

シネフェーズコントラスト法による中脳水道髄液流の分析 —Maxwell term phase errors 校正の新手法とフーリエ解析の有効性—

鈴木 孝 之

広島大学医学部放射線医学講座 (主任: 伊藤勝陽教授)

受付 平成 13 年 11 月 5 日

受理 平成 13 年 12 月 21 日

磁気共鳴画像におけるフェーズコントラスト (PC) 法を応用した中脳水道髄液流の分析は古くより行われているが, Maxwell fields に起因する velocity image のバックグラウンドに対処した研究報告はみられず, 従来法の精度や再現性は満足できるものとは言えない。

筆者らは Maxwell fields の影響を相殺する方法として Opposite directional flow-encoding technique (ODFE 法) を提案してきたが, 今回は基礎実験として本法の低流量測定における有効性をファントム実験により検証した後, 正常 (Norm) 群 8 例, 脳室拡大 (VD) 群 6 例, 特発性正常圧水頭症 (INPH) 群 8 例, 症候性正常圧水頭症 (SNPH) 群 6 例, 脳萎縮 (AT) 群 7 例を対象に ODFE 法を併用した PC 法で中脳水道髄液流速データを収集し, それらをフーリエ解析により分析した。結果は以下の如くである。

- ①ファントム実験の結果, ODFE 法を併用した PC 法によれば, 低流量を高い精度と再現性で測定できることが判明した。
- ②ODFE 法を併用したシネ PC 法とフーリエ解析によって得た中脳水道髄液流の時間速度曲線の評価には absolute flow rate (AFR), low frequency index (LFI), high frequency index (HFI) の 3 つのフローパラメータを用いたが, それらの値は関心領域 (ROI) の面積に影響されず, ODFE 法の妥当性とフローパラメータの普遍性が確認された。
- ③INPH 群と SNPH 群では AFR が著しい高値を示し, それらの診断に有用なパラメータであることが示された。一方 SNPH 群の LFI は Norm 群や INPH 群よりも有意に低値を示し, INPH と SNPH の髄液動態の差が示された。
- ④VD 群では LFI および HFI のいずれもが Norm 群のそれらよりも有意に高く, 中脳水道を通過する髄液流の平滑さが何らかの原因で妨げられていることが推察された。
- ⑤AT 群の HFI は Norm 群よりも有意に高値を示し, 脳実質の硬化と動脈硬化に基づく高周波振動の混入がその原因と推察された。また AT と INPH との鑑別は AFR と HFI から容易と考えられた。

Key words: 中脳水道髄液流, シネフェーズコントラスト法, Maxwell term phase errors, Opposite directional flow-encoding technique, フーリエ解析

磁気共鳴画像によるフェーズコントラスト法 (以下 PC 法) は非侵襲的に生体内流体を測定することが可能で, 古くから血流測定や髄液流の分析に応用されている。

PC法はグラディエントエコー系パルスシーケンスに flow-encoding gradient を付加し, 流体に含まれるスピンの phase shift に由来する信号を検出して画像

化する方法であり, 得られる velocity image の画素値は単位時間当たりの流速を表している。したがって velocity image の流体信号に関心領域 (ROI) を設定することで, 流体の平均流速を求めることが可能で, また得られた平均流速に ROI の面積を乗ずることで単位時間あたりの流量を算出することができる。しかし従来法には velocity image の移動スピンを含まない,

理論的には画素値0となるべきバックグラウンドの画素もしばしば0以外の値を有するという問題点が残されており,それがPC法による流量測定を不正確かつ再現性の低いものとしている。このバックグラウンドの成因としては,磁化率,微小循環,渦電流,装置の不安定性など様々な因子が論じられているが^{5,7,16)},直線磁場が印加された場合に不可避免的に生じる付加的な非直線磁場である Maxwell field の影響についてはほとんど留意されておらず,未だ十分な対策がなされていない。

筆者らは Maxwell field の影響を除去し,流量測定の精度を改善する方法として“Opposite directional flow-encoding technique (ODFE 法)”を考案し^{8,17)},すでに湯川が高流量の測定におけるその有効性を報告したが¹⁹⁾,筆者はバックグラウンドの影響をさらに被りやすい低流量の測定における ODFE 法の有効性をファントム実験で確認した上で,本法を正常者および脳室拡張を示し髄液動態異常が疑われる疾患群の中脳水道髄液流の分析に応用した。

本論文では,ODFE 法の低流量測定における妥当性をファントム実験により検証した結果を示すとともに,正常者および疾患群の中脳水道部分の訂正平均流速(バックグラウンドの影響を除いた平均流速)の時間経過をフーリエ解析によって分析した結果を示す。

対象と方法

1. ODFE 法の原理

一般に線形勾配磁場を印加すると, Maxwell field と呼ばれる非線形の付加的磁場が生じ,それに伴い付加

的な phase shift (Maxwell term phase errors) が出現し^{2,3,14)},これが velocity image のバックグラウンドの大きな原因となる。Maxwell field (BE) は,主静磁場 B_0 ,磁石基準の座標 x, y, z ,および傾斜磁場 G_x, G_y, G_z により下式で表される^{2,3)}。

$$BE(x, y, z, t) = \frac{1}{2B_0} \left\{ (G_x^2 + G_y^2) z^2 + G_z^2 \frac{x^2 + y^2}{4} - G_z z (G_x x + G_y y) \right\} \quad (1)$$

ここで撮像スライス面を $z=0$ の軸断面に限定すると仮定すると,式1)は式2)の如く G_z, x, y , の自乗項のみで表現される。

$$BE(x, y, t) = \frac{G_z^2 (x^2 + y^2)}{8B_0} \quad (2)$$

この式は BE が G_z の極性に関係なく x, y の二次関数として $z=0$ で規定される $x-y$ 平面に分布することを意味すると同時に BE の時間による積分値と磁気回転比の積で表現される Maxwell term phase errors も同様の分布を示すことを表している。したがって flow-encoding の方向を z 軸に一致させ, $z=0$ の面で G_z の極性を反転することで得られる2つの velocity image は,たとえ各々の phase difference operation で非対称性の bipolar gradient を用いたとしても,同一の Maxwell term phase errors を有することになる(考察で詳述)。Fig. 1 は流体ファントムをほぼ磁場中心に置き, G_z に印加される電流を反転して $z=0$ の軸断面で得た2つの velocity image である。左右で流体信号の極性は反転しているがバックグラウンドは同一の極性を示し,磁場中心に対してほぼ同様の二次関数

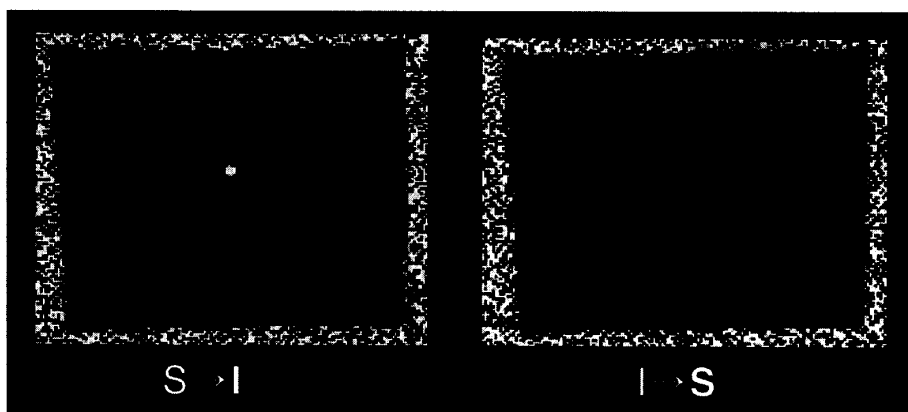


Fig. 1. A pair of velocity images of a flow phantom obtained by reversing the polarity of the G_z gradient. The scan plane is limited to that prescribed by $z=0$, and the flow encoding axis coincides with the z -axis of the magnet. These images have flow-encoding directions opposite to each other (superior to inferior versus inferior to superior), whereas they show similar backgrounds caused by the Maxwell term phase errors, which distribute symmetrically in the form of a quadratic function.

