

聴診法の基礎に関するポリグラフ的研究

第2報 動脈音図 (P.A.G.) と指節容量脈波

(Finger Sphygmogram: F.S.G.) に関する研究

東京女子医科大学三神内科学教室 (主任 三神美和教授)

東京女子医科大学第1生理学教室 (主任 簗島 高教授)

大学院学生 竹 内 敏 子
タケ ウチ トシ コ

(受付 昭和39年3月16日)

目 次

I. 緒 言

II. 実験方法

1. 被験者
2. 記録装置
3. 記録方法

III. 実験結果

1. 脈波波形について
2. F.S.G. の pattern
3. F.S.G. を時間で微分して得た arterial flow velocity の pattern
4. P.A.G. と F.S.G. の所見の比較

IV. 考 按

1. arterial pressure curve について
2. arterial flow curve について
3. P.A.G. と F.S.G. との比較
4. F.P.G. と F.S.G. との比較

V. 総括および結論

参考文献

1. 緒 言

著者はさきに Korotkoff 音の聴診による間接的
血圧測定的基础についての研究の第1段階とし
て, P.A.G. (動脈音図) と F.P.G. (指節流量図)
に関する研究を行なつて 両者間に 密接な関係が

あることを報告したが⁶⁾, 今回は研究の第2段階
として電気容量脈波計 (Capacitosphymograph)
¹⁾²⁾³⁾を用いて, 指節脈波 (以後 F.S.G. と記す)
を P.A.G., E.C.G. および cuff 圧と同時に連続
記録を行なつたものを報告する.

電気容量脈波計による加圧脈波の研究としては
佐々木 (正常例)⁴⁾ と佐野 (高血圧患者例)⁵⁾ の
報告があるが, いずれも cuff 圧 0 mmHg より
suprasystolic pressure まで 20 mmHg 間隔で断
続的に指節脈波を記録している.

Pauschinger^ら⁷⁾ は加圧の経過に生ずる nega-
tive Zacke と動脈音との 関係を論じており, 他
方 Mc Donald⁸⁾⁹⁾, Womersley¹⁰⁾, Fry¹¹⁾ らは
水力学の基本式といわれる Navier-Stokes の方
程式 (以後 N-S 方程式と略す) を modify し
て動脈内における血圧曲線と血流との関係を明ら
かにした. 著者は人体における動脈内描記法の
困難を考慮して, 血管壁の振動曲線として指節脈
波を記録し, これを分析して動脈血流を求め, 同
時に記録される Pauschinger らのいう negati-
ve Zacke をも併せ検討して動脈音の成因を明ら
かにしようと試みた.

Toshiko TAKEUCHI (Mikami Clinic, Department of Internal Medicine and the First Department of Physiology, Tokyo Women's Medical College): The polygraphic studies on the basis of the auscultatory method for blood pressure measurement. Report II. On the phonoarteriogram and the finger capacitosphymogram.

II. 実験方法

1. 被験者

19～59才に至る健康人30名（内男子13名，女子17名），全員自覚症状なく，ことに心臓血管系に異常を認めないものばかりで，大半は大都興業株式会社の職員有志で，1部は第1生理学教室員と学生の有志である。

2. 記録装置

1) P.A.G., cuff 圧, および E.C.G. に関しては第1報⁹⁾に述べた通りである。

2) F.S.G.

電気容量脈波計（日本光電，改良2型）を使用。本装置の配線構成図およびその原理に関する説明は箕島¹⁾，阿部²⁾，荻野³⁾が詳述しているので省略する。阿部の行なった方法と異なるのは次の2点である。①電極：阿部が使用した電極は関電極と不関電極（いずれも銅板）が離れているものであったが（Fig. 1-1），今回著者が使用したのは関電極と不関電極を1つのビニール環に封じ込んだものである（Fig. 1-2）。②記録：従来は全てペン書きか熱ペン書きであったが，著者は今回も第1報と同様に脈波計の出力端子を multipurpose polygraph（日本光電，型式 RM-150-8）の入力端子に接続し，ブラウン管オシロによる観察を行ないつつ，電磁オシロ UV-FAX で oriental oscillographic paper（8.9cm×30m）上に紙送り廻転速度50 mm/sec. で記録した。

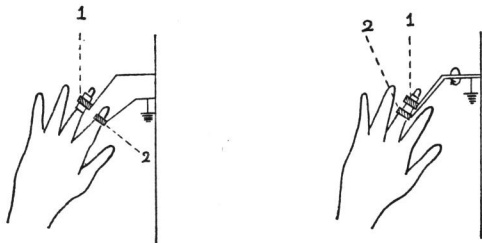


Fig. 1-1

Fig 1-2

Fig. 1. Two methods for pick-up of the F.S.G.

