

# 新生児における大動脈縮窄症に対する手術適用指標の 流体力学的評価について

## Evaluation of index on surgical adaptation for CoA in infants

○菅原智哉, 森大祐

○Tomoya Sugawara, Daisuke Mori

八戸高専

Hachinohe National College of Technology

キーワード：大動脈縮窄, CFD, 血流, 壁せん断応力, 先天性心疾患

連絡先：〒039-1192 八戸市田面木字上野平 16-1

八戸高専 機械システムデザインコース

Tel.: 0178-27-7266 Email: mori-m@hachinohe-ct.ac.jp

### 1. 緒言

#### 1-1. 大動脈縮窄

大動脈縮窄症とは下行大動脈の一部が局所的に収縮し、血流の通り道が狭くなる先天性心疾患である。大動脈縮窄症には他に合併症がある大動脈縮窄複合と他に合併症がない単純型大動脈縮窄の2種類があり、大動脈縮窄複合の場合、合併症は心室中隔欠損が最も多く、単純型に比べて狭窄の度合いが強い。症状は単純型か複合かで症状、経過が異なり、複合の場合の方が重症である。実際の症状は息が速い、脈が速い、ミルクの飲みが悪い、

寝汗等がある。複合型で心室中隔欠損があると肺動脈の血流が多く肺高血圧となる。

一方で単純型大動脈縮窄の場合は小児期を無症状で経過することも多く、大動脈縮窄症の特徴として上半身が高血圧、下半身が低血圧になるという特徴があるため、高血圧を指摘され病院の診断で見つかる事がある。先天性心疾患は新生児約100人に1人が持つと言われ、その内の約6~8%が大動脈縮窄症である<sup>1)</sup>。

無治療で成人に達した場合、心不全、脳出血、大動脈破裂などが直接死因となることが多く、平均寿命は34歳と報告されている<sup>2)</sup>。4~5歳までに手術をしない場合高血圧が残

存する場合があるため早期の治療が良いとされる。

手術の適用は狭窄部での圧較差より判断される。一般的には狭窄部での圧較差が 30 mmhg 以上の場合に手術が必要とされる。しかし、圧較差 25 mmhg での手術の適用や 40 mmhg まで手術が必要ないとされる報告<sup>2)</sup>もある。

本研究では、大動脈縮窄が寿命に大きな影響を与え、手術適用の基準値以下での手術適用や、現在の基準値よりも大きな値で手術が必要とされるべきであるという報告<sup>3)</sup>もあることから、現在の手術適用の指標を再評価するため、計算流体力学的手法を用いた大動脈縮窄を有する大動脈モデル内の血流解析を実施し、圧較差の計算に用いられる流速と血管壁の壁せん断応力を計測することで手術適用指標の評価を行った。

## 1-2. 大動脈弓

大動脈縮窄ができる部位である大動脈弓は心臓から出た動脈が上半身と下半身に分岐する部位の事を指し、血管が弓状に曲がっており、上行大動脈から下行大動脈にかけて腕頭動脈、左総頸動脈、左鎖骨下動脈の3つの分岐があるのが特徴である。各部位の名称を Fig. 1 に示す。左鎖骨下動脈との分岐部のすぐ末梢側では大動脈弓は細くなり、大動脈峡部と呼ばれる(Fig. 2)。この部分の先天性な強い狭窄を大動脈縮窄と呼び、下半身への血行動態が不全となる。また、新生児の場合は左鎖骨下動脈の分岐後に動脈管と呼ばれる血管がある。この動脈管は肺動脈と大動脈を繋ぐ血管であり、胎児期に活動を行わない肺へ送られる血液を大動脈に流す役割がある。そのため、約生後2日で退縮し、ほとんど血液は流れなくなり、生後数週間で完璧に閉じてしまう。この動脈管が退縮する時、大動脈

峡部も一緒に縮んでしまう事が大動脈縮窄症の原因の1つとなっている。大動脈縮窄症発症の原因には他に胎児期から左心室に関わる弁が細く、大動脈の血流が少ないことと動脈管と一緒に下行大動脈が縮んでしまうことの2つがある<sup>3)</sup>。

