

321 頸動脈エコーに基づく血液流動シミュレーションに関する研究

—プラークを有する総頸動脈モデル—

Study on Blood Flow Simulation Based on Carotid Ultrasonography

—a model of common carotid artery with a plaque—

○正 小松 源一 (岐阜大・工) 正 野方 文雄 (岐阜大・工) 神野 剛志 (岐阜大・工)
森田 浩之 (岐阜大・医) 宇野 嘉弘 (岐阜大・医)

Genichi KOMATSU, Fumio NOGATA, Tsuyoshi JINNO, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu, 501-1193
Hiroyuki MORITA, Yoshihiro UNO, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu, 501-1194

1. 緒言

本研究は、動脈硬化によりプラークを有する総頸動脈について、超音波検査像による血流波形を基に血液流動シミュレーションを試みたものである。この目的は、(1) プラークをもつ総頸動脈内の流動が拍動の影響を受けつつ形成される非定常流動現象を明らかにすると共に、(2) エコー診断時にみられる総頸動脈内の局所逆流現象を検証するためである。

すでに動脈硬化による病変と血液流動については、解説⁽¹⁾やたとえば Younis ら⁽²⁾や森・山口⁽³⁾の文献などをはじめ数多くの文献がある。本報は、前報⁽⁴⁾に引きつづいてプラークを有する場合の総頸動脈内の流動とそれがおよぼす壁への影響を検討したものである。

2. シミュレーション

シミュレーションでは、CHAM 社の解析コード Phoenics3.6 を用いた。計算は有限体積法により流入条件と壁境界の基で解く方法によった。壁境界は壁と血流との相互作用はないものとし、壁には壁法則を適用した。

モデル形状は固定して円筒形とし、モデルの中央部径を 6.4 mm とし、入口および出口径をそれぞれ 5 mm に絞った形状とした。モデル内計算格子には BFC 格子を用いた。そして、モデルの中央部にプラークを作り、その形状を Fig. 1 に示すような正規分布で表し、高さ h を可変として、底部幅 b は 10 mm で一定とした。

流入条件には、実際に近い条件で行うため、プラークをもつ被験者 A (79 歳男) および被験者 B (67 歳女) の総頸動脈の超音波検査による血流波形 A_0 および B_0 を基にして、次のように定めた流入波形をシミュレーションに適用した。まず、血流波形の A_0 を Fig. 2 に示す。

血流波形 A_0 を基にした場合は、Fig. 3 に示すように原形に近い波形を A_1 とし、条件を変えて A_1 の拡張期流入を 1/2, 1/3 にしたものを A_2, A_3 とし、さらに拡張期流入をゼロとしたものを A_4 と定め、流入波形とした。同様に血流波形 B_0

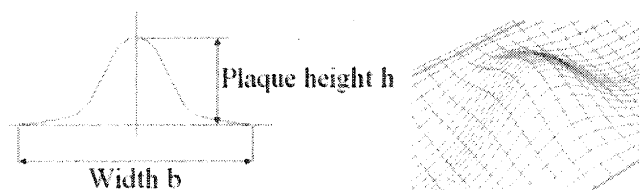


Fig. 1 Plaque shapes used for numerical simulation.

を基にした場合についても、同じように B_1, B_2, B_3, B_4 と定め流入波形とした。なお、血液として密度 $\rho = 1.0 \times 10^3$ kg/m³, 動粘性係数 $\nu = 4.0 \times 10^{-6}$ m²/s を用いた。

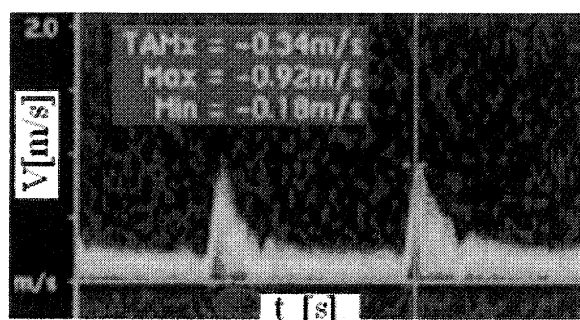


Fig. 2 Blood flow wave A_0 based on carotid ultrasonography.

