

적외선 체열촬영시스템을 위한 광학계의 구성

이수열* · 우응제* · 조민형**

=Abstract=

Realization of Optic Systems for the Infrared Thermography

Soo Yeol Lee*, Eung Je Woo*, Min Hyoung Cho**

In the conventional infrared imaging system, complex infrared lens systems are usually used for directing collimated narrow infrared beams into the high speed 2-dimensional optic scanner. In this paper, a simple reflective infrared optic system with a 2-dimensional optic scanner is proposed for the realization of medical infrared thermography system. It has been experimentally proven that the infrared thermography system composed of the proposed optic system has the temperature resolution of 0.1°C under the spatial resolution of 1mrad, the image matrix size of 256×240 , and the imaging time of 4 seconds.

서론

인체표피상의 온도분포를 측정하여 질병을 진단하는 써모그라프(Thermograph)의 유래는 진흙을 인체 표피에 바르고 이 진흙이 마르는 속도로 인체의 표피온도를 추론했던 고대에까지 이른다. 인체표피상의 체온분포는 표피하 세포조직내 신경망의 기능 및 혈류 순환등에 대한 정보를 내포하고 있어 표피온도를 2차원적으로 측정하는 써모그라프 기술은 현대의학에서도 그 중요성이 인정되고 있다¹⁻³⁾. 종래에는 온도에 따라 색깔이 변하는 액정을 인체표피에 접촉하여 온도분포를 영상화하는 액정써모그라프(Liquid crystal thermograph)가 사용되었으나 온도분해능 및 공간분해능이 열악하고 인체 표피에 접촉할 때 액정의 압력분포에 따라 온도값이 변하는 등 사용상의 문제점이 많았다.

최근에는 정찰, 감시, 야시(Night vision), 열추적장비 등

국방관련분야에서 주로 활용되던 적외선영상기술이 민수용으로도 확산됨에 따라 의료용 적외선 체열촬영시스템도 출현하게 되었다. 인체의 열이 외부로 전달되는 열 전달방식으로는 복사, 대류, 전도, 기화 등이 있는데 이 중에서도 적외선 형태로 방출되는 복사가 차지하는 비중은 약 60% 이상으로 대부분을 차지하고 있다(실내온도하에서 휴식을 취하고 있는 상태에서)⁴⁾. 적외선 체열촬영 시스템은 인체에서 복사되는 적외선을 인체의 표피를 접촉하지 않고 감지하여 인체표피 온도분포를 액정 써모그라프와 같이 천연색 영상으로 보여줄 뿐만 아니라 그 영상을 디지털 데이터로 저장하여 정량적인 분석까지도 가능하게 하여 그 임상적 응용이 확산되어 가고 있다. 통증크리닉, 재활의학과, 신경 외과 등에서 주로 이용되고 있는 적외선 체열촬영시스템은 특히 한방의학이 상당한 비중을 차지하고 있는 우리나라의 경우 인체의 온도분포를 중요시하는 한방 의학 분야에서도 임상적 응용이 크게 증가할 것으로 보인다.

* 건국대학교 의과대학 의학공학과

* Dept. of Biomedical Eng., Konkuk University

** 수원대학교 공과대학 전기공학과

** Dept. of Electrical Eng., The University of Suwon

통신저자: 이수열, (140-714) 충북 충주시 단월동 332번지, Tel. (0441) 40-3764, Fax. (0441) 848-0620

다.

산업용 혹은 군용의 일반적인 적외선 촬영시스템은 고속촬영을 위해 고가의 2차원 배열형 적외선센서를 사용하거나 고속 광주사기를 복잡한 적외선대역 렌즈시스템과 함께 사용하고 있다. 본 논문에서는 의료용 적외선 체열 촬영시스템을 간단한 반사광학계와 2차원 광주사장치를 이용하여 구성하는 방법을 제시하였고 이를 이용하여 실제로 제작한 적외선 체열촬영시스템으로 얻은 실험결과를 소개하였다.

본 론

적외선 복사 이론

절대온도가 T[K]인 완전 흑체(Blackbody)에서 복사되는 전자파 전력의 파장에 대한 분포함수는 아래의 Planck 함수로 주어진다.⁹⁾

$$M(\lambda, T) = \frac{2\lambda hc^2}{\lambda^5 [\exp(\frac{hc}{\lambda kT}) - 1]} \quad [Wm^{-2}] \quad (1)$$

여기서

c=진공에서의 광속=2.997 × 10⁸ [msec⁻¹]

h(Planck 상수)=6.626 × 10⁻³⁴ [Jsec]

k(Boltzmann 상수)=1.381 × 10⁻²³ [JK⁻¹]

T=절대온도 [K]

λ=복사 전자파의 파장 [m]

이다.

