

解説

光学的手法による血流計測

松田 浄史

機械技術研究所システム部 〒305 茨城県新治郡桜村並木 1-2

(1982年12月4日受理)

Blood Velocity Measurement by Optical Method

Kiyofumi MATSUDA

Mechanical Engineering Laboratory,
1-2, Namiki, Sakura-mura, Niihari-gun, Ibaraki 305, Japan

1. はじめに

血液は心臓から出た後、動脈 (artery) を通り、細動脈 (arteriole) を経て毛細血管 (capillary) に到達し、ここで酸素と諸栄養物質を供給し、炭酸ガスと局所代謝産物の除去を行ない、細静脈 (venule)、静脈 (vein) を経て心臓にもどる。この循環のうち、細動脈、毛細血管、細静脈の微小血管内の循環を微小循環 (microcirculation) と呼び、その他の太い血管内の循環を広域循環^{1,2)} (macrocirculation) と呼ぶ。そしてこれらの循環系を流れる血液は、赤血球、白血球、血小板の有形成分と血漿 (血清、線維素原) の液状成分から構成されており、血液の速度は通常赤血球の速度で代表される。

血流の速度測定に関しては、広域循環に関するものと微小循環に関するものとに分けられ、広域循環に関するものにはルードウィヒ流量計、ピトー管を用いる方法、電磁血流計、超音波ドップラ血流計等³⁾ が開発されている。一方微小循環の血流計測に関しては、1960年代になると生体顕微鏡によって赤血球の像を追跡し電子工学的技術を用いて処理する血流計測法が開発され、1970年代になるとレーザドップラ法が血流計測に適用され、これまで定性的な記述しかなされなかった微小循環動態の定量的な記述がなされるようになった²⁾。以下光学的手法による微小循環の血流計測を紹介する。

2. 顕微鏡による映像追跡

2.1 高速映画撮影法

高速映画撮影法は血流を顕微鏡で拡大して高速映画撮

影し、特定の血球を追跡して血球速度を求める方法である⁴⁻⁶⁾。この方法は測定の手続きが煩雑で時間がかかるが、血球の形態変化や血管径の変化を同時に記録できる利点がある。この測定方法の一例を示すために、マウスの脳の表面における微細血管中の赤血球速度を測定した高速映画撮影法⁴⁾を紹介する。顕微鏡としてライツ (Leitz) の生体顕微鏡を用い、対物レンズとして11×、22×、55×を用意し、接眼レンズとして11×が取り付けられており、顕微鏡用高速映写機で赤血球を撮影し、その移動を追跡して速度を求める。高速映写機は回転プリズム方式の16ミリカメラを用い、これを接眼レンズの後方に置き、無限遠にピントを合わせて測定する。カメラのレンズは1/5×である。照明光源は200Wの水銀灯を使用し、光の強度の変動がないように工夫されている。そして生体を熱と紫外光から守るために、熱吸収フィルターと熱反射フィルターが用いられている。フィルムは秒速200~1,000コマで撮影可能であり、また毎秒100サイクルで点滅する光をフィルムの端に記録して、実際に移動するフィルムの速度を調べる。撮影されたフィルムは強制写真処理してASA 1000~2000にする。色フィルターによる色補正は光量を低下させるので行なわない (光量の低下はフィルムの速度を低下させることになる)。このような機能を備えた装置で実験した結果、顕微鏡対物レンズ11×または22×で、毎秒500コマ (100フィートのフィルムを使い切るのに8秒) で撮影するとき、最も良い結果が得られた。フィルムはプロジェクターで投影して解析される。プロジェクターは一度に1コマ進めることができ、コマ数を計算し、カ

ウンター上に表示されるようになっている。

高速度でフィルムを送って血液の速度を写真撮影し、つぎに低速度でフィルムをプロジェクターで投影し、コマからコマまで移動する赤血球を観測して血液の速度を測定するのであるが、この方法で血流測定する場合には当然限界が存在する。これは赤血球が重なり合うと詳細に流れを追跡することができないことである。しかし、血液の濃度が低いかあるいは赤血球が一つずつ移動するような狭い血管内を観測するときは赤血球を鮮明に観測することができ、たとえば血管がクモの巣状になったところでこのような血管が見つけれられる。そして血管壁で血液濃度が減少しているため、直径が $30\ \mu\text{m}$ までの血管ではコマからコマまで追跡して観察することが可能である。

1個または一団の赤血球が進む距離は、マイクロメータを用いて測定する。コマ数とコマ速度を知ることができるので、赤血球の速度が求められる。得られた速度は血管壁に近いところの赤血球の速度の影響が強く、壁に近いところでは赤血球は中心付近よりもゆっくりと流れているため、測定値は平均速度よりも低い値になる。

