展望・解説

血流解析における可視化技術の応用*

福嶋孝義**, 松沢照男***

Application of Flow Visualization Techniques to Blood Flow Analysis

Takayoshi FUKUSHIMA and Teruo MATSUZAWA

1. はじめに

心臓・血管系内の血液の流れ, 気道・肺胞系における空気の流れ, 排泄時の尿の流れ, そして骨関節液や半規管, 蝸牛管の内リンパ液の運動などが流体力学的な興味を集めてきた。また人工臓器の開発は流体力学と密接な関係にある。なかでも血液の流れに関連する問題が最も活発に研究されてきたが, その理由の一つには血液循環系の異常, たとえば動脈硬化症, 血栓症, 動脈瘤などと結びついた疾病による死亡が近年高まっていることがあげられる。しかし, 「流れ」が興味の対象となりだしたのは, 1960年代に入ってからと比較的新しい。

研究対象の「血液の流れ」への移行には二つの潮流があったようである。生理学と臨床医学からのアプローチである。前者はおもに, 動脈の圧力と流量の関係に興味を持っていたし, 後者は局在性の血管・血流障害の成因あるいは外科的治療の評価などに関係していた。ことに, 1960年代の半ばに動脈硬化の成因に関する流体力学的仮説が, 種々提起されたのを機に動脈血流の流体力学的解析が活発に行われるようになった。

2. 円管内の拍動流と乱流

心臓は, 律動的に収縮と弛緩を繰り返す, 動脈系に血液を送っているが, このとき血液の運動は

波動として動脈系を伝播する。動脈系を伝わる波, 「脈」は100年以上前から認識されており, 多くの研究者によって問題にされてきた。この中には, ニュートン力学の数理的發展に貢献の著しい Euler, L. (1707~1783), 光の波動説, ヤング率あるいは生物発光の発見などで知られる Young, Th. (1773~1829), ポアズイユの法則の Poiseuille, J. (1799~1867), 電磁気理論を開拓した Weber, W. E. (1804~1891) など含まれる。もっぱら圧力脈波の伝播に大方の興味が向いているときに, McDonald, D. A. (1917~1973)¹⁾ は数学者である Womersley, J. R. (1907~1958) ならびに数学に秀でていた Taylor, M. G. らとの協同研究を通じて, 血管内部流れにアプローチする研究の端緒を開いた。実際, ウサギの大動脈や椎骨動脈に色素を直接注入し, 色素の動態を高速撮影するといった可視化実験を McDonald 自ら行っている。

生理学的に意味のある, すなわち血管内の血液流れを考察しうる形式で, 剛体直円管内振動流の解を Womersley が求めている。同じ頃, 日本の内田茂男氏が全く独立に同じ問題を ZAMP²⁾ に発表している。Linford と Ryan³⁾ は, 管内振動流の速度分布を色素注入法により調べ, 理論解との一致を確認した。ところで, 乱流の発生は血管雑音の発生因, 血管抵抗の増大因子, あるいは溶血, 血栓症等に関係すると考えられていた。Yellin⁴⁾ は, 直円管内拍動流における層流から乱流への遷移を, 流動複屈折法により調べた。Sarpkaya⁵⁾ は同じ問題を, より詳しく調べ臨界

*原稿受付 昭和60年1月24日

**信州大学医学部

***沼津高専電気科

レイノルズ数と振動数あるいは振動流／平均流の速度比などとの関係を求めた。

1960年代の後半になると、生体内で血流測定が試みられるようになり、熱フィルム流速計を用いて、イヌおよびブタの大動脈血流の速度とずり速度の測定、大動脈弓での乱流発生などが研究された。熱フィルムによる計測は胸部大動脈までの大きい血管に限られていたが、Nerem らはウマを用いて、主幹動脈各部の血流速度を測定した⁶⁾。それらの結果に基づけば、ヒトの場合にはレイノルズ数 Re_s が 100 以上、またイヌの場合には 150 以上で乱流の発生が期待される。ここにレイノルズ数は、Stokes の振動流境界層の厚さ $\delta \sim \sqrt{\nu/\omega}$ と瞬時最大血流速度 $\hat{U}$ とを用いて、 $Re_s = 2\hat{U}/\sqrt{\nu\omega}$ で定義され、 ν は動粘性係数、 ω は拍動流の角振動数である。