흑체가 아닌 물체(Grey body)에서 복사되는 전자파의 전력은 그 물체의 주파수에 따른 복사율이 ε(λ)로 주어지는 경우 아래의 식으로 주어진다.

$$[M(\lambda, T)]_{\text{greybody}} = \epsilon(\lambda) M(\lambda, T) \quad [Wm^{-2}] \quad (2)$$

인체표피의 경우 복사에너지가 밀집되어 있는 8~12μm 대역에서 복사율은 거의 1로 완전흑체에 가까운 특성을 갖는다.

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

$$M(T) = \sigma T^4 \quad [Wm^{-2}] \quad (3)$$

여기서 σ는 Stefan-Boltzmann 상수로 σ=5.67 × 10⁻⁸ Wm⁻²K⁻⁴이다. 따라서 인체에서 복사되는 전자파 에너지

의 양을 예측한다면 윗 식으로 부터 표피 온도를 추출할 수 있다. 인체 표피의 경우 온도분포가 298K~310K(25℃~37℃)의 좁은 대역에 분포하여 있으므로, 이 대역에서는 전자파 전력의 총량은 온도에 근사적으로 비례한다고 생각할 수 있다.

인체 표피온도가 298K~310K에 분포해 있다면 인체표피에서 복사되는 전자파 대부분의 에너지는 8~12μm의 원적외선 대역에 분포하게 된다.

적외선 체열촬영시스템의 원리

그림 1은 인체 표피에서 사방으로 복사되는 적외선 중 광학계를 통하여 적외선 센서면에 도달되는 적외선의 전력량을 계산하기 위한 것이다. 그림 1(a)는 한 순간에 적외선 센서면에 도달되는 적외선 다발의 발생원이 인체표피에서 차지하는 면적(즉 적외선 영상을 얻을 경우 한개의 화소가 인체표피 상에서 차지하는 면적)을 보여주고 있다. 그림 1(a)에서 R는 광학계와 인체 표피 사이의 거리를, f는 광학계의 촛점거리를, A_o는 광학계의 구경을, τ_o(λ)는 광학계의 투과율을, τ_a(λ)는 인체표피와 적외선센서 사이의 대기(atmosphere) 투과율을, 그리고 α, β는 적외선센서의 수평 및 수직방향으로의 순시시야각(IFOV: Instantaneous Field Of View)을 표시하고 있다. 그림 1(b)는 인체표피상의 한 점에서 복사되는 적외선이 광학계를 통하여 적외선 센서면에 도달하는 과정을 보여주고 있다. 인체표피상의 한 화소 면적에서 복사되어 적외선센서면에 도달하는 적외선의 파장별 전력량 Φ_λ는 아래의 식으로 표현된다.

$$\begin{aligned} \Phi_{\lambda} &= \alpha\beta R^2 M(\lambda, T) \tau_a(\lambda) \tau_o(\lambda) \frac{A_o}{R^2} \\ &= \alpha\beta M(\lambda, T) \tau_a(\lambda) \tau_o(\lambda) A_o \end{aligned} \quad (4)$$

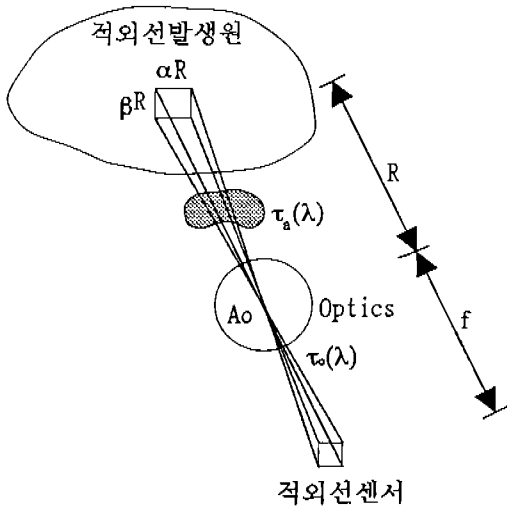
윗 식에서 αβA_o를 적외선센서의 가로방향 및 세로방향의 크기 a, b(혹은 적외선센서의 면적 A_d=ab), 그리고 광학계의 f-number(f/# = f/D_o, f: 촛점 거리, D_o: 광학계의 구경)를 대입하여 표시하면,

$$\alpha\beta A_o = \frac{ab}{f^2} \frac{\pi D_o^2}{4} = \frac{\pi A_d}{4(f/\#)^2} \quad (5)$$

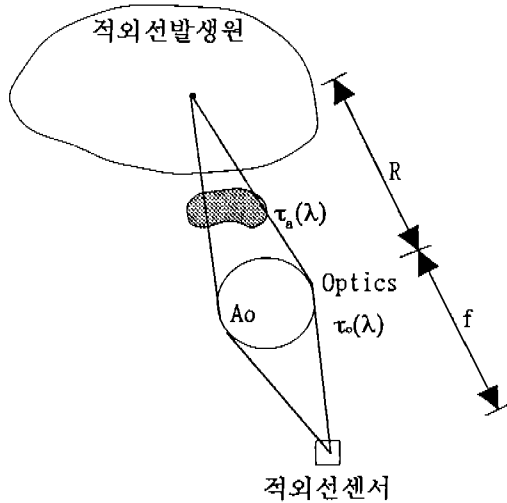
이 된다. 이를 식 (4)에 대입하면

$$\Phi_{\lambda} = \frac{\pi A_d}{4(f/\#)^2} M(\lambda, T) \tau_a(\lambda) \tau_o(\lambda) \quad (6)$$

로 표현할 수 있다.



