

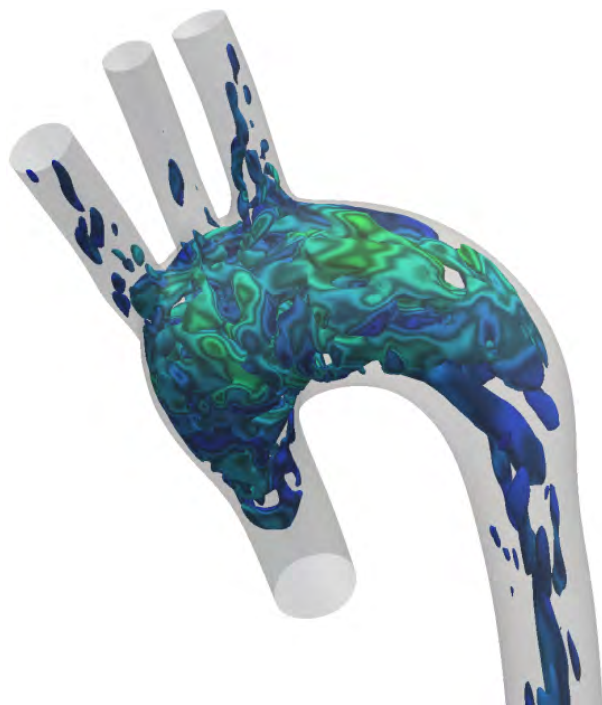
## 心血管系流体構造連成のための 血管壁モデルおよび心臓弁周囲の流れ解析

K. Takizawa, T. Sasaki, T. Terahara  
K. Shiozaki, K. Tomizawa, A. Yoshida

Waseda University

T.E. Tezduyar  
Rice University

## 3つの研究ポイント



数値計算の信頼性および  
心拍に伴う流れの周期性



弁の開閉を伴う  
流れの理解

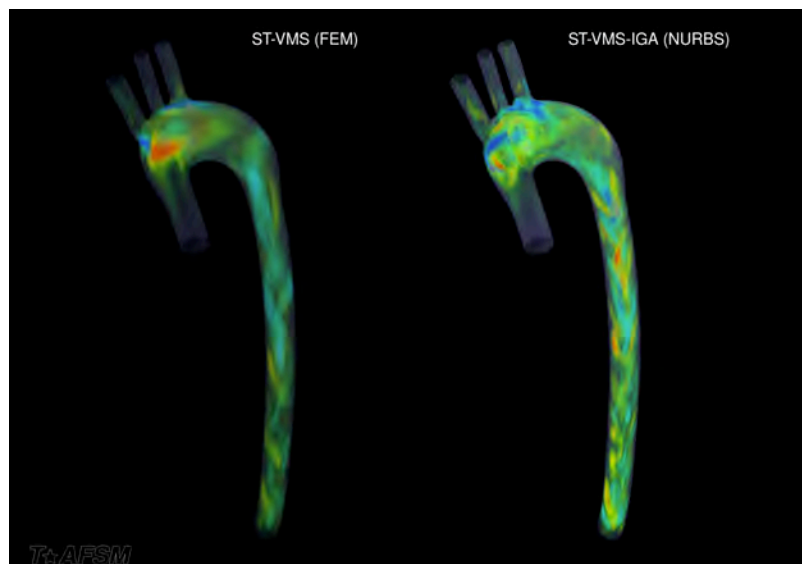


血管形状の抽出と  
壁のモデリング



数値計算の信頼性および心拍に伴う流れの周期性

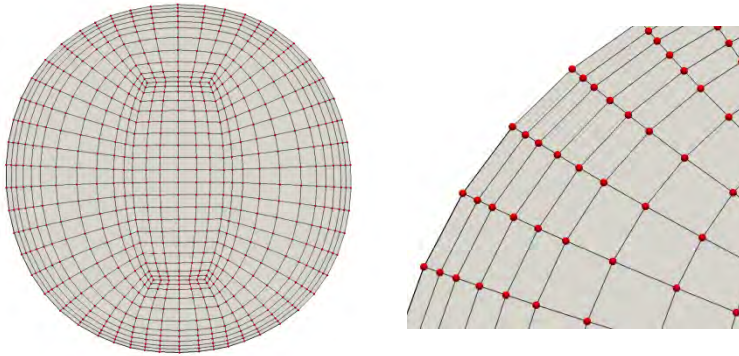
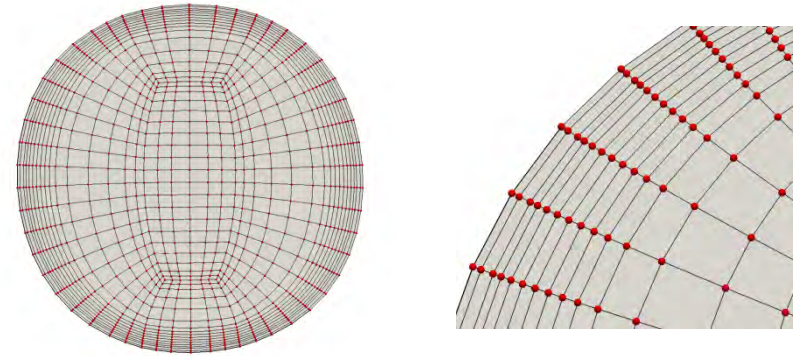
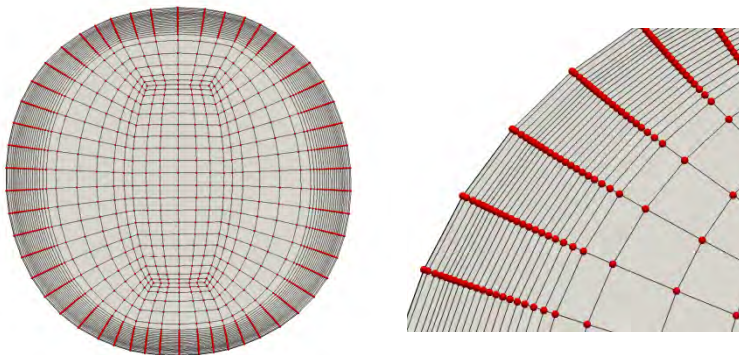
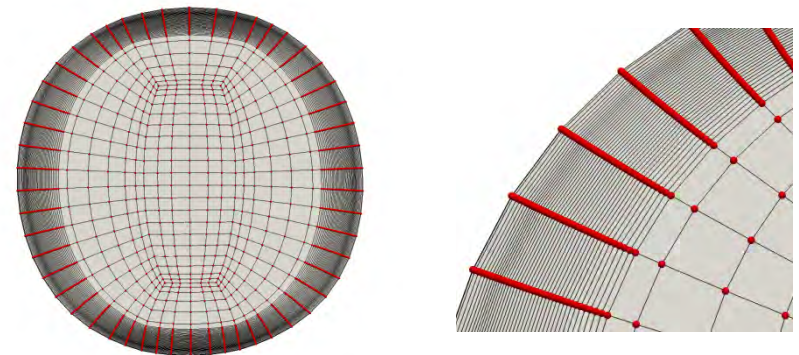
## 流体解析



- 数値流体解析は、モデルが同じであっても、定式化、離散化、格子解像度といった様々な違いにより異なる結果が出る。
- おなじSpace–Time (ST) 法という定式化であっても、有限要素法 (FEM) とアイソジオメトリック離散化 (NURBS) かで結果が違うことが分かる。
- ここではどのような格子解像度が必需かまず示す。

