## 卒業論文

## 血管を模擬した柔軟狭窄管内拍動流 の造影剤濃度解析

## p.1~p. 完

# 平成 30 年 2 月 提出 指導教員 酒井 信介 教授 156259 山村修史

#### 血管を模擬した柔軟狭窄管内拍動流の造影剤濃度解析

氏名: 山村 修史 指導教員:

Key Words: Finite element method, Fluid-Structure interaction, Biological fluid, Coronary stenosis, branch pipe

#### 1. 緒言

#### 1.1 研究背景

冠動脈狭窄の診断指標として非侵襲的な指標の力 学的な見地からの精度向上が求められている中 で,TAG(Transluminal contrast Attenuation Gradient)とい う造影剤の濃度勾配を冠血流・血圧の指標とする手法 が期待されているが,侵襲的な指標である FFR(Fractional Flow Reserve)との感度・特異度などに おいて一致が不十分であるという背景と,流体構造連 成解析における柔軟管の管壁の振動や,偏心柔軟間に おける造影剤動態の散逸の考察が十分にされていない という現状から,本研究を行うに至った.

#### 1.2 研究目的

本研究では,構造体の変形を考慮した流体構造連成 解析を用い,柔軟管における造影剤解析を行うことで, 偏心が造影剤動態の初期挙動への影響の把握・解明を 目指す。

#### 2. 解析手法

#### 2.1 解析対象・解析モデル

狭窄柔軟管の解析を行った.内径3mm,外径5mmの 柔軟管を解析対象とした.管の中央に狭窄を作った.解 析モデルの形状と寸法を図1に示す.事前のメッシュ サイズ評価を行い,節点数:3万,要素数:20万程度の メッシュを用いた。

#### 2.2 連成手法と構成則

ALE 有限要素法による一体型流体構造連成解析を 用いて解析を行った.流体には非圧縮性 Newton 流体 を仮定した四面体一次要素,構造体は線形弾性体を仮 定した DKT シェル要素を用いた.

#### 2.3 物性值

流体には水の物性値(密度 998.2 kg/m<sup>3</sup>, 粘性 1.0×10<sup>-3</sup> Pa・sec)を与えた.構造体は密度 1.0×10<sup>3</sup> kg/m<sup>3</sup>,シェルの板厚 1.0 mm とした.構造体のヤン グ率については 0.1MPa,0.5Mpa,0.1TPa と条件を変えて 解析を行った.

#### 2.4 境界条件

左端を流速制御,右端を大気圧開放した.構造体は出 入口境界面上の節点の変位を拘束した.



Fig 1: Shape of the model

#### 3. 結果と考察

#### 3.1 計算対象の評価

メッシュサイズについては[1]で確認された妥当な メッシュサイズを採用した.計算領域に関しては異な る管長さで再循環領域を比較し,本研究では115mm を採用することとした.また先行研究と流速を比較し 妥当性を確認した。

酒井 信介

教授

#### 3.2 偏心狭窄管の流体構造練成による比較解析

拍動流において軸対称管との比較を行った.

#### 3.3 偏心狭窄管における造影剤動態の解析

3.2 で行った後解析として Particle trace 解析を行った.検査体積あたりの粒子の数を計算し, Fig2の狭窄部直後の領域(Z=37mm~41mm)において、粒子を流入してから粒子数が初めて減少までの時間を計測し,比較した.

Fig 2 : result of a particle trace



Fig 3 : Number of the particle in pulsatile flow



#### Fig 3 : pulsatile flow at minimum speed

(Contour of Z velocity and Vectors of XY velocities)(above:axial symmetry, below: eccentric)

#### 4. 結言

偏心狭窄部直後の再循環領域は粒子を攪拌し、粒子 をより周方向に運ぶことが分かった.また Fig3 から偏 心の場合,狭窄直後で再循環領域が1つだが,軸対称管 では上下に1つずつあり,両方に粒子が分散し,それぞ れに粒子が分散するため,下部において偏心は造影剤 をよく行き渡らせる.

#### 参考文献

- [1]住吉谷淳、東京大学酒井泉研究室、 狭窄を伴う柔 軟管内拍動流の流体構造連成解析(2017)
- [2] Wong, DT, et al., Transluminal Attenuation Gradient in Coronary Computed Tomography Angiography Is a Novel Noninvasive Approach to the Identification of Functionally Significant Coronary Artery Stenosis: A Comparison With Fractional Flow Reserve, J Am Coll Cardiol., pp.1271-1279, (2013)

## 目次

E	]次		3
図 E	]次		4
第	1 章	序論	9
1	. 1	背景	9
	1.1.1	L 先行研究における課題	.11
1	. 2	目的	.11
1	. 3	論文の構成	.11
第	2 章	解析手法	.13
2	. 1	流体構造連成解析とその境界条件及びメッシュ制御手法と解析プログラムの	の
流れ	ι	13	
	2.1.1	l 流体構造連成解析	.13
	2.1.2	2 メッシュ制御手法	.16
	2.1.3	3 解析プログラム	.16
2	. 2	計算対象の評価のための比較解析の概要	.16
	2.2.1	レー メッシュ評価	.16
	2.2.2	2 計算領域評価	.17
	2.2.3	3 偏心狭窄管の解析の妥当性確認	.17
2	. 3	偏心狭窄管の流体構造連成解析による比較解析の概要	.17
	2.3.1	ー 軸対称狭窄管との比較	.17
	2.3.2	2 剛性の異なる偏心狭窄管での比較	.17
	2.3.3	3 狭窄率の異なる偏心狭窄管での比較	.18
	2.3.4	4 レイノルズ数の異なる偏心狭窄管での比較	.18
2	. 4	偏心狭窄管の造影剤動態解析の概要	.18
第	3 章	計算対象の評価	.18
3	. 1	メッシュ評価	.18
	3.1.1	1 メッシュ作成方法	.18
	3.1.2	2 メッシングについて	.20
3	. 2	計算領域評価	.20
	3.2.1	l 計算領域評価のための解析条件	.21
	3.2.2	2 計算領域評価のための解析結果	.21
3	. 3	偏心狭窄管の解析の妥当性の確認	.24
第	4 章	偏心狭窄管の比較解析	.24
4	. 1	軸対称狭窄管との比較解析	.24

4.1.1	偏心の影響を確認するための解析条件	24
4.1.2	偏心の影響を確認するための解析結果	25
4.2 剛性	の異なる偏心狭窄管での比較解析	29
4.2.1	剛性の影響を確認するための解析条件	29
4.2.2	剛性の影響を確認するための解析結果	30
4.3 狭窄	率の異なる偏心狭窄管での比較解析	31
4.3.1	狭窄率の影響を確認するための解析条件	31
4.3.2	狭窄率の影響を確認するための解析結果	31
4.4 レイ	ノルズ数の異なる偏心狭窄管における比較解析	38
4.4.1	レイノルズ数の影響を確認するための解析条件	38
4.4.2	レイノルズ数の影響を確認するための解析結果	38
第 5 章 偏	心狭窄管における造影剤の動態	39
5.1 造影	剤動態の解析手法	40
5.2 各解	2析条件	41
5.2.1	定常流におけるレイノルズ数と偏心の有無を変えた解析条件	41
5.2.2	定常流における管の狭窄率を変えた解析条件	41
5.2.3	定常流における管のヤング率を変えた解析条件	41
5.2.4	拍動流における解析条件	42
5.3 解析	-結果	42
5.3.1	定常流におけるレイノルズ数と偏心の有無を変えた解析結果	42
5.3.2	定常流における管の狭窄率を変えた解析結果	43
5.3.3	定常流における管のヤング率を変えた解析結果	44
5.3.4	狭窄率を変えた偏心柔軟管定常流れの解析結果	48
5.3.5	拍動流の解析結果	56
第 6 章 結	論	67
6.1 総括	<u>.</u>	67
6.2 今後	の課題	67
謝辞		72
平成 30 年 2 月	提出	74
指導教員 酒井	- 信介 教授	74
156259 山村	修史	74



図 3-1:	狭窄管モデルの形状 [4]	19
図 3-2:	: 狭窄管モデルの形状と寸法	19
図 3-3:	狭窄管モデルの 2D スケッチ	19

### 

25
図 4-1-2 定常流(Re300)における軸対称管の Z 方向流速コンターと XY 方向流速ベクトル
25
図 4-1-3: 偏心の有無による狭窄後方 Z 方向流速の違い
26
図 4-1-4 偏心管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=36mm,右Z=38mm)
27
図 4-1-5 偏心管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=40mm,Z=...27)
図 4-1-6: 偏心管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=44mm,右Z=46mm)
28
図 4-1-7 軸対称管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=36mm,右Z=38mm)
28
図 4-1-8: 軸対称管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=40mm,右Z=38mm)

図 4-3-4 75% 狭窄管の Z=36mm~50mm 断面における XY 方向ベクトル流速と Z 方向 流速コンター図(上から二つずつ左右の順で

図 4-3-5 80% 狭窄管の Z=36mm~50mm 断面における XY 方向ベクトル流速と Z 方向 流速コンター図(上から二つずつ左右の順で

図 4-3-6 90% 狭窄管の Z=36mm~50mm 断面における XY 方向ベクトル流速と Z 方向 流速コンター図(上から二つずつ左右の順で

図 4-4-1: 定常流れにおける狭窄率 75% 偏心管の流速ベクトル (上が Re=300,下が

- 図 5-3-3-1 解析対象モデル(管の長さは115mm)の断面図......44

図 5-3-3-16 90% 偏心柔軟管狭窄管のパーティクルトレース解析結果(上から順に1	
秒後から 12 秒後までの 1 秒毎の図)5	4
図 5-3-3-17:90% 偏心狭窄管 1 秒後の各検査体積での粒子数	4
図 5-3-3-18:90% 偏心狭窄管 2 秒後の各検査体積での粒子数	4
図 5-3-3-19:90% 偏心狭窄管 3 秒後の各検査体積での粒子数	5
図 5-3-3-20:90%偏心狭窄管3秒後の流体構造連成解析Z方向流速コンター全体図	
(定常流れなので 1,2 秒後も同様)5	5
図 5-3-3-21:90% 偏心狭窄管 3 秒後の流体構造連成解析結果 Z 方向流速コンター拡大	
図(定常流れなので 1,2 秒後も同様)5	5
図 5-3-4-1 考察対称領域の説明図4	-8
図 5-3-4-2 75% 偏心柔軟管定常流 Z 方向流速コンターと XY 方向速度ベクトル図(タ	F
印のZ座標における毛考察を上では行った)4	8
図 5-3-4-3 90% 偏心柔軟管定常流内造影剤動態の着目領域5	0
図 5-3-4-490% 偏心狭窄管 Z 方向流速コンターと XY 方向速度ベクトル図(矢印の Z	
座標における毛考察を上では行った)5	1
図 5-3-4-5 6 秒後の偏心狭窄管による造影剤分布5	6
図 5-3-4-6 6 秒後の各検査体積での粒子数(左:狭窄率 75%,右:狭窄率 90%)5	6
図 5-3-4-7 造影剤を投入した 6 秒後の流体構造連成解析による Z 方向流速コンター	
(左:狭窄率 75%,右:狭窄率 90%。単位は[m/s])5	6
図 5-3-4-8: 狭窄率 75% 偏心管 4~12 秒後の1 秒毎のパーティクルトレース解析5	8
図 5-3-4-9:狭窄率 75% 偏心管 4 秒後のパーティクルトレース解析	8
図 5-3-4-10:狭窄率 75% 偏心管 4 秒後の各検査体積での粒子数	9
図 5-3-4-11:狭窄率 75% 偏心管パーティクルトレース解析で4秒後として扱っている	,
流体構造連成解析データのZ方向流速コンターと長さを統一した流速ベクトル図	]
5	9
図 5-3-4-12:狭窄率 75% 偏心管 5 秒後のパーティクルトレース解析	0
図 5-3-4-13: 狭窄率 75% 偏心管 5 秒後の各検査体積での通過粒子数	0
図 5-3-4-14:狭窄率 75% 偏心管 6 秒後のパーティクルトレース解析	0
図 5-3-4-15 狭窄率 75% 偏心管内粒子数	1
図 5-3-4-16:狭窄率 75% 偏心管 Z=36mm の各検査体積での粒子数の時間変化6	1
図 5-3-4-17: 狭窄率 75% 偏心管内 7 秒後のパーティクルトレース解析	1
図 5-3-4-18:狭窄率 75% 偏心管内 7 秒後の各検査体積での粒子数	2
図 5-3-4-19: 狭窄率 75% 偏心管 8 秒後のパーティクルトレース解析	2
図 5-3-4-20: 狭窄率 75% 偏心管 9 秒後のパーティクルトレース解析	2
図 5-3-4-21:狭窄率 75% 偏心管 9 秒後の各検査体積での粒子数	3

