

動脈狭窄部位の上流・下流での血管壁振動の 同時計測と解析

砂川 和宏^{1,2} 金井 浩¹ 小岩 喜郎³
仁田 桂子⁴ 田中 元直⁴

Simultaneous Measurement of Vibrations on Arterial Wall Upstream and Downstream of Arteriostenosis Lesion and Their Analysis

Kazuhiro SUNAGAWA^{1,2}, Hiroshi KANAI¹, EJSUM
Yoshiro KOIWA³, Keiko NITTA⁴, SJSUM, and Motonao TANAKA⁴, SJSUM

Abstract

Acute myocardial infarction and cerebral infarction are generally known to be caused primarily by the rupture of atherosclerotic plaques. It is thus necessary for clinical treatment to predict the rupture of these plaques. Blood-flow velocity around atherosclerotic plaques increases as the arteriostenosis lesion progresses, resulting in turbulence downstream of the lesion. The resulting change in blood pressure produces shear stress, and change in this stress affects the rupture of the atherosclerotic plaques. Cerebral ischemic paroxysm and cerebral infarction have been reported to occur in a high percentage of cases in which inner vessel diameter has decreased to less than 70% of its original diameter as a result of stenosis. This explains the use of standard ultrasonic diagnostic equipment to measure blood flow in the screening of the carotid arteries. On the other hand, the noise signal radiated from an aneurysm as a result of blood flow has been measured using the bruit sensor used to diagnose cerebrovascular diseases. Many unsolved problems with regard to the relationship between noise and turbulence in blood flow remain, however. Here, small vibrations on the arterial wall were measured transcutaneously and analyzed both upstream and downstream of the atherosclerotic plaque of a human carotid artery. Characteristics of the resultant vibrations upstream of the stenosis clearly differed from those downstream of it. These results should prove useful in predicting the rupture of atherosclerotic plaques.

Key Words

Atherosclerosis, Arteriostenosis, Blood flow, Small vibration on arterial wall, Ultrasound

1. はじめに

心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾患は、動脈硬化性プラーク（粥腫）が破綻することにより発症することが知られており¹⁾、動脈硬化性プラークの易破裂性・破綻の予測を行うことが非常に重要となってい

る。そこで、本研究グループでは、動脈硬化性プラークの評価を目指して、超音波を用いて動脈壁の微小振動速度を測定し、動脈壁の局所の弾性特性を評価する手法²⁾を提案してきた。

一方、動脈硬化性プラークによる狭窄部位では、血流速度が高くなり、その下流では乱流が発生する。こ

¹東北大学大学院工学研究科電気・通信工学専攻, ²(株)松下通信仙台研究所, ³東北大学医学部第1内科, ⁴東北厚生年金病院
(¹Department of Electrical Engineering, Tohoku University Graduate School of Engineering, Aramaki-aza-Aoba 05, Aoba-ku, Sendai 980-8579, Japan, ²Matsushita Communication Sendai R & D Labs. Co., Ltd., Akedori 2-5, Izumi-ku, Sendai 981-3206, Japan, ³First Department of Internal Medicine, Tohoku University School of Medicine, Seiryō-cho 1-1, Aoba-ku, Sendai 980-0872, Japan, ⁴Tohoku Welfare Pension Hospital, Fukumuro-aza-Takasago 10, Miyagino-ku, Sendai 983-0005, Japan)
(Received May 24, 1999; Accepted in final form Oct 12, 1999)

のような血流の変化により、血圧やせん断応力に変化が生じ、これら応力の変化がプラークの破綻に影響を及ぼすと考えられている³⁾。狭窄部位での乱流は、古くはホットフィルム流速計で計測⁴⁾が行われ、現在では超音波診断装置のFFTドプラ法、カラードプラ法により容易に計測が可能となった。また、狭窄率が70%を超えると脳虚血発作や脳梗塞の発症が有意に高いという報告もあり⁵⁾、現在のところ、超音波診断装置による頸動脈検査においては、動脈狭窄部位における血流速度、波形等の計測によって、狭窄率の判定、頸部内頸動脈閉塞・高度狭窄病変の確認及び閉塞と高度狭窄の鑑別が行われている⁶⁾。

また、血流音センサにより血流雑音を検出し、動脈の異常を診断する脳血管の音響解析⁷⁾⁸⁾が試みられているが、壁振動は直接計測されておらず、乱流が血管壁の振動へ与える影響に関しては依然不明な点が多い。

そこで、本論文では、超音波で動脈壁の微小振動を高精度に計測する位相差トラッキング法⁹⁾を用いて、シリコーン管に設定した狭窄部位と、動脈硬化症患者の総頸動脈において狭窄が生じている部位の各々の壁の微小振動を測定し、狭窄部での血流が壁振動に与える影響の評価を行う。これらの成果は、将来プラーク破綻の一つの手掛かりとなる可能性がある。

2. 動脈壁の微小振動速度の計測原理と計測システム

2.1 動脈壁の微小振動速度の計測

体表の超音波プローブから送信された超音波パルスが、振動している動脈壁で反射して、超音波プローブに受信されるまでに、往復の伝搬距離による位相遅れが生じる。超音波中心角周波数 $\omega_0 = 2\pi f_0$ の超音波パルスを繰り返し周期 ΔT ごとに動脈壁へ送信するとき、音速を c_0 、対象反射体 i までの片道伝搬時間を $\tau_i(t)$ 、対象反射体 i までの距離を $x_i(t)$ とすると、対象反射体 i からの反射波の位相 $\theta(x_i; t)$ は、その反射波の検波波形 $y(x_i; t)$ を用いて、次式により求められる。

$$\theta(x_i; t) = 2\omega_0\tau(t) = 2\omega_0 \frac{x_i(t)}{c_0} \quad (1)$$

したがって、 ΔT 間に受信した2つの検波波形 $y(x_i; t)$

と $y(x_i; t + \Delta T)$ 間の位相差 $\Delta\theta(x_i; t + \Delta T)$ は次式で与えられる。

$$\begin{aligned} \Delta\theta(x_i; t + \Delta T) &= \theta(x_i; t + \Delta T) - \theta(x_i; t) \\ &= \frac{2\omega_0}{c_0} \Delta x_i(t + \Delta T) \quad (2) \end{aligned}$$

ここで $\Delta x_i(t + \Delta T)$ は、 ΔT 間での対象物の移動距離であり、次式で表される。

$$\begin{aligned} \Delta x_i(t + \Delta T) &= x_i(t + \Delta T) - x_i(t) \\ &= \frac{c_0}{2\omega_0} \Delta\theta(x_i; t + \Delta T) \quad (3) \end{aligned}$$

この $\Delta x_i(t + \Delta T)$ を ΔT で割ることによって、対象物の ΔT 間における平均速度 $\hat{v}_i(t + \Delta T/2)$ が次式で算出できる。

$$\begin{aligned} \hat{v}_i\left(t + \frac{\Delta T}{2}\right) &= \frac{\Delta x_i(t + \Delta T)}{\Delta T} \\ &= \frac{c_0}{2\omega_0} \frac{\Delta\theta(x_i; t + \Delta T)}{\Delta T} \quad (4) \end{aligned}$$

本論文では、反射波の位相遅れを算出するために、受信した反射波を直交検波して、実部信号 $z_{re}(x_i; t)$ と虚部信号 $z_{im}(x_i; t)$ として分離した後、A/D変換する。動脈壁からの反射波が戻ってきた時点 t での検波波形の位相 $\theta(x_i; t)$ を次式により求める。

$$\theta(x_i; t) = \tan^{-1}\left(\frac{z_{im}(x_i; t)}{z_{re}(x_i; t)}\right) \quad (5)$$

また、動脈硬化病変部位とその上流と下流の振動をほぼ同時に計測するために、動脈壁上の任意の N 方向に超音波パルスを送信している¹⁰⁾。 N 方向で同時計測を行う場合、各測定点の超音波パルスの繰り返し周波数は、1方向で計測する場合の $1/N$ となる。この場合の各測定方向の微小振動速度 $v_i(t)$ は次式により求められる。

$$\hat{v}_i\left(t + \frac{N \cdot \Delta T}{2}\right) = \frac{c_0}{2\omega_0} \frac{\theta(x_i; t + N \cdot \Delta T) - \theta(x_i; t)}{N \cdot \Delta T} \quad (6)$$

2.2 位相差トラッキング法による動脈壁の微小振動速度の計測

実際の計測においては、動脈の内腔の拡張に伴って、超音波プローブと動脈の距離が、頸動脈において数百 μm 変化するが、その動脈壁の変位の中には、動脈の前壁と後壁が同じ深さ方向に変位する併進成分が

100~200 μm が含まれている。従来の超音波診断装置の M モードでは、その併進成分も含めた動きを計測しているため、心臓の駆出に伴う動脈内径の変化成分のみを正確に計測することはできない。そのために、直交検波信号の位相を用いて、測定対象の体表からの位置の瞬時値 $x_i(t)$ を高精度にトラッキングし、併進成分に重畳している動脈壁上の微小振動速度 $v_i(t)$ を高精度に求める位相差トラッキング法⁹⁾を用いる。計測において、(3) 式の ΔT 間での位相偏移 $\Delta\theta(x_i; t)$ の正確な決定が重要であり、そのため測定対象の瞬時的な位置 $x_i(t)$ を制約付最小二乗法を用いて決定する。

時刻 $t + \Delta T$ における対象物 i の位置 $x_i(t + \Delta T)$ は、この (3) 式で求めた対象物の変位量 $\Delta x_i(t + \Delta T)$ を、前の時刻 t における対象物の位置 $x_i(t)$ に加えることによって予測できる。

$$x_i(t + \Delta T) = x_i(t) + \Delta x_i(t + \Delta T) \quad (7)$$

これが、壁のトラッキング軌跡 $x_i(t)$ となり、この演算を繰り返すことによって、動脈壁運動のトラッキングを行いながら、微小振動速度を高精度に計測することができる。

2.3 in vivo 計測システム

Fig.1 に本論文で用いる in vivo 計測システムの構成を示す。まず、超音波診断装置の超音波プローブから動脈壁上の任意の数点に超音波パルスを送信する。超音波プローブは、7.5 MHz リニア型プローブを用い、超音波ビームアドレスは、外部から 8 bit のデータを入力することにより、送信パルスごとに任意のビームアドレスに設定することが可能である。

動脈壁で反射した超音波パルスを再び同じプローブで受信し、直交検波して実部 $z_{re}(x_i; t)$ と虚部

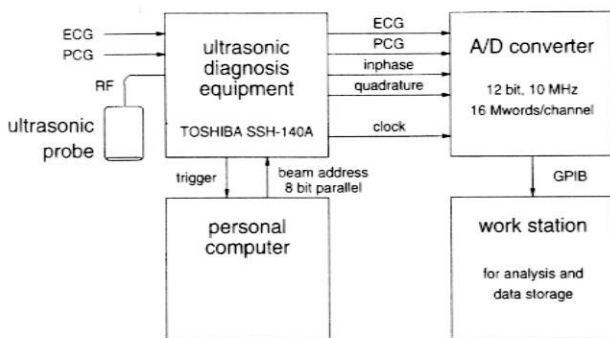


Fig.1 System for measuring in vivo.

