

phase contrast 法における位相分布特性の検討 - 血管形状・流速分布の適切な評価に向けて -

加藤 陽子* 姫野 龍太郎**

理化学研究所 情報基盤研究部 情報環境室
埼玉県和光市広沢 2 - 1

*, ykato@postman.riken.go.jp

***, himeno@postman.riken.go.jp

要旨: phase contrast 法における計測誤差には、流れの複雑さに依存する部分とシーケンスパラメータや緩和時間に依存する部分がある。誤差に対する影響がすくないと考えられる、短い緩和時間を持つ溶液を用いて U 字管内の速度計測を行った。また、血管形状決定に有用と考えられる静止領域の位相特性について検討した。

1. 緒言

血管の形状と血流速は、血管疾病を考える上で重要な要素である。MRI 画像から血管形状を評価する場合、time of flight 法による画像もしくは phase contrast 法の強度画像を用いることが多い。しかし、これらの画像を用いる場合、血管形状は観察者の画像の印象により決定されるので、形状を定量的に評価しているは言い難い。一方、phase contrast 法の位相画像は、流速という定量的なデータを示す画像であり、定量的な評価に適切な画像と言える。

現在に至るまで、位相分散を引き起こし計測誤差の原因となる、複雑な流れに対する phase contrast 法の計測精度について、多くの検討が行われてきた^{[1]-[5]}。さらに、その結果とシミュレーション結果を組み合わせることにより、精度を上げる手法も提案されている。しかし、現段階ではこれらの手法から誤差を含んだ実際の計測結果から、誤差を含まない流速を推定することは困難と思われる。さらに、位相分散以外にも、phase contrast 法が gradient echo 法に基づいた手法であることから、緩和時間に代表される信号値に影響するパラメータ、計測時に設定する最大流速値が計測精度に及ぼす影響を調査し、その影響の可能性を示しているものもある^[6]。phase contrast 法を用いて計測した速度には、流速に依存する誤差、phase contrast 法において操作者が決定する定数項によって生じる誤差があると考えられる。従って、両方の側面を考慮に入れて流速計測を行う必要がある。

血管内側の形状は、流速という面から考えると、静止領域と流速がゼロ以上の領域の境界と考えられる。静止領域における位相は一定ではなく、緩和時間と関連があることが示されている^[6]。しかし、これらの特性のメカニズムの解明には至っていない。この現象解明のためには、phase contrast 法における各パラメータの大きな変動に対する、この特性の変化を観察することが必要と思われる。

本研究では、2D phase contrast 法を用いて、 T_R の大きな変動に対する静止領域の位相特性の評価と、計測誤差に対する影響が少ないと考えられる短い緩和時間を示

す水溶液を用いて^[6]，3D phase contrast 法によって計測された速度分布の歪みの有無について検討した．

2. 実験方法

全ての撮影には，1.5 T EXCELART MR System (Toshiba Corporation, Japan) を用いた．使用コイルは，whole body QD coil とした．撮影対象の緩和時間は，信号の大きさに影響を与えるパラメータであることから，実験毎に，試料の緩和時間を計測した．

・緩和時間の種類

緩和時間は，静磁場の方向に関する緩和時間である縦緩和時間 (T_1) と，静磁場の方向と垂直な方向に関する緩和時間である横緩和時間に分けられる．更に，横緩和時間は，磁場の不均質性に依存しない緩和時間 (T_2)，磁場の不均質性による影響も含めた緩和時間 (T_2^*)，磁場の不均質性による緩和時間 (T_2') に分けられる．

・緩和時間の計測^{[7]-[11]}

inversion recovery 法を用いて T_1 を計測した．inversion recovery 法によって得られる信号 (SI) は，次式によって示される．

$$SI = M_o \left[1 - 2 \exp\left[-\frac{T_I}{T_1}\right] + \exp\left[-\frac{T_R}{T_1}\right] \right] \exp\left[-\frac{T_E}{T_2}\right] \quad (1)$$

