

# 신생아 보육기의 공기유동에 관한 유동가시화, hot-wire 속도계측 및 전산유동 해석

김 영호\* · 권 치호\*\* · 유 성출\*\*\*

## Air Flow in a Neonate Incubator: Flow Visualizations, Hot-Wire Velocity Measurements and Computational Fluid Dynamics

Young Ho Kim\*, Chi Ho Kwon\*\*, and Seoung Chool Yoo\*\*\*

**Key Words:** Neonate Incubator (신생아 보육기), Flow Visualizations (유동가시화), Hot-Wire Velocimetry (Hot-wire 속도계측), Computational Fluid Dynamics (전산유동해석).

### Abstract

In the present study, flow visualizations, hot-wire velocity measurements and computational fluid dynamics were performed in order to determine complicated air flow characteristics in a neonate incubator. In this study, following conclusions can be made: (1) The flow visualization technique developed in the present study revealed an enough qualitative information for the flow field in the neonate incubator. Flow structures in a neonate incubator with a realistic three-dimensional shape was successfully visualized the present study. (2) Results from the flow visualization were relatively in good agreements with those obtained from the computational fluid dynamics. (3) Velocities very near the neonate measured by the hot-wire anemometer were relevant to those obtained from the computational fluid dynamics. (4) Temperatures were higher at the neck region and the medial aspect of both thighs, but lower in both extremities. (5) Small vortices between the neonate and the mattress might interfere with convective and evaporative heat transfers on the neonate's surface. In the fluid dynamic aspect, it is important to eliminate the formation of these small vortices for the design of incubator chamber.

### 1. 서론

신생아 보육기 내의 공기온도를 잘 조절하여 간호하는 경우 22%의 신생아 사망을 감소할 수 있다 (Perlstein et al., 1976). 갓 출생한 신생아

는 대사활동을 위해서 열의 생산, 소비, 손실 등을 조화롭게 조절함으로써 자신의 체온을 유지한다. 그러나 신생아들은 열생산에 있어서 비효율적이므로 떨림 및 근육 수축이 제한적이고 생화학적인 방법으로 열을 생산한다. 따라서 주변과의 열교환이 어른들보다 큰 신생아들에게 보육기 내에 적절한 환경을 제공하는 것은 매우 중요하다.

열적 중립상태는 신생아가 열적 조절과정 없이 체온을 적절히 유지하는 공기온도의 범위를 말하

\* 연세대학교

\*\* 연세대학교 대학원.

\*\*\* 한라대학교

며, 이 때 주변과 신생아와 열적 평형을 유지하고 있는 온도범위를 의미한다. 신생아의 체온을 적절하게 유지하기 위해서는 보육기 내부의 속도 크기가 0.2 m/s 이하이어야 한다는 보고가 있었다 (Hey & Kath, 1970). 신생아 보육기 내부의 공기유동은 매우 복잡하며 공기 유동시스템에 따라서 크게 변화된다. 공기 유동시스템은 신생아와 주변사이의 열교환에 영향을 미치며, 따라서 보육기 내부의 열적 상태를 변화시킨다. 또한 신생아들이 자신의 체온을 조절하기 위한 평균속도 특성을 보면 보육기 내부 공기유동을 분석하기 위해서는 난류특성을 고려하여야 한다.

신생아 보육기 내의 유동특성을 정확히 이해한다면 보육기의 디자인에 있어서 유동학적 효율을 증가시키고, 결국 보육기 내에서 안정적이고 일정한 공기온도에 이르도록 한다.

Hasegawa 등(1993)은 보육기 내부 유동에 관한 전산유동해석을 수행한 결과, 일정하지 않은 공기유동이 신생아 체표면에서의 열손실에 현저한 영향을 미친다고 보고한 바 있다. 신생아 보육기 내부의 균일한 공기유동은 산소 및 기타 기체의 농도를 일정하게 유지하는데 있어서 매우 중요하다.

유동가시화 연구를 통해서 유동장에 대한 일반적인적이고 정성적인 유동을 관찰할 수 있다. 그러나 신생아 보육기 내부의 공기유동에 대한 유동가시화 연구가 진행된 적은 없었으며, 이는 보육기 내의 복잡한 공기유동 때문이다.