の分布を示している。ODFE 法はこの事実を利用したもので、 Gz の極性を反転して得た 1 対の velocity image から流量を算出する方法である。

ODFE 法による流量測定は、① Gz に印加される電流の極性を入れ替えることにより、 $z=0$ の撮像面で flow-encoding 方向の対向する 2 つの velocity image を得る。②それらの流体信号を充分含む空間的に対応する部位に同型同大の ROI を設定し、それぞれの平均流速を求める。③得られた 2 つの ROI 値の差を 2 分した値（訂正平均流速：corrected mean velocity, CMV）に ROI の面積を乗じて単位時間当たりの流量とする、という手順で実施する（Fig. 2）。本法によれば Maxwell field に起因するバックグラウンドの影響は理論的に消去され、正確かつ再現性の高い流量測定が可能となる。人体の拍動流を対象とする場合は、peripheral gating を利用したシネ PC 法を使用し、各心位相について同様の方法を適用する（Fig. 4 参照）。

2. 装置、パルスシーケンスおよび撮像パラメータ

使用 MRI 装置は GE 社製、Signa Advantage 1.5T および Signa Horizon 1.5T で、ファントム実験、中脳水道髄液流測定ともヘッドコイルを用いた。パルスシーケンスは flow-encoding gradient を付加した RF-spoiled gradient recalled acquisition in steady state (SPGR) を使用した。

ファントム実験は二次元 PC 法によって行い、撮像条件は TR=50 msec, TE=6.7 msec, フリップ角=20°, マトリックス=256×256, 撮像視野=22 cm, スライス厚=3 mm, 加算回数=1, velocity encoding value (VENC)=10 cm/sec である。中脳水道の脳脊髄液流の測定には peripheral gating による 16 心位相のシネ PC 法を用い、撮像条件はマトリックス=256×192, VENC=4~16 cm/sec（正常例では 8 cm/sec）以外はファントム実験と同様の条件とした。ファントムの流量測定、中脳水道髄液流の測定ともに撮像面は $z=0$ で規定される軸断面に定め、flow-encoding の方向はすべて z 軸と一致させた。

原理の項で述べた如く ODFE 法では flow-encoding 方向の対向する対の velocity image を必要とするため、1 回の測定につき Gz の極性を入れ替えた 2 回の撮像を連続して実施し、ファントム流量の測定では 1 対の、中脳水道髄液流の測定では 16 対の velocity image を取得し、それらを流量の算出や動態の分析に使用した。

3. ファントム実験

低流量測定における ODFE 法の有効性を評価する目的で以下（1）～（4）のファントム実験を行った。ファントムは磁化率の影響を受けにくい材質の内径 3 mm（断面積約 7.1 mm²）の樹脂管をゼラチンに埋没

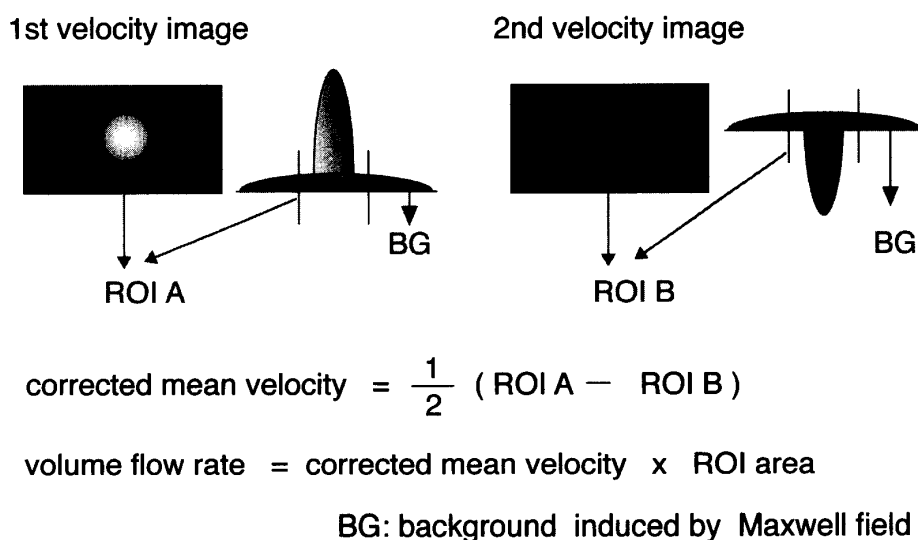


Fig. 2. Schematic explanation of the opposite directional flow-encoding (ODFE) technique.

ROI A and ROI B placed on the spatially corresponding positions of the two velocity images, have the same non-linear background (BG) induced by Maxwell term phase errors. Half of the difference between the two ROI values gives the corrected mean velocity (CMV) which is free from the background bias caused by the phase errors. A volume flow rate can be obtained by multiplying the CMV by the ROI area.

して作成し、自然落下を利用した定常流循環システムと連結し、樹脂管内部に蒸留水を流した。流量は7 ml/min 前後に保ち、実際の流量は1回1対の撮像ごとに、ストップウォッチとデジタル天秤で測定した。また撮像時の室温は気泡の発生やゼラチンの変質、融解を防ぐため $20 \pm 2^\circ\text{C}$ に保った。

(1) ODFE 法による流量測定の精度と再現性の検討および従来法との比較

ODFE 法による流量測定の精度と再現性の良否を検討する目的で、ファントムをヘッドコイルのほぼ中央に設置し、撮像と流量算出を反復した。流量は原理の項で述べたとおり、 G_z を反転して撮像した1対の velocity image の流体信号部分に設定した ROI から得られた値をもとに CMV を求め、それに ROI の面積を乗じることで算出した (Fig. 3)。ROI は流体信号を充分含む大きさとして樹脂管断面積の約4倍である面積 28 mm^2 の正円形のものを使用し、対の velocity image で ROI の中心座標が一致するように設定した。

撮像と流量算出は5人の術者によって計10回実施し、得られた評価流量 (estimated flow rate: Est. FR), 撮像の都度実測した実流量 (actual flow rate: Act. FR), および Est. FR の Act. FR に対する比 (Est. FR/Act. FR: EAR) をもとに ODFE 法による流量測定の精度と再現性を検討した。精度は absolute percentage error [$100 \times (\text{Est. FR} - \text{Act. FR}) / \text{Act. FR}$] により、再現性は EAR の coefficient of variation [$100 \times (\text{EAR の標準偏差} / \text{EAR の平均値})$] によって評価した。

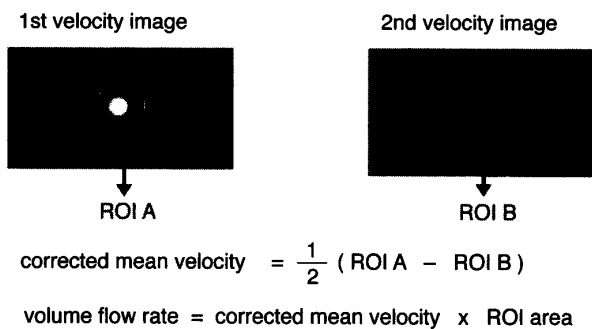


Fig. 3. Flow measurements of the phantom with the ODFE technique.

A pair of velocity images are obtained at $z=0$ by swapping the polarity of G_z . Round ROI's (ROI A and ROI B) are placed on the spatially corresponding positions of the two images to include flow signals. The difference of the two ROI values is halved to derive the CMV. Volume flow rate is obtained by multiplying the CMV by the ROI area.

また前述の撮像で得られた10対の velocity image のうち流体信号が正符号である10画像を対象として2通りの従来法で流量を算出し、各方法の EAR, absolute percentage error (APE), EAR の coefficient of variation (CV) を求め、ODFE 法のそれらと比較した。従来法の一つは流体信号の範囲を視覚的に判断し、測定に過不足なしと思われる ROI を設定して平均流速を求める方法 (Simple Method: SM 法) で、もう一つの方法は流体信号に設定して得られた平均流速を、近傍に設定した ROI から得られたバックグラウンドの平均流速で補正する方法 (Background Subtraction Method: BSM 法) である。前者では ROI の大きさは術者の任意とし、後者では流体信号採取用の ROI, バックグラウンド計測用の ROI ともに ODFE 同様 28 mm^2 とした。統計処理は paired t-test で実施した。

(2) ROI 面積が ODFE 法による流量測定に与える影響の検討

流体信号を採取する ROI の面積が ODFE 法による流量測定に与える影響を調べるため、実験 (1) の撮像で得られた10対の velocity image を対象に5人の術者が ROI 面積を28, 38, 50, 63 mm^2 の4通りに変化させて流量算出を行い (ROI 面積 28 mm^2 による算出流量は実験 (1) の ODFE 法で得た値を使用), 各 ROI 面積で得られた EAR と APE を比較した。統計処理には paired t-test を用いた。

(3) ODFE 法による流量測定の測定場所依存性の検討

ODFE 法による流量測定の $z=0$ で規定される面内における測定部位依存性を調べるため、撮像視野の中心 (Cent.) と中心から x, y 方向に (右左前後に) 50 mm 離れた4カ所 (R 50, L 50, A 50, P 50) の計5カ所に樹脂管の中心が一致するよう順次ファントムを設置し、ODFE 法による流量測定を実施した。各部位ごとに5人の術者が各2回ずつ、計10回の撮像と流量計算を行い、各部位における EAR と APE を求め、それらを測定部位の間で比較した。なお ROI は面積 28 mm^2 正円形のものを使用するよう指示した。統計処理には unpaired t-test を用いた。

