

光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計の有用性

神戸大学 近藤 徳彦
(共同研究者) 奈良女子大学 芝崎 学
神戸大学 堀川 直幹
(現所属: 帝人株式会社)

The Practicality of Tympanic Thermometry Using an Optical Fiber

by

Narihiko Kondo

*Laboratory for Applied Human Physiology,
Faculty of Human Development, Kobe University*

Manabu Shibasaki

Faculty of Human Life and Environment, Nara Women's University

Naoki Horikawa

*Graduate School of Cultural Studies
and Human Science, Kobe University*

ABSTRACT

To test the practicality of tympanic thermometry using an optical fiber, we conducted three tests. The first test compared measured temperature with reference temperature. The second test compared tympanic temperature as measured by this new system (infrared-Tty) with tympanic temperature as measured by thermistor (thermistor-Tty) and esophageal temperature measured by thermocouple (Tes), both during lower leg immersion at 42 °C and constant load exercise. The third test compared the sensitivity and internal temperature threshold parameters for the onset of sweating calculated by infrared Tty with those calculated by thermistor-Tty and Tes. The results of the first test confirmed that the new system has good

linearity, dynamic response and stability. The system showed temperature variation of ± 0.2 °C during the stability test. The infrared-Tty values were similar to those by thermistor-Tty and Tes both during lower leg immersion and exercise. The new infrared system was able to measure tympanic temperature continuously throughout the experiments. The sweating sensitivity and the threshold for the onset of sweating parameters calculated by infrared-Tty were similar to those calculated by thermistor-Tty and Tes. These results indicate that this new method makes it possible to measure tympanic temperature continuously, and more safely.

要 旨

光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計の有用性を、1) 基準温度と比較、2) 下肢温浴と運動負荷時の深部体温変化をこれまでの方法と比較、3) 発汗反応（発汗量と深部体温関係における勾配：発汗の感受性、発汗開始深部体温閾値：発汗開始閾値）での比較から検討した。簡易黒体炉を用いて基準温度を36～40°Cの間で変化させた場合、赤外線鼓膜体温計は直線性、追従性および安定性の基本性能を有し、測定誤差は ± 0.2 °Cであった。2) の条件において赤外線鼓膜体温計で測定した鼓膜温（赤外線 Tty）はサーミスタで測定した鼓膜温（サーミスタ Tty）ならびに食道温と同様な値を示した。また、両負荷中、本システムで連続的に鼓膜温を測定することができた。さらに3) より、発汗反応の指標である発汗の感受性と発汗開始閾値は、赤外線 Tty で算出した場合と、他の深部体温で算出した場合とでほぼ同様であった。以上のことより、光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計は鼓膜温を連続的に、また、安全に測定できる新しい方法であることが示唆された。

はじめに

人の深部体温は身体内部の恒常性維持には欠くことのできない生体パラメータである。これまで深部体温の指標として、腋窩温、舌下温、直腸温、食道温 (Tes)、鼓膜温 (Tty) などが広く利用さ

れており、その中でも後者2つは反応が迅速であることなどから、体温調節研究の分野では多く用いられている^{1,3,6,10,11)}。しかし、いずれの測定においても測定部に直接センサーを接触させる必要があるため、被験者に不快感を与えたり、粘膜等を傷つけるなどの危険性が伴っていた。近年、赤外線センサーを用いた鼓膜体温計が開発され、非接触で鼓膜の温度測定が可能となり^{2,7,12)}、欧米ではかなり普及している。しかし、耳内の形状、センサーの特性上の問題より鼓膜から放散される赤外線のみを検出することが難しく、測定誤差がかなり大きい。また、装置の特性から連続的に Tty を測定することができない。

近年の光ファイバ技術の進歩により、これを通して赤外線を検出することが可能となり、工業などの分野では多く用いられている⁸⁾。この方法を前述の赤外線鼓膜体温計に応用すれば、非接触でありながら、鼓膜から放散される赤外線のみを正確に検出できる可能性がある。そこで、本研究では赤外線透過ファイバを用いて、鼓膜から放散される赤外線を直接検出するシステムを開発し、それが体温調節研究の分野に有効であるのかを検討することを目的とした。このシステムの有用性が証明されると、将来的にはかなり小さなセンサーの開発が可能となり、日常生活や様々なスポーツ中での深部体温をより正確に測定できる可能性がある。

