

# 一次元血流モデルに基づく全身血流動態シミュレーションに関する研究

酒井 拓哉 指導教員：神山 齊己

## 1 はじめに

動脈硬化症の非侵襲な診断方法の代表的な手法としては、脚関節部と上腕部の血圧比による ABI(Ankle-Brachial pressure Index: 足関節/上腕血圧比)、脈波伝播速度から血管壁の硬化度合いを評価する PWV(Pulse Wave Velocity: 脈波伝播速度)等によるものが知られている。

この検査に利用される状態は拍動波形の立ち上がりまたはピークといった波形上の特徴点のみが利用されており、評価されるものも観測点間を結ぶ動脈の状態を平均化したもののみである。動脈系の性質として末梢に近づくほど抵抗が大きくなり強い反射波を生成することが知られており、全身の各所で観測される、拍動に伴う血流や血圧、血管容積の変化は、前進波と反射波により形成される。しかしながら、現在の特徴点のみを利用した手法では、単純な導管モデルの上で構築されているため、これらの情報を十分に利用できていない。

本研究では、拍動波形から系全体の情報を復元することを目的とし、数理的な手法から検討を行う。そうした空間的な解析には動脈系を表現する数理モデルが用いられる。Olufsen は、全身動脈系を対象とした一次元血流伝播モデルを提案しており [1][2]、全身の血流動態についての詳細な数値シミュレーションが期待できる。そのため、血流動態を表現したシミュレーションモデルに基づき、MRI 等により観測可能な比較的大きな動脈における血流情報から末梢状態の決定手法と、全身の血流動態を精密に再現する手法を提案する。

## 2 一次元血流動態モデル

### 2.1 支配方程式

動脈内の血流は Navier-Stokes 方程式により表すことが可能である。特に、血流方向のみに分解能を持たせた血流モデルとして一次元血流モデルが知られている。このモデルでは、血流方向以外の要素を近似することにより効率的な計算が可能であり、比較的乱流などの影響が少ない動脈系全体での血流解析に適している。Olufsen らにより、一次元血流モデルを用いた動脈系シミュレーションが報告された [1][2]。

Olufsen らは、一次元血流モデルを先細り構造を持たせた 1 つのセグメントとし、これを 2 分木構造を持たせて 29 個接続することにより全身の動脈系を表現している。本研究では、このモデルに橈骨動脈、尺骨動脈を追加し、図 1 に示すような、全身を 33 個のセグメントで表現するモデルに拡張した。図中の赤点は拍出部であり、黒丸は各動脈の末端に接続されている末梢部を表現している。

### 2.2 境界条件

また末梢での流出境界条件については、Kroon ら [3] により提案された Windkessel モデルにより末梢部と静脈への接続を近似したモデルを利用する。これは図 1 中に示すような、末梢特性インピーダンス  $Z_T$ 、末梢抵抗  $R_T$ 、末梢コンプライアンス  $C_T$  の 3 パラメータで表現される 0 次元血流モデルである。