3. 狭窄部の血流

血管狭窄は、動脈硬化症や壁血栓などの局在性血管障害の特徴的な病像の一つである。また血液・血管壁間の物質移動や内皮細胞障害に及ぼす血流の作用を調べるための試験流路としてもしばしば用いられる。したがって狭窄を通過する流れについては、理論的にも実験的にもこれまで数多くの研究がなされてきた。

動脈系は、複雑な管路網を構築しているが、その一流路の内腔が狭くなっているような場合に、当該流路の流量がどの程度減少するかは、臨床家にとって興味のあるところである。また心臓弁あるいは血管の狭窄によって聴取される雑音は、狭窄の下流に生ずる乱流によると考えられている。そして狭窄部下流側の血管が、ときに膨張・拡大することがあるが、これも乱流に起因するという説がある。以上のような理由から、圧力損失や乱流の構造を調べた研究が多いが、多くは定常流の条件下に実験はなされている。これらに関しては Young⁷⁾ の総説に詳しい。そこで、本稿では狭窄血管を通過する拍動流れについての可視化実験と、有限要素法によるシミュレーションの結果を概説する。

断面積開口率52%の軸対称狭窄管内拍動流のパターンをアルミ粉末法で可視化した結果を図1に

図1 軸対称狭窄血管モデル内の拍動流

図下の正弦波は流量波形であり、○印は対応する番号の写真が撮影された時を示す。流れの時間平均のレイノルズ数は 500、Womersley 数は 23、狭窄部の断面積開口比率は 52% である

実験条件：水、 $D=2.6$ cm (非狭窄部の直径)

撮影条件：500 mm/F3.5, ASA400, F8・1/15s, タングステンランプ 500W×2 スリット光、増感現象

示す⁸⁾。同図下の正弦波は流量波形であり、○印は対応する番号の写真が撮影された時を示している。写真 1, 2 は減速相の末期に撮影されたものであるが、狭窄の直下に顕著な渦が認められる。正味の流れがゼロとなっている写真 2 の時点でも、狭窄直下では渦に導かれた流れが残っている。加速相になると、この渦は下流に流されると同時に、壁に押し付けられるように消失している(写真 3, 4)。写真 4 の最高流速に達する直前の流れでは流れの剝離が認められない。しかし、最高流速を過ぎた写真 5 の時点では狭窄下流の端で流れは剝離をおこし、渦を形成する。この渦は次の加速相になるまで原爆雲のように次第に大きくなって、狭窄直下の断面を満たす(写真 6 と写真 1, 2)。狭窄の後縁を挟むようにアルミ粒子沈殿

図2 有限要素法で求めた軸対称狭窄血管モデル内の拍動流図1の可視化実験と同一の血管モデルと流れの力学的相似パラメータの下に計算されている。図下の正弦波は流量波形で、付した数字は対応する番号の流れが生ずるタイミングを示す。各流れパターンは、中心軸を挟み上側に速度ベクトル、下側に流線による表示を行った

による二本の線が認められるが、この間にも渦が形成されていることが理解される(写真2)。狭窄を通過する拍動流に特徴的なことは、定常流で認められるような常存性の淀んだ剝離の領域は存在せず、拍動ごとに渦は発生、消失していることである。なお、図に示した拍動流のパラメータは Womersley 数が23、時間平均のレイノルズ数 $\overline{Re}$ が500、そして最大流速と平均流速の比 β が2.0である。Womersley 数は非狭窄部で定義され、拍動流の角振動数 ω と管の直径 D を用いて $\alpha = (D/2)\sqrt{\omega/\nu}$ で与えられる。