1. 研究方法

1. 1 非接触型鼓膜体温計の開発

本研究では、小型の赤外線透過ファイバを用いた鼓膜体温計を制作するため、汎用性のあるDLATGS焦電型センサー(島津製作所)を用いた⁵⁾。人から放散される赤外線は長波長であるため、赤外線透過ファイバとしてカルコゲナイドガラスファイバを用いた(NTEG; NOG社製)⁸⁾。人の安静時の T_{ty} を 37°C とし、この温度の物体から放散される赤外線波長の黒体放射強度のピークを算出すると、約 $9.35\ \mu\text{m}$ であった。ファイバの構成はコア/クラッド径が $600/750\ \mu\text{m}$ 、長さ 50cm の径の大きさのファイバを1本のみ使用する。図1に本システムの概略図を示した。このシステムは量子型赤外線センサーと異なり、強制冷却を必要としないため、センサー部を可能な限り小型化できる。本システムからの出力信号は連続的にパーソナルコンピュータ(PC9801T, NEC)に取り込んだ。

1. 2 本システムの校正

本システムの基本的な性能を検討するため、簡易校正装置(黒体炉)を用いた。この黒体炉は金属面に黒体テープを貼り付け、金属面の温度はペルチエ素子により調節した。赤外線鼓膜体温計はこの黒体テープ面(センサーと黒体炉との差は 1mm)を測定し、黒体テープと金属面の間には熱

電対(銅-コンスタンタン)を挿入し、その出力をハイブリッドレコーダ(HR2400, 横河電機)を介してパーソナルコンピュータに取り込んだ。黒体炉の温度は $36\sim 40^{\circ}\text{C}$ の範囲をある一定時間内に変化させた(10分間周期と 1°C 毎の変化)。また、センサーの安定性を検討するため、黒体炉を約 37°C に60分間保って、その放射温を本システムで測定した。実験は環境温 25°C 、相対湿度 50% に設定された人工気象室(SR3000, ナガノ科学)内で実施した。

1. 3 深部体温変化時の本システムの精度

深部体温が上昇した時に、本システムが従来の測定法と比較して有用であるかを検討するために、健康な男子学生8名(身長 $1.70\pm 0.05\text{m}$ 、体重 $64.5\pm 9.8\text{kg}$ および年齢 $22.8\pm 0.9\text{yr}$, SD)に対して、下肢温浴と自転車負荷の2種類の実験を、いずれも1. 2と同じ環境条件下で実施した。被験者には事前に実験の主旨、実験条件および測定内容について説明し、実験参加の同意を得た。

下肢温浴として 42°C に設定された浴槽に膝下まで浸水する負荷を用いた。被験者は実験室入室前に食道温センサーを装着し、ショートパンツのみで前述の環境に設定された気象室内で約60分間座位安静を保持する。その間に、接触型鼓膜体温計(サーミスタ)を左側の外耳道に挿入する。その後、浴槽横の椅子に座り、各被験者が非接触

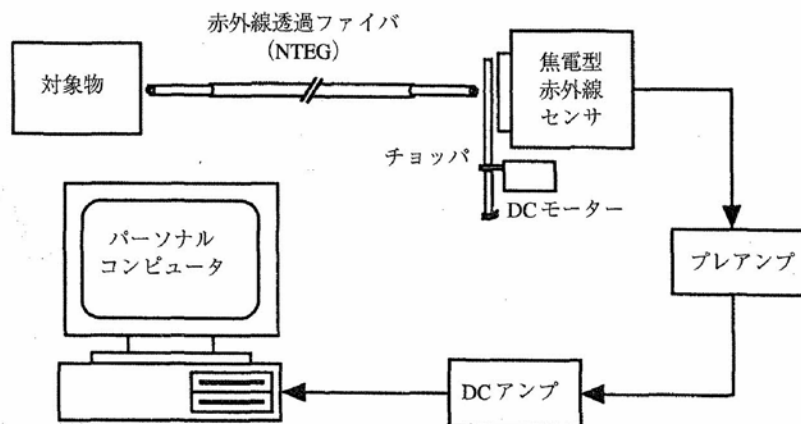


図1 本システムの構成図

型鼓膜体温計のファイバを右側の外耳道に挿入し、3分間の安静データを測定した後、下肢温浴を60分間負荷した。運動負荷として、運動中の心拍数が140~150拍/分(100~136W)になるような自転車運動を30分間負荷した。深部体温の装着手順は下肢温浴と同様である。下肢温浴と運動負荷の実験は少なくとも1日以上間隔を空けて実施した。

