

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成24年5月10日現在

機関番号：13301

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21500405

研究課題名（和文） 非加熱型の深部体温計測装置の開発

研究課題名（英文） Development of a new method for the noninvasive measurement of deep body temperature without a heater

研究代表者

根本 鉄 (NEMOTO TETSU)

金沢大学・保健学系・教授

研究者番号：90126243

研究成果の概要（和文）：

プローブの体表面と金属外気面の温度差と熱抵抗比から皮下深部温を測定する非加熱型深部体温計を開発した。非加熱型深部体温計は厚さの異なる断熱材で皮膚表面を覆った時、断熱材の熱抵抗比 k を一定とし皮下組織の熱抵抗値が消去できる方法である。熱流補償法の深部体温計と非加熱加熱深部温の比較において、学生 20 人の側頭部深部温は $36.85 \pm 0.25^\circ\text{C}$ 、熱補償法では $36.87^\circ\text{C} \pm 0.26^\circ\text{C}$ と良く一致し、2つの方法には有意の正の相関 ($p < 0.01$) が得られた。

研究成果の概要（英文）：

The deep body thermometer of the non-heating type when covered the skin surface with a different insulation material of the thickness was developed to measure subcutaneous deep body temperature. The subcutaneous thermal resistance can be neglected from the difference of temperature of a skin body surface and the metal upper side and the thermal resistance ratio of the insulation material. The average of subcutaneous deep body temperature measurements taken using both the non-heating type and then the zero-heat-flow thermometers from the foreheads of 17 healthy subjects were 37.08°C and 37.02°C , respectively. In addition, the correlation coefficient between the values obtained by the 2 methods was 0.970 ($p < 0.001$). These results showed that the non-heating type thermometer can be used for monitoring the deep body temperature as accurately as the conventional method.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	2,000,000	600,000	2,600,000
2010年度	900,000	270,000	1,170,000
2011年度	600,000	180,000	780,000
年度			
年度			
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：医用生体工学

科研費の分科・細目：人間医工学 ・ 医用生体工学・生体材料学

キーワード：非加熱型深部体温計、携帯型深部体温計、深部温度、生体リズム、最適フィット曲線、婦人体温計、高齢者の看護モニタ

1. 研究開始当初の背景

無侵襲的に皮下組織温度を計測する方法

としては熱流補償法を用いた深部体温計がある。熱流補償法とは、皮膚接触面と断熱材

を挟んだ外側面との温度差を零とするように、外側の加熱部を制御する方法である。1971年に Fox (A new technique for monitoring the deep method temperature in man from the intact skin surface, J. Physiology, 212, 8P/10P, 1971) らによって開発された深部体温計の外形は $60 \times 60 \times 6$ [mm] である。プローブの体表側と外側に各一個サーミスタを内蔵させ体表側と外側の温度差が零になるように外側に設置したヒータのヒータ電流を制御する。これによりプローブ内は等温で完全断熱材状態となり、接触面温度と皮下深部温度が熱平衡に達する。この時の皮膚表面温度から深部温度が計測できる。外耳道温、直腸温およびラジオカプセルによる消化管内温と比較した結果では、各温度計測値はほぼ一致したことを報告した。戸川、根本らは (A modified internal temperature deep body thermometer, Medical and Biological Engineering, 14, 361/364, 1976) 深部温プローブを熱伝導性のよい金属枠で囲むことにより、プローブを貫通する熱流だけでなく、プローブ中心から周辺方向への熱流を有効に遮断することができる方法を報告した。枠付のプローブと他の体温計測方法との比較を行った結果では、直径 45 mm のプローブを後頭部に装着した場合、直腸温より 0.1°C 低値であったことを報告している。著者らは (Improvement probe for a deep body thermometer, Medical and Biological Engineering 1988)、外周方向への熱流を補償するために内壁部分の温度を検出して周囲壁温度を制御する方法を用いた深部体温計測装置を報告した。このプローブを前額部に固定し室温 20°C 、 25°C で深部温度計測を行った結果、舌下温との比較で高い相関が得られ、ほぼ舌下温と等しい値が検出されたと報告した。