- 1-1. Method by former investigator
- 1-2. Method by present author
 - 1: different electrode
 - 2: indifferent electrode

3. 記録方法

F.S.G. 用電極を左第3指中指節に密にしかもうつ血を来たさない程度に適当に嵌めて，脈波計の input に

接続する。P.A.G., cuff 圧および E.C.G. については第1報に既述の通りである。実施方法も既述の如く Ps（収縮期圧）より Pd（拡張期圧）に至る P.A.G., cuff 内圧, E.C.G. および F.S.G. の4現象連続同時記録を30例全例に施行した。

III. 実験結果

1. 脈波波形について

前述の方法で得る脈波曲線は，末梢動脈の側圧曲線であり，指節動脈壁の動揺を表わしている。その1例を実際の記録によつて示すと Fig. 2-1 の如くである。すなわち上昇脚と下降脚とから成り，一般に上昇脚は急峻で下降脚は緩やかで2～3の動揺を示す。各部分の名稱は Fig. 2-2 の如くで，上昇の始まりから波頂部までの時間，すなわち crest time（波頂時間）は左心室の等尺性および等張性収縮によつて心室内圧が高まり血液が左心室から大動脈に急激に駆出されるに到る圧変化で，心室の緊張期および駆出期に当る。下降脚の途中に現われる陥没部が dicrotic notch で，これは中枢脈波の incisura（切痕）に当り，波頂よりこゝまでは心室の緩やかな駆出期に相当



Fig. 2-1. The digital pressure pulse records. (actual)

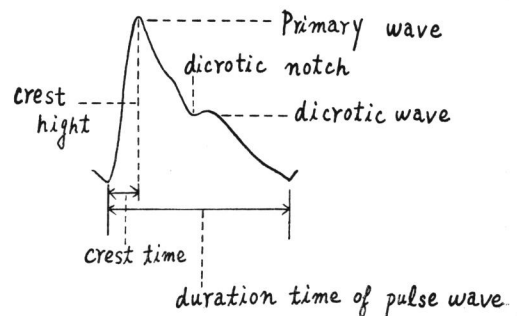


Fig. 2-2. The digital pressure pulse. (schematic)

する。dicrotic notch は、左心室弛緩により駆出力が減弱し血液が動脈側より心臓へ向つて逆流するために生ずる圧下降を表わす。したがつて上昇起始部より dicrotic notch までの期間が心収縮期である。次の dicrotic wave (重搏隆起) の成因については種々の意見があるが、主として末梢へ向う波と、末梢からの反射波との合成によるという見方をとる¹²⁾¹³⁾。

2. F.S.G. の pattern

(Ps より Pd に至る間の P.A.G. に対応する F.S.G. の変化)

先に第1報において、Ps より Pd までの F.P.G. の変化を調べ Phase I より Phase IV までそれぞれ特長のある pattern をみたが、今回は F.S.G. で各 Phase における pattern の変化を調べた。Fig. 3 に実例を、Fig. 4 には代表的

な 6 例を画いて示す。Phase I: F.S.G. 全体として小さく、crest time は短く、crest height は低く、上昇脚は control に比し緩やかで、下降脚は著しく緩やかである。Phase II: 全体的にはやはり小さいが、crest time はいくらか延び、crest height も僅かながら上昇する。上昇脚は前相よりもずつと急峻の度を増し、下降脚も僅かにその傾斜を増す。Phase I, II 共に dicrotic notch は判然しない。Phase III: 全体的な大きさが control すなわち cuff 圧を加えない場合の脈波に類似し、crest time および crest height もほぼ control 値に近い。上昇脚、下降脚共にその傾斜は control に比しやゝ急峻である。この Phase から dicrotic notch が判然してくる。Phase IV: 波形全体として最も大きくなるがその contour は Phase III よりも更に con-

