イヌ上行大動脈中心軸付近の乱流強度

—Hot-Film 流速計による実測検討—

山口 隆美*・吉川 哲夫*
吉川 昭*・菅原 基晃*

Turbulence Intensity Measured in the Center of Canine Ascending Aorta with a Hot-Film Anemometer

Takami YAMAGUCHI*, Tetsuo YOSHIKAWA*, Sho KIKKAWA*
and Motoaki SUGAWARA*

The turbulence intensity near the central axis of the canine ascending aorta was measured with a hot-film anemometer. The cardiac output and the heart rate were controlled arbitrarily by the use of an extracorporeal circulation called open-loop method and of an atrial pacing. Drugs other than anesthetics were not used.

Blood flow velocity waveforms showed high-frequency fluctuations appearing near at the peak systolic velocity and persisting all the way through the deceleration phase of systole. These fluctuations were regarded as turbulence.

We designed a computer method for separating the turbulence from the physiological changes of the blood flow velocity. The mean turbulence intensity was defined as the square root of the time integral of the ensemble average square of the turbulence velocity; the integration interval was the whole deceleration phase of the ensemble average blood flow velocity. The relative mean turbulence intensity was defined as the ratio of the mean turbulence intensity to the time mean sectional average velocity in the aorta. It was constant in most animals regardless of the changes in fluid mechanical parameters. In some animals, however, the relative mean turbulence intensity was dependent upon the peak Reynolds number. The relative mean turbulence intensity positively correlated with the frequency parameter, but the correlation was not so

strong. The amplitude ratio (ratio of the peak velocity to the mean velocity) failed to make its role clear in the turbulence phenomena in the present experiments.

1. はじめに

血流が層流から乱流に遷移すると、血液内部および血液が血管壁に与えるせん断応力、血液の混合や物質拡散の速さなどが大きく増加する。血液内部のせん断応力の増加は、溶血¹⁾、血栓形成²⁾、鎌状赤血球症における sickling crisis³⁾(注1)の原因などになると考えられている。血管壁が受けるせん断応力の増加は、血管内膜の微小な傷害や、物質透過性の変化を引きおこして、動脈硬化症の遠因をなす可能性がある。また、せん断応力の不規則な変化によって、粥状硬化症の局在を説明できるとする実験結果⁴⁾は、乱流に対しても適用が可能である。乱流がもたらす血管壁の振動は、post-stenotic dilatation(注2)の発生に不可欠のものであるとされている⁵⁾。また、この振動は、心雑音特に駆出性雑音の成因であると考えられ⁶⁾、乱流の強さと雑音の強さには、明らかな相関がある⁷⁾。

血管内、ことに大血管内に、自然の状態や種々の病的状態で乱流が発生するか否かは、古くから興味もたれていた。すでに1952年、McDonald はウサギの大動脈に色素を注入して、乱流が存在することを確か

(注1) sickling crisis: 先天性の異常ヘモグロビン血症である鎌状赤血球症 (sickle cell anemia) においては、通常は正常の形状をしている赤血球が、何らかのきっかけで、いっせいに變形して機能障害を起こすという現象がある。これを sickling crisis と呼ぶ。

(注2) post-stenotic dilatation: 動脈に狭窄が生じた場合、その下流に内径の拡大した膨大部が生じる現象。

* 東京女子医科大学 附属日本心臓血圧研究所 東京都新宿区市谷河田町 10

* Heart Institute Japan, Tokyo Women's Medical College, Shinjuku-ku, Tokyo
(Received November 27, 1979)

めているが⁸⁾、これに引き続きX線映画⁹⁾や熱希釈法¹⁰⁾を用いた乱流の研究が行われている。しかし、これらの方法では、乱流の性質について、定量的研究を遂行するのに限界があった。1960年代の終わりに、Hot-film 流速計が、医学・生理学的研究に応用されるようになって、乱流の本格的な研究が初めて可能になった^{11),12)}。Hot-film 流速計を用いた初期の研究では、乱流は小形の動物に時に見い出される程度とされていたが、次第に乱流が通常の状態であると¹³⁾考えられるようになり、その発生の条件なども、工学的研究と関連させて検討されるようになった^{14)~16)}。

