

## 軽度の動脈狭窄モデル中の圧力波伝搬の検討

西 翔平<sup>†</sup> 小野 慎平<sup>†</sup> 松川 真美<sup>†</sup> ピエール-イヴ・ラグレー<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> 同志社大学理工学部 超音波エレクトロニクス・応用計測研究室 〒610-0321 京都府京田辺市多々羅都谷 1-3

<sup>‡</sup> University Paris 6 (UPMC), 4 place Jussieu 75005, Paris, France

E-mail: <sup>†</sup> dun0342@mail4.doshisha.ac.jp, <sup>†</sup> mmatsuka@mail.doshisha.ac.jp

**あらまし** 脈波とは心臓が血液を吐出した際に生じる圧力波が皮膚表面に及ぼす変位の波である。これまでに、我々は左頸動脈部脈波を用いて動脈硬化症の診断方法を提案してきた。この手法では脳内の血管床等で反射した圧力波による変位を抽出して評価している。この反射波の抽出手法を評価するために、血管を模擬した粘弾性チューブを作製し、チューブ内の圧力波伝搬を実験的に検討してきた。特に人体の血管系簡易モデルを作製し、左頸動脈部脈波から得られた反射波が脳内の血管硬さ情報を反映することを示した。また、圧力波の数値解析手法として1次元圧力波伝搬の理論モデルを提案した。そこで本報告では、次に血管硬さだけでなく血管内に生じた狭窄が圧力波伝搬に与える影響を検討したので報告する。

**キーワード** 脈波, 粘弾性チューブ, 狭窄, 圧力波伝搬

## Experimental study of pressure propagation in mildly-narrowed viscoelastic tubes

Shohei NISHI<sup>†</sup> Shimpei ONO<sup>†</sup> Mami MATSUKAWA<sup>†</sup> Pierre-Yves LAGREE<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> Laboratory of Ultrasonic Electronics, Doshisha University 1-3 Tatara, Miyakodani, Kyotanabe-shi, 610-0321 Japan

<sup>‡</sup> University Paris 6 (UPMC), 4 place Jussieu 75005, Paris, France

E-mail: <sup>†</sup> dun0342@mail4.doshisha.ac.jp, <sup>†</sup> mmatsuka@mail.doshisha.ac.jp

**Abstract** The pulse wave is the displacement wave on the surface skin and has similar characteristics with the intravascular pressure wave. We have suggested a simple method using the pulse wave at the left carotid artery to diagnose the degree of arteriosclerosis. We have also fabricated the viscoelastic tube mimicking the blood vessel to investigate the relationship between the pressure wave and pulse wave. We have then shown that the pulse wave at left carotid artery reflects the elasticity of artery in the brain using the human arterial model. 1D theoretical model of pressure wave propagation was also suggested to investigate. In this study, the effect of stenosis was evaluated using the viscoelastic tube with mildly-narrowed part. The pressure propagation in the stenosis tube was discussed with 1D model.

**Keyword** Pulse wave, Viscoelastic tube, Stenosis, Pressure propagation,

### 1. はじめに

近年、脳梗塞や心筋梗塞といった循環器疾患 (CVD) の患者数増加が世界的に深刻な問題となっており、日本において、CVD による死亡者数は約 3 割を占める<sup>[1]</sup>。CVD の主な初期症状の一つとして動脈硬化症が挙げられる。動脈硬化症とはコレステロール等が血管内に沈着し、肥厚性病変 (プラーク) が形成される状態や、疾病や加齢に伴って血管の弾性が増加した状態を指す<sup>[2]</sup>。プラークの蓄積が進行すると、動脈狭窄症を発症し、血流障害や閉塞を引き起こす原因となる<sup>[2]</sup>。動脈狭窄症は脳卒中や心筋梗塞などの心血管疾患の発症率を増大させるうえ、自覚症状が無いため早期発見が非常に

重要である<sup>[2]</sup>。

現在動脈狭窄症の診断法として超音波診断装置を用いた画像処理法<sup>[3,4]</sup>などがある。しかし、これらは医療用であり予防診断として利用されておらず、早期発見に十分な効果を発揮していない。

