

jh240082

流体・構造連成解析を基にした大動脈解離シミュレーション手法の発展

武田 量（北海道大学）

概要

本研究では急性大動脈解離疾患に関するリスク評価および治療法の検討を目的として、数値解析シミュレーション技術の開発を行った。医療用画像データから大動脈の形状情報を抽出し、これを汎用 CAD ソフトに取り込むことで 3 次元大動脈表面 (STL) モデルを作成した。このモデルから、上行大動脈および下行大動脈をそれぞれ流入・流出境界とした流体解析 (CFD) モデルを構築し、さらに血管壁の厚みを加えた有限要素 (FE) 構造モデルを生成した。加えて、流体と構造の相互作用を同時に解析可能な流体・構造連成 (FSI) 解析環境の構築にも成功し、血流による脈動が血管壁に与える力や、それに伴う血管変形の影響を詳細に評価できるようになった。これにより、従来の単体解析では困難であったリスク部位の同定や損傷予測が可能となり、医療現場での診断支援ツールとしての応用が期待される。

1. 共同研究に関する情報

(1) 共同利用・共同研究を実施している拠点名

北海道大学 情報基盤センター

(2) 課題分野

大規模計算科学課題分野

(3) 参加研究者一覧と役割分担

武田 量	総括, コード開発, モデル作成
佐々木 克彦	構造解析の評価
大島 伸行	流体解析の評価
横山 博一	画像解析の評価
高橋 裕介	コード開発
黒田 明慈	流体解析の評価
柴田 良一	開発環境の評価
高嶋 英巖	開発環境の評価
李 辰宇	コード開発・検証

を開発する。これまで医療用画像群から大動脈の形状データを取得し、このデータを汎用の CAD ソフトにインポートする事により 3 次元の大動脈表面 (STL) モデルを作成した。この表面形状モデルより上行大動脈・下行大動脈をそれぞれ入口と出口とした血流部分の流体 (CFD) モデルを構築した。また、表面モデルに血管壁の厚さ分の要素を追加して血管壁の有限要素 (FE) 構造モデルを構築した。さらに、流体モデルと構造モデルの変化の相互作用を計算可能な流体・構造連成 (FSI) 解析用の開発環境の構築に成功した。結果、CFD と FE 単体の数値計算では考慮できない、心臓脈動時における血管壁の変形が血流の流れ場に影響を及ぼす影響を推定可能とした。例えば、管径が拡大しそうな箇所や損傷を受けやすい箇所を早期に予測できることから、医療現場における診断用ツールとしての役割が期待できる。

2. 研究の目的と意義

本研究では昨年の申請課題に引き続き急性大動脈解離疾患に関するリスク及びその治療方法の評価可能な数値解析シミュレーション方法

3. 当拠点の公募型共同研究として実施した意義

研究代表者らは主に機械工学のバックグラウンドを応用し、医療現場での使用を目的とした

ハードウェア及びソフトウェアの研究・開発を中心に取り組んできた。本課題分担者を含む多数・他分野の研究者・技術者と共同研究を実施し、北海道大学アカデミッククラウドを活用した成果を上げてきた。本年度も昨年度と同様に、多機関の研究分担者ら(横山, 柴田, 高嶋, 李)とは緊密な連携をとるためには本拠点の継続手的な利用は必要不可欠である。

4. 前年度までに得られた研究成果の概要

これまでの申請者らは大動脈解離解析手法の開発に着手してきた。主に医療画像からの大動脈の3次元形状抽出手法の確立と解析環境(CFD, FSI)の構築であった。昨年度のjh230047では主に以下の研究成果が得られた:

- ・大動脈の血流モデルと血管壁モデルの構築
- ・FSI解析環境によりモデルの要素品質検証

強連成と弱連成の2種類のFSI手法を用いてモデル構築と検証を行った。STL形状から血管壁と血液のソリッドモデルを作成し、境界定義とメッシュ生成を行った。強連成では同一モデルで収束性に差があり、Gmshに比べてNETGENは解析困難が多かった。弱連成ではソルバー間の整合性が重要で、メッシュや材料設定が結果に大きく影響した。これらにより、FSI解析におけるモデル品質と手法選定の重要性を明らかにした。

5. 今年度の研究成果の詳細

今年度はFSIの精度向上を検討するため主に以下の項目について明らかにした:

- [A] 材料物性値(ヤング率, ポワソン比等)が解析結果に及ぼす影響
- [B] 計算ソルバー(層流, 乱流等)が解析結果に及ぼす影響

本研究では以下の4つのパラメータを評価した:

