225 破裂脳動脈瘤モデル内における流れの構造

The Flow Structure in a Ruptured Cerebral Aneurysm Model

○ 森野拓 (慶大理工院) 野村清絵 (慶大理工) 正 山内教世(コアフローテクノロジーズ)
正 谷下一夫 (慶大理工) 立嶋智 村山雄一 Fernando VIÑUELA (Medical Ctr., UCLA)

Taku MORINO, Kiyoe NOMURA and Kazuo TANISHITA, Keio University, 3-14-1 Hiyoshi, Kohhoku-ku, Yokohama
Takatsugu YAMAUCHI, Core Flow Technologies Inc., 2-30-73-511 Sumiyoshi-cho, Fuchu, Tokyo
Satoshi TATESHIMA, Yuichi MURAYAMA and Fernando VIÑUELA, UCLA, 10833 Le Conte Ave., L.A., CA., U.S.A.

Key words : ruptured cerebral aneurysm, model experiment, flow structure

1. はじめに

1 脳動脈瘤が破裂するとクモ膜下出血を引き起こす。脳動脈瘤は多くの場合、自覚症状が出ないため、以前までは発見されることが少なく、破裂後にクモ膜下出血の症状が出て始めて発見されていた。しかし、近年の脳ドック等の普及により、飛躍的に未破裂脳動脈瘤の発見数が増えた。一般的に、脳動脈瘤は発症してある程度増大した後、破裂することはまれで、脳動脈瘤保有者のうち、破裂する割合はわずか 0.05% 程度である[1]。しかしながら、破裂後のクモ膜下出血による致死率は 50% を超える。また、脳動脈瘤の治療法には、開頭によるクリッピング術と血管内外科手術による瘤内塞栓術があるが、クリッピング術は非常に侵襲性が高く、瘤内塞栓術は破裂を完全に防ぐことができないといった問題点がある。そのため、脳動脈瘤が発見されたら、それら全てに対して治療を行うのではなく、破裂の危険性があるもののみを選別して治療することが望まれる。臨床的分野では、瘤のサイズをリスクファクターとして主に考慮しており、最大径が 10mm を超えるものが比較的破裂しやすいといわれている[2]が、10mm 以下でも破裂は起こり得る。そもそも、脳動脈瘤の破裂は、瘤壁への血流刺激により引き起こされると考えられている。Ujiiie et al.[3]はウサギに様々な形の動脈瘤を作り、*in vivo* で血流を測定し、瘤のアスペクト比が 1.6 以上の場合、ドーム付近で血流が停滞し、その影響で破裂が起こりやすいと考えた。しかし、我々は過去にリアリスティックモデルを作製して、瘤内の流れ場を詳細に測定したが、アスペクト比が小さい場合でもその瘤の形状によりドーム付近で血流が停滞し、大きな血流刺激を受けることが分かった[4]。そのため、脳動脈瘤の破裂に血流がどのように影響しているかを調べるためには、リアリスティックモデルを構築し、瘤内の流れ場を詳細に調べる必要があると考えられる。そこで本研究では、破裂脳動脈瘤と未破裂脳動脈瘤のモデルを CT 画像より再構築し、それぞれの流れ場、具体的には流速分布、壁面せん断応力分布、圧力分布がどう違っているのかを比較検討することにより、破裂に対して血流がどのように影響しているかを調べることを目的とする。

2. 方法

脳動脈瘤患者の CT 連続断層像を体軸方向に重ね合わせ、血管壁のみを抽出し、補間をかけることにより 3 次元形状データを作成した [5]。そしてそのデータを用いて光造形法によりエポキシ樹脂のモデルを作製し、キャストリングを繰り返すことにより、アクリルによるテストセクションを完成させた。テストセクションは、中大脳動脈瘤、入口部にあたる内頸動脈 (Internal Carotid Artery: ICA)、前大脳動脈 (Anterior Cerebral Artery: ACA)、中大脳動脈 (Middle Cerebral Artery: MCA) M1 部、出口部にあたる中大脳動脈 M2 部からなる。モデルとしては、ブレブ (娘動脈瘤) を有する破裂後の脳動脈瘤と未破裂の脳動脈瘤を採用した (Fig. 1)。の入口部である内頸動脈内ではある程度心臓から離れているため、大動脈のように間欠流ではなく、振動成分の他に定常成分をもっている[6]。そこで、Fig. 2 に示す実験系を用いることにより、内頸動脈内における生理的拍動流を実現した (Fig. 3)。最大レイノルズ数は 900、周波数パラメータは 6.0 である。流速測定に際しては粒子画像追跡法 (Particle Image Velocimetry: PIV) とレーザー Doppler 流速計 (Laser Doppler Velocimeter: LDV) を用いた。また、測定した流速から壁面せん断応力を算出した。

