

## 脳動脈瘤の数値流体解析における境界条件の妥当性

### Validation of Boundary Conditions for CFD Simulations on Cerebral Aneurysm

- 大塚忍, 東理大院, 東京都千代田区九段北 1-14-6, Email: j4510609@ed.kagu.tus.ac.jp
- 高尾洋之, 慈恵医大, 東京都港区西新橋 3-25-8, Email: takao@jikei.ac.jp
- 村山雄一, 慈恵医大, 東京都港区西新橋 3-25-8, Email: ymurayama@jikei.ac.jp
- 銭逸, マッコーリ大学, North Ryde 2109 Sydney, NSW, Australia, Email: yi.qian@mq.edu.au
- 増田俊輔, 慈恵医大, 東京都港区西新橋 3-25-8, Email: masuda\_s@jikei.ac.jp
- Ashraf Mohamed, Siemens Japan, 東京都品川区東五反田 3-20-24, Email: ashraf.mohamed@siemens.com
- 鈴木貴士, 東理大, 東京都千代田区九段北 1-14-6, Email: j4508048@ed.kagu.tus.ac.jp
- 鈴木正也, 東理大, 東京都千代田区九段北 1-14-6, Email: masaya@rs.kagu.tus.ac.jp
- 山本誠, 東理大, 東京都千代田区九段北 1-14-6, Email: yamamoto@rs.kagu.tus.ac.jp
- 阿部俊昭, 慈恵医大, 東京都港区西新橋 3-25-8, Email: abetoshi@jikei.ac.jp

Shinobu OTSUKA, Graduate School of Tokyo University of Science, 1-14-6 Kudankita Chiyoda-ku Tokyo  
Hiroyuki TAKAO, Jikei University School of Medicine, 3-25-8 Nishishinbasi Minato-ku Tokyo  
Yuichi MURAYAMA, Jikei University School of Medicine, 3-25-8 Nishishinbasi Minato-ku Tokyo  
Yi QIAN, Macquarie University, North Ryde 2109 Sydney, NSW Australia  
Shunsuke MASUDA, Jikei University School of Medicine, 3-25-8 Nishishinbasi Minato-ku Tokyo  
Ashraf MOHAMED, Siemens Japan K.K., 3-20-24 Higashi-Gotanda Shinagawa-ku Tokyo  
Takashi SUZUKI, Tokyo University of Science, 1-14-6 Kudankita Chiyoda-ku Tokyo  
Msaya SUZUKI, Tokyo University of Science, 1-14-6 Kudankita Chiyoda-ku Tokyo  
Makoto YAMAMOTO, Tokyo University of Science, 1-14-6 Kudankita Chiyoda-ku Tokyo  
Toshiaki ABE, Jikei University School of Medicine, 3-25-8 Nishishinbasi Minato-ku Tokyo

Subarachnoid Hemorrhage (SAH) is a serious disease which is fatal on onset in 30% of the patients. In 80% of the cases, SAH is caused by rupture of a cerebral aneurysm. Recently Computational Fluid Dynamics (CFD) has attracted attention in a medical field and there are various CFD studies on cerebral aneurysms. For accurate simulation, the selection of the right boundary conditions and the real calculation region is important. However, different studies used different boundary conditions and analyzed on different calculation region (e.g., only at ICA or MCA or near the aneurysm). To analyze the effect of these differences, on flow simulation in cerebral arteries, CFD results using different boundary condition and different calculation regions was compared to flow measured using MRI. CFD analysis was performed with “ANSYS CFX 13.0” using the finite volume method.

#### 1. 緒言

くも膜下出血(SAH: Subarachnoid Hemorrhage)は3割がその場で亡くなってしまうという非常に重い病気であるが、その原因の8割は脳動脈瘤の破裂であることが分かっている。脳動脈瘤とは、脳血管の壁面が膨張して瘤状になる病気である。近年はコンピュータ断層撮影(CT: Computed Tomography)や核磁気共鳴画像法(MRI: Magnetic Resonance Imaging)などの発達により未破裂脳動脈瘤の早期発見が可能になっている。その未破裂脳動脈瘤の破裂を防ぐ治療のための手術には比較的低侵襲的なコイル塞栓術や開頭手術によるクリッピング術が必要であるが、共に患者にとってリスクや費用負担、精神的な負担が大きい。さらに脳動脈瘤は全てが破裂するとは限らず、その破裂率は約1%といわれていることもあり、手術に踏み切れない患者も多い。動脈瘤は一般的に5mm以上であると破裂の可能性が高いといわれているが、形や発生部位、またその患者の喫煙歴などの生活習慣、遺伝性的問題(家族のSAH歴)など様々な要因が複合的に関係していると考えられており、手術の判断はほとんどが医師の経験により下されているのが現状である。そこで、動脈瘤の破裂予測を数値的に評価することができれば動脈瘤の治療に悩む多くの患者を救うことが可能であると考えられる。

