# 原著

# 任意加算システムを用いた心電図 QRS 微小高周波成分の変動 心室性不整脈との関連性

黒木 伸一 加藤 貴雄 亀井真一郎 早川 弘一 日本医科大学内科学第1教室

Detection of Beat-to-Beat Changes in High Frequency Components of the QRS Complex Using a Free Optimal Signal Averaging System Relationship with Ventricular Arrhythmias

> Shin-ichi Kuroki, Takao Katoh, Shin-ichiro Kamei and Hirokazu Hayakawa, First Department of Internal Medicine, Nippon Medical School

#### Abstract

In this study, we evaluated the relationship between beat-to-beat changes in high frequency components of the QRS complex and ventricular arrhythmias by using a newly developed eventrelated (ER) signal averaging technique. The study involved 82 patients with premature ventricular contractions (PVC) 56 of whom, including 16 with ventricular tachycardia (VT) were enrolled in Analysis I. In Analysis I, averaged sinus beats were classified into three patterns: 1) the sinus beat immediately before PVC (BEF)2) that immediately after PVC (AFT) and 3) all sinus beats (ALL). Analysis II covered the remaining 26 patients, and involved five modes of event-related signal averaging, using: 1) the second beat preceding PVC(2-B)2) the beat immediately preceding PVC (1-B)3) the beat immediately after PVC (1-A)4) the second beat after PVC (2-A) and 5) the beat isolated (ISO) from PVC. The filtered QRS duration (F-QRS) and the integral voltage of the terminal 40 msec (RMS 40-I) were measured using these averaging patterns. F-QRS in the VT group was longer than that in the non-VT group, but RMS 40-I was shorter. The F-QRS of BEF (1-B) was significantly longer than that of AFT (1-A) The transient difference in the F-QRS was observed in both VT and non-VT groups. This difference was almost eliminated at AFT (1-A) in the non-VT group, but was stable at AFT (1-A) in the VT group. Simultaneousely, RMS 40-I in BEF was significantly shorter than that in AFT. This transient decrease of RMS 40-I was observed in both VT and non-VT groups. Although RMS 40-I after this decrease showed a return almost to the control level at AFT in the non-VT group, it tended to remain even at AFT in the VT group.

The sudden prolongation of F-QRS that occurred with the RMS 40-I decrease in BEF was related to the appearance of PVCs.

We attributed the fact that these changes in F-QRS and RMS 40-I were observed even at AFT in the VT group to electrophysiologically preferable conditions for reentry.( J Nippon Med Sch 2001; 68: 29 36.)

Key words: high frequency components of QRS complex, ventricular arrhythmias, event-related signal averaging, reentry

Correspondence to Shin-ichi Kuroki, First Department of Internal Medicine, Nippon Medical School Journal Website (http://www.nms.ac.jp/jnms/)

#### 緒言

心電図を加算平均しコンピューター処理を行うこと (加算平均心電図法)により心内で発生する各種微小電 位を体表面から非侵襲的に検出しようという試みがな されている.特に,心室局所の伝導遅延に起因する心 室遅延電位がリエントリー性心室頻拍の発生と密接な 関係を有することが電気生理学的にも明らかにな り<sup>12</sup>,加算平均心電図法を用いて,心室遅延電位を体 表面から記録する試みが注目されている3.6.この心室 遅延電位の記録解析法には, time-domain<sup>7,8</sup>法, frequency-domain 法<sup>9,10</sup> があり, 主に time-domain 法が用 いられている.この記録法は連続する洞収縮を機械的 に加算処理するシステムのため一心拍毎の微小電位の 変動が互いに打ち消され,重要な情報を把握し損ねる ことも考えられる.そこで我々は条件の似た心拍を選 択して加算処理を行うことができれば,より詳細な心 室遅延電位の病態生理学的評価が可能になると考え, 加算する心拍を任意に選択できる新しい加算平均心電 図解析システムを試作した<sup>11</sup>.

今回,このシステムを用いて心室期外収縮前後の洞 収縮を任意に選択して加算処理を行い,不整脈発生と 微小電位の変動との関連性を検討した.

