

面積脈波の基礎的検討, および, 脈波速度の臨床的観察

千葉大学大学院医学研究科内科系内科学 (II)

(指導 斎藤十六教授)

平 井 昭

AKIRA HIRAI

(昭和 42 年 10 月 19 日受付)

目 次

A は し が き	
B 観察方法と対象	について (実験 2)
I 装置, および, 記録法	c) 基礎振動 (実験 3)
II 観 察 対 象	II 脈波速度の臨床的観察
C 成 績	a) 大動脈気槽系 (中枢) の脈波速度
I 基礎的検討	b) 大動脈気槽系 (中枢) と四肢動脈 (末梢) の脈波速度の比較
a) 動脈内圧脈波と面積脈波の比較 (実験 1)	D 考 案
b) Breaking 現象と脈波速度の測定点	E ま と め
	F 参 考 文 献

令, 血圧などを考慮しつつ検討した。

A は し が き

非観血的に記録した面積脈波曲線を循環動態の解析, および, それにともなう循環諸量の定量化に用いることは, Frank 学派の人たちをはじめとして, 多くの報告⁴⁾¹⁴⁾¹⁰⁾⁸⁸⁾⁸⁹⁾⁹⁰⁾があり, われわれの教室においても, 心脈管力学的分析,³¹⁾⁴⁰⁾⁷⁰⁾⁷²⁾⁸⁵⁾ および, 面積脈波分析⁴⁹⁾について, いくつかの業績がある。

面積脈波は, 観血的圧, あるいは, 流速測定法に比し, 日常の臨床で容易に利用しうる利点をもつが, 圧波の代用として用いるさいには, どれほど圧波に近似的であるかが, 問題になる⁷⁹⁾。生体における動脈の圧—半径関係については, 最近, Peterson ら⁶⁾¹⁵⁾⁴⁸⁾⁶¹⁾⁶²⁾⁶³⁾⁶⁴⁾の知見があるが, このたび, われわれの教室でも, 圧波形を比較的正確に記録できるカテ先 Microtransducer が開発され⁷⁴⁾⁷⁵⁾⁹⁵⁾, これによる圧波形を面積脈波形と比較できるようになった。

そこで, まず圧波と脈波の同時記録により, 両者を比較検討し, ついで面積脈波を血行力学的分析に応用するさい大切な, 二, 三の点について, 圧波での観察と対比しつつ, 基礎的検討を行なった。

また, 臨床的観察としては, とくに脈波速度をとりあげ, ヒトの多数例でみた 中枢と末梢の 脈波速度を, 年

B 観察方法と対象

I 装置, および, 記録法

a) 脈波曲線の記録

脈波曲線の記録は, “Infraton Abnehmer” (Bouche, および, Brecht)⁹⁾を接続した 6 Channel の Cardirex 6 噴射式記録器 (Siemens) で行なった。これらの装置については, すでに協研者, 増田⁴⁹⁾, 斎藤⁷⁶⁾がくわしくのべているが, 脈波の機械的変化が, “Infraton Abnehmer” の Condencer 容量をかえることにより, 電気的変化として記録される。Condencer の周波数特性は, 0.5~200 c. p. s. のあいだで平坦であり, 500 c. p. s. 以上になって急激に下降する。“Cardirex 6”の時定数は, 2.02 秒であり, 与えられた機械的変化にたいし, 直線的な電気変化を示す。

ヒトでの脈波の記録は, 当教室の慣行にならって, 仰臥位, 15 分間の安静後に, 呼吸位で行なった。

イヌの脈波記録は, 原則として, 露出した動脈壁に直接 Pelotte をあてて記録したが, このさい, 波形の変形を防ぐために, Pelotte が動脈壁に直角にあたるように注意し, また, 動脈が, 結合組織などで下部組織に固定さ

れている部位をえらんで脈波を記録した(図1)。

脈波曲線は、心音曲線(t-h)、および、心電曲線、一部では圧波曲線と同時記録した。

記録紙搬送速度は、ヒトでは、すべて100 mm/sec、イヌでは、200 mm/secとし、いずれも1/1000 secの単位まで測定した。

b) 圧波曲線の記録

圧波曲線の記録には、大部分、協研者谷口⁷⁴⁾⁷⁵⁾⁹⁵⁾が開発したカテ先 Microtransducer を用いた。これは、圧変換素子に半導体 Strain gauge を用いており、端圧型で、8.5 F 二孔性カテーテルの先端に装着してある。静圧にたいする感度は、ほぼ -150 db、直線性は、0~200 mmHg まで良好、周波数特性は、0~1000 c. p. s. まで平坦である。また、一部では、7ないし8 Fの単孔性 Lehman カテーテルを Statham 製 Strain gauge transducer につなぎ、これを Hellige 製 Carrier amplifier に接続して圧波曲線の記録に用いた。

必要な場合には、両者を同時に使った。

また、二つの Transducer による圧波曲線の比較は、すでに中村⁷⁷⁾らによって、あきらかにされているが、動脈内圧脈波と面積脈波の形態的、あるいは、時間的關係を検討するにさいしては、カテーテル内の伝達による時間的なおくれと波形のひずみとが少ない Microtransducer でえた圧波曲線を用いた。この場合、われわれの Microtransducer では、まだ絶対圧を測定できるところまでには至らないので⁷⁴⁾⁷⁵⁾、圧は、体外性 Transducer を同時に使用して校正した。

記録器は、脈波の場合と同様、“Cardirex 6 System”を用い、記録紙搬送速度は、200 mm/sec とした。

使った圧波曲線は、対象として、イヌのみを用い、大腿動脈よりの逆行性動脈カテーテル法で記録した。イヌは、Nembutal sodium (25~30 mg/kg、静脈内注入)で麻酔し、回定器上に背臥位、または、側臥位とした。呼吸は、気管カニューレを挿入し、半閉鎖循環式呼吸器で人工的に行ない、吸気時に圧波曲線を記録した。薬物負荷は、大腿静脈よりの注入法によった。

c) 圧波と脈波の同時記録

イヌで、動脈内圧脈波と面積脈波曲線を同時に記録する場合、大動脈など血管口径の大きな動脈では、カテーテル先端に一致する部位の動脈壁に Pelotte をあてて脈波を記録したが、頸動脈、あるいは、大腿動脈などのように、大動脈よりも口径の小さな動脈では、波形の変形を防ぐため、長さをたしかめて、左右別に、圧、および、脈波を記録した。

II 観 察 対 象

a) 動物実験

8~12 kg の雑種イヌ7匹を用いた(♂5, ♀2)。

b) 臨床的観察

昭和38年1月から昭和42年4月までに、千葉大学第二内科に入院、あるいは、外来受診した患者、778例の頸動脈、および、大腿動脈脈波曲線について観察した。そのうち、124例では、同時に橈骨動脈、および、足背動脈脈波曲線も記録した。

脈波波形良否の判定の基準は、斎藤ら⁷⁶⁾にならったが、とくに、脈波の立ち上がり点、および、大腿動脈々波における重複波の不明瞭な波形は採用しなかった。

C 成 績

I 基礎的検討

a) 動脈内圧脈波と面積脈波の比較(実験1)

非観血的に記録できる面積脈波は、臨床上有用な手段であるが、これを血行力学的分析に用いるにさいしては、面積脈波が、どれほど圧脈波に近似的であるかが問題となる⁷³⁾。

この実験は、イヌの大動脈における圧波と脈波の同時記録曲線を、形態的、時間的、および、波形の周波数分析の面から検討した。

実験方法

イヌ2匹(No. 1, 2)を用い、麻酔、人工呼吸下で、開胸、および、開腹し、露出した胸大動脈で圧波と脈波を同時、かつ、同一部位で記録した。つづいて Noradrenaline (0.03 mg)、および、Adrenaline (0.03 mg) を静脈内に注入し、それぞれ、1, 2, 3, 5, 15分後の波形を記録した。

形態の比較

図2に、胸大動脈、図3に腹大動脈で同時記録した、圧波、および、脈波曲線を示す。

図のように、圧波と脈波の波形は、全体としてよく似ているが、詳細にみると、胸大動脈では、脈波の上昇脚の肩や晩発性縮期性隆起²⁰⁾⁷⁶⁾の著明化をみる。また、Noradrenaline, Adrenaline 使用後の脈波上昇脚中に、小振動をみとめるものがあり、形態的にも、完全には一致しない。

時間の比較

立ち上がり点、および、切痕の二点について、圧波と脈波の時間的差を、それぞれ、3~8波形について測定

した。図4, および, 図5のように, 薬物負荷前では, 胸大動脈, 腹大動脈, いずれにおいても, 圧波が脈波に1~4 msec 先行した。しかし, Noradrenaline, Adrenaline 使用後は, この関係が逆転し, ほとんど大部分で脈波が圧波に先行し, とくに, 図4右のように, その差が10 msec 以上になることもあった。

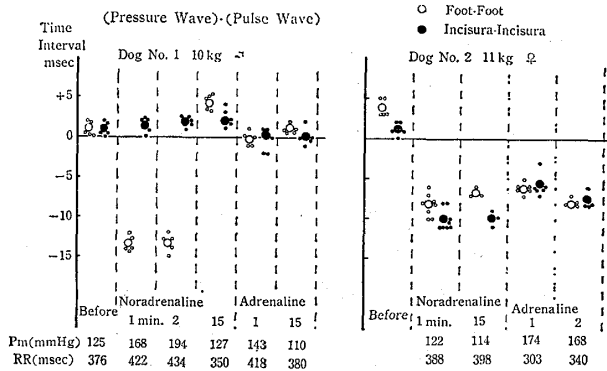


Fig. 4. Dog. Nembutal. The thoracic aorta. Foot-foot or incisura-incisura time interval in pressure and pulse waves. Note the preceded appearance of pressure waves in such points in untreated observation.

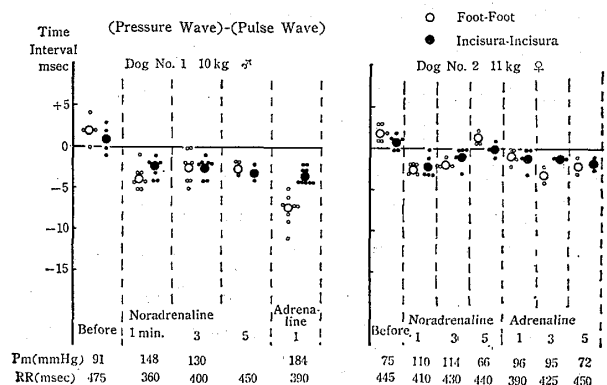


Fig. 5. Dog. Nembutal. The abdominal aorta. Same observations as in Fig. 4.

Fourier 解析による比較

薬物使用前, 後の圧, および, 脈波形につき, Fourier 解析を行ない, 主として両者の相対的波高を比較した。

Fourier 解析の方法については, 森川の論文⁵⁴⁾に詳しいが, この場合, 1心周期を72等分し, 3波形の平均値を用いて第6 harmonic まで算出した。

図6に, 同一例(イヌ No. 2)の胸, および, 腹大動脈における圧波, および, 脈波の相対的波高を示す。相対的波高は, もとの圧波, または, 脈波の波高にたいする各 Harmonic の Modulus の占める割合(%)であらわされる。かようにしてえた相対的波高は, いずれも, Harmonic 番号の増し, すなわち, 振動数の増加に比例して減少し, 第4, 5, 6 Harmonic の占める相対的波高

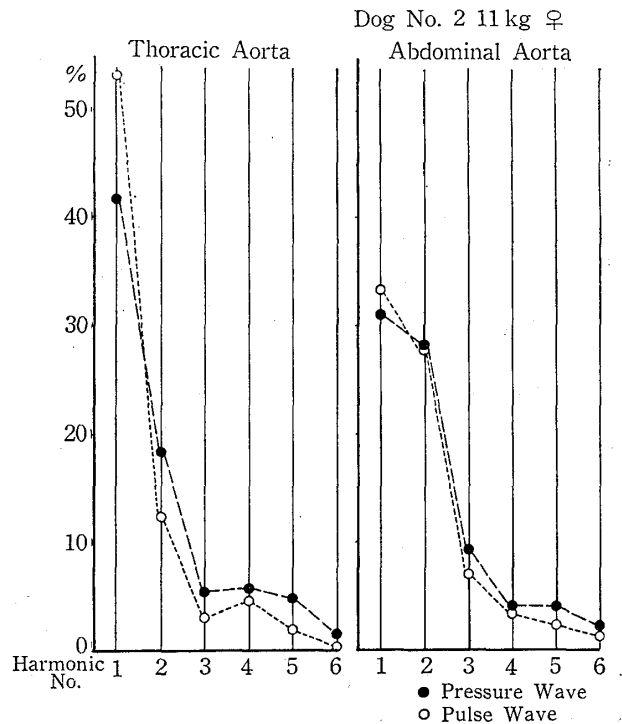


Fig. 6. Relative amplitude as a function of frequency of simultaneously recorded pressure and pulse wave tracings in the dog. Relative amplitude decreases with the increase in harmonic numbers of both tracings.

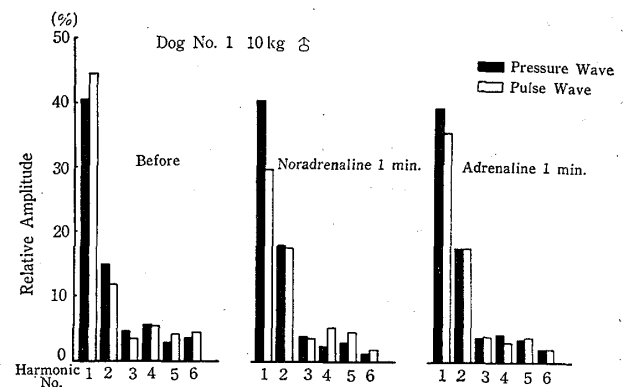


Fig. 7. Dog. Nembutal. The thoracic aorta. Change in relative amplitudes of pressure and pulse wave tracings after the administration of adrenaline and noradrenaline.

は, いずれも, 6% 以下となる。この傾向は, 図7, および, 8のように, 薬物負荷によっても変わらない。

また, 一般に, 脈波の相対的波高は, 圧波にくらべて, 第1 Harmonic で大, 第2 Harmonic 以下で小となる傾向がある。すなわち, 脈波においては, 高周波成分になるにつれ, 相対的波高の減少が, よりいじめるようになる。しかし, Noradrenaline, Adrenaline 使用後には, 図7のように, この関係が乱れる例もあった。そのような場合でも, 圧波と脈波の相対的波高の差は, 第

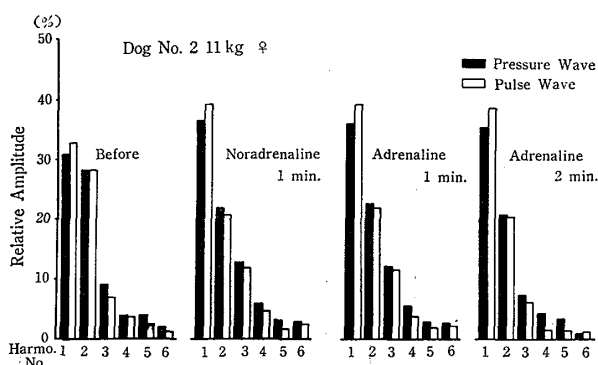


Fig. 8. Dog. Nembutal. The abdominal aorta. Same observations as in Fig. 7.

1 Harmonic で 10% 以内, 第 2 Harmonic では, 5% 以内であった。

各 Harmonic についてみた, 圧波と脈波の時間的差は, 一定の傾向がなく, ± 20 msec 以内の範囲で変動する。しかし, 図 4 のように, 脈波の立ち上がり, あきらかに圧波に先行する場合には, 第 1 ~ 第 6 のどの Harmonic でも, 脈波が先行していた。

この項のまとめ

イヌの大動脈の同一部位で同時記録した圧波と脈波を比較すると, 脈波で著明化する晩発性縮期性隆起などの小振動を除けば, 形態的にも比較的近似する。

立ち上がり点, 切痕など, われわれが, 日常, 血行力学的分析に用いる諸点にかんするかぎり, いっぱんに両者の時間的差は, ほぼ数 msec 以内である。

周波数分析でみた相対的波高でも, 圧波と脈波とのあいだには, いちじるしい差はない。

以上, 日常, われわれが, 循環分析に用いる, 皮膚を介して記録する面積脈波も, 以上にのべた点に注意すれば, 動脈内圧脈波に近似するものとして, 血行力学分析の有用な手段として使うことができる。

b) Breaking 現象と脈波速度の測定点について (実験 2)

脈波速度算出に必要な二つの脈波 (または圧波) の時間的差 (ΔT) は, ふつう, 脈波の立ち上がり点, あるいは, 上昇脚の下 $1/5$ の点¹⁶⁾¹⁷⁾で測定するが, そのさい, 脈波伝播にともなう波形の変形が ΔT におよぼす影響を充分考慮して, 測定点を定める必要がある。さらに, かようにしてえた脈波速度が, 脈波成分のいかなる部分の伝播に関係しているかを知ることが大切である。

かようなことがらをしらべるために, つぎの実験を行った。

実験方法

イヌ (No. 3) で, Microtransducer による大動脈

引抜き圧波曲線を記録した。えた圧波曲線につき, 大動脈弓と腹大動脈各部の圧波の上昇脚を高さにより 5 等分し, それぞれの点での時間的差 (ΔT) を計測した。また, これと同じ波形に Fourier 解析を行なった。

ヒト, 若年健常例, および, 老年高血圧例, それぞれ 5 例につき, 頸動脈, 大腿動脈, および, 足背動脈脈波を記録し, 各脈波の上昇脚を高さにより 10 等分し, イヌの場合と同様に, ΔT を測定した。また, これらの脈波曲線にも Fourier 解析を行なった。

圧波, および, 脈波上昇脚各点の伝搬時間からみた Breaking 現象

図 9 に, イヌの大動脈引き抜き圧波曲線と各圧波曲線の上昇脚各点における ΔT を示す。

圧波は, 中枢から末梢に行くにしたがい, 縮期圧の上昇のほか, 脈圧の増加, および, 上昇脚の急峻化をみ, いわゆる Breaking を示す。これを ΔT の変化でみると, 圧波の立ち上がりから頂点に近づくにしたがい, ΔT は, 一様に短縮する。

図 10 に若年健常者, 図 11 に老年高血圧者の典型的な面積脈波形を示す。脈波においても, 中枢から末梢に行くにつれ, 頂点の円形化, 切痕の消失, および, 重複波の出現をみるが, 図 11 のように, 老年高血圧の脈波形では, 晩発性縮期性隆起の著明化, 弛期早期隆起, あるいは, 重複波の平低化をみる。

図 12 に頸動脈—大腿動脈, 図 13 に大腿動脈—足背動脈の上昇脚各点の ΔT を示す。脈波においても, ΔT は頂点に近づくにつれて短縮する傾向をみるが, 厳密にみると, 連続した管に近いと考えられる大腿動脈と足背動脈のあいだでも, ΔT は, 上昇脚の中間部で一旦わずかながら延長し, ついで短縮している。また, 老年高血圧例では, 頸動脈脈波曲線で著明化した晩発性縮期性隆起の影響があらわれ, 頸動脈—大腿動脈の ΔT は, 頂点

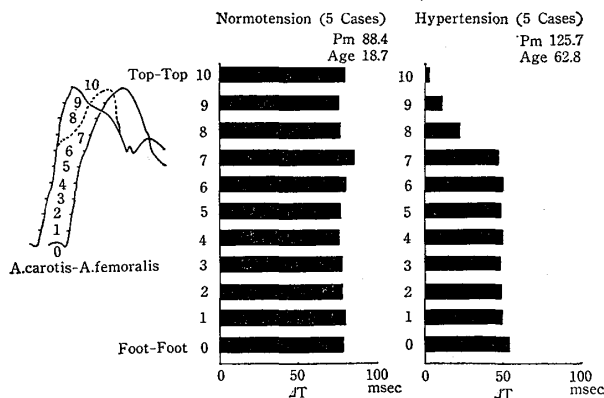


Fig. 12. Propagation time (ΔT) in corresponding points on ascending limbs of the aorta-femoral arterial pulse waves.