Hot-wire 속도계측은 유체역학 분야의 중요한 도구로 오랫동안 사용되어 왔다. 최근 우수한 장비의 출현과 자세한 유동장에 관한 관심이 고조됨에 따라 hot-wire 속도계측은 발전하고 있다. Hot-wire 속도계측에서는 일반적으로 측정하고자하는 물리량의 속도 및 난류강도를 측정한다. Bell (1983)은 신생아 보육기의 장축과 평행한 위치에서 hot-wire 계측기로 속도를 측정 한 결과, 모든 보육기에서의 공기속도는 0.05m/s 이하로 매우 작았다고 보고하였다. 본 연구의 목적은 유동가시화, hot-wire 속도 계측 및 전산유동해석을 통하여 신생아 보육기 내부의 복잡한 공기유동을 해석하고자 함에 있다.

## 2. 방법

### 2.1 신생아 및 신생아 보육기

Fig. 1과 같이, 본 연구에서 사용된 신생아 보육기 내부에는 신생아의 우측에 긴 입구가 있고 신생아의 좌측에 같은 크기의 출구가 있다.

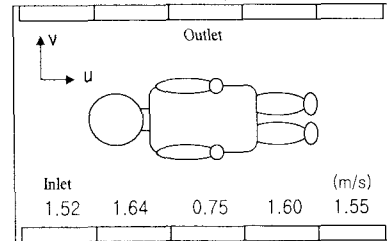
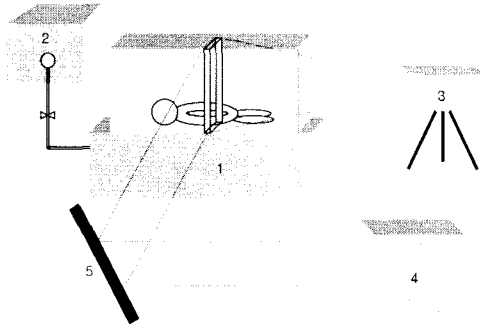


Fig. 1 Schematic of the neonate incubator

삼차원 레이저 스캐너 (Conveyor DS-2016, Laser Design, 미국)를 이용하여 5mm 간격으로 인형을 스캔한 다음 그 데이터를 STL 형식으로 변환하였다. 스캔된 데이터는 신생아의 실제 크기로 맞추어 쾌속조형시스템(Z-402, Z-corp., 미국)으로 전송하였다. 결국 삼차원 프린팅 기술을 이용하여 미세한 석고가루로 적층해서 신생아 모델을 제작하였다.

### 2.2 유동가시화

Fig. 2는 본 연구에서 사용된 유동가시화 장치를 나타내며, 이 장치에는 조명시스템, 디지털 비디오 카메라, light slit 장치, 연막 발생장치 등으로 구성된다. 유동가시화 실험을 위하여 2kW 투영등으로 관심 부위에 평면광을 조명하고, 비디오시스템을 이용하여 보육기 내부의 유동 영상을 촬영하였다. 투영등이 가열됨에 의하여 유동에 대한 부력영향을 최소화하기 위해서 실제 실험동안에만 투영등의 전원을 켜다. 신생아 보육기의 조명으로 light slit 장치를 이용하였으며, 이 장치는 각도조절이 가능하도록 설계되었다. Sony DSR-2000A 디지털 비디오 카메라를 이용하여 PDV-124ME 테이프에 유동 영상을 기록하였다.



1: Incubator, 2: Smoke Generator, 3: Digital Video Camera 4: Light Source with Slit System 5: Mirror

Fig. 2. Schematic of the flow visualization system

유동가시화 연구를 위해서 고체 입자 발생장치를 보완하여 실험조건에 적합한 입자의 농도와 유량을 결정하였다. 연막 발생장치를 이용한 특수 광물성 기름의 동영상을 통해서 일정하고 향상된 시각적 대조를 얻을 수 있었다. 이 방법으로 획득한 연막은 깨끗하고 조밀하였으며 부색이었다. 연막 입자의 크기는 설정 압력에 따라 다르지만 일반적으로 직경이 0.5 $\mu\text{m}$ 에서 4.5 $\mu\text{m}$ 까지의 범위에 있었다.

