

## 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\*

高野正彦\*<sup>1</sup> 金井 浩\*<sup>1</sup> 中鉢憲賢\*<sup>1</sup>  
小岩喜郎\*<sup>2</sup> 手塚文明\*<sup>3</sup> 高橋光浩\*<sup>3</sup>

(1994年4月9日受付)

**【要旨】** 我々は動脈硬化の非侵襲的な診断法の開発を目指している。これまで、超音波ドブラによって心臓近傍の大動脈壁の微小振動を計測、分析することで動脈硬化診断の可能性のあることを報告してきた。本論文では生体内の循環器系をモデル化し、*in vitro*での基礎実験を通して、心拍によって動脈壁を伝わる微小振動の伝搬特性を検討した。伝搬速度は壁上の微小振動を異なる2点で同時に計測し、周波数領域で解析することによって得られる。この周波数領域での解析は分解能を向上させ、かつ広帯域・高精度化に有益である。実際には動脈硬化病変が壁上に局所的に点在することから、振動を計測する2点間の距離を縮めるこれらの基礎実験により、動脈壁硬度の局所的評価が可能であることを示す。また、剖検により摘出したヒト胸部下行大動脈に関する結果から、加齢による動脈壁硬度の増加を示す。

**キーワード** 動脈硬化、脈波速度、局所的音響特性、スペクトル解析、加齢

Arteriosclerosis, Pulse wave velocity, Local acoustic properties, Spectrum analysis, Aging

### 1. ま え が き

近年、動脈硬化症の増加が大きな問題となっている。動脈硬化症は、血管硬度の増加と弾力性の減少によって血管内腔の狭小化や閉塞を発生させ、心筋梗塞や脳梗塞等の重大な疾患を招く。そのため動脈硬化の進行状態を知り、心血管病発症の予知診断や、血管障害がある場合は原因診断を行うことが重要である。一般に動脈硬化は腹部大動脈や心臓近傍の大動脈から進展するといわれ、早期診断のためにはこれらの部分の病変の進展縮退を非侵襲で観察しなければならない。

動脈硬化症の診断方法の主流は現在、動脈造影である<sup>1)</sup>。血管の走行、血管壁の拡張・狭窄・閉塞の状態を認識でき、血管障害の診断には欠かすことのできない方法となっている。しかし、侵襲的であるという臨床応用を考えた場合の重大な問題を持っている。すなわ

ち、患者に対して多かれ少なかれ精神的、肉体的負担をかけてしまい、外来で容易に診断を行う、というわけにはいかない。

そこで筆者らのグループは以前より超音波を用いて、新しい手法<sup>2)</sup>を取り入れた診断法を提案している。診断は超音波プローブを胸壁に当てるだけなので、前述のような侵襲的という問題は解決される。特に、心臓の拍動に伴う圧力変化によって引き起こされる動脈壁上を伝わる微小振動に注目し、その振動を計測し、詳細な解析を施すことによって動脈硬化の非侵襲的な診断の可能性を見出している<sup>3),4)</sup>。更に、実際の生体にこの方法を適用し、心臓近傍の大動脈壁上の、心拍による大振幅の拍動上の微小振動を再現性良く測定した報告もある<sup>5)</sup>。しかしそこで得られた結果をどう評価するかという問題は残されたままである。

過去に脈波伝搬法による動脈硬化の客観的、定量的診断の基準設定及びその評価を目指した多くの報告があるが<sup>6)</sup>、そのほとんどが壁の変位や血流計測に留っており、空間分解能向上のための高周波化が困難で、かつ2点間の距離がかなり大きく(頸動脈-大腿部動脈間など)、その間での平均的な脈波速度しか得られていない。線維斑、粥種、石灰化など動脈硬化病変のほとんどは動脈壁上に局所的に点在する。その大きさは初期には数 mm 程度からせいぜい数 cm であり、これが

\* Measurement and analysis of small vibrations on local aortic wall for diagnosis of arteriosclerosis, by Masahiko Takano, Hiroshi Kanai, Noriyoshi Chubachi, Yoshiro Koiwa, Humiaki Tezuka and Mitsuhiro Takahashi.