5-3-4- 23: 狭窄率 75%偏心管 11 秒後のパーティクルトレース解析64
5-3-4- 24:狭窄率 75%偏心管 11 秒後の各検査体積での粒子数64
5-3-4- 25: 狭窄率 75%偏心管 12 秒後のパーティクルトレース解析64
5-3-4-26 狭窄率 75%偏心管 12 秒後の各検査体積での粒子数(横軸は Z 座標[mm],
縦軸は粒子の数[個])65
5-3-4-27 上が軸対称管、下が偏心管の5秒後の造影剤動態(狭窄率75%内拍動
流)65
5-3-4-28 狭窄率 75%偏心管狭窄部直後と後方の検査部分
5-3-4-29 狭窄率 75% 偏心管狭窄部直後と後方の上下それぞれの検査部分の粒子数
<ul> <li>5-3-4-29 狭窄率 75% 偏心管狭窄部直後と後方の上下それぞれの検査部分の粒子数時間変化</li></ul>
<ul> <li>  5-3-4-29 狭窄率 75% 偏心管狭窄部直後と後方の上下それぞれの検査部分の粒子数時間変化</li></ul>
<ul> <li>  5-3-4-29 狭窄率 75% 偏心管狭窄部直後と後方の上下それぞれの検査部分の粒子数時間変化</li></ul>

## 第1章 序論

## 1.1 背景

狭心症などの冠動脈疾患の主な原因は血管の狭窄と考えられており、心疾患及びその合 併症の疑いのある患者に対する狭窄の診断は大きく3種類の診断方針が推奨されている。 病状を踏まえた上で、臨床症状から不安定狭心症でないことを確認した上で、年齢や性 別、症状、冠危険因子の有無から冠動脈疾患を有する可能性及びリスク [1]を推定し、高 度リスク、低度のリスク、その他(中度リスクもしくは判断不能)の3種類に分けられ る。高度リスクですぐに施術が必要な患者に対しては、ステント留置といった治療と冠動 脈造影や冠血流予備比(fractional flow reserve: FFR)測定などの検査を兼ねることができる カテーテルの挿入による侵襲的治療兼診断方法が優先される。低度リスクの患者は経過観 察で良いとされ、多数派であるその他の患者に対してはカテーテルなどの挿入を伴わない MRI や CT といった非侵襲的な手法で冠動脈評価や心筋虚血評価が行われ、再びリスク評価 が行われる [2]。しかし非侵襲的な手法は未だに十分な感度・特異度が得られておらず、 十分なリスク評価の基準となり得ていない。非侵襲的な手法で信頼できる狭窄部診断がで きるようになることが望まれており、多くの検討がなされている。

狭窄病変部位における血流動態の解明を目指し,1970年代頃から狭窄管内流れについての実験がいくつか行われている.

中でも剛体狭窄管の実験論文としては Ahmed と Griddens により 1983 年に発表されたものがゴールドスタンダードとなっており,多くの狭窄管を取扱う CFD 解析の妥当性確認に用いられている.狭窄率 25,50,75%のガラス管において,レイノルズ数 500~2000 にわたる幅広い条件での実験が行われた [3] [4]。1984 年には同様の実験装置における拍動流に対する報告がある.レイノルズ数は 600、sin 波に近い入力速度形状での実験となっている [5] [6]。

近年では、剛体管ではなく血管を模擬した柔軟管を用いてのファントム実験および解析との比較も行われている. Marchall [7]らは頸動脈分岐部を模擬したシンプルな形状の柔軟管に拍動流を与える実験を行い、その結果を有限体積法による CFD の結果と比較した.分岐部の手前および分岐下流に狭窄が生じた際の流体動態やせん断応力についての分析が行われた。

1990年代後半より、計算機の性能の飛躍的向上やMRI・CTといった医用画像診断装置の撮影精度や分解能の向上と共に、医用画像データより個別患者の血管形状をモデリング

し、その形状について数値シミュレーションを行う image-based modeling and simulation と 呼ばれる冠動脈狭窄診断等の手法が広まっている。

MRIの手法としては、Lee [8]らは狭窄を有する頸動脈分岐部についてスペクトル要素法 にて数値計算を行い、狭窄部上流への逆流振動流が周囲の血管壁に与える影響について予 測を行った。Tang [9]らは、MRIにより取得した頸動脈形状について流体構造連成解析を 行い、頸動脈のプラーク形状やプラーク内容物による応力評価を行っている。

これらは実患者の血管内で生じている現象の再現には大変有効であるが、各現象が生じた要因分析を行うには形状や入力条件が複雑で問題の切り分けが難しくなることがある。 そのため、複雑な形状・条件についての解析が盛んに行われる一方で、簡易な形状・条件 について、流体と構造の相互作用に着目して解析を行う研究も継続して行われている。

Jahangiri[6]らは、有限要素法ソルバーADINAを用い、狭窄管の流体構造連成解析を行っている。層流と乱流、および剛体管と柔軟管の比較検討を行い、剛体管と柔軟管では柔軟管のほうが精度よく実験結果を再現できること、80%狭窄の解析においてせん断応力値を 取扱う場合には乱流の仮定が適切であること、などを結論付けている。

CT の手法としては静脈から造影剤を注入し、CT 撮像を行う冠動脈 CT 血管造影(CCTA: Coronary Computed Tomography Angiography)は現在日常の臨床診療で用いられ、冠動脈 狭窄が存在しないかどうかを非侵襲的に確認することができ、侵襲的な冠動脈造影よりも 多くの情報を得られることが出来る[10]。そして CCTA によって得られたデータから再現 された冠動脈及び脈間構造の三次元モデルならびに算出された生理学的な条件を元に、流 体力学の CFD 解析によって算出された血流動体から、冠動脈の各部位における FFR を FFR-CT 値として算出する。FFR-CT で非侵襲的に冠動脈の狭窄を検出することが出来るように なった [11]。HNFNXT 試験<sup>1</sup>にて評価された FFR を基準とした機能性虚血の診断性能につい て感度は 83.5%、特異度は 85.8%と他の診断方法を元に設定された目標を達成している [12]。しかし、FFR と完全に一致しておらず、コストもかかる手法のため、より簡易的な 手法として造影剤の濃度勾配を冠血流・血圧の指標とする TAG (Transluminal contrast Attenuation Gradient) が検討されている。そして、Wong らによって実測 FFR と比較した研 究で感度 77%、特異度 74%といった結果は得られている [13]。

しかし、これも FFR と完全に一致しないことから、高狭窄率の柔軟管壁の変形による流体構造練成への影響や、狭窄部後方の造影剤の動態について確認することによる高精度化が必要とされている。

そこで同研究室の住吉谷による研究 [14]では 80%、90%、95%の狭窄柔軟管における流体構造連成解析ならびにそのパーティクルトレース解析が行われ、TAG 値を算出し FFR 値と比較し概して良い結果が得られている。しかしこの研究における狭窄血管は軸対象であり、偏心等の実形状に近い解析は行われていない。

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> ハートフロー・ジャパン合同会社によって行われたハートフローFFRCT の有効性及び 安全性を示すことを目的として実施された国際共同試験。

**実形状に近い研究としては Park[] [15]らによって**剛体管における定常流でのレイノ ルズ数や偏心率を変えた場合の狭窄部後方の再循環領域やせん断層、乱流への影響が調べ られている。再循環領域の大きさは狭窄部後方のある一定地点までであるといったこと や、狭窄部後方ではまず噴流があり、距離が離れるにつれ噴流は弱まり、乱流に移行して いくこと、偏心側では狭窄部後方のある一定地点より手前ではせん断応力が働くといった ことが考察されている。しかし柔軟管での検討がされていないことが課題として挙げられ る [16]。

また、Graafen らによって狭窄率 0%,70%,90%の拍動流における造影剤の散逸が見積もら れており、そこで狭窄への非対称な流入条件が造影剤の散逸を増加させたと報告している [17]。ここで考えられる課題は狭窄部を非対称にしたら造影剤の散逸は減少せずに増加す る可能性を検討するということである。

#### 1.1.1 先行研究における課題

偏心し高狭窄率の柔軟管の流体構造連成解析及び造影剤動態解析についての報告例は未 だ少なく、これらの条件のもと狭窄を伴う柔軟管内流れとそこにおける造影剤動態につい ての検討を行うことには意義があると考えられる。

そこで狭窄率75%、80%、90%の偏心柔軟管における流体構造連成解析を行い、その結果 に対し造影剤に見立てたパーティクルトレース解析を行い造影剤動態の検討を行った。

## 1.2 目的

本研究では、構造体の変形および流体・構造の相互作用を考慮した流体構造連成解析を 用い、偏心狭窄を伴う柔軟管内拍動流、柔軟管内定常流における造影剤の動態の検討を行 う。

まずは狭窄管のみの解析において柔軟管特有の動態や、剛性・狭窄率などのパラメータ を変更した際の動態の違いについての把握を行う。そして狭窄管の剛性や狭窄率が狭窄管 内の造影剤動態に与える影響の把握・解明を目指す。

## 1.3 論文の構成

本論文は全5章から構成される.

第1章「序論」では、本研究の背景と目的について述べる。

第2章「解析手法」では、本研究にて用いた流体構造連成解析の計算手法や境界条件な どの手法、偏心狭窄管に対してどのような比較解析を行ったのかを述べる。 第3章「計算対象の評価」では、本研究の解析に用いるメッシュや計算領域をどのように 選定したかについて述べる。

第4章「偏心狭窄管の比較解析」では、偏心狭窄管に対して行った比較解析の概要説明お よび結果の考察をする。

第5章「造影剤の動態解析」では、Particle-trace 解析の概要説明および偏心狭窄管における造影剤の動態について考察する.

