

多周波インピーダンスを活用した 筋肉内部温度の非侵襲的測定の試み

宇都宮大学 小宮 秀明
(共同研究者) 宮城教育大学 黒川 修行

Attempts to Noninvasive Measurement of Internal Muscle Temperature by Using Multiple Frequency Impedance

by

Hideaki Komiya
Utsunomiya University
Naoyuki Kurokawa
Miyagi University of Education

ABSTRACT

In the human body, electric resistance varies depending on the temperature of the muscle tissue. In the present study, the effect of cooling on electric resistance was investigated using multi-frequency impedance device while cooling the aorta in the popliteal region in addition to local cooling from the skin surface of the triceps surae. Subjects were ten healthy male students (age: 21.1 ± 1.5 years) of our university. Impedance was measured by the tetrapolar impedance method using a multi-frequency impedance device (MFIA-07, Tanita) with a frequency at 50 kHz, 100 kHz and 250 kHz. The current (I) electrodes and the sensing (V) electrodes were attached longitudinally to the calf. In order to measure impedance, the distance between the two sensing (V) electrodes were placed at a distance of 15cm. The current electrodes were set at 2cm, 3cm, and 4cm from the V electrode on the distal side. Measurements were obtained following either cooling of the sural region only or cooling of the sural and the

popliteal region. During cooling, impedance and skin temperature were measured every 5 minutes for 30 minutes. Temperature was measured at 2cm, 3cm, and 4cm depths from the skin surface of the triceps surae. Under both cooling conditions, a decrease in temperature was observed over time. In addition, the changes in cooling temperature decreased with increase in depth from the skin surface. The effect of cooling was greater while cooling the aorta in the popliteal region than while cooling the sural region only. Therefore, the cooling effect could be enhanced by cooling the aorta on the central side with simultaneous local cooling.

要 旨

本研究は電気抵抗が組織の温度に依存して変化するという電気的特性を応用し、腓腹筋の皮膚表面からの局所冷却に加え、膝窩部の大動脈を冷却した場合の冷却効果について多周波インピーダンスを用いて検討した。被験者は男子大学生10名を対象とした。インピーダンス測定時の電極配置は両検出(V)電極の間隔を15cmに設定し、末梢側の電流(I)電極はV電極から2cm、3cm及び4cmとした。測定条件は腓腹部のみ冷却条件及び腓腹部+膝窩部冷却条件とした。冷却中のインピーダンスと皮膚温の測定は5分毎に30分間行った。温度の推定は皮膚表面から2cm、3cm、4cm深部までの3種類とした。両条件とも時間の経過とともに温度の低下が確認された。また両条件とも皮膚表面から深部になるにつれ冷却温度の変化は小さかった。膝窩部の大動脈を冷却した場合には腓腹部のみ冷却条件よりも冷却効果が優れていることが明らかとなった。以上より局所冷却に加え、中枢側の大動脈の冷却を行うことで冷却力を高めることが窺えた。

緒 言

寒冷療法であるアイシングはスポーツ現場で広く実施されており、捻挫や肉離れなどの急性外傷の治療に用いられている^{1,2)}。急性外傷に対する

アイシングは損傷した組織の温度を低下させることで、組織の代謝低下、炎症及び痛みの緩和といった生理的効果に基づいて行われている^{3,4,5)}。一方、熱中症においては全身や頭部温度を下げることを目的に頸部、鼠径部や腋窩部を冷却することが知られている。これは大動脈を冷却することで大きな血管を流れる血液が冷却され、二次的に末梢部の組織温を下げるためである。従って局所冷却と並行して中枢側の大動脈の冷却を組み合わせることで、より大きな冷却効果が得られることが予想される。

これまでアイシングによる深部組織の温度変化に関する研究はニードル型の熱電対を用いて、皮膚表面から筋層まで刺入し、目的部位の温度を測定していた。これらの先行研究から、冷却を施した際、初めに皮膚、次に皮下組織、その後遅れて筋肉が冷えることや、測定部位が深いほど冷却効果が低いことが報告されている^{6,7,8,9,10)}。しかし、これらの先行研究で用いられている深部組織の温度測定は侵襲的であり、被験者に痛みや苦痛を与えるため倫理的に問題がある。