#### 研究対象および方法

(1)研究対象

3分間に15個以上の心室期外収縮を有する82例を 対象とした.うち20例に基礎心疾患を認め,その内訳 は急性心筋梗塞1例,陳旧性心筋梗塞9例,拡張型心 筋症7例,肥大型心筋症1例,高血圧性心疾患2例で あった.残りの62例では明らかな基礎心疾患を認めな かった.まず心室期外収縮の出現による微小電位の変 動をみるために56例(男性28例,女性28例,平均年 齢53±19歳)を用いて解析 | を行った.さらに,この 56例を持続性心室頻拍を認めた(VT群)16例と心室 期外収縮のみを認めた(非VT群)40例の2群に分け て比較検討した(Table 1).

次に,その微小電位の変動の過程を詳細に検討する ために残りの26例(男性21例,女性5例,平均年齢 54±14歳)を用いて解析IIを行った.また,この26 例もVT群10例と非VT群16例の2群に分けて比較 検討した(Table 2).解析I,IIともに年齢,性別にVT 群,非VT群間で差はなかったが,VT群で器質的心疾 患を有するものを多く認めた.

Table 1 Clinical features of patients( Analysis I )

	VT( + )	VT(-)
Number of cases	16	40
Age(years)	58 ± 15	51 ± 20
Sex(M/F)	8/8	20/20
Organic heart disease		
AMI	1	0
OMI	3	3
DCM	4	0
НСМ	1	0
HHD	1	1

VT: ventricular tachycardia AMI: acute myocardial infarction OMI: old myocardial infarction DCM: dilated cardiomyopathy HCM: hypertrophic cardiomyopathy HHD: hypertensive heart disease

Table 2 Clinical features of patients (Analysis  ${\mathbb I}$ )

	VT( + )	VT(-)
Number of cases	10	16
Age(years)	52 ± 16	55 ± 13
Sex(M/F)	8/2	13/3
Organic heart disease		
OMI	3	0
DCM	3	0

OMI: old myocardial infarction DCM: dilated cardiomyopathy VT: ventricular tachycardia

# (2)研究方法

3 チャンネルの広帯域フィルターを内蔵する心内心 電図用アンプを用い, Frank 誘導に準じた XYZ 双極3 誘導の心電波形を連続10から15分間ディジタルレ コーダーを用いて DAT テープに収録した .次に DAT テープからサンプリングレート1KHZ で信号を順次 シグナルプロセッサー(NEC Signal processor 7 T-18) に取り込んだ.この際入力した QRS 波のピーク前後 256 msec の区間で 1 msec ごとに各点における相関係 数を算出した.その値が0.9以上の場合を同一波形と することで QRS 波のパターン認識を行い 洞収縮と期 外収縮を分離して登録した.それぞれの加算平均心電 図は, Simson法。に準じて XYZ 誘導から空間ベクト  $\nu_1/X^2 + Y^2 + Z^2$ を計算し, 50から250 Hzのbandpass filter を通して再生記録した.加算回数は,心室期 外収縮の発生頻度によって異なるが平均50回とした. 得られた加算平均心電図より, filtered QRS の幅 (F-QRS)とQRS 終末 40 msec の積分電位(RMS 40-1)を 計測した.



Fig. 1 Averaging pattern in Analysis I. ALL: all sinus beats, BEF: sinus beat immediately before PVC, AFT: sinus beat immediately after PVC, PVC: premature ventricular contraction.



Fig. 2 Averaging pattern in Analysis II. ISO: sinus benat indifferent from PVC, 1-B: sinus beat just preceding to PVC, 2-B: sinus beat secondly preceding to PVC, 1-A: sinus beat just following to PVC, 2-A: sinus beat secondly following to PVC, PVC: premature ventricular contraction.

(3)加算様式

1)解析 | における加算パターン

Fig.1 に示すように,ALL:すべての洞収縮,BEF: 心室期外収縮直前の洞収縮,AFT:心室期外収縮直後 の洞収縮の異なる3種類の加算を行った.

