

## Water-hammer式に基づく 肺動脈局所脈波速度の計測(1点計測法)とその解析

半谷 静雄<sup>1</sup> 河合 靖<sup>2</sup> 近藤 順義<sup>3</sup>

**要 旨** : 14例を対象に, multisensor catheterによる主肺動脈同一部位の圧(P)と流速(V)の同時計測から, water-hammer式に基づく局所脈波速度 1点(PWV1)計測法(W-H計測法)の信頼性を従来の2点計測法(PWV2)との比較から検討した。主肺動脈内の駆出初期圧反射波は例外なく軽微で, 同時期のP-V間には全例で $r > 0.99$ の良好な線形関係を認めた。得られたPWV1( $2.0 \pm 0.4$ m/sec.)とPWV2( $2.2 \pm 0.4$ m/sec.)値間には極めて良好な相関( $r = 0.97$ )がみられ, 主肺動脈におけるW-H計測法の信頼性と優位性を確認した。  
(J Jpn Coll Angiol, 2009, 49: 411-416)

**Key words**: multisensor catheter, main pulmonary artery, regional pulse wave velocity, water-hammer formula, pulmonary arterial reflection

### 序 言

従来, 動脈の脈波速度(PWV)は2点間における脈波の時間差と距離(以下2点計測法とする)から求められている。したがって得られたPWV値は2点間の平均PWV値を反映することになり, 局所での動脈硬化の指標ではない。一般に動脈は弾性血管, 筋性血管で知られるように各部位で弾性線維の比率が異なるため, 局所でのPWVが評価できればその臨床的意義は大きい。一方, 脈波の理論(water-hammer式)では, 反射波の影響の少ない駆出初期には駆出圧は流速とPWVの積で示されるため, 圧と流速から局所PWV(以下W-H計測法とする)が算出できるはずである。そこで, multisensor catheterによる肺動脈内同一部位の圧と流速の同時計測からW-H計測法によりPWVを求め, その信頼性を従来の2点計測法との比較から検討した。

### 対象と方法

肺疾患, 高度の肺動脈弁異常および肺高血圧のない

洞調律を示す14症例(**Table 1**)を研究対象とした。なお, 本研究は当該医療機関倫理委員会の承認を受けて行われ, 全例で検査前に十分なインフォームド・コンセントが得られたことを明記する。

心臓カテーテル検査時にmultisensor catheter(Millar社)<sup>1)</sup>を左右いずれかの肺動脈主幹部に挿入し, 同部の圧波形を記録した。次に, 肺動脈弁上部までsensorを引き抜き, その圧波形を記録後, 再びsensorを主肺動脈中間部まで進め, 同部の圧(P)と流速(V)波形を同時に記録した。血流計本体はNarcomatic-RT500を用い, データ処理はBIOPAC Systems MP-100WSにより行った。

次いで, まず2点で記録した肺動脈圧立ち上がり部の圧変曲点から心電図R波までの時間差と, 両者間の引き抜き距離よりPWV2(2点計測法より得られる従来のPWV値で, 以下PWV2と略す)を求めた。なお, 圧変曲点は圧の二次微分波形の最初のピーク点とした。計測の対象とした2点の圧波形は心電図上R-R間隔がほぼ同一の波形を選び, 5心拍から得られた計測値の平均を最終PWV2測定値とした。

#### (1)W-H計測法の測定原理

圧反射がなければ血流は駆出圧に比例し, PWVに反

<sup>1</sup>姫路獨協大学医療保健学部

<sup>2</sup>西新井病院循環器科(前 東京女子医科大学東医療センター)

<sup>3</sup>新宿三井ビルクリニック循環器科(前 東京女子医科大学心臓基礎循環器科)

