●原 著●

体外循環時における大動脈弓内流れの数値シミュレーション

小山内聡史' 稲村 隆夫' 柳岡 英樹' 福田 幾夫² 皆川 正仁² 福井 康三²

要 **旨**:弓部大動脈瘤の患者の造影CT画像から,三次元画像をPC上に再現し,送血管からの血流の流速分布とベクトルを理論計算から求めた。カニューレ出口部付近の血流速度分布はガラス 管モデル実験のデータとほぼ一致したが,大動脈内に形成される渦流の分布と流速は,わずかに 異なっていた。この方法を応用することにより,将来,大動脈瘤の形態に応じて,症例ごとに最 適な送血方法を選択できる可能性がある。(J Jpn Coll Angiol, 2008, **48**: 313–318)

Key words: arterial perfusion, atheroembolism, flow dynamics, numerical simulation, computation model

はじめに

脳保護法の進歩により,心臓外科手術や弓部大動脈 瘤手術での脳合併症は減少したが,動脈硬化を有する 大動脈からの脳塞栓の予防が課題として残されている。 送血カニューレから噴出した流れは心拍による血流に比 べ極めて高速であり,その高速噴流により大動脈血管内 に付着している粥状硬化物質の剥離を招く危険性があ る。この塞栓を防止するためには,体外循環中における 大動脈弓内の血流を明らかにすることが必要である。

体外循環時における大動脈弓内流れに関する従来の 研究は、各カニューレの流体力学的特徴を検討したもの や大動脈内のある点の圧力・流量を検討したものが多 い。数値シミュレーションを用いた体外循環時における 大動脈弓内流れの解析は現在まで報告がない。本研究 はcurved end-hole cannula挿入時における大動脈弓内流れ の数値シミュレーションを行い、五十嵐らによって行わ れたPIV法による実験結果と比較した¹⁾。さらに、curved end-hole cannulaの挿入深さ・角度の異なる計算モデルを 作成し、2 つの数値シミュレーション結果を比較した。 この研究の最終目標は、心臓手術を安全に行うために、 コンピュータ上で最も安全な送血部位と送血管形状を決 定するシステムを作成することである。

'弘前大学理工学研究科知能機械システム工学専攻 '弘前大学大学院医学研究科胸部心臓血管外科学講座

THE JOURNAL of JAPANESE COLLEGE of ANGIOLOGY Vol. 48, 2008

方 法

(1)大動脈モデルの作成

Mimics(マテリアライズジャパン, 横浜)を使用して弓 部大動脈瘤患者のCT画像をPCに読み込ませ、大動脈内 腔を再構築した。続いて、PRO-MODELER(CD-adapco Japan, 横浜)を使用してcurved end-hole cannulaを寸法通 りに作成した。このカニューレの特徴は、カニューレ先 端部にあるひとつの流出口から流体が流れる単純な構造 を持つ。Curved end-hole cannula先端部の噴流の写真と 作成したcurved end-hole cannulaの先端形状をFig.1 に示 す。再構築した大動脈モデルと作成したcurved end-hole cannulaを 3-matic(マテリアライズジャパン、横浜)に読み 込ませて体外循環時の大動脈モデルを作成した。作成 方法は 2 つのモデルデータを3-maticに読み込ませた後, 大動脈モデルを作業空間上で移動・回転させ、curved end-hole cannulaの挿入位置・深さ・角度を調整した。 五十嵐ら¹⁾, Minakawaら²⁾によるガラス管モデルでの実験 結果と比較するために、挿入深さ・角度は、できる限り 実験に近づけるように設定した。そして、大動脈モデル からcurved end-hole cannulaの先端部をブーリアン演算に より切り取り, curved end-hole cannula挿入時の体外循環 時の大動脈モデルを完成させた(Fig. 2)。

2008年3月24日受付 2008年7月31日受理



A: Photograph of curved end-hole cannula and jet from the cannula tip. B: Virtual cannula tip reconstructed by PRO-MODELER computer software.

