

MRIによる内頸動脈起始部における血管内血行動態描出の検討

瀬尾麗子¹, 中野 覚², 山下裕市³, 石森隆司⁴,
戸上太郎¹, 吉村真由美³, 杉浦 聡³, 外山芳弘¹,
佐藤 功¹, 大川元臣¹

¹香川大学医学部放射線科 ²栗原中央病院放射線科 ³東芝メディカルシステムズ㈱
⁴香川大学医学部附属病院放射線部

はじめに

血管壁には血管内圧と血流に基づく力学的ストレスが常に作用している。力学的ストレスは血管内皮細胞の機能の調節に影響を与えていると言われており、血管内皮細胞の機能が正常に働かないと動脈硬化が発生しやすくなる。力学的ストレスの一つであるずり応力は、動脈の彎曲部や分岐部において血流の乱流や渦流により非正常になっており、内皮細胞障害的に作用していると考えられる¹⁾。内頸動脈起始部には渦流が発生しており²⁾動脈硬化による血管狭窄が起りやすい部位として知られている。血管内の小領域における血行動態を把握することは動脈狭窄の形成過程の病態解析に有用と考えられる。

主要な動脈においてMRIを用いた血行動態描出の報告は既になされている^{3)~5)}。Phase contrast法(PC法)⁶⁾では血流のphase encode方向、read out方向、スライス方向のそれぞれの成分に比例した位相変化をとらえることが可能であり、これらのデータから血流の方向をベクトルとして表示することが可能である。過去の報告では特殊なソフトウェアやワークステーションが必要だが、PC法によるデータをもとに特別なソフトウェアやワークステーションを

用いることなく血行動態をベクトル表示できるかどうかの検討を行った。

方法

撮像対象は内径4mmの直線のガラスファントム、内頸動脈起始部を模したガラスファントム(Fig.1:頸部動脈模擬ファントム)、健康成人ボランティア3名とした。ファントムは共に株式会社大一器械(徳島)に製作を依頼した。MR装置は東芝製1.5T VISART/EX Ver.5.30で、頸部用QDコイルを使用した。

ファントム実験では、ガラスファントム内腔に動脈血と同程度のT₁値、T₂*値に調整した水溶液を自然落下させて行った。水溶液はフェルモキスデス(商品名フェリデックス)0.3mlとガドペンテ酸メグルミン(商品名マグネビスト)0.24mlを水道水1リットルに希釈しT₁値786ms、T₂*値102msとした。(実験1)直線のガラスファントムを静磁場と平行に置き、流速を3.1~17.6cm/sまで5段階に変化させて流速とベクトル表示との関係を検討した。撮像方法はphase contrast(PC)法を用い、coronal断面で撮像した。ファントムのほぼ中央にROIを置き、各流速で同一のROI上の平均流速を測定し流動体をベクトル表示し、流速

キーワード phase contrast MR imaging, carotid artery, hemodynamics

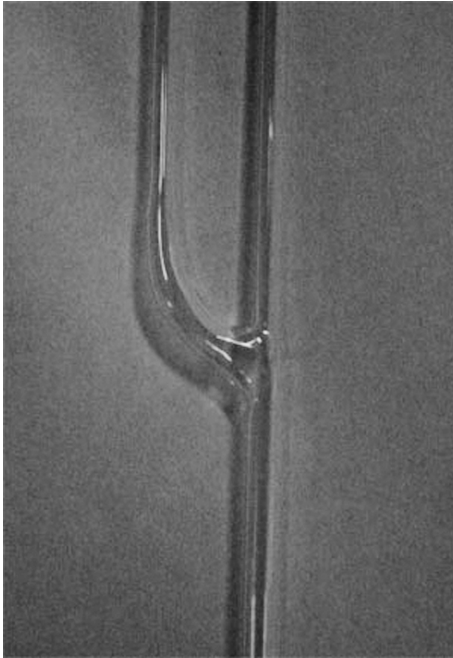


Fig. 1. Flow phantom of common carotid artery
Calibers of common carotid artery and internal carotid artery are 7 and 8 millimeters respectively. Caliber of both internal and external carotid artery is 5 millimeters.

