

動脈壁上の複数点における微小振動計測と スペクトル解析

近藤 誠 小澤 仁 金井 浩
中鉢 憲賢

Simultaneous Measurement of Small Vibrations at Multiple Points on the Aortic Wall, and the Analysis of Their Spectra

Makoto KONDO, Masashi OZAWA
Hiroshi KANAI and Noriyoshi CHUBACHI

Abstract

We previously proposed a noninvasive method for diagnosing early-stage arteriosclerosis. This method used ultrasound to detect small vibrations at two adjacent points on the aortic wall. Here we propose a new method for simultaneous measurement of small vibrations at multiple points within several centimeters on the aortic wall by controlling the direction of the ultrasound beam produced by an ultrasonic diagnostic system. By analyzing signals from these small vibrations, we obtained simultaneous local pulse-wave velocities at *multiple points* along the aorta. The principle of this method is described, as is its confirmation through experiments using a silicone tube in a water tank and experiments in vivo for the wall of the abdominal aorta.

Key Words

Arteriosclerosis, Measurement at multiple points, Pulse-wave velocity, Spectrum analysis, Ultrasonic Doppler method

1. はじめに

動脈硬化は加齢とともに進行し、心筋梗塞、脳梗塞といった重篤な疾患の原因となる¹⁾。したがって、動脈硬化を早期段階で発見し治療することは大変重要であり、新しい非侵襲的診断技術の開発が望まれている。動脈硬化の非侵襲的診断法としては、血管壁を伝搬する脈波の伝搬速度を測定する脈波速度法²⁾があるが、従来の脈波速度法は心臓から股動脈までの平均的な硬化度の評価しかできず、数 mm から十数 mm のオーダと言われている動脈硬化の初期病変の診断には適さない。

そこで、筆者等のグループでは、超音波を用いた新

しい診断法を提案し開発してきた³⁾⁻⁶⁾。この方法は、体表に当てた超音波プローブから超音波ビームを2方向に交互に送信し、超音波ドプラ法を応用して動脈壁上の数 cm 離れた2点における微小振動をほぼ同時に計測する。さらに得られた振動波形を周波数解析し、動脈壁上の局所2点間における脈波速度を算出することによって、その部位の弾性的性質を評価するものである。本手法は動脈の十数 mm 程度の部位の脈波速度を評価できるので、従来の脈波速度法に比べて空間分解能が飛躍的に向上している。したがって、本手法は初期の動脈硬化の診断に適していると言える。

本報告では、超音波ドプラ法における新しい速度算出法⁷⁾を導入することによって、これまでの2点にお

ける微小振動計測を複数点を拡張した場合の同時計測法を新たに提案する。動脈壁上の複数点における微小振動を同時に計測し波形を解析することによって、動脈壁の複数の部位における弾性的性質を同時に評価することが可能となる。

2. 原理

2.1 複数方向への超音波ビームの送受信のための改造

画像診断用の超音波診断装置では、超音波プローブから送信される超音波ビームを N 個の方向に走査し、

Table 1 Relationship Between Number of Transmitted Directions (N) and Frame Rate ($FR=PRF/N$)

	standard B-mode	developed mode
raster density : 1	240 (15)	16 (225)
raster density : 1/2	120 (30)	8 (450)
	N (FR)	N (FR)

Table 2 Relationship Between Number of Transmitted Directions (N) and Each Transmitted Raster Address (Expressed in Decimal Form)

	The number N of transmitted address	raster address
standard B-mode	240	0, 1, ..., 238, 239
	120	0, 2, ..., 236, 238
developed mode	16	15, 31, ..., 239, (255)
	8	15, 47, ..., 207, 239

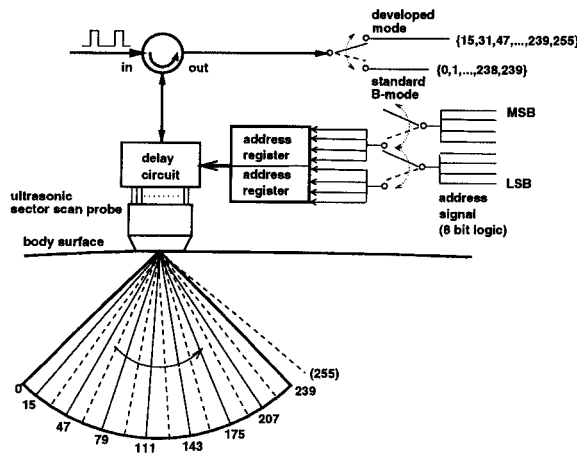


Fig.1 Outline for remodeling the ultrasonic diagnostic equipment to transmit the ultrasonic beam in 8 or 16 directions.

同一のプローブで受信される反射波の振幅を輝度に変調することによって、B (Brightness) モード像と呼ばれる2次元の濃淡画像を作成し、表示している。本論文で用いる超音波診断装置 (東芝 SSH-160 A) では、通常 $N=240$ 個、または $N=120$ 個の方向に超音波ビームを走査することによって、1枚の超音波断層像を構成している。 $N=240$ をラスタ密度1と定義すれば、 $N=120$ はラスタ密度1/2となる。プローブから送信される超音波パルスの繰返し周波数 (PRF) は3.6 kHzであり、1秒間に出力されるBモード画像の枚数、すなわちフレームレート (FR) は、Table 1に示すように各々15、または30となる。これは画像化による定性的な診断には十分であるが、管壁上の微小振動速度の計測による定量的な診断を考える場合には、標本化周波数 f_s が15 Hz または30 Hz となり、振動に含まれる極めて低い周波数成分の計測しかできない。そこで、超音波ビームを送信する方向数 N を減らしてフレームレート FR を高くするために、以下のような改造を施した。

超音波ビームの送受信の方向は、診断装置内では8 bit のラスタアドレス信号で認識されている。Fig. 1に示すように、外部スイッチにより8 bit の信号の下位側4 bit を上位側へ4 bit シフトアップできるように超音波診断装置に改造を施した。この改造により、 N

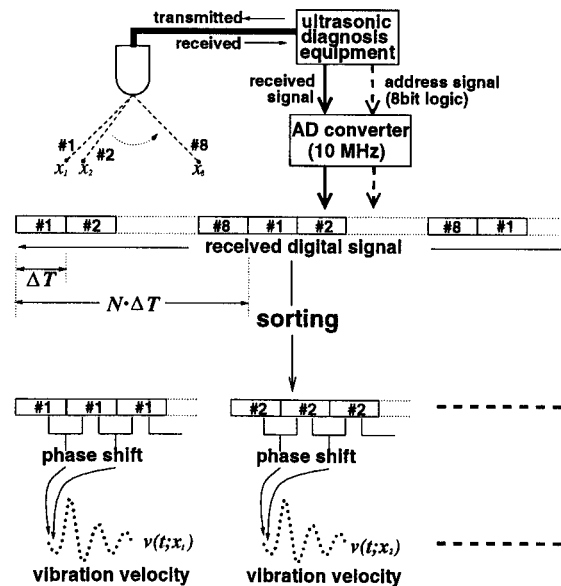


Fig.2 Explanation of the method used to obtain small vibration signals from the received ultrasonic signals reflected at multiple points.