유동가시화 연구를 위해서 폐쇄조형시스템을 이용하여 제작된 신생아 모델을 보육기 내의 매트리스 위에 놓혀 놓았다. 보육기 내부의 입구 평균 유량은 0.013  $\text{m}^3/\text{sec}$  이었고 수력직경에 의거한 평균 레이놀즈 수는 약 2,084이었다.

입자살포에 의한 유동혼란을 피하기 위해서 국부적 유속을 연막의 유출속도와 일치시켰다. 따라서 튜브를 통하여 유출되는 연막속도는 필터를 통한 공기속도와 동일하였다. 입자 살포장치의 압력을 증가 또는 감소시켜서 유동특성을 관찰한 결과 이 분사방법이 isokinetic하게 이루어졌음을 알 수 있었다. 보육기의 커버를 통해서 정지 압력계기를 이용하여 측정한 결과 분사 튜브의 끝단과 필터 표면에서의 속도가 서로 매우 비슷함을 알 수 있었다.

유동가시화를 위해서 조명등을 광원으로 사용하였다. 불안정한 유동특성을 효과적으로 영상화하기 위해서는 고속 촬영이 요구되었다. 신생아의 여러 해부학적 평면에 대해서 보육기 내에서

의 유동을 관찰하였다.

### 2.3 Hot-Wire 속도계측

Hot-wire 계측기인 ThermoAir3 (Schiltknecht, 독일)을 사용하여 보육기 내부의 저속 (0.01-5m/s) 유동 및 난류 정도(degree of turbulence)를 측정하였다. 이 계측기는 자동 온도보상, 고도에 따른 압력보정, 영점조정이 간편하여 정밀측정에 사용되고 있다.

Hot-wire 계측기를 이용하여 보육기의 긴 입구를 따라 매 7.6cm 간격으로 절대속도를 측정하였다. 신생아 보육기의 내부유동은 난류이다. 난류의 특성은 유동장의 국부적 변동에 의하여 결정된다.

난류유동은 시간 평균부분과 변동부분으로 표현될 수 있다:

$$u = \bar{u} + u' \quad (1)$$

난류함수  $u(x,y,z,t)$  의 시간평균  $\bar{u}$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$\bar{u} = \frac{1}{T} \int_0^T u dt \quad (2)$$

여기에서  $T$ 는 평균기간을 의미한다. 난류의 강도(turbulent intensity)는 변동부분으로부터 다음과 같이 계산되고,

$$\overline{u'^2} = \frac{1}{T} \int_0^T u'^2 dt \quad (3)$$

난류정도(degree of turbulence)는 아래와 같이 정의된다.

$$\frac{\overline{u'^2}}{\bar{u}} \quad (4)$$

### 2.4 전산유동해석

보육기 내부에서의 자세한 유동장을 해석하기 위해서 유한체적법을 기반으로 한 전산유동해석 프로그램인 CFD-ACE (CFDRC, 미국)을 이용하여 해부학적으로 적절한 신생아 모델을 포함한 보육기 내부의 삼차원 대류 열전달에 관한 정상상태

의 Navier-Stokes 방정식의 해를 구하였다. 신생아의 기하학적 형상은 삼차원 레이저 스캐닝 시스템을 이용해서 인형을 스캔하여 획득하였고 격자분포를 형성하여 수치해석을 수행하였다. 공기의 밀도와 점성계수는 각각  $1.165\text{kg/m}^3$ ,  $1.86 \times 10^{-5}\text{kg/m}\cdot\text{sec}$ 로 가정하였다. 입구에서의 평균 유량은  $0.013\text{m}^3/\text{sec}$ 이었다. Hot-wire 계측을 통해서 측정된 입구속도를 전산유동해석의 입구 경계조건으로 사용하였다. 입구에서의 평균 속도 및 온도는 각각  $1.3\text{m/sec}$  and  $35^\circ\text{C}$  이었다. 따라서 수력직경을 기반으로 한 레이놀즈 수는 약 2,084이었다. 비압축성 유체의 삼차원 정상유동방정식을 텐서형으로 표현하면 아래와 같다:

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (5)$$

$$\frac{\partial u_i \mu_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \nu \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - g_i \beta (T - T_0) \quad (6)$$

$$\frac{\partial u_i \rho C_p T}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} K \frac{\partial T}{\partial x_i} + q \quad (7)$$

여기에서  $u_i$  는 속도벡터이고,  $T$ 는 온도,  $\rho$ ,  $\mu$ ,  $a$ ,  $C_p$  등은 각각 공기의 밀도, 점성계수, 열 확산계수, 비열이다. 신생아의 체표면에서의 열유속은 Libert 등(1997)의 연구결과를 참고하여  $0.54\text{W/m}^2$  라고 가정하였다. k-ε 난류모델에 있어서는 k와 ε 을 각각 0.5와 64.3으로 가정하였다. Fig. 3은 전산유동해석을 위해서 사용된 신생아와 보육기에 대한 격자분포를 나타낸다.