2008年9月18日受付 2008年12月24日受理

比例して変化する。したがって、圧反射波の少ない収縮初期にはPとVは線形関係を示し、PWV(W-H計測法より得られるPWV値を以下PWV1とする)は次のwater-hammer(1)式から求められる。

$$PWV1 = (P/V) / \rho \dots\dots\dots(1)$$

ここで、

- P: 肺動脈内圧
- V: 肺動脈内流速
- $\rho$ : 血液密度

この際、(1)式の成立は圧反射波(Pb)が無視できる条件下に限られるため、まず記録したPとVの時間差を是正したのち<sup>1)</sup>、下に示すWesterhofの式(2)<sup>2)</sup>から2msごとに圧反射波(Pb)を求めた。そして駆出初期のPb値が軽微であることを各症例で確認したのち、駆出初期における両者の一次回帰式を求め、その傾きよりPWV1を算出した。上記の操作をそれぞれ連続5心拍で行い、その平均値を最終PWV1測定値とした。

$$Pb(t) = 1/2[Pm(t) - \rho \cdot c \cdot Vm(t)] \dots\dots\dots(2)$$

ここで、

- Pm: 実測肺動脈圧(dyne/cm<sup>2</sup>)
- $\rho$ : 血液密度(1.05g/cm<sup>3</sup>として算出)
- c: 肺動脈脈波速度(cm/sec.)
- Vm: 実測肺動脈内流速速度(cm/sec.)

なお、cは実測PWV2値を用い、算出されたPb(t)値はすべてmmHgで表示した。

(2)統計学的処理

得られたデータは、平均値 ± 標準偏差で表示し、両者の相関はピアソンの相関係数を求め、危険率0.01未満を有意とした。

結 果

Fig. 1 とFig. 2 に肺動脈弁上部とその末梢で記録した心電図と圧(下段)および圧の二次微分波形(中段)を示した。脈波の時間差( $\Delta T_2 - \Delta T_1$ )とカテーテルの引き抜き距離より求めたこの症例のPWV2値は2.3m/sであった。この症例の主肺動脈中間部で記録した流速(Vm)、圧(Pm)、算出圧反射波(Pb)波形をFig. 3 に、Fig. 4 にはPmとVmの関係を示した。駆出初期のP-V関係はほぼ線形(Fig. 4: →部)で、この傾きから算出されたPWV1値は2.1m/sであった。Fig. 3 中段に示した

Table 1 Clinical characteristics of the study Subjects

Patient (n)	14
Age (years)	61 ± 18
Male	9
Female	5
Pulmonary arterial pressure (mmHg)	
Maximum	27 ± 6
Minimum	6 ± 2
Mean	15 ± 4
Patient diagnoses	
Ischemic heart disease	4
Valvular heart disease	6
Arrhythmia	4

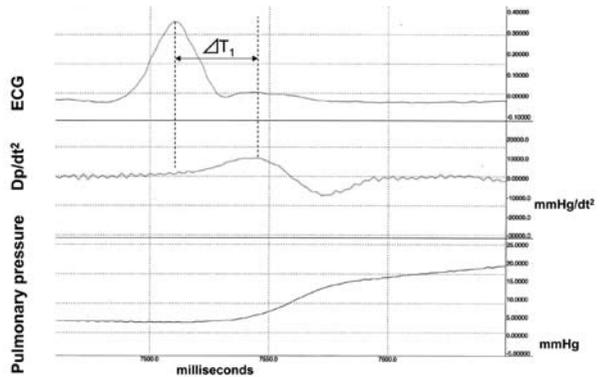


Figure 1 A representative fast-speed recording of phasic pressure waveform in the supra-valvular portion of the main pulmonary artery in the lower panel, and the second time derivative of pressure (dp/dt<sup>2</sup>) in the middle panel.  $\Delta T_1$ , time from the peak of the R wave in the ECG to the first peak of the dp/dt<sup>2</sup> curve.

