

博士学位論文

下肢の局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び
心理反応に及ぼす影響

—圧利用のアパレル設計に向けた基礎研究—

文化学園大学大学院

生活環境学研究科被服環境学専攻

傳法谷 郁乃

2016 年 1 月

Thesis for the Degree of Doctor of Philosophy

**The Effect of Local Pressure to the Lower
Extremities on Muscle and Skin
Hemodynamics and Psychological Responses
of the Human Body**

—A Basic Study for the Design of Compression Garments—

Ayano DEMPOYA

Department of Clothing Environment
Graduate School of Life Environment Research
Bunka Gakuen University
Tokyo, Japan

January, 2016

PH. D. Thesis

The Effect of Local Pressure to the Lower Extremities
on Muscle and Skin Hemodynamics and Psychological
Responses of the Human Body
—A Basic Study for the Design of Compression Garments—

Ayano DEMPOYA

Department of Clothing Environment

Graduate School of Life Environment Research

Bunka Gakuen University

Supervised by Prof. Ph. D. Teruko TAMURA and Tomoko KOSHIBA

Abstract

Recently, compression garments, such as tights, stockings and supporters, have been popular in sports and in daily wear. It has been presumed that compression garments have positive effects on the human body. There has been much research about the effects of clothing pressure on the human body. However, it has not been clarified as to the relationship between the effect of local pressure to the lower extremities on the physiological responses, especially hemodynamics in the muscle, and the effect of the hydrostatic pressure by the change in the posture or the muscle pumping action by exercise.

In the present study, the effect of local pressure to the lower extremities with cuffs on the hemodynamics in the muscle and skin and psychological responses as well in the

supine position, in the standing position and during light exercise were examined in order to obtain data for designing compression garments, such as elastic stockings, tights and knee supporters for daily use, in sports and at night.

This thesis consists of the following seven chapters:

Chapter 1. Introduction.

The purpose and background literature for this study are outlined.

Chapter 2. The Effects of Local Pressure to the Lower Extremities on the Hemodynamics in Muscle and Skin and Psychological Responses in the Supine Position

The purpose of this study was to clarify the effect of local pressure to the lower extremities on the muscle oxygenation in the calf muscle, the skin blood flow and the skin temperature in the spine position for the design of compression garments. Five healthy women laid on a bed and had applied cuff pressure to their upper thighs, middle thighs, above the knees, knees, and legs at 10, 15, 20 mmHg respectively for 15 minutes or without cuff in the artificial climate chamber controlled at $29\pm0.5^{\circ}\text{C}$ and $50\pm5\%\text{R.H.}$ The calf hemoglobin concentration (oxygenated blood volume in tissue [OxyHb], deoxygenated blood volume in tissue [DeoxyHb], total blood volume in tissue [TotalHb] and Oxygen Saturation [StO₂]) skin blood flow and skin temperature on the leg and the toe as well as pressure sensation and swelling sensation were measured. The results are as follows:

OxyHb and StO₂ had little changed but DeoxyHb and TotalHb tended to decrease in the supine position without cuff pressure. On the other hand, DeoxyHb and TotalHb increased and StO₂ decreased with the local cuff pressure on the extremities that were significantly changed at 20mmHg. The increase in DeoxyHb was larger when applied to the knees and the upper thighs than applied above the knees. DeoxyHb significantly increased when applied to the knees and the upper thighs at 15 and 20 mmHg. The leg skin blood flow significantly decreased and the rise in the leg skin temperature was suppressed with the application of 15 and 20 mmHg cuff pressure. A swelling sensation was stronger with pressure to the knees than to the upper thighs. These results suggested that the pressure to the knees and the upper thighs should be of primary consideration for the design of clothes using pressure.

Chapter 3. The Effects of Local Pressure to the Lower Extremities on the Hemodynamics in Muscle and Skin and Psychological Responses in the Standing Position

The purpose of this study was to clarify the effect of local pressure to the lower extremities on the muscle oxygenation in the calf muscle, the skin blood flow and the skin temperature in the standing position, shifted from the lying to standing and after light exercise for the design of compression garments. Seven healthy women had cuff pressure applied to the thighs, knees and legs at 0 mmHg, 20 mmHg and 40 mmHg, respectively for 20 minutes in a standing position (Stand 1). They then completed a 20-minute stepping exercise, followed by 10 minutes in a standing position (Stand 2) under the same pressure conditions in the artificial climate chamber controlled at $27\pm0.5^{\circ}\text{C}$ and $50\pm5\%\text{R.H.}$ The calf muscle oxygenation, skin blood flow and skin temperature on the thigh, leg and toe as well as the pressure sensation and swelling sensation were measured. The results are as follows:

The increase of DeoxyHb and TotalHb and the decrease of OxyHb and StO₂ obtained in the change from the sitting to the standing position were considered due to the change in the hydrostatic pressure in the lower extremities. The change in the skin blood flow and skin temperature in the thigh and leg were lower and in the toe tended to rise. However, there were no significant differences in the local pressure conditions in Stand 1.

OxyHb, DeoxyHb and TotalHb increased with a shift from light exercise to a standing position after 10 minutes. StO₂ also decreased significantly, and it is thought that DeOxyHb, which decreased during exercise, shifted to venous blood retention like Stand 1 with the cessation of exercise. Skin blood flow recovered to the level of Stand 1; however, the leg and toe skin temperature still increased in Stand 2. Skin blood flow and skin temperature had no significant differences in the local pressure conditions in Stand 1. Concerning the effects of the intensity level of local pressure on calf muscle oxygenation, there were significant differences between 20 mmHg and 40 mmHg of pressure. Especially, DeoxyHb decreased and StO₂ increased significantly when applied to the knees and legs at 20 mmHg than 40 mmHg, and kept higher the skin blood flow and skin temperature. Focusing on the effects of the thigh pressure, the skin blood flow decreased as the pressure intensities increased. It suggested that the pressure to the

thighs had more influence on superficial blood flow than from deeper parts.

The pressure sensation and swelling sensation became significantly larger with increases of pressure intensity in both standing positions. The pressure sensation increased at 40 mmHg. These results show that 40 mmHg of pressure to the lower extremities caused negative physiological and psychological effects in the standing position. The pressure sensation in a standing position became more insensitive than in the supine position, and the pressure areas which caused a swelling sensation strongly tended to be different between in the standing and in the supine position, which suggested that this should be considered for the psychological comfortability in the design of compression garments.

Chapter 4. The Effects of Local Pressure to the Lower Extremities on the Hemodynamics in Muscle and Skin and Psychological Responses during Exercise

The purpose of this study was to clarify the effect of local pressure to the lower extremities on the muscle oxygenation in the calf muscle, the skin blood flow and the skin temperature and psychological responses during exercise for design compression garments. Focusing on a 20-minute stepping exercise in the experiment outlined in chapter 3, the calf muscle oxygenation, skin blood flow and skin temperature on the thigh, leg and toe as well as pressure sensation and swelling sensation were analyzed. The results are as follows:

OxyHb that decreased during the standing position recovered with exercise, and DeoxyHb and TotalHb recovered. This may be due to venous blood that was pooled in the lower limbs returning to the heart with the muscle pumping action, as a result StO₂ increased significantly. The more DeoxyHb increased and the more OxyHb decreased in Stand 1, the greater these muscle oxygenation levels changed. The skin blood flow on the thigh, leg and toe showed a significant increase and the skin temperature of the leg rose and of the thigh and toe were lower but there was little significant effect of the pressure intensity level in any measurement in exercise. These results suggested that the light exercise had shown the effect of offsetting the muscle oxygenation effectively by the muscle pumping action.

The pressure sensation significantly increased at more than 20 mmHg to the thighs and knees pressure and at more than 40 mmHg to the legs pressure. On the other hand,

the swelling sensation did not change significantly and showed a tendency to be the lower in the exercise than in the standing position. The decrease in swelling sensation occurred by promoting venous return and by the increase in StO₂ with the muscle pumping action.

Chapter 5. The Effects of Intensity Level of Local Pressure to the Knees on the Hemodynamics in Muscle and Skin and Psychological Responses.

The purpose of this study was to clarify the effect of the pressure intensity level to the lower extremities, focusing on the knees, on the muscle oxygenation in the calf muscle, the skin blood flow and the skin temperature and psychological responses in a standing position and during exercise. Eight healthy women had cuff pressure applied to their knees at 0 mmHg, 10 mmHg, 20 mmHg, 30 mmHg and 40 mmHg in the same experimental protocol as outlined in chapter 3 and 4. The results are as follows:

Concerning the effects of local pressure intensity level on the knee on the medial gastrocnemius muscle oxygenation in the standing position, DeoxyHb increased, and StO₂ decreased significantly with the pressure intensity increased. 40 mmHg pressure effected on the muscle oxygenation greater, but 10 mmHg or 20 mmHg pressure had little effect. These differences were greater than when 15 mmHg of pressure was applied to the knee in the supine position. The results suggested that the pressure levels of the compression garments should be different for night (lying) and for daily use (standing).

Both the skin blood flow in the toe and the skin temperature in the thigh decreased significantly at more than 20 mmHg which was lower than the 40 mmHg obtained in muscle oxygenation due to the difference of depth from the skin surface.

The pressure sensation increased significantly with pressure intensity, and the swelling sensation showed a tendency to be the lowest of all intensity levels, at 10 mmHg. In order to design compression garments for the lower extremities, high pressure more than 40 mmHg to the knees caused muscle oxygenation disorders, and at more than 20 mmHg of pressure negatively affected skin blood flow and skin temperature and caused a discomforting sensation. A low pressure of 10 mmHg to the knees can contribute to the comfort sensation without causing swelling.

Chapter 6. The Consideration of Present Issues for the Design of Clothing Pressure of Commercially Available Compression Garments

In order to clarify the present issues concerning the clothing pressure of the commercially available compression garments, clothing pressure of 25 compression garments were measured by soft body mannequin. The results are as follows:

Concerning clothing pressure of leggings, stocking and tights, clothing pressure to the thigh, knee and leg had 10, 15, 15 to 25 hPa, respectively, which means the design of the leg pressure was of different intensity level depending on each of the items. It was observed that a medical compression garment had low pressure design and casual compression garment had higher pressure design than for medical uses. In the leggings for casual use and sports, there was a garment which applied more than 20 hPa pressure to the thigh. The clothing pressure of the stirrup leggings for night sleeping was designed to be lower than 20 hPa. It was shown that the compression garments for lying were designed for lower pressure intensities than our results that showed 15 to 20 mmHg (20 to 26.7 hPa) of pressure which had effects on hemodynamics in the muscle and skin and psychological responses in the supine position. Casual socks had lower than 25 hPa, and soccer socks had around 30 hPa to the legs which was the same or stronger than leggings. The knee supporter applied 25 hPa to the knees. The pressure sensation around the knees tended to be little but some commercial supporters with Velcro tapes force wearers to adjust the pressure intensities themselves, which means that wearers must decide the pressure intensities subjectively, and physiological and psychological effects of the pressure would thus occur.

Chapter 7. Summary

In this chapter, the results obtained in this study are condensed and issues to be considered more completely in the future are discussed.

目次

第 1 章 序論

1.1 緒言	- 1 -
1.2 本研究の文献的背景.....	- 3 -
1.2.1 下肢の圧利用アパレルの着用目的	- 3 -
1.2.2 衣服圧測定	- 5 -
1.2.3 衣服圧と人体生理・心理反応	- 7 -
1.2.4 姿勢変化による人体への生理学的影響.....	- 9 -
1.2.5 近赤外分光法による筋血流動態	- 10 -
1.3 本論文の構成	- 11 -
引用・参考文献	- 13 -

第 2 章 仰臥位における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

2.1 緒言	- 19 -
2.2 方法	- 19 -
2.2.1 被験者	- 19 -
2.2.2 圧迫条件.....	- 20 -
2.2.3 測定項目及び測定方法.....	- 20 -
① 筋血流動態測定	- 20 -
② 皮膚血流量及び皮膚温測定	- 21 -
③ 官能評価	- 22 -
2.2.4 実験手順.....	- 22 -
2.2.5 解析方法.....	- 23 -
2.3 結果	- 23 -

2.3.1	筋血流動態	- 23 -
2.3.2	皮膚血流量及び皮膚温.....	- 32 -
2.3.3	官能評価.....	- 38 -
2.4	考察	- 41 -
2.4.1	仰臥位における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態に及ぼす影響 ...	- 41 -
2.4.2	仰臥位における下肢への局所圧迫が心理反応に及ぼす影響	- 43 -
2.5	要約	- 45 -
	引用・参考文献	- 46 -

第3章 立位時における下肢の部位別圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

3.1	緒言	- 48 -
3.2	方法	- 49 -
3.2.1	被験者	- 49 -
3.2.2	圧迫条件.....	- 50 -
3.2.3	測定項目及び測定方法.....	- 50 -
①	筋血流動態測定	- 50 -
②	皮膚血流量及び皮膚温測定	- 50 -
③	官能評価	- 51 -
3.2.4	実験手順.....	- 51 -
3.2.5	解析方法.....	- 52 -
3.3	結果	- 53 -
3.3.1	立位1における筋・皮膚血流動態及び心理反応への影響.....	- 53 -
①	筋血流動態.....	- 53 -
②	皮膚血流量及び皮膚温.....	- 55 -
③	官能評価.....	- 58 -

3.3.2 立位 2 における筋・皮膚血流動態及び心理反応へ影響	- 62 -
① 筋血流動態	- 62 -
② 皮膚血流量及び皮膚温	- 67 -
③ 官能評価	- 70 -
3.4 考察	- 73 -
3.4.1 立位 1 における筋・皮膚血流動態及び心理反応へ影響	- 74 -
① 体位変換による静水圧の影響	- 74 -
② 圧迫強度・圧迫部位の影響	- 75 -
3.4.2 立位 2 における筋・皮膚血流動態及び心理反応へ影響	- 76 -
① 運動後の立位姿勢保持への影響	- 76 -
② 圧迫強度・圧迫部位の影響	- 77 -
3.5 要約	- 78 -
引用・参考文献	- 80 -

第 4 章 軽運動時における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

4.1 緒言	- 83 -
4.2 実験方法	- 83 -
4.3 結果	- 84 -
4.3.1 筋血流動態	- 84 -
4.3.2 皮膚血流量及び皮膚温	- 87 -
4.3.3 官能評価	- 90 -
4.4 考察	- 94 -
4.4.1 運動による筋ポンプ作用の影響	- 94 -
4.4.2 圧迫強度・圧迫部位の影響	- 95 -
4.5 要約	- 96 -

引用・参考文献.....	- 97 -
--------------	--------

第 5 章 膝への圧迫強度が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

5.1 緒言	- 99 -
5.2 実験方法	- 100 -
5.2.1 被験者	- 100 -
5.2.2 圧迫条件.....	- 100 -
5.2.3 測定項目及び測定方法.....	- 101 -
5.3 結果	- 102 -
5.3.1 膝への圧迫強度が筋・皮膚血流動態に及ぼす影響	- 102 -
5.3.2 膝への圧迫強度が心理反応に及ぼす影響	- 107 -
5.3.3 姿勢・運動に伴う筋血流動態及び心理反応	- 112 -
5.4 考察	- 117 -
5.5 要約	- 118 -
引用・参考文献.....	- 120 -

第 6 章 市販アパレルの圧力設計の現状と課題

6.1 緒言	- 122 -
6.2 実験方法	- 122 -
6.2.1 ソフトボディマネキン.....	- 122 -
6.2.2 実験着	- 124 -
6.2.3 測定方法.....	- 126 -
6.2.4 解析方法.....	- 127 -
6.3 結果	- 128 -
6.3.1 アイテム別衣服圧.....	- 128 -

6.3.2 部位別・用途別衣服圧.....	- 133 -
6.4 考察	- 135 -
6.4.1 圧利用アパレルの現状.....	- 135 -
6.4.2 圧利用アパレルの今後の課題.....	- 136 -
6.5 要約	- 137 -
引用・参考文献.....	- 139 -

第 7 章 総括

謝辞

第1章 序論

1.1 緒言

近年、弾性ストッキングやタイツなど、衣服着用によって身体と衣服との間に生じる圧力（衣服圧）を利用し、身体機能の向上を謳ったアパレル製品（以下、圧利用アパレルと略す）が市場に出回り、注目されている。このような圧利用アパレルの着用目的は、下肢静脈瘤や静脈血栓症などの疾患予防や治療をはじめ、健常者においても、血流促進、疲労やむくみの軽減、運動効果の向上や筋活動の低減、振動抑制、自律神経系への影響など、生理・心理的な健康志向が伺われる。

2003年5月、日本では、高齢化や生活習慣病の増加に伴い、国民の健康づくり・疾病予防をさらに積極的に推進するため、医療制度改革の一環として「健康増進法」が施行された（厚生労働省 2003）。先駆けて、国民の健康づくり運動として開始された「健康日本 21」では、国民の健康増進を推進するための基本的な方向や目標に関する事項等を定めている（健康日本 21 企画検討会、健康日本 21 計画策定検討会 2000）。2007年の東京マラソンにおけるマラソンブーム（清水 2015）や、生活習慣病や肥満予防や改善の意識が高まっている。年々運動習慣のある者は増加し、週1回以上運動している者は約10年間で9%増加し、年々増加傾向を辿っている（文部科学省 2015）。2011年にはスポーツ基本法が施行され、2012年3月、文部科学省は「スポーツ基本計画」を策定し、「スポーツを通じてすべての人々が幸福で豊かな生活を営むことができる社会」の創出を目指し、今後10年間の基本方針と5年間に実施する施策を示しており（文部科学省 2013）、今後も日常的な運動習慣の促進からスポーツ鍛錬者のサポートまで、様々な活動が今後もなされていくものと考えられ、衣環境分野においても、スポーツウェアに関する研究開発の発展、市場の拡大が期待される。

また、下肢用の圧利用アパレルは、むくみ対策や下肢静脈瘤治療として雑誌やネットで紹介されるなど、女性にも広く認知されるようになり、用途は、普段用や運動用だけではなく、睡眠時に着用する製品も販売されている。2013年3月に行われたアンケート調査によると、女性の9割以上が脚足部に何らかの悩みを抱えており、その内、31.3%が脚部の疲れやすさ、約45～55%が脚足部のむくみややすさを悩みとして挙げており（日経ウーマンオンライン 2013）、今後も圧利用アパレルに対する女性のニーズは、高まることが予想される。女性の下肢への圧迫が及ぼす生体への影響について明らかにすることは、今後の圧利用アパレル開発の発展に貢献するものと考ええる。

現在、圧利用アパレルは、オンラインストアや薬局などで容易に購入することができ、

誰もが手に取りやすい製品である。しかし独立行政法人国民生活センターに寄せられた圧利用アパレルに対する苦情件数は、2005年度以降からの約5年の間に年々増加し、その商品全体の約70%が下肢を圧迫するアパレル製品であったことが報告されている（独立行政法人国民生活センター 2011）。また、消費者の中には圧利用アパレルの着用によって腓骨神経麻痺や皮膚障害、体調不良を訴える消費者が存在した。

このような実状の中、衣服圧研究会では、衣服圧の評価技術及び評価基準の確立を図る目的で、衣服圧に関する様々な検討がなされた。商品群別に問題点の抽出を行い、衣服圧に関するデータの蓄積がなされ、衣服圧研究会として、衣服圧の表示単位・衣服圧測定用のボディ及び測定装置の統一化などを提言している（衣服圧研究会 2007）。これにより、研究機関や企業での衣服圧に対する共通理解・共通認識が促され、その後の、圧利用アパレル製品の提供において、消費者の信頼性向上に貢献している。しかしながら、衣服圧が生体に及ぼす影響やアパレルへの応用に関する研究については今後の課題とされ、未だ圧利用アパレルに関して十分な知見が得られていない。衣服圧に関する研究は、圧迫部位・圧迫強度・測定項目・測定姿勢などの条件が様々であり、研究者や製品開発者はある目的を達成するためにそれぞれ任意に条件を選択して検討を行っているケースが多くみられる。そのため、衣服圧に関して十分な基礎データの収集には至っておらず、未だに衣服圧設計のための指標が存在しないのが現状である。

ところで、スポーツ・医科学分野では非侵襲で深部の血液動態を把握する手法として、近赤外分光法（Near infrared spectroscopy : NIRS）を指標とした研究が進められている（Bringard et al. 2006; 光川ら 2009; 永澤ら 2011）。NIRS は、筋組織の酸素の供給と消費のバランスを反映し、運動中の骨格筋代謝測定に適していると言われており（McCully et al. 2000）、近年、市販圧利用アパレルの着用効果を評価する研究に用いられている。

これまで、局所的に身体を圧迫した時の生理・心理反応を捉えるためには、血圧計用カフや帯締めなどが用いられ、心拍数（Watanuki et al. 1994）、皮膚血流量（川ら 1995）、圧迫感（中橋ら 2000; 石丸ら 2010）など様々な指標で検討がなされてきたが、下肢への局所圧迫が下肢筋血流動態に与える影響はいまだ明らかではない。

以上より、圧利用アパレルの設計を行うためには、衣服圧が生体に及ぼす影響を詳細に明らかにする必要がある。局所圧迫が下肢筋血流動態へ及ぼす影響について、新たに NIRS による筋血流動態を指標として明らかにしようと試みた。特に、静水圧の影響の有無、及び運動による筋ポンプ作用の影響を切り分けて捉えるため、本研究では圧迫面積を統一し、圧迫部位及び圧迫強度の影響に着目した。まず、静水圧の影響を排除し、仰臥位における下肢への部位別圧迫の影響を明らかにし、次いで、立位時及び軽運動時について大腿・膝・

下腿への圧迫の影響について比較検討を行う。そして、実際の市販圧利用アパレルの衣服圧を測定することで、局所圧迫部位・強度と既製品の衣服圧との相互関係について考察し、今後の衣料品設計に資するものとしてほしい。

1.2 本研究の文献的背景

近年、圧利用アパレルは、下肢静脈障害のための予防・治療用に限らず、スポーツ用や普段用、睡眠時に着用するものなど、様々な用途で販売されている。1940年代以降、衣服圧が人体に及ぼす弊害について研究がされてきたが、近代化に伴い、ナイロンやポリウレタンなどの合成繊維を含むストレッチ性の高い布地が普及し、圧を身体へ加えることで、運動機能向上や、むくみ・疲労軽減など、機能性が付加された圧利用アパレルの効果が注目されるようになった（平井ら 2005; 西脇 2013）。しかし、圧迫部位や強度、面積、着用場面などの要因で衣服圧の効果は異なり、特に衣服圧が生理・心理反応に及ぼす影響について、圧設計のための十分なデータの蓄積には至っていない。現在の圧利用アパレルは、用途に適する身体機能向上に焦点を当てた設計が求められるが、姿勢や運動時の生理・心理反応と衣服圧が身体へ及ぼす影響との関係性は未だ明らかではない。

本章では、まず、下肢の圧利用アパレルの着用目的を記述し、衣服圧測定の基礎的な知見を述べ、衣服圧が生理・心理反応に及ぼす影響に関する研究を整理した。姿勢・運動時の循環系に関する基礎知識及び関連する研究をまとめ、本研究の測定指標に使用した、筋血流動態に関する研究について記述した。

1.2.1 下肢の圧利用アパレルの着用目的

現在の下肢を圧迫するアパレル製品は、元々、下肢静脈やリンパ液の還流を良くするため、古くから発展してきたものとされている。17世紀、足首から大腿部に向けて圧迫強度が低くなる段階的圧迫法（**graduated compression**）が取り入れられ、血液を心臓方向へ流れやすくする工夫がなされ、19世紀には、綿や絹をゴムに混ぜ、20世紀には合成繊維の登場により、ナイロンやポリエステル、ポリウレタンなどで作られた弾性ストッキングが登場し、現代においても下肢静脈疾患の予防や治療に取り入れられている（平井ら 2010）。

現在、医療用弾性ストッキングは、深部静脈血栓後遺症や下肢静脈瘤などの慢性静脈不全症の治療、肺塞栓症の予防、リンパ浮腫の治療に用いられている。弾性ストッキングの圧迫効果によって、静脈還流量の改善及び、筋ポンプ作用を増強し、微小循環の改善によって浮腫を軽減させると考えられている（平井ら 2010）。弾性ストッキングの圧迫強度は、深部静脈血栓症の予防では 16~20 mmHg (21.3 ~26.7 hPa)、深部静脈血栓症の治療では

20 mmHg (26.7 hPa) 以上, リンパ浮腫の治療では 50 mmHg (66.7 hPa) 程度など, ある一定以上の圧迫が有用であるとされている (平井ら 2005).

また, 近年, 運動時の医療用弾性ストッキング着用効果も期待されている. 段階的弾性ストッキング着用による仰臥位保持では, ストッキングの圧迫強度の増加により, 下肢静脈の伸展性 (コンプライアンス) は上昇し, 静脈還流の亢進を示唆している (早田ら 2006). しかしながら, 運動中の心拍数に弾性ストッキングの着用の有無で有意な差は認められず (Berry et al. 1990), 健康な成人男性の歩行においても, 心拍数, 主観的運動強度, 腓腹筋及びヒラメ筋の筋電位に有意差は認められなかったと述べられている (光川ら 2009). 換気性作業閾値 (Ventilatory Threshold : VT) の 80 % と 120 % の自転車運動においては, 高強度な VT 120% によって換気量及び酸素摂取量の亢進が認められる報告 (村瀬ら 2010) や, 最大酸素摂取量 ($\dot{V}O_2\text{max}$) 20, 40, 60 % の定常負荷運動及び 20~60 % の漸増漸減負荷自転車運動では, 中等度な $\dot{V}O_2\text{max}$ 60 % の定常負荷運動で心拍数を減少させるなど, 様々な報告があるが, 一様な見解には至っておらず, 今後も更なる検討が必要である.

さらに, 医療用弾性ストッキングより弱い圧を設定することで, 健康な人に向けて, 日常のむくみ防止や疲れ改善, 体型補正を意図とする圧利用アパレルが薬局や衣料品売り場, 通信販売などで販売されている. これらアパレル製品の圧は, 「着圧」や「サポート」などという言葉で表現され, 消費者に馴染みのあるアパレル製品の 1 つとなっている.

三野ら (2012) によるウェブアンケート調査によると, 1425 名の女性を対象にアンケートを行った結果, 下半身のむくみが気になる人は 79.3% で, そのうち 8 割以上が脹脛部のむくみを気にしており, その内の約半数が着圧ハイソックスを購入し, むくみや疲れ対策が圧利用アパレルの購入目的となっていることが報告されている. また, 2013 年 3 月に行われた日経ヘルスによる調査 (2013) によると, 女性 410 名に対し, 女性の 9 割以上が脚足部に何らかの悩みを抱えており, その内, 31.3% が脚部の疲れやすさ, 約 45~55% が脚足部のむくみややすさを悩みとして挙げている. また, 回答者の 1 日の座位時間は平均 7.6 時間と, 職場での同じ姿勢が下肢の疲労やむくみ増加の要因と考えられる. このように, 下肢のむくみや疲労は, 日常生活で生じる現代女性の代表的な身体への悩みの一つと言える. さらに下肢の圧利用アパレルは, 雑誌やネットで紹介され, 女性にも広く認知されるようになり, 普段用や運動用だけではなく, 睡眠時に着用する製品も販売されている. 最近では, 色や柄などのデザイン性を取り入れた製品も見られるようになり, 今後も圧利用アパレルに対する女性のニーズは高まることが予想される.

1.2.2 衣服圧測定

衣服着用時に人体と衣服との間に生じる接触圧を衣服圧（被服圧）と呼ぶ。衣服圧は、衣服重量に依存する圧、周囲から締め付けることにより発生するフープテンションによる圧、運動に伴い発生する圧が衣服圧の発生要因と考えられている（田村 1985）。圧を利用した下衣を着用した場合、主として布地の伸長特性を利用したフープテンションにより衣服圧が生じ、運動に伴ってその圧に変化が生じる。また衣服圧の発生要因には、衣服の伸長特性や摩擦抵抗、人体の皮下脂肪厚や皮膚弾性など、衣服と人体双方の変化が複雑に絡み合い、人々の動きやすさや着心地を左右する（田村 2000）。例えば、過度にきつく伸びにくい素材の衣服は、高い衣服圧を発生させ、皮下脂肪層を圧縮し、生理反応に影響を及ぼし、きつさや不快感を生じさせる。30 mmHg (40.0 hPa) 以上の衣服圧が下肢に加わった場合にうっ血状態を招き、血流障害を招くとの報告があり、人体の生理機能や運動機能に影響を及ぼす場合もある（田村ら 2004）。その一方で、適度な衣服圧が皮下脂肪の振動抑制や運動時のブレ抑制に有用であると言われており、衣服圧の功罪を認識した上で適切に取扱う必要がある。

現在、衣服圧を表す単位には hPa が用いられている。SI 単位では、圧力や血圧を表す単位に Pa や kPa が示されているが、以前に行なわれた研究手法や測定方法では、mmHg や gf/cm² がよく用いられており、衣服圧の単位表記に統一がなされていなかった。また、医療分野においては、欧米での衣服圧表記が mmHg であることや、日本における弾性ストッキングの衣服圧を mmHg で表し、臨床応用してきたため、現在のところは、mmHg と hPa の併記が良いとされている（平井ら 2010）。表記する単位の違いは、消費者への衣服圧に対する共通認識や理解を妨げ、不適切な衣類の選択・着用による生体への悪影響を引き起こす恐れがある。本論文では、実施した研究手法の都合により、衣服圧については mmHg 表記を基本とする。1 mmHg = 1.33 hPa = 1.36 gf/cm² であることを理解しておく必要がある。

実際、2005 年度以降からの約 5 年間、年々身体を圧迫する衣服に関する苦情件数が増え、その商品全体の約 70 % が下肢を圧迫する衣服であったことが報告されている（国民生活センター 2010）。これらは身体へ密着する衣服であるため、試着することは難しい。オンラインストアや薬局での購入時は、パッケージに記載された衣服圧値や脚足部の周径長、また S, M, L といった表記がサイズ選択の目安となる。しかしながら、研究機関や企業間での衣服圧の基準が異なり、圧力表示方法や衣服圧測定方法の統一化がなされておらず、消費者の中には衣服着用によって腓骨神経麻痺や皮膚障害、体調不良を訴える消費者も存在し、消費者への衣服圧に関する理解、適正なサイズの選択などの注意喚起が促された（国

民生活センター 2010)。

2005 年から衣服圧研究会では、衣服圧の評価技術及び評価基準の確立を図る目的で、衣服圧に関する検討がなされた。商品群別に問題点の抽出を行い、衣服圧に関するデータの蓄積がなされ、衣服圧研究会として、衣服圧の表示単位を hPa に統一すること、衣服圧測定用のボディや測定装置の統一化などが提言された(衣服圧研究会 2007)。また同年、NPO 法人日本着圧協会が設立され、hPa を着圧指数として衣服圧の測定や勉強会等を行っている(NPO 法人日本着圧協会 2007)。このような研究活動は、研究機関や企業での衣服圧に対する共通理解・共通認識を促し、その後の圧を利用した衣料品提供において、消費者の信頼性向上に貢献している。

Table 1-1 に衣服圧測定方法の特徴と欠点について示す。衣服圧の測定方法については、直接身体と衣服との間にセンサを挿入して測定する直接法と、布地の張力 F_1 , F_2 と測定部位の曲率半径 r_1 , r_2 から、式 (1-1) により算出する間接法がある。これは、Kirk ら (1966) の式より、

$$P = F_1 / r_1 + F_2 / r_2 \quad \dots (1-1)$$

と表され、 P は衣服圧 (gf/cm^2)、 F_1 , F_2 は布地のたてとよこ方向の単位幅当たりの引張荷重 (gf/cm)、 r_1 , r_2 は布のたてとよこ方向の曲率半径 (cm) で求めることができる。

Table 1-1 Methods of clothing pressure measurement.

測定方法	特徴	欠点
直接法	扁平ゴム球法 受圧部: 扁平なゴム球 圧力計を用いて衣服圧を読み取る。簡便法。	接触面積が圧強度によって変わる。 圧不可と出力値が比例関係にならない。 動作時の計測は困難。
	半導体ひずみゲージ法 受圧部: 半導体ひずみセンサ, ひずみゲージ圧力センサ 動作時の計測が容易。	圧力センサを直接測定部位に挿入する。 人体の硬さ, 曲率半径, 素材の曲げ剛性, 伸長特性により測定値が変わる。
	空気バッグ法 受圧部: 0.5 ml 前後の空気を封入したポリエチレンバッグ 連結した半導体センサで圧力を読み取る。 動作時の計測が可能。	測定部によりバッグの形や大きさが変わる。 水バッグ法より応答速度が遅く分解能が低い。
	水バッグ法 受圧部: 0.1 ml の水を封入したポリエチレンバッグ 連結した半導体センサで圧力を読み取る。 呼吸や運動時の計測が可能。	受圧部と半導体圧力センサとの 高さをそろえる必要がある。
	圧電フィルムセンサ 受圧部: 厚さ 0.1 mm 以下のプラスチックフィルム状圧電素子 圧力が加わると電気抵抗が変化する。 衣服下への挿入も容易。動作時や寝床時で利用される。	人体の硬さ, 曲率半径, 素材の曲げ剛性, 伸長特性により測定値が変わる。
間接法	布の張力と体表面の曲率とから (1-1) 式で求める。	人体の曲率半径の確定が困難。 動作時の計測が困難。
その他	人体表面形状や被服素材特性を数式化し、コンピュータを用いたシミュレーションモデルから衣服着用時の衣服圧分布を予測する。	

(日本家政学会被服衛生学部会, アパレルと健康—基礎から進化する衣服まで—, 井上書院, 2012, p.74 より作成)

また最近では、シミュレーション解析により衣服圧を求める手法の検討（石丸ら 2009; 2011）も進められている。直接法では、衣服圧を測定するためのセンサを挿入するため、厳密には正確な値とは言い難いが、簡便で多点を同時に、経時的に測定することが可能である。間接法では、経時的な変化を測定することは困難であるが、布地の伸長特性に伴う衣服圧の変化などを求める際に使用される方法である（日本家政学会被服衛生学部会 2012）。

衣服圧測定は、これまで実際の人を対象として着用実験が行われる場合が多いが、被験者の負担や個人差による測定値のばらつきが生じることは避けられない。そこで定量的な測定として、筒状モデルや（辻□ら 2007）、ハードボディマネキンを用いた測定、近年では人体の柔らかさを再現したソフトボディマネキンの開発が進み、このような人体の形状に近いモデルに圧利用アパレルを着用させ、衣服圧を定量的に測定するケースも見られるようになった。Ito et al. (1998) は、パンティストッキングの衣服圧測定において、ポリウレタンフォームとポリエステル繊維の軟体面を付与した下半身マネキン表面での測定値は、大腿部、下腿部、足首部の衣服圧人体実測値と一致することを報告している。Winnie YU et al. (2004) は、骨格・2種の軟組織、皮膚それぞれを再現した腹部から膝までのソフトボディマネキンを作成し、ショーツガードルの衣服圧を測定した結果、人体測定値と相関性の高い結果が（ $R = 0.71 \sim 0.94$ ）得られた。また、田村ら（2010）は、実測した成人女性 20 名の皮下脂肪分布及び皮膚表面圧縮特性のデータを基に、油分をコントロールしたシリコン・ポリスチレンフォーム・ビニール等の材料を用い、腹部から足首部までの下半身の柔軟構造を模擬し、かつ股関節と膝関節が可動する、骨格・筋内蔵可動型ソフトボディマネキンを開発した。このソフトボディマネキンによる衣服圧測定値は、人体測定値と高い相関性（ $R = 0.72$ ）の衣服圧値を得られることが報告されており、圧利用アパレルの衣服圧評価に有用である。

1.2.3 衣服圧と人体生理・心理反応

1940 年代以降、帯圧や靴下どめ、ガードルなど、体幹部や四肢部を圧迫する衣服に関して（川生 1943; 堀ら 1958; 渡辺ら 1969）、衣服圧が人体の生理・心理反応に及ぼす影響について検討がなされてきた。

体幹部への衣服圧に関する研究について、川生（1943）は、帯圧による圧迫では衛生学的許容限界は 29.3 mmHg (39 hPa) で、内臓の位置や形状が変化し、生理機能や疲労度に影響を及ぼすと報告している。また、体幹部 9.8 mmHg (13 hPa) の圧によって内臓変形、肺活量減少、換気能力低下などの影響をもたらす（渡辺ら 1976）など、生体へ悪影響

となる圧の限界値について報告されている。また、その他の生理反応への影響については、腹部圧迫による皮膚血流量及び皮膚温の低下、呼吸量の減少、胸部呼吸負担の増加や呼吸数の増加（米田ら 1991; 三野ら 1998; Maruta et al. 1988）などが報告されている。ガードル着用に関しては、下腿の圧迫により末梢血流量の低下や消化時間の抑制、鼠蹊部圧による足趾皮膚血流量の減少、心拍数の変化を引き起こし（大野ら 1974; 高須ら 2001; 田中ら 1999）、ウエストベルトなどの腹部への圧刺激は、唾液分泌量の減少や脳覚醒度及び活動状況の低下（三野ら 1998; Horiba et al. 2000）などが報告されている。また、ブラジャーによる胸部圧迫については、強圧は自律神経に影響を与え、胸部呼吸分担率を増加させ、胸部の振動防止を効果するなど（Miyatsuji et al. 2002; 大田ら 1988）、各種圧利用アパレルの着用効果に関する研究が多い。体幹部における圧感覚に関する研究では、ボディースーツやカフ、ウエストベルト、帯締め（岡部ら 1991; 三野ら 1997; 石丸ら 2012）、など様々な手法で衣服圧と圧迫感について検討がなされてきた。

四肢部への衣服圧に関する研究について、強い衣服圧のストッキングを着用した長時間立位作業者はむくみによる下腿部周径寸法が少ない（Morooka et al. 1995）、サポートストッキング着用による脚部の圧迫が下腿うっ滞及び表在静脈逆流の減少に有用であり初期静脈瘤治療に効果的、ストッキングの圧による下肢静脈瘤治療時の血栓形成防止効果（平井ら 1995）、サポートストッキングによる下肢のむくみ防止効果（Morooka et al. 1995）など、体幹部と同様に、四肢部に関しても圧利用アパレルの効果に関する研究が多くみられる。

圧利用アパレル設計の基礎となる局所圧迫の影響に関する研究では、「ややきつい」と感じる 40 mmHg (53.3 hPa) の下肢圧迫が立位姿勢で上肢の血流量を増加させ、心拍数を減少させる（平田ら 1987）、脚各部の圧迫が強いほど脚部末梢部の皮膚血流量及び皮膚温を低下させ、筋活動の負担を増加させる（綿貫ら 1987a）、カフにより脚各部を圧迫した時の末梢皮膚血流量が衣服圧に比例して減少し、20 mmHg (26.7 hPa) で有意に減少する（川ら 1995）など、皮膚血流量及び皮膚温、筋活動について検討がなされてきている。

圧迫感に関する研究では、渡辺ら（1980）は、ストレッチ編布の衣服圧と圧感覚との関係について上腕への圧迫の影響について報告している。カフを用いた大腿部及び下腿部の圧迫感について綿貫ら（1986）は、大きい圧に対する感受性は大腿部の方が下腿部より高いと考えられるとし、与圧服による下肢圧迫時の圧迫感について、「ややきつい」圧迫感は、下腿部・大腿部いずれも約 10 mmHg (13.3 hPa) で、「きつい」と感じるのは下腿部で約 30 mmHg (40.0 hPa)、大腿部で約 25 mmHg (33.3 hPa)、「かなりきつい」のは、下腿部で約 48 mmHg (64.0 hPa)、大腿部で約 42 mmHg (56.0 hPa) と報告している（綿貫ら

1987b). 平田ら (1987) は, 仰臥位及び立位時における足首・下腿・大腿それぞれ圧迫した時の圧迫感は大腿>下腿>足首の順に強くなり, いずれも立位と比較して仰臥位時の方が強くなることを示している. パンティーストッキング着用時に, 「きつい」と感じるのは, 大腿部 7.4 mmHg (9.8 hPa), 下腿部 9.6 mmHg (12.7 hPa), 足首部 11.1 mmHg (14.7 hPa), 「ちょうどいい」と感じる衣服圧は, 大腿部 3.7 mmHg (4.9 hPa), 下腿部 5.2 mmHg (6.9 hPa), 足首部 7.4 mmHg (9.8 hPa) であり (伊藤ら 1994), パンティーストッキングと比較してタイツ着用時の方が快適な衣服圧が弱くなり, タイツ着用時の快適衣服圧は, 大腿部で 2.6 mmHg (3.5 hPa), 下腿部で 3.7 mmHg (4.9 hPa) であることなど (山田ら 2001), さまざま検討がなされている. しかし, 姿勢変化や運動に伴う筋血流動態と衣服圧との関係性については, 十分検討がなされておらず, また, 局所圧迫に関する研究では, 膝周辺部に着目した研究が殆ど見当たらない. 膝部への局所圧迫については, 変形性膝関節症患者の症状緩和やバランス安定性評価に関する研究 (Steven et al. 2004; Hassan et al. 2002; Chuang et al. 2007) や, 座位から立位時の筋電位や歩容変動 (Abe et al. 2010), ジャンプストップ時の地面反力や動作解析 (早田ら 2014) など, 膝サポーターの着用効果に関しては生体力学的な検討がなされてきているが, 生理・心理反応に及ぼす影響についてはいまだ十分に明らかではない.

1.2.4 姿勢変化による人体への生理学的影響

人々は日常生活において, 睡眠, 座位や立位の姿勢保持などの静的活動, 歩行や運動などの動的活動を繰り返し行っている (森田ら 2012). 姿勢の変化に伴い, 人々の身体は静水圧の影響を受ける. 静水圧 (hydrostatic pressure) とは, 静止している水中において働く圧力であり, 水中の一点に作用する圧力は, 方向によらず同じ大きさで, その大きさは水の密度・重力加速度・深さの積に等しいとされており, 式 (1-2) で表される.

$$p = \rho gh \quad \dots (1-2)$$

ここで, p は静水圧, ρ は密度, g は重力加速度, h は深さである. 人体は血液やリンパ液などの体液を有しており, 静水圧の影響を受けやすい. 血液の比重 ρ は 1.05~1.06, 重力加速度 g は約 9.8 m/s² で一定であると考ええると, 人体への静水圧の影響は, 深さ h , つまり心臓を 0 地点とした時の各所高さ関係に依存する. 特に, 静水圧による静脈系の変化は, 血管内圧の変化に伴って末梢血管血液量, 中心循環, 脳循環に大きく影響し, 仰臥位から立位時へ移行した場合, 心臓位を基準 0 mmHg とすると, 足部静脈の血管内圧は 90

mmHg に上昇する。静水圧によって末梢部へ血液は移行するため、血圧の上昇、血管壁圧の増加により、血管壁は伸展される（松川 2011）。静脈壁の伸展性（コンプライアンス）は、動脈と比較して 8～10 倍大きく、内圧の上昇を伴わずに血液や体液を貯留させる（齊藤 2011）。

立位に伴う静水圧による下腿毛細血管内圧の増加は、血漿ろ過量を上昇させ、下腿の浮腫を引き起こす。また、下腿静脈系の容積増加は、静脈還流量の減少を引き起こす。静脈還流量の減少は、心肺領域の血液量低下や心室血液充満の減少を誘発し、結果として、一回心拍出量や毎分心拍出量の減少へと繋がる（松川 2011）。

むくみとは細胞周囲で血管外、組織間隙に過剰な水分が貯留した状態のことであり（大橋 2007）、仰臥位による強い下肢圧迫や、立位時に静脈還流量低下し、静脈内の血液量を増加させ、静脈圧は上昇し、組織間液を貯留、ろ過を亢進させ、むくみを生じさせる。また、むくみの発生により生じるむくみ感は、倦怠感、痛み、しびれ、ほてり（米山ら、2007）、重さ、だるさ、痛さ、圧刺激による痛覚などと報告されており、立位保持による細胞外水分貯留時の下肢の筋収縮機能の低下、筋収縮速度の遅延によりだるさ、重さ、不快感の認知に繋がるといわれている（須藤ら 2010）。

1.2.5 近赤外分光法による筋血流動態

1977 年 Jöbsis によって非侵襲で生体内の血液酸素動態を把握する、近赤外分光法（Near infrared spectroscopy : NIRS）が報告された（Jöbsis 1977）。以降、スポーツ・医科学分野では NIRS を指標とした研究が進められている。近赤外光の波長領域は、700～3,000 nm であり、生体での水による光吸収を踏まえると、NIRS を用いた測定装置は 700～900 nm の波長に対応している（浜岡 2009）。NIRS により測定される組織酸素化血液量（OxyHb）と組織脱酸素化血液量（DeoxyHb）は、光吸収スペクトルが異なるため、3 種の異なる波長の光の吸収度合いの変化を調べることで測定対象の組織中にある OxyHb と DeoxyHb の組織中での量を知ることができる。また、OxyHb 及び DeoxyHb を合計した全組織血液量（TotalHb）は、測定対象中の血液量を反映し、TotalHb に対する OxyHb の割合で示される組織酸素飽和度（StO₂）は、筋組織の酸素の供給と消費のバランスを反映し、組織内の酸素動態における一つの指標として用いられ、脳組織血液酸素動態や運動中の骨格筋代謝測定に適していると言われている（McCully et al. 2000）。

先行研究では、静脈不全患者のストッキング着用効果（Agu et al. 2004）や、運動選手のタイツ着用時における姿勢変化（McCully et al. 2000）、健康な男性の自転車運動時の影響（村瀬ら 2009）など、圧利用アパレルを着用した時の姿勢や運動の違いが人体へ及ぼす影

響について検討がなされている。しかしながら、これらの実験では、既製の圧利用アパレルを用い、被験者は疾患者や運動経験者、男性が多く、下肢筋張力が働く立位、自転車運動、ストレッチング（木村ら 1996; 原ら 2004）など動的で静水圧の影響や筋ポンプ作用が効いた条件が多く、女性を対象に、姿勢や運動の違いにおける下肢への圧迫が生体へ及ぼす影響について十分に検討がなされていない。より機能的で快適性をもたらす圧利用アパレルの設計を行うには、圧を加える部位や圧迫強度、圧迫面積それぞれが生体へ与える影響を詳細に捉える必要があると考える。

1.3 本論文の構成

本論文は以下の 7 章で構成される。

第 1 章「序論」では、本論文の目的、本研究における文献的背景及び本論文の構成について述べた。

第 2 章「仰臥位における下肢への局所圧迫が人体の生理心理反応に及ぼす影響」では、仰臥位安静時における下肢局所圧迫の影響を明らかにするため、仰臥位姿勢を保持させた健康な成人女性 5 名を対象に、大腿最大囲、大腿中央囲、膝上囲、膝囲、下腿最大囲の 5 か所をそれぞれ 10, 15, 20 mmHg で圧迫した時と圧迫なしで、腓腹筋血流動態、皮膚血流量及び皮膚温の生理反応、圧迫感及びむくみ感の心理反応について測定を行った。

第 3 章「立位における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響」では、仰臥位から立位へと体位変換を行った時の立位安静時（立位 1）、並びに運動後の立位安静時（立位 2）における下肢局所圧迫の影響を明らかにするため、健康な成人女性 7 名を対象に、仰臥位安静後、10 分間の座位安静を保持させ、その後下肢に局所圧迫を加えて 20 分間の立位安静、20 分間の軽度運動、再び 10 分間の立位安静を保たせるという一連の体位・運動変換行わせ、その際の筋皮膚血流動態及び心理反応について検討を行った。立位及び運動条件では、圧迫条件は、カフを下肢に巻いて圧を加えない状態 0 mmHg、及びカフ内圧を 20, 40 mmHg に調整した強度の計 3 条件、圧迫部位は、膝上囲（大腿）、膝囲（膝）、下腿最大囲（下腿）の 3 ヶ所とした。

第 4 章「軽運動時における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響」では、第 3 章で実施した実験結果のうち、20 分間の軽度運動時の結果について検討を行った。第 2, 3 章で得られた結果を踏まえ、立位時及び運動時の筋・皮膚血流動態及び心理反応について、下肢への局所圧迫の影響との関係性について考察を行った。

第 5 章「膝への圧迫強度が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響」では、圧迫強度の影響を更に詳細に明らかにすることを目的として、圧迫対象を膝に絞る、第 2 章から

第 4 章と同様のプロトコール実験を行い，被験者 8 名を対象とし，筋・皮膚血流動態及び心理反応について調査した．

第 6 章「市販アパレルの圧力設計の現状と課題」では，市販アパレル計 25 着の衣服圧を，ソフトボディマネキンを用いて測定し，アイテム・用途別にまとめた．市販アパレルの衣服圧の現状を把握するとともに，本研究で得られた局所圧迫の影響との関係性について考察を行った．

第 7 章「総括」では，各章のまとめ及び本研究の結論を述べ，圧を利用した衣服設計における今後の課題及び展望を記述した．

引用・参考文献

- Abe D., Hotta N., Fukuoka Y., Ohta Y., Hamasaki K.; Biomechanical analysis of gait and sit-to-stand patterns using a specially made knee supporter in healthy young and elderly individuals. *J Physiol. Anthropol.*, 29 (2): 65-70 (2010)
- Agu O., Daryll Baker., Alexandra M. Seifalian.; Effect of Graduated Compression Stockings on Limb Oxygenation and venous Function during Exercise in Patients with Venous Insufficiency., *Vascular*, 12 (1): 69-76 (2004)
- Berry M.J., Bailey S. P., Simpkins L. S., TeWinkle J. A.; The Effects of Elastic Tights on the Post-Exercise Response., *Canadian journal of sport sciences*, 15 (4): 244-248 (1990)
- Bringard A., Deis R., Belluye N., Perrey S.; Effects of compression tights on calf muscle oxygenation and venous pooling during quiet resting in supine and standing positions, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46 (4): 548-554 (2006)
- Chuang S.H., Huang M.H., Chen T.W., Weng M.C., Liu C.W., Chen C.H.; Effect of knee sleeve on static and dynamic balance in patients with knee osteoarthritis., *Kaohsiung J. Med. Sci.* 23 (8): 405-411 (2007)
- Hassan B. S., Mockett S., Doherty M.; Influence of elastic bandage on knee pain, proprioception, and postural sway in subjects with knee osteoarthritis., *Ann. Rheum. Dis.* 61: 24-28 (2002)
- 早田剛, 三浦隆, 岩寄徹治, 宮地元彦; 段階的弾性ストッキング着用による下腿圧増加が下腿静脈コンプライアンスを増加させる, *体力科学*, 55: 421-428 (2006)
- 浜岡隆文; 筋循環・代謝研究における近赤外分光法の有用性と限界, *脈管学*, 49 (2): 159-162 (2009)
- 原貴也, 宅間豊; 腓腹筋の持続伸長が局所筋酸素動態に及ぼす影響, *土佐リハビリテーションジャーナル*, 3: 31-36 (2004)
- Horiba Y., Kamijo M., Sadoyama T., Shimizu Y., Sasaki K., Shimizu H.; Effect on brain activity of clothing pressure by waist belts, *KANSEI Engineering International*, 2 (1): 1-8 (2000)
- 平井正文, 山本清人, 牧篤彦; 静脈血栓後遺症における弾性ストッキング, *静脈学*, 6 (1): 53-57 (1995)

平井正文, 岩田博英, 早川直和, 澤崎直規, 錦見尚道, 庄健二, 辻坂敏之, 小松原良平; 浮腫とストッキング, 脈管学, 16 (2): 101-107 (2005)

平井正文, 岩井武尚; 新弾性ストッキング・コンダクター 静脈疾患・リンパ浮腫における圧迫療法の基礎と臨床応用, へるす出版 (2010)

平田耕造, 永坂鉄夫, 布村忠弘, 野田祐子, 紫藤治, 平井敦夫, 平下政美, 高畑俊成; 「きつい」と感じるスポーツウェアの皮膚圧迫効果の実験的研究, デサントスポーツ科学, 8: 125-136 (1987)

堀有子, 林豊子; 衣服生活に於ける衛生学的諸問題の研究 (第 1 報) - 靴下どめの緊迫度と快適度の関係について -, 衣服学会雑誌, 2 (9): 9-13 (1958)

石丸園子, 磯貝悠美子, 松井まり子, 根岸聖司, 野々村千里, 横山敦士; 有限要素法を用いた衣服圧分布の予測計算—スパッツの衣服圧計算—, Journal of Textile Engineering, 55 (6): 179-186 (2009)

石丸園子, 中村美穂, 野々村千里, 横山敦士; 人体への加圧部位の違いが心理・生理特性に及ぼす影響, 人間工学, 46 (5): 325-335 (2010)

石丸園子, 磯貝悠美子, 松井まり子, 古市謙次, 野々村千里, 横山敦士; 有限要素法を用いた快適な衣服圧を示す衣服の設計手法について—ガードルの衣服圧設計手法—, Journal of textile engineering, 57 (3): 75-88 (2011)

石丸園子, 中村美穂, 野々村千里, 横山敦士; 人体への加圧が圧感覚と快適性に及ぼす影響について, 繊維消誌, 52 (3): 197-207 (2012)

衣服圧研究会, 主査 文化女子大学, 副査 東京都立産業技術研究センター, 主催 (社) 人間工学研究センター; ストレッチ素材を用いた衣料の衣服圧測定法と表示方法に関する提言, (2007.6.)