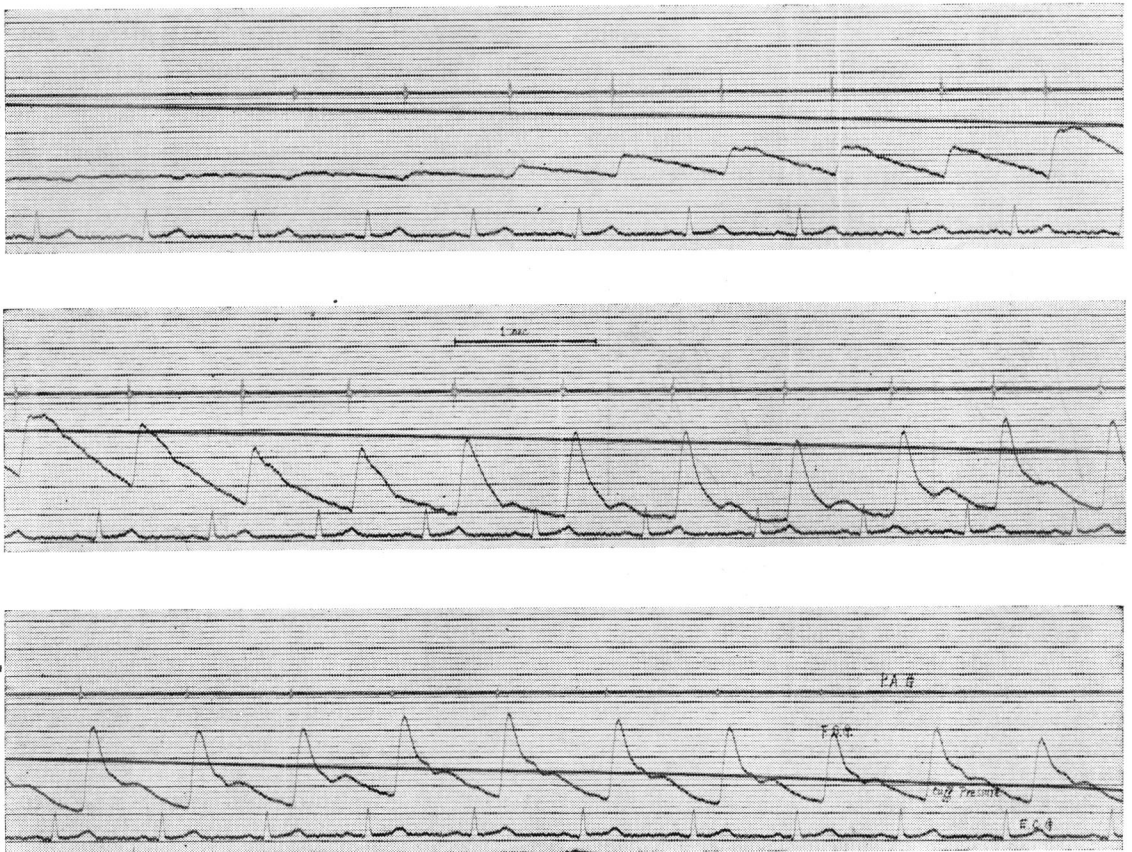


Fig. 3. Example of the polygraphic record



Fig. 4. Patterns of F.S.G.

control に似て来るようである。control に比し crest time は僅かに延長し, crest height は相当高い値を示す。上昇脚, 下降脚共に control よりも極僅かではあるが急峻である。なお動脈の圧迫部より末梢の脈波にみられる脈波上昇脚直前の陰性波 (negative Zacke) については後にまとめて記す。

3. F.S.G. を時間で微分して得た arterial flow velocity の pattern

control すなわち加圧しない場合の脈波を時間で微分すると Fig. 5 の如き波形を得る。各波形の命名は Mc Donald らの著述を参考にして便宜上著者が仮に行なつたものである。ここでの forward および back flow いずれも initial flow は心室の収縮期に相当し, second flow は心室拡張期に相当する。Fig. 6 に任意に選んだ 5 例の微分波形を示す。Phase I: control に比し initial fast forward flow は小さく, second forward flow はほとんどみられない。back flow は