## 格子解像度による計算結果の違い

- 以下に4つの計算格子の断面図を示す

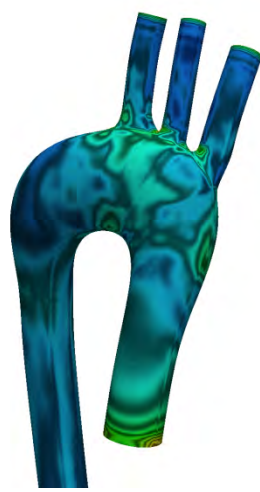
Base Model ( $y^+ = 2$ )Refinement Model 1 ( $y^+ = 1$ )Refinement Model 2 ( $y^+ = 0.5$ )Refinement Model 3 ( $y^+ = 0.25$ )

# 解析結果

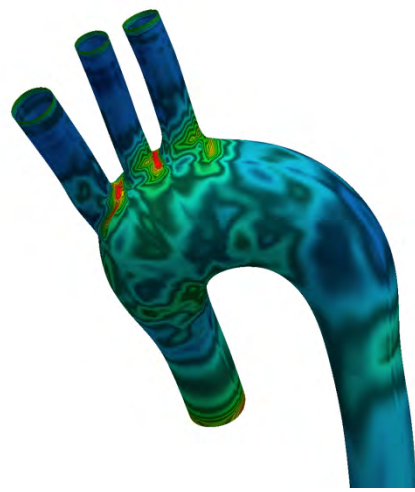
時間平均せん断応力 (0-0.6 s)



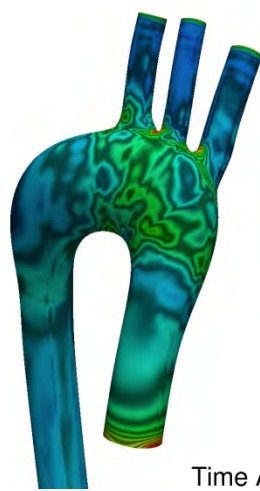
Base Model



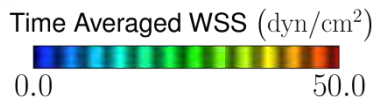
Refinement Model 1



Refinement Model 2

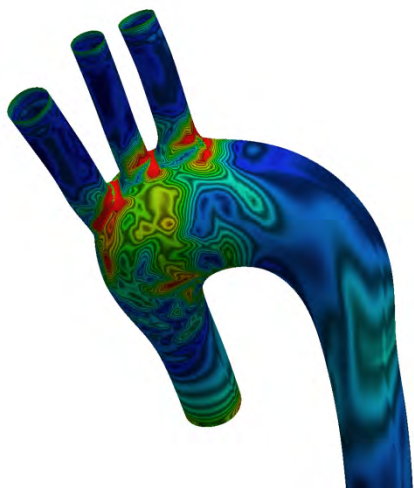


Refinement Model 3

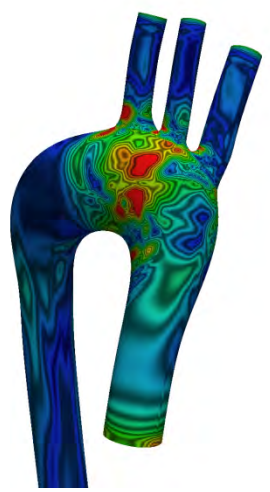


# 解析結果

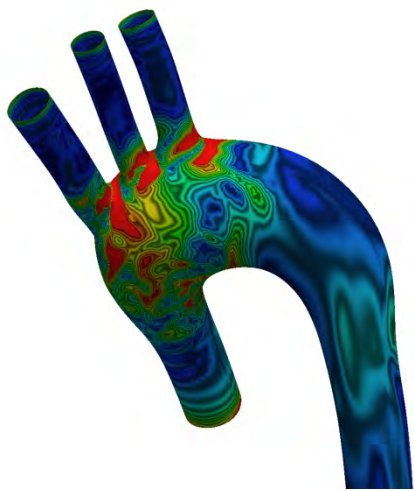
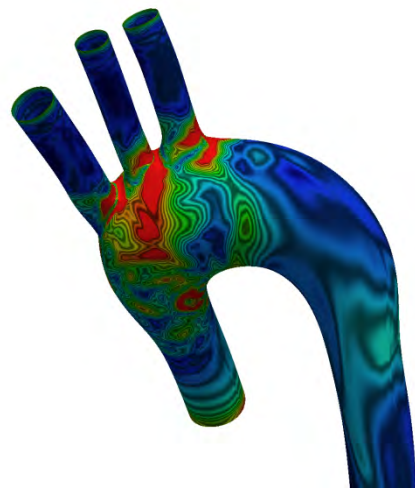
せん断応力の瞬時値 (0.3 s)



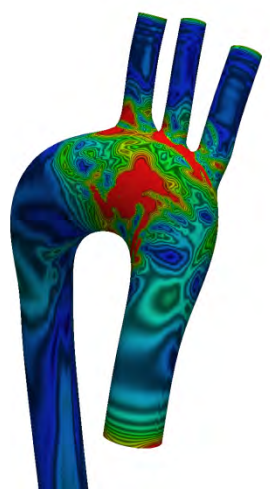
Base Model



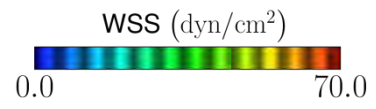
Refinement Model 1



Refinement Model 2



Refinement Model 3



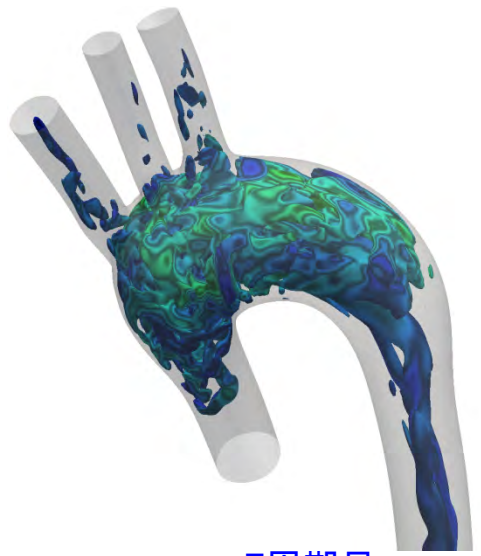
## 流れの周期性



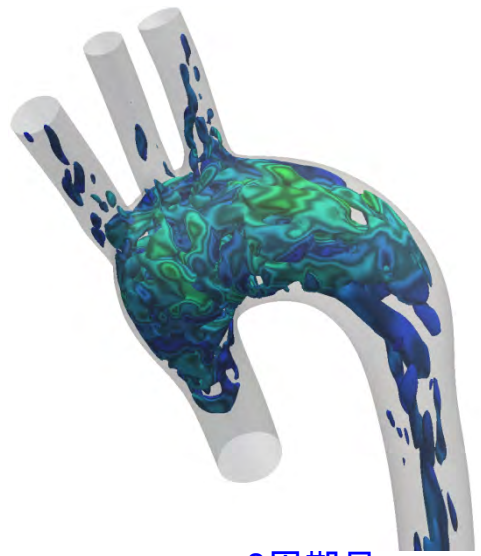
- 流入条件が周期的でも、計算結果が周期的になるとは限らない
- 動画は、細長い線の周囲を巻くような渦ができていていることを表している



