

立位時の血圧調節に及ぼす下腿筋群の収縮作用

井福裕俊・宮村直幸¹・坂本将基・齋藤和也・中山貴文²

Regulation of blood pressure by static contraction of antigravity muscles in the lower legs during upright standing

Hirotooshi IFUKU, Naoyuki MIYAMURA¹, Masanori SAKAMOTO, Kazuya SAITOH, and Takafumi NAKAYAMA²

(Received October 1, 2014)

The purpose of the present study was to compare cardiovascular responses during head-up tilt with more engagement of antigravity muscles in the lower legs with those during normal head-up tilt. Blood pressure, heart rate, stroke volume, cardiac output, cardiac contractility, and pulse wave velocity during both head-up tilts were measured in six male subjects. In head-up tilt with more engagement of antigravity muscles in the lower legs, the diastolic blood pressure was increased significantly, and the increase in pulse wave velocity was significantly larger than in normal head-up tilt. No significant difference in stroke volume was noted between both head-up tilts. These findings suggest that during upright standing with more engagement of antigravity muscles in the lower legs, the activity of antigravity muscles is not able to prevent the decrease in venous return, whereas vasoconstriction elicited by exercise pressor reflex increases the diastolic blood pressure.

Key words : muscle mechanoreflex, muscle pump, muscle metaboreflex, cardiac contractility

I. 緒言

一般に、仰臥位から立位に体位変換を行うと、重力の影響により心臓よりも下方にある組織（腹部内臓系や下半身）の血液が貯留するため静脈還流量は減少し、血圧の低下がみられる。これに伴い、動脈圧受容器反射が生じ心拍数や血管抵抗を増加させ、血圧の低下を最小限に止める。さらに、立位時には重力に抗して姿勢を保持する抗重力筋が収縮するため、その働きが血圧の維持に深く関与すると考えられる。

立位時の血圧調節に及ぼす抗重力筋の働きとして、静的な筋ポンプ作用による静脈還流量の促進 (Amberson 1943; Ifuku and Shiraishi 2004; Rowell 1993) と筋機械受容器を介した運動性昇圧反射、すなわち筋機械受容器反射 (Herr et al. 1999; Oppenheimer et al. 1990) の2つがあげられる。筋ポンプ作用とは、骨格筋の収縮により静脈が圧迫され、静脈還流量の増加を促す作用である。筋機械受容器反射とは、骨格筋の収縮に伴う筋の機械的変化を筋内の機械受容器（求心性神経終末がその役割を果たしていると考えられている）が感知し、その情報が求心性のⅢ群線維 (Kaufman

and Forster 1996) を通って延髄の心臓血管中枢へ伝えられ、反射的に心拍数の上昇と末梢血管の収縮を引き起こし、血圧を上昇させる反射である。しかしながら、静的な筋ポンプ作用と筋機械受容器反射による立位時の血圧調節への関与を観察した研究は見当たらない。これら筋ポンプ作用と筋機械受容器反射は、骨格筋が強く収縮するほど大きく反応すると思われることから、我々は「立位時に下腿筋群の収縮が強ければ、静的な筋ポンプ作用と筋機械受容器反射が大きくなり、血圧を維持しやすい」という仮説を立てた。もしそうであれば、下腿筋群の収縮を強くすることにより、起立性低血圧の症状であるめまいや立ちくらみの緩和が期待できる。

そこで本研究では、この仮説を検証するために、立位時に下腿筋群の収縮を無意識に誘発する体位変換を行い、通常の体位変換での血圧調節と比較した。

II. 方法

1. 被験者

被験者は20-24歳の健康な男子学生6名であった。

¹ 熊本大学教育学部附属中学校 ² 九州中央リハビリテーション学院

全被験者に対し、事前に実験の趣旨、内容及びこれに伴う危険性についての詳細を説明し、同意を得た。本研究は「熊本大学教育学部におけるヒトを対象とする研究計画の申請審査委員会」の承認を得て、ヘルシンキ宣言に則り実施した。被験者の身体的特性を表1に示す。