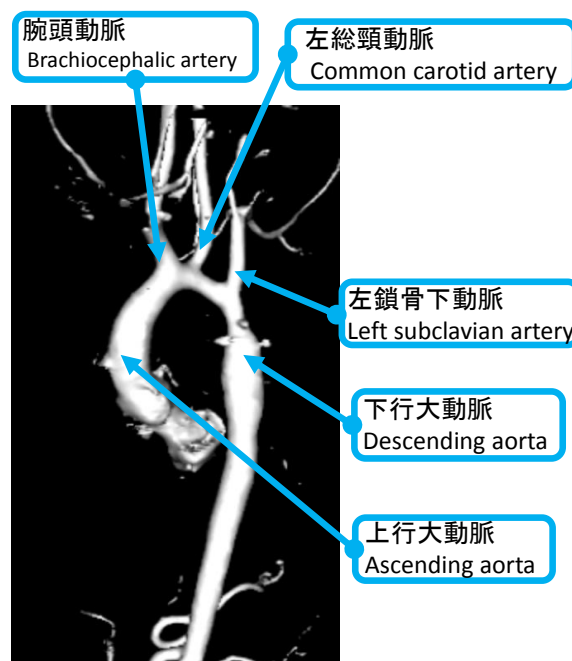


Fig. 1 Aortic arch

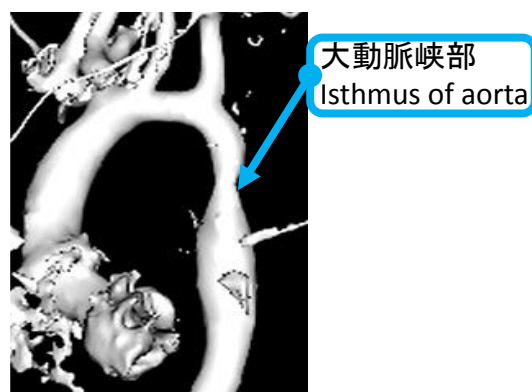


Fig. 2 Isthmus of aorta

## 2.方法

### 2-1. 使用ソフト

本研究では血流の解析をするために連続の式、運動方程式、圧力方程式等を解く必要

があり、それらを有限体積法で解ける解析ソフト OpenFOAM(OpenCFD 社, UK)のアプリケーション icoFoam を使用し解析を行う。解析で使用するモデルはモデリング(形状作成)とメッシング機能をもつソフトである Salome を用いて形状を作成した後、四面体メッシュで要素分割した。また、本研究では可視化ソフト ParaView を用いて解析結果の可視化を行う。

## 2-2. 解析モデル作成

本研究では、左総頸動脈分岐後から下行大動脈を約 100 mm の長さまでで切ったモデルを作成した。大動脈各部の寸法は文献<sup>4)</sup>を参考にし設定した。設定した健常者の主要寸法を Table 1 に示す。

Table 1 Aortic dimensions of healthy subject

上行大動脈血管径	11mm
下行大動脈上部管直径	9.5mm
下行大動脈上部管長さ	20mm
下行大動脈下部管直径	11mm
左鎖骨下動脈血管径	6mm

解析モデルは健常者の大動脈モデルの他に大動脈縮窄症患者のモデルとして下行大動脈上部の血管径  $d$  を 9 mm から 1 mm 刻みで細くしたモデル( $d_{min} = 4$  mm)を作成した。Fig. 3 に作成したモデルを示す。また、血管形状の違いが及ぼす影響を調べるため狭窄部を内側と外側に 1 mm 偏らせた  $d=5$  mm のモデルを作成した。Fig. 4 に作成したモデルを示す。それぞれ A が偏りのないモデル、B が内側に偏りのあるモデル、C が外側に偏りがあるモデルである。血管は実際の滑らかな血管形状に近づけるため分岐部、狭窄部にフィレットを付けている。湾曲部やフィレット部等の詳細な寸法は Fig. 5 に示す。作成した

