

血管の分岐・曲がりの血液循環における意義

山本 圭治郎*・松尾 崇**

Physiological Significance of Arterial Branching and Curving in Blood Circulation

Keijiro YAMAMOTO and Takashi MATSUO

Abstract

We re-examined the dependence of mass flow division on the inlet Reynolds number at model branchings, which has been used to study the effect of arterial branching on blood supply to distal areas. However, this relationship was found not to be a valid consideration when discussing the role of arterial bifurcation, because the measured mass flow division is highly sensitive to the resistance road installed after branching and therefore is specific to the experimental set-up used. An alternative approach for evaluating the role of arterial branching is proposed here, in which the pressure loss occurring at arterial branching is evaluated using the relationship between branch loss coefficients and flow division ratios with referring to the flow division ratios measured at arterial bifurcations in vivo. In addition, importance of vessel curving as a flow resistance is described on the bases of the observation of arterial casts.

1. はじめに

血管は分岐・曲がりを繰り返しながら体のすみずみにまで分布している。動脈硬化などの血管病変が分岐部や急な曲がりの部位に好発することから、分岐や曲がりによって引き起こされる血流の乱れが病変発生の重要な因子であると考えられている。よって、分岐や曲がりにおける流れの実験および理論解析に大きな関心が寄せられてきた。一方、血液循環における分岐の役割について、分岐における血流の分配という観点から研究が行われてきた¹⁻³⁾。高血圧性脳出血の好発部位が主幹動脈より90度以上の角度で分岐（逆行性分岐）する血管によって血液供給を受けることが報告されて以来、特にわが国において注目されてきたテーマである^{4,5)}。我々は動物の血管鋳型を作成し血管構築の部位別特徴を調べてきたが、現在までに報告されている血液循環の力学的な取り扱いのいくつかに疑問を呈する結果が得られた。今回は次の2つの問題点について検

討した。

(1) 分岐での血流分配に関する研究では、いろいろな形状の分岐モデルを用い、分岐後の2つの支流の流量の比（流量分配比）を入射流のレイノルズ数（入射Re数）の関数として測定する方法がとられている。しかし、現在までに報告されている「流量分配比—入射Re数」の関係は報告者により大きく異なっている。よって、それらの結果を基にした血管分岐に関する考察はさまざまであるのに加えて、生理学的な常識とかけ離れた議論が多い。

(2) Murrayによる研究以来⁶⁾、大きな血管は血液の導管として最適（経済的）な形態をとると一般に考えられてきた⁷⁾。しかしこの原理のみでは血管形態の部位別特徴を理解できない。

今回、モデル分岐における「流量分配比—入射Re数」の再測定および血管鋳型の観察よりこれらの問題点について検討した。モデル実験結果および病態生理学的な知見を合わせて血液循環における分岐・曲がりの問題点について考察する。

1995年9月16日受理

* 機械工学科

** 東京医科歯科大学

2. 方 法

2.1 流量分配比測定の問題点

これまで流量分配比を測定するのに用いられた装置は、おおむね図1に示す構成になっている。入口タンク、分岐部およびそれらを継ぐ円管、出口タンク、流量測定部などから構成されている。2つの出口タンクからの流出量の比を入射流の Re 数の関数として測定することにより、分岐での流量分配特性が議論されている。Rodkiewicz¹⁾ および東野ら⁵⁾ は2つの出口を正確に同じ高さにする必要性を主張しているが、彼らの測定結果には大きな違いがある。しかしその原因は明らかにされていない。

ここで重要なことは、入り口タンクからの流れは、入り口損失、摩擦損失、分岐損失、出口損失などいろいろな抵抗を受けて最終的に出口から流出することである。よって、流量分配比は分岐の抵抗に加えて、後方

のパイプ、出口タンクでの抵抗などによって定まると考えられる。このことは、流量分配比は分岐の特性のみでなく分岐後方の条件によって大きく異なる可能性のあることを示している。つまり、今までに報告されてきた「流量分配比—入射 Re 数」の測定結果が報告者により大きく異なる原因は、分岐後方の条件の違いによると考えられる。もしそうであれば、流量分配比では分岐の特性は表し得ない。このことを確かめるために、本実験では分岐後方の条件を変えて「流量分配比—入射 Re 数」の関係を再測定した。さらに、血管分岐の特性を議論するための基礎データとして層流域での分岐損失係数の測定を行った。