近年、数値流体力学(CFD: Computational Fluid Dynamics)は医療分野でも注目され、血流を中心として様々な研究が行われており、脳動脈瘤を対象とした研究も多い<sup>(1)-(4)</sup>。その中で、脳動脈瘤の発生や破裂のメカニズムに壁面せん断応力(WSS: Wall Shear Stress)が深く関与すると結論付けた論文が多数発表されている。しかし、脳動脈瘤の発生や破裂には、低いWSS<sup>(1)</sup>、高いWSS<sup>(2)</sup>、WSSの勾配が影響する<sup>(3)(4)</sup>といった異なった報告がなされており、その解釈は未だ明らかにはなっていない。

一方、シミュレーションを行うには境界条件が重要である。しかし、動脈内流れの境界条件はそれぞれの人により異なり、正確な条件を与えることは困難である。さらにその測定にも時間やコストがかかる。現在行われている脳動脈内流れの研究における流入境界は、主に三種類に大別される。一つ目がMRIやエコーを用いて測定した患者固有の条件を用いる方法、二つ目が健康な成人の平均流量を用いる方法、三つ目が内頸動脈におけるWSSの値でスケールングをした平均流量を用いる方法である。流出境界も主に三種類に大別される。一つ目は流出境界を0Paに固定する方法<sup>(5)-(8)</sup>、二つ目が質量流束を一定とする方法<sup>(9)-(11)</sup>、三つ目が流出をTraction Freeとする方法<sup>(2)(12)(13)</sup>である。それぞれ指定する境界条件により血管内を通過する流量の比や、圧力分布が変化するが、

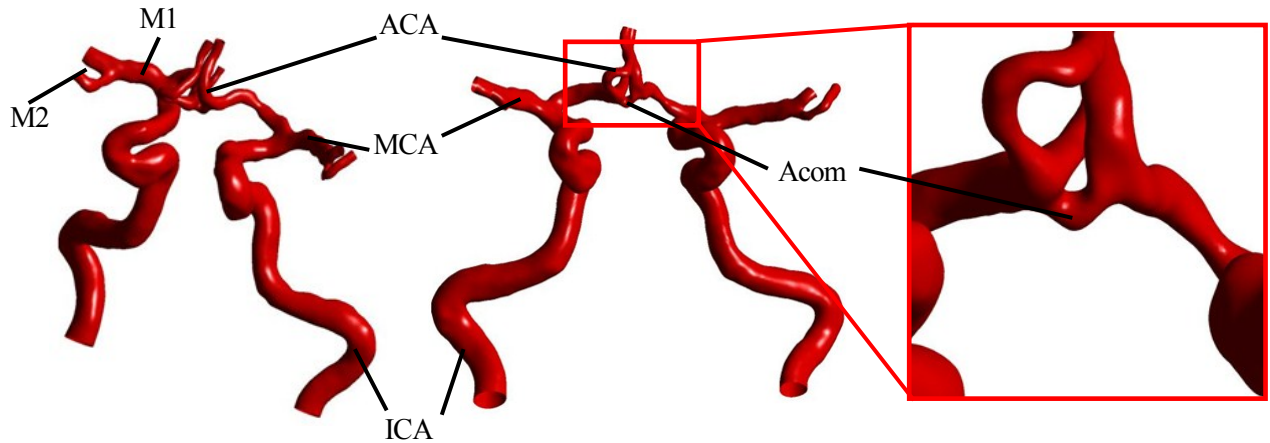


Fig.1 Detail of Cerebral Arteries

どの境界条件が一番適切であるのは未だ分かっていない。

他にも計算領域の問題がある。過去の研究の多くは、脳動脈瘤と、その近傍の母血管を計算領域として計算している。しかし、実際は上流側には複雑にカーブした血管が、下流側には分岐、合流等の流れが存在し、それらが注目部位に及ぼす影響は小さくないと考えられる。

