

運動による循環器系機能の改善効果と その持続時間に関する研究

— 1) 総脚血流量の測定法の検討 —

東京大学 郡 司 篤 晃

(共同研究者) 同 青 木 和 夫

Hemodynamic Effects with Physical Training and Post-training

— 1) Measuring Technique of Total Leg Blood Flow —

by

Atsuaki Gunji, Kazuo Aoki

*Department of Health Administration,
Faculty of Medicine, University of Tokyo*

ABSTRACT

Recently, it has been believed that appropriate physical training is beneficial to decrease the blood pressure of essential hypertension, although there are few evidences in experiment.

In this study, thus, a new limbs plethysmograph has been developed to investigate hemodynamic change with physical training. The plethysmograph is length 95cm and diameter 30 cm and it's function can enclose the air. The main feature of the plethysmograph is as follows. (1) The inside volume changes is represented by air pressure, because the both changes were rectilinearly correlated. (2) Because the change in whole limb volume can be recorded with changing air pressure, total limb blood flow is measured. The plethysmograph will be used to measure the change of resting limbs blood flow before and after physical training, so the accuracy of it's function should be confirmed.

However, repeatedly testing, the plethysmograph has still some problems for accurate measurements of the blood flow. Therefore, the plethysmograph failed to measure the limb blood flow in the training study, while the possibility has be found.

要 旨

軽度の運動習慣により、本態性高血圧症患者の血圧が改善されることが注目されている。しかし、この運動による降圧の機序については必ずしも明らかではない。すなわち、血圧の効果が心拍出量の減少なのか、末梢血管抵抗の低下なのかも明らかでない。そこでわれわれは軽症高血圧のトレーニング前後の末梢血管抵抗を決定づける重要な成分である下肢の血流量を測定するためにプレティスモグラフィの開発をした。

その特徴は①容積変化を圧力変化で計測する②下肢全体の血流量を測定する—という点である。目的である研究実験では、同一被験者の安静時の血流量変化を知ることであり、そのためには高い精度が要求される。残念ながら多くの努力に拘らずまだ開発したプレティスモグラフィは満足できる精度に達していない。そのため目的の実験を行うことに失敗したが、同実験にプレティスモグラフィを使用する可能性を追求した。

I. 緒 言

疫学的調査により、高血圧が脳卒中、虚血性心疾患の重大なリスクファクターであることが明らかになってきた¹⁾。しかし、二次性の高血圧症を除く、高血圧症の約80%を占めると言われる本態性高血圧については、成因が明らかではない。そのため高血圧治療は対症療法に頼らざるをえない。治療の種類としては、薬物療法および非薬物療法（減塩、減量、運動治療法など）があるが²⁾、最近とくに軽度の運動が高血圧を改善することが注目されている。運動治療法には薬物療法に比べてつぎのような利点がある³⁾。

① 薬物による副作用の心配がない。

② 高血圧の改善だけでなく、高脂血症の改善、HDL コレステロール増加など、脂質代謝の改善が期待できる。また、肥満の予防となり得

る。

③ 運動を適度にするにより、ストレスの緩和ができる。

しかし、運動療法による降圧の機序は、現在のところ明らかではない。血圧を決定する因子は心拍出量と総末梢血管抵抗である。運動習慣が安静時の血圧を低下させるとすれば、心拍出量の減少か総末梢血管抵抗の低下によるはずである。しかしながら、運動習慣によって心拍出量が減少するという報告もあり、また増加するという報告もある。総末梢血管抵抗についても、低下すると報告するものと増加すると報告するものがあり³⁻⁶⁾これらの基本的な現象の把握ができていないのが現状である。

そこでわれわれは、末梢血管抵抗を決定づける重要な成分である下肢の血流量を非観血的に知るため、下肢のプレティスモグラフィを開発し、動脈血圧と下肢血流量の関係から、筋量の多い下肢全体の血流量が末梢血管抵抗にどのように変化するかを検討することにした。