A B

b. Virtual camula up reconstructed by r KO-MODELEK computer so

(2)計算用メッシュの作成と数値シミュレーション

数値シミュレーションを行うために,汎用熱流体解 析ソフトSTAR-CD(CD-adapco)に内蔵されているpro-STAR/ammを用いて体外循環時の大動脈モデルに計算 用メッシュを作成した。計算メッシュ作成ソフトは,pro-STAR/ammが有する3種類のメッシュ生成機能のうちト リムドメッシュを採用した。計算用メッシュはセルと呼 ばれる三次元体積の集合体で形成されており,セル数は 合計359809である。

体外循環時における大動脈弓内流れの数値シミュレー ションの流入条件としてcurved end-hole cannula内流れの 数値シミュレーションをSTAR-CDを用いて行い,先端部 の速度分布を求めた。作動流体はガラス管モデル実験 結果と比較するために水を使用した。流れの基礎方程式 は定常非圧縮性三次元のNavier-Stokes方程式および連続 の式を用いた。以下に式を示す。

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u}\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial x} + \mathbf{v}\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial y} + \mathbf{w}\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial z} = -\frac{1}{\rho}\frac{\partial \mathbf{P}}{\partial x} + \mathbf{v}\left(\frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial z^2}\right) \quad (4.1.1)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial r}{\partial t} + v \left(\frac{\partial v}{\partial x^2} + \frac{\partial v}{\partial y^2} + \frac{\partial v}{\partial z^2} \right)$$
(4.1.2)

$$\frac{\partial \mathbf{w}}{\partial t} + \mathbf{u}\frac{\partial \mathbf{w}}{\partial x} + \mathbf{v}\frac{\partial \mathbf{w}}{\partial y} + \mathbf{w}\frac{\partial \mathbf{w}}{\partial z} = -\frac{1}{\rho}\frac{\partial \mathbf{P}}{\partial t} + \mathbf{v}\left(\frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial z^2}\right) (4.1.3)$$

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial \mathbf{x}} + \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial \mathbf{y}} + \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \mathbf{z}} = 0 \tag{4.1.4}$$

これらの離散化には有限体積法を用い,流れは三次元 定常流であるため,流れ場の解析アルゴリズムは定常状 態の計算に適しているSIMPLE法を用いた。境界条件と



Figure 2 Boundary condition of aortic model at extracorporeal circulation.

BCA: brachiocephalic artery, LCCA: left common carotid artery, LSCA: left subclavian artery. Flow volume was allocated to each branch as follow: BCA 12.5%, LCCA 6.25% and LSCA 6.25% of total flow volume.

して、流入条件はcurved end-hole cannula流入部に五十嵐 ら¹⁾の実験から求めた流速2.359m/secを設定し、流出条件 は、立方体の仮想空間の上面にすべての流量が流れるよ うに設定した。壁面条件は仮想空間の上面以外に滑り条 件を与えた。次に、以下の式からレイノルズ数を求めた。 Re = $\frac{UL}{v}$ (4.1.5)

U: Curved end-hole cannulaの流入速度(2.359m/sec), L: Curved end-hole cannulaの流入口の直径(6.0×10³m), v: 水の動粘度(0.890 Pas)である。これらの値からRe≒

脈管学 Vol. 48, 2008



Figure 3 Velocity and streamline distribution measured by particle image velocimetry in glass aortic aneurysm model.



Figure 4 Velocity vector map from the ascending aorta to the aortic arch in computational model. Arrow shows the vector of flow from the cannula tip. Flow velocity was expressed in color.

15850となるため、乱流モデルは高レイノルズ数型のk-ε モデルを採用した。

大動脈弓内の数値シミュレーションはSTAR-CDを用い て行い,作動流体は水とした。流れの基礎方程式と離散 化は定常非圧縮性三次元のNavier-Stokes方程式と連続の 式ならびに有限体積法を用いた。本研究の流れ場は三次 元定常流であるが,モデル形状が複雑であるため,ノー ドベースのベクトル方向とセル面の法線ベクトルの方向 が一致しない。このような流れ場において,流れ場の解 析アルゴリズムとして収束性に優れているSIMPISO法を 採用した。

境界条件は以下のように設定した。Curved end-hole cannula内流れの数値シミュレーションによって得た先端 部の流速は、体外循環時の大動脈モデルの流入部に直 接適用した。流出条件は右腕頭動脈に12.5%、左総頸動 脈に6.25%、左鎖骨下動脈に6.25%、下行大動脈に75% の流量を配分した²⁾。壁面は滑りなしである。乱流モデ ルは低レイノルズ数型k-*ε*モデルを用いた。

計算モデルに対して挿入深さ・角度が異なるモデルを 作成し、2つの計算モデルの数値シミュレーション結果を 比較した。Condition Aは上述のモデルであり、condition Bはcondition Aのモデルから更にcurved end-hole cannula を 5mm深く挿入し、反時計回りに 5°回転して作成した モデルである。

