OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	Pre-Saturation法を利用したMRIによる血流測定
Author(s)	岸本, 理和
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1996, 56(1), p. 14-18
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20191
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

Pre-Saturation法を利用したMRIによる血流測定

岸本　理和

北海道大学医学部放射線医学教室

Quantification of Blood Flow Using MR Imaging with Pre-Saturation Band

Riwa Kishimoto

A velocity profile was obtained by magnetic resonance (MR) imaging with a pre-saturation band (PSB) and automatically analyzed using a personal computer with the data transferred through the picture archiving communication system (PACS). A phantom study showed a good correlation of the measured flow rate to the actual volumetric flow rate (R^2 = .984 ; MR rate = 0.11 + 0.90 × actual rate ml/min). Images were also obtained in 11 healthy fasting male volunteers during a 16-sec breath-hold. The average portal blood flow of these subjects was 16.2 + 5.0 mil/min/kg body weight. Quantitative MR imaging with PSB is a practical and non-invasive technique for measuring volumetric flow rate in the portal venous system.

Research Code No. : 209.2

Key words : MR imaging, Portal blood flow, PACS

Received Sep. 16, 1994 ; revision accepted Jan. 11, 1995

Department of Radiology, School of Medicine, Hokkaido University

目　　的

血流の正確な評価はhemodynamicsの検討に重要な情報を与えるが，現在広く行われている超音波ドプラ法では，速度分布(velocity profile)の評価はなされていない．MRIによる流速測定法は非侵襲的な方法としてさまざまな方法が試みられているが[1)-5)]，大別してtime-of-flight効果を用いる方法とphase shift効果を用いる方法がある．このうちtime-of-flight効果を用いる方法は傾斜磁場の急激な切り換えが引き起こす渦電流や化学シフト，磁場の不均一さの影響を受けにくい[6)]という利点がある．そのなかでもpre-saturation法を用いた方法[7)]は，普及型の機器で比較的簡単に施行でき，直接管腔内のvelocity profileが観察できる臨床にも応用しやすい方法である．しかしphase shift効果を用いた方法がほぼ自動的に流速の評価を行えるのに対し，pre-saturation法では画像上で手動的に評価を行う必要があり，フイルムやCRT上でその評価を行うと誤差が大きく正確な測定ができない．このような誤差を排除するため，画像管理システム(PACS)のネットワークを介して直接デジタルデータを転送し，パーソナルコンピュータ上で客観的に評価するためのファントム実験を行い，さらにこれを門脈血流を対象に臨床応用を試みた．

方　　法

1．原　理

pre-saturation法は元来，流体のアーチファクト軽減のために考案された方法[8)]で，スピンエコー法では血流信号を落とすために使われている．このpre-saturationの幅をごく狭くして印加することで画像に標識(pre-saturaion band，以下PSB)がつけられ，一定時間をおいて撮像を行うと血流や心筋など動体の部分ではこの標識の移動が観察できる(Fig.1)．血流速度の測定はこの移動距離を所要時間で除することで計算される．

2．装　置

使用機種はSIEMENS社製MAGNETOM H15(1.5T)で，シーケンスは2D FLASH(fast low angle shot)[9)]に4mmのPSBを

用いた．TR 100msec TE 12msec FA 30° FOV 200mm 加算回数1回，スライス厚10mm，マトリックス256×128，pre-saturationは，selectiveでパルス幅は2.5msec，撮影時間はpre-scan時間を含め15.6秒である．

3．ファントム実験

CP型head coilを使用した．定常流体モデルは内径1cmのガラス管に人工血液(FC43 Emulsion：密度1.43g/cm^3，粘度4.5×10^{-2}g/cm・sec)を流し，メスシリンダーで流量を実測した(Fig.2)．流量は0.33 l/minから1.86 l/min(流速：7.0～39.5cm/sec，Reynolds数：225.7～1273.5)まで12段階に変化させた．PSBを印加してから画像信号を得るまでの時間は20msecとした．

今回使用したシーケンスでは，PSBを印加する基本画像を3次元的に傾けることができないので，臨床応用する際に対象となる血管がスライス方向に対して傾きを持つ場合がある．この場合を想定し，ガラス管をスライス方向に対し最大37°まで傾け，その角度と計算により得られた流量との関係および角度に対する補正の検討も行った．