(4) 流入角度が ODFE 法による流量測定に及ぼす影響の検討

実際の流れの方向と flow-encoding 方向の成す角度 (流入角度) が ODFE 法による流量測定に与える影響を調べるため、樹脂管が z 軸に対して $0^\circ, 15^\circ, 30^\circ, 45^\circ$ の角度を成すように順次ファントムを傾斜させて流量測定を行った。各流入角度に対して5人の術者が

各2回ずつ計10回の撮像と流量計算を実施し、各流入角度で得られたEARおよびAPEを互いに比較した。ROIは流入角度45°で得たvelocity imageの流体信号を十分含む面積のものを使用するように指示し、設定部位は術者の任意とした。統計処理はunpaired t-testにて行った。

4. 正常者および疾患群における中脳水道髄液流の分析

正常者および脳室拡張を示し髄液動態異常が疑われる疾患群を対象としてODFE法によって得られた中脳水道髄液流のCMVの時間経過をフーリエ解析により分析した。

(1) 対象

対象は、正常(Norm)群8例(23~46歳,平均31.7歳,男:女=2:6),脳室拡大(VD)群6例(24~75歳,平均45.2歳,男:女=3:3)。特発性正常圧水頭症(INPH)群8例(57~84歳,平均71.7歳,男:女=5:3),症候性正常圧水頭症(SNPH)群6例(32~71歳,平均62.0歳,男:女=3:3),脳萎縮(AT)群7例(56~84歳,平均69.7歳,男:女=4:3)である。

正常群としては、動脈硬化や脳実質の硬化がほとんどないと推測される無疾患、無症状の比較的若年者を用いた。VD群は軽度の頭痛や頭重感などの愁訴でMRIを実施した症例のうち、明らかな脳萎縮がないにもかかわらず側脳室にエバンス係数0.25以上の拡大を認めた症例群とした。またINPH群は痴呆様症状、歩行障害、失禁のいずれかを有し、病的な脳室拡大とperiventricular hyperintensity (PVH)を認め、シャント手術に際し明らかな髄液圧の亢進がみられなかった症例群である。SNPH群は脳動脈瘤破裂によるクモ膜下出血後の症例4例、脳動静脈奇形破裂によるクモ膜下出血後の症例1例、および慢性硬膜下血腫術後の症例1例を含む。AT群としては、4名の放射線科医の読影により脳実質の萎縮が明らかに強いと判断された症例を用いた。2例は痴呆症、他の5例は無症状の脳ドック受診者で萎縮以外に画像上異常を認めない症例である。

(2) 撮像方法

撮像にあたって頭位は無理のない範囲で、できるだけ中脳水道がz軸と平行に近くなるように設定して固定した。撮像面は頭部正中矢状断像を参考に、中脳

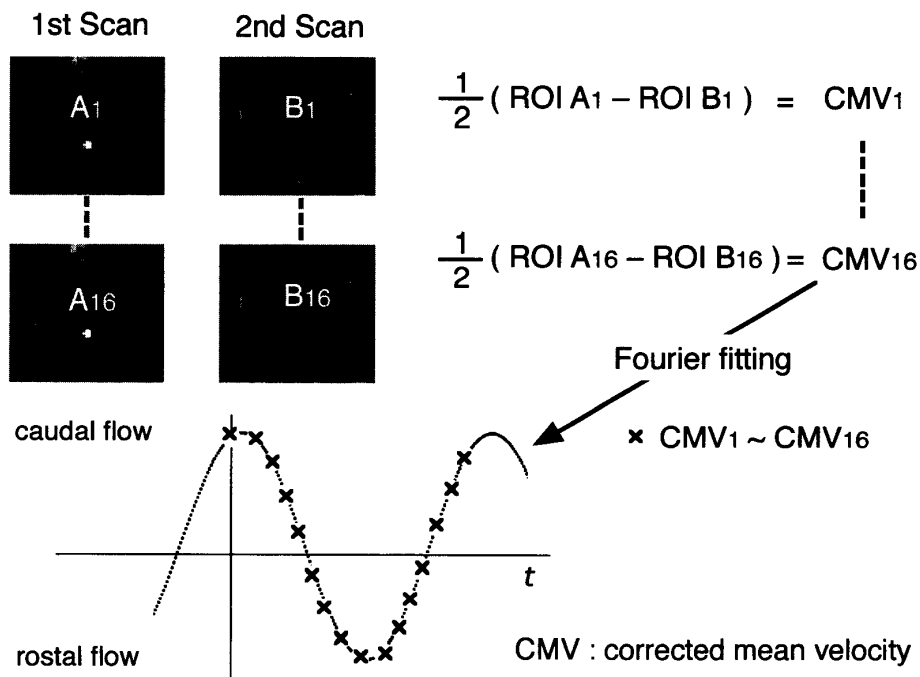


Fig. 4. Measurement of the CSF volume flow rate in the aqueduct using cine phase-contrast (PC) imaging with the ODFE technique.

With cine PC mode, 16 pairs of axial velocity images including the mid-portion of the aqueduct are acquired by reversing the polarity of the Gz gradient. 16 CMV's are obtained from the 16 pairs of ROI values, and a continuous time-velocity curve is generated with use of eight harmonics derived from Fourier analysis of the time versus CMV data. The volume flow rate is calculated from the ROI area, heart rate and the integral of the curve.

水道のほぼ中央を通る軸断面を選び, G_z の極性を反転した2回の連続撮像を行い, 16対の velocity image を取得した。各心位相の velocity image の対から算出された CMV を時間関数としてフーリエ関数で近似し, 時間速度曲線を得た (Fig. 4)。

(3) 時間速度曲線の評価方法

時間速度曲線の大きさや形状の評価には, 各被験者の時間速度曲線およびフーリエ解析で得られた周波数スペクトルをもとに導いた absolute flow rate (AFR), low frequency index (LFI) および high frequency index (HFI) の3つのパラメータ (フローパラメータ) を使用した。AFR は時間速度曲線の積分値, ROI 面積および心拍数から算出した1分あたりの尾側方向への流量と頭側方向への流量の絶対値の和で, 中脳水道を通過する髄液拍動流の大きさを評価する指標とした。また LFI はフーリエ解析で得られた 2nd harmonic と 3rd harmonic の振幅の和を 1st harmonic の振幅で除した値で, 時間速度曲線に含まれる基本周波数以外の低周波成分の多寡を表す指標とし, HFI は 4th harmonic から 8th harmonic の振幅の和を 1st harmonic の振幅で除した値で, 時間速度曲線に混在する高周波成分の多寡を表す指標とした (Fig. 5)。なお各群から得られた3種類のフローパラメータの比較には Mann-Whitney U-test を使用し, $p < 0.05$ を有意水準とした。

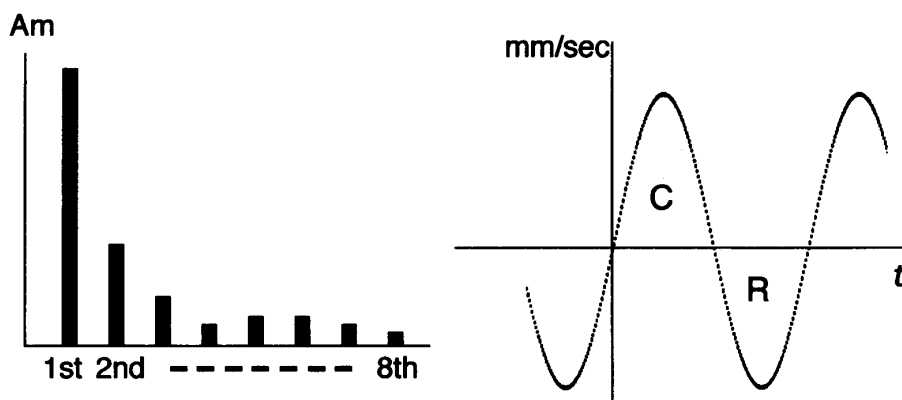
(4) 髄液流信号を採取する ROI の面積がフローパラメータに及ぼす影響に関する検討

ODFE 法とフーリエ解析によって得られた3種類のフローパラメータが velocity image に設定する ROI の面積にどの程度影響されるかを検討する目的で, Norm 群から任意に抽出した1例の velocity image を対象に, ROI 面積を3通りに変化させて得た CMV から AFR, LFI, HFI を算出し, それらを異なる ROI 面積の間で比較した。ROI 面積は中脳水道信号の面積が最大となる画像で, その信号の各方向に2ピクセル分の余白をもって設定した ROI の面積を基準とし, その1倍, 1.5倍, 2倍の面積を有するものを使用した。実験は5人の術者により実施し, 各々の ROI 面積につき, ROI 設定および CMV の算出と各フローパラメータの算出を5回反復した。統計処理には paired t-test を用いた。

成 績

1. ファントム実験

ODFE 法によりファントムの流量の測定を反復した結果, EAR は 0.988 ± 0.038 (mean \pm SD), APE は $3.49 \pm 1.78\%$, EAR の CV (CV_{EAR}) は 3.85% であった。Table 1 は ODFE 法, SM 法, BSM 法の3つの方法による EAR と APE を比較した結果である。EAR は SM 法, ODFE 法, BSM 法の順に大きく, それぞれの方



$$AFR = (|C| + |R|) \times ROI \text{ area} \times \text{Heart Rate}$$

$$LFI = (Am(2) + Am(3)) / Am(1)$$

$$HFI = (Am(4) + Am(5) + \dots + Am(8)) / Am(1)$$

Fig. 5. Parameters (flow parameters) used for the numerical evaluation of time-velocity curves.

