

# スポーツウェアによる皮膚圧迫と 運動パフォーマンスに関する基礎的研究

福井市上郷小学校 青木美枝  
(共同研究者) 福井大学 吉澤正尹  
福井総合病院 三澤利博  
福井医科大学 浜田敏彦

## The Effects of Thigh Compression by Sportswear on Exercise Performance

by

Mie Aoki

*Kamigo Elementary School*

Masatada Yoshizawa

*Fukui University*

Toshihiro Misawa

*Fukui General Hospital*

Toshihiko Hamada

*Fukui Medical School*

### ABSTRACT

This study concerns the effects on electromyogram (EMG), heart rate (HR), blood flow in abdominal aorta (BF) and perceived sense of compression during the compression of both thighs. The subjects were eight healthy males and thirty-four healthy males. The group of eight healthy males were requested to pedal in a supine position using a bicycle ergometer. The compression at 10mmHg, 20 mmHg and 40 mmHg in both thighs was obtained by application of a manchette for the thighs.

The results obtained, as compared with the control conditions (no pressure), were as follows ;

1) Integrated EMGs (IEMGs) of m. adductor magnus, m. semi-membranosus and m. semitendinosus for hip extension significantly increased at a pressure of 40 mmHg. IEMG of m. vastus lateralis for knee extension significantly decreased at pressures of 10 mmHg and 20 mmHg.

2) HR showed increase at a pressure of 40 mmHg.

3) BF was increased sharply at the beginning of exercise at a pressure of 10 mmHg, at the middle of exercise at a pressure of 20 mmHg, and at the end of exercise at a pressure of 40 mmHg.

A perceived sense of compression was felt to make a difference somewhere between an absolute pressure and a conscious pressure. A conscious pressure was felt to be lower than an absolute pressure.

These results suggest that a compression range of between 10 mmHg and 20 mmHg in both thighs may have a favorable effect on the performance of the exercise over an extended period.

## 要 旨

機能的なスポーツウェアを開発するための基礎資料を得ることを目的として、循環器系疾患のない健康な成人男子8名を対象として、両大腿部を圧迫し、仰臥位での自転車エルゴメータによるペダリング動作を行わせ、筋放電量、心拍数、血流量および圧迫感覚への影響を検討した。また、皮膚感覚疾患のない成人男子34名を対象として、大腿部用マンシェットを用いての絶対的な加圧量の変化と圧迫感覚との関係、および市販のウェアを用いた体感加圧量と圧迫感覚との関係を検討した。

股関節伸展筋群では、10 mmHg 加圧時には大殿筋・大腿二頭筋の筋放電量に増加が認められたが、40 mmHg 加圧時には大内転筋、半腱様筋、半膜様筋の放電量が顕著に増加した。心拍数は、40 mmHg 加圧時に増加傾向を示した。腹大動脈血流量は運動中、急激に増加したが加圧量が増大するにしたがって、その時期は遅れる傾向を示した。

マンシェットを用いての加圧と市販のウェアを着用した体感加圧とを、カテゴリースケールを用いて圧迫感覚を判定させた結果、絶対加圧量よりも体感加圧量の方が小さく判定される傾向にあった。本研究結果より、大腿部の加圧を10 mmHg - 20 mmHg の範囲で行うことによって、長時間の運動遂行に好影響をもたらす可能性が示唆された。

## はじめに

被服の役割は、機能性・審美性・象徴性の3属性から考えられており、中でもとくに身体を保護し、かつ動作を阻害しないという機能性が最も重要であると考えられる。さらにスポーツウェアとしては、運動パフォーマンスを高めるという機能性が要求される。

近年、スポーツ用スパッツが各種スポーツにおいて広く用いられるようになった。スポーツ用スパッツは、皮膚圧迫を行うことによってブラジャーに代表されるような女性用の各種ファウンデーション

ンや男性用のサポーターと同様、運動に伴って生じる身体局所の振動を防止する効果があると言えそうである。スポーツ用スパッツを愛用しているプレイヤーから聞かれる「動きやすい」、あるいは「疲れにくいように感じる」等の意見は振動防止効果によるものとも考えられる。

