

パワー・スペクトラムによる心雑音の検討：僧帽弁逆流症について

Power spectrum of heart murmurs: Special reference to mitral regurgitant murmurs

森 拓也  
大西 典好  
関岡 清次  
中野 赴  
竹沢 英郎

Takuya MORI  
Noriyoshi OHNISHI  
Kiyotsugu SEKIOKA  
Takeshi NAKANO  
Hideo TAKEZAWA

Summary

Heart murmurs, especially the mitral regurgitant murmurs of 40 patients were analyzed using the fast Fourier transformation technique.

1. Three types of frequency spectral pattern of mitral regurgitation (MR) were demonstrated: A) broad, spanning 100 to 500 Hz, B) narrow, characterized by one giant peak, and C) two peaks. The reason for these patterns was not clear, but they may be related to various hemodynamic events.

2. The mean frequency ( $\bar{f}$ ) in MR was  $295 \pm 38$  Hz and it increased in proportion to the regurgitant grade: e.g., Sellers II,  $258 \pm 27$  Hz; Sellers III,  $294 \pm 23$  Hz; and Sellers IV,  $311 \pm 65$  Hz. The accumulated percentage of the 200-400 Hz component decreased, while that of the 400-600 Hz component increased.

3. The  $\bar{f}$  in MR of various etiologies were as follows: It was higher in ruptured chordae tendineae, rheumatic cases and mitral valve prolapse syndrome, but was lower in papillary muscle dysfunction and dilated cardiomyopathy. In the latter two, the percentage of the 0-200 Hz component was greater than in other disorders. The degree of left ventricular dysfunction and of myocardial injury may be responsible for the changes in the propagation properties. In ventricular septal defect and aortic stenosis, the  $\bar{f}$  was  $306 \pm 12$  Hz and  $230 \pm 40$  Hz, respectively. The frequency spectrum of the latter was lower than that of MR, which may be derived from the difference between ejection and regurgitant murmurs; whereas, that of ventricular septal defect was similar to that of rheumatic MR.

4. The relation between the frequency spectrum and the phase of systole was studied. In dilated cardiomyopathy and papillary muscle dysfunction, the  $\bar{f}$  of each phase increased in late systole; whereas, the maximum  $\bar{f}$  was in mid-systole in other disorders.

5. Administration of amyl nitrite resulted in a decreased  $\bar{f}$ , an increased percentage of the 0-200 Hz component, and a decreased 400-600 Hz component. The spectral distribution shifted to the lower frequency region.

Results of this study suggested that significant information can be obtained from the frequency analysis of heart murmurs.

三重大学医学部 第一内科  
津市江戸橋 2-174 (〒514)

The First Department of Internal Medicine, Mie  
University School of Medicine, Edobashi 2-174, Tsu  
514

Received for publication March 24, 1986; accepted May 24, 1986 (Ref. No. 27-6)

**Key words**

Power spectrum      Mitral regurgitation      Heart murmur

はじめに

心血管系の異常には、その種類により、心雑音の音質に特徴が認められる。この特徴は雑音の発生メカニズムの相違により生じるものであり、その音響的性質は周波数の高低、強さの大小、持続時間の長短、それらの組み合わせによりおこる音色の変化などによって規定されている<sup>1)</sup>。それゆえ、これらを客観的に表示し、心雑音の周波数特性を知ることが、心疾患の鑑別やその程度を知り、更には心雑音の発生メカニズムの解明への有力な手掛りを与えてくれることになると思われる。近年、高速フーリエ変換法 (FFT) が広く周波数解析の分野に導入され、心音解析に利用されているが<sup>2-8)</sup>、心雑音に関するものは少ない<sup>5)</sup>。本研究では、特に僧帽弁逆流症 (MR) による逆流性収縮期雑音の周波数スペクトラムを FFT にて解析し、MR の原因やその程度と周波数の関連について、更に心雑音に含まれる未知の情報についても検討を加えた。

対 象

対象は MR 40 例 (18~88 歳) で、内訳は僧帽弁逸脱症 (MVPS) 8 例、リウマチ性 8 例、乳頭筋不全症 (PMD) 7 例、拡張型心筋症 (DCM) 6 例、腱索断裂 (RCT) 7 例、肥大型心筋症 (HCM) 2 例、左房粘液腫 1 例、原因不明 3 例である。このうち 22 例に心血管造影を施行し、Sellers 分類では、I 度 4 例、II 度 7 例、III 度 6 例、IV 度 5 例である。また他に収縮期雑音を有する疾患として、心室中隔欠損症 (VSD) 3 例、大動脈弁狭窄症 (AS) 4 例の解析も施行した。なお、心房細動例は対象から除外し、また左室造影あるいは Doppler 検査にて逆流が証明されても、聴診にて心雑音が聴取されないものも対象から除外した。