(a)



(b)

그림 1. 적외선발생원으로 부터 적외선센서까지의 광학적 경로. (a) 적외선센서의 면적에 대응하는 적외선발생원 상의 면적, (b) 점 모양의 적외선발생원으로 부터 적외선센서에 이르는 광학적 경로(R: 광학계와 적외선발생원사이의 거리, f: 광학계의 초점거리, α : 수평방향으로의 순시시야각, β : 수직방향으로의 순시시야각, A_o : 광학계의 구경, $\tau_a(\lambda)$: 대기의 투과율, $\tau_o(\lambda)$: 광학계의 투과율)

Fig. 1. The optical path between a infrared source and a detector. (a) The area on infrared source corresponding to the detector area, (b) The optical path between a point source and a detector(R: Distance between the optic system and the infrared source, f: Focal length of the optic system, α : IFOV in the horizontal direction, β : IFOV in the vertical direction, A_o : Aperture size of the optic system, $\tau_a(\lambda)$: Transmittance of the atmosphere, $\tau_o(\lambda)$: Transmittance of the optic system).

윗 식들에서 적외선센서면에 도달하는 적외선의 전력량은 광학계의 투과율이 높을 수록, 순시시야각이 클 수록(또는 공간해상도가 나쁠 수록), 그리고 구경이 클 수록(또는 광학계의 $f/\#$ 가 작을 수록) 많아짐을 알 수 있다. 윗 식에 적외선센서의 감도 D^* , 적외선신호의 주파수 대역폭 Δf 를 고려 하여 적외선 촬영시스템의 온도분해능 NETD (Noise Equivalent Temperature Difference)를 나타내는 식을 구하면 아래와 같다⁶⁾.

$$NETD = \frac{4(f/\#)^2 \sqrt{\Delta f}}{\sqrt{A_d} \tau_o \tau_a D^* \frac{\Delta W}{\Delta T}} \quad [K] \quad (7)$$

여기서 $\Delta W/\Delta T$ 는 적외선 발생원의 온도변화량 대비 적외선복사량의 변화율로 8~12 μm 대역에서는 1.48×10^{-4} 값을 갖는다. 윗 식에서 알 수 있는 것은 적외선 촬영시스템의 온도분해능을 좋게 하기 위해서는 적외선신호의 대역폭을 줄여야 하는데 이는 촬영속도를 느리게 해야하는 것을 의미하는 것으로 온도 분해능과 촬영속도와는 서로 상반되는 관계에 있다.

적외선 체열촬영시스템을 위한 반사광학계 및 이차원 광주사장치

의료용으로 쓰이는 적외선 체열촬영시스템은 산업용 혹은 군용으로 쓰이는 적외선 촬영시스템에 대비하여 다음과 같은 특징을 가지고 있다.

- 인체표피의 체온분포는 공간적으로 거의 균일하기 때문에 공간주파수 대역에서 고주파 성분이 상대적으로 매우작다.
- 진단에서는 미세한 온도차이를 감지해야 하므로 온도 분해능이 상대적으로 좋아야 한다.
- 인체 체온의 시간에 따른 변화량은 매우 적기 때문에 고속촬영에 대한 요구가 약하다.

물론 온도분해능, 공간분해능, 촬영속도가 모두 우수한 것이 좋겠으나 본 연구에서는 의료용으로 쓰일 수 있는 적외선 촬영시스템을 저가로 구성할 수 있는 방안을 모색하였다.

고속촬영을 하기 위해서는 2차원 배열형 적외선센서를 쓰는 것이 가장 쉬운 방법이었으나 원적외선 대역에서의 2차원 배열형 적외선센서는 이제 개발단계에 있어 값이 매우 비쌀 뿐만 아니라 센서 사이의 감도 편차가 큰 문제점이 있다. 따라서 일반적인 산업용 적외선 촬영시스템에서는 단일 소자형 적외선 센서를 쓰면서 대신 고속 2차원