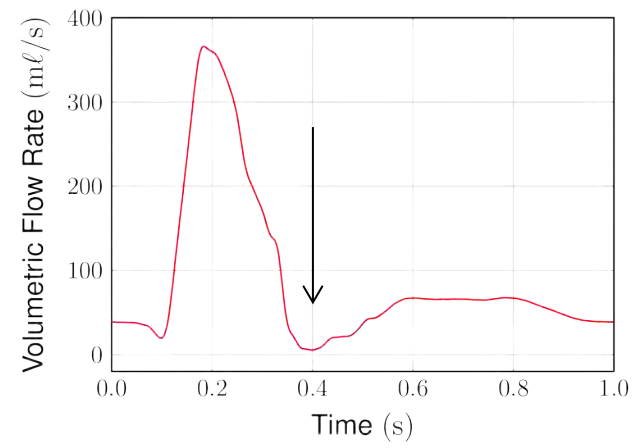
# 周期性が低いポイント



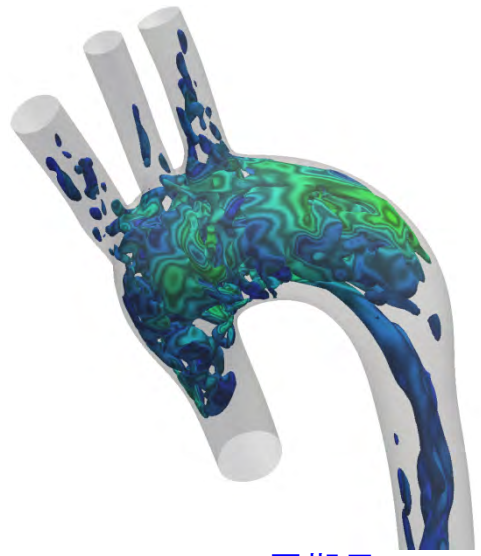
7周期目



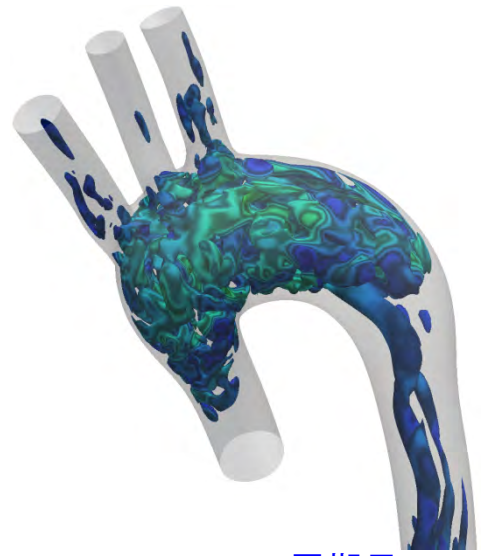
8周期目



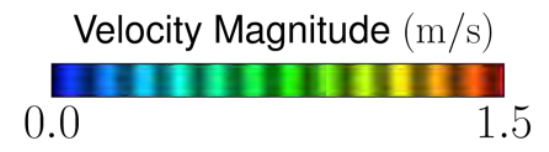
- 減速するときの乱れ方が異なる



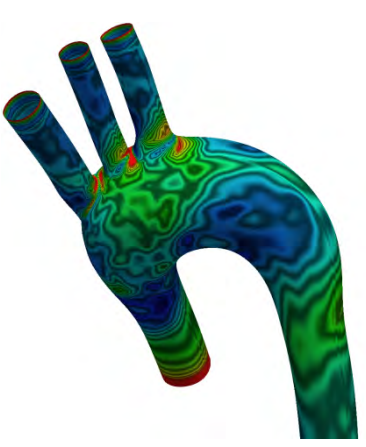
9周期目



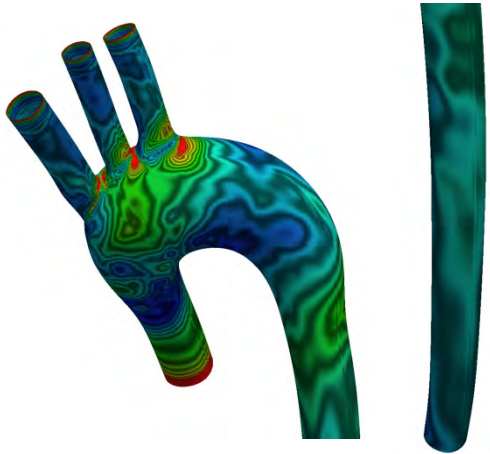
10周期目



# 壁面せん断応力



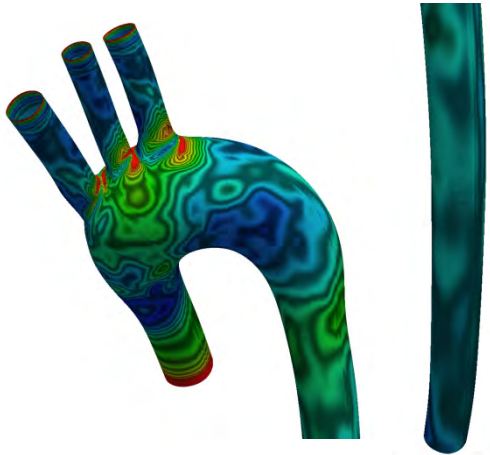
7周期目



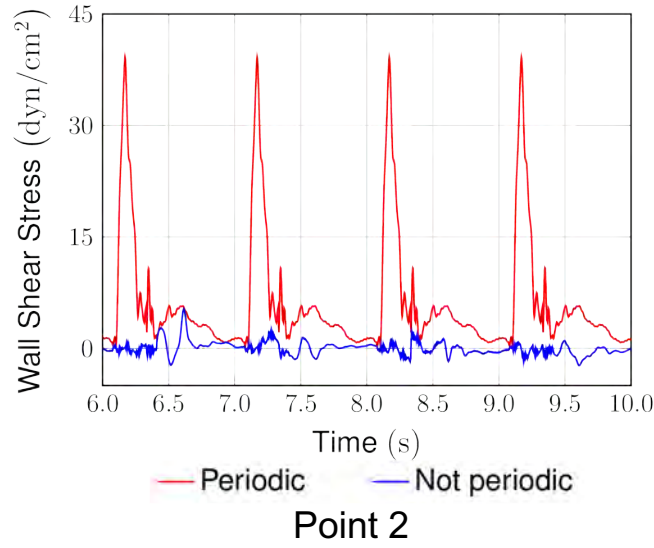
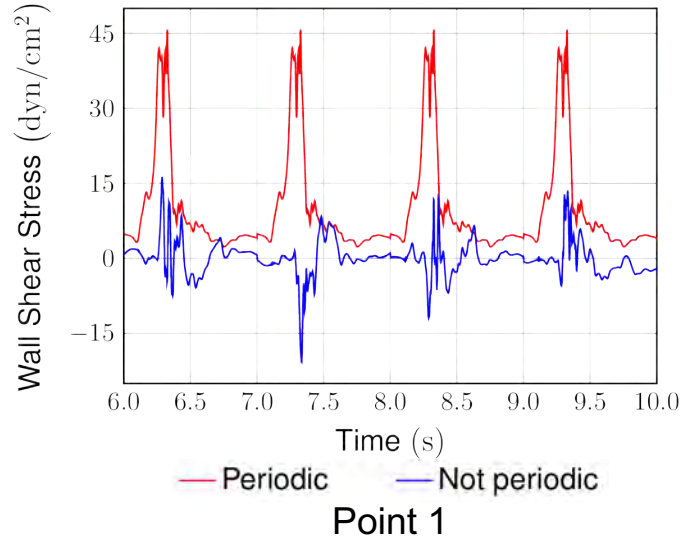
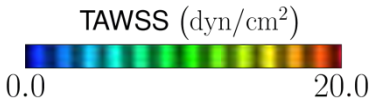
8周期目



