



Title	MRI Phase-Contrast法による門脈血流測定-呼吸運動の影響とその補償および背景ノイズ処理による位相補正の可否について-
Author(s)	中野, 覚; 加藤, 勤; 脇丸, 孝二 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1998, 58(9), p. 489-496
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18537
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

MRI Phase-Contrast法による門脈血流測定

—呼吸運動の影響とその補償および背景ノイズ処理による位相補正の可否について—

中野 覚 加藤 勤 脇丸 孝二 森 泰胤
影山 淳一 日野 一郎 佐藤 功 大川 元臣

香川医科大学放射線医学教室

MRI Phase Contrast Flow Measurement of Portal Vein: Influence and compensation of respiratory motion and propriety of phase correction using background

Satoru Nakano, Tsutomu Katoh, Kouji Wakimaru, Yasutane Mori, Junichi Kageyama, Ichiro Hino, Katashi Satoh and Motoomi Ohkawa

The purposes of this study were to (1) determine which condition, breath holding (BH) or quiet breathing (QB), is better for phase contrast (PC) measurement of the portal flow (PF); (2) assess the usefulness of respiratory compensation (RC), a technique that diminishes motion artifacts due to breathing, on PC flow measurement; and (3) evaluate the propriety of phase correction (PhC) using background for PC flow measurement. For purposes (1) and (2) respiratory simulation phantom (RSP) was measured, and PF measurements were performed in 6 healthy subjects (HS) and 53 patients. Thirty of the patients had liver cirrhosis (LC) and 23 did not. For purpose (3), flow measurements were carried out in the phantom and 6 HS. (1) In 6 HS, intra-subjective coefficients of variation (CV) were smaller under QB than under BH ($p < 0.05$). And PF in patients with LC was less than in those not under QB ($p < 0.01$). This difference was not statistically significant under BH. (2) In the RSP study PC flow measurement with high sort RC showed good reliability. (3) Intra-observer variation was smaller without PhC than with PhC ($p < 0.05$) in the HS study. It may be more useful to perform portal flow measurements under QB with RC and without PhC than with PhC or under BH.

Research Code No. : 508.9

Key words : MR Angiography, Phase Contrast, Flow Measurement, Portal Vein

Received Oct. 1, 1997; revision accepted Mar. 15, 1998
Department of Radiology, Kagawa Medical University

はじめに

Phase contrast (以下PC)法による血流測定は全身のさまざまな血管に応用されている¹⁾⁻⁵⁾。しかし、門脈をはじめとする腹部領域の血流測定においてはいくつかの問題点がある。その中で最も重要なものは、呼吸運動の影響により、PC法による血流測定値が不正確になる可能性があることである¹⁾。さらに、門脈の血流速度も呼吸の程度によって変化するため呼吸停止下での測定にはバラツキが生じる可能性が報告されている⁶⁾⁻¹³⁾。今回これらの問題を解決するため、まず呼吸運動を疑似した流体ファントムを用いて測定値への影響を分析した。同時にその解決法として呼吸運動に伴うゴーストアーチファクトを軽減する手法の一つであるrespiratory compensation (以下RC)を併用することの有用性についても検討した。

腹部をMRで撮像すると、呼吸運動によるゴーストと呼ばれるアーチファクトが生じ診断や血流測定の妨げとなることがある。この、ゴーストは撮像中に撮像対象が呼吸により周期的に移動するために生じ、ゴーストの現われる位置は呼吸周期により異なる¹⁴⁾。RCは呼吸運動をモニターし、それに伴いphase encodingの順序を操作することによりk-space上に収集されるデータ上の呼吸周期をコントロールする。low sort RCは疑似的に呼吸回数がscan時間全体で一回となるように、high sort RCは実際よりも呼吸周期が短くなるようにphase encodingの順序を操作する¹⁵⁾。low sort RCではゴーストは実体に重なるように現われ、high sort RCではゴーストは実体から遠く離れFOV外に逃がされる (Fig.1)。

さらに、生体においては健常ボランティアにて呼吸停止下での測定と安静呼吸下での測定の再現性の差異について評価した。

もう一つの問題点として挙げられるのはPC法で血流測定する時にバックグラウンドROIを設定するか否かについてである。測定時の渦電流や静磁場の不均一による影響を補正するためにバックグラウンドROIの設定は必要と考えられる一方で、門脈の周囲には血流を多く含む肝臓や、磁化率の大きく異なる空気を含む腸管などが存在し、バックグラウンドROIの設定が逆に測定を不正確にする可能性も考えられる。過去の報告では、渦電流の影響を補償するために、測定時の撮像断面内の血流を含まない部位にバックグラウン

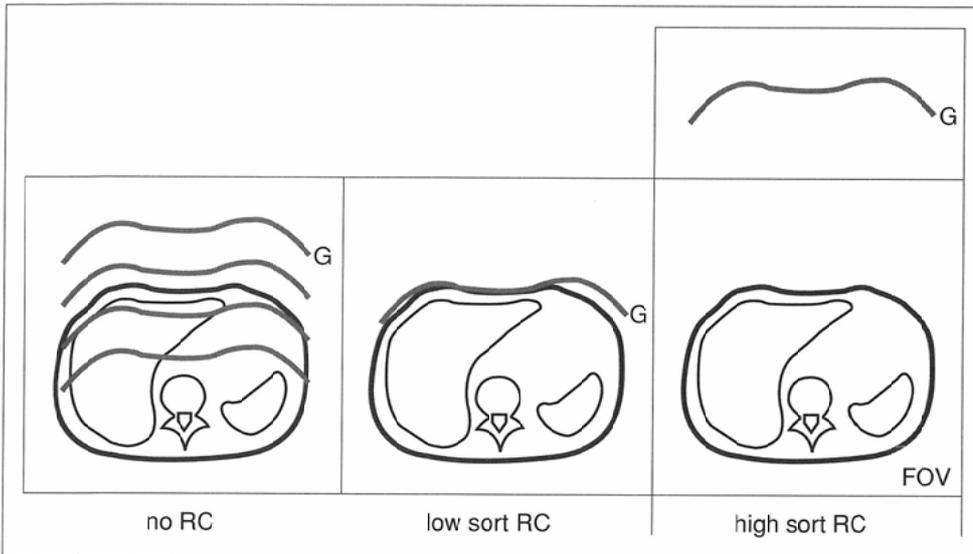


Fig.1 Schematic illustration of the effect of respiratory compensation. FOV: field of view, G: ghost artifacts, RC: Respiratory Compensation. In no RC image ghost artifacts appear at random distance from the origin. In low sort RC ghosts appear near the origin. In high sort RC image ghosts move away from the origin and are out of FOV.