臨床研究として、辻らは (深部体温計と心臓外科、医用電子と生体工学、14, 3, 1976) により前額部と四肢末梢部の深部温度測定は、前者は動脈血温とほぼ一致して中心温の指標として用いられると、また、前額部と末梢部との温度差が大きいと血行動態が不良であると報告した。この様に日本では心臓外科手術においてモニターとして幅広く用いられている。また ICU や循環動態の監視装置としても有用であることが報告されている。熱流補償法の深部温度計測方法は確立されており、テルモ社より深部体温計として市販されている。テルモ社は 2003 年に改良した深部体温モニタリング装置を発表した。プローブの直径を 43mm に小型化と初期のプローブの加温により、深部温検出の応答時間の短縮を報告 (Yamakage, Namiki : Deep temperature monitoring using a zero-heat-flow method, Journal of

Anesthesia, 17, 108/115, 2003) した。

2. 研究の目的

本研究は、核心温を簡便に、連続的に測定できる方法として熱流と熱抵抗に着目した。プローブの体表面と外気面の温度差から外気面を金属部でプローブを覆い、プローブ内の断熱材は熱伝導率が低い素材を用い、同じ素材の熱抵抗値は長さに比例する。熱抵抗と熱流の連立方程式を構築すれば、皮下組織の熱抵抗が消去できることを考案した。この熱抵抗値比 k はシミュレーション実験より最適値を設定できる。この結果、生体各部の皮下組織の熱抵抗値の違いにかかわらず無侵襲かつ非加熱型で深部体温が測定できる。

そこで、申請者は厚さの異なる断熱材を用いたプローブで皮膚表面を覆った時、各断熱材の皮膚接触面温度と対抗する他方の面の温度差および断熱材の熱抵抗比により皮下組織の熱抵抗値を消去することで体内深部温を検出する装置の開発を行うことを目的とする。

3. 研究の方法

体表面のある領域を断熱材で覆うと、その部分では皮膚からの熱放散が少なくなるので、外気に露出している部分よりも体表の温度が高くなる。断熱材および直下の組織において、熱流が一定で、皮膚表面に対して垂直上向きであるとすると、熱流は断熱材の熱抵抗と温度差から求められる。同様に、断熱材に覆われた部分の組織内の深部温と皮膚表面の温度差と、組織熱抵抗から熱流は求められるため、深部温度は組織熱抵抗と未知数として断熱材の温度と熱抵抗から求められる。

測定原理は、組織熱抵抗が一定であるとして、2種の断熱材で皮膚表面を覆った時、それぞれの断熱材について組織熱抵抗値を未知数として、深部温度を断熱材の温度差と熱抵抗値から求め、組織熱抵抗値を消去して、深部体温を求める方法である。図1は、体表面を熱抵抗 $R1$ の断熱材で覆った場合について考える。断熱材およびその直下の組織における熱流が上向き一定であり、組織内の熱抵抗を R とおくと、温度

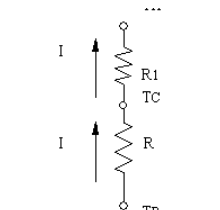


図1 皮膚を断熱材で覆った時の温度、熱流、熱伝導率から、電気的な電位差、電流、抵抗等で表す等価回路を示す。

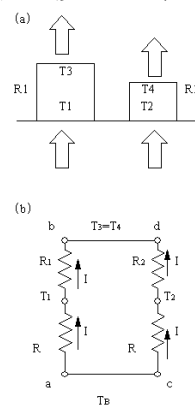


図2 皮膚を2つの異なる熱抵抗を持つ断熱材で覆った時(a)の電気的な等価回路(b)を示す。

差、熱流量、熱伝導率にそれぞれ電位差、電流、抵抗を対応させた等価回路を図1として考えることができる。熱流 I は次式で

$I = (TB - TC) / R = TC - TA / R$ 求められる。
変形して組織深部温度 TB は

$TB = TC + R(TC - TA) / RI$ となる。

ここで、 TC 、 TA は断熱材の皮膚接触面部分および外気側の温度、 R 、 RI は組織内のおよび断熱材の熱抵抗値である。組織内の熱抵抗値は個人差があり、また、部位によって異なるため、一定値に定めることは、困難である。