この研究の本来の目的は、軽症高血圧者のトレーニング前後の末梢循環運動態の変化を知ることにあつたが、主な血流量測定法としたプレティスモグラフィの開発と精度の向上のために多くの時間を費やしたため、トレーニング前後の比較までいたっていない。そこで、本研究はプレティスモグラフィの精度と測定法について検討を加えたものである。

II. プレティスモグラフィの開発

Venous Occlusion Plethysmograph は人体体肢の容積変化から、非観血的に血流量を測定するものである。具体的には、特定の身体部位をプレティスモグラフィ内に密閉固定し、その部位の静脈還流を短時間加圧することにより遮断すると、流入する動脈血流量に伴う人体部位の容積変化を測定し、血流量を知るという原理である。

Hewlett ら(1909)は空気封入プレティスモグラフではじめて人体の上肢の血流量を測定した。それ以来、水の体積変化を利用した Barcroftら(1945)の前腕および手のプレティスモグラフ(前腕部分が筋血流量、手が皮膚血流量に相当するとされた)や、Dahn (1964)のラバーに空気を封入した下腿プレティスモグラフなどが作られた。また、Whitney (1953)は水銀封入のラバーストレインゲージのプレティスモグラフを考案するなど、これまでいくつかのプレティスモグラフが開発された⁷⁾。

しかし、空気の体積変化を利用したものでは、温度変化による誤差が大きく、水を利用したものでは取り扱いが困難であるのに加えて水自体の重さによる人体への加圧の影響が誤差を生むと考えられる。また、ラバーストレインゲージでは容積変化を直接測定するものでなく、断面の周囲の長さの変化から推測するもので、その算出法による結果は、推定値の域をでない⁸⁾。

そこで、われわれは空気の微小な圧力変化を測定する方式のプレティスモグラフを考案した。

図1、2に示したものが本体である。

内径15cm、長さ95cmの円筒の塩化ビニール管の一方から被験者は下肢を大腿部まで入れ、仰臥位で安静を保つ。大腿と本体は、はめ込み式のリング(図2 a)とゴム(2 b)で密着されている。リ

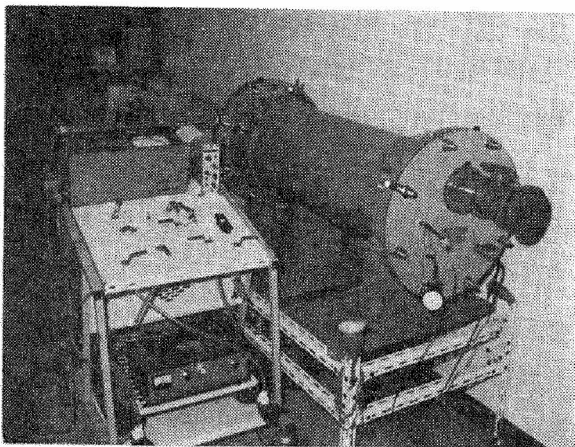


図1 プレティスモグラフ

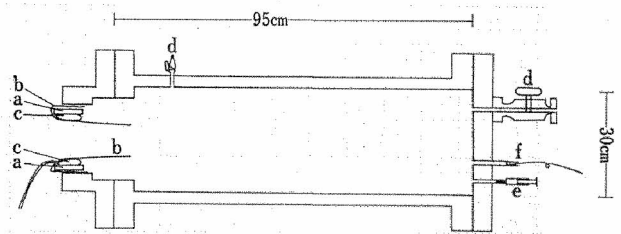


図2 プレティスモグラフ

ングは足の太さに合わせて自在に変えられるように数種類用意した。もう一方の端には圧力センサー(図2 f)、排気口(図2 d)、キャリブレーション用注射筒注入口(図2 e)を備えてある。キャリブレーションは注射筒より一定の空気を入れ、すばやく同量だけ引き抜く。このときの圧力変化を記録し、圧力変化を体積変化に変換する値とした。

血流量測定はプレティスモグラフのリング(図2 a)の内側に静脈還流血阻止用のカフ(図2 c)のゴムを接着してある。このカフでの静脈阻止により下肢に血流プーリングがおこり、それに伴いプレティスモグラフ内の空気圧が上昇する。この圧力変化を測定し、その値と校正値から下肢血流量を決定する。また、これとは別に円筒形の容器を作り水をいれ、下肢を入れた時の水位の差から下肢の体積を測定し、体積あたりの血流量を算出した。

