

海綿静脈洞を模擬した同軸円管内の熱流体解析 Thermal flow analysis of a co-axial cylinder imitating a cavernous sinus

堀内康広, 東大院, 東京都目黒区駒場 4-6-1, E-mail: horiuti@iis.u-tokyo.ac.jp
大島まり, 東大生研, 東京都目黒区駒場 4-6-1, E-mail: marie@iis.u-tokyo.ac.jp
高木 清, 帝京大医, 東京都板橋区加賀 2-11-2, E-mail: pktakagi@med.teikyo-u.ac.jp
Yasuhiro HORIUCHI, The University of Tokyo, Graduate School, 4-6-1, Komaba, Meguro-ku, Tokyo
Marie OSHIMA, Institute of Industrial Science, The University of Tokyo, 4-6-1, Komaba, Meguro-ku, Tokyo
Kiyoshi TAKAGI, Teikyo University, School of Medicine, 2-11, Kaga, Itabashi-ku, Tokyo

Nerve cells in the brain are quite sensitive to heat compared with other cells in the body. Thus, it is essential to maintain the brain at a constant temperature within a certain range even under excessive thermal stresses such as exercise or high fever. Some animals like sheep have an effective cooling system so called, the carotid rete, in which the internal carotid arteries are branched into a network of small blood vessels within the cavernous sinus. Unlike the animals mentioned above, the countercurrent cooling system between the carotid artery and the cavernous sinus is assumed to play an important role in cooling of the human brain. In the paper, the numerical simulations are conducted for thermal flow in a co-axial cylinder, which represents the countercurrent cooling system, in order to investigate selective brain cooling mechanism in the human.

1. 緒言

神経細胞は他の体細胞よりも熱に弱い。激しい運動や発熱性疾患で体温は 40 以上に上昇し得るが、脳において神経細胞は 40 の高温では壊死してしまうため、脳が正常に機能するには脳内温度が一定範囲に保たれる必要がある⁽¹⁾。鳥や羊などある種の動物では、脳を養う動脈が海綿静脈洞を通過する部分で網目状に分かれ、動脈・静脈の血液が対向して流れることにより、効率的に熱交換を行う選択的脳冷却機構が存在する⁽²⁾⁽³⁾。一方、人間の場合は脳に流入する動脈に網目状分枝がない⁽⁴⁾。しかし、同じ径を持つ他の部位の動脈に比べて動脈壁が薄く、また大きな曲がりを持っており、周囲を海綿静脈洞などの静脈系が取り囲んでいる。このように、人間における脳内温度のコントロールでは、動脈・静脈で行われる対向流型の熱交換が重要な役割を果たしていると考えられる。

本研究の目的は、海綿静脈洞における動脈・静脈間の対向流型熱交換の機能を数値解析により解明することである。本報では 2 つのモデルを用いて解析を行った。まずは動脈・静脈の対向流型を模擬した同軸円管モデルである。2 つめは内頸動脈の曲がり模擬し、内頸動脈が海綿静脈洞を通過する部分と考えた屈曲管モデルである。これらのモデルの熱流体解析を通して、血管形状が熱交換に与える影響を検証する。

2. 記号

x, y, z : 物理座標、 $x_i (i = 1, 2, 3)$
 u, v, w : 直行速度分布、 $u_i (i = 1, 2, 3)$
 p : 圧力
 T : 温度
 ρ : 密度

ν : 動粘性係数
 c_p : 比熱
 α : 熱拡散係数
 \dot{Q}_c : 対流による熱量
 h : 曲がり部高さ

3. 基礎方程式と境界条件

人間の血管内の流れは一般にレイノルズ数 2000 以下の層流であり、本研究における基礎方程式は、非圧縮性の Navier-Stokes 方程式および連続の式を使用している。

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} \quad (1)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2)$$

動粘性係数 ν は $4.0 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ である。

温度については以下の伝熱方程式より求めている。

$$\frac{\partial T}{\partial t} + u_j \frac{\partial T}{\partial x_j} = \alpha \frac{\partial^2 T}{\partial x_j \partial x_j} \quad (3)$$