伊藤紀子, 竹内美枝子; パンティーストッキングの快適性と被服圧について, 日本家政学会誌, 45 (4): 311-322 (1994)

Itoh N., Yagi Y., Ikeda S., Yamada T.; New Measuring System for Clothing Pressure Using a Body Dummy for the Evaluation of Clothing Comfort, J. Home Econ. Jpn. 49 (12): (1998)

Jöbsis FF.; Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters., Science, 198: 1264-1267 (1977)

Kirk Wm. Jr., Ibrahim S.M.; Fundamental relationship of fabric extensibility to anthropometric requirements and garment performance, Text. Res., J. 36: 37-47 (1966)

川生実; 婦人服型の衛生学的研究, 国民衛生, 20: 255-334 (1943)

川秀子, 諸岡晴美, 北村潔和, 諸岡英雄; 下肢各部の局所圧迫が皮膚血流量に及ぼす影響—サポートパンティストッキングの設計指針を得るための試み—, 繊維消誌, 36 (7): 491-494 (1995)

健康日本21 企画検討会; 健康日本21 計画策定検討「各論」, (2000)

http://www1.mhlw.go.jp/topics/kenko21_11/pdf/b0.pdf (2015.11.22.閲覧)

木村直人, 岩根久夫, 勝村俊仁, 下光輝一, 浜岡隆文, 柔森真介; ストレッチングの実施時間の相異が前腕骨格筋の血行動態に及ぼす影響—筋赤外分光法 (NIRS) による評価—, J. Phys. Fit Nutr. Immunol., 6 (2): 137-144 (1996)

厚生労働省: 「健康増進法」, (2003.5.30.改)

http://www.kenkounippon21.gr.jp/kenkounippon21/law/index_1.html (2015.11.22.閲覧)

Maruta N., Tokura H.; Effects of skin pressure by swimsuit on local sweat rate, respiratory frequency, heart rate and clothing feeling in sedentary women at an ambient temperature of 35°C, Journal of Home Economics of Japan, 39 (6): 607-611 (1988)

McCully K. K., Hamaoka T.; Near-infrared spectroscopy: what can it tell us about oxygensaturation in skeletal muscle?, Exercise & Sport Sciences Reviews 28: 123-127 (2000)

松川寛二; 体位変化試験, 48 (4): 298-302 (2011)

三野たまき, 上田一夫; ウエストベルト圧と比率尺度による圧感覚, 日本家政学会誌, 48 (11): 989-998 (1997)

三野たまき, 後藤亮子, 上田一夫; 手の皮膚温に及ぼす腹部圧迫刺激の影響, 54 (10): 555-561 (1998)

三野たまき, 綿谷知佳, 新賀一郎; 下半身のむくみに対する消費者の意識, 繊維消誌, 53 (11): 934-941 (2012)

Miyatsuji A., Matsumoto T., Mitarai S., Kotabe T., Takeshima T., Watanuki S.; Effects of clothing pressure caused by different types of brassieres on autonomic nervous system activity evaluated by heart rate variability power spectral analysis, Journal of physiological anthropology and applied human science, 21 (1): 67-74 (2002)

Morooka H., Kawa H., Morooka H.; Effects of Support Pantyhose on Silhouette and Swelling of Lower Limbs., Jpn Res Assn., 3651: 34-40 (1995)

村瀬訓生, 大澤拓也, 藤岡正子, 江崎和希, 下村浩祐, 木目良太郎, 長田卓也, 真田亜希子,

三浦隆, 岩寄徹治, 勝村俊仁; 段階的弾性タイツ着用が自転車運動中の末梢血行動態に及ぼす影響—運動体位の相違による検討—, 脈管学, 50 (4): 467-473 (2009)

森田啓之, 安部力; 宇宙から帰還後の起立性低血圧, 医学のあゆみ, 243 (5): 425-431 (2012)

文部科学省; 「文部科学白書 2013」, (2013)

file:///C:/Users/f_ski/OneDrive/paper/文科省_8.pdf (2015.11.22.閲覧)

文部科学省; 資料, (2015.4.)

file:///C:/Users/f_ski/OneDrive/paper/資料 2.pdf (2015.11.22.閲覧)

中橋美幸, 諸岡晴美, 諸岡英雄; 脚部圧迫による快適圧および限界圧と, その要因分析, 繊維消誌, 41 (9): 756-762 (2000)

永澤健, 白石聖; 静的ストレッチングの伸長時間の違いが伸長部位の筋酸素飽和度及び筋血流量に及ぼす影響, 体育学研究, 56: 423-433 (2011)

西脇剛史; コンプレッションウェアの発現機能と評価技術, 繊維機械学会誌, 66 (1): 43-46 (2013)

日本家政学会被服衛生学部会編; 「アパレルと健康 —基礎から進化する衣服まで—」, 井上書院, (2012)

NPO 法人日本着圧協会; <http://chakuatu.info/organization/history/> (2015.11.22.閲覧)

日経ウーマンオンライン; 「運動不足」と「使い方の癖」が“足&脚”悩みの原因!, (2013.5.1)

<http://wol.nikkeibp.co.jp/article/special/20130424/151262/> (2015.11.22.閲覧)

大野静枝, 田中正敏; ファンデーションの着衣条件が身体生理反応に及ぼす影響について, 25 (6): 486-490 (1974)

太田 壽江, 高橋 知子, 高橋 春子, 久野 皓; 衣服圧の人体生理に及ぼす影響 (第 1 報) 呼吸量と胸部と腹部の呼吸分担について, 人間工学, 24 (6): 379-385 (1988)

岡部和代, 山名信子; ボディスーツ着用による寸法変化と圧迫感, 繊維製品消費科学会誌, 32 (2): 72-78 (1991)

齊藤満; 圧受容器反射, 自律神経, 48 (4): 303-305 (2011)

清水泰生; 東京マラソンと日本—メディア報道を中心に—, 国際研究論叢, 28 (2): 131-141 (2015)

Steven A. Mazzuca, Mark C. Page, Russell D. Meldrum, Kenneth D. Brandt, Satham Petty-Saphon; Pilot study of the effects of a heat-retaining knee sleeve on joint pain, stiffness, and function in patients with knee osteoarthritis., Arthritis Rheum., 51 (5): 716-721 (2004)

須藤元喜, 千葉亜弥, 上野加奈子, 矢田幸博, 赤滝久美, 武貞政孝, 伊東保志, 三田勝己; 下肢のむくみと筋疲労の関連性, 日本生理人類学会誌, 15 (3): 21-26 (2010)

高須奈々, 塚本美智子, 登倉尋實; 被服圧が小腸通過時間に与える影響, 生理人類誌, 6 (特別号): 62-63 (2001)

田中希弥, 吉田美奈子, 平田耕造; ガードル着用直後の鼠頸部周囲圧迫が足底部血流量と皮膚表面湿度に及ぼす影響, 織消誌, 40 (3): 46-53 (1999)

田村照子; 「基礎被服衛生学」, 文化出版局, (1985)

田村照子; 衣服圧の功罪, 日本家政学会誌, 51 (11): 1089-1092 (2000)

田村照子, 小柴朋子, 平田耕造, 佐藤真理子; 「衣環境の科学」, 建帛社 (2004)

田村照子; 骨格・筋内蔵可動型人体下半身ソフトボディマネキンの開発 (科学研究費補助金研究成果報告書) , (2010)

<https://kaken.nii.ac.jp/ja/file/KAKENHI-PROJECT-19300242/19300242seika.pdf>
(2015.11.22 閲覧)

独立行政法人国民生活センター; 加圧を利用したスパッツの使い方に注意!, (2011.4.8)

http://www.kokusen.go.jp/pdf/n-20110408_1.pdf (2015.11.22 閲覧)

辻口創, 古川道明, 金井博幸, 西松豊典; 円筒モデルにおける被加圧部の曲率半径および圧縮仕事量が衣服圧に及ぼす影響, Journal of textile engineering, 53 (6): 225-230 (2007)

光川眞壽, 宮本直和, 平田浩祐, 利光徹哉, 川村明, 福永哲夫, 川上康雄; 段階的弾性圧迫ストッキングの着用が歩行中の足関節底屈筋群の血液量・筋活動および主観的運動強度に与える影響, スポーツ科学研究, 6: 88-96 (2009)

渡辺ミチ, 中橋美智子, 田中和子; 衣服圧に関する研究 (第 1 報): ガードル類の圧力について, 家政学雑誌, 20 (4): 252-259 (1969)

渡辺ミチ, 田村照子; 衣服圧が身体に及ぼす影響 (第 3 報): 軀幹部衣服圧と内臓の変位変形について, 家政学雑誌, 27 (1): 44-50 (1976)

渡辺ミチ, 田村照子, 岩崎房子, 嶋根歌子; ストレッチ編布による衣服圧について (第 2 報) —衣服圧と圧感覚との関係—, 家政学雑誌, 31 (6): 39-44 (1980)

綿貫茂喜, 三平和雄; 下肢部与圧時の心理的特性の変化について, Annals Physiol Anthropol, 5 (1): 13-17 (1986)

綿貫茂喜, 三平和雄; 下肢部の局所的圧迫が皮膚温及び筋電位に及ぼす影響について, Annals Physiol. Anthropol., 6 (2): 69-74 (1987a)

綿貫茂喜, 三平和雄; 与圧服着用時における圧迫感と脈波の変化について, Annals Physiol. Anthropol., 6 (4): 247-254 (1987b)

綿貫茂喜; 与圧服着用における静的筋作業中の筋電位と心拍数の変化について, *Ann. Physiol. Anthropol.*, 7 (1): 93-45 (1988)

Watanuki S., Murata H., Effects of Wearing Compression Stockings on cardiovascular responses., *Ann. Physiol. Anthropol.*, 13 (3): 121-127 (1994)

Winnie Yu, Jin-tu FAN, Xiao-ming QIAN, Xiao-ming TAO; A Soft Mannequin for the Evaluation of Pressure Garments on Human Body, *SEN'I GAKKASHI*, 60 (2): (2004)

山田智子, 高梨有里子, 伊藤紀子; タイツの着用感を決定する要因と快適被服圧, *日本家政学会誌*, 52 (9): 855-863 (2001)

米田幸雄, 栢沼 素子; 皮膚血流とウエストニッパー着用によるその変化, *京都女子大学被服学雑誌*, 36 (1): 27-33 (1991)

米山美智代, 八塚美樹, 石田陽子, 新免望, 原元子, 松井文; 大学生の足や爪のトラブルとフットケアに関する実態調査, *富山大学看護学会誌*, 6 (2): 27-35 (2007)

第2章

仰臥位における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

2.1 緒言

現在、日中に下肢へ蓄積されたむくみや疲労を軽減するため、睡眠時に着用する圧利用アパレルが販売されている。特に日中の立ち仕事や椅座位での仕事を行う女性達にとって下肢へのむくみや疲労感は代表的な悩みの一つとなっている。睡眠時の圧利用アパレルは、下肢を水平に保持し、静水圧のかかりにくい睡眠中に、圧利用アパレルによる外圧を下肢へ加えることにより効率よくむくみや疲労解消をしようとするものであるが、静水圧のかからない状態で着用する圧利用アパレルに関する研究は十分なされていない。仰臥位における下肢局所圧迫の影響を明らかにすることは、睡眠用圧利用アパレルの設計上、有用な基礎資料となると考えられる。

下肢への局所圧迫に関する研究では、圧利用アパレル着用の観点から、皮膚温、筋電位、皮膚血流量、心拍変動などを指標として検討されてきた（綿貫 1987; 川ら 1995; 石丸ら 2010）。しかしながら、下肢筋血流動態への影響については検討がなされておらず、局所圧迫に対する下肢皮膚血流量や皮膚温との関係性は明らかではない。

そこで本章では、静水圧の影響を受けない仰臥位における下肢の部位別圧迫時の筋・皮膚血流動態及び心理反応を明らかにすることを目的として、筋血流動態、皮膚血流量、皮膚温、官能評価を指標とし、圧迫部位及び圧迫強度の影響について検討を行った。

なお、圧力の単位について、SI 単位では Pa と示すが、本章では研究方法において水銀血圧計による条件設定を行っているため、圧力は mmHg で記述する。また、圧利用アパレルの圧力表記は hPa が推奨されているため（衣服圧研究会 2007; NPO 法人日本着圧協会 2007）、引用文献の圧力は mmHg (hPa) で記述する（平井ら 2010）。

2.2 方法

2.2.1 被験者

被験者は健康な成人女性 5 名で、被験者の身体特性を Table 2-1 に示す。脂肪厚は、超音波画像診断装置（ALOKA 社製 SSD-3500）を用い、7.5MHz のリニア式プローブで右腓腹

筋肉内側部を測定した。被験者には実験前に実験内容を十分に説明し、書面にて同意を得た。
また、本論文内での実験は、文化学園大学倫理専門委員会の審査、承認（平成 27 年 5 月 29 日 承認番号：S15C02）を得て実施した。

Table 2-1 Physical characteristics of subjects

Subject	Age (Years)	Height (m)	Weight (kg)	BMI	Circumference (cm)				Thickness of fat layer (mm)
					upper thigh	middle thigh	knee	lower leg	
A	23	1.60	47.0	18.4	50.9	45.0	33.9	33.6	6.3
B	23	1.67	60.0	21.5	56.3	47.3	39.4	37.1	8.1
C	22	1.70	58.0	20.1	55.4	44.8	37.9	35.4	4.5
D	23	1.61	50.8	19.6	53.3	46.3	35.9	33.4	6.9
E	22	1.63	55.2	20.8	56.4	47.0	37.5	34.0	9.2
Mean±S.D.	23±0.6	1.64±0.04	53.2±5.3	20.1±1.2	54.5±2.4	46.1±1.1	36.9±2.1	34.7±1.5	7.0±1.8

2.2.2 圧迫条件

圧迫強度は、予備実験として行った成人女性 5 名による市販タイツ着用時の衣服圧測定から得られた平均的な衣服圧値を基に、幅 13 cm の血圧測定用カフを用いて 10, 15, 20 mmHg（それぞれ、13.3, 20.0, 26.7 hPa）の各強度で両脚を圧迫し、カフを巻かず圧迫をしない条件（以下、カフなしと略す）を加えた計 4 条件とした。圧迫部位は大腿最大囲、大腿中央囲、膝上囲、膝囲、下腿最大囲の 5 部位で検討を行った。1 回の実験で両脚同一部位を圧迫し、1 日の実験回数は最大 2 回までとし、実験と実験との間は、20 分以上間隔を空けた。

2.2.3 測定項目及び測定方法

① 筋血流動態測定

測定には、レーザー組織血液酸素モニター（OMEGAWAVE 社製 BOM-L1 TRW）を使用した (Fig. 2-1)。測定部位は右腓腹筋内側部で、測定対象中の組織酸素化血液量 (OxyHb)、組織脱酸素化血液量 (DeoxyHb) を測定し、組織全血液量 (TotalHb) と、組織酸素飽和度 (StO₂) を求めた。測定深度は 1.5～3.0 cm とし (原ら 2004; 須藤ら 2009; 大塚ら 2012)、筋血流測定用センサは右腓腹筋内側筋腹下縁に貼り付けた。

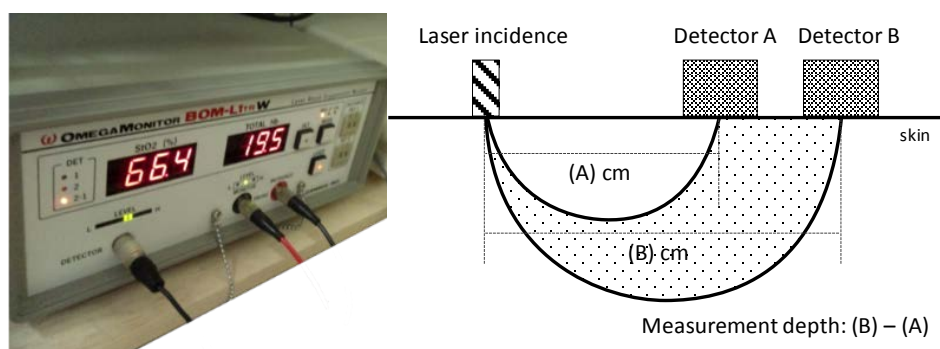


Fig. 2-1 Laser tissue blood oxygenation monitor and the measured sample volume.

② 皮膚血流量及び皮膚温測定

皮膚血流量測定には、アドバンス社製のレーザー血流計 ALF21D を、皮膚温測定にはサーミスター温度計を用い、筋血流センサを張り付けた位置から 3 cm 外側の下腿部と、右足母指背側（以下、足母指と略す）に各センサを貼り付けた（Fig. 2-2）. Fig. 2-3 に実際の実験の様子を一例として示す. それぞれ安立計器株式会社製のデータコレクタ AM-7052 及び AM-8061 E を用い、サンプリング周波数 1 Hz で収録を行った.

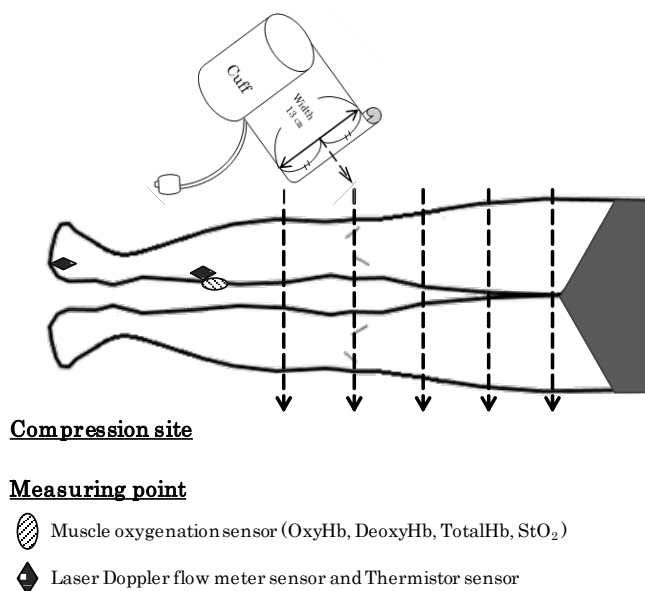


Fig. 2-2 Compression sites and measuring points.



Fig. 2-3 Example of experimental setting applied to the knee.

③ 官能評価

官能評価は圧迫感及びむくみ感について、圧迫直前・直後、圧迫 6 分経過時、圧迫終了直前・直後・10 分後の計 6 回調査した。官能評価尺度を Table 2-2 に示す。

Table 2-2 Scales of sensory evaluation.

Pressure sensation	Swelling sensation
1 not tight	1 none
2 not tight but feeling	2 slight swelling
3 slightly tight	3 swelling
4 tight	4 severe swelling
5 very tight	

2.2.4 実験手順

実験は、Fig. 2-4 に示す通り、前室での 30 分椅座位安静後、被験者が発汗及び寒さ感覚を生じないよう気温 $29 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ 、湿度 $50 \pm 5\%\text{RH}$ の人工気候室にて行った。人工気候室入室後、ブラジャーを外し、綿 100% の T シャツ・ショートパンツを着用させ、10 分間椅座位安静を保たせた。その後 15 分間の仰臥位安静後、実験を開始した。実験中は被験者に仰臥位を維持してもらい、5 分間安静 (rest period) 後、15 分間下肢にカフを用いて局所的な圧迫を加えた (cuff pressure period)。圧迫終了後 10 分間、仰臥位安静を保たせた (recovery period)。

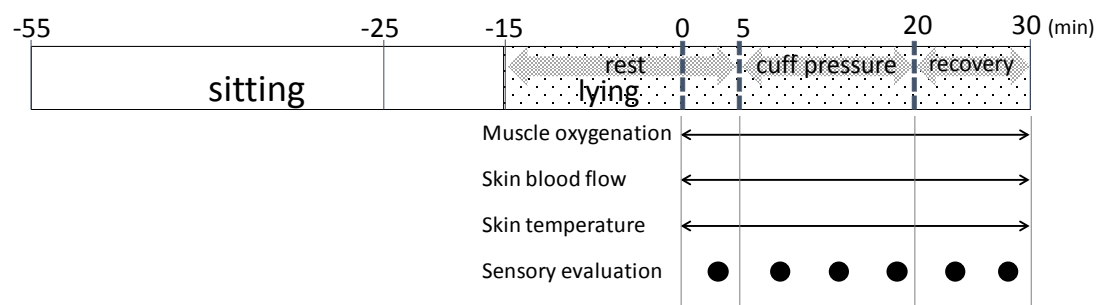


Fig. 2-4 Experimental protocol.

2.2.5 解析方法

筋血流動態，皮膚血流量，皮膚温の結果は，圧迫前安静 5 分間の平均値を 100 %として，1 分間及び 5 分間毎に変化率と標準偏差を求めた．

時間経過に伴う筋血流動態の変化については対応のある一元配置の分散分析を用い，有意差が認められた場合，Dunnett 法により多重比較検定を行った．また，筋血流動態，皮膚血流量，皮膚温はそれぞれ安定した圧迫最後の 5 分間の値を用い，官能評価は圧迫終了直前の値を用いて，圧迫部位・圧迫強度を要因とする対応のある二元配置分散分析及び Tukey 法の多重比較検定を行った．各圧迫部位それぞれの圧迫強度の影響については，対応のある一元配置の分散分析により有意差が得られた場合，Bonferroni 法による多重比較検定を実施した．統計解析には SPSS Ver.21.0 for Windows を用いた．いずれの検定においても有意水準は 5%，1%未満とした．

2.3 結果

2.3.1 筋血流動態

Fig. 2-5 に，カフなしで仰臥位安静を保持した時の腓腹筋血流動態の経時変化を示す．カフなしの場合，OxyHb 及び StO₂ の変動はわずかであり，測定開始から 10 分目以降，DeoxyHb 及び TotalHb は減少傾向を示した．20 分経過時において，DeoxyHb は $3.80 \pm 4.15\%$ ，TotalHb は $1.67 \pm 1.09\%$ 減少し，StO₂ は $1.68 \pm 2.43\%$ 増加した．

各圧迫部位を 0, 15, 20 mmHg で圧迫した時の腓腹筋血流動態の経時変化を Fig. 2-6 に示す．圧迫する部位によって圧迫強度が腓腹筋血流動態へ及ぼす影響は異なり，10 mmHg で圧迫した場合には，大腿中央囲及び膝囲の圧迫を開始すると共に，DeoxyHb が増加した．

15 mmHg では大腿最大囲，大腿中央囲，膝囲を圧迫した場合に，また，20 mmHg では，すべての圧迫部位において，DeoxyHb 及び TotalHb は増加し，StO₂ は減少した．このことから，20 mmHg での下肢圧迫は，腓腹筋血流動態に影響を及ぼすことが示された．また，下肢を圧迫することにより増加した DeoxyHb は，圧迫終了から約 2～5 分間で圧迫前のレベルまでに回復することが確認された．

Table 2-3, Table 2-4 には，全ての被験者における腓腹筋血流動態について，圧迫前 5 分間の値に対する圧迫最後 5 分間の値の変化率を示す．また得られたデータを用いて，圧迫部位と圧迫強度を要因とした二元配置分散分析を行った結果を Table 2-5 に示す．DeoxyHb 及び StO₂ は，圧迫強度，圧迫部位共に危険率 1%で主効果が認められた．また圧迫強度と圧迫部位との交互作用においても有意差が認められ，DeoxyHb 及び StO₂ は仰臥位時の下肢圧迫の影響を受けやすいことが示された．TotalHb は，圧迫強度のみ主効果が認められ，OxyHb は圧迫強度，圧迫部位いずれの主効果も認められなかった．

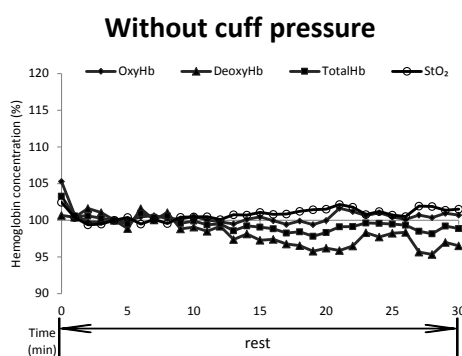


Fig. 2-5 Change in mean muscle oxygenation (OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂) in the calf muscle without cuff pressure (n=5).

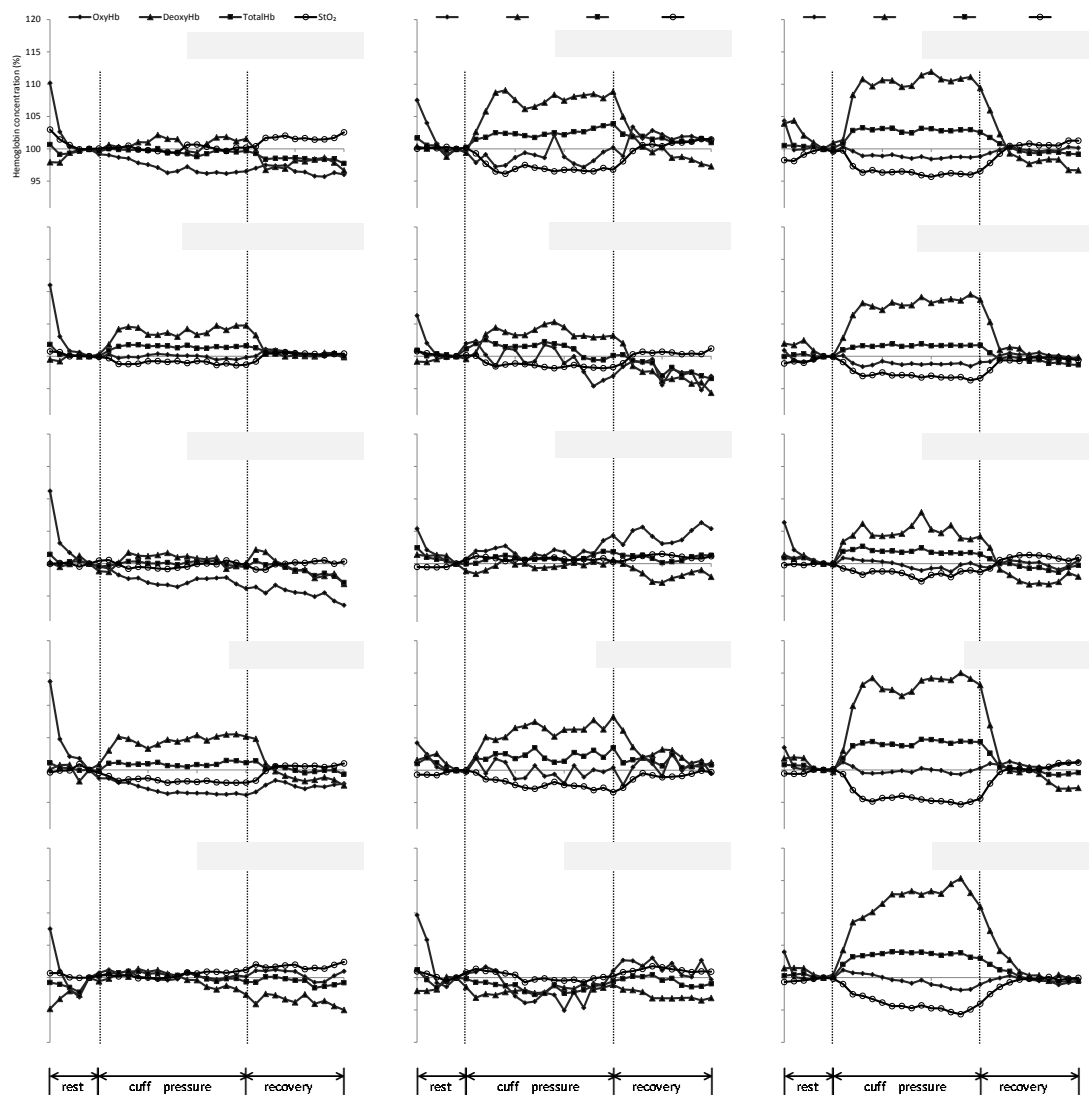


Fig. 2-6 Change in mean muscle oxygenation (OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂) in the calf muscle applied to each compression site at 10, 15, 20 mmHg (n=5).

Table 2-3 Mean and standard deviation of change in the muscle oxygenation (OxyHb, DeoxyHb) in the calf muscle (%) in five subjects using the mean data of the last five minutes at cuff pressure period.

	compression pressure	compression site	Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.
OxyHb	without cuff	—	98.01	102.19	97.52	103.16	94.04	98.98	3.72
	10 mmHg	upper thigh	96.17	92.97	98.23	95.52	97.68	96.11	2.07
		middle thigh	95.52	100.79	97.87	97.26	102.39	98.77	2.78
		above knee	95.17	96.13	93.46	99.32	98.19	96.45	2.34
		knee	88.12	99.04	93.02	96.92	97.24	94.87	4.36
		lower leg	98.23	97.69	102.50	99.79	110.27	101.70	5.15
	15 mmHg	upper thigh	100.12	95.81	95.86	87.99	108.61	97.68	7.52
		middle thigh	100.56	97.07	99.11	95.89	90.65	96.66	3.81
		above knee	100.21	100.25	106.51	100.86	101.80	101.93	2.64
		knee	104.61	97.72	92.43	95.20	103.98	98.79	5.37
		lower leg	100.94	98.43	94.44	91.45	99.31	96.91	3.88
	20 mmHg	upper thigh	96.81	94.86	95.17	101.70	104.09	98.52	4.15
		middle thigh	99.56	96.05	101.53	100.16	97.92	99.04	2.12
		above knee	102.65	96.69	99.29	97.41	97.56	98.72	2.39
		knee	96.42	94.58	96.16	107.05	102.76	99.39	5.30
		lower leg	101.34	97.97	97.17	98.34	96.44	98.25	1.87
DeoxyHb	without cuff	—	96.48	99.05	94.28	90.85	99.86	96.10	3.67
	10 mmHg	upper thigh	97.76	98.48	106.92	110.00	98.90	102.41	5.64
		middle thigh	110.00	104.01	109.69	97.00	99.67	104.07	5.83
		above knee	96.51	100.51	107.11	96.09	100.50	100.14	4.43
		knee	108.44	106.61	110.40	102.46	93.07	104.20	6.87
		lower leg	99.43	98.65	103.41	95.92	102.60	100.00	3.05
	15 mmHg	upper thigh	109.56	101.49	110.71	102.13	119.26	108.63	7.27
		middle thigh	108.78	100.17	106.66	96.07	102.40	102.82	5.08
		above knee	102.33	94.25	101.06	93.95	105.27	99.37	5.05
		knee	96.69	106.62	114.06	103.08	116.62	107.41	8.12
		lower leg	98.44	99.27	97.92	103.91	100.68	100.04	2.40
	20 mmHg	upper thigh	108.00	116.89	113.50	105.88	99.39	108.73	6.80
		middle thigh	110.29	104.31	115.94	98.47	104.49	106.70	6.64
		above knee	105.35	105.74	109.76	97.66	99.54	103.61	4.93
		knee	116.72	108.86	117.32	113.84	106.54	112.66	4.78
		lower leg	116.39	111.92	113.52	109.89	108.80	112.10	3.01

Table 2-4 Mean and standard deviation of change in the muscle oxygenation (TotalHb, StO₂) in the calf muscle (%) in five subjects using the mean data of the last five minutes at cuff pressure period.

	compression pressure	compression site	Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.
TotalHb	without cuff	—	97.33	100.95	96.00	98.54	97.29	98.02	1.87
	10 mmHg	upper thigh	99.41	98.19	101.53	103.18	98.35	100.13	2.16
		middle thigh	101.71	102.31	102.58	98.89	101.05	101.31	1.47
		above knee	99.56	99.99	101.03	99.05	99.60	99.85	0.74
		knee	99.62	102.31	102.65	104.73	95.32	100.93	3.62
		lower leg	100.27	96.39	104.91	97.86	105.71	101.03	4.16
	15 mmHg	upper thigh	102.59	99.63	104.04	98.52	113.24	103.60	5.82
		middle thigh	104.33	99.85	101.21	97.06	94.69	99.43	3.72
		above knee	101.31	97.57	103.23	98.61	103.66	100.88	2.72
		knee	100.81	101.23	102.35	99.12	108.18	102.34	3.46
		lower leg	99.76	99.38	96.59	99.11	99.77	98.92	1.33
	20 mmHg	upper thigh	101.57	103.39	102.58	102.10	103.21	102.57	0.76
		middle thigh	102.37	99.80	106.04	97.78	100.50	101.30	3.12
		above knee	103.93	102.07	101.63	98.43	99.62	101.14	2.15
		knee	104.68	100.30	103.78	107.65	102.78	103.84	2.69
		lower leg	104.88	104.59	104.17	100.54	100.40	102.91	2.25
StO₂	without cuff	—	100.69	101.22	101.57	104.70	96.66	100.97	2.87
	10 mmHg	upper thigh	100.92	99.83	97.72	99.36	100.55	99.68	1.25
		middle thigh	96.06	99.19	96.27	100.84	100.93	98.66	2.38
		above knee	101.87	99.67	96.81	101.35	100.50	100.04	1.99
		knee	94.41	97.77	95.17	99.57	102.60	97.90	3.34
		lower leg	100.43	98.55	100.77	101.19	102.53	100.69	1.44
	15 mmHg	upper thigh	95.79	98.81	94.14	98.28	95.92	96.59	1.93
		middle thigh	96.85	99.82	96.83	100.43	96.87	98.16	1.81
		above knee	99.26	102.41	100.52	102.28	99.25	100.74	1.55
		knee	102.29	96.64	94.14	97.93	96.88	97.58	2.98
		lower leg	102.00	100.04	98.96	97.83	99.56	99.68	1.54
	20 mmHg	upper thigh	96.54	93.47	93.84	98.38	101.77	96.80	3.43
		middle thigh	95.83	97.19	94.08	99.68	98.20	97.00	2.15
		above knee	99.23	97.73	95.58	100.36	100.01	98.58	1.96
		knee	93.19	94.70	92.07	97.41	98.48	95.17	2.72
		lower leg	94.51	95.93	94.51	95.71	95.90	95.31	0.74

Table 2-5 Results of two-way ANOVA of the change in muscle oxygenation in calf muscle in the supine position.

Factor of variation		D.F	OxyHb F. value	DeoxyHb F. value	TotalHb F. value	StO ₂ F. value
A:	pressure	3	1.97	11.49 **	6.51 **	6.69 **
B:	site	4	0.59	6.36 **	1.53	6.25 **
A × B		12	1.83	2.04 *	1.03	2.56 *

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

多重比較検定の結果、圧迫強度の影響を Fig. 2-7 に、圧迫部位の影響を Fig. 2-8 に示す。圧迫強度の違いについて、カフなしでは、腓腹筋の DeoxyHb 及び TotalHb は減少し、圧迫強度が大きくなるにつれて増加した。特に DeoxyHb は、本実験で最も弱い圧迫強度である 10 mmHg で下肢を圧迫してもカフなしと比較して危険率 1 %水準で有意な増加を示し、弱い強度で下肢を圧迫しても腓腹筋の DeoxyHb を増加させることが示された。TotalHb は、カフなしと各圧迫強度条件間で有意な増加を示したが、10, 15, 20 mmHg の各強度間では有意差が認められなかった。StO₂ はカフなしではわずかに増加したが、圧迫強度が大きくなるにつれて有意に減少した。また、DeoxyHb 及び StO₂ は、10, 15 mmHg と 20 mmHg との間で、それぞれ危険率 1%で有意差が認められ、仰臥位時の 20 mmHg 圧迫が腓腹筋血流動態へ影響を及ぼすことが示された。

圧迫部位の違いによる腓腹筋血流動態の変化は、膝上囲圧迫時の影響が小さく、大腿最大囲及び膝囲圧迫時に大きく、大腿中央囲及び下腿最大囲圧迫時に中程度であった。膝上囲圧迫に比べて膝囲及び大腿最大囲圧迫時の腓腹筋 DeoxyHb は有意に増加し、StO₂ は有意に減少した。また、TotalHb は各圧迫部位間で有意な差は認められなかったが、膝囲及び下腿最大囲圧迫時に増加傾向を示し、仰臥位において膝囲及び下腿最大囲の圧迫は、腓腹筋内で血液貯留を引き起こしやすい部位であることが示唆された。

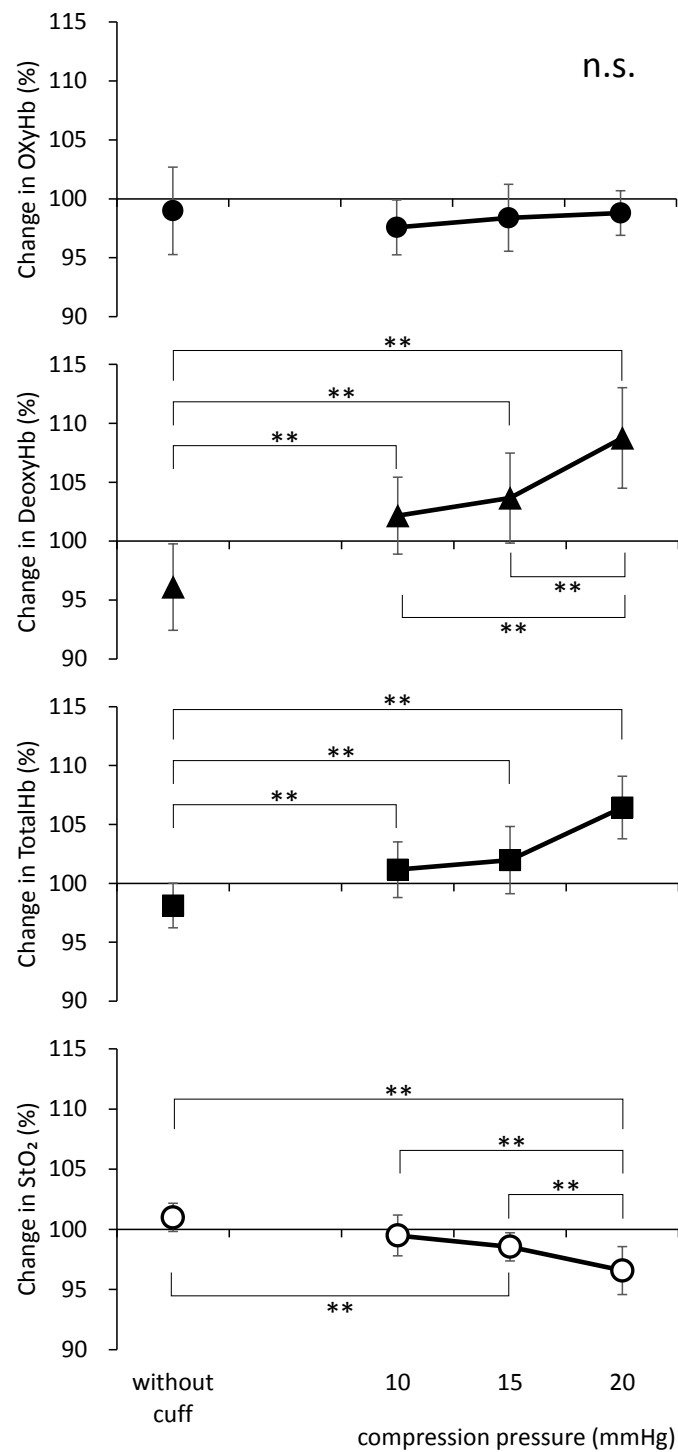


Fig. 2-7 Effects of the compression pressure on the change in the muscle oxygenation in the calf muscle in the supine position through multiple comparison. * : $p<0.05$, ** : $p<0.01$ significant difference.

