

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

村田 亮治 金井 浩 中鉢 憲賢
小岩 喜郎* 竹内 康人**

Measurement of Small Vibrations at Two Adjacent Points on the Aorta by
Controlling the Direction of an Ultrasonic Beam for
Noninvasive Diagnosis of Arteriosclerosis

Ryoji MURATA, Hiroshi KANAI, Noriyosi CHUBACHI,
Yoshiro KOIWA* and Yasuhito TAKEUCHI**

Key Words

Aorta Arteriosclerosis Pulse-wave velocity Ultrasonic Doppler method

Abstract

Small vibrations were measured simultaneously at two adjacent points on the aortic wall near the aortic valve by electronically alternating the direction of an ultrasonic beam. Transit delay time of the pulse wave between these two points was determined from the two vibration signals obtained by this *alternating-beam method*. Local pulse-wave velocity at a point several millimeters along the aorta was precisely obtained by dividing distance between these points by resultant transit delay time. Such local acoustic properties of blood vessels will prove useful, especially for noninvasive diagnosis of early stage arteriosclerosis.

1. はじめに

動脈硬化はその進展とともに血管硬度の増加、弾力性の減少をきたし、血管内腔の狭小化、閉塞が生じ心筋梗塞、脳梗塞などの重篤な疾病を引き起こす。それらは、現在我が国の死因の過半数を占めており¹⁾、早期段階での動脈硬化の診断、治療後の縮退を観察する方法の開発が必要となってきた。

動脈の硬化度の直接的診断に有効な方法としては、血管壁を伝わる脈波の伝搬速度を測定する脈波伝搬速度法²⁾がある。しかしながら、1本の大動脈においても、20代の正常者において大動脈弓部付近で約 3.0 m/s、腹部大動脈で約 4.0 m/s と動脈の硬さは異なっており、従来のこの方法では心臓から大腿部股動脈までの平均的な脈波伝搬速度しか計測できない。さらに、動脈硬化は、初期には、数 mm から十数 mm の大きさの脂肪斑

東北大学工学部電気工学科, *同第1内科, **GE 横河メディカルシステム(株) (Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering Tohoku University, Aramaki-Aza-Aoba, Aoba-ku, Sendai 980-77, *Tohoku University School of Medicine 2-1 Seiryomachi, Aoba-ku, Sendai 980-77, **GE Yokogawa Medical Systems, Ltd. 4-7-127 Asahigaoka, Hino, Tokyo 191)

(Received Apr 12 1994 ; Accepted in final form Sep 2 1994)

や繊維斑が、動脈壁上に点在し、やがて壁全体に広がって一様化することが病的にも知られており³⁾、数十 cm の範囲の計測では、このような早期における局所の弾性的変化を捉えることはできない。

そこで我々は、動脈硬化の局所的診断を目指し、心臓近傍も含め、大動脈壁上の 2 点の微小振動を超音波プローブを用いて局所的かつ、非侵襲的に測定し、動脈を伝わる脈波の伝搬速度を求め、動脈硬化の診断に用いる方法を開発してきた。

我々は、従来この 2 点の測定に 2 組の超音波プローブと診断装置を用いていた⁴⁾。本報告では、この測定を 1 本のプローブで行うための超音波ビームの制御法を提案する。この方法では、超音波ビームを異なる 2 方向へ交互に送信することにより、1 本のプローブで動脈壁上 2 点の微小振動速度の測定を可能とする。また、2 つの超音波ビームが一つの平面内に形成できるため、B モード画面上で 2 点間の距離が容易に計測可能となる。

これまでに、1 本のプローブで動脈壁上の 2 点の振動計測を行う方法が提案されているが⁵⁾、この方法は血管壁からの超音波エコーの位相を追従するゼロクロス追従法に基づいた変位計測であ

り、計測可能な周波数帯域は十数 Hz 以下である。脈波の速度を例えば 6 m/s と仮定すれば、20 Hz における波長は 30 cm となり、十数 mm の距離のような局所的な測定はできない。また、この手法では心臓近傍の大振幅拍動上の微小振動の計測はできないため、動脈硬化の計測対象位置が制限されることとなる。