ドROIを設定している報告⁶⁾が見られる一方で, バックグラウンドROIの設定を行わずに血流測定を行った報告もあり⁷⁾, その可否に対する評価は一定していないのが現状であろう. 今回バックグラウンドROIを設定した場合と設定しない場合の差異について評価するため, 測定者間の変動係数を用いて検討した.

また, 門脈血流を測定する場合に, 呼吸に関していかなる設定が適当であるかについて, PC法により門脈血流測定が行われた53例について検討した.

対象と方法

1. MR装置とパルスシーケンス

ファントム実験, 健常者, 及び臨床例ともに, MR装置はGeneral Electric社製Signa Advantage1.5Tを用い, 2D Phase-Contrast法にて流量を測定した. body coilを用い, TR/TE/flip angle = 34msec/12.8msec/20°で, FOV, matrix, スライス厚および加算回数はそれぞれ32×32cm, 256×128, 5mm, 1回とした. flow encoding gradientはslice方向に配置し, flow compensationについてはsliceとreadの2方向に付加した(Fig.2). ファントム実験でのvelocity encoding (VENC)はファントム内の流速に応じて35cm/secから100cm/secを用い, 心拍数80とした疑似的な心拍同期で行った. 健常者及び臨床例での検討ではVENCは35cm/secを用いた. この場合, 呼吸停止下での測定では3/4rectangular FOVを併用し, 軽い吸気にて呼吸を停止し7秒間で撮像した. 一方, 安静呼吸下での測定は上腹部low sortもしくはhigh sortのRCを併用し, いずれの場合も, 指先脈波による心拍同期を行い1心周期を16分割に再構成した. このうち, low sort RCを用いての測定では3/4rectangular FOVを用いたため, 撮像時間は約1分30秒前後であるが, high sort RCを用いた場合はゴーストをFOV外に逃がすため, phase方向のデータ収集matrix数を2倍としたため撮

像時間は約4分となった. 測定部位へのROIの設定にはphase imageを用いた. Phase imageをウインド幅2000, ウインドレベル350にて表示し, 目的とする血管やチューブの流れを全て含みかつその周囲の流れのない部分が可能な限り含まれないよう手動的にROIを設定した(Fig.3).

ファントムにおける撮像は測定部位のチューブと直交する断面で行なった. 健常者および臨床例における撮像面の決定には, まず, SPGR法(TR/TE/flip angle = 18msec/2.6msec/30°, FOV = 32×32 cm, matrix 256×128, 呼吸停止下の時1nex, 安静呼吸下の時2nexでhigh sort RC併用)によりスライス厚5mm, ギャップ1.5mmの水平横断像を撮像し, その画像の中から, 門脈本幹が左右の門脈枝に分枝する部位より2ないし3スライス尾側での門脈本幹の位置を求め, 同部を含み門脈本幹に直交する断面にて血流測定を行った.

2. ファントム実験

1) バックグラウンドによる位相補正の有無による検討

ファントムは内径7mmの塩化ビニールチューブを寒天中

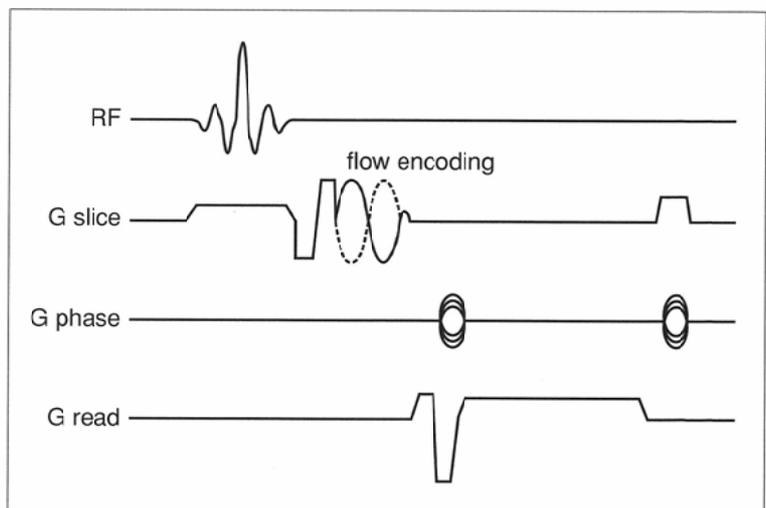


Fig.2 Phase contrast gradient echo pulse sequence for flow measurement. Flow encoding gradient is performed only in slice direction. Flow compensations are added in slice and read directions.

