

20 MHz 超音波パルス・ド  
ップラー血流速度計によるヒ  
ト冠動脈血流の術中評価

Coronary blood flow  
velocities in humans eval-  
uated during cardiac  
surgery using a 20 MHz  
80+1 channel ultrasound  
pulsed Doppler veloci-  
meter

梶谷 文彦  
辻田 克彦  
忠岡信一郎

Fumihiko KAJIYA  
Katsuhiko TSUJIOKA  
Shin-ichiro TADAOKA

**Summary**

We have developed an 80+1 channel high resolution pulsed Doppler velocimeter for measuring in detail the blood flow velocities in relatively small human vessels (1-5 mm in diameter). Real time velocity measurements were performed at 80 sample points using a multigated zerocross method. The Doppler signal in the desired channel was subjected to real time Fourier analysis. This facilitated analyzing in detail the blood flow velocity profile across vessel, as well as the velocity distribution in a sample volume. The sampling volume was  $\pi \times 0.5^2 \times 0.2$  mm<sup>3</sup> and the maximum depth was 1.5 cm. When the incidence angle was selected as 60°, the velocity resolution and maximum velocity were 1.5 and 1.9 m/sec, respectively.

Blood flow velocities were measured in the coronary artery and in the aorto-coronary bypass graft in patients during cardiac surgery. The blood flow velocities in the normal coronary artery had a predominantly diastolic pattern which is characteristic of coronary artery flow. Comparing with the systolic forward velocities in the left coronary artery, those of the right coronary artery were more prominent. The velocity wave forms in the graft and in the coronary artery distal to the insertion of the graft had a predominantly diastolic pattern when there was sufficient coronary blood flow through the graft. In contrast, during the occlusion of the graft, the blood velocity wave form in the distal coronary artery became predominantly systolic, indicating insufficient myocardial inflow before the bypass graft. Intravenous dipyridamole administration increased the bypass flow by 50% in a patient who had 100% occlusion before the bypass operation. This indicates that the coronary reserve can still be preserved in some cases of total coronary occlusion.

With an intra-aortic balloon pumping (IABP) assist (2: 1), the velocity wave form in the graft had predominantly diastolic in both IABP-on and -off beats. However, diastolic augmentation and systolic

---

川崎医科大学 医用工学システム循環器学  
倉敷市松島 577 (〒701-01)

Department of Medical Engineering and Systems  
Cardiology, Kawasaki Medical School, Matsushima  
577, Kurashiki 701-01

Received for publication November 10, 1985; accepted January 7, 1986 (Ref. No. 31-K4)

reduction of the velocity wave form were clearly observed in beats with IABP-on. The velocity wave forms in the anterior descending coronary artery in a patient with aortic regurgitation showed a predominantly systolic pattern with a broad velocity spectrum. After aortic valve replacement, the blood velocity pattern became predominantly diastolic, indicating improvement of the coronary perfusion into the myocardium.

In conclusion, our velocimeter proved effective for evaluating coronary blood flow velocities in patients during cardiac surgery.

**Key words**

20 MHz ultrasound pulsed Doppler velocimeter  
disease      Aortic regurgitation

Coronary blood flow in humans

Coronary artery

目 的

他の臓器と著しく異なった拍動特性を示す冠循環血行動態の計測, 特にヒトにおける術中計測は, 現在最も興味のもたれている課題である. しかしこの要望に応えるための計測法としては, 血管に対して非侵襲的であり, accessibility に優れ, しかもサンプルボリュームが小さく, かつ正確な計測が行い得ることが要求される. この要求に応えるため, 我々はゼロクロス法とフーリエ変換法を併用した 80+1 チャンネルの高周波 (20 MHz) 超音波パルスドプラ法を開発し, それを用いて開心術中に冠動脈血流計測を行い, ヒト冠循環病態生理の解析を進めた. すなわち, aorto-coronary (A-C) バイパス術 および 大動脈弁置換術の術中に, 冠動脈を剝離することなく血流速度プロフィールを実時間計測し, 冠血流の異常の有無ならびに手術の効果について検討を加えた.

方 法

1. 装置

20 MHz, 80+1 チャンネルの超音波パルス・ドップラー血流計の動作原理を Fig. 1 に示す. 20 MHz の PZT 超音波トランスデューサー ( $\pi \times 0.5^2 \times 0.2 \text{ mm}^3$ ) を 20  $\mu\text{sec}$  (50 KHz) ごとに 0.2  $\mu\text{sec}$  間駆動し, 同じトランスデューサーで血管内速度粒子からの散乱波 (ドプラー信号) を受信する. このさい, 駆動パルスからサンプリングを行うまでの時間を多数点に設定することにより, サ

ンプリング回路のマルチゲート化を行った. 深さ方向のサンプル数を 80 点とし, これら 80 サンプル点のドプラー信号をマルチゲート化したゼロクロス検出回路に入力し, ゼロクロス法で周波数分析することにより, 血管内の血流速度プロフィールをリアルタイムで表示し得るようにした. これに加え, 80 チャンネルのうち必要と思われる 1 チャンネルを任意に選んで, 実時間フーリエ変換 (FFT) を可能にした. なお, 本装置の血流に対する照射角度を 60 度とした時, 速度分解能は 1.5 cm/sec で, 最高流速は 1.9 m/sec であった.

