

3 U-4 冷温負荷による肌温度センサーの開発

新本浩一*、本多庸悟**、金子俊一**
 *(株) コーセー、**東京農工大学

1. はじめに

皮膚温の測定は一般に容易なものと考えられている。しかし測定の結果から皮膚機能の現状や変動を推察しうるほど正確かつ再現性のあるデータを得ることはたやすいことではない。特に抹梢における皮膚温は、環境の温度だけでなく、季節、時間、動作、精神的動揺等によりかなり大きく変動する。このため、皮膚温から微小循環の状態を把握することは極めて困難である。そこで、一定の低温を皮膚に負荷しその後の皮膚温の回復状態を観察して、その部位の微小循環の状態あるいは余力を知ろうとする試みが行われている。これが冷温負荷試験¹⁾(Cooling Rewarming Test: CRT)である。この試験は微小循環、特に少動脈血行の余力を、再現性良く捉えることのできる方法として利用されている。

我々は、この冷温負荷試験に着目し、局所的に冷温負荷をかけ続けた状態での皮膚温の変化を観察可能なセンサーの開発を行った。このセンサーは、基本的な原理は冷温負荷試験と同様であるが、冷水を使用しないこと、操作が簡便であること、時系列データの収集が可能であること等の特色を有している。

本稿では、開発したセンサーの構造及びこのセンサーを用いて行った実験により得られた若干の知見について報告する。

2. 構造及び動作原理

このセンサーは、皮膚を冷却するための冷却負荷部、肌温度の変化を測定する測温部の2つのブロックを一体化したものであり、基本的には冷温体を肌に押し付けた時の肌の温度変化をリアルタイムに測定することにより、温度変化に体する抵抗力と、回復力を定量化しようとするものである。

開発したセンサーの温度測定部分の模式図をFig.1に示す。冷却リング(Cooling ring)は良伝熱体により構成され背面に設置された冷却装置(Solid-state heat pump)により、常に一定温度に保持されている。温度の保持は冷却リングに取り付けられた温度センサーによる測定値を基にPID制御により行われる。また、皮膚表面の温度変化は皮膚表面より放出される遠赤外をSiレンズにより収集し、熱電対により電圧に変換することにより計測する。熱電対は冷却リングと熱的に結合されているため、その温度は冷却リングと同じと見なすことが出来る。

一定時間放置後、定温状態となった冷却部を皮膚上に一定圧で押し付けることにより測定が開始される。測定開始時より皮膚表面及び皮膚深部から冷却リングへの熱移動が生じ皮膚表面の温度は徐々に低下して行く。この温度変化は一定時間後にほぼ定常状態となる。このセンサーはこの温度変化を記録することにより微小循環の状態を把握しようとするものである。

測定時の皮膚表面温度の変化は、初期においては冷却部温度

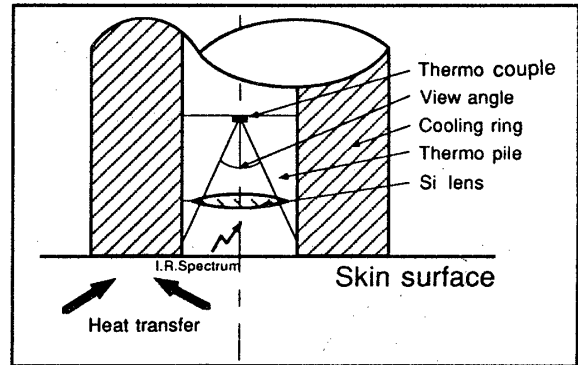


Fig.1 センサーの模式図

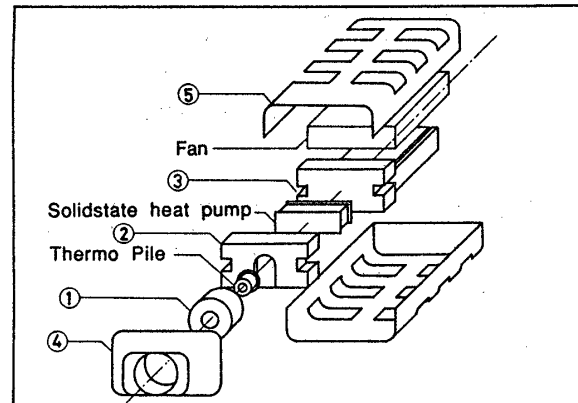


Fig.2 センサーの構成

が上昇するため、冷却部と皮膚表面の温度差が減少、熱移動速度が低下し温度変化が小さい。中期では、熱移動速度の差から、冷却部温度が急速に定常値となり、ドライビングフォースの回復、界面熱移動速度の増大により冷却が進む。終期においては、ドライビングフォースの低下により、ある程度の温度差をもって、収束に向かう。温度低下時における微分値 dT/dt は、押し付け圧、熱伝達面積、速度、表面熱抵抗、温度差、皮膚内部の熱交換能力の線型結合により支配される。押し付け圧一定かつ熱伝達係数がほぼ水にひとしいと仮定できるならば、 dT/dt の変化は、皮膚内部の熱交換能力に支配されると考えられる。