血液に蛍光色素を注入すると血流は観測しやすくなる⁷⁾。高速度カメラで蛍光色素を含む血流の光端の写真を撮影すれば、コマ送りの速度から血流の速度が求められ、この方法はヒトの眼底血流計測にも応用されている⁸⁾。

2.2 光度測定法

赤血球は毛細血管内を間隔は不規則ではあるが、短い距離では一定の間隔を保ちながら移動するのが観測される。したがって2点での光度の時間変化を測定すると同一と見なせるパターンが形成されている。光度測定法は2点間の距離を前もって測定しておき、これに要する時

間から速度を求める方法である。この方法は現在最も広く用いられている血流測定法の一つである。基本原理は同じであるが単一血管の上流と下流に cds 光度変換素子を一定の距離離して置き、ブリッジ回路を用いて光度の時間変化を求める方法^{2,9)}、cds の代わりに2スリットとそれらの後方に光電子増倍管を置いて測定する方法¹⁰⁻¹²⁾、顕微鏡テレビジョンシステムからの映像信号を2チャンネルサンプルホールド回路によって処理する方法¹³⁾等がある。ここでは有名な2スリット光度測定法を例に取りながら、光度測定法の原理を説明する。

2スリット光度測定法には相関法とトリガー法とがあり、実験にはネコの腸間膜の微小血管が用いられている。最初に相関法を説明しよう。Fig. 1 に示すように、腸間膜血管の像が顕微鏡から 12~28 インチ離れた位置にあるスクリーンに投影される。顕微鏡の対物レンズは $20\times$ で開口数は 0.60、接眼レンズは $5\times$ と $10\times$ が用意されている。スクリーンは数 mm 離れた二つの平行なスリットによって光を通過させるようにしてあり、ファイバによって光電子増倍管に連結されている。物体上におけるスリット間隔は、顕微鏡の倍率とスクリーン上でのスリット間隔から求められ、 $45\sim 70\ \mu\text{m}$ になっている。赤血球の像が2スリットを横切るときに生ずる光電子増倍管の信号を 15 インチ/秒で FM のマグネティックテープに記録する。スリット間隔を調整して毛細血管の上流側と下流側で得られる光電子増倍管からの信号が似ていることを確認しておく。光電子増倍管からの出力を記録しておいたテープは 0.61 インチ/秒で再生しながら、100 mm/分の紙送り速度でペンレコーダ上に記録する。毛細血管と細静脈に関するデータの時間遅れはこれらの記録を目で見て求めることができる。しかし、細動脈では信号が高周波数になるため、パターンを同一と見なすことが困難になる。データをデジタル化して2信号間の相互相関を計算機で求め、最大の相互相関を与える時間遅れを求めるやり方で、スリット間を移動するに要する時間を求める。前もってスリット間隔を測定しておけば、赤血球の平均速度が求められる。

目で解析したり、コンピュータで解析すれば、赤血球の平均速度が求まるが、目で解析する方法は時間がかかり、コンピュータで解析する方法は費用がかかる。このため、より直接的により簡単に赤血球速度を求める方法としてトリガー法¹⁰⁾がある。トリガー法は赤血球の流れがアナログの時間調節回路をトリガーし、信号を作り出す。したがってスリットの間隔が $7.4\ \mu\text{m}$ に近づけられている。スリット間隔が1個の赤血球の直径よりも小さ

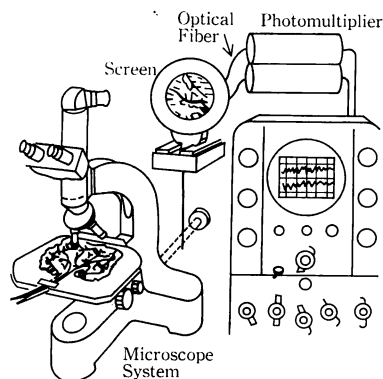


Fig. 1 Microscope System for the capillary flow measurement by two slits.

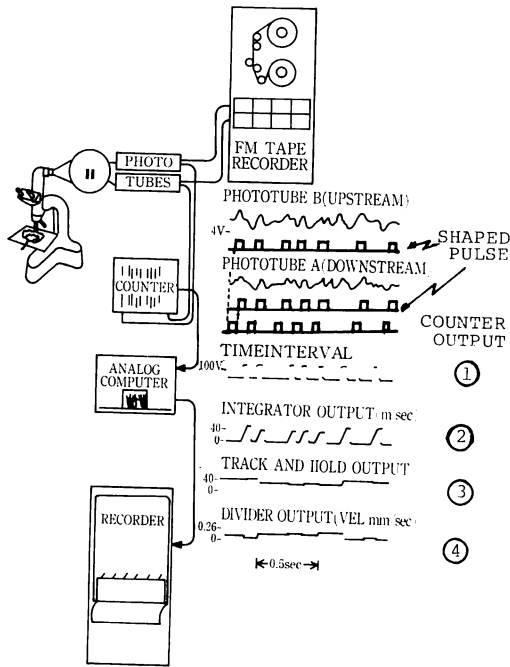


Fig. 2 System for the measurement of erythrocyte velocity by the trigger method.