提案した 1 次元血流モデルを用いることにより、大動脈系の血管方向の位置ごとの血管径、またこの径に対応した弾性率な

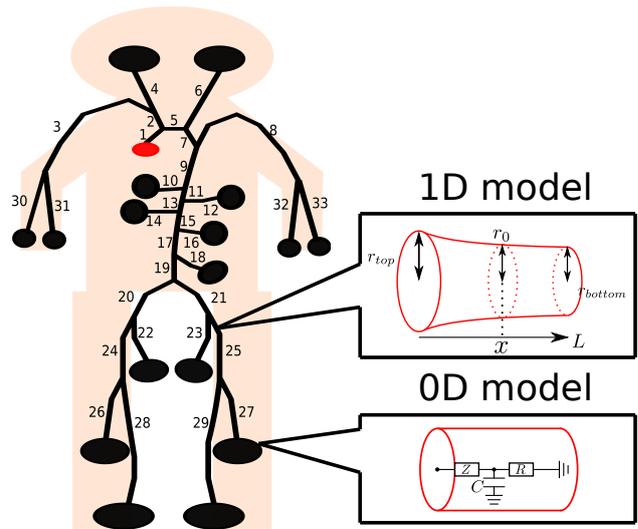


図 1 ヒト動脈系の二分木モデル

どの血管物性パラメータ、各末梢部における末梢抵抗といった詳細な条件設定が可能であり、全身動脈での血流、血圧、血管径変化のシミュレーションが可能となる。

そのため本研究では、この一次元血流動態モデルを構築し、観測状態の再現に用いる。

## 3 観測状態の再現

### 3.1 血管状態の決定

MRI などにより得られる血管の断面積と血流速度変化の情報を用いることで大動脈での血流波形が取得可能であり、取得した波形に対して血流動態シミュレーション結果が一致するようにモデルの内部パラメータを調整することにより、実際の血管状態がモデル表現として得られると考えられる。このような観測状態の再現については、血管の長さや半径といった基本的な構造、末梢部での末梢インピーダンス、血管弾性率などの粘弾性特性等を対象となる動脈系に対して個々に決定する必要がある。

ここで、血管の基本的な構造である血管の長さ、血管径については、状態による影響は小さく、身長等の情報からある程度推定が可能である。また、血管壁の弾性率といった粘弾性特性について、Olufsen により解剖学的データを近似した曲線を用いる手法が提案されている [2]。

しかし、動脈系の末梢状態については、主幹動脈の状態に対して個々の個体の状態の影響を大きく受けるため、この影響を受けている末梢抵抗を決定する手法が確立されていない。個々の末梢状態に適切な設定をすることにより、より精度の高いシミュレーションが可能になると考えられる。そのため本研究では、動脈系が木構造を持つことに着目し、血流波形情報から各末梢状態の決定方法を提案する。

### 3.2 末梢抵抗決定アルゴリズム

大動脈系の各点での血流量波形に近づけるように、各末梢での末梢抵抗  $Z_T, R_T, C_T$  を調整する必要があると考えられるため、以下に示す末梢抵抗決定アルゴリズムを提案する。

