

超音波ドップラー法による 圧較差推定の妥当性と問題 点について

Doppler echocardiogra- phic estimates of pres- sure gradients in vari- ous types of stenoses: Usefulness and limita- tions

中島 徹
新垣 義夫*
神谷 哲郎*
小川 實
佐野 哲也
藪内 百治
佐藤 勇*
山田 修*
宮武 邦夫*
富田 英**

Tohru NAKAJIMA
Yoshio ARAKAKI*
Tetsuro KAMIYA*
Minoru OGAWA
Tetsuya SANO
Hyakuji YABUUCHI
Isamu SATO*
Osamu YAMADA*
Kunio MIYATAKE*
Hideshi TOMITA**

Summary

In the present study, the accuracy of Doppler estimates of pressure gradients in various types of stenoses was clinically and experimentally evaluated.

Fifty-seven patients, including 23 with ventricular septal defect, 15 with aortic or pulmonary valvular stenosis, four with infundibular stenosis, and five with supra-aortic or pulmonary stenosis were observed. The peak systolic pressure gradient (dP (C)) was obtained at the time of catheterization in all patients. Before catheterization, the maximum velocity was measured by pulsed or continuous Doppler echocardiography and the estimated systolic pressure gradient according to Doppler (dP (D)) was calculated by the simplified Bernoulli equation.

The experimental model was designed to create pulsatile flow through a stenosis model. Nine different stenotic model types were used, including three orifice-like stenoses and six truncated cones with heights of 10 mm and 20 mm distal to the stenosis. The orifices in their stenoses were 3, 4 and 5 mm, respectively. Glycerin solution containing Sephadex with a viscosity similar to that of blood was used as the circulation medium. Its specific gravity was 1.16 g/cm³. In each stenotic model, the maximum

大阪大学医学部付属病院 小児科
大阪市福島区福島 1-1-50 (〒553)
*国立循環器病センター
**札幌医科大学

Department of Pediatrics, Osaka University Hospital,
Fukushima 1-1-50, Fukushima-ku, Osaka 553
*National Cardiovascular Center
**Sapporo Medical College

Received for publication October 10, 1988; accepted December 20, 1988 (Ref. No. 34-PS32)

velocity and instantaneous systolic peak pressure gradient were measured at various water flow rates.

Clinical results: In patients with ventricular septal defect or valvular stenosis, dP (D) correlated very well to dP (C), with the regression equation, $y=0.87x+2.79$ ($r=0.92$) or $y=0.96x+1.02$ ($r=0.99$). In the other patients except for three with patent ductus arteriosus, dP (D) overestimated dP (C) by 11 to 71 mmHg, and their post-stenotic areas had gradually widened according to angiographic findings.

Experimental results: In orifice-like stenoses, the regression equation between the maximum velocity (X) and instantaneous peak systolic pressure gradient (Y) was $Y=4.5X^2+4.4X-6.6$, regardless of the orifice size. In truncated cones 10 mm in height with orifice sizes of 3 and 4 mm, the regression equation was essentially the same as in orifice-like stenoses; however, it was $Y=2.2X^2+3.3X-0.7$ when the orifice size was 5 mm. In 20 mm-height truncated cones with orifice sizes of 3 and 4 mm, it was $Y=3.6X^2+0.7X-0.08$, with 5 mm, it was $Y=0.3X^2+3.2X+0.4$. The narrower the angle of widening of a truncated cone and the larger the orifice size, the more linear the pressure gradient-velocity relation became. Thus, the pressure gradients were markedly overestimated when the simplified Bernoulli equation was used for the calculation.

For estimating pressure gradients in an orifice-like stenosis, the simplified Bernoulli equation was very useful, whereas in many cases of non-orifice-like stenoses, overestimation resulted. For this, orifice size and angle of widening of the post-stenotic area seem significant.