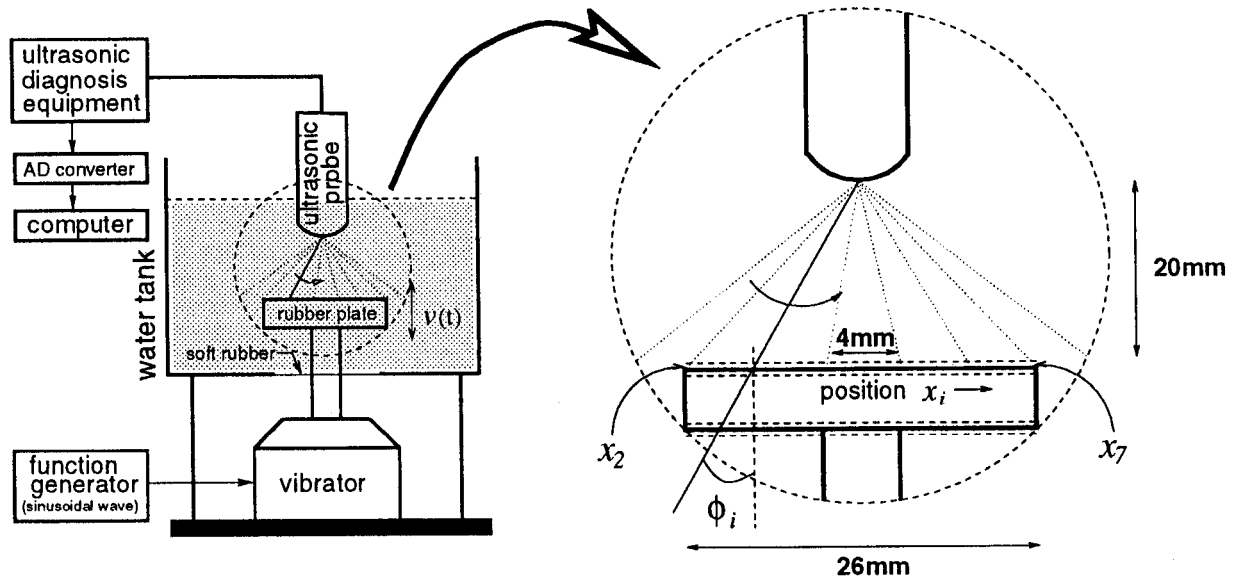


Fig.3 Measurement of vibration signals at six points on a rubber plate in a tank full of water.

=16 個の方向, または $N=8$ 個の方向に超音波ビームを繰返し送受信できるようになった. 送受信を行う方向のラスタアドレスを Table 2 に示す. 超音波プローブからは PRF=3.6 kHz の繰返し周波数で超音波パルスを送信するので, フレームレート, すなわち同一方向に送信する繰返し周波数は, 16 方向, および 8 方向の場合でそれぞれ Table 1 のように 225 Hz, および 450 Hz となる. この周波数が, 各点ごとの微小振動速度の標準化周波数 f_s となる. ただし 16 方向の場合には, 装置改造の特性上 1 方向だけ定義されていないアドレス (Fig.1 の 255) を指定してしまうため, みかけ上 16 方向であるが実際には 15 方向の情報しか活用できない.

2.2 振動速度算出の原理

超音波診断装置を介して得られた RF 受信信号は, 標準化周波数 10 MHz の AD 変換器で標準化される. この AD 変換器は, 超音波パルスの送信トリガから一定の時間遅延をもったゲート信号で標準化のタイミングが制御されている. 標準化された受信信号 (received digital signal) は, 受信方向を識別するための 8 bit のラスタアドレス信号とともに計算機に転送されて, このアドレス信号を参照して Fig.2 のように各方向ごとに切り分けられる. さらに, 次式によって i 番目の方向の位置 x_i における振動速度の瞬時値を求める⁷⁾.

$$v\left(t + \frac{N \cdot \Delta T}{2}; x_i\right) = -\frac{c}{2N \cdot \Delta T \cdot \cos \phi_i} \frac{\partial \theta_{t + \frac{N \cdot \Delta T}{2}}(\omega; x_i)}{\partial \omega} \quad (1)$$

ただし, N は送信方向数, ΔT ($=1/\text{PRF}$) は送信する超音波パルスの繰返し周期で, $N \cdot \Delta T$ ($=N/\text{PRF}$) は同一方向に対するパルス送信周期, c は生体内での縦波音速, ϕ_i は i 番目の方向の位置 x_i における対象の速度ベクトルと超音波ビームの送信方向とのなす角度 (Fig.3 参照) である. また, $\theta_t(\omega; x_i)$ を i 番目の方向の位置 x_i における対象からの受信信号の時刻 t の位相スペクトルとすれば, $\Delta \theta_{t + \frac{N \cdot \Delta T}{2}}(\omega; x_i)$ は次式で表される.

$$\Delta \theta_{t + \frac{N \cdot \Delta T}{2}}(\omega; x_i) = \theta_{t + \frac{N \cdot \Delta T}{2}}(\omega; x_i) - \theta_t(\omega; x_i) \quad (2)$$

(1) 式 of 速度は, 超音波プローブから対象が遠ざかる方向を正方向としている.

