

# 光ファイバ型レーザー・ドプラ流速計 による血流計測

三 戸 恵一郎

Measurement of Blood Flow Velocity by Laser  
Doppler Velocimeter with Optical Fiber

Keiichiro MITO

## 概 要

動脈血管の狭窄ないし閉塞に起因する疾患は近年本邦において急速に増加しつつある。このような血管病変の発生，進展過程は血管壁自身の生化学的，形態学的な変化とみなしうるが，その誘因として血流によるズリ応力あるいは複雑な流れに伴う圧損失など血管壁に作用する力学的因子が大きな役割を果たしていることが解明されつつある。このような力学的作用を解析するためにはこれまでの評価パラメータであった血圧，血流量にさらに血流速度分布を小サンプルボリュームでかつ正確に計測することが不可欠である。そのために最近臨床面では主に超音波パルスドプラー法，生理学的実験ではホットフィルム法などの各種血流速度計を用いて血流速度の計測が試みられているが，いずれも空間分解能の制約のために，小サンプルボリュームでの定量的な評価に難点があると考えられる。このために筆者らは近年急速に発達してきたレーザー・ドプラ流速計（LDV）の持つ優れた特徴に注目し，光ファイバを用いたレーザー・ドプラ流速計を開発，検討してきた。in vitro, in vivoにおける実験の結果，本法が優れた分解能を有する血流速度計として充分実用化できることが窺われた。

### 1 レーザ・ドプラ流速計（LDV）の原理

一般に電磁波や音波などの波の観測点が相対運動を行っている時，観測される波の周波数はもとの振動源のそれとは異なったものであり，この現象はドプラ効果として広く知られている。LDVはこの原理を利用して流体中に存在する光散乱粒子にレーザー光を照射して，ドプラ効果によって周波数が変化した散乱光の周波数を測定し，散乱体の速度すなわち流体の速度を求め

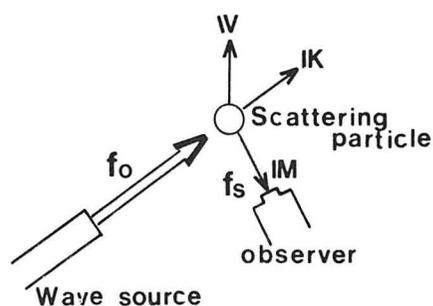


図1 入射・散乱光および粒子速度の各ベクトル

るものである。

今、図1のように速度 $V$ で動いている物体に周波数 $f_0$ のレーザ光を照射し、散乱されたレーザを観測する時、その周波数 $f_s$ はドプラ効果により、

$$f_s = f_0 \left( 1 - \frac{1}{C} \mathbf{V} \cdot \mathbf{K} \right) / \left( 1 - \frac{1}{C} \mathbf{V} \cdot \mathbf{M} \right) \quad (1)$$

と与えられる。ここで $C$ はレーザ光の速度、 $\mathbf{K}$ は光源から粒子へ向かう単位ベクトル、 $\mathbf{M}$ は粒子から観測者へ向かう単位ベクトルである。全体の周波数偏移量 $\Delta f$ は(1)式を変形すると、  
( $\lambda$ :波長)

$$\Delta f = f_s - f_0 = \frac{V(M-K)}{\lambda \left( 1 - \frac{1}{C} \mathbf{V} \cdot \mathbf{K} \right)} \quad (2)$$

となるが、普通の計測対象の速度は、光速に比して十分小さく、 $C \gg V$ であるから、この $\Delta f$ は、

$$\Delta f \approx \frac{1}{\lambda} V(M-K) \quad (3)$$

と表わされる。このドプラシフト周波数は、 $10^{14}$ Hzのオーダであるレーザ光の周波数に比して $10^6$ Hzのオーダと非常に小さいので、通常ビート信号を取り出す(光ヘテロダイン検出)こ