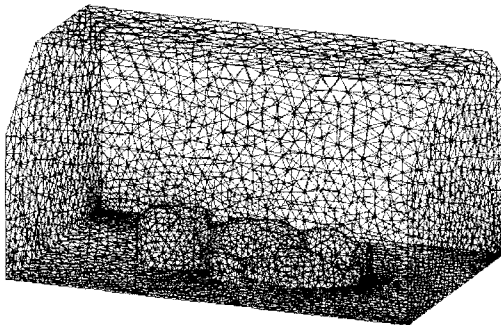


Fig. 3. Grid distribution of a neonate and an incubator for computational fluid dynamics

### 3. 결 과

유동가시화 연구를 통해서 얻어진 동영상을 확인한 결과 신생아 보육기 내부의 공기 유동은 복잡한 삼차원 난류유동임을 알 수 있었다. 신생아 보육기의 입구 주위에서 공기는 불규칙적인 운동을 하며 계속해서 변화하고 있음이 확인되었다. 필름을 분석한 결과 보육기 벽에서 전달된 불안정은 보육기 내부의 구석 부분으로부터 혼란과 원심력, 보육기 내부의 각진 모양 등에 의하여 영향을 받음을 알 수 있었다.

Fig. 4는 신생아 모델의 이마부분에 해당하는 횡단면에서 얻은 유동가시화 사진이다. 보육기 벽으로부터의 혼란은 보육기의 구석 부근과 보육기 벽을 따라서 시작된 와류에 의해서 형성되었다. 이러한 유동현상은 보육기 내부의 상벽에서 주로 나타났으며, 결국 벽으로부터의 유동박리현상이 관찰되었다. 보육기 근처에서 유동이 감속함에 따라 유동의 혼란은 다소 위축되었다.

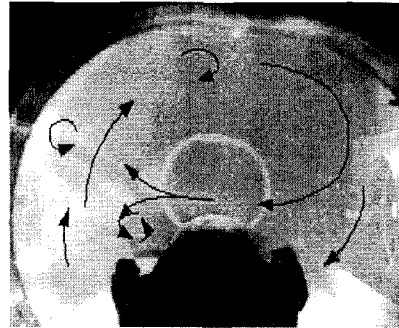


Fig 4. Flow visualization picture on the transverse plane of the neonate (forehead)

여러 와류가 보육기 내의 입구, 벽, 신생아 부근에서 관찰되었다. 보육기 내 구석에서 형성된 와류는 나선운동을 하고 크게 회전하며 중앙에 집중되어 있었다. 유동장을 자세히 살펴본 결과, 공기입구와 신생아 모델사이와 같이 속도 또는 전단율이 국부적으로 증가되는 곳에서 작은 크기의 와류가 계속해서 생성됨 이 확인되었다. 이 위치들에서 발생하는 작은 와류들은 그 위치에서 움직이지 않았다. 이러한 작은 와류들은 신생아

와의 대류 및 증발 열전달을 방해할 수 있다. 신생아의 몸에 도달하기 전에 혼란한 유동에 의해서 큰 와류 유동이 형성되었다.

보육기 내부의 삼차원 공기유동에 관한 전산유동해석은 보육기 내부의 유동장에 대한 자세한 정보를 제공하였다. Fig. 5는 신생아의 겨드랑이 부근의 횡단면에서의 속도벡터를 나타낸 그림이다. 유동가시화 연구에서와 같이, 입구로부터 유입된 공기는 보육기 중앙부에 큰 회전와류를 형성하고 일부는 출구 쪽으로 이동함을 알 수 있었다. 신생아의 겨드랑이 우측면에서 반대방향의 회전 와류가 확인되었으며, 이는 신생아의 코 부근에서부터 복부까지의 횡단면에서는 계속해서 관찰되었다. 또한 신생아의 겨드랑이와 두 다리 근처에서도 작은 와류가 관찰되었다. 신생아의 우측 정면에서는 큰 와류유동과 함께 비교적 빠른 유동이 나타났다.

