

大動脈脈波速度測定法 (新法) についての検討

A simplified noninvasive and quantitative method of aortic arteriosclerosis by pulse wave velocity

藤代健太郎
真田 竹生
竹内 誠一
中山 陽
相沢 義則
田中 穂積
林 哲郎
吉村 正蔵
古幡 博*
長谷川元治**

Kentaro FUJISHIRO
Takeo SANADA
Seiichi TAKEUCHI
Akira NAKAYAMA
Yoshinori AIZAWA
Hozumi TANAKA
Testuro HAYASHI
Shozo YOSHIMURA
Hiroshi FURUHATA*
Motoharu HASEGAWA**

Summary

It is very important for the clinical evaluation of patients with arteriosclerotic disease to know the degree of arteriosclerosis of the aorta. For this purpose, the authors have developed a noninvasive and quantitative method to measure the transmission velocity of the pulse wave through the aorta, which is now widely accepted and utilized clinically as pulse wave velocity (PWV). However, a specially arranged instrumentation for the simultaneous recording of the heart sound, and carotid and femoral arterial pulse waves is required to measure PWV in this method, and also in some instances it is difficult to measure PWV because of poorly identifiable dicrotic notch on the carotid arterial pulse trace and second heart sound. Then, a simplified new method to obtain PWV easily without recording the heart sound has been developed. Both the carotid and femoral arterial pulse waves were recorded simultaneously in 116 subjects to measure the time lag between the upstroke point of the carotid pulse trace and that of the femoral, by placing transducers over the left carotid and femoral arteries.

The new PWV was calculated by the formula as follows:

$PWV = (D - 0.6l) / T$, where D is the distance between the upper edge of the sternum and the recording point of the femoral pulse wave. l is the distance between the upper edge of the sternum

東京慈恵会医科大学 第四内科

*同 ME 研究室

東京都港区西新橋 3-25-8 (〒 105)

**東邦大学医学部 中央検査部第三部

東京都大田区大森西 6-11-1 (〒 143)

The Fourth Department of Internal Medicine and

*ME Laboratory, the Jikei University School of Medicine, Nishi-shinbashi 3-25-8, Minato-ku, Tokyo 105

**Department of Central Clinical Laboratory, Toho University School of Medicine, Oomori-nishi 6-11-1, Ota-ku, Tokyo 143

Presented at the 16th Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Tokyo, March 28, 1978

Received for publication May 8, 1978

and the recording point of the carotid pulse wave, and T is the time lag between the two pulse traces.

As PWV is mainly dependent on minimum blood pressure, the obtained data was corrected by the new nomogram to get the standardized value at the minimum blood pressure of 80 mmHg.

The correlation between the PWV obtained by the new method and that obtained by previously reported original method was examined and high correlation efficiency was statistically certified ($r=0.925$).

The correlation between the new and the original nomogram was also studied and high correlation efficiency was statistically certified ($r=0.992$).

Clinical application of this simplified method for the measurement of PWV and the new nomogram are supposed to be useful for the quantitative estimation of the arteriosclerotic change of the aorta.

Key words

Pulse wave velocity Arteriosclerosis of the aorta

緒 言

動脈硬化症を原因とする脳卒中, 心臓発作は近年増加の一途をたどり, 死因の最上位を占めている。これらの疾病の予防, 治療のためには, 発症以前に潜在性動脈硬化を適確に診断することがきわめて重要である。動脈硬化の進展および分布には, 個体別, 臓器別特異性を認めるが, 大動脈硬化は脳動脈, 冠動脈, 腎動脈硬化等に先行する¹⁾。したがって大動脈硬化の判定は, 臓器動脈硬化の予知手段として, 臨床上の意義は大きい。今までは, これら臓器動脈硬化を臨床的に定量診断することは不可能であった。そこで我々は, 生体大動脈壁硬化度を非観血的定量的に測定する方法として, 大動脈脈波伝播速度法(以下, 脈波速度, PWV と略)を確立し, その基礎的, 臨床的研究を数多く報告してきた²⁻⁹⁾。しかし, 従来の脈波速度測定法は手技がやや複雑であるため, より簡便な方法の開発を試み, 第12回日本成人病学会(1978年1月)で報告した。今回, 1)我々は, より簡便な方法である大動脈脈波速度測定法(新法)と従来の大動脈脈波速度測定法の相関をみるために, さらに例数を増して新 PWV 値を測定し, 従来の PWV 値との対比を行った。加えて, 2)脈波速度は, 測定時の血管内圧, とくに本法では最小血圧に最も強く影響されるので, 従来より圧補正表を用いて一定の血圧値(80 mmHg)に補正を

