



技術解説

光ファイバ・レーザーシステムによる 血流速度計測

西原 浩*

1. はじめに

レーザーが発明されて以来、すでに20年間に経過し、その間にこの新しい光は各分野で利用されるようになった。その一つは計測の分野であろう。それは、レーザー光のもつ (i) 単色性の良さ、(ii) レーザービームの平行度の良さ、(iii) 光であることによる無接触、無擾乱測定が可能である、などが光学計測にとっては他に代えがたい利点であるからである。しかしながら、一つの問題は、たとえば、入り込んだ所にある測定点やあるいは不透明物質の深いところにある測定点に、レーザー光を自由自在に導くことは容易でなく、測定対象が限られていたことであった。

一方、光通信技術の発展とともに、極低損失 (1km当り20%程度)、極細径 (100 μ m程度)

の優れたガラスファイバが利用できるようになってきた。レーザー計測者がこれを見逃がすわけではなく、いち早くレーザー計測の分野に光ファイバーを取り入れ、前述の問題の解決をこころみた。

ここで紹介する血流計測技術も、上記のような技術背景の中で考えだされた技術であって、不透明な血液 (赤色光に対して透過距離約300 μ m) 中に光ファイバを用いてレーザー光を導くことによって、これまで出来なかった測定を可能にした新しい計測技術であり、血流以外の対象物にも広く利用できる技術である。

2. 測定原理

測定のやり方は、図1に示すように、光ファイバを血管内に挿入することによってなされる。ファイバからの出射レーザー光は血液中の

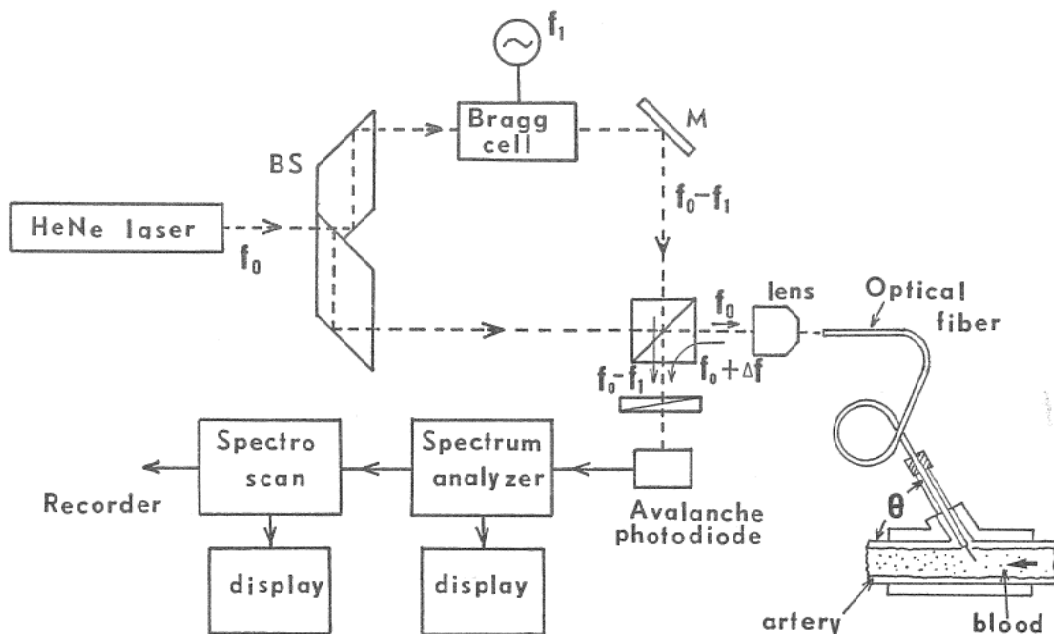


図1 光ファイバ型レーザー・ドップラ血流速度計システム

* 西原 浩 (Hiroshi NISHIHARA), 大阪大学, 工学部, 電子工学科, 助教授, 工学博士, 電子工学

赤血球（大きき約 $7\mu\text{m}$ ）により後方散乱され、ドップラー効果によりレーザー光の周波数がわずかに変化をうける。この散乱光は同一ファイバの先端に再入射し、ファイバ内を逆方向に（装置に向かって）伝搬して、信号光として本体に戻る。

同じ一本のファイバで出射光と散乱光の送受を行う我々の場合には、ドップラー効果により、レーザー光は元の周波数 f_0 から次式で与えられる量 Δf だけシフトする。すなわち