血管内の流れに類似した流れである円管内の振動流については、工学的立場から、さまざまな検討がされている^{17),18)}。しかし、乱流遷移に関する研究は、数が少なく、振動流を定常流より安定であるとする報告がいくつかあるが、生体内とは条件がかなり異なっている^{19)~22)}。また、狭窄下流の遷移については多くの研究があり、安定性は流れの振動数を無次元化した周波数パラメータとレイノルズ数に依存するとされている²³⁾。

血管内の流れの遷移条件については、血管壁近傍の不安定性が原因であるとする立場から、最大レイノルズ数と周波数パラメータのある種の関係が提案されている^{14),15)}。しかし、これらの研究は、乱流の測定については半定量的であり、広範な生理的条件をカバーしていない。また乱流の強さについては、動物および臨床例での検討があるが^{7),24)}、解析上定量性に厳密さを欠く。

著者らは、Hot-film 流速計を用い、イヌの上行大動脈中心軸付近の血流速度を測定し、結果を計算機処理して、大動脈内の乱流を定量的に検討した。

Fig. 1 Experimental setup (open-loop method)
SVC: superior vena cava, IVC: inferior vena cava

2. 方 法

2.1 動物実験

雑種成犬 13 頭 (体重 12.0~32.0 kg, 平均 25.1 kg) をペントバルビタール (25 mg/kg 体重) 静脈内投与で麻酔し、人工呼吸を行った。胸骨正中切開に左第3または第4肋間切開を加えて、開胸した動物に Fig. 1 に示すバイパスを装着した。これは通常 open-loop 法と呼ばれるバイパスを改良したもので、上下大静脈から脱血し、ポンプ・熱交換器を介して、奇静脈経由で右心房へ送血する。このバイパスは、心臓に侵襲を加えないで装着できる。ローラーポンプは、あらかじめ流量と回転数を校正した。右心房の洞結節付近に 10%ホルマリン液を注射して、可及的に心拍数を低下させてから心房ペースング(注3)を行った。この設定では、ローラポンプの回転数により心拍出量を、またペースングの頻度によって、心拍数ある程度任意に制御できる。

2.2 計測

2.2.1 Hot-film 流速計

上行大動脈内の血流速度を測定するのに用いた Hot-film 流速計プローブは、円錐先端を有する直径 0.5 mm の針形プローブで、DISA 社製特注品である。流速計本体およびリニアライザは、同社製 55 M 01 型および 55 M 25 型である。Hot-film 流速計は、恒温化した回転水槽を用いて²⁵⁾、ヘマトクリット値(注4)と血漿蛋白濃度の異なるイヌ血液について、流速と出力

Fig. 2 A needle-type hot-film probe and traverse assembly with exchangeable aortic cuffs

(注 3) 心房ペースング: 心臓の自律的興奮は、心房から心室へと伝達されるが、このいずれかに電気的刺激を与えれば、心臓の収縮を起こすことができる(ペースング)。このうち比較的正常に近い興奮順序で刺激するために、心房(この場合は右心房)に装着した電極からパルスを与えるのを心房ペースングという。

(注 4) ヘマトクリット値(Hematocrit value): 全血(whole blood)中に占める赤血球の容積分率。

Fig. 3 Scheme of positioning of the hot-film probe in the ascending aorta

電圧の関係をあらかじめ求めた²⁶⁾。各実験ごとにはこの 2 種のパラメータを測定して較正曲線を計算し、この曲線に従う電圧を、標準電圧源で発生させ、リニアライザのパラメータを設定した。その誤差は、最大に見積って数 % 以内であると考えられた²⁶⁾。また、われわれの使用した Hot-film 流速計システム全体の周波数応答は、急速停止流れを用いる方法²⁶⁾により水中で実測し、少なくとも約 4 kHz まで平坦であることを確かめた。

露出した上行大動脈の心膜翻転部よりやや上流に、小さな巾着縫合をおき、その中心を穿刺して、Hot-film プローブを挿入した。挿入後は止血のために縫合糸をゆるく締めたが、大動脈壁の変形を最小限度にするよう注意した。取り付け位置は、大動脈弁から直径の 1.5~2 倍程度下流であると考えられた。そのやや上流に、Fig. 2 に示す治具を取り付けた。プローブ