狭窄管内の拍動流のパターンは、拍動流のパラメータの各値と狭窄の程度とで異なったものと

なるが、流れのパターンを統一的に捉えるために α と $\overline{Re}$ を含んだパラメータ、 A_c が

$$A_c = \frac{1+\lambda}{1-\lambda} \sqrt{\lambda} \frac{\alpha^2}{\overline{Re}}$$

定義された。ここに λ は最大縮部と非狭窄部の断面積比(開口比)である。 A_c が導かれる際の定義によれば、この値が1よりも小さい場合には、狭窄を通過する拍動流を準定常流とみなせる。この考えに基づけば、狭窄の著しい大動脈弁を通過する流れは定常流でモデル化される。また、 α あるいは $\overline{Re}$ が異なっても A_c の値が同じであるならば、狭窄管内の流れのパターンは定性的に似たものとなる。

非軸対称な狭窄がある管内の拍動流の場合でも、狭窄背後の流れは渦の形状が歪んでいるが、軸対称モデルで観察されたものと同様の渦構造をもつと理解された。また、定常流の場合に狭窄前縁に発生した馬蹄形渦(後述)は、狭窄背後の渦と同じく拍動毎に発生、消失していた。

近年、流体力学の分野で注目されてきた数値計算法の一つである有限要素法を、血流解析に応用した結果の一例を図2に示した。図1の可視化実験と同一の軸対称狭窄血管モデルならびに力学的相似パラメータ $\overline{Re}=500$ 、 $\alpha=23$ を用いて得られた流れのパターンを同図は示している⁹⁾。下端の図は拍動流の断面平均流速波形であって、正弦波状の流速波形の上に付した数字は、それぞれ対応する番号の流れパターンが生ずるタイミングを示す。流れのパターンは、管の中心軸を挟んで上側に速度ベクトルによる表示を、また下側には流線による表示をおこなった。

流速が最高になった直後の7の時点で、狭窄後縁に丸く閉じた流線が認められ、流れの剝離がおこったことがわかる。流速が最小のゼロとなっていく過程で、流れの剝離によって形成された狭窄直下の渦は漸次大きくなる。加速相になると渦構造の流れが消失し、最高流速に達する直前の流れは層状のパターンを呈している。

以上示したように、アルミ粉末法による可視化実験と有限要素法による数値実験の結果とはよい一致を示した。同様の結果は動脈瘤内の拍動流でも得られた。コンピュータによる数値実験は、実

験的に必ずしも測定が容易でない管内速度分布の詳細と壁すり応力の大きさを求めうるので、軸対称狭窄や紡錘状動脈瘤などの血流解析には非常に有益である。

4. 対称分岐管内の流れ

動脈硬化症は血管が分岐、分枝あるいは湾曲している場所に限局性に発生することが知られている。こうした場所では血管内腔の形状により血流の擾乱が起こりやすく、病変の成立に血流因子の関与が示唆される。動脈硬化の形成に対する血流因子の役割を明らかにするためには、血管内血流の詳細な解析が望まれるが、今日の血流測定技術のレベルから判断して、解析はその多くをモデルにゆだねなければならないのが実情である¹⁰⁾。

これまでに、Y字およびT字形の分岐血管モデルを用いて乱流の発生、速度分布、流れのパターンなどが調べられた^{10,11)}。また血管モデルの精度を高めるために血管の透明化あるいは鋳型モデルが利用され、腹大動脈-腸骨動脈系や大動脈弓あるいは総頸動脈分岐部などの流れが実験的に解析されている¹¹⁾。しかし従来の研究のほとんどが定常流実験であり、また二次流れの詳細が追求されたとは言いがたい。二次流れの構造を求めることは、血流と血管壁との相互作用については病変の成立における血流の影響を考察する際には重要となる。なぜなら、二次流れの発生は壁に近い流体層すなわち境界層内でおこるから、その知見は血流と血管壁との相互作用を考察するのに欠かせない。

図3は、色素注入法による可視化実験の結果を模式的に示したものである¹²⁾。色素流を点々で示したが、分岐前方の主管の壁近くを flow divider に向かって流れてきた色素流は、分岐の直前で管壁の方向に押し曲げられ、旋回しながら枝管内へと流れ込んでいる。このような二