行ってきたが, 従来の表は非直線系で複雑であるため, より簡明な直線系 nomogram を作製した。この, 新 nomogram を用いて補正した PWV 値と従来の補正による PWV 値との相関をみ, その実用性を検討した。

対 象

対象は本院の患者より任意に抽出された116例である。年齢は24~94歳, 平均59.5歳で, うち40代19例, 50代28例, 60代39例, 70代20例であり, 50代と60代で58%を占める。

方 法

1. 生体大動脈脈波速度測定法についての検討

従来の大動脈脈波速度測定法は, 左頸動脈波, 左股動脈波, 心音を同時記録し, 頸動脈波と股動脈波の立ち上がり時間差を T, 心 II 音前成分から頸動脈切痕時間を Tc, 胸骨右縁第 II 肋間から左股動脈拍動部間の直線距離 D に, 解剖学的補正值 1.3¹⁰⁾ を乗じたものを計測部大動脈実長とし, 脈波速度 $PWV = D \times 1.3 / (T + Tc)$ としてきた(Fig. 1)。しかし, 従来の方法では脈波 2, 心音 1 の計 3 誘導を要し, さらに Tc の測定に要する心 II 音前成分の同定が困難である場合や, 頸動脈切痕の明瞭でない場合もあり, 時として正確に測定しえないことがある。よって, 少ない誘導で, また確実な測定法の可能性について検討を加

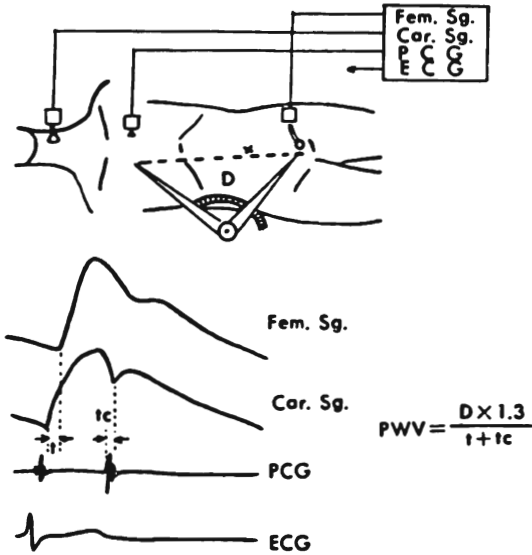


Fig. 1. Method of registration and calculation of PWV (pulse wave velocity) of the aorta.

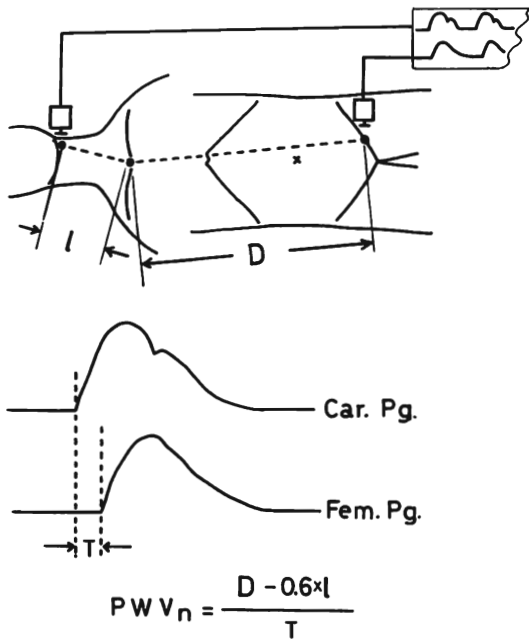


Fig. 2. New method of registration and calculation of PWV (pulse wave velocity) of the aorta.

えた。

大動脈脈波速度測定法(新法)は、左頸動脈波と股動脈波を同時に記録し、頸動脈波と股動脈波の立ち上がり時間差をT、胸骨上縁と股動脈拍動部間の直線距離をD、胸骨上縁と頸動脈拍動部間の直線距離をlとすると、総頸動脈と大動脈の管径比より換算した総頸動脈脈波速度から大動脈波速度への換算値、0.6を乗じた距離(l)をDより減じた値を伝播時間Tを要する大動脈長とした。すなわちPWVnは(D-0.6l)/Tである(Fig. 2)。この新法で求めたPWVn値と従来の方法で求めたPWV値を116例の対象について比較した。