をこの治具に固定し、プローブ先端が大動脈の断面内を走査して、直径上の任意の点にその位置を 1 mm 以下の精度で固定できるようにした。この治具は、大動脈の直径に合わせて 5 種類のカフを交換することができ、また上部の構造の重量は 32 g であって、大動脈の拍動性変位に十分追随可能と思われた。このためプローブ先端は、大動脈壁に対して相対的に固定されているとみなしうる。実験の状況を Fig. 3 に示す。

Hot-film 流速計の over-heat ratio は、熱による血液凝固、蛋白変性などを避けるために、約 1.01 (温度差 5°C) とした。動物の血液は十分ヘパリン化して、プローブ表面への凝血塊の付着を防ぎ、温度を適宜確認しつつ実験を行った。

2.2.2 その他の計測

Fig. 4 に示すように、他の生理的パラメータの計測を行った。大動脈圧は、15 G テフロン針を左総頸動脈から挿入し、東洋ボルドウィン社製 MPU 0.5 型圧力トランスデューサで測定した。左心室圧は、心尖部の小切開から挿入したミラー社製 PC 370 A 型カテーテル先端型圧力トランスデューサで測定した。以上の計測信号は、心電図第 II 誘導とともに、三栄測器製 141 型ポリグラフと自作ディバイダを経由して、インクジェット式オシログラフ (Mingograph 800) と FM データレコーダ (TEAC R 210 型) に記録した。血液の粘度は、Brookfield 社製粘度計を用いて、ヘマトクリット値との関係をあらかじめ求めておき、各実験ごとにはヘマトクリット値を測定して粘度はそれから計算した。

2.3 解析

FM データレコーダに記録したデータのうち、Hot-film 流速計によって得られた血流速度の記録は、FACOM U-200 型ミニコンで A/D 変換して、デジタル磁気テープに収録した。A/D 変換のサンプリング周波数は 2 kHz であった。さらにデータは、FACOM 230-25 システムで編集計算処理を行った。

解析の詳細については別に報告した²⁷⁾ので結果の表示についてのみ述べる。連続した流速データから各心拍ごとに切り出した $u_i(t)$ ($i=1, 2, \dots$) とそのアンサンブル平均 $\langle u(t) \rangle$ との差 $\tilde{u}_i(t)$ ($i=1, 2, \dots$) を乱流成分とし、そのアンサンブル 2 乗平均の平方根 $\sqrt{\langle \tilde{u}^2(t) \rangle}$ を乱流強度とする。駆出時間 T_E のうち $\langle u(t) \rangle$ が減速する時間

Fig. 4 Block diagram of the instrumentation

における $\langle \tilde{u}^2(t) \rangle$ の時間平均の平方根を平均乱流強度 I とする。

流速のアンサンブル平均 $\langle u(t) \rangle$ の最大値 $\langle u(t) \rangle_{\max}$ を代表速度とするレイノルズ数 (最大レイノルズ数 Re_p) と、収縮期にわたる時間平均速度に対するレイノルズ数 (平均レイノルズ数 Re_m) を次式のごとく定義する。

$$Re_p = \frac{\langle u(t) \rangle_{\max} \cdot d}{\nu} \quad (1)$$

$$Re_m = \frac{\frac{1}{T_E} \int_{T_E} \langle u(t) \rangle dt \cdot d}{\nu} \quad (2)$$