従来 of パルスドプラ法では計測可能な速度の上限値が存在し, この上限値は送信方向数が N 方向の場合には, 1 方向における上限値 $v_{c-\max}$ に対して $v_{c-\max}/N$ となる. さらに, 用いる超音波パルスの中心周波数 f_0 にも依存し, 距離分解能を向上させるために f_0 を高くすると, 従来法における上限値は低下してしまう. これに対して (1) 式に示した速度算出法では, 計測可能

な速度の上限値が従来法に比べ10倍以上高い⁷⁾ので、多数点における振動計測に適していると言える。

3. 水中振動モデルを用いた本計測法の評価実験 (8方向の場合)

3.1 実験方法

Fig.3に示すように、周波数50 Hzの正弦波電圧を加振器に入力し、加振器の上部に取り付けたゴム板を水槽内で振動させ、ゴム板の振動速度を約4 mm間隔で x_2 から x_7 の6点でほぼ同時に計測した。この実験で使用した超音波プローブはセクタ走査型プローブで、中心周波数3.75 MHz、PRF=3.6 kHzの超音波パルスを用いた。

3.2 実験結果

8個の送信方向のうち、両端を除いた6方向でゴム板からの反射波が受信された。Fig.4(a)に6つの計測点における振動速度の計測実験結果 $\{v(t; x_i)\}$ ($i=2, 3, \dots, 7$)を示す。ただし、各波形の標本化周波数は

$f_s=450$ Hzであり、また隣接する計測点間の距離は約4 mmである。いずれの波形も、約4周期の正弦波形が再現性よく計測されている。

Fig.4(b)および(c)は、各波形 $v(t; x_i)$ のパワースペクトル $|V(f; x_i)|^2$ および位相スペクトル $\Phi(f; x_i)$ をそれぞれ重ねて描いたものである。パワースペクトルはいずれも $f_0=50.1$ Hz(ただし、周波数分解能は0.88 Hz)でピークとなっており、計測点によるピーク値のずれは2.5 dB以内である。また、Fig.4(d)はピーク周波数 f_0 における位相 $\{\Phi(f_0; x_i)\}$ を i 番目の計測点 x_i ごとにプロットしたものである。

3.3 位相の補正

超音波ビームを8方向に走査しているため、隣接する計測点 x_i と x_{i+1} における振動速度 $v(t; x_i)$ と $v(t; x_{i+1})$ との標本化のタイミングが $\Delta T=1/PRF$ だけずれることになる。Fig.4(d)の計測点による位相のずれは標本化のタイミングの違いによるものであり、隣

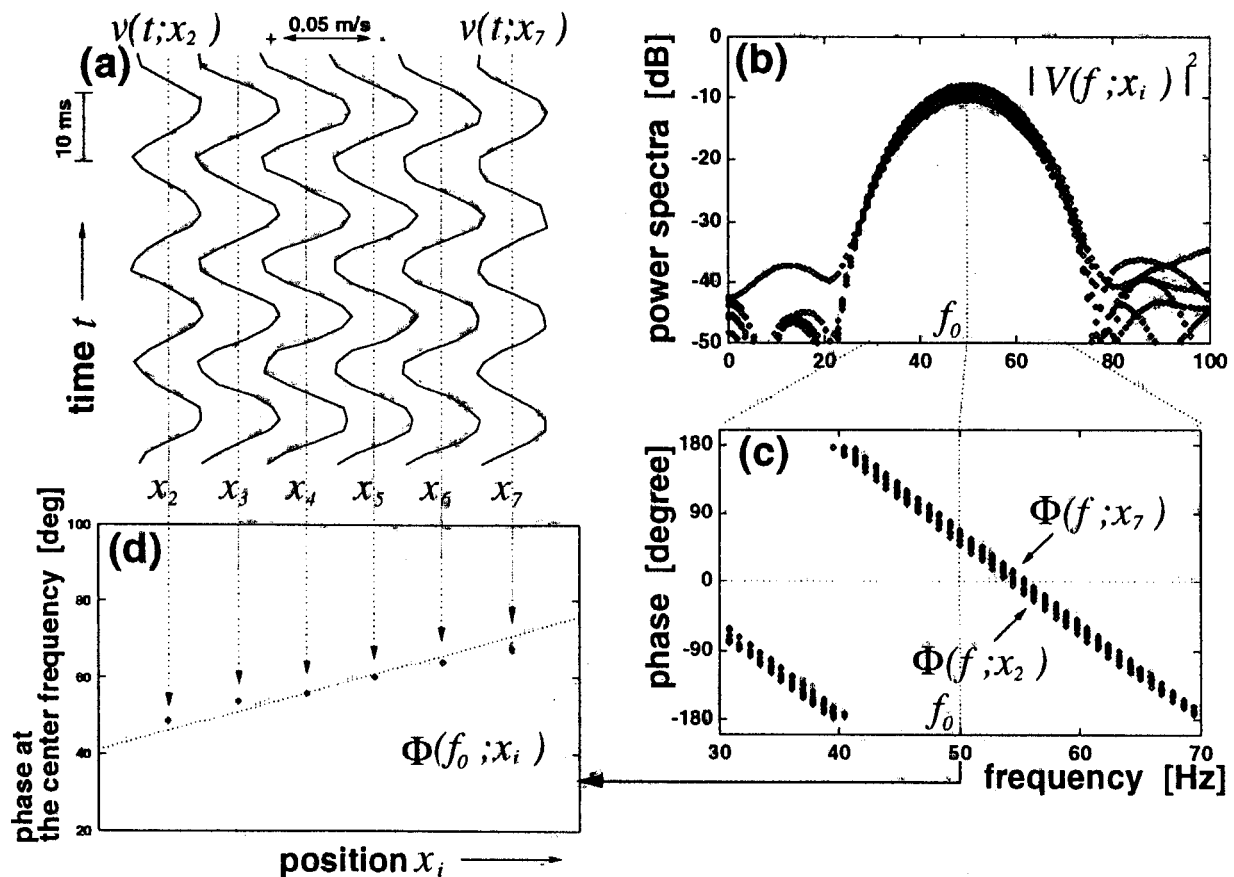


Fig.4 Simultaneously measured vibration signals at six points $\{x_i\}$, ($i=2, 3, \dots, 7$) on the rubber plate, and their spectra. (a) Vibration signals $\{v(t; x_i)\}$ at six points. (b) Power spectra $\{|V(f; x_i)|^2\}$ of $\{v(t; x_i)\}$. (c) Phase spectra $\{\Phi(f; x_i)\}$ of $\{v(t; x_i)\}$. (d) Phase $\{\Phi(f_0; x_i)\}$ at center frequency f_0 .