表1 被験者の身体的特性 (安静時)

BMI (kg/m ²)	21.4 ± 1.1
最高血圧 (mmHg)	108 ± 9
最低血圧 (mmHg)	65 ± 10
平均血圧 (mmHg)	79 ± 9
心拍数 (bpm)	57 ± 7
一回拍出量 (ml)	76 ± 10
心拍出量 (ml/min)	4333 ± 1006
心臓収縮性 (/s)	22.9 ± 4.6
大動脈脈波速度 (cm/s)	645 ± 110

2. 測定項目と方法

測定項目は、最高血圧、最低血圧、平均血圧、心拍数、一回拍出量、心拍出量、心臓収縮性および大動脈脈波速度であった。最高血圧と最低血圧は運動負荷用監視装置 (STBP-780, COLIN 社製) を用いて、左上腕部で1分毎に測定した。平均血圧は (最高血圧 - 最低血圧) / 3 + 最低血圧より算出した。心拍数は胸部双極誘導による心電図の R-R 間隔から算出した。一回拍出量は胸部インピーダンス法 (Kubiczek et al. 1970) により測定・算出した。心拍出量は心拍数 × 一回拍出量より算出した。

3. 頸動脈圧脈波 (dP/dt)/P

本研究では、心臓収縮性の指標として頸動脈圧脈波の (dP/dt)/P を用いた (Ifuku et al. 1994; Moriyama and Ifuku 2007)。頸椎固定装置に取り付けた圧トランスデューサ (45259, NEC 三栄社) を左頸動脈上に置き、頸動脈圧脈波 (P) を連続的に測定した (Ifuku et al. 1993)。そして、頸動脈圧脈波の立ち上がり点からピークまでの波高 (peak P) を一拍毎に求めた。立ち上がり点は、脈波の二次微分波形を算出し、最大ピーク値から求めた。さらに、頸動脈圧脈波の微分波形 (dP/dt) を算出し、一拍毎にピーク値 (peak dP/dt) を求め、これを peak P で割ることにより (dP/dt)/P を算出した。

4. 大動脈脈波速度

本研究では、動脈スティフネスの指標として大動脈脈波速度を用いた。大動脈脈波速度 (cm・s⁻¹) は藤代

ら (1978) の方法に従い、以下の式より算出した。

$$\text{大動脈脈波速度} = (D - 0.6\ell) / \Delta T$$

D: 胸骨上窩から大腿動脈圧脈波測定部位までの直線距離 (cm)

ℓ: 胸骨上窩から頸動脈圧脈波までの直線距離 (cm)

ΔT: 頸動脈圧脈波と大腿動脈圧脈波の立ち上がり点の時間差 (s)

左大腿動脈上で最も拍動が大きな部位に圧トランスデューサ (45259, NEC 三栄社) を置き、大腿動脈圧脈波を測定した。その立ち上がり点は、頸動脈圧脈波と同様、二次微分波形の最大ピーク値から求めた。

5. 筋電図

立位時の下腿筋群の収縮状態を確認するため、右の前脛骨筋、腓腹筋 (外側頭、内側頭)、ヒラメ筋の筋電図を記録した。一对の表面電極 (直径 10mm) を筋腹上に約 3cm 間隔で貼付し、導出した筋電図を生体用アンプシステム (MEG-6116M, 日本光電社) にて周波数帯域 5-500 Hz で増幅した。立位終了直前 10 秒間の筋電図の平均振幅値を、自乗平均平方根から求めた。

6. 実験手順

本研究では 2 種類の体位変換を行った。

1) 足関節 0° tilt

立位時のフットレスト (足の置き場) の角度が地面に対して平行な状態で行う体位変換。立位時は通常の起立姿勢である。

2) 足関節 25° tilt

フットレストを 25° 底屈させた状態での体位変換。通常の起立姿勢より下腿筋群を収縮させた状態である。被験者が意識的につま先立ちにならないようフットレストの角度を 25° に設定し、被験者にはあらかじめ足裏全体で起立するよう指示した。

