C208

拍動流中における実動脈瘤モデル流れの可視化と壁せん断応力

柳下正俊(芝浦工大), 藤井 亀(芝浦工大)

氏家 弘(東京女子医大), 山口隆平[○](芝浦工大)

Flow Visualization and Wall Shear Stress in Real Cerebral Aneurysm Model at Pulsating Flow

Masatoshi YANASHITA, Hisashi FUJII, Hiroshi UJIE and Ryuhei YAMAGUCHI

ABSTRACT

It has been recently shown that the initiation, the development and the rupture of the aneurysm are correlated well with the blood flow. In the present study, the flow pattern within the real aneurysm model having bleb in pulsating flow is visualized by PIV and the wall shear stress (WSS) is estimated from the velocity vector obtained by PIV. Consequently, the WSS becomes smaller at the top of bleb and WSS abruptly changes along the aneurysmal wall. The small WSS would be closely associated with the degeneration of bleb wall such as the appearance of thrombosis.

Keywords: Flow visualization, Wall shear stress, Cerebral aneurysm, Biomechanics, PIV

1. 結 論

生体内の血管は各種の分岐および合流部で構成され、血管病変がこれら流れの急変する部位に多発することから、流体力学的因子が関与するとされている。脳のウィリス輪の一部を構成する前交通動脈は、クモ膜下出血に至る脳動脈瘤の最多発部位の一つである。健康な脳前交通動脈回りの血管の幾何形状は二つの前大脳動脈が前交通動脈に合流し、合流と同時に同一2方向に分岐することで特徴づけられる⁽¹⁾。

本研究では、MRI 画像から得られた脳前交通動脈回りに発生した実動脈瘤内の流れ構造および壁せん断応力分布を検討する。この生理学的モデルは、瘤先端にBlebを持つDumbbell型である。

2. モデルと実験方法

2.1 動脈瘤モデル

実験で取り上げる動脈瘤モデルを Fig. 1 に示す。モデルは、実際の動脈瘤の大きさの3.6倍に拡大してある。このモデルは動脈瘤の主要部であるDomeの左部にBlebを持ったものとなっているDumbbell型である。病理学的には、瘤ネック径 $W = 8\text{mm}$ に対し、Bleb まで入れた瘤深さ N の比であるアスペクト比 $N/W = 3.5$ であり、これまでの検証例から動脈瘤破裂の可能性が高い状態にある⁽²⁾。

前大脳動脈上流部に対応する左右の両流入管(Afferent tube)を、それぞれ流量 Q_L , Q_R で流れている。

Fig.1 Pathological model ($\times 3.6$).

合流点に動脈瘤があり、流れは(b)Front view で下方の左右両流出管(Efferent tube)から等流量 Q_{EL} , Q_{ER} で流出していく。

2.2 実験方法

実験では、上流流入管である前大脳動脈内のレイノルズ数が200から600の間で変動することを考慮し⁽³⁾、両合流管の平均流量 $(Q_R + Q_L)/2$ に基づく定常レイノルズ数を400程度とし、次式で示す拍動流で変動するものとした。

$$Re = 400 + 150 \sin \omega t \quad (1)$$

このときの流量の変動を Fig. 2 に示す。無次元振動数は $\alpha = 2.9$ であり、合流流量比は $Q_R/Q_L = 1.5 \sim 2.0$ の間で変動する。

Fig.2 Change of Reynolds number in Pulsating Flow.

2.3 PIV による測定

速度ベクトルは、出力 30mJ, 15Hz のダブルパルス YAG レーザを光源とする相互相関 PIV を用いて測定した。パルス間隔は、条件によって 200μs~1400μs の間で設定した。パルス幅は 5ns である。パルス光は、シリンドリカルレンズにより厚さ 0.3mm のシート状にし、モデル中間面に照射した。瘤内の速度分布は、0.2~0.4mm の格子間隔で測定を行った。

作動流体は、流路材であるシリコンと同一屈折率のグリセリン水溶液を用いた。トレーサ粒子として、粒径 10μm のブライト粒子を用いた。トレーサ粒子の散乱光は、解像度 1008×1018 ピクセルの CCD カメラ (Kodak ES 1.0) を用いてモデル中間面に垂直方向から撮影した。画像処理は、Insight Ver.3.3 により 50 組の画像の平均を行った。壁せん断応力の評価は、壁から 0.3~1.2mm の位置の速度ベクトルの接線方向成分から直線近似で速度勾配を求め、算出した。

3. 実験結果および考察

代表的な時刻の平面図に平行な瘤中央断面の速度ベクトルを Fig. 3 に示す。図中の右上のスケールは、平均レイノルズ数 $Re = 400$ に相当する両流入管の平均流量に基づく平均流速 $U = 0.29\text{m/s}$ と動脈瘤の Size scale を示す。

右流入管からの流量が多いため、Dome 右下から流入する流れの影響が大きく、Dome 内では時計回りの大きな旋回流が、瘤先端の Bleb では反時計回りの小さな旋回流が生じている。流量の変動に対しては、加速時に当たる Systole 期にその傾向が明瞭になる。

瘤内の壁近傍の速度ベクトルから算出した Dome および Bleb 内の壁せん断応力分布を Fig. 4 に示す。原点 o を瘤平面図の右端にとり、Dome 壁に沿った反時計回りの距離を s 、Bleb 両端を S_1 , S_2 、Bleb 中央にあたる左端を点 B とする。

Fig.3 Velocity vector at top view within pathological model ($Re=400$, $\alpha=2.9$).

Fig.4 Wall shear stress along aneurysm wall at top view ($Re=400$, $\alpha=2.9$).

壁せん断応力は、 $Re = 400$ で十分上流の両流入管の平均流量に基づくポアズユウ流れの壁せん断応力で無次元化し、絶対値で示してある。

bleb 入口の点 S_1 では流れが衝突する流れ分割点となるため $\tau_w = 0$ となる。Bleb 内では、Dome 内に比べて旋回速度が小さく、Bleb 底部 B 近くでは、旋回速度が小さくなる。その結果、壁せん断応力は極小値をとる。点 S_1 の反対側の端にあたる点 S_2 で流れがはく離するため $\tau_w = 0$ となる。結果的に、Bleb 入口両端部で $\tau_w = 0$ 、底部で壁せん断応力は極小とり、瘤底部での血栓発生を促すと推察される。

参考文献

- 1) Moritake, K., Hazama, F., Handa, H., Ozaki, T., Okuda, T., and Matsuda, K., Variation of Circle of Willis Related to Pathological of Cerebral Aneurysm, *Neurol. med.-chirurg.*, 16-5 (1976), pp.427-435.
- 2) Ujiie, H., Tamano, Y., Sasaki, K., and Hori, T., Is the Aspect Ratio a Reliable Index for Predicting the Rupture of a Saccular Aneurysm?, *Neurosurgery*, Vol.48, No.3(2001), pp.495-503.
- 3) Teutern, G. M., and Budingen, H.J., *Ultrasound Diagnosis of Cerebrovascular Disease*, (1993), pp.38-144, Thieme Medical Publishers.