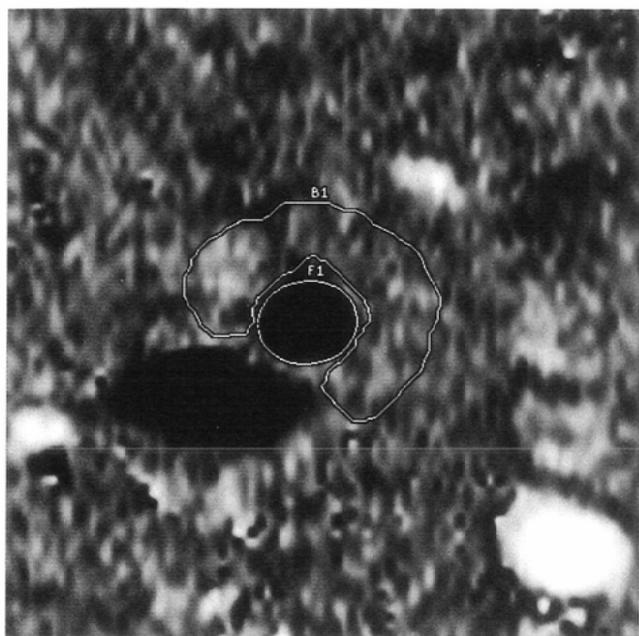


Fig.3 Phase image used to manually place a region of interest (ROI) around the main portal vein (F1). Volumetric flow rate of the portal vein was measured with or without back ground ROI(B1).

に通したもので、チューブ内には水道水を流した。チューブ内の流れは層流となるようレイノルド値で2000以下とした。チューブ内の流量を60ml/minから820ml/minまでさまざまに変化させ、PC法による測定流量と、チューブから流出した実際の流量とを比較した。PC法による測定はバックグラウンドによる位相補正を行った場合と行わない場合の2通りで行った。補正を行う場合はバックグラウンドROIを設定し、その中の各ピクセル毎の位相角度から、ROI全体の平均の位相角度を求め、その値を流量測定のために設定されたROI内の各ピクセルの位相角度より減じた。測定結果より、実際の流量とPC法による測定流量との回帰直線、および相関係数を求めた。なお、相関係数はt分布により有意性を検討した。

2)呼吸運動疑似ファントムによる検討

上記のファントムを小さな台車に乗せ、モーターと歯車、クランクの組み合わせにより1分間に19回、距離約1cmの往復運動を行うようにした。往復運動はMR装置のガントリーの長軸方向に行ったが、流量測定用のチューブは、それに対し左右方向に30°の角度をとって配置した。撮像面はチューブに直交するように設定したが、このときphase方向は上下に、frequency方向を左右に配した(Fig.4)。またファントム中にゴーストアーチファクトを生じるように、粘稠な澱粉水溶液、油脂、流れを持ったチューブを組み合わせたゴースト発生源を測定位置のphase方向に置いた。以上のファントムを用い、ゴースト発生源がある場合と無い場合それぞれについて、RCを用いない場合、low sort RCまたはhigh sort RCを用いた場合の都合3種類の方法で測定した。評価方法としては各測定方法につきそれぞれ5回ずつの測定をファントムチューブ内の流量を一定としたままで行い、同一方法による5回の測定値の平均値と標準偏差を求めた。また、測定の再現性を検討するため、測定値のばら

つきの指標となる変動係数を、平均値で標準偏差を除することにより計算した。

3. 健常者での検討

1)バックグラウンドによる位相補正の有無による測定者間変動の検討

6時間以上の絶飲食した25歳から37歳まで(平均29.1歳)の健常成人男性6名においてPC法による門脈血流測定を行った。得られたphase imageにて経験5年以上でMRを主たる業務とする放射線科医3名がそれぞれ個別にROIを設定し門脈血流量を測定したが、それぞれバックグラウンドによる位相補正を用いた方法と用いない方法の両者で行った。補正を行う場合はバックグラウンドROIを門脈のできるだけ近くで門脈のまわりを囲むように設定し、門脈の約2~5倍の面積で血流や空気を含まない領域とするよう申し合わせた(Fig.3)。バックグラウンドROIによる位相の補正は方法はファントム実験と同様である。測定者間の相違については、各例ごとに測定者間の変動係数を算出した。その変動係数の違いについては、結果に正規性が認められなかったためウイルコクソン順位和検定にて有意差を検討した。

2)安静呼吸と呼吸停止下での測定での再現性の検討

上記の6名の健常成人に軽い吸気での呼吸停止と、low sort RCあるいはhigh sort RCを用いての安静呼吸下の3通りの各方法で5回ずつ計15回の測定を行った。測定にはバックグラウンドによる位相補正は行わなかった。各測定方法毎に各被験者で5回測定した値より平均値、標準偏差、

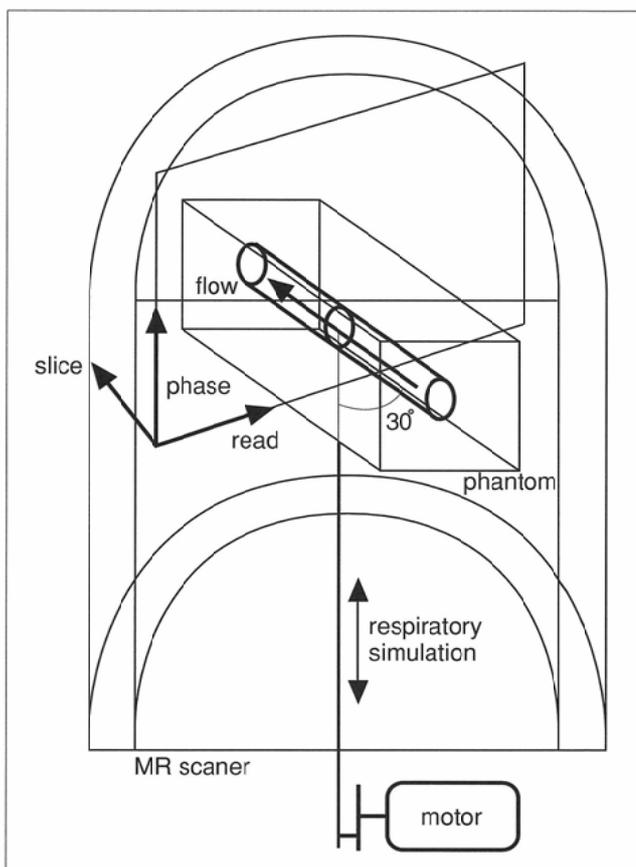


Fig.4 Respiratory simulation model with a moving phantom. The moving distance was 1 cm, and the frequency was 19/min.