2) 解析 II における加算パターン

Fig.2に示すように,ISO:心室期外収縮とは無関係に(2心拍以上離れて)存在する洞収縮,1-B:心室 期外収縮直前の洞収縮,2-B:心室期外収縮の2心拍前 の洞収縮,1-A:心室期外収縮直後の洞収縮,2-A:心 室期外収縮の2心拍後の洞収縮の異なる5種類の加算 を行った.なお,1-Bおよび1-Aは解析IにおけるBEF およびAFT とそれぞれ同一の加算パターンである.

(4) 計測項目

解析 I, II のそれぞれの加算パターン毎に F-QRS および RMS 40-I を求めた.

(5)統計学的処理

データは平均値 ± 標準偏差で表し,差の検定には Student t-test を用いたが,群間比較の際には対応のな いt 検定,群内比較の際には対応のあるt 検定を行い, p<0.05 を有意とした.

#### 結果

## 1.解析|

(1) F-QRS の変化

1)ALLのF-QRSは,VT群129.0±12.3 msec,非VT 群115.8±15.1 msecとVT群で有意に延長していた(p



Fig. 3 F-QRS of ALL (Anaslysis I). VT: ventricular tachycardia, F-QRS: filtered QRS duration, ALL: all sinus beats.

<0.01 (Fig. 3).

2) VT 群の BEF と AFT の F-QRS は, それぞれ 130.5 ± 12.2 msec, 130.0 ± 12.0 msec で BEF と AFT とに差はなかった (Fig. 4 左図).

3) 非 VT 群 の BEF の F-QRS は 116.9 ± 14.9 msec で, AFT の 116.1 ± 15.2 msec に比較して有意に延長 していた (p<0.05) Fig. 4 右図).

4) VT 群と非 VT 群の BEF ならびに AFT をそれ ぞれ比較すると,両者とも VT 群で有意に延長してい た(p<0.05)[Fig.4).



Fig. 4 F-QRS of BEF and AFT in VT and non-VT groups (Analysis I) VT: ventricular tachycardia, F-QRS: filtered QRS duration, BEF: sinus beat immediately before PVC, AFT: sinus beat immediately after PVC.



Fig. 5 RMS 40-1 of ALL( Analysis I ). VT: ventricular tachycardia, RMS 40-1: integral voltage of the terminal 40 msec, ALL: all sinus beats.

(2) RMS 40-I の変化

1) ALL の RMS 40-I は, VT 群 が 422.4 ± 230.6 μV で非 VT 群の 594.2 ± 488.7 μV より有意に低値であっ た (p<0.01) Fig. 5).

2) VT 群の BEF および AFT の RMS 40-I は, それ ぞれ 375.6±217.6µV, 398.6±214.1µV であり, BEF と AFT とに差はなかった (Fig. 6 左図).

3) 非 VT 群の BEF の RMS 40-I は 539.5 ± 450.2 µV で,AFT の 577.6 ± 460.1 µV に比較して有意に低値で あった (p<0.05) Fig. 6 右図).

4) VT 群と非 VT 群の BEF ならびに AFT をそれ ぞれ比較すると,両者とも VT 群で有意に低値であっ た(p<0.05)[Fig.6).

#### 2.解析 ||

(1) 1-Bの F-QRS および RMS 40-I は ISO のそれら
に比べ有意に延長あるいは低値を示した (p<0.01)</li>
(Fig. 7).

(2) Fig. 8 は各加算パターンの F-QRS と ISO のそれとの差を ISO の F-QRS で除して百分率で示したものである.太線は VT 群および非 VT 群の平均値を示す.両群ともに 2-B で小さかった変化が 1-B で突然大きく変動した.VT 群ではこの変化が 1-A でもまだ残存しており,2-A にて ISO と同じレベルになった.これに対して,非 VT 群では 1-B の突然の変動は持続せず,1-A ですでに ISO のレベルに回復していた.

(3) Fig. 9 は各加算パターンの RMS 40-1 と ISO の それとの差を ISO の RMS 40-1 で除して百分率で示し たものである.太線は VT 群および非 VT 群の平均値 を示す.F-QRS と同様に両群ともに 1-B で突然の変化 を認めた.VT 群では 1-A でもこの現象が残存する傾 向がみられたのに対し,非 VT 群では 1-A ですでに ISO との差を認めなかった.

