

体温調整が困難な頸髄損傷者等の障害者に対する 車いす運動中の体温制御システムの開発

都立産業技術高専 吉村 拓巳
(共同研究者) 早稲田大学 田村 俊世
奈良先端科学技術大学院大学 黄 銘

Development of Body Temperature Control System During Wheelchair Exercise for Spinal Cord Injured Patient

by

Takumi Yoshimura
Tokyo Metropolitan college of Industrial Technology
Toshiyo Tamura
Future Robotics Organization,
Waseda University
Ming Huang
Nara Institute of Science and Technology

ABSTRACT

Since patients with spinal cord injury lose their functions of the autonomic nervous system, it is difficult to regulate body temperature at perspiration and dilation / contraction of blood vessels. These problems are serious barriers for severely disabled people to participate in sports. And also, for physically disabled athletes, temperature control is an important issue from the viewpoint of maintenance of conditions towards the exercise performance and improvement of training efficiency. In order to solve these problems, we have attempted to develop a body temperature control system using core temperature. In this study, we developed the deep body thermometer which

measure estimated core temperature noninvasively. Then we performed an experiment with the athlete of the wheelchair marathon to monitor the core temperature during rest and exercise, using developed deep body thermometer. As a result, it became clear that the core temperature was higher in the back than in the head and rose after exercise rather than during exercise. In addition, verification of the measurement accuracy and response time of the developed deep body thermometer showed that it had sufficient performance as a sensor used for body temperature control.

Furthermore, we attempted cooling system for temperature control, ergometer load experiments were conducted for healthy subjects using the cooling system. Experimental results showed that the rise of deep body temperature on the back was able to be controlled with enough cooling capability.

要 旨

脊髄損傷・頸髄損傷者は、自律神経系の機能が失われるため、発汗や血管の拡張・収縮などの体温調節を行うことが困難である。このため、重度の肢体不自由者が障害者スポーツに参加する上で大きな障壁となっている。また、障がい者アスリートにとっても、体温調節は競技本番に向けてのコンディショニングやトレーニングの効率化という観点から、重要な課題である。我々はこれらの課題を解決するため、中枢温を用いた体温制御システムの開発を行っている。本研究ではわれわれが開発した中枢温を推定する事が可能な深部体温計測装置を用い、車いすマラソンのアスリートを対象とした中枢温の計測を行った。計測の結果、中枢温は頭部よりも背中が高く、運動中よりも運動後に時間遅れを伴い上昇する事が明らかとなった。また、開発した深部体温計測装置の測定精度と応答速度を検証した結果、体温制御に用いるセンサとして十分な性能を有している事を確認した。

試作した冷却システムを用いた検証では、健康者を対象としたエルゴメータ負荷実験を行った。実験の結果、背中の中深部体温上昇が抑制され、冷

却効果があることが示唆された。

まえがき

脊髄損傷・頸髄損傷者は外気の温度に対する調整機能が低下しており、暑さ寒さは自宅からの外出機会減少・活動量低下の危険因子である。全国頸髄損傷連絡会の調査によると、脊髄損傷者の約28%が月の外出回数が5回未満であり、17%が移動の際に体温調節の不安があると答えている¹⁾。このため、体温調節機能の低下は日常的な外出を妨げるだけでなく、重度の肢体不自由者が障害者スポーツに参加する上で大きな障壁となっていると考えられる。また、車いすアスリートにおいても運動中および練習中の温度上昇を抑えることが重要である²⁾。これらの事より従来から、車いすアスリートの冷却効果の研究が行われている^{3,4)}。しかしこれらの研究は、上昇した体温を冷却した事による、運動パフォーマンスの研究が中心で、効果的な冷却方法の検討はされていない。

我々は脊髄損傷患者の体温を積極的にコントロールするシステムを開発する事で、車いすアスリートの運動パフォーマンスを上げるだけでなく、一般の頸髄損傷・脊髄損傷患者の外出やスポーツの参加を促し、生活の質（QOL）向上に役立つ

