

## 血管ステント治療における心機能の後負荷評価モデル構築の試み

## Evaluation of Cardiac Afterload after Aortic Stent Installation in a Hydrodynamic Simulation Model

○ 荒川友哉 (東北大)      白石泰之 (東北大)      坪子侑佑 (東北大)      山田昭博 (東北大)  
井上雄介 (東北大)      平恭紀 (東北大)      佐々木一益 (東北大)      渡辺祥太 (東北大)  
池田純平 (東北大)      弓場充 (東北大)      山家智之 (東北大)      高野智弘 (福島県立医大)  
高野真澄 (福島県立医大)      横山斉 (福島県立医大)

Tomoya ARAKAWA, Tohoku University  
Yasuyuki SHIRAIISHI, Tohoku University  
Yusuke TSUBOKO, Tohoku University  
Akihiro YAMADA, Tohoku University  
Yusuke INOUE, Tohoku University  
Yasunori TAIRA, Tohoku University  
Kazumasu SASAKI, Tohoku University  
Shota WATANABE, Tohoku University  
Junpei IKEDA, Tohoku University  
Mitsuru YUBA, Tohoku University  
Tomoyuki YAMBE, Tohoku University  
Tomohiro TAKANO, Fukushima Medical University  
Masumi TAKANO, Fukushima Medical University  
Hitoshi YOKOYAMA, Fukushima Medical University

**Abstract:** Endovascular aneurysm repair is one of the common procedure with less invasive treatments for aortic diseases. As there is a difference in compliance between the natural aorta and aortic stents as well as stent grafts, it is anticipated that the changes in cardiovascular mechanical interactions might be caused after the installation. In this study, we made a hydrodynamic system simulating a left ventricle contraction with a silicon rubber aortic model. A linear actuator was used for the driving of the ventricular model, which could reproduce a goat ascending aortic flow waveforms. The left ventricular driving system could be selected to the pneumatic driver. We examined the changes in aortic wall compliance by covering the ascending and the descending aortic portions with layered polymer tubings in order to vary the wall portional compliance. As a result, we could evaluate the hemodynamic changes after the stent installation as well as the afterload variations including wave refraction site differences.

**Key Words:** EVAR, compliance, fluid-driven, polymer tube

## 1. 研究背景と目的

近年, 大動脈瘤や大動脈剥離の治療方法としてステントグラフト内挿術による血管内腔形態の形成が広く行われている<sup>(1)</sup>. ステントグラフトとは人工血管にばね状の金属を取り付けたものであるが, これを圧縮してカテーテルの中に収納したまま患部まで運んだ後, 取り出し留置する方法をステントグラフト内挿術という. この方法は胸部や腹部を切開する必要がなく, 患者の身体への負担が少ないため体力が低下した高齢者でも治療可能であり, 手術成功率も極めて高い<sup>(2) (3)</sup>.

生体血管の一部にステントグラフトが留置されることで, 血管コンプライアンスが減少する<sup>(4)</sup>. それにより心臓はコントロール時の血圧よりも高い血圧となるようなはたらきを行うため, 心負荷となり得ると危惧されている<sup>(5)</sup>.

そこで我々は, 血管コンプライアンスの変化による心負荷評価を行うことを最終目的とし, その前段階として, 血管コンプライアンス変化を大動脈モデルの硬さを変えることで疑似化し, その時の血行動態を見られるようなモデルの構築を試みた.

## 2. 方法

### 2.1 使用機器と準備

循環系を流体駆動式心室モデル (ORIENTAL MOTOR, PWAM6H010RA), シリコン製大動脈モデル, リザーバから構成され, 大動脈モデルの周辺を高分子チューブで被覆し, 波形を安定させるために弓部の Proximal 側と Distal 側にもチューブを被覆した. 大動脈モデルの Proximal 側 (弓部の中間点) と Distal 側 (弓部の終端点) にそれぞれ圧力トランスデューサを取り付け各点 (P1, P2) での血圧を測定し, 流体駆動式心室モデルの駆出部に電磁血流計を取り付けて血流量を測定した. 血液の代わりに生理食塩水を用い, 逆流を防ぐために左心室モデルの入口に高分子ゴム製逆止弁, 出口に二葉式機械弁 (Regent valve 19mm St. Jude Medical) を取り付けた. (Fig. 1)

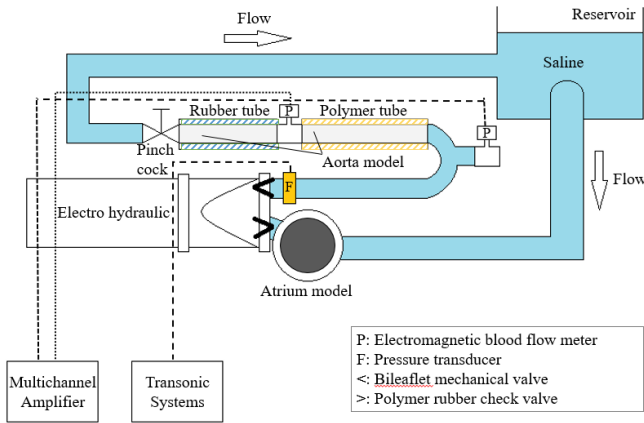


Fig. 1 The circulatory system model

2.2 測定方法

軟らかい高分子チューブ (Polymer tube) または硬いゴムチューブ (Rubber tube) を大動脈モデルに被覆し、それぞれの場合で血行動態がどのように変化するか圧と流量の波形を示した。

