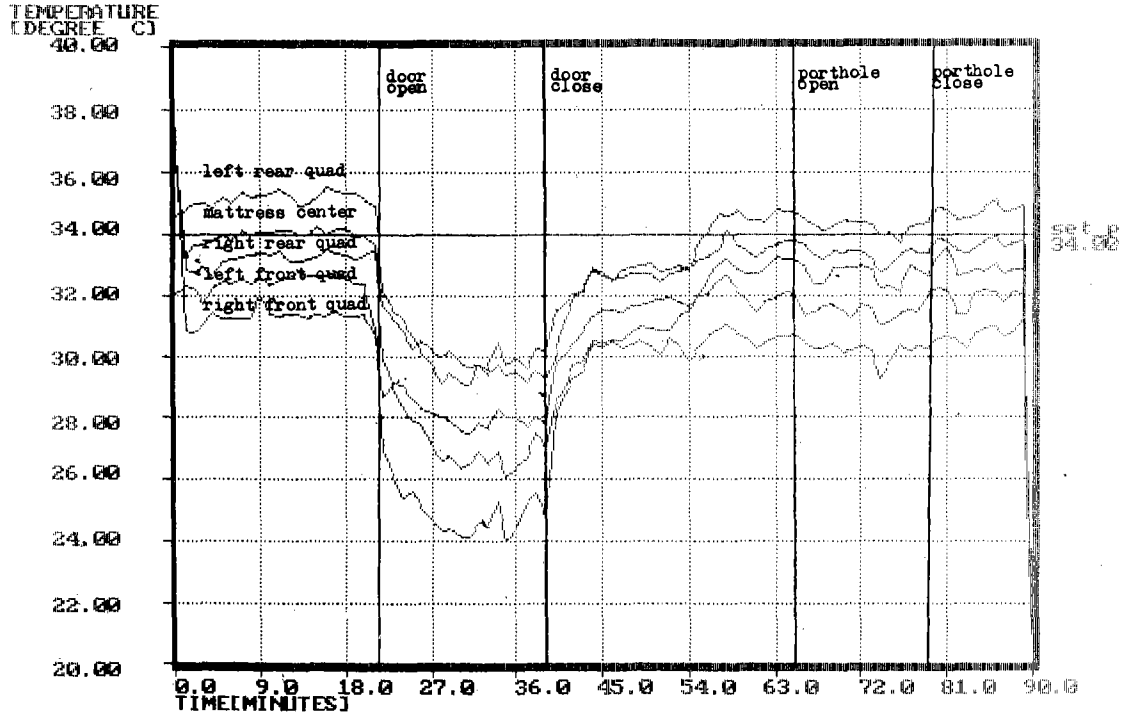

그림 9 문, 여닫이문 개폐에 따른 메트리스 온도 측정곡선

Fig. 9 The measurement curves of temperature distribution due to door, porthole open/close

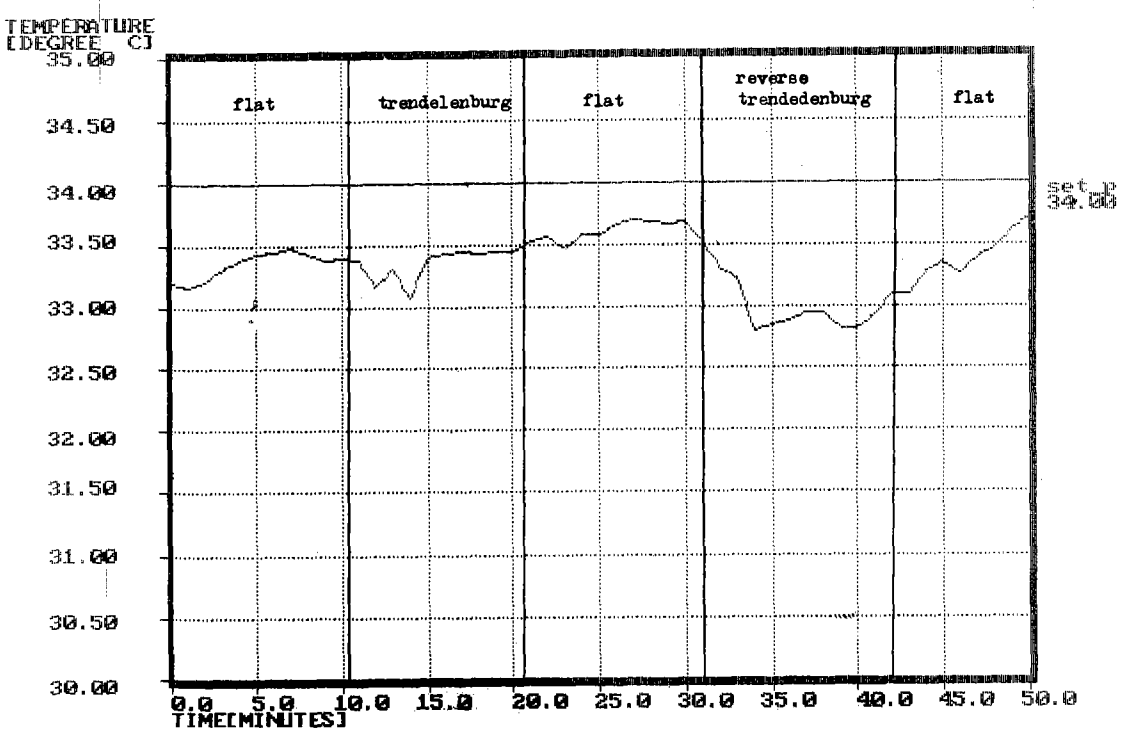

그림 10 메트리스 위치 변화에 따른 온도 측정곡선
Fig. 10 The measurement curve of temperature by changing the mattress position