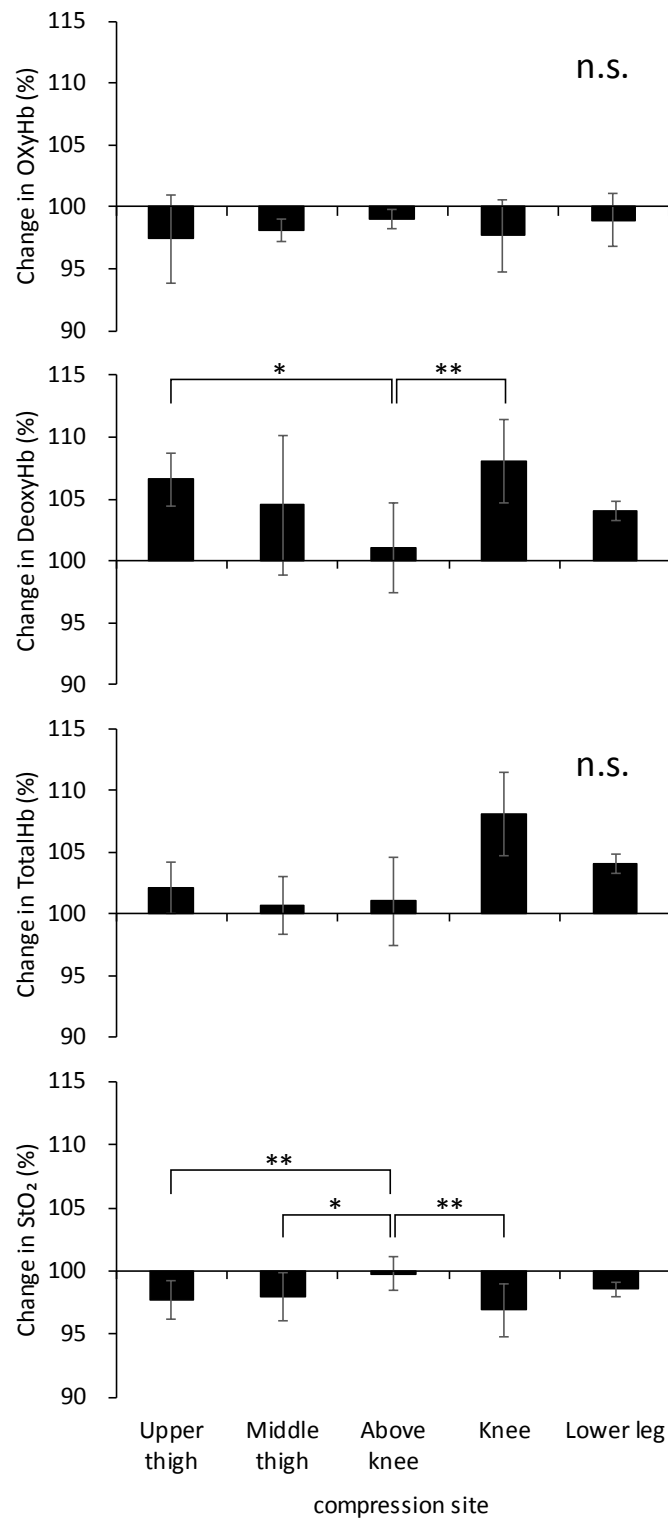


Fig. 2-8 Effects of compression site on the change in the muscle oxygenation in the calf muscle in the supine position through multiple comparison. * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

腓腹筋 DeoxyHb の圧迫強度と圧迫部位の交互作用について多重比較した結果を、平均値と標準偏差で Table 2-6 に示す。大腿最大囲、大腿中央囲、膝囲及び下腿最大囲を 20 mmHg で圧迫すると、DeoxyHb は有意な増加を示し、カフなしと比較して約 10 %以上増加した。特に、20 mmHg の下腿最大囲圧迫は、10, 15 mmHg に対しても有意差が認められ約 12 % 増加した。また、大腿最大囲と膝囲は、カフなしに比べ 15 mmHg 強度で有意な増加を示し、大腿中央囲、膝上囲、下腿最大囲と比較して圧迫強度の影響を受けやすい部位であることが示された。

同様に、腓腹筋 StO₂ の圧迫強度と圧迫部位の交互作用について多重比較した結果を、平均値と標準偏差で Table 2-7 に示す。StO₂ は、カフなしと比較して大腿最大囲、大腿中央囲、膝囲圧迫において 20 mmHg で有意に減少し、大腿最大囲では 15 mmHg 圧迫においても約 4 %有意に減少した。下腿最大囲については、DeoxyHb の変化と同様に、10, 15 mmHg と 20 mmHg との間で有意差が認められた。

Table 2-6 Relationship between compression pressure and compression site of change in DeoxyHb (%) in calf muscle.

compression site	compression pressure			
	without cuff	10 mmHg	15 mmHg	20 mmHg
upper thigh	* 15, 20 mmHg	102.41 ± 5.64	108.63 ± 7.27	* without cuff
middle thigh	* 20 mmHg	104.07 ± 5.83	102.82 ± 5.08	106.70 ± 6.64 * without cuff
above knee	96.10 ± 3.68	100.14 ± 4.43	99.37 ± 5.05	103.61 ± 4.93
knee	* 15 mmHg ** 20 mmHg	104.20 ± 6.87	107.41 ± 8.12	* without cuff 112.66 ± 4.78 ** without cuff
lower leg	** 20 mmHg	100.00 ± 3.05 ** 20 mmHg	100.04 ± 2.40 ** 20 mmHg	112.10 ± 3.01 ** without cuff, 10, 15 mmHg

* : p<0.05, ** : p<0.01 significant difference compared to each compression pressure in the same compression site (Mean±S.D.).

Table 2-7 Relationship between compression pressure and compression site of change in StO₂ (%) in the calf muscle.

compression site	compression pressure			
	without cuff	10 mmHg	15 mmHg	20 mmHg
upper thigh	* 15, 20 mmHg	99.76 ± 1.43	96.59 ± 1.93 * without cuff	96.80 ± 3.43 * without cuff
middle thigh	* 20 mmHg	98.66 ± 2.38	98.16 ± 1.81	97.00 ± 2.15
above knee	100.99 ± 1.17	100.04 ± 1.99	100.74 ± 1.55	98.58 ± 1.96
knee	* 20 mmHg	97.90 ± 3.34	97.58 ± 2.98	95.17 ± 2.72
lower leg		100.69 ± 1.44 ** 20 mmHg	99.68 ± 1.54 ** 20 mmHg	95.31 ± 0.74 ** without cuff, 10, 15 mmHg

* : p<0.05, ** : p<0.01 significant difference compared to each compression pressure in the same compression site (Mean±S.D.).

2.3.2 皮膚血流量及び皮膚温

Table 2-8, Table 2-9 には, 下腿部と足母指の皮膚血流量及び皮膚温について圧迫前 5 分間の平均値に対する圧迫最後 5 分間の平均値から求めた変化率を, 被験者ごとに示す. また得られたデータから, 圧迫部位と圧迫強度を要因とした二元配置分散分析の結果を Table 2-10 に示す. 下腿部皮膚血流量は, 圧迫強度及び圧迫部位の両方に, 下腿部皮膚温は圧迫部位のみ主効果が認められた. 足母指の皮膚血流量及び皮膚温はいずれの主効果も得られず, 交互作用はいずれの測定項目においても認められなかった.

Table 2-8 Mean and standard deviation of change in skin blood flow of lower leg and toe (%) in five subjects using the mean data of the last five minutes at cuff pressure period.

	compression pressure	compression site	Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.
			Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.
lower leg skin blood flow	without cuff	—	110.66	111.04	101.91	130.80	92.70	98.98	3.72
	10 mmHg	upper thigh	76.66	81.30	81.30	81.83	91.15	96.11	2.07
		middle thigh	81.83	99.90	98.83	57.84	122.24	98.77	2.78
		above knee	87.78	103.33	138.10	107.79	109.61	96.45	2.34
		knee	80.40	100.02	70.68	66.36	120.38	94.87	4.36
		lower leg	107.45	102.35	117.81	102.77	100.14	101.70	5.15
	15 mmHg	upper thigh	83.51	64.93	75.76	109.49	79.29	82.59	16.54
		middle thigh	69.01	93.75	97.31	96.46	80.18	87.34	12.36
		above knee	57.17	69.55	78.20	90.39	90.39	77.14	14.22
		knee	61.09	78.93	65.83	84.31	72.66	72.56	9.43
		lower leg	95.48	88.69	104.27	115.06	82.42	97.18	12.87
	20 mmHg	upper thigh	77.63	71.87	73.74	50.82	68.66	68.54	10.42
		middle thigh	107.16	43.15	79.75	60.21	64.87	71.03	24.05
		above knee	92.50	67.91	51.87	77.03	95.07	76.88	17.90
		knee	79.62	22.28	87.08	73.78	73.78	67.31	25.76
		lower leg	98.78	116.60	68.71	103.69	43.07	86.17	29.81
toe skin blood flow	without cuff	—	76.57	115.42	85.13	82.05	95.12	96.10	3.67
	10 mmHg	upper thigh	90.74	84.27	66.90	88.78	115.35	102.41	5.64
		middle thigh	89.51	84.70	187.27	97.35	96.12	104.07	5.83
		above knee	121.40	95.40	97.29	116.46	88.64	100.14	4.43
		knee	100.50	67.49	110.33	78.25	105.95	104.20	6.87
		lower leg	99.23	73.01	122.26	110.93	166.57	100.00	3.05
	15 mmHg	upper thigh	116.05	38.38	132.88	111.02	97.34	99.14	36.26
		middle thigh	102.29	100.34	85.52	169.26	70.11	105.50	37.92
		above knee	85.98	96.72	82.14	100.55	73.56	87.79	10.95
		knee	105.14	76.70	77.61	154.90	80.82	99.03	33.35
		lower leg	163.67	120.78	64.23	108.50	76.98	106.83	39.16
	20 mmHg	upper thigh	56.72	91.55	108.33	88.68	94.82	88.02	19.05
		middle thigh	73.61	96.79	81.03	58.60	116.12	85.23	22.08
		above knee	90.72	69.72	122.90	85.91	80.26	89.90	20.04
		knee	55.56	85.66	110.75	134.78	86.35	94.62	29.78
		lower leg	96.46	67.90	86.08	132.20	60.77	88.68	28.16

Table 2-9 Mean and standard deviation of change in skin temperature of lower leg and toe (%) in five subjects using the mean data of the last five minutes at cuff pressure period.

	compression pressure	compression site	Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.
	without cuff	—	100.29	101.35	101.41	101.40	100.90	98.02	1.87
lower leg skin temperature	10 mmHg	upper thigh	101.50	100.84	99.76	99.89	100.45	100.13	2.16
		middle thigh	100.45	100.76	100.28	100.37	99.59	101.31	1.47
		thigh above knee	101.17	100.50	100.22	101.68	101.31	99.85	0.74
		knee	100.74	101.04	100.22	101.01	100.10	100.93	3.62
		lower leg	102.12	101.09	100.26	100.29	101.72	101.03	4.16
	15 mmHg	upper thigh	100.13	100.14	100.58	99.93	101.53	100.46	0.64
		middle thigh	98.73	100.76	99.69	100.08	100.99	100.05	0.90
		thigh above knee	100.59	100.50	100.12	100.59	100.71	100.50	0.22
		knee	99.44	101.04	99.90	99.44	100.81	100.13	0.76
		lower leg	102.12	101.09	100.22	102.08	100.81	101.26	0.83
	20 mmHg	upper thigh	101.10	100.34	99.87	99.77	99.39	100.09	0.66
		middle thigh	100.07	99.71	100.28	100.62	100.17	100.17	0.33
		thigh above knee	100.87	99.91	100.22	100.23	100.17	100.28	0.35
		knee	99.81	100.84	100.22	99.99	101.52	100.48	0.70
		lower leg	102.26	100.41	100.26	100.95	102.38	101.25	1.01
toe skin temperature	compression pressure	compression site	Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.
	without cuff	—	98.97	100.31	97.87	100.33	101.26	100.97	2.87
	10 mmHg	upper thigh	101.01	99.72	97.94	100.51	100.24	99.68	1.25
		middle thigh	100.24	99.41	101.50	98.84	98.66	98.66	2.38
		thigh above knee	102.35	100.59	101.46	98.67	106.64	100.04	1.99
		knee	101.92	99.06	102.98	100.37	98.90	97.90	3.34
		lower leg	100.48	99.18	98.48	103.79	100.15	100.69	1.44
	15 mmHg	upper thigh	100.23	98.34	100.66	100.14	100.24	99.92	0.91
		middle thigh	99.28	100.51	96.08	98.66	103.68	99.64	2.78
		thigh above knee	98.40	100.91	99.97	98.40	99.87	99.51	1.09
		knee	100.74	101.06	100.74	97.99	104.43	100.99	2.29
		lower leg	100.48	103.62	97.44	99.04	99.94	100.10	2.28
	20 mmHg	upper thigh	99.43	100.49	102.25	101.08	99.36	100.52	1.21
		middle thigh	100.18	99.90	99.49	100.42	102.32	100.46	1.09
		thigh above knee	100.09	98.23	105.71	99.73	99.39	100.63	2.92
		knee	99.28	98.99	99.34	98.48	101.28	99.47	1.07
		lower leg	101.20	98.57	100.43	98.31	102.01	100.10	1.62

Table 2-10 Results of two-way ANOVA of the change in lower leg and toe skin blood flow and skin temperature.

Factor of variation	D.F	skin blood flow		skin temperature	
		lower leg	toe	lower leg	toe
		F. value	F. value	F. value	F. value
A : pressure	3	8.54 **	0.85	2.35	1.20
B : site	4	3.20 *	1.44	4.25 *	0.50
A × B	12	0.74	0.62	1.31	0.70

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

下腿部皮膚血流量および皮膚温について多重比較検定を実施し、圧迫強度の影響を Fig. 2-9, Fig. 2-10 に、圧迫部位の影響を Fig. 2-11, Fig. 2-12 に示す。下腿部皮膚血流量は、圧迫強度が大きくなるにつれて有意に減少し、カフなしに比べ 20 mmHg 圧迫で約 35 % 減少した。また、カフなし及び 10 mmHg と、15, 20 mmHg との間で有意差が認められ、下腿部の皮膚血流量は、仰臥位時に下肢圧迫の影響を受けやすいことが示された。下腿部皮膚温は、分散分析では主効果が認められなかったものの、多重比較検定では、カフなし時の皮膚温上昇と比較して 15, 20 mmHg で圧迫すると有意に低下した。

圧迫部位間の影響について、下腿部皮膚血流量は、大腿最大囲及び膝囲圧迫時に減少率が大きく、下腿最大囲圧迫時に小さい傾向を示した。また、下腿部皮膚温は、下腿最大囲圧迫時に他の 4 部位と比較して有意に上昇することが示された。

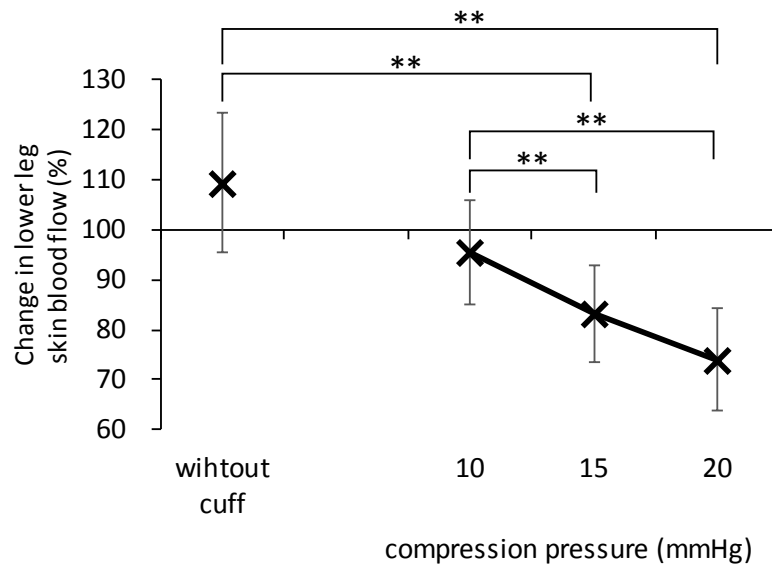


Fig. 2-9 Effects of compression pressure on the change in the lower leg skin blood flow and in the supine position. **: $p < 0.01$ significant difference.

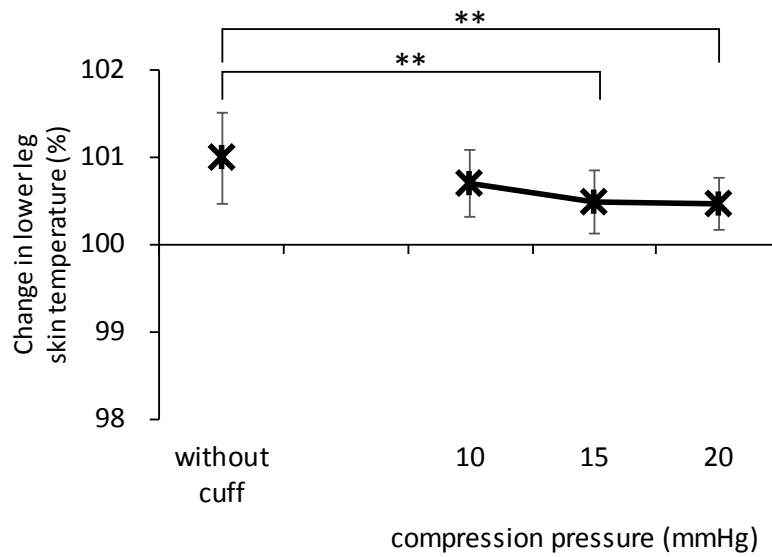


Fig. 2-10 Effects of compression pressure on the change in the lower leg skin temperature in the supine position. **: $p < 0.01$ significant difference.

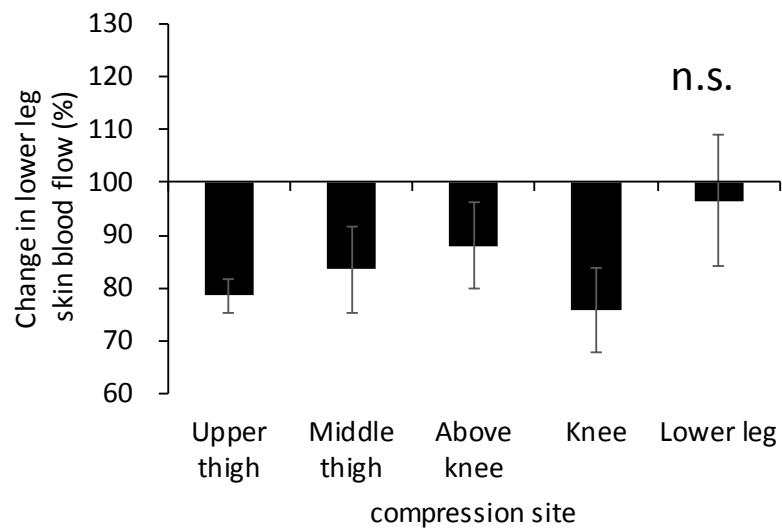


Fig. 2-11 Effects of compression site on the change in lower leg skin blood flow in the supine position. * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

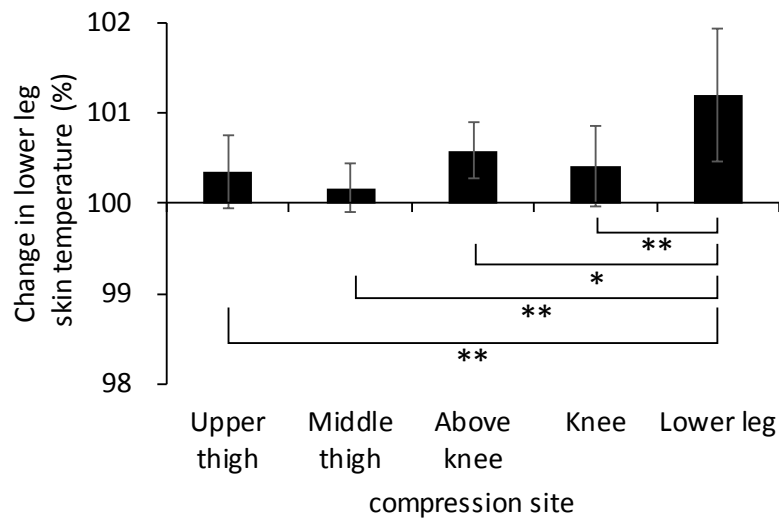


Fig. 2-12 Effects of compression site on the change in the lower leg skin temperature in the supine position. * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

2.3.3 官能評価

各被験者が迫終了直前に申告した圧迫感とむくみ感を Table 2-11 に示す。これらの申告値より、圧迫感及びむくみ感における圧迫部位と圧迫強度を要因とした二元配置分散分析の結果を Table 2-12 に示す。圧迫感及びむくみ感いずれも圧迫強度にのみ危険率 5%水準で有意な主効果が認められ、圧迫強度が圧迫感及びむくみ感に大きく影響することが示された。

Table 2-11 Pressure sensation and swelling sensation of five subjects in the supine position.

compression pressure	compression site	pressure sensation							swelling sensation						
		Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.	Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Sub. E	Mean	S.D.
without cuff	—	—	—	—	—	—	—	—	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.00	0.00
10 mmHg	upper thigh	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.00	0.00	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.00	0.00
	middle thigh	2.0	2.0	1.0	2.0	1.0	1.60	0.55	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.00	0.00
	above knee	1.0	2.0	1.0	3.0	3.0	2.00	1.00	2.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.20	0.45
	knee	2.0	2.0	1.0	1.0	2.0	1.60	0.55	1.0	2.0	2.0	2.0	1.0	1.60	0.55
	lower leg	2.0	1.0	1.0	3.0	1.0	1.60	0.89	2.0	2.0	2.0	1.0	1.0	1.60	0.55
15 mmHg	upper thigh	4.0	2.0	4.0	1.0	2.0	2.60	1.34	1.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.20	0.45
	middle thigh	3.0	1.0	2.0	2.0	2.0	2.00	0.71	3.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.60	0.89
	above knee	3.0	2.0	2.0	3.0	3.0	2.60	0.55	2.0	1.0	2.0	1.0	1.0	1.40	0.55
	knee	2.0	2.0	1.0	3.0	2.0	2.00	0.71	2.0	2.0	1.0	2.0	1.0	1.60	0.55
	lower leg	2.0	1.0	1.0	2.0	3.0	1.80	0.84	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.00	0.00
20 mmHg	upper thigh	2.0	3.0	3.0	4.0	2.0	2.80	0.84	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.00	0.00
	middle thigh	3.0	3.0	2.0	2.0	3.0	2.60	0.55	2.0	2.0	1.0	2.0	1.0	1.60	0.55
	above knee	3.0	4.0	2.0	2.0	2.0	2.60	0.89	2.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.40	0.55
	knee	3.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.20	0.45	1.0	2.0	1.0	2.0	2.0	1.60	0.55
	lower leg	2.0	2.0	1.0	2.0	2.0	1.80	0.45	2.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.40	0.55

Table 2-12 Results of two-way ANOVA of the change in pressure sensation and swelling sensation in the supine position.

Factor of variation		D.F	pressure sensation	swelling sensation
			F. value	F. value
A :	pressure	3	8.07 *	4.52 *
B :	site	4	2.08	2.22
A × B		12	1.09	1.66

∗: p<0.05 significant difference.

多重比較の結果を、圧迫強度については Fig. 2-13, Fig. 2-14 に、圧迫部位については Fig. 2-15, Fig. 2-16 に示す。圧迫強度が大きくなるにつれて圧迫感は強くなり、10 mmHg と 15, 20 mmHg との間に危険率 1% で有意差が認められた。また、むくみ感は、カフなしと比較して 15, 20 mmHg で有意に強く生じ、「ややむくむ」評価が増加した。圧迫部位の影響は、膝囲及び下腿最大囲圧迫時に比べて、大腿部である大腿最大囲、大腿中央囲及び膝上囲を圧迫することで圧迫感が強くなる傾向を示した。むくみ感は、膝囲圧迫時に強く生じやすく、大腿最大囲圧迫時に生じにくいことが示されたが、Table 2-11 に示す通り、むくみを感じる程度には個人差が見られた。

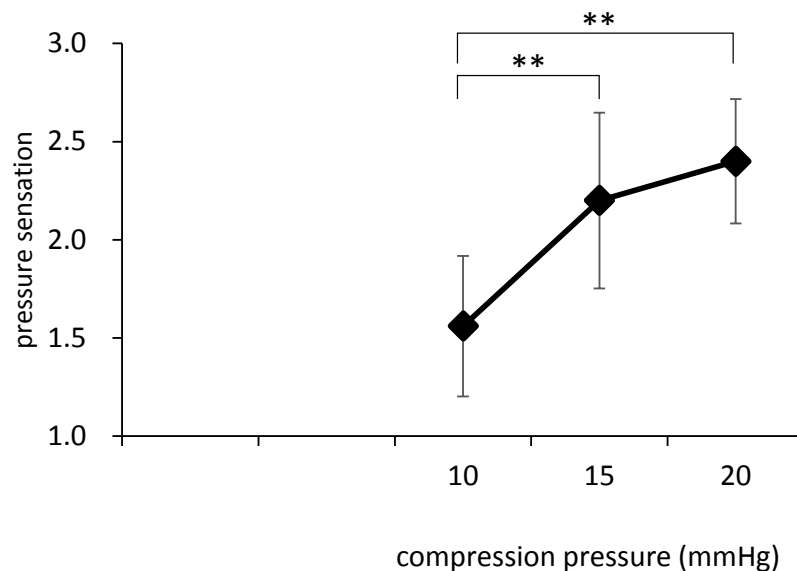


Fig. 2-13 Effect of compression pressure on pressure sensation in the supine position through multiple comparison. * : $p<0.05$, ** : $p<0.01$ significant difference.

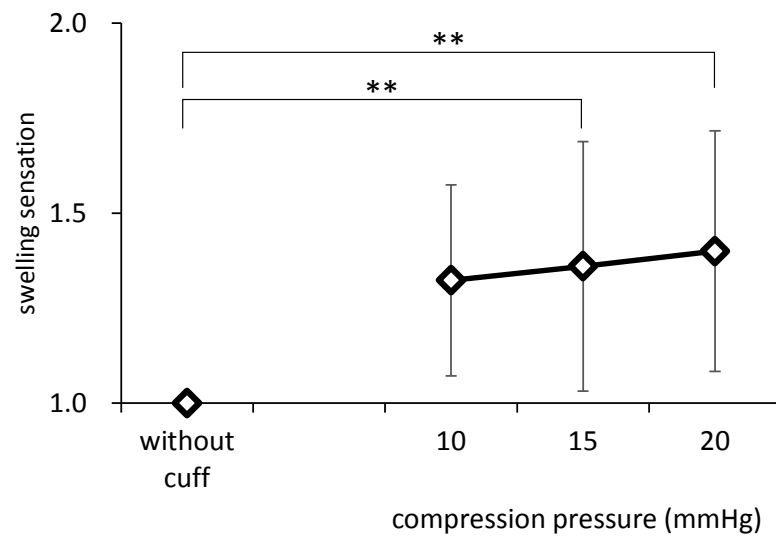


Fig. 2-14 Effects of compression pressure on swelling sensation in the supine position through multiple comparison. **: $p < 0.01$ significant difference.

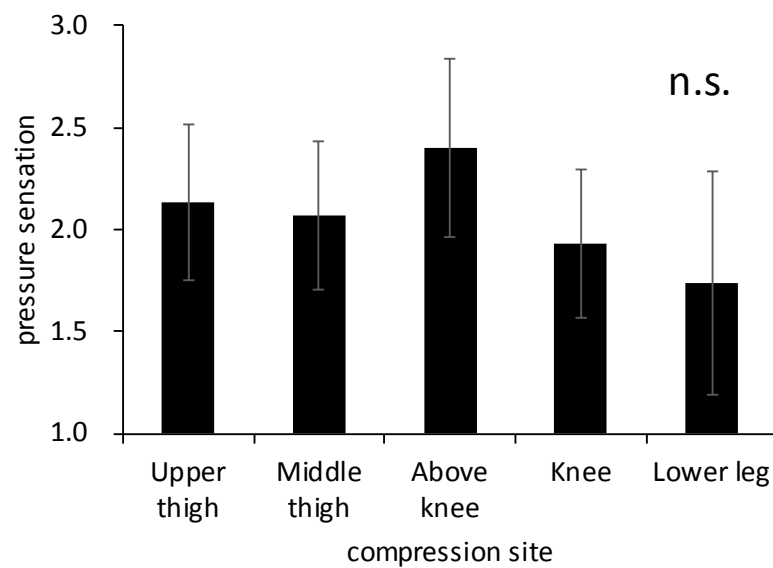


Fig. 2-15 Effects of compression site on the change in pressure sensation in the supine position through multiple comparison. There were significant differences.

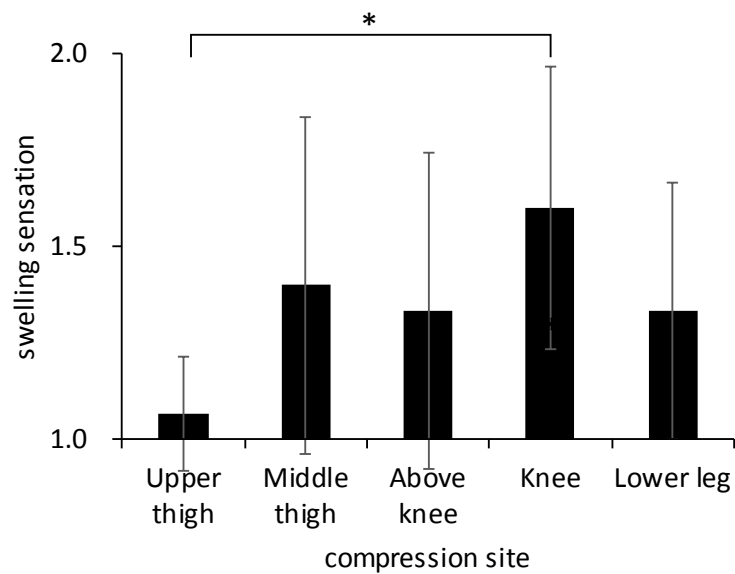


Fig. 2-16 Effects of compression site on the change in swelling sensation in the supine position through multiple comparison. *: $p < 0.05$ significant difference.

2.4 考察

本章では、静水圧の影響を排除し、仰臥位姿勢における下肢への局所圧迫が、人体生理・心理反応に及ぼす影響について、筋血流動態、皮膚血流量及び皮膚温、官能評価を指標として被験者実験により検討を行った。その結果、いずれの測定項目においても圧迫強度の影響を受け、圧迫部位差も見受けられる結果が得られた。先行研究と解剖生理学的な視点から考察し、下肢圧迫に関する基礎的な資料としたい。

2.4.1 仰臥位における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態に及ぼす影響

カフなしで、仰臥位安静を保持した場合、腓腹筋の OxyHb 及び StO₂ の変動はわずかであり、DeoxyHb 及び TotalHb は減少傾向を示した。Bringard et al. (2006) は 5 分間の仰臥位安静について、OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂ いずれも増加傾向ではあるが、増加率はわずかでであると報告している。本研究においても 5 分経過時、筋血流動態の変化率はわずかであり、Bringard et al. (2006) の報告と同様に StO₂ は増加傾向を示した。更に測定開始から 10 分経過以降、DeoxyHb 及び TotalHb は徐々に減少した。一般に、仰臥位から立位に姿勢変化した時、重力による下肢への血液貯留量は増加し、心臓への静脈還流量を低下させ、1 回心拍出量を低下させることが知られており (松川 2011)、立位安静時

に腓腹筋の DeoxyHb 及び TotalHb は増加することが報告されている（小櫃 2009）一方、仰臥位では、心臓－迷走神経反射による心拍数や心拍出量の調整が血圧維持に果たす役割が増大する（能勢ら 1997）と言われており、心拍数の低下、1 回心拍出量の増加を引き起こし、静脈還流量は増加する。本研究において、仰臥位安静時間の経過と共に静水圧の影響は排除され、下肢の静脈圧は低下し、貯留した静脈血が心臓へ戻ることで、腓腹筋の DeoxyHb 及び TotalHb は減少したのではないかと考えられる。

下肢を部位別に圧迫した場合、DeoxyHb 及び TotalHb は圧迫強度が大きくなるにつれて増加し、StO₂ は減少した。OxyHb の変動はわずかであったことから、DeoxyHb の増加が TotalHb の増加及び StO₂ の減少に寄与していると考えられる。特に、20 mmHg 圧迫は、DeoxyHb 及び StO₂ に有意な影響を及ぼすことが示された。腓腹筋 OxyHb の変動はわずかであったことから、下肢動脈への圧迫の影響は少ないものと推察される。一方で、仰臥位により静水圧の影響を受けにくく、下肢の静脈圧が低い状態で、20 mmHg で圧迫をすると、静脈は動脈に比べて血管壁の伸展性が高いため、血管が圧迫され、圧迫部位より末梢の静脈圧は上昇し、静脈血が滞留したものと考えられる（遠城寺ら 1995）。

圧迫部位の影響では、膝囲及び大腿最大囲圧迫時に DeoxyHb 及び StO₂ が有意に増加し、特に DeoxyHb はカフなしと比較して 15 mmHg 以上で有意に増加した。一方、最も影響が少なかった圧迫部位は膝上囲であり、圧迫強度に対する筋血流動態の閾値は、圧迫部位によって異なることが明らかとなった。この要因として、下肢各部位の組織構成の違いが考えられる。本実験では、いずれの圧迫部位に対しても同じ幅のカフを使用しているが、平田らは圧迫帯幅が狭い場合、十分に組織を圧迫できず、動脈に加わる圧力が低下することがあると述べている（平田ら 1995）。このことから、周径及び体積の大きい大腿最大囲にかかる圧力の影響は、膝囲や膝上囲より小さくなることも考えられるが、大腿最大囲の圧迫による影響は十分に観察された。この相違に対する要因は、脚部の圧縮特性の違いと下肢血管の位置関係ではないかと考えられる。圧縮荷重の増加に伴い圧縮変形量は下腿部より大腿部の方が大きいことが報告されている（諸岡ら 1997）。つまり、大腿部は圧迫により組織変形を生じやすいと言える。その上、大腿最大囲部浅部には大伏在静脈や小伏在静脈、大腿静脈などが存在するため（小櫃 2009）、比較的弱い圧迫強度でも静脈を圧迫し、DeoxyHb の増加を引き起こしたものと考えられる。また、膝には骨や腱、靱帯が集まり、

浅部には大伏在静脈や膝窩静脈などが存在し、脂肪や筋が少ない。従って、膝への圧力は、直接静脈を圧迫し、結果として筋血流動態への影響が大きくなったものと考えられる。

DeoxyHb 及び StO₂ の変動には個人差がみられ、圧迫強度・圧迫部位の違いにより変動の程度は異なった。しかし、今回測定した筋血流動態の結果と身体的特性との間に相関性は得られなかった。被験者間の要因は、下肢圧迫部位の皮膚圧縮特性によるものではないかと推察するが、今後の課題としてさらに検討が必要である。

下腿部皮膚血流量は、圧迫強度が大きくなるにつれて減少率も大きくなり、15, 20 mmHg 圧迫で有意に減少することが示された。また、大腿最大囲及び膝囲圧迫時に下腿部皮膚血流量は大きく減少した。この大腿最大囲及び膝囲の圧迫は、腓腹筋 DeoxyHb が増加しやすい部位でもある。これらの結果から、表在を流れていた血流は圧迫により阻害され、表在血流が流れている血管より深部に位置する細静脈、静脈へと移行し、滞留したのではないかと考えられる（小櫃 2009; 永坂 1993）。

下腿部皮膚温は、全ての圧迫強度条件において上昇したが、これは、本実験における仰臥位安静保持時間では十分な温熱的平衡が得られていなかったためではないかと考えられる。カフなしでの皮膚温上昇に比べ、下肢それぞれを圧迫した場合は、皮膚温上昇が抑制された。大腿部及び下腿部をそれぞれ圧迫すると、それより末梢の皮膚血流量は減少することが報告されており（川ら 1995）、本研究においても圧迫による下腿部皮膚血流量の減少により下腿部皮膚温の上昇抑制を引き起こしたものと考えられる。また、圧迫部位の違いが下腿部皮膚温へ与える影響については、大腿最大囲、大腿中央囲、膝上囲、膝囲に比べて下腿最大囲圧迫時に高値を示した。これは本実験の圧迫部位 5 部位の中で下腿最大囲が、皮膚血流量及び皮膚温の測定部位である右腓腹筋内側部に最も近い位置となり、カフを巻いたことによる影響が出たのではないかと考えられ、圧迫部位と測定部位との位置関係における保温効果や圧迫の影響については、今後の検討課題とする。

2.4.2 仰臥位における下肢への局所圧迫が心理反応に及ぼす影響

圧迫感及びむくみ感は、圧迫強度が大きくなるにつれて強くなる傾向が示された。圧迫感には圧迫部位差が認められなかったが、圧迫強度については 15 mmHg 以上で有意に増加した。むくみ感は、大腿最大囲より膝囲圧迫時に強くなり、圧迫部位が異なるとむくみ

感の程度も異なることが示唆された。大腿最大囲、膝囲いずれも **DeoxyHb** の増加率の大きい圧迫部位であるが、特に膝囲圧迫時は、**TotalHb** の増加率が大きい傾向を示した。これらの結果から、圧迫部位とそれより末梢側に滞留する血液量との関係性がむくみ感に影響を与えるのではないかと考えられる。また、下肢のむくみは、体液のうち細胞外にある組織間質液量が増加することで引き起こされると言われている。組織間質液量の増加は、静脈還流を制限し、静脈血が下肢に貯留し静脈圧を上昇させる。これにより毛細血管領域での濾過が亢進し、濾過された水分の再吸収が減少した場合にむくみは生じる（鷹股 2005）。大腿部への圧迫強度が強くなると、静脈内血液貯留量は増加し、毛細血管外へ水分移動速度は増加すると報告されており（浦滝ら 2002）、本研究でも下肢の部位別圧迫によって末梢血流は悪くなり、血管外へと水分が漏出し、組織間質液量の増加を引き起こした可能性も考えられる。圧迫部位によって下肢に生じるむくみ感の程度が異なる結果も踏まえ、血液量だけではなく、水分移動についても更なる検討を行い、むくみ感との関係性を示す必要があると考える。

これまでの **NIRS** を使用した先行研究では、筋代謝や血管調節が行われる動的な実験条件が多くみられる。立位安静時には静水圧の影響で、静脈還流量は減少し、**DeoxyHb** が停滞する（Bringard et al. 2006）。下肢ストレッチ時には、毛細血管の伸長及び血管径の減少により筋血流量が減少し、**OxyHb** の減少を引き起こすと言われている（木村ら 1996; 原ら 2004; 大塚ら 2012）。また、自転車や走行などの運動時では、運動強度によって筋血流動態が異なり（平井ら 2010）、**OxyHb** の変動が大きい。しかし本研究において、仰臥位安静時では、**OxyHb** の変動はわずかであり、圧迫による **DeoxyHb** の変動が **TotalHb** および **StO₂** を左右することが示された。特に **DeoxyHb** の増加は膝囲及び大腿最大囲圧迫時に影響が大きく現れたことから、圧利用のアパレル設計時に考慮すべき部位であることが示唆された。

2.5 要約

仰臥位安静時，下肢への部位別圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響を明らかにするため，健康な成人女性 5 名を対象に，気温 $29 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ ，湿度 $50 \pm 5\%\text{RH}$ の人工気候室で，カフなし，または大腿最大囲，大腿中央囲，膝上囲，膝囲，下腿最大囲のいずれかを血圧計用カフを用いて 10, 15, 20 mmHg 各強度で 15 分間圧迫を加えた．測定項目は，腓腹筋血流動態 (OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂)，下腿部・右足母指の皮膚血流量及び皮膚温，圧迫感，むくみ感である．

その結果，下肢の部位別圧迫で，DeoxyHb, TotalHb は増加，StO₂ は減少し，20 mmHg 圧迫で有意差が認められた．DeoxyHb は，膝囲及び大腿最大囲圧迫時に最も増加し，最も影響が少なかったのは膝上囲圧迫時であった．膝囲及び大腿最大囲を 15, 20 mmHg で圧迫すると DeoxyHb は有意に増加した．下腿部皮膚血流量は，15, 20 mmHg 圧迫で有意に減少し，下腿部皮膚温は低下した．圧迫感は 15 mmHg 以上で有意に増加した．むくみ感は，膝囲圧迫時に最も大きく，大腿最大囲圧迫時に小さいことが示された．

これらの結果から，仰臥位においては 15～20 mmHg 以上の局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に影響を及ぼす限界圧となることが明らかとなり，睡眠用など仰臥位で利用される圧利用アパレルにおいては，特に膝囲及び大腿最大囲が圧力設計時に十分考慮すべき部位であることが示唆された．

引用・参考文献

Bringard A., Deis R., Belluye N., Perrey S.; Effects of compression tights on calf muscle oxygenation and venous pooling during quiet resting in supine and standing positions, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46 (4): 548-554 (2006)

遠城寺宗知監修, 病理学 [第 6 版], 居石克夫, 恒吉正澄編, 医学書院, (1995)

原貴也, 宅間豊; 腓腹筋の持続伸張が局所筋酸素動態²及ぼす影響, 土佐リハビリテーションジャーナル, 3: 31-36 (2004)

平井正文, 岩井武尚; 新弾性ストッキング・コンダクター 静脈疾患・リンパ浮腫における圧迫療法の基礎と臨床応用, へるす出版, (2010)

平田耕造, 吉田美奈子; 上肢末梢皮膚血流量血流量に及ぼす圧迫強度と圧迫帯幅の影響—レーザー・ドップラー法による検討—, 織消誌, 36 (1): 154-161 (1995)

石丸園子, 中村美穂, 野々村千里, 横山敦士; 人体への加圧部位の違いが心理・生理特性に及ぼす影響, 人間工学, 46 (5): 325-335 (2010)

衣服圧研究会, 主査 文化女子大学, 副査 東京都立産業技術研究センター, 主催 (社) 人間工学研究センター; ストレッチ素材を用いた衣料の衣服圧測定法吐表示方法に関する提言, (2007.6.)

川秀子, 諸岡晴美, 北村潔和, 諸岡英雄; 下肢各部の局所圧迫が皮膚血流量に及ぼす影響—サポートパンティストッキングの設計指針を得るための試み—, 織消誌, 36 (7): 491-494 (1995)

木村直人, 岩根久夫, 勝村俊仁, 下光輝一, 浜岡隆文, 柔森眞介; ストレッチングの実施時間の相異が前腕骨格筋の血行動態に及ぼす影響—筋赤外分光法 (NIRS) による評価—, *J. Phys. Fit Nutr. Immunol.*, 6 (2): 137-144 (1996)

松川寛二; 体位変化試験, 48 (4): 298-302 (2011)

諸岡晴美, 中橋美幸, 諸岡英雄; 脚部の圧縮特性とパンティストッキングの圧迫における年齢差, 織消誌, 38 (6): 324-332 (1997)

永坂鉄夫; 皮膚・粘膜血流異常と自律神経, 東京女子医科大学雑誌, 36 (1): 62-67 (1993)

能勢博, 広瀬宗孝, 中嶋康文, 鷹股亮, 陳勉; 体液浸透圧変化の循環調節に及ぼす影響, 日臨麻会誌, 17 (10): 585-588 (1997)

NPO 法人日本着圧協会

<http://chakuatu.info/organization/history/> (2015.11.22.閲覧)

大塚翔太, 中嶋翔吾, 柏木彩矢菜, 南頼康, 森沢知之, 高橋哲也; 筋ストレッチの強度, 時間変化による筋酸素動態の変化, 理学療法科学, 27 (5): 593-598 (2012)

小櫃由樹夫; 解剖, 脈管学, 49: 195-200 (2009)

須藤明治, 渡辺剛, 角田直也; 運動後に行った足浴時 (20℃) の筋血流酸素動態の変化, 国士館大学体育研究所報, 28: 51-57 (2009)

鷹股亮; 動時の全身循環および体温調節機能をサポートする下肢圧迫法の開発, デサントスポーツ科学, 26: 95-102 (2005)

浦滝真理子, 大田祐治; 褥瘡初期発赤時の間質液量増加, 生活工学研究, 4 (2): 254-257 (2002)

綿貫茂喜, 三平和雄; 下肢部の局所的圧迫が皮膚温及び筋電位に及ぼす影響について, *Annals Physiol. Anthropol.*, 6 (2): 69-74 (1987)

Watanuki S., Murata H., Effects of Wearing Compression Stockings on cardiovascular responses., *Ann. Physiol. Anthropol.*, 13 (3): 121-127 (1994)

第3章

立位時における下肢の部位別圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

3.1 緒言

人体は仰臥位から座位や立位へ、また立位から仰臥位へと体位変換を行う際に静水圧の影響を受ける。仰臥位から立位へ体位変換をした場合、長軸方向の静水圧差が増加し、血液が下方へと移行し、下肢の静脈圧は上昇して、血液貯留を引き起こす（森田ら 2012）。そのため、静脈還流量は低下し、心臓に戻る血液量が減少し、一回心拍出量は低下するとされている（松川 2011）。長時間の立位保持は、下肢への血液貯留を増加させ、血中水分が細胞外間隙へ移動することによって、むくみを引き起こす。医療用弾性ストッキングは、血管のろ過と再吸収を促進させることで、むくみ改善効果があると考えられている（平井 2005）。現在販売されている圧利用アパレルの中には、外部から身体へ圧を加えることによって、血管径を縮小させ、静脈還流量を増加させることが期待されたものも存在する。また、運動後の回復期における弾性ストッキングの効果を検討した研究が見られる。運動により筋組織酸素動態は大きく変化し、高強度の運動では乳酸が蓄積される。これを運動後の回復期で元の状態へ戻すため、弾性ストッキングなどの衣服圧による疲労回復効果が期待されている。しかしながら、立位姿勢によって静水圧の影響を受ける下肢に対し、局所圧迫、特に圧迫部位及び圧迫強度が筋・皮膚血流動態へどのような影響を与えるのかは明らかではなく、圧利用アパレル設計の視点から、運動後の立位時における局所圧迫の影響について近赤外分光法（NIRS）を用いて検討した研究は見られない。

そこで本章では、異なる 2 つの立位条件における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流量及び心理反応に与える影響を明らかにすることを目的として被験者実験を行った。立位 1 では、体位変換による静水圧がかかる立位時について、立位 2 では、筋ポンプ作用が起こっている軽運動後の立位保持について検討を行った。

なお、第 2 章と同様に、圧力の単位について、SI 単位では Pa と示すが、本章では研究方法において水銀血圧計による条件設定を行っているため、圧力は mmHg で記述する。また、圧利用アパレルの圧力表記は hPa が推奨されているため（衣服圧研究会 2007; NPO 法人日本着圧協会 2007）、引用文献の圧力は mmHg (hPa) で記述する（平井ら 2010）。

3.2 方法

3.2.1 被験者

被験者は健康な成人女性計 10 名で、被験者の身体特性を Table 3-1 に示す。実験は、次の 3.2.2 圧迫条件で示す、圧迫部位 3 条件毎に 7 名ずつで実験を行った。被験者には実験前に実験内容を十分に説明し、書面にて同意を得た。また、本実験は、文化学園大学倫理専門委員会の審査、承認（平成 27 年 5 月 29 日 承認番号：S15C02）を得て実施した。実験は、いずれの被験者も卵胞期に統一し、同一被験者に対して同時間帯で行った。

Table 3-1 Physical characteristics of subjects.

Subject		Age	Height	Weight	BMI		
		(Years)	(m)	(kg)			
	A	22	1.56	62.1	25.4		
	B	21	1.59	61.0	24.3		
	C	31	1.60	53.3	20.9		
	D	21	1.59	57.1	22.5		
	E	22	1.59	46.4	18.5		
	F	21	1.62	50.2	19.1		
	G	35	1.63	31.1	22.9		
	H	38	1.56	45.6	18.8		
	I	28	1.62	56.8	21.7		
	J	28	1.68	53.0	18.8		
mean±S.D. (※)	thigh	24.6 ± 4.3	1.61 ± 0.04	56.2 ± 4.4	21.8 ± 2.5		
	knee	25.1 ± 6.7	1.59 ± 0.02	53.7 ± 6.7	21.4 ± 2.8		
	lower leg	27.4 ± 7.0	1.61 ± 0.04	50.7 ± 10.0	21.2 ± 2.2		
Subject	Circumference (cm)			Compression site conditions			
	thigh	knee	lower leg	thigh	knee	lower leg	
	A	39.4	38.6	36.5	○	○	
	B	44.4	39.9	38.0	○	○	○
	C	39.6	36.1	33.0	○	○	
	D	41.5	36.6	38.4	○	○	○
	E	36.7	35.7	31.8		○	
	F	38.2	34.4	33.6	○	○	○
	G	43.2	39.0	38.7			○
	H	36.6	32.8	33.0	○	○	○
	I	41.6	36.6	35.6	○		○
	J	42.0	37.2	35.8			○
mean±S.D. (※)	thigh	41.0 ± 2.1	37.1 ± 1.8	35.8 ± 2.0	○: the subject who was conducted in the compression site.		
	knee	39.3 ± 3.0	36.3 ± 2.4	34.9 ± 2.6			
	lower leg	41.1 ± 2.7	36.6 ± 2.4	36.2 ± 2.2			

※ Mean and S.D. of the physical characteristics in each compression site conditions.

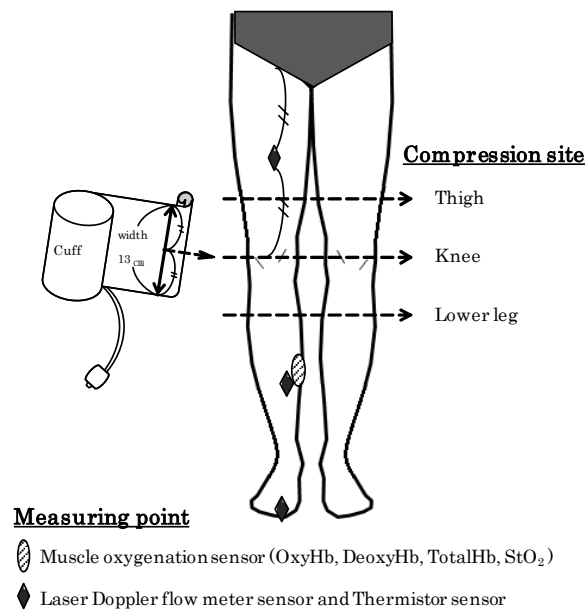


Fig. 3-1 Compression site and measuring points.

