

## 적외선 체열촬영시스템의 구현

이수열\*, 우응제\*, 조민형\*\*

건국대학교 의과대학 의학공학과\*

수원대학교 공과대학 전기공학과\*\*

### 초 록

고속촬영이 요구되는 일반적인 적외선 촬영시스템에서는 고속 광주사기에 적외선 광다발을 입력시키기 위해 고가이면서 가공이 어려운 적외선대역 렌즈를 사용하고 있다. 본 논문에서는 고속 촬영이 요구되지 않고 0.1°C이하의 온도분해능이 크게 요구되는 의료용 적외선 체열촬영 시스템을 저가이면서 가공이 용이한 반사경을 이용한 광학계를 써서 구현하는 방법을 결과와 함께 제시하였다. 적외선 체열촬영시스템은 인체의 표피에서 복사되는 적외선의 양을 계측하여 인체의 표피 온도분포를 2차원 영상으로 보여준다. 구현한 적외선 체열촬영시스템으로 실험한 결과 영상의 화소수를 256×240으로 하고 촬영시간을 4초로 했을 때 온도분해능이 0.1°C이하인 것을 확인하였다. 인체의 여러 부위에 대한 체열 영상을 시각적으로 잘 보이게 하기 위해 16가지 색으로 의사색채화를 하여 예시하였다.

### 1. 서 론

인체표피상의 온도분포를 측정하여 질병을 진단하는 써모그래프(thermograph)의 유래는 진흙을 인체 표피에 바르고 이 진흙이 마르는 속도로 인체의 표피 온도 분포를 추론했던 고대에까지 이른다. 인체표피상의 체온분포는 표피하 세포조직내 신경망의 기능 및 혈류순환 등에 대한 정보를 내포하고 있어 표피온도를 2차원적으로 측정하는 써모그래프 기술은 현대의학에서도 그 중요성이 인정되고 있다.<sup>1)2)3)</sup> 종래에는 온도에 따라 색깔이 변하는 액정을 인체표피에 접촉하여 온도분포를 영상화하는 액정온도 기록계가 사용되었으나 온도분해능 및 공간분해능이 열악하고 인체표피에 접촉할 때 액정의 압력분포에 따라 온도값이 변하는 등 사용상의 문제점이 많았다.

최근에는 정찰, 감시, 야시(night vision), 열추적 장비 등 국방관련 분야에서 주로 활용되던 적외선 응용기술이 민수용으로도 확산됨에 따라 의료용 적외선 체열 촬영시스템도 출현하게 되었다. 현재 시판되고 있는 의료용 체열촬영시스템은 대부분이 군수용 및 산업용으로 설계된 제품을 의료용으로 수정설계한 것으로 그 구성이 고가의 적외선대역 렌즈 및 고속 광학주사장치로 되어 있다. 대부분의 의료용 체열촬영시스템은 온도분해능이 0.1°C-0.2°C정도, 공간분해능은 1-4 mrad( $10^{-3}$  radian)정도의 성능을 보이고 있다.

인체의 열이 외부로 전달되는 열전달 방식으로는 복사, 대류, 전도, 기화등이 있는데 이 중에서도 적외선 형태로 방출되는 복사가 차지하는 비중은 60%이상으로 대부분을 차지하고 있다(실내온도하에서 휴식을 취하고 있을 때).<sup>4)</sup> 적외선 체열촬영시스템은 인체에서 복사되는 적외선을 인체의 표피를 접촉하지 않고 감지하여 인체표피 온도 분포를 액정온도기록계와 같이 칼라 영상으로 보여줄 뿐만 아니라 그 영상을 디지털 데이터로 저장하여 정량적인 분석까지도 가능하게 하여 그 임상적 응용이 확산되어 가고 있다. 통증크리닉, 재활의학과, 신경외과등에서 주로 이용이 되고 있는 적외선체열촬영시스템은 특히 한방의학이 상당한 비중을 차지하고 있는 우리나라의 경우

인체의 온도분포를 중요시하는 한방의학 분야에서도 임상적 응용이 크게 증가할 것으로 보인다.

본 논문에서는 인체 표피상의 체온분포가 공간적으로 고주파 성분이 거의 없고 체온 분포의 시간에 대한 변화량이 매우 작은 점에 착안하여 저가이면서도 제작이 용이한 구면거울 및 저속 광주사장치를 사용한 의료용 적외선 체열촬영시스템에 대한 연구 결과를 실제 제작한 시스템으로 얻은 실험 영상과 함께 제시하였다.