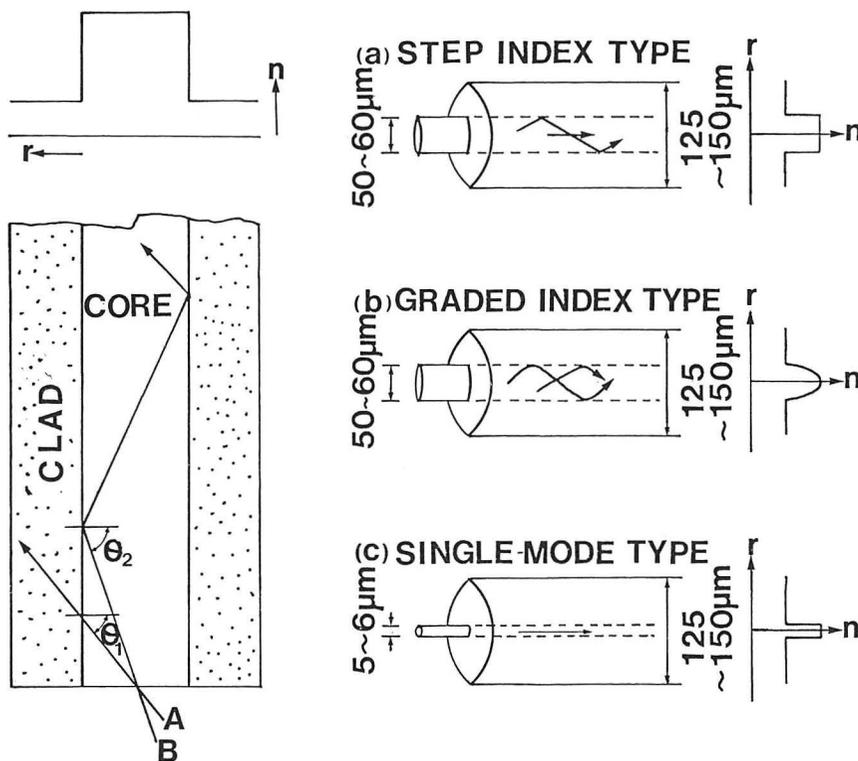


図2 光ファイバの構造と種類

とによってドプラシフトの検出が行われる。

ドプラ効果を利用した方法に、よく知られている超音波ドプラ法があるが、この超音波に比べレーザー光は、波長が数百 nm と極めて短かく、かつ均一で、位相が揃っており、伝達速度は格段に速い。これらの性質から、LDV は次のような特徴を有する。

- 1) 流速とドプラシフト周波数の間には直線関係が成立し、校正曲線を求める必要が無い。
- 2) 応答性が早く流速の瞬時値を連続的に測定できる。
- 3) 空間分解能が高く、サンプルボリュームが、たとえば  $10^{-3}\text{mm}^3$  のオーダという小さい範囲で計測できる。
- 4)  $1\ \mu\text{m}/\text{sec} \sim 1000\ \text{m}/\text{sec}$  という広い範囲の流速測定が可能である。

## 2 光ファイバ

光ファイバは図 2 に示すように、コアと呼ばれる高い屈折率のガラスをクラッドと呼ばれる低い屈折率のガラスで囲んだ同心円構造である。光ファイバに入射した光のうち、コアとクラッドの境界面で、入射角が臨界角以上の光（同図左）のみが中心部のコアの中を全反射をくり返しながらか閉じ込められて進む。

この光ファイバは大別すると次のようになる。材料的にはポリマ（プラスチック）、多成分系ガラス、石英ガラスとなり、構造的にはコアとクラッド境界面で全反射をくり返しながらか伝わるステップ型とファイバ径方向の屈折率分布に応じて連続的に経路を変えながらか伝わるグレーディッド型の 2 つがあり、伝送模式的には単一モード型と多重モード型に分けられる。同図右に代表的な光ファイバの種類を示す。図に示すように光ファイバ自体の直径は  $150\ \mu\text{m}$  程度であるが、一次被覆をプラスチック・コーティングで行ない  $0.9\text{mm}\phi$  の芯線にしている。さらにその上に補強用としてプラスチックの線維を重ね、その外側を塩化ビニール被覆し、外径は通常  $3\ \text{mm}$  程度になっている。