3. 結果および考察

被験者 A の血流波形に近い波形 A_1 を適用した場合の結果を Fig. 3 に示す。これは、1 秒 1 拍動下の総頸動脈内の流速分布の推移である。図中、左が流入側である。これはプラーク高さ $h = 2.0$ mm の場合であり、プラーク頂上付近から上流側の流れに注目すると、拍動パルス波最大の 0.1 秒後の流れは強くなるが、その終期 0.4 秒後にはプラークの影響と重なって著しく弱められると共に流れの向きが乱れる。続いて拡張期にはさらに弱められて、一方向の流れにもどる。一方、下流側の流れは、パルス波による強い流れと拡張期の弱い流れが入れ替わる程度である。すなわち図に示されるように、総頸動脈内流れはプラークに影響され局所的に大きく異なることが分かる。

次に、拍動の拡張期流入量を A_2, A_3, A_4 と順次減少させた場合の結果を Fig. 4 に示す。パルス波終期の 0.4 秒後には、プラーク頂上の上流側に渦の発生や逆流が現れ、ついで下流側へと拡大することがわかる。さらに、プラークのない場合に波形 A_2 および A_3 を適用してみると、同じ 0.4 秒後には、頸動脈の軸中央部にわずかに逆流が現れる他は、順方向流れを示すことがわかった。このような検討により、局所的な逆流の発生は、プラークと共に、拍動波形に影響されていることを示唆しており、プラークと逆流との強い関係を示している。また、拍動中、頸動脈内に局所逆流現象が現れることはエコー診断時にも認められており、その詳細は明らかでないが、プラークの検出上からも逆流の場所とその広がりは見逃せない因子であるものと思われる。さらに 1 拍動下の頸動脈壁面およびプラーク表面近傍の流

速分布と剪断応力分布を Fig.5 に示す。これらは A_1 波形を適用した場合で、流入のパルス波最大時 (a) には壁面およびプラーク表面は強い流れにさらされるため強い剪断応力を受け、その値は 2.5~1.7Pa 程となる。一方内部はかなり弱く 0.5Pa 程度にとどまる。続いて流入終期 (b) には流動も弱まるため壁面の剪断応力も断面内部と同程度に低下し、0.3Pa 程度となることがわかる。

同様に被験者 B の血流波形を適用した場合も、被験者 A のそれを適用した場合と同じような結果が得られ、A による結果の妥当性を確認することができた。

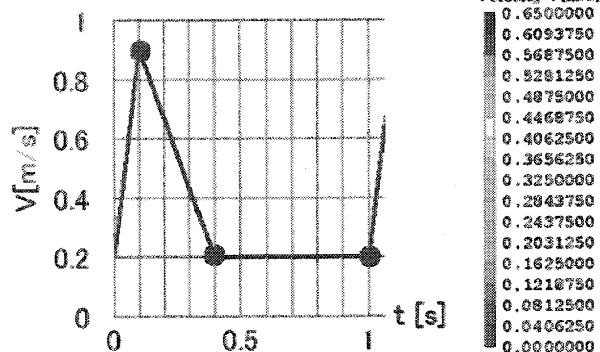
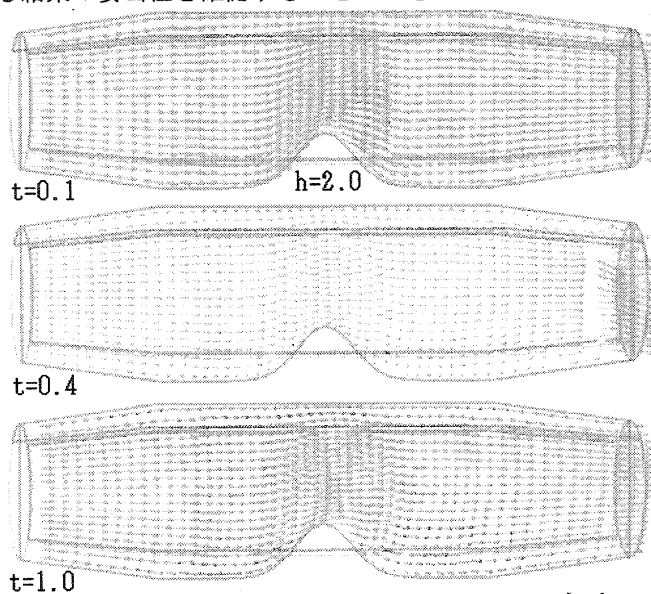


Fig. 3 Velocity profiles in a cross section of model in case of plaque height $h=2.0$ mm and inflow wave shape A_1 .

