

原 著

## MRIによる門脈血流測定 —新しいパルス系列・Direct Bolus Imaging (DBI) 法の 利用による—

玉田 尚\*, 森安 史典\*, 小野 成樹\*  
梶村 幸三\*, 宋 泰成\*\*, 川崎 俊彦\*  
山下 幸孝\*, 木村 達\*, 染田 仁\*  
濱戸 教行\*, 内野 治人\*  
清水 公治\*\*, 橋本 泰司\*\*

\*京都大学医学部第一内科  
\*\*島津製作所医用技術部  
\*\*\*京都大阪医学部老年科

### はじめに

磁気共鳴 (Magnetic Resonance, MR) の原理の発見から間もない1950年代からMRを用いた血流の測定が試みられていたが<sup>1),2)</sup>, 近年磁気共鳴映像 (MRI) の発達にともない種々の方法にて生体内の血流の測定がおこなわれるようになってきた<sup>3)-6)</sup>. 今回, その内の time-of-flight の一つの方法である Direct Bolus Imaging (DBI) を用いて門脈血流を測定したので報告する.

### 方法及び対象

#### 1) DBIの原理

DBIは流れによって移動した流体を直接イメージ化することにより, その移動距離から流速を計測する, 清水らにより開発されたMRIによる time-of-flight の流体測定法の一つである<sup>6)</sup>. 一般に, MRIにおいて選択励起画面はその面に垂直方向から眺めることにより2次元の画像を得ているが, DBIでは選択励起面を側方に投影し眺めることになる. Fig. 1にその原理図を示す.

キーワード MRI, portal blood flow, blood flow, portal vein, flow study

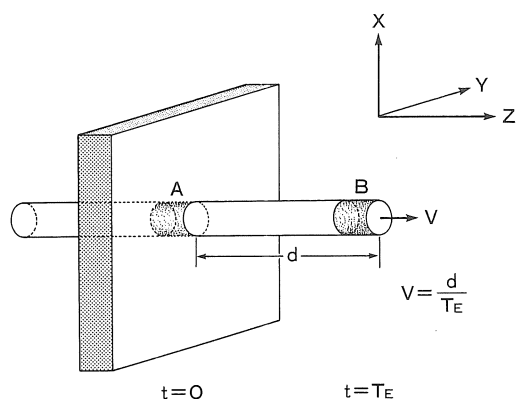


Figure. 1 Theoretical concepts for measuring the velocity of moving fluid. The fluid excited at A ( $t=0$ ) moves to B after an interval of  $TE$ . If this displaced fluid at B ( $t=TE$ ) can be visualized, flow velocity ( $V$ ) can be calculated by dividing the displacement distance ( $d$ ) by  $TE$ .

Aで励起された血管内の血液はエコー時間(echo time,  $TE$ )後にBに移動し、この移動距離  $d$  が測定されれば、 $TE$ は既知であるため、流速( $V$ )は  $V=d/TE$  から算出される<sup>3)</sup>。

## 2) 装置およびパルスシーケンス

使用した装置は島法製作所製 SMT-100 である。マグネットは 1.0 テスラの全身用超伝導マグネットである。

DBI のパルスシーケンスは Fig. 2 に示した通りである。傾斜磁場  $G_z$  のもとで励起 RF パルスを印加することにより、Z 軸に垂直なスライス面を励起している。データ採取時に、同じ  $G_z$  で周波数コーディングをおこなう事で流れの方向である Z 軸方向の位置情報も得ている。励起とデータ採取間の  $G_z$  の磁場の反転は流体が傾斜磁場に対して移動することによって生じる位相シフトを補正するものである。また、 $G_x$  磁場は、

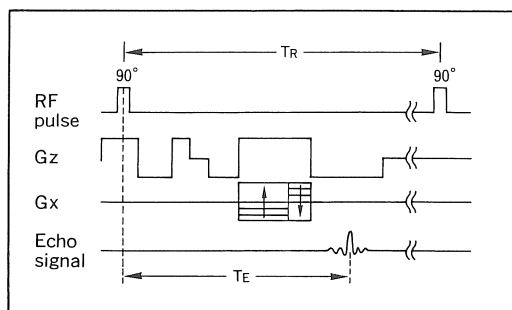


Figure. 2 Pulse sequence used for DBI.