これまで本研究室では電気抵抗が組織の温度に依存し変化するという電気的特性を応用し、多周波インピーダンス装置を用いて非侵襲的に深部組織の温度を推定してきた。

そこで今回は多周波インピーダンス装置を用いて冷却に伴う筋肉内温度の変化を非侵襲的に推定

し、皮膚表面からの局所冷却に加えて中枢側の大動脈を冷却した場合と局所のみを冷却する場合にどの程度冷却効果に違いがあるのか検討を行った。

1. 実験方法

1. 1 被験者

被験者は男子大学生 10 名（平均年齢 21.1 ± 1.5 歳）である。尚、本研究は宇都宮大学の「ヒトに関する倫理委員会」に実験計画を申請し、承認を得た後に実施した。被験者には測定前に本実験の目的を十分に説明し、すべての被験者から書面にて同意を得た上で測定を行った。

1. 2 測定項目

1. 2. 1 皮下脂肪厚及び皮膚温の測定

皮下脂肪厚の測定は超音波測定装置（富士フィルム株式会社製、FAZON M）を用い、腓腹部の皮下脂肪厚を測定した。皮膚温の測定は近赤外線温度計（FLUKE 社製、FLUKE-62）を用い、腓腹部の皮膚温を測定した。

1. 2. 2 腓腹部のインピーダンスの測定

腓腹部のインピーダンス測定は 4kHz から 1024kHz までの計 18 ポイントの周波数を有する多周波インピーダンス測定装置（TANITA 社製、MFBI-A-07）を用いて測定した。電極は貼付型電極（3M 社製、RedDot™ 心電図検査用電極）を用いた。

被験者は伏臥位の姿勢で 15 分間安静を保持し、全身の循環状態を安定させた。使用した周波数は 50kHz、100kHz 及び 250kHz の 3 種類を用いた。測定は伏臥位の姿勢で行い、四電極法により連続的に 3 回のデータの採取を行った。電流 (I) 電極と検出 (V) 電極の電極配置は、V 電極を膝窩部から末梢側の 5cm の位置に貼付し、その V 電極のさらに末梢側に他方の V 電極を貼付した。V-V 電極間隔は 15cm に設定した。体幹側の電流 (I) 電極は膝窩部から 15cm の位置に貼付した。

末梢側の I 電極は 8mm 幅に加工したものを用い、末梢側の V 電極から 2cm、3cm 及び 4cm の位置に貼付した。基準肢においても同様に電極を貼付した。

1. 3 測定手順

測定条件は腓腹部のみ冷却条件及び腓腹部+膝窩部冷却条件とし、それぞれの測定は数日の間隔を空けて実施した。尚、2つの冷却条件の実施順序は、実施順序が結果に影響を与えないように、クロスオーバー法を用いて行った。

被験者は伏臥位の姿勢で 15 分間の安静を保持した後、両脚における安静時のインピーダンスと皮膚温の測定を行った。その後、腓腹部のみ冷却条件では腓腹部に、腓腹部+膝窩部冷却条件では腓腹部と膝窩部を -10°C に冷凍したアイスバックを皮膚表面より 30 分間にわたり冷却した。冷却開始から 5 分間隔で 30 分間にわたり計 6 回のインピーダンス測定を行った。冷却終了後、速やかにアイスバックを除去し皮膚温の測定を行った。尚、基準肢は非冷却条件として非アイシング肢を用い冷却肢と同様の手順でインピーダンスと皮膚温の測定を行った。

1. 4 筋内温度の推定

先行研究において生体に交流電流を通電した際に得られる電気インピーダンスは組織の温度との間に負の相関関係を有し、その変化率は温度が 1°C 上昇するごとにインピーダンスが 50kHz で -2.4% 、100kHz 及び 250kHz で -2.6% 変化することが報告されている^{11, 12, 13)}。このことから、冷却開始 5 分後から冷却終了の 30 分後までの皮膚表面から 2cm、3cm 及び 4cm 深部までの推定減少温度を広域推定減少温度として算出した。またアイシングに伴う温度の変化量は冷却中の筋肉内温度と安静時の筋肉内温度との差を用いた。また、推定減少温度を算出する際に用いるインピーダン