密度、比熱は血液及び血管壁で等しく、 ρ は 993.0 kg/m^3 、 c_p は $4.0 \text{ kJ/kg} \cdot \text{K}$ とし⁽⁴⁾、熱拡散係数 α は $1.26 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$ としている。

4. 解析モデル

解析対象について以下に示す。解析は Fig. 1 に示す直円管モデルと屈曲管モデルについて行った。

まず直円管モデルについては、血管のサイズは Nielsen の仮定にもとづき⁽⁴⁾、Fig. 1(a)に示すように、動脈である内管の直径を 5.0 mm、動脈を取り囲んでいる静脈系については、動脈と対向流型同軸円管を形成するものとし、外管の直径を

12.0 mm とする。動脈の血管壁の厚さについては 0.3 mm としている。同軸円管部の長さは 50.0 mm とした。また数値解析の安定化の為に、動脈・静脈の入口にそれぞれ長さ 50.0 mm の導入部を設けた。

また、海綿静脈洞における動脈・静脈間の熱交換には、この部分の血管に特有の曲がりの影響も大きいことが予想される。本研究においては、比較的単純な形状の屈曲管として、Fig. 1(b)に示すようなモデル化を行った。ここで、動脈・静脈の直径、動脈の血管壁の厚さ、および同軸円管部の長さを直円管モデルと等しいものとした。曲がり部の高さ h は、同軸円管部が曲がり部全体を覆うように、動脈の直径の 3 倍となる 15.0 mm とした。また直円管モデルと同様に、動脈・静脈の入口にそれぞれ長さ 50.0 mm の導入部を設けた。

速度境界条件として、両モデルとも動脈導入部入口には流量 250 ml/min のポワズイユ流れ、静脈導入部入口は流量 80 ml/min の一様流れを与えた。したがってレイノルズ数は動脈で 265、静脈で 45 となる。また壁面は剛体壁とした。

温度境界条件には動脈を 38.0 °C、静脈入口と静脈の壁面を 28.0 °C とした。動脈・静脈の導入部の壁面は断熱壁とした。なお、解析は FIDAP(version 8.5)を用いて行った。解析格子は、直円管モデルでは節点数 79996 (動脈部 32116、血管壁部 12600、静脈部 40320)、要素数 76668 (動脈部 29988、血管壁部 9984、静脈部 36696)であり、屈曲管モデルでは節点数 92597 (動脈部 46917、血管壁部 13920、静脈部 38720)、要素数 88000 (動脈部 44080、血管壁部 10320、静脈部 33600)である。

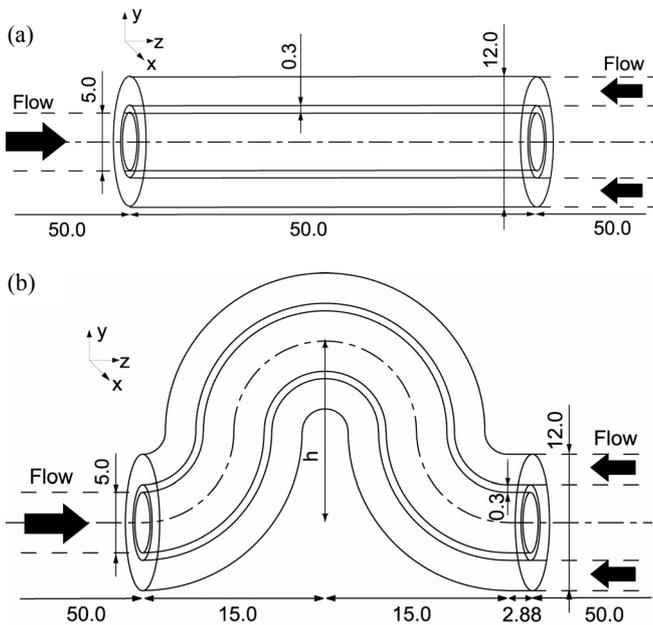


Fig. 1 Analysis models (unit mm)

