

デジタル処理による

心音図パラメータの抽出

名古屋大学 工学部

船田 哲 男 鈴 村 宣 夫

春日 正 男 池 谷 和 夫

1. まえがき

心音図の自動診断に関しては、アナログ処理、デジタル処理あるいはハイブリッド形式による処理例が報告されている。しかしながらデジタル計算機の性能向上、デジタル処理理論の発展、それに心音図自動診断正確化の要求により、将来デジタル処理の有用性が期待される。心音のデジタル処理にあたっては、離散データ処理理論にかなった、心音固有の処理法が構成されることが望ましい。

自動診断といってもスクリーニングの程度から、専門医のレベル、あるいはそれ以上の機能にまで達する高度な診断を目標としたものまで、いろいろに解釈される。現在高度な自動診断においては、パラメータ抽出法は医師によるPCGパターン認識法をそのまま計算機で代行させ、かつ診断論理も医師が行う診断過程を計算機で行うことによって、専門医のレベルに近い自動診断の例がある。もともと生体信号には確率的要素が付随しており、心音図も例外ではない。より正確な診断をめざす時、そのような波形から、何を特徴パラメータとして抽出し、またそれらをどのように診断論理に組み入れていくかが重要なポイントとなる。とくに前者においては、客観的・定量的に抽出可能でかつ診断情報として有効なパラメータをみつけ出すことである。以下ではこのようなことを目的として、2つのパラメータ（短時間パワースペクトル、短時間平均周波数）を導入し、その診断情報としての有用性について考察した。

また処理をできるだけ簡単に行えるよう、ここでは中音心音図（ M_1 フィルタの出力）のみを用いて上記のパラメータ抽出を試みた。

2. 特徴パラメータ

ある程度の高度な診断を目的とした時は、ある特徴パラメータに着目し、それが1心拍過程で時間的にどのように変化していくかを追っていくことが有効であろう。そのような心音図表示法の1つにスペクトル心音図がある。これは横軸を時間、縦軸を周波数にとって、各時点での心音図のスペクトル強度をその面上の濃淡でもって表示する方法である。この方法は心音図の各周波数成分が時間的にどのように変化していくかを示しており、診断情報としては有用である。

しかし、2次元パターンであることや冗長性などにより、自動診断に用いる情報源としてはこのままでは採用できない。ここでは、このスペクトル心音図をもとにした診断パラメータとして、短時間パワースペク

トル： $S(\omega, t)$ と、短時間平均周波数： $AF(t)$ について述べる。

1) 短時間パワースペクトル： $S(\omega, t)$

スペクトル心音図の濃淡で表現されているスペクトル強度を第3番目の座標を用いて高さで表現すると心音図の3次元スペクトルパターン表示 $S(\omega, t)$ が得られる。これを特定の周波数 ($f_0 = \omega_0 / 2\pi$) に着目して時間 (t) の関数とみて $S(\omega_0, t)$ と表示する。これが ω_0 における短時間パワースペクトルである。

すなわち心音図のある特定周波数成分が1拍動過程中どのように変化していくかを表すパラメータである。変換器から得られる心音波形はいくつかの部位で、しかも異った時間で発生する過渡振動波形の重畳であり、これらの波形を分離した形で得るには上記のパラメータは有効であろう。 $S(\omega_0, t)$ を式で表すと $X(t)$ を中音心音図波形、 $W(t)$ を窓関数として、

$$S(\omega_0, t) = \left[\int_{-\infty}^t x(\tau) w(t-\tau) \cos \omega_0 \tau d\tau \right]^2 + \left[\int_{-\infty}^t x(\tau) w(t-\tau) \sin \omega_0 \tau d\tau \right]^2$$

となる。ここでは $W(t)$ として、

$$W(t) = 0 \quad (t < 0), \quad = t^2 e^{-\omega t} \quad (t \geq 0)$$

を用いる。いわゆる心雑音を除く心音 (I音, II音, OS音, Ej音など) に関しては、50~200Hzの間の範囲で数個の周波数について $S(\omega_0, t)$ を計算することにより診断情報を抽出する。