2.2 流量分配比の測定

今回用いた測定機器の構成は図1と同様である。流体は水位一定のタンクからラッパ状入り口、整流器を通して直径 8 mm の円管に流入し、1.5 m の助走距離

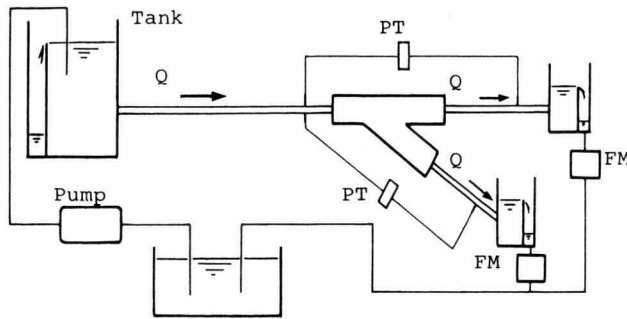
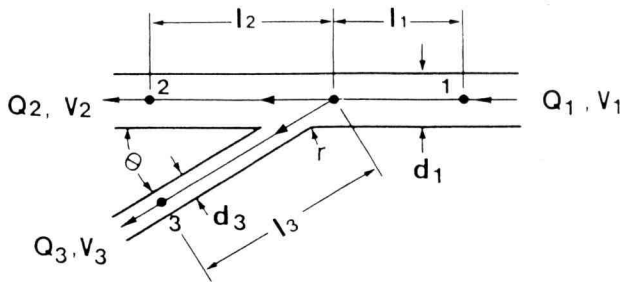


図1. 測定装置の概略. FM: 流量計, PT: 圧力変器



P: static pressure, V: velocity of fluid,
 Q: volumetric flow rate, d: pipe diameter,
 l: distance from branching point,
 r: rounding radius of internal corners,
 ρ : density of fluid, λ : friction factor.

図2. 分 岐

を経て分岐部に流入する。分岐後、流体はパイプ、出口タンクを通して重量法による流量検出部にはいる。分岐部は図2に示すように、入射流は方向を変えないいわゆる branching である。アクリル製の角の鋭い分岐 ($r/d < 0.01$) および硬質ガラス製の角の丸い分岐 ($r \approx 1 \text{ mm}$) を用いて測定し、両者を比較した。分岐点から出口タンクまでの距離は、分岐本管は 800 mm にとり、分岐枝管は 800 mm または 400 mm にとった。動作流体として水を用い、測定はすべて定常流で行った。

2.3 分岐損失係数の測定

図2に示す分岐流に対してエネルギーの式は、分岐圧力損失を $\Delta P_i (i=2,3)$ として、次のように与えられる。

$$P_1 + \alpha_1 \frac{\rho V_1^2}{2} = P_i + \alpha_i \frac{\rho V_i^2}{2} + \lambda_i \frac{l_i}{d_i} \frac{\rho V_i^2}{2} + \lambda_i \frac{l_i}{d_i} \frac{\rho V_i^2}{2} + \Delta P_i \quad (1)$$

ここで、 α は運動エネルギー係数である。この係数は管内の流速分布によって決まる量であり、層流では2、乱流ではほぼ1の値をとる (Appendix 参照)。

また、分岐損失 ΔP_i と分岐損失係数 ζ_i は次の関係で結ばれている。

$$\zeta_i = \Delta P_i / \left(\frac{1}{2} \rho V_i^2 \right) \quad (2)$$

分岐損失係数の測定は水を動作流体とし、入射流が定常層流 ($Re = 1,300 \pm 50$) の条件下で行った。入射および分岐本管の内径 (d_1) は 15 mm である。分岐の管径比 $DR (= d_1/d_3)$ は 1, 1.5, および 2.5 とし、それぞれに対して分岐角を $45^\circ, 90^\circ$ および 135° に変えて測定を行った。分岐のエッジの丸みは管径に比べて十分に小さい ($r/d < 0.01$)。圧力測定位置は分岐点の上流 150 mm および下流の直径 50 倍の位置である。層流での圧力測定においては、微小差圧を精度よく測定する必要がある。今回は、Validyn 社のリアクタンス方式の差圧計を使用した。測定精度は最高 $\pm 0.04 \text{ mm}$ 水柱である。

