

## 다 채널 직결 온도측정 시스템의 설계 및 제작

영남대학교 의과대학 방사선종양학교실, 영남대학교 의료공학연구소\*

신세원 · 신현진\* · 김명세 · 김성규

### Development of Multichannel On-line Thermometry System

Sei One Shin, Hyun Jin Shin\*, Myung Se Kim, Sung Kyu Kim

*Department of Therapeutic Radiology and Oncology  
College of Medicine, Research Institute of Medical Engineering\*  
Yeungnam University, Taegu, Korea*

#### - Abstract -

**Background:** Measurement of body temperature is an important parameter in patient management in many clinical conditions. Failure to reach minimal acceptable body temperature standards has been associated with physiological derangements and has necessitated the application of additional therapy. The authors developed a new, simple, accurate thermometry system, which could be used to undertake precise temperature measurement for various clinical conditions.

**Materials and Methods:** A new thermometry system using a specially designed temperature detecting and display system was developed. This system contains a temperature detecting sensor(LM 35CZ), which enables multiple serial checking of heat, data collection and processing computer, and 3-dimensional display system. It provides real-time volumetric visualization of temperature distribution of a defined volume and stores and prints the data.

**Results:** With this system, temperature can be measured at multiple interesting sites simultaneously, demonstrated as a 3-dimensional temperature distribution and stored. In well-controlled, systematic experiments a significant correlation has been observed between standard temperature and temperature using this system at various measuring points.

**Conclusion:** This thermometry system is a real-time measurement system, which can demonstrate 3-dimensional heat distribution in experimental phantom and human body and can be used for diagnosing abnormal clinical conditions. In addition, this system reduces the nursing staff work load, providing them more time for long term care to patients.

**Key Words:** Thermometry system, Multichannel, Real-time, On-line, Temperature

책임저자: 신세원, 대구시 남구 대명동 317-1, 영남대학교 의과대학 방사선종양학교실 TEL. (053) 620-3372 FAX. (053) 624-3599  
이 연구는 (재)한국의학장학회의 연구비의 지원으로 이루어졌음.

## 서 론

오늘날 환자들의 진료 과정에서 체온의 측정은 가장 흔하게 이용되는 활력징후 중의 하나이다. 체온의 중요성은 1868년 독일의 의학자인 Wunderlich에 의해 최초로 주창되었으며, 그 이후 체온측정이 체계화되었다. 역사적으로 볼 때 온도계를 발명한 사람은 이태리의 과학자인 Galileo였으며, Santorius는 1625년에 최초로 온도계를 사용하여 사람의 체온을 측정하였다(Hopkins, 1966).

초창기에 행해진 체온 측정은 단순히 정상체온의 변화 여부를 확인하는 수단으로 이용되었지만 오늘날 날은 다양한 형태의 신체변화 즉 표재성 혈액순환의 변화(Gnydiuk와 Naumenko, 1991; Zornnitti, 1991), hand-arm vibration syndrome의 진단(Bogadi-Sare와 Zavalic, 1993), Raynaud's phenomenon의 진단 등에 손가락의 온도를 측정하기도 하며(Caramaschi 등, 1989), 교감신경 절제술 후 피부체온의 변화를 확인하여 수술의 결과를 판정하기도 한다(Hansen 등, 1996).

다양한 진료 여건상 통상적인 방법으로 체온을 측정하기 어려운 응급실, 중환자실, 회복실, 산실 등의 특수 진료시설에서는 고막의 표면온도를 측정하여 환자 심부의 체온을 대신하고 있으며(Nobel, 1992, Fritz 등, 1996), 원형탈모증의 진단에도 이용하고 있다(Mijailovic 등, 1997).

실제로 체온의 변화를 연속적으로 측정하여 기록해야되는 전염병 환자, 의식불명인 환자, 장기적으로 와병중인 환자에서는 환자 상태의 체계적인 감시(monitring)를 위하여 정확히 체온을 측정하여 장기간 보존할 필요성이 있다. 더욱이 체온변화를 수시로 감시해야 되는 환자나 치료 과정이나 치료 직후 즉각적으로 체온의 변화를 비교해야 되는 환자에서는 기존의 측정 방법으로는 미흡하므로 객관적으로 정확히 체온을 측정하여 기록할 수 있는 장비의 개발이 필요하게 되었다.