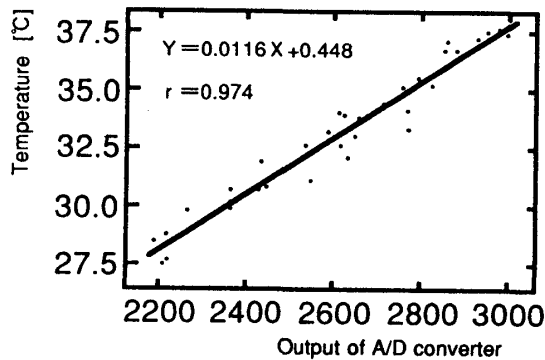


Fig.3 センサー出力と温度の関係

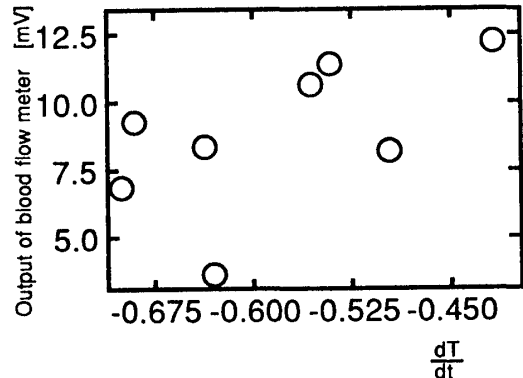


Fig.6 血流量との関係

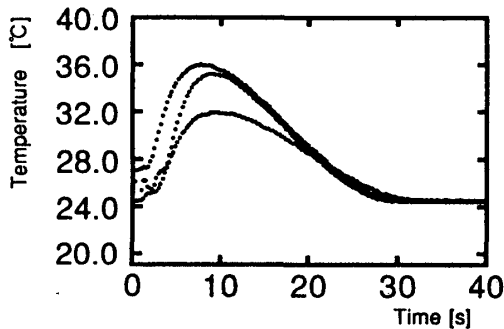


Fig.4 センサーによる負荷試験結果

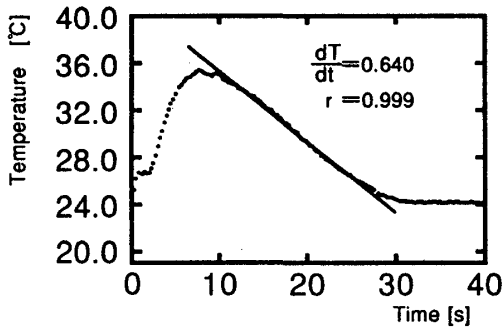


Fig.5 dT/dtの計算例

一般に皮膚表面の温度、皮膚内部の熱交換能力は、血液循環により支配されているため、このdT/dtは血流量に関連を持つ変量と考えることが出来る。

開発したセンサーの構成をFig.2に示す。

3. 実験及び結果

3. 1. 温度変化及び出力

センサーの冷却温度を15℃とし測定対象に黒色塗装したアルミ板を選んだ。センサーの出力は5Vフルレンジの12bitA/D変換により記録し、同時に温度計による容量誤差を避けるため、非接触赤外線温度計を用いて測定した対象物の温度を記録した。Fig.3にその結果を示す。測定範囲として選択した27℃～38

℃において良好な対応を示していることが判る。

3. 2. 皮膚表面温度の測定

実験は、男性4名、女性4名の計8名を対象として行い、対象部位として、上腕部の内側を選んだ。測定の結果の一部をFig.4に示す。また、温度降下率dT/dtを計算した。計算例をFig.5に示す。

3. 3. 血流量との対応

3. 2. の実験と同じ被験者についてドップラー血流計により安静時の血流量を測定し、温度降下の係数として計算したdT/dtとの対応関係について検討を加えた。測定の結果をFig.6に示す。

4. 考察

今回の実験ではまだ被験者数が少なく、明確には断定できないが、冷温負荷時における皮膚表面の温度変化の挙動は、(1) そのピーク時の温度に男性、女性の差があること、(2) 測定開始時の皮膚温には個人差があるが20秒ほど冷却した後はほぼ一定の定常値となることが示された。なお、(3) 冷却時の温度降下率と血流量の間の対応関係については明確ではなかった。

5. おわりに

本稿では、冷温負荷試験用センサーの開発とそのセンサーを用いた冷温負荷試験の結果について報告した。今後は、被験者数を拡大するとともに血流量と皮膚温との対応についてさらに検討を加えて行きたい。最後にご協力下さった(株)コーサー研究所 基礎研究室の皆様にご挨拶いたします。

6. 参考文献

- 1) 神村 瑞夫, "Cooling Rewarming Test", 皮膚, 15, 178-187, (1973)