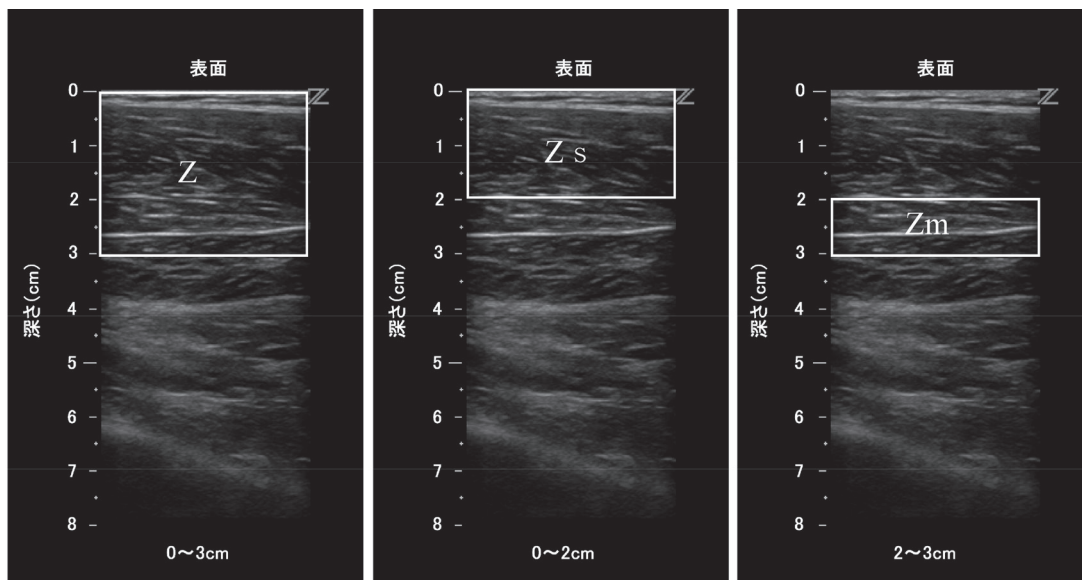


図1 表面から深部(2~3cm)の狭域推定減少温度の範囲と計算式

Zは全体のインピーダンス、Zsは皮下脂肪と表層の筋肉のインピーダンス、Zmは深部の筋肉のインピーダンス $Z_m = Z \times Z_s / (Z_s - Z)$

スの変化率は安静時の値と比較した際の変化率とした。推定温度の計算には非アイシング肢の同一時間の変化を基準とした。

尚、50kHzのインピーダンスより推定減少温度を算出する場合は次の式を用いた。

皮膚表面から2cm深部までの広域推定減少温度(℃) = |冷却肢におけるV-I電極間隔2cmのインピーダンスの変化率(%) - 基準肢におけるV-I電極間隔2cmのインピーダンスの変化率(%)| / 2.4 (%)

50kHzにおいて、温度が1℃上昇するごとにインピーダンスが-2.4%変化することから、-2.4で除した。また、3cm深部及び4cm深部においても同様に算出した。同様の方法で100kHz及び250kHzの温度の推定を行った。

また、上記の推定式より得られた各深部の広域推定減少温度より、皮膚表面から2~3cm深部の局所的範囲における推定減少温度を狭域推定減少温度とし以下の式より求めた。

狭域推定減少温度を算出する際の並列回路の理論式はZを全体のインピーダンス、Zsを皮下脂

肪と表層の筋肉(除去したい範囲)のインピーダンス、Zmを深部の筋肉(求めたい限られた範囲)のインピーダンスとすると、 $Z_m = Z \times Z_s / (Z_s - Z)$ となり、この式より深層部の限られた範囲のインピーダンスを算出した(図1)。加えて3~4cm深部の範囲における狭域推定減少温度の推定も同様の方法で行った。

1.5 環境条件

測定条件を常に一定にするために、実験室の温度を21.2~23.0℃の範囲に調整し測定を行った。また、測定前後の温度差が±0.5℃以内となるように配慮した。

1.6 統計処理

腓腹部のみ冷却条件、腓腹部+膝窩部冷却条件におけるインピーダンスの変化率及び推定減少温度は二元配置分散分析によって解析を行った。統計的有意水準は5%未満とした。

2. 測定結果

2. 1 冷却に伴う皮膚表面温度の変化

今回の測定では皮下脂肪厚が筋肉内温度に影響するため、被験者には皮下脂肪厚が薄いスポーツ選手を用いた。その結果、腓腹部における皮下脂肪厚の平均値 ± 標準偏差は左脚で $8.0 \pm 1.4\text{mm}$ 、右脚で $7.7 \pm 1.1\text{mm}$ であった。

冷却開始前の腓腹部のみ冷却条件、腓腹部 + 膝窩部冷却条件及び非冷却条件の腓腹部における安静時の皮膚温は、それぞれ $32.58 \pm 1.15^\circ\text{C}$ 、 $31.98 \pm 0.98^\circ\text{C}$ 、 $32.34 \pm 0.90^\circ\text{C}$ であり、30 分間の冷却後は、それぞれ $8.08 \pm 1.89^\circ\text{C}$ 、 $5.64 \pm 2.30^\circ\text{C}$ 、 $32.14 \pm 0.89^\circ\text{C}$ であった。安静時と比較すると、腓腹部のみ冷却条件で平均 $24.50 \pm 1.54^\circ\text{C}$ 、腓腹部 + 膝窩部冷却条件で平均 $26.34 \pm 2.12^\circ\text{C}$ 低下したが、対側肢の非冷却条件では顕著な変化はみられなかった。