## 3 光ファイバを用いた LDV

LDV を用いて初めて流体の速度を計測したのは、Yeh と Cummins (1964年)<sup>1)</sup> らで、その後工学分野を中心として応用開発が進められたが、医学、生物学の分野でも注目され、いくつかの報告が成されている<sup>2)</sup>。しかし、医学、生物学分野での血流計測への応用は血液や血管壁の光透過性が低い<sup>3)</sup>ために、一部の小血管、たとえば眼底小血管、皮膚表在血管など光透過性が比較的保証されている血管の血流計測に限られていた。そこで筆者らは近年光通信用に開発され、その進歩が著しい前述の光ファイバを利用し、レーザー光を動脈内ないし心腔内へ導く光ファイバを用いた LDV を開発し、検討を加えた<sup>4,5,6,7)</sup>。

その構成は図 3 に示すように、まず He-Ne レーザ光源からの周波数  $f_0$  のレーザー光を、ビームスプリッターで光ファイバへの入射光と、シフト（超音波偏光器）へ向かう参照光とに、2 分する。入射光は光ファイバの中を<sup>3)</sup>通って血管内血流へ照射され、赤血球によって散乱される。

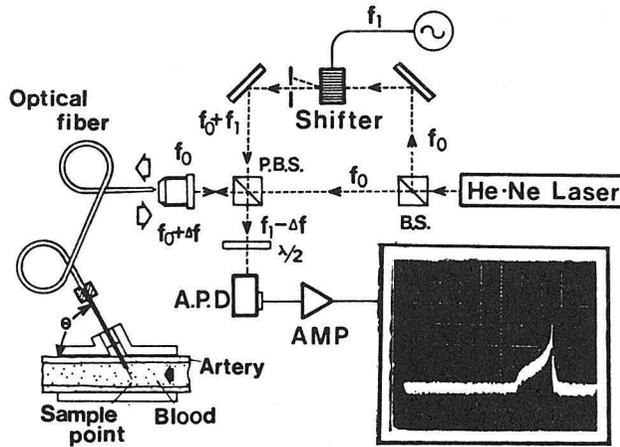


図3 光ファイバ型LDVと血流速度の周波数パターン

この散乱光は赤血球のスピードに応じた周波数シフト  $\Delta f$  を受けて  $f_0 + \Delta f$  となり、その一部は再び同一の光ファイバを経て光学系へ戻される。この際、血流中へのレーザー光の送・受光は同一のファイバで行うから、式(3)において  $M = -K$  である。そこで、入射光と血流の方向との角度を  $\theta$ 、血液の屈折率を  $n (= 1.34)$  とすると、式(3)は、

$$V = \frac{\lambda}{2n \cos \theta} \cdot \Delta f \quad (4)$$

となり、(4)式によってシフト周波数  $\Delta f$  から血流速度  $V$  が求められる。

一方、シフタへ導かれた参照光は流れの順・逆方向を判別するために周波数シフト ( $f_1 = 40$  MHz) させる。この周波数  $f_0 + f_1$  の参照光と前述の周波数  $f_0 + \Delta f$  の後方散乱光とを光電素子面で光ヘテロダインすれば、 $f_1 - \Delta f$  の周波数を持つビート信号が得られる。これは比較的の低周波数であり、電気信号へ変換することが容易となり、スペクトラムアナライザにより周波数解析を行った後、流れの順・逆方向の区別と同時に血流速度  $V$  を求める。

なお、光電素子についてはレーザー光の後方散乱光の強度が  $n$  watt のオーダーと極めて微弱であるために、量子効率が大きく(約40%)かつ増幅利得が適当な Si-APD (アバランシェ・フォトダイオード)を用いた。

この APD からの信号をスペクトラムアナライザで周波数解析すれば、理論的には流速零に相当するシフト周波数  $f_1$  のピークと、流速  $V$  に相当する  $f_1 - \Delta f$  の2本のピークが得られるはずである。ところが、実際は光ファイバを挿入したことによる流れの境界層及び多重散乱の影響により、流速零の位置 ( $f_1$ ) から流速  $V$  の位置 ( $f_1 - \Delta f$ ) までドーム状のパターンが得られた(図3右下)。