測定項目は赤外線鼓膜体温計による右側の鼓膜温(赤外線Tty)、接触型鼓膜体温計による左側の鼓膜温(サーミスタTty)、熱電対によるTes、胸部での発汗量および心拍数であった。赤外線鼓膜体温計による鼓膜温測定は、各被験者がゆっくり右外耳道にセンサーを挿入する。ファイバの設置位置は、1)ファイバ挿入時にファイバを伝わったDCモーターの回転音が最もよく聞こえるところまでファイバを挿入し、2)モニターした温度が最も高いところとした。接触型鼓膜体温計による鼓膜温測定では、スプリングの付いた特性のサーミスタを被験者がゆっくりと左の外耳道内に挿入し、鼓膜と接した時点で固定した。Ttyを測定したいずれの場合も外耳道をスポンジで塞ぎ、外気温の影響がないようにした。Tesの測定では、センサーを鼻腔より身長の1/4の長さまで挿入し固定した。

胸部の発汗量は換気カプセル法により、左の胸部より測定した。胸部に8.54 cm²の円形の換気カプセルを装着し、2.0 L/minの乾燥窒素を流し、カプセルを通過した窒素内の湿度変化を静電容量湿度計(HMP133Y, Vaisala社製)で計測した。湿度計の出力を1秒毎に前述のデータロガーを介して、パーソナルコンピュータ(PC9801RA, NEC)に取り込み、局所発汗量を算出した。心拍数はCM5による胸部誘導により、心拍テレメトリー(DS-3130, Fukuda電子)により計測した。

赤外線鼓膜体温計が体温調節の研究に有用であるかどうかを、下肢温浴や運動負荷時の深部体温

変化に対する発汗反応で検討した。一般に、発汗反応は深部体温と発汗量の関係で得られる回帰直線の勾配(発汗の感受性)と、発汗が開始したときの深部体温閾値(発汗開始閾値)によって評価される⁶⁾。本研究においても、下肢温浴時と運動時における両パラメータを算出した。

1. 4 統計処理

データの有意差検定には1群の分散分析を、また、経時変化の有意差検定には、繰り返しのある2群による分散分析を用い、多重比較にはScheffe's testを利用した。それぞれの測定パラメータの経時変化には5分毎のデータを用いた。なお、有意水準は5%以下とした。

2. 結果

36~40℃の範囲において、黒体炉の温度を5段階に変化させ、その温度を本システムで測定した。この結果、DLATGS型の本システムは36~40℃の範囲において、黒体炉の温度変化に対して一次の線形性を有していた。また、本システムの追従性とヒステリシスを、10分間周期で黒体炉の温度を36~40℃の範囲で上昇・下降の変化をさせ検討した(図2)。本システムは黒体炉の温度変化に対して十分な追従性を示し、その変化

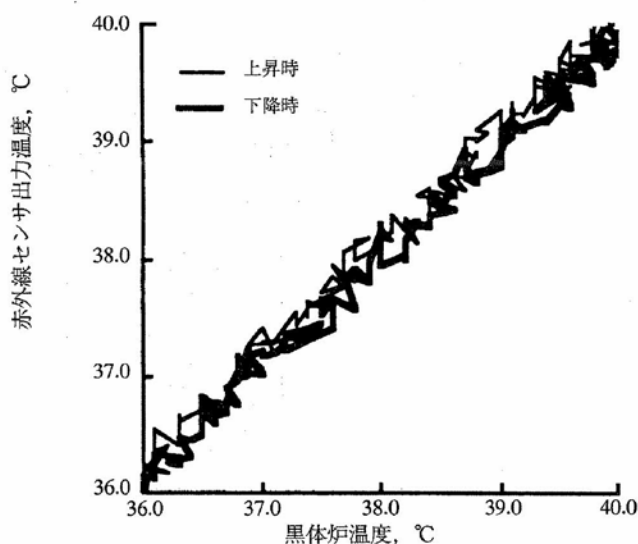


図2 本システムの追従性およびヒステリシス

表1 下肢温浴および運動負荷時の深部体温の変化

	安静時 ℃	終了時 ℃	上昇度 ℃
下肢温浴負荷			
赤外線 Tty	36.69 ± 0.21	37.51 ± 0.32	0.81 ± 0.31
サーミスタ Tty	36.57 ± 0.30	37.39 ± 0.34	0.83 ± 0.22
Tes	36.62 ± 0.14	37.40 ± 0.25	0.78 ± 0.19
運動負荷			
赤外線 Tty	36.75 ± 0.22	37.58 ± 0.54	0.83 ± 0.38
サーミスタ Tty	36.59 ± 0.23	37.41 ± 0.40	0.82 ± 0.24
Tes	36.66 ± 0.25	37.65 ± 0.39	0.99 ± 0.30