## 2. 본 론

### 적외선의 복사

절대온도가 T[K]인 완전 흑체(Blackbody)에서 복사되는 전자파 전력의 단위파장에 대한 분포함수는 아래의 Planck함수로 주어진다.<sup>5)</sup>

$$M_e(\lambda, T) = 2\pi hc^2 \lambda^{-5} \left[ \exp\left(\frac{hc}{\lambda kT}\right) - 1 \right]^{-1} \quad [\text{Wm}^{-3}] \quad (1)$$

여기서

$$\begin{aligned} c &= \text{진공에서의 광속} = 2.997 \times 10^8 [\text{m s}^{-1}] \\ h &= \text{Planck 상수} = 6.626 \times 10^{-34} [\text{J s}] \\ k &= \text{Boltzmann 상수} = 1.381 \times 10^{-23} [\text{J K}^{-1}] \\ T &= \text{절대온도} [\text{K}] \\ \lambda &= \text{복사전자파의 파장} [\text{m}] \end{aligned}$$

이다.

흑체가 아닌 물체(graybody)에서 복사되는 전자파의 전력은 그 물체의 파장에 대한 방사율(emissivity)이  $\epsilon(\lambda)$ 로 주어지는 경우 아래의 식으로 주어진다.

$$[M_e(\lambda, T)]_{\text{graybody}} = \epsilon(\lambda) M_e(\lambda, T) \quad (2)$$

인체표피의 경우 복사에너지가 밀집되어 있는 8-12 $\mu\text{m}$ 대역에서의 방사율은 거의 1로 완전 흑체에 가까운 특성을 갖는다.

흑체에서 복사되는 전자파 전력의 총량은 (1)식을 모든 파장에 대해 적분을 하면 얻을 수 있으며 아래의 Stefan-Boltzmann식으로 주어진다.

$$M_e(T) = \sigma T^4 \quad [\text{W m}^{-2}] \quad (3)$$

여기서  $\sigma$ 는 Stefan-Boltzmann 상수로  $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{W m}^{-2} \text{K}^{-4}$ 이다. 따라서 인체에서 복사되는 전자파 에너지의 양을 계측한다면 위 식으로 부터 표피온도를 추측할 수 있다. 인체 표피 온도의 경우 온도분포가 298K-310K(25 $^{\circ}\text{C}$ -37 $^{\circ}\text{C}$ )의 좁은 대역에 분포하여 있으므로, 이 대역에서는 전자파 전력의 총량은 온도에 근사적으로 비례한다고 생각할 수 있다.

인체 표피 온도가 298K-310K(25 $^{\circ}\text{C}$ -37 $^{\circ}\text{C}$ )에 분포해 있다면 인체표피에서 복사되는 전자파 대부분의 에너지는 8-12 $\mu\text{m}$ 의 원적외선(LWIR : Long Wave Infra Red)대역에 분포하게 된다.

적외선 체열촬영시스템의 구성

본 연구에서 시험제작한 적외선 체열촬영시스템 구성도를 그림 1에 나타내었다. 적외선 체열 촬영시스템은 인체표피에서 복사되는 적외선을 집속하여 적외선 센서면에 상을 맺히게하고 이로부터 영상신호를 발생하는 적외선카메라부, 적외선 영상신호를 처리하고 도시해 주는 신호처리부 및 모니터, 그리고 적외선 영상의 영구 보존을 위한 천연색 프린터로 이루어져 있다. 적외선 카메라부는 적외선을 집속하여 상을 맺게 하는 집속광학부, 초점거리를 조절해 주기 위한 초점 제어부, 2차원 광주사를 위한 광주사부, 적외선센서 및 주변회로부, 그리고 적외선 카메라를 제어하고 신호를 수집하는 제어회로 등으로 구성되어 있다.