てる事を目指している。本研究では、我々がこれまで開発してきた無拘束深部体温計測装置^{5,6)}を用い、頸髄損傷・脊髄損傷患者の運動中の計測を行うことで、精度の検証と温度制御システムへの応用を検討した。さらに、体温を積極的に制御する接触式の熱交換システムを試作し、健常者を対象としたエルゴメータ負荷実験により、効果の検証を行った。

1. 研究方法

1.1 無拘束深部体温計測装置を用いた頸髄損傷患者の中枢温計測

日常生活中においても使用できる温度制御システムを開発するためには長時間かつ無拘束の体温計測法を検討する必要がある。従来体温計測を行った研究は、簡便に計測が可能な体表面温度を使用したものが広く行われている。しかし、体表面温度は外気温や末梢血流の状態により変動し、身体内の体温を反映しないため、体温調節の指標として用いることは困難である。そこで本研究では中枢温を指標とすることで、正確な体温制御を行う。中枢温の計測方法としては直腸温度や食道温度などがあるが⁷⁾、センサを挿入するため、不快感を伴い、長時間の計測は困難である。一方、体表面にセンサを装着しヒータを用い

て中枢温との温度差を相殺することで計測を行う熱流補償法を用いた深部体温センサが開発されている^{8,9)}。この方法は、体表面から中枢温を計測可能で^{10,11)}、周囲の温度変化や追従性が良いと言う特徴がある¹²⁾。一方、計測の際ヒータを用いるためセンサが大型化し、消費電力も大きく、無拘束での長時間計測が困難であるという問題がある。そこで本研究では、我々がこれまで開発してきた熱流補償法を用いない無拘束深部体温計測装置を用いる^{5,6)}。しかし、これまで脊髄損傷患者を対象とした深部体温計測は行っておらず、また運動による急激な体温変化が生じた場合の時間応答や精度についての検討も行われていない。本研究では、開発した無拘束深部体温計測装置を用いた脊髄損傷患者の運動中の体温変化の様子と、センサの計測特性を把握する事で、温度制御アルゴリズムを検討する際の基礎データとすることを目的とした。

1.1.1 装置の原理

図1に開発した無拘束深部体温計測装置の測定原理を示す。図はセンサの断面図で熱流束の経路Aと経路Bで距離が2倍になるような構造となっている。この経路にセンサA～Dを図のように配置する。このときセンサA,Bは皮膚表面の温度 T_1, T_2 が計測される。また、センサC,D

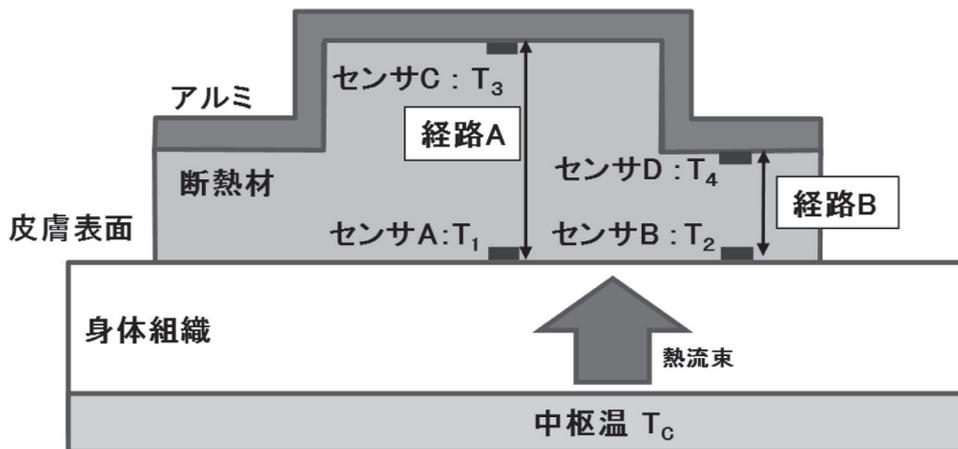


図1 無拘束深部体温計測装置の測定原理

では、外気温 T3, T4 が計測される。この条件で、中枢温を Tc とすると、以下の式で中枢温が計算できる^{5,6)}。

$$T_c = T_1 + \frac{(T_1 - T_2)(T_1 - T_3)}{k(T_2 - T_4) - (T_1 - T_3)} \quad (1)$$

