

CFD を用いたせん断血流場における血栓形成予測法の開発

Development of Prediction Method for Thrombus Formation

in Shear Blood Flows by using CFD

○ 玉川雅章, 九州工業大学, 北九州市若松区ひびきの 2-4, tama@life.kyutech.ac.jp
 福島克也, 九州工業大学
 石松憲和, 九州工業大学

Masaaki TAMAGAWA, Kyushu Institute of Technology, Hibikino 2-4, Wakamatsu-ku, Kitakyushu
 Katsuya FUKUSHIMA, Kyushu Institute of Technology
 Norikazu ISHIMATSU, Kyushu Institute of Technology

Using CFD with partially patched modified k- ϵ model (Launder-Kato partially patched model; LK-Zonal), the pulsatile flow fields in the orifice flow are computed. The prediction methods of thrombus formation using transport equation of condensation for activated fibrinogen and threshold of shear stress and wall effect are investigated. In this paper, the models to predict the thrombus formation using simple estimation in the orifice flow and other flow field are proposed.

1. 緒言

近年, 人工心臓やステントなどの医用流体機器の開発が盛んに行われているが⁽¹⁾, これらの機器内部の血液の流れにおいては流れ場における溶血や血栓が大きな問題となっている。特に, 血栓については生成メカニズムが複雑であるが, 著者らは血栓形成機構を単純化し, (1)活性化されたフィブリノーゲン (広義の血漿蛋白や血小板) の輸送と(2)壁面での吸着 (せん断速度と壁面吸着力), という2つのプロセスで血栓形成がおこなわれるというモデルを提案してきた⁽²⁾。本研究では, 拍動流における血栓形成 (例えば血管埋込ステントなど) を想定し, 血液の流れが拍動流 (モデル) におけるオリフィス管内で, 血液に含まれる血液凝固因子 (活性化されたフィブリノーゲン) のせん断応力下における輸送過程をCFDにより求め, 拍動流での輸送過程の影響を調べる。

2. 計算対象

ステントや医療流体機器に見られる凹凸部を模擬するため, Fig.1 のような5形状のオリフィス管形状を考える。これらは過去に溶血実験で用いられたものと同様の形状であり, 流量 $Q=8.33 \times$

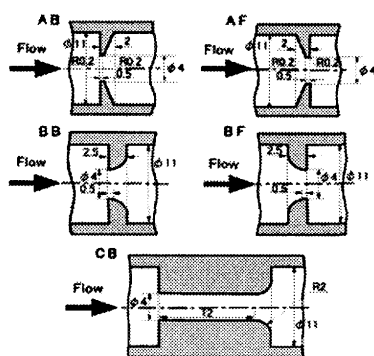


Fig.1 Configurations of orifices

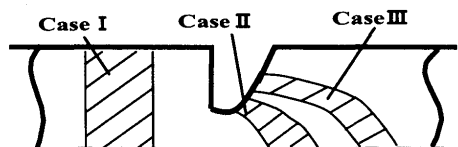


Fig.2 Initial distribution

$10^{-5}(\text{m}^3/\text{s})$, 管径 $D=11(\text{mm})$, 収縮部直径 $d=4(\text{mm})$, 面積収縮比は0.132で, レイノルズ数 $Re=10000$ である。

3. 計算手法

本研究における管内流れの数値解析に用いる支配方程式は, ナビエ-ストークス方程式と連続の式である。また, 乱流場に対しては, 低レイノルズ数 k- ϵ モデル (阿部・長野モデル) を用いる。これらの運動方程式に加えて, 血液に含まれる活性化されたフィブリノーゲンの濃度分布を対流と拡散による濃度の輸送方程式により求める。初期値として無次元のフィブリノーゲンの濃度分布を与え, 濃度輸送方程式によって濃度の輸送を解析する。Fig.2 のような初期高濃度領域 CASE I ~ III を設定しており, その他の領域では濃度は0とし, 計算をする。

本研究で考慮する拍動流について, 簡単な波形モデルとして流入の流速条件を以下に示すような式で与える。

$$U/U_{in} = 1 + \alpha \sin(2\pi f_T t)$$

ここで, U/U_{in} は x 方向の無次元流入速度, α は振幅, f は周波数で本計算においては 1Hz, 時間 $T = t/T_0$, T_0 は D/U_{in} である。

4. 結果とまとめ

Fig.3 には, Case I の初期濃度分布の場合の $\alpha=0$ (定常流) ~0.7 について濃度分布の時間・空間積分 (集積濃度) を行ったものを示す。この結果から, 特定の振幅において集積濃度が高く, また, 吸着力が強い (l_{th} が大きい) 方が大きいことがわかる。

文 献

- (1) Akamatsu et.al, Artificial Organs, Vol.19-7(1995), pp.601
- (2) 渡邊愛子, 玉川雅章, 機講論, Vol.7, No.03-1(2003), pp81-82

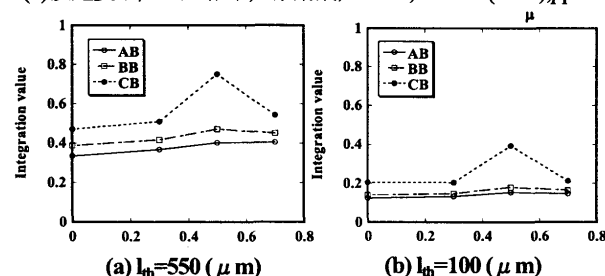


Fig.3 Effects of attraction force (effective length) on estimated integration value. ($Sr_{th}=200$ 1/s)