d は大動脈の直径, ν は運動粘性係数である。

心拍周期に対応する周波数パラメータ α は, つぎのように定義する。

$$\alpha = \frac{d}{2} \left(\frac{\omega}{\nu} \right)^{1/2} \quad (3)$$

ω は心拍の角周波数で, 心拍数 n に対し

$$\omega = 2\pi \cdot n/60$$

また, 振幅比 β をつぎのように定義する。

$$\beta = \frac{\langle u(t) \rangle_{\max}}{u_{\text{mean}}} \quad (4)$$

u_{mean} は, 体外循環回路の送血量 F (この場合心拍出量にほぼ等しい) と, 大動脈の直径から求めた時間平均速度である。

$$u_{\text{mean}} = F / \left(\pi \cdot \left(\frac{d}{2} \right)^2 \right)$$

これらの無次元パラメータに対応して前に定義した平均乱流強度 I を, 上記の u_{mean} で除した値を, 相対乱流強度 I^* とする。すなわち,

$$I^* = I / u_{\text{mean}} \quad (5)$$

3. 結 果

実験は各動物について, 種々の平均流量・心拍数の組合せのもとに, 麻酔剤以外の薬物を使用しないで行った。血流速度の測定は, 上行大動脈の中心軸付近 (中心軸から半径の $\pm 10\%$ 以内) で行った。Table 1 に 158 件の実験について, 各種の生理的パラメータ, 実験条件の最大値・最小値・平均値および標準偏差を示す。Table 2 に Hot-film 流速計から得られた測定値, およびそれをもとに計算した無次元パラメータについて同様に示す。

記録の実例を Fig. 5 に示す。最下段が Hot-film 流速計を用いて計測した血流速度であるが, 立上りから最大速度に至る加速期には, 速度の不規則な変動は認められず, 最大速度の付近から減速期にかけて, 明らかな流速の不規則変動を認める。この不規則変動

Table 1 Physiological parameters of dogs
S.D.: standard deviation

	Maximum	Minimum	Mean	S. D.
Body weight (kg)	32.0	12.0	25.1	5.55
Diameter of the ascending aorta ($\times 10^{-2}$ m)	2.2	1.0	1.3	0.32
Hematocrit (%)	46.0	23.0	31.3	6.6
Mean pump flow ($l \cdot \text{min}^{-1}$)	3.34	1.22	2.10	0.64
Normalized cardiac output ($l \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$)	0.187	0.040	0.089	0.033
Time mean sectional average velocity in the aorta ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	0.59	0.05	0.29	0.12
Heart rate (min^{-1})	229	105	155	30.7
Frequency parameter α	18.9	10.3	14.0	2.1

Table 2 Fluid mechanical properties measured with hot-film anemometer and calculated from other parameters

	Maximum	Minimum	Mean	S. D.
Peak velocity $\langle u(t) \rangle_{\max}$ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	2.32	0.34	1.23	0.46
Mean systolic velocity $\frac{1}{T_E} \int_{T_E} \langle u(t) \rangle dt$ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	1.55	0.21	0.75	0.31
Peak Reynolds number Re_p	9640	990	4670	1810
Mean systolic Reynolds number Re_m	6560	620	2860	1240
Amplitude ratio β	6.98	2.49	4.45	0.95
Mean turbulence intensity I ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	0.17	0.02	0.07	0.027
Relative mean turbulence intensity I^*	0.54	0.09	0.25	0.09
Mean aortic pressure AoP (kPa)	17.7	4.5	9.2	3.0

Fig. 5 Representative recordings

ECG II: electrocardiogram lead II, AoP: aortic pressure, LVP: left ventricular pressure, Velocity: blood flow velocity in the ascending aorta measured with hot-film anemometer

は, 拡張期の後半には完全に消失しているものと考えられる。このような性質は, すべての記録について同様であった。Fig. 6 はある個体について, 縦軸に平均乱流強度 I をとり, 横軸にそれぞれ (a) 平均速度 u_{mean} と, (b) 最大速度 $\langle u(t) \rangle_{\max}$ をとって関係を示

Fig. 6 Relations for an animal between (a) time average sectional mean velocity in the aorta u_{mean} and mean turbulence intensity I , and (b) maximum of ensemble average blood flow velocity $\langle u(t) \rangle_{\text{max}}$ and mean turbulence intensity I

Fig. 7 Relation between the maximum of ensemble average blood flow velocity $\langle u(t) \rangle_{\text{max}}$ and mean turbulence intensity for all the experiments

したもので、両者共にはっきりとした正の直線相関がある。この関係は、他の動物についても基本的には同じであった。実験全体について同様に平均乱流強度と最大速度の関係を示したのが **Fig. 7** で、明らかな正相関を示す。最大速度と平均速度では、平均速度のほうが全体を通してみれば、個々の動物ごとにより良い相関係数を与えた。**Table 3** に 12 頭の動物について、平均乱流強度 I と平均速度 u_{mean} の回帰係数と相関係数を示す（動物番号 1 のものは、該当するデータが少ないので省略した）。相対平均乱流強度 I^* は、動物によって一定となるものと、最大レイノルズ数に対して正相関を示すものとがあった。後者の例を **Fig. 8** に示す。周波数パラメータと振幅比については、各個体ごとには十分な範囲をカバーすることができなかった