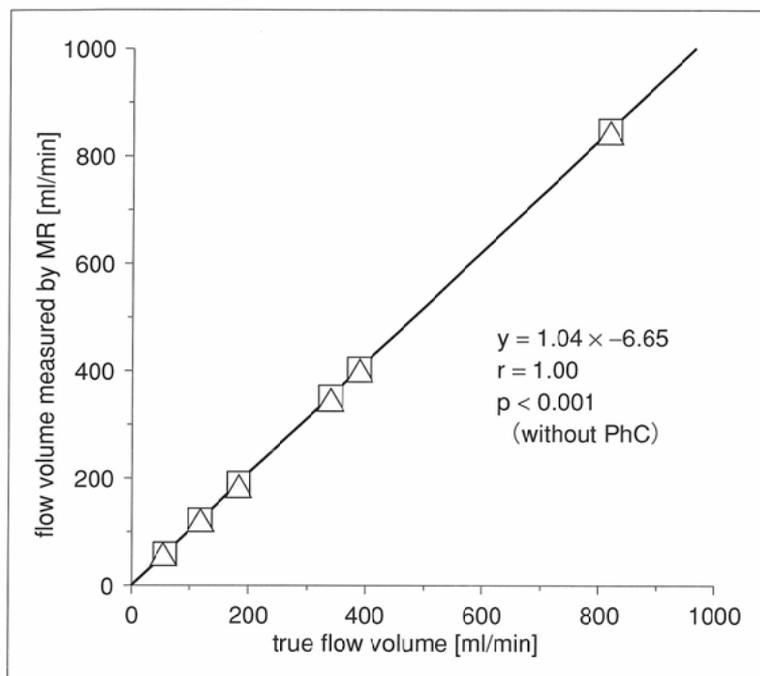


Fig.5 Volumetric flow rate of a phantom (ml/min). Graph shows linear regression of flow rate determined by phase-contrast MR imaging without phase correction (PhC) using background (Δ) vs true flow volume, which was almost equal to volumetric flow rate determined with PhC (\square).

変動係数を算出した。測定法による変動係数の差異の有無の検討は、結果に正規性が認められなかったためウイルコクソン順位検定を行った。

4. 臨床例での初期検討

肝腫瘍疑いにてMR検査施行された53例について門脈血流を測定した。測定の前は少なくとも6時間の絶食を指示した。測定方法は測定時期により異なっているが、それぞれの測定方法は健常成人での検討と同様である。軽い吸気での呼吸停止による測定は1995年6月より10月に行われ、男性9例、女性5例の計14例であり、年齢は40~75歳、平均59.5歳であった。このうち肝硬変を認める症例は9例であった。low sort RCを用いた測定は1995年10月より1996年3月に行われた。男性18例、女性6例の計24例であり、年齢は55~80歳、平均67.7歳であった。このうち肝硬変を認める症例は13例であった。high sort RCを用いた検討は1996年5月より9月に行われた。男性9例、女性6例の計15例であり、年齢は44~77歳、平均59.1歳であった。このうち肝硬変を認める症例は8例であった。全症例中30例に肝硬変を認めたが、肝硬変の診断は5例が手術により、他は臨床的に行われた。体重1Kgあたり門脈血流量が肝硬変群と非肝硬変群との間で有意差が認められるか否かについて、それぞれの測定方法ごとに、t検定を行った。

結 果

1. ファントム実験

1)バックグラウンドによる位相補正の有無による検討

ファントムチューブ中の実際の流量とバックグラウンドを用いた時および用いない時のPC法での測定値はFig.5の如

くであった。バックグラウンドを用いた場合も用いない場合も、実際の流量との相関係数はともに1.000であった。これは0.1%以下の危険率で有意な相関と判定された。

2)呼吸運動疑似ファントムによる検討

疑似呼吸運動を開始するとファントムチューブのphase encoding方向に往復運動に伴うアーチファクトが生じた(Fig.6B)。Low sort RCを用いるとこのアーチファクトがファントムチューブに重なり、チューブが変形して見えた(Fig.6C)。High sort RCを用いると往復運動に伴うアーチファクトはほとんど消失し、チューブの変形も改善された(Fig.6D)。

ゴースト発生源をファントムチューブのphase encoding方向に置いた場合、RCを用いない時のゴーストはphase encoding方向に広範囲に拡がりファントムチューブにも重なっていた(Fig.7A)。Low sort RCを用いた場合ではゴーストの拡がりはやや抑えられているものの、チューブ自体が変形して見えた(Fig.7B)。High sort RCを用いた場合ではFOV内にはほとんどゴーストは認められず、またチューブも円形に見えた(Fig.7C)。

測定値の変動係数による検討では、ゴースト発生源のある場合でもhigh sort RCを用いた測定の変動が最も小さかった(Table 1)。また、疑似呼吸運動を停止させた時の測定値を1としたときのそれぞれの方法での測定値の平均は、ゴースト発生源がある場合はhigh sort RCを用いた場合が最も1に近い値であった(Table 2)。

2. 健常者での検討

1)バックグラウンドによる位相補正の有無による測定者間変動の検討

位相補正を行った場合の測定者間の変動係数は最大値15.7%、最小値1.7%で、中央値は10.7%であった。位相補正を行わない場合の変動係数は最大値7.0%、最小値2.5%で中央値3.7%であった。位相補正を行った場合と行わない場合の変動係数を比較すると5%以下の危険率で位相補正を行わない方が変動係数が小さく、測定者間における変動が小さかった(Fig.8)。

2)安静呼吸と呼吸停止下での測定での再現性の検討

呼吸停止下での連続測定での変動係数は最大値37.5%、最小値6.9%、中央値18.2%であった。安静呼吸下での変動係

Table 1 Intrasubject coefficients of variation (%) for 5 flow measurements of the phantom under respiratory simulation.