方 法

心音の入力とその処理装置のブロック・ダイアグラムを Fig. 1 に示す。すべての記録は患者を仰臥位とし、呼吸時呼吸停止の状態、マイクを胸壁上の雑音最強部位に装着して行なった。マイクrohonには一般臨床用の加速度型マイク (日本光電製 TA-501T) を使用し、その周波数特性は 20~600 Hz の帯域では平坦で、帯域外では  $\pm 6$  dB/oct である。心音アンプは日本光電製 AS-600H を使用し、その高域通過濾波器 (high-pass filter) の周波数特性は 315 Hz, 24 dB/oct のロールオフである。Original 雑音とその high-pass filter を通過させた信号、第 2 誘導心電図の 3 信号を 5 心拍以上にわたって FM アナログ・テープレコーダー (TEAC R-210) に、19.05 cm/sec のテープ速度にて記録した。再生周波数特性は DC~2.5 KHz  $\pm 0.5$  dB である。データレコーダーより FFT アナライザー (Hewlett Packard 5451C) に心電図の R 波をトリガーとして入力し、high-pass filter を通過させた信号および original 信号を、1.25 KHz にセットした anti-aliasing filter を通過させ、A/D 変換を行った。A/D 変換は 12 bit の分解能で 5 KHz のサンプリング・レートとし、データは 5 回のアベレージ回数をディスクに書き込み、CRT 上にて、I 音終了後、および II 音開始前と考えられる位置にカーソルをあて、収縮期雑音のみのデータを処理させた。更に、収縮期を early, mid, late の心時相に自動的に 3 等分し、それぞれのパワー・スペクトラムを計算させ、5 回の加算平均を求めた。なお、フーリエ変換を行う前に、サンプリングされた時系列のデータのサイドローブ (漏れ) を減らすため、hanning 関数を掛けた (hanning window)。

MR の 20 例に亜硝酸アミル (AN) 負荷を施行した。AN 吸入直前にコントロールを記録し、熱

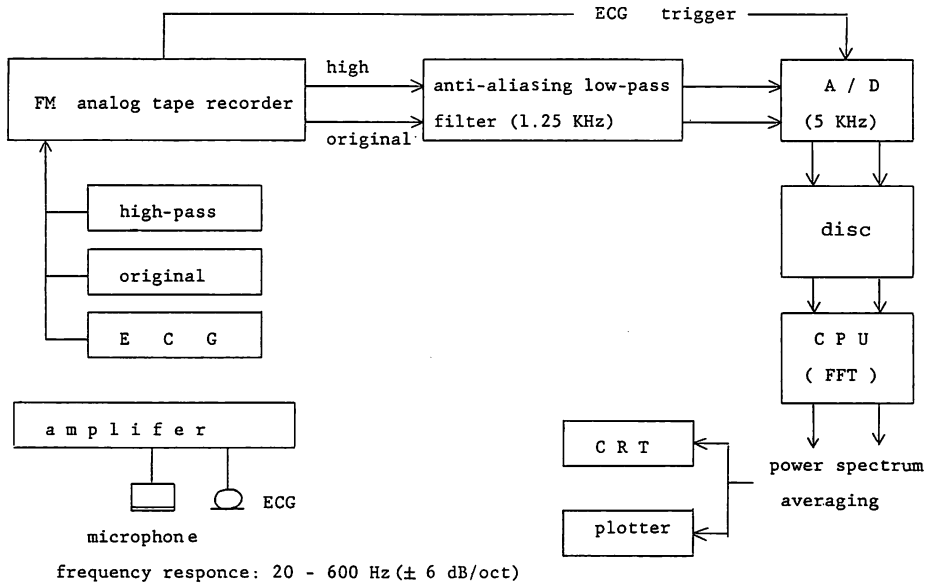


Fig. 1. Block diagram of data collection and analysis.

感や反射性頻脈が出現するまで約 20~30 秒間吸入させ、直ちに呼気時呼吸停止の状態記録した。

各症例の平均周波数 ( $f$ ) を求め、かつ周波数分布を比較するため、600 Hz までを 50 Hz ごとにその帯域の全スペクトラムに対する比率(パーセント)を計算し、更に大きく 0~200 Hz, 200~400 Hz, 400~600 Hz に分画した。血管造影による逆流程度 (Sellers 分類) との比較、各疾患群での比較、AN 負荷前後での比較検討を行った。

Fig. 2 に original 雑音のパワー・スペクトラムの 1 例を示す。下段右上の original 雑音 (A) の全収縮期を周波数解析した結果が下段 (B) であり、全収縮期を early, mid, late の各時間域で周波数解析した結果が上段 (C) である。本例の original 雑音では、そのパワー・スペクトラムがほとんど 100 Hz 以下の低周波領域に集中するため、high-pass filter を通した収縮期雑音について検討した。臨床的に問題となる心雑音は 500 Hz までといわれているが、周波数解析は 800 Hz まで行い、検討には 600 Hz までを用いた。統計