これまでに我々は、血管弾性の *in vivo* 評価を目的に頸動脈波を用いた簡易評価法を提案してきた。脈波とは心臓が血液を吐出した際に生じる圧力波が血管内を伝搬し、皮膚表面上に変位として表れたものである。我々は頸動脈部の脈波に含まれる反射波成分に着目した。この反射波は脳内で生じたものであり、脳内血管の硬さを反映する<sup>[5]</sup>。また、自作の血管模擬粘弾性チューブを用いて人体の血管系の簡易モデルを作製し、

血管硬さと圧力波の伝搬の関係を見出した。そこで本報告では、次に左頸動脈部に発症した狭窄が圧力波伝搬に及ぼす影響を検討する。実際に軽度の狭窄を模擬した粘弾性チューブを作製し、圧力波伝搬に及ぼす影響について実験的に検討を行う。

## 2. 粘弾性チューブ

### 2.1. 粘弾性チューブの作製

2液硬化性のポリウレタンゲル(エクシールコーポレーション)を用いて長さが 20 - 30 cm の粘弾性チューブを多数作成した。なお、使用したポリウレタンゲルは主剤と硬化剤の2液の混合比によってヤング率が変化する。本実験では主剤と硬化剤の混合比を 2:1 とした。左頸動脈部に対応させ、チューブの内径、厚みはそれぞれ 8 mm, 2 mm とした。これらのチューブは引張試験器(Shimadzu Ez-test)を用いてヤング率を測定した。引張速度は 5.0 m/s とした。ヤング率は 160 - 230 kPa となり平均値は約 200 kPa であった。

### 2.2. 狭窄チューブ

Fig. 1 の[A]のようになだらかに狭窄したチューブ T<sub>1</sub> (狭窄チューブ)と[B]のように不連続に直径を変えたチューブ T<sub>2</sub> (異径チューブ)の2種を作製した。各チューブを超音波診断装置(Hitachi aloka medical, Prosound α7)で計測した画像を Fig. 1 に示す。狭窄チューブは3Dプリンタ(iGUAZO, CubeX Trio)で作製した金型で成形した。各チューブの狭窄部分の底部の長さは 10 mm である。血管断面内にプラークが占める割合を比較する ECST 法<sup>[6]</sup>を用いて推定した狭窄率は、共に 50% であった。一般に動脈の狭窄の程度は狭窄率を用いて表され、狭窄率が 50% では低度の狭窄症に相当する<sup>[6]</sup>。

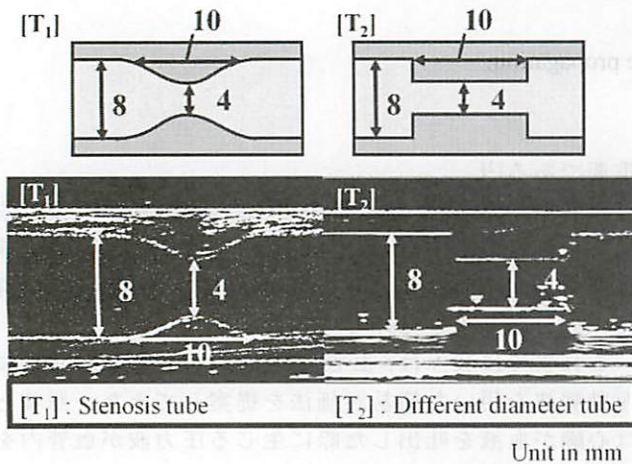


Fig. 1 Two kinds of fabricated tube.

## 3. 粘弾性チューブ内の圧力波伝搬測定

### 3.1 圧力波の反射係数<sup>[7]</sup>

粘弾性チューブ内の液体を伝わる圧力波の伝搬速度  $c$  は、式(1)で表される。

$$c = \sqrt{\frac{Eh}{2R(1-\sigma^2)\rho}} \quad (1)$$

$E$  はチューブのヤング率、 $R$  はチューブの内径、 $h$  はチューブの厚み、 $\rho$  はチューブを流れる流体の密度、 $\sigma$  はポアソン比である。この粘弾性チューブのアドミタンス  $Y$  は式(2)で表される。