respiratory compensation	ghost artifacts	
	(-)	(+)
None	1.9	11.3
LSRC	6.0	18.6
HSRC	1.9	1.9

LSRC = low sort respiratory compensation
HSRC = high sort respiratory compensation

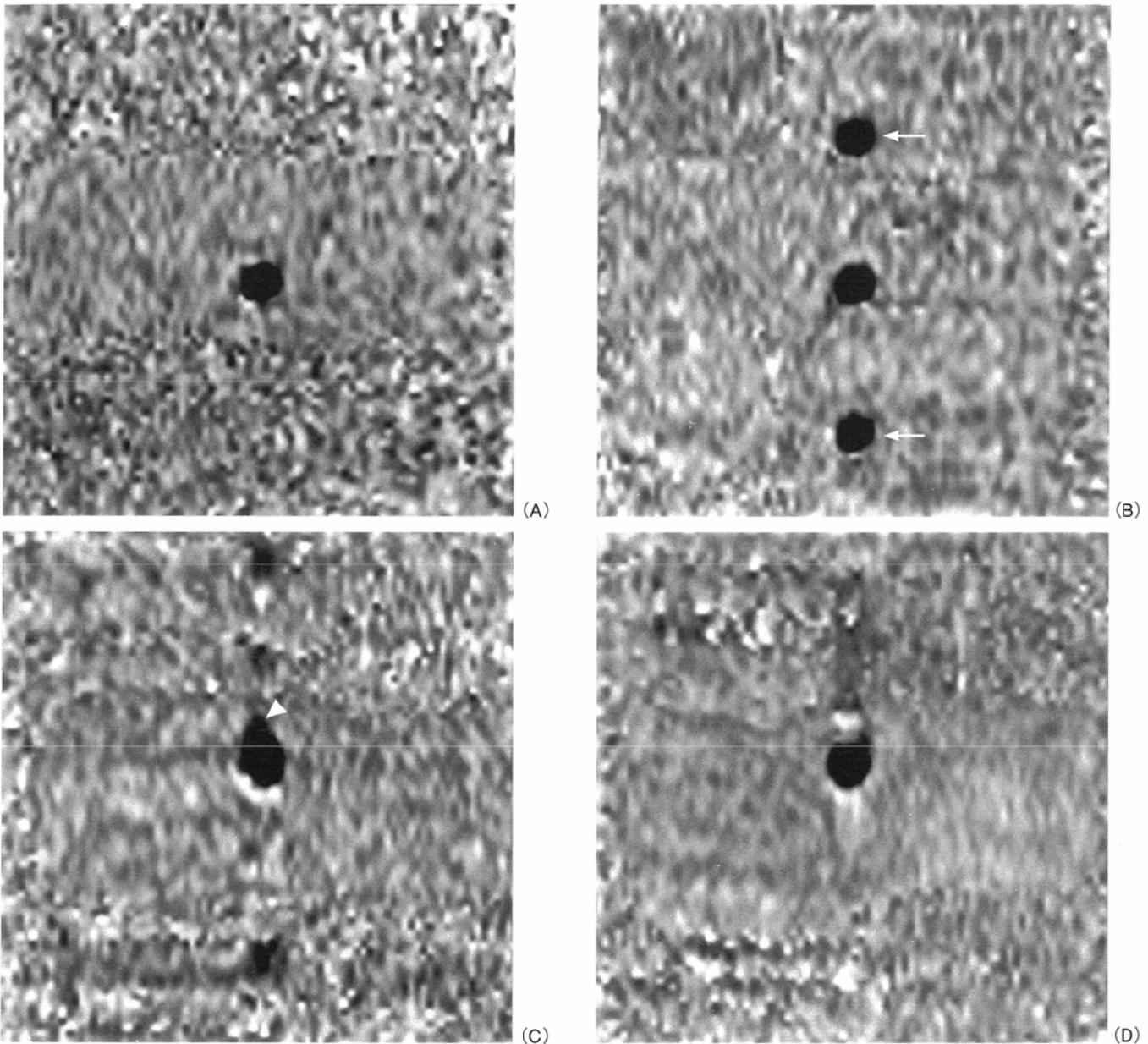


Fig.6 Phase images of a phantom: A) when respiratory simulation was stopped, motion artifacts were not seen; B) without respiratory compensation (RC), motion artifacts (arrows) were seen in the direction of phase encoding (vertical) under respiratory simulation; C) with low sort RC, motion artifacts were diminished but the phantom tube appeared crooked (arrowhead); D) with high sort RC, motion artifacts were markedly diminish and the phantom tube was seen as round.

数はlow sort RCを用いた場合は最大値17.9%，最小値4.3%，中央値8.1%であり，high sort RCを用いた場合は最大値12.4%，最小値3.9%，中央値4.6%であった(Fig.9)．呼吸停止下での測定に比べ，安静呼吸下での測定はhigh sort RC，low sort RCともに5%以下の危険率で有意に変動係数が小さく，再現性が良好であった．次にlow sort RCとhigh sort RCの差については有意差は認めない($p = 0.0747$)もののhigh sort RCはlow sort RCにくらべ変動係数が小さい傾向が認められた．

3. 臨床例での検討

呼吸停止下での測定では体重1 Kgあたりの門脈本幹の血流量の平均±標準偏差は肝硬変群で $10.7 \pm 4.5 \text{ ml/min}$ ，非肝硬変群で $15.1 \pm 3.9 \text{ ml/min}$ であった．安静呼吸下でlow sort RCを用いた場合は肝硬変群で $10.6 \pm 3.8 \text{ ml/min}$ 非肝硬変群で

$14.6 \pm 4.1 \text{ ml/min}$ であった．high sort RCを用いた場合には肝硬変群で $8.6 \pm 5.1 \text{ ml/min}$ ，非肝硬変群で $17.8 \pm 5.2 \text{ ml/min}$ であった(Fig.10)．以上のごとく，3方法のいずれも肝硬変群の方が門脈血流量が小さい傾向が見られ，特に安静呼吸下low sort RCでは5%未満の危険率，high sort RCでは1%未満の危険率で統計学的有意差を認めた．