合った計測点 x_i と x_{i+1} における速度波形 $v(t; x_i)$ と $v(t; x_{i+1})$ との位相差 $\Delta\Phi_i(f)$ は,

$$\begin{aligned} \Delta\Phi_i(f) &= \Phi(f; x_{i+1}) - \Phi(f; x_i) \\ &= 2\pi f \cdot \Delta T \end{aligned} \quad (3)$$

となる。したがって、 $f_0 = 50.1$ Hz に対する位相差は 0.0278π ラジアン、すなわち 5.01 度となる。Fig. 4 (d) の点線は、 $\Phi(f_0; x_4)$ を基準とした場合の $\{\Phi(f_0; x_i)\}$ の理論値を直線で結んだものである。

計測した振動波形 $v(t; x_i)$ の位相 $\Phi(f; x_i)$ を利用した解析を行う場合には、標準化のタイミングの違いによる位相のずれを補正する必要がある。 x_i における計測波形 $v(t; x_i)$ の位相スペクトル $\Phi(f; x_i)$ を基準とする場合には、 x_i における計測波形 $v(t; x_i)$ の位相スペクトル $\Phi(f; x_i)$ は次式の $\Phi'(f; x_i)$ のように容易に補正できる。

$$\begin{aligned} \Phi'(f; x_i) &= \Phi(f; x_i) - (i-1) \cdot \Delta\Phi_i(f) \\ &= \Phi(f; x_i) - (i-1) \cdot 2\pi f \cdot \Delta T \end{aligned} \quad (4)$$

ここで、 ΔT はパルス送信周期であり、 $\Delta T = 1/PRF$ である。

4. 模擬血管を用いた脈波計測に関する基礎実験

4.1 実験システムの構成

血管を模擬したシリコンチューブ（内径 15 mm, 外径 20 mm）を用いて、脈波計測に関する基礎実験を行った。Fig. 5 に示すように、補助人工心臓（Ventricular Assist Device; VAD）を中心とした循環器系システム⁶⁾にシリコンチューブをつなぎ、チューブ内に生体内の血圧を模擬した圧力波を伝搬させる。VAD の拍動の周期は 0.4 Hz とした。この圧力波の伝搬に伴って発生するシリコンチューブ前壁の径方向の微小振動速度を、本計測法により 7 点でほぼ同時に計測した。各計測点間の距離は 11.7 mm である。また、この実験で使用した超音波プローブはリニア走査型プローブで、中心周波数 3.75 MHz, PRF=3.6 kHz の

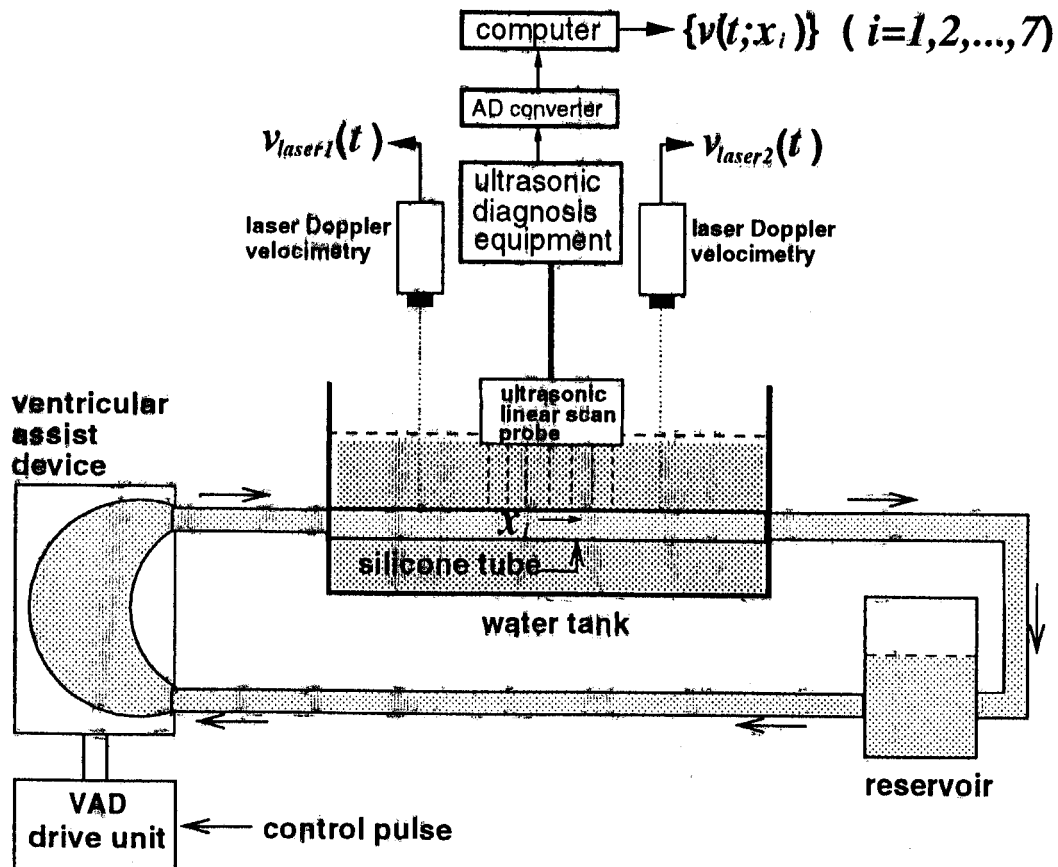


Fig. 5 Measurement of small vibration signals resulting from propagation of pulse waves on a silicone tube.