これまで、身体圧迫による影響についてはゲートル着用による筋放電量の減少<sup>4, 5)</sup>や、ストッキング着用による静脈還流量の促進<sup>6, 9, 10)</sup>等が報告されている。運動パフォーマンスに関しては、適度な加圧によって持久的歩行時の作業能率の向上<sup>5)</sup>や、足首屈伸運動による仕事量の増加<sup>10)</sup>が報告されている。しかし、運動パフォーマンスを高められるスポーツウェアを開発するには、身体を圧迫することによる生理的および心理的な要因、結果としての運動パフォーマンスとの関係をさらに詳細に検討する必要があると考えられる。

そこで本研究では、皮膚表面からの身体圧迫の影響を生理的要因として腹大動脈血流、心拍数および筋活動から、心理的要因としては圧迫感覚の面から運動パフォーマンスとの関係を検討することを目的とした。

## 1. 研究方法

### 実験Ⅰ 皮膚圧迫による運動中の生理的・心理的影響

実験Ⅰにおける装置の全容は図1に示したとおりである。

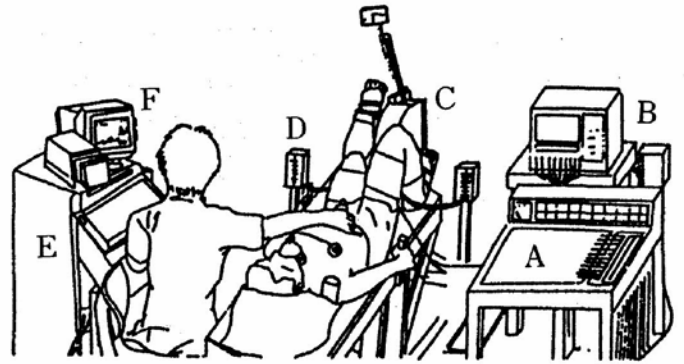
#### 1) 被験者

表1に示したような循環器疾患のない健康な成人男子8名を被験者として選んだ。

表1 被験者の身体的特性 (N=8)

	年齢(歳)	身長(cm)	体重(kg)	大腿部周径<股>(cm)	大腿部周径<膝>(cm)
Mean	21.51	170.71	68.13	54.25	41.75
SD	1.99	5.57	6.93	3.52	2.03

大腿部周径<股>; 股関節側の大腿部周径, 大腿部周径<膝>; 膝関節側の大腿部周径



A; 万能型脳波計 B; データレコーダ  
C; 自転車エルゴメータ D; スタンド型水銀血圧計  
E; 断層超音波装置 F; モニター

図1 実験装置全容

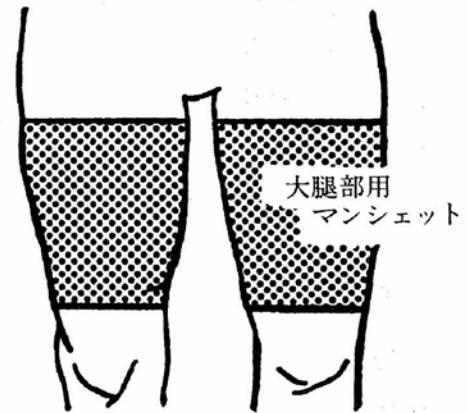


図2 圧迫部位

#### 2) 皮膚表面からの圧迫

圧迫には、スタンド型水銀血圧計につないだ幅18 cmの大腿部用マンシエツトを用いた。マンシエツトは図2に示したように、膝関節伸展動作の主働筋である大腿直筋筋膜下部および内側広筋、外側広筋の中央より上部を覆うような位置で、膝関節屈伸動作の遂行に支障がないように配慮し、両大腿部に巻き付け付属のマジックテープで固定した。圧条件としてはコントロールとしてのマンシエツト

トを装着しない圧迫なし、ならびに下肢を自然にのばした姿勢で10 mmHg, 20 mmHg, 40 mmHgの加圧を両大腿部同時に行う4種とした。加圧順序は被験者ごとにランダムに行った。

### 3) 運動負荷

仰臥位での自転車エルゴメータによるペダリング動作を100 Wを1分間、125 Wを1分間、150 Wを4分間の計6分間の漸増負荷によって行わせた。ペダリング速度は60回転/minの速さでリズムマーの電子音に合わせて行わせた。

### 4) 実験の時間経過と手順

実験Iの時間経過と手順の概略は図3に示したとおりである。大腿部への圧迫は運動開始5分前から運動終了5分後まで行った。血流量は圧迫2分後から運動終了5分後まで測定記録した。各加圧条件下における試行間には21分間の完全休息をとらせた。