そこで本研究では、MRI を用いて動脈瘤内の流速を測定し、様々な流出境界条件、計算領域において実測値とシミュレーションの結果を比較することにより流れの妥当性を調査した。解析には、有限体積法に基づく汎用熱流体解析ソフトウェア“ANSYS CFX 13.0”を用いた。

## 2. 計算方法

### 2. 1. 実症例モデル

本研究では MRI を用いて撮影された臨床モデルを用いてシミュレーションを行った。具体的な計算手順および方法は以下の通りである。

#### ① 計算領域の作成

MRI により得られた頭部の水平断面画像(DICOM: Digital Imaging and Communication in Medicine) から“Real Intage”(Cybernet Systems) を用いて 3D データを作成し、脳動脈を抽出した。抽出したデータを STL (Standard Triangulated Language) に変換し、“Amira”(Visage Imaging) を用いて形状をスムージングした。

#### ② 計算格子作成

スムージングして得られた STL データから“ANSYS ICEM CFD 13.0”を用いて計算格子を作成した。格子は非構造格子で、壁面近傍にはプリズムメッシュを、その他の領域にはテトラメッシュ配置した。要素数はおよそ 50 万~100 万点である。それぞれの境界は、流れの剥離や曲りの影響を考慮し、75 mm の延長管を接続した。

#### ③ 計算条件

代表長さを血管径としたときのレイノルズ数が約 500 であるため、流れが層流であると仮定した。壁面は剛体壁とし、すべりなし条件とした。非定常解析のタイムステップは  $5.0 \times 10^{-4}$  s とし、初期条件には流入条件をファーストタイムステップの流量とした定常解析の解を用いた。作動流体は、密度  $1,100 \text{ kg/m}^3$ 、粘性係数  $0.0036 \text{ Pa} \cdot \text{s}$  のニュートン流体と仮定した。

### 2. 2. MRI を用いた流速測定

脳動脈の概略図を図 1 に示す。MRI を用いて脳動脈の形状、流速を測定した(“Avanto”(SIEMENS))。流速は、流入条件取得のために左右の内頸動脈(ICA: Internal Carotid Artery)、シミュレーションとの比較を行うために、左の中脳動脈(MCA: Middle Cerebral Artery)の M1 部にて測定を行い、検査面とした。

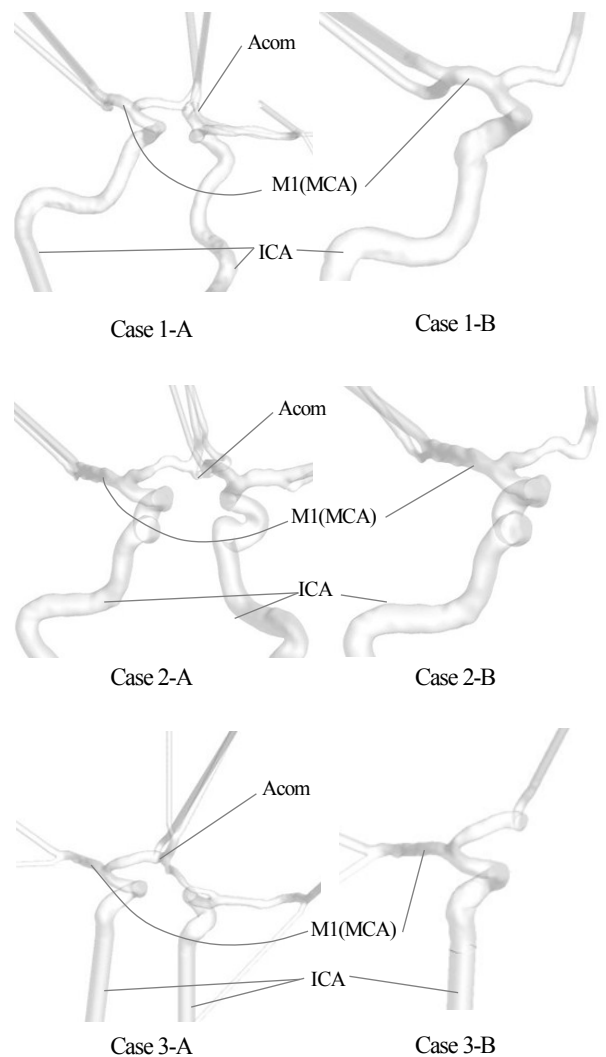


Fig. 2 Cerebral Arteries Structure

## 2. 3. 境界条件

### ① 流入境界

流入境界には、MRI を用いて測定した ICA の最大流速を使用した。ICA における流れをハーゲンポアズイユ流れと仮定することにより、流入面には得られた最大流速の 1/2 の値を平均流速として一様に与えた。