3. 実験結果および考察

3.1 「流量分配比—入射 Re 数」の関係

2つのタンク出口 (50 mm 幅のエッジ) を同じレベルに設定し、分岐角 θ は 90 度に固定して得られた流量分配比 (Q_3/Q_2) と入射流のレイノルズ数 (Re) との関係を図3に示してある。○・□印は角の鋭い分岐の結果で、それぞれ管径比 $DR=1$ および 1.18 に対応する。分岐点から出口タンクまでの距離は 800 mm である。角の丸い分岐の結果は●・■印で示してある。

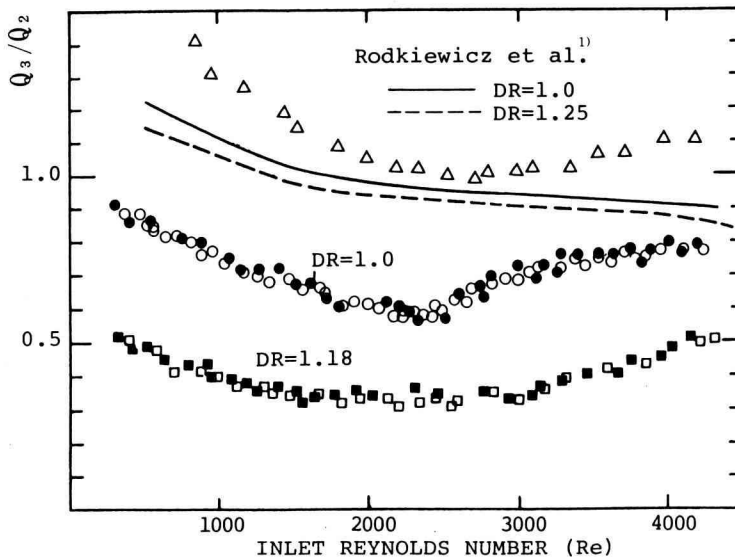


図3. 流量分配比と入射 Re 数の関係

分岐エッジの丸みは分配比に大きな影響を与えないことがわかる。

分岐後方での条件の影響を見るために、分岐管の出口までの距離を 400 mm に設定し、DR=1 にした場合の結果を△印で示してある。800 mm の場合に比較して流量分配比は明らかに大きな値を持つことが分かる。Rodkiewicz¹⁾の結果を実線および破線で示してある。彼らの測定値は今回の結果とかなり異なるが、分岐後部のパイプの長さについてはなにも記述されていない。

さらにタンク出口の高さを変化させて分配比の測定を行った。2つの出口タンクのエッジのレベル差 H(本流での高さ-分岐流での高さ)を、それぞれ 10, 5, -5 mm にした場合の結果を図 4 に示してある。この結

果より、流量分配比は出口のレベル差に強く影響されることが分かる。この場合も、流量分配比は分岐エッジの丸みにはほとんど影響されない。

Rodkiewicz¹⁾や東野ら⁵⁾は、出口の高さを同じにする必要があると述べているが、出口エッジの高さを同じに設定しても出口水面は同じ高さにならない。エッジから水面までの高さは流出する水量によって変わるからである。流出量が小さいときは、エッジでの表面張力も流量分配比に影響する。

3.2 流量分配比測定結果に関する考察

分岐での2つの分岐流に対してエネルギーの式をたて、これらを連立して解くことにより分岐での流量分配比は原理的に計算しうる。しかし各々の抵抗を評価

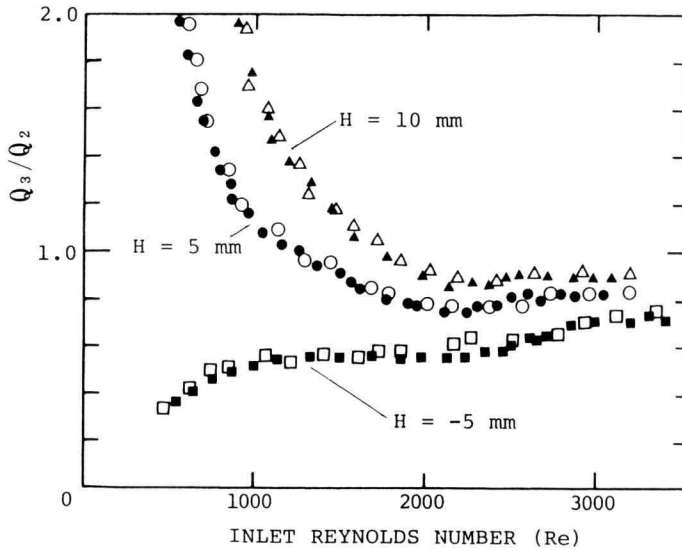


図 4. 流量分配比と入射 Re 数との関係

表 1.