### 5) 筋放電量

筋活動電位は自転車エルゴメータのペダリング動作に関与する大腿二頭筋、半腱様筋、半膜様筋、大腿直筋、大殿筋、大内転筋、内側広筋、外側広筋の8筋から双極表面電極法によって導出し、万能型脳波計（三栄測器製、1A59）、データレコーダ（TEAC社製、XR-510型）を用いて記録した。電極間距離は約2 cmとし、電極がマンシェットによって直接圧迫されないようにカバーを用いた。

データレコーダのテープから再生された筋電図原波形はA/Dコンバータを介して、マイクロコンピュータを用いて100 Hzにてサンプリングを行い、筋電図（EMG）積分値を求めた。筋電図積分値（IEMG）は「圧迫なし（コントロール）」を基準（100）として処理した。

### 6) 腹大動脈血流および心拍数

下肢に対して血液を供給する腹大動脈の血流は、断層超音波装置（東芝製、SSH-160A、3.75 MHz探触子）を用いて測定記録した。パルスドップ

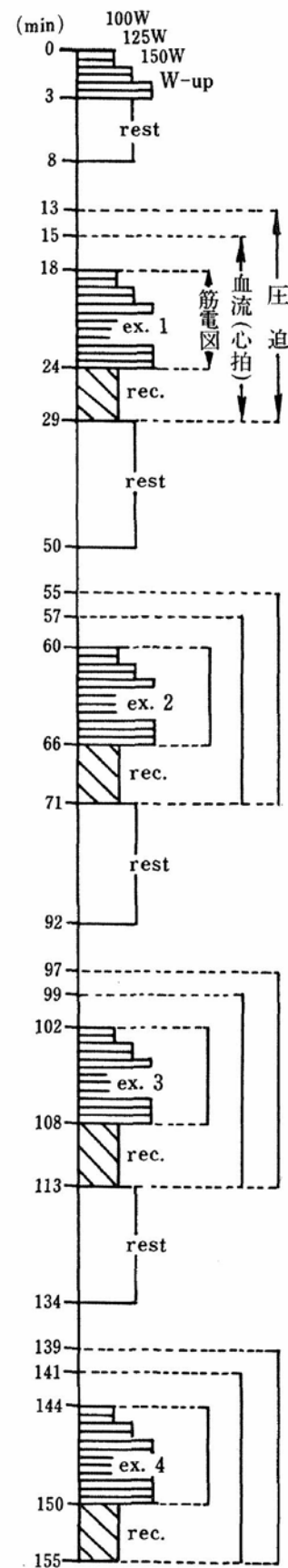


図3 実験の時間経過および手順

ラー法により、臍下部の腹部下動脈内に sample volume を位置させ、大動脈波形を記録した。心電図は胸部双極誘導法により導出し、断層超音波装置に同時入力した。超音波画像ならびに心拍数はビデオテープに連続録画記録した。

ビデオテープから再生された血流波形は、運動や呼吸の影響を非常に受けやすいため、1分ごとに測定可能な血流波形を抽出し、そのときの心拍数を代表値とした。抽出した血流波形から平均流速を求め、平均流速、心拍数および安静時における血管断面積から血流量を算出した。血流量および心拍数は、安静時における「圧迫なし（コントロール）」を基準（100）として処理した。

#### 7) 圧迫感覚

運動中の圧迫感覚を表2に示した6つのカテゴリースケールから1分ごとに被験者4人に指し示させ、験者が口頭で確認し記録した。

表2 圧迫感覚のカテゴリースケール

6. 非常に圧迫された感じがする
5. かなり圧迫された感じがする
4. 圧迫された感じがする
3. やや圧迫された感じがする
2. 圧迫された感じがしない
1. まったく圧迫された感じがしない

### 実験II 安静時における圧迫感覚の変化

#### 1) 被験者

神経疾患、とくに皮膚感覚疾患のない成人男子34名（大腿部周径股関節側 $53.01 \pm 4.16$  cm 膝関節側 $40.46 \pm 3.33$  cm）を選んだ。

#### 2) 実験姿勢

実験は下肢を自然にのびた長座姿勢によって行った。

#### 3) 絶対加圧量の変化に伴う圧迫感覚

皮膚表面からの圧迫には、幅18 cm の大腿部用マンシェットを用い両大腿部同時に加圧した。加圧は0 mmHg から10 mmHg ごとに50 mmHg までの6種とし、加圧順序はランダムに行った。設