超音波パルスを用いた。同一方向に送信する繰返し周波数は 450 Hz であり、この周波数が各点ごとの微小振動の標準化周波数 f_s となる。さらに、超音波による計測点の上流側、および下流側のそれぞれ 1 点で、レーザドプラ速度計でも同時に計測し、3.6 kHz で標準化した。レーザドプラによる計測点間の距離は、75 mm である。

4.2 実験結果

Fig. 6 に、模擬血管壁上の径方向の微小振動速度の超音波による計測結果 $\{v(t; x_i)\}$, ($i=1, 2, \dots, 7$)、およびレーザドプラ速度計による計測結果 $\{v_{laserj}(t)\}$, ($j=1, 2$) を示す。ただし、Fig. 6 の VAD の制御パルス (control pulse of VAD) の立ち下がりには、VAD に収縮を開始させるタイミングである。また、図の下が上流側、上が下流側であり、超音波プローブからシリコンチューブの前壁が遠ざかる方向が $v(t; x_i)$ の正方向である。いずれも 5 拍分の結果を重ね描きしたもので

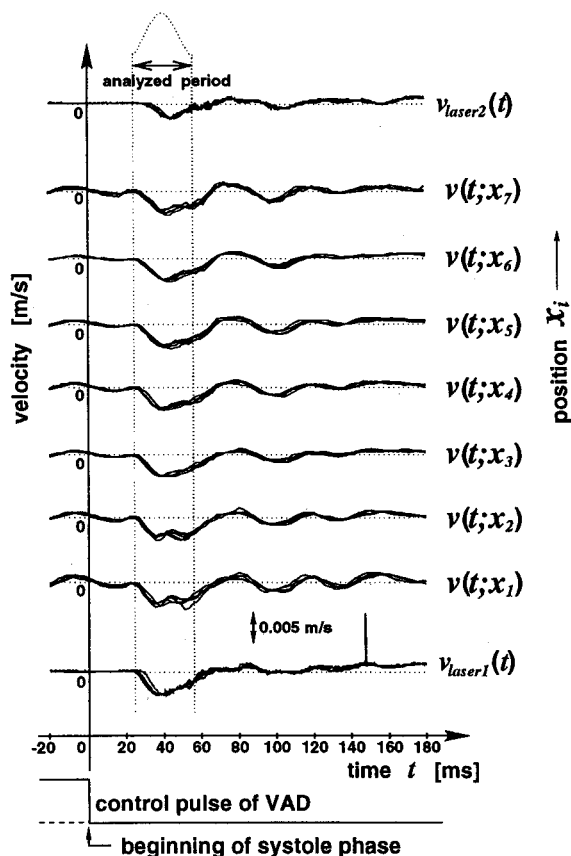


Fig. 6 Simultaneously measured small vibration signals $\{v(t; x_i)\}$ at seven points $\{x_i\}$, ($i=1, 2, \dots, 7$) and $v_{laserj}(t)$, ($j=1, 2$) on the wall of the silicone tube.

あり、各波形とも再現性よく壁の膨らみとその後の振動波形をとらえている。

4.3 脈波による管壁振動の計測に関する再現性の評価

Fig. 6 に示した、各点 x_i における 5 拍分の微小振動速度 $v(t; x_i)$ の計測実験結果は、波形の重なり具合から再現性があることが定性的には分る。しかし、40 Hz 以上の周波数成分は 20 Hz 付近の成分に対して 20 dB 以上小さく (Fig. 7 参照)、時間波形からではどのくらいの周波数帯域まで再現性があるかを判断することができない。

そこで、 $v(t; x_i)$, ($i=1, 2, \dots, 7$) のパワースペクトル $|V(f; x_i)|^2$ の各周波数成分ごとの 5 拍分における

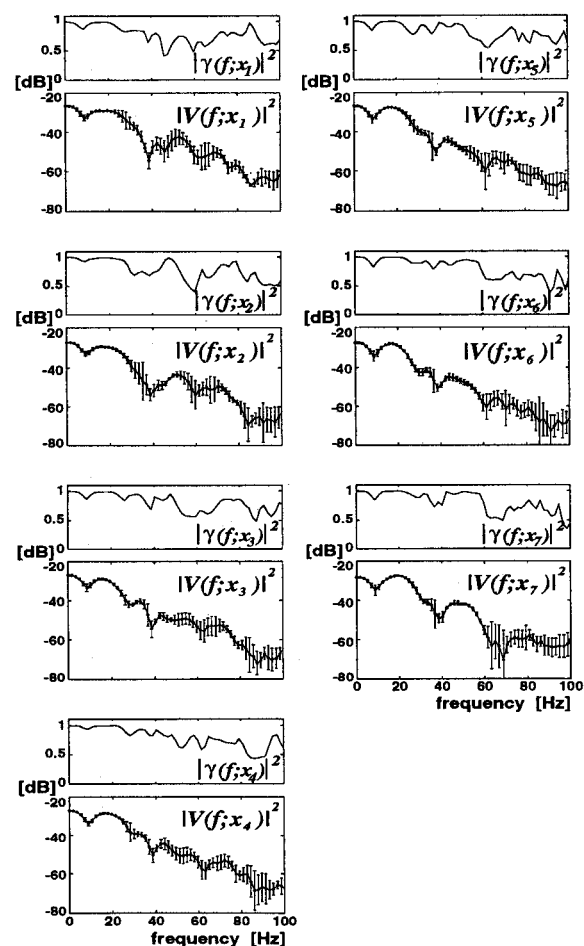


Fig. 7 Reproducibility functions $\{|\gamma(f; x_i)|^2\}$, ($i=1, 2, \dots, 7$), the averaged power spectra $\{|V(f; x_i)|^2\}$, ($i=1, 2, \dots, 7$), and the standard deviation $\{\sigma(f; x_i)\}$, ($i=1, 2, \dots, 7$), obtained by analyzing each of the measured five-beat small vibration signals $v(t; x_i)$.

標準偏差 $\sigma(f; x_i)$ と、再現性評価関数⁸⁾⁹⁾ $|\gamma(f; x_i)|^2$ をそれぞれ算出することにより、周波数領域における再現性の定量的な評価を行った。その結果を Fig.7 に示す。パワースペクトルの縦棒は、5 拍分における標準偏差を表している。いずれの波形も、10 Hz 付近のディップを除けば 20 Hz 程度までは標準偏差が 1 dB 未満であり、再現性評価関数も 1 に近い値を示している。したがって、この周波数帯域では 5 拍分の計測結果に高い相関があることが分る。また、パワースペクトルがピーク値に対して 20 dB 以上小さい 40 Hz 以上の周波数帯域においても、60 Hz 程度までは 4 dB 以内の標準偏差であり、スペクトル解析に耐えうる波形が計測できていると言える。計測点によっては、60 Hz 程度までの周波数帯域において標準偏差が 3 dB 以内で、再現性評価関数も 1 に近い値を示している。