図3 対称分岐の血管モデル内の定常流のパターン（模式図）

図は各管の軸を含む平面の下半分の流れを示す。主管の壁近くを流れてきた流体（ドットで示した）は分岐の直前で管壁方向に押し曲げられ、旋回しながら枝管内へと流れる

次流れの発生するメカニズムは、壁に血栓あるいはプラーク状に管内腔の一部が狭窄をおこしているとき、この突出物の辺縁に馬蹄形状の渦が発生するのと似ている。すなわち、主管の中心部を流れてきた流体が衝突する分岐頂部で圧力は最も高く、これに対して分岐部の上面、下面（あるいは前壁、後壁）の圧力は低い。この圧力差にしたが

図4 対称分岐の血管モデル内の拍動流のパターン

図上半に拍動流の波形と流れのパラメータの値を示した(本文参照)。波形上に矢印で示した数字は対応する番号の写真が撮影されたタイミングを示す

実験条件：グリセリン水溶液、 $D=2.6\text{ cm}$ (主管の直径)

撮影条件：50 mm/F3.5, ASA400, F22・1/250, タングステンランプ500W

って分岐頂部から分岐部後壁, 前壁へと向かう流れが生じ, 二本の枝管を連ねるように一对の旋回流が形成される。分岐部では旋回流が発生しているために, 壁面近くの流体は主流とは逆方向に流れる。そこで上流から壁に沿って流れてきた流体と管壁を遡る流体とが衝突する場所, すなわち淀み点が壁面上にあらわれる。こうして, 壁面に沿う流れは淀み点で二手に分れ, ほぼ主管軸に直角方向に外側壁へと向かう。そのような流れを矢印つきの細い線で示した。

図4に拍動流の流れのパターンの経時的变化を示した¹³⁾。拍動流のパラメータは主管部で求めたとき, 平均レイノルズ数が320, Womersley数が10, 断面平均速の最大と平均値の比 β が4である。二本の枝管流量はそれぞれほぼ等しい(流量比 γ)。各写真に付した数字は, 図左上の流量波形の番号と対応しており, 流れのパターンが撮影された時を表している。色素液は管壁に沿って注入を行った。加速初期に近い位相では血管分岐部に色素流の乱れが認められるが, これは前周期の流出相(心臓から血液が動脈系に吐出される時相)の後で起ったものである。流量が最大になるとき, この色素流の乱れはほぼそのままのパターンを保持しつつ対流的に二つの枝管へと流れ込み, 顕著なパターンの乱れはない。

写真1の時点になると, 枝管内の流れでは色素流を含む流体に著しい剪断変形がおこっている。また分岐 apex の直前で色素流が主管軸と直角方向に流れているが, その際に色素流シートの巻き込みが認められ, 定常流で観察されたのと同様の渦が発生したことが示唆される。図に示したように, 減速相のときに枝管へと伸びる渦のパターンは一層明確になった。逆流相に入ると分岐の枝管入口部に形成されていた旋回流のパターンは主管部にまで押し戻され, そのパターンは歪む。続いてパターンの崩壊がおこり, 弱い乱流の発生が観測された。

流量波形をほとんど変えずに Womersley 数ならびに平均レイノルズ数を高くしたときも, 流れのパターンは図4と定性的には同じであった。また分岐部から枝管内へと広がる乱流の発生を, 正味の流量が負になる時相で認めた。

図5 大動脈弓(イヌ)内を流れるトレーサ粒子の軌跡
血管各部の流量は腕頭動脈 310 ml/min, 左鎖骨下動脈 290 ml/min, 下行大動脈 1190 ml/min である。図は, 太線で示した上行大動脈の一区画を通過した粒子の軌跡を示す

