

相互相関を用いた大動脈壁のトラッキングとその微小振動速度の推定*

広瀬 功一・金井 浩・中鉢 憲賢**

(東北大学工学部電気工学科)

(平成 4 年 6 月 8 日受付)

内容梗概 超音波 Doppler 計測法を大動脈壁の微小振動速度の計測に適用すると、超音波パルスは大動脈壁の表面と裏面で反射するので、反射波はダブルピークの形状となる。従って精密な振動計測のためには、このダブルピークを同定して、表面と裏面からの反射波を分離する必要がある。しかし、従来のような反射波の最大振幅のタイミングの探索を行って大動脈壁での反射波をトラッキングする方法では、壁の平均的な振動速度しか得ることができない。そこで本論文では、心電図を参照しながら切り出した各被験者の代表的なダブルピーク波形をモデル波形に選択し、そのモデル波形と各反射波との相互相関をとることで、大動脈壁の表面と裏面に対応した二つのピークそれぞれのトラッキングを行う手法を提案する。更にトラッキングされた点における位相を用いて、大動脈壁の両面における微小振動速度を分離して推定する。このような精密な計測を行うことによって、大動脈弁の開閉・閉鎖に伴う微小振動を得ることが可能となった。更に正常者と動脈硬化症の患者のこれらの微小振動をスペクトル分析した結果を示す。

キーワード 相互相関, 大動脈, 動脈硬化症, 超音波 Doppler 法, 振動速度

Cross correlation, Aorta, Atherosclerosis, Ultrasonic Doppler method, Vibration velocity

1. 緒 言

心臓の各部位の微小振動には、その弾性的特徴が含まれているため^{1),2)}、我々は循環器疾患の非侵襲的診断を目的とし、体表から超音波による心臓の各部位の微小振動を計測する方法を提案してきた^{3),4)}。更に心臓壁の振動を模擬したモデルに本手法を適用し、微小振動の計測に関する本手法の有効性を示してきた^{5),6)}。

本手法の臨床応用への第一歩として、我々は循環器疾患の一つである動脈硬化症の非侵襲的診断を行うことを考えた。動脈硬化症は、動脈壁が厚くなったり、壁の石灰化という症状で、心筋梗塞や脳卒中などの循環器系疾患の原因となる。日本の脳卒中死亡率は高く⁷⁾、特に動脈硬化症の早期発見が重要となる。しかし早期動脈硬化症を非観血的に発見できる診断方法はないというのが現状である。

そこで本論文で我々は動脈の中でも、動脈硬化症の症状がまず最初に現れ、血液の体循環の源である心臓に直結している大動脈の壁に着目し、大動脈弁近傍の大動脈壁の微小振動の計測を行った。計測においては、対象で Doppler 偏移を受けて反射した RF パーストパルスを直交

検波し、反射波の位相を用いて大動脈壁の微小振動速度を推定する。我々の手法の特色の一つとして、直交検波出力を 1 MHz のサンプリング周波数で A/D 変換することで、心臓の各部位の大振幅変位上の微小振動の計測が可能であるということがあげられる⁴⁾。大動脈も心臓付近では ± 1 cm 程度の大振幅で変位するため、その壁上の微小振動の計測には我々の方法が有効である。

大動脈壁上の微小振動を胸部上から計測する際の模式図を図-1 に示す。大動脈壁の厚さは 1 cm 未満であるが、図-1(b) に示すように、超音波トランスデューサで受信した反射波を直交検波後 1 MHz で A/D 変換した結果、反射波には大動脈壁の前壁と後壁の両面おのおのでの反射に対するピークが二つ存在している。すなわち直交検波後の波形はダブルピークを持っており、ダブルピークの振幅は心臓の拍動と共に変化している。更に大動脈が心臓の拍動に伴って大振幅で変位する。従って、反射波の最大振幅の探索によって大動脈壁からの反射波をトラッキングする従来の方法では、図中前壁と後壁の各壁の前面 (s_1 又は s_3)、後面 (s_2 又は s_4) 上の振動を分離し、各々の振動速度を高い精度で計測することが難しいことが分かる。

もし前壁と後壁各々の大動脈壁について、各面での反射に対応する反射波の二つのピークをそれぞれトラッキングできれば、大動脈壁の両面での詳細な微小振動速度の推定を行うことができる。そこで各 RF パーストパル

* Tracking of aortic wall by cross correlation and estimation of its small vibration velocity.

** Kouichi Hirose, Hiroshi Kanai and Noriyoshi Chubachi (Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Tohoku University, Sendai, 980)

スの反射波に対する直交検波後の波形の中から、図-1 (b) に示すような代表的な波形を数個モデル波形として選択する。選択したモデル波形と各 RF バーストパルスに対する直交検波後の反射波との相関をとることで、前壁の s_1 と s_2 、又は後壁の s_3 と s_4 からの反射波をそれぞれトラッキングする。本論文ではこの手法によって、大動脈壁の両面のおのおのに関する微小振動速度を分離して推定することが可能となったので報告する。

2. 壁の振動の分離計測の原理

2.1 モデル波形の選択

心臓の各部位の微小振動を計測する我々の手法では、繰り返し周波数 4 kHz で周波数 3.5 MHz, パルス幅 2 μ s の RF バーストパルスを超音波トランスデューサを介して大動脈へ送る。対象の振動によってドプラ偏移を受けた反射波を直交検波し、直交検波出力を低域通過フィルタに通した後に、サンプリング周波数 1 MHz で約 1 秒間 A/D 変換する。A/D 変換の量子化レベルは 12 bit である。A/D 変換した計測データを $y(k)$ と置く。

各送信パルスに対する反射波を 1 フレームとし $y(k)$ を図-2 のように各フレームに分ける。 i 番目のフレーム内の反射波のうち、大動脈壁の前壁又は後壁からの反射波成分を含む、長さ 25 点からなるフレームデータを次式のように $y(n; i)$ と定義する。

$$y(n; i) = y(n + (p-1) + 250(i-1)), \quad (1)$$

$$n = 1, 2, \dots, 25, i = 1, 2, \dots, 4,096$$

すなわち、 $y(n; i)$ は i 番目の RF バーストパルスに対するトリガ点から p 点目を起点とし、それ以降の 25 点分の $y(k)$ である。1.024 秒間で 4,096 フレームの直交検波後の反射波が得られる。その中で、片方の大動脈壁の両面での反射に対応するピークを持つダブルピーク波形を含めたモデル波形を N 個選択し、 $x_j(n)$ ($j=1, 2, \dots, N$) とする。図-3 には例として選んだモデル波形 $x_1(n)$ を示す。図中の横軸の点と点の間隔は 1 μ s で、体内での音速を 1,500 m/s とすると距離にして 1.5 mm である。図-3 の波形 $x_1(n)$ の $n_{11}=18$ と $n_{21}=20$ にピークが存在する。超音波パルスは媒質の境界面で反射するため、片方の大動脈壁の内臓側と外臓側の両面に対応する

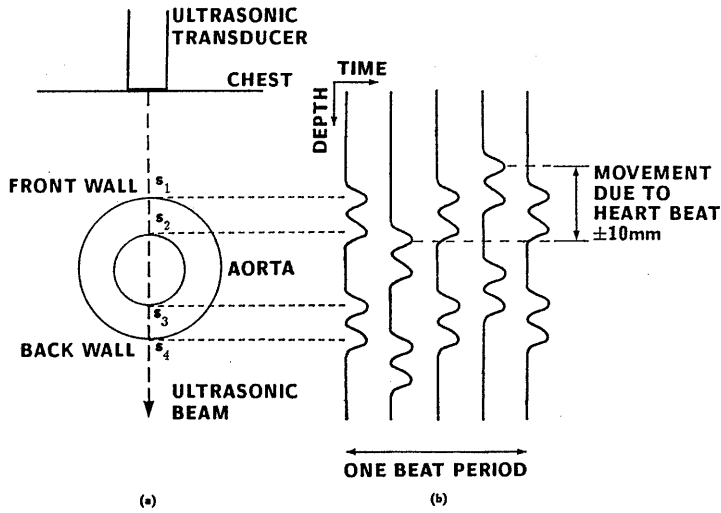


図-1 超音波ビームと大動脈壁での反射波の模式図
(a)大動脈壁の断面と超音波ビーム, (b)各 RF バーストパルスに対する反射波

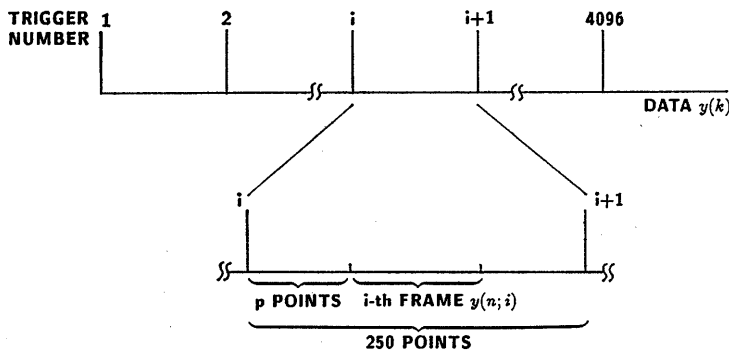


図-2 フレーム $y(n; i)$ の選び方の説明図

ピークを持った波形が得られることは他にも報告されており⁹⁾、ダブルピーク波形を一つのモデル波形として選択することは妥当であると考えられる。なお、一心周期中では血管の膨張・収縮に伴って大動脈壁の厚さが変化するため、各被験者の一心周期内のデータから代表的な波形を複数 (N 個) 選択する必要がある。

大動脈の内圧は、心電図 (electrocardiogram: ECG) の QRS 付近で小さくなり、心電図の T 付近で大きくなる⁹⁾。壁の厚さは大動脈の内圧に従って変わる。すなわち、内圧が小さくなったとき壁は厚くなり、内圧が大きくなったとき壁は薄くなる。それらに対応して直交検波後の反射波の形状が変化する。従って、各被験者に対して心電図の QRS 付近で一つと心電図の T 付近で一つの、少なくとも二つのモデル波形を選択する。

2.2 相互相関による各フレームのピーク位置の決定と大動脈壁の両面の微小振動速度の推定法

2.1 節で選択したモデル波形 $x_j(n)$ ($j=1, 2, \dots, N$) を用い、(1)式で定義した各フレームデータ $y(n; i)$ との相互相関をとって、大動脈の片側の壁の内側と外側からの反射波による二つのピーク位置の同定方法を以下で述べる。 τ をラグ、 τ_{\max} を最大ラグとしてモデル波形 $x_j(n)$ ($j=1, 2, \dots, N$) とフレームデータ $y(n; i)$ との相互相関 $r_{x_j y}(\tau; j)$ を次式を用いて計算する。

$$r_{x_j y}(\tau; j) = \frac{1}{\sqrt{\sigma_{x_j}^2 \sigma_y^2}} \sum_{n=0}^{24} x_j(n) y(n+\tau; i), \quad (2)$$

$\tau=0, \pm 1, \dots, \pm \tau_{\max}, 0 \leq \tau_{\max} \leq 25$
ただし、 $\sigma_{x_j}^2$ と σ_y^2 はそれぞれ $x_j(n)$ と $y(n; i)$ の分散を示す。次にそれぞれのモデル波形 $x_j(n)$ について、 $r_{x_j y}(\tau; j)$ の最大値探索を行って、 $r_{x_j y}(\tau; j)$ が最大となるラグ τ_{0j} を求める。すなわち

$$\max_{-\tau_{\max} \leq \tau \leq \tau_{\max}} r_{x_j y}(\tau; j) = r_{x_j y}(\tau_{0j}; j), \quad (3)$$

とする。更に、各 j ごとに得られた $r_{x_j y}(\tau_{0j}; j)$ の大小

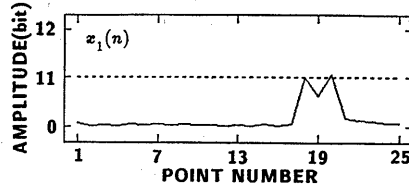


図-3 ダブルピーク波形の模式図

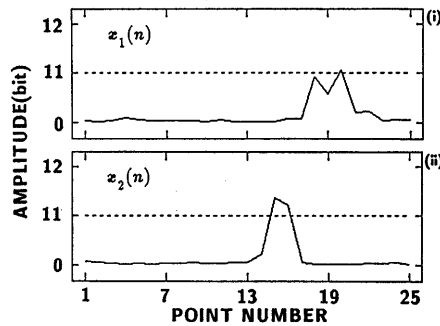


図-4 被験者 A に対して選択した二つのモデル波形

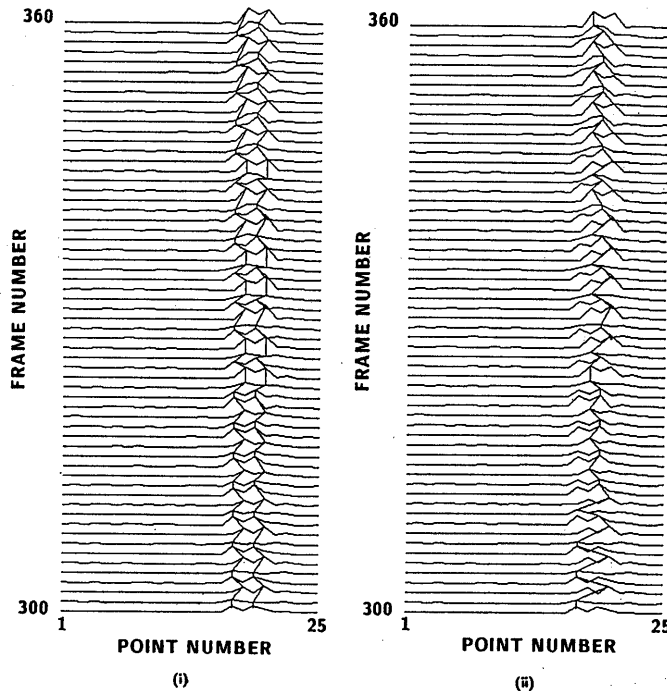


図-5 被験者 A に対する大動脈壁の軌跡の同定結果
(i) 相互相関を用いた大動脈壁の両面の軌跡のトラッキング結果、(ii) 最大振幅の探索による大動脈壁の軌跡のトラッキング結果

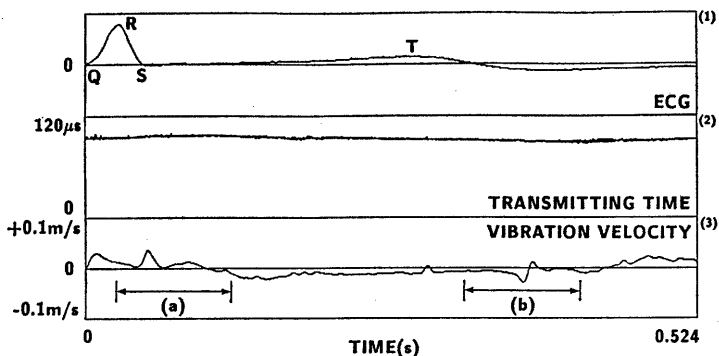


図-6(i) 被験者 A に対する大動脈壁 (後壁) の内側の面についての処理
(1)心電図, (2)パルスの往復伝搬時間, (3)微小振動速度

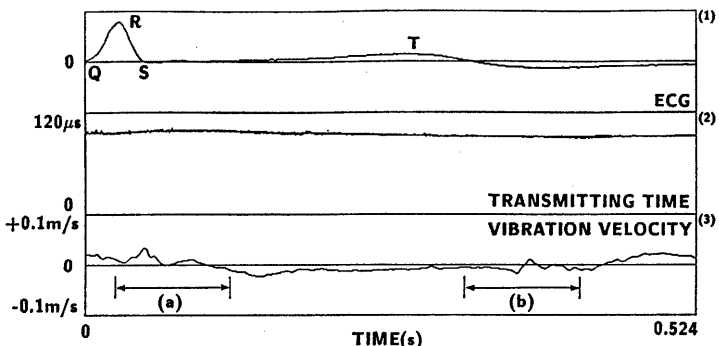


図-6(ii) 被験者 A に対する大動脈壁 (後壁) の外側の面についての処理
(1)心電図, (2)パルスの往復伝搬時間, (3)微小振動速度

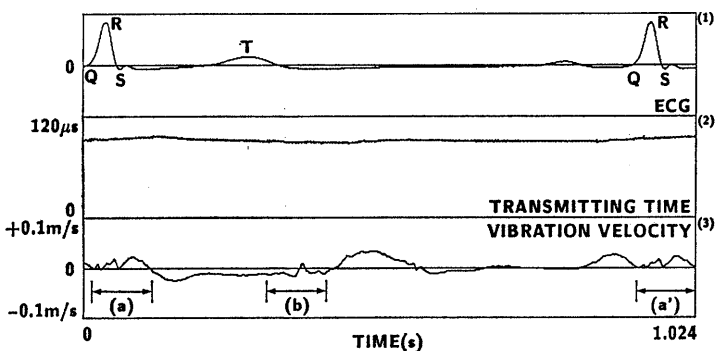


図-7(i) 被験者 B に対する大動脈壁 (後壁) の内側の面についての処理
(1)心電図, (2)パルスの往復伝搬時間, (3)微小振動速度

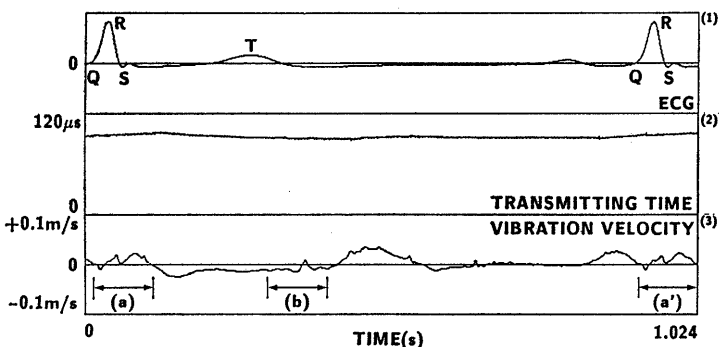


図-7(ii) 被験者 B に対する大動脈壁 (後壁) の外側の面についての処理
(1)心電図, (2)パルスの往復伝搬時間, (3)微小振動速度

比較を行い、

$$\max_{1 \leq j \leq N} r_{x_j y}(\tau_0; j) = r_{x_j y}(\tau_0; s), \quad (4)$$

となったときのモデル波形 $x_i(n)$ に関するピーク位置 n_{1i}, n_{2i} とラグ τ_0 から、第 i フレームのピーク位置をおおの $n_{1i} + \tau_0, n_{2i} + \tau_0$ と決定する。

次にそれらの点 t での直交検波後の反射波の位相を用い、次式³⁾によって大動脈壁の両面の微小振動速度をそれぞれ独立に推定する。

$$\hat{v}\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right) = -c \frac{\theta_{i+\Delta t} - \theta_i}{4\omega_0 \Delta t} \quad (5)$$

ここで Δt はパルスの受信間隔、 c は音速、 $\omega_0 = 2\pi f_0$ は使用する超音波角周波数である。この式ではパルスの受信間隔 Δt とその間での直交検波出力の位相の差 $(\theta_{i+\Delta t} - \theta_i)$ によって、対象の振動速度を推定している。以上から、大振幅拍動上の大動脈壁の前壁と後壁のそれぞれについて、内膜上と外膜上の微小振動を計測することができる。

3. 実験結果

3.1 大動脈壁両側の軌跡の同定に関する実験結果

平静時の健康な成年男性Aに対するモデルの選択につ

いて述べる。被験者Aに対する計測部位はトランスデューサ（胸部側）からみて前方と後方の大動脈壁のうち、後壁（図-1の s_3, s_4 ）についてである。被験者Aのデータ長は0.524秒間で、各RFバーストパルスに対する直交検波後の反射波は2,096フレーム存在する。

まず第1のモデル波形を $x_1(n)$ ($n=1, 2, \dots, 25$), $p=80 \mu s$ とし、第327フレーム目の $y(n; 327)$ を選択した。これは $n_{11}=18$ と $n_{21}=20$ に二つのピークを持つダブルピーク波形である。そのモデル波形を図-4(i)に示す。第2のモデル波形 $x_2(n)$ ($n=1, 2, \dots, 25$) として、 $p=80 \mu s$ とし第951フレーム目の $y(n; 951)$ を選択した。そのモデル波形を図-4(ii)に示す。これは2,096フレームの中で、このデータに代表的な波形であり、この被験者に関してはモデル波形は $N=2$ 個選択すれば十分であった。モデル波形 $x_2(n)$ に関しては、この区間の $x_2(n)$ が最大値を持つ位置 $n_{12}=15$ と次に振幅が大きい位置 $n_{22}=16$ をダブルピークの位置として選択した。

2.2節において提案した相互相関を用いる方法により、最大ラグ $\tau_{max}=14$ とし、被験者Aに対して大動脈弁近傍の大動脈壁の両面の軌跡をトラッキングした結果を図-5(i)に示す。また、直交検波後の反射波をトリ

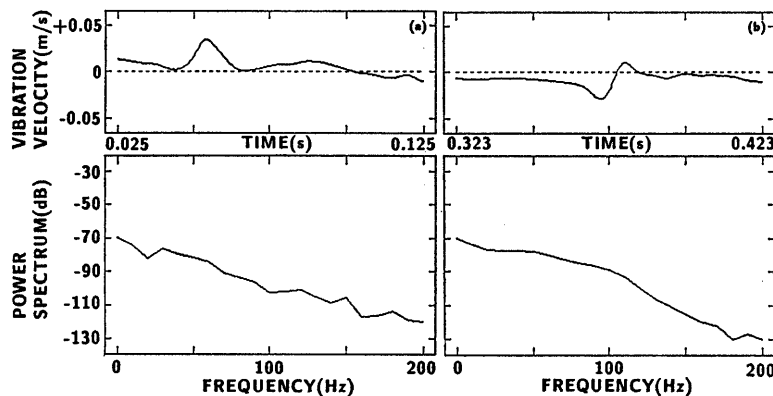


図-8(i) 被験者Aに対する大動脈壁（後壁）の内側の面の微小振動速度の部分波形とスペクトル
(a)大動脈弁開放時、(b)大動脈弁閉鎖時

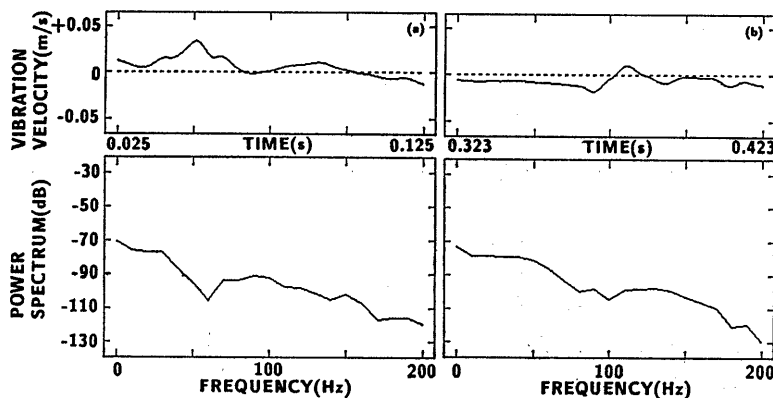


図-8(ii) 被験者Aに対する大動脈壁（後壁）の外側の面の微小振動速度の部分波形とスペクトル
(a)大動脈弁開放時、(b)大動脈弁閉鎖時

ガから 80~120 μ s の間で、反射波の最大振幅の探索を行って得られた大動脈壁の後壁の軌跡のトラッキング結果を図-5(ii)に示す。図-5(i)と図-5(ii)ではともに300~360 フレームデータの間の反射波が表示されている。反射波の最大振幅の探索によって大動脈壁の軌跡をトラッキングした場合、図-5(ii)から分かるように大動脈壁の後壁の内側と外側の両側における反射波をとびとびに追跡している。これに対して、図-5(i)の相互相関を用いた方法による結果においては、大動脈壁の後壁の内側と外側の両面での反射に対応する二つのピークが分離され、おのおのがほぼ完全にトラッキングされていることが分かる。なお、図-5(i)のフレーム方向において周期的にパルス位置が変化しているのは、RF パーストパルスの送信間隔 250 μ s と A/D 変換器の 1 μ s の標本間隔が同期していないために発生していると考えられる。

3.2 大動脈弁近傍の大動脈壁の両面の微小振動速度の推定結果

図-5(i)に示した被験者Aに関する大動脈弁近傍の大動脈壁の前壁と後壁の両面での軌跡のトラッキング結果に基づいて、それぞれの面での微小振動速度を推定した結果を図-6に示す。後壁における血管の内側の面(図-

1(a)の s₃ 面)の微小振動速度を図-6(i)に、血管の外側の面(図-1(a)の s₄ 面)の微小振動速度を図-6(ii)に示す。図-6においては、(1)が心電図、(2)が対象としている大動脈壁までの超音波パルスの往復伝搬時間、(3)が上記の手法で得られた対象の微小振動速度の推定結果を示している。

平静時の健康な成人男性Bについても、同様に相互相関による大動脈壁両面の軌跡を同定し、大動脈壁の両面の微小振動速度をそれぞれ推定した。部位は大動脈弁近傍の大動脈壁で後壁(図-1(a)の s₃, s₄)である。データ長は1.024秒間である。後壁における血管の内側の面(図-1(a)の s₃ 面)の微小振動速度を図-7(i)に、血管の外側の面(図-1(a)の s₄ 面)の微小振動速度を図-7(ii)に示す。図-7においても、図-6と同様に(1)が心電図、(2)がパルスの往復伝搬時間、(3)が対象の微小振動速度である。

図-6~7において心周期や心電図との対応から、心電図のQRSのSの付近(I音の第2成分発生部分)に対応する振動速度(図中(a)(a'))は大動脈弁の開くことによる微小振動と考えられる。また、心電図のT波の後のII音発生部分に対応する振動速度(図中(b))は大動脈弁の閉鎖に伴う微小振動と考えられる。このように、大

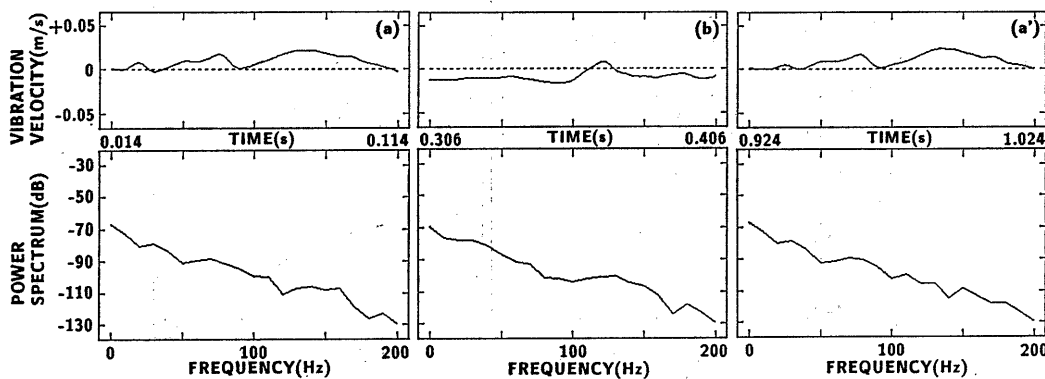


図-9(i) 被験者Bに対する大動脈壁(後壁)の内側の面の微小振動速度の部分波形とスペクトル (a)(a')大動脈弁開放時, (b)大動脈弁閉鎖時

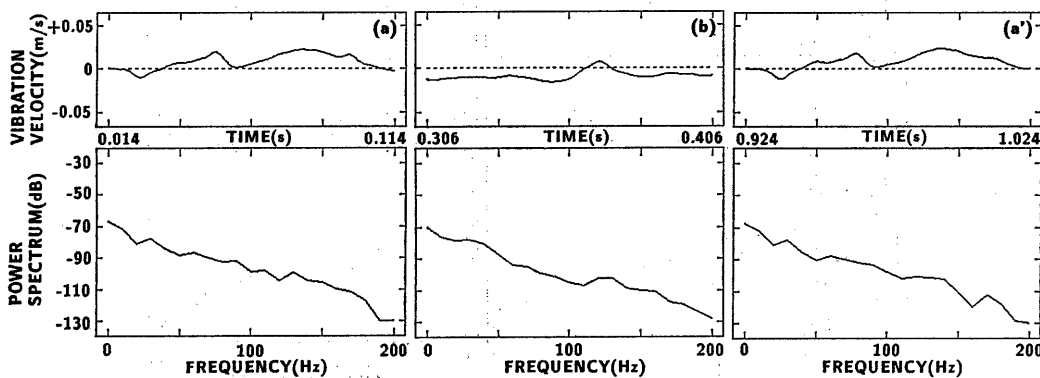


図-9(ii) 被験者Bに対する大動脈壁(後壁)の外側の面の微小振動速度の部分波形とスペクトル (a)(a')大動脈弁開放時, (b)大動脈弁閉鎖時

動脈壁の振動の細かな情報もとらえられていることが分かる。また、図-7 中の丁度一心周期離れた (a) 区間と (a') 区間の波形はともに複雑な形状をしているが、図-7 (i) の (a) と (a') あるいは図-7 (ii) の (a) と (a') が類似していることから、本計測法による計測結果の再現性も示されている。

4. 短時間フーリエ変換による大動脈壁の微小振動速度のスペクトル分析

3章では相互相関を用いて大動脈弁近傍の大動脈壁の両面をそれぞれトラッキングし、それぞれの微小振動速度を詳細に求めその結果を示した。大動脈弁の開放と閉鎖に伴って発生する大動脈壁の微小振動速度が得られた。被験者AとB更に動脈硬化症の患者(被験者C)の大動脈弁の開閉に対応する区間における大動脈壁上の微小振動を切り出して、短時間フーリエ変換によってスペクトル分析を行った。なお、被験者Cについては80歳の男性で、大動脈弁近傍の大動脈壁の石灰化を別途X線撮影により確認している。

被験者Aについて大動脈弁近傍の大動脈壁(後壁)における血管の内側の面(図-1(a)のs₃面)の微小振動波形(図-6(i)の(3))の大動脈弁の開閉に対応する区間

(a)(b)を切り出して、スペクトル分析を行った結果をおのおの図-8(i)の(a)(b)に示す。更に、後壁における血管の外側の面(図-1(a)のs₄面)の微小振動速度(図-6(ii)の(3))における大動脈弁の開閉に対応する区間(a)(b)を切り出した波形と、それらのパワースペクトルをおのおの図-8(ii)の(a)(b)に示す。

被験者Bについては、大動脈弁近傍の大動脈壁(後壁)における血管の内側の面(図-1(a)のs₃面)の微小振動(図-7(i)の(3))の大動脈弁の開閉に対応する区間(a)(b)(a')を切り出した波形と、それらのパワースペクトルをおのおの図-9(i)の(a)(b)(a')に示す。更に、後壁における血管の外側の面(図-1(a)のs₄面)の微小振動速度(図-7(ii)の(3))における同様な区間(a)(b)(a')を切り出した波形と、それらのパワースペクトルをおのおの図-9(ii)の(a)(b)(a')に示す。

被験者Cの計測部位は前壁で、血管の外側の面(図-1(a)のs₁面)上に関して計測される微小振動速度の中で、被験者Bと同様なタイミングで切り出した区間(a)(b)(a')の波形と、それらのパワースペクトルをおのおの図-10(i)の(a)(b)(a')に示す。更に、血管の内側の面(図-1(a)のs₂面)の区間(a)(b)(a')を切り出した波形と、それらのパワースペクトルをおのおの図-10

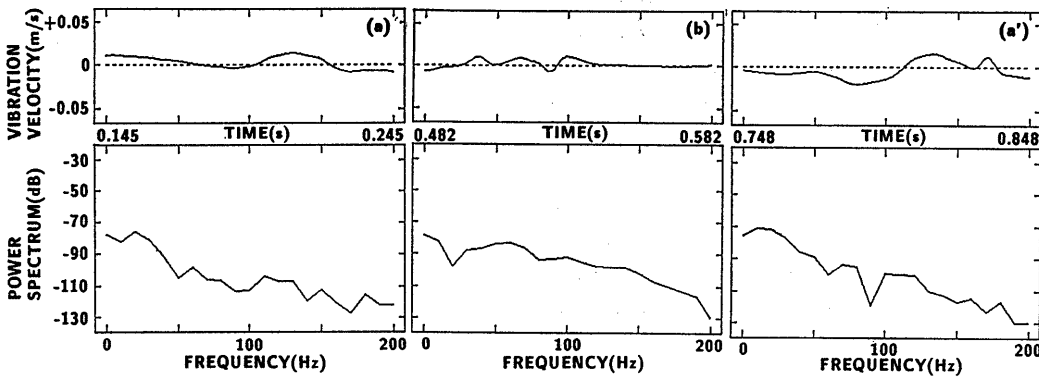


図-10(i) 被験者Cに対する大動脈壁(前壁)の外側の面の微小振動速度の部分波形とスペクトル
(a)(a')大動脈弁開放時, (b)大動脈弁閉鎖時

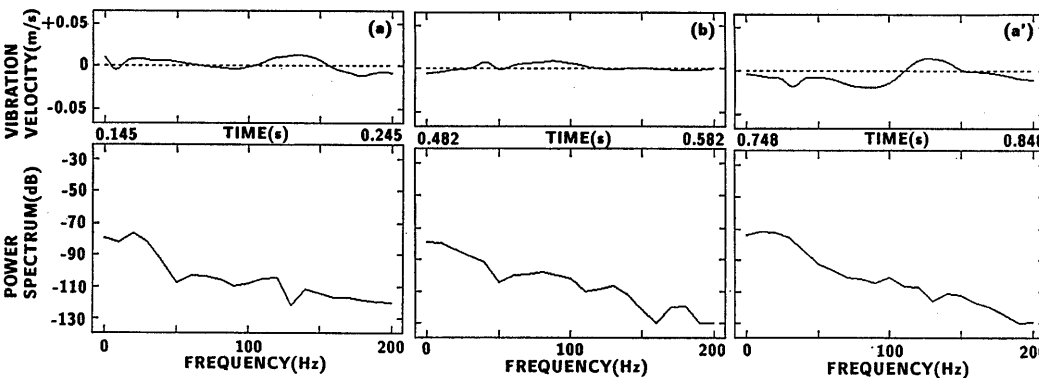


図-10(ii) 被験者Cに対する大動脈壁(前壁)の内側の面の微小振動速度の部分波形とスペクトル
(a)(a')大動脈弁開放時, (b)大動脈弁閉鎖時

(ii)の(a)(b)(a')に示す。これらの分析結果において、特に図-8(a)、図-9(a)における正常者の大動脈弁開放時の振動のパワースペクトルと図-10(a)の動脈硬化症の患者の同じタイミングの振動のパワースペクトルでは、パワースペクトルの傾きに差異がある可能性があると考えられる。すなわち、患者のパワースペクトルは 50 Hz 以上の成分のパワーが正常者のものと比べて 10~15 dB 程度小さい。これは得られた振動速度波形にも対応している。

本論文では正常者 2 名、動脈硬化の患者 1 名について大動脈弁近傍の大動脈壁の微小振動の計測を行い、大動脈壁の両面のそれぞれの微小振動速度を推定した。更に、大動脈弁の開放・閉鎖のタイミングで発生した微小振動の速度波形を切り出してスペクトル分析をした。今後、多数の正常者と動脈硬化の患者に対して大動脈壁の微小振動の計測と分析をすることで、正常者と動脈硬化の患者間で何等かの差異が現れることが期待できる。

5. 結 言

本論文では動脈硬化症の非侵襲的診断を目的とし、大動脈弁近傍の大動脈壁の微小振動速度を、壁の両面について独立に推定する方法を示した。大動脈壁での各 RF パーストパルスに対する直交検波後の反射波には、壁の両面での反射に対応する二つのピークを持った波形が存在することから、各被験者のデータに顕著な波形をモデル波形として選択し、そのモデル波形と各 RF パーストパルスに対する直交検波後の反射波との相互相関をとった。各反射波の壁の両面での反射に対応するタイミングを決定し、大動脈壁の両面の軌跡のトラッキングを行い、それらの点での位相を用いて大動脈壁の両面での微小振動速度を独立に推定した。従来の反射波の最大振幅の探索による大動脈壁のトラッキングとその微小振動速度に比較し、本論文で提案した方法によって、より詳細な大動脈壁の情報を持つ速度波形が得られた。

このように大動脈壁の微小振動速度を詳細に求めた後で、正常者と動脈硬化の患者について、大動脈弁の開放と閉鎖のタイミングでの振動速度波形を切り出し、短時間フーリエ変換によるスペクトル分析を行った。今後、多くの被験者による大動脈弁近傍での大動脈壁の微小振動の計測と分析を行っていく予定である。

謝 辞

データ収集の際にご討論・ご協力いただいた、本学医学部付属病院第一内科助教授小岩喜郎先生に感謝いたします。

本研究の一部は(財)東電記念科学技術研究所、上原記念生命科学財団、文部省科研費試験研究(B)(2)04555092による。

文 献

- 1) H. Kanai, N. Chubachi, K. Kido, Y. Koiwa, T. Takagi, J. Kikuchi and T. Takishima, "A new approach to time dependent AR modeling of signals and its application to analysis of the fourth heart sound," IEEE Trans. Signal Process. **SP-40**, 1198-1205 (1992).
- 2) 金井 浩, 中鉢憲賢, 城戸健一, 小岩喜郎, 高木壮彦, 菊地淳一, 滝島 任, "心音の信号処理による心臓疾患の音響的診断," 第 17 回東北大応研シンポジウム予稿集, 35-42 (1990).
- 3) 中鉢憲賢, 金井 浩, 三野官利男, 佐藤宏明, 浅井 仁, "心臓の診断を目的とした超音波による心音・心臓壁振動の計測," 第 57 回日本超音波医学会講論集, 447-448 (1990).
- 4) 金井 浩, 佐藤宏明, 広瀬功一, 中鉢憲賢, "体表からの心臓の音響的診断を目指した超音波による心臓壁振動の計測法の提案と基礎実験," 信学会超音波研資 US 91-17, 31-38 (1991).
- 5) 広瀬功一, 佐藤宏明, 金井 浩, 中鉢憲賢, "心臓の振動計測を目的とした超音波ドプラ計測システムの評価," 音講論集 3-4-1, 991-992 (1991).
- 6) H. Kanai, K. Hirose, H. Sato and N. Chubachi, "A new method to measure local vibrations in a heart using ultrasound," IEEE Eng. Med. Biol. Soc. **13**, Part 1, 131-132 (1991).
- 7) 都島基夫 企画・構成, 動脈硬化症 成因・診断・治療 (メジカルビュー社, 東京, 1991).
- 8) 藤田憲弘, 森田久樹, 水重克文, 鷹野 謙, 舛形 尚, 大森浩二, 千田彰一, 松尾裕英, "血管内エコー法による RF 信号解析に基づく動脈硬化病変組織性状の定量的評価," 医用電子と生体工学 **30** (特別号), 408 (1992).
- 9) 篠山重威, 心機能-収縮のメカニズムと評価法 (中外医学社, 東京, 1988).

広瀬 功一

平成 3 年東北大学工学部卒業。現在同大学院修士課程在学中。超音波計測並びにデジタル信号処理の研究に従事。



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。同年東北大学情報処理教育センター助手, 昭和 64 年東北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・超音波などの計測とデジタル信号処理・スペクトル推定に関する研究に従事。昭和 62 年石川賞, 平成 2 年本学会粟屋賞, 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, 情報処理学会, 超音波医学会, 日本 ME 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。電気計測学講座担当。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。日本音響学会, 電子情報通信学会, 電気学会, 日本機械学会, 超音波医学会, 日本 ME 学会, IEEE, 応用物理学会, 非破壊検査協会の各会員。