X 方向の位置情報を得るための位相コーディングであり、この場合には Y 方向の投影画像となる。この投影方向は任意の方向に容易に設定可能である。磁場の Z 軸方向は対象となるチューブや血管に平行に設定され、 $TE$  後の流体ボラス内励起スピンは Z と X 方向に空間分解能を持ったイメージ化がなされる。この結果、Z 軸に沿った最初の励起面から流体ボラスのイメージ化された位置までの距離は  $TE$  時間に流体ボラスの移動した距離に等しい<sup>6)</sup>。

## 3) ファントム実験

DBI 法におけるファントム実験は高流速の場合には既に詳細な検討がなされ信頼度が証明されているが<sup>3)</sup>、門脈血流は比較的流速が遅いので低流速における DBI 法の信頼度の確認を行った。内径 6.0 mm、断面積 0.28  $cm^2$  のシリコンチューブを用いて、一定静水圧のもとに水を流した。流速はメスシリンダーにて単位時間当りの流量を実測する事より求めた。モデルでは 4.7, 6.9, 9.3, 12.2, 18.1 及び 22.8  $cm/sec$  まで 6 段階の流速モデルを作成した。

## 4) 門脈血流の測定

### ① 門脈の描出

DBI では測定対象の血管に垂直に DBI 励起面を設定するため、門脈本幹の実長を含む面を描

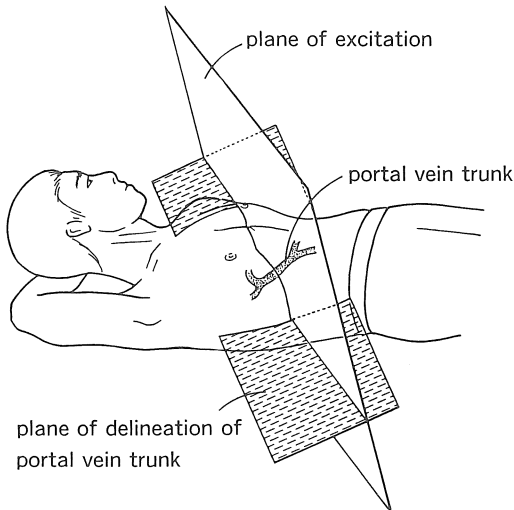
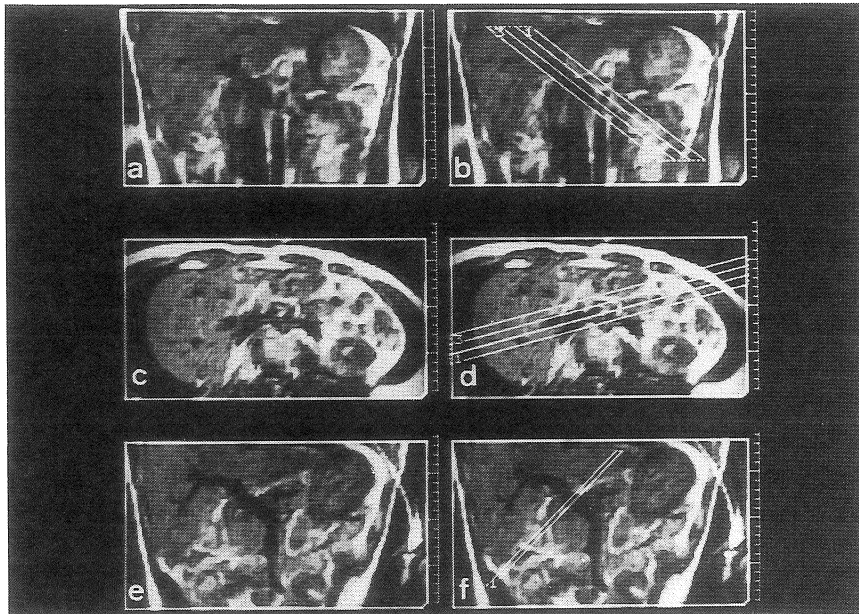


Figure 3 Locations of plane of excitation and plane of delineation of portal vein trunk, which are used to measure portal blood flow using DBI. The plane of excitation is set perpendicular to and at the center of the portal vein trunk.