Key words

Congenital heart disease Doppler echocardiography Simplified Bernoulli equation Pressure gradient in various types of stenoses

はじめに

超音波ドップラー法を用いて狭窄部の圧較差を推定する方法は, Holenら¹⁾が1976年に報告して以来, 臨床的によく使用されている. 弁狭窄における圧較差や心室中隔欠損における左室-右室圧較差は, 簡易ベルヌーイ式で観血法による値と十分な相関を得ている²⁻¹⁰⁾が, それ以外の狭窄では過大評価することが多い¹¹⁾. 今回, 種々の先天性心疾患に対して, 簡易ベルヌーイ式を用いて圧較差を推定し, 心臓カテーテル検査における圧較差と比較した. また, 同時に行った心血管造影に基づいてその狭窄形態を検討し, 超音波ドップラー法による圧較差推定における狭窄形態の及ぼす影響について実験的に検討した.

対象および方法

臨床的研究

心室中隔欠損 23 例, 大動脈弁および肺動脈弁狭窄 15 例, 肺動脈漏斗部狭窄 4 例, 大動脈弁上

および肺動脈弁上狭窄 5 例, 動脈管開存 10 例の心室間および大血管の最大流速を超音波ドップラー法を用いて測定し, 簡易ベルヌーイ式 $\Delta P=4V^2$ (ΔP : 圧較差 V : 最大流速) を用いて圧較差 (ドップラー圧差) を推定した. 使用した装置は, ATL 製 Mark 5 と Aloka 製 SSD-730 である. また, 全例, 超音波ドップラー法を施行後 1 週間以内に心臓カテーテル検査を施行し, 心室間および大血管の圧較差 (カテ圧差) を peak to peak で求めた. また, 心臓カテーテル検査と同時に行った二方向シネアンジオグラフィーから, 狭窄の形態を観察した.

実験的研究

内径 10 mm の塩化ビニールチューブの中央に, 幅 2 mm で直径 3, 4, 5 mm のオリフィス型狭窄と, 直径 3, 4, 5 mm で狭窄後の形態を変化させた高さ 10 mm および 20 mm の円錐台狭窄, 合計 9 種類の狭窄モデルを作成した (Fig. 1). これに流入弁・流出弁を有する axial タイプの拍動流ポンプを用いて, 駆出回数を毎分 80 回, 駆出時間

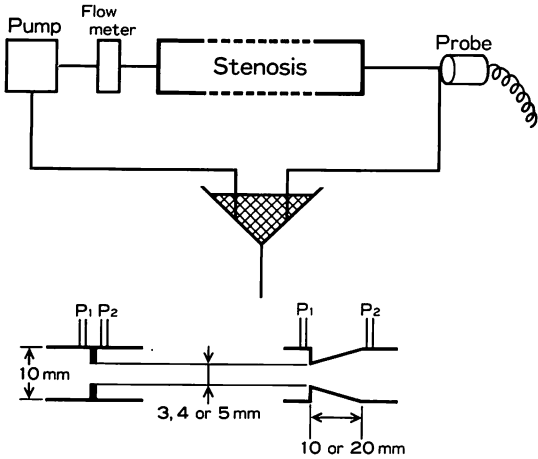


Fig. 1. Diagram of the experimental model.

Schematic representation of the experimental setup (top). The features of stenotic model are truncated cones and orifice-like stenoses with the orifice size of 3, 4, or 5 mm (bottom). Glycerin solution containing Sephadex with a viscosity similar to that of blood was used as the circuit medium. Its specific gravity was 1.16 g/cm^3 .

を1周期の40%に固定し、1回駆出量を変化させ、その時の狭窄前後の圧を管壁からの垂直引出しで測定して差圧曲線を記録し、瞬時最大圧較差を求めた。同時に、超音波ドップラー法を用い、狭窄部の最大流速を求めた。使用した液体は、血液と同じ粘性を有したグリセリン加生食水で、比重は 1.16 g/cm^3 であった。

結 果

心室中隔欠損23例における左室-右室圧較差推定では、カテ圧差とドップラー圧差の関係は、全体として $Y=0.87X+2.79$ ($r=0.92$) の相関であった (Fig. 2)。圧較差の小さいもの、すなわち欠損口の大きいものでバラツキが多かった。心血管造影上、心室中隔の形態はオリフィス型狭窄類似であった。

大動脈弁狭窄および肺動脈弁狭窄15例の圧較差推定では、カテ圧差とドップラー圧差の関係は $Y=0.96X+1.02$ ($r=0.99$) であった (Fig. 3)。ま