2. 圧補正法に関する検討

脈波速度は、計測時の最小血圧に左右され、その関係は非線型関係である(Fig. 3)。この非線型

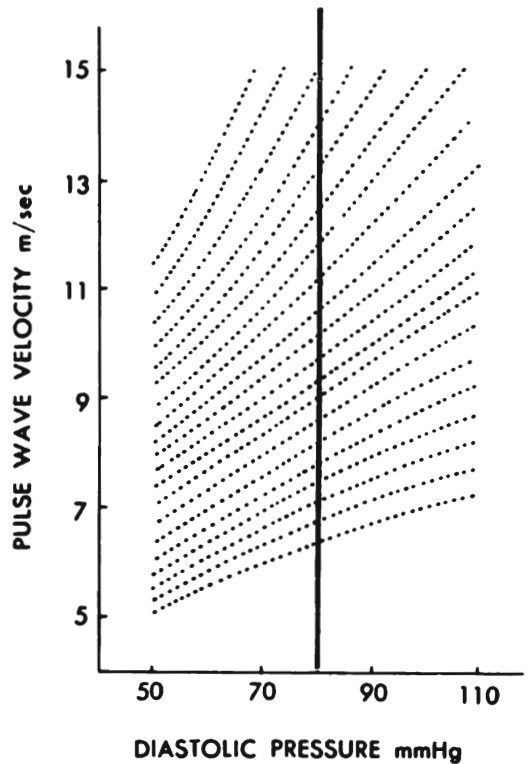


Fig. 3. Nomogram for normalization of PWV measured to PWV at a given constant pressure (80 mmHg).

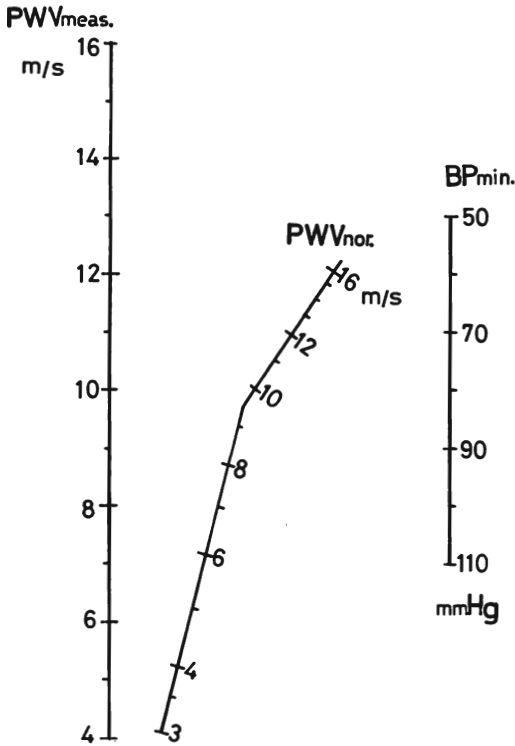


Fig. 4. New nomogram for normalization of PWV measured to PWV at a given constant blood pressure (80 mmHg).

関係より, 直線近似法を用いて Fig. 4 の nomogram を作製した. この nomogram を用いれば, 実測 PWV 値と実測最小血圧の各値を直線で結ぶことにより, 中央の折線座標との交点の目盛にて圧補正された PWV 値を瞬時に得られるようになる. 今回作成した nomogram の有用性を検討するために, 従来の圧補正表を用いて補正した PWVa 値と, nomogram を用いて補正した PWVb 値とを前記の 116 例について比較した.

結 果

1) 大動脈脈波速度測定法(新法)にて得た PWVn 値と, 従来の方法により得た PWV 値は, 対象 116 例において相関係数 0.925 と高い相関を示した (Fig. 5).

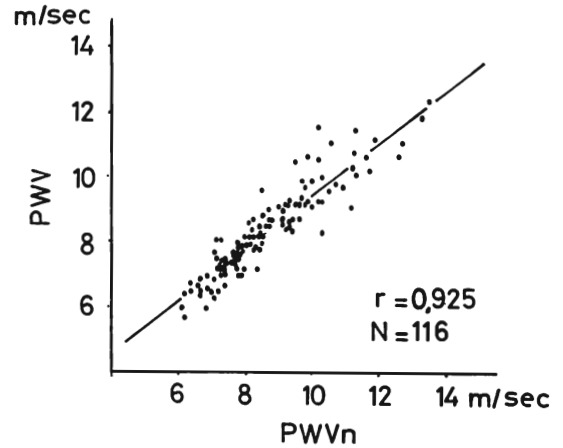


Fig. 5. Correlation between PWV and PWVn (at 80 mmHg).