Fig. 2 は, トランスデューサーの特性である送受信ゲインを示す. 水中において, トランスデューサーの前面に 0.1 $\phi$  mm の金属ワイアーを張り, このワイアーを種々の位置に置き, そこからの反射波強度を測定して得た結果である. 同図の -52 dB のラインはノイズレベルより数 dB 大きい検出限界の基準を示すが, 最大測定深度は 18 mm, ビームの拡がりは約 1 mm であることがわかる. トランスデューサーの駆動時間を考慮すると, サンプリングボリュームは  $\pi \times 0.5^2 \times 0.2 \text{ mm}^3$  である.

本装置の精度について, 既知速度で回転する溝付ターンテーブルを用いて検討した結果を Fig. 3 に示す. 溝内に水を満たしたターンテーブルを種々の速度で定速回転し, 溝内の水中に超音波プローブを挿入して, 流速計測のサンプルポイントを溝底部に固定, 同部位で計測された速度と, 回転数と半径から求められる既知速度とを比較した. 両

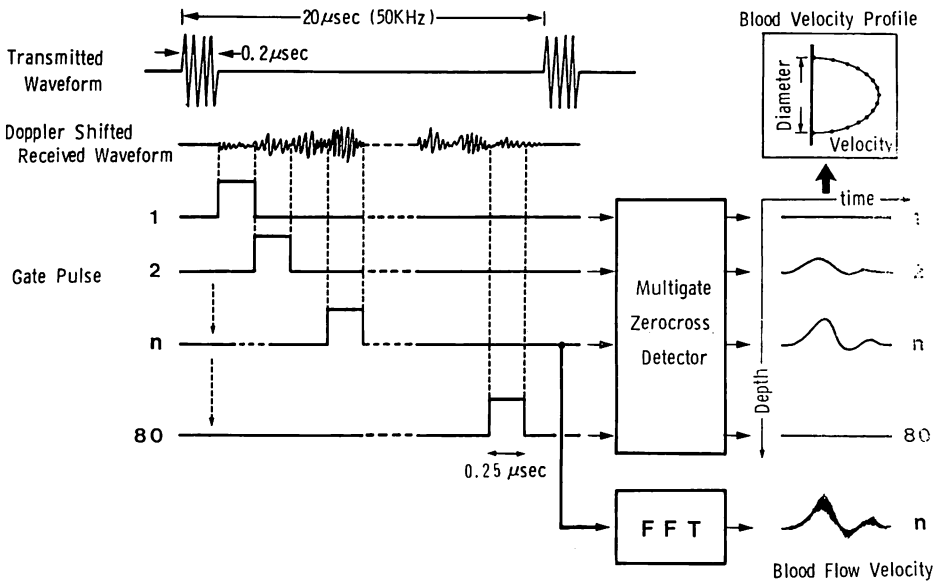


Fig. 1. Principle of a 20 MHz real-time pulsed Doppler velocimeter.

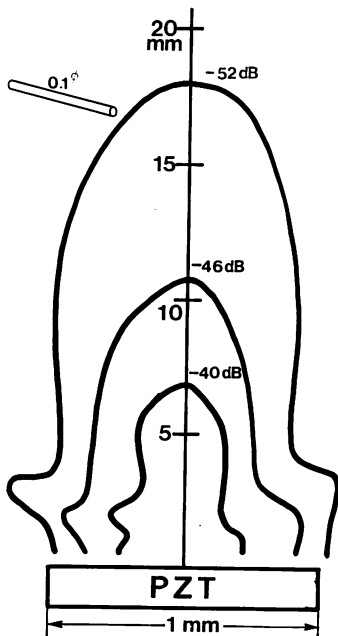


Fig. 2. Spatial distribution of echo intensity.

者は図にみられるようによく一致し ( $r=0.998$ ), 本法の精度が十分高いことが示された.

2. 術中計測

A-C バイパス術, 大動脈弁置換術施行例を対象として術中計測を行った. A-C バイパス術施行例については, バイパス作成後, バイパス途上の数カ所で血流計測を行った. バイパス末梢非剝離部においては, バイパスを一時的に閉塞して本来の狭窄部から灌流した場合と, バイパスを開放した場合について計測を行い, 両者を比較した. さ

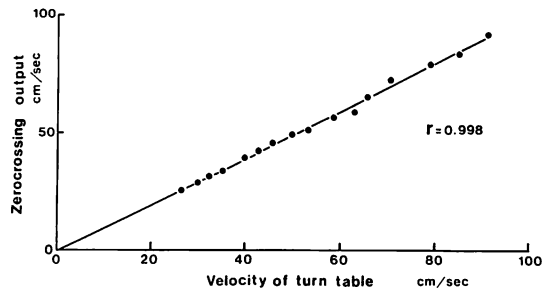


Fig. 3. Relationship between zerocrossing output and known velocity.

