

人工血管吻合部近傍での血流解析

Numerical simulations of blood flow at the joint of an artificial and human blood vessels

○北村 史郎, 計算流体研, 〒152-0011 東京都目黒区原町 1-22-3, kitamura@icfd.co.jp

井上 芳徳, 岩井 武尚, 医科歯科大, 〒133-0034 東京都文京区湯島 1-5-45

大井田 淳一, 計算流体研

桑原 邦郎, 宇宙研, 〒229-8510 神奈川県相模原市由野台 3-1-1

KITAMURA Siro, Institute of Computational Fluid Dynamics (iCFD), 1-22-3 Hara-machi, Meguro-ku, 152-0011, Tokyo

INOUE Yoshinori, IWAI Takehisa, Tokyo Medical and Dental University (TMDU), 1-5-45, Yushima, Bunkyo-ku, 133-0034, Tokyo

OOIDA Junichi, Institute of Computational Fluid Dynamics (iCFD)

KUWAHARA Kunio, The Institute of Space and Astronautical Science (ISAS), 3-1-1, Yoshinodai, Sagami-hara-shi, 229-8510, Kanagawa

The blood flow field at the joint of an artificial and human blood vessels are simulated numerically under the two different models and three wave patterns. The models are normal and protrusion type. The protrusion type was developed through surgery. In this calculation, Reynolds number is fixed, it is assumed to be rigid-wall blood vessel. The different distributions of shear stress and vorticities among some conditions are discussed.

1 序論

近年, 大腿動脈閉塞に対して, 人工血管を用いたバイパス手術が多く行われている。この手術により, 一度閉塞してしまった動脈の機能を, 復元することが可能となる。しかし, 術後再閉塞する病例が発生している。再閉塞には人工血管吻合部の形状が影響していることが, 臨床において明らかになっている。本研究では, 吻合部近傍の流れを数値的に解析し, 流れの様子を明らかにする。そして, バイパス手術での再閉塞率の低下を目指す。

本発表では, 吻合部の形状と拍動波形の違いによる流れの差異について報告する。

2 流れ場

図1に計算モデルを示す。吻合部形状として標準型(図中左)と突出型(右)を作成し, 計算を行った。これは, 臨床において作成している吻合部形状を参考にしている。突出型のほうが再閉塞率が低い。人工血管端部を入口とし, 自家動脈の端部を出口としている。吻合角度はすべての計算において30度とした。自家動脈の他方の端部は閉塞している。図中に示すように, 突出型の上下流端をそれぞれ, heel, toe と呼ぶ。

拍動波形は術後にドップラー流速計により計測した波形を元にモデル化したものを, 3パターン作成し用いた。

3 計算方法

支配方程式には非定常非圧縮 Navier-Stokes 方程式を用い, 連続の式と圧力のポアソン方程式と共に解いた。対流項には3次精度風上スキーム, 拡散項には2次精度中心差分スキームを適用した。また, 多方向差分法を適用した。時間方向にはCrank-Nicolson スキームを用いた。血液はニュートン流体を仮定し, 壁面は剛体とした。Reynolds 数は420一定とした。格子は $97 \times 49 \times 17$ の一樣等間隔格子を用いた。

4 流速波形

本研究では, 病状を代表する動脈での拍動波形を3つ用意し, それぞれについて計算を行った。図2に用いた波形を示す。これらの波形は, 術後にドップラー流速計をもちいて収集したものを, 再閉塞率などを参考に分類し, それぞれの代表的な波形をもとにモデル化したものである。図中, 波形(a)は最も再閉塞率の高い場合を代表し, (a), (b), (c)の順にその率がより低い場合を代表する。(a)は逆流がまったく生じないパターンで, 1相型ともいう。(b)は1波長に極値を2つもち, 逆流が生じるパターンで, 2相型ともいう。(c)は1波長極値を3つもち, 逆流後順方向にもう一度流れるパターンで, 3相型ともいう。(c)が健康な人の拍動波形に最も近い。

5 再閉塞の仕組み

図3に再閉塞が起こりやすい部位を示す。図中領域a,b,cは閉塞しやすい部分を示す。再閉塞する場合は, これらのいずれかもしくは複数の部位での血管内壁が, 内側に向かって厚みをまし, つまり肥厚し, 最終的に血管内部を閉塞することがわかっている。