とベクトルの長さとの関係を検討した。(実験2)直線のガラスファントムを磁場方向から45°傾けた方向に置き、流速を10.02~32.35 cm/sまで4段階に変化させて撮像しファントム内の流動体をベクトル表示した。撮像方法はPC法を用い、周波数エンコード方向は磁場方向とした。流れの方向と速度が正しくベクトルとして表示されるか否か検討した。(実験3)頸部動脈模擬ファントムを用いPC法で撮像しベクトル表示による血流動態評価を行った。また、ボランティアは27歳から38歳までの頸部超音波検査で内頸動脈起始部に狭窄のないことを確認した健常男性2名、女性1名で、内

頸動脈分岐部のPC法と3D TOF法による撮像を行った。

PC法の撮像パラメータを示す。()内はボランティアで変更したパラメータである。TR/TE=30/16 ms, FA=20°, VENC=100 (30~50 ボランティアごとにPC法による流速測定を行い撮像領域内での最高流速よりやや高い値を設定した) cm/ms, FOV=12.8×12.8 cm, マトリックス数=256×256, スライス厚=5(3)mm, 加算回数=16(10)回。矢状断像で上下方向をread out方向, 前後方向をphase encode方向として撮像した。3D TOF法の撮像パラメータはTR/TE=24/6.8 ms, FA=10°, FOV=16.5 cm, マトリックス数=256×128, スライス厚=2 mm。

撮像した画像をパソコン上にJPEG画像として取り込み、各ピクセルの信号強度を元の流れによる位相変化量をフリーソフトImage J 1.31 Vにより画像ごとに数値化した。Excel上にvisual basicにより自作したプログラムでread out方向とphase encode方向の信号強度を合成しベクトルで表示した。また、視覚的に認識しやすいように上向きの流れが赤色, 下向きの流れが青色になるようにした。表にプログラムの詳細を示す。

結 果

実験1では5回の測定によって得られたベクトル図と流速測定した結果を同一のグラフに示した(Fig. 2(a))。流速が小さいときはベクトルは短く, 流速が大きいときはベクトルは長く表示され, 流速測定によって得られた流速と作成されたベクトルが正しく相関している。

実験2では4回の測定で得られたベクトル図を並べて表示した(Fig. 2(b))。図に示すようにベクトル図はファントムの中央部分を抜き出して表示している。ファントムの方向に一致

Table. Program for Analysis of Flow Vector

内容	プログラム	変数	変数内容
ボタン1にてプログラムを起動	Private Sub Command Button1_Click ()		
ベクトル開始中心位置の設定	xCP = 200 yCP = 150	xCP yCP	ベクトルX座標位置 ベクトルY座標位置
画素値データ読取位置の設定	xD = 0 yD = 0 Max = 0 Min = 0 Size = 0	xD yD Max Min Size	信号最大値 信号最小値 最大絶対値
ベクトルの表示マトリックスの設定	For aa = 1 To 64 For bb = 1 To 64	aa bb	X軸マトリックス Y軸マトリックス
シート(PE)からのデータ読込み シート(RO)からのデータ読込み	yRD = Sheets("PE").Cells(bb + yD, aa + xD).Value xRD = Sheets("RO").Cells(bb + yD, aa + xD).Value	xRD yRD	PE画素データ RO画素データ
閾値の設定	OvTh = 10000 UnTh = -10000 If xRD > OvTh Or xRD < UnTh Then GoTo NOIMG If yRD > OvTh Or yRD < UnTh Then GoTo NOIMG	OvTh UnTh	上限値 下限値
最大値の検索 最小値の検索 最大絶対値の検索	If xRD > Max Or yRD > Max Then Max = xRD Or Max = yRD If xRD < Min Or yRD < Min Then Min = xRD Or Min = yRD If Max > Abs(Min) Then Size = Max Else Size = Abs(Min)		
グラフの表示間隔の設定	SpR = 25 xVc = yCP + (aa * SpR) yVc = xCP + (bb * SpR)	SpR xVc yVc	表示間隔 X軸ベクトル中心座標 Y軸ベクトル中心座標
ベクトルの大きさの設定	ChS = 100 xRng = xRD / ChS yRng = yRD / ChS	ChS xRng yRng	縮小率
ベクトルの始点・終点の決定	xVe = xVc + xRng yVe = yVc + (yRng * -1) xVs = xVc - xRng yVs = yVc - (yRng * -1)	xVe yVe xVs yVs	X座標の終点 Y座標の終点 X座標の始点 Y座標の始点
ベクトル表示色の計算	Blue = Int(128 + ((yRD / (thresh * 2)) * 128)) Red = 256 - Blue	Blue Red	ベクトル青色表示 ベクトル赤色表示
ラインの描写 ベクトルへの変換 表示色の指定	ActiveSheet.Shapes.AddLine(xVs, yVe, xVe, yVs).Select Selection.ShapeRange.Line.EndArrowheadStyle = msoArrowheadTriangle Selection.ShapeRange.Line.ForeColor.RGB = RGB(Red, 0, Blue)		
レジェンドの表示	NOIMG: Next bb Next aa Sline = 400 Eline = Sline + (Size * Chs) ActiveSheet.Shapes.AddLine(25, Eline, 25, Sline).Select Selection.ShapeRange.Line.EndArrowheadStyle = msoArrowheadTriangle Svenc = 60 MaxV = (2^15) Lvenc = (Svenc * Size) / MaxV End Sub	Sline Eline Svenc MaxV Lvenc	指標の始点 指標の終点 設定Venc値 設定値での信号値 レジェントの流速値

