355 Tagged MRI による脳動脈瘤モデルの血流動態解析 —PIV software を解析に用いた初期検討—

磯田 治夫[○], 稲川 正一, 竹田 浩康, 磯貝 聡,

竹原 康雄, 阪原 晴海(浜松医科大学放射線科)

Preliminary study of tagged MR image velocimetry for an intracranial aneurysm replica

Haruo ISODA, Shoichi INAGAWA, Hiroyasu TAKEDA, Satoshi ISOGAI,
Yasuo TAKEHARA and Harumi SAKAHARA

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the possibility of visualization of hemodynamics in an intracranial aneurysm replica by using tagged MR imaging and particle image velocimetry (PIV) software. Our phantom system included a pulsatile flow pump and a replica of an anterior communicating artery aneurysm (Shelley Medical Imaging Technologies). Tagged MR imaging was carried out using a 1.5 T superconducting MR system and using ECG gated fast spoiled gradient echo sequence combined with spatial modulation of magnetization technique. Tag stripes were placed at 3mm intervals in a grid pattern in the aneurysm model. Analysis of tagged MR image data with PIV software revealed the velocity and direction of flowing fluid at each location in the aneurysm model every nine milliseconds. Tagged MR image velocimetry combined with tagged MR imaging and PIV analysis would be a promising and noninvasive technique for revealing hemodynamics in intracranial aneurysms.

Keywords: MR imaging, Intracranial aneurysm, Particle image velocimetry

1. 結 論

人口の 2-3%と推定される脳動脈瘤患者のうち、径が 10mm 未満で未だクモ膜下出血を来していない動脈瘤の 1 年間の破裂頻度は 0.05% 未満という報告がなされ¹⁾, 0.1-2%という過去の報告²⁾と比較して極めて低い。しかし、ひとたびクモ膜下出血を来せば 2/3 は死亡か重篤な神経脱落症状を残す。従って将来破裂する可能性が高いものを選んで治療すべきであり、将来の脳動脈瘤破裂を推定できれば治療計画に有用と考えられる。しかし、脳動脈瘤の自然経過が十分に理解されておらず、どのような脳動脈瘤が将来破裂するかは十分に分かっていない。

脳動脈瘤の発生とこの破裂に大きく関与する因子に脳動脈瘤内や周囲親動脈の血流動態があり³⁾, 脳動脈瘤内血流動態が画像化でき、血流により動脈瘤壁が受ける圧力やストレスが分かれば、脳動脈瘤破裂部位が推定できる可能性が高い。

本研究の目的の一つはヒト死体血管を鋳型に作成され

た囊状脳動脈瘤モデルに拍動流を流し、磁気共鳴画像の撮影法の一つである tagged MRI⁴⁾ で瘤内の血流動態が画像化できるかを検討することである。もう一つの目的はこの tagged MRI のデータを用い、粒子画像流速測定法(particle image velocimetry: PIV)^{5,6)}にて画像処理を行い、流速ベクトル、渦度、剪断歪が算出可能かどうかを検討することである。

2. 方 法

2.1 脳動脈瘤ファントム

ヒト死体血管を鋳型にして作成されたシリコン製の血管モデル (Shelley Medical Imaging Technologies) (Fig. 1)を用いた。これには高さ 15mm, 体部径 10mm, 頸部径 5mm の前交通動脈瘤が存在する。

2.2 拍動流発生装置

ヒト頭部血管と同様の血流波形を再現できる拍動流発生ポンプシステム (Shelley Medical Imaging Technologies) を用いた。

Fig.1 Vascular model

A, Anterior circulation with anterior communicating artery aneurysm;
B, Normal aortic arch.