結 果

はじめに実験結果と数値シミュレーションの定性的な 比較を行い、この妥当性を確認した。Fig.3は大動脈瘤 モデルでのPIV法による実験結果を、側断面の速度の大 きさと流線の分布で示している。主な特徴として、4つ の渦が観察された。4つの渦は上行大動脈先端に見られ る時計回りの渦、大動脈弓に見られる向きの異なる2つ の渦、下行大動脈に見られる反時計回りの渦である。 流速は、curved end-hole cannulaの噴流領域が0.4~0.6m/ secであり、それ以外の領域は0.4m/sec以下であった。 Curved end-hole cannulaの噴流は大動脈弓内壁を通って 大動脈弓外壁へ向かう。この軌跡は、噴流が大動脈弓内 壁で衝突しているために起きたと考えられる。

数値シミュレーション結果をFig. 4~6に示した。実 験結果と比較するため、数値シミュレーションモデル は、curved end-hole cannulaの噴流が実験結果と同様に 大動脈弓内壁へ向かうように作成した。数値シミュレー ション結果は実験結果と同様に側断面で表示した。計算 モデルと実験で使用されたガラス管大動脈瘤モデルに は、形状の違いが存在し、計算モデルはコンピュータ上 で弓部大動脈の立体構造を再現したため、大動脈弓の 三次元的ねじれを持っているが、ガラス管モデルでは、 その細かい再現性までは不完全であり、モデルの中心 軸を通るように切断すると、計算モデル全体の結果がひ

脈管学 Vol. 48, 2008

315



 $\mathbf{Figure}~\mathbf{5}$ Velocity vector from middle of a ortic arch to tip of descending a orta.

Figure 6 Velocity vector of entire area of descending aorta.

とつの側断面で表示できない。そこで、側断面を3つの 領域に分けて表示した。3つの領域は(1)上行大動脈か ら大動脈弓までの領域(Fig. 4)と(2)大動脈弓中間から下 行大動脈先端までの領域(Fig. 5)と(3)下行大動脈全域 (Fig. 6)の3つの切断面で示した。

上行大動脈から大動脈弓までの領域の側断面の速度 ベクトル分布では、上行大動脈先端で時計回りの渦が、 大動脈弓全域で反時計回りの渦が観察された(Fig. 4)。 上行大動脈先端で観察した渦は実験結果とほぼ一致し たが、大動脈弓全域で観察した渦はガラス管モデル実験 結果と異なっていた。この原因として, curved end-hole cannulaの噴流の軌跡の違いが挙げられる。数値シミュ レーション結果のcurved end-hole cannulaの噴流は大動 脈弓内壁に衝突した後, そのまま大動脈弓内壁に沿って 流れている。この流れにより、大動脈弓全域に反時計回 りの渦が形成された。一方,実験結果のcurved end-hole cannulaの噴流は大動脈弓内壁に衝突した後、大動脈弓 外壁の方へ流れている。この流れにより、大動脈弓先端 側で時計回りの渦が形成され、大動脈弓末端側で反時 計回りの渦が形成された。このcurved end-hole cannulaの 噴流の軌跡の違いは両モデル形状の違いにより, curved end-hole cannulaの挿入角度に違いが生じたからであると 考えられた。流速はcurved end-hole cannulaの噴流領域で 大きく, curved end-hole cannula先端部が最大流速3.0m/ secあり、大動脈弓湾曲部までの噴流領域は1.3~2.0m/sec と高速であった。Curved end-hole cannulaの噴流領域以 外では流速は極めて小さく,実験結果と非常に類似して いた。大動脈弓中間から下行大動脈先端までの領域の 側断面の速度ベクトル分布では、大動脈弓全域で反時計

回りの渦と下行大動脈先端部外壁側で流れの乱れが観 察された(Fig. 5)。下行大動脈先端部外壁側の流れの乱 れは大動脈弓全域に広がる渦の逆行流と下行大動脈へ 流れている順行流によって形成されたと考えられる。さ らに,大動脈弓先端部で小さな反時計回りの渦も観察さ れた。大動脈弓先端部の小さな渦は,大動脈弓の湾曲と 分岐が混在する複雑形状の箇所であり,curved end-hole cannulaの噴流の影響も強い。これらの要素が相互に作 用し,小さな渦を形成したと考えられる。両モデルの結 果を比較すると,渦の形成に違いが見られる。理由とし て,curved end-hole cannulaの噴流の違いが挙げられる。 流速は大動脈弓内壁で0.4~0.8m/sec程とやや高速であ るが,全体的には0.4m/sec以下の低速領域が広がってお り,実験結果と類似していた。

下行大動脈全域の側断面の速度ベクトル分布では、下 行大動脈中間部で反時計回りの渦が観察された(Fig. 6)。 ガラス管モデル実験結果は、下行大動脈中間部で流れの 乱れが観察されており、ほぼ類似していた。流速は全体 的に0.2m/sec以下であり、実験結果と良い一致を示した。