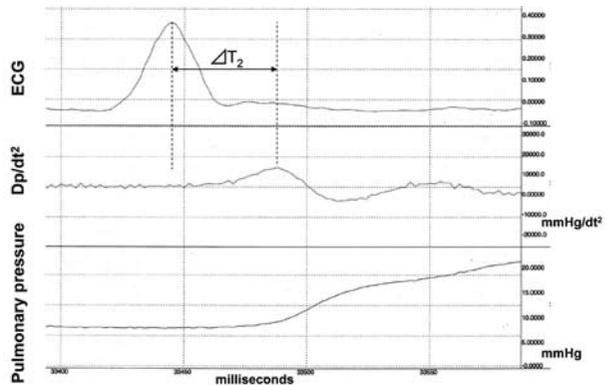
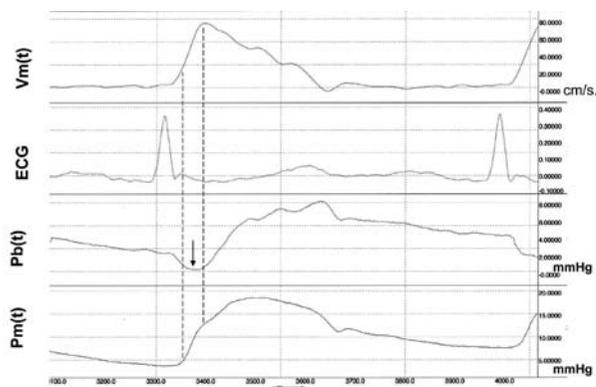
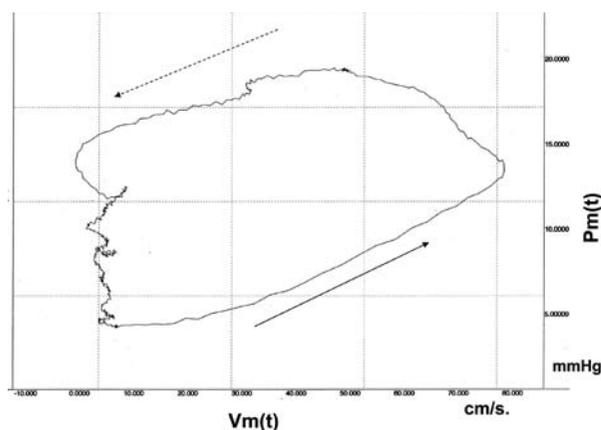


Figure 2 A representative fast-speed recording of phasic pressure waveform in the distal portion of the main pulmonary artery in the lower panel, and the second time derivative of pressure (dp/dt<sup>2</sup>) in the middle panel recorded in the same patient as in Fig. 1  $\Delta T_2$ , time from the peak of the R wave in the ECG to the first peak of the dp/dt<sup>2</sup> curve.



**Figure 3** Representative example of a slow-speed multisensor catheter recording in the same patient as in Fig. 1. Displayed from the top, pulmonary flow velocity (Vm), ECG, computer-derived pulmonary reflected pressure (Pb) and measured pulmonary pressure (Pm). It can be seen that during the early systole (depicted between the dashed lines) almost no reflections (Pb) exist (arrow).



**Figure 4** Pulmonary pressure (Pm) and velocity (Vm) loop (PV-loop) during a cardiac cycle from the waveform shown in Fig. 3. The slope of the initial part of the PV-loop indicates the wave speed of 2.1 m/s, and the solid arrow indicates the slope ( $y = 215.9x$ ) of the linear portion of the loop in early ejection. The dashed line indicates the direction of the loop in late ejection.

Pb波形から駆出初期(破線の間)におけるPb値はほぼゼロ(↓)に近く、先の(1)式成立の前提の正しいことが確認される。

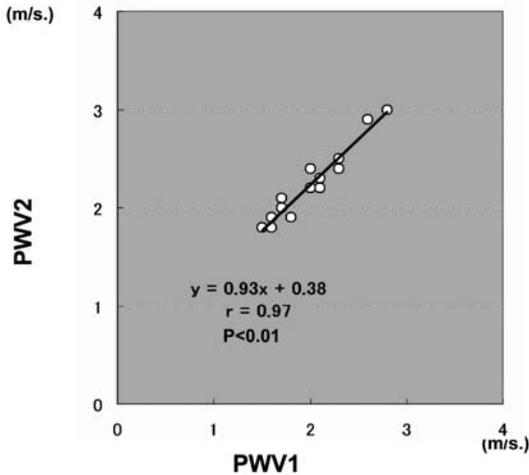
14症例で得られたPWV1とPWV2の平均値はそれぞれ  $2.0 \pm 0.4\text{m/sec.}$ 、 $2.2 \pm 0.4\text{m/sec.}$ であった。各症例のPWV1とPWV2値をプロットし、得られた回帰直線をFig. 5に示した。両者間には  $y = 0.93x + 0.38$ 、 $r = 0.97$  ( $p < 0.001$ )の

良好な正の相関が認められた。なお、P-Vループの駆出初期におけるPとVの一次回帰式の相関係数(r)はいずれも0.99以上で、駆出初期におけるPとVの良好な線形関係が全例で確認された。

