

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*

金井 浩**・宍戸 資彦**・中鉢 憲賢**・小岩 喜郎***・高木 杜彦***
菊地 淳一***・本田 英行***・星 信夫***・滝島 任***

1. ま え が き

従来より胸壁上心音のスペクトル解析に基づいて、各種心疾患の診断や心筋物性の把握が試みられてきた¹⁻⁴⁾。しかしながら、これまで振動源となる心臓と胸壁上センサの間に介在する胸郭の音響的伝達特性に関する定量的把握がなされていなかったことから、これらの臨床的検討に関する報告には精度の点で問題が残されていると思われる。

近年、振動論的発想に基づいた幾つかの試みがなされている。すなわち、心臓を回転楕円体モデルで近似し、その長径・短径、殻の厚さ、そして心臓の音響的伝達関数(固有振動数)から左室心筋弾性率、左室圧を非観血的に算出する試み^{5,6)}、一定エネルギーの機械的振動を胸壁上から入力して左室機能、ことに潜在性心不全を定量的に把握する試み⁷⁾、さらに胸壁上から心周期上拡張期に限定して振動を入力することによる心不全治療の試み⁸⁾などが提唱されてきた。しかしながら、これらのアプローチについても、やはり胸郭の伝達関数を正確に把握することが重要である。

そこで本論文では、胸壁から加振を行い、心臓を介して食道内で抽出した振動を分析することによって、心周期中の心音のない区間も含めて、全心周期にわたって心臓の音響的伝達特性を求めるための方法を提案する。胸壁から加振する場合に得られた心臓の特性は、このままでは胸郭の伝達特性も含むために、まず、これを分離・除去する必要がある。そのため、加振をしない場合においても、胸壁上と食道内で同時に心音を抽出し、それらの信号も併せて用いることで、胸郭の伝達特性と心臓の伝達特性を分離することを試みた。また、呼吸状態は、胸郭の伝達特性に大きな影響を与える。そこで、信号の分析の際には、呼吸特性から呼吸を止めた状態の区間を選択して、そこで得られた信号に対してのみ分析を行った。最後に実際の心音を分

析して得られた実験結果から本解析法の有効性を示す。

2. 心音の測定系

第1図に心音の抽出方法の概略を示す。まず胸壁上から加振する場合には、加振波形 $x(t)$ を加振器上の振動ピックアップで抽出するとともに、その振動が胸郭と心臓を介して食道へ伝わった応答波形 $y_1(t)$ を、口より挿入した食道内振動ピックアップで抽出する。加振は周波数 f_0 の正弦波を用いて行い、その加振周波数 f_0 を掃引して逐次信号を抽出する。また無加振時には、心臓の動きに伴って発生した振動を、胸壁上と食道内で同時に抽出し、おのおの $x(t)$, $y_2(t)$ とする。いずれの心音測定においても、同一特性の微小加速度ピックアップ(新日本測器社, EMIC M540, 直径4 mm, 長さ1 cm)を用いている。

胸壁上での加振点と心音計測部位は、第3肋間胸骨左縁の同一の一点に設定した。また、食道内での心音計測部位は、次のように設定した。胸部CT像や教科書によれば、臥位では、食道は左室後壁基部と接するように走っている。食道内でのこの接点の口からの深さは、個人ごとあるいは疾患による左室の拡大・肥大の程度で異なっているので、実際の測定では、防水加工した上記加速度ピックアップを嚥下した後、食道壁に沿って動かし、I音が最も明瞭になる位置で心音測定を行った。同時に、胸部レントゲン写真によって、この位置が左室後壁に対応した位置であることを確認した。食道内でのこの位置は、通常門歯から35~40 cmの深さにある。

加振時、無加振時のいずれの場合にも、上記の2種類ずつの波形に加えて、心電図波形 $e(t)$ と、呼吸特性曲線 $b(t)$ を含めた合計4 channelの信号を、同時にA/D変換し計算機で処理する。