第6章「結論」では、本研究における総括および今後の課題について述べる。

## 第2章 解析手法

流体構造連成解析と造影剤動態解析によって偏心狭窄管と軸対象狭窄管の造影剤の散逸 の違いを検討した。

## 2.1 流体構造連成解析とその境界条件及

## びメッシュ制御手法と解析プログラムの流れ

流体のもたらす力が構造体に変形をもたらし、同時に変形する構造体が流体に影響を 及ぼす、といった流体の流動と構造体の変形の相互作用を考慮に入れた解析を行うための 手法が流体構造連成解析である、本研究では、血流の流動と血管壁の変形の間の相互作用 を考慮した解析を行うことを目的とし、ALE(Arbitrary Lagrangian-Eulerian)有限要素法によ る一体型流体構造連成解析プログラムを用いた。本研究で用いている一体型解法流体構造 連成解析のプログラムは[14]にて使用したプログラムを引き継いで利用したものである。

本節の内容は参考文献 [18] [19] [20] [21] [22]を基に ALE 法の概要、定義、基礎方程式を まとめたものである。

#### 2.1.1 流体構造連成解析

(a)

#### ALE 法

ALE 法では、基準の空間配置とも物質の現配置とも本質的には無関係な参照配置と呼ば れる配置を設定して連続体の物理量を表す。この参照配置における位置ベクトルχの成分 で表す時、これを参照座標または ALE 座標と呼ぶ。ALE 座標を時々刻々の流体解析領域 の変化に合わせたものとすれば、Lagrange 座標と異なり流体自身の運動とは無関係な座標 となる。構造体の Lagrange メッシュによって流体の Euler メッシュが内部的に変形させら れずもとの位置にあるということである。この表示法を用いることで物体の任意の配置を 用いて連続体の運動を定式化することが可能になる。

Lagrange, Euler, ALE の3つの座標系の定義、各座標系での時間微分、空間積分量の物 質時間導関数について下記に示す。

#### ○座標系の定義

以下のように3つの座標系を定義する。

- ・Lagrange 座標系 X
- ・Euler 座標系 x
- ・ALE座標系 X

次に以下のようにそれぞれの座標系の間に速度を定義する。

・物質点の Euler 座標系に対する速度

$$v_i = \frac{\partial x_i (X, t)}{\partial t} \bigg|_X$$
(2-1)

・物質点の ALE 座標系に対する速度

$$w_i = \frac{\partial \chi_i(X, t)}{\partial t} \bigg|_X$$
(2-2)

・ALE 座標系の Euler 座標系に対する速度

$$\hat{v}_{l} = \frac{\partial x_{l}(\chi, t)}{\partial t} \bigg|_{\chi}$$
(2-3)

〇各座標系での空間積分量の物質時間導関数と Raynolds の輸送方程式

$$\frac{\partial}{\partial t}\Big|_{\chi}\int_{V_{\chi}}fdV_{\chi} = \int_{V_{\chi}}\frac{\partial f}{\partial t}\Big|_{\chi}dV_{\chi} + \int_{S_{\chi}}fw_{j}\hat{n}_{j}dS_{\chi}$$
(2-4)

**(b**)

#### 支配方程式

前節にて導出された各式を参考に、流体領域、構造領域それぞれにおける支配方程式を ALE 表記にて示す。

#### 〇流体領域の支配方程式

本研究の解析対象流体は水であるので、非圧縮性 Newton 流体とみなすことにした。今後水ではなく血液を想定した解析を行うに際にも、冠動脈周辺の管径は血液中の赤血球に 代表される有形成分の大きさに対して十分に大きいので、血液を均質な連続体であるニュ ートン流体と見なしても無理がない、とされている。[11]

流体領域  $\Omega_f$ における支配方程式は連続の式(2-5)と Navier-Stokes 方程式(2-6)(2-7)である。

$$\frac{\partial v_i}{\partial x_i} = 0 \tag{2-5}$$

$$\rho_f \left( \frac{\partial \boldsymbol{\nu}}{\partial t} \right|_{\boldsymbol{x}} + c_i \frac{\partial \boldsymbol{\nu}}{\partial x_i} \right) = \nabla_{\boldsymbol{x}} \cdot \boldsymbol{T}_f + \rho_f \boldsymbol{g}$$
(2-6)

構成則: 
$$T_f = -pI + 2\mu D$$
,  $D_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right)$  (2-23-1)

$$c_i = v_i - \hat{v}_i \tag{2-23-2}$$

#### 〇構造領域の支配方程式

本研究にて用いる柔軟管は、厳密には応力-ひずみの関係が非線形な特性を有する非線 形超弾性体であるが、本研究においては使用ひずみ範囲にて線形近似した値をヤング率と し、線形弾性体材料の材料特性を与えることにしている。

構造の解析領域Ω。の支配方程式は平衡方程式(2-7)である。

 $\mathbf{C} = 1 + \mathbf{r} (\mathbf{E}) \mathbf{I} + 2 \mathbf{r} \mathbf{E}$ 

$$\rho_{0s} \left( \frac{\partial^2 \boldsymbol{u}}{\partial t^2} \right|_X \right) = \nabla_X \cdot (\boldsymbol{S} \cdot \boldsymbol{F}^T) + \rho_{0s} \boldsymbol{g}$$
(2-7)

構成則:

$$S = \lambda \operatorname{tr}(E)I + 2\mu E \tag{2-8}$$

$$E_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k \partial u_k}{\partial x_i \partial x_j} \right)$$
(2-9)

 $(\mathbf{n}, \mathbf{n})$ 

#### 2.1.2 メッシュ制御手法

ALE 解析においては大変形のある解析を行う際など、メッシュの歪みが大きくなると計算の収束性の低下や計算の破綻を引き起こしてしまう。そこで、歪んだメッシュの生成を 予防するために流体領域のメッシュ制御が必要となっている。本研究で行う解析について も、管の膨張・収縮や管壁の振動により大変形が生じると予想されたため、メッシュ制御 を取り入れた。

本コードには流体領域のメッシュ制御に弾性体スムージング(Elastic Smoothing)を用いている。

メインの流体構造連成解析のある時間ステップにおいて反復計算処理を行う度に、メイ ンループで流体として解いている領域を一時的に線形弾性体として扱うこととし、有限要 素法でつり合いを解き、管壁の変形に応じた流体メッシュの座標の移動を行っている。

前回の反復計算で更新された管壁の shell 要素の各節点の変位を取得し、それらの変位を 線形弾性体の外周の節点に変位境界条件として入力したものを解く。その結果得られる各 節点の座標をその反復計算ステップでの流体メッシュの座標としてその後の計算を行って いる。

#### 2.1.3 解析プログラム

解析プログラムは同研究室住吉谷 [14]のものを引き継いだ。

## 2.2 計算対象の評価のための比較解析の

### 概要

#### 2.2.1 メッシュ評価

メッシュ評価に関しては同研究室の住吉谷 [14]によって行われているので、本研究でも そこで採用された以下のメッシュサイズを採用した。

流体狭窄部	狭窄部 Z 方向に	構造体	その他の	狭窄部出入	流体出入り口断面
	直後の流体部		流体部	り口断面	
0.1	0.2	0.6	0.9	0.2	0.4

図 2-2-1-1:採用したメッシュサイズ

#### 2.2.2 計算領域評価

本研究の出口条件として大気圧開放としたので、狭窄部偏心の影響がなくなる程十分長い解析領域が必要なため、妥当な長さの評価を次のように行った。

管の狭窄部などの主要な形状は変えずに、円筒部分を伸ばして流体構造連成解析を行い、YZ 断面で流速ベクトル線図を確認すると、流体の再循環領域などに変化が見られ、 管長を伸ばし解析を重ね妥当な計算領域についての検討を行った。85mm,115mm,265mm といった長さでの検討を行った。

#### 2.2.3 偏心狭窄管の解析の妥当性確認

本プログラムでは偏心管における解析の妥当性の確認は行われていなかったので、4.4.2 で確認を行った。

## 2.3 偏心狭窄管の流体構造連成解析によ

## る比較解析の概要

まず XYZ 座標として、軸方向を Z 座標、半径方向に XY 座標を用い、本論文において、Y 座標を上方向、Z 座標を右方向、X 座標を奥行き方向として図などを配置した。

#### 2.3.1 軸対称狭窄管との比較

ヤング率 0.1MPa で 75%狭窄した柔軟管について、5%偏心させた(管の直径 3mm に対 して、0.15mm を Y 方向偏心狭窄管と、軸対象狭窄管について流体構造連成解析を行い、 YZ 断面での流速ベクトル線図で再循環領域や Z 方向の最大・最小流速を比較し、さらに 狭窄部から狭窄部の後方にかけていくつかの XY 断面で Z 方向流速のコンターと XY 方向 流速ベクトルの合成図を作成し、再循環領域の断面の変化と XY 方向流速ベクトルの向き の変化の関係について考察を行い、それも比較した。

#### 2.3.2 剛性の異なる偏心狭窄管での比較

75%偏心狭窄管について、ヤング率を0.1TPa,0.5MPa,0.1MPaと変化させ、流体構造連成 解析を行い、YZ 断面での流速ベクトル線図から再循環領域、Z 方向流速の最大・最小値を 比較した。しかし、本研究において十分に比較することは出来なかった。

#### 2.3.3 狭窄率の異なる偏心狭窄管での比較

ヤング率が 0.1MPa の偏心狭窄管の狭窄率を 75%,80%,90%と変化させ、流体構造連成解 析を行い、2.3.1の軸対称狭窄管との比較と同様の比較を行った。その際に噴流の下端部な どについても着目した。

#### 2.3.4 レイノルズ数の異なる偏心狭窄管での比較

狭窄率 75%、ヤング率 0.1MPa の偏心管に対してレイノルズ数を 300,500 と変化させ流体 構造連成解析を行い、2.3.1 の軸対称狭窄管との比較と同様の比較を行った。

## 2.4 偏心狭窄管の造影剤動態解析の概要

2.3 で用いた流体構造連成解析の各時刻での流速ベクトルを出力したデータを基に、後 解析の形で Particle-trace 解析を用いて造影剤の散逸を観察した。

Particle-trace 解析では、多数の粒子(パーティクルトレーサー)を造影剤濃度の上昇に 合わせて流入させ、各粒子の座標におけるその時刻での流速ベクトルに沿ってトレーサー を移動させていく。造影剤濃度は検査体積(0.5mm^3)あたりの粒子の数に対応させる。

本解析において、上流から造影剤濃度の高い血液が流れてくるのに合わせ、解析対象と なっている狭窄管の流入境界面より確率的に粒子が生じるように設定した。粒子生成確率 は各時刻での造影剤濃度と軸方向流速の大きさに比例して上がるように定義した。各粒子 が狭窄管の流出境界から流れ出たところでその追跡を終了し、消去することとした。

Particle-trace 解析を行い、造影剤の動態を表す解析を行った。

## 第3章 計算対象の評価

## 3.1 メッシュ評価

#### 3.1.1 メッシュ作成方法

本研究では「SOLID WORKS 2015」を用いてジオメトリ形状を作成し、3 次元データフ ァイルとして出力したのち、そのファイルを入力データとして「Altair HyperMesh v13.0」 にてメッシングを行うことで形状モデルを作成した。

形状モデルを作成する際、狭窄部の形状については Ahmed らによる [4]にて使用されて いる形状を参考にした。Ahmed らは [5]で狭窄管流れについて [4]と同じ形状のモデルを 用いて、多数の網羅的な実験値を計測しているため解析の妥当性の確認のためのデータと してよく用いられる。そして今日、この狭窄管形状はその後の多くの狭窄管解析 [23] [24] [25]でも用いられる代表的な形状となっている。

狭窄部の断面形状(図 3-1:狭窄管モデルの形 状)は cos 関数上になっており、管径(非狭窄部 分)と狭窄形状部の軸方向長さの比は 2:4 となっ ている。狭窄部の cos 関数の振幅の大きさは狭窄 率によって変更している。



図 3-1: 狭窄管モデルの形状 [4]

本研究では下図(図 3-2:狭窄管モデルの形状と寸法)のような寸法・形状の狭窄管形 状モデルを作成して解析を行った.