ここで、k は経路 A と経路 B の熱抵抗の比になり、経路が 2 倍なので k=2 となる。

図 2 に開発した装置の外観を示す。装置はセンサ部とデータ処理・送信部より構成されている。センサのサイズは直径 45mm、重量は 18g である。またデータ処理・送信部のサイズは縦、横、厚みが 44×67×13mm、重量は充電式のバッテリーを含めて 40g で共に小型軽量である。計測の際には粘着テープを用いて計測部位にセンサを直接貼り付ける。また、データ処理部・送信部は衣服等に張り付け可能である。計測した中枢温は Bluetooth により無線で Android 端末に送信する構成になっているため、被験者の行動や運動を妨げることなく計測が可能である。

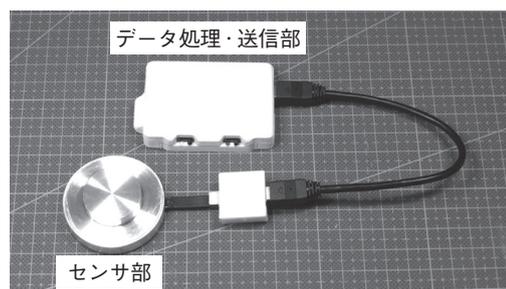


図2 無拘束深部体温計測装置の外観

1.1.2 実験方法

開発した無拘束深部体温計測装置を用い、車いすマラソンのアスリートを対象とした実験を行った。図 3 に実験の様子を示す。被験者は 3 名(年齢: 29.7±8.0 歳, 身長: 177.4±3.4cm, 体重: 56.8±11.8kg) を対象とし、室温 25℃湿度 60% においてそれぞれ運動 15 分、休憩 15 分を 1 セットとして、連続して 2 セット行った。運動は車いすのトレーニング装置上で、被験者が 15 分間継続できる最大の速さで漕いでもらうように依頼した。中

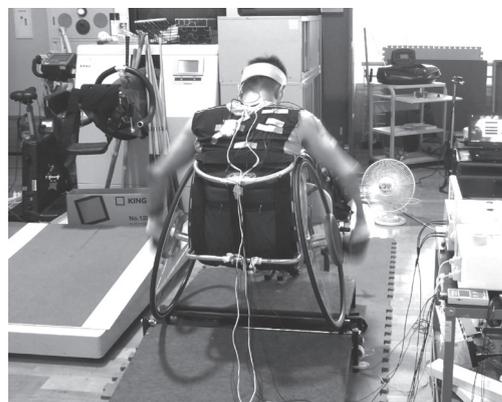


図3 アスリートを対象とした実験の様子

枢温の比較として、市販の深部体温計 (CoreTemp, CM-210, TERUMO Co., Japan) を用い、比較を行った。後背部の僧帽筋上に市販の深部体温センサと、開発したセンサを装着し比較した。また、市販の深部体温センサを前額部に装着し、後背部の中枢温と比較した。それぞれの中枢温は 10 秒ごとにデータを保存し比較した。実験にあたり、国立障害者リハビリテーションセンターの倫理委員会の承認を得て、被験者には書面にてインフォームドコンセントを行い実施した。

1.2 水冷式冷却システムの開発

脊髄損傷患者は発汗がほとんど生じないため、汗の気化熱による体温の低下は期待できない。このため、皮膚表面に直接冷却物質を当てることで熱を奪う方法が必要である。また、外出時やトレーニングでの使用を想定した場合、車いすなどに搭載可能な小型化を行う必要がある。本研究では小型軽量の装置で身体の冷却を行う方法を検討し、健康成人を対象とした冷却効果の検証を行った。