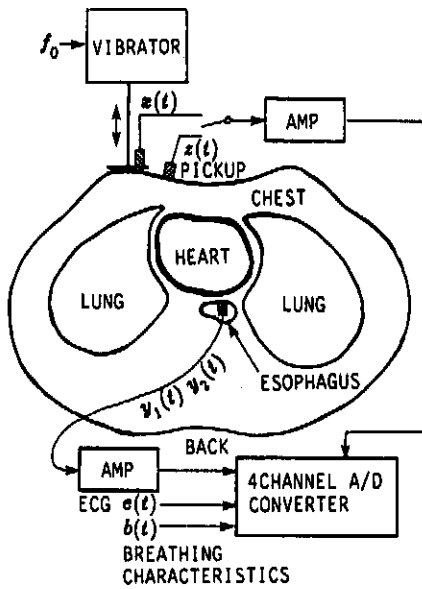
3. 心臓の音響的伝達特性の推定原理

第2図(a)(b)は、おのおの加振時、無加振時に胸壁上と食道内で抽出された心音波形を示す。第2図

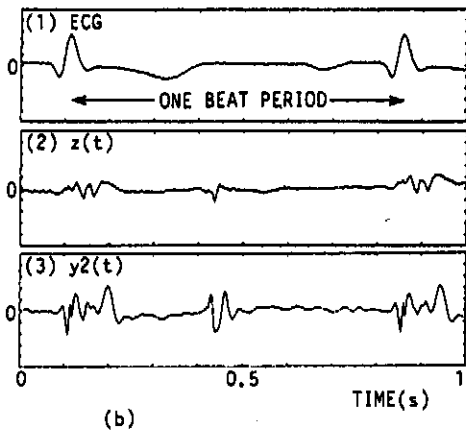
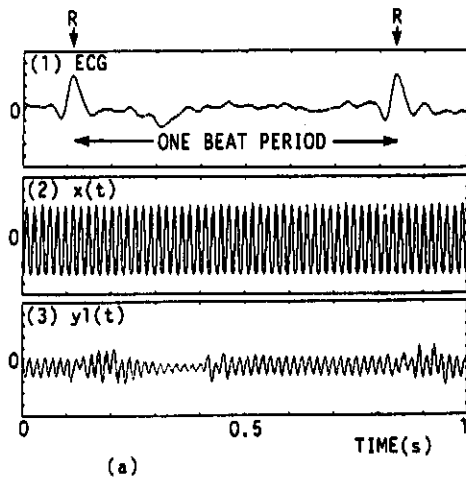
* 1990年10月24日受付, 1991年5月15日改訂

** 東北大学工学部電気工学科

*** 東北大学医学部附属病院第一内科



第1図 本論文で用いた計測システムのブロック図
Fig. 1 The block diagram of a measurement system used in this paper

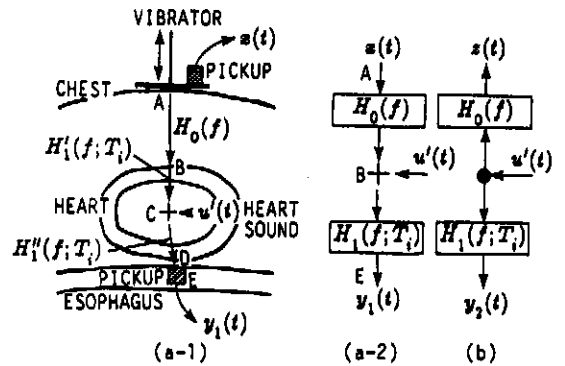


第2図 第1図の計測システムで得られた各信号の一拍分のデータ
Fig. 2 Typical signals for one beat period detected in the measurement system in Fig. 1
(a) excitation case, and (b) non-excitation case.

(b)の無加振時の心音波形からわかるように、心周期中の心音発生時以外の区間では振動の振幅が非常に小さい。したがって、無加振時の胸壁上と食道内の心音の分析では、一拍をさらに細かく分けた区間 T_i ごとの心臓の伝達特性 $H_i(f; T_i)$ を心周期全体にわたって推定することはむずかしいことがわかる。一方、第2図(a)の加振時の場合には、第2図(a-2)の加振波形 ($f_0=60$ Hzの正弦波) $x(t)$ に対して、第2図(a-3)の食道内の振動ピックアップ出力 $y_1(t)$ は心周期全体で得られていることがわかる。しかし、加振時、無加振時いずれの場合にも、これらの信号には、胸郭と心臓の両伝達特性が含まれるから、これらの伝達特性を分離する必要がある。

本論文では、これらの問題点を解決するために、第1図に示したように、胸壁から $x(t)$ で加振を行い、胸郭・心臓を介して食道内で抽出した振動 $y_1(t)$ をもとに、心周期中の区間 T_i ごとの心臓の伝達特性 $H_i(f; T_i)$ を求める。これによって心音の振幅の小さい区間での伝達特性を得ることができる。しかし、胸壁から加振する場合には胸郭の伝達特性 $H_0(f)$ も含まれる。したがって、この胸郭の特性を除去するために、上記の加振時の信号に加えて、無加振の場合の胸壁上心音 $z(t)$ と食道内心音 $y_2(t)$ も用いて、胸郭の伝達特性 $H_0(f)$ と心臓の伝達特性 $H_i(f; T_i)$ を分離して求める。本節ではこの解析法の原理を述べる。

第1図の加振時の測定系をモデル化して第3図(a-1)に示す。呼吸状態が同じであれば、胸郭の伝達特性は心周期によらず一定であると考えられる。そこで、加振信号 $x(t)$ (そのスペクトルを $X(f)$ とする) に対する胸壁上の加振点 A から心臓 (点 B) までの肺郭の伝達特性を $H_0(f)$ とおく。また、心音信号 $u'(t)$ (その



第3図 検出した信号間の関係を記述するための音響的伝達系モデル
Fig. 3 The acoustic transfer models for describing the relation between the detected signals
(a) excitation case, and (b) non-excitation case.

スペクトルを $U'(f; T_i)$ とする) の発生源を近似的に心臓内部 (点 C) で表し、点 B から点 C への心臓壁の伝達特性を $H_1'(f; T_i)$ 、点 C から点 B とは反対側の心臓壁外側 (点 D) までの伝達特性を $H_1''(f; T_i)$ とおく。さらにこの点 D から食道内センサ (点 E) までの伝達特性を $H_2(f; T_i)$ とおく。これらの信号伝達特性は、一拍中の心臓の変化によって変化するため、心周期中の i 番目の区間 T_i にも依存した関数となる。こうして食道内で抽出された心音 $y_1(t)$ のスペクトル $Y_1(f; T_i)$ は、次式で表すことができる。

$$Y_1(f; T_i) = H_2(f; T_i) H_1''(f; T_i) \times \{H_1'(f; T_i) H_0(f) X(f) + U'(f; T_i)\} \quad (1)$$