定した圧を、加えた後の圧迫感覚を前掲の表2のカテゴリースケールによって口頭で申告させた。

#### 4) ウェア着用時の圧迫感覚

下記のような市販の3種の下肢加圧用ウェアを着用させたときの圧迫感覚を、前掲の表2のカテゴリースケールによって口頭で申告させた。

1. トレーニングパンツ
2. ソフトタイプの自転車用パンツ
3. ハードタイプの自転車用パンツ

#### 5) 体感加圧量

左側大腿にウェアを着用させ、右側大腿に大腿部用マンシェットを装着し徐々に加圧していき、被験者が「左右の両大腿部における圧迫感覚がほぼ一致した」と感じた加圧量を血圧計の水銀柱の値から読み取り、その値を各スポーツウェアの体感加圧量とした。

## 2. 結果

### 2.1 皮膚圧迫による運動中の生理的・心理的影響

#### 2.1.1 筋放電量に及ぼす影響

各加圧条件下での運動中の「圧迫なし（コントロール）」を基準（100）として処理した筋電図積分値（IEMG）の平均について示したものが図4である。

図4aにみられるように、股関節伸展筋群では圧迫が強くなるにしたがって、IEMGの増加傾向が認められた。加圧条件ごとに、各IEMGを5つの被験筋の間で比較すると、大殿筋や大腿二頭筋は10 mmHgの加圧条件下で他筋より高い値を示したのに対し、40 mmHgの加圧条件下では低い値を示した。一方、大内転筋、半腱様筋、半膜様筋では10 mmHgの加圧条件下で低い値を示し、40 mmHgの加圧条件下では高い値を示した。

つぎに、図4bに示した膝関節伸展筋群についてみると、外側広筋では10 mmHg および20 mm

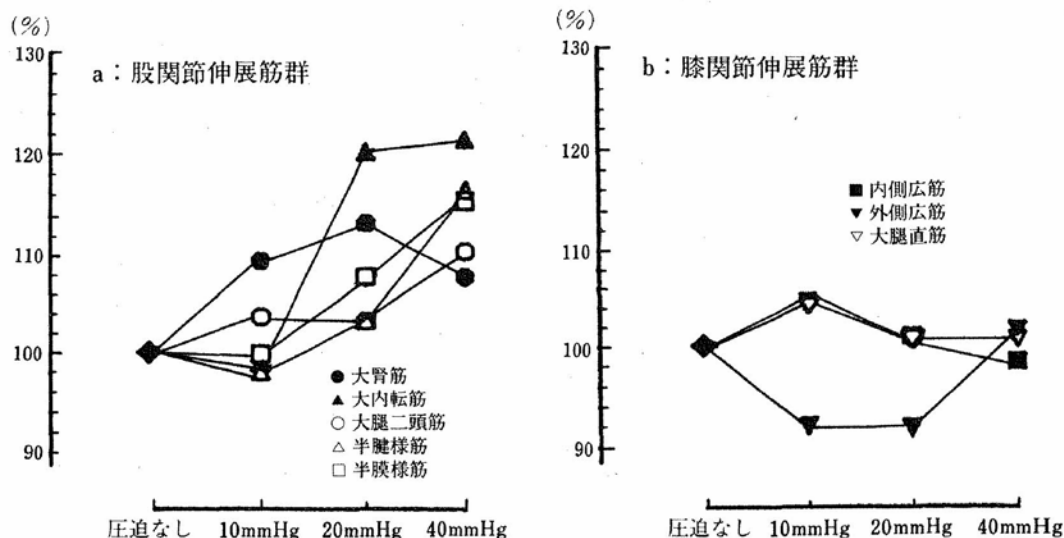


図4 下肢加圧が筋電図積分値に及ぼす影響

Hg にのみ有意な減少が認められたが、他の被験筋ではいずれの加圧条件においても「圧迫なし (コントロール)」と比較しても大きな増減は認められなかった。

### 2.1.2 血流量および心拍数に及ぼす影響

各加圧条件ごとに安静時 (Rest) ならびに運動期 (Exercise), 回復期 (Recovery) の毎分の平均心拍数を図5に、平均血流量を図6に示した。

図5に示したように40 mmHg 加圧条件下の心

拍数は、安静時ならびに回復期において有意に増加した。運動期には、いずれの加圧条件においても有意差は認められなかったが、運動期の後半は加圧量が増大するにしたがって心拍数が増加する傾向がみられた。