処理は一元配置分散分布, paired t test にて行った。

## 結 果

### 1. Spectral pattern の検討

MR で high-pass filter を通した収縮期雑音のパワー・スペクトラム例を Fig. 3 に示す。100~500 Hz までの広範囲に分布し、その  $\bar{f}$  は 344 Hz で、early, mid, late の各時相の  $\bar{f}$  はそれぞれ 340 Hz, 344 Hz, 353 Hz と、収縮期後半になるほど増加を示した。

MR の代表的な spectral pattern を Fig. 4 に示す。100~500 Hz までの広範囲に分布する広帯域型 (A)、大きなピークを示す狭帯域型 (B)、二峰性型 (C) の 3 タイプに分類すると、A: 36/40 (90%), B: 2/40 (5%), C: 2/40 (5%) で、広帯域型を呈するものが多かった。B 型の分布を呈した症例は、MVPS, 大動脈弁狭窄兼閉鎖不全症を合併するリウマチ性 MR の 2 例であり、C 型分布を呈した症例は、MVPS, 左房粘液腫の 2 例であった。AS, VSD は A 型分布を示した。

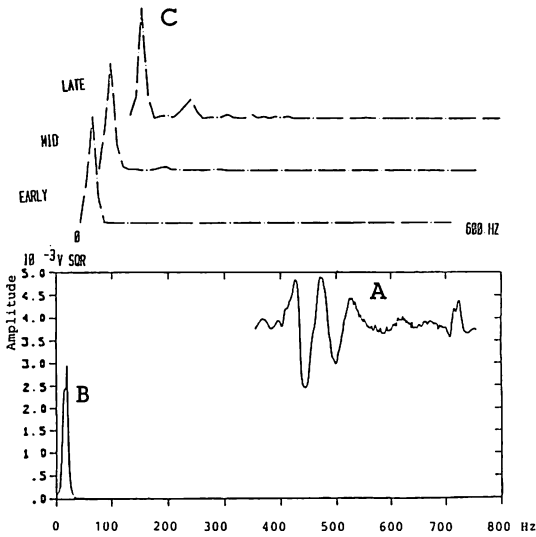


Fig. 2. Power spectrum of mitral regurgitant murmur without electronic filtration (original sound).

A: original sound; B: power spectrum of whole systole; and C: power spectra of early, mid and late systole, respectively.

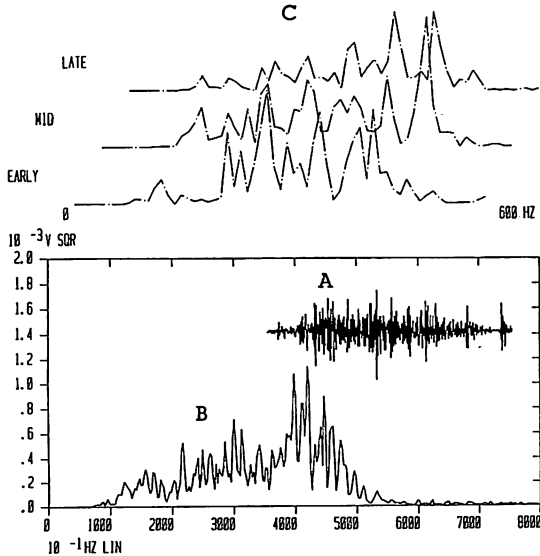


Fig. 3. Power spectrum of mitral regurgitant murmur through high-pass filter.

A: Murmur through the high-pass filter; B: power spectrum of whole systole; and C: power spectrum of early, mid and late systole, respectively.

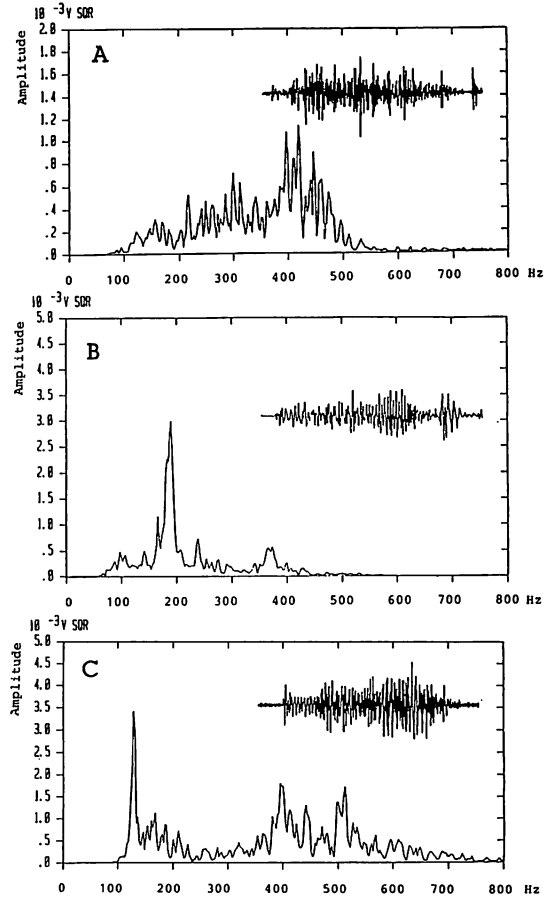


Fig. 4. Frequency spectral patterns of mitral regurgitant murmurs.