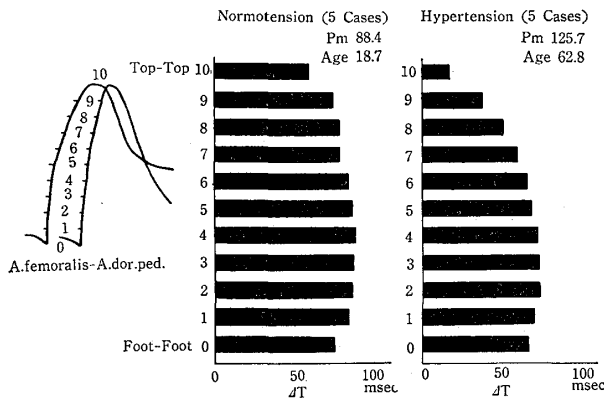


Fig. 13. Same observations as in Fig. 12. concerned the arterial pulse waves. Note the decrease in ΔT is not uniform, but ΔT is slightly increasing on the way of the ascending limb.

近くになって急激に短縮する。すなわち, 立ちあがり点の ΔT は, 5 例平均 52 msec であるのに対し, 頂点では, 4 msec にしかすぎない。

脈波速度と位相速度

脈波上昇脚にみる ΔT の短縮について, 脈波上昇脚の下 1/5 点と立ちあがり点にかぎって観察すると, 頸動脈一大腿動脈では, ほとんど差がないが, 大腿動脈一足背動脈では, 4~10 msec, 立ちあがり点の ΔT が短縮している。

したがって, この動脈部分では, 立ちあがり点で測定した脈波速度が, 多少, 大きな値を示すことになる。

図 14, および, 15 に, 脈波形より測定した脈波速度と, これに Fourier 解析を行なってえた Apparent phase velocity (A. P. V.) を示す。図中, 黒丸は,

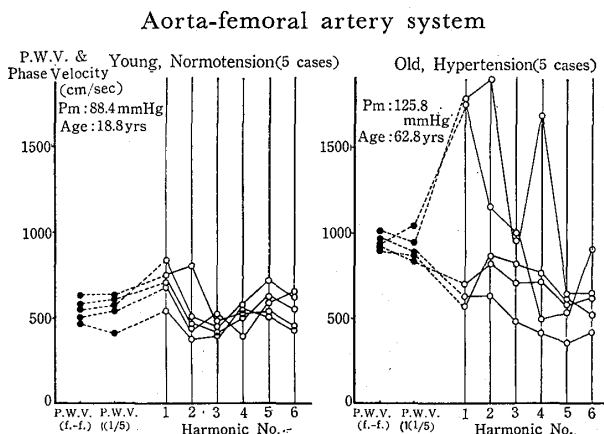


Fig. 14. P. W. V. and apparent phase velocity in human pulse wave. (aorta-femoral artery system) Full circle: P. W. V.; open circle: apparent phase velocity. In young, normal cases, apparent phase velocity in higher frequency is nearly equal to P. W. V.

Femoral-dor. artery system

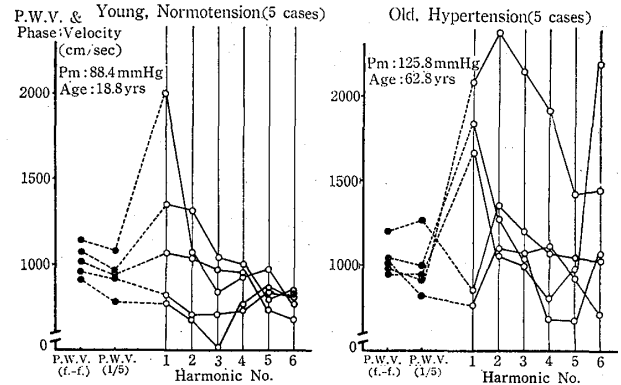


Fig. 15. Same observations as in Fig. 14. (femoral-dor. ped. artery system.).

脈波速度, 白丸は, 各 Harmonic ごとの A. P. V. を示す。

若年健常例では, 頸動脈一大腿動脈, 大腿動脈一足背動脈のいずれでも, 第 4 Harmonic 以下の A. P. V. は, 振動数による変動性を失なって, ほぼ一定値をとるようになり, 脈波の立ち上がり点, および, 上昇脚下 1/5 の点で測定した脈波速度に, 近づく。とくに, 大腿動脈一足背動脈では, 1/5 点の脈波速度により近似してくる。一方, 老年高血圧例では, 第 4 Harmonic 以下でも, A. P. V. が振動数により, はげしく変動する例がみられた。

圧波曲線における, A. P. V. の変動も, 脈波でみた事実と, ほぼ一致する (図 16)。

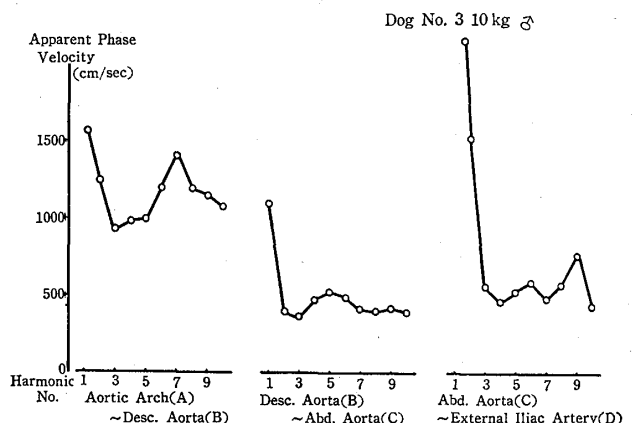


Fig. 16. Apparent phase velocity in pressure waves from the aorta in the dog.

この項のまとめ

中枢から末梢にうつるにつれ, 脈波においても, ほぼ圧波に準じた波形の変化をみる。

圧波, および, 脈波の上昇脚を等分してえた ΔT は, 波の頂点に近づくにつれ, 短縮する傾向をみせるが, 少なくとも脈波では, その短縮が一樣でなく, ΔT は, 上

昇脚の中間部でいったん延長しており、波の Breaking だけでは説明できない。

かように、測定部位により ΔT に差が生ずるため、その脈波速度の値も異なったものとなる。われわれは、脈波速度の測定にさいし、脈波上昇脚下 1/5 の点を用いているが、その ΔT は、立ち上がり点の ΔT より、やや延長している。とくに、大腿動脈—足背動脈では、この差がいちじるしく、 ΔT にして、4~10 msec、脈波速度にして、5~10% の差を生ずる。しかし、その値は、わたくしが、多数例で観察した脈波速度 (C-II 参照) の Standard deviation の範囲内に、ほぼ含まれる。ただし、増田⁴⁹⁾がすでに詳しくのべているように、頸動脈の弛期から縮期に移行する相には、三つの前波、大腿動脈では、多くの場合、一つの前波のみ、これらの前波が立ちあがりに干渉して、しばしば、立ち上がり点の測定が困難であり、またそのために、いちじるしい測定上の誤差を生ずることがある。その点、われわれが用いている測定点は、かような前波による干渉をうけることが少ないといえる。

脈波における第 4 Harmonic 以下の安定した Apparent phase velocity は、脈波上昇脚下 1/5 の点で測定した脈波速度に、ほぼ一致する。

c) 基礎振動 (実験 3)

大腿動脈々波にみる重複波は、動脈系における基礎振動の表現¹⁶⁾¹⁷⁾であり、末梢よりの反射波に関係があるとされている。そしてその波長は、大腿動脈脈波形の頂点と重複波の時間的間隔 (基礎振動時間: Ta) であらわされる。

一方、Frank¹⁶⁾や Wezler⁸⁹⁾の Windkessel 理論からすれば、Windkessel の長さ (l) は、もとの脈波波長 (λ) の 1/2、または、1/4 に相当し、各個体により一定値をとる。すなわち、 $P.W.V. \cdot Ta = k$ [$P.W.V.$: 頸動脈—大腿動脈脈波速度。 k : 個体により一定の定数] が成立するとされる。

これらの関係をしらべるために、つぎの実験を行なった。

実験方法

1) イヌ 4 匹 (No. 4, 5, 6, 7) を用い、麻酔、人工呼吸下で、右頸動脈と右大腿動脈から面積脈波を、左頸動脈と左大腿動脈から圧脈波を同時記録した。このさいの圧脈波の記録には、体外性 Transducer を用いた。これに、教室の慣例にならい、Adrenaline (0.03 mg), Noradrenaline (0.03 mg), および, Hypertensine II (0.003 mg) を、それぞれ、生理的食塩水に加え、大腿静脈より注入した。さらに、左右頸部迷走神経を分離

し、機械的刺激を行ない、ついで、これを切断した。最後に、大腿静脈より瀉血を行ない、 $P.W.V.$ と Ta の関係のほか、継時的にみた瀉血量と Wezler 法の当教室変法³¹⁾⁴⁰⁾⁷⁰⁾より算出した心拍出量 (Vs) を比較した。

ヒト、20 例につき、頸動脈、および、大腿動脈々波を記録し、Adrenaline, および, Noradrenaline それぞれ 1 mg を 500 ml の生理的食塩水に加えて、0.2 γ /kg/min の割合で、5 分間で静脈内に注入し、イヌの場合と同様、 $P.W.V.$ と Ta の関係をしらべた。

ヒト 335 例 (尋常血圧例 171 例、高血圧例 164 例) の頸動脈と大腿動脈々波曲線を記録し、多数例における $P.W.V.$ と Ta の関係をみた。

2) C-I-b (実験 2) で検討したヒト 10 例の脈波曲線につき、Fourier 解析でえた相対的波高の変動と、大腿動脈、および、足背動脈々波における重複波の大小、および、基礎振動時間 (Ta) との関係をしらべた。このさい、重複波の大きさの基準として、大腿動脈、または、足背動脈々波の立ち上がりから頂点までの高さ (a) で、重複波頂点の高さ (c) と重複波前陥凹の高さ (b) の差をわった値 (H) の大小によった ($H = c - b/a \times 100$)。

大動脈気槽系の脈波速度と基礎振動時間の関係

図 17 に、4 匹のイヌでみた $P.W.V.$ と Ta の関係を示す。イヌ、No. 6 を例にとって説明すると、自然観察にみる $P.W.V.$ は、610~850 cm/sec の範囲で、 Ta は、150~230 msec の範囲で変動するが、 $P.W.V.$ と Ta は、ほぼ逆比例の関係にあり、 $P.W.V.$ と Ta の積は、一定値をとる傾向にある。Adrenaline, および, Noradrenaline 負荷により、血圧の上昇に比例して、 $P.W.V.$ は増加するが、それにとまって Ta はへり、 $P.W.V. \times Ta = k$ の関係は保たれる。Hypertensine II (イヌ、No. 7) 負荷においても、この傾向は同じである。イヌ、No. 6 では、Adrenaline 負荷により、一過性の徐拍にとまなう Ta の延長がおこったが、かような場合でも、 $P.W.V.$ は減少して、 $P.W.V. \times Ta = k$ の関係は、乱れない。迷走神経の刺激では、徐拍とともに、 Ta は延長し、 $P.W.V.$ は減少するが、刺激によりいちじるしい徐拍、および、血圧の低下がおこっても、 $P.W.V.$ が 600 cm/sec 以下になるようなことはなかった。迷走神経の切断では、 $P.W.V.$ 、 Ta とも、自然動揺からのいちじるしい逸脱は、おこらなかった。

以上、イヌにおける自然動揺、昇圧物質負荷、迷走神経の刺激、切断では、 $P.W.V. \times Ta$ は、ほぼ一定値をとり、各測定点の散布は、双曲線をえがく傾向にある。

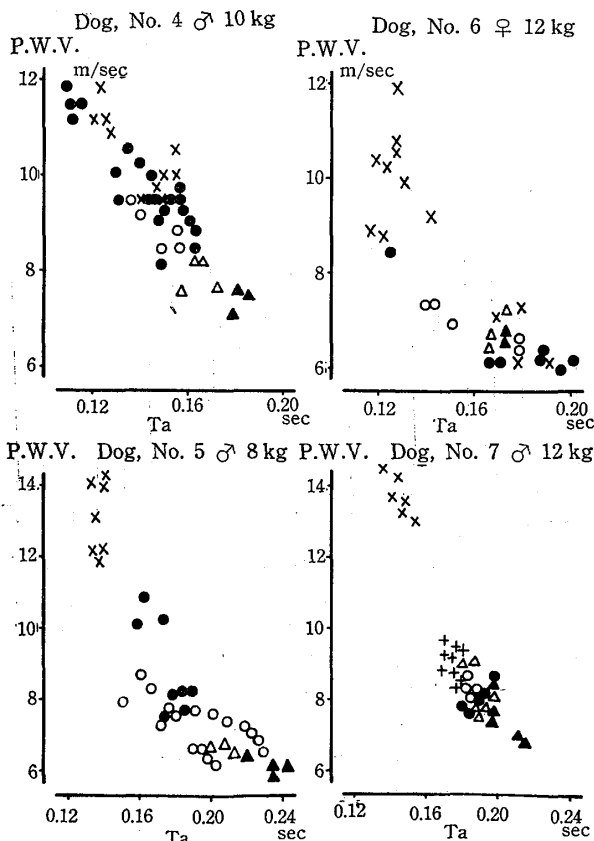


Fig. 17. P.W.V. and "Grundschwingungsdauer (Ta)" in dogs. The product of P.W.V. and Ta is approximately constant by administration of drugs and vagal stimulation or its resection. ○ Spontaneous fluctuation, ● Adrenailne, × Noradrenaline, + Hypertensine II, ▲ Vagus stimulation, △ Vagus resection

なお, 圧脈波における圧波速度と Ta の関係も, 脈波と同様であった。

表 1 に, イヌ, No. 5, および, No. 7 で瀉血を行なったさいの, 瀉血量, P. W. V. と Ta の積, および, Vs を図 18 に, P. W. V. と Ta の変動の様相を示す。瀉血が進むにつれ, Vs, および, P. W. V. と Ta の積は, しだいに減少し, 図 18 の測定点は, 尋常範囲を逸脱して, 左, または, 左下方に移動する。

ヒトに薬物負荷を行なった場合の P. W. V. と Ta の関係は, 条件が複雑になるが, 代表例でみれば, 図 19 のように, イヌの場合と同様の関係を見る。

ヒトの多数例で, この関係を見ると, 気槽系の長さに個体差があると予想されるにもかかわらず, 図 20 のように, 尋常血圧例, 高血圧例ともに, 平均値でみる P. W. V. と Ta は, 双曲線の関係を示す。しかし, Ta が延長するにつれ, 尋常血圧例と高血圧例の P. W. V

Table 1. Change in P.W.V.×Ta and stroke volume by blood depletion.

	Withdrawn Blood Volume (ml)	Ta×P.W.V. (msec)	Stroke Volume (ml)
Dog No. 5	Before (0)	130	8.8
	100	136	4.2
	130	141	3.0
	200	120	3.7
	230	122	3.9
	270	122	3.7
Dog No. 7	300	102	2.8
	(0)	173	10.4
	100	136	6.4
	200	126	3.7
	260	120	2.6
	300	94	1.0
	340	90	1.2
	400	80	1.0

Dog ○ No. 5 ♂ 8 kg
● No. 7 ♂ 12 kg

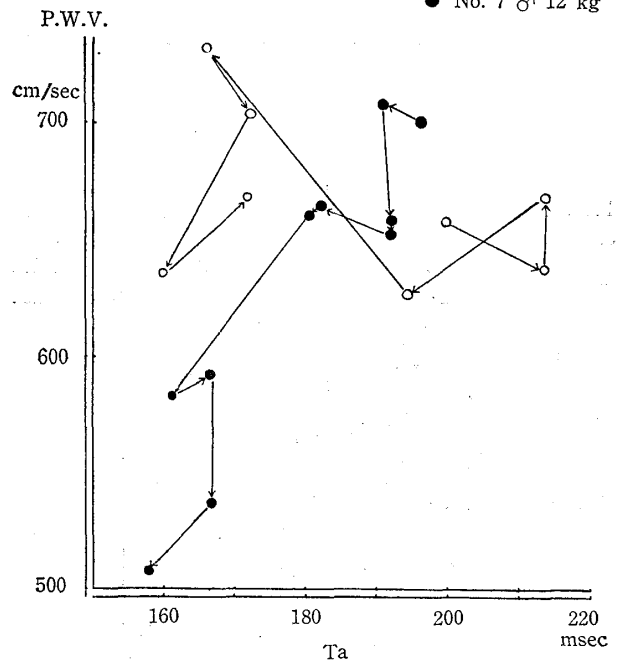


Fig. 18. Change in P.W.V. and Ta by blood depletion. Product of P.W.V. and Ta decreases with advance of blood depletion.