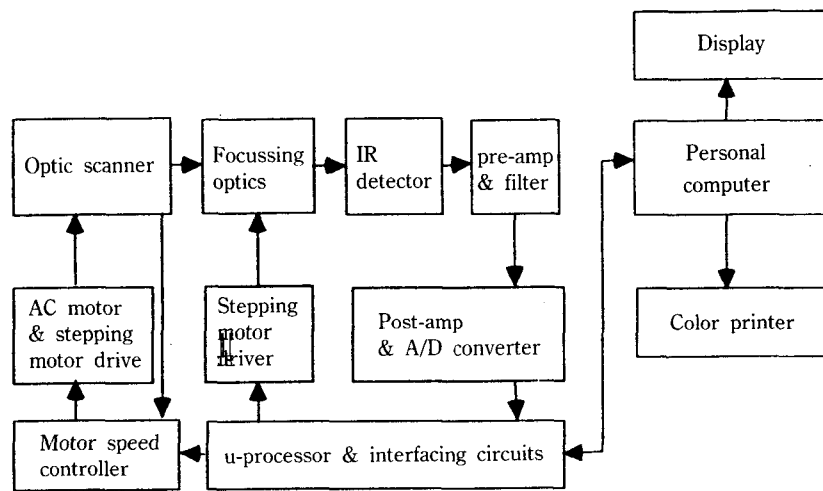


Fig. 1 Block-diagram of infrared thermograph system

적외선센서의 선택

적외선센서는 크게 열센서(thermal sensor)형과 광자센서(photon sensor)형으로 분류되는데 열센서형은 감도가 낮고 반응속도도 느려 적외선촬영시스템용으로는 적합하지가 않다. 최근 열 센서형의 일종인 초전센서(pyro-electric sensor)를 이용한 적외선촬영시스템도 개발되었으나 온도분해능이 나빠 의료용으로는 거의 쓰이지 않고 있다.<sup>6)</sup> 광자센서는 적외선의 대기중 통과 특성이 양호한 3-5 $\mu$ m대역에서는 InSb와 HgCdTe(일명 MCT : Mercury Cadmium Telluride)형이 가장 널리 쓰이고 있으며, 8-12 $\mu$ m대역에서는 HgCdTe형이 널리 쓰이고 있다.

본 연구에서 선택한 적외선센서는 인체표피에서 복사되는 적외선의 에너지가 집중되어 있는 8-12 $\mu$ m파장대역에서 가장 감도가 좋은 광전도(Photoconductive)형의 HgCdTe소자를 사용하였다.<sup>7)8)</sup> 이 소자는 액체 질소로 냉각하여 사용할 경우(냉각온도 : 77K)감도가 이론적 극한치인 BLIP(Backgroud Limited Performace)에 이르고 있다. 의료용의 경우 촬영속도(혹은 frame time)가 느려도 별 지장이 없으므로 본 연구에서는 값이 저렴한 단일 소자형 센서를 선택하였다. 사용한 센서의 감도  $D^*$ (specific detectivity)는 60 $^{\circ}$ C의 FOV, 10KHz의 동작상태에서 액체질소온도로 냉각하여 사용할 시 약  $4.0 \times 10^{10}$ cmHz<sup>1/2</sup>/W이고, 감도가 가장 좋은 파장은 10 $\mu$ m이다. 적외선 센서의

창(window)은 무반사코팅이 된 Ge소재를 사용하여 창 투과율을 약 90%이상으로 하였다. 촬영각도바깥부분으로부터의 잡음을 줄이기 위해 센서의 전단에 그림 2와 같이 원 모양의 냉각차단(cold shield)을 하였으며 이 원과 적외선 센서의 중심이 이루는 원추의 각도(detector의 field of view)는  $30^\circ$ 로 하였다. 그리고 적외선 센서의 유효면적은  $300\mu\text{m} \times 300\mu\text{m}$ 로 하였으며 모양은 정사각형으로 하였다.

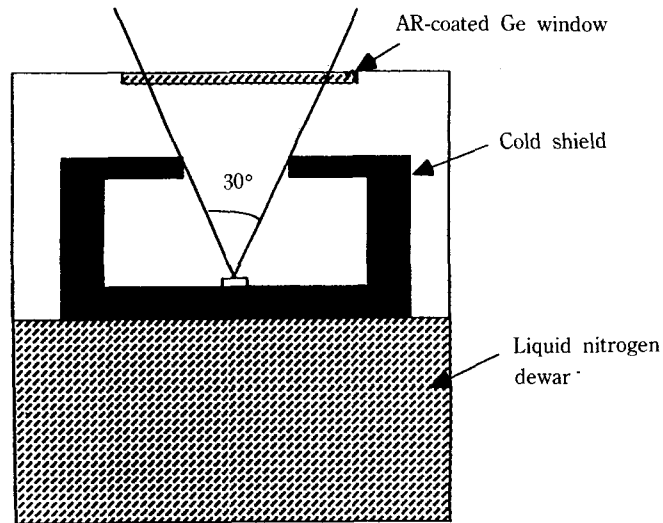


Fig. 2 Structure of infrared sensor including cold shield, window and liquid nitrogen dewar

### 적외선 광학계의 설계

인체표피에서 복사되는 적외선을 집속하여 센서면에 상을 맺히게 하는 집속광학계(focussing optics)는 반사거울을 사용하여 실현하였다. 거울은 굴절을 이용하는 렌즈에 비하여 적외선의 사용 효율은 나쁘지만 값이 저렴하고, 색수차가 없고, 표면 코팅이 용이하고, 온도에 따른 광학 특성의 편차가 적은 장점을 가지고 있다.<sup>9)</sup>