A: broad type spanning 100 Hz to 500 Hz; B: narrow type characterized by one giant peak, and C: two-peaked type.

## 2. 左室造影上の逆流程度と周波数スペクトラムとの比較検討 (Table 1)

Sellers I~IV 度の 4 群の  $\bar{f}$  は II~IV 度の各群間に有意差を示し、逆流程度の増大とともに  $\bar{f}$  は増加していた。各周波数帯のうち、0~200 Hz 帯域の占める割合は、逆流程度の増大とともに減少する傾向にあり、また 200~400 Hz 帯域の占める割合は、Sellers II 度以上では逆流程度の増大とともに有意に減少した。一方、400~600 Hz 帯域の占める割合は、II 度以上では逆流程度の

**Table 1. Frequency spectra and grades of mitral regurgitation assessed by angiography (mean±SD)**

Sellers	n	$\bar{f}$ (Hz)	SD (Hz)	0-200 Hz*	200-400 Hz*	400-600 Hz*
Grade I	4	259±31	111±32	35±6	48±18	12±10
Grade II	7	258±27	100±13	30±12	63±13	7±3
Grade III	6	294±23*	106±15	22±12	59±15*	18±9*
Grade IV	5	311±65	99±10	21±20	55±8	24±14

$\bar{f}$ =mean frequency (Hz); SD=standard deviation (Hz); \*=accumulated percentage of the range (%). \*p<0.05.

**Table 2. Frequency spectra of systolic murmurs in various types of MR, ventricular septal defect, and aortic stenosis (mean±SD)**

Diagnosis	n	$\bar{f}$ (Hz)	SD (Hz)	0-200 Hz*	200-400 Hz*	400-600 Hz*
RCT	7	307±46	105±14	23±14	51±9	23±10
Rheumatic	8	306±33	90±29	17±13	68±16	14±9
MVPS	8	300±36	104±20	21±12*	59±17	20±13
PMD	5	279±51	100±18	29±17	56±9	13±14
DCM	6	274±28	109±22	26±10	62±14	11±7
HCM	2	281±40	108±10	29±11	56±2	13±6
LA myxoma	1	335	116	11	54	34
Unknown	3	289±13	77±10	12±9	79±9	8±1
Total	40	295±38	100±21	22±13	61±14	16±11
VSD	3	306±12	95±8	15±3	70±5	14±4
AS	4	230±40	88±9	42±20	51±17	7±4

RCT=ruptured chordae tendinae; MVPS=mitral valve prolapse syndrome; PMD=papillary muscle dysfunction; DCM=dilated cardiomyopathy; HCM=hypertrophic cardiomyopathy; VSD=ventricular septal defect; AS=aortic stenosis;  $\bar{f}$ =mean frequency (Hz); SD=standard deviation (Hz); \*=accumulated percentage of the range (%). \*p<0.05.

増大とともに有意に増加した (Fig. 5).

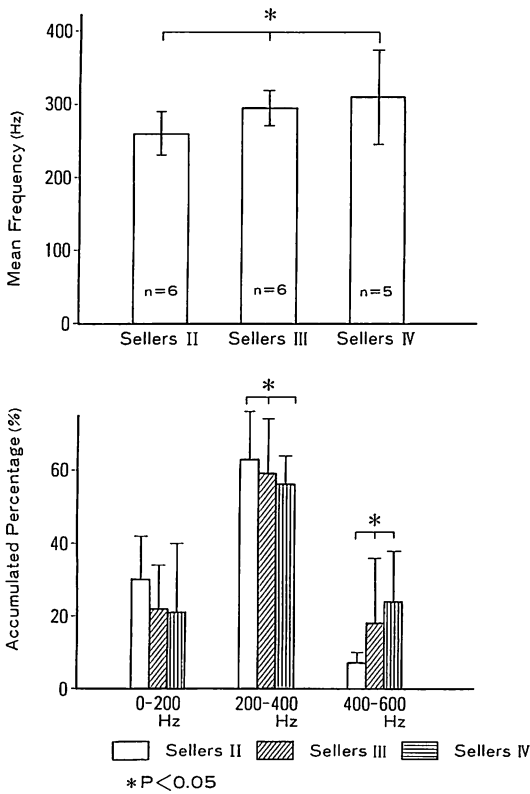
### 3. MRの原因疾患と周波数スペクトラムとの比較検討 (Table 2)

各疾患における  $\bar{f}$  は各群間で有意差は認めなかった。MR 40例の  $\bar{f}$  は 295±38 Hzであった。そのうち 0~200 Hz 帯域の占める割合は、PMD, DCM, RCT, MVPS, リウマチ性の5疾患群間で有意差を認めた。しかし 200~400 Hz, 400~600 Hz 帯域では有意差は認めなかったものの、400~600 Hz 帯域の占める割合は、PMD, DCM