2) 平均周波数： $AF(t)$

スペクトル心音図を3次元表示した時、 $S(\omega, t)$ について今度は特定の時刻 (t_0) に着目し、それを ω の関数とみなすと、 $S(\omega, t_0)$ はその時刻の近くでの心音図パワースペクトルを表示する。これを一種の確率密度関数のようにみて、その平均値に相当する量を t_0 における短時間平均周波数 $AF(t_0)$ とする。

式で表わすと

$$AF(t_0) = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\int_0^{\infty} \omega^2 S(\omega, t_0) d\omega}{\int_0^{\infty} S(\omega, t_0) d\omega}}$$

となる。このパラメータによって心雑音の抽出を試みる。すなわち、心雑音は多くは高い周波数成分から成り、心雑音の存在する時刻 t_1 では $S(\omega, t_1)$ は ω が大きい方に重みがかかり $AF(t_1)$ は大きくなることが期待される。実際この量は $X(t)$ が定常ガウス雑音の場合には単位時間あたりの零交差数に対応する。心雑音の自動処理に際して零交差数が利用されているが、平均周波数を採用する利点としては外部雑音の影響 (たとえば、ゼロレベルのドリフトなど) を軽減できること、1拍動中の変化を追従でき心雑音の出現時刻を得ることができること、I, II音などの影響を軽減できることなどが挙げられる。

3. デジタル処理法

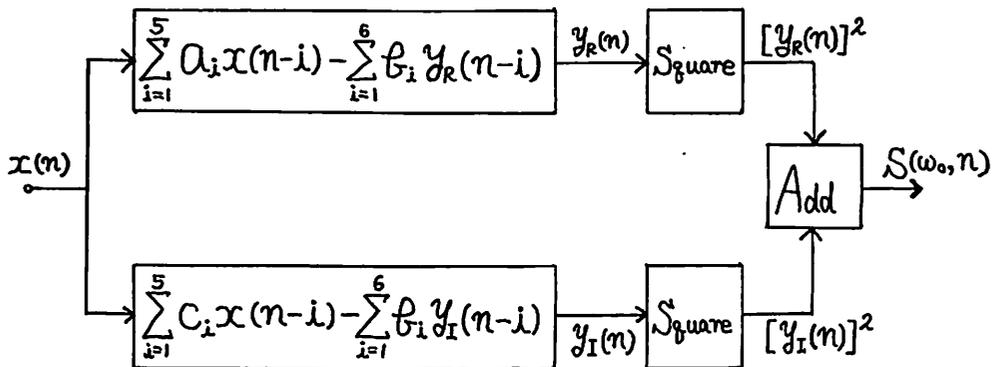
2節でアナログ量での2つのパラメータについて述べた。ここでは、 $X(t)$ をサンプリングタイム T_{sec} でA-D変換した後、これらのパラメータをデジタルで抽出する方法について述べる。

1) $S(\omega_0, t)$ の計算法

$S(\omega_0, t)$ はアナログ的には $X(t)$ を伝達関数

$$\frac{1}{\{(S-j\omega_0) + \omega_1\}^2}$$

なる帯域フィルタに通した出力の絶対値の2乗に相当している。これにデジタルのフィルタリング理論を適用し、離散的な時間に対して短時間スペクトル $S(\omega_0, n)$ が計算できる。計算のブロック図を次に示す。



ここで a_1, b_1, c_1 は ω_1, ω_0, T によって決まる定数でフィルタの特性を与える。

2) $AF(t)$ の計算法

$AF(t)$ は定義式により $S(\omega, t)$ を計算することが必要となるが、多くの ω についてそれを求めることは計算量が膨大となるためここでは次の簡便法を用いる。すなわち、 M_1 フィルタの出力 $X(t)$ と、その時間微分 $X'(t)$ を求め、時間 t_0 の近傍での両者のパワー比の平方根でもって $AF(t_0)$ を近似する。式で書くと、