## 考 察

脈波速度(PWV)の最大の規定因子はMoens-Kortewegの式からも明らかのように血管の弾性である。動脈硬化は主に弾性血管中膜エラスチンの減少による弾性の低下により生じるため<sup>3)</sup>、PWVは動脈硬化の指標として広く臨床応用されている<sup>4-6)</sup>。ただ、末梢の筋性型動脈では中膜エラスチンの比率が低く、大動脈・主肺動脈等の弾性型血管に比べ、動脈硬化の指標としてのPWVの値は低い。しかし、現在市販の脈波計から得られるPWV値は末梢動脈を含む2点間PWV2の平均値であるため<sup>7-9)</sup>、弾性血管局所のPWVが直接計測できれば、その臨床的値は高い。

P-Vの線形関係を利用したW-H計測法の試みは2001年、Khirら<sup>10)</sup>のelastic tubeを用いた実験報告が最初と思われる。2002年Vulliemozら<sup>11)</sup>は同じ原理に基づきMRIを用いた流速と大動脈の断面積変化から大動脈局所PWV値を、2006年には同じ方法でPengら<sup>12)</sup>が肺動脈局所PWV値を報告している。肺動脈のPWV計測に関する研究報告はその後も散見される。しかし、いずれも測定値の報告にとどまり、測定原理の異なる他法との比較からその妥当性を肺動脈で検討した報告はほとんどみられない。今回用いたmultisensor catheterは測定精度に優れ、同一部位における圧と流速の同時計測が可能で<sup>1)</sup>、この目的には極めて適した計測システムである。このシステムによりW-H計測法の2大前提となる駆出初期の①無視しうる圧反射波の存在、と②P-V間の線形関係、が確認された。さらにPWV1とPWV2値間で極めて良好な相関が認められた事実は、臨床での本法の信頼性を裏付ける有力な証左と判断してよい。PWV2値がPWV1値を若干上回る傾向がみられたが、これは両者の測定対象(部位)差の反映と思われる。W-H計測法が局所のPWV値を示すのに対し、2点法は2点間の平均PWV値を反映するため、PWV1とPWV2値は当然異なるはずである。



**Figure 5** Relationship between PWV1 (derived from the water-hammer formula) and PWV2 (measured by conventional two-point method). Data from 14 subjects are plotted. The x-axis shows PWV1, and the y-axis shows PWV2 in the unit of m/s. The regression line was  $y = 0.93x + 0.38$ , and the goodness of fit,  $r$ , was 0.97.

次にこの点も含め、肺動脈の正常PWV値について考えてみたい。Pengら<sup>12)</sup>による肺動脈弁より2cm末梢側のPWV1値(健常者が対象)は $1.96 \pm 0.27$ m/s.で、この値は本研究のPWV1値( $2.0 \pm 0.4$ m/s)に極めて近い。筆者が先に報告<sup>13)</sup>した肺動脈PWV2値は $2.3 \pm 0.7$ m/s.で、今回のPWV2値( $2.2 \pm 0.4$ m/s.)より若干高値であった。先の圧波形は今回よりさらに末梢の左右肺動脈内で記録されたため、その測定値は肺動脈弁上部とその間の平均PWV2値と考えられる。Moens-Kortewegの式でも明らかなようにPWVは動脈半径に反比例して速くなるため末梢ほど肺動脈PWV値は高いと考えてよい。症例差もあるが、同じ2点計測法による前回と今回の計測値の差はこの反映とも思われる。本研究でPWV2値がPWV1値を上回った理由も同様の機序で説明可能であろう。実際、最近のMRIを用いた2点計測法による正常左右肺動脈内PWVの計測でも<sup>14)</sup>、左肺動脈のPWV2値が $2.09 \pm 0.64$ m/s.、右肺動脈のPWV2値が $2.33 \pm 0.44$ m/s.と、いずれも本研究のPWV2値( $2.2 \pm 0.4$ m/s.)に極めて近い。これらの測定値はいずれも本稿およびPengら<sup>12)</sup>のPWV1値を上回っており、大動脈同様肺動脈でも末梢側ほどPWVは速い可能性が高い。この確認には、更なる追試を要するが、主肺動脈の正常PWV1値は2.0m/s.、左右肺動脈主幹部から肺動脈弁直上までの同PWV2値は2.0~2.3m/s.前後として大