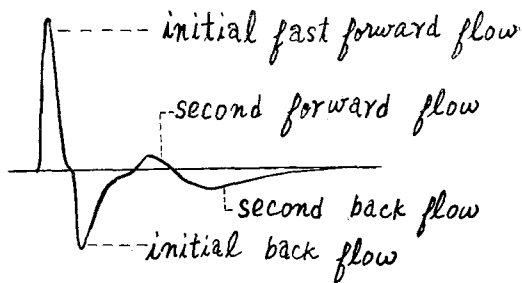


Fig. 5. The time-differentiated curve of digital pressure pulse.

initial および second flow 共にはつきりしない。Phase II: 全体的に flow の増加を認められるが, second forward flow は依然として認められず, ここではまだ血流の周期性ははつきりしない。Phase III: 全体的に flow の大きさは control に似てくる。contour も幾分の類似をみる。Phase I, II に比し急激な flow の増加を認め, 多くの場合 second forward flow が判然となり, 血流の周期性を認めるようになる。Phase

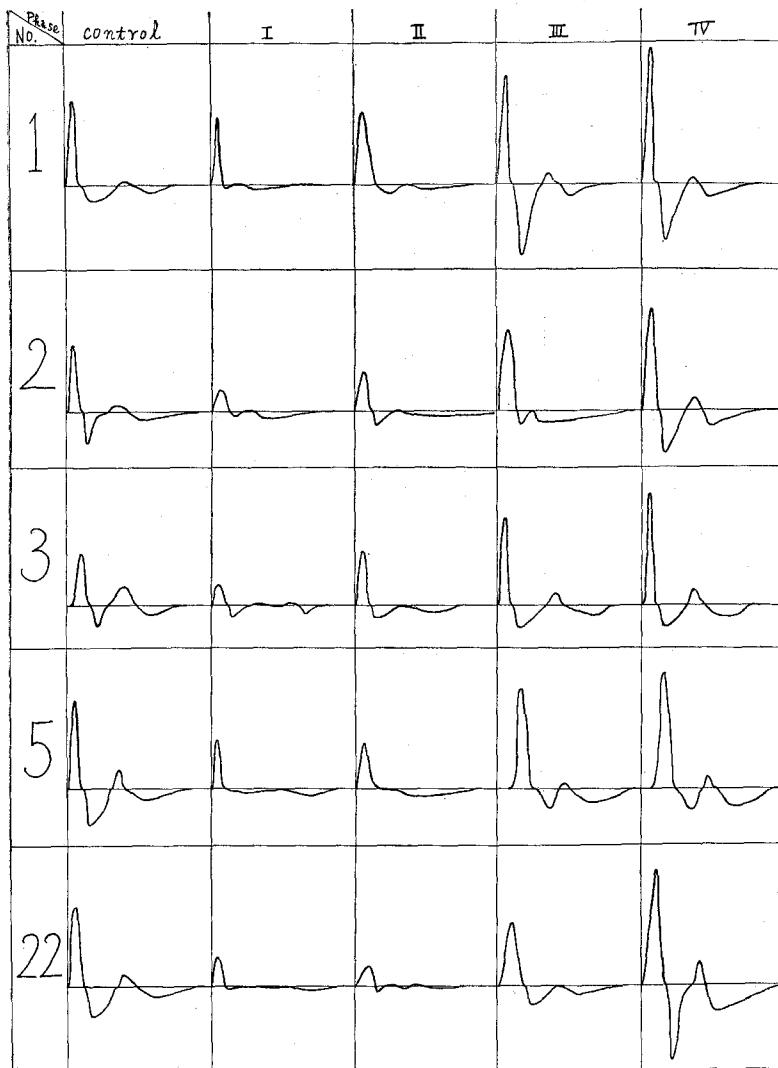


Fig. 6. Change in blood flow velocity obtained by the time-differential of pulse pressure wave.

