

## 의료용 적외선 촬영 시스템

한국광학회에서는 지난 7월 8일부터 9일까지 양일간에 걸쳐 울산대학교에서 제11회 광학 및 양자전자학 워크샵을 개최했다.

동워크샵에서는 의광학 및 양자광학분야의 초청강연이 이뤄져 회원상호간 폭넓은 정보를 교환한 것으로 알려졌다.

이에 본보에서는 동워크샵에서 발표된 논문들중 '의료용 적외선 촬영시스템'(이수열/ 건국대학교)을 전제하니, 관심있는 독자제현의 많은 참고 바란다.

-편집자 주-

글 : 이수열 교수/ 건국대학교

의료용 적외선촬영시스템은 인체에서 복사되는 적외선을 인체의 표피를 접촉하지 않고 감지하여 인체표피 온도분포를 천연색 영상으로 보여줄 뿐만 아니라 그 영상을 디지털 데이터로 저장하여 정량적인 분석까지도 가능하게 하여 그 임상적 응용이 확산되어 가고 있다.

본 논문에서는 의료용 적외선 촬영시스템을 간단한 반사광학계와 2차원 광주사장치를 이용하여 구성하는 방법을 제시하였고 이를 이용하여 실제로 얻은 실험결과를 소개하였다.

### I. 서론

인체표피상의 온도분포를 측정하여 질병을 진단하는 써모그래프(Thermograph)의

유래는 진흙을 인체 표피에 바르고 이 진흙이 마르는 속도로 인체의 표피온도를 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[1,2,3]. 종래에는 온도에 따라 색깔이 변하는 액정을 인체표피에 접촉하여 온도분포를 영상화하는 액정써모그래프(Liquid crystal thermograph)가 사용되었으나 온도분해능 및 공간분해능이 열악하고 인체표피에 접촉할 때 액정의 압력분포에 따라 온도값이 변하는 등 사용상의 문제점이 많았다.

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(실내온도 하에서 휴식을 취하고 있는 상태에서)[4]. 적외선 체열 촬영시스템은 인체에서 복사되는 적외선을 인체의 표피를 접촉하지 않고 감지하여 인체표피 온도분포를 액정 써모그래프와 같이 천연색 영상으로 보여줄 뿐만 아니라 그 영상을 디지털 데이터로 저장하여 정량적인 분석까지도 가능하게 하여 그 임상적 응용이 확산되어 가고 있다. 통증클리닉, 재활의학과, 신경 외과 등에서 주로 이용되고 있는 적외선 체열촬영시스템은 특히 한방의학이 상당한 비중을 차지하고 있는 우리나라의 경우 인체의 온도분포를 중요시하는 한방의학 분야에서도 임상적 응용이 크게 증가할 것으로 보인다.

산업용 혹은 군용의 일반적 인 적외선 촬영시스템은 고속 촬영을 위해 고가의 2차원 배열형 적외선센서를 사용하거나 고속광주사기를 복잡한 적외선대역 렌즈시스템과 함께 사용하고 있다.

본 논문에서는 의료용 적외선 체열촬영시스템을 간단한 반사광학계와 2차원 광주사장치를 이용하여 구성하는 방법을 제시하였고 이를 이용하여 실제로 제작한 적외선 체열촬영시스템으로 얻은 실험결과를 소개하였다.

## II. 본론

### 1. 적외선 복사 이론

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

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

여기서

$c$ =진공에서의 광속= $2.997 \times 10^8$  [msec<sup>-1</sup>]

$h$ =(Planck 상수)= $6.626 \times 10^{-34}$  [Jsec]

$k$ (Boltzmann 상수)= $1.381 \times 10^{-23}$  [JK<sup>-1</sup>]

$T$ =절대온도 [K]

$\lambda$ =복사 전자파의 파장 [m]

이다.

흑체가 아닌 물체(Grey body)에서 복사되는 전자파의 전력은 그 물체의 주파수에 따른 복사율이  $\epsilon(\lambda)$ 로 주어지는 경우 아래의 식으로 주어진다.

