2E11

血管変形を考慮した大動脈内血流シミュレーション

Computation of aortic blood flows with consideration of vessel wall deformations

学 ○石渡 大介 (千葉大学)

正 坪田 健一 (千葉大学)

正 菅原 路子 (千葉大学)

正 劉 浩 (千葉大学)

Daisuke ISHIWATA, Graduate school of Engineering, Chiba University, 1-33,Yayoicho, Inageku, Chiba, Japan
Ken-ichi TSUBOTA, Graduate school of Engineering, Chiba University, 1-33,Yayoicho, Inageku, Chiba, Japan
Michiko SUGAWARA, Graduate school of Engineering, Chiba University, 1-33,Yayoicho, Inageku, Chiba, Japan
Hao LIU, Graduate school of Engineering, Chiba University, 1-33,Yayoicho, Inageku, Chiba, Japan

Key words: Blood Vessel, Computing Fluid Dynamics, Pressure wave, Vessel wall deformation, Coupling Problem

1. 緒言

心臓血管系の中、とくに大動脈のような大血管は心臓の駆動や血流の拍動に起因した血流・血管壁の相互作用により通常血管径 10%程度の変形が伴う。これまでは、血流・血管壁の連成解析を必要とするこの血管壁変形を考慮した血行力学的研究はあまり行われていない。

本研究では、ヒト動脈血管系全身 1 次元血行力学モデルと局所的 3 次元力学モデルをカップリングすることにより、大動脈等の大血管系における血流・血管壁の連成解析計算手法を開発し、大動脈内の血流動態や変形血管壁上におけるずり応力の変換などを定量的に評価することを目的とする。

2. 計算手法

(1) 1 次元モデル

心臓血管系血管壁の弾性変形を計算するために上海交通大学の梁氏の開発された 1 次元モデル⁽²⁾を用いた。1 次元モデルは循環器系全身の血管網を電気回路による閉ループで表現して、各血管を抵抗などの要素として方程式を立てて計算を行う。この方程式を各血管ごとに Runge-kutta 法により解いていく。これにより時間ごとに各血管内の流量や圧力、そして血管半径などを取得し、本研究の 3 次元血流解析に用いることにした。この手法では、各血管壁の弾性変形が軸対称になっているが、各血管内における拍動波の伝播や血管壁の変形を合理的に見積もることが可能であり、しかも血流解析の 3 次元モデルに取り込むことが容易である利点がある。

(2) 3 次元モデル

血管イメージベストモデルを構築するために、血管壁の座標データを元にして、血管の断面に対して O 型になるように、血管の芯線軸に対して対象に格子の生成をする。本研究では血管壁近傍での血流解析が重要となっているので、壁に向かうにつれて格子間隔が小さくなるようにした。本研究のように分岐のある血管では、オーバーセット格子法により血管ごとに格子を構築している。3 次元血管モデルの血管壁は 1 次元モデルにより計算された軸対称な血管径を用い、与えられた移動境界問題として各時刻に更新する。分岐部の変形に対して数値安定性を図るために、相似則が導入され効率的にその変形と計算格子の再構築を行う。流出部については発達した Womersley 解を与えているため、発達に十分な助走距離を考慮して作製した。

血液を非圧縮のニュートン流体とみなし、非定常のナビエ-ストークス方程式を支配方程式としてコンピュータで解くことにより 3 次元流体解析を行う。解法としては、完全

保存型の N-S 方程式と擬似圧縮法を導入した連続の式を有限体積法で離散化した後、時間進行法により各時間ステップについて十分収束するまで繰り返し計算を行なうことで解いていく⁽³⁾。

計算条件としては、Table.1 に示す、レイノルズ数 Re 、ストローハル数 St 、変動周期 T 、血液密度 ρ および粘性係数 μ を用いた。

Table.1 Computational Parameters

レイノルズ数 Re	860
ストローハル数 St	0.16
変動周期 T [sec]	1.00
血液密度 ρ [g/cm ³]	1.055
粘性係数 μ [g/(cm*sec)]	0.049