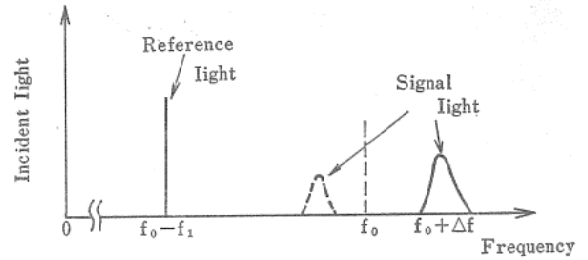
$$\Delta f = \frac{2n}{c} f_0 v \cos \theta \quad (1)$$

ここでは c は光速、 n は血液の屈折率、 v は血流（赤血球）の速度、 θ はファイバと血流方向とのなす角度である。一例として、He-Ne レーザー光を用いた場合（波長 $0.633\mu\text{m}$ 、周波数 $f_0 \approx 5 \times 10^{14}\text{Hz}$ ）、 $\theta = 60^\circ$ の角度で、速度 1m/sec の血流（血液の屈折率 $n = 1.34$ ）中に光ファイバを挿入すると、ドップラー周波数シフト Δf は 2.1MHz となる。

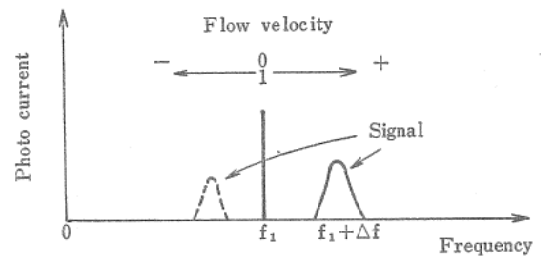
このように散乱物体である赤血球の速度 v とレーザー光の周波数シフト Δf とが1対1の関係にあり、かつ直線関係にあるので、この Δf を測定すれば v が求められる。この際重要なのは、光ファイバを血流方向に対してある角 θ に正確に固定すること（測定中に変動しないこと）、および、 θ の大きさによって Δf の符号が正 ($0 < \theta < 90^\circ$) または負 ($90^\circ < \theta < 180^\circ$) になることであり、血流の流速ばかりでなく、流れの方向も検出するには、 Δf の絶対値および符号がわかるように工夫しておく必要がある。

光ヘテロダイン検波

光ファイバでピックアップされたドップラーシフトとした信号光の周波数は $f_0 + \Delta f$ である。この信号光を検出するのに、まずもとのレーザー光の一部を分割し、これを“基準光”とし、この基準光を周波数シフター（超音波偏向器）を通して f_1 だけ周波数をずらして $f_0 - f_1$ とする (f_1 は通常は 40MHz)。それから信号光と基準光を光検出器の受光面で波面を合せて混合させる、すなわちヘテロダイン検波を行い、 Δf 成分を取り出すのである。図2は光ヘテロダイ



(a) 光スペクトル



(b) ドプラシフト周波数スペクトル (又は速度スペクトル)

図2 光ヘテロダイン検波におけるスペクトル説明図

ン検波のスペクトル関係を説明したものである。同図(a)において、信号光Aは正のドップラーシフト ($\Delta f > 0$) をうけたもの、信号光Bは負のドップラーシフト ($\Delta f < 0$) をうけた場合を表わしている。スペクトル分析器には同図(b)に示したようなスペクトルが表示されるので、信号が f_1 の左右のどちらに現われるかで Δf の符号の判別が可能となる (f_1 が零のときには信号光A、Bの区別がつかなくなる)。

4. 測定光学系

以上のような光ヘテロダイン検波ができるような光学系として、図1に示すようなシステムを考えた。レーザーは出力 5mW 、直線偏光のHe-Ne レーザーである。ビームを2分し、一方はファイバを通して出射し、対象物体からの散乱信号光が再び同じファイバを逆進し、偏光ビームスプリッターで光検出器に入る。他方のビームはシフター（プラグセル）を通ったのち、光検出器に入る。

現在、このような光学系を組み立てる小型の光学部品は一応比較的容易に入手できる技術環境にある。しかし、十分満足なものとはいえ

ず、一層の改善が必要であることも事実である。

さて、このような光学系は互の光学部品の調整が微妙であり、固定したものは振動に強く、長期の安定性にもすぐれているような構造にしておく必要がある。

5. 光ファイバ

構成部品のうち最も重要であり、かつ本測定法の最大の特徴は光ファイバ部である。現在、市販されている光ファイバは四種類あり、(a)階段屈折率分布型多モードファイバ（コア径50 μm ）、(b)自乗屈折率分布型（集束型）多モードファイバ（コア径50 μm ）、(c)単一モードファイバ（コア径10 μm ）、(d)定偏波単一モードファイバ（コア径10 μm ）、である。図3にそれらの特徴を示す屈折率分布およびレーザー光の特徴を示す屈折率分布およびレーザー光の