AFR, absolute flow rate; C, caudal flow rate in a cardiac cycle; R, rostral flow rate in a cardiac cycle; LFI, low frequency index; HFI, high frequency index; Am(n), the amplitude of the n-th harmonic.

法の間有意差がみられた。APE については ODFE 法による APE が他の 2 法のそれよりも有意に小さいことが示され、また CV_{EAR} も ODFE 法で最小の値を示した。

流体信号を採取する ROI 面積が ODFE 法による流量測定に及ぼす影響を調べた結果を Table 2 に示す。EAR, APE ともに ROI 面積 28 mm² と 63 mm² の間、および 38 mm² と 63 mm² の間で有意差がみられたが、ROI 面積 50 mm² 以下ではいずれの ROI 面積の間にも有意の差は認めなかった。

Table 3 は ODFE 法による流量測定の測定部位への依存性を調べた結果である。いずれの測定部位間にお

いても EAR に有意の差は認めなかった。また APE については、R 50 における APE が Cent., L 50, A 50 における APE よりも有意に小さい値を示したが、R 50 を除く他の測定部位間では差を認めなかった。

流入角度が ODFE 法による流量測定に与える影響を調べた結果を Table 4 に示す。EAR, APE ともに流入角度 0°, 15°, 30°, 45° の間で有意差は生じていなかった。

2. 正常者および疾患群における中脳水道髄液流の分析

Table 5 および Fig. 6 に Norm 群および各疾患群か

Table 1. Estimated volume flow rates of the phantom with the ODFE technique and two conventional methods.

	Method of flow measurements			Statistical significance (HS: $p < 0.01$, S: $p < 0.05$)
	ODFE	SM	BSM	
Mean EAR \pm SD	0.988 \pm 0.038	1.157 \pm 0.105	0.924 \pm 0.046	ODFE vs. SM (HS), ODFE vs. BSM (HS), SM vs. BSM (HS)
Mean APE \pm SD (%)	3.49 \pm 1.78	15.67 \pm 10.50	10.57 \pm 5.70	ODFE vs. SM (HS), ODFE vs. BSM (HS)
CV_{EAR} (%)	3.85	9.08	4.98	

ODFE: Opposite directional flow-encoding technique, SM: Simple method, BSM: Background subtraction method
EAR: estimated flow rate/actual flow rate, APE: absolute percentage error, CV: coefficient of variation

Table 2. Effect of ROI size variation on the accuracy of flow measurements with the ODFE technique.

	ROI size (mm ²)				Statistical significance (HS: $p < 0.01$, S: $p < 0.05$)
	28	38	50	63	
Mean EAR \pm SD	0.988 \pm 0.038	1.008 \pm 0.048	1.001 \pm 0.075	1.068 \pm 0.068	28 vs. 63 (HS), 38 vs. 63 (HS)
Mean APE \pm SD (%)	3.49 \pm 1.78	3.47 \pm 3.30	5.30 \pm 4.91	7.82 \pm 5.09	28 vs. 63 (S), 38 vs. 63 (S)
CV_{EAR} (%)	3.85	4.76	7.49	6.37	

EAR: estimated flow rate/actual flow rate, APE: absolute percentage error, CV: coefficient of variation

Table 3. Effect of measuring position on the accuracy of flow measurements with the ODFE technique.

	Measuring position					Statistical significance (S: $p < 0.05$, NS: not significant)
	Cent.	R 50	L 50	A 50	P 50	
Mean EAR \pm SD	0.987 \pm 0.055	0.989 \pm 0.031	1.020 \pm 0.059	0.981 \pm 0.057	1.003 \pm 0.050	NS
Mean APE \pm SD (%)	5.00 \pm 2.04	2.63 \pm 1.84	5.25 \pm 3.05	5.01 \pm 2.89	3.95 \pm 2.84	Cent vs. R50 (S), R50 vs. L50 (S), R50 vs. A50 (S)
CV_{EAR} (%)	5.55	3.15	5.83	5.78	5.02	

EAR: estimated flow rate / actual flow rate, APE: absolute percentage error, CV: coefficient of variation
Cent.: center of FOV, R 50: 50mm right to Cent., L 50: 50mm left to Cent., A 50: 50mm anterior to Cent., P 50: 50mm posterior to Cent.

Table 4. Effect of flow-obliquity on the accuracy of flow measurements with the ODFE technique.

	Flow-obliquity (degree)				Statistical significance (NS: not significant)
	0	15	30	45	
Mean EAR \pm SD	1.082 \pm 0.076	1.080 \pm 0.033	1.079 \pm 0.051	1.120 \pm 0.053	NS
Mean APE \pm SD (%)	8.73 \pm 6.82	8.04 \pm 3.25	7.94 \pm 4.95	12.01 \pm 5.31	NS
CV_{EAR} (%)	6.99	3.01	4.70	4.74	

EAR: estimated flow rate/actual flow rate, APE: absolute percentage error, CV: coefficient of variation

Table 5. Flow parameters in healthy volunteers and patients

	AFR(ml/min)	LFI	HFI
Norm	4.418±1.485	0.282±0.064	0.060±0.025
VD	3.233±1.067	0.483±0.161	0.179±0.096
INPH	14.298±6.115	0.344±0.117	0.070±0.029
SNPH	17.729±6.733	0.171±0.065	0.057±0.018
AT	3.664±1.169	0.288±0.070	0.149±0.051

Data are the mean±SD.

Norm: healthy volunteer, VD: ventricular dilatation, INPH: idiopathic normal pressure hydrocephalus,

SNPH: symptomatic normal pressure hydrocephalus, AT: brain atrophy,

AFR: absolute flow rate, LFI: low frequency index, HFI: high frequency index

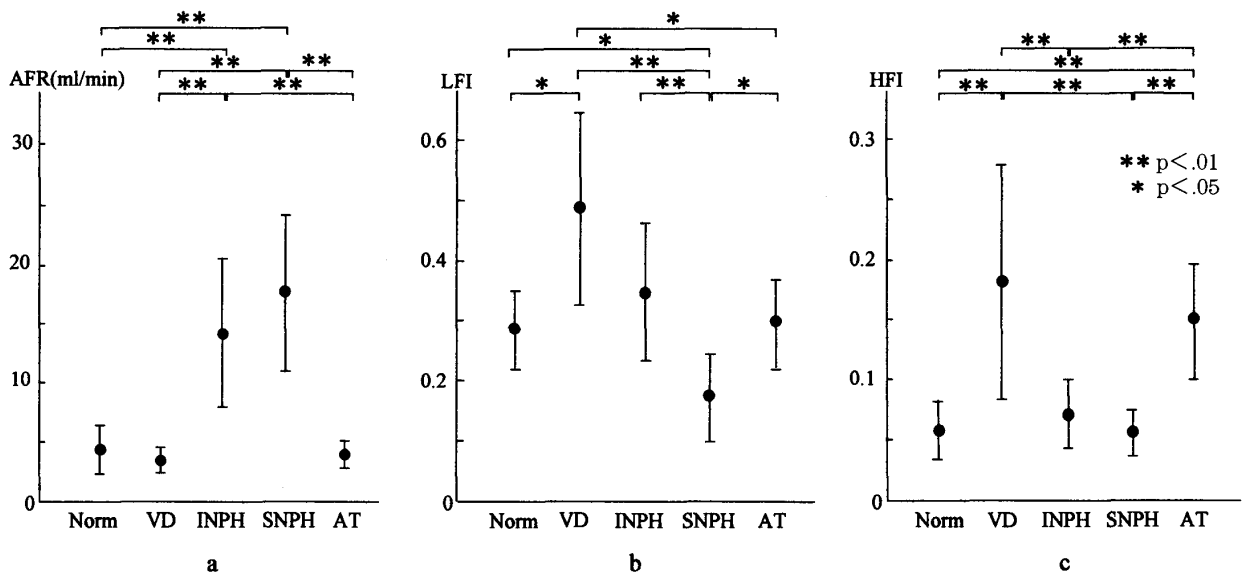


Fig. 6. AFR's (a), LFI's (b) and HFI's (c) in the healthy volunteers and the patient groups.

Norm, healthy volunteers; VD, ventricular dilatation; INPH, idiopathic normal pressure hydrocephalus; SNPH, symptomatic normal pressure hydrocephalus; AT, brain atrophy.