術後, 再閉塞に至るまでの過程は大まかに以下のとおりである。拍動により, 吻合部の流れが様々変化し, 血管壁にせん断応力がかかる。1相型波形では, 1周期の後半は流れがないので, 血管壁面にはほとんどせん断応力がかからない。2相型, 3相型では逆流が生じていることが

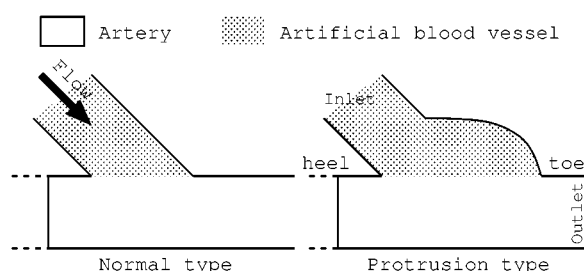


Fig.1 Flow model.

Copyright ©by JSCFD

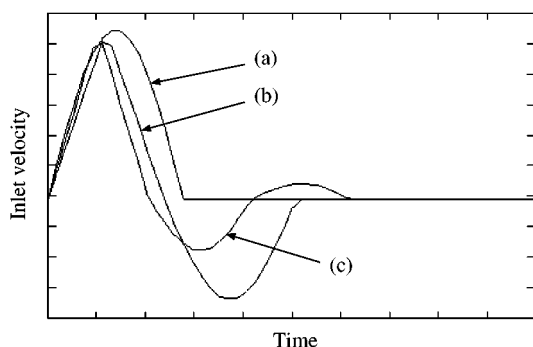


Fig.2 Wave patterns.

ら、血管壁にかかる方向が変化する。また、1相型に比べて、変化している時間も長い。臨床の経験から、壁面に小さなせん断応力が作用し続けると、その壁面で肥厚が起きやすいこと、せん断応力の変化が激しいとそこでも肥厚が起きやすいことが推察されている。(ただし、「小さなせん断応力」の定量的な基準は見出されていない。) よって、1相型のように、血管壁にせん断応力がかからない場合は、内膜肥厚がおきやすいと考えられる。図3で示す領域 a,b,c では渦が発生しやすく、壁面にかかるせん断応力が激しく変化していることが予想でき、これらの場所では肥厚がおきやすいと考えられる。

6 計算結果

図4, 5に標準型と突出型における、3相型波形での、せん断応力分布図の時間変化を示す。図はすべて中心断面上の分布である。図の右上のグラフは、入口での速度変動を表す。ここでいうせん断応力は以下を指す。

$$\left| \frac{\partial u}{\partial y} \right| + \left| \frac{\partial v}{\partial x} \right| + \left| \frac{\partial v}{\partial z} \right| + \left| \frac{\partial w}{\partial y} \right| + \left| \frac{\partial w}{\partial x} \right| + \left| \frac{\partial u}{\partial z} \right|$$

図4.(a), 5.(a)において、図5.(a)の方が、toeでのせん断応力の大きさが大きくなっている。臨床に於いても、この部位でのせん断応力が大きくなることを防ぐために、toe部と自家動脈をなるべく滑らかに接続するようにしている。またheel側でもせん断応力が大きくなっている領域が5.(a)のほうが小さい。このことは図3中の領域aでの内膜肥厚に関係している可能性がある。

図4.(b), 5.(b)において、図5.(a)の方が、最低部(図3中の領域c)でのせん断応力が大きい。これは突出型のほうが、最低部での内膜肥厚は抑えられることを示唆していると考えられる。

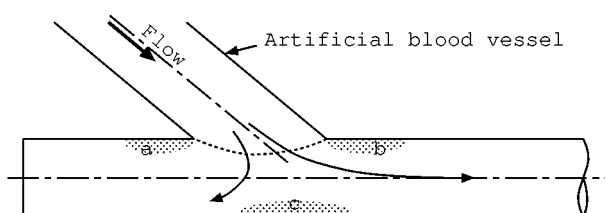


Fig.3 .