특히 치료 도중에 환자 이외의 사람이 접근하기 어려운 환경 즉 방사선치료 중이나 고온 온열치료(hyperthermia)중인 경우에는 외부에서 환자의 체온변화를 확인할 수 있는 장치가 필요하다. 또한 피부 접촉면에 발적, 피하지방 괴사, 화상 등의 부

작용이 발생할 수 있는 고온 온열치료를 받는 환자에서는 관심부위의 온도를 정확히 측정하는 것이 필수적이지만 일반 체온계나 온열치료기에 부착된 측정장치로는 정확한 체온을 측정할 수 없으며, 여러 가지 기능을 가진 상품화된 측정장치(PROPAQ 102EL, Protocol System Inc., U.S.A.)를 이용하는 경우에도 피부 접촉면의 통증으로 온도를 측정할 수가 없어서 개선의 여지가 많다.

본 연구는 임상에서 체온 측정이 필요한 다양한 환자들에게 여러 부위의 체온 변화를 정확하게 연속적으로 감시(monitring)하여 체계적으로 온도의 분포를 기록(recording)할 수 있는 기능을 가지는 실시간(real time) 직결(on-line) 시스템을 구축하여 환자 감시용이나 특수 진료용으로 활용하기 위하여 계획되었다.

## 재료 및 방법

### 1. 온도측정 시스템의 설계

여러 부위의 체온 측정을 지속적으로 하기 위하여 4개의 특수 sensor를 이용하여 온도를 검출하고, 이를 pre-amplifier 통해 초당 5회 이상의 실시간(real time) data로 처리 가능하도록 A/D converter(MP100, Biopac Inc.)와 Computer(Macintosh, USA)를 이용하였으며, PC로 data를 전환하여 입체적으로 온도의 분포를 확인할 수 있도록 구성하였다(그림 1).

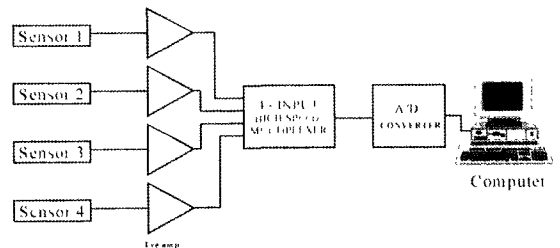


Fig. 1. Schematic diagram of thermometry system.

### 2. 온도측정용 phantom의 제작 및 가온

온도의 측정을 위하여 4% agar phantom을 200×160×90mm<sup>3</sup>가 되도록 제작하였고, phantom의 가운데에는 영남대학교 의과대학 부속병원 방사선

Table 1. Temperature data of X-Y plane

	X (-8)	X (-6)	X (-4)	X (-2)	X (0)	X (2)	X (4)	X (6)	X (8)
Y (6)	37.77	39.59	42.69	44.92	46.45	44.92	42.69	39.59	37.77
Y (4)	39.09	40.92	43.82	45.77	46.88	45.77	43.82	40.92	39.09
Y (2)	39.78	41.85	44.55	46.13	46.88	46.13	44.55	41.85	39.78
Y (0)	41.00	43.14	45.75	46.99	47.39	46.99	45.75	43.14	41.00
Y (-2)	39.78	41.85	44.55	46.13	46.88	46.13	44.55	41.85	39.78
Y (-4)	39.09	40.92	43.82	45.77	46.88	45.77	43.82	40.92	39.09
Y (-6)	37.77	39.59	42.69	44.92	46.45	44.92	42.69	39.59	37.77