3. T 字管モデル

本 1 次元・3 次元モデルを検証するために、Fig.1 に示すような分岐部をもつ T 字管内の壁変形を考慮した 3 次元血流解析を試みた。親管および娘管は真つすぐである。また、大動脈弓部は大動脈と頸動脈などが殆ど垂直に分岐していること考慮し、分岐角が 90 度のモデルを作成した。分岐部分についてはスムージング処理を施し、2 つの血管をなめらかに接合した。

Fig.1 A T-shaped tube model

各血管の流量および血管各位置の半径の変化率を境界条件として適用した。親管の入口および親管と娘管の出口の流量を Fig.2(a)に、各血管の各位置における半径変化率のうち中央の値を Fig.2(b)に示す。血管壁を変形させただけでは、分岐部分にずれが生じてしまう。そこで娘管を親管の変形に合わせて長さ方向に移動させることで、分岐部分のずれを小さくでき、安定した計算を行うことが可能である。なお、各血管の長さ方向の変形は、半径方向に比べて微小なため変形はなしとした。

(a) Flow-volumetric rate waveforms

(b) Variation of vessel radii in a heart beat

Fig.2 1D model-based flow-volumetric rates and time-varying vessel radii in a T-shaped tube

4. 動脈血管モデル

心臓の左心室から始まる大動脈弓を親管として、腕頭動脈、左総頸動脈、左鎖骨下動脈を娘管に持つ、4本の動脈血管を解析対象として、血管モデルを作製した。健康者のCT画像から医用画像処理ソフト Image Realia(サイバネット社)を用いて血管部分を抽出し、3次元CADソフト Rhinoceros(Appli Craft社)を用いて血管壁および中心線の座標を取得した。このデータを元に本研究室で開発した格子生成プログラムを用いて格子を生成して、作製したモデルを Fig.3 に示す。分岐部分についてはスムージング処理を施すことで、なめらかな曲線の再現を行った。

Fig.3 An aortic arch model

動脈血管モデルの変形は、T字管モデルと同様に親管の変形に対して娘管の全ての格子を親管に対して垂直に移動することで、親管との重なっている格子のずれを最小限に抑えた。境界条件として親管入口および親管と各娘管の出口の流量を Fig.4(a)に、各血管の各位置における半径変化率のうち中央の値を Fig.4(b)に示す。ただし、親管流入部側から娘管1、2および3とした。

5. 結果

解析結果については可視化ソフト Field View(VINAS社)を用いた。T字管モデルでは、壁近傍で変形に伴い半径方向の流速が生じていた。分岐部分では流体がスムーズに流れていたことから、計算手法としての基本が検証できた。

大動脈モデルでも同様に、壁近傍において半径方向に流速が発生していることが確認できる。分岐部分での流れがスムーズであり、大動脈弓モデルでも妥当な計算手法であることが確認できた。

6. 結言

本研究では心臓血管系の1次元・3次元モデルのカップリングによる血流・血管壁の連成解析計算手法を開発し、T字管内や大動脈弓内の血流動態の解析を通じてその妥当性を確認した。今後は大動脈をはじめ、頸動脈や脳動脈などにこの手法を適用し心臓血管系各部位における血流の拍動と血管壁変形による血流動態や血管壁表面ずり応力分布などとの相関を明らかにすることを目指す。

(a) Flow-volumetric rate waveforms

(b) Variation of vessel radii in a heart beat

Fig.4 1D model-based flow-volumetric rates and time-varying vessel radii in an aortic arch model

謝辞

本研究の一部は、独立法人科学技術振興機構次世代生命体統合シミュレーションソフトウェアの研究開発(臓器全身スケール・システム循環統合シミュレーション)委託研究の助成を得て行なわれ、ならびに様々な助言、ご指導くださった研究室の関係各位に謝意を表す。

参考文献

- (1) <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai10/kekka03>.
- (2) F.Liang and H.Liu, A closed-loop lumped parameter computational model for human cardiovascular system, JSME Intl Journal Series C.48, pp. 484-493(2005).
- (3) H.Liu, Multi-scale computation in hemodynamics, RIKEN Symp. Computational Biomechanics, pp.147-154(2002).