の差が少なくなる傾向にある。

末梢脈波の重複波と脈波の Fourier 解析による相対的波高との関係

図 21 に若年健常例, 図 22 に老年高血圧例の頸動脈, 大腿動脈, および, 足背動脈々波曲線の Fourier 解析

でえた相対的波高を示す。

若年健常例, 老年高血圧例ともに, Harmonic 番号 (振動数) がますにつれ, 各 Harmonic の相対的波高は減少するが, 大腿動脈, 足背動脈と末梢へいくにしたが

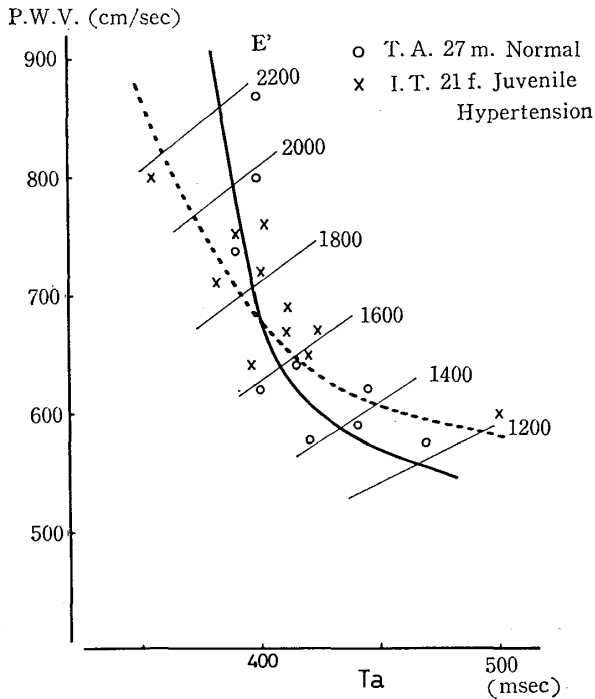


Fig. 19. Correlation of P.W.V. and Ta in man.

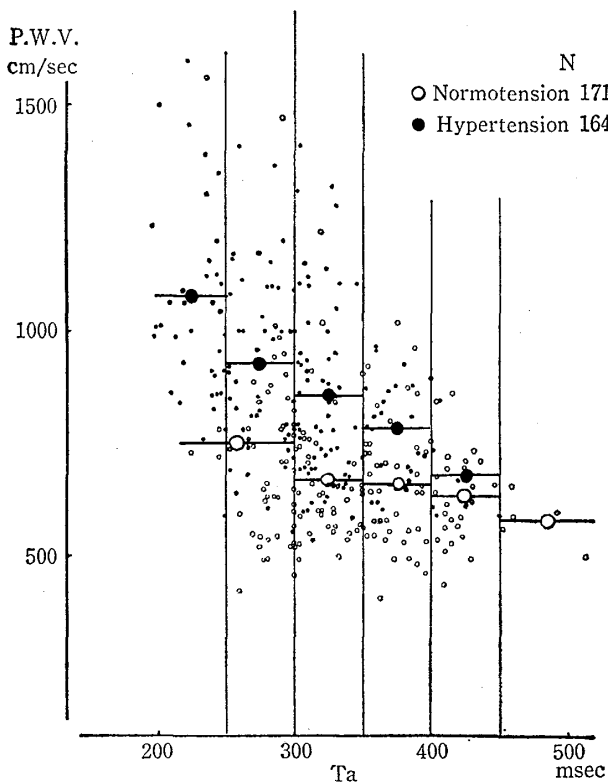


Fig. 20. Correlation of P.W.V. and Ta in normotensives and hypertensives.

い, 第1 Harmonic の占める割合がへり, 第2, 3 Harmonic の占める割合が増加する。この傾向は, 若年健常例で, より著明にみられ, とくに足背動脈では, 第2 Harmonic の占める割合が, 第1 Harmonic より, 大

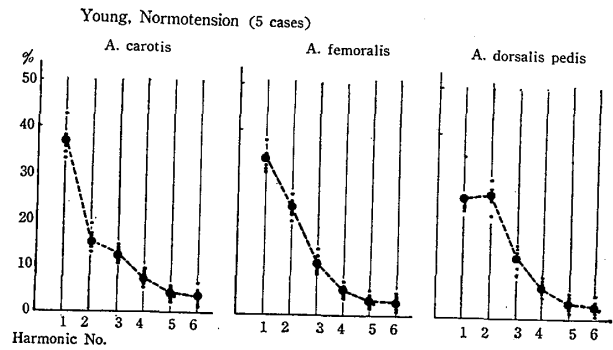


Fig. 21. Relative amplitude as a function of frequency in human arterial pulse waves (5 cases of young normotensives). Note the increase of 2nd and 3rd harmonic relative amplitude in the femoral and dorsalis pedis arteries, which is particularly obvious in cases of young normotensives.

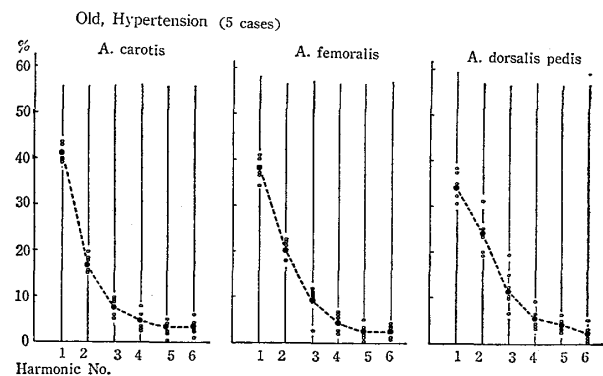


Fig. 22. Same observations as in Fig. 22 (5 cases of old hypertensives).

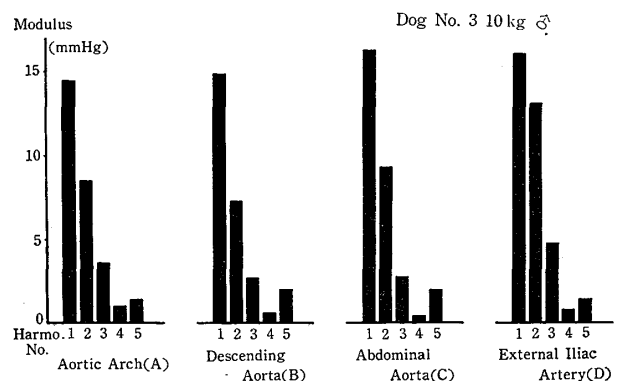


Fig. 23. Modulus as a function of frequency in pressure waves from the aorta in the dog.

となる傾向があった。中枢から末梢へ行くにしたがい、脈波の相対的波高にみられるかような傾向は、イヌの大動脈脈波曲線の周波数分析でもみとめられる (図 23)。

一方、大腿動脈, および, 足背動脈の重複波の大きさを示す指標としてさだめた値 H は, 表 2 のように, 両動脈脈波とも, 老年高血圧例にくらべ, 若年健常例が大であるが, その差は, とくに足背動脈で著明である。また, 同一群にあっては, つねに, 足背動脈の H の方が大きな値を示す。さらに, 心周期 (Th) と Ta の関係を見ると, 若年健常例では, 大腿動脈でも, 足背動脈でも, Th/Ta は, 2.0~2.6 のあいだにあり, 平均は, それぞれ, 2.26, 2.32 である。老年高血圧例では, 両動脈とも, Th/Ta は, 1.9~4.5 のあいだに広く散布し, 一定の傾向はなかった。

すなわち, 重複波は, 若年尋常例で, 定量的にみてもより著明に大きくなり, しかも, その傾向は, 大腿動脈より足背動脈で, いちじるしい。また, この群では, 心周期と Ta の関係も, 全例で 2~2.5:1 の関係を示す。

この項のまとめ

1) イヌで, 実験的に観察した大動脈気槽系の脈波速度と基礎振動時間の積は, 自然動揺のほか, 薬物負荷, あるいは, 迷走神経刺激, 切断など, 循環動態を変化させる条件のもとでも, ほぼ一定値をとり, この実験にか

んするかぎり, Windkessel の末梢端は, 個体により, ほぼ固定しているという印象をうける。ヒトの場合も, やや条件が複雑になるが, 代表例, あるいは, 多数例の平均値でみれば, 同様の傾向をみる。

イヌの瀉血のさいに動脈系におこる現象は, 複雑であるが, 気槽系の機能的容積の減少が関係していると思われる。

2) 脈波の Fourier 解析でみた第 2, 3 Harmonic の相対的波高と重複波の大きさは, とともに, 末梢にいくにつれ増大し, この傾向は, 若年健常例でより著明である。この群では, 心周期と Ta の比も, 全例で 2.0~2.6 の関係にある。

重複波は, 末梢よりの反射波と関係があるとされる。そしてもし, その波長が, 脈波波長の $1/2 \sim 1/3$ であるとすれば, 重複波が末梢脈波の第 2, 3 Harmonic の相対的波高に影響して, その波高を増大させることも考えられる。

II 脈波速度の臨床的観察

a) 大動脈気槽系 (中枢) の脈波速度
対象, および, 方法

ヒト 778 例につき, 頸動脈, および, 大腿動脈々波曲線を記録し, 脈波速度を測定した。778 例は, 尋常血圧

Table 2. Correlation between the height of dicrotic wave, Th/Ta and 2nd or 3rd harmonic relative amplitude as a function of frequency in femoral and dor. ped. arterial pulse wave.

A. femoralis/A. dor. ped.

	Case No.	Ta (msec)	H	Rel. Amp. (%)		Th/Ta
				2-Harmo.	3-Harmo.	
Young, Normal	1	452/425	-13/14	11.1/16.0	11.1/16.0	2.18/2.32
	2	390/431	1/19	26.2/28.1	10.1/10.9	2.26/2.04
	3	346/348	1/30	20.0/30.4	14.1/15.6	2.58/2.57
	4	407/389	-10/14	24.0/26.0	11.0/15.0	2.17/2.26
	5	282/360	-5/-2	21.8/22.6	9.6/ 9.9	2.10/2.42
	Mean		-5/15	23.1/26.4	11.1/13.3	2.26/2.32
Old, Hypertension	1	252/240	-19/-2	20.5/20.0	12.8/11.0	4.29/4.50
	2	344/321	-12/-4	20.3/19.6	13.5/11.2	3.40/3.64
	3	287/272	-6/0.3	17.9/24.5	2.6/ 6.6	1.91/2.02
	4	280/306	-7/1	20.9/26.3	11.9/19.1	3.18/2.91
	5	288/290	-5/15	22.0/31.5	6.3/10.4	2.18/2.17
	Mean		-10/5	20.3/24.4	9.4/11.6	3.21/3.05

$$H = c - b/a \times 100$$

a: Height of Systolic Peak
b: Height of "Predicrot. Tal"
c: Height of Dicrotic Wave

例, 360 例 (男 220 例, 女 140 例) および, 高血圧例, 418 例 (男 269 例, 女 149 例) であり, その年令の分布は, 13 才から 91 才である。なお, 動脈閉塞性疾患, 弁性心疾患, 新鮮な心硬塞, および, 重症な糖尿病, あるいは, 高度の貧血は, それだけでも脈波速度に影響する可能性があるため, 対象としては採用しなかった。

大動脈気槽系の脈波速度は, 同時記録した, 頸動脈と大腿動脈々波形, 少なくとも二波形について, 上昇脚下 1/5 の点で測った時間的差 (ΔT) を平均し, 脈波採取の二点間の動脈の長さ (l) で割った値とした。すなわち,

$$\text{脈波速度 (P. W. V.)} = l / \Delta T \text{ (cm/sec)}$$

このさい, l は, 体表上で計測したものをを用いたが, かようにしてえた l は, 内部実測値より, 多少短くなる可能性がある⁸⁵⁾。

血圧は, 右上腕における間接測定法によって測定し, 平均血圧 (P_m) としては, $P_m = 0.43 \times \text{脈圧} + \text{弛期圧}$ を用いた。

また, 統計学的処理としては, 各項につき, 平均値のほか, 脈波速度については, 標準偏差を求めた。標準偏差 (s) は, 分布曲線を描き, 正規分布よりいちじるしくずれていないことをたしかめたうえで計算した。また, 例数の少ない場合は, 算出しなかった。二種の値をみるためには, 棄却域を $t 0.975$, および, $t 0.025$ として, t -test による検定を行なった。

成 績

求めた脈波速度につき, それと, 年令, 性, および, 血圧との関係をしらべた。このさい, 脈波速度にたいする年令と血圧の Summation effect をさけるため, 血圧, あるいは, 年令の一方を固定の Parameter とした。

年令と脈波速度

尋常血圧例, および, 高血圧例につき, 年令を 10 才ずつにくぎって, 年令と脈波速度の関係をみた。表 3 は, 尋常血圧例 (360 例), 表 4 は, 高血圧例 (418 例) の全

Table 3. P.W.V. in the aorta-femoral artery system and age, on the special reference to the sex.

Normotension N: 360 (m. 220, f. 140) Ps, Pd, Pm: mmHg, P.W.V.: cm/sec

Age-Group	N:	Mean Values					P.W.V.	
		Age	Ps	Pd	Pm	P.W.V.	s	t ()
~19 Total m. f.	45	16.7	121.0	54.6	82.4	542.8	79.7	-4.66 (×)
	28	17.1	120.6	52.9	82.0	552.3	79.0	
	17	16.1	121.7	61.2	87.3	527.1	82.0	
20~29	92	24.1	118.5	68.9	90.8	595.5	90.4	0.275 (×)
	56	24.8	117.8	69.3	90.3	595.0	103.4	
	36	23.0	119.8	68.2	91.0	596.2	82.0	
30~39	59	34.0	119.0	71.4	92.4	637.7	108.9	5.75 (○)
	39	34.1	118.5	69.6	91.1	627.3	112.0	
	20	33.7	119.9	74.6	94.1	657.8	96.5	
40~49	39	44.2	116.1	71.1	90.6	658.0	120.4	4.78 (○)
	21	44.3	114.0	75.3	91.8	640.0	127.0	
	18	44.0	118.9	65.7	88.2	679.0	107.5	
50~59	59	54.8	124.3	78.4	98.4	736.3	118.6	2.43 (○)
	34	54.3	124.4	78.2	98.2	730.3	101.6	
	25	55.7	122.6	78.3	97.3	744.4	135.2	
60~69	44	64.3	132.3	78.0	101.0	831.0	159.8	2.74 (○)
	29	64.5	129.9	77.0	99.5	821.4	160.0	
	15	64.1	136.5	79.6	104.0	851.3	153.2	
70~	22	74.4	127.1	65.1	92.1	842.3	161.5	1.37 (×)
	13	73.6	123.2	72.2	94.2	852.6	162.5	
	9	75.4	133.0	60.4	91.9	827.5	96.0	

Table 4. P.W.V. in the aorta-femoral artery system and age, on the special reference to the sex.

Hypertension N: 418 (m. 269, f. 149) Ps, Pd, Pm: mmHg, P.W.V.: cm/sec

Age-Group	N:	Age	Mean Values				P.W.V.	
			Ps	Pd	Pm	P.W.V.	s	t ()
~19	6	17.7	164.0	96.0	125.0	678.0		
	5	18.2	165.6	96.4	130.4	680.0		
	1	15.0	156.0	94.0	120.6	669.0		
20~29	39	24.9	162.0	99.0	126.5	747.1	104.6	3.76 (○)
	26	24.71	156.9	92.6	120.6	737.3	75.6	
	13	25.3	172.1	111.8	137.8	766.5	116.3	
30~39	31	33.9	179.0	104.0	136.5	856.7	178.7	-2.42 (×)
	20	34.6	183.0	109.0	141.0	872.0	175.8	
	11	32.4	170.9	95.0	128.0	828.9	177.6	
40~49	65	45.7	179.8	106.4	137.9	918.5	174.6	1.35 (×)
	36	45.9	179.0	107.8	138.3	922.4	193.9	
	29	45.5	187.0	104.2	139.7	912.5	148.6	
50~59	114	54.7	187.6	97.0	136.5	1001.0	198.2	36.78 (○)
	69	54.8	193.5	95.3	137.3	928.0	199.5	
	45	54.2	178.5	99.6	133.6	1111.9	196.5	
60~69	111	62.9	173.0	93.3	127.3	1058.0	164.8	5.63 (○)
	75	61.6	177.0	93.9	129.4	1041.0	190.8	
	36	63.7	159.5	89.5	119.5	1064.5	88.4	
70~	52	73.0	179.0	94.0	130.5	1075.0	192.5	4.70 (○)
	38	73.0	177.8	93.4	129.4	1060.0	195.6	
	14	72.9	182.3	95.6	133.1	1114.3	176.7	

体, および, 男女別にみた, 年齢, 血圧, 脈波速度の平均値を示す。また, s は, 脈波速度の標準偏差, t は, 脈波速度の男女間の t 値を示し, () 内○印は, 有意差のあることを, ×印は, ないことを示す。

尋常血圧例の Pm は, 表 3, 図 24 のように, 加齢とともにやや増加するが, 20 才台から 40 才台までは, ほぼ一定で, 60 才台で最高になり, 70 才以上では, ふたたび減少する。しかし, 20 才以下の群を除き, Pm は, つねに, 90~100 mmHg にある。

尋常血圧例の脈波速度は, 年齢とともに増加するが, 全体でみる年齢—脈波速度曲線は, 図 27 のように, ゆるい S 字状曲線を示し, 40 才から 60 才までの勾配が, やや急峻である。

一方, 脈波速度の標準偏差も, 年齢とともに増加する傾向にある。

高血圧例の Pm は, 年齢により, 40 才台を頂点とするゆるい放物線を描く (図 24)。脈波速度は, 年齢と

ともに増加するが, 同一年令の尋常血圧例にくらべ, つねに大きな値を示し, その年齢による増加度も, より直線的である。標準偏差は, 加齢とともに増加し, 同一年令の尋常血圧例よりも大きい傾向がある。

性別と脈波速度

尋常血圧例では, 20 才から 69 才までの群で, 女性の脈波速度は男性よりも大であり, t-test でも, 30 才から 69 才で有意の差がある。

また, 高血圧例でも, 20 才台と 50 才以上で, 女性の脈波速度は, 男性より有意に大きい (表 3, 4, 図 24)。

血圧と脈波速度

年齢を, 若年 (~29 才), 中年 (30~50 才), および, 老年 (60 才~) にわけ, Pm を 10 mmHg ずつにくぎって, 血圧と脈波速度の関係をみた (表 5, 6, 7, 図 25, 26)。

各年齢群とも, 脈波速度は, 血圧の高まりに比例して増す。これを図 26 で, やや簡略化してみると, 若年群

Table 5. P.W.V. in the aorta-femoral artery system and blood pressure (Pm), especially referred to the age.