群では他群に比べ、減少傾向を認めた。

症例数は少ないが、VSD の  $\bar{f}$  (306±12 Hz) は MR と同様に 300 Hz 程で、0~200 Hz, 200~400 Hz, 400~600 Hz の各帯域の割合も類似していた。AS の  $\bar{f}$  (230±40 Hz) は MR に比べ低値であり、0~200 Hz 帯域の占める割合は 42±20% と MR に比べて大きく、400~600 Hz 帯域のそれは 7±4% で、MR に比べて少なかった。

### 4. 亜硝酸アミル負荷前後における周波数スペクトラムの検討

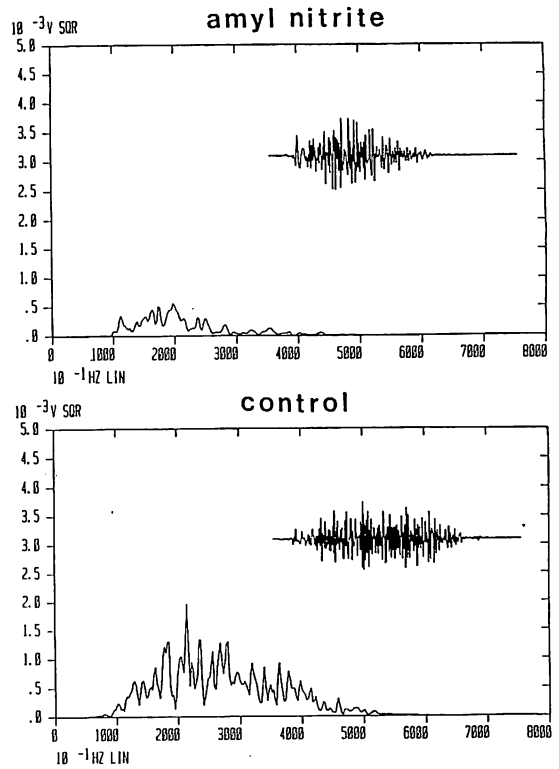


**Fig. 5. Frequency spectrum and regurgitant grades assessed by angiography.**

The mean frequency ( $\bar{f}$ ) increases in proportion to the regurgitant grade (Sellers II to IV). The accumulated percentage of the 200-400 Hz component decreases and that of the 400-600 Hz component increases.

**症例 1: RCT 症例: Fig. 6** は AN 負荷前 (B) と後 (A) の周波数スペクトラムである。AN 負荷により  $\bar{f}$  は 281 Hz より 258 Hz へ減少し, 0~200 Hz 帯域の占める割合は 30% より 36% へ増加, 400~600 Hz 帯域のそれは 23% より 7% へ減少した。AN 負荷により amplitude は減少した。

**症例 2: 左房粘液腫症例: Fig. 7** に示す如く, AN 負荷により 50~150 Hz 帯域の amplitude の増大を認め,  $\bar{f}$  は 335 Hz より 320 Hz へ減少, 0~200 Hz 帯域の占める割合は 11% より 20%



**Fig. 6. Change in the frequency spectrum after administration of amyl nitrite in a case with ruptured chordae tendineae (Case 1).**

The  $\bar{f}$  decreases from 281 Hz to 251 Hz and the percentage of the 0-200 Hz component increases to 36% and that of the 400-600 Hz component decreases from 23% to 7%.

へ増加し, 400~600 Hz 帯域のそれは 33% より 25% へ減少した。

20 例の AN 負荷を総括すると,  $\bar{f}$  は 285±32 Hz より 269±30 Hz に減少, 0~200 Hz 帯域の占める割合は 23±12% より 29±12% に増加し, 400~600 Hz 帯域のそれは 14±9% より 11±6% へ減少し, これらの変化はそれぞれ有意であった (**Fig. 8, Table 3**).

#### 5. 収縮期における時相と周波数スペクトラムの検討

Early, mid, late の各時相の  $\bar{f}$  を **Table 4** に示す。MVPS, RCT, リウマチ群は mid の相で

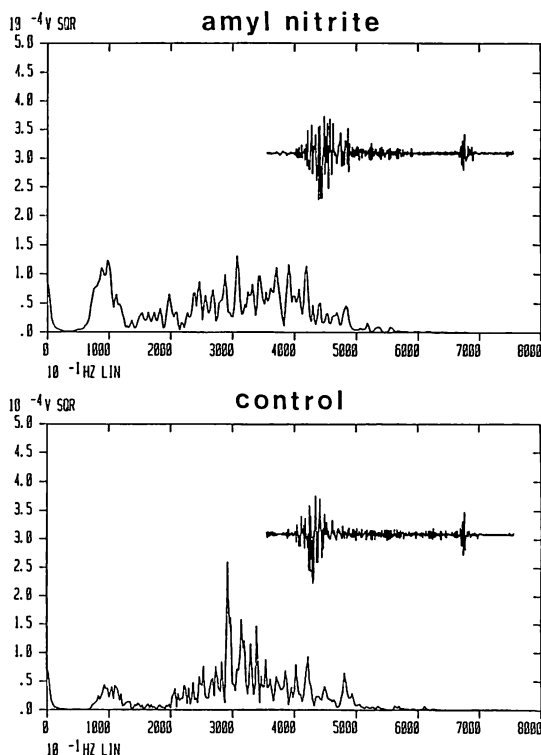


Fig. 7. Change in the frequency spectrum after administration of amyl nitrite in a case of left atrial myxoma (Case 2).