기 내의 온도는 자동조정 방식에 의하여 외부온도에 무관하게 조절되어야 하며, 신생아의 치료시에도 항온을 유지하여야 한다. 순간적인 온, 냉자극은 신생아의 온도 조정 능력에 자극을 주게되며 호흡정지(apnea)[8]결과를 초래하게 된다. 보육기는 문이 열리게 될때 내부 공기의 방향이 변화되어 보육기의 전면부에 air-curtain을 형성하여 온도를 유지하게 된다. 그림 7은 전면부의 2 여닫이 문을 열었을때의 효과로서 1℃ 미만의 항온을 유지하고 있으므로 신생아 치료시 자극을 최소화 하고 있다.

그림 8은 보육기를 처음 동작시켰을때 얼마나 빨리 지정된 온도에 도달하고 있나를 보여주는 온도상승 곡선으로 전열기의 능력을 평가하게 된다. 17℃의 온도에서 약 65분의 가열시간이 소요되고 0.2℃미만의 변동을 보이고 있으므로 열적 자극효과가 적음을 알 수 있다.

그림 9은 전도효과에 의한 열적 손실을 측정하기 위한 메트리스 온도변화 곡선이다. 만약 메트리스내의 온도차가 증가하면 전도에 의하여 열적손실 또는 이득을 얻게되므로 균일한 메트리스 온도를 요구하게 된다. 메트리스 부위에 따른 약 4℃의 온도차를 보이고 있으며, 문 개폐에 의하여 5℃의 온도하강과 15분의 안정시간을 요하고 있다. 또한 여닫이 문 개폐에 의하여 0.5℃ 미만의 적은 온도변화를 보이고 있다.

그림 10은 메트리스의 위치변화에 대한 메트리스 내의 온도변화 곡선이다(trendelenburg, reverse trendelenburg위치). 이 곡선은 메트리스 어느 위치에 신생아가 놓여 있는가에 따른 방사열 효과를 결정하는 곡선이 되며, 메트리스 내의 균일한 온도분포를 요구하고 있다.

6. 결 론

본 논문에서는 신생아용 보육기 내부의 다점점에서 온도를 측정하기 위하여 아날로그 회로에 의한 다점점 입력센서, 고이득 직류전압 증폭, 저잡

음 적분부와 마이크로 컴퓨터에 의한 입력선택, 데이터 저장, 데이터표시, 디지탈 적분, 전압-온도 변환을 복합사용하였다. 혼합 설계를 하기 위하여 먼저 단접점 증폭과 적분을 한 후에, 다접점 데이터를 처리하기 위하여 마이크로 컴퓨터를 도입하였다. 또한 마이크로 컴퓨터의 도입은 필요한 접점의 선택, 데이터의 저장, 디지탈 신호처리의 도입을 용이하게 하였으며, 아날로그 부분의 단순성과 시스템의 확장과 변환이 용이하였다.

구성된 시스템은 기존의 보육기에 대한 온도 상승시간, 온도 안정성, 문 개폐효과, 메트리스 내의 온도변화에 대한 데이터를 측정하는데 적용하여, 보육기의 전열기 특성, 내부온도의 변화, 복사, 대류, 전도열 효과에 대한 성능 분석을 하였다. 그러므로 이러한 혼합 설계는 신생아용 보육기를 설계하고, 기존의 보육기에 대한 성능을 정량적으로 평가하는데 뿐만 아니라 저전압 생체신호를 처리하는데 유용함을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1) A. Aynsley-Green, N.R.C.Roberton, and P.Rolpe, " Air temperature recordings in infant incubators" , Arch. Dis. Child. Vol. 50, pp. 215-219., 1975.
2) E.F.Bell, " Infant incubators and radiant warmers" , Early Human Devel. Vol. 8, pp. 351-375, 1983.
3) E.F.Bell, and G.R.Rios, " Performance characteristics of two double-walled.infant incubators" , Critical Care Medicine, Vol. 11, 00. 663-667, 1983.
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 data acquisition," Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 28, pp. 505-508, 1990.
6) Linear Databook : Linear Technology, 1990.
7) Ohmeda Care-Plus vs Air-Shields Vickers C100 Isolette : MET Technical Report No. 23009B, Baltimore, MET Testing, Inc., 1989.
8) P.H.Perlstein et al., " Apnea in premature infants and incubator-air temperature changes" , New Eng. J. of Medicine, Vol. 282, pp. 461-466, 1970.
9) P.H.Perstein, and H. Atherton, " Incubators, Infants" , In J.G.Webstcr(Ed.), Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley & Sons, Vol. 3, pp. 1643-1656, 1988.
10) P.J.J.Sauer, H.J.Dane, and H.K.A.Visser, " New standards for neutral thermal environment of healthy very low birthweight infants in week one of life" , Arch. Dis. Child. Vol. 59, pp. 18-22, 1984.
11) S.D.Stearns, and R.A.David : Signal processing algorithms, Ch. 11, Prentice-Hall, 1988.
12) The theermocouple : OMEGA Temperature measurement handbook, OMEGA Co. 1991.
13) Y. Mahler, N.Lifshitz, and M.Nitzan, " Microprocessor automatic multiple temperature measurement device" , Med. & Bilo. Eng. & Comput., Vol. 26, pp. 554-556, 1988.