ら得られた AFR (a), LFI (b), および HFI (c) を示す。

AFR は INPH 群と SNPH 群で著明に高値を示し、Norm 群、VD 群、AT 群のいずれの AFR に対しても有意に高かった (すべて $p < 0.01$)。INPH 群の AFR と SNPH 群の AFR の間には有意差はみられなかったが、SNPH 群で大きい傾向が窺われた。

LFI は VD 群において Norm 群、SNPH 群、AT 群のいずれよりも有意に高値を示し (それぞれ $p < 0.05$, $p < 0.01$, $p < 0.05$)、SNPH 群において Norm 群、INPH 群および AT 群のいずれよりも有意に低値を示した (それぞれ $p < 0.05$, $p < 0.01$, $p < 0.05$)。また統計学的有意差はみられなかったが、VD 群の LFI は INPH 群よりも高い傾向がみられ、INPH 群の LFI は Norm 群よりも高い傾向がみられた。

HFI は VD 群と AT 群において Norm 群、INPH 群、

SNPH 群のいずれよりも有意に高値を示したが (すべて $p < 0.01$)、VD 群と AT 群の間には有意差はみられなかった。INPH 群と Norm 群の HFI に有意差はみられなかったが、前者でやや高い傾向がみられた。

Table 6 は信号を採取する ROI の面積が AFR, LFI および HFI に及ぼす影響を、任意に抽出した正常者から得られた velocity image を対象に検討した結果である。いずれのフローパラメータについても異なった ROI 面積の間で有意の差はみられなかった。

Fig. 7 から Fig. 11 に Norm 群、VD 群、INPH 群、SNPH 群、AT 群の各代表的症例から得たデータを呈示する。

Fig. 7 は Norm 群23歳女性から ODFE 法とフーリエ解析によって得られた中脳水道髄液流の時間速度曲線と周波数スペクトルである。白丸と黒丸はそれぞれ G_z の極性反転前後の velocity image の中脳水道部分

Table 6. Comparisons of the flow parameters derived from different sized ROI's.

	ROI size (mm ²)			Statistical significance (NS: not significant)
	25	38	50	
AFR (ml/min)	4.914±0.122	4.949±0.157	5.094±0.335	NS
LFI	0.234±0.007	0.223±0.020	0.239±0.010	NS
HFI	0.030±0.003	0.029±0.005	0.034±0.006	NS

Data are the mean±SD. AFR: absolute flow rate, LFI: low frequency index, HFI: high frequency index

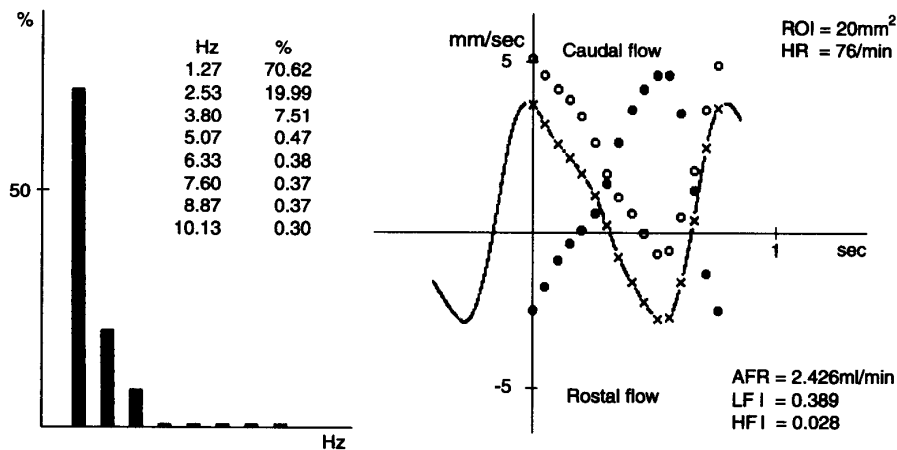


Fig. 7. Time-velocity curve and corresponding spectrum obtained from the aqueduct of a healthy volunteer.

Open circles are time versus velocity data from the first scan and filled circles are data from the second scan. Crosses are CMV's calculated from 16 pairs of time-velocity data. Note that both the open and filled circles are shifted upward by the background bias due to Maxwell term phase errors. Solid line is the time-velocity curve generated by Fourier fitting.

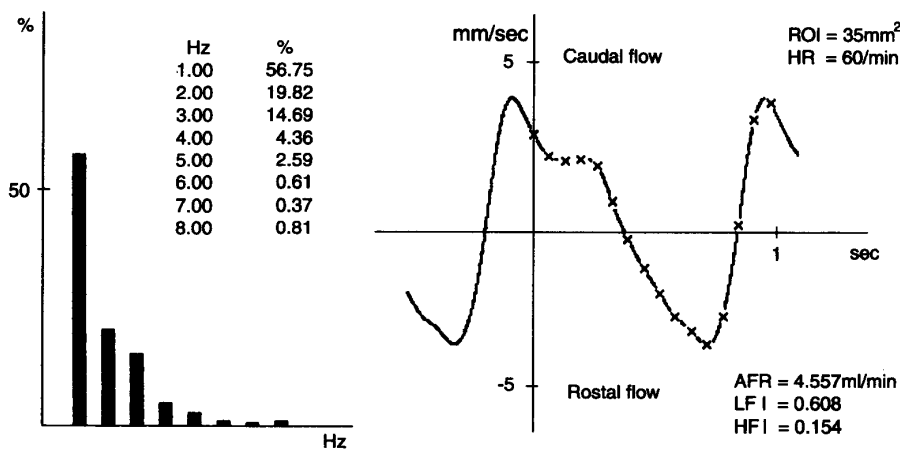


Fig. 8. Time-velocity curve and corresponding spectrum obtained from a patient of the VD group.

から得られた ROI の値を示し、×は白丸と黒丸の値から算出された CMV で、それを連ねる曲線はそれらのデータにフーリエ解析を施して得た時間速度曲線である。白丸と黒丸の値は上下方向でほぼ対称的な経時的増減を示しているが、いずれも Maxwell term phase errors に基づくバックグラウンドのため、基線に対し

て上方に偏位している。CMV のフーリエ解析により得られたフローパラメータは、AFR=2.426 (ml/min), LFI=0.389, HFI=0.028 であった。

Fig. 8 は VD 群の一例から得られた周波数スペクトルと時間速度曲線である。28歳男性で、頭痛を主訴に MRI を実施したところ年齢不相応の脳室拡大を認

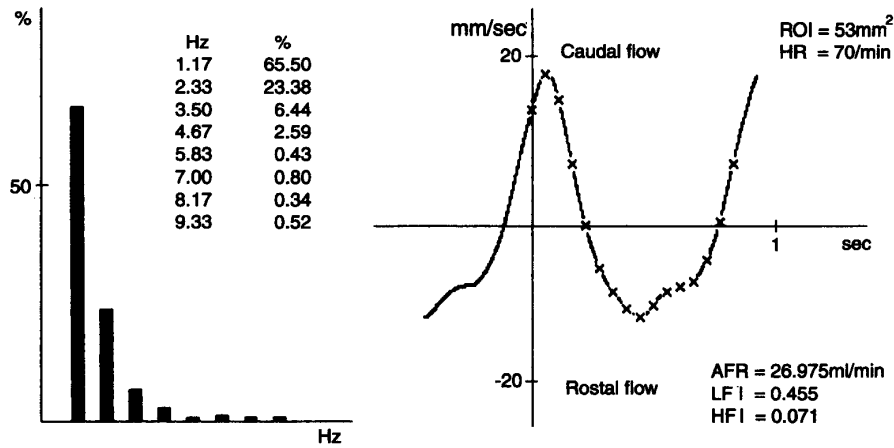


Fig. 9. Time-velocity curve and corresponding spectrum obtained from a patient with INPH.

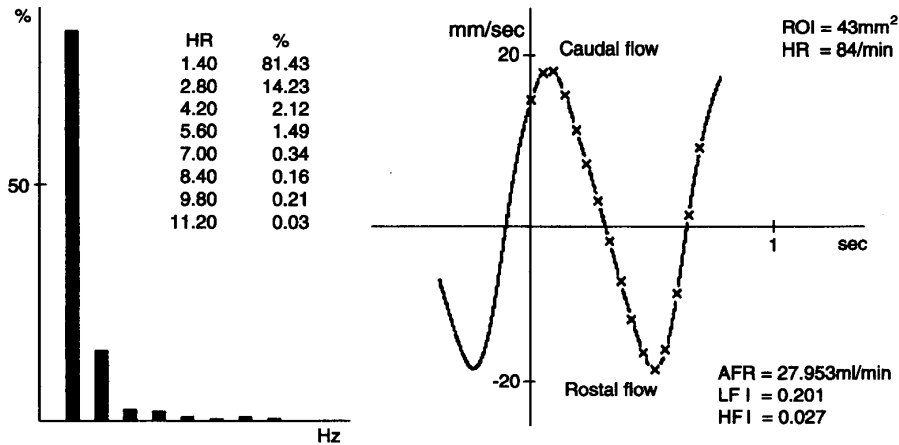


Fig. 10. Time-velocity curve and corresponding spectrum obtained from a patient with SNPH secondary to subarachnoid hemorrhage.