きな誤りはないと思われる。

次に、W-H計測法と2点計測法の特徴を臨床面から検討してみたい。PWV1値とPWV2値のどちらが優先されるかは、評価対象を何に求めるかで決まることになる。平均PWVの評価にはPWV2が、局所PWVの評価にはPWV1値が適切な指標となる。ただここで、PWV2計測における精度上の問題点を指摘しておきたい。圧脈波では、圧の変曲点は二次微分波形の最初のピーク点(圧波形の曲率の最大点)とみなせるため、正確な圧波形が得られればその同定に問題はない。しかし実際には、体表から触知可能な末梢存在動脈を測定対象とした市販の脈波計による圧脈波計測が広く行われている。これらの圧波形変曲点の同定には便宜上多くの仮定が設定され、精度的な問題点が多い<sup>15, 16)</sup>。また測定範囲に筋性型動脈が含まれるため、そのPWV2値が弾性型動脈そのものの硬化度を反映する保証もない。さらに、動脈2点間の正確な距離計測も臨床では意外と難しい。特に全長が4~5cm前後と短い主肺動脈では数ミリの測定誤差もPWV2の算出に大きく影響する。PWV2の計測には2点間の“伝達時間”と“距離”の正確な計測が必須で、これらの精度に問題がある限り、その評価は慎重になされるべきであろう。実際、本研究で用いたカテーテルの引き抜きによる距離計測も肺動脈2点間の距離を必ずしも正確に反映する保証はなく、距離の誤差による測定精度上の問題点は2点計測法によるPWV計測の避けがたいマイナス要因と思われる。要約すれば、大動脈に比べ圧反射波が軽微で、全長の短い肺動脈のPWV計測には、2点計測法よりW-H計測法の方がより現実的かつ確かな評価法と判断される。

以上、脈波速度の立場から考察を加えたが、実はW-H計測法は大動脈の特性インピーダンス( $Z_c$ )計測法の一つとして以前から知られており、PWV1値と血液密度( $\rho$ )との積が $Z_c$ となる<sup>17)</sup>。すなわち、大動脈入口部からみた周期的なP/V比の関係を示す入力インピーダンス( $Z_i$ )<sup>18)</sup>における反射のない条件下でのP/V比、即ち収縮初期P-Vループの傾きが $Z_c$ となる。通常 $Z_c$ は $Z_i$ 法で求められるため、これによる $Z_c(\rho \cdot PWV1)$ の算出も可能である。ただ、 $Z_i$ の解析にはフーリエ変換等の煩雑な操作を要し、 $Z_c$ は各調波におけるインピーダンス(modulus)の平均値で表示されるため、用いる周波数により $Z_c$ も変化する。さらに $Z_i$ は複素数であるため、その理解が必ずしも容易ではなく、 $Z_c$ の絶対値も一般臨床医には馴染みが薄い。

また、Zi法の応用には周期性が不可欠なため、不整脈例ではZiによるZcの算出はできない。一方、W-H計測法では、不整脈例あるいは心室の駆出特性に影響を与える各種弁膜疾患例(肺動脈では肺動脈弁逆流例など)でも、加速期におけるPとVの情報のみから容易にPWV1値の算出が可能である。本研究の目的はあくまでも“脈波速度の計測”にあるため、本稿ではZi法ではなく、臨床で多用されるPWV2値との比較を優先にW-H計測法の信頼性を検討した。ただ、本法とZi法で得られたZc( $\rho \cdot PWV1$ )値間に良好な相関の認められることは1980年代初めに既に動物実験でも明らかにされており<sup>17)</sup>、PWV1値は単なる血管弾性を示す指標ではなく、Zcを示す指標でもあることを強調しておきたい。

肺高血圧(PH)例のPWV2値が正常例より高値を示すことはよく知られている<sup>19)</sup>。PWV1値でも同様の傾向を筆者は確認しており、データが集積次第報告を予定している。

動脈硬化病変はPHの肺動脈でも観察され、動脈硬化は決して大動脈のみに特有の病態ではない<sup>20, 21)</sup>。ただ、大動脈では年齢とともにPWV2値の有意な上昇がみられるのに対し、肺動脈ではPWV1を含む今回および先のPWV2値の検討でも両者間に有意の相関はなかった<sup>13)</sup>。この詳細は動脈硬化発症における動脈内圧の重要性を強調した筆者の先の報告を参考にされたい<sup>13)</sup>。近年、分子生物学の著しい進歩に伴い、PHに対する新薬の開発は目覚しく、その治療効果判定にも肺動脈の血管特性を的確に示す評価法が不可欠と思われる。PWV1がPH例の病態把握における指標として今後広く臨床応用されることを強く期待したい。