Fig. 8 Relation between the peak Reynolds number Re_p and the relative mean turbulence intensity I^* for the animal No. 3

Table 3 Coefficient for linear regression and correlation and relative mean turbulence intensity in each animal (the animal No. 1 is excluded because significant number of data is not available)

No. of animals	Regression coefficient	Y-intercept	Correlation coefficient	I^* (mean)	I^* (S. D.) (% mean)
2	0.25	0.68	0.99	0.29	0.014(4.7)
3	0.56	-3.9	0.91	0.37	0.073(19.7)
4	0.51	-3.05	0.95	0.30	0.054(17.8)
5	0.11	3.27	0.69	0.23	0.051(22.1)
6	0.10	0.37	0.97	0.11	0.004(3.8)
7	0.06	2.23	0.85	0.12	0.017(14.0)
8	0.23	-0.44	0.67	0.22	0.063(29.0)
9	0.15	0.47	0.92	0.17	0.020(12.1)
10	0.41	-3.42	0.96	0.29	0.021(7.2)
11	0.30	-0.09	0.92	0.29	0.027(9.3)
12	0.17	-1.88	0.99	0.12	0.013(11.4)
13	0.25	0.35	0.79	0.26	0.055(20.9)

ので、相対平均乱流強度に対する寄与はわからない。しかし、実験全体を通じてみると、振幅比がある値以下の場合（4.13 以下）では、相対平均乱流強度は、**Fig. 9** に示すように、周波数パラメータと弱い正相関を示すものと考えられた。

4. 考 察

4.1 動物実験について

われわれの用いた実験設定は、心臓の有する特性を利用し、ペーシングを併用して、平均大動脈血流量をかなり広範に任意に制御することができる。これまで

Fig. 9 Relation between the frequency parameter and the relative mean turbulence intensity I^* for the experiments in which the amplitude ratios are less than 4.13

の類似の研究に比べ、麻酔の影響・開胸の影響などをより小さくして、ほとんど正常に近い状態を作り出すことができたと考えられる。Noble らの結果²⁸⁾、すなわち体重 kg あたりの心拍出力 $0.09 \text{ l/min/kg} \sim 0.22 \text{ l/min/kg}$ 、平均 0.14 l/min/kg に対して、われわれの実験がカバーした範囲もほぼ同様で、正常覚醒状態と一致すると思われた。

また、このような大きな心拍出力の変化を、薬物を用いないで作出せることもこの実験設定の利点で、たとえば isoproterenol のような薬物を用いれば、血流速度も増加するが、心臓の収縮様式が変わってしまう、比較が難しくなる。

以上のような観点から、われわれの実験は、従来のものと比べてより生理的に正常な状態に近いと考えられる。

4.2 乱流遷移について

われわれの研究は、大動脈内の流れの乱流遷移の条件には、本質的に答えられない。対象は、遷移した乱流がどのような条件で強さを増すかという問題に絞られている。しかし、遷移を規定する条件は、乱流強度にも直接・間接に影響を及ぼす。

定常な円管内の流れは、レイノルズ数 2000 付近に臨界点を有する。直円管内の振動流で定常成分が比較的大きい場合についての Sarpkaya¹⁹⁾ の実験的研究によれば、臨界レイノルズ数は、周波数パラメータと振幅比の関数であって、周波数パラメータが大きいほど流れは安定で、振幅比が特定の値の時に臨界レイノルズ数がピーク値をとる。しかしこの研究を含め工学的なこの種の研究では^{20), 22)}、振幅比がすべて1以下で、流れ全体の様子には定常流成分の寄与が大きい。また、いわゆる完全振動流は定常成分がないので、振

