

## 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* での動脈壁局所的脈波速度の測定\*

川辺 健一\*<sup>1</sup> 村田 亮治\*<sup>1</sup> 金井 浩\*<sup>1</sup> 中鉢 憲賢\*<sup>1</sup> 小岩 喜郎\*<sup>2</sup>

(1994年3月28日受付)

**【要旨】** 本論文では、動脈硬化の診断のための非侵襲的手法を提案し、動脈壁上の微小振動の非侵襲的測定のための新しい超音波ドプラ法を開発している。大振幅の心臓の拍動のために大動脈壁上の微小振動の検出や局所的脈波速度の評価は難しかった。本論文は、動脈の局所的な硬化度の直接的評価を示し、腹部動脈、上行大動脈に関する実験から提案する手法の有効性を確認する。

**キーワード** 超音波ドプラ法, 微小振動, 脈波速度, ヤング弾性率, 動脈硬化  
Ultrasonic Doppler method, Small vibration, Pulse wave velocity, Young's modulus, Arteriosclerosis

### 1. はじめに

高齢化社会の到来と共に、心筋梗塞・脳梗塞などの主因となる動脈硬化は食生活の欧米化に伴って日本においても深刻な問題となっている。特に、急性心筋梗塞による突然死は、今日では重要な社会問題になりつつある。動脈硬化は30代以前から進行すると言われ、発病前の早期診断での無症候性動脈硬化の診断や個人個人の動脈硬化の経時的変化の評価、治療による縮退(動脈狭窄の改善)の把握が動脈硬化の早期診断や予防・制圧に必要不可欠である。

従来、コレステロール・血圧・喫煙歴・尿酸値などが動脈硬化に対する間接的な指標(危険因子)であったが、動脈硬化の直接的評価を行わなければ病的な状態を見落とす恐れがある。また、薬剤投与による動脈硬化の縮退の把握も不可欠である。上記のような評価を容易に反復しうる診断法が必要とされている。

動脈壁上の微小振動には、壁の弾性的性質が含まれていると考えられる。ただし、心臓近傍の動脈壁は心臓の拍動のために大振幅上に微小振動の重畳した複雑

な動きをしており、心臓近傍の動脈壁上の微小振動のみの検出は難しいとされてきた。

そこで我々は、新しい超音波ドプラ法により心臓近傍の動脈壁上の微小振動を非侵襲的に検出する手法を開発してきた<sup>1)</sup>。また、本手法の微小振動計測における有効性を基礎的実験ですでに確認している<sup>2)</sup>。

更に壁上の微小振動の伝搬速度計測において、壁の硬さに関する情報を含む脈波伝搬速度の測定が可能であることを示した<sup>3)</sup>。その概要を示す。まず、シリコンチューブを用い、内部を水で満たし一端から脈波を発生させ、その時、壁上を伝わる微小振動の伝搬速度を測定する。次に、脈波速度の定義式に従い、同一のシリコンチューブ内の水の体積を変化させ、管内の体積と圧力の関係から脈波速度を測定し、両者の速度がほぼ一致することを確認している。

また、動脈硬化の早期診断のためには、初期の動脈硬化の硬化部の直径(数mm~十数mm)のサイズの診断が必要である。そこで本論文では、動脈硬化の診断法の一つである脈波伝搬速度法<sup>4),5)</sup>を応用して動脈硬化の局所的診断のための手法を開発している。以下に脈波伝搬速度についての説明を行う。

### 2. 脈波伝搬速度とヤング弾性率

図-1のように左心室から血液が流れ込み、血管内圧が増加することにより、 $\Delta t$  時間に血管の  $L$  の長さの部分が破線のように膨らむ。血管内の圧力波(脈波)の伝搬速度を  $c_0$  であるとすると  $L = c_0 \cdot \Delta t$  となる。断面積が  $A$  から  $A + \Delta A$  に変化したとすると、同時に血

\* *In vivo* measurement of local pulse wave velocity on arterial wall of human being by detecting small vibrations for diagnosis of arteriosclerosis, by Kenichi Kawabe, Ryoji Murata, Hiroshi Kanai, Noriyoshi Chubachi and Yoshiro Koiwa.