$z_{im}(x_i; t)$ に分離した後、標本化周波数 10 MHz で A/D 変換を行う。標本化したデータは GPIB ケーブルを通じてワークステーションに転送し、処理を行う。

本 in vivo 計測で得られる空間分解能は、超音波ビームの焦点におけるビーム幅 (約 1~2 mm) であり、汎用の超音波診断装置における M モードと同じ空間分解能で計測が可能である。

また、微小振動速度の計測可能な最小値は、実験的に 0.5 mm/s であり²⁾、検出可能な微小振動の周波数は、超音波送受信の繰り返し周波数のナイキスト周波数に依存し、繰り返し周波数が 6 kHz の場合、3 kHz までの微小振動が計測可能である。

3. シリコン管による基礎実験

3.1 人工心臓 (VAD) を用いた実験システム

Fig.2 にシリコン管による実験システムの構成を示す。水槽の中にシリコン管を設置し、人工心臓 (VAD: ventricular assist device) を用いてシリコン管内に拍動流を流し、2.3 で述べた計測システムによって、シリコン管の壁の微小振動速度 $v_i(t)$ の測定を行う。

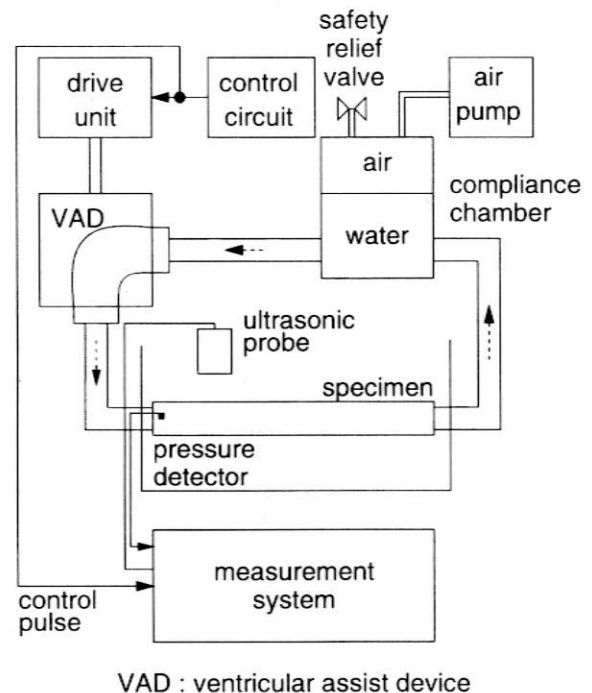


Fig.2 Experimental system using a ventricular assist device (VAD) to measure vibration signals on the wall of a silicone tube.

使用したシリコン管は、内径約 12 mm、壁厚約 1 mm である。弾性率（増分弾性係数） E は、内圧 P を ΔP だけ変化させたときの外半径の増分 ΔR_o の計測結

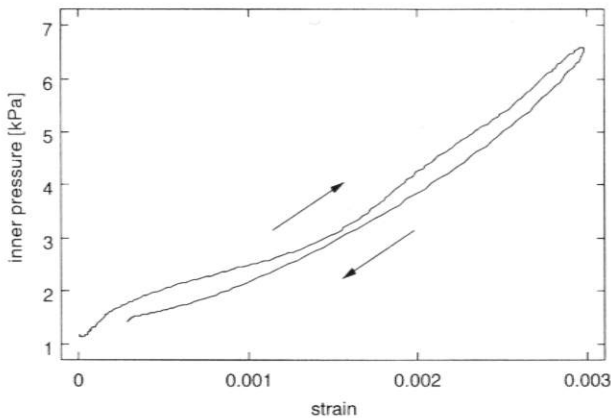


Fig. 3 Experimental results of relationship between applied inner pressure and strain on silicone tube.

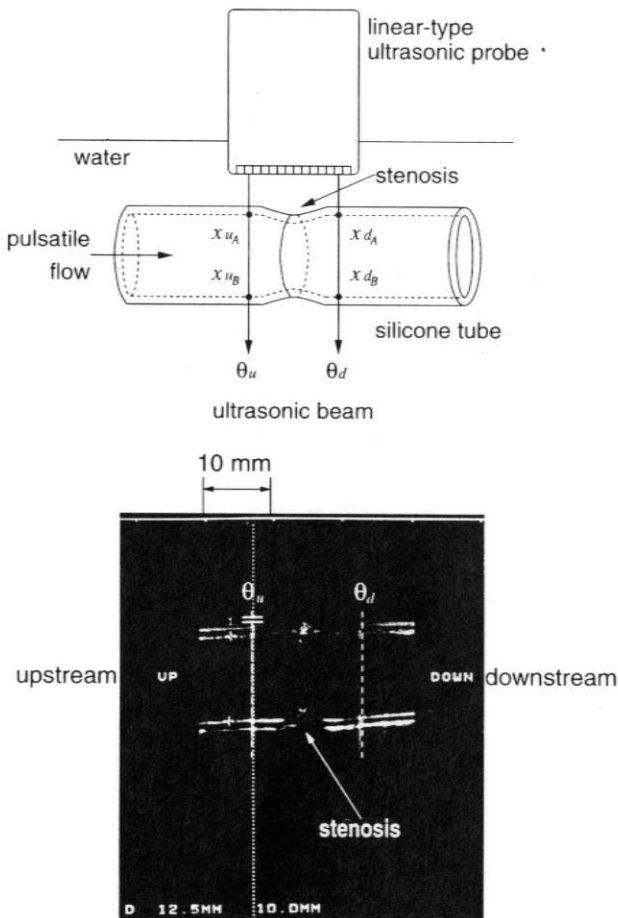


Fig. 4 (a) Measurement points on a silicone tube with stenosis. (b) B-mode image of the silicone tube with stenosis.

果から、最小二乗法でその傾き $\Delta P / \Delta R_o$ を求め、シリコン管の内半径 R_i 、外半径 R_o を用いて、次式により算出した¹¹⁾。

$$E = \frac{3}{2} \frac{\Delta P}{\Delta R_o} \frac{R_i^2 R_o}{R_o^2 - R_i^2} \quad (8)$$

使用したシリコン管の内圧と歪みを計測した結果を Fig. 3 に示す。(8) 式より求めた弾性率 E は、約 8 MPa である。

このシリコン管に関して、狭窄が無い場合とある場合について、拍動流における壁の振動を計測した。狭窄はシリコン管の一部分を糸で縛るにより、人工的に作った。内径狭窄率を約 20% に設定し、シリコン管内部の液体に水道水を用いた。

壁の微小振動速度の計測は、狭窄部位の約 7.5 mm 上流 θ_u と約 7.5 mm 下流 θ_d の各々のビーム位置に関して前壁・後壁の 2 点、合計 4 点についてほぼ同時に行った。超音波送信の繰り返し周波数を 6 kHz に設定し、2 つのビーム位置 θ_u 、 θ_d に関して交互に超音波の送信を行うため ($N=2$)、その 1 方向での超音波送受信の繰り返し周波数は 3 kHz となる。Fig. 4 (a) に狭窄を設定したシリコン管の計測点を示し、Fig. 4 (b) には計測時の超音波診断装置による B モード断層像を示す。

3.2 壁の微小振動の計測結果

Fig. 5 (1) には、(a) 人工心臓の駆動信号、狭窄部上流 θ_u での (b) シリコン管の前壁内腔側の微小振動速度波形 $v(x_{uA}; t)$ 、(c) 後壁内腔側の微小振動速度波形 $v(x_{uB}; t)$ 、(d) 内径変化の速度波形 $\Delta v(x_u; t) = v(x_{uA}; t) - v(x_{uB}; t)$ 及び (e) 内径変化波形 $\Delta d(x_u; t) = \int_0^t \Delta v(x_u; t) dt$ を示す。また、壁の計測断面の上流から下流への流速を超音波診断装置を用いて計測したドプラ波形を (f) に示す。

同様に、狭窄部位下流 θ_d の前壁と後壁の微小振動速度波形 $v(x_{dA}; t)$ 、 $v(x_{dB}; t)$ 、シリコン管の内径変化の速度波形 $\Delta v(x_d; t)$ 、シリコン管の内径変化波形 $\Delta d(x_d; t)$ を Fig. 5 (2) に示す。同じシリコン管を用いて、狭窄を設定しない場合についても上流 θ_u と下流 θ_d での計測結果を同様に Fig. 6 (1), (2) に示す。これらの計測結果より、次のことが分かる。