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

인체표피의 경우 복사에너지가 밀집되어 있는 8-12 $\mu$ m 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  $\sigma$ 는 Stefan-Boltzmann 상수로  $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} Wm^{-2}K^{-4}$ 이다.

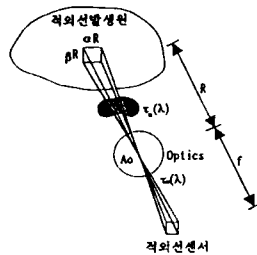
따라서 인체에서 복사되는

전자파 에너지의 양을 계측한다면 윗 식으로 부터 표피 온도를 추출할 수 있다. 인체 표피의 경우 온도분포가 298K-310K(25 $^{\circ}$ C-37 $^{\circ}$ C)의 좁은 대역에 분포하여 있으므로, 이 대역에서는 전자파 전력의 총량은 온도에 근사적으로 비례한다고 생각할 수 있다.

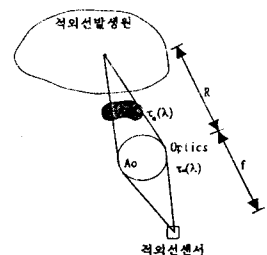
인체 표피온도가 298K-310K에 분포해 있다면 인체표피에서 복사되는 전자파 대부분의 에너지는 8-12 $\mu$ m의 원적외선 대역에 분포하게 된다.

### 2. 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 적외선센서면에 도달되는 적외선 다발의 발생원이 인체표피에서 차



(a) 적외선센서의 면적에 대응하는 적외선 발생원 상의 면적



(b) 점 모양의 적외선발생원으로 부터 적외선센서에 이르는 광학적 경로

그림 1 적외선발생원으로 부터 적외선센서까지의 광학적 경로

지하는 면적(즉 적외선 영상을 얻을 경우 한개의 화소가 인체 표피상에서 차지하는 면적)을 보여주고 있다. 그림 1(a)에서 R는 광학계와 인체표피 사이의 거리를, f를 광학계의 초점 거리를 A<sub>0</sub>는 광학계의 구경을, τ<sub>0</sub>(λ)는 광학계의 투과율을 τ<sub>a</sub>(λ)는 인체표피와 적외선센서 사이의 대기(atmosphere) 투과율을, 그리고 α, β는 적외선 센서의 수평 및 수직방향으로의 순시시야각(IFOV: Instantaneous Field Of View)을 표시하고 있다. 그림 1(b)는 인체표피상의 한 점에서 복사되는 적외선이 광학계를 통하여 적외선센서면에 도달하는 과정을 보여주고 있다. 인체표피상의 한 화소 면적에서 복사되어 적외선센서면에 도달하는 적외선의 파장별 전력량 Φ<sub>λ</sub>는 아래의 식으로 표현된다.

$$\Phi_{\lambda} = \alpha\beta R^2 M(\lambda, T) \tau_a(\lambda) \tau_0(\lambda) \frac{A_0}{R^2} = \alpha\beta M(\lambda, T) \tau_a(\lambda) \tau_0(\lambda) A_0 \quad (4)$$

윗 식에서 αβA<sub>0</sub>를 적외선센서의 가로방향 및 세로방향의 크기 a, b(혹은 적외선센서의 면적 A<sub>s</sub>=ab), 그리고 광학계의 fnumber(f/#=f/D<sub>0</sub>, f: 초점거리, D<sub>0</sub>: 광학계의 구경)로 환산하여 다시 표시하면,

$$\Phi_{\lambda} = \frac{\pi A_d}{4(f/\#)^2} M(\lambda, T) \tau_a(\lambda) \tau_0(\lambda) \quad (5)$$

로 표현할 수 있다.

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\*, 적외선 신호의 주파수 대역폭 Δf를 고려 하여 적외선촬영시스템의 온도분해능 NETD(Noise Equivalent Temperature Difference)를 나타내는 식을 구하면 아래와 같다[5].

$$NETD = \frac{4(f/\#)^2 \sqrt{\Delta f}}{\sqrt{A_d \tau_a \tau_0} D^* \frac{\Delta W}{\Delta T}} \quad [K] \quad (6)$$

여기서 ΔW/ΔT는 적외선 발생원의 온도변화량 대비 적외선복사량의 변화율로 8-12μm대역에서는 1.48×10<sup>-4</sup> 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 온도분해능과 촬영속도와의 서로 상반되는 관계에 있다.