図6に示したように腹大動脈血流量は、安静時には40 mmHg 加圧時において有意に増加し、回復期には20 mmHg および40 mmHg 加圧時にお

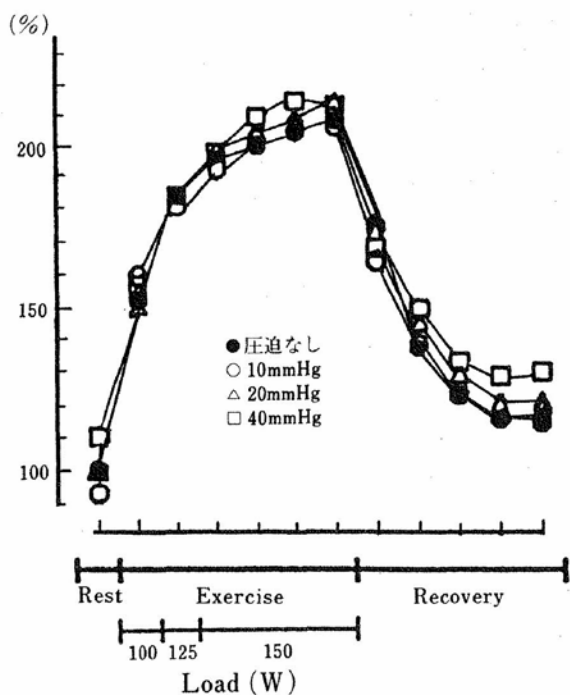


図5 下肢加圧が心拍数に及ぼす影響

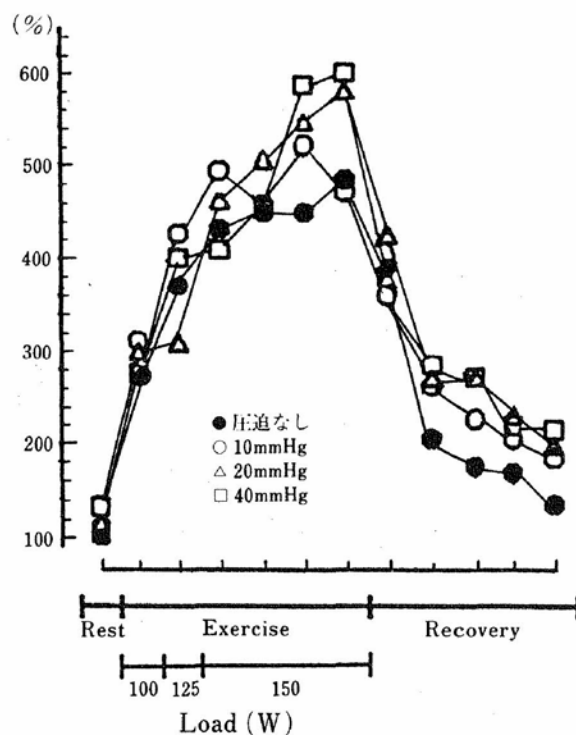


図6 下肢加圧が血流量に及ぼす影響

いて有意に増加した。運動期には加圧量が増大するにしたがって、血流の急激な増加時期は遅れる傾向がみられた。

表3は、各加圧条件下での運動期および回復期トータルの心拍数および血流量を「圧迫なし(コントロール)」と比較し、以下のような基準で模式的に示したものである。いずれの加圧条件でもコントロールと比べて増加が見られたが、凡例でも示したように、5%未満の増減は「→」、5%以上の増加を「↑」で、さらに5%以上の増加があり、かつ有意差のみられた場合には「↑」で表した。

表3 心拍数および血流量の運動期、回復期におけるトータル値の変化

	運動期		回復期	
	血流量	心拍数	血流量	心拍数
10 mmHg	↑	→	↑	→
20 mmHg	↑	→	↑	→
40 mmHg	↑	↑	↑	↑

- ; 5%未満の増加で大きな変化なし
- ↑; 5%以上の増加がみられた
- ↑; 5%以上の増加で有意差がみられた

表3にみられるように運動期の血流量は、いずれの加圧条件においても有意差は認められなかったが、コントロールに比べ増加傾向を示した。とくに20 mmHg 加圧時には28.5%の増加がみられた。心拍数は40 mmHg 加圧下において有意な増加がみられた。回復期の血流量、心拍数においては、それぞれ20 mmHg 加圧時、40 mmHg 加圧時にのみ有意な増加がみられた。