幅比は無限大となるが、この場合は Hino ら²¹⁾の研究によれば、周波数パラメータが増加すると流れは安定になる。

これらの研究から、周波数パラメータが乱流の消長に大きな役割を果たしていることが明らかである。また振幅比も重要なパラメータである可能性がある。これらの事実は、乱れの消長が振動流によって作られる境界層の厚みに関連していることを示している。われわれの扱った現象も基本的に同様であると考えられる。この意味では、乱れの原因を心室内に求める必要は²⁰⁾必ずしもないように考えられる。

4.3 乱流の程度について

一度不安定となり乱流に遷移した流れを規定する因子は、必ずしも遷移条件と等しい必要はない。Sarpkaya¹⁹⁾ はその観察の中で、遷移後は主たる流れのエネルギーが乱流の程度を決定し、振動成分の寄与は大きくないとしている。

われわれの実験条件は、ほぼ完全な間歇流れで振幅比がはるかに大きく、非定常性が強いにもかかわらず、Fig. 6, Table 3 に示すように、平均乱流強度が平均速度と非常に良い相関を示したことは興味深い。流れの平均的な様相を示すと考えられるパラメータが乱流強度を支配しているということは、結局心臓から血液が駆出される際の全エネルギーの量が、乱流の大きさなどを決定しているとみることも可能である。しかし、その分配の比率にあたる相対平均乱流強度が、おおむね一定となる個体と、他のパラメータ、最大レイノルズ数と相関を示した個体とが存在したことは、心拍動などの非定常性の影響が、同じ平均速度に対しても個体ごとに異なるメカニズムを通して出現することを示唆しているかもしれない。全体を通して相対平均乱流強度は、周波数パラメータと弱いながらも正相関を示したが、振幅比の寄与については確言しうような関係は見い出せなかった。

5. 結 論

Hot-film 流速計を用い、イヌに open loop 法のバイパスを装着して、上行大動脈の血流速度を実測した。

血流速度は加速期には必ず滑らかな変化を示し、減速期には、多かれ少なかれ不規則な変動を示したので、これを乱流と考えた。

この乱流成分を、生理的変動となるべく分離して定量する解析方法を案出し、時間平均した乱流強度、さらにこれを平均流速で無次元化した相対平均乱流強度を計算して、他の無次元パラメータなどと比較した。

平均乱流強度は、平均流速と各動物個体ごとに良く

相関した。相対平均乱流強度は、動物によって一定なもの、最大速度を代表速度とするレイノルズ数に正相関するものとがあった。

また、周波数パラメータは、相対平均乱流強度と弱い相関を示したが、振幅比の寄与ははっきりしなかった。

本研究の遂行にあたり、つぎの方々にご助言、ご協力を頂いたのでここに記して心から感謝する。

東京女子医科大学付属日本心臓血圧研究所理論外科谷下一夫博士、同大学付属第二病院循環器外科教授須磨幸蔵博士、同大学電算室 中川秀二氏、矢島秀樹氏、東海大学医学部生理学教授 沖野遙博士。

本研究の一部は、つぎに掲げる補助金による。記して感謝する。

文部省科学研究費補助金 No. 455025, No. 457342, (財)千代田生命健康開発事業団社会厚生事業助成金(昭和 53 年度), 日本心臓財団研究奨励金(昭和 53 年度)。