4.4 周波数領域での脈波伝搬速度の算出

複数点で同時に計測した微小振動波形 $\{v(t; x_i)\}$ の解析法の 1 例として、各区間 $x_i \rightarrow x_{i+1}$ における脈波伝搬速度を算出した。隣合った計測点間距離は 11.7 mm で、用いたシリコンチューブの脈波伝搬速度は約 19 m/s であるから、隣合った計測点間での脈波伝搬の遅延時間は約 0.6 ms となる。しかし、Fig.6 に示した各波形の標準化周波数は $f_s = 450$ Hz であるから、2.2 ms

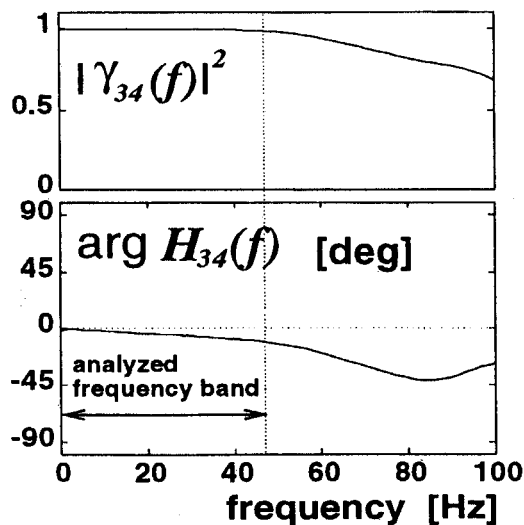


Fig.8 An example of phase characteristics of the transfer functions $\arg H_{34}(f)$ and magnitude squared coherence function $|\gamma_{34}(f)|^2$, which are calculated from the two measured vibration signals $v(t; x_3)$ and $v(t; x_4)$ from the wall of the silicone tube.

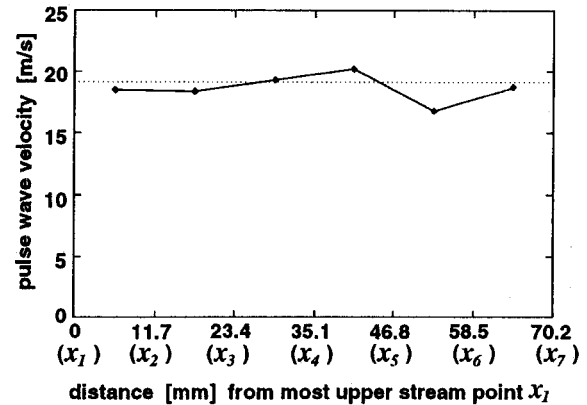


Fig.9 Pulse-wave velocities at six sections on the silicone tube, obtained by analyzing the small vibration signals at seven points.

以下の遅延時間を時間領域で決定するのは困難である。そこで、以下のように周波数領域における解析によって、遅延時間と脈波伝搬速度を算出した。

まず、Fig.6 の各波形 $\{v(t; x_i)\}$, ($i=1, 2, \dots, 7$) の立ち上がりから約 35 ms の区間を 5 拍分各々に関してハミング窓を用いて切り出し、この区間の周波数変換する際の解析区間 (analyzed period) として、計測点 x_i から x_{i+1} への伝達関数の位相 $\arg H_{i,i+1}(f)$, ($i=1, 2, \dots, 6$) および振幅 2 乗コヒーレンス関数¹⁰⁾¹¹⁾ $|\gamma_{i,i+1}(f)|^2$, ($i=1, 2, \dots, 6$) を算出した。その結果の一例として、 $\arg H_{34}(f)$ と $|\gamma_{34}(f)|^2$ を Fig.8 に示す。ただし $\{\arg H_{i,i+1}(f)\}$ は、前述の標準化のタイミングの違いによる位相のずれを (4) 式を用いて補正してある。

振幅 2 乗コヒーレンス関数 $|\gamma_{i,i+1}(f)|^2$ は、1 に近い値であるほどその周波数成分に関しては $v(t; x_i)$ を入力信号とし $v(t; x_{i+1})$ を出力信号とする伝達系の線形性が保たれていることを表しており、 $|\gamma_{i,i+1}(f)|^2$ が 0.95 以上である周波数帯域を、遅延時間 $\tau_{i,i+1}$ を決定する際の解析区間 (analyzed frequency band) とした。この周波数帯域において、 $\arg H_{i,i+1}(f)$ の傾きから区間 $x_i \rightarrow x_{i+1}$ における微小振動の伝搬遅延時間 $\tau_{i,i+1}$ を求め、さらに 2 点間の距離 11.7 mm を $\tau_{i,i+1}$ で割ることによって区間 $x_i \rightarrow x_{i+1}$ における微小振動の軸方向への伝搬速度 (脈波伝搬速度) を算出した。その結果を Fig.9 に示す。

いずれの区間においても、レーザドプラで計測した波形から算出される 2 点間の伝搬速度である 19.3 m/s

と同様な結果が得られており、区間 $x_5 \rightarrow x_6$ を除けばレーザドプラの結果に対して ± 0.9 m/s 以内の値となっている。

5. ヒト腹部大動脈壁の微小振動の複数点における計測実験

5.1 実験方法

ヒト腹部大動脈壁の径方向の微小振動速度を *in vivo* で計測した。被験者は、25歳の健康な男性である。脈波の伝搬に伴う、腹部大動脈前壁の径方向の微小振動速度を計測するために、計測は呼吸を止めた状態で行った。この実験ではコンベックス型プローブを使用し、中心周波数 3.75 MHz, PRF=3.6 kHz の超音波パルスを用いた。同一方向に送信する繰返し周波数は 225 Hz であり、この周波数が各点ごとの微小振動の標準化周波数 f_s となる。また、参照のために心電図 (ECG) も同時に測定した。Fig.10 に、腹部大動脈の B モード像と前壁上に設定した計測部位 ($x_3 \sim x_{10}$) を示す。図の右が上流側で、左が下流側である。

5.2 実験結果

腹部大動脈の前壁からの受信信号を利用して、16 方向のうち比較的反射波の振幅が大きい 8 方向に関して微小振動速度 $\{v(t; x_i)\}$, ($i=3, 4, \dots, 10$) を算出した。その結果を心電図 (ECG) とともに Fig.11 に示す。ただし、図の下が上流側、上が下流側であり、超音波プローブから腹部大動脈の前壁が遠ざかる方向が $v(t; x_i)$ の正方向である。また、B モード像をもとに診断装置の機能を利用して計測した各計測点の間隔は 7~8