IV : 全体的に flow はこの相で最も大きいように見える。contour は Phase III より更に control に類似する

4. P.A.G. と F.S.G. の所見の比較

第1報で述べた P.A.G. 上 Tonsegment の各型 plateau, one peak および two peaks type と F.S.G. 上に現われる negative Zacke (以後 n.Z. と記す) との間には一連の關係がみられる。Table 1 に示す如く30例のほぼ全例が Phase III で n.Z. を有し, Phase II からその出現を

みる場合は two peaks type 又は Ps に片寄った one peak type が多く, Phase IV にまで n.Z. の出現をみるのは two peaks type ないし Pd に片寄った one peak type であることが多い。Fig. 7 にも示すようにこれは Tonsegment の大きい所では n.Z. が出現し, 前者の小さい所では後者がみられないということである。但し n.Z. の有無は明らかにされるが, 大きさを比較することは著者の方法では目的が異なるので無理である。

Table 1. Relationship between the "negative Zacke" and the types of "Tonsegment" in 30 cases of healthy humans.

No.	Name	age	sex	heart rate	blood pressure			types of P.A.G.	negative Zacke
					Ps	Pd	Pp		
1	E. T.	22	♀	81.1	105	58	47	two peaks	IIb ~IIIb
2	H. O.	23	♂	63.8	118	70	48	plateau	IIIm ~IVb
3	A. S.	25	♂	81.1	120	62	58	plateau	IIIm ~IVm
4	S. H.	25	♂	57.7	116	66	50	one plak	IIIb ~IVm
5	T. N.	37	♂	69.8	110	78	32	one peak	IIIb ~IVm
6	O. T.	53	♂	79.0	110	70	40	two peaks	IIIm ~IIIe
7	N. H.	21	♀	66.7	112	76	36	plateau	IIIm ~IIIe
8	T. U.	28	♂	60.0	106	70	36	one peak	IIIm ~IIIe
9	S. T.	59	♂	54.5	110	60	50	plateau	Ile ~IVb
10	N. T.	45	♀	55.6	100	60	40	plateau	IIIb ~IIIe
11	Y. M.	21	♀	66.7	100	68	32	one peak	IIIb ~IIIe
12	M. g.	22	♀	85.7	108	70	38	plateau	Ile ~IIIe
13	A. H.	35	♂	85.7	138	72	66	plateau	Ile ~IIIe
14	S. T.	58	♀	69.8	134	80	54	two peaks	IVb ~IVb
15	K. N.	23	♀	88.2	120	58	62	one peak	IIIb ~IIIe
16	T. I.	28	♀	90.9	110	58	52	two peaks	IIIn ~IVm
17	H. S.	23	♀	66.7	124	60	64	plateau	IIIb ~IIIe
18	T. T.	22	♂	81.1	112	74	38	two peaks	IIIm ~IIIe
19	S. K.	21	♀	81.1	132	80	52	two peaks	IIIb ~IVb
20	T. K.	22	♂	66.7	102	66	36	one peak	Ile ~IIIe
21	S. T.	27	♀	75.0	120	68	52	plateau	IIIb ~IIIe
22	K. S.	19	♂	75.0	136	78	58	one peak	IIIb ~IVb
23	K. S.	30	♀	63.8	103	50	53	plateau	Ile ~IIIe
24	H. N.	20	♀	62.5	104	60	44	plateau	IIIb ~IIIe
25	K. S.	23	♀	66.7	120	60	60	plateau	Ile ~IIIe
26	K. K.	19	♀	60.0	120	58	62	plateau	IIIb ~IIIe
27	I. E.	21	♀	58.8	108	58	50	plateau	Ile ~IIIe
28	K. H.	28	♂	58.8	124	80	44	one peak	Ile ~IVb
29	Y. S.	20	♂	63.9	130	78	52	one peak	IIIb ~IVb
30	T. T.	28	♀	72.0	100	54	46	plateau	IIIb ~IIIb