<sup>1</sup> 東北大学工学部電気工学科

<sup>2</sup> 東北大学医学部第一内科

(問合先: 金井 浩 〒980-77 仙台市青葉区荒巻字青葉東北大学工学部電気工学科中鉢研究室)

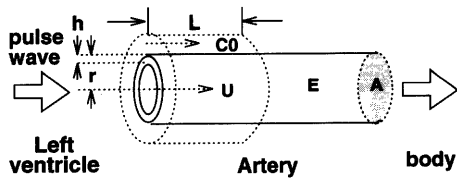


図-1 血圧の変化によって生じる脈波の伝搬を示した動脈の模式図

管内圧も  $P$  から  $P + \Delta P$  に変化する。  $\Delta t$  時間に左心室から送出された流量は、血流速度を  $U$  とすると  $AU \cdot \Delta t$  である。この量が、  $L$  の区間に生じている断面積の増大分  $\Delta A$  に伴う体積増加分  $L \cdot \Delta A (= c_0 \cdot \Delta t \cdot \Delta A)$  に等しい。すなわち、  $AU \cdot \Delta t = c_0 \cdot \Delta t \cdot \Delta A$  が成り立ち、脈波速度  $c_0$  は、

$$c_0 = \frac{A}{\Delta A} U \tag{1}$$

で表すことができる<sup>5)</sup>。

また、  $\Delta t$  時間に左端から加えられた力積は  $A \cdot \Delta P \cdot \Delta t$  でこれにより  $\rho A c_0 \cdot \Delta t$  の質量が  $U$  の速度を得たのだから、  $A \cdot \Delta P \cdot \Delta t = \rho A c_0 \cdot \Delta t \cdot U$  が成り立ち、脈波速度  $c_0$  は

$$c_0 = \frac{\Delta P}{\rho U} \tag{2}$$

で表すことができる<sup>5)</sup>。式(1)と式(2)から、  $U$  を消去すると

$$c_0^2 = \frac{\Delta P \cdot A}{\rho \cdot \Delta A} = \frac{\Delta P \cdot \pi r^2}{\rho (\pi (r + \Delta r)^2 - \pi r^2)} \approx \frac{\Delta P \cdot r}{2\rho \cdot \Delta r} \tag{3}$$

となる。すなわち、脈波速度  $c_0$  は血液の密度  $\rho$ 、内圧増加量  $\Delta P$ 、血管半径  $r$ 、半径の変化量  $\Delta r$  から求めることができる。

いま、血管壁をフック弾性体であるとしたとき、そのヤング弾性率  $E$  は血管の円周方向への応力の増加  $\Delta T$  と壁の円周方向への歪  $\Delta l/l$  を用いて

$$E = \frac{\Delta T}{\frac{\Delta l}{l}} \tag{4}$$

で表すことができる<sup>5),6)</sup>。

ここで、  $l$  は、血管壁の円周を表す。  $\Delta l$  は、血管壁の円周の増加量を表す。

図-2 のように壁の厚さが薄い円筒あるいは円輪の内壁面に流体圧  $P$  が作用すると円筒あるいは円輪は一樣に拡大し、その軸線に平行な断面には円筒方向に引き裂こうとする応力  $\sigma_\theta$  を生ずる。今円筒の内径を  $r$ 、壁厚を  $h$  とし、微小角  $\angle ABO (= d\theta)$  によって切