ここで、伝達系がすべて線形であると仮定し、新たに次式で定義される $H_1(f; T_i)$ と $U(f; T_i)$ を導入する。

$$H_1(f; T_i) = H_1''(f; T_i) H_1'(f; T_i) \quad (2)$$

$$H_1'(f; T_i) U(f; T_i) = U'(f; T_i) \quad (3)$$

(2) 式と (3) 式を (1) 式に代入して、 $H_1'(f; T_i)$ 、 $H_1''(f; T_i)$ 、 $U'(f; T_i)$ を消去すれば、

$$Y(f; T_i) = H_2(f; T_i) H_1(f; T_i) \{H_0(f) X(f) + U(f; T_i)\}$$

ここで、 $H_2(f; T_i)$ に関しては 100 Hz 以下の周波数帯域でほぼ振幅特性 $|H_2(f; T_i)|$ が平坦であるという実験結果があり⁹⁾、また、D-E 間の距離は、低周波数帯域での位相遅れが無視できる程度に小さいと仮定する。したがって、心周期内のすべての区間 T_i に対して、 $H_2(f; T_i) \approx 1$ と近似し、加振時の食道内心音のスペクトルを次式で表す。

$$Y_1(f; T_i) \approx H_1(f; T_i) \{H_0(f) X(f) + U(f; T_i)\} \quad (4)$$

この式の表すブロック図を第 3 図(a-2)に示す。(3) 式で導入した $U(f; T_i)$ の時系列信号 $u(t)$ は、第 3 図(a-1)の点 C で発生すると近似した心音 $u'(t)$ に、 $H_1'(f; T_i)$ の逆特性を掛けて第 3 図(a-1)の点 B で発生すると仮想的に考えた心音信号を表す。また、 $H_1(f; T_i)$ は、第 3 図(a-1)において、 $H_1'(f; T_i)$ 、 $H_1''(f; T_i)$ に対応する点 B から点 D への経路の二つの伝達関数の積を表している。

同様に無加振の場合の胸壁上の心音 $z(t)$ (そのスペクトルを $Z(f; T_i)$ とする) と、食道内心音 $y_2(t)$ (そのスペクトルを $Y_2(f; T_i)$ とする) を次式で表す。

$$Z(f; T_i) = H_0(f) U(f; T_i) \quad (5a)$$

$$Y_2(f; T_i) = H_1(f; T_i) U(f; T_i) \quad (5b)$$

この式の表すブロック図を第 3 図(b)に示す。(4) 式、(5) 式のなかで、胸郭の伝達特性 $H_0(f)$ は同じ呼吸状

態であれば一定であると仮定できるが、 $H_1(f; T_i)$ は心周期中の各相で刻々と変化する。

本論文の目的は以下で述べるように、観測信号である $x(t)$ 、 $y_1(t)$ 、 $z(t)$ 、 $y_2(t)$ のおのおのについて、多くの拍にわたるデータから、胸郭の伝達特性 $H_0(f)$ と心周期中の区間 T_i ごとの心臓の伝達特性 $H_1(f; T_i)$ を分離推定することにある。

(4) 式の両辺に $X(f)$ の複素共役 $X^*(f)$ を掛けて、 $X(f)$ と $Y_1(f; T_i)$ 間のクロススペクトル $G_{xy1}(f; T_i)$ を求める。さらに、心周期中の同じ区間 T_i に関して、別の拍のデータより生成した $G_{xy1}(f; T_i)$ を加算平均することによって得られたクロススペクトル平均値を、 $E[G_{xy1}(f; T_i)]$ で表す。 $P_x(f)$ で $X(f)$ のパワースペクトル $|X(f)|^2$ を表し、 $G_{ux}(f; T_i)$ で $U(f; T_i)$ と $X(f)$ のクロススペクトルを表せば、区間 T_i に関する $x(t)$ と $y_1(t)$ 間のクロススペクトル平均値 $E[G_{xy1}(f; T_i)]$ は、次式で表される。

$$E[G_{xy1}(f; T_i)] = H_1(f; T_i) H_0(f) E[P_x(f)] + H_1(f; T_i) E[G_{ux}(f; T_i)] \quad (6)$$

ここで、各拍から区間 T_i を切り出すタイミング位置において、加振信号 $x(t)$ に対する $u(t)$ の位相差はランダムに変化する。したがって、十分な加算回数をとれば、上式右辺第 2 項 $u(t)$ と $x(t)$ のクロススペクトルの加算平均値 $E[G_{ux}(f; T_i)]$ は、第 1 項に比較して無視できる。以上から、加振時の胸壁上心音から食道内心音への伝達関数 $H_{xy1}(f; T_i)$ の推定値 $\hat{H}_{xy1}(f; T_i)$ は、近似的に次のように表される。

$$\hat{H}_{xy1}(f; T_i) = \frac{E[G_{xy1}(f; T_i)]}{E[P_x(f)]} \approx H_1(f; T_i) H_0(f) \quad (7)$$

一方、無加振時の信号のモデルである (5a) 式と (5b) 式の両辺に $Z^*(f; T_i)$ を掛けて得られる $z(t)$ のパワースペクトルと、 $z(t)$ と $y_2(t)$ 間のクロススペクトルを、おのおの $P_z(f; T_i)$ 、 $G_{zy2}(f; T_i)$ で表す。これらによって、心周期中の同じ区間 T_i に関して、別の拍内のデータより生成したこれらのスペクトルの加算平均は、次のように表される。

$$E[P_z(f; T_i)] = H_0(f) E[G_{ux}(f; T_i)]$$

$$E[G_{zy2}(f; T_i)] = H_1(f; T_i) E[G_{ux}(f; T_i)]$$

この 2 式から、 $E[G_{ux}(f; T_i)]$ を消去することによって、 $z(t)$ から $y_2(t)$ への伝達関数 $H_{zy2}(f; T_i)$ の推定値 $\hat{H}_{zy2}(f; T_i)$ は、次のように近似的に表される。

$$\hat{H}_{zy2}(f; T_i) = \frac{E[G_{zy2}(f; T_i)]}{E[P_z(f; T_i)]} \approx H_1(f; T_i) H_0(f)^{-1} \quad (8)$$