組織内の熱抵抗値を用いなくて算出するため、図2(a)に示すように、2種の断熱材で皮膚表面を覆った場合について考えると、等価回路は図2(b)に示す回路となる。ここで、熱流は上向き一定で、断熱材の間での伝熱はないものとした。等価回路より、2種の熱抵抗値を $R1$ 、 $R2$ とし。外気の温度 $T3$ 、 $T4$ は等温であるとする。

図2(b)の a-b、c-d において、それぞれ TB を求めると、

$TB = T1 + R(T1 - T3) / R1$ 、 $TB = T2 + R(T2 - T4) / R2$ が求まる。ここで $R1 = KR2$ とし、上の式から R を消去すると、

$TB = T1 + ((T1 - T2) - (T1 - T3)) / (K(T2 - T4) - (T1 - T2))$ が求められる。 K はプローブ内の熱抵抗比を表す。熱抵抗は断熱材の熱伝導率より熱抵抗を求めるには困難なため、シミュレーション実験より水温 TB と各温度 $T1$ 、 $T2$ 、 $T3$ 、 $T4$ を測定して $K = (TB - T2) / (TB - T1) \times (T1 - T3) / (T2 - T4)$ より求めた。

測定原理に基づき、2種の熱抵抗値を持つプローブを作成させた。プローブは軸対称として、対称軸の中心部と外周辺部の断熱材の厚さが異なる。すなわち、断熱材の厚さと熱抵抗は比例関係に有るため、垂直上向きの熱流に対して中心部と外周部の熱抵抗は係数関係となる。

4. 研究成果

(1) 熱抵抗比を利用した深部体温計測に用いられるプローブの製作

図3にプローブの構造を示す。プローブは天井面を厚さ 3 mm の金属ブロックで作成した。内部はスポンジ断熱材とした。皮膚接触面は中心部に 3 mm φ 金属製円盤と外

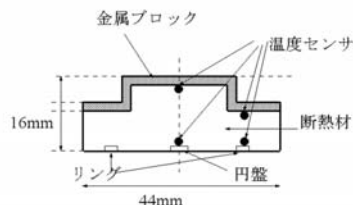


図3 非加熱型深部温のプローブの構造

径 15 mm の金属製リングをスポンジに取り付けた。プローブ内の各温度 $T1$ 、 $T2$ 、 $T3$ 、 $T4$ の温度検出には IC 温度センサを各金属面に

接着した。天井面の金属はアルミニウムを用いて試作を行った。内部は断熱材料として、スポンジの素材を使用した。

(2) シミュレーション実験よりプローブの熱抵抗比 K の算出

図4にシミュレーション実験を示す。恒温水槽内の水温を 37 °C ~ 40 °C に各温度一定に維持した状態で、水面に銅製の箱を浮かべ、箱の底に熱伝導率が $1.7 \times 10^{-3} \text{ J/cm}^2\text{C}$ のゴム板厚さ各 1 ~ 10 mm を乗せる。環境温度は 20 °C、25 °C、30 °C の各室温で一定にする。各ゴム板 1 ~ 10 mm の上に非加熱型深部温度のプローブを固定して、プローブ内の $T1$ 、 $T2$ 、 $T3$ 、 $T4$ 温度を A/D インタフェイスを介して 30

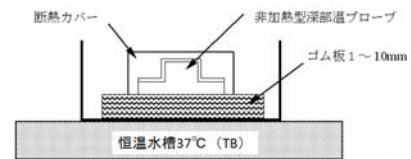


図4 シミュレーション実験の模式図

秒毎

の間

隔で

コン

ピユ

ータ

に測

定し

た。環境温度 20 °C、25 °C、30 °C におけるシミュレーション実験より得られたプローブ内の $T1$ 、 $T2$ 、 $T3$ 、 $T4$ より、水温と TB 算出温度の温度差が最少となる最適値 K 値を 3 とした。

(3) 電子回路の小型化

携帯型としての電子回路の制作を行った。

携帯型は、メモリ内臓型の非加熱型深部体温計装置を図5に示す。仕様は下記に示す。

CPU : テキサス・インスツルメンツ MSP430F249 8MHz クロック、12ビット AD 変換、EEPROM : 容量 32KBytes (8ch データを 1600 点保存可能)