- 1) 血管壁の変形 (Deformation)
- 2) 圧力 (Pressure)
- 3) 流速-流線 (Flow velocity/streamline)
- 4) 壁面せん断応力 (WSS)

圧力, 流速-流線, WSSについては試作大動

脈モデルを用いた実験と比較し, 評価した。本研究では実際の血流とは境界条件が異なるため, WSSは素材の変化によってどのような違いが生じるのかを評価した。本研究で行ったFSI解析の事例をまとめたものを表1に示す。ここでは解析に使用するソルバー(層流, 乱流), ヤング率及びポワソン比の違いについて調査した。本研究では流体-構造連成解析結果(血管壁の変形量)を検証する目的で実物大の試作大動脈モデルと脈動再現用の実験プラットフォームを構築した。

まず, 試作大動脈モデルの構築のために胸部医療画像群(CT)から上行大動脈の3次元形状抽出を実施した。その後, 得られたSTL形式のファイルのCADで表面平滑化の処理を施した。次に, 処理されたSTLデータを基に血管壁2mm厚の大動脈血管壁モデルを作成した。最後に, 血管壁モデルをFormLabs社製の3DプリンタForm3+にインポートし, SLA光造形方式で印刷した(図1)。

本研究で使用した実験プラットフォームの概略図と実際に作成した際の全体図2に示す。試作大動脈モデルに対してポンプを用いて貯水槽から水の拍動流を流し, モデルの下流と上流において圧力と流量の計測を行った。ポンプは直流電源とモータードライバをPCで制御することによって駆動した。流路には耐圧チューブを使用することにより圧力損失を低減した。試作大動脈モデルの撮影をビデオカメラによって行い, Correlated Solutions社製デジタル2DコリレーションシステムVIC-2D6を用いてデジタル画像相関法(DIC: Digital Image Correlation)により血管壁変形量を測定した。

図3-12にFSI解析及びDICによる血管壁変形量の結果を示す。いずれの結果においてもモデル内の変位量の分布には相関があった。また, 各モデルの0.5秒での大動脈弓部における変位量の絶対値の最大とその位置におけるXY方向変位をまとめたものを表2に示す。

Table 1 FSI analysis conditions

Condition Name	Aortic Model	Fluid Model	Elastic modulus [kPa]	Poisson's ratio
Normal_2_lar_el50a	Normal_2	Laminar	2.03e3	0.22
Normal_2_tur_el50a	Normal_2	Turbulence	2.03e3	0.22
Normal_2_lar_cross	Normal_2	Laminar	2.68e2	0.44
Normal_2_tur_cross	Normal_2	Turbulence	2.68e2	0.44



Fig 1. Experimental aorta model

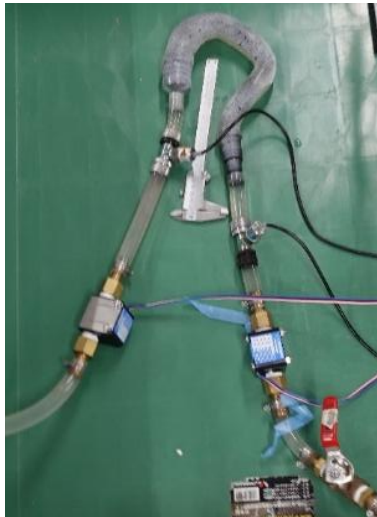


Fig 2. Pulsatile experimental platform

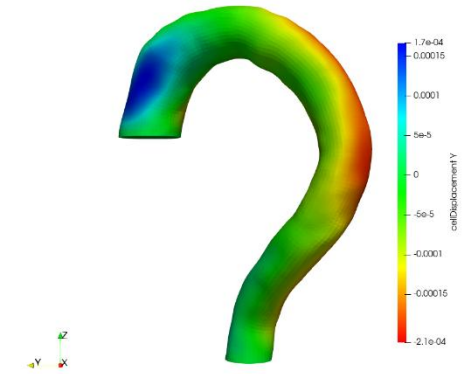


Fig 3. X axis displacement
(Normal_1_lar_el50a)