ところで, モデルと生体内血管との幾何学的相似性が一つの重要な問題として提起される。事実, 実際の血管系にあっては分岐頂部は鋭角的であり, 分岐の外側は緩やかな弧を描いている。また血管分岐をおこすまでの主管の長さにも制限があるが, これは境界層の厚さと密接に関係している。流れのパターンに及ぼすこれらの影響を詳細に検討するためには, 血管の鋳型や透明化処置の血管モデルを利用せざるを得ない。次に, イヌ大動脈弓の透明血管を用いて, 血管分岐部における流れのパターンを粒子追跡法により調べた結果の一例を示す¹⁴⁾。

実験では, テスト流体に直径 80~300 μm のポリスチレン粒子を体積濃度が約 0.1% で懸濁させ, 心尖部に刺入したポリエチレン管を介して, 大動脈に定常流を流した。大動脈を流れる粒子の運動を毎秒 500 コマの撮影速度で 16 mm 映画に記録し, フレーム毎に粒子の軌跡を解析した。大動脈弓入口部の一区画を通過した粒子の軌跡を図5に示した。図は太線で示した区画の前壁から後壁までの全断面を横切った粒子を示しているが, ほとんどの粒子が比較的滑らかに大動脈, 左鎖骨下動脈, 腕頭動脈に流れ込んでいる。しかし, 粒子が区画を通過するときの速度と方向にはかなりのばらつきがみられるが, これは左心室—大動脈—上行大動脈の流路が真直ぐでないことと, 大動

脈弁の開き方が不十分であったことによる。左鎖骨下動脈へと流れ込んだ粒子の一つは、矢印で示したように分岐の直前でS字形の軌跡を描いている。この粒子の振舞は分岐部に生ずる渦によって導かれたものである。分岐部に発生した渦によって、分岐部前方の前・後壁面上には淀み点が形成され、この点の近傍を通る粒子の移動速度は著しく遅くなる。

5. おわりに

以上、血流解析における可視化の応用例を筆者らの最近の成果を中心に概説した。今日ではモデルと生体血管との相似性が著しく重視され、透明化を施された血管などが実験に利用されだした。また実験は拍動流を用いなければならないなど、可視化技術のみならず実験方法の高度化が切実な課題となっている。直径が1 cm にも満たない管内の、しかも周期が1秒の拍動性の著しい流れを可視化することは容易ではない。可視化技術の発達が血流解析の進展を促進することを願う。

文 献

- 1) McDonald, D. A.: Blood Flow in Arteries (1974), Edward Arnold, London
- 2) Uchida, S.: ZAMM. 7 (1956), 403
- 3) Linford, R. G. and Ryan, N.: Journal of Appl. Physiology, 20 (1965), 1078
- 4) Yellin, E. L.: Circulation Res., 19 (1966), 791
- 5) Sarpkaya, T.: J. Basic Engineering, Trans. ASME., 88 (1966), 589
- 6) Schwartz, C. J. 他 (eds): Structure and Function of the Circulation, Vol. 2 (1981), Plenum Press, New York
- 7) Young, D. F.: J. Biomech. Engineering. Trans. ASME., 101 (1979), 157
- 8) Fukushima, T. and Azuma, T.: Clinical Hemorheology, 2 (1982), 31
- 9) 松沢照男, 福嶋孝義: 日本バイオレオロジー学会論文集, 6 (1983), 50
- 10) Pedley, T. J.: The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels (1980), Cambridge University Press, Cambridge
- 11) Yang, W.-J. (ed.): Flow Visualization III (1984), Springer-Verlag, Berlin Heidelberg
- 12) Fukushima, T. and Azuma, T.: Biorheology, 19 (1982), 144
- 13) 福嶋孝義他 (未発表)
- 14) Fukushima, T. 他: Heart and Vessels 1(1985) in press

学会の新業務体制についてのお知らせ

当学会の通常の業務は昭和60年1月1日以降、精機通信社内流れの可視化学会事務局で行っています。連絡先はつぎのとおりです。

流れの可視化学会事務局

〒160 東京都新宿区百人町2-16-13
 株精機通信社内
 TEL 03-364-1762 (学会専用)

交通案内 国電大久保駅、または新大久保駅より徒歩10分