SolidWorks にて下図(図 3-3)のような 2D スケッチを作成し、中心軸(図における一番下の線)を中心に回転することで狭窄管の 3D 形状の作成を行った.(L=85,115,145,205,265)



図 3-3: 狭窄管モデルの 2D スケッチ

3D 形状は、メッシュサイズをパーツ毎で変更したいとの要求より4パーツから構成されている。

in\_1 (狭窄部):最もメッシュサイズを小さく設定している。曲線は cos
 で表している。狭窄率によって、その係数などのパラメータを変更している。

② in\_2 (狭窄下流部):狭窄部下流は噴流、乱流などが生じる可能性がある ので、狭窄部に次いでメッシュサイズを小さく設定している。単純な直径 6mm の円 柱である。これだけは本研究において全ての解析で同じモデルを用いている。

③ in\_3 (その他流体部):メッシュサイズを最も大きめに設定している。管の長さにより狭窄部後方の長さを変えている。

④ out (構造体部):構造体部を solid 要素として解析する際に用いている。構造体部 を shell 要素として解析する際には大部分が削除されるが、流体と構造体の境界部 (shell 要素に該当する要素)を探索する際に必要となっている。また、このパーツのメッシュの 大きさで in\_3 の境界層付近のメッシュの細かさを調整している。これだけ中空な形状と なっている。管の長さによってこのモデルの長さも変えている。

流体の外形に被さるように構造体部(out)をアセンブリしたものを IGES 形式の 3D デ ータとして保存し、HyperMesh v13.0 の入力データとしている。以下で説明するようにメッ シングを行っている。

#### 3.1.2 メッシングについて

まず狭窄部(in\_1)と流体部(in\_3)の両端面の計4箇所に対し、2Dメッシュを行っている。 次にメッシュサイズの小さなものから順に3Dメッシュを行っている。メッシュサイズ については同研究室住吉谷によって評価されたサイズを参考にした[14]

流体狭窄部	狭窄部 Z 方向に	構造体	その他の	狭窄部出入	流体出入り口断面
	直後の流体部		流体部	り口断面	
0.1	0.2	0.6	0.9	0.2	0.4

#### 表 1 メッシュサイズ

### 3.2 計算領域評価

同じメッシュサイズのまま、管の長さを長くした解析を行うと、当然計算領域が増える ので、計算時間が長くなるが、結果も変わる。そこで、計算領域を変化させた A:85mm、 B:115mm、C:265mm(図 3-2-1 計算対象領域評価のための 80%狭窄モデルの各外形で上か ら 85mm、115mm、265mm)の解析を行い、狭窄部下流の再循環領域の Z 方向の最大長を 比較することで、計算領域の妥当性を確認した。



図 3-2-1 計算対象領域評価のための 80%狭窄モデルの各外形で上から 85mm、115mm、 265mm

#### 3.2.1 計算領域評価のための解析条件

狭窄率:80%

- 管の長さ:115mm
- 偏心率:5%(直径 3mm に対して、0.15mm 偏心)
- 入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流れ, Re=300)
- ヤング率: E=0.1 TPa
- 粘性:0.001 Pa・s
- 管壁 (shell 要素) の厚み:1mm
- 出口制御:大気圧開放
- 計算ノード数:4
- 解析内計算時間:0~10.0s
- 解析内計算時間の中で入り口流速を加速している時間: 0.0~6.0s
- 解析内計算時間の中で定常流れである時間:7.0~10.0s

#### 3.2.2 計算領域評価のための解析結果

下図が上から順に A,B,C の 9.04 秒での結果である。まず再循環領域を見やすく着目するため、流速ベクトルの長さは統一して確認してみた A は z=36mm~52mm、y=-15mm~-3mm、B は z=36mm~51mm、y=-10mm~-5mm、C は z=36mm~50mm,y=-15mm~-5mm にかけて分布していた。計算領域を長くすると、再循環領域は小さくなっていった。

	Y 方向最大	Y 方向最小	Z方向最大	Z方向最小
A:85mm 管	-3mm	-15mm	52mm	36mm
B:115mm 管	-4mm	-15mm	51mm	36mm
C:265mm 管	-5mm	-15mm	50mm	36mm

表 2 再循環領域分布の YZ 方向最大最小値



#### 図 3-2-2 再循環領域分布の YZ 方向最大最小値比較



#### 図 3-2-3 計算領域妥当性確認のための流体構造連成解析による Z 方向流速コンターと XY 方向流速ベクトル図(上から 85mm,115mm,265mm の長さの管)

再循環領域の面積で比較して、115,265mm 管の結果の差が 85mm,115mm 管の結果の差より小さくなったため、本研究では 115mm 管を基準として用いることとした。長い管でや

るほど正確な結果が得られるとも考えられるが、要する計算時間と比較して、得られる結果に大差がないことからこれ以上長い管は扱わないこととした。

#### 表 3 計算領域妥当性確認のための同じ流速プロファイルにおける流体構造連成解析に よる Z 方向流速の最大最小値

	Z方向最大流速	Z方向最小流速
A:85mm 管	0.3945m/s	-0.0881m/s
B:115mm 管	0.3942m/s	-0.0725m/s
C:265mm 管	0.4089m/s	-0.0584m/s



図 3-2-4 計算領域妥当性確認のための同じ流速プロファイルにおける流体構造連成解析 による Z 方向流速の最大最小値比較

## 3.3 偏心狭窄管の解析の妥当性の確認

本プログラムでは偏心管における解析の妥当性の確認は行われていなかったので、4.4.2 で確認を行った。

## 第4章 偏心狭窄管の比較解析

本研究では心拍を表す sin 波流れだけでなく、レイノルズ数や管の剛性、狭窄率が及ぼ す造影剤への影響についても調べるため定常流れについても解析を行った。定常流れのレ イノルズ数としては[]を参考に乱流の発生しにくい Re300 について主に解析を行い、狭窄 率 75%の条件下で Re300 と Re500 の比較も行った。

今後の狭窄付き柔軟管解析の結果分析時の問題の切り分けを容易にすることを目指し, 狭窄管の流入境界面の値を直接制御した解析を各種条件にて行い,現象把握および要因分 析を行う.

以下に示す基準の解析条件に対し、各種条件を変えた解析の結果との比較を行う.

<主な解析条件>

入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re100,300,500)

狭窄率:75%,80%,90%,95%,

ヤング率: E=0.1 MPa、0.5MPa、0.1TPa

粘性:0.001 Pa・s

管壁 (shell 要素) の厚み:1mm

出口制御:大気圧開放

定常流れの解析内計算時間: 0.0~10.0 s(内,結果の比較には7.0~10.0 sの結果を用いる)

拍動流の解析内計算時間:0.0~6.0 s(内,結果の比較には3.0~6.0 sの結果を用いる) 管の長さ:115mm

## 4.1 軸対称狭窄管との比較解析

#### 4.1.1 偏心の影響を確認するための解析条件

入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re300)
狭窄率: 75%
偏心率: 5%(直径 3mm に対して、0.15mm 偏心)
ヤング率: E=0.1MPa
粘性: 0.001 Pa・s

管壁(shell 要素)の厚み:1mm 出口制御:大気圧開放 解析内計算時間:0.0~10.0s(内,結果の比較には7.0~10.0sの結果を用いる) 管の長さ:115mm

#### 4.1.2 偏心の影響を確認するための解析結果

以下の結果は狭窄率75%のものである。再循環領域としてはやはり偏心管のものが大き く、軸対称管のものが小さいという結果である。そして、流速を見てみると再循環領域の 速さにおいて、すなわち負の速度をもった領域において偏心管は軸対称管の最も速い速度 のベクトルより49%も速い速度のベクトルがあり、偏心の影響は大きいことが分かる。



図 4-1-2 定常流(Re300)における軸対称管の Z 方向流速コンターと XY 方向流速ベクトル

	Z方向最大流速	Z方向最小流速
A:偏心管	0.3046m/s	-0.0406m/s
B:軸対称管	0.3056m/s	-0.0272m/s



図 4-1-3: 偏心の有無による狭窄後方 Z 方向流速の違い

次にコンター図で違いを確認した(図 4-1-6:、図 4-1-8:軸対称管の Z 方向流速コンタ 一及び XY 方向流速ベクトル図)。それぞれ上段左から Z=36mm.38mm,40mm,42mm,下段左 から 44mm,46mm,48mm,50mm の断面である。矢印が XY 方向の流速の速度ベクトルで、コ ンターはZ方向の流速を表わす。赤が正方向の速度で、青が負の方向の速度になり、青い 断面が再循環領域にあたる。するとまず、偏心の図には下方に大きな再循環領域があり、 軸対称管の図には上下に小さな再循環領域があり、造影剤を流すと偏心は下方には散逸す るが上方に散逸せず、軸対称管だと上下に散逸すると考えられる。Graafen らの報告 [26] と概して一致すると考えられる。そして偏心の図では、上に偏心しているので、Z=36mm ではほとんどの流速ベクトルは左上、上、右上を向き、Z=38mm では下部の流速が小さく なり、圧力も小さくなると考えられる。Z=40mm では管右部にぶつかった流れが、管壁に 沿って流れ渦を成し、圧力が小さい方へ引っ張られ中央部に向かって逆流し、下部から中 央部にかけて再循環領域を形成している。そして、Z=42mm 付近で管壁沿いに逆流してい る部分との境界があり、圧力が下がり、上部の壁にぶつかった流れが引っ張られ、Z方向 正の速度を持った領域が上部から右にまで広がっていることが、コンター図の黄緑色の領 域が広がっていることから読み取れる。近い理由で左上方向にも広がっていると考えられ る。Z=44mmの図では再循環領域の青い部分が横から潰されたようになっている。これは Z=42mm 付近から広がってきている Z の正方向速度を持った流れによって、逆流が止み順 方向に流れるようになっていると考えられる。しかし未だに中央部の圧力は小さく、管壁 に沿って再循環領域に近づいてきた流れは中央に引っ張られ渦を成し、再循環領域の下部 は潰されず、弧を描くように潰されていると読み取れる。しかし Z=46mm~50mm にかけて

は正方向の速度を持つ領域が増加し、再循環領域は端に追いやられるように減少していく ことが分かる。



図 4-1-4 偏心管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=36mm,右

Z=38mm)



図 4-1-5 偏心管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=40mm,Z= 42mm)



図 4-1-6: 偏心管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=44mm,右 Z=46mm)



図 4-1-7 軸対称管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=36mm,右 Z=38mm)



図 4-1-8:軸対称管の Z 方向流速コンター及び XY 方向流速ベクトル図(左:Z=40mm,右 Z=42mm)

## 4.2 剛性の異なる偏心狭窄管での比較解

## 析

比較を行ったが十分な条件で行えず、十分な違いを見出すことは出来なかった。本研究 において用いたプログラムでは115mm といった長さの解析では出口に流速プロファイル でポアズイユ流れになるように制御すると大変形が起こり、計算が回らなくなってしまっ たため、出口条件を緩めて大気圧開放としたため変形が不十分で流体への影響はほとんど 出なかった。管の直径が3mm であるが変形はいずれのヤング率でも大きいところで 0.0002mm 程度の半径方向の拡大などで違いが不十分であった。

#### 4.2.1 剛性の影響を確認するための解析条件

狭窄率を変えて再循環領域や流れにどのような影響が出るか確認する。
<解析条件>
入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re300)
狭窄率:75%、90%
偏心率:5%(直径 3mm に対して、0.15mm 偏心)
ヤング率:E=0.1 MPa、0.5MPa、0.1TPa
粘性:0.001 Pa・s
管壁(shell 要素)の厚み:1 mm
出口制御:大気圧開放
解析内計算時間:0.0~10.0 s(内, 結果の比較には7.0~10.0 sの結果を用いる)