Table 2. Temperature data of Y-Z plane

	Y (-6)	Y (-4)	Y (-2)	Y (0)	Y (2)	Y (4)	Y (6)
Z (4)	41.20	38.05	38.35	40.62	38.35	38.05	41.20
Z (3)	43.87	42.79	42.70	44.02	42.70	42.79	43.87
Z (2)	45.62	45.61	45.40	46.24	45.40	45.61	45.62
Z (1)	46.45	46.88	46.88	47.39	46.88	46.88	46.45
Z (0)	46.77	47.37	47.44	47.83	47.44	47.37	46.77
Z (-1)	46.78	47.35	47.41	47.70	47.41	47.35	46.78
Z (-2)	46.45	46.88	46.88	47.02	46.88	46.88	46.45
Z (-3)	45.73	46.05	45.98	46.16	45.98	46.05	45.73
Z (-4)	44.00	44.24	43.97	44.27	43.97	44.24	44.00

Table 3. Temperature data of X-Z plane

	X (-8)	Y (-6)	Y (-4)	Y (-2)	Y (0)	Y (2)	Y (4)	Y (6)	Y (8)
Z (4)	36.67	39.15	39.45	39.21	40.62	39.21	39.45	39.15	36.67
Z (3)	38.47	40.32	41.83	43.32	44.02	43.32	41.83	40.32	38.47
Z (2)	39.94	41.92	44.35	45.76	46.24	45.76	44.35	41.92	39.94
Z (1)	41.00	43.14	45.75	46.99	47.39	46.99	45.75	43.14	41.00
Z (0)	41.80	44.08	46.42	47.38	47.83	47.38	46.42	44.08	41.80
Z (-1)	42.39	44.46	46.27	47.31	47.70	47.31	46.27	44.46	42.39
Z (-2)	42.62	44.45	46.21	46.85	47.02	46.85	46.21	44.45	42.62
Z (-3)	42.54	44.14	45.80	46.07	46.16	46.07	45.80	44.14	42.54

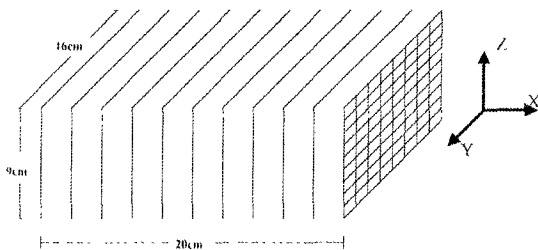


Fig. 2. 3-Dimensional measurement point.

종양학과에 설치 가동중인 Cancermia(GHT-RF 8, 녹십자의료공업, 한국)을 이용하였다.

가온방법은 phantom 상하 방향으로 지름 250mm의 원형 자극판을 사용하여 균등하게 가온하였으며, phantom 내부의 온도는 고온 온열치료기 자체에 부착된 thermocouple을 이용하여 표면에서 2cm 지점과 한 가운데에서 온도를 측정하여 42°C를 확인한 후 측정을 시작하였다.

### 3. 온도측정 방법

온도 측정용 sensor의 온도 측정 한계는 10<sup>-3</sup> °C으로 초당 5회의 온도측정이 가능하지만 편의상 초당 1회로 조정하여 측정하였다. 각 부위별 온도는 예비 실험결과 30초 경과 후 측정값이 고평부(plateau)에

