

拍動瘤条件下における脳動脈瘤モデルの変形が 血流評価に与える影響

川上拓海*, 神谷薫*, 市川千尋*, 高尾洋之**, ***, 村山雄一**, 元祐昌廣***

* 東京理科大学大学院 工学研究科 機械工学専攻 [〒125-8585 東京都葛飾区新宿 6-3-1]

東京慈恵会医科大学 脳神経外科, *東京理科大学 工学部 機械工学科

1. 緒言

くも膜下出血の原因となる脳動脈瘤の発生と成長のメカニズムは未解明である。そのため、瘤を模擬した中空透明なモデルを用いた血流評価が行われている¹⁾。しかし、実血管形状の計測は行われているが、膨張と収縮の影響まで考慮した血流評価の例は少ない。そこで本研究では、瘤モデルの膜厚が拍動流条件下での膨張・収縮へ及ぼす影響と、変形時の血流状態を調査した。

2. 瘤モデルの製作および計測方法

瘤モデルの製作にはシリコンと低融点合金を用いた。図 1 (a)に示す血管形状の 3D データを基に 3D プリンタで製作したマスターモデルから、シリコンでメス型を得た。メス型に低融点合金を流し込み、オス型を製作する。オス型に透明なシリコンを重ね塗りした後、低融点合金を融解することで図 1 (b)に示すシリコン製の中空透明 Y 字瘤モデルを製作した。

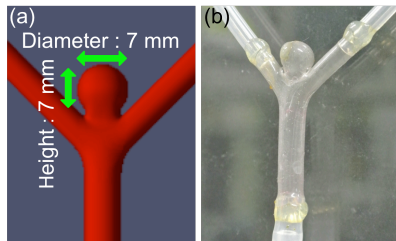


Fig. 1 Aneurysm model. (a) 3D data and (b) silicone model.

3. 瘤モデルの膨張による血流評価への影響

直管形状の低融点合金モデルにシリコンの塗布回数を変化させて、得られる膜厚を調査した。

図 2 (a)の結果より、一回の塗布につき約 0.1 mm の膜厚が得られることが確認された。

また、図 1 (b)に示す瘤モデルに一般成人の心拍条件²⁾を模擬した拍動流を流した。膜厚と瘤の変形率の関係を図 2 (b)に示す。3~5%の実血管における変形³⁾を模擬するには、モデルの膜厚を 0.5~0.7 mm に調整すれば良いことがわかった。

さらに、図 3 (a)の瘤モデルを膜厚 0.3, 0.7 mm で製作し、各モデルについて SSPIV で血流評価を

行った。速度場と WSS の計測結果を図 3 (b), (c) に示す。結果から、瘤内の旋回流の大きさ、瘤内の平均速度、WSS の分布に差異が確認された。これらは、膜の厚い瘤モデルよりも薄い瘤モデルの方が拍動流により大きく膨らんだことに起因すると考えられる。

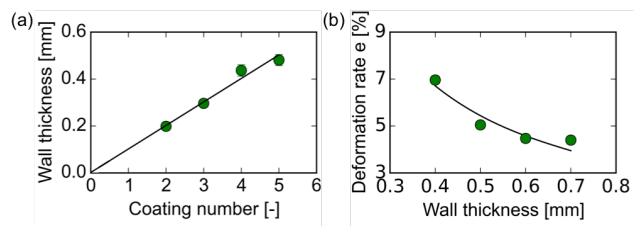


Fig. 2 Relationship between (a) coating number of silicone and wall thickness, (b) wall thickness of vessel model and deformation rate.

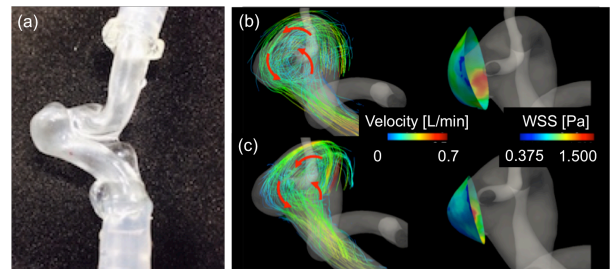


Fig. 3 Streamline (left) and WSS distribution (right) of the model with (a) 0.3 mm and (b) 0.7 mm wall thicknesses.

4. 結言

血流評価への適応が可能な瘤モデルの製作手法を確立した。拍動流条件下のモデルの膨張・収縮は血流評価に影響を与えることがわかった。

文 献

- 1) 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**, 56-63, 2006.
- 2) Mathew, D. F., Noam, A., Sung, H. L., David, W. H., and David, A. S.: Characterization of volume flow rate waveforms in the normal internal carotid and vertebral arteries., Institute of Physics Publishing, **26**, 477-488, 2005.
- 3) Kozaburo, H: Experimental Approaches on Measuring the Mechanical Properties and Constitutive Laws of Arterial Walls, J Biomech. Eng., **115**, 481-488, 1993.