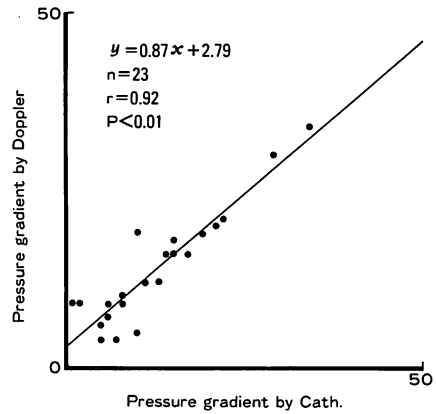


Fig. 2. Left-to-right ventricular pressure gradient determined by cardiac catheterization (Cath.) in 23 patients with ventricular septal defect compared with the pressure gradient estimated by Doppler measurement of the shunt velocity (Doppler).

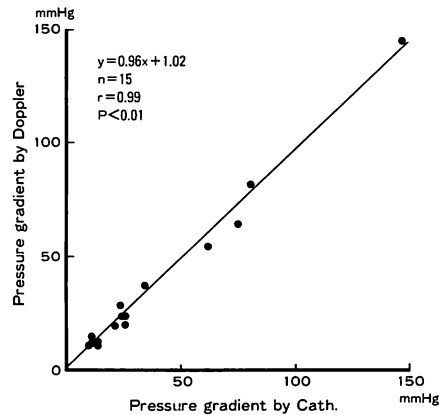


Fig. 3. Pressure gradient determined by cardiac catheterization (Cath.) in 8 patients with aortic valvular stenosis and 7 patients with pulmonary valvular stenosis compared with the pressure gradient estimated by Doppler measurement of the maximum velocity (Doppler).

た、心血管造影上、弁狭窄の形態はオリフィス型狭窄類似であった。

動脈管開存10例における大動脈-肺動脈圧較差推定では¹²⁾、2例でドップラー圧差とカテ圧差の

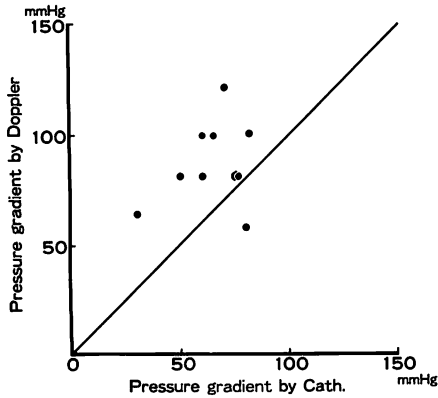


Fig. 4. Aorta-to-pulmonary artery pressure gradient determined by cardiac catheterization (Cath.) in 10 patients with patent ductus arteriosus (PDA), compared with the pressure gradient estimated by continuous wave Doppler measurement of the shunt velocity (Doppler).

A line shows the line of identity ($Y=X$).

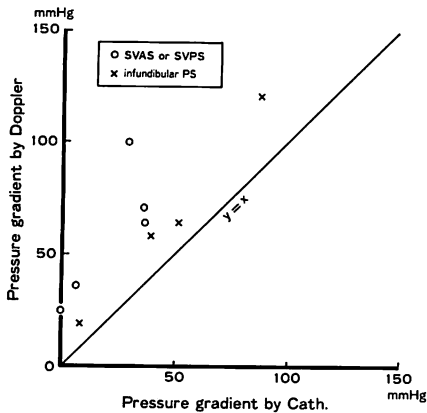


Fig. 5. Pressure gradient determined by cardiac catheterization (Cath.) in 4 patients with pulmonary infundibular stenosis (infundibular PS) and 5 patients with supra-valvular aortic stenosis (SVAS) or supra-valvular pulmonary stenosis (SVPS) compared with the pressure gradient estimated by Doppler measurement of the maximum velocity (Doppler).

差が 10 mmHg 以下であり, 7 例で 19 mmHg 以上ドップラー圧差が過大評価し, 1 例で 22 mmHg ドップラー圧差が過小評価した (Fig. 4). 心血管

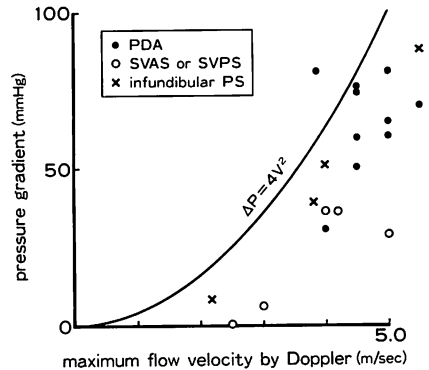


Fig. 6. The relationship between maximum velocity by Doppler and pressure gradient by catheterization in patients with PDA, infundibular PS, SVAS, or SVPS.