M_o は，静磁場によって生じる磁化ベクトルの大きさ， T_R ， T_E ， T_I は，それぞれ繰り返し時間，エコー時間，反転時間を示す．一方，RF パルスによる磁化ベクトルの反転が不十分な場合を考慮すると，信号値は下記の式によって示される．

$$SI = M_o \left[1 - (1 + f) \exp\left[-\frac{T_I}{T_1}\right] + f \exp\left[-\frac{T_R}{T_1}\right] \right] \exp\left[-\frac{T_E}{T_2}\right] \quad (2)$$

f は定数を示す．本計測では，簡単のため，式 (1) を用いた．

T_R 4 s, $T_E=20$, $T_I=10 - 500$ ms と設定した場合に得られた，信号と T_1 の関係と式 (1) より，最小二乗法を用いて T_1 を算出した．

T_2 は，spin echo 法の高速度撮影法である，fast advanced spin echo 法を用いて計測した．spin echo 法によって得られる信号は，次式によって示される．

$$SI = M_o \left[1 - \exp\left[-\frac{T_R}{T_1}\right] \right] \exp\left[-\frac{T_E}{T_2}\right] \quad (3)$$

T_R 2 s, $T_E=60-120$ ms に設定した場合に得られた，信号と T_2 の関係と式 (3) より，最小二乗法を用いて T_2 を算出した．

T_2^* は，gradient echo 法を用いて計測した． T_2 計測時と同様に， T_R を 2 s 以上に固定し， T_E を 3-40 ms とした． T_R は T_1 に比べて十分に長いので， T_2 T_1 より， $T_R \gg T_2$ となり，得られる信号は，次式によって示される．

$$SI = M_o \frac{1 - \exp\left(\frac{-T_R}{T_1}\right)}{1 - \cos \alpha \exp\left(\frac{-T_R}{T_1}\right)} \sin \alpha \exp\left(\frac{-T_E}{T_2^*}\right) \quad (4)$$

はフリップ角を示す．本計測において，90°に設定した．横緩和時間には，次式によって示される関係がある．

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (5)$$

この関係から， T_2' は，計測された T_2 と T_2^* から算出した．

A. 静止領域における位相分布の評価

・試料

常磁性体や高分子を水に加えると，緩和時間が短縮されることが知られている．常磁性体を水に加えた場合，常磁性体が持つ不対電子の磁気モーメントが水素原子の磁気モーメントの約 658 倍と大きいので，遠動磁場が大きくなる．この大きな遠動磁場の働きによって，緩和時間が短縮される．一方，水に高分子がある場合，高分子が水分子の運動を妨げることによって緩和時間が短縮される．

本実験は，緩和時間が異なる試料について位相特性の検証を行うことを目的としているので，常磁性物質および高分子を加えることにより，緩和時間を短縮させた試料を作成した．常磁性物質を水に加えた試料として， MnCl_2 水溶液 (0.005 ~ 0.2 mM)，高分子を加えた試料として，ゼラチン溶液 (50 ~ 200 g/l) を作成した．

・位相分布の計測

2D phase contrast 法を用いて撮影を行い，得られた画像上で，静止していると判断される領域における位相の標準偏差を求めた．各パラメータ設定に対して，計測回数は 5 回とした．パラメータは， $T_R=10\text{-}500$ ms， $T_E=10$ ms， $\text{VENC}=6$ cm/s， $\text{slice thickness}=3$ mm， $\text{FOV}=25.6$ cm x 25.6 cm， $\text{Matrix}=256 \times 256$ と設定した．

B. 3D phase contrast 法による流速分布計測および評価

流路に用いる流体は，0.2 mM の MnCl_2 水溶液とした．流路は，管直径が 20 mm，中心軸の局率半径が 70 mm の U 字管，ローラーポンプ，拍動を除去するためのダンパー，およびリザーバーを用いて構成した．レイノルズ数 (Re) は， 1.0×10^3 , 4.2×10^3 とした．

まず，U 字管流入近傍にて，流れが十分に発達していることを確認するために，2D phase contrast 法により流速を計測した．次に，3D phase contrast 法を用いて，U 字管領域の撮影を行った．いずれの撮影においても， $T_R=50$ ms， $T_E=10$ ms， $\text{slice thickness}=2$ mm とした．FOV および Matrix は，pixel spacing が 1 mm になるように設定した．

3. 結果および考察

A. 静止領域における位相分布の評価

MnCl₂ 水溶液の緩和時間の計測は室温下にて行うことができた。しかし、ゼラチン溶液の室温下での計測は困難であった。室温下では、ゼラチン溶液はゾルであり、コロイド粒子が液体中に分散した状態と考えられる。コロイド粒子の運動が影響している可能性があると考え、ゼラチン溶液の容器周囲に氷を配置することによりゾル化させて計測を行った。その結果、緩和時間を計測することができた。この結果から、位相分布計測についても、同様の条件下にて行った。