<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

<sup>3)</sup> 東北大学加齢医学研究所

(問合先: 高野正彦 〒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)

動脈硬化進展に伴い、壁全体に広がって一様化することが病理的にも知られている。故に、離れた2点間での平均的な脈波速度では、早期における動脈硬化病変の局所的な変化をとらえることは難しい。

そこで本論文では、まず生体内の循環器系をモデル化するため、補助人工心臓 (ventricular assist device: VAD)<sup>7)</sup>を用いた脈波発生・計測システムを構築した。従来の脈波伝搬法による測定は2点間距離が数十 cm と離れており、動脈硬化病変の早期発見には適当ではないことは前述のとおりである。そこで初期の動脈硬化病変の局所的音響特性の変化をとらえるために、血管の代わりにゴムチューブを用いた *in vitro* での基礎実験を行う。心臓近傍の大動脈壁には、心拍に伴う数 mm～十数 mm 程度の振幅の振動 (周波数帯域数 Hz 程度) に、振幅が数十 μm～数百 μm 程度の微小振動 (少なくとも 100 Hz まで) が重畳している。圧力変化による脈波をとらえるためには、この微小振動を計測する必要がある。また、早期段階の動脈硬化病変 (数 mm 程度) の局所的特性を評価するために、微小振動を同時に計測する2点間の距離を 10 mm 程度まで縮めることによって、管の局所的な脈波伝搬速度及びヤング率を算出する。局所的特性の評価は、壁上を伝搬する振動の波長 λ と2点間距離 d において λ > d の場合の計測法を検討し、この範囲で伝搬速度を測定することであり、その結果の正当性を実験的に示す。そのために、内圧-容積関係からサンプルのヤング率を算出する静的な脈波伝搬実験と、実際に VAD を動かして壁上を伝わる脈波の伝搬速度からヤング率を算出する動的な脈波伝搬実験を行い、両者の結果を比較、検討する。最後の剖検により摘出した血管への適用例を示し、加齢に伴う動脈壁硬度の増加が認められることを明らかにする。

## 2. 脈波伝搬速度

脈波とは、心臓の収縮弛緩運動に伴って左心室から律動的に駆出される血液によって生じる、動脈系を伝搬する圧力波である。この脈波の伝搬速度は血管の形状 (半径, 厚さ) と弾性に支配される。脈波伝搬速度と血管のヤング率との関係はメーンズ・コルテバークの式として知られており、

$$c = \sqrt{\frac{Eh}{2r\rho}} \quad (1)$$

で与えられる<sup>8)</sup>。ここで、 $c$  は脈波伝搬速度、 $E$  はヤング率、 $h$  は壁の肉厚、 $r$  は管の半径、 $\rho$  は血液の密度である。

物質の弾性的特性は、外力が加えられたときの歪の大きさ、すなわち応力と歪の関係で表現される。今物質が血管である場合、膨張される力は血圧に、管の歪は径の増加に反映される。この関係はヤング率  $E$  で記述でき、動脈壁が硬くなるにつれ、 $E$  は大きな値を持つ。密度  $\rho$  は対象とする血液では、ほぼ一定と考えてよいので、脈波速度  $c$  を測定すれば壁の硬さの情報が得られることになる。

## 3. 脈波発生・計測システム

図-1 に実験に用いた脈波発生・計測システムの構成を示す。システムは駆動系、循環系及び測定系に大別される。駆動系では、VAD を駆動するためにエアポンプで加圧 (心臓の収縮期に対応)・減圧 (拡張期) を行い、空気の流れを電磁弁で制御することによって、心臓とほぼ同じ働きを持たせている。この電磁弁で制御回路により、収縮期、拡張期それぞれの長さ及びタイミングは任意に調節することができる。循環系では、VAD から駆出された血液は試料を通して、血管壁の持つ弾性による容量性を模擬したコンプライアンスを経て VAD に戻ってくる。なお、このコンプライアンスには駆動系のもとは別なエアポンプと安全弁が取り付けられており、これにより拡張期 (最小) 血圧値を任意に設定できるようになっている。測定系は、試料壁に取り付けた4個の加速度ピックアップで、試料の径方向の微小振動を同時に測定し、A/D変換器を通してコンピュータで解析している。