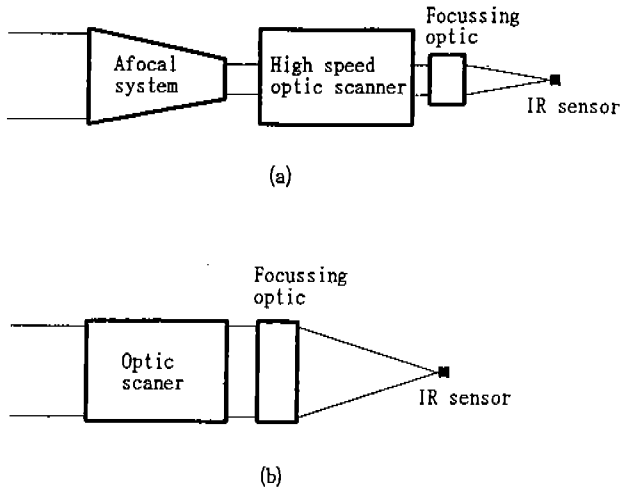


그림 2. 적외선 촬영시스템의 광학 구조. (a) 일반적인 산업용 적외선 촬영시스템의 경우, (b) 본 논문에서 제안한 구조
 Fig. 2. Optic structure of the infrared imaging system. (a) Conventional industrial infrared imaging system, (b) The optic structure proposed in this paper

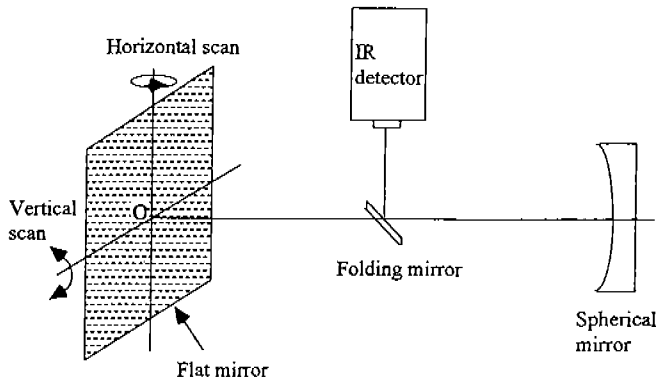


그림 3. 적외선광학계의 전체 구성도
 Fig. 3. Block-diagram of the infrared optic system

광주사기를 쓰고 있다. 광주사를 고속으로 하기 위해서는 광주사기의 부품인 거울 혹은 프리즘 등의 크기를 작게 해야 하므로 광주사기에 적외선을 입사시킬 때 광폭을 작게 하여 입사해야만 한다. 그러기 위해서는 광학시스템으로 입사되는 적외선광을 그림 2(a)에서와 같이 작은 광다발로 만들어 주는 무축점시스템(Afocal system)을 사용해야 하는데 이 무축점시스템은 일반적으로 렌즈를 사용하여 구성된다. 원적외선 대역에서 렌즈를 만들기 위해서는 Ge이나 ZnSe 등의 광학재료를 사용하여야 하는데 이 광학재료는 고가일 뿐더러 가공이 어려운 문제점이 있다.

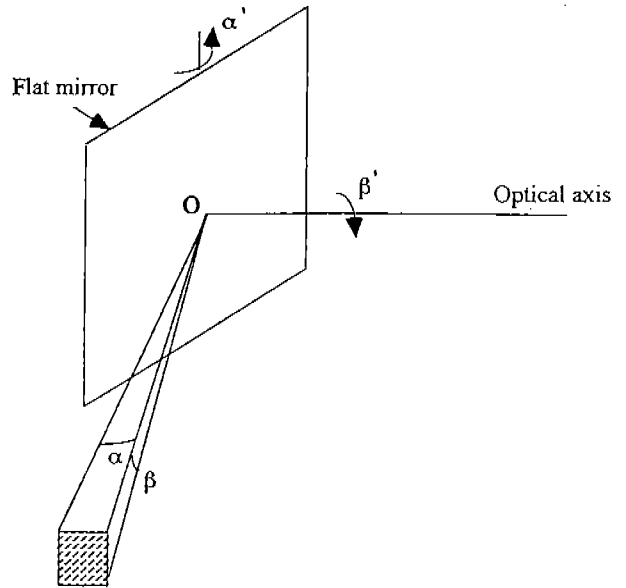


그림 4. 광주사용 평면경의 수평 및 수직방향 회전에 따른 광주사각도의 변화. 0는 2차원 주사의 중심점을 α' 와 β' 는 각기 평면경의 수평 및 수직방향으로의 회전각도를 그리고 α 와 β 는 각기 광의 수평 및 수직방향으로의 주사각도를 나타낸다.
 Fig. 4. Horizontal and vertical scan angles caused by 2-directional rotation of scanning mirror. 0 represents the pivot point of 2-dimensional scanning, α' and β' represent rotation angles of the flat mirror in the horizontal and vertical directions, respectively, α and β represent rotation angles of the light in the horizontal and vertical directions, respectively

본 연구에서는 이러한 문제점들을 해결하기 위해 그림 2(b)에서와 같이 적외선 촬영시스템으로 입사되는 적외선 다발을 바로 2차원 광주사기로 주사 하여 집속시스템으로 보내 주는 방식을 채택하였다. 집속시스템은 저가이면서 가공이 용이한 구면경을 썼다. 구면경은 색수차가 없고 온도에 따른 광학 특성의 편차가 적은 등의 장점도 가지고 있다.