モデルは Salome を用いて約 65000 個の四面体に分割を行う。要素分割の状態を Fig. 6 に示す。

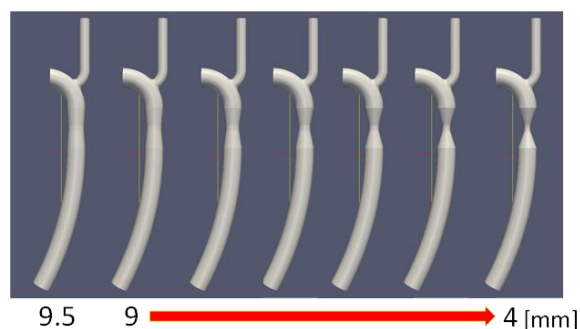


Fig. 3 Simulated CoA models with different diameters

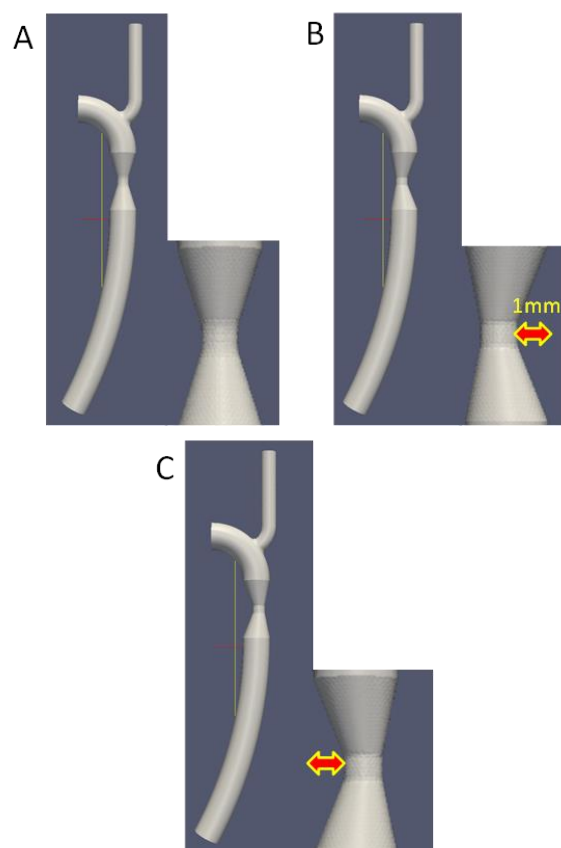


Fig. 4 Simulation models with eccentric narrow section

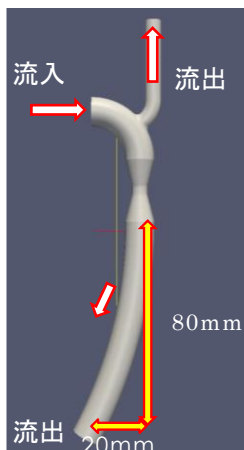
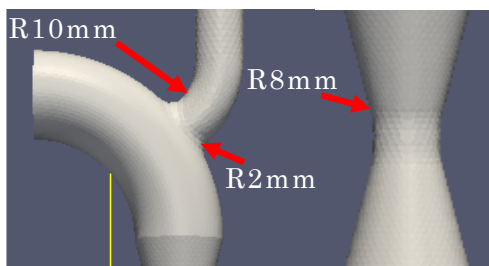


Fig. 5 Model dimension

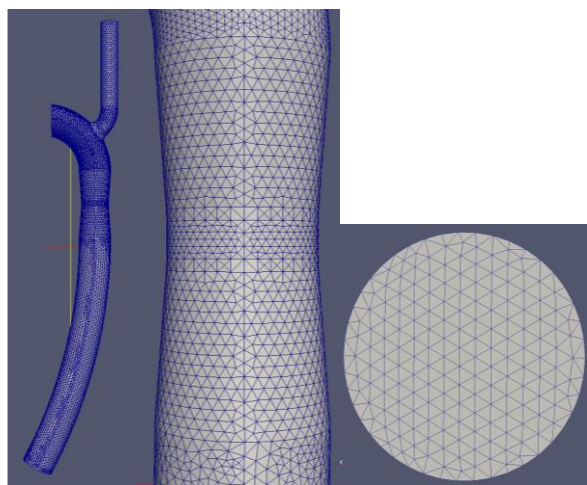


Fig. 6 Decomposed model

### 2-3. 流体解析

流体解析には、Linux 上で動作する有限体積法による流体解析ソフト OpenFOAM2.3 (OpenCFD 社、UK)のユーティリティ icoFoam を用いて、非圧縮性ニュートン流体に対するナビエ-ストークスの方程式

$$\frac{Du}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 u \quad (1)$$

および、連続の式

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (2)$$

を解くことによって行った。血液の動粘度  $\nu$  を  $3.5 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ 、密度  $\rho$  を  $1.06 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$  と仮定した。