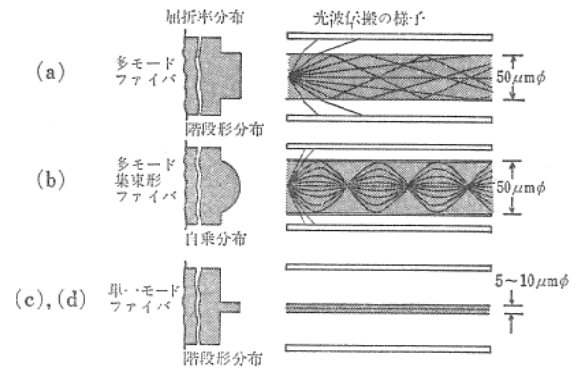


図3 代表的な3種の光ファイバの屈折率分布と光波伝搬の様式図

伝搬の様子を描いてある。

これらのファイバのうちどの種類のものが、我々の場合に最も適しているかが問題となる。(d)についてはこの一年間位に開発されたものであり、我々も現在検討中であり、まだ結論はえ

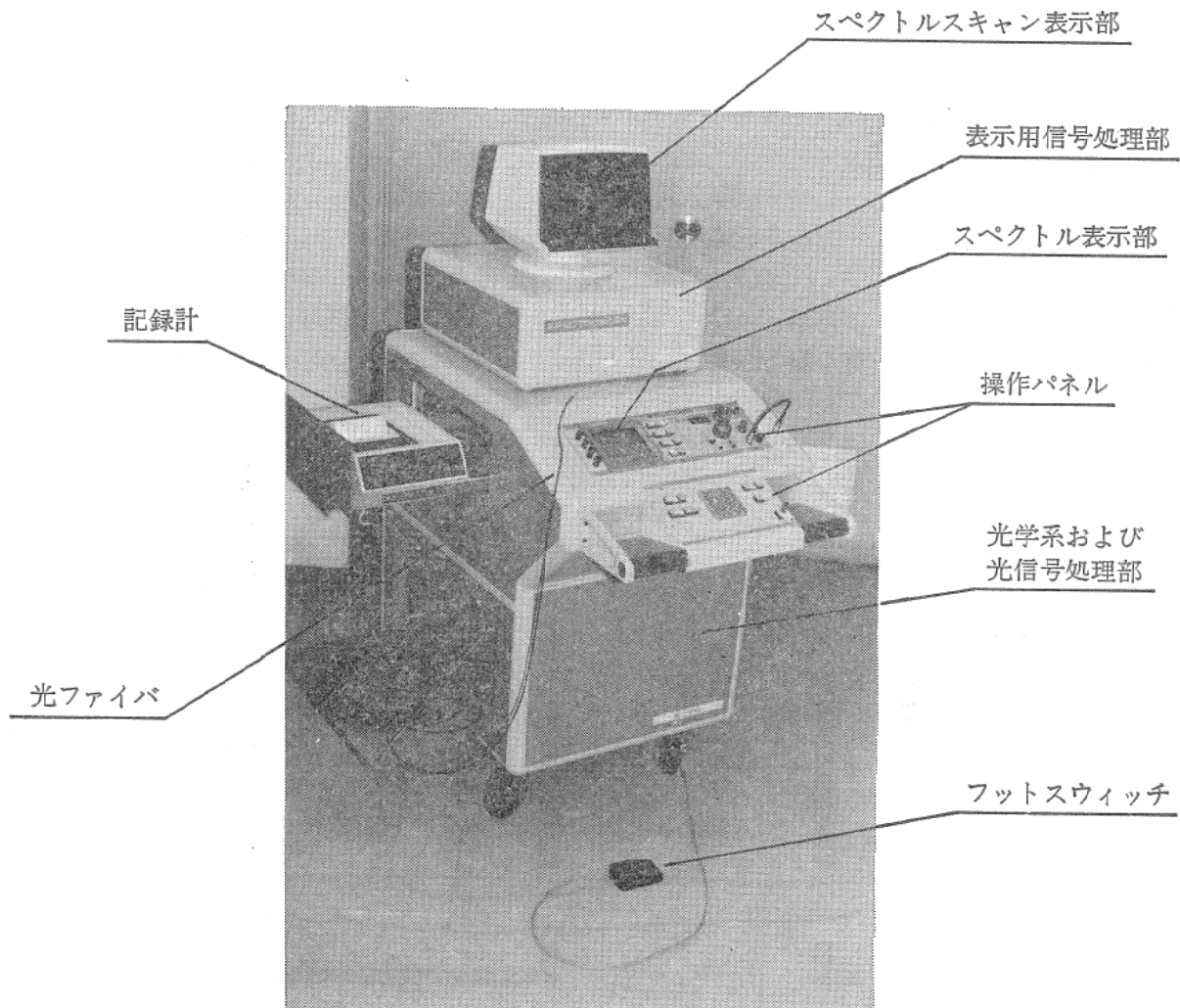


図4 光ファイバ型レーザー・ドップラー血流計測装置の外観

られていない段階であるが、前三者については、種々の観点から比較検討を行ってきた。

比較の項目は、レーザー光のファイバへの入射効率、および光検出器でのヘテロダイン効率である。入射効率の観点からはコア径の大きい(a), (b)の多モードファイバがよい。一方、ヘテロダイン効率の観点からはファイバ中での光波面がよく揃っている(c), (d)の単一モードファイバが良い。このような比較を実験で確認しながら、結局、コア径が大きく、かつ励起モード数を少なく抑えることのできる(b)の集束型ファイバを選んだ。

6. 計測装置の開発

図1に示したような光学系をもったものを一つの装置にまとめる過程には、それなりの曲折があった。当初は定盤の上に光学部品を並べ、スペクトル分析器などをバラック的に接続した状態で予備実験を繰り返し、基礎データの積上げを行い、本計測法によって従来測定できなかった血流速度のデータが得られることなどを学会で発表し好評をえていた。