9周期目



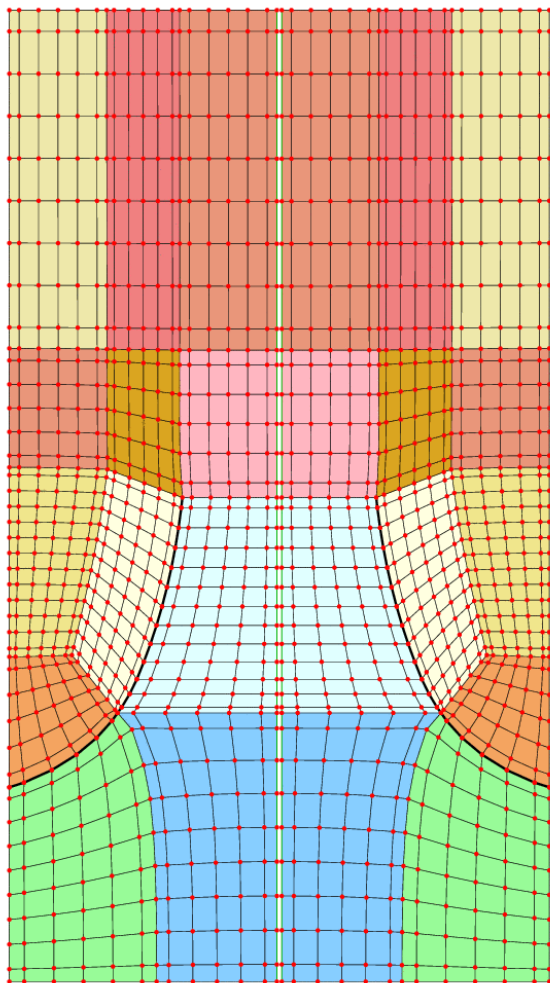
10周期目





弁の開閉を伴う流れの理解

## 流体計算に使う格子

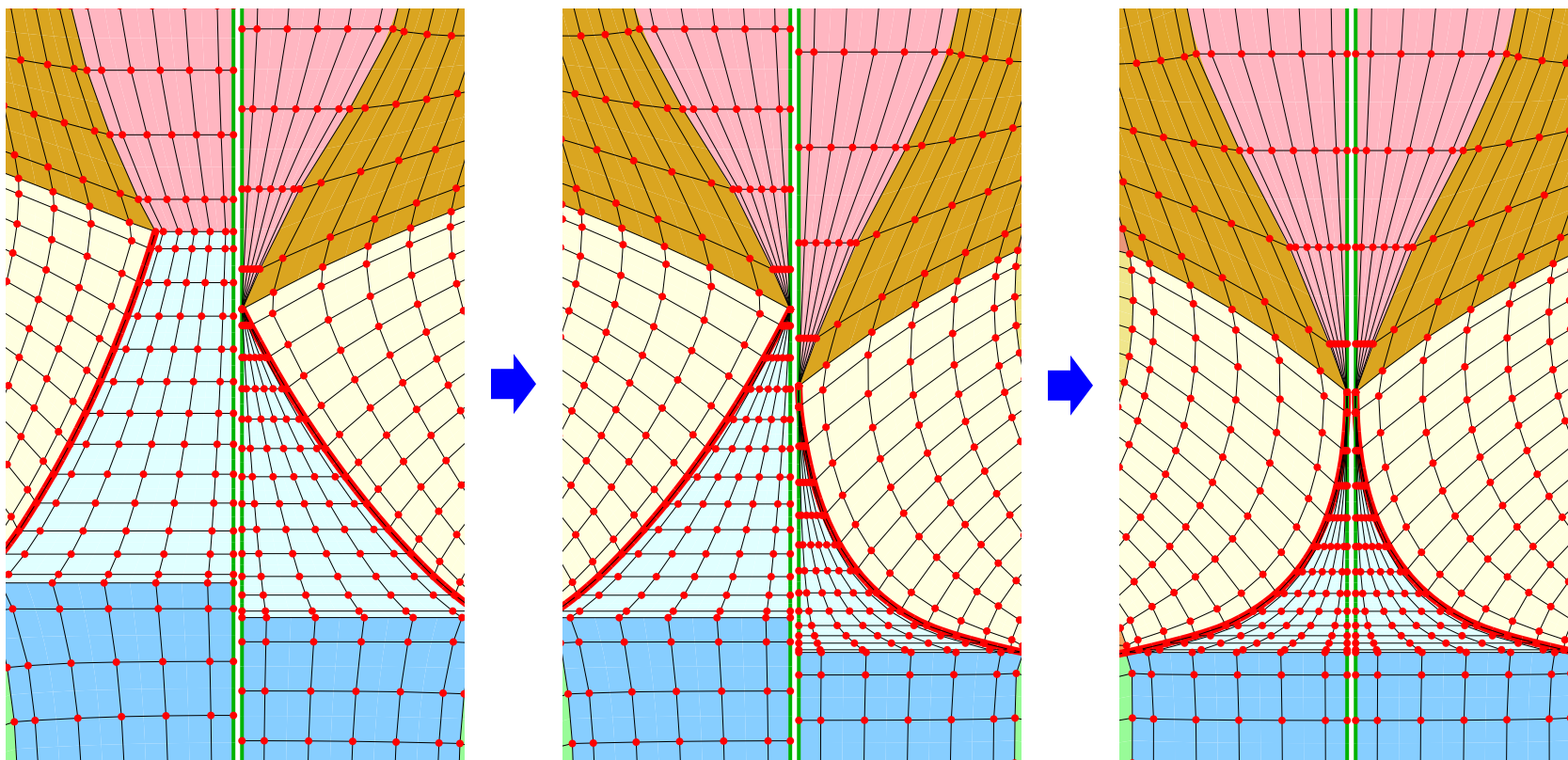


格子点

- 数値流体解析は、空間微分を表現するために、格子点同士の関係を決める線がある。
- 左の図のように弁の開閉が起きるとこの線が振れてしまったり、空間が消滅するような状況となる。
- これを解決する計算手法を開発した。

**K. Takizawa**, T.E. Tezduyar, T. Terahara, and T. Sasaki,  
“Heart valve flow computation with the integrated Space–  
Time VMS, Slip Interface, Topology Change and  
Isogeometric Discretization methods”, *Computers & Fluids*,  
[10.1016/j.compfluid.2016.11.012](https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2016.11.012)