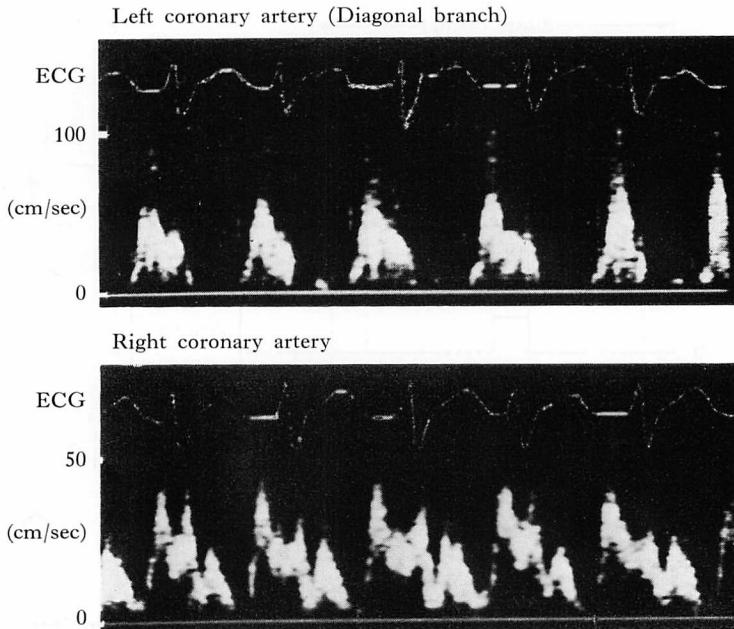


Fig. 4. Typical recordings of phasic blood flow patterns in normal human coronary arteries.

らにジピリダモール 10 mg 静脈内投与前後でのバイパス部血流計測を行った. またバイパス作成後大動脈内バルーンポンピング (IABP) を必要とした症例に対しては, その効果をみるため, IABP 施行中でのバイパス部, バイパス末梢部血流計測を行った.

大動脈弁置換術施行例については, 弁置換術前後で冠血流計測を行い, 両者を対比較検討した.

### 3. 計測用プローブ

我々は術中計測を行うにさいし, 2種類のプローブを試作した. すなわち, バイパス部血流計測にさいしてはカフ型プローブを, また非剝離部の血流計測にさいしては吸着カップ型プローブ\*を用いた. 吸着カップ型プローブは, 冠血管の上にプローブを置いた状態で, カップ内を軽く陰圧にすることによりプローブを心表面に固定し, プローブを心拍動に追従して冠血管上に安定して保持し得るようにした.

\* 最近では取手つき平板カフを用いている.

## 結 果

### 1. A-C バイパス術後の血流計測

狭窄病変を有しない左冠動脈対角枝と右冠動脈の血流計測を行った結果を Fig. 4 に示す. 両部位とも拡張期優位の冠動脈に特徴的な流れパターンを示し, 拡張早期に最高速度に達していた. しかし, 収縮期血流速度は両者で異なり, 右冠動脈ではかなりの収縮期成分が存在したのに対し, 左対角枝では収縮期成分は非常に少なかった.

Fig. 5 は A-C バイパス部の中枢部から末梢部まで, 数カ所で計測した結果である. バイパス部の血流波形にはいずれも拡張期優位のパターンがみられ, 拡張早期に最高速度に達していた. 収縮期の血流成分は, バイパス中枢部の方が末梢部よりも大きい傾向を示した. FFT によるサンプル内の血流成分の広がり, 比較的小さなスペクトラムを示した. 血管横断面での血流速度プロファイルは, いずれの部位でもほぼ放物線状のパターンであった.

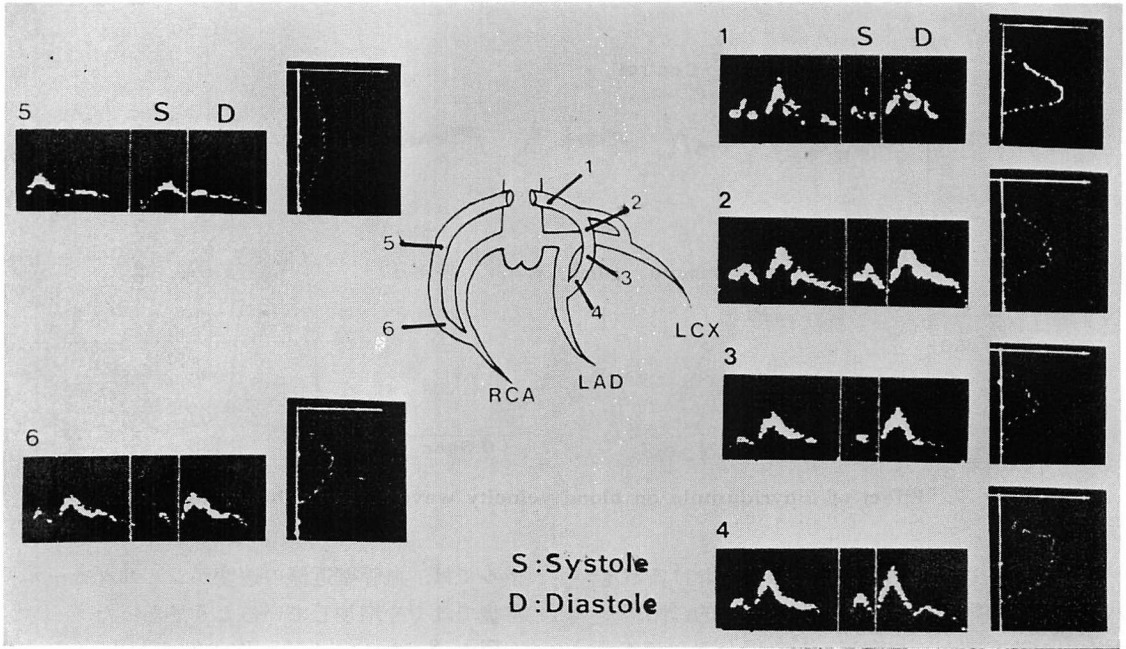


Fig. 5. Blood flow velocities near the central axis and velocity profiles across the vessel at various portions of grafts in man.