それに対して本論文の方法では、反射波の直交検波後の位相を用いて大振幅変位上の微小振動速度を計測することにより、数百 Hz 以上の帯域まで計測が可能となる⁶⁾。脈波に含まれる周波数成分を考慮して、仮に 100 Hz の成分までが精度よく計測できるとすれば、6 m/s の脈波伝搬速度に対して波長は 6 cm となる。したがって、この手法を使うことにより数 cm 以内の動脈壁上の軸方向の局所における脈波伝搬特性の計測が可能となる。

2. 原 理

2-1 脈波伝搬速度の計測原理

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発生する圧力波を脈波 (pulse wave) といい、その速度である脈波伝搬速度 (pulse wave velocity : PWV) c_0 は、血管壁のヤング率 E 、血管の半径 r 、壁厚 h 、血液

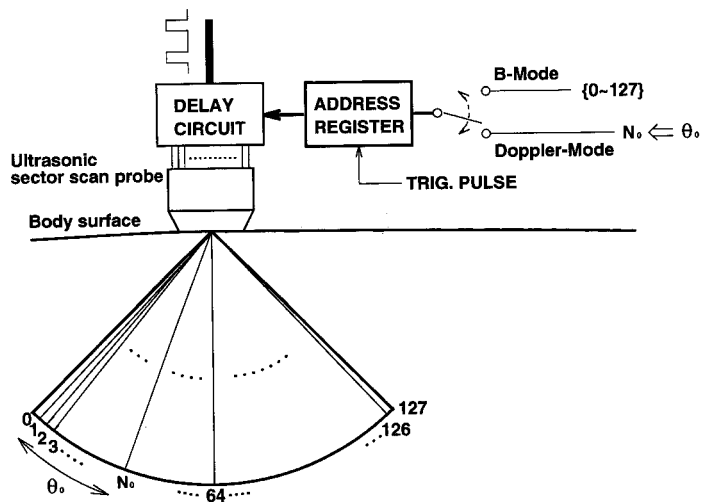


Fig. 1 Configuration of the sector-scan probe.

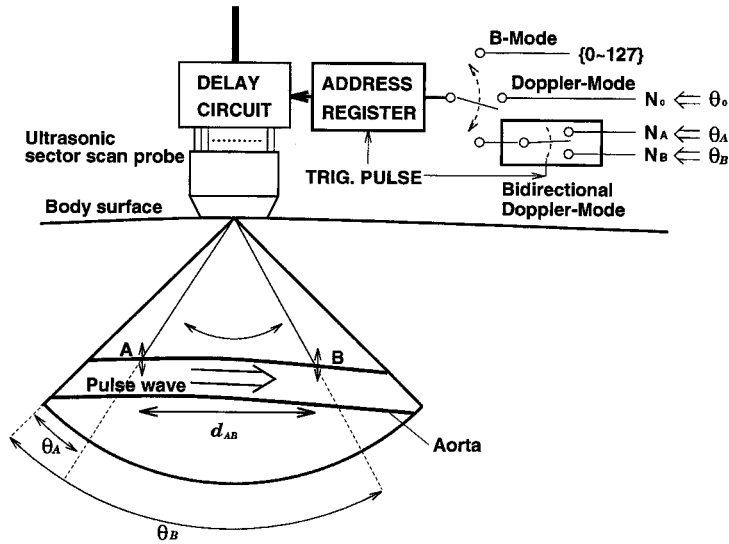


Fig. 2 Illustration explaining method used to measure small vibrations at two adjacent points (A and B) on the aortic wall by transmitting the ultrasonic beam in two directions.