各パラメータ設定において、5回の標準偏差計測結果の最大値と最小値の差は、計測結果の平均値の11%未満であった。一方、平均値計測結果は1°未満であったが、その最大値と最小値の差は、5回の計測結果の平均値の3倍に至る場合もあった。従って、以下に示す結果は、各設定における標準偏差計測結果の平均値とした。

Fig.1 に T_R に対する標準偏差の変化を示す。全ての試料において、Fig.1 が示すように、位相の標準偏差は T_R の増加に伴って単調減少し、5° 近傍で収束する傾向が見られた。Fig. 2 に、T₁ と標準偏差の関係を示す。MnCl₂ 水溶液とゼラチン溶液を分けて考えた場合、Fig. 2 に示された T₁ の結果と同様に、各緩和時間の増加に伴って、標準偏差が増加する傾向が見られた。しかし、同じ緩和時間を示す場合でも、MnCl₂ 水溶液とゼラチン溶液では異なる値を示していた。この結果を生じた原因として、ゼラチン溶液は氷によって冷却している条件下にて計測し、MnCl₂ 水溶液は室温にて計測したこと、常磁性物質と高分子の性質の相違が考えられた。

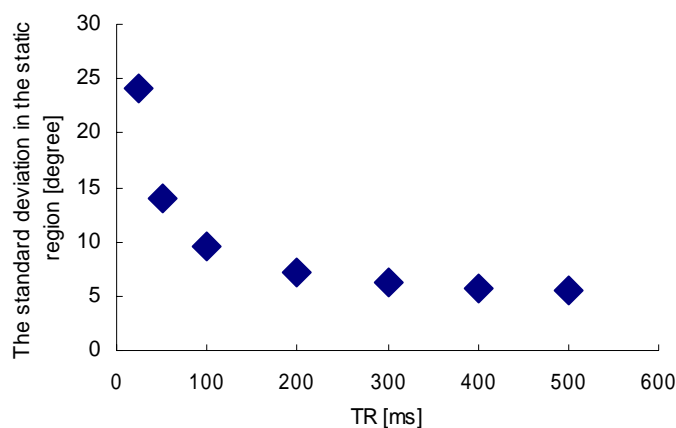


Fig.1 T_R の増加に伴う静止領域の位相分布の変化。
T₁=2.2x10³, T₂=1.1x10³, T₂^{*}=7.1x10².

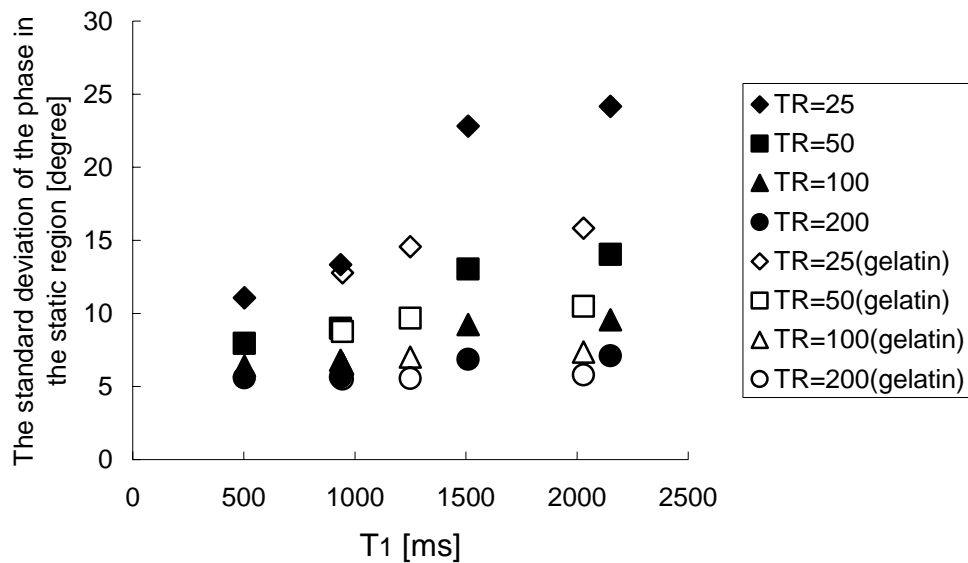


Fig.2 緩和時間による位相分布の変化 .