(a) a straight co-axial cylinder, (b) a curved co-axial cylinder

5. 解析結果

5.1 直円管モデル

Figure 2 に流れ方向に異なる位置での動脈内の温度分布を示す。縦軸は温度、横軸は円管中心軸からの距離をとった。

z は入口からの距離である。動脈壁を介した静脈との熱交換により、温度境界層には大きな発達が見られ、動脈出口においては壁面温度が約 4.5 °C 減少する結果を得た。

また、動脈の入口・出口断面を通過する対流による熱量は以下の式より求まる。

$$\dot{Q}_c = \iint \rho c_p u T dS \quad (4)$$

本報での解析では、熱拡散係数が非常に小さいため、温度場においては対流が支配的であることから、 \dot{Q}_c を総熱量と仮定する。入口における \dot{Q}_c は 622.87 W、出口における \dot{Q}_c は 619.46 W、となり、3.41 W が熱交換された伝熱量となる。出口断面を通過する流体の平均温度は

$$\bar{T} = \dot{Q}_c / \rho c_p \iint u dS \quad (5)$$

によって求まり、直円管では $\bar{T}_{i,out}$ は 37.795 °C となり、動脈入口に比べ約 0.2 °C の温度減少がみられた。

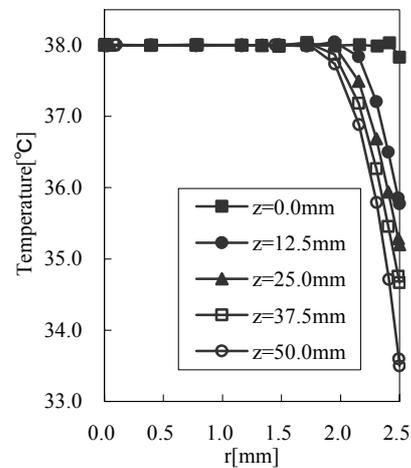


Fig. 2 Temperature distribution in the straight artery

5.2 屈曲管モデル

yz 断面における温度場と速度場を Fig. 3 に示す。Figure 3(a) をみると、動脈内の流れは同軸円管入口においてはポワズイユ速度分布となっているが、屈曲管前半部では遠心力により生じる 2 次流れの影響で速度プロファイルが曲がりの外側に偏り、屈曲管後半部では曲がりの内側に偏る現象がみられる。Figure 3(b)からは、速度の小さい部分で冷却された流体が、速度が大きな高温の流体に巻き込まれていることが分かる。

Figure 4 には、Fig. 3(b)に示す 3 断面における 2 次流れと温度分布を示す。2 次流れの分布を見ると、断面 1、2、3 すべてにおいて yz 平面对称な大きな渦が発生しており、断面 1 においてはさらにもう一对の小さな渦が発生している。温度分布からは、壁面近傍の低温流体が渦により管中心部へと導かれるところと、高温流体が渦によって壁面へと打ち付けられているところが局所的に見られ、温度境界層が大きく変化していることがわかる。

また、式(4)から動脈の入口と出口を通過する熱量を算出すると、入口で628.76 W、出口で624.61 Wとなり、熱交換により4.15 Wが伝熱される結果を得た。式(5)より屈曲管の動脈出口断面を通過する流体の平均温度 \bar{T} は37.749と求まり、約0.25の温度が減少する結果を得た。

6. 結言

海綿状脈洞を模擬した同軸円管における対向流型熱交換について、直円管モデルと屈曲管モデルでの数値解析を行った。

脳冷却を行う際には0.2 から0.3の温度低下が必要であり、今回の解析においてはその条件を満たす結果を得た。さらに同軸直円管および屈曲管では表面積が等しいことから、曲がりによる2次流れの影響により0.74 Wの対向流型熱交換による伝熱量の増加と0.05の温度の減少が生じると考えられる。

またCraciunescu, Cleggの解析⁽⁵⁾によると、直円管においては径の大きな血管では熱輸送が壁面近傍でのみ起こるため、拍動流による熱輸送の促進が行われない。しかし、曲がりやを考慮することにより温度境界層が壁面近傍付近のみではな