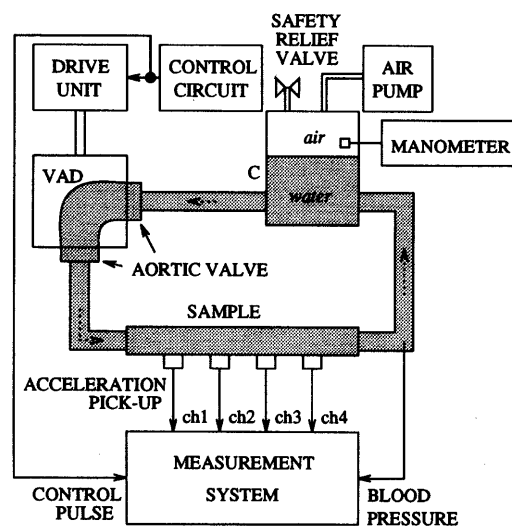


図-1 脈波発生・計測システム

## 4. 基礎実験

### 4.1 測定方法

図-2 に測定システムの構成を示す。4 個の加速度ピックアップを試料壁上の約 10 mm 間隔 (軸方向) に設定した点  $i$  ( $i=1\sim 4$ ) に取り付け、管壁の径方向微小振動を同時に計測する。それぞれを CH 1~CH 4 としてサンプリング周波数 5 kHz で A/D 変換器に入力してコンピュータにデータを取り込んでいる。点  $i$  と点  $j$  間の脈波伝搬速度  $c_{ij}$  は、それぞれの振動波形間の伝搬遅延時間  $\tau_{ij}$  とそれらの点間距離  $d_{ij}$  から求める。

測定に用いた、試料であるゴムチューブの長さは  $L=840$  mm である。加速度ピックアップは一辺 4 mm 角で、測定点間距離は中心間で測定している。また、4 個のピックアップの電荷感度は 22.1~22.9 pC/G であり、プリアンプで補正しているため、そのばらつきは測定にほとんど影響は与えていないものである。更に各々の周波数特性は 1.3 kHz までほぼ平坦である。

### 4.2 解析方法

測定によって得られた微小振動波形で、1 拍の中でどの部分に注目するかが問題になるが、今回は心拍に伴う圧力変化が引き起こす脈波を測定対象としたので、収縮期初期から 3 ms の間の波形を切り出した。拡張期は逆流防止のために VAD の弁が動き、それが動くことによる振動が壁を伝わり純粋に脈波を捕えることが困難になるので、ここでは取り扱わない。

前記の方法で得られた四つの微小振動波形  $y_i(t)$ , ( $i=1,2,3,4$ ) のうち、任意の二つの組み合わせ ( $i, j$ )

に対して周波数領域で解析する。コンピュータに取り込んだデータから 2 点間のコヒーレンス関数  $\gamma_{ij}^2(f)$ , 伝達関数  $H_{ij}(f)$  の振幅  $|H_{ij}(f)|$  及び位相  $\angle H_{ij}(f)$  を計算する。脈波伝搬速度は位相スペクトルの傾きから求めることができる。伝達関数  $H_{ij}(f)$  は伝搬時間を  $\tau_{ij}$  とすると

$$H_{ij}(f) = |H_{ij}(f)| e^{-j2\pi f \tau_{ij}}$$

と表すことができる。その位相  $\angle H_{ij}(f)$  の傾きを求めると

$$\frac{d \angle H_{ij}(f)}{df} = -2\pi \tau_{ij}$$

となる。距離  $d_{ij}$  だけ離れた 2 点間を伝搬時間  $\tau_{ij}$  で伝わったのであるから、脈波速度  $c_{ij}$  は次式で与えられる。

$$c_{ij} = \frac{d_{ij}}{\tau_{ij}} = -\frac{2\pi d_{ij}}{d \angle H_{ij}(f)} \quad (2)$$