Amplitude of the 50-150 Hz component increases.

最大  $\bar{f}$  を認め、PMD, DCM 群では early から late 相へかけて  $\bar{f}$  の増大を認めた。リウマチ群では、early と mid 相の間にのみ有意差を認めた。

## 考 按

### 1. FFT 法の特徴

1965年, Cooley と Tucky<sup>9)</sup> によって FFT アルゴリズムが提案されて以来, 現代工学における振動解析の分野では, FFT 法を用いるのが主流となっている。従来の band-pass filter を用いた周波数分析方法に比べ, 分解能が優れているため, 心音・心雑音の周波数スペクトラムを得るのに使用されつつある。心雑音の収縮期を解析する

Table 3. Change in the frequency spectrum after administration of amyl nitrite in 20 cases (mean±SD)

	Control	AN
1) Mean frequency (Hz)	285±32*	269±30*
2) Standard deviation (Hz)	101±13	101±14
3) Accumulated percentage (%)		
0-200 Hz	23±12*	29±12*
200-400 Hz	61±13	60±10
400-600 Hz	14±9*	11±6*

AN: amyl nitrite, \*p<0.05.

Table 4. Frequency spectrum in early, mid-, and late systole (mean±SD)

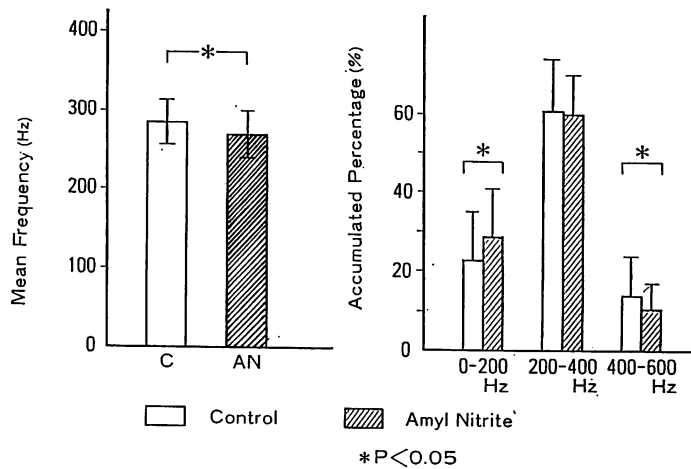
Diagnosis	n	Early (Hz)	Mid (Hz)	Late (Hz)
RCT	7	296±55	317±33	298±66
Rheumatic	8	238±108*	312±36*	270±115
MVPS	8	284±42	312±49	303±44
PMD	5	235±81	275±54	299±43
DCM	6	258±79	269±35	285±21

PCT=ruptured chordae tendineae; MVPS=mitral valve prolapse syndrome; PMD=papillary muscle dysfunction; DCM=dilated cardiomyopathy. \*p<0.05.

場合, 周波数分解能 ( $\Delta f$ ) は約 3 Hz となり, この  $\Delta f$  をアナログ・フィルター法で達成するのは困難である。更に, 本研究のごとく, 収縮期を正確に 3 時相に分画し, 各 power spectrum の加算平均を求めるなどの定量的解析は困難である。これらは FFT 法およびデジタル・コンピューターを用いることにより, 正確に解析されうるものである。

### 2. 心音・心雑音の spectral pattern

Adolph ら<sup>10)</sup> は I 音を解析し, そのパターンにて急性心筋梗塞の診断, 更には他の心疾患の診断を試みている。心音の power spectrum は種々のピークを持ち, これらのピークは, おのおの心



**Fig. 8. Change in the frequency spectrum after administration of amyl nitrite in 20 patients.**

The  $\bar{f}$  decreases from  $285 \pm 32$  Hz to  $269 \pm 30$  Hz. The percentage of the 0-200 Hz component increases and that of the 400-600 Hz component decreases.