#### 考察

## 1.任意加算システムのメリット

心室頻拍発生に密接な関連があるとされる心電図 QRS 終末部にみられる心室遅延電位は,体表では数 μV から数 10 μV の極めて微小な電位で,かつその大 部分は QRS 波内に埋没しているため通常の体表心電 図では視認することができない.そこでこれを記録す るために,数十から数百心拍を重ね合わせる加算平均 心電図法とよばれる方法が用いられている.この加算 平均心電図法を用いた心室遅延電位の記録法にはさま



Fig. 6 RMS 40-1 of BEF and AFT in VT and non-VT groups (Analysis I) VT: ventricular tachycardia RMS 40-I: integral voltage of the terminal 40 msec, BEF: sinus beat immediately before PVC, AFT: sinus beat immediately after PVC.



Fig. 7 F-QRS and RMS 40-1 between ISO and 1-B (Analysis II) F-QRS: filtered QRS duration, RMS 40-I: integral voltage of the terminal 40 msec, ISO: sinus beat indifferent from PVC, 1-B: sinus beat just preceding to PVC.

ざまな機種による報告<sup>3-10</sup> があるが、記録装置のみならず,誘導法,記録法,解析法,評価測定法などはいずれも標準化されていない.

一方,この心室遅延電位は先行心拍数の変動や自律 神経の緊張度などにより影響され,実際は一心拍毎に 変動すると考えられている.したがって,空間的加算 法などを利用した<sup>12-15</sup>一心拍毎の心室遅延電位の記録 が望まれる.しかし,従来の記録法は,連続する洞収 縮を機械的に加算するシステムなので,心室遅延電位 が陽性か陰性かという定性的評価しか行うことができ なかった.

そこで我々は近似した性格を持つ心拍を選択して加 算することで,より詳細に心室遅延電位の病態生理学 的評価ができるものと考え,シグナルプロセッサーを 用いた新しい任意心拍加算平均法を開発した<sup>11</sup>.従来 から標準的に用いられている ART 101 PC システム と我々の新システムの特徴を Table 3 に比較して示 す.両者の最も大きな違いは ART 方式では連続する 洞収縮を機械的に加算するのに対し,NEC 方式では加 算する心拍を任意に選択できるという点にある.この システムを用いることで,心室遅延電位と心室性不整 脈との関連を病態生理学的に詳細に検討することがで きた.

# 2. VT 群と非 VT 群における F-QRS, RMS 40-1 の比較

Simson は,心室頻拍を認めた 39 名と心室頻拍を認 めなかった 27 名の心室遅延電位を比較し,前者では後 者に比べて F-QRS は延長し,RMS 40 は低値であった と報告している<sup>8</sup>.心室頻拍と心室遅延電位の関係に ついては,同様の報告も多く<sup>16-18</sup>,今回の研究でも,VT 群では,F-QRS が延長し,RMS 40-I が低値を示してい た.また,この関係はすべての洞収縮の加算のみなら ず,心室期外収縮直前および直後の洞収縮の加算でも



Fig. 8 Transient prolongation of F-QRS( Analysis II ). Only 16( 6 VT group and 10 non VT group ) of 26 patients were analysed with all five modes of event-related signal averaging, sinse 2-A and 2-B analaysis were inapplicable in case of frequent PVCs.

		ART101PC	NEC7T18
1	Band pass filter		
	high cut	250 Hz	variable
	low cut	variable	variable
2	The number of aver- aging beats	variable	variable
3	The type of averag- ing beats	all sinus beats appeared	all beats free
4	The rhythm in which averaging does not work	atrial fibrilla- tion frequent PVCs VT etc	non

PVCs:premature ventricular contractions, VT: ventricular tachycardia

同様に認められた.

## 3. 心室期外収縮直前の電位の変化

心室期外収縮直前の洞収縮の加算により得られた QRS 終末部の電位は心室期外収縮直後の洞収縮のそれとは異なり F-QRS は延長し, RMS 40-1 は低値を示



Fig. 9 Transient decrease of RMS 40-1 (Analysis II) Only 16(6 VT group and 10 non VT group )of 26 patients were analysed with all five modes of event-related signal averaging, since 2-A and 2-B analaysis were inapplicable in case of frequent PVCs.