3年目に医療技術研究開発財団から援助金がだされ、流速計器専門メーカーである日本科学工業K.K. (阪大工学部のキャンパスのすぐ裏手にある) の援助をえて、この光ファイバ型レーザードップラー血流計測装置を開発した。図4は完成品の写真である。

光学系および電源関係は下部のコンソールに内臓されており、150mの光ファイバがついている。キーボードから計測器のセッティングの選択を行い、血流速度分布に対応するスペクトル分布が表示され、この結果がさらに内臓コンピュータで処理されて、上部のスペクトルスキャン表示部にスペクトルの時間変化が実時間で表示されていく。血流は拍動しているの、この表示が必要である。カーソルの移動により、血流速度の平均値、最大値、最少値、変動幅値を数字で表示できるようになっている。

7. 測定例

本法の測定精度などについて検討するために、血流シミュレータを用意した。シミュレータは直径60cmのターンテーブルに同心円状に幅3cmの溝を作ったものであり、この溝の中に血液を満たし、一定回転速度で回転させて、流速のそろった模擬血流をつくった。これを用いて、えられた信号から流速を決定する手法、その精度などを明らかにした。

動物実験ではイヌの大腿動脈血流および心臓の冠動脈血流を測定した。一般に動物実験室は種々の計測装置が並べられるような状況でないことが多い。我々の場合、動物実験は川崎医科大学 ME 教室の梶谷文彦教授グループと共同研究として行ったが、計測装置が設置できる実験室と動物手術実験室とは建物の階が一つ異なる