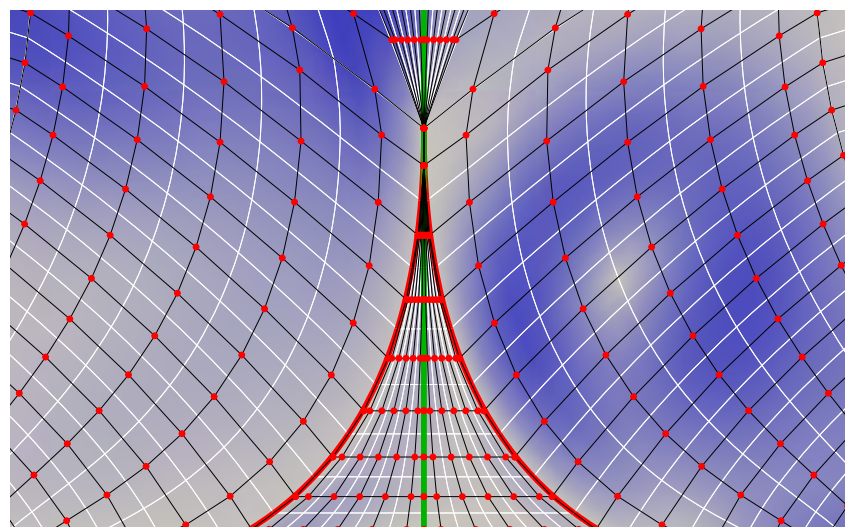
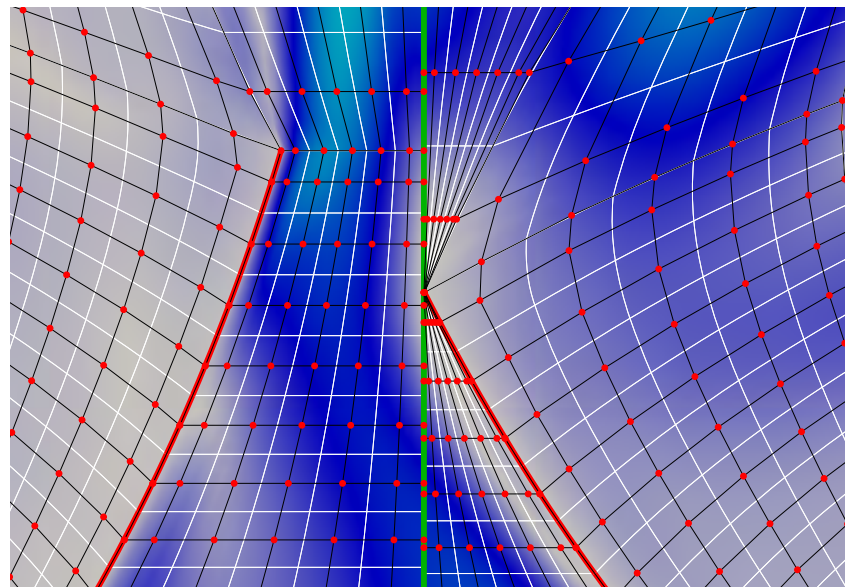
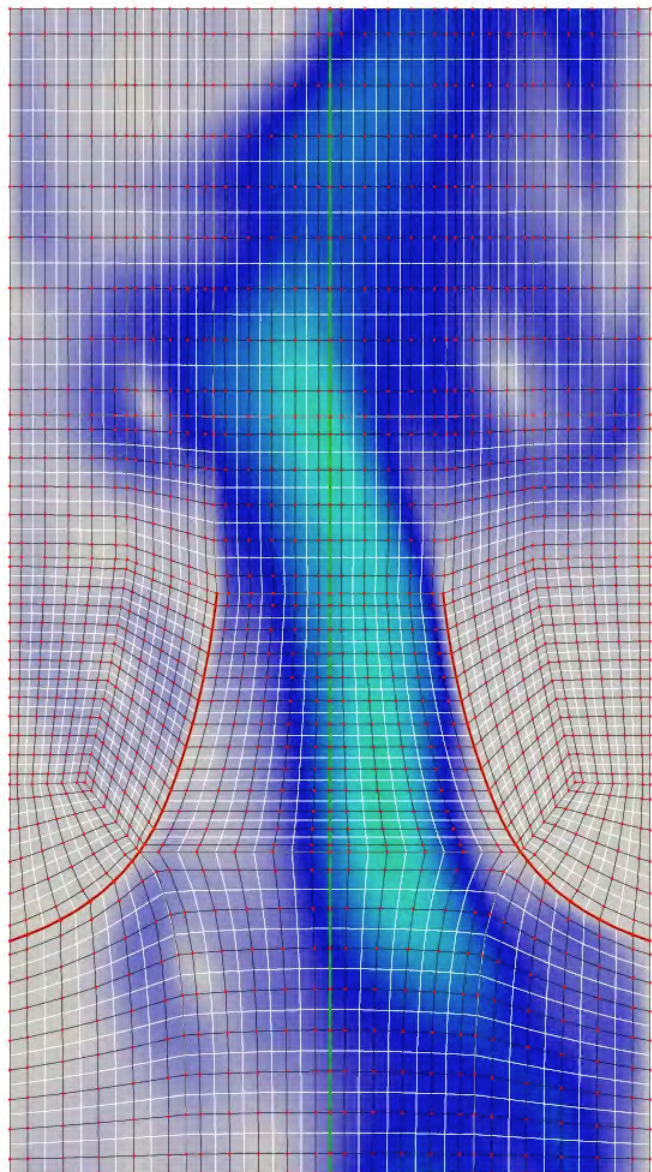
## ST-SI-TC with NURBS in Space