1. Fig. 5 の狭窄を設定した場合においては、前

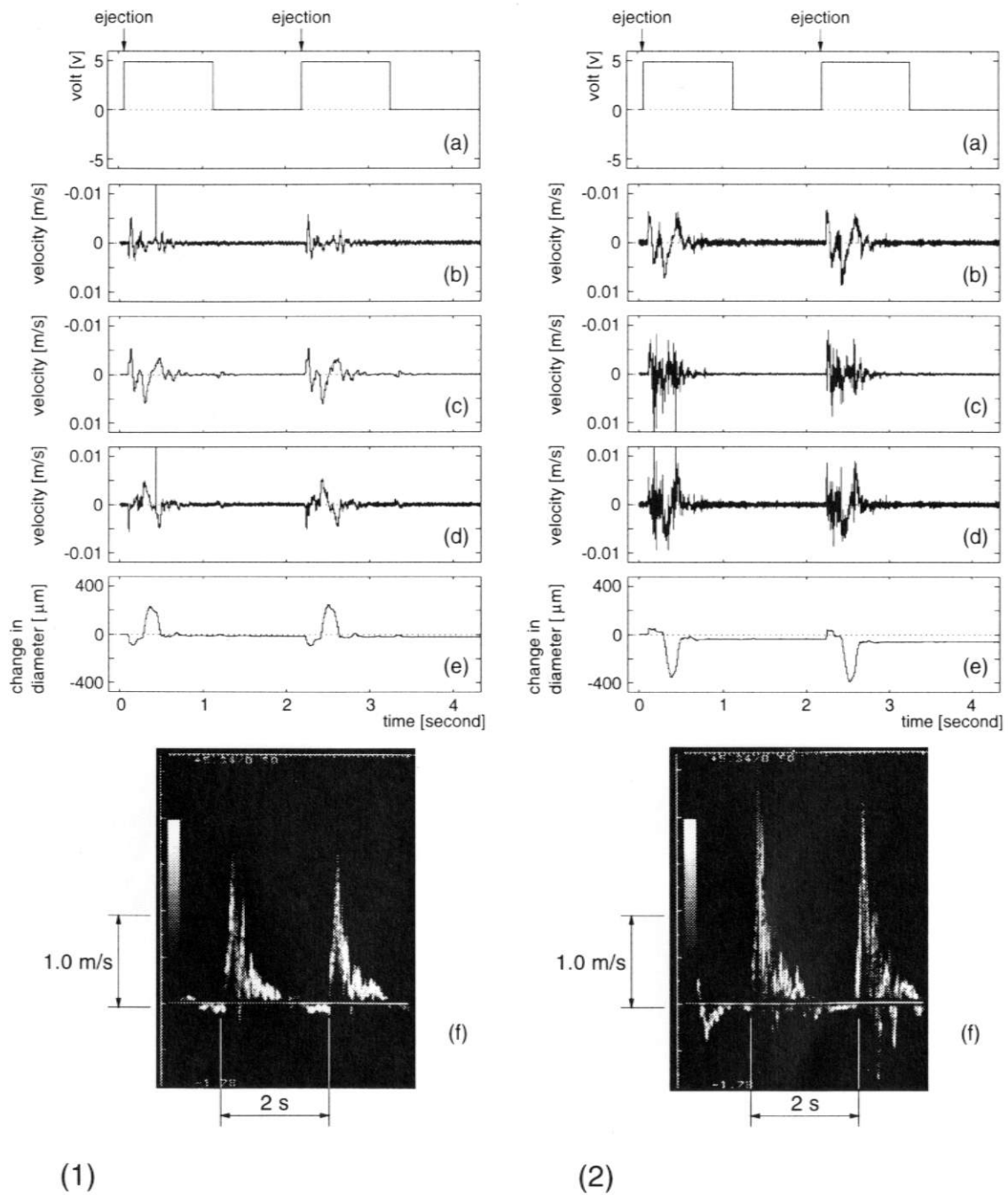


Fig.5 Experimental results obtained from a silicone tube with stenosis. (1) Measurement point θ_u at an upstream location. (2) Measurement point θ_d at a downstream location. (a) Signal driving the ventricular assist device (VAD). (b) Small vibration signals $v(x_{uA}; t)$ and $v(x_{dA}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{dB}; t)$ and $v(x_{dB}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_u; t)$ and $\Delta v(x_d; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta v(x_u; t)$ and $\Delta v(x_d; t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment.

壁、後壁ともに微小振動速度波形には、上流側に比べて下流側に高い周波数成分が重畳していることが分かる。その結果、内径変化の速度波形にも高い周波数成分が重畳している。これらの高周波成分は、**Fig.6**の狭窄を設定しない場合には観測されない。

2. また、人工心臓の駆出の直後から、シリコーン管の壁の内径変化の速度波形が上流側と下流側では互いに逆位相に変化し、その結果、内径の変化も逆位相に変化している。特に狭窄の下流側では、駆出期に内径が減少する方向に前壁・後壁が変位しており、狭窄

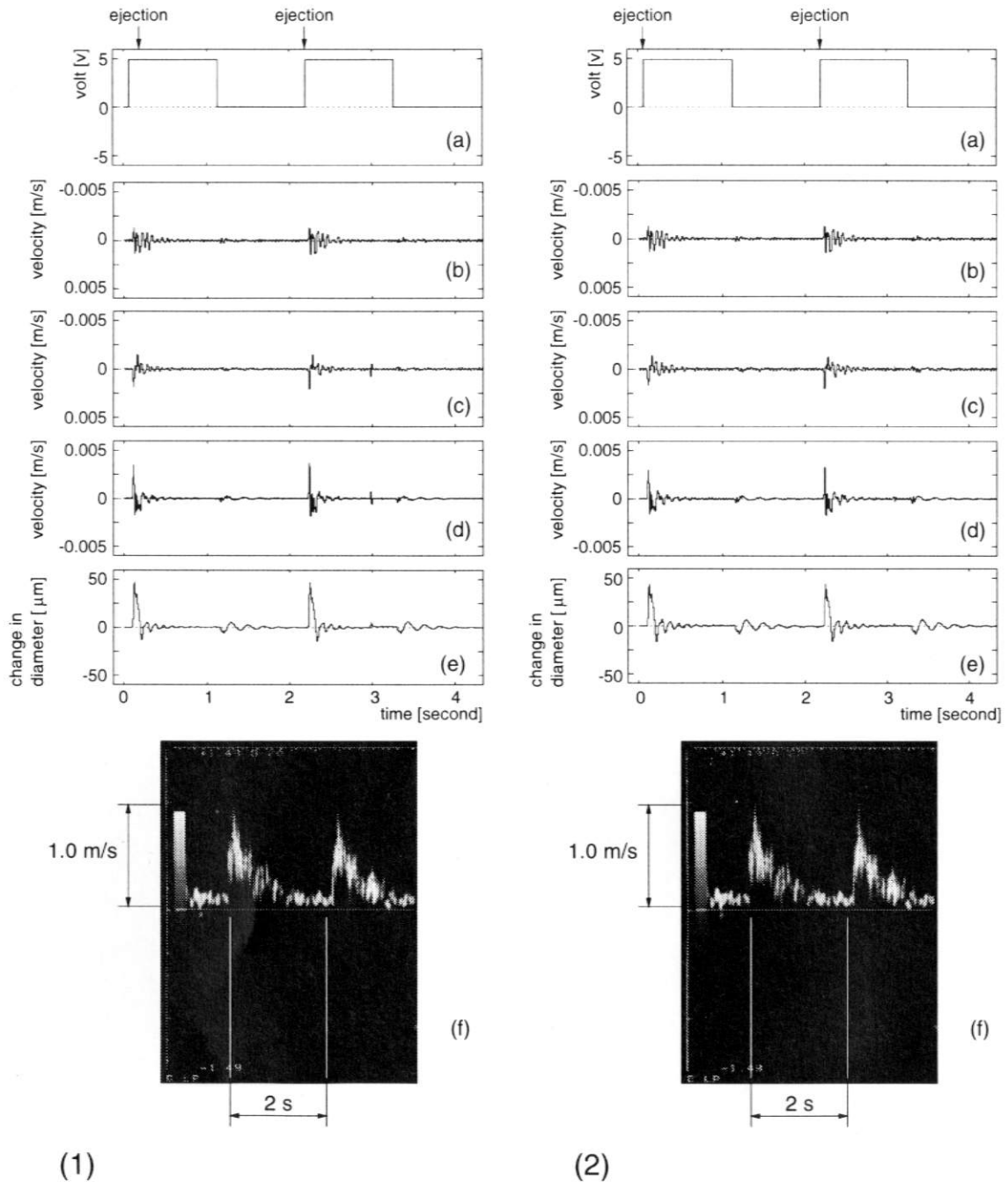


Fig. 6 Experimental results obtained from a silicone tube without stenosis. (1) Measurement point θ_u at an upstream location. (2) Measurement point θ_d at a downstream location. (a) Signal driving the ventricular assist device (VAD). (b) Small vibration signals $v(x_{uA}; t)$ and $v(x_{dA}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{uB}; t)$ and $v(x_{dB}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_u; t)$ and $\Delta v(x_d; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta v(x_u; t)$ and $\Delta d(x_2; t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment.

部位の下流側で負圧が働いているものと考えられる。

3. **Fig. 5** の狭窄設定の場合に関して、駆出直後 $T_0 = 0\text{ s}$ から $T_0 = 0.6\text{ s}$ 間での上流と下流の前壁の微小振動速度波形 $v(x_{uA}; t)$, $v(x_{dA}; t)$, 後壁の微小振動速度波形 $v(x_{uB}; t)$, $v(x_{dB}; t)$, 内径変化の速度波形

$\Delta v(x_u; t)$, $\Delta v(x_d; t)$ 各々の組合せに関する相互相関係数 ρ を **Table 1** に示す。相互相関係数 ρ は、2つの参照波形 $v_i(t)$, $v_j(t)$ に対して、次式より求める。

Table 1 Correlation Coefficients of small Vibration Signals Measured on a Silicone Tube with Stenosis

| | | | | | |
|---|---------------|------------------------------------|----------------|--------------------|--------|
| Small vibration signals on the anterior wall | Upstream | $v(x_{uA}; t) \leftrightarrow$ | Downstream | $v(x_{dA}; t)$ | 0.489 |
| Small vibration signals on the posterior wall | Upstream | $v(x_{uB}; t) \leftrightarrow$ | Downstream | $v(x_{dB}; t)$ | 0.489 |
| Velocity signals of inside diameter | Upstream | $\Delta v(x_u; t) \leftrightarrow$ | Downstream | $\Delta v(x_d; t)$ | -0.714 |
| Upstream wall vibration signals | Anterior wall | $v(x_{uA}; t) \leftrightarrow$ | Posterior wall | $v(x_{uB}; t)$ | 0.547 |
| Downstream wall vibration signals | Anterior wall | $v(x_{dA}; t) \leftrightarrow$ | Posterior wall | $v(x_{dB}; t)$ | 0.442 |

Table 2 Correlation Coefficients of small Vibration Signals Measured on a Silicone Tube without Stenosis

| | | | | | |
|---|---------------|------------------------------------|----------------|--------------------|--------|
| Small vibration signals on the anterior wall | Upstream | $v(x_{uA}; t) \leftrightarrow$ | Downstream | $v(x_{dA}; t)$ | 0.963 |
| Small vibration signals on the posterior wall | Upstream | $v(x_{uB}; t) \leftrightarrow$ | Downstream | $v(x_{dB}; t)$ | 0.967 |
| Velocity signals of inside diameter | Upstream | $\Delta v(x_u; t) \leftrightarrow$ | Downstream | $\Delta v(x_d; t)$ | 0.980 |
| Upstream wall vibration signals | Anterior wall | $v(x_{uA}; t) \leftrightarrow$ | Posterior wall | $v(x_{uB}; t)$ | -0.079 |
| Downstream wall vibration signals | Anterior wall | $v(x_{dA}; t) \leftrightarrow$ | Posterior wall | $v(x_{dB}; t)$ | 0.142 |

$$\rho = \frac{\frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} v_i(t)v_j(t)dt}{\sqrt{\frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} v_i(t)^2 dt} \sqrt{\frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} v_j(t)^2 dt}} \quad (9)$$

狭窄を設定した場合、狭窄部の上流と下流の間で、波形の相関が前壁どうし、後壁どうし、ともに低くなっており、狭窄部の下流側では、前壁と後壁の間の相関も上流に比べてやや低くなっていることが分かる。これは、狭窄部位を境に上流と下流でシリコン管の併進運動成分が異なることによる結果と考えられる。また、シリコン管の内径変化の運動速度が、上流側に対して下流側では確かに逆位相になっていることが分かる。

4. 一方、Fig. 6の狭窄を設定しない場合の駆出直後 $T_0=0$ s から $T_0=0.6$ s 間での上流と下流の前壁の微小振動速度波形 $v(x_{uA}; t)$, $v(x_{dA}; t)$, 後壁の微小振動速度波形 $v(x_{uB}; t)$, $v(x_{dB}; t)$, 内径変化の速度波形 $\Delta v(x_u; t)$, $\Delta v(x_d; t)$ の相互相関係数 ρ を Table 2 に示す。狭窄を設定しない場合、振動速度波形間の相関は、上流と下流の間、前壁と後壁の間のどちらも高い結果を示した。しかし、上流の前壁と後壁の間