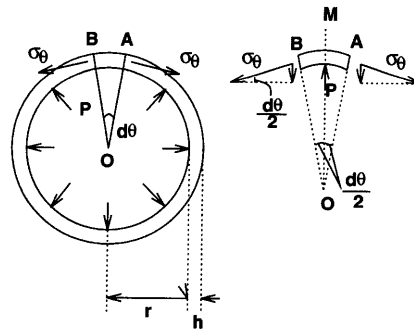


図-2 円筒の円周方向にかかる応力

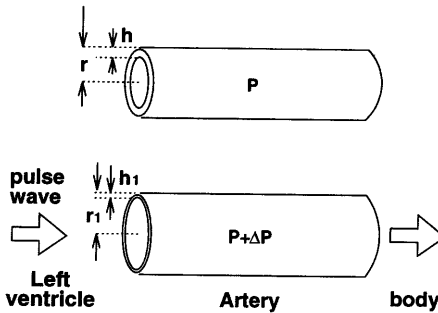


図-3 血管内圧変化と半径及び肉厚の変化の様子

り取られる円筒要素の  $OM$  方向の釣合を考えてみる。円筒の軸方向の長さを  $l$  とすれば、側面に働く力は  $\sigma_\theta h l$  で  $OM$  方向の分力は  $(\sigma_\theta h l) d\theta/2$  である。また、  $AB$  内面に作用する流体圧の  $OM$  方向の合力は  $P(l r d\theta)$  であるから、  $OM$  方向の力の釣合は  $2(\sigma_\theta h l) \cdot d\theta/2 = P l r d\theta$  となり、これより

$$\sigma_\theta = rP/h \tag{5}$$

は円筒あるいは円輪の円周方向応力の大きさを与える<sup>7)</sup>。図-3 のように、血管内圧が  $P$  から  $P + \Delta P$  に、半径が  $r$  から  $r_1 = r + \Delta r$  に、肉厚が  $h$  から  $h_1$  に変化したとき、動脈の場合、  $r_1 h_1 = r h$  という壁の等容積変化の仮定が近似的に成り立つ<sup>5)</sup>。この仮定のもとでは、血管内圧の上昇  $P \rightarrow P + \Delta P$  で生ずる血管の円周方向への応力の増加  $\Delta T$  は、式(5)より

$$\Delta T = \frac{r}{h} \Delta P \tag{6}$$

である。また、壁の円周方向への歪  $\Delta l/l$  は、

$$\frac{\Delta l}{l} = \frac{2\pi(r + \Delta r) - 2\pi r}{2\pi r} = \frac{\Delta r}{r} \tag{7}$$

である。従って、この  $\Delta l/l$  を式(4)へ代入すれば、ヤング弾性率  $E$  は、

$$E = \frac{r^2 \cdot \Delta P}{h \cdot \Delta r} \quad (8)$$

である。式(3)と式(8)から  $\Delta P$  を消去すると、

$$c_0^2 = \frac{Eh}{2\rho r} \quad (9)$$

となり、この式はメーンズ・コルテヴェークの式として知られている<sup>9)</sup>。式(9)より、脈波速度  $c_0$  の2乗とヤング弾性率  $E$  との間には比例関係が成り立ち、脈波速度  $c_0$ 、肉厚  $h$ 、半径  $r$ 、血液の密度  $\rho$  を測定することができれば血管の硬さを示すヤング弾性率  $E$  を式(10)で知ることができる。

$$E = \frac{2\rho r c_0^2}{h} \quad (10)$$

従って、脈波速度  $c_0$  の測定は動脈硬化の診断のうえで重要な意味を持つ。

### 3. ヒトの動脈壁の局所的脈波速度の非侵襲的測定

これまでに超音波変位計を用いて血管径の変位計測による脈波速度測定に関する研究も山本らによって行われている<sup>9)</sup>。そこでは、血管径変化を3~5 cm離れた(上流と下流)で各2点(前壁と後壁)を同時計測している。測定された管径変化の立ち上がり時間差と2点間の距離から脈波速度を算出している。しかし、心臓近傍の血管径変化は心臓自身の大きい拍動の上に血管径変化が重畳しているため、血管径変化のみの変位計測を心臓の拍動と分離して計測することは難しく、これまで行われていなかった。