体位変換は、チルトテーブル (UA-450, OG 技研) を用い、受動的に「1 分間仰臥位 → 1 分間立位」を 7 回繰り返した。2 種類の体位変換の順番は被験者毎にランダムに行った。

7. 統計処理

それぞれの測定項目について、各被験者の仰臥位および立位の値は 7 回分の平均値とした。また、立位の値から仰臥位の値を引いた差を変化量 Δ として表し、足関節 0° tilt と 25° tilt を比較した。有意差検定には paired Student's t-test を用いた。有意水準は 5% 未満とし、すべてのデータは「平均 ± 標準偏差」で示した。

III. 結果

1. 筋電図からみた下腿筋群の活動量

足関節 25° tilt では、足関節 0° tilt に比べ、腓腹筋（外側頭、内側頭）とヒラメ筋の平均振幅値が有意に大きかったが、前脛骨筋に差はみられなかった（表 2）。

表 2 立位時における下腿筋群の活動量（平均振幅値）

	足関節 0° tilt	足関節 25° tilt
前脛骨筋 (μV)	18.6 \pm 4.4	17.7 \pm 2.4
腓腹筋（外側頭）(μV)	22.0 \pm 15.0	42.7 \pm 26.5*
腓腹筋（内側頭）(μV)	25.5 \pm 9.9	36.1 \pm 11.6**
ヒラメ筋 (μV)	37.6 \pm 4.5	53.4 \pm 17.9*

** $P < 0.01$, * $P < 0.05$ （足関節 0° tilt との比較）

2. 体位変換における循環応答

足関節 0° tilt では、仰臥位から立位に体位変換を行うと、最高血圧、最低血圧に変化はみられなかった（表 3）。一回拍出量は有意に減少したが、心拍数と大動脈脈波速度が有意に上昇し、平均血圧は維持された。

足関節 25° tilt では、仰臥位から立位に体位変換を行うと、最高血圧に変化はみられなかった。一回拍出量は有意に減少したが、最低血圧、心拍数および大動脈脈波速度が有意に上昇し、平均血圧は維持された。

3. 足関節 0° tilt と足関節 25° tilt の比較

足関節 25° tilt では、下腿筋群を収縮させることによって一回拍出量の減少が少なくなることが期待されたが、 Δ 一回拍出量は両体位変換で変わらなかった（表 4）。 Δ 大動脈脈波速度は、足関節 0° tilt よりも足関節 25° tilt が有意な上昇を示した。

表 4 体位変換時の循環応答量

	足関節 0° tilt	足関節 25° tilt
Δ 最高血圧 (mmHg)	- 8 \pm 9	- 3 \pm 8
Δ 最低血圧 (mmHg)	4 \pm 9	8 \pm 5
Δ 平均血圧 (mmHg)	1 \pm 8	4 \pm 6
Δ 心拍数 (bpm)	20 \pm 11	24 \pm 13
Δ 一回拍出量 (ml)	- 23 \pm 13	- 23 \pm 13
Δ 心拍出量 (ml/min)	- 275 \pm 1125	147 \pm 134
Δ 心臓収縮性 (/s)	- 0.1 \pm 3.2	- 0.1 \pm 3.6
Δ 大動脈脈波速度 (cm/s)	159 \pm 87	266 \pm 89*

* $P < 0.05$ （足関節 0° tilt との比較）

IV. 考察

本研究では、立位時に下腿筋群の収縮を無意識に誘発する体位変換（足関節 25° tilt）と通常の体位変換（足関節 0° tilt）を行い、下腿筋群の収縮が立位時の血圧調節に及ぼす作用を観察した。得られた主な知見は、両体位変換で一回拍出量の減少量に差はみられなかったが、足関節 25° tilt で大動脈脈波速度の増加量が大きく、最低血圧の上昇がみられたことである。