2. 2 各 V-I 電極間隔における減少温度の推定

2. 2. 1 皮膚表面から筋肉層までの広域推定減少温度の経時的変化

皮膚表面から 2cm 深部までの広域推定減少温度の経時的変化について、50kHz における腓腹部

のみ冷却条件及び腓腹部 + 膝窩部冷却条件の広域推定減少温度の減少温度は、5 分後でそれぞれ $-1.24 \pm 0.32^\circ\text{C}$ 、 $-1.39 \pm 0.31^\circ\text{C}$ であった。その後、両条件とも緩やかに減少を示し 30 分後は $-2.96 \pm 0.42^\circ\text{C}$ 、 $-3.64 \pm 0.60^\circ\text{C}$ ほどの低下がみられた。

次に 100kHz における 3 条件の減少温度をみると、冷却開始から 5 分後は $-1.02 \pm 0.28^\circ\text{C}$ 、 $-1.23 \pm 0.28^\circ\text{C}$ であり 30 分後は $-2.74 \pm 0.38^\circ\text{C}$ 、 $-3.38 \pm 0.52^\circ\text{C}$ となった。

同様に 250kHz における 3 条件の値をみると 5 分後は $-0.96 \pm 0.30^\circ\text{C}$ 、 $-1.20 \pm 0.30^\circ\text{C}$ であり、30 分後は $-2.75 \pm 0.36^\circ\text{C}$ 、 $-3.40 \pm 0.54^\circ\text{C}$ であった。同様に皮膚表面から 3cm 及び 4cm 深部までの広域推定減少温度をそれぞれ表 1 に示した。

2. 2. 2 深部筋肉内の狭域推定減少温度の経時的変化

それぞれの条件における周波数別にみた皮膚表面から 2 ~ 3cm 深部における狭域推定減少温度の経時的変化を図 2 に示した。50kHz における腓腹部のみ冷却条件及び腓腹部 + 膝窩部冷却条件についてみてみると、冷却開始から 5 分後の温度の低下は $-0.69 \pm 0.41^\circ\text{C}$ 、 $-0.93 \pm 0.22^\circ\text{C}$ であった。その後、10 分後で $-1.14 \pm 0.55^\circ\text{C}$ 、 $-1.45 \pm 0.42^\circ\text{C}$ 、15 分後で $-1.48 \pm 0.49^\circ\text{C}$ 、 $-1.82 \pm 0.66^\circ\text{C}$ 、

表 1 各冷却条件における V-I 電極間隔 2cm の各周波数による広域推定減少温度 ($^\circ\text{C}$)