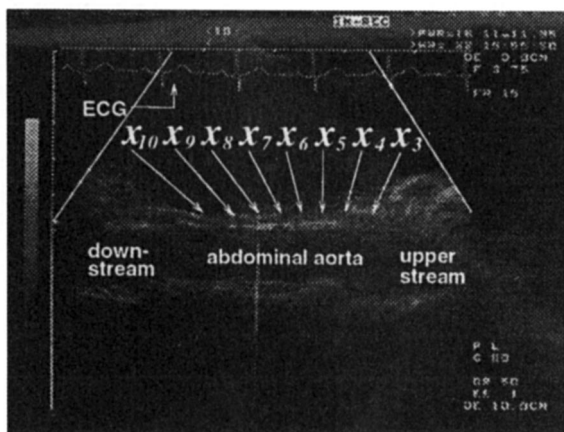


Fig.10 B-mode image of the abdominal aorta of a young man.

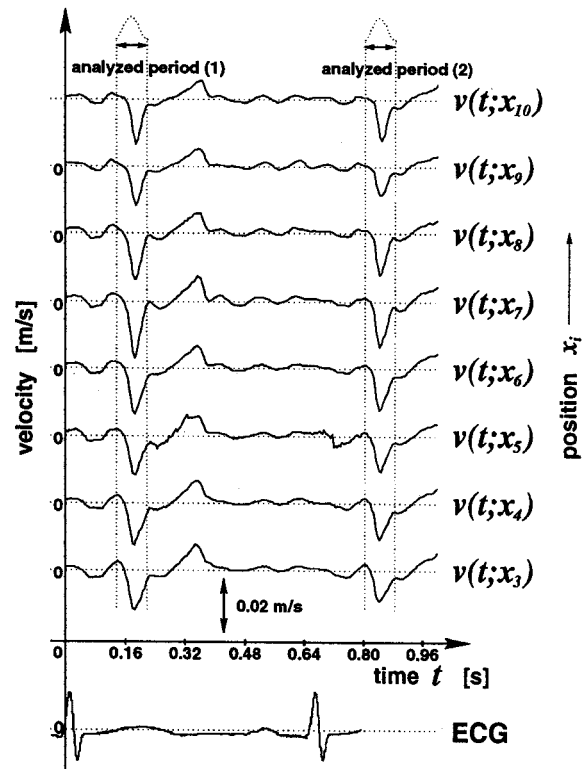


Fig.11 Simultaneously measured small vibration signals $\{v(t; x_i)\}$ at eight points $\{x_i\}$, ($i=3, 4, \dots, 10$) on the wall of the abdominal aorta.

mm である。各波形とも、2 拍分の脈波の伝搬に伴う腹部大動脈の膨らみとその後の微小振動をとらえている。また、2 拍分の波形がいずれも類似していることから、再現性が確認できる。

5.3 ヒト腹部大動脈における脈波伝搬速度の算出

模擬血管の実験と同様に、周波数領域における解析によって各区間 $x_i \rightarrow x_{i+1}$ における脈波伝搬速度を算出した。ただし、拍数が 2 拍と少ないため、以下のように 1 拍目と 2 拍目それぞれに関して複数の切り出し方を適用することによってスペクトルの平均化を行い、伝達関数の位相、および振幅 2 乗コヒーレンス関数を算出した。

まず、Fig.11 に示す各波形 $\{v(t; x_i)\}$, ($i=3, 4, \dots, 10$) の 1 拍目と 2 拍目それぞれに関して、立ち上がりから 20 点 (約 90 ms) の区間を周波数変換する際の解析区間 (analyzed period (1) および analyzed period (2)) と決定した。さらに、決定した解析区間を基準として、波形を切り出す際の窓関数として採用したハミング窓の、左端の位置と窓長 (点数) をそれぞれ ± 2 点

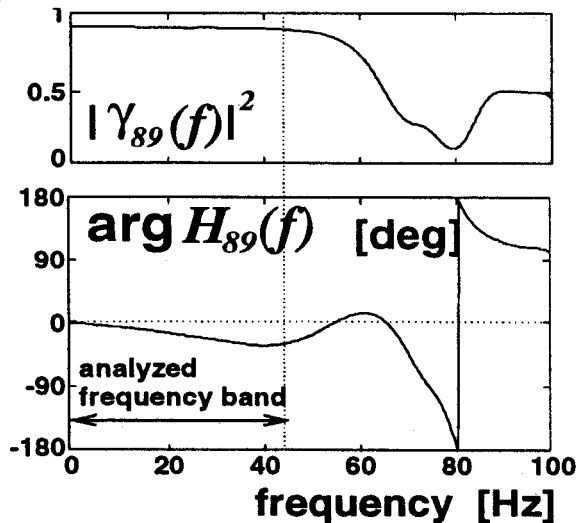


Fig. 12 An example of phase characteristics of the transfer functions $\arg H_{89}(f)$ and magnitude-squared coherence function $|\gamma_{89}(f)|^2$, which are calculated from the two measured vibration signals $v(t; x_8)$ and $v(t; x_9)$ of the wall of the abdominal aorta.

(約 8.9 ms に相当) ずつ変化させることによって、25 通りの時間窓を用いて切り出したデータをそれぞれ周波数変換し、スペクトルの平均化を行った。20±2 点のハミング窓で切り出したデータに零点を加えることによって、DFT のポイント数は 512 点に固定した。

上記の方法により、1 拍目と 2 拍目それぞれに関して、計測点 x_i から x_{i+1} への伝達関数の位相 $\arg H_{i,i+1}(f)$ ($i=3, 4, \dots, 9$) および振幅 2 乗コヒーレンス関数 $|\gamma_{i,i+1}(f)|^2$ ($i=3, 4, \dots, 9$) を算出した。その結果の一例として、1 拍目に関する $\arg H_{89}(f)$ と $|\gamma_{89}(f)|^2$ を Fig. 12 に示す。ただし $\{\arg H_{i,i+1}(f)\}$ は、標準化のタイミングの違いによる位相のずれを (4) 式を用いて補正してある。