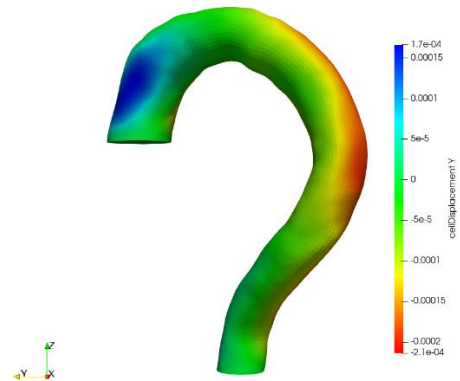


Fig 4. X axis displacement
(Normal_1_tur_el50a)

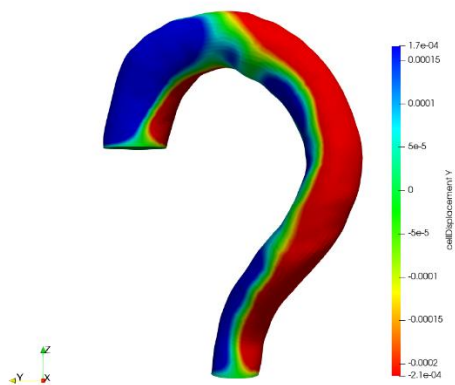


Fig 5. X-axis displacement
(Normal_2_lar_cross)

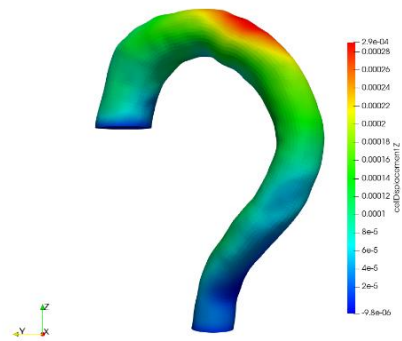


Fig 8. Y axis displacement
(Normal_1_lar_el50a)

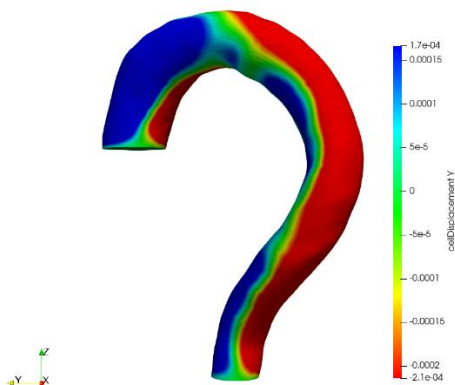


Fig 6. X-axis displacement
(Normal_2_tur_cross)

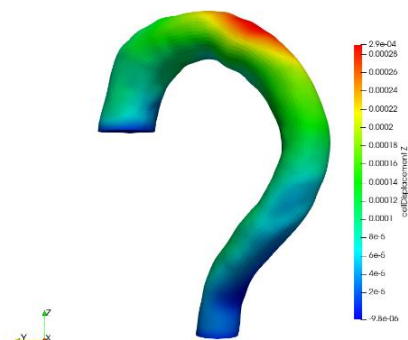


Fig 9. Y axis displacement
(Normal_1_tur_el50a)

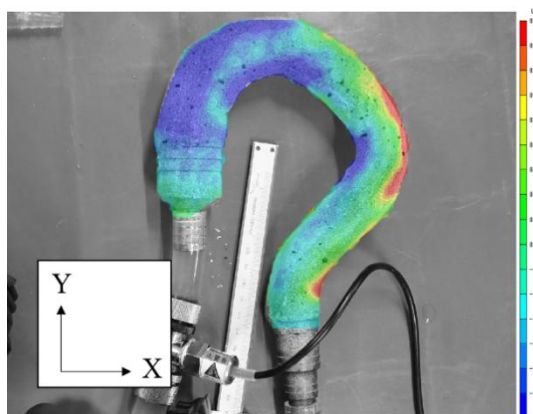


Fig 7. X-axis displacement (DIC)

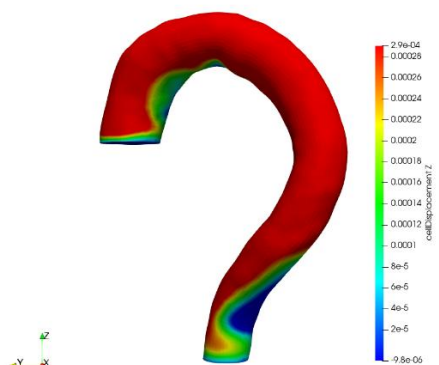


Fig 10. Y-axis displacement
(Normal_2_lar_cross)

