

# 高精度流体解析手法の患者個別大動脈弁への適用

## A Patient Specific Aortic Valve Analysis with Resolved Flow Near the Leaflet Surfaces

- 小林遼太郎, 早大, 東京都新宿区大久保 3-4-1, E-mail : ryotaro.kobayashi@tafsm.org  
寺原拓哉, 早大  
塩崎健介, 早大  
滝沢研二, 早大  
Tayfun E. Tezduyar, ライス大

Ryotaro Kobayashi, Waseda University, 3-4-1, Okubo Shinjuku Tokyo, ryotaro.kobayashi@tafsm.org

Takuya Terahara, Waseda University

Kensuke Shiozaki, Waseda University

Kenji Takizawa, Waseda University

Tayfun E. Tezduyar, Rice University

Heart valve flow analysis requires accurate representation of boundary layers near moving surfaces, even when the leaflets come into contact, and handling high geometric complexity. We address these challenges with a space-time (ST) method that integrates three ST methods in the framework of the ST-VMS method: the ST Slip Interface (ST-SI) and ST Topology Change (ST-TC) methods and ST Isogeometric Analysis (ST-IGA). The ST-VMS, as a moving-mesh method, maintains high-resolution boundary layer representation near solid surfaces. The ST-TC enables moving-mesh computation with TC, such as contact between the leaflets, maintaining high-resolution representation near the leaflets. The SI connects the mesh sectors containing the leaflets, enabling a more effective mesh moving. Integrating the ST-SI and ST-TC enables handling contact location change and contact and sliding on the SI. Integrating the ST-IGA with the ST-SI and ST-TC increases flow solution accuracy while keeping the element density in narrow spaces near contact areas at a reasonable level. We call this method ST-SI-TC-IGA. Now, we apply this method to patient-specific aortic valve. We develop required methods for making a volume mesh.

### 1. 緒言

本研究では、臨床での実用化に向けて、心臓弁の高精度流体解析手法を、医用画像から得られる患者の大動脈弁、血管壁形状に適用する。

私達の研究チームでは、心臓弁のような流体場内で物体が接触する問題を物体適合格子を用いて高精度に解析する手法 [1] を提案している。物体適合格子を用いて心臓弁のような流体場内で物体同士が接触する現象を解析することは、物体同士の接触、乖離によって物体同士の間にある要素が繰り返し押しつぶされるため難しい。私たちはこのような問題に対して、space-time topology change (ST-TC) 法 [2,3] を用いている。ST-TC 法は ST 有限要素法を用いることで、空間要素の要素が押しつぶされる瞬間にでも、時空間要素が体積を持ち、解析することができる手法である。私たちはさらに不連続な基底関数を用いることで格子点同士を接続しなくても解析することを可能にする、ST slip interface (ST-SI) 法 [4] を併用している。これにより、物体同士が自由な位置で接触することができる。私たちはさらに解析格子、基底関数に nonuniform rational B-spline (NURBS) を用いることで、高精度解析を実現している。これらの手法を ST-SI-TC-IGA 法 [1,5,6] と呼ぶ。

これまでに私達は本手法を用いて、大動脈弁を模擬した理想弁において流れを詳細に計算することができている。この解析結果は、弁膜症の診断に有効であると考えられている壁面せん断応力を、弁尖の表面と裏面で別々に得ることができる。一方この方法では、実在する患者の弁形状を用いた解析はまだ行われていない。実形状弁は各弁尖が左右非対称であり、3枚の弁尖の大きさがそれぞれ一致していないという点で理想弁と異なる。そこで本研究では、実形状弁に対して本手法を用いるための流体解析格子を作成するプロセスを確立する。

### 2. 解析モデル作成

解析モデルの作成は大きく分けて5つの手順からなる。以下ではそれを順に説明する。

まず、医用画像から、弁・壁に該当する部分を抽出する。得られた大動脈弁を Fig. 1 に示す。このとき、医用画像



Fig. 1: 異様画像から抽出した大動脈弁の形状

は体積要素である voxel データであるため、抽出した形状は厚みを持っている。医用画像の解像度は約 0.8mm であるのに対し、実際の大動脈弁の厚みは先端部の薄い部分