b: beginning m: middle e: end

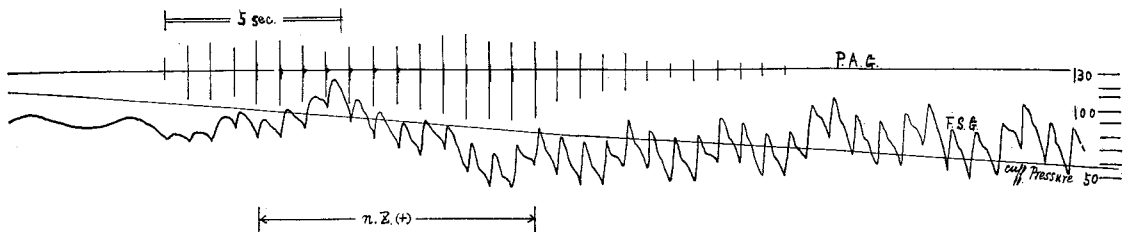


Fig. 7. Relationship between the "Tonsegment" and the "negative Zacke".

IV. 考 按

1 Arterial pressure curve について.

人体で intraarterial pressure curve の描記は特殊の場合以外はできないので, Finger sphygmogram を採つてこれにかえる.

2 Arterial flow curve について

一般に瞬間血 flow の測定法には次の3つの型がある¹⁴⁾.

1) 血管を切つて Transducer をとりつけ液体の機械的効果によつて求める方法: Pitot 管法, Venturi 計, 羽根車式流量計, Bristle flowmeter 等,

2) Transducer を血管壁の外表面にすえつけて求める方法: 電磁流量計, 超音波流量計.

3) Transducer を catheter の先端にすえつけて求める方法: Thermister flowmeter, 内圧曲線における瞬間的な血圧値から瞬間的な流速を数式によつて算出する方法等.

粘性流体の水力学的の基本式は N-S 方程式で与えられる. この式の意味および誘導については Cl. Schäfer¹⁵⁾ が詳しく解説しているので, 著者の場合には Lambossy, Womersley, Mc Donald らの modification を考慮した主として Fry の式によつて所論を進めてみよう.

N-S 方程式を実験に適用するには2点間を結ぶ線に沿つて原式を積分する必要がある. 簡単化するために X 軸はこの線と平行にとつて積分した場合には

$$P(t) = \rho \Delta x \frac{du}{dt} + au(t) \dots \dots \dots (1)$$

但し P(t); 近い2点 x_1 と x_2 との間の圧差

Δx ; x_1 と x_2 との間の距離

a; 血流速度 $u(t)$ と Δx 間の摩擦圧降下に関する固有係数

Δx を Fry らは 5 cm, Mc Donald は 3—6.5 cm としている. (1)式は線型1階微分方程式で, 成書にある如くこれを解くと

$$u(t) = \frac{e^{-at/\rho \Delta x}}{\rho \Delta x} \int_0^t P(t) e^{at/\rho \Delta x} dt + ce^{-at/\rho \Delta x} \dots \dots \dots (2)$$

を得る. (2)式の右辺第2項は過渡現象の項で本論文のような定常状態の場合は neglect して

よい. (2)式の右辺第1項の部分は $\Delta P (=P_1 - P_2)$ と表わされるから, (2)式は近似的に

$$u(t) = \frac{1}{b} \frac{\Delta P}{\Delta x} \dots \dots \dots (3)$$

但し b は定数

に書き換えることができる. このことは Womersley の論文でも別の方法で証明されている.

(3) 式によつて血流速度曲線 flow curve は極く僅か離れた (Δx) 2点間の圧差を測定すれば求められることになる.

著者の場合には同一の指を用いて2個の capacitospymograph を用いることは実際問題として経費の点でできないので, Mc Donald の証明

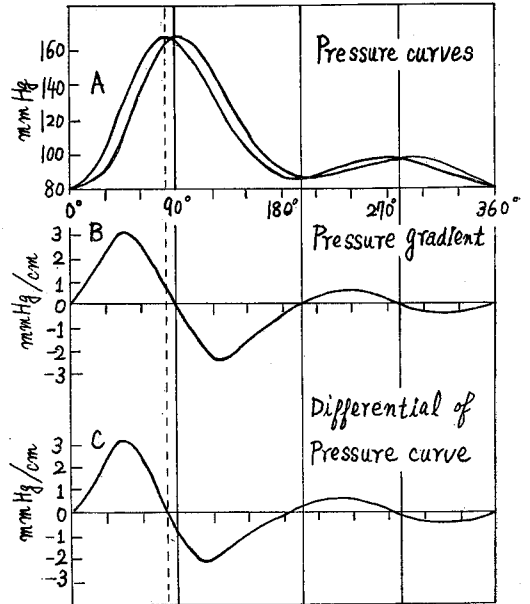


Fig. 8. A: simultaneous pressure recording at two points in the femoral artery 3.5 cm apart. In this case the shape of the pulse wave is identical at both points. B: the pressure gradient derived by subtracting the pressures at each point, at 15° intervals and dividing by the distance between the manometric cannulae. C: the time-differential of the first pulse-pressure curve in A.