| V-I 電極間隔 | 冷却条件 | 周波数 | 安静時 | 5 分後 | 10 分後 | 15 分後 | 20 分後 | 25 分後 | 30 分後 |
|----------|-------------|--------|-----|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| 2 cm | 腓腹部のみ冷却 | 50kHz | 0 | -1.24 ± 0.32 | -1.65 ± 0.33 | -2.03 ± 0.38 | -2.29 ± 0.28 | -2.61 ± 0.36 | -2.96 ± 0.42 |
| | | 100kHz | 0 | -1.02 ± 0.28 | -1.45 ± 0.26 | -1.79 ± 0.37 | -2.01 ± 0.28 | -2.33 ± 0.35 | -2.74 ± 0.38 |
| | | 250kHz | 0 | -0.96 ± 0.30 | -1.36 ± 0.29 | -1.74 ± 0.32 | -2.01 ± 0.30 | -2.36 ± 0.32 | -2.75 ± 0.36 |
| | 腓腹部 + 膝窩部冷却 | 50kHz | 0 | -1.39 ± 0.31 | -1.81 ± 0.43 | -2.27 ± 0.51 | -2.63 ± 0.48 | -3.06 ± 0.54 | -3.64 ± 0.60 |
| | | 100kHz | 0 | -1.23 ± 0.28 | -1.70 ± 0.37 | -2.06 ± 0.43 | -2.43 ± 0.41 | -2.85 ± 0.47 | -3.38 ± 0.52 |
| | | 250kHz | 0 | -1.20 ± 0.30 | -1.64 ± 0.33 | -2.00 ± 0.40 | -2.39 ± 0.36 | -2.83 ± 0.42 | -3.40 ± 0.54 |
| 3 cm | 腓腹部のみ冷却 | 50kHz | 0 | -1.06 ± 0.29 | -1.48 ± 0.33 | -1.87 ± 0.34 | -2.14 ± 0.26 | -2.46 ± 0.34 | -2.78 ± 0.39 |
| | | 100kHz | 0 | -0.85 ± 0.24 | -1.25 ± 0.29 | -1.62 ± 0.33 | -1.86 ± 0.26 | -2.20 ± 0.32 | -2.54 ± 0.35 |
| | | 250kHz | 0 | -0.79 ± 0.28 | -1.17 ± 0.30 | -1.57 ± 0.28 | -1.83 ± 0.28 | -2.18 ± 0.31 | -2.51 ± 0.33 |
| | 腓腹部 + 膝窩部冷却 | 50kHz | 0 | -1.24 ± 0.25 | -1.69 ± 0.39 | -2.12 ± 0.51 | -2.50 ± 0.47 | -2.91 ± 0.47 | -3.46 ± 0.54 |
| | | 100kHz | 0 | -1.08 ± 0.29 | -1.54 ± 0.37 | -1.91 ± 0.45 | -2.28 ± 0.42 | -2.72 ± 0.43 | -3.24 ± 0.51 |
| | | 250kHz | 0 | -1.02 ± 0.30 | -1.47 ± 0.38 | -1.85 ± 0.42 | -2.24 ± 0.37 | -2.68 ± 0.40 | -3.22 ± 0.47 |
| 4 cm | 腓腹部のみ冷却 | 50kHz | 0 | -0.93 ± 0.29 | -1.36 ± 0.30 | -1.76 ± 0.33 | -2.04 ± 0.26 | -2.37 ± 0.33 | -2.62 ± 0.36 |
| | | 100kHz | 0 | -0.73 ± 0.28 | -1.13 ± 0.26 | -1.52 ± 0.27 | -1.74 ± 0.24 | -2.07 ± 0.36 | -2.39 ± 0.33 |
| | | 250kHz | 0 | -0.67 ± 0.27 | -1.05 ± 0.30 | -1.43 ± 0.28 | -1.69 ± 0.27 | -2.03 ± 0.36 | -2.33 ± 0.35 |
| | 腓腹部 + 膝窩部冷却 | 50kHz | 0 | -1.08 ± 0.21 | -1.53 ± 0.36 | -1.99 ± 0.49 | -2.39 ± 0.47 | -2.80 ± 0.45 | -3.29 ± 0.49 |
| | | 100kHz | 0 | -0.93 ± 0.19 | -1.39 ± 0.31 | -1.80 ± 0.42 | -2.18 ± 0.41 | -2.60 ± 0.39 | -3.08 ± 0.47 |
| | | 250kHz | 0 | -0.88 ± 0.24 | -1.37 ± 0.33 | -1.76 ± 0.41 | -2.17 ± 0.37 | -2.57 ± 0.38 | -3.06 ± 0.45 |

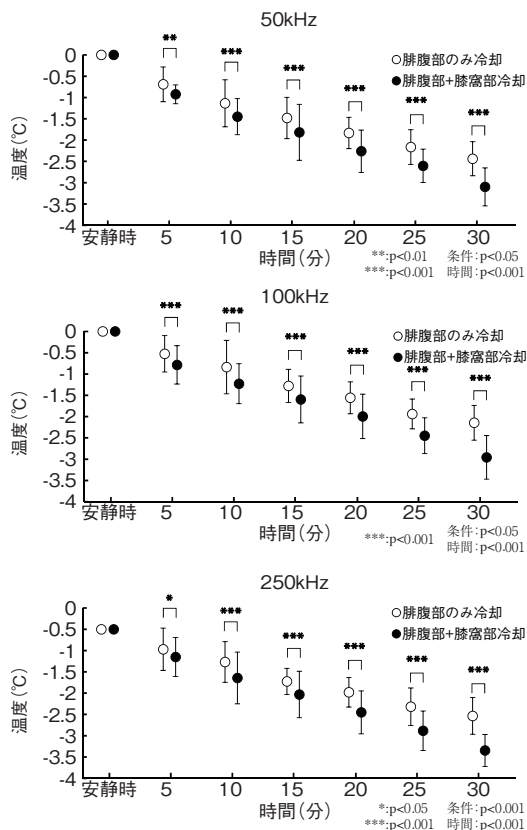


図2 冷却条件の違いによる各周波数の皮膚表面から2～3cm深度における狭域推定減少温度の比較

20分後で $-1.83 \pm 0.37^\circ\text{C}$, $-2.26 \pm 0.50^\circ\text{C}$, 25分後で $-2.16 \pm 0.41^\circ\text{C}$, $-2.60 \pm 0.39^\circ\text{C}$, 30分後では $-2.44 \pm 0.40^\circ\text{C}$, $-3.10 \pm 0.45^\circ\text{C}$ であった。