出する必要がある。Fig. 3 に門脈本幹の実長を含む面と DBI 励起面の位置関係を示す。

門脈本幹の描出手順は Fig. 4 に示した。まず門脈本幹をスライス幅 10 mm の通常の冠状断にて描出し (Fig. 4-a), その長軸方向に 5 mm 幅のスライスを設定し (Fig. 4-b), 門脈を体の右側下方より眺めた面を作る (Fig. 4-c)。そこで描出された門脈本幹に更に同様に長軸に平行に 5 mm 幅のスライス面を設定し (Fig. 4-d), それにより門脈本幹の実際の長さを含む, 冠状断

Figure 4 Portal vein displayed by coronary view of abdomen (a). 5 mm-wide slices are set parallel to the long axis of the portal vein (b). Portal vein seen from the lower right side (c). 5 mm-wide slices are set again parallel to the portal vein (d). The slices in (d) allow the true length of the portal vein to be displayed (e). A slice indicates the plane of selective excitation (f).



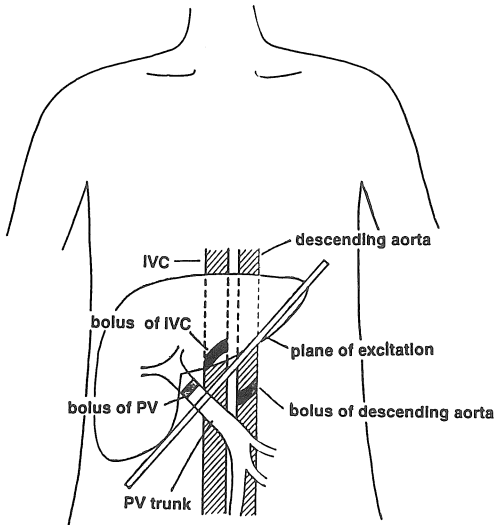


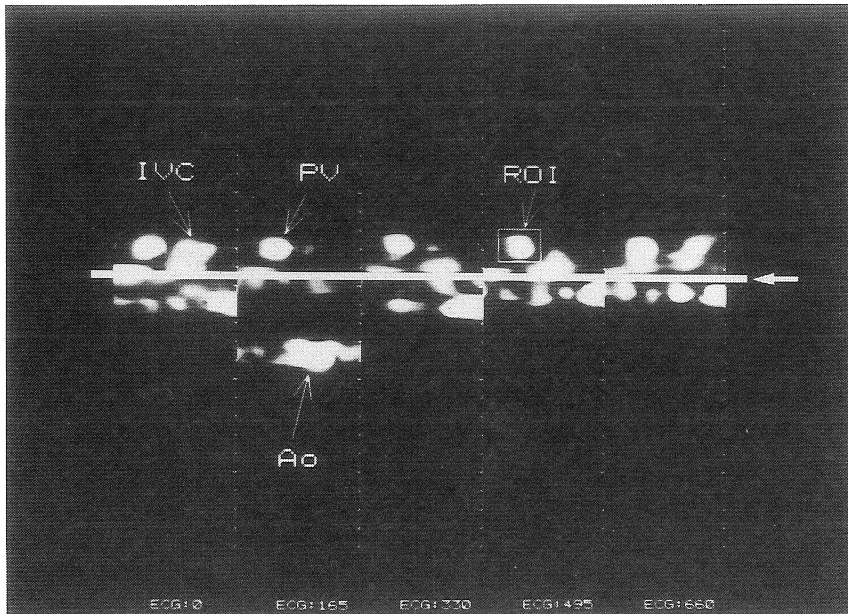
Figure 5 Schematic locational relationship of excitation plane to portal vein (PV) trunk, inferior vena cava (IVC), descending aorta, and blood flow boli.