しかし、我々は脈波伝搬速度が血管径変化ではなく、壁上2点の微小振動を検出することによって算出され<sup>9)</sup>、大振幅上に重畳した微小振動を新しく提案する超音波ドプラ法によって1 kHzの周波数帯域まで高精度に測定できることをすでに示している<sup>2)</sup>。

本論文では、実際に *in vivo*でのヒトの各動脈壁に本手法を適用し、特にこれまで検出が困難とされてきた心臓近傍大動脈壁上の数 mm 離れた2点の径方向の微小振動速度も非侵襲的にかつ高精度に測定・解析し、測定部位の局所化と測定部位の心臓近傍への拡張を可能にする。

#### 3.1 ヒトの動脈壁の脈波速度測定システム

超音波トランスジューサからの入射波を動脈壁上の異なる2点A, Bに交互に当て、それぞれの動脈壁上の径方向の微小振動を計測し、同時に測定する心電図を基準にして脈波の到着時刻の時間差  $\tau_{AB}$  を求め、2点間の距離  $d_{AB}$  を  $\tau_{AB}$  で割ることによって、点Aから点

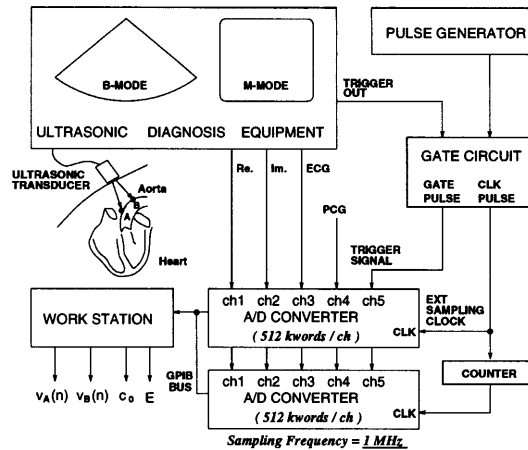


図-4 人の大動脈壁の動的脈波速度の測定システム

Bへの局所的な脈波伝搬速度  $c_0$  を求める。その測定システムを図-4に示す。

心臓近傍の大動脈壁は、心臓の拍動の影響を受け、大振幅(±約10 mm)の変位をしている。その壁上の数  $\mu\text{m}$  の振幅の微小振動を少なくとも100 Hzの周波数帯域まで検出する必要がある。その理由は、一般に5 m/sで血管壁を伝搬するといわれている脈波<sup>3)</sup>を血管壁上の数 mm 離れた2点で測定する場合、数 Hzまでの周波数帯域ではほとんど位相回転がなく、位相の周波数特性の傾きと2点間の距離から脈波速度を算出する際、数 Hzまでの周波数帯域では雑音の影響を考慮すると位相の傾きにかなりの誤差を生じ脈波速度の推定精度が落ちるからである。

我々は、超音波トランスジューサからの入射波で体表から動脈壁に向けて送信トリガパルスごとに交互に当て<sup>10)</sup>、微小振動している動脈壁面からドプラ偏移を受けて戻ってくる反射波を直交検波し、検波後の信号を送信トリガパルスの繰り返し周波数の数百倍(1 MHz)の高速なサンプリング周波数でA/D変換する。入射波の送信間隔( $\Delta T$ )ではなく、得られたデジタル信号から反射波の戻ってくる受信間隔( $\Delta t$ )を時刻  $t$  の送信トリガパルスごとに求める。その時刻  $t$  でのドプラ偏移による位相変化と対象物の距離変化による位相変化の両方を含む位相  $\theta_t$  から各対象の微小振動速度  $v(t)$  を式(11)で算出する<sup>1)</sup>。

$$\hat{v}\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right) = c \frac{\theta_{t+\Delta t} - \theta_t}{2\omega_0 \Delta t} \quad (11)$$