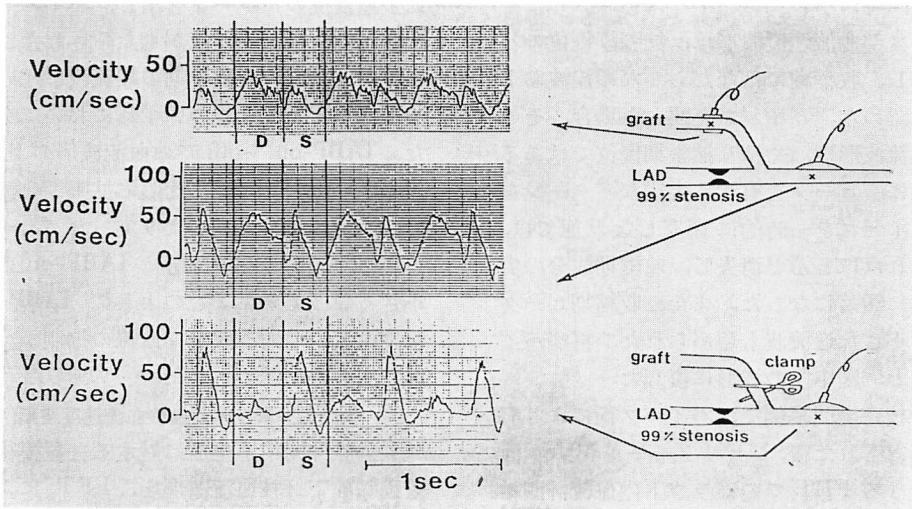


Fig. 6. Blood flow velocities in A-C bypass graft and in the coronary artery distal to the graft insertion.

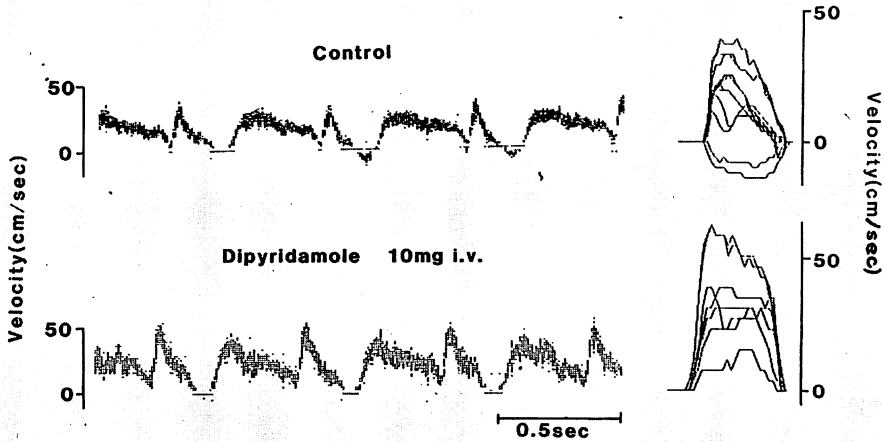


Fig. 7. Effect of dipyridamole on blood velocity wave form in the bypass graft.

Fig. 6 は左冠動脈の 99% 狭窄例におけるバイパス術中計測結果で、バイパスを一時的に閉塞して本来の狭窄部からの灌流とした場合と、バイパスを開いた状態で計測した場合を比較したものである。計測部位はバイパス吻合部末梢の非剝離部位である。なお、バイパスを開いた場合のバイパス部血流も同時に示した。バイパスを開いた場合、バイパス部血流速度波形は、拡張期優位のパターンを示し、収縮期にはなだらかな順流波および逆流波を認めた。バイパスを開いた場合、その末梢部の血流波形は、やはり拡張期優位ではあるが、収縮期にもピークを有する尖鋭なパターンを示した。バイパスを一時的に閉塞した状態では、拡張期の流れはほとんど消失し、収縮期成分の尖鋭化がさらに顕著になった。また、収縮期ピーク流に続いて小さな逆流波も認められた。再びバイパスを開くと、図中段の波形に復した。

左前下行枝完全閉塞例で、バイパス術により有効な血流が得られた後、ジピリダモール 10 mg 静注前後における FFT でのグラフ内血流計測結果を Fig. 7 に示す。流量はジピリダモール投与により約 50% 増加した。血流速度は収縮期・拡張期ともに増加したが、FFT によるスペクトラムの変化は両者で有意差をみなかった。流速プロフ

イルでは、血管壁近傍の速度がジピリダモール投与後ではやや増加しているようであった。

Fig. 8 は、バイパス作成後、2:1 の割合で IABP を施行した症例で、左冠動脈前下行枝の血流速度形を示す。本症例は 99% 狭窄病変を有していた。血流速度波形は、IABP-on, -off とともに拡張期優位のパターンを示し、バイパス術により心筋への有効な冠血流がもたらされたことを示していた。また、収縮早期の順流波に続いて、逆流波が IABP-on, -off のいずれにおいても認められた。IABP-on, -off 時の血流波形の比較では、IABP-on では -off に比して拡張期血流速度は速く、流速プロファイルもより尖ったパターンとなっていた。収縮期順流成分は IABP-on の時の方が小さくなっていた。このように IABP による拡張期血流の増大、収縮期血流の抑制が、ヒト冠動脈で明らかに認められた。

## 2. 大動脈弁置換術前後の血流速度波形

大動脈弁閉鎖不全症に対する弁置換術前後の左冠動脈前下行枝血流速度波形を、FFT によって非剝離下で計測した (Fig. 9)。弁置換術前の血流波形は、収縮期のピーク流と拡張期の比較的小さな振動を有する血流とからなり、サンプル内での血流速度成分は幅広く広がった波形を呈していた。一