4．臨床応用

対象は男性健常者11名で年齢は23歳から44歳，平均29.8±6.4歳，平均体重62.4±6.1kgであった．body coilを使用し，測定は安静空腹時に行った．ファントム実験の結果と門脈の血流速度がこれまでの報告[10)-13)]で12～25cm/secであることを考慮し，PSBの移動が明瞭に同定されるよう印加から信号を得るまでの時間は50msecに設定した．まず冠状断のMRAを撮影し最も門脈が明瞭に認められる断面を選択し，門脈に垂直な方向のPSBを印加した．PSBの位置は脾静脈・上腸間膜静脈合流部と左右門脈枝分岐部の中央部とした．撮影は息止め下で行い，ひとりに3回ずつ行った．またPSBと同じ断面，および門脈に沿った断面の撮影も行い，門脈の断面積およびスライス面に対する角度を求めた．

5．超音波ドプラ法による測定

超音波ドプラ法にてMRIと同様の位置で門脈の最高流速の測定を行った．使用機種は東芝SSA-100Aで，3.5MHzセクタプローベを用い，繰返し周波数4kHz，サンプリング幅3mmのパルスドップラ法で各症例3回ずつ測定した．

6．流量計算方法

画像のデータはHU(Hokkaido University)－PACSを介して所得し，パーソナルコンピュータ(PC98：NEC)上で独自に開発したソフトによりすべての処理を行った．流れの方向に沿った各直線上のintensityの最小点を求めることで管腔内のvelocity profileが得られ，実験に先立ち求めておいた画素と実寸の比から移動距離が計算される．これを所要時間で割ることで流速が得られ，積分し円錐体または楕円錐体近似することにより流量を計算した(Fig.3)．またこのprofileの中で最も移動距離の大きい点の流速を最高流速とした．

結　果

1．ファントム実験

実際に得られたvelocity profileをFig.4に示す．実測値(y)とpre-saturation法によって求めた値(x)との間には相関係数$r^2=0.984$，$p<0.001$の良好な一次関数が得られた($y=0.11+0.90x$)(Fig.5)．またガラス管のスライス方向に対する傾きと流量との関係はFig.6のようであった．すなわち傾きの角度が増すと，流量は減少する傾向にあり，20°を越えると減少が明らかとなり，37°で最大14.5%の誤差を示した．傾きに対する補正を$\cos\theta$で除することで行う(Fig.7)と誤差は7.1%に減少した．

2．臨床応用

門脈血流は全例で測定可能であった．ファントム実験で得られた相関式は，y切片が0に近く傾きが1に近いので臨床例の評価においても修正を行う必要はないと考え，計算により得られた値をそのまま流量とした．また門脈のスライスに対する角度(θ)は12.5±7.4°で，ファントム実験の結果から門脈の傾きに対する補正が必要と考え，$\cos\theta$で除す

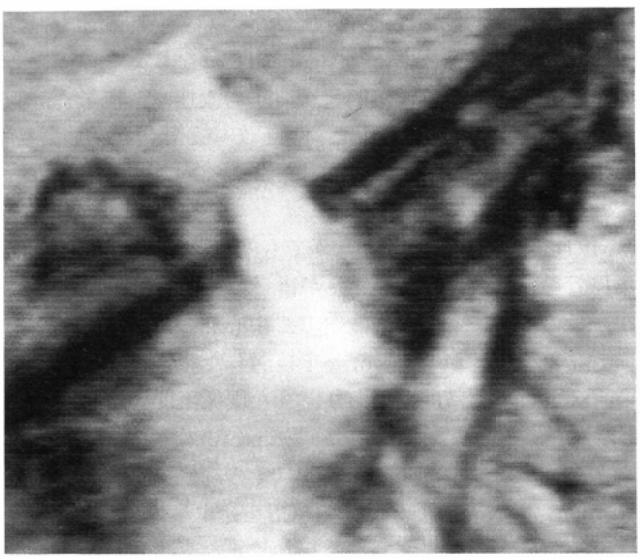


Fig.1　Coronal FLASH image of normal volunteer with pre-saturation band (PSB). It shows hepatopetal displacement of the band.