3.2.2 圧迫条件

圧迫条件は、Fig. 3-1 に示す通り、膝上囲（以下、大腿と略す）、膝囲（以下、膝と略す）、下腿最大囲（以下、下腿囲）の計 3 部位を対象とし、カフを巻いて圧を加えない状態を 0 mmHg 及び 20, 40 mmHg (0.0, 26.7, 53.3 hPa) の計 3 強度でそれぞれ圧迫した。各圧迫条件は、1 日に 1 回の実験で無作為に実施し、両脚囲を同強度で圧迫した。

3.2.3 測定項目及び測定方法

① 筋血流動態測定

測定には、第 2 章と同様に OMEGAWAVE 社製レーザー組織血液酸素モニター, BOM-L1 TRW を使用した。測定部位は右腓腹筋内側部で、測定対象中の組織酸素化血液量 (OxyHb)、組織脱酸素化血液量 (DeoxyHb) を測定し、組織全血液量 (TotalHb) と、組織酸素飽和度 (StO₂) を測定した。測定深度は 1.5~3.0 cm とし（原ら 2004; 須藤ら 2009; 大塚ら 2012）、筋血流測定用センサは右腓腹筋内側筋腹下縁に貼り付けた。

② 皮膚血流量及び皮膚温測定

皮膚血流量測定には、アドバンス社製のレーザー血流計 ALF21D を、皮膚温測定にはサ

一ミスター温度計を用い，筋血流センサを張り付けた位置から 3cm 外側の下腿部と，右足母指（以下，足母指と略す）背側及び右大腿部前面中央部（以下，大腿部と略す）に各センサを貼り付けた（Fig.3-1）．それぞれ安立計器株式会社製のデータコレクタ AM-7052 及び AM-8061 E を用い，サンプリング周波数 1 Hz で収録を行った．

③ 官能評価

官能評価は第 2 章と同様の評価尺度を用いて，圧迫感及びむくみ感について，座位安静時，立位圧迫後 10 分経過時，運動前，運動中 10 分経過時，運動終了前，実験終了前の計 6 回調査した．官能評価尺度を Table 3-2 に示す．

Table 3-2 Scales of sensory evaluation.

Pressure sensation	Swelling sensation
1 not tight	1 none
2 not tight but feeling	2 slight swelling
3 slightly tight	3 swelling
4 tight	4 severe swelling
5 very tight	

3.2.4 実験手順

前室で十分な座位安静を保った後，気温 $27^{\circ}\text{C}\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ ，湿度 $50\pm 5\%\text{RH}$ の人工気候室にて行った．人工気候室入室後，被験者各自のブラジャーとショーツの上から，綿 100% の七分袖シャツとショートパンツを着用させ，10 分間座位安静を保たせた．その後，30 分間の仰臥位安静を維持させ，実験を開始した．実験は，10 分間座位安静を保たせ，その後，立位姿勢に移行した．立位姿勢に移行して 1 分以内に，被験者の両膝に幅 13cm の血圧計用カフを巻き，局所的な圧迫を加えた．なお，0 mmHg については，カフが実験中に落下することを防ぐために，弱粘性の両面テープで圧迫部位へ貼り付けたため，カフを巻いたことによる接触圧は避けられないが，カフ装着時は余計な圧を加えないように十分配慮した．被験者は立位安静を 20 分間（以下，立位 1 または Stand 1 と称す）保持した後， $\dot{V}\text{O}_2\text{max}30\%$ の踏み台昇降運動を 20 分間（以下，運動 または Exercise と称す）行い，再び立位安静を

10 分間（以下，立位 2 または Stand 2 と称す）保持させた（Fig. 3-2）.

立位時には，重心動揺による下肢筋張力の変化を抑えるため，歩行器を被験者の肘の高さに固定し，腕を乗せてもらい，上体を保持させた．運動時には，高さ 5 cm の踏み台を使用し，着地する足の位置が一定の距離となるよう，踏み台に印をつけた（Fig. 3-3）.

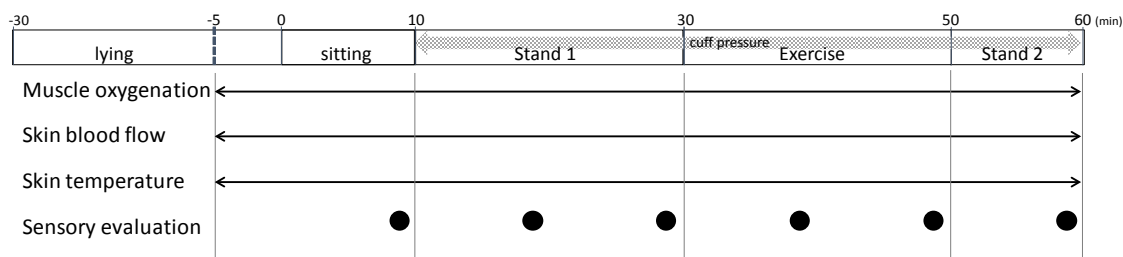


Fig. 3-2 Experimental protocol.



Fig. 3-3 Condition of the experiment in Exercise.

3.2.5 解析方法

得られた結果は，仰臥位安静後半 5 分間の平均値を 100% として，5 分間毎に変化率の平均値と標準偏差を求めた．各測定項目それぞれの結果のうち，立位 1 では立位後 20 分目と基準となる仰臥位安静後半 5 分間の平均値との差分 ($\Delta\%$ と称す) を，立位 2 では運動後の立位 10 分目を解析対象とした．なお，立位 2 で用いる値は，運動 20 分目の値から運動後の立位 10 分目の値を除いた差分 ($\Delta\%$ と称す) で比較した（Fig. 3-4）．圧迫強度と圧迫部位について対応のある二元配置分散分析及び Bonferroni 法による多重比較検定を行った．

官能評価は圧迫終了前及び実験終了前の値を用いて同様に対応のある二元配置分散分析及び Bonferroni 法による多重比較検定を行った。また、各圧迫部位それぞれの圧迫強度の影響については、対応のある一元配置の分散分析を用い、有意差が得られた場合、Bonferroni 法による多重比較検定を行った。統計解析には SPSS Ver.21.0 for Windows を用いた。

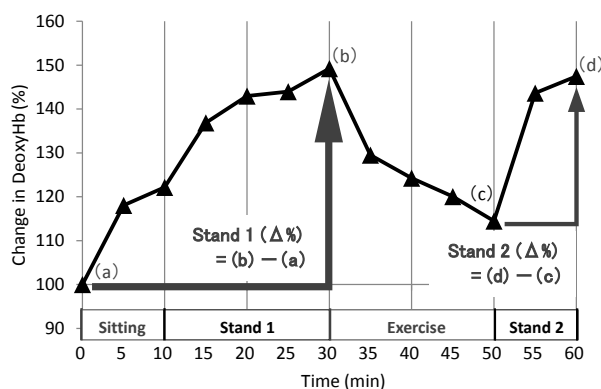


Fig. 3-4 Arrows indicate $\Delta\%$ which were calculated the differences of Stand 1 and Stand 2.

3.3 結果

3.3.1 立位 1 における筋・皮膚血流動態及び心理反応への影響

① 筋血流動態

Fig. 3-5 に、筋血流動態の経時変化を被験者 7 名の平均値で圧迫部位別に示す。また、Table 3-3 に、立位 1 における腓腹筋血流動態の変化率 ($\Delta\%$) を示す。仰臥位から立位へと体位変換をすると、OxyHb は減少し、DeoxyHb 及び TotalHb は増大し、結果として StO₂ は低下した。立位 1 において静水圧の影響により静脈血の貯留が下肢で引き起こされているものと考えられる。圧迫強度及び圧迫部位を要因とする二元配置分散分析を行った結果、立位 1 における腓腹筋血流動態にはいずれの項目においても圧迫部位及び圧迫強度の有意な主効果が認められなかったが、StO₂ の変化は、DeoxyHb の変化を反映した結果となった。本実験では仰臥位安静から 10 分間座位姿勢を保持し、その後立位 20 分間保持させ、立位と同時に圧迫を下肢に加えた。その結果 20 分間の立位保持では、腓腹筋血流動態への圧迫強度及び圧迫部位の影響は認められないことが示された。

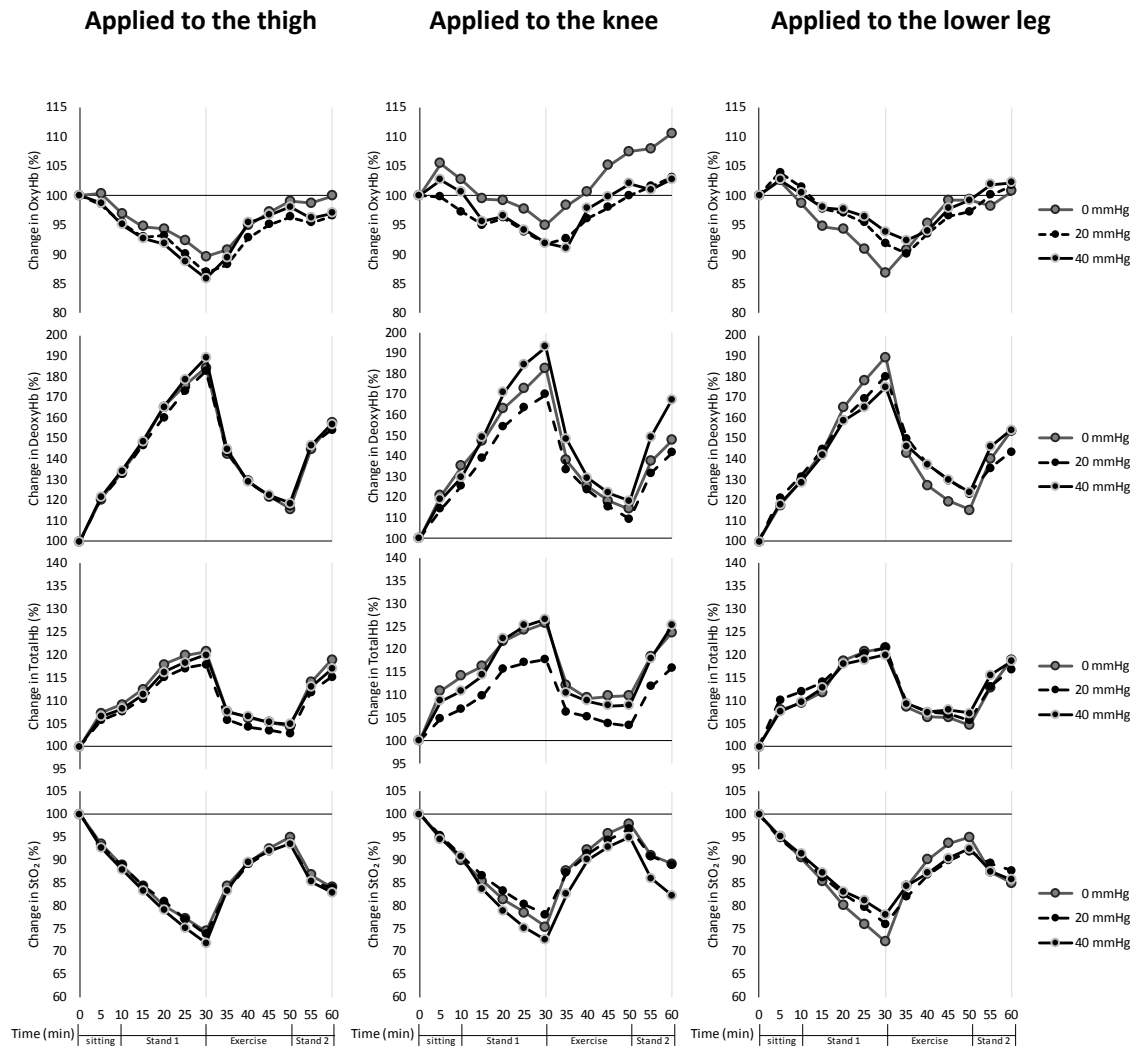


Fig. 3-5 Change in mean muscle oxygenation (OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂) applied to the thigh, knee and lower leg (n=7).

Table 3-3 Mean and standard deviation of the change in the muscle oxygenation ($\Delta\%$) in Stand 1 (n=7).

(Δ%)	compression site	compression pressure					
		0 mmHg		20 mmHg		40 mmHg	
OxyHb	thigh	-10.40	± 7.96	-13.08	± 10.17	-14.10	± 6.31
	knee	-5.02	± 12.88	-8.23	± 3.77	-8.10	± 10.46
	lower leg	-13.20	± 7.58	-8.18	± 5.70	-6.17	± 8.77
DeoxyHb	thigh	84.45	± 29.70	82.73	± 23.28	89.28	± 32.11
	knee	82.52	± 17.47	69.95	± 17.97	93.10	± 19.92
	lower leg	89.44	± 21.61	80.21	± 20.08	74.81	± 18.61
TotalHb	thigh	20.77	± 7.42	17.93	± 5.08	19.94	± 7.63
	knee	25.66	± 9.93	17.77	± 5.56	26.49	± 10.06
	lower leg	21.55	± 2.70	21.56	± 3.34	20.02	± 6.43
StO ₂	thigh	-25.61	± 7.95	-26.23	± 9.26	-28.17	± 7.07
	knee	-24.61	± 6.31	-21.98	± 4.64	-27.46	± 4.55
	lower leg	-27.94	± 5.33	-24.07	± 4.37	-21.90	± 5.42

② 皮膚血流量及び皮膚温

Fig. 3-6 に、仰臥位から座位、立位へと移行した時の皮膚血流量の経時変化を仰臥位を100%とした変化率で圧迫部位別に示す。Table 3-4 には、立位 1 における大腿部、下腿部及び足母指の皮膚血流量の変化率 ($\Delta\%$) を示す。二元配置分散分析を行った結果、圧迫強度と圧迫部位いずれも有意な主効果は認められなかった。仰臥位から立位へと体位変換をすると、大腿部及び下腿部の皮膚血流量は約 50%内外減少した。足母指皮膚血流量は、時間経過とともにわずかに増加傾向を示したが、被験者によって変化が異なり、一様の傾向は認められなかった。足母指の皮膚血流量の変化は、20 分間の立位保持に伴う無意識下での重心移動や足母指動作などが影響したものと考えられる。

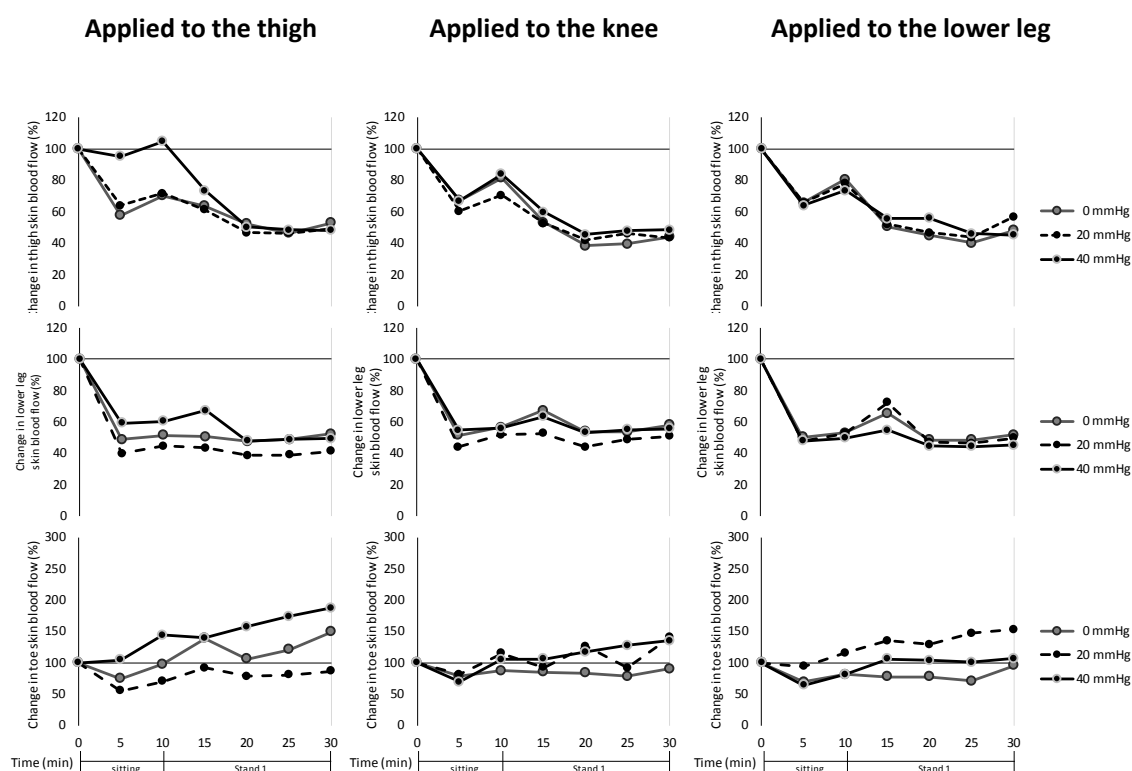


Fig. 3-6 Change in mean skin blood flow in the thigh, lower leg and toe applied to the thigh, knee and lower leg in Stand 1 (n=7).

Table 3-4 Mean and standard deviation of change in the skin blood flow ($\Delta\%$) in Stand 1 (n=7).

skin blood flow ($\Delta\%$)	compression site	compression pressure		
		0 mmHg	20 mmHg	40 mmHg
thigh	thigh	-46.96 \pm 29.25	-50.99 \pm 14.01	-51.87 \pm 15.87
	knee	-55.83 \pm 15.74	-56.48 \pm 23.14	-51.53 \pm 24.37
	lower leg	-51.84 \pm 21.52	-43.07 \pm 39.82	-54.58 \pm 21.00
lower leg	thigh	-47.84 \pm 15.60	-58.80 \pm 15.00	-50.58 \pm 12.35
	knee	-41.88 \pm 30.47	-49.05 \pm 27.63	-44.35 \pm 23.04
	lower leg	-48.18 \pm 17.18	-50.45 \pm 26.61	-54.93 \pm 17.23
toe	thigh	49.36 \pm 87.65	-13.32 \pm 26.65	87.52 \pm 119.64
	knee	166.28 \pm 466.76	40.40 \pm 100.31	35.03 \pm 104.69
	lower leg	-4.83 \pm 34.09	52.73 \pm 95.49	6.62 \pm 81.21

Fig. 3-7 に、仰臥位から座位、立位へと移行した時の大腿部、下腿部及び足母指の皮膚温の経時変化を仰臥位を 100%とした変化率で圧迫部位別に示す。Table 3-5 に、立位 1 における大腿部、下腿部及び足母指の皮膚温の変化 ($\Delta\%$) を示す。仰臥位から立位姿勢へと移行による皮膚温の変化は皮膚血流量と同様に、大腿部及び下腿部では低下し、足母指では立位後に増加傾向を示したが、被験者により異なり、一定の傾向が見られなかった。圧迫強度及び圧迫部位を要因とする二元配置分散分析を行った結果、いずれの皮膚温測定部位においても、各所圧迫強度の影響は認められなかったが、圧迫強度については、大腿部及び下腿部の皮膚温は、圧迫強度の増加と共に低下する傾向を示した。圧迫部位については、下腿圧迫時は、大腿と膝圧迫時と比較して皮膚温が上昇する傾向を示した。

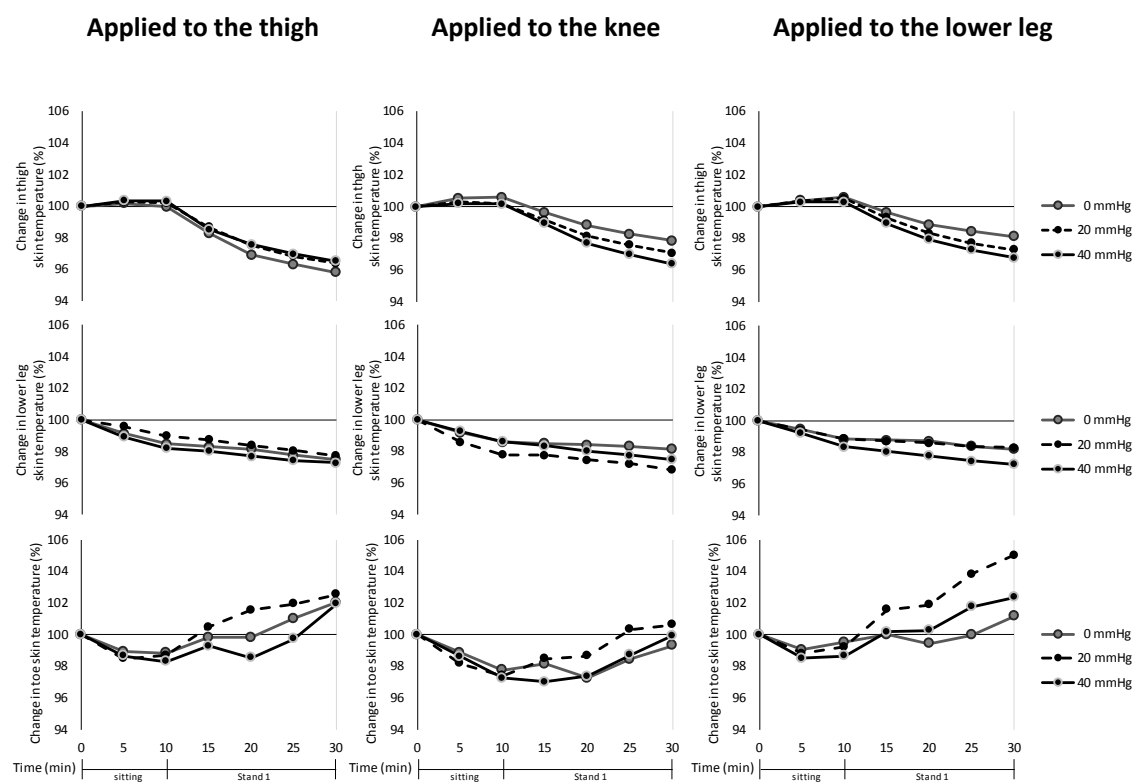


Fig. 3-7 Change in mean skin temperature in the thigh, lower leg and toe applied to the thigh, knee and lower leg in Stand 1 (n=7).

Table 3-5 Mean and standard deviation of change in the lower leg skin temperature ($\Delta\%$) in Stand 1 (n=7).

skin temperature ($\Delta\%$)	compression site	compression pressure					
		0 mmHg		20 mmHg		40 mmHg	
thigh	thigh	-3.68 \pm	1.43	-3.35 \pm	1.04	-3.07 \pm	1.57
	knee	-1.79 \pm	1.63	-3.01 \pm	1.33	-3.18 \pm	2.33
	lower leg	-1.78 \pm	1.03	-2.37 \pm	1.79	-3.09 \pm	1.21
lower leg	thigh	-2.49 \pm	0.79	-2.26 \pm	0.84	-2.71 \pm	1.60
	knee	-1.84 \pm	2.28	-3.15 \pm	1.54	-2.52 \pm	1.00
	lower leg	-1.78 \pm	0.61	-1.68 \pm	0.98	-2.75 \pm	1.13
toe	thigh	1.82 \pm	4.24	0.91 \pm	4.73	-0.24 \pm	4.70
	knee	-1.82 \pm	5.18	-0.38 \pm	4.53	-0.13 \pm	8.00
	lower leg	0.99 \pm	3.07	5.07 \pm	8.52	1.27 \pm	8.08

③ 官能評価

Fig. 3-8 に、圧迫感及びむくみ感の経時変化を被験者 7 名の平均値で圧迫部位別に示す。いずれの圧迫部位においても、立位 1 の 20 分間に圧迫強度が大きいほど圧迫感も強くなり、むくみ感も立位保持時間が長いほど強くなることが確認された。立位 1 における圧迫感とむくみ感を Table 3-6 に各被験者のデータ及び 7 名の平均値で示す。また、圧迫強度及び圧迫部位を要因とする二元配置分散分析を行った結果を Table 3-7 に示す。圧迫感は危険率 1%水準で、むくみ感も 5%水準で有意な圧迫強度の主効果が認められた。圧迫部位についてはいずれも有意な影響は認められなかった。

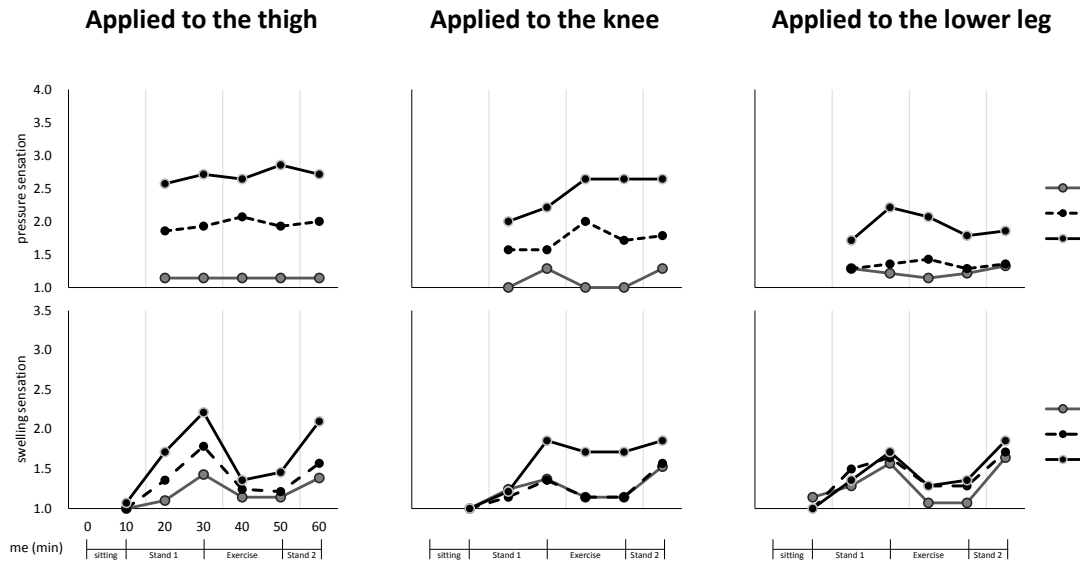


Fig. 3-8 Change in the mean pressure and swelling sensation in the thigh, lower leg and toe applied to the thigh, knee and lower leg in Stand 1 (n=7).

Table 3-6 Pressure and swelling sensation of seven subjects in Stand 1.

		pressure sensation									
compression pressure	compression site	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD	
0 mmHg	thigh	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.1	0.4	
	knee	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.0	2.0	1.3	0.5	
	lower leg	1.5	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.2	0.4	
20 mmHg	thigh	3.0	1.0	2.0	1.0	2.0	2.0	2.5	1.9	0.7	
	knee	1.5	1.0	1.0	2.0	2.0	1.5	2.0	1.6	0.4	
	lower leg	1.5	2.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.4	0.5	
40 mmHg	thigh	3.5	3.0	2.0	1.0	2.0	3.5	4.0	2.7	1.1	
	knee	3.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.5	2.2	0.4	
	lower leg	2.5	2.0	2.0	2.0	2.0	1.0	4.0	2.2	0.9	
		swelling sensation									
compression pressure	compression site	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD	
0 mmHg	thigh	1.5	1.0	1.0	2.0	1.0	1.5	2.0	1.4	0.4	
	knee	1.0	1.0	1.2	2.0	1.2	2.0	1.2	1.4	0.4	
	lower leg	2.5	2.0	1.0	2.0	1.0	1.0	1.5	1.6	0.6	
20 mmHg	thigh	2.5	1.5	1.0	2.0	1.0	1.5	3.0	1.8	0.8	
	knee	1.5	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	2.0	1.4	0.5	
	lower leg	2.0	1.5	1.0	2.0	1.0	2.0	2.0	1.6	0.5	
40 mmHg	thigh	2.5	3.0	1.0	3.0	1.0	2.5	2.5	2.2	0.9	
	knee	3.5	1.0	1.0	1.5	2.0	2.0	2.0	1.9	0.9	
	lower leg	2.0	2.0	1.0	2.0	1.0	2.0	2.0	1.7	0.5	

Table 3-7 Results of two-way ANOVA of the pressure and swelling sensation in Stand 1.

Factor of variation		D.F	pressure sensation F. value	swelling sensation F. value
A :	pressure	2	40.079 **	6.716 *
B :	site	2	1.766	1.572
A × B		4	1.26	1.031

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

立位 1 における圧迫感とむくみ感を圧迫強度について多重比較を行った結果を Fig. 3-9, Fig. 3-10 に示す。圧迫感は、すべての強度間に有意差が認められ、圧迫強度が大きくなるほど有意に強くなることが示された。むくみ感については、0 mmHg と 40 mmHg との間に有意差が認められ、40 mmHg 圧迫でむくみ感を生じさせることが示された。圧迫部位間の違いによる差は認められなかった。

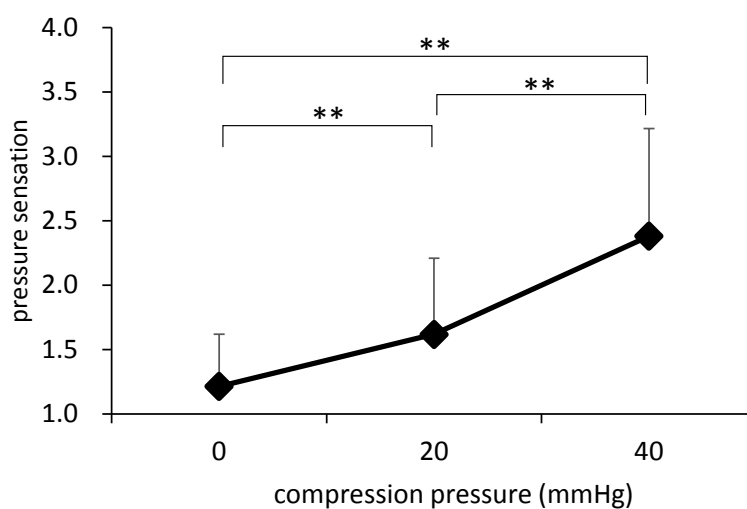


Fig. 3-9 Effects of compression pressure on pressure sensation in Stand 1 through multiple comparison. **: $p < 0.01$ significant difference.

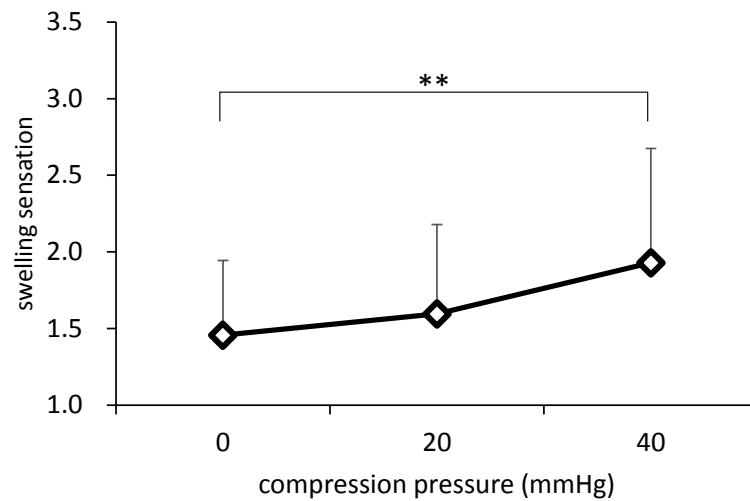


Fig. 3-10 Effects of compression pressure on swelling sensation in Stand 1 through multiple comparison. **: $p < 0.01$ significant difference.

立位 1 における圧迫感及びむくみ感について圧迫部位別に圧迫強度の影響を比較した結果を Fig. 3-11, Fig. 3-12 に示す。圧迫感はいずれの圧迫部位においても 0 mmHg と比較して 40 mmHg で有意に強いと示され、膝と下腿圧迫時と比較して、大腿圧迫時に強くなる傾向を示した。大腿圧迫時のむくみ感は圧迫感と同様に、膝と下腿圧迫時に比べて強くなる傾向があり、圧迫強度が大きいほどその程度も大きいことが示された。膝圧迫時は 0, 20 mmHg と比較して 40mmHg で強くなる傾向を示し、下腿圧迫時は圧迫強度の影響を受けにくいことが示唆された。

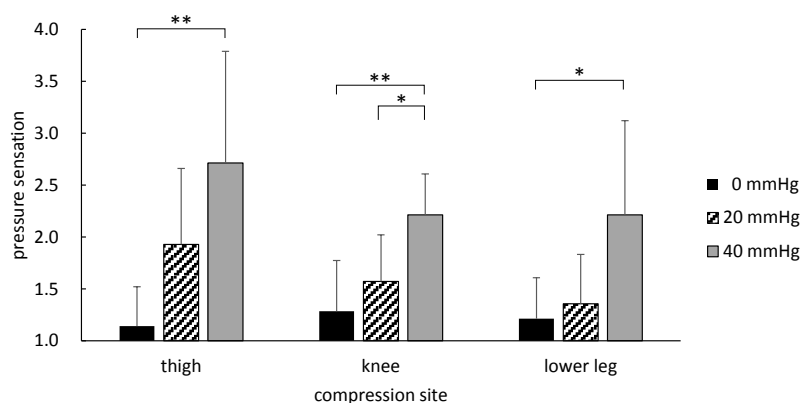


Fig. 3-11 Mean and standard deviation of pressure sensation in Stand 1 (n=7). *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$ significant difference.

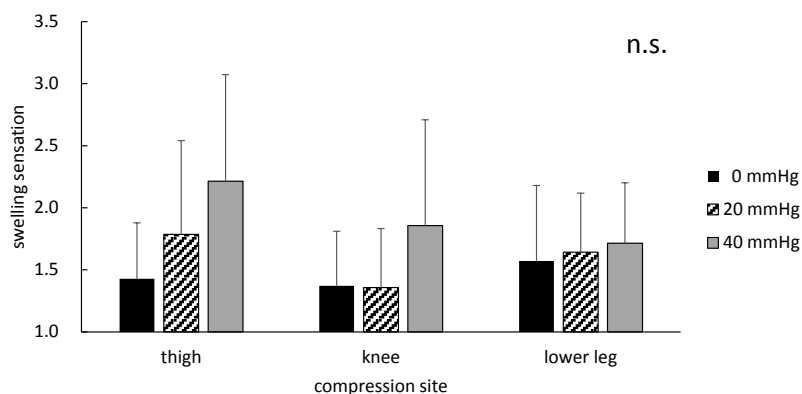


Fig. 3-12 Mean and standard deviation of swelling sensation in Stand 1 (n=7). There were no significant differences.

3.3.2 立位2における筋・皮膚血流動態及び心理反応へ影響

① 筋血流動態

Table 3-8, Table 3-9 に、立位2における腓腹筋血流動態の変化を、被験者7名のデータ及びその平均値で示す。軽運動後の立位保持では、OxyHb は被験者によって増減は異なつたが、平均すると増加傾向を示し、DeoxyHb 及び TotalHb は増大し、結果として StO₂ は減少した。立位1で見られた OxyHb の減少は立位2では殆ど見られなかった。圧迫強度及び圧迫部位を要因とする二元配置分散分析を行った結果を Table 3-10 に示す。立位2では、DeoxyHb は危険率 1%水準で、StO₂ は 5%水準で圧迫強度の有意な主効果が認められ

た．圧迫部位の影響はいずれの項目においても認められなかったが，圧迫強度と圧迫部位の交互作用は認められた．

Table 3-8 Change in calf muscle oxygenation (OxyHb, DeoxyHb) applied to the thigh, knee, and lower leg in Stand 2 (n=7).

OxyHb (Δ %)											DeoxyHb (Δ %)								
compression pressure	compression site	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD
0 mmHg	thigh	-6.61	-8.27	-1.47	7.01	5.36	6.63	3.53	0.88	6.36	36.71	57.44	32.96	33.13	49.62	44.69	39.08	41.95	9.13
	knee	-3.42	2.53	0.14	1.49	8.09	10.58	2.48	3.13	4.75	31.52	9.63	44.39	34.30	33.81	42.06	37.05	33.25	11.39
	lower leg	-6.46	-9.85	6.27	6.82	6.69	-1.98	8.43	1.42	7.42	30.73	44.49	30.32	36.25	50.41	43.83	32.75	38.40	7.87
20 mmHg	thigh	-4.24	-10.84	-0.61	4.81	2.77	6.51	2.77	0.17	6.01	38.01	57.97	38.04	49.52	20.29	21.77	35.97	37.37	13.60
	knee	-1.77	-1.03	1.20	2.85	12.28	3.35	4.39	3.04	4.66	28.71	21.12	52.24	24.14	28.42	33.34	36.15	32.02	10.27
	lower leg	1.89	-8.36	6.41	10.58	4.34	8.14	8.25	4.46	6.33	7.69	31.84	3.88	41.45	39.37	18.18	0.52	20.42	17.17
40 mmHg	thigh	-2.94	-9.51	-4.02	0.57	2.52	1.40	4.58	-1.06	4.78	22.86	55.19	35.90	46.47	42.42	36.83	31.22	38.70	10.52
	knee	-7.02	-1.74	1.71	8.61	4.82	0.13	-1.39	0.73	5.01	44.49	32.27	51.64	49.19	51.44	59.96	55.95	49.28	8.95
	lower leg	2.64	-11.19	8.85	3.79	0.65	4.51	11.96	3.03	7.35	13.53	51.37	27.34	28.48	21.77	29.91	39.77	30.31	12.25

Table 3-9 Change in calf muscle oxygenation (TotalHb, StO₂) applied to the thigh, knee, and lower leg in Stand 2 (n=7).

TotalHb (Δ %)											StO ₂ (Δ %)								
compression pressure	compression site	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD
0 mmHg	thigh	11.89	12.63	9.05	14.73	20.21	18.47	15.11	14.58	3.85	-15.91	-17.10	-9.00	-6.67	-11.30	-8.99	-7.64	-10.94	4.07
	knee	10.12	4.92	15.50	12.80	16.89	21.20	15.32	13.82	5.21	-11.64	-1.48	-13.24	-8.98	-7.18	-7.85	-10.41	-8.68	3.82
	lower leg	11.89	8.82	13.28	16.29	20.40	14.07	15.52	14.32	3.64	-12.75	-15.81	-5.86	-7.61	-10.14	-12.52	-4.96	-9.95	4.00
20 mmHg	thigh	12.16	12.23	10.53	19.85	8.03	10.88	13.38	12.44	3.68	-13.91	-19.23	-9.12	-12.71	-4.05	-3.67	-7.47	-10.02	5.63
	knee	10.01	5.85	15.97	10.03	17.79	12.46	16.33	12.63	4.30	-9.76	-5.92	-12.49	-5.95	-4.85	-8.00	-8.98	-7.99	2.67
	lower leg	12.16	6.41	5.56	20.20	14.97	11.60	7.49	11.20	5.24	-1.39	-12.65	1.13	-7.55	-8.28	-1.77	1.49	-4.15	5.38
40 mmHg	thigh	7.58	11.19	9.16	14.63	16.06	12.94	13.19	12.11	3.00	-8.94	-16.46	-11.52	-11.79	-10.92	-9.56	-5.44	-10.66	3.35
	knee	13.85	10.48	19.16	22.48	17.87	19.90	18.41	17.45	4.02	-16.69	-10.34	-13.73	-9.51	-10.13	-16.18	-12.64	-12.75	2.93
	lower leg	7.58	10.20	14.76	11.56	6.65	13.08	15.58	11.34	3.42	-3.11	-18.18	-4.15	-6.82	-4.63	-6.05	-4.70	-6.81	5.16

Table 3-10 Results of two-way ANOVA of the calf muscle oxygenation in Stand 2.

Factor of variation		D.F	OxyHb F. value	DeoxyHb F. value	TotalHb F. value	StO ₂ F. value
A :	pressure	2	2.499	7.424 **	2.325	6.141 *
B :	site	2	1.523	1.949	2.349	1.851
A × B		4	1.071	4.348 **	2.319	4.364 **

* : p<0.05, ** : p<0.01 significant difference.

Fig. 3-13 及び Fig. 3-14 は DeoxyHb 及び StO₂ を圧迫強度について多重比較検定を行った結果である。立位 2 における DeoxyHb は 0 mmHg より 20 mmHg で減少傾向を示し、20 mmHg と比較して 40 mmHg で有意に増加した。StO₂ は DeoxyHb の変化を反映した結果となり、20 mmHg では高値を示し、40 mmHg で有意に減少した。立位 2 においては DeoxyHb 及び StO₂ いずれも圧迫強度の増大に伴う腓腹筋血流動態の変化は 20 mmHg と 40 mmHg との間に示された。

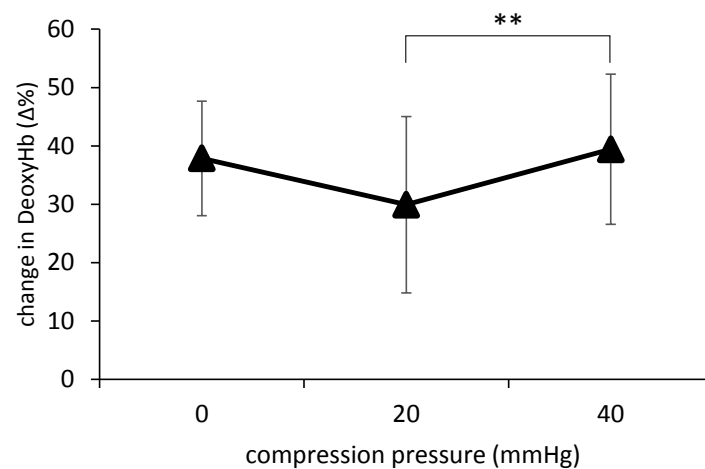


Fig. 3-13 Effect of compression pressure on the change in DeoxyHb of the calf muscle in Stand 2 through multiple comparison. **: $p < 0.01$ significant difference.

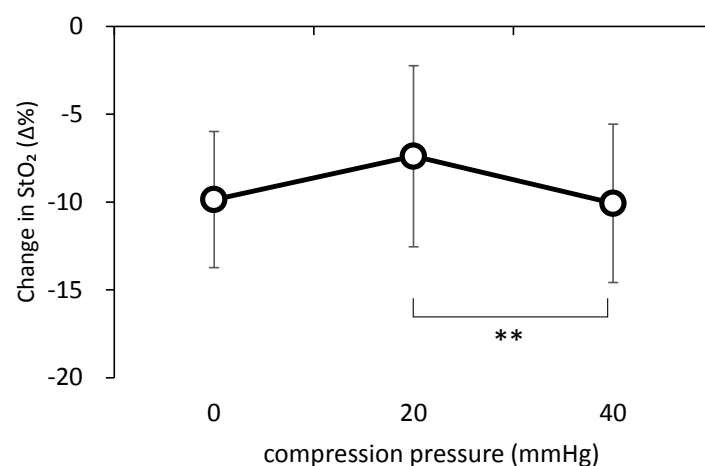


Fig. 3-14 Effect of compression pressure on the change in StO₂ of the calf muscle in Stand 2 through multiple comparison. **: $p < 0.01$ significant difference.

立位 2 における腓腹筋血流動態について圧迫部位別に圧迫強度の影響を比較した結果を Fig. 3-15～Fig. 3-18 に示す。OxyHb はいずれの圧迫部位においてもばらつきがみられ、圧迫強度間に差は見られなかった (Fig. 3-15)。DeoxyHb は、大腿圧迫時には圧迫強度の影響が認められず、膝圧迫時には、0, 20 mmHg と比較して 40 mmHg で DeoxyHb は有意に増加した。下腿圧迫時は、0 mmHg と比較して 20 mmHg で DeoxyHb は有意に減少し、40 mmHg では増加傾向を示した (Fig. 3-16)。TotalHb については、いずれの圧迫部位においても圧迫強度間に差は認められなかったが、DeoxyHb に比べ OxyHb の変化が小さいため、DeoxyHb の変化を反映した結果となった (Fig. 3-17)。同様に、StO₂ の変化においても、DeoxyHb の変化が反映され、膝圧迫時の 20, 40 mmHg 間、及び下腿圧迫時の 0, 20 mmHg 間で有意差が認められ、膝圧迫時の 40 mmHg で最も低く、下腿 20 mmHg 圧迫時に最も高い値が示された (Fig. 3-18)。

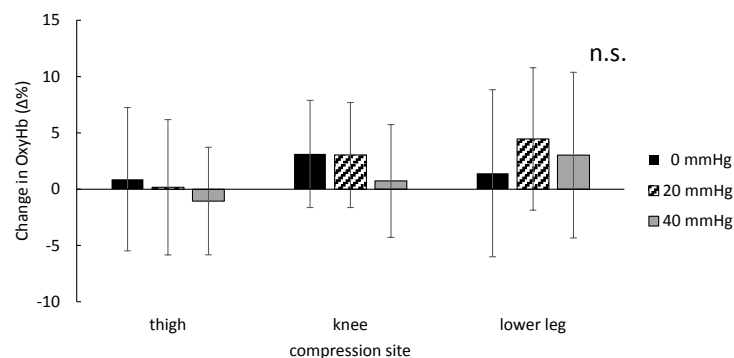


Fig. 3-15 Mean and standard deviation of change in OxyHb in calf muscle pressured to the thigh, knee and lower leg in Stand 2 (n=7). There were no significant differences.

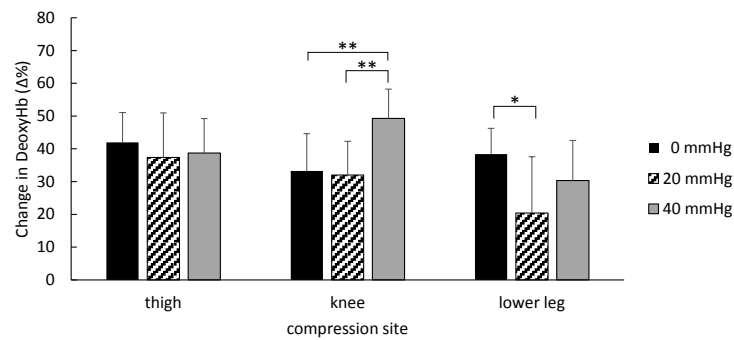


Fig. 3-16 Mean and standard deviation of change in DeoxyHb in calf muscle pressured to the thigh, knee and lower leg in Stand 2 (n=7). * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

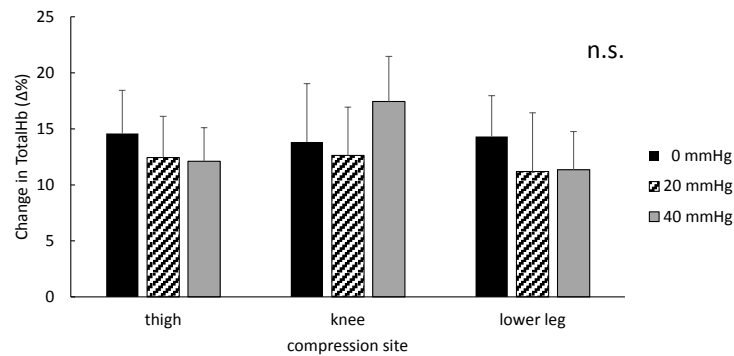


Fig. 3-17 Mean and standard deviation of change in TotalHb in calf muscle pressured to the thigh, knee and lower leg in Stand 2 (n=7). There were no significant differences.