집속광학계를 포함한 전체 광학시스템의 개념도를 그림3에 나타내었다. 그림3의 적외선 광학계는 광집속을 위한 구면경과 오목거울 전단에 위치한 광주사용 평면경, 그리고 집속된 광을 적외선 센서로 향하게 하는 반사 거울로 이루어져 있다. 각종 거울의 재료는 파이렉스(pyrex)를 사용하였으며 표면은 알루미늄으로 코팅을 하였다. 구면경의 초점거리는 18cm이며 직경은 8cm이다. 구면경으로 집속된 적외선의 방향을  $90^\circ$ 바꾸어 적외선 센서면으로 향하게 하기 위한 반사거울은 구면경이 만드는 원추 모양의 광다발을 모두 반사시키면서 구면경으로 입사되는 광을 최소한으로 차단하기 위해 타원형 형태로 설계하였다.

적외선의 주사는 양면을 가진 평면경을 구면경의 중심과 수직인 광축상에 놓고 주사용 평면경이 광축과 만나는 점(그림3에서 점0)을 중심점으로 하여 주사용 평면경을 이차원 회전시킴으로써 실현하였다. 이와같이 광주사용 거울을 광집속부 전단에 놓는 방식은 광주사용 거울을 광집속부 후단에 놓는 방식에 비하여 거울 크기가 커지는 단점이 있으나 거울을 사용한 광집속부의 경우 그 구성이 단순해지는 장점이 있다. 그림4에 그려진 주사용 평면경을 점0를 중심으로 수평 및 수직 방향으로 각기  $\alpha'$ ,  $\beta'$ 만큼 회전시키면 적외선의 수평 및 수직방향으로의 주사각도  $\alpha$ ,  $\beta$ 는

아래의 식으로 표현된다.

$$\alpha(\alpha', \beta') = \sin^{-1}(\sin[2\alpha']/\cos\beta') \approx 2\alpha' \quad (4-a)$$

$$\beta(\alpha', \beta') = \sin^{-1}(\cos[2\alpha']\sin\beta') \approx \beta' \quad (4-b)$$

식(4)에서의 근사치는  $\alpha'$ ,  $\beta'$ 가 작을때 성립한다.

수평방향으로는 교류 유도모터를 인버터로 구동하여 한쪽방향으로 정속회전을 시켰는데, 교류 모터 축에 위치결정판(position encoder)을 장착하고 속도정보를 추출하여 유도모터에 인가되는 전원의 주파수를 미세조정함으로써 정속회전을 실현하였다. 수평방향으로의 촬영각도는 24°로 하였는데 이 각도 만큼의 주사를 위해서는 평면경을 12°만큼 회전하면 된다. 따라서 이와같은 방식의 주사방식을 채택하면 주사효율은  $12/180 \times 100 = 6.7\%$ 가 된다.

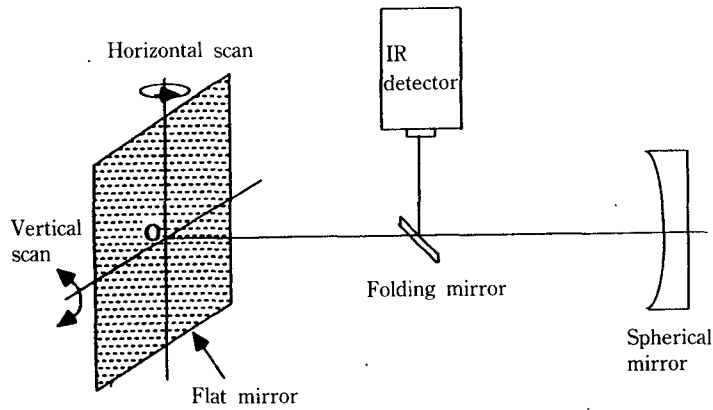


Fig. 3 Block-diagram of infrared optic system. A flat mirror is used for two dimensional scanning and a negative spherical mirror is used for the focussing infrared lights on the detector.