に近い断面を描出することが可能である (Fig. 4-e)。撮影のパルスシーケンスは繰り返し時間 (TR)150 msec, TE 23 msec の SE 法で積算は 1 回であり, 16 秒の息止めにて短時間に門脈本幹の描出が可能であった。DBI 励起面のスライス幅は 5 mm で門脈本幹のほぼ中央に設定した<sup>7)</sup> (Fig. 4-f)。

② 血流イメージ

Fig. 5 に DBI 励起面と門脈本幹, 大動脈, 下大静脈及び, 各血流ボラスの位置関係を模式的に示す。Fig. 6 は DBI 励起面を水平にした状態での実際の一連の血流イメージを示す。門脈の流速は比較的遅いため TE は 150 msec と長く設定し, 門脈血流測定と同時に大動脈, 大静脈

Figure 6 Flow images of portal vein (PV), inferior vena cava (IVC), descending aorta (Ao) are obtained from a single series. Average distance of flow bolus from base line is measured by enclosing the bolus (ROI). Arrow shows the plane of excitation.





製 SAL 50 A/SDL-01 A システムを使用し、測定の手順は我々の既報の方法にて行った<sup>9)</sup>。尚、推計学的検討には paired Student の t-検定を行い危険率 5%以下を有意水準とした。

## 結 果

### 1) ファントム実験

ファントムモデルの実測の流速値と DBI より求めた流速値には  $r=0.9996$ ,  $p<0.01$  の極めて強い一次相関が得られた (Fig. 8)。

### 2) 門脈血流測定の結果

エタノール摂取後 14 名中 4 名は超音波ドプラ法にては消化管ガスの影響のため測定が困難であった。Figure 9 に DBI より求めた門脈流速と超音波ドプラ法により求めた値の相関を示す。両者には  $r=0.968$  と高い相関を認めた。門脈血流に及ぼすエタノールの影響として流速は DBI で  $12.1 \pm 3.5$  cm/sec から  $15.5 \pm 4.0$  cm/sec とエタノールにより平均 3 cm/sec の有意な流速の増加が認められた。一方血流量では投与前  $14.2 \pm$

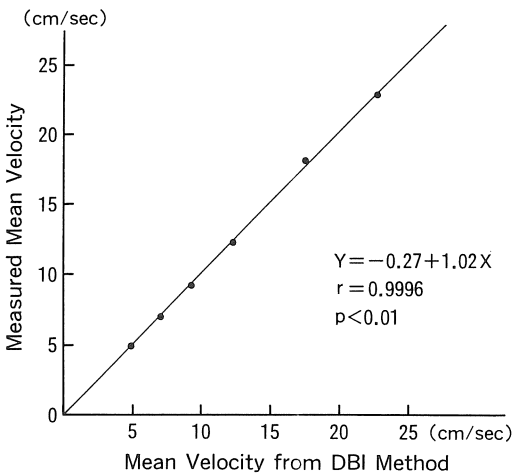


Figure 8 Correlation between the velocity measured by DBI and the actual velocity.

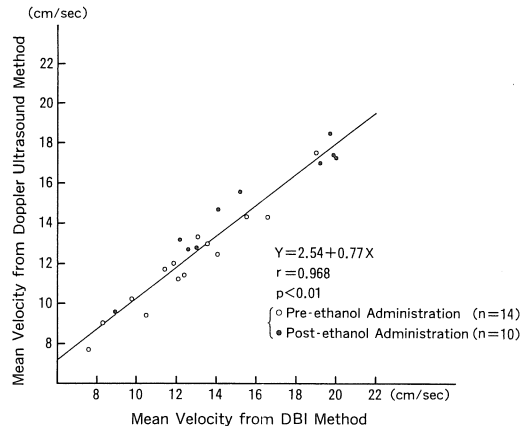


Figure 9 Correlation between the velocities measured by DBI and Doppler ultrasound.