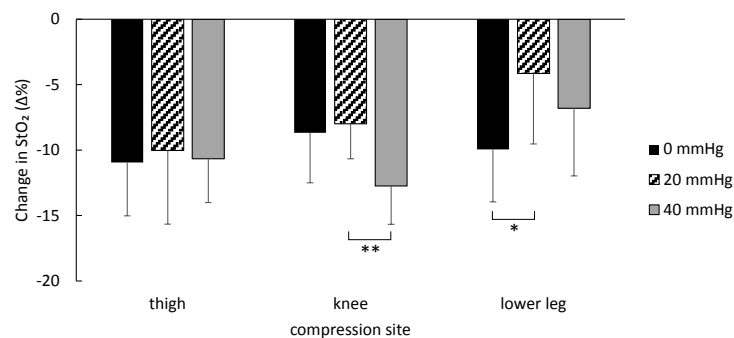


Fig. 3-18 Mean and standard deviation of change in StO₂ in calf muscle pressured to the thigh, knee and lower leg in Stand 2 (n=7). * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

② 皮膚血流量及び皮膚温

Table 3-11 に、立位 2 における皮膚血流量の変化を、被験者 7 名の平均値で示す。軽運動後の立位保持では、大腿部・下腿部・足母指いずれも皮膚血流量は有意に低下した。いずれの測定部位においても、圧迫強度及び圧迫部位の有意な主効果は認められなかった。

Table 3-12 には、立位 2 における皮膚温の変化を被験者 7 名の平均値で示す。軽運動後の立位保持では、大腿部・下腿部・足母指いずれも皮膚温は上昇し、足母指＞下腿部＞大腿部の順で大きくなる傾向を示した。圧迫部位と圧迫強度について二元配置分散分析を行った結果を Table 3-13 に示す。いずれの測定項目においても圧迫部位の影響は認められなかった。圧迫強度の影響は、足母指皮膚温のみ有意な主効果が認められた。

Table 3-11 Mean and standard deviation of change in the skin blood flow ($\Delta\%$) at the thigh, lower leg and toe in Stand 2 (n=7).

skin blood flow ($\Delta\%$)	compression site	compression pressure		
		0 mmHg	20 mmHg	40 mmHg
thigh	thigh	-357.67 \pm 212.21	-570.30 \pm 466.79	-678.81 \pm 368.57
	knee	-388.30 \pm 265.33	-522.48 \pm 260.61	-539.74 \pm 334.61
	lower leg	-483.82 \pm 300.01	-343.83 \pm 127.25	-381.32 \pm 368.72
lower leg	thigh	-245.47 \pm 119.49	-240.11 \pm 151.22	-370.51 \pm 186.48
	knee	-321.59 \pm 203.57	-267.06 \pm 194.09	-341.39 \pm 277.00
	lower leg	-282.87 \pm 175.72	-295.33 \pm 146.05	-254.75 \pm 120.85
toe	thigh	-550.73 \pm 438.38	-267.06 \pm 172.75	-691.70 \pm 1012.80
	knee	-363.75 \pm 268.59	-330.50 \pm 298.69	-274.61 \pm 170.55
	lower leg	-233.53 \pm 164.24	-344.66 \pm 279.61	-274.07 \pm 127.78

Table 3-12 Mean and standard deviation of change in the skin temperature ($\Delta\%$) at the thigh, lower leg and toe in Stand 2 (n=7).

skin temperature ($\Delta\%$)	compression site	compression pressure		
		0 mmHg	20 mmHg	40 mmHg
thigh	thigh	0.61 \pm 0.91	0.38 \pm 0.96	1.23 \pm 0.58
	knee	0.65 \pm 1.06	0.73 \pm 0.96	0.68 \pm 0.78
	lower leg	0.82 \pm 0.77	0.85 \pm 0.78	0.82 \pm 0.65
lower leg	thigh	1.37 \pm 0.91	1.08 \pm 1.13	1.21 \pm 0.86
	knee	1.63 \pm 0.93	1.31 \pm 1.02	1.59 \pm 0.72
	lower leg	1.89 \pm 0.94	1.90 \pm 1.08	1.41 \pm 1.13
toe	thigh	0.78 \pm 3.07	3.42 \pm 3.16	1.76 \pm 3.55
	knee	3.18 \pm 4.13	3.04 \pm 3.75	1.67 \pm 1.94
	lower leg	4.65 \pm 2.73	5.91 \pm 5.00	3.57 \pm 4.80

Table 3-13 Results of two-way ANOVA of the skin temperature in Stand 2.

Factor of variation	D.F.	skin temperature		
		thigh F. value	lower leg F. value	toe F. value
A : pressure	2	1.042	0.639	12.57 **
B : site	2	0.087	2.930	2.123
A × B	4	1.799	0.739	0.656

**: p<0.01 significant difference.

足母指の皮膚温における圧迫強度の影響について多重比較検定を行った結果、Fig. 3-19に示す通り、足母指皮膚温は、0, 40 mmHgと比較して有意に20 mmHgで上昇した。圧迫部位別に圧迫強度について比較すると、大腿部皮膚温は、Fig. 3-20に示す通り、大腿圧迫時に0 mmHgと比較して40 mmHgで有意に上昇しが、膝及び下腿部圧迫時には圧迫強度による差は認められなかった。下腿部及び足母指皮膚温は、いずれの圧迫部位においても圧迫強度間に有意差は認められなかったが、足母指皮膚温については、すべての圧迫部位で20 mmHgと比較して40 mmHgで皮膚温が低下する傾向が示された (Fig. 3-21, Fig. 3-22)。

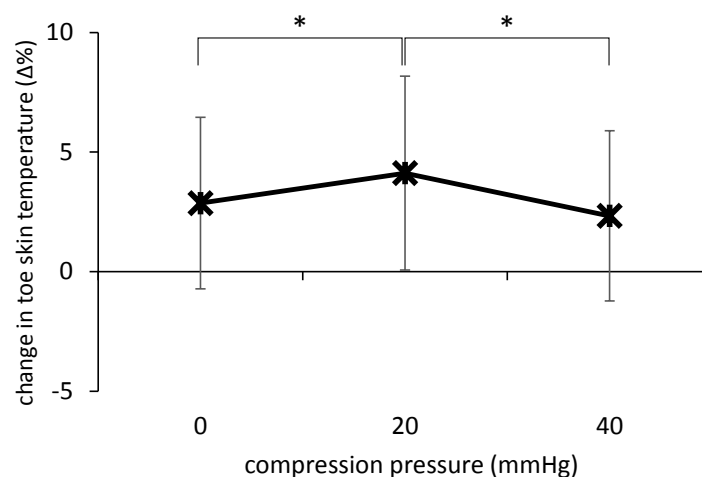


Fig. 3-19 Effect of compression pressure on the change in the toe skin temperature in Stand 2 through multiple comparison. *: p<0.05 significant difference.

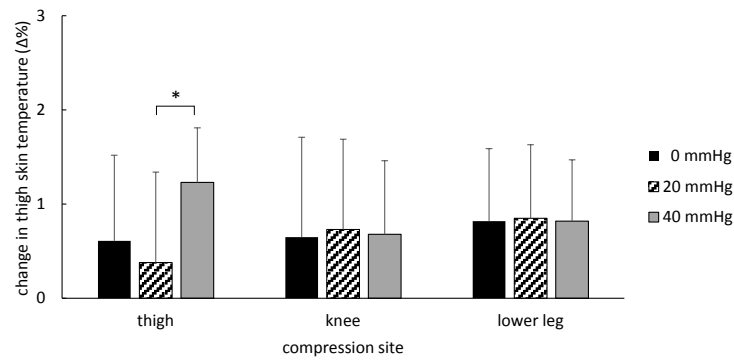


Fig. 3-20 Mean and standard deviation of change in mean thigh skin temperature applied to the thigh, knee and lower leg in Stand 2 (n=7). *: $p < 0.05$ significant difference.

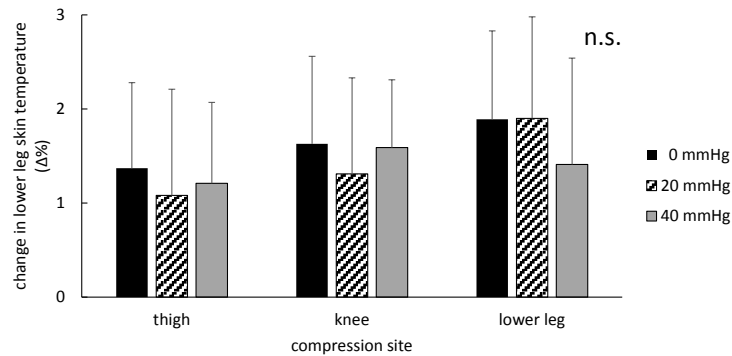


Fig. 3-21 Mean and standard deviation of change in mean lower leg skin temperature applied to the thigh, knees and lower leg in Stand 2 (n=7). There were no significant differences.

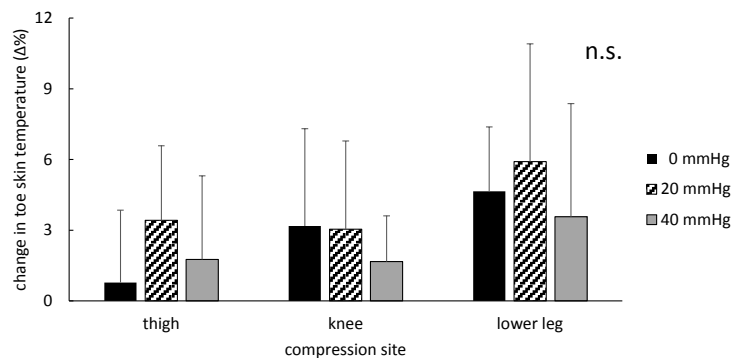


Fig. 3-22 Mean and standard deviation of change in mean toe skin temperature applied to the thigh, knee and lower leg in Stand 2 (n=7). There were no significant differences.

③ 官能評価

Table 3-14 に立位 2 における圧迫感とむくみ感を、各被験者のデータ及び 7 名の平均値で示し、これらの値を用いて二元配置分散分析を行った結果を Table 3-15 に示す。圧迫強度の影響については、圧迫感は危険率 1%水準で、むくみ感は 5%水準で有意な主効果が認められた。圧迫部位の影響は、立位 1 と同様に、圧迫感・むくみ感ともに認められなかった。

Table 3-14 Mean and standard deviation of the pressure and swelling sensation in seven subjects in Stand 2.

pressure sensation										
compression pressure	compression site	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD
0 mmHg	thigh	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.14	0.38
	knee	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	2.0	1.29	0.49
	lower leg	1.0	2.0	1.3	1.0	1.0	1.0	2.0	1.33	0.47
20 mmHg	thigh	2.0	3.0	1.0	2.0	1.0	2.0	3.0	2.00	0.82
	knee	2.0	2.0	1.0	2.0	1.5	2.0	2.0	1.79	0.39
	lower leg	1.0	2.0	1.5	1.0	1.0	1.0	2.0	1.36	0.48
40 mmHg	thigh	3.5	4.0	2.5	2.0	1.0	2.0	4.0	2.71	1.15
	knee	2.0	4.0	2.0	3.0	2.5	2.0	3.0	2.64	0.75
	lower leg	1.0	2.5	2.5	2.0	1.0	2.0	2.0	1.86	0.63
swelling sensation										
compression pressure	compression site	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD
0 mmHg	thigh	1.0	3.0	1.0	1.0	1.2	1.0	1.5	1.39	0.74
	knee	1.0	3.0	1.0	1.0	1.2	1.0	1.5	1.39	0.74
	lower leg	1.5	2.5	1.5	1.0	2.0	1.0	2.0	1.64	0.56
20 mmHg	thigh	1.0	2.5	1.0	1.0	2.0	1.5	2.0	1.57	0.61
	knee	1.0	2.5	1.0	1.0	2.0	1.5	2.0	1.57	0.61
	lower leg	1.0	2.0	2.0	1.0	2.0	1.0	3.0	1.71	0.76
40 mmHg	thigh	1.5	3.0	3.0	1.0	2.0	1.5	2.7	2.10	0.81
	knee	1.5	3.0	3.0	1.0	2.0	1.5	2.7	2.10	0.81
	lower leg	2.0	2.5	2.0	1.0	2.0	1.5	2.0	1.86	0.48

Table 3-15 Results of two-way ANOVA of the pressure sensation and swelling sensation in Stand 2.

Factor of variation	D.F.	pressure sensation	swelling sensation
		F. value	F. value
A : pressure	2	26.917 **	6.773 *
B : site	2	3.567	0.166
A × B	4	2.749	0.409

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

二元配置分散分析で有意差が認められた圧迫感及びむくみ感の圧迫強度の影響について多重比較検定を行った結果を Fig. 3-23, Fig. 3-24 に示す。圧迫感は全ての圧迫強度間で有意差が認められ、圧迫強度が大きくなるほど圧迫感も増加することが示された。むくみ感、多重比較検定では圧迫強度間に有意差が認められなかったものの、圧迫感と同様に、圧迫強度が大きくなると共に増加する傾向を示し、40 mmHg では平均すると「ややむくむ」程度のむくみ感であった。圧迫部位別にみると、圧迫感は下腿圧迫時と比較して大腿と膝圧迫時に強くなる傾向が示され、0 mmHg と比較して 40 mmHg の大腿及び膝圧迫時に有意に増加した (Fig. 3-25)。むくみ感はいずれの部位圧迫でも 40 mmHg 圧迫で増加する傾向を示したが、その増加の程度は、膝と下腿圧迫時より大腿圧迫時に強くなる傾向が示された (Fig. 3-26)。

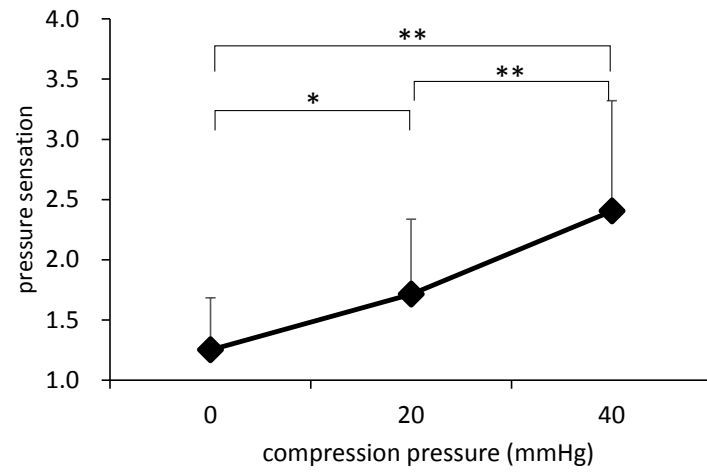


Fig. 3-23 Effect of compression pressure on the pressure sensation in Stand 2 through multiple comparison. * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ significant difference.

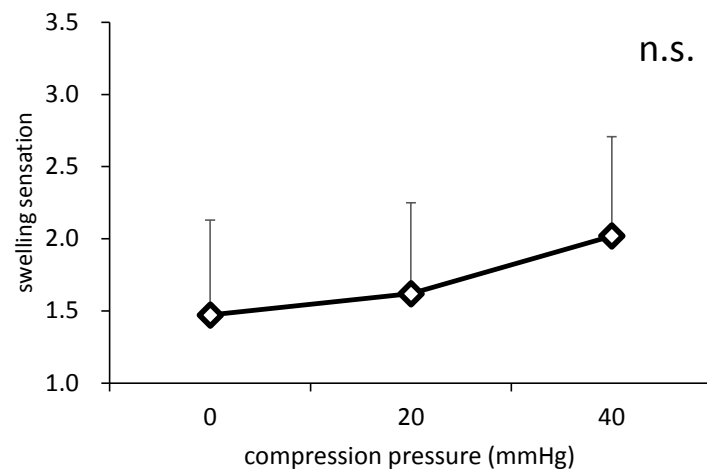


Fig. 3-24 Effect of compression pressure on the swelling sensation in Stand 2 through multiple comparison. There were no significant differences.

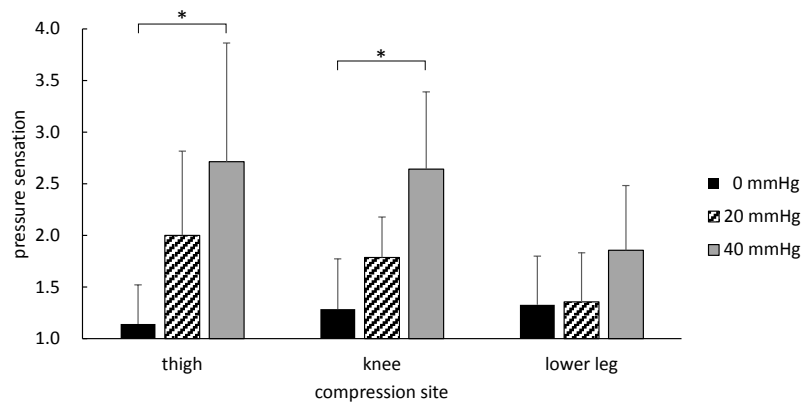


Fig. 3-25 Mean and standard deviation of change in pressure sensation applied to the thigh, knee and leg in Stand 2 (n=7). *: $p < 0.05$ significant difference.

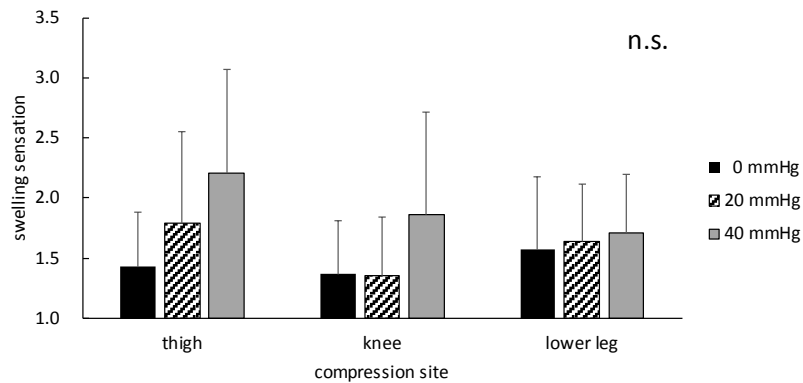


Fig. 3-26 Mean and standard deviation of change in swelling sensation applied to the thigh, knee and leg in Stand 2 (n=7). There were no significant differences.

3.4 考察

本章では、仰臥位から立位へと体位変換を行った時の立位安静時（立位 1）、並びに運動後の立位安静時（立位 2）の下肢局所圧迫が及ぼす筋・皮膚血流動態及び心理反応について調査し、姿勢変化による静水圧の影響、運動による筋ポンプ作用の影響が大きく、圧迫強度と圧迫部位の影響は第 2 章で示した仰臥位時より小さくなる結果となった。静水圧、姿勢変化及び筋ポンプ作用が及ぼす人体生理反応から、本章における下肢圧迫の影響を考察する。

3.4.1 立位 1 における筋・皮膚血流動態及び心理反応へ影響

① 体位変換による静水圧の影響

一般的に、仰臥位から座位、立位へと移行すると、体へ静水圧の影響が大きくなり、重力の影響で下肢へ流れる血液量が増加し、下肢の静脈圧増加、血液貯留が引き起こされ、静脈還流量は低下し、1 回心拍出量は低下すると言われており（能勢ら 1997）、5 分間の立位安静時において、腓腹筋の OxyHb は減少し、DeoxyHb 及び TotalHb が増加することが報告されている（Bringard et al. 2006）。本研究における 20 分間の立位保持（立位 1）においても、OxyHb の減少及び DeoxyHb と TotalHb の増加が引き起こされ、先行研究を支持する腓腹筋血流動態が確認された。本研究で用いた測定法の NIRS は骨格筋代謝測定に適し、筋組織の酸素の供給と消費のバランスを反映するといわれており（McCully et al. 2000）、OxyHb は動脈血を、DeoxyHb の増加は静脈還流量の減少を反映すると報告されている（Hosoi et al. 1999）。このことから、立位時には、TotalHb の増加は静水圧による下肢の血液量増加を反映し、DeoxyHb の増加は静脈還流量の減少及び静脈血の貯留を、OxyHb の減少は 1 回心拍出量の低下による動脈血流入量の減少を示すことが示唆された。

皮膚血流量は、立位姿勢により大腿部及び下腿部は減少した。足母指は増加傾向を示したが、被験者によって異なり、一定の傾向が認められなかった。皮膚血流量が変化する要因は、温熱刺激、圧迫のような機械的刺激による皮膚血管の変化、圧受容器や化学受容器反射と言われている（川ら 1995）。仰臥位から立位への体位変換では、重力方向の変化により前庭系が刺激されて引き起こされる交感神経反射と圧受容器反射によって姿勢変換時の血圧を維持している（森田ら 2012）。また、立位姿勢により下肢筋に張力が働くため緊張し、交感神経支配となり、血管収縮反応が引き起こされると言われている（稲村ら 1991）。このことから、体位変換による立位姿勢保持は、圧を加えない 0 mmHg においても大腿部及び下腿部皮膚血流量は減少しているため、姿勢変化による反射及び交感神経器の優位が影響したものと考えられる。足母指の皮膚血流量における個人差は、20 分間の立位姿勢保持による末梢血流増加に伴う皮膚血流量の増加、あるいは、うっ血状態による減少、無意識下での足母指動作などが影響したものと考えられる。また皮膚温の変化は、皮膚血流量変化を反映すると言われており、皮膚血流量の指標として考えられている（中山 1995; 横井ら 2006）。本研究における立位 1 での各部皮膚温の変化は、皮膚血流量の影響を受けたため、皮膚血流量の変化と同様に、大腿部及び下腿部で低下し、足母指で個人差が見られたと考えられる。

② 圧迫強度・圧迫部位の影響

立位 1 では、筋血流動態、皮膚血流量、皮膚温いずれも圧迫強度及び圧迫部位の違いによる有意な影響が認められなかった。筋血流動態においては、大腿圧迫時は、圧迫強度の増加と共に OxyHb は減少傾向を示し、StO₂ は低値を示した。大腿は、膝や下腿圧迫と比較して、脂肪層が厚く、外部の圧迫により組織は圧縮されやすい（諸岡ら 1997）。また大腿から膝にかけて、大腿部浅部に大伏在静脈や小伏在静脈、大腿静脈などが存在するため（小櫃 2009）、膝や下腿と比較して圧迫の影響を受けやすい部位であると考えられる。一方、下腿圧迫時は、0 mmHg で最も筋血流動態への影響が大きく、OxyHb は低値を示した。0 mmHg は、カフに空気を入れず巻いただけの状態であり、腓腹筋の直上に位置する圧迫部位であった下腿は、カフを巻いたことにより下腿部が加温されたため、血管拡張が促進し DeoxyHb は増加して、StO₂ が低下したものと考えられる。

皮膚血流量と皮膚温は、いずれも圧迫強度及び圧迫部位の影響は認められず、被験者により変化の程度に差が見られた。座位時の静水圧の影響は、仰臥位と比較すると立位時の方が近いことが報告されている（松川ら 2011）。座位については、1 時間の椅座位安静保持で大腿下部及び足首上部を非加圧、40, 80 mmHg で比較した場合に、非加圧条件と比較して、40, 80 mmHg で有意に低下したが、圧迫部位差は認められなかったと報告されている（綿貫ら 1987）。本研究では、仰臥位から立位への移行に 10 分間の座位を取り、立位後すぐに圧迫し、20 分間の保持で比較を行ったため、静水圧による末梢への血流動態が圧迫の影響より優位となったと考えられ、より長時間の立位姿勢保持では圧迫強度及び圧迫部位の影響が表れることが予想される。

圧迫感及びむくみ感については、いずれも圧迫強度の影響が有意に認められ、圧迫強度の増大と共に有意に増加した。圧迫部位は大腿で強く感じる傾向が示された。先行研究においても大腿部の圧迫が下腿部や足首部など下肢の他の部位より鋭敏に圧迫感を生じさせることが報告されており（綿貫ら 1986; 1987; 平田ら 1987; 1995）、本研究における局所圧迫でもこれらを支持する結果が得られた。立位 1 におけるむくみ感は、膝と下腿圧迫時より大腿圧迫時、また圧迫強度は 40 mmHg で強くなる傾向が示された。毛細血管内圧は 12~32 mmHg であり（Landis EM 1930）、これ以上の外圧で毛細血管はつぶれると言われている。本研究では同じ幅 13 cm の血圧計用カフを用いて大腿、膝、下腿をそれぞれ圧

迫したが、大腿部は膝や下腿と比較して周径が長いため、実質的に圧迫している面積は大きい。このことから、表在の血管を圧迫し、静脈還流量を低下させ、むくみを促進させた可能性も考えられるが、むくみ感の強さとの関係性については別途検討課題として挙げられる。

立位 1 では、筋・皮膚血流動態より心理反応に影響を強く与えることが示され、圧迫感やむくみ感に影響を及ぼす 40 mmHg が限界圧であることが示唆された。特に大腿部への圧迫強度には十分配慮し、立位時の圧利用アパレル設計においては心理反動的快適性を考慮した圧力設計が求められる。

3.4.2 立位 2 における筋・皮膚血流動態及び心理反応へ影響

① 運動後の立位姿勢保持への影響

20 分間の軽度踏み台昇降運動後の立位保持（立位 2）について検討を行った結果、腓腹筋血流動態は、立位 1 と比較して OxyHb は増加傾向を示し、DeoxyHb 及び TotalHb は増大し、StO₂ は低下した。一般に、立位保持では筋活動がなされず、静水圧により下方へ血液が貯留し心臓へもどる静脈還流量低下を引き起こすが、歩行など運動をすると、筋活動が起こり、筋ポンプ作用によって下肢の骨格筋が収縮する。これにより骨格筋の静脈が圧迫され、静脈の血管径が小さくなり、静脈容量が低下する。また、静脈弁は筋収縮によって閉鎖して血流の逆流は防がれ、骨格筋静脈内の血液は心臓へと戻され、静脈還流量を増加させる（佐藤ら 1995）。軽運動後は、筋血流量は増大し、酸素が十分に供給されると、運動中に筋で蓄積された乳酸の除去が行われることが知られているが（佐藤ら 1995）、運動後は筋ポンプが働かなくなるため、下肢静脈の血管拡張により血液貯留が増加する（鷹股 2006）。本間ら（1992）は、筋で多くの酸素を必要とする高強度のエルゴメータ運動後の大腿部筋血流動態は、運動後の高血流により OxyHb 及び TotalHb は増加し、DeoxyHb は酸素の需要が減るために減少すると報告している。しかし、立位 2 における腓腹筋血流動態については、軽運動時の下肢筋ポンプ作用による下肢への酸素供給によって、運動後も代謝が亢進し、腓腹筋内で OxyHb は保持されたが、立位への移行で筋ポンプ作用停止と共に再び静水圧の影響が優位となったものと考えられる。その結果、静脈還流量低下を引き起こし、立位 1 と同様に、再び DeoxyHb 及び TotalHb が増加し、StO₂ は低下したのと考えられる。

皮膚血流量は、大腿部、下腿部、足母指いずれも大きく減少した。運動中の皮膚血流量

は安静時の約 4 倍にも増加すると言われており (佐藤ら 1995), 運動後 10 分間の立位安静により, 運動時の皮膚血流量は安静値に戻ったと考えられる. 一方で, 皮膚温はいずれの部位においても上昇した. 本研究では測定していないが, 運動により心拍数は増加し, 体温は上昇しているものと考えられ, 運動後の立位時にもこれらの影響が保持されたと推察する. また, 立位 2 における腓腹筋 OxyHb は増加傾向を示しているため, 深部の血流動態が皮膚血流量の変化より大きく影響し, その結果, 足母指の皮膚温は上昇したものと考えられる.

立位 2 では, 腓腹筋 OxyHb 及び皮膚温は立位 1 と異なる変化を示し, 運動前後において下肢への酸素供給の違いが確認された. 一方で DeoxyHb 及び TotalHb の増加は共通して起こり, 立位保持における静水圧の影響が大きいことが示された.

② 圧迫強度・圧迫部位の影響

立位 2 における腓腹筋血流動態は, 圧迫部位の影響は認められず, DeoxyHb 及び StO₂ に圧迫強度の影響が認められ, DeoxyHb は 20 mmHg で低値を, 40 mmHg で高値を示し, これを反映し, StO₂ は 20 mmHg で有意に高く, 40 mmHg で低い値を示した. Bringard et al. (2006) は, ショーツ, 弱圧スパッツ, 弾性スパッツ着用時それぞれ 5 分間の仰臥位・立位姿勢保持を比較すると, 腓腹部の圧迫強度が立位で 24.1 mmHg の弾性スパッツは, 5.0 mmHg の弱圧スパッツと比較して, 腓腹筋 DeoxyHb の上昇を抑え, TotalHb が減少し, 下肢に貯留した血液を心臓へと戻し, 運動後の筋酸素動態及び静脈機能の回復に有効な効果であることを示唆している. 本研究においても 20 mmHg 圧迫で TotalHb の減少傾向は認められ, DeoxyHb の減少と StO₂ の上昇から腓腹筋内の筋酸素動態は 0, 40 mmHg 圧迫時より良好に保たれたと考えられる. 圧迫部位別に比較すると, 大腿圧迫では有意差は認められず, 腓腹筋血流動態に大きく影響しない結果となった. しかし膝圧迫では, 40 mmHg で有意に DeoxyHb を増加させたことから, 膝周辺部の血流を有意に阻害していることが示唆された. 下腿圧迫では, 0 mmHg で高値を示した. これは運動により増加した筋血流増加と測定部位の直上をカフで覆っていることによる保温効果で筋代謝が亢進されたために OxyHb が利用され, DeoxyHb は増加し, 外部からの圧迫がないことによる血液量増加が反映しているものと考えられる.

皮膚血流量については、立位 1 と同様に圧迫強度と圧迫部位の有意な影響は認められなかったが、皮膚温は足母指に圧迫強度について有意な主効果が認められ、20 mmHg 強度で高値を示した。これは筋血流動態及び皮膚血流量の変化に伴う反応であると考えられる。田中ら（1990）は、ガードル着用時の鼠径部周囲への圧迫強度について、衣服圧が 15～25 mmHg の時の足底部皮膚血流量の増加を観察しており、要因として血圧上昇や汗腺活動との連動を挙げているが、そのメカニズムは明らかではなく、今後、本研究で測定していない項目について再検討する必要がある。

圧迫感及びむくみ感は、立位 1 と同様に圧迫強度の影響を受けやすいことが示され、圧迫感は 40 mmHg 圧迫で有意に増加した。大腿部の方が下腿部より感受性が高く、圧迫感を感じやすいことが報告されている（綿貫ら 1986; 石丸ら 2010）。立位 2 においても同様の結果が得られた。むくみ感にはいずれも有意な圧迫強度の影響は認められなかったが、いずれの圧迫部位も 40 mmHg 圧迫で増加し、膝及び下腿圧迫時と比較して大腿圧迫時に大きくなる傾向が示された。圧迫部位によるむくみ感の程度に差が生じるのは、立位 1 と同様に、大腿部の周径が長く、実質的に圧迫している面積は大きいことにより、表在の血管を圧迫し、静脈還流量を低下させ、むくみを促進させたことが要因として挙げられるが、本研究ではむくみ自体の変化について測定を行っていないため、実際のむくみとむくみ感の強さとの関係性については別途検討課題として挙げられる。圧迫感とむくみ感の結果から、40 mmHg は立位時の下肢圧迫において、心理的不快感を増加させる限界圧であることが示唆された。

3.5 要約

仰臥位から立位へと体位変換を行った時の立位安静時（立位 1）、並びに運動後の立位安静時（立位 2）における下肢局所圧迫の影響を明らかにするため、各圧迫条件に健康な成人女性 7 名ずつを対象に、仰臥位安静後、10 分間の座位安静保持、その後下肢に局所圧迫を加えて 20 分間の立位安静、20 分間の軽運動、再び 10 分間の立位安静を保たせるという一連の体位・運動変換行わせた。圧迫条件は、カフを下肢に巻いて圧を加えない状態 0 mmHg、及びカフ内圧を 20, 40 mmHg に調整した強度の計 3 条件とし、圧迫部位は、大腿、膝、下腿の 3 ヶ所とした。測定項目は、腓腹筋血流動態（OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂）、大腿部・下腿部・足母指の皮膚血流量及び皮膚温、圧迫感、むくみ感である。

結果、立位 1 では、体位を仰臥位から座位、立位へと変換することによって、腓腹筋 OxyHb の減少、DeoxyHb 及び TotalHb の増加が引き起こされた。静水圧により下肢の静脈内圧を高め、静脈血を貯留させたため、静脈還流量の低下が引き起こされ、腓腹筋 OxyHb は減少、DeoxyHb 及び TotalHb を増大させ、StO₂は低下したと考えられる。20 分間の立位保持では静水圧の影響が大きく、圧迫部位及び圧迫強度の影響は認められなかった。皮膚血流量及び皮膚温は、大腿部・下腿部で低下、足母指では上昇傾向を示したが、圧迫強度及び圧迫部位各条件間で有意差は認められなかった。

一方、立位 2 における運動後の立位姿勢保持では、腓腹筋 OxyHb、DeoxyHb 及び TotalHb いずれも増加し、StO₂は減少した。圧迫強度の影響については 20 mmHg と比較して 40 mmHg で DeoxyHb の増加及び StO₂の減少を引き起こすことが示された。この時の足母指皮膚温は有意に低下した。立位 2 においても圧迫部位の違いによる筋・皮膚血流動態への影響は認められず、圧迫強度、特に 40 mmHg 以上の圧迫が影響を及ぼすことが示された。立位 2 では、運動中の下肢筋ポンプ作用によって下肢筋へ供給された酸素が、運動停止後も保持されて OxyHb は増加するが、筋ポンプ作用停止と共に再び静水圧の影響が優位となり、静脈還流量低下を引き起こしたため、DeoxyHb 及び TotalHb が増加し、StO₂は減少したものと考えられる。

圧迫感については、立位 1、立位 2 いずれもすべての圧迫強度間に有意差が認められ、圧迫強度が大きいほど圧迫感も増加し、むくみ感は、0 mmHg と比較して 40 mmHg で増加し、膝及び下腿圧迫時と比較して大腿圧迫時に大きくなる傾向が示された。

立位時の下肢圧迫においては、40 mmHg 圧迫が生理的・心理的不快感を増加させる限界圧と考えられ、圧力設計において心理的快適性の観点から配慮すべき結果であると考えられる。

引用・参考文献

Bringard A., Deis R., Belluye N., Perrey S.; Effects of compression tights on calf muscle oxygenation and venous pooling during quiet resting in supine and standing positions, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46 (4): 548-554 (2006)

原貴也, 宅間豊; 腓腹筋の持続伸張が局所筋酸素動態²及ぼす影響, 土佐リハビリテーションジャーナル, 3: 31-36 (2004)

平井正文, 岩田博英, 早川直和, 澤崎直規, 錦見尚道, 庄健二, 辻坂敏之, 小松原良平; 浮腫とストッキング, 脈管学, 16 (2): 101-107 (2005)

平井正文, 岩井武尚; 新弾性ストッキング・コンダクター 静脈疾患・リンパ浮腫における圧迫療法の基礎と臨床応用, へるす出版, (2010)

平田耕造, 永坂鉄夫, 布村忠弘, 野田祐子, 紫藤治, 平井敦夫, 平下政美, 高畑俊成; 「きつい」と感じるスポーツウェアの皮膚圧迫効果の実験的研究, デサントスポーツ科学, 8: 125-136 (1987)

平田耕造; 534. 運動時の下肢加圧による圧迫感申告と心拍応答, 体力科学, 44 (6): 873, (1995)

本間幸子, 福岡義之, 藤井宣晴, 江田英雄, 池上晴夫; 近赤外分光法を用いた活動筋の循環動態の評価ー自転車運動時の大腿活動筋についてー, 体力科学, 41: 586-594 (1992)

Hosoi Y., Yasuhara H., Shigematsu H., Komiyama T., Onozuka A., Muto T; Influence of popliteal vein thrombosis on subsequent ambulatory venous function measured by near-infrared spectroscopy., *The American Journal of Surgery*, 177: 111-116 (1999)

衣服圧研究会, 主査 文化女子大学, 副査 東京都立産業技術研究センター, 主催 (社) 人間工学研究センター; ストレッチ素材を用いた衣料の衣服圧測定法と表示方法に関する提言, (2007.6.)

稲村欣作, 間野忠明, 岩瀬敏, 天岸吉光, 青木賢一; ヒトの静止立位時における体液量変動 1 分波の定量分析, 静岡大学教養部研究報告. 自然科学篇, 26: 47-54 (1991)

石丸園子, 中村美穂, 野々村千里, 横山敦士; 人体への加圧部位の違いが心理・生理特性に及ぼす影響, 人間工学, 46 (5): 325-335 (2010)

川秀子, 諸岡晴美, 北村潔和, 諸岡英雄; 下肢各部の局所圧迫が皮膚血流量に及ぼす影響ーサポートパンティーストッキングの設計指針を得るための試みー, 繊維消誌, 36 (7): 491-494

(1995)

Landis EM; Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin, *Heart*, 15: 209-228 (1930)

松川寛二; 体位変化試験, 48 (4): 298-302 (2011)

McCully K. K., Hamaoka T.; Near-infrared spectroscopy: what can it tell us about oxygensaturation in skeletal muscle?, *Exercise & Sport Sciences Reviews* 28: 123-127 (2000)

森田啓之, 安部力; 宇宙から帰還後の起立性低血圧, *医学のあゆみ*, 243 (5): 425-431 (2012)

諸岡英雄, 中橋美幸, 諸岡晴美; 脚部の圧縮特性とパンティストッキングレッグの圧迫における年齢差, *織消誌*, 38 (6): 48-52 (1997)

中山昭雄; 温熱生理学, (1990)

能勢博, 広瀬宗孝, 中嶋康文, 鷹股亮, 陳勉; 体液浸透圧変化の循環調節に及ぼす影響, *日臨麻会誌*, 17 (10): 585-588 (1997)

NPO 法人日本着圧協会 (2007)

<http://chakuatu.info/organization/history/> (2015.11.22.閲覧)

大塚翔太, 中嶋翔吾, 柏木彩矢菜, 南頼康, 森沢知之, 高橋哲也; 筋ストレッチの強度, 時間変化による筋酸素動態の変化, *理学療法科学*, 27 (5): 593-598 (2012)

小櫃由樹夫; 解剖, 脈管学, 49: 195-200 (2009)

佐藤昭雄, 佐藤優子, 五嶋摩理; 自律神経生理学, 金芳堂 (1995)

須藤明治, 渡辺剛, 角田直也; 運動後に行った足浴時 (20℃) の筋血流酸素動態の変化, *国士館大学体育研究所報*, 28: 51-57 (2009)

鷹股亮; 動時の全身循環および体温調節機能をサポートする下肢圧迫法の開発, *デサントスポーツ科学*, 26: 95-102 (2005)

田中木弥, 吉田美奈子, 平田耕造; ガードル着用直後の鼠頸部周囲圧迫が足底部血流量と皮膚表面湿度に及ぼす影響, *織消誌*, 40 (3): 46-53 (1999)

綿貫茂喜, 三平和雄; 下肢部与圧時の心理的特性の変化について, *Annals Physiol Anthropol*, 5 (1): 13-17 (1986)

綿貫茂喜, 三平和雄; 下肢部の局所的圧迫が皮膚温及び筋電位に及ぼす影響について, *Annals Physiol. Anthropol.*, 6 (2): 69-74 (1987)

横井亮子, 吉田美奈子, 笹川栄子, 平田耕造; ガードルの圧迫が身体に及ぼす影響について,
繊維消誌, 47 (9): 51-61 (2006)

第4章

軽運動時における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

4.1 緒言

市販下肢圧利用アパレルは、運動時の着用効果も期待され、筋血流動態を指標とした先行研究も散見される。Agu et al. (2004) は、慢性静脈不全患者が弾性ストッキング着用時、着用なしと比較して歩行中の腓腹筋 DeoxyHb の有意な減少を報告している。しかしながら、運動中の心拍数及び動脈酸素飽和度には弾性ストッキングの着用の有無で有意な差は認められず (Berry et al. 1990)、健康な成人男性の歩行においても、心拍数、主観的運動強度、腓腹筋及びヒラメ筋の筋電位に有意差は認められなかったと述べられている (光川ら 2009)。これらの報告の多くは市販圧利用アパレルを用いた着用効果の検討であり、圧力設計の視点から行われた基礎的な研究は少ない。

そこで本章では、運動中における下肢への局所圧迫の影響を捉えることを目的として、大腿、膝、下腿の各部圧迫時の血流動態及び皮膚血流量、皮膚温、官能評価について検討を行った。

なお、第 2, 3 章と同様に、圧力の単位について、SI 単位では Pa と示すが、本章では研究方法において水銀血圧計による条件設定を行っているため、圧力は mmHg で記述する。また、圧利用アパレルの圧力表記は hPa が推奨されているため (衣服圧研究会 2007; NPO 法人日本着圧協会 2007)、引用文献の圧力は mmHg (hPa) で記述する (平井ら 2010)。

4.2 実験方法

本章では、第 3 章で実施した実験結果のうち、20 分間の軽運動時の結果について検討を行った。主な実験方法、被験者、圧迫条件測定項目及び測定方法は第 3 章 3.2.1～3.2.4 と同じである。被験者は、20 分間の立位保持の後に $\dot{V}O_{2\max}30\%$ の踏み台昇降運動を 20 分間 (以下、運動 または Exercise と称す) 行った。

結果は、筋血流動態、皮膚血流量、皮膚温それぞれ、運動 20 分目の値から立位 20 分目を除した差分 ($\Delta\%$ と称す) で比較した (Fig. 4-1)。解析は、この差分の値を用いて、圧迫強度 (0, 20, 40 mmHg (0.0, 26.7, 53.3 hPa)) と圧迫部位 (大腿・下腿・足母指) について対応のある二元配置分散分析及び Bonferroni 法による多重比較検定を行った。官能評価

は、運動終了前の値を用いて同様に対応のある二元配置分散分析及び Bonferroni 法による多重比較検定を実施した。また、圧迫部位それぞれの圧迫強度の影響については、対応のある一元配置の分散分析を用い、有意差が得られた場合、Bonferroni 法による多重比較検定を行った。統計解析には SPSS Ver.21.0 for Windows を用いた。

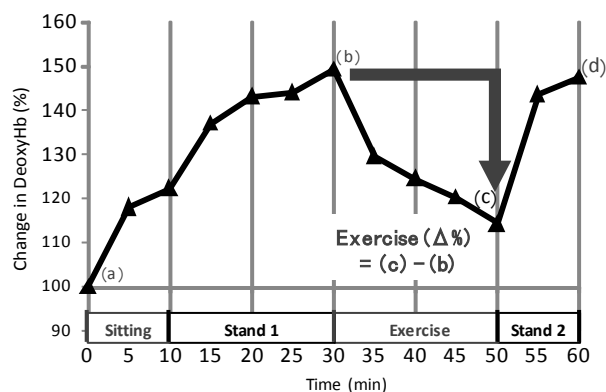


Fig. 4-1 Arrow indicates $\Delta\%$ which was calculated the differences of Exercise.

4.3 結果

4.3.1 筋血流動態

Table 4-1, Table 4-2 に、運動時の腓腹筋血流動態を、各被験者のデータ及び 7 名の平均値で示す。立位の後に軽運動を継続すると、OxyHb は増加し、DeoxyHb 及び TotalHb は減少し、その結果、StO₂ は上昇した。二元配置分散分析の結果、運動時の筋血流動態には圧迫強度と圧迫部位いずれも有意な主効果は認められなかった。

圧迫部位別に、圧迫強度の影響を比較した結果を Fig. 4-2～Fig. 4-5 に示す。OxyHb において、大腿圧迫時はいずれの圧迫強度においても有意な差は認められず、膝及び下腿圧迫時は 0 mmHg と比較して 20 mmHg で有意な減少を示した (Fig. 4-2)。大腿及び膝圧迫時の DeoxyHb はいずれの圧迫強度においても 60 %以上の減少を示したが、圧迫強度間には有意な差が認められず、0 mmHg の下腿圧迫は、40 mmHg と比較して有意に減少した (Fig. 4-3)。TotalHb は、いずれの圧迫部位においても圧迫強度間に有意な差は認められなかった (Fig. 4-4)。StO₂ は Fig. 4-5 に示す通り、大腿圧迫時はいずれの圧迫強度においても顕著な差は見られず、膝圧迫時は 0 mmHg より 20 mmHg で有意に減少し、40 mmHg

で増加した。下腿圧迫時は、0 mmHg と比較して 20, 40 mmHg で有意に減少した。これより、圧迫部位の違いによって、腓腹筋血流動態へ及ぼす圧迫強度の影響が異なることが示唆された。

Table 4-1 Change in the muscle oxygenation (OxyHb, DeoxyHb) in seven subjects in Exercise ($\Delta\%$).

compression pressure	compression site	OxyHb (Δ %)										DeoxyHb (Δ %)									
		Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD		
0 mmHg	thigh	20.04	18.30	-0.51	10.57	-1.55	17.59	1.39	9.41	9.51	-62.34	-88.51	-34.75	-78.37	-52.02	-120.64	-43.93	-68.65	29.63		
	knee	10.73	4.98	23.92	8.36	12.90	12.09	14.34	12.47	5.93	-42.01	-25.09	-96.06	-66.01	-84.53	-90.20	-73.96	-68.26	26.17		
	lower leg	19.00	20.89	8.51	20.40	3.05	2.75	12.80	12.49	7.91	-44.34	-75.07	-78.86	-93.56	-72.72	-51.90	-101.71	-74.02	20.60		
20 mmHg	thigh	11.30	21.46	1.90	25.60	8.83	-2.12	-0.93	9.43	10.86	-54.82	-81.63	-47.55	-124.09	-64.01	-47.10	-41.25	-65.78	29.03		
	knee	14.64	4.26	9.45	4.58	12.13	5.62	7.08	8.25	3.98	-51.39	-30.07	-93.02	-38.22	-89.36	-64.85	-56.68	-60.51	23.91		
	lower leg	5.53	9.14	5.54	11.11	5.52	-4.64	5.95	5.45	4.96	-23.78	-51.33	-44.84	-104.81	-76.16	-34.37	-63.22	-56.93	27.35		
40 mmHg	thigh	10.64	16.44	4.02	29.59	5.84	14.50	3.89	12.13	9.17	-37.67	-84.03	-34.69	-128.19	-61.26	-90.07	-59.93	-70.83	32.79		
	knee	15.51	10.40	20.26	-5.45	6.69	15.22	8.47	10.16	8.32	-52.97	-54.80	-97.97	-61.03	-94.30	-97.47	-66.64	-75.02	20.67		
	lower leg	6.58	18.70	2.66	15.47	3.57	-6.45	-3.19	5.33	9.17	-30.07	-66.48	-58.07	-81.65	-31.42	-25.25	-63.10	-50.86	21.83		

Table 4-2 Change in the muscle oxygenation (TotalHb, StO₂) in seven subjects in Exercise ($\Delta\%$).

compression pressure	compression site	TotalHb (Δ %)										StO ₂ (Δ %)									
		Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7	Mean	SD		
0 mmHg	thigh	-15.08	-15.68	-11.00	-15.69	-18.51	-25.53	-13.32	-16.40	4.64	29.31	27.49	8.71	22.65	13.41	31.87	10.35	20.54	9.60		
	knee	-9.70	-5.00	-17.57	-17.19	-20.51	-22.39	-18.50	-15.84	6.22	17.82	7.53	35.47	19.92	24.56	25.70	26.08	22.44	8.64		
	lower leg	-15.08	-11.96	-16.95	-16.26	-20.77	-16.40	-20.87	-16.90	3.14	22.45	27.26	21.00	30.68	18.27	14.66	25.63	22.85	5.48		
20 mmHg	thigh	-14.41	-13.07	-12.39	-24.56	-13.00	-14.95	-13.86	-15.18	4.23	21.50	29.03	11.63	40.40	17.56	10.76	9.25	20.02	11.38		
	knee	-10.87	-6.34	-20.17	-9.80	-21.89	-15.88	-16.80	-14.54	5.71	21.41	9.25	24.34	12.41	27.47	18.24	18.80	18.84	6.39		
	lower leg	-14.41	-13.00	-10.85	-25.01	-19.18	-15.05	-13.65	-15.88	4.75	8.91	17.81	13.37	28.60	19.19	6.91	16.25	15.86	7.21		
40 mmHg	thigh	-9.05	-15.68	-8.72	-18.76	-16.93	-19.46	-16.85	-15.06	4.41	16.73	24.74	11.20	39.04	18.89	27.20	14.17	21.71	9.48		
	knee	-12.25	-12.94	-20.75	-24.45	-21.69	-21.79	-17.47	-18.77	4.69	22.91	19.68	32.42	13.23	21.49	29.97	17.26	22.42	6.79		
	lower leg	-9.05	-10.40	-16.66	-15.02	-6.26	-12.78	-19.27	-12.78	4.55	11.96	24.78	14.74	26.16	8.02	4.22	10.78	14.38	8.26		

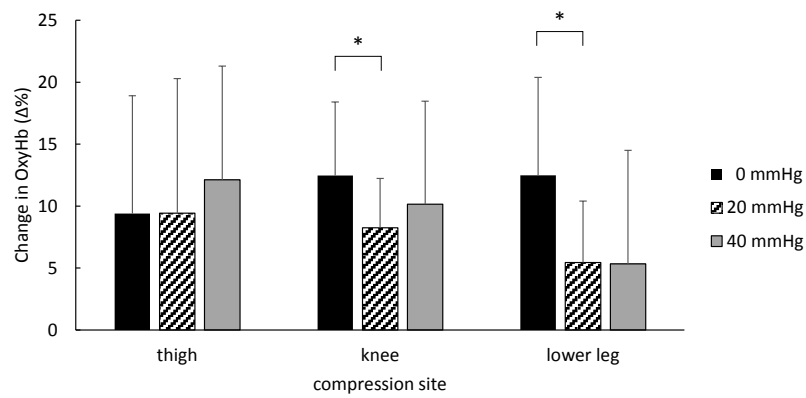


Fig. 4-2 Mean and standard deviation of change in OxyHb in calf muscle applied to the thigh, knee and lower leg in Exercise (n=7). *P<0.05, significant difference.