位相スペクトルの傾きは、注目する周波数帯域の位相を用いて、最小自乗法によって傾きを求める。

### 4.3 実験結果

試料として内径 15 mm, 外径 20 mm (半径  $r=7.5$  mm, 肉厚  $h=2.5$  mm) のシリコンゴムチューブを用いた基礎実験を行った。試料とその取り付け部分での境界で反射が考えられるので心拍数を 15 bpm (4 秒 1 拍) と遅くし、波形の切り出しによって反射波の影響を無視できるようにした。切り出しは収縮初期から 15 ポイント (3 ms) の長さのハミング窓を用いて行っている。得られた時間波形を図-3 に示す。なお、CH 1 か

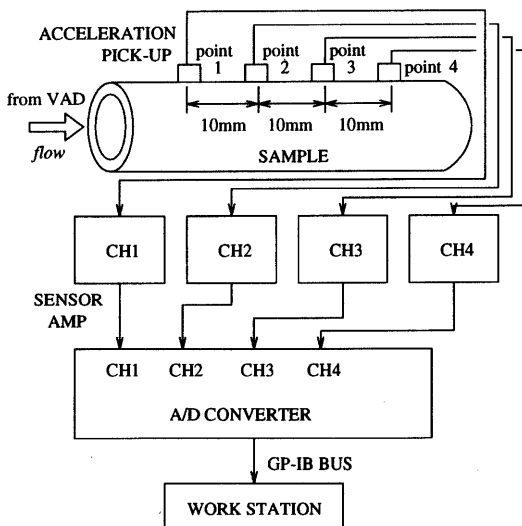


図-2 局所診断のための測定系の構成

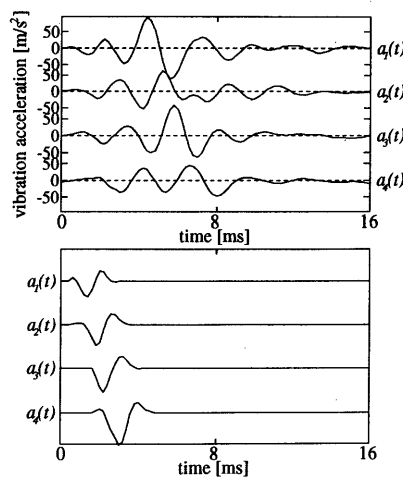


図-3 シリコンチューブによる脈波伝搬実験  
微小振動波形(上)と時間窓をかけて切り出した波形(下)

らCH 2までの距離  $d_{12}$ は 10.9 mmで、同様に  $d_{23} = 7.7$  mm,  $d_{34} = 13.7$  mmであった。

このデータを周波数領域に持ち込んで4.2節で述べ

たように解析を行った。伝達関数を求める2個のデータの組み合わせ  $(i, j)$  はCH 1~CH 4の中から任意に選び、すべての組み合わせ(6通り)について解析を行った。その中で図-4~6にCH 1→CH 2, CH 2→CH 3, CH 3→CH 4の結果をおのおの示す。

1 kHz付近までコヒーレンスが高く、その帯域で伝達系が線形であることが分かる。また、同じ帯域において伝達関数の振幅より系が低域通過型フィルタに似た振舞いをしており、このことは高周波成分ほど伝搬に伴って減衰が大きいということを示している。図中の位相の傾きより求めた脈波速度  $c_{ij}$  及びヤング率  $E_{ij}$  を表-1に示す。