足関節 0° tilt では、仰臥位から立位に体位変換を行うと、一回拍出量の有意な減少がみられたが、心拍数の有意な上昇により平均血圧は維持された。この心拍数の上昇は、心臓交感神経活動の指標である心臓収縮性に有意な変化がみられなかったことから、副交感神経活動の抑制によるものと考えられる。一方、大動脈脈波速度は有意に上昇したが、最低血圧に変化はみられなかった。このことは、立位時に末梢血管に収縮が生じたものの、最低血圧を上昇させるに至らなかった

表 3 2種類の体位変換時の循環応答

	足関節 0° tilt		足関節 25° tilt	
	仰臥位	立位	仰臥位	立位
最高血圧 (mmHg)	116 \pm 5	108 \pm 9	116 \pm 6	113 \pm 8
最低血圧 (mmHg)	70 \pm 9	74 \pm 8	69 \pm 8	78 \pm 9**
平均血圧 (mmHg)	85 \pm 7	86 \pm 9	85 \pm 7	89 \pm 8
心拍数 (bpm)	55 \pm 8	75 \pm 10**	52 \pm 7	77 \pm 10**
一回拍出量 (ml)	79 \pm 13	54 \pm 5**	79 \pm 11	56 \pm 14*
心拍出量 (ml/min)	4320 \pm 987	4045 \pm 543	4119 \pm 836	4266 \pm 1192
心臓収縮性 (/s)	22.6 \pm 3.8	22.6 \pm 5.6	22.4 \pm 4	22.2 \pm 6.5
大動脈脈波速度 (cm/s)	668 \pm 48	827 \pm 131**	694 \pm 125	960 \pm 184***

*** $P < 0.001$, ** $P < 0.01$, * $P < 0.05$ （仰臥位との比較）

ものと思われる。

足関節 25° tilt では、足関節 0° tilt の循環応答に加え、最低血圧の有意な上昇がみられた。この上昇は、大動脈脈波速度の増加がみられたこと、そしてその増加量が足関節 0° tilt より大きかったことから、交感神経性血管収縮線維による末梢血管の収縮が足関節 0° tilt より強く生じたことによるものと考えられる。一方、下腿筋群を収縮させることで静的な筋ポンプ作用の働きを促すため、一回拍出量の減少が小さくなることが予想されたが、両体位変換で一回拍出量に有意な差は認められなかった。このことから、立位時に足関節を 25° 底屈させて下腿筋群の収縮を引き起こしても、一回拍出量の増加を促すほどの筋ポンプ作用の増強はみられなかったものと考えられる。

前述したように末梢血管の収縮は足関節 25° tilt でより強く生じたが、このメカニズムとして、下腿筋群の収縮による筋機械受容器反射が足関節 0° tilt より強く作用したことが考えられる。しかしながら、本研究では立位時に下腿筋群の収縮を無意識に誘発させたことから、筋代謝受容器を介した運動性昇圧反射、すなわち筋代謝受容器反射 (Rowell 1997) が足関節 25° tilt でより強く関与したことも否定できない。この筋代謝受容器反射は、骨格筋の収縮に伴って生じる筋の代謝産物の変化を筋内にある求心性 IV 群線維 (Kaufman and Forster 1996) の終末が受容器として感知し、その情報が延髄の心臓血管中枢へ伝えられ、反射的に心拍数の上昇と末梢血管の収縮を引き起こし、血圧を上昇させる反射である。実際、筋電図から求めた平均振幅値をみると、足関節 25° tilt において姿勢維持筋であるヒラメ筋のみならず腓腹筋 (外側頭、内側頭) にもより強い収縮が見られたことから、1 分間の立位で水素イオンや乳酸などの代謝産物がより多く産生されたことは十分考えられる。したがって、足関節 25° tilt における末梢血管のより強い収縮は、筋機械受容器反射と筋代謝受容器反射が同時に生じたことによるものであろう。さらに、両体位変換で心拍数の増加量に差がみられなかったこと、そして心臓収縮性に変化がみられなかったことから、本実験で生じた下腿筋群の収縮による筋機械受容器反射と筋代謝受容器反射は、心臓に影響を及ぼさなかったものと思われる。