Reynolds number	Velocity head (in mm)	Frictional loss (in mm)
400	0.12	2.04
800	0.51	4.08
1200	1.15	6.12
1600	2.04	8.16
2000	3.19	10.20
2400	4.59	12.24

することは容易でないで、ここでは簡明は方法で議論する。

表1には、いくつかの Re 数に対して、本実験での分岐より後方の条件(管内径 8 mm, 長さ 800 mm)に対応する、動圧、層流での摩擦損失の計算値を水頭で示してある。これらの値と出口のレベル差 H を比較することにより、流量分配比には摩擦損失、分岐損失(入射流の動圧×分岐損失係数)に加えレベル差 H が大きく影響することが理解できる。これらの抵抗はそれぞれ異なった流速 (Re 数) 依存性をもつ。このことが、図3,4に示されるような流量分配比の Re 数依存性の原因であると考えられる。つまり流量分配比は無次元量ではあるが、装置依存性をもつものであり、分岐の特性を表す物理量とはなり得ない。

これまでに、出口の高さ一定の条件だけでなく、パイプより大気中に解放⁷⁾、分岐後部に線形抵抗を装着⁸⁾などの条件下で流量分配比を測定し、血管分岐の力学的特性を論じた報告があるが、上記の理由で分岐の特性を表した実験とはならない。流量分配比は次に述べるように分岐の特性を表すためのパラメーターと考えるべきである。

3.3 分岐の影響の指標 — 分岐損失係数 —

複雑な血管網の中で任意の分岐点を選ぶと、その末梢にはまた血管網が存在する。血液供給における分岐の重要性を議論する1つの方法は、分岐点での圧力降下 (ΔP_b) とそれ以降の部位における圧力降下 (ΔP_m) の大きさを比較することである(図5)。血管分岐での圧力降下の測定は極めて少ないことに加えて、部位によっては測れないこともある。よってモデル実験により予測することが有力な方法となる。このために必要