#### 4 基礎的検討

##### j) 血流計測の際のドプラ信号の処理

本法を実用化する場合のドプラ信号処理について検討した。すなわち、ターンテーブルに同心円状の溝(幅2cm, 深さ2cm)をつくり, 内部に血液を入れ, 定速回転させて模擬血流を実現し, その既知血流速度を本法で計測した。その際, 図4に示すように(A)血流中に光ファイバを挿入した場合, (B)さらにターンテーブルの底面の光反射面に光ファイバを近づけた場合について検討した。まず(A)については, ファイバ先端

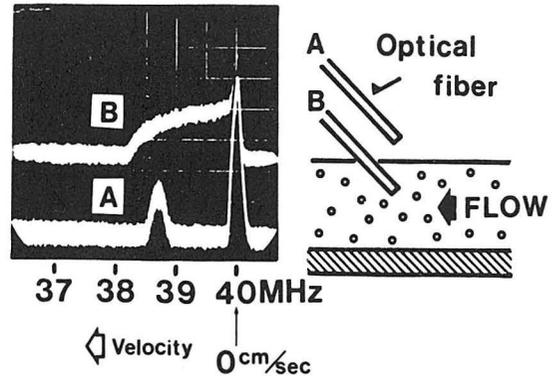


図4 血流に対する光ファイバの位置と各々の場合のドプラ信号のパターン

と血液の境界面での零流速から, 本来の血流速度まで種々の速度成分を含んだものを併せて計測している結果, そのパターンはドーム状を呈している。光ファイバを直接血管内などに挿入して血流速度を計測する本法の場合はこのような信号が得られるために, 信号処理の段階で境界層での流れの乱れによる低速の成分を除去する必要がある。つまり同図(A)のドーム状パターンのどのポイントを真の血流速度の信号として認識するかがきわめて重要な問題となる。そこで(B)の実験を行なった訳であるが, この場合にはドーム状のパターンを重畳した形でガウス状のピークが出現している。この理由はターンテーブル底面の反射面からの反射光がガウス状パターンを, 血液よりのそれがドーム状パターンを呈し, これらが重畳されたものである。このピークがターンテーブルの回転速度, すなわち正しい血流速度を示すものである。この位置は(A)のドーム状パターンにおいてショルダ部分のややテイルの所に存在した。そこで, この位置を  $F_{cut}$  周波数として, 速度変換する際の指標とした。さらに高速度および底速度において検討した結果, この  $F_{cut}$  ポイントは真の血流速度とよく一致しており,  $F_{cut}$  周波数を認識することによって真の血流速度を知ることができる。

#### ii) 測定精度の検討

本法の測定精度について検討するために前述のターンテーブルを用いて実験を行なった。テーブルを一定回転速度で回転させれば定常状態で血液とテーブルとのスリップが無視できるので, 任意の血流速度を持つ模擬血流が実現できる。図5は, 本法で計測した  $F_{cut}$  周波数と実際の既知血流速度の関係を示したものであるが, この結果から血流速度  $V$  と  $F_{cut}$  周波数の間には  $-40\text{cm/sec} \sim +130\text{cm/sec}$  の間できわめて良好な線形関係 ( $r = 0.998$ ) が認められ, 本法の精度が十分高いことが示された。

さらに本法の測定精度と空間分解能を評価するために, 図6のような円管流路モデルにおけるポアズイユ流の流れプロファイルの計測を行なった。すなわち流速分布が一様なターンテーブル溝内の流速と異なり, 理論的にその流れパターンが放物線状であることがあらかじめ推定できる流れに関する計測を行なった。血液はニュートン流体ではないので, ポアズイユ流の実現が