$$Y = \frac{A}{\rho c} \quad (2)$$

$A$  はチューブの断面積である。

アドミタンス  $Y_1$ ,  $Y_2$  の2つのチューブを接続したときの圧力波の反射係数  $R_c$  は式(3)で表される。

$$R_c = \frac{Y_1 - Y_2}{Y_1 + Y_2} \quad (3)$$

これらの式より、Fig. 1 の異径チューブ T<sub>2</sub> の内径の変化点での圧力波の反射係数は 0.33 となる。

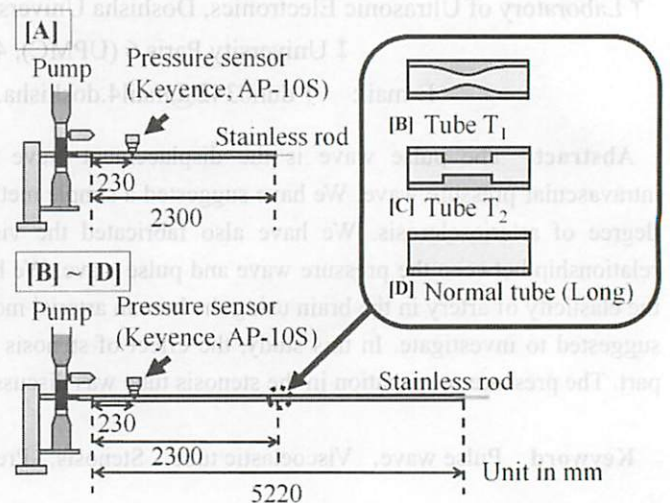


Fig. 2 Measurement systems.

### 3.2. 圧力波の測定

実験システムの概略を Fig. 1 に示す。心臓を模擬したピストンポンプ(トミタエンジニアリング)より、水を自作のチューブ内に吐出し、チューブ内の圧力変化を圧力センサ(Keyence, AP-10S)で測定した。左頸動脈部の血液の流れを模擬するため、ポンプより吐出された水は流速波形が半周期の正弦波状となるように制御しており、吐出時間は 300 ms、吐出量は 4.5 mL である。なお、伝搬する圧力波が完全反射となるように、チューブ末端にはステンレス棒を挿入した。粘弾性チ

ューブの接続は短いシリコンチューブ（内径 8 mm, 厚み 1 mm）を用い、シリコンチューブの長さは、圧力波の波長（およそ 4 m）に対して十分短く（10 mm）、接続部の影響は小さいと考えられる。

Fig. 2 に示す実験系 A ではチューブ全長を 2300 mm とし、末端にステンレス棒を挿入して粘弾性チューブの圧力波伝搬を測定した。実験系 B-D ではそれぞれ実験系 A で使用したチューブの末端に狭窄チューブ又は同径の直管チューブを接続し、さらにその後をに実験 A と同じ直管チューブを接続して全長を約 5220 mm とした。

### 3.3. 実験結果と考察

Fig. 3 に A, B, C の測定結果を示す。第一波はポンプからの直接波である。実験 A のデータの第二波はステンレス棒からの反射波と、反射波が入力側のポンプ端で再反射した波が重畳したものである。また実験 B, C の第二波の到達時間が A の第二波と同じであることから、この反射波は狭窄部で生じたものと考えられる。これら実験結果, A, B, C における第二波の振幅値はそれぞれ 5.4 kPa, 0.75 kPa, 0.90 kPa となった。この結果より、狭窄チューブ  $T_1$  と異径チューブ  $T_2$  での圧力波の反射係数はそれぞれ 0.14, 0.17 と推定された。この結果より、チューブ  $T_2$  の推定された反射係数は 3.1 節で得られた理論値よりも小さい値となった。

Fig. 4 に実験 B, C, D の測定結果をそれぞれ示す。さらに、狭窄部での圧力波の反射をより詳細に検討するため実験 B, C の結果と D の結果の差分を Fig. 5 に示す。これより、チューブ  $T_1$  からの反射波の振幅がチューブ  $T_2$  からの反射波よりも小さくなることが確認された。チューブ  $T_1$  内を伝搬する圧力波は狭窄部の管内径が小さくなるにつれて徐々に正の反射波を発生させ、大きくなるにつれて負の反射を発生させる。これらの反射波の位相が少しずつずれるため結果としてチューブ  $T_1$  の反射波が小さくなったと考えられる。