管の長さ:115mm

#### 4.2.2 剛性の影響を確認するための解析結果

下図は上からヤング率を変えて解析し可視化した2種の図をそれぞれ並べたものである (図 4-2-1:定常流れ(Re300)における剛性の異なる偏心管(狭窄率 75%)の流速ベクト ル、図 4-2-2:定常流れ(Re300)における剛性の異なる偏心管(狭窄率 90%)の流速ベクト ル)。

これらの図からヤング率を変えても再循環領域、Z方向の流速の最大・最小値が一致することから狭窄率 90%以下において Re300 程度の定常流、ヤング率 0.1MPa では管は振動 せず剛体管と同様な流れをするということが分かる。



図 4-2-1: 定常流れ(Re300)における剛性の異なる偏心管(狭窄率 75%)の流速ベクトル (上からヤング率が 0.1MPa,0.5MPa,1TPa の順)



図 4-2-2 : 定常流れ(Re300)における剛性の異なる偏心管(狭窄率 90%)の流速ベクトル (上からヤング率が 0.1MPa,0.5MPa,1TPa の順)

0.0300.0310.0320.0330.0340.0350.0360.0370.0380.0390.0400.0410.0420.0430.0440.0450.0460.0470.0480.0490.0500.0510.0520.0530.0540.0550.05

### 4.3 狭窄率の異なる偏心狭窄管での比較

### 解析

#### 4.3.1 狭窄率の影響を確認するための解析条件

狭窄率を変えて再循環領域や流れにどのような影響が出るか剛体管と柔軟管それぞれで 確認してみた。

入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re300)

狭窄率:75%,80%,90%

偏心率:5%(直径 3mm に対して、0.15mm 偏心)

ヤング率: E=0.1MPa

粘性:0.001 Pa・s

管壁(shell 要素)の厚み:1mm

出口制御:大気圧開放

解析内計算時間:0.0~10.0s(内,結果の比較には7.0~10.0sの結果を用いる)

管の長さ:115mm

#### 4.3.2 狭窄率の影響を確認するための解析結果

以下の結果は柔軟管の解析結果で、上から順に狭窄率75%,80%,90%のものである。この 結果では90%のものは再循環領域が明らかに半分より大きく血流の攪拌が行われやすくな り澱んでしまうと考えられる。75%と80%に関して、領域は概して同じであると読み取れる。





図 4-3-1: 定常流れ(Re300)における狭窄率の異なる偏心管の流速ベクトル(上から狭窄 率 75%,80%,90%の順)

次にコンター図で3つの狭窄率の解析を比較した(図4-3-2: Z=36mm 断面における XY 方向ベクトル流速とZ方向流速コンター図)。



図 4-3-2: Z=36mm 断面における XY 方向ベクトル流速と Z 方向流速コンター図(左から 順に 75%,80%,90%狭窄管)

Z方向の最小速度が狭窄率90%のときは75%,80%のものと比べ、それぞれ5倍、3倍程度 になっている(図4-3-3)。これが90%狭窄の再循環領域の形、広さを75%,80%狭窄のそれ と大きく異なる結果をもたらしたと考えられる。よって造影剤の散逸も90%狭窄管ではか なり管上部に偏り、75%狭窄管ではそれに比べるとやや下部に偏ると考えられ、80%狭窄 管は75%狭窄管と同様の結果になると考えられる。



#### 図 4-3-3:異なる狭窄率の偏心管における Z 方向流速の違い

下図は矢印が XY 方向の流速の速度ベクトルで、コンターは Z 方向の流速を表わす。赤 が正方向の速度で、青が負の方向の速度になり、濃青な断面が再循環領域にあたる。周囲 の水色の値はほぼ0 だが正の流速を表わす。ただしカラーレジェンドはそれぞれの狭窄率 の解析結果における最大値最小値に合うように設定したので、異なる狭窄率で同じ色は必 ずしも同じ値を意味しない。

上の YZ 断面図でも明らかであるが、この図からも 75%と 80%の狭窄管の再循環領域は 概して同じであると読み取れる。90%狭窄管に関しても再循環領域が Z=38mm~50mm で発 生していることが読み取れる。

90%狭窄のものは Z=38mm で既に XY 方向の流れが複雑になり、管壁面を沿う流れや、 図において中心部から右下及び左上に向かう流れ、そして管の右上から左下に向かい上部 に小さな再循環領域を作る流れが出来ている。管の右下及び左上に向かう流れの影響で Z=38mm~40mm において、管を中心部で斜めにせん断するような形の再循環領域断面が見 られる。

Z=42mm~54mm に関しては 4.1.2 で述べたように再循環領域が変形している。

33





図 4-3-4 75%狭窄管の Z=36mm~50mm 断面における XY 方向ベクトル流速と Z 方向流 速コンター図(上から二つずつ左右の順で

Z=36mm,38mm.Z=40mm,42mm.Z=44mm,46mm.Z=48mm,50mm の順)





図 4-3-5 80%狭窄管の Z=36mm~50mm 断面における XY 方向ベクトル流速と Z 方向流 速コンター図(上から二つずつ左右の順で

Z=36mm,38mm.Z=40mm,42mm.Z=44mm,46mm.Z=48mm,50mm の順)






図 4-3-6 90%狭窄管の Z=36mm~50mm 断面における XY 方向ベクトル流速と Z 方向流 速コンター図(上から二つずつ左右の順で

Z=36mm,38mm.Z=40mm,42mm.Z=44mm,46mm.Z=48mm,50mm の順)

# 4.4 レイノルズ数の異なる偏心狭窄管における比較解析

#### 4.4.1 レイノルズ数の影響を確認するための解析条件

入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re300,Re500)
狭窄率:75%
偏心率:5%(直径 3mm に対して、0.15mm 偏心)
ヤング率:E=0.1MPa
粘性:0.001 Pa・s
管壁(shell 要素)の厚み:1 mm
出口制御:大気圧開放
解析内計算時間:0.0~10.0 s(内,結果の比較には7.0~10.0 sの結果を用いる)
管の長さ:115mm

#### 4.4.2 レイノルズ数の影響を確認するための解析結果

以下はレイノルズ数が 300,500 の解析結果である。



図 4-4-1:定常流れにおける狭窄率 75% 偏心管の流速ベクトル(上が Re=300,下が Re=500)

以下は上の結果を受け再循環領域の大きさを Y 方向長さ、Z 方向長さの観点から比較したものとなっている。レイノルズ数を 300 から 500 に上げると、25~30%程度再循環領域の YZ 方向の長さはそれぞれ伸びるという結果となった。

そしてこの計算の妥当性を確認するため Re500 の時の流速プロファイルを Varghese らによる計算結果と比較した [27] (図 4-4-2 図 4-4-3)。Dとは管の直径で 3mm である。概して一致していると見られ計算の妥当性を確認した。







図 4-4-3 Z/D=2、XY 平面の流速プロファイル(座標系は本研究のもの)

# 第5章 偏心狭窄管における造 影剤の動態

狭窄部周辺の造影剤濃度分布に対する狭窄管における偏心の影響を検討するため、造影 剤の動態を力学的数値解析シミュレーションにより再現し、その結果の考察を行う。

### 5.1 造影剤動態の解析手法

造影剤は血液に溶け込み、濃度として分布している。本研究においては、①造影剤の動態は血液の流体動態に影響を与えない、かつ②本解析領域においては拡散効果に比べ移流効果が支配的である、との仮定のもと、開発が容易であり造影剤の散逸を観察しやすい Particle-trace 解析を用いることとした。

Particle-trace 解析では、多数の粒子(パーティクルトレーサー)を造影剤濃度の上昇に 合わせて流入させ、各粒子の座標におけるその時刻での流速ベクトルに沿ってトレーサー を移動させていく。造影剤濃度は検査体積(0.5mm<sup>3</sup>)あたりの粒子の数に対応させる。

本解析において、上流から造影剤濃度の高い血液が流れてくるのに合わせ、解析対象と なっている狭窄管の流入境界面より確率的に粒子が生じるように設定した。粒子生成確率 は各時刻での造影剤濃度と軸方向流速の大きさに比例して上がるように定義した。各粒子 が狭窄管の流出境界から流れ出たところでその追跡を終了し、消去することとした。

今回の研究で用いた流体構造連成解析の各時刻での流速ベクトルを出力したデータを基 に後解析の形で Particle-trace 解析を行い、造影剤の動態を表す解析を行った。

### 5.2 各解析条件

#### 5.2.1 定常流におけるレイノルズ数と偏心の有無を変

#### えた解析条件

入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re300 と Re500) 狭窄率:75% ヤング率:E=0.1 MPa 粘性:0.001 Pa・s 管壁(shell 要素)の厚み:1 mm 出口制御:大気圧開放 解析内計算時間:0.0~10.0 s(内,結果の比較には7.0~10.0 sの結果を用いる) 管の長さ:115mm

#### 5.2.2 定常流における管の狭窄率を変えた解析条件

入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re300) 狭窄率:75%,80% ヤング率:E=0.1 MPa 粘性:0.001 Pa・s 管壁(shell 要素)の厚み:1 mm 出口制御:大気圧開放 解析内計算時間:0.0~10.0 s(内, 結果の比較には7.0~10.0 sの結果を用いる) 管の長さ:115mm

#### 5.2.3 定常流における管のヤング率を変えた解析条件

入力境界条件:入口境界流速を制御(定常流, Re300と)
狭窄率: 75%,(80%),90%
ヤング率: E=0.1 MPa,0.5MPa、0.1TPa
粘性: 0.001 Pa・s
管壁(shell 要素)の厚み:1 mm
出口制御:大気圧開放
解析内計算時間: 0.0~10.0 s(内, 結果の比較には7.0~10.0 sの結果を用いる)
管の長さ: 115mm

元ファイルの解析条件としては、管の長さ115mm で狭窄率75%の狭窄管解析の結果を 用いた.解析結果のうち3.0~6.0sでの結果を繰り返し読み込むことで、心拍の繰り返し を表現した.

#### 5.2.4 拍動流における解析条件

入力境界条件:入口境界流速を制御(拍動流,流速の最大値において Re=100) 出口制御:大気圧開放

狭窄率:75%

ヤング率: E=0.1 MPa

粘性:0.001 Pa・s

管壁 (shell 要素) の厚み:1 mm

流体構造連成解析内計算時間:0.0~3.0s(これらの結果をパーティクルトレース解析で 繰り返し用いる)

パーティクルトレース解析内計算時間:0~12.0s

管の長さ:115mm

### 5.3 解析結果

狭窄率、レイノルズ数、剛性、偏心の有無を変えた狭窄管解析結果の流速ベクトルを用いて 36 個の Particle-trace 解析を行い、その粒子の交換の様子を確認した。

#### 5.3.1 定常流におけるレイノルズ数と偏心の有無を変

#### えた解析結果

レイノルズ数と偏心の有無を変えた解析で得られた可視化動画を確認したところ、

・狭窄部の直後の流速が大きく加速する領域にて基準体積あたりの粒子数が大きく減少 する傾向

・狭窄下流の流速の加速が十分なだらかになると再び基準体積あたりの粒子数が増加す る傾向

・偏心すると基準体積あたりの粒子数が少ない領域がその逆の方に偏るが、軸対象の場合は基準体積あたりの粒子数が少ない領域が外側に均等に分布する。

・レイノルズ数が高くなるとと狭窄部下部での、基準体積あたりの粒子数の変化は小さ くなる

といったことが見られた。



図 5-1:3種の狭窄率における 9.918 s(=7+2.218)でのトレーサーの分布

(1段目:Re300 軸対象, 2段目:Re300 偏心,

3段目: Re500 軸対象、4段目 Re500 偏心)