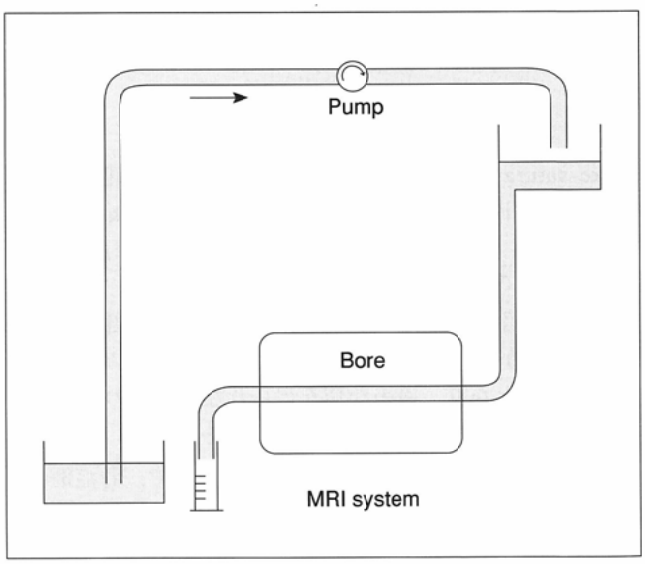


Fig.2　Circulation model

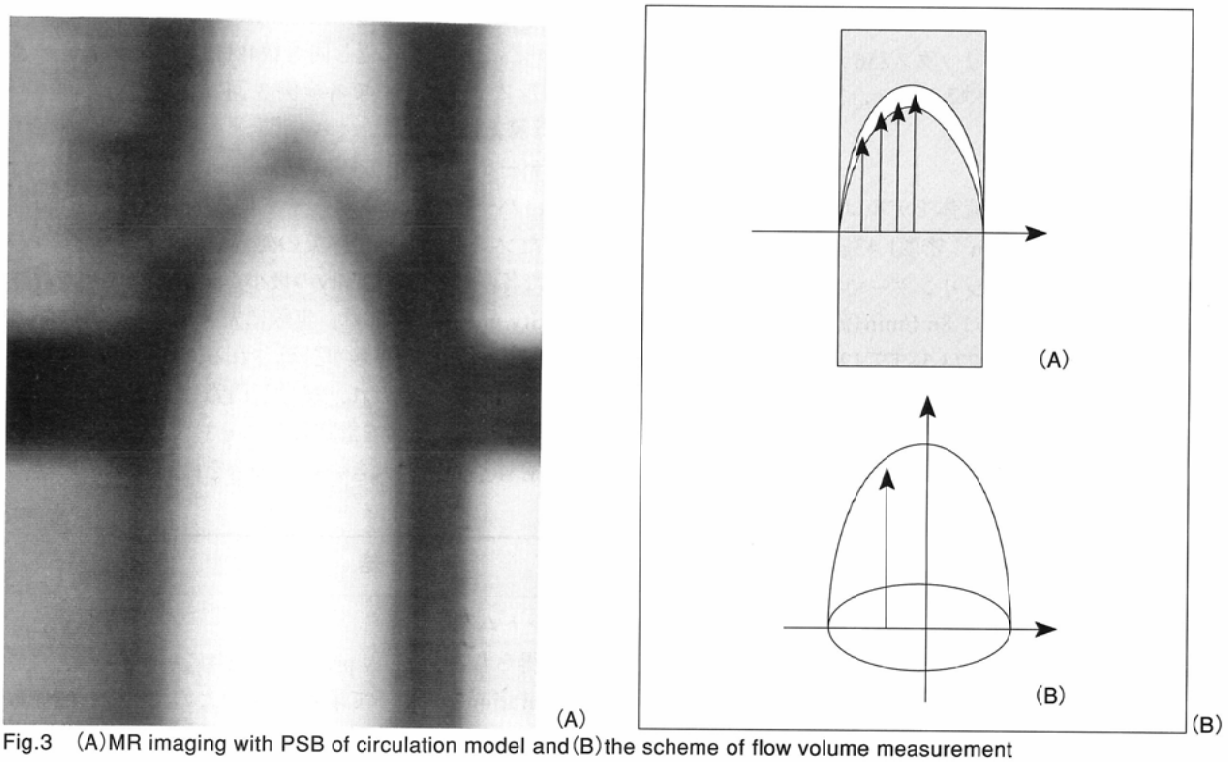


Fig.3 (A)MR imaging with PSB of circulation model and (B)the scheme of flow volume measurement