また、100kHz や 250kHz においても時間経過に伴う同様の温度低下がみられた。腓腹部のみ冷却条件と腓腹部+膝窩部冷却条件の比較では腓腹部+膝窩部冷却条件の方が有意な低下が観察され、時間経過に伴い両条件の差は大きくなる傾向が窺えた。

次に皮膚表面から3～4cm深部における狭域推定減少温度の経時の変化を図3に示した。50kHzにおける腓腹部のみ冷却条件及び腓腹部+膝窩部冷却条件の狭域推定減少温度をみると、冷却開始から5分後は、それぞれ $-0.55 \pm 0.47^\circ\text{C}$, $-0.62 \pm 0.38^\circ\text{C}$ であり、10分後は、それぞれ $-1.00 \pm 0.28^\circ\text{C}$, $-1.05 \pm 0.42^\circ\text{C}$ であり、15分後

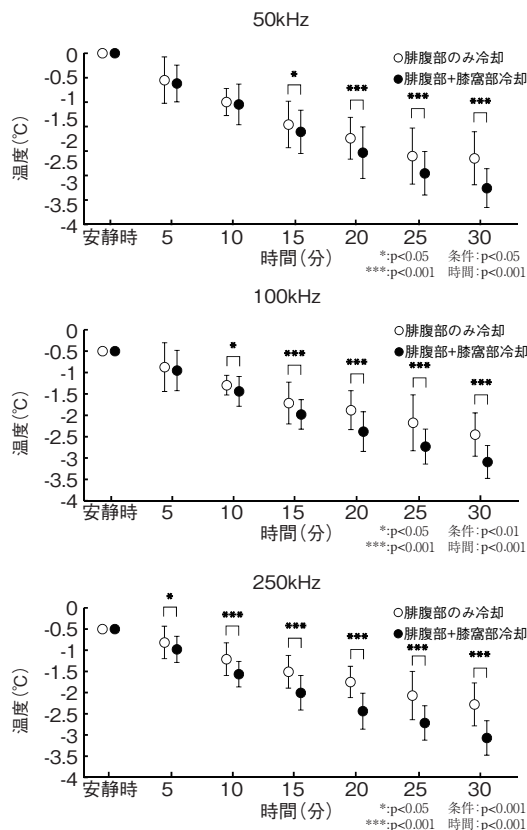


図3 冷却条件の違いによる各周波数の皮膚表面から3～4cm深度における狭域推定減少温度の比較

は、 $-1.46 \pm 0.48^\circ\text{C}$, $-1.61 \pm 0.44^\circ\text{C}$ であり、20分後は、それぞれ $-1.74 \pm 0.43^\circ\text{C}$, $-2.03 \pm 0.53^\circ\text{C}$ であり、25分後は、それぞれ $-2.10 \pm 0.57^\circ\text{C}$, $-2.45 \pm 0.44^\circ\text{C}$ であり、30分後は、それぞれ $-2.15 \pm 0.54^\circ\text{C}$, $-2.76 \pm 0.40^\circ\text{C}$ であった。

また、100kHz や 250kHz においても時間経過に伴う同様の温度低下がみられた。また腓腹部のみ冷却条件と腓腹部+膝窩部冷却条件の比較では腓腹部+膝窩部冷却条件の方に有意な低下が観察された。また2～3cmと3～4cmを比較した場合、表層部に位置する2～3cmで顕著な温度低下が認められた。

3. 考察

冷却に伴う腓腹部の皮膚温の変化を観察すると、非冷却条件における皮膚温は安静時から冷却

の30分間においてほぼ一定であった。一方、腓腹部のみ冷却条件や腓腹部+膝窩部冷却条件における腓腹部の皮膚温は30分間の冷却でそれぞれ $24.50 \pm 1.54^\circ\text{C}$ と $26.34 \pm 2.12^\circ\text{C}$ の低下がみられ、2種類の冷却条件で急速な温度低下が観察された。また、腓腹部+膝窩部冷却条件における腓腹部の皮膚温が腓腹部のみ冷却条件よりも有意な温度低下 ($p < 0.001$) がみられ、その背景には膝窩部に適用したアイスパックの温度が皮膚表面と内部の筋組織を介しての熱伝導、及び大血管内の血流による冷却が影響し腓腹部の皮膚温を低下させたものと考えられる。