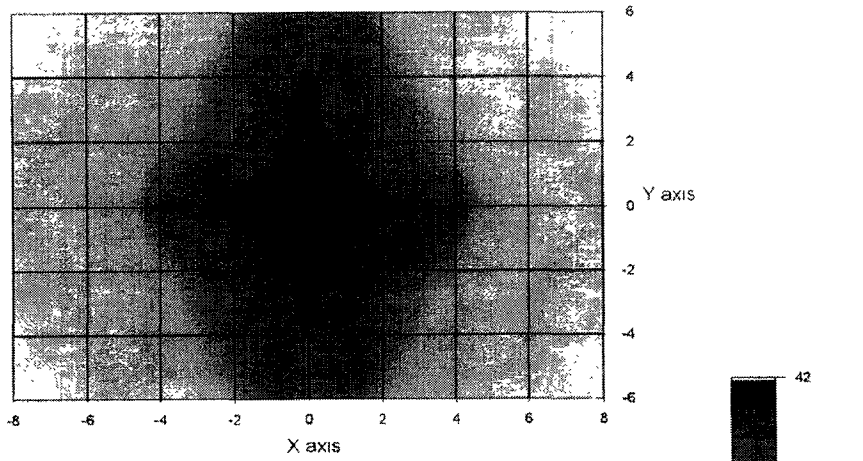


Fig. 3. Temperature distribution of X-Y plane

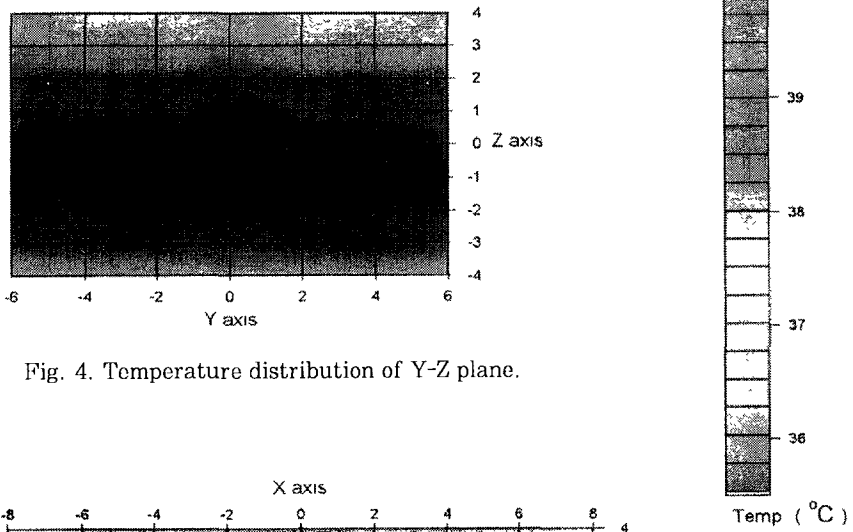


Fig. 4. Temperature distribution of Y-Z plane.

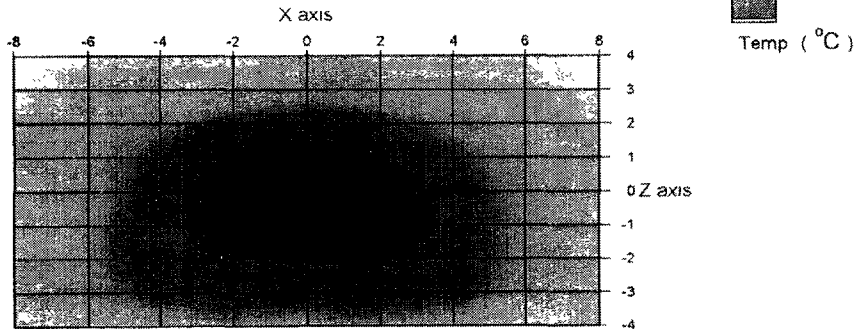


Fig. 5. Temperature distribution of X-Z plane.

도달하였으므로 30초 동안 측정 한 값으로 하였다.

온도 측정 방법은 가온 방향에 일치하여 1cm 간격, 가온 방향에 수직면에는 전후 좌우 각각 2cm 간격을 두고 3차원적으로 측정하였다(그림 2).

#### 4. 측정 data의 display시스템 설계

PC에 저장된 온도 측정 data는 CRT모니터나 LCD화면을 이용하여 실시간으로 감시(monitoring) 할 수 있으며, 진료기록의 보존을 위한 출력과 연구용이나 장기간 보관을 위하여 별도의 diskette에 저장하여 보관할 수 있도록 설계하였다.

## 성 적

Agar phantom을 고온 온열치료를 이용하여 42℃까지 가온하고, 표준온도계(Checktemp 2, Hanna Ins, Portugal)로 온도의 정확성을 확인한 후 저자들이 제작한 측정시스템을 이용하여 임의의 부위에서 온도를 측정하여  $42 \pm 0.5^\circ\text{C}$ 가 되도록 PC를 조정한 다음 측정하였다.

Phantom내의 3차원적인 온도분포를 확인하기 위하여 전후, 좌우 각각 2cm 간격과 상하 1cm 간격으로 측정 온도를 phantom의 한 가운데 점을 통과하는 3개의 평면에 따라 나타내면 다음과 같다.

