32 生体内流れの計測 — 専用ハードウェアによるリアルタイム計測 —

(独)応用計測研究所 清水雅夫^o、桑島茂純

A Measurement of Blood Flow Velocity by using Real-Time Cross-Correlation Hardware and High-Rate VCR

Masao SHIMIZU, Shigesumi KUWASHIMA

This report is on applications of our measurement system which can measure and display velocity/displacement vectors in real-time by processing the B/W video signal of the objective image. It uses a 2-dimensional cross-correlation technique of binary video data to determine vectors. The measuring rate is 1/60 sec for 16 templates (areas).

The first one is on a measurement of a blood flow velocity which changes its value synchronizing with the heart beat. The recorded video image is captured by using a high-rate VCR (1000 [pictures/sec]) and a microscope (x40). The image is that of micro blood vessels located in mesentery of a rat. Then we introduce some data processing techniques depending on the measuring method.

In Addition, we present a measurement of a micro scale movement of a plant. By using the laser speckle pattern, the system can measure micron-meter order displacement. Horizontal movement of a plant is presented.

1. はじめに

TVカメラまたはビデオ再生画像から、相関法によりリアルタイムで速度／変位ベクトルを測定できる画像計測システムを既に開発した。これは、相関処理に専用ハードウェアを使用したもので、画面内最大16ヶ所の同時計測が可能である。計測結果は画面に重ね合わせて実時間表示され、またホストコンピュータに送出も可能である⁽⁴⁾⁽⁵⁾。

本報告では、この計測システムを使用した計測例を紹介する。高速VTRに記録し、その再生画像を用いて血流速度分布の時間変化を計測した。さらに、植物の微小な動きを計測した。レーザスペckルを変位マーカとすることにより、非接触で微小変位計測を行なった。

また、計測画像によっては本計測システムで用いている相関法に起因するノイズが計測データに含まれる場合があるが、その低減方法についても述べる。

2. 血流速度分布の計測

2-1 画像の取得方法

近年、医用診断や研究に画像処理及び画像計測が用いられるようになってきた。それは、撮影対象の拡大、撮影(可視化)手法の確立、各種画像処理装置の発達などによるものであるが、静止画像を対象としたものが一般的である。しかし、生体は本来動いており、そのダイナミックな内部変化も計測されはじめて⁽¹⁾⁽²⁾。

計測に用いた画像は、ラット腸間膜上微小血管の顕微鏡画像(倍率40倍)を高速VTRに1000[frame/sec]で記録したものである。その再生画像(30[frame/sec])を用いて計測した。再生画像は通常のTV信号と同様に60[field/sec]で構成されているので、2 field 同一信号が出力されることになる。fig.1に再生画像を示す。

2-2 計測方法

本計測システムは入力画像を2値化後、相関処理を行なう。2次元的なテンプレート・マッ

チング法にて2画面間の変位量を算出し、これを2画面間時間における変位即ち速度とする。変位量は画素分解能以上に補間される。相関処理を行い一致検索する範囲は、水平 16[dot]、垂直16[line]であるが、検索範囲の中心は過去の計測結果を用いて予測設定することもできる。

高速VTR 再生画像の場合、この2画面は1 field おきの2 field を用いて、同一信号間で計測を行なわないようにする。このときの計測周期は4 field となる。テンプレート領域は流れ方向に長い 60x16[dot] (60[dot]x8[line])とした。実長では 22x6[μm]である。fig.1 に示す測定線を 10[dot] (3.8[μm])おきに計測した。

全検索範囲について相関係数を算出後、その最大値及び係数形状の平坦さ(最大値一周辺値の平均)を調べる。これが設定値より小さい場合、検索範囲の中心位置を初期位置にリセットさせた。係数ピークを見失った位置にホールドさせることもできるが、この計測の場合にはトレサである血球の形状変形があるため偽ピークに到達する可能性が高い。偽ピークを追跡すると以後の計測値は意味のない大きな値になってしまう。検索範囲が比較的小さいので検索範囲の中心が初期位置にリセットされた場合、係数ピーク位置に到達するのに何回かの計測周期を要することがある。この様子は計測データ内のステータスに示される。これらの処理は全て計測装置内で行なわれ、入力画像の1 field が終了した時点で計測結果が得られる。

2-3 計測データに含まれるノイズ低減の方法

計測に用いた画像は明確なトレサを含まず、濃淡パターンが移動しているようなものである。これを2値化することによるパターン・エッジの不確定、血球自体の変形、高速VTR 再生画像に含まれるビデオノイズなどの影響で、係数ピーク値はそれほど大きくない。そのため、fig. 2(a)に示すように、速度ベクトルが細かく変動しているように計測される。また初期位置にリセットされた場合には、大きなスパイクノイズとなって記録されてしまう。