臨床的には、肺動脈主幹部の1点における流速と圧もしくは血管の断面積変化からPWV1の計測は可能である。したがって、現在試みられている各種MRI法<sup>11, 22~25)</sup>に加え、超音波ドプラ法と血管トラッキング法等との組み合わせでも、肺動脈PWV1の非侵襲的な計測が将来十分な精度で行える可能性が高い。これらが実現されれば、肺高血圧症等の病態評価、予後あるいは治療効果の判定等がベッドサイドでも容易に可能となり、その臨床的価値は極めて高いと思われる。

## 結 論

従来との2点計測法との比較から、肺動脈脈波速度(PWV)計測におけるW-H計測法(water-hammer式に基づくPWV1計測法)の信頼性と優位性を確認した。

## 文 献

- 1) Hanya S: The multisensor catheter, The Blood Flow in the Heart and Large Vessels. Springer-Verlag, Tokyo, 1989, 189-195.
- 2) Westerhof N, Sipkema P, van den Bos GC et al: Forward and backward waves in the arterial system. *Cardiovasc Res*, 1972, **6**: 648-656.
- 3) 荒井親雄, 安部信行, 竹内光吉 他: 生前大動脈脈波速度値と死後組織対比-アテローム, 石灰化, 内・中膜エラスチン, コラーゲンとの関連について. *動脈硬化*, 1985, **12**: 1419-1426.
- 4) Bramwell JC, Hill AV: Velocity of transmission of the pulse-wave and elasticity of arteries. *Lancet*, 1922, **199**: 891-892.
- 5) Asmar R, Benetos A, London G et al: Aortic distensibility in normotensive, untreated and treated hypertensive patients. *Blood Press*, 1995, **4**: 48-54.
- 6) Avolio AP, Chen SG, Wang RP et al: Effects of aging on changing arterial compliance and left ventricular load in a northern Chinese urban community. *Circulation*, 1983, **68**: 50-58.
- 7) Frank O: Der arterielle Pulse. *Sitzungsber. Ges F Morph U Physiologie. Munchen*, 1926, **37**: 33-54.
- 8) Asmar R, Benetos A, Topouchian J et al: Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement. Validation and clinical application studies. *Hypertension*, 1995, **26**: 485-490.
- 9) 増田善昭, 宮崎 彰: IV動脈病変の非観血的診断法 中枢および末梢脈波速度 動脈硬化の診断のガイドライン-大動脈および頸部・四肢末[梢]動脈硬化を中心に(非侵襲的動脈硬化診断研究会編), 共立出版, 東京, 1999, 67-75.
- 10) Khir AW, O'Brien A, Gibbs JS et al: Determination of wave speed and wave separation in the arteries. *J Biomech*, 2001, **34**: 1145-1155.
- 11) Vulliamos S, Stergiopoulos N, Meuli R et al: Estimation of local aortic elastic properties with MRI. *Magn Reson Med*, 2002, **47**: 649-654.
- 12) Peng HH, Chung HW, Yu HY et al: Estimation of pulse wave velocity in main pulmonary artery with phase contrast MRI: preliminary investigation. *J Magn Reson Imaging*, 2006, **24**: 1303-1310.
- 13) 半谷静雄: 冠硬化症例における大動脈および肺動脈脈波伝播速度の研究-対照例との対比, および加齢との関係について-. *日本臨床生理学雑誌*, 2008, **38**: 159-165.
- 14) Bradlow WM, Gatehouse PD, Hughes RL et al: Assessing normal pulse wave velocity in the proximal pulmonary arteries using transit time: a feasibility, repeatability, and observer reproducibility study by cardiovascular magnetic resonance. *J Magn Reson Imaging*, 2007, **25**: 974-981.