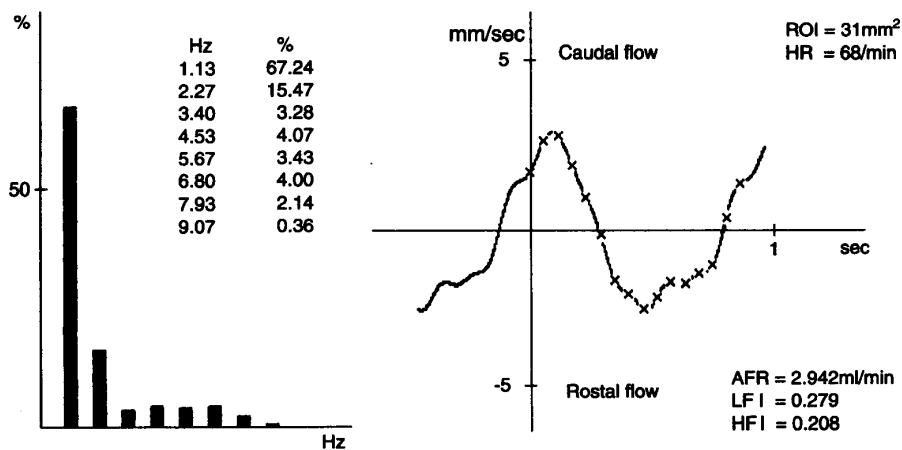


Fig. 11. Time-velocity curve and corresponding spectrum obtained from a patient of the AT group.

めた症例である。時間速度曲線の形状は尾側流の流速のピークの後に比較的長い平坦部分を認め、中脳水道髄液流の平滑さが何らかの原因で妨げられている可能

性が示唆される。フローパラメータは AFR=4.557 (ml/min), LFI=0.608, HFI=0.154 と LFI, HFI が高値を示していた。

Fig. 9 は INPH 群の一例から得られた周波数スペクトルと時間速度曲線である。歩行障害を主訴とする 57 歳女性で、MRI では脳室の拡大と PVH を認めた。時間速度曲線のピークは ROI 面積を勘案しても尾側流、頭側流とも非常に大きく、中脳水道を通過する髄液量が増加していることが示唆される。頭側流流速のピーク直後が軽度に波打っており、中脳水道髄液流の平滑さが何らかの形で妨げられていることが推察される。フローパラメータは $AFR=26.975$ (ml/min), $LFI=0.455$, $HFI=0.071$ と AFR が著しく増加しており、 LFI , HFI は正常者より若干高値を示していた。

Fig. 10 は SNPH 群の一例から得られた周波数スペクトルと時間速度曲線である。脳動静脈奇形によるくも膜下出血後の 32 歳男性で、経過観察の CT により進行性の脳室拡大を認めた症例である。時間速度曲線のピークは ROI 面積を勘案しても尾側流、頭側流とも非常に大きい。形状は正弦曲線に近い単純な形を示している。フローパラメータは $AFR=27.953$ (ml/min), $LFI=0.201$, $HFI=0.027$ で、 AFR が著明な高値を、 LFI が低値を示していた。

Fig. 11 は AT 群の一例から得られた周波数スペクトルと時間速度曲線である。75 歳女性で痴呆精査のため MRI を実施し、脳萎縮が確認された。時間速度曲線の大きさは正常者と変わらないが、曲線全体に小刻みな波がみられ、高周波成分の混入が示唆される。フローパラメータは、 $AFR=2.942$ (ml/min), $LFI=0.279$, $HFI=0.208$ と HFI が著明な高値を示していた。

考 察

1. ファントム実験

PC 法による流量測定は広く臨床研究に応用されているが、その結果は流体信号を採取する ROI の面積や位置に大きく依存し、とくに流量が小さい場合その精度や再現性は必ずしも満足できるものではない。その原因は velocity image のバックグラウンドがしばしば 0 以外の値を有し、しかもその値が流体信号自体に加わっている点にあり、その一因である Maxwell field は回避方法が確立されていないバックグラウンドとして PC 法における流量測定の精度と再現性に大きく影響している。式 1) に示したように Maxwell field は Gz の大きさに比例し、 $B0$ の大きさに反比例する。低流量の測定では強い流体信号を得るため小さな VENC を使用するが、そのためには大きな bipolar gradient すなわち大きな Gz が必要となり、その結果 Maxwell field に起因する phase errors の増大、すなわちバツ

クグラウンドの上昇が招来される。つまり PC 法による流量測定では流体信号強度と測定精度がトレードオフの関係にあり、バックグラウンドに比し相対的に小さな流体信号を計測する場合、測定精度は著しく低下する。

ROI の大きさや位置による再現性不良を解決する方法として、流体信号の辺縁を自動的に認識する方法も考案されているが^{5,11)}、この方法によっても流体信号に重なるバックグラウンドの影響を除去することはできない。また緩やかな線形分布を示すバックグラウンドに対しては線形近似による補正が試みられているが^{11,12,15,16)}、空間座標の二次関数として分布する Maxwell field に起因するバックグラウンドの影響の除去には無力である。また流体信号に重なったバックグラウンドを除去する簡便な方法として、流体信号部分から得られた ROI 値を、流体信号を含まない部位から得た ROI 値で補正する方法（本論文では BSM 法としている）も用いられている^{4,7,10)}。この方法は測定対象が $x, y, z=0$ 付近にある場合はある程度有効と思われるが、測定部位が中心を離れた場合はむしろ結果は悪くなる。信号採取用の ROI とバックグラウンド測定用における ROI の座標の差が、座標の二次関数として分布する phase error の差に与える影響を大きくするためである。

われわれの考案した ODFE 法は、 $z=0$ で規定される $x-y$ 平面で、 Gz の極性を反転して得た 2 つの velocity image を用いて Maxwell field に起因するバックグラウンドを相殺し、流量評価の精度を改善する試みである。以下、本法によって Maxwell field に起因するバックグラウンドが消去される理由を考察する。

前述した如く、 $z=0$ の $x-y$ 平面では Maxwell field (BE) は式 2) で表され、 BE の時間による積分と磁気回転比 (γ) の積で表される付加的な phase shift の蓄積である Maxwell term phase errors (ϕE) は

$$\phi E = \gamma \cdot \int \frac{Gz^2 (x^2 + y^2)}{8 B0} dt \quad 3)$$

と表現される。この式は phase error (ϕE) が Gz の極性に関わらず、一次項を含まない x, y の二次関数として $x-y$ 平面に分布することを示している。ここでまず通常の PC 法により $z=0$ の面で velocity image を撮像する場合を考えてみる。Fig. 12a は bipolar gradient が他の勾配磁場と重複せず、正負対称の形で使用された場合に生じる phase error を模式的に示している。灰色の各矩形はそれぞれ上段の対応する Gz lobe により生じる phase error を表し、その量は Gz

を式3)に代入することで得られる。この場合は phase difference operation に使用する2つの勾配磁場群(マイナス記号の前後の)の対応する各 G_z lobe の絶対値が等しく, それらに起因する各 phase error の合計は phase difference operation によって相殺され, velocity image に phase error は残らない。しかし実際の PC パルスシーケンスでは TE の短縮を目的とし, bipolar gradient の一部が他の線形勾配磁場(例えば rephasing lobe)と重複して印加される(Fig. 12b)。この場合は, phase difference operation に使用する2つの勾配磁場群の対応する G_z lobe の絶対値は一部を除き異なったものとなり, それらに起因する各 phase error の合計は phase difference operation によっても相殺されず, phase error $\phi E1$ が残ることになる。

ODFE 法は G_z の極性を反転して得た2つの velocity image の差をとりバックグラウンドを消去する方法である。本法では Fig. 12c に示すように velocity image 2 を得るための撮像には velocity image 1 の撮像に使用した各 G_z lobe の極性をすべて反転したパルスシーケンスを使用するため, velocity image 1 に残存する phase error $\phi E1$ と velocity image 2 で残存する phase error $\phi E2$ は全く等しくなる。したがって2つの velocity image の差をとれば Maxwell field に起因するバックグラウンドは消去されることになる。

ODFE 法によりファントムの流量測定を反復した結果, 流量は $APE=3.49\pm 1.78\%$, $CV=3.85\%$ で評価され, ファントムの流量が 7 ml/min 前後と非常に低く, VENC も 10 cm/sec と低値であることを考慮すると, 充分バックグラウンドが消去されているものと考えられる。また ODFE 法による流量測定の APE は従来法のいずれよりも有意に低く, EAR の CV についても ODFE 法が最も低値を示し, 本法は精度, 再現性ともに従来法よりもあきらかに優れていると考えられる。