一般に物質を冷却する方法はコンプレッサーを用いた気化圧縮型の原理が用いられるが、小型化が困難であり、正確な温度コントロールが難しい。本研究では小型化が可能なペルチェ素子を用いた冷却方法を用いた。ペルチェ素子は電流を流す事により熱の移動が生じる素子であり冷却側と発熱

側が生じる。ペルチェ素子は気化圧縮型に比較すると冷却効率は悪いが電圧値により温度制御が可能である利点がある。ペルチェ素子の大きさは数センチ四方程度であるため、直接皮膚に接触させた場合、冷却面積が小さく身体を効率的に冷却する事が困難である。このため、本研究では、ペルチェ素子により水を冷却し、冷却した水をチューブに通すことで接触面積を広くする方法を検討した。

1.2.1 システムの原理

試作した水冷式冷却システムはペルチェ素子により水を冷却する冷却部と、冷却した水を身体に接触させるベスト部分から構成されている。図4にシステムの原理図を示す。ペルチェ素子の上下に熱交換ユニットが挟まれるように配置してある。冷却用熱交換ユニットに水を通すことで冷却をおこない、身体側のチューブに供給する。排熱側も排熱用熱交換ユニットに水を通し発熱したペルチェ素子を冷却すると共に、熱交換により温められた水はラジエーターにより冷却される構造になっている。水の循環は熱交換ユニットに内蔵さ



図5 ベスト部分の外観

れたポンプにより行われる。図5にベスト部分の外観を示す。今回は健常成人を対象に冷却効果を確認するため、ベスト型の構造とした。ベストの背中部分に長さ2mのチューブを図のように曲げて配置することで接触面積を確保した。

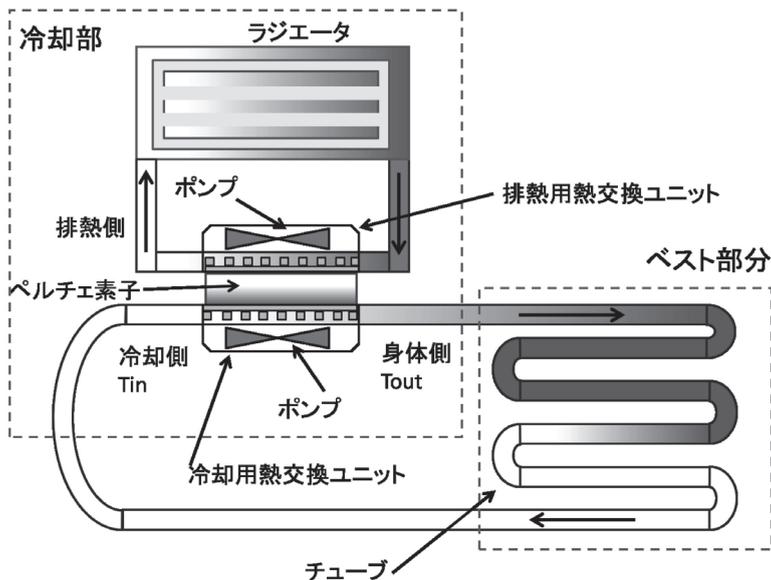


図4 水冷式冷却システムの原理図

1. 2. 2 実験方法

健常男性2名（年齢：19.5±0.7歳，身長：170.0±7.1cm，体重：56.5±9.2[kg]）を対象に冷却システムを装着し，冷却効果の検証を行った。被験者には室温29℃，湿度35%の条件で，自転車エルゴメータを用い15分の安静，80Wで18分の一定負荷運動，20分の安静を冷却システム有と無で行った。冷却システム有の場合は初めの15分の安静のうち，冷却ベストを装着しない状態で10分安静にした後，冷却ベストを装着し5分の安静後80Wの運動を行った。冷却ベストは肌に直接触れるように装着し，冷却ベストの上からTシャツと長袖のジャケットおよびジャージを装着した。身体の冷却効果を計測するため，市販の深部体温計（CoreTemp, CM-210, TERUMO Co., Japan）のプロブを後背部の僧帽筋上と前額部に装着し，10秒ごとの計測を行った。