得られたヤング率の妥当性を検討するため、同一の試料による内圧-容積関係を測定した<sup>9)</sup>。図-7に示すよ

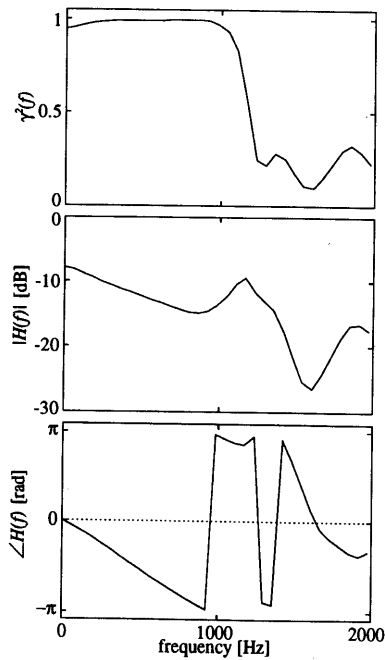


図-4 CH 1→CH 2でのスペクトル解析結果

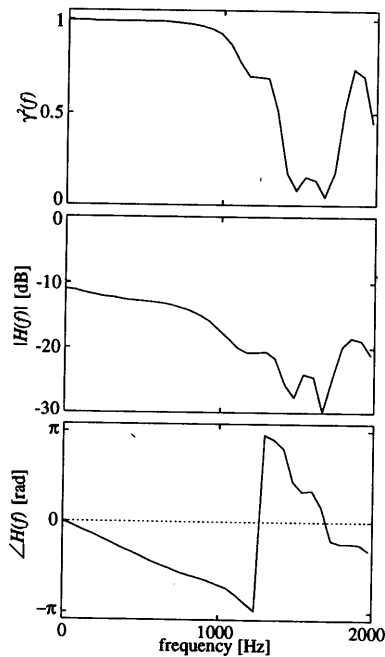


図-5 CH 2→CH 3でのスペクトル解析結果

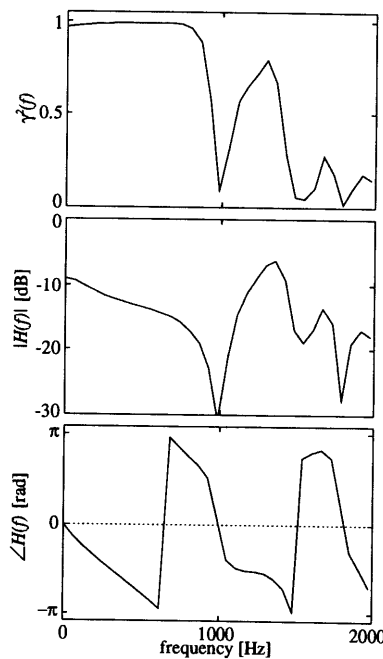


図-6 CH 3→CH 4でのスペクトル解析結果

表-1 シリコンチューブに関する局所的な脈波速度  $c_{ij}$  とヤング率  $E_{ij}$

	$d_{ij}$ [mm]	$c_{ij}$ [m/s]	$E_{ij}$ [MPa]
CH 1→CH 2	10.9	19.8	2.36
CH 2→CH 3	7.7	19.7	2.32
CH 3→CH 4	13.7	19.8	2.36
CH 1→CH 3	18.6	20.0	2.40
CH 2→CH 4	21.4	19.3	2.24
CH 1→CH 4	32.3	19.3	2.24

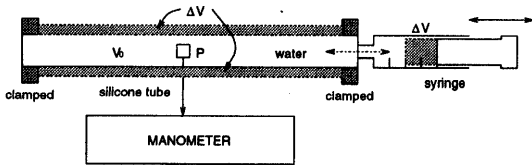


図-7 静的なヤング率の測定方法

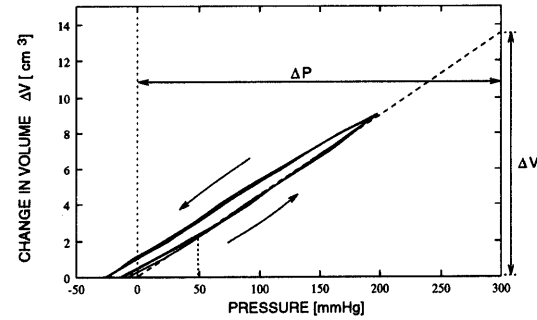


図-8 シリコンチューブによる内圧-容積関係

表-2 試料の内圧-容積関係から算出した静的なヤング率  $E_s$  及び脈波速度  $c_s$

$\Delta P$ [mmHg]	$\Delta V$ [mm <sup>3</sup> ]	$E_s$ [MPa]	$c_s$ [m/s]
300	$1.37 \times 10^4$	2.59	20.8