The abscissa in this figure is calibrated in degrees of arc of the cardiac cycle. As the cardiac cycle varied from 320 to 380 msec, degrees and msec may be taken as approximately equal.

Reproduced from Mc Donald⁸⁾ (Fig. 1, p. 535)

Table 2. Changes in patterns of pulse waves in the course of Ps~Pd

Phase	amplitude of pulse wave	crest time	crest height	gradient of anacrotic and descending limb	dicrotic notch	negative Zacke	tone	noise
I	smallest	shortest	lowest	very decrease	not clear	—	+~#	—~+
II	smaller	shorter	lower	decrease	not clear	—~+	#	+~#
III	similar to control	similar to control	similar to control	some increase	clear	+~#	##	—
IV	larger	longer	higher	similar to control	clear	+~—	#~+	—

8)を利用して、圧勾配曲線と同じと見做しうる動脈圧曲線の時間微分曲線を採つた。すなわち、ごく僅か離れた2点で2つのマンメータで測定した圧勾配曲線と、1点の圧を時間で微分した曲線の違いは、圧勾配曲線のpeakが常に僅か早いという事である。この差違は一記録点から次の記録点まで脈波が伝達する時間の半分である。Fig. 8において陽性波から陰性波へ移る間のO点を比較するとこれがわかる(曲線A,B,Cと実線、点線との交差点を比較。)両曲線にはPhaseにおいて僅かな差異がある他、通常振巾にも僅かな差がある。したがって勾配曲線と微分曲線を全く同一と見做すわけにはいかないが、相対的な比較は可能であると考ええる。著者が圧曲線の微分を求めたが相対的な比較にとどめた根拠はこの点にある。

3 P.A.G. と F.S.G. との比較

PsよりPdに至る間のF.S.G.の変化はP.A.G.の変化に対応しており、簡単に示せばTable 2の如くなる。後2例(toneとnoise)は第1報のTable 1より引用して比較した。

圧迫部より末梢の脈波の記録では動脈が圧迫されている限り一連の鋭い負の小波動の存在が認められ、その著明なものは一般に脈波の上昇脚の直前にあり、これはpre-anakrotic phenomenonないしn.Z.といわれ、Korotkoff第1音いわゆるスナツプ様音の起因と見做されている¹²⁾¹³⁾。この成因についてはErlanger¹⁶⁾はwater hammer effectを主張し、Bramwell¹⁷⁾は波頂部の分裂によるとした。Frank, Wetzler¹⁸⁾は分裂が動脈壁の軸方向によつて起こると主張したが、後にErlanger¹⁹⁾はこの伸展はpre-anakrotic

phenomenonの発生に必要な条件では無いことを示した。

Pauschingerら⁷⁾はPsよりPdまでのcubitalis pulseをKorotkoff音と共に記録し、n.ZはPs以下で大きく、中等圧範囲で小さく、Pd近くで再び大きくなることを実証し、これから、ある程度以上流速が大きく側圧が小さい場合にはn.Z.は小さく、流速が小さく側圧が大きい場合にn.Z.が大きくなることを推定し、n.Z.の成因をBernouilli-Effektにおいた。

Bernouilli-Effektは次式であらわされる。

$$P = p + \frac{1}{2} \rho u^2 \dots \dots \dots (4)$$

- 但し P ; 総圧
- p ; 側圧
- m ; 液体の密度
- u ; 流れの速度

総圧Pは一定であるが、流速uが大である場合は側圧pは小となり、uが小である場合はpは大となる。側圧の大きいことは血管壁への器械的歪みが大となることを意味し、減衰振動の中が大となり、n.Z.およびpositive Zackeも出現すると考えられる。