また，冷却ベストの吸熱を確かめるため，図4に示した冷却用熱交換ユニットの冷却側と身体側にサーミスタ（ITP312-03, NIKKISO-THERM CO., Japan）を設置し，データロガー（N543, NIKKISO-THERM CO., Japan）を用いて熱交換ユニットに循環させる冷却水の温度， T_{IN} ， T_{OUT}

を5秒ごとに計測した。実験にあたり，国立障害者リハビリテーションセンターの倫理委員会の承認を得て，被験者には書面にてインフォームドコンセントを行い実施した。

2. 実験結果

2. 1 無拘束深部体温計測装置を用いた脊髄損傷患者の中枢体温計測

図6に脊髄損傷の車いすアスリートを対象とした実験結果の例を示す。図中の「背中」「頭部」は市販の深部体温計を用いた結果を，「深部体温」は開発した無拘束深部体温計測装置の値を示す。開発した装置による深部体温の変化は市販の深部体温と比較してほぼ一致した変動を示した。開発したセンサと市販の深部体温計の誤差を計算した結果を表1に示す。3例ともに中枢温度の誤差の平均および標準偏差は0.15℃以内であった。

表1 開発したセンサと市販の深部体温計との誤差

	被験者 A	被験者 B	被験者 C
平均	-0.03	-0.05	0.13
標準偏差	0.14	0.10	0.12
	n=360		

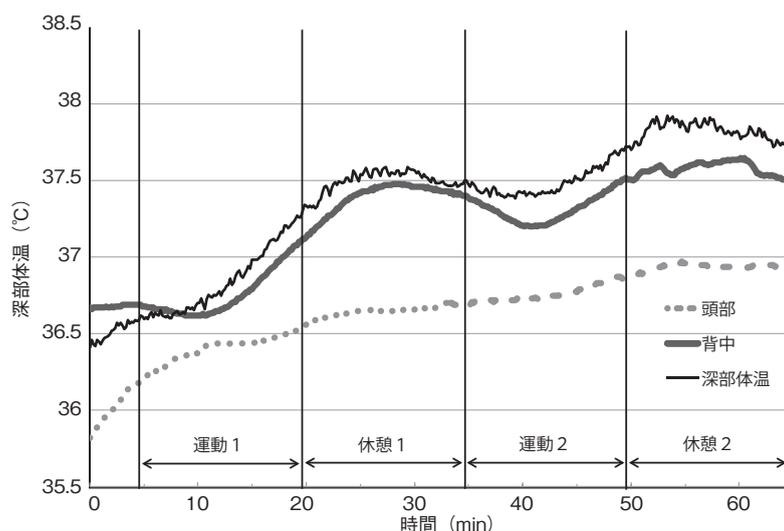


図6 車いすアスリートの運動負荷時の深部体温

2.2 水冷式冷却システムの開発

図7に実験結果の例を示す。運動開始後約10分後に体温が上昇を始めている(図中A点)。また体温は運動終了後も上昇し2~3分の時間遅れを伴って下降していることがわかる。背中の温度は冷却システム無しの場合は運動終了後も上昇しているが、冷却システム有りの場合は下降する傾向

があった。一方、頭部の体温に関しては顕著な違いは見られなかった。

図8に冷却ベストの入口と出口の温度 T_{in} 、 T_{out} の計測結果を示す。装着後に T_{in} の温度は約15°C、 T_{out} の温度は22°C程度の温度になっている。装着時の T_{in} 、 T_{out} の平均温度差は6.96°Cであった。