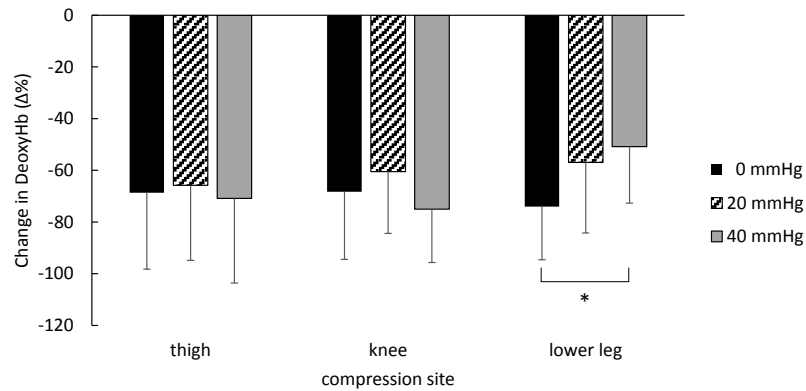


Fig. 4-3 Mean and standard deviation of change in DeoxyHb in the calf muscle applied to the thigh, knee and lower leg in Exercise (n=7). *P<0.05, significant difference.

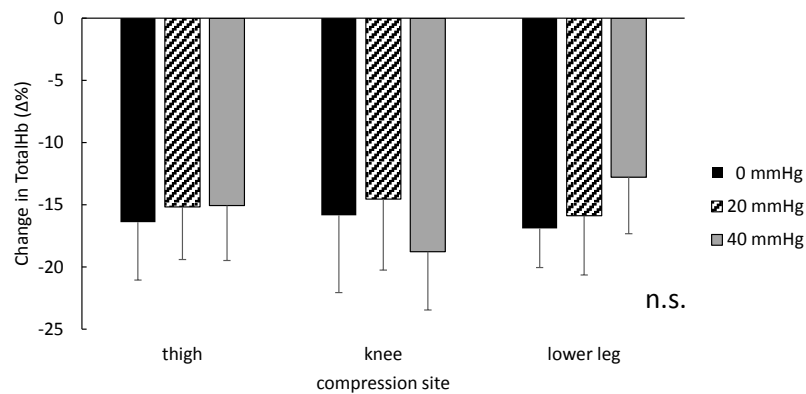


Fig. 4-4 Mean and standard deviation of change in TotalHb in the calf muscle applied to the thigh, knee and lower leg in Exercise (n=7). There were no significant differences.

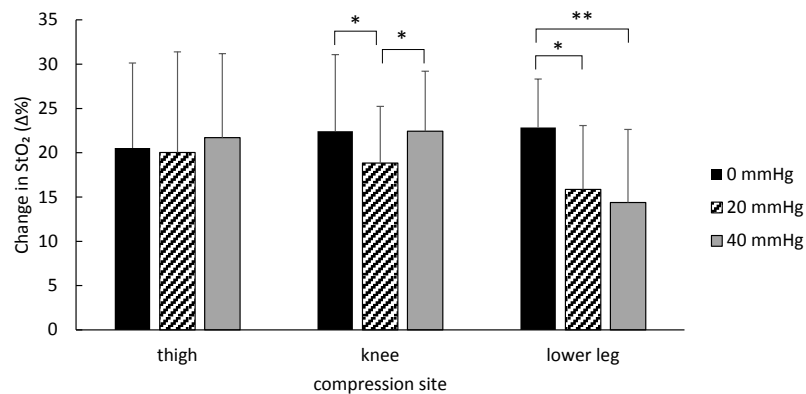


Fig. 4-5 Mean and standard deviation of change in StO₂ in the calf muscle applied to the thigh, knee and lower leg in Exercise (n=7). *P<0.05, **P<0.01, significant difference.

4.3.2 皮膚血流量及び皮膚温

Fig. 4-6～Fig. 4-8 に、運動時の皮膚血流量の変化を、圧迫部位別に被験者 7 名の平均値と標準偏差で示す。立位から運動へ移行すると、大腿部・下腿部・足母指いずれの皮膚血流量も増大した。しかし、皮膚血流量増加の程度には個人差が見られ、分散分析の結果、圧迫強度及び圧迫部位の影響は認められなかった。大腿及び下腿圧迫時の皮膚血流量は、いずれの圧迫部位においても圧迫強度間に有意差は認められず、膝圧迫時の下腿部皮膚血流量についてのみ、0mmHg と比較して 20 mmHg で有意な低値を示した。

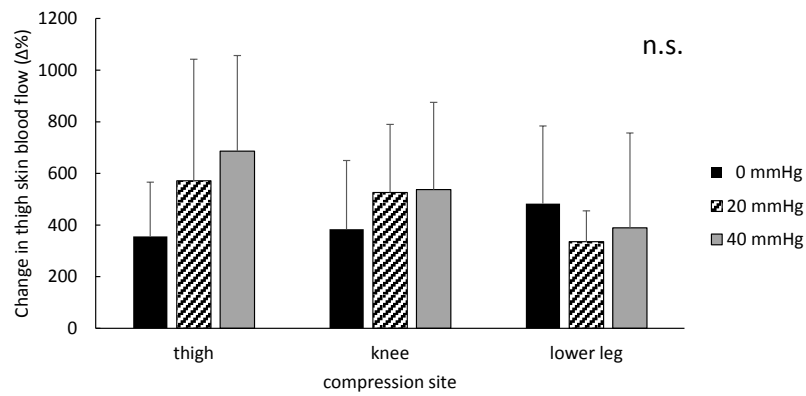


Fig. 4-6 Mean and standard deviation of change in thigh skin blood flow applied to the thigh, knee and lower leg in Exercise (n=7). There were no significant differences.

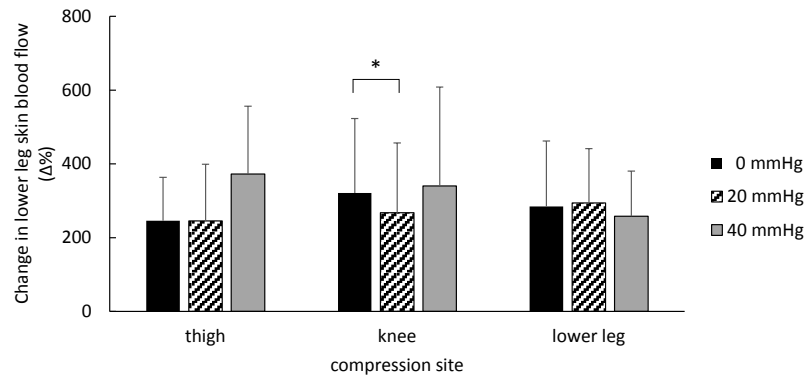


Fig. 4-7 Mean and standard deviation of change in lower leg skin blood flow applied to the thigh, knee and lower leg in Exercise (n=7). *P<0.05, significant difference.

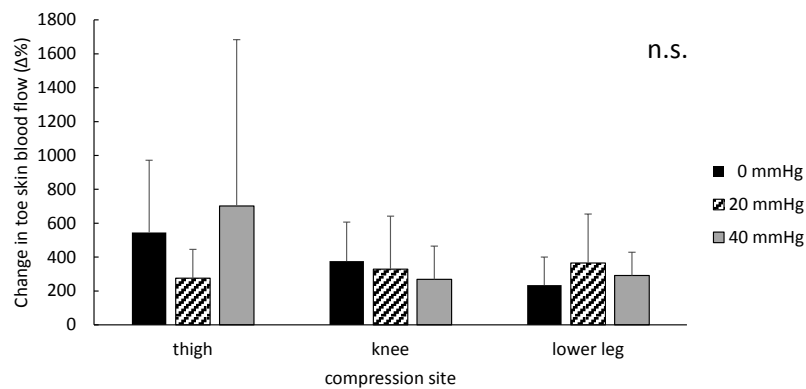


Fig. 4-8 Mean and standard deviation of change in toe skin blood flow applied to the thigh, knee and lower leg in Exercise (n=7). There were no significant differences.

Table 4-3 に、運動時の皮膚温の変化を、被験者 7 名の平均値と標準偏差で示す。いずれの部位を圧迫しても、大腿部皮膚温は低下し、下腿部は上昇、足母指は低下する傾向が示された。二元配置分散分析の結果、腓腹筋血流動態及び皮膚血流量と同様に、圧迫強度及び圧迫部位の有意な影響は認められなかった。圧迫部位別に圧迫強度の影響をみても顕著な差は見られなかった。

Table 4-3 Mean and standard deviation of change in the skin temperature (Δ%) in the thigh, lower leg and toe of seven subjects in Exercise.

skin temperature (Δ%)	compression site	compression pressure					
		0 mmHg		20 mmHg		40 mmHg	
thigh	thigh	-0.41 ±	1.39	-0.82 ±	1.43	-1.03 ±	1.08
	knee	-0.89 ±	0.91	-0.93 ±	1.59	-1.31 ±	1.09
	lower leg	-0.98 ±	0.87	-1.17 ±	0.88	-1.29 ±	0.67
lower leg	thigh	2.21 ±	1.08	1.90 ±	1.81	2.67 ±	1.06
	knee	1.15 ±	2.10	1.30 ±	0.98	1.14 ±	1.24
	lower leg	1.17 ±	0.75	1.01 ±	1.53	1.27 ±	1.78
toe	thigh	0.11 ±	5.54	-2.90 ±	3.54	-1.50 ±	3.08
	knee	1.73 ±	4.64	-0.62 ±	5.80	-0.16 ±	5.91
	lower leg	-1.67 ±	4.59	-2.92 ±	2.13	-0.97 ±	3.57

4.3.3 官能評価

Table 4-4 に、運動時の圧迫感及びむくみ感を、各被験者のデータ及び 7 名の平均値で示す。また、圧迫強度及び圧迫部位について分散分析を行った結果を Table 4-5 に示す。圧迫強度の影響については、圧迫感は 1%水準で、むくみ感は 5%水準で有意な主効果が認められた。圧迫部位の違いは、圧迫感・むくみ感いずれも認められず、圧迫感については圧迫強度と圧迫部位との交互作用が確認された。

Table 4-4 Mean and standard deviation of pressure and swelling sensation in seven subjects in Exercise.

compression pressure	compression site	pressure sensation							Mean	SD
		Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7		
0 mmHg	thigh	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.1	0.4
	knee	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	0.0
	lower leg	1.0	1.5	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.2	0.4
20 mmHg	thigh	2.5	2.5	1.0	2.0	1.0	2.0	2.5	1.9	0.7
	knee	2.0	2.0	1.0	1.0	2.0	2.0	2.0	1.7	0.5
	lower leg	1.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.3	0.5
40 mmHg	thigh	4.0	3.0	3.0	3.0	1.0	2.0	4.0	2.9	1.1
	knee	3.5	3.0	2.0	3.0	3.0	2.0	2.0	2.6	0.6
	lower leg	1.0	2.5	2.0	2.0	1.0	2.0	2.0	1.8	0.6
compression pressure	compression site	swelling sensation							Mean	SD
		Sub. 1	Sub. 2	Sub. 3	Sub. 4	Sub. 5	Sub. 6	Sub. 7		
0 mmHg	thigh	1.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.1	0.4
	knee	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.0	1.0	1.1	0.4
	lower leg	1.0	1.5	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.1	0.2
20 mmHg	thigh	1.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.5	1.2	0.4
	knee	1.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.1	0.4
	lower leg	1.0	2.0	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0	1.3	0.5
40 mmHg	thigh	1.5	2.5	2.0	1.0	1.0	1.0	1.2	1.5	0.6
	knee	1.0	3.0	1.0	1.0	2.0	2.0	2.0	1.7	0.8
	lower leg	1.0	2.5	1.5	1.0	1.0	1.5	1.0	1.4	0.6

Table 4-5 Results of two-way ANOVA of the pressure and swelling sensation in Exercise.

Factor of variation		D.F	pressure sensation F. value	swelling sensation F. value
A :	pressure	2	36.784 **	5.191 *
B :	site	2	3.352	0.469
A × B		4	4.022 *	1.180

*p<0.05, **p<0.01 significant difference.

Fig. 4-9, Fig. 4-10 に示す通り，圧迫強度の影響は，全ての圧迫強度間で有意な差が認められ，圧迫強度が大きくなるほど圧迫感も増加することが示された．むくみ感は，多重比較検定では有意差が認められなかったが，圧迫感と同様の傾向を示し，0 mmHg と比較して 40 mmHg で増加する傾向を示した．

圧迫部位別に圧迫強度について圧迫感を比較した結果を Fig. 4-11 に，むくみ感の結果を Fig. 4-12 に示す．圧迫部位の影響は，圧迫感については，大腿>膝>下腿圧迫の順に減少傾向を示し，大腿圧迫時は0 mmHg と 40 mmHg 間で，膝圧迫時は0 mmHg と 20, 40 mmHg との間に，有意差が認められ，40 mmHg で「ややきつい」と感じていた．また，全ての圧迫部位において圧迫強度の増加に伴い強く圧迫感が生じていることが示された．第 3 章，立位 1 の圧迫感と比較すると，運動を継続することで，下腿圧迫に対する圧迫感は小さくなり，運動 20 分目には圧迫強度による有意な差は認められなくなった．むくみ感は，第 3 章の立位 1 時の結果と同様に，圧迫強度間で有意な影響は認められなかったが，圧迫強度が大きくなるとむくみ感も増加する傾向が示された．

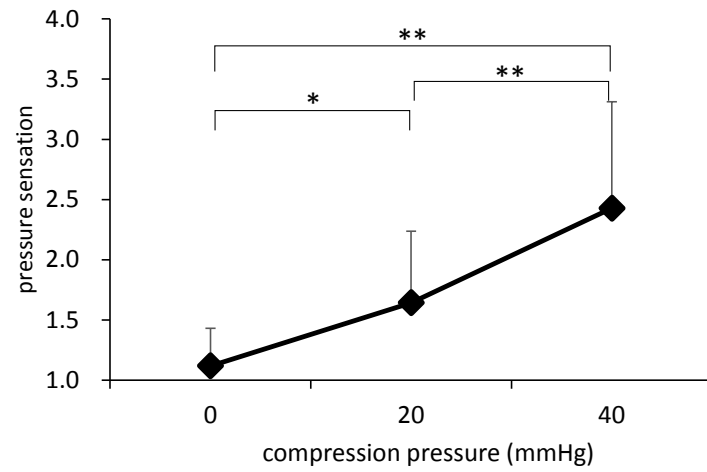


Fig. 4-9 Effects of compression pressure on pressure sensation in Exercise through multiple comparison. * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, significant difference.

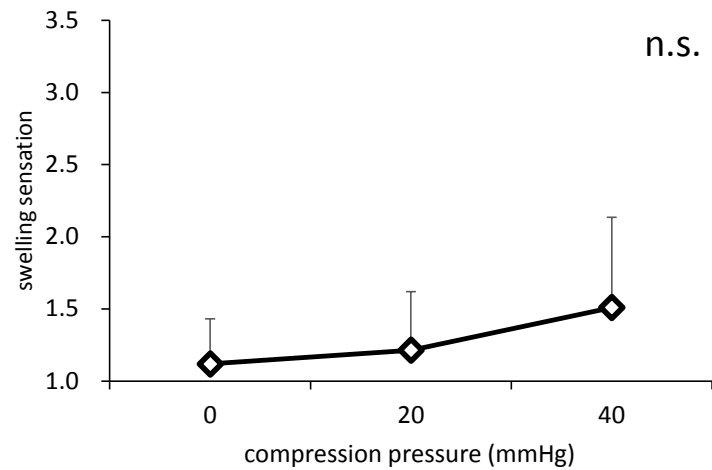


Fig. 4-10 Effects of compression pressure on the swelling sensation in Exercise through multiple comparison. There were no significant differences.

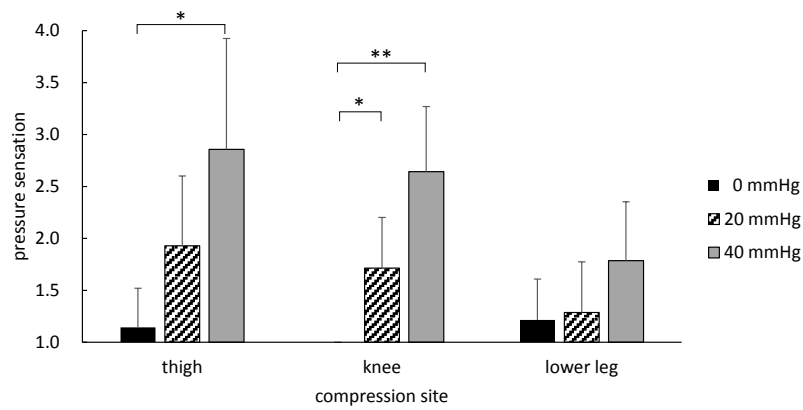


Fig. 4-11 Mean and standard deviation of change in pressure sensation applied to the thigh, knee and leg in Exercise (n=7). *P<0.05, **P<0.01, significant difference.

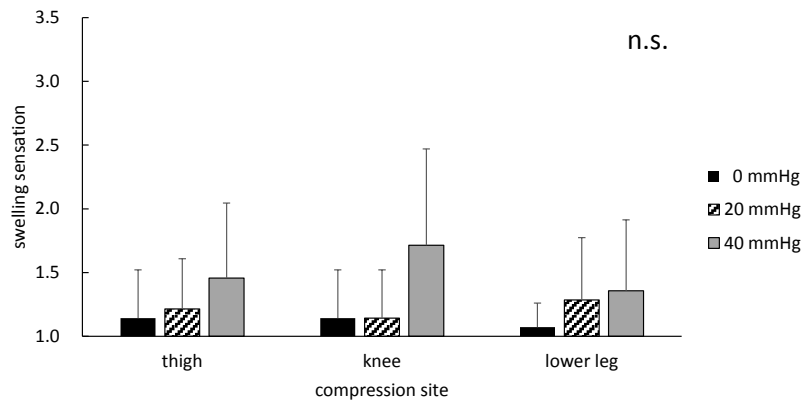


Fig. 4-12 Mean and standard deviation of change swelling sensation pressured to the thigh, knee and leg in Exercise (n=7). There were no significant differences.

4.4 考察

本章では、立位保持から軽運動を 20 分間行った時の下肢局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響について調査し、膝及び下腿圧迫時の腓腹筋血流動態に圧迫強度の影響が見られた。運動に関する先行研究と比較し、本章における下肢圧迫の影響を考察する。

4.4.1 運動による筋ポンプ作用の影響

筋ポンプと静脈弁の作用は、静脈還流の促進、下肢静脈圧の低下、浮腫発生の抑制、足背動静脈圧差を約 40 mmHg 増加させることによる血流改善などに寄与する(二宮ら 1986)。また、仰臥位時の下肢陰圧負荷は、静脈還流を阻害し、下半身に血液を貯留させるが、60rpm, 100 watt の自転車運動による筋ポンプ作用で -40 mmHg 陰圧負荷による静脈還流障害を解消する効果があると報告している(西保ら 1985a,b)。本研究では 20 分間の立位保持から運動へ移行することで、OxyHb は増加し、DeoxyHb 及び TotalHb は減少し、その結果、StO₂ は上昇した。本間ら(1992)は、軽度の自転車運動時、大腿部の筋血流動態は、OxyHb の増加、DeoxyHb 及び TotalHb の減少を示し、動脈流入量及び静脈還流量の増加を反映していると報告し、高強度運動時には OxyHb の減少及び DeoxyHb の増加を示し、運動強度の上昇に伴い筋での酸素供給に対する消費割合が増大し、動脈血流入量及び静脈還流量増加による影響を上回ったと推察している(本間ら 1992)。また、芝崎ら(2010)は、自転車運動時の大腿部筋血流動態について中強度運動時の OxyHb の増加及び高強度運動時の OxyHb の減少、DeoxyHb の増加を示している。第 3 章の立位 1 において、OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂ はそれぞれ、約 -10%, 80%, 20%, -25% 変動した。その後 20 分間の運動ではそれぞれ、約 10%, -60%, -15%, 20% と、両者を合わせて全ての値が仰臥位時の 0% とまでには至らなかった。静水圧の影響によって引き起こされた筋血流動態は、運動が低強度であったため、下肢に貯留した DeoxyHb が下肢筋ポンプ作用により還流が促されて減少する程度となり、減少した OxyHb の供給が促された。その結果、StO₂ は上昇したものと考えられ、筋ポンプ作用によって静脈管流量が増加し、血液循環が促進されたことにより、OxyHb は増加し、下肢に貯留した静脈血が中枢へと戻されたことが DeoxyHb 及び TotalHb の減少に反映しているものと推察される。

皮膚血流量は、運動時に大腿部・下腿部・足母指部いずれも増大した。一方、皮膚温は、大腿部は低下、下腿部は下降から上昇へ転じ、足母指の変動は被験者によって異なった。大腿部より遠位である下腿部及び足母指の皮膚血流量及び皮膚温は、筋ポンプ作用による血流量の増加と共に、筋へ酸素や栄養、熱を運搬し、末梢部での皮膚温を維持、あるいは上昇させ、熱放散がなされたと考えられる。しかし、大腿部は、皮膚血流量は増加しているにも関わらず皮膚温は低下した。大腿部の皮膚温は、運動前の立位時から低下しており、運動時においても継続して低下した。このことから、本研究で測定された表在の皮膚血流量の増加は反映せず、他の要因によって皮膚温の低下を引き起こされたと考えられる。先行研究では、平均皮膚温が環境温に影響され、運動負荷時の大腿部皮膚温が一過性に低下するなどの報告があり、非温熱性要因による血管収縮が要因であると考えられている (Nakayama et al. 1997; 森谷 1989)。また、体脂肪率が異なる場合に皮膚温分布に違いがあることが報告されており (西村ら 1993)、大腿部の脂肪が断熱材として作用した可能性が示唆される。

4.4.2 圧迫強度・圧迫部位の影響

運動時における下肢への局所圧迫は、筋血流動態、皮膚血流量及び皮膚温に対し圧迫部位と圧迫強度の有意な影響が認められなかった。立位後の運動時における下肢圧迫は、筋・皮膚血流動態への影響が小さいことが示された。そこで、第 2, 3 章で影響が認められた、DeoxyHb 及び StO₂ を圧迫部位別に圧迫強度の影響を比較した結果、DeoxyHb は、大腿及び膝圧迫時には有意な影響は認められず、下腿 0 mmHg 圧迫で有意に減少した。また、StO₂ は、大腿では 40 mmHg で高値を、膝圧迫では 20 mmHg で有意に低値を示し、下腿圧迫では 20, 40 mmHg 圧迫で低下する傾向が示された。DeoxyHb 及び StO₂ の変化は、20 分間の立位保持における筋血流動態の変化が大きいほど、運動時においても変化が大きくなったことから、運動時における下肢圧迫の影響は、筋ポンプ作用によって相殺されることが示唆された。平田 (1995) は、立位時の大腿 40, 60 mmHg 圧迫で見られた心拍数上昇が、自転車運動により消失し、筋毛細血管から筋組織への血漿移動による相殺であると推察している。第 3 章の立位 1 の結果より、静水圧がかかる 20 分間の立位保持によってむくみ感を生じさせた。松川 (2011) は、立位に伴う静水圧による下腿毛細血管内圧の増加は、血

漿ろ過量を上昇させ、下腿の浮腫を引き起こすと述べている。このことから、本実験の立位 1 においても浮腫が生じていることが推察され、運動による筋ポンプ作用によって浮腫発生の抑制、血漿移動が引き起こされたものと考えられる。また、同時に圧迫強度及び圧迫部位の影響も相殺されたことが示唆された。皮膚血流量及び皮膚温についても筋血流動態と同様に圧迫強度と圧迫部位の有意な影響は認められず、運動による筋ポンプ作用が有意であったものと考えられる。

第 3 章の圧迫感とむくみ感と同様に、圧迫感及びむくみ感は圧迫強度の有意な影響が認められ、圧迫強度の増加と共に圧迫感も有意に増加し、むくみ感も増大する傾向が示された。圧迫部位別にみると、圧迫感は大腿及び膝圧迫時に 20, 40 mmHg で、下腿圧迫時は 40 mmHg で有意に増加した。むくみ感は立位 1, 2 と比較して生じにくい傾向を示した。このことは、筋ポンプ作用による下肢の静脈還流量上昇及び StO₂ の増加が、むくみ解消に寄与した結果であると考えられる。また、このことから、運動中は、いずれの圧迫強度・圧迫部位で圧迫しても筋ポンプ作用が優位となることが示唆された。

4.5 要約

運動中における下肢への局所圧迫、特に圧迫強度及び圧迫部位の影響を明らかにすることを目的として第 3 章で実施した実験結果のうち、20 分間の軽運動時の結果について検討を行った。

その結果、立位から運動へ移行すると、OxyHb は有意に増加し、DeoxyHb 及び TotalHb は減少し、StO₂ は上昇し、立位 1 で下肢に貯留した DeoxyHb 及び TotalHb を、下肢筋ポンプ作用によって心臓へと戻し、静脈還流量を上昇させ、その結果、新たな動脈血の流入に伴う OxyHb の増加を促したものと考えられる。大腿部・下腿部・足母指いずれの皮膚血流量の増大し、皮膚温は大腿部で低下、下腿部で下降から上昇に転じ、足母指では個人差が見られ、いずれも圧迫強度及び圧迫部位の有意な影響は認められなかった。

運動時の圧迫感は、立位 1 及び立位 2 と同様に、いずれもすべての圧迫強度条件間に有意差が認められ、圧迫強度が大きくなると共に圧迫感も有意に増加した。むくみ感は、40 mmHg 圧迫で増加傾向を示したが、立位 1 及び立位 2 と比較して小さい傾向を示し、筋ポンプ作用による下肢の DeoxyHb 減少及び StO₂ 上昇が、むくみ解消に寄与したと考えられる。運動中は、いずれの部位・強度の下肢圧迫においても筋ポンプ作用が優位となることが示唆された。

引用・参考文献

Agu O., Daryll Baker., Alexandra M. Seifalian.; Effect of Graduated Compression Stockings on Limb Oxygenation and venous Function during Exercise in Patients with Venous Insufficiency., *Vascular*, 12 (1): 69-76 (2004)

Berry M.J., Bailey S.P., Simpkins L.S., TeWinkle J.A.; The effects of Elastic Tights on the Post-Exercise Response., *Can J Sport Sci.*, 15 (4): 244-248 (1990)

平井正文, 岩井武尚; 新弾性ストッキング・コンダクター 静脈疾患・リンパ浮腫における圧迫療法の基礎と臨床応用, へるす出版, (2010)

平田耕造; 534. 運動時の下肢加圧による圧迫感申告と心拍応答, 体力科学, 44 (6): 873, (1995)

衣服圧研究会, 主査 文化女子大学, 副査 東京都立産業技術研究センター, 主催 (社) 人間工学研究センター; ストレッチ素材を用いた衣料の衣服圧測定法と表示方法に関する提言, (2007.6.)

本間幸子, 福岡義之, 藤井宣晴, 江田英雄, 池上晴夫; 近赤外分光法を用いた活動筋の循環動態の評価ー自転車運動時の大腿活動筋についてー, 体力科学, 41: 586-594 (1992)

松川寛二; 体位変化試験, 48 (4): 298-302 (2011)

光川眞壽, 宮本直和, 平田浩祐, 利光徹哉, 川村明, 福永哲夫, 川上康雄; 段階的弾性圧迫ストッキングの着用が歩行中の足関節底屈筋群の血液量・筋活動および主観的運動強度に与える影響, スポーツ科学研究, 6: 88-96 (2009)

森谷繁; 最大化運動負荷時の体温と血液組成の変動, 日本生気象学会雑誌, 26 (3): 135-142 (1989)

Nakayama T., Ohnuki Y., Niwa K; Fall in skin temperature during exercise., 24: 419-431 (1977)

NPO 法人日本着圧協会

<http://chakuatu.info/organization/history/> (2015.11.22.閲覧)

西村和久, 平田耕造, 白水智子, 竹森利和; 体脂肪率の違いは末梢皮膚温に影響するか?, 30 (4): 187-196 (1993)

西保岳, 上池晴夫; 筋ポンプが血流循環動態に及ぼす影響, 体力科学, 34: 167-175 (1985a)

西保岳, 近藤徳彦, 稲沢見矢子, 姜熙成, 上池晴夫; 筋ポンプが血流循環動態に及ぼす影響 (第2報), 体力科学, 34, 284-293 (1985b)

二宮石雄, 南山求; 循環系の構成, 文光堂, 133, 生理学 (1986)

佐藤昭雄, 佐藤優子, 五嶋摩理; 自律神経生理学, 金芳堂 (1995)

芝崎学; 暑熱負荷の Modelflow による心拍出量推定の妥当性, 日本生気象学会雑誌, 47 (3): 67 (2010)

第5章 膝への圧迫強度が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響

5.1 緒言

膝部は大腿骨と脛骨とをつなぐ関節部であり、骨、靱帯、腱により複雑に構成されている。また、膝部は、立位時には上体を支え、蹲踞や歩行など屈曲動作を伴う場合には、バランス安定性、衝撃緩和のため、荷重がかかりやすく、過度な運動、老化により損傷を起こしやすい部位である（中村ら 1976）。

膝へ局所的に圧迫するアパレルとして膝サポーターがあるが、膝の固定、振動抑制などが主となる着用目的である。膝部への局所圧迫については、変形性膝関節症患者の症状緩和やバランス安定性評価に関する研究（Steven et al. 2004; Hassan et al. 2002; Chuang et al. 2007）や、座位から立位時の筋電位や歩容変動（Abe et al. 2010）、ジャンプストップ時の地面反力や動作解析（早田ら 2014）など、膝サポーターの着用効果に関して生体力学的な検討がなされてきている。立位時は、静水圧がかかるため、圧迫をしなくとも下肢の血管内圧は上昇し、下肢の静脈血は貯留する。静脈不全患者への医療用の弾性ストッキングやソックスには、下肢を全体的に覆い圧迫することにより、血管内圧の抑制から静脈還流量の上昇効果が期待されている。しかし、膝囲への圧迫が生理反応に及ぼす影響についてはいまだ明らかではない。また、製品によっては面ファスナーにより着用者本人が圧迫強度を決定することとなり、その場合、主観的な圧迫強度の設定をせざるを得ず、着用効果は着用者個人にゆだねられ、期待される効果が発揮されているかは不明であり、生理的な影響が及ぶ懸念もある。

第2章では、仰臥位時の膝 15～20 mmHg 圧迫が腓腹筋 DeoxyHb の有意な増加を生じさせ、StO₂ の減少、下腿部皮膚血流量の減少、圧迫感及びむくみ感の増加を引き起こすことが明らかとなった。第3章において、立位時は、膝 40 mmHg 圧迫で DeoxyHb は増加し、StO₂ が低値を示す一方で、20 mmHg 圧迫で StO₂ の減少の程度が小さくなることが明らかとなった。下肢への適度な圧迫を加えることがよいとされているが、膝 20 mmHg 圧迫が適度な圧であるか詳細に検討する必要があると考える。

そこで本研究では、圧迫対象を膝に限定し、立位及び軽度運動時の圧迫強度が腓腹筋血流動態、皮膚血流量、皮膚温及び心理反応に及ぼす影響を明らかにし、第2～4章で得られ

た結果も踏まえて姿勢別に局所圧迫の影響を考察し、総じて、圧力を利用した衣服設計に役立てることを目的として検討を行った。

なお、第 2～4 章と同様に、圧力の単位について、SI 単位では Pa と示すが、本章では研究方法において水銀血圧計による条件設定を行っているため、圧力は mmHg で記述する。また、圧利用アパレルの圧力表記は hPa が推奨されているため（衣服圧研究会 2007; NPO 法人日本着圧協会 2007）、引用文献の圧力は mmHg（hPa）で記述する（平井ら 2010）。

5.2 実験方法

5.2.1 被験者

被験者は健康な成人女性 8 名で、被験者の身体特性を Table 5-1 に示す。被験者には実験前に実験内容を十分に説明し、書面にて同意を得た。また、本実験は、文化学園大学倫理専門委員会の審査、承認を得て実施した。実験は、いずれの被験者も卵胞期に統一し、同一被験者に対して同時間帯で行った。

Table 5-1 Physical characteristics of subjects.

Subject	Age (Years)	Height (m)	Weight (kg)	BMI	Circumference of the knee (cm)
A	22	1.56	62.1	25.4	38.6
B	21	1.59	61.0	24.3	39.9
C	31	1.60	53.3	20.9	36.1
D	21	1.59	57.1	22.5	36.6
E	22	1.59	46.4	18.5	35.7
F	21	1.62	50.2	19.1	34.4
G	38	1.56	45.6	18.8	32.8
H	28	1.62	56.8	21.7	36.6
mean±S.D.	25.5 ± 6.3	1.59 ± 0.02	54.1 ± 6.3	21.4 ± 2.6	36.3 ± 2.2

5.2.2 圧迫条件

Fig. 5-1 に示す通り、圧迫条件は第 3 章で行った、0, 20, 40 mmHg (0.0, 26.7, 53.3 hPa) に 10, 30 mmHg (13.3, 40.0 hPa) を加えた計 5 条件である。各圧迫条件は、1 日に 1 回の実験で無作為に実施し、両膝を同強度で圧迫した。

5.2.3 測定項目及び測定方法

測定項目は第 3 章に準じ，筋血流動態，皮膚血流量，皮膚温，官能評価である．実験手順は第 3 章と同様である．

解析は，第 2 章で圧迫強度について主効果が認められた，腓腹筋 DeoxyHb，下腿部皮膚血流量，圧迫感およびむくみ感の結果を対象として行った．腓腹筋 DeoxyHb，下腿部皮膚血流量については，座位移行前の仰臥位最後の 5 分間の平均値を 100%として，5 分毎に変化率を求め，立位 1，運動，立位 2 のそれぞれ最後 5 分間の値を用い，圧迫強度について一元配置分散分析を実施した．また第 3, 4 章と同様に，立位 1，運動，立位 2 の各データの差分 ($\Delta\%$) を求め，圧迫強度について一元配置分散分析を実施した．圧迫感及びむくみ感は，立位 1 の 20 分目，運動 20 分目，立位 2 の 10 分目の申告値を用いて圧迫強度について一元配置分散分析を行った．なお，被験者 H については，スケジュールの関係上 10 mmHg 条件の実験を施行できなかったため，7 名のデータで統計処理を行った．主効果が認められた場合には，いずれも Tukey-Kramer 法により多重比較検定を行った．

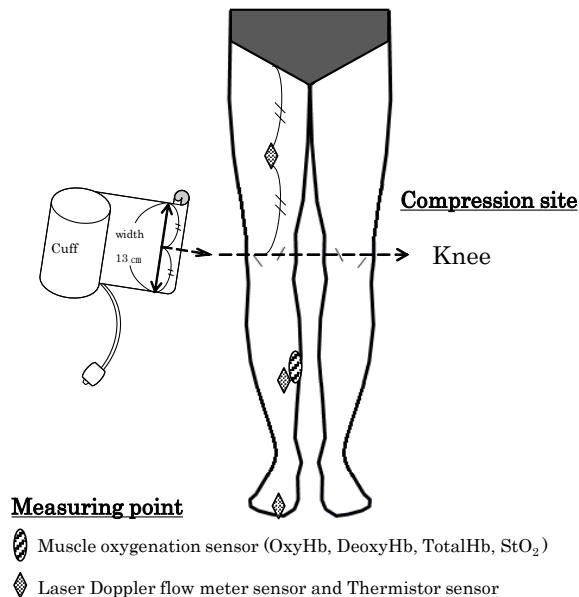


Fig. 5-1 Compression site and measuring points.

5.3 結果

5.3.1 膝への圧迫強度が筋・皮膚血流動態に及ぼす影響

Table 5-2 は、立位 1, 運動, 立位 2 における異なる圧迫強度で膝を圧迫した時の被験者 8 名の腓腹筋 DeoxyHb 変化率 ($\Delta\%$) である。同様に立位 1, 運動, 立位 2 における異なる圧迫強度で膝を圧迫した時の被験者 8 名の下腿部皮膚血流量の変化率 ($\Delta\%$) を Table 5-3 に示す。また、立位 1, 運動, 立位 2 それぞれの DeoxyHb を圧迫強度間で比較した結果を Fig. 5-2 に、下腿部皮膚血流量の結果を Fig. 5-3 に示す。

Fig. 5-2 の結果から、立位 1 では 10 mmHg と比較して 40 mmHg で有意に DeoxyHb は増加し、運動時には有意に減少した。このことから立位 1 の DeoxyHb 増加が大きいほど運動時に大きく減少することが示された。運動後の立位 2 では、0, 10, 20 mmHg と比較して 40 mmHg で有意に増加し、20 mmHg 以下の膝圧迫間では顕著な差が認められず、30 mmHg は 20 mmHg と 40 mmHg との間に位置する結果となった。

下腿部皮膚血流量は、Fig. 5-3 に示す通り、立位 1 では圧迫強度間に有意な差は認められず、運動時に、10 mmHg と比較して 30 mmHg で有意に増加した。立位 2 では、立位 1 と同様に圧迫間に有意差は認められなかったが、運動時に下腿部皮膚血流量の増加率が大きかった圧迫強度ほど立位 2 における減少率も大きい傾向が示された。

Table 5-2 Mean and standard deviation of change in mean DeoxyHb in calf muscle applied to the knee in Stand 1, Exercise and Stand 2.

DeoxyHb (Δ %)	Stand 1				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	51.57	65.72	65.12	78.88	69.60
Sub. B	41.07	30.41	28.62	53.34	50.07
Sub. C	70.73	51.19	74.40	82.43	74.79
Sub. D	52.27	66.57	58.96	73.04	77.48
Sub. E	46.28	30.73	26.77	34.60	46.06
Sub. F	72.60	62.83	64.38	61.45	91.74
Sub. G	50.81	42.97	53.31	62.28	80.50
Sub. H	63.51	—	100.79	81.13	60.01
mean	55.05	50.06	59.04	65.89	68.78
S.D.	11.51	15.77	24.03	16.45	15.68

DeoxyHb (Δ %)	Exercise				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	-42.01	-46.06	-51.39	-52.59	-52.97
Sub. B	-25.09	-26.48	-30.07	-62.85	-54.80
Sub. C	-96.06	-73.12	-93.02	-97.21	-97.97
Sub. D	-84.53	-90.13	-89.36	-92.95	-94.30
Sub. E	-66.01	-45.88	-38.22	-54.10	-61.03
Sub. F	-90.20	-84.31	-64.85	-83.73	-97.47
Sub. G	-73.96	-49.84	-56.68	-65.02	-66.64
Sub. H	-58.60	—	-76.74	-81.52	-23.65
mean	-67.06	-59.40	-62.54	-73.75	-68.60
S.D.	24.47	23.41	22.87	17.35	26.38

DeoxyHb (Δ %)	Stand 2				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	31.52	32.57	28.71	35.09	44.49
Sub. B	9.63	12.82	21.12	45.72	32.27
Sub. C	44.39	33.85	52.24	50.85	51.64
Sub. D	33.81	29.29	28.42	44.94	51.44
Sub. E	34.30	23.79	24.14	38.14	49.19
Sub. F	42.06	31.87	33.34	30.56	59.96
Sub. G	37.05	34.20	36.15	55.25	55.95
Sub. H	20.08	—	32.27	31.26	36.93
mean	31.61	28.34	32.05	41.48	47.73
S.D.	11.53	7.72	9.51	9.13	9.37

Table 5-3 Mean and standard deviation of change in mean lower leg skin blood flow applied to the knee in Stand 1, Exercise and Stand 2.

lower leg skin blood flow (Δ %)	Stand 1				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	-67.38	-57.97	-67.97	-64.22	-43.15
Sub. B	-63.43	-68.55	-66.30	-42.55	-63.72
Sub. C	-55.60	-45.67	-75.67	-35.36	-11.39
Sub. D	-70.27	-72.67	-71.68	-67.43	-71.36
Sub. E	10.31	-55.82	-7.46	-51.57	-55.45
Sub. F	-28.64	-50.90	-29.71	-39.36	-49.98
Sub. G	-18.14	-46.59	-24.56	-24.39	-15.42
Sub. H	-79.76	—	-27.98	-70.33	-61.04
mean	-46.61	-56.88	-46.42	-49.40	-46.44
S.D.	31.23	10.45	26.64	16.72	22.13

lower leg skin blood flow (Δ %)	Exercise				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	378.50	371.94	322.42	338.38	504.68
Sub. B	100.79	88.04	80.99	137.67	110.07
Sub. C	237.85	331.24	185.97	432.47	867.48
Sub. D	126.90	119.05	113.16	182.17	127.74
Sub. E	691.76	192.24	642.13	425.84	297.38
Sub. F	422.27	320.69	315.23	1220.46	289.04
Sub. G	289.82	132.50	216.02	279.05	186.73
Sub. H	118.88	—	640.01	261.59	305.26
mean	295.85	222.24	314.49	409.70	336.05
S.D.	200.31	116.62	218.65	343.92	248.50

lower leg skin blood flow (Δ %)	Stand 2				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	-375.94	-372.69	-321.19	-337.57	-501.59
Sub. B	-106.32	-83.25	-85.21	-130.75	-110.98
Sub. C	-237.04	-335.53	-186.83	-436.29	-894.30
Sub. D	-122.04	-118.48	-113.41	-178.84	-121.63
Sub. E	-698.09	-181.00	-659.13	-310.75	-282.58
Sub. F	-420.19	-322.31	-305.68	-1215.36	-280.18
Sub. G	-291.54	-137.72	-197.96	-273.09	-198.46
Sub. H	-120.27	—	-628.57	-255.96	-300.30
mean	-296.43	-221.57	-312.25	-392.33	-336.25
S.D.	201.46	118.61	220.51	345.54	256.87

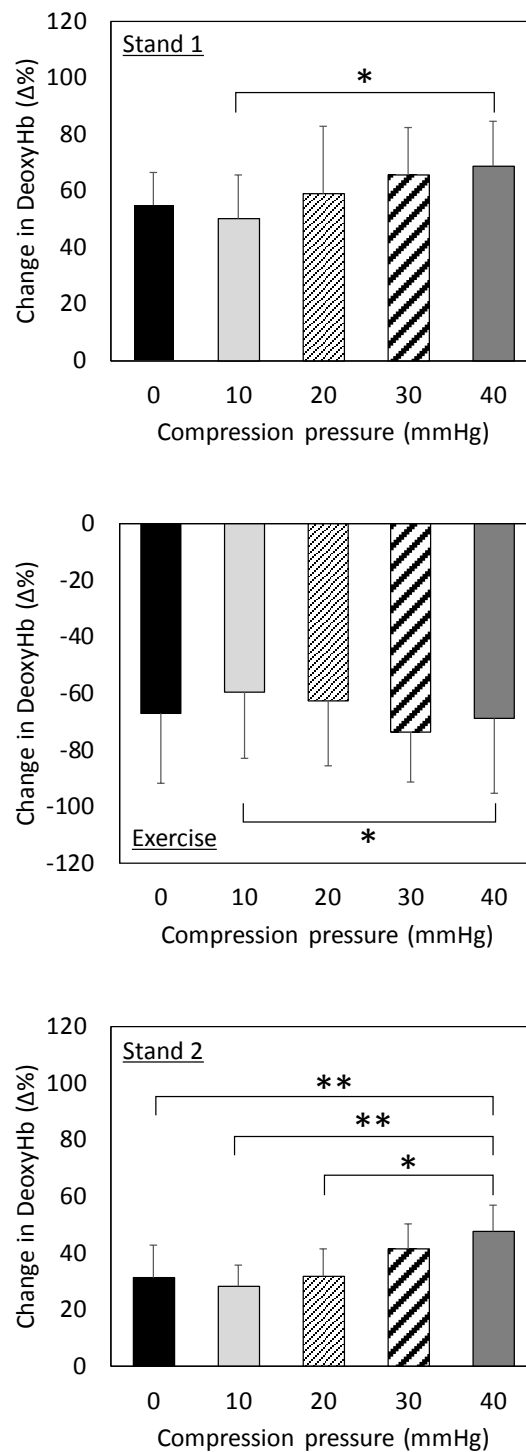


Fig. 5-2 Change in mean DeoxyHb in calf muscle applied to the knee in Stand 1, Exercise and Stand 2. Values are the mean of all 8 subjects for pressures of 0 mmHg, 20 mmHg, 30 mmHg and 40 mmHg, and the mean of 7 subjects for the 10 mmHg pressures. *P<0.05, **<0.01, significant difference.