空間がゼロであることは計算を困難にするが、ゼロになる動作は、時空間という領域においてゼロにならないという性質を利用している。

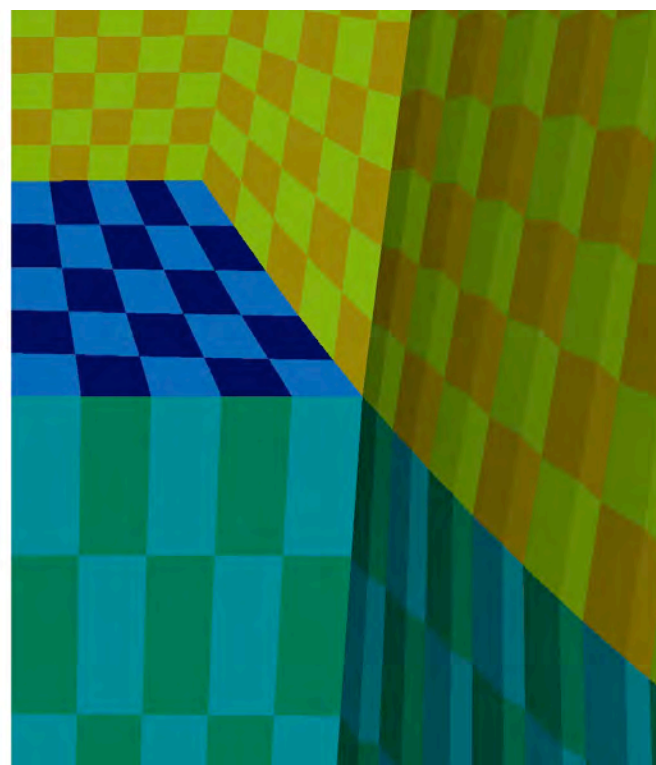
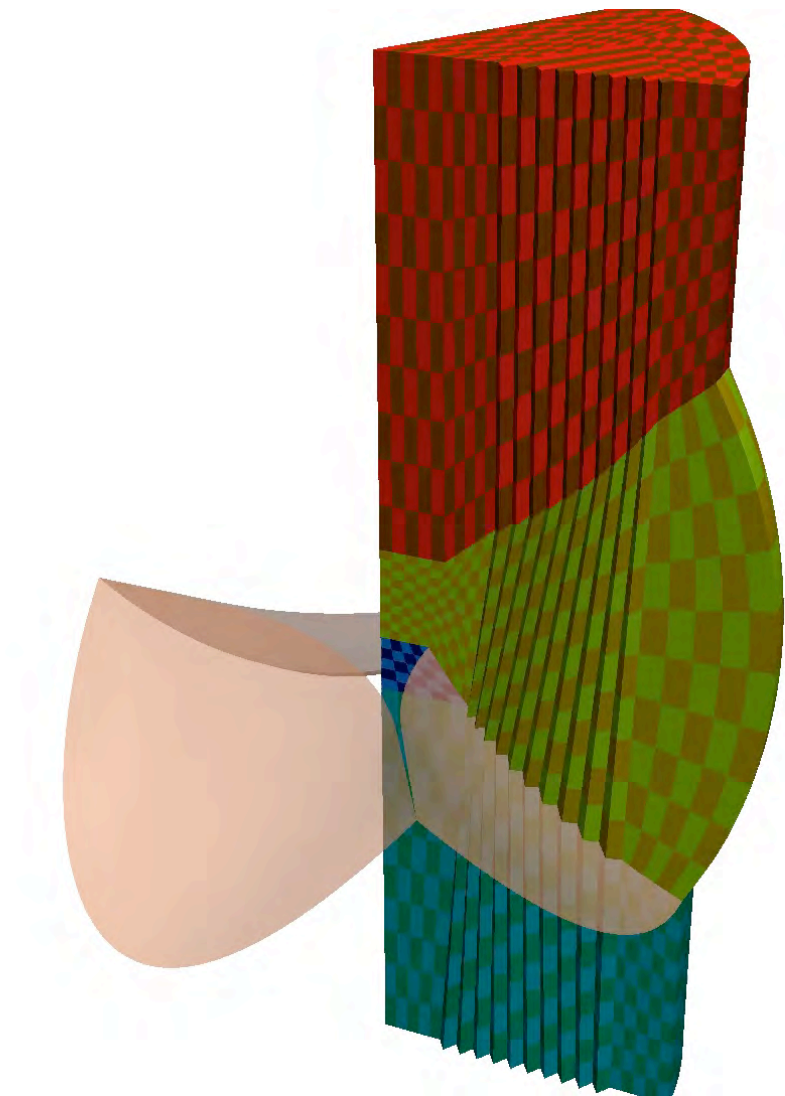


## 本手法での計算例

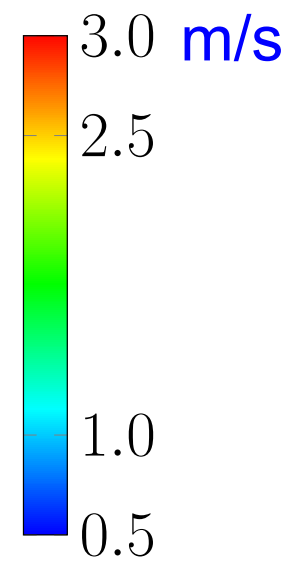


# 三次元における弁の開閉

計算格子



# 計算例





## 大動脈と接続した場合





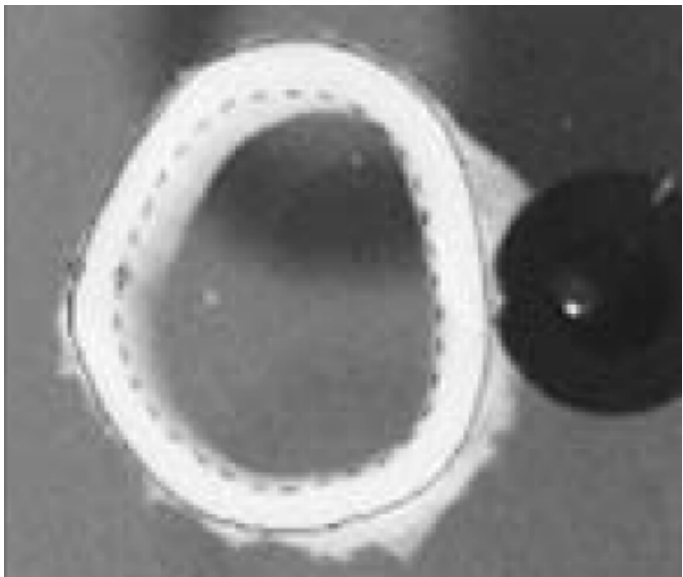
血管形状の抽出と壁のモデリング

## 血管はなぜ座屈しないのか？

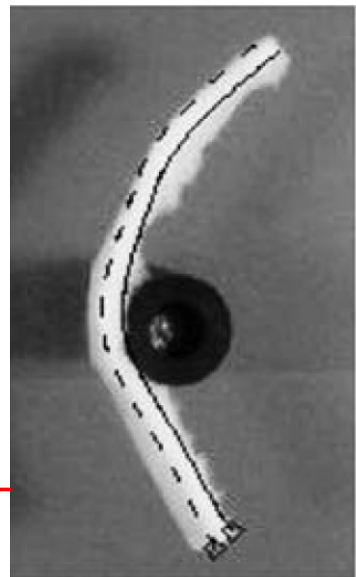


- 心臓に血液を送る冠動脈は動画のように大きく移動する。例えば、庭の植物に水を撒く際ホースを大きく動かすと途中で座屈して詰まってしまうことも少なくない。
- 座屈とは一般に圧縮応力に対して行き場を失って、崩れるように折れる性質である。
- 血管には、初期応力が存在し、少々曲がっても圧縮応力とならないようにできている。