Young Age (~29) N: 182 (m. 115, f. 67) Ps, Pd, Pm: mmHg, P.W.V.: cm/sec

Pm-Group	N:	Mean Values					Stand. Deviat.
		Age	Ps	Pd	Pm	P.W.V.	
~89 Total m. f.	57	20.2	110.3	59.5	81.5	555.6	84.4
	36	20.5	111.2	60.2	82.2	554.7	78.9
	21	19.9	107.8	58.4	79.9	557.1	104.8
90~99	63	21.1	122.0	71.0	93.0	587.4	84.2
	40	21.2	124.3	68.9	92.4	595.6	88.9
	23	21.0	118.6	74.2	93.2	575.8	76.4
100~109	27	20.3	136.1	76.3	102.3	610.0	80.3
	17	21.2	139.8	75.0	103.0	624.1	82.5
	10	18.8	129.8	78.6	100.6	586.1	90.0
110~119	10	23.4	155.2	84.4	114.9	734.4	
	8	23.4	155.5	84.0	115.0	767.8	
	2	23.4	154.0	84.0	114.1	601.0	
120~129	6	24.3	156.5	97.3	122.8	712.3	
	4	24.0	164.3	93.0	123.5	744.0	
	2	25.0	141.0	106.0	121.0	649.2	
130~139	8	23.1	172.5	109.2	136.7	792.5	
	3	22.5	188.6	106.0	141.5	751.6	
	5	23.6	162.3	111.2	133.2	817.0	
140~149	6	22.7	176.3	115.7	142.2	791.0	
	6	22.7	176.3	115.7	142.2	791.0	
	0						
150~	5	22.0	206.8	130.8	163.8	824.4	
	1	26.0	200.0	140.0	166.0	855.0	
	4	2;/0	208.5	128.5	162.5	839.3	

では、その増加が比較的ゆるやかで、図 26 にみる勾配は、やく 0.31 (cm sec/mmHg) である。これにたいし、老年群では、より急峻な曲線を示し、その勾配は、0.57 (cm sec/mmHg) である。中年群では、Pm 102, および、143 mmHg に変曲点をもつ S 字状曲線を示すが、Pm 102 mmHg 以下では、若年群と、Pm 115~143 mmHg では、老年群と、ほぼ一致した勾配を示す。

また、図 25 で、同一血圧値における各年令の脈波速度をくらべると、Pm 140~149 mmHg を除けば、つねに、老年>中年>若年の関係がある。Pm 140~149 mmHg では、中年の脈波速度が、老年をわずかに上まわっている。

この項のまとめ

778 例の大動脈気槽系の脈波速度につき、脈波速度と

年令、血圧、および、性別との関係をしらべた。

脈波速度は、加令に比例して増加するが、高血圧例では、尋常血圧例にくらべ、加令による増加の割合が、比較的直線的である。

性別による脈波速度の相違は、尋常血圧例では、おもに中老年群でみられ、女性の方が有意に大きな値を示した。高血圧例では、この傾向が、やや不明瞭になるが、50 才以上では、女性の値が、有意に大きかった。

脈波速度は、ほぼ血圧のまじに比例して増加するが、脈波速度—血圧曲線でみると、老年群では、若年群より急峻な勾配をもつ曲線を示した。

b) 大動脈気槽系(中枝)と四肢動脈(末梢)脈波速度の比較

対象、および、方法

Table 6. P.W.V. in the aorta-femoral artery system and blood pressure (Pm), especially referred to the age.

Middle Age (30~59) N: 367 (m. 219, f. 148) Ps, Pd, Pm: mmHg, P.W.V.: cm/sec

Pm-Group	N:	Mean Values					Stand. Deviat.
		Age	Ps	Pd	Pm	P.W.V.	
~89 Total m. f.	45	42.4	109.2	64.3	83.8	661.5	108.2
	27	42.8	110.0	63.3	83.8	644.6	85.8
	18	41.2	108.9	66.1	84.6	691.2	126.7
90~99	56	43.4	117.5	73.2	92.2	683.5	106.4
	38	43.0	117.3	72.1	91.6	680.0	104.4
	18	44.6	117.8	74.5	93.0	696.7	111.8
100~109	48	47.0	129.8	80.0	102.0	714.4	157.8
	25	48.3	129.0	80.0	101.5	709.2	143.2
	23	45.7	130.7	80.0	102.0	720.0	170.3
110~119	48	49.3	148.5	89.9	115.4	855.9	173.4
	28	49.0	148.3	89.4	114.9	883.2	193.6
	20	49.8	148.7	90.6	115.6	819.1	144.2
120~129	50	51.5	162.8	94.2	123.7	927.0	202.7
	28	51.7	162.8	95.9	124.4	927.0	204.5
	22	52.0	162.8	92.8	122.8	927.0	186.1
130~139	48	48.3	178.5	101.6	135.1	995.6	235.1
	30	48.3	177.8	102.0	135.0	981.8	243.6
	18	48.3	180.0	100.9	134.9	1024.3	230.6
140~149	36	47.9	190.5	109.2	143.7	1065.4	214.5
	18	45.4	187.8	110.4	143.9	1005.8	112.2
	18	50.1	192.9	108.4	144.9	1115.1	270.2
150~	36	44.7	216.8	126.0	165.5	1049.4	265.9
	25	43.9	222.3	126.0	167.0	1036.4	240.3
	11	46.1	204.8	126.0	160.0	1078.6	284.1

ヒト 124 例で, 頸動脈—大腿動脈々波速度 (C_1) とともに, 頸動脈—橈骨動脈 (C_2), および, 大腿動脈—足背動脈々波速度 (C_3) を同時に測定した。124 例は, 尋常血圧者 75 例, 高血圧例 49 例であり, 年令分布は, 16 才から 71 才である。

えた各動脈々波速度につき, 年令, および, 血圧を考慮しつつ, 中枢と末梢の脈波速度を比較した。

年令からみた中枢, および, 末梢脈波速度の関係

尋常血圧, および, 高血圧例につき, 年令を, 29 才以下, 30~44 才, 45~59 才, および 60 才以上の 4 群に分けた。表 8 に各年令群の年令, 血圧, および, 各動脈における脈波速度の平均値を示す。また, Q_1 は, 各年令群における C_2/C_1 , Q_2 は, C_3/C_1 を示す。

尋常血圧例の Pm は, 加令にともないやや増加し,

29 才以下の 88.2 mmHg から, 60 才以上では, 106.0 mmHg となった。一方, 高血圧例の Pm は, 年令によって一定の傾向を示さない。

つぎに, 各動脈部の脈波速度を, 尋常血圧例, および, 高血圧例をあわせた平均値でみると, いっぱんに, どの年令でも, 中枢より末梢の脈波速度が大であり, $C_1 < C_2 < C_3$ の関係が成立する (図 27)。ただ, 60 才以上では, $C_2 < C_1 < C_3$ で, 中枢の脈波速度が上肢の脈波速度を上まわった。また, 加令にしたがい, 全体として, $C_2 - C_1$, $C_3 - C_1$ が少なくなる傾向にある。すなわち, C_1 は, 図 28 左のように, 加令にともない, ほぼ直線的に増加するが, C_2 , C_3 では, この増加が, それ程著明でなくなり, とくに, C_2 は, 60 才以上で, かえって減少する。この傾向は, 高血圧例だけをとると, さらに著明

Table 7. P.W.V. in the aorta-femoral artery system and blood pressure (Pm), especially referred to the age.

Old Age (60~) N: 229 (m. 155, f. 74) Ps, Pd, Pm: mmHg, P.W.V.: cm/sec

Pm-Group	N:	Mean Values					Stand. Deviat.
		Age	Ps	Pd	Pm	P.W.V.	
~89 Total m. f.	15	68.7	106.2	62.5	81.5	779.0	153.2
	11	68.2	106.1	64.6	82.6	772.5	159.0
	4	70.0	106.5	57.0	79.0	798.0	
90~99	16	68.6	126.3	69.0	93.5	894.0	
	11	68.8	138.3	68.7	98.7	994.0	
	5	68.4	120.0	69.6	91.6	783.8	
100~109	25	67.4	133.0	79.8	102.3	895.6	203.0
	15	66.6	133.0	79.8	102.3	923.0	227.8
	10	68.7	133.0	79.8	102.3	854.0	155.0
110~119	38	66.0	152.1	84.3	113.3	966.3	143.5
	24	66.4	151.0	84.3	112.8	967.3	151.2
	14	65.4	153.9	84.2	114.2	964.9	142.5
120~129	51	66.8	164.2	88.8	121.3	1067.0	170.2
	35	66.7	163.7	88.0	121.0	1030.5	169.2
	16	67.1	165.0	90.3	122.8	1147.3	190.9
130~139	43	66.0	179.0	97.8	132.3	1060.0	156.0
	30	66.3	180.0	97.8	132.8	1039.0	151.4
	13	65.6	176.8	97.9	131.9	1103.0	160.0
140~149	24	68.3	194.2	103.4	142.9	1053.2	218.4
	14	66.9	196.8	102.8	142.8	1104.7	242.0
	10	70.3	190.4	104.3	141.3	981.2	191.5
150~	17	70.1	211.0	105.4	151.4	1195.5	248.5
	15	70.8	210.6	105.9	151.4	1203.8	255.4
	2	65.5	215.0	102.0	150.5	1133.5	

で、とくに C_3 は、加齢にともない、むしろ減少する。したがって、表8の Q_1 、および、 Q_2 も加齢にともない減少する。

表9に、 C_1 と C_2 、および、 C_1 と C_3 の相関係数 (r) と t 値 (t) を示す。尋常血圧例では、それぞれ、0.352, 0.277 で、 $P = 0.5, 0.25$ として有意の相関を示すが、高血圧例では 0.072, 0.71 となり、相関はなかった。

血圧からみた中枢、および、末梢脈波速度の関係

Pm を 10 mmHg ずつ区切り、脈波速度と血圧の関係をしらべた (表 10, 図 29)。

脈波速度は、各動脈部とも、血圧のまじに比例して、増加するが、これを図 29 でみると、 C_1 は、血圧の増加にともない、S 字状曲線をえがいて増加する。その変曲点は、Pm 93.8 および、143.5 mmHg にあり、そのあ

いだ、Pm 100~139 mmHg では、比較的直線的に増加する。一方、 C_2 、 C_3 も血圧のまじにともない、ゆるやかに増大するが、その勾配は、 C_1 よりゆるやかで、とくに、 C_3 は、かなりの動揺を示す。また、各動脈部、いずれにおいても、Pm 93.8 mmHg から 103.0 mmHg にかけて、脈波速度のいちじるしい増加をみるが、これは、図 29 のように、この点における平均年令の増加が影響していると思われる。

また、同一血圧値における各動脈々波速度を比較すると、年令の場合と同様、 $C_1 < C_2 < C_3$ が成立する。また、 $C_2 - C_1$ は、血圧の上昇にともない、しだいに少なくなる。

この項のまとめ

中枢脈波速度とともに、四肢動脈々波速度を同時測定

Table 8. P.W.V. in central and peripheral artery systems, especially referred to the age.

Normotension N: 75										
Age-Group	N:	Age	Mean Values							
			Ps	Pd	Pm	Aorta-Femoral	Aorta-Radial	Femoral-Dor. ped.	Q ₁	Q ₂
~29	23	23.9	116.3	66.2	88.2	588.0	750.0	870.0	1.28	1.479
30~44	16	36.4	119.8	77.8	95.8	660.7	808.0	980.3	1.22	1.482
46~59	22	53.0	126.1	82.0	101.0	706.7	875.0	965.3	1.24	1.37
60~	14	65.3	131.1	85.7	106.0	860.2	913.4	1071.2	1.06	1.24
Hypertension N: 49										
~29	9	23.4	176.4	111.1	139.0	751.0	1022.0	1245.0	1.37	1.66
30~44	10	41.9	172.8	107.8	135.8	763.3	934.0	969.4	1.22	1.27
46~59	17	53.0	196.0	105.8	144.8	994.5	1067.6	1118.8	1.07	1.12
60~	13	67.2	176.0	98.8	132.8	1038.0	954.0	1119.1	0.92	1.08
Total N: 124										
~29	32	23.8	132.4	78.8	101.8	612.3	826.5	975.4	1.35	1.59
30~44	26	38.5	140.0	89.3	111.3	700.1	856.4	976.1	1.22	1.39
45~59	39	53.1	156.5	92.4	120.4	832.0	958.9	1032.0	1.16	1.24
60~	27	66.2	154.3	92.0	119.0	945.7	932.9	1094.0	0.98	1.15

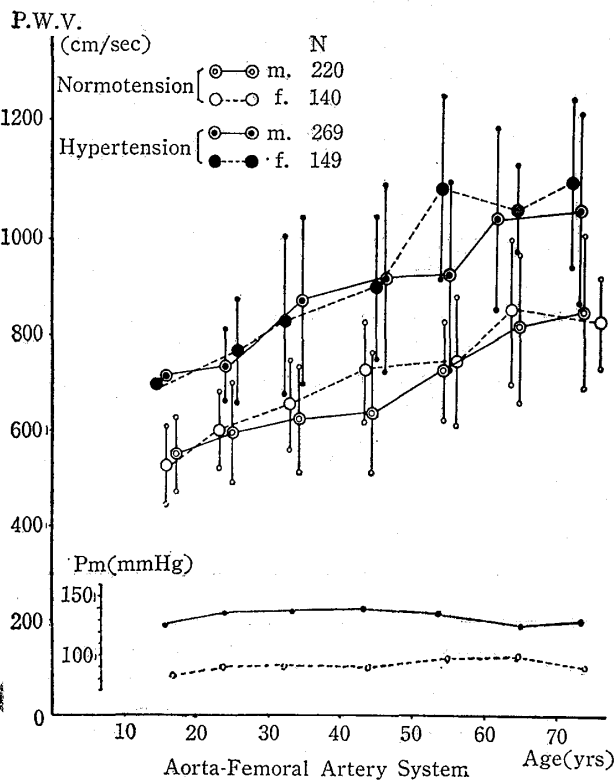


Fig. 24. P.W.V. in the aorta-femoral artery system and age, especially referred to the blood pressure. P.W.V. increases with the increase in age, but hypertensive cases show steeper increase in of P.W.V. in general.

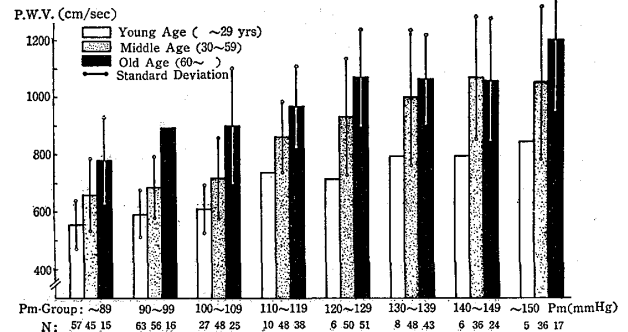


Fig. 25. P.W.V. in the aorta-femoral artery system and age, especially referred to the blood pressure. P.W.V. increases with the increase in Pm.

Table 9. Correlation coefficient between central and peripheral P.W.V. (P = 0.25)

	Aorta-Femoral and Aorta-Radial		Aorta-Femoral and Femoral-Dorsalis pedis	
	r	t	r	t
Normotension	0.352	3.06	0.277	2.47
Hypertension	0.072	0.49	0.071	0.49

した 127 例につき、各動脈々波速度を、年令、血圧を考慮しながら比較した。

各動脈部の脈波速度は、同一の年令、および、血圧では、ほとんどつねに、中枢より、四肢動脈の方が大きな値を示し、 $C_1 < C_2 < C_3$ の関係が成立する。しかし、年令、および、血圧がますますつれ、中枢と末梢の脈波速度の差は少なくなる傾向がある。すなわち、弾性動脈々波速度は、年令、および、血圧のましにつれ、比較的急激に増加するが、四肢筋性動脈々波速度の増大は、それほど著明でない。

ただし、かような場合、脈波速度にたいする年令と血圧の Summation effect を考慮する必要がある。

中枢と末梢脈波速度の相関係数をみると、尋常血圧例では、大動脈気槽系と上肢とは、0.352、下肢とは、0.277 で、 $P = 0.5$ 、 $P = 0.25$ として有意の相関をみるが、高血圧例では、それぞれ、0.072、0.071 となり、相関がみられなかった。

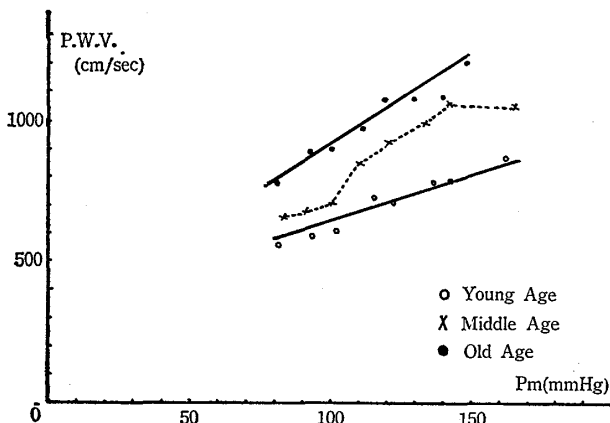


Fig. 26. Same observations as in Fig. 25. (semi-schematic representation). Note steeper increase in P.W.V. in hypertensives than in normotensives.

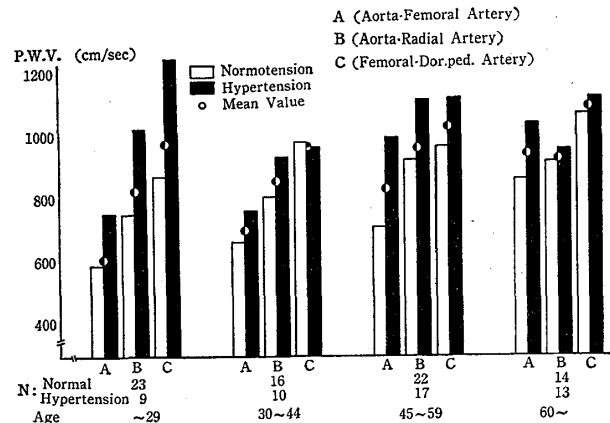


Fig. 27. P.W.V. in central and peripheral artery systems, especially referred to the age. In general, peripheral P.W.V. faster than that of central, but the difference decreases with the increase in age.