RF Transmitter : 送信周波数 315MHz、変調方



図5 メモリ内臓型の非加熱型深部体温計装置

式 : ASK

電源 : 3V-Li 一次電池 CR1216 (待機時消費電流 : $3 \mu\text{A}$)

(4) 熱流補償法の深部体温計との比較

熱流補償法の深部体温計との比較結果を図6に示す。熱流補償法との同時計測で学生

20人の側頭部深部温は $36.85 \pm 0.25^\circ\text{C}$ 、熱補償法では $36.87^\circ\text{C} \pm 0.26^\circ\text{C}$ と良く一致し、2つの方法には有意の正の相関 ($p < 0.01$) が得られた。

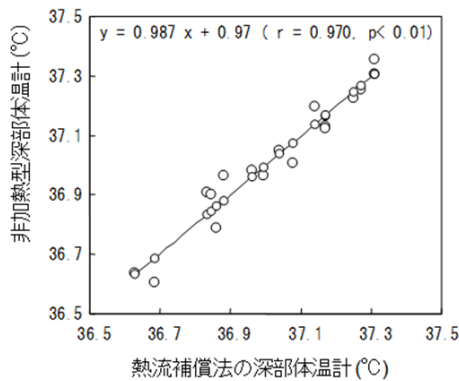


図6 熱流補償法の深部体温計と非加熱型深部体温計の比較

(5) 婦人体温計として、腹部深部温の変動と婦人体温計による性周期の比較

婦人体温計として、入眠時から起床までの腹部深部温の変動と婦人体温計で計測した性周期との比較を行った結果を図7に示す。

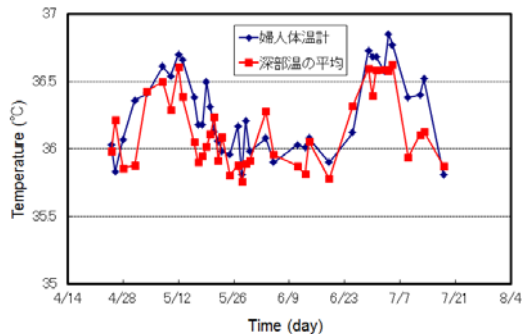


図7 非加熱型深部体温計の平均温度と起床時の婦人体温計の比較

図7は、非加熱型深部温を腹部の装着し、早朝の4時から起床までの深部温度の平均値を用いた。この結果、両者の関係から性周期の日時が一致した。

(6) 高齢者の生体リズム解析

意識障害のある寝たきり高齢者10名にお

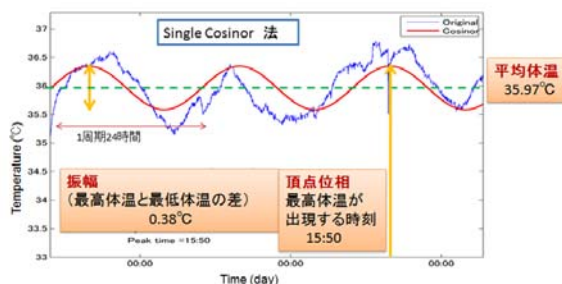


図8 寝たきり高齢者の72時間の腹部深部体温をSingle Cosinor法により解析を行った

いて深部体温計を72時間装着して体温リズムを解析した。図8より最適フィット曲線の周期との差が最も少ない整数周期をその対象における最適周期とし、single cosinor法より最適周期における平均値、振幅、最高体温出現時刻、最低体温出現時刻を抽出した。