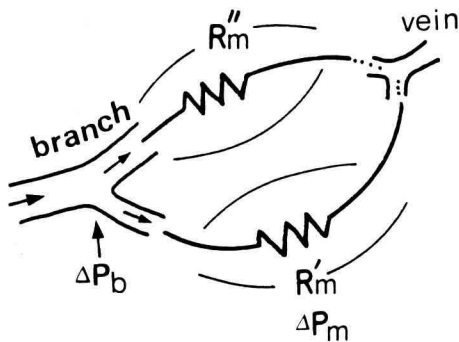


図5. 血管網のモデル

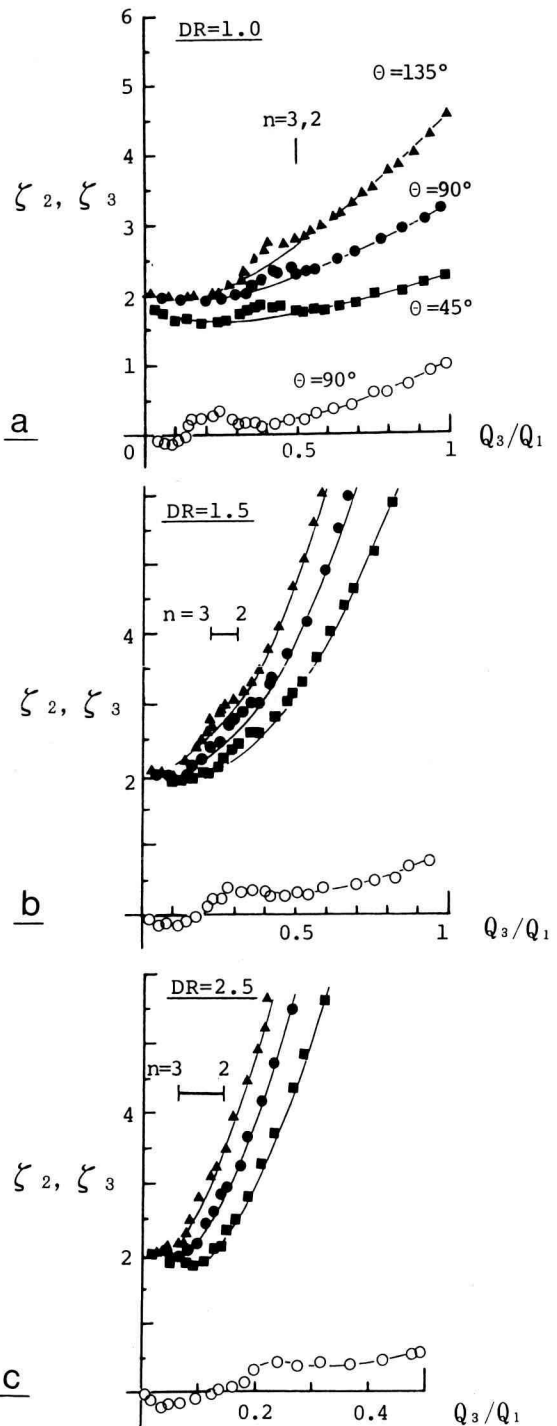


図6. 分岐損失係数 ζ と流量比 (Q_3/Q_1) の関係

な「分岐損失係数 ξ と流量比 Q_3/Q_1 」の関係は、定常乱流については多くの測定がなされているが⁹⁾、生体に関連する低流速域 (Re 数 $< 2,000$) での測定結果は極めて少ない。まとまった報告としては、Liepsch によって測定された管径比が 1 に近い場合のみである^{10,11)}。

今回測定した定常層流下での分岐損失係数を図 6a, b, c, に示してある。分岐本流の損失係数 ξ_2 (○)・支流の損失係数 ξ_3 (▲, ●, ■) と流量比 (Q_3/Q_1) の関係を、各管径比 $DR (= d_1/d_3)$ ごとに、分岐角 θ をパラメータとして示してある。層流での分岐損失係数 ξ_3 は分配比に対して滑らかな変化を示さないことがわかる。乱流においては、この関係が 2 次曲線で近似されることが報告されている⁹⁾。分配比がゼロに近い場合、 ξ_3 は 2 に近い値を取る。発達した乱流の実験では 1 に漸近するが、これは運動エネルギー係数 α が層流では 2, 乱流では 1 であることによる^{10,11)}。レイノルズ数が数 100 の領域で角の丸い分岐を用いた Liepsch の結果も同様の傾向を示している。彼は、乱流では損失係数の Re 数依存性はないが層流では Re に依存することを述べている¹⁰⁾。我々が測定した $Re=1,300$ と $Re=1,500$ では損失係数の明白な違いは検出されなかった。分岐本流の損失係数 ξ_2 は ξ_3 に比べると小さい値をとる。この場合も分配比に対して 2 次関数的な変化を示さず、乱流での結果とは異なっている。

3.4 生体内で分岐の効果

血液循環での分岐損失係数がどの程度であるかを見

積もるには、実際の血管分岐での流量比を知ることが必要である。一般に血流量 Q と血管径 d との間に次の関係が成立することが知られている¹²⁾。

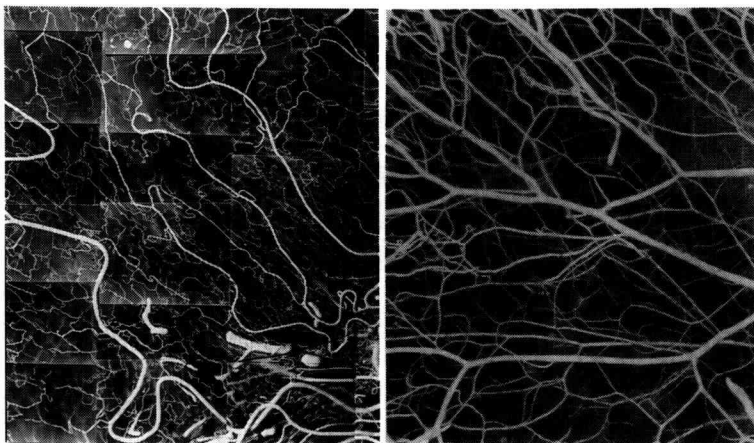
$$Q \sim d^n \quad (3)$$

また n は 2 から 3 の値をとることが報告されている¹²⁾。この結果を分岐後の 2 つの流れに適用すると、生理的な流量比 (Q_3/Q_1) s を求める次式が得られる。