### ② 流出境界

流出境界には下記の四つの条件を用いて計算を行った。

- ・ 流出面の静圧を平均 0 Pa に固定 (B.C.1)
- ・ それぞれの流出面における質量流束を固定 (B.C.2)
- ・ Traction Free 条件 (B.C.3)
- ・ 計算モデル内を通過するエネルギー損失(EL: Energy Loss)が最小となる流量比をそれぞれの流出面に固定 (B.C.4)

流出境界 B.C.4 は Murray の最小仕事モデル<sup>(14)</sup>を基に考案した。EL は以下の式を用いて定義する。

$$EL = (Q_{in} \times Pt_{in} - Q_{out} \times Pt_{out})$$

ここで、 $Q$  [m<sup>3</sup>/s] は体積流量、 $Pt$  [Pa] は全圧、添え字の *in* は流入面、*out* は流出面を示す。EL が最小になる流出流量比の算出には最適化計算を行った。B.C.1 の結果の出口境界における流出流量比を初期条件とした勾配法を用いて計算した。

## 2. 4. 計算症例

本研究では、前交通動脈(Acom: Anterior Communicating Artery)が観測された成人男性の脳動脈をモデルとし、3 Case の計算を行った。各 Case のモデルを図 2 に示す。なお、全 Case において、両側の脳動脈を含めたモデル(A-region)と、Acom 内の流れを無視した片側の脳動脈のみを用いたモデル(B-region)で比較を行った。

## 3. 結果

各 Case における MRI で測定された検査面における最大流速と、シミュレーションで得られた最大流速との比較を図 3~図 8 に示す。

図 3 は Case 1-A における MCA での最大流速を示している。全ての境界条件において最大流速は過小に見積もられている。B.C.1 と B.C.3 はほぼ同値を示した。B.C.4 は最も過小に見積もった。B.C.1 における測定値との誤差は、平均で-11.0%である。B.C.2 では測定値との誤差は平均で-13.7%、B.C.3 では平均で-11.2%、B.C.4 では平均で-33.5%であった。

図 4 は Case 1-B における MCA での最大流速を示している。全ての境界条件において最大流速は過小に見積もられており、その値は、両側の脳動脈を計算している Case 1-A における B.C.4 の値付近を示した。B.C.1、B.C.3、B.C.4 の最大流速はほぼ同値を示し、B.C.2 は他の境界条件よりもやや過少に評価された。B.C.1 における測定値との誤差は、平均で-22.0%である。B.C.2 では測定値との誤差は平均で-25.9%、B.C.3 では平均で-22.0%、B.C.4 では平均で-23.2%であった。

図 5 は Case 2-A における MCA での最大流速を示している。全ての境界条件において最大流速は過大に見積もられている。B.C.1 における測定値との誤差は、平均で 16.4%である。B.C.2 では測定値との誤差は平均で 14.6%、B.C.3 では平均で 15.0%、B.C.4 では平均で 20.8%であった。

図 6 は Case 2-B における MCA での最大流速を示している。全ての境界条件において最大流速は過大に見積もられている。片側の動脈瘤のみを計算した Case 1-B と同様に、B.C.1、B.C.3、B.C.4 の最大流速はほぼ同値を示し、B.C.2 は他の境界条件よりもやや過少に評価した。B.C.1 における測定値との誤差は、平均で 14.8%

である。B.C.2 では測定値との誤差は平均で 10.7%、B.C.3 では平均で 17.8%、B.C.4 では平均で 15.1%であった。

図 7 は Case 3-A における MCA での最大流速を示している。全ての境界条件において最大流速は過小に見積もられている。B.C.1 における測定値との誤差は、平均で-18.3%である。B.C.2 では測定値との誤差は平均で-15.0%、B.C.3 では平均で-22.4%、B.C.4 では平均で-10.4%であった。

図 8 は Case 3-B における MCA での最大流速を示している。全 Case と比較して最も誤差が小さく見積もられた。B.C.1 における測定値との誤差は、平均で 7.15%である。B.C.2 では測定値との誤差は平均で 9.09%、B.C.3 では平均で 8.77%、B.C.4 では平均で 8.63%であった。