カニューレの向きによる流れの差異の検討では, condition Aは大動脈弓全域に大きな反時計回りの渦が形 成されたのに対して, condition Bは大動脈弓中間部まで に反時計回りの渦と大動脈弓中間部から下行大動脈先端 部までに時計回りの渦が形成された。速度ベクトルの向 きは渦の形態によって異なるが, 流速は全体的に0.4m/ sec以下で良い一致を示した。

考察

体外循環時における大動脈弓内流れに関する研究は

脈管学 Vol. 48, 2008

316

小山内聡史 ほか5名

いくつか報告されている。われわれは、弓部大動脈のガ ラス管モデルを用いて、PIV法により送血管からの血流 動態を詳細に観察し報告した²⁾。Muehrckeらは、大動脈 カニューレ先端部の流速と出口部の力を減少させるため に. 新しい大動脈カニューレ(the Soft Flow cannula)を開 発した3)。さらに、新しい大動脈カニューレと同様の外 径を持つ5種類の大動脈カニューレを用い、ピーク速 度や圧力損失や出口部の力などを調べ、それぞれを比 較し、 カニューレによって血流抵抗や圧損失が流量依 存性に大きく異なることを示した。Hübner らは、Single stream cannula, Multiple stream cannula, Dispersion stream cannulaの3種類の大動脈カニューレを用いて、ガ ラス管大動脈分枝部の圧力と流量分布を比較検討し. それぞれのカニューレで圧損失や送血抵抗が異なるこ とを明らかにした⁴⁾。Gerdesらは、ガラス管で作成した 弓部大動脈モデルにおいて、右鎖骨下動脈に大動脈カ ニューレを挿入した時の弓部大動脈分枝の流量分布, 圧 分布および流線を観察し、上行大動脈送血と同等であ ると結論している5)。さらに別な研究として、新たに開発 した大動脈カニューレであるnew Medos aortic cannulaや Embol-X cannulaの流体力学的検討を行った^{6,7)}。これら の検討は、500mmのガラス直管にカニューレを挿入し、 カニューレでの圧損失や抵抗を計測したものであり、わ れわれの報告のように、 大動脈内の血流動態を詳細に検 討した報告はない。

一方, computer simulation法の進歩により、心拍によ る大動脈内流れについて、数値シミュレーションを用い た検討が報告されている。Moriらは、数値シミュレー ションを用いて異なるねじれ角を持つ3つの大動脈モデ ルを作成し、三次元的ねじれの影響と動脈瘤の発症の 関係性を報告した⁸⁾。Morrisらは、スパイラルCTスキャ ンで得られた画像から3つの大動脈モデル(①外形を 補整したモデル、②軸と領域を補整したモデル、③円 形横断面のモデル)を作成し、各モデル内の流れの数値 シミュレーションを行った⁹。Shahcheraghiらは, CATス キャン画像から再構築した大動脈弓モデルを用いて、血 流の非定常・三次元の数値シミュレーションを行い、各 周期の速度や壁せん断応力(WSS :wall shear stress)を求 めている¹⁰⁾。これらのシミュレーションは、計算モデル 上のみでの検討であり、実態モデルとの比較を行った検 討は現在まで報告されていない。

本研究はコンピュータ上での体外循環時の大動脈モデ

脈管学 Vol. 48, 2008

ルの作成から数値シミュレーションまでを行った。数値 シミュレーション結果の妥当性を確認するため、五十嵐 らによって得られた実験結果と比較した。さらに、本文 中には示していないが. curved end-hole cannulaの挿入深 さ・角度を変更した計算モデルとも比較した。どちらの 比較においても類似点が見られたが、相違点もいくつか 見られた。類似点としては、カニューレ近傍の流速分布 および上行大動脈内の渦の形成がほぼ一致した。また、 下行大動脈における渦の方向もほぼ一致した。一方、相 違点としては、弓部大動脈での速度ベクトルの向きが異 なり、これによって渦の形態に違いが見られた。また、 血流が大動脈壁に衝突した後の二次的渦の形態も異なっ ていた。これらの理由は両モデル形状の違いにあると考 えられた。この比較から、両モデル形状をほぼ一致させ ることで、速度ベクトルの向きの良い一致が観察できる と考えられる。現在、ガラス管モデルをCTスキャンで撮 影し、この三次元画像をもとにした数値シミュレーショ ンを検討している。