の密度 ρ を用いて、

$$c_0 = \sqrt{\frac{Eh}{2r\rho}} \quad (1)$$

と表される (メーンズ・コルテヴェークの式)。この式において、同じ弾性率 E からなる管においても、壁厚 h と管の半径 r の比 h/r が小さいと柔らかく、大きいと硬くなるため、構造体としての管の硬さは Eh/r で決まる。したがって、脈波伝搬速度と血管の硬さには大きな関係があり、血管を伝わる脈波の伝搬速度を測定することにより動脈硬化が診断できる^{7)~9)}。

我々が提案する局所における脈波伝搬速度測定では、超音波プローブを用いて動脈壁上の2点 A, B の微小振動速度 $v_A(t)$, $v_B(t)$ を同時に測定する必要がある。特に心臓近傍の大動脈は、心臓の拍動の影響を受けて、大振幅 (±約 10 mm) の変位があり、その壁上の振幅数十 μm の微小振動速度を数百 Hz までの周波数帯域で測定する必要がある。そこで我々は、微小振動速度 $\hat{v}(t)$ を超音波パルスの受信波形の受信間隔 (Δt) と、時刻 t と $t + \Delta t$ でのドプラ偏移成分の位相 θ_t と $\theta_{t+\Delta t}$ から、

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

という式で求める手法を提案している¹⁰⁾。ここで、 c は音速、 ω_0 は超音波ビームの角周波数である。この式より、心臓付近も含め動脈壁上の2点 A, B における微小振動速度 $v_A(t)$, $v_B(t)$ を測定することが可能となる。

脈波伝搬速度を求めるには、前述の手法により測定した $v_A(t)$, $v_B(t)$ それぞれの速度-時間波形から、A 点から B 点への伝搬時間 τ_{AB} を求める。この伝搬時間 τ_{AB} と2点間の距離 d_{AB} から、脈波伝搬速度 c_0 は、

$$c_0 = \frac{d_{AB}}{\tau_{AB}} \quad (3)$$

で決定できる。伝搬時間 τ_{AB} は、 $v_A(t)$, $v_B(t)$ の波形の短い区間 T_0 に着目し、その区間で相互相関関数を計算することにより求めている。また、この区間 T_0 は心臓一拍中の血液の駆出期における血管の膨らむタイミングを切り出しており、脈波の伝搬の立ち上がりを捉えている。2点間の距離 d_{AB} は、本論文では、超音波診断装置の B モード像上で使用できる距離測定機能を使用することにより決定する。

2-2 超音波ビームの制御原理

本論文で使用している超音波診断装置は横河メディカル社製 RT 3600 である。またプローブは、3.5 MHz セクタ型プローブを使用している。通常のセクタ型プローブは、0 から 127 の 128 個の方向から 1 方向を選択して超音波ビームを送信することが可能である。選択される方向 θ_0 は、Fig. 1 のように、超音波診断装置内において 2 進数で指定され、超音波パルスの送信トリガパルスに同期して、 θ_0 に対応する番号 N_0 がアドレスレジスタを介して遅延回路に入力される。その遅延回路でプローブ内の配列振動子それぞれを駆動するタイミングを遅延させて、 θ_0 方向に超音波ビームを送信する。

この原理を応用し、Fig. 2 に示すように、外部から 2 点 A, B の方向 θ_A, θ_B のビーム番号 N_A, N_B を指定できる回路を製作し、その回路をトリガパルスで同期させることにより、送信トリガパルスごと 2 つの番号を交互に診断装置に入力できるように改造した。これによって、1 つの超音波プローブから 2 つの方向にビームを送信することが可能となる。さらに、Fig. 3 に示すように、それらの受信波形をトリガパルスごと交互に解析することにより、点 A, B それぞれにおける微小振動速度 $v_A(t), v_B(t)$ を求めることができる。

2-3 測定システム

入射超音波としては、繰返し周波数 4~5 kHz、中心周波数 3.5 MHz の RF バーストパルスを用いている。戻ってきた反射波は測定対象の

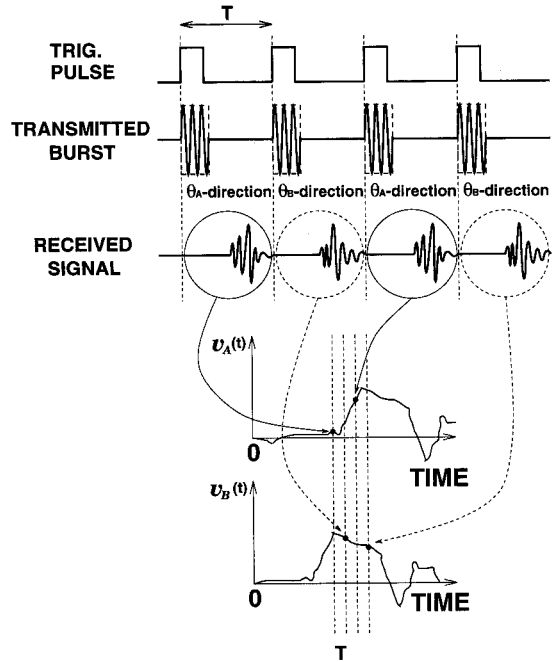


Fig. 3 Illustration of method used to obtain small vibration signals from the received ultrasonic signals, reflected at the two points.