ただし、 $H_0(f)^{-1}$ は $H_0(f)$ の逆特性を表す。

$$H_0(f)^{-1}H_0(f)=1$$

ここで、(8)式のもとになっている第3図(b)は無加振の場合であるから、心周期全体に対して成立するのではなく、心音 $u(t)$ の振幅の大きい区間に対してのみ成立する。したがって、(8)式の推定においては、次式で表される $x(t)$ と $y_2(t)$ 間のコヒーレンス関数 $\gamma_{xy_2}^2(f; T_i)$ の評価が重要となる。

$$\gamma_{xy_2}^2(f; T_i) = \frac{|E[G_{xy_2}(f; T_i)]|^2}{E[P_x(f; T_i)]E[P_{y_2}(f; T_i)]} \quad (9)$$

ただし、 $P_{y_2}(f; T_i)$ は、無加振時の食道内心音 $y_2(t)$ のパワースペクトルを示す。この $\gamma_{xy_2}^2(f; T_i)$ と、 $x(t)$ と $y_1(t)$ 間のコヒーレンス関数 $\gamma_{xy_1}^2(f; T_i)$ がともに、全周波数帯域で1に近いをもつ区間があれば、そ

の区間 T_0 に対してのみ、(8)式と(7)式から次式に従って、胸部の伝達特性 $H_0(f)$ を推定できる。

$$\hat{H}_0(f) = \sqrt{\frac{\hat{H}_{xy_1}(f; T_0)}{\hat{H}_{xy_2}(f; T_0)}} \quad (10)$$

(8)式の $H_{xy_2}(f; T_i)$ の評価は無加振時であるため、心周期全体にわたって行うことができないが、同じ呼吸状態であれば、この $H_0(f)$ は、コヒーレンス関数 $\gamma_{xy_2}^2(f; T_i)$ と $\gamma_{xy_1}^2(f; T_i)$ から選択された区間 T_0 以外の区間においても変化しないと仮定できる。したがって、推定された胸部の伝達特性 $\hat{H}_0(f)$ を(7)式に代入すれば、心周期の区間 T_i ごとの心臓の伝達関数 $H_i(f; T_i)$ は次式から推定できる。

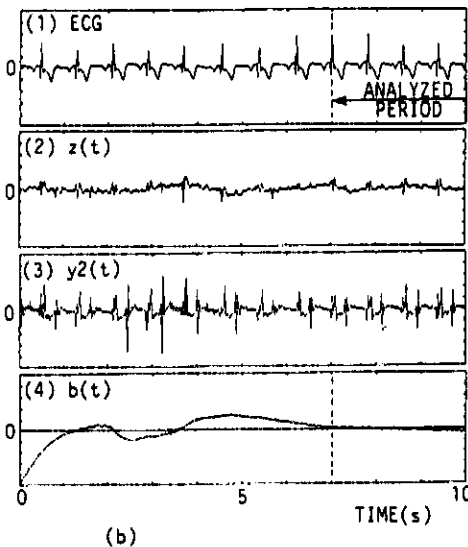
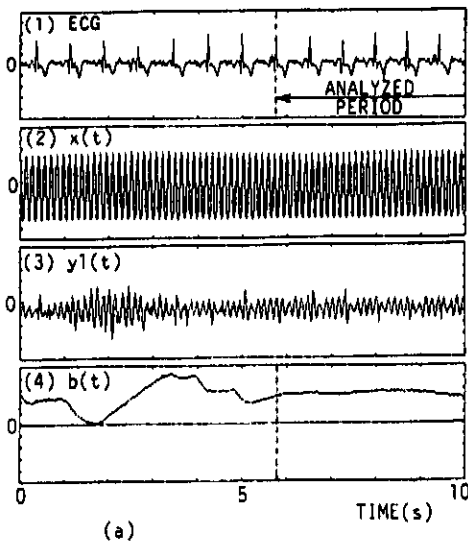
$$\hat{H}_i(f; T_i) = \hat{H}_0(f)^{-1} \hat{H}_{xy_1}(f; T_i) \quad (11)$$

第4図(4)の呼吸特性曲線 $b(t)$ は、第2図の場合よりも横軸の時間軸の縮尺を粗くして表示している。呼吸特性曲線 $b(t)$ は鼻腔出口付近の温度の時間変化を示したものであって、呼吸状態と対応する。グラフ上で振幅が正の傾きをもつ区間は呼気状態、負の傾きをもつ区間は吸気状態、傾きがほとんど零の区間は、呼吸を止めている状態を示す。したがって、体位を固定させるという条件を設定し、得られた呼吸特性曲線 $b(t)$ の傾きがほとんど零の拍区間を選択し(第4図(1)参照)、これらの拍のデータを分析対象として(7)~(9)式に加算平均の評価を行えば、肺の伝達特性 $H_0(f)$ は区間 T_i によらず一定であると仮定しているから、(11)式より区間 T_i ごとの心臓の伝達特性 $H_i(f; T_i)$ を推定することができる。