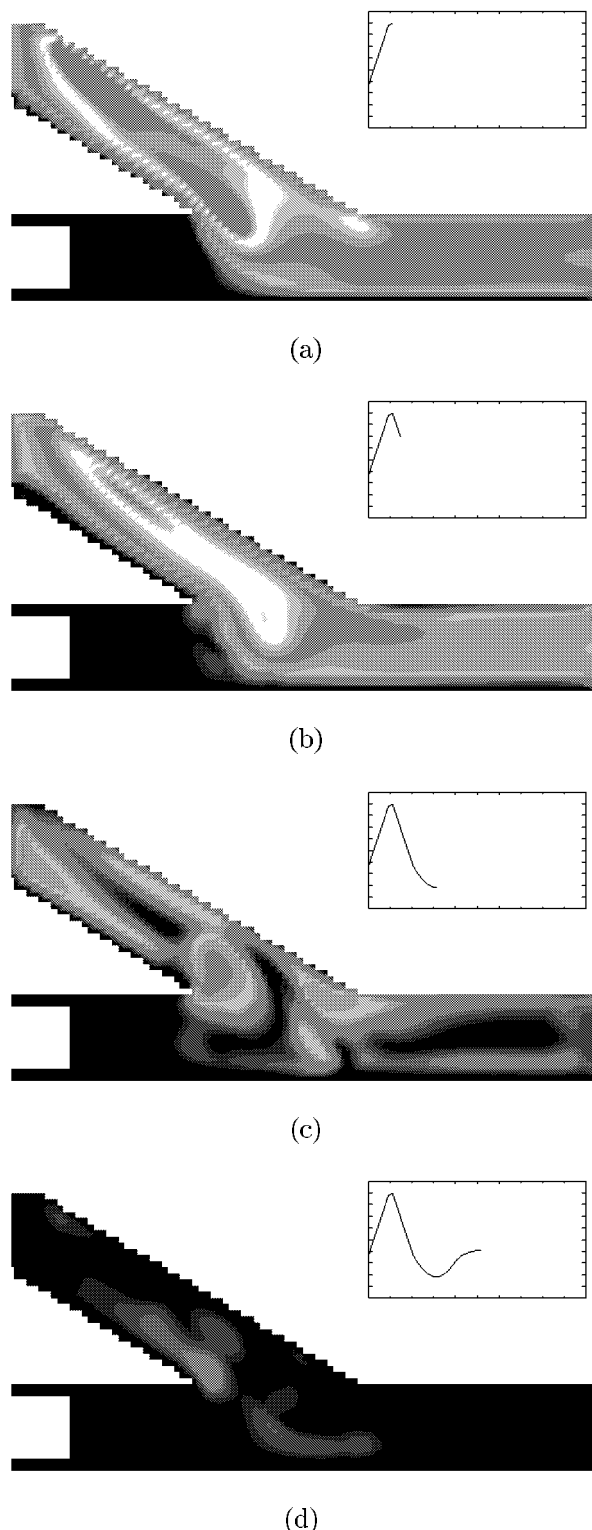


Fig.4 Distribution of absolute value of shear stress. (Normal type, wave pattern (c) in Fig.2) (a)->(b)->(c)->(d)

図6, 7に突出型において、波形が異なる場合の計算結果を示す。両者はせん断応力分布図の時間変化であり、すべて中心断面上の分布である。

1相型の波形は、他の波形と比べて速度のピークが1つであることが特徴だが、ピーク近傍での速度変動がより緩やかであることも特徴の1つである。図6.(a), (b)では図5.(a), (b)に比べて、せん断応力が強くなっている。これには速度の絶対値が大きい時間が、他の波形に比べて長い