가운데 축 절단면(mid-axial plane: X-axis \* Y-axis)의 온도분포는 전-후, 좌우 방향으로 대칭을 보이는 diamond형으로 중앙부의 온도는 42℃로 최고치를 보였고 주변부로 갈수록 점점 낮아져서 38℃이었다(표 1, 그림 3).

가운데 시상 절단면(mid-sagittal plane: Y-axis \* Z-axis)의 온도분포는 상하가 대칭형태를 보이는 사각형으로 외기에 노출된 표면부위는 상대적으로 온도가 낮았다(표 2, 그림 4).

가운데 관상 절단면(mid-coronal plane: X-axis \* Z-axis)의 온도분포는 타원형이었으며, 중앙부분이 표면방향으로 돌출하는 모양이었다(표 3, 그림 5).

## 고 찰

체온상승 즉 몸에 열(fever)이 있다는 것은 누구

나 잘 알고 있는 비정상 신체 증상의 하나로서, Hippocrates가 열이란 다양한 원인으로 발생하는 징후(sign)의 하나라고 규정하기 이전에는 질병의 한 형태라고 생각되었다(Janssens, 1991).

의학적으로 정상인의 체온은 평균  $37^\circ\text{C}$  ( $98.6^\circ\text{F}$ )로 규정하고 있지만 하루 동안에도 변화가 발생할 수 있어서 이른 아침이 가장 낮고 늦은 오후가 되면 체온이 상승한다. 비정상적인 체온이란 구강에서 측정 한 체온이  $36^\circ\text{C}$  미만이거나  $37.7^\circ\text{C}$ 를 초과할 때를 말한다(Hopkins, 1966). 임상적으로 체온의 측정은 각종 질환의 진단(Hooker와 Houston, 1996; Bogadi-Sare와 Zavalic, 1993), 환자상태 감시(Hecker 등, 1996; Wong 등, 1997; Hansen 등, 1996), 고온 온열치료시 온도의 확인(Prionas 등, 1994) 및 치료 성과를 판단하는 경우(Kathouda 등, 1997) 등에 매우 폭 넓게 이용되기 때문에 신속하고 정확하여야 하며 시간 소비나 노동력을 감안하여 비용 효과적(cost effective)이어야 한다.

경제적인 측면에서 온도계에 대한 실용성 평가는 온도계의 가격, 일회성 소모품의 공급가격, 인건비, 장비 유지비용 등을 감안하여 결정해야 한다. 그렇지만 긴급을 요하는 환자에서는 측정시간이 매우 중요하다. 체온측정에 소요되는 시간은 측정장치의 종류와 측정하는 사람의 숙련도에 따라 다를 수 있다. Alexander와 Kelly(1991)의 보고에 의하면 유리 체온계를 사용하는 경우에는 평균 247.2초가 소요되고, 전자식 체온계를 사용하면 73.4초가 소요되며, 적외선 고막 체온계를 사용하면 35.2초가 소요된다고 한다. 본 연구를 위하여 저자들이 제작하여 사용한 측정장치는 측정을 시작하고 30초가 경과한 상태에서 고평부(plateau)에 도달되어 비교적 짧은 시간 내에 신속하게 정확한 체온을 측정할 수 있었다.

온도측정의 중요성은 수술 환자인 경우에 더욱 중요한 데 수술 후 마취회복실로 이송되는 환자의 약 60%가 저체온 상태라고 한다(Allen 등, 1990). 이러한 저 체온 상태가 중요한 것은 체온이 낮은 상태로 오랜 기간 지속되면 심장 기능에 이상을 초래할 수 있으며, 호흡성 산증 등의 합병증을 일으킬 가능성이 매우 높기 때문이다. 그렇지만 저 체온에 대한 판단 기준이 각 병원마다 다르고 측정방법이나

측정위치에 대한 기준이 없는 실정이다(Hecker 등, 1996). 마취회복실에서 일반 병실로 전실 시킬 때에는 편의상 액와 온도를 기준으로 하지만 액와 온도는 외부인자의 영향을 많이 받을 수 있어서 구강 온도에 비해 0.5°C, 직장 온도에 비하면 1°C가 낮다.