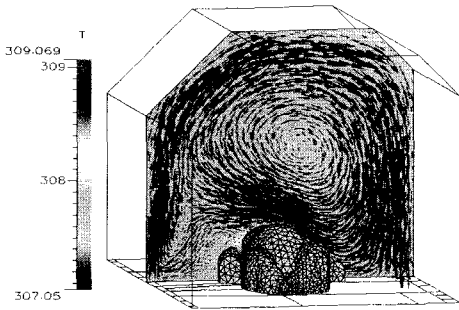


Fig. 5. Velocity vectors on the transverse plane of the neonate (armpit)

전산유동해석을 통해서 신생아 모델의 정면에서는 약 35°C의 비교적 균일한 온도분포를 보였으며, 속도가 큰 곳에서는 대류 열전달이 증가하였다. 신생아의 우측 겨드랑이에서는 37°C로 온도가 그대로 유지되는 반면, 목 정면에서의 온도는 33.3°C로 많은 열손실이 관찰되었다. 양측 대퇴부 내측에서는 약한 와류가 고립되어 높은 온도를 유지하고 있었다. 머리부분의 온도는 하지부분의 온도보다 약간 낮았다. 가슴부분에서는 속도크기가 감소하므로, 국부적 온도증가가 관찰되었다.

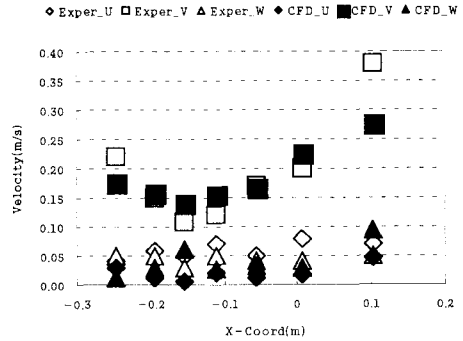


Fig. 6. Absolute velocities along the contour of neonate 0.2cm from the body, compared with results from the computational fluid dynamics

Fig. 6에서는 신생아의 정중선을 따라 표면으로부터 0.2cm 떨어진 일곱 위치(이마, 코, 목, 가슴, 배, 대퇴부, 발)에서의 절대속도의 세 성분을 나타내고 있다. 그림에서 가장 좌측의 측정위치는 신생아의 머리와 가장 우측의 측정위치는 발을 의미한다. 신생아 모델 근처에서 hot-wire 계측기를 이용하여 측정된 속도는 전산유동해석 결과와 유사함을 알 수 있었다.

Fig. 7은 그림 6에서와 같은 일곱 위치에서 측정된 난류정도를 나타낸 그림으로, 신생아의 몸통 부분 특히 복부 근처에서 상대적으로 큰 값을 나타내고 있다.

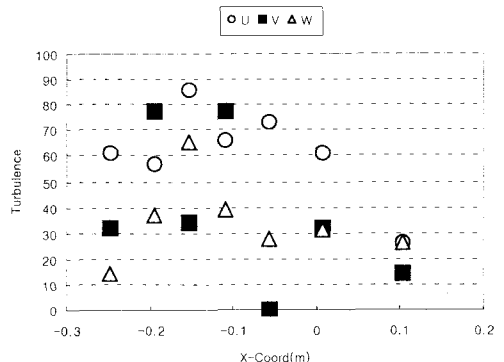


Fig. 7. The degree of turbulence along the contour of neonate 0.2cm from the body

#### 4. 토 의

신생아들은 전도, 복사, 대류, 증발 등의 네 가지 경로를 통해서 열교환이 이루어진다. Hey (1969)는 신생아의 열손실에 대한 실험식을 보고한 바 있었으나, 이 식에서는 신생아와 주변과의 대류 및 전도를 고려하지 않았다. 전도에 의한 열전달은 체온유지에 있어서 큰 영향을 주지 않는 것으로 오랫동안 보고되고 있다 (Swyer, 1978; Stothers and Warner, 1984).