本研究は、体外循環時の大動脈モデルを作成し、数 値シミュレーションを行うことにより、コンピュータ上で 術前に安全な送血方法を再現することができる可能性を 示唆した。今回は最も単純な噴射形状を持つcurved endhole cannulaを用いて、体外循環時の大動脈モデルを作 成している。しかし、実際の心臓外科手術や弓部大動脈 瘤手術ではさまざまな種類の大動脈カニューレを使用し ている。また、カニューレの挿入位置・深さ・角度も手 術の状況によって変わる。今後の研究課題は大動脈カ ニューレの種類や挿入位置・深さ・角度を変えて数値シ ミュレーションを行うことである。これにより、多くの参 考データが構築でき、症例ごとに適切な潅流法を選択で きる可能性が出てくると思われる。

結 語

コンピュータシミュレーションモデルを用いて,体外 循環中の大動脈内の血流の検討を行い,ガラス管モデル での血流をほぼ再現することができた。大動脈の形態, カニューレの形態を変化させ,さまざまな条件下での血 流シミュレーションを行うことで,安全な体外循環法の 開発につなげられる可能性がある。

317

文 献

- 五十嵐隆雄,稲村隆夫,柳岡英樹他:体外循環時の大動 脈弓内の血流の可視化. 弘前大学理工学研究科修士論文 (2006).
- 2) Minakawa M, Fukuda I, Yamazaki J et al: Effect of cannula shape on aortic wall and flow turbulence: hydrodynamic study during extracorporeal circulation in mock thoracic aorta. Artif Organs, 2007, **31**: 880–886.
- Muehrcke DD, Cornhill JF, Thomas JD et al: Flow characteristics of aortic cannulae. J Card Surg, 1995, 10(4 Suppl): 514–519.
- 4) Joubert-Hübner E, Gerdes A, Sievers HH: An in vitro evaluation of a new cannula tip design compared with two clinically established cannula-tip designs regarding aortic arch vessel perfusion characteristics. Perfusion, 2000, 15: 69–76.
- 5) Gerdes A, Joubert-Hübner E, Esders K et al: Hydrodynam-

ics of aortic arch vessels during perfusion through the right subclavian artery. Ann Thorac Surg, 2000, **69**: 1425–1430.

- Gerdes A, Hanke T, Sievers HH: Hydrodynamics of the new Medos aortic cannula. Perfusion, 2002, 17: 217–220.
- Gerdes A, Hanke T, Sievers HH: In vitro hydrodynamics of the Embol-X cannula. Perfusion, 2002, 17: 153–156.
- 8) Mori D, Yamaguchi T: Computational fluid dynamics modeling and analysis of the effect of 3-D distortion of the human aortic arch. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2002, 5: 249–260.
- Morris L, Delassus P, Callanan A et al: 3-D numerical simulation of blood flow through models of the human aorta. J Biomech Eng, 2005, 127: 767–775.
- Shahcheraghi N, Dwyer HA, Cheer AY et al: Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch. J Biomech Eng, 2002, 124: 378–387.

Numerical Simulation of Flow in Aortic Arch under Extracorporeal Circulation

Satoshi Osanai¹, Takao Inamura¹, Hideki Yanaoka¹, Ikuo Fukuda², Masahito Minakawa², and Kozo Fukui²

¹Faculty of Science and Technology, Department of Intelligent Machines and System Engineering, Hirosaki University, Aomori, Japan ²Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Hirosaki University Graduate School of Medicine, Aomori, Japan

Key words: arterial perfusion, atheroembolism, flow dynamics, numerical simulation, computation model

Background: Atheroembolism due to aortic manipulation is one of the unsolved problems in surgery for aortic aneurysm. The aim of this study was to create a computational simulation model to analyze flow in the diseased aorta.

Method: A three-dimensional model of the aortic arch was reconstructed in a computer on the basis of the CT image of a transverse aortic arch aneurysm. A computational model of a curved end-hole cannula was created. By combining the aortic arch and cannula models, flow from the aortic cannula was recreated. Numerical simulation of the blood flow was carried out by STAR-CD software. Results of flow analysis were compared with glass model analysis using particle image velocimetry.

Results: In comparison with the results of glass model analyses, flow velocity and the vector of flow around the exit of the cannula were substantially similar. The locations and intensities of calculated vortices were slightly different from the glass model experiments. These discrepancies seemed to be due to a difference in model shape between the numerical and experimental models.

Conclusions: We developed a novel theoretical method for the analysis of blood flow from the aortic cannulae during extracorporeal circulation. Case-specific selection of the arterial perfusion method will be determined by this method.

(J Jpn Coll Angiol, 2008, 48: 313–318)

Online publication December 26, 2008 脈管学 Vol. 48, 2008