末梢循環機能検査法としての容積脈波法の 基準化について

第 1 編 検査技術上の 2, 3 の問題

元 木 沢 文 昭

北海道大学医学部附属病院中央検査部 (主任 真下啓明教授)

末梢の血液循環は心臓のポンプ作用だけで規定されるものではなく、末梢血管系は心機能に対するものとは別個の神経性ならびに体液性の調節を受けているので、末梢循環機能を知らうとするには、心機能検査のほかに独自の検査が必要となる。

循環機能検査のうち、心機能検査法としての心電図法や心音図法はルーチンワーク化され、日常診療においては流れ作業的に行われているのに対し、末梢循環機能検査法としての容積脈波法 **plethysmography** は日常検査法としてはまだ基準化されておらず、したがって実際の診療にあたって容積脈波の記録が行われることは非常に少い。また容積脈波法が実施される場合でも、検査者によって検査方法や検査成績の解釈などかなりの相違がみられる状態である。

容積脈波 **plethysmogram** に類似するものとして動脈波 **sphygmogram** があるが、心電図法の確立以前はこの動脈波の記録により不整脈の診断が行われたことがある。この場合の動脈波は、脈拍を触診によらずに記録紙上に描記し、心拍リズムを客観的に知らうとしたもので、末梢血行状態の検査に役立てようとしたものではなかった。したがって今日ではこのような動脈波の記録はほとんど行われていない。

さて血液循環の生体における役割は、身体の各部に動脈血を送り出し、静脈血を還流させることであるから、末梢循環機能検査の最終目標は、器官や体肢の単位組織量に対する血流量を知ることとなる。容積脈波法は本来身体の 1 部の容積変化を記録する方法でありその容積変化はその局所の流入血流量と流出血流量に

よって決まるものであるから、容積脈波法により、局所の血流変化をある程度推測できることになり、末梢循環機能の診断に応用されうるものである。しかしながら上記のように検査方法や成績の解釈などが、検査者によってまちまちであるので、容積脈波法が末梢循環機能検査法として広く普及するようになるにはこの検査法の基準化が必要である。

第 1 編ではそのような基準化のうち検査技術を基準化するにあたって問題となる点、すなわち容積脈波計における問題として容積脈波を記録する際の装置の時定数をどのように設定すればよいか、また容積脈波計と被検部を結合する際に生ずる問題として容積脈波導出用ピックアップの装着圧をどのように選定すればよいかについて検討を行った。

実 験 方 法

実験は北大病院中央検査部勤務の 16~65 才の健康男子 8 名、同じく 24~50 才の健康女子 5 名、計 13 名について行った。

容積脈波計は反射光電式を採用した。容積脈波導出用のピックアップは市販のものを使用し、図 1 のような回路を組立て、抵抗容量結合式 (C R) および直結式 (D C) の両方式で導出できるようにした。増幅と記録は日本光電工業 **KK** 製多用途監視記録装置 **RM-150** 型で行い、前置増幅器は主に **RB-2** を用い、高感度の直流増幅を必要とする場合は **RDH-2** を使用した。

実験は、被検者が実験前に過度の肉体的および精神

図1 容積脈波計の回路図

図2 容積脈波波形の計測項目

的興奮または疲労のないことを確かめてから行った。原則として被検者は入室して診察用ベットに迎臥後10～20分を経ってから実験を開始した。室温は $23\sim 25^{\circ}\text{C}$ を保ち、騒音はできるだけさけた。容積脈波の導出部位は、原則として手指の場合は左右第3指末節手掌側、足趾の場合は左右第1趾足底側とし、被検部はなるべく心臓位になるようにした。

記録された容積脈波は、通常10個の波形について、図2に示すように初期隆起の振幅(A)、頂点時間(T_c)、基礎振動周期(T_B)、および初期隆起の振幅の半減時間(T_H)、の4項目について計測し、各々の平均値を求めた。

実験成績

1 時定数の大きさと波形の歪みとの関係

容積脈波は心電図や脳波に比べ明らかに経過のゆるやかな波形を示すので、波形を問題にする場合には適当な時定数を選ばなければならない。図3は右第3指から導出した容積脈波を、時定数を ∞ (DC), 2sec, 0.3sec および 0.1sec の4段階にかえて同時記録したものである。この図から、時定数0.3secと0.1secではDCによる記録波形すなわち原波形が明らかに影響を受けていることがわかる。DCと2secによる波形の違いは記録図上ではほとんど識別できないので波形の計測を行い、初期隆起の振幅、頂点時間、基礎振動周期

図3 時定数による波形の歪み

A : (DC), B : 2sec, C : 0.3sec, D : 0.1 sec. 4誘導とも同じ増幅度に合せた.