B. 3D phase contrast 法による流速分布計測および評価

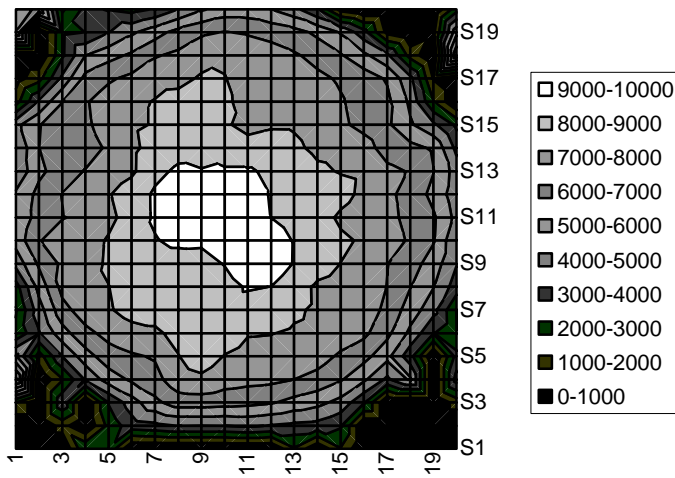
a) 2D phase contrast 法による U 字管流入部の流速分布計測

Re=1.0x10³, 4.2x10³ の場合について ,計測結果を Fig.3 ,Fig.4 に示す .Fig.3 , Fig.4 から , 方向による歪みは観察されなかった . また , Re=1.0x10³ について 2 回 , Re=1.0x10³, 4.2x10³ について 3 回計測を行ったが , 流速の最大値の誤差は 10%未満であった .

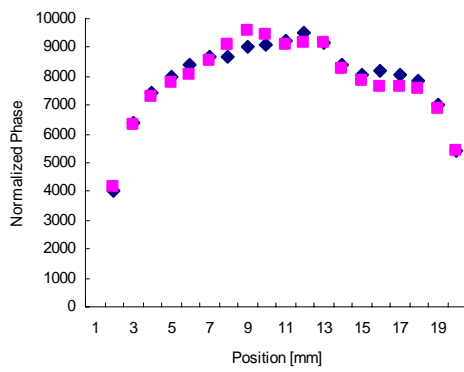
b) 3D phase contrast 法による流速計測

・ スライス方向の歪みについての検証

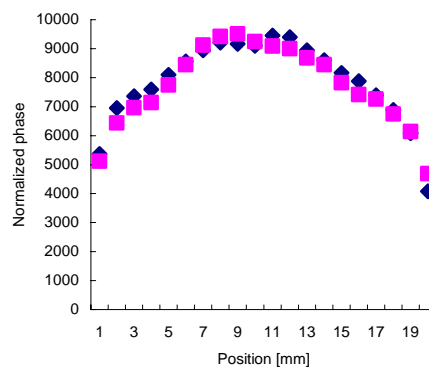
Re=1.0x10³ 直円管部分の計測結果を Fig. 4 に示す Fig. 4 が示すように 3D phase contrast 法によって撮影した領域のスライスのうち , Slice 方向の座標が最小の画像に顕著な流速分布の歪みが観察された . Re=1.0x10³ について 2 回 , Re=1.0x10³, 4.2x10³ について 3 回計測を行ったが , 同様の傾向が見られた . 従って , この傾向は Re に依存しない現象と考えられた . 従って , 3D phase contrast 法を使用して流速計測を行う場合には , 1 枚目の画像 (Slice 方向の座標が最小) の計測精度に注意を払う必要があると考えられた .