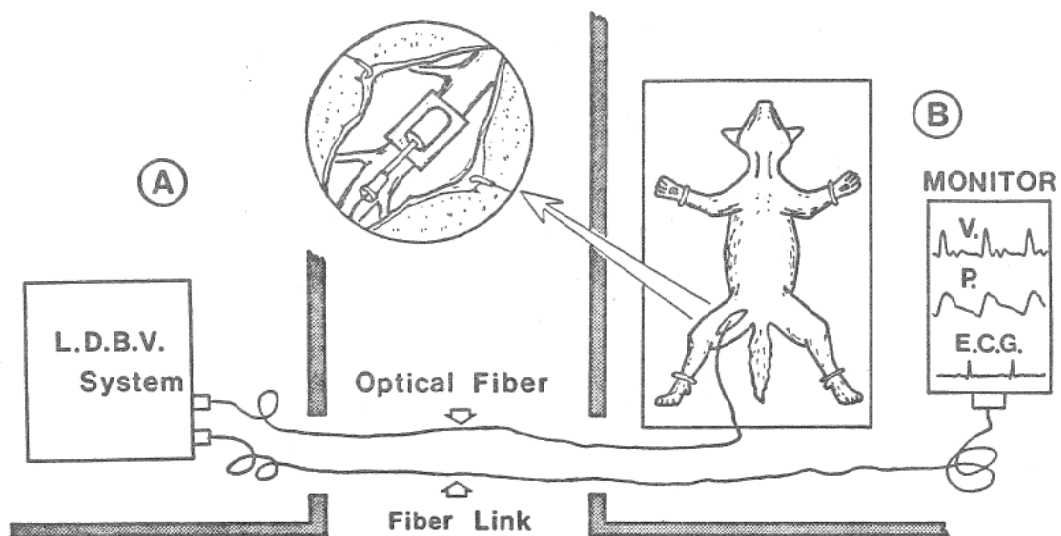


図5 本装置を用いてイヌの大腿動脈血流を計測している様子

るうえに、水平方向にも少し離れており、実効距離にして約100m 離れている。しかし本装置には150mの光ファイバがあり、そのアクセシ性の利点を十分に生かすことができた。図5はその配置を模式的に描いたものである。さらに計測の出力信号をもう一本の光ファイバリンクで伝送し、動物実験室でもモニターできるようにした。実際には血流速 v 、血圧 P 、心電図(ECG)をマルチチャンネルのオッシロスコープまたはレコーダで同時に表示記録した。

ファイバ先端との角度約 60° を固定するために、図1に示したような支持具を使った。イヌの大腿動脈(内径約4 mm)での血流速度の測定の一例を図6に示す。速度は $0.06\text{m/s} \sim 0.2\text{m/s}$ で拍動に応じて変化していることがわかる。また、図7は心臓の冠動脈(内径2~2.5 mm)中の血流速の測定例である。心電図、血圧との対応がわかり、興味深い。さらに、ファイバの先端を血管の径方向にわずか(約0.1 mm)づつ移動させることにより、血管断面内の血流速分布を測定することができた。その一例を図8に示す。これは本方法の空間分解能の良さを示しているものである。また、図7と図8を組み合わせると図9に示すような、血流速度の時間的空間的分布の立体視化がコンピュータによって可能となる。このようにして、これまで得られなかった詳しい血流速度のデータが得られるようになったわけである。データの医学的な解釈は筆者自身専門外であるし、また本誌の読者の興味外であると思われるので省略することにする。

8. 本装置の特徴

レーザードップラー流速計のピックアップ部に極細径でフレキシブルな光ガラスファイバをつけた新しいタイプの本血流計測装置は光ファイバの優れた特徴が生かされ、種々の特徴ある高性能のものになっている。血流シミュレータおよび実際に動物実験に適用して得られたデータを考慮して、本装置の性能をまとめると表1のようになる。