振動によるドブラ偏移を含んでおり、その反射波は診断装置内において直交検波されている。我々はその直交検波出力を診断装置の内部から取り出し、1 MHz の標本化周波数で A/D 変換し、計算機内で対象物の位置をトラッキングし、各々の時刻における対象物位置の位相等を用いて (2) 式、(3) 式の演算を行うことにより、2 点での微

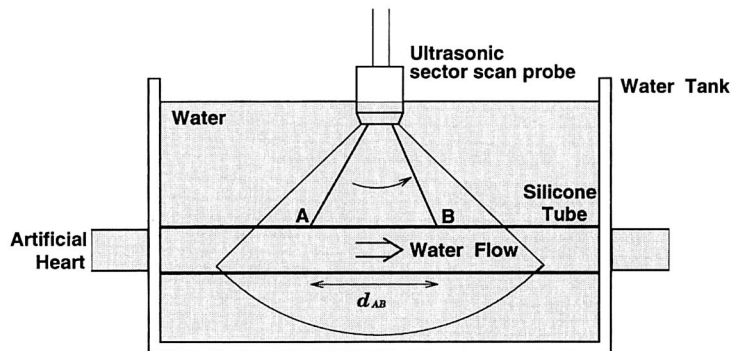


Fig. 4 Measurement of velocity of pulse wave propagated on a silicone tube.

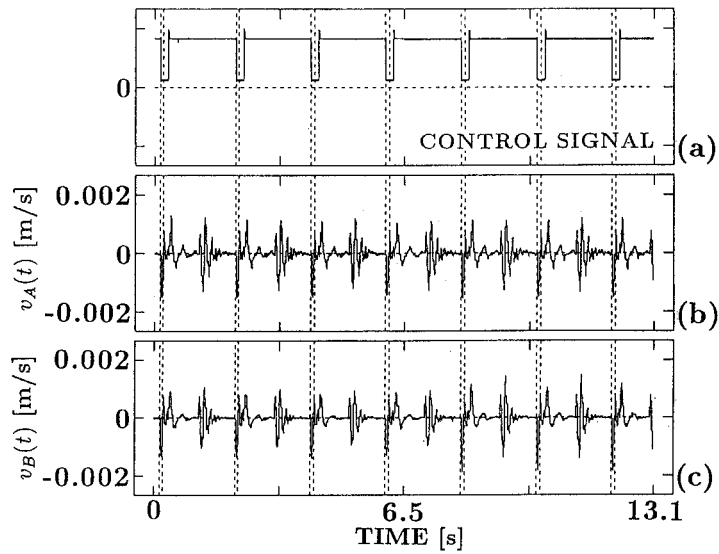


Fig. 5 Simultaneously measured small vibration signals at points A and B on the wall of the silicone tube.

- (a) Control signal that drives the Ventricular Assist Device (VAD).
- (b) Small vibration signal at point A $v_A(t)$.
- (c) Small vibration signal at point B $v_B(t)$.