$v(x_{uA}; t) \leftrightarrow v(x_{uB}; t)$ と下流の前壁と後壁の間 $v(x_{dA}; t) \leftrightarrow v(x_{dB}; t)$ の微小振動速度波形間の相関は、狭窄を設定した場合に比べて低くなっている。これは、実験系においてシリコン管を固定する際の、前壁側と後壁側の軸方向の微妙な張力の差が、微小振動波形に影響したことが要因と考えられる。また、狭窄を設定した場合には、駆出のエネルギーが狭窄により、内径変化に寄与する静圧に大きく変換された結果、上述したような影響は少なくなると考えられる。そこで、再現性評価関数¹³⁾を用いて、前壁と後壁の微小振動波形を周波数領域で評価する。再現性評価関数 $|\hat{\rho}_0(f)|^2$ は、

$$|\hat{\rho}_0(f)|^2 = \frac{\left| \sum_{i=1}^M V_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |V_i(f)|^2} \quad (10)$$

で求められる。ここで、 $V_i(f)$ は微小振動速度波形の周波数スペクトル、 M は拍数となる。Fig. 7(a) に狭窄を設定した場合の前壁と後壁の微小振動速度波形の再現性評価関数による評価結果を、Fig. 7(b) に狭窄を設定しない場合の評価結果を示す。狭窄を設定した場合、狭窄を設定しない場合、どちらにおいても、前壁、後壁ともに人工心臓 (VAD) による脈波の主成分

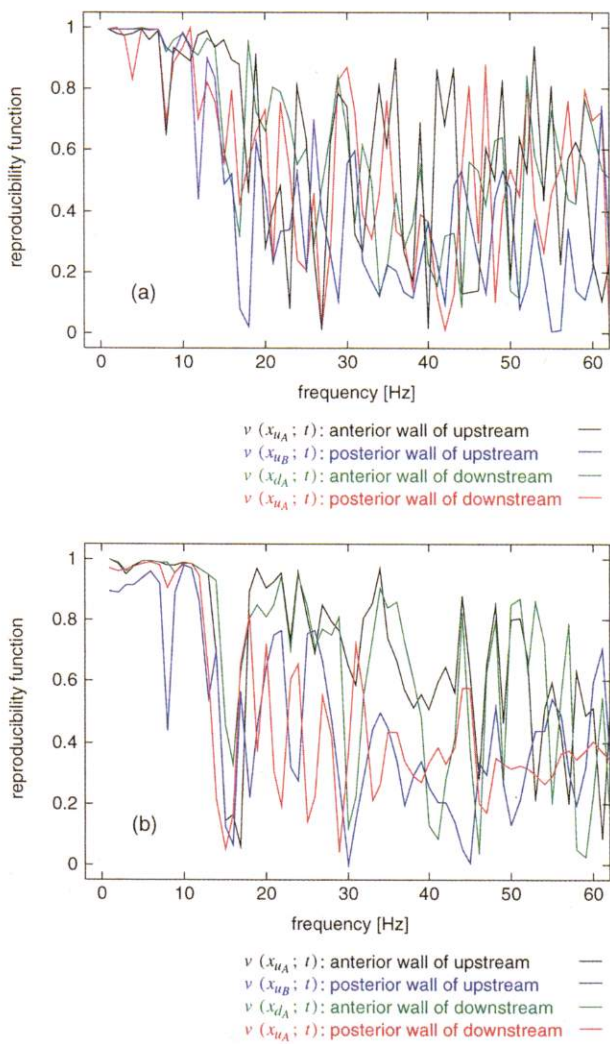


Fig.7 Reproducibility function of small vibration signals from the wall of the silicone tube. (a) Silicone tube with stenosis. (b) Silicone tube without stenosis.

である 10 Hz 以下の周波数成分で拍間の再現性が高く、相関性が確認できる。

5. 超音波診断装置で計測したドプラ波形では、狭窄の下流側で乱流と逆流が観測でき、狭窄による流れの変化が、特に下流側の壁の振動に大きく影響を与えていると考えられる。

4. ヒト頸動脈における動脈壁振動の計測結果

次に 40 歳女性の動脈硬化症患者の総頸動脈から頸動脈洞間の頸動脈と、25 歳男性の健常者の総頸動脈から頸動脈洞間の頸動脈で計測した結果を示す。測定点は狭窄部上流の 2 つのビーム位置 θ_1, θ_2 、狭窄部を通る位置 θ_3 、狭窄部下流のビーム位置 θ_4 に関して、各々

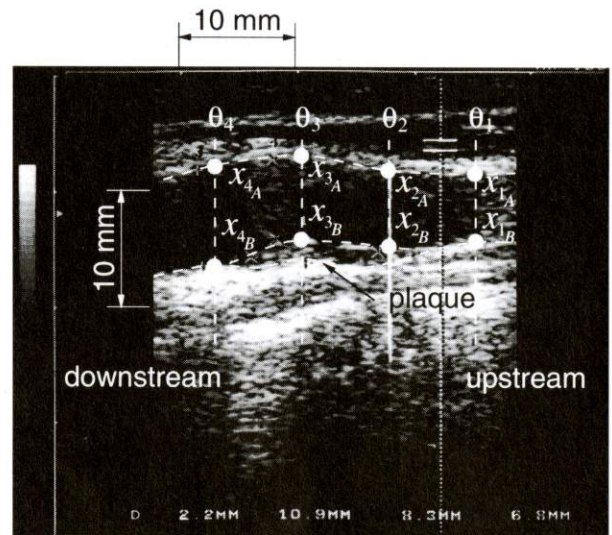


Fig.8 B-mode image of arteriostenosis lesion of the carotid artery of a 40-year-old female patient with atherosclerosis.

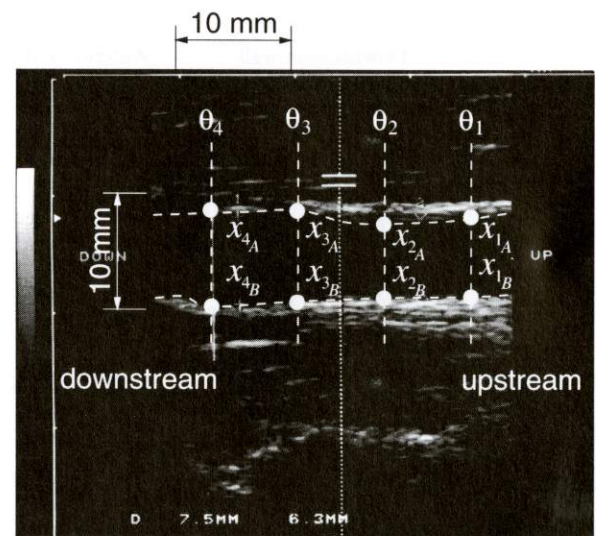


Fig.9 B-mode image of carotid artery of a 25-year-old healthy male subject.

前壁・後壁の 2 点、合計 8 点である。超音波送受信の繰り返し周波数は 6 kHz に設定した。計測する 4 つの位置 ($\theta_1 \sim \theta_4$) に対して順番に送受信を行うため ($N=4$)、測定する各位置ごとの超音波送受信の繰り返し周波数は 1.5 kHz となる。40 歳女性の動脈硬化症患者と 25 歳男性の健常者の測定点を示した B モード画像をそれぞれ Fig.8, Fig.9 に示す。Fig.8 の B モード画像から、40 歳女性の動脈硬化症患者には、頸動脈後壁にプラークが確認できる。超音波診断装置の B モード画像上で、超音波診断装置の計測機能を用いて計測

した結果、動脈の内径 d_n は約 8.3 mm、プラークの厚さは約 2.2 mm (狭窄部の内径 $d_s = 8.3 - 2.2 =$ 約 6.1 mm) で内径狭窄率 η は、

$$\eta = \frac{d_n - d_s}{d_n} \times 100 \text{ [\%]} \quad (11)$$

より、約 27% と推定できる¹²⁾。

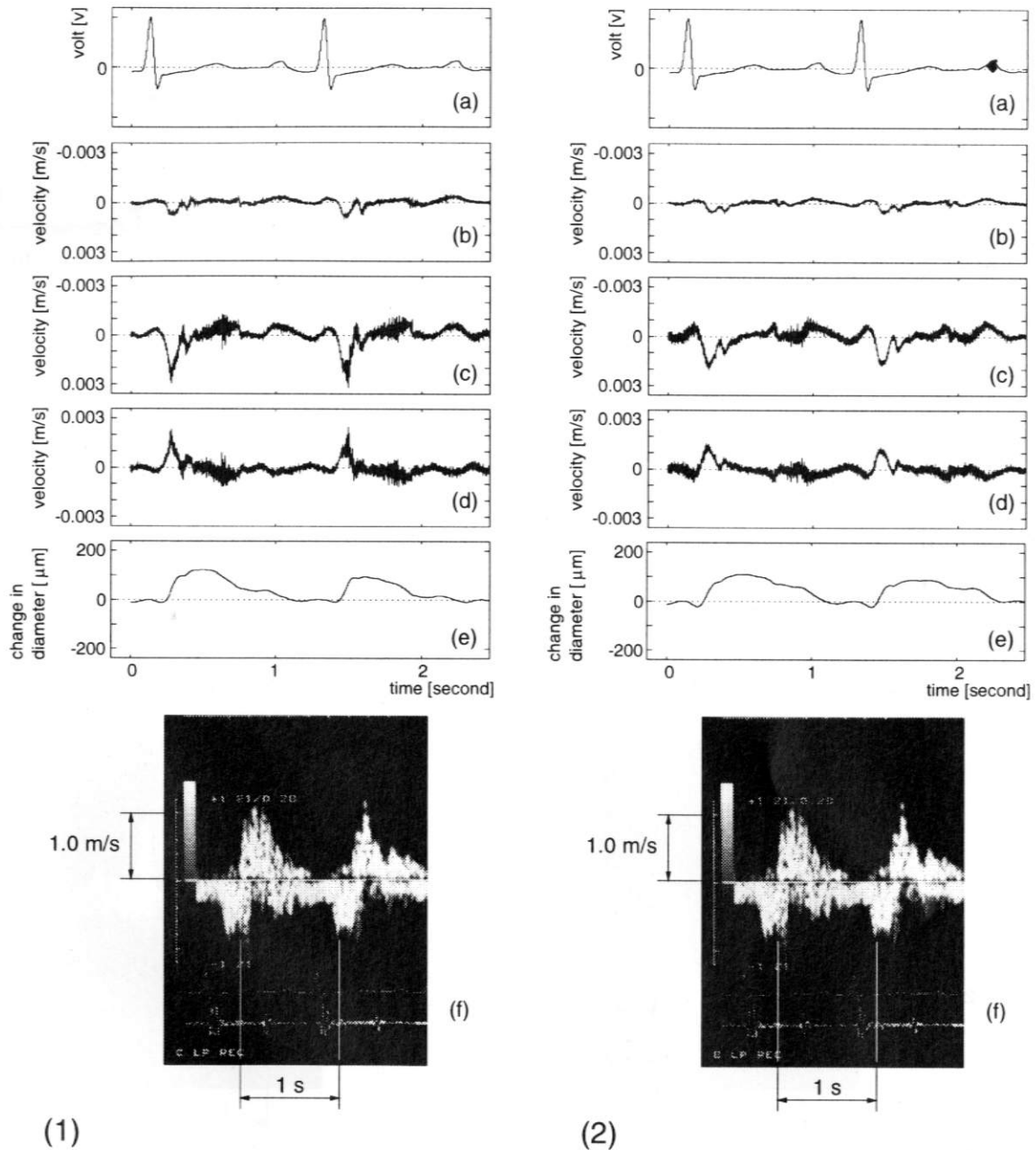


Fig. 10 In vivo experimental results obtained from the carotid artery of the patient with atherosclerosis shown in Fig. 8. (1) Measurement point θ_1 . (2) Measurement point θ_2 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{1a}; t)$ and $v(x_{2a}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{1b}; t)$ and $v(x_{2b}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals of $\Delta v(x_1; t)$ and $\Delta v(x_2; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_1; t)$ and $\Delta d(x_2; t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment. (3) Measurement point θ_3 . (4) Measurement point θ_4 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{3a}; t)$ and $v(x_{4a}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{3b}; t)$ and $v(x_{4b}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_3; t)$ and $\Delta v(x_4; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_3; t)$ and $\Delta d(x_4; t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment.