ODFE 法はバックグラウンドを消去して流量測定の精度改善を企図した方法であるため, その精度は理論的には信号採取のための ROI の面積には影響されない。われわれの実験では直径 3 mm の流体に対して 50 mm² 以下の ROI 面積を使用した場合の EAR および APE に有意の差はみられず, 本法においては対象流体の断面積の約 7 倍の ROI 面積を使用しても, 精度の高い流量評価が可能であることが結論された。63 mm² の ROI を使用した場合, EAR が 1.068 ± 0.068 と若干高値となった理由としては, phase shift 量を速度に変換する際の有効数字桁数の影響が推察される。

ODFE 法では二次関数として分布する Maxwell field に基づくバックグラウンドを部位に応じて相殺するこ

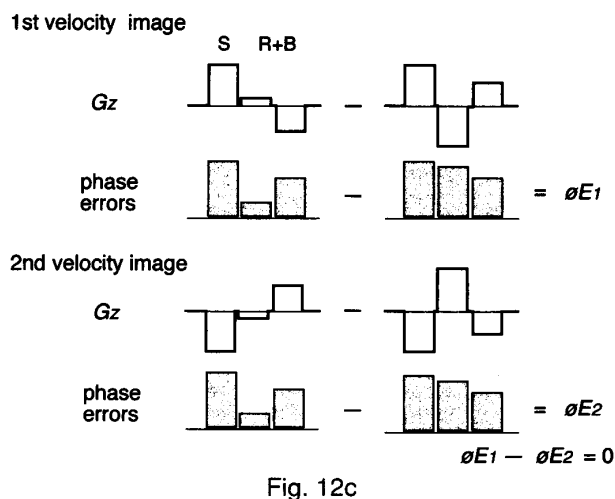
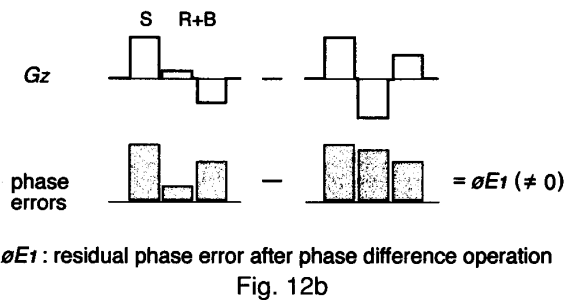
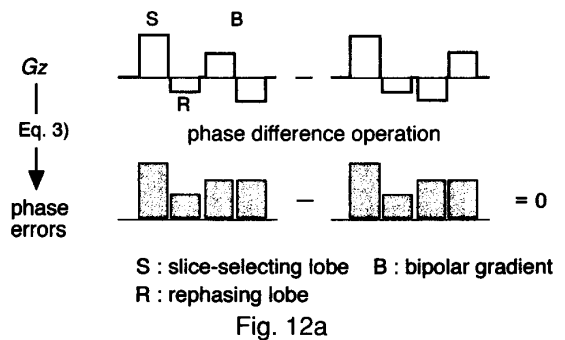


Fig. 12. Schematic drawing of Maxwell term phase errors at a point in $x-y$ plane prescribed by $z=0$. Each shaded rectangle represents the phase error caused by the corresponding G_z lobe. **a:** When the two bipolar gradients are played non-concurrently with other gradient lobes, the phase errors are canceled by the phase difference operation. **b:** In case the bipolar gradients are played concurrently with the rephasing lobes, phase error $\phi E1$ remains after the phase difference operation. **c:** When two velocity images are obtained by reversing the polarity of G_z , the residual phase error in the first image ($\phi E1$) equals to that of the second image ($\phi E2$). Subtracting the second velocity image from the first velocity image eliminates the phase errors.

とができるため、 $z=0$ の $x-y$ 平面内であれば、いずれの部位においても正確な流量評価が可能である。ファントムの流量を $z=0$ の $x-y$ 平面内の5カ所で反復測定したところ、各部位の EAR の平均は0.981~1.020の範囲にあり、いずれの部位でも良好な値が得られ、それらの間に有意差はみられなかった。精度については、R 50 における APE が Cent., L 50, A 50 における APE よりも有意に小さい、つまり R 50 における測定精度が有意に高いという結果であったが、これは偶発的なもので、本法の有効性を否定するものではない。

PC 法による流量測定において、velocity image のバックグラウンドが0であれば、流入角度は評価流量に大きくは影響しない。流体信号の面積の増加が平均流速の低下により概ね補償されるためである¹²⁾。しかしバックグラウンドが0以外の値を有する場合は、流入角度が大きくなるほど流体信号とバックグラウンドの partial volume effect が増大し、また流体信号の辺縁の不明瞭化により ROI の設定が不正確となり、流量評価の精度は低下する。バックグラウンドを相殺する方法である ODFE 法ではこれらの問題が解決され、流体信号を含むと考えられる十分な大きさの ROI を使用できる点が大きな利点である。流入角度を 0° , 15° , 30° , 45° と変化させて、ファントムの流量を測定した結果、EAR, APE と各角度の間に有意差はみられず、本法は 45° 以下の流入角度を有する流体の測定において有効と考えられた。流入角度 0° の場合の EAR が 1.082 ± 0.076 と、実験(1)の本法による成績 0.988 ± 0.038 よりもやや大きい値を示しているが、これは ROI 面積を、流入角度 45° の場合に統一して大きく設定したためと推察される。

2. 正常者および疾患群における中脳水道髄液流の分析

一般的に磁気共鳴画像における生体内の拍動流の分析にはシネ PC 法によって得られた一連の velocity image に ROI を設定して計測された時間・平均流速データが用られ、この方法は中脳水道を通過する髄液流の分析にも応用されている^{1,6,9,13,18)}。しかし先述した如く中脳水道の如き低流速拍動流を、バックグラウンドとくに $x-y$ 平面に二次関数として分布する Maxwell term phase errors を無視して分析することは、流量評価の正確性、再現性を低いものとする。さらにシネ PC 法によって得られるデータの密度は撮像時の心位相数に制限されるため、そのデータを無処理のまま分析すると一連のデータに内在する重要な情報

を失う危険性がある。そこで筆者はこれらの点を解決するため中脳水道髄液流測定に ODFE 法を応用し、得られた CMV の時間経過にフーリエ解析を施すことで連続的な時間速度曲線を得、AFR, LFI, HFI の3つのフローパラメータを導いて、Norm 群および疾患群の中脳水道髄液流を分析した。

分析にあたり Norm 群から抽出した1例を対象に今回用いた AFR, LFI, HFI に対する ROI 面積の影響を検討した結果、それらのパラメータの値は異なる ROI 面積の間で有意差を示さず、生体を対象とした場合の ODFE 法の妥当性とフローパラメータの普遍性が確認された。

AFR は INPH 群および SNPH 群で有意に高値を示し、NPH では単位時間あたりに中脳水道を通過する髄液の絶対量ははるかに多く、激しい to-and-fro movement が存在することが示された。この結果は、NPH では髄液の最大流速が増加するという従来の報告^{1,9,13)}を側面から支持するものであるが、最大流速を測定するための velocity image のバックグラウンドに適切な処理が施されず、得られる結果が ROI の設定に依存するものである限り、ODFE 法で導かれる AFR の方がより普遍的な診断指標となりうると考える。

Thomsen らによると、正常人の中脳水道髄液拍動流の周波数は、心周期を基本周期とした場合 1st~3rd harmonics が主要成分であるとしており¹⁸⁾、我々の検討でも同様の結果が得られている。つまり正常者の髄液流の波形は大部分が 1st~3rd harmonic で形成されると考えられ、疾患による波形の変化はこれら低周波成分の割合の変化や、さらに高周波成分の割合の増減として捉えることができる筈である。

VD 群では AFR は Norm 群と差はみられなかったが、LFI および HFI はいずれも Norm 群のそれらよりも有意に高値を示し、中脳水道を通過する髄液流の平滑さが何らかの原因で妨げられていることが推察された。軽度の中脳水道狭窄、中脳水道の屈曲、後頭蓋窩の構造に起因する check valve mechanism など種々の原因が考えられるが、症例数を重ね、さらなる検討が必要と思われる。VD 群は筆者が設定した群であるが、愁訴と髄液動態異常の関連性や、LFI や HFI が高い傾向を有する INPH との関連性を考えると興味深い症例群である。

INPH 群と SNPH 群では LFI に関して対照的な結果が得られた。SNPH 群では LFI が Norm 群よりも有意に低く、つまり基本周波数の占める割合が多く、中脳水道髄液拍動流が正弦曲線に近い単調な形状となるこ

とが示された。脳表クモ膜下腔の癒着や髄液流通障害に伴って driving force が通過障害のない中脳水道に集中し、髄液の単純な to-and-fro movement が助長される可能性を考えると当然の結果かもしれない。一方 INPH 群では LFI, HFI とともに Norm 群よりも高くなる傾向を示し、中脳水道を通過する髄液流の平滑さが何らかの形で減弱している可能性が示唆される。この結果は本症の成因や形成過程を推察する上で有用な知見と思われ、前述の VD 群との関連性も考慮して現在検討を進めている。