いので、上流側と下流側の光電子増倍管における連続的なパルスは同じ赤血球によって生ずる。信号処理の模式図が Fig. 2 に示されている。光電子増倍管から得られた上流側、下流側の信号をカウンターに入力させる。上流側からのパルスはカウンターのゲートを開くために用い、下流側はゲートを閉じるために用いる。そしてパルス整形回路を通して ① の出力を得る。つぎに積分器を通すと、電圧がゲートの開いている持続時間に比例する ② の出力を得る。そして積分値をホールドする回路を通すと ③ を得、逆数をとるために割り算回路に入力して ④ の出力が得られ、血流速が求められる。

3. レーザドップラ法による血流計測

レーザドップラ速度計^{14,15)}は、移動する粒子にレーザー光を照射すると、生ずる散乱光の周波数がドップラ効果により偏移し、この偏移量が粒子の移動速度に比例するため、これを検出して速度を求める方法である。Fig. 3 に示すように、粒子の移動方向に対して角度 α でレーザー光を入射させ、速度 v で移動する粒子が 1 秒間に A から B へ移動し、角度 β の方向から観測する場合を考える。A で散乱された光と B で散乱された光との光路差は $v(\sin \alpha + \sin \beta)$ によって表わされる。したがってドップラ効果による周波数の偏移量 Δf は $\Delta f = (v/\lambda)$

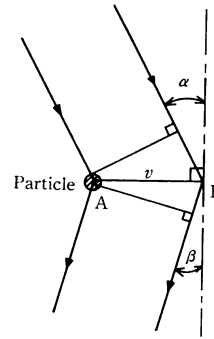


Fig. 3 Principle of the laser Doppler velocimetry.

$\times (\sin \alpha + \sin \beta)$ となる。ところが周波数は非常に高く、この偏移量を直接測定することは困難である。そこで、光の干渉を利用して計測する方法が提案されている。干渉を利用すると時間的に変動する干渉縞(光のビート)が得られる。この干渉縞を電気信号に変え、フーリエ変換して周波数域で観測したり、直接干渉縞の自己相関を求めることにより、ドップラ効果による周波数の偏移量を求めることができる。これまで多くのレーザドップラ流速計が開発されてきたが、これらのうち血流計測に利用された血流計の数例を紹介する。

3.1 2 光束差動型を用いた血流計測

2 光束差動型は血流速の測定領域をほぼ 2 光束が交差する領域に限定することができ、また観測方向が自由に選択できる等の利点があるため血流計測に広く利用されている^{16,21-26)}。Fig. 4 に示すように、通常 2 光束型の場合、2 光束の 2 等分線が血管方向に垂直な面内に含まれるような方向から照明し、生ずるヤングの干渉縞の線方向が赤血球の流れの方向に対して垂直になるように調整する。このようにすると、2 照射光束のドップラ効果による偏移周波数は偏移量が同じで符号が逆になる。し

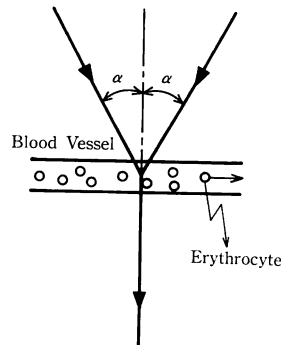


Fig. 4 Principle of the dual-beam differential method.

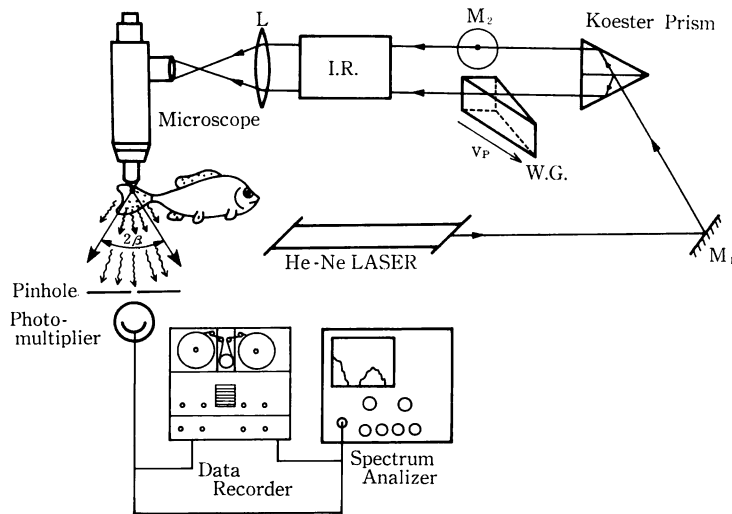


Fig. 5 An optical arrangement of blood flow measurement by the dual-beam differential method.