#### 5.3.2 定常流における管の狭窄率を変えた解析結果

狭窄率と偏心の有無を変えた解析で得られた可視化動画を確認したところ、

・狭窄部の直後の流速が大きく加速する領域にて基準体積あたりの粒子数が大きく減少 する傾向

・狭窄下流の流速の加速が十分なだらかになると再び基準体積あたりの粒子数が増加す る傾向

・偏心すると基準体積あたりの粒子数が少ない領域がその逆の方に偏るが、軸対象管の 場合は基準体積あたりの粒子数が少ない領域が外側に均等に分布する。

・レイノルズ数が高くなるとと狭窄部下流での、基準体積あたりの粒子数の変化は小さく なる

ことが確認された。



図 5-2:3種の狭窄率における 9.902 s(=7+2.202)でのトレーサーの分布 (1段目:75%狭窄で軸対象,2段目:75%狭窄で偏心, 3段目:80%狭窄で軸対象、4段目:80%狭窄で偏心)

#### 5.3.3 定常流における管のヤング率を変えた解析結果

以下の図における E12 とはヤング率 0.1TPa,e6 とは 0.1MPa,5e6 とは 0.5MPa を表わす。



図 5-3-3-1 解析対象モデル(管の長さは 115mm)の断面図



図 5-3-3-2 パーティクルトレース解析結果の粒子数計算において用いる検査体積 の定義図(緑色が構造体、その内側の白い円は流体、灰色が検査体積"上部"、オレン ジ色が検査体積"中部"、青色が検査体積"下部"、検査体積は一辺 1mm の立方体であ るが上下部分は構造体と共有する部分を除く。)



図 5-3-3-3 ヤング率 0.5MPa と 0.1TPa 2 秒後の各検査体積における粒子数



図 5-3-3-4 ヤング率 0.5MPa と 0.1TPa 2.5 秒後の各検査体積における粒子数

狭窄率75%のパーティクル解析において、ヤング率0.1TPa、0.5MPaにおける粒子数の違いは到達時間以外の影響は2秒後、2.5秒後も見られず、柔軟管における結果も剛体管における結果も同じと考えられる。確認のためそれぞれの粒子数の差について以下で確認した。上下それぞれの検査部分における変化をZ方向の観点から考察すると、狭窄部直後 Z=40mm付近からコアンダ効果により上部にジェット噴流が偏ったため、上部で粒子数が多くなった。ここで下部においても粒子数が多くなり始めたのは、再循環領域の中で流速 が十分に発達しているので粒子がよく攪拌されたことが理由として考えられる。Z=50mm 付近で上部が少なくなっているが、これは再循環領域が小さいことや噴流が中央部に戻っ てきた、もしくは噴流の効果が小さくなったからだと考えられる。そしてZが大きくなる につれ全体として粒子数が減っているのは、経過時間が短いから遠くなるほど到着する粒 子数が少ないからである。

さらに 0.1TPa の管と 0.1MPa の管の各検査体積における粒子数の差は 25 個以下であ り、概して一致しているといえる。本解析条件において柔軟管の変形による影響は十分に 確認できなかった。





図 5-3-3-5 ヤング率 0.1MPa と 0.1TPa 2 秒後の各検査体積における粒子の通過数



図 5-3-3-6 ヤング率 0.1MPa と 0.1TPa 2.5 秒後の各検査体積における粒子の通過数

剛体管と柔軟管のパーティクルは下部で剛体管のほうが多く、上部で柔軟管のほうが多いと見られるが、十分な差とは言えずここでも柔軟管の変形による差異は見られなかった。



図 5-3-3-7 75% 狭窄管の 2 秒後の各検査体積における粒子の通過数



図 5-3-3-890%狭窄管の 2 秒後の各検査体積における粒子の通過数

90%狭窄管はまず狭窄部直後において、いずれの部分においても75%狭窄管より粒子数 が少ない。狭窄部やや後方で大きな粒子数の部分があることから、別の部分に粒子数があ ることが考えられる。そして狭窄部のやや後方で下部の粒子数が90%狭窄管では75%狭窄 管に比べはるかに大きくなっている。これは再循環領域における流速が75%狭窄管よりは るかに大きいことが理由として考えられる。流速に関しては4.3.2 で考察したとおりであ る。

#### 5.3.4 狭窄率を変えた偏心柔軟管定常流れの解析結果

**(a)** 

#### 75%偏心柔軟管定常流の解析結果

狭窄直後の下部領域における粒子が充満する時間について

注目する領域:Z=37mm~52mmの下部

図 5-3-4-1 考察対称領域の説明図



図 5-3-4-2 75% 偏心柔軟管定常流 Z 方向流速コンターと XY 方向速度ベクトル図(矢印の Z 座標における毛考察を上では行った)

注目する領域(図 5-3-4-1)において下部に粒子が充足するのが遅くなっている(図 5-3-4-10)。これは上方へ向かう噴流が強く、下部に再循環する流れが弱いからと考えられる (図 5-3-4-2)。

#### 結果概要



図 5-3-3-11:75% 偏心柔軟管狭窄管 3 秒後のパーティクルトレース解析結果



図 5-3-3-12 75% 偏心柔軟管狭窄管のパーティクルトレース解析結果(上から順に1秒後から12秒後までの1秒毎の図)

(b) 90%偏心柔軟管定常流れの解析結果
 狭窄直後の下部領域における粒子が充満する時間について

注目する領域:Z=37mm~52mmの下部

図 5-3-4-3 90% 偏心柔軟管定常流内造影剤動態の着目領域



# 図 5-3-4-4 90% 偏心狭窄管 Z 方向流速コンターと XY 方向速度ベクトル図(矢印の Z 座 標における毛考察を上では行った)

狭窄率 90%についても図 5-3-4-3 の注目領域において、粒子が充足するのが遅いのは上 方へ向かう噴流が強く、偏心の影響で再循環領域も下部から中部までに広がっているが中 部での流れが強く、下側の再循環する速度は遅く、中部から下部に供給される粒子数がこ の領域において少なく、流れも弱いからと考えられる(図 5-3-4-4)。

#### 結果概要

狭窄部中央部において、1,2,3 秒後に共通して粒子数の激しい減少が見られるが、これは 狭窄部中央部であることから、そもそも検査体積中で流体が通っている部分がほとんどな くなっていることが原因として考えられる。その領域において上部下部の検査体積はそも そも流体を含んでいない(図 5-3-3-17、図 5-3-3-18、図 5-3-3-19)

そしてその少し後方の Z=36.5~38mm 付近において上部において粒子数の増加が見られる。これは偏心によるコアンダ効果で上部にジェット噴流が寄り上部に粒子が散逸したことや、上部の逆流で粒子が滞留していることが原因として考えられる。

狭窄部後方から中央部にやや強い再循環領域が存在しており、Z=45mm付近まで中央部から下部への粒子の散逸が少なく、下部に粒子があまり存在していない(図 5-3-3-19 図 5-3-3-21)。

1 秒後においては Z=45mm~52mm 程度まで中部から下部に粒子が散逸したことにより下部において粒子が増加し、これ以降減少している(図 5-3-3-17)。

しかし2秒後以降では同様にZ方向に2mm ほど減少する区間があるが、その後粒子が 微増し、その後減少に転じている(図 5-3-3-14)。この最初の減少は下部の再循環領域が 途切れ、粒子が攪拌されにくいことが原因として考えられる(図 5-3-3-18)。

3 秒後の狭窄部中央部において、図 5-3-4-13 から分かるように、パーティクルが溜まり 造影剤が濃くなっており、これは図 5-3-4-14 でその領域はそれより入り口側の領域に比べ 粒子数が 2 倍程度になっていることでも狭窄部で 3 秒後は狭窄部で粒子が溜まっているこ とが分かる。これは図 5-3-4-16 から分かるように、推進力はあるはずであり、同じ流速分 布の 1,2 秒後はこのような溜まりはないので、流れに原因があるのではなく粒子数が多く 通れなくなったということがわかる。



図 5-3-3-13:90% 偏心柔軟管狭窄管 1 秒後のパーティクルトレース解析結果

2.022

図 5-3-3-14:90% 偏心柔軟管狭窄 2 秒後のパーティクルトレース解析結果

2.970

図 5-3-3-15:: 90% 偏心柔軟管狭窄管 3 秒後のパーティクルトレース解析結果



図 5-3-3-16 90% 偏心柔軟管狭窄管のパーティクルトレース解析結果(上から順に1秒 後から12 秒後までの1 秒毎の図)



図 5-3-3-17:90% 偏心狭窄管1 秒後の各検査体積での粒子数



図 5-3-3-18:90% 偏心狭窄管 2 秒後の各検査体積での粒子数



図 5-3-3-19:90% 偏心狭窄管3秒後の各検査体積での粒子数



図 5-3-3-20:90%偏心狭窄管 3 秒後の流体構造連成解析 Z 方向流速コンター全体図(定常流れなので 1,2 秒後も同様)



0.032 0.033 0.034 0.035 0.036 0.037 0.038 0.039 0.040 0.041 0.042 0.043 0.044 0.045 0.046 0.047 0.048 0.049 0.050 0.051 0.052 0.053 0.05

図 5-3-3-21:90%偏心狭窄管 3 秒後の流体構造連成解析結果 Z 方向流速コンター拡大図 (定常流れなので 1,2 秒後も同様)

(c) 定常流における狭窄率による偏心管内粒子数分布の違

#### い(造影剤を入れた6秒後)

狭窄部直後(Z=38mm~)では噴流によって上部の粒子数が多くなっていたが、図 5-3-4-5の青い矢印の部分で狭窄部の後で上方に寄っていた噴流が下方に向き、上部の粒子数が

下部の粒子数より少なくなっている。その点はZ座標で比較すると狭窄率90%の方が小さい図 5-3-4-6。しかし図 5-3-4-6の流体構造連成解析の結果は流速のカラーレジェンドを2つの図において共通にしたものであるが、狭窄率75%の場合狭窄率90%のものに比べ噴流の向きの上下変化が小さいので、実際にCTで造影剤を確認すると75%の場合上下の濃度の違いが明確に出ない可能性もある。



図 5-3-4-6 6 秒後の各検査体積での粒子数(左:狭窄率 75%,右:狭窄率 90%)



図 5-3-4-7 造影剤を投入した6秒後の流体構造連成解析によるZ方向流速コンター (左:狭窄率 75%,右:狭窄率 90%。単位は[m/s])

5.3.5 拍動流の解析結果

 (a)
 狭窄率 75%偏心狭窄直後の下部領域における粒子が充満する時間について

 4秒後

注目する領域:Z=37mm~41mmの下部

図 5-3-5-1 考察対象領域の説明図



<sup>0.031 0.032 0.033 0.034 0.035 0.036 0.037 0.038 0.039 0.040 0.041 0.042 0.043 0.044 0.045 0.046 0.047 0.048 0.049 0.050 0.051</sup> 

図 5-3-5-2 拍動流流れ流入速度が最低の時の Z 方向流速コンターと XY 方向速度ベクト ル図

Z=38mm下部では粒子の初期到達は遅いが3秒で充満、Z=40mm下部では粒子の初期到 達は早いが5秒で充満となっており粒子の充満がとても早いが、これは図5-3-5-2から分 かるように、流速が低いときに狭窄直後で大きな攪拌が起こっていることが原因として考 えられる。



図 5-3-5-3 狭窄率 75%偏心狭窄管を Z 正方向に向かって斜め上から見た 5 秒後の造影 剤動態

この図から、造影剤は噴流によって軸方向に運ばれ、再循環領域の逆流によって周方向に運ばれ傘のような形で広がっていくと考察した。

(b) 結果概要

以下の図 5-3-4-8 は 4~12 秒後の 1 秒毎のパーティクルトレース解析を可視化したものであり、黒点がパーティクルを表わし、薄透明の緑色部分は管を表わす。