AT 群の AFR と LFI に関しては Norm 群との間に差はみられなかったが、HFI については Norm 群よりも有意に高値を示した。動脈硬化や脳実質の硬化が進行した場合、動脈の拍動の高周波成分が髄液拍動流に混入し、その結果 HFI が高くなるのが容易に推察されるが、脳実質の萎縮の著明な AT 群はその傾向、とくに実質の硬化が顕著な群と位置づけることができるのかもしれない。AT と INPH は時に画像上で鑑別が問題となるが、AT 群の AFR が Norm 群とほぼ同様である点と HFI が INPH 群よりも高い点から鑑別は容易である。

中脳水道を尾側に向かって通過する髄液の正味流量（尾側流と頭側流の差）についても検討を試みたが、いずれの群でも尾側への正味流量に負のものが混在していた。側脳室と第三脳室で産生された髄液のほとんどが中脳水道を通過するという観点からみると一見矛盾する結果であるが、体位や頭位に伴う髄液腔の容積や圧の変化、測定の間隔など諸因子の髄液動態や髄液産生に及ぼす影響が明らかにされない限り、仰臥位による短時間の測定で得たこの結果を誤りとは断定できないであろう。今後症例を重ね、検討すべき課題と考える。

謝 辞

本稿を終えるにあたり、御懇篤な御指導、御校閲を賜りました広島大学医学部放射線医学教室伊藤勝陽教授に、深甚なる感謝の意を表します。また、研究にあたり直接御指導頂きました JA 広島総合病院画像診断部主任部長藤川光一博士に深謝致します。更に、本研究に御協力、御援助頂きました湯川修博士をはじめとする JA 広島総合病院脳神経外科諸先生、同画像診断部諸先生、ならびに中央放射線室技師諸氏に心より感謝致します。

参 考 文 献

1. 伴野辰雄, 間瀬光人, 山田和雄, 大原茂幹, 宮地利

- 明, 永井 肇 1997. CINE MRI と髄液循環動態. 臨床画像 13 : 314-321.
2. Bernstein, M. A., Zhou, X., King, K. F., Ganin, A., Pelc, N. J. and Glover, G. H. 1997. Shading artifacts in phase contrast angiography induced by Maxwell terms: analysis and correction. ISMRM, 5th Annual Meeting: 110.
3. Bernstein, M. A., Zhou, X. J., Polzin, J. A., King, K. F., Ganin, A., Pelc, N. J. and Glover, G. H. 1998. Concomitant gradient terms in phase contrast MR: analysis and correction. Magn. Reson. Med. 39 : 300-308.
4. Bhadelia, R. A., Bogdan, A. R., Kaplan, R. F. and Wolpert, S. M. 1997. Cerebrospinal fluid pulsation amplitude and its quantitative relationship to cerebral blood flow pulsations: a phase-contrast MR flow imaging study. Neuroradiology 39 : 258-264.
5. Burkart, D. J., Felmlee, J. P., Johnson, C. D., Wolf, R. L., Weaver, A. L. and Ehman, R. L. 1994. Cine phase-contrast MR flow measurements: improved precision using an automated method of vessel detection. J. Comput. Assist. Tomogr. 18 : 469-475.
6. Enzmann, D. R. and Pelc, N. J. 1993. Cerebrospinal fluid flow measured by phase-contrast cine MR. AJNR. 14 : 1301-1307.
7. Enzmann, D. R. and Pelc, N. J. 1991. Normal flow patterns of intracranial and spinal cerebrospinal fluid defined with phase-contrast cine MR imaging. Radiology 178 : 467-474.
8. 藤川光一, 鈴木孝之, 森 浩希, 小林昌幸, 湯川修 1998. Phase contrast 法による流量測定の改善—ODFE (opposite directional flow-encoding) 法による Maxwell term phase errors の相殺—. 日本医放会誌 58 : 313.
9. Gideon, P., Ståhlberg, F., Thomsen, C., Gjerris, F., Sørensen, P. S. and Henriksen, O. 1994. Cerebrospinal fluid flow and production in patients with normal pressure hydrocephalus studied by MRI. Neuroradiology 36 : 210-215.
10. Gideon, P., Thomsen, C., Gjerris, F., Sørensen, P. S., Ståhlberg, F. and Henriksen, O. 1996. Measurement of blood flow in the superior sagittal sinus in healthy volunteers, and in patients with normal pressure hydrocephalus and idiopathic intracranial hypertension with phase-contrast cine MR imaging. Acta Radiol. 37 : 171-176.
11. Hofman, M. B. M., Visser, F. C., van Rossum, A. C., Vink, G. Q. M., Sprenger, M. and Westerhof, N. 1995. In vivo validation of magnetic resonance blood volume flow measurements with limited spatial resolution in small vessels. Magn.

- Reson. Med. **33** : 778-784.
12. **McCauley, T. R., Pena, C. S., Holland, C. K., Price, T. B. and Gore, J. C.** 1995. Validation of volume flow measurements with cine phase-contrast MR imaging for peripheral arterial waveforms. *J. Magn. Reson. Imaging*. **5** : 663-668.
 13. 中島 智 1992. Presaturation 法と cine MRI を用いた髄液拍動流の観察 (第3報) - 成人脳室拡大例における髄液拍動流の病態生理学的意義について -. *CI 研究* **14** : 283-290.
 14. **Norris, D. G. and Hutchison, J. M. S.** 1990. Concomitant magnetic field gradients and their effects on imaging at low magnetic field strengths. *Magn. Reson. Imaging*. **8** : 33-37.
 15. **Pelc, L. R., Pelc, N. J., Rayhill, S. C., Castro, L. J., Glover, G. H., Herfkens, R. J., Miller, D. C. and Jeffrey, R. B.** 1992. Arterial and venous blood flow: noninvasive quantitation with MR imaging. *Radiology* **185** : 809-812.
 16. **Pelc, N. J., Sommer, F. G., Li, K. C. P., Brosnan, T. J., Herfkens, R. J. and Enzmann, D. R.** 1994. Quantitative magnetic resonance flow imaging. *Magn. Reson Q* **10** : 125-147.
 17. 鈴木孝之, 藤川光一, 森 浩希, 小林昌幸, 湯川修, 塚本鉄二 1998. ODFE (opposite directional flow-encoding) 法による中脳水道髄液流の検討. 第26回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集 : 133.
 18. **Thomsen, C., Ståhlberg, F., Stubgaard, M. and Nordell, B.** 1990. Fourier analysis of cerebrospinal fluid flow velocities: MR imaging study. *Radiology* **177** : 659-665.
 19. **Yukawa, O.** 2001. Improvement of phase-contrast flow measurements: Opposite directional flow-encoding technique to eliminate the influence of the Maxwell term phase errors. *Neurol. Med. Chir. (Tokyo)* **41** : 74-82.

Analysis of Cerebrospinal Fluid Flow in the Aqueduct using Cine Phase-Contrast Imaging: Efficacy of a New Technique to Correct the Maxwell Term Phase Errors and Fourier Analysis

Takayuki SUZUKI

Department of Radiology, Hiroshima University School of Medicine

(Director: Prof. Katsuhide ITO)

Cerebrospinal fluid (CSF) flow through the aqueduct was studied using cine phase-contrast (Cine-PC) imaging. To increase the precision of velocity measurements, the author employed "opposite directional flow-encoding (ODFE) technique" which could eliminate the influence of the Maxwell term phase errors on ROI analyses of velocity images.

Various experiments using a flow-phantom proved that the ODFE technique could estimate low flow rates (around 7 ml/min) with great accuracy (absolute percentage error = $3.49 \pm 1.78\%$).

In clinical study, CSF flow were analyzed in 8 healthy volunteers (Norm) and 27 patients consist of 6 with unclassifiable ventricular dilatation (VD), 8 with idiopathic normal pressure hydrocephalus (INPH), 6 with symptomatic normal pressure hydrocephalus (SNPH), and 7 with brain atrophy (AT). For each case, time-velocity curve was generated using Fourier fitting of 16 time-velocity data obtained by Cine-PC imaging with the ODFE technique, and three flow-related parameters (AFR: absolute flow rate, LFI: low frequency index, and HFI: high frequency index) were derived and were compared between disease groups.

The AFR was remarkably higher in INPH and SNPH groups than other groups. The LFI was significantly higher in VD group than in Norm, SNPH and AT groups, and was significantly lower in SNPH group than in Norm, INPH and AT groups. The HFI was significantly higher in VD and AT groups than in Norm, INPH and SNPH groups.

In conclusion, the analysis of CSF flow through aqueduct using Cine-PC imaging with the ODFE technique is useful for us to make differential diagnosis of the disease with ventricular dilatation.