レーザースペックル法による末梢循環系の画像化(Ⅲ)

Visualization of Microcirculation by Laser Speckle Image Sensing(Ⅲ)

藤居 仁, 山本有平*, 野平久仁彦*, 大浦武彦*, 対馬健祐*,
檉村博正**, 福富久之**

Hitoshi Fujii, Yuhei Yamamoto*, Kunihiro Nohira*, Takehiko Ohura*,
Kensuke Tsushima**, Hiromasa Kashimura**, Hisayuki Fukutomi**

北海道大学応用電気研究所, 北海道大学医学部形成外科*, 筑波大学臨床医学系内科**

Abstract

A new instrument is developed to display the spatial variation of micro-circular flow using a laser speckle image sensing. The system consists of laser diode, linear image sensor, signal analyzer with 16bits micro-processor and colorgraphic display. Optional functions to show the rapid temporal variation of skin blood flow are demonstrated with much faster response time than the current laser flow monitor. For faster data acquisition within one second, a two-dimensional image sensor is introduced, aiming at the blood flow analyses through an endoscope and a slit lamp.

1. はじめに

近年レーザースペックル現象を応用した血流測定法が研究され、レーザードプラー血流計やスペックル血流計と呼ばれて、広く利用されるようになっていっている。これらの装置は一本のファイバースコープを使用し、ある観測点の血流の時間的変化を追跡するなどの用途には適しているが、検出面積が直径1mm程度しかないため、広い面積について平均血流を求めたり、血流分布を観察するなどの用途には十分な機能を果たし得ない。しかし一方で組織上のある面積にわたって、血行動態の二次元分布

(マップ)を概観できるならば、臨床上きわめて有用な情報を新たに提供することができる¹。前回我々は、生体組織から得られるレーザースペックル信号(スペックル信号)を、CCDイメージセンサーで検出し、観察面の末梢循環動態のマップをカラーグラフィックにより表示する新しい測定システムを開発し、二三の基礎データと共に報告した^{2,3}。今回は本装置を臨床用に更に改良し、携帯性を高め、測定時間を短縮し、血流の実時間測定機能を追加することができた。また二次元イメージセンサーと大容量メモリーボードを導入し、測定時間

を大幅に短縮することができたので、その新しいシステムについても合わせて報告する。

2. 末梢循環画像化装置

前回の装置では、He-Ne レーザー (25mw) を光源に用い、ファイバーにより検出ヘッドまで導光していたが、今回は半導体レーザー (20mw) をヘッド内に組み込み小型化を実現した。イメージセンサーは前回使用したものより感度が数倍高いものが得られたため、観測面積を増大させることができた。

Fig. 1 は今回試作した検出ヘッド基板であり、半導体レーザーとイメージセンサーの駆動回路が入りコンパクトな構成になっている。また前回は信号解析とカラーグラフィック表示を、市販のマイクロコンピュータ (8bit) を利用して行っていたが、処理速度を上げるため、今回は専用の CPU ボード (16bit) を開発し、イメージセンサーからの信号をメモリーに DMA で書き込んでいる。またマイクロフロッピーディスクを組み込み、測定結果を記録再生したり、2~4 画面を一度に表示して比較するなどの機能が追加された。Fig. 2 は装置全体の写真で、右側の三脚にヘッドが取り付けられ、左側の本体内のマイクロプロセッサーで処理された後、その上部のカラーディスプレイに血流マップが表示される。Fig. 3 は、手掌部に於いて得られた血流マップの測定例である。カーソルを上下左右に移動して、ある観測線に沿った断面を表示したり、血流値 (相対値) を読み取ることができる。現在の装置では、10~15cm 四方の面積についての血流分布を約 10 秒で走査し、1 秒以内にカラー表示することができる。Fig. 4 はヘッドの光学系をクローズアップに切り換えることにより、手背部の微小領域 (1 × 1 cm) に於いて得られた血流マップの経時的变化を示している。1 は実験前、2 は細いプラスチック棒を押しつけた直後、3 は 5 分後、4 は 30 分後にそれぞれ得られたものであり、血流分布の変化が明瞭に観察できる。