していた.もし心室内に伝導遅延部位が存在していれ ば<sup>19</sup>,この変化は遅延していた伝導がさらに遅くなっ た可能性を示すもので,その結果リエントリーをさら に起こしやすい状態になったと考えることもでき る<sup>20</sup>.期外収縮直前および直後の洞収縮の加算平均に 差が無かったという報告<sup>21</sup>もあるが,本研究の成績は この微細な電位の変化が心室期外収縮を引き起こした 可能性を強く示唆するものである.

さらに解析 II から,この変化は心室期外収縮直前に 突然に起こっており,何らかの機序による伝導遅延は 突然に生じるものであることが推察された.

## 4. 心室期外収縮直後の電位の変化

VT 群では心室期外収縮直前の洞収縮の QRS 終末 部の電位の変化が,期外収縮直後にも認められた.こ れに対し,非 VT 群ではこの変化は期外収縮直後には 消失していた.すなわち,非 VT 群では心室期外収縮 直前の洞収縮の F-QRS や RMS 40-1 の変化は期外収縮 直後には消えて,次の期外収縮直前まで洞収縮は安定 した状態になっているのに対し,VT 群では期外収縮 直後にもリエントリーが起こりやすい状態が解消され ておらず,期外収縮が連続して起こりやすい状態となっている可能性が示唆された.

さらに解析 II からこの変化は VT 群では期外収縮 直後の洞収縮のみに認められ,次の心拍からは元の状 態に戻っていることが示された.これら一連の QRS 微小高周波成分の一過性変化が心室性不整脈発生と何 らかの関連性を有することが推察されるが,なぜ一過 性に変化するのかその機序は不明である.

今回の研究では VT 群に基礎心疾患を有する例が多 く 心室遅延電位陽性例も含まれていることから QRS 終末部の電位の変化が,単に電気生理学的変化により 惹起されたものか,それとも局所の心筋障害や自律神 経の影響によるものかなど,今後さらに検討すべき点 が多く残されている.

## 結 語

心室遅延電位の詳細な性質を検討する目的で,加算 する心拍を任意に選択して記録できるシステムを作成 し臨床応用を試みた、今回の研究では、心室期外収縮 直前および直後の洞収縮とすべての洞収縮を別々に加 算平均し得られた QRS 微小高周波成分の変動から 期 外収縮が出現する機序を推察した.また,対象を VT 群と非 VT 群とに分け,両者の電位の変動の違いを検 討することにより,心室頻拍の発生機序との関連性を 考察した 心室期外収縮直前の洞収縮の QRS 終末部電 位は、他の洞収縮のそれに比べ、F-QRS は延長し、RMS 40-1 は低値であった.このことから心室期外収縮の発 生には強くリエントリーが関与しているものと考えら れた.また,非 VT 群では期外収縮直前の洞収縮の電 位の変動は期外収縮直後には消失していた.これに対 し, VT 群では心室期外収縮直後の洞収縮の電位の性 質が期外収縮直前の洞収縮のそれと類似していた.す なわち,VT 群では,心室期外収縮が生じた後もリエン トリーを生じやすい状態が持続しているものと考えら れた.

#### 文 献

- Scherlag BJ, El-Sherif N, Hope R, Lazzar R: Characterization and localization of ventricular arrhythmias resulting from myocardial ischemia and infarction. Circ Res 1974; 35: 372 383.
- Mehra R, Zeiler RH, Gough WB, El-Sherif N: Reentrant ventricular arrhythmias in the late myocardial infarction period. 9. Electrophysiologic-anatomic correlation of reentrant circuits. Circulation 1983; 67: 11 24.
- Poll DS, Marchlinski FE, Falcone RA, Josephson ME, Simson MB: Abnormal signal-averaged electrocardio-

grams in patients with nonischemic congestive cardiomopathy: relationship to sustained ventricular tachyarrhythmias. Circulation 1985; 72: 1308 1313.