表 1

検被者	振 幅 (mv)		頂点時間 (sec)		基礎振動周期 (sec)		半減時間 (sec)		心臓周期 (sec)
	D C	2sec	D C	2sec	D C	2sec	D C	2sec	
1	4.3	4.5	0.12	0.13	0.27	0.26	0.50	0.45	0.92
2	4.2	4.6	0.13	0.13	0.27	0.27	0.47	0.43	0.98
3	4.0	4.3	0.14	0.15	0.26	0.25	0.49	0.44	0.93
4	4.3	4.5	0.13	0.13	0.26	0.26	0.48	0.43	0.97
5	4.4	4.6	0.14	0.15	0.26	0.26	0.45	0.42	0.95
6	4.6	4.8	0.12	0.14	0.27	0.27	0.48	0.44	0.95
7	4.4	4.7	0.12	0.14	0.27	0.26	0.48	0.43	0.95
8	4.6	4.8	0.13	0.14	0.27	0.26	0.50	0.47	0.98
9	3.7	4.0	0.14	0.14	0.27	0.27	0.47	0.44	0.92
10	4.4	4.6	0.13	0.13	0.27	0.26	0.48	0.45	0.93
M	4.3	4.5	0.13	0.14	0.27	0.26	0.48	0.44	0.95
S D	0.24	0.24	0.008	0.008	0.005	0.006	0.015	0.015	0.022
CV(%)	5.5	5.3	6.2	5.7	1.9	2.3	3.2	3.4	2.3
D			0.01		0.01		0.04		100
%			1.05		1.05		4.21		

および初期隆起の振幅の半減時間の各項目について両者を比較した。表1は、同一被検者につき、元木沢(1970)⁵⁾にしたがって容積脈波の振幅がほぼ恒常な時期における波形10個についての成績である。各項目につき平均値(M)と標準偏差(SD)を算出したが、はじめに各項目の10個の波形における恒常性をみるためにそれぞれの変動係数(CV) = $SD/M \times 100$ を求めたところ振幅の変動係数が5%前後の場合は他の項目の変動係数も非常に小さいことがわかった。次に頂点時間、基礎振動周期および初期隆起の振幅の半減時間の3項目

について時定数の影響をみるために、各項目につき時定数 ∞ と2secの場合の平均値の差(D)を求めたところ、頂点時間と基礎振動周期では0.01sec、初期隆起の振幅の半減時間では0.04secであった。これを心臓周期の平均値0.95secに対する100分率で表わすと、それぞれ1.05%、4.21%となった。すなわち容積脈波記録の時定数を ∞ から2secに変えると、上記3項目の測定値が1つの心臓周期の、頂点時間と基礎振動周期では約1%、初期隆起の振幅の半減時間では約4%小さくなることがわかった。

2 被検部の圧迫度と波形の歪みとの関係

反射光電式容積脈波はピックアップ装着部の皮膚および皮下組織の各血管層の血流変化を記録しているものであるから、ピックアップの装着圧を変えるとそれぞれの圧に対する各血管層の抵抗が違うので容積脈波に変化の生ずることが予想される。そこで右第3指先にピックアップを装着圧ほぼ零の状態でとりつけ、その上に小児血圧測定用マンシエットを巻き血圧計と接続してピックアップの装着圧を変え、各装着圧における容積脈波の波形を比較した。図4はその1例であるが、一般に上腕部の最低血圧の近傍で初期隆起および重拍隆起とも最大振幅を示し、さらに装着圧を増すと