ここで、 $c$  は生体中での音速で1,500 m/sとし、 $\omega_0$  は超音波角周波数である。式(11)では、直交検波出力の時刻  $t$  での位相  $\theta_t$  と共に、反射波の受信間隔  $\Delta t$  の高精

度な同定が必要となる。対象が層をなすなど複雑な構造である場合、アナログ回路を用いて、拍動に伴って大きく変動する伝搬時間を同定することが難しい。

そこで我々は、直交検波後の信号を高いサンプリング周波数でデジタル信号に変換し、式(11)に基づき大振幅で動いている対象上の微小振動速度の計測を行っている。以上の処理によって、拍動に伴って大振幅で変位する心臓近傍の大動脈壁上の微小振動を 1 kHz の周波数範囲まで計測することができる<sup>2)</sup>。

ただし、我々の用いている A/D 変換器のメモリは 2 台で 1 Mwords しかなく 1 MHz のサンプリング周波数で A/D 変換しようとするると 1 秒間のデータしか A/D 変換できないことになる。動脈壁はおよそ 1 秒を周期として拍動を繰り返しているため、1 秒間のデータ収集では再現性が確認できない。

そこで、反射波の返ってこないタイミングも A/D 変換させるという無駄を省き、反射波の返ってくるタイミング (約 25  $\mu$ s の時間幅) のデータだけを A/D 変換させる。そのタイミングだけクロックパルスを生じさせる回路を作製し、そのクロックパルスを A/D 変換器の外部サンプリングに inputs することによって、これまで 200  $\mu$ s の送信波パルス繰り返し周期で 1 秒間のデータを収集していたのに対し、同じ 200  $\mu$ s の送信波パルス繰り返し周期で 8 倍の 8 秒間のデータを収集することが可能となった。こうして、動脈壁上の微小振動を数拍にわたって連続して計測することができるようになり波形の再現性を確認することができるようになった。

上記の処理を超音波トランスジューサで受けた 2 方向からの反射波のおおのに対して行って、動脈壁上の数 mm 離れた 2 点 A, B 各々の径方向の微小振動速度  $v_A(n)$  と  $v_B(n)$  を数百 Hz までの周波数帯域において、連続した心拍数拍分以上の長さにわたって測定する。心臓一拍の中で、大動脈、心臓、血圧のいずれも状態が刻々と変化するため、 $v_A(n)$  と  $v_B(n)$  は、一拍全体では非定常信号となる。そこで、まず、この振動速度波形  $v_A(n)$  と  $v_B(n)$  おおのを、心電図を参照しながら、心臓一拍中で心臓の駆出期、収縮期、拡張期などに対応する短い区間  $T_0$  に分け、次に、その短い区間ごとに 2 点 AB 間の脈波伝搬速度  $c_0(T_0)$  を式(12)で算出する。

$$c_0(T_0) = \frac{d_{AB}}{\tau_{AB}} \tag{12}$$

ここで、 $d_{AB}$  は 2 点間の距離を、 $\tau_{AB}$  は 2 点間を伝搬するのに要する時間を示す。

### 3.2 腹部大動脈壁の局所的脈波速度の測定と局所的ヤング弾性率の算出

腹部動脈壁の微小振動に注目してみる。腹部大動脈壁上の 2 点 A, B の微小振動速度  $v_A(t)$ ,  $v_B(t)$  を同時に計測した心電図と共に図-5 に示す。 $v_A(t)$ ,  $v_B(t)$  は、8 拍にわたってほぼ再現性がある。ここで、2 点間の距離  $d_{AB}=7.7$  mm である。超音波 RF バーストパルスの送信周波数は 3.5 MHz, パルス繰り返し周波数は 5 kHz とした。