### 2-4. 解析条件

本研究での解析条件を以下に記す。流速等は文献<sup>5)</sup>を参考に設定した。

流速	: 0.42 [m/s]
動粘度	: $3.5 \times 10^{-6}$ [m <sup>2</sup> /s]
入口レイノルズ数	: 1320(層流)
メッシュ数	: 約 65000
出口	: 速度勾配ゼロ
管壁面	: 剛体、滑りなし条件

出口での圧力は健常者の大動脈モデルで下行大動脈から 64.5%流出となるように規定した。

作動流体は非圧縮性ニュートン流体を仮定し、定常一様流入条件での解析となっている。

## 3.結果

### 3-1. 流速分布

健常者の大動脈モデルと  $d = 5 \sim 9 \text{ mm}$  での流速分布を Fig. 7 に示す。値の計測は最も血管モデルの細くなる Y 軸 92mm で流速を取り、グラフの横軸は血管の中心軸を 0、内側壁-100 外側壁 100 としたものである(Fig. 8)。

グラフ形状は台形状になっており流速のピークがやや外側壁寄りにあるのが分かる。

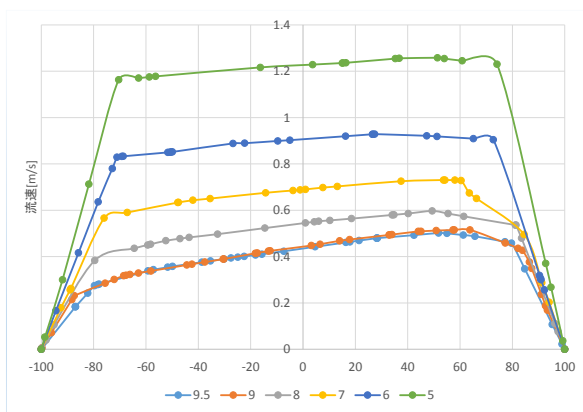


Fig. 7 Flow velocity distribution

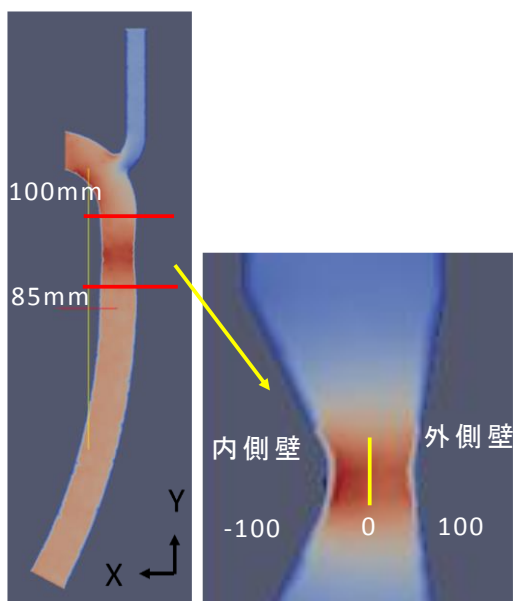


Fig. 8 Measuring part

### 3-2. 壁せん断応力分布

$d = 5, 6, 7$  mm 大動脈モデルでの内側壁・外側壁での壁せん断応力分布のグラフをそれぞれ Fig. 9, Fig. 10 に示す。グラフ形状は  $d = 5, 6, 7$  mm モデルでは速度勾配の増減は小さく横ばいなグラフになった。 $d = 7$  mm のモデルでは Y 座標約 92 mm と 94 mm で壁せん断応力が大きくなり、二つの山ができています。この結果から、速度勾配は血管が細くなった直後と血管が広がろうとしている部位で大きくなる事が分かる。