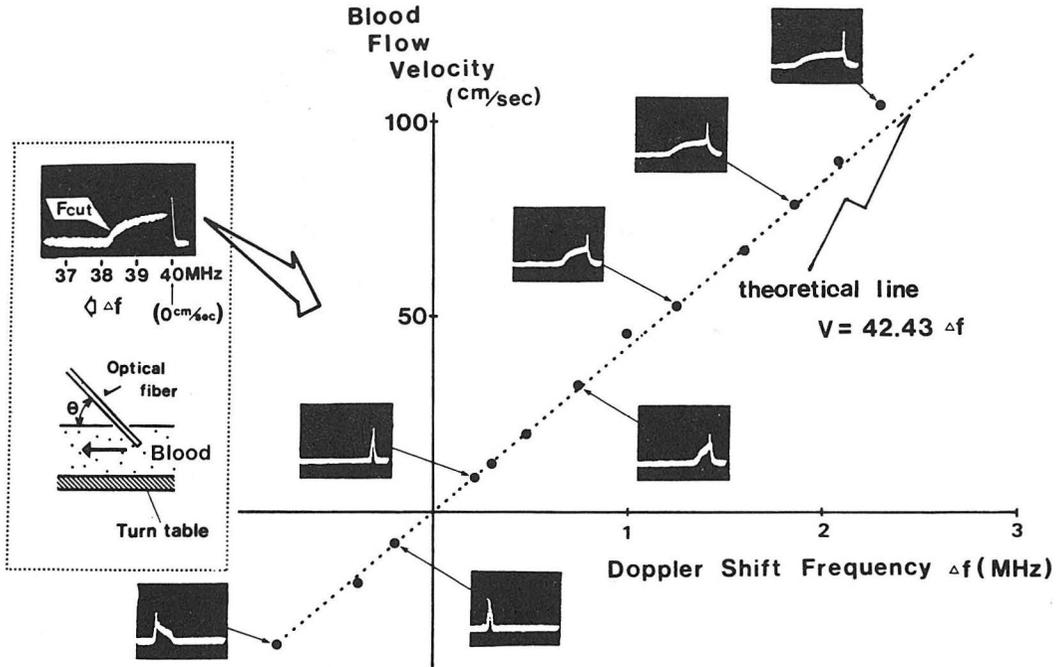


図5 ドブラシフト周波数と血流速との関係

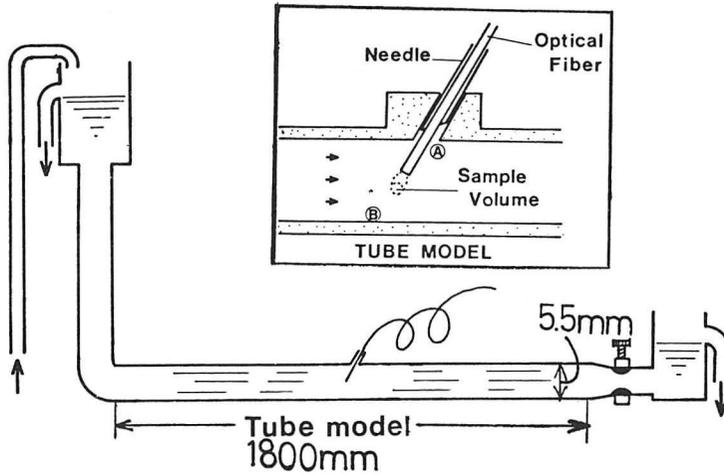


図6 円管流路モデル

困難である。そこで光散乱粒子としてポスターカラー（灰色）を含む水溶液を用いた。実験を行なったその濃度はサンプルリングをほぼ血液と等しいと推定される  $250 \mu\text{m}$  程度に調整した。流管モデルは長さ  $180 \text{ mm}$ 、内径  $5.5 \text{ mm}$  の透明アクリル樹脂パイプを用い、それを一定の灌流圧で灌流し、流速と流量を同時に計測した。

同図上は計測部位を拡大したものであり、図中 A から B まで  $50 \mu\text{m}$  ごとにマイクロメータを用いて光ファイバ先端をトラバースさせて各点の流速を計測した。また流量は下流末端の流