# 血管壁の切断と層の切り離し

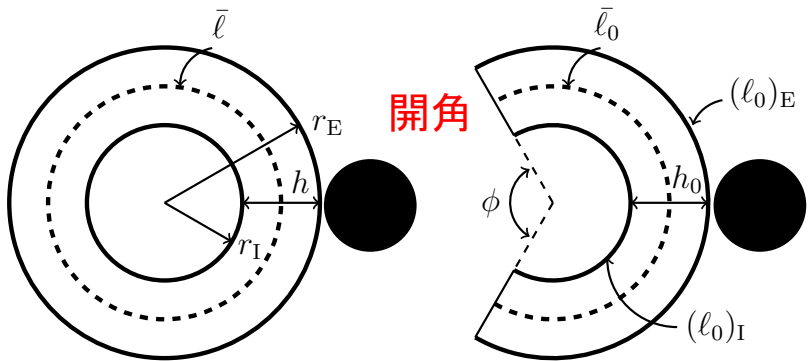


切断  
→

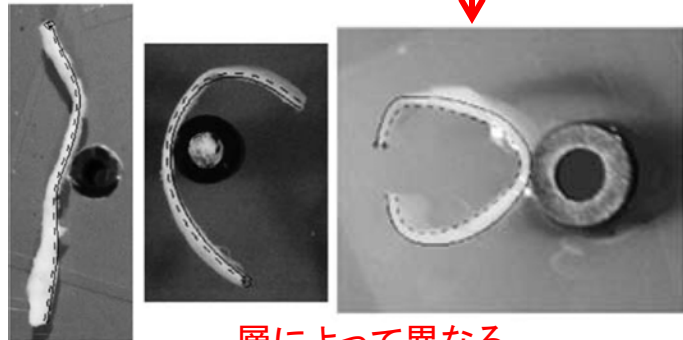


白: 血管  
黒: 外にあるマーカー

反対側に反る



層の切り離し  
↓



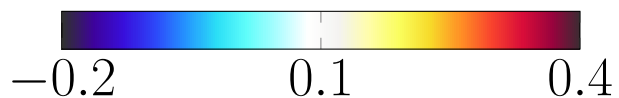
層によって異なる

## 血管壁のモデリング

### 開角を用いたモデリング



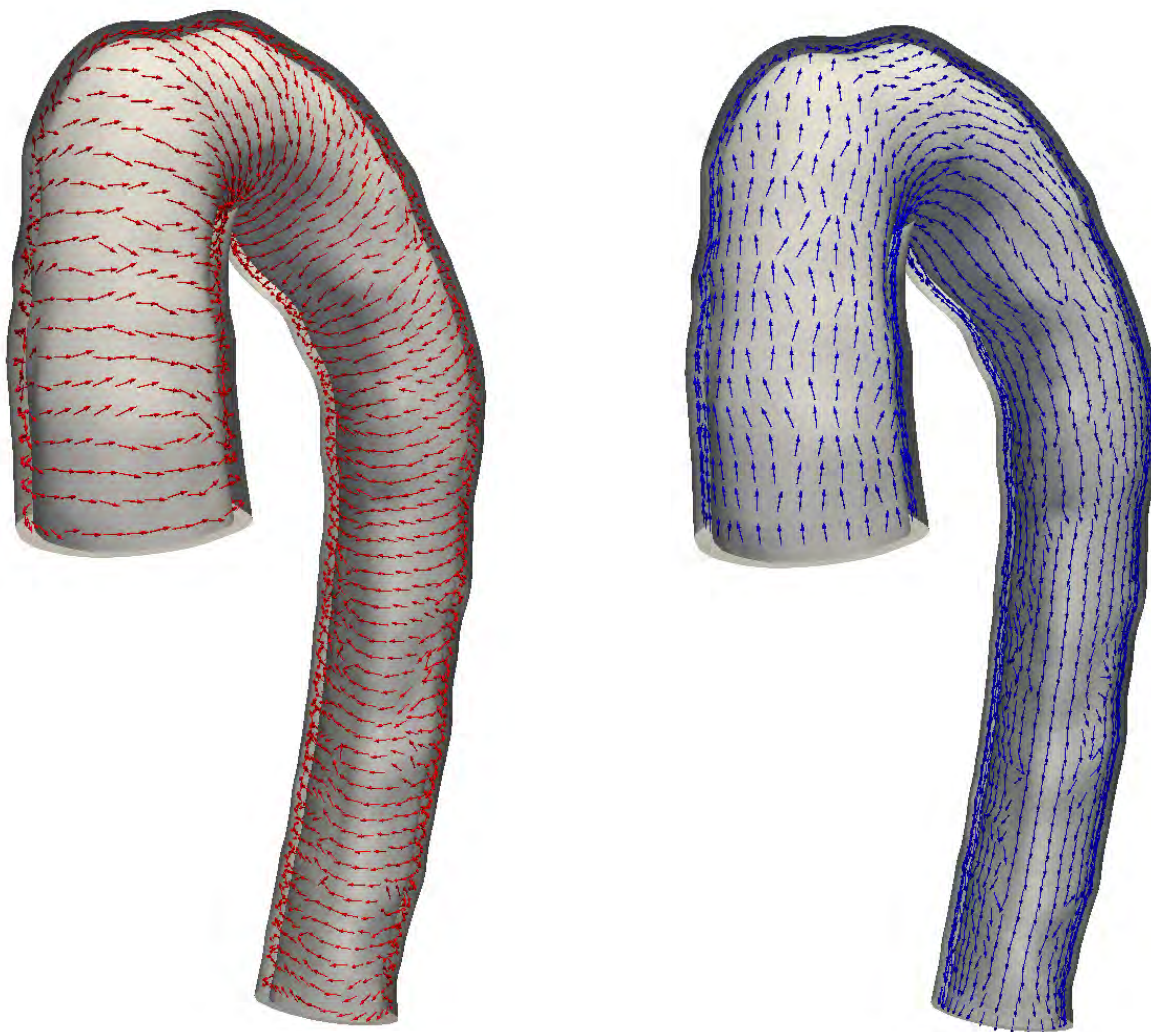
Curvature (1/mm)



### 主なアイデア

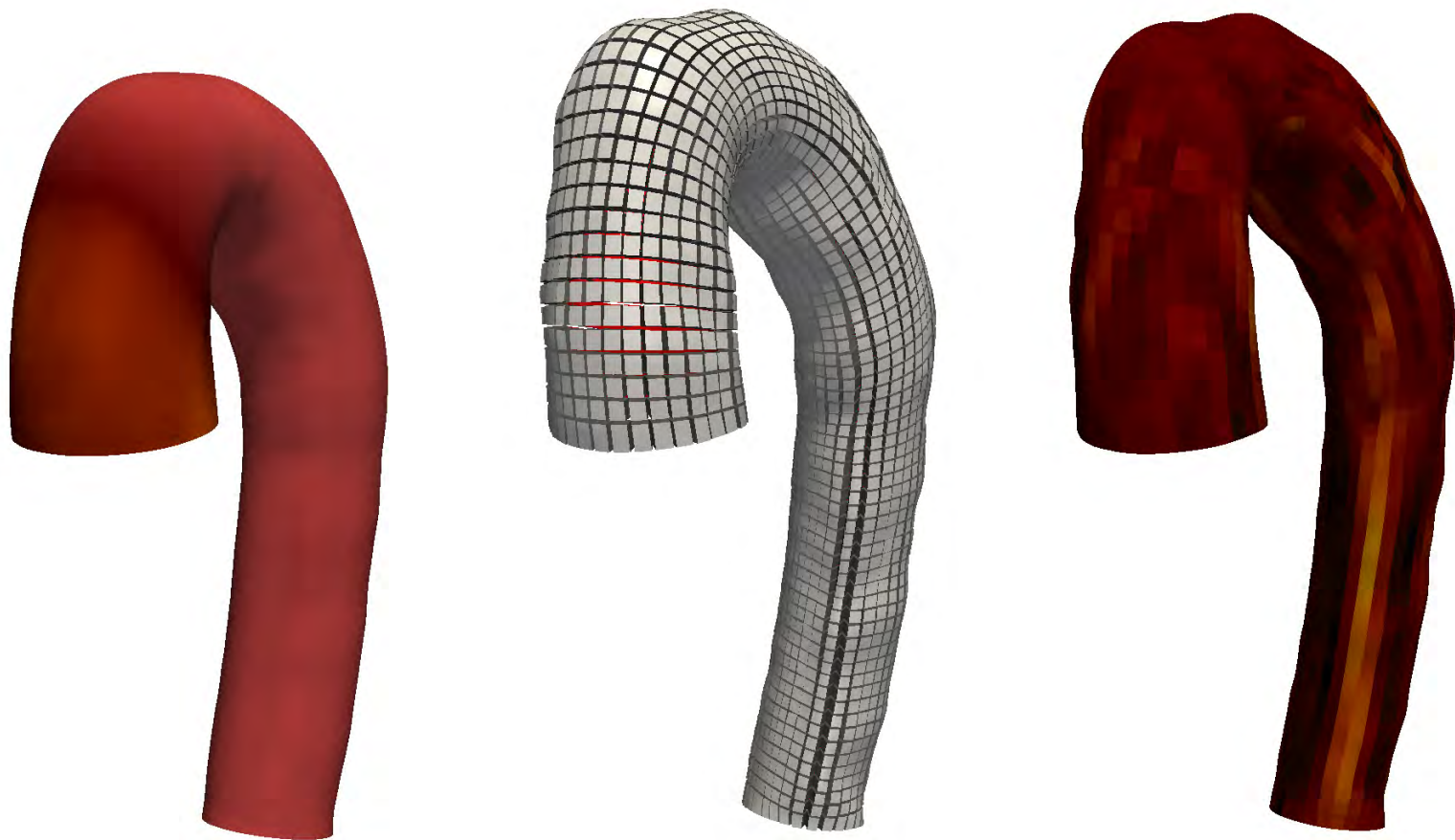
- 血管の主曲率2つから、円筒の方向を決め、開角がおなじになるような初期応力を与える
- 血圧を掛けたときに計測された医用画像と内壁の形状を一致させる