全ケースにおける時間平均した誤差を表 1 にまとめる。M1 を通過する流れの最大流速は、境界条件の違いによって、Case 1-A においては 22.5%、Case 1-B においては 3.9%、Case 2-A においては 6.2%、Case 2-B においては 7.1%、Case 3-A においては 12.0%、Case 1-B においては 1.9%の誤差が生じた。

計算領域の違い(A-region と、B-region)において、同じ検査面における最大流速の変化率の時間平均値を表 2 に示す。Case 2 において計算領域の違いによる流速の変化は他の Case と比較して最も小さいことが表 2 から分かる。また、Case 3 においては他の Case に比べ、大きく変化しており、中でも B.C.3 は 40%以上変化していることが分かる。

Table. 1 Maximum Velocity Error at M1 in Each Case

[%]	Case 1-A	Case 1-B	Case 2-A	Case 2-B	Case 3-A	Case 3-B
B.C.1	-11.0	-22.0	16.4	14.8	-18.3	7.15
B.C.2	-13.7	-25.9	14.6	10.7	-15.0	9.09
B.C.3	-11.2	-22.0	15.0	17.8	-22.4	8.77
B.C.4	-33.5	-23.2	20.8	15.1	-10.4	8.63

## 4. 考察

以上の結果から、計算領域の取り方により値が異なる症例がある事がわかる。しかし、計算領域は大きくとった方が正しい結果を得ることができると考えられるが、今回計算を行った症例では、A-region が B-region よりも必ずしも誤差は少なくならなかった。Case 3 においては、B-region での計算結果は測定値と非常に良い一致が見られたことから、計算条件が適切でないことが考えられる。考えられる原因の一つが流出境界で、今回の四つの境界条件では正確な流れを再現できない可能性がある。二つ目が流入境界である。本研究では流入する流れはハーゲンポアズイユ流れを仮定している。二次流れの存在などにより分岐後の流量比が変わる可能性があり、正確な速度プロファイルを与える必要があると考えられる。三つ目が計算領域で、より広い計算領域で計算することにより精度の高い計算ができると考えられる。しかし、より下流まで計算領域をとると MRI の空間分解能の影響で、計測誤差が大きくなり正確な計算領域を使用することができなくなると考えられる。

ここで、Acom(図 1 参照)を通過する流量をその時の流入流量で無次元化した値の時間平均値を表 3 に示す。Case 2 は他の Case と比較して Acom を通過する流量が小さく、Case 3 については大きいことが分かる。これより、Acom を流れる流量が小さい場合、計算領域を左右の片側のみとしても、影響は小さくなる事が分かった。ここで B.C.1 における Acom を通過する流量を流入流量で無次元化した値と Acom の断面積を図 9 に示す。図 9 を見ても

Table. 2 Change Rate of Different Calculation Region

[%]	B.C.1	B.C.2	B.C.3	B.C.4
Case1	-12.4	-14.2	-11.9	-3.3
Case2	-1.5	-3.5	5.1	-4.8
Case3	32.8	32.2	43.3	25.3

Table. 3 Flow Rate at Acom

[%]	B.C.1	B.C.2	B.C.3	B.C.4
Case1	10.1	10.0	10.0	2.5
Case2	0.81	2.20	1.19	2.70
Case3	15.3	12.0	19.1	14.2