$4.2$  ml/min/kg から  $18.1 \pm 4.6$  ml/min/kg と平均  $3.9$  ml/min/kg の有意な増加が認められ、人における門脈血流の増加が確認できた<sup>7)</sup>。

## 考 察

現在、非観血的な血流測定法として臨床的に超音波ドプラ法が広く用いられており、それは門脈にも応用され、多くの知見が得られている<sup>10)~12)</sup>。超音波ドプラ法による測定の場合、超音波断層検査に引続き、簡便にしかもリアルタイムに流速が測定できる利点は大きいとその原理上、門脈に対するドプラビームの入射角の大きい例では測定誤差が大きく、また皮下脂肪あるいは消化管のガスの多い被検者は測定が困難な場合がある<sup>13)</sup>。特に各種薬剤の経口投与による門脈血流変化の測定は、経口投与後の消化管ガスの増加により測定困難となってしまう場合も多かった。

一方、MRI による流体測定法の DBI では原理上それらの影響を受けない大きなメリットがある。また、重心の移動距離を測定するため流速

プロフィールが変化する場合も測定には支障はないという利点があり、動脈系では大動脈血流の測定が既に報告されている<sup>14)</sup>。しかし、DBIを用いて門脈血流を測定するには解決すべきいくつかの問題がある。

まず第一に上腹部には門脈本幹の他に下行大動脈、下大静脈などの大血管があるがそれらの血流の中で門脈血流を確実に同定する必要がある。第二に、DBI 励起面は原則として測定対象の脈管に垂直に設定される必要があるが、そのためには測定血管即ち門脈本幹の全長を含む面を描出する必要がある。更に、第三に、門脈本幹の位置は呼吸の影響で変化し、そのため DBI の励起面は変動し、信号強度が低下、あるいは誤差の原因になりやすい。積算回数を増加することでも信号強度の低下は補えるが、息止め状態にて測定する方がより正確である。そのためには息止め可能な時間まで DBI 測定時間を短縮することが必要である。

門脈血流の同定に関しては Fig. 6 に示したように DBI の励起面に対して門脈血流は垂直に突出するのに対し下大静脈は右上方へ、下行大動脈は左上方へ血流ポーラスが突出しているのが認められ、その方向が異なる。そして門脈系ではその流速は定常流であるが、下大静脈、大動脈では拍動流でありその性状は異なる。これらによりシネモードにて門脈血流の同定は容易であった。

一般に、門脈本幹は脾静脈が臍後部で上腸間膜静脈と合流することで形成され、第 2 腰椎の高さ、正中よりやや右側で肝門部に至り、その長さは約 7 cm、その断面積は約 1 cm<sup>2</sup> で、肝門部に近づくに従い腹部体表から遠くなる。この様な特異な走行を示す門脈の実長は、単に横断面や冠状断、矢状断、では描出できないが、MRI では任意のスライス面を描出できる特性を利用して容易にその実際の長さを含むスライス面を表示できる。Fig. 4 に示した通りの手順で、門脈

本幹の実長を描出し、それに垂直に DBI 励起面を設定する事が可能であった。

通常の DBI ではイメージマトリックスは 128×128(周波数コーディング数×位相コーディング数)または 256×256 であるが、今回、流速の方向の空間分解能を下げることなく測定時間を短縮するためデータ収集の位相成分のマトリックスを 18 に減らし、128×18 とした。その結果、心電図同期をしているため心拍数 60 即ち RR 間隔が 1000 msec では 18 秒、心拍数 100 即ち RR 間隔が 600 msec では約 10.8 秒にて測定が可能となり、呼吸停止での測定が可能となった。