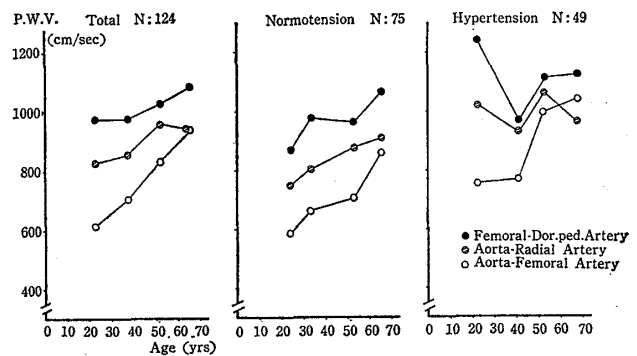


Fig. 28. Same observations as in Fig. 27. Increase in peripheral P.W.V. with age is not so prominent as in central P.W.V.

Table 10. P.W.V. in central and peripheral artery systems, especially referred to the blood pressure (Pm) N: 124

Pm-Group	N:	Mean Values				
		Age	Pm	Aorta-Femoral	Aorta-Radial	Femor.-Dors. ped.
~ 89	25	34.9	85.2	626.0	759.0	894.3
90~ 99	23	36.7	93.8	664.3	782.1	924.0
100~109	16	55.7	103.0	767.2	935.0	1028.8
110~119	11	54.0	114.6	798.1	930.1	972.4
120~129	17	53.3	123.6	846.3	918.7	1096.4
130~139	10	47.7	134.6	877.0	984.2	1100.3
140~149	15	50.5	143.5	984.7	1025.3	1028.5
150~	7	42.3	165.2	973.0	1067.7	1120.3

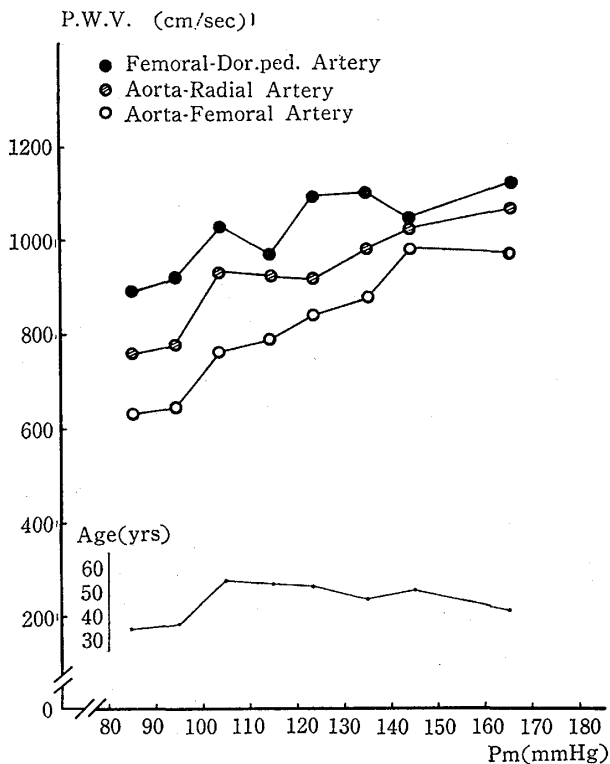


Fig. 29. P.W.V. in central and peripheral artery systems, especially referred to the blood pressure (Pm). Increase in peripheral P.W.V. with blood pressure is not so prominent as in central P.W.V.

D 考 案

I 圧脈波と面積脈波の比較

非観血的に記録した脈波曲線を循環動態の解析, および, それにともなう循環諸量の定量化に用いることは, Frank 学派の Brömser, Ranke¹⁰⁾, Wezler, Böger⁸⁹⁾, および, Wiggers⁹⁰⁾ら, また, 英米では, Bazett⁴⁾, Remington⁶⁵⁾, および, Hamilton¹⁴⁾²⁵⁾ら, 多くの研究がある。われわれの教室でも, 心脈管力学的分析³¹⁾⁴⁰⁾⁶⁹⁾⁷⁰⁾⁷²⁾⁸⁵⁾, および, 面積脈波分析⁴⁹⁾⁷⁶⁾におけるいくつかの業績がある。

日常の臨床では, 観血的に, かつ, くりかえし, 圧, ないし, 流速を測定することが制約される。それゆえ, 圧波の代用となれば, 面積脈波の持つ意味は大きい。しかし, 面積脈波を, 圧波の代用として用いるにさいしては, つぎにのべるいくつかの点が問題となる。

a) 動脈壁の粘弾性特性, とくに Hysterisis の存在
大動脈切片で行なわれた実験が示すように, 動脈壁の

粘弾性特性のため, その圧-容量, あるいは, 張力-歪曲線は, S 字状を描いて Hooke の法則は成立せず, Hysterisis loop を示す⁵⁾²⁵⁾³⁹⁾⁶⁵⁾⁸⁶⁾⁸⁹⁾⁹⁰⁾。また, Bergel は, 心拍動にともなう急激な圧変化にさいしては, 動脈壁に加わる力 (Elastic component) だけでなく, 力が働く時間 (Viscous component) が, 動脈壁の反応をきめる重要な要素であるとした⁹⁾。氏は, これらの要素を含んだ動的な圧-半径関係の指標として, 動的弾性係数を用い, これは, 振動数により変化すると述べた。一方, Peterson らは, 生きたイヌの大動脈で, 圧, および, 半径を同時に記録し, その周波数分析の結果, 生理的範囲の血圧変動では, 張力-歪関係は, ほぼ直線性を示し, 心拍動にさいし, 平均血圧の 30% の圧変動にともなう半径の変化は, 1~3% にとどまり, 時間的にみても, その差は 5 msec 以内であるとした。そして, 従来の圧-容量曲線にみる非直線性は, 生理的範囲をこえた大きな歪が動脈壁に加えられたため生じたものであろうとした¹⁵⁾⁶¹⁾⁶²⁾。Robinson も, 臨床的立場からこれを支持し, 高血圧者にみる脈波頂点の平坦化は, 圧が生理的範囲をこえた結果, 壁の伸展性が失われたためとした⁶⁶⁾。

b) 血流速度と動脈口径の変化

弾性管における拍動粘性流体についての Womersley の仮定⁹²⁾では, $\bar{V}/C = 2\epsilon/R$ ($\bar{V}$: 平均血流速度, C : 脈波速度, 2ϵ : 半径のまし, R : 平均血圧における半径) が成立し, 管の半径の増加は, 血流速度に関係し, 内圧には直接関係しないとされる。一方, McDonald らは, 実験的に, 血流速度と脈圧の位相のずれをみとめ, 血流速度の位相が先行するとした⁵¹⁾。したがって, 半径の最大の拡張が, 最高圧に先行することも考えられる。また, Rushmer⁶⁷⁾は, イヌの大動脈の圧波と周径の同時記録から, 生体では, 最大の周径は最大圧に先行するが, 大動脈切片では, ほぼ同時であるとした。この生体と切片にみる差は, ある程度, 動脈の拡張が血流速度の変化に関係のあることを思わせる。

c) 心拍動にともなう動脈壁の能動的収縮

Heyman²⁶⁾²⁷⁾²⁸⁾らは, イヌの大動脈で同時記録した圧波と脈波曲線の分析, および, 圧波-外径曲線の分析から, 脈波は, 心周期の各相で圧波に先行し, その差は, 主峰の Peak で 10 msec になるとした。そして, かような差が生じる原因を, 心拍動にともなう動脈壁の律動的, かつ, 能動的収縮があるためと説明した。

これと, Wehn⁸⁷⁾, Rushmer らの報告を併せて考えると, Galen 以来議論の多かった動脈の駆血能 (Hasebrock のいった Peripheral heart) の観点から興味

ある。しかし、Peterson は、さきにのべた実験の結果からこれを否定し、McDonald⁵²⁾も、大動脈、あるいは、中動脈において、動脈壁の動的弾性特性に与える平滑筋の影響は、ごくわずかなものと考えた。さらに、Fry¹⁸⁾は、大動脈を生体内から持ちあげると、その断面は、楕円形となり、圧-容量関係が逆転して、内圧がますと口径はかえって減少することがあると指摘し、Wehn らの結果にたいし、疑問をのべている。これは、成績の当否の問題というよりも、生体観察と摘出標本などの成績とを比較するさい注意すべき点である。

d) その他、とくに脈波曲線に Fourier 解析を行なうことにかんする疑問

圧波と脈波を比較するさいには、以上にのべたことのほかに、それぞれの記録方法、および、記録装置のちがいによる差をも考慮すべきである。

われわれが脈波の記録に用いる“Infraton Cardirex 6 System”と圧波の記録に用いる Microtransducer は、周波数特性、および、時定数の点では、實際上、差はない⁹⁾⁹⁵⁾。また、“Infraton”の Pick-up 系は、やく 3 cm の金属棒であり、Microtransducer はカテ先に装着してあるので、少なくとも、Timing の点でも、伝達による差は無視できる。したがって、問題は、記録方法、または、条件の差などとなる。

とくに、面積脈波の採取にさいしては、血管と Pick-up 系の間に、皮膚や皮下組織が介在し、さらに、体の Ballistic force を除去できない点に問題がある。また、脈圧の絶対値、なかんずく、弛期圧レベルを知ることができない。したがって、脈波曲線に Fourier 解析を行なう場合には、たとえ、心周期が一定であり、動脈壁の性質が近似的に線型であると仮定しても、「周期関数 $f(x)$ が、区間 $[-\pi, \pi]$ において、連続的、かつ、なめらか……」⁸⁴⁾という点に問題がある。ゆえに、脈波の Fourier 解析は、あくまで、脈波曲線の振巾経過が、圧波に近似するという仮定にもとづいて、検討する必要がある。

e) 成績の検討

脈波で著明化する、“Anakrote Schulter”は、時相的にみて、血流速度曲線の頂点に、ほぼ一致することから、ある程度、その成因を説明できる。また、晩発性縮期性隆起そのものについては、斎藤⁷⁶⁾のくわしい検討がある。

薬物使用前の圧波と脈波の時間的な差は、立ちあがり点、切痕にかんしては、ほとんど差がない。Noradrenaline、あるいは、Adrenaline 使用后、脈波が先行することについての説明は、これらの薬物が神経、内分

泌を含めた心脈管系へ複雑に影響することを考えると、慎重を要する。しかし、血行力学的には、血流速度の増大、動脈壁の能動的収縮、硬くなった動脈壁を伝わる“Wandwelle”、あるいは、脈波の立ちあがりにたいする“Vorwelle”の干渉が増すことなどの影響が考えられる。

周波数分析による、振動数ごとの相対的波高についても、圧波と脈波は、ほぼ同じような態度を示し、第 1、および、第 2 Harmonic 成分が、波の大部分のエネルギーを占めている点は、これまでの報告と一致する⁵²⁾。また、圧波にくらべると、脈波では、高周波成分の相対的波高の減少がいちじるしい。このことは、脈波が粘弾性特性を持つ動脈壁を伝わるさいには、その高周波成分の減りがよりいちじるしくなるためであろう。図 30 に、薬物使用前の腹大動脈圧波、および、脈波曲線(図 3 左)を、両者の波高を同一にし、かつ、時間的關係は変えずに再合成して示した。脈波曲線は、縮期頂点から重複波の立ちあがりの前まで、および、重複波頂点から弛期の後半にかけて圧波曲線の上方にあり、圧-容量曲線における Hysteresis の存在を示唆する。

Abdominal Aorta

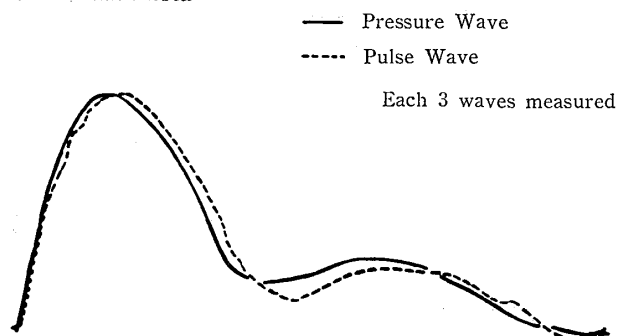


Fig. 30. Comparison of simultaneously recorded pressure and pulse wave tracings making their systolic peak height the same.

II 脈波伝搬にともなう波形の変化と波の伝搬速度

a) 脈波伝搬にともなう波形の変化

中枢から末梢へと行くにつれ、圧波にみる波形の変化については、Peaking 現象に関連して、Hürthle²⁹⁾³⁰⁾、Frank¹⁶⁾¹⁷⁾以来、多くの議論がある¹⁾²⁴⁾⁴²⁾⁵²⁾⁸⁷⁾⁹¹⁾。教室の中村⁵⁶⁾は、大動脈系のみならず、肺動脈系にも Peaking 現象の存在をみとめ、谷口⁹⁵⁾による Microtransducer の開発によって、さらに詳細な検討が行なわれている⁴³⁾。

かような圧波波形の変化の成因については、Damping、圧波構成因子の伝達速度の差、反射、動脈系における局

所的な共振現象, および, 動脈枝の弾性と口径の変化などの要因があげられているが³²⁾⁹¹⁾, すでに, 中村, および, 森川のくわしい検討⁵⁴⁾⁵⁶⁾があるので, ここでは, Burton の Breaking にかんする概念だけについて考案する。氏は, 末梢圧波のなりたちを現象的にとらえ, 波頭のくずれにたとえて説明した¹²⁾。これは, 理論的には, Bramwell-Hill の概念⁸⁾, あるいは, Peterson の Wave distortion の概念²⁰⁾によるものであるが, 反射の影響などは考慮していない。非観血的に記録される面積脈波曲線においても, ほぼ圧波に準じた波形の変化をみるが, その特徴をまとめるとつぎのようである²⁰⁾。

1) 波形全体の円形化, とくに, 縮期主峰の円形化。
2) 上昇脚の急峻化, すなわち, “Gipfelzeit” の短縮。
3) “Anakrote Schulter” の消失, 早期弛期隆起の平坦化。
4) 切痕の消失。
5) 重複波の出現などである。ただし, 教室の村松⁵⁵⁾らは, 最近, 肺動脈の Eky 曲線上に Hürthle 現象の見出しにくい点を指摘した。方法論的にも注目すべきことである。

b) 脈波速度の理論的分析

脈波速度は, Moens, および, Korteweg の, P. W. V. = $\sqrt{Eh/2R\rho}$ (P. W. V.: 脈波速度, E: Young 率, h: 管壁の厚さ, ρ : 血液の比重, R: 平均半径) …(1), または, Bramwell, および, Hill の, P. W. V. = $\sqrt{\frac{dp}{dv}V} = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$ (V: 容積, P: 内圧, K: 比容積弾性率) …(2) であたえられる。これらの等式は, 管壁がうすく, かつ, 非圧縮, 非粘性流体で, 半径が波長に比し, 非常に小さい系にのみ成立する⁵²⁾。

等式(1)については, 動脈系における $h/2R$ は, ほぼ 0.1 以下であり, また水の膨脹係数は, Young 率の $10^3 \sim 10^4$ 倍であるので, 実際には, ほとんど問題はない。しかし, 波が粘性媒質を伝搬するために生ずる減衰は, 無視できない。その結果, 等式(1)の脈波速度は, Bergel⁷⁾らによれば, 大動脈では 5%, 大腿動脈では 10%, 理論値より減少する。また, Woolam⁹⁴⁾がのべたように, 弛期内圧, 血流速度, 血管のねじれ, および, 平滑筋の収縮なども脈波速度を左右する因子として無視できない。

脈波速度の測定法としては, 従来, 二つの方法が用いられている⁸³⁾。

第一は, 脈波曲線における特徴的な一つの点(たとえば, 脈波の立ちあがり点)に注目し, 二つの脈波間の時間的差 (ΔT) と, その距離 (Δl) から, 速度 (c) を求める。すなわち, $C = \Delta l / \Delta T$ 。ただし, この方法は, 波が分散なしに, 全体として進行することを前提とする。

分散のある系では, 反射の影響を無視すれば, C は群速度をあらわすことになる。

第二は, 拍動流伝搬理論²⁷⁾⁷⁵⁾⁵²⁾にもとづき, 脈波曲線の Fourier 解析で求めた各周波数成分の位相差 ($\Delta \theta$) を用いて, 位相速度 (Phase velocity) を求める。すなわち, 位相速度 = $2\pi f \Delta l / \Delta \theta$ (f : 振動数)。この位相速度は, 反射波の影響を考えずに壁と液の特性だけから決定される真の位相速度 (True phase velocity) と区別するため, みかけの位相速度 (Apparent phase velocity) といわれる⁵²⁾。つぎに, みかけの位相速度 (A. P. V.) にかんする多くの観察をまとめる³⁾¹³⁾³⁷⁾⁵²⁾。

1) A. P. V. は, 振動数によって変動する。

2) 低周波成分 (1~2 Harmonic) の A. P. V. は, 振動数による変動性がいちじるしく, 脈波の立ちあがり点で測定した脈波速度より, はるかに高い値を示す。

3) しかし, 比較的高い周波数成分の A. P. V. は, 次第に振動数による変動性を失ない, 立ちあがり点の脈波速度に近づく。

かような低周波数成分における A. P. V. の変動については, 反射波の影響とする人が多い。McDonald, および, Taylor は⁵¹⁾, 脈波の立ちあがり点, あるいは, その近くの点で測定した脈波速度は, 比較的反射波の影響のない高周波成分の A. P. V. を示すもので, ほぼ真の位相速度に近いものとしてよいとのべた。そして, かようにして測定した脈波速度こそ, 動脈壁の弾性特性を知る, もっとも有用な手段になりうるとしたが, O. Frank¹⁷⁾は, 脈波速度測定のさい, 脈波の立ちあがりではなく, 脈波上昇脚下 1/5 の点を採用し, 協研者増田⁷¹⁾も, “Vorwelle” の干渉をさけるためにもこの手法を用いた。

ただし, 以上は, 大きい動脈についていえることであり, 末梢の動脈に行くにつれ, はかりうるすべての周波数成分に反射波の影響がおよぶ可能性があるため, 脈波速度からして, 動脈壁の弾性特性を云々できない。そして, すでに斎藤教授が⁶⁹⁾⁷⁰⁾, くりかえして注意しているように, 現在, わが国の臨床方面で広く用いられている末梢動脈にかんする手法では, 動脈壁の硬さを過大に評価するおそれが充分にある。