- 15) Asmar R: Arterial stiffness and pulse wave velocity. Clinical applications. 1st ed, Elsevier, Paris, 1999, 17–18.
- 16) Hirata K, Kawakami M, O'Rourke MF: Pulse wave analysis and pulse wave velocity—a review of blood pressure interpretation 100 years after Korotkov—. *Circ J*, 2006, **70**: 1231–1239.
- 17) Dujardin JPL, Stone DN: Characteristic impedance of the proximal aorta determined in the time and frequency domain: a comparison. *Med Biol Eng Comput*, 1981, **19**: 565–568.
- 18) Genner U: Vascular input impedance. Cardiovascular fluid dynamics. Vol 2 (Bergel DH ed), Academic Press, London, New York, 1972, 315–349.
- 19) Caro CG, Harrison GK: Observations on pulse wave velocity and pulsatile blood pressure in the human pulmonary circulation. *Clin Sci*, 1962, **23**: 317–329.
- 20) Ameshima S, Golpon H, Cool CD et al: Peroxisome proliferator-activated receptor gamma (PPARgamma) expression is decreased in pulmonary hypertension and affects endothelial cell growth. *Circ Res*, 2003, **92**: 1162–1169.
- 21) Hansmann G, Wagner RA, Schellong S et al: Pulmonary arterial hypertension is linked to insulin resistance and reserved by peroxisome proliferator-activated receptor-γ activation. *Circulation*, 2007, **115**: 1275–1284.
- 22) Bock M, Schad LR, Müller E et al: Pulsewave velocity measurement using a new real-time MR-method. *Magn Reson Imaging*, 1995, **13**: 21–29.
- 23) Hardy CJ, Bolster BD Jr, McVeigh ER et al: Pencil excitation with interleaved fourier velocity encoding: NMR measurement of aortic distensibility. *Magn Reson Med*, 1996, **35**: 814–819.
- 24) Bolster BD Jr, Atalar E, Hardy CJ et al: Accuracy of arterial pulse-wave velocity measurement using MR. *J Magn Reson Imaging*, 1998, **8**: 878–888.
- 25) Boese JM, Bock M, Schoenberg SO et al: Estimation of aortic compliance using magnetic resonance pulse wave velocity measurement. *Phys Med Biol*, 2000, **45**: 1703–1713.

## Validation of the Water Hammer Formula for Measuring the Regional Pulse Wave Velocity in the Main Pulmonary Artery Using a Multisensor Catheter

Shizuo Hanya,<sup>1</sup> Yasushi Kawai,<sup>2</sup> and Yukiyo Kondou<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Health Care Sciences, Himeji Dokkyo University, Hyogo, Japan

<sup>2</sup>Nishiarai Hospital, Tokyo, Japan

<sup>3</sup>Shinjuku Mitsui Building Clinic, Tokyo, Japan

**Key words:** multisensor catheter, main pulmonary artery, regional pulse wave velocity, water-hammer formula, pulmonary arterial reflection

Conventional methods of measuring PWV have mainly been based on two point measurements (PWV2), ie., measurements of the time of travel of the pulse wave over a known distance. This paper describes the method of “one-point” measurements of PWV1 (W-H method), which is based on the linear relationship between pulmonary flow velocity ( $V_m$ ) and pulmonary pressure ( $P_m$ ) during early systole, when effects of wave reflection are minimal, and compare the results with those (PWV2) obtained by conventional two-point measurement method. Simultaneous measurements of  $V_m$  and  $P_m$  at the same site in the main pulmonary artery (MPA) were made in 14 patients without pulmonary diseases using a multisensor catheter. PWV1 was calculated from the slope of the linear regression line between  $P_m$  and  $V_m$  where  $P_b$  exhibited the minimal in early systole by the following water hammer formula,  $PWV1 = (P_m/V_m)/\rho$ , where  $\rho$  is the blood density. PWV2 were also calculated by conventional two-point measurement method as the distance/traveling time of the wave between 2 measuring sites in the pulmonary artery between which the MPA is included.

Flow velocity ( $V_m$ ) vs. pressure ( $P_m$ ) in the MPA was highly linear during early systole, with Pearson's coefficients ranging from 0.9917 to 0.9994. Average value of PWV1 and PWV2 was  $2.0 \pm 0.4$ m/sec. and  $2.2 \pm 0.4$ m/sec, respectively. The regression line of the PWV1 on the PWV2 was  $y = 0.93x + 0.38$  ( $r = 0.97$ ,  $p < 0.001$ ). The validity of the one point measurement of regional pulse wave velocity based on water hammer formula (W-H method) in the MPA was confirmed invasively in comparison with the conventional two point measurement method in the clinical setting. (J Jpn Coll Angiol 2009, **49**: 411–416)

Online publication December 10, 2009

脈管学 Vol. 49, 2009