### 3. 적외선 체열촬영시스템을 위한 반사광학계 및 이차원 광주사장치

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

- 인체표피의 체온분포는 공간적으로 거의 균일하기 때문에 공간주파수 대역에서 고주파 성분이 상대적으로 매우 작다.
- 진단에서는 미세한 온도차이를 감지해야 하므로 온도분해능이 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 간단하게 구성할 수 있는 방안을 모색하였다.

고속촬영을 하기 위해서는 2차원 배열형 적외선센서를 쓰는 것이 가장 쉬운 방법이겠지만 원적외선 대역에서의 2차원 배열형 적외선센서는 이제 개발단계에 있어 값이 매우 비쌌 뿐만 아니라 센서 사이의 감도 편차가 큰 문제점이 있다.

따라서 일반적인 산업용 적외선 촬영시스템에서는 단일 소자형 적외선 센서를 쓰면서 대신 고속 2차원 광주사기를 쓰고 있다. 광주사를 고속으로

하기 위해서는 광주사기의 부품인 거울 혹은 프리즘 등의 크기를 작게 해야하므로 광주사기에 적외선을 입사시킬 때 광폭을 작게하여 입사해야만 한다. 그러기 위해서는 광학시스템으로 입사되는 적외선광을 작은 광다발로 만들어 주는 Afocal system을 사용해야 하는데 이 Afocal system은 일반적으로 렌즈를 사용하여 구성된다. 원적외선 대역에서 렌즈를 만들기 위해서는 Ge이나 ZnSe등의 광학재료를 사용해야 하는데 이 광학재료는 고가일 뿐더러 가공이 어려운 문제점이 있다.

본 연구에서는 이러한 문제점들을 해결하기 위해 적외선 촬영시스템으로 입사되는 적외선다발을 바로 2차원 광주사기로 주사하여 집속시스템으로 보내 주는 방식을 채택하였다. 집속시스템은 저가이면서 가공이 용이한 구면경을 썼다. 구면경은 색수차가 없고 온도에 따른 광학특성의 편차가 적은 등의 장점도 가지고 있다.

집속광학계를 포함한 전체 광학시스템의 개념도를 그림 2에 나타내었다. 그림 2의 적외선 광학계는 광집속을 위한 구면경과 구면경 전단에 위치한 광 주사용 평면경, 그리고 집속된 광을 적외선 센서로 향하게 하는 반사경으로 이루어져 있다. 구면경으로 집속된 적외선의 방향을 직각으로 바꾸어

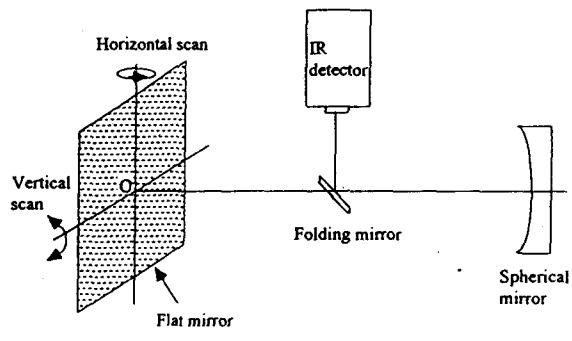


그림 2 적외선광학계의 전체 구성도

적외선 센서면으로 향하게 하는 반사경은 구면경이 만드는 원추모양의 광다발을 모두 반사시키면서 구면경으로 입사되는 적외선을 최소한으로 차단하기 위해 타원형 형태로 설계하였다.