われわれの開発したプレティスモグラフの特徴をまとめてみると以下ようになる。

① 下肢全体の血流量が測定できる。血圧測定と並行して行うことにより、目的である下肢の末梢血管抵抗を算出することが可能である。

② キャリブレーションで圧力変化を容量変化に直すことにより、下肢の容積変化の絶対量を知ることができる。

③ 塩化ビニール管内に密封された空気であるので空気の体積変化を測定する方式のプレティスモグラフに比べて、空気の温度変化に伴う測定誤差を小さくすることができる。

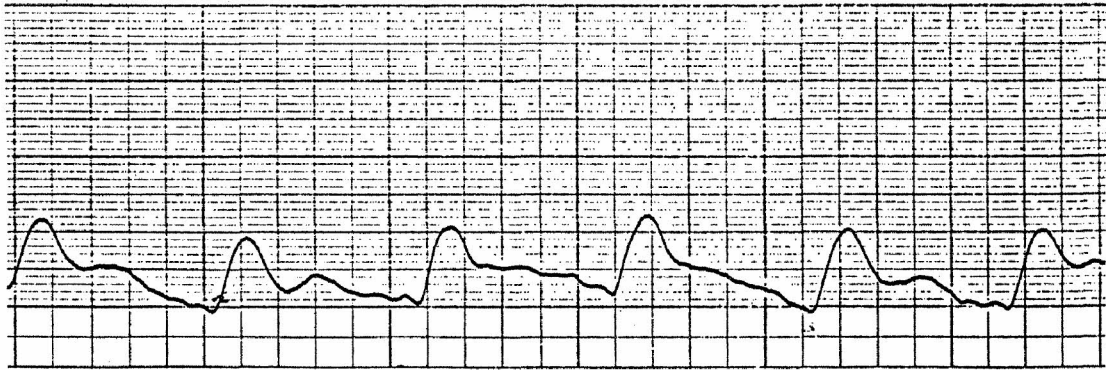


図3 プレティスモグラフでとらえた脈波

Ⅲ. プレティスモグラフの性能テストの結果

① 空気の密閉性について

プレティスモグラフが測定可能である条件として、脈波が観察できることがあげられる。これは、測定媒体である空気が密封されていて、動脈血流の動きを伝播していることと、測定装置がその変化を捉えることができるということを示す。われわれの開発したプレティスモグラフにおいて、図3に示すように被験者の脈波を観測可能であった。また、プレティスモグラフ内の圧を上昇させた場合、圧力が維持されることによって、空気が密閉されていることがわかった。

② キャリブレーションの直線性

図4はプレティスモグラフ内に注射筒により、20ml, 40ml, 60ml, 80ml, 100mlの空気を注入した場合の、記録紙上の目盛の読みと注入量の関係を示したものである。目盛の読みはそれぞれ5回の試行の平均値である。R=0.9998と非常に高い直線性を示し、この範囲内で圧力センサーが直線性を持っていること、および圧力変化を容積変化に変換させることが可能であることが証明された。