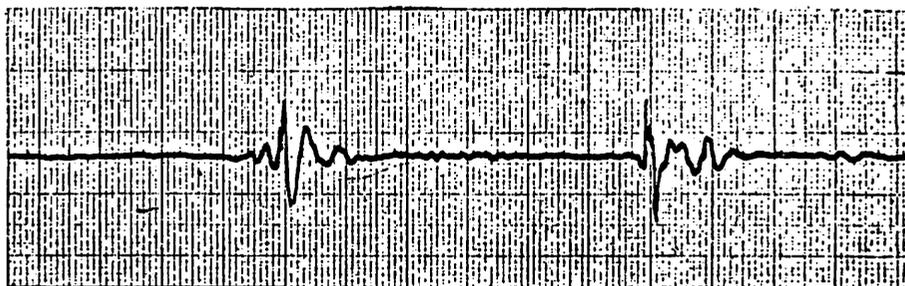
$$AF(t_0) \doteq \sqrt{\frac{\int_0^{\infty} \{x'(z)\}^2 h(t-z) dz}{\int_0^{\infty} \{x(z)\}^2 h(t-z) dz}}$$

となる。ここで $h(t)$ は窓関数であり、

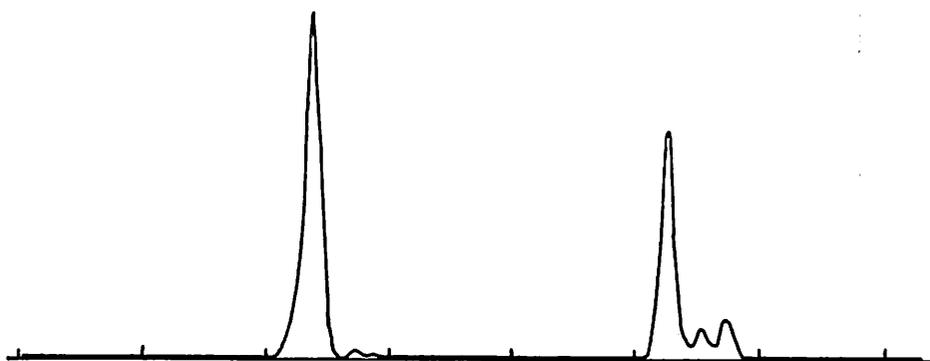
$$h(t) = 0 \quad (t < 0), \quad = te^{-Wt} \quad (t \geq 0)$$

とする。ここで $AF(t_0)$ も先程と同様 $x(t)$ が定常ガウス雑音の場合は単位時間当りの零交差数に相当する。これをデジタルで計算するためのブロック図を次に示す。