For abbreviations: see Figs. 4, 5.

造影上, ドップラー圧差とカテ圧差の差が少なかった例の動脈管の形態は, 1 例は動脈管自体が短く, 大動脈と肺動脈が直接つながった様な形態であり, 他の 1 例は動脈管の肺動脈側が急峻に細くなった形態で, いずれもオリフィス型狭窄類似の形態であった. 過大評価した例は, 動脈管自体が管状, またはやや動脈管の肺動脈側が細くなって, 楔状の形態を示していた. 過小評価した例は, 動脈管自体が長く蛇行した形態を示していた.

大動脈弁上狭窄および肺動脈弁上狭窄 5 例と肺動脈漏斗部狭窄 4 例におけるカテ圧差とドップラー圧差の関係は, 全例においてドップラー圧差が 11~71 mmHg 過大評価した (Fig. 5). 心血管造影上の形態はいずれも砂時計型であった.

動脈管開存, 大動脈弁上狭窄および肺動脈弁上狭窄, 肺動脈漏斗部狭窄について, 最大流速と圧較差の関係をみると, 形態上オリフィス型の動脈管開存 2 例と細長く蛇行した動脈管開存 1 例以外は, すべて, $\Delta P = 4V^2$ の曲線より右方にずれ, その形態的特徴は, 狭窄後の形態が徐々にもとの径にもどる点であった. したがって, オリフィス型以外の狭窄形態を有する例の最大流速と圧較差の関係を求めるため, 簡単な円錐台狭窄モデルを作

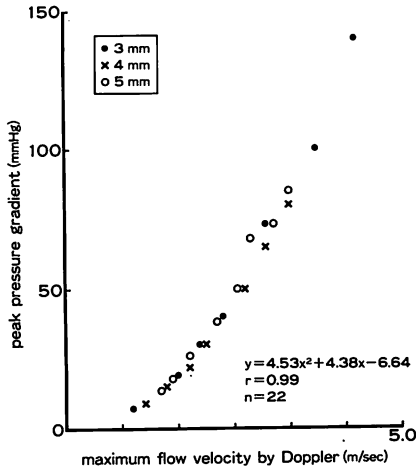


Fig. 7. The relationship between maximum velocity by continuous wave Doppler and instantaneous peak pressure gradient obtained by differential pressure curve in orifice-like stenoses.

The regression equation was $Y = 4.5X^2 + 4.4X - 6.6$, regardless of the orifice sizes.

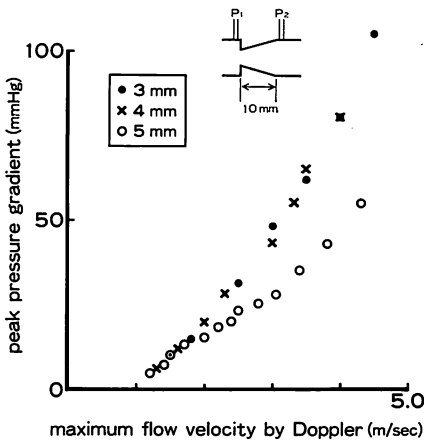


Fig. 8. The relationship between maximum velocity by continuous wave Doppler and instantaneous peak pressure gradient obtained by differential pressure curve in 10 mm-height truncated cones.

The regression equation in orifice sizes of 3 or 4 mm was essentially the same as in orifice-like stenoses. With an orifice size of 5 mm, it was $Y = 2.2X^2 + 3.3X - 0.7$.

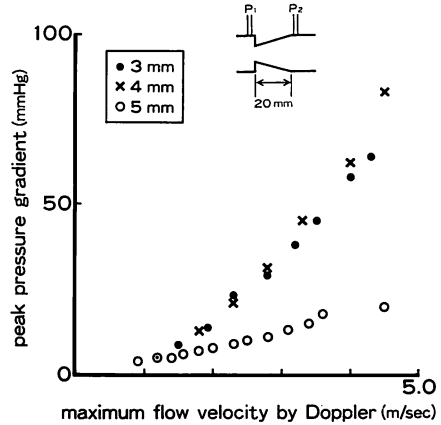


Fig. 9. The relationship between maximum velocity by continuous wave Doppler and instantaneous peak pressure gradient obtained by differential pressure curve in 20 mm-height truncated cones.