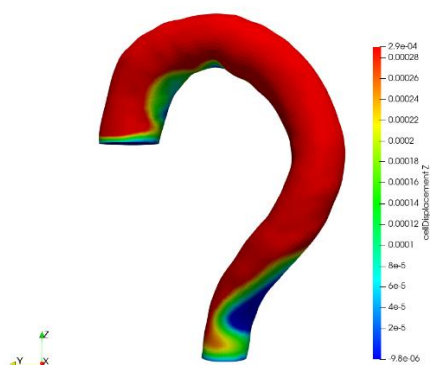


Fig 11. Y-axis displacement
(Normal_2_tur_cross)

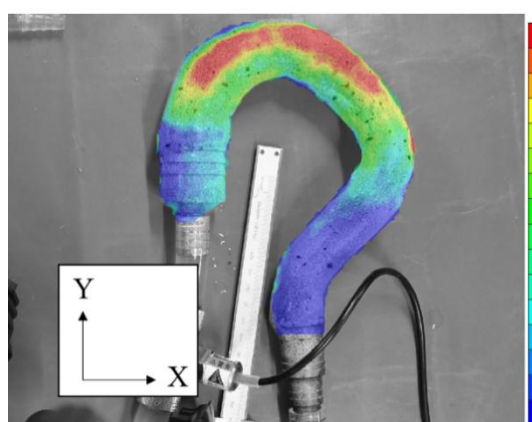


Fig 12. Y-axis displacement (DIC)

以下の結論が得られた:

[A] 材料物性値(ヤング率、ポワソン比等)が解析結果に及ぼす影響

弾性率の変化: 血管壁の変形量は弾性率が高い場合は変形が少なくなり、試作大動脈モデルの DIC 束的値に近いものとなった。試作モデルと DIC を比較すると X 方向の変位は解析における分布と近い傾向を持ち、最大値における X 方向の変位も差が 0.1mm 以下となっているが、Y 方向の変位量は DIC の方が解析結果よりも大きい傾向がある。この原因として考えられるのが、試作モデルの不十分さ、座標軸の不一致が考えられる。試作モデルの内部サポートを除去するため切断し、再度修復するのに用いた接着材の物性値が試作モデルと異なり、元の素材よりも大動脈弓下部が硬くなってしまったため、大動脈弓上部に影響が与えられたと考えられる。

また、血管壁に用いるヤング率及びポワソン比が脈動時における変形量に影響を及ぼすことが明らかになった。実際の患者の血管壁の物性値は動脈硬化・石灰化の影響により大きく変動する事が報告されているため、如何に正確にヒト大血管の材料物性値を非侵襲で測定することが FSI のような image-based modeling and simulation の課題となるかを示すこととなった。

[B] 計算ソルバー(層流、乱流等)が解析結果に及ぼす影響

血管壁の変形量その他、圧力、流速、WSS の比較検証実施した。弾性率が高いケースの方が大動脈全域にかけて、流速が速くなる傾向があったが、層流ソルバー及び乱流ソルバーによる流速の違いは、顕著には見られなかった。

6. 進捗状況の自己評価と今後の展望

本研究では大動脈を対象とした数値解析の妥当性を検証することを目的として 3D プリンタで作成した実物大の大動脈モデルを用いた実験を実施した。実験では大動脈モデルを臨床的に得られた CT 画像群から作成し、水を使用した拍動実験を行った。FSI 解析では実験で測定した条件を基に OpenFOAM-CalculiX による FSI 解析を行った。

CT 画像群から作成した 3 次元モデルを基にして 3D プリンタによって実物大大動脈モデルを製作した。大動脈モデルに対して水の拍動流を流し、FSI 解析の境界条件となる流量と圧力の測定を行うように構築されたシステムを使用し実験を行った。拍動流による大動脈モデルの変形を DIC によって測定した。DIC と FSI 解析との比較方法においては座標軸の差異があったと推測されるため課題が残る。さらに、曲率の大きな血管壁部分で誤差が生じているため今後は 3 次元の DIC を導入することにより、厳密な検証を目指す必要がある。

※7. 研究業績はウェブ入力です

Table 2 Comparison of max. displacement at the aortic arch at 0.5s

Condition Name	Magnitude [mm]	X direction [mm]	Y direction [mm]
Normal_2_lar_ela50a	0.35	0.15	0.29
Normal_2_tur_ela50a	0.35	0.15	0.29
Normal_2_lar_cross	2.30	0.79	2.10
Normal_2_tur_cross	2.30	0.79	2.10
DIC	0.50	0.18	0.47