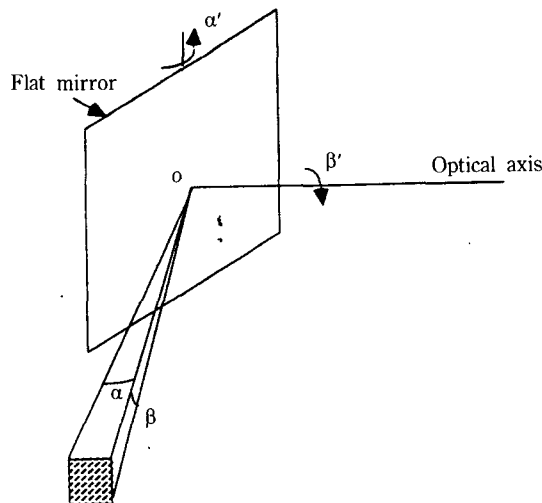


Fig. 4 Horizontal and vertical scan angles caused by 2-directional rotation of scanning mirror. O represents the pivot point of 2-dimensional scanning,  $\alpha'$  and  $\beta'$  represent rotation angles of the flat mirror in horizontal and vertical directions respectively,  $\alpha$  and  $\beta$  represent scan angles of the light in horizontal and vertical directions, respectively.

수직방향의 주사는 수평방향으로 회전을 하고 있는 평면경을 그림 4에서의 점 0을 중심으로 하여 등각속도로 진동운동을 하게 함으로써 실현하였다. 수직방향으로의 촬영각도도 24°로, 이 각도만큼 주사하기 위해서는 평면경을 수직방향으로 24°만큼 회전시켜야 한다. 수직방향의 주사는 평면경을 사각형 모양의 짐벌(gimbals)에 그림 5와 같이 장착하여 짐벌을 캠을 이용하여 왕복 등각운동을 하게 함으로써 실현하였다. 캠의 회전은 스텝핑 모터로 제어하였다.

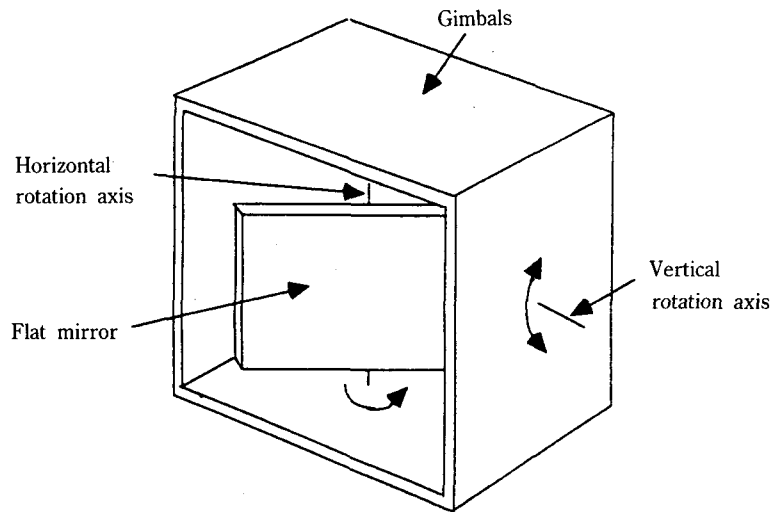


Fig. 5 Structure of vertical scanning gimbals

수평 및 수직방향으로의 주사선수는 각기 256과 240으로 하였는데 이는 개인용 컴퓨터의 그래픽제어방식인 VGA의 화소수 640×480를 고려한 것이다.

촬영거리에 따른 초점조정은 구면경을 수평이동함으로써 실현할 수 있다. 본 연구에서는 구면경지지대를 볼 스크류(ball screw)에 장착하여 스텝핑모터로 구동함으로써, 0.1mm의 정확도로 초점을 조정할 수 있었다.

적외선 영상장치의 온도분해능(NETD : Noise Equivalent Temperature Difference)을 나타내는 식은 아래와 같다.<sup>10)</sup>

$$\text{NETD} = \frac{4(\text{F}\#)^2 (\Delta f)^{1/2}}{(\text{A}_d)^{1/2} \tau_n \text{D}^* \Delta W/\Delta T} [\text{K}] \quad (5)$$

여기서

- $\tau_n$  : 광학계의 투과율(transmittance)
- $\text{D}^*$  : 적외선 센서의 감도(specific detectivity)
- $\text{F}\#$  : 구면경의 F-number
- $\Delta f$  : 적외선 신호의 대역폭
- $\text{A}_d$  : 적외선 센서의 면적
- $\Delta W/\Delta T$  : 온도변화 대비 적외선 복사량의 변화량

이다.

본 설계에서는  $\tau_s = 0.962$  (0.987의 반사도를 가진 거울면이 3개),  $D^* = 4 \times 10^{10}$ ,  $F\# = 2.25$ ,  $\Delta f = 181\text{KH}$ ,  $\Delta W/\Delta T = 1.48 \times 10^4$ 를 대입하면 NETD는 약 0.067K가 된다.