一方, 拍動流における圧と血流の関係を示す Impedance も, 振動数の関数として変動するが, 比較的高周波成分では, その変動性を失ない, Characteristic impedance を示すとされる³⁷⁾⁷⁵⁾⁵²⁾。これは, 反射の影響のない Impedance と定義され, 血管の Dimension と壁の弾性特性とにより決定される。また, 真の位相速度 (C_0) と Characteristic impedance (Z_0) の関係は,

Womersley⁹³⁾ により, $Z_0 = \frac{\rho C_0}{\sqrt{1-\sigma^2}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'}} e^{-i\epsilon/2} (\sigma :$

Poisson 比, $i = \sqrt{-1}$, M' , および, $\epsilon : \text{Womersley}$ の Nondimensional parameter α) で示され, 実験的にも, 理論的にも, 血管系における C_0 と Z_0 のあいだには密接な関係があることを示す。

c) 成績の検討

末梢脈波形のなりたちにかんして Burton がいった Breaking だけでは, 脈波の上昇脚の中間にみる伝搬時間の一過性の増しを説明できない。この場合, 動脈壁の特性以外に, 前述した種々の要因, とくに反射波の影響などを考慮する必要がある。

ヒトの脈波曲線を Fourier 解析してえた, 各振動数ごとの見かけの位相速度の変化は, 若年健常例にかぎり, 中枢でも, 末梢でも, McDonald らが, イヌの大動脈圧波でみた事実と一致した⁵²⁾。すなわち, 第 3, あるいは, 第 4 Harmonic 以下の A. P. V. は, 脈波の立ちあがり, あるいは, 上昇脚の下 1/5 点の脈波速度に近似する。ただし, 氏らが予想した, 末梢動脈部における高周波成分の A. P. V. の変動性は, 若年健常例では, ほとんどみられなかった。

一方, 老年高血圧例では, 振動数がましても, A. P. V. の変動性が失われない例があり, これにたいする説明は, 圧—流れ関係のみならず, 動脈壁の性状などの条件によっても複雑になる。ただし, かような例では, 末梢における第 2, 3 Harmonic の相対的波高の増加がいちじるしくなく, また, 重複波の形式も弱いことを考慮すれば, より短い波長の反射波が生じて, これが, 高周波成分の A. P. V. に影響を与えている可能性はある。

III 基礎振動について

末梢脈波にみる重複波について, O. Frank は, 動脈系に成立する定常波 (基礎振動) の表現¹⁶⁾としたが, それ以来, 大動脈気槽系末梢端の決定に関係して議論があり^{10) 16) 21) 88) 89)}, また最近では, Gadermann らにより, さらに積極的な血行力学的意義が与えられようとしている^{19) 20) 34)}。

a) 大動脈気槽系の長さとの重複波

O. Frank は¹⁷⁾, 動脈系の長さ (l) と基礎振動の波長 (λ) のあいだに, $l = 1/2 \lambda = 1/2 P. W. V \cdot Ta$ が成立するとした。この場合, 系の両端は閉管となり, 系の中間に腹が生ずる。一方, Wezler と Böger⁸⁹⁾は, 大動脈気槽系の長さを主管の基礎振動波長の $1/4$ とし, この長さは, ほぼ弾性動脈の長さに一致し, 解剖学的には,

心—ソ径靱帯の長さとなり, 各個体によっても大差はない ($P. W. V \cdot Ta = k$) と考えた。この場合, 系の一端 (末梢端) は開管, 一端 (中枢端) は閉管となる。また, Brömser と Ranke¹⁰⁾は, 大動脈気槽系の長さは, 縮期の長さに比例して, 時々刻々変動するとし, この点では, O. Frank 学派のあいだでも意見が分かれている。

最近, Jungmann³⁴⁾らは, イヌの実験による結果から, いちじるしい循環障害のないかぎり, $P. W. V \cdot Ta$ が, ほぼ一定値を示すとのべている。

一方, 基礎振動, および, 重複波にたいする血行力学的意義には, なお不明な点が多い。

大動脈の気槽作用は, 縮期に貯留した血液を, 弛期に逐次, 末梢へ駆出して, 弛期におけるいちじるしい圧の降下を防いで, 拍動性の圧, および, 流れを末梢部で定常流形態に近づけることにある。このさい O. Frank 学派の Wetterer⁸⁾は, 強盛な基礎振動が存在するとすれば, 末梢流の平滑化の点からみると, むしろ, さまたげになるとし, かような, 基礎振動の血行力学的意義をほとんどみとめていない⁸⁸⁾。

しかし, 中枢脈波にみる早期弛期隆起が, 基礎振動のあらわれとすれば, 基礎振動によって, 中枢における弛期圧の急激な低下が防がれるとも考えられる。さらに, Liebbau のモデル実験で示唆されるように^{46) 47)}, 基礎振動による脈圧の増加は, 末梢への血流供給を容易にするであろう。すなわち, 基礎振動の存在は, 弛期における末梢血流, とくに, 心冠血流の維持²³⁾に有意であろうと思われ, 協研者増田らの業績⁷¹⁾も, これを支持するかのようと思われる。

また, Gadermann¹⁹⁾, および, Millahn⁵³⁾らは, 循環調節の充分行なわれている健常人では, 心周期と基礎振動時間のあいだに, $2:1$, あるいは, $3:1$ の整数関係が成立し, それが, 末梢脈波の波高, および, 重複波をより高めると報告している。そして, さきにのべた, Jungmann らの実験の結果, すなわち, $P. W. V \cdot Ta = k$ の成立とともに, 充分強盛な重複波の存在は, 動脈系において, 至適の共振条件があることを示すとした。

b) 成績の検討

わたくしの実験的, あるいは, 臨床的観察でも, $P. W. V \cdot Ta$ は一定の値をとる傾向にあり, Frank, および, Wezler のいうように, 大動脈気槽系の末端は, 個体により, ほぼ一定であると思われる。

また, 見かたをかえて, 脈波の Fourier 解析でえた相対的波高に注目すると, とくに, 若年健常例では, 末梢に行くにつれ, 重複波の Peaking に伴って, 第 2, 3 Harmonic 成分が増大する傾向がいちじるしい。さ

らに, かような若年健常例では, 心周期と基礎振動時間の比 (Th/Ta) が, 比較的 2 に近い値をとり, 重複波も, Th/Ta が一定の傾向を示さない老年高血圧例にくらべ, 明らかに大きいことも考えあわせれば, 脈波々長の $1/2 \sim 1/3$ の波長の反射波が生じ, それが, 重複波の成因, ならびに, その Peaking と密接な関係をもつことが充分考えられる。

この研究をしている経過中, 腹部大動脈瘤を切除し, 代用血管を挿入した一症例につき, 術前, および, 術後の大腿動脈脈波曲線の変化, とくに重複波の変化を観察しえた。

症例: O. K. 49 才, 男

現病歴: 昭和 39 年 10 月, 右下腹部痛, および, 回盲部の拍動性腫瘍のため当科へ入院。

図 31 のように, 腎動脈分岐より両側の内, 外腸骨動脈分岐部附近におよぶ, のう状の動脈瘤をみとめた。昭和 40 年 1 月, 横浜市大, 和田外科に転科, 大動脈瘤を切除し, 代用血管として, Crimped teflon tube を挿入し, その周囲を動脈外膜で被覆した。

図 32, 表 11 に, 術前, 後の左右大腿動脈々波形, および, 血行力学的数値を示す。術前の脈波では, やや重複波が小さいほか, 病的所見をみないが, 術後 4 カ月では “Pulsus tardus” の傾向, とくに重複波の平低化のほか, 切痕をみとめた。頸動脈々波では, 早期弛期隆起の平低化をみた。しかし, 経過につれ, 重複波は, ふたたび次第に著明になり, 切痕は消失し, 全体として, 尋常な脈波形に近づいた。脈波速度は, 術前にくらべ, 術後 2 カ月で, いちじるしく増加したが, 31 カ月では, ふたたび減少の傾向をみた。脈管容積弾性率 (E') にも, ほぼ同様の傾向をみとめた。

Alexander¹⁾は, 図 33 のように, 大動脈系の横隔膜の高さでは, 多くの分枝のため抵抗が急激に減弱し, そこで一種の定常波を生じ, それが大腿動脈々波の重複波, および, 頸動脈々波の弛期早期隆起を形成するとした。また, この部分の抵抗の増加は, 重複波, および, 弛期早期隆起を減弱させるとした。この例の術後の脈波形変

化は, Jungmann³³⁾らが, イヌの腹大動脈にポリエチレン管を挿入してえた脈波形と一致し, 主として, Teflon 管挿入により生じた抵抗の増加のため起こっていると考えられるが, 術後 31 カ月の脈波曲線の尋常化, および, 脈波速度, E' の減少にたいする説明は容易でない。術後は, Teflon 管の上で脈波を描記できないので, 動脈系

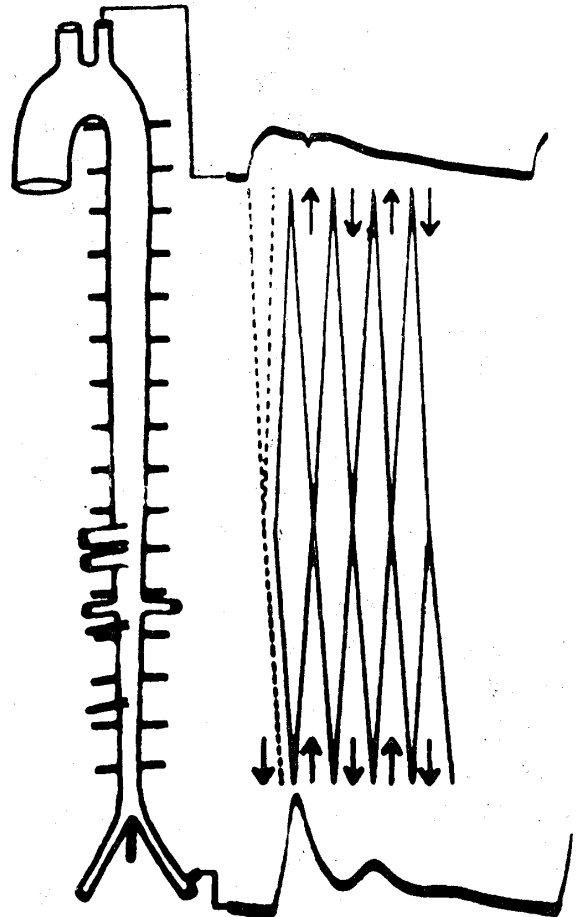


Fig. 33. Schematic diagram of the standing wave pressure undulations related to a scale drawing of the aorta and its major branches (left) and to actual pressure pulse recordings (right) obtained from the aortic arch and the femoral artery. (Alexander, R.S. 1952)

Table 11. Cardiovascular dynamics before and after the operation.
O. K. m. 49 yrs Abdominal aortic aneurysm

	BP (mmHg)	RR (/min)	P.W.V. (cm/sec)	λ (cm)	E (dyn/cm ²)	Vs (cc)	H. fem
Before the operation	148/98	53.1	788	253	2570	52	-0.02
4 months later	146/98	65.6	1000	210	3080	42	-0.19
10 months later	156/98	57.5	1021	—	—	—	—
31 months later	136/94	79.8	891	257	2815	40	-0.14

の循環調節機能, すなわち, ホメオステージスにかんする考案は行なわない (術後 31 カ月は, 和田達雄教授の再診をうけたさい, 血栓形成はないといわれた)。

IV 脈波速度の臨床的観察

a) 中枢の脈波速度

脈波速度の測定は, ヒトで比較的容易に, 動脈壁の弾性を知りうる方法であるが, そのさい, 脈波速度は, 動脈壁の器質的硬化だけでなく, 斎藤教授が, 十年以上くりかえしてきたように⁶⁹⁾, 機能的硬化をも含めた動脈管全体の弾性を示すものと考えらる必要がある。したがって, その動揺, あるいは, 再現性を充分考慮して評価しなければならない。これについては, Jungmann³²⁾がくわしい研究を発表しているが, 教室の宇佐美⁸⁵⁾も, 短時間内の脈波速度の自然動揺を観察し, 10 分間においては, 尋常血圧者で, ほぼ, $\pm 10\%$, 高血圧者で, $\pm 15\sim 18\%$ 動揺するとのべた。

また, 脈波速度に影響を与える疾患としては, 高血圧症, 動脈硬化症^{4) 45) 50) 68) 77) 80) 81)}, 糖尿病⁹⁴⁾, 心冠疾患⁸²⁾ (以上, 増加), および, 貧血, 甲状腺機能亢進症, 大動脈弁閉鎖不全^{35) 36)}, 動脈閉塞性疾患²⁰⁾ (以上, 減少) などがあげられるが, 諸家により, 意見はかならずしも一致しない。とくに, 動脈硬化症は, その生ずる位置により, 脈波速度の示す態度も複雑になる^{41) 80)}。

中枢の脈波速度は, 一般に, 年令, および, 血圧の高まりに比例して増大する。

わたくしのみた高血圧例の脈波速度一年令曲線は, 尋常血圧例よりも急峻で, これまでの報告と一致する^{78) 79)}。これは, 圧-容量曲線から, 圧の高い方が, 加令にともなう大動脈容積, および, $\frac{dp}{dv}$ のましが, いちじるしいことから推察できる⁸⁶⁾。しかし, これをただちに, 高血圧者の方が, 大動脈の老令化が急速なためとする Schimmler らの意見⁷⁸⁾には, 賛成しがたい。この場合, 高血圧にともなう神経, 内分泌の影響を含めた動脈壁の機能的硬化の年令差をも考慮すべきであろう。わたくしのみた尋常血圧例の脈波速度一年令曲線は, 図 34 のように, Wezler らと類似し, Schimmler らが示したような高令層における曲線の急上昇はみなかった^{20) 37) 38) 60) 78) 79) 89)}。Wezler の結果にたいし, Schimmler は, 血圧と年令の Summation effect を考えるべきだとしているが, わたくしの例では, 加令による血圧のましは, わずかであり, かようなことだけでは説明がつかない。大動脈壁の相対的な壁の厚さは, 加令にともない減少する⁴⁵⁾。したがって, 高令層におけるかような脈波速

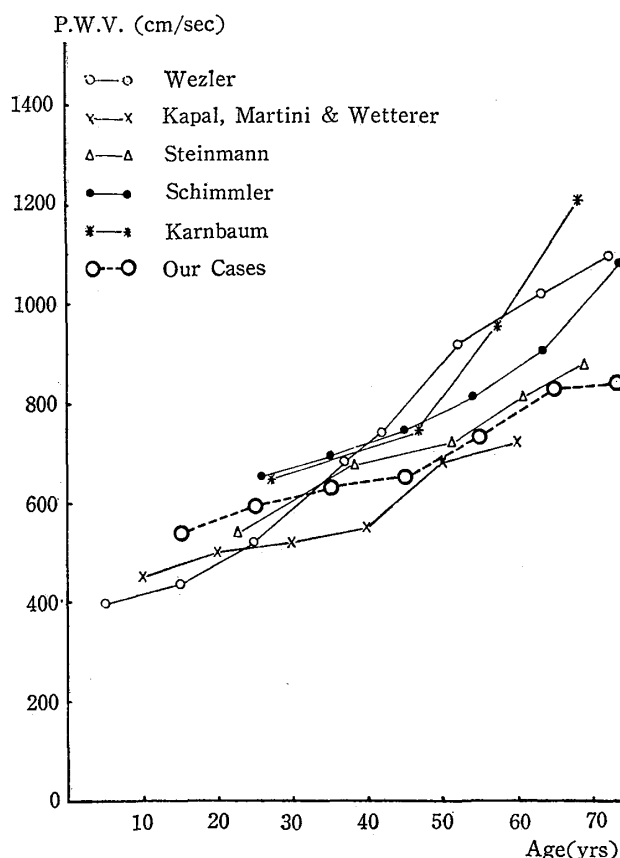


Fig. 34. Correlations of P.W.V. in aorta-femoral artery system and age in normotensives reported by several authors and ours. Our results resembled to those of Wezler or Kapal. In our results, steep increase at older age groups was not observed as in Karnbaum's or Schimmler's. (aorta-femoral artery system)

度曲線の平坦化は, かならずしも, 直接, 弾性率の変化を示すものではなく, このさい, 硬化した大きい動脈の口径のましによっても, 弾性率の増加は, ある程度, 代償されうること考えるべきであろう。

性別による脈波速度の態度についても, 諸家の意見^{35) 36) 78) 89)}は, かならずしも一致しないが, わたくしの相当数の例では, 一般に, 女性の方が有意に大きな値を示した。

脈波速度-血圧曲線では, 老年者より急峻な曲線を見, この点では Schimmler の結果と一致する^{78) 79)}。ただし, この場合, ある一定の血圧値以下では, 老年者の脈波速度が若年者より小さくなることも想定され, これは, 大動脈でみる比容弾性率-圧曲線の関係と同様である⁸⁶⁾。しかし, 高い血圧範囲における曲線の上昇は, 若年でも, 老年でも, それほど著明ではなく, 臨床観察では, Burton らのいう Collagenous effect¹¹⁾を確認

できなかった。

b) 中枢と末梢の脈波速度の関係

末梢動脈の脈波速度についての報告は, 中枢のものにくらべると, ややすくないが, Wezler⁸⁹⁾, Gauer²²⁾, Kapal³⁷⁾ら, 最近では Zangeneh⁹⁶⁾らの報告がある。

図 35 に, 先人の例とわたくしの例とを対照し, 尋常血圧例の下肢脈波速度-年齢曲線を示す。いずれも, 曲線の経過は, よく似ており, 加齢にともない, ごくゆるやかな上昇を示す。