집속광학계를 포함한 전체 광학시스템의 개념도를 그림 3에 나타내었다. 그림 3의 적외선 광학계는 광집속을 위한 구면경과 구면경 전단에 위치한 광주사용 평면경, 그리고 집속된 광을 적외선 센서로 향하게 하는 반사경으로 이루어져 있다. 각종 거울의 substrate 재료는 pyrex를 사용하였으며 표면은 알루미늄으로 coating을 하였다. 구면경의 축점거리는 18cm이며 직경은 8cm 이다. 구면경으로 집속된 적외선의 방향을 직각으로 바꾸어 적외선 센서면으로 향하게 하는 반사경은 구면경이 만드는 원추모양의 광다발을 모두 반사 시키면서 구면경으로 입사되는 적외선을

최소한으로 차단하기 위해 타원형 형태로 설계하였다.

적외선의 주사는 주사용 양면평면경을 구면경의 중심과 수직인 광축상에 놓고 주사용 평면경이 광축과 만나는 점 (그림 3에서의 점 0)을 정점으로 하여 주사용 평면경을 2차원 회전시킴으로써 실현하였다. 이와 같이 광주사용 거울을 광집속부 전단에 놓는 방식은 광주사기를 광집속부 후단에 놓는 방식에 비하여 주사용 거울이 커지는 단점이 있으나 전체적인 광학시스템의 구성이 단순해지는 장점이 있다. 그림 4에 그려진 주사용평면경을 점 0를 중심으로 수평 및 수직 방향으로 각기 α' , β' 만큼 회전시키면 적외선의 수평 및 수직 방향으로의 주사각도 α , β 는 아래의 식으로 표현된다.

$$\alpha(\alpha', \beta) = \sin^{-1}(\sin[2\alpha']/\cos \beta) \approx 2\alpha' \quad (8)$$

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

식 (8)에서의 근사식은 a, b가 작을 때 성립한다.

적외선 촬영시스템의 공간분해능은 일반적으로 각해상도(Angular resolution)로 표현된다. 본 논문에서 제안한 광학계는 주사를 하는 동안 센서가 바라보는 대상물체는 항상 광축상에 놓이므로 코마, Astigmatism과 같은 Off-axis 수차는 사라지게 된다. 따라서 구면수차만 남게되는데 이 경우 구면수차에 의한 각해상도의 열화는 아래의 식으로 표현된다⁷⁾.

$$\gamma = \frac{1}{128(f/\#)^3} \quad [\text{rad}] \quad (9)$$

여기서 γ 는 각해상도를, 그리고 $f/\#$ 는 구면경의 f-number를 가리킨다.

적외선 센서의 선택

적외선센서는 크게 열센서와 광자센서형으로 분류되는데 열센서형은 감도가 낮고 반응속도도 느려 적외선 촬영시스템용으로는 적합하지가 않다. 최근 열센서형의 일종인 초전센서(pyro-electric sensor)를 이용한 적외선촬영시스템도 개발되었으나 온도분해능이 나빠 의료용으로는 거의 쓰이지 않고 있다⁸⁾. 광자센서는 적외선의 대기중 통과특성이 양호한 3~5 μm 와 8~12 μm 의 파장대역에서 동작하는 것이 주류를 이루고 있다. 3~5 μm 대역에서는 InSb와 HgCdTe(MCT : Mercury Cadmium Telluride)형이 가장 널리 쓰이고 있으며 8~12 μm 대역에서는 HgCdTe형이 널리 쓰이고 있다^{9,10)}.

본 연구에서 선택한 적외선 센서는 인체표피에서 복사

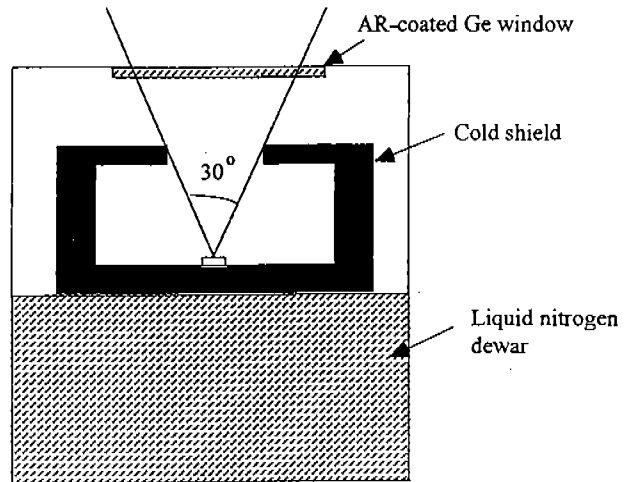


그림 5. 적외선센서, cold shield, window, 액체질소 dewar 등을 포함한 적외선센서 주변의 구조

Fig. 5. The structure of the infrared sensor including a cold shield, a window, and a liquid nitrogen dewar