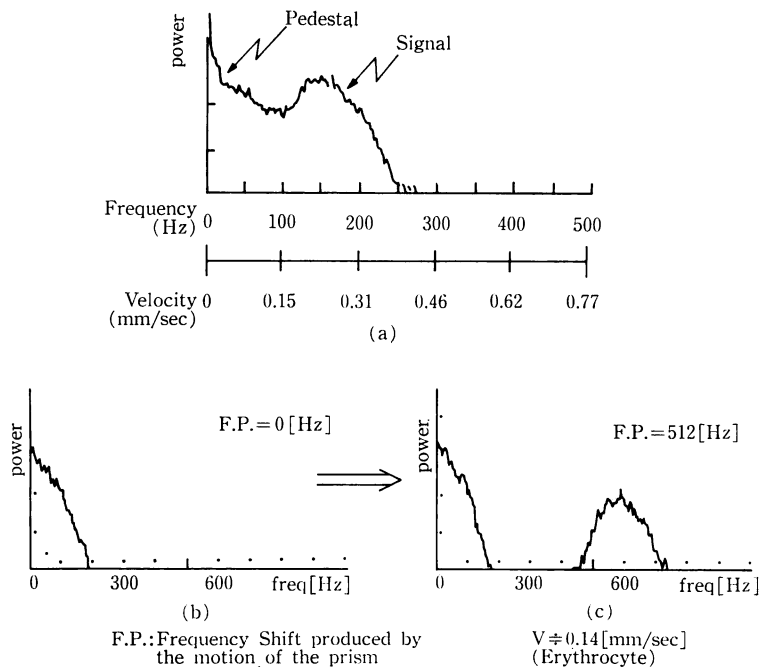


Fig. 6 Examples of Doppler beat-frequency spectrum.

- (a) Ordinal Doppler beat-frequency spectrum,
- (b) Overlapped Doppler beat-frequency spectrum,
- (c) Shifted Doppler beat-frequency spectrum.

たがって、それらの散乱光の干渉によって得られるビート信号からの周波数偏移量 ΔF は $\Delta F = (2v/\lambda) \sin \alpha$ となる。ところで $\sin \beta$ の項は両光束の散乱光に共通に入っているのので、干渉させたときに打ち消される。

Fig. 5 には2光束差動型レーザドップラ血流計の一

例が示されている。He-Ne レーザからの光束はケスタプリズムで2光束に分割され、一方の光はプリズムを通り、他方の光はミラー M_2 を通る。ミラー M_2 はイメージローテータ I.R. に入る2光束を平行にする(プリズムを通った光は方向が変わる)ために用いる。2光束は

イメージローテータを通った後、レンズLを用いてその焦点位置で2光束を交差させ、干渉縞を生じさせる。そしてその後方に置かれた顕微鏡系によって干渉縞を生体の血管上に投影し、その後方に光電子増倍管を置きビート信号を検出する。光電子増倍管の直前には、スペックルパターン1個の大きさに相当するピンホールが置かれている。得られた電気信号はデータレコーダでいったん記録してスペクトルアナライザで解析したり、直接スペクトルアナライザに入力して解析したりする。このような方法で得られた電気信号をフーリエ変換して周波数面で観測したデータの一例が Fig. 6 に示されている。Fig. 6 (a) からわかるように、周波数が0付近に生ずるペDESTAL成分と、ドップラ信号成分とが生じ、ドップラ周波数偏移量を讀んで速度が求められる。速度が遅い場合には、Fig. 6 (b) に示すようにペDESTAL成分と信号光成分が重なり合うため、偏移周波数を讀み取ることができない。このような場合には、Fig. 5 のプリズムを動かし赤血球の進む方向と逆方向に干渉縞を移動させれば、相対的に赤血球が早く移動したことに相当し、信号光成分はペDESTAL成分から分離され、Fig. 6 (c) に示すように干渉縞の速度に対応する周波数成分が高周波数側に移動する¹⁶⁾。このようにして秒速数 10 μm の遅い速度の測定も可能である。またプリズムを用いる代りに、回折格子^{17,18)}、音響光学素子¹⁹⁾、電気光学素子²⁰⁾、等を用いることもできる。