Fig.10 (1) に 40 歳女性の動脈硬化症患者の (a) ECG 波形, (b) 頸動脈のビーム位置 θ_1 (狭窄部上流の遠位側) 上の前壁 x_{1a} の微小振動速度波形 $v(x_{1a}; t)$,

(c) 後壁 x_{1b} の微小振動速度波形 $v(x_{1b}; t)$, (d) 内径変化の速度波形 $\Delta v(x_1; t)$, 及び (e) 内径変化波形 $\Delta d(x_1; t)$ を示す. また, (f) 動脈壁の計測点の血流速

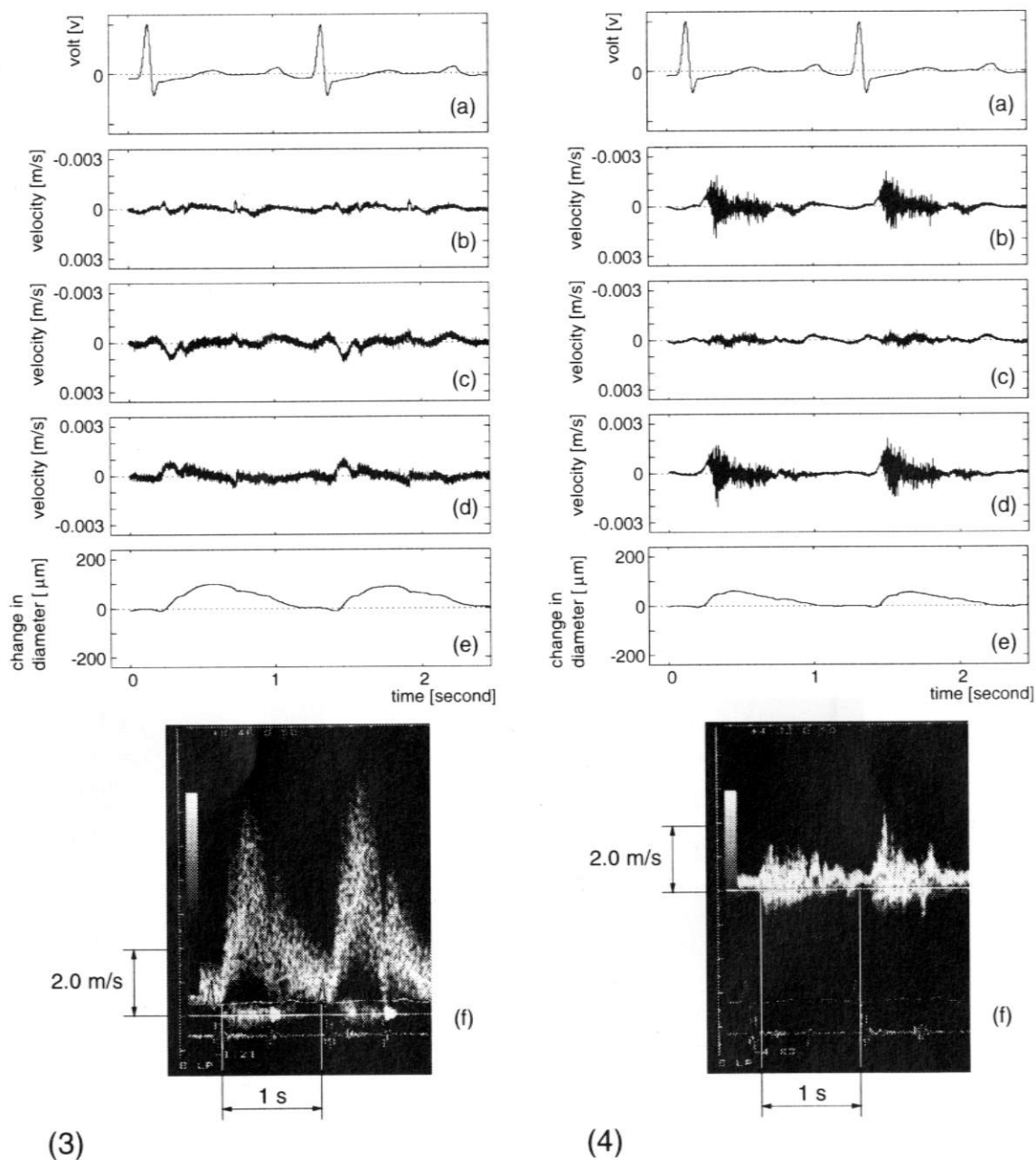


Fig.10 In vivo experimental results obtained from the carotid artery of the patient with atherosclerosis shown in Fig.8. (1) Measurement point θ_1 . (2) Measurement point θ_2 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{1a}; t)$ and $v(x_{2a}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{1b}; t)$ and $v(x_{2b}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals of $\Delta v(x_1; t)$ and $\Delta v(x_2; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_1; t)$ and $\Delta d(x_2; t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment. (3) Measurement point θ_3 . (4) Measurement point θ_4 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{3a}; t)$ and $v(x_{4a}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{3b}; t)$ and $v(x_{4b}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_3; t)$ and $\Delta v(x_4; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_3; t)$ and $\Delta d(x_4; t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment.

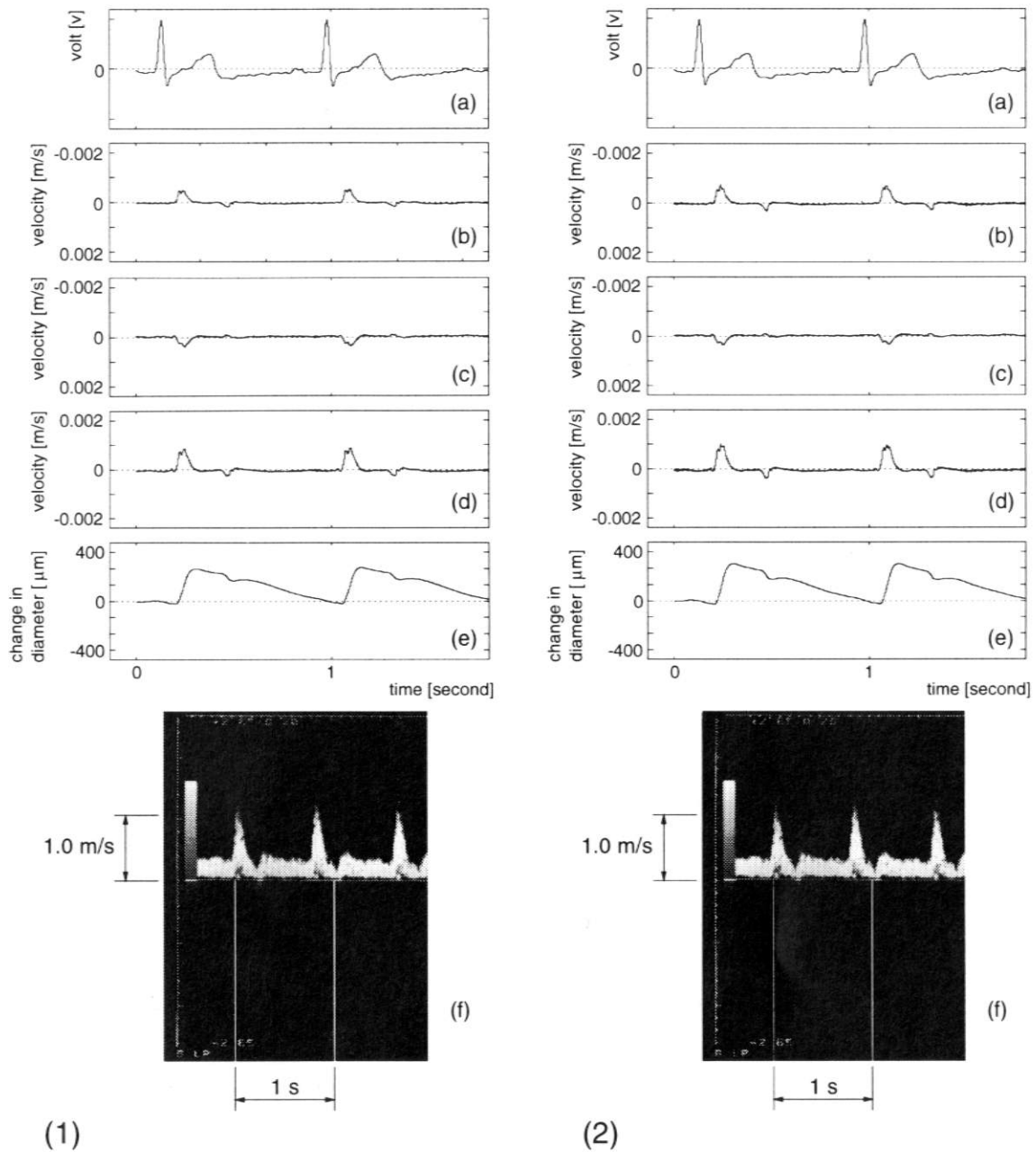


Fig.11 In vivo experimental results obtained from the carotid artery of the healthy subject in Fig.9. (1) Measurement point θ_1 . (2) Measurement point θ_2 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{1a}; t)$ and $v(x_{2a}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{1b}; t)$ and $v(x_{2b}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_1; t)$ and $\Delta v(x_2; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_1; t)$ and $\Delta d(x_2; t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained ultrasonic diagnostic equipment. (3) Measurement point θ_3 . (4) Measurement point θ_4 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{3a}; t)$ and $v(x_{4a}; t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{3b}; t)$ and $v(x_{4b}; t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_3; t)$ and $\Delta v(x_4; t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_3; t)$ and $\Delta d(x_4; t)$ (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment.