적외선의 주사는 주사용 양면평면경을 구면경의 중심과 수직인 광축상에 놓고 주사용 평면경이 광축과 만나는 점(그림 2에서의 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 2에 그려진 주사용평면경을 점 0을 중심으로 수평 및 수직 방향으로 각기  $\alpha'$ ,  $\beta'$ 만큼 회전시키면 적외선의 수평 및 수직 방향으로의 주사각도  $\alpha, \beta$ 는

아래의 식으로 표현된다.

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

$$\beta(\alpha', \beta') = \sin^{-1}(\cos[2\alpha'] \sin \beta') \approx \beta' \quad (7)$$

식(7)에서의 근사식은  $\alpha, \beta$ 가 작을 때 성립한다.

4. 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 있다[6]. 광자센서는 적외선의 대기중 통과 특성이 양호한 3-5 $\mu$ m와 8-12 $\mu$ m의 파장대역에서 동작하는

것이 주류를 이루고 있다. 3-5 $\mu$ m대역에서는 InSb와 HgCdTe(MCT: Mercury Cadmium Telluride)형이 가장 널리 쓰이고 있으며 8-12 $\mu$ m대역에서는 HgCdTe 형이 널리 쓰이고 있다[7].

본 연구에서 선택한 적외선 센서는 인체표피에서 복사되는 적외선의 에너지가 집중되어 있는 8-12 $\mu$ m 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 $\mu$ m이며 차단파장은 약 11.5 $\mu$ m이다. 적외선 센서의 창은 무반사 코팅이 된 게르마늄을 사용하여 창외 광투과율을 약 85%이상으로 하였다. 배경 잡음을 줄이기 위해 센서의 전단에 원모양의 Cold shield를 하였으며 이 원과 적외선 센서의 중심이 이르는 원추의 각도(센서의 시야각)는 30°로 하였다. 그리고 적외선 센서의 유효면적은 300 $\mu\text{m} \times 300\mu\text{m}$ 로 하였으며 모양은 정사각형으로 하였다.

### III. 실험결과 및 토의

위에서 기술한 적외선 광학계를 실제로 제작하였다. 구면경의 초점 거리는 18cm로 하였으며 구경은 8cm로 하였다. 주사용 평면경의 크기는 가로 12cm, 세로 10cm로 하였다. 주사용 평면경의 수평회전은 교류 유도모터를 인버트로 구동하여 정속회전을 시켰는데, 교류유도모터 축에 위치결정판을 장착하고 이로부터 속도 정보를 추출하여 교류유도모터에 인가되는 전원의 주파수를 미세조정함으로써 정속회전을 실현하였다. 수평방향으로의 촬영각도는 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 2에서의 점0를 중심으로 하여 등각속도로 진동운동을 시킴으로써 실현하였다. 수직방향으로의 촬영각도 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 제

어하였다.

광주사기의 주사속도는 256 $\times$ 240의 적외선 영상을 4초에 얻을 수 있도록 설계하였는데 이 경우 적외선 신호의 주파수 대역폭  $\Delta f=181\text{KHz}$ 가 된다. 광학시스템의 광투과율  $\tau_0$ 는 0.962(0.987의 반사도를 가진 거울면이 3개)이다. 이 값들과 함께  $f/\# = 2.25$ ,  $D^* = 3 \times 10^{10}$ ,  $A_d = 300\mu\text{m} \times 300\mu\text{m}$ 을 식 (6)에 대입하면 NETD는 약 0.067K가 된다.

제안한 광학시스템으로 적외선 체열 영상을 얻기 위하여 개인용컴퓨터를 이용하여 적외선 체열촬영시스템을 구성하였다. 적외선신호를 10bit로 표본화하여 개인용 컴퓨터에 전송하고 개인용 컴퓨터에서 각종 보정을 위한 신호처리를 한 뒤 영상으로 구성하여 이를 VGA 모니터 상에 도시하였다.