2 光束差動型を用いて、カエルの肺 (開胸して測定) および水かき部の血管内血流速を測定²¹⁾しており、拍動性の血流の測定もできることが示されている²²⁾。また、水かき部の約 70 μm の細静脈血管内断面の速度分布を求め、粘性流体の層流から予想されるニュートン流とは少し異なることも指摘されている²³⁾。また、窒素と酸素、酸素と炭酸ガスの割合を変えてカエルに吸わせたときに血流速がどのように変化するか等も調べられており²⁴⁾、毛細血管内で赤血球の間に存在する血漿間隙では血漿の流速が特異な分布を示す (bolus flow) ことも指摘されている²⁵⁾。また魚の尾ヒレの血流速測定^{16,26)}も行なわれている。

3.2 ファイバを用いた血流計測

不透明組織下の血流計測の場合にはファイバを用いる血流計測法が開発されている。ファイバを用いる場合には参照光法が用いられる。参照光法は、ドップラ効果により偏移した周波数をもつ散乱光とドップラ効果の影響を受けない参照光とを干渉させて、周波数偏移量を検出する方法である。ここで述べる方法は²⁷⁾は、得られたビ

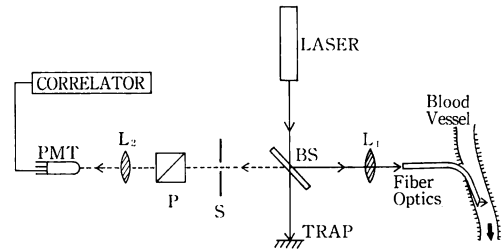


Fig. 7 Optical arrangement for the measurement of the blood flow velocities, using an optical fiber.

ート信号 (時間的に変動する干渉縞を電気信号に変換したもの) の自己相関から偏移周波数を求める。血流の平均速度を求めるために、血液の濃度 (吸収, 散乱に関係する) や血管内半径方向の速度分布も考慮しており、参考になると思われる。

Fig. 7 に実験装置図が示されている。レーザ光は紙面に垂直に偏光しており、ビームスプリッタ BS により2光束に分割され、そのまま透過した光はトラップ (trap) で光を吸収させ測定には用いない。ビームスプリッタで反射した光はレンズ L₁ を通り、ファイバ (直径 0.5 mm) の入射端面に集光する。この入射端面はファイバの軸方向に対して垂直になっており、端面は研磨されている。レーザ光速はファイバを通して他端で反射する。この端面は全反射するように 30° の角度で切断されている。ここで全反射した光はファイバの側面の射出口に到達し、一部光がここで反射してもとの道に戻るが、大部分の光は血流中に入射し、そこで赤血球により反射されて再びファイバに入り、もとの道に戻る。射出口で反射した光を参照光にし、赤血球で散乱して戻ってきた光と干渉させる。このようにして時間的に変動する干渉縞 (光のビート) が得られる。ファイバから射出された光はレンズ L₁ によって平行光にされ、スリット S を用いて観測方向を一定の方向に限定する。レンズ L₂ で光電子増倍管に光を集光させてビート信号を検出する。レーザ光をファイバに入射させる時の入射端面での反射光はノイズになる。これを除去するために偏光を利用する。ファイバの中を通過してきた光はランダムに偏光しており、ファイバの入射端面で反射した光は直線偏光しており、スリットの後方に検光子を置き、入射端面での反射光を通過させないように検光子 P を回転して調整する。光電子増倍管からの出力はデジタル相関器で解析する。

いま、参照光の複素振幅分布を E_1 、赤血球により散乱された光の複素振幅分布を E_2 とすると、光電子増倍管の出力 $I(t)$ は

$$I(t) = k|E_s + E_{1,0}|^2 \quad (1)$$

となる。ただし、 k は定数。このうち $\delta I(t) = k2E_{1,0}E_s$ の項すなわちビート信号の項を取り出して考えると

$$\delta I(t) = 2kAE_1E_0(r)f(r) \cos[4\pi v(\cos \theta)t/\lambda] \quad (2)$$

となる。ただし、 A は散乱光の振幅の定数項、 E_1 は参照光の振幅、 $E_0(r)$ は点 r における血流照明光の振幅、 $f(r)$ は血流内で散乱して戻ってくる光の吸収や多重散乱による減衰率、 v は血流速、 θ は血流方向とその照明光とのなす角、 t は時間、 λ は光の波長を表わす。ビート信号項の自己相関関数 $C_v(t)$ は