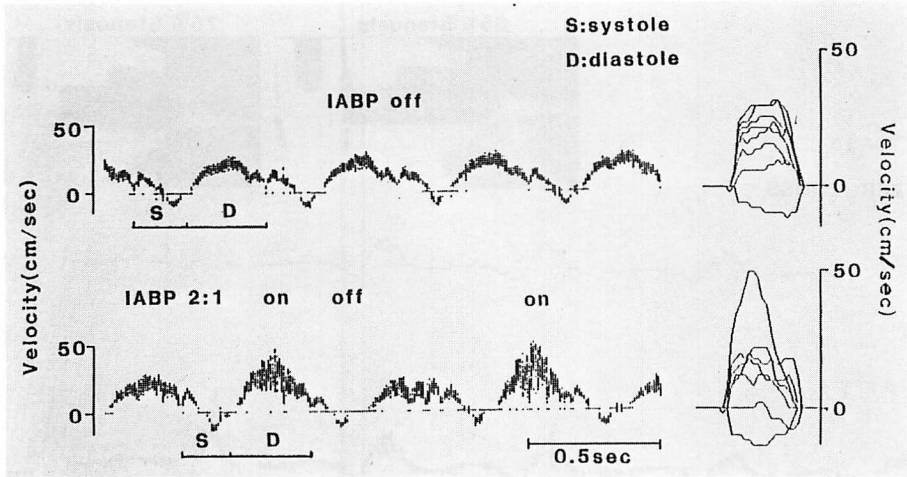


Fig. 8. Effect of intra-aortic balloon pumping on left anterior descending coronary artery blood flow.

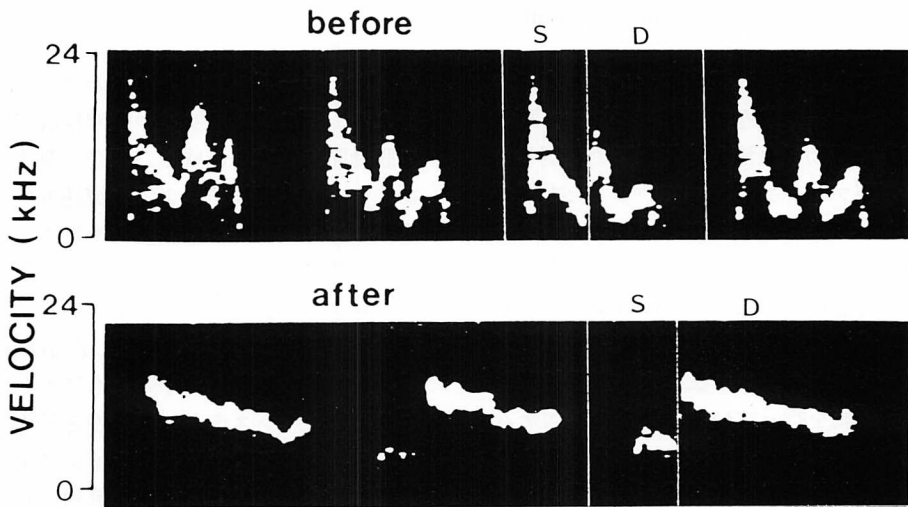


Fig. 9. Change in coronary artery blood velocities before and after valvular replacement for aortic regurgitation.

S=systole; D=diastole.

方、弁置換術後には術前に認められた収縮期のピーク血流は消失し、拡張期優位の流れとなった。また、血流速度成分の広がりも術前に比べて小さくなっていた。

#### 考 察

今回我々が開発した 80+1 チャンネル、20 MHz 超音波パルスドップラー法は、第 1 に奥行 15 mm、80 チャンネルのサンプル点の血流を実時間

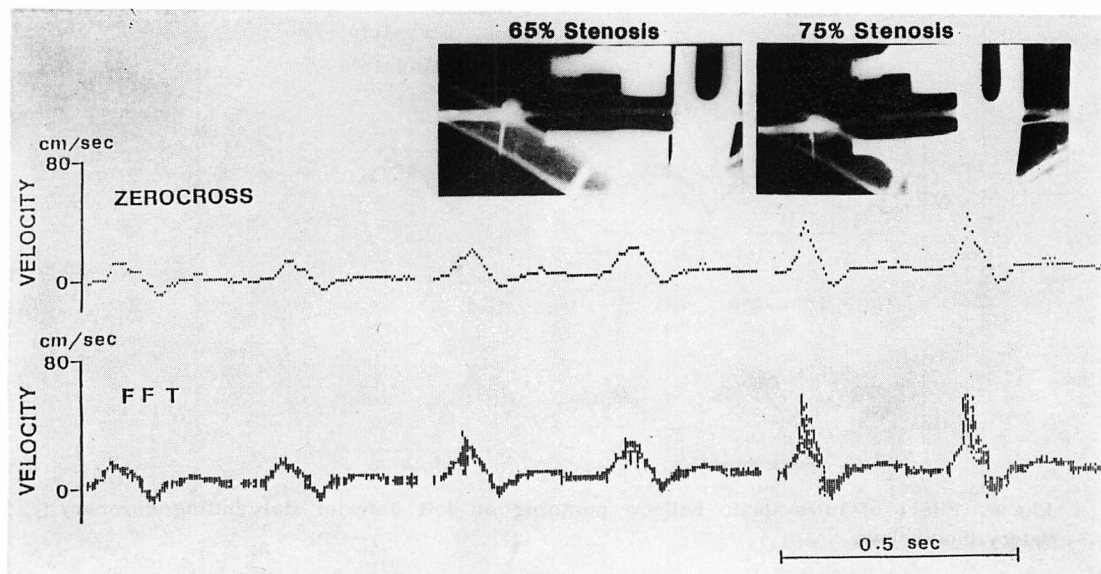


Fig. 10. Measurement of blood flow velocities by the zerocross and FFT methods in the femoral artery with and without stenosis.