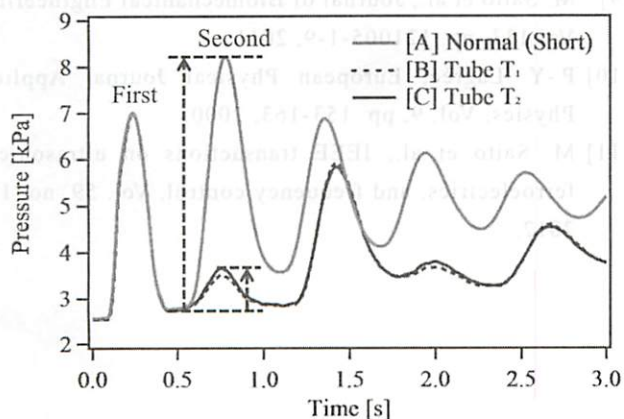


Fig. 3 Measured data to estimate the reflection coefficient.

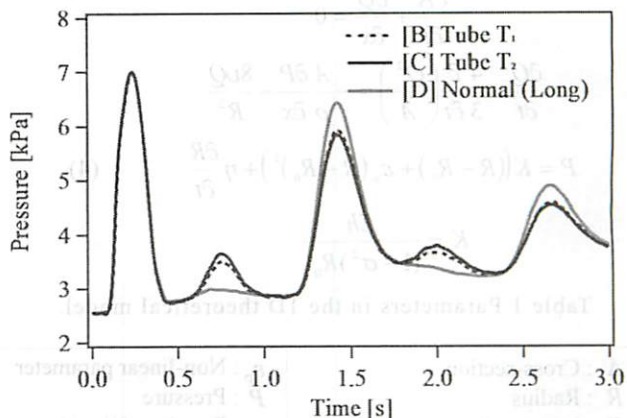


Fig. 4 Measured data of normal and stenosis tubes.

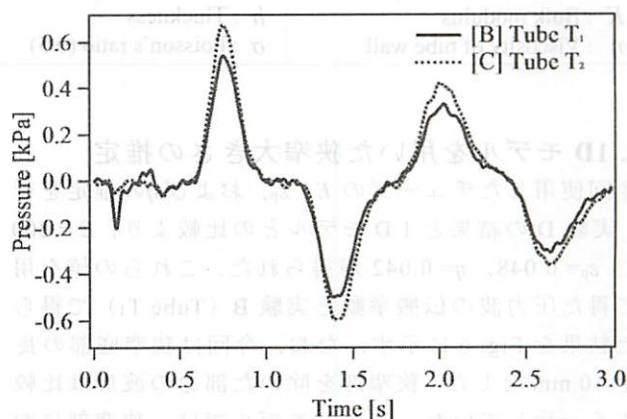


Fig. 5 The influence of the stenosis part.

## 4. 1次元圧力波伝搬モデルを用いた狭窄部の検討

1次元の圧力波伝搬モデル（1Dモデル）を用いて狭窄部に置くチューブの管内径と壁の厚みの推定を検討した。

### 4.1. 1次元理論モデル

粘弾性チューブ内を伝わる圧力波の1Dモデルによる数値計算<sup>[8-11]</sup>を行った。ここでは、以下の支配方程式を用いた。また、各パラメータを Table 1 に示す。この1次元理論モデルは血管を模擬したチューブ内を伝搬する圧力波を検討するものでありすでにその妥当性について報告されている<sup>[8-11]</sup>。また、この1Dモデルでは測定された圧力波との比較により、式(4)中の最適なチューブのヤング率  $E$ 、非線形係数  $\epsilon_p$ 、粘性係数  $\eta$  を推定できる。

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

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

$$P = K \left( (R - R_0) + \varepsilon_p (R - R_0)^2 \right) + \eta \frac{\partial R}{\partial t} \quad (4)$$

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

Table 1 Parameters in the 1D theoretical model.