小振動速度波形 $v_A(t)$, $v_B(t)$ と脈波伝搬速度 c_0 を算出している。

3. 脈波伝搬速度測定の基本実験

3-1 実験方法

基礎実験として、人工心臓 (Ventricular As-

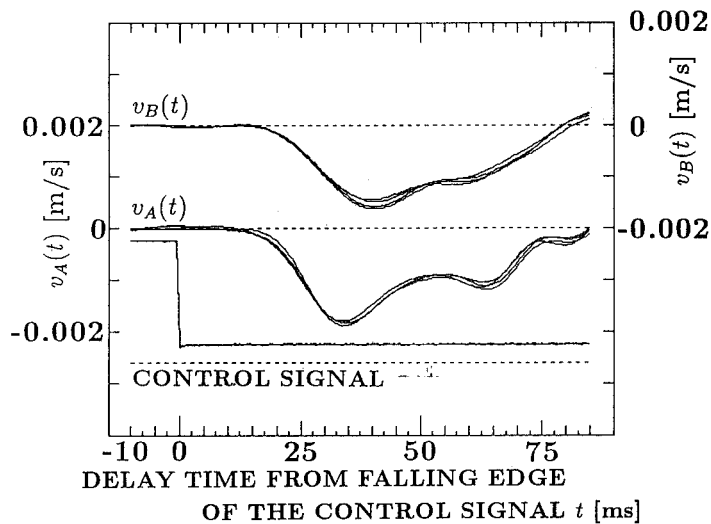


Fig. 6 Waveforms of small vibration signals $v_A(t)$ and $v_B(t)$ in Fig. 5 for the period T_0 .

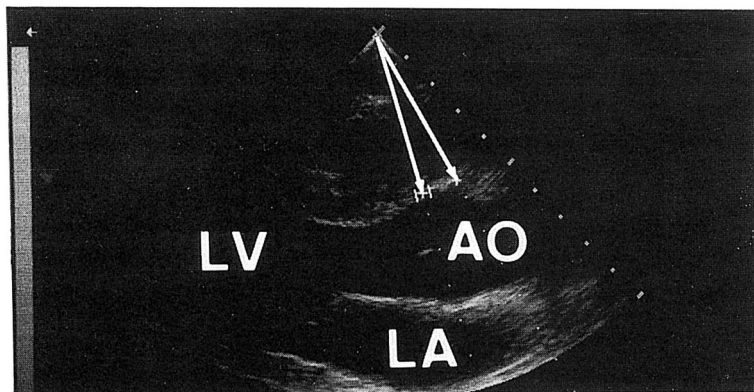


Fig. 7 B-mode image of the aortic wall near the heart.

sist Device : VAD)¹¹⁾を使い、シリコンチューブ（内径 15 mm, 外径 20 mm）の脈波速度の測定を行った。Fig. 4 のように、水流は向かって左から右へ流れており、脈波は左から右へ伝搬している。2 点 A, B 間の距離 d_{AB} は、73 mm に設定している。

3-2 実験結果

Fig. 5 (a) は VAD の制御信号で、信号の立ち上がりが VAD の収縮期に対応し、水流が駆

出される。管の前壁上の 2 点 A, B において測定した微小振動速度波形 $v_A(t)$, $v_B(t)$ をそれぞれ Fig. 5 (b)(c) に示す。これらの図からもわかるように $v_A(t)$, $v_B(t)$ とともに 7 拍にわたって再現性のある微小振動波形が得られている。図において管が収縮する方向が速度の正方向である。Fig. 5 の点線に囲まれた区間、つまり、脈波が VAD から駆出されるタイミングの長さ 85 ms の区間 T_0 において $v_A(t)$, $v_B(t)$ の波形

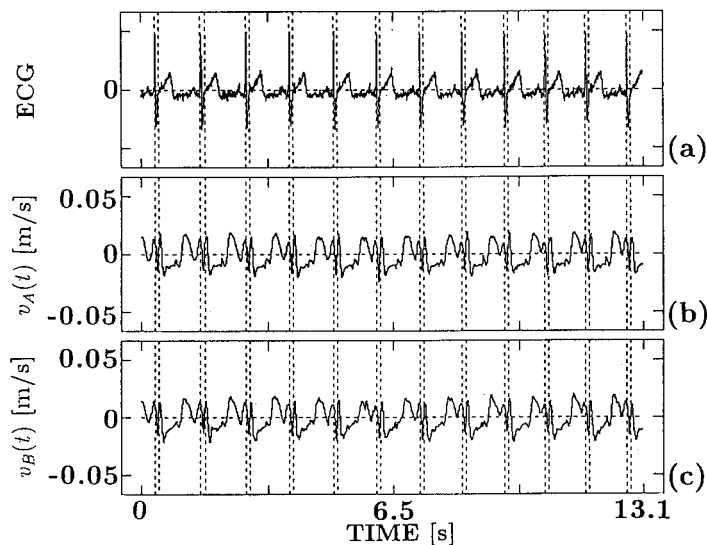


Fig. 8 Simultaneously measured small vibration signals at points A and B on the aortic wall near the heart.