考 察

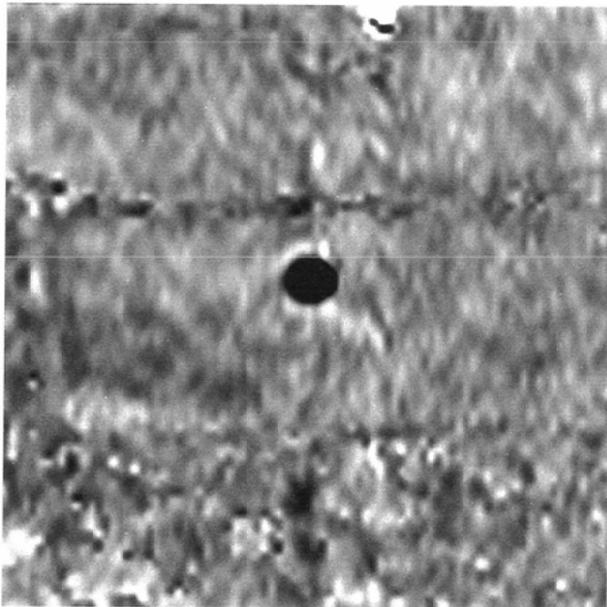
PC法による血流測定は双極性のflow encoding gradientを用いて，このgradientと同方向に流れる速度成分を測定する方法である．撮像のslice方向にflow encoding gradientを配した場合は，各ピクセル毎の流速と面積から，流速のみでなく，血管内全体の流量を求めることも可能である⁷⁾⁻⁹⁾．フ



(A)



(B)



(C)

Fig.7 Phase images with ghost artifacts from other flows and high intensity materials: A)without RC, showing ghost artifacts (arrows) around the phantom tube; B)with low sort RC, showing ghost artifacts around the phantom which is seen as crooked (arrowhead); and C)with high sort RC, showing no ghost artifacts on phantom tube which is seen as round.

Table 2 Mean relative volumetric flow rate for 5 measurements of the phantom under respiratory simulation

respiratory compensation	ghost artifacts	
	(-)	(+)
None	0.979	1.086
LSRC	1.189	1.167
HSRC	0.996	0.980

LSRC = low sort respiratory compensation

HSRC = high sort respiratory compensation

(flow rate measured without respiratory simulation == 1)

ァントム実験によりその正確さと有用性が検証されている⁹⁾. 心拍に同期させての測定も可能で, 拍動に伴うアーチファクトを軽減させることにより動脈系での有用性も報告されている¹⁰⁾. しかし, 本法を用いて門脈血流を測定するには, 以下のごとく幾つかの問題点が考えられるために今回の検討を行った.

第一点目の問題は, PC法による血流測定では静磁場の不均一や渦電流の影響により局所の磁場が予想通りに変化していないため, 静止しているはずの組織が流速があるように測定されることである. このことを解決するため, 撮像スライス面内の流れの無い部分にバックグラウンドROIを設定し, 測定部位での渦電流の影響を計算にて予測し, 補正に用いている報告もある⁶⁾. しかし, 門脈血流測定時のphase imageをみると, 撮像スライス内の位相は均一ではなく, バックグラウンドROIの設定部位の判断が困難である. これは, 静磁場の不均一や渦電流に加え, 血管や臓器内の

血流, 生体内組織と磁化率の大きく異なる腸管内の空気の影響もあると考えられる. このように, 多数の要因で不均一となっているバックグラウンドを, 補正に用いる場合, 測定部位から離れている部位より, バックグラウンドの不均一の原因は渦電流のみとして, 計算にて予測する⁶⁾のは困難と考え, 今回は, 空気や他の血流を含まない範囲で, できるだけ測定部位の近くで, 目的の血管を取り囲むようにバックグラウンドROIを設定した. ROIの設定はphase imageで行ったが, これは, 血流や, アーチファクトによる位相の乱れなど, バックグラウンドROIを設定してはいけない部位の確認が容易なためであり, たとえ, magnitude imageにてROIを設定しても実際の血流計算に用いられるのは位相であり, 同じ場所にROIを設定すれば, 結果は同じになる. 今回の検討では門脈血流測定においてバックグラウンドによる位相補正を行うと測定者間で測定値の変動が大きくなった. これは, 同じプロトコルに従いながらも各測定者が

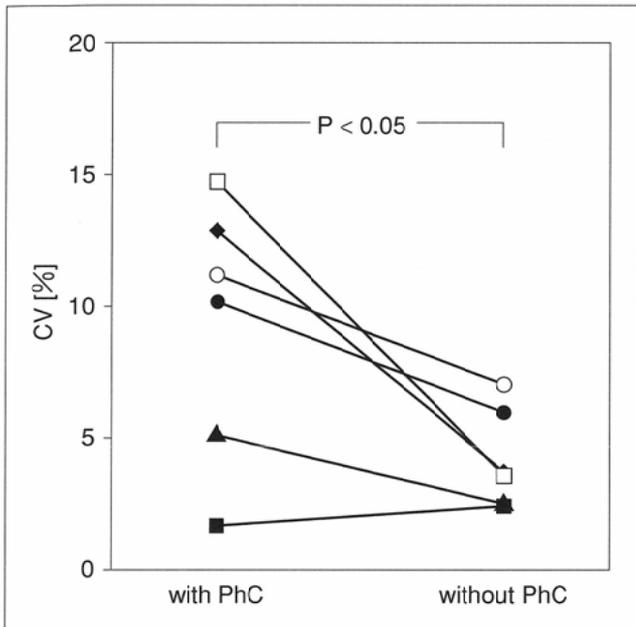


Fig.8 Interobserver coefficients of variation(CV)in 6 healthy subjects. CV was calculated from measurements taken by three observers. PhC: phase correction using background.