度を計測したドプラ波形に示す。同様にビーム位置 θ_2 (狭窄部上流の近位側) 上の x_2 の計測結果を **Fig.10 (2)**, ビーム位置 θ_3 (狭窄部) 上の x_3 の計測結果を

Fig.10 (3), ビーム位置 θ_4 (狭窄部下流) 上の x_4 の計測結果を **Fig.10 (4)** に示す。

また、25歳男性の健常者の頸動脈から頸動脈洞間の

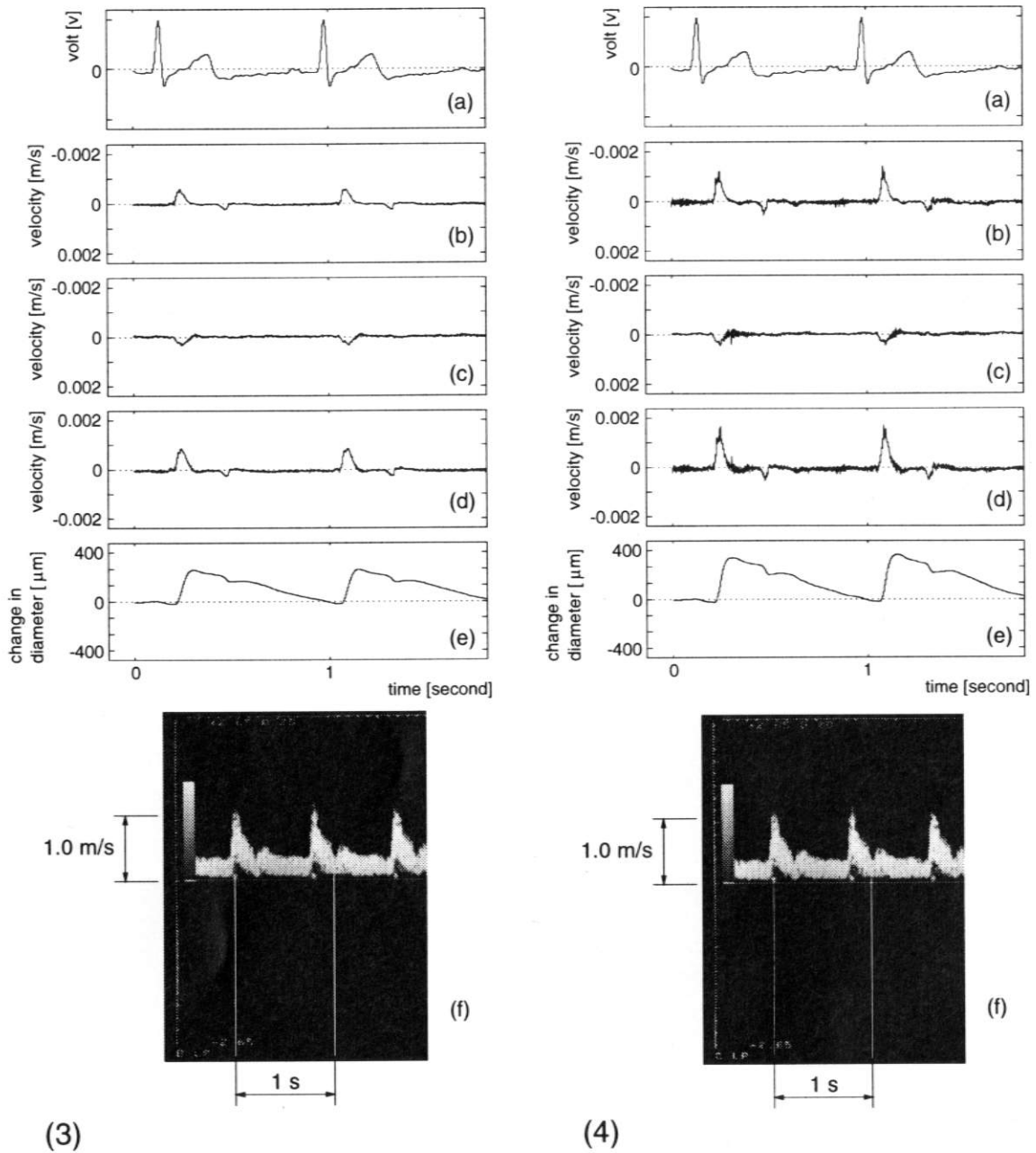


Fig.11 In vivo experimental results obtained from the carotid artery of the healthy subject in Fig.9. (1) Measurement point θ_1 . (2) Measurement point θ_2 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{1a};t)$ and $v(x_{2a};t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{1b};t)$ and $v(x_{2b};t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_1;t)$ and $\Delta v(x_2;t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_1;t)$ and $\Delta d(x_2;t)$. (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained ultrasonic diagnostic equipment. (3) Measurement point θ_3 . (4) Measurement point θ_4 . (a) ECG signal. (b) Small vibration signals $v(x_{3a};t)$ and $v(x_{4a};t)$ on the anterior wall. (c) Small vibration signals $v(x_{3b};t)$ and $v(x_{4b};t)$ on the posterior wall. (d) Velocity signals $\Delta v(x_3;t)$ and $\Delta v(x_4;t)$ of inside diameter. (e) Change in inside diameter $\Delta d(x_3;t)$ and $\Delta d(x_4;t)$ (f) FFT Doppler spectrum of blood flow obtained using ultrasonic diagnostic equipment.

頸動脈の場合についても、同様に上流から下流の間の合計4つ超音波ビーム位置上の計測点における計測結果を Fig.11 (1), (2), (3), (4) に示す。これらの結果

に関して次のことが言える。

1. Fig.10 の40歳女性の動脈硬化症患者の頸動脈前壁の微小振動速度波形 $v(x_{1a};t) \sim v(x_{4a};t)$ に関し

ては、狭窄部上流から狭窄部にかけて大きな変化は見られないが、狭窄部下流において、高い周波数成分が著しく大きく重畳していることが分かる。また、後壁の微小振動速度波形 $v(x_{1b}; t) \sim v(x_{4b}; t)$ については、狭窄部上流から狭窄部下流にかけて、全体的に高い周波数成分が重畳している。

2. Fig.10 の前壁・後壁の微小振動速度の差から求められる内径変化の速度波形 $\Delta v(x_1; t) \sim \Delta v(x_4; t)$ に関しても、狭窄部下流において、高い周波数成分の振幅が大きくなっていることが分かる。波形の振幅は狭窄部上流から狭窄部にかけて大きな変化は見られないが、狭窄部を過ぎた直後の下流において、振幅が急激に小さくなっていることが分かる。したがって、内径の変位も狭窄部上流と比較して、下流では振幅が小さくなる結果が得られた。これは、血流が狭窄部を通過した際に静圧（血圧）の低下と動圧の増加が生じることと、狭窄部直後の下流において、静圧が上流ほど戻らず、また血流が流路の急激な拡張により、乱流となることが原因と考えられる。超音波診断装置で計測したドプラ波形でも、狭窄部直後の下流において最大血流速度が狭窄部位とほとんど変わらないことから同様に考えることができる。また、ドプラ波形からは

狭窄の下流側で乱流と逆流が観測でき、狭窄による流れの変化が、特に下流側の壁の振動に大きく影響を与えていると考えられる。なお、狭窄部上流にも逆流が観測できるが、これは計測部の上流にも狭窄病変があることが影響しているものと考えられ、上流の壁の微小振動波形にも高周波成分が若干重畳しているのが確認できる。

3. 駆出直後 $T_0=0\text{ s}$ から $T_0=0.4\text{ s}$ 間のピーム位置 $\theta_1 \sim \theta_4$ の前壁の微小振動波形 $v(x_{1a}; t) \sim v(x_{4a}; t)$ 間、後壁の微小振動速度波形 $v(x_{1b}; t) \sim v(x_{4b}; t)$ 間、内径変化の速度波形 $\Delta v(x_1; t) \sim \Delta v(x_4; t)$ 間の相互相関係数 ρ を Table 3 に示す。狭窄部の上流 θ_2 と下流 θ_4 の間で、波形の相関は、前壁・後壁ともに低くなっており、下流側 θ_4 では、前壁と後壁の間の相関も上流に比べて低くなっていることが分かる。この結果からも、狭窄部下流において、狭窄による血流の乱流の発生が、動脈壁の振動に影響しているものと考えられる。

4. 一方、25歳男性の健常者の頸動脈の駆出直後 $T_0=0\text{ s}$ から $T_0=0.5\text{ s}$ 間の計測位置 $\theta_1 \sim \theta_4$ の前壁の微小振動波形 $v(x_{1a}; t) \sim v(x_{4a}; t)$ 間、後壁の微小振動速度波形 $v(x_{1b}; t) \sim v(x_{4b}; t)$ 間、内径変化の速度波形

Table 3 Correlation Coefficients of Small Vibration Signals Measured on the Arteriosclerosis Lesion of the Carotid Artery of a 40-year-old Female Patient With Atherosclerosis

| Small Vibration Signals on Anterior Wall | | Upstream 1 | Upstream 2 | Stenotic Portion | Downstream |
|---|---|------------|------------|------------------|------------|
| Upstream 1 | $v(x_{1a}; t)$ | 1.000 | 0.538 | 0.369 | -0.017 |
| Upstream 2 | $v(x_{2a}; t)$ | --- | 1.000 | 0.187 | -0.178 |
| Stenotic portion | $v(x_{3a}; t)$ | --- | --- | 1.000 | 0.391 |
| Downstream | $v(x_{4a}; t)$ | --- | --- | --- | 1.000 |
| Small Vibration Signals on Posterior Wall | | | | | |
| Upstream 1 | $v(x_{1b}; t)$ | 1.000 | 0.570 | 0.493 | 0.255 |
| Upstream 2 | $v(x_{2b}; t)$ | --- | 1.000 | 0.512 | -0.051 |
| Stenotic portion | $v(x_{3b}; t)$ | --- | --- | 1.000 | 0.195 |
| Downstream | $v(x_{4b}; t)$ | --- | --- | --- | 1.000 |
| Velocity Signals of Inside Diameter | | | | | |
| Upstream 1 | $\Delta v(x_1; t)$ | 1.000 | 0.412 | 0.372 | 0.274 |
| Upstream 2 | $\Delta v(x_2; t)$ | --- | 1.000 | 0.438 | 0.238 |
| Stenotic portion | $\Delta v(x_3; t)$ | --- | --- | 1.000 | 0.242 |
| Downstream | $\Delta v(x_4; t)$ | --- | --- | --- | 1.000 |
| Vibration Signals (Between anterior and posterior walls) | | | | | |
| Upstream 1 | $v(x_{1a}; t) \leftrightarrow v(x_{1b}; t)$ | 0.397 | --- | --- | --- |
| Upstream 2 | $v(x_{2a}; t) \leftrightarrow v(x_{2b}; t)$ | --- | 0.539 | --- | --- |
| Stenotic portion | $v(x_{3a}; t) \leftrightarrow v(x_{3b}; t)$ | --- | --- | 0.255 | --- |
| Downstream | $v(x_{4a}; t) \leftrightarrow v(x_{4b}; t)$ | --- | --- | --- | 0.463 |