赤外線 Tty：光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計によって測定した鼓膜温，サーミスタ Tty：サーミスタにより測定した鼓膜温，Tes：熱電対により測定した食道温，平均値±SD

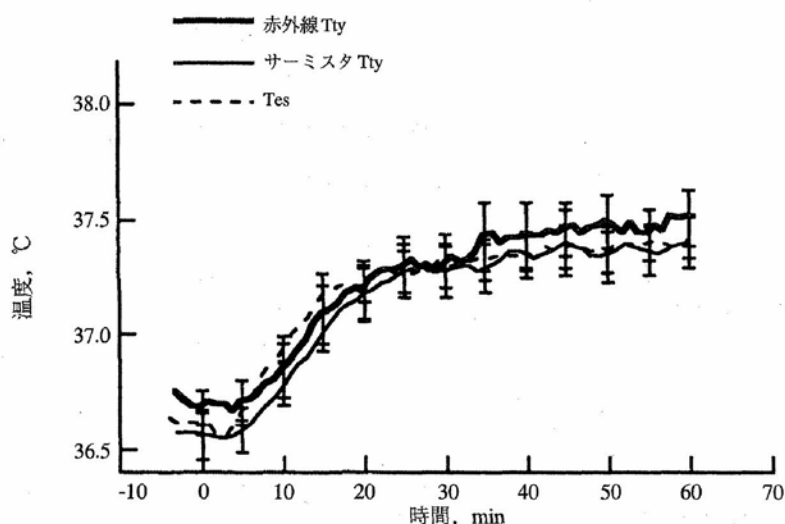


図3 下肢温浴負荷時の深部体温変化
赤外線 Tty：光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計によって測定した鼓膜温，サーミスタ Tty：サーミスタにより測定した鼓膜温，Tes：熱電対により測定した食道温

に対するヒステリシスは認められなかった。本システムで測定した温度と黒体炉の温度とを60分間比較すると，最大誤差は±0.2℃程度であった。

図3に下肢温浴時の深部体温の変化を測定法別に示した。また，表1には安静時，下肢温浴終了時の深部体温および負荷中の深部体温の上昇度を示した。下肢温浴中のいずれの時間帯においても3つの深部体温間には有意な差が認められなかった。

図4には運動時の深部体温の変化を測定法別に示した。また，先ほどと同様に表1には安静時，運動終了時の深部体温および運動中の深部体温の上昇度を示した。本システムで測定した赤外線 Ttyと接触型のサーミスタで測定したサーミスタ

Ttyは，運動中同様な変化を示しているが，TtyとTesではその変化が異なり，Tesの上昇がTtyより早く，5～15分目にかけては大きな差となっている。しかし，終了時の値はほぼ同様であった。

発汗の感受性と発汗開始閾値を測定条件間で比較すると，赤外線 Tty およびサーミスタ Ttyと発汗量関係においては，感受性と発汗開始閾値には有意な差が認められなかった(表2)。また，いずれの負荷条件においてもTesと発汗量，Ttyと発汗量関係には顕著な差は認められなかった。

3. 考察

人の深部体温として前述のように腋窩温，舌下温，直腸温，Tes，Tty等が利用されているが，身体内部の温度を迅速に反映することや，より深部体温に近いという観点から，これらの中でもTesとTtyが体温調節の研究ではよく用いられている^{1,3,6,10,11}。鼓膜は体温調節中枢である視床下部へ流入する内頸動脈に近接していることから視床下部温^{1,3,4}を，食道の温度は心臓から送り出される温度，すなわち，全身の温度推移を反映すると考えられる¹¹。このようなことから医学での臨床や研究の場面で多く用いられている。しかし，Tesは食道内にセンサーを直接挿入するため，被験者へ不快を与える。また，Ttyはセンサーを鼓膜に直接接触させるため，鼓膜や粘膜の損傷などの危険性を伴う可能性がある。これを解決するために，赤外線を利用した鼓膜体温計が多く市販されているが，精度の面や，連続的に測定できない等の問題があり，体温調節の研究ではほとんど利用されていないのが現