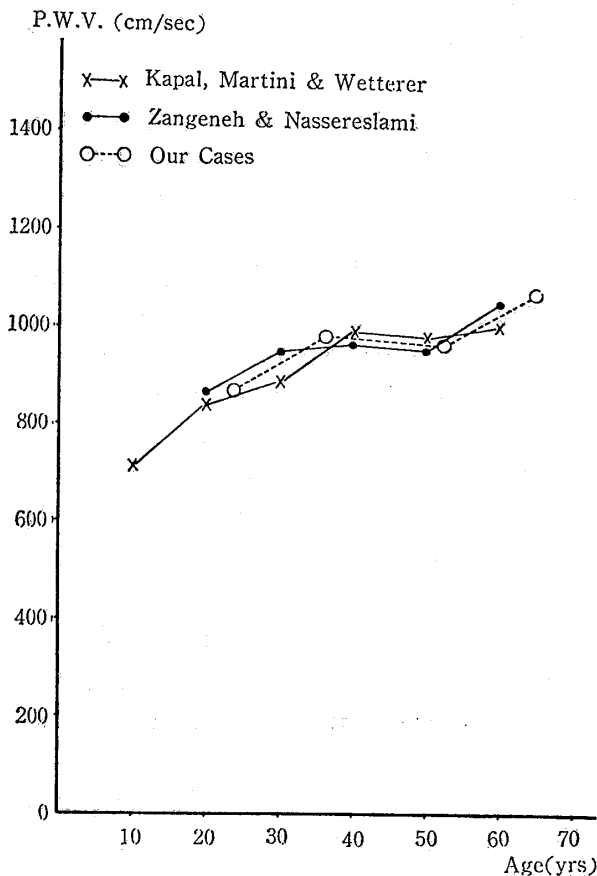


Fig. 35. P.W.V. in femoral-dor. ped. artery system and age by Kapal et al, Zangeneh & Nasserelami, and ours. (Normotensives)

一般に, 脈波速度は, 中枢から末梢に行くにつれ増大するとされ, それは, 動脈壁の性状の変化¹¹⁾ (弾性動脈から筋性動脈への移行), および, 相対的な壁の厚さのましなどのためといわれるが, とくに, 動脈壁にある平滑筋の収縮状態いかに, 末梢脈波速度を決定する重要な要素となろう⁹⁶⁾。これはまた, それだけ末梢の脈波速度が機能的に変化しうることを示している。

わたくしの観察でも, 末梢の脈波速度は, 中枢よりも大きい値を示す傾向にあったが, とくに, 年齢, あるいは, 血圧にたいする態度は中枢と末梢とのあいだに, か

なりははっきりした差があった。すなわち, 末梢の脈波速度は年齢, および, 血圧のましにたいする増大が, 中枢ほどいちじるしくなく, 高血圧例では, 加齢にともない, また, 老年者では, 血圧のましにともない, むしろ減少し, 中枢の脈波速度と反対の傾向さえみとめることもあった。

これは, 弾性動脈と筋性動脈のあいだに, 加齢にともなう器質的变化のおこりかたに差があるばかりでなく, それを代償する口径の拡張, および, 長さの延長の程度にも差があるためであろう。さらには, 老令にともなう自律神経の変調, 平滑筋の生理的な緊張の変化も考慮すべきことである。これに, 高血圧が加われば, 平滑筋の収縮状態いかににより, 末梢脈波速度は, さらに複雑に修飾されることになる。

最近, 心電曲線と四肢動脈々波曲線から測定した脈波速度を, 動脈硬化の指標とすることが行なわれている³⁶⁾⁵⁸⁾⁵⁹⁾。このさい, 方法論的にも, 心の変形期, および, 緊張期は考慮さるべきであり, また, 以上のべたように, 動脈の部位により脈波速度の生理的態度が異なることを, 評価にあたって慎重にすべきであると思われる。

E ま と め

I 基礎的検討

はじめに, 圧波と脈波の同時記録により, 両者を比較検討し, ついで, 面積脈波における Breaking 現象, 脈波速度と位相速度, 脈波速度と基礎振動時間の関係 (大動脈気槽系の末梢端について), および, 末梢脈波にみる重複波など, 面積脈波を血行力学分析に応用するさい大切なことがらにつき, 圧波での観察と対比しつつ, 基礎的検討を行なった。

脈波曲線の記録は, ヒト, または, イヌで, “Infraton Cardirex 6 System” を用い, 圧波曲線の記録は, イヌで, 主として教室で開発したカテ先 Microtransducer を用いて行なった。

a) イヌ (No. 1, 2) の大動脈で, 圧脈波と面積脈波を同時, かつ, 同一部位で記録し, 両者を形態的, 時間的, および, 周波数分析の面から比較検討した。自然観察における圧波と脈波は, 比較的近似した態度を示す。しかし, Noradrenaline, および, Adrenaline 負荷後では, とくに時間的に, 脈波が圧波に先行する傾向をみた。

b) イヌ (No. 3) の大動脈引き抜き圧波曲線, および, ヒト (若年尋常例 5 例, 老年高血圧例 5 例) の頸動

脈、大腿動脈、および、足背動脈々波曲線につき、上昇脚の各対応点の伝搬時間 (ΔT) の面から、Breaking 現象を観察した。少なくとも、ヒトの脈波曲線では、上昇脚中間部で ΔT は一旦延長し、Breaking 現象だけでは説明できない。

c) b と同じ圧波、および、脈波曲線に周波数分析を行ない、みかけの位相速度 (A. P. V.) をもとめた。若年尋常例の A. P. V. は、中枢でも末梢でも、振動数がまずに従い変動性を失ない、脈波の立ちあがり点、および、上昇脚下 $1/5$ の点で測定した脈波速度に近似し、いわゆる True phase velocity を示すものと思われる。

一方、老年高血圧例では、比較的高周波成分の A. P. V. にも、反射の影響と思われる変動性のみられる例があった。圧波においても、A. P. V. は、振動数のましにつれ、変動性を失ない、安定する傾向をみる。

d) ヒト (20 例)、および、イヌ (No. 4, 5, 6, 7) における観察では、大動脈気槽系の脈波速度と大腿動脈々波の基礎振動時間の積は、ほぼ一定の値をとり、大動脈気槽系の長さが個体により固定しているという印象をうけた。

e) b と同じ対象 (ヒト) の大腿動脈、および、足背動脈々波における重複波の大きさと、周波数分析でえた相対的波高の関係をしらべた。重複波と第 2, 3 Harmonic の相対的波高は、ともに、末梢に行くにつれて増大し、この傾向は、とくに若年健常群で著明である。この群では、心周期と基礎振動時間の比も、2 に近い値を示し、これらの周波数成分の相対的波高の増大が、反射 (基礎振動) と関係のあることを思わせた。

II 脈波速度の臨床的観察

a) 中枢の脈波速度

ヒト、778 例 (尋常血圧例 360 例、高血圧例 418 例) の頸動脈～大腿動脈々波速度を測定し、年令、血圧、および、性との関係をしらべた。

1) 中枢脈波速度は、加令に比例して増加するが、尋常血圧例にくらべ、高血圧例の増加の割合は、比較的直線的である。

2) とくに、中・老年群では、脈波速度は、男性より女性で、有意に大きな値を示した。

3) 脈波速度は、血圧のましに比例して増加するが、とくに、老年群で、その傾向がいちじるしかった。

4) 尋常血圧例の脈波速度一年令曲線は、Wezler および、Kapal らのものと似ていた。

b) 中枢と末梢の脈波速度の比較

ヒト 124 例 (尋常血圧者 75 例、高血圧例 49 例) で、

中枢、および、上、下肢の脈波速度を同時に測定し、年令、血圧などを考慮して比較した。

1) 一般に、末梢の脈波速度は、中枢の脈波速度より大きな値を示す。

2) しかし、年令、および、血圧が増すにしたがい、その差は減少する。すなわち、末梢の脈波速度は、中枢にくらべ、年令、および、血圧の増しにともなう増大がいちじるしくない。

3) 中枢と末梢の脈波速度の生理的態度の相違は、動脈硬化の指標として脈波速度を用いるさい、充分注意しなければならない点である。

本論文要旨は、第 63 回日本内科学会総会、第 6 回日本脈管学会総会、第 7 回脈管学会総会、第 45 回日本循環器学会関東甲信越地方会において発表した。

稿を終るにあたり、終始、御懇篤な御指導と厳正な御校閲を賜った恩師、斎藤十六教授に厚く御礼申し上げます。この研究を行なっている間に、1964 年、15th I. C. S. M. (Tokyo) において、Prof. Gadermann、および、Prof. Jungmann と、また、1965 年、6th I. C. M. E. & B. E.、ならびに、I. C. P. S. (Tokyo) において、Prof. McDonald、および、Prof. Peterson と討論する機会をえ、親しく御教示いただいたことは感謝にたえません。また、貴重な手術例の発表をさせていただいた横浜市立大学和田達雄教授に感謝致します。おわりに、御援助をいただいた増田善昭博士をはじめ、教室の諸兄に御礼を申し上げます。

本研究に要した費用の一部は、昭和 41 年度文部省研究費交付金 (各個研究) によったことを附記し、謝意を表します。

E 文 献

- 1) Alexander, R. S.: Factors determining the contour of pressure pulses recorded from the aorta. Federation Proc. 11, 738-749, 1952.
- 2) Attinger, E. O.: Pulsatile Blood Flow. McGraw-Hill Book Co. 1964.
- 3) Bargainer, J. D.: Pulse wave velocity in the main pulmonary artery of the dog. Circul. Res. 20, 630-637, 1967.
- 4) Bazett, H. C. & Dreyer, N. B.: Measurements of pulse wave velocity. Amer. J. Physiol. 63, 94-116, 1922.

- 5) Bergel, D. H.: The static elastic properties of the arterial wall. *J. Physiol.* **156**, 445-457, 1961.
- 6) Bergel, D. H.: The dynamic elastic properties of the arterial wall. *J. Physiol.* **156**, 458-468, 1961.
- 7) Bergel, D. H. & Milnor, W. R.: Pulmonary vascular impedance in the dog. *Circul. Res.* **16**, 401-415, 1965.
- 8) Bramwell, J. C. & Hill, A. V.: The velocity of the pulse wave in man. *Proc. Roy. Soc. B.* **93**, 298-306, 1922.
- 9) Brecht, K. & Boucke, H.: Neues elektrostatisches Tiefmikrophon und seine Anwendung in der Sphygmographie. *Pflügers. Arch. f. die gesamte Physiologie.* **256**, 43-54, 1952.
- 10) Broemser, P. u. Ranke, O. F.: Über die Messung des Schlagvolumen des Herzens auf unblutigen Weg. *Z. Biol.* **90**, 467-507, 1931.
- 11) Burton, A. C.: Relation of structure to function of the tissues of the blood vessels. *Physiol. Rev.* **34**, 619-642, 1954.
- 12) Burton, A. C.: Physiology and Biophysics of the circulation. pp. 156, Chicago, Year Book Medical Publishers Inc. 1965.
- 13) Caro, C. G. & Harrison, G. K.: Observation on pulse wave velocity and pulsatile blood pressure in the human pulmonary circulation. *Clin. Sci.* **23**, 317-329, 1962.
- 14) Dow, P. & Hamilton, W. F.: An experimental study of the velocity of the pulse wave propagated through the aortia. *Amer. J. Physiol.* **125**, 60-65, 1939.
- 15) Feigl, E. O., Peterson, L. H. & Jones, A. W.: Mechanical and chemical properties of arteries in experimental hypertension. *J. Clin. Invest.* **42**, 1640-1647, 1963.
- 16) Frank, O.: Der Puls in den Arterien. *Ztschr. Biol.* **46**, 441-553, 1905.
- 17) Frank, O.: Der arterielle Puls. *Sitzungsber. Ges. f. Morph. u. Pathol. München*, **37**, 33-54, 1926.
- 18) Fry, D. L.: Pulsatile Blood Flow, ed. by Attinger, E. O. pp. 449, McGraw-Hill Book Co. 1964.
- 19) Gadermann, E., Hildebrandt, G. u. Jungmann, H.: Über harmonische Beziehungen zwischen Pulsrhythmus und arterieller Grundschiwingung. *Z. Kreislaufforschg.*, **50**, 805-819, 1961.
- 20) Gadermann, E. u. Jungmann, H.: Klitische Arterienpulsschreibung. 1964. Leipzig.
- 21) Gebhardt, W., Nellinger, E., Meier, G. u. Reindel, H.: Die physikalische Kreislaufanalyse (Ein Vergleich der Methoden von Wezler-Böger und Broemser-Ranke). *Arch. Kreislaufforschg.*, **49**, 49-83, 1966.
- 22) Gauer, O.: Über die Pulswellengeschwindigkeit in Aorta und Beinarterien des Menschen. *Z. Kreislaufforschg.* **28**, 7 (1936) zit. nach Gadermann et al. 1964.
- 23) Gregg, D. E.: The phasic and minute coronary flow. *Amer. J. Physiol.* **114**, 609, 1935. zit. nach Jungmann, H. et al. (1958).
- 24) Hamilton, W. F. & Dow, P.: An experimental study of standing waves in the pulse propagated through the aorta. *Amer. J. Physiol.* **125**, 48-59, 1939.
- 25) Hamilton, W.F.: The arterial pulse. in *Cardiology*, Vol. I, Part 2, 132-138, 1959, McGraw-Hill Book Co. ed. by Luisada. A. A.
- 26) Heyman, F.: The arterial pulse as recorded longitudinally, radially and intra-arterially on the femoral artery of dog. *Acta Med. Scand.* **170**, 77-81, 1961.
- 27) Heyman, F. & Stenberg, K.: The effect of stellate ganglion block on the relationship between extra- and intra-arterially recorded brachial pulse waves in man. *Acta Med. Scand.* **171**, 9-11, 1962.
- 28) Heyman, F.: Comparison of intra-arterially and extra-arterially recorded pulse waves in man and dog. *Acta Med. Scand.* **157**, 503-510, 1963.
- 29) Hürthle, K.: Gestaltung und Wirkung des Arterienpuls. *Arch. Kreislaufforschg.* **14**, 96-154, 1944.
- 30) Hürthle, K.: Über den Ursprungsort der sekundären Wellen der Pulskurve. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **47**, 17-34, 1890. Cit. by Krocker, E. D. & Wood, E. H. (1955).
- 31) 稲垣義明: 臨床に 応用されつつある 循環力学的 分析法の検討, 日内会誌, **45**, 1161-1190, 1957.
- 32) Jungmann, H.: Kritisches zur Pulskurvenregist-

- rierung und ihrer Auswendung. Z. ges. exp. Med. 122, 65-75, 1953.
- 33) Jungmann, H. u. Erdmann, W. D.: Über den Puls in sklerotischen Arterien. Z. Kreislaufforschg. 45, 252, 1956.
- 34) Jungmann, H., Erdmann, W. D. & Heye, D.: Über das Wesen der arteriellen Grundschwingung (Dikrotie) und ihre Bedeutung für die Hämodynamik. Arch. Kreislaufforschg. 28, 153-171, 1958.
- 35) 加藤政孝: 脈波伝達速度, 医学のあゆみ, 35, 51-58, 1960.
- 36) 加藤政孝・ほか: 血圧と脈波伝達速度の関連について, 呼吸と循環, 8, 379-385, 1960.
- 37) Kapál, E., Martini, F. u. Wetterer, E.: Über die Zuverlässigkeit der bisherigen Bestimmungsart der Pulswellengeschwindigkeit. Z. Biol., 104, 75-86, 1951.
Cit. by McDonald, D. A. (1960).
- 38) Karnbaum, S.: Elastizität und Morphologie des Aortenwindkessels beim Bluthochdruck. Arch. Kreislaufforschg. 34, 18-74, 1961.
- 39) Kenner, Th. u. Wetterer, E.: Zur Phasenbeziehung zwischen den Pulsationen des Drucks und des Querschnitts von Arterien. Arch. Kreislaufforschg. 51, 160-163, 1966.
- 40) 木下安弘: 健常, および, 病態における心, 脈管力学, とくに, Blumberger-Holldach 法, ならびに, Wezler 法による研究について, 千葉医会誌, 34, 92-129, 1958.
- 41) Klein, K.: Untersuchungen über des Verhalten der Pulswellengeschwindigkeit in der Arteria Carotis Interna. Z. Kreislaufforschg. 51, 477-484, 1962.
- 42) Kroeker, E. J. & Wood, E. H.: Comparison of simultaneously recorded central and peripheral arterial pressure pulses during rest, exercise and tilted position in man. Circul. Res. 3, 623-632, 1955.
- 43) 栗原伸夫: 超小型圧変換器による肺動脈圧波の研究, とくに, 右室力学的数値と Fourier 解析を中心として, 千葉医会誌, 43, 539-563, 1967.
- 44) Lax, H., Feinberg, A. W. & Cohen, B. M.: Studies of the arterial pulse wave. I. The normal pulse wave and its modification in the pressure of human arteriosclerosis. J. Chron. Dis. 3, 618-631, 1956.
- 45) Learoyd, B. M. & Taylor, M. G.: Alternations with age in the viscoelastic properties of human arterial walls. Circul. Res. 18, 278-292, 1966.
- 46) Liebbau, G.: Herzpulsation und Blutbewegung. Z. ges. exp. Med. 125, 482, 1955. Zit. nach Gadermann, E. u. Jungmann, H. (1964).
- 47) Liebbau, G.: Ursache und Wirkung des hohen Druckgefalles im Arteriolenbereich. Z. Kreislaufforschg. 47, 385, 1958. Zit. nach Gadermann, E. u. Jungmann, H. (1964).
- 48) Luchsinger, P. C., Sachs, M. & Patel, D. J.: Pressure-radius relationship in large blood vessels of man. Circul. Res. 11, 885-888, 1962.
- 49) 増田善昭: 循環器学における臨床的ならびに, 実験的観察, I. 動脈脈波の“Vorwelle”についての臨床的観察, II. 頸動脈洞神経線維, および, 大動脈神経線維にかんする形態学的補遺, 千葉医会誌, 40, 482-505, 1964.
- 50) 松尾 昇: 脈波速度の検索, 日本循環器学誌, 3, 53-54, 1937.
- 51) McDonald, D. A. & Taylor, M. G.: The hydrodynamics of the arterial circulation. In Progress in Biophysics, 9, 107-173, 1959, London: Pergamon Press. Cit. by McDonald, D. A. (1960).
- 52) McDonald, D. A.: Blood Flow in Arteries. London, Edward Arnold Publishers, Ltd. 1960.
- 53) Millahn, H. P. u. Eckermann, P.: Das Verhältnis von Pulsperiodendauer zu Grundschwingungsdauer bei Arbeitsleistung. Z. Kreislaufforschg. 55, 1097-1103, 1966.
- 54) 森川幸月: Fourier 解析による, 肺動脈圧波の Peaking 現象の研究, 千葉医会誌, 41, 612-643, 1966.
- 55) 村松 準・ほか: Electrokymography (Eky) による小循環系の脈波伝搬について, 第7回, 日本胸部疾患学会, 昭和42年10月18日(新潟)発表
- 56) 中村 仁: 肺循環における Peaking 現象, とくに, 肺循環力学的因子を中心として, 千葉医会誌, 37, 171-195, 1941.
- 57) Nakamura, Y. et. al.: A Fourier-Bessel analysis of the pulmonary arterial pressure waves.: The 6th International Conference on Medical Electronics and Biological Engineering, August 26