본 연구에서 개발한 적외선 체열촬영시스템을 사용하여 온도분해능을 측정하였다. 온도분해능에 대한 측정은 0.1℃의 정확도로 온도 조절이 가능하고 2inch 원형구경을 가진 흑체로(Mikron사 M340 모델)를 적외선 체열촬영시스템의 1m 앞에 놓고 이를 촬영하면서 실행하였다. 흑체로의 온도가 시간에 따라 변화하지 않도록 안정화 시키고 이를 촬영하여 적외선 영상을 얻은 뒤 흑체로 영상 중심 부근에서의

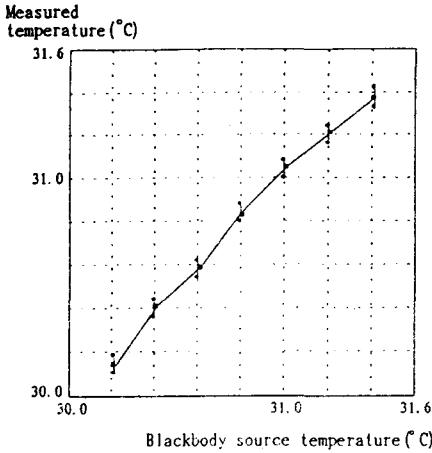


그림 3 온도분해능 측정 결과, X축은 흑체로의 온도값을, 그리고 Y축은 측정된 온도값을 나타낸다.(■: 측정온도의 평균값, |: 표준편차의 범위)

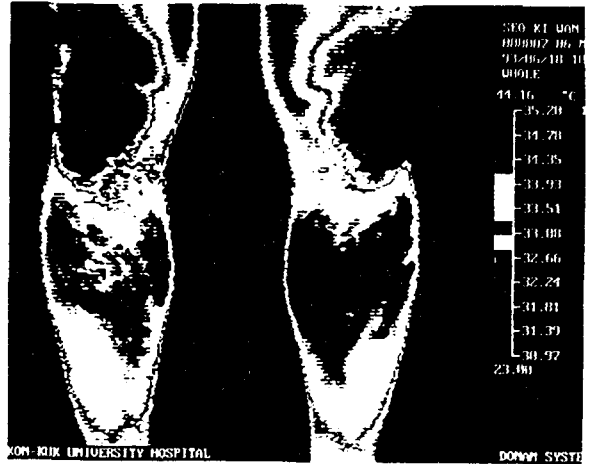


그림 4 개발한 적외선 체열촬영시스템으로 얻은 인체의 체열 영상

영상신호의 평균값과 표준편차를 구하였다. 그리고 그 표준편차와 같은 크기를 갖게 하는 온도차이를 환산하여 NETD를 구하였다. 온도측정은 인체표피 온도의 평균값 부근인 30°C에서 31.6°C까지 0.2°C 간격으로 실행하였다. 그 측정결과를 그림 3에 나타내었는데 여기서 환산된 NETD는 약 0.1°C임을 알 수 있었다. NETD가 설계치 0.067°C보다 큰 것은 적외선센서 후단의 잡음에 기인하는 것으로 생각된다. 온도측정 결과의 평균값이 흑체로의 온도값과 0.05°C 내외에서 상이한 것은 사용한 흑체로의 온도값이 그 범위 내에서 편차가 있기 때문이다. 의학적으로 의미를 갖는 온도차

가 약 0.3°C인 것을 감안하면 구현된 온도분해능은 의학적으로 이용이 가능한 수준이라 생각된다.

본 연구에서 제작한 적외선 체열촬영시스템으로 얻은 인체영상을 그림 4에 나타내었다. 그림 4는 인체를 촬영한 영상을 예시하고 있다. 체온영상은 시각적으로 구별이 보다 쉽게 되도록 하기 위하여 16가지색으로 의사색체화를 하여 도시하였다.

#### IV. 결론

본 논문에서는 적외선 체열 촬영시스템을 간단하면서도 저가의 광학부품으로 구성할 수 있는 방안을 제시하였다.

실제로 제작한 시스템은 저가의 단일소자형 적외선 센서와 거울로만 구성된 적외선 광학계로 구성되었지만 0.1°C의 온도분해능을 가지고 있어 의료용으로 충분히 사용할 수 있으리라 사료된다.

향후 개발된 적외선 체열 촬영시스템으로 통증관련 크리닉, 신경외과, 그리고 한방의학 분야 등에서 임상시험을 계속할 예정이다.