③ 基線の安定度について

測定可能である条件として、密閉された空気の血流量(容積変化)以外の要因による圧力変動が十分に小さくなければならない。つまり、測定前の

〔目盛の読み〕

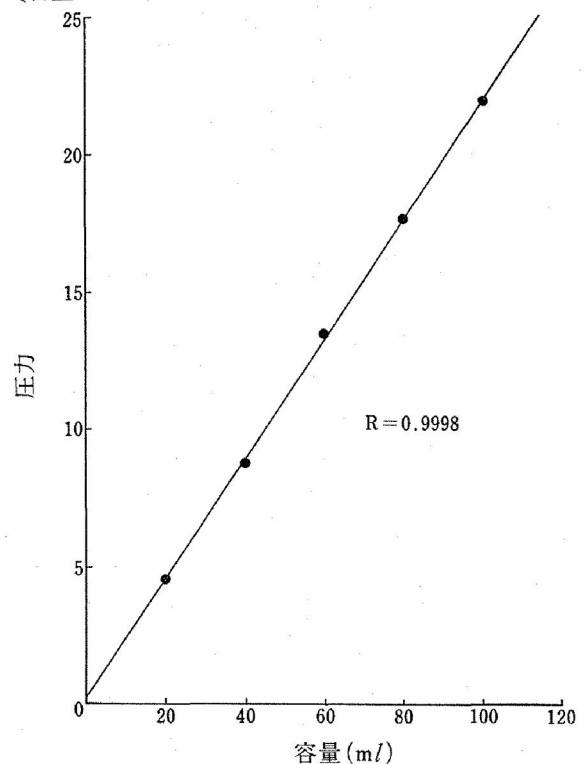


図4 圧力-容量キャリブレーション

圧力の基線の安定が要求される。この圧力変動の主要因は温度変化であると考えられる。

図5は室温条件を変えて血流量測定前の状況にして、基線の変動をみたものである。圧力変動はキャリブレーションにより、相当する容量の変化として表わした。これらの室温では圧力は上昇する方向のみであり、時間がたつにつれ変動の幅は小さくなった。