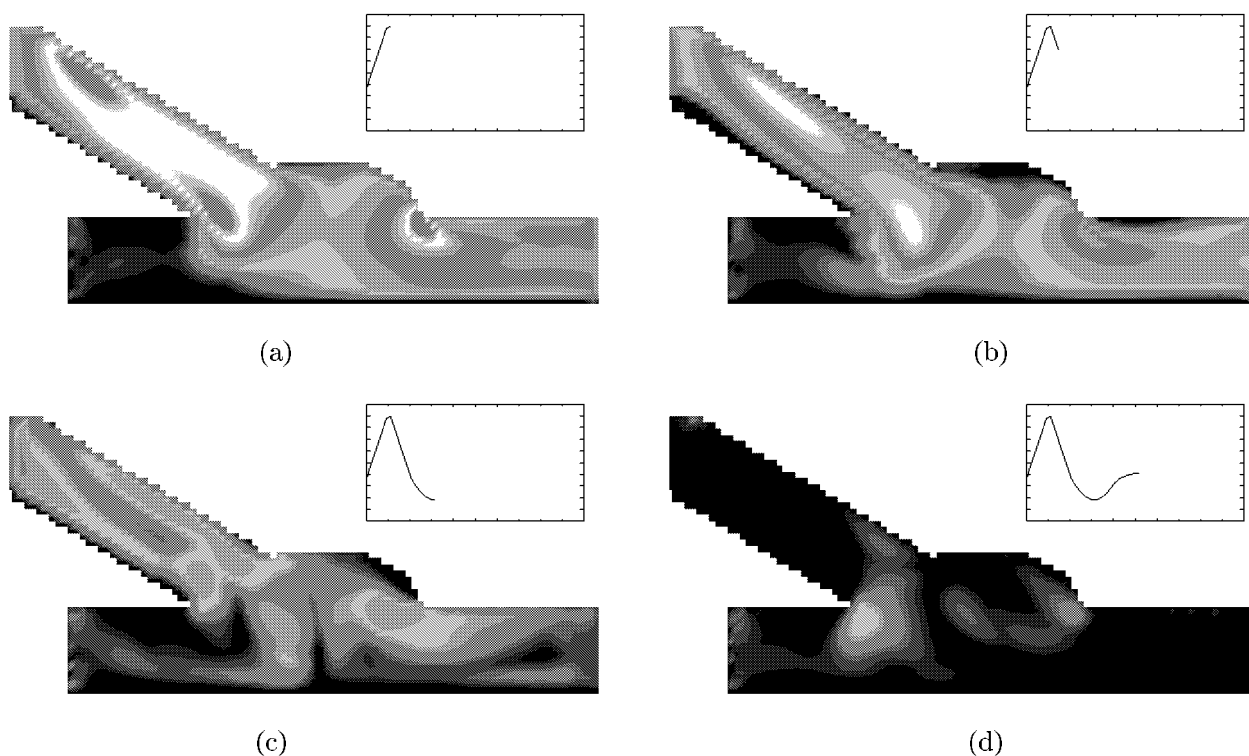


Fig.5 Distribution of absolute value of shear stress. (Protrusion type, wave pattern (c) in Fig.2) (a)-(b)-(c)-(d)

