A 1 1 2

脳動脈瘤モデル内の拍動流れのステレオ PIV 計測と 壁面せん断応力の分布

坂東 佳憲[○](東京大院), 大石 正道(東京大生産技術研究所)

大島 まり(東京大情報学環)

Stereo PIV measurement of Pulsatile Flow in the Cerebral Aneurysm Model and Distribution of Wall Shear Stress

Yoshinori BANDO, Masamichi OISHI and Marie OSHIMA

ABSTRACT

It is important to determine whether a particular cerebral aneurysm has a high risk of rupture or not so that it can be treated before subarachnoid hemorrhage occurs. Hemodynamic stresses, especially Wall Shear Stress (WSS), are considered to play an important role in formation, growth and rupture of the cerebral aneurysm. In this paper, we investigate WSS under the pulsatile inflow conditions in a realistic in vitro model of a cerebral aneurysm. The geometry of measurement model is constructed in a patient-specific manner using CT data. The stereo PIV measurement is conducted to obtain the velocity field in the cerebral aneurysm. We calculate the WSS distribution from PIV results and geometry data of lost model. The results show that overall WSS distribution in the model does not charge uniformly with time due to pulsatile flow.

Keywords: Realistic vessel geometry, Wall shear stress, Stereo PIV, Cerebral aneurysm.

1. 緒 論

脳動脈瘤は比較的太い血管に生じる瘤状に膨らんだ部分であり、くも膜下出血の主原因はこの動脈瘤の破裂である。動脈瘤は手術による危険性の方が年間の破裂率よりも高くなっているため、治療において破裂の危険性の高い脳動脈瘤を見極めて選択的に治療することが望まれている。その手がかりとして、血管病変の発生や進展では血管壁に対する血流による力学刺激、特に壁面せん断応力(WSS)が深く関わっていると言われている。このため、動脈瘤内の流れや壁面せん断応力の分布に関する研究が様々な手法を用いて数多くなされている。

本研究では、実血管形状を再現した計測モデルを作製し、心臓の拍動を再現した流入条件下において動脈瘤内の流れと壁面せん断応力の分布、および時間変化について調べる。

2. 実験手法

計測モデルは (Fig. 1), シリコンで作製しており、流路形状は連続 CT 画像から再構築した実血管形状¹⁾である。作動流体には濃度を調整したグリセリン水溶液を用いる。流入波形は頸動脈での流速データを用いて作成している。計測形状に使用した血管部での Reynolds 数は 55~575, Womersley 数は 1.69 であり、計測における両無次元数が同じになるように流量および拍動周期を調

整している (Fig. 2(left)).

計測手法にはステレオ PIV を用いており、計測は血管部から動脈瘤 top 側まで 9 断面行った (Fig. 2(right)). 血管壁の傾きを考慮して壁面せん断応力を求めるため、壁面せん断応力はモデル作製に使用したロストモデルの形状データと計測結果を用いて計算する²⁾。また、壁面から計測点までは直線的に速度変化すると仮定する。

Fig. 1 In vitro model with realistic vessel geometry.

Fig. 2 The measurement slices (left) and inflow boundary condition (right).

3. 結果および考察

最大収縮期の $Z=0,16,28\text{mm}$ における速度分布を Fig. 3(left) に示す. これらを見ると, 動脈瘤部では動脈瘤への流入・流出が壁近くで起きている様子が伺える. また, 各断面における最大・最小 WSS の時間変化を見ると (Fig. 4) (WSS の算出点は Fig. 3(right)), 各断面での最大 WSS となる時刻は血管部から動脈瘤中程では最大収縮期より前に, 動脈瘤の先端側では最大収縮期より後に現れている. また, 各時刻において動脈瘤内ではほぼ 0.0Pa となる点が存在しているが (Fig. 4), 各算出点における最大 WSS は, $Z=16\text{mm}$ では各算出点とも 0.2Pa 以上の値である (Fig. 5). このことより, WSS の最小値となる位置は時刻によって異なると考えられる. 以上より, 各位置における壁面せん断応力は必ずしも最大収縮期に最大になるわけではないと言える.

Fig. 3 Vectors of in plane velocities and distribution of out plane velocity at peak systole (left), and position of wall and WSS calculate points (right) at $Z = 0\text{mm}$ (top), 16mm (middle) and 28mm (bottom).

Fig. 4 The time series of maximum and minimum WSS at $Z = 0\text{mm}$ (top), 16mm (middle) and 28mm (bottom).

Fig. 5 Comparisons of the distribution of WSS at $Z = 0\text{mm}$ (top), 16mm (middle) and 28mm (bottom).

参考文献

- 1) Oshima M, Torii R, Kobayashi T, Taniguchi N and Takagi K: Finite element simulation of blood flow in the cerebral artery, *Comput meth Mech eng*, 191, 661-671, 2001.
- 2) 坂東佳憲, 大島まり, 大石正道, 佐賀徹雄, 小林敏雄: 実血管形状脳動脈瘤モデル内のステレオ PIV 計測, 日本機械学会論文集 B 編, 72 巻, 722 号(2006), pp.2386-2393.