(a)

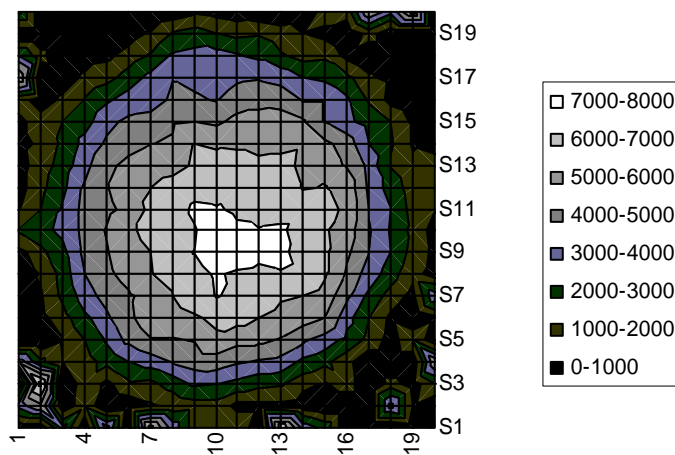


(b)

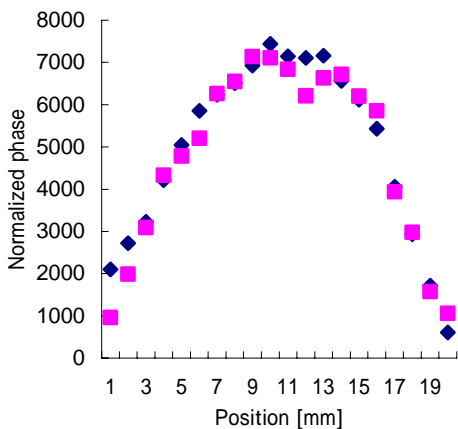


(c)

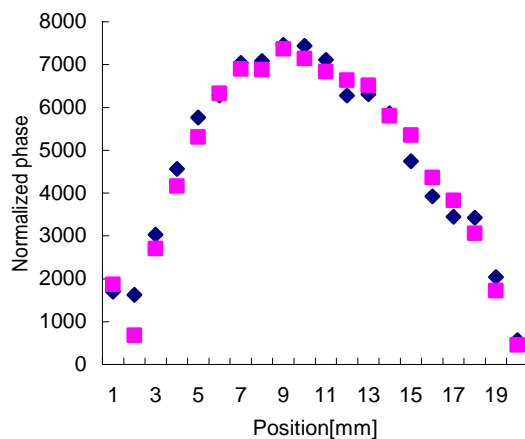
Fig.3 U字管流入部における流速分布． $Re=4.2 \times 10^3$ の場合．Phase encode 方向を right-left , read out 方向を anterior-posterior , $VENC=30$ cm/s とした．Normalized phase=10000 が $phase=180^\circ$ に対応．(a) 全体図 ,(b) read out 方向の流速分布 , (c) phase encode 方向の流速分布．



(a)

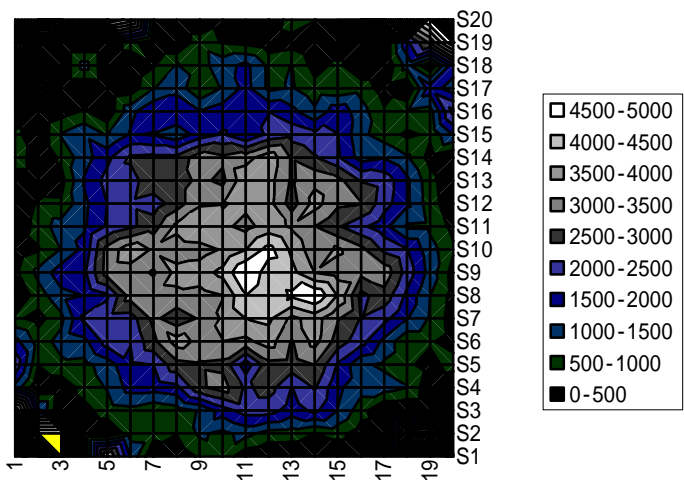


(b)

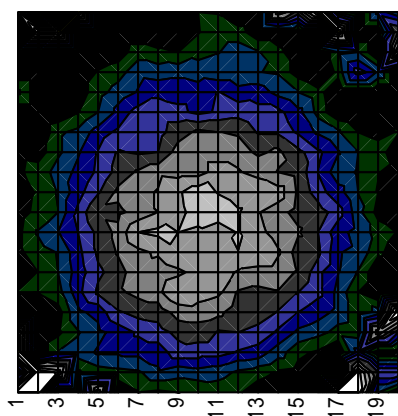


(c)