図-5 の心電図の R 波から S 波にかけての駆出期の区間  $T_0=240$  ms における速度波形  $v_A(t; T_0)$ ,  $v_B(t; T_0)$  を図-6 に示す。この二つの振動速度波形の相互相関関数を計算することにより伝搬遅延は 1.17 ms の時間差があることが分かり、 $d_{AB}=7.7$  mm より局所的脈波伝搬速度は  $c_0=6.6$  m/s と求められた。

次に 3.5 MHz の超音波 RF バーストパルスを腹部大動脈壁に向けて垂直に入射し、壁面で反射して返ってくる反射波の振幅を 10 MHz のサンプリング周波数で A/D 変換し、得られた反射波の振幅のピーク間

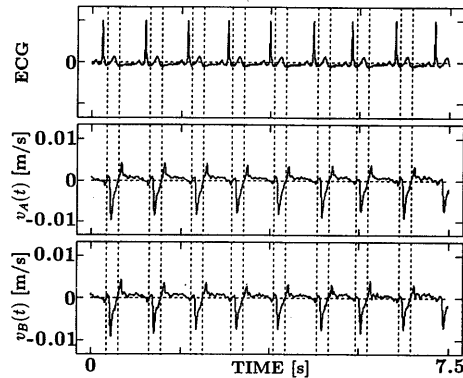


図-5 心電図と健康な 20 代の男性の大動脈壁上の 2 点 A, B における二つの微小振動速度波形 (点線に囲まれた区間  $T_0=240$  ms)

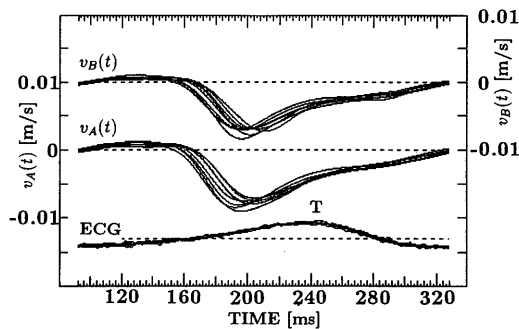


図-6 区間  $T_0$  (図-5 の点線に囲まれた区間) における微小振動波形  $v_A(t; T_0)$ ,  $v_B(t; T_0)$  の 8 拍分の重ね合わせ

表-1 腹部大動脈壁の局所的ヤング弾性率測定結果

直径 $2r$	肉厚 $h$	血液の密度 $\rho$	脈波速度 $c_0$	局所的ヤング弾性率 $E$
30.0 mm	1.1 mm	1.055 g/cm <sup>3</sup>	6.6 m/s	1.3 MPa