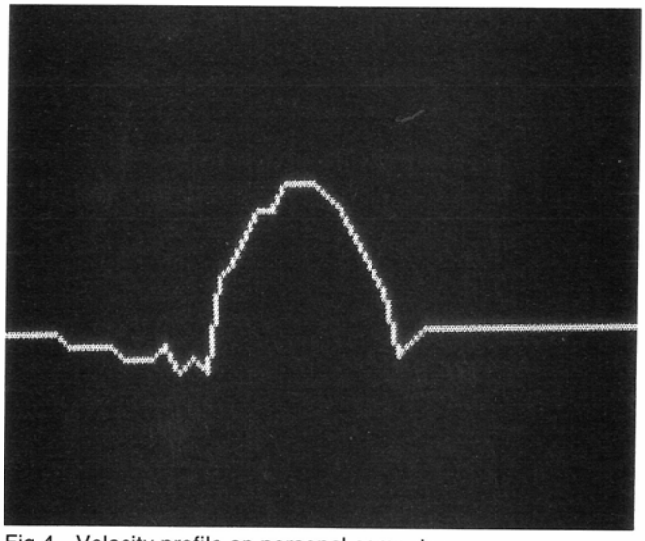


Fig.4 Velocity profile on personal computer

ることで補正した.

pre-saturation法によって求められた最高流速は20.1±4.5cm/sec，流量は16.2±5.0ml/min/kg body weightであり，各症例の3回の測定における標準偏差の平均は2.65±1.81cm/secであった.

同時に超音波検査を行った．3例において心窩部からの測定を試みたが，2例において血管とドプラビームの成す角度が60度以上となり，適当な値が得られなかったので，その他の8例においては右肋間からの測定を行った．この結果9例から求めた最高流速の平均は17.8±4.4で，各症例の3回の測定における標準偏差の平均は1.59±0.83cm/secであった．pre-saturation法により求めた値との相関はFig.8のごとくで，$r^2=0.529$，$p<0.05$の有意な相関を示した.

考　察

現在血流測定には超音波ドプラ法が広く行われているが，その定量性には疑問も報告されており，(1)平均血流速度の求め方，(2)血管とドプラビームの角度，(3)断面積の測定の点で誤差が生じる[1]．特に門脈に関しては，平均血流速度を求める際に最高流速に係数をかけて求める方法が知られているが，この値は報告によりまちまちであり[10),11)]また疾患により異なる可能性もあるにもかかわらず，通常一律に決めて用いられている．血管など管腔内の流体を評価する場合，その管腔内の速度分布(velocity profile)を考慮した評価が必要であるが，超音波ドプラ法による測定ではこれがまったくなされていない．このため適当な角度が得られた場合でも，最高流速の評価は行えても平均流速や血流量の評価には適さず，gold standardとはなりえないのである．にもかかわらず，MRIによる平均流速や血流量の評価においても超音波ドプラ法と対比している報告が多い[1),2),12)]が，これらの理由から今回は最高流速のみ比較対象とした.

MRIによる流速測定法のなかでもPSBを用いた方法は，簡単に管腔内のvelocity profileが得られる有用な方法であるが，この方法による流速測定でも中心部の最高流速のみを検討した報告[14)]が多くprofileを検討した報告は見当たらない．これはPSBには幅があり，また画像上ではその境界に“ぼけ”があるため臨床的には鮮明なprofileが得にくく，それゆえフイルムやCRT上で手動的にその評価を行うのは困難なためと考えられる．今回，PACSを介することで画像のデジタルデータの取得が容易となり，また直接コンピュータ上で解析することによって処理が自動化され，手動による