2.3 流体

グリセリンと蒸留水を2:3に混合し、ヒト血液に近い緩和時間と粘度を持つように調整した。

2.4 撮影装置

臨床用 1.5T 磁気共鳴(MR)撮影装置 (Signa Horizon Echospeed, GE 横河メディカルシステムズ) に頭部用コイルを装着してデータを取得した。

2.5 実験手順

- 1) 脳動脈瘤モデルを MR 撮影装置の頭部用コイル内に置き、拍動流発生装置と連結した。(Fig. 2)

Fig. 2 Schematic presentation of the phantom system. Arrows indicate the flow directions

- 2) 流体を流し、内頸動脈中心部の収縮期最高血流が 50ml/sec となるように拍出量を調整した。この時、流速測定には磁気共鳴画像による 2D phase mapping MRI を撮影した。撮影パラメータは repetition time (TR)/ echo time (TE)/ number of excitation (NEX)=19/7.8/1, flip angle (FA)=30°, field of view (FOV)=18x18cm, matrix=256x256, 5mm 厚, Bandwidth=15.6kHz, 心電図同期, 撮影時間=3 分 32 秒であった。屈曲が少ない内頸動脈中心部の流速を計測したものが Fig. 3 である。

Fig. 3 Velocity of pulsatile flow in the internal carotid artery model.

Phase mapping MR imaging shows peak systolic velocity is 50cm/s and end-diastolic velocity is 15cm/s. D and S indicate the diastolic phase and systolic phase when tagged MR imaging was performed.

- 3) 磁気共鳴画像の撮影法の一つである 3 dimensional (3D) time-of-flight (TOF) MR angiography を撮影し、脳動脈瘤の形態を把握した。この時の撮像パラメータは TR/TE/NEX=40/6.9/1, FA=30°, FOV=16x16cm, matrix=256x192, 1mm 厚, zero filled interpolation (ZIP)後の partition 数=88, ZIP 後 partition 間隔=0.5mm, Bandwidth=15.6kHz, 撮影時間 =10 分 32 秒であった。これにより得られた 3D TOF MR angiography の元画像の一つを Fig. 4A に、最大輝度投影法(Maximum intensity projection, MIP)により作成した軸位像を Fig. 4B に示す。これらの画像では前大脳動脈瘤が同定できるが、信号が低下しており、血流はやや遅いと推定された。

Fig. 4 An original image and 3D TOF MR angiogram of the anterior communicating artery aneurysm replica. A, An original transaxial image traversing the center of the aneurysm. B, inferior to superior projection of the MIP MR angiogram. Arrow indicates an aneurysm.

- 4) 血流動態の画像化を行うために磁気共鳴画像の撮像法の一つである tagged MR imaging⁴⁾を施行した。撮像シーケンスは ECG 同期 spatial modulation of magnetization technique 併用 fast spoiled gradient echo sequence シーケンスであり、撮像パラメータは TR/TE/NEX=9.1/2.1/8, FA=20°, FOV=16x16cm, matrix = 256x128, 5mm 厚,

Bandwidth=15.6kHz, 心電図同期, 撮影時間=14 分 3 秒であった。撮影断面は左右の前大脳動脈の A1 と脳動脈瘤の中心部を通る横断面とした。tag line は脳動脈瘤モデル内に 3mm 間隔に格子状に設定した。トリガータイミングは拍動流発生装置の模擬心電波形発生装置のトリガータイミングを変化させ、収縮期と拡張期をそれぞれ別々にデータ収集した。以上により脳動脈瘤の中心部を通った断面について収縮期と拡張期の 9 ミリ秒毎の画像が得られた。

2.6 粒子画像流速測定法による画像処理

磁気共鳴画像の撮影法の一つである tagged MRI では tag line を格子状に設定すると画像上に濃淡が生じ、これが瘤内血流により移動する。すなわち、濃淡を粒子の集合体と考え、PIV ソフトウェアによる解析の対象になり得ると考えた。

上記 2.5 で得られた画像の後処理として PIV ソフトウェア (VidPIV3.0: 株式会社日本レーザー) により、脳動脈瘤モデル内の速度ベクトル、渦度、剪断歪を求めた。

tagged MRI では全心周期のデータ収集が可能であるが、トリガーからデータを収集し始めてから 100~200 ミリ秒で tag line 自体が不明瞭化し、はっきりと同定できなくなる。この原因は流体の縦緩和の回復、流体の攪拌による tag line の乱れなどによるものと思われる。本研究では拍動流発生装置の設定を変更して収集した拡張期と収縮期のデータのうち、tag line が良好に確認できる最初の 6 画像、54 ミリ秒間のデータ処理を行った。このため、処理後の画像はそれぞれ 5 画像となった。