$$C_v(t) = \langle \delta I(t)\delta I(0) \rangle \quad (3)$$

で表わされ、赤血球が多数存在する場合には、全自己相関関数 $C(t)$ は

$$C(t) = \int C_v(t) \rho(r) dr \quad (4)$$

で表わされる。Fig. 8 のように座標をとり、血流中を伝播する時の吸収や多重散乱による減衰を考慮すると

$$E_0^2(r) = E_0^2(0) \exp[-Z/(l_0 \sin \theta)] \quad (5)$$

$$f^2(r) = \exp[-Z/(l_0 \sin \theta)] \quad (6)$$

で表わされる。ただし $l_0 (=0.33 \text{ mm})$ はにごり度の逆数。血管内断面の血流の速度分布を放物線で近似すると

$$v(r) = 2V_{av}(1 - (R - Z)^2/R^2) \doteq Z \cdot (4V_{av}/R) \quad (7)$$

で表わされる。ただし、 V_{av} は血流の平均速度を表わし、 $Z \ll R$ すなわち Z の小さい領域からの光の寄与が大きいと化した。(2), (3), (5)~(7)式を(4)式に代入して

$$C(t) = (a\alpha) / (\alpha^2 + \gamma^2 t^2) \quad (8)$$

が得られ、相関関数がローレンツ型になることがわかる。ただし、 $\gamma = 16\pi \cos \theta \cdot V_{av} / (\lambda R)$ 、 $a = 4k^2 (AE_1)^2 \times E_0^2(0) \rho S$ 、 $\beta = 4\pi \cos \theta / \lambda$ 、 $\alpha = 2/(l_0 \sin \theta)$ 。 $C(\tau)$ の半値幅 $(c(\tau) = c(0)/2)$ を求めると

$$1/\tau = \gamma/\alpha = [(4\pi \sin 2\theta)/R] (l/\lambda) V_{av} \quad (9)$$

となり、血流の平均速度は血球による散乱光と参照光とを干渉させて生ずるビート信号の自己相関関数の半値幅の逆数に比例することがわかる。したがって半値幅を測定して平均速度が求められる。

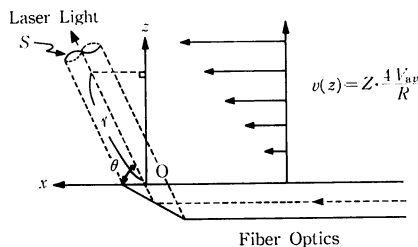


Fig. 8 The flow pattern around the optical fiber.

生体にレーザドップラ法を適用する場合、血管内にレーザ光を入射させねばならないが、血管壁が厚い動脈等には必ずしもこの条件を満たさない。このような場合にファイバを用いるが、ファイバの直径は $100 \mu\text{m}$ 程度のものが用いられている²⁸⁾。このようにすれば内径 1 mm 程度の動脈でも十分測定が可能である²⁹⁾。また、光を散乱する組織に取り囲まれた状況下にある血流に細いレーザ光束を照射し、得られる散乱光 (多重散乱も含む) の自己相関関数から速度を求めるための詳細な検討もなされている³⁰⁾。

3.3 眼底血流計測³¹⁻³⁹⁾

2方向観測レーザドップラ速度計³⁵⁾は、赤血球による散乱光の最大ドップラ周波数偏移量を2方向 \mathbf{K}_1 , \mathbf{K}_2 から測定して、赤血球の最大速度を求める方法であり、この方式の眼底血流計測への応用^{37,39)}を紹介する。原理は \mathbf{K}_1 方向の最大偏移量を求める場合、一方向から血流を照明し、その時血管壁から反射する光を参照光にして赤血球で散乱する光と干渉させるいわゆる参照光法を用いて、遮断周波数 $f_{1 \text{ max}}$ を求め、 \mathbf{K}_2 方向も同様にして $f_{2 \text{ max}}$ を求める。 $\Delta f = f_{2 \text{ max}} - f_{1 \text{ max}}$ とすると赤血球の最大速度 V_{max} は

$$V_{\text{max}} = \lambda \Delta f / n \Delta \alpha \cos \beta \quad (10)$$

によって与えられる³⁶⁾。ただし、 λ はレーザ光の波長、 $\Delta \alpha$ は \mathbf{K}_1 と \mathbf{K}_2 とのなす角、 β はベクトル V_{max} とベクトル \mathbf{K}_1 , \mathbf{K}_2 によって決められる面への速度ベクトルの射影とのなす角、 n は血液の屈折率である。

Fig. 9 は眼底血流計測装置の概略図である。Fig. 9 (a) は通常の眼底カメラの光学系で、血流計測においては眼底網膜上の血管を観測するために使われる。ランプ LMP₁ からの光はコンデンサーレンズ L₁ を通り、環状スリット S を照明する。環状スリット S は S から M₂ までに含まれるレンズ系により、ミラー M₂ 上に結像される。M₂ は中心部分が穴あきになっている。M₂ によって反射された S の像は対物レンズ K₄ によって被験者の角膜上に再結像される。つぎに集光系では、網膜の像がレンズ L₄ によって L₄ と M₂ の間の空間に結び、さらにレンズ L₅, L₆ によって面 F 上に結ぶ。M₂ の開口は眼底からの散乱光だけを通す。Fig. 9 (b) はレーザ光束の照明の光学系である。レーザからの光束は菱形プリズム (垂直軸のまわりに回転してビームを横移動させ光路を調整する) を通り、ビームスプリッタ BS₁ によって水平軸のまわりに回転し、濃度フィルタ DF によって光の強度を調整する。つぎにロータリープリズムを通るが、このプリズムは回転させると屈折力が変わり、目