表2 下肢温浴および運動負荷時の発汗反応（深部体温と発汗量関係における勾配：発汗感受性と発汗開始深部体温閾値：発汗開始閾値）

	勾配 mg/cm ² /min/°C	発汗開始閾値 °C	相関関係
下肢温浴負荷			
赤外線 Tty	1.00 ± 0.44	36.74 ± 0.35	0.86 ± 0.11
サーミスタ Tty	0.98 ± 0.42	36.69 ± 0.27	0.93 ± 0.06
Tes	1.31 ± 0.50	36.84 ± 0.20	0.86 ± 0.11
運動負荷			
赤外線 Tty	0.91 ± 0.47	36.63 ± 0.25	0.89 ± 0.10
サーミスタ Tty	1.24 ± 0.62	36.72 ± 0.22	0.94 ± 0.04
Tes	1.34 ± 0.56	36.84 ± 0.23	0.94 ± 0.05

赤外線 Tty：光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計によって測定した鼓膜温，サーミスタ Tty：サーミスタにより測定した鼓膜温，Tes：熱電対により測定した食道温，平均値 ± SD.

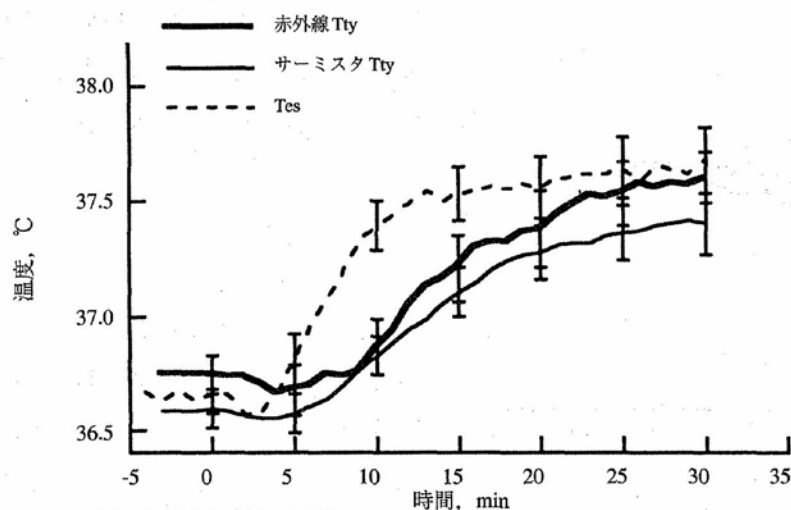


図4 固定運動負荷時の深部体温変化

赤外線 Tty：光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計によって測定した鼓膜温，サーミスタ Tty：サーミスタにより測定した鼓膜温，Tes：熱電対により測定した食道温

状である。本研究で開発した光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計はこれまでのセンサーが有していた問題を解決する一つのセンサーである。

このセンサーの基本性能は図2でみられるように、基準温度の変化に十分追従し、また、連続的に測定できる可能性がある。一方、測定誤差は±0.2°Cであり、この点ではさらに改良する必要がある。測定誤差の原因として、1) モーターの発熱によりユニットの温度が一定していないことや、モーターの振動によって、ファイバや測定システム自体がその影響を受ける可能性があること、2) 耳内におけるファイバの固定方法が不十分であった、ことなどが考えられる。

本システムで測定した安静時の深部体温を従来の測定法と比較すると、赤外線 Tty とサーミスタ Tty および Tes の間には有意な差が認められなかった (表1)。Tty には左右差があることが報告されており⁹⁾、本研究における Tty の差は左右という測定部位が異なったことが原因の一つと考えられる。快適な環境下で中強度の自転車運動を行うと、ある潜時において深部体温は上昇する。その上昇の場合、Tes が Tty より先行し、運動開始後約20分で定常になる。しかし、運動開始後約30分目では両者の差はなくなり、Tes と Tty はほぼ同じ値になることが報告されている⁴⁾。本研究においても同様な変化が認められ、運動負荷においては Tes の上昇が Tty より早くなっているが、終了時にはほぼ同様の値を示している (表1, 図4)。下肢温浴と運動負荷の結果より、本研究で開発した光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計は従来の方法と比較して、十分に実用

性があることが示された。とくに、赤外線鼓膜体温計として連続的に深部体温の変化を測定できることは、体温調節の研究において大変重要な点と考えられる。

前述のように発汗反応は感受性と発汗開始閾値によって評価される。本研究において下肢温浴負荷と運動負荷時の両パラメータを、深部体温の測定法の違いで比較してみた (表2)。下肢温浴負荷時の場合、赤外線 Tty とサーミスタ Tty と比較すると、感受性と発汗開始閾値のいずれもほぼ同じ値を示している (表2)。また、運動負荷時の場合にはサーミスタ Tty で求めた感受性や閾値の値が、赤外線 Tty の場合よりいくらか大きい値を