したベクトルが表示され、ベクトルの方向は流れの方向をよく表していると考えられた。また、流速が小さいときはベクトルは短く、流速が大きいたまはベクトルは長く表示されてい

る。ファントムの管腔外にはノイズにより様々な方向と大きさをもったベクトルが現れている。

次に、実験3の頸部動脈模倣ファントムの結果を示す。Fig. 3(a)が左右方向、Fig. 3(b)

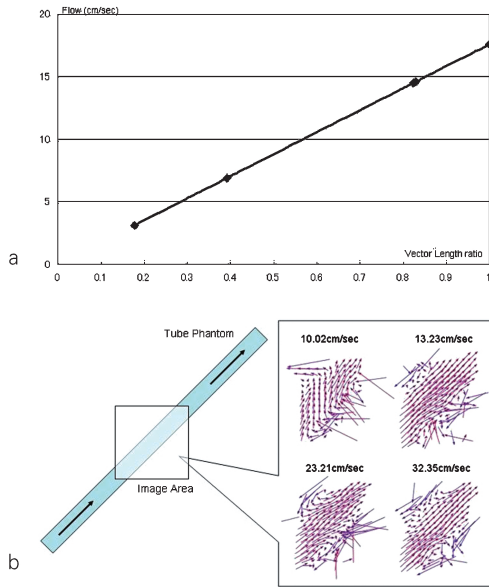


Fig. 2.

(a) Flow velocity measurements and flow vector length ratios expressed in a single diagram. Flow measurements were made at five different velocities. The ratios of vectors correspond to magnitude of measured velocities (plotted on the line chart).

(b) Vectors represent flow patterns within a phantom tilted at an angle of 45° to horizontal plane. The vectors accurately indicate directions of flow. Vectors originated from noise are also shown outside of lumen.

が上下方向の位相画像であり、前者では右から左方向の流れが高信号に、後者では上方向の流れが低信号に描出されている。これをベクトル表示すると Fig. 4 のようになり、頸部模擬ファントム内の流動体が明確に描出されている。ボランティアでもベクトル表示 (Fig. 5) を行った。ファントムと同様に内頸動脈起始部直後に下向きの流れがあり渦流を認めた。3D TOF 法では同部位に一致して信号低下を認めた (Fig. 6)。また、3 症例を比べると、血管の分岐形態により渦流の範囲や形に個人差が見られた。

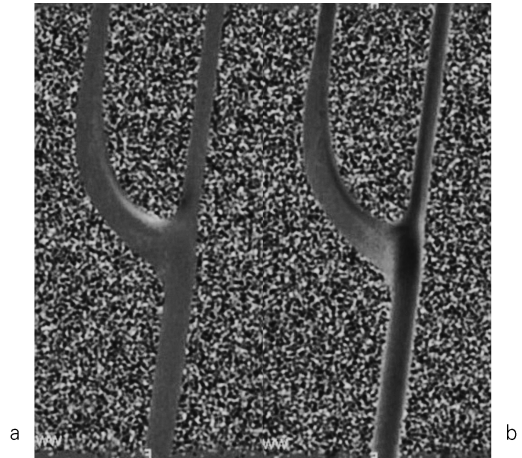


Fig. 3. Source PC-MR imaging images of flow phantom in sagittal plane. (a) phase encode (b) read out
Flow of left direction shows high intensity (a). Flow of upper direction shows low signal intensity (b).