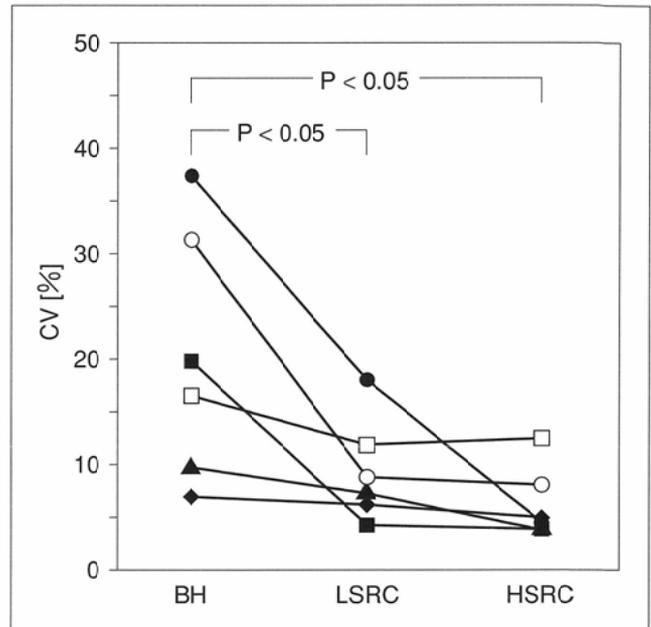


Fig.9 Results of portal flow measurements in 6 healthy subjects. Intrasubjective coefficients of variation(%CV)were calculated from five serial measurements by one observer. BH: breath holding. LSRC: low sort respiratory compensation. HSRC: high sort respiratory compensation.

少しずつ異なった位置や大きさのバックグラウンドROIを、もともと不均一なバックグラウンドに設定したために、測定者間で測定値が不安定になったものと考えられる。逆にバックグラウンドROIを設定しない場合でも、ファントム実験上では、実際の流量と良好な関係を示し、バックグラウンドROIを設定した場合とほぼ同様の測定結果であった。これらのことより、実際临床上で門脈血流を測定するときはバックグラウンドによる位相補正を行わない方が再現性の良い測定値が得られると考えられる。ただし、注意すべき点は、全ての施設のMR装置で今回の検討と同一の結果になるとは限らない点である。何故ならば静磁場の不均一や、渦電流の影響の程度や方向性は各施設の各MR装置によって異なっているためである。そのためバックグラウンドを用いずに血流測定を行う場合は各MR装置ごとにファントムにより確認するのが望ましいと考えられる。

第二点目の呼吸運動の影響に関しては、まず門脈自体が呼吸運動により往復運動をしている点にある。すなわち腎動脈における血流測定で指摘されているごとく¹⁾、門脈でも呼吸運動に伴って測定部位が往復運動するため測定値が不正確になる可能性がある。さらに安静呼吸下で門脈血流を測定しようとすると症例によっては呼吸運動によるゴーストアーチファクトにより門脈断面の範囲の同定さえも困難なときがある。今回これらの問題を改善するためアーチファクト軽減におけるRCの有用性を検討した。今回のファントム実験の結果より、ゴースト発生源のある場合はhigh sort RCを用いた場合が最も再現性が良好で、また測定値も実際の流量に最も近かった。このことより、ゴーストの発生がある様な状況では、high sort RCの併用が有効であると考えられる。

門脈血流測定において呼吸運動に関わるもう一つの問題は、門脈の血流速度自体が呼吸に伴い変化するため、呼吸停止下で測定するとその場合呼吸停止の状態に血流測定値が依存することである^{6),11)}。今回の検討でも健常者による測定値の変動は安静呼吸下に比べ呼吸停止下で大きかった。これは、安静呼吸下での測定では呼吸による門脈血流の変動全体を平均化した測定値が得られるのに対し、呼吸停止下ではその時々吸気の程度や息ごらえの強さなどの影響を受けるためと考えられる。

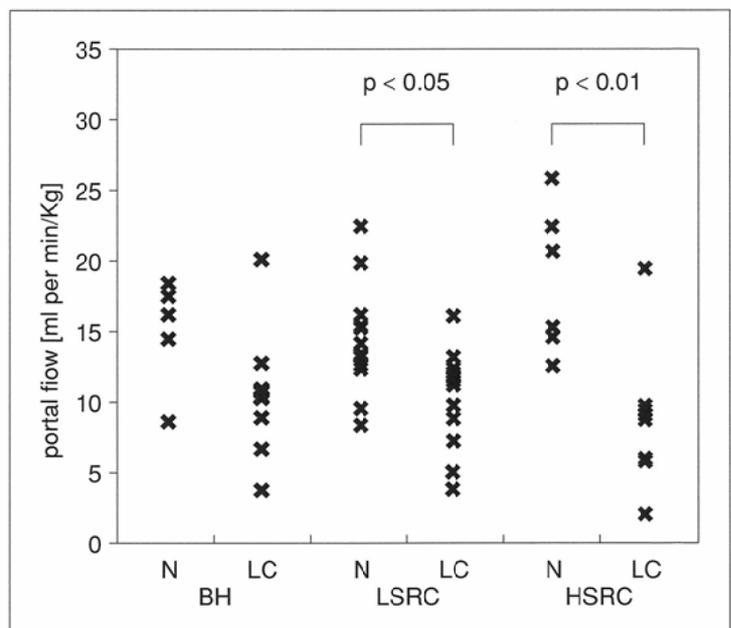


Fig.10 Volumetric flow rate of main portal vein in 53 patients. N: without liver cirrhosis. LC: with liver cirrhosis. BH: breath holding. LSRC: low sort respiratory compensation. HSRC: high sort respiratory compensation.