$A$ : Cross-section	$\varepsilon_p$ : Non-linear parameter
$R$ : Radius	$P$ : Pressure
$R_0$ : Initial radius	$\rho$ : Density of liquid
$Q$ : Fluid flow	$x$ : Longitudinal variable
$\nu$ : kinematic viscosity	$E$ : Young's modulus
$K$ : Bulk modulus	$h$ : Thickness
$\eta$ : Viscosity of tube wall	$\sigma$ : Poisson's ratio (0.5)

#### 4.2. 1D モデルを用いた狭窄大きさの推定

今回使用したチューブの  $E$ ,  $\varepsilon_p$ , および  $\eta$  の推定を行う。実験 D の結果と 1D モデルとの比較より,  $E = 200$  kPa,  $\varepsilon_p = 0.048$ ,  $\eta = 0.042$  が得られた。これらの値を用いて得た圧力波の伝搬挙動と実験 B (Tube T1) で得られた結果を Fig. 6 に示す。なお、今回は狭窄底部の長さを 10 mm とした。狭窄部を除いた部分の波形は比較的良好に一致していた。しかしモデルでは、狭窄部における管内径と壁の厚みはそれぞれ 1.46 mm と 5.27 mm と推定された。今回作製した狭窄部の管内径と壁の厚みはそれぞれ 4.0 mm と 4.0 mm であり、大きく異なった。この理由の一つとして狭窄部での流れの影響が考えられる。1D モデルでは流体の流れを層流と仮定している。狭窄部では、内径が小さくなり、流体の流速が大きくなることからレイノルズ数が増加し、層流の条件を満たしていない可能性がある。

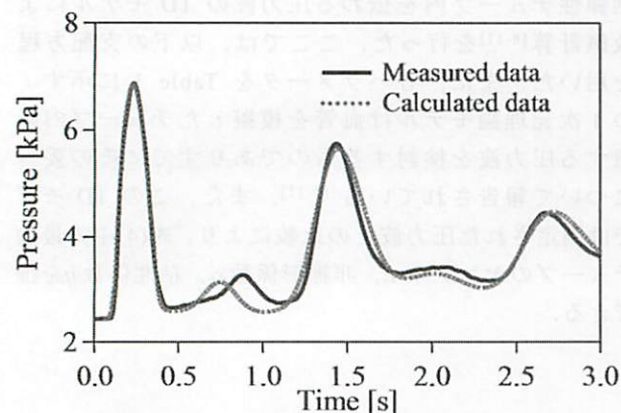


Fig. 6 Measured data and 1D model estimation.

#### 5. まとめ

本報告では、軽度狭窄を模擬した粘弾性チューブを作製し、狭窄が圧力波伝搬に与える影響を検討した。狭窄部では圧力波の反射が観測された。さらに、1D モデルを適用した結果、推定された狭窄部の内径、厚みは作製した寸法とよい一致を示さなかった。この理由として、1D モデルで流体を層流と仮定していることが考えられる。今後は、狭窄の長さや狭窄率が異なる粘弾性チューブを作製し、狭窄の大きさが圧力波に与える影響、1D モデルの適用可能性について検討を進める。

#### 謝 辞

本研究遂行にあたり株式会社村田製作所の浅田隆昭博士、齋藤雅史博士の有益な議論を頂いた。また、本研究の一部は文部科学省地域イノベーション戦略支援プログラムの補助を受けた。ここに謝意を表す。

#### 文献

- [1] 人口動態計月報, 2009, 厚生労働省.
- [2] W. W. Nichols and M. F. O'rouke, *McDonald's Boold Flow in Arteries*, 5th ed, London, UK Hodder Arnold, 2005.
- [3] P.H. Davis et al., *Circulation*, Vol. 100, pp. 838-842, 1999.
- [4] P.H. Davis et al., *Circulation*, Vol. 104, pp. 2815-2819, 2001.
- [5] Y. Yamamoto et al., *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 50, pp. 07HF12-1-4, 2011.
- [6] 頸部血管超音波検査ガイドライン, 2006, 日本脳神経超音波学会・栓子検出と治療学会合同ガイドライン作製委員会
- [7] M. Saito, Ph.D thesis, Doshisha University. 2012.
- [8] M. Saito et al., *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings*, pp. 713-716, 2011.
- [9] M. Saito et al., *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.133, pp. 121005-1-9, 2011.
- [10] P.-Y. Lagr ee, *European Physical Journal Applied Physics*, Vol. 9, pp. 153-163, 2000.
- [11] M. Saito et al., *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, Vol. 59, no. 11, 2012.