図5の容量変化の値は1分間の変化で表わして

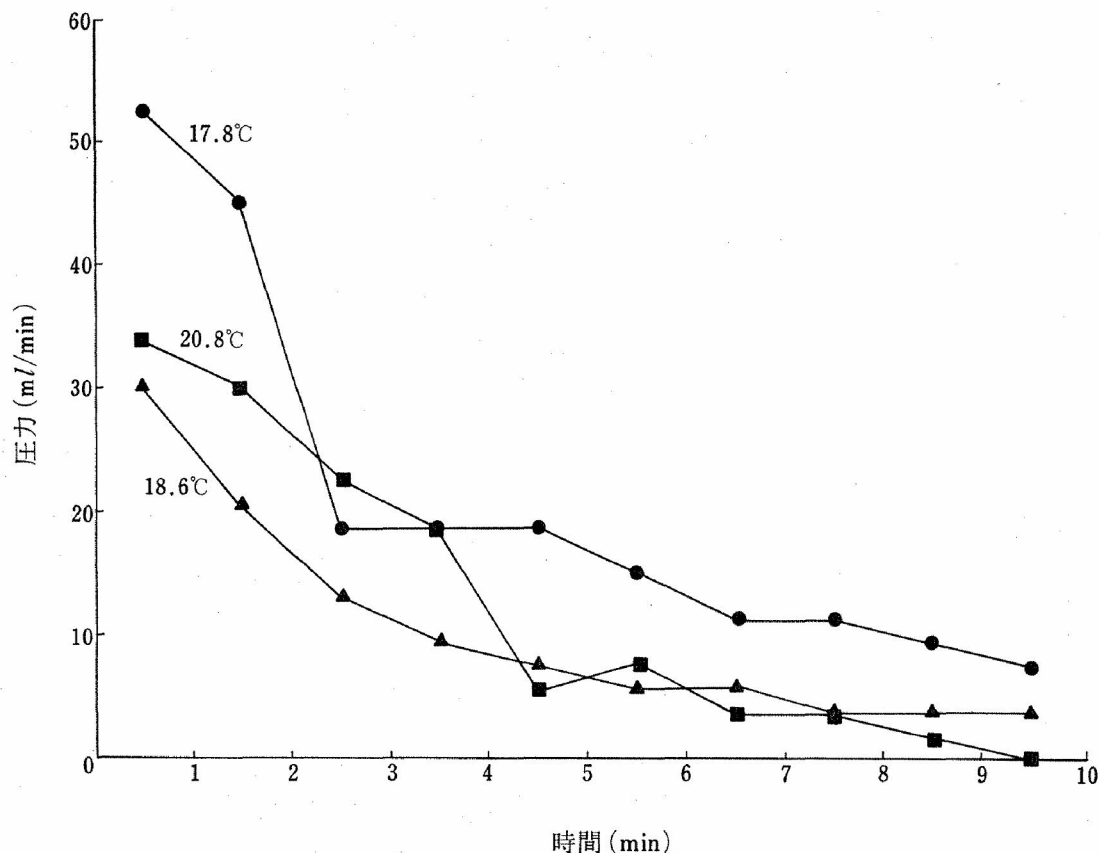


図5 基線の変動

いるので、1分間あたりの血流量測定値の誤差になると考えられる。たとえば室温 18.6°C の場合下肢をプレティスモグラフ内に入れてから10分後に測定すると、約3.8ml/minの誤差が生じると考えられる。この場合、下肢の血流量測定値が100 ml/secであれば3.8%，300ml/secであれば1.3%の誤差となる。したがって測定の際には、基線がある程度安定するまでまって、誤差を小さくする必要がある。また、血流量に変化をおこさない温度で基線が安定する条件下で測定する必要がある。

④ 血流量測定値の決定

カフに圧力をかけると静脈還流が遮断され下肢の容量変化が生じ、これに伴ってプレティスモグラフ内の圧力が上昇する。図6はこの圧力変化の記録を、デジタイザーにて読み取ったものである。圧力は脈波を示しながら上昇し、次第に上昇

のカーブは緩やかになる。血流量値は初期の圧力変化(容量変化)を算出することによって求められ

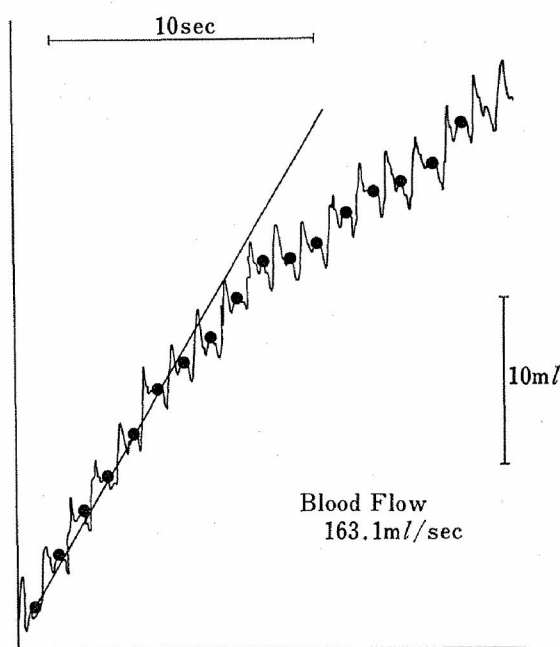


図6 血流量測定時の圧力変化

るが、われわれは以下の方法によってこれを決定した。

1) 1 脈ごと (圧力のピーク値から次のピーク値前まで) の圧力の平均値を求める (図 6, ● 印)。

2) 最初の 3 点の回帰係数を求め、さらに 1 点ずつ追加した場合のそれぞれの回帰係数を求め、最も回帰係数の大きくなることを求める。

3) 最も大きい回帰係数と圧力-容量の校正值から血流量を算出する。

⑤ カフの圧力と血流量測定値

図 7 は同一被験者に対して血流量測定の際に加えたカフの圧力と、その時に求められた血流量である。カフ圧が 100mmHg~150mmHg の時の測定値が高い値を示し、100mmHg 以下および 150mmHg では、それより低い値となった。これは 100mmHg 以下では静脈還流を完全に阻止できなかったために低い値となり、150mmHg 以上では動脈血流の流入に影響を与えた結果低い値となったと考えられる。