- 1965, at Tokyo.
- 58) 長尾 透・ほか: 脈波伝搬速度の自動連続測定法について, 第6回日本 ME 学会大会予稿集, 1967, (東京)
- 59) Nye, E. R.: The effect of blood pressure alteration on the pulse wave velocity. *Brit. Heart J.* 26, 261-265, 1964.
- 60) 沖野 遙・中西昌美: 脈波の伝搬速度, 呼吸と循環, 14, 1001-1004, 1966.
- 61) Peterson, L. H., Jensen, R. E. & Parnell, J.: Mechanical properties of arteries in vivo. *Circul. Res.* 8, 622-639, 1960.
- 62) Peterson, L. H.: Properties and behavior of living vascular wall. *Peysiol. Rev.* 42, Suppl. 5., 309-327, 1962.
- 63) Peterson, L. H., Lessen, M. & Shepard, Lessen, L. R. B.: Some current problems in circulatory physiology. *Compt. Rend. IIe Congr. Internat. d'Angiologie, Freiburg.* 1956. *Zit. nach Gadermann, H.* (1964).
- 64) Peterson, L. H.: Physical factors which influence vascular caliber and blood flow. *Circul. Res.* 18 & 19, Suppl. 1, I-3-I-13, 1966.
- 65) Remington, J. W.: The physiology of the aorta and major arteries. in *Handbook of Physiology* Sec. II, Circulation Vol. II, 799-838, 1963, Washington, ed. by Hamilton, W. F. & Dow, P.
- 66) Robinson, B.: The carotid pulse. II: Relation of external recordings to carotid, aortic, and brachial pulses. *Brit. Heart J.* 25, 61-68, 1963.
- 67) Rushmer, R. F.: Pressure-circumference relations in the aorta. *Amer. J. Physiol.*, 183, 545-549, 1955.
- 68) 三枝純郎: 脈波伝達時間の変動因子に関する研究, 日外会誌, 59, 1461-1477, 1958.
- 69) 斎藤十六・勝呂 清・ほか: 動脈壁伸展性と動脈硬化諸因子との関係 (東北大, 鳥飼内科) にたいする追加, 日循会誌, 25, 968, 1961.
- 70) 斎藤十六・ほか: 物理的心・脈管力学的分析法, 呼吸と循環, 12, 1, 15-33, 1964.
- 71) 斎藤十六・ほか: 物理的心・脈管力学的分析法にたいする二, 三の修正, 日内会誌, 55, 528-529, 1966.
- 72) 斎藤十六・ほか: 思春期における心・脈管力学的分析, *Clinical Report*, 7, 35-39, 1966.
- 73) 斎藤十六: 血管系の血行力学, *日本医師会雑誌*, 55, 287-306, 1966.
- 74) 斎藤十六・ほか: 心内圧, 心音 マイクロトランスデューサーの試作と応用, *医用電子と生体工学*, 4, 288, 1966.
- 75) 斎藤十六・ほか: 心内圧, 心音 マイクロトランスデューサーの試作, 特性測定, および, 応用, *日本生理学誌*, 29, 77, 1967.
- 76) 斎藤利隆: 頸動脈脈波曲線における "Spätsystolischer Buckel" の診断的意義, *千葉医会誌*, 41, 586-611, 1966.
- 77) 佐藤龍雄・ほか: 動脈硬化症の循環動態について, *共済医報*, 12, 393-399, 1958.
- 78) Schimmler, W.: Untersuchungen zu Elastizitätsproblemen der Aorta. *Arch. Kreislaufforschg.* 47, 189-233, 1965.
- 79) Schimmler, W.: Correlations between the pulse wave velocity in the aortic iliac vessel, and age, sex and blood pressure. *Angiology*, 17, 5, 314-322, 1966.
- 80) Siedeck, H. U. Klein, K.: Über Verhalten der Pulswellengeschwindigkeit bei vorwiegend zerebraler Gefäßssklerose. *Z. Kreislaufforschg.* 50, 1116-1124, 1961.
- 81) Simon, E. u. Meyer, W. W.: Das Volumen, die Volumendehnbarkeit und die Druck-Längen-Beziehungen des gesamten aortalen Windkessels in Abhängigkeit von Alter, Hochdruck, und Arteriosklerose. *Klin. Wschr.* 36, 424-432, 1958.
- 82) Simonson, E. & Nakagawa, K.: Effect of age on pulse wave velocity and "aortic ejection time" in healthy men and in men with coronary artery disease. *Circulation*, 22, 126-129, 1960.
- 83) Taylor, M. G.: An approach to an analysis of the arterial pulse wave. I. Oscillation in attenuating line. *Phys. Med. Biol.*, 1, 258-269, 1957.
- 84) 高木貞治: 解析概論, 岩波書店, 1952.
- 85) 宇佐美暢久: 物理的循環分析法の吟味と改良, *千葉医会誌*, 38, 531-550, 1963.
- 86) Wagner, R. u. Kapal, E.: Über Eigenschaften des Aortenwindkessels. *Z. Biol.* 105, 263-292, 1952.
- 87) Wehn, P. S.: Pulsatory activity of peripheral

- arteries. *Scand. J. Clin. Lab. Invest., Suppl.* 9, 1-106, 1957.
- 88) Wetterer, E.: Die Wirkung der Herztätigkeit auf die Dynamik des Arteriensystems. *Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforschg.* 22, 26-60, 1956.
- 89) Wezler, K. u. Böger, A.: Die Dynamik des arteriellen Systems. Der arterielle Blutdruck und sein Komponenten. *Ergeb. Physiol.*, 41, 292-606, 1939.
- 90) Wiggers, C. J.: *Circulatory dynamics*. New York, 1952.
- 91) Wiggers, C. J.: The pressure pulses in the cardiovascular system. London, Longmans. Cit. by McDonald, D. A. (1960).
- 92) Womersley, J. R.: Oscillatory motion of a viscous liquid in a thin-walled elastic tube. I. The linear approximation for long waves. *Phyl. Mag.*, 46, 199-221. 1955.
- 93) Womersley, J. R.: An elastic tube theory of pulse transmission and oscillatory flow in mammalian arteries. Wright Air Development Center Technical Report TR 56-614, 1957, Cit. by Bergel, D. H. (1965).
- 94) Woolam, G. L., Schnur, P. L., Vallbana, C. and Hoff, H. E.: The Pulse wave velocity as an early indication of atherosclerosis in diabetic subjects. *Circulation*. 25, 533-539, 1962.
- 95) 谷口寿雄: 循環器における ME の応用, 千葉医会誌, 43, 564-593, 1967.
- 96) Zangeneh, M. u. Nasserelami, H.: Das Verhalten der Pulswellengeschwindigkeit im Bein in Abhängigkeit von Lebensalter und Geschlecht. *Z. Kreislaufforschg.* 56, 368-374, 1967.
-



Fig. 1. Volume-pulse wave recording from the thoracic aorta of the dog. "Pelotte" is attached to the exposed arterial wall at diastolic pressure level.

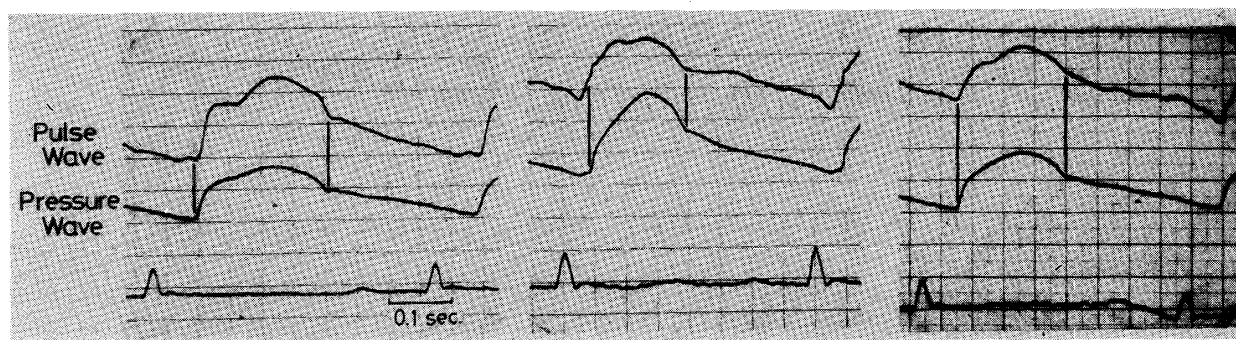


Fig. 2. Dog. Nembutal. Simultaneous pressure and pulse waves recording obtained from the same portion of the thoracic aorta. Note the marked anacrotic shoulder and "SSB" in pulse waves.

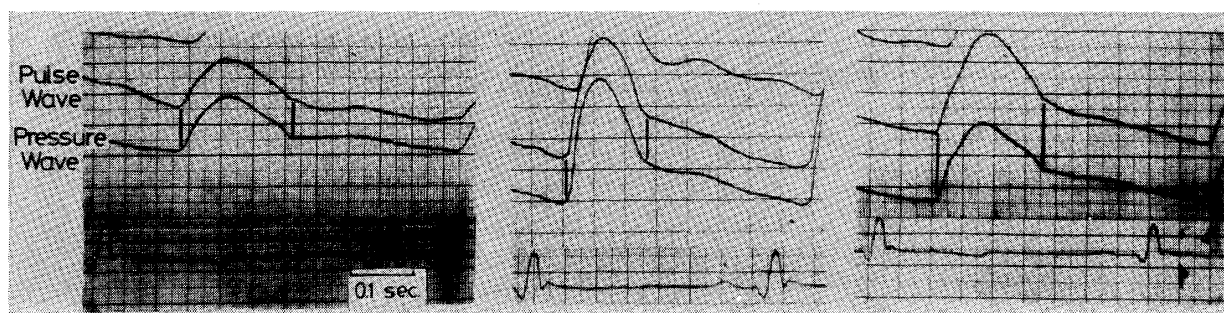


Fig. 3. Dog. Nembutal. Simultaneous recording of pressure and pulse waves obtained from the abdominal aorta.

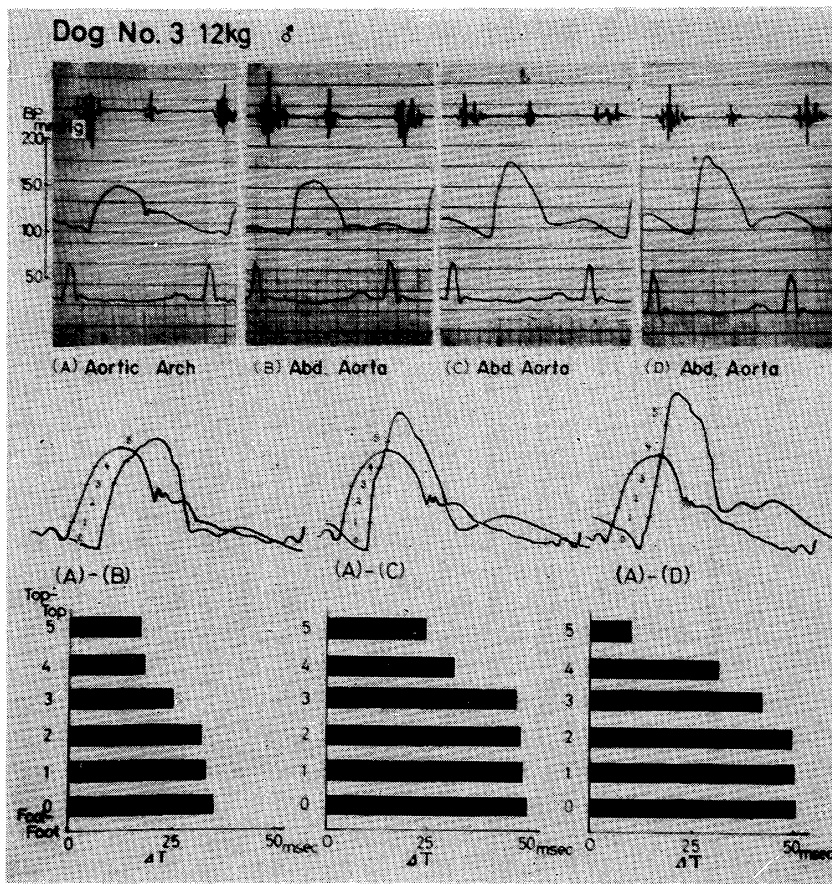


Fig. 9.

Upper: Pressure-wave tracings from the aorta and their transformation during propagation. Note the higher systolic peak, greater pulse amplitude and steeper rise of ascending limb in distal parts of the aorta.

Lower: Propagation time (ΔT), in corresponding points on ascending limbs of pressure waves obtained from the aortic arch and other parts of the abdominal aorta.

Note the uniform decrease in ΔT with getting near to the top of the wave.

S. K. m 19

Normal

A. carotis

A. brach

A. femoralis

A. dor. ped



Fig. 10. Volume-pulse wave tracings in several arteries obtained from a normal young man.

K. M. f. 70

Hypertension

A. brach

A. carotis

A. dor. ped.

A. femoralis

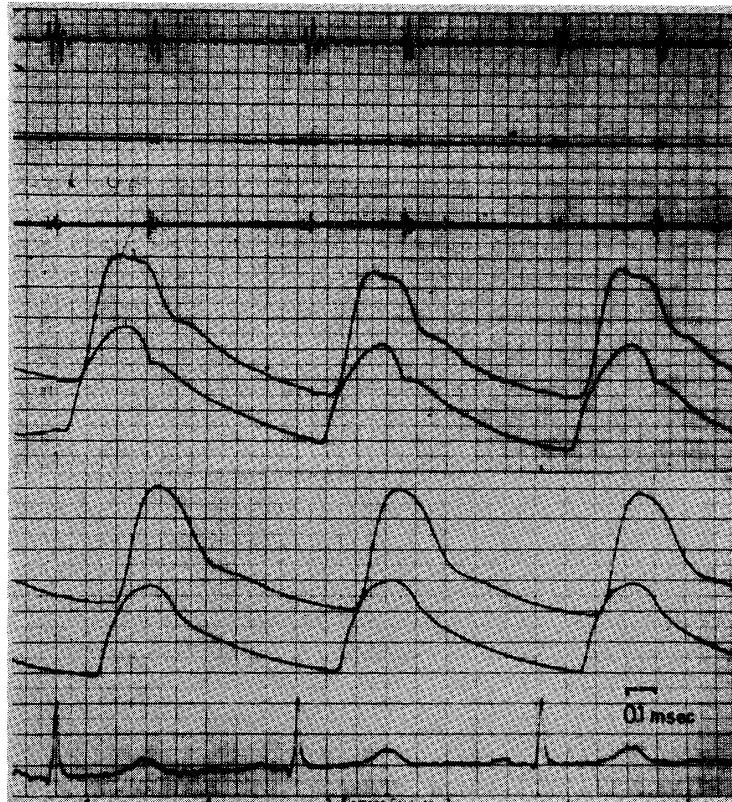


Fig. 11. Volume-pulse wave tracings in several arteries obtained from a senile hypertensive patient. Note both marked "SSB" and obscurity of "Frühdiastolischer Buckel" as well as dicrotic wave.



Fig. 31.

Selective aortography of abdominal aortic aneurysm. Note the sac-shaped aneurysm spreading from the distal part of renal arterial bifurcation to the bifurcation of external and internal iliac arteries.

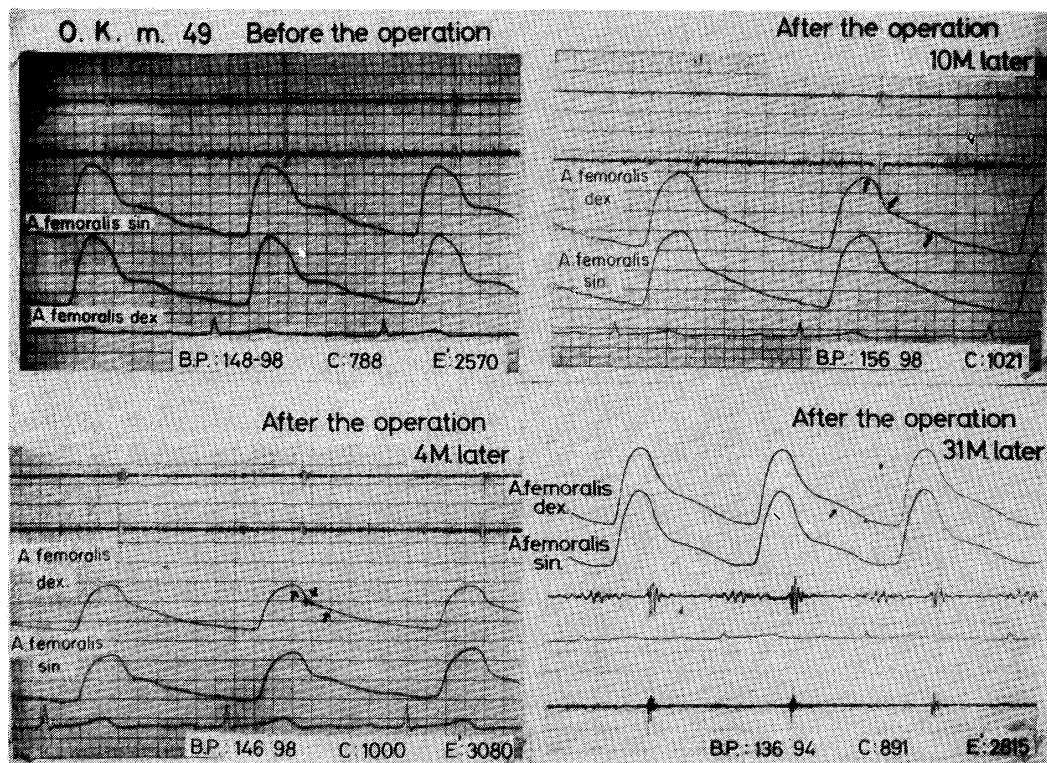


Fig. 32. Change in femoral arterial pulse wave tracings before and after the Aneurysmectomy O. K. m. 49 yrs.

Note the pulse wave form obtained 4 months after the operation, which shows "Pulsus tardus", characterized by incisure and flattened diastolic wave.