4. 実 験

正常者(成人男性)の加振時の加振波形 $x(t)$ 、食道内心音 $y_1(t)$ 、無加振時の胸壁上の心音 $z(t)$ 、食道内心音 $y_2(t)$ 、心電図波形 $e(t)$ 、呼吸特性曲線 $b(t)$ を第1図の測定系でA/D変換した。分析対象とした信号は、周波数 f_0 の正弦波による加振時および無加振時の波形のおおのに関して約1分間のデータ長である(標準化周波数 500 Hz で約 30,000 点)。これらの波形の一部を第2図と第4図に示す。

A/D変換された心電図波形 $e(t)$ の各拍中のR波位置を検出し、その時点を各拍を分析する上での時間原点とする(第2図(a)参照)。 $\{x(t), y_1(t)\}$ 、 $\{z(t), y_2(t)\}$ の波形に関して、各拍の中で、時間原点から次の拍までの1拍分約0.8秒間の中で、長さ100msのハミング窓により一つの区間を切り出す。さらに窓の位置を12msずつ移動させて計65個の区間に分けた。したがって、 i 番目の区間 T_i ($i=1, 2, \dots, 65$) の波形の長さは、2ms標準化周期で50点となる。さらにその各波形



第4図 第1図の計測システムで検出された呼吸特性信号 $b(t)$

Fig. 4 Typical signal $b(t)$ detected in the measurement system in Fig. 1 expresses the breathing characteristics (a) excitation case, and (b) non-excitation case.

に50点の零点を付け加えて計100点の信号とした上で、離散的フーリエ変換を行った。これは、その結果得られる離散的周波数と、下記の5 Hz 間隔で掃引する加振周波数を一致させるためである。周波数 f_0 の正弦波で加振したときの分析結果から、(7)(8)(9)式における f_0 成分に関する推定を行った。その際、加振周波数 f_0 を10 Hz から105 Hz まで5 Hz おきに掃引した結果をまとめて、全体の伝達関数とした。

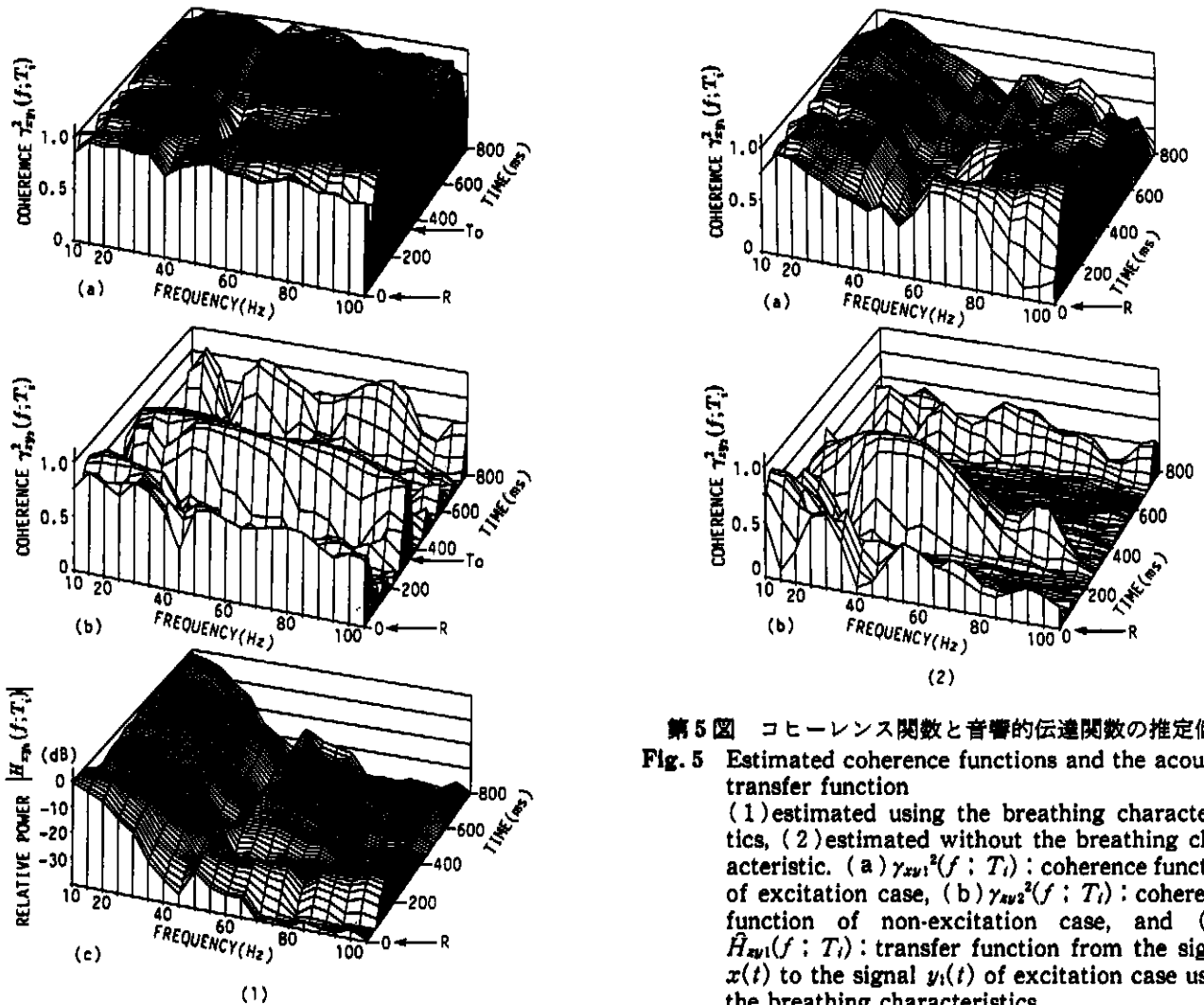
また、心電図波形 $e(t)$ によって決めた各拍のデータの中で、呼吸を止めている状態の拍、すなわち呼吸特性曲線 $b(t)$ においてその傾きから選択される区間における信号のみを用いて、(7)(8)(9)式の中に加算平均の評価を行った。なお、無加振時、および加振時の掃引周波数 f_0 ごとに、呼吸を止めている区間を検出して加算回数を決定したところ、最少12回、最多31回の範囲で設定された。