대류 열전달은 과거의 일부 연구들에서는 무시하였다 (Hey and Mount, 1972; Hey, 1966; Bell and Rios, 1983). 반면에 다른 연구(Faranoff et al, 1972; Stothers, 1980; Thompson et al, 1984)에서는 오히려 대류 열전달을 중요하게 고려하였으나, 이들도 정확한 삼차원 유동해석 또는 측정 등에 기반을 두지 않았다. 보육기 내의 공기속도를 올바르게 제어하지 못하는 경우 신생아의 체온유지에 대한 균형을 잃고 열손실을 초래하게 된다. 따라서 신생아는 열응력(thermal stress)을 받게 되며 신생아의 체액의 불균형을 야기하게 된다 (Okken et al., 1982; Libert et al., 1997).

본 연구에서 얻은 유동가시화 결과는 전산유동해석을 통해서 얻은 유동장파 유사함을 보였다. 또한 신생아 주위에서 hot-wire를 이용하여 측정된 속도도 전산유동해석 결과와 큰 오차를 보이지 않았다. 본 연구에서 신생아 보육기 내의 온도를 직접 측정하지는 않았으나, 유동가시화, hot-wire 계측, 전산유동해석 등의 결과들이 서로 유사하므로 전산유동해석을 이용한 신생아의 체표면 온도 등 보육기 내의 온도분포도 적절하다고 할 수 있다. 전산유동해석의 결과를 통해서 유동속도가 작은 목부분에서는 온도가 높게 유지됨을 알 수 있었으나 속도가 큰 복부에서는 비교적 열손실이 크게 나타났다. 또한 이마부분의 열손실이 주변보다 크게 관찰되었고, 반면에 팔과 다리부분에서는 작았다. 이는 Sarman 등(1992)의 연구결과와도 일치하는 것이다.

신생아 보육기 내부의 공기유동은 균일한 방향성을 지니고 있지 않으므로, 공기속도를 정확하게 측정하는 것은 어려운 일이며 특히 난류특성을 지닌 보육기 내부의 저속유동은 더욱 그렇다. 또 하나의 문제점은 일반적으로 보육기 내부의 공기속도가 측정장비의 민감도에 미치지 못한다

는 것이다. 따라서 많은 선행 연구에서는 정량적인 방법으로 대류 열전달을 고려하지 못했다. 본 연구에서는 유동가시화 및 hot-wire 속도계측을 통해서 신생아 보육기 내부의 유동장을 해석하였다. 해부학적으로 적절한 삼차원 신생아 모델을 포함한 신생아 보육기 내부의 복잡한 공기유동에 대한 유동가시화는 본 연구가 처음이라고 생각된다.

입구 측으로부터 보육기 내부로 동반되는 공기는 보육기 내의 유동구조 및 온도분포를 조절한다. 보육기의 구석에서 관찰된 유동박리는 이차적인 와류를 형성하였다. 이러한 공기유동은 신생아 보육기의 성능에 큰 악영향을 줄 수 있다. 이러한 면에서 신생아 보육기의 설계에 있어서 유동 발생장치는 보육기 내부의 유동에 있어서 매우 중요하다.

Hasegawa 등(1993)은 한 보육기 내의 삼차원 대류 열전달에 대한 전산유동해석을 통해서 보육기 내의 작은 와류는 정체되지 않고 큰 와류를 만나 사라진다고 보고한 바 있다. 그러나 본 연구를 통해서 신생아와 매트리스 사이의 작은 와류는 한 곳에 정체되어 있음이 확인되었다. 이러한 와류는 신생아의 대류 또는 증발에 의한 열전달에 나쁜 영향을 줄 수 있다. 따라서 신생아 주위의 작은 정체성 와류들을 제거하도록 신생아 보육기를 설계하는 것이 유동학적으로 매우 바람직할 것으로 생각된다.

#### 5. 결론

본 연구에서는 유동가시화, hot-wire 속도계측, 전산유동해석을 통해서 신생아 보육기 내부의 복잡한 삼차원 공기유동 및 대류 열전달을 해석하였다. 본 연구를 통해서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다:

- (1) 본 연구에서 사용된 유동가시화 기술은 신생아 보육기 내부의 복잡한 공기유동을 성공적으로 구체화하였다.
- (2) 유동가시화를 통해서 얻은 신생아 보육기 내의 공기유동 특성은 전산유동해석을 통해서 얻은 정량적인 결과와 유사하였다.
- (3) hot-wire를 이용하여 신생아 주위에서 측정된 속도 역시 전산유동해석 결과와 큰 오차를 보

이지 않았다.