出口でメスシリンダを用いて計測した。計測中のレイノルズ数は910~1210であり、層流域であると考えられる。結果は図7に示すように順方向流れ(ファイバを60°で挿入した場合)、逆方向流れ(ファイバを120°で挿入した場合)のいずれも流速プロファイルはパラボリックなパターンを示し、二次曲線によるフィッティングにおいては、相関係数  $r=0.98\sim 0.99$  であった。さらにこのプロファイルを積分して得た流量  $F_e$  と実際に計測した流量  $F_m$  を比較すると、両者はよく一致し、 $F_m - F_e / F_m$  は、0.03~0.05であった。このようにニュートン流れを示すような流体において実測から得られた速度プロファイルと理論的な放物線とはよく一致しており、さらに実測した速度プロファイルを積分して求めた流量と実測の流量が3~5%で一致したことは、部位により流速の異なる計測対象物の場合でも、本法の高度の空間分解能と高い計測精度が保証されている。

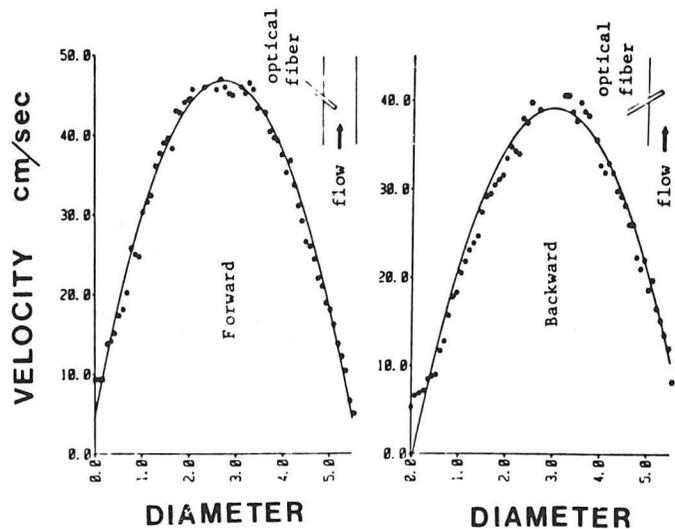


図7 順流・逆流における流れプロファイル

## 5 光ファイバを用いたLDVによる冠動脈血流計測

### i) 光ファイバ同定装置の試作

冠動脈は内径が数mmと極めて小さく、かつ心臓の拍動に伴って動いているために、従来の方法では計測が困難であった。しかし本LDVの一連の基礎実験から、本法のサンプルボリュームは極めて小さく、かつ測定精度が高いため光ファイバを精度よく血管内でトラバースでき、高い分解能で血流動態の解析が可能である。そこで図8に示すような同定制御装置を試作した。これはツベルクリン注射針をガイドとして光ファイバを挿入し、工業用マイクロメータで、血管内のファイバ先端を最小10 $\mu$ mごとにトラバースすることを可能にしている。

### ii) 血流計測

動物実験のシステムを図9に示す。本法では光ファイバを用いているためにこのように光学

系と血流計測部の間は光ファイバを移動させるだけで、計測が可能である。

成犬の冠動脈左回旋枝を露出した後、前述の挿入、同定装置を用いて光ファイバを挿入した。図10は冠動脈内のほぼ中心血流速を計測したものでECG（心電図）、AOP（動脈圧）、LVP（左室内圧）と共に記録している。この図から冠動脈の血流は拡張期優位な流れを示していることが判る。また血流速度パターンで見ると、拡張早期の左室等容弛緩期に一致して最高流速のピークがみられる。拡張末期にも同様のピークがみられるが心電図P波の後に出現し、左室圧の上昇開始と共に急速に消退している。また収縮早期にもピークが認められた。これらの波形は従来の電磁流量計から得られる波形と時相的にはほぼ類似のパターンであった。