さらに血流速度計測の立場からみた本装置の利点をあげてみると次のようになる。

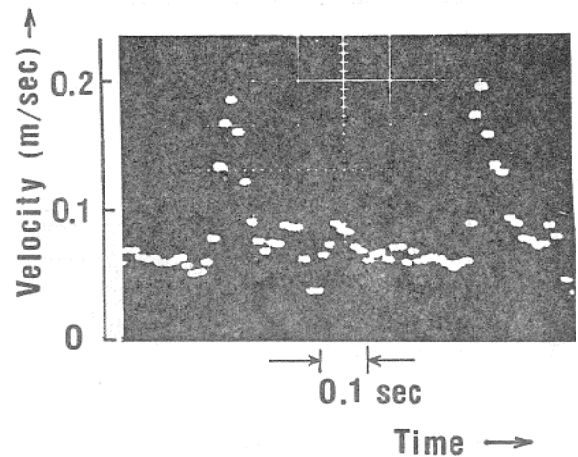


図6 イヌの大腿動脈血流速度の測定例

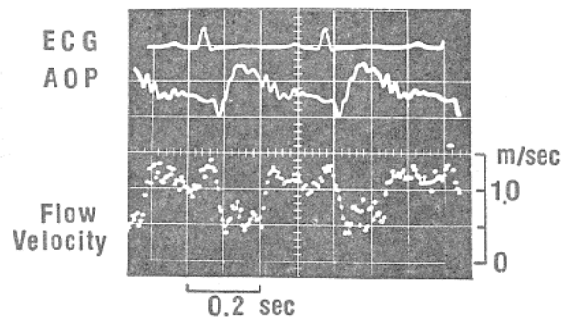
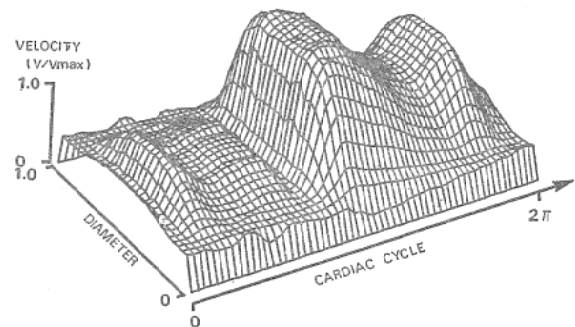


図7 イヌの心臓の冠動脈中の血流速度測定例

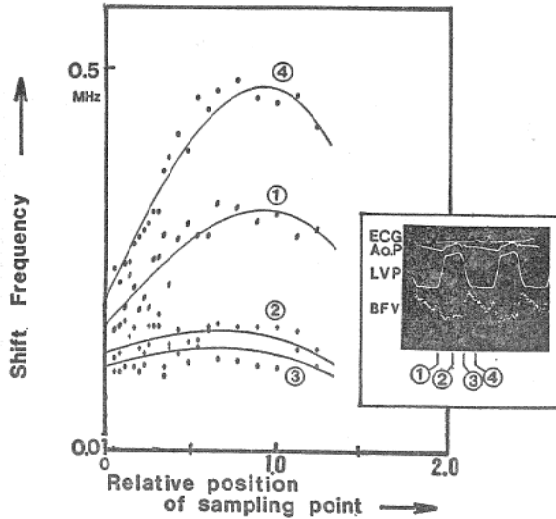


801125

図9 血流速度プロファイルのコンピュータによる立体視化

- 1) 血流速度の絶対値を求めることができ、校正が不要である。
- 2) 空間分解能が高いため、血管内の血流速分布がえられる。
- 3) プローブが極細径の光ファイバのため、血流の乱れが少ない。

本装置にはまだ残された課題が多くある。最も大きな課題は光ファイバ先端部、すなわち、



Blood-Velocity Profile in Coronary Artery of a Dog

図8 イヌの心臓冠動脈の断面における血流速度分布

表1 光ファイバ型レーザー・ドプラー血流計測装置の性能

項目	性能
速度測定範囲	1 cm/sec ~ 10 m/sec
速度測定精度	± 5%
空間分解能	約 100 μm
時間分解能	8 msec
実時間計測	良好
アクセス性	良好

カテーテルに関する改良であろう。良品質の信号をピックアップする先端形状、血栓が生じない方法、また生体内に挿入したときの正確な位置決め法などであり、この問題は実験を基礎にして少しずつ改良していく必要があると思われる。

これまでの血流速度計測法としては、ホットフィルム法、電磁流量法、超音波ドップラ法などがある。前二者はそれぞれ血流速度を一旦フィルムの熱放射変化または電磁果の強度変化に変換し、それらの測定値から速度を求める方法であり、いわば間接的方法である。それに対して超音波ドップラ法は血流による超音波周波数のドップラーシフトを測定するのであるから、直接的計測方法といえる。しかしながら、いずれの方法を用いても、空間的・時間的分解能の点で問題があり、虚血性心疾患や脳梗塞などの血行力学的病態の把握のために重要な壁在流や狭窄流の計測には十分でない。

本装置は上記のような空間的、時間的分解能の問題を同時に解決したわけである。さらに、本計測装置の開発による波及効果の一つは、本法とホットフィルム法、超音波パルスドップラ法などの他の血流計測との比較によって、これまでの血流計測の定量的評価が可能になり、その医学的意義も大きいものと考えられる。

このような光ファイバ型レーザー・ドプラー血流計は世界的にも全く新しいタイプの装置であり、未だ前例がなく、医学領域への寄与にははかり知れないものがあると思われる。

9. むすび

最後に一言付け加えたいことは、本研究は電子工学科に属するレーザー光の専門家と、血流の専門家である医学者との文字通りの学際的共同研究であり、これに加えて、流速専門メーカーの協力を得て装置化に成功した産学協同の例でもある。国際会議での発表後、訪問したアメリカのある大学でこの話をしたところ、日本の技術開発はワンドフルだといわれて、こそばゆい思いをしたものだ。