The regression equation was $Y = 3.6X^2 + 0.7X - 0.08$ in the orifice sizes of 3 or 4 mm. In the orifice size of 5 mm, it was $Y = 0.3X^2 + 3.2X + 0.4$.

成し、実験を行った。

Fig. 7 に、オリフィス型狭窄類似の狭窄の最大流速 (X) と瞬時最大圧較差 (Y) の関係を示した。狭窄径に関係なく $Y = 4.5X^2 + 4.4X - 6.6$ ($r = 0.99$) の関係を示した。

Fig. 8 は高さ 10 mm の円錐台狭窄の最大流速と瞬時最大圧較差の関係である。狭窄径 3, 4 mm ではオリフィス型狭窄に近い関係を示したが、5 mm 径では $Y = 2.2X^2 + 3.3X - 0.7$ の関係を示し、オリフィス型狭窄に比して、右方にずれた曲線となった。

Fig. 9 は高さ 20 mm の円錐台狭窄の最大流速と瞬時最大圧較差の関係である。狭窄径 3, 4 mm では $Y = 3.6X^2 + 0.7X - 0.08$ の関係を示し、5 mm 径では $Y = 0.3X^2 + 3.2X + 0.4$ の関係を示した。すなわち、圧較差が 100 mmHg 以下では、断面積比が 9% 狭窄も 16% 狭窄も同様な傾向を示し、狭窄がもとの径に戻るまでの長さが 10 mm の場合にはオリフィス型狭窄とほぼ同じ関係を示したが、20 mm の長さでは、右方にずれた関係、すな

わち簡易ベルヌーイ式では圧較差を過大評価する関係となった。断面積比が 25% 狭窄では、狭窄がもとに戻るまでの長さが 10 mm でも、オリフィス狭窄に比し右方にずれた関係となり、20 mm の長さでは更に右方へずれ、直線に近い関係となった。

考 察

元来、簡略化されないベルヌーイの定理は、

$$\Delta P = P_1 - P_2 = \frac{1}{2} + (V_2^2 - V_1^2) + \rho \int_1^2 \frac{\vec{d}\mathbf{v}}{dt} + R(\vec{V})$$

- P_1 : pressure in the pre-stenotic part
- P_2 : pressure in the post-stenotic part
- V_1 : maximal velocity in the pre-stenotic part
- V_2 : maximal velocity in the post-stenotic part
- ρ : mass density
- R : viscous friction

で表される。右辺第 2 項は局所加速度であり、2 点間の圧力損失が流速に変化するまでの時間的遅れを示し、2 点間の最大圧較差自体には関与しない。また、粘性によるエネルギー損失は生体内で無視できるとされている。また、 V_1 についても、弁狭窄では、 V_2 に比して十分に小さく、無視できるとして、Holen らは、 $\Delta P = 4V_2^2$ ($\rho = 1.06 \text{ g/cm}^3$) の式を求めた。更に、最近では、この式に基づいて富田らが報告したように、心室中隔欠損の高血流群では、 V_1 が無視できなくなるために注意が必要である¹⁰⁾との報告や、トンネル様の狭窄部の長い狭窄では粘性項が無視できなくなり、 $\Delta P = 4V^2$ では圧較差を過小評価するとの報告¹³⁾がある。いずれの報告も、狭窄後の形態は不連続にもとの径に戻る、すなわち、オリフィス型狭窄類似の形態である。しかしながら、種々の先天性心疾患では、オリフィス型狭窄以外の狭窄形態を有する場合が存在する。このため、今回、種々の狭窄形態を有した先天性心疾患に関して、簡易ベルヌーイ式を用いて圧較差の推定を試みた。形態上オリフィス型狭窄類似の形態と考えられる心室中隔欠損、弁狭窄や動脈管開存の一部の例では、簡易ベルヌーイ式で圧較差を推定した場合、十分な相関を得たが、それ以外の弁上狭窄や漏斗部狭窄および動脈管開存の多くの例では、簡易ベルヌーイ式で圧較差を推定した場合、過大評価し、その形態の特徴は、狭窄後の形態が連続的にもとの径にもどる形態を示していた。