今回、測定時間を短縮するためデータ収集の位相成分のマトリックスを 18 に減らした結果、門脈の DBI では、視野サイズは 350 mm×175 mm であり [流速 (周波数) 方向×横 (位相) 方向]、ピクセルサイズは 2.7 mm×9.7 mm となった。流れに対する垂直方向の分解能は犠牲になるが Fig. 6 に示したように血流方向が門脈と他の血流とは異なるため測定には支障がなかった。また、速度分解能では 1 ピクセルで 1.8 cm/sec となるが、数ピクセルにまたがる多数の信号を加算平均するため、事実上アナログ的な速度分解能となり臨床上の測定では全く問題なかった。

健常者の門脈の平均流速は超音波ドプラ法では 15±4 cm/sec といわれており<sup>9)</sup>、TE 100 msec 以下では幅 5 mm の DBI 励起面からの門脈の血流ポーラスの分離が不十分になる恐れがある。しかし一方で、TE を長くすると信号強度は低下する。そのため我々は種々の TE の値を設定したが、結果的には TE=150 msec に設定することで今回測定対象となった門脈血流速度をすべて測定できた。

DBI による測定では、先に述べたように、DBI 励起面の変動のある場合や TE の長い時に信号強度が低下あるいは、誤差の原因になりやすいが、それ以外にも血流ポーラス内の位相、つま

り流速分布にばらつきのある場合にも信号強度の低下となりやすい。しかし、今回位相のばらつきについては血流内の動脈系と異なり加速度成分が少ないので位相補正のパルスシーケンスには定速度の補正のみを用いた<sup>15)</sup>。

最近、time-of-flight に対する phase-sensitive の方法で大動脈の2次元のプロファイルの計測が報告されている<sup>16)</sup>。Phase-sensitive の方法では空間分解能に優れている特長があるが、測定に数分の時間を要するため、腹部領域の比較的太い脈管系で呼吸の影響を受けるものでは DBI の方が適していると思われる。

現在臨床に広く用いられている超音波ドプラ法では、各種薬剤の経口負荷後消化管ガスの増加のため門脈血流の測定が困難になることもあったが、DBI では経時的な血流の変化も容易に測定でき<sup>18)</sup>、今後臨床領域での応用が期待される。

## 結 語

DBI による門脈血流の測定ではデータ収集のマトリックスを減らすことにより、測定時間は短縮され、心電図同期法を用い、約18秒以下の短時間に測定できた。ファントム実験では実測値と  $r=0.9996$  の極めてよい一次相関が得られた。超音波ドプラ法との比較では血流速で  $r=0.968$  の強い相関がありその臨床応用における信頼性が確認された。DBI では通常の MRI の撮影に引き続いて短時間に容易に門脈血流が測定できるため、超音波ドプラ法にて測定困難な、皮下脂肪や消化管のガスの多い患者の門脈血流の解析に大きな威力を発揮すると期待される。