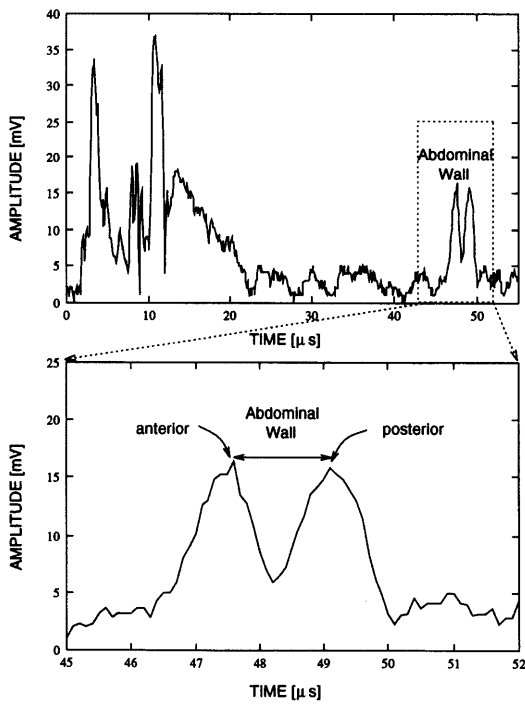


図-7 腹部大動脈壁からの反射波

の時間と組織中の音速から動脈壁の肉厚が求められる。腹部大動脈壁の肉厚を推定した実験結果が図-7である。ここで、組織中の音速は、 $1,550 \pm 50$  m/sとした。この結果から、腹部大動脈壁の肉厚は  $1.1 \pm 0.1$  mmであることが分かった。これらの結果から、動脈壁の肉厚を  $\pm 0.1$  mmの精度で求めることができ、ヤング弾性率の精度も向上する。式(10)に超音波診断装置内蔵の距離測定機能で測定した血管直径  $2r=30.0$  mm、血管肉厚  $h=1.1$  mmを代入してこの男性の腹部大動脈壁の局所的ヤング弾性率  $E$ は、表-1に示すように1.3 MPaと求められた。肉厚を超音波診断装置内蔵の距離測定機能で測定しなかった理由は、超音波画像上に描かれる壁が壁からの反射波の振幅を白黒の濃淡に変換して表しており、ある閾値以上では白く見え、ある閾値以下では黒く見え、壁の表と裏から返ってくる反射波の振幅に対応する濃淡の差を目で区別できないためである。

### 3.3 心臓近傍の上行大動脈壁の局所的脈波速度の測定

また、これまで測定が困難で検出されていなかった大動脈弁近傍の上行大動脈壁の微小振動にも注目してみる。大動脈弁近傍の上行大動脈壁上の2か所微小振動速度  $v_A(t)$ ,  $v_B(t)$ を測定した。

これも心電図のR波からS波にかけての駆出期の区間  $T_0=100$  msにおける速度波形  $v_A(t; T_0)$ ,  $v_B(t; T_0)$ の二つの振動速度波形には1.73 msの時間差があることが分かり、 $d_{AB}=8.3$  mmより局所的脈波伝搬速度は  $c_0=4.8$  m/sと求められた。

## 4. ま と め

本論文では、動脈硬化症の非侵襲的早期診断を目的として脈波伝搬速度法を応用した新しい超音波ドプラ法により腹部大動脈と心臓近傍の上行大動脈壁上の微小振動の高精度計測を行い、腹部大動脈と上行大動脈壁上の局所的脈波速度を算出した。特に腹部大動脈壁においては局所におけるヤング弾性率を初めて算出可能にした。この局所的な値は動脈硬化の非侵襲的早期診断のために有効であると思われる。また、心臓近傍の上行大動脈において求めた局所的脈波速度に関しては、その領域が弾性管脈波モデルが適用できない領域であり、本当に脈波を測定しているのか正確には判断できない。従って今後、脈波を測定しているのか、壁を伝わる高周波微小振動の伝搬を測定しているのか、明らかにすることが必要である。しかしながら、今回は大動脈近傍の上行大動脈壁上において測定したデータは、脈波を測定しているものとして解析した。

以上から、我々の提案している大振幅上に重畳した微小振動速度の測定法を用いて、動脈壁上の微小振動を数mm離れた2点で高い周波数成分まで測定し、更に局所的脈波速度と局所的ヤング弾性率を測定することによって、初期の動脈硬化病変部位の早期発見、動脈硬化の経時的変化、更に簡便な反復測定が可能になると言える。

## 謝 辞

本研究の一部は、文部省科学研究費(05555108, 06555113, 06213205, 06304010, 06750430)及び中谷電子計測技術振興財団、小野音響学研究助成基金の援