5. 実験結果とその考察

第5図(a)(b)はそれぞれ $x(t)$ と $y_1(t)$ 間、 $x(t)$ と

$y_2(t)$ 間のコヒーレンス関数 $\gamma_{xv1}^2(f; T_i)$, $\gamma_{xv2}^2(f; T_i)$ を、区間 T_i ごとに求めて表示したものである。ここで、第5図(1)は、上述の方法で呼吸特性を考慮して加算平均を行った場合の結果である。また、第5図(2)は、呼吸特性をまったく考慮しない場合で、A/D変換した約1分間のデータに含まれるすべての拍に対して加算平均を行って得られた値を示している。加振時の場合、第5図(2-a)では、とくに高周波帯域でコヒーレンス関数 $\gamma_{xv1}^2(f; T_i)$ が低下している。それに対して呼吸特性を考慮することによって、第5図(1-a)のようにコヒーレンス関数が心周期全区間、周波数帯域全体で高い値をもつことがわかる。これらの結果は、呼吸特性を考慮することの重要性を示している。第5図(1)の呼吸特性を考慮する場合に関して、加振時に得られた $x(t)$ と $y_1(t)$ 間の区間 T_i ごとの伝達特性 $H_{xv1}(f; T_i)$ の推定値を第5図(1-c)に示す。これらの伝達特性には、胸郭の特性も含まれている。

ここで、(6)式、(7)式に基づいて伝達関数 $H_{xv1}(f; T_i)$ を推定する場合の推定誤差について考え



第5図 コヒーレンス関数と音響的伝達関数の推定値
 Fig. 5 Estimated coherence functions and the acoustic transfer function
 (1) estimated using the breathing characteristics, (2) estimated without the breathing characteristic. (a) $\gamma_{xv1}^2(f; T_i)$: coherence function of excitation case, (b) $\gamma_{xv2}^2(f; T_i)$: coherence function of non-excitation case, and (c) $H_{xv1}(f; T_i)$: transfer function from the signal $x(t)$ to the signal $y_1(t)$ of excitation case using the breathing characteristics.

てみる。雑音項 $N(f; T_i)$ に相当する(6)式の右辺第2項の中の成分 $N(f; T_i) \equiv H_1(f; T_i)U(f; T_i)$ がない場合に得られる伝達関数を $H_{xy1}(f; T_i)$ 、この項がある場合の推定値を $\hat{H}_{xy1}(f; T_i)$ でおおの表すと、

$$\begin{aligned} H_{xy1}(f; T_i) &\equiv H_1(f; T_i)H_0(f) \\ &= \frac{E[G_{xy1}(f; T_i)] - H_1(f; T_i)E[G_{ux}(f; T_i)]}{E[P_x(f)]} \\ &= \hat{H}_{xy1}(f; T_i) - \frac{E[N(f; T_i)X^*(f)]}{E[P_x(f)]} \end{aligned}$$

したがって、

$$\hat{H}_{xy1}(f; T_i) = H_{xy1}(f; T_i) + \frac{E[N(f; T_i)X^*(f)]}{E[P_x(f)]} \quad (12)$$

このように雑音項がある場合には、求めたい伝達関数 $H_{xy1}(f; T_i)$ に、(12)式右辺第2項が加わる。この項の分母分子に $|H_{xy1}(f; T_i)|^2$ を掛けて整理すると、

$$\frac{\hat{H}_{xy1}(f; T_i)}{H_{xy1}(f; T_i)} = 1 + \frac{E[N(f; T_i)\{H_{xy1}(f; T_i)X(f)\}^*]}{E[|H_{xy1}(f; T_i)X(f)|^2]} \quad (13)$$

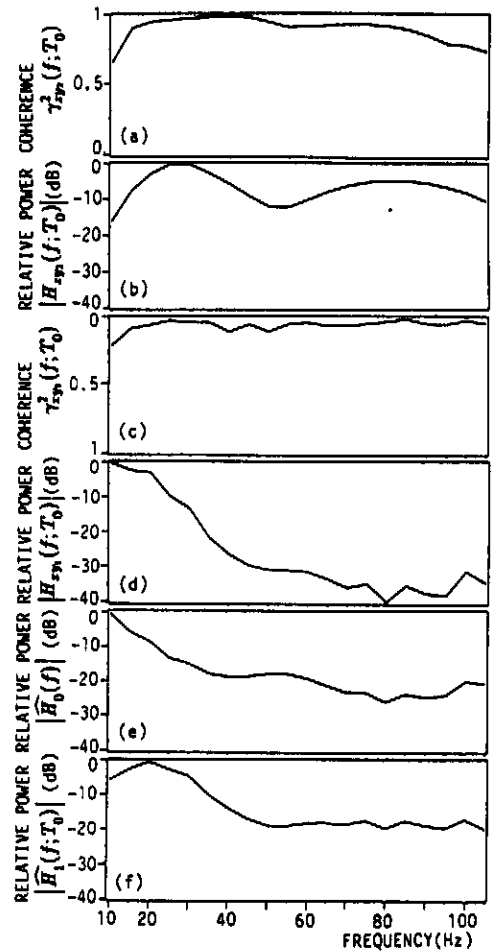
したがって、この式の右辺第2項が伝達関数推定時の推定誤差の、伝達関数に対する相対値を表している。その分子の中の $N(f; T_i)$ と $H_{xy1}(f; T_i)X(f)$ が、加算回数 n の平方根に比例して、第2項すなわち推定誤差は減少する。 $H_{xy1}(f; T_i)X(f; T_i)$ のパワーを σ_n^2 、 $N(f; T_i)$ のパワーを σ_n^2 とおけば、 n 回の加算回数において、(13)式は次のように記述できる。