血流を電流、血圧を電圧に見立て血行動態を電気回路のように計算する (血行力学) 方法がある<sup>(6)</sup>。それを利用して圧と流量の関係からインピーダンス導き、P1, P2の脈が伝わる時間と距離から脈波伝播速度(Pulse Wave Velocity: PWV)をソフトウェア (Wolfram Notebook, Mathematica10.4) を用いて算出した。

3. 結果

高分子チューブを被覆したときを条件1, ゴムチューブを被覆した時を条件2とした。圧を比較すると条件1よりも条件2の方が立ち上がり急峻になった。また、圧変化が 128/78(95) mmHg → 145/64(91) mmHg となりポンプ条件を変えていないにもかかわらず peak to peak が大きく変わった。(Fig. 2) 流量はどちらもほぼ同様の波形を示した。(Fig. 3)

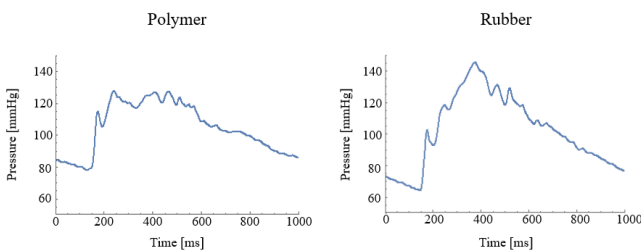


Fig. 2 Comparison of pressures (Left: Condition1, Right: Condition2)

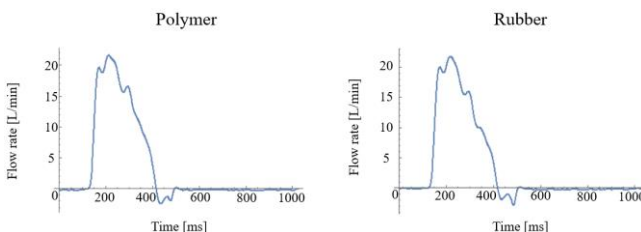


Fig. 3 Comparison of Flow rates (Left: Condition1, Right: Condition2)

血管 (今回の場合はモデル) の硬さを表す直流抵抗成分と、弾性管の特性を示す高周波成分の平均値 (特性インピ

ーダンス) は、どちらも条件による違いがほぼ見られなかったが (Fig. 4), インピーダンスの位相差を見るとゼロクロス点が条件1が3 Hz だったのに対して条件2は5 Hz となっており遅延が見られた。(Fig. 5)

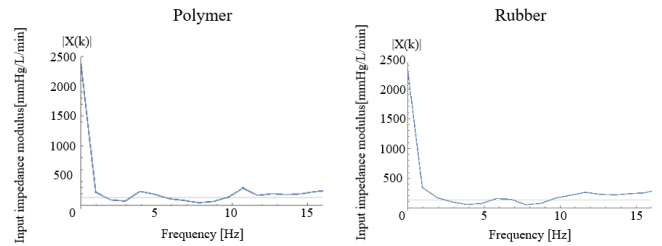


Fig. 4 Comparison of Impedances (Left: Condition1, Right: Condition2)

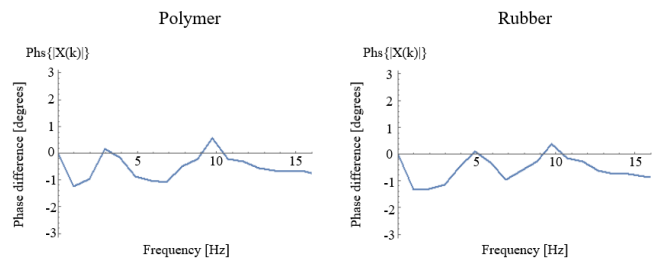


Fig. 5 Comparison of impedance phase differences (Left: Condition1, Right: Condition2)

4. 考察

チューブの比較において、硬いときよりも軟らかいときの方が dp/dt が大きくなったことから、血管が硬くなることで心臓が通常よりも収縮または拡張しづらくなり、より強い力で運動しなければならないことを示唆した。よってこれが心臓への後負荷となると言える。

2つの圧力トランスデューサ間の距離を計測し、波の遅れ時間から算出したPWVは条件1よりも条件2の方が速くなったので (4.64m/sec→21.7m/sec), コンプライアンスの変化を再現できていることが確認できた。

インピーダンスの値に関しては条件を変えても殆ど変化があるので、血管の外部を硬くした時と内部を硬くしたときで特性が違うのではないかと考えられる。今後血管モデルの内側に実際のステントグラフトまたはその代わりとなる物を入れて実験を行いたい。

5. まとめ

生体の血行動態と今回構築したモデルの血行動態を比較すると、生体血管より硬いチューブを用いることで生じた反射波などが波形に乗っていることはわかったが、値としては生体の血行動態に近いデータをとることができ、コンプライアンス変化を評価できる流体モデルを構築することができたと言える。このモデルにより生体では確認しにくい血管コンプライアンスの変化を、簡単に再現することができ、心拍出抵抗を定量的に評価し得る可能性が示された。

参考文献

(1) 小林 育男, ステントの歴史, バイオエンジニアリング部門報, No.40., pp. 6-10, 2011.  
(2) Zerwes S, Early experience with the new endovascular aneurysm sealing system Nellix: First clinical results after 50 implantations, Vascular, pii:1708538115605430, 2015

- (3) Zeng Q, Single-center experience with simultaneous thoracic endovascular aortic repair and abdominal endovascular aneurysm repair, *Vascular*, pii: 1708538116651020, 2016
- (4) 菅 弘之, 堀 正二, 心臓の適応と制御, pp. 136-145, 1997.
- (5) Westerhof, Stergiopulos and Noble, *Snapshots of Hemodynamics*, pp.100-112, 2005
- (6) 村松 準, *循環の生理 第2版*, pp. 18-35, 1997.