に計測しうることを、第2に任意のサンプル点での血流情報のフーリエ変換を実時間で display 可能なこと、第3に冠動脈血流を非剥離下で計測しうる吸着カップ型プローブを用いていることなどがその特徴である。これによって、小さなサンプルボリューム ( $\pi \times 0.5^2 \times 0.2 \text{ mm}^3$ ) での詳細な血流速度分布の計測が可能になった<sup>1-6)</sup>。Marcus ら<sup>7)</sup>も Hartley & Cole<sup>8)</sup>の 20 MHz 超音波パルスドプラー法を用いて、ゼロクロス法により信号処理を行い、冠血流計測を行っている。彼らのシステムは 8 チャンネルでゲート数が少ないが、流れの乱れの少ない冠血流計測に高周波パルスドプラー法が有用であることを、いくつかの計測例で示している。確かに高周波化を行うと、通常の流れではサンプルボリューム内の流速はほぼ均一と考えるので、信号処理はゼロクロス法で十分であり、我々もこれによって精度の高い血流計測ができることを確認した。しかし狭窄部を通ってきた流れには、サンプルボリューム内の流速成分の広がりが生じ、たとえ小さなサンプルボリューム内でも、フーリエ変換法の併用が必要となる。この点、我々

の dual モードシステムはきわめて有力であるといえる。Fig 10 はワイヤ狭窄作成器を用いてイヌ股動脈に狭窄を作成した場合の測定結果であるが、フーリエ変換法による血流速度成分の分布の広がり、狭窄度の増大とともに大となり、その拡大は特に血流減速時期において顕著である。またゼロクロス法とフーリエ変換法では、狭窄度が増すと波形的にはよく相似した計測結果であるが、数値的な解離は狭窄とともに増している。これは、我々のシステムの汎用性を示す一つの傍証である。さらに我々は、80 チャンネルの血流速度計測に基づき、血管横断面血流速度プロファイルのモニターを実現し、さらに血流プロファイルから血流量を算出できるようにしている。

ヒト冠動脈の血流速度の観測は、もっぱら電磁流量計によるバイパス部計測であり、バイパス術の普及により、その報告もきわめて多数にのぼっている。一方、native なヒト冠血管での計測は、わずかに Benchimol ら<sup>9)</sup>の連続波ドプラーカテーターによるもの、Cole ら<sup>10)</sup>の高周波パルスドプラーカテーターによるもの、Marcus ら<sup>7)</sup>の吸着カッ



プを用いた術中計測などに限られている。我々は、今回ゼロクロス法とフーリエ変換法の dual モードによる新たな計測法を開発するとともに、プローブを2種類用意することによって、バイパス部と native な部位でのヒト冠動脈血流計測を行った。一般的な冠血流パターンは、これまでの報告のように、拡張期優位の流れパターンを示した。また右冠動脈では左冠動脈に比し、収縮期に著明な順流成分を認めた。これは従来からいわれているように、左・右冠動脈の灌流域の相違のため、右冠動脈の収縮期の throttling が左のそれに比して小さいためであろう。

A-C バイパス術によって良好な血流が得られた例で、中枢部から末梢部までの数ヵ所で血流拍動パターンをみると (Fig. 5), 拡張期優位の血流パターンが示された。収縮期の前方流成分は、右が左よりも大きく、また、同じ冠動脈枝では中枢部が末梢部よりも大きい傾向を示した。中枢部の収縮期前方流成分が末梢部よりも大きい理由は、静脈バイパスの大きなコンプライアンスのためであろう。Folts ら<sup>11)</sup>によれば、この収縮期血流量の全流量に占める割合がバイパスグラフトの開存率と関係し、A-C バイパス後、グラフト内の流量に著差をみなくても、収縮期/全流量比が大きければ、バイパスグラフトの開存率が悪いと報告している。しかし、収縮期成分はグラフトのコンプライアンス、大動脈圧などの要因によって容易に変形するので、このパラメータのみでこのような予測するのは危険であると考えられる。血管断面血流速度プロファイルは、ほぼ放物線状のパターンを示し、これは計測したバイパス部での流れが発達したものになっていることを示唆する。

99% 狭窄例でも (Fig. 6), A-C バイパス術施行後、バイパス部血流は拡張期優位のパターンとなっており、術後、心筋への血流が改善していることが判る。バイパス末梢部の血流パターンは、拡張期に十分な流れがあることには変わらないが、収縮期の前方流が尖ったパターンとなっている。バイパスを開塞させて本来の狭窄部からの流

れにすると、拡張期成分が著明に減少し、収縮期の尖った流れはその高さを増している。これは術前の狭窄部からの流れは有効な心筋灌流にはなっていなかったことを意味する。なお、尖鋭な収縮期順流成分は主に狭窄部よりのジェット流と考えられ、それはバイパスを開放しても存在している。収縮期順流波に続いて逆流波を、バイパス部、バイパス末梢部ともに認めたが、これにはバイパス部の高いコンプライアンスが寄与しているのではないかと考えられる。