되는 적외선의 에너지가 집중되어 있는 8~12 μm 대역에서 가장 감도가 좋은 광전도형의 HgCdTe소자를 사용하였다. 이 소자는 액체질소로 냉각하여 사용할 경우 감도가 이론적 극한치인 BLIP(Background Limited Performance)에 이르고 있다. 본 연구에서는 단일소자형 센서를 사용하였다. 사용한 센서의 감도 D^* 는 60°의 FOV, 10KHz의 동작상태에서 액체질소로 냉각하여 사용할 시 약 $3.0 \times 10^{10} \text{ cmHz}^{1/2}/\text{W}$ 이고, 감도가 가장 좋은 파장은 10 μm 이며 차단 파장은 약 11.5 μm 이다. 적외선센서의 창은 무반사 코팅이 된 게르마늄을 사용하여 창의 광투과율을 약 85% 이상으로 하였다. 배경 잡음을 줄이기 위해 센서의 전단에 그림 5와 같이 원모양의 Cold shield를 하였으며 이 원과 적외선 센서의 중심이 이르는 원추의 각도(센서의 시야각)는 30°로 하였다. 그리고 적외선센서의 유효면적은 300 $\mu\text{m} \times 300 \mu\text{m}$ 로 하였으며 모양은 정사각형으로 하였다.

실험결과 및 토의

위에서 기술한 적외선 광학계를 실제로 제작하였다. 구면경의 촛점 거리는 18cm로 하였으며 구경은 8cm로 하였다. 주사용 평면경의 크기는 가로 12cm, 세로 10cm로 하였다. 주사용 평면경의 수평회전은 교류유도모터를 인버터로 구동하여 정속회전을 시켰는데, 교류유도모터 축에 위치결정판을 장착하고 이로부터 속도정보를 추출하여 교류유도모터에 인가되는 전원의 주파수를 미세조정함으로써

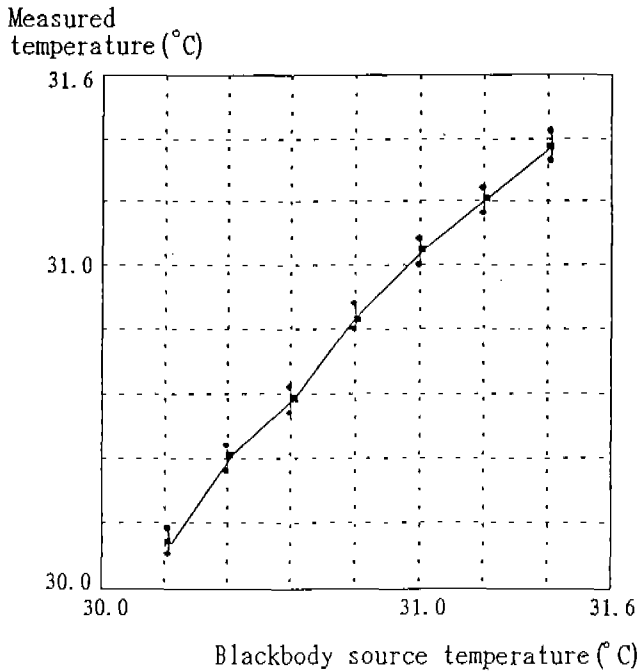


그림 6. 온도분해능 측정 결과. X축은 흑체로의 온도값을, 그리고 Y축은 측정된 온도값을 나타낸다(■: 측정온도의 평균값, ●: 표준편차의 범위).

Fig. 6. Experimental results of temperature resolution measurements X-axis and Y-axis represent the blackbody source temperature and the measured temperature, respectively (■: average values of the measured temperatures, ●: standard deviations)

써 정속회전을 실현하였다. 수평방향으로의 촬영 각도는 24°로 하였는데 이 각도만큼의 주사를 위해서는 평면경을 12°만큼 회전시키면 된다. 따라서 이와 같은 주사방식에서의 주사효율은 6.7%가 된다. 수직방향으로의 주사는 수평방향으로 회전하고 있는 평면경을 그림 4에서의 점 0를 중심으로 하여 등각속도로 진동운동을 시킴으로써 실현하였다. 수직방향으로의 촬영각도도 24°로 이 각도만큼 주사하기 위해서는 평면경을 수직방향으로 24°만큼 회전시켜야 한다. 수직방향의 주사는 평면경을 사각형 모양의 짐벌(Gimbals)에 장착하여 이 짐벌을 캠을 이용하여 왕복 등각운동을 하게 함으로써 실현하였다. 캠의 회전은 스테핑모터로 제어하였다.