광학계의 공간분해능은 일반적으로 각해상도(angular resolution)로 표현된다. 본 연구에서 실현한 광학계는 주사를 하는 동안 센서가 바라보는 대상물체는 항상 광축상에 놓이므로 코마(coma), 비점수차(astigmatism)와 같은 off-axis 수차는 사라지게 된다. 따라서 구면수차(spherical aberration)만 남게 되는데 이 경우 구면수차에 의한 각해상도의 열화는 아래의 식으로 표현된다.

$$\beta = 1/128(F\#)^3 \quad [\text{rad}] \quad (6)$$

여기서  $\beta$ 는 각해상도를, 그리고  $F\#$ 는 구면경의 F-number를 가리킨다. 본 시스템의  $F\#$ 는 2.25이므로 각해상도는 0.69mrad이 된다.

### 적외선카메라제어기의 설계

적외선 카메라의 제어기로 미국 인텔사의 16비트 마이크로프로세서인 8097을 사용하였다. 적외선카메라 내부의 수평스캔용 교류모터의 속도제어, 수직스캔용 스테핑모터 및 좇점조절용 스테핑모터의 구동파형 발생, 적외선신호의 수집, 각종 센서로부터의 신호취득 및 개인용컴퓨터와의 접속을 이 마이크로프로세서를 활용하여 실현하였다. 적외선신호의 A/D변환 비트수는 10비트이며 표본화주기는 4 $\mu\text{sec}$ 이다.

### 체열영상처리 및 도시부

적외선카메라로부터 받은 양자화된 적외선 신호를 처리하고 도시해주는 시스템은 개인용 컴퓨터를 이용하여 구성하였다. 수집된 적외선 신호에 대해 각종 보정을 위한 신호처리를 하여 영상으로 구성한 뒤 이를 VGA모니터에 도시하였다. 시각적으로 온도차이를 쉽게 알 수 있도록 적외선 영상을 16혹은 256칼러로 의사색채화(pseudo-coloring)를 하였다. 그리고 영구기록을 위해서는 천연색 재현이 가능한 열전사방식의 칼러프린터를 사용하였다.

## 3. 실험결과 및 토의

본 연구에서 개발한 적외선 체열촬영시스템을 사용하여 온도분해능 및 공간분해능을 측정하였다. 온도분해능에 대한 측정은 0.1 $^{\circ}\text{C}$ 의 정확도로 온도조정이 가능하고 2inch 원형구경(aperture)을 가진 흑체로(Mikron사 M340모델)를 적외선 체열촬영시스템의 1m앞에 놓고 이를 촬영하면서 실행하였다. 흑체로는 온도가 시간에 따라 변화하지 않도록 안정화 시키고 이를 촬영하여 적외선 영상을 얻은 뒤, 흑체로 영상 중심 부근에서의 영상신호의 평균값과 표준편차를 구하였다. 그리고 그 표준편차와 같은 크기를 갖게하는 온도차이를 환산하여 NETD를 구하였다. 온도측정은 인체 표피 온도의 평균값 부근인 30 $^{\circ}\text{C}$ 에서 31.6 $^{\circ}\text{C}$ 까지 0.2 $^{\circ}\text{C}$ 간격으로 실행하였다. 그 측정 결과를 그림 6에 나타내었는데 여기서 환산된 NETD는 약 0.1 $^{\circ}\text{C}$ 임을 알 수 있었다. NETD가 설계값 0.067 $^{\circ}\text{C}$ 보다 큰 것은 적외선센서 후단의 잡음에 기인하는 것으로 생각된다. 온도측정 결과의 평균값이 흑체로의 온도값과 0.05 $^{\circ}\text{C}$ 내외에서 상이한 것은 사용한 흑체로의 실제 온도값이 그 범위 내에서 편차가 있기 때문이다. 의학적으로 의미를 갖는 온도차가 약 0.3 $^{\circ}\text{C}$ 이상인 것을 감안하면 구현된 온도분해능은 의학적으로 이용이 가능한 수준이라고 생각된다. 공간분해능에 대한 검증은 광학계에 대한 Ray tracing을 하는 모의실험으로 수행하였다. Ray tracing은 상용 광학설계 프로그램(SCIOPT사의

OPTECIII)을 이용하였다. 최단 촬영거리(30cm)와 최장 촬영거리(무한대)에 위치한 점 모양의 물체에 대해 상이 형성되는 면에서의 Ray spot를 구하고 이로부터 각해상도를 구하였다. Ray tracing을 한 결과를 그림 7에 나타내었는데 그림(a)와 (b)는 각기 최장 촬영거리와 최단 촬영 거리에 놓인 점 모양의 물체에 대한 초점면에서의 Ray spot를 나타내고 있다. Ray spot가 형성된 균의 크기를 구하고 이를 구면경의 초점거리로 나누어 각해상도를 구한 결과 그림(a)와 (b)의 경우 각기 약 0.9mrad와 0.3mrad이었다. 최단 촬영거리에서 촬영한 경우가 각해상도가 더 좋은 것은 보다 많은 Ray가 구면경의 곡면 중심점에 가깝게 입사하여 구면수차가 감소하기 때문이다.