うに、密閉した試料内に水を満たし、一端から注射器によって注入する水の体積を増加させて、それに伴う内圧の変化を圧変換器によって測定している。なお、水の出し入れによる体積変化を、径方向の歪だけに関与させ、軸方向の歪を無視できるように試料は固定してある。この方法による試料のヤング率を  $E_s$  とすると、内圧変化  $\Delta P$  及び容積変化  $\Delta V$  から、

$$E_s = \frac{r^2 \Delta P}{h \Delta r} \approx \frac{2rV_0}{h} \frac{\Delta P}{\Delta V} \quad (3)$$

で与えられる。ここで、 $r$ 、 $\Delta r$  は試料の内半径とその変化分、 $h$  は試料肉厚、 $V_0$  は試料容積の初期値 (内圧  $P=0$  mmHg 時) である。この内圧変化と容積変化の結果のグラフを図-8 に示す。この曲線がヒステリシスを描いていることは、試料の弾性的特性が非線形であることを表しているが、VAD を駆動した動的な脈波伝搬実験の測定内圧 (拡張期血圧 50 mmHg) 近辺ではほぼ線形近似が可能である。図-8 中の  $P$ - $\Delta V$  曲線の、内圧が拡張期血圧値における傾きを用いて算出したヤング率の結果を表-2 に示す。計算に用いたパラメータは、 $r=7.5$  mm、 $h=2.5$  mm、 $V_0=1.48 \times 10^5$  mm<sup>3</sup> であ

表-3 剖検により摘出した胸部下行大動脈の 3 例

No.	Age	Sex	$r$ [mm]	$h$ [mm]	$d$ [mm]
1	3	male	3.7	1.4	28.0
2	63	female	9.0	1.2	24.3
3	70	male	9.0	1.2	22.5

る。なお、この  $E_s$  から (1) 式を用いて静的な脈波伝搬速度  $c_s$  も算出することができ、計算には上記のパラメータの他に、水の密度  $\rho_w=1.00 \times 10^3$  kg/m<sup>3</sup> も必要である。

表-1 のように  $c_{ij}$  と  $E_{ij}$  が区間によらずにほぼ一定であり、試料の内圧-容積関係から測定された静的なヤング率  $E_s$  もほぼ一致するので、脈波伝搬速度を測定することにより、壁の 10 mm という局所における硬さの評価が可能であることが分かった。

### 5. 摘出大動脈での測定

#### 5.1 測定方法

基礎実験で壁の硬さの定量的な評価が可能であることを示した。そこで表-3 に示すように、剖検により摘出した胸部下行大動脈 3 例について基礎実験と同様の測定を行った。胸部下行大動脈を選んだ理由は、(1) 測定を容易にするため適当な太さ・長さがあること、(2) 枝分かれが少ないこと、(3) 軸方向に真直であること、等の条件を満たしていたからである。なお、測定に用いた大動脈及び測定部位は、特に目立った動脈硬化病変は病理所見上認められていない。

#### 5.2 測定結果

図-9、10、11 にそれぞれ剖検例 No.1,2,3 の周波数解析結果を、表-4 に算出した脈波伝搬速度及びヤング率の値を示す。表-4 中の  $P_{min}$  は脈波伝搬実験時の拡張期血圧である。

生体標本であるのでゴムチューブのように高い周波数成分まで取ることはできないが、80 Hz 付近までコヒーレンスが高く、線形的な伝送系  $H(f)$  で近似できることが分かった。この範囲では位相スペクトルの周波数に対する傾きが一定なので、速度分散性はない。3 例とも低周波領域のコヒーレンスが低下している (特に図-10) が、これは、生体標本が非常に軟らかく、心拍に伴って駆出される水流によって、標本が全体的に曲がるように動いてしまい、しかもその低周波の動きにはばらつきがあったことによる影響が考えられる。実際の胸部下行大動脈は後壁が背骨に固定されているので、このことを考慮して測定時の試料支持方法を検討する必要がある。