광주사기의 주사속도는 256 × 240의 적외선 영상을 4초에 얻을 수 있도록 설계하였는데 이 경우 적외선신호의 주파수 대역폭 $\Delta f = 181$ KHz가 된다. 광학시스템의 광투과율 τ_0 는 0.962(0.987의 반사도를 가진 거울면이 3개)이다. 이 값들과 함께 $f/\# = 2.25$, $D^* = 3 \times 10^{10}$, $A_d = 300 \mu\text{m} \times 300 \mu\text{m}$

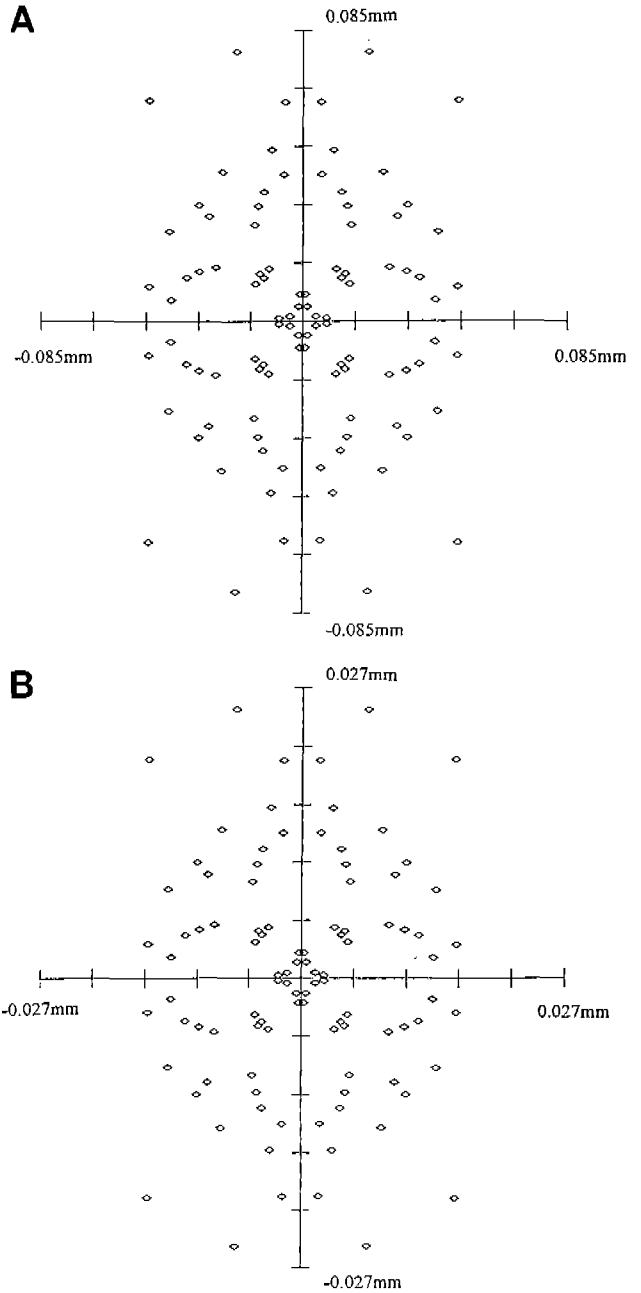


그림 7. 공간분해능에 대한 모의실험 결과. (a) 최장 촬영거리(무한대)에 놓인 점 물체에 대한 Ray spot, (b) 최단 촬영거리(30 cm)에 놓인 점 물체에 대한 Ray spot

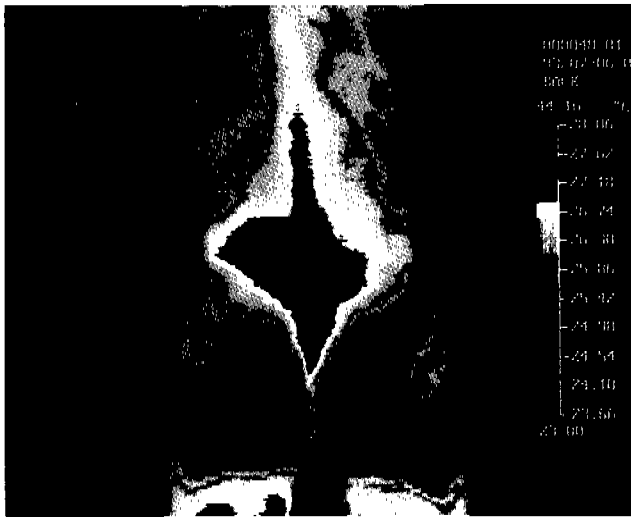
Fig. 7. Ray tracing results of spatial resolution estimations. (a) Ray spots derived from a point object located at maximum imaging distance, (b) Imaging distance

을 식 (7)에 대입하면 NETD는 약 0.067K가 된다.

제한한 광학시스템으로 적외선 체열 영상을 얻기 위하여 개인용컴퓨터를 이용하여 적외선 체열촬영시스템을 구



A



B

그림 8. 개발한 적외선 체열촬영시스템으로 얻은 인체의 체열 영상. (a) 앞가슴 영상, (b) 등 영상

Fig. 8. Human thermographic images obtained by the developed system. (a) A chest image, (b) A back image

성하였다. 적외선신호를 10 bit로 표본화하여 개인용컴퓨터에 전송하고 개인용컴퓨터에서 각종 보정을 위한 신호처리를 한 뒤 영상으로 구성하여 이를 VGA 모니터 상에 도시하였다.