본 연구에서 제작한 적외선 체열촬영시스템으로 얻은 인체영상을 그림8에 예시하였다. 그림8은 인체의 손, 유방, 등 그리고 다리 부분을 촬영한 영상을 예시하고 있다. 체온영상은 시각적으로 구별이 보다 쉽게 되도록 하기 위해 16가지색으로 의사색체화를 하여 도시하였다.

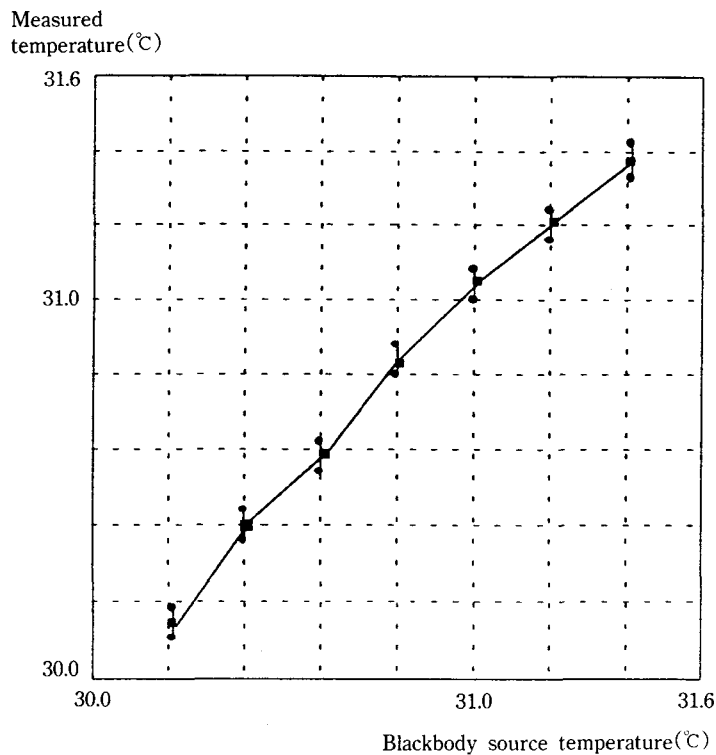


Fig. 6 Experimental results on temperature resolution measurements. X-axis and Y-axis represent blackbody source temperature and measured temperature, respectively. (■ : average value of measured temperature,  $\updownarrow$  : standard deviation)