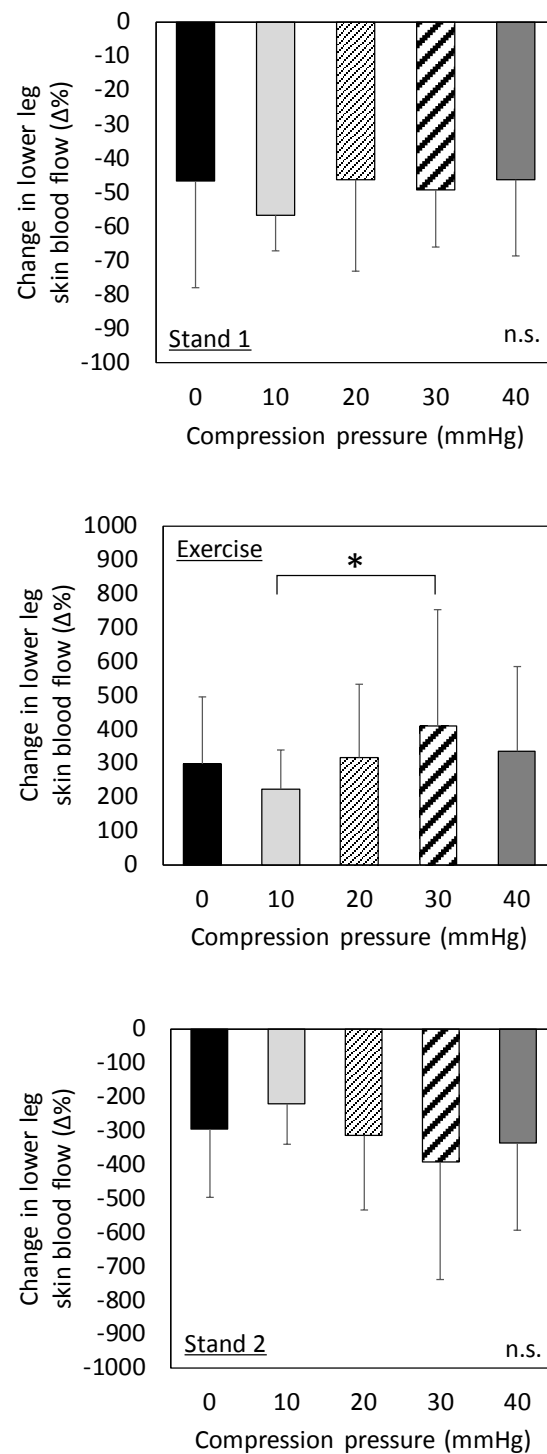


Fig. 5-3 Change in mean lower leg skin blood flow applied to the knee in Stand 1, Exercise and Stand 2. Values are the mean of all 8 subjects for pressures of 0 mmHg, 20 mmHg, 30 mmHg and 40 mmHg, and the mean of 7 subjects for the 10 mmHg pressures. *P<0.05, significant difference.

5.3.2 膝への圧迫強度が心理反応に及ぼす影響

Table 5-4 は、立位 1、運動、立位 2 における異なる圧迫強度で膝を圧迫した時の被験者 8 名の圧迫感である。同様に立位 1、運動、立位 2 における異なる圧迫強度で膝を圧迫した時の被験者 8 名のむくみ感を Table 5-5 に示す。また、立位 1、運動、立位 2 それぞれの圧迫感の平均値を膝への圧迫強度について比較した結果を Fig. 5-4 に、むくみ感を比較した結果を Fig. 5-5 に示す。

圧迫感は、立位 1、運動、立位 2 いずれも圧迫強度の増加と共に強くなる傾向が示され、立位 1 では、0 mmHg と 20, 30 mmHg, 10 mmHg と 30, 40 mmHg 間において危険率 1% で有意な増加が示された。運動時には、0 mmHg では圧迫感を生じさせず、0 mmHg と 20, 30, 40 mmHg 間で、また 10 mmHg と 40 mmHg 間で有意な増加が認められた。立位 2 においては、0, 10 mmHg と 40 mmHg 間で有意となり、40 mmHg で「ややきつい」圧迫感を生じさせることが示された (Fig. 5-4)。むくみ感については、立位 1、運動、立位 2 いずれも圧迫強度間に有意な差は認められなかったが、運動時及び立位 2 では 10 mmHg で申告値が最も低い結果となり、10 mmHg は、むくみ感を生じにくい圧迫強度であることが示唆された。また、40 mmHg 圧迫時のむくみ感は、立位・運動いずれにおいても強くなる傾向が示された。

Table 5-4 Mean and standard deviation of pressure sensation applied to the knee in Stand 1, Exercise and Stand 2.

pressure sensation	Stand 1				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	1.0	2.5	1.5	2.0	3.0
Sub. B	1.0	1.0	1.0	2.0	2.0
Sub. C	1.0	1.0	1.0	2.0	2.0
Sub. D	1.0	1.0	2.5	2.0	1.5
Sub. E	1.0	1.0	2.0	3.0	2.0
Sub. F	1.0	1.0	2.0	2.0	2.0
Sub. G	2.0	2.0	2.0	3.0	2.5
Sub. H	1.0	—	1.5	1.5	2.0
mean	1.13	1.36	1.69	2.19	2.13
S.D.	0.35	0.63	0.53	0.53	0.44

pressure sensation	Exercise				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	1.0	2.0	2.0	2.5	3.0
Sub. B	1.0	1.0	1.0	2.0	2.0
Sub. C	1.0	2.0	1.0	2.0	3.0
Sub. D	1.0	1.0	3.0	1.0	1.2
Sub. E	1.0	1.5	2.0	3.0	3.0
Sub. F	1.0	1.0	2.0	2.0	2.0
Sub. G	1.0	2.0	2.0	2.0	2.0
Sub. H	1.0	—	2.0	3.0	3.5
mean	1.00	1.31	1.88	2.19	2.46
S.D.	0.00	0.70	0.64	0.65	0.77

pressure sensation	Stand 2				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	1.0	2.5	2.0	2.5	4.0
Sub. B	1.0	1.0	1.0	2.0	2.0
Sub. C	1.0	2.0	2.0	2.0	3.0
Sub. D	1.0	1.0	3.0	1.0	1.0
Sub. E	1.0	1.0	1.5	2.5	2.5
Sub. F	1.0	1.0	2.0	2.0	2.0
Sub. G	2.0	2.0	2.0	2.0	3.0
Sub. H	1.0	—	2.0	2.0	2.0
mean	1.13	1.31	1.94	2.00	2.44
S.D.	0.35	0.80	0.56	0.46	0.90

Table 5-5 Mean and standard deviation of swelling sensation applied to the knees in Stand 1, Exercise and Stand 2.

swelling sensation	Stand 1				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	2.0	2.0	2.0	1.0	2.0
Sub. B	1.0	1.0	1.0	2.0	1.0
Sub. C	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
Sub. D	1.2	3.0	3.0	3.0	2.0
Sub. E	1.0	1.0	1.0	1.0	1.5
Sub. F	2.0	1.0	1.0	1.0	2.0
Sub. G	1.2	2.0	2.0	2.0	2.0
Sub. H	1.5	—	1.5	1.5	3.5
mean	1.36	1.57	1.56	1.56	1.88
S.D.	0.43	0.79	0.73	0.73	0.79

swelling sensation	Exercise				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	1.0	1.0	1.0	1.5	1.0
Sub. B	1.0	1.0	1.0	1.5	1.0
Sub. C	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
Sub. D	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
Sub. E	1.0	1.0	1.0	1.0	2.0
Sub. F	2.0	1.0	1.0	1.0	2.0
Sub. G	1.0	1.0	1.0	1.2	2.0
Sub. H	2.0	—	2.0	2.0	3.0
mean	1.25	1.00	1.13	1.28	1.63
S.D.	0.46	0.00	0.35	0.37	0.74

swelling sensation	Stand 2				
	0 mmHg	10 mmHg	20 mmHg	30 mmHg	40 mmHg
Sub. A	1.5	2.0	2.0	1.0	1.5
Sub. B	1.0	1.0	1.0	2.0	1.0
Sub. C	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
Sub. D	1.2	1.5	1.5	2.0	1.0
Sub. E	1.0	1.0	1.0	1.0	1.5
Sub. F	2.0	1.0	1.0	1.0	2.0
Sub. G	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0
Sub. H	3.0	—	3.0	3.0	4.0
mean	1.59	1.36	1.56	1.63	1.75
S.D.	0.71	0.48	0.73	0.74	1.00

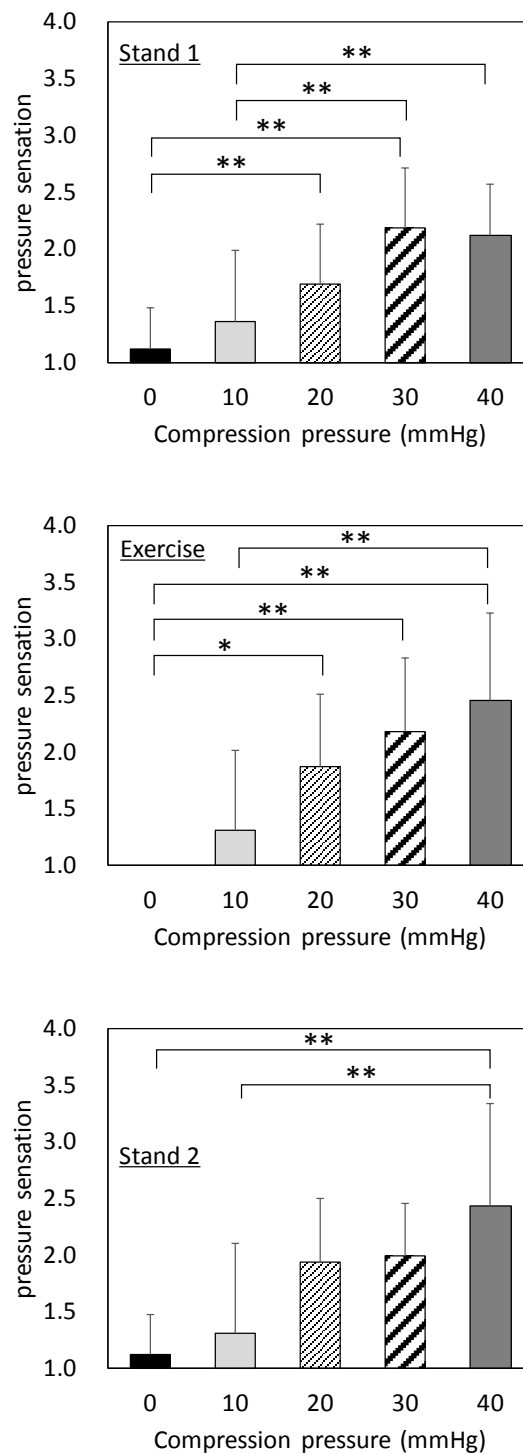


Fig. 5-4 Change in pressure sensation applied to the knee in Stand 1, Exercise and Stand 2. Values are the mean of all 8 subjects for pressures of 0 mmHg, 20 mmHg, 30 mmHg and 40 mmHg, and the mean of 7 subjects for the 10 mmHg pressures. Pressure conditions: *P<0.05, **P<0.01, significant difference.

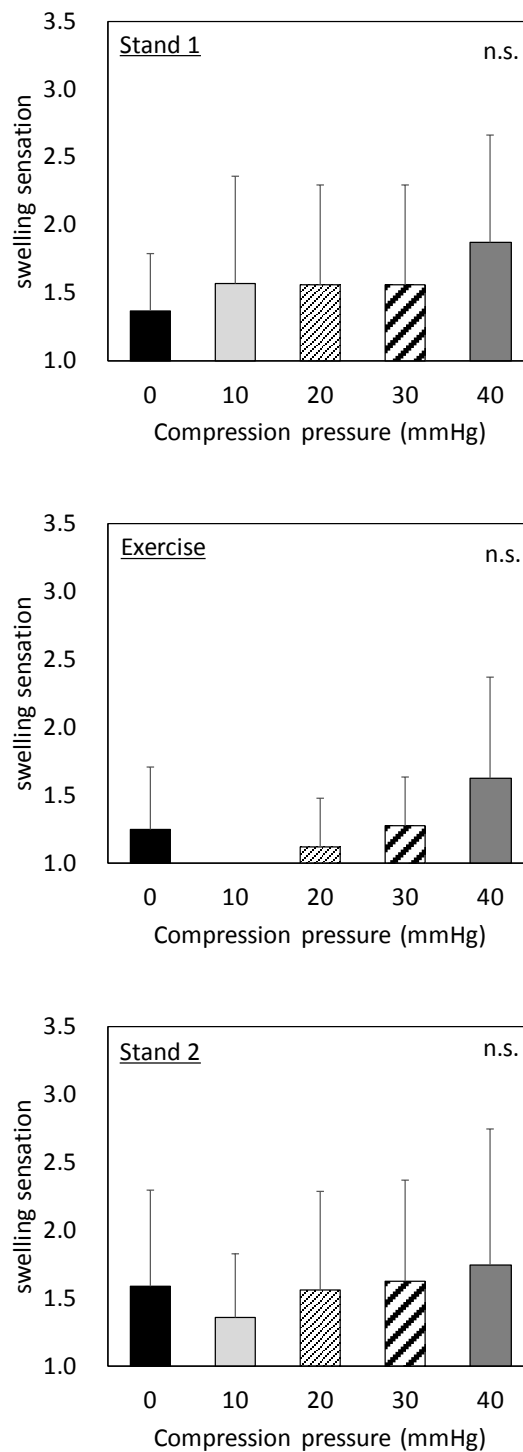


Fig. 5-5 Change in swelling sensation applied to the knee in Stand 1, Exercise and Stand 2. Values are the mean of all 8 subjects for pressures of 0 mmHg, 20 mmHg, 30 mmHg and 40 mmHg, and the mean of 7 subjects for the 10 mmHg pressures. Pressure conditions: *P<0.05, **P<0.01, significant difference.

5.3.3 姿勢・運動に伴う筋血流動態及び心理反応

第2章から第5章までの下肢の局所圧迫における筋血流動態及び心理反応について姿勢及び運動の影響を比較するため、DeoxyHb及び圧迫感、むくみ感について、圧迫前の仰臥位の値を100%としたときの変化率を用いて圧迫部位別に圧迫強度について比較し、以下にまとめる。

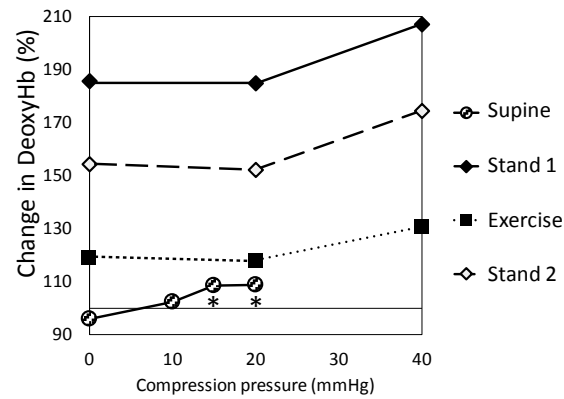
Fig. 5-6に、姿勢および運動に伴うDeoxyHbの変化を示す。大腿圧迫時の腓腹筋DeoxyHbは、仰臥位では15 mmHg以上で有意な増加が示されたが、立位1, 2, 運動時には、0, 20 mmHgで圧迫しても圧迫強度間の変化は認められず、40 mmHgで増加傾向を示した。膝圧迫時、仰臥位においては大腿圧迫時と同様に、15 mmHg以上で有意な増加となったが、立位及び運動時では、0 から 20 mmHg にかけて減少傾向を示し、30, 40 mmHgで増加する結果なり、膝への圧迫は30 mmHg以上で筋血流動態に影響することが示唆された。下腿圧迫時は、20 mmHgで有意に増加し、立位1では圧迫強度の増加と共にDeoxyHbは減少傾向を示し、運動時は0 mmHgより40 mmHgで増加し、立位2では20 mmHgで減少する結果となり、下腿への圧迫強度の影響は姿勢や運動によって異なることが示唆された。

Fig. 5-7に、姿勢および運動に伴う圧迫感の変化を示す。いずれの部位を圧迫しても、立位・運動時と比較して仰臥位時に圧迫感が強くなる結果となり、平田ら（1987）の先行研究と一致する結果が示された。大腿圧迫時は立位1, 2, 運動時には圧迫強度の増加と比例して圧迫感も増加し、40 mmHgで「ややきつい」と申告された。膝圧迫時は、仰臥位・立位1, 2いずれも大腿圧迫時より圧迫感は低値を示したが、圧迫強度の増加と比例して圧迫感の増加が示された。下腿圧迫時は、仰臥位・立位1, 2いずれも圧迫感は低値を示し、立位では0, 20 mmHgではきついと感じにくく、40 mmHgで顕著な増加を示した。

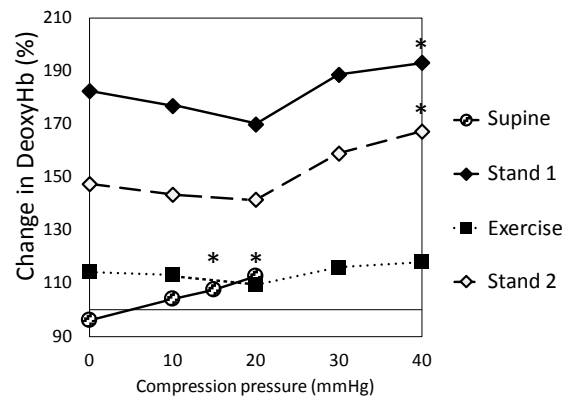
姿勢および運動に伴うむくみ感の変化をFig. 5-7に示す。いずれの圧迫部位においても、立位1でむくみ感は増加し、運動することによって軽減され、立位2で再び強くなったことが推察される。大腿圧迫時は、圧迫強度の増加に伴いむくみ感も増加しており、20 mmHgで立位時には「ややむくみを感じる」程度であることが示された。また、仰臥位時は15 mmHgで立位1, 2における0 mmHgに相当するむくみ感になることが示唆された。膝圧迫時は、立位1では大腿部よりむくみ感を生じておらず、40 mmHgで増加するが、30 mmHg以下ではほぼ横ばいであった。運動によってむくみ感は軽減し、特に10 mmHgでむくみ

感は解消され，立位 2 においても 10 mmHg 圧迫では低値を示し，弱圧の膝圧迫がむくみ感を抑制させることが示唆された．一方，仰臥位のむくみ感は圧迫強度にかかわらず立位時と同程度であり，仰臥位においては圧をかけるべきではないことが示された．下腿圧迫時は，仰臥位時には一定の傾向が見られず，立位 1,2，運動時いずれも圧迫強度と共にわずかに増加する程度に留まった．

Applied to the thigh



Applied to the knee



Applied to the lower leg

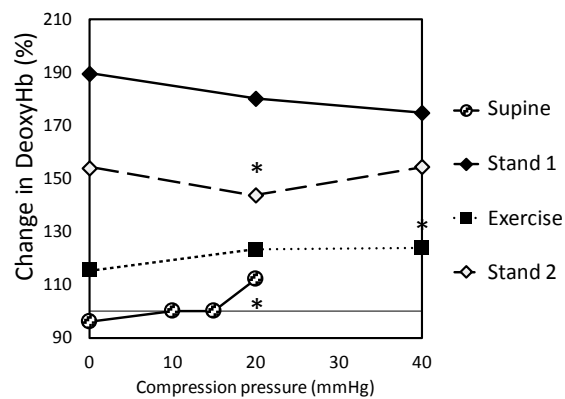
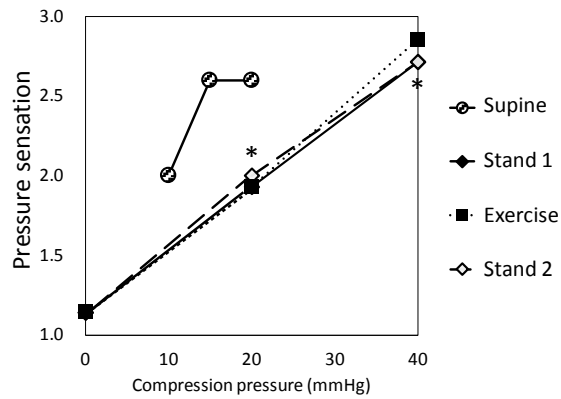


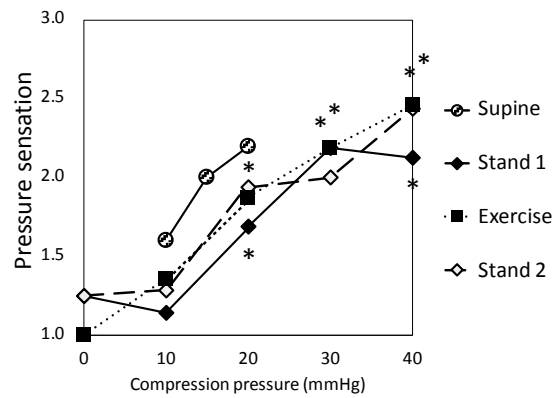
Fig. 5-6 Comparison of change in DeoxyHb in Supine, Stand 1, Exercise and Stand 2.

Pressure condition: *P<0.05, significant difference from the lower pressure condition.

Applied to the thigh



Applied to the knee



Applied to the lower leg

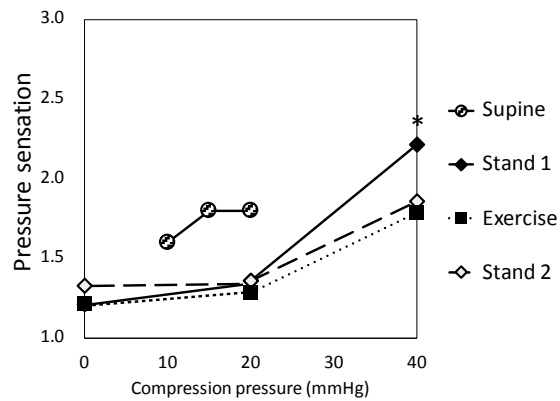
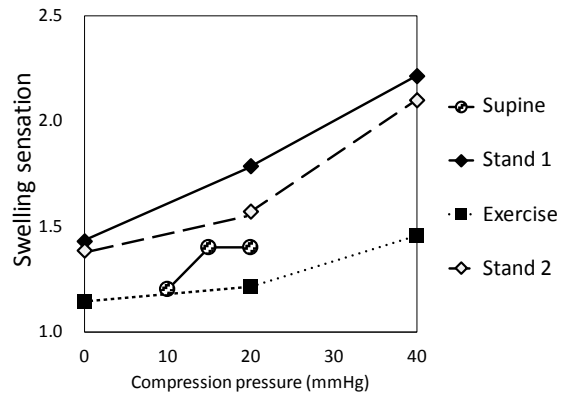
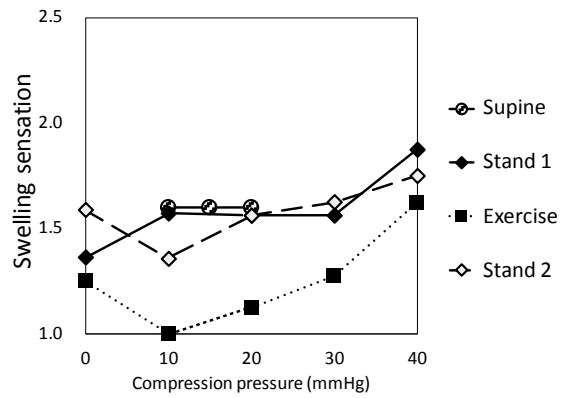


Fig. 5-7 Comparison of change in pressure sensation in Supine, Stand 1, Exercise and Stand 2. Pressure condition: *P<0.05, significant difference from the lower pressure condition.

Applied to the thigh



Applied to the knee



Applied to the lower leg

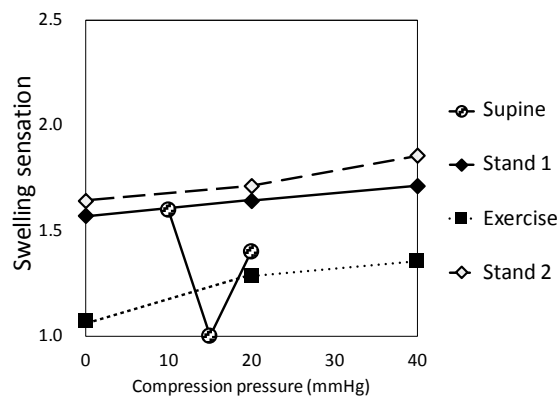


Fig. 5-8 Comparison of change in swelling sensation in Supine, Stand 1, Exercise and Stand 2. Pressure condition: *P<0.05, significant difference from the lower pressure condition.

5.4 考察

本章では、膝への異なる圧迫強度が立位及び軽運動時に腓腹筋血流動態、下肢皮膚血流量、皮膚温にどのような影響を及ぼすのか検討を行った。

運動前の立位 1 及び運動中に圧迫強度の違いによる差は 10 mmHg と 40 mmHg との間に認められたが、立位 2 では圧迫強度が大きいほど筋血流動態へ与える影響も増加する傾向が示された。立位 2 の DeoxyHb は 0, 10, 20 mmHg と比較して 40 mmHg 強度の圧迫で有意に増加したことから、40 mmHg の膝圧迫で腓腹筋血流動態に影響を与えることが明らかとなった。第 2 章において、仰臥位で 15 mmHg 以上の膝圧迫は有意な DeoxyHb の増加を引き起こすことを明らかにし、TotalHb の増加及び StO₂ の減少は下肢への血液貯留と静脈還流量の低下によるものと示唆された。立位時は静水圧の影響により下肢血液量が増加し、静脈還流量が低下するため、仰臥位時に比べて膝囲への圧迫の影響を受けにくくなることが予想される。よって、有意な圧迫の影響が引き起こされる圧迫強度、立位時における 40 mmHg と仰臥位における 15 mmHg の違いは、静水圧の影響によるものと考えられる。姿勢変化に伴う静脈還流量低下による DeoxyHb の増加に加えて、40mmHg の膝囲圧迫により膝周辺部の静脈を圧迫し、末梢部の静脈還流量低下をより強く引き起こしたため、DeoxyHb は有意に増加したものと考えられる。また、芝崎らは、大腿部をカフで段階的に圧迫し、中強度運動をした場合、45, 60mmHg で酸素摂取量、換気量、心拍数が上昇し、運動終了後の平均血圧が高い結果を示し、カフ圧により筋中の代謝物の蓄積が増大し、代謝受容器が刺激されていることを示唆しており（芝崎ら 2001）、40mmHg の膝圧迫によって腓腹筋中の代謝物の増大が示唆され、これは官能評価においてもむくみ感の増加に寄与したと考えられる。

下腿部皮膚血流量は運動時に 10 mmHg より 30 mmHg で増加し、立位 2 では 30 mmHg で大きく減少する傾向が示された。田村（2000）は、心臓と四肢部の高さ関係、つまり静水圧によって圧迫強度の影響は異なるが、四肢部に強い圧がかかることで、それより末梢部の容積が増加し、血液貯留によりうっ血状態を引き起こし、皮膚温低下を招くと述べている（渡辺ら 1973; 田村 2000）。本研究においても、比較的低強度の膝圧迫で、下腿部皮膚血流量は減少することが示された。また皮膚温の変化は皮膚血流量の変化を反映すると言われていることから、表在の血液動態は、深部の筋酸素動態より膝への局所圧迫の影響を受けやすいことが示唆され、圧利用アパレルの圧力設計において十分留意する必要があると考える。

圧迫感は、圧迫強度の増加に伴い増大した。むくみ感は 40mmHg で増加した。これらの結果から、膝 40 mmHg 圧迫によって生理的・心理的にネガティブな効果が引き起こされ

たと考えられる。一方で、10mmHg ではむくみ感が生じにくい傾向が示された。よって、膝囲への適度な弱圧は、生理心理的な快適性に寄与することが示唆された。心理反応は、他の圧迫強度と比較して 10 mmHg でよりむくみ感を生じにくい傾向を示し、立位・運動時の膝への圧力設計を 10 mmHg 程度にすることで、生理・心理的快適性に寄与することが示唆された。

第 2～4 章及び第 5 章における膝圧迫時の結果をふまえ、大腿及び下腿圧迫について考察を行う。腓腹筋 DeoxyHb は、大腿圧迫時の立位 1, 2, 運動時及び下腿圧迫時の立位 2 において、20 mmHg と比較して 40 mmHg 圧迫で増加傾向を示した。これは、毛細血管内圧の影響によるものと考えられ (Landis EM 1930)、腓腹筋 DeoxyHb を増加させたものと考えられる。本研究では膝圧迫に焦点をあてて 10 mmHg 間隔でより詳細に局所圧迫の影響を捉えようと試みた。その結果、膝では 10 mmHg 程度の圧迫が立位時には適正圧であることが示唆された。大腿圧迫においては 20 mmHg で、下腿圧迫においては圧迫強度間に有意な DeoxyHb の増加は示されなかったため、同様に 10, 30 mmHg などより詳細に圧迫強度の影響について検討し、圧利用アパレルの設計に有用な圧迫強度を究明する必要があると考える。また、DeoxyHb の変動は、むくみ感の変化と一部近似しており、各圧迫部位における圧迫強度と、静脈管流量の減少やむくみとの関係性を検討する一つの指標として NIRS による測定は有効であることが示唆された。本研究ではむくみ自体は取り扱わなかったが、今後、むくみ防止・解消などと謳われる圧利用アパレル設計の評価指標としての活用が期待できる。

立位・運動時の大腿及び下腿の圧限界値は 40 mmHg 未満、膝では 30 mmHg 未満であり、大腿及び下腿の圧適正值は 20 mmHg 以下、膝では 10mmHg 程度であることが示唆された。特に圧に対して敏感で、むくみ感が大きい傾向にある大腿部の圧力設計については、心理的快適性を考慮に入れる必要があると考える。

5.5 要約

本章では、圧迫強度の影響を更に詳細に明らかにすることを目的として、圧迫対象を膝に限定し、第 2 章から第 4 章と同様のプロトコール実験を行い、筋・皮膚血流動態及び心理反応について調査した。被験者は健康な成人女性 8 名、圧迫強度は、第 3, 4 章の条件 0, 20,

40 mmHg に 10, 30 mmHg を加えた計 5 条件とし, 5 分毎の経時変化及び, 立位 1, 立位 2, 運動時での各最後の 5 分間の値を比較し, 第 2 章から第 4 章で得られた結果を踏まえて考察を行った.

膝圧迫時は, 立位 1, 運動, 立位 2 いずれについても腓腹筋 DeoxyHb, 圧迫感及びむくみ感に有意な影響が認められた. DeoxyHb は, 0 mmHg と比較して 10, 20 mmHg 圧迫で減少し, 30, 40 mmHg 圧迫で増加する結果となり, 膝への圧迫は 30 mmHg 以上で筋血流動態に影響することが示唆された. DeoxyHb の増加の程度は, 立位 1 が最も大きく, 立位 2, 運動, 仰臥位の順で小さい結果となったが, 仰臥位時の膝圧迫では, DeoxyHb が 15 mmHg 以上で有意に増加したことから, 静水圧の影響の有無によって, 下肢への圧に対する限界値は異なることが示された.

圧迫感は, 20 mmHg 以上で有意に増加した. 立位 1, 運動, 立位 2 それぞれの圧迫感と同程度であったが, 仰臥位と比較して圧を弱く感じることを示され, このことは平田ら (1987) の報告と一致した. むくみ感は, 運動及び立位 2 において, 10 mmHg 圧迫時に最も小さく, 圧迫強度が大きくなるにつれて増加し, DeoxyHb の変化と近似傾向であった.

これらの結果から, 膝への圧迫強度の影響は, 腓腹筋血流動態及び心理反応に影響を及ぼし, 立位・運動時の膝への圧力設計を 10 mmHg 程度にすることで, 生理・心理的快適性に寄与することが示唆された.

前章までの結果を総合すると, 大腿及び下腿圧迫について, 腓腹筋 DeoxyHb は, 大腿圧迫時の立位 1, 運動, 立位 2 及び下腿圧迫時の立位 2 において, 20 mmHg と比較して 40 mmHg 圧迫で増加傾向を示した. 大腿及び下腿圧迫時の圧迫感は, 立位 1, 運動, 立位 2 いずれも圧迫強度の増加と共に増加し, 40 mmHg で有意に増加した. また, むくみ感は, 立位 1, 運動, 立位 2 において圧迫強度の増加と共に増加傾向を示した. 大腿圧迫時の圧迫感及びむくみ感は, 膝・下腿圧迫時と比較して大きいことが示された.

立位・運動時の大腿及び下腿の圧限界値は 40 mmHg 未満, 膝では 30 mmHg 未満であり, 大腿及び下腿の圧適正值は 20 mmHg 以下, 膝では 10mmHg 程度であることが示唆された. 特に圧に対して敏感とされる大腿部の圧力設計については, 心理的快適性を考慮に入れる必要があると考える.

引用・参考文献

Abe D., Hotta N., Fukuoka Y., Ohta Y., Hamasaki K.; Biomechanical analysis of gait and sit-to-stand patterns using a specially made knee supporter in healthy young and elderly individuals. *J Physiol. Anthropol.*, 29 (2): 65-70 (2010)

Chuang S.H., Huang M.H., Chen T.W., Weng M.C., Liu C.W., Chen C.H.; Effect of knee sleeve on static and dynamic balance in patients with knee osteoarthritis., *Kaohsiung J. Med. Sci.* 23 (8): 405-411 (2007)

Hassan B. S., Mockett S., Doherty M.; Influence of elastic bandage on knee pain, proprioception, and postural sway in subjects with knee osteoarthritis., *Ann. Rheum. Dis.* 61: 24-28 (2002)

早田剛, 宮川健; 膝関節装具における重なり長さの変化がストップジャンプ動作に及ぼす影響, *体力科学*, 63 (2): 279-285 (2014)

平井正文, 岩井武尚; 新弾性ストッキング・コンダクター 静脈疾患・リンパ浮腫における
平田耕造, 永坂鉄夫, 布村忠弘, 野田祐子, 紫藤治, 平井敦夫, 平下政美, 高畑俊成; 「きつい」と感じるスポーツウェアの皮膚圧迫効果の実験的研究, *デサントスポーツ科学*, 8: 125-136 (1987)

圧迫療法の基礎と臨床応用, へるす出版 (2010)

衣服圧研究会, 主査 文化女子大学, 副査 東京都立産業技術研究センター, 主催 (社) 人間工学研究センター; ストレッチ素材を用いた衣料の衣服圧測定法と表示方法に関する提言, (2007.6.)

Landis EM; Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin, *Heart*, 15: 209-228 (1930)

二宮石雄, 南山求; 循環系の構成, 文光堂, 133, 生理学, (1986)

NPO 法人日本着圧協会 (2007)

<http://chakuatu.info/organization/history/> (2015.11.22.閲覧)

佐藤昭雄, 佐藤優子, 五嶋摩理; 自律神経生理学, 金芳堂 (1995)

柴崎学, 佐藤留美子, 登倉尋實; 被服圧が有酸素運動時の生体反応に及ぼす影響, *デサントスポーツ科学*, 22: 14-22 (2001)

Steven A. Mazzuca, Mark C. Page, Russell D. Meldrum, Kenneth D. Brandt, Satham Petty-Saphon; Pilot study of the effects of a heat-retaining knee sleeve on joint pain,

stiffness, and function in patients with knee osteoarthritis., *Arthritis Rheum.*, 51 (5): 716-721 (2004)

田村照子; 衣服圧の功罪, 日本家政学会誌, 51 (11): 1089-1092 (2000)

渡辺ミチ, 田村照子, 岩崎房子; 衣服圧の身体に及ぼす影響 (第 2 報) —上腕部衣服圧について—, 家政学雑誌, 24 (5): 45-50 (1973)

第6章 市販アパレルの圧力設計の現状と課題

6.1 緒言

前章までは、下肢の圧利用アパレルの設計における基礎資料とするため、下肢を局所圧迫した時の人体生理反応について検討を行った。しかし、下肢用の圧利用アパレルの丈の長さや形状は様々であり、得られた結果が妥当であるか否か検討する必要がある。

そこで本章では、市販されている圧利用アパレルについて、アイテム・用途別に衣服圧の現状を把握することを目的とし、様々な長さ・素材・使用目的で設計された下肢の圧利用アパレルの衣服圧をソフトボディマネキンに着用させて定量的に測定する。また、市販下肢用アパレルの衣服圧と、第5章までに得られた局所圧迫における筋・皮膚血流動態及び心理反応との関係性について考察を行う。

なお、圧力の単位について、SI単位ではPaと示すが、圧利用アパレルの圧力表記はhPaが推奨されている（衣服圧研究会 2007; NPO 法人日本着圧協会 2007）。本章においても衣服圧測定で得られた結果の表記は基本的にはhPaするのが通常である。しかし第2～5章において水銀血圧計による条件設定を行い、圧力はmmHgで記述してきた。第2～5章までに得られた結果と本章で得られた衣服圧とを比較するため、本章ではmmHg (hPa)で記述する（平井ら 2010）。

6.2 実験方法

6.2.1 ソフトボディマネキン

本研究で用いられたソフトボディマネキンは、2007～2009年にかけて田村らにより衣服圧評価用に開発された、骨格・筋内蔵可動型人体下半身ソフトボディマネキンである（Fig. 6-1）。このソフトボディマネキンは、成人女性20名から得られた皮下脂肪分布及び皮膚表面圧縮特性データより、油分をコントロールしたシリコン・ポリスチレンフォーム・ビニール等の材料を用い、半身の柔軟構造を模擬しており、ハードボディマネキンより人体測定値と高い相関性の衣服圧値を得られることが報告されている（田村 2010）。また、通常、圧利用アパレルの衣服圧評価には人体着用実験が実施されるが、人体では個体差が生じ、

かつ被験者自身の身体的負荷を生じさせるため、製品の評価としては多くの誤差を含むとし、このソフトボディマネキンによる評価はこれらの欠点を補うのに有用であるとしている（田村 2010）。

ソフトボディマネキンの各部位の周径を Table 6-1 に示す。参考として、一般社団法人人間生活工学研究センター（HQL）による 1992～1994 年の人体計測結果のうち、25～29 歳の平均女性体型のデータを併記する（一般社団法人人間生活工学研究センター 1997）。HQL の平均値と比較してソフトボディマネキンの方が、臀部及び下腿部はやや小さく、足首部は大きい設計であるが、いずれの部位においてもその差は 2.5 cm 未満であり、日本人の平均女性体型と近い周径であると言える。



Fig. 6-1 Soft body mannequin.

Table 6-1 Physical characteristics of soft body mannequin.

subject	circumference (cm)					
	buttock	upper thigh	middle thigh	knee	lower leg	ankle
soft body mannequin	86.1	50.9	41.1	35.0	32.8	22.7
HQL	88.6	51.8	—	34.5	34.2	20.4

6.2.2 実験着

本章で使用した実験着各素材の諸元を Table 6-2 に、実験着の写真を Fig. 6-2 に示す。以後、各実験着について述べる場合は、Table 6-2 の ID を [] で記す。実験着には、M または M~L サイズの市販下肢用の圧利用アパレル計 25 種を使用した。内訳は、レギンス（スパッツ）11 種、ストッキング及びタイツ 5 種、睡眠用トレンカ 3 種、膝下丈ソックス 4 種、サッカー用ソックス 1 種、膝サポーター 1 種である。そのうち、レギンス [11]、ストッキング[14]、タイツ[15, 16] は、医療用として販売されているものを採用した。

本研究において、レギンスは腹部から足首丈のもの、ストッキング及びタイツは腹部から足先までを覆うもの、睡眠用トレンカは腹部からつま先部以外の足部を覆うもの、ソックスは膝下丈のもの、膝サポーターは膝部を覆う輪状型のものと定義し、分類した。

Table 6-2 Characteristics of compression garments.

ID	Use applications	Items	materials	thickness (mm)	weight (g)
1	casual	leggings	nylon 89%; polyurethane11%	1.24	89.37
2	casual	leggings	nylon 85%; polyurethane15%	0.70	76.11
3	casual	leggings	—	1.34	118.53
4	casual	leggings	nylon 80%; polyurethane20%	0.75	61.41
5	casual	leggings	nylon・polyurethane	0.86	77.86
6	casual	leggings	nylon・polyurethane	1.08	49.58
7	casual and sports	leggings	—	1.06	180.69
8	casual and sports	leggings	—	0.63	118.24
9	casual and sports	leggings	nylon・film・polyurethane	0.77	126.86
10	casual and sports	leggings	—	1.10	234.75
11	medical and sports	leggings	—	0.51	115.08
12	casual	stocking	nylon・polyurethane	0.75	46.58
13	casual	stocking	nylon・polyurethane	0.42	29.10
14	medical	stocking	—	0.69	93.17
15	medical	tights	—	0.68	79.86
16	medical	tights	nylon・polyurethane	0.79	42.34
17	sleeping	stirrup leggings	nylon・polyurethane・cupra	1.00	105.24
18	sleeping	stirrup leggings	nylon・polyurethane・polyester	0.94	30.22
19	sleeping	stirrup leggings	nylon・polyurethane・polyester・cupra	1.10	107.69
20	casual	socks	nylon・polyurethane	0.76	47.37
21	casual	socks	nylon・polyurethane	1.04	41.06
22	casual	socks	nylon・polyurethane・cotton	1.32	45.58
23	casual	socks	nylon・polyurethane	0.94	41.04
24	sports	soccer socks	polyurethane・polyester	1.76	34.34
25	casual	knee supporters	polyester・cotton・other	2.73	71.09

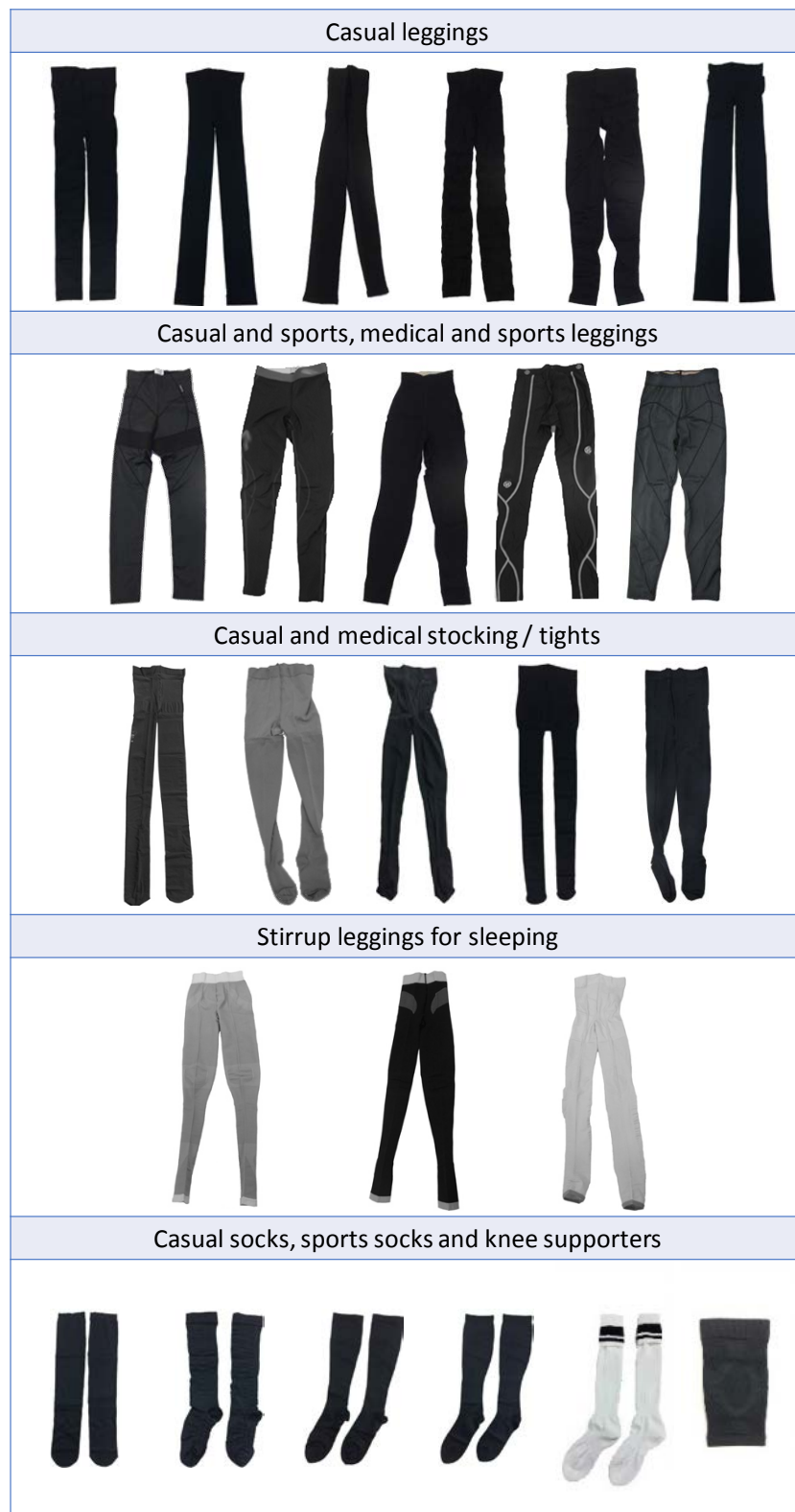


Fig. 6-2 Compression garments listed in random order.

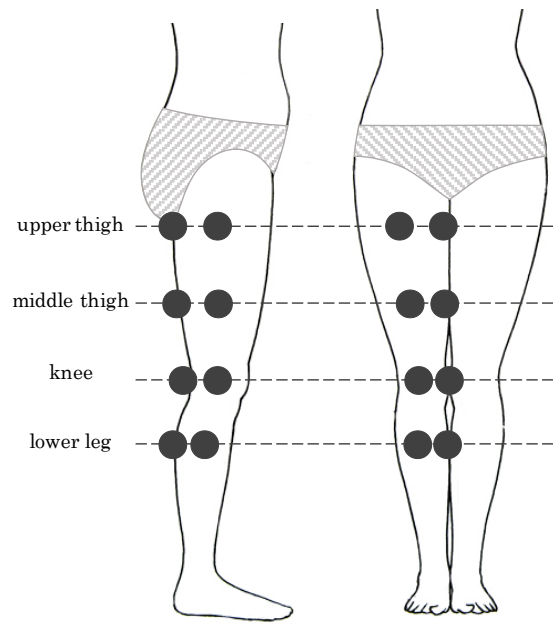


Fig. 6-3 Measuring points of clothing pressure.

6.2.3 測定方法

衣服圧測定には、接触圧測定器 AMI3037-10（エイエムアイ・テクノ社製）を用い、サンプリング周波数 1Hz で収録した。測定部位は Fig. 6-3 に示す通り、大腿最大囲、大腿 1/2 囲、膝囲、下腿最大囲における各前面・後面・内側・外側の計 16 部位である。なお、膝下丈ソックスとサッカー用ソックスは下腿最大囲を、膝サポーターは、膝囲及び下腿最大囲の各前面・後面・内側・外側を測定部位とした。測定部位には、直径 20 mm のエアパックセンサを専用のテープで貼り付けたが、使用したソフトボディマネキンは油分をコントロールしたポリスチレンフォームなどの材料が用いられており、専用のテープのみではセンサを固定することが困難であった。そのため、センサを貼り付けた上から、圧力のかかりにくい L サイズのストッキングを着用させ、これをコントロール条件として 1 分間衣服圧測定を行った。その後、実験着をソフトボディマネキンに着用させ、安静保持させた後、同様に 1 分間測定を行った。実験着を着用させる順番はランダムとして、3 回繰り返し測定した。得られた結果は、安定した後半 10 秒間の平均値を求め、コントロール条件の衣服圧値を差し引いた。大腿最大囲、大腿 1/2 囲、膝囲、下腿最大囲、測定部位ごとに前面・後面・内側・外側計 4 点の値を平均した。

6.2.4 解析方法

ソフトボディマネキンを用いて測定された衣服圧について、傳法谷ら（2015）は、成人女性 12 名と同ソフトボディマネキン、それぞれに圧利用アパレルを着用させ、測定した衣服圧の比較を行った。その結果から、より人体測定値に近似した衣服圧を求めるための近似式が得られた（Table 6-3）。よって、本研究においては、ソフトボディマネキンで測定した衣服圧を近似式の x に代入し、換算した衣服圧を求め、アイテム・用途別に比較することとした。

Table 6-3 Approximation equation for soft body mannequin.