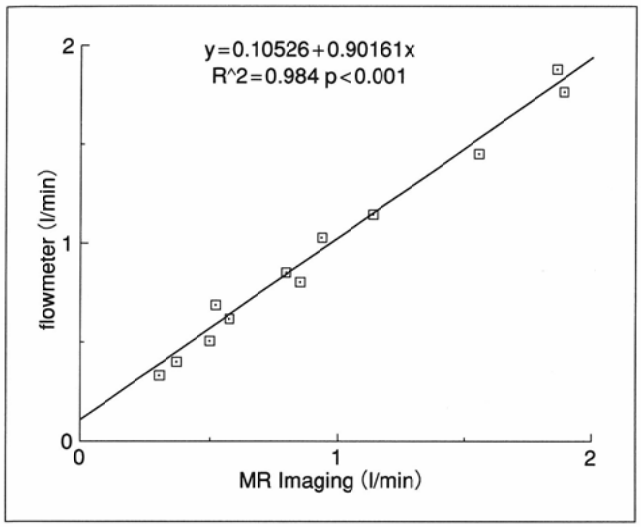


Fig.5　Flow volume measured with MR imaging (X axis) and the flow meter (Y axis).

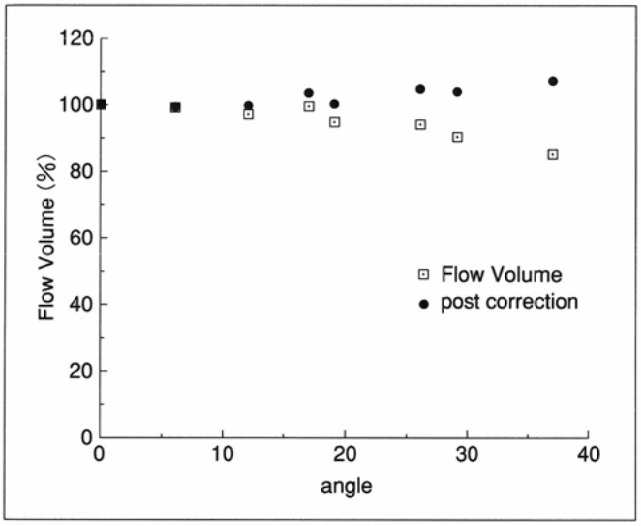


Fig.6　Effect of flow obliquity on flow volume. Y axis indicates the ratio of flow volume with various angle degrees to that with 0.

人的な誤差の排除が可能であった．

ファントム実験における相関は非常に良好であり，臨床例でもこれまでの超音波やMRIを用いた報告[1), 9), 15)]とも非常に近い値を示した．最高流速の検討では超音波ドプラ法より高い値をとることが多かった．これはこれまで指摘されているように[9)]，中軸部の最高流速に近づくに従って血球数が減少するため，超音波検査ではドプラスペクトル上で真の最高流速近くの信号は弱くなり，記録できていない可能性がある．また右肋間からの走査では，門脈本幹より右枝に近い部を測定している可能性があり，誤差の原因となっていると考えられる．

門脈の傾きに対する補正に対しては不要という報告もあるが[2)]，ファントム実験でも20°前後から誤差が大きくなり精度を落とす原因となる．今回の臨床例の中でも最大24°までみられ，今後，術後の症例も対象となる場合を考えると角度に幅が出る可能性があり，補正を行う方が正確であろう．

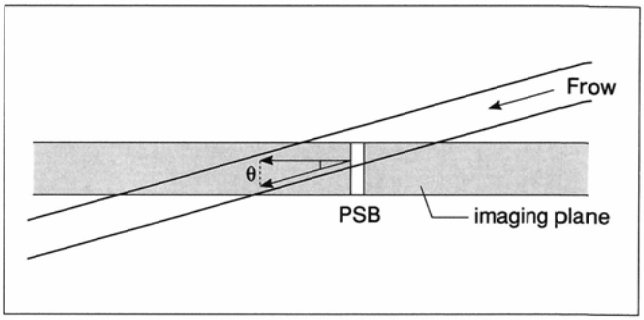


Fig.7　The schematic drawing of angle correction. θ: angle between imaging plane and the flow direction.