$$(Q_3/Q_1)s = 1 / ((d_2/d_3)^n + 1), \quad (n=2-3) \quad (4)$$

この式より求めた流量比の範囲を図 6 中に示してある。

ヒトの血管での平均血流速は、最も速いところでも 1 m/s 程度であり、動圧は 4 mm 水銀柱程度であると計算される。しかも動圧は流速の 2 乗に比例するから、流速が小さくなるにつれて急激に減少する。よって、一般に分岐損失は抵抗血管での摩擦損失と比較して小さく、無視できると考えられている。しかし、生体の場合には血流の調節機構が存在する点に注意する必要がある。脳底部の動脈は大きな血管(例えば中大脳動脈)から直接に細い枝(穿通枝)が出るという特徴がある。よって図 2 に示す Branching モデルが血液供給の議論に有効である。生理的狀態での中大脳動脈の平均血流速は、0.5 m/s から 1 m/s の範囲にあることが報告されており^{13,14)}、動圧は 1-4 mm 水銀柱と計算される。ここで重要なことは、脳血流量は病態によって大きく変化することである。例えば、二酸化炭素の吸入によ



A B
図 7. 血管の鋳型 (ネコ) A: 脳, B: 耳

り末梢血管が拡張し、脳血流量および中大脳動脈での血流速は2-3倍にも増加する^{14,15)}。この場合に動圧は4-9倍の増加になり、分岐における圧力降下は無視できない大きさをもつ可能性がある。一酸化炭素中毒においても同様の脳血流増加が起こり、さらに続いて起こる血圧降下により大脳(白質や中大脳動脈からの穿通枝の灌流域)に循環障害性の病変ができることを著者の一人が明らかにしている¹⁶⁾。

動脈瘤や動脈硬化などの血管病変の発生に関連して分岐流れの研究が数多く行なわれてきた。分岐点での流れの様相は分岐形状のみでなく流量分配比に強く依存する。これまでの研究では、流量分配比をパラメーターとして考慮していないものがしばしば見られる。生体での条件を再考した研究が必要である。

3.5 血管の最適構築に関する問題

Murray は、血管は血液の導管として消費エネルギーが最小であると仮定することにより(最適原理)、血管の形態と血流との関連を調べた⁹⁾。以来、血管の幾何学的形態と血流との関連については数多くの理論的研究がなされ、最適原理を基にした解析は生体での測定結果をよく説明し得ると考えられてきた⁷⁾。我々は、Murray の解析法では始めから直管であるという仮定が含まれているが、この点に関する議論が今までなされていないことを指摘した¹⁷⁾。

図7に示すように、血管は分岐点と分岐点間でよく曲がりくねる場合がある。その曲がりの程度は脳、心臓、腎臓など体の各部位で大きく異なる。血管は組織に必要な血液量を供給することに加えて物質交換に必要な圧力を与える役目をもつと考えられる¹²⁾。図に見られる脳血管の曲がりくねりは、限られた空間の中で走行距離を確保するためと考えられる。最近の生理学的な研究で大きな血管での循環抵抗の重要性が指摘され、血圧降下の大部分は細動脈(抵抗血管)で起こるといった従来の概念は変更を迫られている¹⁸⁾。つまり血管は単なる導管としてよりも、適切な圧力を与えるための管路としてとらえる必要がある。血管を流れ抵抗として定量的に評価することが、血管形態の部位別特徴や動物種による違いを理解する上で重要である。

4. ま と め

今回の結果は次のようにまとめられる。

(1) 分岐における「流量分配比と入射流のレイノル

ズ数」の関係は分岐の特性を表し得ないこと、よって血液循環のみならず管路系の議論には使えない。

(2) 「分岐損失係数と分配比」の関係を定常層流下で測定し、乱流との違いを示した。さらに生体内で測定された分配比および血流速を参考にして分岐損失を評価し、血液供給における分岐の影響を議論した。