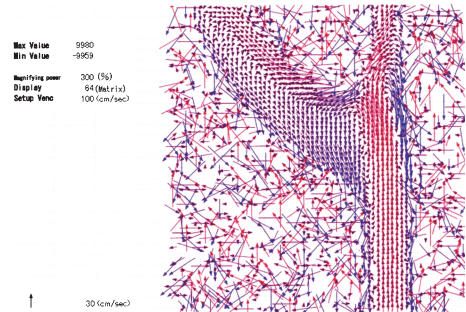


Fig. 4. shows flow velocity vectors of a phantom, which simulates vortex flow in the internal carotid artery at its origin. Red arrows show upper flow, and blue arrows show lower flow. The short and blue arrows at the origin of internal carotid artery indicate the presence of vortex flow.

考 察

PC 法による人体での血流のベクトル表示の報告は過去にも見られる^{3)~5)}。実験 1, 2 か

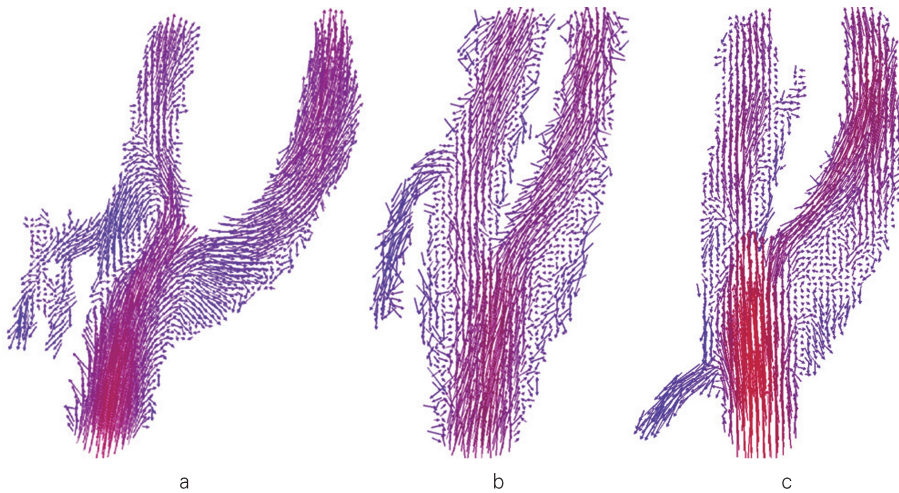


Fig. 5. Figures show flow velocity vectors obtained from volunteers. (a) 27 y.o. female (b) 37 y.o. male (c) 38 y.o. male.

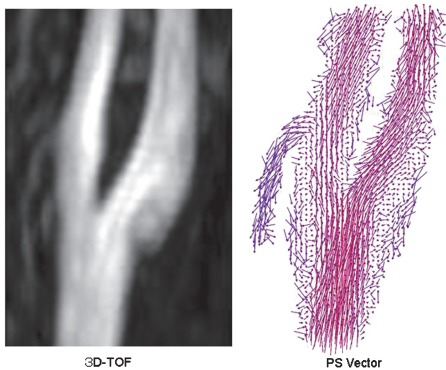


Fig. 6. Comparison between vector diagram and time-of-flight (TOF) image suggests that reduced inflow effect due to vortex flow may have caused reduced signal intensity in TOF image.

ら、作成したベクトル図は流れの方向と大きさを正しく表示できることを確認した。流れの直交する軸成分の位相変化量を得ることができれば、特殊なワークステーションを用いなくとも一般に普及しているコンピュータソフトウェアでベクトルの表示が可能であった。

今回は心電図同期を用いずに拍動性の変化を

加算平均化した撮像を用いたが、心電図同期を用いることによる、心拍動の時相ごとの血流動態の変化も検討可能と考えられる。現状ではPC法での血流による位相変化量は直接パソコンに数値出力することができないため、今回は一度画像化したものをパソコン上で数値化し解析を行った。MR装置から直接位相変化量を数値化できれば解析の手間は軽減されるため、心電同期撮像による心時相ごとの解析も可能になると考えられる。

ベクトル表示では内頸動脈起始部には渦流と血流の停滞があることが観察された (Fig. 5)。これは従来の報告²⁾に合致するもので、内頸動脈起始部の血流動態を正しくとらえているものと考えられた。また、血管の分岐形態により渦流の状態に個人差がみられた。今回の検討の範囲内では Fig. 5(a)のように内頸動脈が横方向に分岐している場合は渦流が強く認められ、Fig. 5(b)のように内頸動脈、外頸動脈ともに比較的垂直に分岐している場合は渦流がほとんど認められなかった。しかし、実際の血管内血流動態には分岐角度のみならず拍動や内頸動脈と外頸動脈の血管抵抗の差・血管径やその変化