また、 $|\gamma_{i,i+1}(f)|^2$ が 0.95 以上である周波数帯域を、遅延時間 $\tau_{i,i+1}$ を決定する際の解析区間 (analyzed frequency band) とした。この周波数帯域において、 $\arg H_{i,i+1}(f)$ の傾きから区間 $x_i \rightarrow x_{i+1}$ における微小振動の伝搬遅延時間 $\tau_{i,i+1}$ を求めた。さらに 2 点間の距離を $\tau_{i,i+1}$ で割ることによって、区間 $x_i \rightarrow x_{i+1}$ における脈波伝搬速度を 1 拍目と 2 拍目それぞれに関して算出した。2 拍分の平均値を Fig. 13 に示す。

脈波伝搬速度は大動脈起始部から遠ざかるほど速くなり、大動脈起始部で 4 m/s 程度であり股動脈では 12

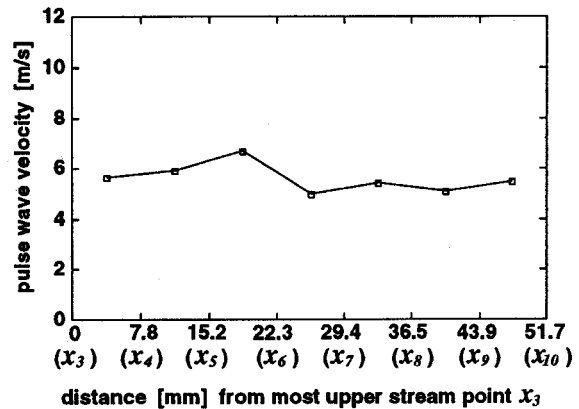


Fig. 13 Pulse-wave velocities at seven sections on the abdominal aorta, obtained by analyzing the small vibration signals at eight points.

m/s 程度である¹²⁾。また、大動脈口部から股動脈までの平均的な脈波伝搬速度は、正常、ないし軽度の硬化度の大動脈で 7 m/s 以下である¹³⁾という報告もある。これらの文献値と比較して、Fig. 13 に示した脈波伝搬速度は妥当な結果であると言える。

6. 結 語

本論文では、管壁上を伝搬する微小振動の複数点における同時計測法を提案した。まず、管壁上の複数点で微小振動を同時に計測するための超音波診断装置の改造、および振動速度算出の原理を示した。次に、水中振動モデルを用いた基礎実験により、6 点におけるゴム板の振動速度が同時に再現性よく計測できることを確認した。

また、血管を模擬したシリコンチューブを用いて、脈波計測に関する評価実験を行った。7 点における、5 拍分の微小振動の計測結果に再現性が確認でき、また 6 区間における脈波伝搬速度の算出に関しても妥当な結果が得られた。超音波による管壁等の振動計測は、従来は画像化を中心とした低周波成分の時間領域における評価しかなされていないが、本手法により周波数スペクトル解析が適用できる振動波形を、互いに数 mm 程度離れた複数点で同時に計測することが可能となった。

さらに、ヒト腹部大動脈壁の 8 点における微小振動を計測し、脈波伝搬速度を算出することによって、本論文で提案した計測法の *in vivo* 計測への適用の可能

性を示した。従来の脈波速度法では空間分解能が数十 cm 程度と極めて低く、10~20 mm 程度の動脈硬化の初期疾患における硬化部位の同定が困難であった。これに対して本論文で提案した計測法では、数 mm~十数 mm 程度の局所における脈波伝搬速度を複数の区間で同時に評価できるので、同じ患者に対して正常な部位と硬化している部位とも同時に評価することが可能となる。

今後、2次元のデジタル信号処理技術を導入することにより、複数点で同時に得られた振動波形の新たな解析法を検討する予定である。

謝辞

本計測法の開発に際し、(株)東芝 那須工場 佐々木博統括技師長、同 原 喜芳課長、同 小笠原達雄氏には貴重な御助言、御協力を頂きましたことに感謝致します。

文 献

- 1) 高久史鷹, 大内尉義, 山田信博: 動脈硬化症 update, 中外医学社, 1992.
- 2) 都島基夫: 動脈硬化の診断の進歩: 概説. 日本臨床 51 8 1993; 83-90.
- 3) Hiroshi Kanai, Ken'ichi Kawabe, Masahiko Takano, et al: New Method for Evaluating Local Pulse Wave Ve-

locity by Measuring Vibrations on Aortic Wall. Electronics Letters Vol.30 No.7 1993; 534-536.

- 4) 村田亮治, 金井 浩, 中鉢憲賢ほか: 動脈硬化の非侵襲的診断を目指した超音波ビームの制御による動脈壁上2点での微小振動の計測. 日本超音波医学会誌 Vol.21 No.11 1994; 703-711.
- 5) 川辺健一, 村田亮治, 金井 浩ほか: 動脈硬化の診断を目指した壁の微小振動検出によるヒトの *in vivo* での動脈壁局所脈波速度の測定. 日本音響学会誌 Vol.51 No.2 1995; 111-116.
- 6) 高野正彦, 金井 浩, 中鉢憲賢ほか: 動脈硬化の局所診断のための血管壁上振動の計測と解析. 日本音響学会誌 Vol.51 No.3 1995; 174-181.
- 7) 近藤 誠, 金井 浩, 中鉢憲賢: 超音波パルスドブラ法に代わる周波数領域での新しい速度算出法. 電気学会論文誌 Vol.115 C No.12 1995; 1425-1431.
- 8) 金井 浩, 中鉢憲賢: 繰り返し信号の再現性評価関数. 日本音響学会春季研究発表講演論文集 1996; 615-616.
- 9) Hiroshi Kanai, Michie Sato, Yoshiro Koiwa, et al: Transcutaneous Measurement and Spectrum Analysis of Heart Wall Vibrations. IEEE Transactions on the Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 1995; (印刷中)
- 10) Vernon A. Benignus: Estimation of the Coherence Spectrum and Its Confidence Interval Using the Fast Fourier Transform. IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics Vol.17, No.2, 1969; 145-150.
- 11) 城戸健一: デジタル信号処理入門, 丸善, 1985.
- 12) 高沢謙二, 池谷敏郎, 伊吹山千晴: 脈波速度法, サーマグラフィック. 日本臨床 Vol.51 No.8 1993; 134-139.
- 13) 都島基夫: 動脈硬化症 成因・診断・治療, メジカルビュー社, 東京 1991.