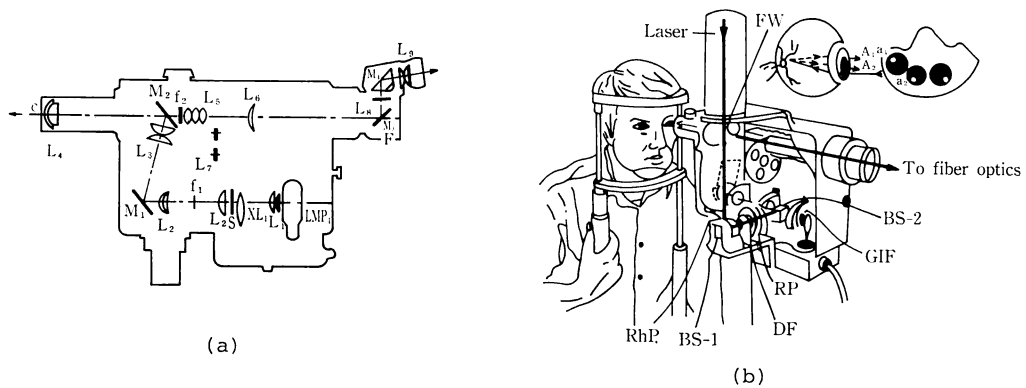


Fig. 9 Retinal blood flow measurement.

- (a) Optical arrangement of the fundus camera,
- (b) Optical arrangement of the fundus camera based retinal laser Doppler velocimetry.

へ入射角を調整することができる。そしてビームスプリッター BS₂ により、光束は眼底入射系 (Fig. 9 (a)) へ導かれる。網膜上におけるレーザー光束の直径は回折限界から決められ、117 μm である。目の動きを固定するものとしては髪の毛を十字にしたものを使用しており、レンズ L₄ と M₂ の間に挿入している。網膜で散乱した光はミラー M₂ の開口を通り、面 F に結像する。ミラー M₂ のすぐ後には四つの開口 FW があり、グリーンフィルタをかぶせ、おのおのに直径 1.5 mm の小穴 a₁, a₂ があけられている。グリーンフィルタは 6,328 Å の光を通さないで、レーザー光は a₁, a₂ を通った光だけが F に結像する。a₁, a₂ により K₁, K₂ の方向を決める。a₁ の前にはプリズムが取り付けられており、a₁ を通った光を横方向へ 3 mm ずらすことができる。このようにして通ってきた 2 光束は光ファイバ (直径 400 μm) に入射し、光電子増倍管で検出される。ドップラ信号は 4 チャンネルの FM テープレコーダに毎秒 153.6 cm のスピードで記録する。血管を照明するレーザー光の強さは、0.05 W/cm² で、β=23°, Δα=0.0895 rad, n=1.336, f_{1 max}=10,104 Hz, f_{2 max}=5,944 Hz で、動脈の最高速度は V_{max}=2.39cm/s であった。

このほかに 2 光束差動型のレーザードップラ血流計を眼底カメラに取り付け、得られたドップラ信号の自己相関から網膜血管内の血流速度を測定^{36,38)}したり、スペックル写真法を用いて眼底網膜血管網における各点の血流速度を同時測定する報告⁴⁰⁾もある。

4. おわりに

光学的手法による血流計測は、主として微小循環系において用いられており、顕微鏡による映像追跡やレーザ

ドップラ法による血流計測について述べた。映像追跡は技術としてほぼ確立されており、速度測定のみならずたとえば血管運動等も同時に観測できる等の点で注目される。一方レーザドップラ法は、高精度に速度の広い範囲にわたって測定することができ、また血管断面の速度分布測定も可能である。そして原理の違いを明確にするために、映像追跡法が振幅変調と考えられるのに対し、レーザドップラ法は周波数変調であるといえる。また、眼底に関しては無侵襲計測できる重要な部位であるが、まだ臨床データは得られていない。今後は測定技術の確立 (安全性のため微弱光を用いねばならない) とともに多くの症例のデータを地道に積み重ねていく必要がある。