### 2.1.3 圧迫感覚に及ぼす影響

運動中の圧迫感覚の1分ごとの変化について圧迫感覚を示すカテゴリースケールの平均値を示したものが図7である。加圧量が増大するにしたがって、圧迫感覚を示すカテゴリースケール値も有意に上昇した。また、時間が経過するにつれて、圧迫感覚を示すカテゴリースケール値も上昇した。

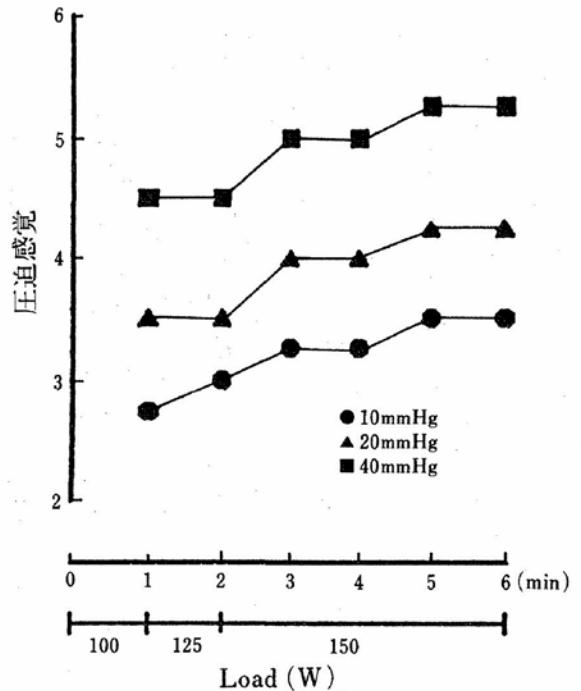


図7 運動中の圧迫感覚の変化

## 2.2 安静時における圧迫感覚の変化

### 2.2.1 絶対加圧量と圧迫感覚

図8の下よこ軸に示した絶対加圧量は、各被験者に対しマンシェットにより0 mmHg から50 mmHg までを10 mmHg ごとに加圧した値であり、たて軸は各加圧に対する各被験者の圧迫感覚のカテゴリースケールである。絶対加圧量に対する圧迫感覚に個人差は認められたが、●で示した平均値は、加圧量の増加に伴って圧迫感覚を示すカテゴリースケール値もほぼ直線的な上昇がみられた。

### 2.2.2 体感加圧量と圧迫感覚

図8の上よこ軸は、被験者の左側大腿に着用させたウェアによる加圧の程度を、右側大腿部に装着したマンシェットに加えられた圧と比較して得られた値を体感加圧量として示したものである。たて軸は各ウェアを両大腿に着用させた場合の各被験者の圧迫感覚のカテゴリースケールである。白ぬきのマークで示したように、対象とした市販のウェアは体感加圧量では10 mmHg 未満に集中した。しかしウェアによっては、マンシェットに

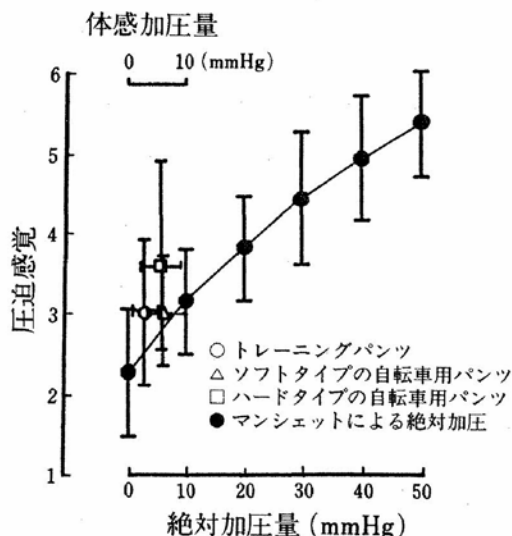


図8 絶対加圧量、体感加圧量と圧迫感覚との関係  
(値は平均値±標準偏差)

よる加圧時に測定した圧迫感覚よりは大きな個人差が認められた。

### 3. 考 察

本実験で用いられたペダリング動作は、股関節と膝関節の同時屈伸によってなされるため、被験筋のなかでも股関節と膝関節にまたがる、いわゆる二関節筋である大腿直筋、大腿二頭筋、半腱様筋、半膜様筋などの参画様式は複雑である。