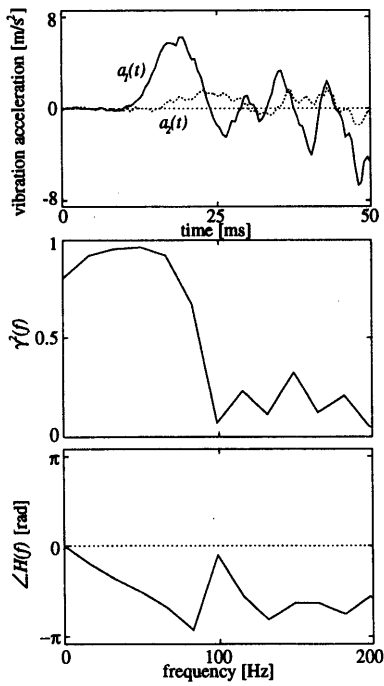


図-9 No.1の剖検例の測定結果

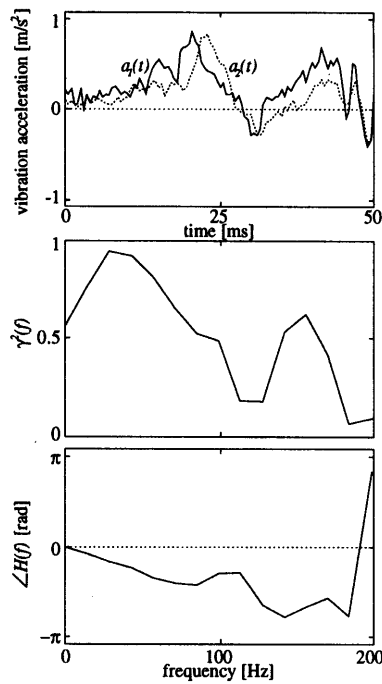


図-11 No.3の剖検例の測定結果

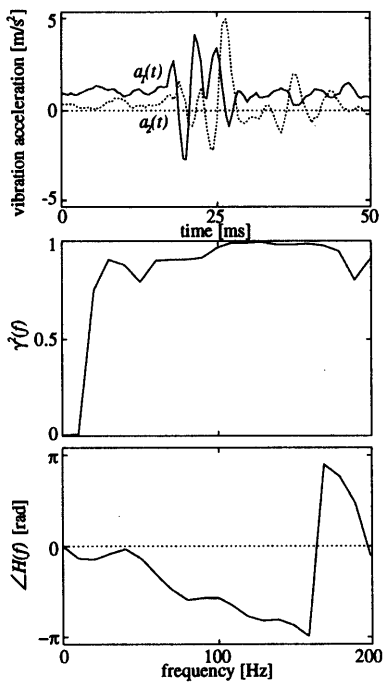


図-10 No.2の剖検例の測定結果

脈波速度は血圧に依存することが知られており、測定では拡張期血圧が揃っていないため直接比較はできないものの、加齢による動脈壁硬度増加の傾向が見ら

表-4 剖検例による測定結果

No.	$c_0$ [m/s]	$E$ [MPa]	$P_{min}$ [mmHg]
1	5.3	0.20	60
2	8.2	1.14	75
3	8.1	1.12	60

れた。

## 6. あとがき

本論文では実際に生体内で起こっている、心臓拍動に伴う圧力波の伝搬を *in vitro* で実現するために、脈波発生・計測システムを構築した。このシステムを用いて超音波による非侵襲的動脈硬化症診断の評価方法及び基準設定を目的とし、基礎的な検討を行った。特に、動脈硬化病変が一様でなく局所的であることに着目し、壁上微小振動を距離を数 mm まで近づけた 2 点間で測定し、周波数領域に持ち込んで解析を行った。これにより、動脈壁の局所的な硬さを定量的に評価でき、更に従来にはない広帯域・高精度な分析が可能となった。また、ヒト胸部下行大動脈剖検例を用いた実験では、数十拍に及び再現性よく振動波形を測定し、血管壁のヤング率を求めることに成功した。これらの結果より、加齢により動脈壁硬度の増加が認められた。

本論文で用いた加速度ピックアップは一辺 4 mm 角で、シリコンゴムチューブの局所測定における 2 点間の距離に比べて十分に小さいとは言えない。更にピックアップの自重 (1.6 g) も少なからず影響を与えている可能性がある。理想的には非接触での測定が望ましいので、これらの事柄は今後の課題とする。また、本計測法は試料断面の形状を円と仮定しているため、摘出大動脈の測定においては、生理的条件である拡張期血圧 60~80 mmHg をかけて血管の断面を円形にするようにした。この断面の形状は振動モードに影響を与えると考えられるので、この点についても今後詳細に検討する。