これらのノイズを除去する目的でつぎのような処理を行なった。

- ① 検索範囲の中心が初期位置にリセットされたことが検出されたら(フィールド番号f1)、その後係数ピークに追従できたフィールド(f2)をさがす。f1からf2-1までのデータをf1-1とf2の平均に置き換える。
- ② 突発的に係数ピークに追従できなかったフィールド(f1)を捜す。その後係数ピークに追従できたフィールド(f2)をさがす。f1からf2-1までのデータをf1-1とf2の平均に置き換える。
- ③ 前後のフィールドに対して計測値の大きさが凸または凹的に一定値以上変化しているフィールド(f1)を捜す。f1のデータをf1-1とf1+1の平均に置き換える。
- ④ 同一再生画像を複数回計測して①から③の処理をした後、加算平均する。画像中に記録されている心電マークを同時に計測して、これを時間軸合わせに使用する。
- ⑤ 最後にデジタルフィルタで高周波成分を除去する。再生画像における計測波形の基本周波数が0.18Hz程度だったので、カットオフ周波数0.25Hzの21次I型直線位相FIRフィルタを使用した。

4回計測して加算平均し、⑤の処理を行なった結果を図. 2(b)に示す。①から⑤までの処理の中で最も効果があるのは④である。

2-4 計測結果

fig. 3 に計測結果を示す。グラフ奥に示したマーカは、同時に画像に記録された心電信号である。主流には心電信号に同期した拍動がみられ、分岐点後流では流速、拍動とも小さくなっていることがわかる。fig. 4 に $t=0.10[\text{sec}]$ 及び $t=0.22[\text{sec}]$ における速度分布を示す。1回の計測から得られた速度はテンプレート領域内速度分布と相関計算に有効だったパターン密度との関数だが、加算平均処理を行なっているため、テンプレート領域内平均速度を示していると考えられる。

fig.1 The Original Image of blood vessel

fig.2 Result of this data processing
(Measured point at the highest velocity)
(a) before processing (above)
(b) after processing (below)

fig.3 Velocity distribution of blood flow vs. Time

fig.4 Velocity distribution at
(a) $t=0.10 [\text{sec}]$ (left)
(b) $t=0.22 [\text{sec}]$ (right)

3. 植物の微小な動きの計測

3-1 計測方法

He-Ne レーザをビームエキスパンダにより広げ植物に固定した紙に当てた。CCDカメラはソニー XC-77RR(2/3インチ白黒)で、撮影レンズ系は使用しなかった。レーザのビーム径を De 、紙から CCD素子までの距離を Rb 、波長を λ とするとスペックル画像の平均粒子径(水平)は、

$$\frac{\lambda Rb}{De} = \frac{632.8 [\text{nm}] \times 350 [\text{mm}]}{8 [\text{mm}]} = 27.7 [\mu\text{m}] = 2.4 [\text{dot}]$$

レーザが点光源(非平行光)で撮影レンズ系がない場合、点光源までの距離を Rs 、対象の移動を v とすると観測されるスペックル画像の移動(水平)は

$$\left(\frac{Rb}{Rs} + 1\right) \times v = 3.37 \times v$$

これらを適切に選定して計測を行なった⁽⁵⁾。fig. 5に示す系を他に動くものがない明るい部屋に入れ、1秒に1回のサンプリングで10分間計測を行なった。計測のはじめに参照画像を登録

し、変位ベクトルを計測した。係数ピークが一定値以下に下がった場合には、参照画像を更新するようにした。

3-2 計測結果

fig.6 に計測結果を示す。結果の処理は行っていない。水平方向に2分から3分周期の変動がみられる。垂直方向4分20秒付近の突然の変化はレーザ・ホッピングと考えられる。

3-3 植物内部変化について

fig.5 において、植物に直接レーザを当ててスペックル画像を観察すると、植物内部の変化を見ることができる。これを高速VTRで記録再生してみたが、流れは確認できなかった。時間軸の拡大率(1000/30)の不足、高速VTRの空間分解能(256x192[dot])の不足、異方向・異深度の合成画像になっていた、などが原因として考えられる。

4. まとめ

画像計測の場合、取得された画像及び計測方法の性質を有効に用いることで効果的な計測・処理ができる。本計測システムの場合には、装置の設定を変更して一連の計測結果を得るのに要する時間が計測画像の再生時間と等しいので、最適な設定条件を選定するのは、困難なことではない。今後は、本計測システムの動的特性などについて報告する予定である。

5. 謝辞

血流速度分布測定のお機会をいただき、また高速VTR画像を御提供くださった慶応義塾大学理工学部 南谷晴之教授、岡田英史助手に感謝致します。

6. 参考文献

- (1) H.Minamitani, E.Okada, et.al.: "RBC VELOCITY DISTRIBUTION IN THE MICROCIRCULATION ESTIMATED FROM THE OPTICAL FLOW OF BLOOD IMAGE SEQUENCES"
Ann. Int. Conf. IEEE/EMBS, Vol. 12, No. 1, 1990
- (2) 南谷、他: "濃度こう配法を用いた微小血管内の2次元速度分布の計測"
電子情報通信学会論文誌(D-II) 1990.2
- (3) 山口: "スペックルの性質と応用" 応用物理 1977 第8号 など
- (4) 清水、桑島: "QuickVector の特徴と応用" 映像情報 1991.10
- (5) 清水、桑島: "相関法を用いた画像計測システムのサブピクセル精度について"
第3回流体制御/計測合同シンポジウム講演論文集 (1991.12)

fig.5 The system of the measurement

fig.6 Movement of the plant
(a) horizontal (above)
(b) vertical (below)