助による。

## 文 献

- 1) H. Kanai, H. Satoh, K. Hirose and N. Chubachi, "A new method for measuring small local vibrations in the heart using ultrasound," IEEE Trans. Biomed. Eng. **40**, 1233-1242 (1993).
- 2) K. Kawabe, H. Kanai and N. Chubachi, "Accuracy evaluation in ultrasonic-Doppler-based measurement of small vibrations for acoustical diagnosis of the aortic wall," Electron. Lett. **29**, 915-916 (1993).
- 3) H. Kanai, K. Kawabe, M. Takano, R. Murata, N. Chubachi and Y. Koiwa, "New method for evaluating local pulse wave velocity by measuring vibrations on arterial wall," Electron. Lett. **30**, 534-536 (1994).
- 4) 吉村正蔵, "脳波と血管弾性-脈波速度法の原理と本質," 呼吸と循環 **24**, 376-386 (1976).
- 5) 日本機械学会編, 生体力学 (オーム社, 東京, 1991), pp. 158-161.
- 6) 沖野 遙, ME 入門講座 1, 生体现象の計測法, 大島正光他編 (金原出版, 東京, 1972), pp. 67-71.
- 7) 樋口盛一, 斎藤秀雄, 弾性および材料力学 (養賢堂, 東京, 1987), p. 120.
- 8) 山本克之, 川上 貢, 志賀利一, 三上智久, 井村 卓, "Bモード連動型超音波変位計を用いた局所血管弾性の無侵襲計測," 超音波医学会講論集 45-C-86, 675-676 (1984).
- 9) 高野正彦, 金井 浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎, 手塚文明, 高橋光浩, "動脈硬化の局所診断のための血管壁上微小振動の計測と解析," 音響学会誌 **51** (1995) (印刷中).
- 10) 村田亮治, 金井 浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎, 竹内康人, "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," 超音波医学会誌 **21**, 703-711 (1994).

## 川辺 健一

平成4年東北大学工学部卒業。平成6年同大学院博士課程前期2年の課程修了。現在、九州松下電器産業(株)に勤務。在学中は超音波生体計測とデジタル信号処理に関する研究に従事。



## 村田 亮治

平成5年東北大学工学部卒業。現在、同大学院博士課程前期2年の課程に在学中。超音波生体計測とデジタル信号処理に関する研究に従事。日本超音波医学会会員。



## 金井 浩

昭和56年東北大学工学部卒業, 昭和61年同大学院博士課程修了。工学博士。同年同大学情報処理教育センター助手, 昭和64年同大学工学部電気工学科助手・講師を経て, 平成4年6月同学科助教授, 現在に至る。音響振動・超音波などの生体計測とデジタル信号処理に関する研究に従事。昭和62年石川賞, 平成2年日本音響学会粟屋賞, 平成3年電子情報通信学会篠原賞等受賞。日本音響学会, 電子情報通信学会, 電気学会, 日本機械学会, 日本超音波医学会, 日本ME学会, 日本循環器学会, IEEEの各会員。



## 中鉢 憲賢

昭和31年東北大学工学部卒業。昭和40年同大学院修了。工学博士。昭和40年東北大学電気通信研究所助手, 昭和41年同研究所助教授, 昭和54年より東北大学工学部電気工学科教授。この間, 30年近くにわたり超音波工学の研究に従事し, 超音波顕微鏡などを日本で初めて開発。平成2年に電気学会学術振興賞(進歩賞), IEEE-UFFC論文誌最優秀論文賞等受賞。電子情報通信学会, 日本音響学会, 応用物理学会, 日本機械学会, IEEE, 超音波医学会, 日本ME学会, 電気学会, 非破壊検査協会の各会員。



## 小岩 喜郎

昭和44年東北大学医学部卒業, 医学博士, 昭和49年東北大学医学部第一内科助手, 昭和62年講師, 平成2年助教授, 現在に至る。振動力学的立場からの心臓血管系の病態生理に関する研究, ことに心不全, 虚血性心疾患に対する診断と治療法の開発に従事, 平成3年度東北大学医学部金賞, 同年宮城県医師会医学奨励賞, 平成4年度日本機械学会論文賞。日本循環器学会, 日本内科学会, 日本ME学会, 日本心臓病学会, 日本臨床生理学会, AFRC, CSDSの各学会会員。