示しているが、有意な差は認められなかった。一方、Tesではいずれの条件においてもTtyより勾配は大きく、発汗開始閾値も高い傾向にあった。しかし、両者の間には有意な差は認められなかった。このことは、発汗反応を評価する場合においても、本システムで測定した鼓膜温が有用であることを示唆している。本研究の目的ではないが、TtyとTesとで発汗の感受性と発汗開始閾値を比較すると、二つの負荷で同様の違いが認められている。このことは発汗反応の評価には少なくともどちらか一つの深部体温を用いるべきで、両者を混同して用いるのは好ましくないことを示していると考えられる。

以上のことより、新しく開発した光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計は、深部体温を測定するための基本性能（基準温度との直線性、追従性および安定性）を有していた。下肢温浴と運動負荷で深部体温を変化させた場合、赤外線TtyはサーミスタTtyおよびTesと同様な値を示した。また、この実験より本システムで連続的にTtyが測定できた。さらに、赤外線Ttyで求めた場合とサーミスタTtyやTesで求めた場合の発汗反応の感受性と発汗開始閾値は、ほぼ同じ反応を示した。このことから、光ファイバを用いた赤外線鼓膜体温計はTtyを連続的に、また、安全に測定できる方法であることが示された。

謝 辞

本研究にあたり、快く被験者を引き受けて下さった関係諸氏に感謝の意を表します。

文 献

1) Benzinger, T.H. ; Heat regulation: homeostasis of central temperature in man, *Physiol. Rev.*, **49**, 671-

- 759 (1969)
- 2) Betta, V., Cascetta, F. and Sepe, D. ; An assessment of infrared tympanic thermometers for body temperature measurement, *Physiol. Meas.*, **18**, 215-225 (1997)
- 3) Brinnet, H. and Cabanac, M. ; Tympanic temperature is a core temperature in human, *J. Therm. Biol.*, **14**, 47-53 (1989)
- 4) Cabanac, M., Germain, M. and Brinnet, H. ; Tympanic temperatures during hemiface cooling, *Eur. J. Appl. Physiol.*, **56**, 534-539 (1987)
- 5) Kita, J., Kishihara, H. and Kobayashi, J. ; Development of a new pyroelectric infrared detector utilizing a single crystal of DLATGS, *Shimadzu Rev.*, **51**, 205-210 (1994)
- 6) Kondo, N., Takano, S., Aoki, K., Shibasaki, M., Tominaga, H. and Inoue, Y. ; Regional differences in the effect of exercise intensity on thermoregulatory sweating and cutaneous vasodilation, *Acta Physiol. Scand.*, **164**, 71-78 (1998)
- 7) 松本孝明, 山内正毅, 田井村明博, 金田英子, 土屋勝彦, 嶋津宗典, 曹 宇, 羅 宗偉, 李 丁範, 大渡 伸, 乙益絹代, 小坂光男; 放射鼓膜温計 (クイックサーモ) による健常人鼓膜温の検討, *日生氣誌*, **33**, 123-130 (1996)
- 8) 森本詔三, 山下俊晴; カルコゲナイドガラス光ファイバー, *光技術コンタクト*, **33**, 29-37 (1995)
- 9) Ogawa, T., Sugeno, J., Ohnishi, N., Natsume, K., Imai, K., Kandori, Y., Ishizaka, A. and Osada, A. ; Effect of body and head positions on bilateral difference in tympanic temperature, *Eur. J. Appl. Physiol.*, **67**, 354-359 (1993)
- 10) Sato, K.T., Kane, N.L., Soos, G., Gisolfi, C.V., Kondo, N. and Sato, K. : Reexamination of tympanic membrane temperature as a core temperature, *J. Appl. Physiol.*, **80**, 1233-1239 (1996)
- 11) Shiraki, K., Sagawa, S., Tajima, F., Yokota, A., Hashimoto, M. and Brengelmann, G.L. ; Independence of brain and tympanic temperatures in an unanesthetized human, *J. Appl. Physiol.*, **65**, 482-486 (1988)
- 12) Smith, D.L. and Fehling, P.C. ; Reliability of infrared tympanic thermometry (ITT), *Aviat. Space. Environ. Med.*, **67**, 272-274 (1996)