では約 0.3mm である。そのため、ここで取り出した形状は実際の形状以上の厚みになり、それに対する処理を行う必要がある。

そこで、抽出した形状から厚みのないサーフェスを形成する。壁に関しては、厚みを持った形状データの内壁を取り出すことにより、厚みのない壁面を取り出した。弁に関しては、厚みのある弁を表面、裏面の厚みのない 2 つのサーフェスに分割する。表面から 3 個所の接触部と、裏面から 3 枚の弁尖の腹をそれぞれ抽出し、それらを接合することにより、3 枚の弁尖を作成する。その後、各弁尖を Fig. 2 に示す滑らかな NURBS サーフェスへと変換する。壁に関しても同様に厚みのない滑らかなサーフェスを作

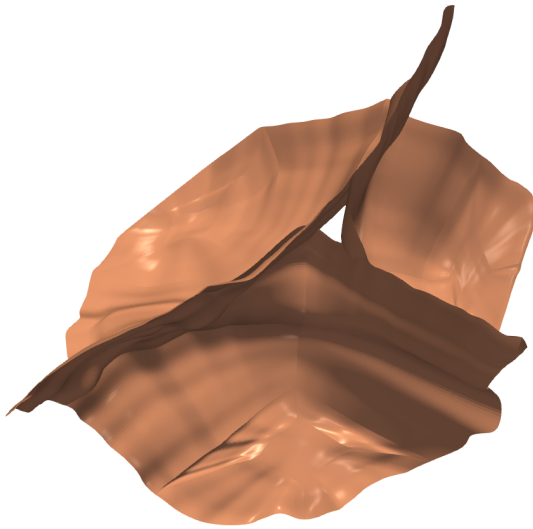


Fig. 2: 大動脈弁の NURBS サーフェス

成する。

次に、作成した弁・壁形状を有する流体計算格子を作る。この計算格子は理想弁計算格子を变形させることにより得る。まず、作成した弁・壁形状に沿うような理想と同じ点配置の弁・壁を作成する。このとき、各弁尖の触位置に SI を作成する。作成した弁・壁・SI に沿うように理想弁流体計算格子を变形させることにより Fig. 3 のような実形状を有する計算格子を得る。

ここで、医用画像から抽出できる形状は弁が閉じた時相分のものであるのに対し、実際の解析には弁の開を表現する複数時相のデータが必要である。そこで、開挙動を理想弁の開閉データを基に作成する。理想弁格子のパラメトリックスペース上での格子点の位置と同じ場に、実形状弁格子のパラメトリックスペース上で格子を配置する操作を複数時相に対して行うことにより、理想弁の開閉挙動から実形状の開閉挙動を得る。それにより、Fig. 4 及び Fig. 5 のような実形状の開閉を表現することができる。計算格子に関しても、同様に開閉に合せた格子を得られている。

今回解析モデル作成に使用した理想弁計算格子は形作成を簡単にするために制御点数をできる限り少なくしている。しかし、その状態では解像度が不十分である境界層の流れを捉えた高精度な解析を行うことができない。そこで、作成した計算格子を細分化を行う。NURBS で表現された解析格子はその形状を変えることなく細化を行うことができる。計算格子の要素数及び制御点を増やすことで、高精度な解析を行えるようにする。これにより、解像度上昇前の制御点数は 2059、要素数は