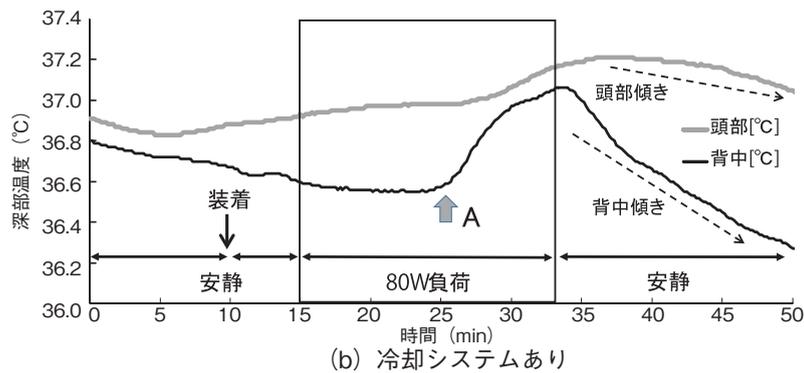
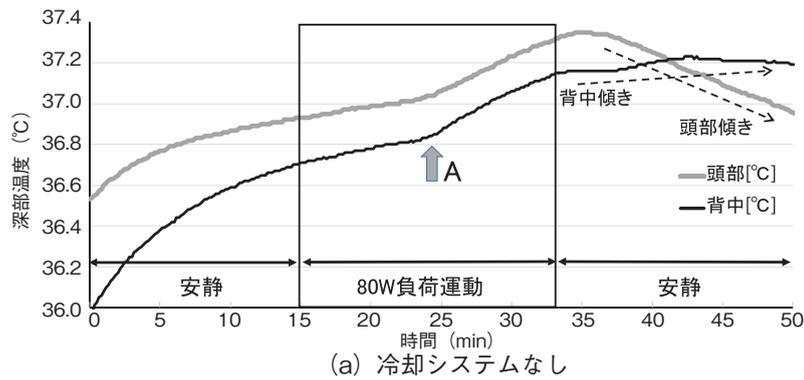