$$\frac{\hat{H}_{xy1}(f; T_i)}{H_{xy1}(f; T_i)} = 1 + \frac{1}{\sqrt{n}} \sqrt{\frac{\sigma_n^2}{\sigma_n^2}} \quad (14)$$

すなわち推定誤差は、加算回数 n の平方根と SN 比に反比例する。この実験においては、SN 比は振幅比で約3倍以上であり、加算回数の最少値 $n=12$ 回においては、伝達関数の推定誤差は約10%含まれる。この誤差は、加算回数が増加にともなって減らすことができる。

一方、無加振時の場合、第5図(1-b)の $\gamma_{xy2}^2(f; T_i)$ は、心音の振幅の大きい区間 T_0 (II音付近)においては、周波数全体にわたってコヒーレンスが高いが、他の区間では、コヒーレンスがきわめて低い。したがって、無加振時の心音 $z(t)$ と $y_2(t)$ の分析だけでは、心音の発生しないこうした区間が含まれるため、心周期全体にわたる心臓の伝達特性の推定が難しい。また、無加振時で呼吸特性を考慮しない第5図(2-a)の結果では、最もコヒーレンスの高い区間においても、とくに高い周波数帯域でコヒーレンスが低下しており、(8)式の評価が難しいことがわかる。

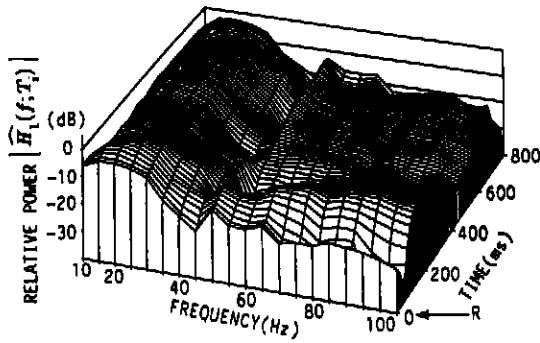
呼吸特性を考慮して得られた区間 T_0 の、加振時と無



第6図 区間 T_0 に対して推定されたコヒーレンス関数と音響的伝達関数

Fig. 6 Estimated coherence functions and estimated acoustic transfer functions for the period T_0 (a) the coherence function $\gamma_{xy2}^2(f; T_0)$ between $z(t)$ and $y_2(t)$, (b) the transfer function $\hat{H}_{xy2}(f; T_0)$ from $z(t)$ to $y_2(t)$, (c) the coherence function $\gamma_{xy1}^2(f; T_0)$ between $x(t)$ and $y_1(t)$, (d) the transfer function $\hat{H}_{xy1}(f; T_0)$ from $x(t)$ to $y_1(t)$, (e) the estimated transfer function $\hat{H}_0(f)$ of a chest, and (f) the estimated transfer function $\hat{H}_1(f; T_0)$ of a heart for the period T_0 .

加振時のコヒーレンス関数 $\gamma_{xy2}^2(f; T_0)$ と $\gamma_{xy1}^2(f; T_0)$ を、おおの第6図(a)と(c)に改めて示す。この大振幅の心音が発生する区間 T_0 においては、(8)式の無加振時の $z(t)$ と $y_2(t)$ 間の伝達特性 $H_{xy2}(f; T_0)$ の評価を行うことができる。第6図(b)は、その伝達特性 $H_{xy2}(f; T_0)$ を示す。また、同じ区間 T_0 に関して、(7)式の加振時の $x(t)$ と $y_1(t)$ 間の伝達特性 $H_{xy1}(f; T_0)$ の推定値を第6図(d)に示す。さらに、第6図(b)の $H_{xy2}(f; T_0)$ と第6図(d)の $H_{xy1}(f; T_0)$ を、(10)式と(11)式に代入することによって分離推定した胸郭と心臓の伝達特性 $H_0(f)$ および $H_1(f; T_0)$ を第6図(e)と(f)におおの示す。



第7図 各区間 T_i ごとに推定された心臓の音響的伝達特性 $\hat{H}_1(f; T_i)$

Fig. 7 The estimated acoustic transfer function $\hat{H}_1(f; T_i)$ of a heart for each period T_i .