본 연구에서 개발한 적외선 체열촬영시스템을 사용하여 온도분해능 및 공간분해능을 측정하였다. 온도분해능에 대한 측정은 0.1℃의 정확도로 온도 조절이 가능하고 2 inch 원형구경을 가진 흑체로(Mikron사 M340 모델)를 적외선 체열촬영시스템의 1m 앞에 놓고 이를 촬영하면서 실

행하였다. 흑체로의 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 인체표피 온도의 평균값 부근인 30℃에서 31.6℃까지 0.2℃ 간격으로 실행하였다. 그 측정결과를 그림 6에 나타내었는데 여기서 환산된 NETD는 약 0.1℃임을 알 수 있었다. NETD가 설계치 0.067℃ 보다 큰 것은 적외선센서 후단의 잡음에 기인하는 것으로 생각된다. 온도측정 결과의 평균값이 흑체로의 온도값과 0.05℃ 내외에서 상이한 것은 사용한 흑체로의 온도값이 그 범위 내에서 편차가 있기 때문이다. 의학적으로 의미를 갖는 온도차가 약 0.3℃인 것을 감안하면 구현된 온도분해능은 의학적으로 이용이 가능한 수준이라 생각된다.

공간분해능에 대한 검증은 광학계에 대한 Ray tracing을 하는 모의실험으로 수행하였다. Ray tracing은 상용 광학 설계 프로그램(SCIOPT사의 OPTECIII)을 이용하였다. 최단촬영거리(30 cm)와 최장촬영거리(무한대)에 위치한 점 모양의 물체에 대해 상이 형성되는 면에서의 Ray spot을 구하고 이로부터 각해상도를 구하였다. Ray tracing을 한 결과를 그림 7에 나타내었는데 그림 (a)와 (b)는 각기 최장촬영거리와 최단촬영거리에 놓인 점 모양의 물체에 대한 Ray spot을 나타내고 있다. Ray spot이 형성된 군의 크기를 구하고 이를 구면경의 초점거리로 나누어 각해상도를 구한 결과 그림 (a)와 (b)의 경우 각기 약 0.9 mrad과 0.3 mrad이었다. 최단촬영거리에서 촬영한 경우가 각해상도가 더 좋은 것은 보다 많은 Ray가 구면경의 곡면 중심점에 가깝게 입사하여 구면수차가 감소하기 때문이다.

본 연구에서 제작한 적외선 체열촬영시스템으로 얻은 인체영상을 그림 8에 나타내었다. 그림 8은 인체의 앞가슴과 등 부분을 촬영한 영상을 예시하고 있다. 체온영상은 시각적으로 구별이 보다 쉽게 되도록 하기 위하여 16가지 색으로 의사색채화를 하여 도시하였다.

결 론

본 논문에서는 적외선 체열촬영시스템을 간단하면서도 저가의 광학부품으로 구성할 수 있는 방안을 제시하였다. 실제로 제작한 시스템은 저가의 단일소자형 적외선센서와 거울로만 구성된 적외선 광학계로 구성되었지만 0.1℃의 온도분해능 및 1 mrad의 공간분해능의 성능을 가지고 있어 의료용으로 충분히 사용할 수 있으리라 사료된다. 의료

용 적외선촬영시스템은 산업용과는 달리 촬영시간에 제약이 작은 반면 온도분해능은 우수해야 하는데 산업용에서와 같이 고가의 배열형 적외선센서 혹은 적외선렌즈 및 고속광주사기를 사용하는 것 보다 단일소자형 적외선센서와 반사형 적외선광학계를 사용하는 것이 보다 경제적인 것으로 생각된다. 향후 개발된 적외선 체열촬영시스템으로 통증관련 크리닉, 신경외과, 그리고 한방의학 분야 등에서 임상시험을 계속할 예정으로 있다.

References

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, 조영은, 오성훈. 요추간판 탈출증 환자에서의 컴퓨터 적외선 전신체열 촬영의 의의. 대한신경외과학회지, 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. Michael C. Dudzik, Ed. *Electro-Optical System Design, Analysis, and Testing*. SPIE press, pp. 23-28, 1993
7. Warren J. Smith. *Modern Optical Engineering*. McGraw-Hill, pp. 452-461, 1991
8. Joachim-Michael Engel, Ed. *Thermological Methods*. VCH publishers, pp. 109-111, 1985
9. William D. Rogatto, Ed. *Electro-Optical Components*. SPIE press, pp. 246-272, 1993
10. George J. Zissis. *The Infrared Handbook*. 3rd Ed., Infrared Information Analysis Center, pp.11/67-11/99, 1989