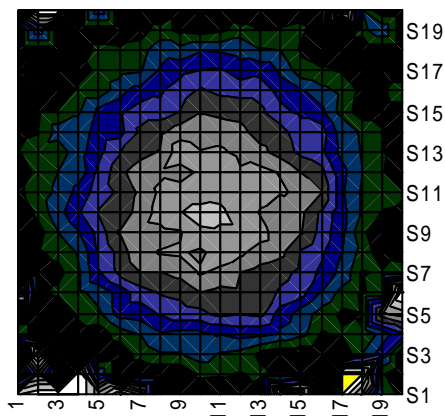
Fig.3 U 字管流入部における流速分布 . $Re=1.0 \times 10^3$ の場合 . Phase encode 方向を right-left , read out 方向を anterior-posterior , $VENC=15$ cm/s とした . Normalized phase=10000 が phase=180° に対応 . (a) 全体図 , 格子間隔は 1 mm , (b) read out 方向の流速分布 , (c) phase encode 方向の流速分布 .



(a)



(b)



(c)

Fig.4 スライス方向の歪み .格子間隔は 1 mm .slice 方向の座標が(a)最小 ,(b)平均 , (c) 最大の場合について , normalized phase を表示 .

・ U 字管領域の撮影

計測した画像から算出した U 字管内流速分布の結果を Fig.5 に示す .この結果から , 3D phase contrast 法によって U 字管の流速分布傾向を示すことが可能であると考えられた .また , 本結果は VENC の値が最大流速の倍以上であることが , 速度分布に影響を及ぼすか否か確認するため , 直円管を用いて検証を行った .結果を Fig.6 に示す . Fig.6 が示す様に , 最大流速の誤差に大きな相違は見られないが , 速度分布には大きな差が認められた .本結果から , VENC の値を最大流速に近づけた場合の実験を行う必要があると思われた .本実験では緩和時間による誤差の影響を小さくするために緩和時間の短い水溶液を用いた ($T_1=5.8 \times 10^2$ ms) .次の段階として , 緩和時間を

長くした場合に速度分布がどのように変化するかを調査する必要がある．同時に，他のシーケンスパラメータによってどのような影響を受けるのか検討する必要がある．

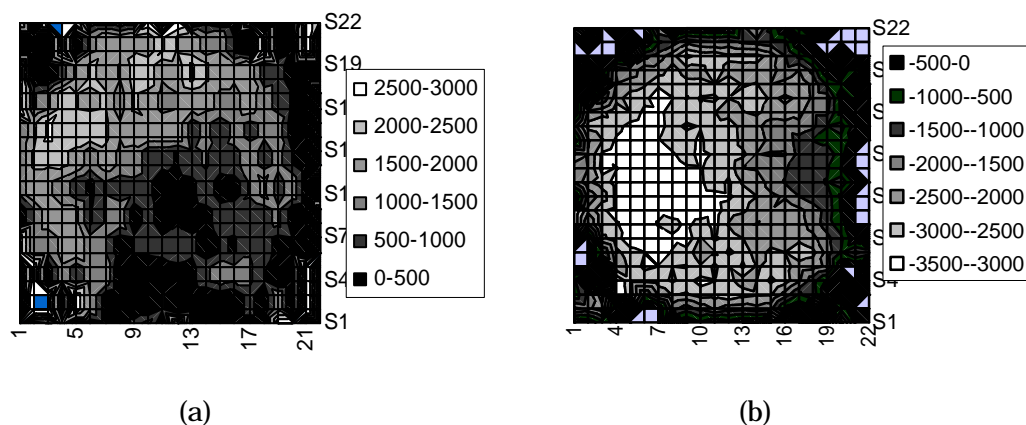


Fig.5 $Re=4.2 \times 10^3$ の場合の U 字管における流速分布．中心軸に垂直な断面について観察した． $VENC=70 \text{ cm/s}$ とした．Normalized phase=10000 が phase=180° に対応．(a)U 字管頂上部，(b) 排出部．