実験的に、狭窄後の形態を変化させた円錐台狭窄を用いて、最大流速と瞬時最大圧較差の関係を求めてみると、狭窄部の断面積比が 16% 以下の狭窄度の強い形態では、狭窄後の形態の影響は少なかったが、狭窄部の断面積比が 25% 以上の狭窄度の弱いものでは、狭窄後の形態の影響が強く、このような形態では、簡易ベルヌーイ式で圧較差を推定する場合、過大評価することが示され、臨床例と同じ結果となった。すなわち、簡易ベルヌーイ式で圧較差を推定する場合、形態上はオリフィス型狭窄に限られ、それ以外の狭窄では過大評価することが多いことが示された。狭窄後の圧力損失から考えると、簡易ベルヌーイ式が成立するには狭窄後に加速された運動エネルギーが、再び圧に変化することなく消失してしまうような場合に限られ、その運動エネルギーが再び圧に変化する場合には、簡易ベルヌーイ式では過大評価し、その再び圧に変化する程度は、狭窄後の形態に依存すると考えられた。

簡易ベルヌーイ式で推定される圧較差は、瞬時最大圧較差である。今回、実験的には、差圧曲線より瞬時最大圧較差を求めて最大流速と比較したが、臨床的には、peak-to-peak 圧較差を代用した。理論上、peak-to-peak 圧較差は、瞬時最大圧較差に比して低値であり、このため超音波ドップラー法により求めた圧較差自体が過大評価されたものであったとも考えられる⁹⁾。しかしながら、弁狭窄等のオリフィス型類似の狭窄形態を有する症例の場合、 $Y = X$ に近い式が得られており、peak-to-peak でも十分代用できると判断した。今後は、

更に臨床例においても、瞬時最大圧較差との比較が必要と考えられた。

結 語

種々の狭窄形態を有する先天性心疾患に対して、簡易ベルヌーイ式を用いて圧較差を推定した。心室中隔欠損、弁狭窄および動脈管開存の一部の例では、形態上オリフィス型狭窄と考えられ、簡易ベルヌーイ式は有用であったが、それ以外の弁上狭窄や漏斗部狭窄では、過大評価することが多かった。過大評価した例の狭窄形態は、狭窄後に連続的にもとの径に戻る形態を示しており、拍動流ポンプを用いた狭窄モデル実験でも同じ傾向を示した。

超音波ドップラー法を用いて圧較差を推定する場合、狭窄後の形態すなわち狭窄の径と狭窄がもとに戻るまでの長さが、重要であると考えられた。

要 約

種々の狭窄形態を有する先天性心疾患に対して、簡易ベルヌーイ式を用いて圧較差を推定し、また実験的に検討を加えた。対象は心室中隔欠損 23 例、大動脈弁および肺動脈弁狭窄 15 例、肺動脈漏斗部狭窄 4 例、大動脈弁上および肺動脈弁上狭窄 5 例、動脈管開存 10 例である。全例で観血的に圧較差(カテ圧差)を求め、心血管造影検査より狭窄形態を観察した。また心カテ前に超音波ドップラー法により圧較差(ドップラー圧差)を推定した。

実験的に、内径 10 mm の塩化ビニールチューブの中央に幅 2 mm で直径 3, 4, 5 mm のオリフィス型狭窄と、直径 3, 4, 5 mm で狭窄後の形態を変化させた高さ 10 mm および 20 mm の円錐台狭窄、合計 9 種類の狭窄モデルを作成し、拍動流ポンプを用いて 1 回拍出量を変化させ、狭窄前後の瞬時最大圧較差を求めた。同時に、超音波ドップラー法を用いて狭窄部の最大流速を求めた。使用液体は血液と同じ粘性を有するグリセリン加生食水で、比重は 1.16 g/cm^3 である。