임상적으로 심부 체온을 정확히 측정하기 위해서 직장에서 측정하는 방법이 표준으로 제시되고 있지만 시술 상 번거로운 측면이 있어서 이마에 부착하여 측정하거나 적외선 고막 체온 측정법을 사용한다. 적외선 고막 체온 측정법은 편리한 측면도 있지만(Fritz 등, 1996), 시술자의 숙련도에 따라서 부정확한 측정 결과가 나올 가능성이 매우 높다(Hooker와 Houston, 1996).

본 연구에서는 4개의 측정기를 사용했지만 측정에 사용되는 측정기의 수를 증가시키고 측정기구를 다양화시키면 구강, 액와, 직장, 이마 등 원하는 신체 부위에 어디든지 부착하여 단 시간 안에 여러 부위의 체온분포를 확인할 수 있으므로 적용범위가 매우 넓다.

해부학적으로 외부에서 접근이 용이한 낭십(Zorgnitti, 1991)같은 부위는 좌우 고환의 피부의 온도를 동시에 측정하여 비교할 수 있으므로 편리하며, 고위험군 당뇨병 환자에서 진피의 온도를 측정하는 경우(Armstron 등, 1997) 환자의 발에 합병증이 발생하기 이전에 의학적인 조치를 취할 수 있으므로 활용이 기대되고, Raynaud씨 현상을 진단하는 데 이용되는 "cold test"(Caramaschi 등, 1989)에서 열 손가락의 온도를 측정해야 되는 경우에도 동시에 측정이 가능하므로 진단적 가치가 매우 높다.

간호인력의 노동력 감소방안으로 장기간 의식없이 입원중인 환자들을 대상으로 다양한 기능을 장착시킨 중앙 집중식 환자 감시장치(Wong 등, 1997)의 한 부분으로 적용할 수도 있으므로 간호인력의 노동력을 덜어주는 데도 크게 기여할 것으로 생각된다.

그 외에도 사지의 진동성 질환의 진행 정도를 결정하기 위한 피부온도 측정에서도 유용하게 이용할 수 있으며(Gnydiuk와 Naumenko, 1991), 구강이나 직장으로 체온을 측정하기 어려운 소아 환자의 체온측정에도 편리하게 이용할 수 있다. 때로는 열이 있다는 동반자의 말만 듣고 불필요한 투약을 하는 경우에도(Schmitt, 1991), 간편하게 체온을 측정할 수 있어서 불필요한 투약을 방지할 수 있으며,

연구목적으로 사용하는 경우에는 가온된 일정 부피에서 온도의 분포양상을 입체적인 모습으로 재구성하여 재현해 주므로 매우 편리하게 이용할 수 있다.

## 요 약

저자들은 다양한 진료 환경과 연구 수행에 폭 넓게 이용할 수 있는 새로운 온도측정 시스템을 개발하기 위하여 임상에서 필요한 기능과 연구에 요구되는 기능을 가진 간편하고 편리한 온도측정 시스템을 개발하였다. 이 측정 시스템은 일정한 지점의 온도를 정확하고 신속하게 측정하여 기록할 수 있는 장치로서 실용 가능성을 다양하게 검증해 본 결과 기존의 평면적인 열 분포도보다 진보된 등온곡선을 도출할 수 있었으며, 기존의 체온 측정장치보다 더욱 편리하게 진료의 각 분야에 효과적으로 이용할 수 있음을 확인하였다.

본 연구결과에 의한 기대효과 및 향후 활용방안으로는

- 1) 환자의 체온 변화를 신속하게 진단할 수 있어서 치료효과의 극대화와 부작용의 최소화에 기여할 수 있다.
- 2) 체온의 변화를 일으키는 다양한 질환의 진단 및 치료성과 판정에 이용할 수 있다.
- 3) phantom을 이용한 다양한 실험적 연구를 수행할 수 있다.
- 4) 장기 입원중인 환자들을 대상으로 중앙통제 방식으로 환자들의 상태를 지속적으로 감시할 수 있어서 간호인력의 노동력 절약에 많은 도움을 줄 수 있다.
- 5) 현재의 기능을 더욱 발전시키면 다양한 질환의 환자들에게 두루 적용할 수 있으며, 환자 감시체제를 위한 필수장비로 이용할 수도 있다.