本装置では血流マップを画像化することが主たる目的であるが、付随する機能として、レーザードプラー血流計と同様に、血流の時間的変動を長時間で観測することもできる。Fig. 5 はその測定

Fig.1

Fig.2

Fig.3

原理を示しており、観測線をある一線に固定し、イメージセンサーからの連続した2回の走査出力を、血流の高い時点(a)、低い時点(b)について比較したものである。図から明かなように、(a)では二回の走査出力の差が全域にわたって大きいのに対し、(b)では小さくなっている。したがって、これらの差を適当な領域にわたって各々積分した値は、対応する観測線上の各時点の血流(c)に比例しているものと考えられる。

Fig. 6 は前腕における血流の実時間観測例を示しており、(a)は最も一般的に得られる波形、(b)は冷水に入れた後室温に戻し3分後に得られたもの、(c)は軽度な運動後に得られたものである。(b)、(c)ではいずれも、心拍に同期した二峰性の血流変動が観察されている点が興味深い。ドプラー血流計に比べ、鋭いピークが得られているのは以下のような理由による。皮膚血流により多重散乱を受けたレーザー光をファイバースコープなどで検出したものは、一般に雑音性の信号となる。この信号を適当なハイパスフィルターを通して得られる出力が血流を反映するため、これを数値化して表示したものがドプラー血流計である。このフィルター出力は、入力が雑音であるためにかなり激しく変動する。これを数値化するためには、さらに信号平滑化のためのローパスフィルター、ないしは積分回路を経由しなければならず、この操作によって、血流の過渡的变化に対する応答が劣化する。これは雑音性の信号を一点で検出処理する場合には避けられない現象である。しかしながら、上述したイメージセンサーを用いた実時間測定では、多数の点で同時に変動成分を測定し、これらを瞬時に積分(アンサンブル平均)しているため、各時点での血流変動を高精度で追尾することが可能となった。

3. エリアセンサーによる高速化

前節で述べた方法は、上下肢のような動きの少ない部位の血流画像化には適しているが、胃壁や眼底などに適応するには、測定時間の大幅な短縮が必要とされる。ミラーを回転させるような機械的走査法では短縮化にも限界があり²、二次元イメ

Fig.4

Fig.5

Fig.6

ージセンサー（エリアセンサー）による純電子式な走査方法を取らざるを得ない。この場合問題となるのは、一般のエリアセンサーがTVカメラへの使用を意図しているため、走査の繰返し周期が1/60秒程度であり、これ以上早い信号変化には応答できないことである。前節での測定では走査間隔を1msecに取っており、通常のTV用エリアセンサーではこのような走査速度に対応できない。今回は一部エリア走査機能と呼ばれる特殊な機能を有するTVカメラ(WV-CD60, 松下通工)を用いてこの問題を解決した。すなわち水平走査の開始位置と終了位置を外部から与える機能（窓設定）を利用し、狭い範囲を短周期で走査してデータを記憶した後、窓を次の位置にシフトし、走査、記憶を繰返す方式を取った。

Fig. 7は信号処理系のブロック図であり、TVカメラから信号をA/D変換し、16bit CPUボードのメモリーにDMAで書き込み、すべての走査終了後にデータ処理を行なって、血流マップを表示している。窓移動のためのコマンドは、8bitのサブCPUからカメラコントローラーへ送っている。Fig. 8はその測定例で、ツベリクリン反応の発赤について血流マップを解析したものである。現在の装置では測定時間が約1秒、計算処理と表示に約8秒掛かっているが、胃壁や眼球の通常の動きからみて、測定するチャンスは十分あるものと考えられる。

1. H. Fujii, K. Nohira, Y. Yamamoto, H. Ikawa, T. Ohura: Appl. Opt. 26, No. 24, 5321 (1987).
2. 藤居仁, 野平久仁彦, 山本有平, 大浦武彦: 日本レーザー医学会誌, 8, No. 4, 37 (1988).
3. 山本有平, 野平久仁彦, 大浦武彦, 藤居仁, 新富芳尚: 日本レーザー医学会誌, 8, No. 3, 169 (1988).

本研究の一部は財団法人医科学応用研究財団、及び秋山記念生命科学振興財団の助成による。

Fig. 7

Fig. 8