- (a) Electrocardiogram (ECG).
- (b) Small vibration signal at point A : $v_A(t)$.
- (c) Small vibration signal at point B : $v_B(t)$.

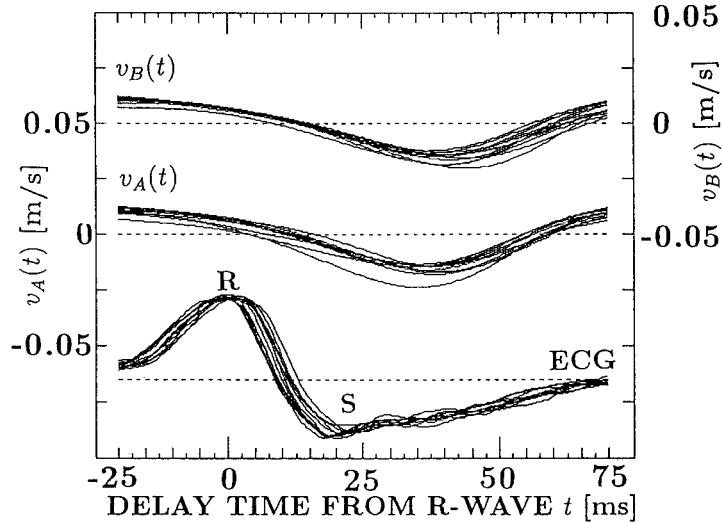


Fig. 9 Waveforms of small vibration signals $v_A(t)$ and $v_B(t)$ in Fig. 8 for the period T_0 .

を切り出し、重ね合わせた波形を Fig. 6 に示す。波形は管が拡張するタイミングで切り出しており、水流の駆出による管の膨らみ、つまり脈波とそれを伴う壁の振動の伝搬を捉えていると考える。この $v_A(t)$ 、 $v_B(t)$ から切り出した波形の相互相関関数を計算することにより、AからBへの伝搬時間 τ_{AB} は、3.7 ms と求まった。また、 $d_{AB}=73$ mm であることより、脈波伝搬速度 c_0 は、19.5 m/s と求まった。これは、加速度ピックアップを使ったシリコンチューブの脈波伝搬速度測定の実験¹¹⁾における測定値の平均 19.7 m/s と同様の結果であり、本制御法による計測の妥当性を示している。

4. 大動脈壁上の脈波伝搬速度の測定

次に、ヒトの大動脈の脈波伝搬速度を *in vivo* で測定する実験を行った。被験者は、健康な 23 歳の男性である。測定箇所としては心臓近傍の大動脈壁、腹部大動脈の 2 個所で行った。

4-1 心臓近傍大動脈壁上の脈波伝搬速度の測定

心臓近傍大動脈の前壁上の互いに 9.1 mm 離れた 2 点 A、B の微小振動 $v_A(t)$ 、 $v_B(t)$ を測定した。その B モード画像を Fig. 7 に示す。測定結果を心電図とともに各々 Fig. 8 (b) (c) と Fig. 8 (a) に示す。 $v_A(t)$ 、 $v_B(t)$ は、12

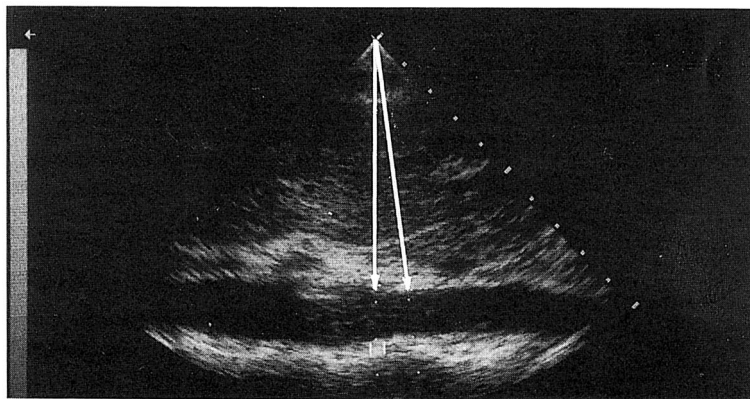


Fig. 10 B-mode image of the wall of the abdominal aorta.