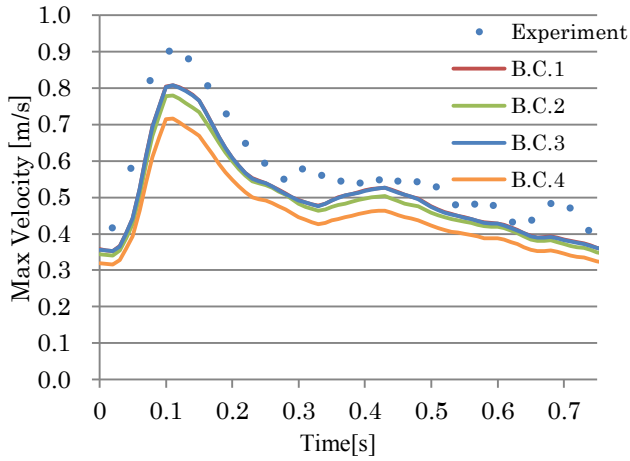


Fig.3 Maximum Velocity Profile at M1 in Case 1-A

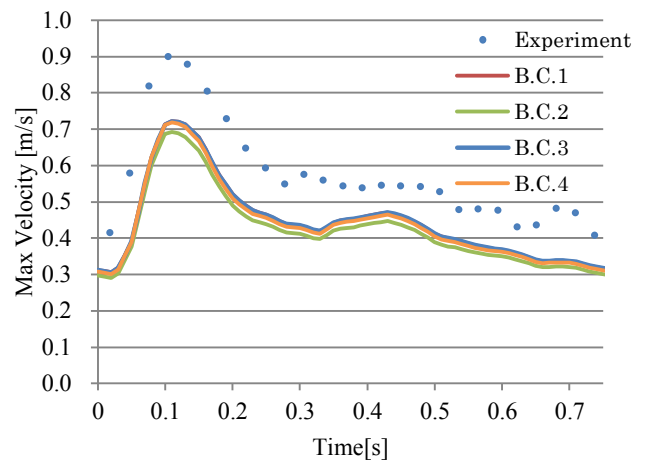


Fig.4 Maximum Velocity Profile at M1 in Case 1-B

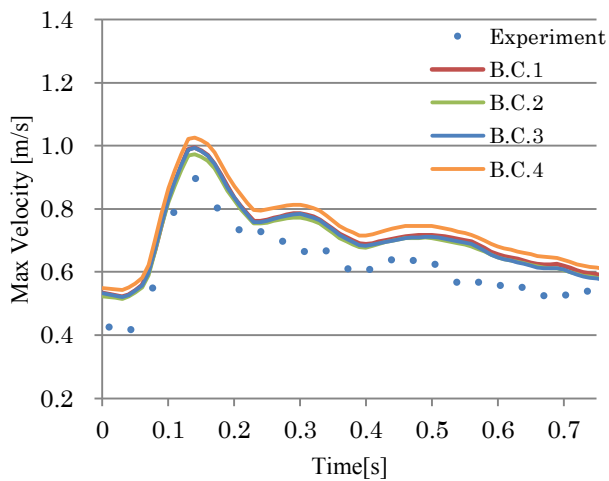


Fig.5 Maximum Velocity Profile at M1 in Case 2-A

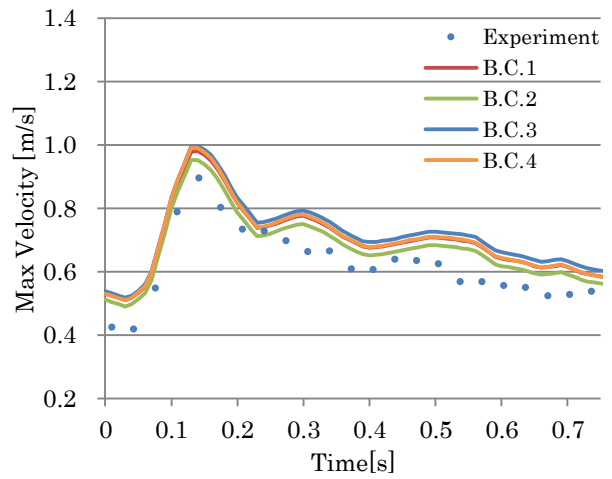


Fig.6 Maximum Velocity Profile at M1 in Case 2-B

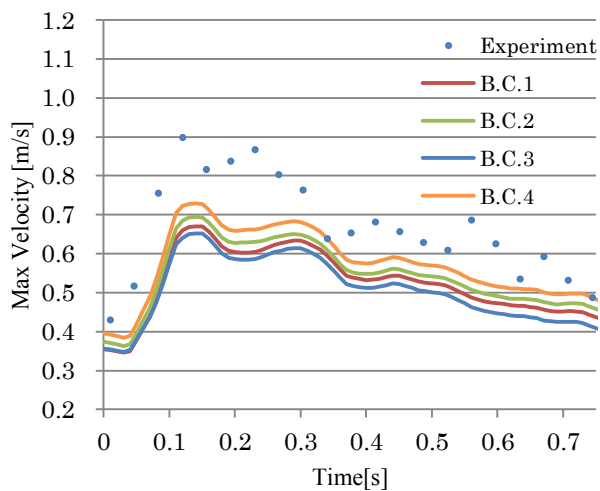


Fig.7 Maximum Velocity Profile at M1 in Case 3-A

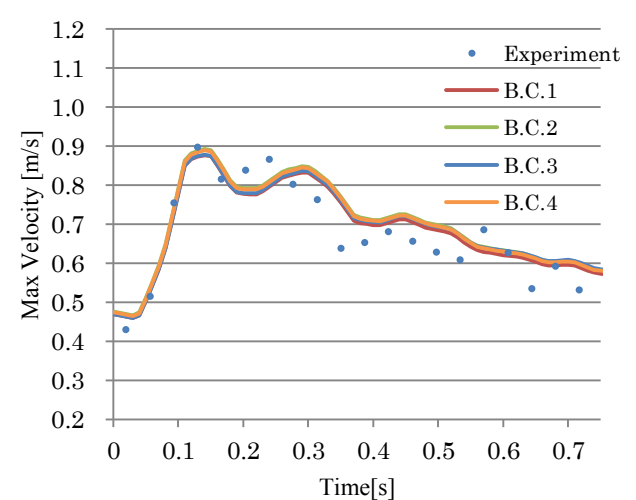


Fig.8 Maximum Velocity Profile at M1 in Case 3-B

わかるように, Acom を通過する流量は, Acom の断面積に依存していないため, 事前に予測することは困難であると考えられる。