正常心音の中音心音図



(a) $f_0 = 80$ Hz の短時間パワースペクトル



(b) $f_0 = 120$ Hz の短時間パワースペクトル



(c) $f_0 = 160$ Hz の短時間パワースペクトル



(d) 短時間平均周波数

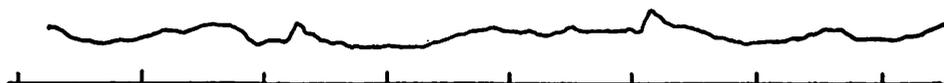


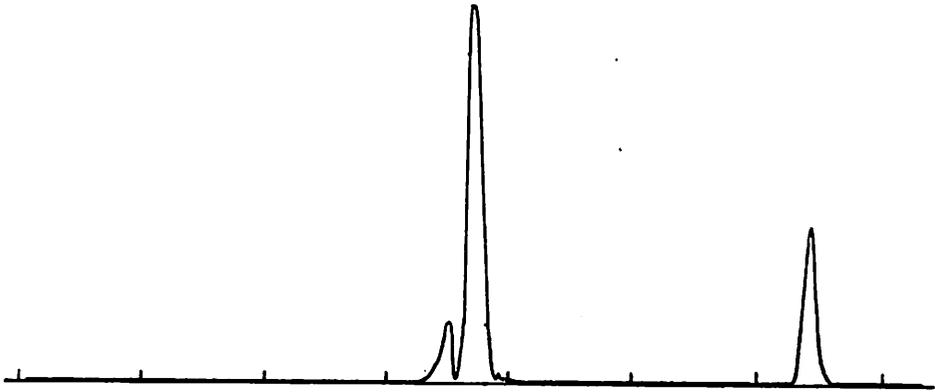
図 1. 正常心音の処理結果

0.1 sec/DIV

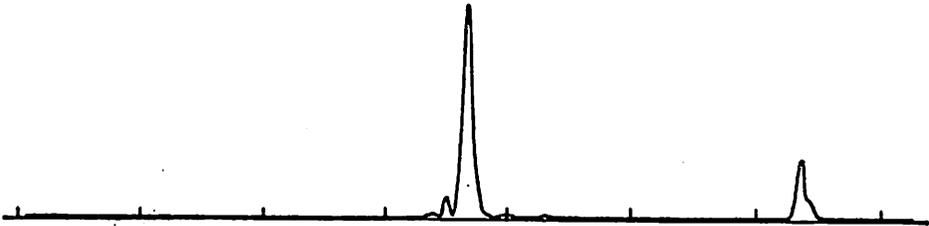
正常心音の中音心音図



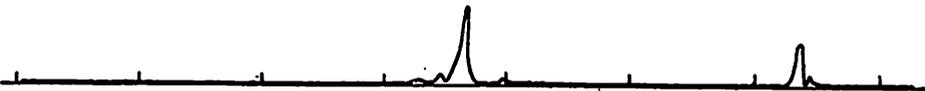
(a) $f_0 = 80$ Hz の短時間パワースペクトル



(b) $f_0 = 120$ Hz の短時間パワースペクトル



(c) $f_0 = 160$ Hz の短時間パワースペクトル



(d) 短時間平均周波数

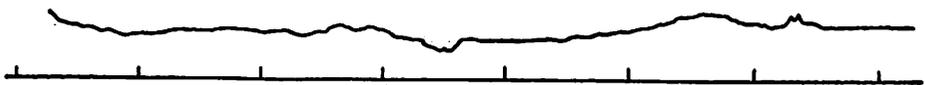
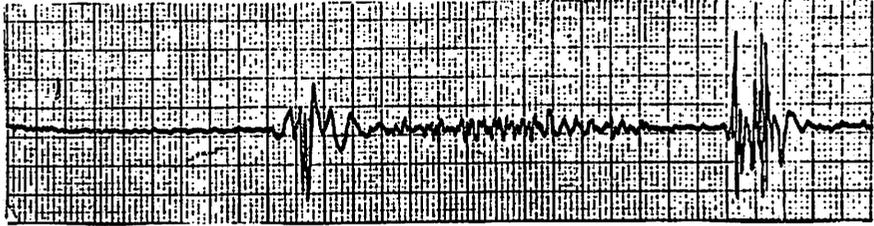