本実験で一定部分(Phase IIIを主としたTonsegmentの大きいところ)にのみn.Z.を認めるのは、n.Z.がTonsegment、すなわち血管壁の減衰振動と密接な関係があることを示し、上記n.Z.の意味づけも或程度是認されるであろう。

いずれにしてもP.A.G.のTonsegmentとF.S.G.のn.Z.とはTable 2の如く対応して存在し、Ps~Pdに至るKorotkoff Schall Phänomenの一標識となるものであることは確かである。

あろう。

4 F.P.G. と F.S.G. との比較

F.P.G. と F.S.G. の結果よりみた arterial flow curve は大体において各 I~IV phase で一致するが, F.S.G から求めた flow curve のほうが比較的不規則性を示さず, oscillatory の性質をよく示しているように考えられるが, 詳細は続報に譲る。

Y. 総括および結論

健康人30例において, Ps より Pd までの cuff 内圧, P.A.G., F.S.G., および E.C.G. 4 現象を連続同時記録し, 次のような結果を得た。

1. Ps より Pd に至る間の F.S.G. の変化は P.A.G. の変化に対応する。

2. P.A.G 上 Tonsegment の type と F.S.G. の negative Zacke の出現は対応しており, 両者の間には密接な関係があると考えられる。

3. Ps より Pd に至る記録 F.S.G. を時間で微分して得る arterial blood flow の変化を5例について計算し, その pattern の変化から血流の周期性と P.A.G. との関連性を推定した。

稿を終るに当り, 終始御指導と御校閲を賜りました恩師三神美和教授, 第一生理学教室 簗島 高教授, 草地良作助教授に深謝致します。同時に実験に御協力いただきました藤田紀盛講師, 日高紀子助手, および被験者として快く御協力下さいました多くの方々に厚く御礼申しあげます。

参考文献

- 1) 簗島 高: 電気容量脈波計. 医学エレクトロニクス 南山堂 東京 (1956) 173-182頁
- 2) 阿部栄子: 東女医大誌 31 (7) 337-347(1961)
- 3) 荻野義夫: 日生理誌 22 197-210 (1960)

- 4) 佐々木ハナ: 東女医大誌 29 (11) 1029-1045 (1959)
- 5) 佐野アヤ: 東女医大誌 30 (3) 375-392 (1960)
- 6) 竹内敏子: 東女医大誌 33 (12) 681-694 (1963)
- 7) Pauschinger, P. et al.: Klin Wsch 1 (10) 915-924 (1958)
- 8) Mc Donald, D.A.: J Physiol 127 533-552 (1956)
- 9) Mc Donald, D.A.: Blood flow in arteries. 1st ed. Edward Arnold LTD, London(1960)
- 10) Womersley, J.R.: J Physiol 127 553-563 (1955)
- 11) Fry, D.L. et al.. Circulat Res 4 627-632 (1956)
- 12) Wiggers, C.J.: Physiology in health and disease. 6th ed. Lea & Febiger. Philadelphia (1951) p. 670-682
- 13) Wiggers, C.J.: Circulatory Dynamics, Grune & Stratton, New York (1952) p. 1-33
- 14) Barnett, G.O. and W.D. Jackson: Progress in cardiovascular diseases 5 (6) 543-556 (1963)
- 15) Cl. Schäfer: Einführung in die theoretische Physik. I Band. 5te Auflage Walter De Gruther & Co. Berlin (1950) p. 912-918
- 16) Erlanger, J.: Amer J Physiol 40 82 (1916) (6) 7) より引用)
- 17) Bramwell, J.C.: Heart 12 23 (1925) (6) 7) より引用)
- 18) Frank, O. and K. Wetzler: Z Biol 91 439 (1931)
- 19) Erlanger, J.: Amer Heart J 19 398 (1940)
- 20) Rushmer, R.F.: Cardiovascular Dynamics. 2d ed. W.B. Saunders Comp. Philadelphia and London (1961) p. 131-145, 300-328
- 21) Bard, P.: Medical Physiology. 11th ed. The C.V. Mosby Comp. St. Louis (1961) p. 148-162