大腿部への加圧量変化に伴う筋放電量の推移についてみると、股関節伸展筋群の中でも大殿筋には10mmHg加圧条件下から、また20 mmHg 加圧条件下からは大内転筋に著しい増加傾向が認められた。大腿二頭筋、半腱様筋、半膜様筋では40 mmHg 加圧時に増加傾向がみられた。このように10 mmHg、20 mmHg 加圧時には一関節筋である大殿筋や大内転筋が、また40 mmHg 加圧時には二関節筋を含めて積極的に参画していることになるが、圧迫なしの場合と比較すると10mmHg、20 mmHg 加圧時にはいずれの被験筋でも有意な増加ではなかった。

大殿筋は、本実験条件からみると他の被験筋に比較して位置的には圧迫による影響が少ないと考

えられるが、有意差は認められるほどではないものの、10 mmHg、20 mmHg 加圧下での積極的な参画は、負荷としてのペダリング動作を継続するうえで有効な適応であるとも考えられる。つまり、筋活動のためのエネルギー供給は、運動開始直後には筋中のアデノシン三リン酸 (ATP)、およびクレアチンリン酸 (CP) が無酸素的に分解され、また少なくとも運動開始十秒後頃にはグリコーゲンやブドウ糖の無酸素的解糖が行われはじめる。さらに、本実験での負荷が100 W から125 W に切り替わる、運動開始1分後頃には有酸素的なエネルギー供給によって運動が継続されるものと考えられる。

6分間にわたってペダリング動作を行わせる本実験では、無酸素的解糖によって乳酸が産生され、運動継続に伴って筋中に蓄積されていくことになる。乳酸の蓄積という点からすると、絶対的な容量の小さな筋よりも大きな筋に負担させた方が、長時間の運動遂行が可能になると考えられる。しかしながら大腿部への10 mmHg、20 mmHg 加圧下での大殿筋の積極的な参画機序については、本実験からは明らかにすることはできないため、今後、検討する必要がある。

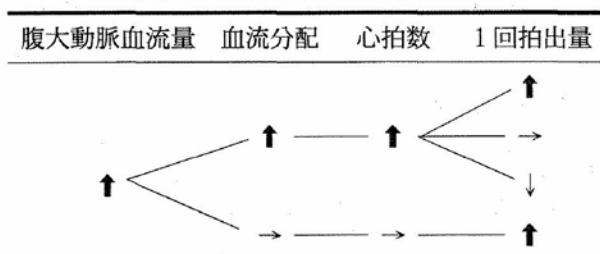
以上、いずれの加圧条件下でも同じ運動負荷による本実験の筋電図積分値から筋負担を推測すると、大内転筋に放電量が有意に増加し、かつ他の筋にも増加傾向のみられる40 mmHg 加圧は下肢の屈伸動作を継続するには好ましくないといえる。

つぎに、血流量および心拍数の変化をみると、本実験で測定した腹部大動脈血流量は、下肢によるペダリング動作に対する血液供給に直接関わるものであり、1回拍出量、心拍数および下肢への血流分配によって増減することになる。腹部大動脈血流量が増加した場合の血流分配、心拍数および1回拍出量の関係を模式的に示すと表4のようになる。

心拍数および1回拍出量の関係については



表4 腹大動脈血流量が増加した場合の血流分配、心拍数、1回拍出量との関係



↑ ; コントロールに比べ増加  
 ↓ ; コントロールに比べ減少  
 → ; コントロールに比べ大きな変化なし  
 (記号の大小は量の大きさを表している)

Brouha と Radford<sup>2)</sup> によると、最大酸素摂取量の50%までの運動強度では心拍数および1回拍出量ともに増加を示すが、それ以上の運動強度になると、1回拍出量は頭打ちとなり心拍数の増加によって必要血量に対応すると報告している。

本実験では、加圧しないコントロールに比べ大腿部への加圧の強さが異なっても、腹部大動脈血流量の増加がみられた。前述の心拍数と1回拍出量との関係からみると、10mmHg および20mmHg 加圧時のように、心拍数増加の伴わない血流量の増加は1回拍出量の増加ということになる。しかし、この場合の1回拍出量の増加は運動負荷の増大によるものではないため、静脈還流量の増加が推測される。静脈還流量については、立位時にかかる静水学的な圧による下肢貯留血液量に影響を受けるというBadeer<sup>1)</sup> の報告がみられるが、本実験の姿勢は常に仰臥位であるため静水学的な圧による差異とは考えられない。つまり、静脈還流量の増加の可能性は大腿部への加圧量の差異によるものであり、10mmHg および20mmHg 加圧時には下肢貯留血液の還流を促進しているといえる。