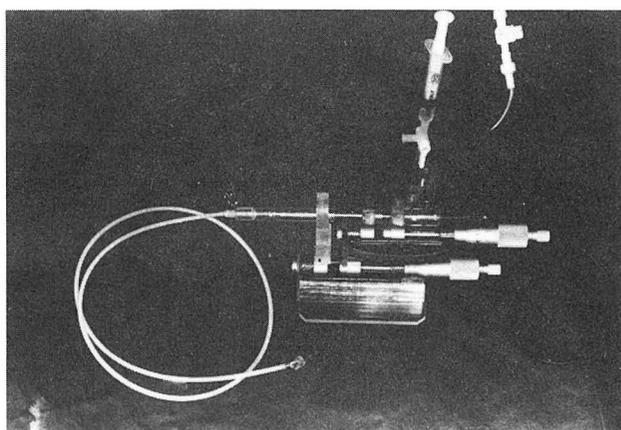


図 8 光ファイバ同定制御装置

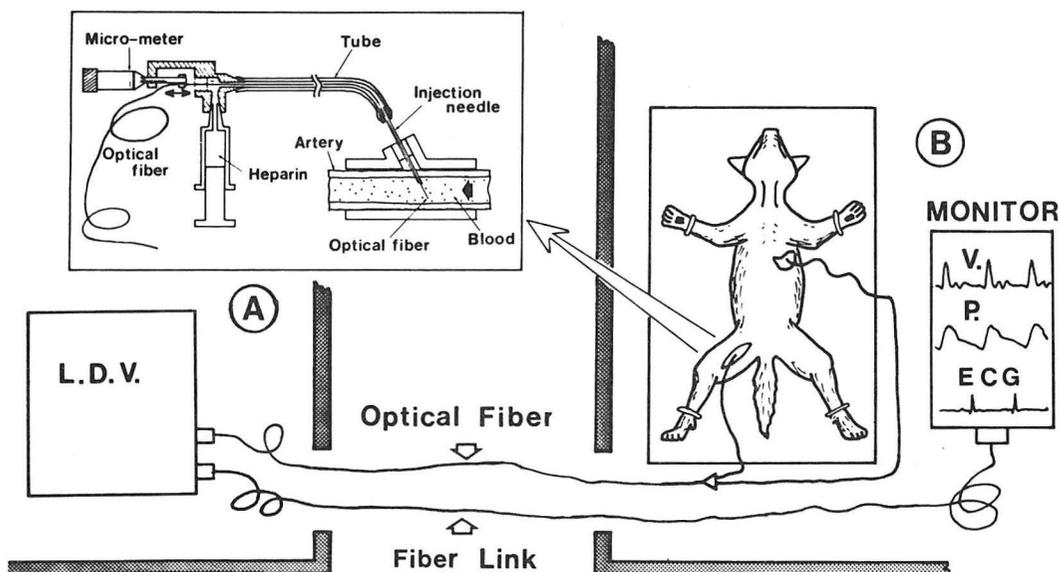


図 9 動物実験システム

次に光ファイバを血管内に横断面方向にトラバースさせて、各ポイントでの血流速度を計測した。そして各血流速度パターンをECGをトリガにして合成し、コンピュータによって、時相、血流速度、血管壁の3次元ディスプレイを行った(図11)。全体的には拡張期に流れが多く、収縮期に少ないという先に述べた冠動脈の特徴的な流れパ