筋の弾性や様々な血行動態事項と関連している可能性が考えられる。MR における 3 種類の spectral pattern の違いが何によって生じているのかは不明であるが、今後の解明が期待される。

### 3. 左室造影からの逆流程度と周波数スペクトラム

MR の逆流性収縮期雑音は、高圧の左室腔より低圧の左心房へ血液が逆流することにより発生する。雑音の音調は、圧較差が大きく血流が少ない場合は高調性、圧較差が小さく血流が少ない場合は低調性、圧較差が大きく血流が多い場合は高低の混合した音調になるとされている<sup>11)</sup>。本研究では、逆流程度の増大とともに 400~600 Hz 帯域の増加、0~200 Hz 帯域の減少と  $\bar{f}$  の増加を認め、power spectrum は高周波へ移動したと考えられ、従来の定説との違いが認められた。

### 4. 基礎疾患からの検討

臨床上の病因分類に従い、各 MR 雑音の比較検討を行ったが、その周波数スペクトラムに影響を与えられられる心筋障害因子を持つ PMD, DCM では、周波数帯域が他疾患に比べて低くなっている。心筋が変性し、緊張性が低下すると発生する雑音周波数は低くなり、又左心房

上昇により左室-左心房較差が減少すると雑音周波数は低くなると考えられる。実際には更に他の雑音発生因子が加わり、総合的結果として周波数帯域が低くなっているものと考えられる。弁が器質化し、弁口の狭小化が存在するリウマチ性疾患において周波数帯域が高いのは、容易に想像される。弁帆障害であるリウマチ性と MVPS を比較すると、後者は前者に比べて  $\bar{f}$  は低く、広範囲の周波数帯域を示すが、これは弁の変性程度の差から生じていると考えられる。VSD ではリウマチ性 MR と類似の周波数帯域を示し、AS では低周波数帯域を示した。これは高圧系から低圧系への逆流性雑音と駆出性雑音との違いや、乱流の発生部位である心腔内から胸壁に伝導する MR や VSD と、乱流の発生部位が血管内である AS との伝達特性や周囲構造物の共振周波数の違いを反映していると考えられる。

### 5. 収縮期における時相と周波数スペクトラム

PMD, DCM の各時相における  $\bar{f}$  は収縮後期ほど高くなる傾向を示したが、これは PMD と DCM の病態の共通性に由来するものと考えられる。リウマチ性において収縮中期の  $\bar{f}$  が前期に



比べて有意な高値を示した以外は、統計学的に有意な関係は見いだせなかった。

#### 6. 亜硝酸アミル負荷前後における周波数スペクトラム

種々の MR 20 例について逆流性雑音の AN 負荷前後における周波数変化をみると、(1) 平均周波数は減少し、(2) power spectrum の低周波域への移行が考えられ、(3) 雑音の強さは減弱又は不変であった。1 例ではあるが、左房粘液腫による MR 雑音は 100~150 Hz 域の amplitude が AN 負荷により著明に増大し、他の MR とは異なる変化を示したことは興味深く、診断に直結する可能性があると思われた。

#### 7. 周波数解析を修飾する因子

本研究では臨床に広く使用されている加速度型マイクを使用した。当初、試験的に高域特性の良好なコンデンサー型マイク（周波数特性は 23~2000 Hz で flat）を使用した。が、接触面での胸壁との音響インピーダンス・マッチングが不良であるためか、ノイズが多く使用を断念した。将来、更に優れたマイクの開発が望まれる。

心音・心雑音は媒体としての生体組織によって種々に modify された伝達者であり、したがって、その伝達特性も音響的性質を規定する重要な因子である<sup>12-14</sup>。胸廓の大きさ、皮下脂肪の厚さなどの個体差を補正しようとする試みもされているが<sup>15</sup>、聴診される心音・心雑音は、血流（乱流）、弁および心筋の振動や胸壁までの間に介在する生体組織の影響の総体であり、これらは単純には分離できない。以上のことを認識し、心音・心雑音が心疾患の程度といかなる関係があるのかを今後明らかにしていく必要がある。また、多数の個体を統計的に十分処理すれば、胸壁の個体差の影響が除かれると思われる。

#### 8. 将来の周波数解析

FFT 法における  $\Delta f$  は sampling time により規定されるため、最近 sampling time (time window) の短い信号においても  $\Delta f$  が優れている maximum entropy method (MEM) が研究さ

れ<sup>16,17</sup>、心音解析に使用されつつある<sup>18</sup>。一方、この方法の弱点は、信号レベル（振幅）の線形性が乏しく、power の数量的評価が困難な点である。今後更に新しい解析方法およびデジタル技術が発展し、より正確、かつ高速に信号解析がなされることを期待する。

### 結 語

1. 僧帽弁閉鎖不全における逆流性収縮期雑音の周波数スペクトラム 分布を、(A) 100~500 Hz までの広範囲に分布する広帯域型、(B) 大きなピークを有する狭帯域型、(C) 二峰性型の 3 タイプに分類したが、ほとんどは A タイプであった。これらの power spectrum の差異は種々の血行動態事項と関連している可能性があると考えられるが、明らかにしなされた。

2. この逆流性収縮期雑音の平均周波数 ( $\bar{f}$ ) は  $295 \pm 38$  Hz で、Sellers II~IV 群の例では、逆流程度の増大とともに  $\bar{f}$  も増加した。また、200~400 Hz 帯域の占める割合は減少し、400~600 Hz 帯域の占める割合が増加した。