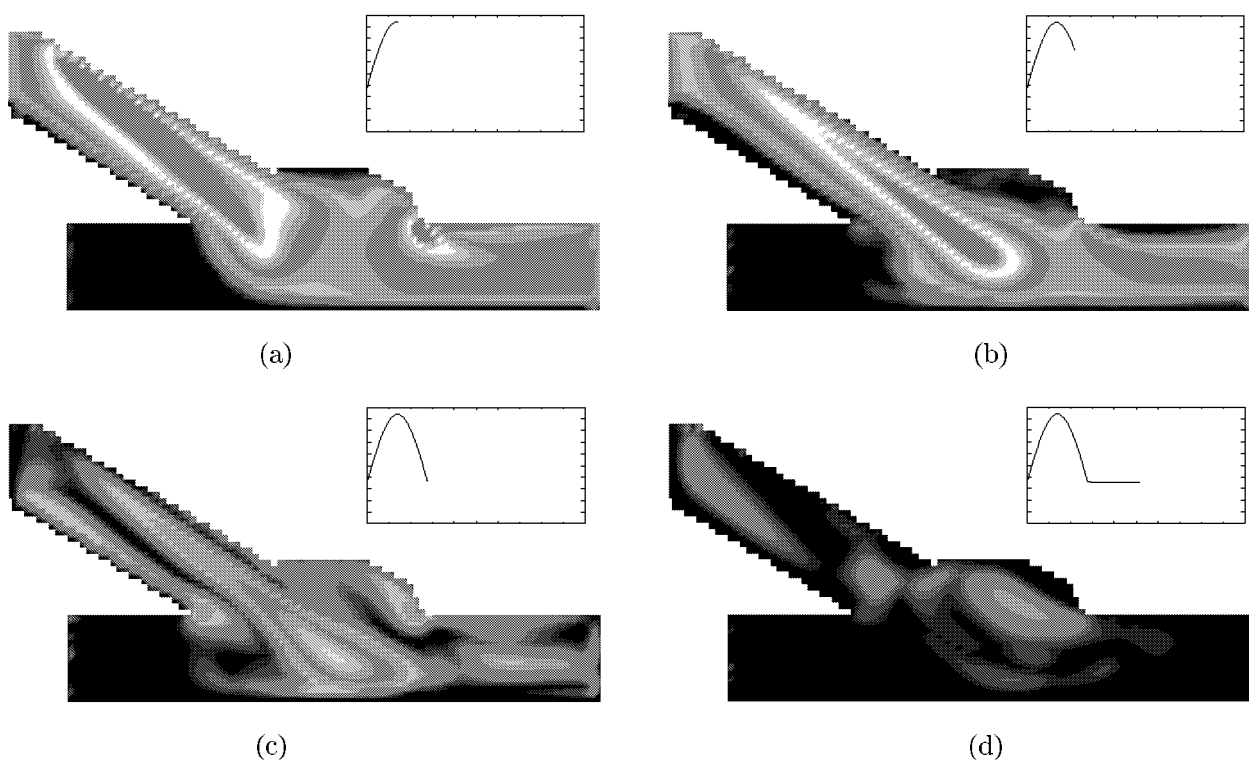


Fig.6 Distribution of absolute value of shear stress. (Protrusion type, wave pattern (a) in Fig.2) (a)-(b)-(c)-(d)

ことが影響していると考えられる。このため図6.(c)においては、入口からの流入が停止したのにも関わらず、吻合部近傍、とくに最低部においては、まだせん断応力のピークが存在している。これは最低部における内膜肥厚を助長する方向に働くと考えられ、1相波形において再閉塞率が高いことの原因の一つといえる。

このことは、2相型と3相型の比較に於いても言える。

つまり、図5.(c) と 7.(c) を比べると、どちらも逆流のピーク時でのせん断応力分布だが、図5.(c) では最低部においてはせん断応力が大きい領域は見られないが、図7.(c) では吻合部全体で一様に発生している。

3相型の一番初めの速度のピークを過ぎた時点での、等渦度分面を図8 に示す。下流上方から鳥瞰している。それぞれ、(a) 標準型および (b) 突出型である。3相型の