	4秒後
	A A A A A A A A A A A A A A A A A A A
	5秒後
	6秒後
Manufacture and a second s	
	7秒後
The Martin State and the State of the State	
	8秒後
2. 「たいでは、「たいでは、たいでは、たいでは、たいでは、たいでは、たいでは、たいでは、たいでは、	
	9秒後
	9秒後
	9秒後
	9秒後
	9秒後 10秒後
	9秒後 10秒後 111秒後
	9秒後 10秒後 11秒後
	9秒後 10秒後 11秒後
	9秒後 10秒後 11秒後
	9秒後 10秒後 11秒後 12秒後

図 5-3-4-8: 狭窄率 75% 偏心管 4~12 秒後の1 秒毎のパーティクルトレース解析

4秒から順に考察を加える。以下の図 5-3-4-9 は4秒後のパーティクルトレース解析を 可視化したものである。

#### 図 5-3-4-9: 狭窄率 75% 偏心管 4 秒後のパーティクルトレース解析

そして以下の図 5-3-4-10 は 4 秒後の各検査体積での粒子数を表わしたものであり、図 5-3-4-9 から分かるように、粒子数は入り口に最も多く狭窄部に近づくに従って減って行 く。狭窄部直後の下部には粒子が分布していないことが確かめられる。そして狭窄直後は 上部にも粒子が分布するが、少し後方では中央部のみに粒子が分布することも確認でき る。これは図 5-3-4-11 で分かるように、この時点にジェット噴流は偏心の影響で中央部の ややY正方向にあり、Z座標が大きくなるにつれ、その流れは中央に寄る。さらに再循環 領域は 43mm 低度までであり、上下部分では速度が約0になっている様子も読み取れる。 これによってグラフの Z=51mm~64mm でも中央部のみに粒子が存在するという状況になっ ている。

なお中部の体積は 1mm<sup>3</sup> であるが、上下のそれぞれの体積も約 0.99mm<sup>3</sup> であり、ほぼ同体積あたりの密度として以下のような粒子数を考える。



図 5-3-4-10: 狭窄率 75% 偏心管 4 秒後の各検査体積での粒子数



0.031 0.032 0.033 0.034 0.035 0.036 0.037 0.038 0.039 0.040 0.041 0.042 0.043 0.044 0.045 0.046 0.047 0.048 0.049 0.050 0.051 0.

# 図 5-3-4-11: 狭窄率 75% 偏心管パーティクルトレース解析で4秒後として扱っている流体構造連成解析データのZ方向流速コンターと長さを統一した流速ベクトル図

次に5秒後では管下部において狭窄部直後に少し粒子が増え、その少し後方でも増えて いる様子が図 5-3-4-12 から確認できる。ただ未だ狭窄部から中央部よりやや上方にかけて 流れが強いこと(図 5-3-4-11)からも下部の粒子数より上部の粒子数がやや多いことにつながっていると考えられる。





図 5-3-4-13: 狭窄率 75% 偏心管 5 秒後の各検査体積での通過粒子数

図 5-3-4-14: 狭窄率 75% 偏心管 6 秒後のパーティクルトレース解析



図 5-3-4-15 狭窄率 75% 偏心管内粒子数

そして以下の図 5-3-4-16 から7 秒時点で狭窄部直後の下部には粒子が届かないことが分





図 5-3-4-16: 狭窄率 75% 偏心管 Z=36mm の各検査体積での粒子数の時間変化

そして以下図 5-3-4-18 において、上下部には流体が存在しないが故であるが、上下部の 通過粒子数がずっと0となっている。また図 5-3-4-18 から狭窄部である Z=33mm~36mm においてほぼ0となっており、その後方での増加もはっきりしており、45mm から後方は 単調にどの検査体積でも減少しており、7 秒時点で 35mm 付近の狭窄の存在は断言できる といえる。

図 5-3-4-17: 狭窄率 75% 偏心管内 7 秒後のパーティクルトレース解析



#### 図 5-3-4-18: 狭窄率 75% 偏心管内 7 秒後の各検査体積での粒子数

次に8秒後においては図 5-3-4-19より中部において出口まで粒子が届いている。

#### 図 5-3-4-19: 狭窄率 75% 偏心管 8 秒後のパーティクルトレース解析

次に9秒後では図 5-3-4-20 で確認できるように、狭窄部直後の下部の領域においても、 造影剤が埋め尽くしており、そして図 5-3-4-21 でも狭窄部直後の下部と上部の粒子数の変 化ははっきり読み取れる程度の値になっている。この部分では十分な粒子数になっていう ると考えられる。

図 5-3-4-20: 狭窄率 75% 偏心管 9 秒後のパーティクルトレース解析



図 5-3-4-21:狭窄率 75% 偏心管9秒後の各検査体積での粒子数

図 5-3-4-22: 狭窄率 75% 偏心管 10 秒後のパーティクルトレース解析



次の11秒後においては中央部において、入り口から出口まで造影剤として確認できる程度の濃さになっている。この頃上部と下部において粒子が到達していることが図 5-3-4-24 上で確認できる程度になった。





図 5-3-4-23: 狭窄率 75% 偏心管 11 秒後のパーティクルトレース解析

図 5-3-4-24: 狭窄率 75% 偏心管 11 秒後の各検査体積での粒子数

そして 12 秒後においては狭窄部後方の Z=40mm~56mm において上部と下部も濃さが一 定になっている。そして上部より下部のほうがこの領域において濃くなっているが、これ も図 5-3-4-11 で確認したことが原因として考えられる。

NAMES A TANKAT OF THE REPORT OF THE SECOND AND A DESCRIPTION OF THE ADDRESS OF THE ADDRESS OF THE ADDRESS OF THE	that desits and the	
and a state of the second state of the	a in the second second second and the second se	ANTER CARTER AND THE STREET AND AND A STREET A
and the second state of th		
· 网络国际教育研究中,在1976年的1976年的1996年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的1976年的19	- And Christian States and Annalysis and An Annalysis and Annalysis and An Annalysis and Annalysis and Anna Annalysis and Annalysis and Annal Annalysis and Annalysis a	inde første for som sen skale som en som som som som som stande som

図 5-3-4-25: 狭窄率 75% 偏心管 12 秒後のパーティクルトレース解析



図 5-3-4-26 狭窄率 75%偏心管 12 秒後の各検査体積での粒子数(横軸は Z 座標[mm], 縦軸は粒子の数[個])

(c)

狭窄率 75%軸対称管との比較



図 5-3-4-27 上が軸対称管、下が偏心管の5秒後の造影剤動態(狭窄率75%内拍動流)

まず偏心管、軸対称管どちらも狭窄部後方では管の上下に造影剤が広がる。しかし偏心 管の場合狭窄部後方で噴流は上方に向かった後、下方に向かうため、造影剤の濃い部分が 上下に広がった後、右斜め下に向かって分布している。それに対し軸対称管は真っ直ぐ中 心を通っている。次に再循環領域は軸対称管では上下に均等に存在し、偏心管の場合下方 に大きいものが存在し、上には小さいものが存在する(図 5-3-4-30)。そして造影剤は再 循環領域の渦によって攪拌され周方向に運ばれるため、軸対称管は上下部分に均等に分布 し、偏心管は上部には少ないが、下部に多く分布している。







#### 図 5-3-4-29 狭窄率 75% 偏心管狭窄部直後と後方の上下それぞれの検査部分の粒子数時 間変化

図 5-3-4-27 でも確認した通り、狭窄部以降の上部では噴流が届かず濃度が低く、狭窄部 以降の下部において再循環領域に大きな渦があり粒子が攪拌され濃度が高くなっている。



図 5-3-4-30 狭窄率 75%の偏心管拍動流の流体構造連成解析による最高速度のときの Z 方向流速コンター(上が軸対称管、下が偏心管。最高速度の時とは Sin カーブで与えた入 り口流速が最大時)

# 第6章 結論

### 6.1 総括

本研究では狭窄率(75,80,90,95%)やヤング率(0.1MPa,0.5MPa,0.1TPa)や管の長さ (85mm,115mm,145mm,205mm,245mm)やメッシュ精度を変えて偏心管・軸対称管の流体構造 連成解析及び造影剤動態解析を行った。狭窄部以降の上部では噴流が届かず濃度が低く、 狭窄部以降の下部において再循環領域に大きな渦があり粒子が攪拌され、濃度は高くなる ことを明らかにした。

### 6.2 今後の課題

造影剤解析については、TAG 値の算出と FFR との比較、造影剤動態の力学的見地からの現象把握・分析などが課題として挙げられる。

それ以降では、狭窄形状や血管形状をより多様に変えた形状モデルでの解析、例えば偏 心かつ楕円などの解析を行い、人体の心拍波形に近い矩形波などを入力しての解析、造影 剤動態についての更なる考察などを行い、非侵襲的狭窄指標の力学的検証や精度向上に役 立つ知見を提供していきたい。また 6.1 総括に記載した条件の中には計算が流れなかった ものもあるため、その原因の考察と解決も課題である。

# 参考文献

- [1] W. S. S. RJ, "Guidelines for the management of patients with chronic stable angina : diagnosis and risk stratification Ann Intern Med 135 : 530-547," 2001.
- [2] 山. 章 東京医科大学 第二内科(循環器内科), "虚血性心疾患の非侵襲的診断 CT を治療戦略にどう活かすか 1. 冠動脈病変の非侵襲的診断法 日獨医報 第55巻 第1号 9-17 p9-p10," (2010).
- [3] S. A. Ahmed , D. P. Giddens, "Velocity measurements in steady flow through axisymmetric stenoses at moderate Reynolds numbers," *Journal of Biomechanics, Vol.16, No.7*, pp. 505509-507516, 1983.
- [4] S. A. Ahmed, D. P. Giddens, "Flow disturbance measurements through a constricted tube at moderate Reynolds numbers," *Journal of Biomechanics, Vol.16, No.12*, pp. 955-963, 1983.
- [5] S. A. Ahmed, D. P. Giddens, "Pulsatile poststenotic flow studies with laser Doppler anemometry," *Journal of biomechanics, Vol.17, No.9,* pp. 695-705, 1984.
- [6] S. A. Ahmed, "An experimental investigation of pulsatile flow through a smooth constriction," *Experimental Thermal and Fluid Science, Vol.17, No.4*, pp. 309-318, 1998.
- [7] I. Marshall, S. Zhao, P. Papathanasopoulou, P. Hoskins, X. Y. Xu, "MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models," *J Biomech*, *Vol.37, No.5*, pp. 679-687, 2004.
- [8] S. E. Lee, S.-W. Lee, P. F. Fischer, H. S. Bassiouny, F. Loth, "Direct numerical simulation of transitional flow in a stenosed carotid bifurcation," *Journal of Biomech*, *Vol.41*, *No.11*, pp. 2551-2561, 2008.
- [9] D. Tang, C. Yang, J. Zheng, P. K. Woodard, G. A. Sicard, J. E. Saffitz, C. Yuan, "3D MRI-based multicomponent FSI models for atherosclerotic plaques," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.32, No.7, pp. 947-960, 2004.
- [10] S. L. B. D. Min J, "The present state of coronary computed tomography angiography a process in evolution. J Am Coll Cardiol ; 55 : 957-965," 2010.
- [11] F. T. M. J. Taylor CA, "omputational fluid dynamics applied to cardiac computed tomography for noninvasive quantification of fractional flow reserve," 2013.
- [12] 日本循環器学会, "FFRCT の適正使用指針".
- [13] D. K. B. C. J. N. N. L. M. M. Y. C. M. L. D. W. T. J. M. I. a. S. S. Wong,
   "Transluminal attenuation gradient in coronary computed tomography angiography is a

novel noninvasive approach to the identification of functionally significant coronary artery stenosis: a comparison with fractional flow reserve, Journal of the American C".