本研究の目的は多周波インピーダンスを用いて筋内部の温度を非侵襲的に測定することである。この場合、皮膚直下の深度の決定にはV電極とI電極の電極配置を適切に配置することにより目的とする組織の電気的情報を測定することが可能である^{14, 15)}。つまりV-I電極間隔を接近させた場合には、電気的情報の採取範囲はV-I電極間隔に依存したV電極直下のV-I電極間隔相当の深度まで採取することとなる。従って今回はこの特性を用いて皮膚表面より2, 3及び4cm深部の情報を採取することを目的に末梢側のV-I電極間隔を2, 3及び4cmに設定した。

これまでに報告された侵襲的な実験報告では皮下脂肪から1cm深部における筋肉内温度が 7°C 低下するまでに必要な冷却時間が、皮下脂肪厚が0~10mmの場合で約8分、11~20mmで約23分であったと報告されているように、皮下脂肪は冷却速度や冷却効果に影響を与えることが明らかになっている^{8, 16)}。この様に脂肪層が厚い場合には表面からの冷却が伝わりにくいことや、これまでの本研究室で得られた研究から、厚い皮下脂肪層ではインピーダンスが高くなり結果的にデータの過大評価となるため、皮下脂肪が薄い運動部員を被験者とした。実際の冷却に伴うインピーダンスの経時的変化から非冷却条件におけるインピー

ダンスの経時的変化を観察すると、全てのV-I電極間隔及びいずれの周波数においても時間の経過とともにインピーダンスの緩やかな増加がみられた。このようなインピーダンスの増加が観察された背景には、測定に際し座位から伏臥位に姿勢を変化させたことにより、四肢に貯留した血液や体水分が体幹部へ移動するため電気抵抗が僅かに高くなったものと考えられる。従って、冷却中のインピーダンスの変化は、体位変換によって生じた変化量をさし引いた分が正味の温度低下によって変化した値となる。

両冷却条件においてV-I電極間隔が狭いほどインピーダンスは大きく、広いほど小さくなる傾向がみられた。多周波インピーダンス法ではV-I電極間隔に依存した範囲の情報を採取するため、V-I電極間隔が狭いほど表面から浅部の情報を採取することが知られている。電気抵抗は通電する際、組織の断面積が小さいほど抵抗値は高くなり、大きくなるほど抵抗値は低くなる。また、通電する組織によって電気抵抗は異なり、筋組織に比べ脂肪組織の電気抵抗は高いことが知られている。さらに、侵襲的な先行研究から冷却に伴う温度変化は浅部ほど大きく、深部ほど小さいことが報告されている^{6, 7, 8, 9, 10)}。従って、V-I電極間隔が狭いほど通電する組織の断面積は小さくなり、表層にある皮下脂肪や冷却に伴う温度変化の情報を強く反映するため、インピーダンスが大きくなると考えられる。今回はV-I電極間隔2cmにおいてインピーダンス及びインピーダンスの変化が最も大きく、3cm, 4cmとV-I電極間隔が広がるほど変化が小さかった。

次に各冷却条件における推定減少温度の経時的変化について検討を行った。今回は各V-I電極間隔において採取したインピーダンス情報を用いて皮膚表面から2cm, 3cm及び4cm深部までの3つの広域推定減少温度と、2~3cm及び3~4cm深部の2つの範囲における狭域推定減少温度につ

いて異なる解析方法で2種類の推定減少温度を算出した。

推定した広域推定減少温度を観察すると、腓腹部のみ冷却条件における30分後の減少温度は皮膚表面から2cm深部までの範囲において深度が深いほど温度変化は小さくなった。冷却効果は浅部ほど大きく、深部ほど小さいと報告されていることから、情報を採取する範囲が広がるほど広域推定減少温度の値は小さくなる。このように広域推定減少温度は電気抵抗が高い皮下脂肪の電気的情報のみならず、皮膚表面から各深度までの温度変化の平均であるため、深部筋肉層の実際の値よりも過大評価した値を示すものと考えられる。そこで、局所の限定した範囲における温度変化や表層の情報を排除した正確な筋肉内温度の変化を観察するために狭域推定減少温度を算出した。得られた狭域推定減少温度を観察すると、冷却に伴う温度低下は、冷却部位からの距離に依存し、皮膚や皮下脂肪は冷却効果が早く現れ、筋肉のような深部組織では緩やかな温度低下が起こるという先行研究の報告と同様の結果を示した^{6,7,8,9,10)}。また、腓腹部のみ冷却条件における皮膚表面から4cm深部までの広域推定減少温度は皮膚表面から3~4cm深部における狭域推定減少温度よりも温度の低下が大きかったことから、広域推定減少温度は皮下脂肪などの皮膚表面の情報を反映していることが示唆された。従って、多周波インピーダンス装置を用いた温度推定の際には狭域推定減少温度を用いることが望ましいと考えられる。しかし、先行研究では本実験より高い冷却効果がみられた。その背景にはニードル型の熱電対を用いて目的とする筋肉内の温度を直接測定していること、アイスバックの重量の違い、アイシングの時間、皮下脂肪厚など冷却効果に及ぼす条件が異なったためと考える。