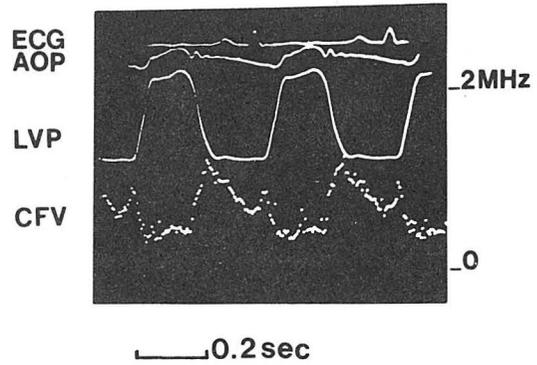


図10 冠動脈における血流速度

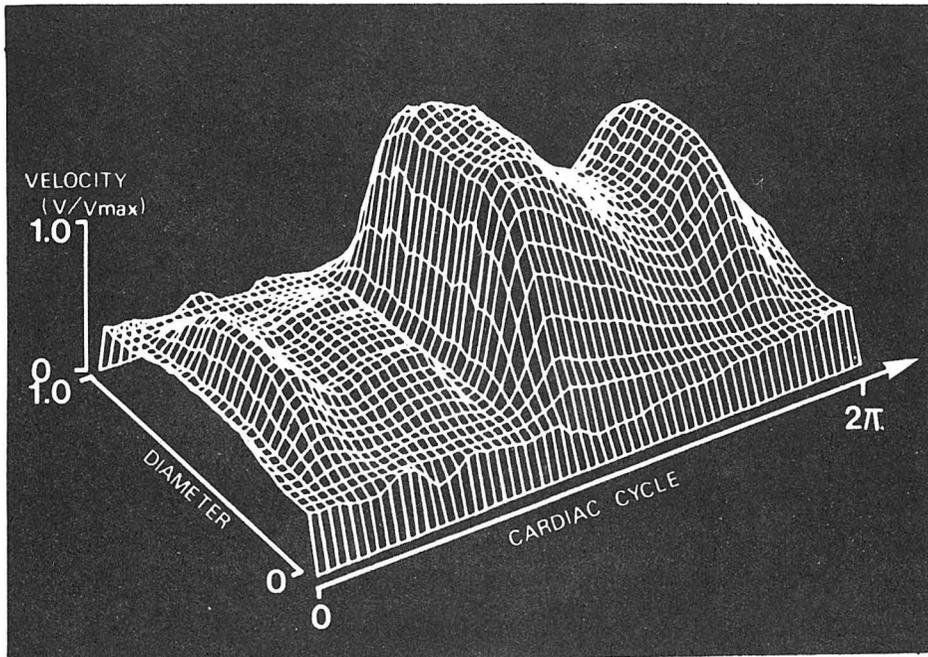


図11 冠動脈左回旋枝における血流速度パターン

ターンが見られる。また血管径についてみると、壁近傍での速度勾配が大きく、中心流域で小さいことなどが認められた。

## 6 結 語

光ファイバを用いたLDVを開発し、一連の基礎実験を行った。その結果本法が *in vivo* での血流計測として十分使用可能であることが確認された。さらに従来の流速計では得られないような高度な空間分解能を持つこと、測定精度が高いことなどが窺われた。また方法を成犬の冠動脈へ応用することによって従来ほとんど不可能であった冠動脈の血流動態の3次元表示

も可能となり、新たな循環系疾患解析の手法と成り得るものと考え。

おわりに、本研究を進めるにあたって御協力いただいた川崎医科大学 ME学教室梶谷文彦教授、伯耆徳武助教授、友永轟講師、平松修君ならびにコンピューターセンター鍵山光庸主任に謝意を表します。

〈 参 考 文 献 〉

- 1) Yeh, Y. and Cummins, H. Z. : Localized fluid flow measurements with He-Ne laser spectrometer. Appl. Phys. Lett., 4 : 176-178, 1964
- 2) Mishina, H., Koyama, T., Asakura, T. : Velocity measurement of blood flow in the capillary and vein using a laser. Doppler microscope. Applied Optics 14 ; 2326-2327, 1975
- 3) Riva, C., et al. : Laser Doppler measurements of blood flow in copillary tubes and retinal arteries. Invest. Ophthalmol. 11 : 936-944, 1972
- 4) Kajiya, F. : Laser Doppler blood velocimetry with optical fiber. Digest 2nd International Conference of Mechanics in Medicine and Biology, 16-17, 1980
- 5) Mito, K. et al. : A New Laser Doppler Velocimetry with An Optical Fiber for Measuring the Velocity profile of Arterial Blood Flow. Biorheology., 18-1 : 160-161, 1981
- 6) 三戸恵一郎, 他 : 光ファイバを用いたレーザー Doppler 流速計による血流速度計測, 臨床病理 28 : 1235~1238, 1980
- 7) Mito, K. et al. : Laser Doppler Velocimeter with an Optical Fiber and Application of the Blood Flow Velocity Measurement. The Transactions of the Institute of Electronics and Communication Engineers of Japan, (in press).