Table 4 Correlation Coefficients of Small Vibration Signals Measured on the Carotid Artery of a 25-Year-Old Healthy Male Subject

| Small Vibration Signals on Anterior Wall | | Upstream 1 | Upstream 2 | Downstream 1 | Downstream 2 |
|---|---|------------|------------|--------------|--------------|
| Upstream 1 | $v(x_{1A}; t)$ | 1.000 | 0.984 | 0.970 | -0.921 |
| Upstream 2 | $v(x_{2A}; t)$ | | 1.000 | 0.984 | -0.947 |
| Stenotic portion | $v(x_{3A}; t)$ | | | 1.000 | 0.960 |
| Downstream | $v(x_{4A}; t)$ | | | | 1.000 |
| Small Vibration Signals on Posterior Wall | | | | | |
| Upstream 1 | $v(x_{1B}; t)$ | 1.000 | 0.984 | 0.961 | 0.869 |
| Upstream 2 | $v(x_{2B}; t)$ | | 1.000 | 1.000 | 0.956 |
| Stenotic portion | $v(x_{3B}; t)$ | | | 1.000 | 0.865 |
| Downstream | $v(x_{4B}; t)$ | | | | 0.860 |
| Velocity Signals of Inside Diameter | | | | | |
| Upstream 1 | $\Delta v(x_1; t)$ | 1.000 | 0.992 | 0.981 | 0.944 |
| Upstream 2 | $\Delta v(x_2; t)$ | | 1.000 | 0.987 | 0.952 |
| Stenotic portion | $\Delta v(x_3; t)$ | | | 1.000 | 0.961 |
| Downstream | $\Delta v(x_4; t)$ | | | | 1.000 |
| Vibration Signals (Between anterior and posterior walls) | | | | | |
| Upstream 1 | $v(x_{1A}; t) \leftrightarrow v(x_{1B}; t)$ | 0.943 | | | |
| Upstream 2 | $v(x_{2A}; t) \leftrightarrow v(x_{2B}; t)$ | | -0.956 | | |
| Stenotic portion | $v(x_{3A}; t) \leftrightarrow v(x_{3B}; t)$ | | | -0.907 | |
| Downstream | $v(x_{4A}; t) \leftrightarrow v(x_{4B}; t)$ | | | | -0.854 |

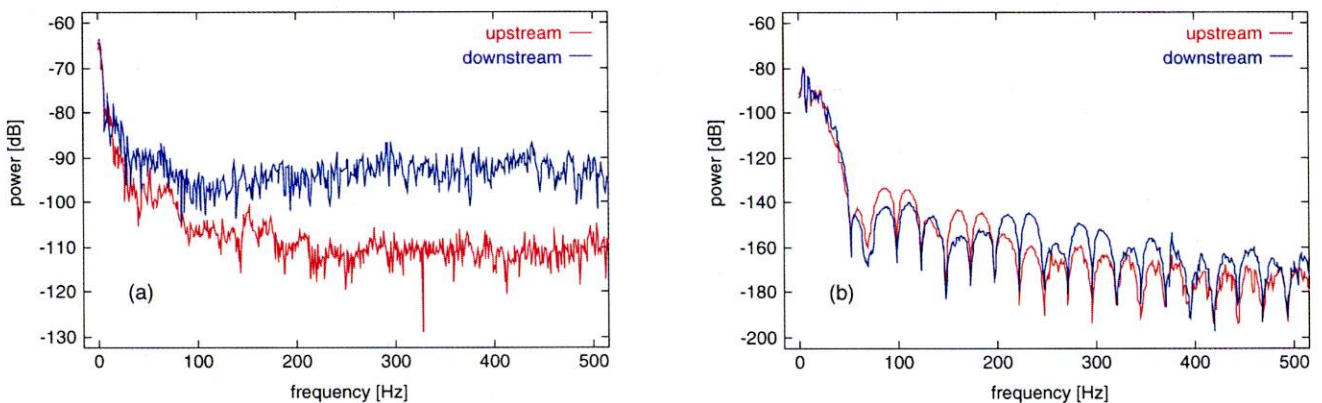


Fig.12 Power spectra of small vibration signals on the walls of the silicone tube. (a) Silicone tube with stenosis. (b) Silicone tube without stenosis.

$\Delta v(x_1; t) \sim \Delta v(x_4; t)$ 間の相互相関係数 ρ を **Table 4** に示す。25歳男性の健常者の頸動脈においては、上流から下流にかけて、前壁、後壁ともに動脈壁の微小振動速度波形には高い相関が得られた。

5. 動脈内径変化波形の周波数解析

5.1 動脈内径変化波形の周波数スペクトル

シリコン管の狭窄を設定した場合と狭窄を設定しない場合の駆出期（駆出直後から $T_0=0.6$ s 間）の内

径変化の速度波形のパワースペクトルをそれぞれ **Fig.12 (a)**, **Fig.12 (b)** に示す。同様に動脈硬化症患者の頸動脈、健常者の頸動脈の駆出期（駆出直後から $T_0=0.5$ s 間）の内径変化の速度波形のパワースペクトルをそれぞれ **Fig.13 (a)**, **Fig.13 (b)** に示す。

シリコン管において、狭窄を設定しない場合、上流と下流のパワースペクトルに大きな違いは見られないが、狭窄を設定した場合、狭窄部下流において高周波成分のパワーが、狭窄部上流と比較して大きくなっ

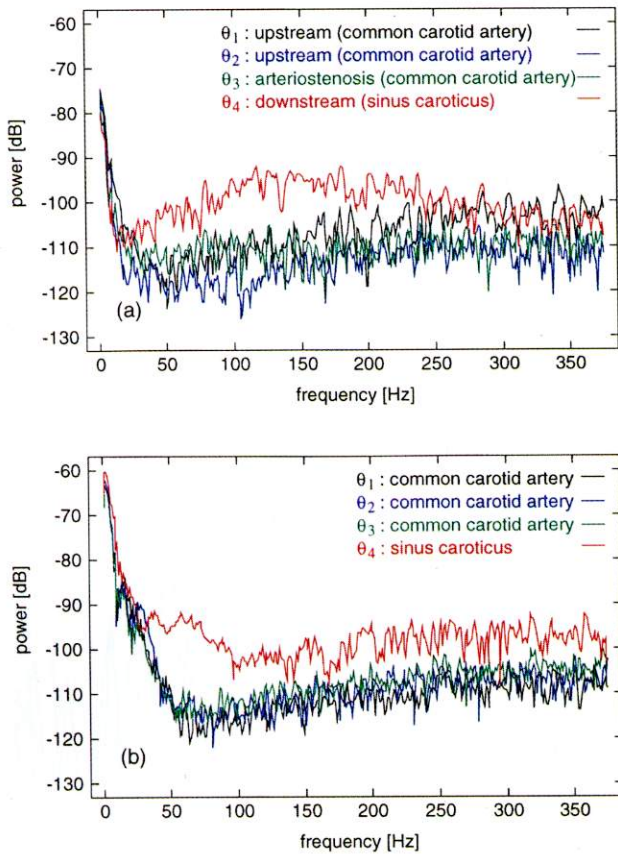


Fig.13 Power spectra of small vibration signals on the walls at the carotid artery. (a) Patient with atherosclerosis. (b) Healthy subject.

ている。

頸動脈の場合においては、シリコン管の場合と同様に、動脈硬化症患者の狭窄部下流において高周波成分のパワーが、狭窄部上流と比較して大きくなっている。また、健常者の場合は、頸動脈洞付近において高周波成分のパワーが大きくなっている。

計測時の動脈壁からの超音波受信信号の直交検波信号のS/Nに大きな相違がないことから(約30 dB~約40 dB)、動脈硬化症患者の場合は狭窄直後の血流の乱流が、健常者の場合は頸動脈洞における血流の乱流が、動脈壁振動に大きく影響を与えているものと考えられる。

また、シリコン管に関しては、狭窄部下流側では高い周波数成分までパワーが大きいが確認できるが、動脈硬化症患者の頸動脈の場合には、約250 Hz以上での周波数帯域では上流側と差が無くなることが確認できる。これは、シリコン管とヒト頸動脈の弾性

の違い(シリコン管:8 MPa(実測値)、ヒト頸動脈:数百 kPa)と粘性の違い等が関係しているものと考えられる。このことは、狭窄を設定したシリコン管の上流の微小振動の高周波成分のパワーが、狭窄を設定しない場合の微小振動に比べて大きくなっていることにも影響していると考えられ、狭窄部下流においての乱流により発生した高周波の振動が上流側の壁にも伝搬しているものと考えられる。

5.2 再現性評価関数を用いた動脈内径変化波形の評価

再現性評価関数¹³⁾を用いて、シリコン管と頸動脈の内径変化の速度波形の振幅と位相に関して、拍間の再現性を評価する。シリコン管の狭窄を設定した場合と狭窄を設定しない場合の駆出期(駆出直後から $T_0 = 0.6$ s間)の内径変化の速度波形の振幅と位相に関しての再現性評価関数と、振幅のみの再現性評価関数

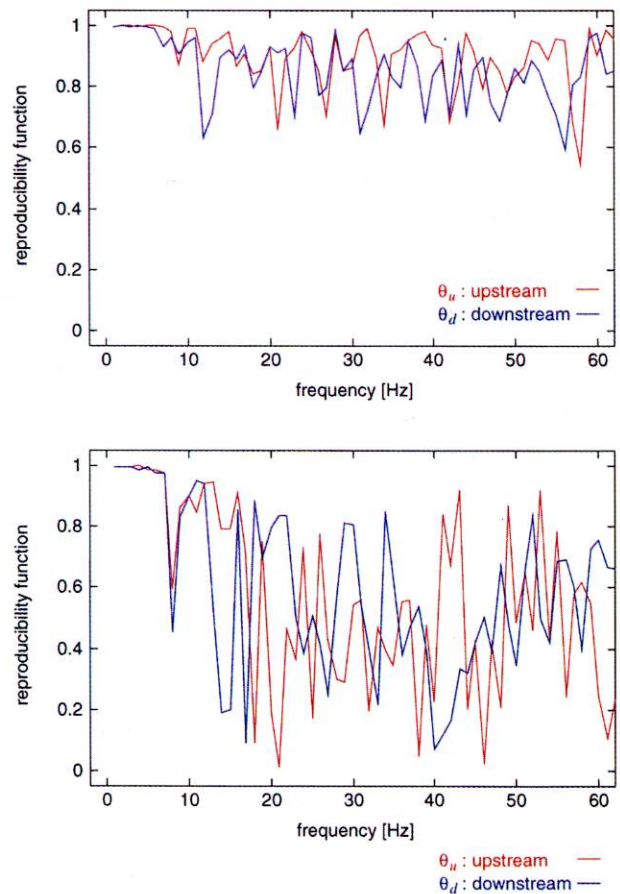


Fig.14 Reproducibility function of velocity signals of inside diameter at the silicone tube with stenosis. (a) Amplitude. (b) Amplitude and phase.