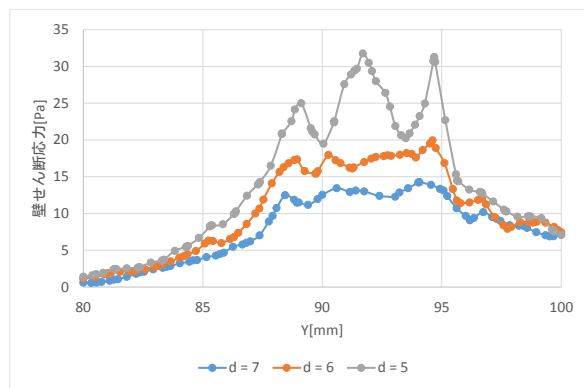


Fig. 9 Wall shear stress distribution (outside wall)

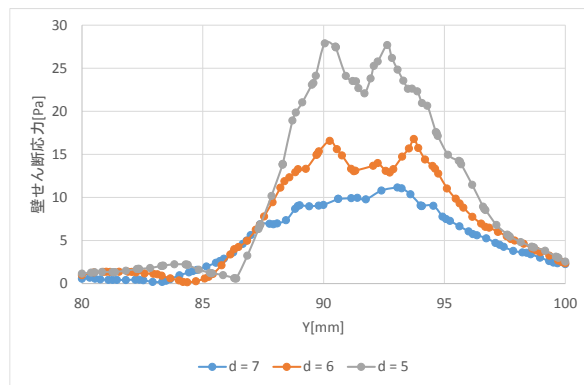


Fig. 10 Wall shear stress distribution (inside wall)

### 3-3. 最大流速 $U_{max}$ 速度勾配 $W_{max}$

流速と速度勾配の関係を調べるために狭窄部血管径  $d$  に対する最大流速  $U_{max}$  と最大壁せん断応力  $W_{max}$  のグラフを作成した。グラフをそれぞれ Fig. 11, Fig. 12 に示す。どちらも同じような形状になり、 $d$  が小さくなるにつれ指数関数的に増加している。

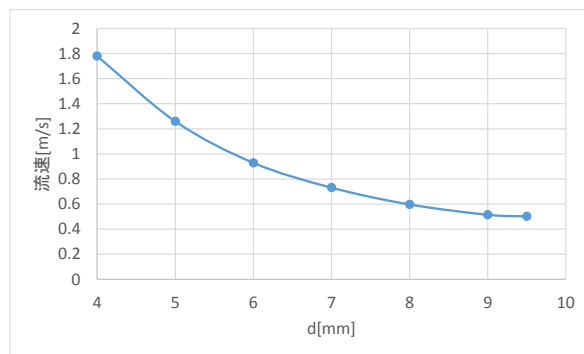


Fig. 11 Change in Flow velocity

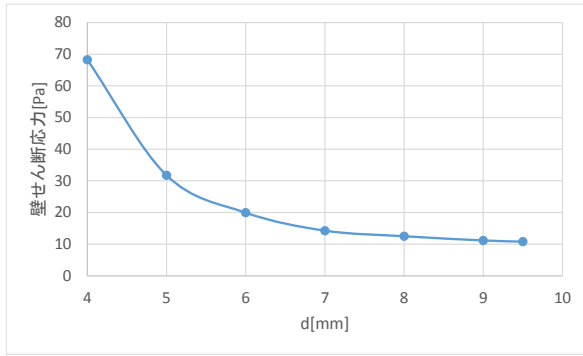


Fig. 12 Change in Wall shear stress

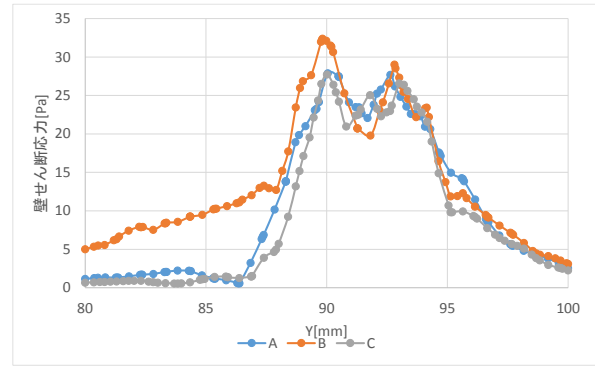


Fig. 14 Wall shear stress distribution of simulation models with eccentric narrow section (inside wall)