### 謝 辞

東北大学加齢医学研究所の田中元直教授、仁田新一助教授、山家智之助手に感謝します。

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) 都島基夫, “動脈硬化の診断の進歩: 概説,” 日本臨牀 51(8), 83-90 (1993).
- 2) H. Kanai, H. Sato, 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).
- 3) K. Kawabe, H. Kanai and N. Chubachi, “Accuracy evaluation in ultrasonic-Doppler-based measurement of small vibrations for acoustical diagnosis of aortic wall,” Electron. Lett. 29, 915-916 (1993).
- 4) 川辺健一, 広瀬功一, 佐藤宏明, 金井 浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎, “動脈硬化の診断を目指した超音波による脈波伝搬速度の新しい計測法,” 音講論集, 1049-1050 (1992. 10).
- 5) 川辺健一, 高野正彦, 村田亮治, 金井 浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎, “動脈硬化の診断を目指した超音波による動脈壁上 2 点の振動解析と脈波伝搬特性の評価,” 音講論集, 963-964 (1993. 10).
- 6) 長谷川元司, “ヒト大動脈脈波速度に関する研究,” 慈医誌 85, 742-760 (1970).
- 7) 山家智之, 仁田新一, 片平美明, 藪部太郎, 永沼 滋, 秋保 洋, 柿沼義人, 千葉茂樹, 西條芳文, 井筒憲司, 菊地雄一, 永沼 徹, 菅原重生, 田中元直, 三浦 誠, 佐藤尚, 毛利 平, 吉沢 誠, 竹田 宏, “人工弁の水力学的機能特性の解析による補助人工心臓基本設計方針の検討,” 東北医誌 104, 15-21 (1991).
- 8) 沖野 遙, 菅原基晃, 松尾裕英, 心臓血管系の力学と基礎計測 (講談社, 東京, 1989), pp.191-195.
- 9) 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 aortic wall,” Electron. Lett. 30, 534-536 (1993).



高野 正彦

平成 5 年東北大学工学部卒業。現在同大学院修士課程在学中。超音波生体計測並びにデジタル信号処理の研究に従事。日本音響学会の会員。



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。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。この間超音波工学の研究に従事し, 特に我が国の超音波顕微鏡の開発に大きく貢献した。最近は超音波の医学への新しい応用面の開拓を進めている。昭和 39 年電子通信学会稲田賞, 平成 2 年に電気学会学術振興賞 (進歩賞) 及び IEEE-UFFC 論文誌最優秀論文賞等受賞。日本音響学会 (平成 2 年~3 年東北支部長, 平成 3 年より理事), 電気学会, 電子情報通信学会, 応用物理学会, IEEE, 超音波医学会, 日本 ME 学会, 日本機械学会, 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, AFCR, CSDS の各学会会員。

**手塚 文明**

昭和43年東北大学医学部卒業。医学博士。昭和44年東北大学助手(医学部病理学),昭和54年同講師,昭和54年同医学部附属病院病理部・副部長を兼任(平成2年まで),昭和58年同助教授(医学部)。平成2年同抗酸菌病研究所(平成5年「加齢医学研究所」と改称)に配置換え,現在に至る。この間「人体病理学」の研究および

診断に従事し,特に形態計量的手法により肥大心と心不全の形態発生,心筋症の超微形態,腫瘍の良悪境界変化の解明などを手掛けてきた。日本病理学会,日本病理医協会,形の科学会,日本臨床細胞学会,国際細胞学会,ヨーロッパ病理学会の各会員。

**高橋 光浩**

昭和60年弘前大学医学部卒業。直ちに仙台市立病院で外科研修。昭和62年東北大学大学院医学研究科研究生(第2外科)になり,血管外科を専攻。平成3年から東北大学抗酸菌病研究所(平成5年「加齢医学研究所」と改称)において,動脈反応の臓器特異性に関する組織学的研究に従事し,現在に至る。日本外科学会,日本心臓

血管外科学会,日本脈管学会,日本消化器外科学会の各会員。