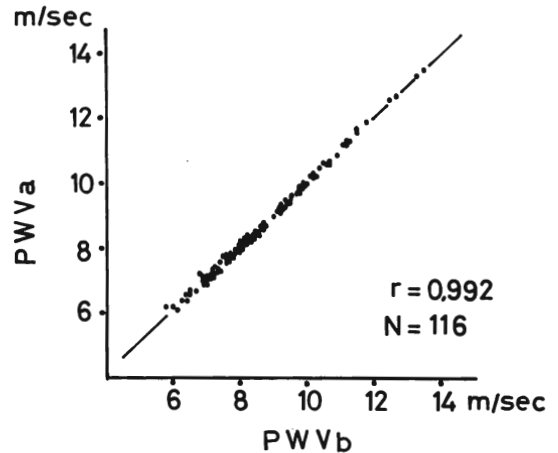


Fig. 6. Correlation between PWVa and PWVb (at 80 mmHg).

2) 新しく作成した nomogram により補正した PWVb 値と, 従来の補正表にて補正した PWVa 値は, 対象 116 例において相関係数 0.992 と高い一致を示した (Fig. 6).

考 案

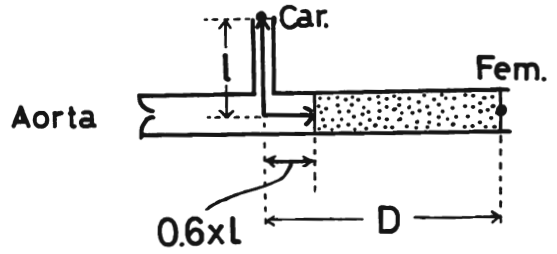
1) 従来の生体大動脈脈波速度測定法は, 心音, 頸動脈波, 股動脈波を用いて大動脈弁口部から総腸骨動脈拍動部までの脈波速度を測定するもので

あった。新法では、頸動脈波、股動脈波の2誘導にて測定する方法を用いた。

まず、大動脈弓と総頸動脈の分岐部が胸骨上縁とほぼ一致することから、総頸動脈分岐部より左頸動脈拍動部、すなわち、胸骨上縁より左頸動脈拍動部間の距離 l を脈波が進む間に、大動脈においては、総頸動脈分岐部より股動脈方向に脈波はある距離を進んでいると考えられ、総頸動脈と大動脈の管径比より、総頸動脈脈波速度から大動脈脈波速度への換算値を算出した。換算値 0.6 は Moens-Korteweg の式¹¹⁾より、つぎのように算出された。すなわち、 E をヤング率、 h を壁厚、 D を動脈内径とすると、 $PWV(C) = \sqrt{Eh/(1-\sigma^2)\rho D}$ となる。これにポアソン比 (σ) 0.5、血液粘度 (ρ) 1.069 g/cm^2 を代入すると $C = 1.122 \sqrt{Ech}$ となる。そこで、日本人人体正常数値表¹²⁾より成人の平均大動脈内径を 28 mm 、平均総頸動脈内径を 10 mm と考え、大動脈脈波速度 $Ca = 0.670 \times \sqrt{Ea ha}$ 、総頸動脈脈波速度 $Cc = 1.122 \sqrt{Ech}$ とした。両動脈のヤング率、壁厚を一定と仮定すれば $Ca/Cc = 0.6$ が得られる。これより左頸動脈拍動部に脈波が達した時に、総頸動脈分岐部より股動脈方向へ、脈波は大動脈を $0.6l$ だけ進んでいることになる。よって頸動脈波、股動脈波の立ち上がり時間差 T は、総頸動脈分岐部と考えられる胸骨上縁と左股動脈拍動部間の直線距離 D より $0.6l$ を減じた距離を脈波が伝播するのに要する時間と考えられる。以上のことから生体大動脈脈波速度測定法(新法) $PWV_n = (D - 0.6l)/T$ が得られる (Fig. 7)。

従来の方法では3誘導の記録を要したが、新法では頸動脈波、股動脈波の2誘導の記録を行うのみでよく、高性能の装置を必要としない。従来法では心 II 音前成分測定のため、装置の周波数特性は大体 400 Hz 以上を要求されたが、新法を用いれば、たとえば2チャンネル心電計でも容易に脈波速度を測定しうる。

2) 脈波速度は、測定時最小血圧に基づく固有の壁弾性率(ヤング率もしくは容積弾性率¹³⁾)を表



$$PWV_n = \frac{D - 0.6 \times l}{T} \quad (\text{m/sec})$$

Fig. 7. Schematic illustration of the arterial system (aorta, carotid A and femoral A) for the calculation of PWV_n .