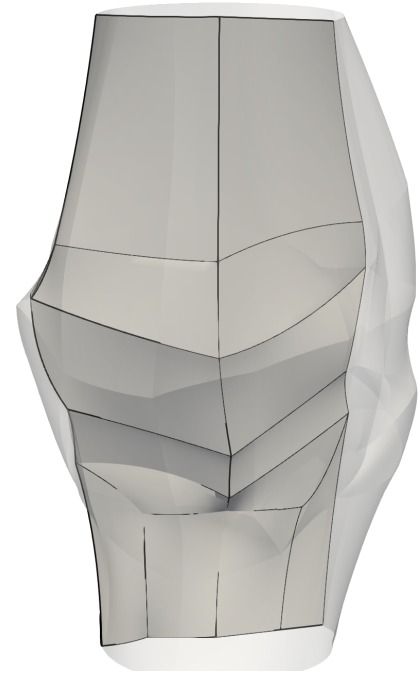


Fig. 3: 弁閉時の実形状計算格子

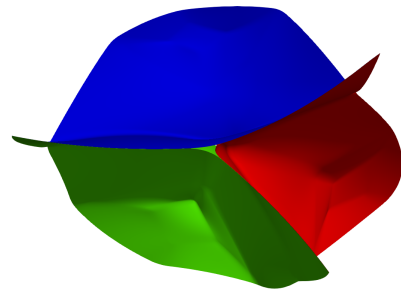


Fig. 4: 弁閉時の実形状弁

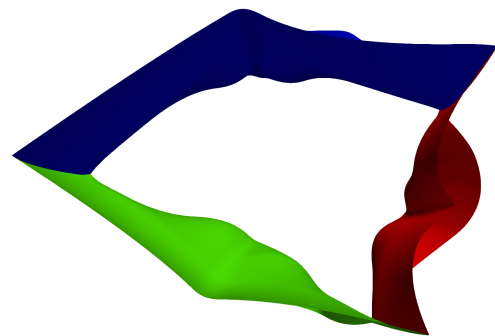


Fig. 5: 弁開時の実形状弁

213 であったのに対し、上昇後は制御点数 299844、要素数 213000 となった。

### 3. 解析条件

本研究では Fig. 6 でのような血流を模した脈動流を流入面に与え流体解析を行う。Fig. 6 の縦軸は流入速度を、

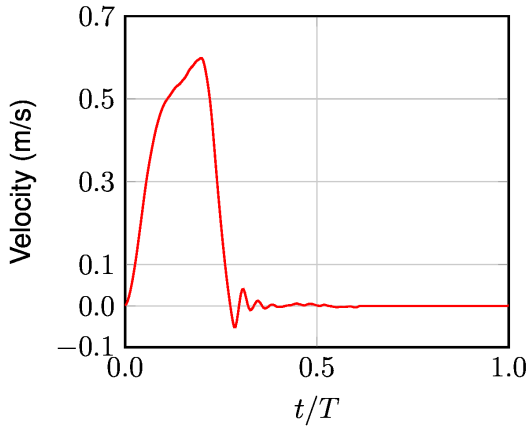


Fig. 6: 流入条件

横軸は心拍の 1 周期を 1 としたときの経過時間を表している。本解析は 1 周期 0.9 秒で解析は 2 周期行う。この脈動流を Fig. 7 の赤色で示した部分に流入させ流体解析を行う。

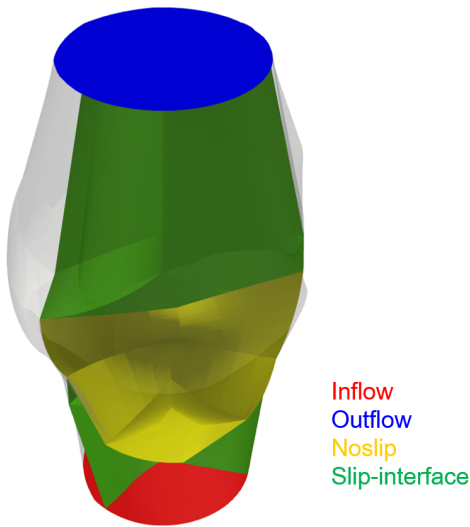


Fig. 7: 境界条件

### 4. 研究結果

流体計算結果を示す。Fig. 8 に弁開時及び弁閉時の流速をそれぞれ示す。各弁尖の形状が異なる実形状弁を用いた場合でも、理想弁同様に開閉動作を考慮した解析が行われていることがわかる。