以上のことから、立位時に下腿筋群の収縮を無意識に誘発すると、筋ポンプ作用の増強はみられないが、末梢血管の収縮により最低血圧の上昇を引き起こすことが示唆された。

V. 結語

本研究では、立位時に下腿筋群の収縮を無意識に誘発する体位変換と通常の体位変換を行い、下腿筋群の収縮が立位時の循環調節に及ぼす影響を観察したところ、以下のような結果を得た。

1. 足関節 0° tilt では最低血圧に変化はみられなかったが、足関節 25° tilt では有意に上昇した。
2. 足関節 0° tilt と足関節 25° tilt の両体位変換で、一回拍出量の変化量に有意な差はみられなかった。
3. 両体位変換の循環応答を比較すると、足関節 25° tilt の大動脈脈波速度の上昇量が有意に大きかった。

以上のことから、立位時に足関節を 25° 底屈させて下腿筋群の収縮を無意識に引き起こすと、筋ポンプ作用の増強はみられないが、末梢血管の収縮により最低血圧の上昇を引き起こすことが示唆された。

謝辞

本研究は、平成 24 年度教育学部生涯スポーツ福祉課程卒業論文として提出された安達貴弘氏の論文に加筆修正したものである。本研究にあたり、被験者として、あるいは測定者として協力していただいた方々に深く感謝申し上げます。

参考文献

- Amberson WR (1943) Physiologic adjustments to the standing posture. *Univ Md Sch Med Bull* 27: 127-145
- 藤代健太郎・真田竹生・竹内誠一・中山陽・相沢義則・田中穂積・林哲郎・吉村正蔵・古幡博・長谷川元治 (1978) 大動脈脈波速度測定法 (新法) についての検討. *J Cardiogr* 8:783-788
- Herr MD, Imadojemu V, Kunselman AR, Sinoway LI (1999) Characteristics of the muscle mechanoreflex during quadriceps contractions in humans. *J Appl Physiol* 86: 767-772
- Ifuku H, Shiraishi Y (2004) Assessment of cardiovascular regulation during head-up tilt and suspension in swimmers. *Med Sci Sports Exerc* 36: 155-159
- Ifuku H, Taniguchi K, Matsumoto H (1993) Continuous record of carotid artery pulse during exercise. *Jpn J Physiol* 43: 111-116
- Ifuku H, Taniguchi K, Matsumoto H (1994) Noninvasive assessment of cardiac contractility by using $(dP/dt)/P$ of carotid artery pulses during exercise. *Eur J Appl Physiol* 69: 244-249

- Kaufman MP, Forster HV (1996) Reflexes controlling circulatory, ventilatory and airway responses to exercise. In: (LB Lowell and JT Shepherd, eds) Handbook of Physiology. Oxford University Press, New York, pp 381-447
- Kubicek WG, Patterson RP, Witsoe DA (1970) Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system. Ann N Y Acad Sci 170: 724-732
- Moriyama K, Ifuku H (2007) Assessment of cardiac contractility during a cold pressor test by using $(dP/dt)/P$ of carotid artery pulses. Eur J Appl Physiol 100: 185-191
- Oppenheimer SM, Gelb A, Girvin JP, Hachinski VC (1992) Cardiovascular effects of human insular cortex stimulation. Neurology 42: 1727-1732
- Rowell LB (1993) Human cardiovascular control. Oxford University Press, New York, pp 3-80
- Rowell LB (1997) Neural control of muscle blood flow: Importance during dynamic exercise. Clin Exp Pharmacol Physiol 24: 117-125