くなるため、屈曲管で拍動を考慮することにより動脈の血液の冷却が促進されることが予想される。今後拍動や実際の血管形状において解析を行い、出口における流体の温度変化について検証する。

参考文献

- (1) 永坂 鉄夫, *頭を冷やすヒトの知恵*, 金沢熱中症研究会, 1997, pp.10-41.
- (2) Baker, M. A., "A brain-cooling system in mammals", *Scientific American*, 1979, vol. 2
- (3) 40, pp.114-122.
- (4) 中山 昭雄, 入来 正躬, *エネルギー代謝・温度調節の生理学*, 医学書院, 1987, pp.104-106.
- (5) Nielsen, B., "Natural cooling of the brain during outdoor bicycling?" *European Journal of Physiology*, 1984, vol.411, pp. 456-461.
- (6) Craciunescu, O. I., and Clegg, S. T., "Pulsatile blood flow effects on temperature distribution and heat transfer in Rigid vessels." *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001, vol.123, pp.500-505.

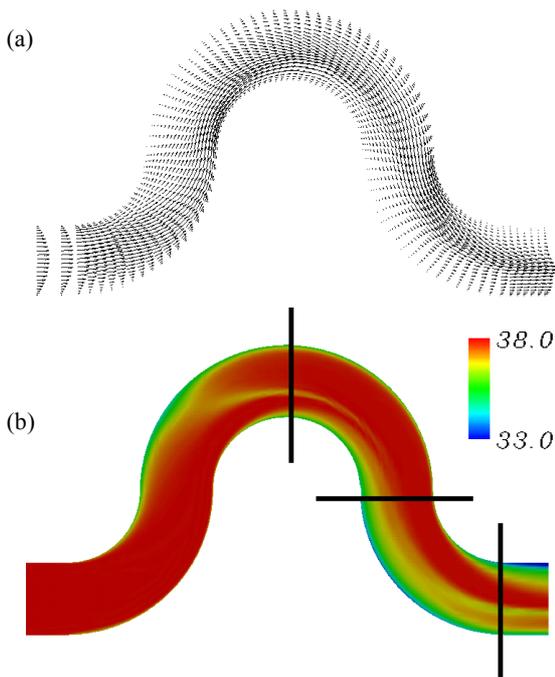


Fig. 3 Velocity and temperature distributions in the yz plane
(a) velocity, (b) temperature

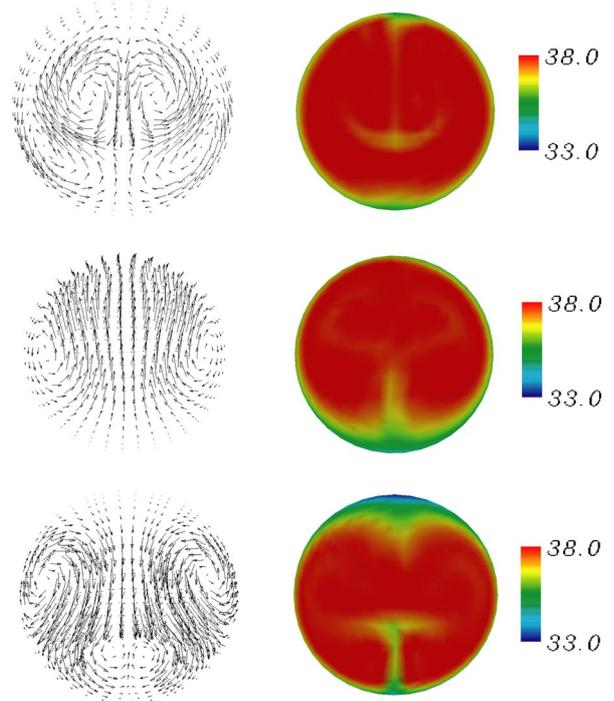


Fig. 4 velocity and temperature distributions
at the cross-section denoted in Fig. 3(b)