- 4 Denes P, Santarelli P, Houser RG, Uretz EF: Quantitative analysis of the high-frequency components of the terminal portion of the body surface QRS in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia. Circulation 1983; 67: 1129–1138.
- 5 . Gomes JA, Mehra R, Barreca P, El-Sherif N, Hariman R, Holtzman R: Quantitative analysis of the high-frequency components of the signal-averaged QRS complex in patients with acute myocardial infarction: A prospective study. Circulation 1985; 72: 105 111.
- Vatterot PJ, Hammill SC, Bailey KR, Berbari EJ, Matheson SJ: Signal-averaged electrocardiography: A new noninvasive test to identify patients at risk for ventricular arrhythmias. Mayo Clin Proc 1988; 63: 931 942.
- 7 . Rozanski JJ, Mortara D, Myerburg RJ, Castellanos A: Body surface detection of delayed depolarizations in patients with recurrent ventricular tachycardia and left ventricular aneurysm. Circulation 1981; 63: 1172 1178.
- 8 . Simson MB: Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. Circulation 1981; 64: 235 242.
- Cain ME, Ambos HD, Witkowski FX, Sobel BE: Fastfourier transform analysis of signal-averaged electocardiograms for identification of patients prone to sustained ventricular tachycardia. Circulation 1984; 69: 711 720.
- 10. Cain ME, Ambos HD, Makham J, Fischer AE, Sobel BE: Quantification of differences in frequency content of signal-averaged electrocardiograms in patients with compared to those without sustained ventricular tachycardia. Am J Cardiol 1985; 55: 1500 1505.
- 11.加藤貴雄:任意の加算様式による心室遅延電位検出の メリット.心臓ペーシング 1981;5:348 356.
- 12 . Chen WC, Zeng ZR, Chow C, Xine QZ, Kou LC: Application of a new spatial signal averaging device for the beat-to-beat detection of cardiac late potentials. Clin Cardiol 1986; 9 : 263 267.
- Hombach V, Kebbel U, Hopp H-W, Winter U, Hirche H: Noninvasive beat-by-beat registration of ventricular late potentials using high resolution electrocardiography. Int J Cardiol 1984; 167: 167 183.
- 14. Zimmermann M, Adamec R, Simonin P, Richez J: Beat-to-beat detection of ventricular late potentials with high-resolution electrocardiography. Am Heart J 1991; 121: 576 585.
- 15.石島正之,笠貫 宏,木全心一:心室遅延電位の心拍毎 観察の必要性と可能性.心臓ペーシング 1989;5:357-363.
- 16 Dennis AR, Richards DA, Cody DV, Russel PA, Young AA, Ross DL, Uther JB: Correlation between signalaveraged electrocardiogram and programmed stimulation in patients with and without spontaneous ventricular tachyarrhythmias. Am J Cardiol 1987; 59: 586 590.
- 17. Simson MB, Untereker WJ, Spielman SR Horowitz

LN, Marcus NH, Falcone RA, Harken AH, Josephson ME: Relation between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia. Am J Cardiol 1983; 51: 105 112.

- 18. Breithardt G, Borggrefe M, Karbenn U, Abendroth R-R, Yeh H-L, Seipel L: Prevalence of late potentials in patients with and without ventricular tachycardia: Correlation with angiographic findings. Am J Cardiol 1982; 49: 1932 1937.
- 19 . Berbari EJ, Scherlag BJ, Hope RR, Lazzara R: Recording from the body surface of arrythmogenic ventricu-

lar activity during the S-T segment. Am J Cardiol 1978; 41: 697 702.

- 20 . Josephson ME, Horowitz LN, Farshidi A: Continuous local electrical activity. A mechanism of recurrent ventricular tachycardia. Circulation 1978; 57: 659 665.
- 21 . Lombardi F, Finocchiaro ML, Vecchia LD, Cappiello E, Vianello R, Baselli G, Cerutti S: Signal averaging of pre-and post-extasystolic beats in patients with ventricular arrythmias. Eur Heart J 1991; 12: 481–487.

(受付:2000年6月26日) (受理:2000年8月16日)