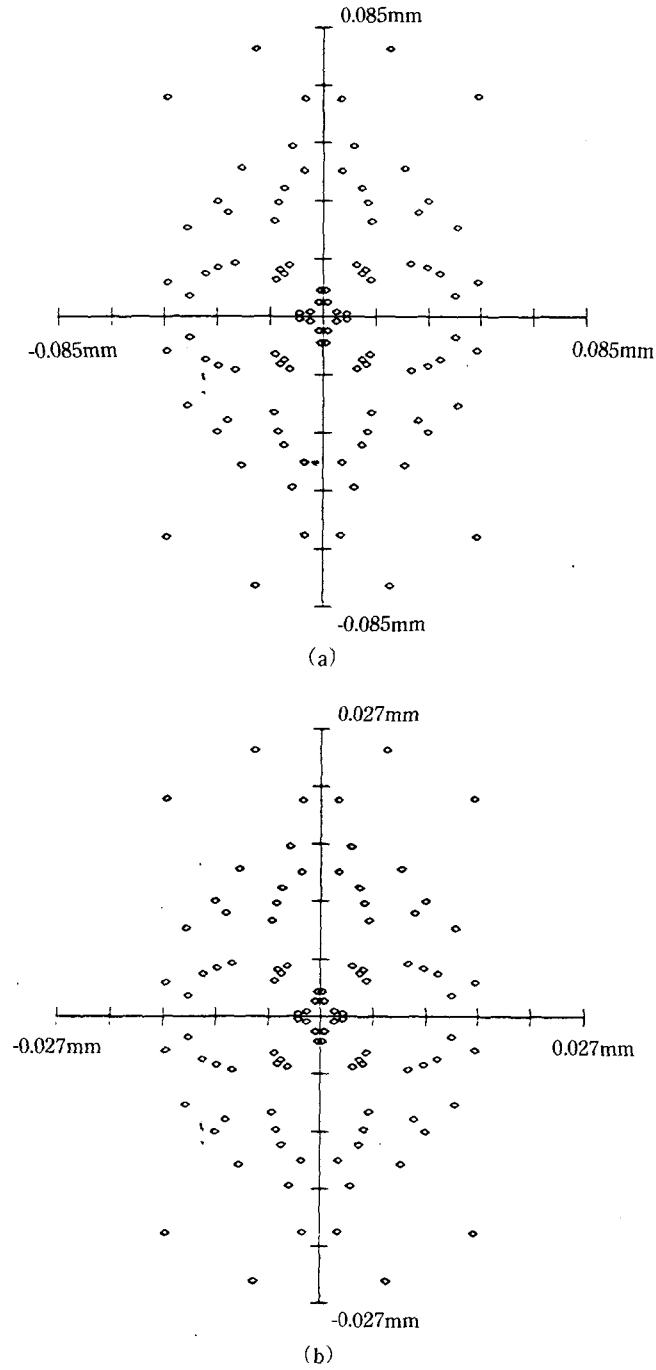


Fig. 7 Ray tracing results of spatial resolution  
(a) Ray spots derived from a point object located at maximum imaging distance  
(b) Ray spots derived from a point object located at minimum imaging distance



Fig. 8 Human thermographic images obtained by developed IR thermograph system  
 (a) Hand image (b) Breast image (c) Back image (d) Leg image

#### 4. 결 론

본 연구에서 개발한 적외선 체열촬영시스템은 값이 저렴한 단일소자형 적외선 센서 및 거울로 구성된 적외선 광학부를 사용하였지만  $0.1^{\circ}\text{C}$  이하의 온도분해능 및  $1\text{mrad}$  이하의 공간분해능의 성능을 가지고 있어 의료용으로 충분히 사용될 수 있으리라 사료된다. 의료용 적외선 촬영시스템은 산업용과는 달리 촬영시간에 제약이 적은 반면 온도분해능은 우수해야 하는데 산업용에서와 같이 고가의 배열(array) 센서를 사용하는 것 보다는 단일소자형 센서를 사용하면서 광주사방식을 채택하는 것이 보다 경제적인 것으로 생각된다.

향후 개발된 적외선체열촬영시스템으로 통증관련클리닉, 신경외과, 그리고 한방의약 분야 등에서 임상시험을 계속할 예정으로 있다.

## 참고문헌

1. Frieda Feldman, "Thermography of the hand and wrist : Practical applications", Hand Clinics, Vol. 7, No. 1, pp. 99-111, 1991.
2. Sumio Uematsu, et al., "Quantification of thermal asymmetry", J. of Neurosurg., Vol. 69, pp. 552-555, 1988.
3. 김영수, 조용은, 오성훈, "요추간판 탈출증 환자에서의 컴퓨터 적외선 전신 체열촬영의 의의", 대한신경외과학지, Vol. 19, pp. 1303-1313, 1990.
4. Joachim-Michael Engel, Ed., "Thermological Methods," VCH publishers, pp. 21-33, 1985.
5. Stephen B. Campana, Ed., "Passive Electro-Optical Systems", SPIE press, pp. 107-108, 1993.
6. Joachim-Michael Engel, Ed., "Thermological Methods", VCH publishers, pp. 109-111, 1985.
7. William D. Rogatto, Ed., "Electro-Optical Components", SPIE press, pp. 246-272, 1993.
8. George J. Zissis, "The Infrared Handbook," 3rd Ed., Infrared Information Analysis Center, pp. 11/67-11/99, 1989.
9. Robert E. Fisher, "Infrared System Design : The Basics", The Photonics Handbook, 38th Ed., Laurin Publishing Co., pp. 194-199, 1992.
10. Stephen B. Campana, Ed., "Passive Electro-Optical Systems", SPIE press, pp. 59-63, 1993

## Realization of Infrared Thermograph System

Soo Yeol Lee\*, Eung Je Woo\*, Min Hyung Cho\*\*

Dept. of Biomedical Eng., Konkuk University\*

Dept. of Electrical Eng., The Univ. of Suwon\*\*

### Abstract

In the conventional thermograph systems, expensive infrared lens systems are usually used for accomodating infrared beams to high speed optical scanners. In this study, a cheap focussing mirror with a two dimensional scanner are used for the development of medical infrared thermograph system in which high speed imaging is not critically required. The infrared thermograph system can be used for two dimensional imaging of human skin temperature by measuring the amount of infrared lights radiating from it. It has been experimentally proven that the accuracy of temperature measurements using the developed system is under  $0.1^{\circ}\text{C}$  with image matrix size of  $256 \times 240$ , and imaging time of 4 seconds.