Body site	Approximation equation	Correlation coefficient
upper thigh	$y = 0.7551 x + 0.9589$	$r = 0.951$
middle thigh	$y = 0.6557 x + 2.5649$	$r = 0.742$
knee	$y = 0.9886 x - 0.1768$	$r = 0.850$
lower leg	$y = 1.0869 x + 1.4851$	$r = 0.873$

統計解析には SPSS Ver. 21.0 for Windows を用い、下肢全体を覆うレギンス、ストッキング、タイツ類 [1~19] の衣服圧における測定部位の違いについては対応のある一元配置分散分析を、全実験着 [1~25] における用途の違いについては、測定部位ごとに対応のない一元配置分散分析を行い、有意差が認められた場合、Bonferroni 法による多重比較検定を行った。

また、衣服圧測定部位間の相関性については無相関検定を行い、有意水準を 5%、1%とした。

6.3 結果

6.3.1 アイテム別衣服圧

Table 6-4 にソフトボディマネキンを使用し、圧利用アパレルの衣服圧を測定した結果を数値で示す。Fig. 6-4 に普段用レギンス・ストッキング [1~6, 12, 13] の衣服圧を部位別に示す。大腿最大囲は 4.4~8.1 mmHg (5.9~10.8 hPa), 大腿 1/2 囲は 4.8~7.7 mmHg (6.3~10.2 hPa), 膝囲は 5.9~11.3 mmHg (7.9~15.1 hPa), 下腿最大囲は 6.8~17.4 mmHg (9.1~23.2 hPa) と、特に下腿最大囲の圧力設計には製品によってばらつきが見られた。[2] を除いたすべての実験着において下腿最大囲>膝囲>大腿最大囲の順となり、抹消部へいくほど衣服圧が高くなる設計がなされていた。特に, [4]は, 膝囲 11.3 mmHg (15.1 hPa), 下腿最大囲 17.4 mmHg (23.2 hPa) と普段用レギンス・ストッキングの中で最も高い値を示した。大腿 1/2 囲の衣服圧において, [1, 3, 4, 6, 12] は, 大腿最大囲とほぼ同じか大腿 1/2 囲の方が大きく設計されていたが, [2, 5, 13] は大腿最大囲・膝囲より小さい値であった。

Fig. 6-5 に普段・スポーツ用, 医療・スポーツ用, 医療用として販売されているレギンス・ストッキング・タイツ [7~11, 14~16] の衣服圧を示す。スポーツ用 [7~11] は, 普段用と同様に下腿最大囲>膝囲>大腿最大囲となったが, [7]は大腿最大囲に 15.7 mmHg (21.0 hPa), [9] は膝囲に 11.0 mmHg (14.6 hPa) と局所的に強い圧力がかかる設計であることが示された。部位別にみると, 大腿最大囲は 2.7~15.7 mmHg (3.6~21.0 hPa), 大腿 1/2 囲は 6.4~8.2 mmHg (8.5~10.9 hPa), 膝囲は 6.8~11.0 mmHg (9.1~14.6 hPa), 下腿最大囲は 6.4~11.5 mmHg (8.5~15.3 hPa) と, 大腿最大囲及び下腿最大囲において普段用より弱圧設計の製品が存在した。医療用 [11, 14~16] においても, 下腿最大囲>膝囲>大腿最大囲の順で圧力設計がなされており, 大腿最大囲は 5.7~8.0 mmHg (8.8~10.7 hPa), 大腿 1/2 囲は 5.5~7.1 mmHg (7.3~9.5 hPa), 膝囲は 7.3~10.2 mmHg (9.3~13.6 hPa), 下腿最大囲は 8.7~13.8 mmHg (11.6~18.4 hPa) であった。通常, 医療用の下肢用アパレルは普段用より強圧設計がなされているが, [16] の衣服圧は普段用の中でも比較的に弱圧設計である [12] と [13] の間に位置し, 医療用としての適した着用効果が期待されないことが示唆された。

これらの結果から, レギンス・ストッキング・タイツ類 [1~16] では, 製品それぞれの

圧力設計は異なるが、いずれの製品も 20 mmHg (26.7 hPa) 未満に設計されており、第 5 章までの局所圧迫の生理・心理的な影響を指標としてみると、許容範囲以内の圧力設計であると考えられる。しかし現状としては、[16] のような弱圧設計の医療用アパレルや、[4] のように医療用より強い圧設計の普段用アパレルが市販されており、普段・運動用レギンスの中には、[7] のような大腿最大囲に 15 mmHg (20.0 hPa) 以上かかる製品が存在した。このような一部の圧利用アパレルは、用途に適した圧力設計がなされておらず、着用してもその効果が得られにくい、あるいは局所的に不適な圧迫がなされ、過度な圧迫感や不快感を生じさせる可能性が示唆された。

Fig. 6-6 に示す睡眠用トレンカ [17~19] の衣服圧を部位別にみると、大腿最大囲は 4.8~7.5 mmHg (6.4~10.0 hPa)、大腿 1/2 囲は 6.6~7.5 mmHg (8.8~10.0 hPa)、膝囲は 8.9~9.6 mmHg (11.9~12.8 hPa)、下腿最大囲は 9.0~11.4 mmHg (12.0~15.1 hPa) であった。いずれの測定部位も 15 mmHg (20.0 hPa) 未満であり、本研究における仰臥位時の筋・皮膚血流動態に影響を及ぼした 15~20 mmHg (20.0~26.7 hPa) より弱圧に設計されていることが確認された。

Fig. 6-7 に示す下肢の一部を覆う圧利用アパレルの衣服圧は、膝下丈ソックス [20~23] で、下腿最大囲 7.7~17.5 mmHg (10.2~23.3 hPa)、サッカーソックス [24] で 22.5 mmHg (29.9 hPa)、膝サポーター [25] 着用時における膝囲の衣服圧は 16.9 mmHg (22.5 hPa)、下腿最大囲は 19.0 mmHg (25.3 hPa) であった。これら下肢の一部を覆う圧利用アパレルの衣服圧は、下肢全体を覆う普段用レギンス・ストッキング [1~6, 12, 13] でかかる衣服圧(膝囲 5.9~11.3 mmHg (7.9~15.1 hPa)、下腿最大囲 6.8~17.4 mmHg (9.1~23.2 hPa)) と比べて同等あるいは強い圧力設計であることが示された。

Table 6-4 Results of clothing pressure by soft body mannequin.

ID	Use applications	Items	clothing pressure (mmHg)			
			upper thigh	middle thigh	knee	lower leg
1	casual	leggings	7.0	7.4	9.4	11.6
2	casual	leggings	8.1	5.5	7.5	9.9
3	casual	leggings	7.5	7.7	9.3	12.8
4	casual	leggings	7.1	7.3	11.3	17.4
5	casual	leggings	7.1	6.0	8.3	12.2
6	casual	leggings	5.0	5.2	7.3	10.9
7	casual and sports	leggings	15.7	6.4	6.8	8.2
8	casual and sports	leggings	5.9	8.2	10.5	11.5
9	casual and sports	leggings	2.7	7.0	11.0	6.4
10	casual and sports	leggings	5.6	7.0	8.9	10.6
11	medical and sports	leggings	6.6	6.8	8.0	11.3
12	casual	stocking	4.4	4.7	5.9	6.8
13	casual	stocking	6.1	5.5	7.2	10.1
14	medical	stocking	8.0	6.9	8.0	13.8
15	medical	tights	7.2	7.1	10.2	13.3
16	medical	tights	5.7	5.4	7.3	8.7
17	sleeping	stirrup leggings	6.5	6.6	8.9	10.8
18	sleeping	stirrup leggings	4.8	7.5	9.6	9.0
19	sleeping	stirrup leggings	7.5	7.0	9.0	11.4
20	casual	socks	—	—	—	17.5
21	casual	socks	—	—	—	17.0
22	casual	socks	—	—	—	12.5
23	casual	socks	—	—	—	7.7
24	sports	soccer socks	—	—	—	22.5
25	casual	knee supporters	—	—	16.9	19.0

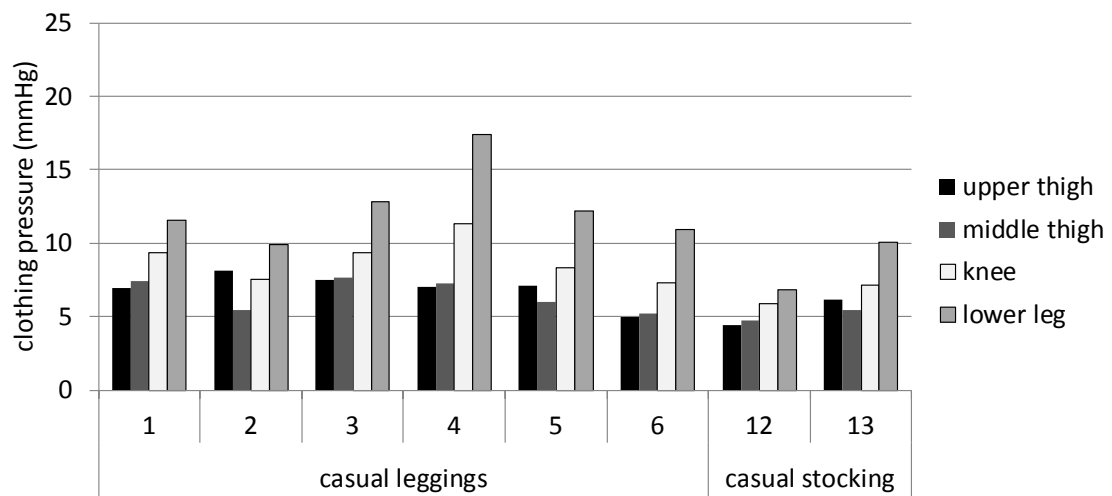


Fig. 6-4 Clothing pressure of the casual leggings and stocking.

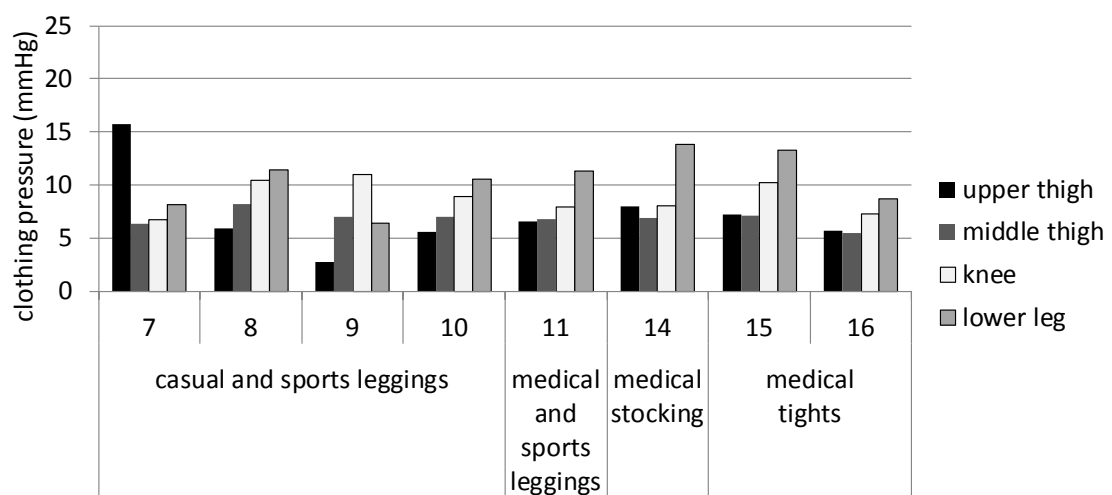


Fig. 6-5 Clothing pressure of the leggings, stocking and tights for casual and sport and for medical and sports.

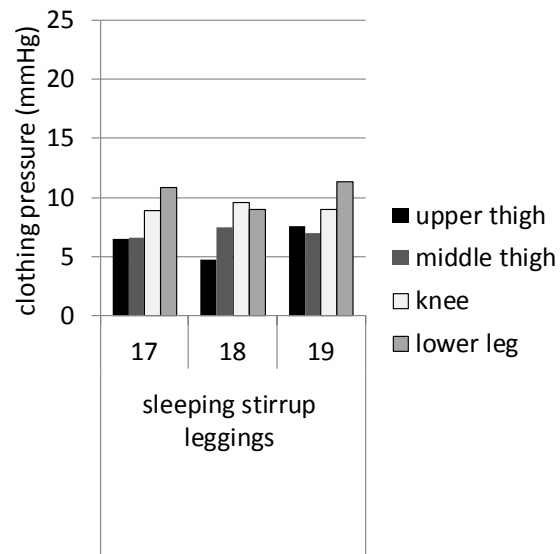


Fig. 6-6 Clothing pressure of the stirrup leggings for sleeping.

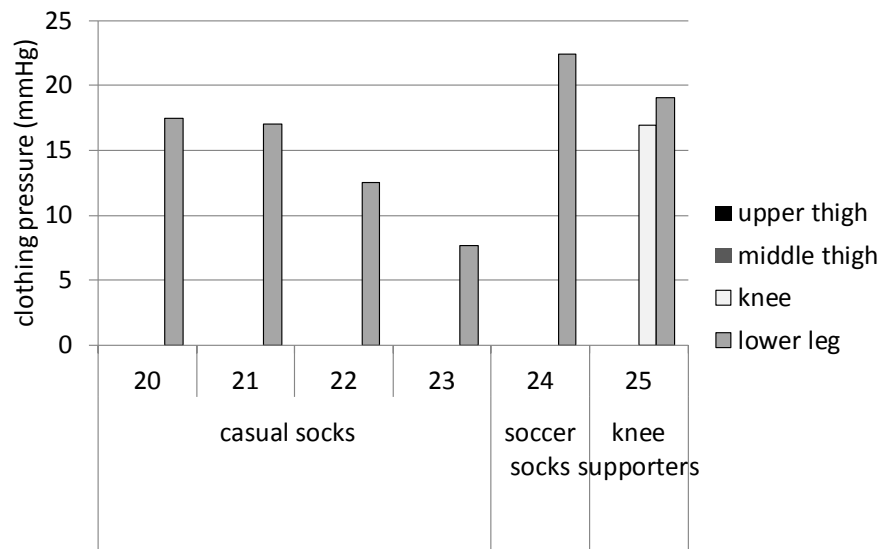


Fig. 6-7 Clothing pressure of the socks for casual and soccer and of the knee supporters.

There were no data of upper thigh, middle thigh and knee except [25].

6.3.2 部位別・用途別衣服圧

下肢全体を覆うレギンス、ストッキング、タイツ類 [1~19] の衣服圧を測定部位別に平均した結果を Fig. 6-8 に示す。大腿最大囲と大腿 1/2 囲で有意差は認められず、膝囲は大腿 1/2 囲と比較して強く、下腿最大囲は大腿最大囲、大腿 1/2 囲、膝囲すべての測定部位より有意に強い圧力設計となっていることが確認された。また、大腿 1/2 囲の圧力設計は、実験着間のばらつきが少なく、どの圧利用アパレルを着用してもほぼ同じ 6.6 mmHg (8.8 hPa) 内外の衣服圧が身体にかけられていることが示された。

Table 6-5 は、全実験着 [1~25] における用途の違いについて、測定部位ごと比較した結果である。大腿最大囲及び大腿 1/2 囲、膝囲の衣服圧は、いずれの用途間においても有意な差は認められなかった。膝囲については、普段用・運動用・医療用・睡眠用の [1~19] と膝サポーター [25] の 16.9 mmHg (22.5 hPa) と比較すると、膝サポーターの方が約 2 倍の強圧であった。同様に、下腿最大囲の衣服圧は、ソックス・膝サポーター類 [20~25] の方が約 1.5 倍強い圧力設計であった。

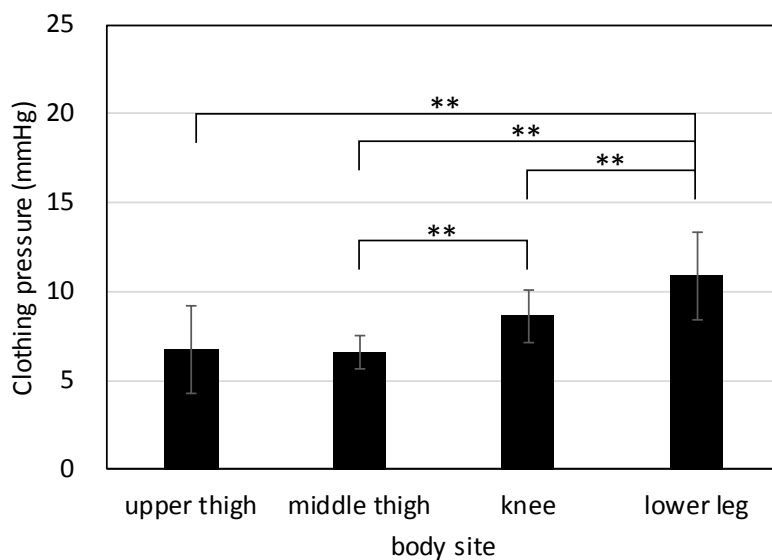


Fig. 6-8 Mean and standard deviation of clothing pressure of the compression garments in each measurement regions. **P<0.01, significant difference.

Table 6-5 Mean clothing pressure of the compression garments in each use applications.

measurement region	Use applications [ID]				(mmHg)	significant difference ^{#1)}
	Leggings, stocking, tights and stirrup leggings				socks and supporter	
	casual [1~6, 12,13]	sports [7~11]	medical [11, 14~16]	sleeping [17~19]	[20~25]	
upper thigh	6.5±1.3	7.3±4.9	6.9±1.0	6.3±1.4	—	n.s.
middle thigh	6.2±1.1	7.1±0.7	6.6 ±0.8	7.0±0.4	—	n.s.
knee	8.3±1.7	9.0±1.7	8.4 ±1.3	9.2±0.4	(16.9) (only supporter)	n.s.
lower leg	11.5±3.0	9.6±2.2	11.8±2.3	10.4±1.2	16.0±5.2	* sports vs socks and supporter

#1, *: p<0.05 significant difference of clothing pressure compared to each use applications

下肢全体を覆う圧利用アパレル [1~19] の衣服圧の結果について各測定部位との相関関係を Table 6-6 に示す. 大腿中央囲と膝囲, 大腿中央囲と下腿最大囲, 膝囲と下腿最大囲間で有意な相関性が認められた. これらの相関性が見られた圧迫部位間の相関性を, Fig. 6-9 に示す. 最も高い相関性が見られたのは大腿中央囲と膝囲との間の衣服圧であった.

Table 6-6 Correlation coefficient among clothing pressure obtained at different body site in compression garments [1~19].

	upper thigh	middle thigh	knee	lower leg
upper thigh	1			
middle thigh	0.054	1		
knee	-0.271	0.817 **	1	
lower leg	0.154	0.434 *	0.447 *	1

*P<0.05, **P<0.01, significant correlation.

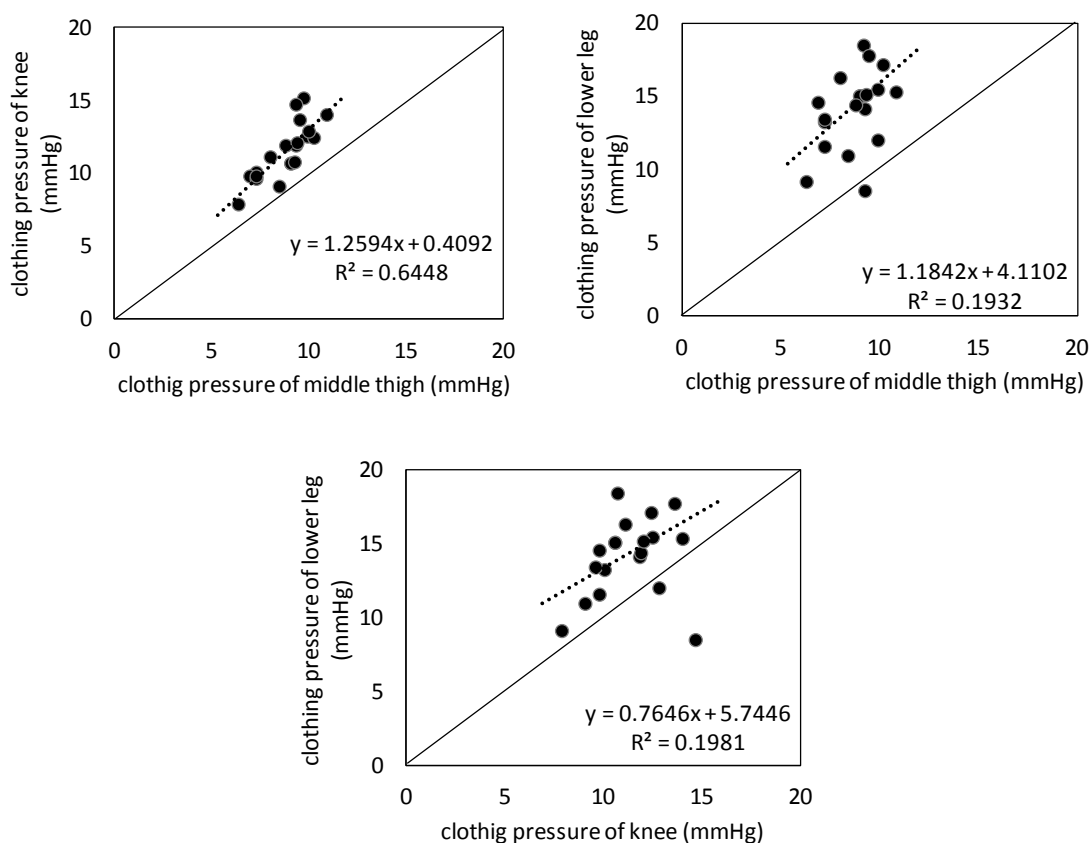


Fig. 6-9 Relationship between clothing pressure obtained at different body site.

6.4 考察

6.4.1 圧利用アパレルの現状

現今の下肢の圧利用アパレルは、前章までに明らかとなった筋・皮膚血流動態及び心理反応に影響が及ばない圧迫強度の範囲内で設計されていたが、一部、着用用途と圧迫強度が適切でないと考えらえる製品も見受けられた。また、ソックスや膝サポーターのような局所的に身体へ圧を加えるアパレルでは、下腿最大囲、膝囲共に下半身を覆う圧利用アパレルと比較して強圧設計であることが示された。特に、下腿最大囲の衣服圧は、運動用と比較してソックス・膝サポーター類で有意に強いことが示された。運動用の圧利用アパレルの設計においては、運動時による下肢筋の膨隆や移動を衣服圧で抑えることを避けるために弱圧設計としている製品があるのではないかと考えられる。しかし、伊藤ら(1994; 2001)のパンティーストッキングおよびタイツの快適衣服圧と比較すると、本研究で測定した運動用〔7～11〕の平均衣服圧が、伊藤らの「きつい」と感じるパンティーストッキングの衣

服圧に相当する結果となった。「ちょうどよい」と感じるパンティーストッキングやタイツの衣服圧はこれより弱圧であると報告されていることから、本研究で測定した圧利用アパレルは普段用も含めて、先行研究結果と比較すると強圧側の設計であることが示唆された。また、綿貫ら（1987）の先行研究では、下腿部・大腿部を圧服で圧迫した時には、いずれも約 10 mmHg (13.3 hPa) で「ややきつい」と申告され、本研究で測定された下半身を覆う圧利用アパレルの下腿部の衣服圧値と近似したが、大腿部は 10 mmHg 未満の衣服圧であった。このことから、現在市販されている圧利用アパレルの設計において大腿部の心理的快適性を考慮した弱圧設計がなされていることが示唆された。また、下肢全体を覆う圧利用アパレルの衣服圧について測定部位間の相関を見てみると、大腿中央囲と膝囲、下腿部と膝囲、下腿部と大腿中央囲との間に高い相関性が確認された。これは、下肢全体を覆う圧利用アパレル設計においては膝囲に比べて大腿中央囲と下腿囲の設計に重点をおかれ、膝囲にかかる圧力は設計された部位の圧力、特に大腿中央囲の圧力設計や使用している素材特性に依存しているためであると推察される。しかし、ソックスや膝サポーターにおいてはこの限りでなく、むしろ膝周辺部への圧力設計が重要であると考えられる。

今回測定した膝サポーターの衣服圧は、第 5 章の立位時において 10 mmHg (13.3 hPa) 程度が膝囲への圧適正值と考え、やや強圧設計であることが示唆される。第 2 章で得られた結果では、仰臥位時に 15 mmHg (20.0 hPa) 以上の圧力で膝囲を圧迫すると、腓腹筋 DeoxyHb を増加させ、下腿部皮膚血流量を減少させるだけでなく、圧迫感やむくみ感を増加させることから、このような局所的に下肢を圧迫する圧利用アパレルを長時間履き続け、同じ姿勢を保持するような行為は避けるべきであると考えられる。

6.4.2 圧利用アパレルの今後の課題

本研究では膝サポーターとして輪状型の製品を測定対象としたが、一般的には面ファスナーを利用した自己調節型の膝サポーターも販売されている。自己調節型の膝サポーターを着用する際は、着用者自身が面ファスナーを留める位置を調節し、身体にかかる圧力を決定することとなる。これまでの結果から立位で膝囲を圧迫した時の圧迫感は、大腿囲を圧迫した時や仰臥位で膝を圧迫した時の圧迫感より小さいことから、着用者本人が無意識的に膝へ過度な圧力をかけて、自己調節型の膝サポーター利用している恐れがある。この

場合、着用者自身が気づかぬうちに、着用者の生理反応に悪影響を及ぼしている可能性が示唆される。そのため、アパレル設計者側は、用途に適した圧力設計を行い、衣服圧を正しく評価し、販売の際に適正に提示する必要がある。用途に適した圧力設計をする場合には、本研究で得られた姿勢や運動、圧迫部位や圧迫強度が筋・皮膚血流動態および心理反応の結果を基礎データとして、検討を進めることが望ましいと考える。また、着用者は身体に適合したサイズの圧利用アパレルを購入し、用途外での着用をしないこと、着用中の長時間姿勢保持は避けることが望ましいと考える。さらに、下肢全体を覆う圧利用アパレルの圧力設計は用途別にはなっておらず、アパレル設計者に依存するものであるのが現状である。また、近年の繊維開発技術や縫製技術の発展、圧利用アパレルの普及により、以前よりも全体的に強圧設計の圧利用アパレルが普及していると推察される。

今後は本研究で取り扱わなかった圧迫面積、特に圧迫部位の組み合わせ効果や衣服素材特性、被験者特性などを要因として、衣服圧が人体の生理・心理反応へ及ぼす影響について詳細に検討し、機能的かつ快適性を付与する圧利用アパレルの設計に向けた基礎データの収集を継続させ、着用用途別に圧利用アパレルの着用効果を明らかにすることが今後の検討課題であると考ええる。

6.5 要約

市販の圧利用アパレル計 25 種の衣服圧を、成人女性の骨格・筋内蔵可動型下半身ソフトボディマネキンを用いて測定し、アイテム・用途別にまとめた。圧利用アパレルの圧力設計について現状を把握するとともに、第 5 章までに得られた局所圧迫による筋・皮膚血流動態および心理反応との関係性について考察を行った。

測定の結果、下肢全体を覆う圧利用アパレルは、普段用、スポーツ用、医療用、睡眠用の各用途で有意に異なる圧力設計は施されていないことが示された。レギンス・ストッキング類では、製品それぞれ圧力設計は異なるが、いずれの製品も 20 mmHg (26.7 hPa) 未満に設計されており、生理・心理的な影響においては許容範囲内の圧力設計であると考えられる。通常、医療用の下肢用アパレルは強めの圧力設計がなされているが、中には普段用でも医療用より下腿部や大腿部に局所的に強い圧がかけられる設計の製品も存在した。一方で、医療用だが普段用より弱い圧力設計の製品も販売されており、一部の製品では適

した着用効果が期待されないことが示唆された。

睡眠用トレンカは、いずれの部位においても 15 mmHg (20.0 hPa) 未満に設計されており、本研究で得られた仰臥位時の筋・皮膚血流動態に影響を及ぼした 15～20 mmHg (20.0～26.7 hPa) より弱い圧力設計であることが確認された。膝下丈ソックス及び膝サポーターは、レギンス・ストッキング類に比べて強い圧力設計がなされていた。膝サポーターでは、膝に 15 mmHg (20.0 hPa) 以上の圧がかけられており、着用した状態で寝るなどの従来の用途から外れた着用方法は避けるべきであると考え。これらの結果から、現行の市販下肢用アパレルは、生理・心理的に許容範囲内の圧力設計ではあるが、着用用途を守り、適切な着用方法や注意喚起を促す必要があると考える。

引用・参考文献

傳法谷郁乃, 田村照子, 小柴朋子; ソフトボディマネキンによる下肢衣料品の衣服圧評価繊維製品消費科学会年次大会, P26 (2015. 6.)

独立行政法人国民生活センター; 加圧を利用したスパッツの使い方注意!, (2011.4.8)

http://www.kokusen.go.jp/pdf/n-20110408_1.pdf (2015.11.22 閲覧)

衣服圧研究会, 主査 文化女子大学, 副査 東京都立産業技術研究センター, 主催 (社) 人間工学研究センター; ストレッチ素材を用いた衣料の衣服圧測定法と表示方法に関する提言, (2007.6.)

伊藤紀子, 竹内美枝子; パンティーストッキングの快適性と被服圧について, 日本家政学会誌, 45 (4): 311-322 (1994)

NPO 法人日本着圧協会 (2007)

<http://chakuatu.info/organization/history/> (2015.11.22.閲覧)

社団法人人間生活工学研究センター; 日本人の人体計測データ, (1997)

田村照子; 骨格・筋内蔵可動型人体下半身ソフトボディマネキンの開発 (科学研究費補助金研究成果報告書), (2010)

<https://kaken.nii.ac.jp/ja/file/KAKENHI-PROJECT-19300242/19300242seika.pdf>

綿貫茂喜, 三平和雄; 与圧服着用時における圧迫感と脈波の変化について, *Annals Physiol. Anthropol.*, 6 (4): 247-254 (1987b)

山田智子, 高梨有里子, 伊藤紀子; タイツの着用感を決定する要因と快適被服圧, 日本家政学会誌, 52 (9): 855-863 (2001)

第7章 総括

近年、弾性ストッキングやタイツなど、衣服着用によって身体との間に生じる圧力(衣服圧)を利用し、身体機能の向上を謳ったアパレル製品（以下、圧利用アパレルと略す）が市場に出回っている。圧利用アパレルは、血流促進、疲労やむくみの軽減、運動効果の向上や筋活動の低減、振動抑制、自律神経系への影響などの着用効果が期待され、普段用や運動用、睡眠用など、様々な場面で着用されている。機能的でかつ快適性をもたらす圧利用アパレルの設計を行うためには、圧を加える部位や強度、圧迫面積それぞれが生体へ与える影響を詳細に捉える必要があり、これについては数多くの報告がなされている。しかし、局所圧迫の生体、特に筋血流動態への影響と姿勢の違いによる静水圧の影響、及び運動による筋ポンプ作用との関係性を調査した研究は見当たらない。

本研究では、圧迫面積を統一し、圧迫部位及び圧迫強度が生理・心理反応に及ぼす影響を検討すると共に、仰臥位、仰臥位から体位変換後の立位（以下、立位 1 と略す）、軽度運動後の立位（以下、立位 2 と略す）、及び軽度運動時（以下、運動と略す）における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響を明らかにし、圧影響に及ぼす姿勢・運動の効果を検討しようとするものである。また、市販下肢用アパレルの衣服圧を着用用途別に捉え、圧力設計上の課題を抽出し、圧力設計の指標を確立しようと考えた。

本論文は 7 章より構成され、各章の概要は以下の通りである。

第 1 章「序論」では、本研究の目的、本研究に関する文献的背景及び本論文の構成について記述した。

第 2 章「仰臥位における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響」では、仰臥位安静時における下肢局所圧迫の影響を明らかにするため、仰臥位安静を保持させた健康な成人女性 5 名に、カフなし、または幅 13 cm の血圧計用カフを用いて、大腿最大囲、大腿中央囲、膝上囲、膝囲、下腿最大囲のいずれかの部位を 10, 15, 20 mmHg 各強度で 15 分間圧迫した。測定項目は、腓腹筋血流動態（組織酸素化血液量：OxyHb, 組織脱酸素化血液量：DeoxyHb, 組織全血液量：TotalHb, 組織酸素飽和度：StO₂）、下腿部・足母指の皮膚血流量及び皮膚温、圧迫感、むくみ感である。結果は、圧迫強度と圧迫部位を要因とする分散分析及び多重比較検定を行い以下の結果を得た。

仰臥位時、下肢への局所圧迫により、腓腹筋 DeoxyHb 及び TotalHb は増加、StO₂ は減少し、20 mmHg 圧迫でいずれも有意に変化した。DeoxyHb は、膝囲及び大腿最大囲圧迫

時に最も影響が大きく、大腿中央囲及び下腿最大囲では中程度、膝上囲では影響は小さく、膝囲及び大腿最大囲を 15, 20 mmHg で圧迫すると有意に増加した。また、15, 20 mmHg 圧迫で、下腿部皮膚血流量は減少、下腿部皮膚温は低下し、圧迫感は有意に増加した。むくみ感、膝囲圧迫時に最も大きく、大腿最大囲圧迫時に小さいことが示された。

これらの結果から、仰臥位においては 15~20 mmHg 以上の局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に影響を及ぼすことが明らかとなり、特に膝囲及び大腿最大囲への圧迫強度の設計には注意する必要があることが示唆された。

第 3 章「立位における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響」では、仰臥位から立位へと体位変換を行った時の立位安静、並びに運動後の立位安静における下肢局所圧迫の影響を明らかにするため、健康な成人女性 7 名を対象に、仰臥位安静後、10 分間の座位安静を保持させ、その後下肢に局所圧迫を加えて 20 分間の立位安静（立位 1）、20 分間の軽運動（運動）、再び 10 分間の立位安静（立位 2）を保たせるという一連の体位・運動変換を行わせた。圧迫部位は、膝上囲（大腿）、膝囲（膝）、下腿最大囲（下腿）の 3 ヶ所、圧迫強度は、血圧計用のカフを下肢に巻いて圧を加えない状態 0 mmHg、及びカフ内圧を 20, 40 mmHg に調整した 3 条件とした。測定項目は、腓腹筋血流動態（OxyHb, DeoxyHb, TotalHb, StO₂）、大腿部・下腿部・足母指の皮膚血流量及び皮膚温、圧迫感、むくみ感である。

結果として立位 1 では、体位を仰臥位から座位、立位に変換することにより、時間経過と共に腓腹筋 OxyHb の減少、DeoxyHb 及び TotalHb の増加が引き起こされ、StO₂ は低下した。20 分間の立位保持では静水圧の影響が大きく、圧迫部位及び圧迫強度の影響は認められなかった。静水圧により下肢の静脈内圧を高め、静脈血を貯留させたため、静脈還流量の低下が引き起こされ、腓腹筋 OxyHb は減少、DeoxyHb 及び TotalHb を増大させ、StO₂ は低下したと考えられる。皮膚血流量及び皮膚温は、大腿部・下腿部で低下、足母指では上昇傾向を示したが、圧迫強度及び圧迫部位各条件間で有意差は認められなかった。

一方、運動後の立位 2 では姿勢保持によって、腓腹筋 OxyHb, DeoxyHb 及び TotalHb いずれも増加し、StO₂ は低下した。圧迫強度の影響として、DeoxyHb は、20 mmHg と比較して 40 mmHg 圧迫で有意に増加し、母指皮膚温は有意に低下した。このことから、立位 2 においては、運動中の下肢筋ポンプ作用によって下肢筋へ供給された酸素が、運動停止後も保持されて OxyHb は増加するが、筋ポンプ作用停止と共に再び静水圧の影響が優位となり、静脈還流量低下を引き起こしたため、DeoxyHb 及び TotalHb が増加し、StO₂ は低下したのと考えられる。立位 2 においても圧迫部位の違いによる筋・皮膚血流動態へ

の影響は認められず、40 mmHg 以上の圧迫が筋・皮膚血流動態に影響を及ぼすことが示された。

圧迫感については、立位 1、立位 2、いずれにおいてもすべての圧迫強度条件間に有意差が認められ、圧迫強度が大きくなると共に圧迫感は増加した。むくみ感は、0 mmHg と比較して 40 mmHg 圧迫で有意に増加し、大腿圧迫時に大きく、膝・下腿圧迫時に小さい傾向が示され、圧力設計時の心理的快適性として配慮すべき結果と考えられる。

第 4 章「軽運動時における下肢への局所圧迫が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響」では、第 3 章で実施した実験結果のうち、20 分間の運動時の結果について検討を行い、以下の結果を得た。

立位 1 から運動に移行すると、OxyHb は増加、DeoxyHb 及び TotalHb は減少し、StO₂ は上昇した。立位 1 で下肢に貯留した静脈血が運動に伴う筋ポンプ作用により心臓へと戻り、DeoxyHb は大きく減少し、代謝が亢進したことで新たな動脈血の流入に伴い OxyHb は増加し、StO₂ は上昇したものと考えられる。この時圧迫部位及び圧迫強度の影響は認められなかった。皮膚血流量はいずれの測定部位においても運動により有意に増大し、皮膚温は、大腿部及び母指では低下、下腿部は下降から上昇に転じたが、ここでも圧迫強度及び圧迫部位各条件間の有意差は認められなかった。

運動時の圧迫感は、立位 1 及び立位 2 と同様に、いずれもすべての圧迫強度条件間に有意差が認められ、圧迫強度が大きくなると共に圧迫感は有意に増加した。むくみ感は、40 mmHg 圧迫で増加傾向を示したが、立位 1 及び立位 2 と比較して小さい傾向を示し、筋ポンプ作用による下肢の DeoxyHb 減少及び StO₂ 上昇が、むくみ解消に寄与したと考えられる。運動中は、いずれの部位・強度の下肢圧迫においても筋ポンプ作用が優位となることが示唆された。

第 5 章「膝への圧迫強度が筋・皮膚血流動態及び心理反応に及ぼす影響」では、圧迫強度の影響を更に詳細に明らかにすることを目的として、圧迫対象を膝に限定し、第 2 章から第 4 章と同様のプロトコール実験を行い、筋・皮膚血流動態及び心理反応について調査した。被験者は健康な成人女性 8 名、圧迫強度は、第 3, 4 章の条件 0, 20, 40 mmHg に 10, 30 mmHg を加えた計 5 条件とし、立位 1、運動、立位 2、それぞれ最後の 5 分間の値を比較し、第 2 章から第 4 章で得られた結果を踏まえて考察を行った。

圧迫強度について分散分析及び多重比較検定を行った結果、膝圧迫時は、立位 1、運動、立位 2 いずれについても腓腹筋 DeoxyHb、圧迫感及びむくみ感に有意な影響が認められた。

DeoxyHb は、0 mmHg と比較して 10, 20 mmHg 圧迫で減少し、30, 40 mmHg 圧迫で増加する結果となり、膝への圧迫は 30 mmHg 以上で筋血流動態に影響することが示唆された。DeoxyHb の増加の程度は、立位 1 が最も大きく、立位 2、運動、仰臥位の順で小さい結果となったが、仰臥位時の膝圧迫では、DeoxyHb が 15 mmHg 以上で有意に増加したことから、静水圧の影響の有無によって、下肢への圧に対する限界値は異なることが示された。

圧迫感は、20 mmHg 以上で有意に増加した。立位 1、運動、立位 2 それぞれの圧迫感は同程度であったが、仰臥位と比較して圧を弱く感じることを示され、このことは平田ら（1987）の報告と一致した。むくみ感は、運動及び立位 2 において、10 mmHg 圧迫時に最も小さく、圧迫強度が大きくなるにつれて増加し、DeoxyHb の変化と近似傾向であった。これらの結果から、膝への圧迫強度の影響は、腓腹筋血流動態及び心理反応に影響を及ぼし、立位・運動時の膝への圧力設計を 10 mmHg 程度にすることで、生理・心理的快適性に寄与することが示唆された。

前章までの結果を総合すると、大腿及び下腿圧迫について、腓腹筋 DeoxyHb は、大腿圧迫時の立位 1、運動、立位 2 及び下腿圧迫時の立位 2 において、20 mmHg と比較して 40 mmHg 圧迫で増加傾向を示した。大腿及び下腿圧迫時の圧迫感は、立位 1、運動、立位 2 いずれも圧迫強度の増加と共に増加し、40 mmHg で有意に増加した。また、むくみ感は、立位 1、運動、立位 2 において圧迫強度の増加と共に増加傾向を示した。大腿圧迫時の圧迫感及びむくみ感は、膝・下腿圧迫時と比較して大きいことが示された。

これらの結果から、立位・運動時の大腿及び下腿の圧限界値は 40 mmHg 未満、膝では 30 mmHg 未満であり、大腿及び下腿の圧適正值は 20 mmHg 以下、膝では 10mmHg 程度であることが示唆された。特に圧に対して敏感とされる大腿部の圧力設計については、心理的快適性を考慮に入れる必要があると考える。

第 6 章「市販アパレルの圧力設計の現状と課題」では、市販下肢用アパレル計 25 着（レギンス・ストッキング類 16（内、普段用 12, 医療用 4）、睡眠用トレンカ 3、膝下丈ソックス 5、膝サポーター 1）の衣服圧を、成人女性の骨格・筋内蔵可動型下半身ソフトボディマネキンを用いて測定し、アイテム・用途別に衣服圧の現状を把握した。また、市販下肢用アパレルの衣服圧と、第 5 章で得られた局所圧迫における筋・皮膚血流動態及び心理反応との関係性について考察を行った。

測定の結果、レギンス・ストッキング類では、製品それぞれ圧力設計は異なるが、いずれの製品も 20 mmHg 未満に設計されており、生理・心理的な影響においては許容範囲内

の圧力設計であると考えられる。通常、医療用の下肢用アパレルは強めの圧力設計がなされているが、中には普段用でも医療用より下腿部や大腿部に局所的に強い圧がかけられる設計の製品も存在した。一方で、医療用だが普段用より弱い圧力設計の製品も販売されており、一部の製品では適した着用効果が期待されないことが示唆された。

睡眠用トレンカは、いずれの部位においても 15 mmHg 未満に設計されており、本研究で得られた仰臥位時の筋・皮膚血流動態に影響を及ぼした 15～20 mmHg より弱い圧力設計であることが確認された。膝下丈ソックス及び膝サポーターは、レギンス・ストッキング類に比べて強い圧力設計がなされていた。膝サポーターでは、膝に 15 mmHg 以上の圧がかけられており、着用した状態で寝るなどの従来の用途から外れた着用方法は避けるべきであると考えられる。これらの結果から、現行の市販下肢用アパレルは、生理・心理的に許容範囲内の圧力設計ではあるが、着用用途を守り、適切な着用方法や注意喚起を促す必要があると考える。

第 7 章「総括」では、各章のまとめ及び本研究の結論を述べ、圧利用のアパレル設計における今後の課題及び展望を記述した。

本論文は、圧利用アパレルの着用効果や着用場面の多様化を背景とし、より快適な圧利用アパレル設計を行うための基礎研究と位置付け、下肢用の圧利用アパレルに焦点を絞り、圧迫部位及び圧迫強度、姿勢及び運動、筋・皮膚血流動態及び心理反応について、被験者実験を行った。また、市販の下肢用アパレルの衣服圧を測定し、圧利用アパレルの現状と今後の課題について検討した。その結果、圧迫強度及び圧迫部位の影響は、静水圧の有無、筋ポンプ作用時、それぞれ異なることが明らかとなり、腓腹筋 DeoxyHb に影響することが示された。圧の限界値（適正值）としては、仰臥位では 15～20 mmHg（15 mmHg 未満）、立位時では 30～40 mmHg（10～20 mmHg）であると考えられ、運動時は筋ポンプ作用によって圧の影響が相殺されることが示唆された。現今の市販下肢用アパレルは、一部着用用途から外れた圧力設計がなされており、圧利用アパレルの設計における設計指針が早期に必要であると考えられる。今後は、本研究で得られた結果を基礎として、更に圧迫面積、圧迫部位の組み合わせ効果や衣服素材など他の要因について、衣服圧の影響を検討し、機能的かつ快適性を付与する圧利用のアパレル設計に向けた研究が求められる。

謝辞

本研究の遂行、及び本論文の作成において、多くのご支援とご指導を賜りました、文化学園大学大学院生活環境学研究科名誉教授、田村照子先生に心より深く御礼申し上げます。研究においてのご指導はもちろん、研究のみならず、公私関わらず厳しく、時には優しく向き合ってください、心より深く感謝致しております。この論文における様々な思い、自身の至らなさ、心の弱さを実感することができたことは、今後の努力の糧になる宝物です。最後まで本当に有難うございました。

研究の遂行にあたり、また大学院生活を歩むに当たり、多大なるご支援とご指導を賜りました文化学園大学大学院生活環境学研究科教授、小柴朋子先生に深く感謝致します。大学3年生で所属した機能デザインコース1期生として学び、早8年。毎日のように遅くまで大学で研究をし、沢山の仕事を任せていただき、おかげさまでとても充実した学生生活でした。今では一緒にいることが当たり前のような、私にとってかけがえのない大好きな先生です。至らない部分も多々あったかと思いますが、最後まで公私共に見守っていただき本当に有難うございました。

機能デザイン学研究室の斎藤嘉代教授、永井伸夫教授、佐藤真理子教授におかれまして、大学3年生から今まで本当にお世話になりました。斎藤先生には、特に服作りに関して、永井先生と佐藤先生には1,2年生の頃から授業等でお世話になり、今まで多方面において有益なご助言を賜り、心より感謝申し上げます。ティーチングアシスタントとして授業へ入らせていただいた際、沢山勉強させていただき、先生方の個性溢れる楽しい授業が好きでした。厚く御礼申し上げます。

大学院生活を共に過ごし支えていただいた先輩方、李恩真副手、張静風副手、朴敬淳さんには、いつも優しく、私の我儘を聞いてくださり、沢山の励ましを頂きました。特に、張さんには、研究における相談や討論だけではなく日常生活においても、何でも話し合うことができ、一緒に多くの時間を過ごしました。おかげさまで日々楽しい学生生活を送ることができ、人生において、張さんに出会えたことはとても幸せなことだと思っています。また、この論文作成にあたっても、張さんの存在が励みとなり、最後まで向き合うことができました。感謝の気持ちでいっぱいです。本当に有難うございました。

また、大学院生活の中で一緒に授業を受け、共に研究をした同期である宋セイさんに、心より感謝申し上げます。楽しい時も辛い時もいつも励まし合う友人がいたからこそ、今まで笑顔で日々過ごすことができたと思います。本当にありがとうございました。

そして、研究において、姿勢保持や下肢圧迫など大変な実験条件にもかかわらず実験者

や被験者を快く引き受けてくださった、大学院生の皆さん、大学 3, 4 年生の皆さん、魏さん、種村さん、卒業し社会人として活躍されている皆さんに心より深く感謝申し上げます。毎年、皆様方のご協力があったからこそ、本論文をまとめることができました。本当にありがとうございました。

また、大学 3, 4 年生、博士前期課程と共に過ごした友人である官治沙奈恵さんは、研究の話をすることができる貴重な友人です。今でも変わらず研究に対して真摯に向き合い、研究を楽しむことができるのも、官治さんの存在があつてこそだと思います。ありがとうございました。今後も互いに励まし合い、研究を進めていきましょう。

加えて、高校 3 年生の夏にこの文化学園大学へと突然進路を変更して以来、進学を許してくれ、ずっと北海道で温かく見守り続けてくれた母、妹、父、祖母に深く感謝の意を表します。家族がいてくれたからこそ、好きなことを好きなだけできたのだと思います。いつも本当にありがとう。これからもっともっと頑張ります。

最後に、これまでの学生生活の中で、出会いお世話になりました皆様方に対しまして、深く感謝の意を表します。