## 曲率の2つの主方向



滑らかな主方向定義には、 $C^2$ 連続な表面定義が必用

## 初期応力の推測と形状の一致



Displacement (mm)

 $10^{-2}$ 

10

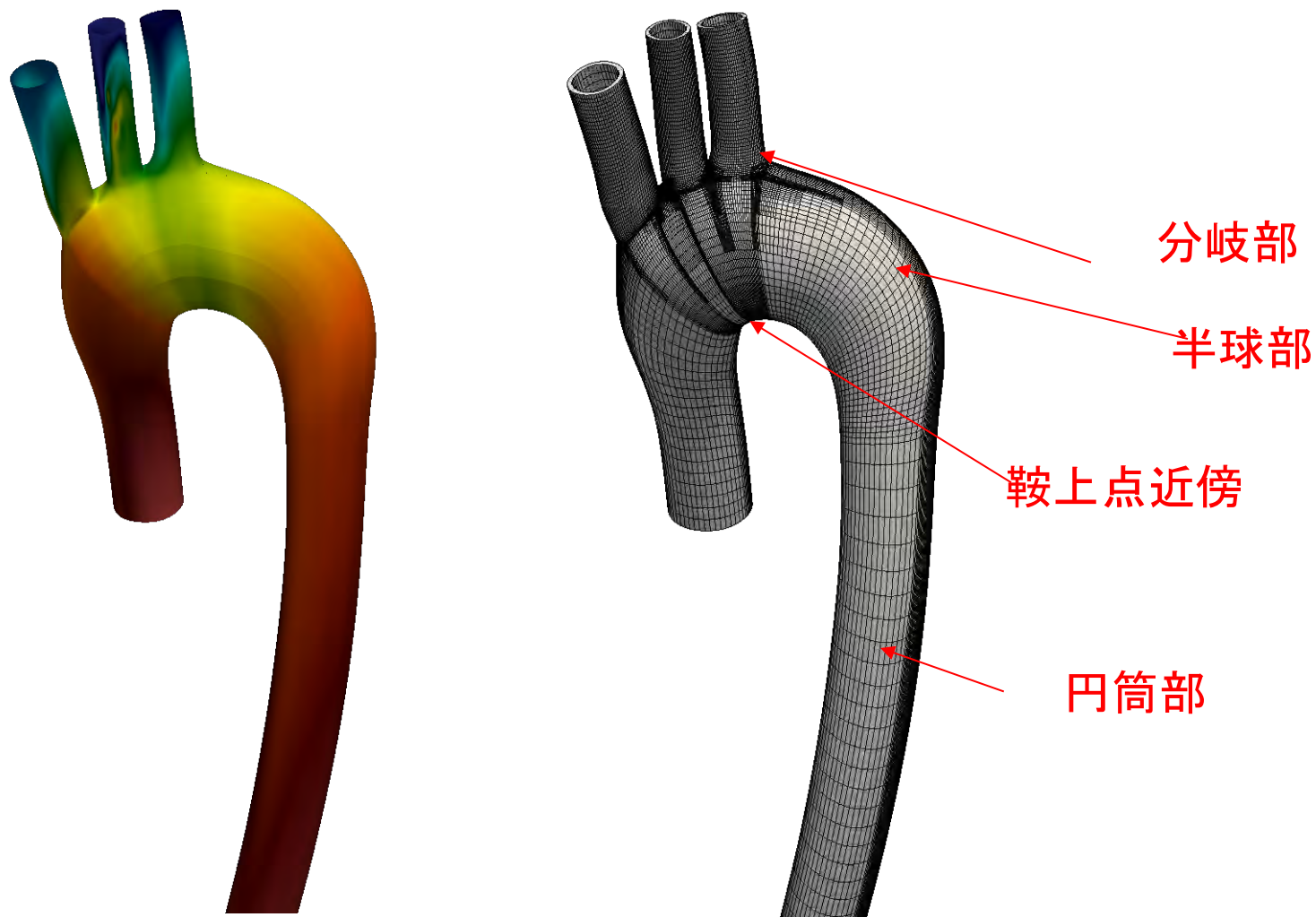
 $\lambda_\theta$ 

0.4

1.0

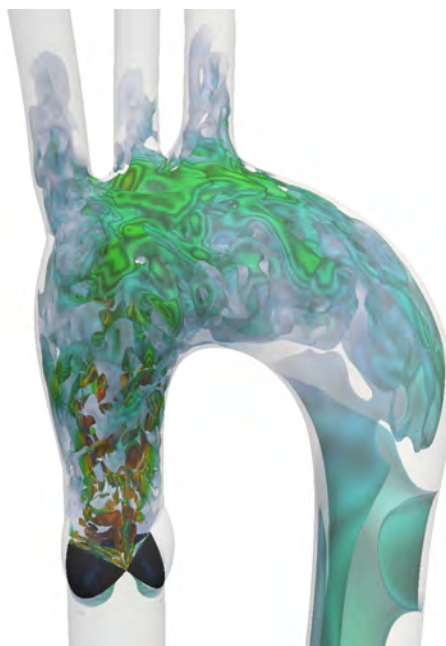
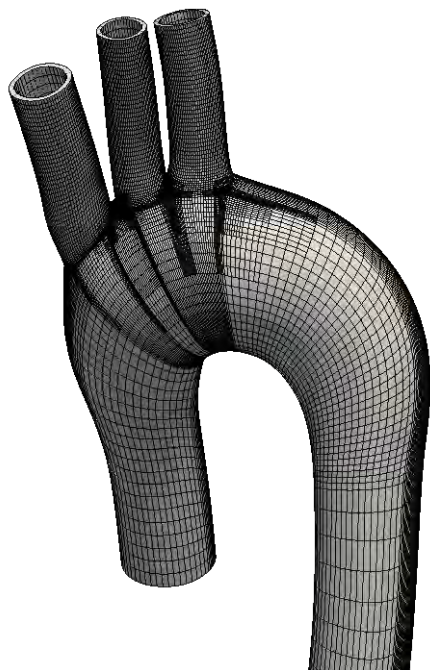
2.5

## 分岐を含むより複雑なモデルへの展望



すべてが $C^2$ 連続となるモデルを作る





Thank you!