3. 結果および考察

本実験系入口部の周波数パラメータは 5.8 と小さく、振動境界層が比較的厚いと考えられる。そこでまず、瘤内の巨視的な流れの構造を調べるために、定常流における流れを PIV により測定した。

Fig. 4a に未破裂脳動脈瘤中立面の peak phase における PIV により測定した結果を示す。中大脳動脈 M1 部を通ってきた流れは、distal neck にあたり、そのまま瘤壁に沿ってブレブを通って反時計回りに循環し、M2 部へと流出した。流入域は distal side に沿って非常に狭い範囲であり、流出域は proximal side の広い範囲となった。ドーム付近では、瘤壁沿いの大きな循環の中に、さらにもう一つ低速度の循環域が見られた。瘤壁沿いの流速は、親動脈の 1/3 程度であり、ドーム付近の再循環域の流速は非常に小さい値をとった。中立面より手前と奥の面においては、ネックにおいて流入域は見られず、M2 部へ流出する流れのみであった。流入域は中立面と同様、distal side に沿って

(a) Non-intermittent condition (b) Intermittent condition
Fig. 2 Unsteady inflow conditions

4. 結果

4.1 内部の流れ

Fig.3 および 4 は減速末期における流線を主流方向に垂直に見たもので、それぞれ非間欠流入条件および間欠流入条件における流れを示す。図(a),(b)および(c)はそれぞれ $k=38, 58$ および 78 における断面のものを表す(断面位置は Fig.1 を参照)。また、図において、上方が外側、下方が内側となっている。

非間欠流入条件においては、下行弓部付近 ($k=58$) で、大きな右回りの循環流が発達するのが観察された (Fig. 3(b))。一方、間欠流入条件においては、下行弓部出口付近 ($k=78$) で、大きな左回りの循環流が発達するのが観察された (Fig. 4(c))。Kilner らの観察においても、これらの左右の循環流の発達が観察されているが、それらの発生および発生場所は流れの間欠性に大きく影響するのではないかと考えられた。

4.2 壁せん断応力分布

Fig. 5 は間欠流入条件における最大流速期の WSS の分布を、Fig. 6 は内側壁に沿って展開された平面上における WSS のベクトル図を示す。Fig. 6 において、横軸および縦軸は、それぞれ、長軸および円周方向に対応する。

相対的に高い WSS の領域が弓頂上付近の内側壁に局在的に分布した。これらの高 WSS の方向は長軸方向に対して有意に傾いており、その円周成分が比較的大きいことが観察された。また、その方向は一周期の間に大きく変化し、減速末期においては下流の方向に反転するのが確認された。

5. 考察

以上の結果から、MRI などで観察されている、特異な大動脈内部の旋流は、大動脈弓の 3 次元的なねじれによるものであり、その循環流の発生には流れの間欠性が大きく影響することが示唆された。

また、壁せん断応力とともに、その方向も時空間的に局在分布することが確認され、動脈瘤および粥状動脈硬化症の発症に関係があるのではないかと考えられた。

6. 参考文献

- 1) 吉井新平, 神谷喜八郎, 松川哲之助, 上野 明: 胸部大動脈瘤における弓部実物大立体像解析-危険因子としての上行・下行弓部のなす角度-, 日本外科学会雑誌 第89回, p. 972, 1988
- 2) Kilner P.J., Yang, G.Z., Mohiaddin, R.H., Firmin, D.N. and Longmore, D.B.: Helical and retrograde secondary flow patterns in the aortic arch studied by three-directional magnetic resonance velocity mapping. Circulation. 88 (Part 1). pp. 2235-2247, 1993
- 3) 森 大祐ほか: 大動脈弓の三次元形状モデリングと流れのシミュレーション, 第39回日本ME学会大会論文集, p. 204, 2000

(a) $k=38$ (b) $k=58$ (c) $k=78$
Fig.3 The streamline patterns on some cross sections along the aortic arch with non-intermittent (sinusoidal) inflow.

(a) $k=38$ (b) $k=58$ (c) $k=78$
Fig.4 The streamline patterns on some cross sections along the aortic arch with intermittent inflow.

(a) Right lateral (b) Left lateral (c) Bottom
Fig.5 Wall shear distribution viewed from different direction at the peak flow period under the intermittent condition.

(a) Peak flow period

(b) Late deceleration period

Fig.5 Wall shear vectors along the developed wall surface under the intermittent condition.