## 참 고 문 헌

- Alexander D, Kelly B: Cost effectiveness of tympanic thermometry in the pediatric office setting. Clin Pediatr Phila 30(4 Suppl): 57-59;

- discussion 60, 1991.
- Allen GC, Horrow JC, Rosenberg H: Does forehead liquid crystal temperature accurately reflect "core" temperature? *Can J Anaesth* 37: 659-662, 1990.
- Armstrong DG, Lavery LA, Liswood PJ, Todd WF, Tredwell JAL: Infrared dermal thermometry for the high-risk diabetic foot. *Phys-Ther* 77(2): 169-175; discussion 176-177, 1997.
- Bogadi-Sare and Zavalic: Diagnostic value of finger thermometry in assessment of hand-arm vibration syndrome. *Arh Hig Rada Toksikol* 44(2): 133-138, 1993.
- Caramaschi P, Codella O, Poli G, Perbellini L, Biasi D, Bambara LM, Corrocher R, et al.: Use of computerized digital thermometry for diagnosis of Raynaud's phenomenon. *Angiology* 40(10): 863-871, 1989.
- Fritz U, Rohrberg M, Lange C, Weyland W, Brauer A, Braun Y: Infrared temperature measurement in the ear canal with the DIATEK 9000 Instatemp and the DIATEK 9000 thermoguide. comparison with methods of temperature measurement in other body parts. *Anaesthesist* 45(11): 1059-1066, 1996.
- Gnydiuk AV, Naumenko BS: Thermometry of the skin of the extremities at different stages of vibration disease. *Vrach-Delo Mar*(3): 94-96, 1991.
- Hansen RD, Amos D, Leake B: Infrared tympanic temperature as a predictor of rectal temperature in warm and hot conditions. *Aviat Space Environ Med* 67(11): 1048-1052, 1996.
- Hecker MB, Brownfield RM, Rubal BJ: Bayesian analysis of noninvasive versus oral temperature measurements to determine hypothermia in postoperative patients. *South Med J* 89(1): 71-77, 1996.
- Hooker EA, Houston H: Screening for fever in an adult emergency department: oral vs tympanic thermometry. *South Med J* 89(2): 230-234, 1996.
- Hopkins HU: *Leopold's principles and methods of physical diagnosis*. 3rd ed, W. B. Saunders Co, Philadelphia, 1966, pp 44-45.
- Janssens PG: Fever. A guideline in the development of medical thinking. *Verh K Acad Geneesk Belg* 53(4): 305-361, discussion 361-364, 1991.
- Kathouda N, Wattanasirichainoon S, Tang E, Yassini P, Ngaorungsri U: Laparoscopic lumbar sympathectomy. *Surg Endosc* 11(3): 257-260, 1997.
- Mijailovic B, Mladenovic T, Hrnjak M, Karadagic D, Nikolic B: Contact thermometry of lesions in alopecia areata. *Vojnosanit Pregl* 54(1): 31-33, 1997.
- Nobel JJ: Infrared ear thermometry. *Pediatr Emerg Care* 8(1): 54-58, 1992.
- Prionas SD, Kapp DS, Goffinet DR, Ben-Yosef R, Fessenden P, Bagshaw MA: Thermometry of interstitial hyperthermia as an adjuvant to brachytherapy for the treatment of carcinoma of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28(1): 151-162, 1994.
- Schmitt BD: Behavioral aspects of temperature-taking. *Clin Pediatr Phila* 30(4 Suppl): 8-10; discussion 3-4, 1991.
- Wong AM, Lee MY, Tang SF: The development and clinical trial of labor-saving care facilities for patients in a persistent vegetative state. *Chang Keng I Hsueh* 20(4): 272-279, 1997.
- Zorgnitti AW: Non-invasive scrotal thermometry. *Adv Exp Med Biol* 286: 111-114, 1991.