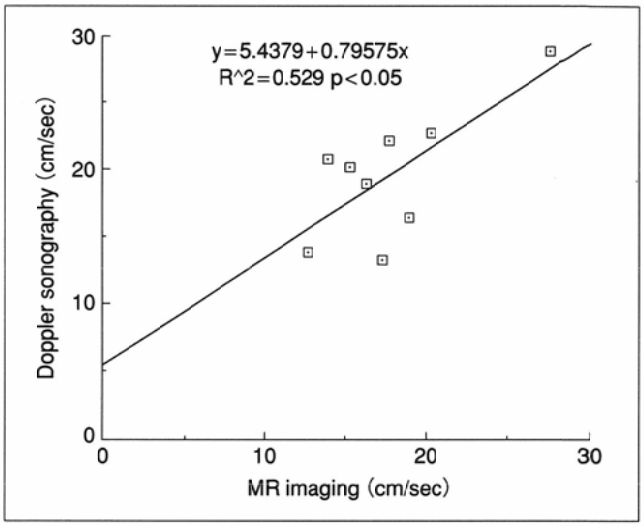
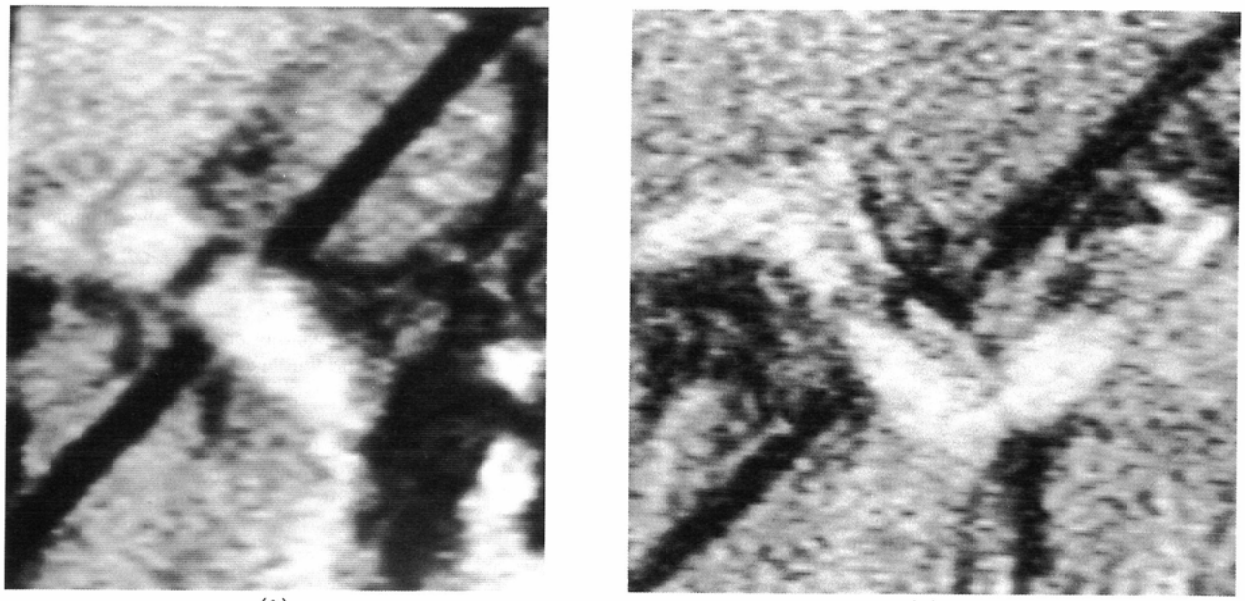


Fig.8　Maximum flow velocity in the portal vein measured with MR imaging and Doppler sonography.

門脈血流は肝疾患と関連づけて多くの報告があるが，現在はほとんど超音波ドプラ法を用いて検討されている．しかし門脈の解剖学的な位置および走行から先に記したように，ドプラ法には限界があることも知られており，より客観的な方法が求められている．門脈血流はピークReynolds数が約300とされ，通常は層流と考えられている[13)]．しかし今回正常例でも必ずしも層流を示す放物線になっていない例も見られ(Fig.9(A))，また上腸間膜静脈と脾静脈の合流の効果がかなり強く見られる例もあった(Fig.9(B))．肝硬変やうっ血肝では，門脈の速度分布に変化が起こる可能性があり，血流の評価には速度分布を用いた評価が不可欠である．また速度分布はhemodynamicsにおける重要な情報でありその定性的な評価も有用で[16)]今後の応用が期待される．

今回の方法の問題点として，撮影時間に16秒必要で拍動性の流体には応用できない点，3次元的に傾けた画像には斜のPSBがかけられない点があげられる．前者に対する改善方法としては，実際に血流評価に利用している領域は小さく，30×20ピクセル程度であるので適当なコイルの使用により関心領域を狭く設定することができれば，撮影時間は短縮可能であろう．高速グラジエントエコー法やエコープラナー法により，さらに時間短縮は可能と考えられる．また根本的な問題として現段階では，管腔内の一断面のみを利用して楕円錐体近似で求めており，管腔内全体を評価で



(A) (B)

Fig.9 Coronal image with PSB shows (A) a flat profile and (B) the combination of two parabolic profiles in normal volunteers.