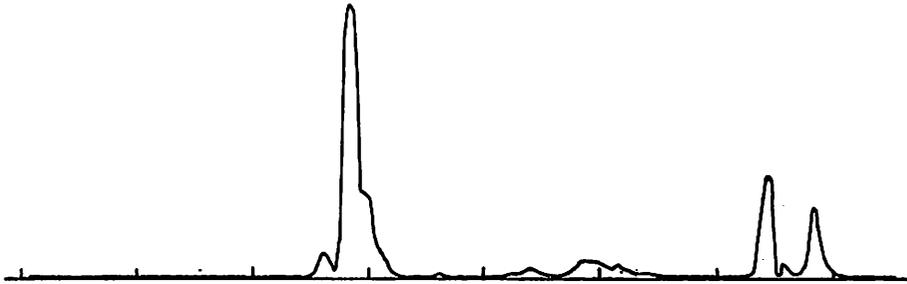
図 2. 正常心音の処理結果

0.1 sec/DIV

心房中隔欠損症の中音心音図



(a) $f_0 = 80$ Hz の短時間パワースペクトル



(b) $f_0 = 120$ Hz の短時間パワースペクトル



(c) $f_0 = 160$ Hz の短時間パワースペクトル



(d) 短時間平均周波数

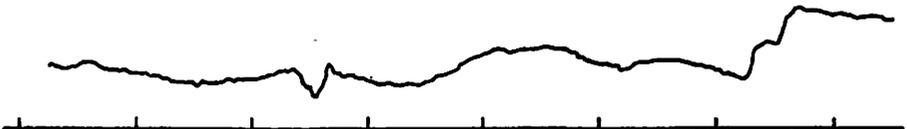
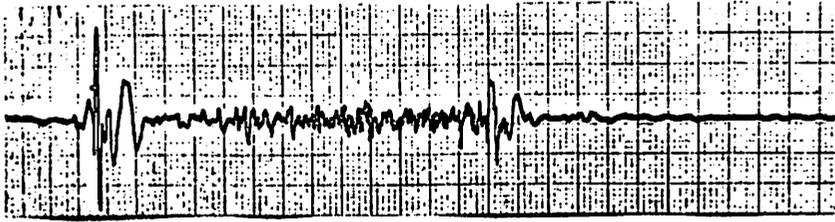
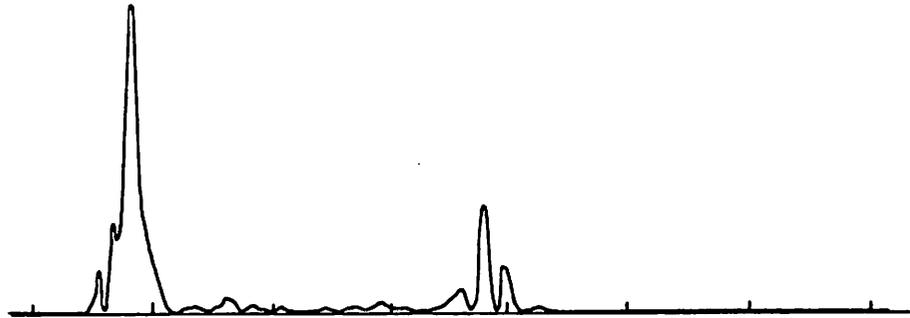


図3. 心房中隔欠損症の処理結果 0.1 sec/DIV

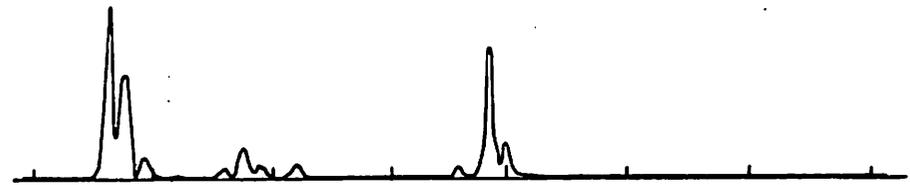
心房中隔欠損症の中音心音図



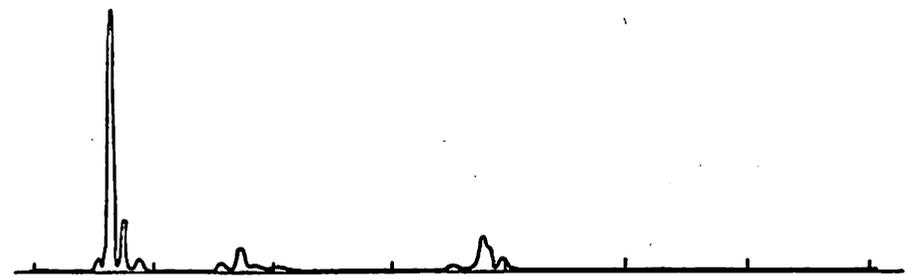
(a) $f_0 = 80$ Hz の短時間パワースペクトル



(b) $f_0 = 120$ Hz の短時間パワースペクトル



(c) $f_0 = 160$ Hz の短時間パワースペクトル



(d) 短時間平均周波数

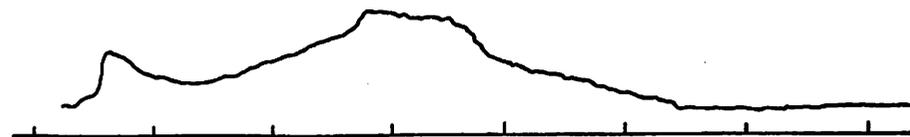
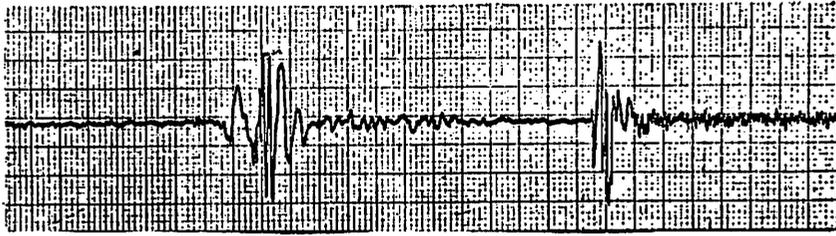
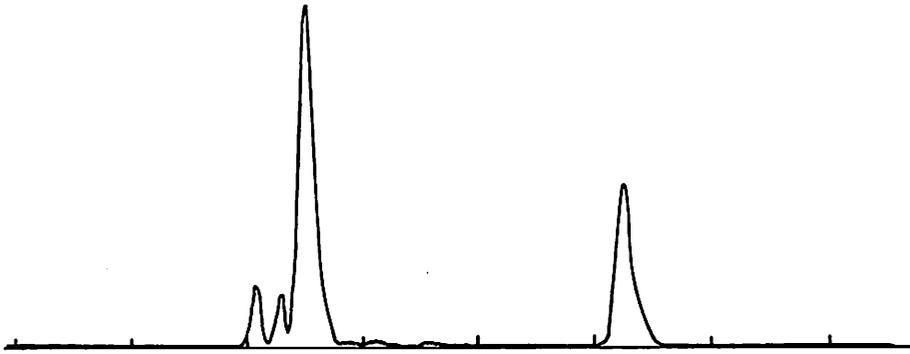