ここで得られた胸郭の特性 $H_0(f)$ は、呼吸特性と体位が同じであれば、いずれの心周期区間 T_i にも対応できるから、この $H_0(f)$ を(11)式に代入し、第5図(1-c)の $H_{xy1}(f; T_i)$ を用いて、心周期区間 T_i ごとの心臓の伝達特性 $H_1(f; T_i)$ を得ることができる。その結果を第7図に示す。得られた伝達特性において、収縮期には、他の区間と比較して、80~100 Hzの成分が上昇していることがわかる。これらの結果は今後定量的に検証する必要があるが、本解析法においては、コヒーレンス関数 $\gamma_{xy1}^2(f; T_i)$ と $\gamma_{xy2}^2(f; T_i)$ の値が、ともに分析に用いた区間では高い値を示していることから、第3図の二つの線形伝達モデルに基づく解析の有効性が確かめられた。

6. あとがき

本論文では、心音のない区間に対しても心臓の伝達特性を推定するために、心音を胸壁上・食道内で抽出するだけでなく、胸壁上から加振を行って得られた心音信号から、胸郭の音響的伝達特性・心臓の音響的伝達特性を分離し、心臓の伝達特性を心周期区間ごとに推定するための手法を述べた。また、呼吸特性を考慮することの重要性も述べた。最後に、実際的心音を用いた実験からその原理の裏付けを行った。

今後、加振正弦波の周波数を掃引するかわりに、白色雑音で加振した場合のデータの解析と、加算回数を増加させるなどの推定精度の向上に関して検討する予

定である。また、得られた心臓の伝達特性を、非観血的な心内圧の測定・機械的振動による心不全の診断と治療へ適用する予定である。

本研究の一部は、中谷電子計測技術振興財団、財団法人服部報公会と文部省科学研究費(奨励研究A)の補助による。また、本研究においてご討論いただいた本学応用情報学研究センター城戸健一教授(現在 千葉工業大学)および計測にあたり装置(AF-550)などの便宜を図っていただいた株式会社小野測器小野隆彦社長、同社音響技術研究所鈴木英男部長、山口公典所長に深く感謝いたします。

文 献

- 1) W. F. Renner & G. W. Renner: The quality of resonance of the first heart sound after myocardial infarction: Clinical significance, *Circulation*, 59, 1144/1148 (1979)
- 2) R. J. Adolph, J. F. Stephens & K. Tanaka: The clinical value of frequency analysis of the first heart sound in myocardial infarction, *Circulation*, 41, 1003/1014 (1970)
- 3) W. B. Clarke, S. M. Austin, P. M. Shah, P. M. Griffen, J. T. Dove, J. McCullough & B. F. Schriener: Spectral energy of the first heart sound in acute myocardial ischemia, A correlation with electrocardiographic, hemodynamic and wall motion abnormalities, *Circulation*, 57, 593/598 (1978)
- 4) D. N. Ghista, B. N. Rao & S. H. Advani: *In vivo* elastic modulus of the left ventricle: Its determination by means of a ventricular vibrational model and its physiological significance and clinical utility, *Med. Biol. Eng.*, 13, 162/169 (1973)
- 5) H. Honda, Y. Koiwa, T. Ohyama, T. Takagi, J. Kikuchi, N. Hoshi & T. Takishima: Non-invasive estimation of myocardial elasticity by vibration analysis, *Circulation*, 78, Suppl II, II-538 (1988)
- 6) 本田英行, 小岩喜郎, 菊地淳一, 高木壮彦, 星 信夫, 滝島任, 金井 浩: 非観血的左室拡張末期圧の測定, 第54回日本循環器学会総会一般演題予稿, 161 (1990)
- 7) 菊地淳一, 小岩喜郎, 高木壮彦, 本田英行, 星 信夫, 滝島任, 大山 匡: 胸壁からの微小振動入力による心機能評価の試み, 第29回日本ME学会大会一般演題, 医用電子と生体工学, 28-特別号, 328(1990)
- 8) 滝島 任: 機械的振動による心不全の診断と治療, 第29回日本ME学会大会会頭講演, 医用電子と生体工学, 28-特別号, 8(1990); 滝島 任, 小岩喜郎: 機械的振動による心不全の診断と治療, 文光堂 (1991)
- 9) 滝島 任, 小岩喜郎, 大山 匡, 高木壮彦, 菊地淳一: 振動力学による心筋粘弾性の解析とその臨床応用, 日本医事新報, No. 3325, 21/27 (1988)

Estimation of Acoustic Transfer Function of the Heart by Analyzing the Heart Sounds Simultaneously Detected on the Chest Wall and in the Esophagus*

Hiroshi KANAI,** Yoshihiko SHISHIDO,** Noriyoshi CHUBACHI,** Yoshiro KOIWA,***
Takehiko TAKAGI,*** Jun-iti KIKUCHI,*** Hideyuki HONDA,***
Nobuo HOSI,*** Tamotu TAKISHIMA***

This paper proposes a new method to estimate a time varying acoustic transfer function of a heart by using the two acoustic transfer functions. One is a transfer function from the wall surface of a chest to the esophagus through a chest and a heart. The transfer function is estimated by calculating the cross spectra between the applied vibration signal and the heart sound detected in the esophagus, each of which is picked up while the vibration is applied to the wall surface of a chest. The other transfer function also indicates the transfer characteristics from the wall surface of a chest to the esophagus through a chest and a heart. However, this transfer function is estimated from the two heart sounds simultaneously detected on the chest wall and in the esophagus while the vibration is not applied. By using these signals and the transfer functions between them, we obtain a transfer function of a heart by removing the influence due to the transfer function of a chest. This time varying transfer function of a heart obtained by the proposed method is available in various fields such as non-invasive measurement of internal pressure of a heart and medical treatments of hypertrophic cardiomyopathy and myocardial infarction.

* Received on Oct. 24th 1990, Revised May 15th 1991

** Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Tohoku University

*** First Department of Internal Medicine, Tohoku University