拍にわたってほぼ再現性のある波形が得られている。この図において血管が収縮する方向が速度の正方向である。Fig. 8 の点線に囲まれた区間、つまり、心臓一拍中の血液の駆出期に対応する長さ 100 ms の区間 T_0 で $v_A(t)$, $v_B(t)$ の波形を切り出し、重ね合わせた波形を Fig. 9 に示す。波形は血管が拡張するタイミングで切り出しており、血液の駆出による血管の膨らみ、つまり脈波の伝搬を捉えている。この $v_A(t)$, $v_B(t)$ から切り出した波形の相互相関関数を計算することにより、A から B への伝搬時間 τ_{AB} は、2.4 ms と求まった。また、 $d_{AB}=9.1$ mm であることより、脈波伝搬速度は 3.7 m/s と求まった。

4-2 腹部大動脈壁上の脈波伝搬速度の測定

次に腹部大動脈の前壁上の互いに 7.7 mm 離れた 2 点 A, B の微小振動 $v_A(t)$, $v_B(t)$ を測定した。その B モード画像を Fig. 10 に示す。測定結果を心電図とともに各々 Fig. 11 (b)(c) と Fig. 11 (a) に示す。これも $v_A(t)$, $v_B(t)$ は、8 拍にわたってほぼ再現性のある波形が得られている。また、血管の収縮する方向が速度の正

方向である。Fig. 11 の点線に囲まれた区間、つまり、心臓一拍中の血液の駆出期に対応する長さ 200 ms の区間 T_0 で $v_A(t)$, $v_B(t)$ の波形を切り出し、重ね合わせた波形を Fig. 12 に示す。前述の方法と同様にして、A 点から B 点への伝搬時間 τ_{AB} は、1.9 ms と求まった。また、 $d_{AB}=7.7$ mm であることより、脈波伝搬速度は 4.2 m/s と求まった。

以上の 2 例の結果は、脈波伝搬速度は末梢へいくほど高くなる⁷⁾という事実と対応している。

5. 結 語

本論文では、本研究室において従来 2 本のプローブで行っていた脈波伝搬速度の測定を、1 本のプローブで行うための制御法を提案し、心臓付近を含め、血管壁上の微小振動を計測するための手法を開発した。その制御法を施した診断装置を使用し、まず、基礎実験としてシリコンチューブの脈波伝搬速度を測定し、計測の妥当性を示した。次に、ヒトの心臓近傍大動脈と腹部大動脈の脈波伝搬速度を *in vivo* で測定する実験を行い、

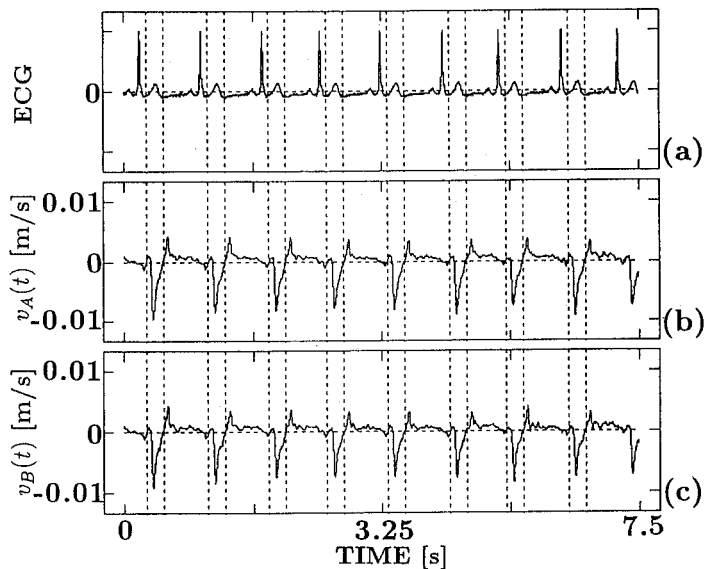


Fig. 11 Simultaneously measured small vibration signals at points A and B on the wall of the abdominal aorta.