図4. 心房中隔欠損症の処理結果 0.1 sec/DIV

大動脈弁閉鎖不全症の中音心音図



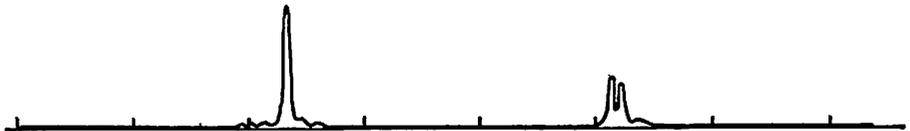
(a) $f_0 = 80$ Hz の短時間パワースペクトル



(b) $f_0 = 120$ Hz の短時間パワースペクトル



(c) $f_0 = 160$ Hz の短時間パワースペクトル



(d) 短時間平均周波数

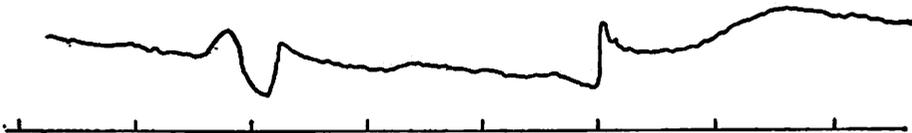
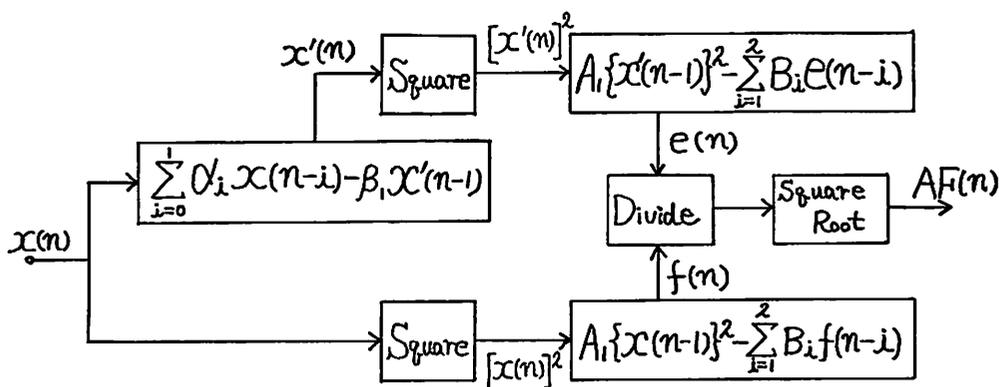


図 5. 大動脈弁閉鎖不全症の処理結果

0.1 sec/DIV



α_1, β_1 は微分フィルタの特性を与える定数

A_1, B_i は ω_1, T によってきまる定数で平滑化フィルタの特性を与える。

4. 処理例

$S(\omega_0, n)$, $AF(n)$ の処理例を以下に示す。例はすべて M_1 フィルタを通した中音心音図を用いた。

$S(\omega_0, n)$ の計算に際しては、 $T = 1 \text{ msec}$, $\omega_1 = \omega_0 / 2$ とし、 $f_0 (= \omega_0 / 2\pi)$ として 80, 120, 160Hz の 3 つについて計算を行った。また $AF(n)$ の計算に際しては、 $T = 0.5 \text{ msec}$, $\omega_1 = 60$ ラジアンとして計算を行った。 $x(n)$ がいくつか連続して零に近い値をとる時は $AF(n)$ 計算の際分母が小さくなり、 $AF(n)$ の誤差が大きくなるので $x(n)$ の最大振幅の約 3% に相当する直流分を分母に重畳してこの影響を軽減した。