(4) 신생아의 목 및 내측 대퇴부에서 온도가 높게 유지된 반면, 반면에 팔 다리 부분에서는 유동의 영향으로 비교적 낮게 나타났다.

(5) 유동가시화 및 전산유동해석을 통해서 신생아의 측면과 매트리스 사이의 작은 와류들은 한 곳에 정체되어 있으며, 이 와류들은 신생아의 대류 또는 증발에 의한 열전달에 나쁜 영향을 줄 수 있다. 따라서 신생아 주위의 작은 정체성 와류들을 제거하도록 보육기를 설계하는 것이 유동학적으로 매우 바람직할 것으로 생각된다.

## 후기

본 연구는 과학기술부, 한국과학재단 지정 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원으로 이루어졌습니다. 또한 본 연구를 위해서 신생아 보육기를 지원해 주신 (주)중외메디칼에게 감사사를 드립니다.

## 참고문헌

1. Bell, E. F., 1983, "Infant incubators and radiant warmers", *Early Hum. Dev.*, Vol. 8, pp.351-375.
2. Bell, E. F. and Rios, G. R., 1983, "A double-walled incubator alters the partition of body heat loss of premature infants", *Pediatr. Res.*, Vol. 17, pp. 135-140.
3. Faranoff, A. A., Wald, M., Gruber, H. S. and Kraus, M. H., 1972, "Insensible water loss in low birth weight infants", *Pediatrics*, Vol. 50, pp. 236-245.
4. Hasegawa, T., Horio, H., Okino, H., Taylor, T. W., and Yamaguchi, T., 1993, "Three-dimensional visualization of air flow in infant incubators using computational fluid mechanics", *Biomedical Instrumentation & Technology*, pp. 311-317.
5. Hey, E. N., 1966, "Temperature control in incubators", *Lancet*, Vol. 2, pp. 202.
6. Hey, E. N., 1969, "The relation between environmental temperature and oxygen consumption in the newborn baby". *J. Physiol.*,

Vol. 200, No. 3, pp. 589-603.

7. Hey E. N. and Katz, G., 1970, "The optimum thermal environment for naked babies", *Archives of Disease in Childhood*, Vol. 45, pp. 328-334.
8. Hey, E. N. and Mount L. E., 1972, "Heat losses from babies in incubators", *Archives of Disease in Childhood*, Vol. 42, pp. 75-84.
9. Libert J. P., Bach, V. and Farges, G., 1997, "Neutral temperature range in Incubators: Performance of equipment in current use and new developments", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 25, No.4&5, pp. 287-370.
10. Okken, A., Blijham, C., Franz, W. and Bohn E., 1982, "Effects of forced convection of heated air on insensible water loss and heat loss in preterm infants in incubators", *J Pediatrics*, Vol. 101, No. 1, pp. 108-112.
11. Perlstein, P. H., Edwards, N. K., Atherton, H. D. and Sutherland, J. M., 1976, "Computer-assisted newborn intensive care", *Pediatrics*, Vol. 57, pp. 494-502.
12. Sarman, I., Bolin, A., Holmer, I. and Tunell, R., 1992, "Assessment of thermal conditions in neonatal care: Use of a mainkin of premature baby size", *Am. J. Perinatol.*, Vol. 9, No. 4, pp. 239-246.
13. Stothers, J. K., 1980, "The effect of forced convection on neonatal heat loss", *J. Physiol.*, Vol. 305, 77P.
14. Stothers, J. K. and Warner, R. M., 1984, "Thermal balance and sleep state in the newborn", *Early Hum. Dev.*, Vol. 9, No. 4, pp. 313-322.
15. Swyer, P. R., 1978, Heat loss after birth, in temperature regulation and energy metabolism in the newborn. Sinclair, J. C., Ed., Grune and Stratton, New York.
16. Thompson, M. H., Stothers, J. K. and McLellan, N. J., 1984, "Weight and water loss in the neonate in natural and forced convection", *Archives of Disease in Childhood*, Vol. 59, pp. 951-956.