きるphase-shift効果を用いた方法に比して劣る面がある．撮影の高速化が図られ，管腔全体の3次元的なデータ採集ができれば，より正確な評価が可能となるであろう．

PACSを利用する際の問題点としては，転送時間の長さがあげられる．HU-PACSでは画像データを集合型光ディスクに保管しているため，端末の磁気ディスクに呼び出すには1～2分を要するが，近年の技術開発から見て転送や処理時間は近い未来に短縮可能と思われる．PACSにはまだ解決すべき問題点もあるが，PACSを介してデジタルデータを容易に取得，処理できる点はPACSの大きな利点であり，今後，各方面での画像データの定量的，定性的評価における利用が期待される．

稿を終えるに当たり，ご指導，ご校閲を賜わりました北海道大学放射線医学教室宮坂和男教授に深甚なる謝意を表します．またデータ解析に当たり多大なるご指導とご協力を頂いた北海道大学核医学講座，加藤千恵次医師に深く感謝いたします．

なお本論文の要旨は第22回日本磁気共鳴医学会総会（大阪，1994）にて発表した．

文　献

1) Barkart DJ, Johnson CD, Morton MJ, et al : Volunmetric flow rates in the portal venous system ; Measurement with cine phase-contrast MR imaging. AJR 160 : 1113-1118, 1993
2) Applegate GR, Thaete FL, Meyers SP, et al : Blood flow in the portal vein ; Velocity quantitation with phase-contrast MR angiography. Radiology 187 : 253-256, 1993
3) Pelc LR, Pelc NJ, Rayhill SC, et al : Arterial and venous blood flow ; Noninvasive quantitation with MR imaging. Radiology 185 : 809-812, 1992
4) 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
5) Mostbeck GH, Caputo GR, Higgins CB : MR measurement of blood flow in the cardiovascular system. AJR 159 : 453-461, 1992
6) Edelman RR : Basic principal of magnetic resonance angiography. Cardiovasc Intervent Radiol 15 : 3-13, 1992
7) Edelman RR, Mattle HP, Kleefield J, et al : Quantification of blood flow with dynamic MR imaging and presaturation bolus tracking. Radiology 171 : 551-556, 1989
8) Felmlee JP, Ehman RL : Spatial presaturation ; A method of suppresing flow artifacts and improving depiction of vasucular anatomy in MR imaging. Radiology 164 : 559-564, 1987
9) Haase A, Frahm J, Matthaei D, et al : FLASH imaging ; rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. J Magn Reson 67 : 258-266, 1986
10) Moriyasu F, Ban N, Nishida O, et al : Clinical application of an ultrasonic duplex system in the quantitative mesurement of portal blood flow. J Clin Ultrasound 14 : 579-588, 1986
11) 斉藤正之，寺林秀隆，和田勝則，他：パルスドップラー複合装置による門脈・脾血流速度，血流量測定の臨床的意義．肝臓　54：1281-1287，1984
12) Tamada T, Moriyasu F, Ono S, et al : Portal blood flow Measurement with MR imaging. Radiology 173 : 639-644, 1989
13) 森安史典，中村武史，西田　修，他：門脈血流における血管内流速分布の測定．超音波医学　12(4)：62-68，1985
14) 松沢　等，飛騨一利，宝金清博，他：pre-saturationを用いたcine MRIによる脊髄空洞症の髄液動態の定量的解析について．脳神経　44(1)：24-29，1992
15) Zoli M, Marchesini G, Cordiani MR, et al : Echo-Doppler measurement of splanchic blood flow in control and cirrhotic subject. J Clin Ultrasound 14 : 429-435, 1986
16) Kraft KA, Fatouros PP, Fei DY, et al : MR imaging of model fluid velocity profiles. Magn Reson Imaging 7 : 69-77, 1989