3. 僧帽弁逆流の原因別の  $\bar{f}$  は、腱索断裂 ( $307 \pm 46$  Hz)、リウマチ性、僧帽弁逸脱症、乳頭筋不全症、拡張型心筋症 ( $274 \pm 28$  Hz) の順であり、後二者では、他の疾患に比べ、 $\bar{f}$  が低く、また 0~200 Hz 帯域の占める割合が大であった。これは心機能低下や心筋障害による心筋内伝導特性の変化などに由来する総合的な結果と考えられた。心室中隔欠損と大動脈弁狭窄の  $\bar{f}$  は、それぞれ  $306 \pm 12$  Hz、 $230 \pm 40$  Hz で、後者は僧帽弁逆流や心室中隔欠損に比べ低周波帯域に比重が大であり、これは逆流性雑音と駆出性雑音の違いを反映していると考えられた。

4. 収縮期の 3 時相（収縮早期、中期、後期）と power spectrum の関連では、乳頭筋不全と拡張型心筋症の心雑音は収縮後期になるに従い  $\bar{f}$  が増大し、一方、他の疾患群では収縮中期に最大となる傾向を認めた。

5. 亜硝酸アミル負荷により、 $\bar{f}$  は  $283 \pm 32$  Hz

森, 大西, 関岡, ほか

より  $269 \pm 30$  Hz へを減じ, 0~200 Hz 帯域の占める割合が増加, 400~600 Hz 帯域のそれは減少して, スペクトラム分布は低周波域へ移動した. 振幅は減少または不変であった.

6. 本研究における power spectrum を用いることにより, 心雑音の変化や音響的性質を具体的かつ客観的に理解することが可能であると考えられた.

#### 文 献

- 1) Sakamoto T: Heart murmurs. *Naika* **53**: 1192-1195, 1984
- 2) Yoganathan AP, Gupta R, Udawadia FE, Miller JW, Corcoran WH, Sarma R, Johnson JL, Bing RJ: Use of the fast Fourier transform for frequency analysis of the first heart sound in normal man. *Med & Biol Enginerg* **15**: 69-73, 1976
- 3) Campbell G, Roberts R: Spectral estimation of cardiovascular sounds. *Biomed Sci Instrum* **14**: 27-31, 1978
- 4) Longhini G, Portaluppi F, Arslan E, Pedrielli F: The fast Fourier transform in the analysis of the normal phonocardiogram. *Jpn Heart J* **20**: 333-339, 1979
- 5) Pansini R, Longhini C, Portaluppi F, Arslan E, Ravenna F, Toselli T: Spectral analysis of a "seagull cry" murmur. *G Ital Cardiol* **10**: 777-780, 1980
- 6) Stein PD, Sabbah HN, Lakier JB, Goldstein S: Frequency spectrum of the aortic component of the second heart sound in patients with normal valves, aortic stenosis and aortic porcine xenografts. *Am J Cardiol* **46**: 48-52, 1980
- 7) Stein PD, Sabbah HN, Lakier JB, Magilligan DJ, Goldstein S: Frequency of the first heart sound in the assessment of stiffening of mitral bioprosthetic valves. *Circulation* **63**: 200-203, 1981
- 8) Stein PD, sabbah HN, Lakier JB, Kemp SR, Magilligan DJ: Frequency spectra of the first heart sound and of the aortic component of the second heart sound in patients with degenerated porcine bioprosthetic valves. *Am J Cardiol* **53**: 557-561, 1984
- 9) Cooley JW, Tukey JW: An algorithm for machine calculation of complex Fourier series. *Math Comput* **19**: 297-301, 1965
- 10) Adolph RJ, Stephens JF, Tanaka K: The clinical value of frequency analysis of the first heart sound in myocardial infarction. *Circulation* **41**: 1003-1014, 1970
- 11) Constant J: Systolic regurgitant murmurs. *in Bedside Cardiology*. Little Brown, Boston, 1976, p 292
- 12) Kerr WJ, Harp VC Jr: Transmission of murmus. *Am Heart J* **37**: 100-105, 1949
- 13) Faber JJ, Burton AC: Spread of heart sounds over chest wall. *Circ Res* **11**: 96-107, 1962
- 14) Ravin A, Craddock LD, Wolf PS, Shander D: *Auscultation of the Heart*. 3rd ed, Chicago, Year Book Med Publ, 1977
- 15) Sato N, Kagawa Y, Nitta S, Okada Y, Suzuki Y, Tadokoro M, Kabata O, Mohri H, Horiuchi T, Tanaka M, Takeda H: Real time sound spectral analysis of prosthetic valvular sound. *Heart* **8**: 1401-1409, 1976 (in Japanese)
- 16) Lang SW, McClellan JH: Frequency estimation with maximum entropy spectral estimators. *IEEE Trans Acoust, Speech, Signal Proccesing* **28**: 716-724, 1980
- 17) Kay SM, Marple SL: Spectrum analysis: A modern perspective. *Proc IEEE* **69**: 1380-1419, 1981
- 18) Foale RA, McClellan JH, Metzinger RW, Grant GL, Myers GS, Lees RS: Detection of aortic porcine valve dysfunction by maximum entropy spectral analysis. *Circulation* **68**: 42-49, 1983