### 3-4. 形状に偏りを有するモデル

形状に偏りを有するモデルの違いを調べるため  $d = 5 \text{ mm}$  の血管が内側と外側に偏っているモデルでの解析を行った。解析を行ったモデルは Fig. 4 に示した通りである。内側壁、外側壁の壁せん断応力分布のグラフを Fig. 13, Fig. 14 に示す。モデル A、B、C での最大壁せん断応力を  $W_{A \max}$ ,  $W_{B \max}$ ,  $W_{C \max}$  とすると内側壁では  $W_{B \max} > W_{A \max} > W_{C \max}$  外側壁で  $W_{C \max} > W_{A \max} > W_{B \max}$  だった。この結果から、血管形状に偏りによって血管壁にかかる力は変化していることが分かる。

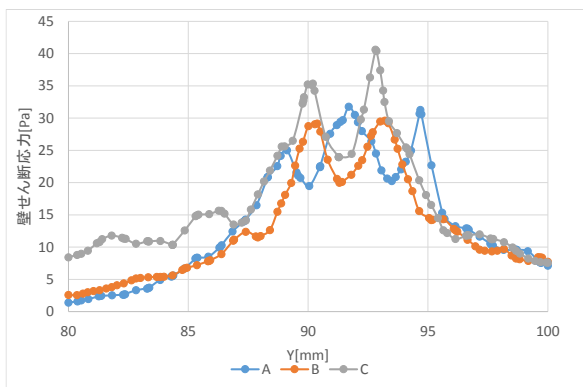


Fig. 13 Wall shear stress distribution of simulation models with eccentric narrow section (outside wall)

### 4. 考察

流速・壁せん断応力は血管径が細くなるにつれ増加し、増加の様子は指数関数的である事が分かった。血管形状の違うモデルでの解析では壁せん断応力が変化した。粥状動脈硬化が高壁せん断応力で生じると仮定した場合、大動脈縮窄症によって生じた高壁せん断応力で粥状動脈硬化を発症し、血管がさらに細くなるため、血管壁面にかかる力は大きく増加し、合併症のリスクが上がると考えられる。しかし、血管形状の違いによって血管にかかる力は変化し、現在の手術適用の指標である圧較差は流速で導いているため評価が不十分な可能性があると考えられる。

### 5. 結言

本研究では計算流体力学的手法を用いて、大動脈縮窄を有する大動脈モデル内の血流解析を実施し、血管壁の壁せん断応力から手術適用指標の評価を行った。その結果以下の知見を得た。

- (1) 軽度の狭窄であった場合でも動脈硬化等



で血管が細くなった場合、Fig. 12 より壁せん断応力が指数関数的に上がるため血管壁にかかる力は大きく上がる。

(2) 大動脈の血管壁にかかる力の大きさは Fig. 13, Fig. 14 より血管の形状によって変化する事が分かった。現在の手術適用指標である圧較差の測定では評価が不十分である可能性がある。

(3) 今回の研究では左総頸動脈の分岐後からのモデルでの解析を行ったが、3つの分岐がある大動脈弓全体での解析を進める必要がある。

## 謝辞

本研究の一部は JSPS 科研費 JP16k10116 の助成を受けたものです。

## 参考文献

- 1) 大動脈縮窄症 19. 小児科 心血管系の先天異常 MSD マニュアル
- 2) 金澤英明「15歳まで無症状に経過し、学校検診を契機に発見された単純型大動脈縮窄症の1例」, 心臓 Vol.35 No.6, 2003, 419~422
- 3) 門間和夫, 大動脈縮窄の成因, 日本小児循環器学会雑誌 Vol.14 No.1, 1998, 63~65
- 4) Patricia Garcia-Canadilla et al, A Computational Model of the Fetal Circulation to Quantify Blood Redistribution in Intrauterine Growth Restriction, PLoS Computational 10(6) 2014, 1~14
- 5) 前田信治「血液のレオロジーと生理機能」 日生誌 Vol. 66, No. 7, 2004, 8
- 6) 山口隆美 脈管系の流体力学-粥状 動脈硬化症 の局在からみた血管内血流と血管壁における輸送現象-日本機械学会論文集 (B 編). Vol.73, No728, 2007, 4

7) 山崎琢磨ら, 遺残大動脈縮窄症に対する全弓部置換と胸部下行大動脈バイパス術の1例, 日血外会誌 Vol.21, No.6, 2012, 737~740