臨床例での検討も, 健常者による検討と同様に呼吸停止下, low sort RC併用安静呼吸下, およびhigh sort RC併用安静呼吸下の3通りの方法で検討を行った. いずれの方法による測定でも, 非肝硬変群に比べ肝硬変群で門脈血流量が小さい傾向がみられた. この傾向は統計学的にはhigh sort RCを用いた場合では1%未満の危険率で, low sort RCを用いた場合では5%未満の危険率で有意であり, 呼吸停止下の測定では有意な差は認めなかった. これは, ファントム実験や健常者による検討での結果から推測されるようにhigh sort RC併用安静呼吸下の測定が最も再現性が良いことが一因と考えられる. また, 門脈血流が呼吸停止により受ける影響の程度は, 肝硬変患者に比べ非肝硬変の方が大きいと考えられている¹⁶⁾. 呼吸停止下での測定結果に有意差が出なかった一因として, 非肝硬変患者の門脈血流が肝硬変患者に比べ強く抑制されていた可能性も考え得る. ただし, 肝硬変症例の中には門脈血流量の低下が見られない例があることが報告されている¹²⁾. さらに, 肝硬変があるにも関わらず門脈血流量の多い例には食道静脈瘤よりの出血率が高くなるとの報告もある¹³⁾. 今回の検討では肝硬変群のなかに門脈血流の多い症例が少なかった. これは, 対象となった患者が肝腫瘍にて手術もしくはTAEを前提としており, 重度の静脈瘤を持った患者や, 静脈瘤を主症状とした症例が含まれていなかったことも一因と推測される.

今回検討した測定法の中では, ファントム実験, 健常者での検討のいずれにおいても, high sort RCを用いた安静呼吸下での測定が精度, 再現性ともに最も良好であった. しかし, この手法は測定に要する時間は他の方法に比べ長い. 今後期待される作用時間の短い薬物負荷の効果の検討などには測定時間が短いことが望ましい. また, 実際に多数の臨床例に用いるにあたっては, 検査時間を短くすることも重要である. 今後本法により門脈血流を測定する際には, 今回の検討の結果を参考に, どの程度の精度の測定値が, どのくらい時間をかけて測定できるかを検討した上で, 測定方法を選択する必要があると考えられる.

結 語

PC法による門脈血流測定においては, バックグラウンドによる位相補正を行わなくとも临床上十分な精度で測定可能であった. さらに, 測定者間の再現性はバックグラウンドによる位相補正を行った場合より良好であった. 安静呼吸下での測定は, 呼吸停止下での測定に比べ再現性が良好であった. また, high sort RCはPC法による血流測定においても, 呼吸運動によるアーチファクトの軽減に有用であると考えられた.

文 献

- 1) Debatin JF, Ting RH, Wegmuller H, et al: Renal Artery Blood Flow: Quantitation with Phase-Contrast MR Imaging with and without Breath Holding. *Radiology* 190: 371-378, 1994
- 2) Marks MP, Pelc NJ, Ross MR, et al: Determination of Cerebral Blood Flow with a Phase-Contrast Cine MR Imaging Technique: Evaluation of Normal Subjects and Patients with Arterio-venous Malformations. *Radiology* 182: 467-476, 1992
- 3) Enzmann DR, Marks MP, Pelc NJ: Comparison of Cerebral Artery Blood Flow Measurements with Gated Cine and Ungated Phase-Contrast Techniques. *JMRM* 3: 705-712, 1993
- 4) Jordan JE, Pelc NJ, Enzmann DR: Velocity and Flow Quantitation in the Superior Sagittal Sinus with Ungated and Cine (Gated) Phase-Contrast MR Imaging. *JMRM* 4: 25-28, 1994
- 5) 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
- 6) Pelc LR, Pelc NJ, Rayhill SC, et al: Arterial and Venous Blood Flow: Noninvasive Quantitation with MR Imaging. *Radiology* 185: 809-812, 1992
- 7) Burkart DJ, Johnson CD, Morton MJ, et al: Volumetric Flow Rates in the Portal Venous System: Measurement with Cine Phase-Contrast MR Imaging. *AJR* 160: 1113-1118, 1993
- 8) 稲場文隆, 村上卓道, 櫻井康介, 他: 高速シネフェーズコントラストMR imagingによる呼吸停止下門脈血流測定. *日本医放誌* 56: 63-65, 1996
- 9) Spritzer CE, Pelc NJ, Lee JN, et al: Rapid MR Imaging of Blood Flow with a Phase-Sensitive, Limited-Flip-Angle, Gradient Recalled Pulse Sequence: Preliminary Experience. *Radiology* 176: 255-262, 1990
- 10) Mostbeck GH, Caputo GR, Higgins CB: MR Measurement of Blood Flow in the Cardiovascular System. *AJR* 159: 453-461, 1992
- 11) Smith HJ, Grottum P, Simonsen S: Ultrasonic assessment of abdominal venous return. *Acta Radiol Diagn Stockh* 26: 581-588, 1985
- 12) Kawasaki T, Moriyasu F, Kimura T, et al: Hepatic Function and Portal Hemodynamics in Patients with Liver Cirrhosis. *Am J Gastroenterol* 85: 1160-1164, 1990
- 13) Burkart DJ, Johnson CD, Ehman RL, et al: Evaluation of Portal Venous Hypertension with Cine Phase-Contrast MR Flow Measurements: High Association of Hyperdynamic Portal Flow with Variceal Hemorrhage. *Radiology* 188: 643-648, 1993
- 14) Bailes DJ, Gilderdale GM, Bydder AG, et al: Respiratory Ordered Phase Encoding (ROPE): A Method for Reducing Respiratory Motion Artefacts in MR Imaging. *J Comput Assist Tomogr* 9: 835-838, 1985
- 15) Butts K, Riederer SJ, Ehman RL: The Effect of Respiration on the Contrast and Sharpness of Liver Lesions in MRI. *MRM* 33: 1-7, 1995
- 16) Sabba C, Weltin GG, Cicchetti DV, et al: Observer Variability in Echo-Doppler Measurements of Portal Flow in Cirrhotic Patients and Normal Volunteers. *Gastroenterology* 98: 1603-1611, 1990