形態上、オリフィス型狭窄と考えられる心室中隔欠損と弁狭窄におけるカテ圧差とドップラー圧差の関係は、それぞれ、 $y=0.87x+2.79$ ($r=0.92$)、 $y=0.96x+1.02$ ($r=0.99$) であった。それ以外の例では、動脈管開存の 3 例を除き、ドップラー圧差はカテ圧差を 11~71 mmHg 過大評価した。その場合の形態的特徴は、狭窄部の遠位側が徐々に広がり、もとの径に戻る事であった。

実験上、オリフィス型狭窄における最大流速(X)と瞬時最大圧較差(Y)の関係は、狭窄径に関係なく、 $Y=4.5X^2+4.4X-6.6$ であった。高さ 10 mm の円錐台狭窄では、狭窄径が 3, 4 mm ではオリフィス型狭窄とほぼ同じ関係を示したが、狭窄径が 5 mm では $Y=2.2X^2+3.3X-0.7$ の関係となった。高さ 20 mm の円錐台狭窄では、狭窄径が 3, 4 mm では $Y=3.6X^2+0.7X-0.08$ の関係となり、更に狭窄径が 5 mm では $Y=0.3X^2+3.2X+0.4$ の関係となり、直線に近い関係となった。すなわち、簡易ベルヌーイ式では過大評価することが示された。

超音波ドップラー法を用いる圧較差の推定は、オリフィス型狭窄では有用であるが、それ以外の狭窄では過大評価することが多く、それには狭窄後の形態が重要な因子であると考えられた。

文 献

- 1) Holen R, Aaslid R, Landmark K: Determination of pressure gradient in mitral stenosis with a non-invasive ultrasound Doppler technique. *Acta Med Scand* 199; 455-460, 1976
- 2) Hatle L, Brubakk A, Tromsdal A, Angelsen B: Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 40: 131-140, 1978
- 3) Hatle L, Angelsen B, Tromsdal A: Non-invasive assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 43: 284-292, 1980
- 4) Lima CO, Sahn DJ, Valdes-Cruz LM, Goldberg SJ, Barron JV, Allen HD, Grenadier E: Non-invasive prediction of transvalvular pressure gradient in patients with pulmonary stenosis by quantitative two-dimensional echocardiographic studies. *Circulation* 67: 866-871, 1983

- 5) Hatle L, Rokseth R: Noninvasive diagnosis and assessment of ventricular septal defect by Doppler ultrasound. *Acta Med Scand (Suppl)* **645**: 47-56, 1981
- 6) Stamm RB, Martin RP: Quantification of pressure gradients across stenotic valves by Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* **2**: 707-718, 1983
- 7) Berger M, Berdoff RL, Gallerstein PE, Goldberg E: Evaluation of aortic stenosis by continuous wave Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* **3**: 150-156, 1984
- 8) Krafcheck J, Robertson JH, Radford M, Adams D, Kisslo J: A reconsideration of Doppler assessed gradient in suspected aortic stenosis. *Am Heart J* **110**: 765-773, 1985
- 9) Tomita H, Nakaya S, Arakaki Y, Futaki S, Nakajima T, Kamiya T: Pulsed Doppler echocardiographic estimation of the pressure gradient between the left and right ventricles in ventricular septal defect. *Heart* **17**: 528-534, 1985 (in Japanese)
- 10) Tomita H, Shimizu T, Arakaki Y, Nakaya S, Futaki S, Nakajima T, Kamiya T, Miyatake K, Nimura Y: Pulsed Doppler echocardiographic estimation of pressure gradient across a ventricular septal defect: With particular reference to potential factor of error. *J Cardiogr* **16**: 181-191, 1986
- 11) Nakajima T, Arakaki Y, Sato I, Suzuki A, Kamiya T: The relationship between systolic pressure gradient and maximum velocity measured Doppler ultrasound in stenosis. *Proc Jpn Soc Biorheol* **9**: 159-161, 1986
- 12) Nakajima T, Arakaki Y, Shimizu T, Sato I, Futaki S, Kamiya T, Miyatake K, Nimura Y: Non-invasive assessment of the peak pressure gradient between the aorta and pulmonary artery in patent ductus arteriosus. *J Cardiol* **17**: 353-360, 1987
- 13) Teirstein PS, Yock PG, Popp RL: The accuracy of Doppler ultrasound measurement of pressure gradients across irregular, dual, and tunnel-like obstructions to blood flow. *Circulation* **72**: 577-584, 1985