(3) 分岐における流れや圧力損失は流量分配比に大きく依存する。血管病変発生に関しても流量分配比がパラメーターとして重要である。

(4) 血管は(大血管を含めて)必要な圧力損失を伴う管路系としてとらえるべきである。血管の走行を循環抵抗として力学的に評価することが、血管形態の理解およびその所属する臓器の機能との関連を理解する上で重要である。

血流は拍動性や非ニュートン粘性をもち、血管壁も粘弾性をもっている。これらの影響については将来の課題であるが、本研究は今後の研究の基礎となるものである。

(謝辞) 本研究の一部は文部省科学研究費・重点領域研究「バイオメカニクス」の援助を受けて行われた(No.04237210 1992年, およびNo.05221214 1993年)。

文 献

- 1) Rodkiewicz C.M. and Roussel C.L., ASME Trans, Paper No. 72-WA/FE-8, March (1973), 108.
- 2) Rodkiewicz C.M. and Howell D.H., AIAA J., 9 November (1971), 2284.
- 3) Rodkiewicz C.M., CIMS Course and Lectures No. 270, (1981), Springer/Wien.
- 4) 新見英幸, 半田 肇, 臨床科学, 14-2 (1978), 244.
- 5) 東野文男・ほか3名, 機論, 47-423, B(1981), 213.
- 6) Murray C.D., J. Gen. Physiol., 9 (1926), 835.
- 7) 岡 小天, バイオレオロジー, (1984), 271, 裳華房.
- 8) 土屋喜一・ほか4名, バイオメカニズム—ヒトと機械の接点—, (1973), 24, 東京大学出版会
- 9) 日本機械学会編, 管路・ダクトの流体抵抗, (1979), 86, 日本機械学会.
- 10) Liepsch D.W., Biorheology, 21 (1986), 395.
- 11) Liepsch D.W., VDI-report 232, (1975), 423.
- 12) 諏訪紀夫, 器官病理学, (1968), 135, 朝倉書店.
- 13) 土谷 隆・ほか5名, 11-5脳卒中, (1989), 564.

- 14) Markwalder T.M. *et al.*, J. Cereb. Blood Flow and Metabol., 4 (1984), 368.
- 15) 神田 直, Clin. Neurosci., 6-7 (1988), 720.
- 16) Okeda R. *at al.*, Acta Neuropathol. (Berl.), 56 (1982), 265.
- 17) Matsuo T. and Okeda R., Theoretical and Applied Mechanics, 42 (1993), 325, Univ. of Tokyo Press.
- 18) Faraci. F.M. and Heistad D.D., Circ. Res., 66 (1990), 8.
- 19) Benedict R.P., Fundamentals of Pipe Flow, (1980), 217, JOHN WILY & SONS.

Appendix

運動エネルギー係数 (Kinetic energy coefficient or Velocity compensation factor) についての記述が、機械工学便覧や参考文献 (9) などには見あたらない。よって Liepsch の総説 (10) および Benedict の著書 (19) を参考にして述べる。

管内の粘性流れはその断面 (A) 上に流速分布が生じる。よってエネルギーの式などを平均流速で表そうとする場合、流速のプロファイルが問題となる。重力の加速度を g 、局所流速を u 、質量流量を \dot{m} とし、運

動エネルギーヘッド、 $(K.E.)_t$ は次式で表される。

$$(K.E.)_t = \frac{1}{\dot{m}} \int \left(\frac{u^2}{2g} \right) d\dot{m} \quad (5)$$

これに対し平均流速 $(= \int_A u dA/A)$ を元にした運動エネルギーヘッド、 $(K.E.)_a$ は、

$$(K.E.)_a = \frac{V^2}{2g} \quad (6)$$

両者を結びつける補正係数として、運動エネルギー係数 α が必要となる。

$$(K.E.)_t = \alpha (K.E.)_a \quad (7)$$

よって α は次式で与えられる。

$$\alpha = \frac{(1/\dot{m}) \int (u^2/2g) d\dot{m}}{(V^2/2g)} \quad (8)$$

半径 R の円管内流れでは、 $A = \pi R^2$ 、 $dA = 2\pi r dr$ 、 $d\dot{m} = \rho u (2\pi r dr)$ であるから、次式が得られる。

$$\alpha = \frac{2}{R^2} \int_0^R \left(\frac{u}{V} \right)^3 r dr \quad (9)$$

この式に流速分布を当てはめて計算すれば、 α は層流では 2、乱流では 1 に近い値となる。