2.7 検討事項

tagged MRI の tag line そのものの動きから、動脈瘤内血流を推定した。tagged MRI のデータを PIV ソフトウェアで後処理して得られた速度ベクトル、渦度、剪断歪の表示から収縮期と拡張期の違いを検討した。

3. 結果

Fig. 3 の「D」と「S」はそれぞれ拡張期と収縮期の 54 ミリ秒間のデータ収集タイミングを示す。拡張期と収縮期の tagged MRI, 速度ベクトル, 渦度, 剪断歪をそれぞれ Fig. 5 と Fig. 6 に示す。Fig. 5A, Fig. 6A の tagged MRI は 9 ミリ秒毎の 6 画像(1)~(6)が順番に示されている。Fig. 5, 6 の B: 速度ベクトル, C: 渦度, D: 剪断歪で示された図 a, b, c, d, e は tagged MRI の(1)と(2), (2)と(3), (3)と(4), (4)と(5), (5)と(6)の連続する 2 画像データをもとに PIV ソフトウェアを用いてそれぞれ算出したものである。

tagged MRI では拡張期 (Fig. 5A), 収縮期 (Fig. 6A) ともに左周りに tag line が回転することが確認できる。収縮期では拡張期よりも tag line の移動が早く、しかも早期に不明瞭化する。tagged MRI は脳動脈瘤内の血流動態を定性的に理解するには役立つが、これのみでは定

量性に欠ける。

Fig. 5 Tagged MR images and data with processed with PIV software during diastolic phase.

A, Tagged MR images obtained every 9msec; B, Flow vector; C, Vorticity; D, Shear strain.

Fig. 6 Tagged MR images and data with processed with PIV software during systolic phase.

A, Tagged MR images obtained every 9msec; B, Flow vector; C, Vorticity; D, Shear strain

PIV ソフトウェアにて tagged MRI を後処理して得た拡張期の速度ベクトル (Fig. 5B), 収縮期の速度ベクトル (Fig. 6B) は矢頭で示されている。大きさと方向が分かり、拡張期と収縮期の違いが明瞭である。収縮期では血流が早いと推定される血液が流入する脳動脈瘤の部位には流れに沿う大きな速度ベクトルがなく、流れがはやいために tag line が明瞭に描出されていないことが原因と考えられる。

拡張期の渦度 (Fig. 5C) と収縮期の渦度 (Fig. 6C) がそれぞれ同じグレイスケールで示されている。黒は反時計回り、白は時計回りの渦度を示す。グレイスケールの中央の灰色は渦度がないことを示す。収縮期において脳動脈瘤に血流が流れ込む近傍で反時計回りの渦度が明瞭であり、拡張期とは明らかに異なることが示されている。また、収縮期では流出部側に時計回りの渦度が存在

するように見える。

拡張期 (Fig. 5D) と収縮期 (Fig. 6D) の剪断歪が同じグレイスケールで示されている。黒は反時計回り、白は時計回りの剪断歪を示す。グレイスケールの中央の灰色は剪断歪がないことを示す。収縮期において脳動脈瘤に血流が流れ込む近傍では半時計回りに、この部位と反対側では時計回りに剪断歪が強いことが示されている。これらは渦度とよく似た傾向である。また、収縮期では拡張期よりも剪断歪が強いことが明瞭である。

4. 考 察

本研究において磁気共鳴画像の一つである tagged MRI で脳動脈瘤モデル内の血流の回転方向やその程度が定性的に推量可能であった。さらに同じデータを PIV ソフトウェアを用いて後処理することにより脳動脈瘤モデル内の経時的な速度ベクトル、渦度、剪断歪の変化を定量的に算出できることが示された。収縮期と拡張期を比較すると収縮期において速度ベクトルは明らかに強く、また、収縮期においては渦度と剪断歪が局所的に強い部位があった。これらの数値が大きい領域に接している動脈瘤壁は他部位よりも大きな力を受けている可能性があると考えられる。本研究で得られた結果は動脈瘤壁に加わるストレスを定量化する手がかりに成りえると思われた。今後さらに検討や検証が必要と思われる。

