

## 血管模擬粘弾性チューブを用いた 1 次元モデルの検討

## Evaluation of 1D theoretical model for blood vessel using viscoelastic tubes

同志社大<sup>1</sup> °西 翔平<sup>1</sup>, 村上 恵二郎<sup>1</sup>, 松川 真美<sup>1</sup>Doshisha Univ.<sup>1</sup>, °Shohei Nishi<sup>1</sup>, Keijiro Murakami<sup>1</sup>, Mami Matsukawa<sup>1</sup>

E-mail: mmatsuka@mail.doshisha.ac.jp

## 1. はじめに

循環器疾患の初期症状の一つである動脈硬化症の早期発見は重要である。そこで我々は、血管内の圧力波伝搬の一次元理論モデル (1D モデル) を構築した。そして、血管を模擬した粘弾性チューブ実験を通してこのモデルの評価を行っている<sup>[1-3]</sup>。これまでは弾性率が一定の粘弾性チューブを用いていたが<sup>[3]</sup>, よく知られているように人体の血管は末梢に向かうほど硬く一定ではない。

そこで本報告では、部分的に弾性率の異なる粘弾性チューブを用いて実験を行い、それらが圧力波の伝搬特性に与える影響を検討する。

## 2. 1次元理論モデル (1D モデル)

均一な粘弾性チューブ内を伝わる圧力波を 1D モデルにより推定した。ここでは、以下の支配方程式を用いた<sup>[1,2]</sup>。用いたパラメータを Table 1 に示す。このモデルを実験結果と比較することにより、ヤング率、チューブの非線形係数 $\varepsilon_p$ と粘性係数 $\eta$ を推定できる。

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial x} = 0$$

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{4}{3} \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{Q^2}{A} \right) = -\frac{A}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} - \frac{8\nu Q}{R^2}$$

$$P = K \left( (R - R_0) + \varepsilon_p (R - R_0)^2 \right) + \eta \frac{\partial R}{\partial t}$$

$$K = \frac{Eh}{(1 - \sigma^2)R_0^2}$$

## 3. 実験方法

心臓を模擬したピストンポンプ (TOMITA Engineering) より、チューブ(全長 2 m)内に水を吐出した。吐出の水の流速波形は正弦波半周期状とし、チューブ内の圧力を入力端から 25 cm の位置で測定した(Keyence, AP-10S)。水の吐出量、吐出時間は 4.5 mL, 300 ms とした。圧力波がチューブ末端で完全反射するようにステンレス棒を挿入した。ヤング率が異なる約 1 m のチューブを 2 種作成し Table 2 のようにチューブの接続の組み合わせを変えて測定をした。

Table 1 Parameters in the 1D theoretical model.

$A$ : チューブの断面積	$P$ : チューブ内圧力
$R$ : チューブの半径	$x$ : チューブの軸方向の距離
$R_0$ : チューブの初期半径 (4 mm)	$\sigma$ : チューブのポアソン比 (0.5)
$K$ : チューブの体積弾性率	$Q$ : 液体の流量
$\eta$ : チューブの粘性	$\rho$ : 液体の密度
$E$ : チューブのヤング率	$\nu$ : 液体の動粘性係数
$h$ : チューブの厚さ (2 mm)	$\varepsilon_p$ : 非線形パラメータ

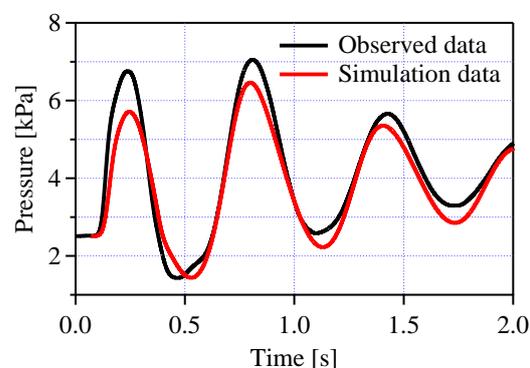


Fig. 1 Experimental result (type III).

Table 2 Parameters for the numerical estimation.

	E (kPa)	$\varepsilon_p$	$\eta$
(I)	175	0.05	0.038
(II)	63	0.05	0.08
(III)	175 and 63	0.05	0.038
(IV)	63 and 175	0.05	0.08

## 4. 実験結果, 考察

Table 2 にすべてのチューブのパラメータの推定結果を示す。また, Fig. 1 に実験(III)の測定波形と 1D モデルによる推定圧力変化を示す。実験(III), (IV)の推定には (I), (II) で得られたチューブのパラメータを用いた。実験(III), (IV)の測定結果は 1D モデルを適用できなかった。特に $\varepsilon_p$ と $\eta$ の設定が難しく、弾性率が一様でない *in vivo* の血管では検討が必要であることがわかった。

## 参考文献

- [1] M.Saito, et al., J. Biomed. Eng. Vol.133, pp. 121005-1-9, 2011.
- [2] M. Saito, et al., IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings, pp. 713-716, 2011.
- [3] M. Saito, et al., IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, Vol. 59, 2012.