### 5. 結言

本研究では医用画像から抽出した患者の大動脈弁、壁の形状を抽出しそれに沿うような計算格子を作成する一連のプロセスの構築に成功した。また、作成した計算格子

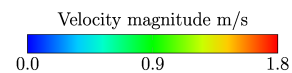
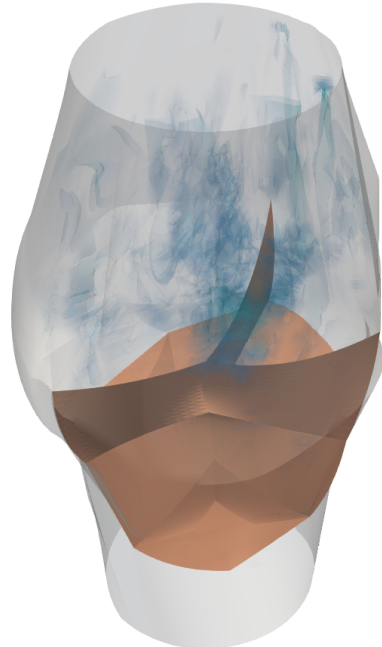
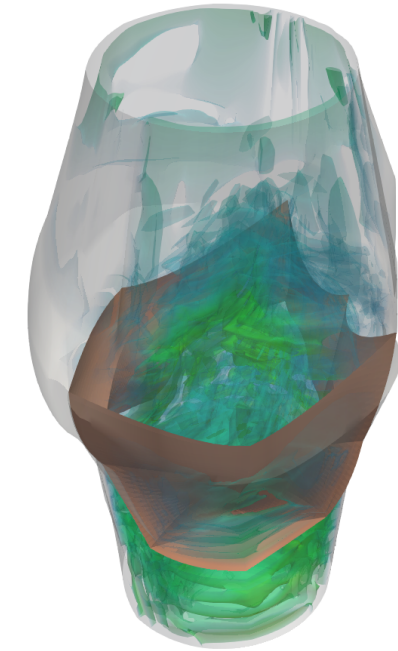


Fig. 8: 流体計算結果

に血流を模した脈動流を与え、理想弁と同様に弁の開閉を考慮した解析を実現した。流体構造連成解析を行うことが今後の展望である。

#### 参考文献

- (1) 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*, **158** (2017) 176–188.
- (2) K. Takizawa, T.E. Tezduyar, A. Buscher, and S. Asada, “Space–time interface-tracking with topology change (ST-TC)”, *Computational Mechanics*, **54** (2014) 955–971.
- (3) K. Takizawa, T.E. Tezduyar, A. Buscher, and S. Asada, “Space–time fluid mechanics computation of heart valve models”, *Computational Mechanics*, **54** (2014) 973–986.
- (4) K. Takizawa, T.E. Tezduyar, H. Mochizuki, H. Hattori, S. Mei, L. Pan, and K. Montel, “Space–time VMS method for flow computations with slip interfaces (ST-SI)”, *Mathematical Models and Methods in Applied Sciences*, **25** (2015) 2377–2406.
- (5) K. Takizawa, T.E. Tezduyar, H. Uchikawa, T. Terahara, T. Sasaki, K. Shiozaki, A. Yoshida, K. Komiya, and G. Inoue, “Aorta flow analysis and heart valve flow and structure analysis”, in T.E. Tezduyar, editor, *Frontiers in Computational Fluid–Structure Interaction and Flow Simulation: Research from Lead Investigators under Forty – 2018*, Modeling and Simulation in Science, Engineering and Technology, 29–89, Springer, 2018, ISBN 978-3-319-96468-3.
- (6) T. Kuraishi, K. Takizawa, and T.E. Tezduyar, “Tire aerodynamics with actual tire geometry, road contact and tire deformation”, *Computational Mechanics*, published online, DOI: 10.1007/s00466-018-1642-1, October 2018.