深部体温パラメータ

表1 深部体温パラメータの結果 5名で24時間以下のリズム

ID	年齢	性別	主疾患	平均値	振幅	頂点位相	最適周期
1	88	女	脳梗塞後遺症	36.6	0.21	8:23, 20:23	12
5	84	女	慢性心不全	35.97	0.38	15:50	24
6	81	女	脳出血後遺症	36.68	0.17	1:26, 7:26, 13:26, 19:26	6
7	89	女	左頸動脈出血後遺症	36.79	0.25	7:02, 19:02	12
8	96	女	脳梗塞後遺症	36.55	0.23	16:48	24
9	77	男	脳梗塞後遺症	36.49	0.19	6:06, 18:06	12
10	90	女	脳梗塞後遺症	35.78	0.11	13:40	24
11	73	男	多発性脳梗塞	36.65	0.33	12:58	24
12	88	女	脳梗塞後遺症	36.8	0.08	6:25, 14:25, 22:25	8
13	84	女	脳梗塞後遺症	36.51	0.29	13:59	24

85.0±6.7 36.48±0.34 0.22±0.09
健康成人5名のデータ(48時間) 36.21±0.23 0.43±0.21 16:53±3.14

single cosinor法により24または12、6時間周期に設定したコサインカーブにおける深部体温パラメータの結果を表1に示した。

7名においてほぼ24時間周期のリズムがみられた。一方で約6時間周期が1名、12時間周期が1名。また約63時間周期が1名存在した

それぞれの最適周期におけるコサインカーブの平均値は $36.48 \pm 0.34^\circ\text{C}$ 、振幅が $0.22 \pm 0.09^\circ\text{C}$ であった。24時間以外の周期を示した3名では他の者よりもやや振幅が小さい傾向にあったが、平均体温には大きな差はなかった。

(7) 深部体温リズムと睡眠・覚醒リズムの関連において

深部体温上昇時と下降期で関連なく徐波睡眠がみられ、深部体温上昇時と下降期でほぼ同様という結果であった。このことから意識障害のある寝たきり高齢者では、深部体温リズムに関連性がなく睡眠構造が現れている可能性がある。

今後は、さらに小型化および計量化の体温計を開発すると共に、非加熱型深部体温計の応用を増やして、本装置の有用性を実証して行く。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計4件)

- ① Kitamura, K., Zhu, X., Chen, W., Nemoto, T.: Development of a new method for the noninvasive measurement of deep body temperature without a heater. Medical Engineering and Physics, 32(2010)、1-6、査読あり
- ② Zhu, X., Chen, W., Nemoto, T.,

- Kitamura, K., and Wei, D. : Long-term monitoring of heart rate, respiration rhythm, and body movement during sleep based on network、Telemedicine and e-Health 16(2010)、244-253、査読あり
- ③ Kitamura, K, Chen W, Zhu X, Suzuki N, Yano S, Nemoto T: Acceleration-based identification of optimum physical activity for weight-bearing bones enhancement. Biological Sciences in Space、24(2010)、83-90、査読あり
- ④ Kitamura, K., Nemoto, T., Sato, N., Chen, W. : Development of a new accelerometer-based physical activity-monitoring system using a high-frequency sampling rate. 23(2009)、77-83、査読あり

〔学会発表〕(計 4 件)

- ① 佐谷 茜、松本 勝、稲垣 美佐子、大桑 麻由美、須釜 淳子、根本 鉄、紺家 千津子：女性入院高齢者における体温の概日リズムとその対象者の特性、平成 23 年度日本生体医工学会北陸支部大会、2011 年 12 月 10 日、金沢大学サテライトプラザ (石川県)
- ② 北村 敬一郎、根本 鉄：非侵襲的非加熱型体表面深部体温計の開発、日本臨床体温研究会第 25 回学術集会、2010 年 8 月 28 日、札幌医科大学記念ホール (北海道)
- ③ 根本 鉄、北村敬一郎、土田 真人：非加熱型深部体温計による睡眠時の腹部深部温度測定、2010 年 8 月 28 日、札幌医科大学記念ホール (北海道)
- ④ 松本 勝、上田 美由紀、臺 美佐子、福田 汐里、根本 鉄、松尾 淳子、須釜 淳子、栗田 俊治、真田 弘美：意識障害のある寝たきり高齢者の睡眠、第 19 回 日本睡眠環境学会学術大会、2010 年 8 月 26 日-27 日、富山大学 (富山県)

6. 研究組織

(1) 研究代表者

根本 鉄 (NEMOTO TETSU)
金沢大学・保健学系・教授
研究者番号：90126243

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし