

## ダイナミックプログラミングを用いた心臓壁面運動の トラッキングによる心臓壁の微小な振動計測\*

佐藤 宏明・金井 浩・中鉢 憲賢\*\*

(東北大学工学部電気工学科)

(平成 4 年 11 月 24 日受付)

**内容梗概** 心臓筋肉壁の音響的・弾性的な特徴から、心不全の診断を行うために、心臓壁の様々な部分から、微小な振動を高い精度で検出することが必要である。しかしながら、このような微小振動の検出はこれまでの超音波診断の手法・システムで行うことは困難である。その理由は心臓の拍動が、超音波トランスデューサと心臓の間を伝搬する超音波ビームの伝搬時間に大きな変動を与えるほど、大きいことによる。更に心臓中隔壁の心筋から反射された波は、壁が層構造をしているために多重パルスとなっていて、各層からの反射を分離するのは難しい。この論文では超音波による心臓壁上の微小振動の高精度な測定のために、ダイナミックプログラミング (DP) を導入することによって、多層構造の筋肉壁から反射された波を分けて求める方法について提案する。実験結果から提案した手法の原理を検証し、心臓壁の微小振動が得られた。

**キーワード** 心不全, 心臓壁, 微小振動, ダイナミックプログラミング, 超音波ドプラ

Ventricular dysfunction, Heart wall, Small vibration, Dynamic programming (DP), Ultrasonic Doppler

### 1. はじめに

筆者らは心筋梗塞などの心臓疾患を診断する目的で、心臓の動きに伴って発生する心臓壁上の振動の計測を行ってきた。心筋組織に梗塞部が発生するとその部分の局所的な弾性的特性が変化し、心臓壁上の微小振動にも変化が現れると考えられる。こうした心臓壁の振動の情報の検出方法の一つとして心音分析が考えられるが<sup>1),2)</sup>、胸壁の特性の影響を除き、高い SN 比を確保するためには、心音を食道内センサーで検出するなど、被験者には相当の苦痛が伴うと共に、心組織の局所的な特性を調べることはできない。そのため心臓各部の局所的な振動を直接計測することが望まれ、筆者らは超音波ドプラを用いて振動速度の計測をするための方法を提案して<sup>3),4)</sup>、その装置を開発してきた。

検出したい心臓壁上の微小振動 (振幅: 数十~数百  $\mu\text{m}$ , 周波数: 数百 Hz まで) は、周波数が数 Hz で振幅が  $\pm 8 \sim 15 \text{ mm}$  の大振幅の拍動上に重畳している。

そのため心臓壁で反射した超音波パルスが超音波トランスデューサへ再び到達するまでの時間は、数  $\mu\text{s} \sim 20 \mu\text{s}$  の範囲で変化することになる。現在実用化されている超音波ドプラ診断装置では血管や心臓内腔の血流の速度分布が求められる。これらの装置では血流からの超音波の反射が確率過程で表現できることから、送波信号から一定の遅延による比較的短い時間窓を用いることで受波信号を切り出し、この窓で区切られた領域内の血流速度を確率過程として速度分布が測定されているためである。一方、この装置で心臓壁上の微小振動を計測しようとした場合を考えると、心臓壁からの超音波の反射は決定論的過程で表現されるため、受波信号を切り出す窓を心臓壁に併せても測定される速度は窓内の心臓壁を含む広い領域全体の平均的な速度分布しか求めることができず、我々が求めようとしている心臓壁の境界面上の微小な振動が求められない。測定領域を小さく採れば近似的に心臓壁の表面などの境界面で起こる微小振動を求めることが可能であるが拍動による心臓壁の変移により窓から外れてしまう。

対象の変位に伴うエコーの位相に同期追従させる高精度変位計測法による心臓弁の動きや大動脈径の変化の計測の報告<sup>5)</sup>も古くからあり、心臓の拍動に伴う数 Hz 程度の動きを高精度に求めることはできる。しか

\* Measurement of small vibration on heart wall by tracking cardiac motion using dynamic programming.

\*\* Hiroaki Satoh, Hiroshi Kanai and Noriyoshi Chubachi (Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Tohoku University, Sendai, 980)

し心臓壁の微小振動成分は数百 Hz までの帯域があると考えられ、エコーの位相には対象の変位による位相変化とドブラ効果による位相変化の二つが合成されると考えられる<sup>4),6),11)</sup>。そこで筆者らは心臓壁の位置決定を行い、その位置からの反射エコーの位相を使って振動速度を求めている。ところが多層構造である心臓壁からの反射エコーは複数の近接した山が存在し、エコーの強さ(振幅)の情報だけでは同一の心臓壁面からの反射を追跡しにくい。

そこで筆者らは心臓壁の多層の境界面で多重反射が起こっていると考え、この反射をそれぞれの境界面に対応づけ、振動を求めることにした。筆者らは大振幅拍動上の微小振動を計測するための新しい超音波ドブラ振動計測法を提案し<sup>3)</sup>、シミュレーション実験、水槽実験による評価<sup>4),6),11)</sup>と共に、そのためのシステムを開発してきた<sup>7)</sup>。この計測法の特徴は、標準化周波数 1 MHz 以上の高速で AD 変換を行って得られたデジタル信号上で、反射波が最大振幅となる時刻を用いて、心臓壁からの反射波が超音波トランスデューサに受信されたタイミングを、正確に同定ができる点にある。これによって超音波トランスデューサから心臓壁までの距離が拍動に伴って大きく変化する場合においても、超音波の伝搬時間を正確に求めることができる。さらに超音波の伝搬による位相遅れを考慮し、同定された反射波の戻ってくるタイミング  $t$  における反射波の位相情報  $\theta_t$  から心臓壁表面の振動速度  $v(t)$  が次のように推定できる<sup>4)</sup>。

$$v\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right) = -c \frac{\theta_{t+\Delta t} - \theta_t}{4 \omega_0 \Delta t} \quad (1)$$

ここで  $v(t + \Delta t/2)$  は  $t$  から  $t + \Delta t$  までの間の速度の平均値を表す。また、 $\Delta t$  は隣り合った送信パルス間の受信間隔、 $c$  は音速、 $\omega_0$  は超音波の角周波数を表す。式(1)によって対象の振動速度は、パルスの受信間隔  $\Delta t$  とその間の検波出力での位相差  $(\theta_{t+\Delta t} - \theta_t)$  によって推定できる。

筆者らはこの新しい計測法により、心臓近傍の大動脈壁上の微小振動について計測を行ってきた<sup>9)</sup>。しかしこの手法を心臓壁上の微小振動の計測へ適用する場合には、心臓の中隔壁や左心室壁などの組織が多層構造をなすため、各層で反射された超音波パルスは時間軸上で互いに非常に近接する。更に壁が拍動に伴って大振幅で変位し、また多重反射パルスの各パルスの振幅も刻々と変化するために、単に反射パルスの最大振幅によって反射のタイミング(対象の深さ)を同定することは非常に難しくなる。そこで本論文は、ダイナ

ミックプログラミング(以下 DP)による最適決定原理<sup>9)</sup>を心臓壁などの多層構造をなす対象からの反射波時系列に適用し、複数の反射波おのおのに対応する心臓壁内の各々の筋組織までの深さを高精度に同定する方法を提案する。まず 2 章で原理を述べ、次に 3 章でシミュレーション実験を行った上で、4 章で実際の心臓壁上の微小振動の計測に適用した結果を示す。

## 2. DPによるトラッキング

図-1 は超音波診断装置(フクダ電子(株)製 U-2000)によって得られた画像で、超音波ビームを胸壁上から心臓に当て、反射されてきた音波の強さを輝度変調して縦軸を深さ、横軸を時間で表したもので M モード像と呼ばれる。中央の輝線は中隔壁と呼ばれる左右の心室を分ける筋肉壁である。この図-1 に見られるように心臓壁からの 2~3 個の強い反射波が得られているが、これは主として心臓壁が多層構造をなしているためである。このような信号の系列からその振幅の最大値を利用して、時間軸方向にトラッキングしようとしても、複数存在する多重反射のピークのうちで最大となるものが一拍中でも刻々と入れ代わるため、各層の位置をトラッキングすることが難しい。また、多重反射波形のモデルを仮定して大動脈壁からの実際の反射波形との相互相関関数を求める方法<sup>9)</sup>も考えられるが、心臓壁の場合、その層構造が複雑な上、個人により多重反射の出方はまちまちで、更に一拍中でも反射波形に変化があるため波形モデルは簡単には決定できない。

そこで本論文では心臓壁のトラッキングに DP を応用する。DP は最適経路決定問題を扱う一手法であるが、簡単な計算の繰り返しであるので、音声処理などでは早くからホルマントトラッキングなどに応用されてきた<sup>10)</sup>。本論文では DP を図-1 の M モード像に対応する図-2 の配列データに対して適用する。これによって心臓壁の反射面の位置の変化を最適に決定できる。

### 2.1 DPによる最適経路決定過程

まず心臓壁のトラッキングへ DP を応用し、最適な経路を一つ同定するための方法について述べる。AD 変換器によって標準化された検波後の受信信号の時系列を、各入射パルスが発振された時刻を時間原点として、それぞれの反射波を切り出して 1 フレームとして構成する。第  $i$  番目のフレーム上の先頭(入射パルスの位置)から  $j_i$  番目のデータ振幅  $A_{i,j_i}$  ( $A_{i,j_i} \geq 0$ ) を図-2 のように  $i$  を横軸に  $j_i$  を縦軸にして配置する。フレー

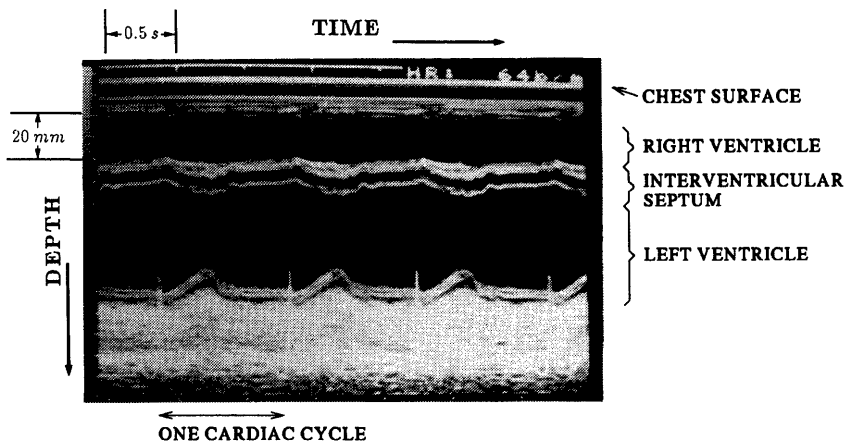


図-1 超音波診断装置による中隔壁の M モード

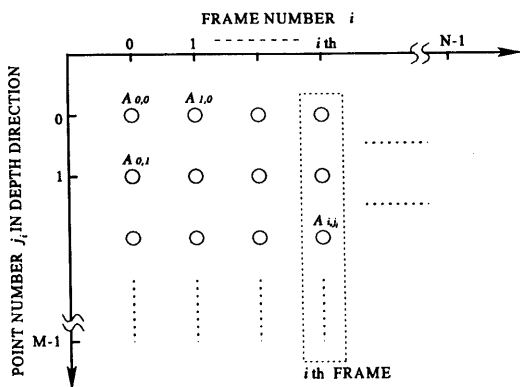


図-2 時間データの M モード状の配置

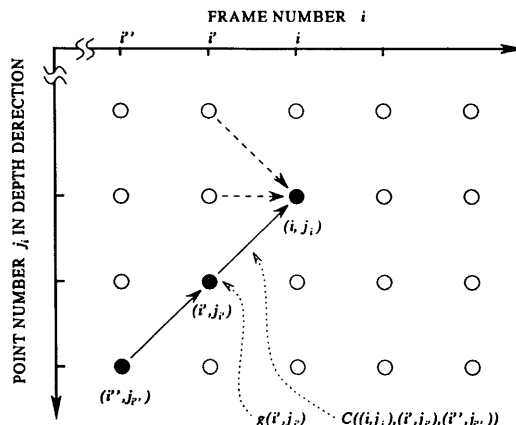


図-3 DPによる隣接フレーム間での経路の連結

ム数を  $N$ , 各フレームに含まれる標本数を  $M$  とする ( $0 \leq i < N, 0 \leq j_i < M$ )。図-3のように2点  $A_{i',j_{i'}}, A_{i,j_i}$  ( $i' < i$ ) を結ぶ経路を  $i'$  フレームから  $i$  フレームへ反射波位置の軌跡として選択した場合, その経路が最適な経路であるかどうかを次式(2)で定義するコストファンクション  $C((i, j_i), (j', j_{i'}), (j'', j_{i''}))$  によって評価する。

$$\begin{aligned}
 & C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''})) \\
 &= -a_1 A_{i,j_i} + a_2 |\Delta(i, j_i, i', j_{i'})| \\
 &+ a_3 |\nabla(i, j_i, i', j_{i'}, i'', j_{i''})| \\
 &+ a_4 |A_{i,j_i} - A_{i',j_{i'}}| \quad (2)
 \end{aligned}$$

ただし, 点  $(i'', j_{i''})$  は点  $(i', j_{i'})$  に接続されると既に決定された  $i''$  フレーム上の点であり,  $i'' < i' < i$  とする。ここで,  $a_1, a_2, a_3, a_4$  は非負の重み係数である。まず, 右辺第1項の  $a_1$  に負号が付いているのは, 振幅  $A_{i,j_i}$  が大きな場合に, SN比が高く信頼性が高いと判断してコスト

ファンクションの値を小さくするためである。また右辺第2項の  $\Delta(i, j_i, i', j_{i'})$  は軌跡の深さ方向の遷移勾配を表し, 次式で定義する。

$$\Delta(i, j_i, i', j_{i'}) = \frac{j_i - j_{i'}}{i - i'} \quad (3)$$

更に右辺第3項の  $\nabla(i, j_i, i', j_{i'}, i'', j_{i''})$  は軌跡の深さ方向の遷移勾配の変化を表し, 次式で定義する。

$$\begin{aligned}
 \nabla(i, j_i, i', j_{i'}, i'', j_{i''}) &= \Delta(i, j_i, i', j_{i'}) - \Delta(i', j_{i'}, i'', j_{i''}) \\
 &= \frac{j_i - j_{i'}}{i - i'} - \frac{j_{i'} - j_{i''}}{i' - i''} \quad (4)
 \end{aligned}$$

$\nabla(\cdot)$  が小さければ3点  $A_{i,j_i}, A_{i',j_{i'}}, A_{i'',j_{i''}}$  は滑らかに結ばれる。最後に右辺第4項の  $|A_{i,j_i} - A_{i',j_{i'}}|$  は2点間の振幅の差でこの差が小さければ同じ層からの反射である可能性が強くなる。以上のように点  $(i', j_{i'})$  から点  $(i, j_i)$  への遷移によるコストファンクションは, 点  $(i, j_i)$  における振幅, 深さ方向の遷移勾配, 深さ方向の遷移勾配

の変化, 反射波の振幅の変化の四つの項の荷重和を示している。

次に式(2)で定義したコストファンクション  $C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''}))$  を加算して, 第0フレームから第  $k$  フレーム上の点  $(k, j_k)$  までの経路に関するコストファンクション  $g(k, j_k)$  を次式で定義する。

$$g(k, j_k) = \sum_{i=0}^k C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''})) \quad (5)$$

第0フレームから最終フレームである第  $(N-1)$  フレームのすべての可能な経路の中で, まず第0フレームから第  $(N-1)$  フレーム上の各点  $(N-1, j_{N-1})$   $\{j_{N-1}=0, 1, \dots, M-1\}$  までのコストファンクション  $g(N-1, j_{N-1})$  を最小とする経路を選択する。次に第  $(N-1)$  フレーム上の各点  $(N-1, j_{N-1})$  までの経路に関するこのコストファンクション  $g(N-1, j_{N-1})$  の中で最小のものを選択することによって, 心臓壁の一つの面の描く経路を  $M$  フレームの間に関して決定する。そのため,

$$g_{min}(N-1) = \min_{j_{N-1}} g(N-1, j_{N-1}) \quad (6)$$

と定義される最終フレームでの最小コストファンクション  $g_{min}(N-1)$  を求める。式(5)において,  $i' < i$  とすると

$$g(i, j_i) = g(i, j_{i'}) + C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''})) \quad (7)$$

である。ここで右辺の  $i'$  フレームまでのコストファンクション  $g(i', j_{i'})$  を  $j_{i'}$  に関して最小化し, かつ右辺第2項の  $(i', j_{i'})$  から  $(i, j_i)$  へのコスト  $C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''}))$  を  $j_i$  に関して最小化すれば, 式(7)の左辺  $g(i, j_i)$  が  $j_i$  に関して最小となる。すなわち

$$\begin{aligned} \min_{j_i} g(i, j_i) &= \min_{j_{i'}} g(i', j_{i'}) \\ &+ \min_{j_i} C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''})) \end{aligned} \quad (8)$$

漸化式(8)を再帰的に繰り返し適用することにより, 式(6)は

$$\begin{aligned} g_{min}(N-1) &= \min_{j_{N-1}} g(N-1, j_{N-1}) \\ &= \sum_{i=0}^{N-1} \min_{j_i} C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''})) \end{aligned} \quad (9)$$

となる。式(9)式の右辺で示されるように, 各フレームと次のフレームの間で接続する経路を, そのコスト  $C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''}))$  の値が常に選択肢の中で最小となるように選択することによって, 式(9)の第1

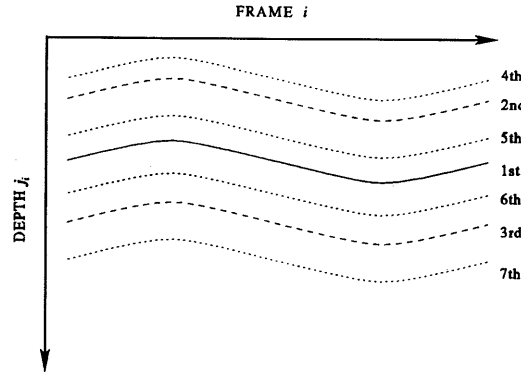


図-4 複数経路の決定順位

式の右辺に示されるように  $0 \leq i \leq N-1, 0 \leq j_i \leq M-1$  の中のすべての  $(i, j_i), (i', j_{i'})$  の組み合わせの中での最後のフレームでのコストファンクションの値の和を最小とする組み合わせを選択することができる。従って, 最後の  $N-1$  番目のフレームにおいて最小のコスト  $\min_{j_i} g(N-1, j_i)$  となる点  $(N-1, j_{N-1})$  を見つけ出し, 各フレームともう一つ前のフレーム間の個々の経路を最小化できる経路を  $N-1$  フレームから逆にたどれば, 0 から  $N-1$  フレーム全体にわたる最小コストの経路として心臓壁の描いた経路を決定できる。

経路を複数決定する場合は図-4 に示すように, まず第1の経路を上述の方法によってデータ全体から求める。次に第2の経路は, 今得られた第1の経路と交差すること(壁の反射面が交差すること)が物理的にあり得ないため, 決定された第1の経路を境界線として, 第1の経路よりも浅い領域で探索を行う。同時に第3の経路は第1の経路よりも深い領域で探索を行う。以降, 第4, 第5, 第6, 第7の経路の選択についても同様で, 第2, 第3の経路を境界線として探索範囲を区切ってその中で新しい経路を決定する。

### 2.2 探索範囲の決定

式(2)のコストファンクション  $C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''}))$  の計算を行う上で  $i', j_{i'}, i'', j_{i''}$  をどのような範囲で変化させるかは, 決定される経路に大きく影響する。まず  $i, i''$  に関しては最も近傍のフレーム上の点を接続することを考えて,  $i' = i-1, i'' = i-2$  とする。従って式(3)と式(4)の  $\Delta(i, j_i, i', j_{i'})$  と  $\nabla(i, j_i, i', j_{i'}, i'', j_{i''})$  はおのおの次のように簡略化される。

$$\Delta(i, j_i, i', j_{i'}) = j_i - j_{i'} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \nabla(i, j_i, i', j_{i'}, i'', j_{i''}) \\ = (j_i - j_{i'}) - (j_{i'} - j_{i''}) \\ = j_i - 2j_{i'} + j_{i''} \end{aligned} \quad (11)$$

また、 $\Delta(i, j_i, i', j_{i'}) = (i, j_i, i', j_{i'}, i'', j_{i''})$  及び  $|A_{i, j_i} - A_{i', j_{i'}}|$  が定義できるのは、それぞれ  $i \geq 1, i \geq 2$  及び  $i \geq 1$  の範囲となる。 $\Delta(i, j_i, i', j_{i'})$ ,  $\nabla(i, j_i, i', j_{i'}, i'', j_{i''})$ ,  $|A_{i, j_i} - A_{i', j_{i'}}|$  が定義できない  $i = 0, 1$  のフレームにおいては、これらの各々の値を零とおいてコスト関クションの評価に加えることにする。

一方、 $j_{i'}$  に関する探査範囲は次の考察により決定した。開発した超音波ドプラ振動計測法の推定限界<sup>4)</sup>は、音速  $c = 1,500$  [m/s], 超音波の周波数  $f_0 = 3.5$  [MHz], 送信パルスの間隔  $\Delta T = 250$  [ $\mu$ s] の場合に、

$$|v_{max}| = 0.214 \text{ [m/s]}$$

となる。また、各フレーム(各送信パルス)間での最大

変位  $\Delta x_{max}$  は、

$$|\Delta x_{max}| = |v_{max}| \Delta T = 53.5 \text{ } [\mu\text{m}]$$

と得られる。従って、対象の移動に伴って生じる反射波の遅れ時間の、隣接したフレーム間での変化の最大値は、

$$\frac{|\Delta x_{max}|}{c} = 0.0356 \text{ } [\mu\text{s}]$$

となる。以上から  $|v_{max}|$  で対象が移動するときにも、 $1 \mu\text{s}$  の標本化周期で反射波の直行検波出力を AD 変換している場合には、約 10 フレームで 1 サンプル前後する程度となる。従って隣り合ったフレーム間では  $|j_i - j_{i'}| \leq 1$  の範囲で  $j_{i'}$  を変化させ、その範囲で式(2)のコスト関クション  $C((i, j_i), (i', j_{i'}), (i'', j_{i''}))$  の最小値を選べば十分である。

以上から式(8)は次のように整理できる。

$$\min_j g(i, j_i) = \begin{cases} -a_1 A_{0, j_0} & (i = 0) \\ -a_1 A_{1, j_1} + \min_{j_{i-1} \leq j_{i-1} \leq j_{i+1}} \{g(0, j_0) + a_2 |\Delta(1, j_1, 0, j_0) + a_4 |A_{1, j_1} - A_{0, j_0}|\} & (i = 1) \\ -a_1 A_{i, j_i} + \min_{j_{i-1} \leq j_{i-1} \leq j_{i+1}} \{g(i-1, j_{i-1}) + a_2 \Delta(i, j_i, i-1, j_{i-1}) \\ + a_3 |\nabla(i, j_i, i-1, j_{i-1}, i-2, j_{i-2})| + a_4 |A_{i, j_i} - A_{i-1, j_{i-1}}|\} & (2 \leq i \leq N-1) \end{cases} \quad (12)$$

$\{j_i = 0, 1, \dots, M-1\}$

右辺の  $\min\{ \}$  の中で、 $g(i-1, j_{i-1})$  は点  $(i-1, j_{i-1})$  から点  $(i, j_i)$  までの経路を決定する以前にすでに求めた第 0 フレームから第  $(i-1)$  フレーム上の点  $(i-1, j_{i-1})$  までの経路に関するコスト関クションの最小値である。

### 3. シミュレーション実験

#### 3.1 DPと最大値探査の比較

心臓壁の変位を模擬するテストパターンを作成して DP によるトラッキングについて実験を行う。超音波ビームを心臓中隔壁と常に垂直になるように当てる。その時の M モード像における遷移パターンの特徴をまとめると次のようになる。

1. 周期的に深さ方向に大振幅(約  $\pm 10$  mm)で変位している。
2. 深さ方向の変化は 10 フレームで 1~2 mm 程度である。従って、反射波を標本化周波数 1 MHz で標本化した場合、体内の音速は約 1,500 m であることから、フレーム間での深さ方向の変化は最大 1 点程度となる。
3. 層構造からの反射波は互いに非常に近接しており、3 ないし 4 点しか離れていない。
4. ピークの振幅も変化している。

以上のような特徴をもった 3 層構造からの反射波のテストパターンとして図-5(a)を想定する。縦の方向は深さ、横はフレーム(時間)を表す。各経路は時間と共にその位置だけではなく振幅も変化している。また 2 番目の経路の振幅の変化は、1 番目、3 番目の変化と逆に変化している。振幅は基準となるレベルから  $\pm 10\%$  の範囲で変化をさせた。

このテストパターンに関して、各フレーム内で最大振幅を対象位置と選択することだけによってトラッキングを行った場合の結果を図-5(b)に示す。この場合は式(2)の右辺において第 1 項のみを採用し( $a_2 = a_3 = a_4 = 0$ ),  $j_i$  に関する探査範囲として  $0 \leq i \leq N-1$  と設定した。振幅も変化しているために、各層の動きをトラッキングすることができないことが分かる。

それに対して本手法でこのテストパターンを処理した場合に得られた結果を図-5(c)に示す。このときのパラメータ  $a_1, a_2, a_3, a_4$  の値は、 $a_1 = a_2 = a_3 = a_4 = 1.0$  とした。DP によって選択された経路は互いに交差することなくすべてテストパターンに一致していることが分かる。

#### 3.2 パラメータ $a_1, a_2, a_3, a_4$ の変化に対するトラッキングの結果の比較

パラメータ  $a_1, a_2, a_3, a_4$  の変化に対するトラッキング

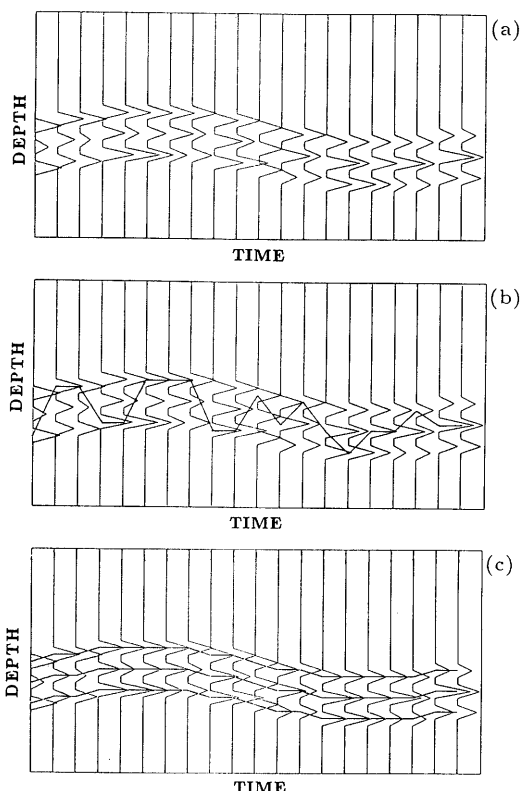


図-5 テストパターンによるトラッキングのシミュレーション実験

- (a) 中隔壁の M モードのテストパターン  
 (b) 最大値を選択する処理結果  
 (c) DP による処理結果

の結果を比較するため、別のテストパターンを作成し実験を行う。このテストパターンは 3.1 節でのテストパターンの特徴に加えて以下の特徴を備える。

1. 各経路上に形成される振幅の山が裾を作り、隣り合った山どうしが重なり合う。
2. 各経路が全てのフレームで等間隔に平行とはならない。

このテストパターンと真の経路をそれぞれ図-6(a)と図-6(b)に示す。3.1 節の場合と同様、縦の方向は深さ、横はフレーム(時間)を表す。隣り合った山どうしの裾の影響で、三つあった山が二つに減少しているフレームがある(図-6の第9, 11, 12, 14, 19, 20フレーム)。真の経路、図-6(b)と一致するトラッキングの結果の一例も図-6(a)に示す。このとき各パラメータの値は  $a_1=1$ ,  $a_2=100$ ,  $a_3=250$ ,  $a_4=1$  である。次に四つの中の一つのパラメータを順番に選び、その値をそれぞれ図-6(a)の場合から大小に変化させた

場合について調べた結果を図-6(c)~(j)に示す。

1.  $a_1=100$ (図-6(c)) :  $a_1$ を大きくした場合、 $a_1$ は振幅に対する重みづけであるため、1本目の経路の第9~12, 14, 19, 20フレームにおいて、振幅が大きき部分にトラッキングが行われている。
2.  $a_1=0.1$ (図-6(d)) :  $a_1$ を小さくした場合、振幅が小さくても経路の接続が許されるため、例えば2本目の経路の第4~8, 19, 20フレーム、3本目の経路の第15~17フレームのように、振幅の山の腹の部分にトラッキングされている。
3.  $a_2=1,000$ (図-6(e)) :  $a_2$ を大きくした場合、 $a_2$ は深さ(縦)方向の変化を抑圧するパラメータであるため、3本とも第1~3, 18~20フレームにおいて、深さ(縦)方向の変化がなく時間(横)軸に平行にトラッキングされている。
4.  $a_2=1$ (図-6(f)) :  $a_2$ を小さくした場合、深さ(縦)方向の変化に対する自由度が高いため、1本目第19フレーム、3本目第15フレームのように不正な深さ方向での移動が見られる。
5.  $a_3=2,500$ (図-6(g)) :  $a_3$ を大きくした場合、 $a_3$ はトラッキング経路の深さ方向の傾きの変化を抑圧するパラメータであるため、例えば3本目第13~18フレームに見られように、傾きが一定であるようにトラッキングされている。
6.  $a_3=1$ (図-6(h)) :  $a_3$ を小さくした場合、傾きの変化に対する自由度が高いため、3本目第18フレームのように不正な傾きの変化(トラッキング経路が曲がる)が見られる。
7.  $a_4=50$ (図-6(i)) :  $a_4$ を大きくした場合、 $a_4$ は2点間での振幅の差を少なくするパラメータであるため、3本ともすべてのフレームにおいて、山の頂点の位置に関係なくトラッキング経路が結ばれている。
8.  $a_4=0.01$ (図-6(j)) :  $a_4$ を小さくした場合、2点間での振幅の差が大きいかかわらず、1本目第10~20フレームにおいて山の頂点でトラッキング経路が結ばれている。

各パラメータの変化によってトラッキングの結果が受ける影響に関する以上の説明は、図-6(b)に示す真の経路が不明の場合であっても、図-6(a)のテストパターンと得られたトラッキングの結果との比較からある程度判断できる。

#### 4. 心臓中隔壁のトラッキングと振動計測実験

超音波ビームを一拍中で直交性がほぼ保たれるよう

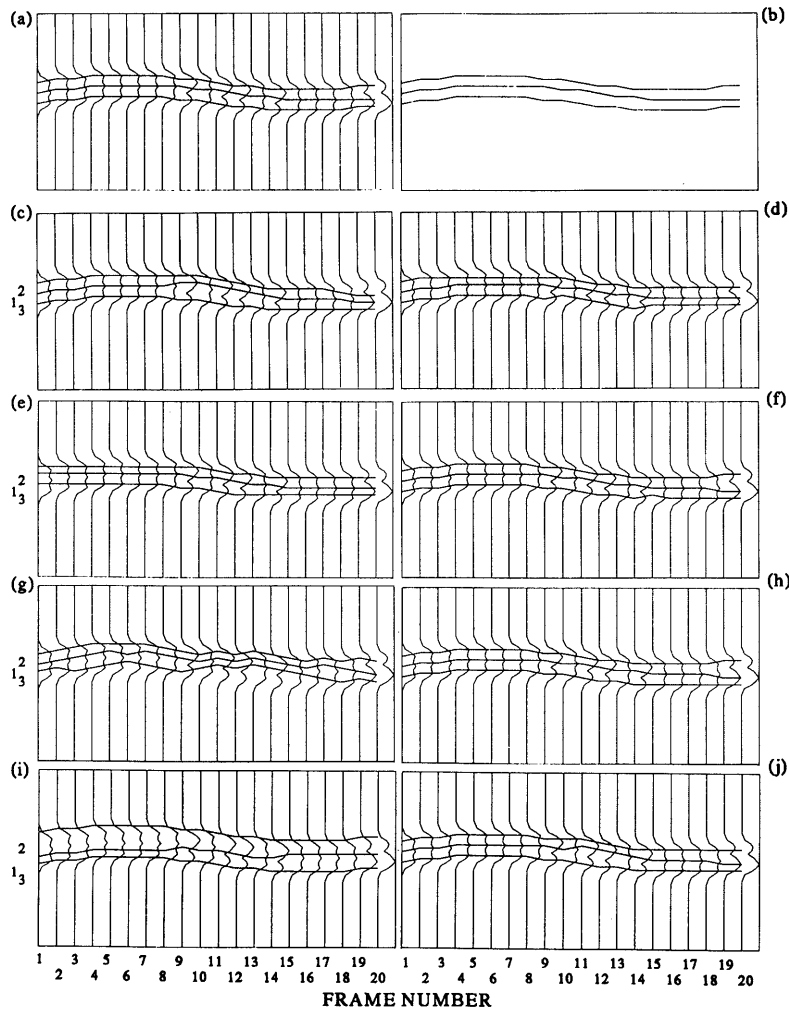


図-6 パラメータ  $a_1, a_2, a_3, a_4$  の変化に対するトラッキングの結果の比較

- (a) 真の経路と一致するパラメータによる場合 ( $a_1=1, a_2=100, a_3=250, a_4=1$ )
- (b) 真の経路
- (c) (a) の場合より  $a_1$  を大, (d) (a) の場合より  $a_1$  を小
- (e) (a) の場合より  $a_2$  を大, (f) (a) の場合より  $a_2$  を小
- (g) (a) の場合より  $a_3$  を大, (h) (a) の場合より  $a_3$  を小
- (i) (a) の場合より  $a_4$  を大, (j) (a) の場合より  $a_4$  を小

に中隔壁に当て、そこからの反射波について計測された1秒間(約1拍)のデータに対して上述の手法によってトラッキングを行い、壁の振動を推定する。また比較のため振幅の最大値を使ってトラッキングを行った結果を示す。

まずはじめに各フレームの反射波の振幅の最大値をトラッキングした場合について図-7に示す。図-7(a)は反射波を各入射パルスごとに切り出して並べたもので、30フレームごとに間引いて表示し、最大値に

よるトラッキング結果を重ねて示している。a-1, a-2, a-3はトラッキングされた心臓壁の反射面である。これらの反射面はまずa-1を図-7(a)に示した深さ33.7~45.7mmの範囲で、各フレームの最大値によって決定し、続いてa-1を境界線として、a-1より浅い範囲と、a-1より深い範囲でのそれぞれの最大値から、a-2とa-3を決定した。図-7(b)は図-7(a)のそれぞれのトラッキングの結果をもとに式(1)によって推定した振動速度波形を示し、a-1とb-1, a-2とb-2, a-

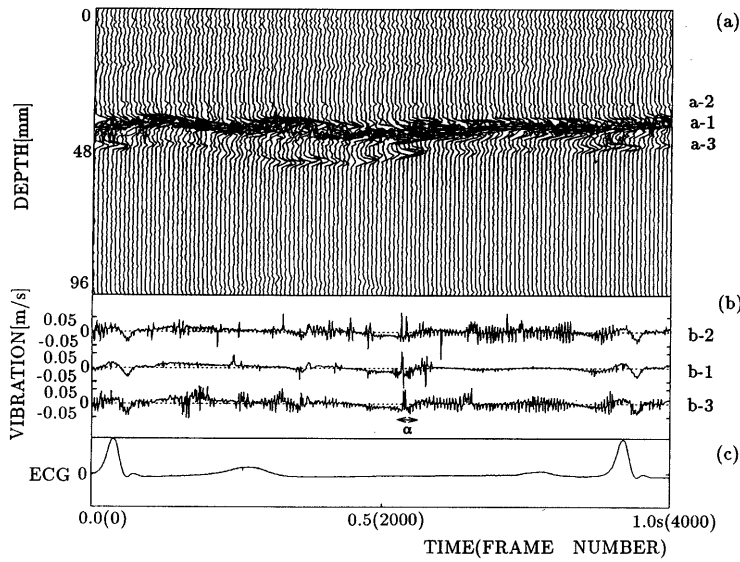


図-7 振幅の最大値を検出してトラッキングした結果  
 (a) データとトラッキング結果  
 (b) 推定された振動速度  
 (c) 心電図 (ECG)

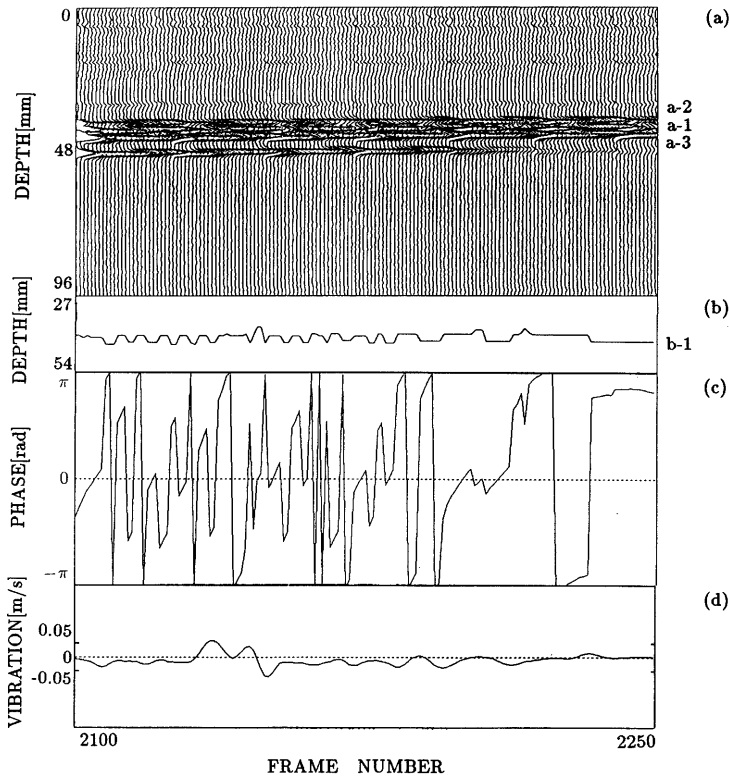


図-8 図-7の区間  $\alpha$  を拡大した表示 (250  $\mu$ s/FRAME)  
 (a) データとトラッキング結果  
 (b) トラッキング結果  
 (c) 信号の位相  
 (d) 推定された振動速度



3とb-3がおおの対応している。図-7(c)は心電図(ECG)を表す。ここで求められた3本の振動速度波形のうち、b-1が最も雑音が少ないようであるが、0.5s付近(図中の区間 $\alpha$ )で波形が大きく乱れており、対応するa-1においても、トラッキング不連続となっている。

このa-1の区間 $\alpha$ に関する結果を図-8に間引きを行わずにより詳細に示す。この図-8(a)はこの区間 $\alpha$ のMモードであり図-8(b)は、図-7(a)で重ねて表示されたMモード上のトラッキングの結果を改めて表示したものである。これを見ると振幅の最大値を選択しているため、隣り合ったピークの間をジグザグに遷移していることが分かる。そのため各点の信号の位相は図-8(c)に示すように不連続となり、これが推定された振動速度において雑音を生じさせていた原因であることが分かる。

同じ区間 $\alpha$ に関してDPを用いてトラッキングした結果を図-9に示す。パラメータ $a_1, a_2, a_3, a_4$ の値はそ

れぞれ $a_1=0.1, a_2=200, a_3=100, a_4=1.0$ である。図-9(b)を見ると、スムーズにトラッキングが行われており、図-9(c)の位相についても連続的に変化している。そのため図-9(d)の推定速度波形にも雑音成分は少ない。このように最大振幅の選択では心臓壁のトラッキングが難しい場面でも、DPを用いれば良好な結果が得られることが分かる。

最後に図-7に示したデータ全体に対してDPを用いてトラッキングを行い、振動速度を求めた結果を図-10に示す。図-7と同様に30フレームごとに間引いて表示している。トラッキングは三つ目の反射波まで行った。a-1, a-2, a-3がおおのb-1, b-2, b-3とc-1, c-2, c-3とに対応している。式(2)のパラメータ $a_1, a_2, a_3, a_4$ については、トラッキング結果を視察により確認しながら値を少しずつ変えていき、トラッキング結果が一拍全体で心臓壁からの反射と最も良く一致した値 $a_1=0.1, a_2=200, a_3=100, a_4=1.0$ に設定した。図-7と比べてc-1の中央部の雑音成分が減少して改善さ

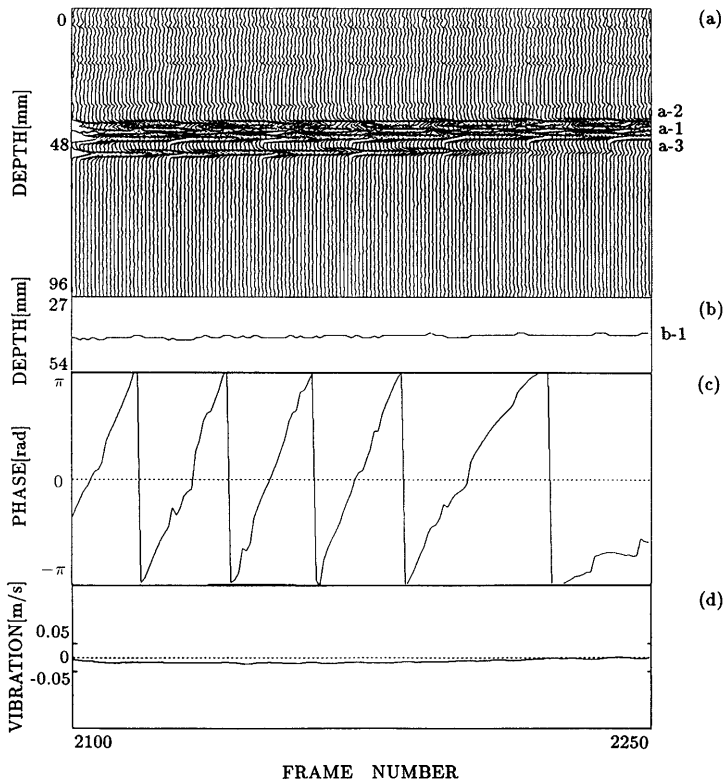


図-9 図-10の区間 $\alpha$ を拡大した表示 (250  $\mu$ s/FRAME)  
 (a) データとトラッキング結果  
 (b) トラッキング結果  
 (c) 信号の位相  
 (d) 推定された振動速度

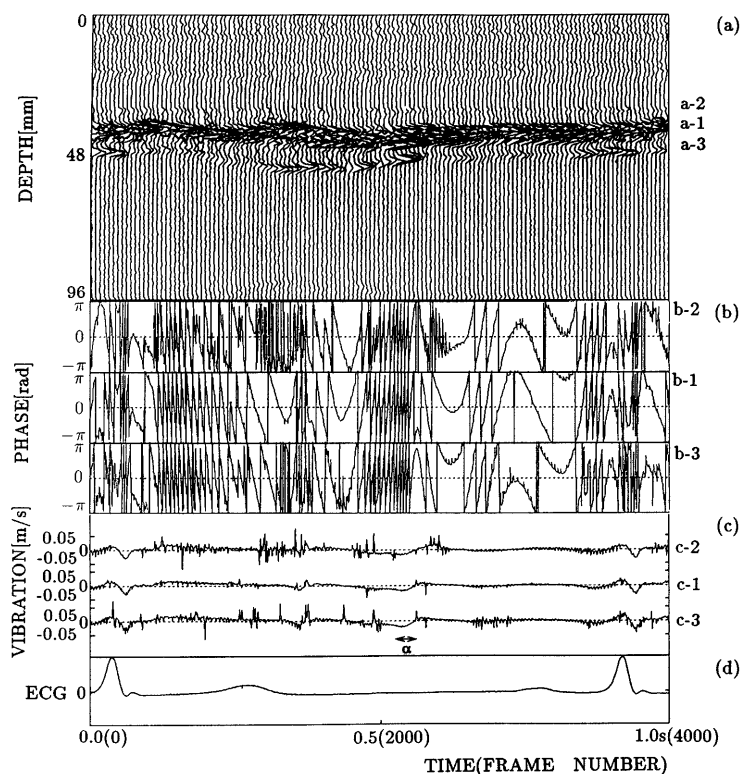


図-10 DP によってトラッキングした結果  
 (a) データとトラッキング結果  
 (b) 信号の位相  
 (c) 推定された振動速度  
 (d) 心電図(ECG)

れており、2本目以降(c-2, c-3)の経路も良好にトラッキングされている。ただし、c-2の前半部分に雑音の多い箇所が存在する。これはa-1より浅い範囲ではa-2は最適ではあるが、a-1, a-2, a-3全体では最適性が評価されていないためである。これに関しては複数の反射面を同時に評価しながら全体で最適になるように経路を選択するといった手法の改良が今後必要であろう。

## 5. ま と め

心臓壁の微小振動を計測するために、本論文では拍動に伴って変位する心臓壁面をDPを用いて高精度にトラッキングする方法について提案した。テストパターンによるシミュレーション実験でまずトラッキングが可能であることを示し、続いてパラメータ $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$ ,  $a_4$ の変化に対するトラッキング結果の変化の様子を示した。次の心臓中隔壁に対するデータに本手法を

適用し、トラッキングを行うことによって振動速度を求めた。最大値検出の場合ではトラッキングが不良であるため、振動の推定結果に雑音が生じていたが、本手法によって同じ区間の振動波形の推定結果を改善させることができた。

今後、推定された振動の分析・診断への応用などを進めていく予定である。また、本論文での壁と超音波ビームの直交性が保たれているという前提で、心臓中隔壁に対して計測を行ったが、それ以外の部位への適用のため直交性の問題を解決していく予定である。更にパラメータ $a_1, a_2, a_3, a_4$ の決定について、本論文のシミュレーション実験の結果に基づいて自動化を進める予定である。

## 謝 辞

日ごろよりご討論いただき、またデータ収集の際にもご協力いただき、本学医学部第一内科助教授 小岩喜郎先生、本学大学院情報科学研究科助教授 牧野正三先

生に感謝します。本研究の一部は、文部省試験研究、奨励研究の援助による。また、財団法人東電記念科学研究所、健康科学振興財団、鈴木謙三記念医科学応用研究財団に感謝します。

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. **40**, 1198-1205 (1992).
- 2) 金井 浩, 穴戸資彦, 中鉢憲賢, 小岩喜郎, 高木壮彦, 菊地淳一, 本田英行, 星 信夫, 滝島 任, "胸壁上心音と食道内心音の同時分析による心臓の音響的伝達系の推定," 医用電子と生体工学 **29**(2), 19-26 (1990).
- 3) 中鉢憲賢, 金井 浩, 三野宮利男, 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演論文集, 447-448 (1990).
- 4) 金井 浩, 広瀬功一, 佐藤宏明, 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 (1991).
- 5) 中山 淑, 佐藤 茂, "超音波による生体内変移の測定," 第 11 回日本 ME 学会大会予稿集, 15-16 (1972).
- 6) H. Kanai, K. Hirose, H. Sato and N. Chubachi, "A new method to measure local vibrations in a heart using ultrasound," Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 13, Part 1, 131-132 (1991).
- 7) 佐藤宏明, 広瀬功一, 金井 浩, 中鉢憲賢, "心臓疾患の診断を目的とした新しい超音波ドプラ診断システムの開発," 音講論集 2-8-15, 533-534 (1991).
- 8) 広瀬功一, 金井 浩, 中鉢憲賢, "相互相関を用いた大動脈のトラッキングとその微小振動速度の推定," 音響学会誌 **48**, 863-870 (1992).
- 9) 小田中敏男, ダイナミック・プログラミング(丸善, 東京, 1963), p. 24.
- 10) 佐藤大和, "ホルマント軌跡自動抽出の一方法と音声合成系への応用," 音声総合研究委員会資料 S 73-05 (1973).

- 11) H. Kanai, H. Satoh, K. Horose and N. Chubachi, "A new method for measuring small local vibration in the heart using ultrasound," IEEE Trans. Biomed. Eng. **40**(12) (1993).



佐藤 宏明

平成 2 年宇都宮大学工学部電子工学科卒業, 同年東北大学大学院入学。平成 4 年同大学院博士課程前期終了。現在同大学院博士課程後期に在学中。音響振動・超音波生体計測に関するデジタル信号処理などの研究に従事。日本音響学会, 日本超音波医学会の各会員。



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 月学科学助教授, 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・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, 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。