図 1, 図 2 は正常心音の処理例で、 $S(\omega_0, n)$ は I, II 音の時刻でのみ顕著な値をもっており、また $AF(n)$ は後の例にくらべて大きくない。図 3 は心房中隔欠損症の処理例で、 $S(\omega_0, n)$ については II 音の分裂や、収縮期での心雑音による影響が認められる。

$AF(n)$ は収縮期の心雑音を抽出している。II 音の後で $AF(n)$ が大きくなっているのは、原波形では線の太さに入ってしまう小振幅の心雑音による*。図 4 も同様に心房中隔欠損症の例で $S(\omega_0, n)$ では収縮期前期で心雑音の影響がでており、 $AF(n)$ ではその後期で特にいちじるしく心雑音の影響がでている。これは後期の方が前期にくらべて、心雑音の周波数が高いためによることが原波形からもわかる。図 5 の例は大動脈弁閉鎖不全症の例であり、これは I, II 音にくらべて心雑音の振幅が小さく、その抽出が困難な例である。たしかに $S(\omega_0, n)$ には I, II 音の影響しかでていない。ところが $AF(n)$ からわかるように、収縮期後期を除いてはほぼ 1 心拍動にわたって心雑音の影響が認められる。特に I 音の前では原波形で認めにくい心雑音も抽出している。*

以上の例では $S(\omega_0, n)$, $AF(n)$ とともに ω_1 によって平均化時間が決まり、 ω_1 を小さくすると処理結果の時間的変動は大きくなるが、時間遅れは小さくなる。 ω_1 を大きくすると逆の結果が得られる。

*原波形 $x(n)$ を拡大して描くと小振幅の心雑音は明確になる。

5. あとがき

本報告ではデジタル処理によって心音の短時間スペクトルを計算しI, II音などの出現時刻, 分裂音の識別, 低周波における心雑音の検出などにより, 主として低周波領域における心音の特徴抽出について記述し, また短時間平均周波数の計算によって, 主として高い周波数領域での心雑音の検出ならびに出現時刻持続時間などの特徴を抽出する手法について記した。

デジタルフィルタの特性を決定する定数をどのように設定するかは, 症例をふやすことが先決であろうし, また心雑音のパターン(形態)を表示するパラメータも診断に不可欠であろう。これらに対しては検討を進めたい。

おわりに貴重なデータを御提供下さった名古屋大学医学部第一内科の皆様には謝意を表する。

第 2 席 討 論

堀越 臨床心音図等では, 診断上周波数に関してはあまり重要視せず, 大ざっぱに低音か高音かを見るだけとし, 時間のファクターを最も重視しています。従って周波数だけに注目するのは努力の割合にみのりが少いと感じられるが如何? 私も2年半ほど, 留学中に心音の自動診断に携ったのですが, 非常に困難があることを知りました。電子計算機では, ただ異常か正常かを出せばよいと考えています。

演者 ある周波数に着目した場合, 時間要素がなくなるというふうには思いません。例えば心音の分裂などでも, その間隔はフィルタによって異ってくるので, どの周波数に対して測定するかという基準化が必要になると思います。平均周波数といっても時間情報が無いのではなくて, その周波数に相当する部分が時間的にどのように変化して行くかを, 一拍動の過程で正確に計算しているわけです。

堀越 一番重要なことだと思うのですが, 分析

した信号が本当に心臓由来のものか, 外来的なノイズなのか問題だと思います。心音図に熟練した者が, 常にモニターしていない限り, 電子計算機の打ち出すものについての信頼性が乏しいのではないかと思うが……。テープに記録したものを分析したとすればテープノイズなども問題になる筈です。

演者 技術的な面での問題はありますが, ただどのようなパラメータに注目したらよいかを強調したかったのです。

町井 ある一点における周波数分布をみるのは心音分析過程の一つの方法として役立つと思います。ただ医師が心雑音をみる時は, 中心周波数だけではなく, 周波数の分布にも注目していますから, その点まで考慮して下さるとよいと思います。

司会 以上の問題については, MとEで, 情報処理の仕方について, さらに深く討論する必要があります。