文 献

- 1) 沖野 遥, 菅原基晃, 松尾裕英 (編): 心臓血管系の力学と基礎計測 (講談社, 1980) p. 337.
- 2) 浅野牧茂: 計測と制御, **15** (1976) 54.
- 3) 鳴谷亮一, 望月政司, 金井 寛編: 循環系の力学と計測 (コロナ社, 1971) p. 53.
- 4) W. I. Rosenblum: Circul. Res., **24** (1969) 887.
- 5) W. I. Rosenblum: Microvasc. Res., **3** (1975) 361.
- 6) G. W. Schmid-Schoenbein and W. G. Zweifach: Microvasc. Res., **10** (1975) 153.
- 7) Y. Nakamura and H. Wayland: Microvasc. Res., **9** (1975) 1.
- 8) E. C. Delori, R. W. Airey, C. T. Dollery, M. E. Kohner and C. J. Bulpitt: Adv. Electron. Electron Phys., **33 Part B** (1972) 1089.
- 9) M. Asano and P. I. Bränemark: Adv. Microcirc., **4**, eds. H. Harders, S. Karger (1972) 131.
- 10) H. Wayland and P. C. Johnson: J. Appl. Physiol., **22** (1967) 333.
- 11) H. Wayland: Microvasc. Res., **5** (1973) 336.

- 12) A. Koo and K. K. Cheng : *Microvasc. Res.*, **8** (1974) 151.
- 13) 大島宣雄, 佐藤正明 : *医用電子と生体工学*, **17** (1979) 18.
- 14) たとえば三品博達, 朝倉利光 : *応用物理*, **42** (1973) 560.
- 15) たとえば松田浄史 : *光学技術コンタクト*, **18** (1980) 13.
- 16) T. Eiju, K. Matsuda, J. Ohtsubo, K. Honma and K. Shimizu : *Appl. Opt.*, **20** (1981) 3833.
- 17) W. H. Stevenson : *Appl. Opt.*, **9** (1970) 649.
- 18) J. Oldengarm, A. H. van Krieken and H. J. Rate-rink : *Opt. Laser Technol.*, **5** (1973) 249.
- 19) O. Lanz, C. C. Johnson and S. Morikawa : *Appl. Opt.*, **10** (1971) 884.
- 20) R. Foord, A. F. Harvey, R. Jones, E. R. Pike and J. M. Vaughan : *J. Phys. D : Appl. Phys.*, **7** (1974) L 36.
- 21) H. Mishina, T. Koyama and T. Asakura : *Appl. Opt.*, **14** (1975) 2326.
- 22) M. Horimoto, T. Koyama, H. Mishina and T. Asakura : *Biorheology*, **16** (1979) 163.
- 23) T. Koyama, H. Mishina and T. Asakura : *Experientia*, **31** (1975) 1420.
- 24) H. Mishina, T. Ushizaka and T. Asakura : *Opt. Laser Technol.*, **8** (1976) 121.
- 25) T. Koyama, H. Mishina, T. Asakura and D. F. Bruley : *Experientia*, **34** (1978) 857.
- 26) 清水嘉重郎, 中谷 徹, 本間一弘, 高橋重男 : *応用物理*, **48** (1979) 175.
- 27) T. Tanaka and G. B. Benedek : *Appl. Opt.*, **14** (1975) 189.
- 28) D. Watkins and G. A. Holloway : *IEE RME-25* (1978) 28.
- 29) 友永 轟, 伯耆徳武, 平松 修, 梶谷文彦, 三戸恵一郎 : *日本バイオロジー学会論文集* (1980) 33.
- 30) R. Bonner and R. Nossal : *Appl. Opt.*, **20** (1981) 2097.
- 31) C. Riva, B. Ross and G. Benedek : *Invest. Ophthalmol.*, **11** (1972) 936.
- 32) T. Tanaka : *Science*, **186** (1974) 830.
- 33) G. T. Feke : *J. Opt. Soc. Am.*, **65** (1975) 1171 A.
- 34) G. T. Feke and C. E. Riva : *J. Opt. Soc. Am.*, **68** (1978) 526.
- 35) C. E. Riva, G. T. Feke, B. Eberli and V. Benary : *Appl. Opt.*, **18** (1979) 2301.
- 36) S. Okamoto, H. Shimizu and T. Ozawa : *Jpn. J. Ophthalmol.*, **24** (1980) 128.
- 37) C. E. Riva, J. E. Grunwald, S. H. Sinclair and K. O'keefe : *Appl. Opt.*, **20** (1981) 117.
- 38) 本間一弘, 松田浄史, 大坪順次, 永寿伴章, 清水嘉重郎, 岡本新生郎 : *第2回バイオメカニズム学術講演会予稿集* (1981) p. 45.
- 39) C. E. Riva, J. E. Grunwald and S. H. Sinclair : *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.*, **22** (1982) 241.
- 40) J. D. Briers and A. F. Fercher : *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.*, **22** (1982) 255.