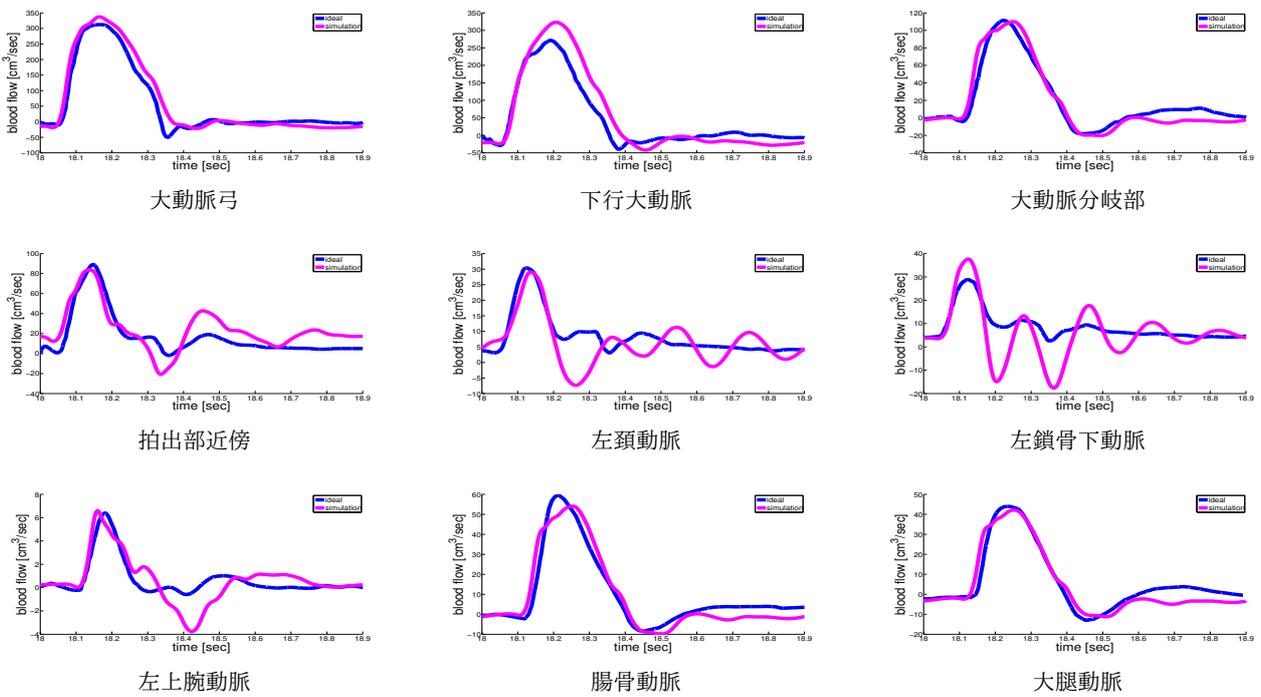


図 2 計測値と血流シミュレーション結果の比較

また、血流量波形の比較については、一拍分の血流量の時間ごとの相対誤差の和を評価関数として用いる。評価関数値が小さくなるように、末梢抵抗値を調整することで、計測血流量を再現することが可能になると考えられる。また末梢抵抗値の調整は Olufsen ら [2] によるデータに係数倍をすることで行う。

末梢抵抗決定アルゴリズム

1. 各血管物性パラメータの決定
2. 心拍出部に近い比較部における評価関数値の算出
3. 近い末梢部とその他の末梢抵抗の調整
4. 次の比較部での評価関数値の算出
5. 近い末梢部と以降のその他の末梢抵抗の調整
6. 以後、全ての末梢部位へとこの手法を適用
7. 2.へ戻り、再び全ての末梢抵抗値の調整

#### 4 シミュレーション結果

血管構造、血管物性パラメータを決定し、提案した末梢抵抗の推定手法を用いて実際に計測された血流量波形の再現シミュレーションを行った。図 2 は図 1 の各部位での、血流量波形を比較したものである。

図 2 の青線で示したものが Olufsen が用いた血流量波形データ [1]、ピンク色の線で示したものが今回推定した末梢抵抗値を用いたシミュレーション結果である。

また表 1 は血流量波形の比較を行った部位の名称と図 1 中に示すセグメント番号との対応表である。表中の番号は図 1 中のセグメント番号を示している。

図 2 の結果の血流量波形より、大動脈弓、下行大動脈、大動脈分岐部、腸骨動脈、大腿動脈といった主幹動脈部においては、Olufsen らの計測血流量波形の血流量の値、波形の特徴についてよく再現可能であることが示された。

これらの結果から、本研究で設定した血管内部状態、末梢抵抗

表 1 セグメント番号と波形の対応表

番号	名称	番号	名称	番号	名称
2	拍出部近傍	5	大動脈弓	6	左頸動脈
8	左鎖骨下動脈	8	左上腕動脈	9	下行大動脈
19	大動脈分岐部	20	腸骨動脈	24	大腿動脈

の決定手法を適用することにより、各末梢部位における末梢抵抗の推定、また主幹動脈の血流量波形の特徴の再現が可能であることが示唆された。

#### 5 まとめ

本研究では、全身動脈血流動態モデルシミュレーションを用いた、循環器系の末梢抵抗の決定手法、また血流量波形再現手法を提案した。提案した手法を適用することにより、MRI 等により得られる血流量波形情報からの末梢抵抗の推定、また全身血流動態、主に主幹動脈についてのより精密なシミュレーションが可能となることが示唆された。

今後の課題として、動脈系の一部が硬化した状態、また梗塞が存在している等、血管状態に異常が発生している場合に全身の血流動態へ与える影響を解析し、硬化や梗塞状態の検出を行うことが考えられる。

#### 参考文献

- [1] M. S. Olufsen et al., Annals of Biomedical Engineering, Vol.28, pp. 1281–1299, 2000.
- [2] M. S. Olufsen, Ph. D. Thesis, 1998.
- [3] W. Kroon et al., Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2012, Article ID 156094.