図4 被検部の圧迫による容積脈波の変形

表2

	1	2	3	4
	最高血圧	最低血圧	最大振幅 を示した 装着圧	2と3の差
被検者	(mmHg)	(mmHg)	(mmHg)	(mmHg)
1	110	60	70	+10
2	106	50	60	+10
3	136	78	60	-18
4	110	66	60	-6
5	122	76	50	-16
6	125	94	80	-14
7	110	74	60	-14
8	144	64	50	-14
9	120	76	70	-6
10	120	80	80	0

両振幅とも振幅を減ずるが、重拍隆起の振幅減少率が初期隆起のそれよりも大きく、ついに単峰性の波形となり、最高血圧附近でそれもほとんど消失した。表2に示すように、初期隆起の振幅が最大となる装着圧を10名の被検者についてさらにくわしく観察すると、最低血圧よりも低い装着圧で最大振幅を示したものの7名、最低血圧より高い装着圧で最大振幅を示したものの2名、残りの1名では最大振幅を示す圧と最低血圧が同一の値であった。いずれにせよ容積脈波の振幅が最大となる装着圧は50~80mmHgで、最低血圧との関係を見ると、ほぼ最低血圧 ± 15 mmHgの範囲にあることがわかった。

考 按

1 容積脈波導出方式の選択

容積脈波法はその原理により種々の方式が考案されており、機械式(Winsor 1959)¹⁰⁾、光電式(Hertzman 1948)¹¹⁾、インピーダンス式(Nyboer 1959)⁶⁾、電気容量式(養島 1956)⁴⁾および電気抵抗式(Whiteney 1953)⁹⁾などに分類される。実際の応用にあたってどの方式を採用するかについてはそれぞれの目的によって異なるが、池上(1958)²⁾は機械式(水式)、透過光電式、反射光電式および電気容量式、Matsumura(1968)³⁾は機械式(空気式と水式)、透過光電式、反射光電式およびインピーダンス式の各方式により導出記録された場合にはいずれの方式でもほぼ同一の波形が得られたと報告している。以上により性能については各方式の間にそれほど違いのないことがわかったが末梢循環機能検査法として人体に応用するにあたっては、さらに使用が簡単で指先以外にも広く利用できること、生体に与える物理化学的および機械的影響のこともっとも少ないことを考慮すると、反射光電式がもっとも優れた方式であり、臨床検査に応用する場合にはこの方式を採用するのがもっとも妥当と思われる。

2 時定数の選定

池上(1958)²⁾はCR結合増幅器で容積脈波の基線を記録すると、時定数の大きい場合はその変化は複雑になり、時定数が小さくなると基線の変動はみられなくなり、また容積脈波の波形は変形して全く異なったものになってしまうと述べている。今回の実験では時定数が0.3sec以下になると、一見して明らかな波形の変形

が認められたが、波形の頂点時間、基礎振動周期および初期隆起振幅の半減時間に着目して、時定数 ∞ (DC)と2secによる波形を比較したところ、前2者については1心臓周期の約1%、最後者については約4%の違いが生じたが、いずれの項目もその変化は小さく、結局時定数2sec以上で記録するとはば容積脈波の原波形が得られることがわかった。したがって容積脈波の波形を分析しようとする場合、必ずしも取扱いの不便な直流増幅器を使用しなくとも、今回の実験で用いたポリグラフ、万能型脳波計あるいは心電計でその目的をはたすことができるわけである。

3 容積脈波ピックアップの装着圧の選定

席田(1958)⁸⁾は透過光電式で容積脈波を記録しながら被検部を圧迫すると、圧迫の強さにしたがって容積脈波の波形が変化することを観察し、そのような変化のおこる可能性をいくつか指摘している。TakagiとNagasaka(1964)⁷⁾は容積脈波基線の変動パターンが被検部の圧迫度により全く異なったものなることを示し、皮膚の血管層を浅在血管、小動脈および深部動脈に分け、浅在血管は30~50mmHg、小動脈は80mmHgで閉塞してしまうと推定している。一方個々の容積脈波が最大振幅を示す装着圧は60mmHgであった。このように容積脈波の振幅ならびに波形を比較する場合には、容積脈波ピックアップの装着圧が重要な役割をなしていることがわかったが、実際の応用にあたってはどのように装着圧を選べばよいかについては、容積脈波の振幅が最大値を示す装着圧を採用するのがもっともよいと思われる。それにより、被検者間または同一被検者についても検査のたびごとの比較がそのまま行うことができるし、しかも上記TakagiとNagasaka(1964)⁷⁾によれば小動脈は閉塞されていないから皮膚の血流を覗い知ることができること、さらにその程度の装着圧すなわち50~80mmHgで圧迫した場合には被検者に対してほとんど苦痛を与えないので、血管運動反射のおこる可能性の少ないことなど利点も多い。以後の検査においては特別な場合をのぞき容積脈波の振幅が最大となるよう装着圧を調整するようにした。