## 文 献

- 1) Singer JR: Blood flow rates by nuclear magnetic resonance measurements. *Science* 130: 1652-1653, 1959
- 2) Battocletti JH, Halbach RE, Salles-Cunha Sx, et al.: The NMS blood flowmeter-theory and history. *Med Rhys* 8: 435-443, 1981
- 3) Shimizu K, Matsuda T, Sakurai T, et al.: Visualization of moving fluid: Quantitative analysis of blood flow velocity using MR Imaging. *Radiology* 159: 195-199, 1986
- 4) 松田哲也, 桜井恒太郎, 河合忠一: NMRによる血流情報と血管造影. *日本臨床* 45: 60-66, 1987
- 5) Wehrli FW, Shimakawa A, Gullberg GT, et al.: Time-of-flight MR flow imaging: Selective saturation recovery with gradient refocusing. *Radiology* 160: 781-785, 1986
- 6) 清水公治, 松田哲也, 河合忠一: MR イメージングによる血流の定量化. *映像情報* 20: 90-94, 1988
- 7) 玉田 尚, 森安史典, 小野成樹, 他: 磁気共鳴映像 (MRI) による門脈血流測定の検討—Direct Bolus Imaging 法の使用—. *日消誌* 86: 1654-1660, 1989
- 8) Tamada T, Moriyasu F, Ono S, et al.: Portal Blood Flow: Measurement with MR Imaging. *Radiology* 173: 639-644, 1989
- 9) 森安史典, 伴 信之, 五十嵐昭夫, 他: リニア電子スキャン・パルスドップラー複合血流計による門脈血流測定. *肝臓* 24: 537-544, 1983
- 10) 森安史典, 西田 修, 伴 信之, 他: 各種肝疾患における門脈血流の測定—超音波パルスドップラー複合装置による定量的測定. *肝臓* 26: 208-214, 1985
- 11) 森安史典, 西田 修, 伴 信之, 他: 原発性肝癌の門脈血行動態. *日消誌* 82: 2601-2607, 1985
- 12) Moriyasu F, Nishida O, Ban N, et al.: Measurement of portal vascular resistance in patients with portal hypertension. *Gastroenterology* 90: 710-717, 1986
- 13) Burns P, Taylor K, Blei AT: Doppler flowmetry and portal hypertension. *Gastroenterology* 92: 824-826, 1987
- 14) Matsuda T, Shimizu K, Sakurai T, et al.: Measurement of aortic blood flow with MR Imaging: comparative study with Doppler US. *Radiology* 162: 857-861, 1987
- 15) Nishimura DG, Macovski A, Pauly JM: Magnetic resonance angiography. *IEEE Trans Med Imaging* MI-5: 140-151, 1986



- 16) Maier SE, Meier D, Boesiger P, Moser UT, et al.: Human abdominal aorta: comparative measurements of blood flow with MR imaging and multigated Doppler US. *Radiology* 171: 487-492, 1989
- 17) Yoshihara H, Sato N, Sasaki Y, et al.: Effect of alcohol ingestion on portal venous blood flow in healthy volunteers: comparison between the subjects with and without ALDH I isozyme. *Alcohol* 2: 463-468, 1985
- 18) Tamada T, Moriyasu F, Ono S, et al.: Measurement of portal blood flow with magnetic resonance imaging, 8th SMRM abstract: 209, 1989

## Measurement of Portal Blood Flow with Direct Bolus Imaging

TAKASHI TAMADA,\* FUMINORI MORIYASU\*  
SHIGEKI ONO,\* KOZO KAJIMURA,\* YASUNARI SOH\*\*\*  
TOSHIHIKO KAWASAKI,\* TOHRU KIMURA\*  
YUKITAKA YAMASHITA,\* HITOSHI SOMEDA\*  
NORIYUKI HAMATO,\* HARUTO UCHINO\*  
KOJI SHIMIZU,\*\* YASUSHI HASHIMOTO\*\*

*\*First Department of Internal Medicine, Faculty of Medicine, Kyoto University*

*\*\*Medical System Division, Shimadzu Corporation*

*\*\*\*Department of Geriatrics, Faculty of Medicine, Kyoto University*

Portal blood flow was measured by Direct Bolus Imaging (DBI), which is one of the time-of-flight methods for measuring the velocity of a moving fluid using MRI. DBI allows immediate visualization of fluid movement, thereby enabling the calculation of flow velocity from fluid displacement. To reduce the measuring time and so prevent respiratory artifact, the image matrix was set at 128 for the frequency encoding and 18 for phase encoding. With a heart rate of 60 (monitored using ECG gating), This reduced matrix allowed the portal blood flow to be measured in just 18 seconds, during which it is possible to suspend respiration. Flow velocity were compared with those obtained by Doppler ultrasound, with which they showed a close correlation ( $r=0.968$ ). DBI presents a useful noninvasive method of measuring portal blood flow without the limitations imposed on Doppler ultrasound by obesity and intestinal gas.