文献によると下肢の血流量を静脈還流阻止によって測定する場合、カフに加える圧力は 50mmHg

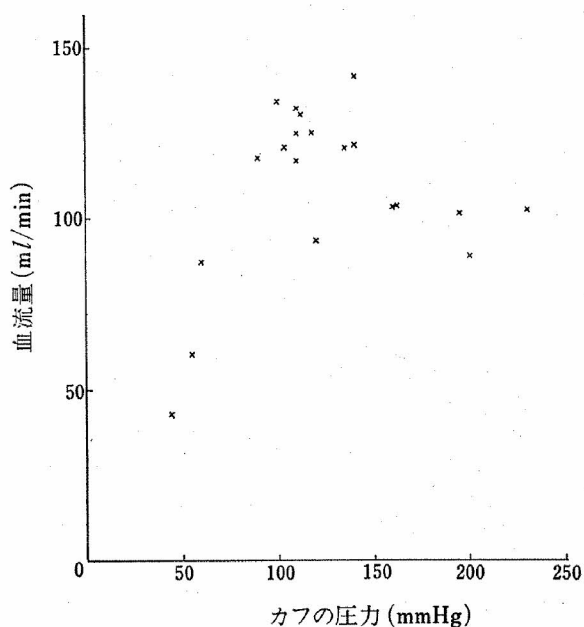


図 7 カフの圧力と血流量測定値

程度にするとされているが、われわれの場合、下肢全体の血流を測定する目的のため、細い幅のカフ (約 5 cm) を使用したため静脈還流阻止のためカフの圧力を高くする必要があると考えられる。また、カフのゴムをプレティスモグラフのリングに接着させているという構造上、カフに圧力を加えた場合ゴムの膨張が大きく、ゴムの張力によって圧力が保たれるため、測定するカフの圧力 (ゴム内部の圧力) は下肢に加わっている圧力より高くなっていると考えられる。

図 7 の測定で、カフの圧力が 100mmHg~150mmHg の場合の 11 回の測定結果は、 123.56 ± 11.7 ml/sec であった。

IV. おわりに

われわれは空気の圧力変化を容量変化に変換することによって下肢の血流量を測定する方式のプレティスモグラフを開発した。それを用いて、ある被験者の血流量を 123.56 ± 11.7 ml/sec という結果を得た。

本来の目的は、このプレティスモグラフを用いて、軽症高血圧症の被験者のトレーニング前後の安静時の血流量の変化を測定し、末梢循環動態の変化を知ることにあつた。これまでに行われたプレティスモグラフを用いた研究は、運動時、運動後の数倍になる血流量を測定するものが主であつた⁷⁾。しかし、われわれは同一被験者の安静時の血流量変化を知ることが目的のため、より高い測定の精度が要求される。精度を高めるための努力にかかわらず、現段階では測定条件を同じにしても、測定値のばらつきが十分に小さくなく、目的の実験に使用できる疑問が残る。今後、カフの圧力のかけ方、温度の影響を小さくすること、記録紙から血流量への算出方法などを改良し、より精度を高めたいと考えている。

今回は、このプレティスモグラフの開発および精度の向上に努力を重ね、軽症高血圧症の被験者

のトレーニング前後の血行動態の変化を知るとい
う実験まで及ばなかったが、今後プレティスモグ
ラフの精度の向上とともに、他の測定法も考慮し
て、前述の目的を達成したいと考えている。

文 献

- 1) 林知己夫編；健康管理の計量化，共立出版，東京
(1984)
- 2) Grass, F.; Management of arterial hyper-
tension, WHO, England (1985)
- 3) DePlaen, J.F., and J.M. Detry; Hemodynamic
effects of physical training in established
arterial hypertension. *Acta Cardiol.*, **35** : 179—
188 (1980)
- 4) Hanson, J.S., and W.H. Nedde; Preliminary
observations on physical training for hyper-
tensive males. *Circ. Res.*, **26—27** (supple, I)
: 149—153 (1970)
- 5) Johnson, W.P., and J.A. Grover; Hemodynamic
and metabolic effects of physical training in
four patients with essential hypertension. *Can.
Med. Assoc.*, **96** : 842—846 (1967)
- 6) Ressel, J., J. Chrastek, and R. Jandova;
Hemodynamic effects of physical training in
essential hypertension. *Acta Cardiol.*, **32** : 121
—133 (1977)
- 7) 加賀谷淳子；血流量からみた筋持久力の研究，運
動処方，杏林書院 (1983)
- 8) Hyman, C., T. Winsor; The application of the
segmental plethysmograph to the measurement
of blood flow through the limbs of human
beings. *Am. J. Cardiol.*, **6** : 667—671 (1970)