参 考 文 献

- 1) P. L. Blackshear: Mechanical Hemolysis in Flowing Blood, *In Biomechanics; Its Foundations and Objectives*, edited by Y. C. Fung et al., 501/528, Prentice-Hall (1972)
- 2) P. D. Stein and H. N. Sabbah: Measured Turbulence and Its Effect on Thrombus Formation, *Circ. Res.*, **35**, 608/614 (1974)
- 3) P. D. Stein, et al.: Augmentation of Sickling Process due to Turbulent Blood Flow, *J. Appl. Physiol.*, **40**, 60/66 (1976)
- 4) R. J. Lutz, et al.: Wall Shear Stress Distribution in Model Canine Artery During Steady Flow, *Circ. Res.*, **41**, 391/399 (1977)
- 5) M. R. Roach: Poststenotic Dilatation in Arteries, *In Cardiovascular Fluid Dynamics*, edited by D. H. Bergel, **2**, 111/139, Academic Press (1972)
- 6) R. F. Rushmer: *Cardiovascular Dynamics*, p. 435, W. B. Saunders (1976)
- 7) H. N. Sabbah and P. D. Stein: Turbulent Blood Flow in Humans—Its Primary Role in the Production of Ejection Murmurs, *Circ. Res.*, **38**, 513/525 (1976)
- 8) D. A. McDonald: The Occurrence of Turbulent Flow in the Rabbit Aorta, *J. Physiol.*, **118**, 340/347 (1952)
- 9) N.-M. Ohlsson: Left Heart and Aortic Blood Flow in the Dog, *Acta Radiologica*, **Suppl. 213**, 1/80 (1962)
- 10) E. D. Freis and W. C. Heath: Hydrodynamics of Aortic Blood Flow, *Circ. Res.*, **14**, 105/116 (1963)
- 11) S. C. Ling, et al.: Application of Heated-Film Velocity and Shear Probes to Hemodynamic Studies, *Circ. Res.*, **23**, 789/801 (1968)
- 12) B. J. Bellhouse and F. H. Bellhouse: Thin Film Gauges for the Measurement of Velocity or Skin Friction in Air, Water or Blood, *I. Sci. Instrum. (J. Phys. E)* **1** (Ser. 2), 1211/1213 (1968)
- 13) C. G. Caro, et al.: *The Mechanics of the Circulation*, 330/332, Oxford University Press (1978)
- 14) R. M. Nerem, et al.: An Experimental Study of the Velocity Distribution and Transition to Turbulence in the Aorta, *J. Fluid Mech.*, **52**, 137/160 (1972)
- 15) R. M. Nerem and W. A. Seed: An *in vivo* Study of Aortic Flow Disturbance, *Cardiovasc. Res.*, **6**, 1/14 (1972)
- 16) K. H. Parker: Instability in Arterial Blood Flow, *In Cardiovascular Flow Dynamics and Measurements*, edited by N. H. C. Hwang and N. A. Norman, 633/663, University Park Press (1977)
- 17) S. Uchida: The Pulsating Viscous Flow Superposed on the Steady Laminar Motion of Incompressible Fluid in a Circular Pipe, *Z. A. M. P.*, **7**, 403/422 (1956)
- 18) J. R. Womersley: Method for the Calculation of Velocity, Rate of Flow and Viscous Drag in Arteries when the Pressure Gradient is Known, *J. Physiol.*, **127**, 553/563 (1955)
- 19) T. Sarpkaya: Experimental Determination of the Critical Reynolds Number for Pulsating Poiseuille Flow, *J. Basic Eng. Trans. ASME*, **88**, 589/598 (1966)
- 20) E. L. Yellin: Laminar-Turbulent Transition Process in Pulsatile Flow, *Circ. Res.*, **19**, 791/804 (1966)
- 21) M. Hino, et al.: Experiments on Transition to Turbulence in an Oscillatory Pipe Flow, *J. Fluid Mech.*, **75**, 193/207 (1976)
- 22) D. A. Gilbrech and G. D. Combs: Critical Reynolds Numbers for Incompressible Pulsating Flow in Tubes, *In Development in Theoretical and Applied Mechanics*, **1**, 292/304, Plenum Press (1963)
- 23) W. Yongchareon and D. F. Young: Initiation of Turbulence in Models of Arterial Stenoses, *J. Biomechanics*, **12**, 185/196 (1979)
- 24) P. D. Stein and H. N. Sabbah: Turbulent Blood Flow in the Ascending Aorta of Humans with Normal and Diseased Aortic Valve, *Circ. Res.*, **39**, 58/65 (1976)
- 25) 山口隆美, 他: Hot-film 流速計の血流速度計測への応用, *医用電子と生体工学*, **16**, 130/133 (1978)
- 26) 山口隆美: Hot-film 流速計による血管内の乱流計測の基礎的検討, *医用電子と生体工学*, **17**, 384/385 (1979)
- 27) 山口隆美, 他: 大動脈内の乱流の解析—Hot-Film 流速計による実測データ解析の方法, 計測自動制御学会論文集, **16-6** (掲載決定)
- 28) M. I. M. Noble, et al.: Left Ventricular Ejection in Conscious Dogs; I. Measurement and Significance of the Maximum Acceleration of Blood from the Left Ventricle, *Circ. Res.*, **19**, 139/147 (1966)