図7 水冷式冷却システムの実験結果

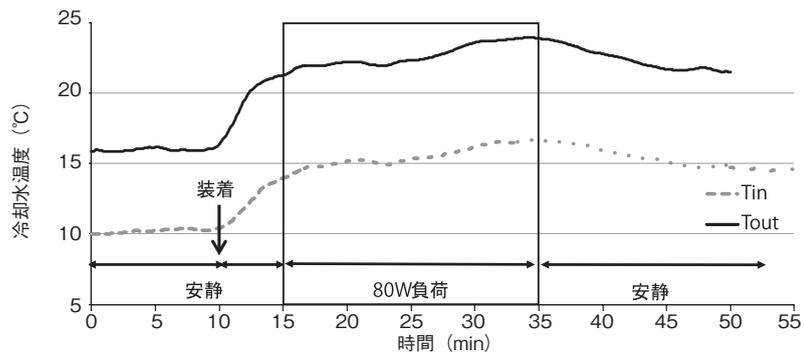


図8 冷却ベストの温度

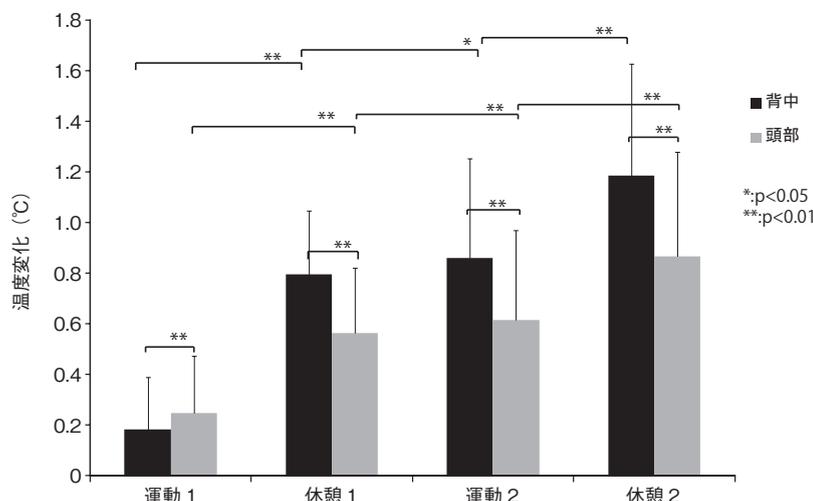


図9 運動中・休憩中の深部温変化の平均

3. 考察

3.1 無拘束深部体温計測装置を用いた脊髄損傷患者の中枢温計測

図6の結果より、被験者3名の運動1、休憩1、運動2、休憩2のそれぞれの時間における体温の平均値を求め、グラフにした結果を図9に示す。脊髄損傷患者の深部体温は運動1の場合を除き、頭部よりも背中が有意に高い結果であった。また、休憩時でも体温は上昇しており、15分の休憩では体温が下降しないことがわかる。また、健常者の被験者を対象としたエルゴメータ実験の結果(図7)、と図6を比較すると、健常者では運動終了後3分程度で体温の上昇がピークに達しているのに比べ、脊髄損傷患者では運動終了後8分から10分程度で上昇のピークに達している。実験の条件が異なり、また被験者数も少ないため断定はできないが、脊髄損傷患者の計測時の姿勢が膝を抱え込む姿勢であるため、熱がこもりやすく、さらに発汗が無いため冷却の効率が悪いことが原因であると考えられる。

開発した無拘束深部体温計測装置と市販の深部体温計との比較を行った結果、絶対精度は0.2°C

以下、標準偏差も0.15°C以下であった。深部体温から冷却デバイスを用いて体温の制御を行う場合、センサの絶対精度と体温変化による応答速度が重要である。今回の比較は被験者を対象とし、かつ温度変化が生じる条件で比較を行った。このため、温度の計測に時間遅れがあると誤差が大きくなる。実験結果から測定精度が0.2°C以下であることより、開発した無拘束深部体温計測装置は温度変化に対しての応答速度も十分であり、体温調節の検出センサとして使用可能である事が明らかとなった。

3.2 水冷式冷却システムの開発

本研究では健常者を対象にエルゴメータにて80Wの負荷をかけて実験を行った。国立健康・栄養研究所が公開している、改訂版「身体活動のメッツ(MET s)表」によると、51~81Wのエルゴメータ運動は4.8METsの運動となっている¹³⁾。安静時の基礎代謝量から安静時に70Wの発熱量があるとすると、エルゴメータによる80Wの負荷運動により約340Wの発熱量が生じることになる。今回用いたペルチェ素子の消費電力は120Wであったが、効率を50%と仮定すると、

吸熱量は 60W となる。この事から計測のばらつきを考慮すると、負荷運動中において冷却システムの有無による体温の変化を検出する事は難しいと考えられる。そこで本研究では、運動負荷終了後の深部温の変化を比較することで、冷却システムの有無による冷却効果を検討する。図 7 の「頭部傾き」、「背中傾き」の矢印で示したように、負荷運動終了後の深部温の傾きを、最小二乗法の直線近似により求めた。表 2 に各被験者の傾きを示す。また、冷却システムの装着有の傾きから、装着無の傾きを引いた値を「傾きの差」として示す。傾きの差がマイナスになる場合、冷却システム有の方が深部温の低下が大きいことを示している。表より、頭部については被験者により傾きの差がプラスになる場合と、マイナスになる場合があり、明確な傾向は得られないことがわかる。一方、背中の傾きの差はどちらの被験者もマイナスとなり、冷却システムを装着した場合に深部温低下の傾きがより大きくなる結果であった。また、図 8 の結果より、冷却ベストの入口と出口で温度差が約 7℃あった。これは背中との接触により身体の体温を奪い、循環する水が温められているためである。この事から効果的に熱交換が行われていることがわかる。

今回の研究では被験者 2 例の結果であるため、より被験者を増やし検証を行う必要があるが、開発した冷却システムにより深部温が冷却できる可能性が示唆された。

4. まとめ

本研究では、我々がこれまで開発してきた無拘束深部体温計測装置を用い、脊髄損傷患者の運動

中の計測を行うことで、精度の検証と温度制御システムの応用を検討した。さらに、体温を積極的に制御する接触式の水冷式冷却システムを試作し、健常者を対象としたエルゴメータ負荷実験により、効果の検証を行った。