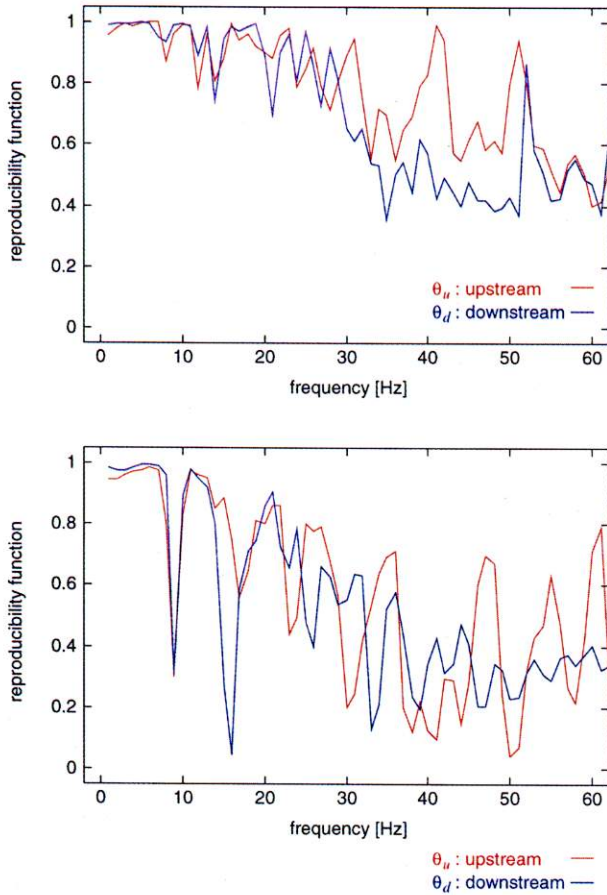


Fig. 15 Reproducibility function of velocity signals of the inside diameter of the silicone tube without stenosis. (a) Amplitude. (b) Amplitude and phase.

をそれぞれ3拍間に関して求めた結果を **Fig. 14**, **Fig. 15** に示す。同様に動脈硬化症患者の頸動脈、健常者の頸動脈の駆出期（駆出直後から $T_0=0.5$ s 間）の内径変化の速度波形の振幅と位相についての再現性評価関数と振幅のみの再現性評価関数をそれぞれ **Fig. 16**, **Fig. 17** に示す。

振幅と位相についての再現性評価関数は、3.2 で示した (10) 式で求められる。振幅のみの再現性評価関数は、

$$|\hat{\eta}_0(f)|^2 = \frac{\left(\sum_{i=1}^M |V_i(f)| \right)^2}{M \sum_{i=1}^M |V_i(f)|^2} \quad (12)$$

で求める。

狭窄を設定したシリコン管、動脈硬化症患者のどちらにおいても、狭窄部下流の内径変化の速度波形の振幅の拍間の再現性は高いが、振幅と位相を併せて評

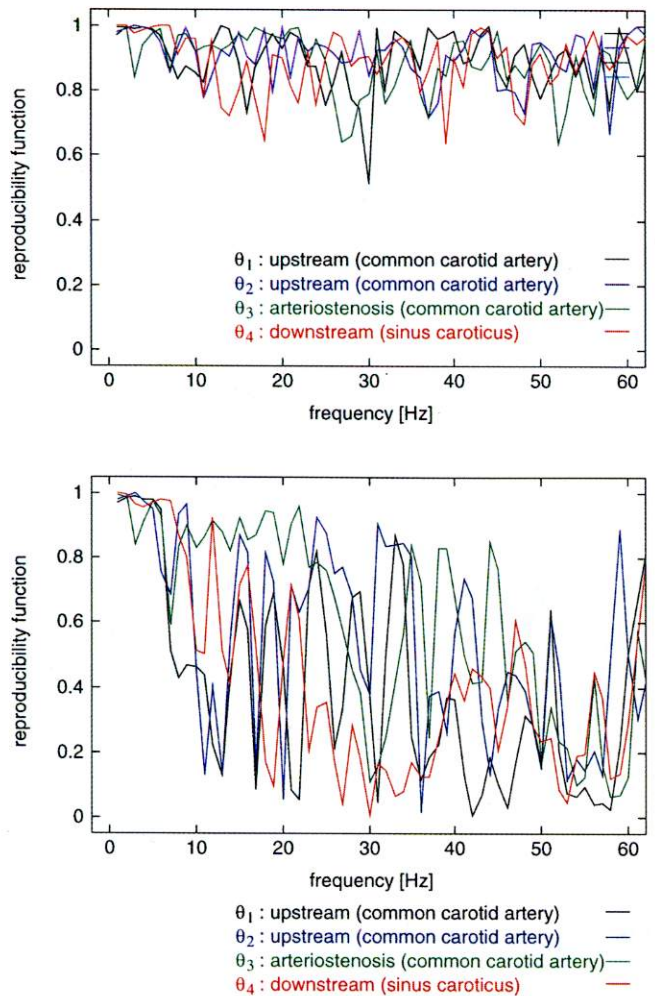


Fig. 16 Reproducibility function of velocity signals of inside diameter of the carotid artery of the patient with atherosclerosis. (a) Amplitude. (b) Amplitude and phase.

価すると、約 10 Hz 以上の周波数成分は拍間の再現性が低くなる。 **Fig. 12 (a)**, **Fig. 13 (a)** で示したパワースペクトルでパワーの大きい高周波成分は、拍間の再現性が低いことから、乱流の発生による低い相関の振動が壁に加わっていると考えられる。

また、健常者の場合も頸動脈洞の部位において、約 10 Hz 以上の周波数成分は拍間の再現性が低くなっており、この場合も頸動脈洞で発生した乱流による低い相関の振動が壁に加わっていると考えられる。

6. 結 語

本論文では、超音波で動脈壁の微小振動を計測する手法を用いて、狭窄を設定したシリコン管の狭窄部位周辺と動脈硬化症患者の総頸動脈の狭窄部位周辺の

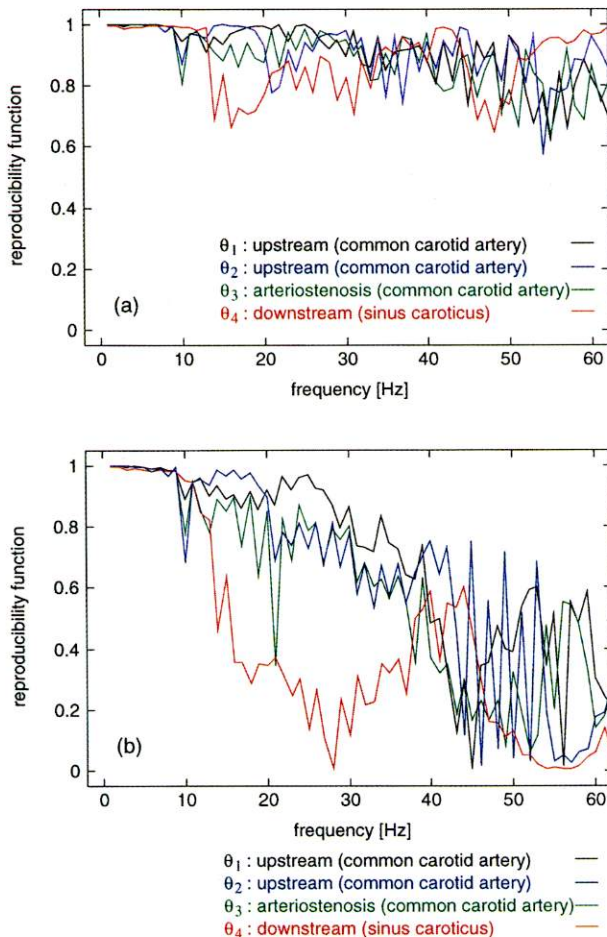


Fig.17 Reproducibility function of velocity signals of inside diameter of the carotid artery of the healthy subject. (a) Amplitude. (b) Amplitude and phase.

壁の微小振動を測定し、狭窄部での血流が壁振動に与える影響の評価を行った。その結果、狭窄部の下流における動脈壁の微小振動速度は、健全な場合と比較して、大きく異なることが分かった。動脈壁の振動については、心臓の駆出による圧力波の伝搬による数十 Hz 以下の低周波成分が計測されてきたが、狭窄部の下流では、この脈波成分とは異なる高い周波数成分が観測された。また、これらの信号を周波数解析することにより、狭窄部の下流で観測された高い周波数の振動は、拍間の再現性が低いことが分かった。超音波診

断装置で計測されたドプラ波形では、狭窄の下流側で乱流と逆流が観測されていることから、狭窄による流れの変化が、特に下流側の壁振動に大きく影響を与えているものと考えられる。

このように、動脈壁の微小振動速度を計測することにより、拍動流が動脈狭窄部位を通過する際の局所の動脈壁に与える影響を把握できる可能性がある。これは動脈硬化性プラークの破綻の危険性を推定する上で非常に有用であるものと考えられる。

文 献

- 1) 野々木宏：Acute coronary syndrome の病態と治療：循環器病研究の進歩 1998；XIX(2)：100-113.
- 2) 長谷川英之，金井 浩，中鉢憲賢，ほか：動脈壁厚変化の非侵襲的高精度計測による動脈壁弾性率の評価：超音波医学 1997；24(6)：851-860.
- 3) 小林拓史，劉 浩，山口隆美：急性冠症候群 (ACS) をもたず粥状硬化プラーク破裂の力学的機構：医用電子と生体工学 1998；36(Suppl)：441.
- 4) 菅原基晃：血流入門. 東京，エム・エス・プレス，1998：pp.1-32.
- 5) 浅岡伸光，松尾 汎：頸部血管：頸動脈超音波検査，臨床放射線臨時増刊号 1998；43(11)：1396-1402.
- 6) 矢坂正弘，土屋 隆，山口武典，ほか：Duplex 頸部超音波検査 (1)―頸動脈系閉塞の診断―，老化と疾患 1990；3(6)：893-900.
- 7) 菊池慶子，目加田慶人，長谷川光司，ほか：頸動脈部の血流音と脳血管障害の関連性，電子情報通信学会技術研究報告 1998；EA 97-103(3)：1-8.
- 8) 福中信之，井上靖夫，長谷川淳，ほか：脳内血流雑音検出システム，電子情報通信学会技術研究報告 1993；EA 93-79(12)：17-22.
- 9) Kanai H, Sato M, Koiwa Y, et al: Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 1996；43(9)：791-810.
- 10) 長谷川英之，金井 浩，星宮 望，ほか：超音波による動脈壁弾性特性の空間分布計測，1999 年春季日本音響学会講演論文集，1999：1125-1126.
- 11) Antal G. Hudetz: Incremental Elastic Modules for Orthotropic Incompressible Arteries, *J Biomech* 1979；12：651-655.
- 12) 佐野道孝，久保田義則，住田善之：各血管別の正常像および画像のみかた：頸動脈，*メディカルテクノロジー* 1997；25(5)：405-427.
- 13) 金井 浩：音・振動のスペクトル解析，東京，コロナ社，1999：pp.269-271.