図 10 に, 全 Case における左側流入部の面平均の WSS の時間変化を示す。測定箇所は延長管開始部 0.2 mm における面とした。ただし各境界条件における平均 WSS にはほとんど違いが見られなかったため, B.C.1 のみの結果を示す。Case 1, Case 2 は計算領域により WSS に大きな違いが見られないが, Case 3 においては, WSS の分布が大きく異なっていることが定性的にわかる。これは Acom を流れる流量が多いことから, 左右の脳動脈の流れが互いに干渉し, その上流にも大きく影響しているためであると考えられる。

## 5. 結論

本研究では MRI を用いて動脈瘤内の流速を測定し, 四つの境界条件, 二つの計算領域において実測値とシミュレーションの結果を比較することにより流れの妥当性を調査し, 以下の知見を得た。

- (1) MRI で測定した流速と, シミュレーション結果を比較すると, 最大で 33.5%, 最小で 7.15% の誤差が生じ, 本研究における全 Case の誤差の平均では 16.1% であった。
- (2) 境界条件ごとの誤差の平均は, B.C.1 においては 15.0%, B.C.2 は 14.8%, B.C.3 は 16.1%, B.C.4 では 18.6% であった。
- (3) 左の脳動脈のみをシミュレーションした場合と, 左右両方の脳動脈をシミュレーションした場合において, M1 における最大流速は最大で 40% 以上の誤差が生じた。また, 誤差の大きさは Acom を通過する流量と相関している。
- (4) Acom を通過する流量が大きくなると, 上流での WSS の変化が大きくなる。また, Acom を通過する流量は, Acom の面積に依存していない。