また、今回の実験の限界として、ニードル型の熱電対を筋肉内部に刺入した際の妥当基準がない

ため、3つの周波数から得られた推定温度間での比較には至らなかった。しかし、局所冷却に中枢側の大動脈の冷却を加えることにより広域、狭域推定とも冷却効果を高めることが窺えた。従って、今後スポーツ現場におけるアイシングにおいて皮膚表面からの局所冷却に加え、中枢側の大動脈のある部位を同時に冷却することの重要性が明らかとなった。

4. まとめ

局所の冷却に加え、中枢側の大血管を冷やすことで冷却効果を高めることが窺え、今後実際のスポーツ現場でのアイシングに応用していくことが期待される。また、多周波インピーダンス装置を用いた非侵襲的な温度測定においては、既報の結果と一致しない結果もみられたため、今後更なる温度推定の検討が必要であると考えられる。

謝 辞

本研究に対して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心よりお礼申し上げます。また、実験に参加された被験者の皆様、本研究室の墨野倉大也氏にも深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) 山本利春, 吉永孝徳, 山本正嘉, 高橋正人. 筋のコンディショニングを目的としたアイシングの効果. 武道・スポーツ科学研究所年報, 1: 73-79 (1995)
- 2) 山根基, 笠原秀則, 佐々木誠. 持久的トレーニング後に行う活動筋冷却の影響. 体力科学, 53(3): 519-526 (2004)
- 3) Michael A.K., Review of physiological effects of cryotherapy., *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 5(2): 66-73 (1983)
- 4) 李虎城, 向井直樹, 秋本崇之, 河野一郎. 足関節捻挫に対するアイシングが筋反応時間および機能性パフォーマンスに及ぼす影響. 体力科学, 51(2): 175-184 (2002)

- 5) 久保啓太郎, 金久博昭, 神崎素樹, 村岡哲朗. 冷却, 温熱及びマッサージ刺激が筋・腱の力学的特性に及ぼす影響. *デサントスポーツ科学*, **25** (3): 33-41 (2004)
- 6) Merrick M.A., Knight K.L., Ingersoll C.D., Potteiger J.A., The effects of ice and compression wraps on intramuscular temperatures at various depths. *J. Athl. Train.*, **28** (3): 236-245(1993)
- 7) Jutte L.S., Merrick M.A., Ingersoll C.D., Edwards J.E., The relationship between intramuscular temperature, skin temperature, and adipose thickness during cryotherapy and rewarming. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **82** (6) : 845-850(2001)
- 8) Myrer W.J., Myrer K.A., Measom G.J., Fellingham G.W., Evers S.L., Muscle temperature is affected by overlying adipose when cryotherapy is administered. *J. Athl. Train.*, **36** (1) : 32-36(2001)
- 9) Merrick M.A., Jutte L.S., Smith M.E., Cold modalities with different thermodynamic properties produce different surface and intramuscular temperatures. *J. Athl. Train.*, **38** (1) : 28-33(2003)
- 10) Akgun K., Kopinar M.A., Kalkan M.T., Akarirmak U., Tuzun S., Tuzun F., Temperature changes in superficial and deep tissue layers with respect to time of cold gel pack application in dogs. *Yonsei. Med. J.*, **45** (4) : 711-718(2004)
- 11) 金井寛. 生体物性(2) -電気特性. *医用電子と生体工学*, **13** (5): 307-315(1975)
- 12) 金井寛. 生体電気インピーダンスとその臨床応用. *医用電子と生体工学*, **20** (3): 140-146(1982)
- 13) 小宮秀明, 星野友紀, 林達也. 多周波インピーダンス法による筋肉内部温度の推定-豚肉を用いた基礎的検討-. *臨床スポーツ医学*, **28** (1): 85-91(2011)
- 14) 渡辺完児, 増尾善久, 酒本勝之. 新電極配置による組織 bioelectrical impedance測定法の検討. *ボディ・コンポジションと代謝*, **7** (7): 27-30(2000)
- 15) 渡辺完児, 増尾善久. 豚肉を用いた BI法の基礎的研究. *日本運動生理誌*, **10** (2): 43-53(2003)
- 16) Otte J.W., Merrick M.A., Ingersoll C.D., Cordova M.L., Subcutaneous adipose tissue thickness alters cooling time during cryotherapy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **83** (11) : 1501-1505(2002)