ただし、臨床応用するために解決しなければならない次のような問題点が存在する。

- 1) tagged MRI で得られるデータは三次元でなく、二次元の平面データである。このため、三次元的な血流動態を知るには二次元のデータ収集を繰り返し、これらを全体的に眺める必要がある。
- 2) 今回の撮影では信号雑音比が低く、撮影断面を 5mm と厚くしなければ良好な画像が得られなかった。このため、微細な流れの情報が平均化されてしまう可能性が高い。さらに薄い良好な画像を得るためには高磁場装置や信号雑音比の良好な受信コイルの開発が必要である。3Tesla の高磁場装置は既に米国で臨床用に、日本では研究用に用いられるようになってきており、早晚この問題も解決されると思われる。
- 3) 本実験での画像取得の時間分解能は繰り返し時間に依存し、9 ミリ秒であった。さらに高時間分解能が望まれる。近年は繰り返し時間を短縮する高速撮像法のハード面、ソフト面の開発もなされており、この問題も将来は解決される可能性が高い。
- 4) tagged MRI の tag line は時間経過とともに消失し、全心周期の観察ができない。これは解決が難しい問題であるが、臨床的に重要なのは血流が早い収縮期の脳動脈瘤内の血流動態と考えられる。そのため tagged MRI の撮像タイミングを任意に選べるような撮像シーケンスの改良が望まれる。本研究では拍動流発生

装置のコントロールユニットの模擬心電波形発生装置でのトリガー位置を変更して収縮期と拡張期のデータを収集した。

- 5) tagged MRI のデータを PIV ソフトウェアで処理した結果が実際の血流を正確に反映しているかどうかはまだ不明である。このため、脳動脈瘤モデルにトレーサ粒子を流して行う PIV の結果と照合することが必要である。

これらの問題点を少しずつ解決していくことが、当面の課題となる。これらが解決されれば、臨床応用できると思われる。

5. 結 論

磁気共鳴画像の tagged MRI でヒト嚢状脳動脈瘤モデルの血流動態が把握できた。さらに tagged MRI のデータを PIV ソフトウェアで扱うことができ、脳動脈瘤モデル内の経時的な速度ベクトル、渦度、剪断歪などの血流動態変化が定量的に表示可能であった。この tagged MRI と PIV ソフトウェアを組み合わせる本法は脳動脈瘤破裂部位推定に寄与する可能性がある。

参 考 文 献

1. ISUIAI. Unruptured intracranial aneurysms. Risk of rupture and risks of surgical intervention. The New England Journal of Medicine 1998;339:1725-1733.
2. Inagawa T, Hirano A. Autopsy study of unruptured incidental intracranial aneurysms. Surg Neurol 1990;34:361-365.
3. Kerber CW, Hecht ST, Knox K, et al. Flow dynamics in a fatal aneurysm of the basilar artery. AJNR Am J Neuroradiol 1996; 17:1417-21.
4. Isoda H, Kinoshita Y, Isogai S, et al. Tagged MR imaging of intracranial aneurysm models. AJNR Am J Neuroradiol 1999; 20:807-811.
5. Raffel M, Willert C, Kompenhans J. Particle image velocimetry. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1998.
6. Yu SC, Zhao JB. A steady flow analysis on the stented and non-stented sidewall aneurysm models. Medical Engineering & Physics. 1999; 21:133-141.
7. Spielmann RP, Zhen J, Triebel HJ, Nicolas V, Heller M, Bucheler E. Magnetic resonance imaging and pulsed Doppler sonography of poststenotic jets: correlation between signal void and flow velocity distribution. Magn Reson Imaging 1992;10:893-901.

本研究は平成12年度～平成13年度科学研究費補助金(基盤研究 (B) (2) 12470186) による。