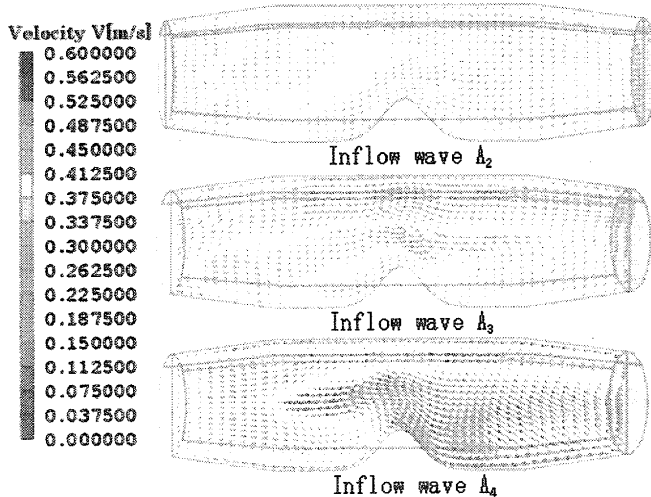


Fig. 4 Flow profiles of a cross section of model at the end of pulse wave ($t=0.4$) in case of changing inflow waves.

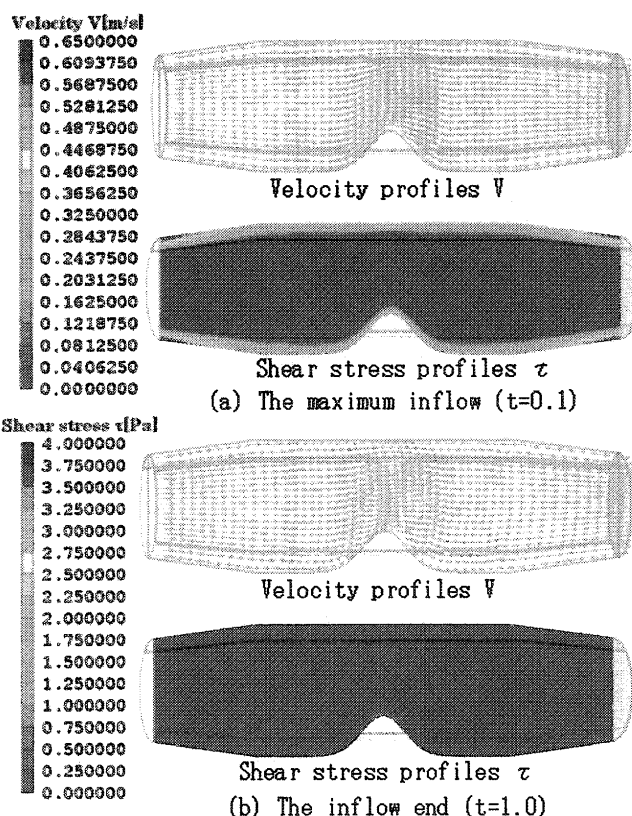


Fig. 5 Velocity profiles of near wall and plaque surface, and shear stress profiles in a cross section of model in case of inflow wave shape A_1 .

4. 結言

プラークを有する総頸動脈について超音波エコーによる血流波形を基に血液流動シミュレーションを試みた結果、次のようにまとめることができる。

総頸動脈内の血液流動は、拍動波により複雑に変動する。特にプラーク存在下ではその波形の影響が強く、プラーク前後で流れは複雑に変わり、影響の違いにより渦の発生から局所的に逆流を引き起す。このようなメカニズムを通して逆流の発生とプラークとは強い関係にある。

また、その流動の壁面への影響については、拍動波の強さに対応した壁面剪断応力を示すと共に、空間的にはプラークによる流れの変化に応じた壁面剪断応力に変わることなどがわかった。なお、更に本シミュレーションを確かなものにするためには、血流と壁との作用などを考慮する必要があるものと思われる。

終わりに、本研究を進めるにあたりご協力頂いた CHAM 社の皆様に感謝申し上げますと共に岐阜県研究開発財団「知的クラスター事業」の支援によるものであることを付記し、お礼申し上げます。

参考文献

- (1) 林紘三郎, バイオメカニクス (2000), コロナ社, P137~163
- (2) H.F. Younis ほか, Biomechanics and Modeling in Mechanobiology (2004) 3, 17~32
- (3) 森大祐・山口隆美, 日本機械学会講演論文集 (No.01-27) (1999), P61
- (4) 野方文雄・敦賀孝平・小松源一, 日本機械学会東海学生会講演前刷集 (2006), P214~215