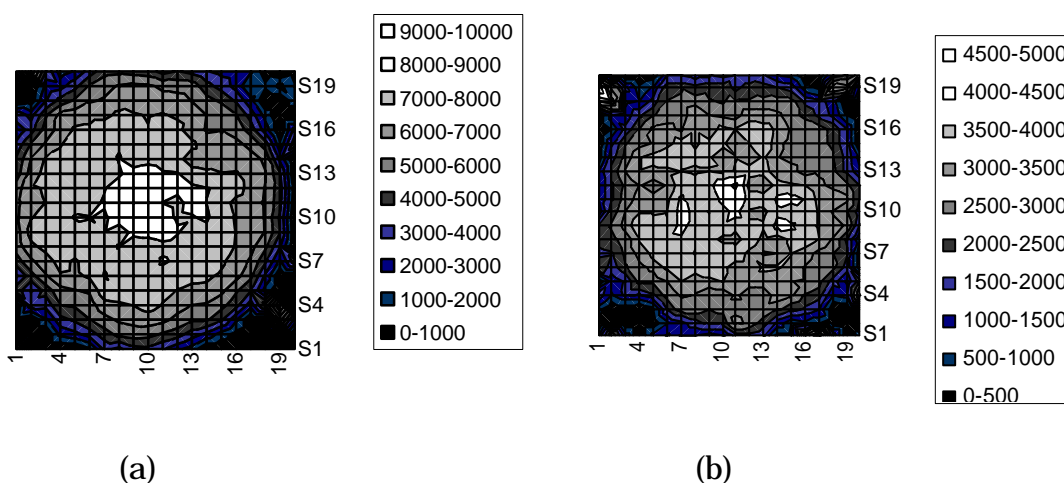


Fig.6 $VENC$ が速度分布に及ぼす影響． $Re=4.2 \times 10^3$ の場合．(a) $VENC=30 \text{ cm/s}$ ，最大流速の誤差=6%，(b) $VENC=60 \text{ cm/s}$ ，最大流速の誤差=3%．

4. 結言

本研究では，血管形状評価に必要な静止領域における位相分布特性と，3D phase contrast 法を用いて U 字管内の流速計測を行った．その結果，静止領域の位相分布は緩和時間， T_R に依存し， T_R の増加と共に一定の値を示す傾向にあることが示され，3D phase contrast 法による U 字管内の流速計測が適当と考えられた．また， $VENC$ の設定は，最大流速値よりも流速分布に大きな影響を与えたと考えられた．

文献

- 1) D. N. Ku, C. L. Biancheri, R. I. Pettigrew, J. W. Peifer, C. P. Markou & H. Engels : Evaluation of magnetic resonance velocimetry for steady flow, *Trans ASME, J Biomech Engng*, 112, 464/472 (1990).
- 2) J. N. Oshinski, D. N. Ku, D. E. Bohning & R. I. Pettigrew : Effects of acceleration on the accuracy of MR phase velocity measurements, *JMRI*, 2, 665/670 (1992).
- 3) J. M. Siegel, J. N. Oshinski, R. I. Pettigrew & D. N. Ku: Comparison of phantom and computer-simulated MR images of flow in a convergent geometry: Implications for improved two-dimensional MR angiography, *JMRI*, 5, 677/683 (1995).
- 4) D. A. Steinman, C. R. Ethier & B. K. Rutt: Combined analysis of spatial and velocity displacement artifacts in phase contrast measurements of complex flow, *JMRI*, 7, 339/346 (1997).
- 5) M. Finnie, G. D. Fullerton & I. L. Cameron: Molecular masking and unmasking of the paramagnetic effect of iron on the proton spin-lattice (T_1) relaxation time in blood and blood clots, *MR Imaging*, 4, 305/310 (1986).
- 6) 加藤陽子, 姫野龍太郎 : MRI 画像における血管領域抽出手法構築を目的とした phase contrast 法の流速計測特性評価, *生体医工学*, in press.
- 7) 荒木力 : MRI「再」入門 臨床からみた基礎原理, 41/41, 南江堂, 東京 (1999).
- 8) J. R. MacFall, F. W. Wehrli, R. K. Breger & G. A. Johnson: Methodology for the measurement and analysis of relaxation times in proton imaging, *MR Imaging*, 5, 209/220 (1987).
- 9) E. Tamura, H. Hatabu, W. Li, P. V. Prasad & R. R. Edelman: Effect of oxygen inhalation on relaxation times in various tissues, *JMRI*, 7, 220/225 (1997).
- 10) W. R. Overall, D. G. Nishimura & B. S. Hu: Fast Phase-Contrast Velocity Measurement in the Steady State, *MRM*, 48, 890/898 (2002).
- 11) M. Markl, M. T. Alley & N. J. Pelc: Balanced Phase-Contrast Steady-State Free Precession (PC-SSFP): A Novel Technique for Velocity Encoding by Gradient Inversion, *MRM*, 49, 945/952 (2003).