し、動脈固有の弾性率は内在変化に伴い変化し、その変わり方も個体によってすべて異なる。すなわち、動脈の弾性率は内在依存による固有の非線型特性を示す。柔らかい動脈はこの非線型特性の度が小さく、硬い動脈は大となり、総体的にその変化の度は硬さの順に連続的変化性を示すことになる。したがって、被験者から求められた脈波速度値は測定時最小血圧で規定される相対値となる。最小血圧は同一人でも変化するし、各人でもそれぞれ異なる値を示す。これをある基準に統一するならば、いかなる場合も、一定条件下での脈波速度値、すなわち壁弾性率を得ることが可能となる。よって脈波速度法を生体に適用する場合、圧補正表が必要となる。我々は、過去にヒト摘出大動脈を用いた基礎実験により圧補正表の原図を作製した。この原図から得た数値に理論的考察を加え、従来の圧補正表を作成した。この圧補正表によって各脈波速度を一律標準圧時(最小血圧 80 mmHg)の値に換算し、同一症例の経時変化、多数例の同時比較検討が可能となった。しかし、実際に使用する場合、従来の圧補正表に測定点(実測最小血圧値、実測 PWV 値)をとり、これから 80 mmHg の位置まで曲線を引いて読みとる操作

は、手数と時間がかかり迅速な処理には向いていない。また、曲線自体正しく引くことは施行者の主観による面も強い。これらの点を考慮し、診断にさしつかえない程度の誤差は含むも、迅速かつ簡単に扱える血圧補正 nomogram の検討を行った。従来の圧補正表の非線型特性を、直線近似法を用いて2つの直線の式にまとめ、新圧補正 nomogram を作成した。今回ここに作成した新圧補正 nomogram を用いれば、定規一本、あるいはカーソル付の計算定規で瞬時に補正された脈波速度値を得ることができる。以上、新法および新圧補正 nomogram を作成したが、このようにして得られた脈波速度値は、計測部位等に誤差部分もあり、どちらがより正確であるかは現段階では証明不能である。新法は、大動脈硬化度の定量診断法として有用なるものと考えられる。

結 論

1) 脈波速度測定法に関して、新脈波速度測定法は従来法と高い相関を示した。

2) 新圧補正法による値は、従来の圧補正法による値と高い一致をみた。

原法による測定値、新法による測定値は、相互に利用しうるものである。新脈波速度測定法および新圧補正 nomogram により装置、手技とも簡便となり、大動脈硬化度の非観血的定量診断法として一般化に大いに役立つ、臨床上有用である

と思われる。

文 献

- 1) Bjurulf P: Atherosclerosis in different parts of the arterial system. *Amer Heart J* **68**: 41, 1964
- 2) 吉村正蔵: シンポジウム・大循環のレオロジー, 動脈硬化度の定量的測定と病理, 臨床との関連. 日内会誌 **58**: 1332, 1969
- 3) 長谷川元治: ヒト大動脈脈波速度に関する基礎的研究. 慈医誌 **85**: 742-760, 1970
- 4) 林 哲郎: 動脈硬化症の研究—生体大動脈脈波速度による大動脈の定量的測定と臨床応用に関する研究. 慈医誌 **85**: 548-567, 1970
- 5) 大塚文輝: 生体大動脈脈波速度と大動脈硬化に関する研究. 慈医誌 **88**: 1-16, 1973
- 6) 白川幹郎: 脈波速度による臓器動脈硬化の推定. 慈医誌 **89**: 1-16, 1974
- 7) 青木一雄: 生体家兎大動脈弾性特性に関する研究. 脈管学 **13**: 3, 1973
- 8) 川崎 健: 大動脈の構築と機能に関する研究. 慈医誌 **90**: 5, 1975
- 9) 阿部正威: Microspectrophotometryによる中膜組織エラスチンの定量に関する基礎的研究. 慈医誌 **90**: 5, 1975
- 10) Nye ER: The effect of pressure alteration on the pulse wave velocity. *Brit Heart J* **26**: 261, 1964
- 11) Moens AI: Die Pulskurve (EJ Brill ed), Leiden, 1878
- 12) 釜島 高(編): 日本人人体正常数値表. 技報堂, 東京, 1967
- 13) Brawell JC, Hill AV: The Velocity of the pulse wave in man. *Proc Roy Soc, Londs B* **93**: 298-306, 1922