(a) Electrocardiogram (ECG).

(b) Small vibration signal at point A : $v_A(t)$.

(c) Small vibration signal at point B : $v_B(t)$.

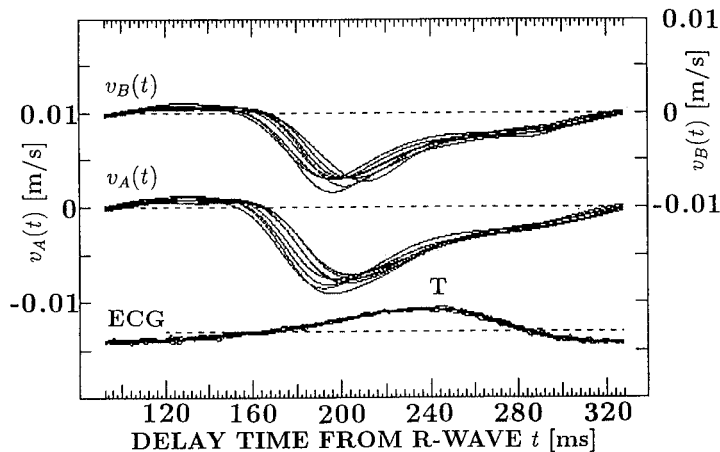


Fig. 12 Waveforms of small vibration signals $v_A(t)$ and $v_B(t)$ in Fig. 11 for the period T_0 .

その結果を示した。この結果は、脈波伝搬速度は抹消血管にいくほど速くなるという事実と一致している。

今後、早期段階での動脈硬化の非侵襲的な診断を目指して、局所の脈波伝搬特性の計測を行う予定である。

謝 辞

本制御法開発に際し、本学大学院工学研究科博士課程佐藤宏明氏、川辺健一氏（現在九州松下電器（株））により貴重な御助言、御助力を頂いたことに感謝します。本研究の一部は、文部省科学研究費（05555108, 06555113, 06213205, 06304010, 06750430）および、（財）テレコム先端技術研究支援センター、中谷電子計測技術振興財団、小野音響研究助成基金の援助による。

文 献

- 1) 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。
- 2) 長谷川元治：ヒト大動脈脈波速度に関する基礎的研究。慈医誌 85 1970；742-760。
- 3) 岡野光志，吉田洋二：動脈硬化症概論－定義，分類，病理形態学－。日本臨床 51 8 1993；5-10。
- 4) 川辺健一，高野正彦，村田亮治ほか：動脈硬化の

診断を目指した超音波による脈波伝搬特性の計測法とその基礎実験。日本音響学会春季発表会講演論文集 1993；755-756。

- 5) 川上 貢，山本克之，志賀利一ほか：Bモード連動型超音波微小変位計測装置。電子情報通信学会技術研究会報告 1984；MBE 84-17：9-16。
- 6) K. Kawabe, H. Kanai, N. Chubachi：Accuracy Evaluation in Ultrasonic-Doppler-Based Measurement of Small Vibrations for Acoustical Diagnosis of the Aortic Wall. Electronics Letters Vol. 29 No. 10 1993；915-916。
- 7) 日本機械学会：生体力学，pp 158-161，オーム社，東京1991。
- 8) 吉野正蔵：脈波と血管弾性－脈波速度法の原理と本質。呼吸と循環 Vol. 24 1976；376-386。
- 9) 沖野 遥，菅原基晃，松尾裕英：心臓血管系の力学と基礎計測。pp 191-199，講談社サイエントフィク，東京1980。
- 10) H. Kanai, H. Satoh, K. Hirose, et al：A New Method for Measuring Small Local Vibrations in the Heart Using Ultrasound. IEEE Trans. on Biomedical Engineering Vol. 40 No. 12 1994；1233-1242。
- 11) 高野正彦，川辺健一，金井 浩ほか：動脈硬化診断のための血管壁上振動の分析。電子情報通信学会 ME とサイバネティクス研究会資料 US 93-87 1993；61-68。