A-C バイパス術後、ジピリダモールによって冠血流量は約 50% の増加をみたが、これは、完全閉塞末梢部での心筋内冠血管に冠予備が残存していたことを示すもので興味深い。ただし、術中の冠予備の正確な評価は、冠血管床の basal なトーンが明らかでないことなどから困難であり、定性的なものに留まろう。

IABP は、心拡張期にバルーンを拡張させ、拡張期動脈血圧や冠灌流圧の上昇によって冠血流量の増加を企り、心収縮期にはバルーンを弛緩させて左室仕事量を低下せしめる方法である。我々の計測した患者は、駆出分画でみた心機能は比較的よかったが冠動脈3枝ともに有意な狭窄病度を有していたため、手術を円滑にする予防的方法として 2:1 の IABP が行われた (Fig. 8)。IABP-off に比し、IABP-on では著明に増加し、収縮期成分は抑制されていることが判る。すなわち、拡張期/収縮期の血流比が増加し、心筋全層への十分な灌流が得られていることを意味する。しかし、本例は心機能は比較的よかったうえに、かなり十分な冠予備能が存在していたので、バイパス施行により、全血流量の優位な増加はなかった。これまで発表されている動物実験結果でも、IABP は冠予備の十分な心筋への全血流量 (total inflow) を増加させないと報告されており、冠予備が障害された場合に有効性を発揮するのであろう<sup>12,13)</sup>。なお、血流速度プロファイルは、IABP 施行時より尖ったパターンであり、これからも血流に対する増強効果を窺い知ることができる。

大動脈弁閉鎖不全での血流速度波形については, Folts ら<sup>14)</sup>はイヌの急性実験で, 大動脈拡張期圧が低下すると, 冠動脈血流の拡張期成分が減少し, 収縮期成分が増加すると同時に, 収縮期の流れの頂点が高くなることを観察している. この説明としては, 元来拡張期優位を示す冠血流にとって, 拡張期動脈圧の低下は, 拡張期冠血流の低下につながる事が挙げられる. また, 収縮期成分の増加は, 心筋内圧が比較的低いとされる心外膜側への血流流入であろうと考えられている. 今回の計測においても, 弁置換術前の血流波形は, 収縮期のピーク流と, 拡張期の比較的小さな振動を有する血流とからなる収縮期優位な血流パターンであった. しかもサンプルボリューム内の流速成分の広がり(スペクトルの広がり)は大きなものであった. 弁置換後は拡張期優位なパターンとなり, サンプルボリューム内の流速の広がりも狭いものとなり, 心筋灌流にとって有利な流れになっていることが窺われた.

## 結 語

ゼロクロス法と FFT を併用した dual model で実時間計測可能な 80+1 チャンネル 20 MHz 超音波パルスドプラ流速計を開発した. これを用いて, A-C バイパス術, 大動脈弁置換術の術中ヒト冠動脈血流計測を行った. 今回得られた結果を要約すると次のようになる.

1. 一般的に正常ヒト左右冠動脈血流は, 拡張期優位なパターンを示す. しかし, 右冠動脈では, 左冠動脈に比し, 収縮早期の前方流の棘波がより顕著であり, これはそれぞれの支配領域心筋内圧の差異に起因するものと思われた.

2. A-C バイパス術によって有効な心筋灌流が得られた場合の冠血流は, 発達した拡張期優位の流れパターンを示した. バイパス部の部位により収縮期流速成分が変化した, これはバイパスの大きなコンプライアンスによるものと考えられた.

3. 99% 狭窄例において, 狭窄部末梢部で計測

した冠動脈血流パターンは, 収縮期優位のパターンであったが, バイパス部から灌流すると拡張期優位のパターンへ変化した. 狭窄部末梢部での血流には, 収縮期にジェット流を思わせる流速成分を認めた.

4. 完全閉塞症例でも, バイパス施行後, ジピリダモール 10 mg 静注により血流量は 50% 増加した. これは興味ある所見で, 末梢になお冠予備の存在を示すものと考えられた.

5. IABP の補助を 2:1 で施行すると, パルーン拡張中, 拡張期血流の増加と収縮期成分の抑制がみられた. しかしバイパス作成により冠予備能が十分に存在する例では, net の flow は増加しないようであった.

6. 大動脈弁閉鎖不全では, 術前は収縮期優位のパターンであったが, 弁置換後は拡張期優位のパターンとなり, 弁置換によって心筋灌流が改善したことを示した.

## 要 約

1~5mm の比較的小さな血管径での詳細な血流速度計測を行うことを目的として, 80+1 チャンネルの高周波パルスドプラ流速計を開発した. 本装置は 80 のサンプル点のドプラ信号をゼロクロス法により処理し, 実時間で血流速度プロフィールを表示できるとともに, 80 チャンネル内の任意の 1 チャンネルについて同様に実時間フーリエ変換を行うと, サンプルボリューム内の流速成分分布計測をも可能である. なお, 最大測定深度は 15 mm で, サンプルボリュームは  $\pi \times 0.5^2 \times 0.2 \text{ mm}^3$  である. 血流に対する入射角度を 60 度とした時, 速度分解能は 1.5 cm/sec で, 最高流速は 1.9 m/sec である.