車いすマラソンのアスリートを対象とした計測の結果、中枢温は頭部よりも背中が高く、運動中よりも運動後に時間遅れを伴い上昇する事が明らかとなった。また、開発した深部体温計測装置の測定精度と応答速度を検証した結果、体温制御に用いるセンサとして十分な性能を有している事を確認した。

試作した冷却システムを用いた検証では、健常者を対象としたエルゴメータ負荷実験を行った。実験の結果、背中の深部体温上昇が抑制され、冷却効果があることが示唆された。

本研究で試作した冷却システムはベルチエ素子を利用しているため、電圧の方向を変えることで加温する事も可能である。この機能を用い将来的には体温調節が困難な脊髄損傷患者の冬場の低体温症を防止する機器としての応用も考えている。今後研究を進め、冷却・加温が可能な体温制御システムとして、通年を通じた利用ができるシステムを開発する事で、脊髄損傷患者の外出を促すだけでなく、障がい者スポーツの振興やレベルアップに寄与したいと考えている。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、研究助成を賜りました、公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。

また、本研究を遂行するにあたり国立障害者リ

表 2 各被験者の深部温の傾きと傾きの差

被験者	装着無し		装着有り		傾きの差	
	頭部傾き [°C /min]	背中傾き [°C /min]	頭部傾き [°C /min]	背中傾き [°C /min]	頭部 [°C /min]	背中 [°C /min]
A	-0.0276	0.0088	-0.0112	-0.0598	0.0164	-0.0686
B	-0.0391	-0.0099	-0.0508	-0.0346	-0.0117	-0.0247

ハビリテーションセンターの緒方徹氏, 硯川潤氏, 井上剛伸氏, 高嶋淳氏, 東京工業大学の滝澤健太氏から多大な協力をいただきました。ここに記して、深謝いたします。

文 献

- 1) 全国頸髄損傷連絡会：「頸髄損傷者の自立生活と社会参加に関する実態調査」
- 2) Todd A. H., Kevin A., Jacobs B. J., Anne L. F., Hyperthermia in Men with Spinal Cords injury, *Med. Sci. Sports Exerc.*, **36**, 3, 411–417 (2004)
- 3) Armstrong L. E., Maresh C. M., Riebe D., et al. Local cooling in wheelchair athletes during exercise-heat stress. *Med. Sci. Sports Exerc.*, **27**:211–216 (1995)
- 4) Bhambhani Y., Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. *Sports Med.*, **32**:23–51 (2002)
- 5) Huang M., Tamura T., Chen W., Kanaya S., Evaluation of structural and thermophysical effects on the measurement accuracy of deep body thermometers based on dual-heat-flux method. *J. Thermal Biology.*, **47**(2) 26–31 (2015)
- 6) Huang M., Tamura T., Kanaya S., Yoshimura T., Wearable Deep Body Thermometers and Their Uses in Continuous Monitoring for Daily Healthcare, *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 177–180 (2016)
- 7) Kyriacou P., Biomedical Sensors, Momentum Press, London, UK (2010)
- 8) Fox R. H., Solman A. J., A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface, *Journal of Physiology*, **212**, 2, 8–10 (1971)
- 9) Tamura T., Nemoto T., Togawa T., A zero-heat-flow transducer for monitoring perfusion blood temperature, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **11**, 644–646 (1979)
- 10) Teunissen L. P. J., Klewer J., Haan A. D., Koning J. J. D., Daanen H. A. M., Non-invasive continuous core temperature measurement by zero heat flux, *Physiological Measurement*, **32**, 5, 559–570 (2011)
- 11) Yamakage M., Namiki A., Deep temperature monitoring using a zero-heat-flow method, *Journal of Anesthesia*, **17**, 2, 108–115 (2003)
- 12) Daniel S. M., Avraham S., Kent B. P., A physiological strain index to evaluate heat stress, *The American Journal of Physiology Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, **275**, 1, R129–R134 (1998)
- 13) 国立健康・栄養研究所：改訂版『身体活動のメッツ (METs) 表』