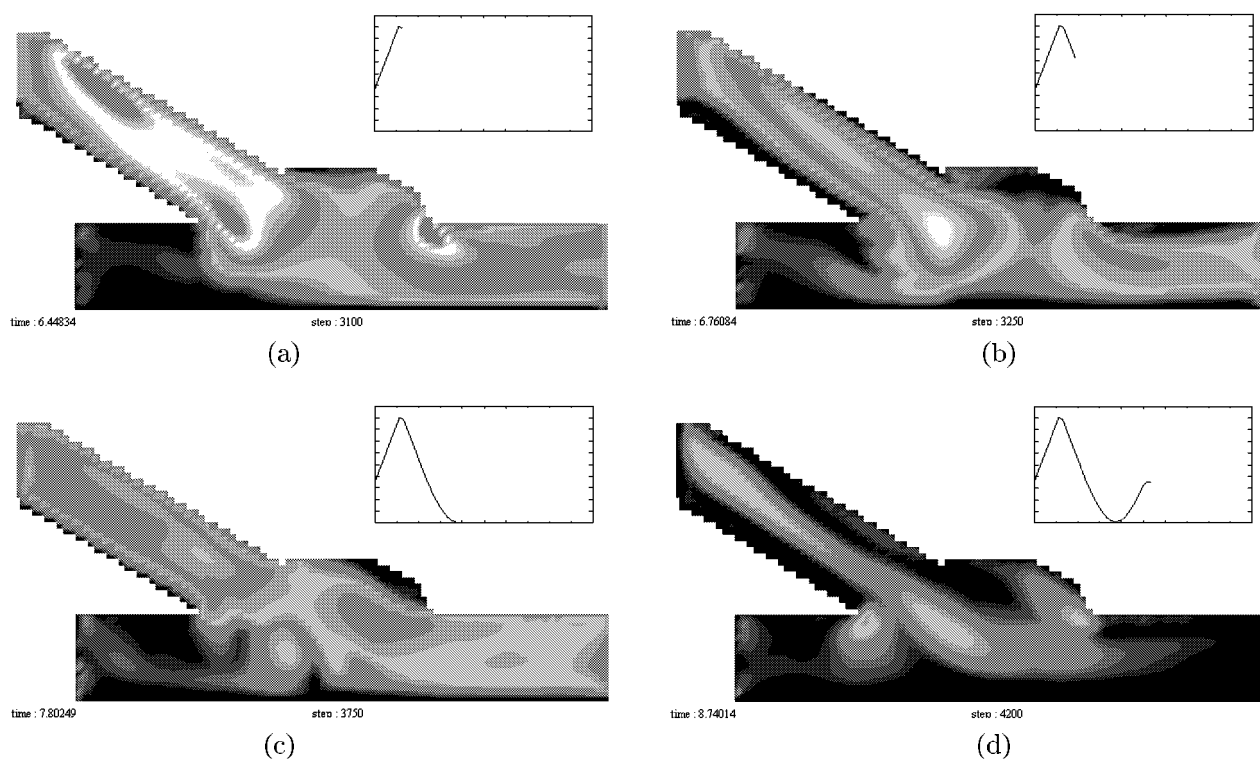


Fig.7 Distribution of absolute value of shear stress. (Protrusion type, wave pattern (b) in Fig.2) (a)-(b)-(c)-(d)

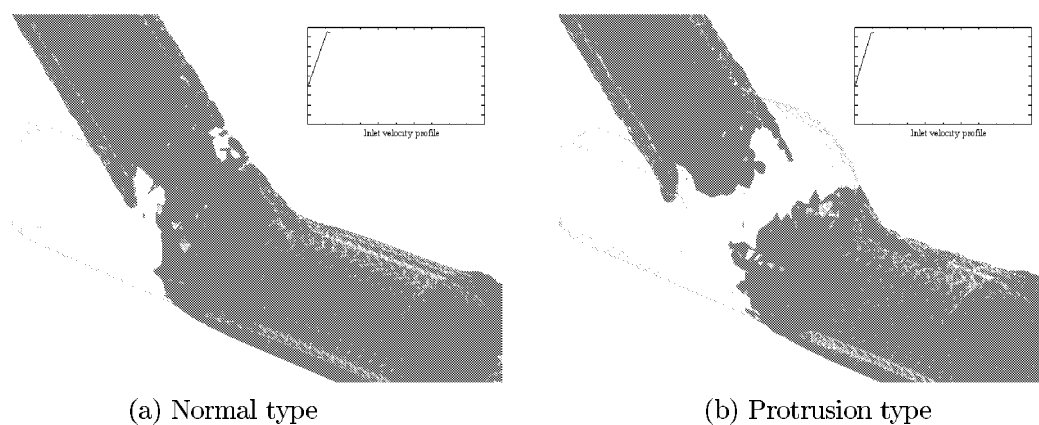


Fig.8 Vorticity surfaces.

つ目のピークにおいて、もっとも大きなせん断応力が発生するので、この時点でのせん断応力の分布が異なることは、他の時点よりも、再閉塞に対して大きな影響をもっていると考えられる。形状の違いにより渦度の分布も異なり、特に(b)の突出部においては、渦度が小さくなっている。これから、突出型のほうが壁面にかかるせん断応力がより小さいことがわかる。

7 結論と今後の研究

大腿動脈閉塞に対して行われる、人工血管を用いたバイパス手術後の再閉塞率低下のために、吻合部形状が標準型と突出型の場合での、臨床に於いて代表的な3つの拍動波形において、人工血管吻合部の流れ場をシミュレーションした。その結果、吻合部形状の違いにより、せん断応力と渦度の分布に違いが見られた。

今後は非ニュートン流体の仮定を導入し、血管壁を弾性壁とする。

参考文献

- 1) Kuwahara, K., Unsteady Flow Simulation and Its Visualization, AIAA paper, 99-3405, (1999).