しかし40mmHg 加圧時には、運動期および回復期に心拍数の有意な増加がみられた。この心拍数の増加は、他の加圧条件と運動負荷が同じであるにも関わらず、心臓への負担を大きくしているものと考えられる。このように考えると、40

mmHg 加圧は運動を継続するためには好ましくないといえる。

運動の継続という点からは、負荷に対し早期に生理的に適応し、負債を抑えることが重要である。本実験結果からは、10mmHg および20mmHg の加圧時には加圧による心臓への負担も少なく、40mmHg 加圧時と比較して早期に血流量が増加することによって、効果的に運動負荷に対応しているものと考えられる。もちろん本実験からは加圧による血流の適応機序を明らかにすることができた訳ではなく、今後、詳細な検討が必要であろう。

運動中の圧迫感覚を示すカテゴリースケール値の時間経過を平均値でみると、安静時の場合と同様に加圧量が大きいとスケール値も高く、運動開始に伴って段階的な上昇傾向がみられた。その変動要因は ①運動に伴う疲労によるもの ②運動負荷の増大によるもの、あるいは、③これらの相乗的な影響によるもの、などが考えられる。しかし、時間経過による変動を全く示さない被験者もあり、個人差と時間経過による圧迫感覚の変動はスポーツウェアの加圧量を設定するうえでの大きな課題となろう。

さらに、安静時における圧迫感覚を示すカテゴリー値からみて体感加圧量と絶対加圧量との間に差がみられたことは、絶対的な加圧を行った大腿部用マンシェットとウェア間の素材の伸縮度や伸縮方向の違いなどの理由が考えられる。今後は、ウェア着用時の実際に皮膚にかかる圧や圧のかけ方を含めてさらに検討する必要があると考える。

文 献

- 1) Badeer, H. S. ; Cardiovascular Physiology, Karger Basel, 207 (1984)
- 2) Brouha, L., E. P. Radford, Jr. ; The cardiovascular system in muscular activity, Johnson, W. R. (ed), Science and medicine of exercise and sports, 1st ed, Harper and Brothers, New York, 178-206 (1960)

- 3) 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)
- 4) 生田則子; ファンデーションの衛生学的研究 第2報 生体機能および作業能率への影響, *日本衛生学雑誌*, 25 (4), 350-355 (1970)
- 5) 生田則子, 平岡優子; 下腿用圧迫被服の衛生学的研究 (1) 持久的歩行におよぼす影響, *山口大学教育研究論叢*, 25 (2), 107-115 (1975)
- 6) Johnson, G., C. Kupper, D. J. Farrer, R. T. Swallow; Graded compression stockings, *Arch. Surg.*, 117, 69-72 (1982)
- 7) 加藤好信, 芝山秀太郎, 江橋 博, 西嶋洋子; 大腿緊縛が血圧調節に及ぼす影響, *体力研究*, 76, 52-62 (1990)
- 8) 川内ツルキ, 西山敬太郎; 加圧ストッキングの下肢皮膚血流に及ぼす影響, *四国大学紀要*, (B) 1, 21-25 (1993)
- 9) 川内ツルキ, 西山敬太郎, 井内 新; 下肢疲労防止に対する弾性ストッキングの着用効果 ①皮膚血流および深部静脈流に及ぼす影響, *疲労と休養の科学*, 9 (1), 77-85 (1993)
- 10) 西山敬太郎, 井内 新, 川内ツルキ; 下肢疲労防止に対する弾性ストッキングの着用効果 ②腓腹筋の運動における<sup>31</sup>PMRS, *疲労と休養の科学*, 9 (1), 87-92 (1993)
- 11) 芝山秀太郎, 江橋 博, 西嶋洋子, 田中正俊; 大腿緊縛が血圧調節に及ぼす影響, *体力研究*, 37 (6), 511 (1988)
- 12) Sigel, B., A. L. Edelstein, L. Savitch, J. H. Hasty, W. R. Jr. Felix; Type of compression for reducing venous stasis, A study of lower extremities during inactive recumbency, *Arch. Surg.*, 110, 171-175 (1975)