率・血液の粘度など多くの要因が関与していると考えられる。現在の血管の形態から、流体力学を用い血管内血行動態を計算で推測することが可能となっている。しかし、人体内では多数の要因が複雑に関与しているものと考えれば、実際の血行動態を非侵襲的にとらえられる本法に有用性があると思われる。血管の動脈硬化症の進行には食事や喫煙など様々な要因の関連が指摘されている⁷⁾が、血管分岐形態も内膜に与える刺激が違ふと考えられ、血管狭窄の一因となる可能性が考えられる。渦流や血流の停滞が狭窄病変の形成にどのようにかかわっているか、様々な程度の狭窄例を検討することにより考察が可能と推測される。また、頸動脈MRAは日常診療ではTOF法が汎用されているが、内頸動脈起始部が低信号で狭窄様に見えることがある。ベクトル図とTOF法の二つの画像を比較することによりTOF法での信号低下が渦流によるin flow効果の低下が原因と推測できる。

今後、black blood法など内膜の状態を描出できる撮像法と組み合わせることにより動脈狭窄形成の病態解析への応用が期待される。また、同様の手法で動脈瘤形成過程での血行動態の関与の解析にも有用と思われる。

結 語

MRIにより内頸動脈起始部の血行動態をベクトル表示としてとらえることができた。ベクトル表示を目標とした場合、特別なソフトウェアやワークステーションを用いることなく

phase contrast法により得られた画像を基にして内頸動脈起始部の血行動態をベクトル表示することができた。

本論文の要旨は、第32回日本磁気共鳴医学会大会(2004年9月、大津)で発表した。

謝 辞

本研究の一部は科学研究費補助金(13670945)の助成を受け施行した。

文 献

- 1) 安藤譲二：力学的ストレスから内皮細胞障害への生化学的連鎖。総合臨牀 1996；45：2085-2091
- 2) Listerud J：First principle of magnetiv resonance angiography. Magn Reson Q 1991；7：136-170
- 3) Summers EP, Bhalerao HA, Hawkes JD：Multiresolution, model-based segmentation of MR angiograms. ISMRM 1997；7：950-957
- 4) Buonocore HM：Visualizing blood flow patterns using streamlines, arrows, and particle paths. MRM 1998；40：210-226
- 5) Houston GJ, Gandy JS, Sheppard GD, et al.：Two-dimensional flow quantitative MRI of aortic arch blood flow patterns：effect of age, sex, and presence of carotid atheromatous disease on prevalence of spiral blood flow. J Magn Reson Imaging 2003；18：169-174
- 6) Dumoulin LC：Phase contrast MR angiography techniques. Magn Reson Imaging Clin N Am 1995；3：399-411
- 7) Roso R：The pathogenesis of atherosclerosis：a perspective for the 1990s. Nature 1993；326：801-809

Visualization of Hemodynamics at the Carotid Bifurcation with MR Imaging

Reiko SEO¹, Satoru NAKANO², Yuichi YAMASHITA³,
Takashi ISHIMORI⁴, Taro TOGAMI¹, Mayumi YOSHIMURA³,
Satoshi SUGIURA³, Yoshihiro TOYAMA¹, Katashi SATOH¹,
Motoomi OHKAWA¹

¹*Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kagawa University
1750-1 Ikenobe, Miki-cho, Kita-gun, Kagawa 761-0793*

²*Kurihara Central Hospital*

³*Toshiba Medical Systems Corporation*

⁴*Radiological Division, Kagawa University Hospital*

We examined the feasibility of vector representation of blood flow at the origin of the internal carotid artery using phase contrast-magnetic resonance (PC-MR) imaging. PC-MR imaging enables acquisition of the phase shift of moving spins, which is proportional to the vector components of flow velocity in phase encoding, read-out, and slice-select direction. Using the phase shift data, the direction of blood flow in each voxel can be expressed as a vector. We found the vector representation of blood flow useful in analyzing the hemodynamics of small areas in blood vessels, such as the origin of internal carotid artery, with PC-MR imaging permitting sufficient spatial resolution for analysis. This technique requires neither special software nor a high performance workstation and is considered useful in evaluating the hemodynamics of blood flow.