本装置と cuff 型および cup 型にデザインした特殊プローブを用いて, aorto-coronary (A-C) バイパス術, 大動脈弁置換術の術中に, 血流速度プロフィールを実時間計測した. 狭窄病変を有しない左冠動脈と右冠動脈の血流速度波形はともに拡張期優位であったが, 右冠動脈では左冠動脈に比

し、収縮早期に前方流の棘波が大きかった。A-C バイパス部、およびバイパス末梢部の血流速度波形は、バイパスにより有効な血流が得られた場合には、拡張期優位のパターンを示した。バイパスを一時閉鎖して本来の狭窄部からの灌流とすると、99%の高度狭窄例では収縮期優位なパターンとなり、これは逆に術前心筋への血液流入が不十分であったことを示すものと考えられた。完全閉塞例にバイパス術を行った後、ジピリダモール10 mg 静注すると、バイパス部の血流量が約50%増加するのが観測された。このことは、完全閉塞例でも、側副血行などにより、末梢の冠予備が残ることがあることを意味すると考えられた。

A-C バイパス術施行の際、大動脈内バルーンパンピング (IABP) を2:1の割合で行った例の冠血流は、IABP-onの時には、offの時に比し、拡張期血流の増進、収縮期血流の抑制が明らかであり、IABPの効果が認められた。大動脈弁閉鎖不全症例の血流速度波形は、術前には収縮期優位のパターンであったが、弁置換後は拡張期優位のパターンとなった。

以上、我々が開発した20 MHz, 80+1チャンネル超音波パルスドプラ法は、冠血流の異常、ならびに手術前後の血流変動をみる上で、有用な計測法であることが示された。

術中計測を御担当いただいた本学心臓外科 藤原巍教授をはじめ、同医局の諸氏に謝意を表します。また、本研究遂行にあたり御協力いただいた富士通研究所および本学医用工学教室各位に感謝いたします。

#### 文 献

- 1) Ogasawara Y, Hiramatsu O, Kagiya M, Tsujioka K, Tomonaga G, Kajiya F, Yanashima T, Kimura Y: Evaluation of blood velocity profile by high frequency ultrasound pulsed Doppler velocimeter by a multigated zerocross method together with a Fourier transform method. IEEE Computer in Cardiology. Silver Spring, 1984, p 447-450
- 2) Tadaoka S, Mito K, Nakai M, Ogasawara Y, Hiramatsu O, Wada Y, Goto M, Kagiya M, Tsujioka K, Fujiwara T, Kajiya F: 80+1 channel high frequency ultrasound pulsed Doppler velocimeter and its application to the coronary blood flow measurements in man. Med & Biol Eng & Comp 23 (Suppl) Part 1: 280-281, 1985
- 3) Ogasawara Y, Hiramatsu O, Kagiya M, Tomonaga G, Tsujioka K, Kajiya F: Development of high frequency ultrasound pulsed Doppler blood flow velocimeter and its medical application. Second Osaka Symposium on Flow Measuring Techniques 1984, p 145-156
- 4) Ogasawara Y, Fujiwara T, Katsumura T, Nakai M, Wada Y, Tsujioka K, Kajiya F: Evaluation of coronary blood flow in aortocoronary bypass surgery and aortic valve replacement by an 80+1 channel 20 MHz pulsed Doppler velocimeter. Circulation 75: III-88, 1985 (abstr)
- 5) 梶谷文彦, 小笠原康夫, 辻岡克彦, 友永 轟, 伯耆徳武, 仁村泰治: 末梢および臓器循環の超音波による診断—冠血流へのアプローチ. 超音波医学 12: 39-47, 1985
- 6) 小笠原康夫, 鍵山光庸, 平松 修, 辻岡克彦, 友永 轟, 梶谷文彦: 20 MHz 超音波パルスドプラ血流速度計の開発とその応用. 信学技報 83: 71-75, 1983
- 7) Marcus M, Wright C, Doty D, Chales E, Laughlin D, Krumm P, Fastenow C, Brody M: Measurement of coronary velocity and reactive hyperemia in the coronary circulation of humans. Circ Res 49: 877-891, 1981
- 8) Hartley CJ, Cole JS: An ultrasonic pulsed Doppler system for measuring blood flow in small vessels. J Apply Physiol 37: 626-629, 1974
- 9) Benchimol A, Stegall HF, Gartlan JL: New method to measure phasic coronary blood velocity in man. Am Heart J 81: 93-101, 1971
- 10) Cole JS, Hartley CJ: The pulsed Doppler coronary artery catheter: Preliminary report of a new technique for measuring rapid changes in coronary artery flow velocity in man. Circulation 56: 18-25, 1977
- 11) Folts JD, Kahn DR, Bittar N, Rowe GG: Effects of partial obstruction of phasic flow in aortocoronary grafts. Circulation 52 (Suppl 1): 148-155, 1975
- 12) Grill CC, Wechsler AS, Newman GE, Oldham HN: Augmentation and redistribution of myocardial blood flow during acute ischemia by intra-aortic balloon pumping. Ann Thorac Surg 16: 445-453, 1973
- 13) Kerber RE, Marcus ML, Ehrhardt J, Abboud FM: Effect of intra-aortic balloon counterpulsation

梶谷, 辻岡, 忠岡

on the motion and perfusion of acutely ischemic myocardium. *Circulation* **53**: 853-859, 1976  
14) Folts JD, Rowe GG: Coronary and hemodynamic

effects of temporary acute aortic insufficiency in intact anesthetized dogs. *Circ Res* **35**: 238-246, 1974