## 参考文献

- (1) Bousset, L., Rayz, V., McCulloch, C., Martin, A., Acevedo-Bolton, G., Lawton, M., Higashida, R., Smith, W. S., Young, W.L., and Saloner, D., "Aneurysm growth occurs at region of low wall shear stress : patient-specific correlation of hemodynamics and growth in a longitudinal study," *Stroke*, 39 (2008), pp. 2997-3002.
- (2) Meng, H., Wang, Z., Hoi, Y., Gao, L., Metaxa, E., Swartz, D.D., and Kolega, J., "Complex hemodynamics at the apex of an arterial bifurcation induces vascular remodeling resembling cerebral aneurysm initiation," *Stroke*, 38 (2007), pp. 1924-1931.
- (3) Shojima, M., Ohshima, M., Takagi, K., Torii, R., Hayakawa, M., and Katada, K., "Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm," *Stroke*, 35 (2004), pp. 2500-2505.
- (4) Shojima, M., Nemoto, S., Morita, A., Oshima, M., Watanabe, E., and Saito, N., "Role of shear stress in the bilister for formation of cerebral aneurysms," *Neurosurgery*, 67 (2010), pp. 1274-1275.
- (5) Baek, H., Jayaraman, M. V., Richardson, P. D., and Kamiadakis, G. E., "Flow instability and wall shear stress variation in intracranial aneurysm," *J. R. soc. Interface*, 7 (2010), pp. 967-988.
- (6) Taylor, C. A., Hughes, T. J. R., and Zarins, C. K., "Finite element modeling of three-dimensional pulsatile flow in the abdominal aorta: relevance to atherosclerosis," *Ann. Biomed. Eng.*, 26 (1998), pp. 975-987.
- (7) Cebal, J. R., Mut, F., Aschi, R. A., Scrovano, E., Ceratto, R., Lylyk, P., and Putman, C. M., "Aneurysm rupture following treatment with flow-diverting stents: computational hemodynamics analysis of treatment," *Am J Neuroradiol*, 32 (2011), pp. 27-33.
- (8) Radaelli, A. G., Augsburger, L., Cebal, J. R., Ohta, M., Rufenacht, D. A., Balossino, R., Benndorf, G., Hose, D. R., Marzo, A., Metcalfe, R., Mortier, P., Mut, F., Raymond, P., Socci, L., Verhegghe, B., Frangi, A. F., "Reproducibility of haemodynamical simulation in a subject-specific stented aneurysm model," *J. Biomech.*, 41 (2008), pp. 2069-2081.
- (9) Sforza, D. M., Lohner, R., Putman, C., and Cebal, J. R., "Hemodynamic analysis of intracranial aneurysms with moving parent arteries: basilar tip aneurysms," *Int. J. Numer. Method. Biomed. Eng.*, 26 (2010), pp. 1219-1227.
- (10) Sforza, D. M., Putman, C. M., Scrivano, E., Lylyk, P., and Cebal, J. R., "Blood flow characteristics in a terminal basilar tip aneurysm prior to its fatal rupture," *Am. J. Neuroradiol*, 31 (2010), pp. 1127-1131.
- (11) Sendstad, K. V., Mardal, K. A., Mortensen, M., Pettersson, B. A., and Langtangen, H. P., "Direct numerical simulation of transitional flow in a patient-specific intracranial aneurysm," *J. Biomech.*, 44 (2011), pp. 2826-2832.
- (12) Luo, B., Yang, X., Wang, S., Li, H., Chen, J., Yu, H., Zhang, Y., Mu, S., Liu, Z., and Ding, G., "High shear stress and flow velocity in partially occluded aneurysms prone to recanalization," *Stroke*, 42 (2011), pp. 745-753.
- (13) Cebal, J. R., Hendrickson, S., and Putman, C. M., "Hemodynamics in a lethal basilar artery aneurysm just before its rupture," *Am. J. Neuroradiol*, 30 (2009), pp. 95-98.
- (14) Murray, C. D., "The physiological principle of minimum work. I. the vascular system and the cost of blood volume," *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 12 (1926), pp. 207-214.

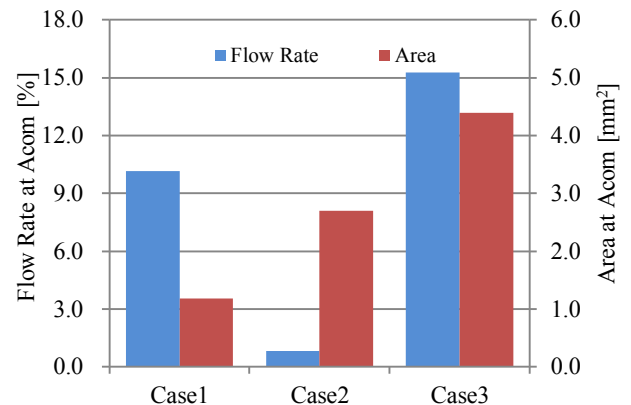


Fig.9 Flow Rate and Area at Acom

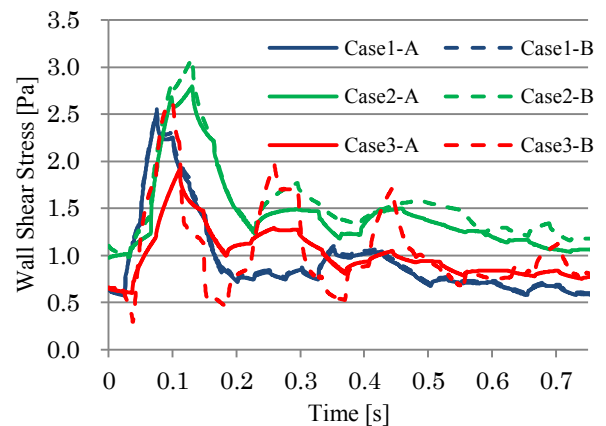


Fig.10 Wall Shear Stress at ICA