- [14] 住吉谷 淳,"狭窄を伴う柔軟管内拍動流の流体構造連成解析".
- [15] B.-K. K. J.-B. Park, " "Noninvasive hemodynamic assessment using coronary computed tomography angiography: the present and future," Future Medicine Ltd, Interv. Cardiol., Vol.7, No.1, pp. 77-88," 2015.
- [16] J. K. a. H. G. C. Byoung Jin Jeon1, "A finite element analysis of turbulent eccentric stenotic flowsby large eddy simulation <sup>†</sup>," 2015.
- [17] J. H. S. W. a. L. M. S. D. Graafen, ""Quantitative myocardial perfusion magnetic resonance imaging: the impact of pulsatile flow on contrast agent bolus dispersion," Physics in Medicine and Biology, vol. 56, no. 16, pp. 5167-5185," 2011.
- [18] 片山進, "流体構造連成有限要素法による大動脈弁の機能に及ぼす弁葉形状の影響解析," 東京大学, 修士論文, 2009.
- [19] 久田俊明, 非線形有限要素法のためのテンソル解析の基礎.
- [20] 久田俊明,野口裕久,非線形有限要素法の基礎と応用.
- [21] 則幸宮崎,元基矢川, "久田 俊明, '17.1 流体・構造連成'," 著: *計算力学ハンド* ブック, 2007, p. 492-502.
- [22] 住吉谷淳, "不確定性を考慮した柔軟管内拍動流の流体構造連成解析," 2015.
- [23] J.-B. Park, B.-K. Koo, "Noninvasive hemodynamic assessment using coronary computed tomography angiography: the present and future," *Future Medicine Ltd, Interv. Cardiol., Vol.7, No.1*, pp. 77-88, 2015.
- [24] J. Banks, N. Bressloff, "Turbulence modeling in three-dimensional stenosed arterial bifurcations," *J Biomech Eng*, Vol.129, No.1, pp. 40-50, 2007.
- [25] F. P. P. Tan, G. Soloperto, S. Bashford, N. B. Wood, S. Thom, A. Hughes , X. Y. Xu,
   "Analysis of flow disturbance in a stenosed carotid artery bifurcation using two-equation transitional and turbulence models," *J Biomech Eng, Vol.130, No.6*, p. 061008, 2008.
- [26] D. M. K. W. S. K. K.-F. a. S. L. Graafen, "Quantitative contrast-enhanced myocardial perfusion magnetic resonance imaging: Simulation of bolus dispersion in constricted vessels.," Medical Physics, 2009.
- [27] S. T. E. V. E. N. H. R. A. N. K. E. L. P. A. U. L. F. F. I. S. C. H. E. R. S O N U S. V A R G H E S E1, "Direct numerical simulation of stenotic flows Part 1: Steady flow," 2005.

- [28] 牛流章弘,本郷卓也,加納明,加藤光章,東真也,廣畑賢治,"狭窄を有する柔軟 管による流体解析用ファントム実験手法の開発," 日本機械学会2015 年度年次大 会講演論文集, SO220203, 2015.
- [29] C. Yiannis S., G. Elizabeth, C. Tianrun, F. Urvi P., K. Kanako K., S. Kurt, F. Yasuko, R. Carlos, S. Michael, M. Richard T., B. Ron, R. Frank J., M. Dimitrios, "Accuracy and reproducibility of automated, standardized coronary transluminal attenuation gradient measurements," *Int J Cardiovasc Imaging, Vol.30, No.6*, pp. 1181–1189, 2014.
- [30] N. Westerhof, J.-W. Lankhaar, B. E. Westerhof, "The arterial Windkessel," MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING, Vol.47, No.2, pp. 131-141, 2009.
- [31] N. Bjarne L., L. Jonathon, G. Sara, S. Sujith, K. Brian S., I. Hiroshi, J. Jesper M., M. Laura, B. Bernard De, B. Hiram, O. Kazuhiro, M. Mohamed, N. Christoph, E. Andrejs, P. Seung-Jung, "Diagnostic Performance of Noninvasive Fractional Flow Reserve Derived From Coronary Computed Tomography Angiography in Suspected Coronary Artery Disease," *J Am Coll Cardiol., Vol.63, No.12*, pp. 1145-1155, 2014.
- [32] C. Jin-Ho, K. Bon-Kwon, Y. Yeonyee E., M. James K., S. Young-Bin, H. Joo-Yong, C. Seung-Hyuk, G. Hyeon-Cheol, C. Yeon Hyeon, "Diagnostic performance of intracoronary gradient-based methods by coronary computed tomography angiography for the evaluation of physiologically significant coronary artery stenoses: a validation study with fractional flow reserve," *European Heart Journal Cardiovascular Imaging, Vol.13, No.12*, pp. 1001-1007, 2012.
- [33] W. Dennis T. L., K. Brian S., C. James D., N. Nitesh, L. Michael C. H., M. Yuvaraj, C. Marcus, L. Darryl P., W. Stephen G., T. John, M. Ian T., S. Sujith K., "Transluminal Attenuation Gradient in Coronary Computed Tomography Angiography Is a Novel Noninvasive Approach to the Identification of Functionally Significant Coronary Artery Stenosis: A Comparison With Fractional Flow Reserve," *J Am Coll Cardiol., Vol.61, No.12*, pp. 1271-1279, 2013.
- [34] E. Andrew J., "TAG Is It It?," JAm Coll Cardiol, 2013.
- [35] P. A. Tonino, B. De Bruyne, N. H. Pijls, U. Siebert, F. Ikeno, M. vant Veer, V. Klauss, G. Manoharan, T. Engstr{¥o}m, K. G. Oldroyd, e. al., "Fractional flow reserve versus angiography for guiding percutaneous coronary intervention," *N. ENGL. J. MED*, *Vol.360, No.3*, pp. 213-224, 2009.
- [36] 加納明,廣畑賢治,大賀淳一郎,加藤光章,本郷卓也,門田朋子,牛流章弘,神長 茂生,藤澤恭子, "4D-CT 画像処理と構造・流体シミュレーションに基づく血管 狭窄解析," 日本機械学会第28回計算力学講演会, p. 115, 2015.

- [37] A. Saad A., G. Don P., "Velocity measurements in steady flow through axisymmetric stenoses at moderate Reynolds numbers," *J. Biomechanics, Vol.16, No.7*, pp. 505509--507516, 1983.
- [38] 奥井健一,三上房男,山根隆一郎,竹越栄俊,"オリフィスをもつ管内における 自励振動流(第1報振動周波数)," ターボ機械 Vol.20, No.10, pp. 636-641, 1992.
- [39] 奥井健一,山根隆一郎,三上房男,竹越栄俊,"オリフィスをもつ管内における 自励振動流 (第2報:流れの可視化)," ターボ機械, Vol.21, No.2, pp. 87-91, 1993.
- [40] 山口隆義, "造影 CT における基礎知識," アールティ, Vol.33, pp. 3-11, 2006.
- [41] 林叡, 丹羽国孝, 早瀬敏幸, "コラプシブルチューブに発生する自励振動: 集中 定数モデルによる検討," 日本機械学會論文集. B 編, Vol.60, No.579, pp. 3636-3641, 1994.
- [42] C. A. Taylor, C. Figueroa, "Patient-specific modeling of cardiovascular mechanics," *Annual Review of Biomedical Engineering, Vol. 11*, pp. 109-134, 2009.
- [43] C. A. Taylor, T. J. Hughes, C. K. Zarins, "Finite element modeling of blood flow in arteries," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Vol.158, No.1-2*, pp. 155-196, 1998.
- [44] B.-K. Koo, Erglis, rejs, J.-H. Doh, D. V. Daniels, S. Jegere, H.-S. Kim, A. Dunning, T. DeFrance, A. Lansky, J. Leipsic, J. Min K., "Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms: results from the prospective multicenter DISCOVER-FLOW (Diagnosis of Ischemia-Causing Stenoses Obtained Via Noni," *Journal of the American College of Cardiology, Vol.58, No.19*, pp. 1989-1997, 2011.
- [45] Y. E. Yoon, J.-H. Choi, J.-H. Kim, K.-W. Park, J.-H. Doh, Y.-J. Kim, B.-K. Koo, J. K. Min, Erglis, rejs, H.-C. Gwon, e. al., "Noninvasive diagnosis of ischemia-causing coronary stenosis using CT angiography: diagnostic value of transluminal attenuation gradient and fractional flow reserve computed from coronary CT angiography compared to invasively measured fractional flow reser," *JACC: Cardiovascular Imaging, Vol.5, No.11*, pp. 1088-1096, 2012.
- [46] 中. 良, "CT による心筋灌流の評価: FFR-CT の可能性".
- [47] D. H. J. W. S. a. S. L. Graafen, "Quantitative myocardial perfusion magnetic resonance imaging: the impact of pulsatile flow on contrast agent bolus dispersion,," Physics in medicine and biology, 2011.

[48] R. G. D. W. S. a. S. L. Schmidt, "Computational fluid dynamics simulations of contrast agent bolus dispersion in a coronary bifurcation: Impact on MRI-based quantification of myocardial perfusion.," 2013.

### 謝辞

本研究を進めるにあたり,多くの方々よりご指導,ご協力を賜りました.感謝申し上げ ます.

酒井教授には,指導教員としてご指導頂き大変お世話になりました.節目節目で貴重な 意見や幅広い知見を提供いただき,研究の方向性やその総括を行う上で助けとなりまし た。泉教授には,研究会等において相談させて頂く度に的確なご指摘を頂き,ここまで研 究を進めることができました.いつも私たち学生のことを気にかけていただき,お陰様で 学び多くかつ楽しい研究生活を送ることができました.研究に限らず,日頃から様々なお 話を伺うことができ,大変勉強になりました.両教授に心より感謝申し上げます.

波田野助教には、まだ小さいお子さんに加え、出産されたばかりの赤ちゃんがいる本当 にお忙しい中、大変なご助力とご指導をいただき、本研究を進めるにおいて不可欠な存在 でした.日々の研究のタスクの整理、方向性についての相談、プログラムの開発・実装、 先行研究の調査など、あらゆる面でサポートいただきました.私が無事修了まで辿り着け たのは波田野助教の根気強いご指導のお陰と思っております.日頃から研究以外のことで も色々とアドバイスをいただくなどし、助けとなりました.深くお礼申し上げます.

もちろんのこと,研究室の皆様にも大変感謝しています.博士課程の榊間さんには,サ ーバー設定や研究内容への鋭い指摘・アドバイスなどで何かと助けていただきましたし, 日頃からも面倒見よく何かと構っていただきました.ありがとうございました.

同じサーバーを共有する修士の田村さん、松下さん、霜村さん、神田さん、いろいろご迷 惑をおかけしたり、サーバーをあけていただいたり、気にかけてくださいありがとうござ いました。

日々話し、酒を飲み交わした同期の6人。とても楽しかったです。

その他の先輩・後輩も皆揃って賢く面白い人たちばかりでたくさんの刺激をもらいました.本当に居心地の良い研究室でした.ありがとうございました.

秘書の皆様には,書類申請や備品の手配等で,陰ながら厚くご支援賜りました.感謝申 し上げます.
他にもお世話になった方々やコミュニティ,もの,場所など,枚挙に暇がありません が,最後に,学部修了まで,経済的に,精神的に,いつも支えていただいた両親に感謝の 意を表し,以上を謝辞とさせていただきます.

> 2018年2月 山村修史

## 以上

## 平成 30 年 2 月 提出 指導教員 酒井 信介 教授 156259 山村 修史