第1編では、その基準化のうち、検査技術における問題について基礎的検討を行った。

1 容積脈波計および増幅記録器を含む総合時定数の値により、容積脈波はそれぞれ変形を受けることがわかったが、時定数2sec以上では原波形の変形は軽微であり、実際の検査においてはほとんど問題のないことがわかった。

2 容積脈波導出用のピックアップを指尖に装着する際、その装着圧の大きさにより容積脈波の振幅も波形も著明に変化することがわかったが、実際の検査にあたっては、容積脈波の振幅が最大値となるように装着圧を選定するのが最良の方法であることが示された。

文 献

- 1) Hertzman, A. B. : Photoelectric plethysmograph of the skin. Med. Res., 1 : 177—182, 1948.
- 2) 池上芳男 : プレチスモグラフ法の比較的研究 呼吸と循環, 6 : 881—890, 昭33.
- 3) Matsumura, M. : Comparative study on various methods of finger plethysmography. Tohoku J. exp. Med., 94 : 337—346, 1968.
- 4) 簗島 高 : 電気容量脈波計. 操坦道, 若林勲, 阪本捷房編, 医学エレクトロニクス, 南山堂, 東京 昭31, 173—182.
- 5) 元木沢文昭 : 末梢循環機能検査法としての容積脈波法の基準化について.
第2編 検査項目の選定と各項目の正常人における成績. 北関東医, 20 : 396—401, 昭45.
- 6) Nyboer, J. : Electrical Impedance Plethysmography. Charles C. Thomas; Springfield, Ill., 1959.
- 7) Takagi, K. and Nagasaka, T. : Blood volume changes of various kinds of vessels in the human skin recorded by the reflection photoelectric plethysmograph. Jap. J. Physiol., 14 : 256—264, 1964.
- 8) 席田主一 : 光電容積脈波計に関する基礎的検討. 日外会誌, 59 : 275—293, 昭33.
- 9) Whiteney, R. J. : The measurement of the volume changes in human limbs. J.

総 括

容積脈波法を末梢循環機能検査法の一つとして確立させるためには、その検査法の基準化が必要であるが

Physiol., 121: 1-27, 1953.

An Objective Approach, Charles C.

10) Winsor, T.: Peripheral Vascular Diseases:

Thomas; Springfield, Ill., 1959.

STANDARDIZATION OF PLETHYSMOGRAPHY FOR CLINICAL EXAMINATION OF PERIPHERAL BLOOD CIRCULATION

I. ON SOME TECHNICAL PROBLEMS

FUMIAKI MOTOKIZAWA

Central Clinical Laboratory, Hokkaido University Hosdital,
Sapporo, JAPAN

(Director: Prof. Keimei Mashimo)

Present address: Department of Physiology,
Gunma University School of Medicine,
Maebashi, JAPAN

As a functional test of blood circulation, either electrocardiography or phonocardiography are essential in daily clinic. On the other hand, a plethysmography is not carried out so frequently, because either techniques or interpretation of results in the plethysmography differ with the examiner. In a series of the present experiment, it was planned to standardize the plethysmography as a method for examining a function of peripheral blood circulation. In the first section, experiments were performed to standardize the technique in the plethysmography.

1. In a series of the experiment, a reflexion photoelectric plethysmograph was used because it was easy to handle comparing with other methods of the plethysmograph.

2. A wave form of a plethysmogram was modified its shape due to a low frequency cut of the plethysmograph. If a time constant of the apparatus is over 2sec, however, the change was insignificant.

3. An amplitude as well as a wave form of the plethysmogram was markedly changed due to compression a skin surface beneath the plethysmograph. It was discussed, therefore, that the plethysmograph must be attached to the skin with the pressure by which the plethysmogram showed its maximum amplitude.